

**SLOVENSKÁ TECHNICKÁ UNIVERZITA V BRATISLAVE
FAKULTA CHEMICKÉJ A POTRAVINÁRSKEJ
TECHNOLÓGIE**

EVIDENČNÉ ČÍSLO: FCHPT-5415-61563

**MODERNÉ DIAGNOSTICKÉ METÓDY V MEDICÍNE
(FYZIKÁLNO – CHEMICKÉ ASPEKTY)**

BAKALÁRSKA PRÁCA

2015

Kinga Batárová

**SLOVENSKÁ TECHNICKÁ UNIVERZITA V BRATISLAVE
FAKULTA CHEMICKÉJ A POTRAVINÁRSKEJ
TECHNOLÓGIE**

**MODERNÉ DIAGNOSTICKÉ METÓDY V MEDICÍNE
(FYZIKÁLNO – CHEMICKÉ ASPEKTY)**

BAKALÁRSKA PRÁCA

FCHPT-5415-61563

Študijný program: Automatizácia, informatizácia a manažment v chémii a potravinárstve

Číslo študijného odboru: 2621

Názov študijného odboru: 5.2.14 automatizácia 5.2.18 priemyselné inžinierstvo

Školiace pracovisko: Ústav fyzikálnej chémie a chemickej fyziky

Vedúci záverečnej práce/školiťel': doc. RNDr. Oľga Holá, PhD.

Bratislava 2015

Kinga Batárová



ZADANIE BAKALÁRSKEJ PRÁCE

Študentka: **Kinga Batárová**
ID študenta: 61563
Študijný program: automatizácia, informatizácia a manažment v chémii a potravinárstve
Kombinácia študijných odborov: 5.2.14. automatizácia, 5.2.52. priemyselné inžinierstvo
Vedúca práce: doc. RNDr. Oľga Holá, PhD.

Názov práce: **Moderné diagnostické metódy v medicíne
(fyzikálno-chemické aspekty)**

Špecifikácia zadania:

V lekárskej diagnostike sa využívajú rôzne zobrazovacie vyšetrovacie metódy, založené na rôznych fyzikálnych a chemicko – biologických objavoch. Práca bude zameraná na oblasť rádiológie. Do oblasti klasickej rádiológie patria okrem rontgenologických vyšetrení aj vyšetrovacie metódy MRI (magnetická rezonancia) a USG (ultrasonografia). Do špeciálnej rádiológie potom napríklad angiografia, koronarografia, teda rtg vyšetrenia s kontrastnou látkou. Objav počítačovej tomografie umožnil trojrozmerné zobrazenie štruktúr. V práci budú popísané fyzikálne princípy rôznych rádiologických diagnostických metód a prístrojov.

Zoznam odbornej literatúry:

1. Holá, O. – Holý, K. *Radiačná ochrana*. Bratislava: STU v Bratislave, 2010. 200 s. ISBN 978-80-227-3240-6.

Riešenie zadania práce od: 16. 02. 2015
Dátum odovzdania práce: 24. 05. 2015

L. S.

Kinga Batárová
študentka

prof. Ing. Vladimír Lukeš, DrSc.
vedúci pracoviska

prof. Ing. Miroslav Fikar, DrSc.
garant študijného programu

Pod'akovanie

Touto cestou by som sa chcela poďakovať vedúcej bakalárskej práce doc. RNDr. Oľge Holej, PhD., za pomoc, odborné vedenie, cenné rady a pripomienky pri vypracovaní mojej bakalárskej práce.

Abstrakt

Ionizujúce žiarenie sa v medicíne využíva na diagnostické účely a liečbu rôznych ochorení aj napriek jeho nepriaznivému vplyvu na živé organizmy. Škodlivé účinky žiarenia sú nežiaducim vedľajším efektom, znamenajú radiačnú záťaž pre vyšetrovaného pacienta. V liečbe sa účinky žiarenia používajú na zničenie nádorov. Moderné diagnostické metódy v medicíne sa delia na metódy využívajúce a metódy nevyužívajúce ionizujúce žiarenie. V práci sú popísané klasické rtg prístroje až po najmodernejšie CT prístroje a kombinované PET-CT prístroje, ako aj prístroje nevyužívajúce ionizujúce žiarenie – sonografia a magnetická rezonancia.

Kľúčové slová: medicína; ionizujúce žiarenie; diagnostické metódy; radiačná záťaž.

Abstract

Ionizing radiation is used in medicine for diagnostic purposes and as a treatment to different diseases even it has adverse influence on living beings. Its harmful effects are undesirable side effects which mean exposure for those beings. In treatment the effects of radiation are used to destroy tumors. Modern diagnostic methods can be divided into methods which use ionizing radiation and which don't. This work gives information about classical X – ray devices, also about state-of-the-art CT devices, combined PET/CT devices and about devices which don't use ionizing radiation - sonography and magnetic resonance.

Key words: medicine; ionizing radiation; diagnostic methods; exposure.

Obsah

Zoznam skratiek a značiek	12
1 Úvod	13
2 Rádiológia	16
2.1 Objav rtg žiarenia – röntgenka – princíp činnosti, fyzikálne a chemické vlastnosti rtg žiarenia	16
2.2 Využitie rtg žiarenia v diagnostike	21
2.2.1 Planárne zobrazenie – skiagrafia, skiaskopia, mamografia, zubné rtg 23	
2.2.1 Trojrozmerné zobrazenie – princíp tomografie	29
3 Neinvazívne diagnostické metódy	41
3.1 Sonografia	41
3.2 Magnetická rezonancia – fyzikálny princíp NMR a princíp zobrazenia pomocou MRI	49
3.3 Termografia	55
4 Radiačná ochrana	58
5 Záver	60
Zoznam použitej literatúry	61

Zoznam skratiek a značiek

ADC	Analog-to-Digital Converter
CFM	Colour Flow Mapping
CT	Computed Tomography
DR	Digital Radiography
EBT	Electron Beam Tomography
EEG	Electroencephalography
EKG	Electrocardiography
HU	Hounsfield Unit
MR	Magnetic Resonance
MRI	Magnetic Resonance Imaging
NMR	Nuclear Magnetic Resonance
NMRI	Nuclear Magnetic Resonance Imaging
OPG	Orthopantomogram
PET	Positron Emission Tomography
RTG	röntgen
SPD	Semiconductor Pixel Detector
SPECT	Single-Photon Emission Computed Tomography
TDI	Tissue Doppler Imaging
TM	Time Motion
UFC	Ultra Fast Ceramic
USG	Ultrasonography

1 Úvod

Nové objavy fyziky a chémie v minulom storočí – využitie v medicíne

Na prelome 19. a 20. storočia a počas 20. storočia bolo objavené v oblasti chémie a fyziky veľa významných vynálezov, ktoré majú veľké využitie v medicíne aj v dnešnej dobe.

Významnou udalosťou bolo objavenie **röntgenového žiarenia**. V roku 1895 W.C.Röntgen v temnej komore pozoroval svetielkovanie, ktoré bolo vyvolané katódovými lúčmi na fluorescenčnom tienidle. Z katódovej trubice vychádzali neznáme prenikavé lúče – X-lúče (X – niečo neznáme), ktoré prenikali cez papier a živé tkanivo, kovové predmety a kosti bolo však pre toto žiarenie „nepriehľadné“. Röntgenové žiarenie sa takmer okamžite po objavení začalo využívať v medicíne.

V roku 1896 H. Becquerel pozoroval, ako zlúčeniny uránu vysielajú neviditeľné žiarenie (spočiatku nazývané uránové žiarenie) aj bez toho, aby boli predtým ožiarené svetlom. Vďaka náhodnému objavu zistil, že toto žiarenie preniká aj svetlotesným obalom fotografických dosiek a spôsobuje ich sčernenie. M. Skłodovská - Curieová a P. Curie a G. Bémont objavili v uránovej rude aj ďalšie vyžarujúce prvky polónium a rádium. Tento jav nazvali **rádioaktivitou** (aktívna radiácia) a neskôr sa zistilo, že je spôsobená premenou jedného chemického prvku na iný.

O pár rokov neskôr E. Rutheford zistil, že rádioaktívne žiarenie sa skladá z dvoch výrazne odlišných zložiek: mäkká zložka je dobre pohlcovaná vzduchom aj listom papiera (žiarenie alfa), tvrdá zložka je 100-krát prenikavejšia a prechádza aj tenkým hliníkovým plechom – žiarenie beta. Krátko po tomto objave, v roku 1900 P. Villard objavil ešte prenikavejšie žiarenie, žiarenie gama, ktoré je sprievodným javom alfa aj beta žiarenia. V roku 1902 W. Kaufmann na základe výsledkov výskumu manželov Curierovcov a H. Becquerela zistil, že žiarenie beta je tvorené prúdom elektrónov a E. Rutheford na základe pokusov z rokov 1903 až 1908 zistil, že žiarenie alfa je prúdom héliových jadier.

Prvé predstavy o **zložení atómu** vznikali na začiatku 20. storočia. Tieto predstavy vychádzali z rovnováhy kladného a záporného elektrického náboja, keďže

atóm sa prejavoval ako elektricky neutrálny (Thomsonov pudingový model). Neskôr Ernest Rutherford spolu s H. Geigerom a E. Marsdenom dokázali, že atóm pozostáva z atómového jadra obsahujúceho kladný elektrický náboj, kde je sústredená takmer celá hmotnosť atómu, a z elektrónového obalu. Ostreľovali zlatú fóliu alfa časticami (jadrami héliových atómov) a pozorovali, ako sa tieto častice rozptyľujú od fólie o rôzne uhly, na čo je potrebná veľká sila medzi alfa časticou a kladným nábojom atómu zlata.

Neskôr prišli na to, že jadro atómu sa skladá z protónov – (nesúcich kladný náboj) objavených v roku 1919 E. Rutherfordom a neutrónov (elektricky neutrálnych častíc), objavených v roku 1932 J. Chadwickom.

Rozdelenie diagnostických metód na metódy využívajúce ionizujúce žiarenie a metódy nevyužívajúce ionizujúce žiarenie

Ionizujúce žiarenie vzniká samovoľnou premenou jadier atómov, ktoré nie sú stabilné. Takéto jadrá atómov sa nazývajú rádionuklidy. Rádionuklidy sa teda samovoľne premieňajú a vznikajú jadrá iných chemických prvkov, ktoré sú už buď stabilné, alebo sa premieňajú ďalej až kým sa nestanú stabilnými. Tento jav nezávisí od vonkajších podmienok ako je teplota, tlak alebo chemické zloženie prostredia, iba keď majú vysoko extrémne hodnoty.

Ionizujúce žiarenie sa využíva v medicíne aj napriek jeho nepriaznivému vplyvu na živé organizmy. Používa sa na diagnostiku a liečbu rôznych ochorení. V prípade diagnostiky ničujúce účinky ionizujúceho žiarenia sú nežiaducim vedľajším produktom (radiačná záťaž). V liečbe sa jeho účinky používajú na zničenie nádorov. Nevýhodou liečby je, že aj zdravé tkanivo okolo nádoru sa poškodzuje v určitej miere. Počas žiarenia dochádza k absorpcii žiarenia atómami daného objektu. Ionizované časti sa stávajú veľmi reaktívnymi a dochádza k reakciám, ktoré bunky usmrťia alebo spôsobujú zmeny v štruktúre DNA daného organizmu. Organizmus sa pokúsi odstrániť tieto poškodenia, ale nie vždy sa mu to podarí. Môže dôjsť k zmene funkcie danej bunky, čo môže viesť aj niekoľko rokov po ožiarení k vzniku onkologického ochorenia.

Diagnostické metódy v medicíne môžeme rozdeliť na metódy využívajúce a nevyužívajúce ionizujúce žiarenie:

Diagnostické metódy využívajúce ionizujúce žiarenie

Delíme ich na metódy **nukleárnej medicíny** a na tradičné **rádiologické metódy**.

V nukleárnej medicíne sa využívajú rádionuklidy, ktoré sa vo forme rádiofarmák aplikujú do organizmu, ktoré následne **emitujú** žiarenie z tela organizmu. Toto žiarenie sa detekuje a vyhodnocuje.

Na rozdiel od nukleárnej medicíny, **rádiologické** metódy využívajú **transmisiu** ionizujúceho žiarenia cez vyšetrovaný organizmus s jeho následnou detekciou.

Diagnostické metódy bez využitia ionizujúceho žiarenia

Do tejto skupiny patria **magnetická rezonancia (MRI)**, využívajúca fyzikálny jav orientovania magnetických dipólov v silnom vonkajšom magnetickom poli.

Ďalej je to **ultrasonografia (USG)** – táto metóda je vo svete najpoužívanejšia klinická zobrazovacia metóda. Je ľahko dostupná, bezpečná a poskytuje rýchle zobrazovanie. Funguje na princípe aplikácie ultrazvukových signálov s vysokou frekvenciou a detekciou odrazených signálov od vyšetrovaných objektov organizmu.

Ďalšou metódou je napríklad **termografia**, ktorá nám umožňuje pomocou infračerveného termosenzora bezdotykovo merať povrchovú teplotu objektov a následne digitálne zobrazit' teplotné polia. Ďalšie metódy, využívané v diagnostike využívajú optické, optoelektrické, elektrické vlastnosti: EKG, EEG.

V mojej práci sa budem venovať fyzikálno-chemickým aspektom v medicínskom odbore rádiológie.

2 Rádiológia

Rádiológia je medicínsky odbor, ktorý využíva určité spektrum ionizačného žiarenia (röntgenového žiarenia) [1] a ďalšie fyzikálne javy (najmä ultrazvuk a magnetickú rezonanciu) na diagnostiku chorôb.

Rádiologická diagnostika sa delí podľa prístrojovej techniky na klasickú (konvenčnú) a na špeciálnu rádiológiu.

Do **klasickej rádiológie** patrí skiaskopia, skiagrafia a konvenčná tomografia. Ide o klasické röntgenologické vyšetrenie pľúc, kostí, prsníkov, hrudných, brušných a iných orgánov.

Klasické röntgenové zobrazenie je planárne – ide o dvojrozmernú projekciu density (hustoty) tkaniva do určitej roviny. Keďže tkanivo v skutočnosti je trojrozmerné, planárny obraz zachytáva iba časť reality a vzniká sumovaním informácií z rôznych hĺbok tkaniva. Kolmo na zobrazovanú rovinu nám poskytuje informácie počítačová tomografia (CT). Ide o komplexné trojrozmerné zobrazenie vyšetrovanej oblasti, ktorá sa prežaruje z rôznych uhlov (v rozsahu 0-180°-360°). Počítačovým spracovaním dostaneme denzitný obraz priečneho rezu vyšetrovanou oblasťou – tomografický obraz.

Do **špeciálnej rádiológie** patrí vákuová mamotómia a röntgenové vyšetrenie s použitím kontrastných látok. Medzi röntgenové vyšetrenia s kontrastnými látkami patria napríklad angiografia a koronarografia.

2.1 Objav rtg žiarenia – röntgenka – princíp činnosti, fyzikálne a chemické vlastnosti rtg žiarenia

1895 W.C.Röntgen – pokusy v laboratóriu vo Würtzburgu – v temnej komore pozoroval svetielkovanie, ktoré bolo vyvolané katódovými lúčmi na luminiscenčnom

(fluorescenčnom) tienidle. Pokúsil sa zakryť katódovú trubicu čiernym papierom. Zistil, že tienidlo pri priblížení k takto zakrytej trubici svetielkuje aj vtedy, keď medzi trubicu a tienidlo vložil hrubú knihu. Ale keď medzi trubicu a tienidlo umiestnil kovový predmet, na tienidle sa objavil tieň. Keď medzi nimi položil svoju ruku, objavili sa na tienidle slabé obrisy kostí. Z tohto experimentu bolo jasné, že z katódovej trubice vychádzajú neznáme prenikavé lúče – X-lúče, ktoré prenikajú cez papier a mäkké tkanivo, kovové predmety a kosti sú však pre toto žiarenie „nepriehľadné“. Ďalej Röntgen zistil, že týmto žiarením sčernujú fotografické dosky. [2]

Hneď po svojom objave prenikavého žiarenia si Röntgen spravil sám na fotografickej doske prvý rtg obrázok v histórii, na ktorom bolo vidieť ruku jeho manželky, aj s prsteňom.

Vznik rtg žiarenia

Röntgen si myslel, že žiarenie vzniká v zriedenom plyne v katódovej trubici, ale v ďalších experimentoch sa ukázalo, že zdrojom X-žiarenia nie je samotný výboj v plyne, ale práve odstránenie plynu a použitie žeravenej katódy dáva podmienky vzniku rtg žiarenia. Počas niekoľko desiatok rokov sa vyvinuli vákuové röntgenky – röntgenová lampa alebo trubica.

Röntgenku môžeme považovať za najjednoduchší urýchľovač častíc. Je to elektrostatický urýchľovač elektrónov, ktorých zdrojom je žeravená katóda, terčíkom je anóda a z anódy röntgenky vychádza X-žiarenie (obr.1).

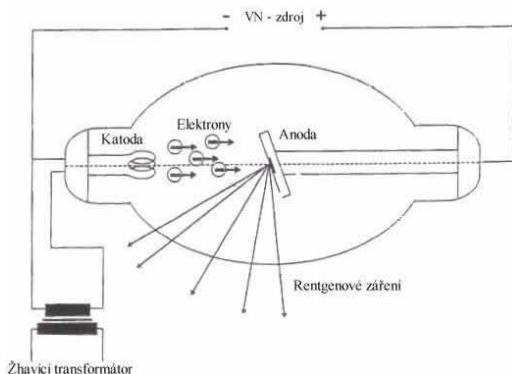
Z elektronického hľadiska je to klasická dióda zapojená v obvode s vysokým napätím, približne $U = (20-200) \text{ kV}$. Elektróny emitované žeravenou katódou sú priťahované k anóde s vysokým kladným napätím U , silným elektrickým poľom sú urýchľované, pričom získajú kinetickú energiu

$$E_k = U \cdot e \quad (1)$$

($E_k = \text{cca } 20\text{-}200 \text{ keV}$). Tesne pred dopadom na anódu získa elektrón s nábojom e a hmotnosťou m_e značne vysokú rýchlosť:

$$v = \sqrt{\frac{2 \cdot e \cdot U}{m_e}} \quad (2)$$

Po dopade na anódu sa elektróny prudko zabrzdia, pričom časť ich kinetickej energie sa premení na elektromagnetické žiarenie – X žiarenie dvojakeho druhu: na brzdné a na charakteristické žiarenie. Toto rtg žiarenie opustí anódu a vyletí von z trubice. [2]



Obr.1: Röntgenka

Anóda je zhotovená z ťažkého materiálu, najčastejšie z volfrámu, ktorý má vysokú elektrónovú hustotu, preto sú dopadajúce elektróny veľkou odpudivou silou prudko brzdené.

Účinnosť vzniku rtg žiarenia je pomerne malá – iba 1 % z celkovej kinetickej energie elektrónu sa premení na X-žiarenie, zvyšok sa mení na teplo. Dôvodom toho je, že iba 1% elektrónov prenikne dostatočne hlboko do vnútra atómu materiálu anódy, kde pôsobia veľké elektrické sily. Tieto sily spôsobujú zníženie rýchlosti elektrónov a tým vznik brzdného röntgenového žiarenia. Ostatné elektróny pridávajú svoju kinetickú energiu elektrónom a atómom kryštálovej mriežky anódy, ktorá sa premení na teplo.

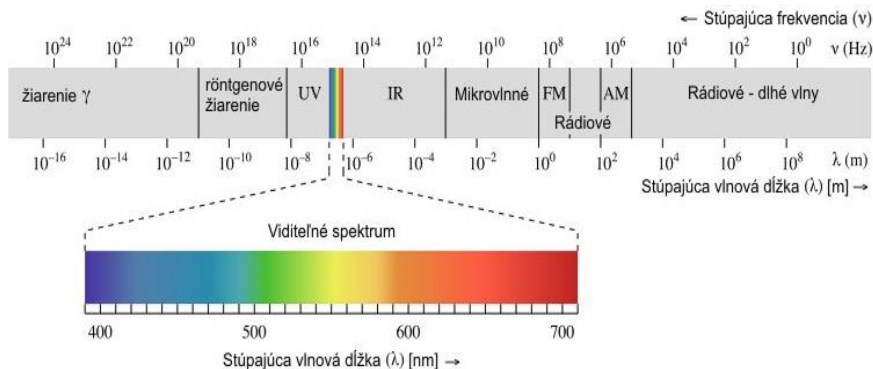
Spektrum elektromagnetického žiarenia

Röntgenové žiarenie je elektromagnetické žiarenie, ktoré môžeme charakterizovať frekvenciou f a vlnovou dĺžkou λ pomocou vzťahu:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3)$$

kde c znamená rýchlosť svetla vo vákuu. Fyzikálne vlastnosti žiarenia rôznych vlnových dĺžok sú veľmi odlišné, líšia sa hlavne svojou schopnosťou prechádzať rôznymi látkami – prenikavosťou.

Spektrum elektromagnetického žiarenia je rozsah všetkých možných elektromagnetických žiarení s rôznymi frekvenciami, resp. vlnovými dĺžkami (obr. 2). Zahŕňa gama žiarenie, röntgenové žiarenie, ultrafialové žiarenie, viditeľné žiarenie, infračervené žiarenie, mikrovlnné žiarenie a rádiové žiarenie.



Obr.2: Spektrum elektromagnetického žiarenia [23]

Z hľadiska ionizujúceho žiarenia z celého spektra elektromagnetického žiarenia je pre nás najvýznamnejšie **gama žiarenie** a **röntgenové žiarenie**.

Fyzikálne a chemické vlastnosti röntgenového žiarenia

Röntgenové žiarenie je elektromagnetické žiarenie vysokých frekvencií a veľmi krátkych vlnových dĺžok, 10^{-12} až 10^{-8} m. Má veľkú prenikavosť, ktorá je priamo úmerná energii žiarenia - žiarenie s vyššou energiou (kratšou vlnovou dĺžkou) má vyššiu prenikavosť ako žiarenie s nižšou energiou. Miera pohltienia rtg žiarenia závisí aj od hrúbky ožiarenej látky, od protónového čísla atómov danej látky, ale aj od vzdialenosti od zdroja žiarenia. Prírodnými zdrojmi tohto žiarenia sú hviezdy, umelými zdrojmi sú už spomínané röntgenové trubice – röntgenky.

Röntgenové žiarenie má 2 zložky - **brzdnú a charakteristickú**:

Brzdné žiarenie

Pri zabrzdení elektrónu po dopade na anódu vzniká elektromagnetické žiarenie, ktoré je tým intenzívnejšie a tvrdšie, o čo rýchlejšie je zabrzdzenie elektrónu. Kladne nabité jadro anódy priťahuje elektróny tým viac, čím väčší je počet protónov v jadre (Z). Jadro zmení smer letu elektrónu, spomalí ho, rozdiel energie je vyžiarený. Čím viac sa elektrón priblíži k jadru a čím je jeho kinetická energia E_k väčšia, tým väčšia je energia vznikajúceho röntgenového žiarenia. Jeho energetické spektrum je spojité a tvar spektra nezávisí od materiálu anódy röntgenky.

Existuje minimálna vlnová dĺžka brzdného žiarenia, pri ktorej celková kinetická energia E_k zabrzdeneho elektrónu sa premení na energiu jedného fotónu:

$$E_{k,\max} = hf = h \frac{c}{\lambda_{\min}} \quad \rightarrow \quad \lambda_{\min} = \frac{hc}{E_{k,\max}} \quad (4)$$

Charakteristické žiarenie

– vzniká pri zrážke letiaceho elektrónu a elektrónu z elektrónového obalu atómu materiálu anódy. Elektrón s dostatočnou energiou môže vyraziť elektrón z nižších energetických hladín elektrónového obalu atómov materiálu anódy. Na toto uvoľnené

miesto preskočí elektrón z vyšších hladín za súčasnej emisie fotónu charakteristického žiarenia. Energia vyžiareného fotónu röntgenového žiarenia je veľká, rovná sa energetickému rozdielu medzi elektrónovými hladinami ΔE . Energetické spektrum je čiarové, závislé od materiálu anódy. Pre vlnovú dĺžku vyžiareného rtg fotónu musí platiť:

$$\lambda = \frac{hc}{\Delta E} \quad (5)$$

Charakteristické žiarenie môže byť budené tiež gama žiarením, protónmi a ďalšími nabitými časticami.

Pri dopade röntgenových lúčov na niektoré chemické zlúčeniny vzniká viditeľné žiarenie, ktorého intenzita závisí od množstva dopadajúceho žiarenia. Tento efekt sa nazýva luminiscencia a najintenzívnejšia je pri zlúčeninách vzácnych zemín (napríklad gadolínium, lantán). Využíva sa v zosilňovacích fóliách, ktoré umožňujú výrazne znížiť potrebnú dávku žiarenia. [3]

2.2 Využitie rtg žiarenia v diagnostike

Už aj Röntgen si uvedomil, že využitie prenikavosti rtg žiarenia pre zobrazenie vnútorných častí ľudského tela má obrovský význam pre medicínu. Vytvoril sa nový medicínsky odbor – röntgenológia (neskôr rádiagnostika, dnes diagnostická rádiológia). Skonštruovali sa prvé diagnostické röntgenové prístroje a vznikali nové vyšetrovacie metódy, ktoré umožnili sledovať také fyziologické a patologické zmeny v ľudskom organizme, ktoré dovtedy neboli dostupné. Začali používať prírodné rádionuklidy ako rádioaktívne indikátory v chemických a biologických stopovacích metódach, a už boli schopní pripraviť aj umelé rádionuklidy.

Pre **diagnostické účely** sa röntgenové žiarenie využíva pri všetkých druhoch ochorení, sledovaných pomocou moderných zobrazovacích metód – v **rádiologickej diagnostike** a v **nukleárnej medicíne**.

Nakoľko rôzne tkanivá ľudského tela pohlcujú rtg žiarenie rôznou mierou, práve zobrazenie týchto rozdielov je využívané v **lekárskej diagnostike**. Röntgenové

zobrazovanie je založené na transmisii röntgenového žiarenia vyšetrovaným objektom. Prenikavé žiarenie X prechádza tkanivom vyšetrovaného organizmu, pričom sa časť žiarenia absorbuje v závislosti od hustoty tkaniva, zvyšok prechádza tkanivom a je zobrazované buď fotograficky, alebo na luminiscenčnom tienidle, v prípade moderných diagnostických zariadení pomocou elektronických detektorov.

Vzniká tak röntgenový obraz ako projekcia žiarenia s tieňovým obrazom rôznej hustoty sčernenia, zobrazujúcim rozdiely v hustote vyšetrovaného tkaniva. Tkanivové štruktúry rôznych hrúbok v organizme majú rozdielne absorpčné koeficienty. Mäkké tkanivo má menšiu hustotu a nižšiu absorpčnú schopnosť, čo sa na röntgenovom obraze prejaví väčším sčernením fotografického materiálu. Pevné tkanivo a kosti sú hutnejšie a silnejšie absorbujú rtg žiarenie, na fotografickom filme sa objaví menej intenzívny obraz s menším sčernením.

Na rozdiel od rádiologickej diagnostiky, ktorá je založená na anatómii, **nukleárna medicína** umožňuje získať informácie najmä o orgánových funkciách a metabolickej činnosti organizmu. [3]

Na rtg diagnostiku sa používa röntgenové žiarenie s vlnovou dĺžkou 10nm- 50pm Oproti svetelnému žiareniu má 10 000 - krát kratšiu vlnovú dĺžku, a teda aj toľkokrát väčšiu energiu.

Rtg žiarenie má aj niekoľko nepriaznivých fyzikálnych vlastností z hľadiska diagnostiky, akými sú napríklad:

- **rozptyl žiarenia**, pretože rozmazáva obrysy zobrazovaného objektu a znižuje kontrast
- a vyššie už spomínaný **ionizačný účinok žiarenia** – absorbované žiarenie v tkanivách môže následne vyvolať škodlivé biologické účinky [4].

2.2.1 Planárne zobrazenie – skiagrafia, skiaskopia, mamografia, zubné rtg

Planárne zobrazenie

Ľudský organizmus je zložitou sústavou, ktorá sa skladá z veľkého počtu rôzne usporiadaných tkanív, orgánov, kostí, telesných dutín, atď. Pri rtg zobrazovaní sa tieto štruktúry môžu vzájomne prekryvať, čo môže brániť dobrému zobrazovaniu a rozpoznávaniu prípadných anomálií. Prekryvanie štruktúr závisí od uhla prežiareného lúča. Je možné nájsť taký uhol projekcie, z ktorého je dané poškodenie zobrazené najlepšie, bez vplyvu okolitých štruktúr. Pre **planárne (dvojrozmerné) rtg** vyšetrenie každého orgánu alebo oblasti sú predpísané určité projekcie, ktoré zaistia najlepšie zobrazenie.

Problém prekryvajúcich sa štruktúr je v značnej miere odstránený v prípade tomografie, ktorá poskytuje zobrazenie z rôznych uhlov a projekcií.

Skiagrafia

Je to röntgenové snímkovanie. Skiagrafia je najčastejšie používaná rádiologická zobrazovacia metóda v medicíne.

Priama skiagrafia na tzv. **bezfóliové snímky (fotografický film)** sa dnes využíva len na snímkovanie zubov v stomatológii. Dôvodom tohto obmedzenia je potreba dlhšieho pôsobenia žiarenia na film a z toho vyplývajúca vyššia radiačná záťaž.

Fotografický film obsahuje halogenidy striebra a dochádza v ňom v dôsledku ožiarenia k fotochemickej reakcie, ktorou sa zlúčenina striebra premení na kovové striebro. Miera sčernenia filmu je priamo úmerná miere rtg žiarenia a teda aj množstvu vzniknutého striebra. Vzniknutý röntgenový obraz je negatívnym zobrazením hustoty tkaniva, pretože miesta s nízkou hustotou absorbujú menšie množstvo žiarenia oproti miestam s vyššou hustotou.

Pri snímkovaní sú filmy uložené v špeciálnych svetlotesných kazetách, ktoré sú opatrené na kraji kovovými značkami. Písmená, ktoré sa pri expozícii premietajú na film,

po vyvolaní sú viditeľné a zaisťujú geometrickú orientáciu a identifikáciu snímka. V temnej komore sa potom vyberajú z kaziet. Na vyvolanie sa používajú špeciálne koncentrované vývojky, ktoré poskytujú vysoký kontrast a sýtosť sčernenia filmu. Proces vyvolávania, ustaľovania a sušenia sa prevádza vo vyvolávacích automatoch. [2]

Fotochemická citlivosť filmu pre rtg žiarenie je pomerne malá. Preto všetky snímky okrem snímok zubov sa dnes zhotovujú pomocou **luminiscenčných zosilňovacích fólií**, ktoré sú predradené k filmu a prevádzajú rtg žiarenie na viditeľné svetlo. Skracujú tak čas expozície a aj dávku žiarenia.

Najmodernejšia forma priamej skiagrafie je **digitálna skiagrafia (DR)**. Táto forma snímkovania pripomína veľký digitálny fotoaparát. Film sa nepoužíva, citlivý senzor prevádza energiu dopadajúceho žiarenia priamo do digitálnej formy. Digitalizácia umožňuje priestor inak potrebný na uskladnenie snímok. Skracuje tiež čas potrebný na vyšetrenie jedného pacienta a zvyšuje rentabilitu prístroja. Najväčšou jeho výhodou je vyššia kvalita obrazu a možnosť následného počítačového spracovania – úprava jasů, kontrastu, inverzia, aplikácia filtrov, atď.

Skiagrafia v porovnaní so skiaskopiou poskytuje detailnejšie a podrobnejšie zobrazenie a nižšiu radiačnú záťaž. Jej nevýhodou ale je, že nemôžeme sledovať dynamické deje v ľudskom organizme. Obe metódy sa bežne kombinujú a zaznamenávajú sa pomocou nich dôležité momentálne nálezy. [5]

Skiaskopia

V prípade **skiaskopie** ide o **priame** vizuálne pozorovanie pohybu orgánov na fluorescenčnom štíte využitím rtg žiarenia. Obraz vzniká dopadom žiarenia na film alebo na digitálny senzor. Priama skiaskopia sa v minulosti často používala, ale sa od nej ustúpilo kvôli veľkej radiačnej záťaži. Postupne bola nahradená dokonalejšími technológiami.

Dnes sa na diagnostiku využíva **nepriama skiaskopia**. Používajú sa prístroje vybavené zosilňovačom štítového obrazu na zvýšenie citlivosti snímania rtg obrazu, a elektronické snímače obrazu, ako aj pri skiagrafie.

Pri skiaskopii sa obraz na fluorescenčnom štíte zosilňuje špeciálnou obrazovou elektrónkou. Svetelný obraz, vytvorený dopadom fotónov X žiarenia na fluorescenčný štít, spôsobuje svojimi emitovanými fotónmi viditeľného svetla fotoelektrický jav na priloženej fotokatóde. Emitované fotoelektróny sú napätím medzi fotokatódou a anódou urýchľované a smerované na luminiscenčný štít, kde vytvárajú zmenšený prevrátený obraz, ktorý je 1000-krát svetlejší ako pôvodný. Obraz je snímaný videokamerou a zobrazený na obrazovke televízora alebo na monitore počítača.

Nové systémy sú vybavené elektronickým digitálnym snímačom obrazu na plochom, takzvanom **flat paneli**, pozostávajúcím zo scintilátora (napr. CsI) a polovodičového amorfného kremíka (a-Si). Detekčný panel pozostáva z veľkého počtu elementárnych buniek – **pixelov** - ktoré tvoria obrazovú maticu (cca 2000x2000 elementov).

Najdokonalejšie zobrazovacie detektory sú **polovodičové pixelové detektory (SPD)**. Impulzy z detektora sú pomocou analógovo-digitálneho konvertora ukladané priamo do pamäti počítača. Vytvorí sa tak **digitálny rtg obraz**.

Nepriama skiaskopia sa používa na vyšetrovanie dynamických dejov v ľudskom organizme a pri intervenčných výkonoch (napríklad vyšetrenie ciev), kde je potrebná vizuálna kontrola a navigácia práce, ktorá je prevedená vo vnútri organizmu – zavedenie rôznych sond a katétru, implantácie. [2]

Mamografia

Ďalšou planárnou diagnostickou metódou využívajúcou rtg žiarenie je mamografia. Mamografia znamená röntgenové vyšetrenie prsníkov, pomocou ktorého je možné odhaliť rôzne ochorenia prsníkov ešte vo včasnom štádiu. Patrí medzi najspoľahlivejšie vyšetrovacie metódy. Iba v malom množstve prípadov, hlavne u mladých žien sa môžu vyskytnúť prípady, keď nádor je skrytý v hustom tkanive prsníka, a zostane teda

neodhalený. Röntgenový prístroj, na ktorom sa vykoná mamografia, sa nazýva **mamograf**. Slúži na diagnostiku nádorových ochorení prsníkov. Používa sa špeciálna röntgenka, ktorá pozostáva z anódy zhotovenej z molybdénu a z berýliového výstupného okienka. Mamografia využíva tzv. mäkké rtg žiarenie s nízkou energiou (približne 20 keV), pričom fotóny takejto energie interagujú s atómami tkaniva **fotoefektom**. Vzniknutá röntgenová snímka prsnej žľazy sa nazýva **mamogram** alebo **mastogram**. [2]

Mamograf pracuje na princípe **denzitometrie** – merania hustoty tkaniva, ktorým röntgenové žiarenie preniká. Zdravé tkanivo je homogénne s pomerne rovnakou hustotou, oproti tkanivu, v ktorom prebiehajú zmeny a má vyššiu hustotu. Prsník je vyšetrený v 2 rovinách, pričom musí byť fixovaný a stlačený. Správne stlačenie prsníkov je potrebné na vytvorenie mamogramov vysokej kvality. Prsia sú stlačené na vrstvu cca 5-7 cm pomocou špeciálnych kompresných platničiek, ktoré sú súčasťou zariadenia. Môžu sa pomocou mamografu zobrazovať aj veľmi malé nádory (menšie ako 5 mm), môžeme určiť ich presnú veľkosť, počet aj lokalitu.

Hoci pri mamografii ako pri röntgenovom vyšetrení dochádza k ožarovaniu, dávka žiarenia je veľmi malá. Veľmi dôležité je práve dokonalé odfiltrovanie vysokoenergetických fotónov. Radiačná záťaž, ktorá sa dosiahne za 30 rokov v prípade, že mamografické vyšetrenie je vykonané každý 2. rok, je ešte bezpečná. Pravdepodobnosť vzniku karcinómu – nádoru vzniknutého v dôsledku ožiarenia – je veľmi malá. Jediné negatívum mamografie je, že mamogram poskytuje iba planárne zobrazenie, a preto na skúmanie nálezu sa vyhotovuje viac uhlov pohľadu - znásobí sa množstvo žiarenia. [6]



Obr. 3: Mamograf [18]

Na vyšetrenie prsníkov sa taktiež používa **vákuová mamotómia**. **Prístroj vákuovej mamotómie** slúži na histologizáciu nehmatných prsníkových lézií a aj na odstránenie malých prsníkových lézií, ktorých priemer nepresahuje 5 – 10 mm. Súčasťou prístroja je rotačný nôž, ktorý sa nachádza v puzdre. Pomocou neho sa vyrezáva príslušné tkanivo, ktoré je následne posunuté pomocou vákuu do malej komôrky tohto prístroja. Tak sa získava tkanivo na histologizáciu. Ostatný materiál napr. krv sa následne odsáva cez systém hadíc. Je to bezbolestný zákrok, ktorý sa vykonáva v lokálnej anestézii. Zákrok sa vykonáva pod kontrolou mamografického prístroja, ktorý určuje súradnice lézie, do ktorej sa potom prístroj zavádza. Nôž sa vysunie, a po zasunutí na príslušné miesto sa znova uzatvára. Rez sa vykonáva jeho otočením, a po otvorení sa tkanivo dostane do odberovej komôrky. Takýmto spôsobom sa dá odstrániť ložisko hneď pri mamografickom vyšetrení. [18]

Zubné RTG

V zubnej röntgenovej diagnostike sa na diagnostiku ochorení používajú zubné röntgenky. Klasicky sa rtg dentálne vyšetrenie uskutočňovalo intraorálne, v súčasnosti sa častejšie už využíva panoramatické zobrazenie chrupu.

1. **Intraorálne röntgeny** – sú veľmi jednoduché prístroje. Na pohyblivom ramene je umiestnená malá röntgenka. Pod krytom röntgenky sa nachádza zdroj vysokého napätia (cca 50-70 kV). Film je umiestnený na zadnú stranu zubov a z prednej strany je ožiarený röntgenkou. Po vyvolaní filmu sa zobrazia príslušné zuby. Môžu byť takto odhalené aj počiatočné kazy na miestach, ktoré nie sú okom lekára viditeľné.
2. **Panoramatický röntgen OPG** (orthopantomogram) – röntgenka a oproti nej umiestnený rtg film alebo zobrazovací flat panel v priebehu ožiarovania objektu rotujú – opisujú kruhovú dráhu okolo hlavy pacienta, a takto vytvoria panoramatický obraz celej čeľusti.

V prípade čeľustnej chirurgie sa dnes už používa aj dentálny computer tomograph (dentálny CT), o ktorom sa zmienime neskôr. [7]

Využitie kontrastných látok v diagnostike

Kontrastné látky zlepšujú kontrast a vzájomnú odlišiteľnosť dvoch orgánov alebo tkanív. Používajú sa na vyšetrenie orgánov a tkanív s rovnakou hustotou. Využijeme ich vo všetkých základných zobrazovacích metódach.

Tkanivo v ľudskom tele sa skladá hlavne z atómov ľahkých prvkov, ktoré majú podobnú hustotu – okolo 1000 kg.m^{-3} takže nie je veľký rozdiel v absorpcii žiarenia týmito prvkami. Kontrastné látky umelo zlepšujú kontrast rtg obrazu, a takto nám umožňujú zvýšiť absorpčné rozdiely. Vyvolávajú väčšie rozdiely v absorpcii žiarenia tkanivom voči jeho okoliu.

Zlepšenie kontrastu dosiahneme, keď použijeme ťažšie prvky, ktorých atómy majú väčšiu hustotu. Najčastejšie sa na tento účel používa **bárium** alebo **jód**. Látky sa aplikujú do vyšetrovanej oblasti buď priamo (napríklad do tráviaceho traktu, do ciev) alebo nepriamo cez metabolizmus (napríklad pri zobrazení tkaniva v pečeni).

Kontrastné látky môžeme rozdeliť na základe rôznych **chemických vlastností**, napríklad:

1. Podľa rozpustnosti vo vode: na rozpustné a nerozpustné (napr. báriová suspenzia)
2. Podľa ich disociácie v roztoku (ionické – disociujú v roztoku na anión nesúci kontrastný jód a kation; neionické)
3. Podľa spôsobu ich vylučovania z organizmu na: **nefrotropné**, ktoré sú vylučované ľadvinami. Používajú sa napríklad v angiografii (vyšetrenie cievneho riečišťa) a urografii (vyšetrenie močových ciest). Druhú skupinu tvoria **hepatotropné** kontrastné látky, využívané v cholangiografii (vyšetrenie žlčových ciest), ktoré sú z tela vylučované pečeňou.

Z hľadiska absorpcie rtg žiarenia sa väčšinou používajú **pozitívne kontrastné látky**. Zvyšujú absorpciu rtg žiarenia. Najčastejšie sa používajú kontrastné látky ako síran báratý (BaSO_4) - je to vo vode nerozpustná zlúčenina, jeho suspenzia sa používa pri vyšetrení tráviaceho traktu. Najväčšie využitie ale majú v rtg diagnostike kontrastné látky na báze jódu, lebo poskytujú veľmi dobrý kontrast štruktúr. Jód je schopný vytvoriť zlúčeniny s veľkým množstvom organických látok, ktoré

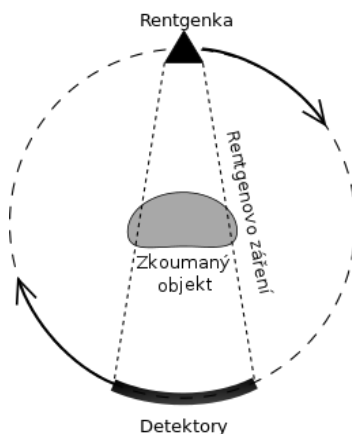
v organizme zabezpečujú distribúciu látky. V týchto zlúčeninách je jód pevne viazaný, väčšinou na benzénových jadrách aromatických uhľovodíkov ako kyselina trijódaminobenzoová alebo deriváty pyridínu.

Naopak **negatívne kontrastné látky** absorpciu röntgenového žiarenia znižujú. Sú to napríklad plyny (vzduch, CO_2). Najprv sa aplikuje pozitívna kontrastná látka (báriová suspenzia) a potom negatívna (vzduch), ktorá rozťahne pozitívnu kontrastnú látku k stenám vyšetřovaného objemu. [2]

2.2.1 Trojrozmerné zobrazenie – princíp tomografie

Trojrozmerné tomografické zobrazenie

Röntgenová tomografia nám poskytuje trojrozmerné zobrazenie hustoty tkaniva v ľudskom organizme. Zobrazovanie počítačovou tomografiou sa používa, keď rozličné tkanivá rozdielne absorbujú röntgenové lúče počas ich prechodu organizmom. Ide o obyčajné röntgenové snímky, avšak zdroje röntgenových lúčov a detektor rotujú okolo pacienta a robia tieto snímky z rozličných uhlov. Lineárnym posúvaním pacienta je možné vytvoriť celý rad priečnych rezov. Keď tieto rezy umiestnime vedľa seba, dostaneme **trojrozmerný tomografický obraz** vyšetřovanej oblasti. [9]



Obr.4: Tomografické zobrazenie [8]

Následné počítačové spracovanie je potom schopné priradiť v danom reze každému bodu v priestore jeho príslušnú hodnotu absorpcie žiarenia a zobrazí ju na monitore. Tento proces sa nazýva **tomografická rekonštrukcia**, a vznikne pomocou neho **absorpčná mapa**. Pretože spracovanie všetkých potrebných údajov by bolo výpočtovo veľmi náročné, je možné ho vykonať aj pomocou počítača. Preto sa táto metóda nazýva **počítačová tomografia CT (Computed Tomography)** alebo výpočtová tomografia.

Vznik tomografického obrazu

Röntgenovým žiarením vychádzajúcim z röntgenky je ožiarené telo pacienta. Časť tohto žiarenia telom prechádza, časť sa absorbuje. Detektory zaznamenávajú mieru zoslabenia žiarenia a prevedú údaje do počítača. Potom sa röntgenka spolu s detektorom pootočí o určitý uhol a celý dej sa opakuje. Na konci vyšetrenia sú údaje spracované počítačom a z hodnôt absorpčných koeficientov μ z jednotlivých miest daného priečného rezu je vytvorený **tomogram**.

Potom sa vyhodnocuje miera absorpcie röntgenového žiarenia. Údaje sú spracovávané po malých objemových elementoch, ktoré sa nazývajú **voxely** (volume matrix element). Voxel je vlastne analógia pixelu, ale oproti nemu má aj určitú hrúbku, ktorá je totožná s hrúbkou príslušného rezu.

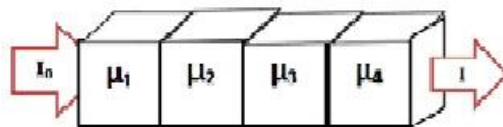
Interakcia lúčov žiarenia a tkaniva ľudského tela je zložitý proces. Keďže tkanivo má schopnosť absorbovať rtg žiarenie, pri dopade žiarenia na vyšetrovanú oblasť tela sa zoslabuje jeho intenzita. Zoslabenie intenzity žiarenia I_0 je určené lineárnym koeficientom zoslabenia μ , a je vyjadrené nasledujúcim vzťahom:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (6)$$

kde x znamená hrúbku absorbenta, ktorým žiarenie prechádza.

Ak prechádza rtg žiarenie postupne cez tkanivá s rôznym lineárnym koeficientom zoslabenia (obr.5), ostaneme pre výslednú intenzitu vzťah:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)x} \quad (7)$$



Obr. 5: Zoslabenie rtg žiarenia prechodom tkaniva [8]

Jeden priečny rez zobrazovaného objektu obsahuje viac ako 250 000 voxelov. Aby sme vedeli určiť absorpciu žiarenia cez daný voxel, je potrebné, aby ním lúče žiarenia prešli viackrát pod rôznymi uhlami. Výsledná hodnota absorpcie voxelu je určená pomocou **denzitnej jednotky - Hounsfieldovy jednotky [HU] (CT číslo)** – ktorá vyjadruje absorpciu žiarenia tkanivom porovnaním s absorpciou žiarenia vodou ($HU = 0$). Táto jednotka bola nazvaná podľa objaviteľa počítačovej tomografie Godfreya N. Hounsfielda, ktorý spolu s Allanom M. Cormackom dostali za tento objav Nobelovu cenu v r. 1980.

Detektory následne zisťujú súčet absorpcií všetkých voxelov, ktorými žiarenie prešlo.

Hodnota HU je definovaná vzťahom:

$$HU = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} k \quad (8)$$

kde $k = 1000$ je konštanta, μ je koeficient zoslabenia pri prechode žiarenia tkanivom a μ_w je koeficient zoslabenia pri prechode žiarenia vodou ($\mu_w = 0,22 \text{ cm}^{-1}$).

Po výpočte príslušných Hounsfieldových jednotiek sú hodnoty absorpcie prevedené na obrazovku počítača, konkrétnym hodnotám HU čísel zodpovedajú konkrétne odtiene šedej. Takto vzniká výsledný CT obraz vyšetřovaného orgánu.

Hounsfieldové jednotky môžu v praxi nadobudnúť hodnoty približne od -1000 (vzduch) do 1000 (kompaktné kosti). Pre diagnostické účely a pre zobrazenie výsledného tomogramu v odtieňoch šedej je k dispozícii cca 2000 čísel.

Obraz vzniká na monitore hneď po ožiarení pacienta, ale dokončený je až po vykonaní potrebných korekcií. Počítač pri spracovaní údajov prevedie analógový signál na

digitálny, ktorý sa ďalej spracováva a nakoniec sa opäť prevedie na analógový. Vzniká takto výsledný obraz vyšetrovanej oblasti. Namerané dáta, ktoré obsahujú jednotlivé snímky sú následne zložitými matematickými operáciami pretransformované na výslednú maticu. [8]

Pre zobrazenie výsledného CT obrazu na monitore je možné teda využiť 2000 hodnôt HU čísla, ktoré môžu byť prevedené na zodpovedajúci počet odtieňov šedej. Ľudské oko je však schopné rozlíšiť maximálne 25 odtieňov. Pri zobrazovaní CT snímku nie je preto celý rozsah Hounsfieldových jednotiek využívaný.

V praxi sa väčšina hodnôt mäkkých tkanív nachádza v rozsahu Hounsfieldových čísel = 0-100. Pri praktickom použití sa tak odtiene šedej pri zobrazení na monitore objavia len v takzvanom **absorpčnom okne hodnôt** – v rozsahu, v ktorom ležia hodnoty HU, ktoré sú pre zobrazovaný orgán smerodajné. Vďaka absorpčnému oknu hodnôt sa zobrazí iba požadovaný obraz a zároveň sa využíva také množstvo odtieňov šedej, aké ľudské oko je schopné rozlíšiť.

Významné hodnoty CT čísel:

Tkanivo	CT číslo
vzduch	-1000
tuk	-50 až -100
voda	0
likvor	5
biela hmota mozgová	30
šedá hmota mozgová	34
krv	47
pečeň	40 - 60
svaly	35 - 75
väzivové tkanivo	60 - 90
chrupka	80 - 130
kosti	1000 - 3000

Tab. 1: Prehľad významných hodnôt CT čísel [8]

Ako aj ostatné zobrazovacie metódy, CT zobrazenie má tiež svoje výhody a nevýhody. Medzi jeho výhody patrí, že má veľmi dobrú rozlišovaciu schopnosť a kontrast. Umožňuje nám zobraziť aj menej kontrastné mäkké tkanivo vďaka veľmi citlivému scintilačnému detektoru, z ktorého sú údaje počítačom rýchlo spracované. Výsledky sa dajú uchovať v počítači, kde je možné časť obrazu zväčšiť a detailne preskúmať. CT je výhodnou metódou aj pri plánovaní chirurgických zákrokov a pri rádioterapii zhubných ochorení.

Nevýhodou tomografického zobrazenia je radiačná záťaž organizmu v dôsledku transmisie rtg žiarenia organizmom. Ďalšou nevýhodou je relatívne vysoká obstarávacia cena CT zariadenia. Okrem toho obsluha takéhoto zariadenia vyžaduje prítomnosť vysoko školeného personálu. [8]

Popis CT prístrojov

História a generácie CT prístrojov

Teóriu rekonštrukcie tomografického rezu z viacerých snímok vypracoval americký fyzik Allan Cormack v roku 1963 s využitím gama žiarenia. Prvý použiteľný tomograf, EMI mark I, však zostrojil Angličan Godfrey Newbold Hounsfield v roku 1972. V nasledujúcich rokoch sa prejavili výhody CT prístrojov, a vďaka tomu sa rýchlo rozšírili.

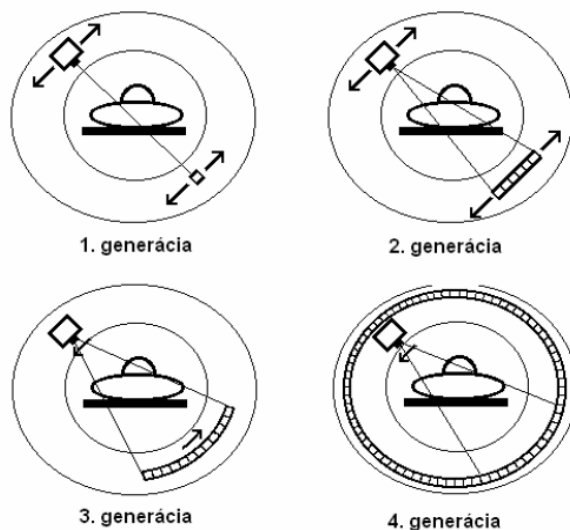
V priebehu technického vývoja došlo k výrazným zmenám v konštrukcii a usporiadaní jednotlivých častí CT prístrojov. Z hľadiska konštrukcie môžeme rozdeliť prístroje do 5 generácií:

1. **Hounsfieldov systém** – skladá sa z jedného detektora a jednej röntgenky. Pracuje na princípe **rotačno – translačného pohybu**. Röntgenka aj detektor sa pohybujú okolo vyšetrovaného objektu v polkruhu. Projekcia vzniká posunom röntgenky cez vyšetrovaný objekt. Systém röntgenka – detektor sa potom pootočí o uhol 10° – 15° , aby bola urobená ďalšia projekcia. Tieto prístroje sú schopné previesť 25 000 meraní v priebehu 6 minút, aby sa získali údaje pre 1 tomogram. Využitie žiarenia v prípade takéhoto prístroja je neekonomické, radiačná záťaž je veľká.

2. Zachováva sa **rotačno - translačný pohyb**. Používa sa širší zväzok žiarenia takmer vejárovitého tvaru, menší uhol pootočenia medzi jednotlivými snímkami (3° – 15°) a väčší počet detektorov (6–60), ktoré sú umiestnené v jednom rade na kruhovom výseku. Detektory sú umiestnené oproti röntgenke. Rekonštrukcia obrazu trvá 10 – 20 s.
3. Systém **multi-slice CT** - táto generácia je dnes najviac využívaná. Využíva **rotačno – rotačný pohyb**. Pracuje s rotáciou röntgenky o 360° a so širokým zväzkom žiarenia vejárovitého tvaru. Obraz je detekovaný veľkým množstvom detektorov (400–600), ktoré sú umiestnené na kruhovom výseku vo viacerých radoch. Detektory rotujú synchrónne s röntgenkou v kruhu. Sníma sa súčasne viac rezov. Uhol pootočenia medzi jednotlivými snímkami je 1° až $0,5^{\circ}$. Prístroj dokáže previesť 170 000 – 180 000 meraní v priebehu niekoľko sekúnd.

Špirálny (helikálny) CT bol vyvinutý z prístroja 3. generácie. Prvý systém CT s **kontinuálnou rotáciou** bol zostrojený firmou Bio-Imaging Research v roku 1986. Predtým bolo potrebné každú nasledujúcu otáčku röntgenky previesť v opačnom smere než predchádzajúcu, medzitým sa stôl s pacientom posunul. Zavedením kontinuálnej rotácie už bol zabezpečený plynulý posun stola s pacientom, a kontinuálne sa zaznamenávali aj snímky. Systém umožnil lepšie vytváranie 3D rekonštrukcií a urýchlil proces získania CT obrazov.

4. Využíva **rotačne – stacionárny systém**, ktorý sa skladá zo širokého zväzku žiarenia a viac tisíc stacionárnych detektorov, ktoré sú umiestnené v kruhu. Dokáže previesť 260 000 až milióny meraní v čase 1 - 3 sekúnd. Rotuje iba röntgenka, ktorá opíše celý kruh okolo pacienta. Pri expozícii okrajových detektorov sa vyskytne problém, lebo sú zaťažené rozptýleným žiarením. Systém sa v praxi preto príliš nerozšíril.

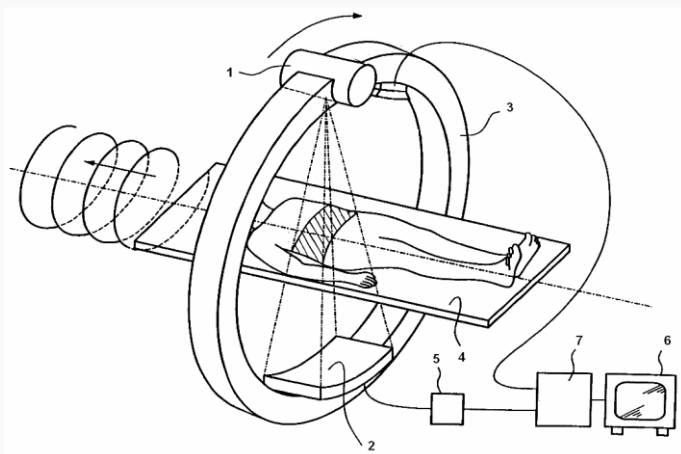


Obr. 6: Generácie CT prístrojov [5]

5. **Kardio – tomograf s elektrónovým zväzkom – EBT (Electron Beam Tomography).** Skladá sa z matice fixných detektorov a rotujúcej röntgenky. Podľa jej polohy sa detektory vychylujú z kolmice tak, aby na ňu lúče dopadali kolmo. Spracovanie obrazu ponúka mnoho možností: 3D rekonštrukciu, rekonštrukciu rezu v iných rovinách ako axiálna.

Prístroje 4. a 5. generácie nie sú príliš rozdielne. Neprinášajú zásadné výhody v praxi v porovnaní s 3. generáciou. S technickým zdokonaľovaním röntgenového CT bol tomografický princíp využitý aj pri iných zobrazovacích metódach (optické metódy, scintigrafické metódy – SPECT, PET, magnetická rezonancia - NMRI). [2, 5, 8]

Súčasti CT zariadenia



Obr. 7: Schéma lekárskeho CT zariadenia (1. zdroj röntgenového žiarenia, 2. detekčný systém 3. gantry, 4. vyšetrovací stôl, 5. riadiaci počítač, 6. zobrazovací počítač, 7. ADC prevodník) [5]

- **vyšetrovací stôl s úložným lôžkom pre pacienta** – posun lôžka sa riadi pomocou počítača
- **gantry** – vyšetrovací tunel, ktorým prejde lôžko s pacientom. Gantry obsahuje röntgenku a detektory. V strede sa nachádza kruhový otvor pre vyšetrovací stôl, ktorý sa môže pohybovať vertikálne, pozdĺžne a do strany, a tak dovoľuje zasunúť pacienta do rôznej hĺbky. Pri vyšetrení je nutné udržiavať pacienta v stálej polohe. Je to jedna zo zásadných požiadaviek pre takéto vyšetrenie, lebo akákoľvek zmena polohy pacienta by mohla skresliť výsledok. Je možné gantry obmedzene (do 30°) nakláňať a tak zvoliť rovinu rezu.
- **vysokovýkonná röntgenka**
- **detektory**
- **vysokovýkonný röntgenový generátor** - musí byť výkonný a tepelne odolný. Dokonalé chladenie je tiež nevyhnutné pre vhodnú funkciu generátora.
- **stôl operátora**
- **počítače** – riadiaci počítač (ovláda a riadi) a vyhodnocovací počítač (zo "surových dát", tzv. raw dát, rekonštruje obrazy a spracováva ich ďalej)

- **diagnostický stôl** – určený k štúdiu tomogramu lekárom
- **dokumentácia** – na optickom alebo magnetickom disku, diskete alebo záznam na filmovom materiáli [8].

Detektory rtg žiarenia pre CT

Ako už bolo spomenuté, cieľom detektorov je zachytiť fotóny rtg žiarenia, ktoré prechádzajú vyšetrovanou oblasťou, a premeniť ich na elektrické signály pre ďalšie počítačové spracovanie. Základnými požiadavkami, čo sa týka detektorov sú: **vysoká citlivosť** detekcie fotónu žiarenia a **veľká rýchlosť** detekcie (krátka mŕtva doba).

CT zariadenia sa líšia veľkosťou, typom, počtom a umiestnením detektorov. Väčšia účinnosť detektorov vedie k lepšiemu rozlíšeniu kontrastu a väčší počet detektorov k lepšiemu priestorovému rozlíšeniu.

Pre detekciu rtg žiarenia sa najčastejšie používajú 2 typy detektorov:

1. **Ionizačné komory** – sú plnené stlačeným plynným xenonom (anódy a katódy v jednej trubici tvoria rad detektorov). Majú jednoduchú konštrukciu, ale sú priestorovo náročné. Majú nízku rozlišovaciu schopnosť a malú účinnosť.
2. **Scintilačné detektory** – so scintilačnými kryštálmi NaI(Tl), CsI(Tl), Bi₄Ge₃O₁₂ (BGO), Lu₂SiO₅(Ce) (LSO), Lu_{1,9}Y_{0,1}SiO₅ (LYSO), CdWO₄. Detektory **založené na keramických materiáloch** so vzácnymi zeminami (YGdEu₂+O₃ - yttrium-gadolinium oxid) sa niekedy označujú ako UFC (Ultra Fast Ceramic) - ultrarýchle keramické detektory. [2, 5, 8]

Dentálny CT

Uplatňuje sa v čelustnej chirurgie, pri použití zubných implantátov a v diagnostike patologických lézií v príslušnej oblasti. Stav chrupu je zobrazený podrobne v trojrozmernom priereze skenovanej oblasti a tak dostaneme potrebné informácie pre

bezpečnú a účinnú liečbu zubov. Pomocou 3D skenu sa dosiahne kompletná a presná trojrozmerná replika tvárovej časti. [7]

PET-CT

V súčasnosti sa CT prístroje stále častejšie využívajú aj v nukleárnej medicíne ako kombinované prístroje PET/CT. Metóda PET - pozitronová emisná tomografia je diagnostická metóda, ktorá na rozdiel od rádiologických metód (využívajúcich transmisiu žiarenia organizmom) využíva emisiu gama žiarenia z tela pacienta. Do organizmu sa aplikujú rádiofarmaká, ktoré obsahujú jednak nosnú látku (napríklad voda, glukóza, a iné) a na túto nosnú látku naviazaný rádionuklid, ktorý potom emituje gama žiarenie z tela pacienta. Konkrétne PET-ka využíva pozitronové rádionuklidy, pričom pri interakcii pozitronu s elektrónom nastane anihilácia s následným uvoľnením dvojice anihilačných fotónov gama žiarenia s energiou 511 keV, ktoré vylietajú z miesta vzniku v protihľých smeroch (pod uhlom 180°). Na základe koincidenčnej detekcie týchto dvojíc fotónov je možné rekonštruovať výsledný tomografický obraz. Nakoľko nádorové bunky majú veľmi aktívny metabolizmus sacharidov, príslušné rádiofarmakum (napríklad ^{18}F -deoxyglukóza) sa selektívne vychytáva práve v nádorových bunkách a pomocou PET-ky získame zobrazenie **metabolickej aktivity tkaniva**. Nakoľko však určité množstvo gama žiarenia je absorbované prechodom od tkaniva k detektoru, je potrebné robiť korekciu na takéto zoslabenie, nazývané **atenuácia**. A tu sa práve využíva transmisná metóda korekcie zoslabenia žiarenia pomocou CT. Spolu so scintigrafickým obrazom je registrovaný aj transmisný obraz pri súčasnom ožiarení pacienta pomocou gama alebo rtg zdrojov žiarenia a v pamäti počítača sa vytvorí mapa korekčných koeficientov. CT tak poskytuje **densitnú mapu**.

Výhody kombinovaného PET/CT zobrazenia sú evidentné: pomocou jedného prístroja získame súčasne v rovnakej geometrickej konfigurácii pacienta priame prekryvanie odpovedajúcich si štruktúr (teda presné lokalizovanie miesta nádoru pomocou CT a evidentne aktívne lokality - nádory - pomocou PET časti prístroja). Okrem toho obraz CT slúži na korekciu obrazov PET vytváraním presnej atenuačnej - (densitnej) mapy. [21]

Pri našej exkurzii v Bionte, a.s. v Bratislave sme mohli vidieť takéto kombinované prístroje PET/CT, ako aj SPECT/CT.

Pacient je umiestnený na posuvnom lôžku a vsúvaný do gantry, ktoré je buď oddelené pre CT a PET, alebo spojené, ako vidieť na obr. 8. V staršom modeli tohto hybridného prístroja v Bionte používajú spoločné gantry, v novšom type, kde sa využíva 64- slids CT sú gantry oddelené.



Obr. 8: Prístroj PET/CT v Bionte so spoločným gantry

Okrem týchto dvoch PET/CT prístrojov sme v ďalšej vyšetrovni videli kombinovaný prístroj SPECT/CT. Prístroj SPECT (Single Photon Emission Computer Tomography) pozostáva z dvojhlavovej gamakamery (obsahuje scintilačný kryštál, fotonásobič a elektroniku). Princíp scintigrafického zobrazenia pomocou gamakamery je založený na emisii žiarenia gama z tela vyšetrovaného pacienta, ktorému bolo aplikované rádiofarmakum. Gamakamera, poskytuje planárny systém zobrazenia. Priestorový obraz dosiahneme otáčaním gamakamery o rôzne uhly okolo pacienta a tomografickým počítačovým spracovaním. Gamakamera je kombinovaná aj s klasickým CT - naboku prístroja je umiestnená röntgenka. Pomocou tohto CT je možné presne lokalizovať tie patologické miesta v tele pacienta, ktoré sú indikované pomocou gamakamery. [22]



Obr.9: Gama kamera kombinovaná s CT v Bionte, a.s. Bratislava

3 Neinvazívne diagnostické metódy

3.1 Sonografia

Fyzikálny popis ultrazvuku

Ultrazvukom nazývame mechanické kmity vzduchu, kvapalín alebo pevných látok s frekvenciou vyššou, ako je horná hranica ľudským ušom počuteľného zvuku (vyššou ako 20 kHz). Ultrazvukové kmity sa pružným prostredím šíria formou vlnenia. V mäkkom tkanive a tekutinách ľudského tela sa šíria vlny pozdĺžne, iba v kostiach má vlnenie priečny charakter.

Každé prostredie je z ultrazvukového hľadiska charakterizované niekoľkými parametrami. Najdôležitejšie z nich sú:

Rýchlosť šírenia ultrazvuku daným prostredím (fázová rýchlosť):

$$v = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (9)$$

kde K je modul objemovej pružnosti, ρ je hustota prostredia.

Médium	Rýchlosť (m.s ⁻¹)
vzduch (0 °C)	331
vzduch (20 °C)	343
voda (0 °C)	1402
voda (20 °C)	1482
tuk	1450
svaly	1600
pečeň	1550
kosti	3000

Tab. 2: Rýchlosť šírenia ultrazvuku v rôznych prostrediach

Akustická impedancia: množstvo akustickej energie odrazenej na akustickom rozhraní je funkciou rozdielu akustických impedancií tkanív, ktoré tvoria toto rozhranie.

$$Z = \frac{p}{v_a} \quad (10)$$

kde p je akustický tlak, v_a je akustická rýchlosť častíc prostredia.

Intenzita ultrazvuku:

Je to energia prenášaná postupujúcim vlnením cez jednotkovú plochu kolmú na smer šírenia vlnenia za jednotku času. Je vyjadrená nasledujúcim vzťahom:

$$I = \frac{\Delta E}{\Delta t \Delta S} = \frac{p^2}{Z} \quad (11)$$

Keď ultrazvuková vlna narazí na oblasť s líšiacou sa hustotou, dochádza k zmene rýchlosti šírenia, k lomu a odrazu danej vlny. Potom intenzita odrazenej vlny je vyjadrená nasledujúcim vzťahom:

$$I_R = \left(\frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2} \right)^2 I \quad (12)$$

kde z_1 a z_2 znamenajú akustickú impedanciu dvoch prostredí, I je intenzita ultrazvuku: $I = I_R + I_T$.

I_T je intenzita postupujúcej vlny, a je vyjadrená pomocou vzťahu:

$$I_T = \frac{4z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2} I \quad (13)$$

Odrazené vlny nesú informácie o štruktúrach, ktoré majú rozdielnú hustotu. Zobrazenie týchto štruktúr sa realizuje pomocou **echolokácie** odrazených ultrazvukových vln. Ide o taký spôsob získavania informácií, kde do sledovanej oblasti je vysielaný zvuk, ktorý sa od prípadného predmetu čiastočne odrazí späť do miesta vysielania. Tam je zachytený a vyhodnotený. Z časového oneskorenia, ktoré uplynie od okamihu vysielania

zvuku do okamihu prijmu odrazenej vlny (**echa**) sa dá stanoviť vzdialenosť odrážajúceho predmetu.

Útlm – pokles intenzity v homogénnom prostredí:

V dôsledku **absorpcie** ultrazvuku tkanivom odrazená vlna má menšiu intenzitu ako dopadajúca. K absorpcii dochádza v dôsledku vnútorného trenia kmitajúcich častíc zvuku. Časť mechanickej energie vlnenia sa premení na teplo. Miera absorpcie ultrazvuku je vyjadrená exponenciálnou závislosťou,

$$I = I_0 e^{-2\alpha x} \quad (14)$$

kde I_0 je pôvodná intenzita ultrazvuku, I je intenzita ultrazvuku v danej hĺbke tkaniva x , α je koeficient útlmu – závisí od viskozity látky a od frekvencie zvuku. Vo väčšine látok je útlm absorpcie priamo úmerný druhej mocnine frekvencie vlnenia. [12]

Princíp zobrazovania pomocou ultrazvuku – ultrasonografia

Ultrazvuková sonografia je založená na **šírení zvukových vĺn** s vysokou frekvenciou v pružnom prostredí a na **odrazoch** týchto vĺn na fázovom rozhraní dvoch prostredí, ktoré majú rozdielnu hustotu. Patrí medzi najpoužívanejšie zobrazovacie metódy. Je neinvazívna a nenáročná pre pacientov. Je bezpečnou diagnostickou metódou a nezaťažuje organizmus ionizačným žiarením. [2]

Je vhodná na zobrazovanie mäkkého tkaniva (svaly, koža, podkožie), taktiež na zobrazovanie tekutinou vyplnených útvarov (močový mechúr, žlčník, žľazové cesty, črevo, cysty, atď.) [14] .

Pre diagnostické účely sa používajú vlny s vysokou frekvenciou (rádovo MHz). Informácie potrebné pre diagnostiku sú získané zachytávaním, spracovávaním a zobrazovaním ultrazvukových signálov, ktoré sú odrazené od fázového rozhrania tkanív. [13]

Ultrazvukové kmity sa dajú vytvoriť pomocou **piezoelektrických generátorov**. Sú to vlastne **doštičky** vyrobené z **kremeňa**, ktoré sú pripojené k elektródam so striedavým napätím. Premieňa sa elektrická energia na mechanickú, ktorá potom rozkmitá okolité prostredie.

Vysielač **piezoelektrický kryštál sondy**, ktorý je v kontakte s povrchom tela, sa pôsobením striedavého elektrického napätia periodicky deformuje a v dôsledku tohto rozruchu sú do tkaniva vysielané akustické vlny. Mechanický styk s telom je zabezpečený pomocou vrstvy špeciálneho gélu, ktorý zabezpečuje dobrý prechod vlnenia do kože. Odrazené ultrazvukové vlny sa vracajú späť a vyvolávajú vibráciu piezoelektrického kryštálu v prijímacej časti ultrazvukovej sondy, ktorý na elektródach kryštálu generuje striedavý elektrický signál s príslušnou frekvenciou, amplitúdou a časovým oneskorením.

Časové a priestorové rozdiely vyslaného a odrazeného signálu sú vyhodnotené elektronickou aparátúrou, a na základe toho sa vytvorí na obrazovke obraz štruktúr na základe hustoty. Ultrazvukové obrazy sú u väčšiny sond zobrazené vo forme kruhového výseku so stredom v mieste priloženia prijímacej sondy.

Jas jednotlivých bodov obrazu závisí od intenzity príslušného signálu. Na sonografickom obraze môžeme vidieť priestorové usporiadanie štruktúr s rozdielnou hustotou vo vyšetrovanom tkanive. Útvary, ktoré odrážajú ultrazvuk menej alebo viac ako okolité tkanivo, sa nazývajú **hypoechogénne** alebo **hyperechogénne** [2].

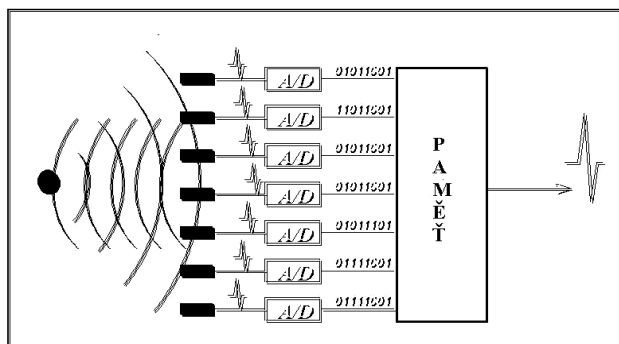


Obr. 10: Ultrazvukový obraz [24]

Digitálne spracovávanie ultrazvukového obrazu

V minulosti boli odrazené signály spracovávané analógovo - signály boli v elektroakustickom meniči premenené na elektrické a ďalej spracovávané.

Súčasné **ultrasonografy** spracovávajú zachytené signály využitím **počítačovej technológie**. Analógovú časť prístroja tvorí len detekčný systém. Potom nasleduje **analógovo – digitálny prevodník**, ktorý prevedie elektrický signál na digitálny (do číselnej podoby). Takto je ďalej spracovávaný a zobrazovaný. Výhoda počítačovej technológie je, že máme možnosť naprogramovať optimálne podmienky pre jednotlivé vyšetrenia (preprocessing) alebo dodatočne upravovať vzniknutý obraz (postprocessing). Obrazy sa dajú ukladať na vhodné pamäťové médium a prenášať cez intranetové alebo internetové siete.



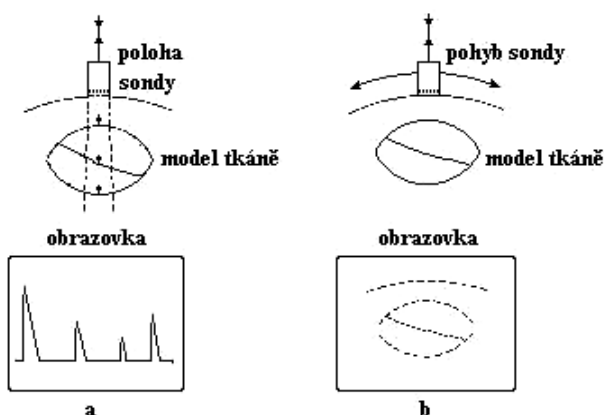
Obr. 11: Prevedenie analógového signálu na digitálny [12]

Typy ultrazvukového zobrazovania

1. **Zobrazenie A** – vznikne jednorozmerný ultrazvukový obraz
2. **Zobrazenie B (brightness - jas)** - dvojrozmerné zobrazovanie. Zachytené odrazy modulujú jas stopy na obrazovke. Pri pôvodnom **statickom zobrazení B** vznikol obraz veľmi pomaly ručným posúvaním a nakláňaním sondy, tvorenej jedným meničom. Týmto spôsobom nebolo možné zachytiť a skúmať obrazy pohyblivých štruktúr.

V dnešnej dobe sa používa **dynamické zobrazenie B** s rýchlym snímaním. Vytvorí sa pomocou neho séria obrazov vyšetrovanej oblasti. Zároveň umožňuje sledovanie pohybu danej oblasti. Niekedy sa dynamické systémy označujú ako systémy pracujúce v reálnom čase. Poskytujú základné morfológické informácie – informácie o odrazivosti jednotlivých tkaninových štruktúr vyšetrovanej oblasti.

3. Pre potreby kardiologického vyšetrenia bola vypracovaná metóda zobrazenia **M** (**pôvodne TM – Time Motion**). Pri zachytávaní pohybujúcej sa štruktúry sa na obrazovke objaví tzv. **plávajúce echo**, z ktorého je možné rozoznať hranice pohybu. Sýtosť daného bodu vzniknutého obrazu je možné v čase zaznamenávať na pohybujúci sa papier – dôležité pri hodnotení pohyblivosti jednotlivých úsekov srdca [12]



Obr.12: Princíp zobrazenia metódou A a B [12]

4. **Trojrozmerné (3D) zobrazenie** – nevýhodou ostatných metód je strata jedného rozmeru. Odstránenie tohto nedostatku sa dosiahne zmenou snímanej roviny počas zobrazovania pohybom sondy. Sonda sa lineárne posunuje, nakláňa alebo rotuje. Údaje z odrazených signálov sú zavedené do pamäti počítača. Počítač prevedie matematickú rekonštrukciu obrazu podobne ako aj u iných tomografických zobrazovacích metód. Nevýhodou tejto metódy je iba dlhý čas 3D-zobrazovania. V súčasnej dobe sa už vyvíjajú systémy pracujúce v reálnom čase. Využívajú **4D-zobrazenie**. Štvrtým rozmerom je krátky časový úsek, ktorý je potrebný na rekonštrukciu obrazu.

Aplikácia Doppleroveho javu v ultrazvukovej diagnostike

Dopplerov jav je zmena frekvencie elektromagnetických alebo akustických vln vyvolaná relatívnym pohybom zdroja a pozorovateľa. Názov získal podľa rakúskeho fyzika Christiana Johanna Dopplera, ktorý jav opísal v roku 1842 v Prahe. [13]

Z akustického hľadiska môžeme opísať Dopplerov jav nasledovne: zdroj vlnenia s konštantnou frekvenciou sa pohybuje relatívne voči pozorovateľovi. Keď sa zdroj k nemu priblíži, vníma pozorovateľ vyššiu frekvenciu, keď sa od neho vzdďaľuje, vníma nižšiu frekvenciu, aká je zdrojom vysielaná. K podobnému javu dochádza v prípade, že zdroj vlnenia je nehybný, ale pohybuje sa reflektor, od ktorého sa vlnenie odráža. Práve tento jav využívajú dopplerovské detektory a merače rýchlosti prúdiacej krvi.

V krvi odrážajú vlnenie erytrocyty. Sú ale menšie, ako vlnová dĺžka ultrazvukovej vlny, preto pôsobia ako bodové zdroje rozptylu. Keď na nich dopadne ultrazvuková vlna, vznikajú kruhové vlnoplochy, ktoré sa šíria všetkými smermi. Vznikajúce vlny navzájom interferujú. Amplitúda odrazenej vlny je úmerná druhej mocnine počtu erytrocytov (reflektorov). Frekvencia tejto odrazenej vlny sa však v dôsledku pohybu erytrocytov líši od frekvencie vysielanej vlny. Rozdiel medzi frekvenciami sa označuje f_d , nazýva sa dopplerovský posuv, a je úmerný rýchlosti krvi a kosínusu uhla, ktorý zvierá dopplerovský signál so smerom toku krvi (dopplerovský uhol). Rozdiel frekvencií je matematicky vyjadrený rovnicou Dopplerovského posuvu:

$$f_d = \frac{2f_v v \cos \alpha}{c} \quad (15)$$

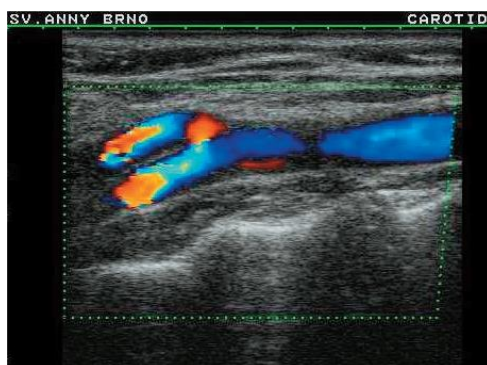
kde f_v je frekvencia vysielanej ultrazvukovej vlny, v je rýchlosť pohybu krvi, α je uhol, ktorý zvierá odrazená vlna so smerom toku krvi, c je rýchlosť šírenia ultrazvuku v krvi. [13]

Farebné zobrazenie rýchlosti

V prípade ultrasonografie informácia o rýchlosti toku krvi je zobrazená ako **dopplerovské spektrum**, ktoré predstavuje časový priebeh rýchlosti prúdenia krvi. Následne pri **farebnom kódovaní toku krvi (CFM – Colour Flow Mapping)** sa

využívajú hodnoty stredných rýchlostí toku. Tok od sondy je zobrazený **modrou**, tok k sonde **červenou farbou**. Jas farby je funkciou rýchlosti toku a **turbulencia** sa zobrazuje najčastejšie pridaním **zelenej farby**.

Farebné zobrazenie umožňuje rýchlu identifikáciu ciev, určenie smeru prúdenia krvi a jej rýchlosť podľa tónu farby, a taktiež ľahšiu diagnostiku patologických zmien (aneurysma, uzáver). Ako každá zobrazovacia metóda má aj svoje nevýhody: napríklad zobrazenie strednej rýchlosti toku (namiesto okamžitej), malá citlivosť pre pomalé toky a pre toky v malých cievach, alebo dlhý časový úsek potrebný k vzniku farebného obrazu (50-150 ms).



Obr. 13: Farebné zobrazenie vyšetrovanej oblasti [13]

Farebné zobrazenie tkaniva

Nová dopplerovská zobrazovacia metóda – **dopplerovské zobrazenie tkaniva (Tissue Doppler Imaging)** - nám umožňuje získať farebnú informáciu o rýchlosti a smere pohybu tkaniva. Predovšetkým sa využíva v **sonoangiológii**.

Pri farebnom zobrazení rýchlosti prúdiacej krvi predstavujú farebné obrazy pohyb cievnych stien a farebné obrazy okolitých tkanív sú rušivým javom – nazývajú sa **farebné artefakty**, a sú odstránené filtráciou. Pri zobrazení tkaniva sú potlačené vysoké rýchlosti prúdiacej krvi a zobrazené malé rýchlosti srdcových alebo cievnych stien. [13]

3.2 Magnetická rezonancia – fyzikálny princíp NMR a princíp zobrazovania pomocou MRI

Nukleárna magnetická rezonancia (NMR) je fyzikálno – chemická metóda založená na poznaní vlastností atómových jadier a na analýze **magnetických momentov atómových jadier**. [2]

Metóda pôvodne slúžila na analýzu zloženia a štruktúry vzoriek. **I.I.Rabi** v roku 1938 dokázal, že chovanie atómov striebra je pri vystavení účinkom vonkajšieho magnetického poľa závislé na ich jadrovom spine.

Vďaka pokroku v elektronike a počítačovej technológii v 70. a 80. rokoch bolo možné vytvoriť pomocou signálu NMR **obraz hustoty protónov vo vyšetřovanom objekte**. Vznikla tak metóda **NMRI (Nuclear Magnetic Resonance Imaging)**. Namiesto pôvodného pomenovania NMR sa dnes v praxi používa názov **MR (magnetická rezonancia)** alebo **MRI (zobrazovacia magnetická rezonancia)**.

Dr. Damadian ako prvý navrhol v roku 1972 použiť magnetickú rezonanciu ako tomografickú zobrazovaciu metódu. Použil ju úspešne na odlíšenie zhubného tkaniva. **P. Lauterbur** získal ako prvý obraz magnetickej rezonancie dvoch trubíc naplnených vodou v roku 1973 a o rok neskôr spolu s **J. Hutchinsonom** urobili prvé MR vyšetřenie živého organizmu (laboratórnej myši). V roku 1976 **P. Mansfield** a **A. Maudsley** získali MR obraz ľudskeho prsta. V roku 1977 **Damadian** ako prvý publikoval MR obraz ľudskeho hrudníka. Za objavy na poli magnetickej rezonancie získali **P.C. Lauterbur** a **sir P. Mansfield** Nobelovú cenu za medicínu v roku 2003. [16]

Fyzikálny princíp NMR

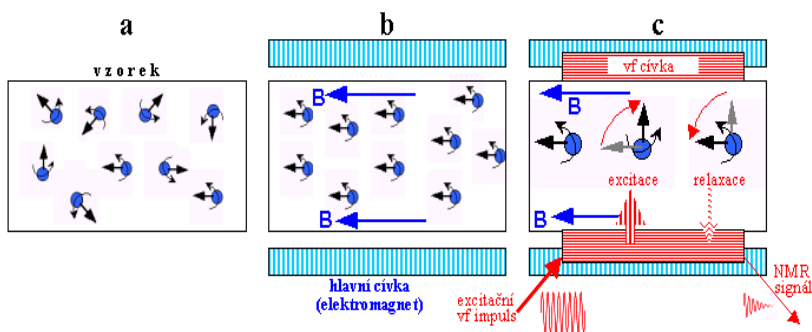
Jav nukleárnej magnetickej rezonancie môže nastať, keď sa jadrá atómov dostanú do interakcie s vonkajším magnetickým poľom. Každý nukleón má vlastný mechanický (rotačný) moment hybnosti – **spin** I . Tento moment hybnosti vytvára vlastný **elementárny magnetický moment** μ . Atómové jadrá vďaka spinom svojich nukleónov vzbudzujú tiež veľmi slabé magnetické pole – majú určitý magnetický moment. Výsledný nenulový spin a magnetický moment majú však len atómové jadrá s **nepárnym nukleónovým číslom**. Spiny a magnetické momenty spárovaných protónov a neutrónov sa vzájomne rušia. Magnetickú rezonanciu je možné teda pozorovať iba u jadier s nepárnymi nukleónovými číslami – predovšetkým: ^1H , ^{13}C , ^{15}N , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P , atď.

Za normálnych okolností sú vplyvom tepelného pohybu smery spinov a magnetických momentov jednotlivých jadier chaoticky rozhádzané, ich orientácia je náhodná a neusporiadaná. Elementárne magnetické pole sa v priemere vzájomne ruší, látka nevykazuje žiadne magnetické vlastnosti. Keď umiestnime látku do silného magnetického poľa, smer magnetických momentov jadier atómov bude totožný so smerom tohto poľa. Magnetický moment jadier bude rovnobežný s indukčnými čiarami magnetického poľa. [2]

Keď vyšleme krátky **striedavý elektromagnetický signál** do vzorky, smer magnetického momentu jadier sa dočasne vychýli zo smeru vektora $\mathbf{B}$. Elektromagnetický signál **rezonuje** s takzvanou **Larmorovou frekvenciou**. Jadro atómu vykonáva **precesný pohyb** okolo smeru magnetickej indukcie $\mathbf{B}$ a súčasne vyžaruje elektromagnetické vlny, kým sa nevráti do pôvodného stavu. Frekvencia týchto vln sa rovná Larmorovej frekvencii:

$$\omega_0 = \gamma B \quad (16)$$

kde γ je konštanta, charakteristická pre každé atómové jadro, B je magnetická indukcia poľa. [2]



Obr. 14: Vznik NMR signálu [2]

- a) magnetické momenty jadier za normálnych okolností, b) pôsobením silného magnetického poľa, c) po vyslaní striedavého elektromagnetického signálu

Orientácia magnetického momentu atómových jadier môže nadobudnúť **diskrétné kvantové stavy**: paralelné (0°), kolmé (90°) a antiparalelné (180°) so smerom vektora magnetickej indukcie vonkajšieho poľa. **Základný**, energeticky najnižší **stav** je paralelný, v kolmom alebo antiparalelnom smere sú jadrá atómov v **excitovanom stave**. Na to, aby sa dostali do excitovaného stavu, potrebujú jadrá atómov energiu. Dochádza preto k absorpcii kvanta elektromagnetickej energie, ktorá je rovná rozdielu energie medzi základným a excitovaným stavom. Zobrazenie pomocou magnetickej rezonancie využíva skutočnosť, že atómové jadrá umiestnené v konštantnom magnetickom poli **rozdielne absorbujú** energiu vysokofrekvenčného elektromagnetického poľa. Po ukončení excitačného vysokofrekvenčného impulzu nastáva relaxácia, návrat do základného energetického stavu (obr. 13). Pritom sa rozdiel energií vyžiarí vo forme elektromagnetickej vlny. Tento NMR signál sa ďalej počítačovo spracováva (obr. 16) [2]

Časy návratu - spin-mriežkový a spin-spinový relaxačný čas - nesú v sebe dôležité informácie o vzájomnom pôsobení jadier a charakterizujú biochemické vlastnosti a štruktúru vyšetřovaného tkaniva. Rôzne druhy biologických tkanív emitujú signály s rôznou vlnovou dĺžkou a nádorové tkanivá emitujú dlhšie trvajúce signály ako zdravé tkanivo. [18]

Princíp zobrazenia pomocou MRI

Najdôležitejšou časťou prístroja MRI je zdroj vonkajšieho magnetického poľa. Magnetické pole sa väčšinou realizuje pomocou **supravodivého elektromagnetu**, ktorý je chladený tekutým héliom. Magnetická indukcia B tohto poľa má hodnotu 0,1 až 3 T. Na realizáciu poľa môžeme použiť permanentný magnet alebo elektromagnet. Magnet musí byť oddelený od vplyvov vonkajšieho prostredia, aby nedošlo k interferencii s rádiovýkvenčným poľom používaným k samotnému zobrazovaniu. Celý systém je preto uzavretý do **Faradayovej klietky**. [17, 18]

Súčasťou zariadenia okrem magnetu je rádiovysielač, rádiovýkvenčná prijímacia cievka, ktorá je lokalizovaná mimo pacienta, výkonný počítač a **gantry**. [16]

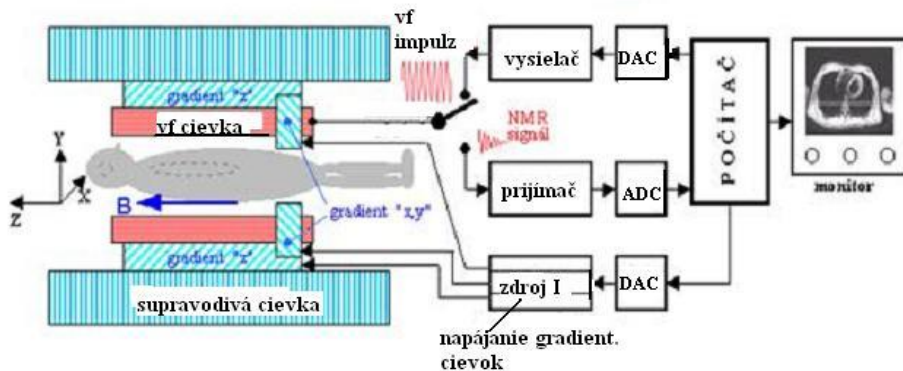


Obr. 15: MRI prístroj so supravodivým magnetom [17]

Pomocou MRI môžeme znázorniť akúkoľvek časť tela v troch vyšetrovacích rovinách. Pacienta počas vyšetrenia môžeme znázorniť v trojrozmernom súradnicovom systéme x , y , z .

Magnetické pole je orientované rovnobežne s osou tela pacienta. Jeho smer je určený vektorom $\mathbf{B}$, a je totožný so smerom osi z v súradnicovom systéme. Dĺžka vektora $\mathbf{B}$ vyjadruje veľkosť magnetického poľa. Horizontálna os kolmá na túto rovinu sa označuje písmenom x a vertikálna y . Rovina $x - y$ je teda orientovaná kolmo na magnetické pole $\mathbf{B}$.

Veľký magnetický moment má jadro vodíka (protón ^1H), ktorý má veľké zastúpenie v organizme v molekulách vody. Preto je najvhodnejším atómovým jadrom na zobrazenie pomocou MRI. Najväčšia časť magnetických momentov protónov atómových jadier sa vo vonkajšom magnetickom poli orientuje v smere rovnobežnom s týmto polom. Tieto protóny sa nazývajú **paralelné**. Zvyšné, ktorých magnetické momenty sú orientované opačne, sa označujú ako **antiparalelné**. Vytvorí sa pomocou nich **sieť magnetického momentu** vo vyšetřovanom tkanive pacienta. Tkanivá sa stávajú magnetickými a ich magnetická indukcia je orientovaná paralelne s externým magnetickým polom **B**. Veľkosť tejto internej magnetickej indukcie je priamo úmerná magnetickej indukcii **externého poľa**, ale v porovnaní s ňou je veľmi malá. Magnetická indukcia vyšetřovaného tkaniva závisí aj od jeho **protónovej hustoty**.



Obr. 16: Celková schéma MRI prístroja [2]

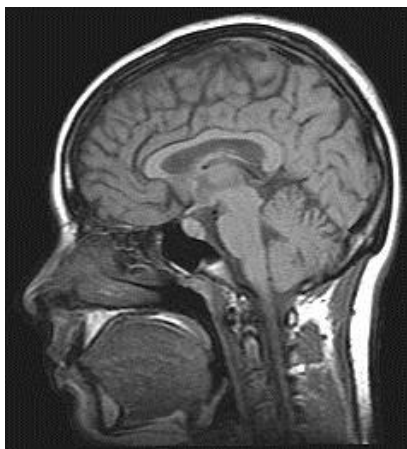
Aby sme vedeli zrekonštruovať MRI obraz, potrebujeme vedieť, odkiaľ presne signál NMR (magnetickej rezonancie) prichádza. V skutočnosti sa magnetické pole, v ktorom pacient leží, plynule mení. Magnetická indukcia vonkajšieho magnetického poľa je rozdielna v každom možnom reze pacienta. Najslabšie je pole pri hlave a zosilňuje sa smerom k nohám. Takéto **prídavné magnetické pole** nazývame **gradientné pole** a vytvárajú ho takzvané **gradientné cievky**. Protóny aj ich signály majú v jednotlivých priečných rezoch ľudského tela rozdielnu precesnú frekvenciu. Aby došlo k ich rezonancii v danom reze pacienta, stačí vyslať pulz s frekvenciou, ktorá zodpovedá precesnej frekvencii daného rezu. Protóny v okolitých vrstvách majú iné frekvencie, preto u nich k prenosu energie nedôjde.

Výsledkom bude signál z požadovanej vrstvy, ale my potrebujeme vedieť, odkiaľ presne z tejto vrstvy signál prichádza. Signály potom budeme schopní priradiť jednotlivým pixelom v konečnom obraze. Zapnutím ďalšieho **magnetického gradienta** v smere danej vrstvy (napr. sprava doľava), jednotlivé „stĺpce“ protónov začnú rezonovať rozdielnou frekvenciou a signály z nich budú mať špecifickú frekvenciu. Toto nám umožňuje ich príslušné zaradenie. Pôsobiaci gradient sa nazýva **frekvenciu kódujúci gradient**. [17]

Priestorovo-geometrické kódovanie súradníc vo vyšetrovanom objekte je teda dosiahnuté superponovaním prídavného gradientného magnetického poľa, vytváraného dvojicami gradientných cievok.

Kontrastné látky pri vyšetrení magnetickou rezonanciou

Podávanie kontrastných látok pri vyšetrení magnetickou rezonanciou je prakticky nevyhnutné. Na zvýšenie kontrastu zobrazenia určitých štruktúr sa používa feromagnetická kontrastná látka na báze gadolína. Podávajú sa intravenózne injekciou. [16]



Obr. 17: MRI obraz hlavy [17]

Vyšetrenie magnetickou rezonanciou môže znázorniť akúkoľvek časť tela v troch vyšetrovacích rovinách. Vzduch ani kostné štruktúry nepredstavujú prekážku v

zobrazovaní. Veľkou výhodou metódy MRI je jej neinvazívnosť a pacient nedostáva počas vyšetrenia žiadnu radiačnú dávku, na rozdiel od CT vyšetrení. V porovnaní s USG a CT vyšetreniami je však táto metóda finančne výrazne náročnejšia a technicky zložitejšia. Prístroje so silným magnetickým poľom poskytujú lepšie priestorové rozlíšenie a rýchle dynamické vyšetrenie, prístroje so slabším poľom majú lepší tkanivový kontrast a nižšie prevádzkové náklady. [16, 17]

Kombinovaná PET/MRI

Pokiaľ MRI poskytuje morfológické informácie o vyšetrovanom tkanive, PET zobrazuje tkanivo na molekulárnej úrovni. Integrovaný systém PET/MRI umožňuje v niektorých prípadoch presnejšie identifikovať miesto zhubného nádoru a jeho veľkosť, čo umožňuje plánovanie účinnej liečby. Využíva sa napríklad v neurológii a kardiológii.

Kombinácia MRI s PET do jedného systému ale narazí na jeden zásadný problém. Silné magnetické pole supravodivého elektromagnetu využívaného v MRI ovplyvňuje pohyb elektrónov vo fotonásobičoch scintilačných detektorov v PET. V silnom magnetickom poli fotonásobiče prestanú fungovať a oddelenie magnetického poľa v MRI od samotného PET vyšetrenia by bolo veľmi náročné.

Kombinácia MRI a PET má aj okrem toho niekoľko nevýhod, kvôli ktorým nemôže fungovať napr. ako alternatíva prístroja PET/CT: pomerne dlhá doba vytvorenia obrazu MRI, rozmazávanie obrazu v oblasti hrudníka a brucha v dôsledku dýchacích pohybov. Preto sa od tejto hybridnej PET/MRI metódy v poslednej dobe postupne ustupuje. [2]

3.3 Termografia

Termografia je zobrazovacia metóda, ktorá umožňuje analyzovať a graficky znázorňovať teplotu na povrchu vyšetrovaného objektu pomocou infračervenej kamery. Registruje sa energia elektromagnetického žiarenia vyžarovaná telom pacienta. Žiarenie leží v infračervenej oblasti vlnovej dĺžky 0,8 - 10 nm. Nie je viditeľné voľným okom.

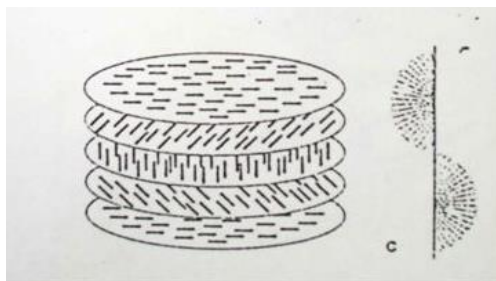
Snímka vytvorená pomocou termografie sa nazýva **termogram**. Termogram zobrazuje teplotnú krivku (zmeny teploty) povrchu vyšetrovanej oblasti ľudského tela. Miesta s rovnakou farbou – **izotermy** – sa zobrazia v rôznych stupňoch šedej (čiernobiela termografia) alebo v rôznych farbách (farebná termografia). Teplota obidvoch polovic tela nie je úplne identická, rozdiely dosahujú 1-2°C. Najvyššiu teplotu má trup a tvár, dolné končatiny sú chladnejšie.

Termografické vyšetrenie sa vykonáva **nepriamym** alebo **priamym** postupom:

nepriamy (elektronický) postup je založený na fakte, že každé teleso, ktoré je teplejšie ako 0 K, vyžaruje do okolia elektromagnetické žiarenie. Vlastnosti tohto žiarenia závisia od teploty povrchu tohto telesa. Bezkontaktné merače teploty fungujú na princípe **fotoemisie**. Žiarenie dopadá na snímací prvok, ktorý ho premení na elektrický signál. Tento signál sa ďalej spracováva a výstup sa zobrazí vo forme tvaru telesa s priradenými farbami na obrazovke. Farby zodpovedajú teplotám jednotlivých bodov zobrazovaného povrchu podľa farebnej škály. Červená farba znamená teplú oblasť, modrá studenú.

Princípom **priamej termografie** je prevod neviditeľného infračerveného žiarenia na viditeľné pomocou **kvapalných kryštálov**. Tieto kryštály sú vlastne kvapalinami, ale majú usporiadané a orientované molekuly ako kryštály. Vykazujú optické a elektromagnetické vlastnosti pevných látok. Pozostávajú z dlhých molekulových reťazcov v tvare tyčiniek, doštičiek alebo diskov, ktoré sú vzájomne voči sebe orientované podľa rôznych pravidiel. Pripravujú sa z organických látok. Snažia sa udržať svoje pravidelné vnútorné usporiadanie tak silno, že ich kryštalická forma ohrievaním neprechádza do kvapalného stavu, ale do takzvaného medzistavu, ktorý sa označuje ako mezomorfný alebo parakryštalický.

V medicíne sa najčastejšie využívajú **cholesterické kvapalné kryštály**. Dostali názov podľa cholesterolu, lebo z nich sa pôvodne získali. Ich molekuly sú usporiadané do paralelných vrstiev, ktoré sú od seba vzdialené približne 200 nm. V každej vrstve majú molekuly zhodnú orientáciu, odlišnú od 2 susedných vrstiev o nejaký uhol. Jednotlivé vrstvy sú pootočené tak, aby tvorili šroubovnicu, ktorej os je kolmá na vrstvy. V závislosti od typu–materiálu môže byť uhol medzi 2 susednými vrstvami rôzny. Vo všeobecnosti sa pohybuje okolo hodnoty 0,18°C. Model cholesterického kryštálu môžeme vidieť na nasledujúcom obrázku:



Obr. 18: Usporiadanie cholesterických kvapalných kryštálov [25]

V závislosti od teploty vyšetřovaného povrchu sa kryštály rôzne zafarbia. Farby sú opačné, ako v prípade nepriamej termografie. Červená farba znamená studenú oblasť, modrá teplú.



Obr. 19: Termogram ľudského tela [26]

Dajú sa pripraviť tekuté kryštály rôzneho zloženia v závislosti od teplotného intervalu, ktoré potrebujeme pomocou farieb zobrazíť. Dá sa pomocou nich merať teplota v intervale 10–120 °C.

Vďaka jej **neinvazívnosti** sa stala termografia prvotnou vyšetřovacou metódou, predchádzajúcou všetkým ďalším vyšetřovacím metódam. Nezaťažuje pacienta ionizujúcim žiarením. Ako diagnostická metóda sa úspešne využíva pri kožných ochoreniach, chorobných stavoch v oblasti prsníkov alebo pri diagnostike zápalov žilového systému. Pri diagnostike patologickej oblasti sú rozhodujúcimi parametrami: veľkosť rozdielu teploty danej oblasti a jej okolia, produkcia tepla ložiskom, rýchlosť odovzdávania tohto tepla, jeho uloženie a základná teplota kože. [2, 19, 20]

4 Radiačná ochrana

Ionizujúce žiarenie je využívané mnohými diagnostickými metódami na lokalizáciu nádorov a uľahčenie potrebnej liečby v rádiológii a v nukleárnej medicíne. Okrem jeho prínosov pre diagnostiku však má aj svoje nežiadúce účinky na zdravie človeka. Účinky ionizujúceho žiarenia v závislosti od absorbovanej dávky žiarenia môžu byť stochastické alebo deterministické. Stochastické účinky môžu byť vyvolané aj veľmi malými dávkami žiarenia. Pravdepodobnosť výskytu poškodenia v ľudskom tele je lineárne závislá od dávky žiarenia. V dôsledku deterministických účinkov zahynie veľké množstvo buniek v ožarovanom tkanive. S rastom dávky rastie pravdepodobnosť vzniku poškodenia bunky.

Nevyhnutná je teda ochrana ľudí aj životného prostredia pred nežiadúcimi účinkami ionizujúceho žiarenia – radiačná ochrana. 3 základné princípy radiačnej ochrany sú: princíp odôvodnenia – činnosť, ktorá vedie k ožiareniu je možné vykonávať iba v prípade, keď riziko z ožiarenia je vyvážené predpokladaným prínosom pre pacienta, princíp optimalizácie – zníženie veľkosti odôvodneného žiarenia na dosiahnuteľnú úroveň obmedzením dávok a obmedzením rizika potenciálnej expozície jednotlivcov, princíp limitov – ožiarenie musí byť obmedzené tak, aby radiačne dávky za určité obdobie neprekročili limitnú hodnotu.

Limit efektívnej dávky E pre pracovníkov s ionizujúcim žiarením je 100 mSv počas 5 po sebe nasledujúcich rokov, pričom v žiadnom roku nesmie efektívna dávka prekročiť 50 mSv. Najväčšiu radiačnú záťaž dostanú pracovníci v očnej šošovke (150 mSv), v koži, v rukách a v nohách (limit je $E = 500$ mSv). Existujú rôzne spôsoby ochrany pred vonkajším žiarením, ako: ochrana časom, kde dávku žiarenia vieme znížiť skrátením doby práce so zdrojom žiarenia, ochrana vzdialenosťou, kde je určená maximálna vzdialenosť pracovníka od zdroja, ochrana tienením, ktorú realizujeme umiestnením vhodného materiálu medzi zdrojom žiarenia a pracovníka. Ďalšou možnosťou je ochrana pred kontamináciou, ktorá môže byť vonkajšia (na koži) alebo vnútorná. Na prevenciu kontaminácie je potrebné, aby pracovníci používali ochranné pomôcky a dodržali všetky pracovné podmienky. [3]

Najväčšia je radiačná záťaž pracovníkov aj pacientov pri využití diagnostickej metódy CT, niektorých scintigrafických a PET vyšetrení: 5-10 mSv alebo nad 10 mSv. Radiačná záťaž pacientov sa tu označuje ako veľmi malá alebo malá. Pri mamografickom vyšetrení, rtg vyšetrení končatín alebo hrudníka je radiačná záťaž už menšia – do 1 mSv. Riziko vzniku nežiadúcich účinkov sa označuje za bezvýznamné.

Najväčšie radiačné dávky dostávajú rtg laboranti, farmaceuti, pripravujúci rádiofarmaká a lekári v rádiologických klinikách, ale najmä na klinikách nukleárnej medicíny. Preto musia byť pod stálou dozimetrickou kontrolou. Pokiaľ ide o radiačnú záťaž pacientov, je potrebné vždy posúdiť, či prínos využitia ionizujúceho žiarenia v diagnostike, prípadne terapii pacienta je vyšší ako jeho radiačné poškodenie. [21]

V prvom rade by mali byť využité na diagnostiku nádorových ochorení metódy, ktoré nevyužívajú ionizujúce – ultrazvuk, magnetická rezonancia, termografia. Tieto metódy nezaťažujú organizmus ionizačným žiarením.

5 Záver

Cieľom mojej práce bolo popísať fyzikálno-chemické aspekty moderných diagnostických metód v medicíne. V práci som sa zamerala na oblasť **rádiológie**, ktorá využíva na diagnostiku najmä röntgenové žiarenie. Princíp röntgenologickej diagnostiky je vo vysielaní signálu zdrojom, jeho prechode cez vyšetrovaný objekt, jeho detekcie, zobrazenia a v následnom vyhodnocovaní vytvorených snímok. Pri využití metód s ionizujúcim žiarením je nevyhnutná radiačná ochrana jednak pacientov, ale najmä röntgenologických laborantov a lekárov. Okrem diagnostických metód využívajúcich röntgenové žiarenie patria do rádiológie aj ďalšie metódy, ktoré nezaťažujú pacienta ionizujúcim žiarením a preto sú uprednostňované v prípade, že ich môžeme k danej diagnóze použiť.

V prvej časti práce som sa venovala rtg žiareniu, ktoré bolo jedným z najvýznamnejších vynálezov na prelome 19. a 20. storočia v oblasti chémie a fyziky, a ktoré má veľké využitie v medicíne. Mojim cieľom bolo poskytnúť informácie o jeho využití v oblasti rádiológie. Röntgenové žiarenie nám umožňuje planárne a takisto trojrozmerné zobrazenie vyšetrovanej oblasti ľudského tela. Planárne zobrazenie je využívané mnohými diagnostickými metódami, ako napríklad skiagrafia, skiaskopia, mamografia alebo zubné rtg. Na zobrazenie sú používané kontrastné látky, ktoré zlepšujú kontrast a vzájomnú odlíšiteľnosť dvoch orgánov. Trojrozmerné zobrazenie nám poskytuje "computer tomografia" (CT) prístroj, ktorý sa v dnešnej dobe čoraz častejšie využíva kombinovane s pozitronovou emisnou tomografiou. Práca tiež poskytuje informácie o tom, aké prístroje a aké princípy zobrazovania sa používali na diagnostiku v minulosti. V ďalšej časti som sa zamerala na vysvetlenie princípu činnosti diagnostických metód, ktoré neznameniajú radiačnú záťaž pre pacienta. Medzi tieto neinvazívne metódy patrí napríklad sonografia, ktorá na zobrazenie príslušného orgánu využíva ultrazvuk, taktiež magnetická rezonancia a termografia.

Pri vypracovaní mojej bakalárskej práce som sa oboznámila s novými a užitočnými informáciami o fyzikálno – chemických aspektoch diagnostických metód v medicíne, o počítačových metódach zobrazenia a vyhodnocovania snímok využitím týchto metód. Mala som možnosť zúčastniť sa na exkurzii na pracovisku Biontu v Bratislave. Získané informácie som taktiež využila v mojej práci.

Zoznam použitej literatúry

- [1] <http://sk.wikipedia.org/wiki/R%C3%A1diol%C3%B3gia>
- [2] Ullmann, V. : Jaderná a radiační fyzika, Ostravská univerzita, 2009
- [3] Holá, O., Holý K. : *Radiačná ochrana*, STU, Bratislava **2010**
- [4] fyzika.uniza.sk/~melo/PHYSICS3/UV.doc
- [5] Zajac, J. : *Radiačné riziká potenciálne spojené s CT*, Jihočeská univerzita, České Budějovice **2013** (bakalárska práca)
- [6] <http://www.prsiasudar.sk/mamografia.php>
- [7] <http://www.implantclinic.sk/dentalny-3d-skener/>
- [8] http://www.wikiskripta.eu/index.php/Po%C4%8D%C3%ADta%C4%8Dov%C3%A1_tomografie_a_Hounsfieldovy_jednotky
- [9] <http://www.iradiologia.sk/pre-pacientov/ct/princip-tomografia-rentgen-vysetrenie>
- [10] Štubňa, M.: *Rontgenova rádiografia*, Masarykova univerzita, Brno **2010** (bakalárska práca)
- [11] <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Ultrazvuk>
- [12] http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/1/Fyzikalni_principy_uz.pdf
- [13] http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/2/aplikace_dopplerova_jevu.pdf
- [14] http://sk.wikipedia.org/wiki/Dopplerov_jav
- [15] <http://rdgo.dfns.sk/index.php/informacie-pre-rodicov/vysetrovacie-metody/usg>
- [16] nechodimnaprednasky.sk/.../magneticka_rezonancia_ultrazvuk.pdf
- [17] http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou
- [18] Holá, O., Holý K.: *Radiačná ochrana DVD – médium*, STU, Bratislava **2010**
- [19] <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Termografie>

[20] http://www.materialing.com/kvapalne_krystaly

[21] O. Holá: ústne zdelenia

[22] MUDr. P.Povinec, PhD.: ústne zdelenia

[23] <http://www.uspornaziarovka.sk/pages/%C4%8Co-je-Svetlo%3F.html>

[24] <http://www.ordinace.cz/clanek/co-vas-ceka-pri-sonografii/>

[25] <http://slideplayer.cz/slide/2282080/>

[26] <http://www.ctdbahia.com.br/termografia>