

ZSL – zkouškové okruhy

1 Mikroskopie, její vlastnosti a aplikace

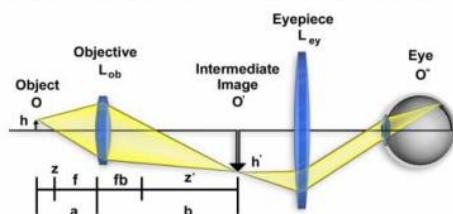
1.1 Mikroskop – základní uspořádání

Zvětšení mikroskopu: desítky až stovky

Mikroskop – architektura s konečnou délkou

- Objektiv (u objektu) – spojná čočka, zobrazí objekt do meziobrazu
- Okulár (u oka, eyepiece) – spojná čočka, zobrazí meziobraz do oka
- Rovnice tenké čočky
 - $\frac{1}{a} + \frac{1}{b} = \frac{1}{f}$ a ... vzdálenost objekt-čočka, b ... vzdálenost čočka-objekt, ohnisková vzdálenost
- Objekt v nekonečnu -> obraz v ohnisku
- Objekt v ohnisku -> obraz v nekonečnu
- Zvětšení mikroskopu
- $Z = zvětšení objektivu \cdot zvětšení okuláru = \frac{b}{a} \cdot \frac{d}{f_e}$... d = 25 cm
- Výhoda – jednoduchá konstrukce
- Nevýhoda – čočky musíme nastavovat vzájemně, vyměňují se obě jako celek

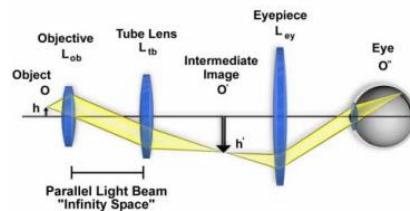
Finite-Tube Length Microscope Ray Paths



Mikroskop – architektura s nekonečnou délkou tubusu

- 3 čočky
- Objekt v ohnisku objektivu -> promítne ho do nekonečna
- Tubusová čočka – vytvoří meziobraz, který následně okulár zobrazí do oka
- Výhody
 - Čočky můžeme nezávisle na sobě vyměňovat
 - Mezi objektivem a tubusovou čočkou jsou rovnoběžné paprsky, a tak se do tohoto prostoru dá vložit nějaký optický člen (např. polarizátor) pro různé způsoby zobrazování
- Zvětšení objektivu: $\frac{f_{tb}}{f_{ob}}$

Infinity-Corrected Microscope Ray Paths



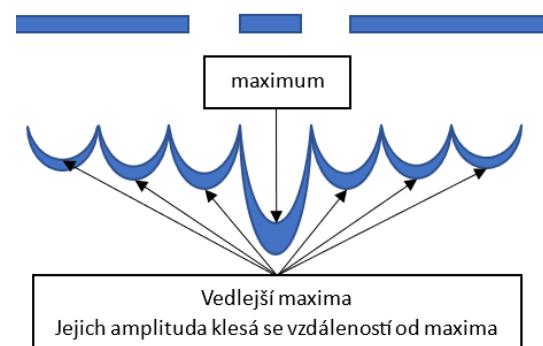
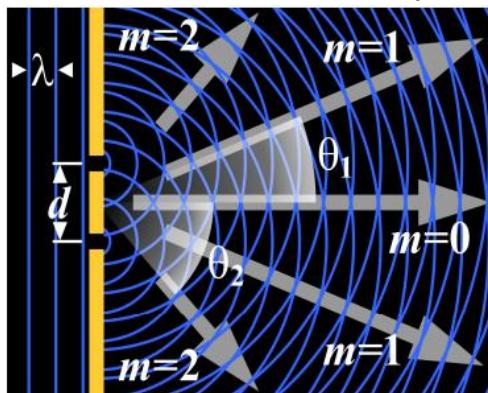
1.2 Jak vzniká obraz v mikroskopu

Přístupy

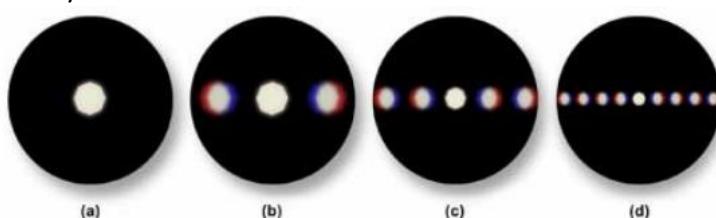
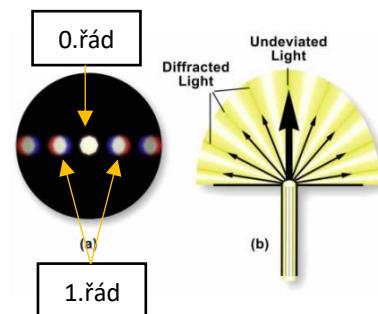
- Geometrická optika – paprsky
- Světlo popíšeme jako interpretaci světelných vln
 - Direct/undeviated light – přímo od zdroje
 - Deviated/diffracted light, out of phase
 - Upraveno průchodem/odrazem/lomem před dopadem do přijímače
 - Výsledný obraz je interference těchto světelných vln
 - Konstruktivní/destruktivní

Difrakce

- Nastává při průchodu dírkou, jejíž velikost je srovnatelná s vlnovou délkou světla, nebo při ohybu na hranách
- Huygensův princip
 - o Každý bod na čele vlny se chová jako zdroj záření ze kterého se vlny šíří všemi směry (tzn. Kulové vlny)
 - o Po součtu vln z těchto zdrojů ale zase dostaneme jednu velkou vlnu

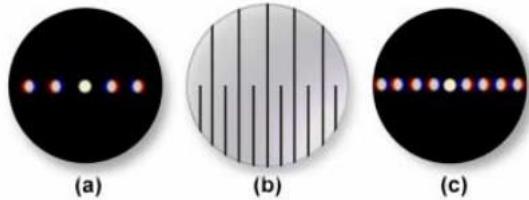


- Před překážkou platí H. princip, za ní se uplatní pouze zdroje uvnitř štěrbiny – 2 bodové zdroje
- Za překážkou máme přijímač – jakou amplitudu přijme?
- Fázový posun $\Delta = d \cdot \sin\theta$, pokud $\Delta = m \cdot \lambda, m \in Z$ pak dochází ke konstruktivní interferenci a nacházíme se na pozici maxima amplitudy
- Ernst Abbe – každý objekt způsobuje difrakci (různá pro různé barvy)
 - o Difrakcí získáváme paprsky? 0., 1., 2. řádu
 - o K rekonstrukci obrazu potřebujeme zachytit alespoň 0. a 1. řád
- Čím více řádů zachytíme, tím lepší rozlišení
- Čím větší čočka, tím více řádů zachytí
- K pozorování difrakčních vzorů používáme různé fantomy

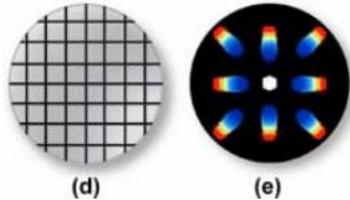


- ▶ line phantom
- ▶ close diaphragm
- ▶ telescope, observe the rear focal plane of the objective
- ▶ (a) no phantom, (b) 10x, (b) 40x (higher NA), (c) 60x (highest NA)
- ▶ 0th order, 1st order image

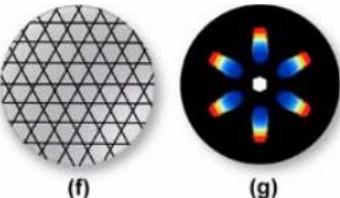
- Liniový fantom – na skříčku vropy – na každém dochází k interferenci



- Mřížkový fantom



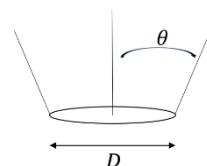
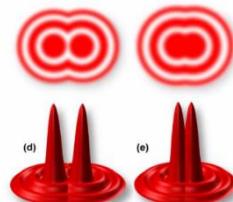
- Hexagonální symetrie



- Difrakční vzory se chovají jako Fourierova transformace vzorku
 - Fourierova optika

Airyho disky

- Impulzní odezvy (PSF)
- Co bychom měly vidět, pokud by byl vstupem jeden bod
- Chceme impulzní odezvu co nejmenší -> lepší rozlišení
- Umožňuje definovat limit rozlišení mikroskopu
 - Záleží samozřejmě i na kontrastu, ale to se tady neřeší
- Limit rozlišení
 - 2 bodové zdroje – mezi rozlišením pokud 1. minimum jednoho bodu splývá s maximem druhého bodu (1. minimum = ten první bílý kroužek)
- Rayleigh – limit rozlišení
 - $d \approx 1.22 \frac{\lambda}{2 \cdot NA}$
 - Konstanta záleží na definici rozlišení
- NA = numerická apertura
 - Říká jak velká je čočka
 - Bezrozměrná veličina
 - Čočka dokáže brát světlo z kuželes pod vrcholovým úhlem θ
 - $NA = n \cdot \sin\theta$
 - $n = \frac{c}{v}, n > 1, n \dots indec lomu$
 - F-number (clonové číslo)
 - $N = \frac{f}{D} = \frac{1}{2 \cdot NA}, f \dots ohnisková vzdálenost čočky$
 - $\frac{f}{8}, \frac{f}{11}$
- Chceme-li zlepšit rozlišení použijeme – větší čočku, kratší vlnové délky (modré světlo super)

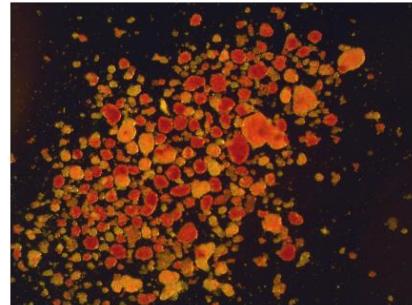
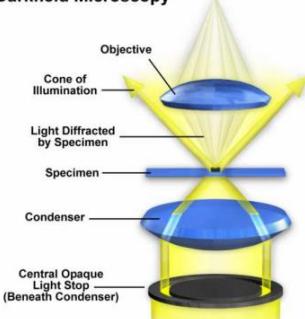


1.3 Techniky vylepšující obraz (kontrastem)

Mikroskopie tmavého pole

- (normální je světlé pole)
- Do osvětlovacího paprsku vložíme clonu a zobrazujeme pouze okrajovými paprsky
- Vidíme na tmavém pozadí
- Hodí se k pozorování objektů, u kterých nás světlé pozadí oslňuje

Darkfield Microscopy



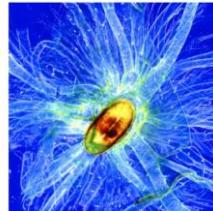
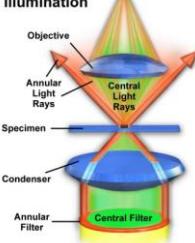
-

Langerhans islets

Rheinbergova iluminace

- Do paprsku vložíme barevnou clonu
- Získáme tak dva obrazy v jednom
 - o Přímý obraz – světlé pole
 - o Obraz jakoby z mikroskopie tmavého pole

Rheinberg illumination

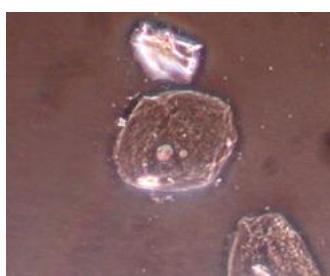
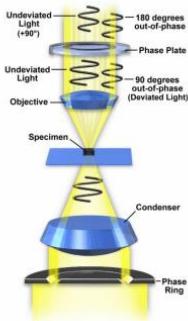


-

Mikroskopie fázového kontrastu

- Nobelovka za to
- Do cesty vložíme fázový kroužek
 - o jeho tloušťka se v průměru mění a tím způsobuje fázový posun světla
- objekt s různým indexem lomu v různých částech bude mít krásný kontrast (buňky)

Phase Contrast Microscopy

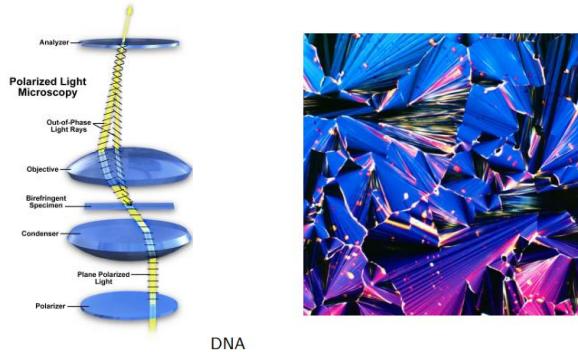


-

Mikroskopie polarizovaného světla

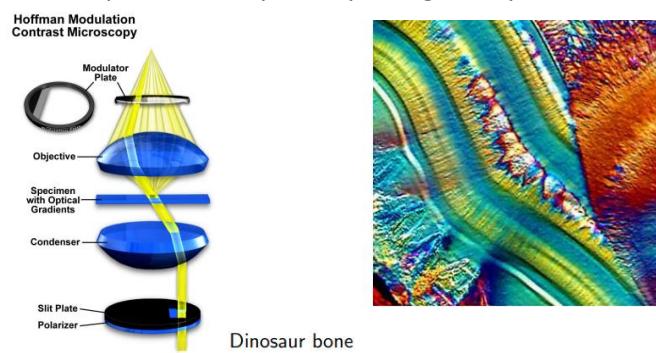
- Do cesty vložíme polarizátor, druhý do tubusu
- Dvoulomný objekt – různý index lomu pro různé směry polarizace
- Fázové zpoždění – ve druhém polarizátoru bud' konstruktivní nebo destruktivní interference

- Kontrastní, barevný obraz



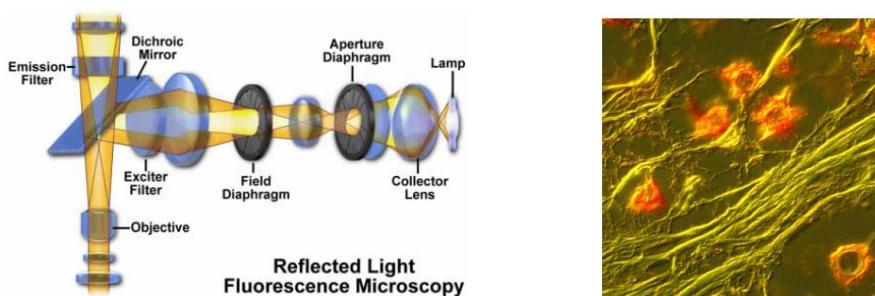
Hoffmanova modulace

- Na intenzitu převádí optický gradient – dělá optickou derivaci
- Zvýrazníme hrany
- Vhodné pro mikroskopii s živými organismy



Fluorescenční mikroskopie

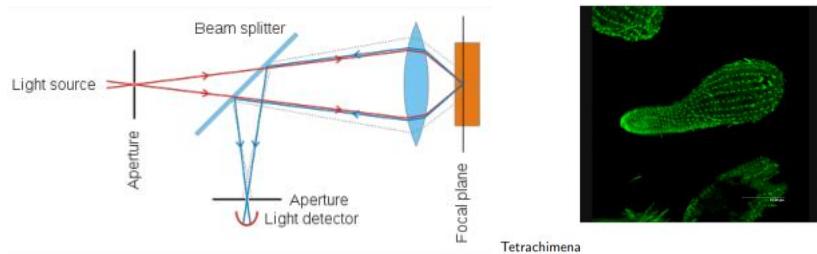
- Fluorescence – ozáříme látku na nějaké frekvenci a ona vydá světlo na frekvenci nižší
- Typicky ozařujeme UV a látka pak vydá viditelné světlo
- Fluorescenční látky vážeme na sondy, které se vážou na daný objekt
- V mikroskopii filtry, které zabraňují vidět světlo, kterým se osvětuje
- Dosahuje vysokého kontrastu



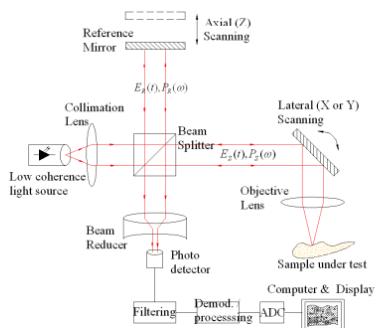
1.4 Pokročilé techniky

3D mikroskopie

- *Konfokální mikroskopie*
 - o Osvětlujeme koherentním světlem (laserem)
 - o Na detektor se zobrazí pouze paprsek z roviny ostrosti
 - o Skenování – získáváme řezy objektu
 - o Pomalé



- Optická koherenční mikroskopie
 - o Bez clony
 - o Princip interferometru
 - o Zdroj s malou koherencí



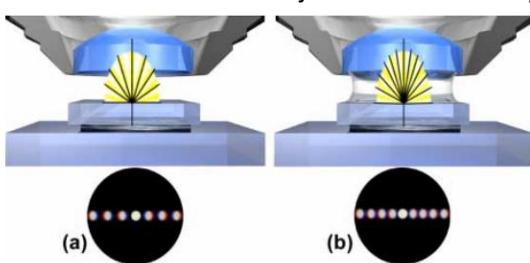
- ▶ 3D imaging
- ▶ Interferometry
- ▶ More penetration than confocal, especially near infrared
- o Fourier-domain OCT — one z column at a time
- Dvoufotonová mikroskopie
 - o Fluorescenční mikroskopie bez UV
 - o První foton excituje, druhý způsobí fluorescenci

Superresoluce

- Objekty menší než vlnová délka světla
- Osvítíme kus, vysvítíme okolí pomocí speciálně upraveného paprsku a pak nám svítí jen to co chceme zkoumat
- PALM – přirozená fluorescence

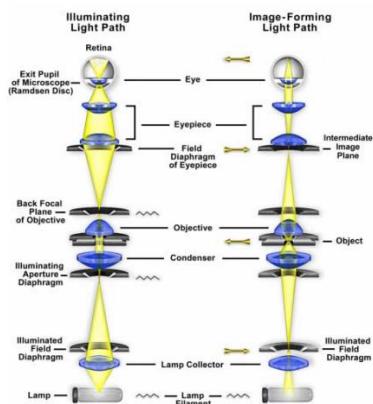
1.5 Imerzní optika

- Nezobrazujeme ve vzduchu, ale v prostředí s větším indexem lomu (ptž. $NA = n \cdot \sin\theta$)
 - o Např. opticky čistý olej
- Dokážeme zlepšit rozlišení až o 50 %
- Zmenší se úhel lomu -> vejde se nám do čočky více řádů difrakce



1.6 Osvětlení v mikroskopii

- Köhler optický systém
 - Světlo na úrovni preparátu je nezaostřené
 - neoslníuje, osvětuje scénu maximálně homogenně
 - Jednou čočkou sebereme světlo na úrovni zdroje a zobrazíme do ohniska 2. čočky (kondenzátor), ta zobrazí světlo v paralelním paprsku (jakoby přicházelo z nekonečna) a to pak prochází objektivem
 - Clony – nastavitelná šířka a intenzita světla



1.7 Optické aberace

- Chromatické – závisí na barvě (vlnové délce), každá se láme jinak
- Geometrické
 - Sférické – vychází z toho, že povrch čočky by neměl být koule ale nějaký paraboloid
 - Nedokonalost tvaru čočky
 - Paprsky blízko optické osy se nezobrazí do stejného místa jako paprsky, které jsou dál -> rozostřený obraz
 - Chyba plochosti – velká čočka blízko malého materiálu
 - Nemůžeme stejně zaostřit uprostřed jako na kraji
- Kompenzace různými optickými soustavami – spousta čoček v objektivu mikroskopu

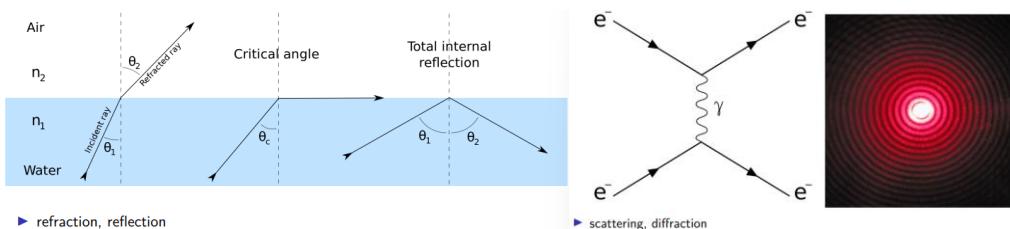
Základy optiky – odraz, lom, difrakce, funkce bodového rozptylu, tenká čočka, *numerická apertura, Konstrukce mikroskopu – objektiv, okulár, zvětšení, rozlišení, 3D mikroskopie, fluorescenční mikroskopie, fázový kontrast, tmavé pole*

Microscopy, its properties and applications. Optics basics - reflection, refraction, diffraction, point spread function, thin lens, numerical aperture. Microscopy construction, objective, eyepiece, magnification, resolution. 3D microscopy, fluorescence microscopy, phase contrast, dark field.

2 Rentgenové záření

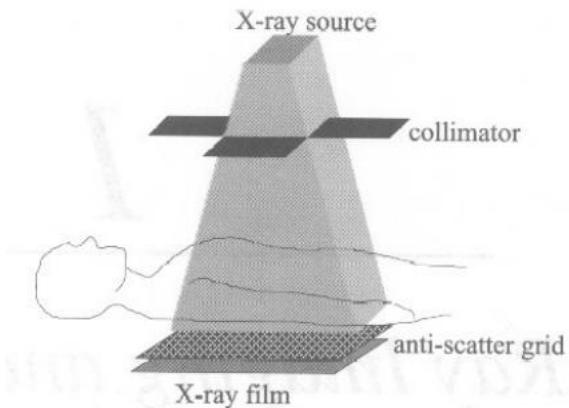
2.1 Základy RTG záření

- Zařazení ve spektru: UV – měkké RTG – tvrdé RTG – gamma
- Ionizující záření (nad 10eV, $\lambda = 120 \text{ nm}$)
 - Vznikají ionty, zvyšuje se chemická reaktivita
- Popisujeme pomocí částic (fotonů) a vln
- Dochází ke standardním jevům: odraz, ohyb, rozptyl, difrakce



- Záření s vyšší energií projde lépe tkání
- Vzorce:
 - $E = hf$, $h \approx 6.6 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s} \approx 4.1 \cdot 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}$, $1 \text{ eV} \approx 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$
 - $c = f\lambda \approx 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$, $\lambda = 1 \text{ nm} \approx 1.2 \cdot 10^3 \text{ eV} = 1.2 \text{ keV}$
- Obraz je inverzní – kde záření bylo pohlcováno, film zůstal bílý
- Obraz je projekce
- Vidíme převážně kosti

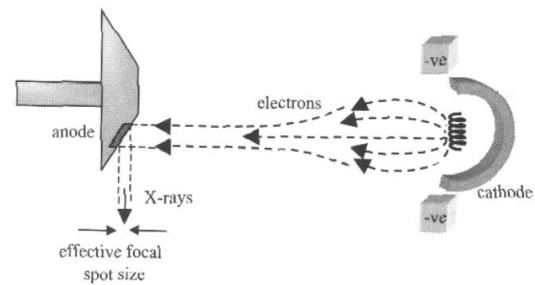
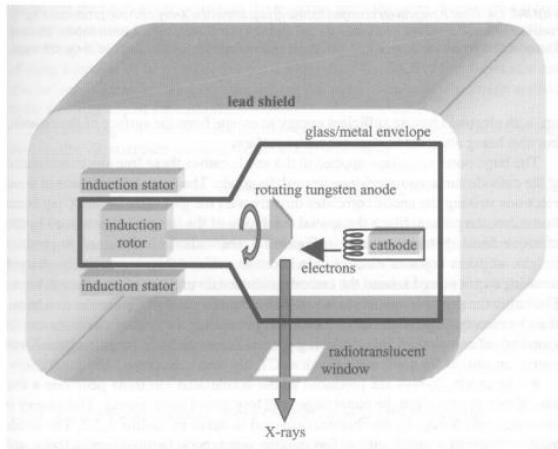
2.2 Konstrukce



- Zdroj – rentgenka
- Kolimátor – omezení vyzařování jen na oblast, kterou chceme ozařovat
- Ozařovaný objekt – co nejdále od zdroje -> lepší rozlišení
- Detektor – co nejblíže objektu -> lepší rozlišení
 - Protirozptylová mřížka + film

2.3 Generování paprsků X – rentgenka

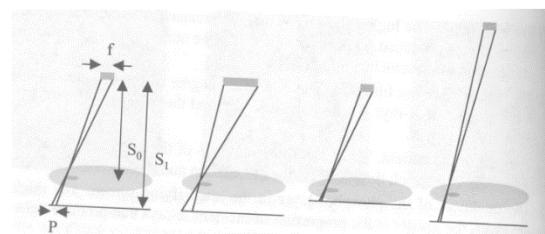
- Skleněná baňka (vakuum)
- Katoda – drátek z těžkotavitelného kovu (wolfram)
 - Prochází jí proud a zahřívá ji
 - Pomocí termoionické emise uvolňuje elektrony, které vytváří oblak kolem katody
- Anoda – Katoda napojeny na vysoké napětí v řádu desítek kV (usměrněné stří davé)
- Po zapnutí vysokého napětí jsou elektrony od katody urychlovány směrem k anodě, naráží do ní a produkují brzdné a charakteristické záření
- Efektivita pár %, většina energie se přemění na teplo
- Záření propouštíme pouze jedním směrem
- Anoda rotuje aby se stihla ochlazovat
- Usměrňovací (zaostřovací) elektrody – aby elektrony lítaly na určité místo na anodě
- Anoda skloněná, aby paprsek byl co nejužší



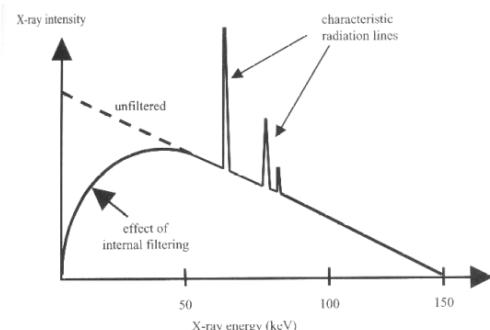
- Máme malé ostré místo na obraz

2.3.1 Paprsek a jeho parametry

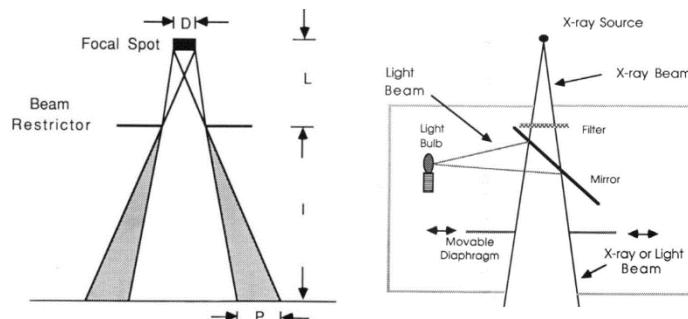
- Paprsky nejsou rovnoběžné – pouze jedno ostré místo, vytváří oblast polostínu
- Chceme detektor co nejdál, aby svazek byl co nejužší
- Brzdné záření má charakteristiku trojúhelníku
 - Maximální možná energie je úměrná použitému napětí
- Celková energie je $U^2 I$, I je proud mezi elektrodami
- Špičky ve spektru způsobuje charakteristické záření odpovídající prvkům v anodě
- Zaobljení na začátku způsobuje filtr
 - Tenká vrstva kovu
 - Nechceme měkké záření – neprojde pacientem, je nám k ničemu a zbytečně zatěžuje
- Efekt filtrace = vytvrzování svazku – těžiště spektra se posouvá k vyšším energiím



Intensity: $[W/m^2]: \propto U^2 I$
Spectrum: (150 kV)

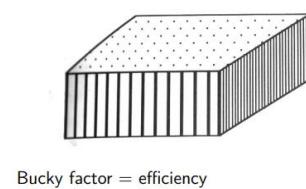
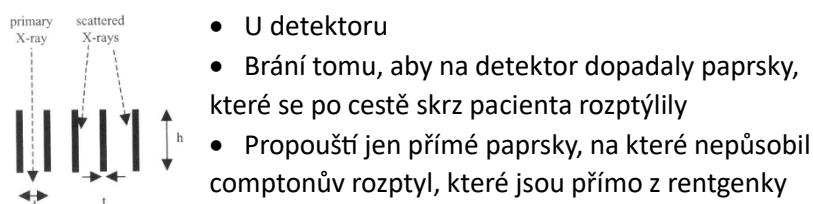


2.4 Clona = kolimátor



- Způsobuje, že ozařujeme skutečně jen tu část, kterou chceme ozařovat
- Nejlepší je dát clonu, co nejblíže pacientovi
- Posuvné desky
- Světlo, které simuluje kam to dopadne, aby se to dobře nastavovalo

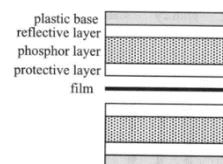
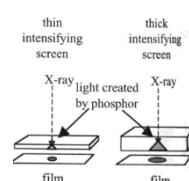
2.5 Protirozptylová mřížka



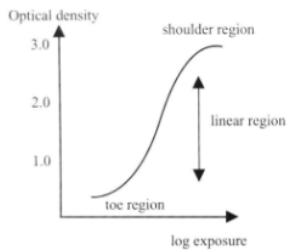
Bucky factor = efficiency

2.6 Detektory

- Původně fotofilm (sloučeniny stříbra)
 - Není příliš citlivý na RTG paprsky
 - Efektivita max 1 %
- Luminofory
 - Vrstva atomů o velkých atomových číslech
 - Když se do nich trefí foton, vyzařuje světlo a na to reaguje film
 - Až 50x zvýšíme citlivost na RTG
 - Efektivita 20 %
 - Jak pod filmem tak nad filmem



2.6.1 Film



- Není citlivý lineárně
- Optická hustota = jak moc je záření pohlcováno filmem
- Shoulder region – moc silné záření – film je saturován
- Toe region – moc slabé záření, že ho film nezaznamená
- Linear region – užitečná oblast

- Kontrola expozice (= dopadajícího záření)
 - Jak velký proud pustíme rentgenkou
 - Délka expozice
 - Pod filmem je ionizační komora, která měří prošlé záření. Když naintegruje dost energie, rentgenka se vypne

2.6.2 Digitální senzory

Počítačová radiografie (CR)

- Místo filmu speciální destičky, kde je záření zaznamenáno do vrstvy vzácných zemin (Europium) – mění svůj oxidační stav a to se čte laserem
- Vypadá to jako kazeta, která se pak strká do čtecího zařízení
- Pomocí intenzivnějšího světla se dá vymazat a znova použít

Digitální radiografie (DR)

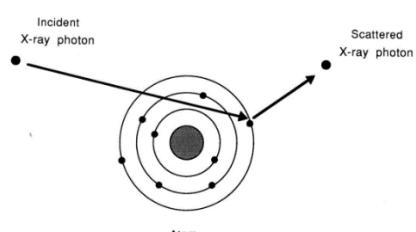
- Flat panel detectors = ploché panely
- Deska detektoru se skládá z vrstvy luminoforu (scintilátoru) a pod ní jsou fotocitlivé polovodičové prvky (fotodiody, fototranzistory)
- Komplikované je vyrobit velkou desku, abychom obsáhly třeba celý hrudník
 - 41x41 cm (2048x2048 px)
- Dnes už panely, které plnohodnotně zastoupí film
- Lepší dynamický rozsah, efektivita 50 % - 80 %

Charge computed device (CCD)

- Podobné jako u fotoaparátů
- CCD mosty
- Citlivé na RTG až tak, že se zničí
- Těžké vyrobit velké
- Luminofor -> optické kabely -> CCD senzor mimo dráhu RTG paprsku
- Trochu se sníží kvalita kvůli optice, ale pořád je velice dobrá, srovnatelná s plochými panely

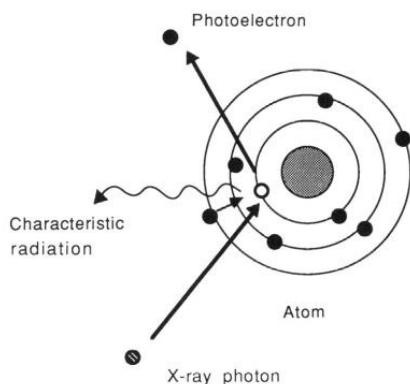
2.7 Interakce tkání a RTG

2.7.1 Kohерentní (Rayleighho) rozptyl



- Frekvence dopadajícího i odlétajícího fotonu je stejná
- Nastává při nízkých energiích
- Paprsek je ohnut -> kazí obrázek – rozostření, šum
- Zdravotně nezávadné
- Pravděpodobnost, že k tomu dojde klesá s rostoucí energií
 - $Z_{\text{eff}}^{8/3} / E^2$, Z_{eff} ... efektivní atomové číslo (kosti větší než svaly více jak 2x)
- Normálně tak 5-10% interakce u používaných RTG

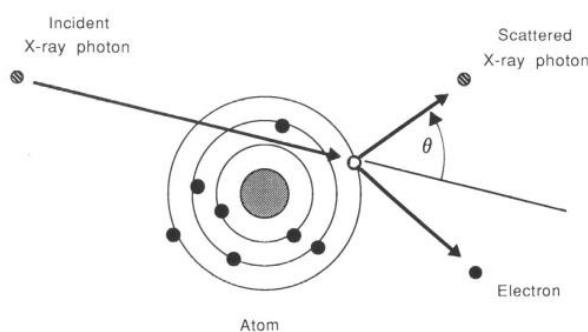
2.7.2 Fotoelektrický jev



- Ionizující

- RTG foton dopadá na atom a vyrazí elektron z jeho vnitřní elektronové vrstvy, na prázdné místo seskočí elektron z vyšší energetické hladiny a přitom vyzáří charakteristické záření
- Aby k tomu došlo, je potřeba určitá energie (práh)
 - K-hrana -> po překročení této hranice se skokově změní absorbce
 - Pravděpodobnost nad K-prahem Z_{eff}^3/E^3
- Z hlediska zobrazování supr protože foton RTG je zcela pohlcen - Dává krásně kontrastní obrázky v blízkosti K-hrany - Musí se ale pracovat při nízkých energiích -> moc zatěžuje tkáň

2.7.3 Comptonův rozptyl



- Dopadající foton RTG vyrazí elektron z obalu a pokračuje dál - mění se jeho směr letu
- S čím vyšší energií pracují, tím vyšší pravděpodobnost tohoto jevu
- Nejčastější jev
- Ionizující interakce
- Nezávisí na velikosti atomu - zvyšuje šum a rozmažání obrázku - nežádoucí jev

2.7.4 Zeslabování paprsku v tkáni

- Máme tenkou vrstvu tkáně o průměru dx , dopadá na ni záření I a prochází $I+dl$
- Pravděpodobnost, že bude foton pohlcen - lineární koeficient útlumu
 - „kolik plochy je zabráno atomy“
 - $\mu = n\sigma$, počet atomů na plochu * efektivní průřez (plocha atomu)
 - $\mu = \mu_{\text{photoel}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{coherent}}$
- Zeslabení je přímo úměrné dopadajícímu záření
 - $dl = -\mu I dx$
- Plošky dáme za sebe (předpokládáme homogenní tkáň)
 - $I_x = I_0 e^{-\mu x}$
- Hmotnostní koeficient útlumu: μ/ρ , počítá s hustotou
- Polotloušťka - intenzita se sníží o polovinu (závisí na energii) $d_{1/2} = \frac{\log 2}{\mu}$
- Rentgenově hustší tkáň - více pohlcuje
- S vyšší energií se zhoršuje kontrast a zlepšuje pronikání tkání

2.8 Charakteristiky RTG obrazu

2.8.1 Poměr signál/šum (SNR)

- Snažíme se, aby pacient dostal malou dávku a velkou roli tak hraje pravděpodobnost dopadu fotonu na pixel. Dána poisonovou distribucí (rozptyl roven střední hodnotě)
- $SNR = \sqrt{\lambda}, \lambda \dots$ střední intenzita záření, kterou očekáváme, že na daný pixel dopadne
 - Čím menší intenzita, tím horší SNR
- $SNR = \sqrt{TI}, T \dots$ čas expozice $I \dots$ použitý proud

- Větší napětí -> více vysokoenergetických paprsků -> lepší SNR, více ozářený pacient, menší kontrast
- X-ray filtry – zhoršují SNR, méně ozáříme pacienta

2.8.2 Rozlišení

- Reakce na skok, tenký objekt...
- RTG obecně velmi dobré rozlišení – desetiny milimetru
- Závisí na
 - Vzdálenostech detektor – pacient – zdroj záření
 - Velikosti pacienta – obézní – horší rozlišení
- Zásada – pacient co nejdál od zdroje a co nejbliž detektoru

2.8.3 Poměr kontrast a šum

- Chceme kontrast tkání mnohem větší než šum

2.9 Lékařská využití různých zobrazení

2.9.1 Zobrazení trávicího traktu (měkkých tkání)

- Použijeme kontrastní látku pro měkké tkáně – barium sulfát

2.9.2 Angiografie – zobrazení cév

- Zjištování stenóz, upínání cév
- Kontrastní látka na bázi jódu injekčně
- Časová série obrázků
 - Jak se látka šíří krevním řečištěm
 - Někde se zastaví = upinaná céva

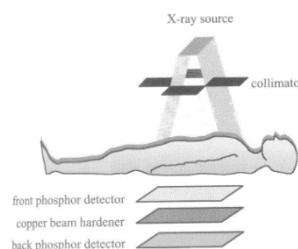
2.9.3 Digitální subtraktivní angiografie

- Odečteme obrázek s kontrastní látkou a bez ní
- Perfektní zobrazení cév

2.9.4 Fluoroskopie = intraoperativní zobrazení

- Zobrazení v čase pomocí RTG
- Použití při zavádění katetru do srdce

2.9.5 Dual energy imaging



- Pro zobrazení kostí třeba vyšší energie
- Pro zobrazení měkkých tkání potřeba nižší energie
- Pod pacientem
 - Detektor – kosti
 - Filtr
 - Detektor – měkké tkáně
- Odečtením a zpracováním obrazu získáme obrazy přesně jen s kostmi nebo tkání

2.9.6 Mamografie

- Hledá se mikrokalcifikace a zárodky nádorů
- Speciální RTG pouze s měkkým napětím
- Digitální, CCD senzory (1024x1024 px)

2.10 Výhody a nevýhody, moderní trendy

- + Velmi dobře dostupný, i s experty
- + Dobré rozlišení
- + Dobré zobrazování tvrdých tkání
- Dávka ionizujícího záření (ale velice malá)
- Měkké tkáně málo vidět (potřeba kontrastní látky)
- 2D projekce – něco může být skryto
- Digitalizace, dynamické zobrazování
- 3D rentgen = CT

~~Spektrum, konstrukce, generace, detekce, interakce s tkání, útlum, lékařské využití, zobrazovací vlastnosti, kontrastní látky.~~

X-rays, spectrum, construction, generation, detection, interaction with tissue, attenuation, medical use, imaging properties, contrast agents.

3 Tomografie, principy a příklady

3.1 Tomografie

- Rozšíření rentgenu -> 3D rentgen

Matematický princip

- Máme 2D funkci – matematický objekt
- Měříme projekce, integrály po rovnoběžných křivkách (přímkách) pod všemi možnými úhly
- Pokud máme toto měření k dispozici, jsme schopni rekonstruovat původní funkci (co je uvnitř objektu)

Modality Tomografie

- Rentgen – CT – integrál zeslabení, jak moc se signál zeslabí, když prochází objektem
- Gamma paprsky – PET, SPECT
- Světlo – optická tomografie – malé objekty (buňka)
- RFwaves – MRI
- DC – elektrická tomografie – měříme el. odpor mezi různými body na hranici objektu
- Ultrazvuk – ultrazvuková tomografie

Princip CT

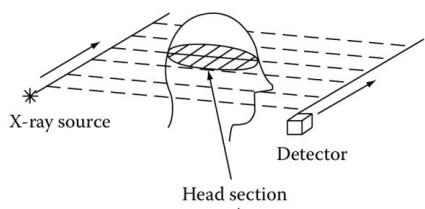
- Tomos = řez
- CT vytváří obraz těla pacienta jako sérii tomografických sekcí (řezů)
- Každý řez je vytvořen matematickou rekonstrukcí předmětu ze znalosti průmětů (projekcí) předmětu do různých směrů
- Jednotlivé řezy objektu musí být rozděleny do síťě malých objemových elementů (voxels) se čtvercovou základnou a s konstantní hodnotou útlumu

Attenuation along a line

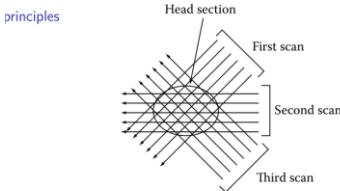
The diagram shows three scenarios of a beam passing through a medium:

- Homogeneous material (Beer-Lambert's law):** A single rectangular block with thickness $\Delta\xi$ and absorption coefficient μ . The initial intensity is I_0 and the attenuated intensity is $I = I_0 e^{-\mu \Delta\xi}$.
- Piecewise homogeneous material:** A stack of several rectangular blocks with varying thicknesses $\Delta\xi_i$ and absorption coefficients μ_i . The total attenuation is the product of individual attenuations: $I = I_0 \prod_{i=1}^n e^{-\mu_i \Delta\xi_i} = I_0 e^{-\Delta\xi \sum_{i=1}^n \mu_i}$.
- Continuously varying $\mu(x)$, $x = i\Delta\xi$:** A continuous block with a varying absorption coefficient $\mu(x)$. The total attenuation is given by a line integral: $I = I_0 e^{-\lim_{\Delta\xi \rightarrow 0} \Delta\xi \sum_{i=1}^n \mu_i} = I_0 e^{- \int_0^D \mu(x) dx}$.

- Více paprsků -> objekt si rozřežeme na matici krychliček, paprsky pod obecným úhlem musíme interpolovat -> vyjde nám soustava rovnic -> algebraická rekonstrukce



1. Sequence of parallel sections (tomos)

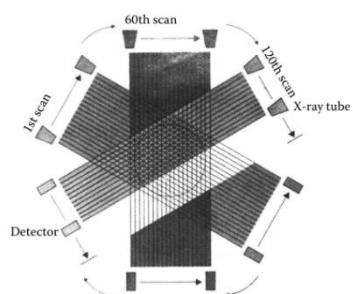


1. Sequence of parallel sections (tomos)
2. Sequence of projections from multiple directions

3.1.1 Konstrukce

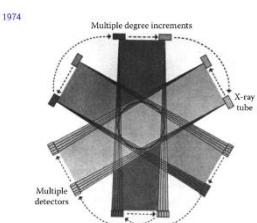
CT systém 1. generace

Scanner geometry — generation 1
1971



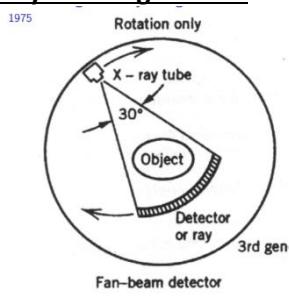
- Rentgenka a detektor se pohybují translačně (spolu proti sobě) nejprve pod jedním úhlem, pak pod jiným...
- Jediný zdroj a jediný detektor
- Jemně kolimovaný úzký paprsek
- Střídavá translace a rotace
- Velmi pomalé (4 min/úsek), nízké rozlišení
- Nízké náklady, dobré potlačení rozptylu, snadná kalibrace

CT systém 2. generace



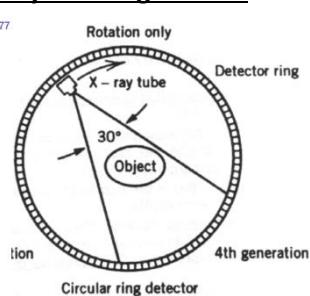
- Menší translační pohyb, větší rotační pohyb
- Úzký vějířovitý svazek (10°), více detektorů
- N projekcí získaných paralelně
- Zvýšený přírůstek rotace
- Zvýšená rychlosť (20s/úsek)

CT systém 3. generace



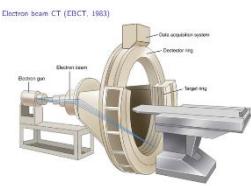
- Žádný posuvný pohyb, jen rotační
- Široký vějířovitý paprsek z rentgenky (60°) pokrývající celé zorné pole
- Vějířovitý detektor
- 100 detektorů
- Pulzní nebo kontinuální snímání
- Rychlé (5s/úsek)
- Složité technické řešení: Kluzné kontakty rentgenky, chlazení, rušení detektorů

CT systém 4. generace



- Detektory všude okolo, pohybuje se jen rentgenka
- (ve výsledku dražší, protože detektory jsou hodně drahé)
- Řeší rotující kontakty
- Rychlé
- Další řešení – více detektorových kruhů za sebou -> více řezů najednou

CT systém 5. generace

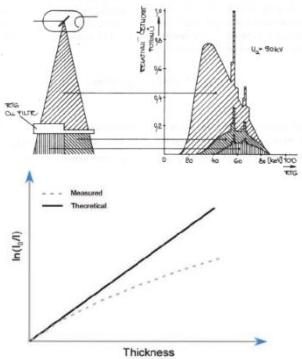


- Žádné pohyblivé části
- Směrový zdroj rentgenového záření
- Extrémně rychlý (tlukot srdce)
- Nižší poměr signálu k šumu a prostorové rozlišení

Utvrzování paprsku

- Filtrujeme nízkoenergetické vlny, které by jen zbytečně zatěžovaly pacienta
- Spektrum tak snižuje amplitudu, ale zároveň zároveň se posouvá směrem k tvrdšímu záření (vyšší energie)
- Uvázování svazku vede na nelineární závislost viz obrázek vpravo. A to zesložití Radonova transformaci
 - ▶ Attenuation decreases with E
 - ▶ \rightarrow low E rays are attenuated more
 - ▶ \rightarrow mean E increases
 - ▶ Measured attenuation $p = \log(I_0/I) <$ theoretically linear $\mu\Delta\xi$.

Beam hardening



CT číslo = Hounsfieldovo číslo / jednotky (HU)

- Kvantitativní hodnocení absorbčních vlastností tkáně
 - Nastaveno tak, aby pro vodu bylo 0
 - (-1000, 1000), (vzduch/vakuum, tvrdé tkáně)
- $$CT = 1000 \frac{\mu - \mu_{water}}{\mu_{water}}$$
- Stupnice CT čísel = denzitní stupnice
 - Největší – kosti;
 - větší než voda – většina tkání;
 - menší než voda – plíce, tuk, prsní tkáň, tam, kde je hodně vzduchu
 - Absolutní kalibrace – HU vyjde na všech CT stejně pro daného pacienta

3.2 Rekonstrukce obrazu

Máme souřadnou soustavu η, ξ a v ní denzitní (předmětovou) funkci $o(\eta, \xi)$

Otočená soustava η, ξ , v ní rovnoběžné paprsky a po nich integrály \rightarrow projekce $P_\varphi(\xi)$

Radonova transformace – přednáška 23

Rotating system of coordinates

$$\begin{bmatrix} \xi \\ \eta \end{bmatrix} = R(\varphi) \begin{bmatrix} \xi' \\ \eta' \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \xi' \\ \eta' \end{bmatrix} = R^T(\varphi) \begin{bmatrix} \xi \\ \eta \end{bmatrix}$$

$$R^T(\varphi) = R(-\varphi)$$

Projection

$$P_\varphi(\xi') = \int_{L(\varphi, \eta')} \mu(x) dx = \int o(\xi, \eta') d\eta'$$

Measurements

$$P_\varphi(\xi') = \log \frac{I_0}{I(\varphi, \xi')}$$

Change of variables

$$\xi' = r, \quad \eta' = t, \quad x = \xi, \quad y = \eta$$

Radon transform

Projection in polar coordinates:

$$P_\varphi(\xi') = \mathcal{R}[o(\xi, \eta)]$$

$$P_\varphi(\xi') = \int_L o(\xi, \eta) dL$$

along the line L defined by φ a ξ' :

$$\xi' = \xi \cos \varphi + \eta \sin \varphi$$

Equivalently

$$P_\varphi(\xi') = \int o(\xi' \cos \varphi - \eta' \sin \varphi, \xi' \sin \varphi + \eta' \cos \varphi) d\eta'$$

Vlastnosti Radonovy transformace

Motivace: Pokud funkce f představuje neznámou hustotu, pak Radonova transformace představuje projekční data získaná jako výstup tomografického snímání. Inverzní Radonova transformaci lze tedy použít k rekonstrukci původní hustoty z projekčních dat, a tvoří tak matematické pozadí pro tomografickou rekonstrukci.

Radon transform of a point

$$o(\xi, \eta) = \delta(\xi - \xi_0, \eta - \eta_0)$$

$$P_\varphi(\xi') = \mathcal{R}[o(\xi, \eta)] = \delta(\xi_0 \cos \varphi + \eta_0 \sin \varphi - \xi')$$

... is a sinusoid with amplitude $\sqrt{\xi_0^2 + \eta_0^2}$ and phase $\angle(\xi_0, \eta_0)$.

$$\xi' = \xi_0 \cos \varphi + \eta_0 \sin \varphi$$

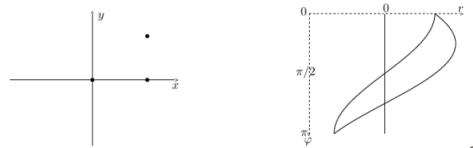
► Linearity:

$$\mathcal{R}[\alpha f + \beta g] = \alpha \mathcal{R}[f] + \beta \mathcal{R}[g]$$

► Periodicity:

$$P_\varphi(\xi') = P_{\varphi \pm 2\pi}(\xi') = P_{\varphi \pm \pi}(-\xi')$$

... and many others



Radonova transformace – přednáška 21

Základní principy rekonstrukce obrazu

$$p(\xi', \Phi) = \int o(\xi, \eta) d\eta \quad I = I_0 \exp \left[- \int \mu(\xi, \eta) d\eta \right]$$

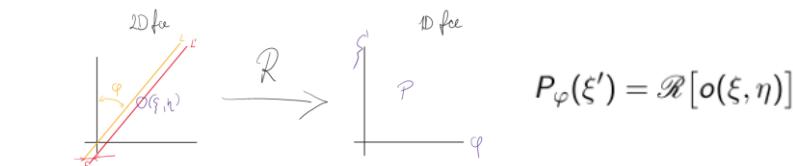
$$o(\xi, \eta) \approx \mu(\xi, \eta) \rightarrow p(\xi', \Phi) = -\ln \frac{I_0}{I}$$

Vztahy mezi souřadnými systémy – rotační matici (dá se hezky odvodit, pokud si dáme úhel 0° a 90°)

$\xi' = \xi \cdot \cos \Phi + \eta \cdot \sin \Phi$	$\xi = \xi' \cdot \cos \Phi - \eta \cdot \sin \Phi$
$\eta' = -\xi \cdot \sin \Phi + \eta \cdot \cos \Phi$	$\eta = \xi' \cdot \sin \Phi + \eta \cdot \cos \Phi$

Dopředná radonova transformace = jak se z obrázku stane projekce

- = Integrace po křivce dané posunutím a úhlem
- Transformace – dráha, po které integrujeme, je dána úhlem natočením oproti původní souřadné ose a posunutím od počátku



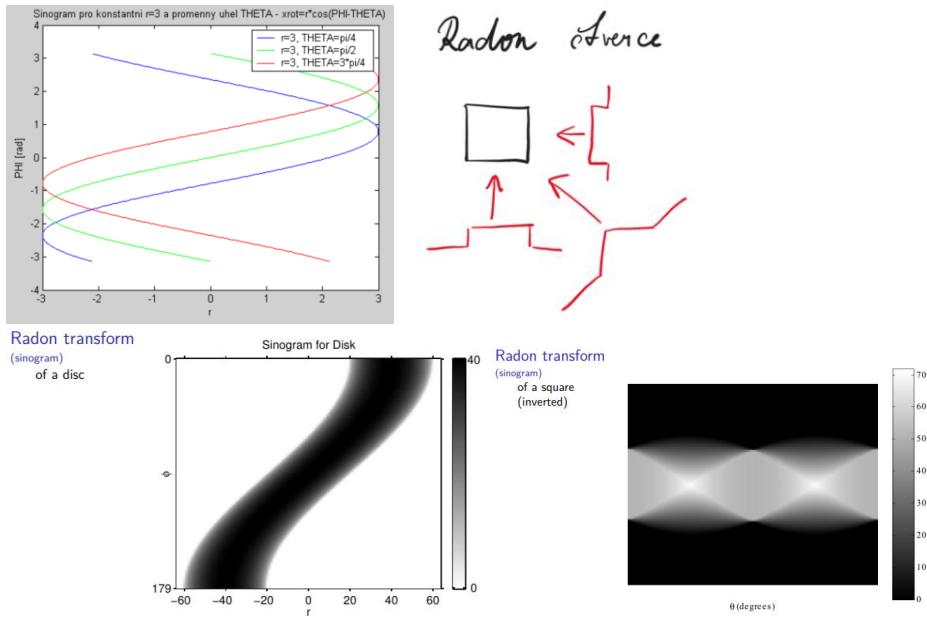
- Křivkový integrál:
- Definice přímky L (implicitní rce přímky): $\xi' = \xi \cos \varphi + \eta \sin \varphi$

$$P_\varphi(\xi') = \int o(\xi, \eta) d\eta$$

$$P_\varphi(\xi') = \int o(\xi' \cos \varphi - \eta' \sin \varphi, \xi' \sin \varphi + \eta' \cos \varphi) d\eta'$$

Sinogram

- = výsledek Radonovy transformace, protože výsledkem projekce jednoho bodu je sinusovka. Amplituda sinusovky je úměrná vzdálenosti od počátku. Fázový posun odpovídá úhlu.
- Kreslí se často jen radon 0°-180°, protože matematicky by 180°-360° vypadalo stejně
 - Kvůli vytváření svazku to ale nemusí platit



Věta o centrálním řezu – slidy 23

$$\hat{P}_\varphi(\omega) = \int \mu(x, y) e^{-2\pi j\omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} dx dy$$

Denote $u = \omega \cos \varphi$ $v = \omega \sin \varphi$

$$\hat{P}(u, v) = \int \mu(x, y) e^{-2\pi j(xu+yu)} dx dy$$

and therefore

$$\hat{P}(u, v) = \mathcal{F}\{\mu(x, y)\}$$

$$\hat{P}_\varphi(\omega) = \mathcal{F}\{\mu(x, y)\}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) = \hat{\mu}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)$$

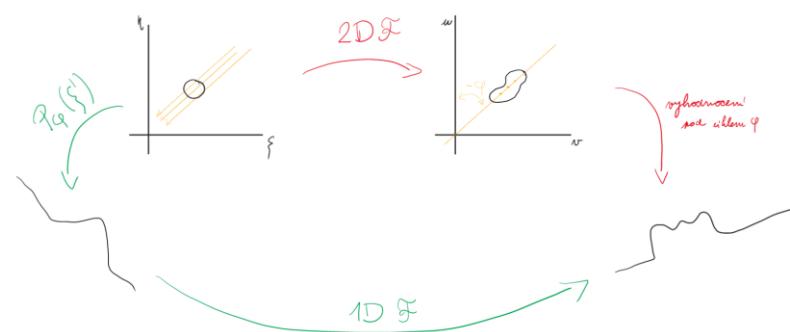
$$\begin{aligned} \hat{P}(u, v) &= \mathcal{F}\{\mu(x, y)\} \\ \hat{P}_\varphi(\omega) &= \mathcal{F}\{\mu(x, y)\}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) = \hat{\mu}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) \end{aligned}$$

Slice of the 2D Fourier transform of the image μ at angle φ is the 1D Fourier transform of the projection P_φ of the same image μ .

Řez 2D Fourierovou transformací obrazu μ pod úhlem ϕ je 1D Fourierova transformace projekce P_ϕ téhož obrazu μ .

Věta o centrálním řezu – podle přednášky 21

- Pokud uděláme **2D fourierovu transformaci** obrazu μ a **vyhodnotíme ji pod úhlem φ** , dostaneme totéž jako po **1D fourierově transformaci** projekce $P_\varphi(\xi')$.



3.2.1 Rekonstrukční techniky

Analytická Fourierova rekonstrukce

- Vyplývá z věty o centrálním řezu
- Projekce \rightarrow 1DF \rightarrow sběr souboru projekcí (u, v) \rightarrow interpolace do pravoúhlé matici \rightarrow 2DF $^{-1}$
- Nepoužívá se kvůli náročné interpolaci nepravidelných bodů a příliš mnoha F transformacím

Inverzní Radonova transformace

- Z věty o centrálním řezu víme, že Fourierova transformace projekcí je zároveň Fourierovou transformací obrazu

From the Fourier slice theorem:

$$\hat{P}(u, v) = \mathcal{F}\{\mu(x, y)\}$$

$$\mu(x, y) = \mathcal{F}^{-1}\{\hat{P}(u, v)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}(u, v) e^{2\pi j(ux+vy)} du dv$$

Polar coordinates $u = \omega \cos \varphi$, $v = \omega \sin \varphi$:

$$\mu(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}_\varphi(\omega) e^{2\pi j(\omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi))} |\omega| d\omega d\varphi$$

where $|\omega|$ is the Jacobian (determinant) of $(\omega, \varphi) \rightarrow (u, v)$

$$\left| \frac{\partial u}{\partial \varphi} \frac{\partial u}{\partial \omega} \frac{\partial v}{\partial \varphi} \frac{\partial v}{\partial \omega} \right| = |-\omega \sin^2 \varphi - \omega \cos^2 \varphi| = |\omega|$$

$$\mu(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}_\varphi(\omega) e^{2\pi j(\omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi))} |\omega| d\omega d\varphi$$

can be written as

$$\mu(x, y) = \int_0^{\pi} Q_\varphi(x \cos \varphi + y \sin \varphi) d\varphi$$

$$Q_\varphi(r) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}_\varphi(\omega) e^{2\pi j \omega r} |\omega| d\omega$$

Zpětná projekce podle všech úhlů

Inverzní 1DF projekce $\wedge P$

where $Q_\varphi(r)$ is a modified projection

$$\mu(x, y) = \int_0^{\pi} Q_\varphi(r) d\varphi$$

$$Q_\varphi(r) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}_\varphi(\omega) e^{2\pi j \omega r} |\omega| d\omega$$

$$Q_\varphi(r) = \mathcal{F}^{-1}\{|\omega| \hat{P}_\varphi(\omega)\} = \mathcal{F}^{-1}\{|\omega|\} * P_\varphi(r)$$

Filtrace

Původní projekce

defining the exact inverse Radon transform

$$P_\varphi(r) = \mathcal{R}[\mu(x, y)]$$

$$\mu(x, y) = \mathcal{R}^{-1}[P_\varphi(r)]$$

- Kompenzace ω protože elementy nejsou stejně velké v polárních souřadnicích

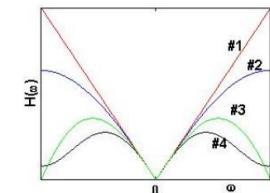
Filtrovaná zpětná projekce

- Nejčastěji používaná
- Vezmeme všechny naměřené projekce a každou z nich modifikujeme filtrací a tím dostaneme $Q_\varphi(\xi)$
- Obraz vytvoříme součtem modifikovaných projekcí
- Čisté $|\omega|$ zesiluje šum, tím víc, čím vyšší máme $|\omega|$, proto se upravuje, ořezává na určité frekvenci
 - ▶ Filter all projections $P_\varphi(r)$ for all φ , get modified projections $Q_\varphi(r)$
 - ▶ Backproject modified projections and sum

$$\mu(x, y) = \int_0^{\pi} Q_\varphi(r) d\varphi$$

$$Q_\varphi(r) = h(t) * P_\varphi(r) = \mathcal{F}^{-1}\{H(\omega)\} * P_\varphi(r)$$

$$H(\omega) = |\omega|$$

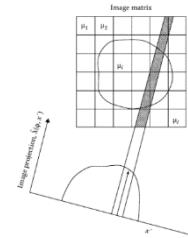


- No Fourier transform involved.
- Problem: Ideal filter $H(\omega) = |\omega|$ amplifies noise
- Solution: Make $\hat{P}_\varphi(\omega)$ frequency limited. Ramakrishnan-Lakshminarayanan → Ram-Lak filter:

$$H(\omega) = \begin{cases} |\omega| & \text{if } |\omega| \leq \Omega \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$
- Ram-Lak filter causes artefacts (Gibbs). Many solutions (Hamming filter, Shepp-Logan filter). Tradeoff between SNR and resolution.
- Při malém počtu projekcí hvězdicový artefakt
- CT s 200 úhly funguje dobře (stačí už 64)
- + rychlý algoritmus, filtr nemusí být nijak dlouhý
- - nekonečný počet úhlů
- - musíme mít předpoklad linearity a rovnoběžných paprsků

Algebraická rekonstrukce (iterativní)

- Sestavíme soustavu rovnic, typicky lineární
- $g_i = \sum_j w_{ij} f_j$
- w_{ij} – váhy, jak moc se který element účastní
 - o Často pixely kterými paprsek prochází (0,1)
 - o Něco s tím jaká je délka paprsku na pixel
 - o Paprsek si napuntikuju a pak kolik puntíků mám v daném pixelu
- f_j – neznámé hodnoty x, např. lineární koeficient útlumu
- g_i – měření (projekce, naměřené ze senzorů), log.
- $\ln \frac{I_0}{I} = \int_L \mu(x) dl$
- Mnoho neznámých $10^5 \sim 10^6$
- Hledáme f_i
- Iterativní metody s víceméně lineární složitostí $O(N)$
- Myšlenka metod
 - o Začínáme v počátečním bodu $f^{(0)}$
 - o Vypočítáme jaké by nám vyšlo $g^{(0)} = wf^{(0)}$ (ta projekce)
 - o Spočítáme rozdíl mezi g a naměřeným a vypočítaným
 - o Upravíme f tak, aby rozdíl byl co nejmenší
 - o Např. metoda projekcí (do jednotlivých w), aditivní multiplikativní....
- Proč je Algebraická rekonstrukce lepší než filtrovaná zpětná projekce
 - o Filt. Zpět. Proj. Má nutné předpoklady, které nejsou vždy v dosahu
 - Linearita, šířkovité a paralelní šíření paprsků, nekonečné množství projekcí
 - o Fyzikální jevy můžeme jednoduše zahrnout do výpočtu
- Nejkvalitnější rekonstrukce, ale trochu pomalejší

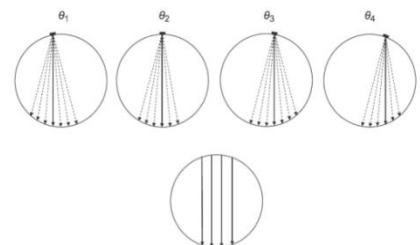


Fan-beam rekonstrukce

- Z vějířovitého svazku
- Nemáme paralelní svazky

Exaktní algoritmy

- Rebinning
 - o Rozhození paprsků do nových příhrádek tak, aby v nové konfiguraci už paralelní byly
 - o Vybereme jen ty paprsky, které jsou rovnoběžné (pro různé úhly)
 - o Převedeno na úlohu rekonstrukce s rovnoběžnými paprsky (nutné pro zpětnou rekonstrukci)
- Varianty zpětné filtrované projekce (Katsevich)
 - o Výpočetně velmi náročné
 - o Nevýhodné, protože ani některé projekce nevyužijeme a pacient je zbytečně ozářen



Přibližné algoritmy

- Např upravíme filtr h ($Q=h^*P$)

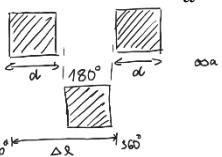
3.2.2 Korekce

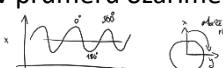
- Co se dělá se signálem než začne samotná rekonstrukce
- Reálný skener neodpovídá ideálnímu přístroji – proto korekce
- Offset korekce – pokud nedopadá žádný rtg signál měla by tam být 0
- Typicky denní kalibrace
- Změna intenzity rentgenky = normalizační korekce
 - o Jak stárne má menší intenzitu
 - o Spustíme skener bez objektu a nastavíme korekci tak, aby intenzita byla pořád stejná
- Sensitivity correction – koriguje citlivost detektorů
- Geometrická korekce – detektory mohou být posunuté oproti sobě; pomocí sousedních detektorů
- Korekce na vytvrzování svazku – nelineární křivku approximujeme lineární
- Cosinova korekce – protože paprsky nedopadají na detektor kolmo

3.3 3D CT

- Technicky velmi náročné
 - o Jak dostat k rentgence výkon (řády kV, 100 mA, kW)
 - o Chlazení!!! Jak při tom pohybu – kluzné kontakty – riziko jisker
- Metody – řez po řezu (první skenery)
 - o Posunu pacienta, naskenuju (spoustu brždění a rozjíždění)
- Metody – Spirálová
 - o Rentgenka se plynule otáčí kolem pacienta konstantní rychlostí a zároveň se konstantní rychlostí posouvá stůl s pacientem -> rentgenka se vůči pacientovi pohybuje ve spirále
 - o Složitější pro rekonstrukci

3.3.1 Spiral 3D CT

- Důležitý parametr: jak rychle se pohybuje lůžko s pacientem vzhledem k šířce řezu
- Posun (=pitch): $P = \frac{\Delta l}{d}$ relativní posun pacienta za jednu otáčku vzhledem k šířce řezu
 - o Nechceme zbytečně pacienta ozařovat
 - o Nechceme $P < 0$, ani $P > 2$, jinak bychom něco minuli
 - o $P = 1,5$ typicky
 - o Říká kolikrát v průměru ozáříme nějakou část pacienta (?)
- V ose z se posouváme
- K získání řezu v jednom z interpolujeme
 - o Int. Wide – 1 turn (stejný úhel v nejbližším z)
 - Méně šumu, větší šířka efektivního řezu
 - o Int. Slim – $\frac{1}{2}$ turn
 - Využívá se toho, že zeshora i zespoda koukám na to samé, tedy nejbližší 180° úhel – využívá symetrii
 - Více šumu, menší šířka efektivního řezu
 - Zanedbáváme vytvrzování svazku



3.3.2 Multislice

- V rámci zrychlování přidáme detektory
- Rentgenka září ve vějíři ve směru osy Z a při jednom oběhu tedy nasbíráme mnoho řezů
- Díky tomu jsme schopni naskenovat hrudník za 10 s, pacient zadrží dech a je to bez pohybových artefaktů

- Získáváme buďto a ne rovnoběžné řezy v z
 - Složitější rekonstrukce – adaptive multiplane reconstruction

3.4 Klinické aplikace

- Velmi dobré na vyšetřování hrudníku – plíce
 - Zápal plic, plicní nody (zárodky rakoviny)
- Hlava – diagnostika typu mozkové mrtvice
- Měkké orgány břicha – často s kontrastní látkou

Počítacová tomografie – principy a konstrukce. Utvrzování paprsku, Hounsfieldovy jednotky, Útlum v nehomogenní oblasti, Radonova transformace, sinogram, věta o centrálním řezu, Rekonstrukční techniky – filtrovaná zpětná projekce, iterační metody, 3D CT zobrazování a rekonstrukce, spirální (šroubovicová) metoda, rozteč, Klinické aplikace CT.

Tomography imaging, principles and examples. Computer tomography, principles and construction. Beam hardening, Hounsfield units. Attenuation in inhomogeneous region. Radon transform, sinogram, central slice theorem, Reconstruction techniques - filtered backprojection, iterative methods. Fan-beam geometry. 3D CT imaging and reconstruction, spiral (helical) method, pitch. Clinical applications of CT.

4 Dávka záření, efektivní dávka, radiační bezpečnost

Radiation dose, effective dose, radiation safety.

4.1 Absorbovaná dávka D

- $1 \text{ Gy (Gray)} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$
- Dřív 1 gray = 100 rad

4.2 Dávkový ekvivalent (=effective dose equivalent)

- Vliv záření na lidský organismus
- Jednotlivé druhy záření a tkáň
- $H_E = \sum w_i H_i = \sum w_i c_i D_i$
- w_i ... jaký orgán je ozařován
 - Jak moc je tkáň citlivá na záření
 - Zvoleno tak, že na celé tělo to vyjde 1
 - 0.2 pohlavní orgány, 0.12 plíce a žaludek, 0.1 prsní tkáň, 0.05 štítná žláza
 - Nejméně citlivá kůže 0.01
- c_i ... jaké záření
 - Říká jak moc je záření nebezpečné
 - 1 pro RTG a gamma
 - Neutronové a alpha více
- 1 Sv = 100 rem(dříve)
- 1 Sv najednou vede na smrt na akutní nemoc z ozáření
- 1 CT dá 10 mSv (1000 rentgenů)
- Dnes i nízkodávková CT (snížený proud rentgenkou) – 2-5 mSv
- PET – 25 mSv
- Příroda (přirozené pozadí) – v ČR 3 mSv/rok

4.3 Radiační bezpečnost

- Zdravotní personál – 50mSv v jednom roce při dodržení pětiletého průměrného limitu 20mSv/rok
- Ostatní obyvatelstvo – 5mSv v jednom roce při dodržení pětiletého průměrného limitu 1mSv/rok
- Limity neplatí na lékařské aplikace
- Zásada ALARA

4.3.1 Jak mám dávky od Oppla

- **Absorbovaná dávka** – energie záření absorbovaná ve hmotě

$$D = \frac{E}{m} \quad \left[\text{Gy} = \frac{\text{J}}{\text{kg}} \right]$$

- **Ekvivalentní dávka** - střední absorbovaná dávka D_T v orgánu

násobená radiačním váhovým faktorem w_R

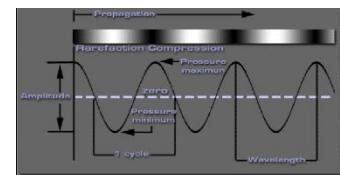
$$H_T = D_T \cdot w_R \quad [\text{Sv}]$$

- **Efektivní dávka** - součet ekvivalentních dávek H_T v ozářených tkáních, které jsou váženy faktorem w_T , jenž pro danou tkáň vyjadřuje riziko vzniku stochastických účinků

$$E = \sum H_T \cdot w_T \quad [\text{Sv}]$$

5 Ultrazvuk

- Akustická vlna s vysokou frekvencí (nad 20 kHz)
- V klinické praxi 2-50 MHz
- Vyšší frekvence lepší rozlišení, ale menší dosah
- Měříme čas a intenzitu odražené vlny
- Neškodné
- Neprochází tkáněmi jako jsou kosti, vzduchem projde moc dobře, ale nevrátí se
- Rychlosť v tkáni přibližně 1500 m/s
 - Můžeme vyslat asi 4000 impulzů za sekundu -> 5-10 obrázků za sekundu
- Velmi rychlé zobrazování
- Dobré pro zobrazování orgánů v čase



5.1 Akustika

5.1.1 Vlnová rovnice

- Změna hustoty – stlačitelnost $K = 1/E$:
- E ... modul pružnosti (Pa) – jakým tlakem musíme působit, aby se hustota změnila o relativní jednotku
- Prostorová a časová derivace tlaku a rychlosti

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial p}{\partial z} &= 0 \\ \frac{\partial u}{\partial z} + K \frac{\partial p}{\partial t} &= 0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} - K \rho \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} &= 0 \\ \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} - K \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} &= 0 \end{aligned}$$

5.1.2 Řešení vlnové rovnice

- Harmonická vlna $p = p_+ \cos(\underbrace{\omega t - kz}_{\phi})$
- ω ... úhlová rychlosť
- k ... vlnové číslo
- ϕ aneb v prostorové i časové souřadnici je to cosinusovka

Rychlosť šírenia vlny

- jak rýchle se hýbou body ve stejné fázi

$$\phi_0 = \omega t - kz \rightarrow z = \frac{\omega}{k}t - \frac{\phi_0}{k}$$

$$c = \omega/k$$

$$c = \lambda f \quad \text{because} \quad \omega = 2\pi f, \quad k = \frac{2\pi}{\lambda}$$

- $c = \frac{1}{\sqrt{\rho K}} = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$ because $c = \frac{\omega}{k}$

- Rychlosť šírenia v tkáni závisí na hustotě a stlačitelnosti

5.1.3 Akustická impedance

$$Z_a = \frac{p \text{ (pressure)}}{Q \text{ (flow)}} \text{ [Pa} \cdot \text{s/m}^3]$$

- Jak moc se tkáň brání tomu, abyhom s ní začali hýbat

$$Z_a = \frac{\rho_0 c}{S}$$

- Pro nekonečnou trubku

- Závisí na geometrii trubky

- Specifická akustická impedance $Z = \rho_0 c$ Unit [kg/s · m²] = 1 Rayl.

$$Z = \rho_0 c = \sqrt{\frac{\rho_0}{K}}$$

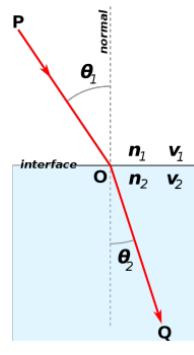
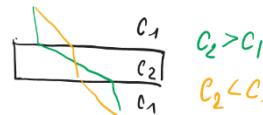
- Taky závisí na hustotě a stlačitelnosti

- Z tkání: kost – obrovská, vzduch – malinká, ostatní měkké tkáně více méně stejně málo

5.2 Odraz a lom v tkáni

5.2.1 Zrcadlový odraz

- Na rozhraní velkém vzhledem k velikosti vlny
- Částečně projde, částečně se odrazí
- Odrází se pod stejným úhlem pod jakým dopadla
- Láme se podle Snellova zákona



Amplituda pro kolmý dopad

- Koeficient odrazu R_a, pro poměr amplitud

- 1 – vše se odrazí
- 0 – vše projde

$$R_a = \frac{P_r}{P_i} = \frac{U_r}{U_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

- P_r – amplituda odražené vlny

- P_i – amplituda dopadající vlny

$$\frac{\sin \theta_2}{\sin \theta_1} = \frac{v_2}{v_1} = \frac{c_2}{c_1}$$

rozhraní	koeficient odrazu
mozek - lebka	0.66
tuk - sval	0.1
tuk - ledvina	0.08
sval - krev	0.03
měkká tkáň - vzduch	0.9995
měkká tkáň - voda	0.05

proto používáme gel

$$R = \frac{I_r}{I_i} = R_a^2 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

- Koefficient odrazu R, pro poměr energií

$$I_i = I_r + I_t \quad \rightarrow \quad R = 1 - \frac{I_t}{I_i}$$

- Ze zákona zachování energie: t – to co prošlo rozhraním

5.2.2 Rozptylový odraz

- Odrážecí povrchy od malých nehomogenit, malých vzhledem k velikosti vlny
- Vlna se začne odrážet všemi směry
- Projeví se to šumem typu pepř a sůl („speckle“)

5.3 Útlum v tkáni

intenzita I a amplituda A klesají exponenciálně

$$I(x) = I(0) e^{-2\alpha x} \quad \text{resp.} \quad A(x) = A(0) e^{-\mu_a x}$$

x vzdálenost od místa vybuzení

$$\mu_a = -\frac{1}{x} \cdot \ln \frac{A(0)}{A(x)} \quad (\text{Np} \cdot \text{cm}^{-1})$$

α koeficient útlumu ultrazvukové vlny (log)

$$\alpha = 20 \mu_a \cdot \log_{10} e \cong 8,7 \mu_a$$

- Lineární koeficient útlumu závisí na frekvenci
 - Zvýšíme frekvenci 2x, lin. koef. útlum. Se zvedne 2x -> vidíme na kratší vzdálenost
- Polotloušťka ve smyslu amplitud 2x tak dlouhá než ve smyslu energií
- Útlum protože
 - Energie je absorbována
 - Ultrazvukový paprsek se rozbíhá
 - Odraz vlny jinam mimo sondu
- Polotloušťky energie (cm)



materiál	polotloušťka [cm]
voda	380
krev	15
měkká tkáň	5-1
sval	1-0.6
kost	0.7-0.2
vzduch	0.08
plíce	0.05

Amplitude attenuation

$$P(x) = P_0 e^{-\mu x}$$

Power/intensity attenuation

$$I(x) = I_0 e^{-2\mu x}$$

Half-value layer (HVL)

$$\frac{\log 2}{\mu}$$

Half-power distance (HPD)

$$\frac{\log 2}{2\mu}$$

5.4 Použití v lékařství

- Gynekologické vyšetření
- Kardiologie – omezený pohled na srdce kvůli hrudnímu koší
- Měkké orgány – játra, ledviny, štítná žláza
- Intravaskulární ultrazvuk – vyšetření cév, zobrazování kornatění cév
 - Jeden rotující element a zrcátko
- Terapeutický ultrazvuk

5.5 Zobrazovací módy

- Moc se tomu v přednášce nevěnoval

5.5.1 *A mode*

- Amplitudový
- Na vertikální ose máme amplitudu obrazu
- Tvar impulzů
- lineární závislost amplitudy odezvy na hloubce vniku ultrazvukového vlnění
→ vysoká amplituda odpovídá rozhraní o velkém koeficientu R
- - informace o tom, jak moc se od sebe liší impedance na rozhraní → jak vypadají struktury, které sledujeme podél nějaké jedné přímky

5.5.2 *B mode*

- Brightness – jasový
- Snímáme, co je v dané rovině
- dvourozměrný obraz vypovídající o struktuře dané snímané tkáně → několik seřazených výsledků převodu hodnoty amplitudy z obrazu A na hodnoty stupňů šedi
- dva typy zobrazení
 - statické – s jedním měničem
 - dynamické – s řadou měničů

5.5.3 *M mode*

- Motion – pohybový
- ukazuje vývoj prostorové komponenty v čase
- vyberu jeden směr v B-módu a vodorovně nechám probíhat čas → v pravidelných časových intervalech pořizuju jednorozměrný záznam
- naměřená echo jsou pak zakódována do stupňů šedi a zobrazena pod sebou dle

5.5.4 *TM mode*

- | čas, _ vzdálenost od sondy
- Trajektorie pohybu od sondy

5.5.5 *Q mode – Doppler*

- Viz další otázka

5.6 Generování a detekce ultrazvuku

5.6.1 *Požadavky na konstrukci systému*

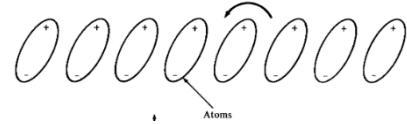
- generace UZV impulsu 10–100 mW/cm², větší energie se nepoužívají
- vysoký dosažený odstup S/Š
- malá akustická vazba mezi jednotlivými měniči => nezávisle budit a přijímat
- krátký generovaný impuls – 2μs
- vysoká účinnost přenosu energie mezi měniči
- tlumení zpětné akustické vlny – chceme vlnu jen dopředu
- dosažení širokého =uhlového krytí snímaného pole
- potlačení vibrací
- lehké, snadno manipulovatelné

5.6.2 Zdroj ultrazvuku

- každá sonda má rezonanční frekvenci danou tloušťkou měniče, na ní pracuje nejlépe
- přímý a nepřímý piezoelektrický jev
- stejný piezoelement pro příjem i vysílání

5.6.3 Piezoelektrický krystal

- při připojení na el. pole se deformauje
- při deformaci vzniká el. pole
- má el. nabité protáhlé atomy – natáčí se podle pole

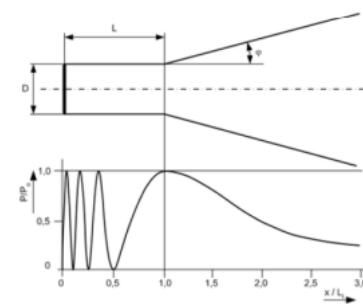


5.6.4 Přizpůsobovací vrstva

- K přizpůsobení na rozhraní sonda-tkáň
- Omezuje ztráty
- Také za elementem je materiál, který pohlcuje vlny směrem do sondy

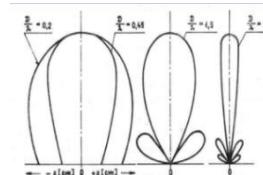
5.6.5 Generované pole

- Blízké pole – hodně interferencí, nevhodné pro zobrazování
- Ohnisko – v délce L
- Vzdálené pole – vhodné pro zobrazování
- $L = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda}$



Vyzářovací diagram

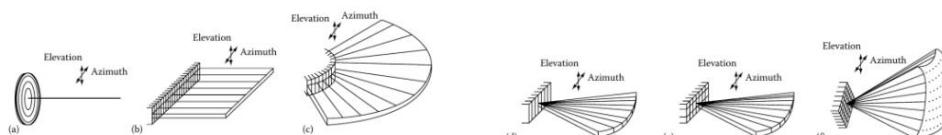
- Jak se chová intenzita signálu
- Když zvětšíš element, zuží se mi paprsek daleko od sondy
 - Daleko od sondu krásně vidím
 - Blízko elementu nic nerozeznáme kvůli side lobes
- Záleží na vyzařovacím úhlu



$$\sin \theta \approx \frac{1.22\lambda}{D}$$

5.6.6 Uspořádání sondy

- Lineární – elementy v rovině vedle sebe (b)
- Sektorová – elementy v půlkruhu (c)
- 3D sondy – matice elementů

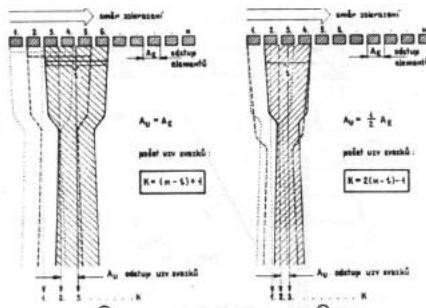


5.7 Zpracování UZ

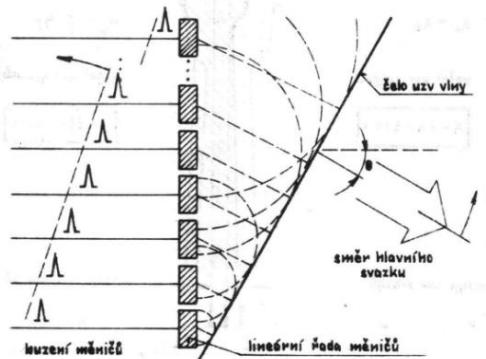
5.7.1 Vychylování svazku

- Aby šel tím směrem, kam chceme
- Mechanické – pomocí motorku, už se nepoužívá
- Elektronické – využíváme, že máme mnoho elementů a jejich řízením nastavujeme směr

- Postupně zapínáme jednotlivé elementy (využíváno u lineární sondy)

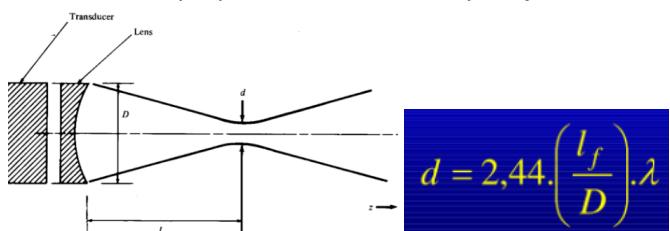


- Časově zpozdíme vysílání jednotlivých elementů

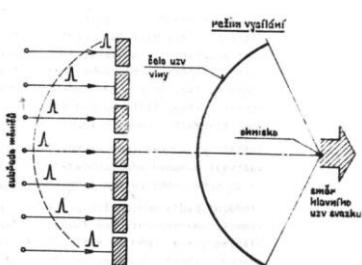


5.7.2 Fokusace

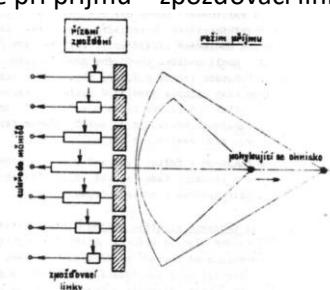
- Pomocí akustické čočky – prvek kde se UZ šíří rychleji než v tkáni



- Zpožděním



- Fokusace při příjmu – zpožďovací linky



Šíření ultrazvuku, odraz, lom, útlum, rychlosť šírenia, rozptyl, Charakteristická (specifická) impedance, odraz., Generovanie a detektie ultrazvuku, Zpracovanie (RF signal) Rekonštrukcia ultrazvukového obrazu, módy, Klinické aplikace.

6 Doppler

6.1 Dopplerův jev

- Vysílač nebo přijímač v pohybu -> změna přijímané frekvence oproti vyslané
- Pro pomalé rychlosti approximujeme, a vypadá stejně pro oba případy
- Pohyblivý přijímač
pro malé rychlosti lze approximovat – Dopplerovský posun přímo úměrný rychlosti
-> frekvence vlny vyslané pohybujícím se objektem

f_e je frekvence přijímané (pozorované) vlny

$$f_e = f_0 \left(1 \pm \frac{v}{c}\right)$$

f_0 je frekvence vysílané (generované) vlny

v je relativní rychlosť pohybu zdroje ve směru k přijímači

c je rychlosť šíření vlny

- Pokaždé platí
- $f_r \approx \left(1 + \frac{v_s}{c}\right) f_s = f_s + f_d$ $f_d = \frac{v_s}{c} f_s$
 f_d ... dopplerovský posun

6.2 Měření rychlosť krve

- 2x Doppler – krvinky nejdřív přijímač a pak vysílač

$$f_r = f_t + f_d$$

$$f_d \approx 2 \frac{v}{c} f_c$$

- Platí pro úhel 0°

6.3 Demodulace Dopplerova signálu

- Kvadraturní demodulace
- Vysíláme signál na nosné frekvenci f_c , přijímáme $f_c + f_d$
- Vysílaný a přijímaný signál posíláme do násobiče, ze kterého vyjde $f_1 + f_2$ a $f_1 - f_2$
- Nás zajímá rozdíl proto za násobičem zařadíme dolní propust
- Takto ale známe jen rychlosť
- Abychom zjistili i směr do druhého násobiče posíláme f_c otočené o 90°
- Výsledky z obou násobičů ještě nějak fázově posuneme a posčítáme
- Máme dva signály, buď f_d a 0, nebo 0 a f_d a podle toho poznáme směr

6.4 Kontinuální systém

- Sonda pořád vysílá a přijímá
- 2 piezoelementy, každý jedna funkce
- Detekuje i velké rychlosť průtoku
- Nerozliší hloubku
- V průmyslových aplikacích, v medicíně spíš ne

6.5 Pulzní systém

- Jeden piezoelement
- Rozliší i hloubku

- Vyšleme impulz, podle toho kdy se vrátí, zjistíme z jaké hloubky, a podle toho jaká frekvence se vrátí zjistíme rychlosť
- PRF – pulze repetitive frequency
 - Jak často vysíláme pulz
- Maximální dopplerovská frekvence
 - $T_p = \frac{1}{f_p}$ $f_{D_{max}} = \frac{1}{2T_p} = \frac{2v_{max}}{c} f_c$
- Maximální rychlosť ktorou dokážeme merať · maximální hloubka ktorou dokážeme detektovať
 - $v_{max} Z_{max} = \frac{c^2}{8f_c}$
 - Čím väčšia rychlosť chceme merať, tím z menšej vzdáenosťi môžeme merať

6.6 Aplikace

- Kardiologie – sledovanie prúdu krvi srdcom

~~Princíp, dopplerovské ultrazvukové zobrazování. Systém poračujúcich a pulzných vln, demodulace, omezení maximálnej rýchlosťi. Klinické aplikace.~~

Doppler principle, Doppler ultrasound imaging, continues and pulsed wave system, demodulation, limits on the maximum speed. Clinical applications.

7 Ultrazvukové kontrastní látky, harmonické zobrazování. 3D ultrazvuk.

Kontrastní látky

- mikrobublinky = malé bublinky vzduchu (μm), pro zvýraznení toku krve, väčšie bublinky by mohly mať za dôsledok embolii
- bublinky sú stabilizované, aby vydržely 5-10 minút
- injekčne zavedené do krvi
- vysokofrekvenčný impuls = bublinky prasknou, nahrne sa krev, do srdečného svalu to trvá dlho = pozorujeme znova prokrvenie srdečného svalu
- **bublinky** se chovají **nesymetricky** k působící síle => nelineárna odpověď, ve frekvenční oblasti vznikají harmonické frekvence
 - obtížnejší stlačit

Harmonické zobrazování

- vysíláme f_0 , vrátí se $2f_0$ => zhoršujeme pomér signál/šum
- dobré pre detekciu nádorov
- není potreba bubblek

Pulse Inversion Harmonic Imaging

- vyšleme 2 excitacné impulsy do tkán s opačnou polaritou
 - potreba speciálnej elektroniky
- není potreba filtrace
- potrebujeme pamäť a rýchly AD prevedník
- odpovede sa sčítaj – lineárny => výsledok nulový signál, nelineárny => harmonický signál

3D ultrazvuk – vezmeme 2D sondu a mechanicky ju naklánime nebo máme maticové senzory

Ultrasound contrast agents, harmonic imaging. 3D ultrasound.

8 Magnetická rezonance

- Základem magnet, který dá silné magnetické pole
 - Otevřený – dá se v něm operovat
 - Slabé magnetické pole 0.2 – 0.6 T
 - Uzavřený – magnet má válcový tvar
 - Trubka ovinutá supravodičem
 - 1, 1.5, 3, 5 T, ve Francii 11,7 T
- Velmi dobře rozliší různé druhy tkání
- Dá se tím i měřit teplotní změny



8.1 Princip

1. Vložíme objekt do silného magnetického pole
 2. Vyšleme radiofrekvenční impulz
 3. Impulz vybudí spiny, které se pak vrací do původního stavu, přičemž vybuzují EM pole, které zaznamenáváme
 4. Zaznamenáme
 5. Zpracujeme data
 6. Vyndáme objekt z pole
- 3D zobrazování -> jeden element je jedna krychlička = voxel
 - Vlnové délky řádově metry

8.1.1 Fyzikální princip

- Založeno na vodíku – v těle člověka 63 % (hlavně tuk a voda)
- Jádro vodíku – 1 proton -> zobrazujeme prostorovou koncentraci protonů
- Proton má vlastnost zvanou spin – částice s nenulovým spinem se chová přibližně jako magnet

8.2 Jaderný spin

- Spin má násobek $\frac{1}{2}$
- Volné p, n, e mají spin $\frac{1}{2}$
 - Rády se ale párují – je to energeticky výhodné, mohou se tím byrušit
- Pro MRI užitečné nespárované spiny
 - Dávají navenek užitečný signál
 - Potřebujeme lichý počet částic v jádru atomu
 - Pak pozorovaný spin je nenuový
- Magnetické kvantové číslo
 - Udává spinový stav elektronu
 - $^1\text{H} - I = \frac{1}{2} \Rightarrow m = +-\frac{1}{2}$
- Magnetický moment
 - Vektorová veličina, kterou popisujeme spiny
 - $\bar{\mu} = \gamma I h$

8.3 Spiny v magnetickém poli

- $B = 0$, náhodně se nastaví
- $B \neq 0$, spiny se zorientují ve směru vektoru magnetického pole
- **Larmorova frekvence**

- $f = \gamma B$
- přímo úměrná gyromagnetické konstantě a intenzitě magnetického pole
- spin může absorbovat foton o frekvenci f

Izotop	Nukleární spin I	γ [MHz/T]	citlivost [%]
¹ H	1/2	42.58	100%
² H	1	6.54	
¹³ C	1/2	10.71	2%
¹⁹ F	1/2	40.08	83%
²³ Na	3/2	11.27	9%
³¹ P	1/2	17.25	7%

- **souhlasná orientace** = vysoká energie
- přechod mezi energetickými stavy = ozáření
 - $E = hf = h\nu = h\gamma B$
 - při zpětném přechodu (relaxace) vyzáří se foton

Boltzmannova statistika

- Spiny v magnetickém poli
- Počet spinů s nízkou energií N^-
- Počet spinů s vysokou energií N^+

$$\frac{N^-}{N^+} = e^{-\frac{E}{kT}}$$

kde $k = 1.3805 \cdot 10^{-23}$ je Boltzmannova konstanta

- T [Kelvin] je teplota
- nízká T => větší rozdíl
- vysoká T => 0

Spinový paket

- spinový paket = prostorově ohraničený soubor spinů, na které působí stejné magnetické pole
- vektor magnetizace M magnetické pole spinového paketu

$$M = \sum \vec{\mu}$$

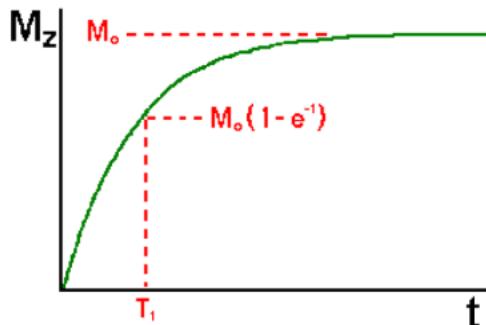
- celková magnetizace = součet magnetizací od všech paketů
- soubor spinů = v NMR všechny spinové pakety v měřeném vzorku

8.4 Co dělá spin při působení radiofrekvenčního impulzu

T_1 relaxace

- v rovnováze: $\mathbf{M} = M_0 \mathbf{e}_z$, $M_z = M_0$
- vyšleme elmag. (RF) impuls, vhodnou energií $M_z = 0 \Rightarrow$ excitace spinu, otočí se antiparalelně (v průměru)
- po odeznění impulsu se M_z vrací do rovnovážného stavu

$$M_z = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right)$$



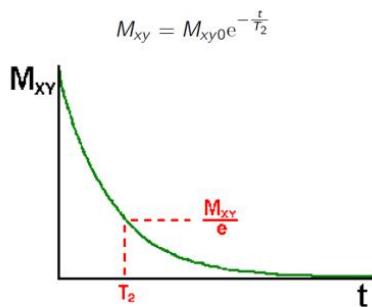
- T_1 = mřížková relaxační časová konstanta, energie se přenáší na mřížku jako teplo
- v případě silnějšího signálu je ve vzorci 1-2e, může překlopit M_z na $-M_0$

Precese

- pokud je \mathbf{M} překlopeno do $xy \Rightarrow \mathbf{M}$ začne rotovat s Larmorovou frekvencí f
- měřitelný signál vyvolává pouze rotující komponenta magnetizace v rovině xy , pro indukci napětí v RF cívce je nutný magnetický tok měnící se v čase
- M_z takové napětí neindukuje
- frekvence je stejná jako rezonanční frekvence pro změnu orientace

T_2 relaxace

- precese každého spinu s trochu jinou $f \Rightarrow$ ztráta synchronizace (jiná fáze)



T_2 — spinová relaxační časová konstanta
(spin-spin relaxation time), $T_2 < T_1$

- Důvody T_2^* - kombinovaná časová konstanta
 - Molekulární interakce T_2
 - Nehomogenita magnetického pole T_2^{inhom}

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2^{\text{inhom}}}$$

tkáň	Časy relaxace (1.5 T)	
	T_1 [ms]	T_2 [ms]
tuk	260	80
sval	870	45
mozek (šedá hmota)	900	100
mozek (bílá hmota)	780	90
játra	500	40
mozkomíšní tekutina	2400	160

8.5 Excitace

Excitace spinového paketu

- cívka s osou x vytvoří magnetické pole ve směru x
- střídavý proud s frekvencí f vytvoří pole B_1 s frekvencí f
- B_1 můžeme rozložit na pole B_1^+ a B_1^- rotující okolo osy z s frekvencí +/- f
- B_1^+ se zdá stacionární ve směru x' => rotuje stejně jako rotující soustava
- B_1^- se bude jevit jako frekvence 2f, daleko od rezonance => lze zanedbat

Natočení vektoru magnetizace

- impuls o Larmorově frekvenci f, amplitudě B_1 a délce trvání τ => Magnetizace M se natočí podle osy B_1 (x') o úhel: $\alpha = 2\pi\gamma\tau B_1$
- 90° impuls – M do směru y'
- 180° impuls – M do směru $-z'$

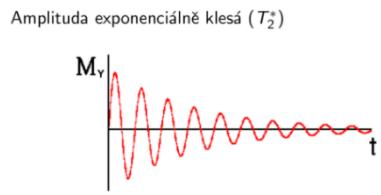
principy a klinické použití. Jaderní spin v magnetickém poli, Larmorova frekvence, magnetizace, relaxace, excitace, precese, flip úhel, časové konstanty T_1 , T_2 , T_2^* .

Magnetic resonance imaging - principles and clinical use. Nuclear spin in magnetic field, Larmor frequency, magnetization, relaxation, excitation, precession, flip angle, time constants T_1 , T_2 , T_2^* .

9 MRI – Excitační sekvence

9.1 FID – volná relaxace

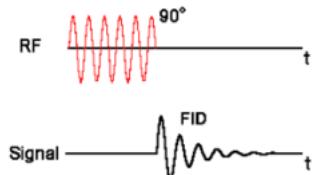
- 90° impulz
- Impulzem překlopíme vektor magnetizace do osy xy
- Jak vektor rotuje ve snímací cívce v ose x se indukuje napětí s larmorovou frekvencí
- Amplituda exponenciálně klesá (T^*)
- U spektroskopie děláme fourierku
 - Každá špička odpovídá izotopu, její výška pak jeho množství



Free induction decay

9.1.1 Časový diagram a intenzita

Časový diagram



$$S \propto \varrho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right)$$

S — intenzita signálu

ϱ — hustota spinů

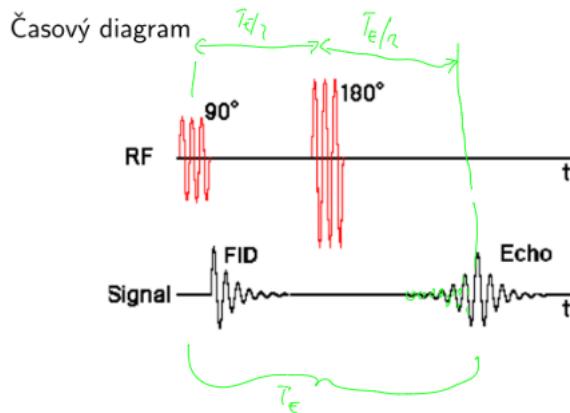
T_R — perioda opakování ($T_R > T_2$)

- Největší amplitudu získáme pokud T_R bude velké oproti T_1 , chceme $T_R > T_2$

9.2 Spin echo

- 90° impulz – spiny se začínají rozfázovávat
- Po chvíli pošleme 180° impulz
 - Každý spin se překlopí o 180° podle osy x' a začne dál rotovat stejným směrem
 - Po překlopení jsou zpožděné napřed
 - Za stejnou dobu, která byla mezi impulzy, se spiny sejdou ve stejném místě
 - Dojde k resynchronizaci
 - Vzniká silný echo signál
 - (podobné jako kdybychom běžcům na trati najednou změnili směr)
- Snímáme až echo
- Máme čas přepnout z vysílače na přijímač
- Máme 2x tak dlouhý signál než FID
- Kompenzujeme nehomogenní pole -> získáme silnější signál, měříme čistě T_2

9.2.1 Časový diagram a intenzita



$$S \propto \varrho (1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

S — intenzita signálu

ϱ — hustota spinů

T_R — perioda opakování

T_E — čas mezi 90° pulsem a čtením

T_1 — konstanta relaxace spin-mřížka

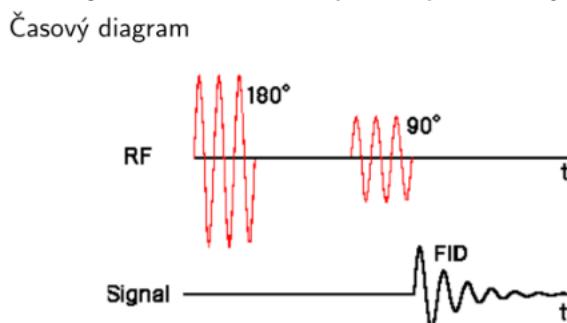
T_2 — konstanta relaxace spin-spin

- Jak zvětšujeme T_E signál se zmenšuje
- Měříme jen T_2 protože T_2^{inhom} jsme kompenzovali

9.3 Inversion recovery sekvence

- Začíná 180° impulzem – vektor magnetizace se posune do $-z$
- Než dojde k návratu pošleme 90° impulz a k precesi dojde ještě v xy
- Měří dobře T_1 , dá se potlačit signál z nežádoucí tkáně (např. tuková u obézních)

9.3.1 Časový diagram a intenzita



$$S \propto \varrho (1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}})$$

S — intenzita signálu

ϱ — hustota spinů

T_R — perioda opakování

T_I — čas mezi oběma pulsy

MRI excitační sekvence – FID, spin echo, gradient echo, inversion recovery; časové diagramy, vlastnosti a parametry (TE, TR). Intenzita signálu.

MRI excitation sequences (FID, spin echo, gradient echo, inversion recovery), time diagrams, properties and parameters (TE,TR). Signal intensity.

10 MRI...

Výběr řezu, frekvenční a fázové kódování, k-prostor, Fourierovo zobrazování a rekonstrukce. Vzorkování k-prostoru, zorné pole (FOV), aliasing. Prostorové rozlišení.

Slice selection, frequency and phase encoding. k-space, Fourier imaging and reconstruction. k-space sampling, field of view (FOV), aliasing. Spatial resolution.

11 MRI...

Rychlé techniky MRI (multislice MRI, paralelní MRI), kontrast, T1, T2, PD-vážené sekvence.
Hardware pro MRI – supravodivý magnet, cívky. Bezpečnost.

Fast MRI techniques (multislice MRI, parallel MRI), contrast, T1,T2,PD-weighted sequences. MRI hardware - superconductive magnet, coils. Safety.

12 MRI...

Chemický posun v MRI, kontrastní látky, angiografie, průtokové zobrazování, difuzní MRI, značená MRI, spektroskopie.

Chemical shift in MRI, contrast agents, angiography, flow imaging, diffusion MRI, tagged MRI, spectroscopy.

13 MRI...

Funkční MRI mozku, BOLD efekt, hemodynamická odezva, návrh a vyhodnocení fMRI experimentu – lineární model, statistické testování. Skupinová (Bonferroniho) korekce.

Functional brain MRI, BOLD effect, hemodynamic response, fMRI experiment design and evaluation - linear model, statistical testing. Groupwise (Bonferroni) correction.

14 Radioaktivita

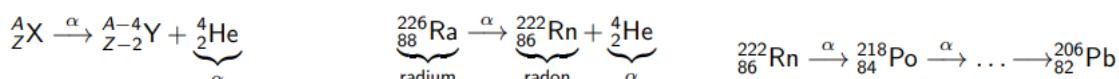
14.1 Radioaktivita

- Prvek = stejný počet protonů
 - Z chemického hlediska stejné vlastnosti
- Izotop = stejný počet protonů i neutronů
- Jádro stabilní pokud má stejný počet protonů a neutronů
- Nedostatek/nadbytek neutronů -> nestabilita ->-> radioaktivní rozpad ->-> stabilní izotop

14.1.1 Radioaktivní rozpad

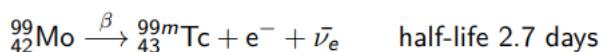
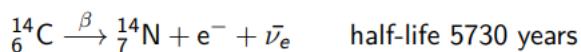
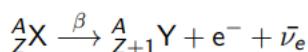
Alpha rozpad

- Spontánní emise částic alpha
- 2 protony + 2 neutrony, jádro Helia
- energie 4 ~ 8 MeV, rychlosť 0,05c
- silná interakce, nízká penetrace (cm ve vzduchu, μm ve tkáni), snadné stínění.
- významné biologické účinky (relativní biologická účinnost 20), poškození DNA
- nemá využití při zobrazování, používá se v terapii
- vyskytuje se u těžkých jader a Be
- přebytečná energie se uvolňuje jako γ (elektromagnetické) záření (fotony).



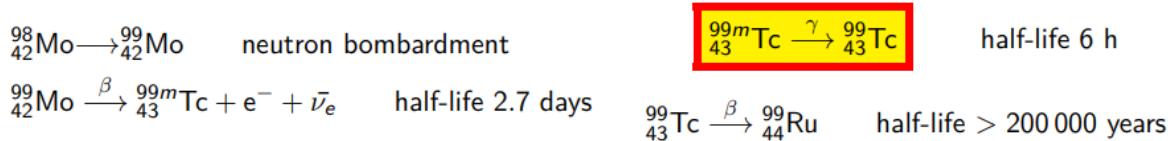
Beta rozpad

- Izotop s mnoha neutrony
- $n = p + \beta^-(e^-) + \bar{\nu}_e$
- Protonové číslo atomu se zvětšuje
- Vylétá rychlý elektron s vysokou energií (β záření), spojité spektrum
- Zbylá energie – antineutrino



Izomerický přechod

- Mění se pouze energetický stav
- Málo prvků to umí (např Technečium 99)
- Rozpadem jednoho prvku (Mo) vznikne vysokoenergetické jádro jiného (Tc) a to po nějaké době (6 h) spadne do nižší energie vyzářením fotonu gama záření
- Nevznikají žádné nabité částice
- Energie fotonu 140 keV



Single foton emitory

- Kovové, těžké prvky
- Ga, Tc, In, I, Ti
- Vyzářená energie 100, 200 max 300 keV
- Delší poločas rozpadu – dny

Pozitronový rozpad

- Prvky s málo neutrony a moc protony
- $p = n + \beta^+(pozitron) + \gamma$
- Lehké prvky
- Velmi krátký poločas rozpadu
- Pozitron brzy najde elektron a dojde k anihilaci
 - Obě částice zaniknou a vyzáří se 2 fotony o energii 511 keV, vyzáří se opačnými směry

Pozitronové emitory

- Poločas rozpadu minuty, někdy sekundy
- C^{11}, N^{13}, O^{15}

14.2 Radioaktivní rozpad

- Náhodný děj – každý jednotlivý atom má za jednotku času pravděpodobnost, že se rozpadne. Nezávisle na jiných atomech

Rozpadová konstanta λ

- Kolik se rozpadne atomů z daného počtu n za jednotku času (1s)
- Přímo úměrná nerozpadnutému množství atomů n
- $$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

Poločas rozpadu

- Čas za který se rozpadne polovina atomů z daného množství

$$T_{1/2} = \log 2 / \lambda \approx 0.693 / \lambda \text{ [s]} \quad N = N_0 \left(\frac{1}{2} \right)^{\frac{t}{T_{1/2}}}$$

Aktivita

- Počet rozpadů za vteřinu [Bq]
- $$A = \lambda N = -\frac{dN}{dt} \quad A = A_0 e^{-\lambda t}, \quad \text{with} \quad A_0 = \lambda N_0, \quad A = \lambda N$$

Efektivní poločas rozpadu (Effective half-life, možná efektivní vylučování)

- Látka se y těla dostává biologickým a fyzikálním rozpadem – nezávislé děje
 - Rozpad – fyzikální vylučování $\rightarrow T_p$
 - Biologické vylučování $\rightarrow T_b$
 - Efektivní vylučování $\rightarrow T_e$
- $$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b}, \text{ Note: } T_e < T_p, T_e < T_b$$
- | | T_p | T_b | T_e |
|------|--------|---------|-------|
| 6 hr | 1 hr | 0.86 hr | |
| 6 hr | 6 hr | 3 hr | |
| 6 hr | 60 hr | 5.5 hr | |
| 6 hr | 600 hr | 5.9 hr | |
- Efektivní rozpadová konstanta: $\lambda_e = \lambda_p + \lambda_b$

- Různý počet atomů se může projevovat stejnou aktivitou v závislosti na tom, jak rychle se rozpadá

Assume 10^{10} atoms of radionuclide localized in a tumor site, vary T

Assume 10^6 Bq localized in a tumor site, vary T

Nuclide	Half-life (T)	λ (sec $^{-1}$)	N
1	6 sec	0.115	8.7×10^7
2	6 min	1.75×10^{-3}	5.7×10^9
3	6 hrs	3.2×10^{-5}	3.1×10^{11}
4	6 days	1.3×10^{-6}	7.7×10^{12}
5	6 years	4×10^{-9}	2.5×10^{15}

Nuclide	Half-life (T)	λ (sec $^{-1}$)	Activity (Bq)
1	6 sec	0.115	1.15×10^9
2	6 min	1.75×10^{-3}	1.7×10^7
3	6 hrs	3.2×10^{-5}	3.2×10^6
4	6 days	1.3×10^{-6}	1.3×10^4
5	6 years	4×10^{-9}	40

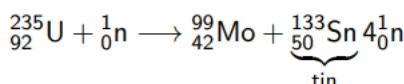
14.3 Produkce radionuklidů

14.3.1 Výroba na jaderném reaktoru

- Cílovou látku bombardujeme neutrony a zvětšíme její počet neutronů
- Výtěžnost závisí na toku neutronů ϕ , průřezu σ , rozpadové konstantě λ , množství nosného (zdrojového) materiálu.
- Chemické/fyzikální čištění
- Např. Molybden pro výrobu Technecia $n + {}_{42}^{98}\text{Mo} \longrightarrow {}_{42}^{99}\text{Mo} + \gamma$

14.3.2 Jaderné štěpení

- Začneme s těžším prvkem typu uran a těžší
- Jádra tak těžká, že se začnou rozpadat
- Rozpadové prvky se nám hodí
- Chemické/fyzikální čištění
- Typicky se rozpadají β^- rozpadem



-

14.3.3 V cyklotronu

- Vytváří vysokoenergetický proud protonů
- Prvky bombardujeme protony a vytváříme si prvky nové
- Většinou se nám podaří vyrazit neutron a nahradit ho protonem
- Výsledný prvek je nestabilní

14.4 Cyklotron

- Urychlovač částic
- Části:
 - Zdroj záporně nabitých iontů H^- (dávkový)
 - Duté polokruhové elektrody ve tvaru D, střídavé pole
 - Magnetické pole (orientované svisle)
 - Tenká uhlíková folie
 - Reakční komora, kde čeká prvek na bombardování
- H^- jsou urychlovány střídavým polem v zakřivené dráze díky magnetickému poli
- Rychlé ionty jsou na nejvzdálenější kružnici, kde mají v cestě folii
- Iont narazí na folii a ztrácí svůj elektron a stává se H^+ , tedy protonem.
- Proton začíná kroužit v opačném směru -> snadné nasměrování
- Proton je nasměrován do komory, kde se sejdou se stabilním izotopem, aby z něj udělal co potřebujeme

14.5 Radionuklidový generátor

- Dlouhý poločas mateřského izotopu
- Krátký poločas dceřiného izotopu (ten který chceme), $\lambda_2 > \lambda_1$
- Např. Molybden (vytvořený v reaktoru, $T_{1/2} = 67$ h) -> Technecium ($T_{1/2} = 6$ h)
 - $^{99}_{42}\text{Mo} \xrightarrow{\beta^+} {}^{99m}_{43}\text{Tc}$, MoO_4
 - Za relativně krátkou dobu se vytvoří rovnováha a množství Tc je konstantní (než se spotřebuje Mo)
 - Tc má menší vazbu k O_4 -> stačí vypláchnout fyziologickým roztokem a máme naše radiofarmakum

[Radionuclides produced by generators](#)

Parent P	Parent Half-Life	Mode of Decay $P \rightarrow D$	Daughter D	Mode of Decay of D	Daughter Half-Life	Daughter γ Energy (keV)
^{62}Zn	9.1 h	β^+ EC	^{62}Cu	β^+ EC	9.8 min	511 1173
^{68}Ge	280 days	EC	^{68}Ga	β^+ EC	68 min	511 1080
^{81}Rb	4.7 h	EC	$^{81}\text{Kr}^m$	IT	13 s	190
^{82}Sr	25 days	EC	^{82}Rb	EC	76 s	777
				β^+		511
^{99}Mo	66.02 h	β^-	$^{99}\text{Tc}^m$	IT	6.02 h	140
^{113}Sn	115.1 days	EC	$^{113}\text{In}^m$	IT	1.66 h	392
$^{195}\text{Hg}^m$	40 h	IT EC	$^{195}\text{Au}^m$	IT	30.6 s	262

14.6 Radiofarmaka

- Většinou se podávají ve filtrovaném slaném (fyziologickém) roztoku
- Bariera mezi mozkem a krví
 - Do mozku projde jen málo látek – speciální radiofarmaka
- Různé jiné bariéry jinde v těle
- Většina radiofarmak má dvě části
 - Radionuklid
 - Nosná molekula (=sonda), která se naváže na to, co chceme studovat
- Platí princip ALARA
- Nejlepší, když produkuje pouze gama záření
 - Alpha a beta jsou hodně absorbovány tkání a působí neplechu (užívané v terapii)

- **Technecium**
 - $T_{1/2} = 6$ h
 - Vyrobneme v generatoru, velmi praktické
 - Produkue jen gama
- **FDG**
 - Radioaktivn označená glukóza
 - Fluordeoxy glukóza
 - Jedno z nejpoužívanějších radiofarmak
 - Vleze do mozku, dobré ji hromadí nádory

14.6.1 PET izotopy

- **Kyslík ^{15}O** – $T_{1/2} = 2,5$ minuty
 - Vytvořime radioaktivní CO_2, O_2, H_2O – chovají se v těle stejně jako neradioaktivní
- **Dusík ^{13}N** – $T_{1/2} = 10$ minut
 - NH_3 amoniak – metabolizován ve tkáních (např. sledování metabolismu srdce)
- **Uhlík ^{11}C** – $T_{1/2} = 20,4$ minut
 - Syntetizujeme velké množství látek včetně aminotylin
- **Fluor ^{18}F** – $T_{1/2} = 109$ minut
 - Např. studium metabolismu kostí
- **Rubidium ^{82}Rb** – $T_{1/2} = 1,25$ minut
 - lze vyrobit v generátoru založeném na Stronciu

14.7 Zobrazovací zařízení

14.7.1 Gamma kamera

- 2D zobrazovač
- Jednofotonová radiofarmaka – vyžívame β^- a izomerický přechod
- Kolimátor -> scintilátor -> detektor (fotomultiplikátor)
- Kolimátor – abychom nasnímali pouze paprsky, které jdou kolmo
- Rozlišení dano především nastavením kolimátoru
- Rovnoběžná projekce
- Luminofory = scintilátory
 - Jiné než u RTG, liší se tím, co registrují a rychlostí...
 - BGO často
- Kolimátor – musíme dobré nastavit poměry ke správnému SNR, abychom toho nepohltili moc ale zas ne málo
- Pohlcování v tkáni
 - To, co měříme je součinem dvou pravděpodobností
 - že dojde k rozpadu v daném místě – úměrné koncentraci radiofarmaka
 - že dojde k pohlcení fotonu ve tkáni
 - $P_{detekce} = P_{rozpad} \cdot (1 - P_{pohlceni})$
 - $P_{pohlcení}$ předpokládáme, že známe
- Artefakty
 - Obraz modifikován tím, že neznáme přesně útlum v tkáni
 - Rozptyl v tkání – náhodou projde kolimátorem – rozmažání
 - Kolimátor – tím, že pohlcuje i užitečné, taky rozmažává
 - Malý počet fotonů – šum

- Obrázky jsou velmi zašumněné
- Klinické aplikace
 - Scintigram – snímek celého těla?
 - Vyšetření plic – jestli se všude dostává vzduch, jak má

14.7.2 SPECT

- Několik gamma kamer spojených nebo jedna rotující kolem pacienta
- Jednofotonová radiofarmaka – vyžíváme β^- a izomerický přechod
- Snímáme z více směrů -> 3D obraz
- Filtrovaná zpětná projekce, iterativní algebraické rekonstrukce, metody založené na statistikách
- Rozlišení řádově 1-2 cm
- Aplikace
 - Zobrazování srdce – jeho prokrvení
 - Zobrazování mozku – jeho prokrvení, aktivita, funkce (epileptický záchvat)
 - Celotělové snímání – prevence metastáz

14.7.3 PET

- Využíváme pozitronový rozpad
- Pozitron kus uletí, než dojde k anhilaci (až 16,5 mm - Rb)
- Rozlišení dáné rozlišením detektoru a volnou dráhou pozitronu
 - Průměrně 10 mm, záleží na kontrastní látce
- Známe přesně energii – dobré se dá odfiltrovat co tam nepatří
- 2 fotony v opačných směrech
 - Nepotřebujeme kolimátor, když detekujeme 2 fotony v protilehlých detektorech, víme na jaké přímce došlo k anhilaci
- Prstenec detektorů okolo pacienta
- K použití filtrované zpětné projekce použijeme rebining (viz CT)
- Spíše používáme iterativní metody
- Výstupní signál je přímo úměrný koncentraci radiofarmaka v tkáni
- Obrázek
- Potřeba složitá elektronika
- Oproti SPECT citlivější, lepší rozlišení, ale dražší, protože potřebujeme v blízkosti cyklotronu, u SPECT stačí generátor Technecia

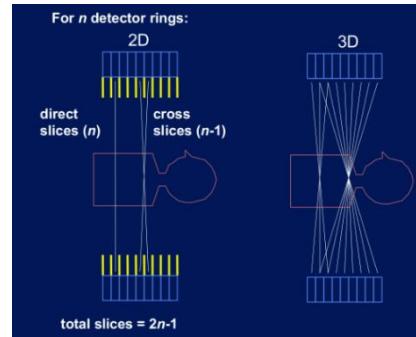
Koincidenční detektor (dříve)

- Pro dva protilehlé detektory (jde mezi nimi proložit přímka)
- Když mi v intervalu τ dopadne na oba foton beru to jako zaregistrovanou anhilaci
 - Interval potřeba protože když dojde k anhilaci blíž k jednomu, samozřejmě k němu doletí dřív
 - Čím větší τ , tím větší pravděpodobnost, že k tomu dojde náhodou. Vletí tam i třeba rozptýlený foton
- Potřeba kvadrát koincidenčních detektorů

List mode (dnes)

- Zaznamenávám všechny detektory zvlášť i s časovým razítkem (od každého detektoru dostanu časy, kdy něco zaregistrovaly)
- Dodatečně dodělám rekonstrukci
- Potřeba pouze tolik elektroniky, kolik mám detektorů

- 3D detekce v PET
 - Více prstenců detektorů 2D
 - Každý prstenec považují za zvláštní jednotku
 - Dělám 2D obrázky v každém prstenci
 - Beru pouze kolmé záření (kolimátor)
 - Přicházím o spoustu informace
 - Zhoršuji poměr signál šum
 - Více prstenců detektorů 3D
 - Beru v úvahu všechny paprsky
 - List mode – každý detektor si zapisuje čas záření
 - Dozpracuji na počítači, které projekce beru jako koincidenční
 - Pořád mi může něco odletět, ale ne totik



Aplikace

- Onkologie, plicní vyšetření (prokrvení, průchodnost pro vzduch), funkcionální zobrazování, kardiologie, kinetická studie
- Prokrvení orgánů
- Pohyb čehokoli co chceme studovat – radiofarmakum můžeme vytvořit tak, že se nám naváže téměř na cokoli
- Často dáváme dohromady s anatomickým obrázkem z CT nebo MRI

14.8 Kompenzace útlumu v tkáni

- Tj. korekce na útlum (attenuation correction)
- Počítáme pravděpodobnost, že zaregistrujeme událost v daném bodě

$$\begin{aligned}
 P_C &= P_1 P_2 \\
 &= e^{-\mu \cdot d_1} e^{-\mu \cdot d_2} \\
 &= e^{-\mu \cdot (d_1 + d_2)}
 \end{aligned}$$

- Pravděpodobnosti, že to zachytíme v detektoru
- Aproximace, protože tkáň není homogenní
- Zdroj informací o útlumu – CT

14.9 Artefakty

14.9.1 Omyly

- Rozptyl, nebo dvě různé události, v dobrou chvíli, že to falešně zaregistroujeme, jako koincidenční událost.
- Docela časté
- Řešíme septy mezi detektory – tenká folie, v podstatě to stejně, co kolimátor
- Se septy 10-20 % záznamů
- Bez sept 30-80 % záznamů
- Řešíme pravděpodobnostmi, ze kterých vytvoříme koeficient, kterým pak násobíme jednotlivé záznamy

14.9.2 Další artefakty

- Nefunkční detektor, či bloky detektorů – dobře vidět na sinogramu, na obrázku nepoznáme
- Pohybové artefakty
- Zvolené množství látky podle tloušťky pacienta

Radioactivity, radioactive decay, activity and half-life, effective half-life. Radionuclide production, generator, cyclotron. Nuclear imaging devices (gamma-camera, SPECT, PET) – principles and clinical use. Reconstruction methods, attenuation correction. Coincidence detection in PET.