

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Zdravotně sociální fakulta

Přístrojová technika užívaná v radiodiagnostice

(e-learningový program)

Bakalářská práce

Autor: Gabriela Rauscherová

Vedoucí práce: Mgr. Renata Havránková, Ph.D.

2. května 2011

Abstrakt

The Bachelor Thesis deals with the instrumentation used in radiodiagnostics. The text is divided into three main topics. The first topic includes apparatuses using ionizing radiation classified into skiagraphic X-ray, skiascopic X-ray and CT apparatuses. The second topic includes apparatuses using strong magnetic field called magnetic resonance. The last topic includes ultrasound apparatuses utilizing sound waves. I divided the topics to the same chapters like brief history, physical principles, main parts of the apparatus, image formation, artefacts in the image, biological effects and the use in radiodiagnostics including indications and counter-indications.

The main aim was to create a learning programme in the Moodle e-learning environment called Instrumentation Used In Radiodiagnostics accessible on <http://moodle.zsf.jcu.cz/> in the category “Radiology and Toxicology Department“, which will help students of the Health and Social Faculty of the University of South Bohemia as a support in learning subject dealing with this issue. The learning programme also includes test questions, list of literature and a PowerPoint presentation apart from the text part accompanied by tables, graphs and pictures.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/198b Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/198 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích, 2. května 2011

.....

Gabriela Rauscherová

Poděkování

Touto cestou bych chtěla poděkovat vedoucí práce Mgr. Renatě Havránkové, Ph.D, za její odborné vedení, pomoc, cenné připomínky a rady při zpracování mé bakalářské práce.

Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Zdeňce Eliškové, Ing. Richardu Šemberovi a Patriku Rajsovi za pomoc a rady při vytváření e-learningového programu.

Gabriela Rauscherová

Obsah

ÚVOD	8
1 SOUČASNÝ STAV	9
1.1 Přístroje využívající ionizujícího záření	9
1.1.1 Skiagrafické RTG a skiaskopické RTG přístroje	9
1.1.1.1 Úvod do historie.....	10
1.1.1.2 Fyzikální principy	11
1.1.1.3 Hlavní části přístroje.....	15
1.1.1.4 Vznik obrazu.....	18
1.1.1.5 Artefakty v obraze	20
1.1.1.6 Biologické účinky	20
Stochastické účinky	20
Deterministické účinky.....	21
1.1.1.7 Užití v radiodiagnostice	22
1.1.2 CT přístroje	23
1.1.2.1 Úvod do historie	23
1.1.2.2 Fyzikální principy.....	24
1.1.2.3 Hlavní části přístroje.....	25
1.1.2.4 Vznik obrazu	27
1.1.2.5 Artefakty v obraze	31
1.1.2.6 Biologické účinky.....	33
1.1.2.7 Užití v radiodiagnostice.....	34
1.2 Přístroje využívající silného magnetického pole	35
1.2.1 Magnetická rezonance	35
1.2.1.1 Úvod do historie	35
1.2.1.2 Fyzikální principy.....	36
1.2.1.3 Hlavní části přístroje.....	39

1.2.1.4 Vznik obrazu	45
1.2.1.5 Artefakty v obraze	49
1.2.1.6 Biologické účinky.....	50
1.2.1.7 Užití v radiodiagnostice.....	51
1.3 Přístroje využívající ultrazvukového vlnění.....	53
1.3.1 Ultrazvukové přístroje	53
1.3.1.1 Úvod do historie	53
1.3.1.2 Fyzikální principy.....	56
1.3.1.3 Hlavní části přístroje.....	60
1.3.1.4 Vznik obrazu, základní typy obrazů.....	63
1.3.1.5 Artefakty v obraze	66
1.3.1.6 Biologické účinky.....	67
1.3.1.7 Užití v radiodiagnostice.....	68
2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY	69
3 METODIKA.....	69
4 VÝSLEDKY.....	70
5 DISKUSE	71
6 ZÁVĚR.....	72
7 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	73
8 KLÍČOVÁ SLOVA.....	76

Úvod

Jedním z důvodů, proč jsem si vybrala téma bakalářské práce Přístrojová technika používaná v radiodiagnostice (e-learningový program) byla skutečnost, že jako radiologický asistent na radiodiagnostickém oddělení s řadou přístrojů pracuji.

Zaujal mě také e-learningový program, ve kterém bylo potřeba téma zpracovat, protože existuje v rámci vysokoškolského studia nedostatek učebních pomůcek využívajících tuto moderní výukovou techniku. Nedostatečná je také nabídka kurzů (e-learningových společností) pro nelékařské zdravotnické pracovníky. Ti v rámci celoživotního vzdělávání k získávání kreditů v současné době využívají možnosti absolvování kurzů pomocí dálkového přístupu.

Ve své práci jsem souhrnně zpracovala materiál ohledně přístrojové techniky používané v radiodiagnostice, který bude sloužit pro vzdělávání studentů oboru radiologický asistent a prostřednictvím e-learningových společností nelékařským zdravotnickým pracovníkům v rámci celoživotního vzdělávání k získání kreditů podle vyhlášky Ministerstva zdravotnictví č. 4/2010 Sb.

1 Současný stav

V radiodiagnostice se k zobrazení orgánů a tkání za účelem určení diagnózy, v některých případech i k provádění léčebných zákroků, využívá přístrojové techniky pracujících na různých fyzikálních principech. Mezi přístroje využívající ionizujícího záření patří **skiagrafické RTG přístroje** (stacionární pro základní snímkování, pojízdné, mamografické, ortopantomografy), **skiaskopické RTG přístroje** (stacionární sklopné stěny, pojízdná C-ramena, RTG zařízení pro angiografii), **CT přístroje**. Přístroje využívající silného magnetického pole – **magnetické rezonance** a přístroje využívající ultrazvukového vlnění – **ultrazvukové přístroje**.

1.1 *Přístroje využívající ionizujícího záření*

Přístroje využívající ionizujícího záření jsou **skiagrafické RTG přístroje** (stacionární pro základní snímkování, pojízdné, mamografické, ortopantomografy), **skiaskopické RTG přístroje** (stacionární sklopné stěny, pojízdná C ramena, RTG zařízení pro angiografii), **CT přístroje**. Tyto přístroje obsluhuje radiologický asistent.

Na využívání zdrojů ionizujícího záření se vztahuje Zákon č. 18/1997 Sb., O využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomový zákon), ve znění pozdějších předpisů. Na něj navazují prováděcí vyhlášky. Důležitou vyhláškou je prováděcí vyhláška č. 307/2002 Sb., O radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů.

1.1.1 *Skiagrafické RTG a skiaskopické RTG přístroje*

Skiagrafické RTG přístroje zahrnují přístroje stacionární pro základní snímkování, pojízdné, mamografické, ortopantomografy.

Skiaskopické RTG přístroje zahrnují stacionární sklopné stěny, pojízdná C ramena, RTG zařízení pro angiografii.

1.1.1.1 Úvod do historie

8. listopadu 1895 Wilhelm Konrad Röntgen objevil paprsky "X", kdy při svých pokusech v temné komoře s katodovou trubicí, která byla uzavřena do černého kartonu a od stínítka pokrytého vrstvou kyanidu platinbarnatého vzdáleného 2 m, stínítka světélkovalo. Následovaly experimenty, kterými zobrazil kostru své ženy a tím získal první rentgenový snímek. Svůj objev nikdy nenechal patentovat, tím přispěl k rychlejšímu využití a rozšíření v lékařství.(32)

V lednu 1896 svůj objev přednesl ve zprávě "O novém druhu záření" před císařskou akademií věd, kde také anatom Kölliker navrhl, aby neznámé paprsky X byly pojmenovány po svém objeviteli.(15)

V 1901 získal W. K. Röntgen za objevení paprsků "X" Nobelovu cenu za fyziku.(19)

Historie rentgenové diagnostiky se dá rozdělit do třech období. První je od Röntgenova objevu po 1. světovou válku, druhé mezi oběma světovými válkami a třetí od konce 2. světové války až do dnešní doby.(32)

V I. období se podařilo např. zjistit vlnovou délku, rychlost záření "X", původní zdroj záření byl nahrazen vakuovou rentgenkou se žhavicím vláknem, zavedeno bylo čárové ohnisko rentgenky, transformátor jako zdroj vysokého napětí, sekundární clona s mřížkou podle Buckyho. Byly stanoveny základy rentgenové diagnostiky nejzávažnějších chorob různých orgánů.(32)

V II. období se rychle rozvíjela rentgenová technika, rentgenové přístroje byly výkonnější, lékaři měli k dispozici vhodná vyšetřovací nářadí pro skiaskopii a skiagrafii.

Ve III. období došlo k objevu zesilovače jasu RTG obrazu, byly vyrobeny vyvolávací automaty. Kolem r. 1930 byly zhotoveny na obvyklém skiagrafickém přístroji první snímky prsů, v 60. letech změnou konstrukce generátoru bylo umožněno bezproblémové snímkování prsů při nízkém napětí, použití tubusu a změnou filtrace svazku záření.(32)

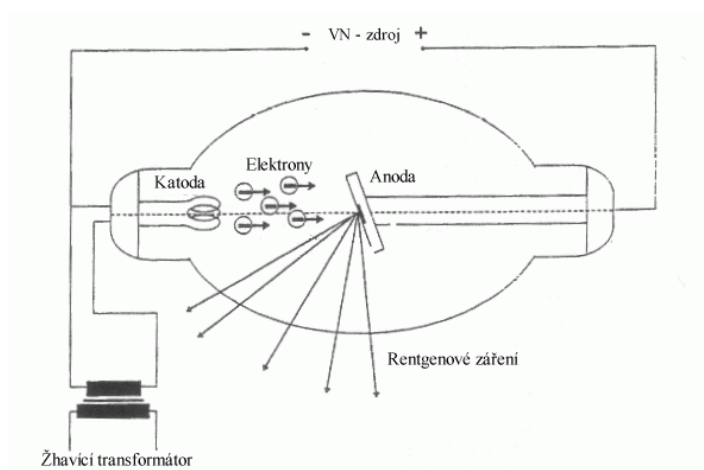
1.1.1.2 Fyzikální principy

Ionizující záření je souhrnné označení pro záření, jehož kvanta mají energii postačující k ionizaci atomů nebo molekul ozářené látky. Za energetickou hranici ionizujícího záření se obvykle považuje energie 5 eV pro fotonové záření (**rentgenové záření**, γ), elektronové záření β^- , α záření.(16)

V radiodiagnostice se užívá druhu ionizujícího záření tzv. rentgenového. Jedná se o elektromagnetické záření velmi krátké vlnové délky v rozmezí 0,01 - 0,05 nm.(15)

Umělým zdrojem ionizujícího rentgenového záření v radiodiagnostice je rentgenka. Je to vakuová trubice, ve které jsou umístěny dvě elektrody, katoda a anoda. Po nažhavení katody a přivedení napětí desítek až stovek kV mezi katodu a anodu, se dají elektrony, které jsou kolem rozžhavené katody, do prudkého pohybu k anodě.(15)

Obr. 1 Schéma rentgenky (31)



Rychlost elektronů dopadajících na anodu je při 100 kV 165 000 km/h. Čím větší je napětí mezi anodou a katodou, tím je urychlení elektronů větší a vzniklé rtg záření na anodě má kratší vlnovou délku, je pronikavější a tvrdší. Elektrony s největší energií se dostanou až do blízkosti atomového jádra materiálu anody, např. až ke slupce K nebo L. Zde jsou elektrony náhle zabrzděny, vzniká tzv. **brzdné záření**. Jejich kinetická energie se změní z 1% v rentgenové záření a z 99% v teplo. Zabrzdění elektronů může nastat jednostupňově nebo ve více stupních (v několika atomech). Záření vzniklé jednostupňovým zabrzděním má nejkratší vlnovou délku, vícestupňovým zabrzděním vzniká směs různých vlnových délek, které jsou delší. Vedle tohoto záření vzniká také záření **charakteristické**, které závisí na vazebné energii elektronů na jádře atomů, tzn. na materiálu anody. Vzniká tím, že prudce letící elektrony, které se dostaly až do blízkosti atomového jádra slupek K nebo L, mohou např. z K slupky uvolnit elektron, na místo kterého se posune elektron ze slupky vzdálenější jádru. Přesunutý elektron ztratí část své energie a ta je emitována ve formě rentgenového záření, fotonů X. V rentgence je produkce záření soustředěna na jediné místo a do nejmenší plochy tzv. **ohniska rentgenky**. Volbou žhavicího proudu ovlivňujeme emisi elektronů v rentgence a tím i množství rentgenového záření.(15)

Primární záření vzniká nárazem elektronů na anodu rentgenky. Toto záření označujeme jako užitečný svazek záření. Kromě toho vzniká i záření mimo ohnisko rentgenky tzv. extrafokální záření, které je rušivé.(15)

Sekundární záření vzniká v objektu ozářeném primárním zářením, při průchodu hmotou se odchylí od původního směru jako tzv. rozptylové.(15)

Nejdůležitější vlastnosti rentgenového záření jsou: průnik hmotou, efekt luminiscenční, fotochemický a ionizační.(15)

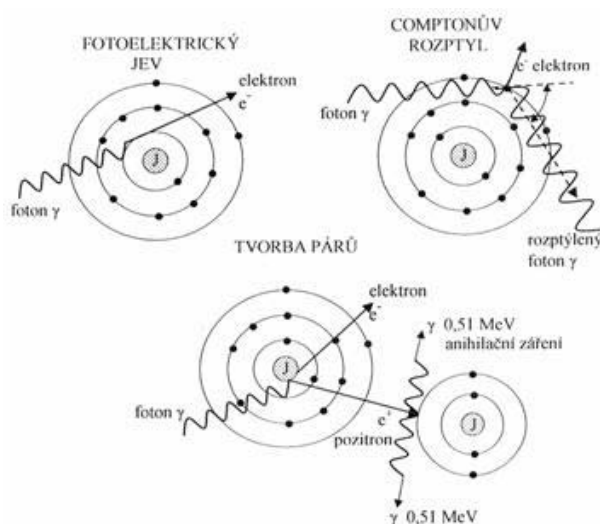
1. **Průnik hmotou.** Při průchodu je rentgenové záření zeslabováno, podílí se na tom absorpce, rozptyl a tvorba párů elektron-pozitron (15):

a) **absorpce** se vysvětluje fotoefektem. Při něm foton X narazí na některý oběhový elektron atomu a předá mu veškerou energii a zaniká. Elektron vylétne mimo slupku, dojde k ionizaci, pokud zůstane v silovém poli atomu, dostane se atom do vybuzeného stavu, při návratu z vybuzeného stavu do klidového stavu je vyžářena energie tím větší čím bylo e^- vypuzen na vyšší energetickou slupku atomu. Tvoří se při absorpci i sekundární záření;

b) **rozptyl** – u klasického rozptylu dochází ke srážce fotonu X a obíhajícího e^- , dojde k vychýlení fotonu X z původního směru, při něm ale neztratí žádnou energii. U Comptonova rozptylu se srazí foton X s e^- , záření se vychýlí z původního směru a ztratí část své energie, má větší vlnovou délku. Elektron je vyražen z oběhové slupky. Čím je primární záření kratší vlnové délky, tím je sekundární záření delší vlnové délky a tím více sekundárního záření (Comptonových kvant) směřuje ve směru primárního svazku;

c) **tvorba párů** elektron-pozitron vzniká v blízkosti jádra, kde se elektromagnetické záření zcela přemění na elektron a pozitron. Vzniká jen při užití velmi tvrdého rtg záření (tisíce kV), které se v radiodiagnostice nepoužívá.

Obr. 2 Schéma interakce ionizujícího záření s hmotou (3)



2. **Luminiscenční efekt** – při dopadu rentgenového záření na některé látky zvané luminofory vyvolá světélkování, buď fluorescenci anebo fosforescenci. Při fluorescenci světélkuje látka při dopadu krátkovlnného záření, při fosforescenci světélkuje ještě nějakou dobu po dopadu záření. V radiodiagnostice se užívají fluoreskující luminofory ZnS, CdS, CsI, lanta, gadolinium.(2)

3. **Fotochemický efekt** – rtg záření působí na halogenidy stříbra AgBr tak, že uvolňuje jejich vzájemnou vazbu. Mění iont stříbra a iont bromu v neutrální atom stříbra a bromu.(2)

4. **Ionizační efekt** – pokud dojde dopadem rtg záření na elektron k vyražení elektronu mimo atom, poruší se elektrická rovnováha atomu. Ionizačního efektu se využívá k měření intenzity rtg záření tzv. ionizačními komůrkami, kdy měříme množství volných e^- vzniklých ionizací plynu, kterým jsou vyplněny ionizační komůrky.(2)

1.1.1.3 Hlavní části přístroje

Rentgenová souprava se skládá z rentgenového přístroje, kabelů vysokého napětí, rentgenky a rozběhového zařízení (u přístrojů s rotační anodou).(2)

Rentgenový přístroj je zdrojem vysokého a žhavicího napětí pro rentgenku. Má dvě součásti: napájecí zdroj a ovladač. O výkonnosti zdroje rozhoduje především napájecí zdroj. Napájecí zdroj je transformátor střídavého proudu ve spojení s různým počtem usměrňovačů. Na ovladači se nastavují nebo odečítají parametry v kV, mA, s nebo mAs a další kontrolní údaje. Také sem patří orgánová automatika, zapnutí a vypnutí celého RTG zařízení, start pro expozici nebo skiaskopii.(2)

Kabely vysokého napětí jsou speciální vodiče, spojující napájecí zdroj s rentgenkou. Kromě vysokého napětí vedou i žhavicí napětí.(2)

Rentgenka je vysoce evakuovaná tlustostěnná skleněná trubice s katodou a anodou. Po nažhavení katodového vlákna z wolframu se uvolňují elektrony směrem k ohnisku anody. Většinou jsou rentgenky opatřeny dvěma ohnisky. Menší, které se z výstupního okénka jeví jako ploška 1,2 x 1,2 mm s výkonem 20 - 30 kW, druhé větší s optickou ploškou 2 x 2 mm s výkonem 40 – 50 kW. Na anodě se letící elektrony zabrzdí a z 1 % přemění na rentgenové záření. Tento svazek záření vychází výstupním okénkem v kovovém krytu, ve kterém je rentgenka upevněna. Kryt chrání rentgenku před poškozením. Slouží k připojení vysokonapěťových kabelů, k upevnění primární clony a filtru a k upevnění na příslušné nářadí. Kryt slouží také k ochraně před vysokým napětím a k pohlcení nevyužité části záření vzniklého na anodě. Talíř anody se uvádí do pohybu pomocí rozběhového zařízení indukčním elektromotorem. Snímek se exponuje automaticky s určitým časovým zpožděním, které je nutné k dosažení plného počtu otáček.(2,15)

Rentgenové nářadí umožňuje dosažení vhodné polohy rentgenky, vyšetřovaného a detektoru rentgenového obrazu. Mezi rentgenové nářadí patří snímkový stůl, vertigraf, stojan pro rentgenku, stropní závěs pro rentgenku. Nářadím pro skiaskopii jsou dálkově ovládané sklopné vyšetřovací stěny vybavené zesilovačem obrazu či flat panelem, C – ramena pro skiagrafii, skiaskopii, tlakový injektor k aplikaci kontrastní látky, angiografické komplety.(2)

Rentgenové příslušenství je řada přístrojů a pomůcek, které upravují primární svazek záření, umožňují provedení různých skiagrafických a skiaskopických metod a slouží k ochraně vyšetřovaného a vyšetřujícího. K úpravě primárního svazku záření slouží *filtr* (hliníková destička 1-4 mm tloušťky), upevněný ve výstupním okénku krytu rentgenky. Zachycuje dlouhovlnnou část rentgenového spektra. Na výstupním okénku jsou nastavitelné *primární clony* sloužící k zúžení svazku záření na odpovídající velikost vyšetřovaného pole. Je to několik párů olověných lamel, které se pohybují ve dvou na sebe kolmých směrech. Primární clony slouží ke snížení ionizujícího záření ještě před dopadem na vyšetřovaného. Sekundární clony slouží k odstranění rozptylového záření, které vzniklo v těle vyšetřovaného a nešíří se ve směru svazku primárního záření. Jsou umístěny mezi vyšetřovaným a detektorem obrazu. Dělíme je na *Bucky-Potterovu* clonu (umístěna pod vyšetřovacím stolem), *Lysholmovu* clonu (přikládá se přímo na detektor obrazu při snímkování na lůžku), *Smithovu* clonu (ultrajemná). Je to mřížka tvořená rovnoběžnými lamelami (olověnými pásky), které svými mezerami propouštějí pouze primární X-záření prošlé ve směru původního svazku, zatímco sekundární rozptýlené fotony (pohybující se jinými směry) se pohlcují v přepážkách. Kvalita sekundární clony je určena *hustotou mřížky* (počet lamel na centimetr) a *mřížkovým poměrem* (poměr mezi vzdáleností absorpčních proužků a jejich výškou). Potlačení sekundárního rozptýleného záření **zlepšuje kontrast** rentgenového obrazu.(2)

Bucky clona má poměrně tlusté přepážky (cca 1 mm), které by se promítaly do rentgenového obrazu. Odstranění rušivého rastru se docílí pohybem clony během expozice, čímž se její obraz rozmaže a není na výsledném obrazu vidět.(2)

Obr. 3 Mamografický přístroj (17)



Obr. 4 Ortopantomograf (24)



1.1.1.4 Vznik obrazu

Rentgenový obraz je dvojrozměrný obraz trojrozměrného objektu. Na vzniku rentgenového obrazu se podílí tři základní komponenty, tj. ohnisko (zdroj rentgenového záření), objekt (vyšetřovaný) a detektor obrazu.(15)

Při prostém snímkování, zvaném **skiografie**, dopadá rentgenové záření, prošlé vyšetřovanou tkání, na **fotografický film** obsahující halogenidy stříbra (bromid stříbrný), v němž **fotochemickou reakcí** dochází k uvolňování stříbra z jeho vazby ve sloučenině, vzniká **latentní obraz**, který je při **vyvolání** ve vývojce zviditelněn pomocí hustoty zrníček koloidního stříbra; zbylý bromid stříbra se rozpustí v ustalovači. Hustota zčernání filmu je úměrná množství prošlého X-záření. Vzniklý rentgenový **obraz** představuje **negativní zobrazení hustoty tkáně**, místa s nízkou hustotou (měkké tkáně) mají nižší absorpci a proto vysoké zčernání, místa s vysokou denzitou (např. kosti) více absorbují rentgenové záření a jsou proto na filmu zobrazena světle (s nízkým zčernáním). Pro snímkování se používají speciální filmy, jejichž emulze je tlustší a obsahuje zvýšený obsah halogenidů stříbra ve srovnání s běžnými fotografickými materiály. Filmy se vyrábějí v různých velikostech. Při vlastním snímkování jsou filmy uloženy ve speciální **světlotěsné kazetě**, opatřené při okraji kovovými značkami a písmeny, které se při expozici promítají na film, po vyvolání jsou viditelné a zajišťují geometrickou orientaci a identifikaci snímku. V temné komoře se pak vyjímají z kazet, k vyvolání se používá speciálních koncentrovaných vývojek, poskytujících **vysoký kontrast** a sytost zčernání filmu; proces vyvolávání, ustalování a sušení se provádí ve vyvolávacích automatech. Fotochemická citlivost filmů je pro rentgenové záření poměrně nízká. Pro zvýšení citlivosti (a tím snížení potřebného množství fotonů rentgenového záření, snížení radiační zátěže pacienta) jsou k filmu předřazeny *zesilovací luminiscenční fólie*.(38)

Obr. 5 Skiagrafický snímek plic (37)



Jako **skiaskopie** se označuje přímé **vizuální pozorování** obrazu prošlého rentgenového záření, původně přímo na fluorescenčním **stínítku** ("štítě"). Dříve se užívala **přímá skiaskopie**, ale vzhledem k vysoké radiační zátěži vyšetřujícího rentgenologa a vyšetřovaného se od ní ustoupilo. **Nepřímá skiaskopie** se provádí na přístrojích vybavených zesilovačem obrazu a elektronickým snímáním obrazu, nověji přímým elektronickým digitálním snímáním obrazu. Tato nepřímá skiaskopie se nyní používá k vyšetřování **dynamických dějů** a při **intervenčních výkonech**, kde je potřebná **vizuální kontrola a navigace**.(38)

Celkově je použití filmů na ústupu, budoucnost patří **elektronickému zobrazování a digitalizaci** rentgenových obrazů. V souvislosti s tím se u moderních digitálních přístrojů rozdíl mezi skiagrafií a skiaskopií do značné míry stírá, v počítačovém systému lze volit, zda záznam digitálního obrazu bude statický či dynamický.(38)

Elektronické zobrazovací detektory:

- **zesilovač obrazu** je speciální vakuová elektronka se vstupním a výstupním okénkem. Na vnitřní straně vstupního okénka je vrstva scintilátoru (většinou cesium-iodidu) a pod ním kovová vrstva fotokatody. Dopadající rentgenové záření vyvolává ve vstupní scintilační vrstvě záblesky světla, které fotoefektem vyrážejí elektrony z fotokatody. Takto vzniklé elektrony jsou pak přitahovány prstencovými urychlujícími a fokusačními elektrodami, na něž je připojeno vysoké kladné napětí

(postupně rostoucí až asi do 30 kV na anodě u výstupního scintilátoru). Tento elektro-optický systém, fungující jako spojná "elektrická čočka", vrhá elektrony na výstupní scintilátor (většinou ZnS:Ag), kde urychlené elektrony vytvářejí intenzivní záblesky. Takto vzniklý zmenšený, převrácený avšak velmi intenzivní obraz je pak snímán optickou TV videokamerou a (analogově) zobrazován na TV obrazovce, zesilovač obrazu se používá u skiaskopie;

- primární (přímá) digitalizace obrazu – DR (Digital Radiography) – detektory s přímou konverzí a nepřímou konverzí rentgenového záření – používané při skiografii i skiaskopii;
- sekundární (nepřímá) digitalizace obrazu – CR (Computed Radiography) – používané u skiografie.(38)

1.1.1.5 Artefakty v obraze

Na rentgenovém obraze se mohou objevit některé struktury jako artefakty, které nemají svůj původ v zobrazovaném předmětu. Ty by mohly vést ke špatné diagnostické informaci. Mohou být způsobeny nehomogenitami, defekty nebo nečistotami na fotografickém filmu či zesilovacích fóliích, nehomogenitami v detektorech flat-panelu, čtecím zařízením, paměťovou deskou či zpracováním. Vždy se musí zjistit příčina a zajistit její odstranění.

1.1.1.6 Biologické účinky

Z hlediska vztahu dávky a biologického účinku rozlišujeme dva základní typy: **stochastické** a **deterministické** účinky.(3)

Stochastické účinky

Mají pravděpodobnostní charakter, tzn. že z ozářeného souboru osob se **genetické poškození** či **nádorové onemocnění** vyskytuje náhodně s určitou pravděpodobností. Ta roste s dávkou. Předpokládá se, že vztah mezi dávkou a účinkem je převážně lineární bezprahový.(3)

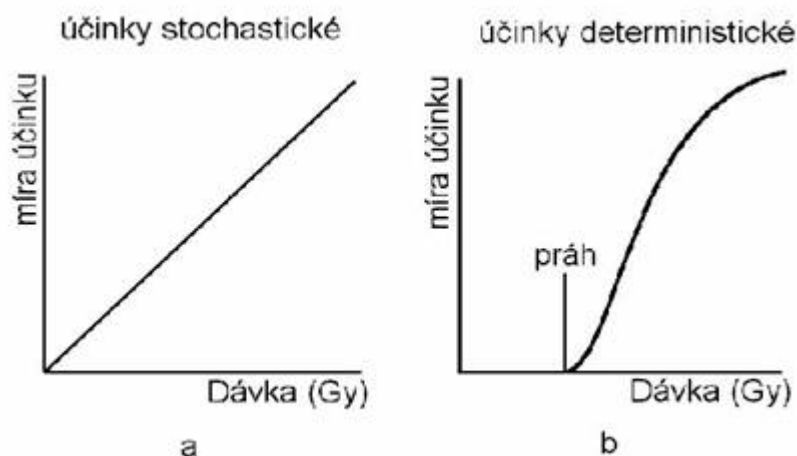
Deterministické účinky

Klinicky se projevují až po dosažení určité prahové dávky. Základním patogenním mechanismem v ozařované tkáni je snížení počtu buněk tzv. deplece buněk. Graf vztahu mezi dávkou a účinkem má esovitý tvar s počátkem určitého dávkového prahu.(3)

V ozařované tkáni je určitá funkční rezerva, proto nezpůsobuje zpočátku žádné funkční potíže. Až při vyšších dávkách dochází k somatickým potížím. Každá tkáň má jinou prahovou dávku závislé na radiosenzitivitě tkáně a funkční rezervě v tkáni.

Mezi deterministické účinky patří: **akutní nemoc z ozáření (ANO), akutní lokální změny, pozdní nenádorová poškození a poškození plodu in utero.**(3)

Obr.6 Grafické vyjádření vztahu dávky a účinků a) stochastických b) deterministických
(3)



Z hlediska radiační ochrany je nutné vyloučit deterministické účinky a míru stochastických účinků snížit na maximální možnou míru (Vyhláška č. 307/2002 Sb., O radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů).(1)

Výchozí veličinou pro hodnocení biologických účinků ionizujícího záření je dávka záření (absorbovaná dávka). Absorbovaná dávka je podíl střední sdělené energie, kterou předá ionizující záření látce o hmotnosti této látky. Jednotkou je Gy.

Lékařské ozáření jednotlivých osob musí být odůvodněno očekávaným individuálním zdravotním prospěchem pro pacienta. Za lékařské ozáření osob zodpovídá jak indikující lékař, tak aplikující odborník, tedy radiologický asistent.

1.1.1.7 Užití v radiodiagnostice

Příklady indikací k vyšetření jednotlivými přístroji:

Skiagrafické RTG přístroje:

Přístroje stacionární pro základní snímkování:

- kosti, klouby – traumata, degenerativní změny;
- nitrohruční orgány – pneumotorax, nádory a záněty plic, pohrudnice, mediastina;
- v oblasti břicha – náhlé příhody břišní, průkaz cizích těles;
- v oblasti hlavy – traumata, nádory, záněty ;
- pojízdné – snímkování pacienta na lůžku odd. ARO, JIP – nejčastěji snímkování srdce a plic.

Mamografické přístroje – mamografický screening, nádory, kontroly po operacích prsů, v případě vážného podezření na maligní proces není gravidita kontraindikací diagnostické mamografie.

Ortopantomografy – traumata, zánětlivé, nádorové změny v oblasti horní a dolní čelisti

Skiaskopické RTG přístroje:

Stacionární sklopné stěny: vyšetření zažívacího traktu, vylučovacího traktu.

Pojízdná C ramena: na operačních sálech během výkonu operace – implantace kovových náhrad u kolenních, kyčelních kloubů.

RTG zařízení pro angiografii slouží pro vyšetření cév – aterosklerotické změny na cévách, vyšetření cév srdečního svalu a jeho dynamiky, terapeutické výkony na cévách.(2,32)

1.1.2 CT přístroje

Dalšími přístroji, které využívají ionizujícího záření, jsou počítačové tomografy, zkr. CT z anglického Computed Tomography.

1.1.2.1 Úvod do historie

- v roce 1963 A. M. Cormack vytvořil teorii snímkování jednotlivých vrstev lidského těla a následně rekonstrukce obrazu pomocí výpočetní techniky;
- v roce 1972 na základě Cormackovy teorie G. N. Hounsfield zkonstruoval první klinicky použitelný výpočetní tomograf;
- v roce 1979 A. M. Cormack a G. N. Hounsfield získali Nobelovu cenu za medicínu;
- v roce 1987 byl zaveden konstrukční prvek pro kontinuální rotaci rentgenky (slip-ring technology);
- v roce 1989 zkonstruováno spirální CT.(7)

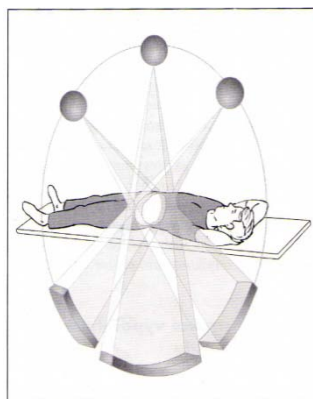
1.1.2.2 Fyzikální principy

CT je přístroj zobrazující anatomické struktury lidského těla v transverzálních rovinách s vysokou tkáňovou rozlišovací schopností. CT pracuje na denzitometrickém principu. Pomocí detekčního systému je změřen úbytek záření pohlcený prostředím mezi rentgenkou a detektorem.(9)

U většiny CT přístrojů se pohybuje systém rentgenka – detektory po kruhové dráze 360°.(9)

Z obr. 6 je patrný pohyb rentgenky a detektorů během skenování.(9)

Obr. 6 Schéma pohybu rentgenky a detektorů (9)



Zdroj záření - rentgenka pracuje s tvrdým zářením o napětí 120-140 kV. Musí být konstruována tak, aby byla maximálně odolná tepelně i mechanicky.

Detektory dopadající intenzitu záření přeměňují na elektrický analogový signál, úměrný velikosti dopadajícího záření. Po přeměně hodnot do digitální podoby se informace ve formě hrubých dat (raw data) předává ke zpracování obrazovému počítači. Pro detekci fotonů při CT se používají plynové nebo scintilační polovodičové detektory. Detektorové systémy jsou jednořadé, dvouřadé nebo multidetektorové. Detektorová soustava je tvořena sektorem detektorů, jejich citlivost výrazně ovlivňuje kvalitu výsledného obrazu a dávku pro vyš. Počet detektorů je kolem 1024. V recentních přístrojích jsou používány ultracitlivé keramické detektory pro analogový záznam a objevují se i přístroje s detekčním polovodičovým systémem typu plochého panelu (flat panel) pro přímý digitální záznam.(9)

Revoluční změnou byla konstrukce matrixového uspořádání detektorové soustavy. Detektory již nezaujímají stejnou plochu, ale tvoří pásy symetricky uspořádané kolem centrálního paprsku. Během jediné rotace až několik datových stop spojováním jednotlivých detektorových pásů podle zvolené kolimace.(9)

1.1.2.3 Hlavní části přístroje

Obr. 7 CT přístroj (27)



Technické řešení systému CT prošlo vývojem od původního Hounsfieldova jednodetektorového rotačně translačního systému (1.generace) přes vícedetektorový rotačně translační (2. generace) k plně rotačnímu systému rentgenka-sektor detektorů (3. generace). Slepou vývojovou řadou byl systém 4. generace s rotující rentgenkou a detektory po celém obvodu statické části gantry. Většina přístrojů užívaných v radiodiagnostice je tedy 3. generace.(9)

Hlavní části CT přístroje jsou zobrazovací soustava složená ze zdroje záření – rentgenky a detekčního systému, které jsou uloženy v gantry, vyšetřovací stůl, výpočetní systém, ovládací pult, záznamová zařízení a zdroj vysokého napětí.

Zobrazovací soustava, tedy rentgenka a systém detektorů se pohybuje v gantry pomocí slip-ring systému – klouzavých prstenců s kartáčovým povrchem z karbonových vláken. Zavedením tohoto systému došlo k odstranění kabeláže.

Gantry je vertikální část stativu, která je v základní poloze kolmá k úložné desce vyšetřovacího stolu. Lze ji sklápět v omezeném úhlu podél horizontální osy. V gantry je uložena rentgenka s krytem a chladicí systém, soustava detektorů a zařízení pro pohyb rentgenky a detektorů během expozice. Je zde také kolimační zařízení pro kolimaci jak svazku záření, tak detektorů. Ve středu gantry je kruhový otvor o průměru 50 - 70 cm, do něhož se zasouvá úložná deska vyšetřovacího stolu. Po celém obvodu otvoru v gantry je úzká štěrbina pro průchod záření. Vyšetřovací vrstva se musí ocitnout v úrovni této štěrbiny. Pro nastavení linie štěrbiny slouží optický kříž.(9)

Vyšetřovací stůl musí být z rentgentransparentního materiálu. Během vyšetření na něm leží pacient ve vodorovné poloze. Úložná deska je motoricky pohyblivá ve dvou směrech v dlouhé ose.

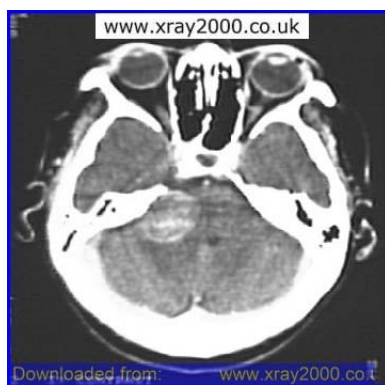
Výpočetní systém musí být vysoce výkonný. Řídící počítačový systém synchronizuje a koordinuje soubor funkcí celého zařízení. Do zobrazovacího počítačového systému přicházejí údaje v číselné podobě, potřebným matematickým výpočtem dochází ke zpracování a korekci. Přes digitálně analogový převodník absolutní číselné hodnoty převádí na relativní hodnoty odstínů šedi.(7,9)

Ovládací pult (konzole) CT přístroje je obslužnou a komunikační složkou, pomocí které se zadávají základní podmínky vyšetření. Klávesnice ovládacího pultu je obdobná jako u běžných počítačů doplněnou o další speciální povelová tlačítka. Jsou zde i signalizační zařízení. Obslužný pult je napojen na dokumentační složky, může být propojen i s vyhodnocovacím pultem.(7,9)

1.1.2.4 Vznik obrazu

Pomocí tzv. Fourierovy transformace se vyhodnotí míra celkového zeslabení záření v jednotlivých bodech prostoru, vytvoří se matice bodů (matrix) – tzv. pixelů (picture element). Ve skutečnosti ale odpovídají hranolům, jejichž výška je dána kolimací svazku, ty nazýváme voxely (volume element). Míra zeslabení záření v daném bodě prostoru je tzv. denzita. Denzita v prostoru je definována pomocí stupnice šedi, Hounsfieldovy stupnice, jednotkou je Hounsfieldova jednotka. Z relativních hodnot odstínů šedi vzniká na obrazovce monitoru viditelný obraz. Hounsfieldova stupnice je úsečka, která je rozdělená na 4096 stupňů. Hodnotě -1000 HU odpovídá hodnota denzity vody, hodnotě +3096 HU kovy. Denzity jednotlivých tkání leží v rozpětí -1000 HU až +3096 HU. Zobrazení celého intervalu denzity, tedy stupňů šedi, by nezobrazilo struktury lidského těla kvalitně, lidské oko rozezná pouze cca 16 stupňů šedi, proto se používá tzv. okénko – Windows, tedy podinterval z Hounsfieldovy stupnice a jemu se přidělí celá stupnice šedi. Okénko je charakterizováno středem okna (center – C) a šíří okna (Width – W). Tímto se zviditelní jednotlivé struktury tkání rozdílné denzity. Základní je plicní okno, měkkotkáňové, mozkové supratentoriální, mozkové infratentoriální, spinální a kostní. Zvolením vhodného okna je nutné pro správné hodnocení vyšetřované tkáně. (9)

Obr. 8 CT obraz mozku (35)



Obr. 9 CT obraz břicha (35)



Kvalita obrazu je dána prostorovým rozlišením (tzv. rozlišení ve vysokém kontrastu) a rozlišením kontrastu (tzv. rozlišením v nízkém kontrastu), kvalitou přístroje a také pacientem.(9)

Prostorové rozlišení je dáno nejmenší vzdáleností dvou bodů, při které ještě nesplynou v jediný bod, vyjadřuje se v počtu párů čar na 1cm. CT přístroje dosahují prostorového rozlišení zhruba 0,5mm. U spirálního CT přístroje je kvalita prostorového rozlišení dána také volbou parametru pitch.(9)

Rozlišení kontrastu je míra odlišení objektu či struktury od svého okolí. Je dána obrazovým kontrastem – relativním rozdílem hodnot stupňů šedi mezi objektem a okolím, ale také velikosti samotného objektu. Např. malé objekty rozpoznáme pouze tehdy, je-li kontrast mezi objektem a okolím dostatečně velký.

Parametry vyšetřovacího protokolu dělíme na primární a sekundární.

Primární:

Expozice - platí, že zatímco hodnota napětí ovlivňuje výsledný obraz jen minimálně, nastavení hodnot mAs zásadně ovlivňuje kvalitu výsledných axiálních obrazů. Obvyklé hodnoty napětí pro vyšetření výpočetní tomografií jsou 120 - 140 kV. Tvrdší záření má vyšší penetraci a omezuje tak tvorbu artefaktů z utvrzení záření, především při vyšetření, kdy je v oblasti zájmu kov. Nastavení vyššího napětí snižuje max. přípustnou hodnotu nastavení proudu. Nastavení proudu lze bezprostředně ovlivnit míru kvantového šumu, který zatěžuje zobrazení snížením rozlišovací schopnosti. Hlavní roli zde hrají dva zásadní faktory: 1. tepelná zatížitelnost rentgenky nedovoluje libovolné nastavení mAs (omezuje je na určitou možnou úroveň) a 2. citlivost detektorů nepřímo úměrně ovlivňuje velikost potřebného proudu při zachování stejné kvality obrazu. Pro moderní typy přístrojů se pro helikální vyšetření volí hodnoty do 250mAs, pro incrementární až do 400mAs. Vyš. v tenké vrstvě pro HRCT plic, dále při screeningu bronchogenního karcinomu, při vyš. VDN a v pediatrických indikacích je nutno provádět se snížením hodnoty proudu ke 100mAs, případně i do obl. kolem 60mAs, z důvodu snížení expoziční dávky. Tato technika snížené dávky je v angl. nazývána low-dose technique.

Kolimace – hodnoty kolimace se pohybují od 0,5 - 10,0 mm. Kolimaci volíme s ohledem na rozměry vyš. struktury, čím menší objekt chceme vyšetřit, tím menší šíři kolimaci použijeme. Kolimace od 0,5 - 1,0 mm jsou vhodné pro HRCT plic a skeletu a pro CTA mozkových tepen, kolimace nejvyšší pro přehledná vyšetření hrudníku a břicha. Kolimace udává přímo šíři zobrazené vrstvy.

Rotační perioda - rotační perioda je doba, za kterou se systém rentgenka a detektorová soustava otočí o 360 úhlových stupňů. Krátká perioda je vhodná pro vyš. rychle se pohybujících struktur, jako je ascendentní aorta, srdce, a nitrosrdční struktury a dále u neklidných pac. V současné době se nejkratší doba periody rotace používá 500ms. Perioda zobrazení je doba, za kterou jsou pořízena data pro jediný axiální obraz.

Rychlost posunu stolu – je důležitým parametrem pouze u *helikálního* vyšetření. Poměr rychlosti posunu stolu a kolimace dává hodnotu, kterou nazýváme pitch, neboli stoupání. (jako u metrického závitu šroubu). Znamená to, že posune-li se vyšetřovací stůl o 10mm při kolimaci 10mm, je pitch roven 1. Při posunu stolu o 20mm, při kolimaci 10mm je pitch faktor 2. Obvyklé hodnoty jsou od 1 - 24, hodnoty nad 3 se používají u vyšetření multidetektorovým CT. U jedno a dvoudetektorových tomografií kvalita zobrazení při stejné expozici klesá přibližně po hyperbole, u MDCT přístrojů je v důsledku překrývání datových stop křivka kvality zobrazení v oblasti hodnot stoupání 3 a 6 tvoří dva vrcholy. Vyšší hodnoty pitch zkracují celkovou dobu vyš. a snižují periodu zobrazení, umožňují vyš. neklidných nemocných a pohybujících se struktur. Dále se při vyšším faktoru stoupání zužuje tzv. efektivní šíře vrstvy, tedy vrstvy ostře zobrazené tkáně. Např. pro efektivní šíři vrstvy 2,5 je nutná kolimace 3,2 u faktoru stoupání 1, u faktoru 1,7 je nutná kolimace jen 2,7.(9)

Sekundární:

Matrix - udává počet bodů matice, kterou je tvořen axiální obraz. Při rekonstrukci obrazu je primární matice transformována na tzv. přepočítávanou matrix. Čím jemnější je použita, tím má axiální obraz za použití optimální expozice větší geometrickou rozlišitelnost. V současné době jsou používány přepočítávané matrix od 340 – 1024 bodů.

Velikost zobrazovaného pole – field of view – důležité je správné zvolení prostoru pro sběr dat – objekt by měl optimálně využívat prostor kruhu o zvoleném poloměru, aby byly body matrix využity na vlastní objekt zájmu, nikoli na okolní prostor či nezajímavé struktury. Takto je možno optimalizovat prostorové rozlišení, protože struktur objektu je možno popsat až od velikosti 2x2 pixely. Zvolením příliš velkého scanovaného prostoru má za následek zvětšení velikosti pixelu a snížení rozlišovací schopnosti.

Rekonstrukční algoritmus – filtr, kernel – pro tkáň, jejichž denzity tvoří spojité spektrum, jako jsou plicní a kostní tkáň, se používají algoritmy se zvýrazněním přechodů denzit, tzv. vysokofrekvenční – high spatial frequency algorithm. Takovéto algoritmy jsou vhodné pro vyš. s vysokou rozlišovací schopností – HRCT plic a kosti skelní. Měkkotkáňové algoritmy se používají pro vyšetření krku, mediastinu a dutiny břišní. Označují se jako nízkofrekvenční – low spatial frequency algorithm. Pro vyš. plic a mediastinu je výhodné, je-li možno uložit a zpětně s jiným algoritmem rekonstruovat hrubá data zvláště pro plicní parenchym a pro mediastinum. Některé stanice jsou schopny zvýraznění denzitních přechodů měnit i pomocí postprocessingového nástroje.

Překrývání vrstev – rekonstrukční increment – parametr, který je vlastní helikálnímu vyšetření, ale lze jej použít i pro incrementální vyš. Celá matice dat z vyšetřené objemu je počítačem následně rekonstruována do jednotlivých obrazů. Rekonstrukční increment udává, o kolik se jednotlivé obrazy překrývají. Máme-li kolimaci 10mm, rekonstrukční increment 8 mm, překrývají se jednotlivé obrazy o 2mm. Tento parametr spolu se zvolenou kolimací zásadně ovlivňuje rozlišení v ose Z.(9)

1.1.2.5 Artefakty v obraze

Jsou to nežádoucí obrazy, které neexistují ve vyšetřovaném objektu. Zdrojem artefaktů při CT vyšetření může být zvolená technika nebo pacient.(10)

Artefakty v CT obraze jsou artefakty z utvrzování záření (beam hardening artifacts), efekt částečného objemu (partial volume effect), aliasing effects, pohybové artefakty.(10)

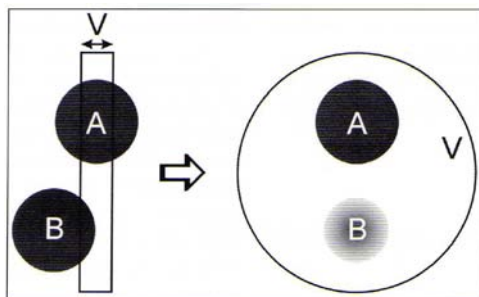
Artefakty z utvrzování záření vznikají z předmětů s vysokou denzitou, kde příčinou je pohlcení měkkých složek záření za předmětem s vysokou denzitou, to má za následek dopad menšího množství záření na detektory než z ostatních oblastí jako například denzní kostní struktury (zadní jáma lební), z kovových předmětů cévní klipy, plomby, můstky v ústech, náušnice, u pacientů ve vážném stavu pak peány, kovové části dýchacích přístrojů, které procházejí otvorem v gantry. Vytvářejí ve skenech hyperdenzní a hypodenzní pruhy.(10)

Obr. 10 Artefakt vzniklý z levé náušnice (10)



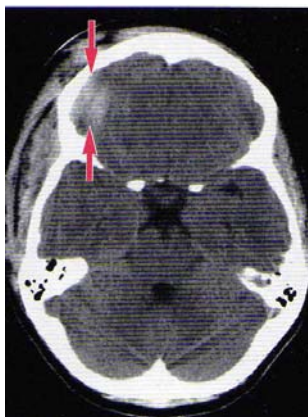
Efekt částečného objemu vzniká tehdy, pokud leží ve stejném voxelu tkáň s rozdílnou denzitou, je výsledná denzita jejich průměrem. Na obr.11 jsou vlevo kulaté stejně velké objekty se stejnou denzitou zasahující úplně (A) a částečně (B) do zhotovené vrstvy (V). V pravé části je pak jejich obraz na zhotoveném skenu. Obraz A má správnou denzitu i velikost a obraz B je menší s nižší denzitou. (10)

Obr. 11 Schéma efektu částečného objemu (10)



Na obr. 12 je šipkami znázorněna hyperdenzní oblast, o které se nelze jednoznačně vyjádřit, zda se jedná o artefakt či prokrvácené ložisko. Odpověď dají vždy doplňující řezy.

Obr. 12 Artefakt či prokrvácené ložisko (10)



Aliasingové artefakty vznikají v pozadí. Aliasingový efekt se snižuje větším počtem detektorů a zmenšením rozteče mezi detektory.

Pohybové artefakty jsou způsobeny pohybem pacienta. Ve skenu vytváří rovnoběžné linie. (10)

1.1.2.6 Biologické účinky

Biologické účinky ionizujícího záření byly zmíněny již v kapitole 1.1.1.6. V této kapitole uvedeme vliv faktorů na celkovou absorbovanou dávku pro pacienta při CT vyšetření. CT vyšetření zatěžuje pacienta značně vyšší dávkou než skiagrafické vyšetření.(9)

Celková absorbovaná dávka je závislá na několika faktorech. Především hodnota **proudu** a hodnota **napětí** použitá k expozici, **doba jedné rotace**, **kolimace** a **počet rotací** detekční soustavy.(9)

Základním ukazatelem je dávkový CT index (CTDI), který ukazuje rozložení dávky kolem kolimované vrstvy záření, tedy profil v ose Z zobrazení.

$$\text{CTDI computed tomography dose index: } \text{CTDI} = N^{-1} \times T^{-1} \times \int_{-T}^{+T} D(z) dz.$$

Z - poloha v ose kolmé na rovinu tomografického řezu

D(z) – dávka v poloze Z

T – nominální kolimace

N – počet řezů na jednu expozici (rotaci)

Zjednodušeně lze říci, že snížit dávku během CT vyšetření lze snížením hodnot napětí, proudu, kolimace (za podmínek skokového vyš.), počtu rotací detekční soustavy.(9)

1.1.2.7 Užití v radiodiagnostice

V dnešní době se CT vyšetření stává rutinní zobrazovací metodou.

Příklady indikací k CT vyšetření (7):

- oblast **mozku** – podezření na organické postižení, trauma;
- turecké sedlo – podezření na intraselární, juxtaselární postižení;
- skalní kost – trauma, vrozené vady, zánětlivá a nádorová postižení;
- očníce – trauma, exoftalmus, endokrinní orbitopatie;
- vedlejší dutiny nosní – trauma, nádory dutiny nosní;
- **páteř, páteřní kanál** – trauma, stenóza páteřního kanálu, nádorové a zánětlivé procesy;
- **hrudník** – tumory mediastina, pleury, ložiskové i infiltrativní postižení, bronchogenní karcinom, aorta, trauma;
- **břicho a retroperitoneum** – zánětlivé či nádorové procesy, tupé abdominální trauma;
- **rektosigmoideum** – kolorektální karcinom;
- CT angiografie u spirálních CT přístrojů – stenózy tepen.

Absolutní kontraindikace vyšetření CT nemá, pouze relativní kontraindikací je těhotenství.

1.2 Přístroje využívající silného magnetického pole

Přístroj, který využívá ke své hlavní funkci silného magnetického pole, se nazývá **magnetická rezonance** (MR,MRI).

MR přístroj obsluhuje radiologický asistent.

1.2.1 Magnetická rezonance

1.2.1.1 Úvod do historie

- v roce 1938 Američan I. I. Rabi a jeho spolupracovníci experimentálně prokázali, že chování atomů stříbra uspořádaných do tenkého atomárního svazku a vystavených účinkům vnějšího magnetického pole je závislé na jejich jaderném spinu;
- v roce 1944 byla za rezonanční metodu k registraci magnetických vlastností atomových jader I. I. Rabimu udělena Nobelova cena;
- v roce 1946 Němec F. Bloch a Američan E. M. Purcell provedli první úspěšné pokusy s nukleární magnetickou rezonancí (NMR) u vzorků pevných látek a kapalin. V roce 1952 obdrželi Nobelovu cenu.

V následujících letech se metoda magnetické rezonance stala nenahraditelnou při přesném stanovování struktury chemických látek. V roce 1991 švýcarští chemici Richard Ernst a v roce 2002 Kurt Wüthrich získali Nobelovu cenu za rozvinutí neobyčejně přesné spektroskopie založené na nukleární magnetické rezonanci.(36)

- Na začátku 70. let P. Mansfield objevil, jak signály z magnetické rezonance matematicky analyzovat a P. Lauterbuovi se podařilo rozpracovat způsob, jak data získaná touto metodou převést do dvoudimenzionálních průřezů;
- v roce 1972 R. Damadian poprvé navrhl využít nukleární magnetickou rezonanci jako tomografickou zobrazovací metodu části lidského těla;

- v roce 1973 americký chemik P. C. Lauterbur získal první MR obraz řezu dvou trubic naplněných vodou;
- v roce 1974 J. M. S. Hutchinson a P. C. Lauterbur vytvořili první MR obraz řezu laboratorní myši;
- v roce 1976 britský fyzik P. Mansfield a A. A. Maudsley získali první obraz lidského prstu;
- v roce 1977 R. Damadian publikoval první MR obraz lidského hrudníku;
- do klinické praxe byla magnetická rezonance uvedena v roce 1982;
- v roce 2003 P. Lauterbur a P. Mansfield získali za svou práci Nobelovu cenu.(36)

1.2.1.2 Fyzikální principy

K tomu, abychom pochopily princip MR, je potřeba se zmínit o základních fyzikálních principech, které jsou pro podstatu funkce MR přístroje velmi důležité.(36)

Atomová jádra se skládají z nukleonů, tj. protonů a neutronů. Neutrony jsou částice elektricky neutrální. Protony mají kladný náboj a rotují neustále kolem své vlastní osy – tento pohyb se označuje jako tzv. **spin**. Jako každá pohybující se nabitá částice vytváří kolem sebe magnetické pole tzv. **magnetický moment**. Pokud má jádro sudý počet protonů, spojí se svými opačnými póly k sobě, čímž se jejich magnetické momenty navzájem vyruší a jádro se navenek chová nemagneticky. Pro MR zobrazování lze využít pouze jádra s lichým počtem protonů-mají jeden nukleon nepárový, který zajišťuje, že si jádro zachovává svůj magnetický moment a k okolí se chová magneticky. Typickým zástupcem je atom vodíku ^1H , který má jediný proton v jádře. V lidském těle, které je z více jak 60 % složeno z vody, je proto ideálním objektem využitelným pro MR zobrazování. Dalšími příklady atomů s lichým počtem protonů jsou ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na .(36)

Za normálních okolností je orientace rotačních os protonů ve tkáni zcela nahodilá, magnetické momenty jednotlivých atomových jader se navzájem ruší a tkáň se navenek chová nemagneticky.(36)

Vystavíme-li vyšetřovanou tkáň vlivu silného magnetického pole, uspořádají se všechny protony svými rotačními osami rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Část z nich se uspořádá do polohy **paralelní** s vektorem magnetického pole, druhá část, do polohy opačné o 180°, energeticky náročnější, tzv. **antiparalelní**. Protože paralelních je vždy o něco více než antiparalelních, vykazuje tkáň **úhrnný magnetický moment**, tato vlastnost je jedním ze základních principů MR. (Při stejném počtu paralelních a antiparalelních protonů by se úhrnný magnetický moment vyrušil.)

Nadpočet paralelních protonů způsobuje ve tkáni vznik vektoru podélné magnetizace. Protony v silném magnetickém poli si zachovávají svůj rotační pohyb - spin, ukazují také ještě jeden druh pohybu, tzv. **precesi**, což je rotační pohyb rotujícího protonu po pomyslném plášti kužele. Názorným příkladem je dětská hračka - "káča", která se otáčí kolem své osy a naklání se plynule na všechny strany, aniž by se převrhla.

Frekvence tohoto precesního pohybu, tzv. **Larmorova frekvence** je vyjádřena matematickým vztahem:

$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$, kde ω_0 je Larmorova frekvence precesního pohybu v Hz, případně v MHz;

γ je gyromagnetická konstanta pro vodíková jádra 42,577 MHz/T;

B_0 je intenzita magnetického pole v T.

Dosadíme-li do rovnice hodnotu intenzity statického magnetického pole 1,5 T, vyjde nám hodnota Larmorovy frekvence 63,867 MHz.

K tomu, abychom mohli změřit velikost magnetického momentu ve tkáni, která je velmi malá ve srovnání s velikostí magnetického momentu vnějšího magnetického pole, (magnetický moment vyšetřované tkáně je rovnoběžný s magnetickým momentem vnějšího magnetického pole a je v jeho zákrytu), potřebujeme změnit jeho směr.(36)

Této změny směru docílíme tím, že dodáme zvnějšku protonům pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického impulsu, tzv. radiofrekvenčního impulsu, tento impuls se srazí s protonem a předá mu svou energii, tím dojde k jeho vychýlení (excitaci), změně směru vektoru, dlouhá osa protonu se vychýlí o $90^\circ - 180^\circ$. Frekvence radiofrekvenčního impulsu musí být shodná s frekvencí precese protonů (Larmorova frekvence), jinak by protony dodanou energii nepřijaly. Tento fyzikální jev se nazývá **rezonance**. Vlivem RF impulsu začnou také protony vykonávat precesi synchronně (ve fázi), jejich magnetické momenty jsou pak v jednom směru. (Do této doby vykonávaly protony precesi okolo siločar vnějšího magnetického pole zcela nezávisle na sobě. Důsledkem bylo, že v rovině kolmé na průběh siločar se jejich magnetické momenty vyrušily.)

Dochází ke snížení podélné magnetizace a naopak transversální precesní pohyb se začne zvětšovat, je synchronní a dochází tím k tzv. **příčné magnetizaci**.(18)

Podélná magnetizace, která byla před tím utlumena, se po přerušení RF signálu vrací do normálu a doba, za kterou se to stane, se nazývá **relaxační čas T1**, někdy označován jako spin-mřížka. Protože se jedná o exponenciální děj, který teoreticky trvá nekonečně dlouhou dobu, je relaxační čas T1 definován jako doba potřebná k tomu, aby vektor podélné magnetizace získal zpět 63 % své původní velikosti.(18)

Po přerušení RF impulsu se protony přestávají pohybovat synchronně - ve fázi, dojde k její ztrátě až vymizení. Rychlost tohoto děje je nazvána **relaxačním časem T2** a je definován jako doba, za kterou příčná relaxace klesne na 37% své původní hodnoty.

Energie, kterou proton při relaxaci vydává, je ve formě radiofrekvenčního vlnění, je detekována cívkami (speciálními přijímacími anténami-povrchovými cívkami) jako rezonanční signál nazvaný FID (free induction decay), který se postupně plynule snižuje, převede se na energii elektrickou. Ta se dále počítačově zpracuje a po složité matematické operaci tzv. **Fourierově transformaci** tvoří bod výsledného obrazu, nese informaci o funkčnosti a struktuře tkáně. (18)

1.2.1.3 Hlavní části přístroje

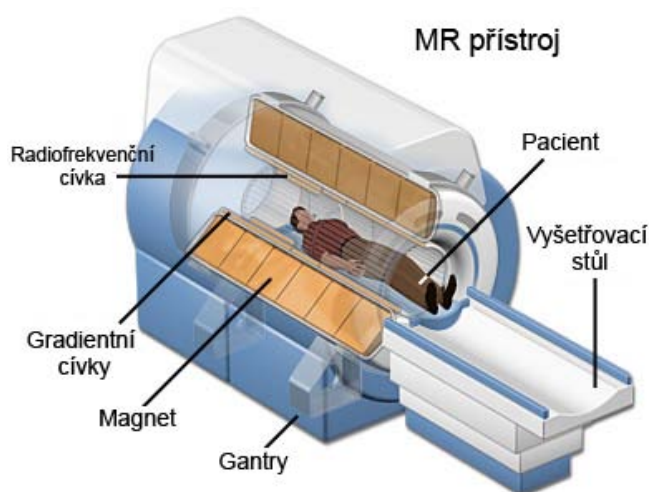
Obr. 13 Přístroj magnetická rezonance (28)



Přístroj pro magnetickou rezonanci se skládá z těchto částí (18):

- homogenní stacionární magnet B_0 s napájecím a chladícím zařízením, jehož součástí je i korekční magnetický systém na zlepšení homogenity B_0 ;
- gradientní cívky a jejich elektrické zdroje;
- volumové cívky;
- vyrovnávací cívky;
- povrchové cívky;
- vysokofrekvenční a magnetické stínění pro ochranu přijímacího systému od elektrického šumu z okolí;
- ovládací konzole a softwarové vybavení počítače na zpracování signálu, archivaci a rekonstrukci obrazu;
- vyšetřovací stůl v magnetu přístroje;
- doplňky (např. monitoring EKG, dýchání).

Obr. 14 Schéma MR přístroje (30)



Homogenní stacionární magnet B_0 se podle *síly magnetického pole* dělí na přístroje (18):

- do 0,2 T velmi nízké (ultra low field);
- do 0,3 T nízké (low field);
- od 0,5-1,0 T střední (mid field);
- od 1,0-4,0 T vyšší (high field).

Nejpoužívanějším typem přístrojů jsou nyní 1,5 T přístroje, které umožňují veškeré druhy vyšetření.

Výhody přístrojů s nízkým magnetickým polem:

- jednodušší instalace a provoz zařízení - není nutné složité a nákladné ochranné stínění;
- nižší pořizovací náklady.

Nevýhody přístrojů s nízkým magnetickým polem:

- horší kvalita obrazu (nepříznivý poměr signál/šum);
- poměrně dlouhá doba jednotlivých sekvencí.

Výhody přístrojů s vyšším magnetickým polem:

- lepší poměr signál/šum;
- přístroje nad 1,0 T umožňují veškeré typy vyšetření.

Nevýhody přístrojů s vyšším magnetickým polem:

- vyšší pořizovací náklady;
- větší zahřívání tkání;
- větší riziko z přítomnosti ferromagnetických materiálů v těle pacienta nebo v okolí magnetu.

Podle konstrukce se homogenní stacionární magnet B_0 dělí na zařízení s (36):

- rezistentním odporovým magnetem;
- permanentním magnetem;
- supravodivým magnetem.

Rezistentní magnety jsou klasické elektromagnety, tzn. duté měděné vodiče (případně s železným jádrem), kterými protéká elektrický proud o velké intenzitě, kolem kterých dochází k indukci magnetického pole. Uvnitř vodičů cirkuluje voda sloužící ke chlazení, protože se průchodem proudu silně zahřívají. Jeho nevýhodou při svém provozu je spotřeba velkého množství elektrické energie. Tento typ magnetu je určen pro přístroje s nižším magnetickým polem. Jeho výhodou je, že může být krátký a otevřený, proto je vhodný k vyšetření osob trpících klaustrofobií, k vyšetření dětí nebo k navigaci intervenčních výkonů.(18)

Permanentní magnety jsou složeny z ferromagnetických slitin (Fe, Co, Ni). Výhodou jsou nižší pořizovací náklady, ke svému provozu nepotřebují elektrický proud, chladí se pomocí klimatizace a poskytují lepší tkáňový kontrast oproti supravodivým magnetům. Jejich nevýhodou je max. dosažení intenzity magnetického pole 0,3 T a neumožňují dosáhnout takové rozlišovací schopnosti.(18)

Supravodivé magnety jsou permanentní typy magnetů založené na principu supravodivosti, kdy při nízké teplotě (-269°C) je ve vodiči minimální elektrický odpor. Této nízké teploty je dosaženo ponořením magnetu do kapalného helia. Čerpadla umožňují pravidelnou cirkulaci helia, která se po odpaření znovu zkapalňuje. Nutností je ale výměna 1x ročně, z čehož vyplývají vysoké provozní náklady. To je vyváženo vysokou rozlišovací schopností.(18)

Gradientní cívky a jejich elektrické zdroje: tři gradientní cívky (gradient coils) vytvářejí přídatná magnetická pole – gradienty, umožňují získat prostorovou informaci o rozložení a vlastnostech protonů ve vyšetřovaných tkáních ve všech třech osách, usměrňují obraz do třech základních rovin a rovněž určují tloušťku jednotlivých vrstev. Magnetická indukce těchto cívek je 100x menší než síla B_0 . Během vlastního vyšetření se vlivem vznikajících elektromagnetických sil prudce pohybují vůči svým ukotvením a jsou tedy zdrojem hluku, který MR vyšetření provází.

Volumové cívky (volume coils) obkružují celé tělo pacienta. Slouží jako vysílač elektromagnetických impulsů excitujících protony z paralelního do antiparalelního postavení. Současně pracuje také jako přijímač signálů vycházejících z vyšetřovaných tkání o velkém objemu – slouží tedy jako **celotělová** cívka (whole-body coil), je ale relativně daleko od povrchu těla.(36)

Vyrovnávací cívky (shim coils) slouží k vyrovnání nehomogenity magnetického pole. Homogenita magnetických polí je základem kvality MR zobrazení vyšetřovaných struktur.

Vyrovnávací, volumové a gradientní cívky jsou integrální součástí MR zařízení (nejsou tedy vidět), je možné je spatřit pouze při demontáži zařízení.

Povrchové cívky (surface coils) se přikládají přímo k vyšetřovaným částem těla, podle kterých jsou speciálně vytvářeny, zlepšují tedy kvalitu výsledného obrazu. S nimi obsluha manipuluje při každém vyšetření. Slouží jako přijímače signálů vycházejících z vyšetřovaných tkání. Skládají se ze závitů vodiče (Cu,Ag) ve kterých se indukuje proud o velikosti jen několika mikrovoltů. Tyto minimální signály se dále zesilují (asi 1000x), mění se jejich frekvence z MHz do kHz oblasti, digitalizují se pomocí analogo-digitálního převodníku a převádí do počítač. Kromě dobré vodivosti je důležitá i jejich geometrie. Závity musí naléhat co nejbližší povrchu vyšetřované části těla, aby cívka zachytila i slabší signály z hloubky objektu.

Nejpoužívanější typy povrchových cívek:

- hlavová cívky - head coil k vyšetření mozku a hlavy;
- krční cívka - cervical spine coil k vyšetření krční páteře;
- speciální cívka pro vyšetření krku a hlavy zároveň;
- spine coil k vyšetření hrudní a bederní páteře v délce 30-35 cm;
- speciální cívka k vyšetření ramenního kloubu – shoulder coil;
- speciální cívka k vyšetření kolenního kloubu - knee coil;
- speciální cívka k vyšetření zápěstí - wrist coil;
- speciální cívka k vyšetření břicha a hrudníku wrap around coil;
- endorektální cívka k vyšetření rekta a prostaty;
- prsní cívka (mono- i bimamární);

- phased array coils je skupina za sebou navázaných povrchových cívek umožňující zachytit delší úsek např. celé páteře.

Povrchové cívky jsou relativně drahé a při nepatrném zacházení může snadno dojít k jejich poškození a tím k prudkému zhoršení kvality zobrazení. Ke zhoršení MR obrazu vede i její asymetrické uložení k vyšetřované části těla, kdy je cívka příliš vzdálena od jeho povrchu.(36)

Vysokofrekvenční a magnetické stínění: magnetické pole je v okolí stacionárního magnetu ve tvaru silokřivek, jeho intenzita klesá s třetí odmocninou vzdálenosti. Magnetické pole se šíří nejen horizontálně, ale i vertikálně do jiného podlaží.(18)

MR pracoviště musí být velmi důkladně stíněno z důvodu toho, že magnetický signál z vyšetřované části těla je velmi slabý a došlo by k jeho rušení elektronickými přístroji v okolí MR pracoviště. Dalším důvodem je to, že naopak okolní elektrické přístroje mohou být vážně narušeny z impulsů a magnetického pole MR přístroje.

Druhy stínění (18):

- pasivní - Farradayova klec - tvořeno silnými pláty z dobře vodivého materiálu (oceli a mědi) v okolí stacionárního magnetu;
- aktivní - v okolí MR přístroje jsou rozmístněny cívky, které vyrábějí magnetické pole v opačném směru a tím výrazně tlumí jeho účinnost.

Ovládací konzole je základním komunikačním prostředkem mezi obsluhujícím personálem a MR zařízením. Slouží k řízení a kontrol činnosti celého zařízení a je přímo spojena s řídícím počítačem.(18)

Má tyto funkce: vstup administrativních dat, příprava vlastního vyšetření, zadávání parametrů jednotlivých sekvencí, vyhodnocování obrazu včetně dalších manipulací s obrazovými daty (postprocessing), archivace obrazových informací, odesílání obrazů do sítě PACSu.

Vyšetřovací stůl v magnetu přístroje je obdobný jako u CT přístroje, je však zkonstruován z neferromagnetických prvků.

Doplňky: pro některé druhy MR vyšetření jsou nezbytná nejrůznější zařízení. Nejpoužívanějším jsou zařízení pro monitoraci dechu a srdce, která slouží hlavně při vyšetřování srdce.(18)

1.2.1.4 Vznik obrazu

Většina vyšetřovacích sekvencí je založena na opakované aplikaci radiofrekvenčních impulsů. Čas mezi dvěma excitačními 90^0 radiofrekvenčními impulsy se nazývá **repetiční čas TR** (Time to Repeat). Čas echa **TE** (Time to Echo) je doba, která plyne od 90^0 radiofrekvenčního impulsu do vzniku echa. Echem označujeme příjem signálu po vyslání 180^0 impulsu.(29)

T1 vážený obraz je charakterizován krátkým TE a krátkým TR.

T2 vážený obraz je charakterizován dlouhým TE a dlouhým TR.

Proton denzitní vážený obraz je charakterizován krátkým TE a dlouhým TR. Obraz závisí na počtu (hustotě) protonů vodíků v zobrazované tkáni. Je součástí T2 sekvence.

MR signál ovlivňuje (29):

- protonová hustota (hustota jaderných spinů);
- T1 relaxace;
- T2 relaxace;
- proudění spinů (krev v cévách);
- difúze spinů (Brownův pohyb hlavně v extracelulárním prostoru);
- perfúze spinů (mikrocirkulace v kapilárách).

Použitelný MR obraz získáme volbou měřicí sekvence, nejčastější je sekvence **spin-echo**. Signál spinového echa vznikne rozfázováním a znovu zřázováním spinů příčné magnetizace. Signál spinového echa můžeme ovlivnit přidáním dalšího radiofrekvenčního impulsu, což je sekvence typu IR, **Inversion Recovery**, kdy se používá obráceného postupu při používání impulsů, nejdříve 180^0 , a potom 90^0 . IR se používají hlavně v sekvencích s potlačením intenzity signálu určitých tkání. Tyto potlačené struktury jsou pak v obraze výrazně hypo- až asignální (černé).(29)

U spin-echové sekvence je **T1 vážený obraz** charakterizován krátkým TE, např. 20 ms a krátkým TR, např. 500 ms. Nazývá se krátká SE. Tekutina (likvor, moč, žluč) je ve výsledném obraze tmavá, hyposignální. Tuk je bílý, hypersignální. Solidní tkáně (např. mozek) světlejší, lehce hypersignální. Kalcifikace, proudící krev, kompakta je asignální.(29)

T2 vážený obraz je charakterizován dlouhým TE, např. 90 ms a dlouhým TR, např. 2000 ms. Tekutina (likvor, moč, žluč) je bílá, hypersignální. Tuk je šedý, izo- až hyposignální, solidní tkáně jsou tmavé, hyposignální. Kalcifikace, proudící krev, kompakta je asignální.(29)

U proton – denzitních obrazů je tekutina spíše tmavě šedá, tkáně s vyšším obsahem vody (např. šedá hmota mozková) tmavší než ostatní (např. bílá hmota mozková). Používají se zejm. u vyšetření mozku a velkých kloubů.(29)

V praxi jsou důležité dvě sekvence, tzv. **STIR** a **FLAIR**. STIR sekvence jsou na potlačení intenzity signálu tuku. Používá se zejm. v diagnostice muskuloskeletárního systému, kdy na pozadí černého tuku vyniknou patologická ložiska obsahující velké množství vody. FLAIR sekvence jsou na potlačení intenzity signálu vody. Používají se převážně v diagnostice mozkových patologií, např. v diagnostice roztroušené sklerózy.(18)

Další sekvencí je **gradientní echo**, při kterém se používá sklápěcí úhel menší než 90° (10° , 30° , 50°), což zkracuje dobu měření. (18)

Výběr vrstvy ovládají gradientní přídavné cívky, které usměrní tok do třech rovin x, y, z, tedy do roviny transverzální, koronární a sagitální. Tloušťka vrstvy se mění změnou velikosti gradientu nebo změnou šířky pásma. Na tenké vrstvy jsou potřeba silné gradienty.(18)

Informaci o prostorovém zastoupení ve vrstvě dostaneme pomocí prostorového kódování signálu.(18)

K – prostor je matice všech možných signálů, kterou složitou Fourierovou transformací změníme v obraz. Fourierova transformace libovolný signál rozloží do řady frekvencí. Kódování se děje buď v horizontálním směru nebo jako spirála.(18)

Kvalita vzniklého MR obrazu se hodnotí podle prostorového rozlišení detailu obrazu a kontrastu.(18)

Obr. 15 MR obraz hlavy (21)



Obr. 16 MR obraz páteře (22)



1.2.1.5 Artefakty v obraze

Artefakt v MR obraze lze definovat jako signálovou intenzitu, která neodpovídá prostorové distribuci tkání a způsobuje zhoršení kvality a snížení výpovědní hodnoty získaného obrazu. Můžeme je rozdělit na artefakty nevyhnutelné (vlastní pro použitou sekvenci) a artefakty odstranitelné. Mezi artefakty nevyhnutelné patří *chemický posun*, *trunkační artefakt*, artefakty způsobené *susceptibilními gradienty* a artefakty z *pohybu a toku*. Mezi odstranitelné řadíme *aliasingové artefakty*. (29)

Chemický posun: voda a tuk mají rozdílné rezonanční frekvence (jiné než Larmorova) a tudíž dochází k vzájemnému posunu mezi vodním a tukovým obrazem ve směru frekvenčního kódování. Projevují se snížením nebo zvýšením intenzity signálu na rozhraní voda – tuk. Nejčastěji se zobrazuje na rozhraní mozkové tkáně a likvoru nebo tuku a svalů. (29)

Trunkační artefakt: jelikož čas pro měření dat je omezen (není nekonečný), nedojde ke změření vysokých prostorových frekvencí kontrastních rozhraní. Užitím pouze konečného počtu prostorových frekvencí při Fourierově syntéze obrazu vznikají vlnkové artefakty, jejich jednotlivá vzdálenost přímo odpovídá nejvyšší použité prostorové frekvenci. Tento efekt může být snížen předzpracováním (filtrací) dat, provází ho ale negativní jev, a to mírné rozmazání obrazu způsobené odstraněním vysokých prostorových frekvencí. (29)

Susceptibilní artefakty: tento jev je patrný v okolí cizích kovových těles v těle nebo na rozhraní vzduchu, kosti a měkkých tkání. Zdrojem jsou lokální nehomogenity magnetického pole, které způsobí nelineární distribuci rezonančních frekvencí a nelineární distribuci fázové informace. (29)

Artefakty z pohybu a toku: pohybující se objekty (hrudník, srdce) a tekoucí objekty (pulsace z krve a tepen) mají často chybnou pozici ve směru fázového kódování, která neodpovídá pozici stacionární tkáně ve stejné lokalizaci. Dá se jim předejít u pohybu hrudníku rychlými sekvencemi se zadržením dechu (breath hold), u pohybů srdce synchronizací prostřednictvím EKG, měření srdce se provádí v pauzách mezi systolou a diastolou (EKG gating) nebo kontinuální (CINE EKG gating). Artefakty z pulsace krve a tepen se odstraňují speciálními technikami, které utlumí magnetizaci tak, že signál proudící krve je pak zanedbatelný. (29)

Aliasingové artefakty: jestliže zorné pole je menší než vyšetřovaná oblast, bude část oblasti, která se nachází mimo vyšetřovanou oblast, odpovídat pozici na opačné straně MR obrazu a tam se promítne (vlivem podvzorkování svou fází nebo frekvencí). Řeší se to převzorkováním, které ve směru frekvenčního kódování neprodlužuje akvizici časy a ve směru fázového kódování ano. (29)

1.2.1.6 Biologické účinky

Při provozu MR zařízení mohou mít na organismus vliv tyto tři druhy fyzikálních polí (18):

1. statické magnetické pole
2. gradientní magnetické pole
3. vysokofrekvenční elektromagnetické pole

Statické magnetické pole může mít teoreticky tyto negativní účinky na živý organismus:

- ve změnách v rychlosti vedení nervového vzruchu
- ve změnách v indukci elektrického napětí podél struktur s pohybujícím se vodivým obsahem (cévy, srdeční dutiny)
- v poruchách srdečního rytmu
- ve změnách v kinetice buněčných enzymů
- v orientaci makromolekul včetně DNA

Nepodařilo se však jednoznačně prokázat trvalé následky žádného z uvedených vlivů.

Největším rizikem zůstává pro pacienty a personál přítomnost ferromagnetických materiálů v blízkosti statického magnetického pole, které mohou být samovolně uvedeny do pohybu. Z podobných důvodů je nutno vyloučit z kontaktu s MR zařízením i pacienty, jejichž tělo obsahuje implantáty z ferromagnetických materiálů. (36)

Proměnné magnetické pole: může negativně ovlivnit nervovou dráždivost. Jejich působením mohou vznikat např. patologické zrakové vjemy (jiskření), může docházet k prodloužení reakčních časů a v případě použití strmých magnetických gradientů by mohlo dojít i k srdečním arytmiím včetně fibrilace komor. (36)

Vysokofrekvenční magnetické pole: energie vysokofrekvenčních magnetických impulsů se při absorpci ve tkáních mění částečně na energii tepelnou, zejm. to bývá patrné v okolí masivnějších kovových implantátů (endoprotéz). (36)

1.2.1.7 Užití v radiodiagnostice

MR má široké využití v radiodiagnostice, lze vyšetřit všechny části lidského těla kromě kostí.

Protože statické magnetické pole má negativní vliv na přítomnost ferromagnetických materiálů, je nutné vyloučit vstup osob, které by tímto byly ohroženy, proto nemohou být na MR vyšetřeny.

Kontraindikace k MR vyšetření dělíme na absolutní a relativní.

Absolutní kontraindikace k MR vyšetření (18):

- implantovaný kardiostimulátor;
- ponechané elektrody po deplantaaci kardiostimulátoru nebo defibrilátoru;
- aneurysmatické cévní svorky, pokud není doložena MR kompatibilita;
- elektronické implantáty (kochleární , inzulínová pumpa);
- kovová cizí těla v oku nebo intrakraniálně.

Relativní kontraindikace k MR vyšetření (18):

- stenty, žilní filtry, kovový embolizační materiál, okludery méně než 6 týdnů po implantaci;
- kloubní náhrady, osteosyntetický materiál a dentální implantáty méně než 6 týdnů po implantaci;
- kloubní náhrady a osteosyntetický materiál se známkami uvolňování;
- klaustrofobie
- první trimestr těhotenství

Indikace k MR vyšetření:

- v oblasti **mozku** – nádory, záněty (zvláště demyelinizační onemocnění bílé hmoty – roztroušená skleróza), epilepsie
- cévní onemocnění – aneurysmata, malformace
- v oblasti **páteře** – degenerativní onemocnění, spinální traumata, nádory a záněty míchy
- **muskuloskeletární aparát** – klouby, menisky, vazy, svaly
- v oblasti srdce a cév
- v oblasti břišních a pánevních orgánů – nádory, záněty

1.3 Přístroje využívající ultrazvukového vlnění

Přístrojem využívajícím ultrazvukového vlnění je tzv. ultrazvukový přístroj (UZ). Je obsluhován lékařem.

1.3.1 Ultrazvukové přístroje

1.3.1.1 Úvod do historie

Koncem 18. století italský biolog Spallanzani popsal ve své knize *Opuscoli di fisica* jev zjištěný při studiu letu netopýrů vyhýbajícím se ve tmě nejruznějším překážkám. Uvedl, že netopýři trvale za letu vydávají lidským uchem neslyšitelné zvukové vibrace, které po odrazu zpětně vnímají a podle nich se orientují. Toto potvrdili svými výzkumy o 250 let později zoologové Galambos a Griffin.(5)

V roce 1842 rakouský fyzik Doppler popsal jev, kdy dochází ke změně frekvence a vlnové délky přijímaného signálu oproti vysílanému signálu, způsobené nenulovou vzájemnou rychlostí vysílače a přijímače. Tohoto Dopplerova jevu bylo mnohem později využito v ultrazvukové technice k zobrazení toku krve v cévách. (5)

Prvním přínosem v oblasti ultrazvuku bylo objevení magnetrostrikce anglickým fyzikem Joulem v r. 1847, umožňující generaci ultrazvuku do frekvence 200 kHz. (5)

Zajímavý objev učinil v r. 1880 Angličan Galton, který zkonstruoval speciální píšťalku o frekvenci 40 kHz, kterou vnímali psi, ale byla nad prahem vnímání lidského ucha.(5)

V roce 1880 se bratři **Jacques** a **Pierre Curie** z Francie významně zasloužili o objev přímého *piezoelektrického jevu*, který popisoval vznik volného elektrického náboje na povrchu některých přírodních krystalů při jejich tlakové deformaci. O rok později přišli na nepřímý piezoelektrický jev, kdy na povrch krystalu přivedli střídavě pozitivní a negativní elektrický náboj, krystal se smršťoval a roztahoval. Piezoelektrický jev je základem vzniku ultrazvukového vlnění. (5)

Tyto objevy však nebyly dlouho využity, až po ztroskotání lodi Titanic v r. 1912, která narazila na mohutný ledovec, Angličan Richardson zkonstruoval a nechal si patentovat bezpečnostní zařízení na principu ultrazvukového vlnění. Ultrazvukové vlnění bylo vysláno ve směru plavby a registrovány zpětné odrazy od ponořené části ledovce.(5)

V průběhu 1. světové války našel ultrazvuk své praktické využití při hledání ponorek a min, později byl základem pro konstrukci hloubkoměru, bezpečnostní a dorozumívací techniky, v námořní dopravě, v rybářství pro vyhledávání větších seskupení ryb. V období 2. světové války byly zkonstruovány přístroje pro detekci podmořských plavidel a objektů po názvem SONAR (Sound Navigation and Ranging).(5)

Od roce 1929 byl ultrazvuk v praxi využíván v *průmyslové defektoskopii* (zjišťování vad materiálu). Zpočátku to byla metoda prozvučovací a od r. 1934 impulsní odrazová. Defektoskopy se staly základem přístrojové techniky vhodné pro užití v *lékařství*.(5)

V roce 1955 byl vyvinut syntetický piezoelektrický materiál - keramický elektrostriční (olovnatý zirkonát titanát, baryum titanát), později monokrystaly (lithium niobát), které zcela nahradily přírodní krystaly.(5)

Historie ultrazvuku v lékařství: v lékařství byl využit ultrazvuk nejprve k terapeutickým účelům. Vývoj ultrazvukové diagnostiky byl složitější a delší, byly kladeny větší nároky na konstrukci přístroje, zobrazení a registraci dat.(5)

Ve 40. letech 20. stol. se vědci pokoušeli pomocí metody prozvučovací zobrazit mozkové struktury, srdce, játra či slezinu, avšak bez přesvědčivých výsledků. Důležitějším přínosem pro diagnostiku byla metoda impulsní odrazová v 50. letech 20. stol. použitá k diferenciaci různých tkání, v neurologii, oftalmologii, kardiologii, mamologii, v oblasti abdominální a urologické, v 60. letech pak v oblasti gynekologie a porodnictví.(5)

U nás byly uzpůsobeny pro lékařskou diagnostiku průmyslové defektoskopy, kdy se vědci v 50. letech 20. stol. pokusili zobrazit cizí tělesa v prsní žláze a v játrech, dále také v kardiologii, angiologii, gastroenterologii a urologii.(5)

1.3.1.2 Fyzikální principy

Ultrazvuk je mechanické vlnění způsobené kmitáním částic v prostředí. Ultrazvukové vlny mají frekvenci vyšší než 20 kHz, je tedy vyšší než hranice frekvence slyšitelná lidským uchem. V lékařství je vhodné rozmezí mezi 2 a 30 MHz. Zdrojem ultrazvukového vlnění se v diagnostice stává krystal ze syntetického materiálu (nejč. keramických materiálů – např. bariumtitanát, niobát olova), tzv. nepřímým piezoelektrickým efektem. Přivedeme-li na něj střídavý elektrický proud, začne se periodicky deformovat a kmitat frekvencí rovnou frekvenci aplikovaného střídavého proudu a stane se tak zdrojem mechanického vlnění. Naopak dopadající ultrazvukové vlnění krystal rozkmitá, vyvolá tak na jeho protilehlých elektrodách střídavé napětí o své vlastní frekvenci a amplitudě a tím se stává zároveň detektorem dopadajícího ultrazvukového vlnění. (14)

Rychlost šíření ultrazvukové vlny c závisí na prostředí, ve kterém se šíří, avšak nezávisí na použité UZ frekvenci. Rychlost šíření UZ vlny je vyjádřena vztahem: $c = K/\rho$, kde K je objemová pružnost a ρ je hustota prostředí. (14)

Podle směru kmitání částic od zdroje rozlišujeme **longitudinální** (podélné) ve směru šíření a **transverzální** (příčné), kmitající kolmo na směr šíření vlnění. (14)

Nejlépe vodivým prostředím pro ultrazvuk jsou tekutiny z důvodu větší elasticity, hustoty a soudržnosti částic. Tuhé látky (v organismu zastoupeny kostmi) mají sice velkou hustotu a soudržnost částic, ale elasticita je malá, ultrazvukové vlny se tímto prostředím šíří rychleji. Prostředí mu klade odpor a tím je dosah UZ vln omezen. V plynech je rychlost UZ vln malá, protože soudržnost a hustota částic je také malá. (14)

Tab. 1 Rychlost šíření ultrazvuku v některých tkáních (14)

tkáň	rychlost šíření UZ v m/s
vzduch	331
voda	1530
ledviny	1560
krev	1570
játra	1570
kosti	2500-4700

Průměrná rychlost šíření UZ vln v živém organismu je $c=1540$ m/s. Diagnostické ultrazvukové přístroje jsou konstruovány pro zobrazení lidských orgánů, proto jsou kalibrovány pro tuto průměrnou rychlost šíření UZ vln. (13)

Intenzita UZ vln se při průchodu pružným prostředím snižuje – dochází k útlumu (atenuaci). Je-li tloušťka útlumové vrstvy x , pak intenzita I_x v tomto místě je oproti výchozí intenzitě I_0 dána vztahem: $I_x = I_0 \cdot e^{-2\alpha x}$, kde α je ~~lián~~ koeficient útlumu. Tkáň tlumí ultrazvuk různými způsoby. Čím je vyšší frekvence UZ vln, tím více dochází k jejich útlumu. (13)

V mechanismu útlumu se uplaňují 2 složky: absorpce a rozptyl. Při absorpci dochází ke snižování intenzity přeměnou akustické energie UZ vlny v teplo. Při rozptylu se intenzita snižuje odrazem, ohybem a lomem vlnění na nehomogenitách prostředí. Odraz, ohyb a lom vlnění na rozhraní dvou prostředí s různými akustickými vlastnostmi - akustickou impedancí, jsou pro zobrazovací metody ultrazvukem důležitou vlastností. Velikost akustické impedance Z je dána součinem rychlosti šíření ultrazvuku v a hustoty prostředí ρ , kterým se ultrazvuk pohybuje. $Z = v \cdot \rho$

Poměr amplitudy odražené ultrazvukové vlny k amplitudě vlny dopadající je dán vztahem: $A_R/A_0 = (Z_1 - Z)/(Z_1 + Z_2)$.

Pro poměr intenzit odražené a dopadající UZ vlny platí: $I_R/I_0 = ((Z_1 - Z_2)/(Z_1 + Z_2))^2$. (13)

Z těchto rovnic plyne, že s rostoucím rozdílem mezi impedancemi tkání obou orgánů roste i poměrná část intenzity odražené ultrazvukové vlny. (13)

Odrazy nesou informaci o prostředí, kterým ultrazvuk prošel. Odraz společně s lomem určují tvar orgánů. Vnitřní struktura tkání ovlivňuje rychlost šíření a útlumu.

Echa odražená od tkání uložených ve větší hloubce a vracející se zpět k přijímači, jsou slabší než echa, která se odrazí od tkání uložených v blízkosti povrchu těla. Proto musí být zesílena pomocí TGC zesilovače (time-gain-compensation). Všechny přístroje jsou schopny měnit stupeň **zesílení**, aby došlo ke kompenzaci akustického útlumu v kterékoli části vyšetřované oblasti a zlepšily kvalitu výsledného obrazu. (14)

Vlnová délka ultrazvuku je nepřímo úměrná jeho frekvenci. Čím kratší je vlnová délka, tím lepší je rozlišovací schopnost, tedy obraz na monitoru je jasnější a poskytuje více detailů. (14)

Rozlišovací schopnost je další z nejdůležitějších charakteristik. Je to nejkratší vzdálenost mezi dvěma objekty, které se zobrazí odděleně – nesplývají. (14)

1. Axiální (osová, hloubková) rozlišovací schopnost udává, v jaké nejmenší vzdálenosti můžeme rozlišit dva objekty za sebou ve směru šíření UZ svazku. Je podmíněna minimálně polovinou vlnové délky UZ vlnění. Bývá až 5x lepší než laterální rozlišovací schopnost.

Tab. 2 Příklady frekvencí UZ sond a jejich hloubkové rozlišovací schopnosti (14)

frekvence UZ sondy	hloubková rozlišovací schopnost UZ sondy
3,5 MHz	0,43 mm
5 MHz	0,30 mm
7,5 MHz	0,20 mm
10 MHz	0,15 mm

2. Laterální rozlišovací schopnost udává, v jaké nejmenší vzdálenosti v rovině kolmé na směr šíření ultrazvuku jsou uloženy objekty, které je možno rozlišit samostatně. Tato vzdálenost je nepřímo úměrná šíři UZ svazku, závisí na vlnové délce a tvaru ultrazvukového pole. (14)

Tab. 3 Příklady frekvencí UZ sond a jejich laterální rozlišovací schopnosti (14)

frekvence UZ sondy	laterální rozlišovací schopnost UZ sondy
3 MHz	0,5 mm
5 MHz	2,5 mm

1.3.1.3 Hlavní části přístroje

Každý UZ přístroj musí obsahovat tyto hlavní části: sondu, elektronickou část, zobrazovací jednotku (monitor), ovládací panel, dokumentační zařízení. (11)

Typy sond

Sonda určuje svými parametry vlastnosti celého přístroje, jejímž základem je piezoelektrický krystal - měnič, který mění elektrickou energii na mechanickou. Vyvíjely se od jednoměničových sond až po mnohaměničové sondy současných přístrojů. Dnes používané sondy vysílají vlny v impulsech. Vysílání trvá jen jednu milisekundu v milisekundových intervalech. Čas mezi intervaly je dán pro příjem UZV odrazů (1% času sonda ultrazvukové vlny vysílá, 99% zbylého času přijímá odražené vlny – echa). (11)

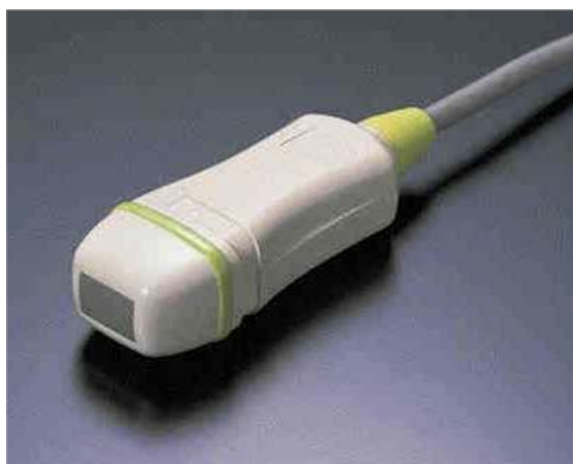
Základní typy sond jsou: lineární, sektorové, kombinací obou předchozích - sondy konvexní.

Lineární sonda (linear array) vysílá ultrazvukové vlny do tkáně paralelně a vytváří tak pravoúhlý obraz. V každé hloubce je šíře obrazu a hustota vlnění konstantní. Výhodou je dobré prostorové rozlišení na malé vzdálenosti, využívají vyššího frekvenčního pásma 5,0-10,0 MHz, proto se lineární sondy používají pro diagnostiku měkkých tkání a štítné žlázy. Nevýhodou je tvar jejich kontaktní plochy, při klenutém povrchu kůže se mezi sondu a kůži může snadno dostat vzduch, který brání k průniku ultrazvukové vlny. (11)

Sektorová sonda vysílá ultrazvukové vlny do tkáně ve tvaru vějíře, který je u sondy velmi úzký a směrem do hloubky se rozšiřuje. Sektorového záběru lze dosáhnout dvěma způsoby: mechanicky nebo elektronicky. V mechanických sektorových sondách dochází k rotačnímu nebo kývavému pohybu jednoho nebo několika měničů. Elektronické sektorové sondy se skládají z většího počtu měničů. Dochází v nich k buzení měničů elektrickými impulsy s určitým fázovým zpožděním (phased array). Využívá nižšího frekvenčního pásma 2,0-3,0 MHz, umožňují tak zobrazení hlouběji uložených struktur. Využívá se zejm. pro vyšetření srdce z interkostálního přístupu, který je úzký a je tak dosaženo širšího zobrazení srdce. Nevýhodou je špatné prostorové rozlišení na malou vzdálenost. (11)

Konvexní sonda (curved array) je kombinací obou výše zmiňovaných typů sond, obraz má tvar výseče mezikruží. s dobrým prostorovým rozlišením na malou vzdálenost, tak i relativně dobrým rozlišením na větší vzdálenost. Má lehce zakřivenou kontaktní plochu s možností tlakem odstranit např. rušivý vzduch ze střev mimo obraz. Využívá se frekvencí mezi 2,5-5,0 MHz. Průměrná frekvence (centerfrequenz) je kolem 3,0-3,5 MHz. Slučuje jak relativně dobré rozlišení na malou i velkou vzdálenost. (11)

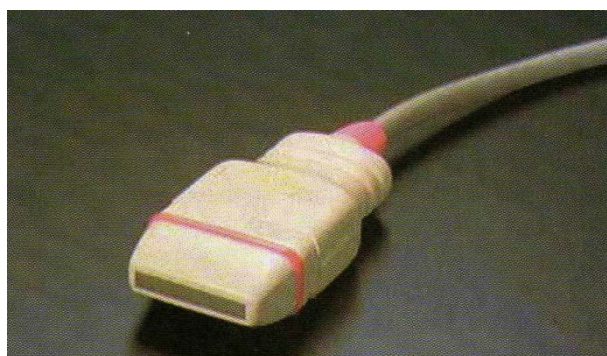
Obr. 17 Sektorová sonda (35)



Obr. 18 Konvexní sonda (35)



Obr. 19 Linerární sonda (35)



Elektronická část UZ přístroje

Elektronická část ultrazvukového diagnostického přístroje slouží ke zpracování zachyceného odraženého akustického echa sondou. Je to systém obvodů, které řídí ultrazvukové vlny vysílané ze sondy a obvody, které přijímaný odražený akustický signál zesilují a dále upravují do diagnosticky použitelné podoby co nejvěrněji skutečnosti. (12)

Zobrazovací jednotka

Zobrazovací jednotka je tvořena televizní obrazovkou, která umožňuje komunikaci mezi obsluhou a přístrojem. Vlastnosti použité obrazovky jsou velmi důležité pro co nejmenší zkreslení získaných informací. Velmi důležitý je použitý rozsah škály šedi a jemnost obrazových elementů. (12)

Ovládací panel

Ovládací panel slouží k nastavení parametrů přístroje, přepínání připojených sond, zadávání údajů vyšetřovaného, zadávání pro vyhodnocovací programy, postprocessing pro následnou úpravu obrázků. (12)

Dokumentační zařízení

U jednotlivých ultrazvukových vyšetření je nutné pořizovat individuální obrazovou dokumentaci, která je součástí zdravotního spisu vyšetřovaného. V dnešní době jsou častým způsobem dokumentace *tiskárny* na teplocitlivý papír. Výhodou zachycení celého průběhu vyšetření je *videozáznam*, lze jej hodnotit i dodatečně. (12)

1.3.1.4 Vznik obrazu, základní typy obrazů

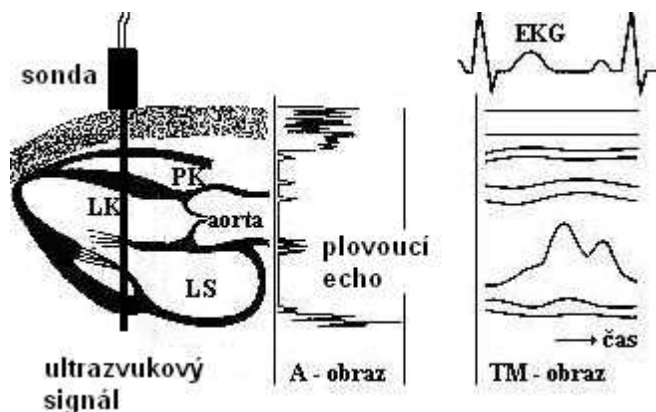
Ultrazvukové přístroje vytvářejí tomografický obraz na základě měření zpoždění odrazu (echa) proti okamžiku jeho vyslání (informace o hloubce) a hodnocení velikosti amplitudy odraženého impulsu (informace o struktuře místa odrazu). Diagnostická informace je získána zachycením, zpracováním a zobrazením UZ signálů odražených od tkáňových rozhraní. Při vytváření obrazu je amplituda odrazů přeměněna v jas odpovídajících bodů na obrazovce monitoru, vyjádřena různými stupni šedi. Výsledný obraz orgánu na obrazovce závisí především na intenzitě vracejících se ech a na časovém rozdílu od vyslání impulsu do momentu detekce echa. (6)

Tkáně, ve kterých dochází k mnoha impedančním změnám, vytváří mnoho ech a v obraze jsou **hyperechogenní** - světlé. Orgány s malým množstvím impedančních změn vytváří málo ech a v obraze jsou **hypoechogenní** - tmavé. Homogenní tekutiny (krev, žluč, likvor, moč, obsah cyst) jsou bez impedančních změn a jsou **anechogenní** - černé.

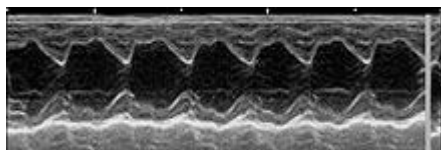
Vracející se echa mohou být znázorněna různým způsobem.

- A mód – u tohoto typu znázornění se echa (odrazy) zobrazují jako hroty, je to nejjednodušší typ zobrazení, pro svou jednoduchost, přesnost a rychlost se používá se v oftalmologii
- B mód – při tomto typu zobrazení se znázorňují všechny tkáně, kterými UZ vlnění prošlo, snímky jsou dvourozměrné, případně trojrozměrné, jsou-li pozorovány v rychlém sledu za sebou, vzniká dynamické zobrazení v reálném čase
- M mód (původně TM z anglického Time Motion) – výsledkem tohoto zobrazení je zvlněná čára (nejč. se používá v echokardiografii) (25)

Obr. 20 Schéma ultrazvukového obrazu v A módu a TM módu (35)



Obr. 21 Ultrazvukový obraz srdce v TM módu (35)



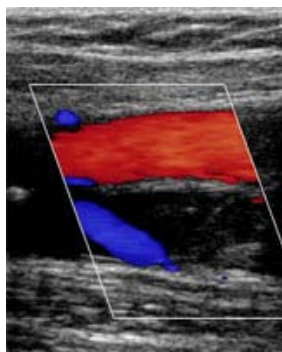
Obr. 22 Ultrazvukový obraz ledviny v B módu (37)



U běžně užívaných UZ přístrojů není součástí elektronické vybavení pro využití Dopplerova jevu, který umožňuje měřit rychlost toku tekutiny (krve). Pokud se objekt pohybuje směrem k vysílači, je frekvence odraženého signálu vyšší než frekvence signálu vyslaného a naopak. Existují dvě základní metody: kontinuální vlnění (ultrazvuk je vysílán nepřetržitě) a pulzní vlnění (ultrazvuk je vysílán v pulzech). Zdokonaleným typem je barevný dopplerovský záznam, kdy rychlosti jsou rozlišeny různými barvami. Duplexní dopplerovská metoda krevní cévy zobrazuje pomocí B-módu a krevní průtok měří pomocí dopplerovského ultrazvuku, umožňuje přesnější zaměření na určitou cévu.

(25)

Obr. 23 Barevné dopplerovské zobrazení cév (37)



1.3.1.5 Artefakty v obraze

Artefakt je přídavný, chybějící nebo deformovaný obraz. Je výsledkem zkreslení nebo útlumu skutečného obrazu. Jejich rozpoznání je velmi důležité, protože by mohly být omylem považovány za významný nález a vést k mylné diagnóze. Některé artefakty jsou však zdrojem cenných informací. (14)

Akustický stín vzniká za silnými reflektory (např. žebra, konkrementy, žaludeční a střevní vzduch) jako obrazový pruh snížené echogenity. Za kulatými dutinami, na jejichž stěnu dopadají UZ vlny tangenciálně, může vzniknout tzv. fenomén okrajového stínu, který je způsoben rozptylem lámáním vlnění.(14)

Obr. 24 UZ obraz žlučníku (34)

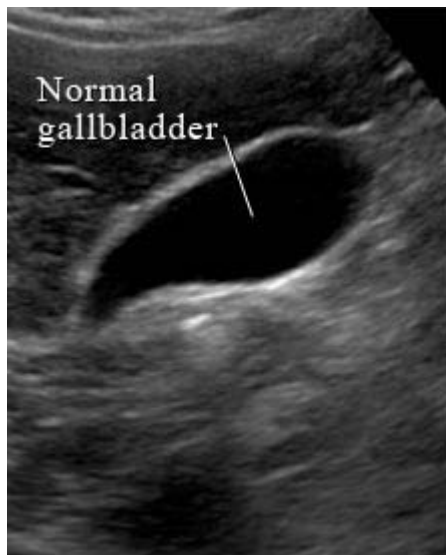


Figure 1

Obr. 25 Akustický stín pod konkrementem
ve žlučníku (34)



Figure 2

Dorzální akustické zesílení vzniká za většími dutinami naplněnými homogenní tekutinou (např. žlučník, močový měchýř, cysty, větší cévy). (14)

Reverberace vzniká při přechodu UZ vln rozhraním mezi tkáněmi s velmi odlišnou akustickou impedancí (např. z oblasti střevních plynů do oblasti žeber a jater). Může zakrýt tkáň ležící za vrstvou plynu. (14)

1.3.1.6 Biologické účinky

Mezi základní mechanismy biologického účinku ultrazvuku patří ohřev tkání a kavitační účinky.

Ohřev tkání závisí na množství vyslané akustické energie, objemu exponované tkáně a termálních vlastnostech vyšetřované tkáně ultrazvukem. Za bezpečné se považuje zvýšení teploty tkáně maximálně o 1⁰C nad fyziologickou úroveň.

Kavitace je děj, při kterém působením vysoké akustické rychlosti a vysoké energie vznikají v prozvučovaném prostředí mikrobublínky plynu, které důsledkem rychlých změn tlaku v ultrazvukovém poli kolabují.

Tato rizika lze omezit používáním co *nejnižší energie* UZ vln a vyšetřením pouze *po dobu nezbytně nutnou* pro získání informací ke stanovení diagnózy. Je prokázáno, že při frekvencích a energiích užívaných v lékařské diagnostice tato nebezpečí nehrozí. Každý ultrazvukový přístroj, který je v České republice používán, musí být schválen Státním ústavem pro kontrolu léčiv a ověřeny jeho technické a diagnostické parametry. (35)

1.3.1.7 Užití v radiodiagnostice

V radiodiagnostice je ultrazvukové vyšetření pro svou bezpečnost zpravidla metodou první volby.

Příklady indikace k vyšetření ultrazvukem (25):

- v oblasti **břicha** - podezření na absces, ascites, nespecifický útvar v dutině břišní, lokalizovaná bolest břicha s neurčitými klinickými příznaky
- **břišní aorta** – pulzující útvar v břiše, bolest ve středové části břicha, porucha krevního zásobení dolních končetin, úrazy břicha
- **dolní dutá žíla** – akutní dilatace žil dolních končetin, s příznaky flebitidy i bez zánětu, mnohočetná plicní embolizace nebo podezření na ní, nádor ledvin
- **játra** – podezření na metastázy, žloutenka, úraz břicha, ascites, bolest v pravém horním kvadrantu břicha, nádory
- **ledviny a močovody** – bolest v oblasti ledvin nebo v průběhu močovodů, tumory, afunkční ledvina, hematurie, trauma, polycystické onemocnění, selhání ledvin neznámého původu
- **močový měchýř** – retence moči, bolest v malé pánvi, útvar v malé pánvi, hematurie, dysurie, recidivující cystitidy u dospělých, akutní cystitidy u dětí
- **skrotum a varlata** – otok skrota, úraz v perineální oblasti, infekce, zřejmé chybění varlete, hematospermie, neplodnost, infekce, bolest ve skrotu a okolí
- **krk** – hmatný útvar na krku, abnormální nález na karotidách, vyžaduje dopplerovskou techniku
- **perikard** – podezření na perikardiální výpotek
- **pleura**

2 Cíl práce a hypotézy

Cílem práce je vytvořit e-learningový edukační program se zaměřením na přístrojovou techniku používanou v radiodiagnostice na základě dostupných zdrojů.

Hypotéza: Vytvořením edukačního materiálu využívajícího moderní výukové techniky dojde ke zkvalitnění výuky radiologických přístrojů.

3 Metodika

Pro zpracování bakalářské práce týkající se přístrojové techniky používané v radiodiagnostice jako didaktické pomůcky bylo čerpáno z dostupných zdrojů, literatury staršího i novějšího vydání i z webových internetových stránek. Nejdříve byla práce vytvořena v textovém editoru Microsoft Word, následně pak výukový program v e-learningovém prostředí Moodle.

4 Výsledky

Na základě teoretické části, která je uvedena v této bakalářské práci byl vytvořen výukový program v e-learningovém prostředí Moodle.

Výukový program se nazývá Přístrojová technika užívaná v radiodiagnostice přístupný na internetové adrese <http://moodle.zsf.jcu.cz/> v kategorii kurzů „Katedra radiologie a toxikologie“.

Struktura výukového programu:

Výukový program je rozdělen do třech hlavních témat.

Téma 1: Přístroje využívající ionizujícího záření.

Téma 2: Přístroje využívající silného magnetického pole.

Téma 3: Přístroje využívající ultrazvukového vlnění.

Součástí každého tématu je:

- shrnutí látky;
- studijní materiál včetně obrázků, tabulek a grafů;
- studijní materiál v prezentaci PowerPoint;
- doporučená literatura;
- procvičovací test.

5 Diskuse

Výukový program přístrojová technika používaná v radiodiagnostice je vytvořen na základě dostupných zdrojů v e-learningovém prostředí Moodle doplněný textem v textovém editoru Microsoft Word. V programu jsou v jednotlivých tématech texty doplněné grafy, obrázky, tabulkami a prezentacemi v powerpointu.

Výukový program zaměřený na přístrojovou techniku používanou v radiodiagnostice nemohu s jiným programem týkající se této problematiky porovnat, protože jsem žádný takový nenašla. Katedra radiologie a toxikologie nabízí pouze kurz s názvem Vývoj přístrojové techniky v radioterapii. Ani internetové e-learningové společnosti žádný takový kurz s touto tematikou nenabízí. Nabídky kurzů se týkají z větší části oboru radioterapie. Informace týkající se přístrojové techniky lze získat většinou z odborné literatury, která je zaměřena buď na jednotlivé přístroje anebo na vyšetření jednotlivými přístroji.

6 Závěr

Cílem práce bylo vytvořit e-learningový edukační program se zaměřením na přístrojovou techniku používanou v radiodiagnostice na základě dostupných zdrojů. Tento výukový program bude sloužit pro vzdělávání studentů oboru radiologický asistent a prostřednictvím e-learningových společností nelékařským zdravotnickým pracovníkům v rámci celoživotního vzdělávání k získání kreditů podle vyhlášky Ministerstva zdravotnictví č. 4/2010 Sb.

Cíl práce byl splněn. Byl vytvořen výukový program v textovém editoru Microsoft Word a v e-learningovém prostředí Moodle.

Hypotéza zněla: vytvořením edukačního materiálu využívajícího moderní výukové techniky dojde ke zkvalitnění výuky předmětů zabývajících se touto problematikou.

Hypotéza byla potvrzena. Většina výuky je přednášena z knižních materiálů a v dané problematice chybí přednášky pomocí moderních výukových metod.

7 Seznam použitých zdrojů

1. Atomový zákon, [online], citace z 2011-04-25. Dostupné z www.sujb.cz.
2. BLAŽEK, O., *Klinická radiodiagnostika*, Avicenum, 1980, 430 s.
3. Comptonův rozptyl, [online], [citace z 2011-04-25]. Dostupné z <http://eamos.pf.jcu.cz/kra/externi/kra-7169/ch01.htm>.
4. BLAŽEK, O., *Klinická radiodiagnostika*, Avicenum, 1980, 430 s.
5. ČECH, E., *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*, 1. vydání, Avicenum, 1982, 431 s.
6. DOLEŽAL, L., a kol., *Základy sonografie v porodnictví a gynekologii*, Univerzita Palackého v Olomouci, 1998, ISBN 80-7067-835-6
7. ELIÁŠ, M., a kol., *Moderní diagnostické metody*, II. díl, Výpočetní tomografie, IPVZ Brno, 1998, ISBN 80-7013-294-9
8. *Elektronické zobrazovací detektory*, [online], [citace 2011-04-24]. Dostupné z <http://astronuklfyzika.sweb.cz/JadRadMetody.htm>
9. FERDA, J., *Výpočetní tomografie*, Galén, 2002, ISBN 80-7262-172-6
10. HEŘMAN, M., *Akutní CT mozku*, Olomouc, 2006, ISBN 80-244-1229-2
11. HOFER, M., *Kurz sonografie*, Grada, 2005, ISBN 80-247-0956-2
12. HRAZDIRA, I., *Stručné repetitorium ultrasonografie*, Audioscan s.r.o., 2003
13. HRAZDIRA, I., a kol., *Úvod do ultrazvukové diagnostiky*, Masarykova univerzita v Brně, 1993, ISBN 80-210-0455-X
14. CHMELOVÁ, J., a kol., *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*, Ústav zobrazovacích metod Zdravotně sociální fakulty Ostravské univerzity, 2006, ISBN 80-7368-221-6

15. CHUDÁČEK, Z., *Radiodiagnostika*, Osveta, 1993, ISBN 80-217-0571-X
16. *Ionizující záření*, [online], [citace 2011-04-22]. Dostupné z www.wikipedia.cz
17. *Mamografický přístroj*, [online], [citace 2011-04-24]. Dostupné z <http://www.vmk-rtg.cz/mamograf-helianthus-metaltronica.htm>
18. NEKULA, J., CHMELOVÁ, J., *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*, Fakulta zdravotnických studií Ostravské univerzity, 2007, ISBN 978-80-7368-335-1
19. *Ohlédnutí za týdnem Nobelových cen (1): Fyziologie a lékařství*, [online], [citace 2011-03-30]. Dostupné z <http://scienceworld.cz/medicina/ohlédnutí-za-týdnem-nobelovych-cen-1-fyziologie-a-lekarstvi-2799>
20. *Objevení paprsků X*, [online], [citace 2011-04-27]. Dostupné z <http://www.converter.cz/fyzici/rontgen.htm>
21. *Obraz MR mozku*, [online], [citace 2011-04-22], http://www.zbynekmlcoch.cz/info/ostatni_obory/magneticka_rezonance_prubeh_vysetreni_princip_kdy_se_provadi_indikace_.html
22. *Obraz MR páteře*, [online], [citace 2011-04-22]. Dostupné z <http://www.spondylochirurgie.cz/pac-informace.php>
23. *Ohlédnutí za týdnem Nobelových cen (1): Fyziologie a lékařství*, [online], [citace 2011-03-30]. Dostupné z <http://scienceworld.cz/medicina/ohlédnutí-za-týdnem-nobelovych-cen-1-fyziologie-a-lekarstvi-2799>
24. *Ortopantomograf*, [online], [citace 2011-04-24]. Dostupné z <http://www.romedic.ro/x-mind-pano-ortopantomograf-0H866>
25. PALMER, P., E., S., *Manuál ultrazvukové diagnostiky*, Grada, 2000, ISBN 80-7169-689-7
26. *Principy magnetické rezonance*, [online], [cit. 2011-03-31]. Dostupné z http://www.wikiskripta.eu/index.php/Princip_magnetick%C3%A9_rezonan%C4%8Dn%C3%AD_tomografie
27. *Přístroj CT*, [online], [citace 2011-03-22]. Dostupné z <http://www.cee.siemens.com/>

28. *Přístroj magnetická rezonance*, [online], [citace 2011-03-22]. Dostupné z <http://oko.yin.cz/27/mri-magneticka-rezonance/>
29. SEIDL, Z., VANĚČKOVÁ, M., *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*, Grada, 2007, ISBN 978-80-247-1106-5
30. *Schéma magnetické rezonance*, [online], [citace 2011-04-2]. Dostupné z <http://www.magnet.fsu.edu/education/>
31. *Schéma rentgenky*, [online], [citace 2011-04-22]. Dostupné z <http://cz7asm.wz.cz/fyz/index.php?page=renzar>
32. SVOBODA, M., *Základy techniky vyšetřování rentgenem*, Avicenum, 1976
33. ŠMORANC, P., *Rentgenová technika v lékařství*, Pardubice, 2004, ISBN 80-85438-19-4
34. *Ultrazvukový obraz žlučníku*, [online], [citace 2011-03-14]. Dostupné z <http://www.maplecrestimaging.com/ultrasound/index.htm>
35. *Úvod do ultrasonografie*, [online], [citace 2011-03-12]. Dostupné z http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf
36. VÁLEK, V., ŽIŽKA, J., *Moderní diagnostické metody III. díl - Magnetická rezonance*, IPVZ Brno, 1996, ISBN 80-7013-225-6
37. *X-rays*, [online], [citace 2011-04-14]. Dostupné z <http://e-radiography.net/ibase8/index.htm>
38. *X-záření, rentgenová diagnostika*, [online], [citace 2011-04-12]. Dostupné z <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
39. ZUNA, I., *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice I.*, ČVUT v Praze, 2007, ISBN 978-80-01-03779-9

8 Klíčová slova

- ionizující záření
- skiagrafický přístroj
- skiaskopický přístroj
- počítačový tomograf
- magnetická rezonance
- ultrazvukový přístroj