

**Pedagogická fakulta Masarykovy univerzity**  
**Katedra technické a informační výchovy**



## **Lékařské přístroje**

**Ing. Gabriela Štěpánová**

**2007**

# 1. Úvod do předmětu

**Lékařská přístrojová technika** jako obor se neustále vyvíjí. Biofyzikální principy se často příliš nemění, ale technické prostředky pro realizaci přístrojů se zvláště díky rozvoji výpočetní techniky mění velmi rychle. Sortiment přístrojů zdravotnické techniky je v současnosti tak ohromující, že je často těžké se v této oblasti orientovat.

V našem předmětu se nechceme zabývat konkrétními zapojeními lékařských přístrojů, neboť tato zapojení zastarávají příliš rychle. V žádném případě také nebudeme suplovat lékařskou literaturu. Pokusíme se o systémový pohled na tento obor a přehled využívaných metod. Můžeme se také pozastavit nad rozdílným pohledem lékařů a techniků na tento obor. Tato skutečnost je zajímavá, vzhledem k nutnosti spolupráce těchto odborníků při rozvoji lékařské přístrojové techniky.

**Biofyzikální principy diagnostických a terapeutických metod** souvisí s rozvojem a objevy přírodních věd, především fyziky a chemie. Historicky tento trend dosáhl nebývalé intenzity v druhé polovině 20. století, avšak průlom do dosavadního vývoje zdravotnické techniky znamenal rozvoj výpočetní techniky. Počítačové zpracování se stalo nedílnou součástí vyšetřovacích, laboratorních a terapeutických metod.

## 1.1 Lidský organismus

**Lidský organismus** je složitý systém, jehož vlastnosti téměř nikdy nelze definovat s matematickou přesností. Proto je u řady veličin uváděno rozmezí jejich „normálních“ hodnot. Potom záleží na zkušenosti lékařů, kteří dokáží správně toto rozmezí hodnot interpretovat, vyhodnotit získané výsledky a stanovit diagnózu.



Lidský organismus lze definovat jako otevřený dynamický systém, schopný přijímat, zpracovávat a vydávat informace. Tyto výstupní informace odrážejí stav daného organismu (fyziologický – zdravý, patologický – nemocný) a jsou základem pro stanovení **diagnózy**. Diagnózu definujeme jako konkrétní množinu funkčních a morfologických odchylek od normálního, tedy zdravého stavu. Proces, který vede ke stanovení diagnózy, nazýváme **diagnostikou** (vyšetření). Cílený zásah do této množiny je podstatou **léčení** (terapie). Nově získané výstupní informace slouží k posouzení úspěšnosti terapeutického zásahu.

Informace o stavu organismu je zakódována v jeho analogových projevech. Např. informace o činnosti srdce je zakódována v jeho mechanických pohybech (apexkardiogram, fonokardiogram), v elektrických jevech (elektrokardiogram), v modulaci ultrazvukových impulsů (echokardiogram, dopplerovská měření), případně v detekci radionuklidů při jejich průchodu srdcem (radiokardiogram). Dekódováním jednotlivých záznamů a jejich správnou interpretací získáme celkovou informaci o činnosti srdce.

Diagnostický proces se skládá z řady kroků, počínaje anamnézou, jednoduchými fyzikálními vyšetřeními (pohledem, pohmatem, poklepem, poslechem) a konče složitými laboratorními analýzami a zobrazovacími metodami.

## 1.2 Biologické signály

Základem všech diagnostických metod jsou **biologické signály**, zkráceně **biosignály**. Pokud biosignály vznikají aktivní činností organismu (např. elektrické jevy spojené s činností nervové nebo svalové tkáně), označujeme je jako **biosignály vlastní** (generované), tab. 1.1. Pokud organismus svojí strukturou nebo činností pouze ovlivňuje (moduluje) energetický impuls vyslaný do organismu z vnějšího zdroje, mluvíme o **biosignálech zprostředkovaných** (modulovaných), tab. 1.2. Zdroj signálu i forma jeho modulace může být různá. Zdrojem může být ionizující záření, ultrazvukové vlnění nebo magnetické pole. Formou modulace může být absorpce (rtg diagnostika), odraz (ultrazvuková diagnostika) apod. Dalším kritériem rozdělení biosignálů je jejich fyzikální charakter. Z hlediska dalšího zpracování biosignálů je podstatné jejich rozdělení na signály **elektrické** a **neelektrické**. Většina signálů má neelektrický charakter (informace o pohybu, rychlosti, tlaku, teplotě, akustické odrazivosti, absorpci rtg. paprsků). Tyto signály se v původní podobě obtížně přenášejí a ještě obtížněji zpracovávají. Proto se velmi často tyto neelektrické signály převádějí pomocí vhodných měničů na signály elektrické, které se mnohem snadněji přenášejí i zpracovávají.

Tabulka 1.1 : Přehled vlastních biosignálů

Druh projevu	Způsob snímání	Diagnostická metoda
<b>Mechanické projevy</b> - pohyb - rychlost - tlak - mechanický výkon	mechanoelektrické měniče	spirometrie fonokardiografie apexkardiografie tonometrie ergometrie
<b>Tepelné projevy</b> - teplota tělesného jádra - povrchové rozložení teplot - vyzařování infračerveného záření	teploměry kapalné krystaly detektor infračerveného záření kalorimetr	termometrie kontaktní termografie termovize metabolická měření
<b>Aktivní elektrické projevy</b>	elektrody	EKG, EMG, EEG, ERG
<b>Magnetické projevy</b>	kvantový magnetometr	MKG, MMG, MEG
<b>Faktory vnitřního prostředí</b> - pH - pO <sub>2</sub> - pCO <sub>2</sub>	elektrody	monitorování vnitřního prostředí

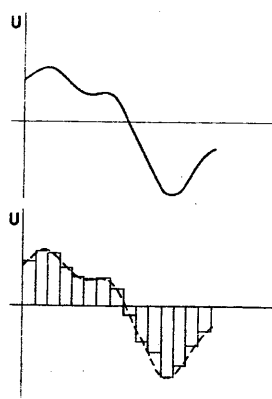
Tabulka 1.2 : Přehled zprostředkovaných biosignálů

Modulová veličina	Způsob modulace	Snímací zařízení	Diagnostická metoda
<b>Rentgenové záření</b>	útlum	fotomateriál luminiscenční stínítko	skiografie skiaskopie
<b>Jaderné záření</b>	rozložení aktivity zářiče emise fotonů emise positronů	scintilační detektory	pohybová scintigrafie gama kamera SPECT PET
<b>Viditelné záření</b>	odraz, lom světla	oko fotografická kamera videokamera	endoskopie videoendoskopie
<b>Ultrazvuk</b>	odraz změna frekvence	piezoelektrický měnič	ultrasonografie dopplerovské metody
<b>Elektrický proud</b>	elektrická vodivost stimulace	elektrody	reopletysmografie chronaximetrie
<b>Elektromagnetické pole</b>	rezonanční radiofrekvenční impuls	měřicí cívky	magnetická rezonanční tomografie (MRI)

### 1.3 Zpracování biosignálů

Proces **zpracování biosignálů** má několik kroků. Nejdříve je třeba signál z pacienta sejmout, a to v odpovídající kvalitě. Především je třeba si uvědomit omezení, která jsou dána samotným principem snímání. Dále, jak již bylo řečeno, sama metodika má svá omezení. Je tedy často naprosto neúčelné snažit se o zobrazování naměřených veličin na řadu desetinných míst, když beztoho nemají smysl. Ke snímání používáme **snímače** (senzory) – slouží ke snímání elektrických biosignálů a jejich funkci plní elektrody a **měníče** – slouží ke snímání neelektrických biosignálů, tedy zároveň mění původní energetický impuls na elektrický signál. Podle typu energetické přeměny můžeme rozlišit tyto základní druhy měničů: mechanoelektrické, fotoelektrické, termoelektrické, radioelektrické. Pro posouzení kvality snímačů a měničů je rozhodující řada jejich vlastností, jako je citlivost, přesnost, rozsah aj. Z hlediska možné interakce s tkáněmi je nutné, aby byl snímač nebo měnič **biologicky inertní**, tj. aby neovlivňoval tkáň, s níž je v kontaktu. Dalším krokem zpracování signálů je jejich **zesílení** a **elektronická úprava**. Zesilovači je signál zesílen na požadovanou úroveň a pomocí selektivních filtrů je omezen vliv nežádoucích účinků, tzv. šumu. Další zpracování pomocí výpočetní techniky vyžaduje **úplnou digitalizaci** procesu zpracování. Většina moderních lékařských přístrojů, zvláště diagnostických, má tedy analogovou část omezenou pouze na proces sejmutí biosignálu, případně na přeměnu neelektrického signálu na elektrický. Dále následuje **analogově-digitální převodník** a za ním je zpracování a zobrazení biosignálů zcela na bázi počítačové technologie. V A/D převodníku se spojitý signál převádí do číslicové formy. Znamená to, že původní spojitá forma signálu je vzorkována, tj. v krátkých časových intervalech vyjádřena okamžitým diskrétním stavem. Čím je tento časový interval kratší (čím vyšší je vzorkovací kmitočet), tím více se číslicová forma signálu blíží jeho původnímu spojitému tvaru (obr. 1.1).

Obr. 1.1 : Digitalizace spojitého analogového signálu



Posledním krokem zpracování biosignálů je jejich **záznam** (dočasný – obrazovka počítače, trvalý – disk). Nemocnice jsou již vybaveny počítačovou sítí, potom jsou záznamy a diagnostické obrazy ukládány do **centrální databáze**.

## 1.4 Otázky a úkoly



1. Jak lze definovat lidský organismus?
2. Co jsou biologické signály a jak je dělíme?
3. Jak postupujeme při zpracování biosignálů.



**Zkuste se navzájem diagnostikovat za užití různých druhů biosignálů.**

## 1.5 Doporučená literatura ke studiu

- HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V., LECHNER, J. *Biofyzikální principy lékařské přístrojové techniky*. Masarykova univerzita Brno, 1999. ISBN 80-210-2213-2.
- ROZMAN, J. *Terapeutická technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1488-X.

- CHMELAŘ, M. *Lékařská laboratorní technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1770-6.
- CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika 1*. VUT Brno, 1995. ISBN 80-858-6763-X

## 2. Diagnostické metody a diagnostická technika I.

Mezi množství **měřících a záznamových metod** patří především **detekce a měření mechanických veličin**. Mechanické projevy, charakterizující různé vlastnosti našeho organismu, představují významnou skupinu vlastních i zprostředkovaných biosignálů, které přinášejí řadu velmi cenných diagnostických informací. Tyto biosignály jsou v medicíně diagnosticky využívány již velmi dlouhou dobu. Mohou být totiž často zjišťovány pouhými smysly nebo za pomoci velmi jednoduchých zařízení. Některé metody jsou naopak zcela novodobé a neobejdou se bez složité elektroniky. Proto i v této oblasti diagnostiky je velmi patrná tendence k přechodu na digitální zpracování dat.

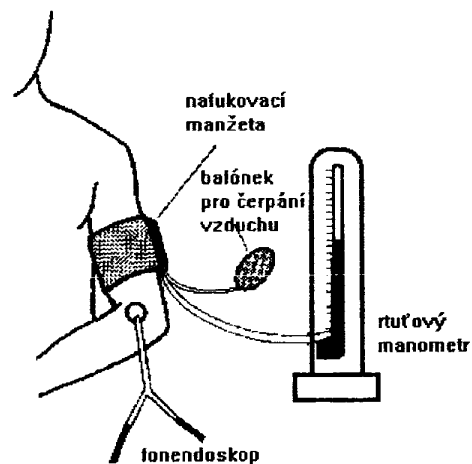
### 2.1 Měření tlaku

**Měření tlaku** (tonometrické metody)

**Tlak krve** a jeho změny patří k nejvýznamnějším parametrům kardiovaskulárního systému. **Metoda přímá** je invazivní, do krevního řečiště pronikáme katetrem nebo sondou opatřenou měničem. Toto přímé měření krevního tlaku je prováděno zřídka, je to metoda, umožňující měřit tlak v žilách a srdci. **Neřímá metoda** je neinvazivní, její použití je omezeno na některé artérie (tepny). Nejčastěji je v praxi využívána **metoda Riva-Rocciho** (obr.2). Nafukovací gumová manžeta ovitá kolem paže nad loketní jamkou (ve výši srdce – pro vyloučení vlivu hydrostatického tlaku) stlačuje tepnu (*a. brachialis*) a je spojena většinou se rtuťovým manometrem. Převyšuje-li tlak v manžetě tlak v tepně, žádná krev neprotéká. Poklesne-li tlak v manžetě na úroveň systolického tlaku, počíná krev procházet zúženým místem. Její proudění je turbulentní, což vede ke vzniku akustického chvění krve a stěn cévy, které můžeme zachytit jako tzv. *Korotkovovy zvuky (Korotkovův jev)* pomocí fonendoskopu přiloženého do loketní jamky. Při dalším snižování tlaku v manžetě se ozvy stávají hlasitějšími – maximální hlasitost mají při dosažení středního arteriálního tlaku – a pak slábnou. Zcela vymizí při dosažení diastolického tlaku.

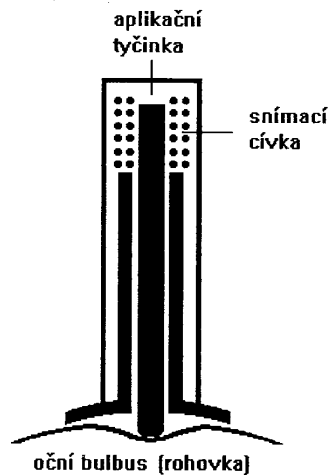


Obr. 2.1 : Metoda měření arteriálního tlaku krve dle Riva-Rocciho



Tato Riva-Rocciho metoda může být objektivizována a převedena do automatického režimu, nutného pro monitorování. Manžeta je nafukována ve vhodných časových intervalech (např. jednou za 10 min.) kompresorkem a Korotkovovy zvuky jsou zachycovány pomocí mikrofónu. Naměřené hodnoty systolického a diastolického tlaku se objevují na displeji, jsou ukládány do paměti přístroje a záznam může být vyhodnocen dodatečně (monitorování krevního tlaku). Na stejném principu jsou založeny i veřejnosti dostupné elektronické tonometry pro domácí použití. Poslech fonendoskopem je v tomto případě nahrazen elektronickým zpracováním. Je však třeba poznamenat, že použití klasického fonendoskopu pro poslech v rukou zkušeného lékaře nebo sestry dává přesnější výsledky. Další poměrně běžnou fonometrickou metodou měření tlaku v lékařství je měření **tlaku nitroočního**. Využívá se v oftalmologii u některých onemocnění, např. u glaukomu (zelený zákal), kdy může dojít ke značnému zvýšení nitroočního tlaku, jehož důsledkem může být až oslepnutí. Oční tonometrie je založena výhradně na neinvazivním principu. Jde o zjišťování tlaku na základě velikosti deformace při vynaložení určité síly – *Schiötzův tonometr* (obr. 2.2).

Obr. 2.2 : Zjednodušené schéma Schiötzova tonometru s elektrickým snímačem polohy aplikační tyčinky, která je v různé míře zasunuta do jádra cívky, u níž v důsledku toho měříme různé hodnoty indukčnosti.



Na povrch znečitlivěné rohovky působíme pomocí tzv. aplikační tyčinky odměřenou silou. Tyčinka je v různé míře zasunuta do jádra cívky, u které v důsledku tohoto měříme různé hodnoty indukčnosti. Tlak je nepřímo určován z míry průhybu rohovky. Pro doplnění výčtu uveďme, že je možné provádět měření **tlaku nitroplicního** – tj. tlaku v plicních sklípcích, dále **tlaku nitrohruďního**, tj. tlaku mezi pohrudnicí a poplicnicí. Tato měření je možné provádět pouze pomocí katetru. V neurologii a psychiatrii se můžeme setkat s měřením **tlaku likvorového**, čili tlaku mozkomíšního moku. Toto měření se provádí technikou lumbální. Manometr je připojován k punkční jehle, kterou je nutno proniknout do míšního kanálu.

## 2.2 Měření teploty

### Měření teploty

Změna teplota těla je již od dob Hippokratových považována za příznak místního nebo celkového onemocnění. Objev teploměru v pol. 17. stol. Umožnil kvantifikovat měření a termometrii zařadil mezi diagnostické metody. **Kontaktní termometrické metody** jsou nejrozšířenějšími diagnostickými metodami. Jsou založeny na objemové roztažnosti látek, nejčastěji kapalin (rtuť). **Lékařský teploměr maximální** – kapilára je nad rezervoárem zúžená, po započetí ochlazování se sloupec rtuti vlivem povrchového napětí přetrhne, takže ukazuje maximální dosaženou teplotu. Pro další použití teploměru je nutno rtuť vrátit zpět do rezervoáru mechanickým setřepáním. Měření se provádí poměrně dlouho, asi 3 – 5 min. U

**lékařského teploměru rychloběžného** není kapilára zaškrncena, teploměr tedy neudrží maximální hodnotu. Teplota musí být odečítána v průběhu měření. Pro změření teploty stačí doba kolem 1 min. **Teploměry odporové (termistory)** – využívají závislosti změn elektrického odporu na teplotě. Termistorová čidla mohou být velmi malá, takže umožňují téměř bodové měření teploty. **Termočlánky** jsou založeny na termoelektrickém jevu (mají-li konce vodiče různou teplotu, vzniká na nich elektrické napětí v důsledku nerovnoměrného rozložení náboje). Termočlánky mají podobné využití jako termistory, navíc je lze využít pro měření velmi malých teplotních změn. Jejich výhodou je velmi krátká doba měření. Zástupcem **bezkontaktních termometrických metod** je **radiační teploměr**. Měří teplotu na základě detekce infračerveného záření, vyzařovaného povrchem těla. Přístroj se skládá z detekční sondy a zařízení pro zpracování elektrického signálu a displeje. V detekční sondě dochází k přeměně energie infračerveného záření na elektrický signál. Zpracování signálu je digitální. Doba měření je krátká (kolem 2s), teplotní rozsah v rozmezí 24 – 42°C.

## 2.3 Elektrodiagnostické metody

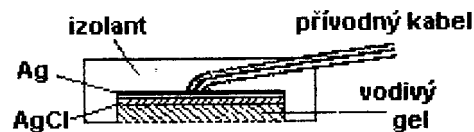
### Elektrodiagnostické metody

se zabývají studiem kvalitativních a kvantitativních změn elektrických vlastností tkání. Studium těchto změn znamenalo výrazný přínos k diagnostice onemocnění vzrušivých tkání, tj. tkání nervových a svalových. **Aktivní elektrodiagnostické metody (detekční elektrodiagnostika)** – elektrické projevy vznikají v důsledku aktivní činnosti tkání, **pasivní elektrodiagnostické metody (stimulační elektrodiagnostika)** – elektrické projevy vznikají jako odpověď zkoumané tkáně na elektrický podnět.

**Elektrody** představují periferní část elektrodiagnostických přístrojů. Slouží k vodivému spojení těla vyšetřovaného s měřicím zařízením. U detekčních elektrodiagn. metod jsou elektrody snímači, u stimulační elektrodiagnostiky jsou zároveň zařízením, kterým se přivádějí stimulační proudy na tělo. U **polarizovatelných elektrod** se elektrodový potenciál při průchodu proudu elektrodovým systémem mění v důsledku koncentrační nebo chemické polarizace. Do této skupiny elektrod patří především elektrody kovové, zvláště elektrody ze vzácných kovů. **Nepolarizovatelné elektrody** jsou charakterizovány stálým (v ideálním případě) elektrodovým potenciálem. Zástupcem je elektroda stříbrochloridová (Ag-AgCl). **Mikroelektrody** slouží ke snímání biopotenciálů z jednotlivých buněk. Průměr hrotu elektrody musí být proto dostatečně malý (např. 0,5 μm). Mikroelektrody jsou buď kovové

(polarizovatelné) nebo skleněné (nepolarizovatelné). **Makroelektrody** zajišťují vodivé spojení s povrchem těla (povrchové – kožní elektrody) nebo přímo s tkání (hloubkové – vpichové elektrody). Povrchové elektrody jsou kovové destičky různého tvaru a velikosti. K omezení elektrických artefaktů a přechodového elektrického odporu se mezi kůží a elektrodu vkládá vrstvička vodivého prostředí, nejčastěji v podobě vodivého gelu, obr. 2.3. Využívají se např. pro snímání elektrokardiogramu (EKG).

Obr. 2.3 : Nepolarizovatelná stříbrochloridová elektroda

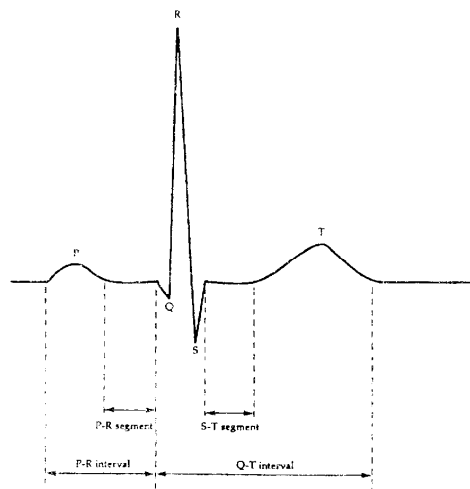


Vpichové elektrody jsou maloplošné elektrody v podobě injekčních jehel, slouží především ke snímání svalových biopotenciálů (EMG) nebo jako podkožní elektrody k dlouhodobému snímání srdečních nebo mozkových potenciálů. Snímání bioelektrické aktivity i aplikace dráždivých proudů se může dít **bipolárně** (obě elektrody jsou diferentní, umístěné v aktivní oblasti) nebo **unipolárně** (jedna elektroda je diferentní, umístěná v aktivní oblasti a druhá je indiferentní, umístěná v neaktivní oblasti, slouží jako elektroda srovnávací).

Mezi aktivní elektrodiagnostické metody patří:

**Elektrokardiografie** (EKG) je nejstarší elektrodiagnostickou metodou. Vychází z elektrofyziologických poznatků o chování vlákna srdeční svaloviny v průběhu srdeční činnosti. Membrána vlákna myokardu prochází během srdečního cyklu čtyřmi fázemi elektrických změn: polarizací, depolarizací, transpolarizací a repolarizací. Ve fázích depolarizace a repolarizace se stává zdrojem napěťových změn, které se šíří k povrchu těla, odkud je můžeme odvádět a zaznamenávat. Záznam vidíme na obr. 2.4.

Obr. 2.4 : EKG signál



Pokud dojde k poruše tvorby a vedení vzruchu, projeví se tento stav nejen v jeho mechanické činnosti, ale i změnou tvaru elektrického signálu.

Při měření EKG se využívá obou typů svodů – bipolárních i unipolárních. V klinické praxi se používá standardně dvanáctisvodového záznamu. Přenosné přístroje pro první pomoc jsou jednosvodové, na klinických pracovištích se používají také tří a šestisvodové přístroje.

**Elektroencefalografie (EEG)** je metoda, která slouží k záznamu elektrické aktivity mozku. Tato metoda má svůj původ ve změnách polarizace neuronů mozkové kůry. Z průběhu snímané elektrické aktivity lze usuzovat na funkční stav jednotlivých oddílů mozku. EEG je proto jednou ze základních diagnostických metod v neurologii a psychiatrii. Pro snímání se používá nejčastěji povrchových elektrod a jak unipolárního tak bipolárního snímání. Zachycená elektrická napětí jsou nízká a pohybují se od 5 do 200  $\mu\text{V}$ , jejich frekvence kolísá od 1 do 60 Hz. Hodnocení encefalografických záznamů spočívá v amplitudové a frekvenční analýze, prováděné počítačově. Běžně rozlišujeme 4 základní typy encefalografických vln ( $f$  je frekvence,  $A$  amplituda napětí):

**Vlny alfa:**  $f = 8 - 13$  Hz,  $A$  do 50  $\mu\text{V}$ . Je to rytmus charakteristický pro tělesný i duševní klid.

**Vlny beta:**  $f = 15 - 20$  Hz,  $A = 5 - 10$   $\mu\text{V}$ . Představují rytmus zdravého člověka v bdělém stavu.

**Vlny théta:**  $f = 4 - 7$  Hz,  $A$  nad 50  $\mu\text{V}$ . Fyziologický je tento rytmus u dětí, u dospělého člověka je patologický.

**Vlny delta:**  $f = 1 - 4$  Hz,  $A = 100$   $\mu\text{V}$ . Tento rytmus se může za normálních okolností objevit v hlubokém spánku. V bdělém stavu je patologický.

Mimo těchto základních rytmů se v EEG záznamu může objevit celá řada dalších grafických tvarů elektrické aktivity, charakteristických pro onemocnění mozku. Činnostní potenciály mozkové mohou být *spontánní* nebo *vyvolané* – evokované. **Evokované potenciály** lze vyvolat jednak nepřímým drážděním mozkové kůry sensorickými podněty (zrakovými, sluchovými), jednak přímým drážděním např. impulzy magnetického pole.

**Elektromyografie (EMG)** je metoda založená na měření činnostních potenciálů kosterních svalů. Povrchové plošné elektrody jsou nevhodné, protože zachycují potenciály z velkého počtu svalových motorických jednotek a záznam je obtížně hodnotitelný. Využívají se vpichové elektrody, zaváděné do vyšetřovaného svalu. Jejich malá aktivní plocha umožňuje záznam elektrické aktivity z konkrétní svalové jednotky. Amplituda jednotlivých činnostních potenciálů kolísá v rozmezí 50  $\mu\text{V}$  – 1 mV, frekvence od 10 Hz do 3 kHz.

**Elektroretinografie (ERG)** je speciální vyšetřovací metoda v očním lékařství. Je založena na detekci a registraci celkové elektrické aktivity sítnice oka, která je indukována drážděním fotoreceptorů. Zachycená napětí jsou poměrně nízká a pohybují se v rozmezí 100 – 400  $\mu\text{V}$ . Zdrojem světelných podnětů bývá světelný stimulátor, umožňující nastavení vlnové délky světla i doby osvětlení.

## 2.4 Otázky a úkoly



1. Jaké znáte metody měření krevního tlaku a co o nich víte?
2. Co jsou elektrodiagnostické metody a co do nich patří?



**Zkuste si navzájem změřit svůj tlak a teplotu.**

## 2.5 Doporučená literatura ke studiu

- HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V., LECHNER, J. *Biofyzikální principy lékařské*

*přístrojové techniky*. Masarykova univerzita Brno, 1999. ISBN 80-210-2213-2.

- ROZMAN, J. *Terapeutická technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1488-X.
- CHMELAŘ, M. *Lékařská laboratorní technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1770-6.
- CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika 1*. VUT Brno, 1995. ISBN 80-858-6763-X

## 3. Diagnostické metody a diagnostická technika II.

### 3.1 Ionizující záření

V souvislosti s **ionizujícím zářením** využívaným v lékařské diagnostice si upřesněme některé pojmy, které jsou vztaženy jednak k samotnému záření a jeho vzniku, dále pak k jeho účinkům a jejich hodnocení.



Obecně **záření** (označované také jako **radiace**) je pohyb energie ve formě částic, které mají vždy také vlnovou povahu. Např. s elektromagnetickými vlnami se setkáváme každý den, mají např. formu viditelného světla, radiových vln nebo vln pro přenos televizního signálu.

Tyto příklady elektromagnetických vln nezpůsobují ionizaci atomů, protože odpovídající fotony nenesou dostatečné množství energie pro rozdělení molekul nebo vyražení elektronu z atomu nebo k přesunu elektronů z jejich drah.



Naproti tomu **radioaktivita** je přírodní spontánní proces, kterým nestabilní atomy vysílají částice nebo vyzařují přebytek energie v podobě částic nebo vln. Toto vyzařování je společně označováno jako **ionizující záření**.

V závislosti na tom, jak jádra ztrácejí přebytek energie, bude výsledkem buďto nižší energie atomu ve stejné podobě nebo se kompletně změní jádro a může být vytvořen kvalitativně jiný atom. Tento efekt je důvodem, proč je ionizující záření nebezpečné pro zdraví. Ionizující záření může být: **korpuskulární** ( $\alpha$  záření – heliony,  $\beta^-$  záření - elektrony,  $\beta^+$  záření - pozitrony, kosmické záření atd.) nebo ve formě **elektromagnetických vln** – toto záření je nepřímo ionizující (záření  $\gamma$ , záření rentgenovo – označované také jako záření X). *Nepřímo*



*ionizující záření* působí na prostředí tak, že předává svoji energii přímo ionizujícím částicím, které teprve ionizují prostředí.

### **3.1.1 Alfa záření**

**Alfa záření** (rozpad Alfa) je radioaktivní proces, ve kterém je z jádra radioaktivního atomu vypuzena částice se dvěma neutrony a dvěma protony. Částice je identická s jádrem atomu helia bez elektronů. Rozpad Alfa se vyskytuje u velmi těžkých prvků jako je uran, thorium a radium. Když nějaký atom vypudí částici Alfa, vytváří se nový rodičovský atom, který má o dva neutrony a dva protony méně. Když se tedy rozpadá Alfa zářením uran 238, který má  $Z=92$ , vzniká thorium 234, které má  $Z=90$  ( $Z$  je počet protonů v jádře). Jelikož Alfa částice obsahují dva protony, mají kladný náboj rovný dvěma, proto jsou to částice velmi těžké a ve srovnání s jinými typy záření mají velkou energii. Tyto vlastnosti dovolují částicím Alfa snadno interagovat s materiály, se kterými se setkají, včetně vzduchu a způsobují mnoho ionizace ve velmi malé vzdálenosti. Typické částice Alfa se pohybují ve vzduchu ne více než několik centimetrů a jsou zastaveny i listem papíru.

### **3.1.2 Beta záření**

**Beta záření** (rozpad Beta) je radioaktivní proces, ve kterém jsou z jádra radioaktivního atomu emitovány elektrony spolu s neobvyklými částicemi označovanými jako **antineutrino**. **Neutrino** je částice s nepatrnou hmotou, která z rozpadového procesu odnáší určitou energii. Protože tento elektron je z jádra atomu, je označován jako Beta částice pro rozlišení od elektronů, které obíhají atom. Rozpad Alfa i Beta se vyskytuje u izotopů, které jsou „neutronově bohaté“ (tj. mají mnohem více neutronů v jádře než protonů). Atomy, které podstupují rozpad Beta jsou umístěny pod linií stabilních prvků v tabulce nuklidů a jsou typicky vytvářeny v jaderných reaktorech. Když jádro vypuzuje částici Beta, je jeden neutron v jádře transformován na proton. Takto je měněn počet protonů v jádře a je vytvářen nový rodičovský atom, který má o jeden neutron méně a o jeden proton více než atom rodičovský. Např. když se rozpadem Beta rozpadá rhenium 187, které má  $Z=75$ , vytváří se osmium 187, které má  $Z=76$ . Výsledkem je, že částice Beta interagují s materiálem méně ochotně než částice Alfa. V závislosti na energii částic Beta (která závisí na zdrojovém radioaktivním

atomu), částice Beta putují ve vzduchu až i několik metrů a zastaví je tenká vrstva kovu nebo umělé hmoty.

### **3.1.3 Gama záření**

Po rozpadové reakci Alfa nebo Beta je jádro často stále ve vybuzeném stavu, tzn. jsou vytvářena jádra, která mají stále ještě přebytek energie, které se mohou zbavit. Spíše než emisí dalších Alfa nebo Beta částic je tato energie ztracena vyzářením impulsu elektromagnetického záření, tj. fotonu, nazývaného **záření Gama**. Toto záření je ve své povaze identické se světlem nebo mikrovlnami, ale má velmi vysokou energii. Jako všechny formy elektromagnetického záření „nemá klidovou hmotu“ ani náboj. Záření Gama interaguje s materiálem kolizemi s elektrony ve slupkách atomů. Svoji energii ztrácí v materiálu pomalu a pohybuje se před zastavením do značné vzdálenosti, v závislosti na počáteční energii do vzdálenosti od 1 do stovek metrů ve vzduchu a může lehce procházet i skrze lidi. Mnoho zářičů Alfa a Beta je také, v průběhu jejich rozpadového procesu, zároveň i zdrojem záření Gama. Radionuklid, který by byl pouze zdrojem záření Gama zatím nalezen nebyl. Mezi důležité zářiče Gama patří technicium 99 a cesium 137.

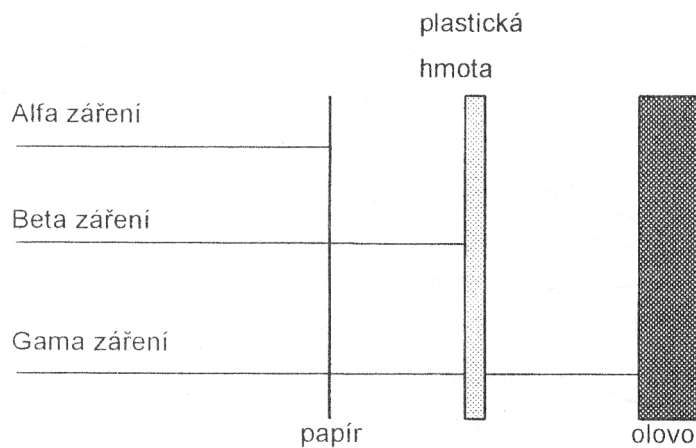
### **3.1.4 Röntgenovo záření**

**Röntgenovo záření** jsou elektromagnetické vlny, které vznikají, když elektrony s vysokou energií dopadají na terč z těžkého kovu jako je wolfram nebo měď. Příčinou vzniku tohoto záření jsou energetické změny u elektronů.

Tabulka 3.1 : Srovnání některých druhů záření z hlediska jejich vlastností

Záření	Charakteristika záření	Klidová hmota [AMU]	Náboj	Stínící materiál
Alfa	Částice	4	+2	Papír, kůže, oblečení
Beta	Částice	1/1836	$\pm 1$	Umělé hmoty, sklo, lehké kovy
Gama	Elmg. vlny	0	0	Těžké kovy, beton, zemina
Rentgenovo záření	Elmg. vlny	0	0	Těžké kovy, beton, zemina

Obr. 3.1 : Porovnání některých druhů záření z hlediska jejich pronikavosti



### 3.2 Detekce ionizujícího záření

Diagnostické přístroje pro nukleární medicínu tvoří v zásadě dvě skupiny: **dozimetry** - přístroje pro měření dávky a **radiometry** - které měří intenzitu záření.

## Ochrana před ionizujícím zářením



Zrádnost ionizačního záření plyne především z toho, že je smyslové orgány bezprostředně nevnímají. Zatímco infračervené záření vyvolává ohřátí tkáně a toto teplo je vnímáno, i když tkáň není ještě poškozena, ultrazvukové vlnění s vyšší intenzitou způsobuje bolestivý pocit a i zde ještě nemusí dojít k poškození tkáně, pokud intenzita ultrazvuku nepřekročí určitou hodnotu. V případě ionizujícího záření podobné pocity, které by vyvolaly obranné jednání jedince nevznikají a ionizující účinky záření se podílejí na poškození organismu, které závisí na druhu záření, velikosti pohlcené dávky a jejím rozložení v organismu, dále na době ozařování a na individuální citlivosti ozářené osoby.

Pro příklad: rentgenovo a gama záření absorbované organismem způsobuje především radiolýzu vody. Zplodiny této reakce mohou být buďto samy jedovaté nebo jsou jedovaté až po reakci s některými látkami v organismu. To pak způsobuje jednak poruchy metabolismu, změny pH, změny v propustnosti membrán a další změny. Reakce organismu na ozáření může být místní, tkáňová a celková. Obzvláště citlivé na ozáření jsou mladé buňky, zejména nediferencované a rychle se dělící buňky, tedy tkáně, s živě se dělícími buněčnými populacemi. Příkladem může být krvetvorná kostní dřeň, střevní výstelka a další tkáně. Z dalších částí těla je pak nejcitlivější pokožka, zažívací ústrojí, krevní oběh, pohlavní orgány a oči. Z hlediska vlivu na organismus je důležité, jakým způsobem ozáření proběhlo, tj. závisí na dávkovém výkonu. **Dávkou** rozumíme množství ionizujícího záření absorbovaného hmotou, v našem případě tkání. Jestliže stejnou dávku záření rozdělíme na delší období, pak celkový účinek je menší a menší jsou i následky ozáření.

### ***Co je to limit ozáření? Pojem „dovolená dávka“.***

Základním problémem je, že u ionizujícího záření nelze definovat nějakou minimální mez ozáření, při které by se nevyskytovaly žádné reakce organismu. Z tohoto hlediska je zřejmé, že neexistuje žádná „bezpečná dávka ozáření“. Je ovšem také nutno počítat s tím, že existuje jakási minimální dávka ozáření, které se nelze vyhnout. Tato dávka je způsobena přirozenými zdroji, mezi které patří kosmické záření, radioaktivní záření látek, které se nachází v ovzduší, v prostředí okolo nás a může se nacházet i v potravě. Další dávky pocházejí z lékařských zařízení. Zde musíme rozlišovat dávky používané např. při RTG snímkování a dávky použité k léčebným účinkům. Léčebné, ale i diagnostické dávky záření mohou dosahovat a dosahují značných hodnot, jsou až o tři řády vyšší než dávky záření ze všech ostatních umělých, lidmi vytvořených zdrojů záření. Zvláštní skupinou lidí jsou pracovníci, kteří jsou vystaveni záření

v rámci svého zaměstnání, např. lékaři a laboranti a další personál zdravotnických zařízení, jaderných elektráren a horníci z uranových dolů. Pro ochranu těchto lidí před zářením jsou zapotřebí přístroje, které kontrolují dávku, které jsou tito lidé vystaveni. Tyto přístroje musí být spolehlivé, přesné, musí mít minimální rozměry, co nejjednodušší obsluhu a mechanickou odolnost. Ochranu před zářením je tedy nutno provádět neustálou kontrolou životního a pracovního prostředí.

### ***Veličiny a jednotky používané v oblasti ochrany před zářením***

Důležité je si uvědomit, že účinek různých druhů ionizujícího záření na živý organismus je různý.

**Absorbovaná dávka - Gray (GY)** – je vztažena k množství energie skutečně absorbované nějakým materiálem, je užívána pro jakýkoliv druh záření a materiál a nepopisuje biologický efekt rozličných druhů záření. Bývá vyjadřována ve stovkách Gray, v ochraně před zářením v mGy a v  $\mu\text{Gy}$ .

**Ekvivalentní dávka – Sievert (Sv)** – popisuje absorbovanou dávku v lidské tkáni. Různé druhy záření mají různou biologickou účinnost, proto způsobují různé poškození tkání, dokonce pro stejnou absorbovanou dávku. Ekvivalentní dávka bývá vyjádřena v mikrosievertch.

**Aktivita – Becquerel (Bq)** - počet rozpadů za jednotku času, tedy míry rychlosti „rozpadu“ radioaktivních prvků. Jeden Bq je aktivita takového množství radioaktivního materiálu, v němž proběhne jedna radioaktivní přeměna (přeměna jednoho atomu) za sekundu. Radioaktivita tedy běžně nabývá hodnot kBq, MBq, GBq. Historickou jednotkou aktivity je Curie (Ci),  $1\text{Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$ .

## **3.3 Monitorování a telemetrie**



**Monitorováním** rozumíme dlouhodobé sledování a vyhodnocování projevů základních životních funkcí. Toto sledování může být spojitě nebo přerušované v pravidelných intervalech, a to v závislosti na povaze sledované veličiny a důvodech, proč je toto sledování prováděno.

Setkáváme se s ním na odděleních intenzivní péče nebo oddělením anesteziologicko-resuscitačních. Nejčastěji se monitorují veličiny charakterizující stav oběhového a dýchacího systému. Při odchylkách od fyziologického stavu se spouští **alarm** – akustický a světelný signál, který přivolá zdravotnický personál. Jinou možností je monitorování EKG nebo krevního tlaku u poruch kardiovaskulárního systému, které se projevují jen sporadicky a během jednorázového vyšetření nemusí být zachyceny. Pacientovi jsou na povrch těla upevněny elektrody nebo **automatický snímač tlaku**. Toto zařízení může pacient s sebou přenášet a vykonávat přitom běžnou činnost. Záznam, který je pořizován během kratšího časového úseku (12 – 24 hod.), je spojitý. Pokud je třeba provádět vyšetření delší dobu (7 a více dní), je snímání biosignálu prováděno v pravidelných intervalech (měření krevního tlaku) nebo při nástupu oběhových potíží (EKG). V druhém případě záznam zapíná sám monitorovaný pacient nebo dochází k automatickému spuštění. Tím již přecházíme k **telemetrii**, což je vlastně monitorování na dálku, kdy vyšetřovaný může být prakticky libovolně vzdálen od systému, který sledované veličiny vyhodnocuje. Vedle již zmiňovaných aplikací se můžeme s bezdrátovým přenosem dat setkat např. ve sportovním, pracovním, leteckém a kosmickém lékařství. Existují i implantované snímače parametrů vnitřního prostředí, včetně takových, které mohou např. v podobě radiosondy (pilulky) procházet zažívacím traktem.

### 3.4 Otázky



1. Jaký je rozdíl mezi radiací a radioaktivitou?
2. Jaké máme druhy záření a co o nich víte?

### 3.5 Doporučená literatura ke studiu

- HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V., LECHNER, J. *Biofyzikální principy lékařské přístrojové techniky*. Masarykova univerzita Brno, 1999. ISBN 80-210-2213-2.
- ROZMAN, J. *Terapeutická technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1488-X.
- CHMELAR, M. *Lékařská laboratorní technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1770-6.

- CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika 1*. VUT Brno, 1995. ISBN 80-858-6763-X

## 4. Zobrazovací diagnostické metody I.

Moderní zobrazovací metody splňují odvěkou touhu lékařů po pohledu do nitra lidského těla bez nutnosti porušení jeho integrity, tedy neinvazivně. V 1. pol. 20. stol. byla jedinou zobrazovací metodou **rentgenologie** (dnes zvaná **radiodiagnostika**), později se přidaly **endoskopické metody**. V 2. pol. 20. stol. byly zobrazovací metody rozšířeny o **ultrasonografii**, **termografii**, **gamagrafii**, **výpočetní tomografii**, **magnetickou rezonanční tomografii** a **tomografické metody využívající radionuklidů**. Ve srovnání s jinými diagnostickými metodami poskytuje zobrazení velké množství informace ve snadno hodnotitelné formě. Mimo endoskopických metod, kde můžeme obraz vyšetřované části těla pozorovat *přímo*, u všech ostatních zobrazovacích metod je nutná *transformace* původního energetického signálu do formy viditelného obrazu.

Algoritmus procesu zobrazení:

**zdroj signálu** – zobrazovaný objekt může být buď zdrojem (termografie) nebo modulátorem obrazového signálu (ostatní zobrazovací metody),

**detekce signálu** – detektory obrazových biosignálů mají všeobecně charakter měničů,

**zpracování signálů** – počítačové,

**interpretace obrazu** – konečný krok, který má rozhodující význam pro stanovení diagnózy a uplatňuje se vliv kvality obrazu, která je daná technickou úrovní zobrazovacího systému a zkušenost interpretů.

Obecným nedostatkem všech zobrazovacích metod je částečná ztráta informace, která vzniká převodem informace z trojrozměrného vyšetřovaného objektu do dvojrozměrného obrazu. Nejvíce je tento nedostatek patrný u termografie a konvenční rentgenodiagnostiky. Přiblížit trojrozměrnému zobrazení se lze u tomografických metod sérií většího počtu po sobě, v určité vzdálenosti, následujících obrazů (skenů), v ultrasonografii pak pohybem sondy během expozice a následnou matematickou rekonstrukcí obrazu.

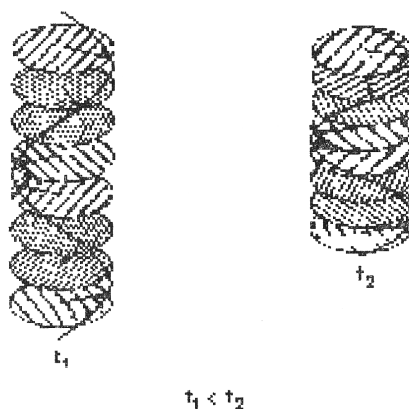
### 4.1 Termografie

Řada patologických procesů je spojena se změnami teploty těla, celkovými nebo místními. Většinou se jedná o zvýšení teploty, ale není vzácností ani snížení teploty v důsledku změn prokrvení. Termografie je metoda, která podává informaci o rozložení teplot na povrchu zkoumaného tělesa, v našem případě povrchu lidského těla. **Kontaktní termografie** –



teplotními indikátory jsou kapalné krystaly, které se vyznačují výraznými termooptickými vlastnostmi. Ty spočívají ve změně prostorového uspořádání molekul v závislosti na teplotě. Při zvýšení teploty se vzdálenost mezi molekulami zmenší (obr. 4.1). Při dopadu nepolarizovaného světla na tenkou vrstvu kapalného krystalu potom dochází k selektivnímu rozptylu a tedy ke změně barvy odraženého světla. Nejchladnější místa se zobrazují v odstínech červené barvy, středně teplá v odstínech zelené a nejteplejší v odstínech modré barvy.

Obr. 4.1 : Molekulová struktura kapalného krystalu při dvou různých teplotách



**Bezkontaktní termografie** je založena na detekci infračerveného záření, vyzařovaného povrchem těla. Snímání se uskutečňuje na dálku pomocí optoelektronických termovizních systémů.

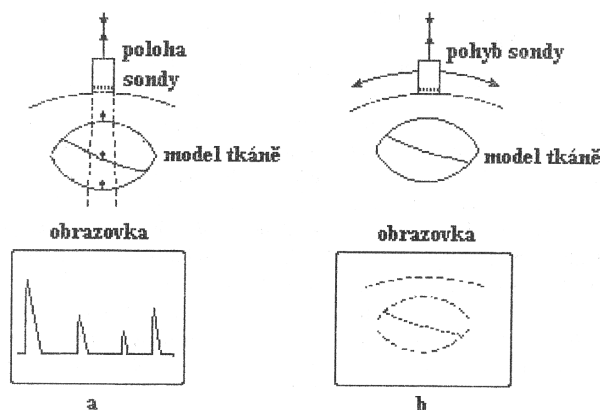
Do **diagnostického významu termografie** byly před čtvrtstoletím vkládány velké naděje. Předpokládalo se, že se vzhledem ke své naprosté neinvazivnosti stane skrínigovou metodou pro některé typy nádorových onemocnění, především pro nádory prsu. Tyto naděje se nespĺnily a v současné době je termografie využívána jako doplňková nebo pomocná zobrazovací diagnostická metoda u chorobných stavů, které jsou spojeny se změnami teploty povrchu těla, např. onemocnění štítné žlázy, onemocnění lymfatického systému, zánětlivá onemocnění kloubů nebo sledování úspěšnosti léčby. Teplotní citlivost kontaktních termografických metod byla poměrně malá a pohybovala se mezi 0,2 a 0,5 °C. Citlivost moderních termovizních systémů na změny teploty je poměrně vysoká a dosahuje až 0,025 °C. Senzitivita **termovíze** jako lékařské zobrazovací metody je však značně rozdílná podle lokalizace zdroje vyšší teploty. Je poměrně vysoká u ložisek na povrchu těla a těsně pod

ním. Se vzdáleností ložiska od povrchu těla se citlivost snižuje. Důvodem je různá tepelná vodivost tkání ležících mezi zdrojem zvýšené teploty a povrchem těla. Vmezeřené tkáně jednak pohltí část procházející tepelné energie, jednak mohou ovlivnit průchod tepla k povrchu, takže projekce ložiska na povrchu těla nemusí vždy zcela odpovídat jeho lokalizaci v hloubce. Specifika termovizních vyšetření je všeobecně nízká, což je dáno tím, že metoda detekuje jen místo zvýšené nebo snížené teploty, jejíž příčina může být různá – zánět, nádorové bujení, metabolická porucha a metoda sama neumožňuje přímou diferenciaci těchto příčin.

## 4.2 Ultrazvukové diagnostické zobrazovací metody

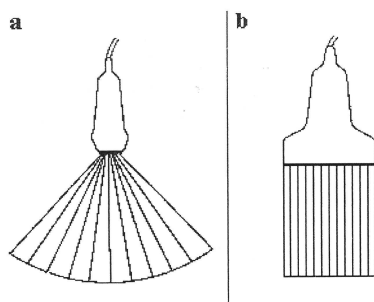
**Ultrazvukové diagnostické zobrazovací metody** se začaly vyvíjet na poč. 50. let 20. století. Jejich základem byla ultrazvuková průmyslová defektoskopie – metoda nedestruktivního průkazu vad materiálu. Tato metoda byla založena na detekci akustických rozhraní, tj. rozhraní dvou prostředí o různých akustických impedancích. K detekci těchto rozhraní se nejčastěji používalo impulsní odrazové metody. Při této metodě byly do zkoumaného prostředí vysílány elektroakustickým měničem velmi krátké ultrazvukové impulsy a jejich odrazy na akustických rozhraních (echa) byly tímtež měničem zachyceny a po zpracování zobrazeny jako výchylky časové základny na obrazovce přístroje. Amplituda výchylky odpovídala velikosti odrazu a její poloha místu akustického rozhraní. Základem ultrazvukové diagnostiky v lékařství je zpracování a zobrazení ultrazvukových signálů odražených od tkáňových rozhraní. Nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné **zobrazení A**, charakterizované sledem výchylek časové základny osciloskopu. Tento typ zobrazení je někdy dosud používán v oftalmologii. Rozhodujícím mezníkem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod bylo zavedení dvojrozměrného zobrazení B, původně statické (snímání obrazu se dělo pomalu pohybem sondy po povrchu těla a jejím nakláněním). V současné době se využívá **zobrazení B dynamického typu** (tzv. systémy pracující v reálném čase) s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi. Jeho podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti, umožňující její souvislé přehlédnutí včetně možnosti sledování pohybu (obr. 4.2).

Obr. 4.2: Princip zobrazení A a B

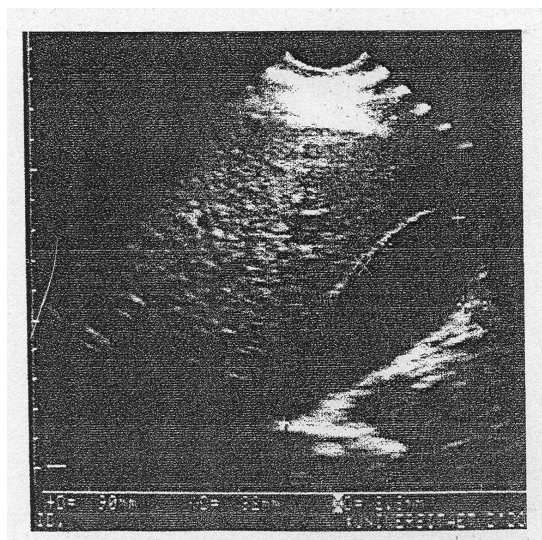


Podle geometrického tvaru vytvořeného obrazu rozlišujeme systémy zobrazující *sektorově* a *pravoúhle*. Velkou předností sektorového systému zobrazení je možnost sejmout celý akustický řez vyšetřovanou oblastí z poměrně malé vstupní plochy. To je zvláště důležité při vyšetřování srdce nebo jaterní krajiny z mezižebních prostorů. Pravoúhlé zobrazení poskytují tzv. lineární sondy, které jsou tvořeny systémem velkého počtu miniaturních měničů uspořádaných do souvislé řady. Tyto sondy byly dříve oblíbeny především u porodníků, nyní se používají hlavně pro vyšetřování povrchových orgánů a v cévní diagnostice (v kombinaci s dopplerovskými moduly), obr. 4.3, 4.4.

Obr. 4.3 : Sektorová (a) a lineární (b) sonda



Obr. 4.4: Sektorové zobrazení jater se zvětšeným žlučníkem

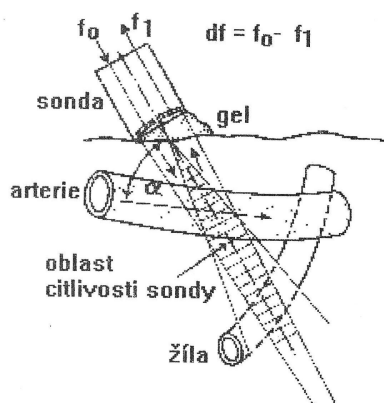


### 4.3 Dopplerův jev

#### Dopplerův jev a jeho aplikace v lékařské diagnostice

Jev, vyjadřující frekvenční posuv při pohybu zdroje světla, byl pro astronomické účely popsán něm. fyzikem a matematikem Ch. A. Dopplerem r. 1842. Pro akustiku je modifikován takto: Pokud se zdroj akustického vlnění o stálém kmitočtu pohybuje relativně vůči pozorovateli, potom přibližuje-li se zdroj zvukového vlnění, vnímá pozorovatel vyšší kmitočet, vzdaluje-li se zdroj vnímá kmitočet nižší. Ke stejnému jevu dochází i v případě, že zdroj vlnění svoji polohu nemění a pohybuje se reflektor, na němž se akustické vlnění odráží. Tohoto principu využívají všechny dopplerovské detektory pohybu a měřiče rychlosti proudící krve (obr. 4.5).

Obr. 4.5 : Jednoduché schéma dopplerovského měření rychlosti toku krve



Základními odrazovými strukturami v proudící krvi jsou erythrocyty. Vzhledem k tomu, že jejich velikost je podstatně menší než vlnová délka dopadajících ultrazvukových vln, působí erythrocyty spíše jako bodové zdroje rozptylu. Pro vznik dopplerovského signálu je rozhodující ta část energie ultrazvukové vlny, která se odrazí zpět ke zdroji. Kmitočet této odražené vlny se v důsledku pohybu reflektorů (erythrocytů) liší od kmitočtu vyslaného. Rozdíl mezi frekvencí vyslané ultrazvukové vlny a přijaté vlny po odrazu od pohybující se krve je úměrný její rychlosti. Vysílací frekvence se při klinickém využití Dopplerova principu pro měření rychlosti toku krve volí v rozmezí 2 – 10 MHz. Rozdílový kmitočet dopplerovského frekvenčního posuvu spadá potom do oblasti slyšitelného zvuku, což umožňuje jeho akustický záznam.



**Klinický význam: ultrasonografie** je dnes celosvětově nejdostupnější a tím i nejrozšířenější diagnostickou zobrazovací metodou. Představuje většinou první krok při vyšetřování a je využívána většinou lékařských oborů. Nejčastější formou ultrasonografie je dynamické zobrazení B, pomocí něhož lze identifikovat cystická i solidní ložiska v měkkých tkáních. Vysoké přesnosti dosáhlo ultrazvukové vyšetření v kardiologii a v porodnictví a gynekologii, kde je ultrasonografie jedinou použitelnou zobrazovací metodou.

#### 4.4 Otázky a úkoly



1. Co chápeme pod pojmem termografie?
2. Jakým způsobem se dá provádět diagnostika pomocí ultrazvuku?



**Pokuste se ve skupinkách pomocí ultrazvuku, prozkoumat své tělo (srdce, dutinu břišní, klouby, ...).**

## 4.5 Doporučená literatura ke studiu

- HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V., LECHNER, J. *Biofyzikální principy lékařské přístrojové techniky*. Masarykova univerzita Brno, 1999. ISBN 80-210-2213-2.
- ROZMAN, J. *Terapeutická technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1488-X.
- CHMELARĚ, M. *Lékařská laboratorní technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1770-6.
- CHMELARĚ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. VUT Brno, 1995. ISBN 80-858-6763-X

## 5. Zobrazovací diagnostické metody II.

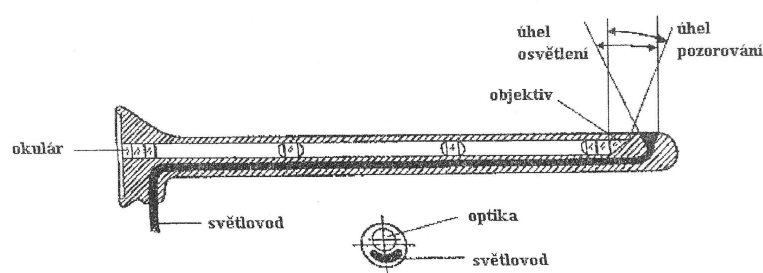
### 5.1 Endoskopy

**Endoskopy** označujeme skupinu optických přístrojů, sloužících k vyšetřování tělních dutin. Fyzikálně jsou založeny na odrazu a lomu světelných paprsků. Do vyšetřované dutiny jsou zaváděny jednak přirozenými otvory (dutina ústní, nosní, dýchací cesty, konečník), jednak otvory uměle chirurgicky vytvořenými (dutina břišní, hrudní, kloubní). Osvětlení může být buď vnitřní (světelný zdroj je součástí přístroje) nebo vnější (k osvětlení vyšetřované dutiny je využíváno vnějšího zdroje světla). Pozorování vyšetřované oblasti může být *přímé* (vlastním okem pomocí optického systému přístroje) nebo *nepřímé* (obraz vyšetřované oblasti je snímán televizní mikrokamerou a lékař jej pozoruje na obrazovce přístroje).

**Endoskopická zrcadla** – jsou historicky nejstarší, mají tvar plochých, konvexních nebo speciálně tvarovaných odrazových ploch.

**Endoskopy s pevnými tubusy** – základem je pevný kovový tubus různé délky a průměru s optickým systémem a vlastním osvětlením, u novějších typů převládá světlovodná osvětlovací technika.

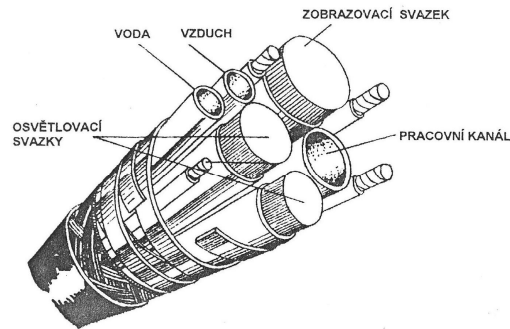
Obr. 5.1 : Řez tubusovým endoskopem



Nevýhodou těchto endoskopů jsou poměrně vysoké ztráty světla a tuhost tubusů, což představuje diskomfort pro pacienta. Dutina tubusu slouží pro zavádění speciálních nástrojů a provádění diagnostických nebo terapeutických chirurgických zákroků. V současné době se tyto endoskopy používají již jen jako rektoskopy (vyšetření nejbližší části trávicí trubice) a jako cystoskop (k vyšetření močového měchýře). Pro ostatní účely se používají

moderní **fibroskopy**. Jejich rozvoj je spojen s vývojem vláknové optiky. Jejím základem je optické vlákno (světlovod), které vede světlo s minimálními ztrátami pomocí úplného odrazu, k němuž dochází při průchodu světelného paprsku z prostředí opticky hustšího do prostředí opticky řidšího.

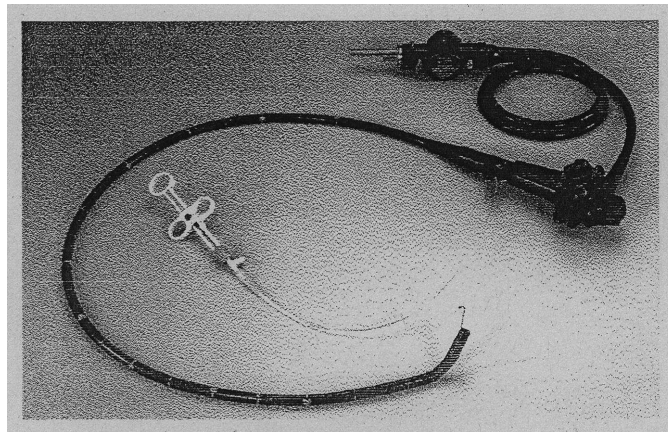
Obr. 5.2 : Příčný řez fibroskopem



Fibroskopy podobně jako tubusové endoskopy umožňují pozorování a fotografování vyšetřovaných oblastí, odebírání vzorků tkáně a provádění drobných chirurgických zákroků. Jejich výhodou spočívá v tom, že jsou ohebné a umožňují vyšetření i těch částí trávicí trubice, jejichž vyšetření bylo tubusovým endoskopem nemožné. Celková délka fibroskopu je 130 – 140 cm. Z toho více než tři čtvrtiny tvoří ohebná trubice tvořená plastem a ocelovou spirálou. Uvnitř bývají obvykle tři svazky světlovodných vláken (dva k vedení světla, jeden k vedení obrazu), trubice k vedení vzduchu nebo vody, pracovní kanál k zavádění miniaturních chirurgických nástrojů a táhla, přenášející pohyb z ovladačů na pohyblivý vzdálený konec fibroskopu (obr. 5.2). Na tomto konci obrazového světlovodu je umístěn pozorovací objektiv, který je konstruován tak, aby poskytoval ostrý obraz ze vzdálenosti 3 – 100 mm. Bližší konec fibroskopu obsahuje okulár v pevném tubusu a mechanické ovladače k ohýbání vzdáleného konce. Nejnovější verzi fibroskopů představují **videoendoskopy**, u nichž je pozorovací objektiv nahrazen miniaturní televizní kamerou (obr. 5.3). Obraz vyšetřované dutiny je zobrazen na televizním monitoru.



Obr. 5.3 : Videoendoskop Olympus



## 5.2 Rentgenové zobrazovací metody

**Rentgenová diagnostika** se rozvíjí již 100 let od epochálního objevu Wilhelma Conrada Roentgena (1895), který pořídil první rentgenový snímek části lidského těla – slavný obrázek ruky jeho manželky. V posledních desetiletích byla sice některá rentgenová vyšetření nahrazena vyšetřeními ultrazvukovými nebo radioizotopovými, však přesto se jedná o skupinu nejvíce používaných metod. Výhodou rentgenových obrazů je jejich relativně nízká cena, snadnost získávání i jejich přesnost. Nevýhodou je vždy jistá zátěž vyšetřovaných ionizujícím zářením. I přes velkou konkurenci jiných zobrazovacích metod si rentgenová diagnostika zachovává vedoucí postavení např. v traumatologii, v plicním lékařství, angiologii a jinde.



Rentgenové zobrazovací metody vycházejí z principu rozdílné absorpce a rozptylu rentgenového záření v jednotlivých tkáních lidského těla. Na pouhém měření útlumu rentgenového (gama) záření v některých kostech je založena *densitometrie*, sloužící ke zjišťování míry kalcifikace kostní tkáně.

**Rentgenový diagnostický přístroj** se skládá z několika základních částí: elektrické části – **zdroj vysokého napětí, rentgenka, ovládání a zesilovač rentgenového obrazu** a mechanické části – umožňují měnit polohu vyšetřovaného pacienta vůči rentgence a poskytují mechanickou oporu celému systému. Zdroj vysokého napětí pro napájení rentgenky sestává z transformátoru ( pro rentgenku potřebujeme až stovky kV), usměrňovače a obvodů pro vyhlazení průběhu pulsujícího stejnosměrného proudu. Napětí přiváděné na rentgenku je možné plynule měnit. Rentgenové záření vychází z malé plošky na anodě, na kterou dopadá svazek elektronů přicházejících od katody. Tuto plošku označujeme jako ohnisko. Nejedná se tedy o bodový zdroj záření. Z ohniska se rentgenové záření šíří přímočaře do okolí rentgenky. Potřebný poměrně úzký svazek záření potřebný k exponování fotografického materiálu nebo vytvoření obrazu na fluorescenčním stínítku je vymezován posuvnými clonami a kónickými nastavci vyrobenými např. z olova. Potom paprsky procházejí tělem vyšetřovaného pacienta a dopadají na stínítko (dříve na fotografický papír). Je vytvářen viditelný obraz jako výsledek nerovnoměrného zeslabení svazku záření v jeho různých částech. Vznik rentgenového obrazu je analogií vytvoření stínu za trojrozměrným, poloprůhledným a nehomogenním tělesem umístěným do svazku světla vycházejícího z téměř bodového světelného zdroje. Vytvoření obrazu je umožněno různými koeficienty zeslabení a různými tloušťkami vnitřních tělesných struktur a jejich projekcí na stínítko (nebo film). Zpracování je počítačové, snímky jsou v nemocnicích uloženy v centrální databázi. Díky počítačovému zpracování lze dosáhnout vyššího rozlišení, kontrastu, lze zvýrazňovat obrysy různých struktur apod. Příkladem takové metody může být digitální **subtrakční angiografie** (subtrakce = odčítání). Princip této metody je jednoduchý, vyžaduje však precizní techniku. Jsou pořízeny dva snímky téže oblasti, které se od sebe liší pouze přítomností či nepřítomností kontrastní látky. Kontrastní látka vykresluje část krevního řečiště, případně i části okolní tkáně, pokud dochází k vnitřnímu krvácení. Oba snímky se potom od sebe digitálně „odečtou“ a na výsledném snímku se objeví pouze to, čím se původní snímky od sebe liší – obraz krevního řečiště, krevní výron apod.

### 5.3 Otázky



1. Co je a k čemu slouží endoskop?
2. Z čeho je složen rentgenový přístroj a k čemu slouží?

## 5.4 Doporučená literatura ke studiu

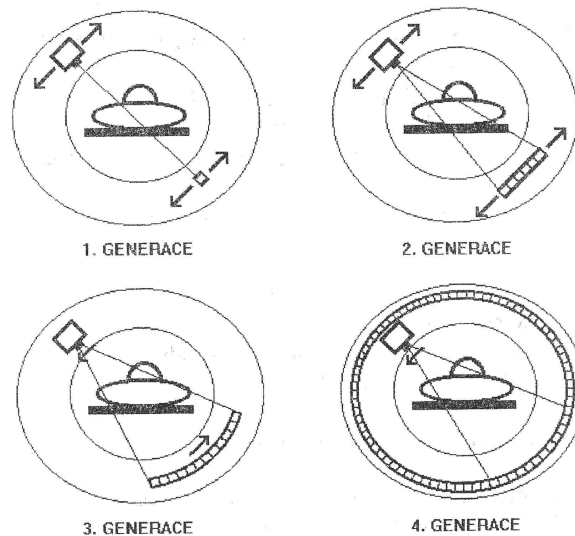
- HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V., LECHNER, J. *Biofyzikální principy lékařské přístrojové techniky*. Masarykova univerzita Brno, 1999. ISBN 80-210-2213-2.
- ROZMAN, J. *Terapeutická technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1488-X.
- CHMELARĚ, M. *Lékařská laboratorní technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1770-6.
- CHMELARĚ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. VUT Brno, 1995. ISBN 80-858-6763-X

## 6. Zobrazovací diagnostické metody III.

### 6.1 Výpočetní tomografie

Principiálně odlišnou rentgenovou zobrazovací metodou je **výpočetní tomografie**, označována CT. Začala se rozvíjet zhruba od poloviny 70. let. 20. stol. a dnes patří k nejdůležitějším zobrazovacím metodám v medicíně vůbec. Princip této metody se značně liší od konvenčního rentgenového zobrazení. Obraz není v tomto případě „stínem“ vrženým na stínítko. Jedná se o matematickou rekonstrukci příčného řezu tělem pacienta. **Výpočetní tomografy první generace** prováděly vyšetření pomocí jediného úzkého svazku rentgenového záření procházejícího tělem od rentgenky k vhodnému detektoru (scintilačnímu nebo proporcionalnímu počítači). Detektor byl umístěn na společném rámu přímo naproti rentgence. Systém rentgenka – detektor se v průběhu vyšetření lineárně posuoval, takže paprsek postupně prošel celým příčným řezem těla pacienta. Po každém tomto běhu („skenu“) se systém pootočil o určitý malý úhel a došlo k novému lineárnímu posunu. U **druhé generace** těchto přístrojů se úzký svazek rozšířil do vějíře dopadajícího na několik detektorů, lineární posun a následné pootočení systému zůstalo zachováno. Dnes jsou využívány především přístroje **třetí a čtvrté generace**. Rentgenové paprsky jsou ploché a rozbíhavé. U třetí generace CT přístrojů jsou detektory uspořádány do oblouku, k lineárním posunům již nedochází, celý systém se plynule otáčí kolem pacienta. U čtvrté generace CT přístrojů jsou detektory uspořádány do kruhu kolem pacienta a kolem jeho těla krouží jen rentgenka (obr. 6.1). Pro zobrazení jednoho řezu nyní postačují časy kratší než jedna sekunda.

Obr. 6.1 : Čtyři generace výpočetních tomografů



K nejmodernějším přístrojům výpočetní tomografie patří *spirální výpočetní tomografy*. Pracují podobně jako přístroje čtvrté generace, navíc však může docházet k posunu pacienta (např. o 5 mm během jedné otáčky rentgenky) a výsledkem může být trojrozměrná rekonstrukce jeho tkání. Lze si ji představit jako navrstvení mnoha tomogramů – dvourozměrných obrazů příčného řezu tělem. Doba expozice činí v tomto případě několik desítek sekund.

Pro všechny generace výpočetních tomografů platí, že jednotlivý rentgenový paprsek prochází tělem a jeho intenzita se snižuje dle průměrného koeficientu zeslabení tkání, jimiž prochází. Posunem systému rentgenka – detektor nebo snímáním signálu z mnoha detektorů současně jsou získávány tzv. absorpční profily, které jsou digitalizovány a pomocí programu počítače skládány. Na obrazovce počítače vzniká obraz příčného řezu, který je vlastně mapou míry útlumu svazku rentgenového záření v jednotlivých bodech příčného řezu. Počítačové zpracování umožňuje zviditelnit půlprocentní rozdíly v hodnotách útlumu, což je v konvenční rentgenové diagnostice nemožné. Takto lze potom vyšetřovat měkké tkáně a jejich patologické změny. Zvláště vysoké nároky na výpočetní techniku klade zpracování trojrozměrných rekonstrukcí u spirálních tomografů. Tomogram zobrazený na monitoru počítače je tvořen body o různých odstínech šedi.

Hlavní výhodou obrazů získaných pomocí výpočetní tomografie je velmi dobré rozlišení měkkých tkání, včetně nádorů. Tato metoda je velmi výhodná i pro plánování chirurgických zákroků a radioterapie zhoubných onemocnění. Rozlišení tkání lze i při této metodě zlepšit

použitím kontrastních prostředků. Relativní nevýhodou výpočetní tomografie je řádově desetkrát vyšší absorbovaná dávka záření ve srovnání s konvenční radiografií. CT přístroje jsou navíc poměrně drahé a jejich obsluha vyžaduje přítomnost vysoce školeného personálu.

## 6.2 Radionuklidové zobrazovací diagnostické metody

Způsobů využití radioaktivních látek - radionuklidů – v medicíně je velmi mnoho, ale jen některé z nich vyžadují speciální přístrojovou techniku. **Stopováním** (tracingem) rozumíme vyšetřovací postup, kdy je radionuklid zaveden do organismu (ústí nebo v injekční formě) a poté je sledován jeho biochemický a fyziologický osud. Radioaktivita je přitom zjišťována v různých vzorcích získaných z vyšetřovaného organismu. Častým výsledkem stopování je zjištění tzv. kompartmentových objemů – např. objemů volné vody, krevního řečiště, tukových rezerv apod. Postupuje se tak, že je do organismu vpraveno definované množství (známá aktivita) radioaktivní látky a po jisté době potřebné k rozptýlení radionuklidu v celém kompartmentu je zjišťována jeho koncentrace v malém objemu nějakého vzorku. **Scintilační počítač** je relativně jednoduché zařízení, skládajícího se ze scintilačního detektoru – vlastního počítače, mechanické části a olověného kolimátoru. Kolimátor umožňuje detekci záření pouze z určitého, většinou poměrně úzkého a ostře vymezeného prostorového úhlu, v němž se nachází vyšetřovaná část těla. Detektor může být stabilní nebo se pohybuje nad vyšetřovanou oblastí těla pacienta. Touto metodou se nejčastěji vyšetřují ledviny a štítná žláza, používají se zářiče gama, a to jód-131 nebo technecium-99. Radionuklid technecia má krátký poločas rozpadu (6 hod. proti 8 dnům u jódu-131), proto je připravován přímo na pracovištích nukleární medicíny. Oba izotopy poskytují záření o poměrně nízké energii, které nemůže vyvolávat sekundární radioaktivitu. **Angerova gama-kamera** je zvláštním druhem scintilačního detektoru. Je to velmi efektivní diagnostický přístroj, který ukazuje rozložení radionuklidu v těle rychle, zhruba o dva řády rychleji než pohybové scintigrafy. Proto může být použita i pro zachycení poměrně rychlých procesů, např. průtoku krve koronárními cévami. Tyto kamery se také mohou pohybovat podél těla, a tak může být poměrně rychle získán obraz rozložení radionuklidů v celém těle. Takto lze sledovat metabolické dráhy nebo hledat metastázy zhoubných nádorů. I při těchto vyšetřeních je používán především jód-131 a technecium-99.

## 6.3 Magnetické rezonance

**Zobrazování pomocí magnetické rezonance** – je založeno na prostorové analýze jevu jaderné čili **nukleární magnetické rezonance** (NMR) v živých objektech a je patrně nejdokonalejší zobrazovací diagnostickou metodou současnosti. První pacienti byli touto metodou vyšetřeni v 70. letech 20. stol. Je však nutno říci, že fyzikálně matematický popis tohoto jevu je velmi složitý a není ho možno tedy uvést na omezeném prostoru bez nepřijatelného zjednodušení. Takže jen orientačně o principu získání obrazové informace: dosáhnout jevu magnetické rezonance lze v zásadě dvojím způsobem. V prvním případě pracujeme s vnějším magnetickým polem o konstantní hodnotě magnetické indukce a hledáme energii (frekvenci) elektromagnetického vlnění schopnou vyvolat jadernou rezonanci. Ve druhém případě, který je přístrojově snadněji realizovatelný, pracujeme s konstantní energií (frekvencí) elektromagnetického vlnění a hledáme takovou hodnotu magnetické indukce, při které dojde k rezonanci. Tohoto druhého principu je využito i u **magnetické rezonanční tomografie** (MRI). Všimněme si některých technických aspektů přístrojů pro MRI: pro získání tomogramů je nutno pracovat s magnetickými poli v rozsahu indukci od 0,1 do 2,0 T. Do hodnoty indukce 0,3 T pracují tomografy s obřími permanentními magnety, jejichž váha může dosáhnout až desítek tun. Mají nižší pořizovací cenu a poměrně levný provoz, ale i poměrně nízké rozlišení. Přístroje s elektromagnety dosahují poněkud vyšších indukci a tím i lepšího rozlišení, vinutí elektromagnetů je však nutno chladit a mají velkou spotřebu elektrické energie, což prodražuje jejich provoz. Nejdražší provoz, avšak nejlepší rozlišovací schopnost mají přístroje se supravodivými magnety – pro jejich provoz je nutné kapalné helium. Přístroje pro MRI jsou zdroji silných magnetických polí a rušivých elektromagnetických signálů. Z tohoto důvodu jsou cívky i vinutí elektromagnetu maximálně stíněny. Z „tunelu“ však vystupuje při provozu přes veškerá stínění tak silné pole, že feromagnetické předměty (např. drobné lékařské nástroje) mohou být vtaženy do jeho nitra velkou rychlostí a způsobit poranění nebo škody na přístroji. V okruhu mnoha metrů kolem přístroje se též nesmí vyskytovat mikroelektronika a vakuová elektronika (např. jiné diagnostické zobrazovací systémy) magnetická paměťová média, včetně platebních karet apod. Požadavky na stínění těchto přístrojů jsou dány hygienickými normami. Vyšetření může být naopak rušeno vnějšími magnetickými a elektromagnetickými poli – vyšetřovací místnost musí proto být stíněna i z tohoto důvodu.

Klinický význam metody: Výsledkem prostorové rekonstrukce hustoty rezonujících jader je **tomogram** čili zobrazení řezu tkání. Na rozdíl od rentgenové výpočetní tomografie, se nemusí

jednat jen o řez příčný, může jít i o řez předozadní či frontální (čelní). Vlivem různé hustoty protonů (vodíkových jader) v různých tkáních těla, poskytuje tato metoda vysoce kontrastní rozlišení jednotlivých typů měkkých tkání s maximálním rozlišením řádově desetin milimetru. MRI nevyužívá na rozdíl od jiných tomografických metod ionizujícího záření, což představuje velkou výhodu. Dosud nebyly pozorovány žádné biologické účinky aplikovaných silných magnetických polí nebo radiofrekvenčních impulsů, přinejmenším při časech aplikace používaných při běžném vyšetřování. Z tohoto důvodu lze MRI používat i u dětí a je-li to nutné i u těhotných žen, s výjimkou prvních tří měsíců těhotenství. Pacienti mohou být obtěžováni jen značnou hlučností, která vyšetření provází. Pochopitelně je nutno dbát o to, aby se v tělech vyšetřovaných pacientů nenacházely feromagnetické materiály (např. implantáty) nebo elektronika (kardiostimulátory). U citlivých osob se může projevit v průběhu vyšetření klaustrofobie, kterou lze zmírnit uklidňujícími léky. Jak již bylo zmíněno, MRI je nejdokonalejší zobrazovací diagnostickou metodou současnosti, přičemž dosud nebyl zdaleka ukončen vývoj této technologie. V brzkou dobu bude běžné zejména vyšetření v reálném čase (analogue dynamického ultrazvukového zobrazení). Hlavním faktorem, který omezuje praktické využívání přístrojů pro MRI, je jejich vysoká pořizovací cena a velké provozní náklady. Proto si drží svůj význam i jiné zobrazovací metody (rentgenová diagnostika konvenční i CT – zejména v oblasti vyšetření tkání s nízkým obsahem vody a tam, kde je MRI kontraindikováno, ultrasonografie – pro operativnost použití v reálném čase a relativní nízkonákladovost, radionuklidové metody – pro význačnou schopnost sledování osudu metabolitů v těle). Každá z uvedených metod navíc poskytuje poněkud jiný druh informace.

## 6.4 Otázky



1. Co víte a kam byste zařadili výpočetní terminologii?
2. Jaký je princip zobrazování pomocí magnetické rezonance?



## 6.5 Doporučená literatura ke studiu

- HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V., LECHNER, J. *Biofyzikální principy lékařské přístrojové techniky*. Masarykova univerzita Brno, 1999. ISBN 80-210-2213-2.
- ROZMAN, J. *Terapeutická technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1488-X.
- CHMELAŘ, M. *Lékařská laboratorní technika*. VUT Brno, 2000. ISBN 80-214-1770-6.
- CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. VUT Brno, 1995. ISBN 80-858-6763-X