

OBSAH:

1	Koncepce terapeutických systémů.....	5
1.1	Terapeutická dávka	5
1.1.1	Vliv fyzikálních polí na živé tkáně	5
1.1.2	Elektromagnetické záření.....	6
1.1.3	Ultrazvukové vlnění.....	8
1.1.4	Účinky laserového záření.....	9
1.1.5	Diatermický ohřev.....	10
1.1.6	Bezpečnost pacienta.....	10
2	Technické řešení terapeutických systémů.....	12
2.1	Fyzikální terapie.....	12
2.1.1	Technické aspekty.....	12
2.1.2	Léčebná hlediska.....	13
3	Elektroterapie srdce – kardiostimulace.	15
3.1	Elektrostimulace srdce	15
3.2	Kardiostimulátory	15
3.2.1	Kardiostimulace nepřímá	16
3.2.2	Kardiostimulace přímá.....	16
3.2.3	Konstrukční uspořádání kardiostimulátorů.....	16
3.2.4	Kardiostimulátory pro dlouhodobé použití.....	16
3.2.5	Kardiostimulátory pro dlouhodobou stimulaci	16
3.2.6	Neřízené kardiostimulátory.....	17
3.2.7	Kardiostimulátory řízené P vlnou	18
3.2.8	Kardiostimulátory řízené R vlnou (inhibované)	19
3.2.9	Kardiostimulátory řízené R vlnou (spouštěné)	20
3.2.10	Dvoudutinové kardiostimulátory	21
3.2.11	Programovatelné kardiostimulátory	21
3.2.12	Kardiostimulátory kombinované s defibrilátorem	25
3.3	Vývoj prostředků pro trvalou kardiostimulaci	26
3.4	Základní typy moderních přístrojů.....	26
3.4.1	Přístroje potlačující tachyarytmie	26
3.4.2	Programovací systémy	27
3.4.3	Hardwarový a softwarový kardiostimulátor	28
3.4.4	Fyziologický kardiostimulátor	29
3.5	Napájecí zdroje implantabilních kardiostimulátorů.....	29
3.6	Stimulační elektrody a jejich koncovky.....	30
3.7	Kódové označení implantabilních kardiostimulátorů	31
3.8	Kardiostimulátory pro krátkodobé použití.....	31
3.8.1	Kardiostimulátory pro dočasnou stimulaci	32
3.8.2	Kardiostimulátory diagnostické	32
3.8.3	Jícnová stimulace srdce.....	32
4	Elektroterapie srdce – defibrilace.	35
4.1	Defibrilace.....	35
4.2	Defibrilátory.....	35
4.2.1	Kondenzátorový defibrilátor s výbojem přes tlumivku	36
4.2.2	Kondenzátorový defibrilátor se zpožďovacím vedením	39
4.2.3	Defibrilátor s lichoběžníkovými impulsy	40
4.2.4	Synchronizovaná defibrilace (kardioverze)	42
4.3	Elektrody pro defibrilaci	43

5 Ventilální technika. Umělá plicní ventilace a ventilační režimy. Inhalační anestézie.	44
5.1 Dýchání.....	44
5.2 Ventilační technika	45
5.2.1 Historie	45
5.2.2 Generace přístrojové techniky	46
5.2.3 Ventilační a anesteziologické systémy	47
5.3 UPV	49
5.3.1 Cíle UPV	49
5.3.2 Indikace ventilační podpory	50
5.3.3 Klasifikace ventilátorů.....	50
5.3.4 Fluidikové prvky	51
5.3.5 Klasifikace ventilátorů podle Maplesona	52
5.3.6 Klasifikace ventilátorů podle Chatburna	53
5.3.7 Ventilátor	54
5.3.8 Základní prvky ventilátoru	55
5.3.9 Doplnkové prvky	57
5.3.10 Aplikace UPV.....	59
5.3.11 Ventilační režimy	60
5.3.12 Umělá plicní ventilace servoventilátorem	67
5.3.13 Ovládací prvky ventilátoru	68
5.3.14 Kontrolní prvky ventilátoru	68
5.3.15 Klasifikace plicního ventilátoru Puritan-Bennett 7200	69
5.4 Inhalační anestézie.....	72
5.5 Monitorování pacienta.....	73
6 Laserová technika.....	75
6.1 Laserová technika	75
6.1.1 Konstrukce laseru	76
6.1.2 Stimulovaná emise záření.....	77
6.1.3 Vlastnosti laserového záření.....	78
6.1.4 Typy laserů	80
6.1.5 Koherentní záření	83
6.1.6 Interakce laserového svazku s tkání	83
6.1.7 Klinické aplikace	86
7 Technika elektromagnetických polí. Vysokofrekvenční technika, diatermie.	88
7.1 Charakteristika elektromagnetického pole	88
7.2 Parametry elektromagnetického pole	89
7.3 Interakce elektromagnetického záření s biologickou tkání	91
7.3.1 Biologické účinky.....	92
7.3.2 Netepelné účinky	93
7.3.3 Tepelné účinky	93
7.4 Mikrovlnná technika (Vf technika)	94
7.4.1 Lékařské aplikace	94
7.4.2 Mikrovlnná hypertermie (využití v onkologii).....	95
7.4.3 Mikrovlnná diatermie (využití v rehabilitaci a fyzikální léčbě)	96
7.4.4 Mikrovlnný skalpel (využití v chirurgii)	102
8 Technika ultrazvuku, kavitace, fyzikální terapie.	104
8.1 Ultrazvuk	104
8.2 Působení ultrazvuku	104
8.3 Biologické účinky.....	105
8.3.1 Aktivní účinky ultrazvuku.....	105

8.3.2 Pasivní účinky ultrazvuku	106
8.4 Kavitace	106
8.4.1 Stálá (rezonanční) kavitace	106
8.4.2 Přechodná (kolapsová) kavitace.....	106
8.4.3 Využití kavitace	107
8.5 Akustické proudění	107
8.6 Tepelné účinky	108
8.7 Fyzikální terapie (technické aspekty)	108
9 Technika rázové vlny.....	111
9.1 Rázová vlna.....	111
9.2 Princip a vznik rázové vlny.....	111
9.3 ESWT a PSWT - fokusované rázové vlny.....	112
9.4 Systémy PEK	113
9.4.1 Mechanická destrukce.....	113
9.4.2 Elektrohydraulická destrukce.....	114
9.4.3 Destrukce laserovým svazkem.....	114
9.5 Systémy ESWL	114
9.5.1 Elektrohydraulické systémy	115
9.5.2 Piezoelektrické systémy	115
9.5.3 Elektromagnetické systémy	116
9.6 Účinky léčby pohybového aparátu rázovou vlnou.....	116
10 Technika záření. Radioterapie.....	117
10.1 Technika záření	117
10.1.1 Zdroje rentgenového záření	117
10.1.2 Rentgenka.....	118
10.1.3 Elektrické napájení rentgenky.....	121
10.1.4 Vznik RTG záření	123
10.1.5 Principy záznamu	124
10.1.6 Zobrazovací systémy.....	126
10.1.7 Radionuklidy	128
10.2 Radioterapie	129
10.2.1 Leksellův gama-nůž	131
10.2.2 Hadronová radioterapie.....	132
10.2.3 Radioterapie mezony p-	133
10.2.4 Neutronová záchyťová terapie.....	133
10.2.5 Brachyradioterapie	134
10.2.6 Radioisotopová terapie otevřenými zářiči.....	135
10.2.7 Terapie štítné žlázy radiojódem ¹³¹ I.....	135
10.2.8 Léčba hematologických onemocnění radiofosforem ³² P	136
10.2.9 Paliativní radionuklidová terapie metastáz	136
10.2.10 Radionuklidová synovektomie.....	136
11 Technika nízkých teplot, kryochirurgie.....	138
11.1 Kryochirurgie	138
11.1.1 Fyziologické účinky nízkých teplot	138
11.1.2 Kryoterapie.....	139
11.1.3 Technické řešení kryokauteru	142
11.1.4 Konstrukční provedení kryokauteru.....	143
11.1.5 Bezpečnost práce s LN ₂	146
11.1.6 Klinické aplikace kryochirurgie.....	146
11.1.7 Kryochirurgie pro běžné kožní problémy	146

12 Doplnující přístroje pro chirurgické obory.....	150
12.1 Endoskopy	150
12.1.1 Endoskopie	150
12.1.2 Endoskopické diagnostické a terapeutické metody	153
12.1.3 Laparoskopie	158
12.1.4 Artroskopie	160
12.2 Balónková kontrapulzace	163
12.2.1 Historie	163
12.2.2 Princip činnosti	163
12.2.3 Vlastnosti katetrizačního balonku	164
12.2.4 Výrobci intraaortální balónkové kontrapulzace	165
12.3 Elektrokoagulace	166
12.3.1 Hemostáza	166
12.3.2 Monopolární elektrokoagulace	166
12.3.3 Bipolární elektrokoagulace.....	167
12.4 Radiofrekvence	169
12.4.1 Základní principy.....	169
12.4.2 Typy RF	169
12.4.3 Bipolární RF	170
12.5 Harmonický skalpel.....	171
12.5.1 Historie	171
12.5.2 Princip harmonického skalpelu	171
12.5.3 Konstrukce.....	171
12.6 NanoKnife	172
12.6.1 Princip nanonože	172
12.6.2 Vlastní zákrok.....	173
12.6.3 Studená ablace	174
12.7 UZV aspirace	175
12.7.1 Princip UZV aspirace	175
12.7.2 Historie UZV aspirace	175
12.7.3 Konstrukce ultrazvukového aspirátoru/disektoru (SONOCA).....	176
12.7.4 Klinické použití	176
12.8 VeinViewer.....	177
12.8.1 Princip.....	177
12.8.2 Typy přístroje	178
12.8.3 Možnosti nastavení	178
13 Mimetělní oběh. Infuzní technika. Hemodialýza.....	180
13.1 Mimetělní oběh	180
13.1.1 Historie	180
13.1.2 Princip.....	180
13.1.3 Systém pro mimotělní oběh.....	182
13.1.4 Průběh mimotělního oběhu.....	184
13.1.5 Negativní účinky mimotělního oběhu	184
13.1.6 Umělá ledvina.....	184
13.1.7 Historie hemodialýzy.....	185
13.1.8 Hemodialýza.....	186
13.1.9 Umělé srdce	190
13.1.10 Historie	190
13.1.11 Typy mechanických srdcí.....	191
13.1.12 Budoucnost mechanických náhrad srdcí	192

13.2 Infuzní technika.....	192
13.2.1 Historie.....	194
13.2.2 Infuzní pumpy	195
13.2.3 Krevní pumpy	203
13.2.4 Enterální pumpy.....	208
13.2.5 Lineární dávkovače	209
13.2.6 Příslušenství a spotřební materiál	223
13.2.7 Uplatnění v klinických oborech	224
13.3 Hemodialýza	227
13.3.1 Ledviny a jejich význam pro organismus	227
13.3.2 Příprava a průběh léčby z pohledu pacienta.....	227
13.3.3 Fyzikálně-chemická podstata hemodialýzy a úloha membrány	229
13.4 Vybavení pro hemodialýzu	231
13.4.1 Arteriální a venózní jehla.....	232
13.4.2 Mimotělní krevní oběh.....	234
13.4.3 Dialyzátový oběh	235
13.4.4 Úprava vody pro dialýzu.....	237
13.4.5 Koncentráty	238
13.4.6 Dialyzátor.....	239
13.4.7 Zaručení bezpečnosti dialyzátového a krevního okruhu.....	243
14 Biochemické laboratoře. Biochemie, hematologie.	245
14.1 Přístrojové vybavení biochemických laboratoří	245
14.1.1 Centrifugy	245
14.1.2 Spektrofotometrie.....	246
14.1.3 Elektroforéza	247
14.1.4 Imunochemické metody	250
14.1.5 Osmolalita	251
14.2 Přístrojové vybavení hematologických laboratoří	253
14.2.1 Hematologická laboratorní vyšetření	253
14.2.2 Stanovení koncentrace hemoglobinu	255
14.2.3 Počítání krevních buněk.....	255
14.2.4 Automatické hematologické analyzátory.....	262
14.2.5 Vyšetření hemokoagulace	265
15 Literatura.....	266
16 Příloha 1 – Fyziologické hodnoty člověka.....	272
16.1 Popis skupin, do kterých jsou jednotky rozděleny.....	272
16.2 Zákonné jednotky a používané veličiny.....	272
16.2.1 Obecná ustanovení	272
16.2.2 Základní jednotky veličin a jejich fyzikální rozměr	273
16.2.3 Převody jednotek, jejich násobky a díly	274
16.3 Buněčné složení lidského organismu	274
16.4 Hmotnost orgánů a tkání u člověka.....	275
16.5 Skladba tělních tekutin.....	276
16.5.1 Skladba krve.....	276
16.5.2 Skladba krevní plasmy (séra).....	276
16.5.3 Skladba synoviální tekutiny	279
16.5.4 Skladba moče	279
17 Příloha 2 – Odborná terminologie.....	281
18 Příloha 3 – Anglicko – Český odborný slovník	313

1 Koncepte terapeutických systémů.

Čas ke studiu: 1 hodina

Cíl studia:

- popsat vlivy fyzikálních polí na živé tkáně

1.1 Terapeutická dávka

Terapeutická dávka je dávka záření absorbovaná pacientem.

1.1.1 Vliv fyzikálních polí na živé tkáně

- terapeutické - léčebné,
- rehabilitační - doléčovací,
- propedeutické,
- gerontologické - „léčba starých lidí“.

Konkrétní vlivy fyzikálních polí:

- ohřev (vř. elektromagnetické pole, laser),
- prokrvení (ultrazvuk),
- koagulace bílkovin (ohřevem),
- nekrotizace tkáně,
- ionizace (jaderné, RTG záření),
- změny v dědičné informaci (změny vazeb v DNA) - způsobené ionizujícím zářením; méně nebezpečné je tvrdé záření, které buňky usmrcuje, než měkké, které může způsobit změny v DNA v buněčném jádře a zapříčinit tak např. zhoubné bujení.

Terapeutické účinky fyzikálních polí:

- defibrilace - srdečně-cévní systém,
- elektrokoagulace - zamezení krvácení při chirurgickém zákroku (řezání laserem, vř. elektrokoagulace - speciální elektrokoagulační přístroj),
- ionizující záření - narušení buněčných tkání (rozpad), účinek narůstá úměrně prokrvení (prokysličení) tkáně, což má význam zejména u nádorových tkání, které jsou vyšším prokrvením charakteristické,
- iontoforézní - podpora léčby, způsobená zavlečením léčebné látky ve formě iontů na potřebné místo v těle, orgánu, užívá se SS proudů nízkých hodnot řádově mA,
- laserové záření - operační/rehabilitační prostředek, záleží na intenzitě záření,
- kryochirurgie - použití hluboce zmrazených nástrojů, kapalný dusík,
- rázová vlna - ultrazvuk, např. rozbíjení ledvinových kamenů,
- RTG záření - použití jako léčebný a nebo diagnostický nástroj,
- radioizotopová léčba - rozpad atomů s nestabilními prvky $\gg \alpha, \beta, \gamma$ záření,
- podpora chirurgické léčby - přístroje pro uvedení pacienta do anestézie a zpětné oživení.

Rehabilitační účinky fyzikálních polí:

- diatermie - zavádění tepla do organismu,

- elektroterapie - přímé působení el. pole na organismus (stimulace, umrtvování),
- generátory průběhů el. funkcí - např. obnova funkce nervů po operaci nebo úrazu,
- působení magnetického pole - zejména kloubní lékařství (ortopedie),
- iontoforéza,
- ultrazvukové pole - zlepšení prokrvení tkáně,
- kosmetická a plastická medicína.

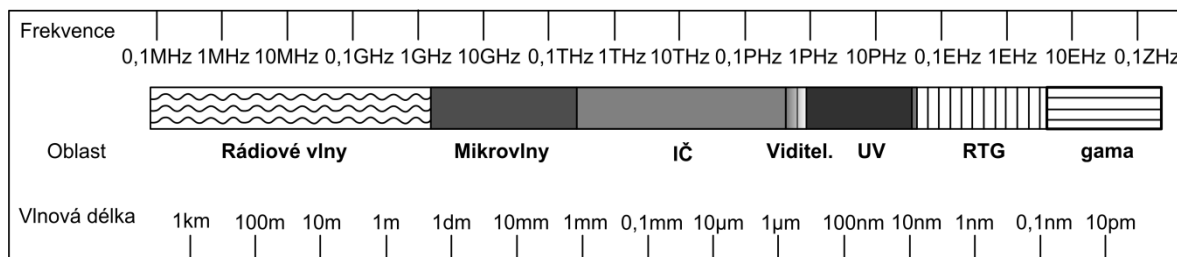
Propedeutické účinky fyzikálních polí:

- náhrady končetin,
- implantáty náhrad smyslových orgánů,
- stimulatory,
- ortopedické implantáty,
- návrh náhrad ve stomatologii.

Gerontologické účinky fyzikálních polí:

- podpora smyslových orgánů,
- podpora pohybového ústrojí (lечение revmatismu ultrazvukem - snížení viskozity mazu),
- podpora svalové aktivity (svalové stimulatory),
- podpora životně důležitých orgánů,
- audiovizuální podpora duševní aktivity a kreativity,
- pomůcky pro dorozumívání s okolím.

1.1.2 Elektromagnetické záření



Obr. 1.1 Spektrum elektromagnetického záření.

Ionizující záření

- **α – heliony** - dvojmocné kladné ionty helia, silně ionizační schopnosti, nemá však technické uplatnění pro svou velmi malou pronikavost - může být pohlceno např. listem papíru,
- **β – elektrony (β^-)** pocházející z rozpadu neutronu / **pozitrony (β^+)** pocházející z rozpadu protonu, méně ionizující, pronikavější než α . Při setkání neutronu a pozitronu dochází k anihilaci a vyzáření dvou kvant záření γ v přesně opačných směrech, čehož se mj. využívá v PET (pozitronová emisní tomografie). Záření β má spojité spektrum (vyzařovaná energie) oproti záření α a γ , která mají čárová spektra,
- **γ** - elektromagnetické krátkovlnné záření vyzařované v kvantech energie zvaných **fo-**

tony. Není ovlivňováno elektromagnetickým polem, je velmi pronikavé (může proniknout i tlustou vrstvou kovu). Spodní část rozsahu záření gama se kryje s RTG zářením. Interakce záření γ v hmotě může proběhnout následujícími způsoby:

- interakce s e^- , elektron pohltní veškerou energii a zaniká,
- interakce s volným nebo slabě vázaným e^- , záření předá elektronu jen část energie a nastává Comptonův rozptyl,
- foton se může rozštěpit na pár elektron - pozitron, pozitron e^+ může dále reagovat anihilací s některým z elektronů z hmoty, přičemž dojde k opětovnému vyzáření kvanta (fotonu) záření γ .

Pohltivost RTG záření materiálem závisí na 4. mocnině protonového čísla - kostní tkáň má velkou pohltivost díky obsahu sloučenin fosforu. Se vzrůstající frekvencí se zvětšuje pronikavost záření (= tvrdost). U měkčího záření převažuje tepelný účinek na hmotu (tkáň), u tvrdšího záření převažuje ionizace. Ionizující záření může způsobit změny ve vazbách DNA (dědičná informace), případně nekrotizaci tkáně. Méně nebezpečné je tvrdé záření, které buňky usmrcuje, než měkké, které může způsobit změny v DNA v buněčném jádře a zapříčinit tak např. zhoubné bujení.

Základní jednotky zářivých energií

Přehled základních jednotek zářivých energií je uveden v Tab. 1.1.

Název	Značka	Jednotka	Význam	Přepočet
BECQUEREL	Bq	s^{-1}	počet rozpadů	1 Bq = 2,7 pCi
CURIE	Ci	s^{-1}	počet rozpadů	1 Ci = $3,7 \cdot 10^{10}$ Bq
GRAY	Gy	J/kg	absorbovaná dávka	1 Gy = 100 rad
SIEVERT	Sv	J/kg	ekvivalentní dávka	1 Sv = 100 rad*Q
RAD	rad	J/kg	absorbovaná dávka	1 rad = 0,01 Gy
Rentgen Ekvivalent Mem	rem	J/kg	biologický ekvivalent rad	1 rem = 1 rad*Q
RENTGEN	R	Ci/kg	energie v objemu vzduchu	1 R = 0,84 rad

Tab. 1.1 Základní jednotky zářivých energií (pCi – rozpad za sekundu, Q – objem).

Maximální přípustná dávka na rok a osobu je 170 mR a je dohromady složena z:

- 90 mR - kosmické záření,
- 10 mR - ostatní záření,
- 70 mR - pro vyšetřování.

1.1.3 Ultrazvukové vlnění

Pro medicínské účely se používá ultrazvuk (mechanické vlnění) o frekvencích 1 – 10 MHz. Rychlost šíření v lidském těle je asi $1550 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Jedním z parametrů určujících použití ultrazvuku je vlnový odpor, což je součin hustoty tkáně a rychlosti šíření. Kostí mají velký vlnový odpor, plíce naopak malý, což je pro aplikaci ultrazvuku nevhodné.

Polotloušťka

Polotloušťka (obecně pro záření) je vzdálenost, na které v daném prostředí amplituda vlny poklesne na polovinu původní. Pro frekvenci 1 MHz je polotloušťka ve vzduchu rovna 0,026 m, zatímco ve vodě se jedná o vzdálenost 14 m.

Působení ultrazvuku

- mechanické - rozkmitání tkáně, kavitace, prohřátí,
- tepelné - absorpce energie,
- fyzikálně chemické - změna vlastností buněčných membrán.

Využití ultrazvuku

Diagnostické:

- pro vyšetření různých tkání se používá ultrazvuk o různých frekvencích, např. 2,5 MHz ledviny, 3,5 MHz játra, žlučník, 5 MHz štítná žláza, 7,5 MHz oko, krkavice,
- při současném využití Dopplerova jevu je možné zjišťovat průtok krve v různých směrech, např. průchodnost ledvin,

Terapeutické:

- zvýšení teploty, drcení výpotků (kaménků apod.),
- koncentruje se v kostní a hladké tkáni,
- doléčování pooperačních stavů a jizev (zvýšení pružnosti jizvy),
- konkrétní působení závislé na tkáni a frekvenci ultrazvuku,
- lze docílit selektivního prohřátí dílčích vrstev - kloubní pouzdra, šlachy, synoviální tkáně, termické účinky až při vyšších intenzitách přes $0,5 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$,
- při vyšších úrovních ultrazvuku může dojít ke kavitaci (rozkmitání částic tak, že se „odtrhují od sebe“ a vzniká mezi nimi vakuum), což je nežádoucí jev, při kterém dochází k poškození tkáně,
- lze využít i v neurologii pro zásahy na mozků (pokud není v cestě žádná kost) - aplikuje se pomocí několika zářičů uložených v pružném vaku s tekutinou, které jsou zaměřeny do místa aplikace (fokusace),
- ultrazvuk lze kombinovat s elektroléčbou - urychlení léčebného děje oproti oběma metodám samostatně až na polovinu - použití např. na uvolnění svalových křečí, ztuhnutí atd.

Do úrovně $1,5 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ se jedná o bezpečné použití. Při $1,5 - 3 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ může již dojít k poškození tkáně, dochází k vysrážení kapének tuku (vratná změna). Při $3 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ a více dochází k mechanickému poškození tkání. Běžně používané diagnostické hodnoty jsou zhruba $10^{-10} \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$. Léčebné dávky se používají maximálně asi do 10 % kavitačního prahu. Účinek ka-

vitace lze využít při vyvíjení jemného aerosolu např. pro inhalační přístroje, zvlhčování vzduchu (nebulizátory) apod.

Metody ošetření

- termický ultrazvuk,
- impulsní ultrazvuk,
- simultánní postup + elektroterapie (ultrazvuková hlavice je zároveň proudová elektroda).

Kontraindikace

- ultrazvuk může v krevním řečišti uvolňovat tromby (krevní sraženiny),
- při vápenatých usazeninách na srdečních chlopních.

Litotrypsie - obor techniky rázové vlny

Rázová vlna je v podstatě ultrazvuk s obsahem vyšších harmonických a s krátkodobým působením, čímž se předchází vzniku kavitace. Používá se k léčbě ledvinových kamenů, funguje pouze na některé méně odolné formy kamenů (takové, které lze jinak rozdrobit rukou).

Zaostření rázu na kámen se děje tvarem vany (parabola) v jejímž ohnisku je umístěn zdroj - dvě hrotové elektrody mezi kterými probíhá jiskrový výboj. K zaostření je též možné použít více zářičů s fázovým posuvem. Kontrola zaměření se provádí pomocí rentgenu. Kvůli co nejmenší expozici pacienta rázům se při rozbíjení ledvinových kamenů začíná na nižších dávkách, které se postupně zvyšují ($1 - 10 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$).

1.1.4 Účinky laserového záření

LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) - zdroj koherentního záření který může ležet v pásmu od infračerveného záření, přes viditelné a UV až k RTG záření. V medicíně se uplatňují lasery pulsní, polovodičové nebo pevnolátkové.

Vlastnosti světelného svazku laseru

- koherentní - monochromatické záření s definovatelnou fází, umožňuje vyzářit velké množství energie,
- velmi malá rozbíhavost,
- velká pronikavost, prakticky nedochází k rozptylu na rozhraní.

Použití ve zdravotnictví

- oftalmologické operace:
 - odchlípená sítnice, řeší se koagulací okrajů odchlípeného místa („přivařením“) k podkladu,
 - operace čočky - napravování dioptrických vad, zastavování zákalu čočky,
- dermatologické operace - odstraňování rozšířených cév (zničení cévy),
- léčení revma drobných kloubů (ohřev, lze velmi přesně dávkovat),
- otoky - laserové záření aktivizuje „cosi“ co je zodpovědné za přenos molekul H_2O přes buněčné membrány,
- chirurgické aplikace,

- laserem je mj. také svařeno titanové pouzdro kardiostimulátoru.

Ve zdravotnictví je nejpoužívanější laser YAG - ytrium, aluminium, granát (aktivní prostředí (pevné)). Polovodičové lasery mají vyšší účinnost (až 50 %), ale omezené rozměry, z čehož vyplývá omezený výkon.

1.1.5 Diatermický ohřev

Jedná se o ohřev tkáně proměnným elektromagnetickým polem. Čím je použitá frekvence nižší, tím je prostupnost pole vyšší (skin efekt), až 10 cm.

Proudy do 1 kHz (v praxi spíš do 200 Hz):

- monofázické,
- bifázické (zabraňují polarizaci elektrod),
- Trabertův proud (143 Hz) - podprahový, má specifické analgetické a detonizační (snížení napětí) účinky, hodnota 143 Hz je hodnotou maximálních účinků u většiny populace, může se individuálně lišit. Aplikace trvá několik minut. Tyto postupy lze kombinovat s akupunkturou. Detonizační účinek zjištěn i na jiných frekvencích, např. 182 Hz.

Středně frekvenční 1 – 100 kHz:

- zpravidla pro zlepšení prokrvení tkáně,
- profylaktické léčení trombóz (vznik krevních sraženin v dolních končetinách) ovládním hladkého svalstva cév.

Vysokofrekvenční v řádu MHz:

- diatermie, použití např. v případě, kdy tělo nespustí obrannou reakci, vř pole se vyvolá v místě aplikace podobná reakce organismu jako při zánětu,
- kombinuje se s chemoterapií,
- ohřev tkáně obecně urychluje metabolismus (stárnutí tkáně).

1.1.6 Bezpečnost pacienta

Pacient nesmí být vystaven větší než povolené dávce ionizačního záření, to se týká hlavně RTG. Při rozbíjení ledvinových kamenů ultrazvukem (rázovou vlnou) se používá pouze krátkých pulsů, aby se zamezilo poškození tkáně kavitací. Při elektrokoagulaci se kontroluje přechodový odpor přiložené druhé plošné elektrody, aby pacient nebyl popálen v místě styku elektrody s kůží. Rehabilitační přístroje pracující na nízkých výkonech jsou zpravidla konstruovány tak, aby vůbec nebyly schopny dosáhnout nebezpečné intenzity záření. Bezpečnost pacienta dále mohou kontrolovat rozličné alarmy - časové, úrovně apod. Při ozařování nádoru uvnitř pacienta ionizujícím zářením se používá tzv. „křížový oheň“, což znamená ozařování nádoru několika zářiči najednou z různých směrů. Tím se dosáhne vysoké koncentrace záření v místě nádoru, kde se paprsky kříží, a zároveň nižší koncentrace všude jinde. Při diagnostice pomocí RTG záření se snižuje expozice pacienta i personálu stínicími bariérami z olova. Při aplikaci laserového záření se, pokud to není nutné, nepoužívá infračervený laser, protože by mohlo dojít k nechtěné expozici sítnice a jejímu poškození, aniž by to dotyčný zaznamenal.

Podpůrná léčba pro zvýšení léčebného účinku

Pro zvýšení léčebného účinku výše uvedených metod se používá např. chemoterapie, kombinace metod (ultrazvuk + elektroterapie) apod. Jinak většina energetických polí se využívá právě

pro zvýšení léčebných účinků jiných metod, nebo pro následnou péči jako jsou různé rehabilitační postupy. Působení energetických fyzikálních polí na organismus je vázáno tzv. terapeutickými dávkami, které jsou, vzhledem k podstatným rozdílům v reakci živých organismů, velmi rozdílné.

Shrnutí

Terapeutická dávka, ionizující záření, polotloušťka, litotrypsie, diatermie.

Kontrolní otázky

1. Vyjmenujte a popište vlivy fyzikálních polí na živé tkáně.
2. Jaká je maximální přípustná dávka absorbovaného záření na rok a osobu a z čeho je složena?
3. Co je polotloušťka a jaká je její závislost na prostředí?
4. Jaký je rozdíl mezi použitím ultrazvuku pro diagnostické a terapeutické účely?
5. Uveďte několik zásad bezpečného využití terapeutických systémů. (RTG, UZV, laser)

Literatura

[CHM84], [CHM95], [ROZ00]

2 Technické řešení terapeutických systémů.

Čas ke studiu: 1 hodina

Cíl studia:

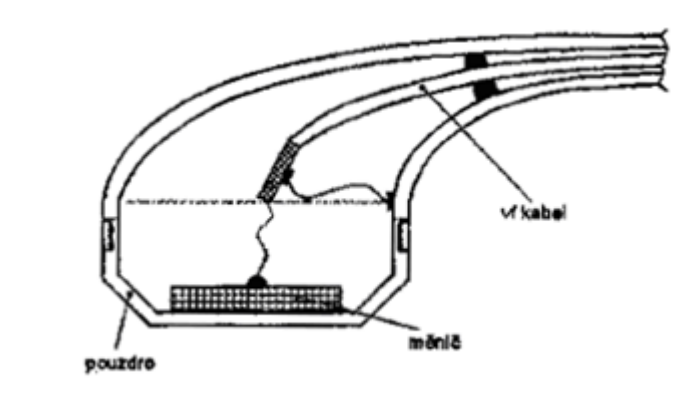
- seznámit se s technickými aspekty terapeutických systémů
- vyjmenovat možnosti ultrazvukové fyzikální terapie

2.1 Fyzikální terapie

Zásady pro volbu pracovní frekvence, průměry uzv měničů, užitou dávku i konstrukční řešení přístrojů s ohledem na bezpečnost pacientů jsou platné pro všechny aplikace ve fyzioterapii.

2.1.1 Technické aspekty

Z technického hlediska nás u každého terapeutického zařízení zajímá použitá pracovní frekvence, provedení uzv hlavičky, konstrukční řešení vlastního přístroje a druh provozu, velikostí dávek a jejich kontrola.



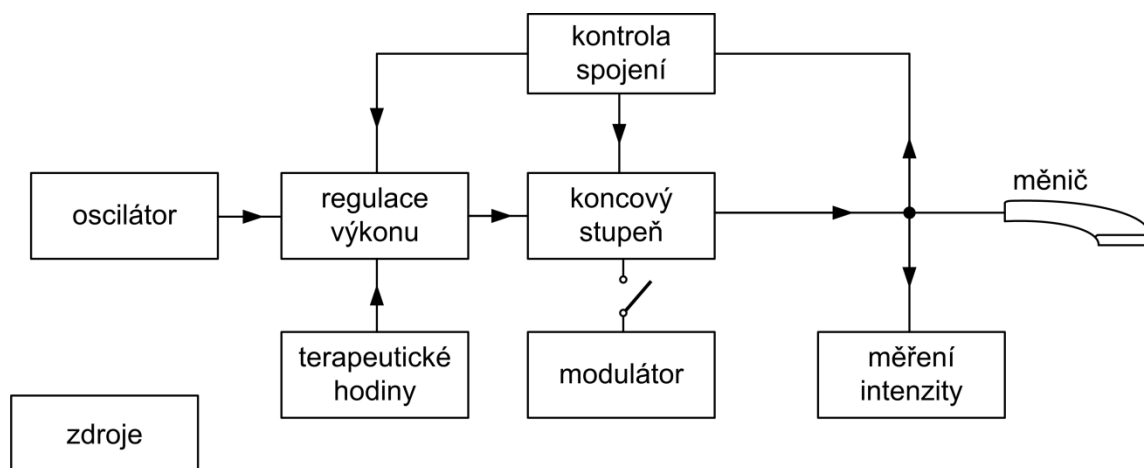
Obr. 2.1 Řez uzv hlavičkou.

Pracovní frekvence uzv se ve všech aplikacích volí s ohledem na požadovanou hloubku vniku. Ve fyzikální terapii je mezinárodně zavedenou frekvencí 800 kHz, výjimečně 1,6 MHz s ohledem na odpovídající poloviční hloubku vniku 5 – 7 cm ve tkáni. Poloviční hloubka vniku je hloubka ve tkáni, ve které intenzita uzv vůči intenzitě na povrchu těla má poloviční hodnotu. Při vyšších frekvencích je však absorpce uzv tak velká, že dochází jen k působení na tkáně uložené co nejbližší povrchu těla.

Terapeutické hlavičky užívané ve fyzikální terapii mívají nejrůznější technická provedení. Průměry užitých uzv měničů bývají 10 – 30 mm, krycí vrstva měničů musí mít rezonanční tloušťku. Zadní strana měničů bývá tlumena jen vzduchem. Pouzdro hlavičky je obvykle hermeticky uzavřeno pro možné subakvální (zprostředkovaná) aplikace. Schématický řez terapeutickou hlavičkou je na Obr. 2.1.

Konstrukční řešení terapeutického zařízení je závislé na požadavcích uživatele. Napájení je zpravidla ze sítě přes oddělovací transformátor. Provedení však mohou respektovat komfort jak pacienta, tak obsluhy, u přenosných zařízení velikost či objem, počet hlavic, přídatná zařízení (modulace nosné vlny) ap. Principiální blokové schéma zapojení je uvedeno na obrázku Obr. 2.2. Jedná se o výkonový generátor harmonických kmitů, tedy oscilátor s koncovým stupněm,

jehož výstupní laděný obvod je impedančně přizpůsoben impedanci uzv měniče s připojeným kabelem.



Obr. 2.2 Blokové schéma terapeutického zařízení.

Zařízení může být vybaveno i generátorem tvarových impulsů pro případnou modulaci. Kromě měřiče intenzity generovaného uzv musí každé terapeutické zařízení být vybaveno terapeutickými hodinami. Většina zařízení má také obvody automatické kontroly kontaktu hlavičky s povrchem objektu - kůže pacienta.

Dávka je definována jako velikost intenzity uzv po dobu ozvučování. V terapeutických aplikacích se intenzita volí od 0,5 do 30 kW/m² (0,05 – 3 W/cm²). Doba ozvučování bývá 3 – 10 (15) minut podle indikace. Při aplikacích se nemá zvyšovat intenzita uzv na úkor doby ozvučování. Počet dávek v sérii má být 5 – 15.

2.1.2 Léčebná hlediska

Způsob aplikace je možný přímým ozvučováním místa - lokálně nebo nepřímým - paravertebrálně ozvučováním nervově přidružených segmentů páteře. Oba způsoby lze realizovat buď přímým kontaktem hlavičky s kůží pacienta přes vazební prostředí (olej, gel), nebo zprostředkovaně (subaquálně) ve vodní lázni 1 – 3 cm od kůže. Poloha pacienta není rozhodující.

Přenos uzv energie do tkáně je možný statickým ozvučováním nebo masážovitými pohyby hlavičky. Při statickém ozvučování je třeba dávku při aplikaci snížit asi na 1/5 uvažované. Při subaquálním ozvučování masážovitými pohyby naopak zvýšit. Velikostí intenzit i počet dávek jsou závislé na charakteru a stadiu onemocnění.

Možnosti uzv fyzikální terapie jsou velmi rozsáhlé. Mezi její aplikace patří:

Revmatologie

- zánětlivá revmatická onemocnění,
- revmatoidní artritida (zánět kloubu),
- Bechtěrevova choroba,
- degenerativní změny kloubů a páteře,
- svalový revmatismus,
- periartritidy (zánět tkáně okolo kloubu),
- epikondylitidy (tenisový loket),
- Dupuytrenova kontraktura (zkrácení šlach v dlani).

Ortopedie, traumatologie

- pouřazové stavy a následky
- stavy po kontuzích (zhmoždění, poranění měkkých tkání),
- kontraktury (fixované držení části těla zkrácením svalu),
- Sudeckův syndrom (řídnutí kostí z nečinnosti po úrazu).

Neurologie

- lumbago a ischialgie (ústřel a bolest sedacího nervu),
- diskopatie (poškození meziobratlových destiček),
- zánět lícního nervu,
- kauzalgie (vazomotorické poruchy),
- reflexní dystrofie končetin (porucha výživy buněk).

Interní lékařství

- trávicí orgány,
- dýchací orgány,
- cirkulace periferního řečiště.

Dermatologie.

Gynekologie.

Oftalmologie

- zákal sklivce,
- vstřebávání hematomu.

Za kontraindikaci pro uzv terapii jsou považovány:

- zhoubné nádory a metastázy,
- akutní zánětové procesy,
- horečné stavy,
- TBC,
- choroby srdce a cév, varixy, trombózy,
- krvácení, žaludeční vředy,
- akutní kloubový revmatismus,
- gravidita.

Shrnutí

fyzikální terapie, uzv hlavice, terapeutické zařízení

Kontrolní otázky

1. Nakreslete a popište schematický řez terapeutickou hlavicí. Jaká frekvence vlnění se používá v terapeutických zařízeních?
2. Nakreslete a popište blokové schéma terapeutického zařízení. Jak je definována dávka?
3. Vyjmenujte nejrozšířenější aplikace uzv fyzikální terapie.

Literatura

[CHM84], [CHM95], [ROZ00]

3 Elektroterapie srdce – kardiostimulace.

Čas ke studiu: 4 hodiny

Cíl studia:

- definovat princip kardiostimulátoru
- popsat princip činnosti tohoto zařízení
- vyřešit technické principy konstrukce

3.1 Elektrostimulace srdce

První kardiostimulátor byl naimplantován ve Švédsku před 50 lety, v roce 1958. Tehdy se výkon prováděl tak, že se elektrody našly při operaci přímo na povrch srdce a na ně se připojil přístroj, který se zašil pod kůži. První přístroj byl ve srovnání s dnešními přístroji naprosto primitivní a elektronické součástky byly zality do pryskyřice v kelímku od krému na boty. Proto měl první kardiostimulátor okrouhlý tvar. Díky nedokonalým bateriím vydržel stimulovat pouze několik hodin a poté byl vyměněn. První pacient přežil tyto první pokusy a za svůj dlouhý život mu bylo vyměněno celkem 28 přístrojů. Stal se tak sám svědkem obrovského rozvoje techniky.

3.2 Kardiostimulátory

Kardiostimulátor je elektronické zařízení, generátor elektrických impulsů, který má za úkol nahradit vlastní řídicí systém srdce v případě jeho poruchy. Některá srdeční onemocnění, např. porucha tvorby a vedení vzruchu v srdečním svalu, mají za následek snížení tepové frekvence, a tím omezení zásobování tkání kyslíkem, což způsobuje nepravidelnou srdeční činnost nebo také neschopnost samostatné srdeční aktivity. V těchto případech se používá elektrických impulsů k srdeční stimulaci. Tyto impulsy jsou generovány různými typy kardiostimulátorů.

Kardiostimulaci můžeme rozdělit na:

- nepřímou,
- přímou:
 - krátkodobou (stimulátor vně těla pacienta),
 - dlouhodobou (stimulátor umístěn pod kůží těla pacienta).

Kardiostimulátory je možno dělit podle různých hledisek. Podle doby trvání stimulace se používají:

- stimulátory pro krátkodobé použití,
- stimulátory pro dlouhodobé použití.

Dalším kritériem je chování stimulátoru ve vztahu k činnosti srdce. Z tohoto hlediska stimulátory dělíme na:

- neřízené,
- řízené.

Jiným kritériem by mohl být způsob přivedení stimulačních impulsů k srdci. Nejjednodušším kardiostimulátorem je stimulátor s pevnou opakovací frekvencí. Naopak, nejsložitější jsou stimulátory řízené a programovatelné, které vhodným způsobem reagují na změněnou činnost

srdce.

3.2.1 Kardiostimulace nepřímá

Používá se při náhlých zástavách srdeční činnosti. Elektrody se přikládají na hrudník pacienta, nebo se jedna z nich zavede do jícnu co nejbližší k srdci. Amplituda impulsů je 50, 100, 300 V / 50 – 300 mA. Při nedokonalém dotyku elektrod je možnost popálení kůže. Nevýhodou je i stimulace přilehlých svalů, kdy většina proudu teče přes okolní tkáň. Tato metoda se v praxi příliš nepoužívá.

3.2.2 Kardiostimulace přímá

Stimulační elektroda je zavedena do pravé komory. Referenční elektrodu tvoří titanové pouzdro kardiostimulátoru. Amplituda stimulačního impulsu je řádově v jednotkách voltů (10 – 60 mA), šířka pulsu je nejčastěji okolo 1 ms. Rozsah opakovací frekvence 30 – 150 imp/min (standard 72 imp/min). Tato stimulace může být krátkodobá nebo dlouhodobá. Krátkodobá stimulace se používá pro zjišťování optimálních parametrů stimulačních impulsů.

3.2.3 Konstrukční uspořádání kardiostimulátorů

Požadavky na něj kladené bezprostředně souvisí s dobou stimulace. Stimulátory pro krátkodobé použití jsou umístěny vně těla pacienta, jejich geometrické rozměry nejsou omezeny, rovněž požadavky na napájecí zdroje nejsou zvláštní. V některých případech to mohou být velmi složitá zařízení.

3.2.4 Kardiostimulátory pro dlouhodobé použití

Jsou konstruovány jako implantabilní a celý systém - stimulátor se zdrojem, včetně elektrody, je uvnitř těla pacienta. Proto musí mít stimulátor malé rozměry, vhodný tvar a vlastní napájecí zdroj, který není možné vyměnit. Dále musí umožňovat co nejdelší funkci přístroje. Přísné jsou i požadavky na nepropustnost implantabilních kardiostimulátorů. První stimulátory byly zalévány do epoxidové pryskyřice. Současné kardiostimulátory jsou uzavřeny v kovových pouzdrech.

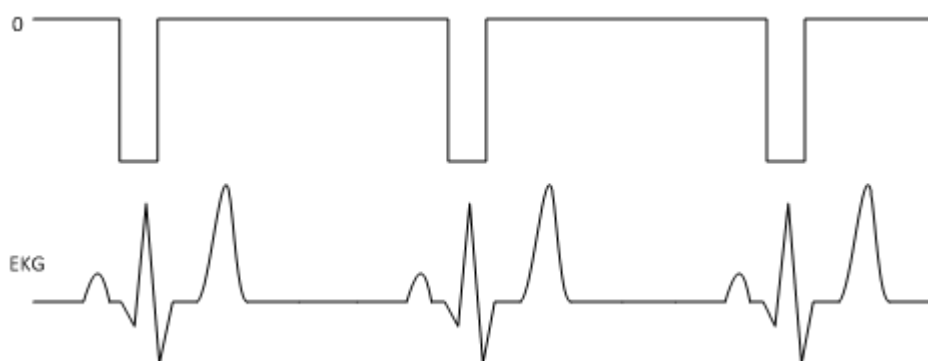
3.2.5 Kardiostimulátory pro dlouhodobou stimulaci

Kardiostimulátory tohoto typu jsou vždy implantabilní. Typ použitého stimulátoru závisí na druhu poruchy tvorby a převodu vzruchů. Můžeme je rozdělit na:

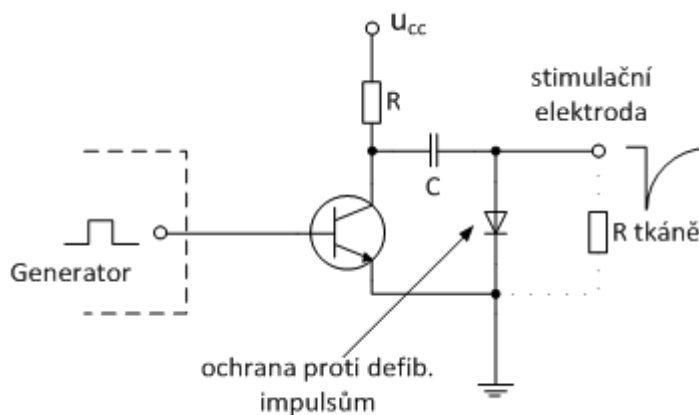
- neřízené,
- řízené,
- P vlnou (inhibované nebo spouštěné),
- R vlnou (inhibované nebo spouštěné).

3.2.6 Neřízené kardiostimulátory

Neřízený kardiostimulátor je generátor obdélníkových impulsů s pevným opakovacím kmitočtem (70 – 72 imp/min). V některých případech lze volit dvě frekvence, a to přiložením magnetu k místu, kde je implantován kardiostimulátor. Každý impuls vyvolá stah komor (viz Obr. 3.1). Vzhledem k tomu, že stimulátor řídí pouze činnost komor, tepají síně vlastním rytmem. Stimulace je tedy asynchronní. Asynchronní činnost síní a komor má vliv na plnění komor. Doba trvání výstupních impulsů je okolo 1,2 ms. Nevýhodou je, že při obnovení normální srdeční činnosti může dojít k interferenci signálů ze srdce a ze stimulátoru. Tento stav může vyvolat fibrilaci komor. Příklad zapojení koncového stupně kardiostimulátoru je uveden na obrázku níže (viz Obr. 3.2).

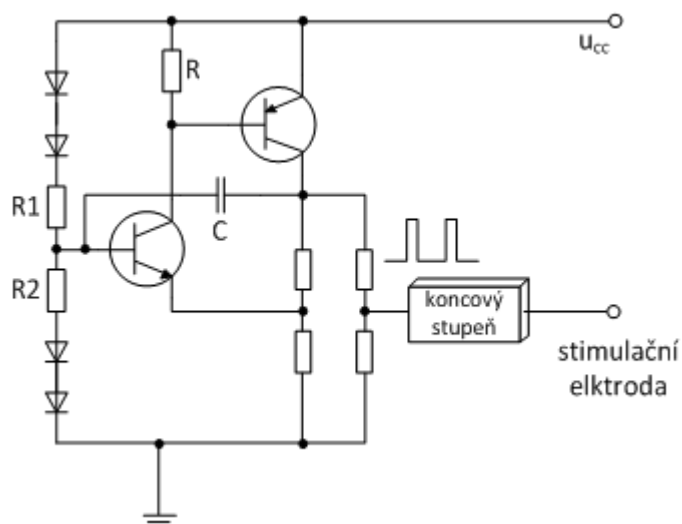


Obr. 3.1 Stimulační impulsy.



Obr. 3.2 Koncový stupeň kardiostimulátoru.

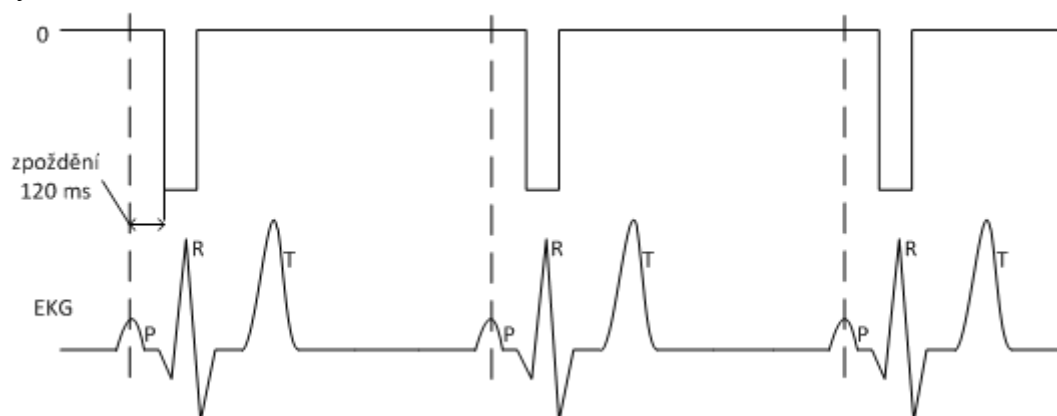
Zapojení asynchronního kardiostimulátoru s konstantní frekvencí s použitím astabilního multivibrátoru s komplementárními (doplňkovými) tranzistory je uvedeno na obrázku níže (viz Obr. 3.3).



Obr. 3.3 Zapojení asynchronního (neřízeného) kardiostimulátoru.

3.2.7 Kardiostimulátory řízené P vlnou

Vlna P je snímána elektrodou umístěnou v pravé síni srdce. Druhá elektroda (stimulační) je zavedena do pravé komory. Po zjištění P vlny následuje zpoždění asi 120 ms, než se vyšle stimulační impuls (viz Obr. 3.4). Třetí elektroda, společná pro stimulaci i pro snímání, je umístěna přímo na kovovém pouzdru stimulatoru. Tento typ kardiostimulátoru v podstatě nahrazuje porušený převodní systém srdce (spojení mezi sinusovým a síňokomorovým uzlíkem) a zachovává synchronní činnost síní a komor.

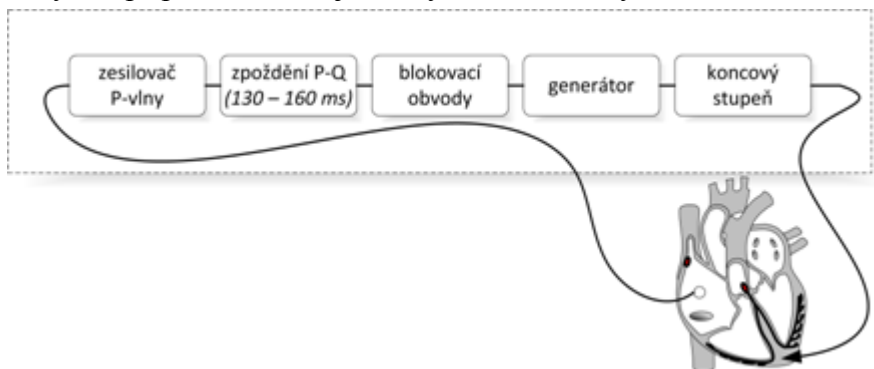


Obr. 3.4 Stimulační pulzy odvozen od P vlny.

V podstatě vykonává funkci vodiče nahrazujícího porušený převodový systém. Tento způsob řízení má smysl pouze tehdy, je-li síňová aktivita normální, tj. činnost síní se zrychluje, nebo zpomaluje úměrně tělesné námaze. V řadě případů však existuje nesprávná činnost sinusového uzlíku.

Na tuto skutečnost musí kardiostimulátor reagovat. Jestliže poklesne opakovací frekvence P vlny pod určitou mez, vnutí stimulator srdci svůj kmitočet. V tomto případě je však stimulace asynchronní, protože od této meze pracuje stimulator jako stimulator s pevnou opakovací frekvencí a stimuluje pouze komory. U některých typů stimulatorů je možný i jiný režim činnosti. Jestliže je stimulator řízený P vlnou konstruován tak (viz Obr. 3.5), že umožňuje stimulaci síní

i komor, může být i v případě neexistující vlny P stimulace synchronní.



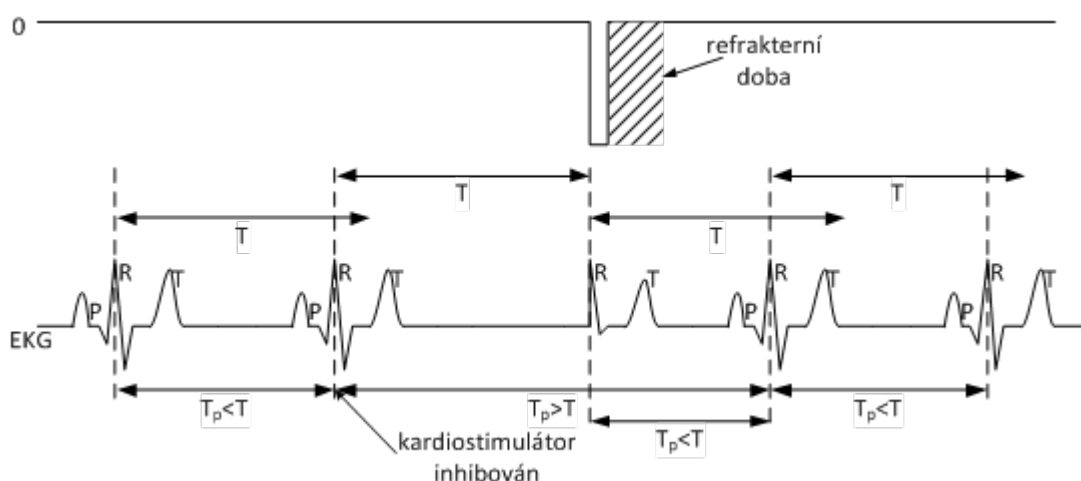
Obr. 3.5 Blokové schéma kardiostimulátoru řízeného P vlnou.

Stimulátor pracuje v tomto případě tak, že vyše nejdříve stimulační impuls do síně. S časovým zpožděním odpovídajícím rychlosti šíření vzruchů v převodním systému, vyše stimulační impuls do komor (viz Dvoudutinové kardiostimulátory).

3.2.8 Kardiostimulátory řízené R vlnou (inhibované)

Pro snímání R vlny a stimulaci slouží jediná elektroda, zavedená do pravé komory. Tento typ kardiostimulátoru pracuje tak, že pokud tepová frekvence přesahuje předem zvolený práh, stimulační impulsy nevysílá, přístroj je inhibován (utlumen). Jestliže však tepová frekvence poklesne pod tento práh, vnutí přístroj srdci svůj rytmus, je vyslán stimulační impuls. Po vyslání stimulačního impulsu následuje refrakterní doba přístroje (asi 300 ms), kdy přístroj nepřijímá žádné signály do vstupu.

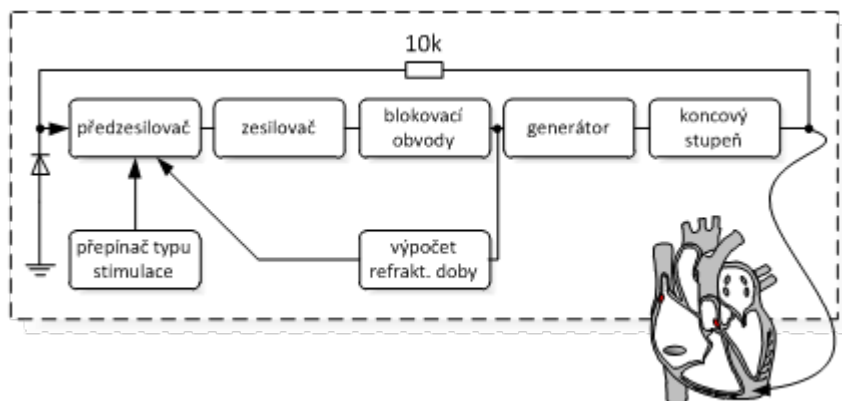
Stimulace je řízena tak, že je měřen vždy předchozí R - R interval, přičemž je jedno, jestli stah komor byl vyvolán samovolnou činností srdce, nebo stimulačním impulsem. Následuje měření dalšího intervalu. Nemůže tedy dojít k interferenci rytmtů (viz Obr. 3.6).



Obr. 3.6 Vzájemný vztah mezi stimulačními impulsy a odezvou srdce u stimulátoru řízeného R vlnou (inhibovaného).

3.2.9 Kardiostimulátory řízné R vlnou (spouštěné)

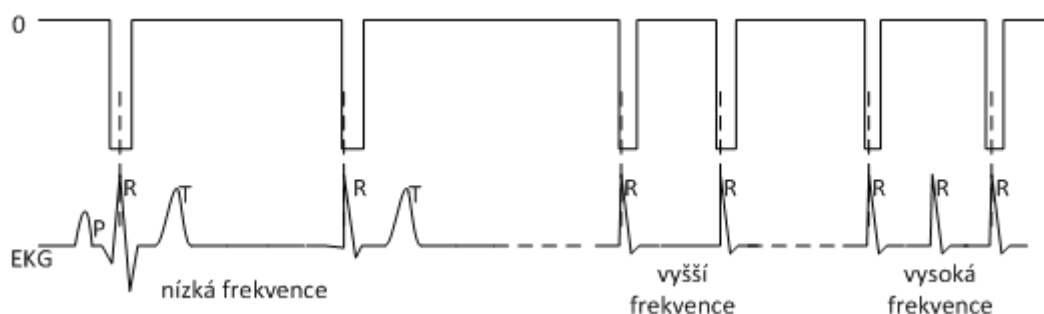
Popisovaná metoda je nejběžnější druh kardiostimulace, nazývána též kardiostimulace „on demand“ (na požádání). Kardiostimulátor se vyznačuje velkou citlivostí. Blokové schéma tohoto typu kardiostimulátoru je na obrázku níže (viz Obr. 3.7). Další možností, jak odstranit nebezpečnou interferenci rytmů, je přizpůsobit činnost stimulátoru činnosti srdce synchronizací, a to R vlnou. Jediná elektroda, zavedená do pravé komory, slouží jak ke snímání, tak i ke stimulaci.



Obr. 3.7 Blokové schéma kardiostimulátoru synchronizovaného R vlnou.

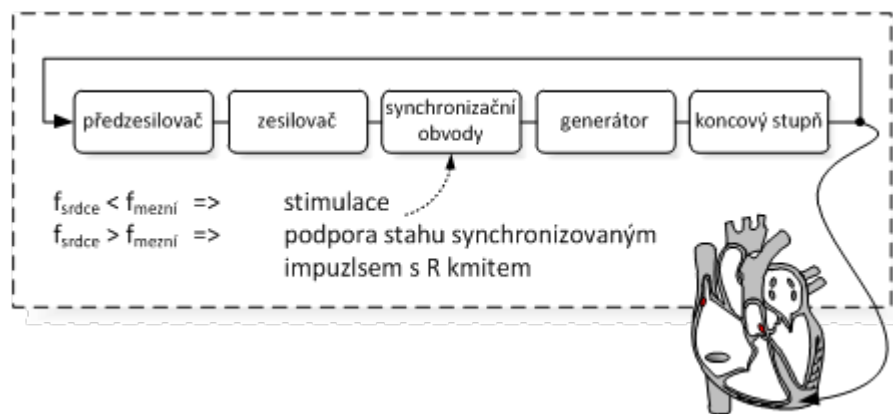
Poklesne-li tepová frekvence pod určitou předem nastavenou hodnotu, vnutí kardiostimulátor srdci svůj rytmus (tak jako předchozí typ). Vzroste-li tepová frekvence nad tuto hodnotu, jsou stimulační impulsy synchronizovány s činností srdce a vysílány ještě v průběhu výskytu R vlny. Je nutno si uvědomit, že normální doba trvání R vlny je 80 ms, zatímco doba trvání stimulačního impulsu je asi 1,5 ms.

Je-li spouštění stimulačního impulsu synchronizováno vrcholem R vlny, zasáhne vyslaný stimulační impuls bezpečně do R vlny elektrokardiogramu. Při vyšších tepových frekvencích, než je předem zvolená horní mez, je stimulátor spouštěn např. každou druhou, popř. třetí R vlnou (viz Obr. 3.8).



Obr. 3.8 Stimulační impulsy kardiostimulátoru synchronizovaného R vlnou.

V každém případě je zřejmé, že v případě zvýšení tepové frekvence srdce nad horní mez jsou stimulační impulsy vysílány zbytečně. Nevýhodou je vyšší spotřeba proudu (než u typu „on demand“) a trvalá deformace EKG signálu stimulačními pulsy. Prakticky se tento typ kardiostimulátoru nepoužívá. Blokové schéma kardiostimulátoru synchronizovaného R vlnou je uvedeno na obrázku níže (viz Obr. 3.9).



Obr. 3.9 Blokové schéma kardiostimulátoru synchronizovaného (spouštěného) R vlnou.

3.2.10 Dvoudutinové kardiostimulátory

Při tomto typu stimulace jsou stimulovány síně i komory. Pokud není při činnosti srdce zachována přirozená posloupnost činnosti síní a komor, zhorší se plnění komor. To nastává při asynchronní stimulaci srdce. U dvoudutinových kardiostimulátorů (někdy nazývaných bifokálních) je řízena činnost síní a komor tak, aby byla zachována jejich přirozená posloupnost. To předpokládá správné nastavení zpoždění mezi stimulačním impulsem pro síně a stimulačním impulsem pro komory. S možností nastavení zpoždění intervalu P - R po implantaci se lze setkat u programovatelných kardiostimulátorů. Nevýhodou tohoto způsobu stimulace je nutnost dvou elektrod a složitá elektronika.

3.2.11 Programovatelné kardiostimulátory

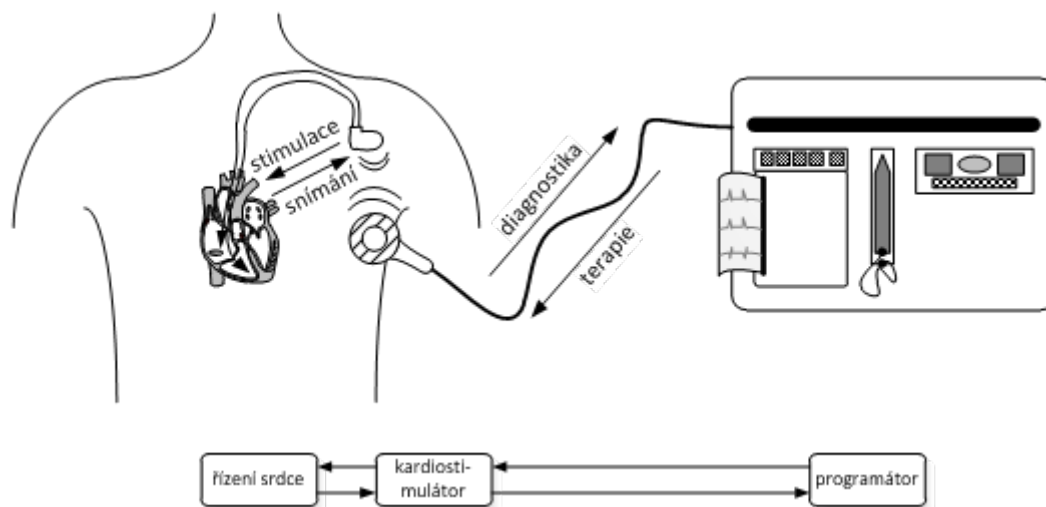
V dnešní době se převážně vyrábějí a implantují programovatelné kardiostimulátory v souvislosti s rozvojem technologie výroby integrovaných obvodů. Hlavní předností programovatelných kardiostimulátorů je jejich funkční přizpůsobení požadavkům organismu pacienta. Z hlediska vnitřní struktury jsou to značně složitá zařízení, u kterých je možno i po implantaci měnit z vnějšku pomocí dálkového ovládání řadu jejich parametrů. Ty lze převádět i na jiné druhy kardiostimulátorů. Některé typy ukládají do své paměti údaje o tom, kolikrát byl stimulator inhibován, kolikrát byl do činnosti zapnut po spontánním QRS komplexu, a příp. jiné údaje. Tyto údaje je potom možné telemetricky z kardiostimulátoru získat a vytisknout ve formě hlášení (viz Obr. 3.10).

Může se programovat:

- opakovací frekvence stimulačních impulsů,
- šířka stimulačních impulsů,
- amplituda stimulačních impulsů,
- citlivost stimulačních impulsů (zesílení kardiostimulátoru),
- refrakterní doba kardiostimulátoru,
- AV - zpoždění (atrioventrikulární).

Existují také stimulátory, které přizpůsobují opakovací kmitočet stimulačních impulsů tělesné námaze. Pro tyto účely lze použít saturace (sycení) žilní krve kyslíkem, teplotu, pH krve a akustické signály vznikající při činnosti kosterního svalstva. Tyto infrazvukové vlny, které se šíří

celým tělem, jsou snímány piezoelektrickým snímačem, zesíleny zesilovačem, který přenáší kmitočty od 10 do 20 Hz. Mezi takovéto kardiostimulátory patří např. Activitrax firmy Medtronic nebo Synchrony firmy Siemens.



Obr. 3.10 Spojení mezi programovatelným implantabilním kardiostimulátorem a programovacím zařízením.

Programovatelné stimulátory můžeme rozdělit na:

- dvoukomorové,
- jednokomorové - tj. pro stimulaci síní, nebo komor.

Podle složitosti programování je lze rozdělit na:

- jednoduché programování,
- multiprogramovatelné.

Programovatelné kardiostimulátory mají obousměrný telemetrický kanál, kterým může v jednom směru provést programování následujících parametrů (liší se podle typů a výrobců):

- základní frekvenci (v rozsahu 30 – 150 imp/min, po krocích 5 imp/min),
- amplituda impulsů (2,5; 5; 7,5 V),
- šířka impulsů (0,13 – 1 ms),
- absolutní a relativní refrakterní doba (100 – 550 ms),
- hysterezní hodnoty (10, 15, 25 % skutečného vyčkávacího intervalu T),
- vstupní citlivost (0,5 – 6 mV),
- stimulační režimy (SSI, SST, SOO a jiné), viz kódové označení implantabilních kardiostimulátorů na konci této podkapitoly (Tab. 3.1).

Maximální energie jednoho stimulačního pulsu (7,5 V; 1 ms; $R_Z = 500 \Omega$) je asi 63 μ Ws. Protože je možné programovat různou refrakterní dobu a citlivost stimulatoru, je možná síňová a komorová aplikace. Ve druhém směru poskytuje telemetrický kanál následující informace:

- model implantovaného kardiostimulátoru,
- typ konektoru,
- zvolenou komoru a polaritu elektrod,
- datum implantace, jméno pacienta,
- datum posledního přeprogramování,
- nastavení programu,

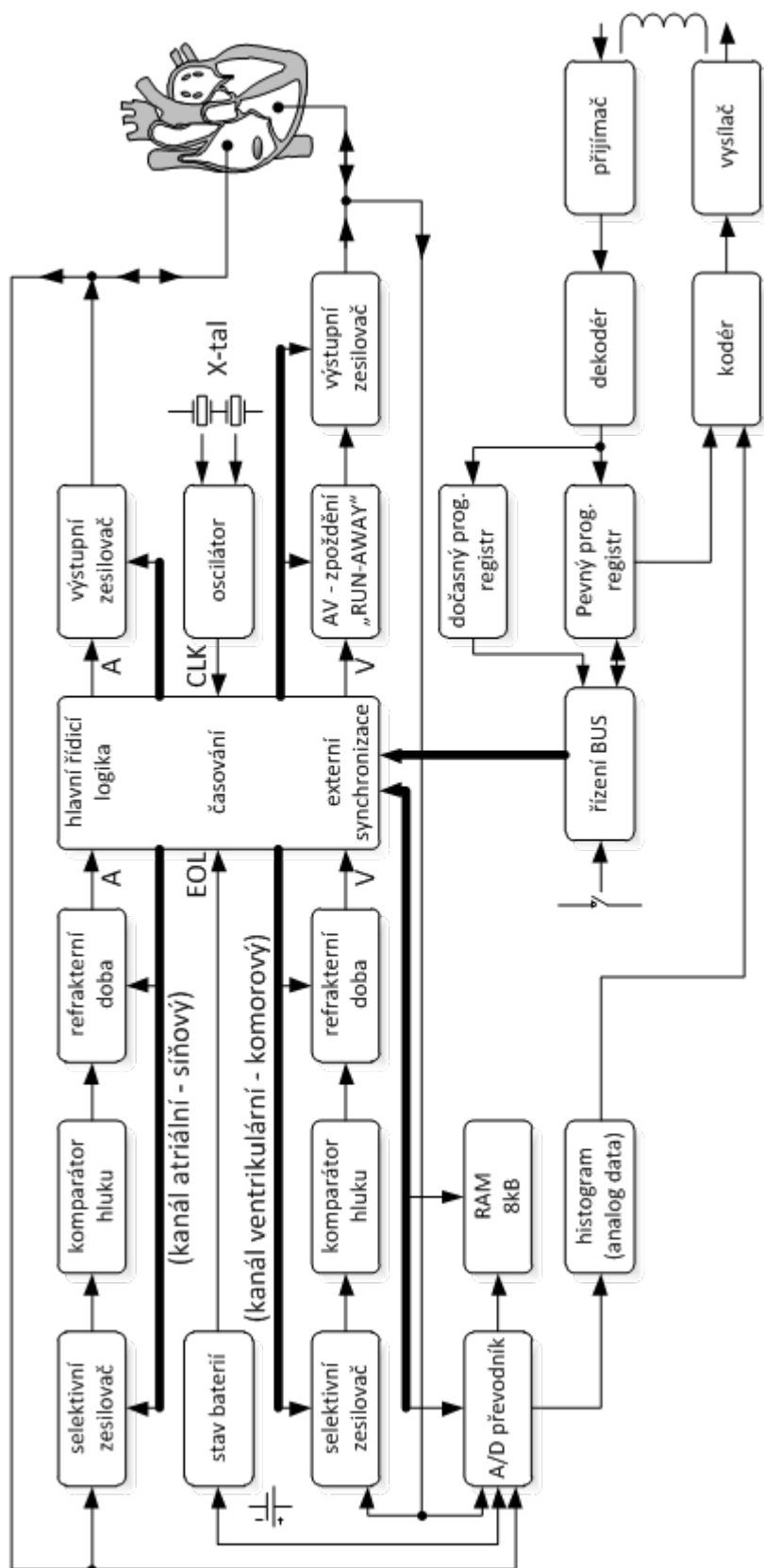
- čítání stimulačních impulsů,
- čítání snímaných dějů,
- detekce a čítání interference,
- nitrosrdeční elektrogram,
- impedance elektrody,
- potvrzení programového nastavení.

Programování implantovaného kardiostimulátoru se provádí na programovacím a monitorovacím systému (viz Obr. 3.10). Telemetrická sonda se přikládá nejvíce 8 cm od místa implantace. Po zapnutí programátoru nejprve proběhne test na prověření programátoru. Následně mohou být pomocí klávesnice do programátoru vložena data jak identifikační, tak stimulační, která se současně zobrazují na obrazovce. Po odeslání dat z programátoru telemetrickým kanálem je kardiostimulátor naprogramován.

Kontrola programovatelných stimulátorů je pravidelně prováděna odpovídajícím programovacím zařízením, a to pomocí zvláštních testů:

- test funkce (zda je stimulátor skutečně inhibován pacientovou samovolnou aktivitou),
- test zdroje,
- test stimulační elektrody.

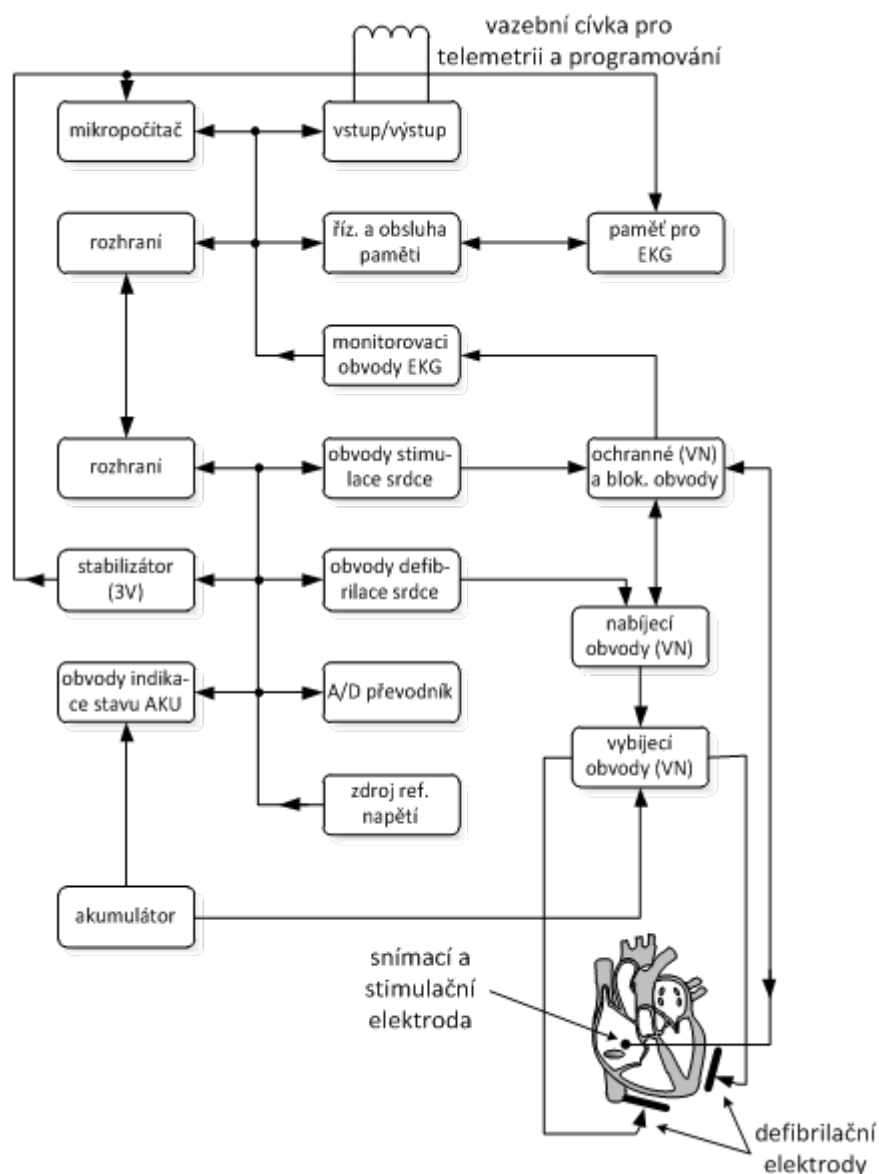
Jako příklad je na obrázku níže (viz Obr. 3.11) uvedeno blokové schéma dvoudutinového multiprogramovatelného implantabilního kardiostimulátoru typu DIPLOS (výrobek firmy Biotronik).



Obr. 3.11 Blokové schéma dvoudutinového multiprogramovatelného kardiostimulátoru.

3.2.12 Kardiostimulátory kombinované s defibrilátorem

Jedná se v současné době o nejnovější generaci kompletně integrovaných kardiostimulátorů. Zařízení v sobě zahrnuje současně funkci programově vyspělého kardiostimulátoru, diagnostického monitoru a defibrilátoru. Jeho provoz je spouštěn dotekovou arytmií (viz Obr. 3.12). Slouží nemocným s prokázaným rizikem náhlé smrti v důsledku spontánně (samovolně) vznikajících nebezpečných tachykardií.



Obr. 3.12 Blokové schéma implantabilního kardiostimulátoru a defibrilátoru.

3.3 Vývoj prostředků pro trvalou kardiostimulaci

S výhledovým vývojem prostředků pro trvalou kardiostimulaci pomocí implantabilních kardiostimulátorů je vedle léčby bradyarytmií a potlačení tachyarytmií věnována zvláštní pozornost systémovému řešení elektronických obvodů stimulatorů - použití digitálních obvodů, programování funkce implantovaných přístrojů (multiprogramovatelné kardiostimulátory) a využití mikroprocesorů („softwarové“ kardiostimulátory). Veliká pozornost je také věnována technologickým problémům, zejména napájecím zdrojům a zapouzdřeným přístrojům. Jako součástí stimulační techniky je věnována pozornost i stimulačním elektrodám, materiálovému a konstrukčnímu řešení stimulačních koncovek a způsobům upevnění (fixace) elektrody v srdci. Dále vodičům elektrod a jejím izolacím. K označení přesné funkce a režimu použití kardiostimulátorů je používán celosvětově užívaný kód.

Fyziologický kardiostimulátor - tomuto ideálnímu stimulatoru je nejvíce podobný přístroj s kódovým označením DDD. Fyziologický kardiostimulátor lze definovat jako přístroj, který:

- udržuje normální síňokomorovou aktivitu,
- mění stimulační frekvenci podle fyziologických potřeb organismu.

3.4 Základní typy moderních přístrojů

V níže uvedených kapitolách jsou popsány základní typy moderních přístrojů, včetně jejich základních vlastností. Jednotlivé typy přístrojů od různých výrobců se mohou lišit v některých popisovaných vlastnostech.

3.4.1 Přístroje potlačující tachyarytmie

V současné době se provádí stimulační terapie (léčení) tachyarytmií, zejména supra-ventrikulárních tachykardií, působených mechanismem reentry (návratu). Vhodně časovaným stimulačním impulsem lze postup vzruchu zastavit.

- **Dual demand** - (dvojí požádání) skutečnost, že asynchronně pracující stimulator, který interferuje s rychlou spontánní činností, může tachykardii zastavit, vedlo ke konstrukci tzv. „dual demand“ kardiostimulátoru. Tento přístroj pracuje do určité frekvence spontánní činnosti v režimu VVI a po překročení této frekvence dodává asynchronní impulsy jako VOO.
- **Scanning** - (snímání a sledování) snaha dodat cílený impuls do kritické oblasti, vedla ke konstrukci „scanning“ kardiostimulátoru. Po detekci tachykardie přístroj dodává stimulační impuls v určitém zpoždění za detekovaným spontánním impulsem. Zpoždění se postupně automaticky zmenšuje a přístroj tak hledá účinný interval, při kterém stimulační impuls zastaví tachykardii. Pokud není úspěšný zásah jedním impulsem, přístroj přidává druhý impuls a postup se opakuje. V případě úspěchu, přístroj přestává stimulovat a uloží si do paměti poslední úspěšné hodnoty pro další zásah.
- **Burst** - (uzavřený řetězec, série impulsů) je třetím principem stimulace. Přístroj po detekci tachykardie vysílá krátkou sérii rychlých stimulačních impulsů, z nichž některý padne do kritické zóny pro zastavení tachykardie.

Přístroje pracující podle všech výše popsaných metod jsou realizovány a jsou komerčně nabízeny řadou výrobců.

Digitální obvody

Zvyšování funkční složitosti je umožněno změnou použité technologie elektronických obvodů kardiostimulátorů. Dříve byly časovací funkce určovány analogově časovými konstantami $\tau = R \cdot C$ (nabíjení a vybíjení kondenzátoru). Dnešní přístroje pracují s digitálními (číslicovými) obvody a časování je odvozeno z krystalem řízeného oscilátoru, který pracuje na vyšší kmitočtu, obvykle okolo 32 kHz. Potřebné časové intervaly jsou určovány pomocí čítačů, které mohou počítat vpřed či vzad. Je možné je předvolit a určovat dosažení určitého stavu. Jestliže čítač počítá vzad, pak z předvoleného stavu trvá dosažení stavu nula určitý konstantní časový interval. Po dosažení nuly je dodán stimulační impuls a čítač je znovu předvolen na výchozí hodnotu. To umožňuje snadno měnit parametry kardiostimulátoru. Jestliže hodnota, na kterou je čítač předvolen, je uložena v registru, pak změnou obsahu registru lze měnit kmitočet kardiostimulátoru.

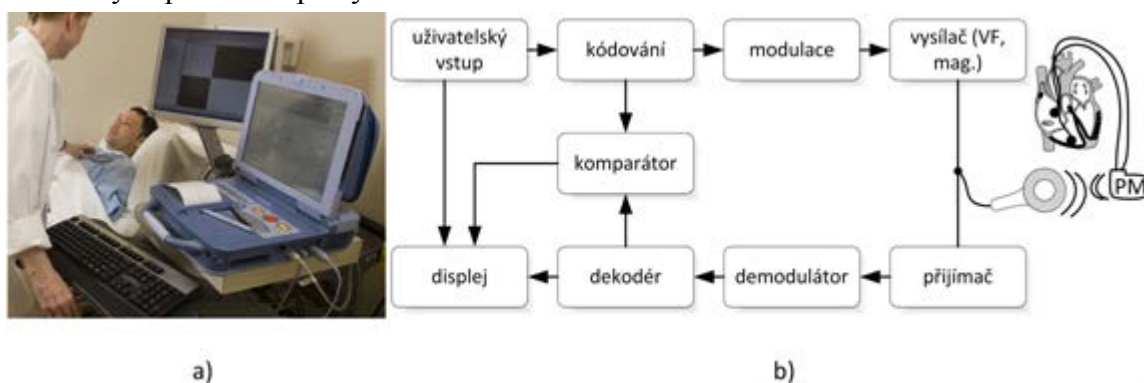
Programovatelnost

Programováním rozumíme neinvazivní přenos informace externím programátorem do implantovaného kardiostimulátoru tak, aby informace způsobila vratnou změnu funkce kardiostimulátoru. Moderní kardiostimulátory jsou programovatelné jednodutinové přístroje (např. VVI) a umožňují obvykle neinvazivní nastavení základních parametrů.

U složitějších dvoudutinových stimulátorů je nutné programovat tyto parametry nezávisle pro obě dutiny a navíc i hodnoty AV zpoždění a pracovní režim. Zcela nezbytná je možnost programování u přístrojů pro léčbu tachyarytmií.

3.4.2 Programovací systémy

Přenos informací mezi externím programátorem a kardiostimulátorem (viz Obr. 3.13) může být magnetickým polem - pulsní magnetické pole zavírá a otevírá jazýčkové relé, nebo v cívce jsou indukovány napěťové impulsy.



**Obr. 3.13 a) programování implantovaného kardiostimulátoru (podle fy Medtronix),
b) obvody programovacího zařízení.**

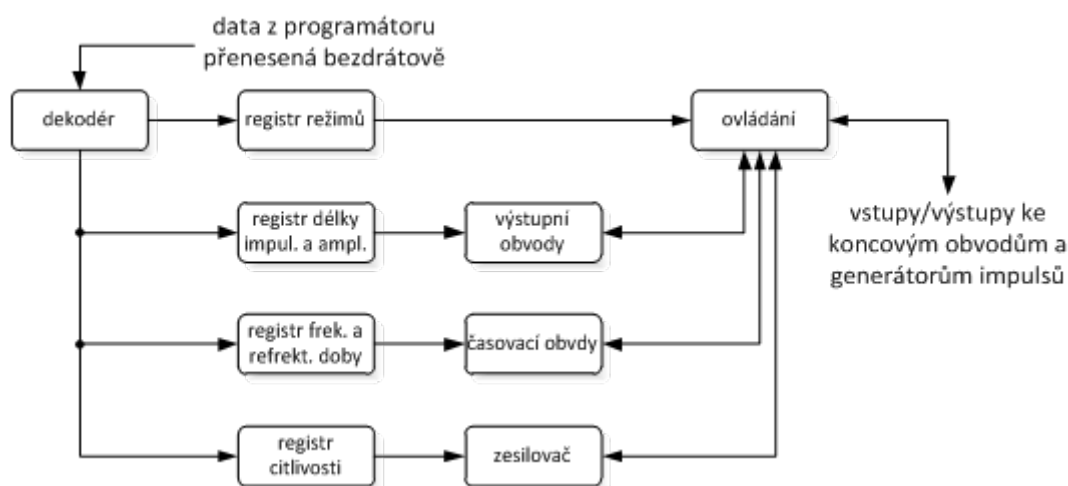
Také se používá vysokofrekvenčního (vf) přenosu, kdy série vf impulsů z programátoru, je detekována laděným obvodem stimulátoru. Všechny kardiostimulátory jsou ovšem vybaveny obvody pro identifikaci správné programovací série impulsů. Proto jsou moderní stimulátory vybaveny dvousměrnou telemetrií, která umožňuje vkládat do paměti implantátu navíc ještě

administrativní údaje. Programovací zařízení může být jako jednotka přikládána k implantovanému kardiostimulátoru, nebo jako stolní přístroj kabelem spojený s programovací hlavicí, která se přikládá k místu kardiostimulátoru (viz Obr. 3.13a). Obvody programátoru (viz Obr. 3.13b) obsahují vstupní část, kde lze klávesnicí nebo přepínači zvolit požadované hodnoty jednotlivých parametrů. Kódovací obvody, modulátor a vysílač převedou tyto informace na sled mg. a vf. impulsů, které jsou vysílány do kardiostimulátoru. Opačnou cestou přístroj vysílá údaje o nastavených hodnotách, příp. další data. Přijaté údaje porovnává komparátor se zvolenými hodnotami a na monitoru se pak objevuje potvrzení správnosti přijetí nového nastavení.

3.4.3 Hardwarový a softwarový kardiostimulátor

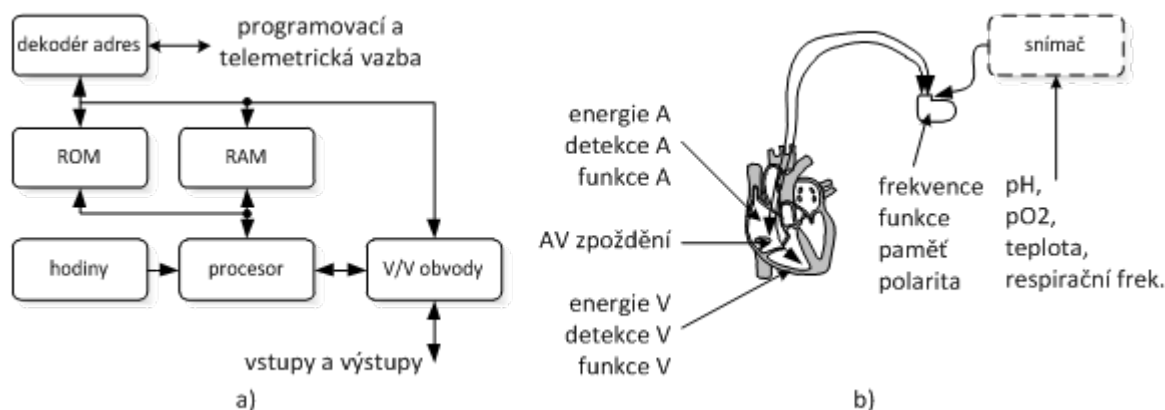
Elektronické obvody těchto kardiostimulátorů jsou řešeny jako integrované obvody technologie CMOS nebo TTL. Tato technologie umožňuje minimální proudový odběr. Pro řešení obvodů se nabízí dvojí cesta.

První klasickou cestou je jednoúčelový zákaznický LSI integrovaný obvod - „hardwarový“ kardiostimulátor (viz Obr. 3.14). Instrukce z programátoru jsou dekodovány a mění obsah jednotlivých registrů. Hodnoty parametrů jsou vyjádřeny obsahy registrů - např. registr frekvence obsahuje hodnotu předvolby pro čítač v časovacím obvodu, registr amplitudy určuje, kolik stupňů násobiče bude zapojeno atd.



Obr. 3.14 Kardiostimulátor se zákaznickým integrovaným obvodem („hardwarový“).

Druhou cestou je použití mikropočítače. Veškeré funkce vykonává mikroprocesor, který je řízen instrukcemi uloženými v pamětech ROM a RAM - „softwarový“ kardiostimulátor (viz Obr. 3.15a).



Obr. 3.15 a) Kardiostimulátor s mikropočítačem („softwarový“). b) Výhledový fyziologický kardiostimulátor s uvedením možných řídicích veličin a programových parametrů.

Na rozdíl od „hardwarového“ kardiostimulátoru lze navíc u „softwarového“ kardiostimulátoru měnit i program, podle kterého zařízení pracuje. Tento typ kardiostimulátoru umožňuje do již jednou implantovaného stimulátoru vložit později program pro stimulační metodu ještě neobjevenou. Jednou z cest ke zvýšení spolehlivosti jak vlastních obvodů, tak i programu, je zálohování složitějších programů základním programem v paměti ROM, který např. zaručí, že v případě poruchy začne přístroj pracovat jako VVI kardiostimulátor s kmitočtem 70 imp/min a plnou výstupní amplitudou. V tomto směru se vyvíjejí jednoúčelové mikroprocesory pro implantabilní kardiostimulátory.

3.4.4 Fyziologický kardiostimulátor

Současný vývoj kardiostimulátorů směřuje k realizaci tzv. fyziologického kardiostimulátoru, který bude svými vstupy a výstupy zapojen do uzavřené smyčky biologických regulačních soustav (viz Obr. 3.15b). Vyvíjejí se snímače, které umožní určovat stimulační frekvenci podle dechové frekvence, teploty, pH, Q - T intervalu, hluku prostředí snímané mikrofonom a podle dalších měřitelných veličin.

3.5 Napájecí zdroje implantabilních kardiostimulátorů

Existují tři základní způsoby napájení kardiostimulátorů:

- Kardiostimulátory s vlastním zdrojem:
 - článek rtuťový HgO / Ag – Zn, kapacita 1 Ah, životnost 4 – 5 let, používán v prvních stimulátorech,
 - článek Li – I (lithiový), malé samovolné vybíjení, napětí 2,8 V, životnost 8 – 12 let, v současnosti **nejpoužívanější zdroj**,
 - akumulátor NiCd, napětí 1,25 V, provoz 1 – 2 měsíce, nepoužívá se,
 - nukleární zdroj (USA), ^{238}Pu , napětí 6 V - termobaterie, za 20 let 5 V (500 Ω), životnost 20 - 30 let, experimentálně zkoušeno.
- Kardiostimulátory s vysokofrekvenčním (vf) přenosem energie:
 - implantován pouze pasivní přijímač buzený vnějším vysokofrekvenčním (vf) generátorem,

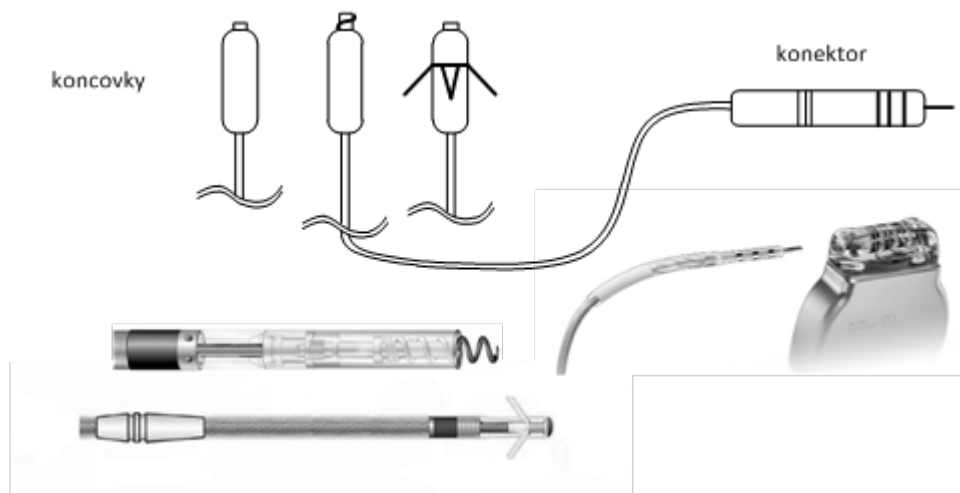
- přijímač je jednoduchý, velice spolehlivý,
- nevýhodou je, že pacient nosí vnější zařízení – vysokofrekvenční (vf) generátor, vliv rušivých vlivů.
- Kardiostimulátory s indukčním přenosem energie:
 - impulsy jsou přenášeny indukční vazbou z vnější cívky napájené vnějším akumulátorem.

V současné době se téměř výhradně používají lithiové články buď s pevným elektrolytem, nebo s nevhodnými organickými elektrolyty. Tyto primární zdroje mají nízkou hmotnost i objem na jednotku energie, nepatrné samovybíjení a již prověřenou vysokou provozní spolehlivost. Od užívání ostatních zdrojů bylo upuštěno ze závažných důvodů:

- nukleární zdroje: obavy z účinků trvalého záření, vysoká cena,
- akumulátory: závislost pacienta na dobíjecím zařízení, stres, životnost nepřesahuje životnost lithiových článků,
- rtuťové články: nízká spolehlivost, agresivní složky, vývoj plynů a tím znemožnění zapouzdření.

3.6 Stimulační elektrody a jejich koncovky

Elektrody slouží zároveň k dodávání stimulačních impulsů do srdce a ke snímání projevů srdeční aktivity. Elektroda s vlastní koncovkou a propojovacím vodičem musí zajišťovat spolehlivé spojení mezi stimulatorem a srdečním svalu.



Obr. 3.16 Stimulační elektroda a tvar jejich koncovek.

Musí být spolehlivá, s dlouhou životností, stimulační koncovka dobře fixovaná ve svalu, s optimálními stimulačními a snímacími vlastnostmi a musí mít malé rozměry (viz Obr. 3.16).

Základní data stimulačních elektrod:

- unipolární,
- délka elektrody: 650 mm,
- stimulační plocha: 8 mm², 12 mm²,
- materiál koncovky: Pt – Ir,
- izolační materiál: silikonová pryž,
- odpor R = 20 Ω,

- průměr: 2,2 mm.

3.7 Kódové označení implantabilních kardiostimulátorů

V předchozím textu je používáno označení funkce kardiostimulátorů písmeny podle mezinárodního kódu. Nejvíce je užíván kód NBG (North American Society of Pacing and Electrophysiology), BPEG (British Pacing and Electrophysiology Group), přičemž u antibradykardických kardiostimulátorů se jedná o kód 3 – 4 místný (viz Tab. 3.1).

I	II	III	IV	V
Stimulovaná dutina	Dutina, v níž je snímána aktivita	Způsob odpovědi stimulatoru na sensing	Programabilita, frekvenční adaptabilita	Antitachykardická funkce
V - komora	V - komora	T - spouštění	P - omezená prog.**	0 - žádná
A - síň	A - síň	I - inhibice	M - multi-prog.	P - stimulace
D - obě dutiny	D - obě dutiny	D - oba způsoby	C - komunikující	S - výboj
S - komora/síň*	0 - žádná dutina	0 - žádný způsob	0 - žádná prog.	D - obě možnosti
–	S - komora/síň*	–	R - frekvenční adaptabilita	–

* údaj S je speciální údaj výrobce; ** jen stimulační frekvence a/nebo amplituda impulsu

Tab. 3.1 Mezinárodní kód pro označení kardiostimulátorů.

Příklady některých funkčních označení:

- VOO - stimuluje komory, nesnímá (asynchronní s pevnou frekvencí).
- VAT - stimuluje komory, snímá ze síní. Projevy síňové činnosti spouštějí komorovou stimulaci.
- VVI - stimuluje komory, snímá z komor. Projevy komorové činnosti inhibují stimulaci (inhibovaný demand).
- DVI - stimuluje síně i komory, snímá z komor. Projevy komorové činnosti inhibují stimulaci A - V sekvenční).
- VDD - stimuluje komory, snímá ze síní i z komor. Projevy síňové činnosti komorovou stimulaci spouštějí a projevy komorové činnosti ji inhibují. Též nazývaný VDT/I (síňo-komorový s inhibicí).
- DDD - stimuluje síně i komory, snímá ze síní i z komor. Projevy síňové činnosti spouštějí a inhibují komorovou a síňovou stimulaci. Projevy komorové činnosti inhibují síňovou i komorovou stimulaci (fyziologický, A - V univerzální).

3.8 Kardiostimulátory pro krátkodobé použití

Tyto kardiostimulátory můžeme rozdělit:

- stimulátory pro dočasnou stimulaci,
- stimulátory diagnostické.

Kardiostimulátory jsou umístěny vně těla pacienta a používají se v těchto případech:

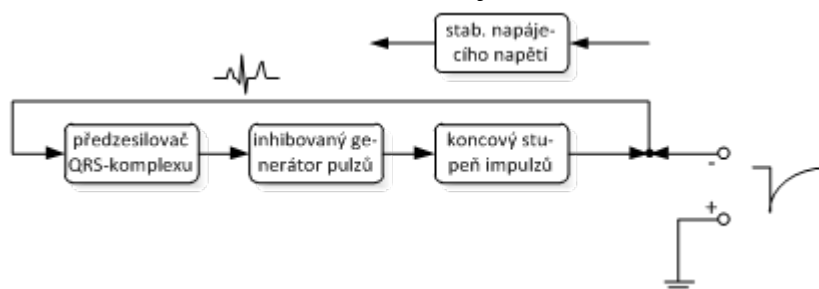
- za kritických situací - náhlá srdeční zástava,
- jestliže se očekává obnovení srdečního rytmu,

- před zavedením trvalé kardiostimulace.

Podobné externí stimulatory se také používají pro stimulaci: střev, svalů, močového měchýře apod.

3.8.1 Kardiostimulátory pro dočasnou stimulaci

Jsou používány v těch případech, kdy očekáváme normalizaci srdečního rytmu, nebo před zavedením trvalé stimulace. Jsou umístěny vně pacienta a mívají možnost nastavení různých pracovních režimů. Příklad takového kardiostimulátoru je uveden na obrázku níže (viz Obr. 3.17).



Obr. 3.17 Blokové schéma zevního kardiostimulátoru.

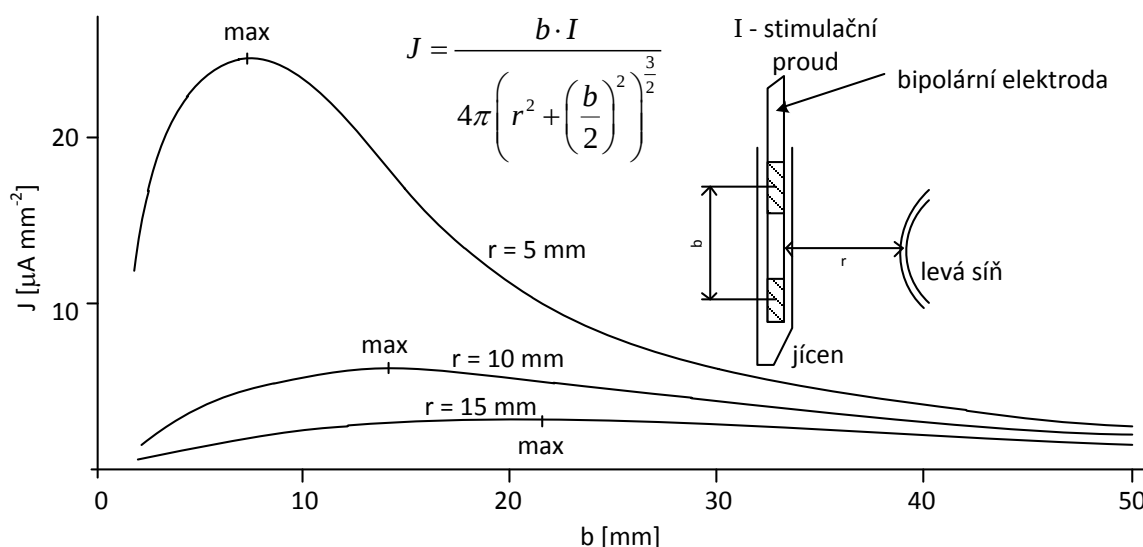
3.8.2 Kardiostimulátory diagnostické

Kardiostimulátory tohoto typu slouží jednak k ověřování některých funkcí převodního systému srdce, a také ke krátkodobým léčebným zásahům. U těchto stimulatorů bývá možnost nastavit opakovací kmitočet stimulačních impulsů v širokém rozsahu, stejně tak i parametry impulsů. Mají možnost provádět vysokofrekvenční (vf) stimulaci, mohou pracovat také jako stimulatory „demand“ (inhibované). Stimulační impulsy bývají na srdce přiváděny buďto pomocí elektrody zavedené žilní cestou, nebo pomocí jícnové elektrody při jícnové kardiostimulaci.

3.8.3 Jícnová stimulace srdce

Tyto stimulatory pracují na stejném principu jako stimulatory nitrosrdeční, avšak liší se svými výstupními parametry. Výstupní proud musí být nastavitelný až do 50 mA, což odpovídá napětí 50 V při impedanci tkáně 1000 Ω . Používá se pravoúhlý stimulační impuls široký alespoň 10 ms.

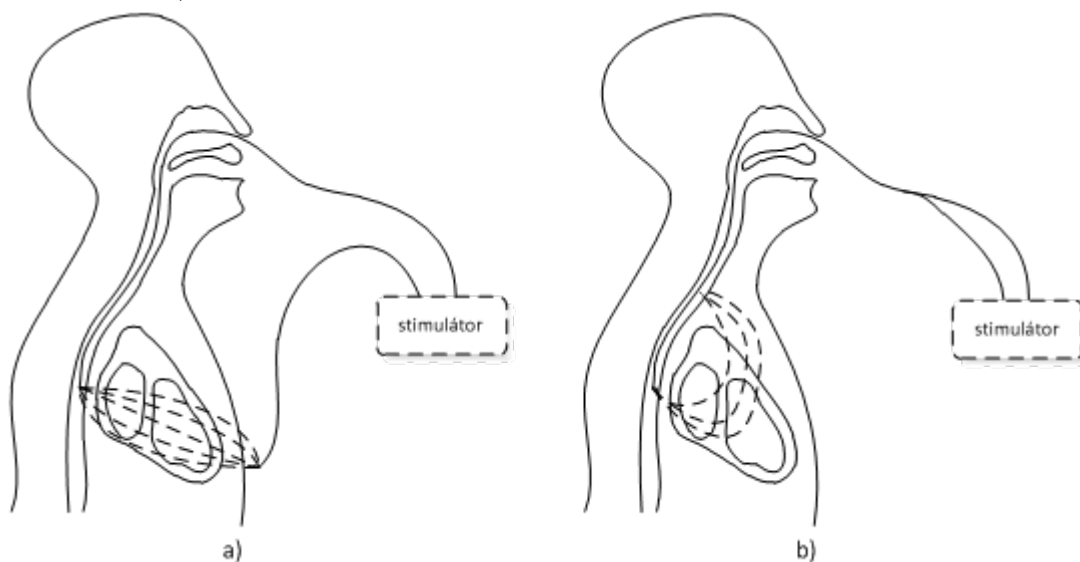
Umístíme-li unipolární elektrodu do jícnu tak, aby byla co nejbližší k levé síni, bude se vzdálenost r od ní pohybovat v rozmezí od 5 mm u dětí, do 10 mm u dospělých osob. Protože se jedná o bodový zdroj proudu, klesá hustota proudu s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje proudu. Při bipolární stimulaci jícnu je hustota proudu závislá na rozteči b a na vzdálenosti r od síně (viz Obr. 3.18). Z grafu na níže uvedeném obrázku (viz Obr. 3.18) je patrný vztah mezi vzdáleností r , roztečí b a hustotou proudu J .



Obr. 3.18 Graf znázorňující velikost hustoty stimulačního proudu J v závislosti na rozteči elektrod b a jejich vzdálenosti r od levé síně. Graf platí pro stimulační proud $I = 10 \text{ mA}$.

Existují dva typy elektrodových katétrů pro jícnovou stimulaci:

- unipolární elektrody - kdy proud protéká hrudníkem z elektrody upevněné na hrudi směrem k jícnové elektrodě, přičemž hrudní elektroda je připojena na kladný pól výstupních svorek stimulatoru (viz Obr. 3.19a),
- bipolární a multipolární elektrody - s dvěma až devíti elektrodami ve formě kovových kroužků vzdálených od sebe 10 – 30 mm, průměry katétrů jsou v rozmezí 2 – 4 mm (viz Obr. 3.19b).



Obr. 3.19 a) Použití stimulační unipolární elektrody zavedené do jícnu, přičemž druhá elektroda je umístěna na hrudníku **b)** Bipolární elektroda zavedená do blízkosti srdeční síně.

Jícnové elektrody se zavádějí buď nosem nebo ústy, a to zpravidla asi do vzdálenosti 35 cm od úst nebo 40 cm od nosu do blízkosti levé síně. O správné poloze svědčí vždy amplitudy vlny P ze zvoleného jícnového svodu.

Velikou výhodou jícnové kardiostimulace je, že nevyžaduje žádné zvláštní vybavení pracoviště. Při vyšetřování postupujeme tak, že nejdříve zavedeme jícnovou elektrodu, na přístroji zvolíme režim „jícen“, čímž místo unipolárního svodu V_6 vidíme na zapisovači elektrokardiogram z jícnových elektrod. Na voliči svodů hledáme takový svod na multielektrodě, který vykazuje maximální výchylku P vlny. Zapneme stimulátor a nastavíme šířku impulsu 10 ms a stimulační frekvenci asi o 10 – 20 % vyšší, než je vlastní sinusový rytmus.

Pomalu zvyšujeme výstupní napětí stimulátoru a na zapisovači, nebo na kontrolním monitoru sledujeme, zda je stimulace účinná. Pokud je stimulace neúčinná nebo bolestivá, volíme jinou polohu multielektrody a postup opakujeme. Mezi léčebné využití jícnové stimulace patří např. léčení bradyarytmií, rušení komorových a nadkomorových tachykardií, nebo síňových flutterů. Diagnostické využití spočívá např. v určování zotavovací doby sinusového uzlu, zjišťování poruch síňokomorového převodního systému, vyvolání a rušení nekomorových (supraventrikulárních) tachykardií, vyvolání fibrilace síní u pacientů s preexcitací (předčasné podráždění) k určení stupně ohrožení, opakovatelné testování účinnosti podaných léků apod. Jícnovou stimulací lze také využít i při neinvazivním způsobu snímání napětí Hisova svazku nebo pozdních komorových aktivit pomocí techniky průměrování více elektrokardiogramů z elektrod umístěných na hrudníku.

Shrnutí

Přímá a nepřímá kardiostimulace, řízené kardiostimulátory, fyziologický kardiostimulátor, stimulační elektroda.

Kontrolní otázky

1. Kdy se používá nepřímá kardiostimulace?
2. Který kardiostimulátor stimuluje síně i komory?
3. Vysvětlete rozdíl mezi řízenými a neřízenými kardiostimulátory. Popište jednotlivé typy.
4. V čem spočívá princip kardiostimulace? Jak probíhá?
5. Jaká je zásadní výhoda programovatelných kardiostimulátorů?
6. Který napájecí zdroj pro kardiostimulátory je nejpoužívanější?
7. Jaké jsou technické požadavky na elektrody používané ke kardiostimulaci?
8. Kdy se používají kardiostimulátory pro krátkodobé použití?
9. Popište princip jícnové kardiostimulace. Kdy se využívá?

Literatura

[CHM84], [CHM95], [ROZ00], [ROZ92], [WWW01]

4 Elektroterapie srdce – defibrilace.

Čas ke studiu: 2 hodiny

Cíl studia:

- definovat princip defibrilátoru
- popsat princip činnosti tohoto zařízení
- vyřešit technické principy konstrukce

4.1 Defibrilace

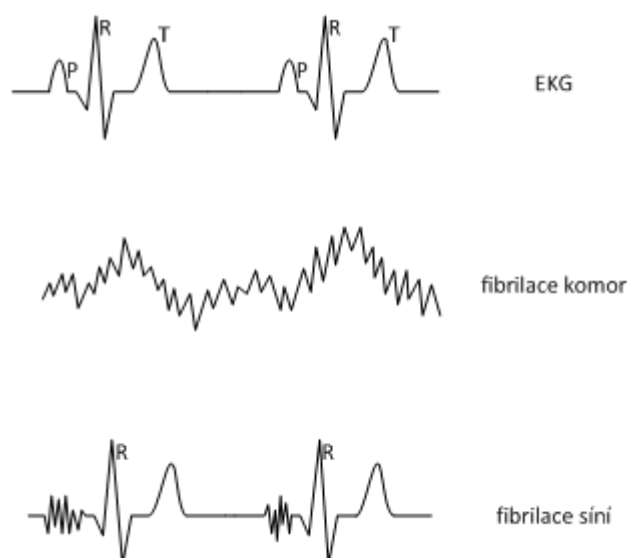
Studium fibrilace a defibrilace se začalo rozvíjet již v 19. století. Tehdy se zjistilo, že fibrilaci je možné indukovat působením střídavého proudu na srdce. V roce 1899 fyziologové Prevost a Batelli objevili, že silnější stejnosměrný elektrický výboj zastaví fibrilaci, a pak se objeví sinusový (normální) rytmus. Bohužel se tomuto objevu nedostalo dostatečné pozornosti, nicméně později byl potvrzen a zkoumán v mnoha zemích. První defibrilace, která zachránila lidský život, byla provedena hrudním chirurgem Claudem S. Beckem v roce 1947. Díky tomuto úspěchu byla tato metoda přijata a byly položeny základy klinického výzkumu defibrilace.

4.2 Defibrilátory

Defibrilátory jsou elektronické přístroje, které pomocí elektrického výboje zastavují chvění (fibrilaci) srdce.

Fibrilace srdce je stav, kdy se jednotlivá vlákna srdečního svalu stahují nekoordinovaně (chaoticky).

V závislosti na tom, ve které části srdce tento stav nastal, hovoříme o fibrilaci komor nebo o fibrilaci síní (viz Obr. 4.1).



Obr. 4.1 Fibrilace síní a komor.

Při fibrilaci síní se stahují síňové svalové buňky nepravidelně a neúčinně s frekvencí 300 – 500 krát za minutu. Srdce čerpá krev do krevního oběhu bez tzv. síňového příspěvku (chybí aktivní systola síní), minutový objem je snížen zejména při námaze až o jednu třetinu.

Nastane-li fibrilace komor, svalovina komor se nestahuje, pouze se nepravidelně chvěje. V tomto stavu srdce přestává čerpat krev do krevního oběhu. V EKG signálu se objeví nepravidelné chaotické vlny, které jsou bez hemodynamického účinku. Pokud není v krátké době (asi do 4 minut) fibrilace odstraněna, začíná nenávratné poškození mozku a postižený umírá. Nejúčinnějším prostředkem pro odstranění fibrilace síní a komor je použití elektrického výboje – elektrického šoku. To znamená, že přivedeme-li dostatečně velký proudový impuls na srdeční sval, může nastat, a také většinou nastává, obnova koordinované činnosti svalových vláken a srdce obnoví svoji normální činnost. Můžeme tedy říci, že defibrilační impuls je jakýmsi synchronizačním impulsem. Přístroj, který tento impuls vytváří, se nazývá defibrilátor.

Jsou známy tyto základní typy defibrilátorů:

- střídavý defibrilátor (nejstarší typ, nepoužívá se),
- kondenzátorový defibrilátor s výbojem přes tlumivku,
- kondenzátorový defibrilátor se zpožďovací linkou,
- defibrilátor s lichoběžníkovými impulsy.

Rozdělení defibrilátorů podle velikosti impulsu:

- nízkonapěťové (použití přímo na srdce), energie impulsu v rozsahu 50 – 100 J,
- vysokonapěťové (použití přes hrudník), energie impulsu až 400 J.

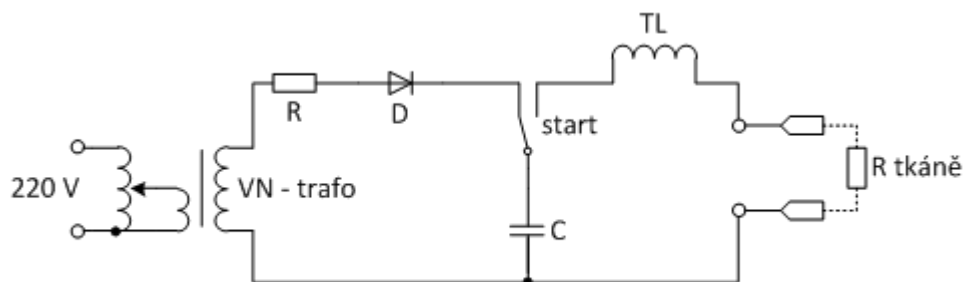
O velikosti proudu potřebného pro účinnou defibrilaci rozhoduje tvar a velikost defibrilačního impulsu. Tkáň obklopující srdce vytváří bočník, který odvádí část proudu z defibrilačního impulsu. Pokud přivádíme defibrilační impuls přes miskovité elektrody přímo na srdce, jsou tyto ztráty menší.

V případě fibrilace síní se používá synchronizovaná defibrilace. Při tomto způsobu defibrilace se s jistým časovým zpožděním po QRS komplexu vyšle defibrilační impuls. Tím se zabrání tomu, aby defibrilační impuls nebyl vyslán do T vlny elektrokardiogramu. To by mohlo způsobit vyvolání fibrilace komor, čímž by nastal horší stav, než byl před defibrilací síní. Ze čtyř výše uvedených typů defibrilátorů je v současné době nejrozšířenější typ kondenzátorový s výbojem přes tlumivku. Střídavý defibrilátor, který pro defibrilaci používal několik cyklů střídavého proudu, byl sice jednoduchý, měl však velké nevýhody - nebyl vhodný pro potlačení síňových arytmii. Proto se přestal používat. Defibrilátor se zpožďovací linkou sice rozšiřuje výstupní impuls, má však komplikované přepínání prvků linky. V poslední době se u nás začíná používat defibrilátor s lichoběžníkovými impulsy.

4.2.1 Kondenzátorový defibrilátor s výbojem přes tlumivku

Přesněji kondenzátorový defibrilátor pracující s výbojem kondenzátoru přes tlumivku. Potřebný úzký impuls s velikou výškou je získán vybíjením kondenzátoru ve vhodném obvodu (viz Obr. 4.2).

V tomto případě je transformované síťové napětí jednocestně usměrněno, a tímto usměrněným napětím je nabíjen kondenzátor C. Jeho výška je nastavitelná autotransformátorem, který je zapojen v primárním vinutí oddělovacího transformátoru. Sériový odpor R omezuje nabíjecí proud a chrání tak prvky obvodu. Střídavý voltmetr (V-metr) zapojený v primárním obvodu oddělovacího trafo slouží pro určení energie uchovávané v kondenzátoru. Není-li kondenzátor přepínatelný, může být V-metr ocejchován v jednotkách energie.



Obr. 4.2 Základní uspořádání kondenzátorového defibrilátoru s vybíjením kondenzátoru přes tlumivku.

Čas potřebný k tomu, aby se kondenzátor C nabil na 99 % plného náboje, je dán pětinasobkem časové konstanty podle vztahu:

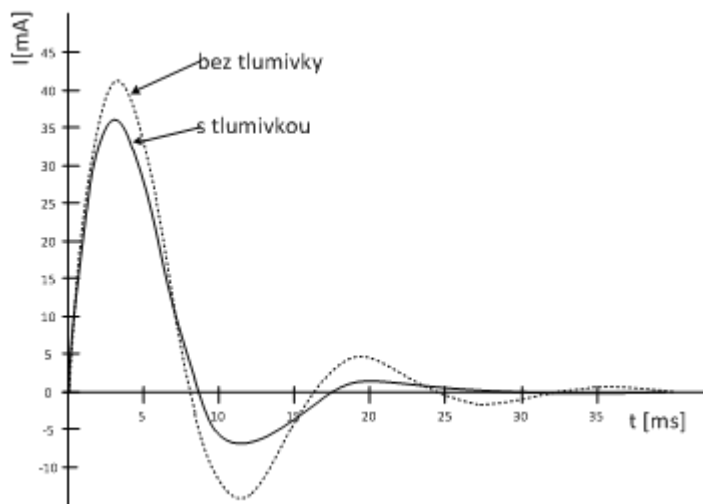
$$\tau = R_N \cdot C \quad (4.1)$$

kde:

$$R_N = R + R_D \quad (4.2)$$

Lékař vybíjí kondenzátor defibrilátoru pomocí spínačů umístěných na držadlech elektrod. Kondenzátor je do obvodu pacienta vybíjen přes tlumivku TL . Použití tlumivky při vybíjení kondenzátoru defibrilátoru v obvodu pacienta přemění vybíjecí obvod na sériový kmitavý obvod se ztrátami, kde převážnou část ztrátového odporu tvoří odpor v obvodu pacienta R_p a část vlastní odpor tlumivky.

Defibrilační impuls je tlumený kmit. Jeho parametry závisí nejen na kapacitě kondenzátoru a indukčnosti tlumivky, ale i na velikosti ztrátového odporu $R_{TL,p}$, který je dán součtem odporu tlumivky a odporu v obvodu pacienta R_p . Průběh defibrilačního impulsu na odporu v obvodu pacienta je zobrazen na obrázku níže (viz Obr. 4.3).



Obr. 4.3 Průběh defibrilačního impulsu pro odpor v obvodu pacienta $R_p = 40$.

Pro průběh proudu v obvodu pacienta platí vztah:

$$i = -I_0 \cdot e^{-\delta t} \cdot \sin(\omega_V) \quad (4.3)$$

kde:

$$I_0 = \frac{U_0}{L \cdot \omega_V} \quad (4.4)$$

Symboły v těchto rovnicích znamenají:

$R_{TL,p}$ [Ω]...celkový ztrátový odpor v kmitavém obvodu (odpor tlumivky a odpor v obvodu pacienta),

L [H]...indukčnost tlumivky defibrilátoru,

C [F]...kapacita kondenzátoru,

U_0 [V]...napětí, na které je nabit kondenzátor při počátku defibrilačního výboje,

$\delta = R_{TL,p}/2L$...činitel tlumení kmitavého obvodu,

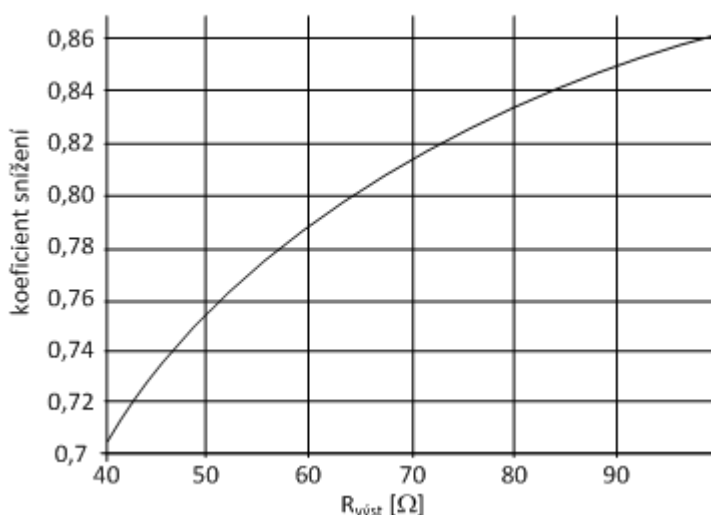
$\omega_V = \sqrt{\omega_{02}^2 - \delta^2}$...vlastní úhlový kmitočet kmitavého obvodu,

$\omega_0 = \sqrt{1/LC}$...vlastní úhlový kmitočet ideálního kmitavého obvodu.

Energie pro vlastní defibrilační výboj je uchovávána v kondenzátoru, který je nutno před vlastním defibrilačním výbojem nabít. Maximální velikost energie nashromážděné v kondenzátoru bývá do 400 J. U jednotlivých typů defibrilátorů se v malých mezích liší. Pro energii uchovanou v kondenzátoru platí vztah:

$$W = \frac{1}{2} \cdot C \cdot U_0^2 \quad (4.5)$$

Jelikož kapacita kondenzátoru bývá okolo 40 μF , potom pro shromáždění energie 400 J je nutno tento kondenzátor nabít na 4,472 kV. Tato energie není totožná s energií v obvodu pacienta, a také špičková hodnota napětí na tomto kondenzátoru se liší od maximální hodnoty napětí, které se v průběhu defibrilačního výboje objeví na defibrilačních elektrodách.

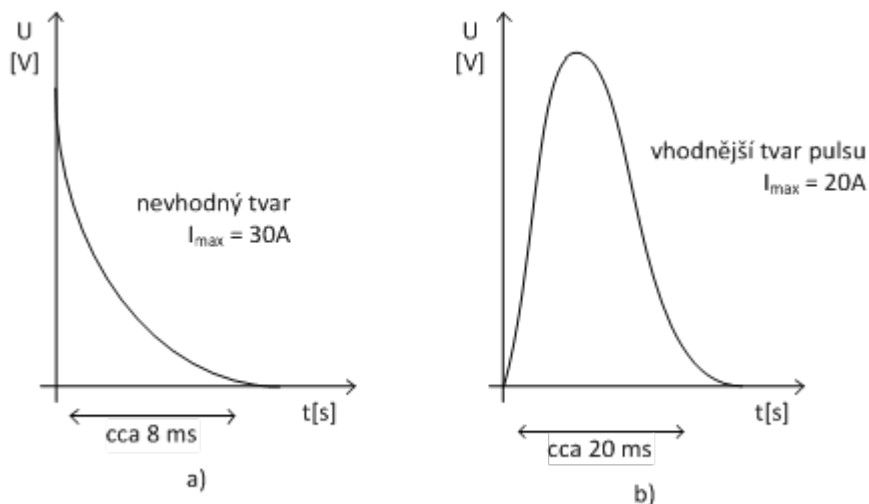


Obr. 4.4 Ztráty při defibrilaci.

Tlumivky defibrilátorů nemají zanedbatelný vlastní odpor, ale jeho hodnota dosahuje až 16 Ω . Indukčnost používaných tlumivek je 0,1 – 0,3 H. Odpor v obvodu pacienta se pohybuje v průměru okolo 50 Ω . Z hlediska přenosu energie je pak nutné uvažovat o energii ztracenou na tlumivce, což je hodnota, o kterou se sníží energie v obvodu pacienta. Tento stav zobrazuje graf

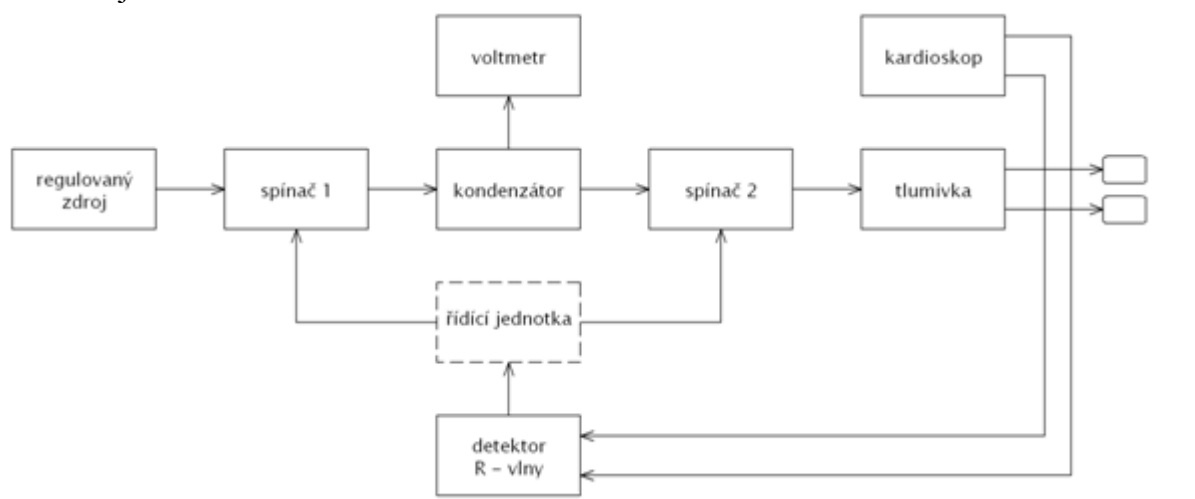
výše (viz Obr. 4.4). Vliv tlumivky na defibrilační impuls je zobrazen na obrázku níže (viz Obr. 4.5).

Z grafu je patrné, že energie, která se skutečně uplatní při defibrilaci, se liší od energie akumulované v kondenzátoru a navíc, že je funkcí odporu obvodu pacienta. Dále je nutno zvážit, zda z hlediska defibrilace je vlastně účinná jen první půlvlna.



Obr. 4.5 Vliv tlumivky na defibrilační impuls a) bez tlumivky, b) s tlumivkou.

Tvar defibrilačního impulsu defibrilátoru s tlumivkou značně závisí na odporu v obvodu pacienta. To je zřejmé z obrázku výše (viz Obr. 4.3). Průběhy obou křivek jsou vytvořeny při hodnotě odporu v obvodu pacienta 40Ω . Průběh s vyšší amplitudou platí pro případ, kdy není zohledněn vlastní odpor tlumivky. Průběh s nižší amplitudou platí pro případ, kdy odpor tlumivky je započítán. Graf na obrázku výše (viz Obr. 4.3) byl vytvořen pomocí simulačního programu na počítači. Blokové schéma skutečného kondenzátorového defibrilátoru s tlumivkou znázorňuje Obr. 4.6.



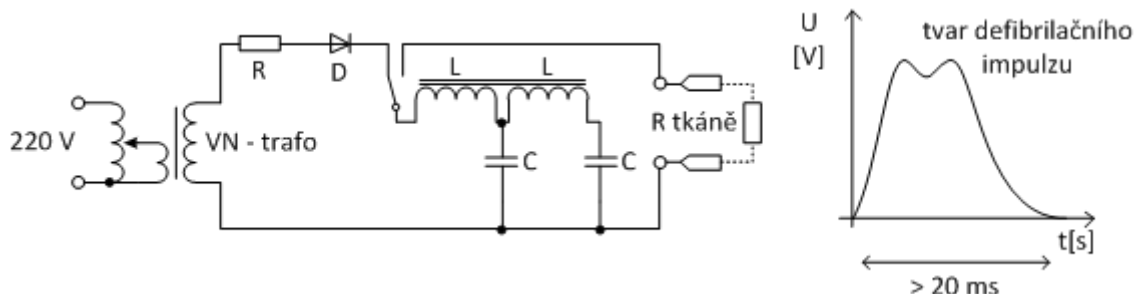
Obr. 4.6 Blokové schéma kondenzátorového defibrilátoru s vybíjením kondenzátoru přes tlumivku.

4.2.2 Kondenzátorový defibrilátor se zpoždovacím vedením

Tvar výstupního defibrilačního impulsu je možno ještě zlepšit. Jestliže tento impuls vytvoříme

pomocí zpoždovacího vedení, celková kapacita $C = C_1 + C_2$ má stejnou hodnotu, jakou je možné naměřit u obyčejných kondenzátorových defibrilátorů.

Impuls je však pravoúhlejší, špičková hodnota napětí trvá delší dobu, než u impulsu vytvořeného obyčejným kondenzátorovým defibrilátorem. Základní uspořádání defibrilátoru se zpoždovacím vedením zobrazuje Obr. 4.7.



Obr. 4.7 Principiální zapojení defibrilátoru se zpoždovacím vedením.

Použití zpoždovacího vedení umožňuje rozšíření defibrilačního impulsu ve srovnání s kondenzátorovým defibrilátorem s výbojem přes tlumivku. To má za následek další snížení velikosti proudu, který musí pro účinnou defibrilaci protékat obvodem pacienta. Menší proud snižuje riziko místního popálení kůže při nedokonalém přiložení defibrilačních elektrod. Tento typ defibrilátoru je o něco složitější než předchozí typ.

4.2.3 Defibrilátor s lichoběžníkovými impulsy

Představitelem tohoto typu defibrilátoru, který se u nás začíná používat, je americký defibrilátor MRL 360SL, výrobek firmy MRL. Je výjimečný tím, že jako jediný pro defibrilaci používá lichoběžníkový impuls se sestupným temenem. Temeno impulsu má exponenciální pokles. Rovněž u tohoto typu defibrilátoru je energie potřebná k vytvoření defibrilačního impulsu akumulována v kondenzátoru. Jeho kapacita je však ve srovnání s běžnými typy defibrilátorů podstatně vyšší. Pro různé hodnoty energie používá výrobce jednak různé základní hodnoty napětí na kondenzátoru a jednak různé šířky impulsů.

Vybíjení kondenzátoru je řízeno pomocí tyristorů. Jeden tyristor připojuje nabitý kondenzátor do obvodu pacienta a druhý tyristor tento kondenzátor po určité době vybije. Princip činnosti obvodu pro vytvoření lichoběžníkového impulsu zobrazuje Obr. 4.8. V tomto obrázku jsou pro jednoduchost spínací tyristory nahrazeny spínačem a přepínačem. V pohotovostním stavu je přepínač P_1 přepnut do polohy 1 a spínač S_1 je rozepnut. V okamžiku vyslání defibrilačního impulsu se přepne přepínač P_1 do polohy 2 a připojí nabitý kondenzátor C paralelně k odporu R_p , který v tomto náhradním zapojení zastupuje odpor v obvodu pacienta. Je-li do tohoto odporu dodáno předem zvolené množství energie, sepne spínač S_1 a tím je defibrilační impuls ukončen (viz Obr. 4.8).

Pro výstupní impuls defibrilátoru platí vztah:

$$U_{\text{výst}} = U_0 \cdot e^{-t/RC} \quad (4.6)$$

kde:

pro $t = t_i$ je U_0 rovno zvolené hodnotě,

pro $t > t_i$ je $U_0 = 0$ (kondenzátor je rychle vybit),

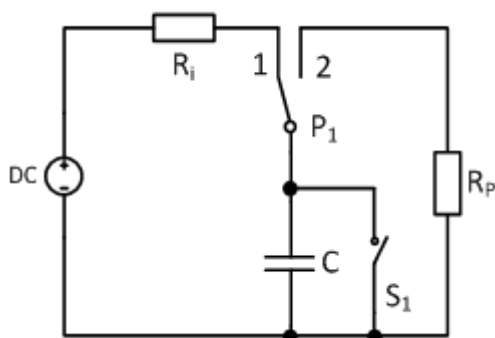
U_0 [V]...napětí na kondenzátoru,

t_i [s]...doba trvání defibrilačního impulsu,

$R = R_i + R_p$ [Ω]...celkový odpor ve vybíjecím obvodu,

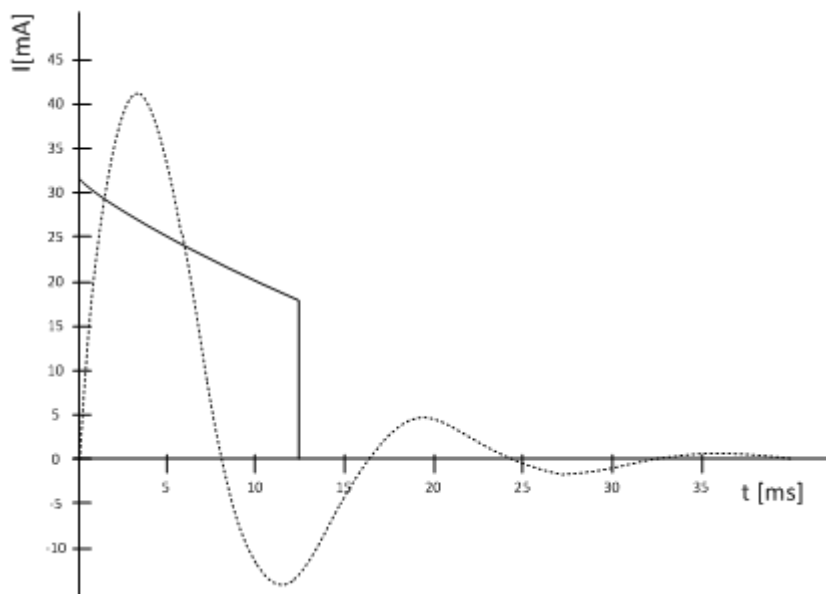
R_i [Ω] vnitřní odpor spínače,

R_p [Ω]...odpor v obvodu pacienta.



Obr. 4.8 Princip vytváření lichoběžníkového impulsu.

Okamžik ukončení výboje je definován momentem, kdy do obvodu pacienta je dodáno předem zvolené množství energie. Odpor v obvodu pacienta je měřen.



Obr. 4.9 Průběh proudu na výstupu defibrilátoru s lichoběžníkovým impulsem ve srovnání s defibrilátorem s tlumivkou. Energie výboje je 300 J, $R_p = 40 \Omega$.

Doba trvání výstupního impulsu t (v exponentu $-t/RC$) je u tohoto defibrilátoru funkcí odporu v obvodu pacienta. Ve srovnání s defibrilátorem s tlumivkou je možné přesně nastavit množství energie dodané do obvodu pacienta. Defibrilátor s lichoběžníkovým impulsem umožňuje dále

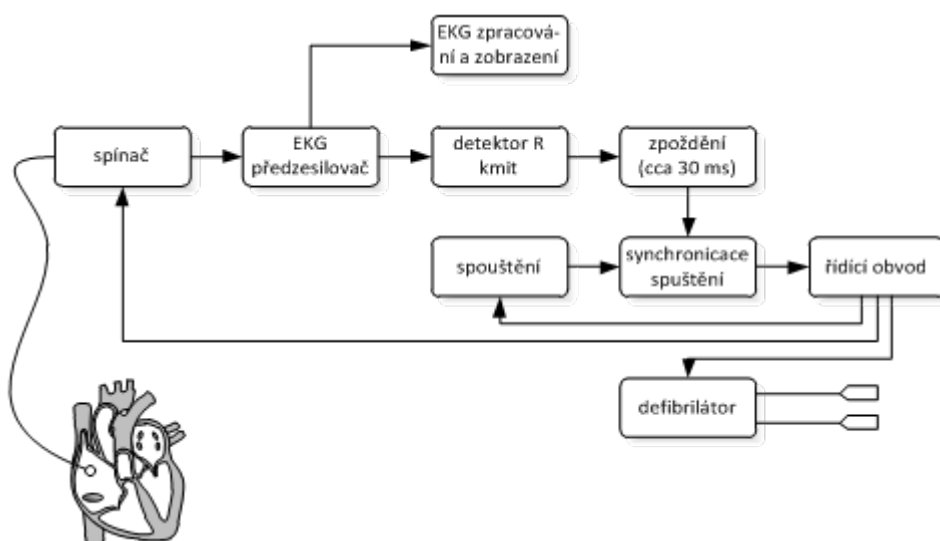
snížit maximální proud protékající při defibrilačním výboji obvodem pacienta tím, že umožní vytvoření širšího impulsu.

Dále je možné regulovat dobu trvání výboje v závislosti na odporu v obvodu pacienta, což umožňuje dodat do obvodu pacienta zvolenou energii. Přínosem tohoto defibrilátoru je snížení špičkové hodnoty proudu defibrilačního výboje.

4.2.4 Synchronizovaná defibrilace (kardioverze)

Je-li z defibrilátoru přiveden na hrudník pacienta dostatečně velký defibrilační impuls během trvání vlny T, je značné riziko, že tímto impulsem bude vyvolána fibrilace komor. Jestliže je defibrilátor použit pro odstranění fibrilace komor, tento problém se nevyskytuje, protože fibrilace už existuje. Jestliže však trpí pacient síňovou arytmií, může **přivedení defibrilačního impulsu v nevhodný okamžik vyvolat fibrilaci komor**. Tím se stav pacienta může výrazně zhoršit. Aby bylo možné se tomuto nebezpečí vyhnout, vyrábí se speciální defibrilátory, které zaručují, že defibrilační impuls nemůže padnout do vlny T (viz Obr. 4.10).

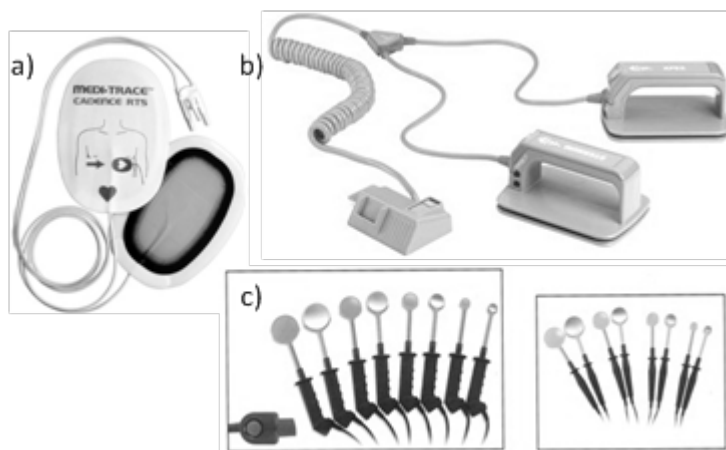
Základem celého přístroje je kombinace defibrilátoru a kardiomonitoru. Po stlačení tlačítka spouštějícího defibrilátor je defibrilační impuls vybaven s dostatečným zpožděním odvozeným od R vlny elektrokardiogramu. Po zjištění R vlny se odpojí vstup kardiomonitoru a za 30 – 40 ms proběhne defibrilace. Tím je zajištěno, že tento nebezpečný stav nenastane. Většina dnes vyráběných i nesynchronizovaných defibrilátorů má vestavěn kardioskop nebo EKG zapisovač sloužící pro kontrolu účinku defibrilačního výboje. Řada defibrilátorů může pracovat i jako kardiostimulátor.



Obr. 4.10 Příklad blokového zapojení synchronizovaného defibrilátoru.

4.3 Elektrody pro defibrilaci

Elektrody jsou důležitou součástí defibrilátoru. Musí zajišťovat dobré spojení defibrilátoru s povrchem těla. Tím se zabrání zbytečným ztrátám energie defibrilačního výboje na přechodu elektroda - tkáň. Dále se sníží možnost nebezpečí místního popálení tkáně v místech s příliš velkou proudovou hustotou. Elektrody musí být tlačeny k povrchu těla určitou silou. Důležitá je bezpečnost obsluhy, proto jsou držadla elektrod důkladně izolována a konstrukčně upravena tak, aby byl vyloučen i náhodný dotyk s elektrodou.



Obr. 4.11 Elektrody pro defibrilaci: a,b) elektrody pro přiložení na hrudník, c) elektrody pro přiložení na srdce.

Rozeznáváme dva druhy elektrod:

- elektrody pro přiložení přímo na srdce - používají se při operacích,
- elektrody pro přiložení na hrudník (viz Obr. 4.11).

Elektrody určené pro přiložení na srdce jsou miskovitého tvaru - jsou přizpůsobeny tvaru srdce. Na držadle je spouštěcí tlačítko, které je obvykle umístěno na obou držadlech elektrod, tj. spouštění je „obouruční“. Elektrody určené pro vnější použití jsou diskového tvaru s průměrem asi 10 cm. Rozměry izolačních disků jsou větší, než v prvním případě. Pro zmenšení přechodového odporu, elektroda - kůže a zvětšení dotykové plochy, se používá vodivá pasta.

Shrnutí

Defibrilátor, fibrilace, kardioverze, stimulační elektroda.

Kontrolní otázky

1. Jakou energii výboje mají vysokonapětové defibrilátory?
2. Jaké elektrody se používají pro přímou defibrilaci?
3. Jaká je výhoda defibrilátoru s lichoběžníkovými impulsy?
4. Vysvětlete princip synchronizované defibrilace.
5. Popište konstrukční provedení defibrilačních elektrod.

Literatura

[CHM84], [CHM95], [ROZ00], [ROZ92], [WWW01], [WWW02], [WWW03], [WWW04]

5 Ventilační technika. Umělá plicní ventilace a ventilační režimy. Inhalační anestézie.

Čas ke studiu: 3 hodiny

Cíl studia:

- pochopit princip a konstrukci ventilačních systémů

5.1 Dýchání

Jedná se o výměnu plynů mezi živým organismem a okolním prostředím. Při tomto ději dochází k nasávání vzduchu do plic a následnému vypuzování neboli ventilaci. Důsledkem je změna nitrohrudního tlaku, což vede ke změně tlaků v plicních sklípcích. Na ventilaci se podílí dýchací svalstvo, z nichž nejvýznamnějším svalem je bránice, která se podílí na klidovém dýchání. Svým stahováním a roztahováním zvětšuje, či zmenšuje objem hrudní dutiny. Dalšími svaly, podílejícími se na dýchání jsou zevní mezižeburní svaly. Jejich funkcí je spolupodílet se na vdechu. Při synchronní kontrakci s bránicí se zvedají žebra vzhůru, tím se hrudník vyklenuje a objem plic se rovněž zvyšuje. Výdech je za normálních podmínek děj pasivní díky pružnosti plic a hrudníku. Za normálních podmínek je dýchání plně automatizovaná činnost.

Z funkčního hlediska lze dýchání rozdělit na systém zabezpečující transport vzduchu do plicních sklípků, výměnu kyslíku a oxidu uhličitýho mezi sklípkovým plynem a krví plicních kapilár, který probíhá pasivně podle zákonů difúze. Plyn z oblasti vyšší koncentrace difunduje do oblasti koncentrace nižší. Kyslík v plicích difunduje ze sklípků do krve a oxid uhličitý naopak. Tuto soustavu na sebe navazujících dějů označujeme jako vnější dýchání. Vnitřním dýcháním rozumíme výměnu plynů mezi buňkou a jejím okolím.

Krevní systém obstarává transport plynů mezi plicními sklípky a buňkami tkání. Aby se krev mohla v plicích zbavit oxidu uhličitýho a obohatit o kyslík, musí proudit v dostatečném množství kapilárami ventilovaných sklípků a naopak, aby byla využita sklípková nabídka kyslíku, musí být ventilované sklípky náležitě prokrveny. Jen správný poměr mezi ventilací a perfúzí zaručuje dokonalou výměnu dýchacích plynů.

Souhru všech funkcí udržují za fyziologických okolností v klidu i při zátěži složité regulační mechanismy zabezpečující stálost vnitřního prostředí organismu. Tyto regulační mechanismy jsou reprezentovány především centry ústředního nervového systému na jedné straně a periferními receptory na straně druhé.

Protože výměna plynů mezi vzduchem a krví probíhá jen na úrovni alveolo-kapilární membrány, je z anatomie patrné, že existuje část dýchacích cest, kde žádná výměna plynů neprobíhá (nos, ústa, průdušnice, průdušky). Tento anatomický mrtvý prostor má objem kolem 150 ml. Protože však v klidu nejsou všechny plicní sklípky účinné při výměně plynů mezi vzduchem a krví plicních kapilár, existuje také fyziologický (funkční) mrtvý prostor a jeho ventilace je označována termínem ventilace funkčního mrtvého prostoru. Zbylá ventilace je označována termínem efektivní alveolární ventilace. Tlak CO_2 v tepenné krvi je přímo úměrný metabolické produkci a nepřímo úměrný sklípkové ventilaci.

5.2 Ventilační technika

5.2.1 Historie

Že život člověka je úzce spjatý s dýcháním si lidé začali uvědomovat již v dávném Starověku. Tato skutečnost vedla naše předky ke stále intenzivnějšímu zkoumání a uskutečňování prvních pokusů na zvířatech, kterým se snažili zachránit život. Již ve druhém století se zabýval experimenty na zvířatech Galénos, který nafoukl plíce mrtvého zvířete pomocí dmýchacího měchu. Ve 13. století popsal arabský autor Abi-Usaybia v knize Usunul-Anba kazuistiku v níž popisoval jak přivedl k životu pacienta, jenž byl okolím považován za mrtvého. Všiml si jeho reakcí na bolestivé podněty a zahájil umělou plicní ventilaci pomocí dmýchacího měchu, čímž přivedl pacienta opět k životu. Tento významný objev však zůstal ještě několik let bez povšimnutí.

Jako první popsal v 16. století resuscitaci dechu vlámský lékař a anatom Andreas Vesalius, jenž navazoval na Galánovy experimenty. Oživil prasnici tím, že jí zavedl trachesotomií rákosové stéblo do průdušnice a vdechoval do ní vzduch. Od této doby začali mít lékaři jisté povědomí o metodách UPV.

Anglický přírodovědec Joseph Priestley a Švéd Carl Scheele objevili nezávisle na sobě kyslík. Jednalo se o období Osvícenství, tedy 18. století. Dále se začalo uplatňovat cyklické stlačování hrudníku, kdy se například položil pacient na sud, a poté střídavým stlačováním a taháním dolních končetin docházelo k válení ze strany na stranu, čímž byl hrudní koš stlačován a uvolňován. Tyto metody se používaly hlavně námořníky, kteří velmi často takovýmto způsobem zachraňovali tonoucí. Metoda jimi byla užívána až do počátku 20. století. Taktéž v 18. století se začalo s úspěchem používat dýchání z úst do úst, které pomohlo zachránit mnoho lidí. V první polovině 19. století se však od této metody upustilo, kvůli možným komplikacím, jež jsou s dýcháním z úst do úst spojeny, jako například emfyzém plic a tenzní pneumothorax. Začali se používat pouze manuální metody.

Velmi známou a dlouho používanou byla manuální technika podle Silvestera, jenž se používala až do poloviny 20. století. Jednalo se o nepřímé dýchání natahováním a stlačováním horních končetin.

V době velké epidemie poliomyelitid, která postihla Evropu a Ameriku v první polovině 20. století byly použity pro UPV Železné plíce, které byly založeny na principu negativního tlaku. Pacient byl uložen až po krk do železné nádoby a v krčních oblastech utěsněn. V železné plíci se snížil tlak do záporných hodnot a tím došlo k roztažení plic, čili nádechu pacienta. Při změně tlaku do pozitivních hodnot pacient vydechl. Přístroj vynalezl Philip Drinker se svým bratrem a dvěma lékaři v roce 1929. Reostatem bylo možno nastavovat dechovou frekvenci. Pro boj s tímto onemocněním byly vyvinuty i tzv. kyrysové respirátory jenž plnil obdobnou funkci jako železné plíce s tím, že byl tvořen dvěma skořepinami, které se daly na přední a zadní stranu hrudníku a vzduchotěsně se spojily gumovými lamelami. Pokud byl uvnitř kyrysu během nádechu vytvořen podtlak, tak přístroj poskytoval asistovanou ventilaci.

Takovým průkopníkem ventilace pozitivním přetlakem se stal Fell-O'Dwyer se svým aparátem. Ten byl tvořen měchem, poháněným nohou a gumovou hadicí, která vedla do obličejové masky, později laryngální kanyly. Aparát byl později rozšířen R. Mathesem o aplikaci páry anestetika.

Při rozvoji letectví během 2. světové války došlo k rozvoji moderní plicní ventilace díky **Forrestu M. Birdovi**, jenž sám létal a vyvinul Aircrew Breathing Regulator pro výškové lety, z něž se později vyvinul ventilátor **Bird Mark 7**.

První komerční ventilační přístroj byl vyroben roku 1940 švédskou firmou AGA a nesl název Spiropulsator. Jednalo se přístroj poháněný vzduchem jehož autory byli Švédové Frenckner, Crafoord a C.E.Andersoon. Jako další vyvinul svůj ventilátor Švéd Engström roku 1951. Ten byl velmi hojně využíván při epidemii poliomyelitid, které vypukly roku 1952 v Kodani. Jednalo se o přístroj, který byl objemový, tedy obsahoval píst, jehož pohybem byl dodáván potřebný objem vzduchu do pacienta. Nevýhodou ovšem byla jeho nezávislost na poddajnosti a rezistenci plic pacienta. Ventilátor s elektronickou kontrolou vynalezl roku 1964 Jack Emerson. Dostal název Post-Op a poměr nádech:výdech byl kontrolován elektronicky.

Paul Astrup a Sven Schroder sestrojili zařízení, které provádělo analýzu pH a parciálního tlaku CO₂ v krvi pacienta. S použitím Clarkovy kyslíkové elektrody tak bylo možno analyzovat krevní plyny.

5.2.2 Generace přístrojové techniky

Technika umělé plicní ventilace byla zavedena do moderní medicíny anesteziology, kteří s dostupností kurare v polovině 40. let byli nuceni nahradit vlastníma rukama vyřazenou aktivitu respiračních svalů anestetizovaných pacientů. Když počátkem 50. let zasáhla epidemie poliomyelitidy Kodaň, vstoupila technika ventilační podpory i do léčby kritických stavů. Dýchání ručním dýchacím přístrojem a železnými plicemi bylo postupně nahrazeno technikou přístrojové ventilace přerušovaným přetlakem. Trvalo 20 let než se, z prvního jednoduchého Engströмова ventilátoru z roku 1952 stal díky elektronizaci prototyp moderních servoventilátorů Siemens-Servo 900.

V současné době pohlížíme na umělou plicní ventilaci jako na jednu ze základních podpůrných léčebných metod používaných u kriticky nemocných, sledující konkrétní klinické a fyziologické cíle, která ale nemá sama o sobě bezprostřední léčebný efekt. Vzhledem k možným nežádoucím vedlejším účinkům je proto třeba její indikaci pečlivě zvažovat, jak před jejím zahájením tak i v jejím průběhu a snažit se o její ukončení, jakmile odezní příčiny, pro kterou byla zahájena (doporučení Konsensuální evropsko-americké konference z roku 1993 o Umělé plicní ventilaci).

Vývoj dýchacích přístrojů od 60. let 20. století lze rozdělit do čtyř generací:

1. Jedná se o mechanické a pneumatické ventilátory, které neobsahovaly elektronické součástky. Nepodporovaly asistovanou ventilaci a tudíž musel být pacient v hluboké sedaci. Často docházelo k poškození plicní tkáně konstantním objemem vzduchu. Jednalo se o přístroje Bird, Engström, a Dräger. Roku 1971 bylo doporučeno používání pozitivního kontinuálního přetlaku CPAP, který umožňoval BabyBird. Dále byl roku 1972 vyvinut Bird Mark2, jenž umožňoval použití samotné IMV.
2. Druhou generaci již tvoří ventilátory, které obsahují elektronické prvky. Obsahují průtokoměr a servomotor, jenž řídí vdechový a výdechový ventil, kterými je regulován průtok vzduchu. Tyto ventilátory jsou schopny režimu SIMV. Ventilátory, které byly na rozhraní I. a II. generace byl elektronicky řízený Bennet MA1 vyrobený v roce 1967.

Do druhé generace již řadíme Emersonův Post-Op ventilátor s elektronickou kontrolou nádechu a výdechu. Dále to byl Siemens Servo 900C, vyrobený roku 1971. Používal tlakově řízenou ventilaci a režimy PCV a PSV.

3. Mezi třetí generaci jsou zahrnuty ventilátory obsahující mikroprocesor. Ten reguluje elektromagneticky řízené ventily. Použitím velmi citlivých snímačů dochází k dalšímu rozšíření ventilačních režimů a lepší přizpůsobivosti dechovému úsilí pacienta. Je zde možnost zajistit tlakovou podporu při výdechu PEEP i při částečném úniku plynu z okruhu. Mezi zástupce III. generace patří ECS2000 od Engströma, vyrobený roku 1974. Puritan-Bennett 7200, Dräger EV-A a Bear5, které již byly schopny podat grafickou informaci o změně ventilačních parametrů čase.
4. Do čtvrté generace spadají ventilátory, které obsahují multimikroprocesory, které umožňují nastavování parametrů na základě zpětné vazby a také umožňují použití hybridních ventilačních režimů. Multimikroprocesory se začaly používat v 90. letech 20. století.

5.2.3 Ventilační a anesteziologické systémy

Ventilační systémy jsou určeny k zachování základních životních funkcí organismu. Umělá plicní ventilace slouží k udržení krevních plynů v odpovídajícím množství a složení. Při aplikaci anestetických plynů umožní podání inhalační anestézie.

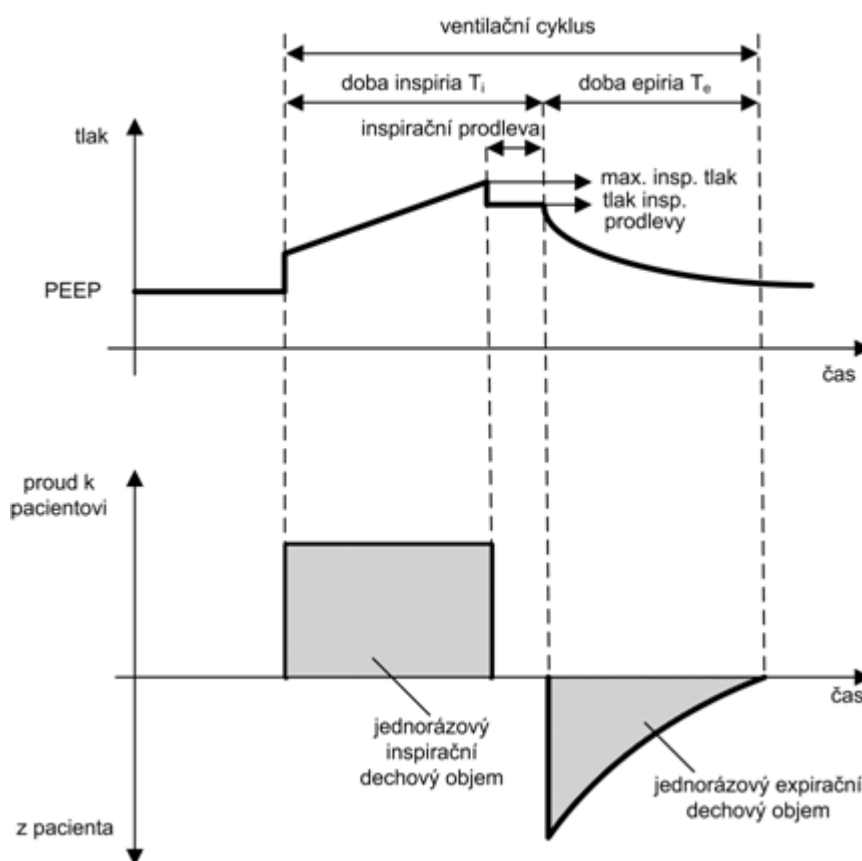
Při dlouhodobé aplikaci plní ventilátory nejen resuscitační požadavky podpory nebo náhrady ventilace pacienta, ale často i nároky respirační terapie (distenzní terapie plic, mozkový edém ap.). Nefyziologický způsob ventilace plic, zvláště jeho mechanický účinek, se však projeví na plicním parenchymu, funkci srdce a na hemodynamice organismu. Změny se projeví i ve vodní a elektrolytové rovnováze organismu.

Na Obr. 5.1 jsou uvedeny ideální křivky průběhu tlaku a proudu (průtoku vzduchu nebo směsi plynů) v plicích při řízené objemové ventilaci.

Na křivce tlaku je vyznačena hodnota *PEEP* (Positive End Expiratory Pressure) kontinuálního přetlaku v dýchacích cestách 0,5 až 1,5 kPa. Tlaky v dýchacích cestách jsou vztaženy k atmosférickému tlaku jako „nule“.

Při nádechu začíná proudit do plic pacienta konstantní rychlostí směr plynů a tlak v plicích lineárně roste až do maximálního inspiračního tlaku.

Tím je uzavřen jednorázový **inspirační dechový objem**. Následuje **inspirační prodleva** (obvykle 5 % ventilačního cyklu), kdy je ukončeno proudění směsi plynů do pacienta a ventilační systém udržuje tlak inspirační prodlevy. Rozdíl mezi maximálním inspiračním tlakem a tlakem inspirační prodlevy je podmíněn odporem dýchacích cest pacienta. Při výdechu tlak i proud plynu exponenciálně klesají. Tím je rovněž vymezen jednorázový **expirační dechový objem**. Z fyziologie respiračního systému je známo, že pro okysličení krve v plicích při vyšší koncentraci O_2 není nutná výdechová fáze - jedná se o **kontinuální apnoickou oxygenaci**. K vyloučení CO_2 je však rytmické střídání nádechu a výdechu zcela nezbytné.



Obr. 5.1 Ventilační křivky.

Poměr dob trvání inspira a expira je obvykle 1 : 3. Nádechový objem se odvozuje z celkové hmotnosti pacienta: 10 - 12 ml/kg. Minimální respirační frekvence je 12 dechů/min. Maximální tlak směsi plynů při nádechu nesmí překročit 6 kPa, jinak hrozí nebezpečí vzniku **barotraumatu** (poranění vysokým tlakem). Průměrná minutová ventilace je 7 l/min.

Funkce ventilačních i anesteziologických systémů není myslitelná bez nezbytných plynů. Reservoáry plynů jsou tlakové nádoby (lahve) o možných objemech 2, 5, 10, 15, 20 nebo 40 l. Tlak v lahvích je různý. Kyslík a vzduch jsou v plynném stavu a proto tlak v lahvích klesá s odběrem. Anestetické plyny jako oxid dusný, cyklopropan ap. jsou v lahvích v kapalném stavu a proto je indikován stále stejný tlak až do vyčerpání. Barevné značení tlakových nádob pro zdravotnictví určuje norma ČSN 07 85 10 (1995). Předepsány jsou dvě varianty: nátěr celé láhve v barevném kódu s bílým nátěrem zaoblené části u ventilu nebo nátěr láhve barvou khaki s barevným pruhem na zaoblené části. Barevné kódy jsou uvedeny v Tab. 5.1.

Plyn	Značení celé láhve	Barevný pruh
kyslík	modř návěstní	bílá
oxid dusný	šedá	modř návěstní
dusík	zelená	černá
oxid uhličitý	černá	šedá
cyklopropan		oranž návěstní
etylén		fialová
helium		hněd" čokoládová
kyslík+oxid uhličitý	modř návěstní	bílá+šedá
kyslík+helium		bílá+hněd" čokol.
vzduch.		bílá+černá

Tab. 5.1 Barevné značení tlakových láhví.

5.3 UPV

Umělá plicní ventilace dále jen UPV je mechanický způsob dýchání, kterým je nahrazena nebo zastupováno spontánní dýchání pacienta, který dýchá nedostatečně nebo nedýchá vůbec. Příčinou nedostatečného dýchání je většinou porucha dýchacích automatismů, poranění hrudníku či samotných plic. Méně častou příčinou může být nedostatek kyslíku ve vdechované směsi plynu. Složení vzduchu obsahuje za normálních okolností 20,95% kyslíku.

Plicní ventilace se dělí na invazivní a neinvazivní:

Invazivní UPV – využívá se zde orotracheální intubace, tracheostomie či koniopunkce. Dochází k narušení kožního krytu.

Neinvazivní UPV – využívá se neinvazivní ventilace pozitivním přetlakem. Je definovaná jako způsob mechanické ventilační podpory bez nutnosti invazivního zajištění dýchacích cest. Tedy za použití obličejových dýchacích masek nebo kyslíkových brýlí. Nedochází k narušení kožního krytu.

5.3.1 Cíle UPV

Mezi cíle, kterých chceme dosáhnout užitím UPV patří zejména:

- odvrácení respirační acidózy,
- podpora alveolární ventilace,
- funkční reziduální kapacita,
- zvládnutí dechové tísně,
- odvrácení hypoxémie,
- prevence a případné odstranění již vzniklých atelaktáz,
- snížení myokardiální či systémové spotřeby kyslíku,
- snížení nitrohrudního tlaku,
- stabilizace hrudní stěny,
- snížení práce dýchacího svalstva,
- možnost celkové anestezie, hluboké analgosedace či nervosvalové blokády,
- náhrada a podpora dýchání i dlouhodobého.

5.3.2 Indikace ventilační podpory

Při rozhodování o nasazení umělé plicní ventilace rozhodují hlavně tyto kritéria:

- apnoe,
- dechová frekvence nad 35 dechů/min,
- vitální kapacita plic pod 15 ml/kg,
- poměr mrtvého prostoru a dechového objemu V_d/V_t pod 60%,
- maximální insp. podtlak, který je nemocný schopen vyvinout méně než 25 cm/H₂O.

5.3.3 Klasifikace ventilátorů

V současné době jsou v učebnicích uváděna různá klasifikační schémata, protože jednotliví výrobci přístrojů přistupují k dané problematice z různých stran. K obecně přijaté klasifikaci ventilátorů používáme pět základních kritérií:

- a) druh pohonné energie,
- b) přepínání z inspiria na expirium,
- c) použitá frekvence dýchání,
- d) tlakové hodnoty,
- e) způsob řízení ventilačního režimu.

Zařazení ventilátoru do některé z klasifikací umožňuje orientačně posoudit některé důležité vlastnosti ventilátoru související s jeho obsluhou a ventilací pacienta.

Ad a) Podle **druhu pohonné energie** se přístroje dělí na:

- elektrické,
- pneumatické.

Elektricky poháněné přístroje musí být připojené na elektrickou síť. Elektrický proud pohání kompresor nebo vstupní ventily zabezpečující přísun dýchací směsi. Elektricky poháněné přístroje mají zabudovaný náhradní zdroj energie. Pneumaticky poháněné přístroje využívají na pohon tlak plynu (kyslíku nebo vzduchu), který slouží jako základ plynné směsi vháněné do plic pacienta.

Ad b) Podle **přepínání z inspiria na expirium** se přístroje dělí na:

- tlakově řízené ventilátory. Přepnutí nastane po dosažení naprogramovaného tlaku v dýchacích cestách.
- časově řízené ventilátory. Přepnutí nastane po uplynutí nastaveného časového intervalu (T_I) nezávisle od vzniklého tlaku v dýchacích cestách pacienta nebo protečeného objemu do jeho plic.
- objemově řízené ventilátory. Přepnutí nastane po dosažení nastaveného dechového objemu (V_T) v plicích pacienta.
- proudem řízené ventilátory. Přepnutí nastane po protečení nastaveného proudu plynu do plic pacienta.
- ventilátory řízené pacientem. Přepnutí nastává tehdy, když pacient dá impuls (vznikem podtlaku v dýchacích cestách anebo změnou objemu v dýchacím okruhu) na přepnutí z expiria na inspirium. Tímto se vlastně liší od předcházejících čtyř systémů, které přepínali z inspiria na expirium.

Ad c) V souvislosti s tímto dělením se používá Maplesovova klasifikace.

Podle **použité dechové frekvence** se přístroje dělí na:

- ventilátory s normálním rozsahem dechové frekvence, obvykle v rozsahu od 6 do 60 dechů/min. Tímto rozsahem jsou pokryté fyziologické i patologické požadavky všech věkových skupin.
- vysokofrekvenční ventilátory s rozsahem dechové frekvence od 60 do 3000 dechů/min. Ty se ještě dělí na tři skupiny a to s frekvencí do 100 dechů/min, s frekvencí od 100 do 400-600 dechů/min (vysokofrekvenční trysková ventilace) a s frekvencí od 900 do 3000 dechů/min (oscilační ventilace).

Ad d) Podle **tlakových hodnot** v dechovém cyklu se přístroje dělí na:

- ventilátory s pozitivním tlakem,
- ventilátory s pozitivním i negativním tlakem.

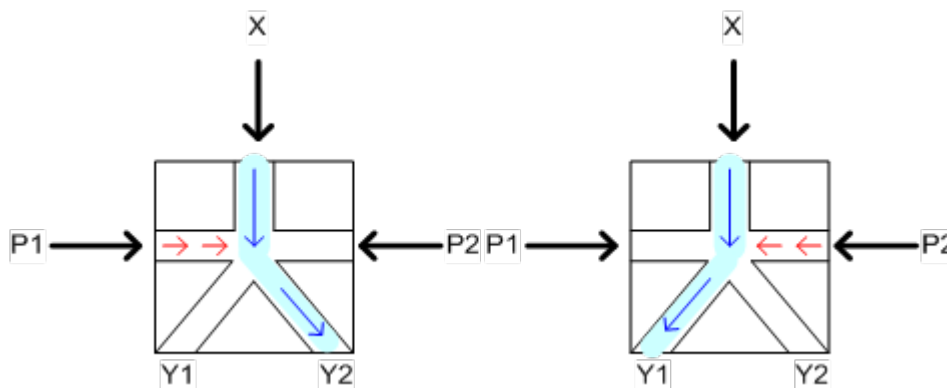
Ad e) Podle **způsobu řízení ventilačního režimu** se ventilátory dělí na přístroje řízené:

- mechanicky (v současnosti již nepoužívané),
- fluidicky (ventilátory I. generace),
- elektronicky (ventilátory II. generace),
- zpětnou vazbou (ventilátory III. generace) s využitím fluidikových prvků a elektroniky. Tyto přístroje nazýváme servoventilátory (předpona servo- označuje zpětnou vazbu), protože dodržují nastavený ventilační režim i při změně rezistence a poddajnosti v dýchacím systému pacienta.

5.3.4 Fluidikové prvky

Byly objeveny v letech 1970-1975. Pomocí nich je možné sestavit logickou síť ventilátoru. Jedná se o prvek který tvoří vstup, dva pomocné vstupy a dva výstupy. Pomocnými pneumatickými vstupy je průtok logickým prvkem vychylován jednotlivými směry viz. Obr. 5.2. Časy přepínání mezi jednotlivými fluidikovými prvky jsou řešeny pomocí tlaku přivedeného membrány, které jsou přitlačovány pružinami. Síla tlaku pružin a tedy i čas lze měnit. Generátorem je zde injektor tvořený na principu Venturiho trysky Obr. 5.3. Pohon u fluidikových ventilátorů je převážně pneumatický.

Mnoho ventilátorů obsahovalo i elektromagnetické ventily, které jsou nyní zastoupeny ve většině přístrojů a jsou ovládány elektronikou přístroje.

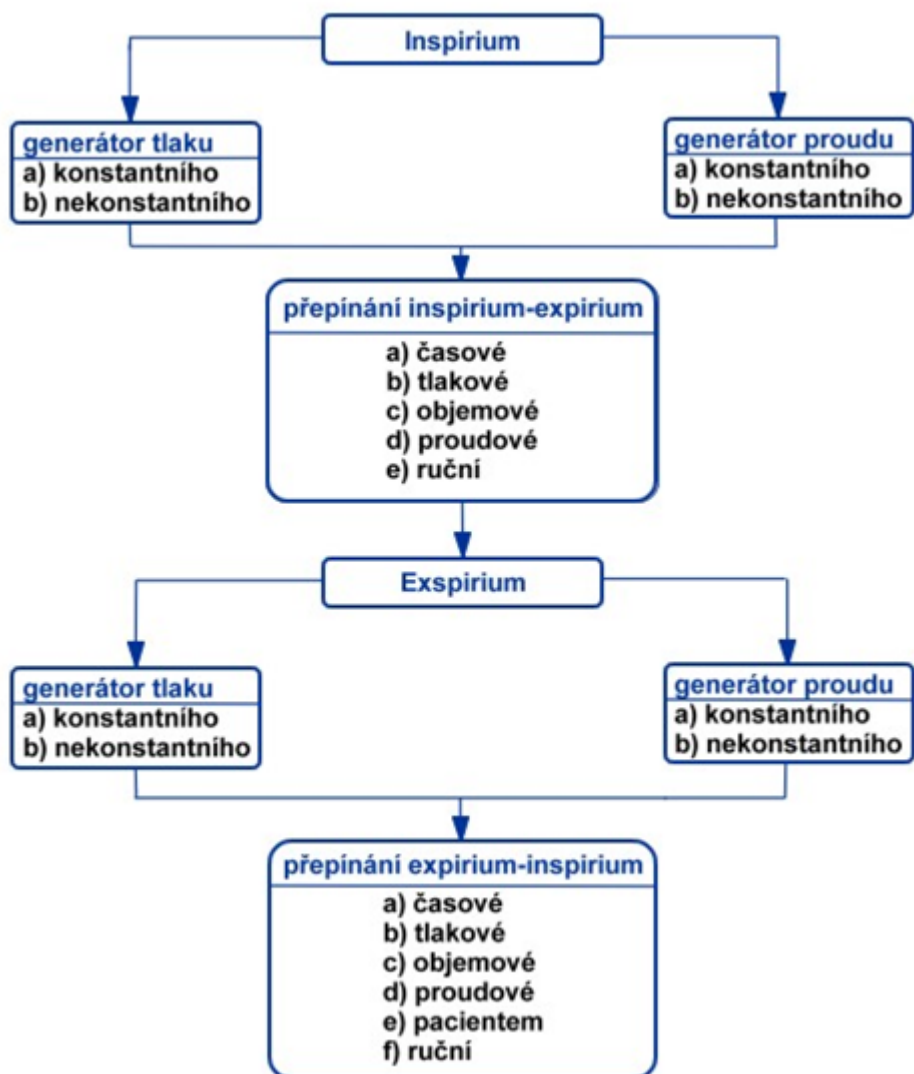


Obr. 5.2 Princip fluidikového prvku.



Obr. 5.3 Venturiho tryska.

5.3.5 Klasifikace ventilátorů podle Maplesona



Obr. 5.4 Klasifikace ventilátorů podle Maplesona.

Maplesonova klasifikace (viz Obr. 5.4) užívaná pro ventilátory řízené elektronicky (II. generace), popisuje fázi inspiria a expiria z hlediska generovaného tlaku nebo proudu a způsob přepnutí z jedné fáze na druhou.

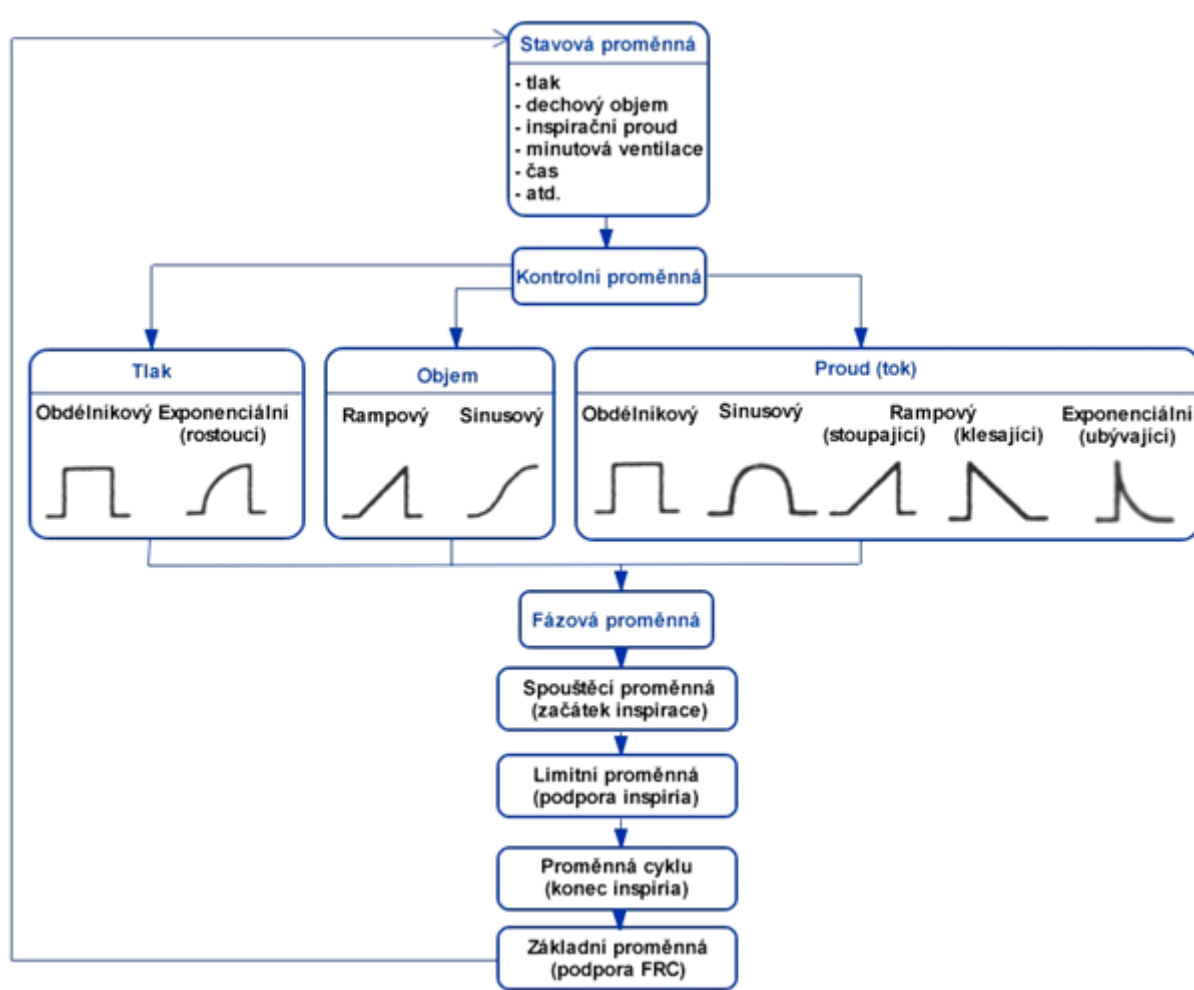
Generátory tlaku produkují nízký hnací tlak (konstantní nebo proměnný) a mají nízkou vnitřní rezistenci. Jejich výkonnost je proto ovlivněna impedancí respiračního systému. Přepínání (cyklování) je proudové, objemové nebo smíšené. Mezi přednosti této metody patří:

- udržení dechového objemu s kompenzací malých netěsností,
- dosažení maximálního objemu při daném tlaku.

Jako podstatná nevýhoda se zde však projevuje nekonstantnost dechového objemu v závislosti na změnách impedance.

Generátory proudu (objemové ventilátory) jsou konstrukčně řešeny vysokým hnacím tlakem a vysokou vnitřní rezistencí a jejich výkonnost není příliš ovlivněna impedancí respiračního systému. Přepínání je časové, tlakové a objemové. Výhoda této ventilace je v dodržení nastaveného objemu. Na druhou stranu, před zavedením servoventilátorů, tyto generátory při snížení poddajnosti plic vytvářely nebezpečí tyto plíce protrhnout. Současné typy servoventilátorů však umožňují změnu vnitřní rezistence a nastavení hnacího tlaku.

5.3.6 Klasifikace ventilátorů podle Chatburna



Obr. 5.5 Klasifikace ventilátorů podle Chatburna.

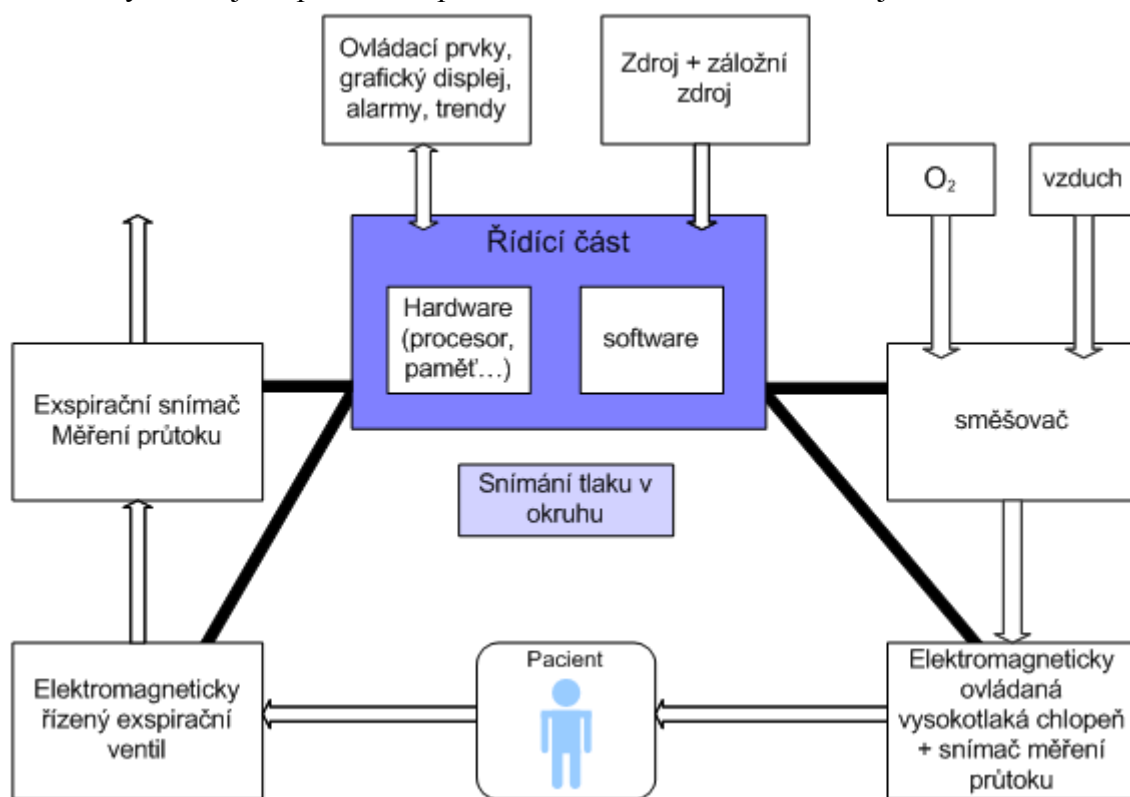
V současné době pro popis servoventilátorů (III. generace) je nejčastěji přijímána klasifikace podle Chatburna (viz Obr. 5.5), která vychází z analogie interakce ventilátoru a respiračního systému s matematicko-fyzikálním modelem v podobě tzv. pohybové rovnice respiračního systému. Podle ní se v průběhu dechového cyklu mění tzv. řídicí proměnné funkce (proud, objem a tlak) a v danou chvíli lze kontrolovat pouze jednu z nich.

Na obrázku vidíme, že je třeba na počátku monitorování zvolit stavovou proměnnou, podle

kteře se bude řídit ventilační cyklus. Dále se volí kontrolní proměnná, která nastavuje ventilátor do jedné z kategorií dělení podle Maplesona (generátor tlaku, generátor proudu), a kterou budeme kontrolovat. Volbou fázových proměnných dokončíme popis požadovaného ventilačního cyklu. Fázové proměnné můžeme zvolit podle zvolené stavové proměnné nebo podle jiné veličiny, kterou nabízí daný typ ventilátoru.

5.3.7 Ventilátor

Hlavními funkčními částmi každého ventilátoru jsou zásobníky plynů (vzduch, O₂) s jednotkou mísení a dávkování, patientská část s hadicemi i ventily a řídicí jednotka zabezpečující odpovídající ventilační režimy. Přidavnými funkčními bloky jsou pohlčovač CO₂ a zvlhčovač. Zcela nezbytný je monitorovací systém, který v současné době umožňuje stanovit nejen základní funkční parametry plicní ventilace, ale i analýzu vydechovaných plynů pacienta jako formu funkčního vyšetření jeho plic. Principiální blokové schéma ventilátoru je uvedeno na Obr. 5.6.



Obr. 5.6 Blokové schéma ventilátoru.

Jedná se o mikroprocesorem řízený ventilátor umožňující dodávku plynů jak při spontánním dýchání, tak při umělé ventilaci plic - **zástupové ventilaci**. Systém je také označován jako **servoventilátor**, protože využívá snímačů tlaku a průtoku plynů v dýchacím okruhu pacienta k zavedení „zpětné vazby“ při řízení.

Při umělé ventilaci musí lékař - anesteziolog nastavit následující parametry systému:

- respirační rychlost (poměr),
- ventilační režim (průběh tlaku),
- respirační objem,
- koncentraci O₂,

- špičkový průtok,
- hodnotu PEEP.

Tyto parametry (kromě PEEP) jsou využívány k výpočtu průběhu celkového požadovaného inspiračního průtoku směsi plynů.

V zásadě je možné, aby ventilační systém vůči pacientovi pracoval jako zdroj konstantního nízkého nebo vysokého tlaku - **měkký** nebo **tvrdý zdroj**. To závisí na velikosti a průběhu tlaku v dýchacích cestách pacienta. U nízkého tlaku zdroje plynů narůstá tlak v dýchacích cestách postupně, kdežto u tlaku vysokého (10 x vyššího než tlak při nádechu) rovnoměrně. Elastické vlastnosti dýchacího ústrojí pacienta (poddajnost a odpor dýchacích cest) v prvním případě ovlivní, ve druhém neovlivní nastavené ventilační parametry systému.

Aplikace ventilačního systému na dýchací ústrojí pacienta je možná obličejovou maskou, tracheální rourkou nebo tracheotomickou kanylou. Napojení se realizuje dýchací vrapovanou hadicí se silnou stěnou nebo vyztužením kovovou spirálou. Vnitřní průměry hadic jsou 10 nebo 20 mm. Součástí systému jsou vdechové, výdechové a pojistné přetlakové ventily. Dýchací vak slouží k ruční ventilaci, ale také jako reservoár plyné směsi.

Zvlhčování inhalované směsi plynů je nutné při každé intubaci nebo tracheostomii (vyústění průdušnice). Zvlhčovače pracují na principu syčení ventilační směsi plynů parami kapalin nebo aerosolem. První způsob využívá ohřev kapalin, druhý tříštění kapének mechanicky nebo ultrazvukem. Ultrazvukové „nebulizátory“ nejsou vhodné pro systémy s uzavřeným dýchacími cestami.

5.3.8 Základní prvky ventilátoru

Zdroj pohonu:

- pneumatický zdroj – energie akumulovaná stlačením plynu (tlaková nádoba nebo centrální rozvody plynů),
- elektrický zdroj – elektrická energie, která pohání elektromotor nebo turbínu ve ventilátoru.

Pohonné zařízení - transformuje energii zdroje na generovaný transrespirační tlakový gradient. Ventilátor využívá energii dodanou vnějším kompresorem nebo využije elektrickou energii k přeměně na pneumatickou energii vnitřním kompresorem. Při využití energie stlačeného plynu je po úpravě tlaku pomocí redukčního ventilu průtok plynu do okruhu ventilátoru regulován tzv. řídicími výstupními ventily. V jednodušších přístrojích je řídicí výstupní ventil pouze mechanický a je řízen pneumaticky. V současných moderních přístrojích je výstupní ventil tvořen elektromagneticky řízenými, proporcionálně regulovanými ventily, které umožňují zpětnovazební řízení činnosti ventilu v průběhu inspira.

Řídicí jednotka - zajišťuje koordinaci činností jednotlivých komponent ventilátoru a ovládá pohonné zařízení – řídicí výstupní ventily.

Zařízení k modulaci expira – Jedná se jednak o PEEP ventily, které slouží k udržování nastavené tlakové úrovně v době expira. Dále to jsou expirační rezistory, které slouží k deceleraci (zpomalení) expiračního průtoku plynů.

Měření tlaku a průtoku – tlak je snímán nejčastěji v Y spojení. Informace o tlaku slouží k monitorování průběhu ventilace, alarmovým hlášením, případně k iniciaci inspira. Dříve se

používaly nerodivé manometry, nyní se instalují silikonový membránový tlakový převodník. Průtok se měří nejčastěji diferenciálními tlakovými pnemotachografy, které sledují velikost tlakového gradientu nad definovaným rezistorem a z velikosti tohoto gradientu odvozují velikost průtoku. Taky se využívají anemometry s rozžhaveným drátkem, který se při průtoku plynu ochlazuje a mění svou impedanci.

Monitorovací jednotka, systém alarmů – zajišťuje bezpečnost nemocného. Umožňuje zobrazování aktuálních hodnot, sledování trendu a při překročení zadaných limitů dojde ke spuštění alarmů. Většinou se jedná o systém hierarchie alarmů, kdy mohou být definovány 3 až 4 stupně alarmů.

1. stupeň – jedná se alarm akustický a vizuální, jehož funkce je zdvojená nelze ji vypnout. Při aktivaci alarmu ventilátor přechází do zálohové ventilace.
2. stupeň – jedná se o méně intenzivní akustický i vizuální alarm, jehož funkce není zdvojená.
3. stupeň - jedná se o vizuální alarm, který hlásí změnu pacientova stavu. Nemá zdvojenou funkci. Varují obsluhu na chybné nastavení ventilátoru.

Bezpečnostní prvky - Patří zde záložní zdroj elektrické energie záložní ventilační režim antiasfyktický ventil, který zajišťuje otevření okruhu ventilátoru do atmosféry při poruše kompenzaci netěsnosti okruhu ventilátoru.

Pacientský dýchací systém – v UPV se používají vesměs dva druhy patientských dýchacích systému a to jednocestný nebo okruh. **Jednocestný dýchací systém** tvoří jedna hadice na jejímž konci je T nebo Y spojka. Jeden otvor ústí k pacientovi, kterému je plyn distribuován přes dýchací masku a na druhý otvor je připojen takzvaný expirační ventil, který zajišťuje vypuzení pacientova výdechu z dýchacího okruhu do atmosféry. Hadicí tedy proudí pouze plyn od ventilátoru směrem k pacientovi.

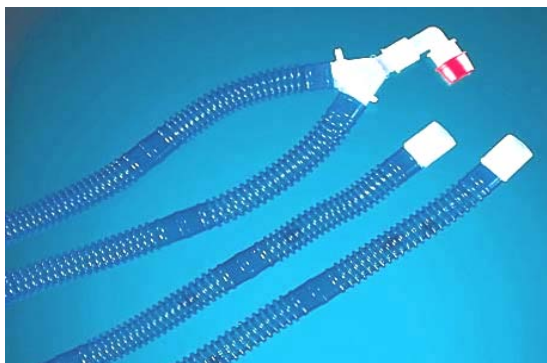


Obr. 5.7 Expirační ventil.



Obr. 5.8 Jednocestný dýchací systém.

Okruh (dvoucestný dýchací systém) je tvořen dvěma hadicemi, na jejichž konci je Y spojka. Na tu je nasazena pouze dýchací maska. Pacientovy cesty jsou zde izolovány od okolního prostředí. Jednou hadicí je zajištěna inspirace a druhou hadicí je zajišťována expirace pacienta. Okruhy se vyrábí na jedno či více použití.



Obr. 5.9 Dvoucestný dýchací systém – okruh.

5.3.9 Doplnkové prvky

Jedná o zařízení, které je možno k ventilátoru připojit podle potřeby. Mezi nejčastěji využívané patří níže popsané prvky.

Nebulizátor

Neboli rozprašovač, slouží k inhalačnímu podávání léčiv viz Obr. 5.10. Ta jsou rozprášena nejčastěji při inspiriu a inhalována pacientem do plic. Nejčastěji se používají tryskové nebo ultrazvukové nebulizátory. Většina ventilátorů má pro nebulizaci vývod se stlačeným plynem, který je synchronně aktivován v inspiriu. U přístrojů, které tento vývod nemají je možné použít ultrazvukový nebulizátor, který je ovládán ventilátorem.



Obr. 5.10 Nebulizátor (NIG).

Zvlhčovače

Zvlhčovače se používají ke zvlhčení případně ohřátí vdechované směsi plynů. Mohou být aktivní nebo pasivní. U aktivního zvlhčování proudí směs plynů přes komorový systém, kde se ohřívá a je zvlhčována ohřátou sterilní vodou. U pasivního zvlhčování je nutné zařadit mezi dýchací cesty pacienta a okruh ventilátoru výměník vlhkosti a tepla. Ten při výdechu zadržuje teplo z vydechovaného plynu a během nádechu jej předává vdechovanému plynu. Jedná se o méně účinnou metodu než je tomu u aktivního zvlhčování. Pro pasivní zvlhčování se využívá filtrů typu HME (Heat & Moisture Exchanger).



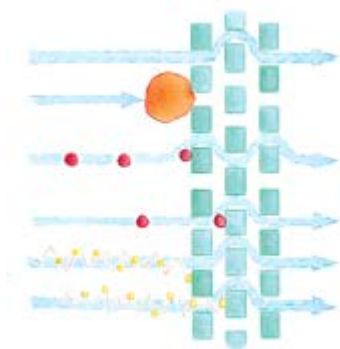
Obr. 5.11 HME pasivní zvlhčovač.

Protiprašné a antibakteriální filtry

Slouží k ochraně pacienta před vdechnutím prachu či bakterií, které mohou být obsaženy hlavně ve vdechovaném vzduchu z atmosféry, případně z centrálního rozvodu. Na druhé straně je možné použít filtry i k ochraně ventilátoru, před bakteriemi z dýchacích cest pacienta. Existují tedy filtry pro inspirační a expirační filtraci. Velmi často se využívá kombinace protiprašného a antibakteriálního filtru a pasivního zvlhčovače. Jedná se o HMEF filtry (Heat & Moisture Exchange Filter, viz Obr. 5.12), který je schopen jak filtrace, tak zvlhčování vdechované a vydechované směsi. Většinou se zařazuje mezi Y spojku a dýchací masku. Pro filtraci pouze prachových a bakteriálních částic se využívá HEPA filtrů. Filtry jsou schopny zadržet až 99,99 % nečistot. Způsob filtrace je znázorněn na Obr. 5.13.



Obr. 5.12 HMEF filtr.



Obr. 5.13 Princip filtrace protiprašných a antibakteriálních filtrů.

Odkapávače (Water trap)

Jedná se o zařízení, jejichž úkolem je shromažďovat vysráženou vodu z ventilačního okruhu. Umisťují se proto uprostřed ventilačního okruhu na nejnižší místo.



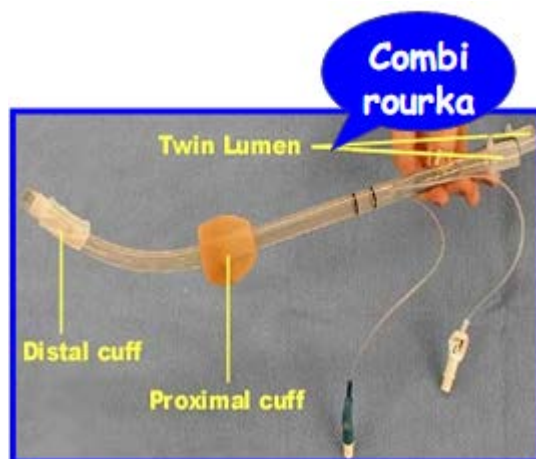
Obr. 5.14 Odkapávač.

5.3.10 Aplikace UPV

Aplikovat umělou plicní ventilaci lze několika způsoby. Pokud se jedná o neinvazivní UPV, slouží k aplikaci dýchací směsi převážně obličejová dýchací maska nebo kyslíkové brýle. Při invazivní UPV se využívá laryngeálních masek, kombirourek, orotracheálních, nazotracheálních kanyl či COPA vzduchovodů.



Obr. 5.15 Obličejová dýchací maska.



Obr. 5.16 Kombirourka.

5.3.11 Ventilační režimy

Ventilační režimy, jako forma náhrady plicní ventilace, vymezují jak složení směsi dýchaných plynů, tak profily tlaku i průtoku těchto plynů. Ventilační režimy se aplikují za účelem podpory nebo náhrady funkce dýchání nebo za účelem terapeutickým. Ventilační režim a jeho parametry, to jest složení plyné směsi a tvar proudových a tlakových křivek, které aplikujeme do plic pacienta, se volí s ohledem na skutečnost, že ventilační režim může mít značný vliv na celý organismus pacienta, a to jak pozitivní, tak negativní.

V názvosloví ventilačních režimů je značná nejednotnost, způsobená odlišnými pojmenováními v odborné a firemní literatuře. V české a slovenské odborné literatuře jsou užity pro pojmenování ventilačních režimů termíny jako „prohlubovaná ventilace“, „pomocná ventilace“, „podpůrná ventilace“ apod. Bohatost jazyka však způsobuje, že tyto pojmy, nejsou jednoznačné, jsou snadno zaměnitelné a nevystihují přesně způsob podpory ventilace pacienta.

Podle stupně náhrady funkce dýchacích svalů a rozsahu řízení ventilace dělíme ventilační režimy na:

1. režimy spontánní ventilace, kdy si pacient kromě složení směsi plynů řídí ventilační parametry sám,
2. podpůrné ventilační režimy, kdy část mechanické práce dýchacích svalů je sdílena ventilátorem,
3. režimy řízené ventilace, kdy veškerou ventilaci vykonává za pacienta ventilátor.

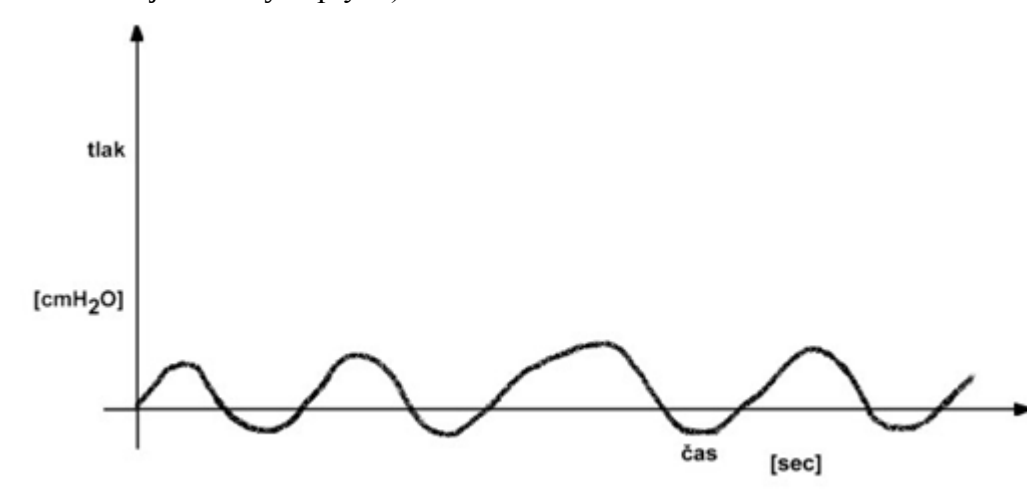
Při spontánním dýchání pacient dýchá atmosférický vzduch bez úpravy s přidáním kyslíku (přes masku, katetr nebo přes přístroj), anebo se změněnými hodnotami tlaku (vůči atmosférickému tlaku) v dýchacím okruhu.

U podpůrných ventilačních režimů ovlivňuje nebo určuje některé parametry ventilace přístroj. Aplikuje se v případech, kdy spontánní dýchání nezabezpečuje dostatečný tlak kyslíku a oxidu uhličitého v krvi.

O řízené ventilaci hovoříme, jestliže je pacient zcela bez dechové aktivity a veškerá ventilace je prováděna přístrojem.

Režim spontánního dýchání

Pacient dýchá spontánně Obr. 5.17, měníme pouze složení plyné směsi (zvlhčujeme nebo měníme koncentraci jednotlivých plynů).



Obr. 5.17 Režim spontánního dýchání.

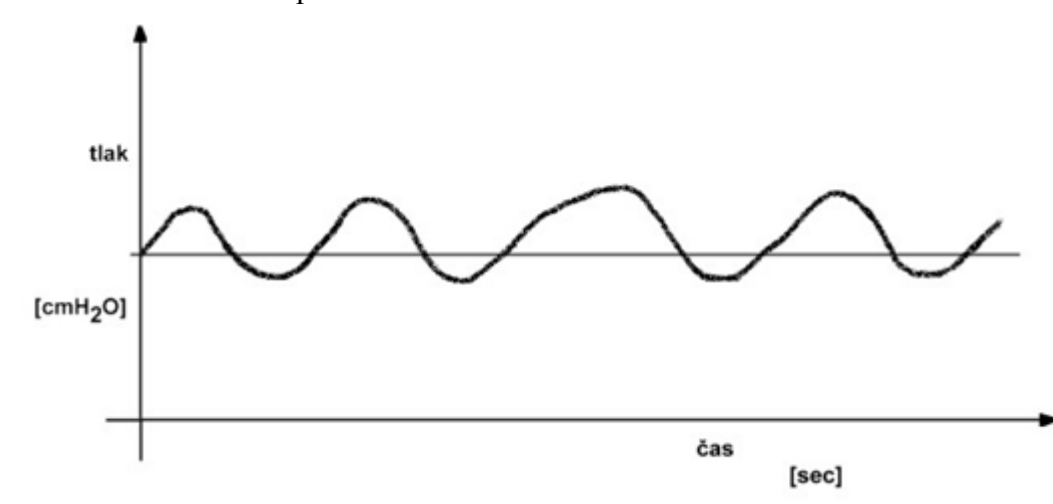
Podpůrné ventilační režimy

Nadále předpokládáme, že u všech ventilačních režimů můžeme měnit složení plyné směsi a zvlhčovat směs.

Režim CPAP (Continuous Positive Airway Pressure)

CPPB (Continuous Positive Pressure Breathing)

Spontánní dýchání při kontinuálním přetlaku v dýchacích cestách Obr. 5.18. Máme možnost měnit úroveň kontinuálního přetlaku.

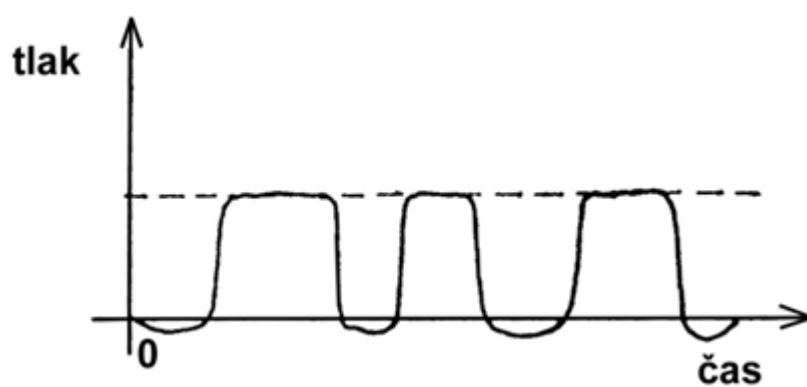


Obr. 5.18 Režim CPAP.

Režim EPAP (End Positive Airway Pressure)

Spontánní dýchání s přetlakem při výdechu Obr. 5.19.

Nádech je z úrovně atmosférického tlaku, výdech je proti pozitivnímu tlaku. Je možnost volit úroveň přetlaku při výdechu.



Obr. 5.19 Režim EPAP.

Režim IA (Inspiratory Assistance)

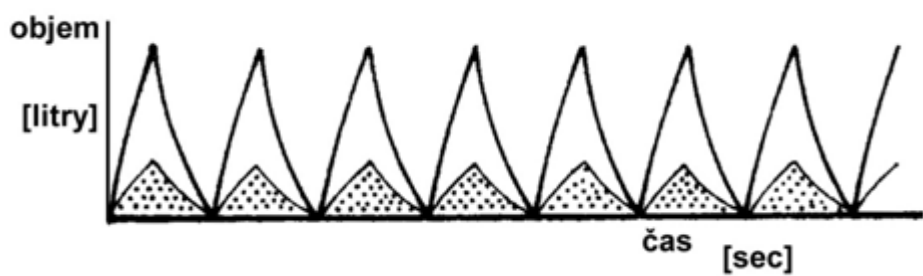
PS (Pressure Support)

IHS (Inspiratory Help System)

IFA (Inspiratory Flow Assistance)

ASB (Assisted Spontaneous Breathing)

Inspirační asistence. Tlaková podpora Obr. 5.20.



Obr. 5.20 Režim tlakové podpory.

Pouze po dobu trvání nádechu je pacient podporován tlakem, úroveň tlakové podpory lze předvolit. S výjimkou tohoto „podpůrného“ tlaku v průběhu nádechu se jedná o spontánní ventilaci, protože pacient si volí dechovou frekvenci i dechový objem sám.

Režim IMV (Intermittent Mandatory Ventilation)

Občasná zástupová ventilace Obr. 5.21.

Pacient dýchá spontánně, v určitých časových intervalech dodává přístroj řízené dechy, bez ohledu na to, jestli pacient právě spontánně nadechuje nebo vydechuje.



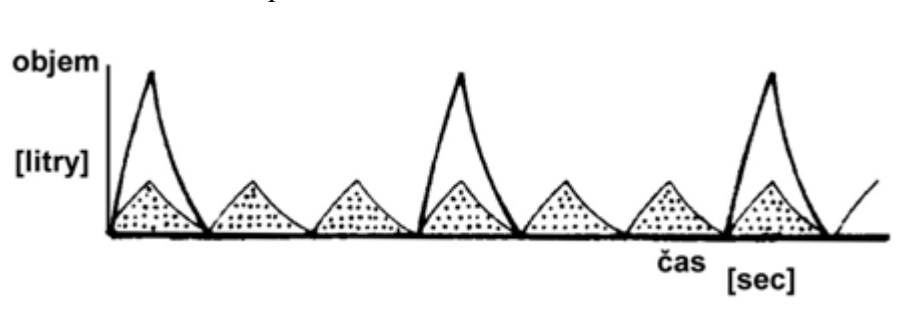
Obr. 5.21 Režim IMV.

Máme možnost volit dobu spontánního dýchání (počet řízených dechů za minutu) a parametry

řízeného dechu.

Režim SIMV (Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation)

Synchronizovaná občasná zástupová ventilace Obr. 5.22.



Obr. 5.22 Režim SIMV.

Režim je shodný s režimem IMV, ale řízené dechy jsou „synchronizovány“ s nádechovým úsilím pacienta. Po uplynutí doby vymezené pro spontánní dýchání čeká přístroj na dostatečné spontánní nádechové úsilí pacienta. Nádechové úsilí pacienta spustí řízený dech.

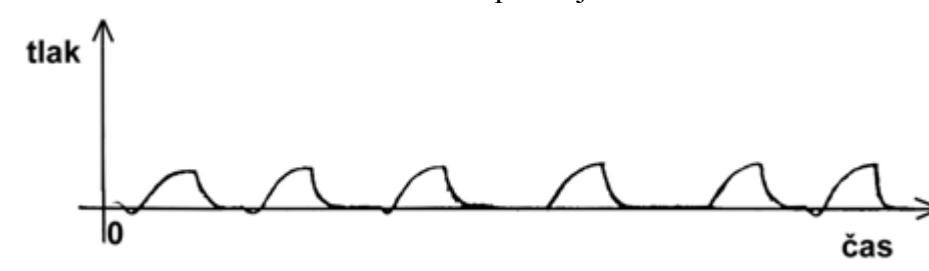
Režim AC (Assist Control)

ACV (Assist-Control Ventilation)

SCMV (Synchronized Controlled Mechanical Ventilation)

Tento režim Obr. 5.23 se v literatuře označuje jako „assist/control“. Pokud pacient nemá dechovou aktivitu, přístroj vykonává řízenou ventilaci podle nastavených parametrů. Pokud pacient v době expirace přístroje vyvine dostatečné spontánní nádechové úsilí, spustí přístroj a obdrží řízený dech dříve.

Režim lze přirovnat k činnosti kardiostimulátoru „on demand“, protože nastavená ventilační frekvence je inhibována případnou rychlejší frekvencí spouštěných dechů. Máme možnost volit parametry řízeného dechu a ventilační frekvenci přístroje.



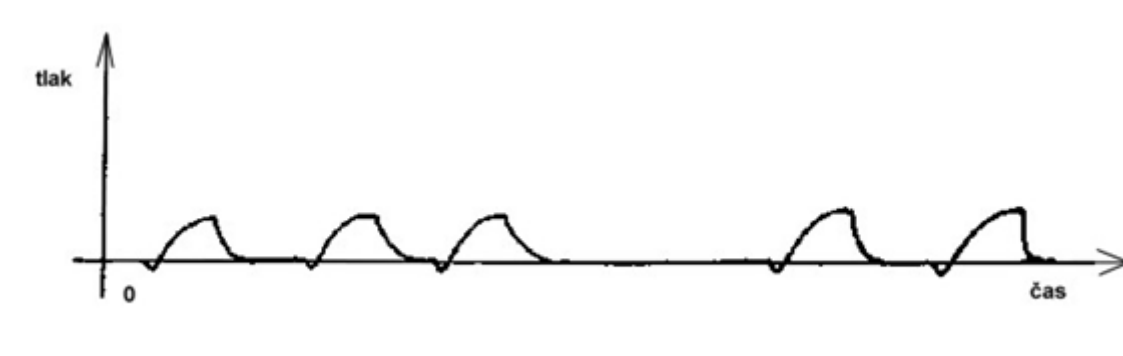
Obr. 5.23 Režim „assist/control“.

Režim AV (Assisted Ventilation)

AMV (Assisted Mechanical Ventilation)

IPPB (Intermittent Positive Pressure Breathing)

Asistovaná ventilace Obr. 5.24. Tento režim se v literatuře označuje jako „assistor“. Pokud pacient vyvine dostatečné spontánní nádechové úsilí, přístroj dodá řízený dech. V případě zániku dechové aktivity pacienta přístroj neventiluje. Máme možnost volit parametry řízeného dechu.



Obr. 5.24 Asistorovaná ventilace.

U ventilátorů pro umělou plicní ventilaci tento režim není zastoupen, možnost asistorované ventilace je řešena způsobem assist/control.

Režim MMV (Mandatory Minute Volume)

AMV (Augmented Minute Ventilation)

EIMV (Extended IMV)

Pacient dýchá spontánně. Pokud nesplní žádaný expirační minutový objem, doplňuje přístroj jeho minutovou ventilaci prostřednictvím řízených dechů. Způsob, jakým je doplňována minutová ventilace pomocí řízených dechů, je různý u konkrétních přístrojů.

Řízená ventilace

Režim CMV (Controlled Mechanical Ventilation)

IPPV (Intermittent Positive Pressure Ventilation)

Řízená ventilace, mechanická řízená ventilace. Přístroj vykonává řízenou ventilaci podle nastavených parametrů bez ohledu na případnou spontánní dechovou aktivitu pacienta.

Režim CPPV (Continuous Positive Pressure Ventilation)

Jedná se o řízenou ventilaci, kdy je aplikován PEEP.

Režim ZEEP (Zero End-Expiratory Pressure)

Řízená ventilace. Řízená mechanická ventilace. Jedná se o režim, při kterém výdech končí na atmosférické nule. Není aplikován PEEP.

Režim CMV (Controlled Mechanical Ventilation)

(Continuous Mechanical Ventilation)

(Continuous Mandatory Ventilation)

IPPV (Intermittent Positive Pressure Ventilation)

Řízená ventilace. Mechanická řízená ventilace.

Přístroj vykonává řízenou ventilaci nastavenými parametry bez ohledu na případnou dechovou aktivitu pacienta. Zkratka CMV se používá v literatuře převážně v souvislosti s objemovou ventilací, zkratka IPPV v souvislosti s tlakovou ventilací. Někteří autoři však tento význam nerozlišují.

Nejčastěji užívanými podpůrnými ventilačními režimy jsou:

CPAP (**continuous positive airway pressure**) je režimem spontánní ventilace při kontinuálním přetlaku v dýchacích cestách (PEEP). Složení směsi plynů je řízeno.

PS (**pressure support**) je režimem, kdy je činnost plic pacienta tlakově podporována jen

v inspiriu s možností volby nastavení nárůstu tlaku. Dechová frekvence i dechový objem jsou dány spontánní ventilací pacienta. Podpůrný tlak bývá v rozsahu 0,8 – 1 kPa.

- SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation)** je režimem občasné zástupné ventilace synchronizované s nádechovým úsilím pacienta. Počet i parametry nádechů jsou synchronně řízeny spontánní ventilací pacienta.
- ACV (assist control ventilation)** je režimem řízené ventilace pro pacienty bez dechové aktivity. Ventilací frekvence i parametry dechu jsou řízeny. Režim je obdobou kardiostimulace on demand - ventilace je inhibována případnou rychlejší aktivitou pacienta.
- MMV (mandatory minute volume)** je režimem, kdy při spontánní dechové aktivitě pacienta je doplňována jeho minutová ventilace řízenými dechy. Hodnoceným parametrem je expirační minutový objem.

Ventilace na suprafyziologických frekvencích

Jako suprafyziologické označujeme dechové frekvence vyšší než 60 cyklů/min.

Režim HFV (High Frequency Ventilation)

Vysokofrekvenční ventilace, která je vykonávána na frekvencích vyšších než 60 cyklů za minutu do 600 cyklů za minutu.

Režim HFPPV (High Frequency Positive Pressure Ventilation)

Vysokofrekvenční ventilace s pozitivním přetlakem. Je vykonávána na frekvencích 60 – 110 cyklů za minutu.

Režim HFJV (High Frequency Jet Ventilation)

Vysokofrekvenční trysková ventilace, je vykonávána na frekvencích 80 – 600 cyklů za minutu. Dýchací cesty pacienta a patientský dýchací systém tvoří systém otevřený do atmosféry, do kterého jsou pod vysokou energií přiváděny tryskou pneumatické pulsy. Není definováno inspirium a expirium.

Režim HFFI (High Frequency Flow Interruption)

Vysokofrekvenční ventilace přerušovaným proudem.

Režim HFO (High Frequency Flow Oscillation)

Režim na frekvencích 400 – 3000 cyklů za minutu. Dýchací cesty pacienta a dýchací okruh tvoří systém otevřený do atmosféry. Ventilace je prováděna rozkmitáváním přiváděné plynné směsi pomocí generátoru oscilací

Jako suprafyziologické se označují ventilační frekvence nad 60 cyklů za minutu. Názvy a označení těchto ventilačních režimů částečně informují o možném rozsahu ventilační frekvence a způsobu technického provedení ventilace. Užití těchto ventilací sledujeme především při operaci s poškozením plic. Je třeba si však uvědomit že při vyšších ventilačních frekvencích používáme plicních ventilátorů se speciální konstrukcí. Samotné vysokofrekvenční generátory jsou totiž převážně mechanické konstrukce, a proto požadujeme zvýšenou odolnost proti opotřebení zvláště v místech vzniku vibrací.

Režim HFV (High Frequency Ventilation)

Vysokofrekvenční ventilace.

Názvem se označuje ventilační režim, vykonávaný na frekvencích nad 60 cyklů za minutu do

400 až 600 cyklů za minutu.

Režim HFPPV (High Frequency Positive Pressure Ventilation)

Vysokofrekvenční ventilace pozitivním tlakem.

Názvem se označuje ventilační režim, vykonávaný na frekvencích přibližně 60 - 110 cyklů za minutu. Původně se název užíval pro vysokofrekvenční ventilaci, vykonávanou pomocí tzv. Sjöstrandovy pneumatické chlopně. Někteří autoři vztahují tento název na vysokofrekvenční ventilaci prováděnou konvenčním způsobem.

Režim HFJV (High Frequency Jet Ventilation)

Vysokofrekvenční trysková ventilace.

Tento režim je vykonávaný přibližně na frekvencích 80 - 600 cyklů za minutu. Pojem trysková ventilace jednoznačně určuje princip této nekonvenční ventilace, kdy dýchačí cesty pacienta a patientský dýchačí systém tvoří systém otevřený do atmosféry, do kterého jsou pod vysokou energií přiváděny tryskou pneumatické pulsy. Směr průtoků plynů v dýchačích cestách není definovatelný, neexistuje klasické inspirium a expirium.

V souvislosti s názvem HFJV se vyskytují v literatuře další názvy, jako např. HFP (High Frequency Pulsation), FDV (Forced Diffusion Ventilation) apod. Tyto názvy, a další, se vyskytují aktuálně u jednotlivých autorů v souvislosti k rozdílným možnostem zavedení a umístění ventilačních trysek vzhledem k dýchačímu ústrojí pacienta.

Režim HFFI (High Frequency Flow Interruption)

Vysokofrekvenční ventilace přerušovaným proudem.

Autoři takto označují režim HFPPV nebo HFJV. Název HFFI souvisí se způsobem technické realizace pneumatických pulsů.

Režim HFO (High Frequency Oscillation)

Tento režim je vykonávaný přibližně na frekvencích 400 - 3000 cyklů za minutu. Stejně jako u režimu HFJV tvoří dýchačí cesty pacienta a patientský dýchačí systém otevřený neuzavíraný systém. Ventilace je prováděna rozkmitáváním přiváděné plynné směsi pomocí generátoru oscilací. Pohyb plynů v dýchačích cestách není definovatelný, neexistuje klasické inspirium a expirium.

Režim HFALV (High Frequency Alternating Lung Ventilation)

Vysokofrekvenční ventilace alternujícím tlakem.

Tento režim je vykonávaný na frekvencích přibližně 120 - 400 cyklů za minutu. Na rozdíl od režimu HFJV jsou pulsy aktivní i v záporném směru (pokud považujeme puls za „inspirium“, tak je aktivní i „expirium“). Principiálně může být technicky realizován jako režim HFO nebo pomocí dvou proti sobě obrácených trysek.

Ventilační režimy provozované na **suprafyziologických frekvencích**, tj. nad 60 cyklů za minutu, jsou označovány jako vysokofrekvenční ventilace. Ventilační režimy tohoto typu jsou charakterizovány dodáváním velice malých dechových objemů.

HFPPV (high frequency positive pressure ventilation) je režimem realizovaným na frekvencích 60 až 110 cyklů za minutu i standardním ventilátorem.

HFJV (high frequency jet ventilation) je režimem tryskové ventilace na frekvencích 80 – 600 cyklů za minutu. Jedná se o nekonvenční ventilaci při které se do dýchačího systému pacienta tryskou přivádějí pneumatické pulsy směsí plynů. Směr průtoků

plynů není definován a tím neexistuje inspirium a expirium. Ventilační systém je řešen jako otevřený s ohledem na nebezpečí vzniku barotraumatů.

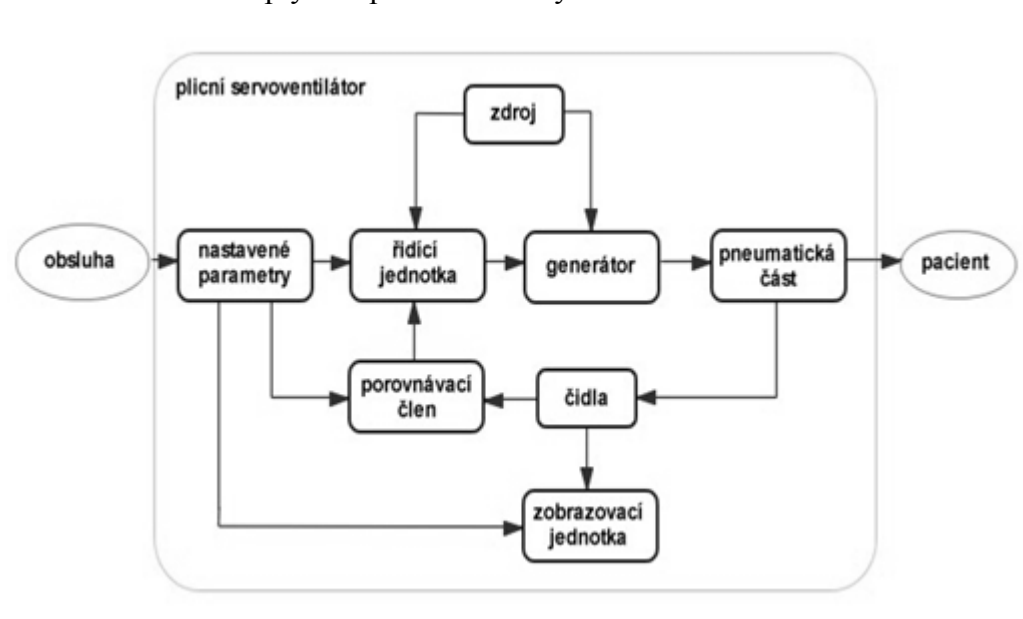
HFO (high frequency oscillation) je režimem obdobným předešlému ovšem na frekvencích 400 – 3000 cyklů za minutu. Oba posledně jmenované režimy však dosud nejsou klinicky využívány.

5.3.12 Umělá plicní ventilace servoventilátorem

V roce 1975 se objevil mezník ve vývoji ventilátorů pro umělou plicní ventilaci - servoventilátor firmy SIEMENS ELEMA.

Předpona servo- je převzata z technické terminologie a vyjadřuje, že přístroj je vybaven tzv. „zpětnou vazbou“. Princip zpětné vazby spočívá u servoventilátoru v tom, že patientský dýchací okruh je vybaven snímači tlaku a proudu. Tyto snímače sledují kontinuálně celý ventilační cyklus. Prostřednictvím informace získané ze snímačů ovládá elektronika přístroje generátor tak, aby ventilace probíhala podle nastavených parametrů. Principiální schéma servoventilátoru je na Obr. 5.25.

Zdrojem je elektrická energie pro pohon elektronické řídicí části servoventilátoru a medicínální plyny pro ventilaci pacienta. Obsluha nastavuje na ventilátoru parametry ventilace. Elektronická řídicí jednotka ovládá generátor, který zadaným způsobem ventiluje pacienta prostřednictvím pneumatické části. Pneumatickou část tvoří vnitřní pneumatická část ventilátoru a patientský dýchací okruh. Čidla sledují průběhy tlaků a proudů v patientském dýchacím okruhu. Elektronika porovnávacího členu porovnává, zda průběh ventilace souhlasí s nastavenými parametry. Pokud vznikne odchylka, vysílá porovnávací člen povel řídicí jednotce, aby upravila činnost generátoru. Nejmodernější přístroje jsou vybaveny zobrazovací jednotkou - displejem, obrazovkou nebo tiskárnou - na které lze zobrazit parametry ventilace, případně průběhy tlaků, proudů nebo i koncentrace plynů v patientském dýchacím okruhu.



Obr. 5.25 Blokové schéma servoventilátoru.

Uplatnění principu zpětné vazby umožnilo realizaci komfortních podpůrných ventilačních režimů, jako je např. režim inspirační asistence.

5.3.13 Ovládací prvky ventilátoru

Parametry určující umělou plicní ventilaci se vypočítávají pro každého pacienta podle tabulek nebo nomogramů. Při výpočtu se přihlíží na zdravotní stav pacienta (teplota, celkový stav). Původně se na ovládacích prvcích (přepínací otočné knoflíky) uváděly hodnoty ovládacích veličin v jednotkách ze soustavy SI. Pro lékařskou obec však je srozumitelnější a biologicky bližší označovat, alespoň tlak v centimetrech vodního sloupce. Převod jednotek na soustavu SI je poměrně lineární $1 \text{ kPa} = 10,1971 \text{ cmH}_2\text{O}$.

Kromě hodnot popisující ventilační křivku tlaku a proudu jako jsou inspirační tlak, expirační tlak, PEEP, inspirační proud se nastavují také:

Inspirační fáze

Obvykle se zařazuje insp. prodleva 5% ventilačního cyklu. Bylo ověřeno, že zařazení delší insp. prodlevy nemá výraznější pozitivní vliv na oxygenaci a často se zhoršuje výměna CO_2 .

Frekvence

Obvykle se používá poměr 1:2 až 1:3. Prodlužováním TI dosahujeme vyššího středního tlaku, někdy se snížením špičkových inspiračních tlaků a prodlužujeme v inspiriu čas pro difusi plynů v rozepjatých alveolech.

Citlivost

Jakékoli spontánní dýchání pacienta, i u podpůrných ventilačních režimů, je u servoventilátorů řešeno tak, že při každém nádechu musí pacient ventilátor „spustit“. Citlivost spouštění je obvykle řešena nastavováním citlivosti ventilátoru (trigger, triggering) za předpokladu dokonalé těsnosti patientského dýchacího systému. Tento princip se nazývá princip „on demand chlopně“, na rozdíl od ventilátorů s kontinuálním průtokem plynů v patientském dýchacím okruhu.

Přepínač režimu plicní ventilace

V dnešní době existuje nepřehledné množství ventilačních režimů a jejich kombinací. Obecně platí, že jeden ventilátor má základní sadu několika režimů, ze kterých si lze vybrat. Přepínání je většinou manuální existují však i elektronické přepínače.

5.3.14 Kontrolní prvky ventilátoru

Spirometr

Spirometr je v dnešní době už standartním vybavením plicního ventilátoru. Ve spirometru bývají i snímače pro signalizaci a regulaci. Do každého dýchacího se dá podle potřeby vložit kterýkoliv z běžně dostupných spirometrů.

Alarmy

Čím je přístroj složitější a čím víc má navzájem na sobě závislých prvků, tím je potřeba i větší a častější kontrola správné funkce a dodržování určených ventilačních parametrů. Podle závažnosti detekovaných chyb se alarmy rozdělují do 4 skupin. Jsou to alarmy:

1. stupně: alarm hlasitý, akustický i vizuální, nelze vyřadit a jeho funkce je zpravidla zdvojená, je spuštěn okamžitě, jeho aktivace vede ke spuštění zálohového režimu (apnea, zálohová ventilace),
2. stupně: je spuštěn okamžitě, je méně intenzivní, je akustický i vizuální jeho funkce není zdvojená (např.: porucha baterie záložního zdroje, netěsnost systému, porucha funkce směšovače směsi, okluze hadic systému),
3. stupně: je vizuální, jeho funkce není zdvojená, ohlašuje změnu pacientova stavu (změnu aktivity, zvýšení nebo pokles dechové frekvence, změna impedance),
4. stupně: varují obsluhu na chybné nastavení alarmů, některých jiných ventilátorových funkcí a na vzájemnou inkompatibilitu nastavených parametrů.

Analyzátory plynu

Analyzátory plynu slouží k analýze a procentuálnímu vyhodnocení inspirované a expirované směsi plynů i se zabudovanou signalizací hraničních hodnot.

Počítač plicních funkcí

Elektronické zařízení, které snímá základní parametry plicní ventilace, vyhodnocuje a vypočítává z nich hodnoty, které se nedají přímo měřit a jsou potřebné ke zhodnocení stavu pacienta i přístroje.

Prvky dýchacího okruhu

Ventilátor je s spojený s pacientem dýchacím okruhem. Dýchací okruh se může skládat z jedné nebo ze dvou hadic. Hadice slouží k proudění plynů mezi ventilátorem a pacientem. U moderních plicních servoventilátorů se užívá dvouhadicového dýchacího obvodu, který zajišťuje sterilitu vnitřního systému a izoluje pacientovy dýchací cesty od okolního vzduchu. Do obvodu hadic se může zařadit nebulizátor a zvlhčovač na inspirační straně a např. kondenzační nádoba na zadržování vysrážených par na expirační straně. Místo kde se hadice stýkají (co neblíže k pacientovi) se nazývá Y spojka (viz Obr. 5.9).

5.3.15 Klasifikace plicního ventilátoru Puritan-Bennett 7200

V případě plicního ventilátoru firmy Nellcor Puritan Bennett typ 7200 (viz Obr. 5.26) se jedná o mikroprocesorově a pneumaticky řízený ventilátor modulárního typu zpracovávající signály z tlakového převodníku a z dvou proudových převodníků, s možností modelace proudové křivky a korekcí insulfovaného objemu (BTPS). Vydechovaný objem je zobrazován jak analogicky bez korekce (BTPS), tak digitálně s korekcí. Mikroprocesorově je řízena i funkce směšovače a koncentrace kyslíku. Dva proporcionální ventily řídí proud vzduchu a kyslíku. Výdechový ventil je řízen pneumaticky solenoidem. Koordinace všech ventilů je řízena mikroprocesorově.

Displej průběžně zobrazuje typ dýchání (spontánní, podporované, řízené), ventilační parametry a parametry statické i dynamické plicní mechaniky, včetně odvykacích indexů.



Obr. 5.26 Plicní ventilátor Puritan Bennett 7200.

Řízení

Tlakové nebo proudově objemové. Objem (V [litry]) vzniká integrací proudu v čase a proud opačně derivací objemu (proto také označení $\dot{V}$ [litry/min]). Podmínkou zařazení ventilátoru jako objemový je neměnnost objemové křivky při měnící se impedanci respiračního systému. Objem zde musí být přímo měřeným parametrem. To byl problém u starších typů ventilátorů, kde se objem odečítal podle mechanických exkurzí. U plicního ventilátoru PB7200 se snímá proud a z něj se vypočítává a zobrazuje na monitoru objem.

Nejpřesnější snímání proudu je na Y spojení respiračních hadic, co nejbližší k pacientovi. U PB7200 je tento problém vyřešen pomocí anemometru z nažhaveného drátu (hot-wire) což je vyhřívaný platinový drát, který je při průchodu plynné směsi ochlazován. Proud je úměrný tepelné ztrátě a průtoku.

Složení plynu se reguluje a zahrnuje do výpočtu z důvodu ovlivnění měření proudu. Při hodnocení validnosti objemových údajů je třeba vzít v úvahu způsob měření a počítat s možností vzrůstající odchylky u vyšších proudů. Dalším faktorem, který zkresluje je kompresní objem hadic. PB7200 má jako součást softwarové výbavy také možnost kompenzace vlivu poddajnosti systému.

Triggerování (spouštění)

Ventilátor průběžně vyhodnocuje více fázových parametrů. Inspirium je zahájeno v okamžiku dosažení nejcitlivějšího parametru nastaveného triggeru. PB7200 má triggerování proudové, které je v mnoha ohledech citlivější a je spojeno s nižší dechovou prací. Citlivost spouštění lze

také nastavit.

Ventilační křivky

Na displeji lze sledovat kromě závislosti objemu (V_{xt}), tlaku (P_{xt}) a průtoku ($\dot{V}_{xt}$) na čase také P/V a $\dot{V}/V$ statickou charakteristiku. Analýza tzv. statických smyček umožňuje odečtení inflexního bodu pro stanovení optimálního PEEP, sledování expirační rezistence a odvykacích parametrů.

Softwarová výbava

Zde jsou uvedeny obchodní názvy programových balíčků, které se mohou zakoupit již nainstalované ve ventilátoru.

Option 10, Pressure Support

Tlaková podpora. Na ventilátoru lze nastavit pozitivní tlak, který je aktivní v průběhu inspirační fáze jakéhokoli spontánního nádechu. Tlaková podpora pomáhá pacientovi posilovat dýchání a snižuje nádechové úsilí pacienta. Tlaková podpora je standardem pro ventilátory typu 7200.

Option 20, Digital Communications Interface (DCI 2.0)

Digitální komunikační rozhraní. Rozšiřuje funkci sériového portu ventilátoru o nabídku typizovaných přednastavených zpráv a příkazů. DCI 2.0 umožňuje ventilátoru komunikaci se dvěma zařízeními současně.

Option 30/40, Respiratory Mechanics

Zde si můžete vybrat ze tří manévřů (statický mechanický, negativní inspirační tlak a vitální kapacita) a dvou monitorovacích funkcí (dynamické mechaniky a vrcholný spontánní proud).

Option 50, Flow-by®

Dodává předem určený proud plynu do pacientovy Y spojky, přednostně nádechovému úsilí, redukuje tak pacientovu práci potřebnou ke spuštění ventilátoru. Flow-by 2.0 dodává extra výhody hlavně v tom smyslu, že všechny nádechy začaté pacientem (včetně tlakové podpory a "apnea" ventilace) mohou být proudově spouštěny.

Option 60, Graphics 2.0

S tímto softwarem si můžete k vizualizaci a analýze vybrat ze čtyř typů křivek a dvou typů smyček. Graphics 2.0 také poskytuje sledování trendu až 12 parametrů (lze si vybrat z více než třiceti), které sleduje po dobu 72 hodin. Jako další funkci nabízí Graphics 2.0 sledování tří odvykacích parametrů: index rychlého povrchního dýchání (RR/V_T), poměr inspiračního času k času celého dechu (T_I/T_{TOT}), a střední hodnotu inspiračního průtoku ($\dot{V}_T/T_I$).

Option 80, Pressure Control Ventilation (PCV)

Tlakově kontrolovaná ventilace. Dodává časově spouštěné tlakově generované dechy. Tlak, inspirační tlak nebo čas a poměr I:E jsou nastavitelné proměnné. PCV užíváme pouze při mandatorní ventilaci nebo při manuálním nastavení nádechu. Tento typ ventilace pracuje v režimech CMV a SIMV a může být spouštěn proudem.

5.4 Inhalační anestezie

Ventilační systémy určené pro podávání inhalační anestézie jsou označovány jako narkotizační. Oproti standardnímu ventilátoru jsou doplněny směšovačem kyslíku a oxidu dusného, odpařovačem kapalných anestetik a pohlcovačem CO₂.

Odpařovače slouží k podávání páry anestetických kapalin. Konstruktivním problémem je udržení stálé koncentrace odpařovaného anestetika s ohledem na ochlazování kapaliny při odpařování a také na změny průtoku plynů.

Známé jsou odpařovače:

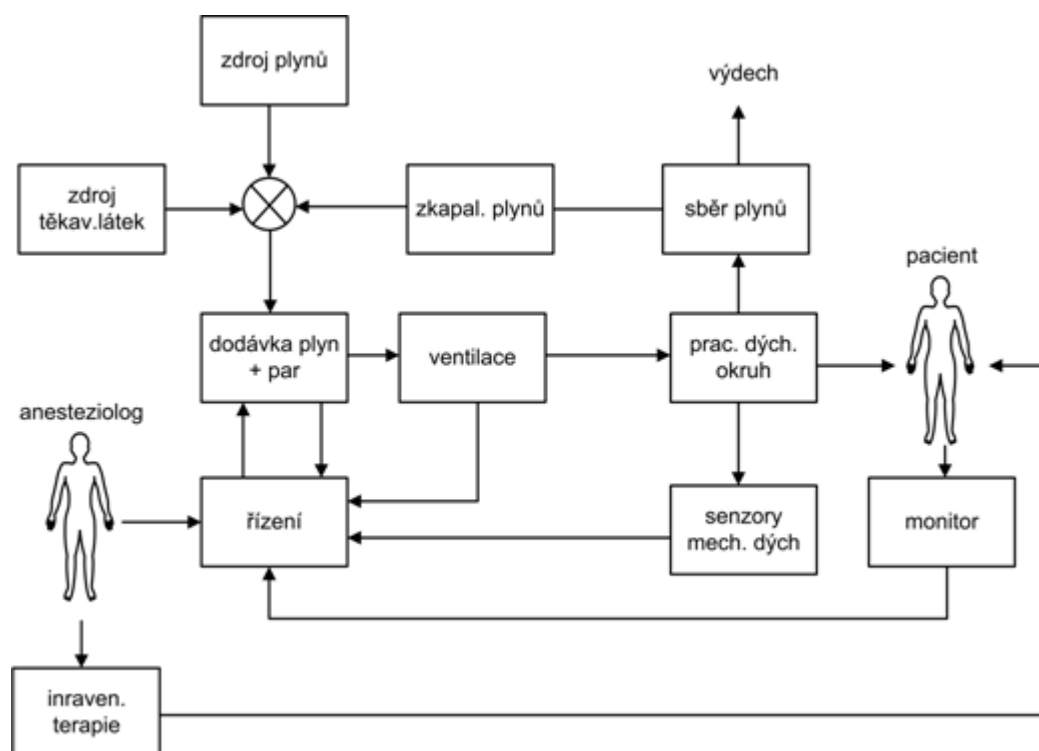
- termostabilní – řízené termočlánkem,
- termokompenzované – řízené bimetalem,
- vstříkovací – řízené elektronicky.

Obkročný ventil umožňuje „propláchnout“ systém od anestetických plynů silným průtokem čistého kyslíku. Pohlcovač slouží k odstranění CO₂ z plynné směsi ve výdechové trase. Sorbentem je granulovaná vápenná směs s dobou účinnosti na 0,5 – 4 hodiny, podle velikostí provedení. U současných moderních systémů je patientský dýchací okruh řešen oddělenými hadicemi pro směs vdechovaných a vydechovaných plynů.

Rozdělení systémů pro inhalační anestézii podle IEC:

- systémy bez zpětného vdechování,
- systémy s částečným zpětným vdechováním,
- systémy s úplným zpětným vdechováním.

Míra zpětného vdechování se promítá i do označení systému jako: **otevřené**, **polootvřené** či **polouzavřené** a **uzavřené**. Otevřeným systémem (okruhem) je pacientovi přiváděna stále čerstvá směs plynů, bez zpětného vdechování. U uzavřeného systému (okruhu) je zpětné vdechování úplné a proto se pacientovi přivádí jen takové množství směsi plynů, aby byla saturována jeho spotřeba kyslíku a anestetických plynů či par. Výhodou uzavřeného systému je hospodárné využívání plynů beze ztrát tepla a vody, bez exhalací vydechovaných anestetických plynů do ovzduší na operačním sále. Nevýhodou může být přehřátí pacienta. Principiální blokové schéma systému pro inhalační anestézii je na Obr. 5.27.



Obr. 5.27 Blokové schéma systému inhalační anestézie.

5.5 Monitorování pacienta

Základními parametry sledovanými jak u umělé plicní ventilace, tak u inhalační anestézie jsou: tlaky a objemy plynů v dýchacích cestách, dechová frekvence, minutový dechový objem; vdechový a výdechový objem. Z těchto dat lze stanovit ventilační parametry jako: plicní poddajnost, odpor dýchacích cest, minutovou ventilaci.

Koncentraci O_2 ve vdechované a vydechované směsi plynů lze stanovit oxymetrií. Koncentraci CO_2 potom kapnometrií. Obsah O_2 ve tkáních se hodnotí pulsní oxymetrií.

Součástí přístrojového vybavení pro monitorování stavu a životních funkcí pacientů na operačních sálech i jednotkách intenzivní péče jsou zařízení a systémy umožňující hodnotit:

- EKG,
- EEG,
- evokované potenciály,
- O_2 ve tkáních,
- srdeční výdej,
- tlak krve,
- teplotu,
- výdej moči,
- venózní saturaci O_2 ,
- koagulační test,
- krevní plyny a elektrolyty, pO_2 , pCO_2 , pH, BE, Na^+ , K^+ , Cl^- , Ca^{2+} , glukóza,
- IR analýza dechových plynů.

Součástí moderních ventilačních i anesteziologických systémů je PC s odpovídajícím zobrazováním sledovaných biosignálů, zpracovaných dat umožňující tisk nezbytných protokolů.

Shrnutí

Náhrady orgánů, ventilační a anesteziologické systémy, umělá plicní ventilace, ventilátor, servoventilátor, ventilační režimy, inhalační anestezie.

Kontrolní otázky

1. Jaká je průměrná minutová ventilace?
2. Co je to vysokofrekvenční ventilace?
3. Jaké jsou základními parametry sledované při umělé plicní ventilaci?

Literatura

[DSH01], [HAN91], [HER96], [CHM84], [CHM95], [OND92], [ROZ00], [WWW05], [WWW06]

6 Laserová technika.

Čas ke studiu: 1 hodina

Cíl studia:

- definovat laser
- popsat druhy laserů, z čeho se skládají a jejich použití v medicíně

6.1 Laserová technika

Laserová technika je vědní obor, který vysvětluje principy činnosti různých typů laserů, zabývá se konstrukčním řešením laserů, měřícími metodami pro diagnostiku laserového svazku a principy i technickými aspekty použití laserů v různých oblastech lidské činnosti. Slovo **Laser** bylo odvozeno jako zkratka z prvních písmen anglického názvu **Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation** (zesilování světla pomocí stimulované emise záření). Laserová technika bývá různými autory považována za součást vědních oborů kvantová elektronika, optoelektronika nebo fotonika. Uveďme proto obecně přijímané definice těchto oborů.

Kvantová elektronika je vědní obor zabývající se vzájemným působením (interakcí) elektromagnetického záření s vázanými elektrony (tj. elektrony, které jsou součástmi atomů, iontů, molekul apod.) a jeho praktickým využitím např. pro zesilování, generaci a detekci elektromagnetického záření. Vnitřní energie vázaných soustav (atomů, iontů) jsou kvantovány a výměna energie mezi elektromagnetickým zářením a látkou se děje po kvantech, z čehož plyne označení kvantová elektronika (jako zvláštní oddíl elektroniky).

Pro srovnání uveďme, že klasická elektronika se zabývá interakcí elektromagnetického záření s elektrony (zprav. volnými nebo vodivostními), jimž odpovídá spojité spektrum energií a kvantové efekty se při výměně energie neprojevují.

Předmětem zájmu kvantové elektroniky je jednak pochopení principů působení elektromagnetického pole na kvantové soustavy, jednak praktické využití této interakce v různých metodických postupech a při konstrukci zařízení. Prvním přístrojem, založeným na principech kvantové elektroniky, byl molekulární (čpavkový) generátor (kvantový generátor) mikrovlnného záření (MASER – zkratka pro Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) realizovaný v r. 1955. Laser byl až dalším v řadě kvantových generátorů. Princip jeho činnosti je stejný jako u maseru. Vnitřní energie molekul se v kvantovém generátoru přeměňuje na energii elektromagnetického záření. Laser se od maseru liší frekvencí vysílaného záření, která spadá do oblasti optického pásma. Laser byl proto v době svého objevení nazýván optickým maserem nebo optickým kvantovým generátorem.

Optoelektronika je obor zabývající se generováním, přenosem a detekcí optického záření a jeho využitím, zejména pro přenos a zpracování signálů. Do optoelektroniky se zahrnuje zpravidla teoretický popis i konstrukční řešení a technologie výroby luminiscenčních diod, polovodičových laserů, optických detektorů a optických vláken a to včetně elektronických obvodů pro jejich napájení, ovládání a zpracování signálů. Za součást optoelektroniky bývá dále považována planární vlnovodná optika a integrovaná optika. K hlavním oblastem využití optoelektroniky patří, kromě sdělování a optického zpracování signálů, také oblast optických senzorů.

Fotonika je vědní obor, zabývající se vlastnostmi a metodami využití optického záření, zejména metodami generace, detekce, a také přeměnami optického záření na jiné formy energie. Kvantový charakter interakce optického záření s látkou vede k představě, že svazek optického záření je vlastně tokem fotonů. Slovo fotonika bylo přijato jako paralela k označení oboru elektronika (definovaného jako obor zabývající se metodami řízení toku elektronů v různých prostředích a strukturách), neboť fotony v optických zařízeních přebírají úlohu elektronů v elektronických zařízeních.

6.1.1 Konstrukce laseru

Kromě **aktivního prostředí**, ve kterém dochází ke stimulované emisi jsou nezbytnými základními součástmi laserových systémů **čerpací zařízení, optický rezonátor, vedení svazku, chlazení, manipulační zařízení** a **řídící počítač**.

Čerpací (budicí) systém dodává energii aktivnímu prostředí a zajišťuje přebytek částic ve vyšším energetickém stavu, tedy inverzní populaci nutnou pro zajištění stimulované emise.

Pro dosažení vyššího počtu stimulovaných přechodů oproti spontánním musí být zařazen **optický rezonátor**. Jde o dvě zrcadla, mezi nimiž je umístěno aktivní prostředí (viz Obr. 6.1). Záření vystupující z aktivního prostředí se odráží od zrcadla zpět do aktivního prostředí, kde funguje jako podnět k další stimulované emisi. Opakovanými odrazy se laserové záření zesiluje. Po dosažení požadované intenzity opouští svazek rezonátor jedním ze zrcadel, které je částečně propustné.



Obr. 6.1 Schéma optického rezonátoru.

V případě průmyslových laserů je svazek opouštějící rezonátor dále upravován systémem čoček a clon, který zvyšuje kvalitu a upravuje průměr výstupního svazku. Tento systém se nazývá **expander** a slouží především ke snížení divergence svazku. V expanderu dochází k velkým energetickým ztrátám, což vždy snižuje výslednou účinnost laserového systému. Kvalita svazku je však v řadě aplikací preferována před jeho výkonem.

Filtrovaný svazek je dále soustavou zrcadel a čoček veden do pracovní hlavy laseru (**laserové hlavy**), případně do optického vlákna a jejich prostřednictvím k místu určení. Materiál, ze kterého jsou optické komponenty vyrobeny, závisí na vlnové délce generovaného záření a nesmí toto záření pohlcovat. Nejvíce se používá dielektrické sklo nebo leštěné kovy.

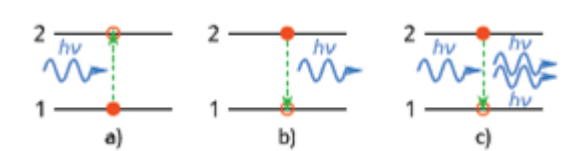
Vyžaduje-li konkrétní aplikace vzájemný pohyb svazku a ovlivňovaného materiálu používají je pracovní stoly s přesnými motorizovanými posuvy, případně pohyblivé laserové hlavy. Pro přesný 3D pohyb se využívá robotů a manipulátorů.

Vzhledem k velkým energetickým ztrátám při buzení aktivního prostředí, dalším ztrátám v rezonátoru i na optických prvcích, kterými svazek prochází, dochází k významnému ohřevu mnoha součástí během činnosti laseru. Je-li aktivním prostředím krystal, může docházet i ke změnám jeho rozměrů, a tím i vlastností a při určité teplotě přestává laser fungovat. Každý výkonový laserový systém proto musí být vybaven **chladicím zařízením**. Tradičně se využívá především chlazení založené na proudění kapaliny, nejčastěji demineralizované vody.

Na závěr uvedme velmi významnou součást laserového systému, kterou je **řídící počítač**, který je často již zabudován do opláštění systému. Obsahuje software pro nastavení všech volitelných parametrů laseru a je jím ovládáno otvírání a zavírání laserové závěrky i vzájemný pohyb pracovního stolu a laserové pracovní hlavy. Jednoduché pohyby mohou být definovány například přímo v G-kódu, kterým lze řídit start a stop laseru, ale pro složitější geometrie je vhodné využít některý z 3D CAD programů a jeho data importovat do řídicího programu.

6.1.2 Stimulovaná emise záření

Základem každého laseru je aktivní prostředí. Jde o medium schopné zesilovat jím procházející záření díky stimulované emisi. Jde o jev, který může nastat při interakci fotonu s atomem nebo molekulou. Obecně jsou možné tři základní typy interakcí. Jejich schémata znázorňuje Obr. 6.2.



Obr. 6.2 Schéma a) absorpce, b) spontánní emise, c) stimulované emise záření.

Uvažujme dvě energetické hladiny 1 a 2 některého atomu daného materiálu s energiemi E_1 a E_2 ($E_1 < E_2$). Mohou to být jeho libovolné dvě hladiny, ale pro jednoduchost je vhodné hladinu 1 považovat za hladinu základní, tj. kvantový stav s minimální energií.

Nechť nejdříve leží atom na hladině 1. Atom má tendenci na základní hladině setrvat, dokud mu není nějakým způsobem dodána energie. Tímto stimulem ke změně jeho energetického stavu může být dopadající elektromagnetická vlna reprezentovaná fotony. Je-li energie jejích fotonů rovna rozdílu $E_2 - E_1$, absorbuje atom tuto energii a s konečnou pravděpodobností přejde na hladinu 2. Tento jev je nazývá absorpce záření (Obr. 6.2a).

Dále předpokládejme, že se atom již nachází na hladině 2. Do tohoto stavu se mohl dostat například výše popsanou absorpcí záření. Vzhledem k tomu, že $E_2 > E_1$, má atom tendenci přejít do energeticky výhodnějšího stavu, tj. na hladinu 1. Současně musí snížit svoji energii o rozdíl $E_2 - E_1$. Je-li energie vyzářena v podobě elektromagnetického záření, nazývá se tento děj spontánní emise (Obr. 6.2b). Frekvence uvolněného vlnění ν splňuje vztah:

$$\nu = \frac{E_2 - E_1}{h} \quad (6.1)$$

kde h je Planckova konstanta. Spontánní emise je tedy charakterizována vyzářením fotonu s energií $h \cdot \nu = E_2 - E_1$.

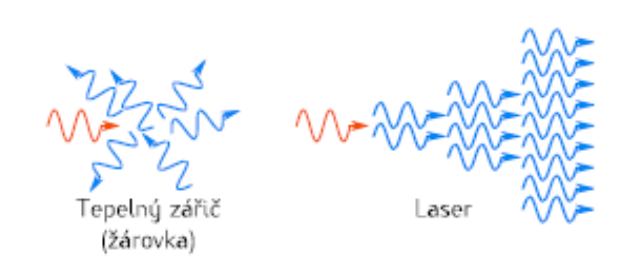
V případě, že se atom nachází na hladině 2 a současně na něj dopadá elektromagnetická vlna s frekvencí ν , tedy frekvencí spontánně emitované vlny, existuje nenulová pravděpodobnost, že dopadající vlna donutí atom přejít do stavu 1 za současné emise záření s energií $h \cdot \nu$. Dopadající a emitované vlnění mají stejný směr, jsou ve fázi, skládají se a tím dochází k zesílení původního vlnění. Došlo ke stimulované emisi záření (Obr. 6.2c).

Stimulovanou emisi předpověděl už v roce 1917 Albert Einstein, ale poprvé byla pozorována až v roce 1928 Rudolfem Ladenburgem a Hansem Kopfermannem.

Nutným předpokladem nepřetržité stimulované emise je přítomnost inverzní populace (populační inverze), tedy přebytku částic na vyšších energetických hladinách vůči počtu částic na hladinách nižších. V opačné případě by došlo k opětovné absorpci uvolněné energie částicemi z nižších hladin.

6.1.3 Vlastnosti laserového záření

Jak již bylo uvedeno, laser je zdrojem záření unikátních vlastností. Stimulovaně emitované fotony (záření) mají všechny stejnou vlnovou délku, a tím i energii. Vlnová délka záření definuje jeho barvu. Laserové záření je proto monochromatické. Fotony laserového záření jsou navíc ve fázi a postupují stejným směrem (koherence záření). Srovnání emise záření běžného tepelného zdroje (žárovka, výbojka apod.) a laseru uvádí Obr. 6.3. Vysoká koherence a nízká rozbíhavost laserového svazku umožňují jeho fokusaci (soustředění) na velmi malý průměr, a tím dosažení vysoké hustoty výkonu laserového záření.



Obr. 6.3 Srovnání emise záření běžného tepelného zdroje a laseru.

Důležitým parametrem při volbě laseru pro konkrétní aplikaci je kvalita jeho svazku. Mírou kvality laserového svazku je jeho schopnost být fokusován. Pro kruhově symetrické svazky ji kvantitativně definuje veličina Beam Parameter Product BPP, kterou je možné vyjádřit:

$$\mathbf{BPP} = w_0 \cdot \Theta \quad (6.2)$$

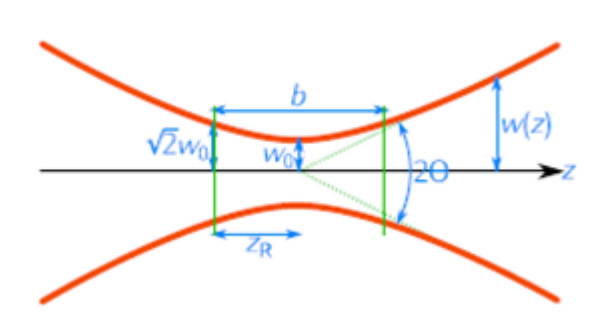
kde w_0 je poloměr pasu svazku a Θ je polovina divergence (rozbíhavost) svazku (viz Obr. 6.4). Divergence svazku je úměrná jeho vlnové délce λ :

$$\Theta = M^2 \cdot \frac{\lambda}{\pi \cdot w_0} \quad (6.3)$$

kde M^2 je faktor kvality svazku. Pro gaussovské svazky $M^2 = 1$, pro ostatní $M^2 > 1$. M^2 vyjadřuje kvalitu svazku jako poměr BPP tohoto svazku a BPP gaussovského svazku stejné vlnové délky, tedy:

$$\mathbf{M} = \frac{\mathbf{BPP}}{\frac{\lambda}{\pi}} = \frac{\pi}{\lambda} \cdot \mathbf{BPP} \text{ nebo } \mathbf{BPP} = \frac{\lambda}{\pi} \cdot \mathbf{M}^2 \quad (6.4)$$

Čím větší je vlnová délka záření, tím obtížnější je jeho fokusace, dosahuje vyššího BPP a tedy nižší kvality.



Obr. 6.4 Schéma pasu svazku s vyznačením poloměru svazku w_0 , jeho divergence Θ a dalších parametrů.

6.1.4 Typy laserů

Lasery je možno dělit hned podle několika základních kritérií, které popisují jejich základní vlastnosti a využití. Je možné nalézt i jiná rozdělení laserů do skupin, zde jsou však zahrnuty ty nejčastěji používané.

Podle skupenství aktivního prostředí se lasery dělí na pevnolátkové, kapalinové, plynové a plazmatické. Zvláštní třídu přitom tvoří lasery polovodičové - laserové diody.

Pevnolátkové lasery

Do této skupiny patří lasery s aktivním prostředím z dielektrických krystalů, skla nebo keramiky. Musí být průhledné pro budící i generované záření, opticky homogenní a musí být uměle technologicky vyrobitelné. Krystalické materiály jsou rozděleny do několika skupin. Nejpoužívanější z nich jsou oxidy, granáty a alumináty. Skla jsou mnohem snadněji vyrobitelná. Je zde umožněno dosáhnouti výborné homogenity při větších rozměrech i lehčího dosáhnouti výborné optické kvality povrchu. Mají však oproti krystalickým materiálům menší tvrdost a menší tepelnou vodivost. Keramické aktivní prostředí se vyznačuje nízkou pořizovací cenou a vyšší tepelnou vodivostí.

Pevnolátkové lasery jsou složeny z laserové hlavičky s aktivním prostředím, budící jednotkou a optickým rezonátorem, dále zdrojovou jednotkou a chladicí jednotkou. Aktivní prostředí je zpravidla opracováno do tvaru válce s matnou válcovou plochou a opticky vyleštěnými čely. Tato čela jsou buďto zkosená pod určitým pevně daným úhlem (podle materiálu, ze kterého je krystal vyroben) nebo jsou kolmá k ose válce. U pevnolátkových laserů se nejčastěji používá optické buzení a to xenonovými nebo kryptonovými výbojkami, neboť nejvíce vyhovují svým optickým spektrem. Aktivní prostředí a výbojka se umísťují do jedné dutiny. Nejčastěji se využívá tvar eliptického válce, přičemž aktivní prostředí je umístěno do jednoho ohniska elipsy a budící výbojka do druhého ohniska. Pro zvýšení odrazivosti je vnitřní stěna budící dutiny pokovená vrstvou stříbra, zlata nebo dielektrickými vrstvami.

Prvním z vyrobených laserů byl **rubínový laser**. Nazývá se podle svého aktivního prostředí tvořícího monokrystal rubínu, který generuje koherentní záření o vlnové délce 0,6943 m. K funkci rubínového laseru se užívá tří energetických hladin rubínu. Nejčastěji pracuje v impulsním režimu. Celková účinnost rubínového laseru je menší než 1 %. Většina energie z buzení

je rozptýlena v krystalu ve formě tepla, dochází k posuvu energetických hladin a k přerušení generace laserového záření. Z tohoto důvodu je nezbytnou součástí rubínového laseru chlazení. V průběhu vývoje byl v mnoha odvětvích postupně nahrazen jinými druhy laserů.

Relativně dost rozšířeným pevnolátkovým laserem je **neodymový laser**. Jeho aktivní prostředí tvoří sklo dopované Nd_2O_3 . Díky tomu lze vyrobit aktivní prostředí o velkých rozměrech a dobré optické kvalitě. Existuje velké množství druhů skel dopovaných neodymovými ionty. Skla se využívá proto, že má značně menší tepelnou vodivost než krystaly a dále jsou ve sklech širší emisní čáry neodymu. Širší čára nabízí možnost zesílení a generace kratších světelných impulzů. Dovoluje také nahromadění velkého množství energie v zesilovacím médiu. Toto aktivní prostředí pracuje na čtyřhladinovém modelu. Vlnová délka záření závisí na druhu skla. Pro fosfátová skla se pohybuje v rozmezí $1,053 - 1,054 \mu\text{m}$, pro silikátová skla $1,061 - 1,062 \mu\text{m}$ a pro neodymová skla na vlnových délkách v oblasti $1,06 \mu\text{m}$ a s menší účinností na vlnových délkách $0,9 \mu\text{m}$ a $1,32 \mu\text{m}$. Laserové systémy Nd:sklo se při použití doplňují se systémy Nd:YAG. Nd:sklo lasery jsou vhodné pro vysokoenergetické pulzní režimy s malou opakovací frekvencí (velké termionukleární systémy).

Nejvíce používaným typem laseru je **Nd:YAG**. Aktivní prostředí je tvořeno izotropním krystalem yttrium-aluminiu granátu dopovaného neodymem. Energetické spektrum tohoto laseru odpovídá čtyřhladinovému modelu. Je možný provoz jak v impulzním tak kontinuálním režimu a to díky účinnému chlazení aktivního prostředí, které je možné kvůli tepelné vodivosti granátu. Při impulzním režimu se přidává do krystalové mřížky YAG iont chromu Cr^{3+} , který umožňuje použití xenonové výbojky pro buzení. Excitované ionty chromu předávají svou energii iontům neodymu, čímž zvyšují účinek buzení xenonovou výbojkou. V kontinuálním režimu laseru je aktivní prostředí buzeno hořícími kryptonovými výbojkami. Účinnost Nd:YAG laseru dosahuje až několika procent.

Kapalinové lasery

U tohoto typu laserů je tvořeno aktivní prostředí roztoky organických barviv nebo speciálně připravenými kapalinami dopovanými ionty vzácných zemin. Organická barviva tvoří velkou část aktivních prostředí kapalinových laserů. Jedná se o komplexy sloučenin, které mají široká absorpční pásma ve viditelné a ultrafialové oblasti. Výběrem vhodného barviva a zrcadel optického rezonátoru je možné získat koherentní záření na jakémkoliv vlnové délce v oblasti od $0,3 \mu\text{m}$ do $1,3 \mu\text{m}$. Lasery, u kterých může být vlnová délka plynule měněna, jsou nazývány přeladitelnými lasery. Negativní vlastností barvivových laserů je chemická a fotochemická stabilita roztoků barviv. Účinkem světla a tepla se benzenová jádra rozpadají. Proto se pro každou vlnovou délku vybírají nejen vhodná barviva, ale také co nejstabilnější rozpouštědla. Aktivní prostředí se tedy u barvivových laserů postupně mění. Pro buzení barvivových laserů se nejčastěji používá optické záření.

Plynové lasery

Tyto lasery mají aktivní prostředí v plynné formě. Ve většině případů se jedná o lasery pracující v kontinuálním režimu. Plynové lasery mají díky svému aktivnímu prostředí lepší vlastnosti. Jedná se především o menší deformaci optického svazku při průchodu aktivním prostředím a

to z důvodu větší homogenity plynů. Menší deformace pak přispívá k menší divergenci výstupního svazku a blíží se difrakční mezi (pro fyzikálně dokonalé optické soustavy). Je možné dosáhnout vysokou stabilitu frekvence výstupního záření díky malé šířce spektrálních čar. Tyto lasery však mají i své nevýhody. Mají poměrně malou objemovou hustotu počtu částic, která způsobuje malé objemové výstupní výkony. Výkonové lasery musí být velmi rozměrné. Podle toho, mezi kterými složkami plynu se tvoří inverze populace hladin, rozlišujeme plynové lasery na atomární, iontové a molekulární.

Atomární lasery nesou svůj název podle aktivního prostředí, které tvoří elektricky neutrální (nevázané) atomy. Nejznámějším atomárním laserem je **helium-neonový laser**. Aktivní prostředí tohoto laseru tvoří atomy neonu, které se excitují v kontinuálním elektrickém výboji ve směsi plynů helia a neonu. Základním fyzikálním procesem jsou nepružné srážky elektronů výboje s atomy neonu a helia. Část kinetické energie elektronů výboje se přeměňuje na vnitřní energii atomu. Populace jednotlivých energetických hladin je závislá na rychlosti a hustotě elektronů výboje ale také na přenosu excitační energie a relaxačních procesech probíhajících v obou komponentách plynové směsi. Heliové atomy slouží jako zásobárna excitační energie, kterou předávají atomům neonu, které jsou před srážkou s heliem v základním stavu. Podle toho jaký je poměr prvků ve směsi a ke kterému přechodu mezi hladinami dojde, vyzařuje helium-neonový laser nejčastěji na třech vlnových délkách. Jedná se o 0,632 μm , 1,152 μm a 3,391 μm . První z uvedených vlnových délek odpovídá červené barvě a právě díky tomuto zbarvení se velmi často používá jako naváděcí laser pro lasery, jejichž vlnová délka spadá do neviditelné části spektra. Helium-neonový laser však může generovat záření v celé škále viditelných a infračervených vlnových délek.

Molekulární lasery se vyznačují zesilováním optického záření v důsledku stimulovaných přechodů mezi energetickými hladinami molekul. Složitost molekulových spekter se promítá do mnoha možností laserových přechodů. Pokud dochází k inverzi populace hladin mezi elektronovými stavy, generuje se ultrafialové nebo viditelné záření. Do této skupiny patří **vodíkový, dusíkový a excimerový laser**. Dochází-li k inverzi populace mezi vibračně rotačními hladinami molekul, je generováno infračervené a daleké infračervené záření. Tuto skupinu zastupují **CO, CO₂, chemický a gazodynamický laser**.

Aktivní prostředí iontových laserů je tvořeno ionty vzácných plynů nebo ionty par kovů. Tyto lasery generují záření na několika různých vlnových délkách ve viditelné a blízké infračervené oblasti spektra. Mají poměrně vysoké požadavky na prahový budící výkon.

Plazmatické lasery

Lasery tohoto druhu se vyznačují inverzí populace vytvořenou uvnitř chladnoucího plazmatu. Při relaxaci plazmatu dochází za určitých podmínek k podstatně rychlejší depopulaci dolních energetických hladin než horních energetických hladin některých iontů či atomů. Plazmatické lasery s aktivním prostředím tvořeným mnohonásobně nabitými ionty vedly k vytvoření **rentgenového laseru**.

Rentgenové lasery jsou zdrojem **koherentního rentgenového záření**, pracující na principu zesilování spontánního záření pomocí stimulované emise. Podmínkou činnosti rentgenových laserů je dosažení inverze populace hladin na kvantových přechodech s rezonanční frekvencí

spadající do oblasti rentgenových frekvencí. Dosavadní výzkum rentgenových laserů se omezuje na generaci měkkého rentgenového záření.

6.1.5 Koherentní záření

Jednoduchá elektromagnetická vlna nebo složení dvou a více vln jsou dobrým modelem pro pochopení základních fyzikálních principů. Od popisu reálných elektromagnetických polí reálných zdrojů jsou však velmi vzdálené. Optické záření reálných zdrojů si lze představit jako složení velkého množství elektromagnetických vln, které se navzájem liší frekvencí, polarizací i fází.

Jestliže frekvence, polarizace nebo fáze skládajících se vln nejsou navzájem nijak vázány, vzniká velmi neuspořádané elektromagnetické pole. Má charakter náhodných fluktuací (šumů). Takové optické záření označujeme jako nekoherentní. Statistická střední hodnota amplitudy intenzity elektrického pole bývá nulová, přenášený výkon nikoliv.

V opačném případě, kdy jsou jednotlivé složky vzájemně vázány (korelovány), má výsledné pole uspořádanou strukturu a mluvíme o něm jako o poli koherentním. Koherence optického záření je tedy míra statistického uspořádání. Každé optické pole může být charakterizováno jistým parametrem, která charakterizuje míru statistické neuspořádanosti. Zjišťování statistické uspořádanosti optických polí se zabývá teorie koherence.

Často bývá pojem koherence svazován s pojmem interference, neboť v polích, kde lze pozorovat interference, lze hovořit o jisté míře statistické uspořádanosti, tj. koherenci. Pokud interference nevznikají, považují se skládané signály za vzájemně nekoherentní.

Jistou výhodou nekoherence je, že výkon záření přenášený dvěma nekoherentními soubory vln je dán součtem výkonů přenášených jednotlivými soubory (tj. zákon superpozice platí pro nekoherentní elektromagnetické pole).

Za koherentní zdroje lze považovat takové, jejichž frekvence záření je stále stejná a rozdíl fází vyzařovaných paprsků se nemění. V literatuře se uvádí tzv. komplexní stupeň koherence, který zahrnuje koherenci časovou a koherenci prostorovou. Zlepšení koherenčních vlastností lze dosáhnout zvýšením monochromatickosti a ohraničením velikosti zářící plochy zdroje. Monochromatickosti záření ovlivňuje koherenci časovou a velikost zářící plochy zdroje ovlivňuje koherenci prostorovou.

Zdroje, které vysílají nekoherentní záření, nazýváme nekoherentními zdroji (Slunce, žárovka, výbojka). Příkladem zdrojů koherentního záření jsou laser a parametrický generátor.

6.1.6 Interakce laserového svazku s tkání

Optické vlastnosti tkání jsou velice různorodé a závisí na poměru dopadu a odrazu svazků, rozptylu i absorpci laserového záření. Bylo zjištěno, že koeficient odrazu pro pokožku u argonového laseru je cca 30 %, u helium-neonového laseru cca 50 % a u rubínového laseru 66 %.

Biologické účinky laserového záření jsou závislé na:

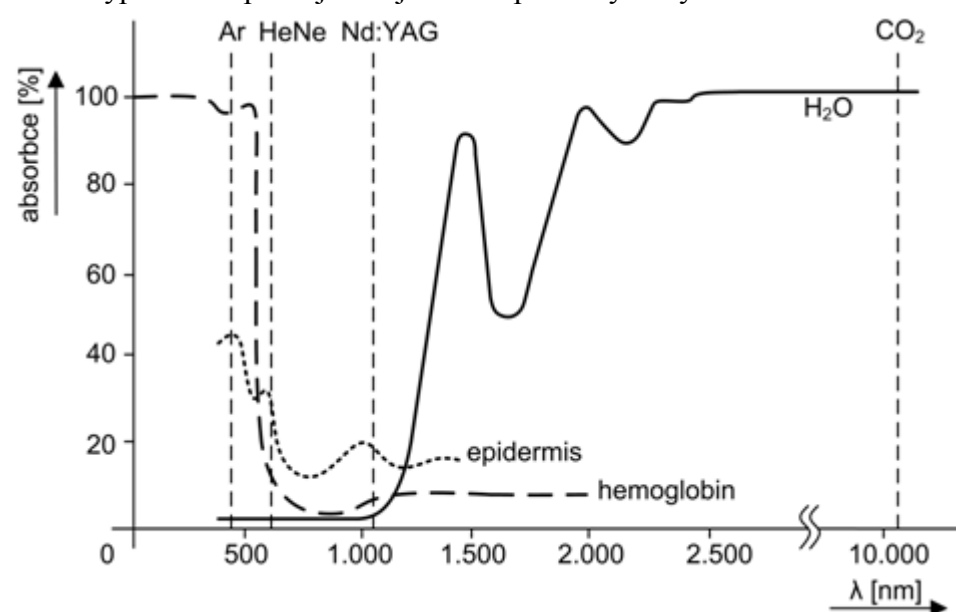
- vlastnostech zdroje záření,
- velikosti a době expozice,
- optických vlastnostech tkání.

V rozsahu vlnových délek 350 – 1060 nm klesá intenzita laserového záření na 1 % původní hodnoty po průchodu vrstvou tkáně 3 – 4 mm silnou. Na vlnové délce 10,6 μm je tato vrstva

jen 0,2 mm silná. Laserové záření delších vlnových délek (viditelné světlo, IR) se při interakcích s tkání projevuje hlavně tepelnými účinky, záření kratších vlnových délek potom více fotochemickými reakcemi. Kromě těchto uvedených účinků se při interakcích uplatňují i účinky mechanické a ionizační.

Svazek laserového záření o intenzitě $10^6 - 10^8 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$ má velmi silné biologické účinky projevující se disruptními a vaporizačními efekty. Fototerapeutické efekty se uplatňují při hustotách energií $10 - 10^6 \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$.

Na Obr. 6.5 je vyznačeno optické okno kůže. Z průběhu vyplývá, že v rozsahu vlnových délek 600 – 1300 nm je absorpce laserového záření v epidermis nejnižší. Tento poznatek přispívá k optimální volbě typu laseru při nejrůznějších terapeutických výkonech.



Obr. 6.5 Optické okno kůže.

Nejčastější aplikací laserového svazku je chirurgický řez – úkon je označován jako výkon optickým skalpelem. Je charakteristický bezkontaktností řezu. Účinkem vysoké hustoty energie se tkáň v místě řezu odpařuje, přerušené cévy koagulují a řez tím nekrvácí.

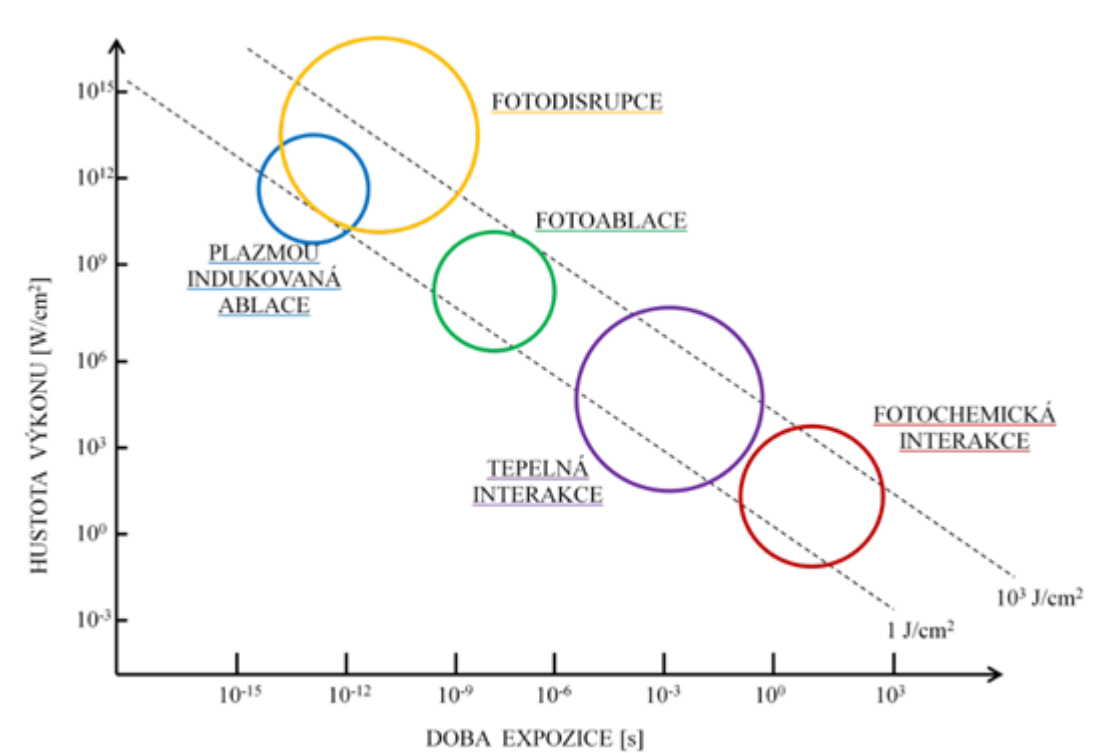
Rychlost řezu závisí na:

- intenzitě laserového svazku,
- typu tkáně a její měrné hustotě,
- tepelné kapacitě tkáně.

Výhody optického skalpelu:

- bezdotykový, ostře ohraničený řez,
- mikrotrombolizační efekt řezu u cév do průměru 1 mm,
- regulace hloubky vniku laserového svazku do tkáně velikostí intenzity záření a doby expozice,
- zrychlené hojení operačních ran.

Laserový svazek je využíván také jako fotokoagulační prostředek v očním a kožním lékařství. Rozvíjí se i fotodynamická terapie tumorů.



Obr. 6.6 Interakce laserového záření s tkání.

Fotochemická interakce se používá při rozložení karcinogenní tkáně za pomoci aplikace fotosenzitivní látky. Délky pulzů se pohybují okolo 1 s a hustota výkonu je v rozmezí 0,01 – 50 W·cm⁻².

Další z interakcí je **tepelná**. Zde se využívá dosažení úrovně teploty, která vede k žádoucímu tepelnému efektu – koagulace, ablace, karbonizace, roztavení. Délka pulzu je v rozmezí 1 μs – 1 minuta a hustota výkonu se pohybuje v okolí 10⁶ W·cm⁻². Mimo jiné se využívá u přivaření sítnice nebo u laserem indukované termoterapie.

U **fotoablace** dochází k přímému rozbití molekulárních vazeb energií fotonů. Výsledkem je ablace spojená s akustickými jevy a viditelnou fluorescencí. Pulzní délky se pohybují v rozmezí 10 – 100 ns a hustoty výkonu mezi 10⁷ – 10¹⁰ W·cm⁻². Tohoto jevu se využívá především u refrakterní rohovkové chirurgie.

Plazmou indukovaná ablace je také spojená s akustickými jevy. Délka pulzu se pohybuje od 100 fs do 500 ps a hustota výkonu dosahuje hodnot 10¹¹ – 10¹³ W·cm⁻². Podobně jako u fotoablace je využívána pro refraktivní rohovkovou chirurgii.

Poslední možnou interakcí elektromagnetického záření s tkání je **fotodisrupce**. Generuje se zde plazma a rázové vlny, které jsou příčinou následné fragmentace tkáně. Délky pulzů se pohybují v rozmezí 100 fs – 100 ns a hustota výkonu nabývá hodnot 10¹¹ – 10¹⁶ W·cm⁻². Využívá se k fragmentaci kamenů a fragmentaci čočky.

Nezáleží však pouze na hustotě výkonu a době expozice, ale podle toho, na jaké vlnové délce laser vyzařuje, rozlišuje se i absorpce v tkáni. Závislost průniku na vlnové délce u nejčastěji používaných laserů je uvedena v následující tabulce (viz Tab. 25).

Aktivní prostředí	Vlnová délka generace (μm)	Hloubka průniku (μm)
Er:YAG	2,94	2
CO ₂	10,6	20
Argon	0,514	330
Nd:YAG	1,064	1400

Tab. 6.1 Závislost průniku záření do tkáně na vlnové délce.

Absorpce laserového záření v biologických tkáních je dána obsahem molekul vody, makromolekulami proteinů a pigmentů (melanin, hemoglobin).

6.1.7 Klinické aplikace

Rozsah terapeutických a chirurgických aplikací zasahuje téměř do všech klinických oborů. Přehled oborů, ve kterých se lasery využívají, a nejvýznamnější indikace:

- neurochirurgie (cévní malformace, tumory, metastázy v mozku),
- oftalmologie (bodování odchlípené sítnice, sklerotomie (řez bělimy), výkony na čočce, nádory sítnice),
- ORL (temporamandibulární chirurgie - kost spánková a dolní čelist),
- ortopedie (chirurgie kloubů ramene, lokte, kolen, páteře, plotének),
- obecná chirurgie (cholecystektomie, apendektomie, výkony na játrech, vagotomie, chirurgie hemeroidů),
- gynekologie (výkony na děloze, vaječnicích, neurektomie, salpingostomie),
- urologie (tumory močového měchýře, litotrypsie, hemangiomy, striktury),
- dermatologie (kondylomy),
- plastická chirurgie,
- stomatologie.

Fotodynamická terapie – PDT

Tato terapie zhoubných nádorů patří mezi nejnovější aplikace laserového záření. Je známo, že nádory ozářené UV světlem vykazují červeno-oranžovou fluorescenci a tím mohou být lokalizovány. Fluorescence je způsobena derivátem hemoglobinu (HpD hematoporphyrin derivát). Excitované molekuly derivátu fotochemickou reakcí likvidují nádorové buňky. Derivát hemoglobinu je vstřebáván celým tělem, nádorová tkáň jej však kumuluje. Během tří dnů je zdravými tkáněmi uvolněn, zůstává však dále v tumoru. Derivát po ozáření červeným světlem uvolňuje z molekuly porfyrinu atomární kyslík, který je silně reaktivní a pro nádorovou tkáň cytotoxický. Pro ozáření jsou využívány vlnové délky 631 nebo 628 nm laserů barvivových, kryptonových nebo plynových. Tato terapie je prozatím omezena jen na menší nádory – světlo proniká jen do malé hloubky.

Nevýhodou této metody však je nutnost pobytu pacientů několik týdnů po podání derivátu v místnostech s tlumeným světlem a ochranou před slunečním zářením. Došlo by jinak k popálení kůže.

Shrnutí

LASER, stimulovaná emise záření, neodymový laser (Nd:YAG), helium-neonový laser, koherentní záření

Kontrolní otázky

1. Co je to laser a jaké jsou jeho vlastnosti?
2. Popište, z čeho se laser skládá.
3. Jak se lasery dělí? Uveďte alespoň jednoho zástupce každé skupiny.
4. Uveďte druhy interakce laserového záření s tkání. Na čem závisí, jak bude tkáň reagovat?
5. Jaké jsou aplikace laseru v medicíně?

Literatura

[CHM84], [CHM95], [ROZ00]

7 Technika elektromagnetických polí. Vysokofrekvenční technika, diatermie.

Čas ke studiu: 2 hodiny

Cíl studia:

- definovat účinky elmag. pole na lidský organismus
- popsat vliv VF terapie na člověka

7.1 Charakteristika elektromagnetického pole

Elektromagnetické pole je vektorové pole projevující silové účinky na elektrický náboj v klidu i pohybu. Roku 1873 popsal elektromagnetické pole skotský fyzik James Clerk Maxwell soustavou čtyř rovnic pro čtyři vektory intenzity magnetického pole H , elektrického pole E , elektrické indukce D a magnetické indukce B . Existenci elektromagnetických vln prokázal experimentálně až o 14 let později německý fyzik Heinrich Hertz. Pomocí jiskrového výboje a antény tvaru dipólu vyslal elmag. vlnu, kterou byl schopen zachytit.

Elektromagnetická vlna má dvě vzájemně neoddělitelné složky: elektrickou, charakterizovanou vektorem elektrické intenzity E , a magnetickou charakterizovanou vektorem magnetické indukce B . Ekvivalentního popisu bychom dosáhli pomocí vektorů elektrické indukce D a magnetické intenzity H , ale první způsob je výhodnější. E a B totiž závisí na prostředí, kterým se elektromagnetická vlna šíří, zatímco D a H jsou ve všech prostředích stejné a nezávisí na permitivitě ani permeabilitě prostředí. Pro homogenní izotropní lineární prostředí platí materiálové vztahy:

$$\mathbf{D} = \epsilon \cdot \mathbf{E} \quad (7.1)$$

$$\mathbf{B} = \mu \cdot \mathbf{H} \quad (7.2)$$

$$\mathbf{J} = \sigma \cdot \mathbf{E} \quad (7.3)$$

kde:

ϵ ...permitivita,

μ ...permeabilita,

σ ...měrná vodivost prostředí,

J ...hustota elektrického proudu.

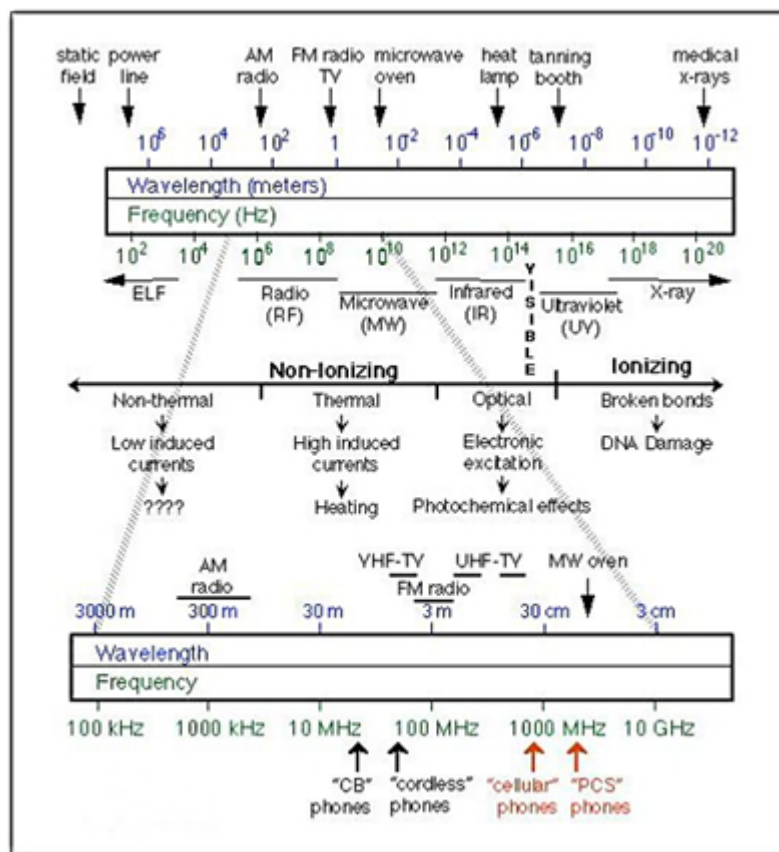
Vektory E a B jsou vzájemně kolmé, v postupné elektromagnetické vlně mají souhlasnou fázi a jejich kmity probíhají napříč směru.

Objev elektromagnetické vlny umožnil bezdrátový přenos informací všeho druhu, jenž dnes hýbe světem. Za tímto účelem postavili lidé na zemi, na vodě i v prostoru kolem Země milióny vysílacích stanic vyzařujících elmag. vlny různých frekvencí a výkonů, které na nás dopadají ze všech stran. V dnešní době se neustále častěji diskutuje o škodlivosti či neškodlivosti elmag. pole zejména v souvislosti s rozšířením mobilních telefonů. Na toto téma byly a jsou prováděny různé studie, jejichž závěry nejsou jednoznačné a různí se. Zkrátka ještě uběhla příliš krátká doba na to, aby se dal vyslovit jednoznačný závěr. Některá média tyto výsledky zkreslují, dělají

z elmag. záření paprsky smrti a zajišťují si tak čtenost laickou veřejností. Naopak někteří výrobci RF techniky problém bagatelizují, neboť si pod sebou přeci nebudou podřezávat větev. Najít tedy seriózní informace není zrovna lehké.

7.2 Parametry elektromagnetického pole

Důležitým parametrem elmag. vlny je **frekvence f [Hz]** resp. **vlnová délka λ [m]**. Podle ní můžeme vlny setřídit do spektra od nejnižších po nejvyšší frekvence. I světlo je jen obyčejné elektromagnetické vlnění, které jsme však schopni vnímat zrakem.



Obr. 7.1 Rozdělení elektromagnetického záření podle frekvence.

Rozsah vlnových délek	Druh záření	Zdroj v přírodě	Umělý zdroj
$\lambda < 10^{-12}m$	záření γ	reakce elementárních částic	betatrony, cyklotrony, reaktory
$\lambda \in (10^{-12}; 10^{-11})m$	rentgenové záření tvrdé	děje v jádře atomu	
$\lambda \in (10^{-11}; 10^{-10})m$	rentgenové záření měkké	děje v elektronovém obalu atomu	
$\lambda \in (10^{-10}; 10^{-9})m$	rentgenové záření mezní		
$\lambda \in (10^{-9}; 10^{-8})m$	ultrafialové záření vakuové		
$\lambda \in (10^{-8}; 10^{-7})m$	ultrafialové záření blízké		
$\lambda \in (10^{-7}; 10^{-6})m$	světlo		
$\lambda \in (10^{-6}; 10^{-5})m$	infračervené záření mikrovlnné	kmity molekul	rozžhavená vlákna
$\lambda \in (10^{-5}; 10^{-4})m$	infračervené záření vzdálené		
$\lambda \in (10^{-4}; 10^{-1})m$	mikrovlny	reakce molekul	tepelné zdroje
$\lambda \in (10^{-1}; 10)m$	televizní a rozhlasové vlny s frekvenční modulací (VKV)	kmitavý pohyb elektronů	elektronické oscilátory
$\lambda \in (10; 10^2)m$	rozhlasové vlny s amplitudovou modulací (KV)	atmosférické výboje	
$\lambda \in (10^2; 10^3)m$	rozhlasové vlny s amplitudovou modulací (SV)		
$\lambda \in (10^3; 10^4)m$	rozhlasové vlny s amplitudovou modulací (DV)		
$\lambda > 10^4m$	nízkofrekvenční vlny; technické frekvence		

Tab. 7.1 Rozdělení elektromagnetického záření podle vlnové délky.

7.3 Interakce elektromagnetického záření s biologickou tkání

Elektromagnetické pole je v celém svém rozsahu frekvencí, tj. do 10^{24} Hz při interakcích se živými objekty biologicky aktivní. Mechanismus účinků však není v celém tomto frekvenčním pásmu stejný. Dále se budeme zabývat pouze neionizujícím zářením s hraniční frekvencí 10^{16} Hz. Rozhodující z hlediska účinků však není jen kmitočet, ale i energie aplikovaného vlnění. Minimální energie potřebná k ionizaci v přírodě je 10 – 25 eV (ne záření laseru).

Z teorie elektromagnetického pole jsou známy vztahy pro transverzální elektromagnetickou vlnu TEM (složky elektrického i magnetického pole jsou kolmé ke směru šíření, neexistuje podélná složka) a její vlastnosti:

Tok energie:

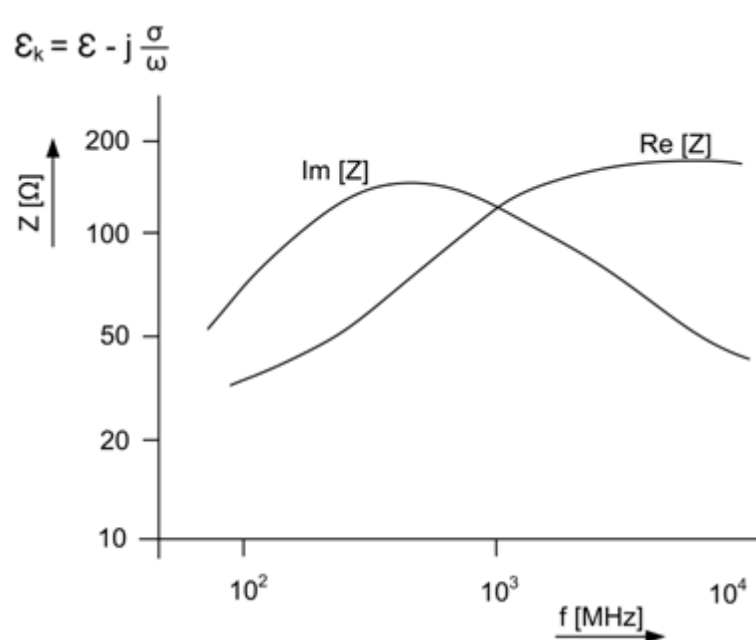
$$\mathbf{P} = \mathbf{E} \times \mathbf{H} \quad (7.4)$$

Fázová rychlost:

$$\mathbf{v} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r \mu_r}} \quad (7.5)$$

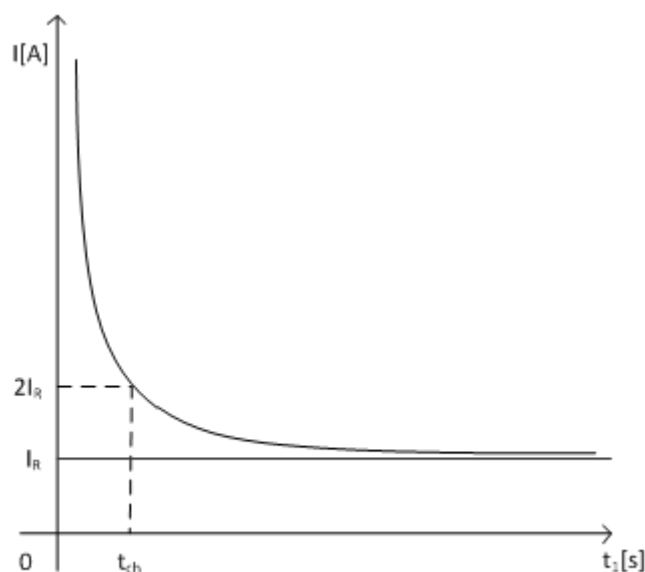
Charakteristická impedance šíření:

$$\mathbf{Z} = \frac{|\mathbf{E}|}{|\mathbf{H}|} = \sqrt{\frac{\mu_k}{\epsilon_k}} = \frac{120\pi}{\sqrt{\epsilon_k}} \quad (7.6)$$



Obr. 7.2 Průběh charakteristické impedance tkání v závislosti na frekvenci.

Dráždivost tkání organismu při aplikaci elektromagnetických polí buzených harmonickými signály je omezena frekvencí 100 kHz. Tato skutečnost vyplývá ze znalosti Hoorveg-Weissovy křivky (viz Obr. 7.3). Při vyšších frekvencích již žádná tkáň nereaguje na podráždění elmag. polem ani při hustotách v $\text{A} \cdot \text{cm}^{-2}$. Předávaná energie se mění v teplo (podle Joulova zákona).



Obr. 7.3 Hoorveg-Weissova křivka.

I_R – proud reobáze – minimální amplituda impulsu, která způsobí podráždění při dlouhém trvání impulsu, t_{ch} – čas chronaxie – potřebná šířka impulsu, která při amplitudě rovné dvojnásobku reobáze právě způsobí podráždění.

Z hlediska působení elektromagnetických polí na biologické objekty představují tkáně vrstevnatá nehomogenní dielektrika charakterizovaná komplexní vodivostí a komplexní permeabilitou. Průběh závislosti složek charakteristické impedance šíření v biologických tkáních na frekvenci je naznačen na Obr. 7.2.

Absorpce energie vysokofrekvenčního pole je závislá na typu tkáně, na kterou je aplikována. Podle dielektrických vlastností můžeme tkáně rozdělit na tkáně s vysokým obsahem vody – svaly, kůže, vnitřní orgány – a tkáně s nízkým obsahem vody – tuk, kosti – které mají menší vodivost.

7.3.1 Biologické účinky

Dle přehledu literatury existuje již několik tisíc prací publikovaných v této oblasti, mnoho z nich má ale dosti spekulativní charakter a výsledky některých studií jsou protichůdné - realizace experimentů tohoto druhu není snadná, zabránit rušivým vlivům je často obtížné až nemožné. Navíc nemohou být tyto výzkumy aplikovány na lidi. Proto se experimentuje na zvířatech - ne vždy se však zjištěné účinky dají přímočaře a jednoznačně přenášet do humánní medicíny.

Absorpce a tedy i účinky jsou výrazně závislé na vlastnostech biologických tkání - zejména na těchto faktorech:

- dielektrických vlastností tkáně,
- geometrickém tvaru a rozměru tkáně,
- trojrozměrném nehomogenním prostorové rozložení tkání,
- orientaci a polarizaci EM pole,
- kmitočtu EM pole,
- zdroji vyzařování EM pole,

- podmínkách ozáření,
- délce trvání experimentu,
- ozáření trvalé nebo dle časového schématu,
- intenzitě elektrického resp. magnetického pole.

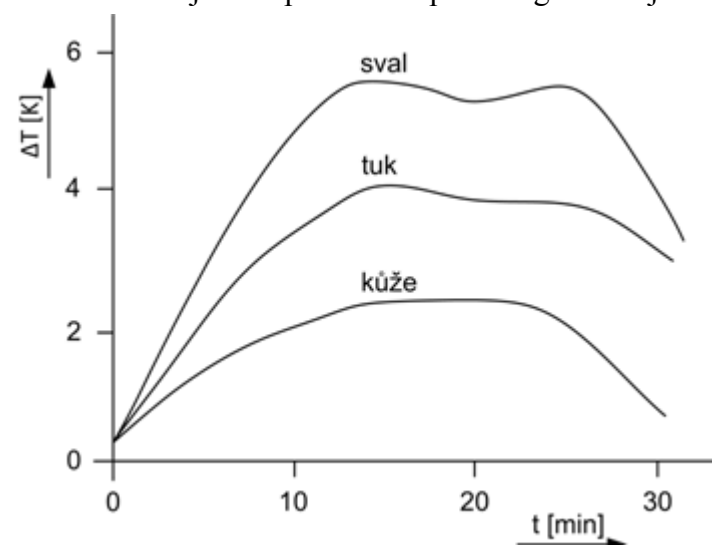
7.3.2 Netepelné účinky

Netepelné účinky jsou vlastně skutečné (přímé) účinky elektromagnetického pole - tj. při velmi nízké energetické úrovni, kdy nedojde k absorpci většího výkonu a tudíž ani ke zvýšení teploty sledované biologické tkáně. Studium vlivu elektromagnetického pole na buňku - "in vitro" se zatím neprokázaly škodlivé účinky na enzymy, DNA, buněčnou membránu, ani na jiné části buněk.

Nicméně všeobecné studie demonstrují určitý vliv elektromagnetických polí na člověka. Nezávislé mezinárodní studie například ukazují na statisticky prokazatelné zrychlení reakční doby uživatele mobilního telefonu v průběhu jeho užívání a tento efekt přetrvává po určitou dobu i po skončení hovoru. Diskutují se i subjektivní potíže, jako je např. pocit větší únavy, pocit zhoršené paměti atp. Je však otázkou, do jaké míry se v těchto případech uplatňuje fobie z elektromagnetického ozáření.

7.3.3 Tepelné účinky

Jsou chápány jako projev nuceně zvýšené teploty při absorpci vyšší úrovně elektromagnetické energie, kdy již dojde k ohřevu biologické tkáně. Takovýto účinků se využívá u termoterapie. Tepelné účinky jsou závislé na velikosti pohlcené energie a na hloubce, ve které se záření absorbuje. Čím vyšší je užitá pracovní frekvence, tím menší je hloubka vniku vlnění do tkání organismu. Výsledný tepelný efekt je závislý na rozměrech a tvaru biologických struktur, na možnostech jejich ochlazování protékající krví či odvodu tepla z povrchu těla. Zásadní význam zde proto má termoregulační mechanismus organismu. Průběh změn teploty typických tkání při ozáření elmag. polem dokumentující adaptační schopnost organismu je uveden na Obr. 7.4.

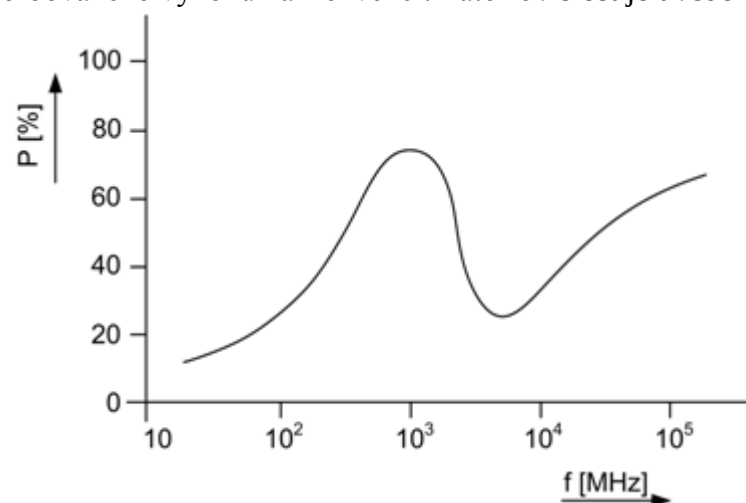


Obr. 7.4 Závislost oteplení tkání na expozici.

Ve skutečnosti mohou být tyto tepelné účinky doprovázeny i vlastními účinky elektromagne-

tického pole. Obecně je pak velmi obtížné odděleně vyhodnotit výsledný efekt tepelných a výsledný efekt netepelných účinků.

Při celotělových modelových studiích respektujících konstituční parametry jedinců byla zjištěna závislost absorbovaného výkonu na frekvenci. Tato závislost je uvedena na Obr. 7.5.



Obr. 7.5 Frekvenční závislost absorbovaného výkonu.

7.4 Mikrovlnná technika (Vf technika)

Mikrovlnná technika a technologie patří mezi poměrně mladé technické obory. V současné době se dynamicky rozvíjí, což je dáno novými zajímavými aplikacemi mikrovln ve spojovací technice, průmyslu, dopravě, atd.

Za oblast mikrovlnné techniky se obvykle označuje frekvenční pásmo od 300 MHz do 3 THz. Vlnová délka na vedení pro vzduchové dielektrikum v mikrovlnném obvodu se tedy pohybuje od 1 m do 0,1 mm.

7.4.1 Lékařské aplikace

Mezi významné lékařské a společenské problémy současné doby patří také hledání nových léčebných metod pro různé typy onemocnění, jako např. léčba zhoubných nádorů. Základní léčebné postupy v onkologii (tj. radioterapie, chemoterapie a chirurgie) jsou již dobře známé a tak i jen malá zlepšení těchto metod vyžadují mnoho času a investic. Proto je nutné hledat další onkologické léčebné metody, které buď samostatně, nebo v kombinaci s některou z klasických metod umožní zlepšit klinické výsledky.

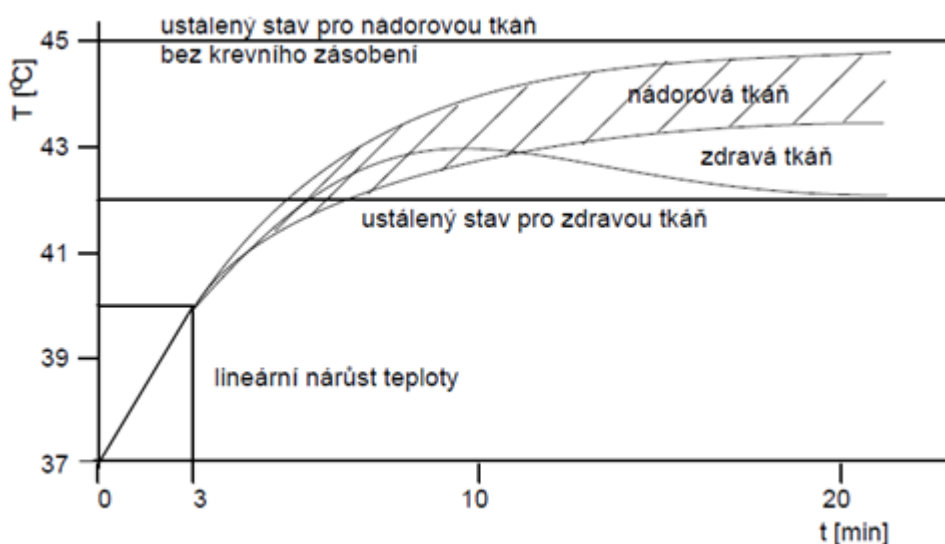
Rozvoj technických disciplín významně podporuje vznik nových léčebných metod. I mikrovlnná technika nachází v tomto směru nová zajímavá uplatnění. V tomto stručném přehledu se zaměříme na léčebné metody, které využívají tepelných účinků mikrovlnné energie, kdy EM pole je použito pro ohřev léčené oblasti biologické tkáně, eventuálně pro ohřev určitého implantovaného objektu.

7.4.2 Mikrovlnná hypertermie (využití v onkologii)

Využití pro léčbu nádorových onemocnění. Biologický princip využívá toho, že některé nádorové buňky jsou citlivé na teplotu vyšší než 42 °C, zatímco zdravé buňky zpravidla přežívají zvýšení teploty až do 45 °C. Takže ohřev oblasti nádoru na teploty 42 – 45 °C selektivně ničí nádorové buňky.

Pro tento způsob léčby musí být klinické pracoviště vybaveno speciálním zařízením, které obsahuje výkonový generátor a tzv. aplikátor, který požadovaným definovaným způsobem přivádí mikrovlnnou energii do léčené oblasti. Dále pak čidla pro průběžné měření teploty. Hypertermická souprava je dnes již zpravidla řízena počítačem. K úspěšným klinickým výsledkům při léčbě tisíců pacientů na celém světě pravděpodobně přispívají i přímé biologické účinky elektromagnetického pole. Mikrovlnná hypertermie je v současné době nejrozšířenější léčebná metoda využívající mikrovlnné energie.

Na Obr. 7.6. je znázorněn odlišný průběh teploty ve zdravé a v nádorové tkáni za stejných podmínek ohřevu elektromagnetickým polem. Dalšího zvýšení účinku tepelné zátěže lze dosáhnout medikamentózně.



Obr. 7.6 Průběh teploty ve zdravé a v nádorové tkáni při stejných podmínkách ohřevu.

Léčebná metoda	Hypertermie	Radioterapie
Velikost nádoru	Větší nádory se snadněji ohřívají a déle kumulují teplo	Velké nádory jsou obecně odolnější vůči radioterapii
Střed nádoru	Nejvyšší účinek	Kritická zóna pro radioterapii
Periferie nádoru	Pro lepší prokrvení se hůře ohřívá	Nejvyšší účinek

Tab. 7.2 Srovnání účinků hypertermie a radioterapie.

7.4.3 Mikrovlnná diatermie (využití v rehabilitaci a fyzikální léčbě)

Diatermie je forma fyzikální terapie, v níž je použitím vysokofrekvenčního proudu dosaženo hloubkového ohřevu tkáně. Americký inženýr a vynálezce Nikola Tesla v roce 1891 jako první upozornil, že teplo je důsledkem ozáření tkáně vysokofrekvenčními střídavými proudy a poukázal na jeho možné lékařské využití. Německý lékař Nagelschmidt, v roce 1909 zavedl termín diatermie.

Podobně jako u hypertermie i zde léčebný účinek je vyvolán na principu ohřevu biologické tkáně, avšak na teploty nižší - zpravidla jen do 41 °C. Diatermie je elektroléčebná procedura působící vysokofrekvenčními proudy. Při průchodu těchto proudů tkáněmi dochází v hloubce tkání k jejich prohřátí, tedy ke vzniku tepla. Při diatermii dochází k rozšíření cév se zvýšeným prokrvením a látkovou výměnou, zlepšuje se výživa tkání, podporuje se resorpce výpotků a otoků.

Dráždivé účinky střídavého proudu jsou velmi frekvenčně závislé. Vysokofrekvenční proudy (s frekvencí vyšší než 100 Hz) nemají žádné dráždivé účinky, protože délka trvání impulsu je kratší než nejkratší chronaxie. Nemají ani elektrochemické účinky. Mechanismus jejich biologických účinků spočívá v přeměně absorbované elektrické energie v teplo. Množství vzniklého tepla je dáno Joulovým zákonem:

$$Q = U \cdot I \cdot t \quad (7.7)$$

kde:

U [V]...napětí,

I [A]...proud,

t [s]...doba průchodu proudu.

Mechanismus vzniku tepla závisí na způsobu aplikace vysokofrekvenčních proudů. Při kapacitním způsobu dochází k dielektrickému ohřevu v důsledku ztrát v biologickém dielektriku. Při indukční aplikaci vzniká teplo v důsledku indukovaných tzv. vířivých proudů.

V diatermii se používají tři metody ohřevu tkáně: krátkovlnný, ultrazvukový a mikrovlnný. Mezinárodními dohodami byly pro vysokofrekvenční terapii vyčleněny tyto frekvence (viz Tab. 7.3). Vysokofrekvenční terapie umožňuje hloubkové prohřívání na rozdíl od ostatních metod termoterapie.

	frekvence (MHz)	vlnová délka (cm)
krátkovlnná diatermie	27,12	1106
ultrazvuková diatermie	433,92	69
mikrovlnná terapie	2400	12,4
	2450	12,25

Tab. 7.3 Vyčleněné frekvence pro vysokofrekvenční terapii.

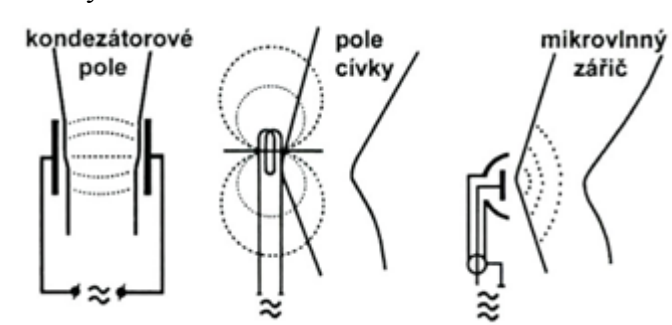
Principy zapojení tkání do vysokofrekvenčního pole

Zapojení jako **odpor** pomocí kontaktních elektrod – klasická diatermie. Dnes se již prakticky nepoužívá pro nehomogenní rozložení vznikajícího tepla a možnost vzniku popálenin.

Zapojení jako dielektrikum mezi izolovanými elektrodami – tedy prohřívání v **kondenzátorovém poli** (viz Obr. 7.7). Prohřívaná část těla se stává součástí proudového okruhu jako dielektrikum kondenzátoru. Elektrická impedance systému je závislá na frekvenci proudu a na vlastnostech tkání a vznikající teplo je proto úměrné ztrátám v dielektriku. Množství tepla vznikající v podkožní tukové tkáni je menší než ve svalech, je proto výhodnější než klasická diatermie, kde dochází k největší tvorbě tepla v tukové tkáni.

Použití vířivých proudů v magnetickém poli cívky – prohřívání v **indukčním poli** (viz Obr. 7.7). Prohřívané tkáně jsou ve vysokofrekvenčním magnetickém poli cívky buď tak, že se závit izolovaného kabelu navíjejí na končetinu, nebo se přikládá cívková elektroda a využívá se jednostranného zevního elektromagnetického pole. Kůže se prohřívá méně, polovrstva ve svalech je asi 2 cm.

Unipolární aplikace elektromagnetických vln - **mikrovlnná terapie**. Mikrovlny jsou vysílány z magnetronu, což je elektronka se silným magnetickým polem. Elektrony se v několikakomorové anodě dostávají do rychlého rotačně kmitavého pohybu. Kmity s vhodným kmitočtem jsou potom převedeny do zářiče, což je dipól s reflektorem (viz Obr. 7.7). Polovrstva ve svalech je pouze 1 cm, poměr mezi vznikem tepla v kůži a ve svalech je téměř vyrovnaný. Tato metoda se osvědčuje při povrchovém ozařování malých ploch. Mikrovlnný zářič vytváří uvnitř organismu vysokofrekvenční EM pole. V tomto poli se dostávají elektricky nabitě částice (ionty a dipóly) do kmitavého pohybu, který v důsledku sil tření má za následek vznik tepla. Jsou však popisovány i netermální účinky jako je polarizace biologických membrán, rezonance na molekulové úrovni a vznik volných radikálů.

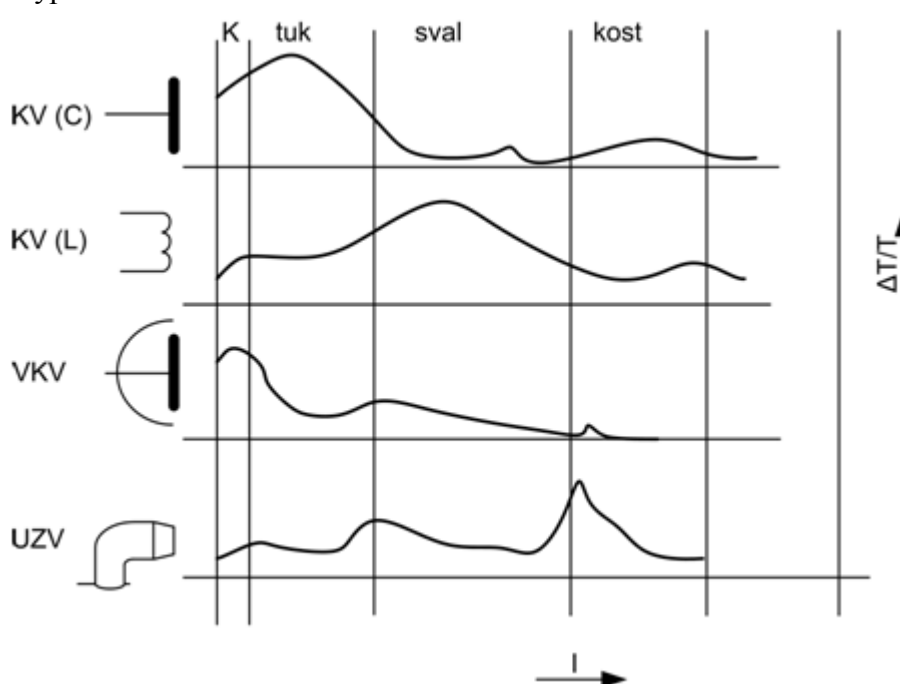


Obr. 7.7 Metody aplikace vysokofrekvenčních proudů.

Tepelné působení ultrazvuku

Při léčebné aplikaci ultrazvuku dochází k postupné disipaci vyslané akustické energie rozkmitáním tkáňových struktur (mechanická mikromasáž) a fyzikálně – chemickou aktivací a vznikem tepla. Množství vzniklého tepla závisí na fyzikálních vlastnostech tkáně a na její vaskularizaci. K největšímu ohřevu dochází na rozhraní tkání o různých akustických impedancích. Jejich rozdíl určuje velikost ohřevu. Tepelné působení ultrazvuku nelze posuzovat odděleně od dalších mechanismů jeho terapeutického účinku jako je mikromasáž tkáně vysokým kmitočtem ultrazvukových vibrací a fyzikálně – chemické působení. Na Obr. 7.8 jsou znázorněny účinky

jednotlivých typů diatermií.



Obr. 7.8 Srovnání účinků diatermií.

Krátkovlnná diatermie

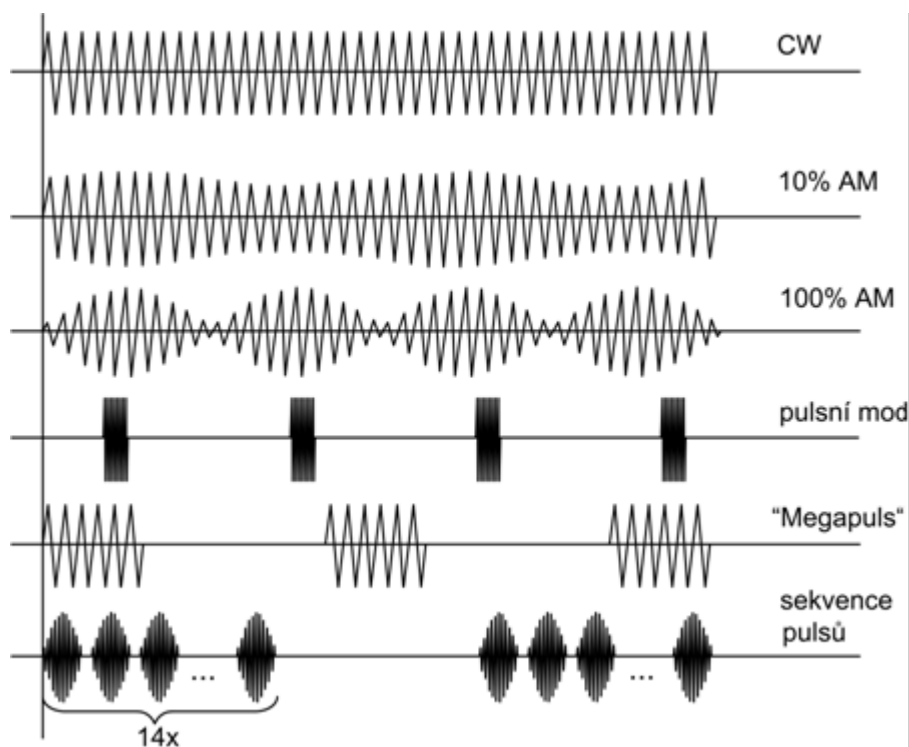
Oblast krátkovlnné diatermie má přidělené kmitočty a jejich tolerance takto:

- 40,68 MHz $\pm$ 0,05 %,
- 27,12 MHz $\pm$ 0,6 %,
- 13,56 MHz $\pm$ 0,05 %.

Vzhledem k nejvyšší toleranci se většina přístrojů konstruovala na kmitočet 27 MHz. Dnes se více pracuje s kmitočty mikrovlnného pásma, tedy 2,4 GHz. Rozhodující je terapeutická dávka jako součin výkonu a doby ozařování. Doba aplikace se pohybuje od 2 do 15 minut. Většina starších typů zařízení pracuje v kontinuálním režimu - nemodulovaná nosná (CW). Novější provedení využívají i amplitudovou modulaci nebo klíčování signálu (viz Obr. 7.9).

Indikace k léčbě krátkovlnnou diatermií:

- subakutní a chronické záněty dýchacích cest, asthma bronchiale,
- ORL onemocnění (rinitidy, rinofaryngitidy, sinusitidy, nespecifické laryngitidy, chronické otitidy, nespecifické záněty slinných žláz),
- různá vnitřní onemocnění, zejména dýchacího a zažívacího ústrojí kardiovaskulární a vaskulární choroby,
- neuralgie, včetně mezižebních a neuralgické bolesti po pás. operaci, migréna, Menierův syndrom,
- chronické zánětlivé i degenerativní onemocnění pohybového aparátu,
- gynekologické problémy, zejména zánětlivá onemocnění typu adnexitidy,
- urologická onemocnění,
- kožní onemocnění.



Obr. 7.9 Modulační signály pro krátkovlnnou diatermii.

Velmi krátkovlnná a mikrovlnná diatermie

Pro vkv diatermii byla vyhrazena frekvence 433,92 MHz (69 cm). Na rozdíl od kv diatermie, kde je využíváno blízké pole šířící se elmag. vlny, je u vkv diatermie využíváno pole vzdálené. Většina dodávaných zařízení využívá impulsní provoz, u kterého se předpokládá pronikání do hloubky tkání či orgánů. Mikrovlnná diatermie využívá frekvence 2,45 GHz (12,25 cm) pro prohřev vodivých tkání - svalů. Poloviční hloubka vniku je 10 – 12 mm. Výkonový vf generátor je osazen magnetronem, aplikátor je tvořen zářičem - anténou v reflektoru. Z bezpečnostního hlediska je reflektor plastový.

Rozměry zářičů mohou být:

- kuželové o průměrech 10 – 20 cm,
- obdélníkové s výstupním oknem 10 x 30 cm,
- velkoplošné (lomené odrazové zrcadlo) 5 – 15 cm od těla.

Klinické aplikace diatermie

Všechny typy diatermií se indikují zejména u chronických procesů. Vzhledem k tomu, že účinky diatermie jako hypertermie, zvýšená permeabilita kapilár a zvýšená imunita buněk přetrvávají téměř 48 hodin, je nejvhodnější četnost procedur třikrát za týden. Počet procedur je individuální, ve většině indikací postačí 9 – 10.

Mezi indikace diatermie řadíme:

- choroby pohybového ústrojí,
- choroby nervové,
- choroby kardiovaskulární,
- choroby vaskulární,

- choroby dýchacího ústrojí,
- choroby trávicího ústrojí,
- gynekologické a urologické choroby,
- choroby kožní choroby oční,
- sinusitidy (zánět vedlejších dutin nosních).

Za kontraindikace jsou považovány:

- TBC všech typů,
- tumory (nádory),
- abscesy (hnisavé hlízy),
- horečnaté a krvácivé stavy,
- mitrální stenóza, těžké srdeční vady,
- apendicitida (zánět slepého střeva),
- gravidita,
- poruchy periferní cirkulace, varixy (křečové žíly),
- oblasti s kovovými implantáty, endoprotézy.

Aplikované výkony kv a vkv diatermie

Velikost dávek se řídí výhradně podle subjektivních pocitů pacienta při nastavování výkonu zařízení. S ohledem na hloubku vniku se při kv a vkv diatermii udávají 4 stupně aplikovaných výkonů.

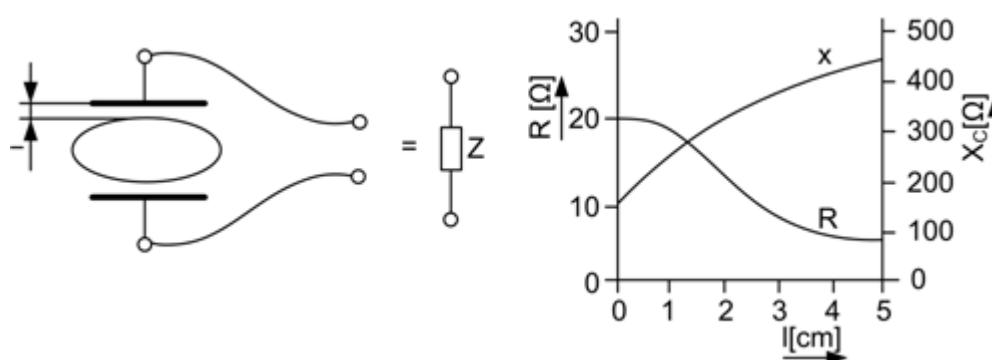
Stupeň	Pocit	kv (W)	vkv (W)
I.	bez pocitu tepla	20 – 40	10 – 20
II.	mírného tepla	40 – 60	30 – 40
III.	příjemného tepla	60 – 120	50 – 90
IV.	snesitelného tepla	120 – 220	100 – 200

Tab. 7.4 Aplikované výkony kv a vkv diatermie.

Konstrukční řešení

Zásadním technickým problémem je obvod pacienta. Biologická tkáň mezi elektrodami představuje pro koncový stupeň vf generátoru zatěžovací impedanci, která se však změnou vzdálenosti mezi elektrodami a povrchem objektu mění. Dochází tím k rozladování koncového stupně a při velkých výkonech ke ztrátám i zničení aktivních prvků. Impedance obvodu pacienta je závislá na velikosti užitých elektrod, vzdálenosti kůže elektroda, druhu aplikace a konečně i na stavu a vlastnostech ozařovaných tkání.

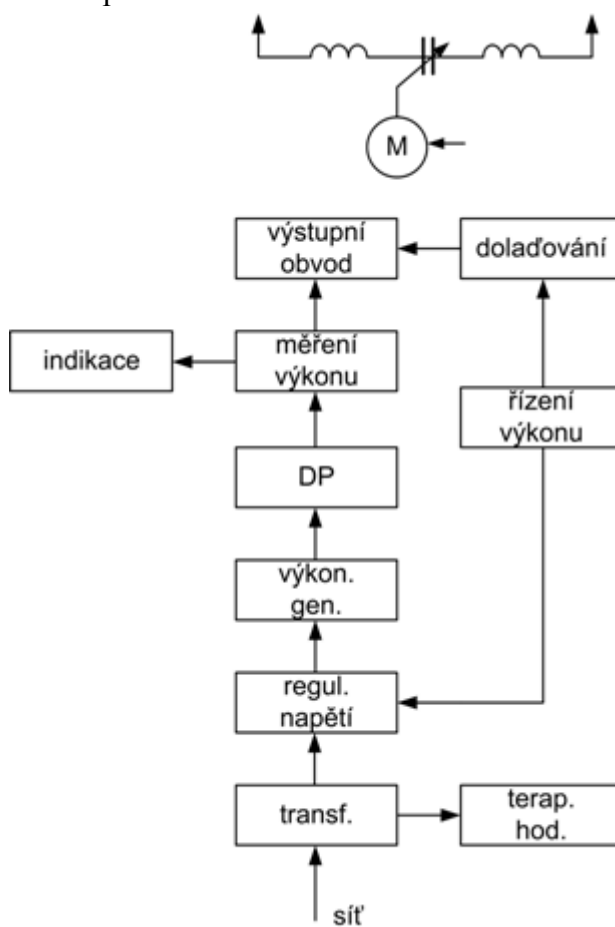
Do impedance obvodu pacienta je třeba zahrnovat i impedanci přívodních vf kabelů k elektrodám, které bývají 85 – 115 cm dlouhé. Tyto kabely mají samostatně volně viset nebo být uloženy na izolační podložce.



Obr. 7.10 Impedance obvodu pacienta.

Blokové schéma diatermie

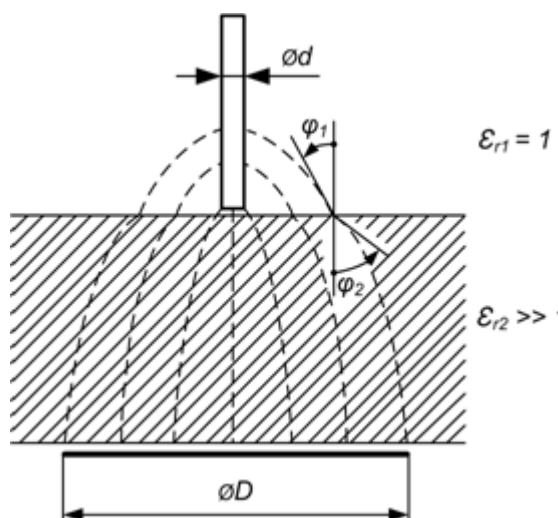
Jedná se o vf výkonový generátor pracující na frekvenci 27,12 MHz s výkonem 4 W. Regulace výkonu se provádí změnou napájecího napětí výkonových triod výkonového oscilátoru. Automatické doladování obvodu pacienta do rezonance se provádí motorkem ovládaným signálem úměrným změně anodového proudu elektronek. Indikovaný vf výkon, měřený měřicí hlavou, je však pouze výkonem dodávaným do obvodu pacienta. Část se ho přemění v teplo přímo v pacientovi, část se změní ve ztráty v obvodu pacienta. Regulační zesilovač s transduktorem (přesytkou) udržuje žhavicí napětí elektronek nezávisle na kolísání síťového napětí.



Obr. 7.11 Blokové schéma kv diatermie.

7.4.4 Mikrovlnný skalpel (využití v chirurgii)

Již při prvních použitích vysokofrekvenčního elektromagnetického pole v lékařské praxi se zjistilo, že při dostatečně velké intenzitě ze soustředění celého dosaženého výkonu na malou plochu je ohřátí tkání velmi rychlé, lokální a tak velké, že dochází k poškození buněk. Toto poškození buněk, v podstatě způsobené varem jejich obsahu, je vlastně rozpojování tkáně. Protože gradient oteplení je sice velký, ale oteplení zasahuje mimo buňky, které se rozbíjejí, i buňky v okolí, kde dochází naopak ke kontrakcím, je řez, který takto vzniká, typický svými okraji, které jsou částečně koagulovány. Tak je možno tohoto procesu použít buď k řezu s touto typickou charakteristikou, nebo pouze ke koagulaci tkání již nějak chirurgicky rozdělených. Technika tohoto elektrochirurgického použití vysokofrekvenčního pole byla vypracována souběžně s rozvojem diatermických aplikací a dodnes jsou některé přístroje zařízeny na obě možnosti použití. Mimo tyto vlastnosti řezu má elektrochirurgický postup výhodu v tom, že oddělování tkání se děje bez tlaku. Na Obr. 7.12. je naznačen průběh EM pole při použití elektrochirurgických elektrod. Konstrukce mikrovlnného skalpelu obsahuje speciální rezonátor, který umožňuje vyzářit energii do operované tkáně. V důsledku absorpce této energie se povrchová vrstva tkáně v řezu ohřívá až vznikne tenká krusta, která snižuje krvácení a tedy ztrátu krve operovaného pacienta.



Obr. 7.12 Koncentrace pole při nestejných rozměrech elektrod při chirurgickém použití.

Všeobecně lze konstatovat, že elektrochirurgické metody se dnes používají i v nejnáročnějších případech a umožňují řez i v situaci, kdy mechanické vedení řezu by bylo obtížné nebo nemožné. Zároveň svým koagulačním účinkem umožňují zákrok bez následujícího sešívání. I když dnešní technika šití je již velice vypracovaná a dokonalá, uplatňují se tyto metody hodně u kosmetických zákroků a také při zákrocích uvnitř orgánů nebo dutin, jako například ve spolupráci s cystoskopem.

Shrnutí

Elektromagnetické pole, tepelné a netepelné účinky, mikrovlnná technika, mikrovlnná hypertermie, diatermie, mikrovlnný skalpel.

Kontrolní otázky

1. Jaké způsoby využití mikrovlnné techniky v medicíně znáte?
2. Jak působí elektromagnetické pole na biologické tkáně?
3. K čemu slouží mikrovlnná hypertermie?
4. Existuje závislost oteplení tkání na délce expozice? Jaká?
5. Jaké druhy diatermie známe? K ohřevu kterých tkání je použijeme?

Literatura

[HRA01], [PEN07], [REH20], [VEJ76], [VRB07], [VSE20], [WWW07], [WWW08]

8 Technika ultrazvuku, kavitace, fyzikální terapie.

Čas ke studiu: 1 hodina

Cíl studia:

- definovat účinky ultrazvuku na lidský organismus
- popsat vznik a využití kavitace

8.1 Ultrazvuk

Ultrazvuk je mechanické vlnění o frekvencích nad 20 kHz. Rychlost šíření ultrazvuku v biologické tkáni závisí na vlastnostech prostředí, tedy na jeho modulu pružnosti K (Pa) a hustotě ρ ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$) dle vztahu:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (8.1)$$

Rychlost šíření ultrazvuku v lidském těle je obvykle v rozmezí $1500 - 1600 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Pro terapeutické účely se využívají frekvence ultrazvuku o hodnotách $0,8 - 3 \text{ MHz}$. Frekvence se v ultrazvukové terapii používají na základě efektivního pronikání vlnění do povrchových i hlubokých tkání. Tento jev se označuje **poloviční hloubka vniku**, neboli polotloušťka. Polotloušťka záření je vzdálenost, na které v daném prostředí amplituda vlny poklesne na polovinu původní amplitudy.

Pro frekvenci 1 MHz je polotloušťka ve vzduchu rovna $0,026 \text{ m}$, ve vodě se jedná o vzdálenost 14 m .

8.2 Působení ultrazvuku

Mechanické - působení ultrazvuku se rozkmitají molekuly prostředí, kterým se ultrazvuk šíří, tím dochází k rychlým tlakovým změnám. Rychlým střídáním tlaků v malých objemech může dojít k mechanickému porušení.

Tepelné - jedná se o následky absorpce energie v tkáních.

Fyzikálně chemické - pomocí ultrazvuku můžeme rozptýlit látky v jiných látkách. Této vlastnosti se využívá pro přípravu léčiv, která jsou nerozpustná ve vodě.

Chemické - dochází ke štěpení vysokomolekulárních látek.

Biologické - jsou způsobeny absorpcí mechanické energie v tkáni. Při intenzitách do $3 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ se jedná o terapeutické účinky, které jsou vratné, při intenzitách nad $6 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ dochází k nevratným změnám v tkáních.

Při průchodu ultrazvuku živými tkáněmi dochází k přeměně akustické energie v jiné druhy energie podle fyzikálních vlastností a struktury tkání. Část energie se ve tkáních mění v teplo. Vznik tepla je závislý na intenzitě ultrazvuku a na jeho absorpci, tj. na jeho šíření prostředím. Čím hůře se tkání ultrazvuk šíří, tím větší teplo vzniká absorpcí. Ultrazvuk se špatně šíří v plicích, střevech (protože obsahují plyny), lépe v mozku, velmi dobře v játrech a všech orgánech s velkou homogenitou a hustotou tkání. Velmi dobře se ultrazvuk šíří v kostech. Velká část energie je vynaložena na mechanickou vibraci tkáně, která zvyšuje propustnost membrán, čímž se zlepšuje i tkáňová difúze. Je zřejmé, že účinky ultrazvuku jsou velmi komplexní, závisí jak

na frekvenci ultrazvuku a jeho intenzitě, tak na struktuře tkáně. Důležitý je stupeň hydratace tkáně. Optimální hloubka pro mechanické působení ultrazvuku o frekvenci 1 MHz je asi 8 cm, pro tepelné účinky nejlépe vyhovuje hloubka asi 5 cm.

Jako při každé léčbě je i při léčbě ultrazvukem rozhodující dávkování. UZV měnič - rezonátor se přikládá přímo na kůži. Pacient nikdy nesmí pociťovat bolest nebo příliš velké teplo. K léčbě se používá frekvencí mezi 800 – 1 000 kHz. Intenzita se pohybuje mezi 0,7 – 3 W·cm⁻² na povrchu těla. Léčba se provádí po dobu 2 – 5 min. Pro hloubkovou terapii se používá frekvence 100 – 300 kHz.

8.3 Biologické účinky

Biologické účinky ultrazvuku jsou způsobeny absorpcí zvukové energie v tkáni. Absorpce ultrazvuku v kapalinách a pevných látkách je ve srovnání s absorpcí v plynech menší. Dále absorpce závisí na kmitočtu (vlnové délce). S klesající vlnovou délkou rychle roste absorpce ultrazvukové energie v tkáních.

Biologické účinky dělíme:

- **aktivní** - ultrazvuková energie pohlcená biologickým systémem vyvolává mechanické změny v tkáni. Toto působení nachází využití v ultrazvukové terapii a chirurgii,
- **pasivní** - při působení nízkých intenzit ultrazvukového záření nedochází k přímým účinkům na tkáň. Ultrazvuková vlna při průchodu biologickým systémem nese informaci o jeho akustických vlastnostech. Této vlastnosti se využívá v ultrazvukové diagnostice.

8.3.1 Aktivní účinky ultrazvuku

Jako aktivní interakci lze označit proces, při němž ultrazvuková energie pohlcená daným živým systémem vyvolává jeho změny, označované souhrnně jako biologický účinek ultrazvuku. Je to v podstatě silové působení ultrazvukového pole na daný živý systém.

Aktivní interakce a tedy i biologické účinky lze dělit na primární, způsobené mechanickými složkami ultrazvukového pole, a sekundární, způsobené jinými druhy energie, v něž se mechanická energie v průběhu absorpce transformovala (tepelná, chemická, elektrická). Je-li kritériem způsob interakce, pak je možno mluvit o působení přímém, vyvolaném účinnými faktory ultrazvukového pole během aplikace, a nepřímém, zprostředkovaném podle složitosti sledovaného biologického systému buď fyzikálně-chemickými změnami prostředí, nebo reflexně. Podle výsledku interakce lze biologické účinky dělit na inhibiční, charakterizované zpomalením či zástavou životních pochodů, a stimulační, charakterizované jejich zrychlením.

Do skupiny aktivních interakcí patří jednak změny prokázané v živých systémech experimentálně, jednak změny, které mohou nastat v organismu při průmyslovém využívání ultrazvuku a při ultrazvukové léčbě.

8.3.2 Pasivní účinky ultrazvuku

Živý systém svou strukturou a svými fyzikálními vlastnostmi mění charakter působícího ultrazvukové vlny. Jsou to především změny amplitudy a fáze procházející ultrazvukové vlny, vyvolané nehomogenní strukturou sledovaného prostředí. Tyto změny po registraci a zpracování poskytují informace o akustických vlastnostech ozvučované oblasti. Tento druh interakce se označuje jako pasivní a je základem všech ultrazvukových diagnostických metod a metod studia vlastností biologických látek a prostředí. Podmínkou je odpovídající hladina intenzity ultrazvuku - musí být dostatečná pro detekci prošlého nebo odraženého ultrazvukového signálu, ale z hlediska biologické účinnosti to musí být intenzita podprahová.

8.4 Kavitace

Slovo kavitace pochází z latinského *cavitas* = dutina. Jedná se o vznik dutin v kapalině při lokálním poklesu tlaku, následovaný jejich implozí.

Ultrazvukovou kavitací se rozumí porušení kontinuity tekutého prostředí v podtlakové fázi ultrazvukové vlny spojené s vytvořením bubliny plynu různého poloměru. Ke vzniku kavitační bubliny je třeba určitého podtlaku, kavitace je tedy prahovým jevem. Prahová intenzita vzniku kavitace je funkcí frekvence ultrazvuku a dynamické viskozity prostředí. Hodnotu kavitačního prahu v tekutém prostředí výrazně snižuje přítomnost plynových mikrobublin, které plní funkci kavitačních jader. Ve tkáních kavitační jevy nevznikají ani při terapeutických intenzitách ultrazvuku, ve vodných roztocích jsou však významným biologicky účinným faktorem (pro vodné roztoky se hodnota kavitačního prahu pohybuje kolem $1 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$).

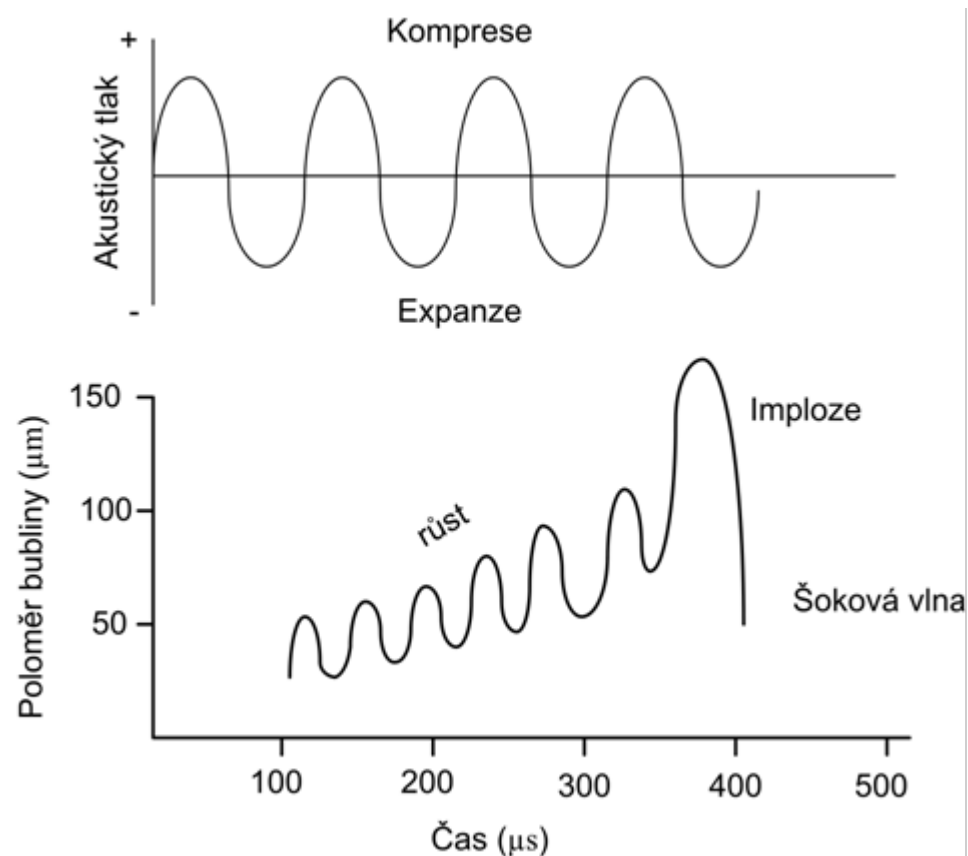
Podle vzniku i podle účinnosti se rozděluje kavitace na stálou a přechodnou.

8.4.1 Stálá (rezonanční) kavitace

Stálá (rezonanční) kavitace vzniká při nižších intenzitách a bývá označována také jako pseudo-kavitace. Jejím základním prvkem je sférická plynová bublina, která se dostává do rázových pulsací účinkem tlakových oscilací ultrazvukové vlny. Kmitající bublina snižuje energii ultrazvukové vlny její ireverzibilní přeměnou v teplo a rozptylem.

8.4.2 Přechodná (kolapsová) kavitace

Přechodná (kolapsová) kavitace vzniká v důsledku nelinearity v průběhu ultrazvukové vlny při tlakových amplitudách vyšších než hodnota atmosférického tlaku. Kavitační bublina se vytváří v podtlakové fázi, její průměr se zvětšuje a na počátku přetlakové fáze ultrazvukové vlny prudce kolabuje. Tento kolaps způsobuje prudký lokální vzrůst teploty (až 10 K) a silný tlakový ráz (až 10 Pa). Při kolapsu se bublina rozpadne nejčastěji na větší počet mikrobublin, které se mohou stát novými kavitačními jádry. Kolapsová kavitace je příčinou vzniku celé řady sekundárních dějů, jejichž základem je především sonolýza vody. Ta vede ke vzniku volných radikálů, jejichž reakcemi vznikají stálejší chemicky aktivní látky (peroxid vodíku, superoxid vodíku, ale i kyselina dusitá a dusičná).



Obr. 8.1 Kavitační jev.

8.4.3 Využití kavitace

- odstraňování zubního kamene ve stomatologii,
- objevuje se jako vedlejší efekt při rozrušování ledvinových kamenů pomocí rázových vln - litotripsii,
- ultrazvuková liposukce sloužící k odbourávání podkožního tuku.

8.5 Akustické proudění

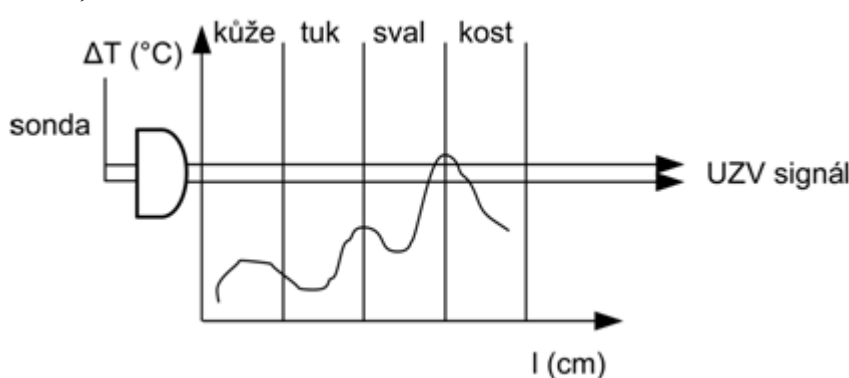
Akustickým prouděním popisujeme takové vibrace, jež jsou ve vyšším spektru frekvenčního rozsahu lidského ucha. Řídí se fyzikálními zákony pro šíření zvuku, rychlost šíření zvukové

vlny v tkáních a kapalinách je daná rovnicí $c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$ (8.1).

V biologickém systému se akustická vlna šíří ve vrstvě kapaliny, která hraničí s pevnou tkání. Vzniká akustická hraniční vrstva, ve které se akustická rychlost částic k povrchu snižuje. Akustické proudění je jednorozměrná cirkulace kapaliny vznikající působením ultrazvukového pole. Největší rychlostní gradient se nachází v místě rozhraní vzniku a šíření ultrazvukového pole. V blízkosti tohoto rozhraní může být tkáň poškozená z důvodu vysokého mechanického namáhání.

8.6 Tepelné účinky

V podstatě jsou tyto účinky nežádoucími, avšak i přesto mají v medicíně určité uplatnění. Zvláště citlivé je použití u těhotných žen, kdy i ohřev o 4 °C po dobu pěti minut může mít rizikové následky pro plod. Pohlcením energie ultrazvukového záření ve tkáni dochází ke zvýšení teploty v okolí působení záření. Energie vlny je přímo úměrná druhé mocnině její frekvence. Ke vzniku tepla dochází na rozhraní různých akustických impedancí tkání. Místa s vysokou hustotou částic reagují na ultrazvukové vlny více. Nejcitlivější na ultrazvukové záření je svalová tkáň a kosti, a to až 10x více než svalová a tuková tkáň.



Obr. 8.2 Graf reakce na ultrazvukové záření pro různou tkáň.

Pro ohřev tkáně o 1 °C je potřeba zvýšit dodávanou energii o 0,5 W·cm⁻². Teplota tkáně nesmí překročit 40 °C. V lidském těle hraje důležitou roli v distribuci tepla krevní oběh.

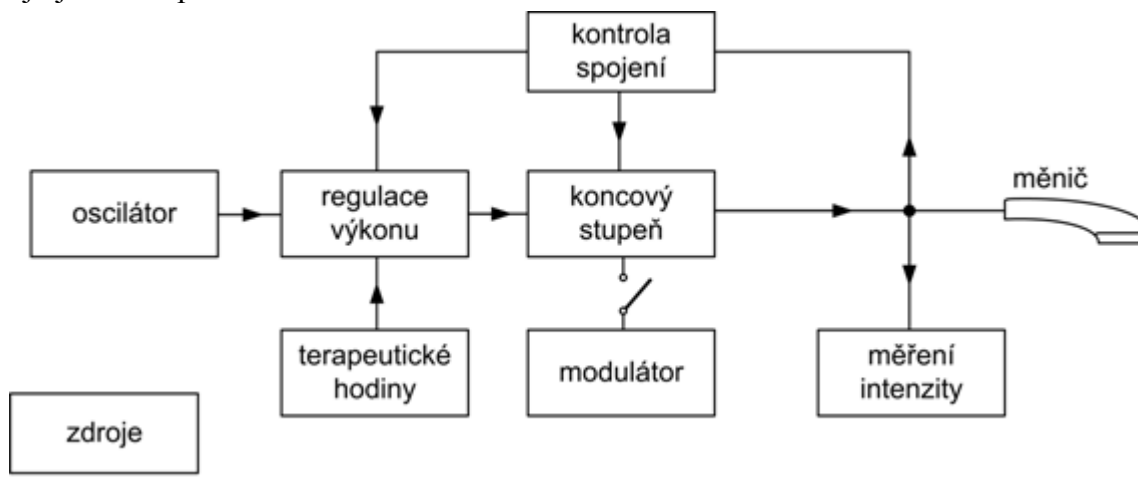
Na terapeutických přístrojích se během procedury zobrazují parametry informující o potenciálním riziku při daném módu vyšetření, tyto parametry přímo korelují s tepelnými účinky. Praktické využití tepelných účinků se uplatňuje při odstraňování nádorů nebo pro ohřev pro post-traumatické stavy. Na ložisko nádoru se fokusuje několik ultrazvukových svazků, přičemž nedochází k poškození okolní tkáně. Ultrazvukové svazky jsou generovány pomocí šesti fokusovaných měničů o průměru 70 mm s pracovní frekvencí $f = 1$ MHz. Každý z měničů je buzen generátorem o výkonu 80 W a díky krokovacím motorkům lze polohovat jejich náklon rotaci a pozici v prostoru s přesností ± 1 mm, $\pm 0,25^\circ$. Teplota v nádorové tkáni dosahuje 41 – 43 °C po dobu 20 minut. Kontrola správnosti teploty je prováděná pomocí termočlánků s přesností $\pm 0,1$ °C.

8.7 Fyzikální terapie (technické aspekty)

V případě ultrazvukové techniky lze fyzikální terapii zařadit do skupiny mechanoterapie v důsledku přímého účinku v organismu.

Přístroje pro fyzikální terapii jsou konstrukčně řešeny jako oscilátory s koncovým výkonovým stupněm. Výkonový stupeň je hlavice s elektroakustickým měničem, který převádí elektrické impulzy na ultrazvukové vlny. Součástí je piezoelektrický krystal, umožňující vytvořit mechanické vlnění z elektrického napětí. Ultrazvuková hlavice je hermeticky uzavřena pro subakvální aplikace. Nejjednodušší hlavice je schopna pracovat na pevně dané frekvenci, v případě multifrekvenční hlavice lze kmitočet libovolně měnit.

Většina přístrojů obsahuje dále obvod pro automatickou kontrolu spojení měniče s tkání, ukazatel vyzářené intenzity a velmi důležitý časový spínač. Důležité je, aby pacient, který podstupuje léčbu nebyl zbytečně ozařován větší intenzitou než je potřeba. Zařízení pracující v impulsním režimu má externí nebo interní pulsní generátor s nastavitelnou opakovací frekvencí, šířkou a tvarem impulsu. Velmi důležité je udržet přístroj přesný, k tomu slouží většinou zabudovaný testovací režim, kde lze jednoduše ověřit, zda přístroj pracuje v rámci parametrů. Napájení přístrojů je ze sítě přes oddělovací transformátor.



Obr. 8.3 Blokové schéma přístroje pro ultrazvukovou terapii.

Pracovní frekvence přístrojů se pohybuje v rozmezí 0,5 – 3 MHz. Nižší frekvence snadněji prochází tkání než vysoká. Poloviční hloubka úniku ve tkáni je taková hloubka, ve které má ultrazvukové záření poloviční intenzitu vůči povrchu těla. Pro nejnižší frekvence zpravidla bývá poloviční hloubka 5 – 7 cm. Intenzita záření se pohybuje od 0,05 – 3 W·cm⁻² pro dobu aplikace 10 minut. Během vyšetření je důležité udržovat nastavenou intenzitu a dobu ozáření, jinak by mohlo dojít ke zhoršení zdravotního stavu pacienta. Obvykle se aplikace provádí několikrát po sobě buď v jeden den nebo v rámci několika dnů. Pro akutní stavy je intenzita záření nastavená obvykle na 0,5 W·cm⁻², u chronických onemocnění i 1 W·cm⁻².

Aby nedocházelo k nadměrné expozici ultrazvukového vlnění na pacienta, provádí se výpočet délka a intenzita pro expozici dle vzorce:

$$E = I \cdot t \cdot S \quad (8.2)$$

kde:

E [J]...celková energie 1 terapie,

I [W·cm⁻²]...intenzita,

t [s]...čas,

S [cm²]...plocha UZV hlavice.

Ne pro každý zdravotní stav lze využít ultrazvukové terapie. V případě otevřených ran či zlomenin může docházet ke zhoršení stavů z důvodu mechanického namáhání. Terapie probíhá dvěma způsoby. Přímou, lokálně nebo nepřímou, paravertebrálně. Nepřímou metodou se ozvučují nervové přidružené segmenty páteře.

Typický zástupce pro terapeutické použití ultrazvuku v nemocnicích je profesionální přístroj

5700 Sono, firmy Eurotec Medical. Umožňuje připojení více multifrekvenčních hlavíc s pracovní plochou 1 – 4 cm². Maximální možná intenzita je 3 W·cm⁻². Jednoduchá obsluha pomocí velkého barevného dotykového displeje umožňuje vybrat ze 60 přednastavených režimů a poskytuje uložit až 150 vlastních programů. K přístroji lze připojit také laserovou jednotku a kombinovat léčbu s elektroterapií. Výsledky terapeutického vyšetření lze vytisknout pomocí zabudované tiskárny.



Obr. 8.4 Terapeutický ultrazvuk 5700 Sono.

Shrnutí

Ultrazvuk, působení ultrazvuku, biologické účinky (aktivní, pasivní), kavitace, rezonanční kavitace, kolapsová kavitace, kavitační jev, akustické proudění, rychlost šíření zvuku, tepelné účinky, fyzikální terapie.

Kontrolní otázky

1. Co je to ultrazvuk?
2. Co je to polotloušťka?
3. Projevy ultrazvuku a jeho působení?
4. Jaké intenzity ultrazvukového záření se používají v terapii?
5. Popište biologické účinky.
6. Co je kavitace? Jak se kavitace dělí?
7. Popište tepelné účinky ultrazvuku.
8. Nakreslete blokové schéma přístroje pro ultrazvukovou terapii.

Literatura

[HRA01], [PEN07], [VEJ76], [VSE20], [WWW09]

9 Technika rázové vlny.

Čas ke studiu: 1 hodina

Cíl studia:

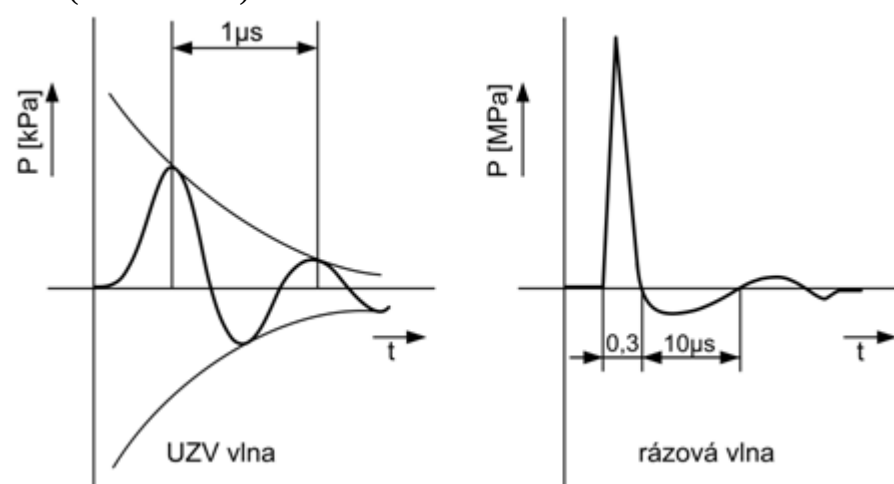
- popsat princip vzniku a využití rázové vlny
- popsat systémy generování rázové vlny

9.1 Rázová vlna

Rázová vlna je moderní, vysoce účinná a zároveň šetrná metoda, která je založena na přenosu mechanické energie do postižené tkáně, kde následně dochází k několika reakcím. V první řadě k analgezii (tlumení bolesti) v místě aplikace. Tento efekt je však pouze přechodný a trvá několik hodin. K hojivému procesu vedou další účinky, a to hlavně zvýšení prokrvení v ošetřené tkáni. Tím pak dochází k urychlení tkáňového metabolismu (látkové přeměny). Významné využití rázové vlny je také v odstraňování konkrementů (ať už invazivně, či neinvazivně).

9.2 Princip a vznik rázové vlny

Léčba rázovou vlnou je léčebnou fyzikální metodou patřící do skupiny mechanoterapií, kdy přístroj změní akustickou vlnu, která je do něj vháněna pod tlakem 5 – 6 barů. Klasická akustická vlna má pravidelný, sinusoidální tvar křivky a známou vlnovou délku, danou její frekvencí, tedy rychlostí, s jakou se mění fáze komprese s fází podtlaku. Ne každá akustická vlna musí být vlnou rázovou. Akustická vlna, která vzniká vlivem vysokoenergetického impulzu, ztrácí svoji linearitu (dochází ke změně tvaru křivky), šíří se médiem vysokou rychlostí a po dosažení specifické vzdálenosti, která je určena vlastnostmi prostředí se konečně transformuje na rázovou vlnu (viz Obr. 326).



Obr. 9.1 Porovnání průběhu akustické UZV vlny a rázové vlny.

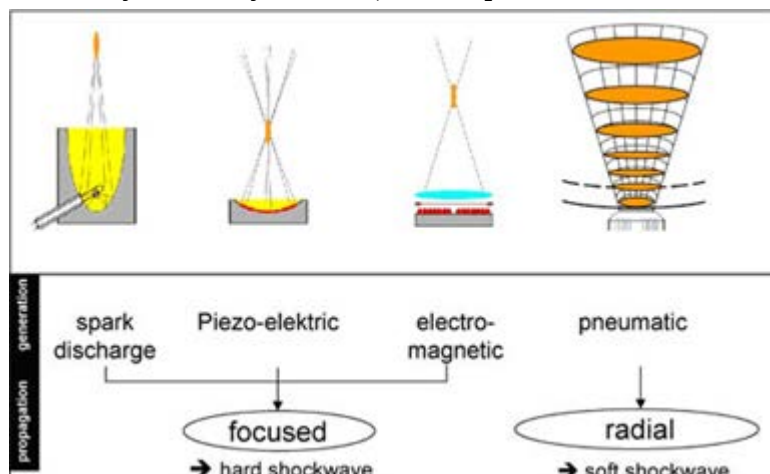
Podle způsobu vzniku rázové vlny dělíme metody na:

- RSWT – radiální rázová vlna,
- ESWT a PSWT – fokusované rázové vlny.

Podle způsobu použití se technika drcení konkrementů využívající rázovou vlnu dělí na:

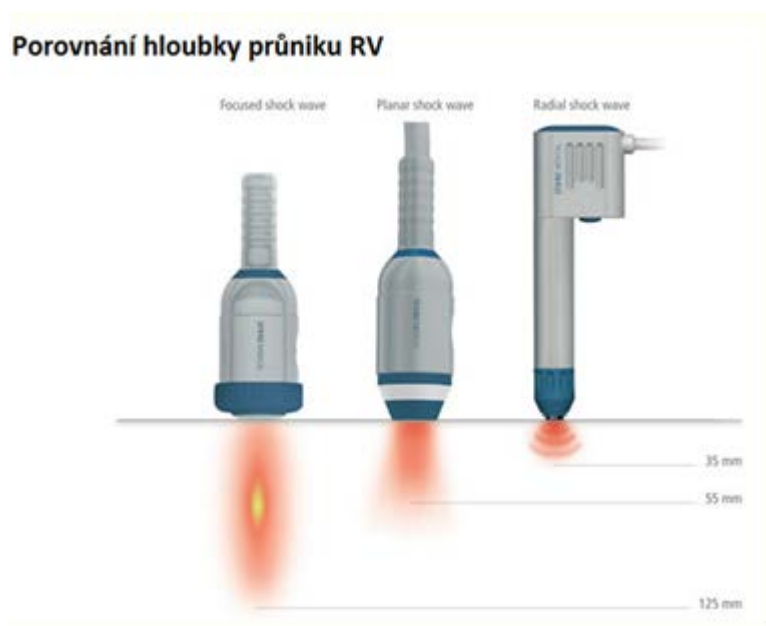
- invazivní metody – metody PEK (perkutánní extrakce konkrementů),

- neinvazivní metody – metody ESWL (extracorporeal shock-wave lithotripsy).



Obr. 9.2 Typy rázových vln. (MOSTERA)

Pro lepší kvalitu přenosu rázových vln se u neinvazivních metod mezi hlavicí a ošetřovanou tkání používá kontaktní gel. V tkáni rázová vlna působí do hloubky cca 4 cm, užitím fokusované rázové vlny až do 12,5 cm. Vhodně zvolená frekvence impulsů v rozpětí 1 – 15 Hz umožňuje zkrátit dobu rehabilitace.



Obr. 9.3 Porovnání hloubky průniku různých typů rázové vlny. (MOSTERA)

Jedná se o pneumatický princip, kdy je v aplikátoru rychlým opakovaným pulsem vystřelován projektil, který naráží na vysílač. Na jeho povrchu se vytváří rázová vlna, která se pomocí aplikátoru cíleně přenáší do tkáňových struktur. Pro léčbu pohybového ústrojí pomocí RSWT jsou užívány přístroje pracující s výstupními tlaky cca 5 barů, které vytvářejí radiální akustickou vlnu „nízko až středně energetickou“ s energií cca $0,1 - 0,25 \text{ mJ} \cdot \text{mm}^{-2}$, pronikající do hloubky tkáně cca 35 mm. Radiální rázovou vlnu nelze koncentrovat do jednoho ložiska (fokusovat). Nejčastěji používanými přístroji jsou: Masterpuls Storz, DolorClast EMS, BTL 5000 a další.

9.3 ESWT a PSWT - fokusované rázové vlny

Pro léčbu pohybového ústrojí pomocí fokusované rázové vlny ESWT jsou užívány přístroje pracující s akustickou tlakovou vlnou s vysokou energií nad $0,3 \text{ mJ} \cdot \text{mm}^{-2}$, pronikající do hloubky nad 35 mm. RV je pomocí čoček cíleně koncentrována (fokusována) do ohniska na léčenou oblast. Různými čočkami (nástavci) lze následně modelovat velikost ohniska účinku rázové vlny. Vytvořená rázová vlna trvá kolem jedné mikrosekundy a dosahuje vysokých hodnot kladného okamžitého akustického tlaku, zatímco její záporná tlaková půlvlna je relativně mělká. Rázové vlny tedy působí nejen přímo - mechanickým stresem - ale i nepřímo - prostřednictvím kavitace (viz Obr. 9.4).



Obr. 9.4 Průběh rázové vlny.

Fokusovaná RV vzniká trojím způsobem:

- elektrohydraulický systém (př. EvoTron Sanuwave),
- elektromagnetický systém (př. DUOLITH SD1 Storz),
- piezoelektrický systém (př. Piezason Wolf).

9.4 Systémy PEK

Tyto systémy využívají techniky rázové vlny k rozbíjení konkrementů, a to výhradně ledvinových. Jedná se o invazivní metody vyžadující přímý kontakt pracovního nástroje s konkrementem. Nástroj, zavedený do těla většinou pomocí laparoskopu, je pak kontrolován pomocí RTG. Tento systém drcení kamenů je použitelný pouze do určité velikosti kamenů (předpokládá se velká tvrdost kamene) a bývá často kombinován s jiným typem drtiče kamenů (nejčastěji neinvazivní metody ESWL). Tyto systémy využívají k odstranění konkrementů následující principy:

- mechanická destrukce,
- elektrohydraulická destrukce,
- destrukce laserovým svazkem.

9.4.1 Mechanická destrukce

Jedná se o mechanické rozrušování konkrementů tzv. rotorem, zde není použit účinek rázové vlny. Využívá se speciálních rychle se otáčejících břitů uvnitř ochranného koše. Při jejich rotaci se vytvoří vír, který kameny nasává a ty jsou při kontaktu s břity rozrušovány na písek, který je

pak odplaven močí.

9.4.2 Elektrohydraulická destrukce

Tento systém využívá elektrohydraulického principu generování RV přímo u konkrementu. Pomocí vysokonapěťových impulzů (2 kV) se formou jiskření v kapalině vytváří plasma a současně s tím rázová vlna, která působí přímo na povrch kamene a jeho nejbližší okolí. Pro funkci systému je nezbytná kapalina v okolí hrotu nástroje. Účinnost rázových vln je ovlivněna vodivostí této kapaliny, vhodným pro použití je roztok NaCl.

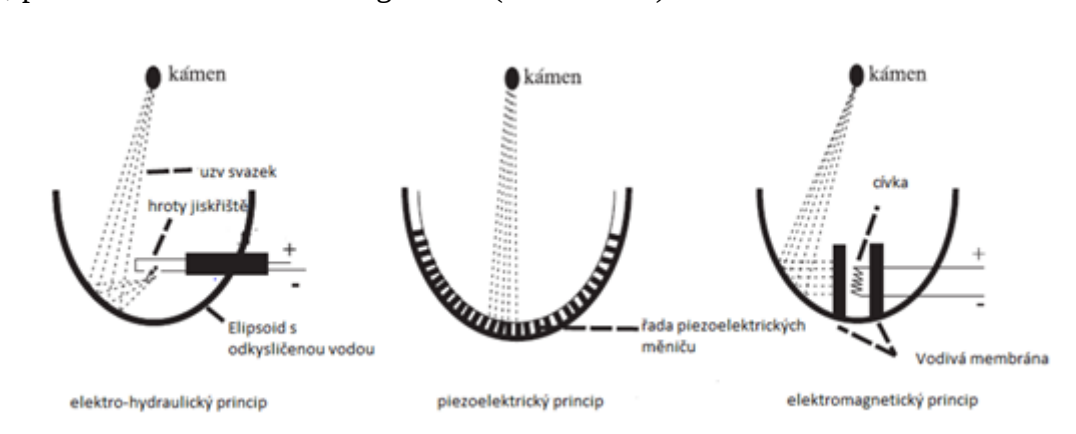
9.4.3 Destrukce laserovým svazkem

Zde se k drcení konkrementů využívá laserový svazek s dostatečným výkonem, který lze vézt k místu aplikace optickými vlákny. Nejúčinnější je holmiový YAG laser, který produkuje světlo o vlnové délce 2100 nm.

9.5 Systémy ESWL

Podstatou této metody je rozrušení kamene mechanickým účinkem vícečetných rázových vln, které jsou generovány mimo tělo pacienta. Fyzikální princip rozbíjení konkrementů je založen na rozdílu akustické impedance konkrementu a okolní měkké tkáně. V důsledku tohoto rozdílu dochází na fázovém rozhraní k rychlému nástupu tlakového gradientu. Přesáhne-li tlaková síla mez pevnosti konkrementu, dochází postupně k jeho rozrušování. K tomu je třeba dosáhnout tlaku řádově 10^8 Pa.

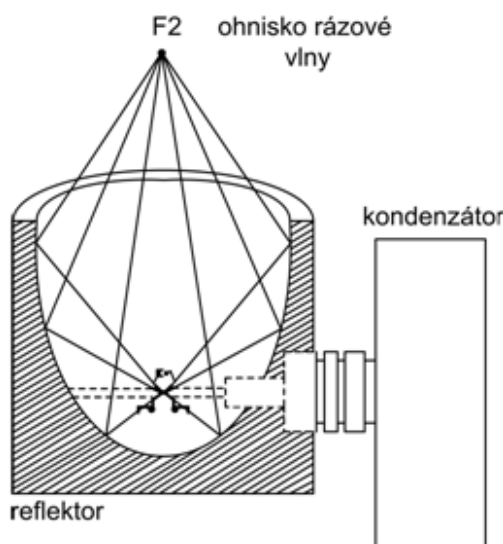
Energie rázových vln je za pomoci fokusačních systémů soustředěna do kamene. Z povrchu konkrementu je část energie odražena, přesto však vzniknou na jeho povrchu síly, jenž pevnost konkrementu naruší. K deformaci tedy dochází bez přímého kontaktu pracovního nástroje a konkrementu. Dříve byl pacient umístěn ve vaně s vodou, nyní se přikládá k pokožce pacienta pouze samotný aplikátor, který tvoří jedno ohnisko a konkrement druhé ohnisko. Přechod mezi prostředím voda – tkáň – orgán je velmi účinný, bez jakékoli redukce amplitudy rázové vlny. Principy využívající neinvazivního přístupu při odstraňování konkrementů jsou elektrohydraulické, piezoelektrické a elektromagnetické (viz Obr. 9.5).



Obr. 9.5 Principy ESWL. (STRAKA)

9.5.1 Elektrohydraulické systémy

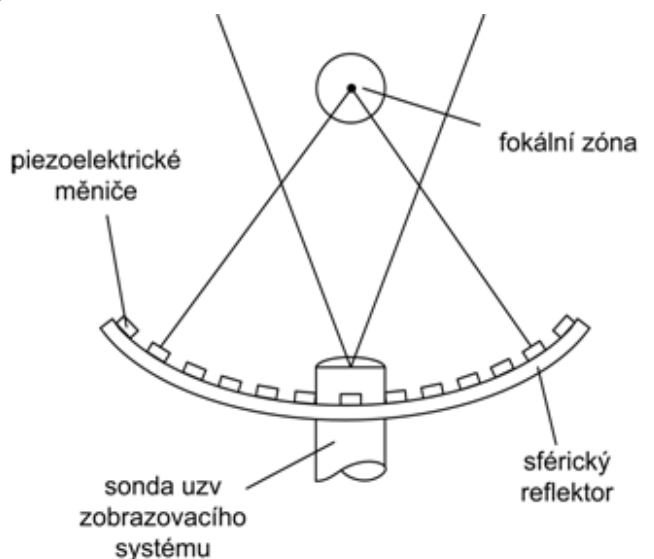
Tato zařízení jsou tvořena jiskřištěm v odplyněné demineralizované vodě. Mezi hroty jiskřiště dochází k průrazu – ionizaci molekul vody. Vznikne plasma, která má vysokou teplotu, čímž vzniká vysoký tlak. K přenosu energie a pro fokusaci při destrukci konkrémentů se využívají odrazy od vnitřní stěny rotačního elipsoidu. Jiskřiště je umístěno v jednom ohnisku, konkrément v těle pacienta se nastaví do druhého ohniska. Optimální přenos energie RV je zajištěn vodním prostředím, kterým je vyplněn vnitřek elipsoidu.



Obr. 9.6 Princip elektrohydraulického systému ESWL.

9.5.2 Piezoelektrické systémy

Ke generování rázové vlny u těchto systémů se využívá stovky měničů uložených na vnitřní ploše kulového vrchlíku. Tlakový impulz se získá synchronním buzením těchto měničů fokusovaných do ohniska, kde se nachází konkrément. Tlak v ohnisku dosahuje 50 – 100 MPa, opakovací frekvence impulzů je až 20 Hz. Tvar rázové vlny se dá měnit individuálním buzením jednotlivých měničů.



Obr. 9.7 Princip piezoelektrického systému.

9.5.3 Elektromagnetické systémy

Jiný způsob generování rázové vlny je pomocí proudového impulsu o vysokém napětí, který protéká plochou cívkou, a vytvoří kolem ní magnetické pole, které způsobí protisměrnou deformaci protilehlé kovové membrány, jež je opačně nabitá. Vlivem deformace membrány vzniká rázová vlna, která se odráží od vnitřní stěny paraboloidu a je fokusována do ohniska.

9.6 Účinky léčby pohybového aparátu rázovou vlnou

Mezi hlavní účinky terapie rázovými vlnami na tkáň patří:

- okamžité snížení napětí tkáně (tj. např. zmenšení úponových bolestí),
- analgetický efekt (proti bolesti),
- zvýšení místního prokrvení a tím zvýšení metabolismu v místě aplikace.

U jizevnatých procesů dochází k aktivaci fibroblastů (buněk produkujících vazivovou hmotu) a ke zvýšení produkce kolagenu (základní součást vaziva), také může docházet k rozpuštění vápníku uloženého ve šlachách, dále ke zvýšení tvorby kostní tkáně a tím k urychlení hojení.

Chemickým podkladem pro tyto účinky jsou např. inhibitory zánětlivých markerů (tj. látky s protizánětlivým účinkem, podobným, jako mají některé léky, například nesteroidní antirevmatika). Dále se uvolňují oxidy dusíku, které mají hojivý a protibolestivý efekt, vzniká tzv. substance P, která se spolupodílí na tlumení bolesti, hojení tkáně a její obnově.

Shrnutí

Rázová vlna, PEK, ESWL.

Kontrolní otázky

1. Co je to rázová vlna a jaký je její princip?
2. Jaké jsou metody vzniku rázové vlny?
3. Popište principy rozbíjení konkrementů u metody ESWL.

Literatura

[MOS20], [PEN07], [STR11], [WWW10]

10 Technika záření. Radioterapie.

Čas ke studiu: 2 hodiny

Cíl studia:

- popsat vznik záření v rentgence a využití rentgenového záření
- vysvětlit metody radioterapie

10.1 Technika záření

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o vysoké energii, vysoké frekvenci a velmi krátkých vlnových délkách. Vlnová délka rentgenového záření je v rozmezí $10^{-12} - 10^{-8}$ m, což odpovídá energii 10 – 10^3 keV. Rentgenové záření, stejně jako gama záření a kosmické záření, má ionizační účinky. To znamená, že množství energie, které nese, stačí na uvolnění elektronu z atomu (energetická hranice ionizujícího záření je energie 5 eV). Může způsobit dočasné i trvalé poškození buňky.

Jednotkou absorbované dávky záření v soustavě SI je Gray (Gy). Jednotka byla definována v roce 1975 na počest L. H. Graye, který podobnou definici použil již v roce 1940. Jeden gray odpovídá energii záření jednoho joulu absorbované jedním kilogramem látky: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} = 1 \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-2}$. Starší jednotkou je rad, kdy: $1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy}$. Rozměr jednotky gray je stejný jako v případě jednotky ekvivalentní dávky sievert (H). Pro jednoznačnost se proto musí používat vždy jednotky gray pro absorbovanou dávku a sievert pro ekvivalentní dávku, nikdy však joule na kilogram. Gray je mírou fyzikálních účinků ionizujícího záření, která nevyjadřuje jeho účinky na živé organismy. Např. ozáření celého těla člověka dávkou asi 10 – 20 Gy je smrtelné, ačkoliv odpovídá energii pouze asi 1 kJ, kterou lidský organismus získá asi ze čtvrt gramu cukru.

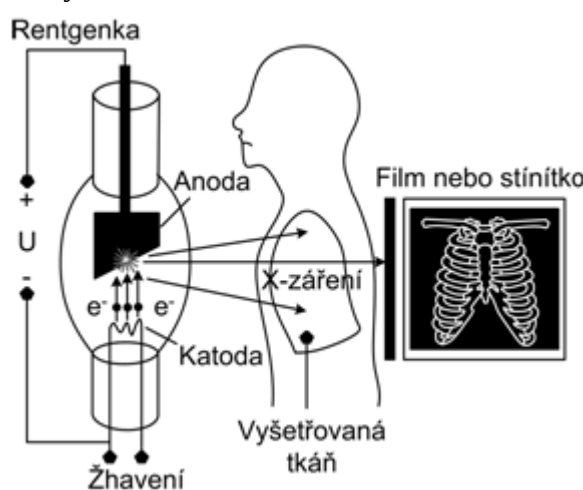
Sievert (zkratka H) je jednotkou dávkového ekvivalentu ionizujícího záření. Je pojmenována po Rolfu Sievertovi, průkopníkovi radiační ochrany. 1 Sv je taková absorbovaná dávka, která při jakémkoliv typu ionizujícího záření vyvolá v organické látce stejný biologický účinek. Jednotkou je $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ a vypočítá se jako $D \times Q$, kde D je dávka (Gy) a Q je jakostní činitel, různý pro různé organické látky a jednotlivé druhy ionizujícího záření.

10.1.1 Zdroje rentgenového záření

Pronikavé elektromagnetické X-záření o energii fotonů cca 20,140 keV, vznikající v rentgenové elektronce, prochází přes vyšetřovaný objekt (tkáň organismu), přičemž část záření se absorbuje v závislosti na tloušťce a hustotě tkáně, zatímco zbylá část prochází tkání a je zobrazována buď fotograficky, nebo na luminiscenčním stínítku, nověji pak pomocí elektronických detektorů. Při expozici X-zářením vzniká tak rentgenový obraz vyšetřované tkáně, který je projekčním stínovým obrazem denzitním, zobrazujícím rozdíly v hustotě tkání, kdy měkké tkáně mají menší hustotu a nižší absorpci X-záření - těmito místy je propuštěno více záření, dostaneme jasnější obraz či větší zčernání fotografického materiálu (projasnění). Kosti s obsahem vápníku jsou hutnější a více absorbují RTG záření - méně ho zde projde, obdržíme v těchto místech méně intenzivní obraz či menší zčernání fotografického filmu (zastínění).

Jinak řečeno, RTG obraz vzniká projekcí X-záření z ohniska anody, přes tkáňové struktury

uvnitř organismu s různými absorpčními koeficienty a různými tloušťkami, na film či zobrazovací detektor. Různým absorpcím X-záření v různých tkáních jsou na obraze přiřazovány různé intenzity ve stupnici šedi; toto přiřazení je realizováno buď analogovým způsobem (zčernání filmu), nebo digitálně (elektronické zobrazovací detektory + počítač). Vzniká tak obraz odrážející velikosti, tvary a uspořádání tkání a orgánů v organismu, včetně případných změn vyvolaných patologickými procesy.



Obr. 10.1 Základní principiální schéma rentgenového zobrazení.

10.1.2 Rentgenka

Zdrojem X-záření pro RTG zobrazení je speciální vakuová elektronka zvaná rentgenka, rentgenová lampa či trubice (angl. X-ray tube). Z elektronického hlediska je rentgenka prostě klasická dioda zapojená v obvodu s vysokým napětím cca 20 – 200 kV. Žhavená katoda emituje elektrony, které jsou přitahovány k anodě, přičemž jsou silným elektrickým polem urychlovány na kinetickou energii $E = U \cdot e$, danou vysokým napětím U mezi katodou a anodou (tj. $E =$ cca 20 – 200 keV). Těsně před dopadem na anodu získá elektron s nábojem e a hmotností m_e značně vysokou rychlost $v = \sqrt{2 \cdot e \cdot U / m_e}$. Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí, přičemž část jejich kinetické energie se přemění na tvrdé elektromagnetické záření - X-záření dvojího druhu: **brzdné záření** a **charakteristické záření**. Toto RTG záření opouští anodu a vylétá z trubice ven.

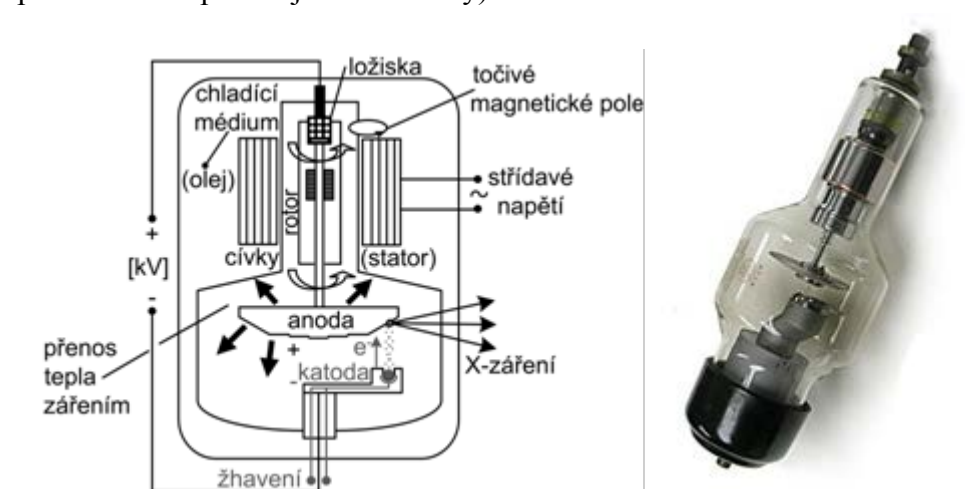
Rentgenka s rotační anodou

Jelikož se anoda nachází uvnitř trubice s vysokým vakuem, nelze její rotaci zajistit mechanickým převodem zvenčí. Žádné ložisko není tak těsné, aby se časem do trubice nedostal vzduch - došlo by k porušení vakua. Rotace anody je buzena **elektromagneticky**: uvnitř anodového hrdla rentgenky je na ložiscích upevněn kovový váleček spojený hřídelí s anodou, který slouží jako **rotor**, vně rentgenky jsou umístěny cívky napájené střídavým proudem - ty tvoří **stator**, budící **točivé magnetické pole**, které v důsledku elektromagnetické indukce (v rotoru se indukují vířivé elektrické proudy) otáčí válečkem a anodou uvnitř trubice. Rychlost rotace anody je zpravidla 50 otáček/sekundu (3000 otáček/min). Určitým problémem je **opotřebování ložisek**, na nichž je rotor anody ukotven. Tato ložiska jsou značně mechanicky a tepelně namáhaná, jsou

uvnitř evakuovaného prostoru mimo možnosti údržby a mazání (je používáno jen "suché" mazání kovovým práškem stříbra či olova) - jejich opotřebování bývá hlavním limitujícím faktorem životnosti rentgenky.

U moderních rentgenek se někdy používá hydrodynamické **mazání ložisek** tenkou vrstvičkou vhodného **roztaveného kovu** (jakýsi "aqua-planing" hřídele v tekutém kovu, s minimálním třením). Jedním z vhodných kovů je galium, které má nízký bod tání cca 130 °C a dostatečně vysoký bod varu 2204 °C, takže i při poměrně vysokých teplotách několika set °C nedochází ke kontaminaci vakua jeho výpary. Takovou mazací kontaktní plochou v ložisku se dále účinně odvádí teplo z anody.

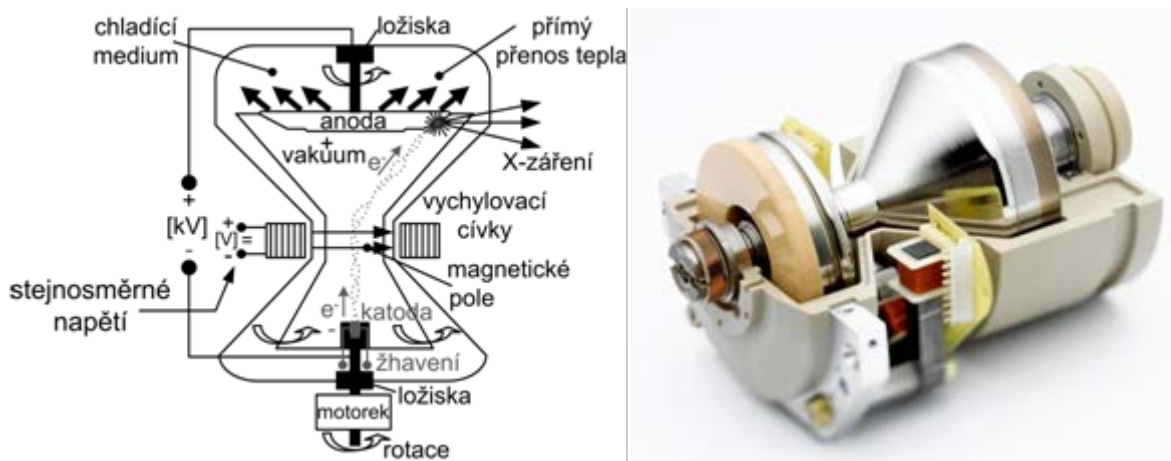
Před vlastním provozem se po zapnutí přístroje ložisko nejprve ohřeje a teprve po roztavení mazacího kovu začne rotace anody, která se pak udržuje nepřetržitě i v době mimo expozice, až do vypnutí přístroje. Zahřátí ložiska a udržování potřebné teploty se děje účinkem vířivých proudů indukovaných v rotoru (jsou to tytéž vířivé proudy, které svou interakcí s točivým magnetickým polem statoru pohánějí rotaci anody).



Obr. 10.2 Rentgenka s excentrickou katodou a anodou rotující uvnitř vakuové trubice.

Rentgenka rotující jako celek

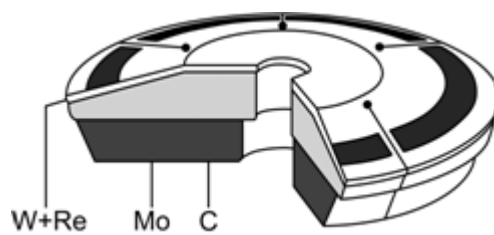
Dále existuje rentgenka, která na rozdíl od rentgenky s rotující anodou, rotuje jako celek, kde svazek urychlených elektronů z axiálně umístěné katody, vychýlený magnetickým polem vychylovacích cívek (umístěných vně trubice), dopadá periferně na protilehlou čelně umístěnou anodu, která je z vnější strany v přímém kontaktu s chladicí olejovou lázní, do níž je rentgenka ponořena. Rentgenka pomocí motorku rotuje jako celek kolem své podélné osy spojující katodu se středem anody, přičemž vznikající X-záření odchází v bočním směru. Žhavicí a anodové napětí je na rentgenku přiváděno pomocí sběrných prstenců, po nichž kloužou elektrické kartáčky (technologie **slip-ring**, podobná jako u elektromotorů na stejnosměrný proud). Hlavní výhodou této konstrukce je podstatně dokonalejší chlazení anody, která je v přímém kontaktu s chladicím médiem, přičemž uvnitř vakuového prostoru nejsou žádné mechanicky pohyblivé díly. Ložiska, na nichž je celá rentgenka uchycena, jsou dobře přístupná a mohou být účinně mazána. Vede to k možnosti dosažení vyššího výkonu a k podstatnému prodloužení životnosti rentgenky. Tato rentgenka je při stejném výkonu podstatně menší a lehčí než klasické rentgenky s rotující anodou.



Obr. 10.3 Rentgenka rotující jako celek s čelní anodou a magnetickým vychylováním elektronového svazku.

Anoda

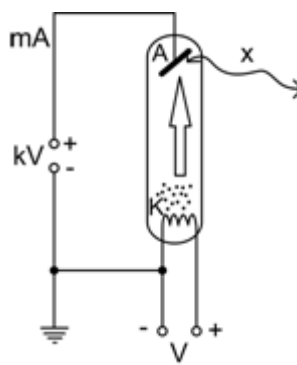
Anoda, elektroda umístěná naproti katodě, je zhotovena z těžkého materiálu (nejčastěji z wolframu), který má vysokou elektronovou hustotu, takže dopadající elektrony jsou velkou odpudivou silou prudce brzděny, čímž se podle zákonitostí elektrodynamiky část jejich kinetické energie mění v brzdné elektromagnetické záření - fotony X-záření. Účinnost tohoto procesu je však poměrně malá - jen asi 1 % celkové kinetické energie elektronů je transformováno na fotony X-záření, zbytek se mění v teplo. Důvodem je, že jen asi 1 % elektronů pronikne dostatečně hluboko dovnitř atomů materiálu anody, až ke slupce L nebo K, kde teprve působí velké Coulombovské elektrické síly způsobující prudkou změnu rychlosti elektronů a tím efektivní buzení tvrdého brzdného záření. Ostatní elektrony předávají svou kinetickou energii elektronům a atomům krystalové mřížky, což vyústí v teplo.



Obr. 10.4 Konstrukce anody.

Katoda

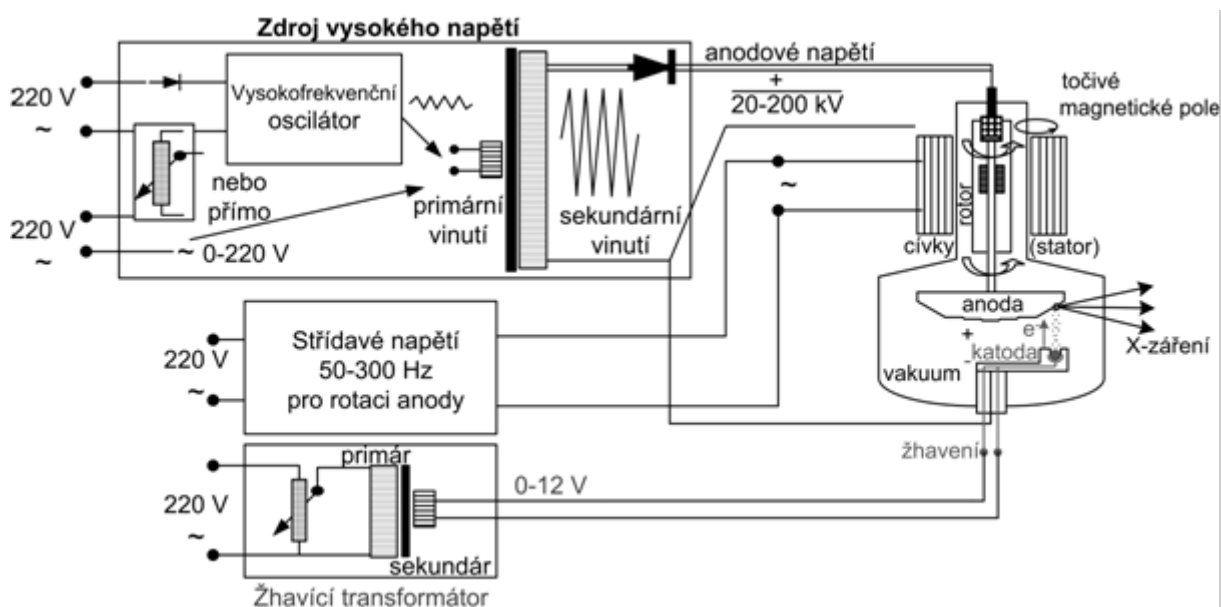
Katoda má tvar spirály. Při rozžhavení katody dojde k emisi elektronů a vzniká elektronový mrak. Hustota mraku je dána žhavicím proudem katody. Po připojení vysokého stejnosměrného napětí začnou záporně nabitě elektrony vylétávat z oblaku směrem k anodě. Při zbrzdění na anodě vzniká RTG záření pouze z 1 % elektronů.



Obr. 10.5 Zjednodušené schéma rentgenky.

10.1.3 Elektrické napájení rentgenky

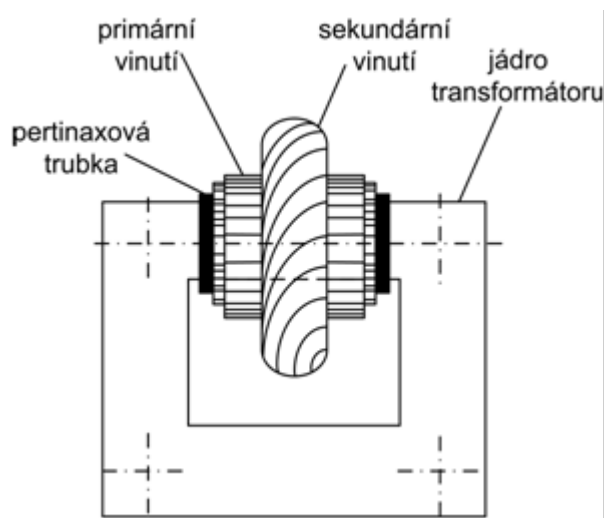
Rentgenka, jako elektronický zdroj záření, vyžaduje patřičné **elektrické napájení**, dodávající elektrickou energii generující X-záření a zajišťující další funkce nezbytné pro správný provoz zařízení. Rentgenka má tři základní zdroje napájení, které jsou popsány níže a také znázorněny na obrázku (viz Obr. 10.6).



Obr. 10.6 Elektrické napájení rentgenky. Nahoře: Zdroj vysokého anodového napětí.

Zdroj žhavicího proudu

Slouží jako zdroj napájení pro katodu rentgenky. Je jím žhavicí transformátor, který jí dodává na svém sekundárním vinutí nízké napětí většinou 6 – 12 V a proud v rozmezí cca 0,5 – 10 A, s možností plynulé regulace.



Obr. 10.7 Žhavicí transformátor.

Zdroj vysokého napětí

Slouží jako zdroj napájení anodového napětí pro urychlování elektronů v rentgence. Jedná se o napětí v rozmezí většinou cca 20 – 150 kV. Základem tohoto zdroje (zvaného též generátor) je **vysokonapět'ový transformátor**, který síťové napětí (220/380 V) transformuje nahoru - buď přímo ze síťového napětí na požadovanou hodnotu, nebo nověji přes elektronický oscilační obvod. Vysokonapět'ový transformátor má vysoký převodový poměr (daný poměrem počtu závitů na primárním a sekundárním vinutí) řádově 1000 i více.

U novějších přístrojů jsou používány **vysokofrekvenční zdroje** vysokého napětí. Síťové napětí se nejprve usměrní a vyhladí. Tímto stejnosměrným napětím je napájen vysokofrekvenční oscilátor (střídač), který pomocí tyristorů vytváří střídavé napětí frekvence cca 10 kHz s ostrými hranami. To je pak ve vysokonapět'ovém transformátoru přeměňováno na vysoké střídavé napětí, které se dále usměrňuje a vyhlazuje. Výhodou tohoto řešení je, že vysokofrekvenční transformátor může mít při stejném výkonu podstatně menší rozměry a hmotnost, než klasický transformátor s frekvencí 50 Hz.

Hodnota anodového napětí je **regulovatelná** buď plynule, nebo skokově po vhodných krocích. Dosahuje se toho pomocí autotransformátoru, který je předřazen před vysokonapět'ový transformátor. Autotransformátor reguluje síťové napětí v rozmezí cca 20 – 220 V, které pak vysokonapět'ová jednotka násobí konstantním poměrem (cca 1:1000). U elektronických vysokofrekvenčních zdrojů se regulace vysokého napětí provádí pomocí frekvenčního řízení.

Střídavé vysoké napětí je **usměrněno** pomocí vakuových nebo polovodičových diod. Nejjednodušší usměrnění je jednocestné ("jednopolzní") pomocí jedné sériově zapojené diody, kdy k emisi záření dochází jen v kladné půlperiodě střídavého proudu. Dokonalejší je usměrnění dvoucestné ("dvoupulzní") pomocí 4 diod v můstkovém Graetzově zapojení, nebo 2 diod u

dvojitého sekundárního vinutí, kdy na anodě je vždy kladné (pulzující) napětí a rentgenka pracuje v obou půlperiodách střídavého napětí. Někdy se využívá třífázové síťové napájení třífázového vysokonapěťového transformátoru a k usměrnění se používá 6 diod v můstkovém zapojení - vzniká jen mírně pulzující stejnosměrné napětí (které neklesá nikdy k nule, ale jen asi o 15 % vrcholového napětí), pulzace mají frekvenci 300 Hz; označuje se někdy jako šestipulzní vyhlazení. Třífázový vysokonapěťový transformátor může mít dvě trojice sekundárních cívek, fázově proti sobě posunutých o 60° ; po usměrnění pomocí 12 diod v můstkovém zapojení se obdrží již jen nepatrně pulzující stejnosměrné napětí (s frekvencí 600 Hz kolísá jen o asi 4 % - "12-pulzní vyhlazení"), blízké pravému vyhlazenému stejnosměrnému napětí. U vysokofrekvenčních zdrojů vysokého napětí se po usměrnění dá velmi dobře provést vyhlazení pomocí kondenzátorů, čímž se získá minimálně pulzující stejnosměrné napětí s vysokou frekvencí drobných pulzů.

Napájení pro rotaci anody

Jedná se o **střídavé napětí** (většinou síťové 220/380 V), přiváděné na **cívky statoru**, vytvářející točivé magnetické pole pro rotaci anody rentgenky. Při frekvenci síťového napětí 50 Hz je základní frekvence rotace anody 3000 ot./min. Pro dosažení vyšších otáček je nutno stator rentgenky napájet z elektronického oscilátoru, poskytujícího vyšší frekvenci než 50 Hz. Na stator se nejprve přivede vyšší rozběhové napětí, které se po roztočení sníží asi na 1/3 pro udržování synchronních otáček. Otáčky anody (rotoru) mohou být elektronicky monitorovány na základě proudu protékajícího při daném napětí cívkami statoru při buzení točivého magnetického pole (po dosažení synchronních otáček tento proud výrazně poklesne). Teprve po roztočení anody na požadované otáčky může naběhnout vysoké anodové napětí a začít expozice. Aby se anoda rentgenky zbytečně dlouho netočila setrvačností, po skončení expozice se na příslušné cívky statoru na chvíli připojí opačná fáze střídavého napětí, čímž točivé magnetické pole obrátí svůj směr a rotace anody se **elektromagneticky zabrzdí** (u některých typů je pro brzdění instalováno separátní vinutí ve statoru, používá se i stejnosměrné napájení pro magnetické zabrzdění rotoru). Výjimkou jsou anody s ložisky mazanými roztaveným kovem (galiem), které rotují neustále, i v čase mezi expozicemi.

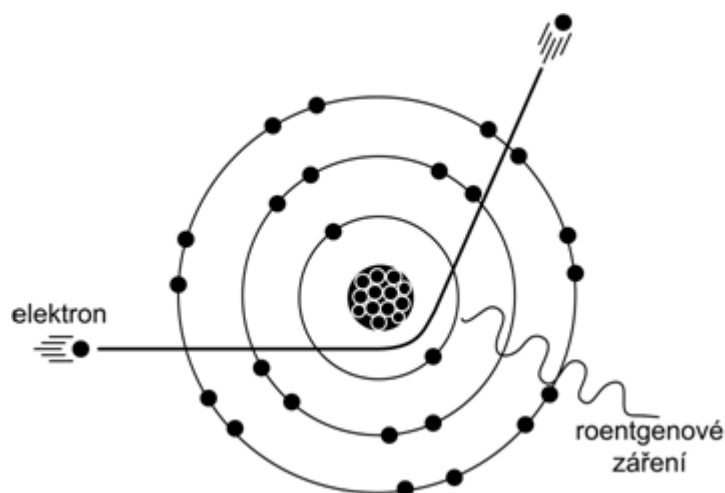
10.1.4 Vznik RTG záření

Po dopadu na anodu pronikají elektrony několika vrstvami atomu anody, dokud neztratí svoji kinetickou energii. Existují dvě základní interakce:

- interakce s polem jádra atomu – vedou k vzniku tzv. **brzdného záření**,
- interakce s obalovými elektrony – vedou k vzniku tzv. **charakteristického záření**.

Brzdné X-záření

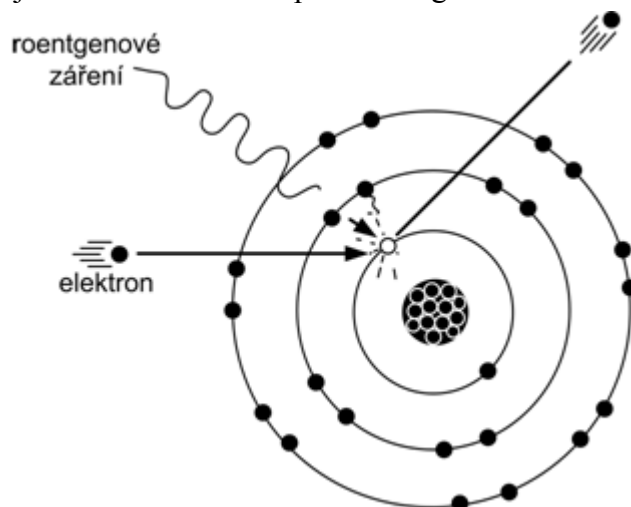
Vzniká zpomalením letícího elektronu blízko jádra atomu. Jádro je kladně nabitě a přitahuje elektron. Přitahuje ho tím více, čím větší je počet protonů v jádře (atomové číslo Z). Ten pak změni směr letu a zpomalí. Rozdíl energie je vyzářen ve formě záření. Čím více se přiblíží elektron k jádru a čím větší je jeho kinetická energie, tím větší bude energie vznikajícího kvanta RTG záření. 99 % tohoto záření je tepelné, pouze 1 % je rentgenové záření. Toto je nejčastější typ záření, vznikajícího v obvykle rentgence. Tvar spektra nezáleží na materiálu.



Obr. 10.8 Interakce s polem jádra atomu.

Charakteristické X-záření

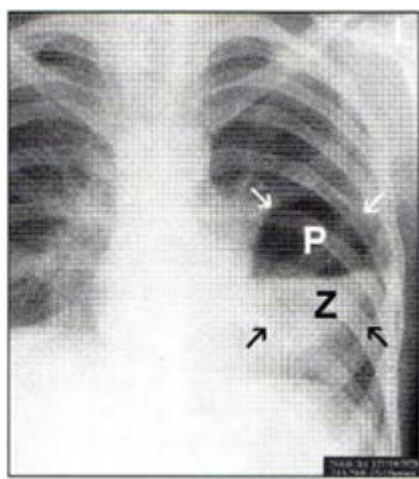
Vzniká při srážce letícího elektronu a elektronu z elektronového obalu atomu. Původní elektron je vyražen ven z atomu o nižší rychlosti. Vznikla "díra", která je zaplněna elektronem z jedné ze slupek vzdálenějších od jádra. Při těchto přeskokcích je uvolňováno značné množství energie ve formě fotonů rentgenového záření s energií rovné energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami. Toto záření má proto čárové energetické spektrum, které je závislé na materiálu anody. Toto záření je minoritní složkou spektra rentgenového záření.



Obr. 10.9 Interakce s obalovými elektrony.

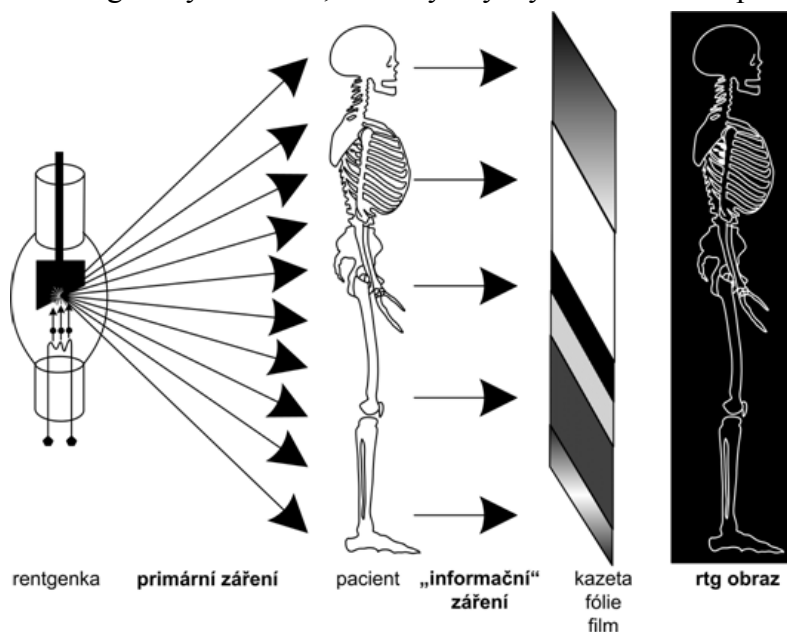
10.1.5 Principy záznamu

V rentgenové technice jsou dva druhy vyšetření, skiografie a skiaskopie. Skiografie je snímkování, kdy RTG záření prochází tkání (prosvícení), dopadá na film v kazetě a dochází ke vzniku latentního obrazu (2D – dvourozměrný obraz). Zastíněné jsou tkáně, které vysoce absorbují záření např. kosti. Projasněné tkáně jsou takové, které absorbují záření méně např. orgány. Snímky jsou většinou dvě kolmé projekce – záření zepředu (předozaďní), záření zezadu (zadopaďní), boční. Snímky jsou prohlíženy pomocí negatoskopu.



Obr. 10.10 Zastínění (Z) a projasnění (P) tkání.

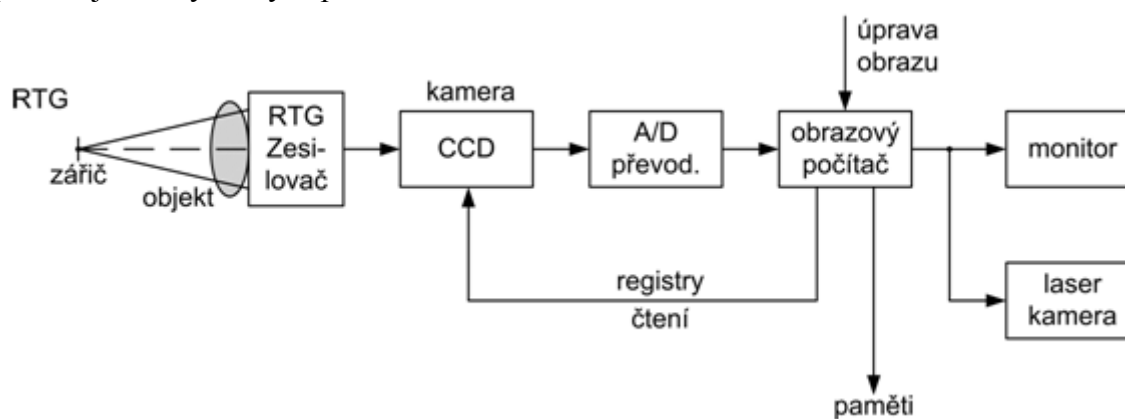
V rentgenové elektronce vzniká elektromagnetické x-ray záření o energii fotonů přibližně 20,140 keV, které prochází přes vyšetřovanou tkáň. Mezi rentgenkou a primární clonou je primární záření, které je regulováno pomocí primární clony. Její funkcí je vymezení primárního svazku RTG záření. Primární clona tak slouží jako radiační ochrana pacienta. Podle tloušťky a hustoty tkáně je absorbováno určité množství záření, zbylé množství záření projde tkání. Mezi pacientem a filmem (stínítko, zobrazovací detekční systém, flat - panel) se nachází sekundární clona, která zachycuje sekundární rozptýlený obraz, který je nežádoucí. Obraz tak získá na kvalitě. Zobrazení tkáně může být fotograficky, na luminiscenčním stínítku či elektrickými detektory. Při snímání se zadává expoziční automatika, která může být orgánová, což znamená, že přístroj má v sobě přednastavení pro jednotlivé anatomické oblasti. Nebo je automatika úplná, kde se nastavují jen kV a ostatní hodnoty odměří automat. Pro zvýšení kvality obrazu se používají filtry, které se umísťují hned za rentgenkou, obvykle jsou to hliníkové plechy. Jeho funkcí je pohlcování nízkoenergetických fotonů, které by zvýšily radiační zátěž pacienta.



Obr. 10.11 Zobrazovací systém.

Skiaskopie je vyšetření prosvěcováním a prosvícenou část těla je možné pozorovat na obrazovce. Jedná se o kontinuální sledování RTG obrazu, který je snímán videokamerou a dále je pak zpracováván. Umožňuje sledovat dynamický obraz. Slouží např. k vyšetření GIT.

CCD jsou polovodičové detektory, které pracují na principu nábojově vázaných struktur. Obvody CCD mají tři režimy - převádí světelný tok na shluky nábojů, zachovávají shluky nábojů a předávají shluky na výstup zařízení.



Obr. 10.12 Blokové schéma skiaskopie.

Nepřímá a přímá digitalizace

Nepřímá digitalizace využívá k zobrazení RTG film, který je však nahrazován dokonalejšími technologiemi. Modernizační technologií dochází ke snížení intenzity rentgenového paprsku, a tedy do pacienta se září menší radiační dávka. Ve fotografické skiagrafii se používal film, ke kterému jsou přiloženy zesilovací luminiscenční fólie. Jejich vlastností je převádění x-ray na světlo. Místo filmu se může použít kladně nabitá polovodičová deska (xeroradiografie), která vyvolává fotoefekt a vzniká latentní elektrostatický obraz. Film nahrazuje i paměťová folie, která je uložena v CR kazetě. Ke zviditelnění obrazu se používá infračervený paprsek, ten uvolní elektron, který je zachycen v luminiscenčním centru, dojde k deexcitaci na základní hladinu, která je doprovázena emisí fotonu světla. Světlo je pak registrováno fotonásobičem. Impulzy jsou pak převáděny AD převodníkem. Zařízení, které slouží ke čtení, se jmenuje digitizér. Paměťová folie je nevýhodná, protože dochází ke ztrátám informace. Po 24 hodinách zůstává pouhých 50 % původní informace. Jedná se tedy o nepřímou digitalizaci RTG obrazu. Přímá metoda využívá elektronický digitální snímač obrazu tzv. flat – panel, který se skládá ze scintilátoru a polovodičového optoelektronického amorfního křemíku. Obsahuje velké množství pixelů. Zobrazovací detektory jsou polovodičové pixelové detektory. Díky AD převodníku jsou pak vkládány přímo do paměti počítače a vytváří digitální obraz.

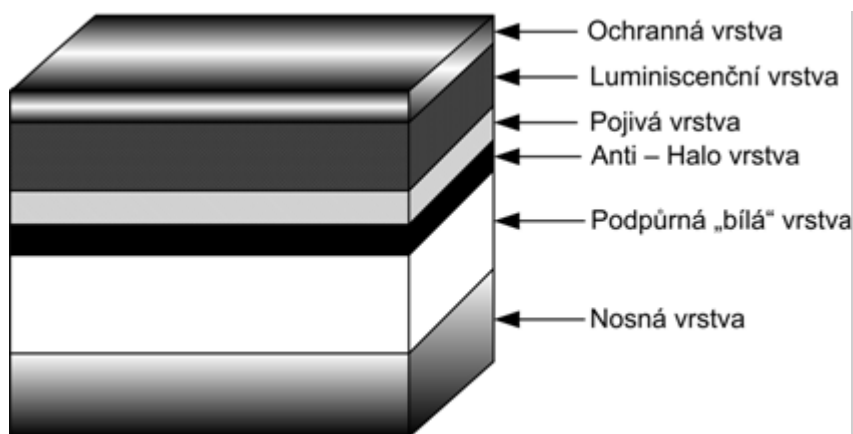
10.1.6 Zobrazovací systémy

Rentgenové filmy

Jedná se o analogový zobrazovací systém. Jejich nevýhodou je fotochemické zpracování. Snímky se někdy dodatečně digitalizují pomocí skeneru. Další nevýhodou je jejich dynamický rozsah, který vyžaduje poměrně přesné stanovení expozice.

Paměťové fólie

Někdy taky fosforové fólie. K záznamu dochází po expozici RTG záření, kde dopadající zářivá energie způsobí excitaci elektronů, které zůstávají zachyceny ve vyšší energetické hladině (elektronová past). Postupným skenování jednotlivých bodů folii červeným laserem se elektrony převedou zpět, přitom pohlcená energie se vyzáří ve formě modrého záření, úměrného intenzitě exponujícího RTG záření. Jedná se o analogový záznamový systém. Zachází se s ní podobně jako s filmem, je však možné ji použít vícekrát. Obraz je možné vymazat intenzivním světlem.



Obr. 10.13 Struktura paměťové folie.

Rentgenotelevizní systémy

Nemají paměťový efekt a nezachycují trvale informaci. Používají se pro snímky v reálném čase – radioskopie, skiaskopie. Když chceme snímek uložit, musíme použít paměťové médium. Použitý zesilovač obrazu je vakuová součástka se vstupním oknem, potaženým luminoforem a fotokatodou. Obraz převedou ne fotoelektrony, ty dopadají na stínítko, na kterém vzniká zmenšený obraz s vyšším jasem. Obraz se snímá televizním systémem, zobrazuje, digitalizuje a ukládá.

Polovodičové diody

Jedná se o speciální čip, tvořený maticí světlocitlivých polovodičových elementů. Na počtu a velikosti těchto prvků závisí velikost a rozlišovací schopnost snímače a doba k přečtení informace. Nevýhodou je vysoká cena a nároky na správné zacházení. Říká se jim také flat panely (panel detektorů) a využívají se pro přímou i nepřímou digitalizaci. Maximální rozměr je 17 x 17 palců (43 x 43 cm). Menší formáty se uplatní u zesilovačů obrazu, plochých detektorů pro snímky v reálném čase a u detektorů pro stomatologické účely. Mají výbornou rozlišovací schopnost. Zesilovací koeficient je 400, v závislosti na typu detektoru umožňují digitální systémy zkrátit expoziční dobu o 1 řád. Tím pádem jde i o menší radiační zátěž pacienta. Rychlost záznamu a čtení při rozměru 43 x 43 cm je 1,25 s.

Data jsou pak ukládána do softwarového systému PACS (Picture Archiving and Communications System).



Obr. 10.14 Flat panel.

10.1.7 Radionuklidy

Výrazem radionuklidy jsou označovány nuklidy s nestabilním jádrem, který podléhá radioaktivnímu rozpadu. Jedná se tudíž o zdroje ionizujícího záření.

Přírodní zdroje ionizujícího záření

Přírodní zdroje způsobující radiační dávku v živých organismech a člověku můžeme podle jejich charakteru a významnosti rozdělit na tři složky:

- vnitřní ozáření přírodními radioisotopy,
 - v každém organismu je přítomno určité velmi malé množství přírodních radionuklidů, které svým ionizujícím zářením vyvolávají vnitřní ozáření. Jedná se především o radon a draslík ^{40}K ,
- radon a jeho rozpadové produkty,
 - radon ^{222}Rn je radioaktivní plyn, který vzniká rozpadem rádia ^{226}Ra . Samotný radon, jakožto inertní plyn, je po vdechnutí z velké části zase vydechnut, avšak dceřiné produkty radonu (např. ^{218}Po) se absorbují a zachycují ve vzduchu na prachových částicích - při vdechování se usazují v plicích a průduškách a dlouhodobě tyto tkáně ozařují zářením a o vysoké energii (cca 7 MeV) a radiační účinnosti,
- další přírodní radionuklidy uvnitř organismu,
 - dalším vnitřním radionuklidem je draslík ^{40}K , dále jsou to, v menší míře, kosmogenní radionuklidy uhlík ^{14}C a tritium ^3H a též radionuklidy rozpadových řad ^{238}U a ^{232}Th - ^{226}Ra , ^{222}Rn , ^{210}Po , ^{210}Pb a další.

Terestrální záření

V půdě, horninách, vodě i v atmosféře jsou přítomny přírodní radionuklidy, které svým zářením γ (a částečně i zářením β , pokud má vysokou energii) přispívají k vnějšímu ozáření organismu. Jsou to především primární radionuklidy ^{238}Th a $^{238+235}\text{U}$ se svými rozpadovými produkty, a dále již zmíněný izotop draslíku ^{40}K .

Kosmické záření

Významnou a permanentní složkou přírodního radiačního pozadí je kosmické záření. Primární a sekundární kosmické záření, včetně produkce kosmogenních radionuklidů.

Umělé zdroje ionizujícího záření

Ionizující záření z umělých zdrojů můžeme podle jeho povahy a radiační významnosti rozdělit do tří kategorií:

- lékařské aplikace záření,
 - použití ionizujícího záření pro diagnostické a léčebné účely v medicíně je nejvýznamnějším ze všech uměle vytvořených zdrojů záření. Jedná se především o X-záření v rentgenové diagnostice a terapii, radioterapii γ -zářením a diagnostické a terapeutické použití otevřených radionuklidů v nukleární medicíně,
- technické a spotřební předměty,
 - výrobky moderní technologie, se kterými se stále častěji setkáváme i v běžném životě, mohou emitovat určité malé množství ionizujícího záření. Toto záření tam vzniká buď elektronickým způsobem (obrazovky televizní, počítačové, přístrojové), nebo mohou obsahovat radioaktivní látky v uzavřené či otevřené formě (např. požární hlásiče, radioaktivní svítící hmoty),
- jaderná technika,
 - jaderné reaktory, využívající štěpné reakce uranu především k výrobě energie, za normálního provozu v okolním životním prostředí zvyšuje úroveň záření jen nepatrně tím, že ve výpustích odchází do ovzduší a vody jen velmi malé množství radioisotopů. Vliv jaderných elektráren na životní prostředí se trvale kontroluje monitorováním výpustí a celého okolí jaderné elektrárny.

10.2 Radioterapie

Léčení nádorových onemocnění se v současné době opírá o tři hlavní metody: **chirurgie**, **chemoterapie** a **radioterapie**, přičemž tyto tři hlavní terapeutické postupy se často kombinují. Radioterapie nádorových onemocnění je založena na účincích ionizujícího záření na živou tkáň, kdy dostatečně vysoké dávky záření jsou schopny inaktivovat a usmrcovat buňky.

Strategickým cílem radioterapie je selektivní likvidace nádorového ložiska při co nejmenším poškození okolních zdravých tkání. Ozáření okolních tkání se přitom nikdy nedá zcela vyhnout. Do cílové oblasti je třeba zavést dostatečně vysokou dávku záření (pro nádorové buňky letální) takovým způsobem, aby okolní zdravé tkáně nebyly enormně poškozeny. Úkolem radioterapie v klinické praxi je najít optimální kompromis mezi těmito dvěma protichůdnými požadavky.

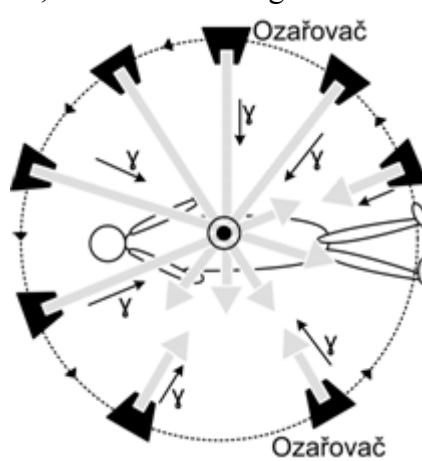
Vnější ozařování zářením γ a X

Nejčastější způsob radioterapie je ozařování kolimovaným svazkem pronikavého záření z vnějšího ozařovače. Toto vnější ozařování "na dálku" se označuje jako teleterapie, na rozdíl od ozařování "na blízko" - brachyterapie. Název teleterapie zde však nepoužíváme pro jeho přílišnou zavádějící podobnost se šarlatánskými metodami - telepatie či "teleterapie" = "léčení na dálku". Rentgenové záření vyšších energií (cca 100 keV) se používalo zvláště v minulosti, nyní se využívá např. pro ozařování kožních lézí. Radioterapie se v současné době provádí především pronikavým zářením gama, produkovaném buď radioisotopovými ozařovači ^{137}Cs (γ 662 keV) a ^{60}Co (γ 1173 + 1322 keV), nebo vznikajícím jako brzdné záření při dopadu vysokoenergetických elektronů urychlených v betatronu či lineárním urychlovači na vhodný terčik - zde

se energie záření pohybují v jednotkách až desítkách MeV. Pro ozařování povrchových a mělce uložených lézí se používá i primární elektronový svazek z urychlovače (energie jednotky MeV). Ozařování elektrony je vhodné u ložisek na povrchu nebo v nevelké hloubce pod povrchem, které můžeme ozářit jen z jednoho přímého směru a kde v hloubce pod ozařovaným ložiskem jsou tkáně či orgány, které nesmějí být ozářeny vyšší dávkou záření.

Hlavního strategického cíle radioterapie - účinného selektivního ozáření nádorového ložiska při co nejmenším poškození okolních tkání - je dosahováno především dvěma faktory:

- nádorové ložisko se ozařuje kolimovaným svazkem z více směrů tak, aby průsečík svazků, tj. ohnisko čili izocentrum, kde se dávky sčítají, bylo lokalizováno do místa tumoru (viz Obr. 10.15). Okolní zdravé tkáně pak dostávají přiměřeně nižší dávku, rozdělenou na větší oblast,
- nádorová tkáň, která je ve stavu intenzivního (patologického) buněčného dělení, je zpravidla citlivější k záření než tkáň zdravá. Používá se frakcionované ozařování, kdy se celková dávka rozdělí do většího počtu menších denních dávek, aplikovaných po řadu dní (cca 3 – 5 týdnů). Kumulativní biologický účinek na nádorovou tkáň je pak zpravidla vyšší než na zdravou tkáň, která má větší regenerační schopnost.



Obr. 10.15 Pohybová izocentrická radioterapie kolimovaným svazkem záření γ .

Tyto dva faktory ve většině případů umožňují dostatečně účinné a selektivní ozáření patologického ložiska. V klinické radioterapii vlastnímu ozařování pacienta vždy předchází velmi důležitý a náročný proces plánování radioterapie, jehož výsledkem je tzv. ozařovací plán, obsahující všechny konkrétní detaily ozařovacího procesu pro daného pacienta.

Hlavním podkladem pro tvorbu ozařovacího plánu jsou podrobné rentgenové snímky ozařované oblasti - v současné době se jedná o snímky tomografické (CT). Tyto snímky slouží jednak pro přesnou lokalizaci nádorového ložiska spolu se stanovením jeho velikosti a tvaru, jednak jako podrobná anatomicko-denzitní mapa rozložení hustot tkání a umístění orgánů.

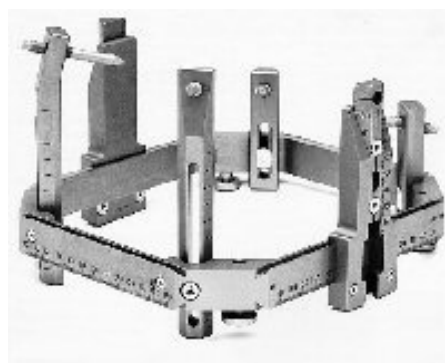
Z těchto údajů a z požadované dávky záření v cílové tkáni (tato dávka závisí na druhu nádoru - na jeho radiosenzitivitě) se vypočítá intenzita, energie a geometrické parametry svazku záření, včetně přesného nastavení ozařovacích pozicí a úhlů, jakož i frakcionování dávky. Celý proces plánování a následné radioterapie je nyní již do značné míry automatizován za použití počítačového softwaru, který zpracovává výchozí RTG obrazy, konstruuje isodosní křivky a počítá lokální dávky, vytváří ozařovací předpis a podle něj pak při vlastním ozařování řídí funkci a

pohyby ozařovače. Pro správnou souhru celého tohoto složitého "technologického řetězce" je zapotřebí spolupráce zkušeného radiologického fyzika.

Při exaktním plánování radioterapie se používá tzv. simulátor - přístroj, který napodobuje celý proces ozařování a umožňuje jeho optimalizaci. Simulátor je diagnostický rentgenový přístroj se zesilovačem obrazu, jehož rentgenka je upevněna na otočném izocentrickém rameni a je vybavena systémem nastavitelných clon, umožňujících napodobení svazku záření takového, jaký se pak bude používat na vlastním terapeutickém ozařovači. Simulátor umožňuje lokalizaci cílového objemu a topometrii nádorových ložisek, zaměřování svazku paprsků a modelování geometrie polí a ozařovacích parametrů, zakreslení orientačních a referenčních bodů na těle pacienta.

10.2.1 Leksellův gama-nůž

Metodu zavedl švédský neurochirurg profesor Lars Leksell. První zařízení - pojmenované po svém objeviteli Leksellův gama nůž - bylo sestrojeno ve Švédsku v roce 1968. Gama nůž se skládá z pohyblivého operačního stolu a z velké ocelové ozařovací hlavice, která obsahuje 201 kobaltových zářičů ^{60}Co ve formě proutků. Důmyslný systém clon zajistí namíření jednotlivých paprsků záření do místa, které má být operováno, s přesností 0,1 mm. Celé zařízení je řízeno počítačem. Vysoká dávka záření gama zničí v krátkém okamžiku a zcela bezbolestně přesně vymezený a ostře ohraničený kousek tkáně. Samotná terapie není bolestivá, jen hlava musí být fixována stereotaktickým rámem (není to nic jiného než těsná helma), který se po místním znecitlivění připevní čtyřmi hroty (viz Obr. 10.16). Terapie trvá 5 – 30 minut, celá procedura včetně předchozího zobrazení tkáně a cév v mozku a radiofyzikálních výpočtů asi 3 – 5 hodin. Druhý den může jít pacient domů.

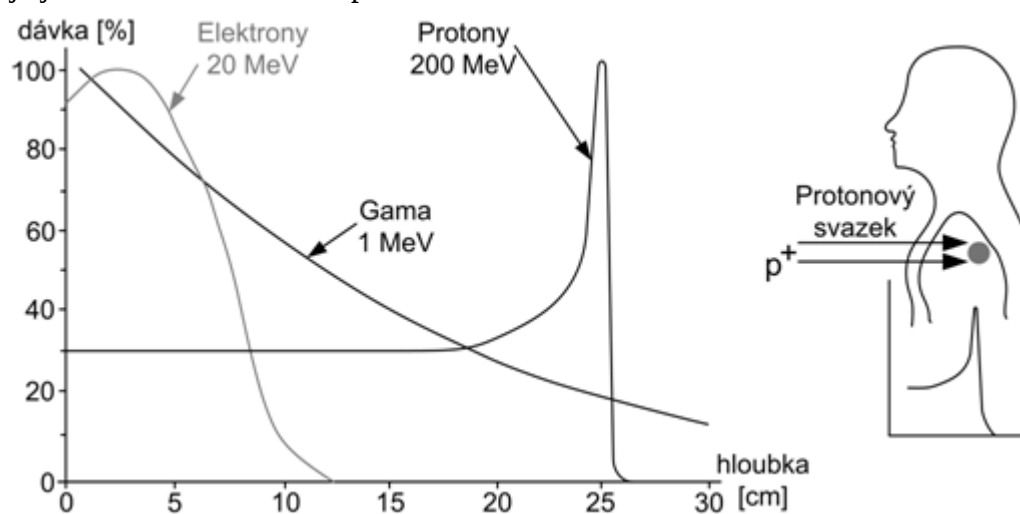


Obr. 10.16 Leksellův gama nůž (vlevo) a stereotaktický rám.

Leksellův gama nůž je přístroj určený k radiační léčbě mozkových onemocnění: nádorů, cévních abnormalit a některých funkčních nemocí mozku, které vedou k poruchám hybnosti, neztišitelným bolestem či určitým psychickým poruchám. Patří sem například léčba některých přesně určených typů epilepsie, léčba Parkinsonovy choroby či léčba nezvladatelné bolesti trojklaného nervu. Leksellův gama nůž poskytuje možnost "operace bez operace", tedy zákroku, při němž není nutné chirurgicky otevírat hlavu.

10.2.2 Hadronová radioterapie

Při konvenčním ozařování fotonovými svazky je nejvíce energie předáváno tkáním nacházejícím se na povrchu a v malých hloubkách v těle, přičemž s rostoucí hloubkou průniku do tkáně dochází k pomalému exponenciálnímu poklesu - černá křivka na Obr. 10.17; podobně by tomu bylo i při ozařování elektronovými svazky (červená křivka). V každém jednotlivém svazku z daného směru jsou tedy místa ležící před cílovou tkání ozařována dokonce poněkud více než vlastní ložisko a jen o málo menší radiční zátěži jsou vystavena i místa ležící za cílovou oblastí. Ozařováním z více směrů sice převáží radiční dávka v cílovém místě, avšak gradient a selektivita dávky nemusí být vždy dostatečná, zvláště při ozařování nádorů ležících v těsné blízkosti důležitých tkání a orgánů. Existuje však fyzikální mechanismus, jak tuto selektivitu ozáření zvýšit: je jím tzv. "hadronová terapie".



Obr. 10.17 Braggovy křivky hloubkové závislosti efektivní dávky záření v tkáni při ozařování zářením gama, vysokoenergetickými elektrony a urychlenými protony. Vpravo: Selektivní ozáření nádorového ložiska pomocí svazku protonů o takové energii, při níž Braggovo maximum leží v hloubce lokalizace tumoru.

Ozařujeme-li tkáň svazkem urychlených protonů (o energii cca 200 MeV), má křivka hloubkové závislosti dávky, tzv. Braggova křivka, zcela jiný tvar než pro záření gama, jak je vidět na Obr. 10.17. Největší část své energie předávají urychlené protony v úzké hloubkové oblasti tzv. Braggova píku, těsně před svým maximálním doběhem. Tkáně ležící před tímto maximem jsou ozářeny výrazně menší dávkou, tkáně ležící za tímto maximem nedostanou dokonce téměř žádnou radiční dávku, neboť tam protony vůbec nedoletí. Hloubka, v níž nastává Braggovo maximum v určité látce, je dána energií protonů; pro protony energie 200 MeV činí tato hloubka v tkáni asi 25 cm. Změnou energie svazku částic lze velmi přesně nastavovat hloubku, v níž dochází k maximální radiční dávce.

Podobně jako v běžné radioterapii se i zde používá frakcionované ozařování z více směrů. Výhodou hadronové radioterapie je možnost pro každý svazek nastavit oblast maximální předávané energie do nádorového ložiska. Díky této zvýšené selektivitě lze zvýšit ložiskovou dávku (s tím zvýšit pravděpodobnost účinné likvidace nádorových buněk), aniž by došlo k vážnějšímu poškození okolních tkání.

Pro tento druh terapie se v současné době používají urychlené protony (energie do 250 MeV), avšak podobný a ještě větší účinek by měly mít i těžší urychlené částice - částice α či ionty lithia, beryllia, bóru, uhlíku apod., jejichž využití lze snad v budoucnu očekávat.

Poněkud zavádějící název "hadronová terapie" vznikl proto, že se zde využívá částic, které interagují silnou interakcí - tzv. hadronů. Při vlastním terapeutickém účinku se zde však neuplatňuje silná interakce, ale interakce elektromagnetická vedoucí k ionizaci látky. Pro dané použití je důležité to, že se jedná o částice těžké a elektricky nabitě.

10.2.3 Radioterapie mezony p-

Zvláště výrazné Braggovo maximum ke konci svého doběhu v látce mají mezony p- (piony). Kromě obvyklého mechanismu Braggova píku (delší efektivní doba interakce pomalejší nabitě částice s atomovým obalem látky) k tomuto účinku přispívá to, že na konci své dráhy jsou p--mezony zachyceny v jádrech atomů (v tkáni např. v jádrech uhlíku ^{12}C , kyslíku ^{16}O , dusíku ^{14}N). Při tomto zachytu p- mezonu jádrem se jeho reakcí s protonem ($p^- + p^+ \rightarrow n^0 + 140 \text{ MeV}$) uvolní energie cca 140 MeV, která je vyšší než vazbová energie, takže excitované jádro se rozštěpí zpravidla na α -částice, deuterony, neutrony a protony (u těžších jader se mezi fragmenty vyskytují i ^6Li nebo ^{12}C). Např. u uhlíku dochází k reakci $p^- + ^{12}\text{C} \rightarrow 2\alpha + 3n + p$, přičemž částice a odnášejí kinetickou energii cca 30 MeV a neutrony cca 70 MeV (zbylých 40 MeV se spotřebuje na překonání vazbové energie jádra). Zabrzděním těchto fragmentů se v daném místě předá značná ionizační energie, tj. dávka záření.

Mezony p- vznikají při ostřelování jader terčiku (např. uhlíku nebo beryllia) protony urychlenými na vysoké energie, větší než cca 500 MeV, v urychlovači (např. synchrocyclotronu). Dosah pionů o energii 50 – 100 MeV v tkáni činí cca 10 – 25 cm. Pro neobyčejnou technickou náročnost a nákladnost je tato metoda dosud ve stadiu experimentálního zkoušení v několika málo největších světových centrech.

10.2.4 Neutronová záchyťová terapie

Dalším zajímavým nekonvenčním postupem pro zvýšení selektivity ozáření nádorového ložiska je tzv. neutronová záchyťová terapie (NCT - Neutron Capture Therapy). Při tomto terapeutickém postupu se do nádorového ložiska pomocí vhodné sloučeniny, která se přednostně vychytává a akumuluje v nádorové tkáni, naváží vhodné atomy, jejichž jádra mají vysoký účinný průřez pro zachyt neutronů. Používá se bór ^{10}B , jehož speciálně vyvinuté sloučeniny se do zdravé mozkové tkáně dostávají jen v nepatrné míře, avšak v buňkách nádorové tkáně, která má porušenou hematoencefalickou bariéru, se selektivně vychytávají.

Takto připravené nádorové ložisko se pak ozáří svazkem nízkoenergetických neutronů (s energiemi cca 1 – 10 keV), které se při průchodu tkání dále zpomalují (moderují) na tepelnou energii a jsou pak zachycovány v jádrech bóru, přičemž dochází reakcemi (n, α): $1n + ^{10}\text{B} \rightarrow ^7\text{Li} + ^4\text{He}$ k rozpadu jádra bóru a emisi jader hélia (tj. alfa částic) a lithia. Vzniklé alfa částice a lithiová jádra, odnášející značnou energii uvolněnou v reakci, mají v tkáni velmi malý doběh, cca 10 μm od místa reakce, takže ionizační energie je předávána prakticky pouze příslušným nádorovým buňkám, které mohou být likvidovány bez radiačního poškození okolních tkání.

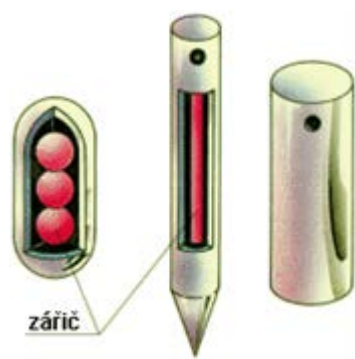
Popsaná metoda je zatím experimentálně zkoušena u mozkových nádorů glioblastomů (a též

mozkových metastáz kožního melanoblastomu), s poměrně slibnými výsledky.

Obě shora nastíněné metody - hadronová terapie a neutronová záchyťová terapie, které jsou zatím ve stadiu laboratorního zkoušení, zde uvádíme především proto, že jsou zajímavé z hlediska jaderné a radiační fyziky.

10.2.5 Brachyradioterapie

Pro ozařování menších objemů cílové tkáně lze někdy s výhodou použít brachyterapii - metody lokální radioterapie, při níž zdroj záření má těsný kontakt s nádorovým ložiskem. Zdroj záření (Obr. 10.18) se zavádí (punkcí či implantací) buď přímo do nádorového ložiska, přikládá se na povrch nádoru, nebo se intrakavitárně zavádí do tělesných dutin (např. do dělohy) postižených nádorovým onemocněním.



Obr. 10.18 Brachyterapeutické zářiče.

Selektivní ozařování nádorového ložiska je dosaženo tím, že intenzita záření je nejvyšší v bezprostřední blízkosti zářiče, zatímco ve větších vzdálenostech prudce klesá (ve vakuu by to bylo přibližně s druhou mocninou vzdálenosti, v tkáni je to ještě rychlejší vzhledem k exponenciální absorpci záření). Na nádorové ložisko je proto možné koncentrovat značně vysokou dávku záření, většinou bez nebezpečí závažnějšího poškození okolních zdravých tkání.

Jako zdrojů záření pro brachyradioterapii se dlouhou dobu používalo rádium ^{226}Ra , jehož rozpadové produkty jsou intenzivními gama-zářiči. Rádium mělo některé nevýhody, např. při jeho rozpadu vzniká radon. Proto se rádium postupně nahradilo některými jinými umělými radioisotopy: ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir .

Zářiče, neboli radiofory, pro brachyterapii jsou uzavřené zapouzdřené radioisotopy, jejichž obaly mají tvar jehel, tub, drátů či válečků. Významné zdokonalení techniky brachyterapie představuje tzv. afterloading: do cílové oblasti či tělesné dutiny se nejprve zavede hadička, která se přesně nastaví. Do této trubičky se pak na stanovenou dobu zavádí vlastní zářič, který se po skončení expozice automaticky vrací zpět do stíněného boxu. Tato metoda podstatně zpřesňuje terapeutický efekt a výrazně snižuje radiační zátěž pracovníků při provádění brachyradioterapie.

10.2.6 Radioisotopová terapie otevřenými zářiči

Aplikujeme-li do organismu radioaktivní látku, vstoupí do metabolického procesu způsobem, který je dán chemickou formou látky - její farmakokinetikou. Podaří-li se nám označit vhodným radionuklidem látku, která se selektivně vychytává a akumuluje v nádorové tkáni, můžeme dostat velmi efektivní způsob radiační likvidace tumoru "zevnitř". Pro většinu nádorových procesů bohužel takovou vhodnou látku nemáme.

Pro terapii otevřenými radionuklidy je vhodné pouze záření s malou pronikavostí, především záření β (jehož dosah v tkáni je zpravidla menší než 4 mm). Krátký dolet tohoto záření v tkáni zajišťuje, že účinek záření je lokalizován na orgán či oblast tkáně, v níž se radioaktivní látka vychytala. Záření γ má u této metody jen malý terapeutický účinek a jeho přítomnost naopak způsobuje nežádoucí ozáření i jiných orgánů a tkání než cílové tkáně. U smíšených zářičů beta-gama však záření gama může být s výhodou využito pro scintigrafické zobrazení distribuce radiofarmaka v organismu a monitorování průběhu terapie.

Stojí za povšimnutí, že základní požadavek "co nejvíce beta, co nejméně gama" na radionuklidy pro terapii je opačný než na radionuklidy pro diagnostiku (scintigrafii), kde hlavní složkou musí být záření gama a záření beta by mělo být zastoupeno co nejméně, nebo vůbec (jak je tomu ideálně u ^{99}Tc).

10.2.7 Terapie štítné žlázy radiojódem ^{131}J

Významnou výjimkou (kde "vhodnou látku máme") je karcinom štítné žlázy, kde si thyroideální nádorové buňky zpravidla zachovávají schopnost vychytávat a akumulovat jód, stejně jako zdravé buňky štítné žlázy (tak je tomu především u nádorových buněk diferencovaného karcinomu štítné žlázy). Aplikujeme-li tedy perorálně radioaktivní jód ^{131}J s poločasem rozpadu 8 dnů, vychytává se tento radionuklid v nádorových buňkách štítné žlázy (stejně jako neaktivní jód, chemické vlastnosti jsou stejné, buňky to "nepoznají"), a to i ve vzdálených metastázách. Záření β ^{131}J , které má v tkáni poměrně krátký dolet (max. 3 mm, efektivní dolet R_{90} činí jen cca 0,8 mm), likviduje svými ionizačními účinky nádorovou tkáň "zevnitř", a tedy selektivně, při minimální radiační zátěži okolních zdravých tkání. Pro terapii karcinomu štítné žlázy se aplikuje aktivita cca 7 GBq radiojódu. Tato metoda radioisotopové terapie karcinomu štítné žlázy, prováděná na pracovištích nukleární medicíny, je patrně vůbec nejúspěšnější radioterapeutickou metodou nádorového onemocnění, vedoucí k trvalému vyléčení - úspěšnost se pohybuje kolem 80 %! Bohužel však jen u zcela speciálního a poměrně řídkého druhu nádorového onemocnění - diferencovaného karcinomu štítné žlázy.

Vedle terapie karcinomu štítné žlázy nachází léčba radiojódem ^{131}J uplatnění i při "méně radikální" terapii méně závažných onemocnění štítné žlázy. Je to především hypertyreóza (tyreotoxikóza) - patologicky zvýšená činnost štítné žlázy, při níž je do organismu vylučováno nadměrné množství hormonu štítné žlázy, které působí škodlivě (toxicky) zejména na srdeční činnost. Zde se pacientům aplikuje cca 200 – 600 MBq, ojediněle i více než 1000 MBq, který se vychytává ve štítné žláze a radiačními účinky záření β eliminuje část buněk štítné žlázy, čímž se její funkce dostává do normálu. Hodnotu aktivity ^{131}J k aplikaci je zde potřeba poměrně přesně individuálně stanovit pro každého pacienta na základě akumulace štítné žlázy a její geometrické velikosti (při nižší aplikované aktivitě by byl terapeutický efekt nedostatečný, při

vyšší aktivitě ^{131}J by bylo eliminováno nadměrné množství buněk a štítná žláza by se dostala do hypotyreózy - patologického snížení funkce). Obdobným způsobem se provádí i terapie autonomního adenomu štítné žlázy, přičemž aplikovaná aktivita (opět individuálně dávkovaná) je zpravidla vyšší (až 3 GBq) a doba terapie delší (cca 10 dnů).

10.2.8 Léčba hematologických onemocnění radiofosforem ^{32}P

Pro léčbu polycytemie (polycythaemia vera - vyznačuje se nadměrnou produkcí červených krvinek s hyperplazií hematopoetické tkáně) se používal radioaktivní fosfor ^{32}P s poločasem rozpadu 14,3 dne, který se částečně váže v kostní dřeni, kde záření beta svými radiačními účinky působí v profázi dělení mateřských buněk červených krvinek a snižuje tím hematopoézu. Účelem léčby je předcházet cévním mozkovým příhodám a dalším nepříznivým příznakům, podmíněným zvýšením celkového objemu červených krvinek. Radiofosfor ^{32}P se zkoušel podávat i u chronických myeloidních leukémií, lymfogranulomu, lymfosarkomu, mnohočetného myelomu - u části pacientů se projevil paliativní účinek. Celkově je však léčba radiofosforem již prakticky opuštěná; kromě relativně malého terapeutického efektu (při celkově vysoké radiační zátěži) je jedním z důvodů i riziko výskytu akutní leukemie při této terapii.

10.2.9 Paliativní radionuklidová terapie metastáz

Otevřené β -radionuklidy se někdy používají pro paliativní radioterapii u pokročilých stádií nádorových onemocnění, zvláště u metastatického postižení skeletu, častého např. při karcinomu prostaty, prsu či plic. Podmínkou úspěšnosti této paliativní terapie je přítomnost osteoblastické aktivity u metastáz - zjišťuje se pozitivním nálezem na scintigrafii skeletu. Po aplikaci vhodného osteotropního radiofarmaka značeného β -radionuklidem se toto radiofarmakum poměrně selektivně vychytává v osteoblasticky reaktivní zóně obklopující metastatický kostní proces. Lokální absorpce radiační dávky z β -záření způsobuje lokální inhibici nervových zakončení a tím požadovaný analgetický účinek. Bohužel nedochází zpravidla k výraznějšímu zmenšení velikosti vlastního tumoru (metastázy) - účinek není kurativní, ale jen paliativní. Nejčastěji používaným radionuklidem je zde nyní stroncium ^{89}Sr a rhenium ^{186}Re . I když paliativní terapie nevede k vyléčení nádorového onemocnění, její význam spočívá v tom, že u vysokého procenta pacientů podstatně zlepšuje kvalitu života po dobu mnoha měsíců (při opakované terapii i několika let). Je určitá naděje, že v budoucnu se podaří na podobném principu provádět i účinnou kurativní terapii, např. specifickými protilátkami proti nádoru s navázaným radionuklidem (popř. chemoterapeutikem).

10.2.10 Radionuklidová synovektomie

Radionuklidová synovektomie (zvaná též někdy radiosynoviortéza - RSO) se používá pro léčbu některých chronických kloubních onemocnění, u nichž dochází k nadměrné tvorbě nitrokloubní tekutiny v hyperplasticky zmnožené synoviální výstelce kloubu. Je to především revmatoidní artritida, recidivující výpotky v kloubu, recidivující dekompenzovaná artróza, artritida psoriatica a další. Do dutiny kloubní se vstříkne vhodný β -radionuklid v inertní formě koloidu (vodní suspenze citrátu nebo sulfidu), který se prakticky všechen absorbuje na povrchu synoviální membrány (koloidní částice jsou fagocytovány povrchově uloženými makrofágy v synoviální

membráně) a svými radiačními účinky způsobuje fibrotizaci a nekrózu povrchové vrstvy synoviální membrány. Díky krátkému dosahu záření β se ozáření omezí pouze na synoviální výstelku, aniž dojde k poškození chrupavky. Výsledkem této terapie je omezení nadměrné tvorby nitrokloubní tekutiny, odstranění otoku a vymizení bolestivosti kloubu - lokální zastavení zánětlivého procesu (většinou dočasně, někdy i trvale).

Pro dosažení optimální radiační dávky při různých tloušťkách synoviální membrány u různých kloubů je vhodné aplikovat radionuklidy s různou energií záření β , o aktivitě podle velikosti kloubu. Pro terapii kolenního kloubu se používá yttrium ^{90}Y , pro loket, rameno, zápěstí, kotník se používá rhenium ^{186}Re , pro malé klouby rukou a nohou pak erbium ^{169}Er . Pro terapii kolenního a ramenního kloubu se někdy používá i holmium ^{166}Ho . Dříve používané koloidní zlato ^{198}Au mělo nevýhodné fyzikální vlastnosti (velmi silnou složku γ) a je nyní již opuštěné.

Shrnutí

Zdroje ozáření ionizujícím zářením, ozařování zářením γ a X, Leksellův gama nůž, hadronová radioterapie, radioterapie mezony p-, neutronová záchytná terapie, brachyradioterapie, radioizotopová terapie otevřenými zářiči, terapie štítné žlázy radiojódem ^{131}J , léčba radiofosforem, radionuklidová synovektomie, radikální léčba, paliativní léčba.

Kontrolní otázky

1. Stručně popište vznik rentgenového záření a jeho zdroj. Jaký je rozdíl mezi brzdným a charakteristickým zářením?
2. Nakreslete zjednodušené schéma rentgenky a popište katodu a anodu.
3. Vyjmenujte zdroje záření.
4. Co je cílem radioterapie a jaké prostředky používá k jejich dosažení?
5. Popište princip Leksellova gama-nože. Co je stereotaktický rám?
6. Co je Braggovo maximum a k čemu se využívá?
7. Vysvětlete pojem brachyterapie. K čemu se s výhodami využívá?
8. Popište stručně princip terapie štítné žlázy radiojódem.

Literatura

[RAJ10], [ROZ06], [ULL20]

11 Technika nízkých teplot, kryochirurgie.

Čas ke studiu: **X** hodin

Cíl studia:

- definovat princip chirurgie nízkých teplot
- vysvětlit podstatu a princip činnosti kryokauteru

11.1 Kryochirurgie

Využití nízkých teplot pro destrukci patologických tkání bylo experimentálně sledováno již před 150 lety. V 80. letech (dvacátého století) byly ověřeny a zavedeny postupy účinné kryodestrukce.

11.1.1 Fyziologické účinky nízkých teplot

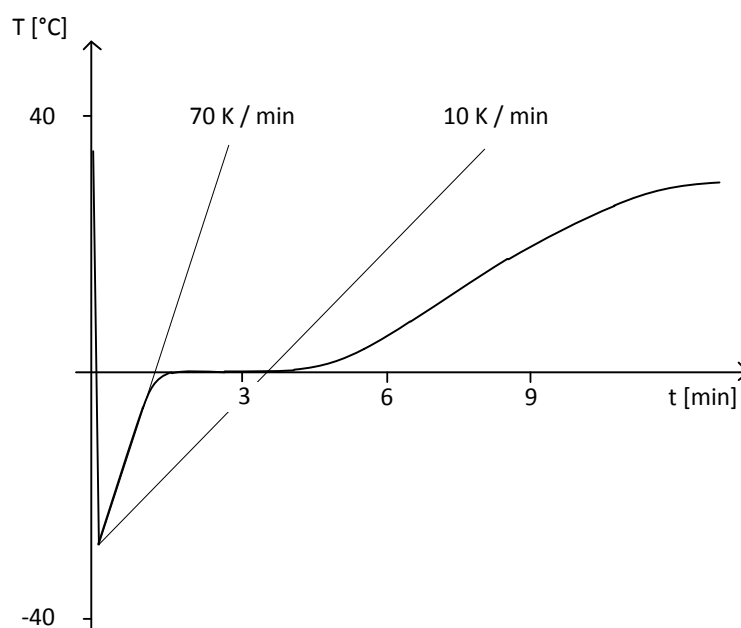
Kryodestrukce patologických tkání - zpravidla tumorů - je nekrvavým a bezbolestným výkonem. Experimentálně bylo prokázáno, že při snížení teploty živé tkáně pod $-13\text{ }^{\circ}\text{C}$ dochází k nevratným změnám ve struktuře buněk. Této skutečnosti se využívá při kryochirurgických výkonech, kde se pracuje v rozsahu teplot $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$. Zásadní význam má rychlost podchlazení tkáně a její pomalý ohřev na teplotu těla. Zmrazení by mělo proběhnout rychleji než $-200\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{min}$, ohřev však pomaleji než $+10\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{min}$. Situace je vyznačena na obrázku níže (viz Obr. 11.1).

Při rychlém ochlazení tkáně zmrazí prakticky současně intracelulární i extracelulární tekutina. V buňkách se vytvoří ledové krystaly a zvýší se koncentrace rozpuštěných látek až k toxickým hodnotám. Dochází ke změně pH, denaturaci fosfolipidů v buněčných membránách, k zastavení pohybu protoplazmy a k dalšímu poškození buněk.

Při prudkém ochlazení tkáně na teplotu nižší než $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$ s jejím následným pomalým rozmrazováním spolehlivě docílíme její **nekrotizace**. V procesu nekrotizace se přitom uplatňuje několik efektů synergicky působících na buňku:

- **Adhezní efekt** - pevné přilnutí povrchu operační koncovky - kryody ke tkáni. Tento jev mizí při $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$.
- **Hemostatický efekt** - trombotické uzavření kapilár, rána nekrváčí. Velké cévy o průměru nad 1 mm jsou však při zákroku nedotčené.
- **Analgetický efekt** - při rychlém podchlazení je výkon bezbolestný. Při ohřevu se dostavuje pocit pálení.
- **Demarkační efekt** - projevuje se zřetelnou bílou oblastí při podchlazení – nárůstem ledového útvaru. Hloubka zmrazení je o 20 % menší, než šířka ledového lemu.
- **Rozlomení zmrazené tkáně** - zabráníme vyloučením i náznaku páčení. Rána by začala krváčet a jednalo by se o nežádoucí účinek.

Při pomalém oteplování rekrystalizují větší krystaly na úkor menších až do velikosti mechanicky narušujících celistvost buněčných membrán. Současně se prodlužuje doba toxického působení koncentrovaných roztoků.



Obr. 11.1 Průběh teploty při kryodestrukci.

Existuje pravděpodobnost přežití 10^{-5} až 10^{-4} % maligních buněk, proto se doporučuje mrazicí cyklus opakovat.

11.1.2 Kryoterapie

Charakteristickými znaky kryoterapie jsou:

- spolehlivá nekrotizace (umrtvení) měkkých tkání,
- trombotizace kapilár,
- reverzibilní anestezie periferních nervů,
- větší cévy zůstávají nepoškozeny, po rozmrazení se v nich plně obnovuje krevní oběh bez negativních následků,
- minerální základ kostí zůstává zachován beze změn.

Průběh léčby

Po vlastním zmrazení a následném rozmrazení dochází k tvorbě a odlučování nekrotizace kryalizované tkáně trvá obvykle 48 hodin. Po této době se nekrotické masy začínají oddělovat a jsou z organismu eliminovány. Stadium odlučování nekrotizace obvykle trvá zhruba jeden týden, a pak je vystřídáno stadiem granulací, kdy se kryalizací (mrazením) vytvořená léze vyplňuje granulační tkání.

Stadium granulace může trvat až tři týdny, případně i déle v závislosti na velikosti defektu. Celý proces uzavírá stadium epitelizace, které plynule navazuje na předchozí etapu. Léčbu je možné urychlit zejména ve stadiu odlučování nekrotizace pomocí enzymoterapie. Granulace podpoříme masážemi hojící se tkáně (např. proudem tekoucí vlažné vody). Například z tohoto důvodu v tomto stádiu zvířatům nezabraňujeme ani lízání hojícího se defektu.

Výhody kryoterapie ve srovnání s jinými metodami:

- možnost kombinace s jinými metodami léčby,
- příznivá reakce imunitního systému,

- metoda je téměř nebolestivá, je tedy možné ji použít i bez celkové anestezie, pouze v lokálním znecitlivění mrazené tkáně nebo případně s použitím trankvilizace zvířete,
- minimální rizika pooperačního krvácení a komplikací,
- v případě potřeby možnost opakování procedury,
- možnost použití i na kritických místech, kde by použití běžného postupu představovalo příliš vysoké riziko,
- po cikatrizaci je dosahováno velmi dobrého kosmetického efektu,
- bez nežádoucích vedlejších účinků.

Indikace

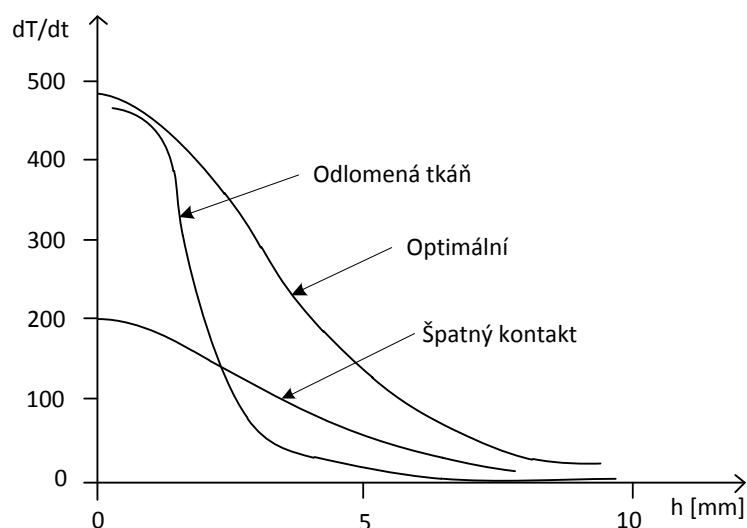
Prvním oborem, do kterého kryalizace pronikla, byla gynekologie, kde se úspěšně používá pro destrukci prekancerózních a kancerózních změn na krčku děložním, zejména v jejich časně léčbě. Odtud ji převzali dermatologové pro odstraňování drobných kožních novotvarů nebo plošných ekzémů. V tomto případě se používá sprejové aplikace. V humánní medicíně je vhodná v proktologii pro destrukci hemeroidů, ve veterinární medicíně pro destrukci periprotálních tumorů u psů, které často bývaly neohraňované, penetrují do hloubky a klasickou cestou jsou prakticky neodstranitelné. V onkologii je možno kryalizace použít samostatně u menších nádorů nebo v kombinaci s klasickými metodami excize. V orofaciální chirurgii se kryalizace uplatní v léčbě prakticky všech novotvarů v dutině ústní včetně epulis, která má jinak tendenci k častým recidivám. V oftalmologii je vynikající metodou pro odstraňování novotvarů očních víček a při léčbě terminálního stadia glaukomu kryodestrukci řasnatého tělesa. Velmi specifickým použitím kryalizace je kryoextrakce čočky při operaci katarakty (šedý zákal).

Kontraindikace

Veškeré kontraindikace kryoterapie považujeme pouze za relativní. Obecně se má za to, že účinnější a bezpečnější použití je v případech benigních nebo méně aktivních maligních nádorů. Avšak vysoká mitotická aktivita není v žádném případě absolutní kontraindikací. Melanomy jsou běžně považovány za nevhodné pro kryalizaci, ale zejména v poslední době přibývá autorů, kteří popisují jejich úspěšnou léčbu touto metodou. Zvláštní opatrnosti je zapotřebí při mrazení terminálních částí končetin, kde zmrazení může navodit cirkulární edém a vážnou poruchu cirkulace s následnou nekrózou celé distální části končetiny.

Základní biofyzikální poznatky

Podchlazování biologických tkání při kryochirurgickém zákroku je rychlým termodynamickým procesem, jehož teoretický rozbor je však obtížný. Maximální dosažitelná hloubka zmrazení při zákroku je 8 – 10 mm. Zmrazování patologického útvaru probíhá vedením tepla z jeho povrchu do přiložené operační koncovky - kryody kryochirurgického nástroje. I při použití vysoce výkonných nástrojů nemusí být dosaženo maximální možné hloubky rychlého zmrazení. Důvodem může být zhoršená tepelná vodivost prostoru mezi kryodou a tkání. Vliv této změněné tepelné vodivosti na hloubku zmrazené tkáně je uveden na obrázku níže (viz Obr. 11.2).



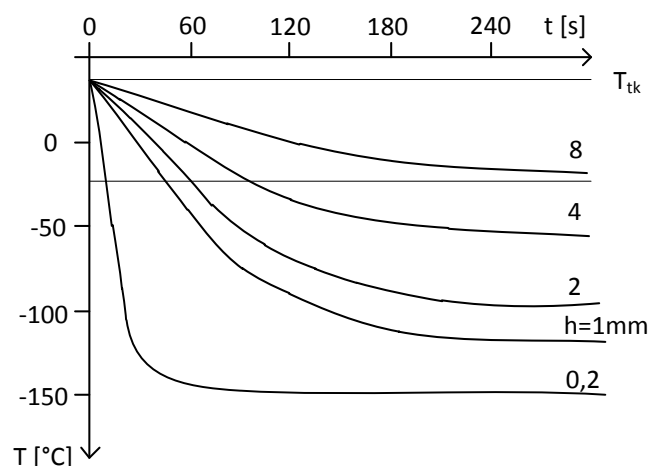
Obr. 11.2 Průběhy rychlostí zmrazování.

Při optimálním tepelném kontaktu je podmínka rychlého zmrazení rychlostí nad $200\text{ }^{\circ}\text{C/min}$ splněna do hloubky 4 mm. Při zhoršeném tepelném kontaktu (např. nedotaženou kryodou) je podmínka rychlého zmrazení splněna jen těsně pod povrchem tkáně. Při odlomení kryody od tkáně během zmrazování (nepatrným bočním pohybem nástroje) chladicí rychlost prudce poklesne a další zmrazování je zcela neúčinné. Kontrola tepelného kontaktu i během zákroku je proto nutnou podmínkou úspěšnosti chirurgického výkonu.

Při větších požadovaných hloubkách zmrazení je výsledek zákroku závislý nejen na technických parametrech zařízení, ale také na tepelných a dalších fyzikálně chemických vlastnostech tkání. Teplo, které je nutné z patologického objektu odvést, je úměrné tepelné kapacitě $C = m \cdot c_p$, dané hmotností m a měrným teplem c_p . Vyšší účinnost podchlazení je proto možná nástroji s nižší hmotností chlazených částí zhotovených z materiálů s malým měrným teplem. Rychlost ochlazování nástroje je závislá jak na velikosti odváděného tepla, tak na tepelných vlastnostech nástroje. Základními veličinami ovlivňujícími tento proces jsou:

- teplota výměníku tepla,
- účinnost výměníku tepla,
- teplota par N_2 ,
- množství chladiva,
- měrné teplo materiálu kryody.

Typický průběh velikosti hloubky zmrazené tkáně v závislosti na aplikované teplotě a zvolené době je uveden na obrázku níže (viz Obr. 11.3).



Obr. 11.3 Hloubka zmrazené tkáně v závislosti na teplotě a čase.

11.1.3 Technické řešení kryokauteru

Zmrazení patologické tkáně je v zásadě možné:

- přímým stykem chladiva ve formě plynu nebo kapaliny s tkání,
- nepřímým, zprostředkovaným dotykem chlazené kovové operační koncovky (kryody) chirurgického nástroje s tkání.

V klinické praxi je v současné době využíván nepřímý způsob umožňující přesné vymezení místa i rozsahu zákroku, včetně kontroly jeho průběhu. Tento způsob lze principiálně realizovat:

- expanzí stlačeného plynu,
- průtokem chladicí kapaliny.

Chlazení expanzí stlačeného plynu

Stlačený plyn o tlaku cca 5 MPa je veden do trysky, za kterou expanduje a ochladí se na cca -75 $^{\circ}\text{C}$. V praxi bývá užíván oxid dusný pro teploty do -88 $^{\circ}\text{C}$ a oxid uhličitý pro teploty do -78 $^{\circ}\text{C}$. Hloubka podchlazení však je jen 2 – 3 mm. Provoz systému vyžaduje velkou zásobu plynu, spotřeba byla cca 50 l.

Chlazení průtokem chladicí kapaliny

Využívá se uzavřený okruh cirkulace chladicí kapaliny, kterou je kapalný dusík (LN_2). Tak může být chlazená operační koncovka - kryoda až na -196 $^{\circ}\text{C}$. Nekrotizace tkáně nastává až do hloubky 10 mm. Konstrukční provedení může být s:

- autonomním malým zásobníkem,
- dislokovaným velkým zásobníkem.

Autonomní systémy

Zásobník s LN_2 s přetlakem 10 – 60 kPa je součástí kryochirurgického přístroje. Pohyblivost nástroje je omezena jen kabelem pro připojení k elektronické řídicí a indikační jednotce. Nevýhodou je větší hmotnost přístroje a menší zásoba kapalného dusíku, obvykle 0,1 – 0,3 l, což

postačuje jen na jeden výkon. Za nevýhodu lze rovněž považovat jen omezené polohy operačního nástroje. Výhodou je rychlejší nástup mrazení.

Systémy s dislokovaným zásobníkem

Zásobník s LN₂ s přetlakem 0,8 MPa může mít objem 5 – 30 l. S operačním nástrojem je spojen ohebným potrubím dlouhým 1,5 – 2 m. Potrubí má tepelnou izolaci – vakuový vlnovec. Výhodou těchto systémů je malá hmotnost operačního nástroje a zásoba LN₂ postačující zpravidla na celý operační den. Nevýhodou je snížená pohyblivost operačního nástroje, pomalý nástup chlazení a vysoká hodnota pracovního přetlaku (bezpečnost provozu).

Při každém kryochirurgickém výkonu musí být zajištěno, že:

- všechny části operačního nástroje, kromě kryody, jsou na teplotě těla (izolace vakuem),
- kryoda je celou svou plochou v kontaktu s biologickou tkání,
- proces mrazení i ohřevu je plně řízen a indikován.

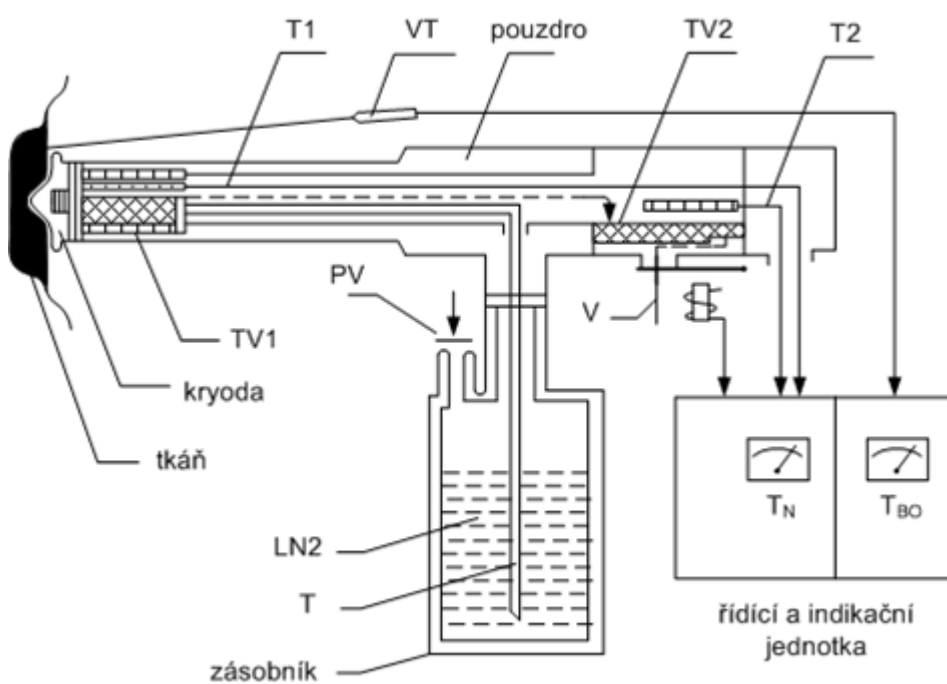
Tvary kryod se volí s ohledem na strukturu a velikost tumoru. Při endoskopických výkonech bývají průměry kryod 2 – 8 mm, u povrchových lézí pak 14 – 30 mm. Tvary kryochirurgických nástrojů respektují klinickou aplikaci.

11.1.4 Konstrukční provedení kryokauteru

Schematické znázornění autonomního kryochirurgického systému je na Obr. 11.4. Vlastní nástroj je tvořen tepelně izolovaným vedením pro páry N₂ (vakuově těsné), dvěma tepelnými výměníky, kryodou a zásobníkem.

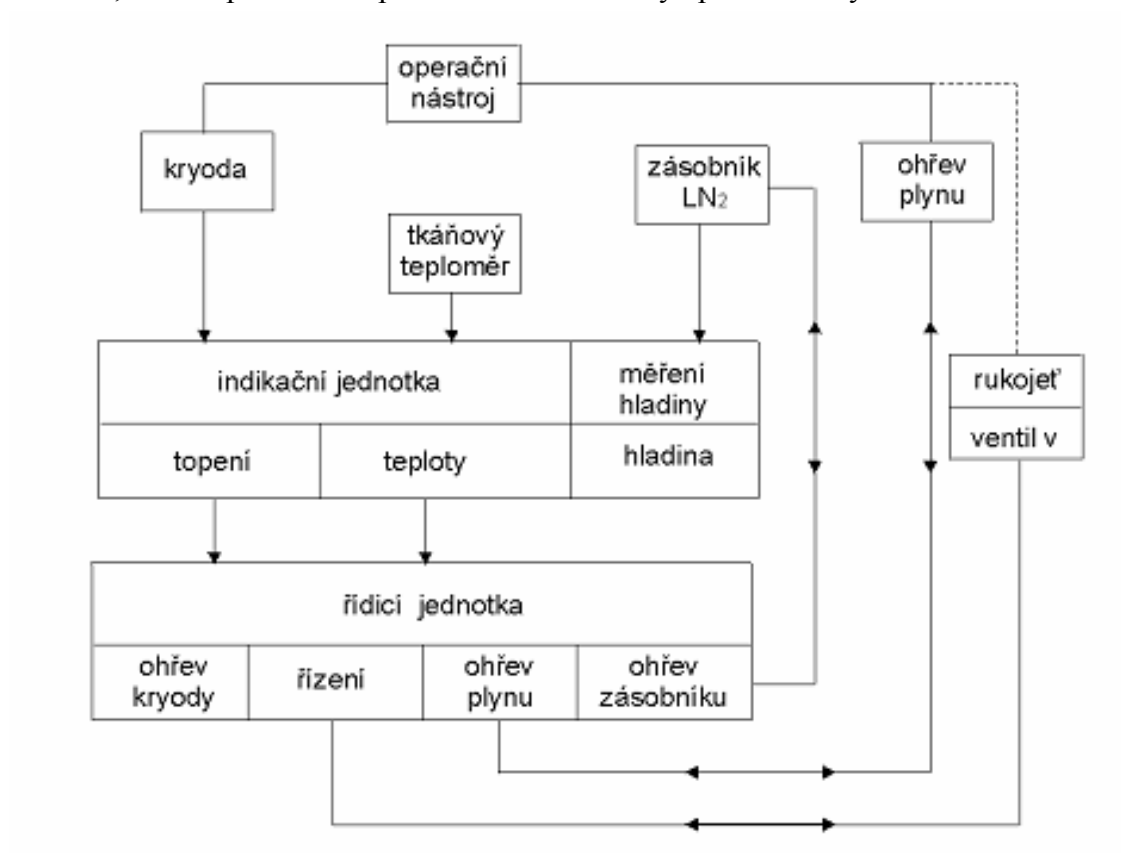
Základními součástmi jsou tepelné výměníky TV1 a TV2. Teplota výměníků se měří teploměry T1 a T2. K ohřevu slouží topná vinutí výměníků. Zásobník je opatřen pojistným ventilem PV. Otevřením elektromagnetického ventilu V se uvolní cesta chladicí kapalině, která je tlakem par nad hladinou vytlačována trubičkou T k výměníku TV1. Prostorem mezi trubičkou a výstupní trubičkou jsou páry dusíku odváděny do atmosféry. Vedeny jsou přes druhý tepelný výměník TV2 a jejich teplota se řídí tak, aby z přístroje vystupoval plynný dusík jen o pokojové teplotě, měřeno teploměrem T2.

Ventil V zůstává otevřen tak dlouho, dokud teplota výměníku TV1, měřená teploměrem T1, neklesne na předem nastavenou teplotu pomocí regulátoru v řídicí a indikační jednotce. Po dosažení nastavené teploty je ventil V vypnut a mrazení se zastaví. Teplota tkáně se měří vpichovým teploměrem VT. Přístroj lze naklánět o $\pm 60^\circ$ a kdykoliv měnit jeho funkci v předvolených tepelných režimech kryody.



Obr. 11.4 Autonomní kryochirurgický systém.

Principiální blokové schéma řídicí a indikační jednotky kryokauteru je na Obr. 11.5. Zařízení umožňuje nastavení i indikaci předvolených teplot nástroje - kryody, měření a indikaci nástroje i uvolňovaného plynu, měření a indikaci hladiny kapalného dusíku, řízení ohřevu kryody, plynu i zásobníku, měření pracovního přetlaku a měření doby operačního výkonu.



Obr. 11.5 Blokové schéma elektronické jednotky kryokauteru.

Kryokautery nové generace jsou řízeny mikroprocesory, jsou autonomní, tzn. že nejsou připojeny na bombu s dusíkem, je možno u nich aktivně řídit rychlost ohřevu. Jejich kryosondy, kterými se provádí vlastní mrazení mají vyměnitelné koncovky, které je možno volit podle tvaru a povahy krystalizované léze. Pro plošné léze a menší tumory jsou vhodné tzv. pasivní koncovky, které pouze přikládáme na mrazenou plochu. Obvykle jsou vyrobeny z hliníku. Pro zajištění dokonalejšího kontaktu s tkání je před kryalizací potíráme intaktním gelem. U tumorů větších rozměrů je vhodné použít tzv. aktivních koncovek, které jsou vybaveny drobnými kanálky, vedoucími dusík až k mrazicí ploše. Mrazicí plocha těchto koncovek může být vybavena hroty, kterými penetrujeme přímo do nitra tumoru, čímž je dosahováno podstatně nižších teplot nejen na povrchu, ale i uvnitř nádoru. Aktivní koncovky jsou vyrobeny z mědi a jejich povrch je pozlacen.

Systém KCH 450A

KCH 450A je český kryokauter s automatickým ovládáním všech ovládacích prvků, jako je předvolba teploty, rychlosti mrazení i ohřevu. Přístroj si sám tyto veličiny nastavuje a optimalizuje na základě zabudovaného programu, který je dán bohatými zkušenostmi z klinických pracovišť. Tím odpadá lékařům nepříjemná povinnost hledání vhodného programu i jeho vlastní nastavování na ovladači.

Kryochirurgický systém KCH 450A je automatizován tak, že lékař při aplikaci pouze stiskne nožní spoušť. Vše ostatní řídí přístroj sám. Lékař musí umět odhadnout pouze správný typ a velikost operační koncovky a dobu expozice. Přístroj je naprogramován na optimální operační teplotu. Přívod kapalného dusíku si reguluje sám tak, aby hluboká (účinná) operační teplota byla dodržena po celou dobu operace. Teplota i čas zákroku je indikován na monitoru.



Obr. 11.6 KCH 450 AUTOMAT.

Minimální operační teplota	-190 °C
Chladicí výkon	200 W
Chladicí rychlost	1300 °C/min
Chladicí medium	kapalný dusík
Provozní tlak	45 kPa
Napájecí napětí	220 – 230 V / 50 – 60 Hz

Tab. 11.1 Parametry kryokauteru KCH 450A.

11.1.5 Bezpečnost práce s LN₂

Manipulace se zásobníky i vlastním tekutým dusíkem vyžaduje zvláštní pozornost. Zásadou je přítomnost dvou osob, které musí mít chráněn zrak a nesmí mít na ruku prsteny či kovové řetízky. Hrozí popáleniny. Zásobníky musí být opatřeny speciálními tlakovými pojistkami. Stacionární zásobník smí být uzavřen jen děrovanou zátkou, hrdlo musí být překryto proti vnikání vlhkosti. Nádoba nesmí zůstat otevřená (kondenzace O₂ – výbuch). Nebezpečné jsou náklony zásobníku. Při skladování LN₂ je třeba respektovat požadavek na objem místnosti.

Pro transport a skladování kapalného dusíku slouží **Dewarovy nádoby** různých velikostí. Nádoby jsou opatřeny **bezpečnostním ventilem**. Používání tohoto ventilu šetří dusík, zvyšuje komfort obsluhy a zabráňuje možnosti nežádoucí kondenzace a hromadění nebezpečného kapalného kyslíku a ledu ze vzdušné vlhkosti u dna nádoby. Bezpečnostní ventil se pomocí převlečné matice hermeticky spojí s hrdlem Dewarovy nádoby. Regulační ventil v hlavici zařízení udržuje v nádobě tlak 20 – 30 kPa, potřebný k přečerpávání. Po stisknutí hlavice začne vytékat výtokovou trubicí kapalný dusík. Po uvolnění hlavice se průtok zastaví.

Výhody:

- snadná obsluha,
- stálá a okamžitá pohotovost k přečerpávání,
- snížení nebezpečí znečištění kapalného dusíku vzhledem a vzdušnou vlhkostí,
- vysoká bezpečnost a spolehlivost,
- úspora kapalného dusíku.

11.1.6 Klinické aplikace kryochirurgie

Těžiště kryochirurgických výkonů spočívá v rychlých a relativně nekrvavých destrukcích nádorových tkání. Aplikují se v těch případech, kdy ostatní léčebné postupy selhaly. Klinickými obory aplikací jsou:

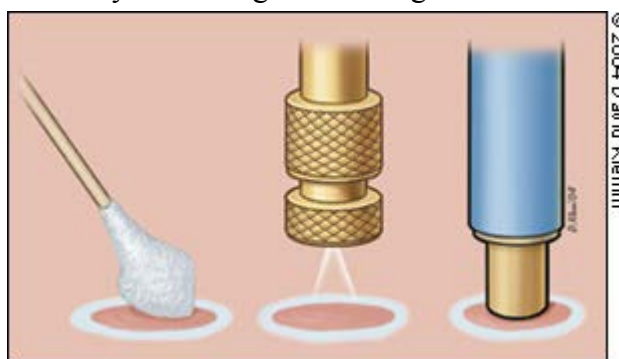
- dermatologie - karcinomy kůže (basaliomy), melanomy kůže,
- urologie - karcinomy prostaty, tumory močového měchýře, zbytnění prostaty,
- chirurgie - karcinomy prsu,
- plastická chirurgie,
- oftalmologie.

11.1.7 Kryochirurgie pro běžné kožní problémy

Kryochirurgie je vysoce účinná léčebná metoda pro širokou škálu nezhoubných kožních problémů. Se správnými instrukcemi a pod zkušeným dohledem mohou rodinní lékaři tuto techniku ovládnout velice rychle. Kryochirurgie se nejvhodnější pro pacienty se světlou pokožkou a pro léčbu lézí na většině částí těla, které není pokryto ochlupením. Rozprašovací metody zahrnují techniku „načasovaného bodu zmrazení“, „rotačního nebo spirálovitého vzoru“ či „štetčkovou metodu“. Nezhoubné kožní léze, které jsou vhodné pro zmrazení, zahrnují aktinickou keratózu, jaterní skvrny, stařecké bradavice, virové bradavice. Výhodou této léčby jsou krátká doba přípravy, nízké riziko infekce a minimální péče o ránu. Navíc pro kryochirurgii není potřeba nákladných materiálů či anestézie a pacient se nemusí vracet kvůli odstraňování stehů. K možným nežádoucím účinkům pak patří krvácení, tvorba puchýřů, bolest hlavy, ztráta vlasů a

hypopigmentace, jen zřídka pak zjizvení. Kožní léze se většinou vyléčí jedním zákrokem, některé však potřebují více zákroků.

Během posledních 50ti let se dosáhlo značných zkušeností ve využití kryochirurgie pro léčbu kožních lézí. Metoda namáčení špejle s vatou do tekutého dusíku byla velice rozšířená pro úpravu běžných nezhoubných lézí (Obr. 11.7 vlevo). Nicméně tato metoda je v současnosti nahrazována technikou rozprašování tekutého dusíku (Obr. 11.7 uprostřed). Zařízení pro rozprašování tekutého dusíku (viz Obr. 11.8) je velice snadné používat a podobné techniky mohou být použity k úpravě nezhoubných nemaligních a maligních lézí.



Obr. 11.7 Kryochirurgické nástroje: vlevo aplikátor vaty na hrotu, uprostřed rozprašovač tekutého dusíku, vpravo kryosonda.

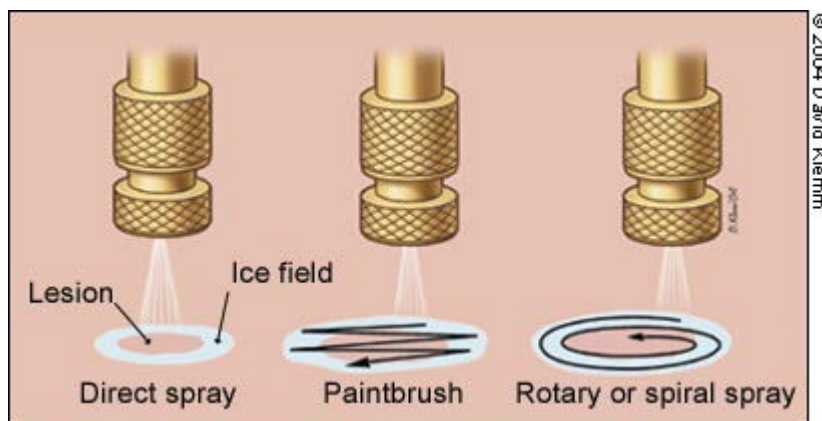


Obr. 11.8 Rozprašovač tekutého dusíku.

Léčebné metody

Dávka kapalného dusíku a výběr správné metody nanesení závisí na velikosti a typu tkáně a hloubky léze. Je potřeba také vzít v úvahu část těla, kde se léze nachází a požadovanou hloubku zmrazení. Dodatečně je potřeba zahrnout individuální faktory pacientova těla, jako například tloušťka pokožky a podkožní struktury typu obsah vody v pokožce či lokální krevní oběh.

Metody tekutého rozprašovacího dusíku na léze různých velikostí zahrnují načasované zmrazení místa nebo přímou techniku rozprašovačem (rotační nebo spirální tvar) a štětcovou metodu (viz Obr. 11.9).



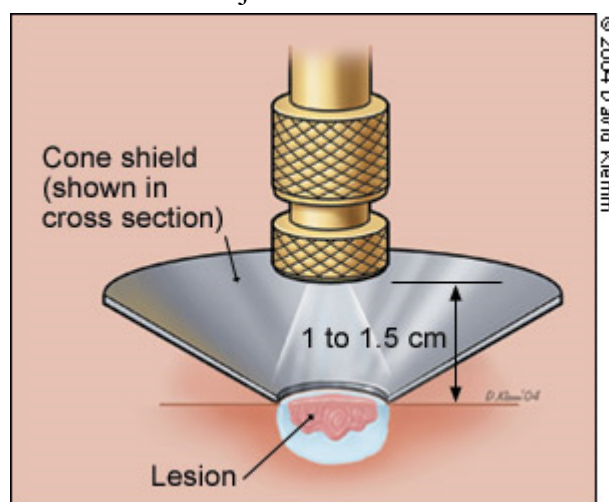
Obr. 11.9 Vzory rozprašovačů tekutého dusíku.

Načasované zmrazení místa

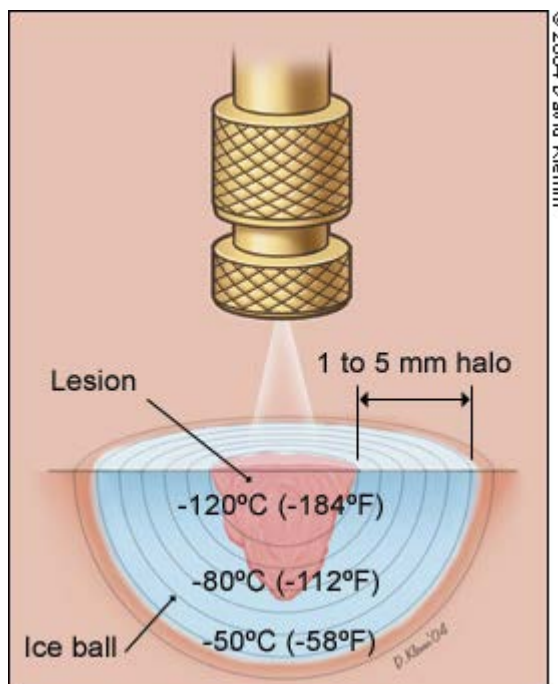
Technika načasovaného zmrazení místa umožňuje větší sjednocení nanesení kapalného dusíku. Jedná se zřejmě o nejvhodnější metodu pro lékaře, kteří se učí vykonávat kryochirurgii. Použití této techniky maximalizuje schopnost odstranit lézi s minimální morbiditou. Čas zmrazení se nastavuje podle proměnných, jakými jsou tloušťka kůže, prokrvování, typ tkáně a charakteristika léze.

Časové zmrazení místa se provádí pomocí malé rozprašovací pistole typicky o objemu 300 – 500 ml tekutého dusíku. Trysky jsou o velikostech A – F, kde F představuje nejmenší clonu. Trysky velikosti B a C jsou vhodné pro léčbu většiny nezhoubných a maligních lézí.

Při standardní technice zmrazení místa je tryska rozprašovací pistole umístěna 1 – 1,5 cm od povrchu pokožky a mířená na střed dané léze (viz Obr. 11.10). Spoušť rozprašovací pistole zůstává stlačena a tekutý dusík je aplikován tak dlouho, dokud mrazící pole nezahrne celou lézi a požadované rozpětí (viz Obr. 11.11). Cílové pole by mělo být předem vymezené popisovačem kůže, jelikož zmrazování může rozmazat jasně viditelné ohraničení léze.



Obr. 11.10 Rozprašovač tekutého dusíku s použitím techniky načasovaného zmrazení.



Obr. 11.11 Technika načasovaného zmrazení používaná k léčbě malignity.

Ohraničení závisí primárně na tloušťce léze a na tom, zda je léze benigní či maligní. Ohraničení většiny benigních lézí se může protáhnout málo, zhruba o 1 – 2 mm za viditelný patologický okraj. Premaligní léze potřebují ohraničení 2 – 3 mm, zatímco maligní léze potřebují ohraničení 5 mm klinicky zdravé kůže, aby bylo zajištěno správné odstranění. Tyto velikosti ohraničení umožňují dostatečnou hloubku zmrazení pro zajištění teploty $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ pro hloubku 4 – 5 mm.

Jakmile ledové pole pokryje příslušnou výše, musí být rozprašovač zachován v takové poloze, aby tlak spouště rozprašovače a tedy tok daného tekutého dusíku udržoval stále stejný tvar zmrazené plochy po specifickou dobu. Tato doba se může lišit v rozmezí 5 – 30 sekund, přičemž do tohoto času se nezapočítává prvotní nanesení původní ledové vrstvy. Pokud je potřeba více než jednoho zmrazovacího-rozmrazovacího cyklu pro odstranění léze, mělo by dojít k úplnému rozmrazení rány před dalším cyklem (obvykle se jedná o 2 – 3 minuty).

Technika načasovaného zmrazení dosahuje teplot, které jsou adekvátní pro likvidaci tkáně ve zmrazeném poli do 2 cm průměru.

Shrnutí

Kryochirurgie, nekrotizace, kryokauter, kryoda, kryoterapie, Dewarova nádoba.

Kontrolní otázky

1. Popište princip a vyjmenujte výhody kryoterapie.
2. Popište stručně konstrukci kryokauteru.
3. Uveďte klinické aplikace kryochirurgie.

Literatura

[HAY01], [MAR20], [PEN08]

12 Doplnující přístroje pro chirurgické obory.

Čas ke studiu: **X** hodin

Cíl studia:

- definovat co jsou to přístroje pro chirurgické obory
- popsat a vysvětlit jejich funkčnost a určení pro diagnostiku a terapii

12.1 Endoskopy

V následujících kapitolách jsou diskutovány endoskopické metody z hlediska diagnostického a terapeutického. Tyto metody, které dnes nalezly uplatnění v celé řadě medicínských oborů, v mnohém nahradily klasické postupy.

Endoskopie je diagnostická metoda umožňující prohlížení tělesných dutin nebo dutých orgánů pomocí speciálních nástrojů malého průměru a optické soustavy. Endoskopie se uplatňuje také při odběru vzorků a při léčbě, např. artroskopie, bronchoskopie, gastroskopie, laparoskopie, laryngoskopie.

12.1.1 Endoskopie

Endoskopy se používají k přímému pozorování zasunutím do dutiny nebo pomocí chirurgického zásahu. Principy endoskopie se objevují v celé řadě speciálních vyšetření, nazývaných podle částí těla, kterých se týká. Všechny chirurgické výkony spojené s endoskopií řadíme do minimálně invazivních metod.

Endoskop je zjednodušeně řečeno tenká trubice, opatřená optikou, jejíž pomocí lze tělesné dutiny prohlížet. Zavádí se buď přirozenými otvory, nebo otvory vytvořenými uměle. Konstrukčně lze endoskopy rozdělit na endoskopy pevné (rigidní) a endoskopy ohebné (flexibilní).

Rigidní endoskopy

Relativně technicky jednodušší je endoskop rigidní (pevný endoskop). Tuhá trubice je vybavena světlovodivým materiálem, který vede světlo od externího světelného zdroje až k distálnímu konci, kde se ozařuje jeho okolí. Soustavou optických elementů, které fungují jako mikroskop, se obraz okolního prostředí přenáší nazpět. Pozorování na proximálním konci endoskopu je možné buď přímé - okulárem, nebo nepřímé - obraz je veden ke světlocitlivým prvkům miniaturní polovodičové kamery, za kterou následuje zpracování dat: klasický TV řetězec se zobrazením na speciálním monitoru, nebo záznam na video. Zakončení optické cesty na distálním konci endoskopu dovoluje buď pohled přímý, nebo stranový, pod úhlem 30 – 90 stupňů. Endoskopy tohoto typu se vyrábí v délkách cca 50 – 400 mm a vnějších průměrech 3 – 13 mm. Do tělesných dutin se zavádí buď přirozenými otvory (bronchoskopy, anoskopy) nebo umělými (např. laparoskopy).

Endoskopy flexibilní

Endoskopy flexibilní (ohebné) jsou určeny v zásadě pro vyšetření a výkony, při nichž je pro zavedení využíváno tělních otvorů přirozených. Trubice je tentokrát ohebná, jelikož se musí

přizpůsobit tvarovým zvláštnostem prostředí, kudy prochází. Podle účelu, ke kterému jsou určeny, se vyrábí v délkách 500 – 2000 mm (laryngofibro-skopy, duodenoskopy, koloskopy a další), s vnějším průměrem 5 – 13 mm.

Oba typy endoskopů je možno využít nejen pro inspekci, ale i pro operativní výkony. V případě laparoskopických operací se například jedním otvorem zavádí do břišní dutiny naplněné oxidem uhličitým vlastní endoskop s optikou a jinými otvory nástroje. Průběh výkonu je poté sledován na obrazovce monitoru.

Poněkud jinak se postupuje u endoskopů flexibilních. Ohebnou trubicí se na místo výkonu zavádí i nástroje. V trubici jsou vedeny většinou dva kanály od světelného zdroje (eliminace stínů způsobených nástroji v místě výkonu), jeden zpětný světlovodný kanál k CCD senzoru, jeden kanál pro nástroje a jeden kanál pro sání/ oplach. Samotný distální konec endoskopické trubice je mechanicky ovladatelný (ohyb nahoru, dolů, vpravo, vlevo) z hlavičky endoskopu v rozsahu 0 – 90 stupňů i více, v závislosti na směru ohybu. Konstrukce flexibilních endoskopů je proto podstatně náročnější.

Přídavná zařízení

V tělních dutinách nelze použít klasické "teplé" světelné zdroje. Světlo přiváděné do místa operace nebo inspekce je tzv. studené světlo. Zdrojem je halogenová nebo xenonová výbojka, umístěná ve speciální externí jednotce, odkud je světlo do hlavičky a posléze na hrot endoskopické trubice přivedeno kabelem se světlovodivým médiem (optická vlákna, nebo kapalina). Obraz prostředí obklopujícího hrot endoskopu je přiváděn opět světlovodným kanálem zpět a může být následně zpracován miniaturní CCD kamerou, ovládanou specializovanou řídicí jednotkou. Trubice endoskopu je současně jakýmsi kolektorem, kterým může být přiváděno do určitého místa nejen světlo, ale i tekutina a zavedeny speciální nástroje k provádění operativních zásahů. Pro laparoskopické a některé gynekologické výkony je dalším téměř standardním doplňkem insuflátor, tj. zařízení, které umožňuje řízené naplnění tělní dutiny oxidem uhličitým, nebo oxidem dusičným, aby bylo možno v komplikovaném prostředí volně manipulovat endoskopickými nástroji. V soupravách je rovněž vyplachovací a odsávací zařízení, případně pro elektrochirurgické výkony vysokofrekvenční generátor proudů pro elektrotomii, nebo koagulaci. Mezi významné výrobce endoskopů patří firmy AESCULAP, OLYMPUS, PENTAX, STORZ, WISAP, WOLF a DYONICS.

Orální endoskopie

Orální endoskopie umožňuje vyšetření jícnu, žaludku a orální části duodena (dvanácterníku). Používají se obvykle přístroje s tzv. prográdní (pokrokovou) optikou. Podrobné vyšetření žaludku, duodena, včetně Vaterovy papily s možností kanylace a nástřiku jodové kontrastní látky do žlučových cest nebo pankreatického vývodu (endoskopická retrográdní cholangiopankreatikografie) umožňuje duodenofibroskop s boční (laterální) optikou. Tyto tzv. lateroskopy nedovolují vyšetření jícnu.

Enteroskopy, přístroje k vyšetření tenkého střeva, byly sice konstruovány, ale toto vyšetření se nikterak nerozšířilo.

Kolonoskopie je fibroendoskopické vyšetření tlustého střeva, v ideálním případě lze proniknout endoskopem i do terminálního ilea (dolní části tenkého střeva).

Rigidní endoskopy se dnes užívají běžně jen při rektoskopii a při ezofagoskopii, zejména operační (odstraňování cizích těles).

Výhodou endoskopie je přímý a barevný pohled do nitra dutých orgánů. Všechny moderní endoskopy umožňují současně provést cílenou biopsii, která může být pro diagnózu rozhodující.

Operační endoskopie

Operační endoskopie se stala významnou součástí moderní gastroenterologie. Endoskopicky lze odstraňovat polypy žaludku, duodena a tlustého střeva (endoskopická polypektomie), odbírat větší bioptické částky polypektomickou kličkou k podrobnějšímu histologickému zpracování (makrobiopsie).

Endoskopicky se provádí sklerotizace jícnových varixů, popř. nekrotizace zhoubných nádorů jícnu vstříkáním sklerotizačních roztoků. Endoskopické zastavování krvácení vysokofrekvenční diatermií (prohřívání orgánu průchodem vf el. proudu) pomocí bodové elektrody, laserové fotokoagulace nebo aplikací různých látek (např. etanol) do krvácejícího místa stále více proniká do praxe. Poměrně jednoduché a velmi účinné je endoskopické odstraňování cizích těles.

Významným přínosem v oblasti žlučových cest je endoskopická papilotomie s možností instrumentálního odstranění kamenů z choledochu endoskopickou cestou, zavedení permanentního katétru k drenáži nebo aplikaci disolučních roztoků do žlučových cest. Endoskopicky je možno implantovat endoprotézy jícnu nebo žlučových cest k udržení jejich průchodnosti. Tyto metody jsou prakticky ověřené a na specializovaných endoskopických pracovištích dostupné.

Endoskopicky lze vyšetřit elektrickou impedanci tkání (přístroj Diaca podle Šetky a Vransky), která dává významnou informaci o biologické aktivitě tkáně. Tato metoda vychází z poznatku, že změna biologických vlastností tkáně (zánět, nádor) mění i její elektrické vlastnosti (impedanci). Vyšetření impedance se uplatňuje především při pátrání po karcinomu tlustého střeva.

Indikace endoskopie

Indikace endoskopie jsou velmi široké a jsou uvedeny podrobněji v příslušných kapitolách. Endoskopické vyšetření lze provést jako první vyšetření. U nás je však obvyklé, že endoskopii většinou předchází rentgenové vyšetření (vzhledem k všeobecné dostupnosti a též proto, že je vyšetřením neinvazivním).

Endoskopie je indikována:

- při jasném rentgenovém nálezů k jeho ověření a především pro možnost bioptické verifikace,
- při neurčitěm nebo suspektním rentgenovém nálezů, kdy může definitivně objasnit podstatu změn,
- při negativním rentgenovém nálezů a trvajícím klinickým podezření (např. neobjasněné bolesti, krvácení, dyspepsie, hubnutí apod.),
- při akutním krvácení, kdy je nutno endoskopii pokládat za vyšetření prioritní a rozhodující,
- jako periodická kontrola vybraných chorobných stavů (perniciózní anémie, stavy po polypektomii, stavy po operaci karcinomu, sledování hojení žaludečních vředů).

Kontraindikace endoskopie

Kontraindikací je nespolupráce nemocného a všechny stavy, kde je zvýšené riziko perforace, což je hlavní a nejobávanější komplikací endoskopického vyšetření.

12.1.2 Endoskopické diagnostické a terapeutické metody

Endoskopická retrográdní cholangiopankreatikografie (ERCP)

ERCP je speciální vyšetření žlučových cest a slinivky břišní. Při tomto výkonu lékař zavádí ohebnou trubici (endoskop – viz. Obr. 12.1) přes jícen a žaludek do dvanácterníku (první část tenkého střeva). Endoskop má na svém konci videokameru která přenáší obraz z vyšetřovaného orgánu na obrazovku, kde jej lékař hodnotí, dále má endoskop tzv. pracovní kanál, určený k zavádění různých nástrojů. Po nalezení vývodu žlučových cest a slinivky (tzv. papily) ve dvanácterníku se do něj aplikuje kontrastní látka a následně se provádí rentgenové snímkování. Nejčastější důvodem k provedení ERCP jsou žlučové kameny, při výkonu je možné pomocí zvláštního nástroje rozšířit vývod žlučových cest (tzv. papilotomie) a následně kameny vytáhnout speciálním košíčkem. Dále je možno při ERCP znázornit zánětlivé změny slinivky a žlučových cest, různé typy zúžení žlučových cest, nádory a další onemocnění. Podle toho zda se při ERCP provádějí léčebné zákroky rozdělujeme jej na diagnostické ERCP (bez léčebných zákroků) a terapeutické ERCP (s léčebnými zákroky). ERCP je v současné době nejpreciznějším vyšetřením žlučových cest a slinivky břišní.



Obr. 12.1 Endoskop Olympus Gif Type RQ260Z Evis Lucera.

Proč je terapeutické ERCP lepší než operace?

Při terapeutickém ERCP se běžně provádí papilotomie (rozšíření vývodu žlučových cest), extrakce konkrementu (vytažení kamene), zavádění stentů (speciálních trubiček) do oblasti zúžení žlučových cest. Proti dříve prováděným chirurgickým (operačním) výkonům má ERCP méně komplikací, není nutná celková anestézie, nemocný se podstatně rychleji zotavuje.

Jaká je od pacienta požadována příprava?

Nejméně 6 hodin (lépe celou noc) před plánovaným vyšetřením by pacient neměl nic jíst ani pít. Před vlastním výkonem je pacientovi podán tlumivý lék, který minimalizuje nebo zcela odstraňuje nepříjemné pocity z vyšetření. Po výkonu je pacient hospitalizován na oddělení, do

večera nesmí přijímat potravu ani tekutiny. Večer dle laboratorních výsledků z krve a klinického stavu začíná s příjmem tekutin a lehké stravy, v případě příznivých výsledků je druhý den ráno propuštěn a další dietní omezení již nejsou nutná.

Jaké jsou možné komplikace?

ERCP je bezpečným vyšetřením prováděným zkušenými specialisty. Nejčastějším problémem po výkonu je přechodný pocit škrábání nebo cizího tělesa v krku, někdy i mírné bolesti břicha. Závažnější komplikace - zánět slinivky břišní nebo krvácení po papilotomii jsou vzácné.

Gastroskopie

Gastroskopie je vyšetření, při kterém lékař zavádí ohebnou trubici do jícnu, žaludku a dvanácterníku. Gastroskopií lze prokázat žaludeční a dvanácterníkové vředy, nádory, záněty a další onemocnění, v některých případech může lékař i léčebně zasáhnout - např. zastavit krvácení nebo odstranit cizí těleso. Gastroskopie je v současné době "zlatým standardem" ve vyšetřování horní části trávicího ústrojí a je přesnější než vyšetření rentgenové.



Obr. 12.2 Typický obraz žaludečního vředu (vlevo a uprostřed) a nádor žaludku.

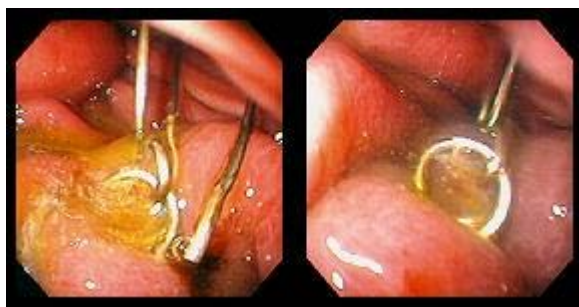
Jaká je od pacienta požadována příprava?

Aby bylo možné gastroskopii provést co nejbezpečněji a nejdůkladněji, žaludek musí být prázdný. Před plánovaným vyšetřením by pacient 6 hodin neměl nic jíst ani pít.

Jaké jsou možné komplikace?

Gastroskopie je bezpečným vyšetřením prováděným zkušenými specialisty. Nejčastějším problémem po výkonu je přechodný pocit škrábání nebo cizího tělesa v krku. Větší komplikace - perforace (trhlina ve stěně vyšetřovaného orgánu), nebo krvácení po odběru vzorku jsou velice vzácné.

Značný význam má endoskopie u žaludečního vředu. Endoskopicky a biopticky by měli být vyšetřeni všichni nemocní s žaludečním vředem ihned po prvním rentgenovém zjištění a při dalších exacerbacích (zhoršeních nebo opětovném propuknutí nemoci). Nutná je endoskopická kontrola až do úplného zhojení a žádoucí je ještě kontrolní vyšetření s půlročním odstupem. Tento postup minimalizuje riziko, že bude přehlédnut karcinom, který může vzhledem i průběhem dokonale napodobovat peptický vřed; původní slizniční defekt se může i u karcinomu zhojit. Ukazuje se, že asi 3 % žaludečních vředů, které diagnostikuje zkušený endoskopista jako peptické, jsou ve skutečnosti karcinomy dokonale napodobující benigní lézi. U chronických duodenálních vředů endoskopujeme většinou jen tehdy, je-li pro to určitý důvod (diskrepance mezi rentgenovým nálezem a klinickým obrazem, před operací).



Obr. 12.3 Cizí těleso (zavírací špendlík) v žaludku.

Endoskopie je proto indikována:

- u jasného tumoru k ověření histologické podstaty (odlišení např. od lymfomu),
- u podezřelého rentgenového nálezu, kdy rentgenolog nemá jistotu o podstatě zjištěné změny,
- při negativním rentgenovém nálezu, trvá-li klinické podezření na možnost žaludečního tumoru.

Významné místo při endoskopii má cílená biopsie. Diagnostická spolehlivost stoupá s počtem odebraných vzorků (6 vzorků představuje přibližně 90 % jistotu). Kombinace se stěrovou cytologií vede k dalšímu zpřesnění. Při hodnocení biopsických nálezů je třeba mít na mysli, že endoskopická biopsie je bezpečně spolehlivá tehdy, je-li tumor prokázán. Negativní výsledek biopsie však přítomnost tumoru nevylučuje s plnou jistotou (technika odběru, rozsah částice atd.). Endoskopie může naopak selhat při difúzní infiltraci stěny žaludku karcinomem; zde spíše uspěje rentgenové vyšetření (rigidita).

Rozvoj endoskopie umožnil diagnózu časných forem rakoviny žaludku. V r. 1962 japonská endoskopická společnost vypracovala kritéria hodnocení a tyto závěry jsou přijímány celosvětově.

V endoskopickém obraze se odlišují 3 základní typy:

- typ vyklenutý (nejčastěji jako polyp),
- typ povrchový,
- typ vyhloubený, nezřídka vypadající jako peptický vřed.

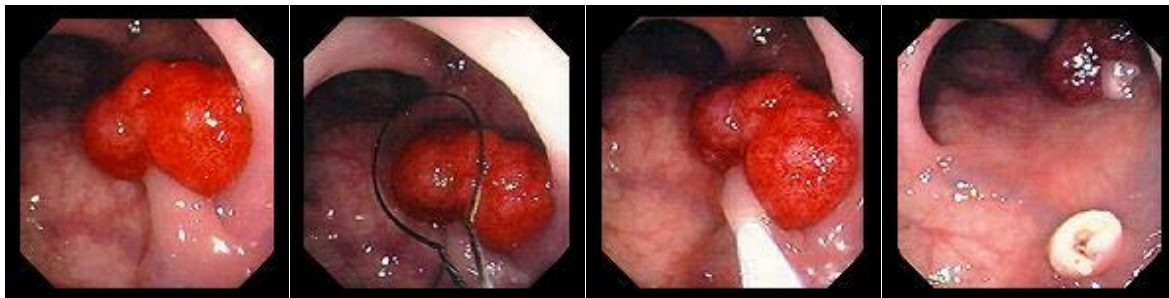
Kolonoskopie

Kolonoskopie je vyšetření, při kterém lékař zavádí ohebnou trubici přes konečník do celého tlustého střeva a někdy i do koncové části střeva tenkého. Kolonoskopií lze prokázat zánět, polypy (viz dále), nádory, v některých případech může lékař též léčebně zasáhnout - zastavit krvácení, odstranit polyp (tzv. polypektomie).

Kolonoskopie je v současné době "zlatým standardem" ve vyšetřování tlustého střeva a je přesnější než vyšetření rentgenové.

Co jsou to polypy a proč se odstraňují?

Polypy jsou abnormální výrůstky střevní sliznice (výstelky) o velikosti od několika milimetrů do několika centimetrů. Většina polypů je benigních (nezhoubných), ale lékař nemůže povahu polypu posoudit pouze z jeho vzhledu, nutné je podrobnější mikroskopické vyšetření polypu. Navíc z některých původně nezhoubných polypů se mohou časem vyvinout maligní (zhoubné) nádory. Nádory tlustého střeva patří k nejčastějším v naší populaci a odstraňování polypů (polypektomie) je důležitým preventivním opatřením proti jejich vzniku.



Obr. 12.4 Polypektomie. Zleva: nezhoubný polyp, nasazení kličky, elektrické upálení, po polypu zůstává jen pahýl stopky.

Jaká je od pacienta požadována příprava?

Aby bylo možné provést vyšetření co nejlépe a nej přesněji, je nutné aby bylo střevo zcela prázdné. Většinou se toho dosáhne požitím speciálního roztoku den před vyšetřením. Před vlastním výkonem je pacientovi podán tlumivý lék, který minimalizuje nebo zcela odstraňuje nepříjemné pocity z vyšetření. Vzhledem k podání tlumivého léku by pacient během zbytku dne neměl řídit auto ani provádět jinou činnost náročnou na pozornost. Po polypektomii jsou někdy nutná krátkodobá dietní opatření (kašovitá strava).

Jaké jsou možné komplikace?

Kolonoskopie je bezpečným vyšetřením prováděným zkušenými specialisty. Nejčastějším problémem po výkonu je přechodný pocit plynatosti v břiše. Větší komplikace - perforace (trhlina ve stěně střeva) nebo krvácení po odběru vzorku nebo po polypektomii jsou velice vzácné.



Obr. 12.5 Zhoubný nádor tlustého střeva.

Bronchoskopie a bronchofibroskopie

Bronchoskopie je přímá endoskopická metoda umožňující pomocí optiky pohled na bronchiální strom. Při rigidní bronchoskopii vidíme až do segmentálních ústí, s výjimkou šestého segmentu oboustranně, kde vidíme subsegmentální ústí. Při bronchofibroskopii flexibilním bron-

choskopem se posouvá viděná oblast více do periferie. Bronchofibroskopem, kterým se dá provádět jen kartáčová biopsie, vidíme až do ústí bronchů pátého řádu, při čemž za bronchus prvního řádu počítáme lobární (lalokový) bronchus.

Bronchoskopii indikujeme z důvodů diagnostických, léčebných nebo obojích. Má význam i při urgentních stavech v pneumologii (bronchoskopické odsávání).

Bronchoskopii provádíme při:

- podezření na zúžení nebo obstrukci bronchu nádorem, hlenem, zánětem, funkční poruchou, endogenním kalkulem nebo aspirací tuhých, tekutých i plyných látek,
- tuberkulóze plic při podezření na lymfadenobronchiální píštěle, kdy se můžeme při negativním rentgenovém nálezů na hrudníku setkávat s pozitivitou myko tbc ve sputu,
- dušnosti nejasného původu,
- kašli, jehož příčina není dostatečně vysvětlena,
- poranění dýchacích cest nebo podezření na ně,
- před každým pneumochirurgickým výkonem,
- z důvodů diferenciálně diagnostických.

Kromě prohlédnutí bronchiálního stromu je možno při bronchoskopii provést excizi (operativní odnětí, vyříznutí) z podezřelého místa. Při makroskopicky negativním nálezů se provádí sběr, sondáž, bronchoalveolární laváž, perbronchiální aspirační diagnostická punkce útvarů v sousedství dýchacích cest a punkce plic. Získaný materiál se vyšetřuje bakteriologicky, virologicky, mykologicky, parazitologicky, cytologicky, histologicky, biochemicky, imunologicky a spektrograficky.

Léčebná bronchoskopie se provádí:

- při bronchiální obstrukci exogenními i endogenními látkami,
- při pooperačním městnání bronchiálního sekretu,
- při velké hemoptýze s následnou tamponádou bronchu,
- při plicní proteinóze, hemosideróze, mukoviscidóze,
- dále je možno provést exstirpaci (vykořenění) benigního nádoru nebo lokální paliativní léčbu endobronchiálně rostoucího nádoru buď štipáním, nebo pomocí laseru.

Při léčebné bronchoskopii se provádějí tyto léčebné výkony: extrakce, excize, exkochleace, dilatace, koagulace, leptání, tamponáda, odsávání, laváž, velká laváž (dialýza plic), přetlakové dýchání, lokální aplikace léků intrabronchiálně a perbronchiálně punkční cestou.

Urgentní bronchoskopie se uplatňuje při náhlé dechové tísní při obstrukci bronchů cizím tělesem, endogenním kalkulem, hlenovou zátkou, vdechnutí jedovatých plynů nebo zplodin kouře, při aspiraci žaludečního sekretu (v celkové anestézii), zvratků, krve oleje, benzínu, nafty, v pooperačním průběhu při městnání bronchiálního sekretu, při zjišťování zdroje krvácení a při podezření na poranění dýchacích cest.

Kontraindikace bronchoskopie a bronchofibroskopie:

- absolutní kontraindikací je kardiovaskulární insuficience jiného než plicního původu a nepříznivé anatomické poměry pro rigidní bronchoskopii,
- relativní kontraindikací je akutní faryngo-laryngo-tracheitida, aneurysma velkých tepen, osteolytické procesy obratlů krční a hrudní páteře, kachektický, imobilní nebo nespolupracující nemocný, víme-li, že výsledek vyšetření neovlivní způsob další léčby.

To platí pro všechny invazivní vyšetřovací metody.

Věk není kontraindikací bronchoskopického vyšetření. Bronchoskopie se může provádět i v narkóze.

Pleurální biopsie je punkční biopsie parietální pleury. Při použití speciálních jehel se dá spojit s evakuací pohrudničního výpotku.

Během bronchoskopie používáme různých bioptických metod k získání materiálu na cytologické a histologické vyšetření. Je to sběr, štipání, výplach, sondáž a perbronchiální aspirační punkce útvaru v sousedství dýchacích cest, nejčastěji mízních uzlin.

Při bronchoskopii je možno provádět i tzv. transbronchiální biopsii plic. K výkonu používáme nejčastěji rigidní bronchoskop, do kterého se pak zavádí bronchofibroskop. Na histologické vyšetření se odebírají 3 – 6 vzorků plicní tkáně. Výkon může být komplikován krvácením, pneumotoraxem nebo vzduchovou embolií. Kontraindikací k výkonu je stav po pneumonektomii, porucha hemokoagulace a kardiorepirační insuficience. Indikací výkonu jsou diseminované plicní procesy. Metoda do jisté míry může nahradit otevřenou plicní biopsii podle Klassena.

12.1.3 Laparoskopie

Laparoskopie je endoskopickou metodou umožňující vyšetření povrchu jater a části žaludku, střevních kliček, kolon, žlučníku, sleziny, ovarií, omenta a parietálního peritonea zrakem, po zavedení tubusu se speciální optikou do peritoneální dutiny. V současné době je indikována především při podezření na ložiskový proces, které bylo vysloveno při sonografickém, event. při vyšetření počítačovým tomografem. Může pak být v některých případech doplněna cílenou biopsií.

Cílem laparoskopie je diagnóza onemocnění orgánů, odejmutí vzorků k histologickému vyšetření nebo tzv. laparoskopická chirurgie. Poskytuje možnost nitrobřišních výkonů bez otevření břišní dutiny. Z několika otvorů lze zavést nástroje spolu se světelným zdrojem napojeným na kameru a videoobrazovku. Operace se provádí v celkovém znecitlivění, trvá kratší dobu a zkracuje dobu pobytu nemocných na lůžku. V současnosti je laparoskopie nejčastěji používána k odstranění žlučníku, kýly nebo slepého střeva.

Diagnostická laparoskopie

Nejčastější indikací pro diagnostickou laparoskopii je dnes opakující se prudká bolest břicha z nevysvětlitelných příčin, podezření na tumor v břišní dutině jakož i poranění břicha. Diagnostická laparoskopie umožňuje operatérovi učinit 4 – 5 řezů velkých asi 1 cm. Obrovskou výhodou minimální invazivní laparoskopie je malé poškození břišní dutiny, které umožňuje rychlejší zotavení pacienta než při klasické operaci (laparotomii) a riziko srůstů je rovněž nižší.

Laparoskopie je označení pro metodu, u které jsou pomocí optických nástrojů přes obrazovku zviditelněny orgány břišní dutiny. V gynekologii se tato technika používá k objasnění onemocnění orgánů uložených v pánvi a umožňuje také operační zákroky, které dříve nebyly možné.

Jak u diagnostické tak i u operační laparoskopie je nejprve do břišní dutiny zaveden oxid uhličitý pomocí jehly. To nám umožní manipulaci s nástroji v břišní dutině. Pak je v oblasti pupku proveden řez dlouhý asi 15 mm. Tímto otvorem se do břišní dutiny zavede teleskop, pomocí kterého jsme schopni danou oblast sledovat. Aby nedocházelo k úniku oxidu uhličitého ven z břišní dutiny, používáme ventil. V podbřišku pak provádíme další 5 – 10 mm dlouhé řezy pro

ostatní nástroje (např. nůžky).

Laparoskopická operace tříselné kýly

Podstatou laparoskopické plastiky tříselné krajiny je "tension free" tzn. "beznapěťová" plastika třísla pomocí sítě. Jednoznačnou výhodou je lepší pooperační průběh, rychlejší rekonvalescence a rychlejší návrat do normálního života.

Dělení tříselných kýl

Z anatomické složitosti vychází celá řada klasifikací tříselných kýl. Zde si uvedeme pouze dvě z nich:

- praktická klasifikace vycházející z uložení kýlní branky a jejího vztahu k okolním strukturám,
- Nyhusova klasifikace vycházející z kvality stěny břišní, ze stupně poškození vnitřní branky kýly nebo defektu v oblasti Hesselbachova trojúhelníku atd.

Další klasifikace jsou komplikující a znepráhledňují podstatu této problematiky.

Nejčastěji používaná laparoskopická plastika je plastika tříselné krajiny dostatečně velkou sítí s fixací k pevným strukturám. Tato je zárukou minimálního počtu komplikací a recidiv.

Pooperační průběh

Všeobecně je znám lepší pooperační průběh po laparoskopickém zákroku. V případě laparoskopické plastiky třísla beznapěťovou technikou je tento dobrý pooperační průběh ještě potencionován.

Srovnání pooperačního průběhu po laparoskopické hernioplastice a klasické hernioplastice by mohlo být ovlivněno již prostým sdělením pacientovi po laparoskopické operaci - "můžete ihned plně zatížit" a po klasické operaci - "šetřete se po dobu 4 týdnů". Rekonvalescence po laparoskopickém zákroku je rychlejší.



Obr. 12.6 Laparoskopie.

Tříselná kýla je velmi svízelným chirurgickým problémem, který po staletí nenašel jednoznačné řešení. Složitost ukazuje množství operačních technik, které jsou dnes užívány na celém světě. Plastika tříselné kýly laparoskopicky je živě diskutována. Při srovnání klasické a laparoskopické plastiky z pohledu komfortu pro pacienta je laparoskopický postup podstatně méně bolestivý s rychlejší rekonvalescencí a rychlejším návratem do pracovního procesu. Z pohledu ekonomiky jsou laparoskopické plastiky zdánlivě dražší - započítáme-li jen náhrady související s operací a pobytem v nemocnici. Celkově však z důvodů rychlejšího začlenění do pracovního

procesu jsou tyto operace levnější. Velmi významné je nižší procento recidiv po laparoskopických plastikách. Významnými faktory zde jsou zkušenost chirurga a technika operace (velikost síťky, trojbodová fixace).

12.1.4 Artroskopie

Artroskopie je moderní operační metoda, jejíž pomocí lze nejen zpřesnit diagnostiku kloubního onemocnění, ale zároveň v jedné době i odstranit příčinu obtíží. Tato metoda umožňuje zobrazení a chirurgické ošetření nitrokloubních struktur. Nejčastěji se používá při léčení kolenních a ramenních kloubů.

Artroskopie kolene

Jde o bezkonkurenčně nejčastěji indikovanou a nejvíce propracovanou artroskopickou metodu. V oblasti léčení kolenních kloubů se tato metoda nejčastěji používá:

- ke zpřesnění diagnostiky a výplachu krevních sraženin z kloubu při čerstvém poranění kloubu,
- k odstranění poškozených částí menisků, kloubní chrupavky, volných kloubních tělísek,
- k odběru biologického materiálu na histologické vyšetření,
- k plastikám zkřížených vazů.

Po uvedení nemocného do celkové anestezie či některého typu svodné anestezie provádíme fyzikální vyšetření kloubu se zaměřením na jeho hybnost a stabilitu. Následuje zavedení optického přístroje s kamerou do kloubu a prohlédnutí na připojené obrazovce. Podle zjištěného poškození kloubu pomocí speciálních nástrojů odstraňujeme příčinu obtíží. Optický přístroj i nástroje se do kloubu zavádějí ze 2 – 3 drobných, asi 6 mm dlouhých kožních řezů. Všechny artroskopické výkony se provádí pouze při hospitalizaci, nikoliv ambulantně.

	Klasický přístup	Artroskopie
Doba hospitalizace	7 – 10 dnů	2 – 5 dnů
Chůze s berlemi po operaci	4 – 6 týdnů	Není nutná
Pooperační jizvy	5 – 6 cm	2 – 3 x 0,6 cm
Pracovní neschopnost po operaci	6 – 8 týdnů	7 – 10 dnů

Tab. 12.1 Porovnání průběhu léčení po odstranění poškozeného menisku klasickým způsobem a artroskopicky.

Indikace

- poranění menisků,
- poranění vazů,
- poškození chrupavky,
- hyperprese pately,
- volné kloubní těleso,
- artrofibróza,
- synovitida,
- hypertrofie plíky,
- symptomatický diskoidní meniskus,

- intraartikulární fraktura.

Principy operačních postupů

Ošetření menisků spočívá v co nejmenší tzv. parciální meniskektomii. Totální meniskektomie je nezbytná pouze u rozsáhlých, komplexních až parakapsulárně zasahujících ruptur (roztržení tkáně zevním vlivem).

Pooperační průběh

Pooperační fixace a specializovaná rehabilitace je nutná pouze u rekonstrukcí vazů, chrupavek, meniskopexí atp. U jednoduchých artroskopií se doporučuje čtrnáctidenní odlehčení dolní končetiny.

Komplikace

K obávaným komplikacím patří především žilní trombóza a infekce. Velice zřídka může dojít k poškození neurovaskulárních svazků nesprávně lokalizovaným vstupem nebo kompartment syndromem.

Artroskopie ramene

Rameno je v současnosti druhým endoskopicky nejčastěji ošetřovaným kloubem.

Indikace

- čtyřfragmentová zlomenina hlavice humeru,
- čtyřfragmentová zlomenina hlavice humeru s dislokací,
- impresivní zlomenina artikulační plochy zahrnující více jak 40 % plochy hlavice humeru,
- „head splitting“ zlomeniny humeru,
- patologické zlomeniny proximálního humeru pro maligní kostní nádor.

Kontraindikace

- infekce místní i celková,
- poranění periferních nervů,
- ztrátové poranění rotátorové manžety,
- u tumorů délka přežití kratší jak 6 měsíců.

Endoprotéza ramenního kloubu se skládá z cementovaného dřívku humeru a někdy i z náhrady glenoideální jamky. Výsledky endoprotézy ramenního kloubu v traumatologii nejsou jednoznačné. Komplikace tvoří uvolnění endoprotézy, impingement syndrom, subluxe až luxace protézy, bolest, ektopické osifikace, špatná funkce (zejména v souvislosti s poškozením rotátorové manžety).

Pooperační průběh

Po výkonu je pacient hospitalizován 24 hodin. První týden má končetinu na šátku a rehabilituje pohyb rotací a pasivní elevací do horizontály. Aktivní pohyb nad horizontálu je povolen až po šesti týdnech.

Artroskopie hlezna

Artroskopie hlezenního kloubu využívá standardní optiku a nástroje používané u kolenního a ramenního kloubu. Pacient je v supinační poloze s trakcí za nohu.

Indikace

- přední impingement – osteofyt na přední hraně tibie a na krčku talu,
- volné kloubní těleso,
- disekující osteochondróza,
- pokročilá degenerace kloubu.

Pokročilá artróza kloubu hlezenního může být léčena artroskopickou artrodézou. Během této operace je shaverem odstraněna kloubní chrupavka a sklerotická subchondrální kost. Kost hlezenní a tibie jsou fixovány dvěma spongiózními šrouby pod kontrolou RTG zesilovače.

Artroskopie lokte

Poměrně vzácně nachází uplatnění artroskopie loketního kloubu.

Indikace

- ztrátová tříštivá zlomenina distálního konce humeru spojená s nestabilitou kloubu,
- pouřazová bolestivá artróza lokte spojená s omezením pohyblivosti,
- patologické zlomeniny loketního kloubu u tumoru.

Kontraindikace

- infekce místní i celková.

Artroskopie zápěstí

Vyžaduje tenkou 2,7 mm optiku a malé instrumentarium. Pacient je operován v supinační poloze s trakcí upevněnou na II. – V. prst. Artroskopicky je možné rekonstruovat přetržený skafolunární vaz u instability zápěstí nebo provést repozici intraartikulární zlomeniny distálního radia. Přípustná dislokace kloubní plochy distálního radia je 1 mm.

Artroskopie kyčle

Artroskopie kyčelního kloubu je nesmírně obtížná především z důvodu těsnosti kloubního pouzdra a pro hluboké uložení kloubu znesnadňující manipulaci artroskopem. Proto je vhodnější použít flexibilní artroskop. Operuje se v supinační poloze na trakčním stole umožňujícím účinnou distrakci kloubu. Artroskopie kyčle je užívána při extrakci volných těles, při synovectomii atd.

Artroplastika kyčelního kloubu:

V traumatologii se používá cervikokapitální endoprotéza (CKP), která nahrazuje hlavici a krček femuru i totální endoprotéza (TEP) kyčelního kloubu, kde nahrazujeme nejen hlavici femuru, ale i acetabulum. Konstrukce a biokompatibilita použitých materiálů a stav kostní hmoty určuje vedle operační techniky míru přežití endoprotézy. Od 5 let u standardní CKP na 20 let a více u totální endoprotézy necementovaného typu s kombinací keramika, keramika. Míra přežívání endoprotézy je pak v případě nutnosti indikačním schématem použití. Použití určitého typu endoprotézy závisí na např. na věku. Pod 60 let věku se doporučuje necementovaný typ (keramika keramika nebo keramika polyetylén), mezi 60ti – 70ti lety hybridní systém (keramika polyetylén nebo kov polyetylén), nad 70 let celocementovaný typ (kov polyetylén). Cervikokapitální endoprotézu indikujeme jen u velmi starých lidí s prognózou přežití ne delší než 5 let, nebo u ležících pacientů, kteří stráví většinu času na lůžku.

Indikace

- zlomeniny proximálního konce femuru v případě přítomnosti coxartrózy III. nebo IV. stupně,
- subkapitální zlomeniny krčku femuru s dislokací,
- mediocervikální fraktury krčku femuru typu Pauwels III, nebo Garden III a IV u lidí starších 70 let,
- paklouby krčku femuru, u mladých lidí ale až po selhání valgizační osteotomie,
- u nekrózy hlavice kosti kyčelní (většinou postluxační), spojenou s bolestí a omezením rozsahu pohybu,
- patologická zlomenina proximálního konce femuru s prognózou přežití delší jak 6 měsíců.

Kontraindikace

- infekce v oblasti zlomeniny a močová infekce,
- nemožnost mobilizace pacienta (poúrazová paraplegie dolních končetin, psychický stav pacienta),
- dětský věk (s výjimkou tumorů).

12.2 Balónková kontrapulzace

Jde o metodu, která zajišťuje mechanickou podporu při srdeční činnosti. Tato metoda je založena na principu synchronního nafukování a vyfukování balonku v sestupné aortě během srdeční akce. Léčebný efekt je zlepšení srdeční práce a zlepšení zásobení myokardu kyslíkem.

12.2.1 Historie

O objevení této metody se zasloužili E. Dwight a Spyridon Mouloupoulouos v 50. letech 20. století. Prováděli experimenty s cílem zlepšení prokrvení ischemického myokardu mechanickou podporou. V roce 1958 Harken poprvé popsal metodu k léčbě selhání levé komory pomocí kontrapulzace a diastolické augmentace. První prototyp intraaortálního balónu byl vyroben v 60. letech. V roce 1968 byl poprvé použit v klinické praxi.

12.2.2 Princip činnosti

Principem intraaortální balónkové kontrapulzace (IABP) je synchronní nafukování a vyfukování kontrapulzačního balonku, který je umístěn v sestupné aortě. Balonek je plněn interním plynem (helium nebo oxid uhličitý) z kontrapulzačního přístroje. Výhodou helia je nižší hustota a lepší difuzní koeficient. Oxid uhličitý má zvýšenou rozpustnost v krvi a tím snižuje potenciální důsledky plynové embolizace po prasknutí balonku. Přístroj se skládá z tlakového zásobníku plynu, monitorovaného EKG, záznamu tlaků, panelu ovládání, záložního zdroje a baterie. Inlace a deflace balonku je synchronizována se srdečním cyklem pacienta. Bezprostředně po uzavěru aortální chlopně je pneumatický balonek nafouknut, tak aby vyplnil během srdeční diastoly podstatnou část vnitřního lumina hrudní části descendentní aorty. Jeho rozepjetím se zvýší intraaortální krevní tlak v oblasti vzestupné aorty a aortálního oblouku a vypudí krev do tepen odstupujících od této oblasti. Tím selepší zásobení myokardu kyslíkem koronárními tepnami, kolaterálami i tepennými či venózními štěpy. Zvýšením průtoku krve dochází ke sní-

žení ischemických změn a zlepšení funkce selhávajícího myokardu. Prudkým vyfouknutím balonku na počátku srdeční systoly, během izovolumetrické kontrakce levé komory, se okamžitým uvolněním v sestupné aortě prudce sníží intraaortální krevní tlak. Levá komora se tak vyprazdňuje proti nižšímu odporu. Sníží se tak nároky na práci levé komory.

Obvykle se kotrapulzační balonek zavádí přes femorální tepnu. Balonek je také možno zavést do tepny punkcí vypreparované tepny nebo přes cévní protézu nebo žilní štěp, našité na vypreparovanou tepnu. Při těžkých sklerotických změnách pánevního řečiště nebo břišní aorty je možné pokusit se o chirurgické zavedení balonku cestou tepny brachiální, axilární nebo přímo do aorty. IABP je spouštěno z R vlny na základě pacientova EKG, k nafouknutí balonku dojde v polovině vlny T a k vyfouknutí dojde před končícím komplexem QRS.

Intraaortální kontrapulzace má svoje nezastupitelné místo v intervenční léčbě akutního srdečního selhání a patří k úspěšným metodám podpory selhávajícího oběhu. Je standardně používána při operacích srdce v katetrizačních laboratořích, v léčbě infarktu myokardu či kardiogenního šoku. Vždy je nutno zvážit možný přínos terapie v porovnání s rizikem eventuálního vzniku komplikací, být s těmito komplikacemi seznámen a včas je rozpoznat a hlavně urgentně řešit.

Indikace

- kardiogenní šok,
- komplikace akutního infarktu myokardu,
- těžká nestabilní angina pectoris nereagující na konzervativní terapii,
- syndrom nízkého minutového výdeje.

Kontraindikace

- insuficience aortální chlopně,
- aneuryzmatické změny aorty,
- traumatické změny aorty,
- sklerotické změny periferního tepenného řečiště,
- obezita.

Komplikace

Jedná se především o cévní komplikace (3 – 12 %) – ischemické, trombotické, komplikace z poškození cévní stěny a krvácení. Další relativně častou komplikací je trombocytopenie (3 – 30 %). Méně časté jsou infekční komplikace (0 – 2 %) nebo problémy technického rázu (0 – 3 %) – ruptura balonku, netěsnost vedení plynu či závada na přístroji.

12.2.3 Vlastnosti katetrizačního balonku

Materiál pro výrobu balonku musí splňovat biokompatibilitu, fyzikální a chemické vlastnosti. Je částečně propustný pro molekuly H_2O směrem do balonu a pro helium směrem ven z balonu. Průměrný průsak helia je asi 4 ml za den, průměr průsaku vody do balonu je cca 60 ml za 3 – 4 dny. To závisí na okolní teplotě, rosném bodu, změnách teploty atd. Průsak vody je nežádoucí a zhoršuje hemodynamiku podpůrného systému. Voda zchlazováním kondenzuje a je odváděna do lahvičky zvané Drain Bottle.



Obr. 12.7 Intraaortální balon Ultra IAB 7Fr.

12.2.4 Výrobci intraaortální balónkové kontrapulzace

Nejvýznamnějšími výrobci jsou americká firma ARROW a Maquet.

Společnost Arrow je globální výrobce zdravotních prostředků. Oblast zaměření je výroba jednorázových produktů určených pro použití v akutní lékařské péči a chirurgii. Arrow vyvíjí, vyrábí a distribuuje zdravotnické prostředky, které se používají zejména v kritické péči, chirurgii a kardiologii.

AutoCat 2 WAVE4 – Jedná se v současnosti o nejmodernější intraaortální balónkovou kontrapulzaci vyráběnou firmou Arrow. Využívá patentované technologie, fyziologicky načasovaný algoritmus zvaný WAVE, který okáže poskytnout podporu při širokém spektru onemocnění. K vytvoření tlaku v balonku se využívá helium. Průhledná hadička vedená z pumpy a připojená na katétr, je o průměru 8 mm. Pumpa má vlastní záložní zdroj napětí. Je vyráběna i ve verzi, ve které se snáze vejde do helikoptéry, nebo letadla, tzv. AEROCAT. Nicméně i běžný AutoCat 2 WAVE je použitelný pro transporty jak sanitou, tak helikoptérou, nebo letadlem.



Obr. 12.8 AutoCat 2 WAVE4, balónková kontrapulzace firmy ARROW.

12.3 Elektrokoagulace

Elektrokoagulace je léčebná metoda, která spočívá v koagulaci tkáně elektrickým proudem. Při tomto procesu dochází k přeměně krve z kapalného stavu do pevného. Dochází ke vzniku trombinu, který přemění rozpustnou krevní bílkovinu fibrinogen na nerozpustnou bílkovinu fibrin. Srážlivost krve je zásadním mechanismem k zástavě krvácení.

Při ohřevu do 45 °C jsou cytochemické změny ve zdravých tkáních reverzibilní, obranný mechanismus se projeví zvýšeným průtokem krve. U nádorových tkání přibližně větších než 2 cm se však obranný mechanismus hroutí při 41 °C. Při teplotách nad 45 °C dochází k ireverzibilním změnám v buněčných strukturách a tím k jejich nekróze – odumření. Při teplotách mezi 45 a 60 °C tvrdnou proteiny v buňkách a dochází tak ke koagulaci tkání. Při teplotách do 100 °C dochází k evaporaci vody z buněk a proces je označován jako vysoušení. Při zvyšování teploty nad 100 °C se pevný obsah tkání redukuje na karbon (uhlík) a proces označujeme jako karbonizaci.

12.3.1 Hemostáza

Hemostáza je zástava krvácení, která je způsobena fyziologickými procesy krevní koagulace. Ve 20. letech 20. století Bovie a Cushing vyvinuli první elektrický skalpel a bipolární elektrický koagulátor. Elektrický proud, který prochází tkání, vytváří magnetické pole a ve své dráze zarovná molekuly tkáně. Střídavý elektrický proud způsobí, že molekuly tkáně mění svou orientaci o 180°, to způsobí vnitřní tření a vznik vnitřního tepla a tím koagulaci tkáně. Hemostáza je důležitá pro provedení daného chirurgického zákroku, zamezení nadměrného množství krve v ráně, které by mohlo způsobit komplikace průběhu hojení a v extrémních případech může vznikat šok a hypertermie.

12.3.2 Monopolární elektrokoagulace

Využívá se vysokofrekvenční přístroj, který má elektrickou energii v rozsahu 250 kHz – 2 MHz. V generátoru je elektrická energie měněna na vysokofrekvenční proud. Čím vyšší je hustota proudu, tím je tepelný účinek významnější.

Od malé aktivní (monopolární) elektrody protéká proud tělem pacienta k elektrodě pod pacientem (indiferentní). Monopolární elektroda je malá, aby zahřívání nastalo v místě jejího kontaktu s tkání. Rozptylovací elektroda musí mít velkou plochu, aby zajistila minimální zahřívání tkáně a aby hustota proudu byla co nejnižší.



Obr. 12.9 Monopolární neutrální pěnová elektroda s kabelem (Alwil Medical).

V místě aplikace aktivní elektrody dojde ve tkáni v okolí místa dotyku ke zhuštění siločar. Díky koncentraci energie na malé ploše je v oblasti aktivní elektrody vyvolán požadovaný elektrochi-

rurgický efekt. V průběhu transportu energie dále tělem pacienta k přiložené velkoplošné neutrální elektrodě je koncentrace proudu dále snižována. Tím nedojde v místě přiložení neutrální elektrody k žádnému termickému efektu. Přes přívodní kabel neutrální elektrody se okruh proudu uzavře.

Pokud má proud správný časový průběh vlny, napětí, intenzitu a průchodnost energie je aplikována na tkáň přes vhodnou elektrodu, vytvoří se malý intenzivní oblouk mezi tkání a elektrodou. Malá oblast tkáňových buněk bude odpařena a tkáň se oddělí. Na okrajích oddělené tkáně se vytvoří mělká oblast dehydratované tkáně (koagulace). Větší dehydratace nastává v případě použití vyšší elektrické energie, pomalejším tahem řezu či za použití silnější hrany vstupní elektrody. Dehydratace má hemostatický efekt, při kterém se hromadí více séra než po řezu skalpelem. Uzdravování je o přibližně 2 dny pomalejší než po odpovídajícím zákroku skalpelem, rána má o trochu menší pevnost v tahu a výsledná jizva je větší.

V zásadě rozlišujeme dva druhy koagulace. Pokud vysokofrekvenční proud přechází z elektrody přímo do tkáně, která se tím zahřívá, hovoříme o **kontaktní koagulaci**. Té se používá k zastavování větších krvácení, stejně jako k denaturalizaci tkáňové hmoty. Typickým příkladem je stavění krvácení z poraněných cév aplikací proudu přímo na cévní svorku. Denaturalizace větších ploch tkáně je také označována jako ablace.

U dalšího druhu nedochází k přenosu proudu z elektrody přímo na tkáň, ale proud díky vysokému elektrickému napětí proráží vrstvu páry nebo vzduchu. Zvlášť vysoké napětí tohoto výkonového generátoru způsobí vytvoření jiskry. Tato energie vytváří povrchovou, silně karbonizovanou koagulační zónu. Pohybem aktivní elektrody mohou být velké oblasti zranění různých struktur tkání koagulovány. K přeměně energie nedochází tedy v zásadě v samotné tkáni, ale na jejím povrchu. V tom také spočívá způsob využití při stavění povrchových plošných krvácení. Jedna z hlavních aplikací je koagulace otevřené hrudní kosti v průběhu operace srdce. Tento druh koagulace je označován jako **sprayová koagulace** nebo **fulgurace**. Zvláštním případem tohoto druhu koagulace je povrchová koagulace s ionizovaným argonovým plynem.

Monopolární řezání

Vysoká hustota energie na povrchu aktivní elektrody vede k vytvoření vrstvy páry mezi elektrodou a tkání, ve které dochází k fyzikálním procesům, které následně vedou k oddělování tkáně. Monopolární řezání je také označováno jako **elektrotomie** a nelze jej srovnávat s žádným způsobem mechanického řezání. Vedle jednoduchých rovných řezů lze docílit, za pomoci zvláštních tvarů elektrod, i modelovaných řezů, které nejsou mechanickými noži dosažitelné. Pro označení řezacích provozních režimů je standardně používána žlutá barva.

12.3.3 Bipolární elektrokoagulace

Bipolární elektrokoagulátor se stal základem pro neurochirurgii. Pomocí bipolárního koagulátoru může chirurg dosáhnout hemostázy s vyšší přesností a menším poškozením tkáně. Díky zvláštním konstrukčním úpravám (izolace) bylo možné sestavit bipolární instrumenty, u kterých leží aktivní a neutrální elektrody těsně vedle sebe. Účinky energie proudu jsou v podstatě omezeny na prostor mezi dvěma hroty kleští. To umožňuje velice krátkou cestu proudu a omezenou oblast koagulace. Na rozdíl od monopolární technologie je v tomto případě v přilehlých tkáních vyprodukováno jen velmi málo tepla. Není zde zpětná elektroda, a proto není důvod se

obávat změny elektrické činnosti zasahující tkáň či způsobení spálení kůže pod zpětnou elektrodou. Pro dosažení stejného koagulačního efektu se vystačí s menším výkonem, ve srovnání s monopolárním módem až o tři řády.

Bipolární kleště

Bipolární kleště jsou jedním z nejdůležitějších mikrochirurgických nástrojů a také jsou často nesprávně používány. Umožňují koagulaci, přičemž zabraňují přenesení proudu do okolních oblastí v době, kdy proud prochází mezi hroty bipolárních kleští. Hroty elektrody by měly být od sebe optimálně vzdáleny. V případě že jsou k sobě příliš blízko, je proud zkratován. V opačném případě, pokud jsou od sebe příliš daleko, ke koagulaci nedojde. Přilepení spálené tkáň ke špičce bipolárních kleští se dá zabránit průběžným zavlažováním fyziologickým roztokem. Místo fyziologického roztoku může být použit jako zavlažovací roztok manitol, aby se zabránilo připálení k hrotu kleští, a aby se předešlo koncentraci tepla vytvářeným hroty kleští.



Obr. 12.10 Bipolární kleště.

Komplikace kvůli nesprávnému užití jsou:

- vznik sraženiny na hrotu,
- přilnavost krevních cév na hrot kleští,
- průnik aneurysmatu,
- nežádoucí oblastní poškození tkáň v důsledku uzemnění proudu přes tělo.

Základní principy pro efektivní použití bipolárních koagulátorů

Průtok proudu by neměl být zahájen, dokud není dosaženo požadovaného odvedení proudu. Pokud se jedna z čepelí, neizolovaných bipolárních kleští nechtěně dotkne tkáň, zatímco je proud zapnutý, bude se proud snažit uzemnit přes tkáň a může způsobit škody. Toto se obvykle stává, když je proud nastaven na vysokou úroveň.

Koagulace by měla být prováděna v malé nádržce s vodou. Rozhraní mezi hroty kleští a tkání by mělo být vlhké. Odsávání zavlažování je tedy účelné.

V případě zavlažování kleští by nemělo docházet k jejich zaplavení. V místě koagulace by mělo být pouze malé množství roztoku. Pokud tam bude příliš mnoho roztoku, proud by mohl téct mezi tyčkami kleští stejně jako na jejich hrotu a může odsunout proud pryč od špičky.

Při použití s cévami by měly bipolární kleště pulsovat (být otvírány minimálně a zavírány). Kleště by neměly být jednoduše sevřeny k cévě a drženy v uzavřené pozici. Měly by pulsovat přibližně dvakrát za sekundu. Proud by tedy měl být aplikován v krátkých dávkách.

Proud by měl být nastaven na co nejmenší hodnotu. To se bude lišit v závislosti na velikosti

hrotů kleští a síle tkáně, která má být koagulována. Pokud má být použito vyššího proudu, bylo by vhodné použít izolované bipolární kleště.

Kleště s hrubými či vybledlými hroty by neměly být použity.

Hroty bipolárních kleští by měly být očištěny ihned po použití. Nemělo by se čekat na vytvoření koagula. Měly by být čištěny vlhkou gázou. Hrot by se neměl čistit hrubým povrchem či ostrým nožem. Neboť je během operace možná potřeba metodické výměny mezi monopolárním a bipolárním postupem, doporučuje se pro každý případ přiložení neutrální elektrody.

12.4 Radiofrekvence

Radiofrekvence (radiofrekvenční energie, RF) je vysokofrekvenční elektromagnetická energie (frekvence v rozmezí 100 kHz – 100 MHz), která se tvoří při průchodu nabitých částic uzavřeným okruhem. Radiofrekvenci obecně řadíme mezi tzv. vysokofrekvenční terapie, které jsou pro své převládající tepelné účinky vhodné k prohřívání organismu. Vysokofrekvenčního proudu se využívá již desítky let v tradiční vysokofrekvenční elektrochirurgii k řezání a koagulaci tkání a zhruba od druhé poloviny sedmdesátých let se rozvíjí metoda zvaná hypertermie pro terapii nádorů. Poměrně krátce se můžeme setkat s neinvazivním využitím RF také v dermatologii, kde hlavními indikacemi jsou vypnutí, omlazení (rejuvenace) a zpevnění kůže, terapie akné a formování postavy.

12.4.1 Základní principy

Vodné prostředí organismu (extracelulární tekutina, intracelulární tekutina a tělesné tekutiny) obsahuje ionty, a proto se chová jako elektrolyt. Elektromagnetické proudy se v živém organismu uplatňují třemi typy účinků. Jsou to účinky elektrolytické, dráždivé a tepelné. Střídavý vysokofrekvenční proud, k němuž řadíme i RF, nemá žádné elektrolytické a dráždivé účinky (ty mizí při frekvenci nad 100 kHz). U RF proudu se tedy mohou plně uplatnit účinky tepelné. Principem RF je rychlá změna polaritý elektrod přístroje vyvolávající pohyb nabitých částic tkáně (pozitivně nabitě částice jsou přitahovány k zápornému pólu a negativně nabitě ke kladnému pólu). Při změně polaritý elektrod se záporné a kladné částice dávají do pohybu k opačnému pólu elektrody a vzniká třecí teplo. Při frekvenci RF např. 10 MHz dochází ke změně polaritý elektrod 10 milionkrát za sekundu. Množství vznikajícího tepla ve tkáni závisí na množství RF proudu, odporu ošetřované tkáně a charakteru elektrod. Zahřátím tkáně se obecně dosáhne zvýšení rychlosti biochemických reakcí, dilatace cév a tím zlepšení prokrvení a rychlosti přísunu živin a odplavení zplodin metabolismu, změkčení a odplavení jizevnatého vaziva, starých srůstů, odplavení usazených solí, případně v některých případech útlumu přecitlivělosti.

12.4.2 Typy RF

V klinické praxi se setkáváme hned s několika typy RF. Jsou to radiofrekvence monopolární, bipolární, unipolární a tripolární.

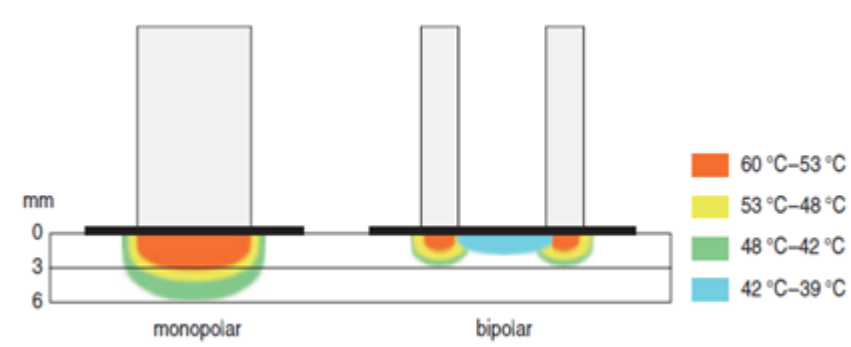
U **monopolární** RF se na ošetřovanou oblast přikládá jedna aktivní pracovní elektroda přístroje, druhá slouží pouze jako uzemnění a je umístěna ve větší vzdálenosti od první (např. pod ležícím pacientem). Monopolární RF se dosáhne hlubšího prohřátí tkáně, zejména v úrovni podkoží (hloubka průniku RF až 5 mm) (viz Obr. 12.11). Z hloubky průniku monopolární RF vyplývá

její indikační spektrum spočívající především v terapii celulitidy, tvarování těla, zpevňování a napnutí kůže různých lokalit. Nevýhodou monopolární RF je možnost jizvení a bolestivosti díky přílišné, nesouměrné atrofii podkožní tukové tkáně způsobující vznik nerovného povrchu kůže.

RF **bipolární** naproti tomu pracuje na základě proudění energie mezi dvěma identickými elektrodami pracovní hlavičky přístroje, která se přikládá na kůži ošetřované lokality. Dochází tak k přesnějšímu, ale také povrchnějšímu prohřátí kůže, s maximem v úrovni dermis (až 45 °C) (viz Obr. 12.11). Výhodou je nebolestivost a přesnost ošetření, indikacemi pak vyhlazení jemnějších vrásek, zpevnění kůže, celková rejuvenace ošetřené oblasti a terapie akné.

Unipolární RF využívá pouze jednu elektrodu, bez protipólu a uzemnění a při jejím použití dochází opět k hlubokému průniku energie až do podkoží. Indikace a nevýhody jsou shodné s radiofrekvencí monopolární.

V poslední době se setkáváme také s pojmem **tripolární** RF, což je kombinace monopolární a bipolární RF.



Obr. 12.11 Hloubka průniku monopolární a bipolární RF do tkáně.

12.4.3 Bipolární RF

Principem bipolární RF je vznik elektromagnetického pole mezi dvěma identickými elektrodami pracovní hlavičky přístroje. Dalšími částmi přístroje jsou generátor radiofrekvenční energie, chladicí systém, řídicí panel s LCD obrazovkou a procesor (viz Obr. 12.12). Některé přístroje jsou navíc doplněny o vakuovou složku hlavičky, kdy se pomocí podtlaku umístí kožní řasa přímo mezi pracovní elektrody.



Obr. 12.12 Vlevo bipolární RF. Vpravo pracovní hlavička bipolární RF.

Průběh ošetření

Vlastní ošetření bipolární RF trvá dle ošetřované lokality 20 – 60 minut, pro optimální výsledek se doporučuje série 4 – 8 sezení v týdenním až čtrnáctidenním intervalu. Technika ošetření jednotlivých lokalit se řídí vypracovanými manuály, ve kterých se doporučuje opakované bodové přikládání a pomalé tahy hlavicí přístroje v různých schématech.

Kontraindikace bipolární RF

Mezi kontraindikace ošetření bipolární RF patří gravidita, zánět, porucha integrity kůže ošetřované lokality, vážnější porucha imunity, aktivní elektrické zařízení v těle (např. pacemaker) a kovové implantáty v ošetřované oblasti.

12.5 Harmonický skalpel

Harmonický skalpel je nástroj používaný při chirurgických výkonech k souběžnému řezání a koagulaci tkání. Pro svoji činnost využívá energii vysokofrekvenčních mechanických kmitů – vibrací. Samotný nástroj je podobný elektrokauteru, ale na rozdíl od něj umožňuje řezat i tlustší tkáně. Při řezání vzniká méně dýmu a může tedy dosahovat větší přesnosti, nevýhodou je, že harmonický skalpel koaguluje tkáň jen během řezání, není možné jej tedy použít ke stavění krvácení. Další výhodou ve srovnání s elektrokauterem je menší tepelné poškození tkání přiléhajících k řezu. Energie potřebná pro řezání je přiváděna ve formě vibrací o frekvenci 20 kHz. Řez tkání probíhá spíše díky denaturaci proteinů než díky vzniku tepla.

12.5.1 Historie

Vývoj harmonického skalpelu jako chirurgického nástroje byl započat v roce 1988 v USA. K vlastnímu sestavení přístroje pak došlo v roce 1990. V roce 1991 bylo již harmonickým skalpelem provedeno prvních 200 operací. Jednalo se o laparoskopickou cholecystektomii. V dnešní době je harmonický skalpel v miniinvazivní chirurgii užíván rutinně.

12.5.2 Princip harmonického skalpelu

Harmonický skalpel pracuje na principu podélného ultrazvukového kmitání při frekvenci 55 000 kmitů za vteřinu. Tím vytváří energii o nízkých teplotách, „harmonickou s živou tkání“, která umožňuje řezání a koagulaci (zástavu krvácení tepelným srážením bílkovin) měkkých tkání, krevních cév a utěsnění lymfatických cest v jednom okamžiku. Čepel harmonického skalpelu má tvar háčku skládajícího se z několika hran a různě velkých plošek, které slouží k aplikaci ultrazvukové energie. Operátor ji přiloží ke tkáni a čeká, až je tkáň rozrušena. Při práci s harmonickým skalpelem se ve tkáních vytváří teplota 50 – 100 °C, na rozdíl od běžně užívané elektrokoagulace, kde je teplota mnohem vyšší a dosahuje 150 – 400 °C. Tepelná energie harmonického skalpelu se navíc šíří do okolí aplikace minimálně, čímž se eliminuje tepelné poškození živých tkání a odpadá reflexní dráždění nervů a svalů v okolí řezu.

12.5.3 Konstrukce

Jednou z výhod harmonického skalpelu je, že v sobě spojuje funkce hned dvou nástrojů - koagulačních nůžek a pinzety zároveň. Konec pracovního nástavce umožňuje rotaci v úhlu 360 stupňů a pohyb celého nástroje je možný ve dvou na sobě kolmých rovinách. Druhou výhodou je, že konec pracovního nástavce je vlastně zároveň pinzetou a tudíž umožňuje „operační

pole“ druhému pracovnímu nástroji, což zjednodušuje celkovou manipulaci ve velice omezeném prostoru (např. tubus operačního rektoskopu). Výhody užití harmonického skalpelu tedy jsou zkrácení celkové doby operačního výkonu, bezkrevnost operace, dobrá přehlednost v operačním poli, snadnější manipulace, úchopová schopnost pracovního nástavce harmonického skalpelu – možnost operace dvěma pinzetami.



Obr. 12.13 Harmonický skalpel.

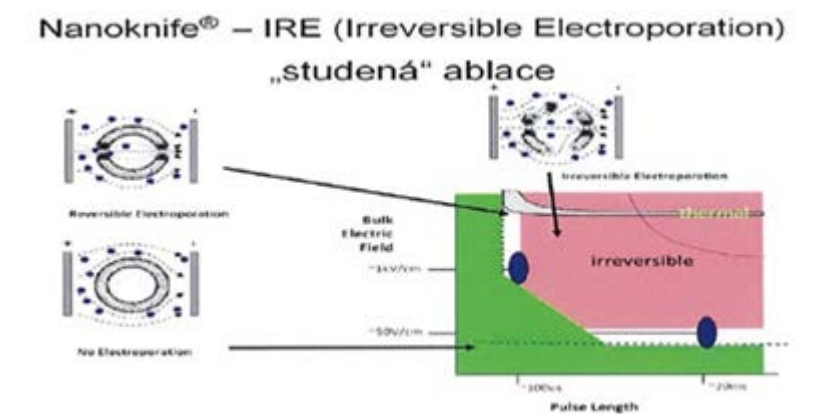
12.6 NanoKnife

NanoKnife je novou technologií v oblasti miniinvazivních tkáňových ablací. Slouží k efektivnímu odstranění cílové měkké tkáně, aniž by poškodila okolní struktury. Principem metody je užití elektrické energie o vysokém napětí (3 000 V) v krátkých pulsech (max. 100 μ s), což vede k likvidaci buněčných membrán. Takto zasažené nádorové buňky poté podléhají buněčné smrti a rozpadu. K tomu využívá technologii irreversible electroporation (IRE), která umožňuje přesnou, rychlou a účinnou ablaci.

12.6.1 Princip nanonože

Jedná se o zcela nový typ technologie s velkým potenciálem v rámci miniinvazivní terapie maligních tumorů, vhodný pro situace, kde mají konvenční metody své limity. Princip technologie NanoKnife vychází z výzkumu biologie nádoru na celulární a subcelulární úrovni, kdy při studiích zkoumajících efekt elektrického pole byl při použití pulzů s vysokým napětím u nízkých energetických proudů objeven fenomén elektroporace. Během elektroporace dochází v elektrickém poli k narušení buněčných membrán. Zvýšená permeabilita buněčných membrán pak v případě použití dostatečného počtu pulzů s potřebnou charakteristikou napětí navozuje ireverzibilní změny (viz Obr. 12.14), které vedou k apoptóze a destrukci buněk v tumorózní tkáni. Proces se označuje jako **ireverzibilní elektroporace**.

Obrázek níže (viz Obr. 12.14) zobrazuje schéma mechanismu metody nazývané ireverzibilní elektroporace. Elektrické proudy s nízkým napětím nevedou k elektroporaci. Při použití elektrických pulzů s vysokým napětím (pulzní amplituda s napětím 1000 – 3000 V) dochází při krátkém trvání pulzů nejprve ještě k reverzibilním elektroporačním změnám, ale při dostatečné délce těchto pulzů (délka pulzu 20 – 100 μ s) a při dostatečném opakování pulzů (50 – 100) dochází již k ireverzibilní elektroporaci (IRE).



Obr. 12.14 Schéma mechanismu metody tzv. ireverzibilní elektroporizace (IRE).

Jak vyplývá z výše uvedeného schématu (viz Obr. 12.14) a mechanismu IRE, nedochází při použití technologie NanoKnife ke vzniku tepla, a tím i k termickému poškození tkání. Kolagenní struktury, které jsou základem tabulárních struktur ve tkáních, bývají poškozeny právě vysokými teplotami, které používají konvenční termoablační metody. Nově patentovaná metoda IRE je tak první ablační metodou, která nepoškozuje důležité struktury v blízkosti tumorózních expanzí. Metodu je tedy možné použít při léčbě nádorů v blízkosti cévních struktur (aorta, dolní dutá žíla) a rovněž nebyl u IRE zaznamenán tzv. heat sink efekt. Jedná se o efekt způsobený většími cévami, které v případě, že procházejí tumorem či v jeho těsné blízkosti, mohou snižovat efekt konvenčních termoablačních metod. Proudící krev v cévách snižuje teplotu v bezprostředním okolí cév, takže ložiskově nemusí být dosaženo potřebné destrukční teploty a dojde k perzistenci viabilních nádorových struktur podél větších cév a následně s časovým odstupem k recidivě tumoru po předchozí termoablační léčbě. IRE nepoškozuje kolagen v důležitých tabulárních strukturách (rezervace struktur jako jsou žlučové cesty, močovod, močová trubice, posterolaterální nervově-cévní svazky u prostaty atd.).

12.6.2 Vlastní zákrok

Vlastní zákroky jsou vedeny v celkové anestezii a pod kontrolou ultrazvuku nebo CT. Předoperační CT umožňuje detailní výpočet množství a tvaru tkáně určené k léčbě a přesné umístění elektrod nanonože. IRE terapie sestává z řady 90 extrémně krátkých elektrických pulsů, každý je kratší než 100 µs. Buněčná smrt je vyvolána během několika vteřin. Vlastní IRE procedura trvá u pěticentimetrového ložiska jednu minutu oproti původním deseti a více minutám u RFA. Díky IRE technologii nanonož působí buněčnou smrt pouze v cílové tkáni. Elektrody jsou umístěny v okolí léze, ale na rozdíl od metod termální ablace nepoškozují okolní důležité struktury, jako jsou nervy, krevní cévy a jiné kolagenní tkáně. Při mikroskopickém prozkoumání místa léčby můžeme pozorovat ostré ohraničení mezi zdravou tkání a místem působení nanonože. Okamžitě po ukončení léčby je proto organismus schopný zahájit proces hojení, podobně jako při hojení hematomu.

Pokud bychom udělali během procedury dopplerovský ultrazvuk, zjistíme, že v místě zákroku nejsou porušeny cévy až do šíře jednoho milimetru. Provedeme-li kontrolní CT nebo ultrazvuk 30 dnů po terapii, nalezneme v místě výkonu téměř výhradně zhojenou tkáň.



Obr. 12.15 Způsoby zavedení elektrod nanonože.

Technologie NanoKnife může být použita pro celou řadu maligních tumorů a to i za situace kdy konvenční operační nebo termoablační metody mají své limity (viz Tab. 33). Jedná se například o léčbu karcinomu pankreatu či nádorových expanzí jater v blízkosti hilových struktur, aniž by klinicky relevantně byly ohrožené důležité struktury jako je ductus choledochus či ductus pancreaticus.

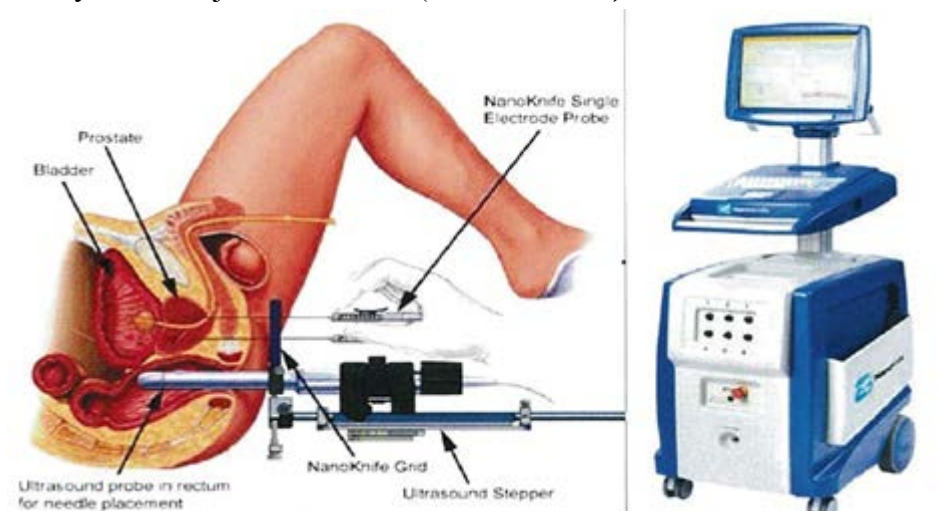
	NanoKnife - IRE	Termoablační metody	Chirurgická ablace
Riziko krvácení	Nízké jehly pouze 1 mm a IRE nepoškozuje cévní struktury	Větší možnost termického poškození cévní stěny a krvácení do nekrotického "kráteru"	Větší Preparace tkání přináší riziko krvácení v operačním poli
Riziko infekce	Nízké nejsou termické nekrózy	Větší Febrilie při reparaci nekrotických tkání	Větší Větší narušení integrity kůže a sliznic
Délka výkonu	Kratší výkon Menší tumor do 5 min	Delší výkon Menší tumor 15 – 20 min	Delší výkon Operace obvykle přes 1 hod
Riziko poškození důležitých struktur	Nízké	Větší Termické poškození	Větší Mechanické a termické riziko
Invazivita	Nízká Dimise 1 den	Větší Dimise 1 den, ale reparace nekrotiz	Větší Rekonvalescence delší

Tab. 12.2 Benefit technologie NanoKnife – ireverzibilní elektroporizace (IRE) porovnání s běžnými dosud používanými metodami pro lokální léčbu nádoru.

12.6.3 Studená ablace

Technologie NanoKnife skýtá potenciál pro alternativní lokální miniinvazivní léčbu karcinomu prostaty, kdy se začíná zkoumat tato zcela nová metoda tzv. „studené“ ablace. Na rozdíl od běžných termoablačních metod je předpoklad šetření důležitých struktur močové trubice a

posterolaterálních nervově-cévních svazků. Podle tvaru a velikosti jsou pod sonografickou kontrolou zavedeny jehly pro provedení IRE do laloků prostaty. Výkon veden miniinvazivně perkutánními vpichy. Celou NanoKnife techniku pro alternativní lokální miniinvazivní léčbu karcinomu prostaty znázorňuje obrázek níže (viz Obr. 12.16).



Obr. 12.16 NanoKnife technika pro alternativní lokální miniinvazivní léčbu karcinomu prostaty.

12.7 UZV aspirace

Ultrazvukový aspirátor (CUSA - cavitron ultrasound aspirator) je nejrozšířenějším ultrazvukovým nástrojem používaným ve všeobecné chirurgii. Je to nástroj, jehož hrot osciluje velmi vysokou frekvencí (23 – 36 kHz) a spolu na velmi jemné částice, které jsou poté odsávány. Nejčastěji s ním pracují onkologové při odstraňování primárních nádorů a metastáz z parenchymatózních tkání, jako jsou játra, plíce aj. Operatéři si cení toho, že ultrazvuk poměrně nesnadno rozrušuje tuhé a přitom elastické tkáně s vysokým obsahem kolagenu, k nimž patří např. stěny cév či průdušek, různé vazy a úpony aj. Okolní měkké tkáně jsou však rozrušovány a následně odsávány snadno, čímž se tkáň s vyšším obsahem kolagenu obnažují a chirurg si s nimi pak může snadno poradit jiným způsobem. Ultrazvukový aspirátor má i určitý termokoagulační účinek, který omezuje krvácení z malých cévek.

12.7.1 Princip UZV aspirace

Ultrazvukový chirurgický aspirátor CUSA je kombinovaný operační nástroj, jehož použití je nyní považováno za nejšetrnější metodu při operacích nádorů ve funkčně důležitých oblastech mozku. Přístroj pracuje na principu rozkmitání titanové špičky vysokou frekvencí (asi 23 kHz). Jejím přiložením k nádoru se tato tkáň bez větší manipulace rozruší. Fragmentaci tedy podléhá pouze ta tkáň, která je v přímém kontaktu se špičkou přístroje. Přístroj současně umožňuje i odsávání nádorové tkáně a proplachování operačního pole fyziologickým roztokem.

12.7.2 Historie UZV aspirace

Jedním z prvních pracovišť, které se zabývalo užitím Cavitronu – nejdříve v experimentu na zvířatech a později i v klinické praxi – byla Univerzitní nemocnice v New Yorku, a to již od

roku 1978. Cavitron byl v Evropě poprvé předveden během 7. mezinárodního neurochirurgického kongresu v Mnichově (na podzim roku 1981). Přínosem metody je tedy maximální dosud známá šetrnost odstraňování nádoru. Ani Cavitron však bohužel neřeší problém selektivního odstranění pouze nádorové tkáně při současném bezpečném zachování intaktních vláken chiasmatu (vzácné nádory mozku objevující se hlavně u dětí).



Obr. 12.17 Ultrazvukový aspirátor/disektor SONOCA 400.

12.7.3 Konstrukce ultrazvukového aspirátoru/disektoru (SONOCA)

Ultrazvukový aspirátor/disektor je kompaktní přístroj se zabudovaným systémem aspirace (odsávání) a irigace (zvlhčování). Nabízí minimálně tři pracovní frekvence: dvě pro konvenční disekci (25 kHz, 35 kHz) a jednu vyšší frekvenci (55 kHz) pro použití ultrazvukových nůžek. Nástavce přístroje využívají vysoce kvalitní keramické převodníky (PZT). Ty převádějí elektrickou energii na mechanickou s téměř stoprocentní efektivností a tak vytvářejí ultrazvukové vibrace a oscilace na hrotu sondy. Při tomto procesu nevzniká žádná tepelná energie a není tedy nutno použít chladicí systém. Nástavce mohou být proto používány kontinuálně, čímž se zároveň snižuje energetická spotřeba. Průměr hrotu nástavce je 1,4 – 3,5 mm. Nástavce k liposukci a ošetření ran používají pracovní frekvenci 25 kHz, nástroje k řezání a koagulaci tkáně, např. ultrazvukové nůžky nebo háčky mají pracovní frekvenci 55 kHz. Jednotlivé nástavce jsou zobrazeny na obrázku níže (viz Obr. 12.18).



Obr. 12.18 a) Neurochirurgické nástavce, b) chirurgické aplikátory, c) laparoskopické aplikátory.

12.7.4 Klinické použití

UZV aspirace má mnohá využití v různých klinických oborech, jako jsou neurochirurgie (např.

disekce nádoru jako jsou angiomy a meningeomy), všeobecná chirurgie jater (např. částečná resekce jater, chirurgie nádorů), miniinvazivní chirurgie, dětská chirurgie (např. chirurgie nádorů), urologie (např. odstraňování nádorů ledvin), gynekologie/onkologie (např. rakovina prsu, chirurgie nádorů), ORL (např. chirurgie nádorů), kardiochirurgie (např. dekalifikace srdečních chlopní), hrudní chirurgie (např. disekce mizních uzlin, resekce plic), plastická chirurgie, obecná chirurgie (např. ošetřování infikovaných oblastí a chronických ulcerací).

12.8 VeinViewer

Americká firma Luminetx (dnes Christie) se sídlem v Memfisu, Tennessee v roce 2004 patentovala nový zobrazovací systém VeinViewer. Tento systém byl vyvinut k lokalizaci podkožních cév za pomoci vlnové délky blízké infračervenému záření, které detekuje hemoglobin. Získaný obraz je následně promítnut na povrch kůže, aniž by pacient byl vystaven teplu či radiaci nebo byl v přímém kontaktu s přístrojem. Jedná se tedy o absolutně bezpečný úkon, který lze využít už i u novorozenců a lidí s citlivou či jinak postiženou pokožkou. VeinViewer nalezne uplatnění v ordinaci každého lékaře, výrazně zlepší péči, zvýší komfort a bezpečnost u pacientů, zejména u dětí a onkologicky nemocných, neboť obzvláště u nich jsou žíly obtížně identifikovatelné. VeinViewer umožňuje vizualizaci cévního řečiště do hloubky 0,8 cm bez ohledu na věk pacienta, jeho hmotnost či barvu pleti.

Při odběru krve, injekčním podání léku nebo zavádění periferní žilní kanyly se použitím VeinVieweru vyloučí zbytečné opakované vpichy a výkon je tak méně stresující pro dětského pacienta a jeho rodiče, dospělého pacienta i lékaře. Vyloučí se negativní jevy opakované kanylace jako je např. vznik hematomu a bolest s ním spojená, zamezí se zpoždění léčebného postupu nebo zbytečnému zavádění centrálního žilního katétru, s kterým je spojena možnost vzniku katérové infekce.

12.8.1 Princip

Přístroj obsahuje zdroj infračerveného světla, jež je tvořen trojicí soustředných kružnic LED diod, jež emitují světlo o vlnové délce 760 nm. Tkáň okolo cévy toto záření odráží, zatímco deoxyhemoglobin, který je obsažen v krvi ho absorbuje. Tento rozdíl kontrastu nám pak dává obraz cévy. Digitální videokamera pak snímá infračervené světlo odražené od pacienta s rychlostí snímání 30 snímků za sekundu. Mikroprocesor vyhodnocuje snímky z kamery, vylepšuje kontrast a vysílá data projektoru. Digitální projektor používá technologie DLP (Digital Light Processing, Texas Instruments) a v reálném čase zobrazuje pacientovi na povrch kůže snímanou vaskulaturu. V režimu Universal se zobrazuje zelená plocha tkáně a bez barvy kresba cév, v režimu Inverse je tomu naopak.

12.8.2 Typy přístroje

Doposud byly vytvořeny dva typy. První nesl název VeinViewer, novější VeinViewer Vision (viz Obr. 12.19). Novější model nejenže má díky své nižší hmotnosti a velikosti lepší ergonomiku, snadněji manipulovatelnou snímací hlavici, ale hlavně přichází s možností nastavení inverzního zobrazení a s možností nastavit velikost snímaného povrchu.



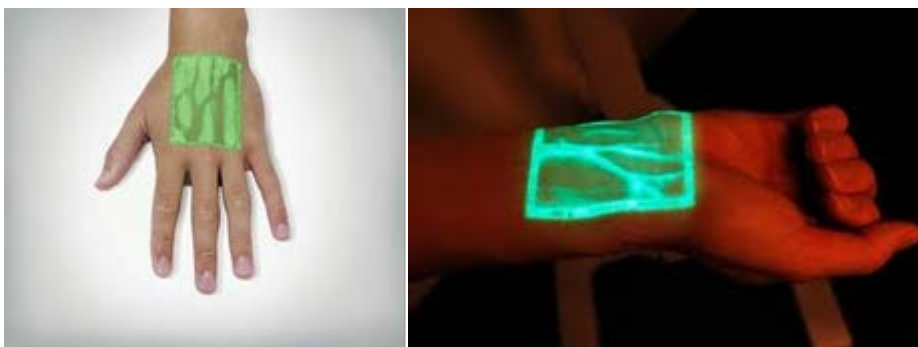
Obr. 12.19 Vlevo VeinViewer, vpravo VeinViewer Vision.

12.8.3 Možnosti nastavení

Veškerá nastavení se provádějí na obslužném panelu, jež se nachází společně s kamerou a vysílačem infračerveného záření na hlavici přístroje.

Na tomto panelu se dá nastavit zaostření a zvolit jeden z těchto tří režimů:

- Universal – vhodný pro všechny typy pacientů (viz Obr. 12.20),
- Fine Detail – vhodný pro zobrazování velmi malých cév, nejčastěji v pediatrii,
- Inverse – invertuje barvy (céva je zelená, okolí je spíše bez barvy, viz Obr. 12.20).



Obr. 12.20 VeinViewer Universal mode (vlevo) a Inverse mode.

Použití systému

- Jakýkoliv pacient bez ohledu na věk, pohlaví či barvu pleti,
- neinvazivní aplikace,
- žádné riziko infekce,
- ruce lékaře či sestry jsou zcela volné.

Přínos systému

- Zkrácení doby zavedení periferního žilního vstupu,
- snížení nutnosti zavedení centrálního žilního vstupu,
- snížení rizika infekce,
- úspora času,
- snížení rizika poranění jehlou a s tím spojené infekce,
- snížení počtu neúspěšných pokusů o zavedení žilního vstupu,
- vyšší komfort pro pacienta.

Shrnutí

Endoskop, orální endoskop, kolonoskop, ERCP, gastroskop, bronchoskop, bronchofibroskop, laparoskopie, artroskopie,

balónková kontrapulzace, elektrokoagulace, hemostáza, monopolární a bipolární elektrokoagulace, kontaktní koagulace, sprayová koagulace,

radiofrekvence, monopolární a bipolární RF, harmonický skalpel, NanoKnife, ireverzibilní elektroporatizace, ultrazvukový aspirátor, VeinViewer.

Kontrolní otázky

4. Co je to endoskop, z čeho se skládá a k čemu jej lze využít?
5. Jaké jsou základní typy endoskopů?
6. Jaké jsou výhody ERCP?
7. K jakým výkonům lze použít gastroskop?
8. K jakým výkonům se používá kolonoskop?
9. Vyjmenujte výhody laparoskopie.
10. K jakým výkonům se používá artroskop?
11. Stručně popište princip balónkové kontrapulzace.
12. Co je hemostáza a k čemu se v její souvislosti s výhodou využívá elektrokoagulace?
13. Jaký je rozdíl mezi monopolární a bipolární elektrokoagulací?
14. Co je a k čemu se využívá radiofrekvence? Jaký je rozdíl v hloubce průniku mezi monopolární a bipolární RF?
15. Popište princip harmonického skalpelu. Jaký je rozdíl mezi použitím harmonického skalpelu a elektrokoagulací?
16. Jaký je princip nanonože? Jaké jsou jeho výhody oproti termoablaci a chirurgické ablaci?
17. Co umožňuje ultrazvukový aspirátor? Jaké je klinické využití UZV aspirace?

Literatura

[AND08], [BRO95], [HAY01], [HEL97], [CHM01], [KOL20], [MAN05], [PEN04], [PEN08], [ROZ06], [ROZ20], [ROZ21], [SHE20], [SON20], [TAN08], [VEJ01], [WWW11], [WWW12], [WWW13], [WWW14], [WWW15], [WWW16], [WWW17], [WWW18], [WWW19], [WWW20], [WWW21]

13 Mimotělní oběh. Infuzní technika. Hemodialýza.

Čas ke studiu: 4 hodiny

Cíl studia:

- pochopit principy a techniku mimotělních oběhů
- vysvětlit podstatu hemodialýzy a popsat její přístrojové vybavení

13.1 Mimotělní oběh

Téměř všechny orgány lze během operace dočasně odpojit od přítoku krve. Výjimku tvoří srdce, které zásobuje celé tělo krví, a proto je jeho odpojení nemyslitelné.

Mimotělní oběh je komplexní metoda, která přímým spojením krevního oběhu nemocného s externím technickým zařízením umožňuje po určitou dobu zcela nahradit činnost srdce (cirkulace) a plic (okysličování) v základních funkcích (krevní oběh, výměna krevních plynů, udržování acidobazické rovnováhy vnitřního prostředí, regulace teploty). Dále slouží pro zajištění perfuze orgánů a tkání.

Tato metoda se využívá hlavně při kardiochirurgických zákrocích na srdci a hrudní aortě, lze ji však aplikovat i v jiných situacích, například k dlouhodobé podpoře oběhu, mimotělní výměně plynů při selhání plic, resuscitaci hluboce podchlazených nemocných a mnoha dalších.

13.1.1 Historie

Už v roce 1812 předpověděl francouzský lékař Julien-Jean LeGallois vznik přístroje, který umožní nahradit srdce pumpou zajišťující průtok krve všemi orgány. Avšak na toto zařízení bylo nutné počkat více než jedno století na rozvoj celé rady dalších vědních oborů – moderní anesteziologie, diagnostických a chirurgických metod – a dále na nové vědecké objevy v oboru farmakologie (heparin), ale i organické chemie (plastické materiály) apod.

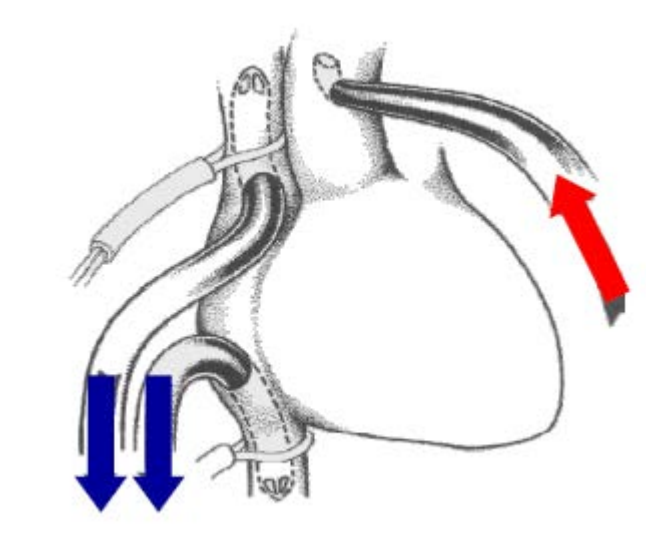
- 1855 patentována válečková pumpa v USA,
- 1925 klávesnicová pumpa,
- prudký rozvoj po II. světové válce,
- 1953 Gibbon – úspěšné použití MO při uzávěru defektu septa síní,
- 1954 – 1955 zkřížená cirkulace,
- 1955 zavedení do klinické praxe v USA,
- 1968 centrifugální pumpa,
- 70. léta 20. st. – oxygenátor z dutých vláken,
- vývoj oxygenátoru (bublinové, diskové, membránové).

13.1.2 Princip

Funkcí mimotělního oběhu je zabezpečit po dobu srdeční zástavy perfuzi organismu okysličenou krví a současně odvést z tkání produkty tkáňového metabolismu.

Žilní krev operovaného je odváděna pomocí pump, přes žilní kanylu z pravé síně, nebo dvěma kanylami zavedenými do horní a dolní duté žíly do oxygenátoru s rezervoárem. Zde se krev okyslíčí a je vháněna pumpou do tepenného řečiště kanylou zavedenou do ascendentní aorty. Používá se zde princip hemodiluze, která spočívá v tom, že celý systém mimotělního oběhu je

naplněn krystaloidy v tlakovém objemu, aby po jejich smíšení s krví nemocného klesl hematokrit. Zředěná krev proniká do kapilární sítě organismu s menším odporem a tím se zlepšit tkáňová perfuze.



Obr. 13.1 Princip zavedení kanyl pro mimotělní oběh.

Podmínkou zabezpečení dostatečné perfuze (průtok tekutiny určitou tkání) orgánů pacienta během mimotělního oběhu je udržení odpovídajícího minutového průtoku a perfuzního tlaku. Velikost minutového výdeje se liší u jednotlivých osob a závisí na mnoha faktorech, jako je tělesný povrch nemocného, jeho věk, a teplota organismu. Při nedostatečném průtoku krve může dojít k hypoxii (snížený obsah kyslíku) a naopak při vysokém průtoku dochází k mechanickému poškození krevních částic vlivem stoupající kinetické energie.

V průběhu operace lze také ovlivňovat teplotu organismu operovaného ochlazováním nebo ohříváním krve ve výměníku tepla (součástí oxygenátoru). Krev, která jím protéká, mění svou teplotu v závislosti na teplotě vody, která cirkuluje ve výměníku. Voda je ochlazována ve velmi výkonné tepelné jednotce. Současně je také ochlazován nebo ohříván povrch pacientova těla pomocí vodního lůžka, umístěného pod operovanou osobou.

Hypotermie zpomaluje buněčný metabolismus a tím snižuje nároky tkání na perfuzi okysličenou krví. MO rozlišujeme také různé stupně hypotermie:

- mírná hypotermie (35 – 32 °C),
- střední hypotermie (31 – 26 °C),
- hluboká hypotermie (25 – 20 °C),
- velice hluboká hypotermie (19 – 14 °C).

Hluboké podchlazení se používá u operací vyžadujících úplnou zástavu oběhu (operace na hrudní aortě, některé operace v dětské kardiologii apod.). Během zástavy je hluboká hypotermie základním obranným mechanismem, jež zabraňuje poškození mozku.

Před kanylací musí být nemocný heparinizován, aby nedošlo ke srážení krve vlivem styku s umělými povrchy systému mimotělního oběhu.

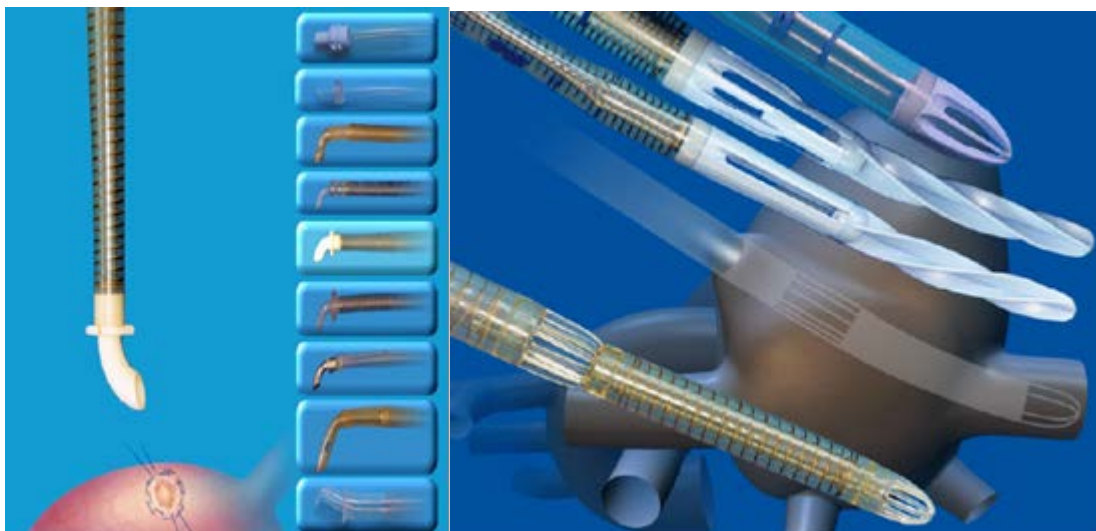
13.1.3 Systém pro mimotělní oběh

Tepenná linka mimotělního oběhu

Okysličená krev se z přístroje pro mimotělní oběh vrací zpět do arteriálního systému pacienta arteriální kanylou (viz Obr. 13.2 vlevo). Nejčastějším místem zavedení arteriální kanyly je distální část ascendentní aorty před odstupem truncus brachiocephalicus (tepna hlavopážního kmene).

Žilní část mimotělního oběhu

Krev je z pacienta do přístroje pro mimotělní oběh přiváděna působením gravitace (žilní rezervoár umístěn níž než operační stůl). Někdy se využívá i sací mechanismus. Přítok žilní krve umožňují kanyly zavedené do magistralního žilního řečiště (viz Obr. 13.2 vpravo). Nejvýhodnějším místem pro kanylaci je vtoková část horní a dolní duté žíly do pravé síně. Používají se dvě kanyly, zavedené odděleně do obou dutých žil, nebo jedna společná kanyla zavedená do pravé síně srdeční.



Obr. 13.2 Arteriální (vlevo) a žilní kanyla.

Kanyly a linky

Tyto součásti pro systém MO mohou být žilní nebo arteriální. Důraz je kladen na materiál. Ten nesmí nijak poškodit krevní elementy, musí být hladký, nesmáčivý, netoxický. Hadice by měly být průhledné, elastické, ohebné minimálně zalomitelné a otíratelné, nejlépe PVC nebo silikon v medicíně kvalitě. Šíře hadic by měla zajišťovat co nejmenší objem základní náplně MO, ale přitom by měla být dostatečná, aby set kladl toku krve co nejmenší odpor. Samozřejmostí je dokonalá těsnost spojek kvůli prevenci úniku krve a zároveň nasávání vzduchu.

Rezervoár žilní krve

Je to zařízení, které je součástí žilní části systému mimotělního oběhu. Nachází se před krevním čerpadlem a oxygenátorem. Slouží ke shromažďování krve přitékající z pacienta a k vyrovnávání výkyvů mezi žilním přítokem a aktuálními potřebami přísunu krve k čerpadlu. Uvnitř rezervoáru dochází k odstraňování mikrobublin vzduchu, který může proniknout do žilní části systému a lze do něj aplikovat léky.

Součástí tohoto systému musí být také kardiotorický rezervoár pro sběr krve odsáté z operačního pole a ze srdečních dutin. Jeho součástí je i filtr a odpěňovací zařízení, jelikož krev odsátá z operačního pole zahrnuje částičky tkání, kostní dřeň, mikrobubliny vzduchu a další nečistoty a před návratem do systému mimotělního oběhu musí být filtrována.

Krevní čerpadla - pumpy

Čerpadlo je základním prvkem zařízení pro mimotělní oběh. Přecherává desaturovanou krev z žilní části systému mimotělního oběhu do oxygenátoru a arteriální části. Nutný je dostatečný výkon, spolehlivý provoz a šetrnost vůči krevním elementům.

Válečková pumpa

Je nejstarší a nejrozšířenější. Funguje na principu posouvání krve v elastické trubici rotujícími protilehlými válečky, které průsvit hadice stlačují. Provoz je sice spolehlivý, avšak zde dochází k traumatizaci krevních elementů. Před zapojením je nutno nastavit přitlačnou sílu válečků na hadici (okluze). Nadměrná okluze vede k velké hemolýze krve.

Odstředivá (centrifugální) pumpa

Principem je postupné zrychlování krve, přitékající na povrch rotujícího hladkého kužele. V okamžiku největší kinetické energie na obvodu kužele je krev vháněna odstředivou silou do obvodové hadice. Spolehlivý provoz, šetrný vůči krevním elementům.

Oxygenátor

Oxygenátor slouží k regulované výměně plynů mezi krví pacienta a přiváděnou směsicí plynů, a nahrazuje tak funkci plic. Dnes jsou nejpožívanější membránové oxygenátory. Krev a směs plynů jsou vzájemně odděleny polopropustnou membránou z mikroporézního polypropylenu, zformovaného do kapilár, jež tvoří prostorovou síť, která je obtékána krví. Uvnitř kapilár proudí směs plynů. Součástí oxygenátoru je i výměník tepla, který tvoří systém tenkých spirál nebo trubiček, jimiž protéká voda o nastavené teplotě. Výměník reguluje teplotu žilní krve, tu buď ohřívá, nebo ochlazuje. Dále existuje také bublinkový oxygenátor, který zprostředkovává přímý kontakt kyslíku s krví probubláváním. Dnes se však již nepoužívá, protože způsobuje traumatizaci krevních elementů, mikroembolizaci a vyvolává vnější zánětlivé odpovědi.

Další rozdělení oxygenátoru je na pravý membránový oxygenátor a oxygenátor z dutých vláken. V prvním případě se jedná o neporézní silikonovou membránu, ve druhém případě jde o kapiláry z mikroporézního polypropylenu.

Výměník tepla

Je to součást oxygenátoru, která je zařazena před okysličovací jednotkou. Toto zařízení chladí procházející krev k dosažení celkové hypotermie a ohřívá krev před ukončením operace. Principem je výměna tepla mezi krví a vodou cirkulující systémem spirál nebo trubic z tepelně vodivého materiálu (hliník).

Přídavná zařízení

Filtry – bezpečnostní prvek k odstranění částic a plynů.

Kardiotorický rezervoár – slouží k odsávání krve z operačního stolu.

Dekomprese srdce – odsávání krve a odvdzdušnění srdečních oddílů během operace.

Hemokoncentrátor – separace vody a nízkomolekulárních látek v plazmě od buněčných a bílkovinných složek krve pomocí semipermeabilní membrány.

Aplikátor kardioplegie – chrání srdce před ischemickým poškozením během srdeční zástavy.

Náplň systému (priming)

V minulosti byl systém plněn pouze plnou krví, což s sebou přinášelo řadu nevýhod. Nyní je plněn pouze náhradními roztoky a operace probíhá v celkové hemodiluci tak, aby hematokrit pacienta neklesl pod úroveň 0,2. Jestliže pod tuto hodnotu poklesne, přidá se do systému mimotělního oběhu krev. Základem náplně je krystaloidní roztok, ke kterému se může přidat některý koloidní roztok.

13.1.4 Průběh mimotělního oběhu

Zahájení mimotělního oběhu

Nejprve se zajistí uvolnění tepenné linky a průtok žilní linkou. Postupně se zvyšují otáčky pumpy až k dosažení daných hodnot. Následuje otevření průtoku plynů do oxygenátoru a reguluje se teplota pacienta.

Vedení mimotělního oběhu

Při mimotělním oběhu je nutné sledovat průtok krve systémem, neustále kontrolovat a udržovat systémový tlak. Dále je také nezbytné sledovat stav pacienta, hemokoncentraci, kardioplegii a kontrolovat úroveň heparinizace.

Ukončení mimotělního oběhu

Je nutné provést ohřev pacienta. Postupně se snižuje návrat krve z pacienta až do uzavření žilní linky. Poté se snižuje počet otáček pumpy a postupně se navrácí krev z MO do pacienta.

13.1.5 Negativní účinky mimotělního oběhu

Celý systém mimotělního oběhu postrádá nesmáčivou endotelovou výstelku, která v biologickém systému odděluje krev od cévní stěny. V okamžiku kontaktu krve s tímto syntetickým povrchem nastává aktivace proteinových i buněčných složek krve. Subklinická forma těchto změn je známa jako tzv. systémová zánětlivá reakce (SIRS). Klinická manifestace této reakce se u malého procenta operovaných může projevit ve formě izolovaných poruch plicních funkcí, ledvinových funkcí, poruch krevní srážlivosti a poruch CNS nebo jako syndrom multiorgánové dysfunkce při současném poškození více životně důležitých orgánů. Jeho výskyt však není častý.

13.1.6 Umělá ledvina

Ledviny jsou párový orgán uloženy po obou stranách bederní páteře. Důležitým způsobem se podílejí na čištění organismu, a také udržují stálý osmotický tlak a homeostázu vnitřního prostředí. Další jejich funkcí je odstraňování zplodin látkového metabolismu a produkce některých hormonů a enzymů (renin). Řídí vodní a elektrolytové hospodářství a v neposlední řadě se podílí na acidobazické rovnováze. Když obě ledviny selžou, tělo zadržuje tekutiny, roste krevní tlak. Nebezpečné zplodiny látkové výměny se hromadí v těle, tělo produkuje nedostatečné množství červených krvinek. Proto je nutné podstoupit léčbu, která nahradí práci selhaných ledvin. Jednou z možností je právě hemodialýza.



Obr. 13.3 Přístroj pro mimotělní oběh připravený k připojení hadicového setu z operačního pole. 1. Arteriální filtr, 2. oxygenátor, 3. výměník tepla oxygenátoru, 4. průtokoměr plynů se směšovačem, 5. jednotlivé moduly čerpadel, 6. venózní rezervoár, 7. kardioto-mický rezervoár, 8. monitor ke sledování PO_2 , saturace O_2 , hematokritu a teploty, 9. řídicí jednotka přístroje pro mimotělní oběh.

13.1.7 Historie hemodialýzy

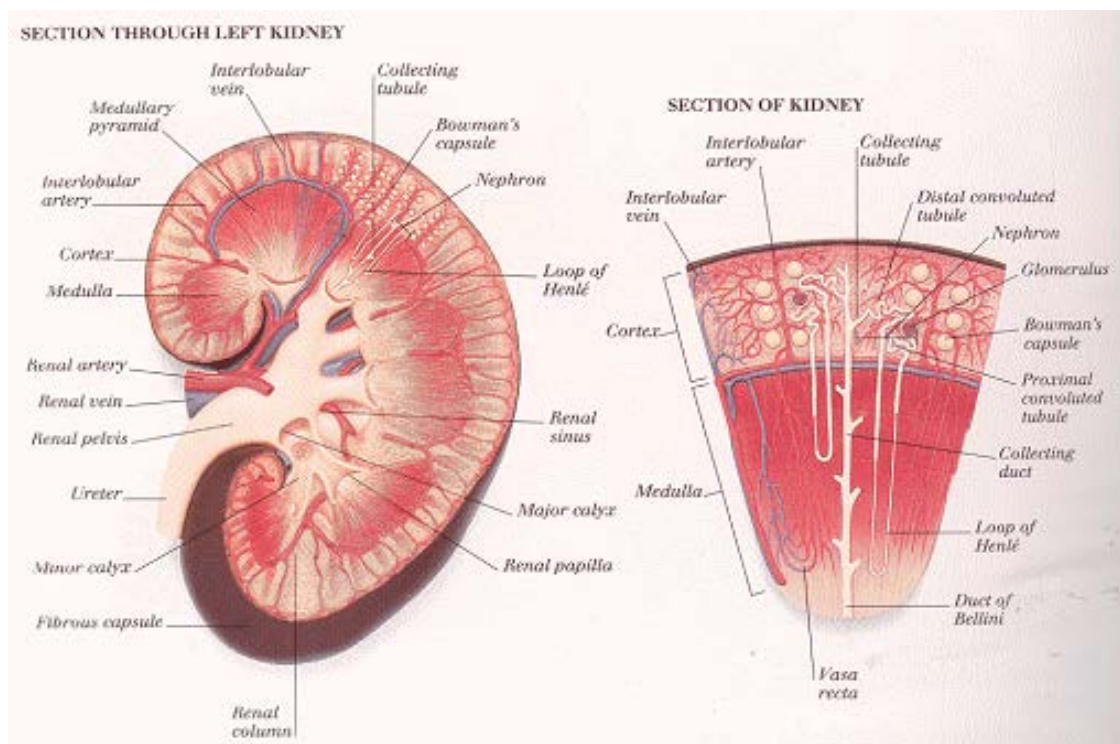
1854 – T. GRAHAM – experimenty s hovězím močovým měchýřem jako permeabilní membránou, zavedl pojem DIALÝZA.

1912 – J. J. ABEL, L. G. ROWNTREE, B. B. TURNER – experimentální dialyzátor jako soustava koloidoceluloidových kapilár, „hemodialyzační roztok = fyziologický roztok“, antikoagulant = hirudin.

1928 – G. HAAS – antikoagulant = heparin.

11. 9. 1945 – W. J. KOLF – úspěšná dialyzační léčba u 68leté pacientky.

1955 – 1960 – První dialyzační centra.

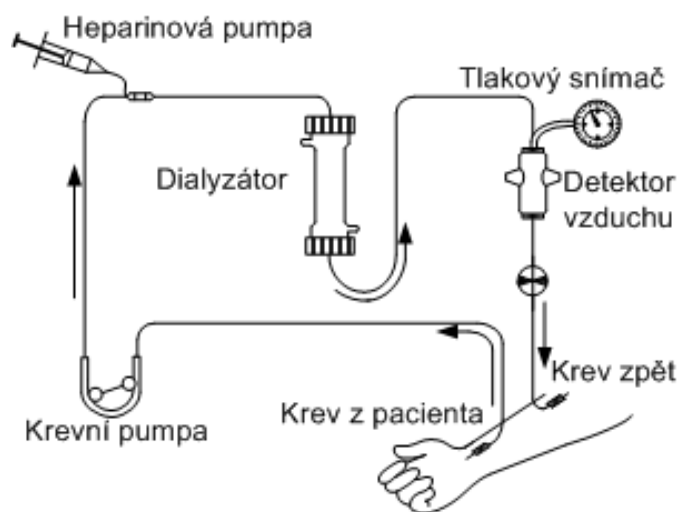


Obr. 13.4 Stavba ledviny.

13.1.8 Hemodialýza

Dialyzační léčba je detoxikační léčbou při selhání ledvin. Očišťuje krev od nahromaděných odpadních produktů (především bílkovin) nebo alespoň snižuje jejich hodnoty tak, aby nevznikly výraznější chorobné příznaky např. uremická toxicita.

Při hemodialýze se používá dialyzátor, což je speciální filtr čistící krev. Dialyzátor je připevněný k přístroji. Krev proudí pomocí hadiček (krevních setů) do dialyzátoru. Ten filtruje odpadní látky, hlavně močovinu, kreatinin, fosfor a nadbytečné tekutiny. Vyčištěná krev proudí návratovým setem zpět do těla.



Obr. 13.5 Proudění krve při hemodialýze.

Fyzikálně chemické základy hemodialýzy

Rozhodující význam při očišťování krve od nečistot má membrána. Ta odděluje krev od vnějšího prostředí, aby nedošlo k jejímu znečištění, zároveň však umožňuje kontakt s vnějším prostředím tj. dialyzačním roztokem, a tím přechod nežádoucích látek ven. Na membránách používaných v dialyzační léčbě se odehrávají tři základní procesy.

Difúze

Molekuly rozpuštěné látky putují do míst s nižší koncentrací, dokud není koncentrace v celém roztoku stejná (Brownův molekulární pohyb). Difúze závisí na teplotě a na koeficientu difúze dané látky, který závisí především na velikosti molekuly látky.

Dialýza je v podstatě difúze přes membrány, kde membrána je propustná pro rozpustnou látku i pro rozpouštědlo.

Pro léčebné dialýzy se používají polopropustné (semipermeabilní) membrány, které propustí vodu a látky s malými molekulami a pro vysokomolekulární látky a formované elementy (např. krvinky) propustné nejsou.

Rychlost difúze závisí na:

- rozpouštěné látky - rozdíl koncentrací na obou stranách membrány (tzv. koncentrační gradient), čím je vyšší, tím vyšší je difúze. Dále na molekulové hmotnosti a velikosti molekuly - čím větší je molekulová hmotnost, tím pomalejší je pohyb molekuly v roztoku.
- vlastnosti membrány - čím je membrána hrubší, čím jsou póry menší a je jich méně, tím je přechod látek membránou nižší, zvyšuje se plocha membrány.

Ultrafiltrace

Ultrafiltrace je kontinuální přechod tekutiny přes membránu, který závisí na tlacích na obou stranách membrány. Tlakový gradient se dá dosáhnout přetlakem na jedné nebo podtlakem na druhé straně nebo kombinací obou možností. Ultrafiltrace je tedy zesílená filtrace (přechod rozpouštědla přes membránu).

Osmóza

Osmóza je fyzikální jev, při kterém rozpuštěné látky k sobě nasávají rozpouštědlo oddělené semipermeabilní membránou na stranu vyšší koncentrace.

Membrány

Při eliminačních léčebných metodách se používají umělé membrány, které lze rozdělit podle různých kritérií (materiál, tvar, stavba stěny).

Celulózová membrána

Základem je glukózový monomer, který se vyskytuje v přírodě. Základní surovinou je bavlna. Používají se dva typy celulózy:

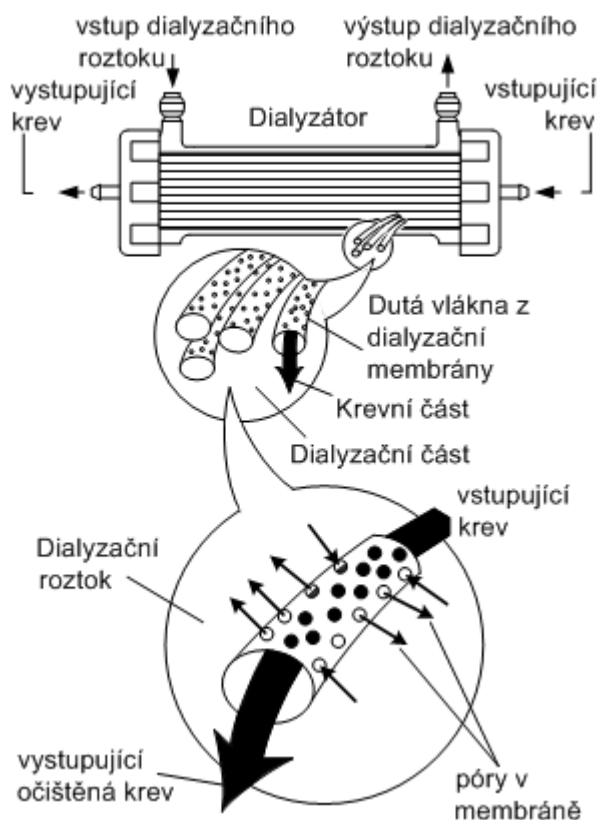
- cupramidová celulóza,
- substituovaná celulóza.

Syntetická membrána

Základem je uměle vyrobený necelulózový polymer nenacházející se volně v přírodě (polyakrylonitril, polymethylmetakrylát).

Většina membrán je stavěná asymetricky, šířka stěny je cca 4 – 5 μm , vlastní účinná vrstva je

jen 2 μm . Proto dosahují vysokých ultrafiltračních výkonů. Liší se některými vlastnostmi ve vztahu k biokompatibilitě.



Obr. 13.6 Dialyzátor – činnost kapiláry.

Dialyzátory

Dialyzátory jsou účinné léčebné prvky, které se skládají z membrány, obalu, z mezivrstev mezi plátny a cívkami a ze zalévací hmoty.

Cívkové dialyzátory

Byly vyrobeny ze Alwalovy a Watschinger-Kolffovy cívky ("twin-coil"). V současné době se používají jen zřídka. Jejich nedostatkem je vysoký plnicí objem, způsobený velkou roztažitelností, dále vysoký zbytkový objem krve a pro značný vnitřní odpor i velké množství ultrafiltrátu.

Deskové dialyzátory

Vyvinuly se z tzv. Kiil-dialyzátoru. Denzidestičky z plastické hmoty mají pyramidové nebo jiné vyvýšeniny, které zaručují skoro kapilárový průtok krve. Jejich roztažitelnost je malá, proto mají i malý zbytkový objem. Mají nízký vnitřní odpor. Obal bývá průsvitný, tak aby se daly kontrolovat krevní sraženiny, vzduchové bubliny apod. Díky konstantnímu objemu a pevnosti pouzdra je možné dobře regulovat ultrafiltrát. Nejrozšířenějším deskovým dialyzátorem je u nás typ LUNDIA firmy GAMBRO nebo tuzemský dialyzátor CHIRAPLAT.

Kapilárové dialyzátory

V průsvitném obalu je 10 000 až 15 000 kapilár. Pro vysokou technickou pevnost jsou bez podpůrného tkaniva. Konce jsou zalaty do polyuretanu. Mají nízký vnitřní odpor, nízký plnicí i

zbytkový objem krve. Z těchto důvodů ale i pro vyšší automatizaci při jejich výrobě a pro možnost opětovného použití (re-use), jsou v současnosti nejpoužívanějším typem dialyzátorů.

Charakteristika dialyzátorů

Vnitřní uspořádání dialyzátorů má umožnit co největší účinnost při zachování bezpečnosti pacienta. U dialyzátorů se posuzuje především typ dialyzátoru, plocha a účinnost – posuzuje se podle schopnosti odstraňovat rozpustné látky a charakterizuje se jako clearance C látky. Představuje hypotetický objem krve, který je očištěn od dané látky za minutu.

$$C = \frac{V \cdot U}{P} \quad (13.1)$$

kde:

C [...]clearance,

V [...]objem moči,

U [...]koncentrace látky v moči,

P [...]koncentrace látky v plazmě.

Velikost C závisí na:

- průtoku krve (čím vyšší, tím se C zvyšuje),
- průtoku dialyzátu (čím je vyšší, tím je vyšší i C), používá se průtok 0,5 l/min,
- rozdíl koncentrace látky při vstupu a výstupu.

Dále se u dialyzátoru posuzuje ultrafiltrace, plicní a zbytkový objem, způsob sterilizace, množství ruptur a vnitřní odpor dialyzátoru.

Plicní objem je objem krve potřebný k naplnění krevního kompartmentu dialyzátoru. Zbytkový (reziduální) objem je objem krve, která zůstane v dialyzátoru po ukončení dialýzy.

Dialyzační přístroj

Hlavní částí dialyzační léčby je dialyzátor. Membrána uvnitř ho rozděluje na část krevní a na část roztoků, podle toho se tedy rozděluje též na část monitorující krevní oblast a oblast roztoků.

Krevní část dialyzačního přístroje

Krev vstupuje do dialyzačního setu přes cévní systém nebo přes centrálně uložený katétr. V této části se též podává heparin. Pro zabezpečení krevního průtoku je potřebná krevní pumpa, která dělí na podtlakovou stranu (možnost podávat infuze) a na přetlakovou stranu (za pumpou), kde je větší možnost ruptury membrány či hadic nebo jejich odpojení od náustků. Proto je zapotřebí monitorovacích prvků. Před pumpou bývá v systému arteriální komůrka nebo snímač arteriálního tlaku. Krev se pumpuje do krevního prostoru dialyzátoru. Celá část systému před dialyzátorem se nazývá **arteriální**, za dialyzátorem **venózní**. Ve venózní části je komůrka na detekci vzduchu s přípojkou na podávání léků, snímač venózního tlaku a venózní škrtidlo (klapka), která po vyvolání alarmu zacvakne venózní hadici a vyvolá současně zastavení pumpy.

Krevní pumpa má zabezpečit průtok do 400 ml/min, tlak nejméně 100 kPa (750 mmHg) na tlakové straně a podtlak -25 kPa (-187,5 mmHg), dále minimální traumatizaci krevních buněk a nehluký provoz. Obecně jsou rozšířené "rolovací" pumpy s nastavitelným tlakem ramen, které válčují elastickou hadičku proti tvrdé podložce.

Část roztoků v dialyzačním přístroji

Z vody a koncentrátů se připravuje dialyzační roztok, který se po jednorázovém průchodu dialyzátorem vede do odpadu. Dále se v této části přístroje zabezpečuje:

- míchání roztoku (proporcionální míchání, míchání regulované vodivostí),
- ohřívání a kontrola teploty dialyzátu,
- odvzdušnění dialyzačního roztoku,
- kontrola složení roztoku,
- kontrola ultrafiltrace,
- kontrola dialyzátu na příměs krve,
- zaručení bezpečnosti dialyzátového okruhu,
- čištění a dezinfekce roztokového okruhu.

13.1.9 Umělé srdce

I přes to, že je dnešní medicína velmi vyspělá, stále neexistuje léčba na některé choroby. Mezi ně patří i nezvladatelné srdeční selhání, jež je způsobeno mnoha faktory. Mezi nejčastější patří infarkt myokardu, chronická ischemická choroba srdeční a některé vrozené vady srdeční.

V terminální fázi srdečního selhání, již nelze léky podpořit srdce do té míry, aby mohl pacient přežít a proto se přistupuje k transplantaci srdce. Problémem je, že čekatelů je příliš mnoho a naopak dárců málo. Proto vědci hledali alternativu jak řešit překlenutí období do získání vhodného dárcovského problému. Jednou z možností bylo využití biotechnologií v podobě buněčné terapie, což se posléze ukázalo jako nevhodné vlivem rozdílu mezi mužským a ženským srdcem. Stejně tak ztroskotal nápad xenotransplantace (terapeutický zákrok, kdy se nefunkční tkáň nebo orgán příjemce nahradí zdravým odpovídajícím orgánem či tkání od jedince jiného živočišného druhu než je příjemce) a to díky specifickým virům, jimiž je zatížena zvířecí populace. Uvažovalo se také o klonování, ale to prozatím zůstává spíše vizí do budoucnosti. Jako nejšetrnější cesta se proto jeví systém mechanické podpory srdeční tzv. umělé srdce.

13.1.10 Historie

Tento pojem je znám už více než čtyřicet let. První umělé srdce bylo voperováno do těla člověka 4. dubna 1969, v Texasu americkým lékařem Dentonem Cooleym. Pacient žil s touto náhradou tři dny, než mu byl voperován transplantát.

Jako dlouhodobější náhrada bylo umělé srdce poprvé implantováno lékaři v roce 1982, v Utahu pod vedením Williama DeVriese. Designérem byl Robert Jarvick, po kterém bylo toto srdce pojmenováno jako Jarvick 7 (viz Obr. 13.7). Pacient s ním žil 112 dní a poté zemřel. Druhý pacient žil s umělým srdcem 620 dní.

V říjnu 2010 bylo voperováno první umělé srdce, které je určeno nastálo. Příjemcem byl 15letý Ital, kterému lékaři dávali jen tři až čtyři týdny života. Tento mladík se narodil s vážnou srdeční vadou a byl postižen také svalovou dystofií, a proto u něj nebylo možné provést transplantaci srdce.

V březnu 2011 chirurgové v Houstonu úspěšně implantovali 55letému pacientovi první umělé srdce s kontinuálním průtokem. Jeho výhodou jsou menší rozměry a delší životnost oproti stávajícím mechanickým srdečním podporám.



Obr. 13.7 Jarvik 7.

IKEM

IKEM, Kardiocentrum a Klinika kardiovaskulární chirurgie v Praze, použili v roce 2003 jako první ve východní Evropě, u čekatela biventrikulární parakorporální srdeční náhradu (Thoratec). Pacientem byl 57letý muž, který 12 let trpěl dilatační kardiomyopatií, jehož klinický stav dosáhl kritického bodu s odhadovanou délkou života několik dnů. Ani ne týden po operaci se funkce všech orgánů i laboratorní výsledky pacienta vrátily k normálu. Po 19 dnech byl nalezen vhodný dárce a provedena transplantace srdce.

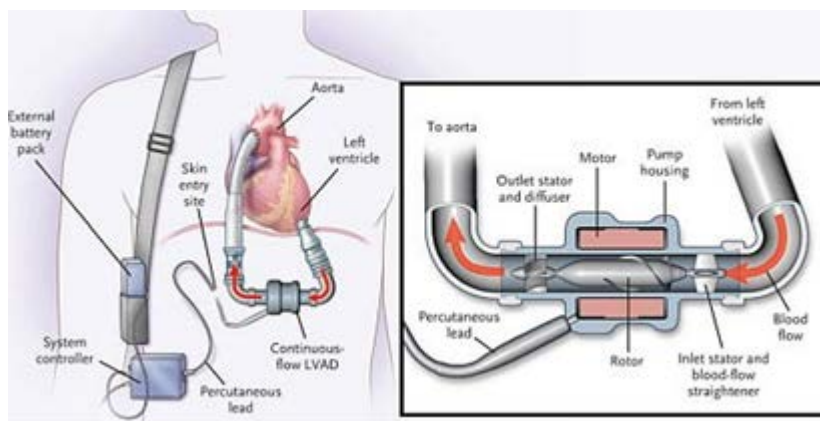
13.1.11 Typy mechanických srdcí

Biventrikulární parakorporální srdeční náhrada

Má dvě komůrky. Jedna čerpá krev místo levé komory, druhá místo pravé. Krev odvádí speciální kanyla, která je zavedena do hrotu levé komory, odtud jde do čerpací komůrky a vrací se do aorty, jež vede krev do celého těla. Pravá komůrka odebírá krev z pravé síně a přes komůrku ji vrací do plicnice, pumpuje krev k okysličení do plic. Výhodou tohoto systému pracujícího na pneumatický pohon (pulzativní tok) je, že brání přepřívání a objemovému přetížení pravé komory. Na druhou stranu je pacient nucen zůstat v nemocnici i několik měsíců. Po zotavení s sebou musí nosit potřebnou výbavu, kterou lze přirovnat k pojízdné nákupní tašce. Další nevýhodou je rychlé opotřebení.

Kontinuální pumpa

Modernější přístroj HeartMate II pracuje na elektrický pohon (viz Obr. 13.8). Podstatou tohoto zařízení je turbínka, která se točí rychlostí 4500 otáček/min, takže krev neteče v pulzech ale kontinuálně a tím se zabraňuje opotřebení. Celé zařízení, které nasává krev z levé komory a vrací ji do aorty, je všito v pacientovi – umísťuje se do nadbřišku a ven vychází pouze jeden kabel. V těle tak zůstává i srdce, jehož pravá komora funguje dál.



Obr. 13.8 Jednotlivé části kontinuální pumpy HeartMate II.

Baterie jsou znovu nabíjecí a vydrží asi 6 hodin. Pacienti už s tímto zařízením nemusejí trávit čas v nemocnici, mohou chodit i do práce a provozovat většinu normálních činností. Kontinuální pumpy jsou oproti předchozímu typu mnohem odolnější a také menší.

13.1.12 Budoucnost mechanických náhrad srdcí

V současnosti pokračuje technologické zlepšování současných přístrojů (např. magneticky levitující rotor). Dále se také pracuje na modelu, kdy by z pacienta již nevedl žádný kabel a baterie by se dobíjely bezkontaktně přes kůži. Podle kardiologů můžeme další inovace očekávat v průběhu několika málo let.

13.2 Infuzní technika

Druhá polovina 20. století obohatila jak světové tak i české zdravotnictví. Vývoj v oblasti medicíny nedokázaly zastavit ani tragické válečné události tehdejší doby, spíše naopak. Zlepšení se týkalo především řady nových prostředků pro léčbu ran, stabilizaci zlomenin a dalších zvláště válečných zranění. Velkého rozvoje a pokroku se dočkaly i dialyzační a infuzní technologie. V roce 1951 vyvinul koncern B. Braun první lineární dávkovač na světě. Přístroj se standardní rychlostí 1 ml/min byl určen pro podávání vasodilatačních látek. O osm let později vstoupila na trh také infuzní pumpa Unita, která se mohla pochlubit dvanácti pevně nastavenými rychlostmi podávání infúze v rozsahu 0,075 – 5 000 ml/hod při použití 50 ml stříkačky. Díky svému robustnímu provedení byla lékaři vždy velmi ceněna. Společnost B. Braun dále vyvíjela nové technologie a v roce 1964 představila stříkačkovou infuzní pumpu, která jako vůbec první obsahovala indikátor chodu. Nabízela rychlosti v rozmezí 0,6 – 600 ml/min a umožňovala použití 5, 10 a 50 ml stříkačky. V roce 1968 spatřil světlo světa první Infusomat – nezbytný doplněk stávající stříkačkové pumpy zvané Perfusor®. Infusomat umožňoval přesné dávkování velkých objemů infuzních roztoků. Své uplatnění našel nejprve na jednotkách intenzivní péče, dialyzačních střediscích a dětských odděleních, tj. všude tam, kde bylo důležité bezpečně a přesně dávkovat infuzní roztoky. Objem podávaný pumpou byl volitelný v rozmezí 7 – 1000 ml/hod pouhým otočením knoflíku, dokonce i kdykoliv během podávání infúze, což umožňovalo bezprostředně reagovat na průběh léčby a upravovat léčebný režim. Názornou ukázkou těchto prvních zařízení můžeme vidět dále na obrázku (viz Obr. 13.9). Po několika desetiletích usilovného vývoje na zdravotnický trh vstoupila tehdy nejmenší a nejlehčí pumpa Perfusor® compact.

Nízká spotřeba energie zaručovala chod přístroje na baterie po dobu minimálně 80 hodin. Velice jednoduché ovládání jej jako ideální předurčilo pro všechna oddělení.

Další výzkum a zakládání nových firem zabývajících se infuzní technikou s sebou přinesl různá zlepšení dosavadní osvědčené technologie: mikroprocesory, systém alarmů, dokonalejší bezpečnostní opatření a ještě přesnější dávkování. Bezpečnost přístroje byla významně posílena. Přídavný zvukový alarm se stal standardním prvkem. Alarm se spouštěl při detekci prázdné infuzní láhve, poklesu elektrického napětí i při nejrůznějších chybách obsluhy. Infuzní terapie se týká do určité míry téměř každé oblasti práce v nemocnici. Vyrůstající význam různých klinických postupů a metod je provázen rostoucími nároky a potřebou přístrojového vybavení, které by mělo být natolik univerzální, aby se uplatnilo v nejrůznějších oborech a bylo schopno splnit i individuální požadavky.



Obr. 13.9 Ukázka prvních stříkačkových infuzních pump firmy B. Braun.

Infuzní technika slouží k podávání léčiv, výživy, anestetik atd. Zajišťuje větší bezpečnost, přesnost a finanční úspory proti klasickým metodám. Infuzní pumpy a infuzní dávkovače jsou velmi důležitými zařízeními pro jednotky intenzivní péče, operační sály i pro některé diagnostické a terapeutické výkony. I když infuzní dávkovače i infuzní pumpy slouží k dávkování infuzních roztoků do těla pacienta, dělí se do dvou skupin. Pojem infuzní pumpy je používán pro zařízení, která jsou schopna dopravovat výrazně větší množství roztoků, než je tomu u infuzních dávkovačů. Rozdíl je jak v použitém zásobníku roztoku tak i v použitém čerpadle. Nejpoužívanější typ u infuzních pump je peristaltické čerpadlo, o kterém se zmíníme dále. Infuzní pumpy jsou vyrobeny z těch nejlepších komponentů a mají spolehlivý vnitřní kalibrační systém. Mezi základní nastavitelné vlastnosti pump patří rychlost dávkování, ukazatel dosud podaného objemu infúze, změna rychlosti bez přerušení podávání. Základní rozdělení infuzní techniky může být následující:

- **volumetrická infuzní pumpa** – pumpa, u které je rychlost dávkování nastavená obsluhou a indikována jako objem za jednotku času, je vybavena detektorem tlaku a vzduchových bublin, slouží pro podávání intravenózní, intraarteriální infuze a enterální výživy,
- **kapková infuzní pumpa** – pumpa, u které je rychlost dávkování nastavená obsluhou a indikována jako počet kapek za jednotku času,
- **stříkačková pumpa** – přístroj pro řízenou infúzi kapalin do těla pacienta pomocí injekčních stříkaček, rychlost dávkování nastavená obsluhou a indikována jako objem za jednotku času,
- **ambulantní infuzní pumpa** – přístroj určený k řízenému podávání kapalin do těla pacienta upravený k trvalému nošení na pacientovi,

- **profilová infuzní pumpa** – slouží k řízené infuzi kapalin do pacienta naprogramovanou řadou rychlostí dávkování,
- **infuzní souprava, set** – spojovací prostředek mezi pumpou a pacientem, kterým aplikovaná kapalina prochází.



Obr. 13.10 Infuzní pumpa volumetrická (vlevo) a stříkačková.

13.2.1 Historie

1951 – Infuzní pumpa s lineárním dávkovačem, vyvinuto společností B. Braun ve spolupráci s Dr. Hessem, standardní rychlost 1 ml/min, pro podávání vasodilatačních látek.

1959 – Infuzní pumpa s 12 pevně nastavenými rychlostmi podávání infúze v rozsahu 0,075 – 5 000 ml/hod.

1964 – Perfusor s 10ti rychlostmi od 0,6 – 600 ml/min, používal 5, 10, 50 ml stříkačky. Zde byl poprvé použit indikátor chodu.

1971 – První volumetrická infuzní pumpa Infusomat, jako pohon používal válečkovou peristaltickou pumpu. Rozsah rychlostí byl variabilní 7 – 1 000 ml/min.

1978 – Volumetrická pumpa Infusomat doplněna o detektor vzduchu v infuzním setu a kapkový senzor pro detekci konce infúze. Umožňoval ve speciální síti signalizaci alarmu pro přivolání obsluhy.

1982 – Perfusor Secura přinesl významné rozšíření bezpečnostních standardů a zavedení předalarmu závislého na rychlosti podávání. To umožnilo předběžné připravení další stříkačky s léčivem, a došlo tak k úspoře času pro výměnu stříkačky.

1987 – Infuzní pumpa vybavena fóliovou klávesnicí, umožnili mnohem snadnější čistění přístroje.

1992 – Infusomat fm byl nejnovější a nejlehčí model pro snadné podávání infúzí a byl hojně rozšířený. Řídící SW umožnil zavedení nových vlastností, jako je výpočet rychlosti na základě objemu a času. Jednalo se o první pumpu, kterou bylo možno integrovat do systému tekutinového managementu.

1994 – Má poloautomatický pohon optimalizovaný pohon, kalkulace pro výpočet dávky, funkce bolusu a změna rychlosti bez přerušení chodu prokázaly nadčasovost jeho SW. Přístroj umožňoval rozšíření SW a speciální režimy.

1997 – Nejmenší a nejlehčí pumpa, nízká spotřeba energie zaručovala chod přístroje na baterie po dobu minimálně 80 hodin.

2004 – Obsahuje všechny prvky předchozích infuzních pump a řadu nových a pokrokových prvků.



Obr. 13.11 Historický vývoj infuzních pump.

13.2.2 Infuzní pumpy

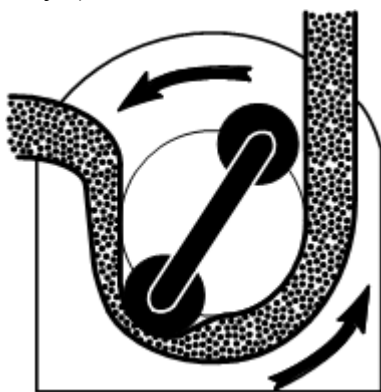
Infuzní pumpy lze použít pro intravenózní a epidurální podávání především léků, ale i tekutin včetně hydratačních tekutin, celkové parenterální výživy, antibiotik, krve, krevních derivátů, analgetik, anestetik a chemoterapeutik a dalších. Roztoky jsou v lahvích, které jsou s pacientem spojené pomocí infuzního setu procházejícího pumpou. Čerpání kapaliny se provádí stlačováním hadičky z plastické, silikonové hmoty pomocí vhodného mechanismu, tedy její vnitřní průměr určuje kolik kapaliny se na jeden cyklus stlačení vytlačí. V následujícím textu jsou popsány nejdůležitější části a funkce infuzních pump.

Peristaltické čerpadlo

Toto čerpadlo je někdy známé pod označením čerpadlo hadicové nebo podle účelu použití pod pojmem čerpadlo na krev. Ve zdravotnictví si našlo své uplatnění díky své schopnosti dostatečně přesně dávkovat kapaliny.

Nejdůležitějším prvkem čerpadla je pružná, ale dostatečně odolná hadička, nejčastěji siliko-

nová. Ta je otáčejícími se okluzními válci sevřena proti stěně čerpadla tak, aby byla ve stlačeném místě zcela neprůchozí. Protože válce po hadičce postupují, tlačí uzavřený úsek hadičky před sebou a tím i kapalinu, která je v tomto úseku obsažena. Za válcem se hadička vlastní silou opět vrací do původního tvaru. Tím vzniká podtlak, který do vzniklého prostoru za válcem nasává další kapalinu, až do doby, než je tento úsek následujícím válcem sevřen, utěsněn a oddělen tak od kapaliny v sacím přívodu. Toto oddělené množství roztoku je hnáno svírající se hadičkou před postupujícím válcem do těla pacienta. Situace se neustále opakuje, takže na výstupu čerpadla vytéká kapalina téměř stálým proudem. Délka hadičky musí být tak velká, aby vždy alespoň jeden válec hadičku svíral a nikdy nenastala situace, že jsou oba válce mimo ni. Nejjednodušší je uspořádání se dvěma okluzními válečky (viz Obr. 13.12), může se však použít větší počet válců (např. i tři nebo čtyři).



Obr. 13.12 Rotační válečková pumpa.

Velikost průtoku je vypočítána za známého objemu pumpového segmentu (při nezkolabovaném kruhovém průměru hadičky) a počtu otáček krevní pumpy. Vysoký podtlak může skutečný průtok v důsledku kolabování pružného pumpového segmentu výrazně snížit.

V infuzních pumpách se můžeme setkat se dvěma typy peristaltických čerpadel: **rotační a vlnkové**.

Výhody peristaltických čerpadel:

- samonasávací schopnost,
- nepotřebuje výtlačný ventil, kapalina se po zastavení zpět nevrací,
- tichý chod,
- velmi levné a snadno vyrobitelné.

Nevýhody peristaltických čerpadel:

- omezená životnost na životnost hadice,
- ztráta pružnosti hadice omezuje použití nebo snižuje výkon.

Detektory

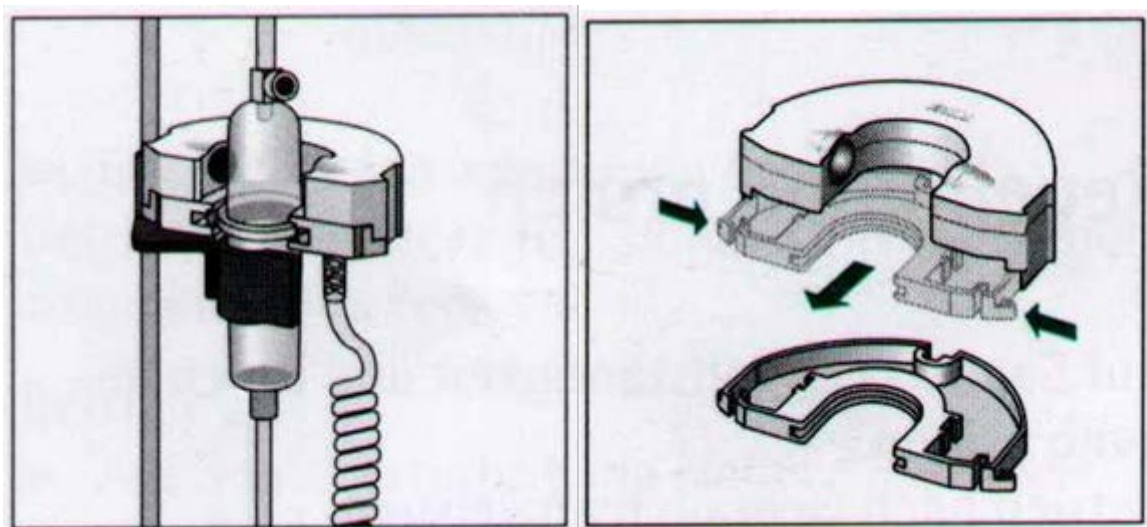
Každá tlaková pumpa nese nebezpečí aplikace vzduchu a tím i možnost vzduchové embolie. Proto jsou vybaveny elektronickými obvody pro jejich detekci a prevenci. V souvislosti s výskytem bublin je nutno mít možnost okamžitě infúzi při výskytu vzduchové bubliny v roztoku zastavit. Tedy v pumpě jsou instalovány detektory vzduchových bublin a kapkové detektory, senzory pro snímání tlaku a otevření dvířek pumpy.

Pro sledování výskytu vzduchových bublin se nejčastěji používají ultrazvukové detektory.

Vnitřní **detektor bublin** pracuje na principu prostupnosti prostředí pro UZV mezi vysílačem a přijímačem UZV. V klidovém stavu je prostředí mezi vysílačem a přijímačem shodné (hadička je zaplněna infuzní kapalinou). V případě vzduchové bubliny v hadičce v oblasti mezi vysílačem a přijímačem dojde k porušení této rovnováhy, následkem čehož je vyvolán alarm. Detektory reagují na bubliny o různém objemu (např. μl). Senzor se skládá ze 4 základních elektronických obvodů: vysílací, přijímací, vyhodnocovací a testovací obvody. Vysílačem a přijímačem ultrazvukové vlny je piezoelektrický krystal, který využívá principu tzv. piezoelektrického jevu. Jde o schopnost krystalu při mechanické deformaci generovat elektrické napětí a naopak, kdy elektrické napětí způsobuje jeho deformaci.

Některé vnitřní **detektory tlaku** pracují na principu mechanického snímání rozměru hadičky infuzního setu. Při zvýšení tlaku v hadičce se změní její průměr a tato změna rozměru je mechanicky přenesena na spínač tlakového alarmu. Obecně tlakové senzory hlídají hodnotu tlaku v infuzní hadičce, ta nesmí překročit předem nastavenou mez. Pokud ji překročí, řídicí systém okamžitě přeruší dávkování a spustí alarm. Aplikačním příkladem může být pumpa se zpětnou vazbou, která se používá u pacientů s vysokým krevním tlakem při podávání léků k rozšíření cév. Tlakový senzor měří krevní tlak. Podle jeho hodnoty určuje řídicí program počet pulzů vyslaných pro krokový motor. Tím je i určena dávka pro pacienta. Jelikož tyto přístroje čerpají roztok z láhve svým vlastním čerpadlem a to pod tlakem až 160 kPa, může se infúze aplikovat téměř kdekoliv. Hodnota tlakového alarmu se pohybuje mezi 100 – 1000 mbar (nebo až 100 kPa), ale liší se podle výrobce.

Pro bezpečnost pacienta je velice důležitá kontrola správného podávání infuzního roztoku, především jeho objem. Množství čerpané kapaliny je možno principiálně stanovit například z počítání kapek v kontrolní komůrce setu. Vzhledem k tomu, že velikost kapek souvisí s viskozitou roztoku, musí infuzní pumpa, pokud této metody používá k určování průtoku roztoků s různou viskozitou, s těmito rozdíly počítat. Počítání kapek může být použito i jako doplňkový kontrolní systém pro určování dopraveného množství roztoku. Proto je vybavena optickým detektorem kapek.



Obr. 13.13 Kapkový detektor.

Kapkový detektor představuje analogový obvod, který vyhodnocuje signály přicházející z optického senzoru. Bývá nasazen na kapací komůrku infuzního setu. Optický senzor má opět vysílací a přijímací část. Vysílací část tvoří nejčastěji LED dioda a změna vysílaného signálu, který je způsoben padající kapkou se zachycuje pomocí fototranzistoru. Signál z fototranzistoru je pak zpracován a vyhodnocen. Nedostatek přicházejících signálů indikuje padající kapku. Veškeré snímače infuzní pumpy musí být konstruovány tak, aby nepřišly do bezprostředního styku s infuzním roztokem. Tato podmínka zajišťuje sterilitu infuzního roztoku.

Řídicí systém

Vlastní řídicí systém infuzní pumpy musí splňovat řadu požadavků. Především však musí být celý řídicí systém navržen tak, aby se vyloučila možnost poruchy, která by způsobila nekontrolovatelnou infúzi. Dále pak musí zajistit nastavení rychlosti a způsobu infúze v širokém rozmezí a hlídat správnou činnost s tím, že v případě ohrožení pacienta zablokuje další infúzi a ohlásí prostřednictvím alarmu, proč byla činnost infuzní pumpy zastavena.

Mezi nastavitelné parametry systému patří:

- zadání délky intervalu pro infúzi a celkového množství roztoku, automaticky se vypočte a nastaví rychlost infúze,
- zadání rychlosti infúze a času - systém alarmem upozorní, že času bylo dosaženo,
- celkový objem roztoku a čas, alarm upozorní, že nastavený objem byl vyčerpán.

Další hlášení:

- součet celkového množství různých roztoků dodaných pacientovi,
- provoz na vnitřní akumulátor nebo externí zdroj infuzní pumpy.

Chybová hlášení:

- otevřená dvířka pro zakládání setu,
- přítomnost vzduchových bublin,
- okluze ve vstupní části infuzní pumpy,
- okluze ve výstupní části infuzní pumpy,
- přerušení průtoku infuzního roztoku z láhve s roztokem,
- nedodržení rozsahu dávkování,
- neodstartovaná infúze (po splnění všech příslušných podmínek, tj. založení setu a nastavení dávkování),
- porucha řídicího systému infuzní pumpy,
- vybitý akumulátor infuzní pumpy.

Předchozí přehled hlášení je pouze výběrem těch nejdůležitější a nejčastějších. Liší se u každého výrobce a u konkrétního typu infuzní pumpy.

Po shrnutí předchozí části můžeme říci, že od infuzních pump se požaduje:

- aby je bylo možno použít pro intravenózní a intraarteriální infúze,
- aby jejich konstrukce (mechanické provedení a spolehlivost) umožňovaly jejich použití i v různých dopravních prostředcích (vozy rychlé záchranné služba),
- nastavitelnost rychlosti dávkování v širokých mezích (1 – 1500 ml/h),
- spolehlivý a jednoduchý způsob upevnění pumpy ke stojanu,
- snadná čistitelnost (hladký vnější tvar),

- jednoduchá komunikace s uživatelem, nejčastěji prostřednictvím alfanumerického displeje a klávesnice, případně funkčních tlačítek,
- široký rozsah hlášení alarmů včetně popisu jejich příčin,
- možnost změny rychlosti infúze i v průběhu infúze,
- uložení režimu předchozí infúze do paměti s možností vyvolání těchto údajů,
- nastavení kritérií pro vyhlášení alarmů: přítomnost vzduchu v setu (podle velikosti bublinky a podle počtu malých bublin), tlakové poměry v setu (nastavení tlaku, po jehož překročení je vyhlášen alarm - 60, 80, 120 kPa),
- výpočet parametrů infúze podle zadaných vstupních parametrů,
- možnost dodatečné kalibrace setu,
- možnost nastavení různých režimů infúze (např. kontinuální, periodický s nastavením počtu period, s automatickým náběhem a doběhem, KVO).

Výše uvedené nastavitelné parametry a funkce nemusí mít každá pumpa. Její možnosti a funkce jsou dány každým výrobcem jinak. Spolehlivost systémů ovládání infuzní pumpy bývá zvyšována např. použitím dvou mikroprocesorů. V poslední době je velice vítanou vlastností připojení paralelní infúze a možnost kalibrace použitého setu. Což umožní použití i levnějšího spotřebního materiálu a to se příznivě projeví v provozních nákladech. Pro informovanost i usnadnění práce sester mívají infuzní pumpy vestavěno komunikační rozhraní, které umožňuje jejich propojení do monitorovacího systému. Díky tomu lze každý alarm přenášet přímo do systému. Samozřejmě součástí pumpy bývá záložní baterie. Provoz na baterii je spuštěn při výpadku proudu nebo odpojení od sítě a je vždy indikován rozsvícením kontrolky. U infuzních pump by měl uživatel znát vlastnosti vestavěného zdroje i jeho nabíjecí soustavy. Použitý typ baterie se liší podle výrobce. Zatím nejčastějším zdrojem jsou NiCd akumulátory, jejichž nesprávné používání může velmi významným způsobem ovlivnit jejich kapacitu a díky tomu údaj o provozní době udávaný výrobcem se v konečném důsledku může lišit. Většina výrobců však o tomto problému v technických údajích ke svým výrobkům nic neuvádí. Mezi uváděné informace patří doba provozu na baterii, její doba nabíjení, napětí a ampérhodiny.

Startovací a náběhové křivky infuzních pump

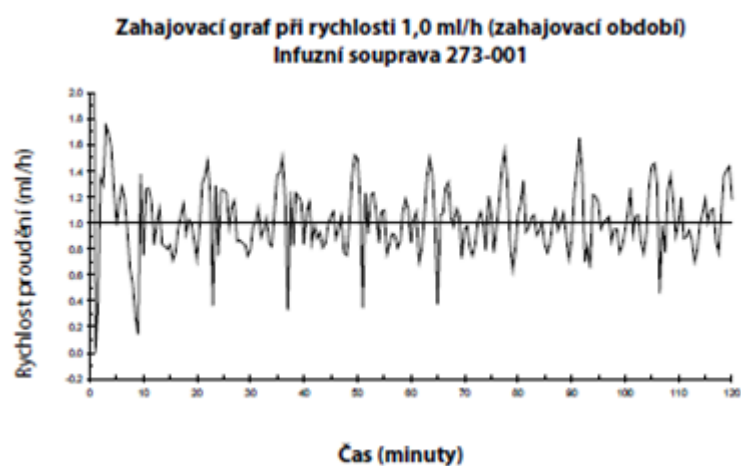
Důsledkem variability vlastností infuzních setů a vlastní funkce podávacího mechanismu jsou krátkodobé odchylky od nastavené rychlosti podávání. Tyto křivky popisují vlastnosti systému dvěma různými způsoby:

- **trubkové křivky** vyjadřují přesnost během různě dlouhé pozorovací doby, v níž jsou zprůměrnována měření dodaného množství,
- **startovací křivky** popisují zpoždění skutečného začátku podávání infúze po sepnutí tlačítka START.

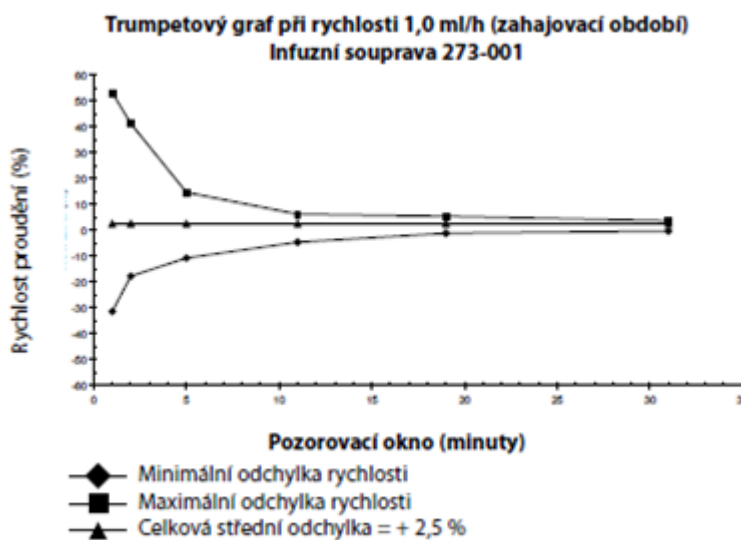
Trubkový graf je nazýván podle svého charakteristického tvaru. Znázorňuje zprůměrnované diskrétní hodnoty přesnosti ve zvláštním časovém intervalu – pozorovací době – nikoliv průběžně naměřená data v čase. Přesnost takto získaná v dlouhém pozorovacím intervalu nebude výrazně ovlivněna krátkodobými odchylkami, čemuž odpovídá plochá část křivky. Se zkrácením pozorovací doby nabývá krátkodobá fluktuace výraznější vliv tzn. náhodné kolísání hod-

noty kolem rovnovážné polohy, což reprezentuje rozšířená část křivky. Znalost průběhu přesnosti v různých časových okamžicích může být důležitá pro podávání některých medikamentů. Startovací křivka vyjadřuje průběžnou hodnotu rychlosti podávané infúze v reálném čase po dobu dvou hodin od začátku infúze. Ukazuje zpoždění mezi uskutečněním dodávky roztoku a spuštěním infúze v důsledku mechanické poddajnosti.

Na následujících obrázcích (viz Obr. 13.14 a Obr. 13.15) je znázorněna ukázka těchto křivek volumetrické pumpy Alaris GW z firemní dokumentace společnosti Cardinal Health.



Obr. 13.14 Startovací křivka.



Obr. 13.15 Trubková křivka.

Integrace monitorování životních funkcí do infuzních pump

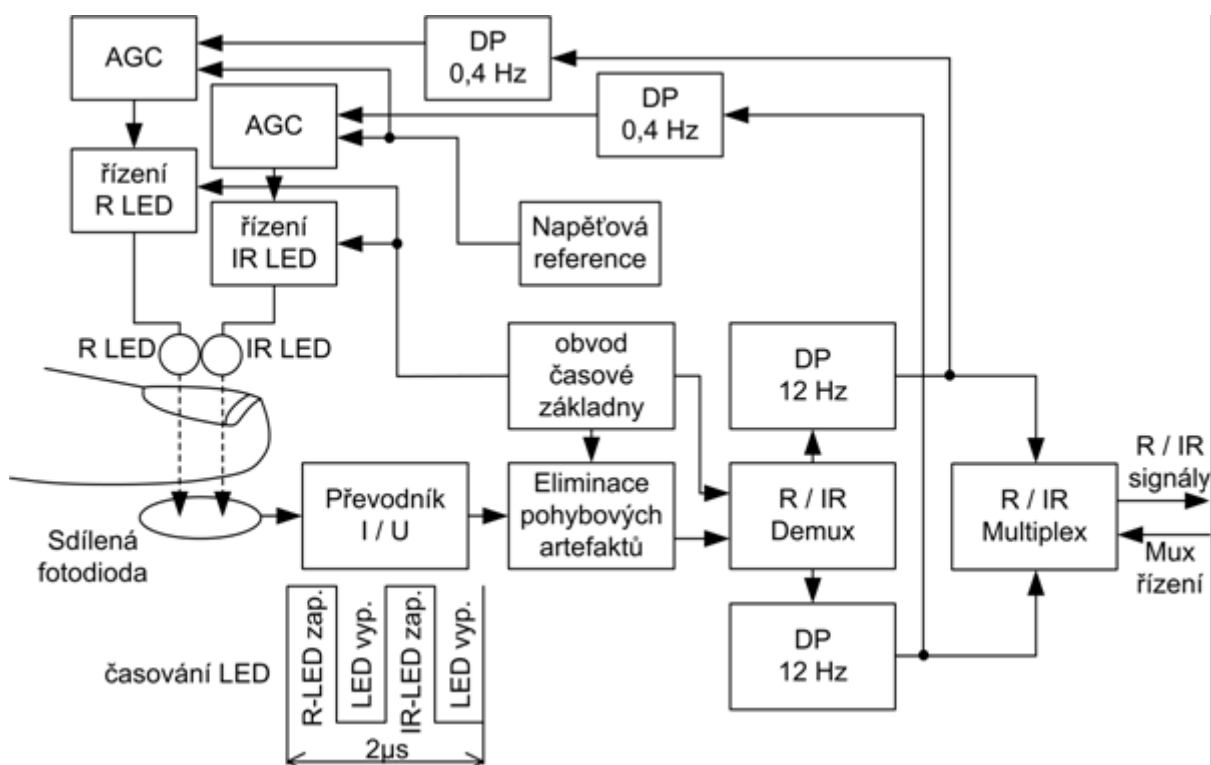
Moderní jednočipové mikroprocesory poskytují dostatečný výkon, aby mohly být využity nejen pro řízení dílčích bloků infuzní pumpy, např. řízení krokových motorů atd., ale i poskytovaly svůj výpočetní výkon pro účely monitorování základních životních funkcí. Monitorováním se obecně myslí dlouhodobé sledování určitých veličin, které je charakteristické tím, že pokud sledovaná veličina překročí předem zvolené meze, pak monitorovací systém tento stav oznámí

zvukovým nebo optickým signálem. Nejčastěji jsou monitorovány EKG signál, tepová frekvence, nasycení krve kyslíkem a mnoho dalších. S ohledem na snadnou instalaci na pacienta a splnění jednotlivých normalizačních požadavků na galvanické oddělení se jeví nejpříjemnější integrace pulsního oximetru. Jedná se o neinvazivní způsob měření saturace kyslíku v krvi. Dále umožňuje měřit i srdeční tep což souvisí s principem pulsní oximetrie. Integrace pulsního oximetru do vlastní infuzní pumpy zahrnuje pouze realizaci analogového modulu zpracování signálu fotosnímače a řízení LED diod a doplnění existujícího mikroprocesoru potřebným softwarem.

Pulsní oximetrie je neinvazivní metoda měření nasycení krve kyslíkem, kde se pomocí červené a infračervené LED diody prosvěcuje prokrvená tkáň (většinou prst). Tyto diody slouží jako zdroje světelného záření o určité intenzitě. Průchodem tohoto záření přes tkáň se změní jeho intenzita a ta je snímána pomocí fotodiody nebo fototranzistoru.

Parametr	Hodnota
Napájecí napětí	cca 12 – 25 V
Napájecí frekvence	50/60 Hz
Napájecí proud	0,075 A
Dávkovací rychlost	0,1 – 999 ml / hod
Celkový objem infúze	1 – 9999 ml
Doba dávkování	1 min – 99 hod 59 min
Výpočet rychlosti	Z celkového objemu a času
Zobrazení vydávkovaného množství	1 – 9999 ml
Rychlost bolusu (programovatelné)	1 – 999 ml / hod
Objem bolusu (programovatelné)	1 – 99 ml
Chyba dávkování	+/- 5 %
Technická odchylka	1%
Citlivost vzduchového detektoru	Velikost bublin > 50 – 1000 µl
Hodnota vypínacího tlaku (nastavitelná)	100 – 1000 mbar (10 – 100 kPa)
Velikost kapek (nastavitelná)	10 – 65 kapek / ml
Displej	LED displej
Doba provozu na baterii	cca 6 hod
Doba nabíjení baterie	16 -24 hod
Předalarm vybité baterie	15 min. před
Akustický alarm	Nastavitelná hlasitost
Počítačové rozhraní	RS-232
Historie	Až 200 událostí
Provozní teplota	5 - 40° C
Skladovací teplota	-20 ° C až 40 ° C

Tab. 13.1 Přehled základních nastavitelných parametrů infuzních pump a jejich nejčastější hodnoty. (Infusomat® P firmy B. Braun.)



Obr. 13.16 Blokové schéma modulu oximetru.

Obr. 13.16 znázorňuje konkrétní schéma modulu pulsního oximetru. Popis a vysvětlení obrázku následuje. Prst pacienta je vložen mezi zdroj světelného záření, který tvoří dvojice LED diod o vlnových délkách 660 nm (červená označená jako R LED), 910 nm (infračervená označená jako IR LED) a sdílený detektor, kterým je fotodioda. Dvojice LED diod je cyklicky přepínána, ale mezi jednotlivým přepnutím LED diod je časový úsek, kdy nesvítí ani jedna. Signál získaný z fotosnímače v tomto čase je použit pro eliminaci pohybových artefaktů a vlivů okolního osvětlení. Fotodioda pracuje v proudovém módu. Ve vstupním modulu oximetru je nejprve fotodiodou převeden proud na napětí. Následně s pomocí signálu z okamžiku, kdy jsou LED diody vypnuté jsou eliminovány výše uvedené artefakty. Poté je demultiplexován signál od červené a infračervené diody. Každý z nich je v tomto modulu filtrován dolní propustí o mezním kmitočtu 12 Hz. Modul rovněž zahrnuje bloky řízení LED diod. Proud diod je řízen tak, aby stejnosměrné složky demultiplexovaných signálů od červené a infračervené LED měly stejnou úroveň dle napěťové reference. Následně jsou signály opět multiplexovány a signál je přiveden do analogově digitálního převodníku sdíleného mikroprocesoru. Přepínání multiplexoru je řízeno vlastním procesorem.

Integrace lineárního dávkovače do infuzní pumpy

Vzhledem k téměř stejné funkci infuzní pumpy a lineárního dávkovače je dalším logickým krokem v inovaci infuzních pump právě spojení těchto dvou přístrojů dohromady. Společnost SEV Litovel vyrobila infuzní pumpu 2P s integrovaným externím zařízením, do kterého je možno instalovat lineární dávkovač. Umožňuje podávání dvou na sobě nezávislých infúzí.

Výrobci se rozhodli řešit tuto problematiku vložním mechanismu lineárního dávkovače přímo do skříně infuzní pumpy a jako pohon využít přímo krokový motor peristaltického čerpadla.

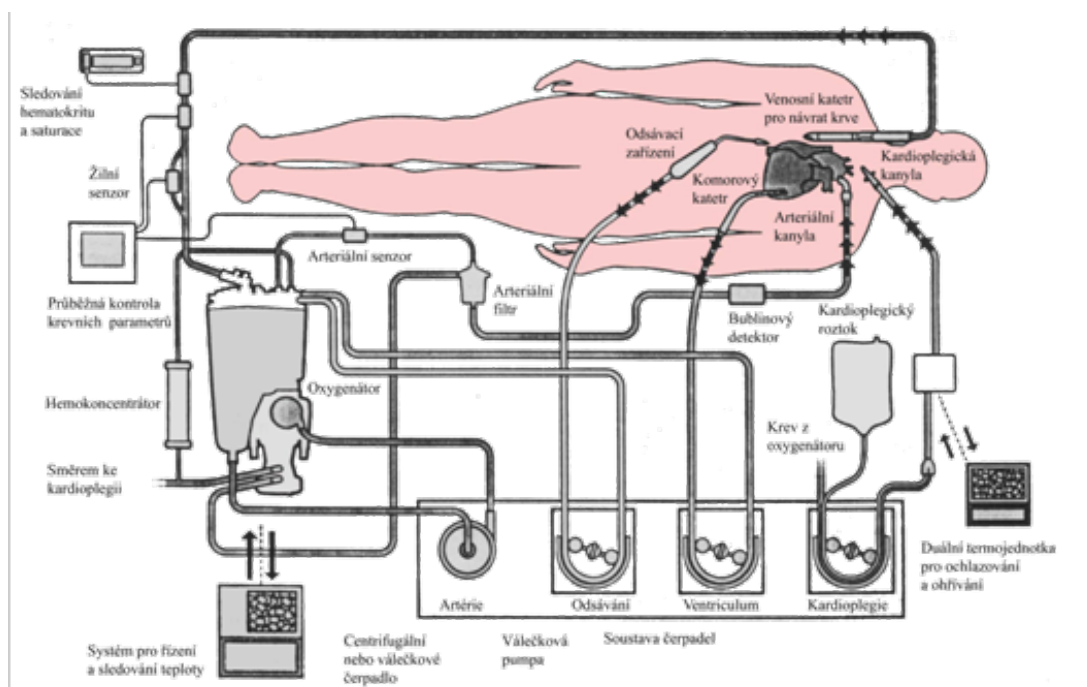
Základním prvkem realizace byla nutnost převést točivý moment krokového motoru do spodní části skříně infuzní pumpy přes převodová soukolí. Po tomto opatření mohl být lineární dávkovač integrován do skříně stávající infuzní pumpy. Navržené zařízení spolu s infuzní pumpou nabízí zakoupení jednoho přístroje, který obsahuje dvě nezávislá zařízení. Celé zařízení je potom možno použít pro infúze a enterální výživu a také pro lineární dávkování infuzních roztoků.

13.2.3 Krevní pumpy

Pojem krevní pumpa představuje přístroj, který nějakým způsobem pracuje s krví nebo jednotlivými krevními elementy. Krevní pumpy jsou většinou relativně velké a složité přístroje. Setkáme se s nimi především v krevních centrech a operačních sálech. Jejich součástí jsou peristaltická čerpadla, která pomáhají toku krve nejprve z těla pacienta, a potom, co přístroj splní svou funkci, zase zpátky do oběhové soustavy pacienta. Jednotlivé metody a přístroje jsou popsány spíše jen zběžně, protože jsou velice obsáhlé.

Mimotělní krevní oběh

Mimotělní oběh je stav, kdy se odkysličená krev z těla pacienta odvádí do přístroje pro mimotělní oběh, kde se okysličuje a pod tlakem vhání zpět do cévního systému pacienta. Za tohoto stavu je možné srdce zastavit, otevřít a provést chirurgický zákrok, který by jinak nebyl možný. Z toho tedy plyne použití mimotělního oběhu při operacích srdce a plic (choroby chlopní, aneurysma, bypass, transplantace, nádory). Po dobu zákroku nahrazuje vlastní funkci plic a srdce. Zajišťuje cirkulaci a okysličování krve a umožňuje regulaci teploty. Srdeční činnost je nahrazena rotační pumpou a činnost plic oxygenátorem.



Obr. 13.17 Schéma připojení MO k cévnímu oběhu pacienta.

Princip

Žilní krev operovaného je odváděna pomocí pump, přes žilní kanylu z pravé síně nebo dvěma kanylami zavedenými do horní a dolní duté žíly do rezervoáru s krví, pak pokračuje do oxygenátoru. Zde se krev okyslíčí, potom se krev ochlazuje a je vháněna pumpou do tepenného řečiště kanylou zavedenou do ascendentní (vzestupné) aorty. Ochlazení krve způsobí celkové ochlazení těla pacienta. Až po skončení operace se začne krev, srdce a tak i celé tělo opět zahřívat. Způsob připojení přístroje pro mimotělní oběh k cévní soustavě nemocného vidíme na obrázku (viz Obr. 13.17).

Čerpadla

Mechanické čerpadlo zajišťuje minutový průtok krve, který určí perfuzionista (technik mimotělního oběhu). Přestože se fyziologický krevní průtok v klidu pohybuje většinou v hodnotách kolem $2,8 - 4,0 \text{ l} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{min}^{-1}$, průtok během MO se obvykle stanovuje jen na $2,2 - 2,4 \text{ l} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{min}^{-1}$. Tato hodnota byla experimentálně stanovena a klinicky ověřena. Nižší průtok představuje kompromis, protože při vyšších průtocích stoupá kinetická energie krevních částic a může docházet k jejich zvýšenému mechanickému poškození.

V MO se používají dva typy čerpadel - **válečkové** a **centrifugální**.

Výkon válečkového čerpadla je při jeho vysokých otáčkách limitován elasticitou použité hadice. Hadice z PVC jsou méně elastické než hadice silikonové a při stlačení válečkem se pomaleji vracejí do původního tvaru. Při vysokých otáčkách rotoru může docházet k tomu, že se nestačí narovnat a jsou stlačeny dalším válečkem. Objem krve, který obsahuje příslušný segment hadice, je tedy menší a celkový průtok krve potom neodpovídá zobrazenému průtoku na přístroji. Podle zkušeností k tomu může docházet při průtocích nad 6 l/min. Situaci může ještě zhoršit nedostatečně nastavená okluze a také podchlazení krve, kdy stěny hadice více ztuhnou. Nižší skutečný průtok může poškodit nemocného následkem hypoperfuze. Z tohoto pohledu je bezpečnější použití silikonových hadic ve statoru čerpadla a speciálně pro vysoké průtoky používat čerpadla s většími rotory.

Centrifugální pumpa

Principem je postupné zrychlování toku krve, která přitéká na povrch rotujícího hladkého kužele. V okamžiku dosažení největší kinetické energie na obvodu kužele je krev vháněna odstředivou silou do odvodné hadice. Obr. 13.18 představuje tuto pumpu. Provoz je spolehlivý a šetrný vůči krevním elementům, to se ale odráží na jejich vyšší ceně. Obdobou tohoto typu čerpadla jsou i pumpy, které udělují krvi rychlost pomocí rotujících lopatek. Ve válcové komoře se nachází soustava několika vzájemně spojených rotujících kuželových ploch poháněných elektromagnetem. Krev vstupující a následně dopadající na tyto rotující kuželové plochy je urychlována a opouští komoru tangenciálně při obvodu. Využívá se kinetické energie z odstředivých sil rotujících kuželů, lopatek nebo turbín. Výkon centrifugální pumpy je zcela závislý na přítoku krve do pumpy a na rezistenci za pumpou. Jsou-li obě podmínky splněny (dostatečný přítok krve a nízká rezistence za pumpou), není jejich výkon omezený v rozsahu, který potřebujeme i pro extrémní průtoky.



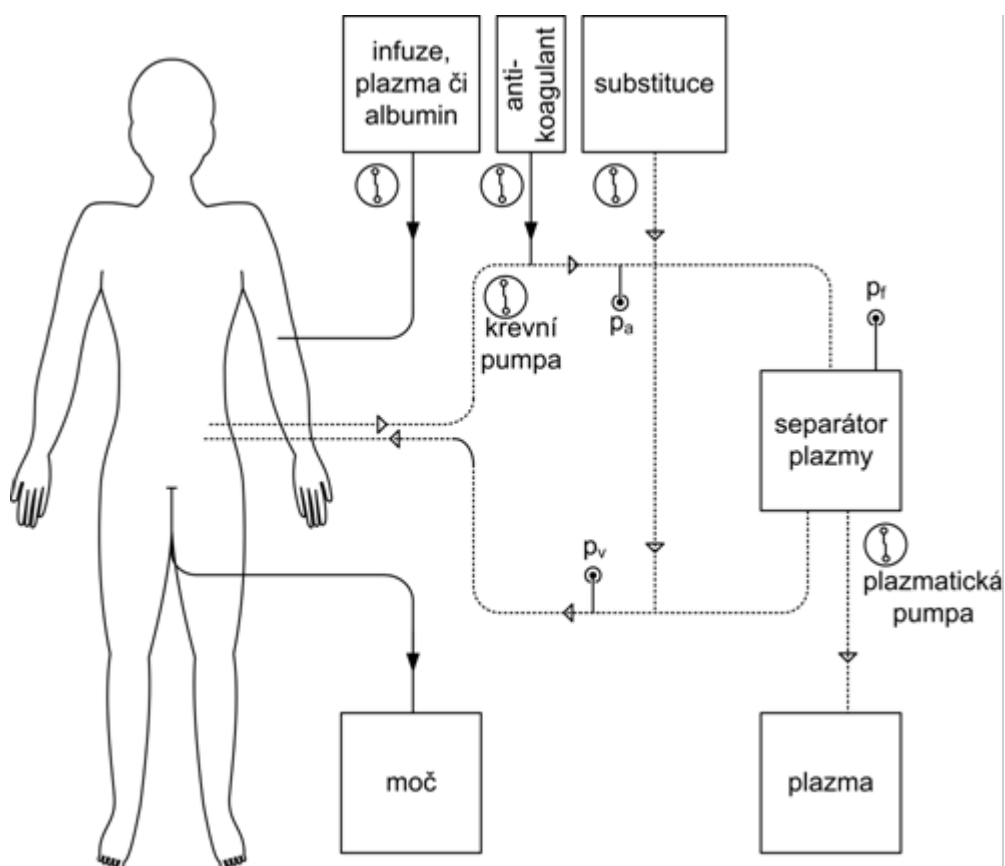
Obr. 13.18 Centrifugální pumpa.

Další přístroje, ve kterých se vyskytují pumpy jsou separátory krevních částic sloužící k oddělování jednotlivých složek krve od sebe a nejčastěji se s nimi setkáme na odděleních hematologie a krevních centrech.

Využívá se zde metoda tzv. aferéza. Jde o metodu umožňující odběr různých krevních složek z krve dárce nebo pacienta. Podle typu odebírané krevní složky se aferézy dělí na plazmaferézu, která slouží k separaci plazmy od krve, trombocytaferézu (odběr krevních destiček = trombů), erythrocytaferézu (odběr červených krvinek), leukaferézu (odběr bílých krvinek). Aferéza se provádí pomocí přístroje - separátoru krevních buněk. Krev se odebírá ze žíly a odvádí se hadičkou do přístroje, kde prochází přes speciální odstředivku. V ní se krev rozděluje na jednotlivé komponenty podle jejich rozdílné hustoty. Požadovaná krevní složka se odvádí do sběrného vaku, ostatní komponenty se opět mísí a plná krev se vrací bez poškození návratnou hadičkou do druhé žíly. Následující kapitola popisuje princip plazmaferézy.

Plazmaferéza

Přístroje pracují na principu centrifugace a využívají rozdílné specifické hmotnosti plazmy a krevních buněk. Při centrifugaci zůstává plazma v horním segmentu separační komory, zatímco krvinky sedimentují v segmentu dolním. Odebraná plazma se shromažďuje v odpadním vaku a současně se k vráceným buněčným krevním elementům přidává substituční roztok. Plazmaferézu je možno provést i filtračním způsobem na dialyzačních přístrojích, podmínkou je zde centrální žilní přístup a heparinizace pacienta. Touto metodikou se zabývají nefrologická nebo dialyzační pracoviště.



Obr. 13.19 Schéma zapojení plazmaferézy.

Pumpy: infuzní, s antikoagulantem ("heparinová"), se substitučním roztokem, krevní, plazmatická.

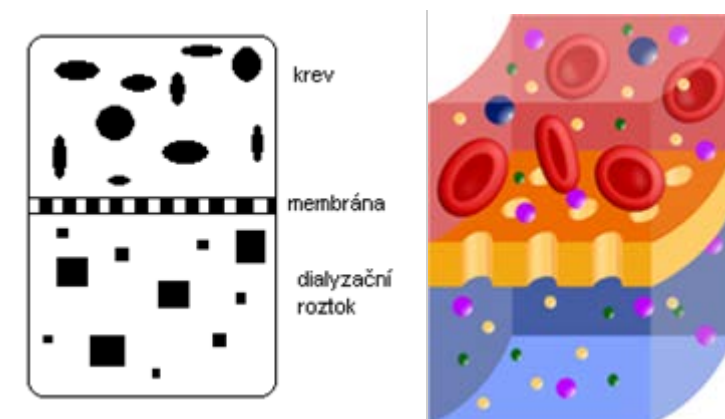
Čidla tlaků: p_a - arteriálního, p_v - venózního, p_f - filtrátu (plazmy).

Dialyzační přístroje

Dialýza je proces, při němž jsou z těla odstraněny odpady metabolismu, které jsou u zdravého člověka odstraňovány pomocí ledvin. Tento proces není léčbou, nemocné ledviny nijak neléčí, ale jde o život zachraňující výkon, bez něhož by člověk s nefunkčními ledvinami zemřel. Správně prováděná dialýza je spojená s dodržováním patřičné životosprávy (především dieta) a umožňuje přijatelnou kvalitu života nemocných.

Hemodialýza je metoda odstraňování odpadních látek (močovina, draslík, nadbytečná voda) z těla pacienta při selhání vylučovací funkce ledvin. Hemodialýza je jednou z možností jak nahradit ztracenou funkci ledvin, dalšími možnostmi jsou peritoneální dialýza a transplantace ledvin. Princip hemodialýzy spočívá v **difúzi** rozpuštěných látek přes semipermeabilní (polopropustnou) membránu. Při difúzi procházejí látky z prostředí o vyšší koncentraci do prostředí o nižší koncentraci. Semipermeabilní membrána propouští pouze molekuly o určité velikosti. Používá se tzv. protisměrný tok, kdy dialyzační roztok protéká podél membrány v opačném směru než jakým teče krev, při němž nastává největší lokální rozdíl koncentrací a dialýza je tak nejúčinnější. Nežádoucí látky s vysokou koncentrací v krvi (např. močovina) přechází dírkami v membráně do dialyzačního roztoku, kde je jejich koncentrace nulová. Kdyby do dialyzátoru nebyl přiváděn stále nový dialyzační roztok, koncentrace nežádoucích látek v krvi a v roztoku

by se za určitou dobu vyrovnaly, další nežádoucí látky by pak do roztoku přestaly z krve přecházet a čištění by se zastavilo. Proto je nutné přivádět na membránu stále nový čistý dialyzační roztok.



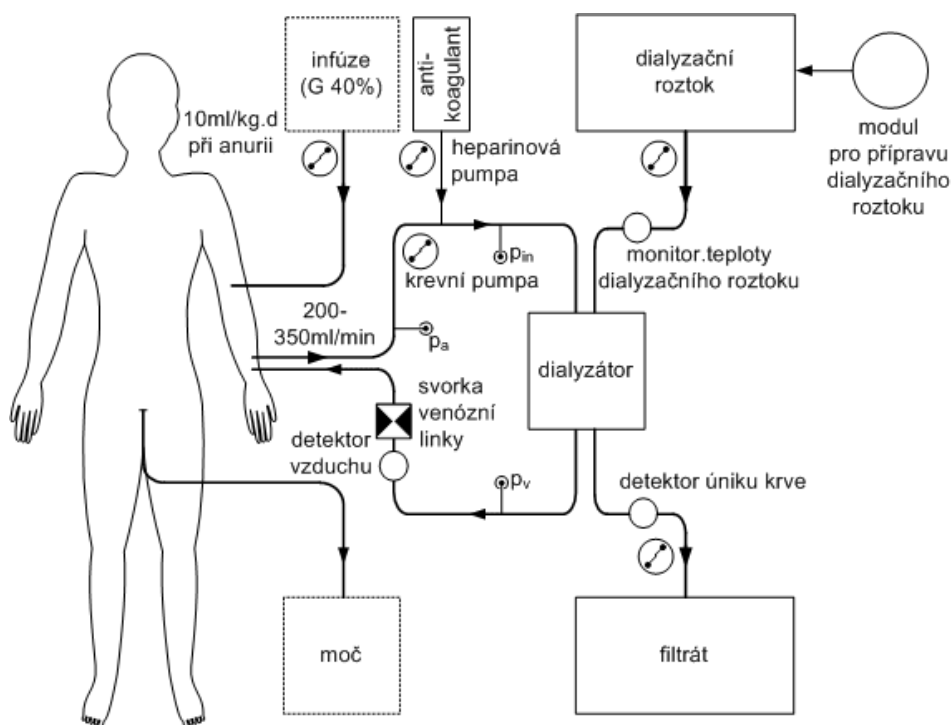
Obr. 13.20 Rozložení látek kolem polopropustné membrány.

Dalším důležitým pojmem je clearance. **Clearance** je veličina kvantifikující rychlost odstraňování daných látek z organismu. Číselně jde o takový objem krevní plazmy, která je za jednotku času zcela očištěna od dané látky z organismu. Protože se clearance u různých látek liší, uvádí se vždy, o jakou látku se přesně jedná (nejčastěji se sleduje clearance močoviny a kreatininu). Hemodialyzační přístroje se skládají z těchto částí:

- dialyzátor (dialyzační patrona, filtr, ve kterém se očišťuje krev),
- dialyzační roztok,
- hadičky, které dopravují krev k dialyzátoru,
- monitor.

Vlastní dialyzátor se skládá z polyuretanového pouzdra, ve kterém jsou uloženy kapiláry se semipermeabilní stěnou, kterými protéká nesrážlivá krev. Zevně jsou kapiláry oplachovány dialyzačním roztokem. Uvnitř je membrána, která propouští látky do určité molekulové hmotnosti. Na jedné straně teče krev, na druhé dialyzační roztok. V důsledku rozdílných koncentrací látky difundují přes membránu jak je znázorněno na obrázku (viz Obr. 13.20). Do roztoku difundují látky, jejichž koncentrace se v krvi zvýšila a působí toxicky, zároveň však do něj bohužel přecházejí i látky potřebné. Přestup přes membránu funguje oběma směry, tedy i z dialyzačního roztoku do krve. Díky tomu se mohou organismu dodávat chybějící látky.

Dialyzační monitor je složité zařízení na vysoké technické úrovni. Pumpa slouží k pohánění krve do dialyzátoru a z dialyzátoru. Na monitoru je možno měřit a regulovat rychlost průtoku krve. Monitor měří tlaky na různých místech mimotělního oběhu a upozorňuje na změny, jež mohou ohrozit nemocného. Zvláštní čidla registrují, když do krve v mimotělním oběhu vnikne vzduch, který by při návratu do pacientova těla mohl ucpat plicní tepny. Monitor také zabrání návratu krve se vzduchem a spustí alarm. Kromě toho monitor míchá dialyzační roztok, kontroluje jeho složení a teplotu.



Obr. 13.21 Schéma zapojení hemodialýzy.

13.2.4 Enterální pumpy

Pacientům, kteří nejsou schopni delší dobu jíst nebo trpí malnutricí bývá indikována umělá výživa. Právě k podávání a aplikování umělé výživy slouží enterální pumpy. Ve své podstatě to jsou pořád stejné infuzní pumpy. Základní rozdíl je v aplikovaném roztoku a možnostech nastavení dávkování (rychlost, čas, bolus atd.).

Enterální výživa v širším slova smyslu znamená, že jednotlivé nutrienty jsou do organismu dodávány střevní cestou. Tento způsob výživy umožňuje přívod živin do trávicího systému přirozenou cestou, podporuje funkci trávicího traktu, zajišťuje částečný nebo celkový energetický příjem a překonává anatomické nebo funkční překážky v oblasti horní části trávicího traktu. Enterální výživa je vhodná u nemocných, kteří nemohou, nechťejí nebo nesmí jíst a pít (poruchy polykání, akutní nebo chronické záněty slinivky břišní, podvýživa spojená se zhoubnými novotvary a dalšími chronickými chorobami, nespecifická zánětlivá střevní onemocnění, předoperační příprava, pooperační výživa). Enterální výživu lze snadno realizovat v domácích podmínkách, což vede ke zkrácení doby hospitalizace. S možností aplikace výživy v domácím prostředí souvisí menší rozměry infuzní pumpy pro zajištění většího pohodlí pacienta.

Enterální pumpa je tedy zařízení k plynulé nebo nárazové aplikaci enterální výživy. Rychlost výživy je většinou určována v mililitrech za hodinu. Většinou se pohybuje v rozmezí 60 – 140 ml/hod. K domácí enterální výživě používáme přenosnou, malou, jednoduše ovladatelnou pumpu, vybavenou nezávislým zdrojem energie. Do enterální pumpy patří speciální výrobce doporučené sety s vaky o objemu 500 – 1000 ml. Sety s vaky se každý den vyplachují horkou vodou a mohou se používat celý týden. Vaky lze zavěsit na krk a enterální pumpa je tak malá, že se vejde do kapsy nebo ledvinky. Pacient tak má volné ruce, může se volně a bez omezení pohybovat a není vázán na jedno místo.

13.2.5 Lineární dávkovače

Infuzní dávkovače, lineární dávkovače, injekční dávkovače jsou elektrické přístroje posouvající píst injekční stříkačky v přesně řízené rychlosti. Slouží jako pomůcka při podávání léků v kapalné formě v delším časovém intervalu. Jsou charakteristické tím, že infuzní roztok, který má být dopraven do těla pacienta je umístěn v injekční stříkačce. Množství roztoku, které je možno jednorázově bez výměny injekční stříkačky podat omezeno. Z toho plyne, že v závislosti na čase je množství infundované látky do těla pacienta dáno rychlostí zdvihu pohybu tlačného mechanismu dávkovače, který tlačí do pístnice stříkačky, a objemem této stříkačky.

Protože opět zavádíme cizí těleso (jehla, katétr) do těla pacienta a aplikujeme tak nějakou látku, je třeba zajistit bezpečnost pacienta. Přístroje musí být používány podle pokynů výrobce a musí se používat adekvátní příslušenství doporučené výrobcem. Spojení přístroje s pacientem se provádí vždy až po správném uložení injekční stříkačky a odvodu setu. Pro zaručení bezpečnosti pacienta a ochranu mechanismu infuzního dávkovače systém musí hlídat stavy, které jsou z jakýchkoliv příčin nebezpečné nebo mají vyloučit omezení pohybů pacienta. Mezi ně patří neprůchodnost trubičky spojující dávkovač s injekční jehlou. Ta může být způsobena například jejím ostrým ohybem.

Důležitým bezpečnostním prvkem je tlakový senzor. Bývá umístěn těsně na začátku infuzního setu za ústím stříkačky. Další senzor je umístěn za pístem stříkačky na posuvném mechanismu. Hlídaní okluzního tlaku bývá snímáno z mechanického odporu, který musí překonat posuvný mechanismus dávkovače.

Údaje, které lze od dávkovače očekávat, souvisejí s vlastním transportem roztoku. Můžeme je rozdělit do dvou skupin. První skupinu tvoří informace o stavu dávkovače, druhou pak údaje vztahující se k vlastní infúzi. Některé dávkovače rovněž umožňují naprogramovat některé důležité vlastnosti, mezi které například patří volba typu injekční stříkačky a nastavení limitní hodnoty tlaku. Možnost nastavení tlaku má příznivý vliv na zkrácení doby vyhodnocení alarmu pro okluzivní tlak. Ukázku lineárního dávkovače vidíme na Obr. 13.22.



Obr. 13.22 Lineární dávkovač Alaris GS.

Mezi informace o stavu dávkovače patří:

- alarm - vnitřní porucha,
- alarm - překročení okluzivního tlaku,
- nedovolená manipulace se stříkačkou,
- vybitý akumulátor,
- nabíjení akumulátoru.

Mezi informace stahující se k vlastní infúzi patří:

- druh použité injekční stříkačky (podle objemu),
- typ předvolené stříkačky (podle výrobce),
- nastavená rychlost infúze (regulace bývá ve stupních),
- průběžné hlášení o dodaném množství infuzního roztoku,
- součet celkového množství dodaných roztoků,
- čas,
- konec dávky.

Zatímco hlášení z první skupiny lze pokládat v podstatě za standardní, hlášení ze druhé skupiny nemusí být všechna. Volbu různých typů stříkaček umožňují jen některé infuzní dávkovače, ne všechny průběžně měří dodané množství nebo sečítají celkové množství infuzních roztoků podaných pacientovi bezprostředně za sebou.

K důležitým vlastnostem dávkovačů patří i další veličiny, mezi které patří například:

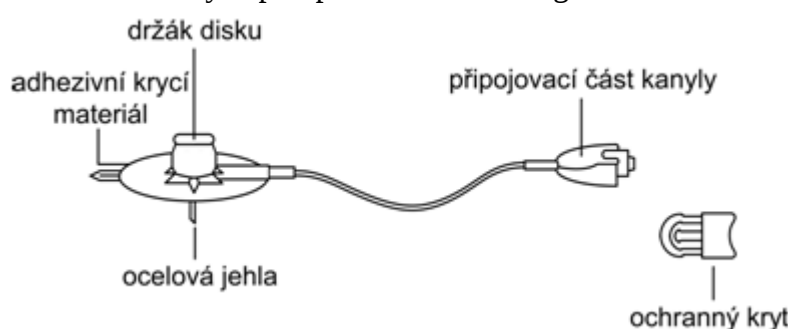
- snadná manipulace při vkládání stříkačky,
- jednoduchost nastavení,
- délka provozní doby na vestavěný akumulátor,
- hmotnost a mechanická odolnost,
- snadná čistitelnost,
- odolnost popisu štítků proti otěru,
- rozhraní pro komunikaci s počítačem nebo se sítí nemocnice,
- možnost vyvedení alarmu na pracoviště personálu,
- automatická nabíječka vestavěného akumulátoru, která jej udržuje v provozuschopném stavu bez zásahu personálu.

Z hlediska funkce dávkovače je důležité i jeho napájení. Dávkovače bývají napájené z vnějšího zdroje s tím, že mají vestavěný zálohovací akumulátor. Uživatel dávkovače by měl znát i jaký akumulátor je v dávkovači použit. U NiCd akumulátorů se uplatňuje paměťový efekt, který způsobuje, že při dobíjení jen částečně vybitého akumulátoru se zmenšuje jeho kapacita. To pak ve svém důsledku znamená zmenšení doby provozu na vnitřní zdroj. Tuto vlastnost nemají například NiMh baterie. Paměťový efekt lze vyloučit i správným zacházením s NiCd akumulátorem. Jelikož by měl zdravotnický personál pečovat o léčení pacientů a ne bojovat s přístroji, měla by správnou obsluhu akumulátoru zajistit vestavěná automatická nabíječka. Někteří výrobci udávají jen kapacitu akumulátoru, ne však jeho typ a vliv paměťového efektu na výslednou kapacitu zanedbávají, ke škodě uživatele.

Lineární dávkovače mají širokou škálu použití. V zásadě se mohou využívat všude tam, kde je potřeba aplikovat kapalnou látku do těla pacienta. Mají dobré uplatnění například i v chemoterapii, diabetologii, radiologických odděleních.

Inzulínová pumpa

Inzulínová pumpa je přístroj pro aplikaci inzulínu určený převážně pro léčbu diabetu mellitu I. typu. Léčba kontinuální podkožní infúzí inzulínu pumpou nejvíce napodobuje přirozenou sekreci inzulínu, a proto je dosud nejlepší (bohužel také i nejdražší) variantou diabetické léčby. Inzulín je aplikován kanylou zavedenou nejčastěji do podkoží břicha. Na obrázku (viz Obr. 13.23) je ukázka infuzního setu pro aplikaci inzulínu. Inzulínovou pumpou jsou trvale podávány mikrodávky inzulínu, které jsou nastaveny v softwaru inzulínové pumpy. Správným rozložením bazální dávky se napodobuje přirozená bazální sekrece nediabetika. Sekrece inzulínu stimulovaná jídlem je nahrazena bolusovými dávkami. Infuzní set se zpravidla zavádí podkožně (subkutánně) do oblasti břicha, hýždí, stehen nebo horní části rukou. Na obrázku (viz Obr. 13.24) vidíme ukázku inzulínových pump firem Roche Diagnostics a DANA Diabecare IIS.



Obr. 13.23 Speciální infuzní set pro inzulínovou pumpu Accu Chek Spirit.



Obr. 13.24 Malé přenosné inzulínové pumpy.

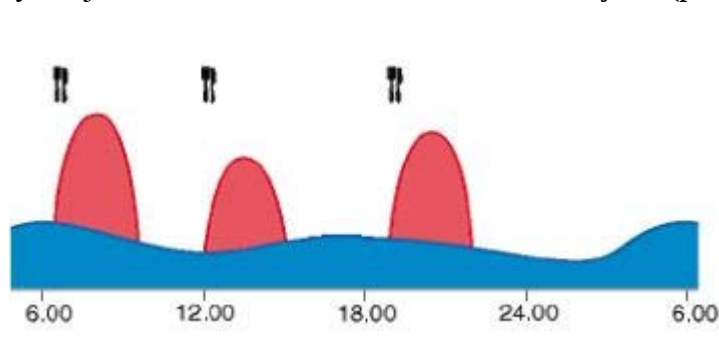
Dávkovač obsahuje zásobník inzulínu, mechanické zařízení, tj. vlastní pumpu a motorek, a elektronické zařízení včetně zdroje energie. Bývají vybaveny čidlem pro měření hladiny glukózy a mikropočítačem, který podle hodnot glykémie nastavuje parametry infúze. Tím se zabráňuje kolísání glykémie od hypoglykemických až po hyperglykemické hodnoty a snížilo se tak i celkové množství podávaného inzulínu. Vlastní dávkovače mají velmi malé rozměry i hmotnost a tak mohou být snadno pacienti nošeny například na opasku.

V této oblasti se neustále pracuje na vývoji nových senzorů pro kontinuální měření hladiny glukózy v krvi, vyvíjejí se algoritmy pro její automatické vyhodnocování a následně k dávkování inzulínu. Vyvíjí se přístroje, které by právě takovéto senzory měly v sobě zabudované. Tak by vznikla inteligentní infuzní pumpa, která by se mohla stát základem pro tzv. umělou slinivku břišní pro pacienti trpící cukrovkou prvního typu, u kterých úplně vymizela produkce inzulínu.

Výrazně by usnadnila léčbu diabetu.

Princip inzulínové pumpy

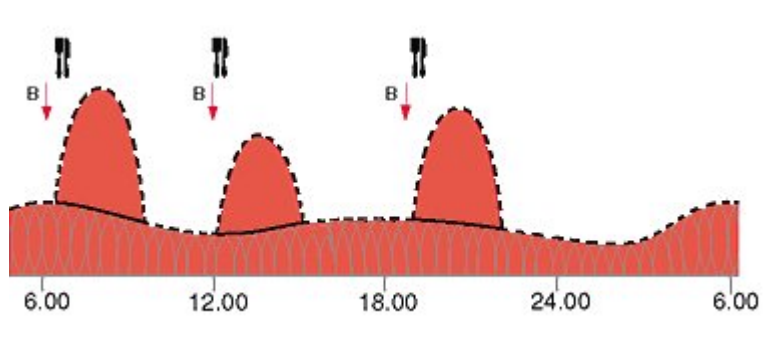
Na Obr. 13.25 je zobrazena sekrece inzulínu zdravého člověka. U dospělých osob bez diabetu se za den uvolní ze slinivky do krve asi 20 – 40 jednotek inzulínu. Zhruba polovina tohoto množství se vylučuje rovnoměrně během celého dne, tedy i v noci a v době mezi jídly (tzv. bazální sekrece). Bazální sekrece slouží k tomu, aby byla hladina krevního cukru (glykémie) stálá i v době klidu a nalačno, kdy si tělo vyrábí vlastní cukr z tělesných zásob. Glykémie se proto udržuje u nediabetiků na hodnotách mezi 4 – 6 mmol/l. Inzulín se vylučuje ze slinivky v malých množstvích v určitých intervalech (tzv. pulzní sekrece). Po požití stravy obsahující cukry (sacharidy) vylučuje slinivka více inzulínu - tzv. sekrece k jídlu (prandiální).



Obr. 13.25 Sekrece inzulínu u zdravého člověka.

Stejně jako v těle zdravého člověka je pokryta bazální potřeba inzulínu kontinuálním vyplavováním inzulínu ze slinivky břišní, také inzulínová pumpa poté, co nastavíme bazální dávku v množství jednotek inzulínu za hodinu - v pravidelných intervalech (ve dne i v noci) vydává mikrodávky inzulínu do těla pacienta (viz Obr. 13.26). Bazální dávky tak pokrývají základní potřebu inzulínu, která je nezávislá na příjmu potravy. Hodnoty těchto dávek jsou individuální, jsou stanoveny ošetřujícím lékařem a na základě monitorování hladiny krevního cukru a jsou předem naprogramovány do pumpy.

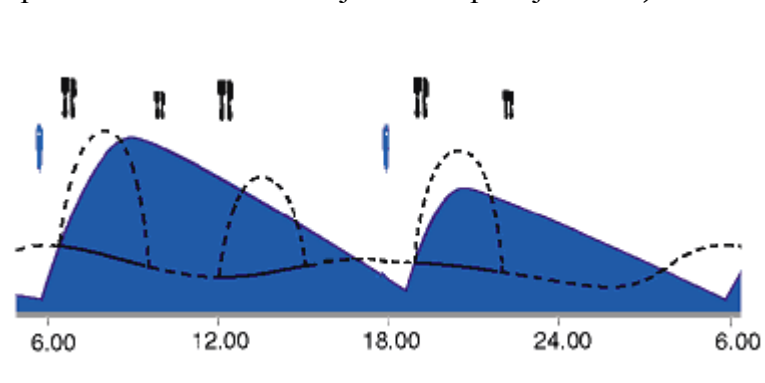
Bolusová dávka je vydávkována na pokyn pacienta před jídlem a její velikost je závislá na odhadu množství výměnných jednotek v konzumované stravě. Na rozdíl od sekrece inzulínu u nediabetiků inzulínová pumpa zatím nedovede řídit dávku inzulínu podle kolísání glykémie. Regulace inzulínu bude i nadále záviset na rozhodnutích pacienta, závislých na hodnotě naměřené glykémie.



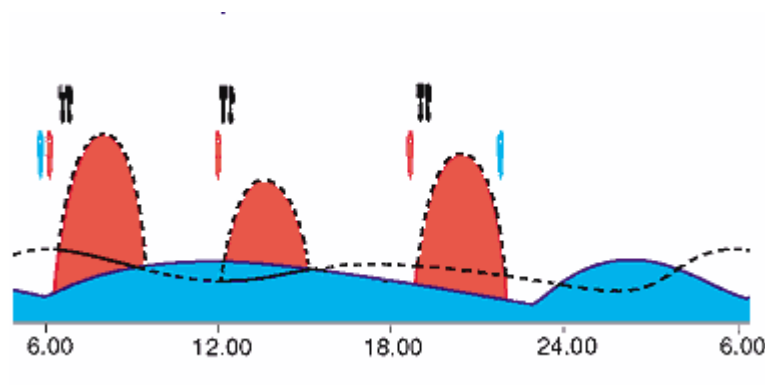
Obr. 13.26 Dávkování inzulínu při léčbě inzulínovou pumpou.

Léčba inzulinovou pumpou nejlépe napodobuje normální sekreci inzulinu a má značné výhody proti tzv. konvenční terapii jednou nebo dvěma dávkami inzulinu (viz Obr. 13.27) i intenzivní léčbě více než třemi injekcemi inzulinu denně (viz Obr. 13.28). Navíc během léčby inzulinovou pumpou se v těle pacienta netvoří zásoba inzulinu, jako např. u léčby střednědobým inzulinem a nebezpečí hypoglykémie je podstatně sníženo.

Navíc na rozdíl od aplikace inzulinu inzulinovým perem je možné bazální dávku při léčbě inzulinovou pumpou regulovat velmi jemně, většinou v krocích po 0,1 jednotky za hodinu (většina inzulinových per nebo stříkaček dávkuje inzulin po 1 jednotce).



Obr. 13.27 Dávkování inzulinu při konvenční terapii (kombinovaný inzulin - modrý: 20 – 30% krátce působící inzulin, 70 – 80% dlouho působící inzulin).



Obr. 13.28 Dávkování inzulinu při intenzivní terapii.  krátce působící inzulin,  dlouho působící inzulin.

Při léčbě inzulinovou pumpou se používá pouze krátkodobý (normální) inzulin, který neobsahuje složky prodlužující účinek inzulinu a blíží se tedy přirozenému inzulinu. Speciální inzulin do pumpy má navíc ještě neutrální pH, takže nemá tendenci krystalizovat a ucpávat jehlu či kanylu.

Nepravidelné kolísání glykémie, které se může objevit při intenzivní inzulinové terapii, kdy je používán také dlouhodobý inzulin může být dáno jeho nepravidelným vstřebáváním, střídáním místa vpichu a vytvářením depa, z něž se při cvičení může inzulin náhle uvolnit. Absorpce dlouhodobějšího inzulinu může kolísat mezi 19 – 55 %, zatímco krátkodobý inzulin se vstřebává podstatně konstantněji - kolísá pouze v rozmezí 3 %.

Výrobce	Název IP	Prodejní cena	www stránky
Medtronic MiniMed, Inc. (USA)	MiniMed Paradigm 522/722® REAL-Time Guardian® REAL-Time (CGM sensor)	105.541,-Kč zapůjčováno VZP Nehrazeno VZP	www.minimed.com dnes špička na trhu, umožňuje přímou RF komunikaci mezi CGM senzorem a inzulínovou pumpou.
		350 USD	
Sooil (Korea)	DANA Diabecare IIS	89.500,-Kč zapůjčováno VZP	www.sooilusa.com
La Roche (Švýcarsko)	Accu-Chek® Combo	Nehrazeno VZP	www. Roche .com
	Accu-Chek® Spirit	106.000,-Kč zapůjčováno VZP	
	Accu-Chek® D-tron Plus	106.000,-Kč zapůjčováno VZP	
Animas Divize Johnson & Johnson (USA)	IR 1000	93.735,- Kč zapůjčováno VZP	www. animascorp .com
	IR 1200	95.879,- Kč zapůjčováno VZP	
	IR 2020	98.022,-Kč	
	One touch Ping	zapůjčováno VZP	
Smiths Medical (Velká Británie)	Deltec Cozmo® 1800	75.483,-Kč zapůjčováno VZP	www.smiths-medical.com
Insulet Corporation (USA)	Omnipod	Neprodává se v ČR	Zatím není v prodeji v ČR, ale splňuje CE pro Evropu. Bezkontaktní systém. http://www.myomnipod.com
DexCom (USA)	Dexcom Seven Plus	Nehrazeno VZP	www.dexcom.com CGM senzor, samostatný s dálkovým ovládáním

Tab. 13.2 Přehled a výrobci inzulínových pump.

Inzulínová pumpa umožňuje pravidelnější vstřebávání inzulínu z určitého místa (většinou z podkoží břicha), nevytváří se depo a možnost neočekávaných hypoglykemií při cvičení se tak snižuje. Inzulín do pumpy se může přetahovat do speciálních zásobníků z lahvíček nebo se může do některých druhů pump používat místo zásobníku inzulín v "bombičkách" - cartridgích (Humalog cartridge 3 ml).

Ve srovnání s intenzifikovanou konvenční terapií (3 a více denních dávek inzulínu) může být spotřeba inzulínu při používání inzulínové pumpy nižší až o 20 %.

Výhody léčby inzulinovou pumpou

- snížení celkové dávky inzulínu,
- zkvalitnění života,
- relativní uvolnění diabetické diety a režimu,
- omezení hypoglykemií,
- odpadá neustálé pichání inzulinovými pery,
- větší možnost zvládnutí down fenoménu a ostatních komplikací způsobené cukrovkou.

Nevýhody léčby inzulinovou pumpou

- nutnost nosit ji u sebe neustále,
- při poruše nebo při ucpání infúzního setu je rychlejší rozvoj ketoacidózy než u inzulinových per,
- možné alergické reakce na infúzní sety,
- několikrát dražší léčba než inzulinovými pery.

Medtronic

Americký výrobce IP MiniMed Paradigm® REAL-Time, model 522 (zásobník na 176 jednotek) nebo model 722 (zásobník na 300 nebo 176 jednotek) spolu s kompatibilním CGM senzorem. V dnešní době je tento výrobce na předním světovém místě co se týče kvality nabízených služeb. IP a CGM senzor jsou na těle umístěny samostatně. To znamená, že CGM senzor není přímo umístěn v koncové kanyle IP, ale je samostatně zaveden v jiné části těla a RF přenosem posílá informace co 5 minut přímo do IP. Medtronicu se jako první firmě podařilo uvést na trh IP, která by v budoucnu mohla pracovat jako tzv. „umělá slinivka“ tím, že CGM senzor odesílá informace přímo do IP, která ovšem podle toho inzulin nedávkuje, pouze ukazuje uživateli trend v hladinách glukózy. Pacient má tak svou glykémii neustále pod kontrolou, aniž by musel několikrát denně provádět měření glukózy z odběru z prstu. Dává mu to možnost rychleji a plynuleji kompenzovat výchyly hladiny glukózy v krvi a předcházet tak hypo-/hyper-glykemiím, které jsou při klasickém injekčním užívání velmi časté.



Obr. 13.29 IP MiniMed Paradigm® REAL-Time, model 522 nebo 722.

Pokud se výrobcům CGM a IP podaří tyto dva systémy propojit tak, aby IP dávkovala inzulin podle informací z CGM senzoru nezávisle na pacientovi, půjde již opravdu o „umělou slinivku“ bez nutnosti hlídat bolusové dávky. Jedno z velkých úskalí tohoto typu dávkování jsou právě bolusové dávky. Uživatel IP si kromě několika denních dávek, které mu v pravidelných inter-

valech ve velmi malém množství dává jeho IP, sám přidává tzv. bolusovou dávku před jídlem podle přibližného výpočtu výměnných jednotek na jídlo. Ačkoliv by byl CGM senzor ve spojení s IP velmi přesný a IP automaticky dávala inzulin přesně podle přepočtů z CGM senzoru, samotný senzor nikdy nebude předem vědět, kdy se chce pacient najíst a kolik výměnných jednotek spotřebuje. Z tohoto pohledu se zdá vývoj „umělé slinivky“ stále hudbou budoucnosti.



Obr. 13.30 Zleva zaváděcí kanyla, inzulinová pumpa, CGM senzor.

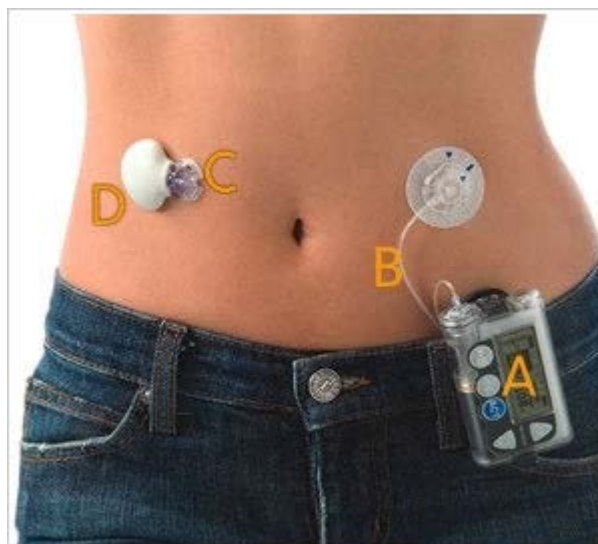
Vlastnosti

Pokud se IP používá s dostupnými částmi systému – glukózovým senzorem a vysílačem, zobrazuje inzulinová pumpa MiniMed Paradigm 522 nebo 722 kontinuálně na obrazovce data, která pomáhají lépe pochopit kontrolu glykemií.

Zobrazuje každých pět minut aktualizované hodnoty glykemií.

- Zobrazuje 3 a 24 hodinové trendové grafy glykemií, stejně jako šipky, které indikují, jak rychle a jakým směrem se glykémie pohybují.
- Jsou zkonstruované tak, aby upozornily pacienty hlasitým alarmem nebo vibracemi na potenciálně nebezpečné epizody hypoglykemií a hyperglykemií.
- Kanyla IP se mění z hygienických důvodů co 3 dny.
- CGM senzor se z hygienických důvodů mění co 3 dny.
- CGM senzor, vysílač a adhezivní krytí jsou voděodolné.

Pokud pacient splní podmínky VZP (viz výše) pro přidělení IP, je tato IP plně hrazena VZP včetně spotřebního materiálu (infúzní inzulinové sety, zásobníky s inzulinem, atd.). CGM senzor zatím není VZP hrazen, ale je na domluvě s diabetologem a výrobcem, zda žadateli (pacientovi) CGM senzor zapůjčí nebo pronajmou. V USA se cena balení CGM senzoru (10 ks - vyměňuje se co 3 dny) pohybuje kolem 350 USD.



Obr. 13.31 A – inzulinová pumpa, B – kanyla, C – CGM senzor, D – vysílač MiniLink REAL-Time

Sooil

Korejský výrobce dodává na trh IP pod názvem DANA Diabecare IIS (která je dostupná i v ČR) a DANA Diabecare IISG (zatím se u nás nedistribuuje). Jedná se o klasické inzulinové pumpy propojené s tělem pacienta kanylou. Novější typ DANA IISG v sobě zahrnuje přímo funkci glukometru. To znamená, že jakmile si pacient kápne krev z prstu na testovací proužek, zasune jej přímo do čtecího zařízení IP a na displeji se ukáže aktuální hladina glykémie. DANA je rozměrově jedna z nejmenších IP na našem trhu a váží pouze 61 g. Firma Sooil zatím nevyrábí k IP CGM senzor. VZP hradí IP DANA diabecare IIS včetně spotřebního materiálu (infúzních inzulinových setů).



Obr. 13.32 IP DANA Diabecare IIS (zelená a růžová) a DANA Diabecare IISG (černá).

La Roche

Švýcarský výrobce uceleného konceptu analyzátoru pro diabetologii. Od glukometrů, přes inzulinové pumpy až po modulární systémy laboratorních analyzátorů. V oblasti IP La Roche vyrábí Accu-Chek® Combo (nehrazený VZP), Accu-Chek® Spirit a Accu-Chek® D-tron Plus (zapůjčováno VZP).

Accu-Chek® Combo v sobě zahrnuje jak IP s kanylovým systémem, tak vestavěný glukometr a dálkové ovládání – data manager. Umožňuje uživateli sledovat data z IP na displeji dálkového ovladače data manageru, aniž by uživatel musel nastavovat například bolusové dávky přímo na IP. Data manager také nabízí širokou škálu uživatelských funkcí-grafy, výpočty bolusů a bazálů, archivace dat, atd. Tento systém je zatím nejvyspělejší v řadě IP vyráběných firmou La Roche. V ČR je tento systém běžně dostupný, bohužel zatím není v číselnících VZP.



Obr. 13.33 Accu-Chek® Combo (IP+Data manager).

Animas (Divize Johnson & Johnson)

Americký výrobce kanylových IP Animas typ IR 1000 , IR 1200, IR 2020 One Touch Ping. V ČR jsou dostupné všechny 3 typy a jsou klientům zapůjčovány VZP. Jednotlivé typy se mezi sebou liší pouze drobnými detaily (basální rychlost, přírůstky basální rychlosti, rozložení bolusů, velikost inulínového zásobníku, softwareové vybavení a uživatelské možnosti, barevný displej, atd.).



Obr. 13.34 Inzulínové pumpy Animas.

Firma Animas zatím nevyrábí CGM senzory a ani o jejich výrobě neuvažuje, přesto udělala podstatný krok ve vývoji IP a CGM a to tím, že uzavřela kontrakt s americkou firmou DexCom vyrábějící CGM senzory (viz tisková zpráva níže). Výsledkem tak nebude IP s externím CGM senzorem-jak je tomu například u Medtronicu (Minimed Paradigma), ale IP s vestavěným CGM senzorem, což se blíže podobá vývoji „umělé slinivky“.

Smith Medical

Výrobce z Velké Británie, vyrábějící IP Deltec Cozmo® 1800. V ČR je tato pumpa zapůjčována VZP. Řadí se mezi standardní IP srovnatelné s ostatními kanylovými pumpami.

V USA a v Kanadě je k dostání zařízení (CozMonitor), které se připevní na IP Deltec Cozmo a slouží jako glukometr komunikující s inzulínovou pumpou IR cestou. Po vložení testovacího proužku do tohoto zařízení se hodnoty glykémie přenesou přímo do IP a zobrazí se na displeji, uživatel tak nemusí hodnoty glykémie zadávat do IP manuálně.



Obr. 13.35 Deltec Cozmo.

Insulet Corporation

Americký výrobce přišel s naprosto revoluční novinkou IP Omnipod, která je bezkanylová. To znanmená, že IP není s tělem pacienta spojena kanylou ale IP je přímo zavedena do těla pacienta. Zatím se vedou rozsáhlé diskuze o tom, zda si tento nový systém IP najde své uživatele nebo nikoliv. Omnipod již získal CE pro Evropu (v první polovině roku 2010), můžeme tedy očekávat, že v na český trh vstoupí v nejbližších měsících. Vzhledem k tomu, že v ČR zatím není tento produkt registrovaný, není tedy ani v číselnících VZP.

Omnipod je konstruován tak, že v malém pouzdře je pouze dávkovač, zásobník inzulínu, baterie a elektronika zajišťující kontinuální dávkování. Toto zařízení je ovládáno dálkovým ovladačem s displejem (PDA), na kterém se zobrazují údaje stejně jako na běžných kanylových IP. Přenos informací je realizován RF přenosem. Součástí tohoto PDA je vestavěný glukometr. Pokud by bylo možno do tohoto pouzdra zabudovat CGM senzor (což nyní není realizováno), byl by to naprostý převrat v terapii inzulínovými pumpami. Snížily by se náklady na spotřební materiál (pacienti nepoužívají infúzní inzulínové sety, kanyly) a pacient by měl zavedenu pouze jednu tenkou kanylu z pouzdra Omnipodu.



Obr. 13.36 Jednoduché použití: 1. naplnit zásobník, 2. přilepit Omnipod, 3. nastavit PDM.

DexCom

Americký výrobce CGM senzoru pod názvem Dexcom Seven Plus. Tento CGM senzor může být nezávisle použit s jakoukoliv IP. Pokud má pacient zavedenu kanylu IP, na jiné místo na těle zavede CGM senzor, který kontinuálně měří hladinu glukózy a vyhodnocuje tak kompenzaci léčby IP. Informace z CGM senzoru nejsou přenášeny přímo do IP, ale jsou přenášeny do přijímače Dexcom seven plus. Pacient poté zadá manuálně informace do IP nebo si pouze upraví režim IP podle výsledků získaných z CGM senzoru.

Pacient může tedy CGM senzor Dexcom Seven Plus používat například s IP Animas, nebo Omnipod, nebo kteroukoliv další inzulinovou pumpou.



Obr. 13.37 CGM senzor (vlevo nahoře), vysílač (vpravo nahoře) a monitor.

Parametry jednotlivých komponent

Monitor

- Rozměry monitoru: 114 x 58 x 22 mm,
- hmotnost: 100 g,
- displej: podsvícený LCD – (na bázi tekutých krystalů),
- přenos dat: USB kabel do PC,
- systémová paměť: uchová data nepřetržitého záznamu měření za období 30 dnů,
- frekvence měření: každých 5 minut ukládá do paměti údaje o úrovni hladiny glukózy,
- na displeji zobrazují aktuální hodnoty v mmol/l hladiny glukózy,
- bezpečnostní alarmy: při překročení zadané dolní, resp. horní hranice glukózy přístroj vydá akustický nebo vibrační varovný signál. Funkce SNOOZE umožňuje nastavit v čase 30 min až 5 hodin opakování výstrahy na hodnoty překračující přednastavený stanovený cílový rozsah hladin glukózy.

Bezpečnostní výstrahy

- ztráta komunikace mezi vysílačem a přijímačem po 30 minutách od posledního spojení,
- vybití baterie,
- blížící se konec relace senzoru 6 hodin před ukončením, 3 hodiny, 30 minut a konec

relace sensoru,

- šipky trendů: systém zobrazuje trendovou šipkou poklesy či vzestupy hladin glukózy v těchto polohách:
 - horizontální – konstantně žádná změna,
 - úhel 45 stupňů – pomalé stoupání mezi 0,05 – 0,11 mmol/l za minutu,
 - úhel 90 stupňů - stoupání mezi 0,11 – 0,17 mmol/l za minutu,
 - dvě šipky úhel 90 stupňů – rychlé stoupání >0,17 mmol/l za minutu,
- kalibrace: 2 denně – maximálně po 12 hodinách – VOLNÝ,
- PŘEDKALIBRAČNÍ REŽIM – pacient není omezován ve fyzické aktivitě ani náhlými změnami hladin glykemií,
- inicializační čas: 2 hodina po zavedení sensoru,
- napájení: akumulátorová baterie,
- životnost : garantovaná 12 měsíců,
- provozní podmínky: 0 – 45 °C vlhkost 10 – 85% relativní,
- skladovací podmínky: 0 – 45 °C vlhkost 10 – 85% relativní,
- záruka: 1 rok,
- zvláštní příslušenství: ochranné pouzdro na oděv či opasek.

Vysílač

V současnosti není hrazen zdravotními pojišťovnami. Umožňuje RF přenos údajů o hladině glukózy z měřicího senzoru zavedeného do podkoží na vzdálenost 1,5 m.

- Životnost: garantovaná 12 měsíců,
- vodotěsnost: IPX odolnost proti tryskající vodě, IPX 7: dočasné ponoření do hloubky 3 stopy (1 m) po dobu 30 minut.

CGM senzor

- Životnost: minimálně 168 hodin měření,
- kalibrace: měření glykémie z kapilární krve na základě odběru krve z prstu,
- interval měření: 2,2 – 22,2 mmol/l,
- provozní podmínky: 10 – 42 °C maximální vlhkost 85% relativní,
- skladovací podmínky: 0° – 45°C vlhkost 10 – 85% relativní,
- expirace: 5 měsíců,
- ochrana proti vlhku: IPX odolnost proti tryskající vodě, IPX 7: dočasné ponoření do hloubky 3 stopy (1 m) po dobu 30 minut,
- přenos dat: prostřednictvím USB kabelu a softwaru DexCom Data Manager ® DM3.

Při terapii inzulínovou pumpou pacienti lépe zvládají své glykémie a diabetes je tak lépe kompenzovaný. V ČR se terapie inzulínovou pumpou indikuje na základě předem stanovených požadavků na pacienta a jeho stav. Pokud žádost o inzulínovou pumpu schválí revizní lékař, pacientům je inzulínová pumpa „zapůjčována“ od VZP. Na našem trhu operuje několik zahraničních výrobců inzulínových pump a nabídka je tedy dosti široká, aby uspokojila potřeby i náročných pacientů.

Injektory

V radiologické diagnostice se setkáváme s dalšími přístroji, které můžeme zařadit do infuzní techniky – injektory. Tyto zdravotnické přístroje mají uplatnění na radiologických odděleních, kde slouží k podávání kontrastních látek do těla pacienta při vyšetření počítačovou tomografií nebo magnetickou rezonancí. I když jsou zařazeny pod lineární dávkovače, setkáváme se u nich se dvěma způsoby aplikace kontrastní látky. Mohou fungovat na principu lineárního dávkovače i infuzní pumpy.

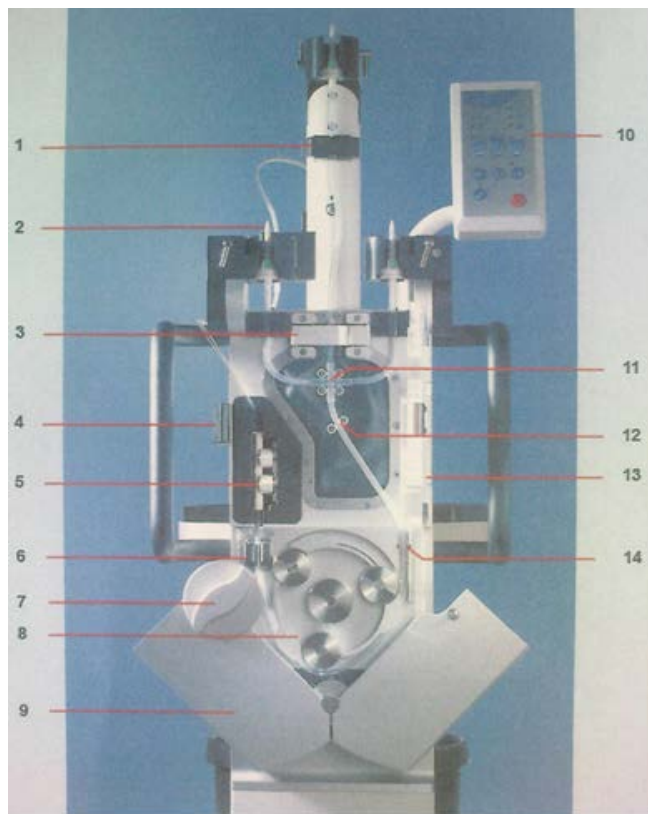
V prvním případě se kontrastní látkou naplní speciální stříkačka, vloží se do hlavice injektoru a stlačováním pístnice dochází k vytlačování látky do těla pacienta. Jelikož opět aplikujeme nějaký roztok do lidského organismu je důležité nastavit hodnoty průtoků. Ty se pohybují v hodnotách ml/s, ml/min a ml/hod. Platí zde pravidlo, že čím je větší tepna, do které aplikujeme, tím je vyšší rychlost průtoku. Dále nastavujeme minimální a maximální hodnoty tlaků, kterými podáváme kontrastní látku. Jejich hodnoty se mohou pohybovat v rozmezí 600 – 8000 kPa, záleží na podávaném objemu a nastavené rychlosti průtoku a na výrobci. Na obrázku (viz Obr. 13.38) vidíme oba typy injektorů, první firmy MEDRAD a druhý Ulrich Medical. Bohužel injektor firmy MEDRAD nemá žádné bezpečnostní opatření hlídání výskytu vzduchu v infuzní soustavě.



Obr. 13.38 Injektory MEDRAD (vlevo) a Ulrich Medical.

Dalším způsobem jak dopravit kontrastní látku do těla vyšetřovaného pacienta je pomocí rotačních čerpadel, které známe již z infuzních pump. Láhev s roztokem se připojí k hadičce procházející čerpadlem tak, že je hadička stlačována okluzními válečky. Tento způsob využívají například injektory firmy ULRICH MEDICAL, které mají zabudované ultrazvukové snímače vzduchových bublin.

Další výhodou těchto přístrojů je, že zavedená hadička čerpadla může být používána po dobu 24 hodin pro všechny pacienty, protože slouží pouze jako spojnice mezi láhví s kontrastní látkou, čerpadlem a teprve potom je připojena k infuznímu setu, který vede k pacientovi. Mění se pouze láhve s roztokem, když už dochází, což velmi usnadňuje práci personálu. V předchozím případě se vždy musela nejprve kontrastní látka nasát do nadstavce (podobný stříkačce) a vložit do hlavice injektoru. Tento způsob je také náročnější pro zajištění sterility.



Obr. 13.39 Injektor Missouri firmy Ulrich Medical. 1 - snímač NaCl s klapkou snímače, 2 - držák filtru na částice, 3 - uzavírací ventil NaCl, 4 - ventilový uzávěr, 5 - tlaková komora, 6 - ultrazvukový odlučovač vzduchu, 7 - klapka čerpadla (otočný uzávěr), 8 - kolečko čerpadla se třemi válečky, 9 - klapka čerpadla (otevřená), 10 - ovládací prvek, 11 - křížový díl držáku, 12 - hadicový rozvod, 13 - dvířka ventilů, 14 - upínací díl.

13.2.6 Příslušenství a spotřební materiál

Jak pro zajištění bezpečnosti pacienta, tak pro zajištění všech parametrů přístrojů udávaných výrobcem je nutno používat předepsané a doporučené infuzní sety a další doplňky. Infuzní set tvoří silikonová hadička, která je v případě pump neustále stlačována okluzními válečky. Hadička ztrácí své mechanické vlastnosti, tj. nemusí se vracet do původního stavu a zůstává mírně stlačená nebo naopak jsou její stěny až příliš volné, tím se mění její objem a to způsobuje chybné podávání roztoku. Infuzní set musí být měněn minimálně jednou za 24 hodin. Proto je velice důležité dbát pokynů výrobce a opravdu používat sety určené danému přístroji.

To samé platí i u lineárních dávkovačů. Chceme-li, aby platily parametry dávkovače zaručované výrobcem, musíme pro dávkovač použít předepsaný typ injekční stříkačky. Přesnost

dávky závisí nejen na přesnosti pohybu tlačného mechanismu dávkovače, ale i na vlastním provedení injekční stříkačky. Pokud nebude mít injekční stříkačka přesně stejný vnitřní průměr po celé délce, nebude množství látky ze stříkačky vytlačené lineární funkcí pohybu tlačného zařízení. Udává-li tedy výrobce přesnost dávkování, mělo by být definováno, za jakých podmínek vlastně tento údaj platí. Z hlediska uživatele by to měl údaj, který platí spolu s předepsaným typem injekční stříkačky. Zde ovšem nastává další technický problém. Injekční stříkačky stejného objemu od různých výrobců mohou mít různé geometrické rozměry vzhledem k tomu, že neexistuje žádná přesná standardizace v této oblasti. Navíc zde mohou vzniknout i další rozdíly mající vliv na správnou činnost lineárního dávkovače, z nichž nejvýznamnější je například ve velikosti tření mezi pístem a stěnou stříkačky. To má pak vliv na rozdílnost mechanických odporů u injekčních stříkaček různých výrobců. Délka pístnice stříkačky se u různých výrobců liší. Záměna stříkačky, pokud ji dávkovač přímo neumožňuje může znamenat, že dávka látky nemusí být pacientovi dodána celá. Proto některé typy dávkovačů připouštějí použití stříkaček od různých výrobců. To je výhodná vlastnost protože odstraňuje závislost uživatele dávkovače na jednom dodavateli spotřebního materiálu, což se může významně projevit i na provozních nákladech. Dávkovače jsou ovšem uzpůsobeny i pro použití stříkaček s různým objemem (např. 20 a 50 ml) od téhož výrobce s tím, že objem použité stříkačky je určen dávkovačem automaticky bez zásahu obsluhy.

Většina výrobců ke svým přístrojům dodává a nabízí i jiná příslušenství jako jsou stojany, pojízdné podstavce, upevňovací háky, kabely sloužící ke spojení přístroje s počítačem a další. Toto všechno by mělo sloužit k usnadnění práce zdravotnického personálu a samozřejmě k zajištění co nejbezpečnější a nejspolehlivější funkce přístrojů.

13.2.7 Uplatnění v klinických oborech

Většina pump je navržena tak, aby vyhovovala požadavkům na nitrožilní aplikaci v provozním prostředí všeobecných oddělení, jednotek intenzivní péče, novorozeneckých oddělení, operačních sálů, ambulancí a úrazových a pohotovostních odděleních, vrtulníků letecké záchranné služby. Tedy s infuzní technikou se můžeme setkat téměř na každém oddělení v nemocnicích, na klinikách a poliklinikách.

Důvody podávání infúze:

- **diagnostické** - roztok je nositelem diagnostické látky, vyšetření konkrétního orgánu,
- **terapeutické** - vyrovnaní vody a elektrolytů, úprava acidobazické rovnováhy, vyrovnaní osmotické diurézy, doplnění cirkulujícího objemu, podávání léků.

Důležitou roli hrají infuzní pumpy a lineární dávkovače také v domácí léčbě a to především díky technickým pokrokům především v minimalizaci rozměrů přístrojů, což umožňuje pohodlnější používání přístrojů v domácím prostředí. Právě největší zastoupení v této oblasti mají především inzulinové pumpy, protože stále narůstá počet pacientů trpících cukrovkou.

Malé přenosné dávkovače se využívají k léčbě rakoviny, kde se pomocí nich podává **chemoterapeutická látka**. Většina protinádorových léčiv je podávána nitrožilní infúzí pomocí zavedeného katétru nebo tzv. nitrožilního portu (malá komůrka všita pod kůži, z které vede cévka do velké žíly a pokud je potřeba aplikovat lék do žíly, propíchne se jehlou kůže a aplikací do komůrky se pak lék dostává do žíly). Infuzní pumpy mají malé rozměry, jsou přenosné, fungují

na baterie a umožňují tak ambulantní podávání léčiv. Příkladem pump určených k chemoterapii jsou přístroje Graseby MS 16 a MS 26. Jedná se o malé osobní lineární dávkovače s velmi pomalým dávkováním. Rychlost je nastavitelná v rozmezí 1 – 99 mm posuvu pístu stříkačky za hodinu nebo za den. Vyprázdnění stříkačky může trvat celých 60 dnů.

Dalším využitím infuzních pump v domácím prostředí je při **léčbě plicní arteriální hypertenze**. Jedná se o onemocnění, které je způsobeno vysokým krevním tlakem v plicních cévách. Díky zvýšenému tlaku narůstá námaha pravé srdeční komory, která pumpuje krev přes plicní cévy do levé poloviny srdce. Dlouho trvající a neléčený vysoký tlak v plicních cévách pravou srdeční komoru vyčerpává. Levá polovina srdce a vlastně pak celý organismus dostává menší množství krve, která je navíc hůře okysličená. Důsledkem je pokles krevního tlaku ve velkých cévách, slabost, únava, dušnost, závratě. Právě u pacientů, kteří nereagují na klasickou léčbu se zavádí podkožní nebo nitrožilní infúze léků s aplikací pomocí infuzní pumpy. Ukázka takovéto pumpy je na Obr. 13.40 vlevo.



Obr. 13.40 Vlevo pumpa pro léčbu plicní arteriální hypertenze, vpravo pro hypertermickou laváž dutiny břišní firmy SKALA – Medica s. r. o.

Česká společnost SKALA – Medica s. r. o. se zabývá výrobou přístrojů pro cytostatickou hypertermickou laváž (viz Obr. 13.40 vpravo). **Hypertermická cytostatická intraperitoneální intraoperační laváž** (vymývání) břišní dutiny je novou metodou léčení pacientů při a po operačním výkonu, vyvinutá původně pro zhoubné nádory pobřišnice, ale dnes má využití při jiných náročných operačních zákrocích.

Vlastní princip laváže spočívá v naplnění břišní dutiny pacienta cytostatickým roztokem a udržování jeho teploty na hodnotě blízké 43 °C. Tím dochází k uplatnění dvou důležitých principů nutných ke zničení malých nádorových buněk. Jedná se o termotoxicitu, cytotoxicitu a jejich vzájemné působení.

Termotoxita

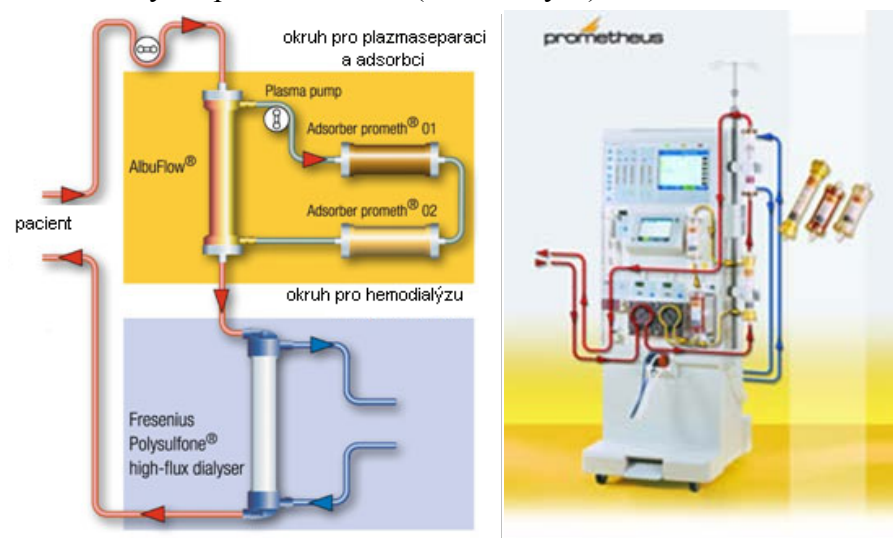
Při zahřátí zdravé tkáně cytostatikem na teplotu blízkou 43 °C, dochází k jejímu prokrvení, ve snaze odvést přebytečné teplo a tím také dojde k ochlazení cytostatického roztoku. Nádorová tkáň se, na rozdíl od zdravé tkáně, při zahřátí cytostatickým roztokem na teplotu blízkou 43 °C brání pokrytím svého povrchu ochrannou proteinovou vrstvou, neboť na rozdíl od zdravé tkáně by nedokázala nádorová tkáň odvést teplo, které by ji zničilo. Proteinová vrstva nádorovou tkáň však zviditelní imunologickému systému, který ji pak může identifikovat jako vetřelce a účinně proti ní bojovat.

Cytotoxicita

Spočívá zejména v tom, že jsou používány koncentrace cytostatik až 1000x vyšší než u klasické intravenózní ambulantní aplikace. Vzájemný účinek působení termotoxicity a cytotoxicity pak umožní, aby se cytostatický roztok dostal v nadprahové úrovni do všech částí lidského těla (včetně nejjemnějších mozkových cév), ve kterých má za úkol zničit nádorové buňky dříve, než dojde k získání jejich imunity proti cytostatickému roztoku. Tato doba je kritická a pohybuje se kolem 30 – 35 min od začátku aplikace cytostatického roztoku. Vzhledem k přirozené termoregulaci lidského těla je zahřátý cytostatický roztok v břišní dutině ochlazován. Z těchto důvodů musí být cytostatický roztok recirkulován a ve speciálním tepelném výměníku vyfiltrován a znovu zahřán na teplotu blízkou 43 °C.

Již z předchozího textu vyplývají další možnosti uplatnění infuzní techniky. Se separátory krevních částí (plazmaferéza, trombocytaferéza, erytrocytaferéza) se setkáme hlavně na specializovaných pracovištích jako jsou krevní centra, s dialyzačními přístroji pak na dialyzačních odděleních nebo dialyzačních centrech. Pojem peritoneální dialýza znázorňuje metodu, u které se jako membrána používá vlastní pobřišnice pacienta (peritoneum). Pobřišnice je membrána obalující stěny dutiny břišní a všechny břišní orgány. Při této metodě se skrz trvale zavedený katétr napouští do dutiny břišní sterilní dialyzační roztok, do kterého přecházejí zplodiny látkové výměny a nadbytečná tekutina. Dialyzační roztok se pravidelně vypouští a nahrazuje novým. Pacienti nedochází za léčbou do nemocnice, ale mohou si ji praktikovat sami doma přes zavedený katétr. Tento způsob je pro ně samozřejmě mnohem pohodlnější a přijatelnější.

V případě kdy pacientovi zároveň s ledvinami selhávají i játra jsou některé nemocnice vybaveny speciálními přístroji například firmy Fresenius. Systém Prometheus® (viz Obr. 13.41) nahrazuje čisticí funkci jater i ledvin a umožňuje tak kriticky nemocným pacientům přežít a dočkat se transplantace životně důležitého orgánu. Tento systém odstraňuje z krve pacienta toxické látky. Jedná se o látky jak ve vodě rozpustné (močovina, amoniak, fosfáty, kreatinin), tak i vázané na bílkoviny, především albumin (žlučové kyseliny, hydrofobní aminokyseliny a mastné kyseliny). Nejdříve se v přístroji oddělí plazma od krve (plazmaseparace) a odstraní se látky, které jsou vázané na bílkoviny (adsorpce). Takto očištěná plazma se opět smísí s krví a odstraní se toxické látky rozpustné ve vodě (hemodialýza).



Obr. 13.41 Schéma systému Prométheus firmy Fresenius.

13.3 Hemodialýza

Hemodialýza neboli krevní dialýza je od roku 1960 praktickou léčbou selhání ledvin. Jedná se o proces čištění krve, při kterém je krevní oběh napojen na umělou ledvinu. K očištění krve dochází v systému trubiček, který je nazýván kapilára nebo také dialyzátor. Tyto trubičky jsou zevně omývány proudícím dialyzačním roztokem, do něhož přes stěnu trubiček vstupují odstraněné škodlivé látky, nadbytek minerálů a vody, které nemohou být vyloučeny močí. Očištěná krev se navrácí pacientovi a do trubiček proudí další znečištěná krev. Připojenému pacientu na přístroj jsou obvykle podávány léky zabraňující srážení krve.

Během jedné dialýzy projde přístrojem přibližně stejné množství krve, jako je hmotnost pacienta v kilogramech a uplatní se 160 – 200 litrů dialyzačního roztoku. Roztok vzniká v dialyzačním monitoru z průběžně dodávané speciálně čištěné vody a dialyzačního koncentrátu. Dialyzační monitor dále pohání krev, aby proudila v trubičkách, udržuje nastavený tlak, ohřívá krev na požadovanou teplotu před návratem do těla a kontroluje průběh dialýzy a její správný průběh.

13.3.1 Ledviny a jejich význam pro organismus

Ledviny jsou párovým orgánem nacházejícím se po obou stranách bederní páteře. Ledviny plní pro organismus několik funkcí. První funkcí je udržování stálého vnitřního prostředí (homeostázy), což je ve skutečnosti kontrola stálé hladiny minerálů např. sodíku, draslíku, vápníku, chloridů nebo fosforu. Druhou funkcí je řízení celkového obsahu vody v organismu a elektrolytového hospodářství. Kromě těchto funkcí ledviny také produkují důležité hormony, kterými jsou renin, erythropoetin a calcitriol.

Nejvýznamnější funkcí ledvin je ovšem odstraňování odpadních látek běžné látkové přeměny, probíhající ve svalech, a bílkovinného metabolismu z krve. Těmito odpadními látkami jsou močovina neboli urea a kreatinin. Kreatinin a urea jsou spolu s dalšími dusíkatými látkami (kyselina močová, amoniak, aminokyseliny, anorganické soli) a vodou vylučovány z organismu ve formě moči.

Ledviny stejně jako kterýkoli jiný orgán lidského těla mohou v průběhu lidského života onemocnět, nebo mohou být poškozeny. Nejhorší variantou onemocnění či poškození je tzv. selhání ledvin.

Selhání ledvin je stav, kdy ledviny nejsou schopny z organismu odstranit odpadní látky a vodu. Dochází k porušení rovnováhy solí a kyselosti. Neschopnost odvodu vody z organismu vede ke snižování množství moči a tvorbě otoků. V důsledku hromadění vody a odpadních látek se plíce, srdce a mozek stávají ohroženými orgány. Podle rychlosti průběhu můžeme selhání ledvin rozdělit na akutní (rychlý vývoj) a chronické (pomalý vývoj). Dojde-li však k velkému nárůstu hladiny kreatininu, hovoříme již o terminálním (nezvratném) selhání ledvin. Všechny tyto tři varianty selhání ledvin jsou léčeny hemodialýzou nebo transplantací ledvin.

13.3.2 Příprava a průběh léčby z pohledu pacienta

Před zahájením léčby je nutné zvážit, jestli je hemodialýza tím nejvhodnějším řešením, neboli nedá-li se v brzké době uvažovat o transplantaci ledviny. Dalším nezbytným opatřením je přeočkování pacienta proti infekční hepatitidě typu B. Avšak zde mohou nastat komplikace, neboť

pacient v důsledku dlouhodobé poruchy funkce ledvin má oslabený imunitní systém a není schopen i přes přeočkování si vytvořit obranné protilátky vůči infekční hepatitidě typu B. Hemodialýza je vhodná pro všechny pacienty, kteří netrpí potížemi s krevním tlakem, a kteří mají pravidelnou srdeční aktivitu. Stěžejním opatřením pro hemodialýzu je zajištění cévního přístupu, který bude později podrobněji rozebrán.

Průběh hemodialýzy z pohledu pacienta

Na začátku každé hemodialýzy pacient nahlásí svou hmotnost a případné problémy. Sestra připojí pacienta přes fistuli nebo přes centrální katétr, nastaví dobu trvání dialýzy a množství odstraňované vody neboli ultrafiltraci, která se určí z nahlášené váhy. Pacient je během léčby pod stálým dohledem. Sestra průběžně měří krevní tlak a kontroluje, jestli je vše v pořádku.

Výkon je většinou prováděn ambulantně. Délka a četnost dialyzačního výkonu je určena lékařem na základě zdravotního stavu pacienta a kontrolních testů. Pacientům, kteří jsou přijati do dialyzační léčby, je tato léčba prováděna minimálně 3krát týdně s délkou trvání 3 – 4 hodiny. V průběhu hemodialýzy pacient musí ležet na lůžku nebo sedět ve speciálním dialyzačním křesle (viz Obr. 13.42). Pro zpříjemnění procesu hemodialýzy je pacientům povoleno sledovat televizi, jíst, pít, číst si, spát, řešit křížovky atd.

Po ukončení dialýzy sestra pacienta odpojí, vytáhne dialyzační jehly a vše zaznamená. Pacient se jde převléknout a může jet domů nebo se vrací na nemocniční pokoj. Při úspěšném aplikování léčby je pacient schopen vést aktivní a plnohodnotný život.



Obr. 13.42 Dialyzační křeslo.

Komplikace při hemodialýze

Hemodialýza stejně jako všechny invazivní metody skýtá řadu rizik a možných komplikací. Mohou se objevit různé druhy nevolností či bolestí, např. bolesti zad, zimnice, horečka, svědivka nebo křeče v dolních končetinách. Ztráta velkého množství vody ovlivňuje pokles tlaku u pacienta, který poté trpí bolestmi hlavy, vyčerpaností nebo bolestmi na hrudi. Tyto nežádoucí účinky lze však snadno odstranit zpomalením ultrafiltrace nebo dodáním tekutin.

Také krev je velice citlivý materiál náchylný k infekci. Do krevního oběhu se mohou rozšířit

mikrobi, kteří zapříčiní otravu krve, endokarditis (zánět srdečních chlopní) či osteomyelitis (zánět kostí). Posledním ohrožením je cévní přístup, zde může dojít k žilnímu a tepennému krvácení, nervovému poranění, krevním sraženinám nebo posunutí jehly ve fistuli, či dokonce k jeho prasknutí. Výjimečně se objevuje také alergická reakce na heparin, což je lék podávaný k zabránění srážení krve.

13.3.3 Fyzikálně-chemická podstata hemodialýzy a úloha membrány

Hemodialýza je založena na uplatnění fyzikálních principů dialýzy, difuze, osmózy a ultrafiltrace. Tyto principy se odehrávají pomocí polopropustné membrány, která je součástí dialyzátoru. Pro kontinuální očištění krve od nežádoucích toxických látek, minerálů a vody má membrána a její vlastnosti nezastupitelný význam. Membrána totiž nejen že odděluje krev od vnějšího prostředí, aby nedošlo k jejímu znečištění, ona také umožňuje kontakt s tímto vnějším prostředím pomocí dialyzačního roztoku, aby mohly být odstraněny nežádoucí látky.

Membrány

Pro léčebné dialýzy a tudíž i pro hemodialýzu se používají polopropustné (semipermeabilní) membrány, které slouží jako polopropustný filtr. Tyto membrány jsou navrženy tak, aby propustily vodu a látky s malými molekulami a naopak, aby zabránily průstupu vysokomolekulárním látkám a krevním elementům, jako jsou např. krvinky, jejichž průměr je 6 – 8 μm . U hemodialýzy je nejúčinnější použití tzv. protiběžného toku, což znamená, že dialyzační roztok protéká kolem membrány v opačném směru než krev, tudíž při něm nastává největší rozdíl koncentrací a látky snáze prostupují.

Dialyzační membrány si lze představit jako tenké fólie s určitou šířkou pórů. Podle šířky těchto pórů rozlišujeme membrány high-flux (s většími póry) a low-flux (s menšími póry). V praxi se většinou vyskytují spíše membrány typu high-flux.

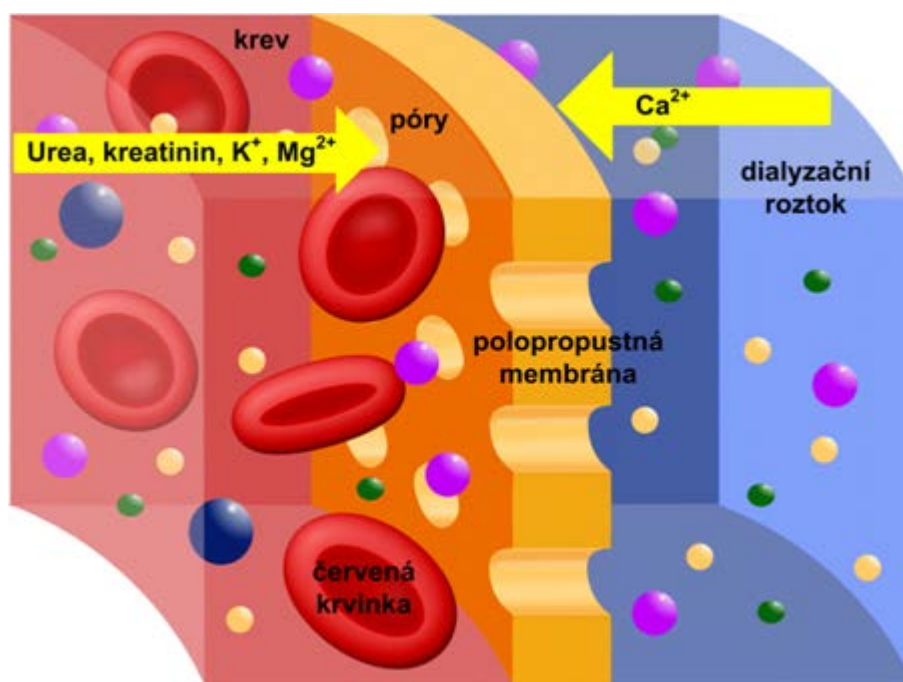
Membrány jsou posuzovány podle jejich smáčivosti (schopnost odstranit nežádoucí katabolity), ultrafiltračního výkonu a jejich biokompatibility.

Prvním materiálem, ze kterého byly vytvářeny membrány, byla celulóza. Základní surovina pro celulózní membrány byla bavlna. Zjistilo se, že povrch těchto celulózních membrán není biokompatibilní, a proto byla tato celulózní membrána modifikována. Dnes jsou používány dva typy modifikované celulózní membrány - cupramidová a substituovaná.

Jiná skupina membrán je tvořena ze syntetických materiálů používající polymery, jako jsou polyakrylonitril, polysulfon, polyamid, polymetylmetakrylát, polykarbonát, polyvinylalkohol atd. Tyto membrány mají asymetrickou stavbu stěny o šířce cca 4 – 5 μm .

Difuze

Difuze je transportní jev, při kterém dochází k přenosu molekul rozpuštěné látky na základě Brownova pohybu (vzájemné srážky mezi molekulami). Difundující látka se šíří z míst s vyšší koncentrací do míst s nižší koncentrací tak dlouho, dokud nedojde k vyrovnaní koncentrace v celém objemu. Rychlost difuze je ovlivněna povahou rozpouštěné látky a teplotou roztoku.



Obr. 13.43 Semipermeabilní membrána.

Dialýza

Dialýzou se nazývá proces, při kterém probíhá transport látek difuzí přes polopropustnou membránu. Různé látky difundují skrz membránu různými rychlostmi, čehož je možno využít k jejich separaci.

Rychlost dialýzy závisí na těchto vlivech:

- na rozdílu koncentrací na obou stranách membrány neboli na koncentračním gradientu,
- na molekulové hmotnosti a velikosti, neboť čím větší je molekulová hmotnost, tím pomalejší je pohyb molekuly v roztoku.

U vlastností membrány platí, že čím je membrána hrubší, čím je množství a velikost pórů menší, tím je přechod látek membránou nižší. Tento přechod je možné zvýšit zvětšením plochy membrány. Na povrchu membrány je průchod látek dále ovlivněn elektrickým nábojem látek, osmotickým gradientem (jehož pole působnosti může být i opačné), případnou absorpcí látek membránou, vrstvou roztoku v blízkosti membrány (membrána se málo pohybuje a snižuje se přechod látek) nebo polarizací rozpustných látek (zároveň probíhající ultrafiltrace pohání rozpustné látky proti membráně a zvyšuje jejich koncentraci).

Osmóza

Osmóza je fyzikální jev, při kterém dochází k difuznímu pronikání kapaliny (rozpuštědla) membránou, která odděluje oblasti s různou koncentrací. Rozpuštědlo difunduje skrz membránu z oblasti s nízkou koncentrací do oblasti s vyšší koncentrací rozpuštěné látky. Dochází tedy k jeho transportu proti směru gradientu koncentrace rozpuštěné látky. Jednou z veličin popisujících tento proces je osmotický tlak. Tento tlak je definován jako tlak, který zajišťuje rovnovážné podmínky, při kterých nedochází k transportu rozpuštědla.

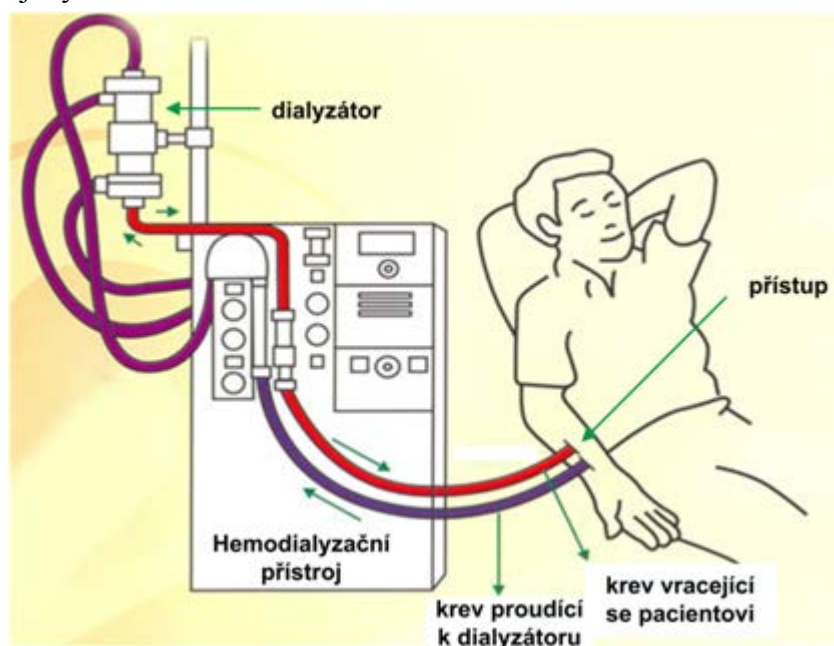
Ultrafiltrace

Ultrafiltrace je kontinuálním přechodem tekutiny přes membránu vlivem rozdílu hydrostatických tlaků, jenž je omezen pouze velikostí pórů na membráně. Ultrafiltrace je závislá na tlacích po obou stranách membrány, kdy tlakového gradientu se dá dosáhnout přetlakem na jedné straně nebo podtlakem na druhé anebo kombinací obou zmíněných možností. Díky ultrafiltraci je umožněna řízená filtrace vody. Prakticky ve všech dialyzátorech nastává tzv. obligátní ultrafiltrace pro pozitivní tlak v krevním kompletu. Tento tlak vzniká pozitivním tlakem ve fistuli pacienta dále výkonem pumpy, odporem uvnitř dialyzátoru a viskozitou krve. Proti obligátní ultrafiltraci působí onkotický tlak bílkovin a osmotický tlak látek rozpuštěných v krvi.

13.4 Vybavení pro hemodialýzu

Hemodialyzační vybavení je možné rozdělit na čtyři základní části hemodialyzační přístroj, arteriální jehly, venózní jehly a dialyzátor (viz Obr. 13.44). Hemodialyzační přístroj si dále pro lepší přehlednost lze rozdělit do dvou oběhů, které budou odděleny dialyzátorem. Mimotělní krevní oběh a oběh věnující se dialyzačnímu roztoku. Do mimotělního krevního oběhu bude patřit např. krevní a heparinová pumpa, čidla pro snímání tlaku, UZV senzory pro detekci vzduchu a optické senzory pro detekci krve.

Druhou část bude tvořit např. blok na mísení dialyzátu, čidla pro měření teploty nebo čidla pro stanovení vodivosti roztoku. Do této části bude patřit také úpravna vody a kontejnery s koncentráty pro přípravu dialyzačního roztoku, ale vzhledem k jejich rozsáhlosti si je rozebereme samostatně. Posledním tématem této kapitoly bude dialyzátor, který je nezastupitelnou součástí přístroje a také jakýmsi děličem těchto dvou oběhů.



Obr. 13.44 Obecné rozdělení přístroje.

13.4.1 Arteriální a venózní jehla

Při hemodialýze je krev do umělé ledviny přiváděna z pacienta krevním setem. Tento krevní set se skládá z dialyzačních jehel nebo cévního katétru a hadiček. Po připojení dialyzační jehly nebo katétru lze provádět dva druhy dialýzy a to jednojehlovou (jednou jehlou je krev střídavě odebírána a vracena zpět) nebo dvoujehlovou dialýzu (zvlášť proudí krev arteriální a zvlášť venózní).

Aby mohla sestra nebo lékař napojit pacienta na umělou ledvinu, musí mít pacient vytvořen cévní přístup. Tento cévní přístup umožňuje v průběhu celého dialyzačního léčení opakované napojování na dialyzační monitor a může být vytvořen již několik týdnů či měsíců před započtím léčby.

Cévní přístup je možné vytvořit zavedením nitrožilního katétru, AV-shuntu nebo graftu. Pacient nemusí mít vytvořen pouze jeden přístup, je běžné, že než dojde k plnému rozvinutí shuntu, je dočasně zaveden také nitrožilní katétr.



Obr. 13.45 Krevní set.

Katétr

Katétr, zvaný též centrální katétr, je umělohmotná trubička. Tato trubička je rozdělená uvnitř na dvě žíly. Vyčnívající konec katétru obsahuje rozvětvení do dvou dalších přípojek, jedna krev odvádí z těla pryč do dialyzátoru a druhá ji nazpět přivádí. Katétr se zavádí do dostatečně velké žíly např. krční (v podklíčkové oblasti) nebo stehenní (v oblasti třísla). Katétrů jsou ohroženy infekcemi a stenózami žil. Netunelový neboli krátkodobý katétr trčí z těla ven, a proto je ohrožen sepsí. Z tohoto důvodu se používá pouze v akutních případech, nejdéle na 1 měsíc. Tunelový či permanentní katétr je veden tunýlkem pod kůží a vyúsťuje nedaleko, nejčastěji na hrudi. Je zaveden v případě oslabení žil, srdce nebo oběhového systému. Permanentní katétr je lépe chráněn před infekcemi.

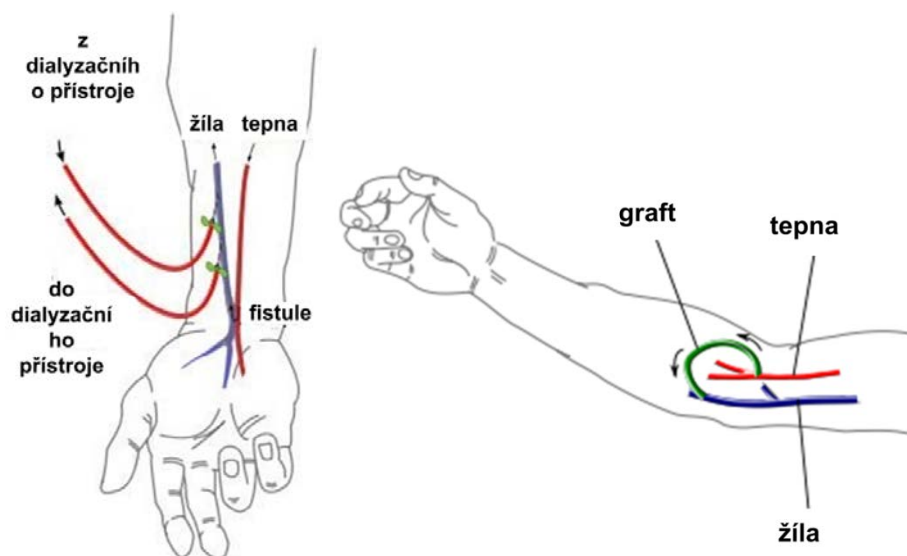


Obr. 13.46 Netunelový (vlevo) a tunelový katétr.

AV-shunt

Arteriovenózní zkrat (AV-shunt nebo píštěl či fistule) je nejlepší variantou cévního přístupu. Chirurg propojí žílu a tepnu, tudíž dojde k vytvoření zkratu a krev začne protékat velkou rychlostí. AV-shunt se šije nejčastěji na předloktí, najdeme ho však také na žíle palce nebo lokte. AV-shunt se začíná používat po šesti týdnech, což je doba kdy dojde k zvětšení žíly a zesílení jejích stěn.

Tento přístup má nejmenší výskyt infekcí a trombóz. Jedinou komplikací může být prokrvení ruky pod zkratem.



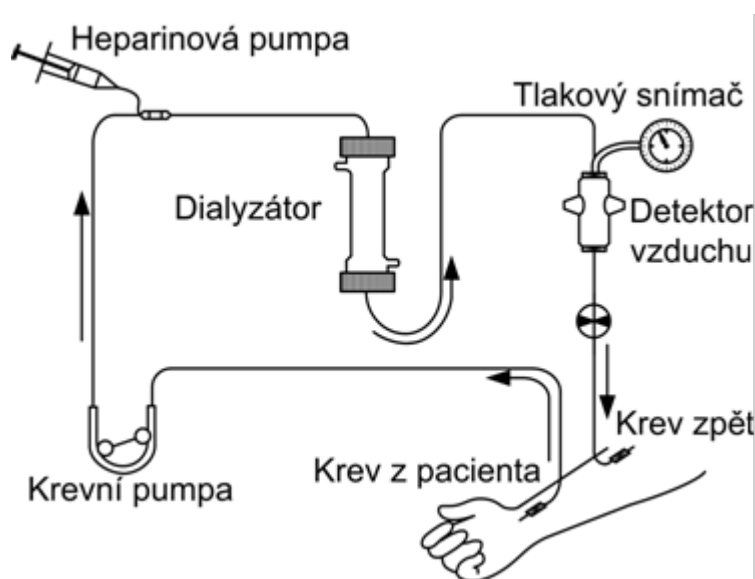
Obr. 13.47 AV-shunt na předloktí (vlevo) a graft.

Graft

Arteriovenózní graft je proveden stejně jako AV-shunt propojením žíly s tepnou. Mezi těmito cévními přístupy je několik rozdílů. Prvním je materiál propojky, protože graft je vytvořen z teflonu, nebo chemicky upravené a sterilizované zvířecí cévy. Druhým rozdílem je rychlost použití. Graft na rozdíl od shuntu lze použít již po 2 – 3 týdnech. Nevýhodou graftu je jeho náchylnost k trombóze a infekci, neboť je to přeci jen cizí materiál v organismu. Grafty se aplikují v případě drobných žil, u kterých hrozí riziko špatného vyvinutí AV-shuntu. Díky značné délce mohou být zavedeny na různých místech například také na krku nebo na stehně.

13.4.2 Mímotělní krevní oběh

Krev přivádíme pomocí cévního přístupu přes mímotělní krevní oběh do dialyzátoru. V tomto oběhu dochází také ke kontinuální heparinizaci. Abychom dostali krev do dialyzátoru, musíme vytvořit krevní průtok. K vytvoření tohoto průtoku nám slouží krevní pumpa. Před touto pumpou se nachází tzv. podtlaková strana, kde můžeme podávat pacientovi infuze a nalézá se zde snímač arteriálního tlaku. Za pumpou se nachází venózní komůrka s detekcí vzduchu a přípojkou na podávání léků (Mg a Fe). Najdeme zde také snímač venózního tlaku a venózní klapku, která je schopná při vyvolání alarmu zamezit průchodu tekutiny hadičkou a současně zastavit pumpu. Nevýhodou přetlakové strany je její náchylnost k prasknutí membrány nebo hadice, proto se zde nalézá množství monitorovacích čidel.



Obr. 13.48 Mímotělní krevní oběh.

Krevní pumpa (arteriální)

Krevní pumpa má za úkol vytvářet průtok přibližně 30 – 600 ml/min při maximální hodnotě čerpacího tlaku 2 bary (1 bar = 105 kPa), obě hodnoty jsou vztahovány k užití hadičky o průměru od 8 mm. Krevní průtok měříme v ml/min, standardně používaná hodnota je kolem 200 ml/min, ale může být nastavena i hodnota vyšší.

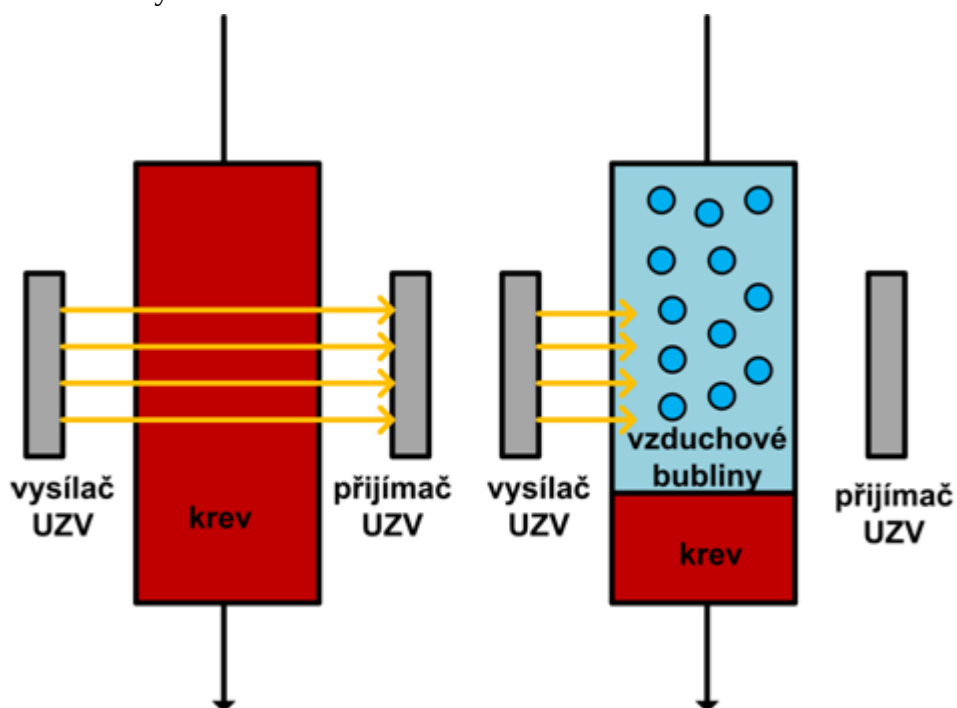
Krevní pumpa by také měla zajistit, co nejmenší poškození krevních buněk a co nejnižší provoz. Mezi nejrozšířenější typy pump patří „rolovací“ pumpy, které stlačují elastickou hadičku vůči tvrdé stěně (podložce) pumpy.

Heparinová pumpa

Heparinová pumpa je tvořena injekční stříkačkou o kapacitě 20 – 50 ml. Tato injekční stříkačka je naplněna heparinem, což je lék zamezující srážení krve. Heparinová pumpa stlačuje píst injekční stříkačky a tak postupně vytlačuje heparin do hadičky, která ho dále přivádí do krve. Pumpa nám samozřejmě umožňuje nastavení rychlosti a množství podávaného heparinu.

Detektor vzduchu a monitorování tlaku

Monitorování tlaků probíhá pomocí snímačů, rozeznáváme snímač pro arteriální tlak a snímač pro venózní tlak. Arteriální snímač kontroluje průtok arteriální krve, tento snímač začne při nedostatečném naplnění hadičky alarmovat. Také venózní snímač kontroluje průtok krve, při špatném odtoku krve tlak stoupá, naopak při malém přítoku tlak klesá. Obě tyto mezní hranice spouští alarm. Venózní snímač je úzce spjat s detektorem vzduchu. Tento detektor (lapač) vzduchu detekuje vzduchové bubliny, které při proniknutí do krevního oběhu, mohou zapříčinit vzduchovou embolii. Pro detekci se užívá ultrazvukových senzorů, kdy venózní komůrka je uložena mezi vysílač a přijímač UZV vln. Stěny komůrky musí pevně dosedat na UZV senzory, aby se dosáhlo bezchybné funkce.



Obr. 13.49 Detektor vzduchu (první nádobka je bez vzduchu, druhá je se vzduchem).

13.4.3 Dialyzátový oběh

V tomto oběhu vzniká dialyzační roztok neboli dialyzát, což je tekutina v dialyzátoru, která pomáhá odstraňovat odpadní látky a přebytečné tekutiny z krve. Roztok je v oběhu ohříván, odvzdušňován, je kontrolováno jeho složení a přítomnost krve. Oběh nám také poskytuje kontrolu ultrafiltrace.

Mísení roztoků

Dialyzát vzniká kombinací vody s koncentrátem, tento dialyzát poté jednorázově prochází dialyzátorem a následně je odveden do odpadu. Míchání roztoků probíhá na základě dvou metod, metoda proporcionálního míchání nebo metoda míchání regulovaného vodivosti.

Metoda proporcionálního míchání spočívá v konstantním poměru mezi přivedenou vodou a koncentrátem. Velkým kladem této metody je maximální jistota, že nedojde k záměně roztoků (acetátový za bikarbonátový) nebo k chybnému složení roztoků.

U druhé metody tedy u míchání regulovaného vodivosti pumpa nasávající vodu nasává zároveň

i koncentrát. Za pumpou je umístěna měřicí sonda vodivosti, která porovnává aktuální vodivost s požadovanou. Pokud není vodivost dostatečně velká, dojde ke zvýšení otáček pumpy a přes cirkulační oběh i ke zvýšení množství koncentráту až do doby, kdy bude vodivost na požadované hodnotě. Kontrola a měření hodnoty vodivosti je prováděno ve dvou na sobě nezávislých okruzích. Obecně udávanou hodnotou vodivosti je $12 - 14 \mu\text{S}$ s tolerancí ± 5 . Výhodou této metody je stálé složení roztoku a také rychlá odezva při změně požadovaných hodnot.

Ohřívání a kontrola teploty dialyzátu

Ohřev roztoku probíhá pomocí elektrických odporových ohřivačů. Tyto ohřivače zahřívají roztok na požadovanou teplotu, která se standardně pohybuje okolo 37°C . Požadovaná teplota se může lišit, neboť ji nastavujeme podle aktuálního stavu pacienta. Když je pacientovi teplo nastavuje se teplota nižší (36°C), naopak je-li mu chladněji, nastavujeme teplotu vyšší (37°C). Pokud dojde k velkému ochlazení dialyzátu, může dojít u pacienta k podchlazení, které se projevuje pocity chladu a zimnicí. Největší hrozbou při ohřívání dialyzátu je přehřátí pacienta, kdy dochází k hemolýze (39°C) nebo denaturaci krevních bílkovin (42°C). Hodnoty teploty lze měnit v rozpětí $35 - 39^\circ\text{C}$, avšak v přístroji samém je nastaveno stálé rozmezí $34 - 40^\circ\text{C}$, které nelze změnit.

Odvzdušnění dialyzátu

Každá tekutina obsahuje plyny. Při práci pumpy a ohřívání se z roztoku mohou uvolnit nežádoucí plynové bubliny, které snižují výměnnou plochu membrány o $10 - 20\%$. Membrána je pro plyny průchodná, tudíž mohou procházet v obou směrech. Odstranění bublin se provádí automaticky, buď pod tlakem, nebo krátkým ohřevem na $80 - 90^\circ\text{C}$.

Kontrola složení dialyzátu

Kontrola složení dialyzátu je jedna z nejdůležitějších funkcí. Kdybychom v dnešní době při používání velkých výměnných ploch dialyzátorů namíchali nesprávný roztok, mohlo by velmi snadno dojít ke stavu, který by ohrožoval život pacienta. Pacientovi by hrozila hypo- nebo hyperiontnemie pro ionty vápníku, draslíku a magnézia. Tyto jednotlivé elektrolyty není možné v dialyzátu změřit, v dialyzátu dochází pouze k měření vodivosti, kterou nejvíce ovlivňuje sodík a ostatní ionty ji ovlivní jen minimálně. Bohužel měření vodivosti nezachytí nebezpečné látky jako formaldehyd nebo persteryl (citrosteryl), musíme se tedy spolehnout na přesné složení roztoků a přesnost mísících zařízení.

Kontrola ultrafiltrace

Odvodnění ani zavodnění není stav, který bychom chtěli pacientovi navodit, a z toho důvodu je nutné kontrolovat průběh ultrafiltrace. Pro regulaci ultrafiltrace používáme jako orientační bod hodnotu transmembránového tlaku, který je měřen elektromagneticky nebo volumetrickým bilancováním. Toto volumetrické bilancování je vhodné pro dialýzy s membránami typu high-flux nebo hemofiltraci.

Kontrola dialyzátu na přítomnost krve

Detektory pro přítomnost krve v roztoku jsou tvořeny optickými senzory, které pracují na principu fotobuňky. Tato fotobuňka pracuje s normálním, infračerveným a monochromatickým světlem, nereaguje ovšem jen na zbarvení roztoku hemoglobinem, ale i na zbarvení jinými příměsemi. Hemoglobin se do roztoku dostává při prasknutí membrány. Prasknutí může být viditelné, kdy dojde ke zbarvení roztoku, nebo neviditelné, kdy se uplatňují tyto optické senzory. Citlivost senzorů je asi 0,05 ml krve na litr dialyzátu.

Čištění a dezinfekce

Dialyzační membrána dokáže zabránit průchodu bakterií a mikroorganismů, avšak nedokáže zabránit proniknutí toxinů, které mohou způsobit pyrogenní reakce. Nejdříve je přístroj propláchnut teplou vodou (37 °C), následuje horká sterilizace při 80 – 90 °C. Vše je ukončeno chemickou dezinfekcí formaldehydem nebo kyselinou peroctovou. Formaldehyd se aplikuje v koncentraci 1 – 3 %, kyselina peroctová v koncentraci 0,2 – 0,5 %, oba po dobu 30 minut.

13.4.4 Úprava vody pro dialýzu

Vodní čisticí systém je nepostradatelnou součástí hemodialýzy. Neočištěná voda může obsahovat kontaminované minerály (Al, chloraminy, fluoridy, Cu a Zn) nebo bakteriální endotoxiny, které by se po smíchání s koncentráty staly součástí dialyzátu a dostaly se do krve, čímž by došlo k vážnému ohrožení pacienta. Z tohoto důvodu musí být voda určená k hemodialýze před svým použitím bezpečně očištěna.

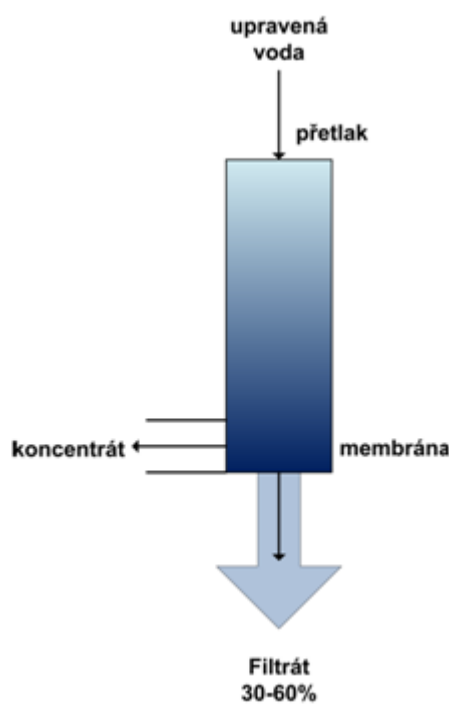
Očištění

Vše začíná filtrací a zahříváním, poté následuje úprava pH přidáním kyselých nebo zásaditých složek. Voda je změkčena a proudí do nádrže s aktivním uhlím, kde se absorbují organické látky. První část očištění je zakončena průstupem vody přes membránu s velice tenkými póry, kterou nazýváme membrána reverzní osmózy. Při průchodu přes tuto membránu jsou zachyceny velmi malé části, jako jsou elektrolyty. Konečné odstranění elektrolytů se uskuteční v nádrži, kde jsou kationty a anionty odstraněny a nahrazeny hydroxylovými a hydrogenovými molekulami, tímto nám vznikne ultračistá voda.

Reverzní osmóza

Je to proces, při kterém voda prochází přes membránu s velice malými póry. Tato membrána je schopná zachytit až 99 % elektrolytů obsažených ve filtrátu. Voda je tedy po reverzní osmóze téměř úplně očištěna od anorganických i organických látek a mikroorganismů.

Principem této metody je působení vysokého tlaku na roztok s vyšší koncentrací solí, kde tlak umožní vodě průchod přes membránu, která zachytí bakterie, viry, pyrogeny, kationty (Na, K, Ca) nebo anionty (Cl, nitráty, sulfáty, bikarbonát). Hodnota tlaku se pohybuje okolo 0,7 – 3,0 MPa a materiálem membrán bývá acetátová celulóza nebo aromatické polyamidy.



Obr. 13.50 Reverzní osmóza.

13.4.5 Koncentráty

Koncentráty spolu s upravenou vodou vytváří dialyzační roztok, poměr mezi koncentrátem a vodou bývá 1:34. Rozlišujeme dva druhy koncentrátů, kyselý a bikarbonátový. Jejich použití bude vysvětleno pomocí acetátové a bikarbonátové hemodialýzy.

Acetátová hemodialýza

Při acetátové hemodialýze je používán pouze jeden kanistr s koncentrátem. Hlavní složkou tohoto kyselého koncentrátu je acetát. V játrech se z tohoto acetátu metabolickou přeměnou stává bikarbonát. Používání kyselého roztoku umožnilo vytvořit stabilnější roztok a jeho delší skladování. Zkracováním dialyzačního procesu se zvýšil přívod acetátu, který se nestačil metabolizovat a hromadil se v játrech. Z tohoto důvodu je dnes používání acetátové hemodialýzy na ústupu.

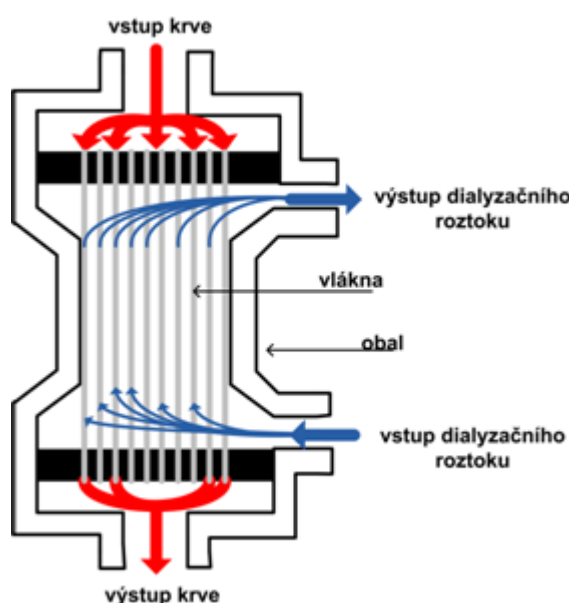
Bikarbonátová hemodialýza

Pro bikarbonátovou dialýzu jsou potřebné dva koncentráty, bikarbonátový koncentrát a kyselý koncentrát. Kyselý koncentrát je tvořen NaCl , KCl , $\text{MgCl}_2 \times 6\text{H}_2\text{O}$, $\text{CaCl}_2 \times 2\text{H}_2\text{O}$, kyselina octová 100 % a bikarbonátový koncentrát NaHCO_3 (natriumhydrogenkarbonát). Koncentráty jsou do dialyzačního přístroje přiváděny odděleně dvěma nezávislými membránovými pumpami. Zde se poté mísí s vodou v poměru 1:27,6 pro NaHCO_3 a 1:34 pro kyselý koncentrát. Po smísení reaguje kyselina octová z kyselého koncentrátu s bikarbonátem za vzniku kyseliny uhličitě a acetátu sodného. Při zahřátí směsi koncentrátů a upravené vody dochází ke vzniku nebezpečné soli kalcia a magnézia, proto je nutné přístroj po každém použití od těchto solí vyčistit.

13.4.6 Dialyzátor

Dialyzátor je v podstatě velký kanistr obsahující tisíce malých vláken, přes které proudí krev a do kterých je pumpován dialyzační roztok. Krev i roztok proudí v navzájem opačných směrech, tzv. protiproudový systém. Vlákná dialyzátoru jsou nástrojem k odstranění škodlivých a nežádoucích látek z krve, kde tyto látky difundují do roztoku, který je odváděn do odpadu.

Dialyzátory se skládají z membrány, obalu, z mezivrstev mezi plátny a cívkami a ze zalévací hmoty.



Obr. 13.51 Dialyzátor.

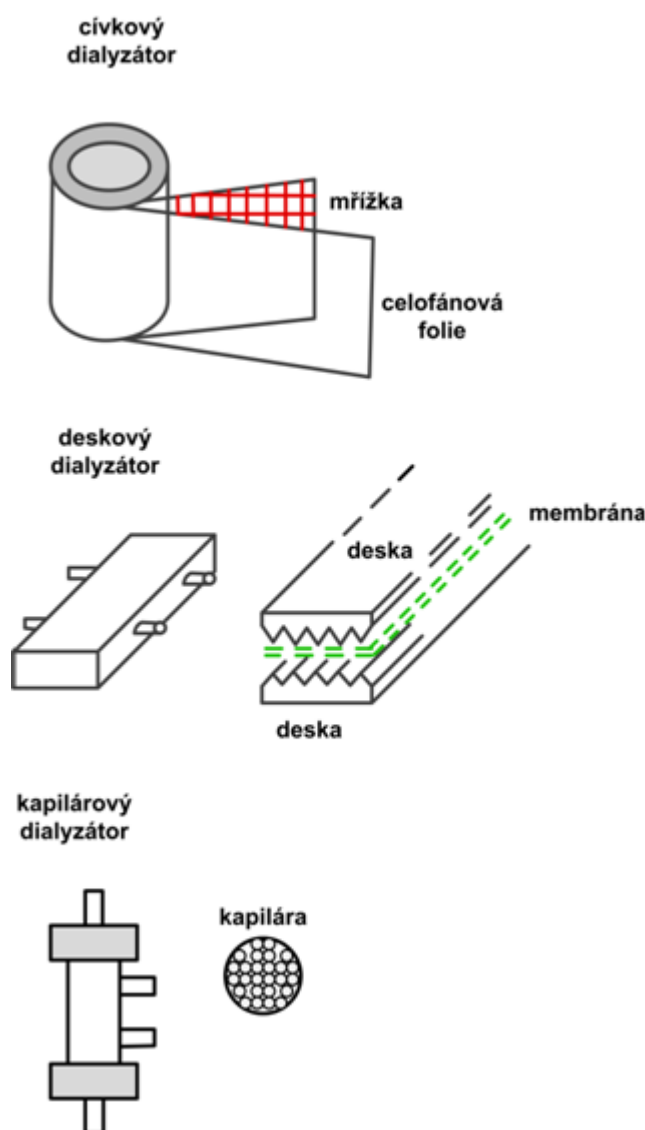
Typy dialyzátorů

Dialyzátory můžeme členit do tří typů - cívkový, deskový a kapilárový (viz Obr. 13.52).

Cívkový dialyzátor je nejstarším druhem dialyzátorů na jedno použití, jejich nedostatkem je vysoký plnicí objem způsobený jejich roztažitelností, velký zbytkový objem krve a kvůli velkému vnitřnímu odporu také značné množství ultrafiltrátu. V dnešní době se používá ojediněle.

Deskový dialyzátor je tvořený denzidestickami z umělé hmoty, které mají na svém povrchu vyvýšeniny, čímž umožňují skoro kapilárový průtok krve. Roztažitelnost je malá, tudíž i zbytkový objem je malý a vnitřní odpor se také zmenšuje. Dialyzátor má průsvitný obal, aby bylo možné detekovat krevní sraženiny či vzduchové bubliny. Konstantní objem a pevnost obalu také umožňují lepší regulaci ultrafiltrátu.

Kapilárový dialyzátor je dnes nejpoužívanějším typem dialyzátorů. Tvoří ho 10 – 15 tisíc kapilár uzavřených v průsvitném obalu. Tyto kapiláry jsou velice pevné, a proto nepotřebují již žádné podpurné tkanivo. Konce kapilár jsou zality v polyuretanu. I zde je malý vnitřní odpor, zbytkový krevní objem a plnicí objem. Výhodou těchto dialyzátorů je také možnost jejich opětovného použití neboli reuse. Z důvodů jednoduššího srážení krve v úzkých kapilárách vyžaduje dialýza s tímto dialyzátorem vyšší heparinizaci.



Obr. 13.52 Typy dialyzátorů.

Parametry dialyzátoru

Při výběru dialyzátoru jsou pro nás důležité tyto parametry: typ, plocha, účinnost a schopnost ultrafiltrace dialyzátoru, plnicí a zbytkový objem, způsob sterilizace, množství možných ruptur a nakonec vnitřní odpor.

Typ dialyzátoru a membrány

Tyto parametry již byly probrány výše (viz Typy dialyzátorů a Membrány).

Plocha dialyzátoru

Rozměry plochy se běžně pohybuje v rozmezí od $0,2 - 2,2 \text{ m}^2$. Pro dospělé pacienty se velikost plochy pohybuje kolem $1,8 \text{ m}^2$, u dětí je hodnota menší přibližně $0,6 - 1 \text{ m}^2$.

Účinnost dialyzátoru

Je to schopnost dialyzátoru odstraňovat rozpustné látky z krve, definujeme ji jako clearance C . Jak již víme, probíhá toto odstraňování přes membránu na základě difuze. Vzhledem k tomu, že na krevní straně je větší koncentrace, je výkonnější difuze směrem do roztoku.

Účinnost je ovlivňována průtokem roztoků a udržováním hodnoty koncentračního gradientu.

Zvýšíme-li proudění roztoků (krve nebo dialyzátu), zvýší se i účinnost, kdy se krevní průtok pohybuje v rozmezí 200 – 400 ml/min a průtok dialyzátu kolem 0,5 l/min. Stálost koncentračního gradientu je zajišťována přívodem nového dialyzátu a jeho prouděním proti proudu krve. Veličina clearance představuje hypotetický objem krve, který je úplně očištěn od dané látky za minutu. Tento vztah můžeme popsat rovnicí:

$$C = \frac{V \cdot U}{P} \quad (13.2)$$

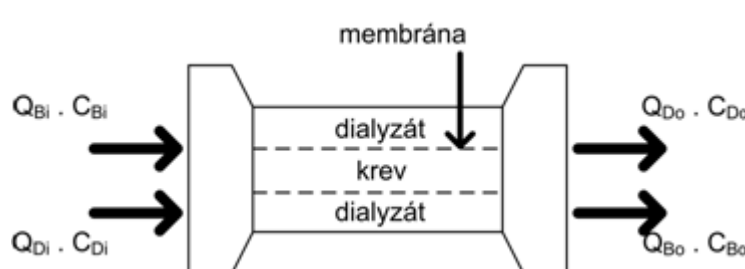
kde:

C ...clearance,

V ...objem moči,

U ...koncentrace látky v moči,

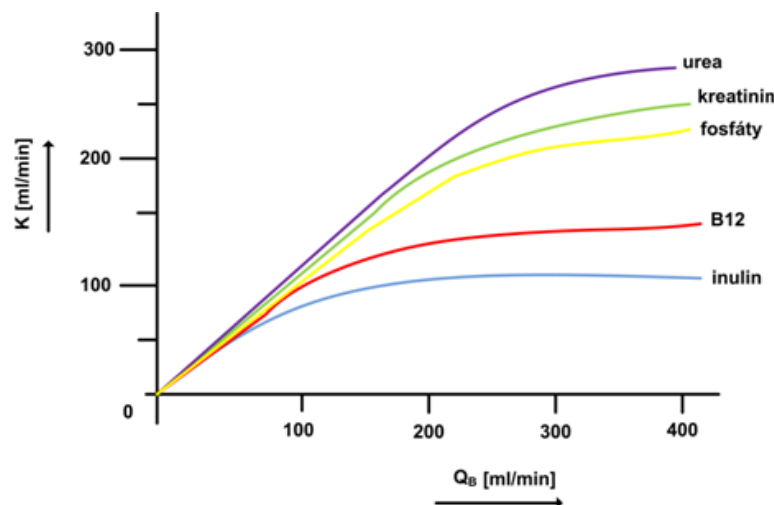
P ...koncentrace látky v plasmě.



Obr. 13.53 Clearance v rámci dialýzy.

Na obrázku (Obr. 13.53) vidíme dialyzátor rozdělený do krevních a dialyzátových částí, vyznačen je také průtok Q , koncentrace C , vstup i , výstup o z dialyzátoru, krev B a dialyzát D . Součástí obrázku jsou také rovnice, které znázorňují průtok krve a dialyzátu při vstupu (input) a výstupu (output) do dialyzátoru. Úpravou těchto rovnic získáme novou rovnici pro výpočet clearance, kde Q_B je průtok krve dialyzátorem, C_{Bi} je koncentrace látky na začátku, C_{Bo} je koncentrace na konci dialyzátoru:

$$C = \frac{Q_B \cdot (C_{Bi} - C_{Bo})}{C_{Bi}} \text{ ml/min} \quad (13.3)$$



Obr. 13.54 Graf zobrazující závislost clearance na průtoku krve pro látky s různou velikostí molekul.

Vzhledem k rovnici můžeme tedy říct, že hodnota clearance závisí na průtoku krve a dialyzátu a na rozdílu koncentrace látky při vstupu a výstupu neboli závisí na přechodu látky přes membránu. Hodnota C se liší také v závislosti na velikosti molekul.

Ultrafiltrace

Během doby mezi dialýzami se pacientům v těle hromadí voda, kterou je potřeba v průběhu dialýzy odstranit. U ultrafiltrace se nejvíce projevuje hydrostatický tlak působící na membránu. Tento tlak nazýváme transmembránový tlak (TMP) a je roven rozdílu mezi tlakem krve na výstupu a vstupu dialyzátoru. TMP se pohybuje v rozmezí 22 – 52 kPa (200 – 400 mmHg), překročí-li tlak hodnotu 65 kPa, může způsobit rupturu membrány. Transmembránový tlak lze také spočítat pomocí koeficientu ultrafiltrace, např. musíme za hodinu odstranit 600 ml vody a ultrafiltrační koeficient membrány $K_{UF} = 2$, poté výpočet bude $600:2 = 300 \text{ mmHg} = 39 \text{ kPa}$ transmembránového tlaku.

Hodnoty ultrafiltračního koeficientu:

- 2 - 4 $\text{ml}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{mmHg}^{-1}$ znamená nízkou propustnost pro vodu,
- 4 - 8 $\text{ml}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{mmHg}^{-1}$ střední propustnost,
- nad 8 $\text{ml}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{mmHg}^{-1}$ vysokou propustnost pro vodu.

Některé syntetické membrány mohou mít tento koeficient až $50 \text{ ml}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{mmHg}^{-1}$, tyto membrány se používají pro hemodiafiltraci nebo hemofiltraci. V tomto případě mohou i malé odchylky transmembránového tlaku způsobit značnou ztrátu vody z pacienta, proto se používají jen v případě kontrolované ultrafiltrace.

Skutečné hodnoty ultrafiltrace jsou o 5 – 30 % nižší než jsou udávané hodnoty, jelikož ultrafiltrace je ovlivňována onkotickým tlakem bílkovin a srážením krve v dialyzátoru.

Plnicí a zbytkový objem

Plnicí objem je objem krve, který je zapotřebí k naplnění krevního příslušenství dialyzátoru a zbytkový objem je objem krve, která zůstane v dialyzátoru po skončení dialýzy. Plnicí objem bývá obecně mezi 50 – 70 ml. Objem krve v sítu se pohybuje kolem 100 – 250 ml, celkový extrakorporální objem krve je proto 150 – 320 ml.

Způsob sterilizace

Ke sterilizaci se ve většině případů používá etylenoxid, výjimku tvoří kapilárové dialyzátory. V kapilárových dialyzátorech je totiž obsažen polyuretan (jsou jimi zality), který na sebe může etylenoxid vázat, proto se ke sterilizaci používá gama záření nebo pára.

Množství ruptur

Výskyt těchto ruptur membrány je méně než 1 %.

Vnitřní odpor dialyzátoru

Tento odpor lze vyjádřit jako tlakovou ztrátu neboli rozdíl tlaků na vstupu a výstupu dialyzátoru. Při vysokých hodnotách odporu nejsme schopni nastavit nulovou ultrafiltraci, což je nepříjemné pro pacienty, kteří mezi dialýzami nepřibrali na váze, jelikož jim musí být podáván fyziologický roztok pro doplnění tekutin.

Opakované použití dialyzátoru

Jako každá metoda má i opakované použití dialyzátoru své klady a zápory. Za kladné můžeme považovat snížení nákladů a za záporné možné výskyty mikroorganismů v dialyzátoru, což znamená, že proplach musí zaručit odstranění bakterií a dostatečnou účinnost. Proplachovat můžeme ručně nebo pomocí přístroje. Při proplachu používáme vodu z reverzní osmózy.

Pro opětovné použití nejčastěji používáme kapilárové dialyzátory, které mají stabilní objem a jejichž kapiláry jsou neroztažné. Před koncem dialýzy se při návratu krve používá alespoň 200 ml 0,9 % NaCl, pacient se potom odpojí a dialyzátor se propláchne zbytkem roztoku. Arteriální i venózní hadice se poté odstříhnou asi 20 cm od dialyzátoru, který se přenese na proplachovací zařízení. Proplachování dialyzátorů speciálním přístrojem má výhody v plnoautomatickém provozu, ale i v desinfekci a zjištění plnicího objemu.

Pro opětovné použití je vhodný jen dialyzátor, který má plnicí objem alespoň 80 % původního. U kapilárových dialyzátorů bylo zjištěno, že se pro ureu a kreatinin po znovupoužití snižuje podstatně méně než plnicí objem. Při prvních třech použitích se tyto hodnoty mění nepodstatně. Po propláchnutí se dialyzátor naplněný desinfekčním roztokem označí jménem pacienta a počtem použití a uloží se do chladu. Před dalším použitím se musí důkladně propláchnout fyziologickým roztokem.

Opětovné použití dialyzátoru není vhodné pro pacienty s vyšším srážením krve, s hepatitidou nebo s febrilními onemocněními.

13.4.7 Zaručení bezpečnosti dialyzátového a krevního okruhu

Při každodenním provozu v hemodialyzačních střediscích je nezbytné zabezpečit, aby celý proces probíhal bez větších komplikací. Musíme si totiž uvědomit, že při dialýze je pacient napojen několik hodin na mimotělní krevní oběh a jakákoli komplikace se může stát ohrožujícím faktorem pro jeho život. Proto při výběru přístroje musíme dbát na tyto zásady:

- zaručená elektrická bezpečnost přístroje,
- regulace a monitorování důležitých funkcí musí být zajištěno dvěma na sobě nezávislými okruhy,
- u všech členů musí být v případě poruchy zaručeno samočinné vypnutí a spuštění alarmu tzv. princip "fail-save",
- kontrola proniknutí nesprávného roztoku do dialyzátoru,
- při výpadku uchování informace o desinfekci a propláchnutí, aby nedošlo k použití ne-desinfikovaného nebo nepropláchnutého přístroje.

Shrnutí

Mimotělní oběh, kanyla, válečková pumpa, oxygenátor, priming, hemodialýza, difúze, ultrafiltrace, osmóza, dialyzátor, clearance, infuzní pumpa, peristaltické čerpadlo, detektor bublin, kapkový detektor, trubkové a startovací křivky, lineární dávkovač, krevní pumpa, plazmaferéza, enterální pumpa, inzulínová pumpa, injektor, chemoterapeutická látka, termotoxicita, cytotoxicita, katétr, AV-shunt, graft, reverzní osmóza.

Kontrolní otázky

1. Z čeho se skládá systém pro mimotělní oběh?
2. K čemu slouží a z čeho je složen oxygenátor?
3. Vysvětlete pojmy difúze, ultrafiltrace, osmóza, clearance.
4. Rozdělte dialyzátory a uveďte, který je nejpoužívanější a proč.
5. Uveďte základní rozdělení infuzní techniky a stručně popište.
6. Popište princip peristaltického čerpadla. Jaké jsou jeho výhody a nevýhody?
7. Na jakém principu pracuje detektor bublin a proč je jeho přítomnost v systému důležitá?
8. Jaké je uplatnění infuzních pump v klinických oborech?
9. Popište úpravu vody pro dialýzu. Na jakém principu pracuje reverzní osmóza?
10. Uveďte parametry dialyzátoru.

Literatura

[BRO95], [DRU96], [DSH02], [DSH03], [DSH04], [DSH05], [DSH06], [DSH07], [DSH08], [DSH09], [DSH10], [DSH11], [CHM97], [CHM01], [KAN20], [KOV93], [KRE20], [LAI20], [LON20], [NAV03], [OPA20], [PEN04], [PEN08], [POS20], [ROZ06], [ROZ20], [ROZ21], [SLA00], [SMR20], [SIL07], [VEJ01], [WWW22], [WWW23], [WWW24], [WWW25], [WWW26], [WWW27], [WWW28], [WWW29], [WWW30], [WWW31], [WWW32], [WWW33], [WWW34], [WWW35], [WWW36], [WWW37], [WWW38], [WWW39], [ZAV06]

14 Biochemické laboratoře. Biochemie, hematologie.

Čas ke studiu: 3 hodiny

Cíl studia:

- vysvětlit princip biochemických analyzátorů
- pochopit způsoby vyšetření v hematologických laboratořích

14.1 Přístrojové vybavení biochemických laboratoří

14.1.1 Centrifugy

Odstřed'ování je jedna z technik, která se používá na oddělení částic z roztoků a z kapalných fází. Množství rozličných typů odstředivek, určených často na speciální účely a množství metodik umožňuje nejen účinné dělení jednotlivých látek nacházejících se ve směsi, ale také jejich charakterizaci.

Pohyb částice v centrifugačním poli závisí na její hmotnosti, tvaru a hustotě, ale také na vlastnostech roztoku, ve kterém se pohybuje.

Základní matematické vyjádření této situace popisuje vztah (14.1). Levá strana rovnice vyjadřuje gravitační sílu působící na částici. Pravá strana vyjadřuje sílu tření, která se rovná součinu rychlosti pohybu částice v a koeficientu tření dle rovnice (14.2).

$$\frac{4}{3} \cdot \pi \cdot r^3 \cdot g \cdot (\rho_c - \rho) = 6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot r_c \cdot v \quad (14.1)$$

kde:

g [$\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$]...gravitační zrychlení,

ρ_c [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$]...hustota částice,

ρ [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$]...hustota roztoku,

η [$\text{Pa} \cdot \text{s}$]...koeficient viskozity prostředí.

$$f_0 = 6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot r_c \quad (14.2)$$

Pro uživatele je nejzákladnější částí centrifugy rotor. V současnosti jsou nejvíce používané tyto typy rotorů: úhlové, výkyvné, vertikální.

Úhlový rotor

Zkumavky se vkládají do otvorů, které jsou navrtány symetricky a pod stejným úhlem. Použití hlavně na sedimentování.

Výkyvný rotor

Tyto rotory mají pouzdra, která jsou určena na vložení zkumavek, zavěšená na hmotě rotoru. Při otáčení se pouzdra vychýlí do polohy, při které je osa zkumavky ve směru délky přibližně kolmá na osu rotoru.

Vertikální rotor

Zkumavky s gradientem hustoty se umístí do vertikální polohy a v této poloze setrvávají po celou dobu odstřed'ování. Během odstřed'ování dojde k přeměně gradientu hustoty z vertikálního na

horizontální. Po skončení dělení a po zastavení rotoru se gradient dostává zpět do výchozí pozice. Lze použít větší gravitační zrychlení při větších objemech než u výkyvných rotorů. Dochází ke zkrácení doby centrifugace až o 80 %. Je však nutná velmi pomalá akcelerace a decelerace, hlavně při malé frekvenci otáčení (do 1000 otáček/min).



Obr. 14.1 Úhlový rotor (vlevo) a výkyvný rotor.

Rozdělení centrifug podle parametrů:

vysokootáčkové (až 25 000 otáček/min.) x nízkootáčkové (do 1000 otáček/min.)
velkokapacitní (až 6 x 1200 ml) x malé (4 x 100 ml).

14.1.2 Spektrofotometrie

Optické metody se zakládají na interakci hmoty s elektromagnetickým zářením s různou vlnovou délkou. Většina těchto metod spadá do skupiny metod označovaných jako **spektrofotometrické metody**. Mimo tuto skupinu patří metody, při kterých se hmota mění – **fotochemické metody** a **emisní spektroskopie**.

Při spektrofotometrii se zaměřujeme na samotnou zkoumanou látku. Snažíme se o její identifikaci, určení koncentrace apod.

Spektrofotometrie je optická absorpční metoda, využívající monochromatického záření UV, VID a IR spektra, získaného pomocí hranolového nebo mřížkového monochromátoru. Záření je hmotou částečně absorbováno, to znamená, že je snížena jeho intenzita. Pozorovatelná absorpce elektromagnetického záření při přechodu přes hmotu může nastat pouze tehdy, když záření může zapříčinit změny v rozložení a v pohybu elektronů, atomů nebo molekul. Schopnost způsobit uvedené změny je dána specifickou frekvencí (tj. energií) záření.

Množství absorbovaného toku záření nelze měřit přímo. Je však možné vyjádřit podíl zářivého toku z prostředí vystupujícího a do prostředí vstupujícího, který se označuje jako transmitance. Transmitance je však pro analytické účely nevhodná, neboť grafickým vyjádřením její závislosti je hyperbola. Matematickou úpravou (vezmeme záporný logaritmus transmitance) získáme veličinu nazývanou absorbance, jejíž závislost na koncentraci je lineární. Tuto závislost vyjadřuje Lambert-Beerův zákon formulovaný vztahem:

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot d \quad (14.3)$$

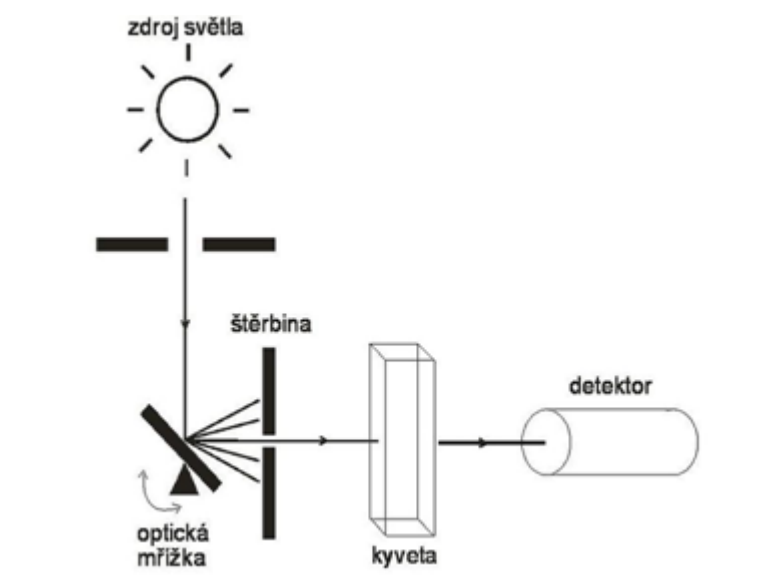
kde:

A [–]...absorbance = $-\log(I/I_0)$,

ε [$\text{l} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$]...molární extinkční koeficient,

c [$\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$]...molární koncentrace,

d [cm]...šířka kyvety.



Obr. 14.2 Základní schéma spektrofotometru. (Wikipedia - Martin Vejražka)

Využití spektrofotometrie:

- **kvantitativní analýza** (měření koncentrace) - sestavení kalibrační křivky při konstantní frekvenci; závislost $A = f(c)$,
- **kvalitativní analýza** (určení látky) - každá látka má jiný průběh závislosti absorbance v závislosti na frekvenci záření,
- **oximetrie** - posouzení absorpčních vlastností hemoglobinu a jeho derivátů,
- **nefelometrie a turbidimetrie** - tyto metody jsou označovány jako zákaloměrné. Při průchodu záření přes opticky nehomogenní koloidní roztok se sníží jeho intenzita rozptylem do prostředí. Rozptyl je způsoben lomem a odrazem světla na jednotlivých částicích prostředí. Při nefelometrii se vyhodnocuje intenzita bočního světla ($\theta = 90^\circ$). Při zpracování silně zakalených roztoků měříme zeslabení záření ve směru jeho postupu ($\theta = 0^\circ$). Tato metoda se nazývá turbidimetrie,
- **denzitometrie** - popis níže viz Elektroforéza.

Základní technické parametry:

- zdroj záření - pulzní deuterium, wolfram, halogenová lampa,
- detektor - křemíková fotodioda,
- vlnová délka - 190 – 1100 nm,
- kyvety - křemíková ultramikro kyveta (70 μ l) a křemíková makro kyveta (4,5 ml).

14.1.3 Elektroforéza

Elektroforetické metody se používají na separaci látek, buněk a jiných částic, které nesou elektrický náboj. Látky musí mít charakter iontů nebo amfolytů (látky, které mají kladné i záporné náboje). Vystavíme-li směs takovýchto látek v určitém prostředí působení elektrického pole, začnou se molekuly látek (částice) pohybovat. Na částice působí dvě síly, a to odporová síla (pravá strana rovnice) a síla elektrického pole (levá strana rovnice), (14.4). Z ustáleného stavu, kdy účinky obou sil se rovnají, určíme vztah pro rychlost pohybu částic v (14.5).

$$E \cdot Q = 6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot r \cdot v \quad (14.4)$$

$$v = \frac{E \cdot Q}{6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot r} \quad (14.5)$$

kde:

E [$V \cdot m^{-1}$]...intenzita elektrického pole,

Q [C]...náboj částice,

r [m]...poloměr částice,

η [Pa·s]...viskozita.

Pohyblivost (rychlost) částic tedy podle vztahu (14.5) závisí na velikosti náboje, velikosti a tvaru molekul, podmínkách prostředí a síle elektrického pole.

Elektroforéza se uskutečňuje v prostředí volného elektrolytu (volná elektroforéza) nebo v pórovitých nosičích, které jsou navlhčené elektrolytem.

Základní zařízení pro elektroforézu se skládá z elektroforetické komory (kyveta, kolóna, válec) a zdroje stejnosměrného elektrického napětí. Elektroforetická komora má katodový a anodový prostor, ve kterém jsou příslušné elektrolyty, a prostor na umístění nosiče. Nosič se spojuje s elektrolyty pomocí vodivých můstků (např. filtrační papír). Zdroj stejnosměrného napětí by měl poskytovat stabilizované (konstantní) napětí nebo proud.

Dělení podle potenciálového spádu:

- nízko napěťová elektroforéza ($< 20 V \cdot cm^{-1}$),
- středně napěťová elektroforéza ($20 - 50 V \cdot cm^{-1}$),
- vysoko napěťová elektroforéza ($> 50 V \cdot cm^{-1}$).

Dělení podle použitého stejnosměrného elektrického pole:

- nízko voltová elektroforéza ($100 - 300 V$),
- středně voltová elektroforéza ($300 - 1\,500 V$),
- vysoko voltová elektroforéza ($3\,000 - 10\,000 V$).

Rozdělení elektroforézy, podle prostředí ve kterém probíhá:

- volná,
- zónová - na inertním nosiči nebo na nosiči vykazující specifické interakce jako je např. síťový efekt,
- sloupcová tj. izoelektrická fokusace,
- izotachoforéza.

Některé prameny uvádějí dělení jen na volnou a zónovou elektroforézu, přičemž sloupcová elektroforéza a izotachoforéza je součástí zónové elektroforézy typu PAGE.

Volná elektroforéza

Uskutečňuje se v prostředí volného elektrolytu, bez použití stabilizujícího prostředí. V celém prostoru kyvety je nutno udržovat konstantní teplotu, aby teplotní rozdíly nezpůsobily proudění kapaliny a tím promísení rozdělených látek. Vyhodnocení rozdělené směsi se provádí přímo v kyvetě nejčastěji interferometricky. Vlastní provedení je náročné, potřebná aparatura drahá, a proto se v současné době volná elektroforéza již nepoužívá a byla nahrazena jednodušší zónovou elektroforézou na nosičích.

Zónová elektroforéza

U zónové elektroforézy je roztok stabilizován porézním prostředím nazývaným nosič elektrolytu. Podle vlastnosti nosiče a jeho vlivů na dělení látky rozdělujeme nosiče na:

- inertní, kam patří papír, acetát celulózy, agarový a agarózový gel a jiné. Agar se získává z mořských řas, není chemicky jednotná látka, ale směs dvou polysacharidů (agarózy a agaropektinu). Agaróza je polymer disacharidů agarobiózy, pro elektroforézu je výhodnější, neboť se neuplatňuje nežádoucí vliv elektroendoosmózy,
- vykazující specifické interakce, nejčastěji se uplatňuje síťový efekt, takže k elektroforetickému dělení látek podle velikosti jejich náboje přistupuje i dělení molekul podle jejich velikosti a tvaru. Mezi tyto nosiče patří např. škrobový nebo polyakrylamidový gel.

Pro elektroforézu na polyakrylamidovém gelu se často používá mezinárodní zkratka PAGE (polyacrylamide gel electrophoresis).

Konvenční PAGE je podobná elektroforéze na agaróze, jen místo agarózy se jako nosič používá polyakrylamidový gel homogenního složení. Látky se dělí nejen na základě elektrického náboje, ale i velikosti molekul. Ve větší míře se zde uplatňuje právě efekt molekulového síta.

Sloupcová elektroforéza - izoelektrická fokusace

IEF (Isoelectric Focusing) - metoda pro zvýšení citlivosti (rozlišení) u elektroforézy. Elektrolyzou směsi vhodných amfoterních látek se vytvoří v koloně gradient pH. V koloně s gradientem pH určité oblasti pak probíhá separace bílkovinných složek tak dlouho, až každá jednotlivá složka dospěje do oblasti pH svého izoelektrického bodu, kdy je její efektivní pohyblivost nulová. Protože se jednotlivé bílkoviny liší svým izoelektrickým bodem, můžeme je tímto velmi účinným postupem snadno rozdělovat i ze složitých směsí.

Izotachoforéza

U izotachoforézy je vzorek vnášen mezi dva různé elektrolyty s odlišnou pohyblivostí iontů. Můžeme dělit buď kationty nebo anionty. V uspořádání pro dělení kationtů obsahuje katodový prostor a celá kolona tzv. vedoucí elektrolyt. Jeho kationty musí mít větší pohyblivost než kterýkoliv z kationtů obsažených ve vzorku. Anodový prostor je zaplněn tzv. koncovým elektrolytem, jehož kationty mají menší pohyblivost než kterýkoliv kationt ze vzorku. Vzorek mezi těmito dvěma elektrolyty se po připojení napětí začne dělit podle pohyblivosti jednotlivých složek. Po určité době jednotlivé složky vytvářejí zóny seřazené těsně za sebou podle klesající pohyblivosti kationtů. Tyto zóny se pohybují všechny stejnou rychlostí směrem ke katodě. To, že pomalejší kationty se pohybují stejně rychle jako pohyblivé kationty vedoucího elektrolytu je možné jen díky tomu, že v každé zóně je jiný gradient potenciálu, který je nepřímo úměrný vodivosti roztoku v zóně.

Další významnou vlastností, která je důsledkem tohoto růstu gradientu, je tzv. samozaostřující efekt. Opustí-li iont např. difúzí svou zónu a pronikne-li do sousední zóny, dostane se též do oblasti menšího nebo většího potenciálového spádu, což způsobuje jeho návrat do vlastní zóny. Z toho důvodu jsou rozhraní mezi zónami neobyčejně ostrá.

K vyhodnocení rozdělených složek se používá detektorů, nejčastěji teplotních nebo vodivostních, s tím, že detekce je prováděna přímo v izotachoforetické koloně.

Denzitometrie

je metoda měření optické hustoty především fotografických materiálů citlivých na světlo nebo předloh pro reprodukci. Odpovídající měřicí přístroj se nazývá denzitometr. Tato metoda je v podstatě kombinací elektroforézy a spektrofotometrie.

14.1.4 Imunochemické metody

Základem imunochemických metod je reakce antigenu s protilátkou. Kromě těchto dvou faktorů musíme uvažovat také prostředí, ve kterém se reakce uskutečňuje a způsob detekce antigen-protilátkových komplexů.

Imunochemické metody rozdělujeme na imunodifúzní a imunoelektroforetické.

Imunodifúzní metody

Jednoduchá radiální imunodifúze

Patří k nejpoužívanějším technikám v klinické praxi. Spočívá v radiální difúzi antigenu z kruhové jamky v gelu, který obsahuje specifickou protilátku. Výsledkem je vznik kruhového precipitátu okolo jamky, jehož průměr je tím větší, čím je vyšší koncentrace antigenu v jamce. Na stejné desce se souběžně se vzorky pipetují i standardní roztoky o známých stoupajících koncentracích. Průměry kruhových precipitátů se odměří a porovnávají s průměry standardních kalibračních roztoků. Koncentrace neznámých vzorků se odečítají z kalibrační křivky. Nevýhodou metody je, že difúze probíhá asi 48 hodin.

Imunoelektroforetické metody

Tyto metody jsou kombinací elektroforetických a imunodifúzních metod.

Imunoelektroforéza

Jedná se vlastně o kombinaci elektroforetického dělení a imunodifúze. Metoda má dvě fáze. V první fázi dochází k rozdělení sledované látky např. séra elektroforézou na agaróze. Po skončení dělení se gel nebarví, ale ihned následuje druhá fáze. Vedle rozdělených složek se do podélného žlábků napipetuje protilátka antisérum. Protilátka a rozdělené bílkoviny proti sobě difundují a v místě styku dojde k vytvoření precipitačních linií. Barvením dojde ke zvýraznění linií.

Metoda je obzvlášť vhodná k dělení bílkovin séra a jiných tělních tekutin.

Elektroimunodifúze – raketková imunoelektroforéza

Jednoduchá imunodifúze probíhající ve stejnosměrném elektrickém poli. Vznikají precipitáty ve tvaru raketky, s tím, že výška raketky je přímo úměrná koncentraci antigenu. Kvantitativní vyhodnocení se provádí opět pomocí kalibrační křivky, kterou sestavíme jako závislost výšky raket standardních roztoků na jejich koncentraci. Z kalibrační křivky odečítáme podle změřených výšek raket vzorků jejich koncentraci.

Značené imunochemické metody

Aby bylo možno stanovovat i minimální koncentrace antigenu, resp. protilátky bez předchozího čištění nebo zkoncentrování, je zapotřebí zvýšit citlivost metod. Ke zvýšení citlivosti specifických imunochemických metod se dospělo značením antigenu nebo protilátky. Ke značení se

používají radioizotopy, fluorescenční látky, ale i bakteriofágy, stabilní volné radikály atd.

Radioimunoanalýza – RIA

Tyto metody se vyznačují vysokou citlivostí ($1 - 500 \cdot 10^{-12} \text{ mol} \cdot \text{l}^{-1}$) a specifickostí reakce. Lze jimi stanovit každou látku, proti které lze připravit protilátku.

Podstatou metody je sledování pro daný antigen specifické reakce, při níž soutěží antigen ze vzorku a radioizotopem značený antigen o vazebná místa na protilátce. Vznikají dva druhy komplexů (radioaktivní a neradioaktivní), podle toho, který z antigenů se navázal na protilátku. Oddělením můžeme získat dva podíly, přičemž jeden obsahuje komplexy antigen-protilátka a druhý volné antigeny.

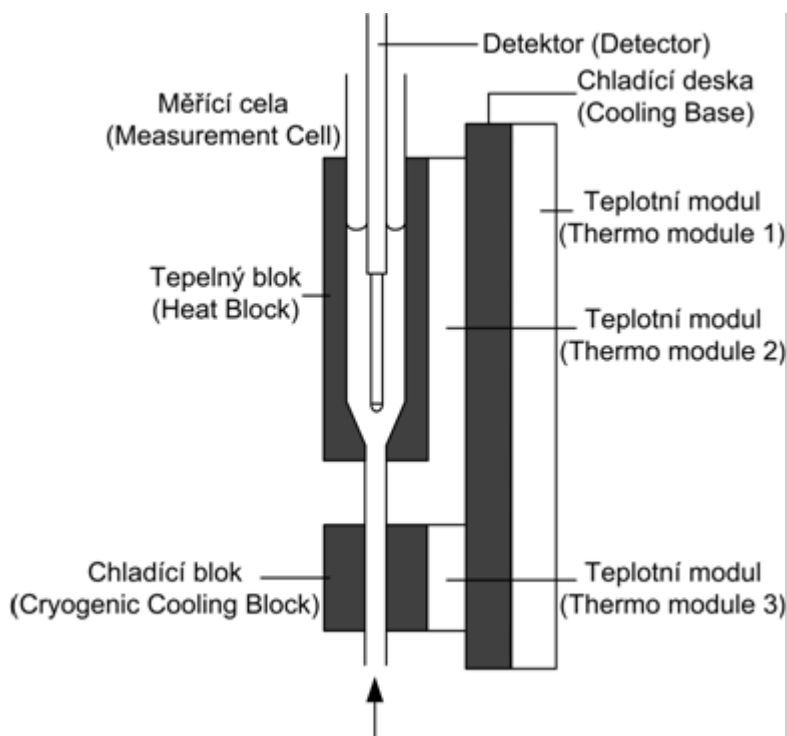
Při měření radioaktivity můžeme postupovat dvojím způsobem: buď měříme radioaktivitu vzniklých komplexů (radioaktivita bude tím vyšší, čím nižší byla koncentrace neznačeného antigenu), nebo měříme radioaktivitu podílu, který obsahuje volné antigeny (radioaktivita bude vzrůstat s koncentrací určovaného neznačeného antigenu). Z koncentrací standardních roztoků a naměřené radioaktivity sestrojíme příslušný kalibrační graf dle zvoleného postupu stanovení.

14.1.5 Osmolalita

Osmolalita je jednou ze základních hodnot vnitřního prostředí, která nám umožňuje posoudit stav hydratace pacienta a jeho hospodaření s minerály, zejména se sodíkem. Stanovení osmolality v séru má význam pro sledování léčby hyperosmolárních stavů, např. hyperglykemického komatu nebo hyperkalcemie. Při léčbě těchto stavů umožní stanovení osmolality posoudit, zda je vhodná rychlost zvoleného postupu. Při poklesu osmolality větším než $2 - 4 \text{ mOsm} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{hod}^{-1}$, hrozí nasávání vody do centrálního nervového systému, kde jsou změny osmolality díky existenci hematoencefalické bariéry pomalejší, a rozvoj edému mozku. Druhou indikací je odhad koncentrace etanolu či etylenglykolu při intoxikaci, pokud nemáme možnost přímého měření koncentrací těchto látek. Stanovení osmolality v séru a v moči současně má význam v diferenciální diagnostice oligoanurických stavů.

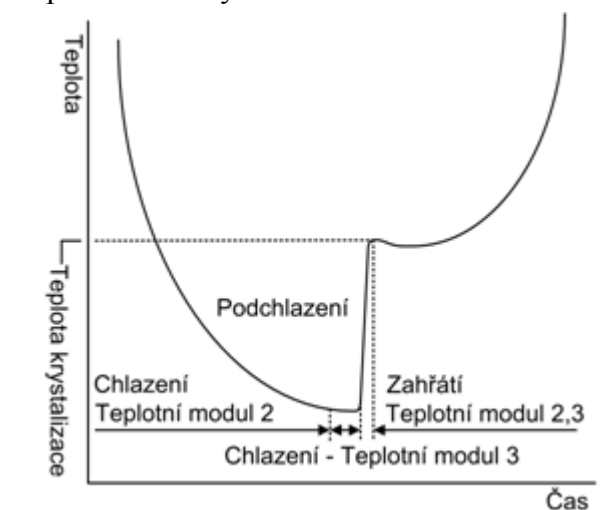
mOsm (miliosmol): je množství rozpuštěné látky které vykazuje stejný osmotický tlak (osmotickou koncentraci) jako 1 mmol ideálního nedisociovaného látky ve stejném množství rozpouštědla.

Osmometr je založen na kryoskopickém měření, kdy se měří bod tuhnutí vodných roztoků.



Obr. 14.3 Měřicí cela.

Tryska natáhne vzorek a pošle ho do měřicí cely. Teplotní Modul 2 je aktivován a postupně ochlazuje Tepelný Blok. To způsobuje superchlazení: vzorek v měřicí cele je ještě kapalný v bodě tuhnutí (tání). Teplotní Modul 3 je aktivován k chlazení Chladicí Blok dokud teplota nepoklesne pod teplotu tuhnutí. Vzorek v bloku tuhne (zmrzne) a vzorek v měřicí cele koaguluje (sráží se). Vznikají kryohydráty, směs ledu a roztoku. Měření teploty krystalizace určuje snížení teploty v bodě tuhnutí. Opačný proud je aplikován na Teplotní Moduly 1 a 3 k zahřátí Tepelný Blok a Chladicí Blok. Vzorek roztaje do svého původního kapalného stavu. Tryska přenesení vzorek z měřicí cely do odpadní nádoby.



Obr. 14.4 Průběh teploty vzorku během měření.

14.2 Přístrojové vybavení hematologických laboratoří

14.2.1 Hematologická laboratorní vyšetření

Hematologie je klinicko-laboratorní obor, jehož předmětem činnosti je diagnostika, terapie a prevence chorob krve a krvetvorných orgánů, včetně lymfatického systému. Úkolem laboratorní části hematologie je pak provádět rutinní i specializovaná laboratorní vyšetření krve a krvetvorných orgánů, případně dalšího biologického materiálu.

K základním vyšetřením, prováděným v rámci laboratorní hematologie patří:

- stanovení krevního obrazu (tzv. hemogramu),
- vyšetření hemokoagulace,
- imunologická vyšetření.

V tabulce Tab. 14.1 uvádíme výčet základních parametrů krevního vzorku, které se vyšetřují v rámci stanovení krevního obrazu. Každý parametr má určenu jednotku, v níž se udává a tzv. referenční meze, v nichž se u zdravých jedinců jeho hodnoty pohybují.

parametr (angl. název)	zkratka	jednotka	střední hodnota	
			muži	1,96 SD*
			ženy	
počet erytrocytů (red blood cells)	RBC	10^{12} l^{-1}	5,5	± 1
			4,8	± 1
obsah hemoglobinu (hemoglobin)	HGB	$\text{g} \cdot \text{l}^{-1}$	155	± 25
			140	± 25
hematokrit			0,47	$\pm 0,07$
(hematocrit, packed cell volume)	HCT, PCV	–	0,42	$\pm 0,05$
počet leukocytů (white blood cells)	WBC	10^9 l^{-1}	7,5	$\pm 3,5$
			7,5	$\pm 3,5$
počet trombocytů (platelets)	PLT	10^9 l^{-1}	150 – 400	**
			150 – 400	

* SD je standardní odchylka, 1,96 SD reprezentuje 95 % populace, ** nestanovuje se

Tab. 14.1 Základní parametry vyšetřované v rámci krevního obrazu (uvedené hodnoty platí pro dospělé jedince).

Krevní obraz bývá často doplněn jednak o vypočítané parametry, jednak o tzv. diferenciální rozpočet leukocytů. Někdy se provádí také tzv. krevní nátěr, což je mikroskopický preparát, vzniklý rozetřením kapky krve na sklíčku a jejím obarvením. Z krevního nátěru lze posoudit vzhled krevních buněk.

V Tab. 14.2 jsou uvedeny parametry krevního obrazu, které dokážeme vypočítat, známe-li počet erytrocytů RBC, obsah hemoglobinu HGB a hematokrit HCT.

parametr (angl. název)	zkratka	jednotka	střední hodnota	1,96 SD*
střední objem erytrocytu (mean cell volume)	MCV	fl	86	± 10
střední množství hemoglo- binu v erytrocytu (mean cell hemoglobin)	MCH	pg	29,5	± 2
střední koncentrace hemo- globinu v erytrocytech (mean cell hemoglobin concentration)	MCHC	g·l ⁻¹	325	± 25
* SD je standardní odchylka, 1,96 SD reprezentuje 95 % populace				

Tab. 14.2 Vypočítané parametry v rámci krevního obrazu (uvedené hodnoty platí pro dospělé jedince).

Vztahy pro výpočet MCV, MCH a MCHC uvádíme dále. Střední objem erytrocytu MCV je definován:

$$\text{MCV} = \frac{\text{objem masy erytrocytů}}{\text{počet erytrocytů}} \quad (14.6)$$

V praxi se však užívá výpočet:

$$\text{MCV} = \frac{\text{hematokrit [-]}}{\text{počet erytrocytů [10}^{12}\text{l}^{-1}\text{]}} \cdot 1000 [\text{fl}] \quad (14.7)$$

Střední množství hemoglobinu v erytrocytech, nebo též barvivo červené krvinky MCH je definováno:

$$\text{MCH} = \frac{\text{koncentrace hemoglobinu v krvi [g·l}^{-1}\text{]}}{\text{počet erytrocytů [10}^{12}\text{l}^{-1}\text{]}} [\text{pg}] \quad (14.8)$$

Střední koncentrace hemoglobinu v erytrocytech:

$$\text{MCHC} = \frac{\text{koncentrace hemoglobinu v krvi [g·l}^{-1}\text{]}}{\text{hematokrit [-]}} [\text{g} \cdot \text{l}^{-1}] \quad (14.9)$$

parametr (angl. název)	zkratka	jednotka	referenční meze
neutrofily	NE	10 ⁹ l ⁻¹	2,0 – 7,5
lymfocyty	LY	10 ⁹ l ⁻¹	1,5 – 4,0
monocyty	MO	10 ⁹ l ⁻¹	0,2 – 0,8
eosinofily	EO	10 ⁹ l ⁻¹	0,04 – 0,4
basofily	BA	10 ⁹ l ⁻¹	0,02 – 0,1

Tab. 14.3 ukazuje parametry tzv. diferenciálního rozpočtu bílýchrvinek, který udává počet jejich jednotlivých druhů.

parametr	zkratka	jednotka
----------	---------	----------

(angl. název)	referenční meze		
neutrofily	NE	10^9 l^{-1}	2,0 – 7,5
lymfocyty	LY	10^9 l^{-1}	1,5 – 4,0
monocyty	MO	10^9 l^{-1}	0,2 – 0,8
eosinofily	EO	10^9 l^{-1}	0,04 – 0,4
basofily	BA	10^9 l^{-1}	0,02 – 0,1

Tab. 14.3 Diferenciální rozpočet bílých krvinek (uvedené hodnoty platí pro dospělé jedince).

14.2.2 Stanovení koncentrace hemoglobinu

Hemoglobin je v krvi obsažen hlavně ve formě intracelulární tekutiny erytrocytů, ve velmi malé koncentraci je obsažen též v plasmě. Chceme-li tedy změřit jeho koncentraci v krvi, musíme nejdříve vhodným hemolyzačním činidlem porušit buněčnou membránu erytrocytů a tím hemoglobin uvolnit. Barva výsledného produktu takové reakce bude pak závislá na koncentraci hemoglobinu. Avšak bude záviset také na množství kyslíku, na hemoglobin navázaného. Abychom tedy mohli stanovit obsah hemoglobinu v hemolýzátu kolorimetricky nebo spektrofotometricky, je nutné vhodnou chemickou reakcí převést hemoglobin v něm na jinou sloučeninu. Nejčastěji je to cyanmethemoglobin, k čemuž se používá tzv. Drabkinův roztok. Princip spektrofotometrického měření je známý z biochemie.

14.2.3 Počítání krevních buněk

Coulterův počítač

Klasický způsob počítání krvinek, používaný před nástupem automatických počítačů, spočíval v "manuálním" počítání pomocí mikroskopu. Krev je nejdříve upravena antikoagulačním činidlem a rozředěna ve vysokém poměru. Počítání probíhá na speciálním podložním sklíčku, rozděleném na množství komůrek viditelných pod mikroskopem. Bílé krvinky lze počítat, pokud je předtím obarvíme speciálním barvivem. Stanovení počtu krvinek v jednom vzorku zabere minimálně půl hodiny, přičemž přesnost metody neklesá pod 15 %.

Převrat v počítání krvinek nastal v roce 1949, kdy Wallace H. Coulter objevil novou techniku počítání mikroskopických částic. Jeho teorie spočívala v myšlence, že velikost mikročástice, vystavené elektrickému poli mezi elektrodami, může být určena ze změny elektrické vodivosti. V roce 1953 byl na trh uveden první patentovaný automatický počítač krvinek s označením Coulter Counter, jenž umožňoval přesné stanovení počtu červených a bílých krvinek v jednom krevním vzorku za deset minut.

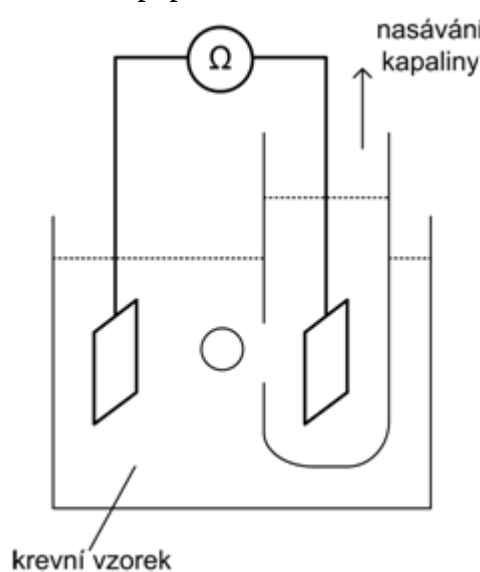
Základní princip Coulterova počítače krvinek vidíme na Obr. 14.5. Zařízení sestává z nádoby s rozředěným krevním vzorkem, který je z ní podtlakem nasáván do tenké trubičky. Krev a s ní i krevní částice procházejí do trubičky úzkým otvorem, aperturou, o průměru v řádu desítek až stovky mikrometrů. Dvě elektrody, z nichž vnější je umístěna v nádobce a vnitřní v nasávací trubičce, slouží k měření odporu.

Z hlediska vedení stejnosměrného proudu je rozředěná krev poměrně dobrým vodičem, zatímco

samotné krevní buňky proud téměř nevedou. To je dáno odporem jejich buněčné membrány. Nasáváním kapaliny do trubičky jsou krevní buňky nuceny procházet úzkou aperturou. S každým takovým průchodem dochází ke změně odporu mezi elektrodami, kterou můžeme vhodným způsobem registrovat a využít k určení počtu prošlých buněk.

Zpracujeme-li signál, vzniklý změnou odporu mezi elektrodami vhodným prahováním a tvarováním, můžeme z něj odvodit počet prošlých kusů jednotlivých druhů buněk.

Popsaný základní princip má nevýhodu v možném průchodu více krevních buněk najednou. Tak může být např. shluk menších krevních buněk zaměněn za větší bílou krvinku apod. Způsoby, jak tento nedostatek eliminovat, popíšeme dále.



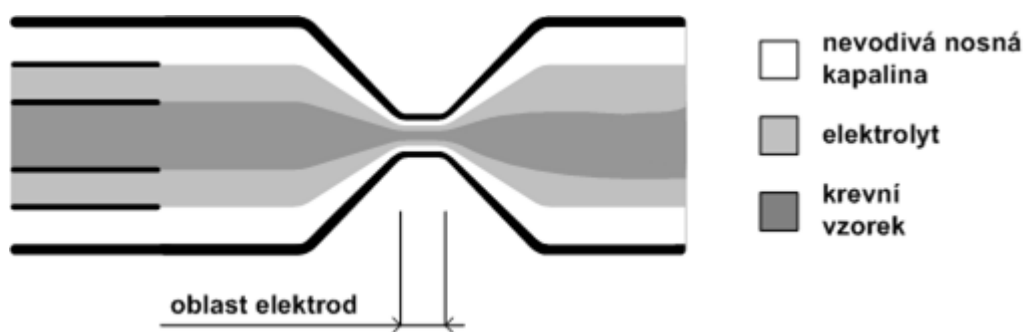
Obr. 14.5 Základní princip Coulterova počítáče krevních buněk.

Miniaturní Coulterovy počítáče

V současné době se výrobci zařízení, umožňujících počítání částic při jejich průchodu aperturou, zaměřují na oblast mikrosenzorů.

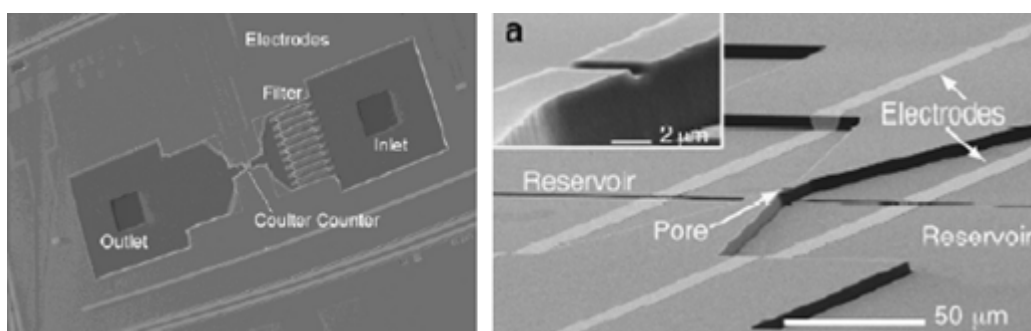
Při jejich návrhu je využívána aplikovaná fyzika kapalin s mikročásticemi (mezi něž patří i krev a buněčné suspenze obecně). Fyzikální model chování suspenzí s mikročásticemi musí brát v potaz např. deformovatelnost mikročástic, jejich rotaci při pohybu kapaliny, jejich vzájemné interakce apod. Dále se zde uplatňují moderních postupy z oblasti výroby mikrominiaturních elektronických prvků.

První tzv. miniaturní Coulterův počítáč, angl. micro coulter counter, byl představen Larsenem a kol. v roce 1997. Využívá konvenčního Coulterova principu a je tvořen mikrokanálem, do něhož jsou krevní buňky injektovány pomocí hydrodynamické fokusace proudem kapaliny. Mikrokanál je z křemíkového substrátu, je opatřen zlatými elektrodami a zakryt sklem.



Obr. 14.6 Princip hydrodynamické fokusace.

Princip hydrodynamické fokusace proudu kapaliny do jediné úzké proudnice je zřejmý z Obr. 14.6. Současná technologie umožňuje rozdělit krevní vzorek na proud jednotlivých po sobě jdoucích krevních buněk.



Obr. 14.7 Miniaturní Coulter counter podle Kocha (vlevo) a Saleha (vpravo).

Na Obr. 14.7 vlevo je snímek miniaturního Coulterova počítače, realizovaného Kochem a Evansem v roce 1999, pořízený elektronovým mikroskopem. Senzor nepoužívá hydrodynamickou fokusaci, čímž se snižuje jeho složitost. Jako podkladový materiál byl opět použit křemík, elektrody jsou titanové.

Konečně na Obr. 14.7 vpravo vidíme miniaturní Coulterův počítač, představený Salehem v roce 2001. Na rozdíl od předchozích návrhů, využívajících křemíku jako základního materiálu, tento senzor je realizován na podkladu z křemene, využívaného jinak pro výrobu krystalových výbrusů.

Vývoj mikrominiaturních Coulterových počítačů nadále pokračuje, přičemž se stále lepšími dosahovanými parametry těchto senzorů se zvyšují také nároky na jejich další generace. Současné požadavky na tyto senzory lze shrnout takto:

- materiály, použité k výrobě senzoru, musí být biologicky kompatibilní, tj. nesmí žádným způsobem ovlivnit parametry testované buněčné suspenze,
- jsou preferovány jiné materiály než křemík, hlavně kvůli velké finanční náročnosti výroby křemíkových prvků,
- senzor musí být schopen počítat částice o rozměrech 0,1 – 15 μm ,
- rozlišovací schopnost senzoru musí být taková, aby bylo možno rozpoznat od dané částici jinou, větší či menší o 10 %.

VCS systém

V průběhu vývoje automatických počítáčů přišla americká firma Coulter s vylepšením původního principu počítání krvinek, které rozšiřuje počet sledovaných veličin z jedné, tj. odporu, na tři. Jde o objem, angl. volume, vodivost, angl. conductivity, a rozptyl, angl. scatter. Tento systém nese označení VCS, složený z počátečních písmen anglických názvů měřených parametrů. Základní princip VCS systému zůstává stejný jako u původního Coulterova počítáče, tzn. využívá průchodu buněk aperturou, která je realizována jako tenká průsvitná kapilára. K separování toku krevního vzorku na proud po sobě jdoucích jednotlivých buněk je využito hydrodynamické fokusace jedním proudem pomocné kapaliny. Buňky tedy procházejí měřicím místem kapiláry jedna po druhé. U každé z nich jsou pak stanoveny zmíněné tři parametry.

Objem je určen měřením odporu, kladeného buňkou průchodu stejnosměrného proudu mezi elektrodami v kapiláře. Již bylo zmíněno, že buněčná membrána krvinek klade průchodu stejnosměrného proudu značný odpor. Proto bude naměřený odpor v přímé úměře k velikosti buňky. Výhodou takového způsobu měření objemu je, že při něm nezávisí na poloze buňky vůči elektrodám.

Vodivost buňky je měřena pomocí střídavého proudu na stejném páru elektrod, jedná se tedy spíše o nepřesný název pro měření reaktance, resp. susceptance. Střídavý proud má schopnost proniknout membránou, na základě výsledku tohoto měření lze tedy charakterizovat složení vnitřního prostoru buňky, určit velikost jádra (má-li buňka nějaké) apod. Využívá se střídavého proudu o frekvencích v řádu kHz až MHz.

Rozptylem je míněn rozptyl koherentního laserového svazku, procházejícího měřenou buňkou. Rozptýlené laserové záření, vycházející z buňky všemi směry, je nositelem informace o granularitě buňky, struktuře jejího povrchu atd.

Problémem při stanovování objemu buňky na základě jejího odporu je nejednoznačnost takového měření. Při měření malé buňky s velkým odporem můžeme obdržet stejnou hodnotu odporu jako při měření velké buňky s malým odporem. Obdobný problém nastává při měření reaktance, stejně jako při hodnocení rozptýleného světla. Podle firmy Beckman-Coulter dokáží její přístroje založené na principu VCS tyto nedostatky eliminovat pomocí kompenzace vlivu objemu buněk. U měření odporu a reaktance je to umožněno velmi přesným měřením, při měření rozptylu se využívá zdroje světla a detektorů, které mohou rotovat kolem osy kapiláry. Skutečný princip těchto měření je však neodhaleným know-how výrobce.

Systém pracuje tak, že každá buňka, prošlá kapilárou, je testována na zmíněné tři parametry, přičemž testování všech tří probíhá souběžně. Dle hodnot parametrů je pak buňka klasifikována, je určen její druh. Každý krevní vzorek je ohodnocen na základě analýzy tisíců bílých krvinek a desítek tisíců červených krvinek. Každé z krvinek je přiřazen jeden bod v trojrozměrném prostoru souřadnic náležejících jednotlivým parametrům. Tím vzniknou v prostoru shluky bodů, z nichž každý lze charakterizovat jako typický pro danou skupinu krevních částic. Podle tvaru a rozložení těchto shluků lze usuzovat na vychýlení parametrů vzorku (např. zmnožení či zvětšení některých bílých krvinek) a následně stanovit diagnózu.

VA systém

Jiným způsobem, vyvinutým firmou Beckman-Coulter, umožňujícím počítání krevních buněk a stanovení diferenciálního rozpočtu leukocytů, je tzv. VA systém. Tento systém je principiálně

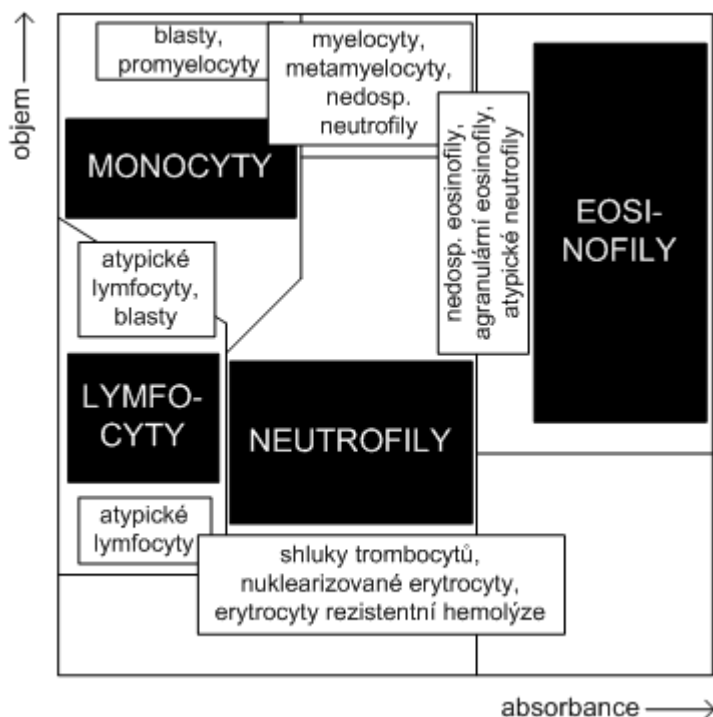
a konstrukčně méně náročný než VCS systém.

K počítání a rozlišení buněk je použita kombinace výpočtu objemu z naměřené vodivosti a měření absorbance. Využívá se dvojí hydrodynamické fokusace buněk. Nejdříve jsou buňky jedním proudem kapaliny fokusovány tak, aby prošly po jedné tenkou aperturou. Na výstupu z aperturového otvoru jsou pak zachyceny druhým fokusačním proudem, který je směřuje skrze kanál, opatřený světlo propouštějícím okénkem s vnějším zdrojem světla a optickým senzorem. Jako zdroj světla je použita halogenová žárovka s wolframovým vláknem. Optickým senzorem se zjišťuje, kolik světla je procházející buňkou pohlceno, tedy měří se absorbance:

$$A = -\log \frac{I}{I_0} \quad (14.10)$$

Jde o záporně vzatý dekadický logaritmus podílu intenzity světla vyzářeného k intenzitě světla vstupujícího.

Vyneseme-li jejich hodnoty objemu a absorbance pro každou změřenou buňku krevního vzorku do dvourozměrného souřadnicového systému, dostaneme shluky bodů, odpovídající jednotlivým skupinám buněk. Obr. 14.8 ukazuje oblasti, do kterých dle objemu a absorbance, naměřených VA systémem, patří jednotlivé druhy krevních buněk.



Obr. 14.8 Klasifikace jednotlivých druhů krevních buněk podle jejich objemu a absorbance.

Systémy s rozpoznáváním obrazu

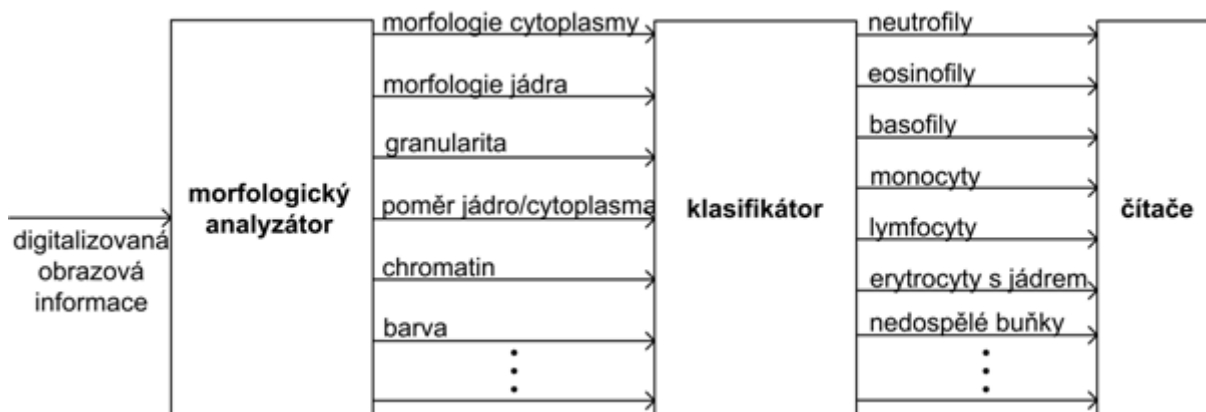
Za účelem lepší analýzy krevního vzorku jsou některé nejmodernější automatické analyzátory vybaveny zařízením pro rozpoznávání obrazu. Krevní buňky, procházející senzorickou částí analyzátoru jsou snímány CCD kamerou v kombinaci s mikroskopem. Ostření a řízení osvětlení mikroskopu jsou regulovány řídicím počítačem analyzátoru. Ten je také vybaven hardwarem a softwarem pro digitalizaci obrazu, pořízeného CCD kamerou, a jeho následné zpracování.

Softwarové řešení rozpoznávání krevních buněk je znázorněno na Obr. 14.9. Digitalizovaná obrazová informace je nejdříve zpracována morfologickým analyzátozem, který ji převede na soubor vhodných příznaků, charakterizujících danou snímanou krevní buňku. Lze využít mnoha vlastností, jimiž se krevní buňky od sebe odlišují, přičemž tyto vlastnosti lze reprezentovat proměnnými různých typů – logickou, celočíselnou apod.

Vhodnými příznaky pro popis krevní buňky jsou její granularita, morfologie cytoplazmy, morfologie jádra, vzájemný poměr plochy jádra ku ploše cytoplazmy, barva buňky apod.

Dle hodnot jednotlivých proměnných-příznaků pak klasifikátor zařadí snímanou buňku do jedné z kategorií, které dokáže rozpoznat, případně ji označí za neidentifikovatelnou.

Výhoda použití rozpoznávání obrazu spočívá v možnosti detekce anomálních buněk a poskytnutí jejich obrazového záznamu jako součásti vyšetřovací zprávy. Tím se podstatně zvyšují diagnostické možnosti hematologických analyzátorů.



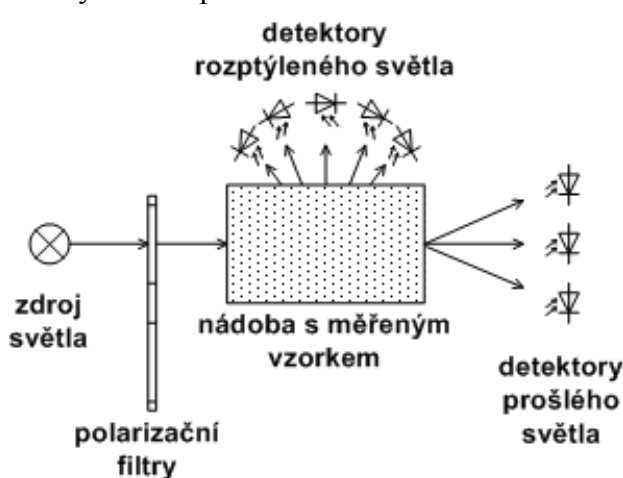
Obr. 14.9 Blokové schéma softwarového systému pro rozpoznávání krevních buněk.

Nefelometrie

Nefelometrie (z řec. nefeló = mlha) je měřicí metoda umožňující stanovení počtu mikroskopických částic v tekuté suspenzi. Využívá se světelného paprsku, nejčastěji laserového, který se nechá procházet průsvitnou nádobou, obsahující suspenzi. Na základě světla rozptýleného částicemi suspenze je pak stanoven jejich počet.

Nefelometry, jak vyplývá z principu jejich funkce, nedokáží rozlišit mezi jednotlivými druhy mikročástic, v našem případě krevních buněk. Proto se v hematologických laboratořích používají ke stanovování počtu erytrocytů, přičemž vzniká chyba měření způsobená přítomností leukocytů a trombocytů. Díky zanedbatelnému množství těchto krevních buněk vzhledem k množství erytrocytů je také chyba zanedbatelná.

Protože nefelometry poskytují pouze informaci o počtu erytrocytů, používá se nefelometrie v rámci laboratorní hematologie jako doplňková metoda, například v situacích, kdy z nějakého důvodu nejsou běžné hematologické autoanalyzátoři schopny stanovit počet erytrocytů v daném vzorku, pro verifikaci výsledků apod.



Obr. 14.10 Princip nefelometru firmy Beckman-Coulter.

Na Obr. 14.10 vidíme princip funkce nefelometru firmy Beckman-Coulter. Pro zpřesnění měření se využívá tři zdrojů, z nichž každý má jinou vlnovou délku. Světlo je dále polarizováno pomocí jednoho ze šesti polarizačních filtrů. K měření rozptýleného světla v kolmém směru a světla propuštěného krevním vzorkem v přímém směru jsou použita pole světlocitlivých elektronických prvků – mohou obsahovat i stovky detektorů.

14.2.4 Automatické hematologické analyzátory

Dnešní hematologické laboratoře jsou vybaveny automatickými přístroji, jenž umožňují stanovit krevní obraz mnohonásobně rychleji a přesněji, než kdyby tuto práci prováděl byt' sebevíce zručný laborant. Navíc se použitím laboratorní automatizace snižuje riziko lidské chyby a tím i riziko stanovení špatné diagnózy. Ve velkých hematologických laboratořích, zpracovávajících až stovky vzorků za den, je využití automatů nevyhnutelnou nutností.

Na Obr. 14.11 je blokové schéma menšího hematologického automatu Coulter 5diff CP firmy Beckman-Coulter. Jde o menší automat, vhodný pro malé laboratoře, schopný analyzovat 60 krevních vzorků za hodinu. Využívá jednak VA systém, jednak klasické Coulterovy počítače. Krevní vzorek je po nasátí pipetou rozředěn v diluteru pomocí speciálního vodivého dilučního roztoku, jehož sekundární funkcí je stabilizace tvaru krevních buněk.

Před samotným počítáním krvinek je krevní vzorek z diluteru rozdělen na tři části, do tří kanálů. Kanál A je určen k počítání leukocytů, mimo basofilů. V tomto kanálu je v mixéru A k rozředěné krvi přidán hemolyzační roztok na bázi alkoholu. Tento roztok rozruší buněčnou membránu erytrocytů, přičemž leukocyty zůstávají neporušeny. Koncentrace hemoglobinu, uvolněného tímto do plasmy, je dále měřena pomocí vestavěného hemoglobinometru. Následně je tato část krevního vzorku analyzována VA systémem s dvojí hydrofokusací, jsou spočítány bílé krvinky, přičemž jsou ignorovány basofily.

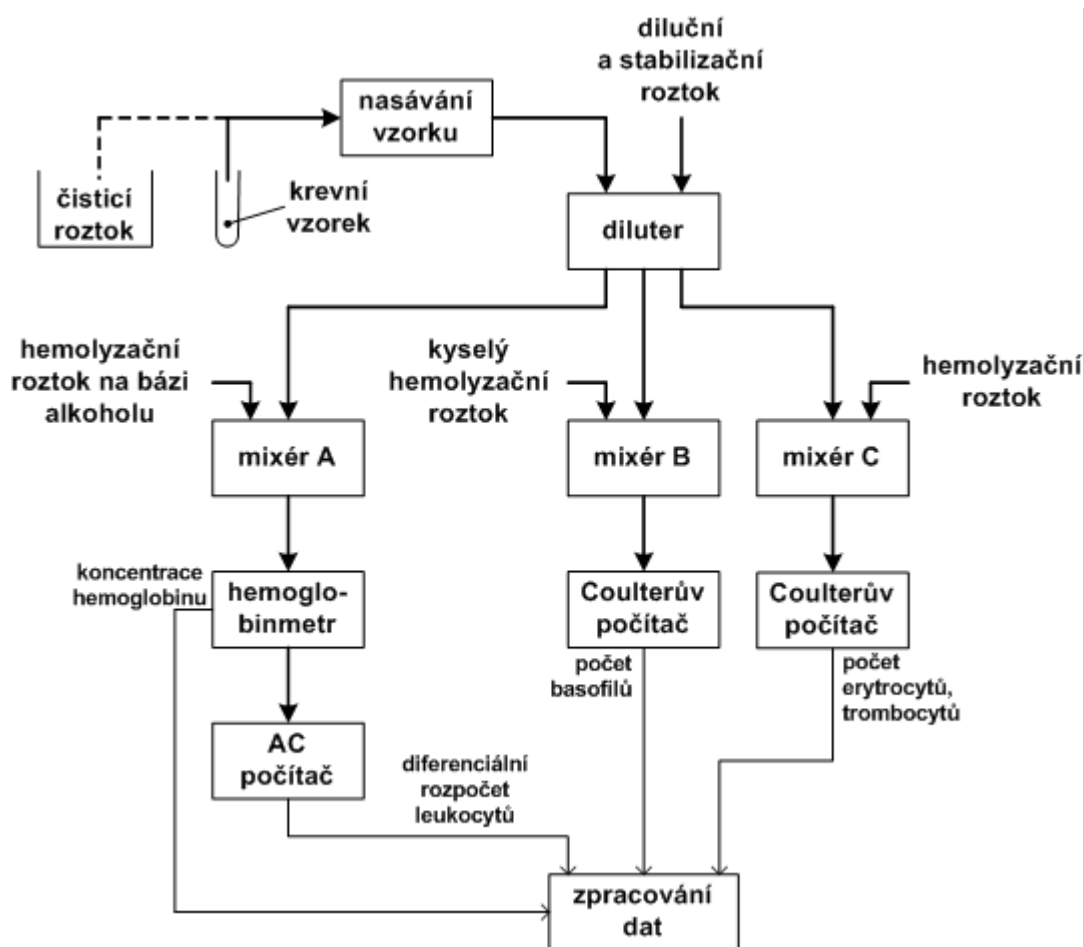
Pro zpřesnění počítání jsou basofily počítány Coulterovým počítačem, umístěným ve druhém kanálu B. V mixéru B jsou kyselým roztokem rozrušeny ostatní leukocyty, basofily zůstávají nedotčeny, neboť jejich membrána je odolnější. Odlišení basofilů od ostatních krevních buněk je pak zaručeno vhodně nastaveným prahováním měřených hodnot vodivosti. Dle zjištěného počtu basofilů je po skončení měření korigován stanovený diferenciální rozpočet leukocytů.

Kanál C je určen k počítání erytrocytů a krevních destiček. Leukocyty jsou předtím rozrušeny pomocí dalšího hemolyzačního činidla, přidaného k rozředěnému vzorku v mixéru C. Erytrocyty a trombocyty jsou pak počítány opět klasickým Coulterovým počítačem, využívajícím měření vodivosti a prahování.

Před začátkem samotného měření jsou rozředěný krevní vzorek i všechny roztoky zahřány na teplotu 35 °C, na této teplotě jsou udržovány po celou dobu měření.

Nevýhodou popsaného autoanalyzátoru je nutnost využití tří hemolyzačních roztoků plus dilučního a čistícího roztoku.

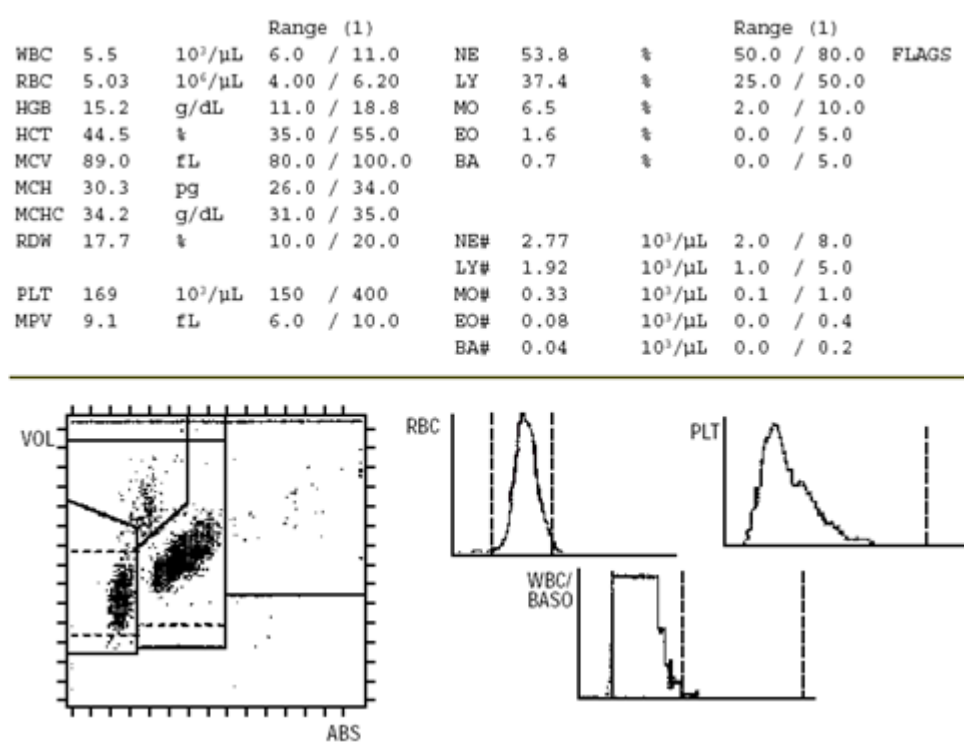
Příklad výstupu analyzátoru je na Obr. 14.12. Kromě číselných parametrů krevního obrazu obsahuje také graf s vyneseními hodnotami absorbance-objem pro leukocyty (mimo basofilů) a histogramy, znázorňující zastoupení buněk s určitou velikostí v populacích erytrocytů (RBC), leukocytů (WBC/BASO), trombocytů (PLT).



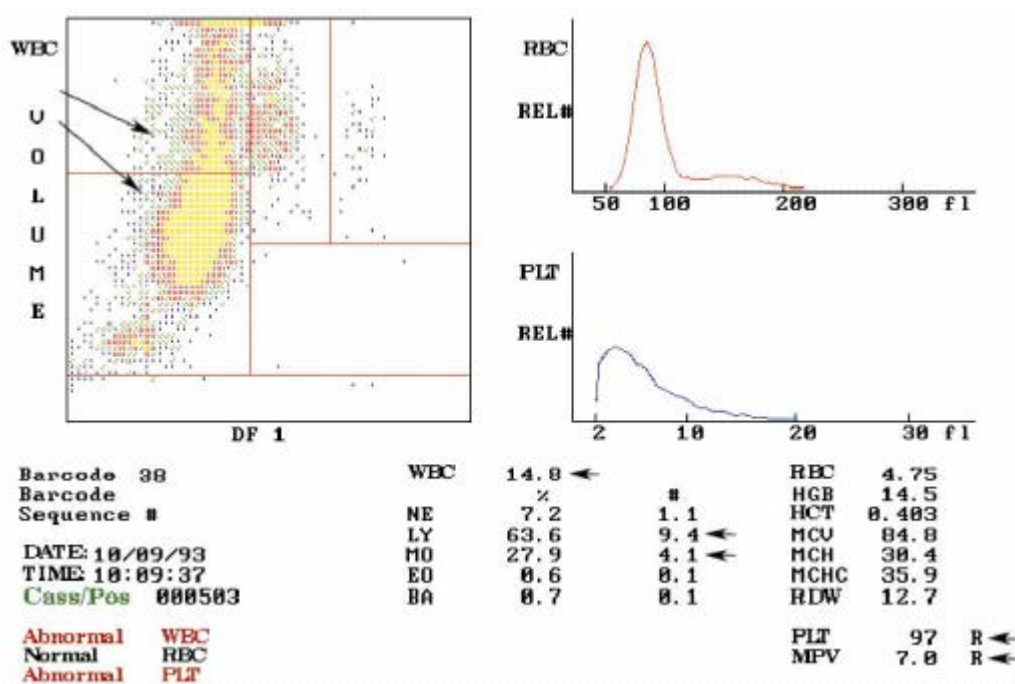
Obr. 14.11 Blokové schéma autoanalyzátoru Coulter 5diff CP firmy Beckman-Coulter, Inc.

Autoanalyzátor s systémem VCS firmy Beckman-Coulter vyžadují pouze použití roztoku pro hemolýzu erytrocytů a roztoku pro stabilizaci bílých krvinek. VCS systém umožňuje analyzátoru rozlišit všech 5 druhů leukocytů v rámci jediného průchodu měřicím kanálem. Hemolyzační roztok je nutný pro stanovení koncentrace hemoglobinu.

Příklad výstupu analyzátoru s VCS systémem je na Obr. 14.13. Grafický výstup hodnot veličin VCS je realizován jako dvourozměrný, vyneseny jsou pouze objem a rozptyl.



Obr. 14.12 Příklad výstupu hematologického autoanalyzátoru Coulter 5diff CP. Zdravý pacient (autorská práva Beckman-Coulter, Inc.).



Obr. 14.13 Výsledek analýzy krevního vzorku, poskytnutý autoanalyzátořem se systémem VCS firmy Beckman-Coulter. Pacient s vychýleným krevním obrazem (autorská práva Beckman Coulter, Inc.).

14.2.5 Vyšetření hemokoagulace

Vyšetření hemokoagulace se provádí zjišťováním doby, která uplyne od spuštění kaskádové hemokoagulační reakce vhodným faktorem do objevení se vláken fibrinu.

Automatický laboratorní přístroj pro stanovení hemokoagulace se skládá z pipetovacího zařízení, jenž nasává krevní vzorky ze zásobníku do reakční nádoby a posléze také koagulační činidlo, spouštějící hemokoagulaci. Objevení se vláken fibrinu v reakční nádobě je zjišťováno nefelometricky, čas je měřen řídicím počítačem. Důležitou součástí přístroje je také výkonný proplachovací systém.

Soudobé automaty-hemokoagulometry umožňují spouštění koagulace pomocí více druhů činidel a obsahují několik reakčních nádob, takže mohou provádět vyšetření více vzorků současně.

Shrnutí

biochemie, centrifuga, úhlový rotor, výkyvný rotor, spektrofotometrie, elektroforéza, osmolalita, hematologie, Coulterův počítač, miniaturní Coulterův počítač, hemokoagulace

Kontrolní otázky

1. Popište princip odstředování. Jaké rotory se k němu používají?
2. Vysvětlete princip spektrofotometrie a uveďte příklady využití.
3. K čemu se používají elektroforetické metody? Jak se rozděluje elektroforéza podle prostředí, ve kterém probíhá?
4. Co je základem imunochemických metod a jak se dělí?
5. Osvětlete pojem osmolalita.
6. Co patří k základním vyšetřením, prováděným v rámci laboratorní hematologie?
7. K čemu slouží Coulterův počítač? Vysvětlete stručně jeho princip.
8. Popište princip nefelometrie.

Literatura

[DAC91], [CHM00], [KOC99], [LAR97], [SAL01], [WWW40]

15 Literatura

- [AND08] ANDĚL, P., PELIKÁN, A., DOSTALÍK, J., KUBALA, O. a VÁVRA, P. *Mění použití harmonického skalpelu v T.E.M. indikační kritéria k chirurgické terapii nízce uloženého karcinomu rekta?*. Miniinvazivní chirurgie a endoskopie, I/2008. [online]. Dostupné z: <<http://laparoscopia.info/pdf/CASO-1-2008.pdf#page=11>>.
- [BRO95] BRONZINO, J. D. et al. *The Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC Press, 1995.
- [DAC91] DACIE J. V. a LEWIS, S. M. *Practical haematology*. 7. vyd. Londýn: International Student Edition, Churchill Livingstone, 1991.
- [DRU96] DRUKKER, W., PARDONE, F. M., MAHER, J. F. a JACOBS, C. *Replacement of renal function by dialysis*. Springer, 1996. ISBN 978-1-4020-0083-6.
- [DSH01] *Technická dokumentace k plicnímu ventilátoru PB7200 firmy Nellcor*.
- [DSH02] AMW TECHNICS. *Infúzní pumpa Technic I*. Návod k použití.
- [DSH03] ARGOMED AG. *Infúzní pumpa Volumed VP5000*. Návod k obsluze. Ostrava: FNO.
- [DSH04] B. BRAUN. *Infúzní pumpa Infusomat P*. Návod k obsluze. Ostrava: FNO.
- [DSH05] B. BRAUN. *Infúzní pumpa Perfusor compact S*. Návod k obsluze. Ostrava: FNO.
- [DSH06] Bičels. *Volumetrická infúzní pumpa Infusomat P*. [online]. Dostupné z: <<http://www.bicels.cz/index.php?page=volumetricka-infuzni-pumpa-infusomat-p>>.
- [DSH07] FRESENIUS MEDICAL CARE. *Hemodialyzační přístroj 2008 E*. Technická příručka. Praha, 1984.
- [DSH08] FRESENIUS MEDICAL CARE. *Infúzní pumpa INCA-ST a PT*. Technická dokumentace.
- [DSH09] FRESENIUS MEDICAL CARE. *Infúzní pumpa Optima PT*. Návod k obsluze. Ostrava: FNO.
- [DSH10] FRESENIUS MEDICAL CARE. *Prometheus*. [online]. Dostupné z: <<http://www.fresenius.cz/Produkt.aspx?global=750&global-kod=ODBVERPRODKATPROD&kod=ODBVERPRODKAT&root=ODBVER&sub=ODBVERPRODKAT&catname=Inf%C3%BAzn%C3%AD+a+transf%C3%BAzn%C3%AD+technika>>.
- [DSH11] PROMOS s.r.o. *Injekční dávkovač TERUFUSION TE-331/332*. [online]. Dostupné z: <http://www.promos-vm.cz/index.php?page=infuzni-technika-te331_332>.
- [HAN91] HANDL, Z. a WAGNER, R. *Inhalační anestezie, Umělá plicní ventilace – přístrojové vybavení a jeho aplikace*. Brno: IDVPZ. 1991.
- [HAY01] HAYNIE, D. T. *Biological Thermodynamics*. Cambridge: Cambridge University Press, 2001. 130-136 str.
- [HEL97] HELCL, F. *Chirurgická léčba gliomů chiasmatu u dětí*. Bratisl. Lek. Listy, 1997. [online]. Dostupné z: <<http://www.bratislmedj.sk/1997/09803-08.pdf>>.
- [HER96] HEROLD, I. „Umělá plicní ventilace“. *Anesteziologie a resuscitační péče 3. díl*.

Praha: CENTEON, Nadace AIM. 1996.

- [HRA01] HRAZDIRA, I. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [CHM00] CHMELÁŘ, M. *Lékařská laboratorní technika*. Brno: ÚBEMI VUT, 2000.
- [CHM01] CHMELÁŘ, M. *Lékařská laboratorní technika*. Skriptum. Brno: VUT, 2001. ISBN 80-214-1770-6.
- [CHM84] CHMELÁŘ, M., DRASTICH, A. a ROZMAN, J. *Lékařská přístrojová technika 2*. Skriptum. Brno: FE VUT, 1984.
- [CHM95] CHMELÁŘ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. Skriptum. Brno: FE VUT, 1995.
- [CHM97] CHMELÁŘ, M. *Infúzní pumpy a infúzní dávkovače*. Brno: Skripta medica, Tomus 71, supplement 5, 1997.
- [KAN20] KANTOR, R. *Ledviny.cz*. [online]. Dostupné z: <<http://www.ledviny.cz>>.
- [KOC99] KOCH, M. et al. *Desing and fabrication of a micromachined coulter counter*. Journal of Micromechanics and Microengineering, vol. 9, 1999.
- [KOL20] KOLOMBO, I. *NanoKnife - Velká naděje v boji proti rakovině*. [online]. Dostupné z: <<http://www.sab-medical.com/nano-knife.php>>.
- [KOV93] KOVÁČ, A. *Hemodialyzační léčba v praxi*. Martin: Osveta, 1993.
- [KRE20] KREJČÍ, H. *Ledviny – Vyšetřovací metody*. [online]. Dostupné z: <http://patf.lf1.cuni.cz/stumat/ledviny_vys.pdf>.
- [LAI20] LAIKA, V. *Peristaltické čerpadlo*. [online]. Dostupné z: <<http://mve.energetika.cz/jineturbiny/peristalticke-cerpadlo.htm>>.
- [LAR97] LARSEN, U. D. et al. *Microchip coulter particle counter*. Proceedings of the International Conference on Solid-State Sensors and Actuators, 1997.
- [LON20] LONSKÝ, V., ŽÁČEK, P., DOMINIK, J. a KUBÍČEK, J. *Mimotělní oběh v současné klinické praxi*. [online]. Dostupné z: <http://www.kardiologickeforum.cz/pdf/kf_05_02_08.pdf>.
- [MAN05] MANDÁK, J., LONSKÝ, V., ŽÁČEK, P. a DOMINIK, P. *Intraaortální balonková kontrapulzace*. Kardiologické fórum, 2005.
- [MAR20] MARK, D. a ANDREWS, M. D. *Cryosurgery for Common Skin Conditions*. [online]. Dostupné z: <<http://www.aafp.org/afp/2004/0515/p2365.html>>.
- [MOS20] MOSTERA. *Princip léčby pohybového aparátu pomocí rázové vlny*. [online]. Dostupné z: <http://www.razovavlina.eu/princip_cs.html>.
- [NAV03] NAVRÁTILOVÁ, M. *Enterální výživa v gerontopsychiatrii*. Psychiatrie pro praxi (3/2003).
- [OND92] ONDREJ, B., a kol. *Anesteziologie, resuscitologie a intenzivní starostlivost I*. Martin: Osveta. 1992.
- [OPA20] OPATRŇÝ, K. *Náhrada funkce ledvin*. [online]. Dostupné z: <<http://www.vesmir.cz/clanky/clanek/id/911>>.
- [PEN04] PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M. a TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje – učební texty*. Skriptum. Ostrava: VŠB, 2004. ISBN 80-248-0751-3.

- [PEN07] PENHAKER, M. *Lékařské terapeutické přístroje*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1558-9.
- [PEN08] PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M. a SPIŠAK, J. *Snímače a senzory v biomedicině*. Skriptum. Ostrava: VŠB, 2007. ISBN 978-80-248-1607-4.
- [POS20] POSPÍŠIL, Z. *Mimotělní oběh*. [online]. Dostupné z: <http://trubka.fs.cvut.cz/downloads/NPH2008/Pospisil_mimotelni_obeh.pdf>.
- [RAJ10] RAJMANOVÁ, P. a JURASOVÁ, J. *Rentgenová technika - RTG*. Referát. Ostrava: VŠB, 2010.
- [REH20] ŘEHÁK, M. *Působení elektromagnetického pole velkého výkonu na biologický systém*. [online]. [cit. 2012-06-01]. Dostupné z: <<http://rayer.g6.cz/elektro/sembup/sembup.htm>>.
- [ROZ00] ROZMAN, J. *Terapeutická technika*. Skriptum. Brno: FE VUT, 2000.
- [ROZ06] ROZMAN, J. et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha: Academia, 2006. ISBN 80-200-1308-3.
- [ROZ20] ROZMAN, J., CHMELÁŘ, M. a JEHLIČKA, K. *Terapeutická a protetická technika*. [online]. Dostupné z: <http://www.umel.feec.vutbr.cz/VIT/images/pdf/studijni_materialy/bc/Terapeuticka_a_proteticka_technika_S.pdf>.
- [ROZ21] ROZSYPAL, H. *Intenzivní péče v infektologii*. [online]. Dostupné z: <<http://www1.lf1.cuni.cz/~hrozs/infjip4.htm#Zacjip>>.
- [ROZ92] ROZMAN, J. *Lékařská přístrojová technika 3*. Skriptum. Brno: FE VUT, 1992.
- [SAL01] SALEH, O. A. a SOHN L. L. *Quantitative sensing of nanoscale colloids using a microchip coulter counter*. Review of Scientific Instruments, vol. 72, 2001.
- [SHE20] SHENKENBERG, D. L. *Luminetx Sues AccuVein*. [online]. Dostupné z: <<http://www.photonics.com/Article.aspx?AID=35886>>.
- [SLA00] SLADKÁ, J. *Současné možnosti enterální výživy*. Časopis Medicína (7/2000). [online]. Dostupné z: <http://www.zdrava-rodina.cz/med/med0400/med400_36.html>.
- [SIL07] ŠILHAVÝ, P. *Integrace monitorování životních funkcí do infúzních zařízení*. Elektrorevue (4/2007).
- [SMR20] SMRŽOVÁ, J. *Pro život s ledvinami i bez nich*. [online]. Dostupné z: <<http://www.nefrologie.eu>>.
- [SON20] SONOCA. *Ultrasonic-surgery*. [online]. Dostupné z: <http://www.almeda-prague.cz/pdf/soring/Sonoca_300_400_prospekt_cs.pdf>.
- [STR11] STRAKA, P. *Ultrazvukový drtič konkrementů*. Diplomová práce. Brno, 2011.
- [TAN08] TANCURINOVÁ, N. a ŽAMPACHOVÁ, I. *Využití radiofrekvence v dermatologii*. Dermatologie pro praxi, 2008. [online]. Dostupné z: <<http://www.solen.cz/pdfs/der/2008/04/13.pdf>>.
- [ULL20] ULLMANN, V. *Aplikace ionizujícího záření*. [online]. Dostupné z: <<http://www.astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>>.
- [VEJ01] VEJROSTA, V. *Konstrukce zdravotnických elektrických přístrojů*. Česká společnost pro zdravotnickou techniku, 2001.

- [VEJ76] VEJMĚLEK, B. *Vysokofrekvenční technika v lékařství I: Diatermie*. 1. vyd. Brno: VUT, 1976, 144 s.
- [VRB07] VRBA, J. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 2007. 168 s. ISBN 978-80-01-02705-9.
- [VSE20] VŠETIČKA, M. *Encyklopedie fyziky*. [online]. [cit. 2012-07-01]. Dostupné z: <<http://fyzika.jreichl.com/>>.
- [WWW01] British Columbia Institute of Technology. [cit. 2010-09-01]. [online]. Dostupné z: <http://www.bcit.ca/files/news/img/07137_18.jpg>.
- [WWW02] COVIDIEN. *MEDI-TRACE™ Cadence Defibrillation Electrodes*. [cit. 2010-09-01]. [online]. Dostupné z: <<http://www.kendall-ltp.com/imageServer.aspx?contentID=9003&contenttype=image/jpeg>>.
- [WWW03] *Lifemedicalsupplier*. [cit. 2010-09-01]. [online]. Dostupné z: <<http://www.lifemedicalsupplier.com/>>.
- [WWW04] TRADEINDIA. *Internal Paddles*. [cit. 2010-09-20]. [online]. Dostupné z: <<http://product-image.tradeindia.com/00413198/b/1/Internal-Paddles.jpg>>.
- [WWW05] MALLINCKRODT. [cit. 2013-07-02]. [online]. Dostupné z: <<http://www.mallinckrodt.com>>.
- [WWW06] COVIDIEN. *Respiratory & Monitoring Solutions*. [cit. 2013-07-02]. [online]. Dostupné z: <<http://www.nellcorpb.com>>.
- [WWW07] Fyzika v moderním lékařství. *Elektroterapie*. [online]. [cit. 2012-06-25]. Dostupné z: <<http://cz7asm.wz.cz/fyz/index.php?page=elektroterapie>>.
- [WWW08] Wikipedia. *Diathermy*. [online]. [cit. 2012-07-01]. Dostupné z: <<http://en.wikipedia.org/wiki/Diathermy>>.
- [WWW09] *Lipoderm*. [online]. Dostupné z: <http://www.ladylinie.cz/?page_id=14>.
- [WWW10] Estheticon. ISSN 1802-1751 0.07. *Léčba rázovou vlnou*. [online]. Dostupné z: <<http://www.lekari-online.cz/ortopedie/zakroky/lecba-razovou-vlnou>>.
- [WWW11] Baptist Health. *Technology*. [online]. Dostupné z: <<http://www.baptist-health.com/technology/nanoknife.aspx>>.
- [WWW12] CBS News. *Hi-Tech Hospital Vein Viewer*. [online]. Dostupné z: <<http://www.cbsnews.com/video/watch/?id=3629287n>>.
- [WWW13] Daily News. *Christie to Keep VeinViewer Operations in Memphis*. [online]. Dostupné z: <<http://www.memphisdailynews.com/editorial/Article.aspx?id=47063>>.
- [WWW14] HOSPIMED. *Venepunkce s Vein Viewerem? Žádný problém*. [online]. Dostupné z: <http://www.hospimed.cz/wp-content/uploads/files/veinviewer_pomocnik.doc>.
- [WWW15] I-SUN TEB TAJHIZ. *Intra - Aortic Balloon Catheter*. [online]. Dostupné z: <<http://en.i-sunteb.com/user/aboutus/Default.aspx>>.
- [WWW16] Christie Digital Systems USA, Inc. [online]. Dostupné z: <<http://www.luminetx.com/pdf/VVBrochure.pdf>>.
- [WWW17] Johnson & Johnson, s.r.o. *Instrumenty Harmonického skalpelu*. [online]. Dostupné z: <<http://www.jnjcz.cz/text-mdd-instrumenty-harm-skalpel.html>>.

- [WWW18] MedGadget. *World's First Auto Fluorescent Endoscope*. [online]. Dostupné z: <http://medgadget.com/2007/04/worlds_first_auto_flourescent_endoscope.html>.
- [WWW19] Stargen EU s.r.o. *VeinViewer*. [online]. Dostupné z: <<http://www.stargen-eu.cz/produkty/veinviewer/>>.
- [WWW20] Teleflex. *Intra-aortic Balloon Pump system*. [online]. [cit. 2011-04-01]. Dostupné z: <<http://www.arrowintl.com/products/IABP/>>.
- [WWW21] Wikipedia. *Harmonic scalpel*. [online]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Harmonic_scalpel?oldid=271046643>.
- [WWW22] American Kidney Fund. [online]. Dostupné z: <<http://www.kidneyfund.org>>.
- [WWW23] MTE. *Inzulínové pumpy*. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.mte.cz/inzulinove-pumpy.htm>>.
- [WWW24] MEDTRONIC. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.medtronic-diabetes.cz/>>.
- [WWW25] MEDATRON. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.medatron.cz>>.
- [WWW26] VZP. *Zdravotnické prostředky*. [cit. 2013-02-24]. [online]. Dostupné z: <http://www.vzp.cz/cms/internet/cz/Lekari/Ciselniky/670/Zdravotnicke-prostredky/Podskupina_11.pdf>.
- [WWW27] MEDTRONIC. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<https://www.minimed.com>>.
- [WWW28] SOOIL. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.sooilusa.com>>.
- [WWW29] Accu-check. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.accu-check.cz/>>.
- [WWW30] A.IMPORT. *Pomůcky pro diabetiky*. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.aimport.cz>>.
- [WWW31] SMITHS MEDICAL. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.smiths-medical.com>>.
- [WWW32] OMNIPOD. *The OmniPod Insulin Pump*. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.myomnipod.com/>>.
- [WWW33] DEXCOM. [cit. 2013-07-03]. [online]. Dostupné z: <<http://www.dexcom.com>>.
- [WWW34] Institut klinické a experimentální medicíny. [online]. Dostupné z: <<http://www.ikem.cz>>.
- [WWW35] National Kidney and Urologic Diseases Information Clearinghouse. [online]. Dostupné z: <<http://www.kidney.niddk.nih.gov>>.
- [WWW36] Sdružení pacientů s plicní hypertenzí. *Plicní hypertenze*. [online]. Dostupné z: <<http://www.plicni-hypertenze.cz/plicni-hypertenze/>>.
- [WWW37] SKALA-Medica s.r.o. *Hypertermická cytostatická laváž*. [online]. Dostupné z: <<http://marines.czweb.org/skala/main.php?action=lavage&lang=cz>>.
- [WWW38] Wikipedie. *Hemodialýza*. [online]. Dostupné z: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Hemodialýza>>.
- [WWW39] Zelená hvězda. *Vývoj infúzní technologie*. [online]. Dostupné z: <<http://www.zelenahvezda.cz/clanky-a-studie/odborne-clanky/injekcni-a-infizni-technika/vyvoj-infuzni-technologie>>.

[WWW40] *Beckman-Coulter, Inc.* [online]. Dostupné z: <<http://www.beckman.com>>.

[ZAV06] ZAVADIL, L., MENCL, J. a KUN, V. *Možnosti integrace lineárního dávkovače do zařízení infúzní pumpy 2P SEV Litovel*. Elektrovue (60/2006).

16 Příloha 1 – Fyziologické hodnoty člověka

Tyto hodnoty jsou vývojem nových metod, zejména v endokrinologii, často dosti variabilní. Liší se v mnohých odborných literaturách. Tedy si musíme být vědomi, že pojem „normální hodnota“ není nic fixního, neměnného, co se dá jednoznačně určit a vyjádřit. Každá hodnota je samozřejmě závislá na věku, pohlaví, způsobu života, práce, na výživě, vlivu geografických a etnických faktorů i na způsobu odběru vzorků k vyšetření. Záleží též na způsobu vyjádření numerické hodnoty.

16.1 Popis skupin, do kterých jsou jednotky rozděleny

Znalost hodnot je z hlediska výuky teoretického oboru i z hlediska klinických potřeb:

- nutná,
- vhodná,
- není nutná nebo jsou hodnoty pouze ilustrativní.

16.2 Zákonné jednotky a používané veličiny

16.2.1 Obecná ustanovení

Základní jednotky

- jsou podle ČSN 011300

DÉLKA

Jednotka: metr

Definice: 1 650 763,73 vlnových délek záření, šířícího se ve vakuu, které odpovídá přechodu mezi hladinami $2p_{10}$ a $5d_5$ atomu kryptonu 86.

HMOTNOST

Jednotka: kilogram

Definice: Hmotnost mezinárodního prototypu kilogramu, uloženého v Mezinárodním úřadě pro váhy a míry v Sévres.

ČAS

Jednotka: sekunda

Definice: Doba trvání 9 192 631 770 period záření, které přísluší přechodu mezi dvěma hladinami velmi jemné struktury základního stavu atomu cesia 133.

ELEKTRICKÝ PROUD

Jednotka: ampér

Definice: Stálý elektrický proud, který při průtoku dvěma rovnoběžnými přímkovými vodiči, nekonečně dlouhými zanedbatelného kruhového průřezu, umístěnými ve vakuu, ve vzájemné vzdálenosti 1 metru, vyvolá mezi těmito vodiči sílu rovnou $2 \cdot 10^{-7}$ newtonu na 1 metr délky.

TERMODYNAMICKÁ TEPLOTA

Jednotka: kelvin

Definice: Je 273,16 část termodynamické teploty trojného bodu vody.

LÁTKOVÉ MNOŽSTVÍ

Jednotka: mol

Definice: Látkové množství soustavy, která obsahuje právě tolik elementárních jedinců (entit), kolik je atomů v 0,012 kg uhlíku 12.

SVÍTIVOST

Jednotka: kandela

Definice: Svítivost černého tělesa v kolmém směru k povrchu, jehož velikost je $1/600\,000\text{ m}^2$, při teplotě tuhnutí platiny, při tlaku 101 325 pascalů.

Doplňkové jednotky

ROVINNÝ ÚHEL

Jednotka: radián

Definice: Rovinný úhel sevřený dvěma radiálními polopaprsky, které vytínají na kružnici oblouk stejné délky, jako má její poloměr.

PROSTOROVÝ ÚHEL

Jednotka: steradián

Definice: Prostorový úhel, který s vrcholem ve středu koule vytíná na povrchu této koule plochu s obsahem rovným druhé mocnině poloměru koule.

Odvozené (hlavní) jednotky

- se odvozují od základních nebo doplňkových na základě definičních rovnic (rovnice neobsahují součinitele různé od jedničky).

Vedlejší jednotky

- jsou definovány pomocí převodních vztahů z jednotek základních nebo hlavních.

Základní, doplňkové a hlavní jednotky spolu s díly s násobky těchto tvoří soustavu jednotek SI.

16.2.2 Základní jednotky veličin a jejich fyzikální rozměr

VELIČINA	JEDNOTKA	ZNAČKA
Délka	metr	m
Hmotnost	kilogram	kg
Čas	sekunda	s
Rychlost	metr za sekundu	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$
Objem	krychlový metr	m^3
Hustota	kilogram na krychl. metr	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$
Síla	newton	N
Práce, energie	joule	J
Výkon	watt	W
Tlak	pascal	Pa
Látkové množství	mol	mol
Valární množství	val	val
Koncentrace		
molární	mol na krychl. metr	$\text{mol}\cdot\text{m}^{-3}$
valární	val na krychl. metr	$\text{val}\cdot\text{m}^{-3}$
osmolární	osmol na krychl. metr	$\text{osmol}\cdot\text{m}^{-3}$

hmotnostně-objemová	kilogram na krychl. metr	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$
objemová	objemové procento	obj. %
Dynamická viskozita	pascal sekunda	$\text{Pa}\cdot\text{s}$
Povrchové napětí	newton na metr	$\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$
Kmitočet	hertz	Hz
Rovinný úhel	radián	rad
Teplota	kelvin	K
Měrné teplo	joule na kilogram a kelvin	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$
Fotometrické jednotky		
svítivost	kandela	cd
světelný tok	lumen	lm
osvětlení	lux	lx
jas	kandela na čtverečný metr	$\text{cd}\cdot\text{m}^{-2}$
Dozimetrické jednotky		
aktivita	becquerel	Bq
dávka	gray	Gy
ozáření	coulomb na kilogram	$\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$
Akustické jednotky		
intenzita zvuku	watt na čtverečný metr	$\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$
hladina intenzity	decibel	dB
hladina hlasitosti	fón	Ph

16.2.3 Převody jednotek, jejich násobky a díly

PŘEDPONA	ZNAČKA	NÁSOBEK	PŘEDPONA	ZNAČKA	NÁSOBEK
exa -	E	10^{18}	mili -	m	10^{-3}
peta -	P	10^{15}	mikro -	μ	10^{-6}
tera -	T	10^{12}	nano -	n	10^{-9}
giga -	G	10^9	piko -	p	10^{-12}
mega -	M	10^6	femto -	f	10^{-15}
kilo -	k	10^3	atto -	a	10^{-18}

16.3 Buněčné složení lidského organismu

- Podíl vody v organismu 60 %,
 - organických látek 36 %,
 - anorganických látek 4 %.
- Počet buněk v lidském organismu $3,5\cdot 10^{13}$.
- Řádová velikost granulačních organel 20 nm,
 - velikost malých virů 15 nm, velkých virů 0,5 μm .
- Řádová velikost membránových organel 1 μm ,
 - velikost malých bakterií 0,2 μm , velkých bakterií 10 μm .

Velikost lidských buněk

- vaječná buňka - 200 μm ,

- míšní motorická nervová buňka - 150 μm ,
- tuková buňka - 50 μm ,
- červená krvinka - 7,2 μm ,
- počet chromozomů v somatických buňkách - 23 párů,
- obvyklý počet jadérek - 2,
- obvyklý počet jader - 1.

Pozn.:

- průměrná velikost lidských buněk - 10 – 25 μm ,
- délka generačního cyklu dospělé buňky v rychle se množící tkáni - 1 den,
- délka generačního cyklu bakteriální buňky 1 hodina,
- počet genů v lidské buňce 10^5 .

16.4 Hmotnost orgánů a tkání u člověka

NÁZEV	HMOTNOST (g)
Tkáně měkké	60 000
Tělesná tekutina	42 000 (extra. 18 000, intra. 24 000)
Kosterní svaly	28 000
Tkáň tuková	15 000
Tělesný tuk	13 500
Kostra	10 000
Krev	5 500
Tkáň pojivová	3 400
Plasma	3 100
Kůže	2 600
Erytrocyty	2 400
Játra	1 800
Kostní dřeň červená	1 500
Centrální nervový systém	1 430
Šlachy a fascie	1 400
Kostní dřeň žlutá	1 300
Trávicí ústrojí	1 200
Chrupavka	1 100
Tkáň intersticiální	1 000
Plíce	1 000
Lymfatická tkáň	700
Srdce	330
Ledviny (2)	310
Lymfatické uzliny (volné)	250
Cévy	200
Slezina	180
Pankreas	100
Žlázy slinné (6)	85

Jazyk	70
Zuby (32)	46
Varlata (2)	35
Hrtan	28
Tymus	20
Žláza štítná	20
Prostata	16
Oči (2)	15
Nadledviny (2)	14
Hypofýza	0,60
Epifýza	0,18
Příštítná tělíska (4)	0,12

16.5 Skladba tělních tekutin

16.5.1 Skladba krve

- člověk o tělesné hmotnosti 70 kg má 42 litrů CTV (celková tělesná voda) = 60 % tělesné hmotnosti,
- z toho 28 litrů činí ICT (intracelulární tekutina) = 40%,
- 14 litrů činí ECT (extracelulární tekutina) = 20%,
- z toho 3,5 litru plasma,
- 10,5 litru tkáňový mok,
- koloidně osmotický tlak plasmatických bílkovin: 3,3 – 4,0 kPa (25 – 30 torrů, albuminy se podílejí z 80 %)
- pH krve: 7,35 – 7,45.

16.5.2 Skladba krevní plasmy (séra)

Bílkoviny:

- celkové množství 64 – 82 g / l séra.

Elektroforetické dělení bílkovin séra:

albuminy	53,2 – 68,8 rel. %	prům. 63,2 % = 46,0 g / l
α - globuliny	2,8 – 7,8 rel. %	prům. 4,7 % = 3,4 g / l
α - globuliny	4,6 – 9,8 rel. %	prům. 6,5 % = 4,7 g / l
β - globuliny	7,0 – 12,3 rel. %	prům. 9,2 % = 6,7 g / l
γ - globuliny	12,0 – 21,0 rel. %	prům. 16,1 % = 11,7 g / l

Imunoglobuliny dospělých lidí:

IgG	7,0 – 14,5 g / l séra
IgA	1,4 – 2,6 g / l séra
IgM	0,7 – 1,3 g / l séra
IgE	0,25 mg / l séra

Fibrinogen	3 – 5 g / l plasmy = průměrně 5,0 % z celk. bílkovin - u kojenců 2,1 g / l
Nebílkovinný dusík:	
Nebílkovinný dusík celkový (NPN)	0,20 – 0,40 g / l séra, plasmy veškeré krve (14 – 28 mmol / l)
Dusík močoviny (BUN)	1,2 – 3,9 mmol / l séra, krve
Močovina (urea)	3,2 – 6,1 mmol / l séra (19,3 – 36,4 mg / 100 ml) 3,3 – 5,3 mmol / l krve (20 – 32 mg / 100 ml)
Kyselina močová	0,17 – 0,33 mmol / l séra (2,9 – 5,6 mg / 100 ml, značně závislé na pohlaví a metodě)
Kreatinin	0,06 – 0,13 mmol / l séra, plasmy (0,75 – 1,5 mg / 100 ml)
Kreatin	0,06 – 0,10 mmol / l séra, krve (0,8 – 1,3 mg / 100 ml, u kojenců asi 2x vyšší)
Aminokyseliny séra volné celkové	0,03 – 0,06 g / l séra (jako α -aminodusík)
Bilirubin celkový: dospělí	1,7 – 17,4 μ mol / l séra
novorozenci 4. den	průměrně 92,0 μ mol / l
Bilirubin konjugovaný („přímý“)	do 4,3 μ mol / l séra
Nedusíkaté organické látky:	
Lipidy celkové	400 – 900 mg / 100 ml séra, plasmy
Cholesterol celkový	4,1 – 7,0 mmol / l séra (160 – 270 mg / 100 ml, závisí na věku a pohlaví, údaj pro věk 30 – 40 let)
Cholesterol esterifikovaný	2,6 – 4,4 mmol / l séra (100 – 170 mg / 100 ml)
Fosfolipidy	180 – 250 mg / 100 ml séra, plasmy
Triglyceridy (triacylglyceroly)	50 – 150 mg / 100 ml séra
Neesterifikované mastné kyseliny (volné, NEMK, NEFA)	0,3 – 1,0 mval / l séra
Glukóza nalačno: Redukční metody	4,4 – 6,7 mmol / l krve (80 – 120 mg / 100 ml)
Skutečná glukóza	3,3 – 5,0 mmol / l krve (60 – 90 mg / 100 ml)
Laktát (kyselina mléčná)	0,55 – 2,22 mmol / l krve (5 – 20 mg / 100 ml)
Acetonové látky celkové	1,4 – 3,0 mg / 100 ml krve, plasmy
Etanol (plynově – chromatický)	méně než 0,0015 % v krvi, v séru

Iontové složení:

Sodík – Na ⁺	130 – 148 mmol / l, mval / l plasmy, séra (310 – 340 mg / 100 ml)
Draslík – K ⁺	3,8 – 5,1 mmol / l, mval / l plasmy, séra (14,8 – 20,0 mg / 100 ml)
Vápník: Celkový	2,25 – 2,75 mmol / l 4,5 – 5,5 mval / l (9,0 – 11,0 mg / 100 ml plasmy)
Ionizovaný – Ca ²⁺	1,25 – 1,50 mmol / l 2,5 – 3,0 mval / l (5 – 6 mg / 100 ml séra)
Chloridy – Cl ⁻	98 – 106 mmol / l séra, mval / l séra (570 – 620 mg NaCl / 100 ml)
Fosfor anorganický	0,65 – 1,62 mmol / l (80 % HPO ₄ ²⁻ a 20 % H ₂ PO ₄ ⁻) 1,16 – 2,90 mval / l séra (2 – 5 mg / 100 ml)
Hydrogenuhlčitany, bikarbonáty (alkalická rezerva, HCO ₃ ⁻)	24 – 35 mmol / l, mval / l plasmy (53 – 77 ml CO ₂ / 100 ml)

Enzymy:

(Hodnoty uváděny v kalatech.)

Aldoláza (fruktózo-1,6-difosfát-aldoláza)	8,33 – 51,6 nkat / l (0,5 – 3,1 U / l)
Amyláza (α-amyláza)	8 -32 j. Wohlgemutha v séru 50 – 262 j. Somogyiho (37 °C)
Fosfatáza alkalická: Dospělí	200 – 500 nkat / l séra (25 °C) (4 – 6 j. Bodamský, 4 – 12 j. King-Armstrong, 12 – 30 U / l)
	Děti 2 – 15 r.
Fosfatáza kyselá: Dospělí	400 – 1430 nkat / l séra (25 °C) (24 – 86 U / l)
	Děti
	35 ± 7 nkat / l séra (2,11 ± 0,45 U / l, 0,5 – 2,0 j. King-Armstrong)
Laktátdehydrogenáza (LDH)	108 – 183 nkat / l (6,5 – 11 U / l) do 117 nkat / l séra, plasmy (do 7 U / l, kolem 200 j. Wróblewského)
Transaminázy:	
GOT (aspartátaminotransferáza)	67 – 400 nkat / l séra, nebo do 200 nkat / l

	(4 – 24 U / l, nebo do 12 U / l, do 24 j. Wróblewského, do 40 j. Karmena)
GPT (alaninaminotransferáza)	67 – 433 nkat / l séra, nebo do 200 nkat / l (4 – 26 mU / ml, nebo do 12 U / l, do 24 j. Wróblewského, do 30 j. Karmena)

16.5.3 Skladba synoviální tekutiny

pH	6,9 – 7,4
Viskozita	10 – 50 mPa·s (10 – 50 cP)
Sušina	1,7 – 3,0 %
Bílkoviny: albuminy	2,6 g / 100 ml
β-globuliny	0,5 g / 100 ml
γ-globuliny	0,6 g / 100 ml
mucin	0,1 – 3,0 g / 100 ml
Lipidy	0,07 g / 100 ml
Anorganické látky	kolem 1 % (značně kolísavá)
Látky nebílkovinného dusíku	jako v krevní plasmě

16.5.4 Skladba moče

Močovina (urea)	334 – 586 mmol / 24 h (20 – 35 g / 24 h)
Kreatinin	8,8 – 17,0 mmol / 24 h (1 – 1,5 g / 24 h) - značně závisí na hmotnosti těla
Kreatin:	dospělí děti
	negativní 0,03 – 0,06 mmol / kg za 24 h (4 – 12 mg / kg za 24 h)
Kyselina močová (uráty)	2,98 – 4,76 mmol / 24 h - prům. 4 mmol / 24 h (0,5 – 0,8 g / 24 h) - prům. 0,7 g 24 h)
Kyselina 5-hydroxyindoloctová	12,0 – 35,0 μmol / 24 h (2,3 – 6,7 mg / 24 h)
Bilirubin	0 – 0,51 μmol / 100 ml (0 – 0,3 mg / 100 ml)
Kyselina vanilmandlová	2,5 – 34,3 μmol / 24 h (0,5 – 6,8 mg / 24 h)
Ehrlich-pozitivní látky (urobilinogen)	75 – 250 mg / 24 h
Glukóza	negativní (max. 0,72 mmol = 130 mg / 24 h)
Ketolátky	prům. 209, max. 400 mg / 24 h

α -Amyláza (diastáza):	dospělí	16 – 64 j. Wohlgemutha 300 – 1000 j. Somogyiho (37°C)
	děti	16 – 32 j. Wohlgemutha
Anorganické látky:		
Celkové množství		25 g / 24 h
Sodík – Na ⁺		130 – 215 mval / l, mmol / l (3 – 5 g / 24 h, silně kolísavé)
Draslík – K ⁺		28 – 76 mval / l, mmol / 24 h (1,5 – 3 g / 24 h, silně kolísavé)
Vápník – Ca ²⁺		5 – 15 mval / 24 h, 2,5 – 7,5 mmol / 24 h (0,10 – 0,30 g / 24 h)
<i>Sulkowitschova zkouška:</i>		
bez srážení: pod 5 mg Ca / 100 ml		
slabě za 2 min = 5 mg,		
zřetelně za 2 min = 10 mg,		
ihned = 15 – 20 mg,		
ihned, masivně = nad 20 mg		
Chloridy	(jako Cl ⁻)	170 – 258 mval / 24 h, mmol / 24 h (6 – 9 g / 24 h, silně kolísavé)
	(jako NaCl)	10 – 15 g / 24 h

17 Příloha 2 – Odborná terminologie

A

abdomen	břicho
abdominální	břišní
abduktor	odtahovač (sval)
aberrace	odchylka
ablace	odnětí, snesení
abortus, abort	potrat
acer	prudký, ostrý
acidita	kyselost
acidum	kyselina
acutus, akutní	ostrý, prudký, náhlý
adaptivní	přizpůsobivý zevním podmínkám
adeps	tuk
adduktor	přitahovač (sval)
adenom	nezhoubný nádor ze žlázového epitelu
adhese	přilnavost
adiposita	otylost
adlatus	přinesený
adolescence	dospívání, mládí
adrenalin	hormon dřeně nadledvinek
adsorpce	pohlcování
adultus	dospělý
adversus	proti
aequalis	rovný, stejný
afinite	příbuznost
agonie	smrtný zápas, umírání v bezvědomí
akceptor	přijímač
akomodace	přizpůsobení oka
aktinografie	vyšetřování pomocí rentgenových snímků
aktinoskopie	vyšetřování prozařováním RTG paprsky
aktinoterapie	léčení zářivou energií
akustický	zvukový
albinismus	chybění barviva (melaninu) v těle
albumin	bílkovina neutrální povahy
alela	varianta genu lišící se částečně od jiných variant téhož genu
alergie	přecitlivělost
alienus	cizí
alter	jiný
alveolární	sklípkový
amoeba, améba	měňavka
amor	láska

amorfní	ošklivý, ohyzdný, beztvary
amplituda	výše tepové vlny
ampule	nádoba, džbánek
amputovat	snést
anabolický	týkající se tvorby látek z potravy na látky těla vlastní
anální	řitní
analýza	rozklad
anamnéza	předchorobí nemocného
anatomie	nauka o skladbě těla
anémie	chudokrevnost
anestézie	znecitlivění
anestetika	látky vyvolávající znecitlivění
angina pectoris	srdeční angína
angiografie	angiografie radionuklidová, metoda záznamu prů- toku malého množství radioaktivní látky mozko- vými nebo srdečními cévami, snímá se pomocí scin- tilační kamery
angiokardiografie	znázornění srdce a cév rentgenem po vstříknutí kon- trastní látky do krve
angiologie	nauka o cévním systému
angiomyom	nezhoubný nádor ze svaloviny s cévami
angioplastika, koronarografie, ventrikulografie, digitální sub- trakční angiografie (PTCA)	speciální rentgenové vyšetřovací metody, při nichž se znázorňují krevní cévy, věnčité cévy, srdeční du- tiny poté, kdy se do nich vstříkne kontrastní látka
angioscintigrafie	metoda, při které se registruje průtok radiofar- maka vyšetřovanou oblastí pomocí scintilační ka- mery se záznamovým zařízením
animal	živočich
animus	duch, mysl, odvaha
annularis	kruhovitý
anorexie	nechutenství
antagonismus	protilehlost, protiklad
antebrachium	předloktí
anterior	přední
antihypertenziva	léky snižující krevní tlak
antroskopie	měření podpovrchových nehomogenit, které ovliv- ňují změny impedance tkáně
antrax	uhlák, sněť slezinná
antropogenese	vývoj člověka
aorta	srdečnice, tepna vystupující z levé komory
aortografie	znázornění aorty rentgenem po vstříknutí kontrastní látky do krve
aortokoronární bypass	přemostění zúženého nebo uzavřeného místa věnčité tepny
apendix	přívěsek
apertura	otvor

apertus	otevřený
apex	vrchol, hrot
apexkardiogram	grafický záznam subakustických a nf vibrací přední stěny hrudníku způsobených srdečním hrotem
apriorní	předem daný
apparatus, aparát	přístroj
aproximace	přiblížení
aqua	voda
arcus, arkus	oblouk
ars	umění
artefactum, artefakt	zjev, stav uměle vzniklý
arteficialis	umělý
artéria	tepna
- carotis	- krční tepna
- hepatica	- jaterní tepna
- pulmonalis	- plicní tepna
- subclavia	- podklíčková tepna
arterioskleroza	kornatění tepen
articulus	kloub
asper	drsňý
aspirace	vdechnutí
asystolie	nedostatečné srdeční stahy
ateroskleróza	porucha přeměny tuků v organizmu a jejich ukládání na vnitřních stěnách tepen v podobě aterosklerotických plátů
atrioventricularis, atrioventrikulární	síňokomorový
atrium	předsíň, síň
audiometrie	metoda vyšetření prahu slyšení v celém rozsahu akustických frekvencí za pomoci nf oscilátoru, tzv. audiometru
axiální	osový
axon	nervové osově vlákno

B

balistokardiografie	diagnostická, čili vyšetřovací metoda srdeční činnosti, která je založena na zákonu o zachování hybnosti. Pohyby těla je možné při vhodné poloze registrovat a měřit jejich amplitudu. Znázorňuje reaktivní pohyb těla vymrštěním krve srdečním stahem, grafický záznam se nazývá balistokardiogram
bazální	patřící k základně
benigní	nezhoubný
beta-galaktosidáza	enzym štěpící cukr laktózu
bicephalus, bicefalus	zrůda s dvěma hlavami
biceps	sval dvojhlavý
bifidus	dvojklaný

bifokální	dvojohniskový
bifurkace	vidlicovité rozdělení
bigeminus	dvakrát podvojný, tep
bilaterální	oboustranný
bilis	žluč
biofyzika	vědní obor, který podává fyzikální a fyzikálněchemický výklad biologických jevů a zkoumá vliv fyzikálních faktorů na živé organismy
biokybernetika	obor kybernetiky, který využívá kybernetických principů ke studiu řídicích a regulačních pochodů v živých soustavách
bioluminiscence	krátkodobá i dlouhodobá emise (vydávání) krátkovlnného světla způsobená oxidací svítivých látek (luciferinů) produkovaných různými druhy živočichů a nižších rostlin
biomanipulátor	zařízení řízené bioelektrickými signály, nahrazuje horní končetiny při výkonu prací v nebezpečném prostředí, např. radioaktivita
bionika informační	disciplína bioniky, která se zabývá využitím poznatků o příjmu, přenosu, uchování a zpracování informací v živých systémech pro informační a měřicí techniku
bionika membránová	odvětví molekulární bioniky, která využívá poznatků o procesech na povrchu a uvnitř biologických membrán, např. pronikání iontů, a to pro vývoj podobných technických zařízení
bionika	disciplína biologie, která zkoumá možnosti využití biologických poznatků pro řešení problémů techniky, technologie a architektury
biopotenciál	rozdíl elektrického napětí, který vzniká v důsledku rozdílných koncentrací iontů uvnitř a vně buňky, měří se pomocí elektrod
bioproud	elektrická veličina, kterou je možné měřit přímo na buňkách nebo tkáních pomocí elektrod
biosignál	materiální nosič informace o části nebo celém biologickém objektu, o jeho činnosti a vztazích k okolí
biotechnika	využívá poznatků technických věd při analýze živých soustav
biotelemetrie	snímání fyziologických veličin na dálku, jejich přenos a vyhodnocení.
bisexuální	pohlavní náklonnost k obojímu pohlavím
blastom	nádor
bradykardie	pomalá srdeční činnost
bradys	pomalý
brachium	paže
brachycefalus	člověk s krátkou hlavou
brevis	krátký
bronchiální	průduškový

bronchografie	vyšetřování větvení průdušek rentgenem po naplnění kontrastní látkou
bronchus	průduška
bulbus	koule, např. oční
bulva	oční koule
buněčná membrána	také cytoplazmatická membrána, zvláštním způsobem tvarově a fyziologicky diferencovaná hraniční vrstva na povrchu buňky
bursa	váček, míšek

C

cadaver	mrtvola
caecus (cékus)	slepý
calcificatio, kalcifikace	zvápenatění
calculus, kalkulus	kámen
kalix	kalich, pohár
calva, kalva	lebeční klenba
cancer	rakovina
candidus	bílý
campus	pole, rovina
capitalis, kapitální	hlavový
capsula	pouzdro, kapsa
caput, kaput	hlava
carcinoma	rakovina
cardialis, kardiální	srdeční
cardiologia	nauka o srdci a oběhovém systému
cardiopulmonalis	týkající se srdce a plic
cardiovaskularis	týkající se srdce a cév
carotis arteria	krkavice
carpalis, karpální	zápěstní
carpus	zápěstí
cartilago	chrupavka
cauda	ocas
caudalis	dolní, ocasní
causa, kauza	příčina, důvod
caverna	dutina, nitro
cavum	dutina
celer	rychlý
cellula	buňka
cellularis	buněčný
centriolum	dělicí tělísko v buňce
cephalicus	hlavový
cephalographia, kefalografie, cefalografie	způsob měření velikosti hlavičky plodu
cerebellum	mozeček
cerebralis	mozkový

cerebrospinalis	mozkomíšní
cervicalis, cervikální	krční
cervix	krček
cerebrum	mozek
cilium	brva, řasa
circulus	kruh
cirkumflexe	ohnutí, otočení
circumflexus	ohnutý
cirrhosa	zmnožení vaziva na úkor tkáně
clavicularis, klavikulární	klíční
clavikula	klíční kost
clavis	klíč
clitoris, klitoris	poštěváček
coagulatio, koagulace	srážení teplem, např. bílkovin
coecus, caecus, cékus	slepý
cochlearis, kochleární	hlemýžďovitý
colon	tračník
collapsus, kolaps	zhroucení
collum, kolum	krk, krček
collumna vertebralis	páteř
coma	hluboký spánek, bezvědomí
commodus	pohodlný
compressor	stlačovač (sval)
concavus, konkávní	vydutý
condicio	podmínka
congenitus	vrozený
constrictor, konstriktor	svěrač (sval)
contractio, kontrakce	smrštění, stažení
cor, cordis (2.pád)	srdce
cornea	rohovka
corona	věnec, koruna
corpus, corpusculum	těleso, tělo, tělísko
cortex	kůra
costa	žebro
costalis, kostální	žeberní
cranialis, kraniální	lebeční
cranium	lebka
crassus	tlustý
cryptocancer	skrytá nádor
curatio	léčení
curriculum	běh, popis
cutaneus	kožní
cuticula, kutikula	tenká vrstva na povrchu výstelky
cutis	kůže

cyphosis, kyfóza	prohnutí páteře dozadu
cystis, cista	patologická dutina
cytogenetika	věda, která zkoumá otázky přenosu dědičnosti na úrovni buněk
cytologie	nauka o buňce, odvětví biologie, které se zabývá studiem stavby a funkcemi buněk
cytoplazma	základní buněčná hmota

D

defibrilátor	přístroj sloužící k obnovení srdeční činnosti při jeho zástavě. Jediný velký defibrilační impuls způsobí současnou depolarizaci všech vláken myokardu (srdečního svalu)
dekalifikace	odvápnění
dekubitus	proleženina
deminutus	zmenšený
dendrit	rozvětvený, ale krátký výběžek neuronu, který vede nervový vzruch do těla nervové buňky, ze které vystupuje
denervatio, denervace	zničení nervového zásobení
dens	zub
densus	hustý
dentální	zubní
dentatus	zubatý
depolarizace	rychlá a postupná změna polarity buňky nebo povrchu vláken myokardu po podráždění
depressor	stlačovač (sval)
derma	kůže
dermatologie	nauka o kůži a chorobách kůže
detrusor	vypuzovač (sval)
deviace	uchýlení, vybočení
dexter	pravý
diagnostika	nauka o rozpoznání nemocí
diameter	průměr
diaphragma	bránice
diaphysis, diafýza	střední část dlouhé kosti
diastola	ochabnutí svaloviny srdeční komory
diatermie	vysokofrekvenční terapie (léčení) hloubkovým prohříváním v proudy vyvolanými v elektrickými a magnetickými poli a elektromagnetickými vlnami
dielectrographia, dielektrografie	způsob zjišťování změn srdečního objemu během srdeční činnosti
difficilis	obtížný
digitus	prst
dilatator	roztahovač (sval)
diskrétní	časově nespojitý
dispersus, dispersní	rozptýlený

distalis	vzdálený
divergentio, divergence	rozbíhavost
DNA	zkratka pro označení kyseliny deoxyribonukleové
dolor	bolest
domesticus	domácí
Dopplerův princip	využívá ultrazvukových vln k měření průtoku krve, neinvazivně, přímo z povrchu těla
dorsum	záda
dorzální	hřbetní, zadní
dosis	dávka
ductus	cesta, vedení, kanálek, průchod
dulcis	sladký
duodenalis, duodenální	dvanáctníkový
duodenum	dvanáctník
dupluj, duplex	dvojitý, dvojnásobný
dura mater cerebri	podlebice, tvrdá mozková plena
durus	tvrdý

E

edém	otok
EEG	zkratka pro elektroencefalogram
efferens, eferentní	odvádějící
echoencefalografie	vyšetřovací metoda mozku pomocí ultrazvuku
echografie	ultrazvuková zobrazovací metoda (též ultrasonografie), která je založena na odrazu ultrazvukových impulsů na tkáňových rozhraních, echo nesoucí informaci o prostředí jsou zachycena, zpracována a přivedena na obrazovku
echokardiografie	tzv. ultrazvuková kardiografie, metoda vyšetřování srdeční činnosti odrazem UZV signálů od srdeční stěny nebo chlopní, umožňuje detekovat pohyb v závislosti na fázi srdečního cyklu
ejekční frakce	ukazatel funkce a výkonnosti srdce, je to vlastně poměr mezi množstvím krve vypuzené jedním srdečním stahem a množstvím, které je v srdci před ním
EKG	zkratka pro elektrokardiogram
ekologie	nauka o vztahu prostředí k organismu
elektrobiofyzika	věda, která se zabývá základními mechanizmy bioelektrické aktivity a účinky el. proudů na živý organismus
elektrodiagnostika	vyšetřovací metoda funkčního stavu nervů a svalů, založená na měření jejich reakcí na elektrické dráždění
elektroencefalograf	EEG je přístroj k registraci bioelektrických potenciálů mozku
elektroencefalografický analyzátor	přístroj na kmitočtovou a amplitudovou analýzu elektroencefalogramu, spojený s elektroencefalografem

elektroencefalogram	EEG je grafický záznam výsledné elektrické aktivity mozku s povrchu kůže hlavy
elektroesteziometr	přístroj k zjišťování intenzity pocitu bolesti pomocí elektrických impulsů dráždících nervy
elektrofyzilogie	část fyziologie, která zkoumá bioelektrické jevy živých soustav a hledá fyziologické metody, které by umožnily proměřování hodnot těchto elektrických jevů a procesů, a tím i jejich kvantitativní analýzu, pomocí elektrod a měřicích zařízení se snímají elektrofyzilogické hodnoty el. potenciálů nervových vláken, popř. se zaváděním el. proudů stimulují (podněcují) akční potenciály
elektrogastrograf	přístroj registrující bioelektrické potenciály žaludku
elektrochirurgie	použití diatermie, vysokofrekvenčních proudů k chirurgickým účelům
elektrokardiograf	EKG je přístroj k registraci bioelektrických potenciálů srdce
elektrokoagulace	koagulace teplem, elektrickým proudem, procházejícím tkání
elektrokortikogram	ECoG, elektrokortikogram, totéž co elektroencefalogram, ale z povrchu kůry mozkové
elektrokymograf	přístroj registrující pomocí fotonky (fotonásobiče) pohyb části těla nebo některých tělesných orgánů při prosvícení rtg zářením
electrolysis, elektrolyza	rozklad elektrolytů elektrickým proudem
elektromyograf	EMG je přístroj pro registraci činnostních potenciálů svalů, odváděných z jehel zabodnutých do svalů
elektromyogram	záznam o činnosti svalových proudů
elektroneurograf	přístroj pro registraci bioelektrických potenciálů jednotlivých nervových vláken nebo svazků vláken
elektronický fonendoskop	přístroj zesilující orgánové šelesty a zvuky (plíce, srdce), často s filtrem k potlačení některé části kmitočtového pásma
elektronický spiroanalýzátor	metabolimetr, přístroj pro plynovou analýzu vydechovaného vzduchu, měří se úbytek kyslíku a přírůstek oxidu uhličitého
elektronystagmograf	přístroj k registraci třesu a rychlého šubání očí, elektronicky shodný s elektroencefalografem
elektropolygraf	přístroj k současné registraci více bioelektrických potenciálů nebo fyziologických jevů, které lze převést na el. veličiny
elektroretinograf	přístroj k registraci činnostních potenciálů sítnice
elektroterapie	elektroléčba
elektrotokograf	přístroj k registraci stahů břišních svalů rodičky při porodu
embolie	ucpání krevního oběhu vmetkem
embolus	vmetek
embryon	zárodek
embryonální	zárodečný

encefalografie	znázornění komorové soustavy v mozku po naplnění vzduchem k diagnostickým účelům
endo	vnitřní, uvnitř
endokard	nitroblána srdeční
endokranium	vnitřní okostice lebky
endokrinologie	nauka o žlázách s vnitřním vyměšováním
endoplazma	tekutá plazma uvnitř buněk
endoskopia, endoskopie	vyšetřování tělních dutin zrakem pomocí endoskopu
enteron	útroba, střevo
enzym	látka biologického původu, urychlující určité chemické pochody
epi	nad, shora
epicardium, epikard	blána pokrývající srdce
epiderma	pokožka
epifýza	šišinka mozková
epigastrium	nadbříšek
epitel	vrchní vrstva buněk
erector	napřímovač (sval)
ergometrie	zátěžové elektrokardiografické vyšetření, při němž se zaznamenává elektrokardiografická křivka při zvýšené námaze
erytrocyt	červená krvinka
Escherichia coli	tyčinkový mikrob, žijící ve střevě
eventus	výsledek
excavatus	vyhloubený, vpadlý
excitace	dráždivost, vzrušivost, spojená se vznikem nervového vzruchu, schopnost živé soustavy reagovat na změny prostředí změnami životních projevů
excitometrie	metoda měření dráždivosti pomocí pravoúhlých impulsů
excretum, excrementum, excrement	výměšek
exemplum	příklad, vzor
exitus	východ, zánik, konec, smrt
exoplasma	zevní vrstva buněčného těla
ex post	dodatečně
expirium	výdech
ex tempore	v čas potřeby, příležitostně
extensio, extenze	natažení, napřímení
extensus	natažený
extensor	natahovač (sval)
externus	vnější, zevní
extracelulární	ležící mimo buňku
extraordinarius	mimořádný
extrapulmonalis, extrapulmonální	mimoplicní

extrasystola	předčasný srdeční stah
extrasystole	narušení rytmu srdeční činnosti předčasně vznikajícími stahy srdce, které nazýváme extrasystoly
extremitas	končetina
extremus	krajní
F	
faciální	tvářový
facilis	snadný
falsus	nepravý
faradoterapie	léčba zaváděním faradického proudu do těla
farmaka, farmakon	léky, léčiva, léčivo
fascia	povázka
fauna	zvířena
febrilis	horečnatý
febris	horečka
fel	žluč
femina	žena
femorální	stehenní
femur	kost stehenní
fenotyp	soubor znaků a vlastností, kterými se v daném prostředí projevuje genotyp organismu
fermentace	kvašení
fetální	plodový, vrozený
fetus	plod
fibrilace	velmi rychlé a nepravidelné stahy srdečních komor nebo síní
fibrilace srdce	je stav nekoordinované činnosti jednotlivých svalových vláken myokardu (srdečního svalu)
fibrom	nádor z vazivových buněk
fibroskop	ohybný (flexibilní) endoskop využívající ke své činnosti vláknovou optiku, světlovody, umožňuje pozorovat a fotografovat vnitřní prostory dutých orgánů, odebírat vzorky a provádět drobné chirurgické úkony
fibrosus, fibrozní	vazivový
fibula	kost lýtková flexe ohýbání
finis	konec
flavus	žlutý
flebografie	metoda znázornění žilního oběhu rentgenem po naplnění kontrastní látkou, měření žilního tepu
flebogram	grafický záznam žilního tepu
flexio, flexe	ohnutí, ohýbání
flora	květena
fluorescence	vyzařování světla určité vlnové délky delší dobu po předchozím ozáření
flutter	kmitání síní srdce
focalis, fokální	ložiskový, místní

focus, fokus	ložisko, ohnisko
fonokardiografie	metoda grafického záznamu zvuků, které provází mechanické kmity, vznikající v srdci a cévách. Registrované současně s EKG. Vlastní grafický záznam se nazývá fonokardiogram
foramen	otvor fraktura zlomenina
fossa	jamka, příkop
fosfolipidový	týkající se látky obsahující kyselinu fosforečnou dusíkatou zásadu a tukovou složku
fractura, fraktura	zlomenina
frigiditas, frigidita	chladnost
frontalis	čelní fyziologie nauka o funkcích ve zdravém těle
fructus	plod
fundamentum, fundament	podklad, základ
fungus	houba
fyziologie	biologická disciplína, která se zabývá studiem funkcí organismu jako celku i jeho částí : buněk, tkání, orgánů

G

gala, galaktos	mléko
galvanoterapie	elektroléčba stejnosměrným proudem
galvanofaradizace	léčba stejnosměrným galvanickým proudem za spolupůsobení indukovaného proudu faradického
gamagraf	pohybový scintigraf (scintilla = jiskra, záblesk), zobrazovací prostředek v nukleární medicíně pro detekci záření z radiofarmak vpravených do organismu
ganglion	nervový uzel, uzlina
gangréna	sněť
gastris, gastér	žaludek
geminus	dvojí, dvojče
gen	jednotka genetické informace, základní funkční genetická jednotka vyznačující se fenotypovým projevem
genetika	nauka o dědičnosti
geneze	vznik, vývoj, původ
genitál	pohlavní ústrojí
genóm	soubor genů buňky nebo viru, který organismus získává od svých rodičů
genotyp	genetická uspořádání organismu, reprezentované souborem alel uspořádaných v jednom genómu, soubor všech genů buňky či jedince
genus	koleno, rod
gerontologie	nauka o stáří a jeho chorobách
glandula	žláza
glaucoma, glaukom	zelený oční zákal
glioma, gliom	nádor ústředního nervstva z gliových buněk
glössa, glötta	jazyk

glukóza	cukr hroznový, škrobový
glykémie	hladina cukru v krvi
glykogen	živočišný škrob, uskladněný jako zásobní živina hlavně v játrech a příčně pruhovaném svalstvu
gracilis	jemný, útlý
gradus	stupeň, hodnota
gravidita	těhotenství
gravis	těžký
gutta	kapka
gypsum	pálená sádra

H

habitus	stav, vzhled
haemolysis, hemolýza	rozpuštění červených krvinek
haemorrhagia	krváčení
haima	krev
hematologie	nauka o krvi
hematom	krvní výron do tkáně
hemisféra	polokoule, např. mozková
hemodialýza	léčebná metoda, která slouží k odstranění toxických látek z krve
hemodialyzační přístroj	umělá ledvina
hemorrhagický	krvácivý
hemotorax	nahromadění krve v dutině hrudní
hepar	játra
herba	rostlina, nat'
hereditas	dědičnost
hermafrodit	jedinec se znaky obojího pohlaví
hernia	kýla
herpes	opar
heterosexuální	pohlavní náklonnost k druhému pohlaví
hibernace	zimní spánek
histologie	nauka o tkáních, disciplína biologie, která se zabývá studiem mikroskopické struktury tvarově a funkčně specializovaných buněčných souborů (tkání), tvořících orgány mnohobuněčných živočichů a rostlin
homicidium	vražda, zabití
homo	člověk
homosexuální	pohlavní náklonnost k osobě téhož pohlaví
hora	hodina
hormony	účinná látka, vylučované buňkami nebo tkáněmi do vnitřního prostředí a usměrňující činnost jiných tkání a orgánů
humanus	lidský
humerus	kost pažní
humidus	vlhký

humor	tekutina, mok
hydrobiologie	nauka o vztazích organismů k prostředí - vodě
hydroencefalie	nahromadění tekutiny v mozkových komorách
hyperglykémie	zvýšený obsah glukózy v krvi
hypersomnie	nadměrná, chorobná spavost
hypertenze	zvýšený krevní tlak
hypertonie	zvýšení napětí
hypertrofie	zbytnění
hypofýza	podvěsek mozkový
hypoglykémie	snížený obsah glukózy v krvi
hypothalamus	část mozku kolem třetí komory
hypotonie	snížení napětí
hysterografie	znázornění děložní dutiny RTG po nastříknutí dělohy kontrastní látkou
hysteroktomie	chirurgické odstranění celé dělohy

CH

chlorofyl	zeleň listová
choleductus	žlučovod
chondroma, chondrom	chrupavka
chorda	struna, šlašinka, provazec
chromozómy	pentlicové útvary v jádře buňky, ve kterých jsou uloženy geny
chronaxie	doba nutná k vyvolání reakce při dráždivém podnětu velikosti dvojnásobku reobáze
chronaximetrie	metoda měření dráždivosti
chronický	vleklý

I

icterus, ikterus	žloutenka
identifikace	ztotožnění, rozpoznání, určování
iecur	játra
ignis	oheň
immaturus	nezralý
immortalis	nesmrtelný
implantabilní	voperovatelný
impuls	popud, vzruch
impuls nervový	tzv. vzruch, speciální případ dráždivosti, při které dochází k velmi rychlému přenosu podráždění na velkou vzdálenost po nervové dráze. V místě podráždění vzniká akční potenciál, který se šíří po délce nervového vlákna. Série vzruchů slouží ke kódování a přenosu informací
imunita	odolnost, schopnost organismu zneškodnit infekci
in	v, ve, do
incisura	rýha, zářez
inclinatio, inklinace	sklon

incompatibilis	nesnášenlivý
incontinentia, ionkontinence	neschopnost udržet, např. moč
index	ukazatel
indikace	zdůvodnění
induktor	negativní molekulární efektor, jehož spojení s represorem způsobuje, že represor přechází do podoby, v níž se nemůže vázat na operátor
in extremis	krátce před smrtí
inferior	dolní
infikovaný	nakažený zárodky určité nemoci
infimus	nejnižší, nejhlubší
inflammatio	zánět, zápal
infra	pod, vespod
infraclavicularis	podklíčkový
infratemporalis	pod spánkem
inhibice laterální	tzv. boční útlum, blokování dráždivých jednotek stejného typu (neuronů určitého řádu, smyslových buněk), které se navzájem mohou ovlivňovat
inhibitor	tlunič
inkubace	dobu od styku organismu s původcem nákazy do propuknutí onemocnění
innervatio, inervace	opatření orgánu nervy
insania	šílenství
in situ	v přirozené poloze
instrument	nástroj
insuficiencie	nedostatečnost
integer	celý
inter	mezi, během
intercelulární	mezibuněčný
intercostalis	mezižeberní
intermedius	prostřední
internus	vnitřní
interruptio, interupce	přerušení, např. těhotenství
intestinum	střevo
in toto	v celku
intoxikace	otrávení
intrakardiální	nitrosrdeční
intrakraniální	nitrolebeční
intramuskulární	nitrosvalový
intratorakální	nitrohruďní
intravascularis	nitrocévní
intravenosní	nitrožilní
in vitro	ve zkumavce
in vivo	za živa

inzulín	lék proti cukrovce, hormon Langerhansových ostrůvků slinivky břišní
iontoforéza	metoda, která se využívá k vpravování léků s elektrickým nábojem (kationtů, aniontů) do tkání působením stejnosměrného proudu
iris	duhovka
iritace	dráždění
iritabilis, iritabilita	dráždivost
ischemická choroba srdeční	aterosklerotické poškození věnčitých tepen v podobě jejich zúžení či uzávěrů, projevující se snížením až přerušením dodávky krve k srdečnímu svalu (myokardu); snížení dodávky krve má za následek anginu pectoris, úplné přerušení pak infarkt myokardu
ischémie	místní nedokrvění
iter	cesta
iterace	opětování, opakování
iunctus	spojený
izotop	atom téhož prvku lišící se jenom svou hmotou
J	
jugulum	hrdlo
jugulární	hrdelní
juvenilní	mladý
K	
kancerogen	látka vyvolávající nádorový růst tkáně
kapilára	vlásečnice
kardia	srdce
kardiak	nemocný s chronickou srdeční vadou
kardiostimulátor	elektronické zařízení, které slouží k normalizaci nebo obnovení srdečního rytmu
kardiotokografie	(KTG), metoda grafického záznamu, která umožňuje záznam okamžité hodnoty tepové frekvence a intenzity děložních kontrakcí
kardiotokogram	grafický záznam srdeční frekvence plodu a kontrakční činnosti dělohy vyjádřenou nitroděložním tlakem
karies	vleklý zánět kostí, kostižer
karyon	ořech, jádro
katabolický	týkající se chemického děje štěpení a okysličování látek živé hmoty a látek zásobních, opak anabolismu
katalyzátor	látka, která ovlivňuje průběh chemických pochodů
katetr	cévka
katetrizace	vyšetření cév a srdečních dutin pomocí speciální cévy (katetru)
kaverna	dutina, nitro
kinetokardiografie	metoda grafického záznamu nf pohybů prekordia, rytmického chvění přední stěny hrudníku, vyvolané

	mechanickou činností srdce. Kinetokardiograf snímá kmity nízké frekvence v rozsahu 0 - 20 Hz
koagulace	srážení
kolaps	selhání krevního oběhu
kortex	kůra
kritérium	pravidlo, podle kterého se posuzují děje
kybernetika	věda o chování a řízení ve strojích a v živých organismech
kyselina deoxyribonukleová (DNA)	látka, která tvoří spolu s bílkovinami strukturu chromozómů a v níž je zakódována genetická informace
kyselina ribonukleová (RNA)	látka, která zprostředkuje přepis a překlad genetické informace z DNA při tvorbě bílkovin

L

labiální	retní, pyskový
labium	okraj, hrana, ret, pysk
labor	práce
lac	mléko
lacrima	slza
lacus	jezero
laesio, léze	poškození, postižení
lagoena, lagéna	láhev
laktóza	cukr mléčný
lamella	lamela, destička
lamina	list, blanka, vrstva
lapis	leptavý kamínek
laryngo	hrtanový
larynx	hrtan
latentní	skrytý, bezpříznakové období nemoci
laterální	boční
latitudo	šířka
latus	široký
lens	čočka
lentikulární	čočkovitý
letální	smrtný
letum	smrt
leukémie	bělokrevnost
leukocyt	bílá krvinka
levator	zdvihač (sval)
levis	lehký
lex	zákon
libido	chuť, záliba
lien	slezina
lienografie	znázornění sleziny RTG pomocí kontrastní látky
ligamentum	vazivový vaz
ligamentosus, ligamentozní	vazový

ligatura	podvázání
lignum	dřevo
likvor	mok
linea	linie, čára, rýha
lingua	jazyk, řeč
lipom	nezhoubný nádor z tukové tkáně
liquidus	tekutý
liquor	tekutina, mok, šťáva
lobus	lalok
locus	místo
lokální	místní
lokomoce	pohyb z místa
longitudinalis	podélný
longus	dlouhý
luciferin	organická sloučenina, podrobně prostudovaná u světlušek. Za přítomnosti kyslíku a působením určitého enzymu se z této látky uvolňuje světelné záření
lumbalis, lumbální	bederní
lumbokostální	bedrožeberní
lumen	světlo, záře
luna	měsíc
lunatismus	náměsíčnost
luteus	žlutý
lymfa	míza, tkáňový mok
lymphocytus, lymfocyt	mízní buňka

M

macerace	vyluhování
magnetoterapie	léčení pomocí magnetu
magnitudo	velikost
magnus	velký
maior	větší
makrocyt	velká červená krvinka
malformace	znetvoření
maligní	zhoubný
malum	zlo, neštěstí, bolest
mamma, mastos	ženský prs, prsní žláza
mandibula	dolní čelist
mandibularis	týkající se dolní čelisti
manubrium	rukověť
manus	ruka
manuální	ruční
masculinus	mužský
mater	matka
maturus	zralý, dospělý

maxilla	horní čelist
medialis, mediální	střední
mediátor	prostředník, látka, která vzniká v zakončeních neuritů a slouží jako přenašeč nervového vzruchu z jedné buňky na druhou, a to na úrovni synapsí (zápojích), např. acetylcholin
medicamentum	lék
medicus	lékař
medium	prostředí, střed
medulla	dřeň
medulární	dřeňový
megalokardie	nadměrné velké srdce
mel, mellis	med
membrána buněčná	dvojvrstvá molekulární plazmatická membrána oddělující cytoplazmu buňky od zevního prostředí
meniskus	kloubní disk
menopausa	přestávka v menstruačním krvácení
mens	mysl, myšlení
mensis	měsíc
metabolismus	látková přeměna v živých organismech
metakarpální	zápěstní
metallum	kov
metastáza	vznik nového, druhotného ložiska
mikrocefalie	nápadně malá hlava
mikroelektrody	jemné kovové nebo duté skleněné hroty, které umožňují snímat elektrické biopotenciály na buněčné úrovni nebo z nitra buněk
minor	menší
mitochondrie	tyčinkovité útvary v plazmatu buňky
mitosis, mitóza	dělení buněčného jádra
mitrální (valvula)	dvojcípá chlopeč
mixtura	směs
mobilis	pohyblivý
modulus	měřítka, míra
modus	způsob
mollis	měkký
morbus	choroba, nemoc
mora	prodlení
morbilita	nemocnost
mors	smrt
mortalis	smrtelný
mortuus	mrtvý
motio	pohyb
mRNA	zkratka pro mediátorovou ribonukleovou kyselinu
mucosa	sliznice

mulier	žena
multicellularis, multiceulární	mnohobuněčný
multifokální	mnohohložiskový
multiplex	mnohočetný
multus	mnohý
murmur	šelest, ozva
murus	hradba, zeď
musculus	sval
muskulární	svalový
mutus	němý
myelografie	znázornění páteřního kanálu RTG pomocí kontrastní látky
myogram	grafický a časový záznam stahu izolovaného svalu
myokard	srdeční svalovina
myos	sval

N

nasofaryngeální	nosohltanový
nasopharynx	nosohltan
nasus	nos
natus	narozený
nausea	nucení ke zvracení
necessarius	nutný
nefrogram	rentgenový snímek ledvin
nefros	ledvina
nekróza	místní odumření tkáně
neonatální	novorozenecký
neonatus	novorozenec
neuralis, neurální	nervový
neuristor	aktivní stavební prvek, který funkčně napodobuje neuron
neurit	nebo také axon, nervové osově vlákno, často velmi dlouhý výběžek, málo rozvětvený, schopný podle zákona " vše nebo nic " vést nervový vzruch z těla nervové buňky k její periférii
neurobionika	odvětví informační bioniky, která využívá poznatků o nervovém vedení, uchování a zpracování informací v živých soustavách pro účely informační techniky
neuroblastom	zhoubný nádor nervové tkáně
neuron	nervová buňka, specializovaná buňka, která slouží k vytváření, zpracovávání a rozvádění nervových vzruchů. Je to funkční jednotka nervového systému mnohobuněčných živočichů. Skládá se z buněčného těla (cyton) a nervových výběžků (dendritů a neuritů)

neuronový počítač	nebo také neuropočítač, počítač sestrojený z neuristorů (umělých neuronů), jehož funkčně-dynamická kapacita řádově převyšuje běžné počítače
neurostimulátor	elektronické zařízení, které se používá k dráždění mozku a míchy z důvodů diagnostických a léčebných
neuter	ani jeden ani druhý, žádný
neutrocytus	neutrální bílá krvinka
niger	černý
nimius	přílišný, velmi silný
nocturnus	noční
nodulus	uzlík, jádro
novus	nový
nukleus	jádro
nullus	žádný
nutritio	výživa
nux	orech
nystagmus	záškuby, třes očí
O	
obdukce	pitva
obezita	tloušťka
objekt	předmět
obligatus	povinný
oblongatus	prodloužený
observatio	pozorování
obturátor	ucpávač
oculus	oko
odor	vůně, zápach
oftalmologie	oční lékařství
okcipitální	týlní
olfactus	čich
omnis	všechn
omphalus	pupečník, pupek
onkogeneze	původ a vývoj nádoru
onkologie	nauka o nádorech
onkos	nádor
onyx	nehet
oon	vejce
oogeneze	vývoj vejce
operátor	regulační oblast na DNA, na kterou se váže represor
operon	transkripční jednotka řízená z promotoru a operátoru
ophthalmos	oko
oprese	potlačení
opus	dílo
oralis	ústní

orbis	kruh, okruh
orbita	očnice
orchis	varle
origo	počátek, původ
os, oris	ústa
os, osis	kost
os sacrum	kost křížová
oscilotonografie	zjišťování pulsace tepen
osifikace	tvorba kostí
osteocyt	kostní buňka
osteon	kost
ostium	ústí
otorinolaryngologie	nauka o chorobách ušních, nosních a krčních
ovariální	vaječnickový
ovarium	vaječník
oviductus	vaječník
ovum	vejce
P	
pachycefalie	krátká, široká lebka
palatinus	patrový
palatum	patro
pallidus	bledý
pallor	bledost
palma	dlaň
palmaris	dlaňový
palpatio, palpate	prohmat, prohmatávání
palpebra	oční víčko
palpitatio, palpitate	palpitace srdce, bušení srdce
panis	chléb
pankreas	slinivka břišní
papilla	bradavka
par, paris	rovný, stejný
para	podle, mimo
parakardiální	ležící u srdce
paralýza	ochrnutí
parametr	proměnná veličina, udávající určitou základní hodnotu
parasystolia	nepravidelný puls
parenchym	vlastní tkáň orgánu, vyznačující se určitou funkcí na rozdíl od tkáně podpůrné
paroxysmus	záchvat
pars	část
partus	porod
parum	málo

parvus	malý, drobný
passio	bolest, utrpení
patella	češka
patellaris, patelární	češkový
pater	otec
patologie	nauka o chorobných změnách v těle
paulum	málo, trochu
pavimentum	podlaha
pectus	hrud'
pektorální	hrudní
pellis	kůže
penetratio, penetrace	pronikání
pelvis	pánev
per os	ústý
per anum	cestou řitní
perceptio, percepce	vnímání
perceptron	přístrojový systém k rozpoznávání tvarů, pevně nastavený. Napodobuje funkci zrakových orgánů a mozkových center zraku. Oko je nahrazeno fotobuňkami, které napodobují nervové funkce zvláštním typem neuristorů
percutaneus, perkutánní	vpraveno do kůže
perforatio, perforace	pronikání
periculosus	nebezpečný
perikard	osrdečník
periost	okostice
peristaltika	vlnivý pohyb zažívací trubice
permeabilis	prostupný, vodivý
permeabilita membrány	selektivní (výběrová) propustnost membrány buňky pro určité ionty nebo molekuly
perniciosus	zhoubný
per os	ústý
per rectum	konečníkem
pertussis, pertuse	dávivý kašel
per vaginam	pochvou
per vias naturales	přirozenou cestou
pes, pedis (2.pád)	noha
phagocytus, fagocyt	buňka schopná pohlcování drobných cizích těles
pharmakon, farmakon	lék, léčivo
pharynx, farynx	hltan
phlebogramma, flebogram	záznam, zápis žilního tepu
pituita	vlhkost, sliz, hlen
placenta	koláč mateřský, plodový
plazma	buněčná hmota
plenus	plný

pletysmografie	vyšetřovací metoda činnosti cév prstů nebo částí končetin měřením tepenného objemu na základě změn impedance, dále pletysmografie impedanční, pletysmografie kapacitní
pleura	pohrudnice
plexus	pleteň, nervový svazek
pneumon	plíce
pollex	palec ruky
pondus	váha
pons	most
populus	lid, národ
porta	brána, průchod
post	po, za, vzadu
posterior	zadní prostata předstojná žláza
postmortalis	posmrtný
post mortem	po smrti
postnatalis, postnatální	po narození
potentia, potence	moc, schopnost, možnost
potenciál akční	změna klidového napětí vyvolaná podrážděním neuronu nebo svalového vlákna
potenciál evokovaný	vlna nebo komplex vln, vyvolaný a časově srovnávaný např. s elektrickým stimulem
povrchový kardiokrogram	SKTG, superficial = povrchový, povrchový záznam kardiokogramu z povrchu břicha rodičky, snímáný např. při rizikovém těhotenství
praecox	předčasný
praematurus	předčasně zralý
praenatalis, prenatalní	před narozením
primipara	prvorodička
probatus	vyzkoušený
profundus	hluboký
prolapsus, prolaps	vyhřeznutí, výhřez
prolongatus	prodloužený
promiskuita	časté střídání sexuálních partnerů
promotor	regulační oblast, na kterou se váže RNA-polymeráza, případně jiné proteiny podmiňující zahájení transkripce
prope	blízko, u
proprius	vlastní, zvláštní
protopazma	nejjednodušší mimojaderná živá hmota buněk
proximální, proximalis	blíže k hlavě bližší
pseudotumor	nepravý nádor
puer	chlapec
pulmo, pneumon	plíce
pulmonalis	plicní
pulpa	dřeň

pulsus	puls, tep
pulvis	prach, prášek
punctio, punkce	nabodnutí, propíchnutí
punctum	bod, střed
pupilla	zřítelnice, zornička
purus	čistý
pus	hnis
pyknokardie	zrychlení srdeční činnosti
pylorus	vrátník
R	
radialis	vřetenní
radicula	kořínek
radiofarmaka	jsou radioaktivní léčivé přípravky nebo léky obsahující radioaktivní nuklid, který je zdrojem ionizujícího záření
radiografie	zobrazování pomocí RTG paprsků
radiologie	nauka o záření
radius	kost vřetenní
radix	kořen
ramus	větev
raro	zřídka
reagens	činidlo
recens	čerstvý, svěží
receptor	čidlo, ústrojí k přijímání podnětů
receptor	biologická struktura (nervové zakončení, smyslová buňka), která zachycuje z vnějšího či vnitřního prostředí organismu specifické podněty, mění je na nervové impulsy (vzruchy) a tyto vysílá do dostředivé dráhy nervového systému
rectalis, rektální	konečnickový
rectum	konečník
rectus	přímý, rovný
reflex	zákonitá zpětná reakce živého organismu na určitý specifický podnět, zprostředkovaný nervovým systémem
reflexus	ohnutý
refugium	útočiště
regulátor	látka podílející se na regulaci molekulárního děje - transkripci, translaci
remedium	lék
ren	ledvina
renální	ledvinový
rentgenokymografie	rentgenová metoda sloužící k znázornění pohybu srdce a plic
reobáze	nejmenší intenzita elektrického proudu, která vyvolá podráždění, např. svalu

reografie	metoda měření změn elektrické vodivosti při pulsování srdce, měření prokrvení tkáně. Jiná definice: Metoda grafického zobrazení změn el. impedance (popř. kapacity) vyšetřovaných tkání, která je vyvolána měnícím se krevním objemem v závislosti na srdeční činnosti
reopletismografie	měřicí metoda pro zjišťování objemových změn v cévách na podkladě vztahu, že přírůstek objemu je přímo úměrný poklesu elektrického odporu
repolarizace	děj, během kterého se potenciál buňky vrací zpět na klidovou úroveň
represor	negativní regulační protein kódovaný regulačním genem, jehož vazbou na operátor se zastaví transkripce operonu
res	věc, stav, poměry
residuum	zbytek
respirace	dýchání
retina	sítnice
retractor	zatahovač
retro	za něčím, vzadu
ribozómy	buněčné organely, na kterých dochází k tvorbě bílkovin
rigidus	ztuhlý
risus	smích
RTG, rtg	zkratka pro rentgen
ruber	červený
rudimentální	zakrnělý
ruga	řasa
rumor	šelest
ruptura	roztržení

S

sacer	svatý
sacralis	křížový
sacrolumbalis, sakrolumbální	křížobederní
saccharum, sacharoza	cukr
saccus	vak, váček
saepe, sépe	často
sagitalis	předozaďní
sacharidy	také glycidy, uhlovodany, cukry
sal, salis	sůl
saliva	slina
saluber, salvus	zdravý
sanace	vyléčení, ozdravení
sanitas	uzdravení
sanquis	krev
sanus	zdravý

sapo	mýdlo
sarcoplasma	vlastní hmota svalových vláken
sarkom	zhoubný nádor
satis	dosti
saturace	nasycení
scabies, skabies	svrab
scapula	lopatka
scarlatina	spála
scatula	krabička
sceletum, skelet	kostra
scintigrafie	vyšetřovací metoda pro zobrazení rozložení radioaktivní látky (radiofarmaka) v těle
sclera	bělma oční
scorbutus, skorbut	kurděje
scrotum	šourek
secretio, sekrece	vyměšování
sedes	sídlo
selectus	vybraný
semel	jednou
semen	sémě, semeno
semilunaris, semilunární	poloměsíčitý
senex	stařec
sensibilis	citlivý
senzorický	smyslový
sepsis, sepse	zaplavení jedovatými látkami
septum	přepážka
sero	pozdě
sfinkter	svěrač (sval)
sfygmomanometr	měřič srdečního tepu a tlaku
siccus	suchý
sigmoidální	esovitý, podobný sigmatu, řeckému písmenu „S“
signum	znamení, označení
similis	podobný
simplex	jednoduchý, prostý
simulace	napodobování, předstírání
sine	bez
sinister	levý skalpel chirurgický nůž
sinistrokardie	normální uložení srdce vlevo
sitis	žízeň
situs	poloha, uložení
skiografie	snímkování, rentgenová metoda, při níž se místo štítu používá rtg film
skiagram	rentgenový snímek
skiaskopie	prosvěcování pacienta rtg paprsky, při současném pozorování vzniklého obrazu na rtg štítě

sodíková a draslíková pumpa	aktivní transport sodíkových a draslíkových iontů cytoplazmatickou membránou nervových buněk po nervovém vzruchu, kdy ionty draslíku pronikají do buňky a ionty sodíku do vnějšího prostředí
solaris	sluneční
solidus	pevný
solutio, soluce	uvolnění, roztok
soma	tělo
somatologie	nauka o těle
somnus	spánek
spaciokardiografie	SKG nebo elektro - SKG (ESKG), metoda prostorového zobrazení elektrického srdečního pole pomocí pravoúhlého systému svodů, systému souřadnic XYZ
spasmus	křeč, křečový stah
spektrofotometrie	způsob určování chemických látek pomocí světla
spektrum	vidmo, obraz
spina	hřeben, trn, páteř
spinalis, spinální	hřbetní, páteřní
spirometrie	měření množství vdechovaného a vydechovaného vzduchu přístrojem spirometrem
spondylus	obratel
sputum	slina, chrchel
stenóza	zúžení
stereo elektroencefalografie	SEEG, diagnostická metody snímání a záznamu biopotenciálů z hloubkových struktur mozku
sternum	hrudní kost
stimulatio, stimulace	podráždění
stomachus	žaludek
stomatologie	zubní lékařství
struktura	stavba, základní uspořádání
struma	zvětšená štítná žláza, vole
stupidus	hloupý
sub	dole, pod
subclavicularis	podklíčkový
subitus	náhlý
substantia, substance	hmota, podstata
subtilis, subtilní	jemný
sudatio, sudace	pocení
sudor	pot
suicidium	sebevražda
summus	nejvyšší, horní
supercilium	obočí
superior	horní
suppressio, suprased	potlačení

supra	nahoře, svrchu, před, přes, nad
supraclavicularis	nadklíčkový
supremus	nejvyšší, horní
surdus	hluchý
sutura	šev, steh, sešití rány
symptom	příznak
synapse	nervový zápoj, zvláštní struktura nervového systému, která slouží ke spojení mezi smyslovými a nervovými buňkami, mezi různými nervovými buňkami a mezi nervovými a svalovými buňkami
syndrom	soubor příznaků charakterizujících chorobný stav
synovia	mok, máz kloubní
systola	stažení svaloviny srdeční komory
T	
tactus	hmat, dotek
tachykardie	zrychlená srdeční činnost
talis	takový
tarsus	nárt, chodidlo
tela	tkanivo, buněčná tkáň
telemetrie	měřicí metoda, kdy je prováděn přenos měřené a zakódované veličiny na místo vzdálené od místa jejího vzniku, zde je prováděna analýza a zobrazení jejího průběhu
telereceptor	čidlo, zachycující podněty z dálky
temporalis, temporální	spánkový
tendo	šlacha
tenzor	napínač
terapie	léčení
tergum	hřbet
termografie	lékařská termografie je neinvazní biofyzikální vyšetřovací metoda využívaná pro měření, registraci, tj. mapování teplotních polí při některých patologických procesech, které jsou provázeny změnami v emisi infračerveného záření
testis	varle
thalamus	komora, boční stěna mezimozku
thorax	hrudník
thymus	brzlík
thyroidní	týkající se štítné žlázy
tibia	kost holenní
tibialis	holenní
tokografie	záznam kontrakční činnosti dělohy při porodu
tomografie emisní pozitronová	PET, je další tomografická metoda využívající radionuklidů, v tomto případě pozitronových zářičů
tomografie výpočetní protonová	místo rtg záření se používají k prozáření orgánů protony vysokých energií (230 MeV) nebo jiné nabitě

tomografie výpočetní	částice, obrazová informace se získá měřením ztráty energie protonu CT, diagnostická zobrazovací metoda, která vznikla spojením principu tomografie, to je rentgenového zobrazení na základě různého pohlcení (absorpce) rtg záření a výpočetní techniky k rekonstrukci obrazu
tomografie	speciální rentgenová vyšetřovací metoda k zobrazení určité tkáňové vrstvy v hloubce těla
tonsilla	mandle
tonus	napětí
totus	celý
trachea	průdušnice
trajektorie	křivka daná spojnicí bodů v n-rozměrném stavovém prostoru
transkripce	přepisování genetické informace z DNA do struktury mRNA
transkutánně	přes kůži
transversus	příčný
trauma	úraz
tremor	chvění
triceps	trojhlavý sval
trikuspidální	trojcípý tuber hrbol
trikuspidální	trojcípý
trombocyt	bílá krvinka
trombus	sražená krev v cévě
truncus	trup, kmen
tuber	hrbol, hrb
tumor	nádor
turgor	napětí tkáně
tussis	kašel
tympanum	bubínek

U

ulcus	vřed
ulna	kost loketní
ulnaris, ulnární	loketní
ultimus	poslední, konečný
ultra	dále, nad, přes, na druhou stranu, déle
ultrasonografie	viz echografie
ultrasonoterapie	léčba ultrazvukem
ultrazvuková chirurgie	metoda selektivního rozrušování tkání ultrazvukem vysokých intenzit (50 - 1000 W/cm ²). Ostří skalpelu kmitá podélnými kmity v rezonanci s kmitočtem měniče
ultrazvuková kardiografie	viz echokardiografie
umbilicus	pupek

umbra	stín
unguentum	mast
unguis	nehet
unipara	žena jednou rodící
unus	jeden
ureticus	k moči patřící
uretr	močová roura
urina	moč
usus	užívání, praxe
uterus	děloha
utilis	užitečný
V	
vacuolum, vakuola	dutinka v buňce
vagina	pochva
vaginalis, vaginální	poševní
vagus (nervus)	bloudivý, bludný, verv bloudivý
validus	silný
valvula, valva	chlopeň
varix	křečová žíla
vas, vasa	céva, cévy
vaskulární	cévní
vasokonstriktor	(nerv) smršťující cévy
vektorkardiogram	grafický záznam průmětu změn výsledného elektrického srdečního vektoru do některé ze tří tělních rovin, nejčastěji frontální, zv. frontální vektorkardiogram, vektorkardiografie
vena	žíla
- pulmonalis	- plicní žíla
venalis	žilový
venenum	jed
venter	břicho
ventrální	přední, břišní
ventriculus	žaludek
verifikace	ověření, přezkoušení
vermiformis	červovitý
vertebra	obratel
vertebrální	obratlový
verus	pravý
vesica	měchýř
vestibulární	předsíňový
vestibulum	předsíň, vchod
via	cesta

vibrokardiografie	nebo též prekordiální balistokardiografie, je metoda záznamu pohybu hrudní stěny, rychlosti a tohoto pohybu, frekvenční oblast 30 - 500 Hz
vir	muž
virginita	panenství
vis	síla
vita	život
vitální	životní
vitium	chyba, vada
vivus	živý
vomitus	zvracení
vulnus	poranění, rána
Z	
zákon "vše nebo nic"	pravidlo, podle kterého vyvolává určitý podnět reakci jen tehdy, dosahuje-li jeho síla určité, tzv. prahové hodnoty
zygon	jařmo

Pokroky v optické biopsii a optické

mammography.	mamografií.
Advance MR imaging techniques.	Pokroky v technikách MR zobrazování.
Advances in health telematics education.	Vývoj vzdělávání v oblasti zdravotnické telematiky.
Aerosols and the lung.	Aerosoly a plíce.
AF – Active Filter :	aktivní filtr
AFM - atomic force microscope :	mikroskop atomárních sil
afterload :	dotížení
aging :	stárnutí
aggregation curves of thrombocytes :	agregační (shlukovací) křivky trombocytů
AI – acceleration index :	index, ukazatel, zrychlení
airway trees :	plicní stromy
α – core :	α - jádro
aliasing :	zrcadlení
aliasing effect :	maskování frekvencí
all-body stereotactic apparatus :	celotělový stereotaktický přístroj
all or non law :	zákon „vše nebo nic „
allowance and cancellation of author`s certificates :	udělení a zrušení autorských osvědčení
alternate mode pumping :	alternující, střídavé čerpání
ALU – Aritmetic logic Unit :	aritmeticko-logická jednotka
Amber – a fossilized resin of ancient tree :	jantar – zkamenělá pryskyřice starobylých stromů
amplifier biopotentials :	zesilovač biopotenciálů
amplifier foil :	zesilovací fólie
ANA – Logical And Register or Memory With Accumulator :	logický součin obsahu registru nebo paměti s obsahem střadače
anaerobic :	anérobní, žijící za nepřístupu kyslíku
anaerobic threshold :	anérobní práh
analogue computer :	analogový počítač
analogue voltage signal	spojitý napěťový signál
analysis of EEG by the methods of pattern recognition :	analýza EEG metodami rozpoznávání obrazců
analysis of R-R intervals variability :	analýza variací R-R intervalů
analysis of variance :	analýza rozptylu
analytic hierarchy process :	analýza hierarchického procesu
AND function :	funkce „i“, logický součin
AND – NOT function :	inhibice, zábrana
angiography :	angiografie, metoda vyšetřování cév
angiography and intravascular ultrasound :	angiografie a intrakoronární (vnitřněvčítý) ultrazvuk
angle :	úhel
angle resolution :	úhlové rozlišení
ANI – And Immediate With Accumulator :	logický součin přímého operandu s obsahem střadače
annulate interfering mirroring :	vyloučení rušivého zrcadlení
antibody response :	protilátková odpověď
ant in labyrinth :	mravenec v bludišti
antifibrillatory drugs :	protifibrilační léky
anti-neoplastic drugs :	protinádorové léky

antiparallel :	nesouhlasně rovnoběžný
aortal outflow curves :	aortální výtokové křivky
aortic blood pressure :	aortální krevní tlak
APC – Antigen Presenting Cell :	buňky prezentující antigen
a place must be sought for ... :	musí být hledáno místo pro ...
API – Application Programmer's Interface :	rozhraní aplikačního programu
application :	použití, využití
Application of natural language to information systems .	Aplikace přirozeného jazyka do informačních systémů.
application of physics to medicine and biology :	aplikace (použití) fyziky v lékařství a biologii
application of virtual reality in medicine :	aplikace virtuální reality v medicíně
applied informatics :	aplikovaná informatika
aply – close :	uzavři
aply – connect :	spoj
aply- setup :	nastav
a potential weed :	potenciální plevel
apparent mikroviskosity :	zdánlivá mikroviskozita
Application of electromagnetic field impulses in therapy.	Použití impulzů elektromagnetického pole v léčbě.
approaches :	blíží se (k)
approximately equals .	rovná se přibližně
a raised to the n-th :	a umocněno na n-tou
AR – Address Register :	registr adresy
archivation of images :	archivace obrazových dat
arcus alpha :	arkus alfa
area claim :	nárok na záložní paměti
area proceses :	procesy oblastí záložní paměti
ARG – Automatic Repeat Request :	automatické vyžádání opakování
argument of hyperbolic cotangent x :	argument hyperbolické kotangenty x
argument of hyperbolic tangent x :	argument hyperbolické tangenty x
argument of hyperbolic cosine x :	argument hyperbolického kosinu x
argument of hyperbolic sine x :	argument hyperbolického sinu x
ARMA – AutoRegresive Moving Average :	autoregresivní (samozpětný) klouzavý průměr
arrival rate :	frekvence přechodů
arterial imaging :	arteriální, tepenné zobrazování
arterial wall properties :	vlastnosti stěny srdce
arthrosis :	artróza, onemocnění kloubů
artificial cardiac valves :	umělé srdeční chlopně
artificial heart	umělé srdce
artificial heart valves :	umělé srdeční chlopně
artificial intelligence :	umělá inteligence
Artificial intelligence in medicine.	Umělá inteligence v lékařství.
artificial kidney :	umělá ledvina
artificial neural network :	umělá neuronová síť
ASCII – American Standard Code for Information Interchange.	Americký standardní kód pro výměnu informací.
assembler :	jazyk symbolických adres, překladač

assessment of cardiac output :	měření výkonu srdce
assessment of cardiac performance :	měření výkonu srdce
assessment of the flow rate :	měření průtokových rychlostí
associative memory :	asociační (sdružovací) paměť
ASP - Advanced Signal Processing :	vyvinutí signální procesování
ASTL – Advanced Schottky	pokročilá Schottkyho tranzistorová
Trans. Logic :	logika
ASTRO – Asynchronous / Synchronous	vysílač – přijímač pro přechod mezi
Transmitter / Receiver :	synchronním a asynchronním režimem
A study guide to epidemiology and	Příručka epidemiologie a biostatistiky.
biostatistics.	
& - zastupuje AT :	na (část příkazu Print)
AT – acceleration time	čas zrychlení
Atlas of nuclear medicine.	Atlas nukleární medicíny.
ATN - Augmented transition networks :	rozšířené sítě přechodů
a to the n-th :	a na n-tou
atrioventricular bundle :	síňokomorová spojka
atro-ventricular interval :	síňokomorový interval
attitude :	postoj
audiometric nurses :	audiometrická sestra
audiometry :	audiometrie, metoda vyšetřování sluchu
auditory evoked potential :	sluchový evokovaný (vyvolaný) potenciál
augmentation :	zvětšení (kódu)
automatic gas dispenser :	automatický dávkovač plynů
automatically emitted defibrillation	automaticky vydaný defibrilační
discharge :	výboj
automation of examination process :	automatizace vyšetřovacích procesů
autonomic nervous system :	autonomní nervový systém
autonomic neuropathy :	spontánní (samovolné) onemocnění nervů
auxiliary carrier wave :	pomocná nosná vlna
AVU – Apparent velocity of ultrasound :	zdánlivá rychlost ultrazvuku
await – cause :	očekávej - zapříčin
B:	
back bone :	páteř
back propagation :	zpětné šíření
BAERs – Brainstem Auditory Evoked	akusticky evokované mozek-kmenové
Responses :	odpovědi
ballistocardiography :	balistokardiografie, metoda znázornění
	reaktivního pohybu těla, který vzniká
	vymrštěním krve srdečním stahem
ballistocardiographic apparatus :	balistokardiografický přístroj
bandwidth :	rozsah
Baroreflex model.	Model baroreflexu.
baseline wandering :	kolísání nulové linie
base of natural logarithms :	základ přirozených logaritmů
basic prerequisites :	základní podmínky
Basic science of nuclear medicine.	Vědecké základy jaderné medicíny.
basic pulse interval :	základní interval impulzů
basic rate :	základní kmitočet

batch processing systém :	systém pro zpracování v dávkách
battery depletion indicator :	indikátor vyčerpání baterie
Bayesian networks :	byjesovské sítě
BCD – binary coded decimal :	binárně kódovaná desítková čísla
beam hardening artifact :	artefakt utvrzení rtg svazku
beat :	stah
becomes :	blíží se k
bed monitor :	lůžkový monitor
beep :	píp, pípání
before it's too late	dříve než bude pozdě
beginning of life, BOL :	začátek životnosti
behaviour of a biological system :	chování biologického systému
bel (bell) :	zvon, zvonek
belongs to the set :	patří do množiny
BER – Basic Electrical Rhythm :	základní el. vlna, pomalá vlna, viz ECA
best fit :	nejúspornější umístění
bicycle ergometer :	bicyklový ergometr (měřič svalové práce)
bifurcation of nature :	rozštěpení přírody (jsoucna)
bifurcation phenomena :	bifurkační (týkající se rozdělení) jev
binding graphs :	vazební grafy
binomial coefficient :	binomický koeficient
biocenose :	biocenóza, společenství živočichů na určitém biotopu
biochemistry of ageing :	biochemie stárnutí
biocompatibility of polymers :	bioslučitelnost polymerů (chemických látek)
bio-current :	bioproud
biocybernetics :	biokybernetika, biologická kybernetika, využívá kybernetických zákonů ke studiu řídicích, regulačních pochodů v živých organizmech
biocybernetic measures :	biokybernetická měření
bioelectrically controlled hand prostheses :	bioelektricky řízené protézy rukou
bioelectric activity :	bioelektrická aktivita, činnost
bio-engineering :	biotechnika, využívá technických poznatků při analýze živých soustav
biofeedback :	biologická, bioelektronická zpětná vazba
bio-hand :	bioruka (umělá ruka)
bioinstrumentation :	bioinstrumentace, přístrojové vybavení v biologii
biological data processing :	zpracování biologických dat
biologic pressure pick-up :	snímač biologických tlaků
biological age :	biologický věk
biological clock :	biologické (vnitřní) hodiny
Biological effects of magnetic and electromagnetic fields.	Biologické účinky magnetických a elektromagnetických polí.
biological electromanometer :	elektrický měřič biologických tlaků
biological materials :	biologické materiály
biological membrane surface properties :	vlastnosti povrchu biologických membrán
biological model :	biologický model
biological modelling :	biologické modelování
biological process :	biologický proces
biological properties of polymers :	biologické vlastnosti polymerů

biological structure :	biologická struktura (uspořádání)
biologically harmless :	biologicky neškodný
bioluminescence :	bioluminiscence, emise krátkovlnného světla způsobené oxidací svítivých látek (luciferimů) produkovaných některými živočichy nebo nižšími rostlinami
Biomaterials science – An introduction to materials in medicine.	Nauka o materiálech – Úvod do materiálů v medicíně.
biomagnetic fields :	biomagnetická pole
biomechanics :	biomechanika
biomedical engineering and informatics :	biomedicínské inženýrství a informatika
Biomedical applications of fuzzy logic.	Využití fuzzy logiky v biomedicíně.
biometry :	biometrie, biostatistika
bionics :	bionika, věda, která zkoumá možnosti využití biologických poznatků pro řešení problémů techniky a technologie
bio-potential :	biopotenciál, rozdíl elektrických napětí, vzniklých rozdílnou koncentrací iontů uvnitř a vně buňky
biophysical institute :	biofyzikální ústav
bio-stimulating laser :	biostimulační laser
biotechnical feedback :	biotechnická zpětná vazba
bioavailability :	biologická dostupnost
bipolar lead :	bipolární elektroda, svod
BiQuaRTT – Bipolar Quantum Resonant Tunneling Transistor :	bipolární kvantově rezonanční tunelový tranzistor
birth delivery monitor :	porodní monitor
bit :	dvojková číslice, jednotka informace
black cloud :	černý oblak
blanking period :	blokováná perioda
bleeding :	krváčení, krvácivé stavy
BLM – bilayer lipid membrane :	dvojitá lipidová (tuková) membrána
blob :	kapka
block and wakeup :	zablokuj a vzbud'
block diagram :	blokové schéma
blood circulation :	krevní oběh
blood circulation segments :	segmenty krevního oběhu
blood flow measurement :	měření průtoku krve
blood flow velocity .	rychlost krevního toku
blood prassure :	arteriální krevní tlak
body surface maping :	povrchové mapování
body temperature :	tělesná teplota
bombycol :	bombyko, hmyzí sexuální látka
bond :	vazba
bond problem :	úloha vazeb
bonding wires :	přivařené vodiče
bone scintigraphy :	scintigrafie kostí
bootstrap percolation :	vícevazební filtrace
borderline state :	hraniční stav
bottom up :	zdola nahoru

boundery states :	hraniční stavy
BPR – Blood Perfusion Rate :	prokrvení tkáně
brain stem :	mozkový kmen
brain compartment :	mozkový kompartment, funkční díl
Brain magnetic field recording.	Záznam magnetického pole mozku.
brains tumours :	nádory mozku
breathing :	dýchání
bridge methods of four-elektrode	můstková metoda čtyřelektrodové
rheography :	reografie
BUA – Broad Bend Ultrasound	širokopásmový útlum ultrazvuku
Attenuation :	
BS – backspace :	krok zpět
BS – bad subscript :	chybný index
bubble sort :	bublinové třídění
buffer :	vyrovnávací paměť
buffer claim :	nárok na vyrovnávací paměti
buffer pool :	společný fond vyrovnávacích pamětí
building brick model :	stavebnicový model
bulletin – board systems :	nástěnkový systém
burn – in :	zahořování
burnout syndrome :	syndrom, příznak vyhoření
bus :	sběrnice
business graphics :	obchodní grafika
BY – byte :	byte (bajt), osm bitů
BYE :	pá, sbohem
bypass as auxiliary circulation :	bajpas (vedení bokem) jako pomocná cirkulace
bypass graphs :	vazební grafy
C:	
CA – Common Mode :	souhlasný režim
calcium ions concentration :	koncentrace vápníkových iontů
calculation of initial dose :	výpočet počáteční dávky
calculation of spectral density :	výpočet spektrální hustoty
CAL – Computer Assisted Learning :	počítačem asistovaná, podporovaná, výuka
CALL :	volat, vyvolej úsek programu
calorimetry :	kalorimetrie, měření množství tepla v kaloriích vydaného živým organismem
cam :	vačka
CAN – cancel :	zrušení
capability :	oprávněnost
cardiac arrhythmias :	srdeční arytmie
Cardiac nuclear medicine.	Nukleární kardiologie.
cardiac performance :	výkon srdce
cardiac registry :	registr srdečních operací
cardiac wall :	srdeční stěna
cardiology :	kardiologie, nauka o srdci
cardiological impulsotherapy :	kardiologická impulzoterapie, léčení impulzy
cardiotocography :	kardiotokografie, metoda snímání elektrokardiogramu plodu při porodu

cardiotocography in obsteric practice :	kardiotokografie v porodnické praxi
cardiotonic treatment :	kardiotonická (posilující srdce) léčba
cardiovascular system :	srdečněcévní soustava
carry, auxiliary carry :	přenos, pomocný přenos
cartezian coordinates :	kartézské, pravoúhlé souřadnice
CAS – computer assisted surgery :	počítačově podporovaná chirurgie
Case-control study :	retrospektivní (přehlízející minulé děje) studie
CAT – Computerized Axial Tomography :	počítačová axiální (osová) tomografie
cavitation :	kavitace, tvorba bublin v kapalině
cavitation bubbles :	kavitační bubliny
cavitation noise :	kavitační šum
CC – call if carry :	vyvolání podmín. stavem 1 příznaku přenosu
CCC – credit card calling :	placení hovorů kreditní kartou
CD – call distribution :	rozdělování volání
CD – conceptual dependency	významová závislost
CDMA – code division multiple access :	kódový multiplex
cell cultures :	buněčné kultury
cell membrane :	buněčná membrána
cellur automata :	buňkové automaty
cellular metabolism :	buněčný metabolismus, látková výměna
central modules :	centrální moduly
central nervous systém :	CNS – centrální nervový systém
central nervous systém and psychic :	CNS a psychika
central venous pressure :	tlak v pravé síni
centrifugal flowmeters :	odstředivkový průtokoměr
cephalometry :	cefalometrie, měření hlavy v určitých bodech
cerebral hemorrhage :	mozkové krvácení
certificat authority :	certifikační autorita
CF – call forwarding :	přesměrování
CF – climbing fibre :	vzestupná vlákna (neurony)
chain reactions :	řetězové reakce
characteristic acoustic impedance :	charakteristická akustická, zvuková impedance
chemical length, distance :	chemická vzdálenost
chemical shift imaging :	zobrazení chemickým posuvem
chemobionics :	chemobionika
chest lead :	hrudní svod
chip cards :	čípové karty
choosing of system :	výběrová řízení
circulating decimal :	desetinné číslo periodické
circulation time :	doba oběhu
citation indices :	citační rejstříky
class :	třída (jazyk Simula 67)
class of instructions :	skupina (třída) instrukcí
classical end quantum mechanics :	klasická a kvantová mechanika
classification :	klasifikace
classification of calcification :	klasifikace kalcifikací, zvápenatění
classification of clusters :	klasifikace shluků
clear .	vyčistit, smazat
clinical and histological picture :	klinický a histologický obraz

clinical biophysics	klinická biofyzika
clinical databases :	klinická databáze
clinical engenneering :	klinické inženýrství
clinical guidelines :	lékařská doporučení
clinical informatics :	klinická informatika
clinical information system :	klinický informační systém
clinical practice :	klinická praxe
clinical trial :	klinická studie
clock :	taktovací impulsy, hodinové impulsy
clock impulsy :	hodinové impulsy
clock process :	časovací proces
closed circuit :	uzavřený obvod
closed interval :	uzavřený interval
CLS – clear screen:	vymazat obrazovku
cluster analysis :	shluková analýza (rozbor)
clusters technology :	skupinová technologie
CM – call if minus :	vyvolání podmín. stavem 1 příznaku znaménka
CMA – complement accumulator :	doplnění obsahu střadače
CMAP – Compound Muscle Action Potential :	sumační (součtový) akční potenciál svalu
CMC – complement carry :	doplnění příznaku přenosu
CMP – compare register Or memory With accumulator :	porovnání obsahu registru nebo paměti s obsahem střadače
CMRR – Common Mode Rejection Ratio :	činitel potlačení souhlasného napětí
CMT – Computer Micro-Tomography :	počítačová mikrotomografie
CN – call if NO zero :	vyvolání podmínky stavem 0 příznaku nuly
CN – continue :	pokračování
CNC – call if NO carry :	vyvolání podmínky stavem 0 příznaku přenosu
CNC – Computer Numerical Control	číslicové řízení počítačem
coagulation electrode :	koagulační, shlukovací elektroda
coated implants :	povlakové implantáty
cobalt radiators :	kobaltový ozařovač
code of ethics :	etický kodex
cochlear implant :	kochleární (hlemýžďovitý) implantát
cochlear implant systym :	kochleární implantační systém
cognition process :	proces poznání
coherent meter of impedance :	koherentní (spojený) měřič impedance
cohort study :	prospektivní studie
Colour atlas of first pass functional of the heart.	Barevný atlas prvoprůtokového funkčního zobrazování srdce.
coloured Doppler mapping :	barevné dopplerovské mapování
comcom – computer communication :	počítačová komunikace
common :	společný
common (briggian) logarithm of x :	dekadický (B.) logaritmus čísla x
commosence logic :	logika zdravého rozumu
communication :	kommunikace, spojení
communication of information systems :	kommunikace informačních systémů
comparative cardiac imaging :	komparativní (srovnávací) zobrazování srdce
comparison of diagnostic methods :	porovnání diagnostických metod
compiler :	překladač

complementary measuring equipment :	doplňující měřicí zařízení
complete replacement of the heart :	úplná náhrada srdce
complex structures :	složité struktury
composite filling materials :	kompozitivní, výplňové hmoty
compressed spectral array :	zhuštěné spektrální pole
compression of biomedical signals :	komprese (stlačení) biomedicínských signálů
compulsory norm :	závazná norma
computed body tomography with MRI correlation :	výpočetní tomografie těla s korelací MR zobrazování
computer :	samočinný počítač
computer application for patient care :	využití počítačů v péči o pacienty
Computer aid in gastroenterology.	Počítačová podpora v gastroenterologii.
computer aided audiometry :	počítačem podporovaná audiometrie
Computer and control in clinical medicine.	Počítače a řízení v klinické medicíně.
computer assisted radiology :	radiologie za pomoci počítače
computer assisted teaching :	počítačem asistovaná výuka
computer based medical documentation :	počítačová dokumentace
computer ECG models and simulation :	počítačové modely a simulace elektro- kardiogramu, EKG
computer network :	počítačová síť
Computer processing of spirometric data.	Počítačové zpracování spirometrických údajů.
computer programme :	počítačový program
computer science :	informatika, nauka o počítačích
computer simulation :	počítačová simulace
computer supported decision-making	počítačová podpora rozhodování
computer technology :	výpočetní technika
computerize, to computerize :	produkovat pomocí počítače
computerized tomography (CT) :	výpočetní tomografie
computing for biologists :	použití počítačů pro biologie
conceal conduction :	utajené vedení
concentrate :	koncentrát
conceptual structure :	pojmová struktura
concluding remark :	závěrečná poznámka.
concreteness :	konkrétno, srostitost, určitost
concurrent monitoring :	souběžné sledování
conductivity of tissue :	vodivost tkáně
conflict of an artery and a nerve :	konflikt cévy a nervu
confocal microscopy :	konfokální (souohnisková) mikroskopie
Congress proceedings :	kongresový sborník
Congruence sign :	značka shodnosti
Congruent to, is congruent to :	je shodný
conjunction :	logický součin
connectivity length :	délka spojitosti
consensus :	konsenzus, souhlas, shoda
consistent knee endoprosthesis :	soudržná kolenní endoprotéza (vnitřní protéza)
consistency :	důslednost
constant gap scaling :	konstantní vzdálenost
consultations :	konzultace
consulting from a regional hospital :	konzilium (porada) z regionální nemocnice
contactless capacitance sensor :	bezdotykový kapacitní snímač

contamination of dressing materials :	znečištění obvazových materiálů
Contemporary perspectives in three-dimensional biomedical imaging.	Současné perspektivy trojrozměrného bio- -medicínského zobrazování.
continue :	pokračovat
continuous processing of R-R intervals :	kontinuální, nepřetržití zpracování intervalů R-R
Continuous evaluation of blood volume changes during haemodialysis.	Kontinuální vyhodnocování změn krevního objemu při hemodialýze.
contrast Doppler echocardiography :	kontrastní dopplerovská echokardiografie
contrast sensitivity :	kontrastní citlivost
contrast sonography :	kontrastní sonografie, ultrasonografie
contribution :	příspěvek, přínos
control store :	řídící paměť
control and timing circuits :	řídící a časovací obvody
conventional X-ray CT :	konvenční počítačová tomografie
Conversion of graphs into digital form.	Převod grafů na číslicový tvar.
corelation length :	korelační souvztažná délka,
core table :	tabulka operační paměti
coronary heart disease :	ischemická choroba srdeční
coronary vessels :	koronární cévy
corresponds to :	odpovídá, je obrazem
council examination :	konziliární vyšetření
coupled resonant circuits :	vázané rezonační obvody
coupling capacity, capacitor :	vazební kapacita, kondenzátor
coworker of medicine :	spolupracovník v medicíně
CP – call if plus :	vyvolání podmín. stavem 0 příznaku znaménka
CP – control panel :	řídící panel
CPE – call if parity even :	vyvolání podmíněné stavem 1 příznaku parity
CPI – compare immediate with accumulaor :	porovnání přímého operandu s obsahem střadače
CPR – call if parity odd :	vyvolání podmíněné stavem 0 příznaku parity
CPU – central processing unit :	ústřední procesorová jednotka
CR – carriage return :	návrat vozíku
cranial base :	lební báze, základna
CRD – call rerouting distribution :	rozdělování přesměrování volání
creation of operational documentation :	vytvoření provozní dokumentace
creation science :	věda o tvoření
creep curves :	křivky toku
crest factory :	činitel výkyvu
cross-spectral density :	vzájemná spektrální hustota
cross-simulator :	křížový simulátor
cross assembler :	křížový překladač
cryogenic equipment :	kryogenní (týkající se velmi nízkých teplot) zařízení
crystalline structures :	krytalické struktury
CS – check sum :	kontrolní součet
CT-fluoroscopy :	CT-fluoroskopie
curl of a :	rotace vektorové funkce a
custom circuits :	zákaznické obvody
cut-off frequency :	mezní kmitočet
cycle ergometry :	bicyklová, kolová ergometrie

cyclic redundancy checking .
cytogeometry :
cytology :
cytospace :
CZ – call if zero :

cyklický kontrolní (redundantní) kód
cytogeometrie, nauka o geometr. stavbě buněk
cytologie, nauka o buňce
cytoprostor, buněčný prostor
vyvolání podmín. stavem 1 příznaku nuly

D:

DAA – Decimal Adjust Accumulator :
DAD – Double Add .
dampening of ultra-sound in the tissues :
dash :
data :
data bus :
data base :
database of patients :
data format :
data mining :
data processing :
data protection :
data storage :
data window :
DBD - Double Beta Decay :
DBMS – data base management system :
dc-direct current :
dc-recorder :
DC – Designation Code :
DC1 ... D4 – Device Control 1 .. 4 :
DCR – Destination Call Routing :
DCR – Decrement Register or
Memory :
DCTL – Direct Coupled Transistor Logic :
DD – double defined .
DDS – Direct Digital Synthesizer :
dead, dangling ends :
dead time :
deadline :
deadlock :
decadic numer system :
decimal place :
decimal point :
decision-making :
decision making program :
decision making part :
decision support :
decision trees :
decline of the amplitude :
deep rheography :
DEF – define :
definite integral of $f(x)$ between the
limits a and b :

desítková korekce obsahu střadače
součet obsahu dvojice registrů
útlum ultrazvuku v tkáních
čárka
data, údaje
datová sběrnice
báze dat
databáze pacientů
formát dat
získávání znalostí z dat
zpracování dat
ochrana dat
paměť dat
datové okénko
dvojnásobná přeměna beta
systém řízení báze dat
stejnoseměrný proud
stejnoseměrný zapisovač
stejnoseměrný signál
řízená zařízení
cílové směřování volání
zmenšení obsahu registru nebo paměti
o jedničku
přímovězaná tranzistorová logika
dvojnásobná definice
přímá digitální syntéza
mrtvé konce
mrtvá doba, mrtvý čas
termín
prevence zablokování
dekadická, desítková soustava
desetinné místo
desetinná čárka
rozhodování
rozhodovací program
rozhodovací člen
podpora rozhodování
rozhodovací stromy
pokles amplitudy
hloubková reografie
definovat
určitý integrál funkce $f(x)$ od a do b

defined daily dose :	definovaná, určená denní dávka
defibrilators with a reactance coil :	defibrilátor s tlumivkou
defibrilators with a trapezoidal pulse :	defibrilátor s lichoběžníkovým pulsem
DEL – delete :	výmaz
dendrite :	dendrit, část neuronu
denotation of planes :	označení rovin
denotation of angles or of their magnitudes :	označení úhlů nebo jejich velikosti
dental implant system :	zubní implantační systémy
dentistry :	stomatologie, nauka o nemocech dutiny ústní
department of nuclear medicine :	oddělení nukleární (jaderné) medicíny
dependability of evaluation :	spolehlivost vyhodnocování
deposition conditions :	depoziční podmínky
depth shading :	hloubka, hodnota šedi
depth gradient shading :	hloubka, hodnota šedi určená gradientem
derivative of the function $f(x)$ with respect to x :	derivace funkce $f(x)$ podle proměnné x
destination register :	cílový registr
detection of the QRS complex :	detekce komplexu QRS
detection of epileptic events :	detekce epileptických projevů
determinant of a square matrix A :	determinant čtvercové matice
determination of blood iron :	stanovení železa v krvi
determination of an integral dose :	stanovení integrální (úplné) dávky
device encapsulation :	zapouzdrazení přístroje
device for cancer detection:	přístroj pro detekci (zjišťování) rakovinných nádorů
Device for monitoring high-frequency cardiac action.	Zařízení k sledování vysokofrekvenční srdeční činnosti.
DI – disable interrupt :	zákaz přerušení
diacritical mark :	rozlišovací značka
diagnosis of brain tumours :	diagnóza mozkových nádorů
diagnosis of cystic formation by ultrasound :	diagnóza cystických útvarů ultrazvukem
diagnosis of the inflammations of the large intestine :	diagnostika zánětů tlustého střeva
diagnostically significant sections :	diagnosticky významné úseky
diagnostic algorithms of imaging methods :	diagnostické algoritmy zobrazovacích metod
diagnostic apparatuses :	diagnostické přístroje
diagnostic functions :	diagnostické funkce
diagnostic imaging :	diagnostické zobrazování
diagnostic of thyroid disease :	diagnostika nemocí štítné žlázy
diagnostic radiology :	diagnostická radiologie
diagnostic ultrasound :	diagnostický ultrazvuk
diagnostics :	diagnostika, nauka o rozpoznání nemocí
DIF – Decimation In Frequency :	kmitočtový výběr
differentiated planar vectorcardiogram :	derivovaný planární vektorkardiogram
differential amplifier :	rozdílový zesilovač
differential D. C. amplifier :	rozdílový stejnosměrný zesilovač
differential input resistance :	rozdílový vstupní odpor

digit :	číslice
digital cardi tachometer :	číslicový měřič srdečního tepu
digital filtering of post exercise ECG :	číslicová filtrace pozátěžového EKG
digital filtration of ECG signal :	číslicová filtrace EKG signálu
digital radiology :	číslicová radiologie (nauka o záření)
digital reconstruction :	digitální, číslicová rekonstrukce
digital reflex plethysmography :	prstová reflexní pletysmografie
digital signal processing in pneumotachograph :	číslicové zpracování signálu v pneumotachografu
digital signature :	digitální podpis
digitalization of biosignals :	digitalizace biosignálu
digitized evaluation :	digitalizace vyhodnocování
DIM – dimension :	dimenze, rozměr, rezervuj v paměti místo
dipole analysis :	dipólová analýza
direct addressing :	přímé adresování
direct- current polarization :	stejnoseměrná polarizace
direct- current signal of different amplitudes :	stejnoseměrný signál různé amplitudy
direct memory access .	přímý přístup k paměti
direct sum :	přímý součet
direct produkt :	přímý součin
directory :	adresář
discharge :	výboj, sled akčních potenciálů
discrete dyadic Wavelet transform :	diskrétní dyadická (dvojková) waveletova transformace
discriminating capacity :	rozlišovací schopnost
discussion groups :	diskuzní skupiny
disjunction :	logický součet
dispersion analysis :	analýza rozptylu
disperse relations for permitivity :	disperzní, rozptylové relace pro permitivitu
distance dependence :	závislost na vzdálenosti
distant diagnostics :	vzdálená diagnostika, určená na dálku
distant learning :	výuka na dálku
distorsion of the amplified signal :	zkreslení zesilovaného signálu
distribution :	rozdělení
distribution of matter :	rozložení hmoty
DIT – Decimation In Time :	časový výběr
divergence of a .	divergence a
divided by :	děleno
DLE – data link escape :	autoregistr
DMA – Direct Memory Access :	přímý přístup do paměti
does not belong to the set :	nepatří do množiny
does not equal :	není rovno
domain theory :	doménová teorie
Doppler sonography :	dopplerovské ultrazvukové vyšetřování
Doppler techniques :	dopplerovská technika
Doppler ultrasonofraphy :	dopplerovské ultrazvukové vyšetřování
Doppler vascular diagnostics :	dopplerovská cévní diagnostika
dosage input :	dávkový příkon
double stranded (ds) :	dvouřetězcová (kyselina DNA, RNA)

down-counter :	čítač dolů
DPOAE – Distortion Product Otoacoustic Emission :	otoakustické (ušní-zvukové) emise působené kombinačními tóny
dpi – dot per inch :	bodů na palec
D ² P ² – Digitaly Directed Parallel Processor :	číslicově řízený paralelní procesor
draft of the method :	návrh metody
DR – data register :	registr dat
drift of the isoelectric line :	drift izoelektrické linie
drop methods :	kapkové metody
drug release control systems :	systémy řízeného uvolňování léčiv
drug utilisation :	spotřeba léčiv
drugs liberation :	uvolňování léků
dry rolling seal spirometer :	spirometr se suchým uzávěrem s valivými ložisky
DSP – Digital Signal Processing :	pracování číslicových signálů
DTL – Diode Transistor Logic :	diodová tranzistorová logika
dual-chamber cardiac pacing :	dvoudutinová srdeční stimulace
dual energy scan :	záznam dvojí energie
dual stroke function :	Peirceova funkce, negace součtu
during ageing and in obesity :	během stárnutí a při obezitě
DX – disk :	disk
dyadic logarithm of x :	dyadický (dvojkový) logaritmus čísla x
Dynamic ultrasound projection in medicine.	Dynamické ultrazvukové zobrazení v medicíně.
E:	
each point of M belongs to N:	je podmnožinou
early premature extrasystoles :	rané předčasné extrasystoly
EBCDIC – Extended Binary Coded Decimal Interchange code :	rozšířený výměnný kód pro dvojkové kódování desítkových čísel
EBCT – Electron Beam Computed Tomography :	výpočetní, počítačová tomografie pomocí paprsku elektronů
ecg-amplifier :	zesilovač EKG
E.C.G. – electrocardiogram :	EKG, elektrokardiografický záznam
ECG frequency spectrum :	frekvenční spektrum signálu EKG
ECG signal acquisition from white rat in acceleration stress :	snímání signálu EKG z bílého potkana v akceleračním stresu
echocardiography :	echokardiografie, ultrazvuková kardiografie, metoda vyšetření srdeční činnosti odrazem ultrazvuku
ECA – Electrical Control Activity :	elektrická řídicí aktivita
echography :	echografie, ultrazvuková zobrazovací metoda (též ultrasonografie), založená na odrazu ultrazvukových impulzů na tkáňových rozhraní
ECL – Emitter Coupled Logic :	emitorově vázaná logika, obvody
ECT – Emission Computed Tomography :	emisní počítačová tomografie
ecology :	ekologie
economical prognosis :	ekonomické prognózy, předpovědi
edge detection :	detekce hran

edge triggered :	hranové klopné obvody
EDRF – Endothelium Derived Relaxing Factor :	relaxační faktor produkovaný endotelem (buněčnou výstelkou)
education :	vzdělávání
educational simulation systém :	výukový simulační systém
EEG curves :	elektroencefalografické křivky
EEG records :	EEG (elektroencefalografické) záznamy
EET – Edge Enhancement technology :	technika zobrazení hran
effect of human factor :	účinek lidského činitele
effect of prenatal irradiation :	účinek prenatálního (před narozením) ozáření
efficacy :	efektivnost
EGF – epidermal growth factor :	epidermální růstový faktor
EHCR – Electronic Health Care Record .	elektronická zdravotnická dokumentace
EI – Enable Interrupt :	povolení přerušení
electric analogs :	elektrická analogie, podobnost
electric brain :	elektronický mozek
electric conductivity of tissue :	elektrická vodivost tkáně
electric current :	elektrický proud
electric dermal resistance :	elektrický kožní odpor
electric field :	elektrické pole
electric heart activity indicators :	ukazatelé elektrické činnosti srdce
electric instability of the heart :	elektrická nestabilita srdce
electric milling machine :	elektrická frézka
electric organ :	elektrický orgán
electric output :	elektrický výkon
electric potential :	elektrický potenciál
electric safety in hospital environment :	elektrická bezpečnost v nemocničním prostředí
electric shock :	elektrický šok
electric shock therapy :	léčba elektrickým šokem
electrical accident :	elektrický šok
electrical blanket :	elektrická dečka
Electrical charge of respiration gases.	Elektrický náboj respiračních plynů.
electrical conductivity :	elektrická měrná vodivost
electrical recording :	elektrický záznam
electrical resistance :	elektrický odpor
electrical signals :	elektrické signály
electrical skin resistance :	elektrický kožní odpor
electrical stimulation of the brain cortex :	elektrická stimulace mozkové kůry
electrically stimulated neuronal fibers :	elektricky stimulovaná nervová vlákna
electrocardiogram examination :	vyšetřování elektokardiogramu, EKG
electrocardiograph :	elektrokardiograf, přístroj k záznamu elektrických potenciálů srdce
electrocardiostimulation :	elektrokardiostimulace, stimulace srdce elektrickými impulzy
electrocorticograph :	elektrokortikograf, přístroj registrující biopotenciály z kůry mozkové
electrode cable :	svodový kabel
electrode :	stimulační koncovka

electrodes :	elektrody
electrodiagnostics :	elektrodiagnostická metoda funkčního stavu nervů a svalů, založená na měření jejich reakce na elektrické dráždění
electrogastrograph :	elektrogastrograf, přístroj registrující bioelektrické potenciály žaludku
electrogram :	elektrický záznam
electromagnetic field :	elektromagnetické pole
electromagnetic flowmeter :	elektromagnetický průtokoměr
electromedical apparatus :	elektromedicínské přístroje
electromyography :	elektromyografie, metoda záznamu elektrické aktivity svalů
electron beam CT :	číslicová tomografie s elektronovým svazkem (elektronové dělo)
electron beams :	elektronové svazky
electron microscope :	elektronový mikroskop
electron tomography	elektronová tomografie
electronic card :	elektronická karta
electronic health card :	elektronická zdravotní karta
electronic health record :	elektronický záznam o nemoci
electronic imaging in medicine :	elektronické zobrazování v lékařství
electronic implants :	elektronické implantáty
electronic light microscopy :	elektronická optická mikroskopie
electronic medical guidelines :	elektronická lékařská doporučení
electronic patient record :	elektronický záznam o nemocném
electronic signature :	elektronický podpis
electronic signature law :	zákon o elektronickém podpisu
electronic textbook :	elektronická učebnice
electronystagmograph :	elektronystagmograf, přístroj pro registraci třesu a rychlého šubání očí
electrophysiology :	elektrofyzilogie, zkoumá bioelektrické jevy v živých organizmech
electrophysiology :	elektrofyzilogie, část fyziologie, která zkoumá bioelektrické jevy živých soustav
electrophysiological knowledges :	elektrofyzilogické znalosti
electrophysiological signals :	elektrofyzilogické signály
electroretinograph :	elektroretinograf, přístroj k registraci potenciálů sítnice
electrostatic precipitator :	elektrostatický lapač
electrotherapy method :	elektroléčebná metoda, způsob
electrotocograph :	elektrotokograf, přístroj k registraci stahů břišních svalů rodičky při porodu
Elements of radiobiology.	Základy radiobiologie.
EM – End of Midium :	konec záznamového prostředí
emergency echoencephalograph :	pohotovostní echoencefalograf
Emission computed tomography.	Emisní počítačová tomografie.
empty sella :	prázdné sedlo
EN – enable :	přerušení
encephalography without photography :	encefalografie bez fotografování

end :	konec, konec programu
end of life, EOL :	konec životnosti
endocardial lead :	nitrosrdeční elektroda, svod
endoscopy :	endoskopie, vyšetřování tělních dutin zrakem pomocí přístroje, endoskopu
energetic bionics :	energetobionika, zkoumá procesy přeměny energií v živých organizmech
enhanced magnetic resonance imaging :	zobrazování magnetickou rezonancí se zvýšeným kontrastem
ENQ – enquiry :	dotaz, kdo tam
enter region :	vstup do oblasti
enter remove :	zaved' - odstraň
Environment and health.	Životní prostředí a zdraví.
enzyme synthesis :	syntéza enzymů
EOT – End of Transmission :	konec přenosu
EPAC – Electricaly Programmable Analog Circuits :	elektricky programovatelné analogové obvody
epicardial lead :	povrchová srdeční elektroda
epicardial mapping :	mapování na epikardu, přisrdečníku
epidermis :	pokožka
epidemiology :	epidemiologie, nauka o epidemiích
Epidemiology – the logic of modern medicine.	Epidemiologie – logika moderní medicíny.
epileptic focus :	epileptické ložisko
epileptic spikes :	epileptické hroty
EPR-electronic patient record :	elektronická zdravotní dokumentace
EPROM – Erasable Programmable Read Only Memory :	mazatelná programovatelná paměť, pouze pro čtení
equilibrium phase :	fáze vrovnnání, vyvážení
equipment for biomagnetic heart signals processing :	zařízení ke zpracování biomagnetických signálů srdce
equipment for stereotactic neurosurgery :	vybavení pro stereotaktickou neurochirurgii
equipment of operation theatres :	vybavení operačních sálů
equivalnce :	ekvivalence, rovnost
equivalent degrees of freedom :	ekvivalentní stupeň volnosti
equals :	rovná se
ERA – Electrical Response Qctivity :	elektrická odpovědní aktivita
ergometry :	ergometrie, způsob měření svalové práce
ergometer :	měřič svalové práce, díla
ergometric load :	ergometrické zatížení, vyšetření
ESC – escape :	autoregistr 2
escape interval :	únikový interval
ESP - Early Systolic Peak :	časný systolický pík (vrchol)
ETB – End of Transmission Block :	konec přenosového bloku
ethical and security issues .	etická a bezpečnostní hlediska
ETX – End of Text :	konec textu
evaluation :	vyhodnocování
evaluation of knowledge :	hodnocení znalostí
evaluation of left-sided antero-posterior	vyhodnocování levostranné předozadní

	ventriculography :	ventriculografie
evoked biosignals :		evokované, vyvolané biosignály
evoked answer :		evokovaná, vyvolaná odpověď
evoked auditory potential :		evokované sluchové potenciály
evoked potenciales :		vyvolaná napětí, potenciály
evolution :		evoluce
excitability :		dráždivost, vzrušivost
excitable membranes :		drážditelné membrány
excitation :		vzruch
excited complex, exciplex :		excitovaný komplex
excited dimer, excimer		excitovaná dvojatomová molekula
excitometry :		excitometrie, metoda měření dráždivosti
		tkáň pomocí pravoúhlých impulsů
exclusive OR :		neekvivalence, nerovnost
exercise intensity :		intenzita zátěže
exercise test :		zátěžový test
expected workload		očekávaná zátěž
experimental animals :		pokusná zvířata
experimental lead system :		pokusný svodový systém
experimental verification :		experimentální ověření
expert system :		expertní systém
explanation-based learning :		učení založené na vysvětlování
exponential function of base e :		exponenciální funkce při základu e
exponential of a		exponenciální funkce při základu a
exposure parameters :		expoziční parametry
expurgation :		zmenšení (kódu)
expiratory reserve volume :		expirační (vdechový) rezervní objem
extension :		rozšíření (kódu)
external fragmentation :		vnější fragmentování
external storage device :		vnější paměť
extracellular and intracellular fluid :		mimobuněčná a vnitrobuněčná tekutina
extracellular space :		mimobuněčný prostor
extracellular fluid :		mimobuněčná tekutina
extracellular compartments :		mimobuněčné složky
extracorporeal circulation :		mimotělní oběh
extraction of phenomena :		extrakce (vytažení) příznaků

F:

FA – flip angle :	úhel vybuzení
factor analysis :	faktorová analýza, rozbor
factorial n :	n faktoriál
FAG – fluorescent angiography :	fluorescenční angiografie
failure bounds :	ohraničení poruch
fallacy of Misplaced Concreteness :	klam chybně umístěného konkrétna
fast imaging techniques :	rychlé sekvence
fast neutron activation :	aktivace rychlými neutrony
fatal heart arrhythmia :	fatální (osudné) arytmie srdce
FC – Function Call :	volání funkce
FD – Fault Dictionary .	slovník poruch

FDMA – Frequency Division Multiple Access :	frekvenční multiplex
FEC – Forward Error Correction :	předkorekce chyb
feed (data) into a computer :	zásobovat počítač daty
feedback shift register :	zpětnovazební posuvný registr
feedback systems :	systemy se zpětnou vazbou
fetch :	výběr instrukce
FF – Form Feed :	nová stránka, posuv formuláře
fiber optics :	vláknová optika
fibrillation :	kmitání, mihání srdečního svalu
fibrillation and defibrillation of the heart :	fibrilace a defibrilace srdce
fibrillation of the heart ventricles :	fibrilace (mihání) srdečních komor
FID – Free Induktion Decay :	volné oslabení indukce
field and frequency shifts artifacts :	artefakty způsobené posunem polí a frekvence
FIFO – First-In, First-Out :	první přijde, první odejde
fifty years have elapsed since the death :	50 let uplynulo od smrti
file store :	paměť pro uložení souborů
filing of matrix data :	uložení matričních údajů
filing systém :	systém souborů
finite automaton :	konečný automat
FC – Function Call :	volání funkce
FD – Fault Dictionary .	slovník poruch
FDMA – Frequency Division Multiple Access :	frekvenční multiplex
FEC – Forward Error Correction :	předkorekce chyb
feed (data) into a computer :	zásobovat počítač daty
feedback shift register :	zpětnovazební posuvný registr
feedback systems :	systemy se zpětnou vazbou
fetch :	výběr instrukce
FF – Form Feed :	nová stránka, posuv formuláře
fiber optics :	vláknová optika
fibrillation :	kmitání, mihání srdečního svalu
fibrillation and defibrillation of the heart :	fibrilace a defibrilace srdce
fibrillation of the heart ventricles :	fibrilace (mihání) srdečních komor
FID – Free Induktion Decay :	volné oslabení indukce
field and frequency shifts artifacts :	artefakty způsobené posunem polí a frekvence
FIFO – First-In, First-Out :	první přijde, první odejde
fifty years have elapsed since the death :	50 let uplynulo od smrti
file store :	paměť pro uložení souborů
filing of matrix data :	uložení matričních údajů
filing systém :	systém souborů
finite automaton :	konečný automat
finite machine :	konečný stroj
FIR – Finite Impulse Response :	konečná impulzní odezva
first fit :	možné umístění
five degree freedom :	pět stupňů volnosti
fixed phone line :	pevná telefonní linka
flow-meters :	průtokoměry
fluorescence :	fluorescence, vyzařování světla delší dobu po předchozím ozáření

fluorescence mikroskop :
Fluorescent rendering methods
in medicine.
fluorescent rendering methods
in oncology :
fluorine determination in hard tissues :
flutter :
flyback – converter :
FM – Fade Margin :
FMD – Follow-Me Diversion :
focused gamma radiation :
focused X radiation :
focused laser beam :
following the changes in ECG signal :
for :
foreground – background scheduling .
forced expiratory vital capacity :
forced inspiratory vital capacity :
forced inspired volume per second :
forced expired volume per second :
forward converter :
four-channel insulation highgain
amplifier :
FOV – Field of View :
FPH – freephone :
fraction :
free moving individual :
frequency analysis of the speech :
frequency encoding :
frequency encoding gradient :
from data to knowledge :
from birth to adolescence :
FS – File Separator :
function of the variable x :
function f of complex variable z :
functional ability :
functional capabilities :
functional investigation department :
functional imaging :
functional magnetic resonance imaging :
functional MRI :
functional mass examinations :
functional residual capacity :
fundamentals of electronics imag
processing :
fuzziness :
fuzzy automaton :
fuzzy environment :
fuzzy logic and neural network :
fuzzy set :

fluorescenční mikroskop
Fluorescenční zobrazovací metody
v lékařství.
fluorescenční zobrazování
v onkologii
stanovení fluoru v tvrdých tkáních
kmitání síní srdce
jednočinný blokující měnič
rozpětí úniku
změna přesměrování
fokusované, ohniskované gama záření
fokusované, ohniskované záření X
fokusovaný, laserový paprsek
sledování změn signálu EKG
pro, část příkazového cyklu
přednostní a záložní programy
usilovná vitální kapacita
usilovná nádechová vitální kapacita
usilovný nadechnutý sekundový objem
usilovný vydechnutý sekundový objem
jednočinný propustný měnič
čtyřkanálový izolační širokopásmový
zesilovač
zobrazované pole, oblast
hovory na účet volaného
zlomek
volně se pohybující osoba
frekvenční analýza řeči
frekvenční kódování signálu
frekvenci určující gradient
od dat k znalostem
od kolébky k dospělosti
oddělovač souborů
funkce proměnné x
funkce f komplexní proměnné z
funkčnost
funkční možnosti
oddělení funkčního vyšetření
funkční zobrazování
funkční magnetická rezonance
funkční magnetická rezonance
hromadná funkční vyšetření
funkční reziduální kapacita
základy elektronického zpracování
obrazů
nezřetelnost
fuzzy automat
fuzzy prostředí
fuzzy logika a neuronové sítě
fuzzy množina

G:

GABA-gama-amino buteric acid :	γ -aminomáselná kyselina, v mozku
gait analysis :	analýza chůze
ganglion :	ganglion (nervová uzlina)
gap junctions, :	skulinová, volná spojení,
gastric acidity regulation model :	model regulace žaludeční kyselosti
gastrin concentration :	koncentrace gastrinu
gastroenterology :	gastroenterologie, obor lékařství, zabývá se trávicím ústrojím, žaludek, střeva
gate arrays :	hradlová pole
gate oscillator :	hradlový oscilátor
GDNF – Glia Derived Nerve Growth Factor :	nervový růstový faktor odvozený z gliových buněk
geiger counter :	Geigerův-Müllerův počítač
gender differences :	pohlavní rozdíky
general bionics :	obecná bionika
general-purpose systém .	univerzální systém
general theory of relativity :	obecná teorie relativity
Genetic algorithms and their applications.	Genetické algoritmy a jejich použití.
genetic consulting :	genetické poradenství
geomagnetic field :	geomagnetické pole
germs diseases :	zárodky chorob
gerontology :	gerontologie, nauka o stáří a jeho chorobách
gerontechnology :	gerontechnologie,
get :	získat, dostat
GFA – Glial Fibrillary Acidic Protein :	gliální fibrilární kyselý protein
glass laminate cryostat	sklolaminátový kryostat (kryos = mráz)
goddwin model :	model podle Goddwina
goodness-of-fit test :	test dobré shody
gosub – go to subroutine :	jdi do podprogramu
goto – go to :	jdi na
grade of membership :	stupeň členství (fuzzy třída)
graded learning :	známkované učení
gradient coils :	gradientové cívky
gradient of a scalar function ϕ :	gradient skalární funkce ϕ
GS – Group Separator :	oddělovač skupin
guaranteed response :	zaručená odezva
queue :	fronta (lidí)
guideline :	(lékařské) doporučení
guideline implementation :	zavádění doporučení
GVHR – graft-versus-host-reaction :	reakce štěpu proti hostitele

H:

HCL production :	produkce kyseliny chlorovodíkové, solné
haemodialysis :	hemodialýza, pročištění krve
haemodialysis technology :	hemodialyzační technika
haemofiltration :	filtrace krve, hemodialýza
haematological examinations :	hematologická vyšetření, vyšetření krve

half adder :	přisčítáčka
half band filter :	filtr s polovičným pásmem
halophytes :	halofyty , slanmilné rostliny
halt :	zastav (instrukce procesoru)
hamiltonian operator :	Hamiltonův operátor
Hanbook of nuclear pharmacy.	Příručka radiofarmacie.
handling :	obsluha
handshake :	přejímání (informací)
hard fault :	úplná porucha
hashing :	metoda rozptylu jmen
have been invited to deliver lectures :	byli pozváni přednést přednášky
health care :	zdravotní péče, zdravotnictví
health care administration :	administrativa zdravotní péče
health care information systems :	zdravotnický informační systém
health cards :	zdravotní karty
health documentation :	zdravotnická dokumentace
Health effects of low-level radiation.	Účinky nízkourovňového záření na zdraví.
health informatics :	zdravotnická informatika
health insurance :	zdravotní pojištění
health legislation :	zdravotnická legislativa, zákonodárství
hearing aid :	sluchadlo
hearing aid frequency response :	frekvenční charakteristika sluchátka
heartbeat frequency :	srdeční frekvence
heart catheterization :	srdeční katetrizace, cévkování
heart electrical field :	elektrické pole srdeční
heart magnetic field :	magnetické pole srdce
heart rate frequency:	tepová frekvence
heart rate regulation :	regulace srdeční frekvence
heating and cavitation :	ohřev a kavitace (tvorba bublin v kapalině)
heavy charged particles :	těžké nabitě částice
he has got a job with this firm :	je zaměstnán u tohoto podniku
helical scan :	helikální (spirální) počítačová tomografie
HEMT – High Electron Mobility :	tranzistor s vysokou pohyblivostí elektronů
heuristic procedures :	heuristické, vyhledávací postupy
hidden bit :	skrytý bit
higher nervous activity :	vyšší nervová činnost
high-frequency rheocardiography :	vysokofrekvenční reokardiografie
high-frequency ventilation :	vysokofrekvenční ventilace
high-level petri nets :	vysokourovňová Petriho síť
high resolving power :	vysoká rozlišovací schopnost
high-speed 3D scanner :	rychlé 3D (třírozměrné) výpočetní tomografy
high-tension supply unit :	vysokonapěťová zdrojová jednotka
hinge region :	pantová, závěšová oblast
his bundle voltage :	napětí Hisova svazku
histology :	histologie, nauka o struktuře (uspořádání) tkání
home care :	domácí péče
HON – Health on the net Foundation :	Nadace zdraví na síti.
horizontal lines or slanting lines -./ are called fraction lines :	horizontální a šikmá čárka jsou nazývány zlomkové čárky
hospital formulary :	pozitivní list

hospital information system :	nemocniční informační systém
HRCT – High Resolution Computed Tomography :	číslicová tomografie s vysokým rozlišením
HRN – Highest Response Ratio Next :	nejdříve úloha s nejvyšším poměrem odezvy
HSF – Heat Shock Factor :	faktor tepelného šoku
HSP – Heat Shock Proteins :	protein (bílkovina) tepelného šoku
HT – Horizontal Tabulation :	vodorovná tabulace
hum :	sít'ový brum
HU _ Hounsfield Unit :	Hounsfieldova jednotka
HU – Heat Unit :	tepelná jednotka (tomograf)
human cognitive characteristics :	kognitivní (znalostí, poznávání) charakteristika člověka
humidifer :	zvlhčovač
hyaluronic acid :	kyselina hyaluronová
hybrid module system :	hybridní (smíšený) stavebnicový systém
hydraulic equivalent of Ohm's law :	hydraulický ekvivalent Ohmova zákona
hyperbaric chamber :	hyperbarická (přetlaková) komora
hyperbaric oxygenotherapy :	hyperbarická oxygenoterapie, léčení přetlakovým kyslíkem
hyperbolic cotangent x :	hyperbolický kotangens x
hyperbolic tangent x :	hyperbolický tangens x
hyperbolic cosine x :	hyperbolický kosinus x
hyperbolic sine x :	hyperbolický sinus x
hypertension :	hypertenze, vysoký tlak
hyperthermal therapy in oncology :	hypertemická (zvýšenou teplotou) léčba v onkologii
I:	
IA – Instrumentation Amplifier :	přístrojový zesilovač
ICA-Independent Component Analysis :	analýza nezávislých komponent
ICAI-Intelligent Computer Aided Instruction System :	inteligentní počítačové systémy na podporu vyučování
ICW – Initialization Command Word :	inicializační řídicí slovo
ID – Illegal Direct :	nedovolený přímý režim
IDD - indirect double discharge :	nepřímý dvojitý výboj
identification :	identifikace, určení totožnosti
identity :	jednotková funkce
if :	jestliže
ignition coil :	zapalovací cívka
II – Illegal Indirect :	nedovolený programový režim
IL – Insertion Loss :	vložení ztráty
illumination of the working field :	osvětlení pracovního pole
image data base :	obrazová databáze
image documentation :	obrazová dokumentace
image registration :	obrazová registrace
image understanding :	porozumění obrazovým datům
imaging of soft tissue tumours :	zobrazování nádorů měkkých tkání
IMIA – International Medical Informatics Association :	Mezinárodní asociace (sdružení) pro medicínskou informatiku
immediate addressing :	bezprostřední adresování
immunity to external noise :	odolnost proti vnějšímu rušení

impedance changes :	impedanční změny
impedance method :	impedanční metoda
implantable Holter counters :	implantabilní holterovské čítače
implantable pacemakers :	implantabilní kardiostimulátor
implanted electrode :	zanořená elektroda
implanted neurostimulation equipments :	implantovaná neurostimulační zařízení
implementation of information system :	zavedení informačního systému
implication :	implikace, logická funkce, z toho plyne
implication sign :	značka implikace, tj. z toho plyne
implied addressing :	vlastní adresování
implies :	konverguje k
increment of $f(x)$:	přírůstek funkce $f(x)$
indefinite integral of $f(x)$ with respect to x :	neurčitý integrál funkce $f(x)$
index addressing :	indexové adresování
independent components :	nezávislé komponenty
indirect addressing :	nepřímé adresování
indirect calorimetry :	nepřímá kalorimetrie
indirect cardiac ventricle interaction :	nepřímá interakce srdečních komor
inductive coupled distant electrotherapy :	indukčně vázaná elektroléčba
inductive links :	induktivní spoje
inequality sign (sharp) :	značka nerovnosti (ostré)
inequivalence :	neekvivalence, nerovnost
information society :	informační společnost
information channel :	informační kanál
infrared radiometry :	infračervená radiometrie
Infrared thermography in medicine.	Infračervená termografie v lékařství.
influence of magnetic fields on living organisms :	vliv magnetických polí na živé organizmy
information bionics :	bionika informační
information illustration :	zobrazování informací
information processing in medical imaging :	zpracování informací v lékařském zobrazování
information services :	informační služby
information systems security :	bezpečnost informačních systémů
information technologies :	informační technologie
infusion :	nálev
infusion bottles :	infuzní láhve
inhibition :	inhibice, zábrana
initial frequency detuning :	počáteční frekvenční rozladění
in key :	vstup klávesy
in-phase input impedance :	soufázová vstupní impedance
input impedance :	vstupní impedance
input voltage offset :	napět'ová nesymetrie vstupů
INR – Increment :	vzrůst o (jedničku)
inspiratory capacity :	inspirační (vdechová) kapacita
inspiratory reserve volume :	inspirační (vdechový) rezervní objem
instantaneous heart rate tachogram :	tachogram okamžité srdeční frekvence
instance –based learning :	případové usuzování
IMRR – Isolation Mode Rejection Rate :	činitel potlačení izolačního napětí

instruction decoder :	dekodér instrukce
instruction executive cycle :	základní cyklus počítače
instruction format :	formát instrukce
instruction register :	registr instrukcí
instruction set :	soubor instrukcí
insurance company :	zdravotní pojišťovna
in the effort to meet .. the requirements :	ve snaze přiblížit se ... požadavkům
intelligence :	inteligence
intelligent alarm :	inteligentní poplach, alarm
intelligent monitoring :	inteligentní monitorování, sledování
Intense ultrasound and its value in medicine.	Intenzivní ultrazvuk a jeho význam v lékařství.
intersection sign :	značka průniku
interuppted sound :	přerušovaný tón
interval analysis :	intervalová analýza
interventional MR :	intervenční magnetická rezonance
intracardiac left-to-right shunt :	nitrosrdeční levoprávý zkrat
intracellular biopotentials :	nitrobuněčné potenciály
intraluminal scanning :	intraluminální (vnitřněprůsvitné) zobrazování
Introduction to biological psychology.	Úvod do biologické psychologie.
INX – Increment register Pair :	zvětšení obsahu dvojice registrů o jedničku
inversion :	logická negace
ionic pump :	iontová pumpa
ion-selective microelectrode technique :	iontově selektivní mikroelektrodová technika
ion sputtering :	iontové rozprašování
iontophoresis :	iontoforéza, metoda, která využívá k vpravování léků s elektrickým nábojem (kationtů, anointů) do tkání působením stejnos. proudu
IRF – Iron regulatory Facor :	regulační faktor železa
is approximately equal to :	je přibližně rovno
ischaemia :	ischémie, místní nedokrevnost tkáně
ischaemia of the lower extremmities :	ischémie dolních končetin
ischemic heart disease diagnosis :	diagnostika ischemické choroby srdce
ISCM-Ion-Selective Coaxial Microelectrodes :	iontově selektivní koaxiální mikroelektrody
is greater than or equal to :	je větší nebo rovno
is greater than :	je větší než
is identical with :	je totožné s
is identical equal to :	je identicky (totožně) rovno
ISI – Interspike Interval	interval mezi dvěma vrcholy, akčními potenciály
ISL – Integrated Schottky Logic :	integrovaná Schottkyho logika
is less than or equal to :	je menší nebo rovno, je nejvýše rovno
interaction between the heart and pacemaker :	interakce (vzájemné působení) mezi srdcem a kardiostimulátorem
interdisciplinary scientic branches :	interdisciplinární vědní obory
interference pulse rate :	kmitočet impulzů při rušení
interfering artefacts :	rušivé artefakty
intermittent electromagnetic field :	přerušování elektromagnetické pole

internal claim :	nárok na vnitřní paměti
internationale computer show :	mezinárodní výstava počítačů
interrupt .	přerušení
is much (by order of two, three etc.)	je mnohem (řádově) větší než
greater than :	
is much (by order of two, three etc.)	je mnohem (řádově) menší než
less than :	
is not identical with :	není totožné s
is not equal to :	nerovná se
is different from :	je různé od
is equal to :	je rovno
isolated (floating) amplifier :	izolovaný (plovoucí) zesilovač
isolated heart :	izolované srdce
isotonic :	týkající se stejného svalového napětí
is parallel in the same sense :	je paralelního a souhlasného smyslu
is parallel to :	je rovnoběžno
is perpendicular :	je kolmé
is proportional :	je úměrno
is similar to :	je podobné
is the intersection of :	je průnikem
is the Join (sum) of M and N :	je sjednocením
it is a wish of organizers to bring ... :	je přání organizátorů přinést ...
Itk – Insight toolkit :	nástroj pro náhled
J:	
JC – Jump if Carry :	skok podmíněný stavem 1 příznaku přenosu
JM – Jump if Minus :	skok podmíněný stavem 1 příznaku znaménka
JMP – Jump :	skok
JNC – Jump if no carry :	skok podmíněný stavem 0 příznaku přenosu
JNZ – Jump if No Zero :	skok podmíněný stavem 0 příznaku nuly
job control language :	řídící jazyk
joint venture :	společná výzkumná laboratoř
JP – Jump if Plus :	skok podmíněný stavem 0 příznaku znaménka
JPE – Jump if Parity Even .	skok podmíněný stavem 1 příznaku parity
JPO – Jump if Parity Odd :	skok podmíněný stavem 0 příznaku parity
jumping genes :	skákající geny
JZ – Jump if Zero :	skok podmíněný stavem 1 příznaku nuly
K:	
K-complexes :	K-komplexy
knee coil :	kolenní cívka
knee joint :	kolenní kloub
knowledge base :	báze znalostí
knowledge base editor :	editor báze znalostí
knowledge-based coronary border detection :	detekce hranic založená na znalostech
knowledge base development support :	podpora vývoje báze znalostí
knowledge processing system :	system pro zpracování znalostí
knowledge representation :	reprezentace znalostí
Korotkov's sounds :	Korotkovovy ozvy

kryogenic medical devices :	kryogenní (týkající se velmi nízkých teplot) lékařská zařízení
L:	
laboratory instrumentation :	laboratorní přístroje
laboratory information system :	laboratorní informační systém
LAI - Leaf Area Index :	index listové plochy
laminar flow :	laminární, proudnicové proudění
LAN – Local Area Networks :	místní počítačové sítě
laplacian operator :	delta, Laplaceův operátor
large scale preventive examinations :	hromadné preventivní prohlídky
laser as a microsurgical tool :	laser jako mikrochirurgický nástroj
laser source :	laserový zdroj
laser trimming :	nastavení pomocí laseru
late ventricular depolarization :	pozdní komorová depolarizace
late ventricular activity :	pozdní komorová aktivita
lateral inhibition :	boční útlum
latch :	zábrana, závora
late potentials :	pozdní potenciály
lattice animals :	mřížová zvířata, živočichové
Laufberger's cellular grid :	Laufbergerova buněčná mřížka
layers intended for the design :	vrstev určených pro návrh
LDA – Load Accumulator Direct :	přesun do střadače z přímé adresy
LDA- Laser-Doppler Anemometry :	laser-dopplerovská anémometrie (měření chudokrevnosti)
LDAX – Load Accumulator :	přesun do střadače
leakage current :	unikající proud
learning :	učení
leave region :	opust' oblast
left atrial pressure :	tlak v levé síni
left ventricular supporting system :	levokomorový podpůrný systém
left ventricular pressure :	tlak v levé komoře
left ventricular thrombus :	trombus (sražená krev) levé srdeční komory
left ventricular wall :	stěna levé komory
Leksell gamma knife :	Leksellův gama nůž
length of the line segment with end points A,B :	velikost (délka) úsečky s krajními body A a B
LESS-Lateral Electric Surfas Stimulation :	laterální (zevní) elektrická stimulace
less usual application :	méně obvyklé použití
let :	položít
LF – Line Feed .	nový řádek, volný řádek
LHLD – Load H and L direct :	přesun do dvojice registrů HL z přímé adresy
life in time :	život v čase
light atmospheric ions :	lehké atmosférické ionty
limb-lead :	končetinový svod
limit of f(x) as x approaches a :	limita funkce f(x) v bodě $x \rightarrow a$
limit register :	mezní registr
linear accelerator :	lineární urychlovač

linear delta modulation :	lineární modulace delta
linear feed – back system :	lineární zpětnovazební soustava
linear narrow band stop filters :	lineární úzkopásmové kmitočtové zádrže
linearity :	linearita
liquid :	kapalný
liquid crystals :	tekuté krystaly
liquid helium :	tekuté hélium
list :	seznam, vypiš program
Lithotripter – A machine to remove stones.	Zařízení k rozrušování kamenů.
load and store :	přečti a zapiš do paměti
loading program :	zaváděcí program
local hyperthermia :	lokální, místní hypertermie
local modules :	lokální, místní moduly
location :	paměťové místo
lock and unlock :	zamkni a odemkni
lock-in time	čas zachycení
locomotor :	pohybová soustava, systém
logarithm (base a) of x :	logaritmus čísla x při základu a
logic quantity values :	hodnoty logických veličin
logical integrated circuits :	logické integrované obvody
logistic regression :	logistická regresní analýza
long-distance transmission :	dálkový přenos
long-term goals :	dlouhodobé cíle
long-term average spectrum .	dlouhodobé spektrum
longitudinal spatial resolution :	podelná prostorová rozlišovací schopnost
low-frequency analysis :	nízkofrekvenční analýza
low-frequency delay-line :	nízkofrekvenční zpožďovací linka
low-noise amplifier :	nízkošumový zesilovač
LP – Late Potential :	pozdní potenciál
LS – Long String :	dlouhý řetězec
LSI –Large Scale Integration :	velká hustota (stupeň) integrace
LTI – Linear Time Invariant :	časově nezávislé lineární obvody
lubricated disk :	mazaný disk (magnetický)
luciferine :	luciferin, organická sloučenina, uvolňuje světlo
luminiscent amplifier foils :	luminiscenční (světelkující) zesilovací fólie
lung cancer :	plicní rakovina
lung ventilation :	plicní ventilace, dýchání
LXI – Load Register Pair Immediate :	přesun přímého operandu do dvojice registrů
M:	
MAC – membyrne attack complex :	komplex atakované buňky
machine learning :	strojové učení
Machine support of human motion system rehabilitation.	Strojová podpora pohybové rehabilitace.
main :	přípojka elektrické sítě
main storage :	operační paměť
mains distributing system :	síťový rozvod
magnetic and electric induction :	magnetická a elektrická indukce
Magnetic field effect on tissue healing.	Hojení tkání v magnetickém poli.

magnetic field map of heart :	mapa magnetického pole srdce
magnetic field of His` bundle :	magnetické pole Hisova svazku
magnetic properties of haemoglobin :	magnetické vlastnosti hemoglobinu
magnetic resonance angiography :	magnetická rezonanční angiografie
magnetic resonance imaging :	zobrazování magnetickou rezonancí
magnetical signals :	magnetické signály
Magnetically inducet currents in. the human body.	Magneticky indukované proudy v lidském těle.
magnetization transfer :	magnetizační přenos
magnetocardiography :	magnetokardiografie, metoda vyšetřování magnetického pole srdce
magnetotherapy :	magnetoléčba
magnification :	zvětšení
magnitude (modulus, the absolute value) of vector a :	velikost (modul, absolutní hodnota) vektoru a
magnitude of the right angle :	velikost pravého úhlu
majority rule :	pravidlo většiny
mammogram :	mamogram, rentgenový snímek ženského prsu
mammography :	rtg vyšetřování prsu se záznamem
man-machine interface :	rozhraní člověk-stroj
man-machine system :	soustava člověk-stroj
manual coding :	manuální, ruční kódování
Manual of nuclear medicine imaging.	Manuál, příručka zobrazování v nukleární medicíně.
MAPs – microtubule-associated proteins :	sdružené proteiny mikrotubulů, trubiček
MAR – Memory Adress Register :	adresový registr paměti
mark-up-languages :	značkovací jazyky
MAS – Mass Calling :	hromadné volání
mass media of information .	sdělovací prostředky
mass storage :	velkokapacitní paměť
masterslice :	hradlové pole
Mathematical model of assessment of the diagnosis and therapeutic procedure.	Matematický model určení diagnózy a léčebného postupu.
Mathematical model of cardiac arrythmia.	Matematický model srdečních arytmií.
MBE – Molecular Beam Epitaxy :	molekulární epitaxe svazkem
MBR – Memory Buffer Register :	vyrovnávací registr paměti
MC – Machine Call :	volání assembleru
MCI – Malicious Call Identification :	identifikace zlomyslných volání
MCG – Magnetocardiography :	MKG - magnetokardiografie
MCPC – Multi Chanel Per Carrier :	více kanálů na nosnou vlnu
MCT – Mercury Cadmium Tellurid :	telurid rtuti a kadmia
MD – Mltiple Data:	mnoho dat
MDR – Memory Data Registre :	datový registr paměti
mean arterial pressure :	střední arteriální tlak
mean expiratory flow :	střední výdechová rychlost
mean inspiratory flow :	střední nádechová rychlost
mean interval between the QRS complexes :	střední interval mezi komplexy QRS

mean residual frequency detuning :	střední zbytkové frekvenční rozladění
mean pulmonary artery pressure :	střední tlak v plinici
means optimization :	optimalizační prostředky
measure-read :	odečti výsledek měření
measurement and evaluation of ballistocardiograms :	měření a vyhodnocování balisto- kardiogramu
measurement and parametrization of physiological variables :	měření a parametrizace fyziologických veličin
measurement of voice quality :	měření kvality hlasu
measuring blood vessels :	měření cév
measuring of minute heart volume :	měření minutového objemu srdce
measuring skinfolds :	měření kožních řas
measuring systems :	měrové soustavy
measuring units :	měrové jednotky
measure-open :	začni měřit
mechanical properties :	mechanické vlastnosti
mechanical signals :	mechanické signály
medical consultations :	lékařská konzília (porady)
medical data transfer :	přenos medicínských dat
medical decision making :	lékařské rozhodování
Medical diagnostic imaging systems.	Lékařské diagnostické zobrazovací systémy.
medical equipments :	lékařské přístroje
medical findings :	lékařské nálezy
medical guideline :	lékařská doporučení
Medical imaging – The assessment of image quality.	Lékařské zobrazování - hodnocení kvality obrazu.
medical informatics :	zdravotnická, lékařská informatika
medical knowledge :	lékařské znalosti
medical report :	lékařská zpráva
medical X-ray diagnosis :	lékařská radiodiagnostika
medusa barometer :	medúzový barometr
MI – myocard infarct :	infarkt myokardu
MKG-magnetocardiography :	magnetokardiografie
MLC – mixed lymphocyte culture :	směsná lymfocytární kultura
membrane bionics :	bionika membránová
membrane proceeding :	hyperfiltrace, hyperfiltrační zařízení
membrane bionics :	membránová bionika
memory :	paměť
memory mappers :	mapovací obvody
memory monitor :	paměťový monitor
memory read :	čtení z paměti
memory write :	zápis do paměti
menagement of shared multiprogramming systém :	správa (řízení) sdílených multiprogramových systémů
mental representation :	mentální zobrazení
metal stud with flanges :	kovová tyčka s přírubami
metal-accumulation :	hromadění kovu
method of a suspended drop :	metoda (způsob) visící kapky
methods of image format conversion :	metody změny obrazového formátu

methods of measurements :	metodika měření
Methods for cardiac electric field mapping.	Metody mapování elektrického pole srdce.
methods hearing loss :	metody určování sluchové ztráty
methods of suppression :	způsoby potlačení
metrics of space-time :	metrika prostoročasu
MF – Mossy Fibre :	mechová vlákna
MI – Multiple Instruction :	větší počet instrukcí
MIDI – Musical Instruments Digital Interface :	číslicové rozhraní hudebních nástrojů
microcomputer measuring system :	mikropočítačový měřicí systém
microelectrode amplifier :	mikroelektrodový zesilovač
Microprocessors in health services.	Mikroprocesory ve zdravotnictví.
microprogrammeability :	mikroprogramovatelnost
microsurgical intraocular electromagnet :	mikrochirurgický nitrooční elektromagnet
microtubules :	trubičkovité útvary v cytoplazmě
microtron :	cyklotron, urychlovač elektronů
microvascular circulation :	mikrocévní řečiště
microwave radiometry :	mikrovlnná radiometrie
microwave set :	mikrovlnná souprava
MIMD – Multiple Instruction, Multiple Data :	mnohonásobné instrukce, data
mindful brain :	myslící mozek
minimalization of number of measurements :	minimalizace počtu měření
minus infinity :	mínus nekonečno
MIP – Maximum Intensity Projection :	zobrazení voxelu s největší naměřenou hodnotou
MIPS – Million Instructions Per Second :	milión instrukcí za sekundu
missing link :	chybějící článek
MMU – Memory Management Unit :	jednotka přidělování paměti
MLOAD – Load :	naplnit, nahrej z paměťového média
mobile box :	pojízdný box
mobile handy set :	pojízdná ruční souprava
mobile communication :	mobilní komunikace
modelling :	modelování
Modelling in biology and medicine.	Modelování v biologii a medicíně.
modelling of biological system managed processes :	modelování řídicích procesů biologických systémů
modelling of cardiovascular system :	modelování seděčněcévního systému
modelling of haemodynamic support systems :	modelování hemodynamiky podpůrných systémů
modelling of physiological processes :	modelování fyziologických procesů
modelling of ultrasound fields :	modelování ultrazvukových polí
model of heart rate dependence on physical load :	model závislosti srdeční frekvence na fyzické zátěži
model of the pulmonary circulation :	model srdečně plicního oběhu
model of the vascular system :	model cévního řečiště
model reduction :	redukce modelu
models :	modely
models of the cardiac rhythm :	modely srdečního rytmu
modern ultrasound diagnostic methods :	moderní ultrazvukové vyšetřovací metody
molecular biological systems :	molekulární biologické soustavy
molecular bionics :	molekulární bionika

molecular genetics :	molekulární genetika
monitor of premature extrasystoles :	monitor předčasných extrasystol
monitoring :	sledování
Monitoring cerebral function.	Monitorování funkce mozku.
monitoring of ischemic disease	sledování rizikových činitelů
risk factors :	při ischemické chorobě srdce
monitoring of pressures :	monitorování tlaků
monitoring systems :	monitorovací soupravy
Monte Carlo calculation in nuclear	výpočty Monte Carlo v nukleární
medecine :	medicině
morfology :	morfologie, nauka o stavbě těl živočichů a rostlin
morfology of the cardiac electric field :	tvarové průběhy elektrického pole srdce
mortality prediction :	odhad, předpověď, úmrtnosti
MOS – Metal Oxid Semiconductor :	logické obvody s tranzistory MOS
mossy fibre :	mechová vlákna
motion system :	pohybová soustava, systém
motor activity :	motorická aktivita
MOV – Move :	přesun
moving-average :	kouzavé součty
moving average :	kouzavý průměr
MR brain imaging :	magnetická rezonance zobrazení mozku
MRI from Picture to Proton :	Zobrazování magnetickou rezonancí – od obrazu k protonu.
MR imaging of the brain and spine :	zobrazování mozku a páteře magnetickou rezonancí
MR image viewer on PC :	prohlížeč obrazů mag. rezonance na PC
MR viewing software for PC :	prohlížeč obrazů mag. rezonance na PC
MRA – Magnetic Resonance Angiography :	magnetická rezonanční angiografie
MRI – Magnetic Rezonance Imging :	magnetické rezonanční zobrazování
MSAVE – Save :	uložit
MSB – Most Significant Bit :	nejvýznamnější bit
MSI – Middle Scale Integration .	střední hustota integrace
MTJ – Multiple Tunnel Junction :	vícenásobný tunelový přechod
MTOC – microtubule organizing centres :	organizační centra mikrotubulů
MUAP – Motor Unit Action Potential :	akční potenciál motorické jednotky
mucous cancers :	slizniční nádory
multiadress instruction :	víceadresový příkaz
multi-channel EEG recordings :	vícekanálový EEG záznam
multichannel unit for temperature measurement:	vícekanálová jednotka pro měření teploty
multicriteria decision :	multikriteriální rozhodování
multi-digit number :	mnohociferné číslo
multidimensional angiography :	vícerozměrná angiografie
multi-layer perceptron :	mnohovrstevný perceptron
multi-layer model :	vrstvový model
multimedia :	multimédia
multiple pregnancies :	vícečetné těhotenství
multiple sclerosis :	roztroušená skleróza
multiple logistic regression	mnohonásobná logická regresní (zpětná)
analysis :	analýza

multiplelead filtered ECG signal :	vícesvodový filtrovaný signál EKG
multiplication sign :	značka násobení
multiplied by :	násobeno
multi-slice CT :	vícevrstvé výpočetní tomografy
multivalued logic :	vícehodnotová logika
muscles :	svaly
muscle contractile apparatus :	kontraktilní (stahové) ústrojí svalu
muscle potentials :	svalové potenciály
muscle relaxation :	svalová relaxace
musculoskeletal apparatus :	pohybové ústrojí
mutual adaptive interface :	obousměrná adaptivní rozhraní
mutual information :	vzájemná informace
mutual shift :	vzájemný posuv
MVC – Maximum Voluntary Contraction :	max. síla volní kontrakce svalu
MVI – Move Immediate Data :	přesun přímého operandu
myocardial contractility :	svalová stažitelnost
myocardial ischemia :	srdeční ischemie
myoelectric prosthesis :	myoelektrická (svalověelektrická) protéza
myogram :	myogram, grafický a časový záznam stahu izolovaného svalu

N:

NAK – Negative Acknowledge :	zápor - ne, negativní potvrzení
native biosignals :	nativní (vrozené) biosignály
natural (napierian) logarithm of x :	přirozený logaritmus čísla x
NCT – Neutron Capture Therapy :	neutronová zachytávací léčba
negation :	logická negace
negative number sign :	znaménko záporného, opačného čísla
NEP – Noise Equivalent Power :	ekvivalentní (rovnocenný) šumový výkon
nerve impulse (excitation) :	nervový impulz (vzruch)
nerve-muscle plate :	nervosvalová ploténka
nerve-muscle system :	nervosvalový systém
nervous-hormonal-immune regulation :	nervově-hormonálně-imunitní řízení
NETD – Noise Equivalent Temperature :	teplotní rozdíl ekvivalentního čísla
network interference, hum :	síťové rušení
network of oscillators :	síť oscilátorů
network services :	síťové služby
neural networks :	neuronové sítě
neuristor :	neuristor, aktivní elektronický prvek napodobující neuron
neuristor computer :	neuristorový počítač
neurite :	neurit, axon, nervové vlákno
neurobionics :	neurobionika, využívá poznatků o nervovém vedení, uchování a zpracování informací v živých systémech pro technické účely
neuron :	neuron, nervová buňka
neurone network :	neuronová síť
neurostimulator :	neurostimulátor, elektronické zařízení které slouží k dráždění mozku a míchy

neurosurgery and contemporary
 technical equipment :
 neurosurgical stereotactic operation :
 neurotransmitters :
 new technologies :
 New technologies in hospital
 information systems.
 New trends in ultrasonic imaging.
 newly-designed artificial organ :
 NEXT :
 nitrogen washout :
 NLM – National Library of Medecine :
 NMR - Nuclear Magnetic Resonance :
 nonequilibrium phase :
 non-invasive recording :
 non-invasive tissue pressure monitoring :

 non-ionizing radiation :
 noninvasive character :
 nonlinear smoothing methods :
 non-mathematical approach to basic
 MRI :
 nonmonotonic logic :
 non-rest loading :
 NOR – Nuclear Organizer Regions :
 NOR function :
 norm of the vector a :
 normal maintenance installations:
 normalized correlation coefficient :
 normalized entropy :
 NOT function :
 n-th root of a :
 NTM – Normal Transmitting Man :

 Nuclear medicine annual ...
 Nuclear medicine diagnosis and therapy.
 Nuclear medicine in clinical diagnosis
 and tratment.
 nuclear medicine physics :
 NUL – Null :
 null function :
 number definite :
 arabic :
 mixed :
 general :
 integer :
 decimal :
 numeric evaluation :
 numbers represented by letters :

numeric Fourier transformation :	číslicová Fourierova transformace
numerical histogram :	číslicový histogram
Numerical simulation of the artificial heart function.	Numerická simulace činnosti umělého srdce.
nutrition :	výživa
O:	
occupational medicine :	pracovní lékařství
OCS – Outgoing Call Screening :	kontrola odchozích volání
OCR - Optical Character recognition :	rozpoznávání psaného a tištěného textu
ocular medicine :	oční lékařství
OCW – Operational Command Word :	operační řídicí slovo
OD – Out of Ddata :	vyčerpané údaje, data
oesophageal stimulation of the heart :	jícnová stimulace srdce
oesophageal transit scintigraphy :	dynamická scintigrafie jícnu
of foreign bodies wedged in the... :	cizí tělesa zaklíněná...
OM – Out of Memory :	vyčerpání paměti
one word instruction :	jednoslovní příkaz
on the spot :	na místě, ihned
On the sthreshold of practical magnetocardiography.	Na prahu praktické magnetokardiografie.
ontogeny :	ontogeneze, vývoj jedince od vajíčka až do pohlavní dospělosti
ontology :	nauka o jsoucnu
OOP- Object Oriented Programming :	objektově orientované programování
open interval :	otevřený interval
operating systém :	operační systém
operation :	provoz
operation consultations :	konzultace operací
ophthalmology :	oční lékařství
optoelectric element :	optoelektrický prvek
optoelectric glass fibres :	optoelektrická skleněná vlákna
OR function :	funkce nebo, logický součet
ORA – logical OR register or memory With accumulator :	logický součet obsahu registru nebo paměti s obsahem střadače
oral implantology :	ústní implantologie (nauka o implantátech)
organology :	organologie, nauka o ústrojích
ORI – Or Immediate with accumulator :	logický součet přímého operandu s obsahem střadače
origines of radiological tomography :	počátky radiologické tomografie
organology :	organologie, nauka o ústrojích živočichů a rostlin
oscilloscopic tracing of the magnetocardiogram :	osciloskopický záznam magnetokardiogramu
OS – Out of String space :	vyčerpání rozsahu řetězcové paměti
other tissues compartment :	kompartment ostatních tkání

Otoprosthethics for deaf patients.

OUT :

over :

overkill hypothesis :

overshoot :

oxygen tension :

P:

pacemaker :

pacemaker electrodes :

PACS -picture archiving and
communication systems :

paleobiology :

parentheses are termed successively :

round brackets

square brackets

braces

pacemaker :

parasympathetic cardiovascular control :

parasympathetic division :

PARD – Periodic And Random Devition :

parity :

partial derivative of function with
respect to x_i :

partial volume artifact :

partially implanted neurostimulators :

pass word :

passes :

path analysis :

pathological graphielements :

pathological T wawe :

patch clamp :

patch clamp technique :

patient home care :

patients with severe head injuries :

pattern recognition :

PC - phase contrast :

PCA-Principal Component Analysis :

PCA - Phase Contrast Angiography :

PCHL – load Program Counter :

PCR – Polymeras Chain Reaction :

pcr – protein catabolic rate :

peak expiratory flow :

peirce function :

pelvic floor :

pencilshaped probe :

penetration of external noise :

per cent :

perceptron :

Otoprotetika (ušní náhrady) pro neslyšící
pacienty.

ven, výstup

lomeno

hypotéza nadměrného lovu

překmit, přestřelení (akční potenciál)

tenze (napětí) kyslíku

krokováč, kardiostimulátor

kardiostimulační elektrody

obrazové archivovací a komunikační
systémy

paleobiologie (paleos = starobylý)

závorky se nazývají postupně:

okrouhlé

lomené

složené

krokováč

parasympatické řízení srdečněcévního systému

parasympatikus, část autonomního nervstva

periodická a náhodná odchylka

parita, sudovost

parciální derivace funkce

podle proměnné x_i

artefakt částečného objemu

částečně implantované neurostimulátory

heslo

průchody

kroková analýza

patologické grafoelementy

patologická vlna T

lokální zámek

technika terčíkového zámku

domácí péče o pacienty

pacient s těžkým úrazem hlavy

rozpoznávání obrazců

fázový kontrast

analýza hlavních komponent

fázová kontrastní angiografie

nastavení čítače instrukcí z dvojice registrů HL

polymerační řetězová reakce

rychlost rozkladu proteinů

vrcholová výdechová rychlost

Peirceova funkce, negace součtu

pánevní dno

sonda ve tvaru tužky

průnik vnějšího rušení

procento

perceptron, napodobuje funkci zrkového

	orgánu
percolation breakdown :	perkolační (filtrační) průraz
percolation probability :	perkolační pravděpodobnost
percolation threshold :	práh perkolace
performance learning :	účelové učení
performance specification :	specifikace výkonnosti
periferal nerves conduction velocities	rozdělení rychlosti vedení v periferních
distribution :	nervech
periferal storage device :	periferní paměť
period analysis :	intervalová analýza
pQCT – periferal QCT :	periferní QCT
permanent cardiostimulation :	trvalá kardiostimulace
perpendicularity sign :	značka kolmosti
personal data protection :	ochrana osobních dat
Perspective imaging systyms in medical	Perspektivní zobrazovací systémy
Radiodiagnostics.	v lékařské radiodiagnostice.
PET – Positron Emission Tomograph :	pozitronová emisní tomografie
PGA – Programmable Gate Array :	programovatelné hradlové pole
phase encoding gradient :	fázi určující gradient
phase non-distorting filter :	fázově nezkreslující filtr
phalopletysmography :	falopletysmografie, metoda měření objemových změn pohlavního údu
phalloplethysmographic examination :	pletysmografické vyšetření genitálu (údu)
pH concentration :	pH žaludeční kyselosti
pheromones :	feromony, poselské látky různých živočichů
photon raduation :	fotonové záření
phylogeny :	fylogeneze, kmenový vývoj
Physical impressionism in Biology.	Fyzikální impresionismus v biologii.
physical load :	fyzická zátěž
physical Newtonian time :	fyzikální newtonovský čas
Physical principles of medical imaging.	Fyzikální základy zobrazování v medicíně.
physical therapy :	fyzikální léčba
Fhysician and Technology :	Lékař a technika.
physician and inventions :	lékař a vynálezy
physician-patient communacation :	vztah lékař-pacient
physiology :	fyziologie, zabývá se studiem funkcí organismu, buněk, tkání apod.
physiological clock :	fyziologické hodiny, vnitřní
PI – Pulzatility Index :	pulzační index, ukazatel
pick and place :	vyber a založ
piezoelectric hand compression pick-up :	piezoelektrický snímač síly stisku
piezoelectric effect :	piezoelektrický jev
pictorial information :	obrazová informace
pilot project :	pilotní, nosný projekt
pixel – picture matrix elemnt :	obrazové čtvercové pole
pipelined architecture :	zřetěžená architektura
plane of section	rovina řezu
PLA – Programmable Logic Array :	programovatelné logické pole
Planning panel on electronic imaging :	Plánovací výbor elektronického zobrazování.
plant geography :	geobotanika

plasticity CNS :	plasticita CNS, centrální nervové soustavy
plateau, plató :	rovina, plošina
plethysmography :	pletizmografie, vyšetřovací metoda činnosti cév částí končetin měřením tepenného objemu na základě změn impedance
PLL – Phase-Lock-Loop :	fázově zavěšená smyčka
PL/M – Programming Language for Microprocessors :	programovací jazyk pro mikroprocesor
PLOT :	vynášet, nakresli na obrazovku
plus, and :	plus, a
plus infinity :	plus nekonečné
pneumatic artificial heard :	pneumatické umělé srdce
pneumatic logic system :	pneumatický logický systém
pneumatic resistance :	pneumatický odpor
pneumotachograph :	pneumotachograf, přístroj k měření dechových veličin
POKE :	strčit, uložit údaj na určené místo
polar coordinates :	polární souřadnice
polygraphic recordings :	polygrafické záznamy
polysomnography :	polysomnografie, vyšetřování ve spánku
POP :	čtení za zásobníku
POP – Programmed data Processing :	programované zpracování dat
porous composit coating :	porézní slitinové povlaky
portable equipment :	přenosné zařízení, vybavení
portable pneumatic drive :	přenosný vzduchový pohon
portable propulsion unit :	přenosná pohonná jednotka
positive-number sign :	znaménko kladného čísla
position detection :	detekce polohy
possibilities of NMR in medicine :	možnosti použití jaderné magnetické rezonance v lékařství
postgradual study :	postgraduální výuka, studium
postoperative units :	pooperační jednotky
posttraumatic sffusion :	posttraumatické (trauma = poranění) výpotky
potential genetic risks :	možné genetické riziko
power network interference :	síťový brum
power spectral density:	spektrální výkonová hustota
power spectrum :	výkonové spektrum
power supplay sources :	napájecí zdroje
PPS – Parallel Processing System :	systém pracující paralelně
practical training :	praktická výuka
practical radiotherapy planning :	praktické plánování radioterapie
preclinical testing :	předklinické zkoušení
predicate logic :	predikátorová, výroková logika
pre-graduate teaching :	pregarduální výuka
preliminary report :	předběžné sdělení
preload :	přetížení
preparation hard tooth tissues :	preparace tvrdých zubních tkání
preprocessing :	předzpracování
preprocessing of ECG recordings :	předzpracování EKG záznamů
prescribing physician – computer :	ordinující lékař - počítač

preventive examinations :	preventivní prohlídky
prewhitening spectrum :	zbělení spektra
principal component :	hlavní komponenty
principle of autonomy	zásada autonomie
principles of modelling :	základy modelování
PRINT :	tisknout
private office practice :	ordinace praktického lékaře
privileged state :	privilegovaný stav
PRM – Premium Rate :	hovory s přidanou hodnotou
probabilistic distribution :	pravděpodobnostní distribuce, rozdělení
probabilistic expert system :	pravděpodobnostní expertní systém
process control system :	systém řízení procesů
processing of results :	zpracování výsledů
professional information :	odborné informace
prognostic conclusions :	prognostické (předpovědní) závěry
program tools :	programové prostředky
profit for health personnel :	přínos zdravotníkům
programm counter :	příkazový (programový) čítač, č. instrukcí
programm storage :	paměť programu
programme equipment :	programové vybavení
programmable logic array :	programovatelná logická struktura, pole
programmed external pacemaker :	programový zevní kardiostimulátor
prognostic factors :	předpovědní činitelé
PROM – Programmable Read Only memory :	programovatelné pevné paměti
promontory testing :	promontorní test
properties of a filter :	vlastnosti filtru
propositional logic :	výroková logika
position modulation :	impulzní polohová modulace
prosthesis of the wrist :	náhrada zápěstního kloubu
protection of human rights and freedoms :	ochrana lidských práv a svobod
punch card reader :	snímač děrných štítků
punch type reader:	snímač děrných pásků
punched card skip :	přeskok děrného štítku
puncturing :	zúžení (kódu)
Purkinje image :	Purkyňův obraz
PUSH :	zápis do zásobníku
pushbutton switch :	tlačítkový přepínač
push-pull convertor :	dvojčinný měnič
put :	předává
pyramidal segmentation :	pyramidální segmentace
Q:	
QCT – Quantitative Computer Tomography :	kvantitativní počítačová tomografie
quadriplegic patients :	kvadriplegičtí pacienti
quality assessment :	hodnocení kvality
Quality control and radiation protection of the patient in diagnostic radiology and nuclear medicine.	Kontrola kvality a radiační ochrana pacienta v diagnostické radiologii a nukleární medicíně.

quality of life :	kvalita života
qualitative coronary imagine analysis :	kvalitativní analýza zobrazení koronárních cév
quantum confinement :	kvantové omezení
quadtree :	kvadrantový strom
QuESTT – Quantum Excited-State Tuneling Transistor :	tunelový tranzistor s excitovanými kvantovými stavy
R:	
radiation and life :	radiace (záření) a život
Radiation physics in radiooncology.	Radiační fyzika v onkologii.
radiation protection :	ochrana před zářením
radiation research :	radiační výzkum
radioactive substances :	radioaktivní látky
radio data transmission :	rádiový přenos dat
radioisotope examinations :	rádioizotopová vyšetření
radiolabeled cellular blood elements :	krevní částice značené radionuklidy (zářiči)
radiology :	radiologie, nauka o záření v lékařství
radiometry :	rádiometrie, metoda měření záření
radiotelemetric cardiometer :	radiotelemetrický kardiometer, měřič tepové frekvence s bezdrátovým přenosem
radiotelemetric transmission :	bezdrátový přenos na dálku
RAL - – Rotate Accumulator Left through carry :	cyklický posuv obsahu střadače vlevo přes příznak přenosu
RALU – Register and Arithmetic and Logic Unit :	registr a aritmetická logická jednotka
R:	
RAM – Random Access Memory :	paměti s měnitelným obsahem
random access :	přímé adresování
random quantities :	náhodné veličiny
random resistor network :	náhodná odporová síť
random signal :	náhodný signál
randomize :	znáhodnění
rapid photodocumentation :	rychlá fotodokumentace
rapid linear digital filter :	rychlý lineární číslicový filtr
RAR – Rotate Accumulator Right through carry :	cyklický posuv obsahu střadače vpravo přes příznak přenosu
rare earths :	vzácné zeminy
rate of respiration :	dechová frekvence
ratio method :	metoda podílů
raw data :	surová data, hrubá data
RC – Return if Carry :	návrat podmíněný stavem 1 příznaku přenosu
RCN – Return if No Carry :	návrat podmíněný stavem 0 příznaku přenosu
reability growth :	spolehlivost růstu
READ :	přečti, číst
readers and writers :	čtenáři a zapisovatelé
readout gradient :	odečítací gradient
ready :	připraven

real-space renormalization :	renormalizace v reálném prostoru
real time filtering :	filtrace v reálném čase
real time projection :	zobrazování v reálném čase
realtime human state estimator :	estimátor (odhadce) stavů člověka v reálném čase
recent advances :	nedávné pokroky
receptor :	receptor, nervové zakončení, smyslová buňka
receptor bionics :	bionika receptorů
reconstruction interval :	vzdálenost mezi rekonstruovanými tomogramy
record :	záznam
recording and telemetric transmission :	záznam a telemetrický přenos
recording rapid dynamic muscular responses :	snímání, záznam rychlých dynamických odpovědí svalů
recruitment :	nábor svalových jednotek
rectangular matrix m,n ; with m rows and n columns :	obdélníková matice typu m,n s m řádky a n sloupce
recurring decimal :	desetinné číslo periodické
reduced radiation exposure :	snížená dávka rentgenového záření
redundant information reduction :	snížení nadbytečnosti informace
reentry :	znovu zaved'
reflex Achilles tendon :	reflex Achillovy šlachy
refractory period :	refrakterní perioda, doba, fáze
P:	
protection of patients against electric shock :	ochrana pacientů proti elektrickému šoku
proton density image :	obraz vážený podle protonové hustoty
provisional hospital facilities :	dočasná nemocniční zařízení
PSRR – Power Supply Rejection Ratio :	činitel potlačení zvlnění napájecího zdroje
psychology and cybernetics :	psychologie a kybernetika
public data networks :	veřejné datové sítě
public telephonic network :	veřejná telefonní síť
pull-in time	čas zachycení
pulmonal compartment :	plicní kompartment (funkční díl)
pulmonary artery pressure :	tlak v plicnici
pulmonary artery wedge pressure :	tlak v plicnici v zaklínění
pulsatile flow :	pulzační proudění
pulsating anemometry :	pulzní anémometrie
pulsating computer model :	počítačový pulsní model
pulsating electromagnetic field :	impulzní elektromagnetické pole
pulse :	impulz
pulse code modulation :	impulzní kódová modulace
pulse generator :	pulzní generátor
pulse interval :	interval impulzů
pulse registration :	záznam tepu
pulse volume :	tepový objem
pulsed magnetotherapy :	pulzní magnetoléčba
pulsing magnetotherapeutic apparatus :	pulzní magnetický léčebný přístroj
refractory phase :	refrakterní fáze
refreshing :	obnovování (paměti)

regional hypoxia	místní snížená dodávka kyslíku
rehabilitation engineering :	rehabilitační inženýrství
rehabilitation machines :	rehabilitační stroje
rehabilitative mobile splint :	rehabilitační mobilní dlahy
reinforced learning :	hodnocené učení
relaxation times :	relaxační časy
REM – Remark :	poznámka, přejdi na další řádek
remote databases :	vzdálené databáze
removal of foreign bodies :	odstraňování cizích těles
removing artifacts from EEG records :	odstranění artefaktů ze záznamu EKG
removing the drift of zero isoline :	odstranění driftu nulové izoliny
renormalization group :	renormalizační grupy (skupiny)
repeating decimal :	desetinné číslo periodické
repetition time :	opakovací čas
reproducibility of results :	reprodukovatelnost výsledků
REPROM – Reprogrammable Read Only Memory :	reprogramovatelné pevné paměti
repolarization :	repolarizace, děj, během kterého se potenciál buňky vrací zpět na klidovou úroveň
research institute of medical technique :	výzkumný ústav zdravotnické techniky
residual volume :	zbytkový objem
resistance between the stimulation electrodes :	odpor mezi stimulačními elektrodami
resolution :	rozlišovací schopnost
Respiration control model.	Model regulace dýchání.
respiration semi-mask :	dýchací polomaska
respiratory data :	dechové údaje
respiratory frequency :	dechová frekvence
respiratory gases :	dýchací plyny
respiratory output volume :	minutový dechový objem
respiratory volume :	dechový objem
respirometer :	respirometr, měřič dechu
respirometer-pick-up :	respirometr-snímač
response ratio :	poměr odezvy
restore :	obnovit
results published until now :	výsledky publikované dříve
retriggerable :	znovuspustitelný
return :	vrátit se
reverberant fields :	dozvuková pole
reversible compression of discrete ECG signals :	vratná redukce diskrétního signálu EKG
rewind :	přetoč (na začátek)
RFI – Radiofrequency Interference Filter :	radiofrekvenční interferenční filtr
rheocardiography :	reokardiografie, metoda měření prokrvení srdeční tkáně
rheoencephalography :	reoenkefalografie, metoda měření prokrvení mozkové tkáně
rheography :	reografie, metoda měření změn elektrické vodivosti tkáně při proudění krve, měření

rheological properties of blood :	prokrvení tkáně
rheology :	reologické vlastnosti krve
rheology of blood :	reologie, nauka o proudění
rheometry :	reologie krve
	reometrie, zabývá se měřením vlastností
	proudící krve
rheoplethysmography :	reoplethysmografie, měřicí metoda objemových
	změn v cévách na podkladě vztahu, že přírůstek
	objemu je přímo úměrný poklesu elektrického
	odporu
rheumatology :	revmatologie
RG – Return without Gosub :	návrat bez návratu do podprogramu
right bundle branch block :	blokáda pravého raménka
right and left hemispheres :	pravá a levá hemisféra
right ventricular pressure :	tlak v pravé komoře
risk conditions :	rizikové podmínky
risk factors :	rizikové faktory
Risk factors of diagnostic	Rizikové faktory diagnostického
ultrasound.	ultrazvuku.
RLC - – Rotate Accumulator Left :	cyklický posuv obsahu střadače vlevo
RM – Return if Minus :	návrat podmíněný stavem 1 příznaku
	znaménka
RNZ – Return if No Zero :	návrat podmíněný stavem 0 příznaku nuly
rocking motion :	kývavý pohyb
roentgenofluorescence analysis :	rentgenofluorescenční analýza, ozářením prepa-
	rátu obsahující železo paprsky gama, vybudí se
	jeho rentgenové záření
roentgenokymography :	rentgenokymografie, pomocí rentgenového záření
	získáváme informaci o charakteru pohybu,
	např. hrudníku
ROM – Read Only Memory :	pevné paměti
roman numerals :	římská číslce
rota-gamcamera :	rotační gamakamera,
rotating tissue cultures :	rotující tkáňové kultury
round robin :	cyklická obsluha
rounded off (gives) :	je po zaokrouhlení rovno
RP – Return if Plus :	návrat podmíněný stavem 0 příznaku
	znaménka
RPE – Return if Parity Even :	návrat podmíněný stavem 1 příznaku parity
RPO – Return if Parity Odd :	návrat podmíněný stavem 0 příznaku parity
RRC - – Rotate Accumulator Right :	cyklický posuv obsahu střadače vpravo
RS – Record Separator :	oddělovač sdružené informace, záznamů
RST – Restart :	vyvolání
RTL – Resistor Transistor Logic :	odporově tranzistorová logika
RUN :	spust' běh programu
RZ – Return if Zero	návrat podmíněný stavem 1 příznaku nuly
S:	
safe current limits :	bezpečnostní limity proudu
safety amplifier of biopotentials :	bezpečný zesilovač biopotenciálů

sampling frequency :	vzorkovací frekvence
sampling of muscle and subcutaneous fatty tissue :	vzorek svalové a podkožní tukové tkáně
SAT – Simulation After Test :	simulace po testu
saturated system :	nasycený systém
saturation point :	bod nasycení
SBB – Subtract register or memory from accumulator with Borrow :	odečtení obsahu registru nebo paměti od obsahu střadače s uvažováním vypůjčky
SBI – Subtract Immediate from accumulator with borrow :	odečtení přímého operandu od obsahu střadače uvažováním vypůjčky
SBT – Simulation Before Test :	simulace před testem
scalar product of vectors a,b :	skalární součin vektorů a,b
scaling theory :	škálovací teorie
scan time :	doba jednoho skenu, snímku
scanning amplifier :	snímací zesilovač
scattering parameters :	rozptylové parametry
scavenger :	vychytávání
scheduling algorithm :	plánovací algoritmus
scientific professionals evaluation :	hodnocení vědeckých pracovníků
scintigraphy :	scintigrafie, vyšetřovací metoda zobrazující rozložení radioaktivní látky v těle
screening of cardiovascular and pulmonary diseases :	vyhledávání srdečně cévních a plicních onemocnění
SD – Single Data :	jednotlivá data
SDFL – Schottky Diode FET Logic :	logika s tranzistory řízených elektrickým polem a Schottkyho diodami
SDMA – Space Division Multiplex Access :	prostorový multiplex
SDS – Sample Dump Standard :	standard přenosu zvukových vzorků
SEC – Security Screening :	kontrola oprávnění
secant x :	sekans x
secondary-ion mass spectrometry :	hmotnostní spektrometrie sekundárních iontů
secondary prevention :	sekundární, druhotná prevence
security checking :	kontrola oprávněnosti přístupu
security mechanisms :	bezpečnostní mechanismy
security strategies :	bezpečnostní strategie
segmentation :	segmentace
segmentation by average brightness level :	adaptivní prahová detekce
self-avoiding walk :	sama sobě se vyhýbající procházka
self checking :	samočinná kontrola
self-similar :	vnitřně podobné
semicolon :	středník
semiconductor elements :	polovodičové součásti
semi-conductor pick-up :	polovodičový snímač
send – receive :	zašli - přijmi
sending of biosignals :	vysílání biosignálů
sensillum :	sensillum, jednoduchý smyslový orgán
sensing threshold :	snímací práh, citlivost

sensomotor relations :	smyslověpohybové vztahy
Sensory aids.	Pomůcky smyslové vnímatelnosti.
sensual diagnostic :	smyslová diagnostika
separating capacitor :	oddělovací kondenzátor
service dependability of betatron :	provozní spolehlivost betatronu
SFOAE – Stimulus Frequency Otoacoustic Emission :	otoakustická (ušní) emise vznikající synchronně s frekvencí stimulujícího tónu
sfygmomanometer :	sfygmomanometr, měřič srdečního tepu a tlaku
shape :	tvar
shared class :	sdílená třída
SHE – Standard Hydrogen Electrode :	standardní vodíková elektroda
Sheffer stroke function :	Shefferova funce, negace součinu
shim coils :	vyrovnávací cívky
SHLD – Store H and L Direct :	přesun z dvojice registrů HL na přímou adresu
shock wave :	rázová vlna
short atrio-ventricular transmission :	krátký síňo-komorový přenos
short-term memory :	krátkodobá paměť
short-wave diathermy :	krátkovlnná diatermie (prohřívání)
shortest access time next :	nejkratší vybavovací doba
shoulder coil :	ramenní cívka
Shunt circulation to test artificial heart.	Zkratkový oběh pro zkoušení umělého srdce.
SI – Shift In .	návrat registru, posuv dovnitř
SI – Single Instruction :	jediná instrukce
side by side with clinical diagnosis :	vedle klinické diagnózy
Sierpiński carpit :	Sierpiňského koberec (Teorie perkolace.)
sign :	znaménko, značka
sign of equakity :	rovnítko
sign of logical sum :	značka logického součtu, sjednocení
sign of logical equivalence :	značka logické ekvivalence
signal detection :	detekce signálu
signal processing :	zpracování signálu
signal – wait :	signalizuj - čekej
silicon tensometers :	křemíkové tenzometry
similarity sign :	značka podobnosti
simple computer for teaching :	jednoduchý počítač pro výuku
simple sorting :	jednoduché třídění
simulation :	simulace, předstírání
Simulation of dynamic properties of the left ventricle:	Simulace dynamických vlastností levé komory
simulation experiments :	simulační experimenty
simulator of histograms :	simulátor histogramů, schodovitých funkcí
sine x :	sinus x
sine minus one x :	arkussinus x
singlechannel cochlear neuroprosthesis :	jednokanálová kochleární neuroprotéza
SFEMG – Single Fibre Electromyography :	elektromyografie jednoho svalového vlákna
single-pass system :	jednoprůtočný systém
single stranded (ss) :	jednořetězcová (kyselina DNA, RNA)
site :	uzel
site problem :	úloha uzlů
site percolation :	percolace (filtrování) uzlů

size of an angle :	velikost úhlu
size of the right angle :	velikost pravého úhlu
SJN – Shortest Job Next :	nejkratší úloha nejdříve
skeletal imaging :	zobrazování kostí
skeletal muscle isometric contraction model :	model izometrické kontrakce kosterního svalu
skiagraphy :	skiografie, snímkování, rentgenová metoda, při níž se místo štítu používá rtg film
skiascopy :	skiskopie, prosvěcování pacienta rtg paprsky, při současném pozorování vzniklého obrazu na rtg štítě
skin :	lidská kůže
skin galvanic response :	kožně galvanická reakce, odpověď
slab :	deska (neuronové vrstvy)
SLAM – Scanning Laser Acoustic Microscope :	řádkovací (rastrovací) laserový akustický mikroskop
sliding filament theory :	teorie posuvu filament (vláken)
slice interval :	interval, vzdálenost vrstev
slice selecting gradient :	rovinu řezu určující gradient
slice thickness :	tloušťka řezu
slip-ring technology :	technika klouzajících prstenců
SLM – Space Light Modulator :	prostorový světelný modulátor, stránkovač
slow biological processes :	pomalé biologické děje
slow wave :	pomalá vlna
small-surface collar electrode :	maloplochá límečková elektroda
smoothing :	vyhlazení
SMS – Semiconductor Metal Semiconductor :	polovodič-kov-polovodič
SMT – Surface Mounted Technology :	povrchová montáž
SMT – Sterile Male Technique :	metoda sterilních samců
SN – Syntax :	syntaktická chyba
SNOM – Scanning Near-Field Optical Microscopy :	rastrovací optický mikroskop blízkého pole
SOAE – Spontaneous otoacoustic Emission :	spontánní otoakustická (ušní) emise
soaking capacity :	nasákavost
social function of science :	sociální funkce vědy
sodium-potassium pump :	sodíková a draslíková pumpa
sodium transfer :	transport sodíku
SO – Shift Out :	změna registru, posuv ven
soft fault :	částečná porucha
soft tissue tumours :	nádory měkkých tkání
SOH – Start of Heading :	začátek záhlaví
SOI – Silicon On Insulator :	technika křemík na izolátor
solution of urgent states in medicine :	řešení naléhavých stavů v medicíně
somatology :	somatologie, nauka o těle
somatometric values :	somatometrické hodnoty, týkající se rozměrů těla
some pitfalls :	některá úskalí
SONAR – Sound Navigation And Ranging :	sonar, zvukový orientační a detekční orgán

sort :	seříd', uspořádej
sound signals :	zvukové signály
space time :	časoprostor
spatial averaging :	prostorové průměrování
spatial discrimination ability :	prostorová rozlišovací schopnost
spatial ECG according to Frank :	prostorové EKG podle Franka
spatiocardiography :	spaciokardiografie, metoda prostorového zobrazení elektrického srdečního pole pomocí pravoúhlého systému svodů
spread of sound :	rychlost zvuku
species :	druh
specifically applied bionics :	specificky použitá bionika
SPECT – Single Photon Emission Computed Tomography :	jednofotonová emisní počítačová tomografie
spectral analysis :	spektrální analýza
spectral density :	spektrální hustota
spectral sensitivity of human eye :	spektrální citlivost lidského oka
spectral window :	spektrální okénko
spectrum shape :	tvár spektra
SPHL – Load SP from H and L :	přesun do registru SP z dvojice registrů HL
spin :	spin, rotační moment částice
spin density :	spinová hustota
spin lattice relaxation :	relaxace spin-mřížka
spine coil :	pátevní cívka
spiral CT :	spirální tomografie
spirometry :	spirometrie, měření množství dechového vzduchu
spiroergometry :	spiroergometrie, měření dechového vzduchu se zátěží organismu
spiroergometric examination :	spiroergometrické vyšetření
SPL – Split Charging :	rozdělování tarifování
sprayed medicaments :	rozprašované léky
spreadsheet :	elektronická tabulka, rastr, tabulkový procesor
spreading depression :	šíření deprese
spring mechanism :	pružinový mechanismus
sprouting :	pučení, např. cév, výběžků u neuronů
SQUID – Supraconductive Quantum Magnetometr :	supravodivý kvantový magnetometr
SRL – Shift Register Latch :	hladinové klopné obvody, zdrže
STA – Store Accumulator Direct :	přesun ze střadače na přímou adresu
stability :	stabilita
Stability of indirect calorimetry measurement.	Stabilita měření nepřímé kalorimetrie.
stabilometry :	stabilometrie, metoda vyšetřování stability těla
stack memory :	sklípková paměť, zásobníková paměť
stack pointer :	ukazatel
stack read :	čtení ze zásobníku
stack write :	zápis do zásobníku
staff equipment :	perzonální obsazení
standardization :	standardizace
standardized image data transferral	standardizované formáty přenosu

	formats :	obrazových dat
stereotactic :		stereotaktický, týkající se promyšleného
state of burdening :		stav zátěže
state-space analysis :		analýza v e stavovém prostoru
stationary magnetic field :		stálé magnetické pole
Statistical methods for cancer studies.		Statistické metody pro studium rakoviny.
STAX – Store Accumulator :		přesun ze střadače
STC – Set Carry :		nastavení příznaku přenosu do stavu 1
steady flow :		ustálený tok
step :		krok, část příkazu cyklu
step recovery diode :		dioda mžiková
stereoelectroencephalography :		stereoelektroencefalografie, diagnostická metoda snímání a záznamu biopotenciálů z hloubkových struktur mozku
stereology :		stereologie, nauka o prostoru postupu v prostoru, např. hlavy
stereotactic localization :		stereotaktická lokalizace, umístění
stereotactic irradiation :		stereotaktické ozáření
stereotactic radiosurgery :		stereotaktická radiochirurgie
stereotactic resection of brain tumors :		stereotaktické resekce nádorů mozku
stimulus :		podnět, stimul
stimulation of heart tissue :		stimulace (dráždění) srdeční tkáně
STL – Scottky Transistor logic :		Schottkyho tranzistorová logika
STM - scanning tunnelling microscope :		rastrový tunelový mikroskop
STM – Scanning Tunneling Mikroskopy :		řádkovací tunelová mikroskopie
stochastic frequencies of electrons :		náhodné frekvence elektronů
stochastic sign change criterion :		kritérium stochastické změny znaménka
stomach volume :		objem žaludku
stop count :		čítač přenosů
stop :		zastavit, stůj
stopping powers for electrons and positrons :		brzdné schopnosti (síly) elektronů a pozitronů
store allocation :		přidělování paměti
streak camera :		ultrarychlá kamera
strength-duration curves :		intenzita-čas křivky
stress test :		zátěžová vyšetření
striped muscle :		příčně pruhovaný sval
stroke volume :		tepový objem
structure and properties of membranes for haemodialysis :		struktura a vlastnosti membrán pro hemodialýzu
structure bionics :		strukturní bionika
ST – String :		řetězcová chyba
Study of biomedical engineering at European Universities.		Vysokoškolské studium biomedicínského inženýrství v Evropě.
stunned myocardium :		omráčený myokard
STX – Start of Text :		začátek textu
subcortical regions :		podkorové oblasti
SUB – substitution :		nahrazení
SUB – Subtrack register or memory		odečtení obsahu registru nebo paměti

	from accumulator :		od obsahu střadače
subroutine :		podprogram	
subjective information :		subjektivní informace	
subtraction sign :		značka odčítání	
sudden and unexpected deaths :		náhlá a neočekávaná úmrtí	
SUI – Subtrack Immediate from		odečtení přímého operandu od obsahu	
accumulator :		střadače	
sum :		součet	
sum of absolute valued differences :		kritérium součtu absolutních hodnot rozdílů	
super-high-speed CT :		subsekundové výpočetní tomografie	
support of the failing heart :		podpora selhávajícího srdce	
suppression of motion artefacts :		potlačení pohybových artefaktů	
suppressing zero isoline drift		potlačení driftu nulové izolinie	
	of ECG signal :	signálu EKG	
surface and deep layer overeating :		povrchové s hloubkové přehřívání	
surface area :		povrch	
surface coils :		povrchové cívk	
surface electrocardiographic mapping :		povrchové elektrokardiografické mapování	
surface electrode :		povrchové elektrody	
T:			
tagged job :		dodatečná úloha	
tangent x :		tangens x	
taper :		datové okénko	
TAV – Aortovelocity :		aortovelocity, měření rychlosti krevního proudu v aortě	
TAZ – Transient Absorbing Zener :		supresorová (potlačující) Zenerova dioda	
taxis :		pohyb	
taxonomy .		taxonomie, systematika	
TCC – terminal complex		terminální cytotoxický (jed buněčný)	
of complement :		komplex	
T cells :		lymfocyty T (bílá krvinka)	
TCR – T cell receptor :		T buněčný receptor	
TCS – Terminating Call Screening :		kontrola příchozích volání	
TDIDT – Top-Down Induktion		indukce rozhodovacích stromů	
	of Decision Trees :	shora dolů	
TDMA – Time Division Multiple		časový multiplex	
Access :			
technique of signal averaging :		technika zprůměrnování signálu	
teleconferencing :		telekonference, jednání na dálku	
telematics :		telematika	
telemedicine :		telemedicína	
telemetric system :		telemetrická soustava	
telemetric measuring system :		telemetrický měřicí systém	
telemetry :		telemetrie, radiometrie, měření a přenos na dálku	
telepathology :		telepatologie	
teleradiology :		teleradiologie	
temperature :		teplota	
temperature distribution in biological		tepelné rozložení v biologických	
tissues :		tkáních	

temperature in living tissues :	teplota živých tkání
temporery entry :	dočasná položka
tensometric semiconductor pick up :	tenzometrický polovodičový převodník
tentative requirements :	orientační požadavky
TEOAE – Transient Evoked Otoacoustic Emission :	otoakustická emise evokované krátkými akustickými impulzy
terrestrial heat flow :	zemský tepelný tok
termal circuit :	tepelný obvod
TER – Terminating but Staying Resident :	končící, ale zůstávající
testing biological valvular protheses :	testování biologických chlopnových protéz
testing side-effects of new drugs :	testování vedlejších účinků léků
test pulse rate	testovací kmitočet impulzů
text and image documentations :	textová a obrazová dokumentace
Textbook of nuclear medicine.	Učebnice nukleární medicíny.
the Apple is for biting :	jablko se kouše
The biomedical engineering handbook.	Příručka biomedicínského inženýrství.
The esential physics of medical imaging.	Základy fyziky lékařského zobrazování.
The Fourier transform in biomedical engineering.	Fourierova transformace v biomedicínském inženýrství.
The image processing handbook.	Příručka zpracování obrazů.
The image processor :	Zpracovatel obrazů.
The microscopic methods in today's medicine.	Mikroskopické metody v dnešní medicíně.
The networker :	Propojovatel.
the n-th power of a :	n-tá mocnina čísla a
then :	pak, část podmínky příkazu skoku
theory of physical fields :	teorie fyzikálních polí
The puzzle of pain.	Záhada bolesti.
thermistor sensors :	termistorová čidla
thermometric unit :	termometrická jednotka
thermovision measurements in medicine :	termovizní měření v lékařství
The safe use of diagnostic ultrasound.	Bezpečné používání diagnostického ultrazvuku.
the valuation of osteoporosis :	posuzování osteoporózy (prořídnutí kostí)
therapy of paralysed legs :	léčení paralyzovaných noh
thermography :	termografie, vyšetřovací metoda využívaná pro měření, registraci a mapování teplotních polí při některých nemocech, které jsou provázeny změnami v emisi infračerveného záření
thermovision :	termovize
thermovision diagnostic :	termovizní diagnostika
thoracic impedance plethysmography :	hrudní impedanční pletysmografie
thought processor :	myšlenkový procesor
thrashing :	zahlcení (doslova výprask)
three-dimesional reconstruction :	trojrozměrná rekonstrukce
three-dimesional visualization :	trojrozměrná vizualizace
three-electrode probe :	tříelektrodová sonda
three-lead orthogonal electrocardiogram :	třísvodový ortogonální elektrokardiogram

thresholding :	prahová detekce
threshold of pain :	práh bolesti
threshold potential :	prahové napětí
thrombocyte :	trombocitární, týkající se krevní destičky
through-flow sensor	průtokový dechový snímač
throughput :	průchodnost
tidal volume :	objem dechového vzduchu
tight junctions :	těsná, úzké spojení (u synapsí)
time delay detection :	detekce časového zpoždění
time-frequency analysis :	časově-frekvenční analýza
time of flight :	doba průletu
time slice :	časové kvantum
-times :	-krát
tissue culture :	tkáňová kultura
tissue impedance :	impedance tkáně
tissue substitutes :	náhrady tkání
TM – Type Mismatch :	smíchané typy
TM – Time Motion :	časový pohyb
TNF – tumor necrosis factors :	faktory nekrotizující nádory
to :	do, část příkazu cyklu
tocography :	tokografie, záznam vypuzovací činnosti dělohy
tomography :	tomografie, rentgenová vyšetřovací metoda k zobrazení určité tkáňové vrstvy v těle
top-class systems :	špičkové systémy, soustavy
to outline tasks :	vytýčit úkoly, načrtnout
total commonmode-rejection ratio :	celkový diskriminační činitel
total differential of $f(x,y)$:	totální diferenciál funkce $f(x,y)$
total heart arrhythmia :	totální (celková) srdeční arytmie
total lung capacity :	celková plicní kapacita
toxic trace elements :	jedovaté stopové prvky
trace elements :	stopové prvky
tracers in metabolic research :	indikátory ve výzkumu metabolismu
tracking rate, maximum :	nejvyšší dovolený kmitočet
training of health personnel :	školení zdravotnických pracovníků,
training programs :	výukové programy
transcutaneous oximetry :	transkutánní (pře kůže) oximetrie
transforming growth factor :	transformující růstové faktory
transient recorders :	záznamová jednotka přechodných jevů
transmissing of textual or audio information of medical images :	přenos lékařské informace
transmission electron microscope :	transmisní elektronový mikroskop
transmission of the amplifier :	přenos zesilovače
transmission of electrocardiograms :	přenos elektrokardiogramů, EKG
transmission qualities of catheters :	přenosové vlastnosti katetrů
transmitter :	mediátor, prostředník, látka v synapsích
transmitting of analogue signal :	přenos analogového signálu
transmitting of biomedical information :	přenos biomedicínských informací
transplantation of the heart :	transplantace srdce
treadmill :	chodníkový ergometr
treatment of malignant tachyarrhythmias :	léčení zhoubné zrychlené srdeční činnosti

tree-like structure :	stromová struktura
trench cell :	zapuštěné buňky
trend detection :	detekce trendů (směrů vývoje)
trend recorder :	zapisovač trendů
trend removal :	odstranění trendu
triangle :	trojúhelník
triangle impulse :	trojúhelníkový impulz
tricuspid valves :	trojcípé chlopně
trigger points :	spoušťové body
tritment of MI :	léčba infarktu myokardu
tropism :	tropismus, otáčivý pohyb rostlin ve směru podráždění
TTL – Transistor Transistor Logic :	tranzistorově tranzistorová logika
tumor necrosis factor :	faktor nekrotizující nádor
tumor therapy with light ions :	léčení nádorů lehkými ionty
turbulent flow :	proudění turbulentní, vířivé
turn encircling the chest :	závit obepínající hrudník
T-wave :	vlna T
two-channel electrocardiograph :	dvoukanálový elektrokardiograf
two-dimensional echocardiography :	dvourozměrná echokardiografie
two-dimensional fourier transform :	dvoj-rozměrná Fourierova transformace
two four –lead multielectrodes :	dvě čtyřnásobné multielektrody
two-frequency rheometry :	dvoufrekvenční reometrie
type checking :	kontrola typu
U:	
UAN – Universal Access Number	univerzální účastnické číslo
UDR – User Defined Routing :	směrové volání definované uživatelem
UKM-Urea Kinetic Modelling :	model kinetiky močoviny
ULA – Uncommitted Logic Array :	hradlová pole
ULMS – Unified Medical Language System :	sjednocený systém medicínského jazyka
ultra fast CT	velmi rychlá číslicová tomografie
ultrasonic characteristic of tissues :	(ultra)zvukové charakteristiky tkání
ultrasonic contrast agents :	ultrazvukové kontrastní látky
ultrasonic detectors of blood flow :	ultrazvukový detektor proudění krve
ultrasonic examination apparatus :	ultrazvukový vyšetřovací přístroj
ultrasonic impediography :	ultrazvuková impediografie
Ultrasonic investigation of the healing of bone fractures.	Ultrazvukové sledování hojení kostních zlomenin.
ultrasonic location :	ultrazvuková lokace, orientace v prostoru
ultrasonography :	ultrasonografie, viz echografie
ultrasound B-scanners :	ultrazvukový tomograf
ultrasound cavitation :	ultrazvuková kavitace
ultrasound examination apparatuses :	ultrazvuková vyšetřovací zařízení
Ultraviolet and blue-light phototherapy - - principles, sources, dosimetry and safety.	Fototerapie ultrafialovým zářením a modrým světlem – základy, zdroje, dozimetrie a bezpečnost.
uncertainty :	nejistota

unconventional artificial lung ventilation :	nekonvenční umělá plicní ventilace
undershoot :	podkmit (akčního potenciálu)
undistorted ECG :	nezkreslený signál EKG
unfastened white rat :	neupoutaný bílý potkan
uniform double layer :	rovnoměrná dvojvrstva
unipolar lead :	unipolární, jednopólová elektroda, svod
unit is mains-operated :	jednotka je napájena za sítě
unit vector along the vector a :	jednotkový vektor ve směru vektoru a
universality class :	třída univerzality
unplot :	nevynášet
up-counter :	čítač nahoru
upper critical dimensionality :	horní kritická dimenze
upper limbs :	horní končetiny
upright face letters :	stojaté typy (čísel)
UPT – Universal Personal telecom. :	univerzální osobní telekomunikace
up-to-date method :	nejmodernější metoda, způsob
urodynamic flowmeters :	urodynamické průtokoměry
uroflowmeter :	močový průtokoměr
US – Undefined Statement :	nedefinovaný příkaz
US – Unit Separator :	oddělovač jednotkové informace
USART – Universal Synchronous Asynchronous Reseiver/Transmitter :	programovatelný komunikační obvod připojení
use black ribbon :	užijte černou pásku
user programm :	uživatelský program
user state :	uživatelský stav
utility programm :	obslužný program
V :	
VAD-Ventricular Assist Device :	komorové podpůrné zařízení
values of oxygen consumption :	hodnoty kyslíkové spotřeby
valve pumps :	chlopněvé pumpy, čerpadla
vascular system :	cévní řečiště, soustava
VCG leads :	vektorkardiografické svody
VDR – Voltage ependent Resistor :	napětově závislý odpor
vectorcardiography :	vektorkardiografie, metoda záznamu průmětu změn výsledného elektrického srdečního vektoru do některé ze tří rovin, nejčastěji čelní, zv. frontální
vectormagnetocardiography :	vektormagnetokardiografie, metoda záznamu průmětu změn výsledného magnetického srdečního vektoru do určité roviny
vector product of vectors a,b :	vektorový součin vektorů a,b
ventricular fibrillation :	fibrilace (mihání) komor
ventriculografy :	ventriculografie, znázornění mozkových komor pomocí rentgenu
whole body detectors :	celotělové detektory
whole body multifrequency impedometry :	celotělová vícefrekvenční impedometrie (měření impedance)

videoconferencing :	videokonference
video-record :	video-záznam
video-transmission :	video-přenosy
vibrocardiography :	vibrikardiografie nebo též prekordiální (v blízkosti srdce) balistokardiografie, metoda záznamu pohybu hrudní stěny, frekvenční oblast 30 – 50 Hz
vigler :	zvlhňovač
virtual hospital :	virtuální nemocnice
virtual reality :	virtuální realita, možná skutečnost
visco-elastic parameters of human skin :	viskoelestické parametry lidské kůže
viscosimetry :	viskozimetrie, měření viskozity, vazkosti
visible human :	vizualizace člověka
visualization :	vizualizace, zviditelnění
vital capacity :	vitální (životní) kapacita
vital functions :	životní funkce
VMCG- Vector magnetocardiography :	VMKG – vektormagnetokardiografie
vocal prosthesis :	hlasová protéza
voice services :	hlasové služby
volume	objem
volume changes :	objemové změny
volume rendering :	objemové ztvárňování
VOS – Velocity of Sound :	rychlost zvuku
VOT – teleVoting :	dálkové hlasování
voxel – volume matrix element :	objemová obrazová jednotka
VRT – Volume Rendering Technique :	objemová rekonstrukce
VPN – Virtual Private Network :	virtuální podniková síť
VT – Vertical tabulation :	vertikální tabulace
W:	
wait :	čekat
waiting rotio :	čekací poměr
watching of shadows :	pozorování stínů
water-fat chemical shift artifacts :	artefakty způsobené chemickým posunem voda-tuk
water seal spirometer :	spirometr s vodním uzávěrem
wavelet transform :	vlnková transformace
Wavelet transform in biosignal processing :	Vlnková transformace ve zpracování biosignálů.
weakly magnetic substance :	slaběmagnetické látky
weighing :	vážení
Wheatstone bidge :	Wheatstonův můstek
whitch helps to spare ... sphincter :	který pomáhá šetřit ... sfinkter (svěrač)
window level :	úroveň okénka, okna
window center :	střed okénka
window width :	šíře okénka
Woods algorithm :	Woodsův algoritmus
word processor :	textový procesor
word length :	délka slova
work capacity :	pracovní schopnost

WWW pages :

X :

XCHG – exchange registers :

XRA – logical exclusive-Or register
or memory with accumulator :

X – ray department :

X – ray fluorescent spectroscopy :

X – ray fluorescent scanning
of the thyroid.

X – ray image intensifier :

X – ray microscope :

X – ray pictures :

X – ray radiation :

X – ray science and technology.

X – ray structural analysis :

XRI – exclusive-Or immediate
with accumulator :

XTHL – Exchange Stack :

Z:

zero point two periodic :

WWW stránky

výměna obsahu registrů

logická neekvivalence obsahu registru
nebo paměťového míst s obsahem střadače

rtg oddělení

rentgenová fluorescenční spektroskopie

Rentgenová fluorescenční scintigrafie
štítné žlázy.

převaděč rtg obrazu

rentgenový mikroskop

rentgenové snímky

rentgenovo záření

Nauka o záření X a technologie.

rentgenová strukturální analýza

logická neekvivalence přímého operandu
s obsahem střadače

výměna obsahu vrcholu zásobníku
a dvojice registrů HL

nula celá dvě perioda