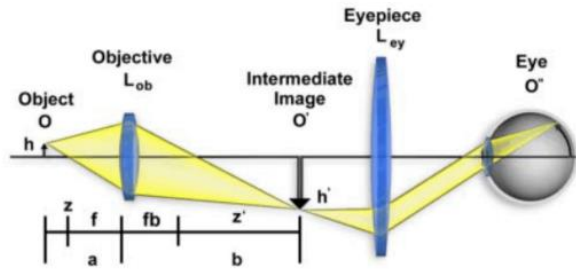


## PŘEDNÁŠKA 1 – Mikroskopie

### – mikroskop

- optické zařízení, které umožňuje pozorovat malé objekty zvětšeně
- konstrukce
  - a) Finite-Tube



$$\frac{1}{a} + \frac{1}{b} = \frac{1}{f}$$

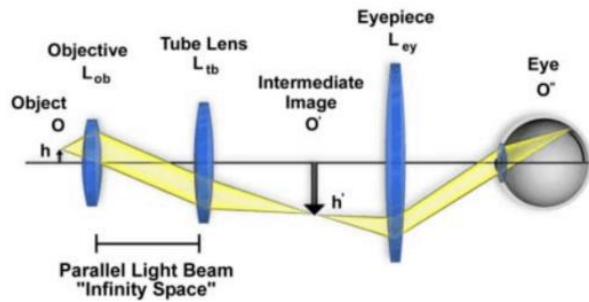
- zvětšení mikroskopu – součin zvětšení objektivem a zvětšení okulárem

$$\frac{b}{a} \times \frac{25 \text{ cm}}{f_{\text{okuláru}}}$$

25 cm ... konvenční zraková vzdálenost

- výhoda – jednoduchá konstrukce
- nevýhoda – nutné nastavení dohromady (nelze jen tak vyměňovat čočky)

### b) Infinite-Tube



- tři soustavy čoček – objektiv, tubus, okulár
- objekt umísťujeme do ohniska, tedy objektiv obraz nekonečna, tubus vytvoří meziobraz a okulár obraz zobrazí do lidského oka

- zvětšení mikroskopu – součin zvětšení objektivem a zvětšení okulárem

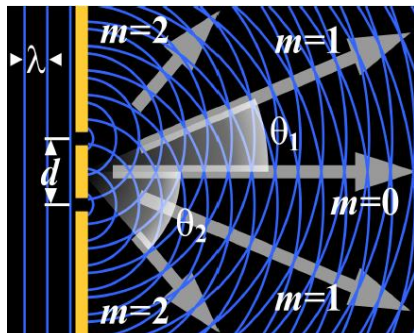
$$\frac{f_{\text{tubusu}}}{f_{\text{objektivu}}} \times \frac{25 \text{ cm}}{f_{\text{okuláru}}}$$

- výhoda – objektiv a okulár můžeme nezávisle na sobě vyměňovat  
snadné vložení optického členu – filtry, clony, polarizátory...

### – optika

#### - difrakce

- jev, který nastává, pokud světlo prochází malými otvory, jejichž velikost je srovnatelná s  $\lambda_{\text{světla}}$
- Huygensův princip



- každý bod vlnoplochy, do něhož dospělo vlnění v určitém okamžiku, můžeme pokládat za zdroj elementárního vlnění, které se z něho šíří v elementárních vlnoplochách
- vlnoplocha v dalším časovém okamžiku je vnější obalová plocha všech elementárních vlnoploch
- poloha maxima

$$d \sin \theta = m\lambda, \quad m \in \mathbb{Z}$$

→ pozn. absolutně koherentní světlo – stejně dlouhá maxima

#### - teorie Ernsta Abbeho

- k rekonstrukci obrazu (amplitudy i tvaru) potřebujeme mít alespoň paprsky 1. řádu
- větší čočka = více paprsků (vyšší řády) = lepší rozlišení

#### - Airyho disk (difrakční disk)

- umožňují definovat limit rozlišení mikroskopu
- velikost disku rozhoduje o rozlišovací schopnosti – chceme, aby disk byl co nejmenší



- limit rozlišení
  - mikroskop je na mezi rozlišení, pokud minimum impulzní odezvy prvního bodu splývá s maximem impulzní odezvy druhého bodu
  - Rayleighův limit rozlišení



$$d \approx 1.22 \frac{\lambda}{2 NA}$$

- pro zlepšení rozlišení mikroskopu
- větší čočky (větší NA)
  - imerzní olej (větší index lomu = větší NA)
  - kratší vlnové délky

- NA = numerická apertura
  - bezrozměrná veličina charakterizující velikost čočky

$$NA = n \sin \theta,$$

n... index lomu

$$NA = \frac{r}{f}$$

$\theta$ ... úhel kuželu vstupu paprsků do čočky

r... poloměr čočky

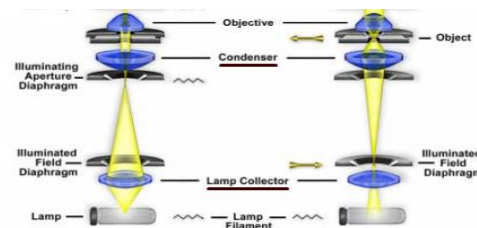
f... ohnisková vzdálenost

## - osvětlení

### - Köhlerovo osvětlení

- optický systém se speciálními optickými prvky sloužícími k zobrazování
- hlavní myšlenka: využití homogenního osvětlení (nezaostřené)
  - způsobí maximální homogenní osvětlení preparátu, a navíc neoslňuje oko

### - soustava



- kolektorem sebereme světlo a promítneme do ohniska kondenzátoru
- nastavovací prvky
  - clona 1 – šířka paprsku
  - clona 2 – množství světla

## - optická aberace (zkreslení/nedokonalosti/chyba)

### - dělení

#### 1) geometrická

##### a) sférická – nedokonalost tvaru čočky (chyba při vybroušení)

- projevuje se tak, že paprsky procházející blízko optické osy se nezobrazí do stejného místa jako paprsky procházející dále od optické osy
  - vznik rozostřeného obrázku

##### b) chyba plochosti

- způsobeno nepoměrem velikostí čočky a zkoumaným objektem
  - nedokážeme zároveň zaostřit uprostřed a na kraji

#### 2) chromatická

- závisí na vlnové délce (barvě) světla

→ paprsky různé vlnové délky neprocházejí po stejné dráze – barevné proužky kolem hran

- možné kompenzovat složitějšími soustavami – achromatický objektiv, fluoritový objektiv...

## - techniky zvýšení kontrastu

### 1) mikroskopie tmavého pole (darkfield microscopy)

- vložení tmavé clony do osvětlovacího paprsku (zablokování přímých paprsků)
  - pozorujeme světlé objekty na tmavém pozadí

### 2) Rheinbergova iluminace

- vložení barevné clony do osvětlovacího paprsku
  - získáme kombinaci obrazu brightfield a darkfield mikroskopie

### 3) mikroskopie fázového kontrastu

- vložíme fázový proužek proměnlivé tloušťky do osvětlovacího paprsku (různá zpoždění paprsků)
  - vložím objektu s různými indexy lomu dojde k interferenci paprsků a lepšímu pozorování

#### 4) mikroskopie polarizovaného světla

- vložíme polarizátor do osvětlovacího paprsku i do tubusu  
→ při vložení dvojlomného objektu (index lomu různý pro různé směry polarizace) dojde k fázovému zpoždění – pozorujeme konstruktivní/destruktivní interferenci
- převádíme změny indexu lomu v různých směrech na intenzitu

#### 5) Hoffmanova modulace

- funguje na principu optické derivace → převádíme optický gradient na intenzitu

#### 6) diferenciální interferenční kontrastní mikroskopie

- zobrazuje rozdíly v optických cestách za pomoci Wollastonova prismatu (speciální krystal)

#### 7) fluorescenční mikroskopie

- fluorescence – ozáření fluorescenční látky na určité frekvenci → vyžáří světlo o nižší frekvenci
- nutnost
  - fluorescenčních barev
  - speciálního mikroskopu umožňujícího osvětlování (typicky UV → viditelné světlo)
  - filtrů – zabraňují vidět osvětlovací světlo

### – pokročilé techniky

#### 1) 3D mikroskopie

##### a) konfokální mikroskopie

- efektivní metoda jež slouží k potlačení signálu z hloubek, které nás nezajímají
- princip
  - osvětlujeme zdrojem koherentním silným (např. laserem)
  - osvětlovací paprsek je optickou soustavou je promítnut na objekt, dále se odráží od zrcadla a poté případně prochází clonou
    - pokud paprsek přichází z ohniskové roviny projde clonou na detektor
    - pokud paprsek pochází z jiné hloubky, tak clonou neprojde
- nevýhoda – pomalé (nutné posouvat se soustavou i preparátem)
- výhoda – velmi dobré rozlišení

##### b) optická koherenční tomografie (OCT)

- metoda založená na principu interferometru
  - přicházející paprsek je rozdělen na dva – každý prochází svou cestou a poté je spojen  
→ signál na detektoru získáme pouze tehdy, když
    - je délka optických cest stejná
    - rozdíl je násobkem vlnové délky
  - soustava obsahuje zrcátka, jejichž naklopení nám umožní 3D mikroskopii
- pozn. již nepracujeme s clonou = větší optická efektivita

##### c) dvou fotonová fluorescenční mikroskopie

- již nevyužíváme UV (škodlivé pro organismus), ale silný koncentrovaný paprsek laseru

#### 2) ultrarezoluční mikroskopie

##### a) STED (stimulated emission depletion)

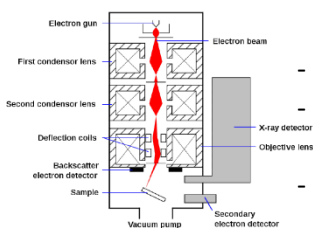
- využití fázové modulace (osvětlení vzorku dvakrát)  
→ nejprve koblížkem s dírkou – vysvícení části kolem centrální dírk  
→ poté osvítíme normálně – bude svítit jen centrální část, která se nestihla vyžářit předtím

##### b) STORM (stochastic optical reconstruction microscopy)

- využití spontánní fluorescence – objekty střídavě svítí a nesvítí

##### c) SEM (scanning electron microscopy)

- nepoužíváme zobrazování fotony viditelného světla, ale elektrony  
→ elektrony vytvářeny elektrodovým dělem a urychlovány směrem k anodě
- vynikající rozlišení (několik nm)
- nutné, aby oblast, ve které probíhá zobrazování byla vyčerpána – nutnost vakua  
→ pokovení, kryofixace
- typy
  - reflexní – elektronový paprsek udeří do preparátu → vyražení částic → detekce
  - transmisní – paprsky prochází napříč



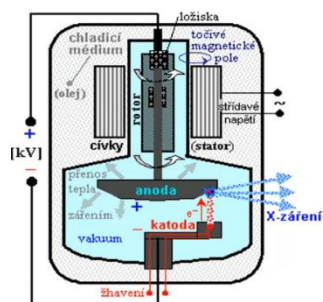
- mikroskopie
  - výhody – dobré prostorové rozlišení, informace i o barvě, relativně dostupná
  - nevýhody – obtížné pozorování dějů v živých organismech, až na výjimky 2D

## PŘEDNÁŠKA 2 – Rentgenologie

### – rentgenové záření

- elektromagnetické záření o vlnové délce  $\lambda = 10 \text{ nm} - 1 \text{ pm}$
- dělení
  - hard záření – kratší vlnové délky (blíží se záření gama)
  - soft záření – delší vlnové délky
- pro popis využívám vlnově–částicový dualismus
  - energie fotonu
 
$$E = hf \quad h \approx 6.6 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s} \approx 4.1 \cdot 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}$$

$$1 \text{ eV} \approx 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$$
  - rychlost šíření fotonu
 
$$c = f\lambda \approx 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$$
  - ionizující radiace – u fotonů s energií nad 10 eV ( $\lambda = 120 \text{ nm}$ )
    - fotony mají dostatečnou energii k vyražení elektronu – ionizace
    - v důsledku ionizace se zvýší chemická reaktivita a dojde k chemickým změnám
- zdroj rentgenového záření – rentgenka



katoda – drátek z těžko tavitelného kovu (wolfram)

→ prochází el. proud (zahřívání na vysokou teplotu) → uvolnění elektronů

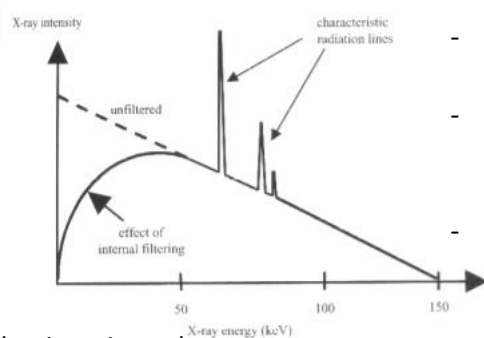
zdroj vysoké napětí (15-150 kV)

→ urychlení elektronů k anodě

anoda

→ prudké zbrzdění elektronů → vznik záření ve směru kolmém na zrychlení

### - spektrum rentgenového záření



- celková energie závisí na čtverci napětí a proudu mezi katodou a anodou –  $U^2 I$
- špičky – charakteristické záření
  - = rozdíl energie před přeskokem a po přeskoku
  - dopadající elektron zapříčinil přeskok elektronů v obale
- zaoblení (vytvřování svazku) – způsobeno vložením filtru
  - filtrace měkkého záření = snížení zátěže pacienta při zachování kvality zobrazení

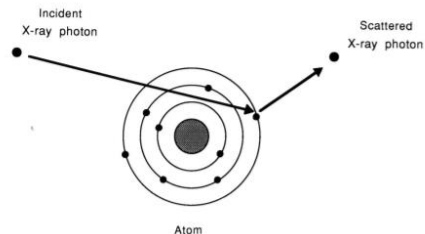
### – mechanismy interakce

#### 1) koherentní rozptyl (Rayleighův rozptyl)

- dochází pouze k odchýlení dopadajícího fotonu, ale nikoliv ke změně jeho energie
- nastává při nízkých energiích
  - pst výskytu klesá s rostoucí energií

$$Z_{\text{eff}}^{8/3} / E^2 \quad Z_{\text{eff}} \dots \text{efektivní atomové číslo}$$

- zvyšuje šum a rozostření obrázku

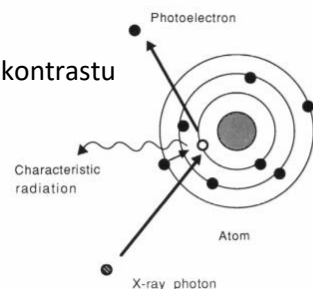


#### 2) fotoelektrický jev

- dochází k vyražení elektronu z obalu a přeskoku elektronu z vyšší energetické hladiny
  - vznik charakteristického záření = záření o přesně dané frekvenci, jehož energie odpovídá rozdílu energetických hladin
- aby nastal, je nutné překročit kritickou úroveň – K-hranu
  - zapříčiní skokovou zvýšení pst fotoelektrického jevu – zvýšení kontrastu

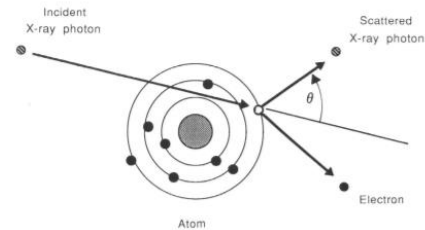
$$Z_{\text{eff}}^3 / E^3 \quad Z_{\text{eff}} \dots \text{efektivní atomové číslo}$$

- jedná se o ionizující mechanismus
- nevznikají šumy – foton je totálně pohlcen



### 3) Comptonův rozptyl

- foton vyrazí elektron z obalu a následně pokračuje dál po změněné trajektorii  
→ čím větší změna energie, tím větší úhel odchylení
- jedná se o ionizující mechanismus
- malý kontrast mezi různými druhy tkání
- zvyšuje šum a rozmazání obrázku



### – zeslabování paprsku v tkáni (Attenuation)

$$I_x = I_0 e^{-\mu x}$$

$\mu$ ... lineární koeficient útlu (kolik plochy řezu je zabráno atomy)

→ intenzita záření po průchodu tkání o šířce  $x$  klesá exponenciálně s délkou  $x$ , které záření musí urazit

- s vyšší energií se zhoršuje kontrast, ale zlepšuje pronikání
- někdy je k výpočtu využíván hmotnostní koeficient útlu ( $\frac{\mu}{\rho}$ ) – výhoda: nezávisí na konkrétní hustotě

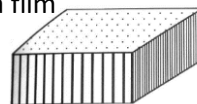
### – struktura rentgenu

#### 1) kolimátor (clona)

- způsobuje, že ozáříme jen požadovanou část
- clony se nejčastěji pokládají přímo na pacienta → nejkratší polostín

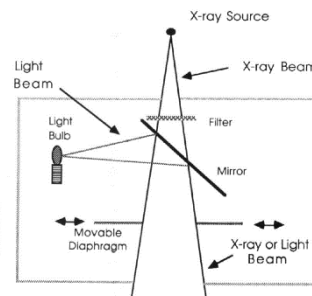
#### 2) protirozptylová mřížka

- účelem je zabránit pronikání odražených paprsků na film  
→ propouštění pouze přímých paprsků



#### 3) detektor – luminoforová vrstva

- vrstva atomů o velkých atomových číslech, kterou je pokryt fotografický film  
→ velké atomy = velká pst, že se foton trefí a dojde k reakci
- při dopadu typicky dojde k vyzáření viditelného záření o různých barvách → zvýšení citlivosti filmu
- umístit ho můžeme jak před film, tak i za film



#### 4) film

- nereaguje lineárně na intenzitu záření → měříme v logaritmických souřadnicích a využíváme lin. část
- dnes již velký dynamický rozsah
- expozici řídíme pomocí velikosti proudu procházejícího rentgenkou
- používají se čím dál tím méně → digitální senzory – náhrada filmů

##### a) výpočetní radiografie (CR)

- využití speciálních kovových destiček – uchování pomocí oxidace → následné přečtení
- výhoda: zrychlení snímání, znovupoužití

##### b) digitální radiografie (DR)

- čistě polovodičové detektory
- typy
  - FPD (flat-panel detector) – deska se skládá z luminoforu a fotocitlivých prvků
  - TFT (thin-film detector)
- nevýhoda: obtížné vyrobit
- výhoda: lepší dynamický rozsah, větší efektivita

##### c) CCD (charge coupled device)

- výhoda: dobrá citlivost, málo zašumění
- nevýhoda: trvalé vystavení X-záření by vedlo k destrukci – nelze umístit přímo do cesty

### – parametry rentgenového obrazu

#### 1) signal-to-noise ratio (SNR)

$$SNR = \sqrt{\lambda}$$

$\lambda$ ... střední intenzita záření očekávána na daný pixel

- čím větší intenzita záření tím lepší SNR  
→ zlepšení SNR 10x = 100x zvýšení intenzity
- filtrování zhoršuje SNR, nicméně snižuje radiační zátěž pacienta

#### 2) rozlišení

- měříme dle různých funkcí – point spread function, line spread function, edge spread function...
- závisí na vzdálenosti detektoru od zdroje záření, na velikosti pacienta...  
→ nejlepší rozlišení – pacient co nejbližší detektoru a zdroj záření co nejdále

#### 3) poměr kontrast-šum (CNR)

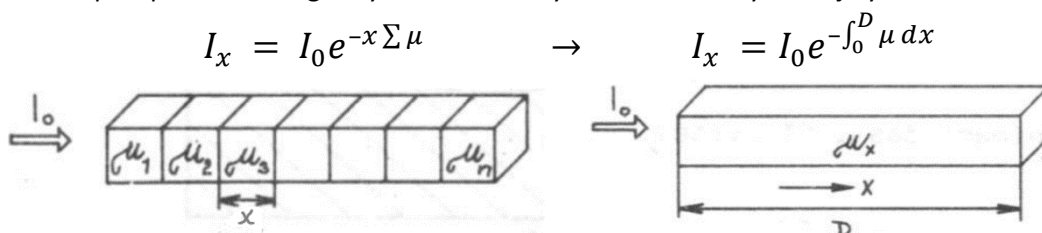
$$CNR = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_N} = |SNR_A - SNR_B|$$



- aplikace v lékařství
  - zobrazování trávicího traktu (použití kontrastní látky)
  - angiografie = zobrazování cév – metoda DSA (digitální subtraktivní angiografie)
  - fluoroskopie = zobrazování v reálném čase
  - mamografie = vyšetření prsu
- rentgenologie
  - výhody: dobrá dostupnost, dobré zobrazení tvrdých tkání, široká znalost
  - nevýhody: dávka ionizujícího záření, horší rozlišení měkkých tkání, 2D projekce

### PŘEDNÁŠKA 3 – CT

- základní princip CT
  - zobrazení těla pacienta v sérii řezů → výsledný obraz vzniká matematickou rekonstrukcí z řady rentgenových projekcí získaných postupně z různých úhlů
  - základní vztah
    - opouštíme předpoklad homogenity tkáně → každý kousek může nyní mít jiný koeficient útluhu

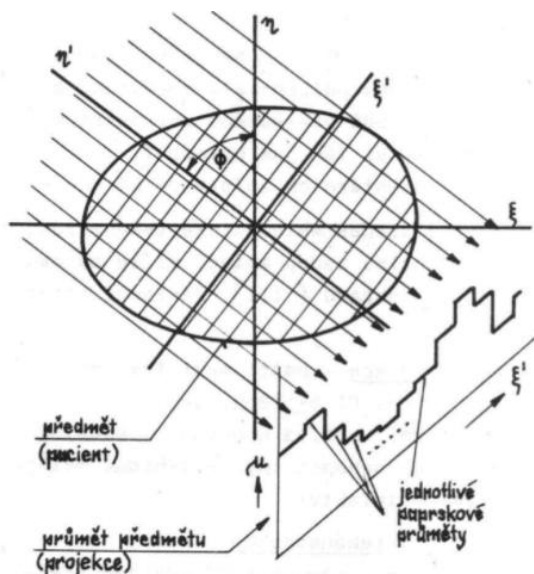


- generace CT systémů
  1. generace – rentgenka a jeden detektor rotující spolu s rentgenkou  
→ trvá dlouho, složitý mechanický pohyb
  2. generace – rentgenka a jedna řada detektorů na kružnicové výseči
  3. generace – rentgenka a více řad detektorů na kružnicové výseči  
→ poměrně komplikované na konstrukci, ale snímáme více řezů najednou
  4. generace – stacionární detektory s pohyblivou rentgenkou  
→ nutnost většího počtu detektorů = dražší
- Hounsfieldova jednotka (HU)
  - jednotka popisující míru absorpce rentgenového záření v CT  
→ lineární transformace lineárního koeficientu útluhu vztažená k vodě

$$HU = 1000 \frac{\mu_{tkáně} - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} = 1000 \frac{\mu_{tkáně} - 0.19}{0.19}$$

- příklad: voda (0), vzduch (-1000), tuk (-400 až -50) krev (47), kosti (50 až 1000)
- výhoda: reprodukovatelnost

- rekonstrukce obrazu
  - dopředná Radonova transformace



$o(\xi, \eta)$  denzitní funkce = předmětová funkce  
 $\mu$  lineární součinitel zeslabení  
 $(\xi, \eta)$  původní souřadnice  
 $\Phi$  snímací úhel  
 $(\xi', \eta')$  rotované souřadnice  
 $p(\xi', \Phi)$  paprskový součet či průmět = projekce

$$p(\xi', \Phi) = \int o(\xi, \eta) d\eta' \quad I = I_0 e^{\int \mu(\xi, \eta) d\eta}$$

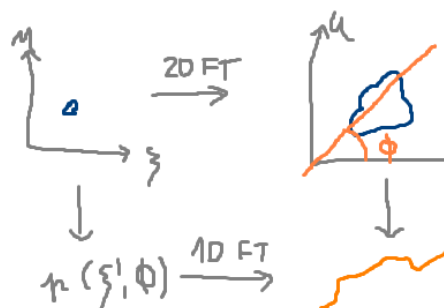
$$p(\xi', \Phi) = - \ln \frac{I}{I_0}$$

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

→ naměříme intenzitu záření po průchodu tkání  
 → uděláme logaritmus v poměru k původní intenzitě  
 → získáme hodnotu projekcí

- obrazy (sinogram)
  - jeden bod – sinusovka, amplituda – vzdálenost od počátku, fáze – úhel
  - více bodů – výsledný obraz je dán součtem jednotlivých sinusovek

- zpětná Radonova transformace
  - věta o centrálním řezu

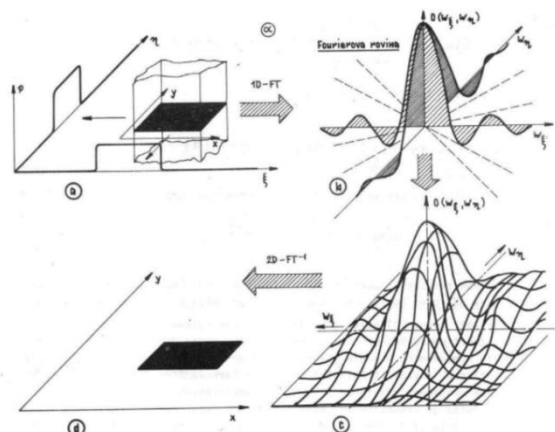


→ 2D FT obrazu  $o$  vyhodnocená na dané přímce pod úhlem  $\Phi$  je rovna 1D FT  $p(\xi', \Phi)$  stejného obrazu  $o$

$$\hat{P}(u, v) = \mathcal{F}\{o(\xi, \eta)\}$$

$$\hat{P}_\varphi(\omega) = \mathcal{F}\{o(\xi, \eta)\}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) = \hat{o}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)$$

- přímá zpětná projekce (backprojection)
  - naměřené projekce promítneme zpět podél směru získání
  - nevýhoda: není to přesná inverze
- analytická Fourierova rekonstrukce



- filtrovaná zpětná projekce
  - nejčastěji používaný algoritmus pro rekonstrukci v CT
  - postup
    - vezmeme všechny naměřené projekce a každou z nich modifikujeme filtrem  $h$
    - získané modifikované projekce  $Q$  promítneme zpět

$$o(\xi, \eta) = \int_0^\pi Q_\varphi(\xi') d\varphi$$

$$Q_\varphi(\xi') = h(t) * P_\varphi(\xi') = \mathcal{F}^{-1}\{H(\omega)\} * P_\varphi(\xi')$$

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



- filtr  $h$ 
  - Ram-Lak filtr

$$H(\omega) = \begin{cases} |\omega| & \text{if } |\omega| \leq \Omega \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

→ nevýhoda: získáváme artefakty

- lze různě omezovat – Hamming filtr, Shepp-Logan filtr

- výhody: velmi rychlé
- nevýhody: předpoklad linearity, rovnoběžnosti paprsků a nekonečného počtu úhlů

- algebraická rekonstrukce

- druhý nejčastěji používaná algoritmus pro rekonstrukci v CT
- princip
  - řešíme soustavu lineárních rovnic pro neznáme  $f$

$$g_i = \sum_j w_{ij} f_j$$

$f_j$  ... hodnoty pixelů

$g_i$  ... projekce

→ velké množství rovnic – řešíme iterativně  $w_{ij}$  ... váhy – jak moc daná hodnota koeficientu  
 - ART, SART, SIRT, ILST, MART  
 útlumu ovlivňuje celkový útlum, který měříme po dráze paprsku

- ART iterativní rekonstrukce

$$\hat{f}_{ij}^l = \hat{f}_{ij}^{l-1} + \frac{g_j - \sum_{i=1}^N \hat{f}_{ij}^{l-1} w_{ij}}{\sum w_{ij}}$$

$\hat{f}_{ij}^{l-1}$  ... odhad z předchozí iterace  
 $g_j$  ... skutečná paprskový součet  
 $w_{ij}$  ... váhy

- máme k dispozici odhad koeficientu z předchozí iterace
- spočteme odhad projekce (odečteme of naměřené hodnoty – získáme konstantní hodnotu)
- ke všem pixlům připočteme výslednou konstantní hodnotu
- opakujeme

- MART iterativní rekonstrukce

$$\hat{f}_{ij}^l = \hat{f}_{ij}^{l-1} \frac{g_j}{\sum_{i=1}^N \hat{f}_{ij}^{l-1} w_{ij}}$$

- místo připočtení konstantní hodnoty každý pixel násobíme konstantní hodnotou

- výhoda algebraické rekonstrukce oproti filtrované zpětné projekci

- nemá tak přísné předpoklady – linearita, rovnoběžnost, velké množství projekcí
- lépe modeluje znalosti fyziky a geometrie
- možnost regularizace → méně artefaktů

- korekce rekonstrukce

- 1) korekce offsetu → když nedopadá žádný rentgenový signal, tak by detektory měli vracet nulu
- 2) změna intenzity rentgenky → nastavíme multiplikativní koeficienty tak, aby hodnota byla stále stejná
- 3) geometrická korekce → případná kompenzace posunutí detektorů
- 4) korekce vytvrzování svazku → naměřený útlum nelineárně transformuje na lineární situaci
- 5) kosinová korekce → kompenzace vějířovitého svazku – fan-beam (hlavně u 3. generace)

- rekonstrukční metody

- a) rebinning = rozhození naměřených paprsků do jednotlivých přihrádek, tak aby byly paralelní  
→ pro každý úhel z původně naměřených vybereme rovnoběžné paprsky  
→ pak využijeme filtrované zpětné projekce
- b) Katsevich – varianta filtrované zpětné projekce → výpočetně náročné
- c) algebraická rekonstrukce – dokážeme zcela přesně namodelovat geometrickou konfiguraci

- 3D počítačová tomografie

- a) metoda řez po řezu

- princip – rentgenka obkrouží pacienta → zastaví → stůl se pohne → rentgenka opět obkrouží a zastaví
- výhoda – zaručí velmi dobrou kvalitu rekonstrukce jednotlivých řezů
- nevýhoda – nejedná se o plynulý pohyb, mechanicky náročné, trvá dlouho

- b) spirálová metoda

- princip – pohyby rentgenky a stolku probíhají současně
- výhoda – jednodušší mechanika, rychlé (z 10 min → na 1 min)
- nevýhoda – složitější rekonstrukce obrazu
- pitch
  - relativní posun lůžka s pacientem na jednu otáčku vzhledem k šířce řezu

$$P = \Delta l / d$$

- hodnoty
- $P < 1$  – nechceme → oblasti se překrývají a pacienta zbytečně ozařujeme
  - $P > 2$  – nechceme → vznikají slepé oblasti
  - $P \sim 1.5$  – typická hodnota → kompromis

- úprava na konstantní z

- hlavní myšlenka: interpolujeme projekce pro nějaká blízká z stejného úhlu

- a) wide interpolation

- interpolace dle hodnoty z nejbližší předchozí a nejbližší následující otáčky
- větší efektivní tloušťka řezu, více kvalitní rekonstrukce

- b) slim interpolation

- interpolace dle hodnoty z nejbližší následující a jí o 180° posunuté otáčky
- menší efektivní tloušťka řezu, méně kvalitní rekonstrukce



- parametry kvality obrazu CT
  - rozlišení (0.5 mm)
  - kontrast – schopnost rozlišit tkáně s různou densitou (rozdíly v densitě 5-10 HU)
  - šum – zvyšuje se snížením dávky
  - artefakty
    - textura – málo detektorů, špatná kalibrace
    - hvězdicové artefakty – přítomnost kovu (silné pohlcení záření), pohyb
- klinická aplikace – vyšetření
  - hrudníku – zápal plic, rakovinné bujení
  - hlavy – vnitřní krvácení, fraktura lebky
  - měkkých orgánů břicha
- radiační dávka
  - absorbovaná dávka  $D$  – energie na kilogram tkáně  
 $D = E/m$  [Gy – gray]
  - dávkový ekvivalent
 
$$H_E = \sum_i w_i H_i = \sum_i w_i c_i D_i$$
 [Sv – sievert]
    - koeficienty
      - $c$  – jak moc je dané záření nebezpečné na jednotkovou absorbovanou dávku → pro CT:  $c = 1$
      - $w$  – jak moc jsou jednotlivé druhy tkání citlivé na ozáření  
 → pohlavní orgány: 0.2, plíce: 0.12, prsní tkáň: 0.1, kůže: 0.01
- limity
  - a) limity pro pracovníky
    - průměrně 20 mSv/rok v období 5 po sobě následujících let (maximální dávka 100 mSv/5 let)
    - dávka v jednom roce nesmí překročit 50 mSv
  - b) limity pro obyvatelstvo
    - průměrně 1 mSv/rok v období 5 po sobě následujících let (maximální dávka 5 mSv/5let)
    - dávka v jednom roce nesmí překročit 5 mSv
  - pozn. limitům nepodléhá lékařské ozáření a ozáření z přírodních zdrojů
    - 1 CT ~ 10 mSv, přírodní zdroje ~ 3 mSv/rok
- závěr CT
  - velmi užívaná metoda s výborným prostorovým rozlišením
  - schopnost pořízení 3D obrázků v řádu jednotek minut
  - nevýhoda
    - menší kontrast měkkých tkání
    - využití ionizujícího záření → nutnost hlídat dávku záření

## PŘEDNÁŠKA 4 + 5 – Ultrazvuk

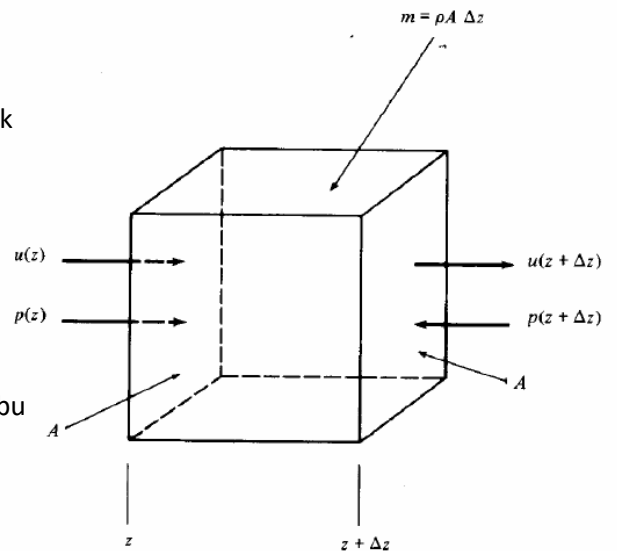
- lékařský ultrazvuk (rychlý úvod)
    - ultrazvuk – akustické vlny o vysoké frekvenci (2 – 50 MHz)
    - princip
      - vyšleme impuls, ten se odrazí a vrátí – měříme čas a intenzitu odrazu
- 
- vlastnosti
    - výhoda – neškodný, rychlý → hodí se k zobrazení pohybujících se částí – srdce
    - nevýhoda – neprochází vzruchem a tvrdou tkání
  - akustika (teoretický úvod)
    - rozsahy fyzikálních veličin

měřená veličina	značení	jednotka	rozsah hodnot v klinické praxi
rychlost	$c$	$m \cdot s^{-1}$	$1540 m \cdot s^{-1}$ (měkká tkáň)
vlnová délka	$\lambda$	mm	0.6 – 0.15 mm (měkká tkáň)
kmitočet	$f$	Hz	2,5 – 10 MHz
modul pružnosti	$E$	Pa	25 GPa (kost)
akustická impedance	$Z$	$kg \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$	$1.63 \cdot 10^6 kg \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$
hustota	$\rho$	$kg \cdot m^{-3}$	$1000 kg \cdot m^{-3}$ (voda)
intenzita	$I$	$W \cdot cm^{-2}$	1 – 10 $mW \cdot cm^{-2}$
tlak	$p$	Pa nebo bar	0.006 MPa

- vlnová rovnice
  - odvození vlnové rovnice
    - rozdělíme tkáň do elementárních krychlíček

$A$  ...plocha  
 $\Delta z$  ...šířka  
 $\rho$  ...hustota  
 $V = A \cdot \Delta z$  ...objem  
 $m = \rho \cdot V = \rho \cdot A \cdot \Delta z$  ...hmotnost

→ sledujeme  $\begin{cases} u \dots \text{rychlost pohybu} \\ p \dots \text{tlak} \end{cases}$



- vyjdeme ze dvou fyzikálních zákonů

1) Newtonův zákon

$$F = ma = m \frac{du}{dt} = m \left( \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u}{\partial z} \frac{\partial z}{\partial t} \right) \approx m \frac{\partial u}{\partial t}$$

$$F = pA: \rightarrow (p(z) - p(z + \Delta z)) A = m \frac{\partial u}{\partial t} \rightarrow \Delta z \ll z: \rightarrow -\frac{\partial p}{\partial z} \Delta z A = m \frac{\partial u}{\partial t}$$

$$m = \rho A \Delta z \rightarrow \boxed{\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial p}{\partial z} = 0}$$

→ prostorová derivace tlaku je rovna záporně vzaté časové derivaci rychlosti

→ konstantou úměrnosti je hustota

2) zákon o zachování hmoty

$$A(u(z + \Delta z)\rho(z + \Delta z) - u(z)\rho(z)) = -A \Delta z \frac{\partial \rho}{\partial t}$$

$$\Delta z \ll z: \rightarrow \frac{\partial \rho u}{\partial z} = -\frac{\partial \rho}{\partial t} \rightarrow \rho = \rho_0 + \rho_1, \quad \rho_0 = \text{const}, \quad \rho_1 \ll \rho_0 \rightarrow \rho_0 \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial \rho_1}{\partial t} = 0$$

$$\frac{\rho_1}{\rho_0} = Kp, \quad K = 1/E \rightarrow \boxed{\frac{\partial u}{\partial z} + K \frac{\partial p}{\partial t} = 0}$$

→ prostorová derivace rychlosti je rovna záporně vzaté časové derivaci tlaku

→ konstantou úměrnosti je stlačitelnost

- rovnice zkombinujeme – rovnici 1) zderivujeme podle  $z$  a rovnici 2) podle  $t$

$$\begin{aligned}
 \rho \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial p}{\partial z} &= 0 \quad \text{derive by } z \\
 \frac{\partial u}{\partial z} + K \frac{\partial p}{\partial t} &= 0 \quad \text{derive by } t \quad \rightarrow \quad \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} - K\rho \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \\
 \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t \partial z} + \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} &= 0 \\
 \frac{\partial^2 u}{\partial z \partial t} + K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} &= 0
 \end{aligned}$$

- řešení vlnové rovnice – harmonická funkce

$$p = p_+ \cos(\underbrace{\omega t - kz}_{\phi})$$

$k$ ... vlnové číslo [rad/m]

- vlnová rychlost šíření (fázová rychlost)

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

$$\text{dále (řešením diferenciální rovnice)} \rightarrow k^2 = \rho K \omega^2 \rightarrow c = \frac{1}{\sqrt{\rho K}}$$

→ rychlost šíření závisí s odmocninou nepřímo úměrně na hustotě a stlačitelnosti

- orientační hodnoty
  - vzduch –  $344 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  ( $t = 20^\circ \text{C} \rightarrow \downarrow t = \downarrow c$ )
  - měkké tkáně –  $1500\text{--}1600 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$
  - kost –  $3360 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$
  - ocel –  $5950 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$
  - hliník –  $6300 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$

- akustická impedance
  - veličina, která měří jak moc se daná látka (tkáň) brání pohybu

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

- pro nekonečně dlouhou trubku lze rozdělit
- na část závislé na geometrii
  - na část, která závisí jen na materiálu = specifická akustická impedance ( $Z$ )

$$Z = \rho_0 c [\text{kg/s} \cdot \text{m}^2]$$

- orientační hodnoty
  - vzduch –  $0.004 \cdot 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$
  - měkké tkáně –  $1.5-1.6 \cdot 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$
  - kost –  $3.75-7.38 \cdot 10^{-6} \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$
- určuje, co se stane na rozhraní
  - $Z \gg \lambda \rightarrow$  na rozhraní dojde k odrazu a lom (zrcadlový odraz)
  - $Z \ll \lambda \rightarrow$  na rozhraní dojde k rozptylu

#### a) zrcadlový odraz

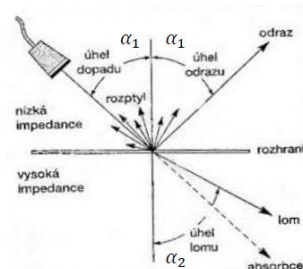
- část energie dopadající vlny se odrazí zpět a část energie projde rozhraním  
→ množství odražené energie je tím větší, čím je větší rozdíl akustických impedancí
- koeficient odrazu (pro kolmý dopad)
  - říká, jaký je poměr amplitudy odražené a dopadající vlny
  - jak moc se odrazí vlna zpět

$$R = \frac{p_o}{p_d} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

- orientační hodnoty
  - tuk-sval – 0.1
  - mozek-lebka – 0.66
  - měkká tkáň-vzduch – 0.9995

→ vyrovnání akustické impedance – vyplnění vzduchové mezery gelem

- zákon lomu (Snellův zákon)



$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{c_1}{c_2}$$

- výpočet času
  - odraz na rozhraní ve vzdálenosti  $d$  od vysílače vyvolá dopad odražené vlny zpět na přijímač s časovým zpožděním  $t$

$$t = \frac{2 \cdot d}{c}$$

#### b) rozptyl

- vlny se odrážejí skoro všemi směry → na obrázku se projeví specifickou texturou (flíčky)

- zeslabování

- při šíření vlny dochází k absorpci energie daným prostředím a k postupnému útlumu vlny  
→ intenzita vlny  $I$ , resp. amplituda  $A$  exponenciálně klesají se vzdáleností

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

$x$  ..... vzdálenost od místa vybuzení

$\mu_a$  .... koeficient útlumu amplitudy ultrazvukové vlny

$\alpha$  ..... koeficient útlumu ultrazvukové vlny (log)

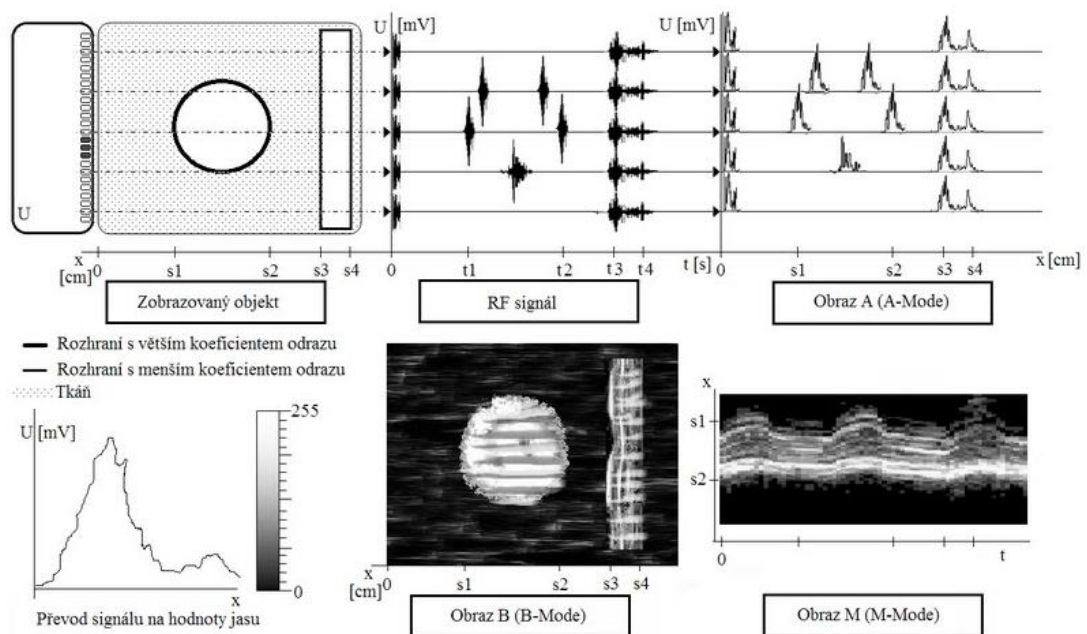
$$\mu_a = -\frac{1}{x} \cdot \ln \frac{A(0)}{A(x)} \quad (\text{Np} \cdot \text{cm}^{-1})$$

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

- pozn. útlum přímo úměrně závisí na frekvenci vlny  
→ čím chci hlouběji, tím nižší frekvenci potřebuji

- orientační hodnoty – polotloušťka
  - voda – 380 cm
  - měkká tkáň – 5-1 cm
  - kost – 0.7-0.2 cm

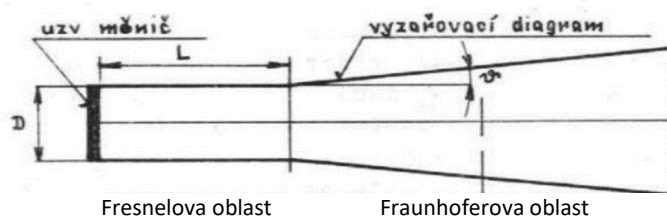
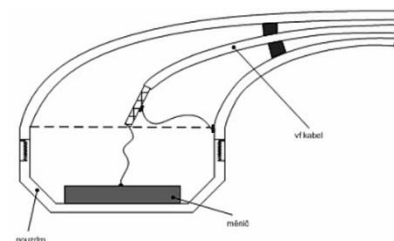
- ultrazvuk v lékařství
  - aplikace
    - rehabilitační lékařství a ortopedie
    - gynekologie – vyšetření plodu
    - kardiologie – vyšetření srdce
    - vyšetření měkkých interních orgánů – ledviny, jádra
    - ultrazvukové čištění, odstraňování zubního kamene
  - zobrazovací módy
    - 1) A-mód (amplitude – amplitudový)
      - lineární závislost amplitudy odezev na hloubce vniku ultrazvukového vlnění  
→ vysoká amplituda odpovídá rozhraní o velkém koeficientu R
    - 2) B-mód (brightness – jasový)
      - dvourozměrný obraz vypovídající o struktuře dané snímané tkáně  
→ několik seřazených výsledků převodu hodnoty amplitudy z obrazu A na hodnoty stupňů šedi
    - 3) M-mód (motion – pohybový)
      - ukazuje vývoj prostorové komponenty v čase
      - vyberu jeden směr v B-módu a vodorovně nechám probíhat čas  
→ v pravidelných časových intervalech pořizuji jednorozměrný záznam
      - naměřená echa jsou pak zakódována do stupňů šedi a zobrazena



- 4) Q-mód (Dopplerovský mód)
  - jak rychle teče krev v jednotlivých místech
- artefakty
  - posunutí pozice objektu + zkreslení (ne vše se musí posunout)  
→ dáno skladbou tkáně/změnou rychlosti šíření UZV
  - násobná reflexe/falešná echa  
→ nastává při velkém rozdílu akustických impedancí – velká část signálu se odrazí zpět  
→ poznáme podle toho, že odrazy jsou ve stejných vzdálenostech
  - stín  
→ dojde k zastínění ultrazvukového signálu částí tkáně
  - měsíčkovité útvary  
→ dáno konečnou šířkou a rozbíhavostí UZV paprsků
  - pohybové a interferenční artefakty
- generování UZV signálu
  - požadavky na konstrukci
    - relativně krátký impuls ( $2\mu s$ ) o energii  $10-100 \text{ mW/cm}^2$
    - dostatečný odstup signál šum
    - tlumení zpětné akustické vlny
    - dostatečné pokrytí snímaného pole
    - potlačení vibrací
    - lehké a snadné na manipulaci

- zdroj UZV signálu – piezoelektrické měniče
  - využití přímého a nepřímého piezoelektrického jevu
    - přivedením střídavého elektrického napětí dochází k mechanickým změnám
  - ultrazvuková sonda/ hlavice

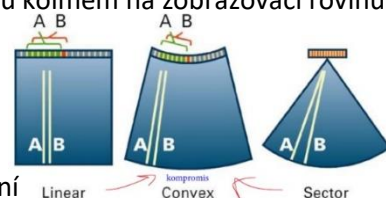
- měnič z jedné strany přilepen na kovové pouzdro
- na druhou část měniče je připojen koaxiální vf kabel
  - přívod vysokofrekvenčního budicího pulsu z generátoru
- ultrazvukové pole sondy
  - 1) blízké pole (Fresnelova oblast)
    - nelze zanedbat rozměr sondy
    - není příliš vhodná na zobrazování → velmi proměnné, obtížná rekonstrukce
  - 2) vzdálené pole (Fraunhoferova oblast)



$$L = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda}$$

- rozlišovací schopnost
  - není stejná ve všech směrech
    - nejlepší – ve směru osy paprsku
    - trochu horší – ve směru roviny sondy
    - nejhorší – ve směru kolmém na zobrazovací rovinu

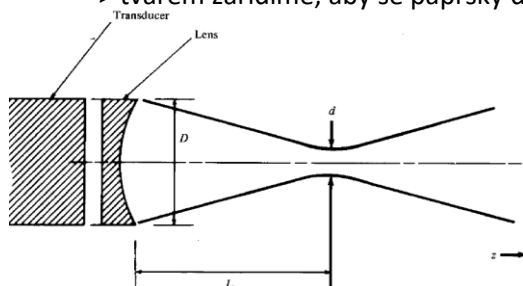
- typy
  - 1) lineární sonda – dobré rozlišení v blízkém poli
  - 2) sektorová sonda – široký obraz ve vzdáleném poli
  - 3) konvexní sonda – kombinace s určitým kompromisem



- nicméně lze využít řízení jednotlivých elementů ke směřování
- směřování paprsků (beam forming)
  - 1) elektronické systémy s lineárním snímáním
    - postupně zapínáme jednotlivé elementy
    - výhoda – jednoduché, homogenní pole
    - nevýhoda – oblast dána rozměry sondy, rozlišení dáno elementy, nic nelze měnit
  - 2) elektronické systémy se sektorovým snímáním
    - provedeme časové zpoždění impulsů jednotlivých elementů
    - nasměrujeme vlnu libovolným směrem

- fokusace svazku UZV signálu
  - snažíme se o soustředění paprsku do daného ohniska → lepší prostorové rozlišení

- 1) akustická fokusace
  - využití různých typů čoček
  - tvarem zařídíme, aby se paprsky dostaly do ohniska ve stejnou dobu



$$d = 2.44 \frac{L_f}{D} \lambda$$

→ šířka paprsku v ohnisku závisí nepřímo úměrně na velikosti čočky

- 2) elektronická fokusace
  - provedeme časové zpoždění impulsů jednotlivých elementů (typicky parabolický profil) tak, aby jednotlivé paprsky dopadly do ohniska ve stejný čas
  - lze provádět i při příjmu (princip delay & sum)
    - signály nejdříve nasloucháme a potom teprve zpozdíme
    - provádíme pomocí zpožďovacích linek (mechanické nebo digitální)
    - nastavíme tak, aby jednotlivé výstupy dorazily ve stejný okamžik



- zpracování UZV signálu

- blokové schéma

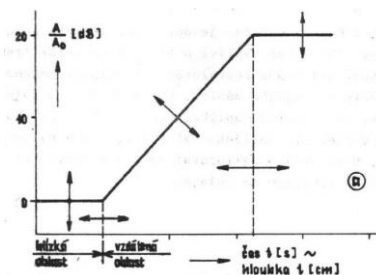
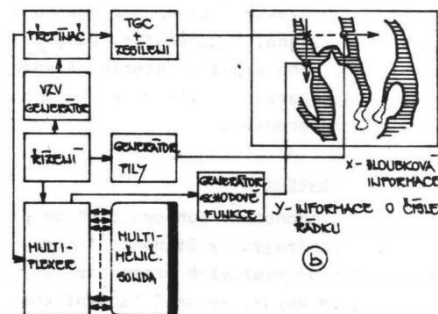
- multiplexer – přepíná velké množství kanálů
- přepínač – mění mezi příjmem a vysíláním
- vysokofrekvenční generátor
- zesílení – řízený zesilovač a demodulátor

a) časové řízený zesilovač

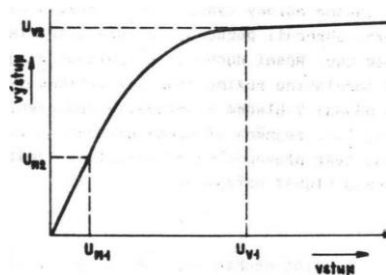
- kompenzace exponenciálního poklesu intenzity v čase  
→ nastavení zesilovače tak, aby jeho zisk v dB v čase lineárně stoupal

b) amplitudově řízený zesilovač

- nelineární transformace z důvodu obrovského rozsahu amplitud signálu  
-> zajistíme kompresi dynamického rozsahu tak, aby to uměl zpracovat AD převodník



časově řízený zesilovač



amplitudově řízený zesilovač

- princip

- vyšleme impuls a virtuálně se posouváme směrem ↓
- v okamžiku kdy se vrátí signál zakreslíme bod  
→ intenzita odpovídá intenzitě signálu
- posuneme se o jednu pozici doprava a opakuje

- Dopplerovský ultrazvuk

- slouží k zjišťování rychlosti a směru pohybu krve v krevním řečišti (měříme odraz od krvinek)
- Dopplerův jev
  - jev, ke kterému dochází při vzájemném pohybu zdroje zvuku (vysílače) a pozorovatele (přijímače)
  - pro malé rychlosti lze aproximovat – Dopplerovský posun je přímo úměrný rychlosti

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

→ v případě Dopplerovské diagnostiky je nutné udělat dvojnásobek + zahrnout korekci úhlu

$f_e$  je frekvence odražené (přijímané) vlny

$f_0$  je frekvence dopadající (generované) vlny

$$f_e = f_0 \left( 1 \pm 2 \frac{v \cdot \cos \varphi}{c} \right)$$

$v$  je rychlost pohybu překážky

$\varphi$  je úhel sevřený směry pohybu překážky a vyslané vlny

$c$  je rychlost šíření vlny

- Dopplerova frekvence

- rozdíl mezi frekvencí vyslané a přijaté vlny

$$f_D = f_e - f_0 = \pm 2 f_0 \frac{v \cdot \cos \varphi}{c}$$

- demodulace signálu

a) kvadrurní demodulace

- vysílač – vyšle signál o frekvenci  $f_0$
- přijímač – přijme signál o frekvenci  $f_0 + f_D$
- násobič – součin daných signálů

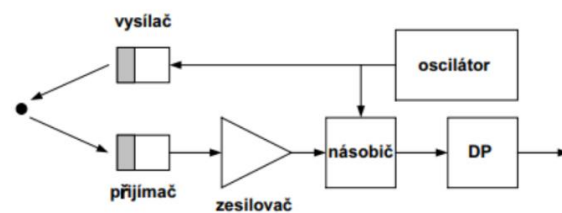
→ výstup ← stejnosměrná složka

součet signálů  $f_0 + (f_0 + f_D)$

rozdíl signálů  $f_0 - (f_0 + f_D)$

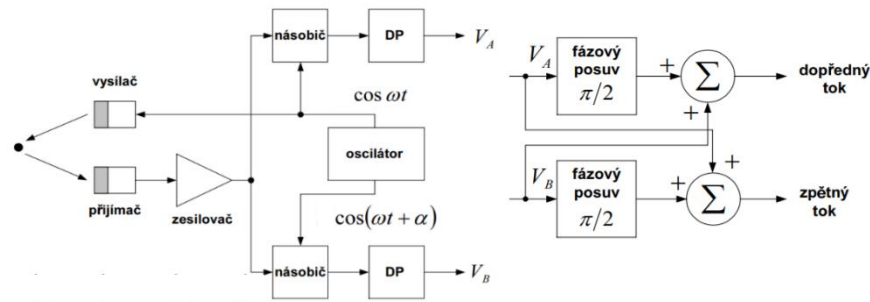
→ rozdílem získáme dopplerovskou frekvenci

- pozn. nevíme ale směr (cosinus = sudá fce) → zavedeme směrovou demodulaci signálu



## b) směrová demodulace

- oscilátor – získáme fázově posunuté signály
- další fázový posun → vždy bychom měli získat protifázi k jednotlivým signálům



→ rozlišení směru

- $f_D < 0$  – na  $V_A$  získám 0 a na  $V_B$  Dopplerovský signál
- $V_B$  je zpožděné k  $V_A$  –  $V_A - V_B$  = nulová amplituda
- $f_D > 0$  – na  $V_A$  získám Dopplerovský signál a na  $V_B$  0
- $V_B$  předbíhá  $V_A$  –  $V_A - V_B$  = nenulová amplituda

## - Dopplerovský systém

### - kontinuální Dopplerovský systém

- kontinuálně vysíláme i přijímáme → máme více elementů
- výhoda – umožňuje nám to detekovat vysoké rychlosti
- nevýhoda – nerozlišuje hloubku (nevíme kde to tak rychle proudí)

### - pulzní Dopplerovský systém

- pulzně mění vysílání a příjem → jeden element, který se přepíná
- výhoda – umožňuje rozlišení hloubky
- nevýhoda – omezený rozsah rychlosti, kterou jsem schopna měřit
- nutnost vzorkování a dodržení vzorkovacího teorému –  $f_s > 2 f_{max}$

$$f_{Dmax} = \frac{1}{2} f_s \rightarrow f_0 \frac{2v_{max}}{c} = \frac{1}{2T_s} \rightarrow f_0 \frac{2v_{max}}{c} = \frac{2z_{max}}{c}$$

$$v_{max} z_{max} = \frac{c^2}{8f_0}$$

→ maximální možná měřitelná rychlost a maximální hloubka závisí na nosné frekvenci

- čím větší chci měřit rychlost, tím v menší vzdálenosti mohu měřit

## - kontrastní látky

- látky, které nám umožňují lépe pozorovat dané struktury lidského těla

→ v ultrazvuku jsou to mikrobublinky

- malé bublinky vzduchu (2 – 5  $\mu\text{m}$ )
- injekčně vpraveny do krve, kde vydrží přibližně 5–10 minut
- zvýrazňují krevní řečiště → umožňují dobře sledovat postup prokrvování a kam se krev dostává
- chovají se nesymetricky vzhledem k působící síle → nelineární odpověď – harmonické frekvence

## - harmonické zobrazování

- základem je nelineárně zdeformovaný signál
- základní princip
  - vyšleme signál o frekvenci  $f_0$
  - filtrem zajistíme, že dojde ke zpracování jen harmonických frekvencí (především signálu o frekvenci  $2f_0$ )
- tento způsob výrazně zvýší kontrast mezi krví a zbytkem tkáně
- užitečné k detekci nádoru
- vylepšený princip – Pulse Inversion Harmonic Imaging
  - vyšleme dva excitační impulsy s opačnou polaritou
  - získané odpovědi sečteme
    - lineární reakce tkáně – výsledný signál je nulový
    - nelineární reakce tkáně – rozdílový výsledný signál
  - nutnost speciální elektroniky, rychlého AD převodníku a paměti

## - shrnutí

- velmi rozšířená, relativně levná, přenosná, neinvazivní technika vhodná pro zobrazování měkkých tkání
- neproniká příliš hluboko (cenou je rozlišovací schopnost), neprostupuje vzduchem

## PŘEDNÁŠKA 6+7+8+9+10 – Magnetická rezonance

### – základní úvod do MRI

- metoda využívající k získání obrazu magnet

→ různé tvary

otevřený – magnety tvaru písmena „C“

- výhoda – velmi snadný přístup k pacientovi
- nevýhoda – slabé magnetické pole → obrázek není tak kvalitní

uzavřený – solenoidální magnety

- výhoda – silnější magnetické pole → kvalitnější obraz
- nevýhoda – horší přístup k pacientovi

- základní princip

1. vložení objektu do magnetického pole
2. vyslání radiofrekvenčního impulsu → vybudí spiny
3. excitace a následná deexcitace spinu → vyzáří elektromagnetické vlny (radiofrekvenční vlny)
4. příjem a záznam vln anténou
5. rekonstrukce prostorového obrázku tkáně na základě záznamu
6. vyjmutí objektu z magnetického pole

- tomografické zobrazování

- základní element
  - 3D – voxel
  - 2D – pixel

- využíváme rádiové frekvence o 10–100 MHz →  $\lambda$  přibližně 5–10 m → rozlišení přibližně 1 mm  
→ nedodrží Rayleighův vztah = nelze zobrazovat objekty o mnoho menší než  $\lambda$

- MRI používá prostorovou závislost frekvence a fáze absorbovaného či emitovaného záření, nikoliv prostorovou závislost amplitudy absorbovaného či emitovaného záření

### – fyzikální základy

- jaderný spin ( $I$ )

- jedná se o číslo (násobky  $\frac{1}{2}$ ) popisující jádro

→ pro MRI jsou užitečné pouze jádra, pro která platí  $I \neq 0$  (lichý počet  $p$  a  $n$  –  $^1\text{H}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{15}\text{N}$ )

- jádra s nenulovým spinem mají vlastní jaderný magnetický moment

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I} \hbar \quad [\text{Am}^2 = \text{Nm/T}]$$

$\gamma$  ... gyromagnetická konstanta [ $\text{MHz} \cdot \text{T}^{-1}$ ]  
 $\hbar$  ... Planckova konstanta ( $6.63 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$ )

→ říká, jak velké bude měřitelné magnetické pole

- umístění do magnetického pole o intenzitě

$B = 0$

→ náhodné nastavení spinů

$B \neq 0$  (jednotky Tesla)

→ orientace spinů ve směru magnetického pole

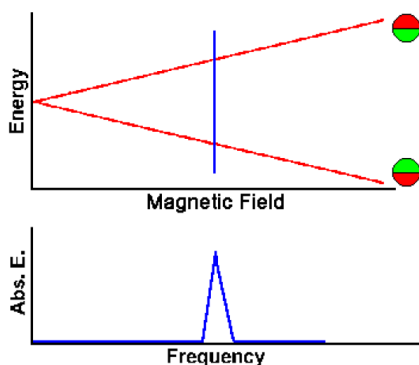
→ pohyb vykonáván s rezonanční (Larmorovou) frekvencí

$$f = \gamma B$$

- přechod mezi stavy → dodám energii (vyšlu foton o dané frekvenci)

$$E = hf = h\nu = h\gamma B$$

→ energetický diagram



frekvence

- daleko od rezonanční frekvence spinů  
→ nulová absorbovaná energie
- blíží se rezonanční frekvenci spinů  
→ absorbovaná energie roste/klesá

- měřením závislost absorbované energie na frekvenci lze vyšetřovat složení materiálu  
→ každá špička (frekvence) spektra odpovídá danému izotopu – dle tabulky  
→ výška (množství absorbované energie) odpovídá množství materiálu

- Boltzmannova statistika

- udává poměr částic, které jsou ve vysokofrekvenčním a nízkoenergetickém stavu

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

$N^-$  ... počet spinů s nízkou energií  
 $N^+$  ... počet spinů s vysokou energií  
 $k$  ... Boltzmannova konstanta ( $1.38 \cdot 10^{-23}$ )

→ poměr částic závisí na energetickém rozdílu a na teplotě

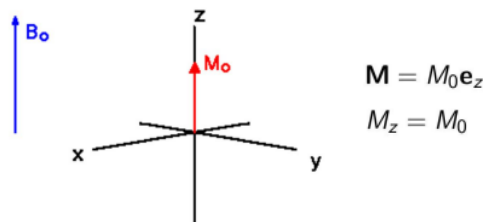
- vektor magnetizace

- celkový součet magnetických momentů jednotlivých spinů

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

- makroskopický pohled na spin v magnetickém poli

1. rovnovážný stav

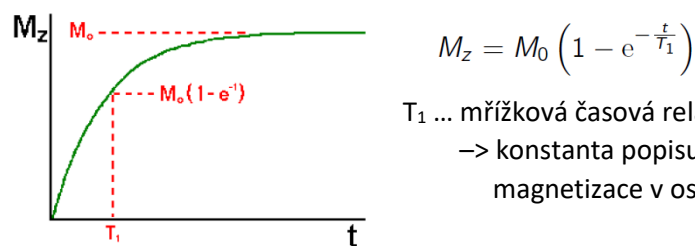


2. působení radiofrekvenčním impulsem – excitace spinu

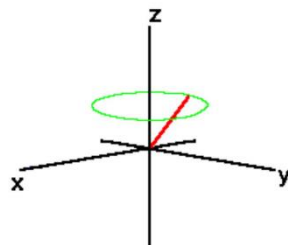
→ změna vektoru magnetizace dle síly impulsu (překlopení/zmenšení podél osy z)

→  $T_1$  relaxace +  $T_2$  relaxace = klesá transverzální magnetizace  $M_{xy}$  a zároveň dochází k návratu do rovnovážného stavu  $M_z \rightarrow M_0$

- $T_1$  relaxace – návrat do rovnovážného stavu (po odeznění impulsu)



$T_1$  ... mřížková časová relaxační konstanta  
 → konstanta popisující změnu vektoru magnetizace v ose z

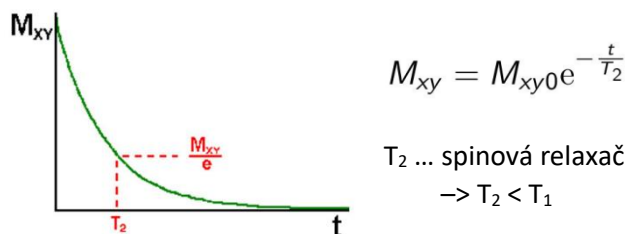


precese – rotace spinu okolo osy z  
 s Larmorovou frekvencí

→ vzniká střídavé elmag. pole  
 = užitečný signál pro rekonstrukci obrazu

- $T_2$  relaxace – pokles transverzální magnetizace

= exponenciální snižování průměrné celkové magnetizace z důvodu desynchronizace spinů (ne všechny spiny rotují stejně rychle)



$T_2$  ... spinová relaxační časová konstanta  
 →  $T_2 < T_1$

- důvody
  - molekulární interakce (konstanta  $T_2$ )
  - nehomogenita magnetického pole (konstanta  $T_2^{\text{inhom}}$ )
 → kombinovaná časová konstanta  $T_2^* = T_2 + T_2^{\text{inhom}}$

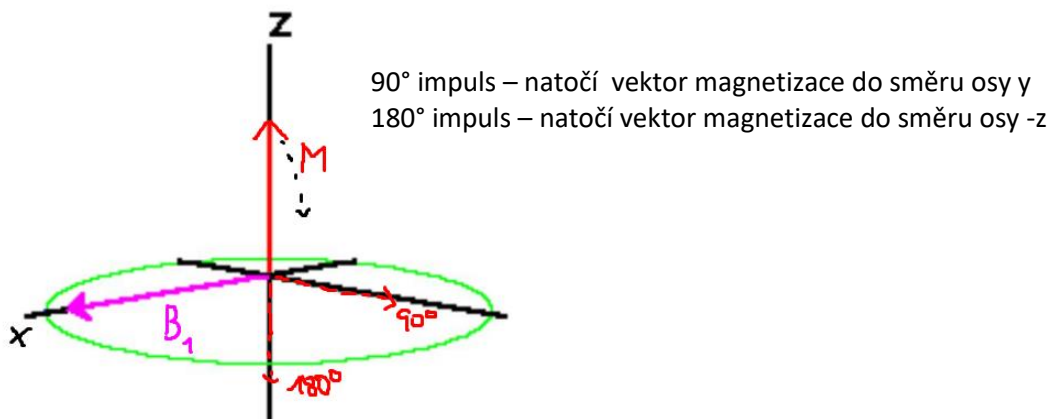
- přehled – časy relaxace tkání (1.5 T)

tkáň	$T_1$ [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

- natočení vektoru magnetizace
  - vytvoříme magnetické pole ve směru osy x o dané rezonanční frekvenci  $\rightarrow B_1$ 
    - lze rozložit
      - $B_1^+$  – rotující polo okolo osy z s frekvencí f  $\rightarrow$  jeví se stacionárně vůči rotující soustavě
      - $B_1^-$  – rotující polo okolo osy z s frekvencí -f  $\rightarrow$  zanedbáme vůči rotující soustavě
  - vektor magnetizace M se natočí kolem osy x ( $B_1$ ) o úhel  $\alpha$

$$\alpha = 2\pi\gamma\tau B_1$$

$\rightarrow$  pokud působíme po čas  $\tau$  magnetickým polem orientovaným podél osy x o intenzitě  $B_1$ , tak se spiny natočí o úhel  $\alpha$



- vychází to z Blochovy rovnice

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \mathbf{M} \times \mathbf{B}$$

$\rightarrow$  pokud na vektor magnetizace působíme magnetickým polem, tak se vektor začne otáčet ve směru kolmém jak na původní vektor magnetizace tak i na vektor magnetického pole

- chemický posun
  - snížení intenzity a tedy rezonanční frekvence magnetického pole vlivem chemických vazeb  $\rightarrow$  rezonanční frekvence se liší dle vazby atomu v molekule
  - rozdíl [ppm – parts per million]

$$d = \frac{n - n_{\text{ref}}}{n_{\text{ref}}} 10^6$$

- excitační sekvence – sekvence činností, kterou děláme, abychom vybudili signál a pak ho nasníмали

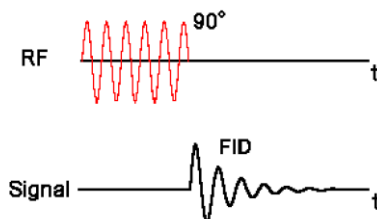
1) FID = free induction decay (necháme amplitudu signálu volně klesat)

- nejjednodušší sekvence
  1. vyšleme  $90^\circ$  impuls  $\rightarrow$  překlápíme vektor magnetizace do roviny xy
  2. měříme indukci napětí snímací cívku v rovině xy  $\rightarrow$  získáme sinusový průběh s exponenciálně klesající amplitudou (z důvodu relaxací)
  3. sekvenci opakujeme s danou periodou opakování  $T_R$   $\rightarrow$  ovlivní výslednou amplitudu signálu

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \quad \rho \dots \text{ hustota spinů}$$

$\rightarrow$  maximální amplitudu získáme tehdy, když bude platit  $T_R > T_1$

- časový diagram (jedna sekvence)





## 2) spin-echo sekvence

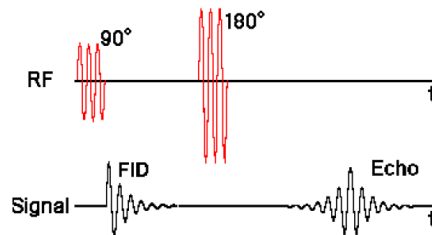
### - daná sekvence

1. vyšleme 90° impuls → překlápíme vektor magnetizace do roviny xy
2. vyčkáme po dobu  $T_E/2$
3. vyšleme 180° impuls → překlápíme daných spinů – resynchronizace
4. měříme indukci napětí snímací cívku v rovině xy  
→ získáme tzv. echo – sinusový průběh s exponenciálně rostoucí a klesající amplitudou
5. sekvenci opakujeme s danou periodou  $T_R$   
→ ovlivní výslednou amplitudu signálu

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad \begin{array}{l} \rho \dots \text{ hustota spinů} \\ T_E \dots \text{ čas mezi } 90^\circ \text{ impulsem a čtením} \end{array}$$

→ amplituda echa bude větší pro menší  $T_E$

### - časový diagram



- výhody
  - získáváme prostor pro přepnutí mezi vysíláním a přijímáním
  - máme možnost snímat 2x delší úsek → i vzestupnou část exponenciály
  - kompenzujeme nehomogenitu pole → zvýšení síly signálu = kvality obrazu

## 3) Inversion recovery sekvence

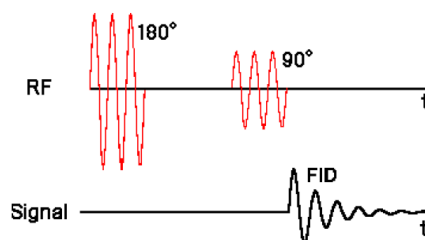
### - daná sekvence

1. vyšleme 180° impuls → překlápíme vektor magnetizace na osu -z
2. chvíli necháme zrelaxovat
3. vyšleme 90° impuls → překlopení do roviny xy
4. sekvenci opakujeme s danou periodou  $T_R$   
→ ovlivní výslednou amplitudu signálu

$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \quad \begin{array}{l} \rho \dots \text{ hustota spinů} \\ T_I \dots \text{ čas mezi pulsy} \end{array}$$

→ amplituda signálu závisí na čase mezi vyslanými pulsy

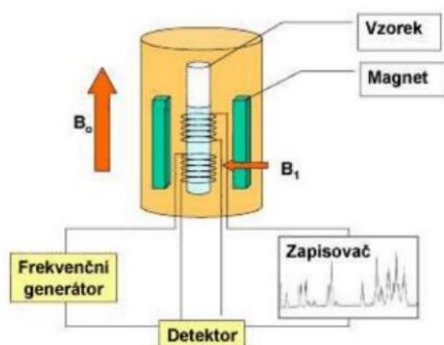
### - časový diagram



- výhoda
  - velmi robustní
  - možnost potlačení vybrané tkáně – např. potlačení signálu z tuku

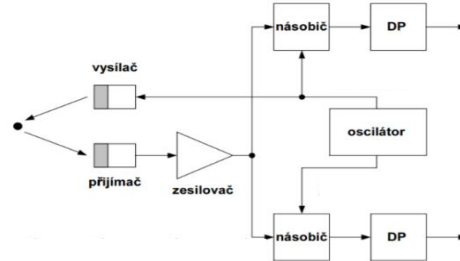
## - NMR spektroskopie

- integrální informace z celého objemu
- soustava



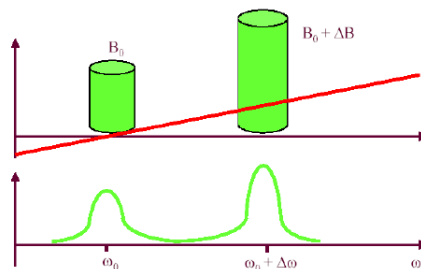
- chlazená nádoba – čím větší zima, tím větší signál
- cívky – generující (excitace vzorku) + snímací (snímáme signál)
- frekvenční generátor
- zapisovač – osciloskop, počítač...

- kalibrace magnetického pole
  - field lock – separátní NMR spektrometr se signálem deuteria
    - slouží ke stabilizaci magnetického pole v čase (jinak typicky mírně klesá)
      - korigování magnetického pole na základě polohy signálu známého vzorku
  - shimming – korekční cívky
    - slouží ke stabilizaci magnetického pole v prostoru (jinak je nehomogenní)
      - kalibrace pole za účelem vyrovnání nehomogenity
- detekce NMR signálu
  - kvadraturní demodulace



→ využijeme trik směšování – posuneme frekvenci na nějakou mnohem nižší, kterou už umíme zpracovat

- principy zobrazování
  - kódování polohy
    - princip prostorového rozlišení
      - k zakódování polohy je možné použít další magnetické pole se zvyšující se intenzitou



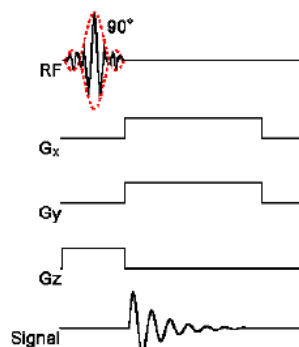
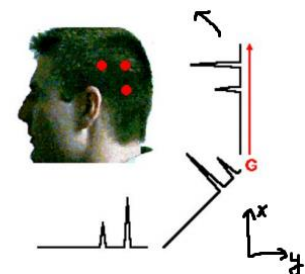
→ jeden vzorek + dvě různé intenzity magnetického pole = 2 signály ve spektru

- př. magnetické pole se zvyšuje ve směru osy x

$$B_z = B_0 + xG_x \longrightarrow f = \gamma(B_0 + xG_x) \quad G_x \dots \text{gradient magnetického pole}$$

→ frekvence je přímo úměrná souřadnici x

- zpětná projekce
  - postup
    1. vložíme objekt do magnetického pole
    2. nastavíme gradient ve zvoleném směru (např. y) → získáme projekci ve směru x (svislé osy)
    3. zopakujeme pro další úhly
      - nastavíme gradient jiným směrem → lineární zvýšení magnetického pole
        - gradient v libovolném směru získám lineární kombinací gradientu  $G_x$  a  $G_y$
  - opět získám projekci v kolmém směru
- časový diagram (90° FID – jedna sekvence)



impuls nejlépe tvaru  $\text{sinc}(x)$

→ aby ve frekvenci byl obdélník – pravoúhlý profil řezu

→ opakujeme s různou volbou intenzit gradientů

pozn.  $G_z$  se používá pro výběr řezu

- zapneme během excitačního impulsu

→ excitovány budou jen spiny s odpovídající frekvencí

- Fourierovská MRI

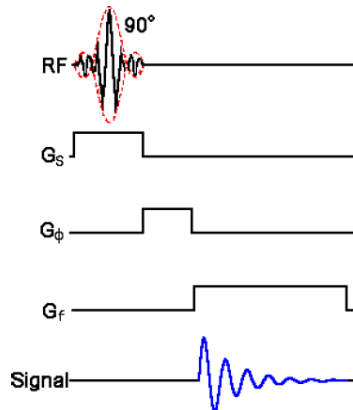
- využívá tyto tři kódovací gradienty
  - gradient výběru řezu ( $G_s$ ) – společně s RF
  - gradient frekvenčního kódování ( $G_f$ ) – během snímání
  - gradient fázového kódování ( $G_\phi$ ) – před snímáním

→ gradient fázového kódování

- princip

1. spiny rotují stejnou konstantní frekvencí  $f$
2. zapneme  $G_\phi$  → rozfázujeme spiny – rozdílné rychlosti podél osy
3. vypneme  $G_\phi$  → spiny začnou rotovat původní rychlostí, ale již se změněnou fází
4. změřením fáze spinu zjistíme pozici
  - již umíme kódovat ve dvou dimenzích
    - dle frekvenčního kódování
    - dle fázového kódování

- časový diagram (jedna sekvence)



pozn.

- k nasnímání celého 2D obrázku potřebujeme přibližně tolik sekvencí kolik je řádků v obrázku (~128 – 512 excitací)
- excitace se liší velikostí  $G_\phi$  – chci různé měřicí podmínky

- matematický popis rekonstrukce

1. signál jednoho spinového paketu

- měříme dvě složky
  - složku ve směru x
  - složku ve směru y
- můžeme zapsat jako komplexní signál

$$s(t) \propto e^{-j\phi(t)}$$

$$\phi(t) = 2\pi f t = 2\pi \gamma B t \quad \text{stacionární pole}$$

$$\phi(t) = 2\pi \gamma \int B(t) dt \quad \text{časově proměnné pole}$$

- magnetické pole lze rozdělit na
  - konstantní magnetické pole
  - pole vytvořené gradientními cívkami

$$\phi(t) = 2\pi \gamma \int B_0 + G_\phi(t)y dt$$

→ zapnutí gradientní cívky způsobí změnu fáze – získáme zápis pro fázový posun

$$\Delta\phi = 2\pi \gamma y \int G_\phi(t) dt$$

= fázové zpoždění je přímo úměrné pozici ve směru y a integrálu gradientního pulsu

- pozn. dále budeme předpokládat pravoúhlý impuls – fyzikálně nerealizovatelný

$$\Delta\phi = 2\pi \gamma y G_\phi \tau_\phi$$

- signál po aplikaci fázového gradientu

$$s(t) \propto e^{-2\pi j \gamma (B_0 t + G_\phi \tau_\phi y)}$$

- signál po aplikaci fázového a frekvenčního gradientu

$$s(t) \propto e^{-2\pi j \gamma (B_0 t + G_\phi \tau_\phi y + G_f t x)}$$

- použití kvadraturní demodulace → zmizí člen  $B_0 t$  (kompenzace frekvenčním posunem)

$$s(t) \propto e^{-2\pi j \gamma (G_\phi \tau_\phi y + G_f t x)}$$

- substituce (konvence MRI) → k-prostor

$$s(t) \propto e^{-2\pi j (k_x x + k_y y)} \quad k_x = \gamma G_f t \quad k_y = \gamma G_\phi \tau_\phi$$

2. signál z celého řezu = integrál všech signálů jednotlivých bodů řezu + váhování hustotou spinů

$$s(t) \propto \int_{(x,y) \in \text{řez}} \rho(x,y) e^{-2\pi j(k_x x + k_y y)} dx dy$$

→ přijímaný signál je 2D Fourierovou transformací hustoty spinů

$$s(t) \leftrightarrow s(k_x, k_y) \leftrightarrow \text{FT} \leftrightarrow \rho(x, y)$$

- výsledek – trajektorie je určena časovým průběhem gradientů  
→ z prostoru xy se pomocí FT dostaneme do prostoru  $k_x k_y$ , kde si můžeme zvolit trajektorii vzorkování, a to dle průběhu magnetických gradientů, jelikož ty nastavují  $k_x$  a  $k_y$ 
  - zapnutí  $G_f$  → zvětšování  $k_x$  = přesouváme se v řádku
  - zapnutí  $G_\phi$  → zvětšování  $k_y$  = přesun na další řádek
- pozn. nutné dodržet vzorkovací větu – jinak dojde k aliasingu

$$\text{FOV}_x \leq \frac{1}{\Delta k_x} = \frac{1}{\gamma G_f t_{\text{samp}}}$$

$$\text{FOV}_y \leq \frac{1}{\Delta k_y} = \frac{1}{\gamma \Delta G_\phi T_\phi}$$

→ zobrazovaný objekt musí být menší než převrácené hodnoty vzorkovacích kroků

### 3. získání obrazu

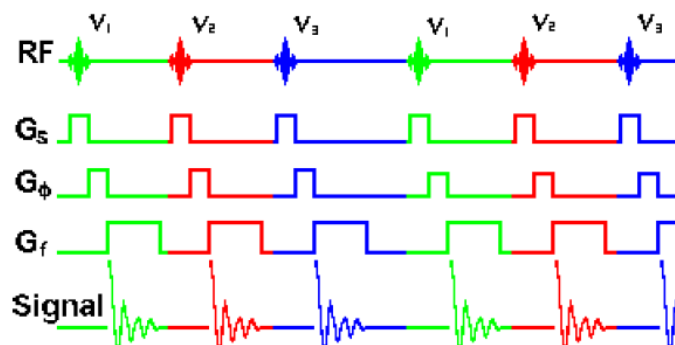
- amplitudy jednotlivých špiček převedeme na intenzity v daném obrazu

#### - rozlišení

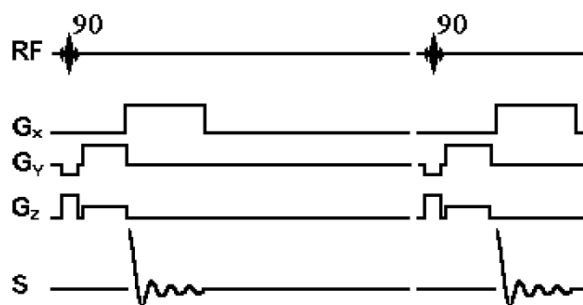
- čím delší signál máme k dispozici = čím delší  $T_2^*$  — tím přesněji umíme určit frekvenci a pozici  
tím lepší mám rozlišení

#### - MRI zobrazovací techniky

- multislice imaging
  - technika zavedená pro zkrácení délky trvání MRI
  - postup → myšlenka – při čekání na odeznění excitace můžeme excitovat jiné řezy
    1. excitujeme daný řez o dané frekvenci RF pulsu
    2. excitujeme jiný řez o jiné frekvenci RF pulsu → pozn. frekvence musí být dostatečně odlišné
    3. po odeznění 1. excitace opět můžeme excitovat o 1. frekvenci RF pulsu
    4. ... a takhle dokolečka (viz obrázek)



- výhoda – lepší využití času → zkrácení doby snímání až 10x
- šikmé zobrazování
  - docílíme ho lineární kombinací gradientů → zapnutím více gradientních cívek současně



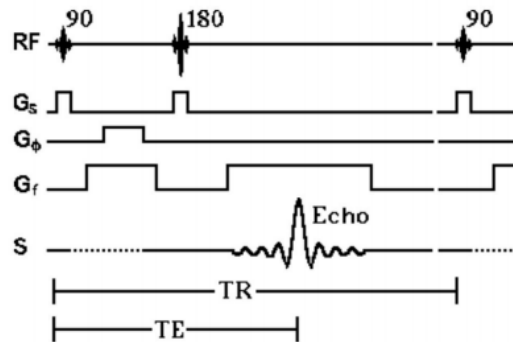
- excitační sekvence

### 1) spinové echo

- intenzita signálu

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

- časový diagram



$G_s$  – vždy s RF pulsem

$G_\phi$  – zapínám mezi 90° a 180° RF impulsem

→ mohu i po 180° RF = delší  $T_E$  (zbytečné)

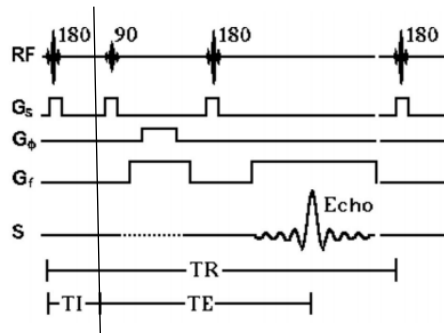
$G_f$  – zapnu i mezi RF pulsy → kompenzace

### 2) inversion recovery

- intenzita signálu

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

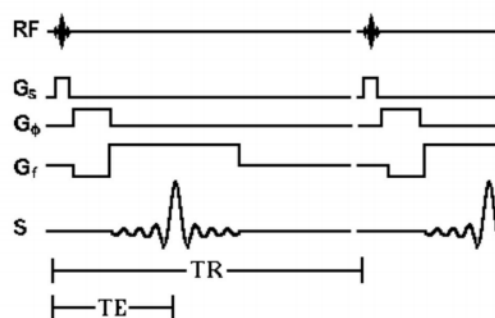
- časový diagram (+ diagram spin echa)



vhodnou volbou  $T_I$  lze potlačit signál s určitým  $T_1$

### 3) gradientní echo

- časový diagram



pouze 1 excitační puls o tzv. flip úhlu (10° – 90°)

$G_f$  – zapnu společně s  $G_\phi$  → kompenzace

pozn. nyní však s opačným znaménkem

(už není 180° RF puls, který by to obrátil)

- porovnání se spinovým echem

- rychlost

SE – pomalé

GE – rychlé (krátké  $T_R$  díky malému flip úhlu)

- citlivost na nehomogenitu pole

SE – menší (nehomogenity kompenzovány)

GE – vysoká (nekompenzuji → horší kvalita)

→ GE použiji, pokud potřebuji vysokou rychlost snímání (např. rychlé 3D snímání)

→ SE použiji, když vyžaduji kvalitnější obrazy (méně šumu, menší vliv nehomogenit)

- kalibrace

- než začneme snímat provedeme několik kalibračních cyklů → dojde ke stabilizaci

- kontrast

- kontrast je dán jako rozdíl intenzity signálu daných tkání

$$C = S_A - S_B$$

→ ovlivním nastavením  $T_R$ ,  $T_E$ ,  $T_1$  a flip úhlu



- vážené sekvence
  - $T_1$  vážený obraz – sekvence s kontrastem závislejícím na  $T_1$
  - $T_2$  vážený obraz – sekvence s kontrastem závislejícím na  $T_2$
  - PD vážený obraz – sekvence s kontrastem závislejícím na  $\rho$

→ volba parametrů (vychází z exponenciál)

$T_1$ vážení	$T_R \sim T_1$	$T_E \ll T_2$
$T_2$ vážení	$T_R \gg T_1$	$T_E \sim T_2$
PD vážení	$T_R \gg T_1$	$T_E \ll T_2$

vychází z

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

$T_1$  vážení:  $e^{-0} = 1 \rightarrow T_E \ll T_2$  ( $\rho$  zanedbám)  
 $T_2$  vážení:  $e^{-\infty} = 0 \rightarrow T_R \gg T_1$  ( $\rho$  zanedbám)

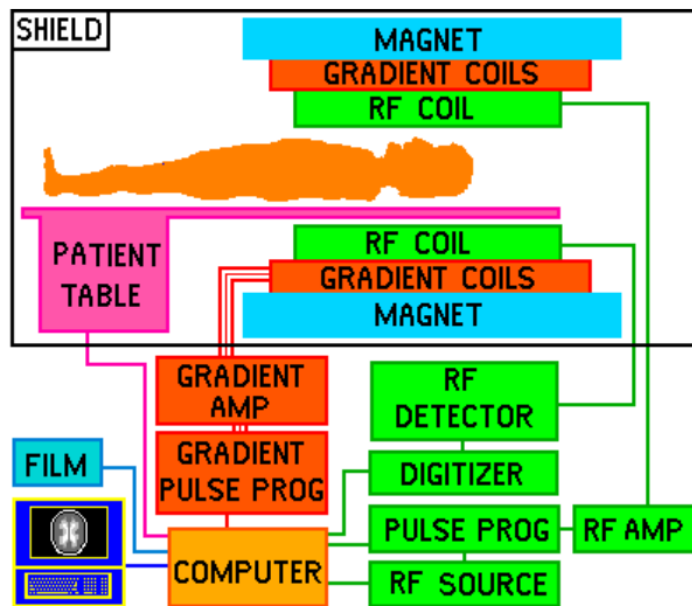
- průměrování
  - nasnímaní obrázků několikrát a poté zprůměrujeme
  - průměrujeme N excitací

$$SNR' = \frac{SNR}{\sqrt{N}} = \frac{\sigma_{tkáň}}{\sqrt{N} \cdot \sigma_{pozadí}}$$

→ užitečné u rychlých metod

## hardware

- blokové schéma



místnost

- dostatečná nosnost podlahy
- magnetické stínění (vně i ven)
- stínění proti pronikání rádiových vln

posuvný stůl

- posun v ose z s přesností  $\sim 1$  mm

řídící počítač

- mimo místnost magnetu (kvůli rušení)
- několik procesorů
- komunikace a zobrazování
- řízení snímací sekvence
- specializovaný procesor pro FFT

- magnet
  - typy
    - permanentní magnet (nejslabší)
    - elektromagnet
    - supravodivý elektromagnet (nejsilnější)
  - tvary
    - otevřené (tvar C) – slabé pole, snadný přístup k pacientovi
    - uzavřené (solenoidální) – silné pole, pacient nepřístupný
  - nejčastěji 1.5 T – čím silnější, tím lepší (lepší poměr signál-šum, rychleji získám obraz)
- gradientní cívky
  - generují pole, které je směřováno v ose z, ale intenzita se mění podle jednotlivých os

$$B_z = B_0 + xG_x + yG_y + zG_z$$

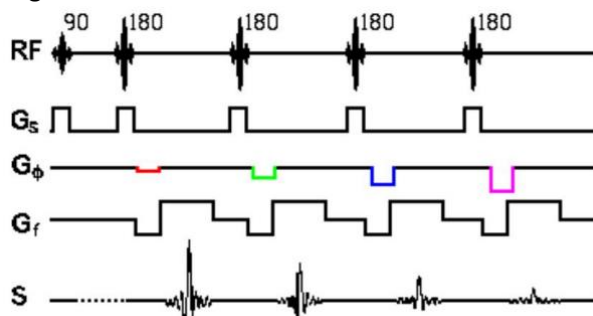
→ využití tzv. Helmholtzových cívek = úzké cívky s velkým poloměrem zapojené antiparalelně

- RF cívky
  - úkolem je
    - excitovat signál
    - snímat signál
  - pro optimální přenos je zde nutnost ladění do resonance

$$2\pi f = \frac{1}{\sqrt{LC}}$$

- typy
  - ptačí klec – nejpoužívanější objemová cívka (hlavně při zobrazování hlavy)
  - jednozávitový solenoid – nejpoužívanější pro zobrazení končetin
  - fázové pole – několik cívek zpracovávaných zvlášť (informace navíc)
- výhodné používat specializované (menší) cívky – lepší rozlišení, větší síla signálu
- kvadrurní demodulace
  - totožné jako u Dopplerovského ultrazvuku/NMR

- artefakty
    - příčiny vzniku
      - nevyvážený kvadraturní detektor  
→ jasný bod v centru
      - nehomogenita  $B_0$  (hlavního magnetického pole) a také gradientů  
→ geometrické zkreslení, změna intenzity
      - kovové materiály  
→ změna intenzity
      - chemické vazby  
→ chemický posun – vypadá jak kdyby došlo oddělení tkání  
dále: pohyb, tok krve, vzorkování (aliasing, Gibbsův jev – oscilace ostrých hran)
  - bezpečnost
    - výhody
      - nepoužívá ionizující záření
      - neinvazivní
    - rizika
      - silná magnetická pole  
→ může způsobit pohyb kovových implantátů či selhání elektronických implantátů
      - časově a prostorově proměnná magnetická pole  
→ mohou indukovat elektrické napětí
      - použití kryogenních tekutin (tekutý dusík, tekuté helium)
    - omezení
      - rychlosti změn magnetického pole (pacient nesmí pocítit změnu)
      - tepelné limity – nesmí se indukovat větší výkon než 4–12 W/kg
      - hluku – špičková hodnota 140 dB
  - lékařské aplikace
    - aplikace
      - zobrazování mozku – diagnóza tumoru, metastáze, malformace cév
      - zobrazování plic a jater – diagnóza rakoviny
      - vyšetření prostaty
  - speciální techniky
    - 3D zobrazování
      - místo jednoho řezu snímáme celý objem
      - výhody – lepší poměr signál šum, možnost zobrazení jakéhokoliv řezu objektem
      - nevýhody – delší doba měření, větší objem dat, možnost volbu pouze jednoho typu kontrastu
    - techniky rychlého zobrazování
      - motivace
        - pohodlí pacienta
        - redukce artefaktů (dýchání, pohyb srdce, pohyb pacienta)
        - finanční důvody
- 1) fractional  $N_{ex}$  Imaging (částečné snímání k-prostoru)
    - využití symetrie FT (symetrie dle středu) pro reálný vstup  
→ stačí nasnímat pouze polovinu k-prostoru a zbytek dopočítat
    - nevýhoda – menší SNR
  - 2) fractional Echo Imaging (částečné snímání echa)
    - využití časové symetrie echa v případě reálného obrazu  
→ stačí nasnímat pouze polovinu
  - 3) Fast Spin-Echo (několikanásobné echo)
    - použijeme více refokusačních  $180^\circ$  pulsů  
→ způsobí snímání jiných řádků k-prostoru
    - časový diagram

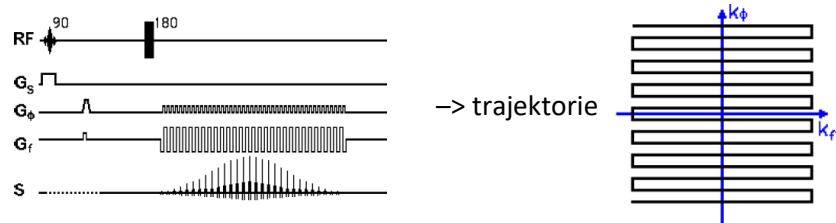


- pozn. různá síla echa
  - první echa – silnější → využijeme pro snímání centrální části
  - pozdější echa – slabší → využijeme ke snímání okrajů

#### 4) EPI (echo planar imaging – echoplanární zobrazování)

- velmi rychlá metoda (20–100 ms/řez)  
→ nasnímáme celý řez při jedné excitaci (předtím 1 excitace = 1 řádek)
- princip
  - nastavením gradientů se pohybujeme v k-prostoru po předem zvolené trajektorii

→ příklad



- počáteční  $G_x$  a  $G_y$  nastaví počáteční bod trajektorie
  - další  $G_x$  a  $G_y$  zajistí procházení k-prostoru po dané trajektorii
- dáno vztahem

$$k_x(t) = \gamma \int G_x(t) dt \quad k_y(t) = \gamma \int G_y(t) dt$$

- pozn. nejčastěji se využívá trajektorie spirály  
→ nejprve získáme centrální část (nízké frekvence, které určují globální tvar objektu)  
→ poté postupujeme k okrajům (tolik už nás netrápí)
- podmínky správné funkčnosti
  - výkonné zesilovače gradientních cívek
  - potřebujeme velmi rychle se měnící gradienty
  - dostatečně homogenní magnetické pole
  - tak, aby nebyla nutná kompenzace

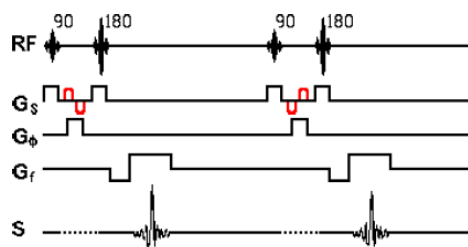
#### 5) pMRI (paralelní magnetická rezonance)

- myšlenka
  - vzorkování k-prostoru méně hustě (snímáme každou x. řádku)
  - dojde k aliasingu
  - využití cívek s prostorovou senzitivitou
  - získání citlivostních map – kompenzace aliasingu
- princip (SENS rekonstrukce)
  - naměříme si citlivostní mapy jednotlivých cívek v každém bodě
  - vyřešíme soustavu lineárních rovnic → získáme odhad rekonstrukce
  - pozn. využití snímání k-prostoru s variabilní hustotou

#### — další vylepšení

- vliv šířky pásma (volba vzorkovací frekvence)
  - vzorkovací frekvence
    - nižší = nižší intenzita gradientu → protažení sekvence
      - výhody – méně šumu
      - nevýhody – větší vliv chemického posunu, menší možný rozsah  $T_E$
    - vyšší = vyšší intenzita gradientu
      - omezeno výkonovým zesilovačem gradientních cívek a také možným účinkem na nervový systém
- potlačení tuku
  - techniky
    - inversion recovery
    - saturace
      - nejprve vybudíme protony náležící tuku frekvenčně saturačním pulsem
      - následně aplikujeme defázovací gradient = rozfázování spinů tuku  
→ celkový makroskopický signál tuku bude nulový
      - podmínka – dostatečně homogenní magnetické pole  
→ aby měl tuk všude stejnou rezonanční frekvenci
- přesné měření  $T_1$ ,  $T_2$ 
  - získání času  $T_2$ 
    - nasnímám sekvenci obrazů s různými časovými konstantami  $T_E$  → snižuje se amplituda signálu
    - získám známou exponenciálu – pomocí LS zjistím neznámý parametr  $T_2$
  - získání času  $T_1$ 
    - nasnímám sekvenci obrazů s různými časovými konstantami  $T_R$  → zvyšuje se amplituda signálu
    - získám známou exponenciálu – pomocí LS zjistím neznámý parametr  $T_1$
  - nevýhoda – nutné excitace navíc

- kontrastní látky
  - využití
    - kovů – Gd (gadolinium), ale i dalších  
→ nutné zabalit do biologicky neaktivní molekuly – RDTA, DTPA (netoxické kyseliny)
    - vzácných plynů – Xe, He
  - typicky injekční podání
  - využití – vyšetřování cév
- angiografie (zobrazování toku)
  - metody
    - 1) time-of-flight (intervalová metoda)
      - využití klasické sekvence s použitím refokusačního pulsu o jiné energii než má impuls excitační  
→ zajistí
        - většina statické tkáně – nulový užitečná signál
        - krv – zvýraznění
    - 2) phase contrast (fázový kontrast)
      - využití klasické sekvence s vložením bipolárního gradientu do gradientu výběru řezu a následné dvojité nasnímání (s opačnými polaritami)



→ zajistí
 

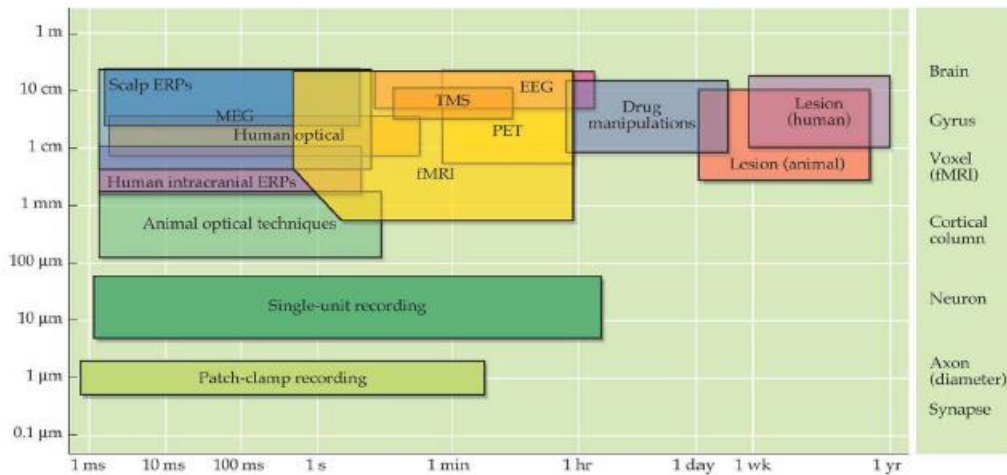
- statická tkáň = nepohybující se spiny – nulový rozdíl
- krv = pohybující se spiny – znatelný rozdíl

- 3) contrast enhanced (s kontrastní látkou)
    - vstříknutí paramagnetické látky do krve
    - poskytuje nejlepší kontrast z uvedených angiografických metod
- další typy MRI
    - 1) perfúzní MRI
      - lze sledovat, jak se kontrastní látka šíří v těle
    - 2) tagged MRI
      - metoda využívající vytvoření virtuálních značek využívaných k přesnému sledování pohybu tkáně  
→ využití především k zobrazování srdce
      - SPAMM (metoda generování virtuálních značek)
        - vyšleme 90° RF puls – magnetizace se přesune do roviny XY
        - spustíme gradient a vytvoříme prostorovou modulaci fáze
        - vyšleme další 90° RF puls – návrat spinů z roviny XY (jen některé spiny)
        - následně využijeme klasické techniky  
→ získáme signál jen tam, kde byla magnetizace vytvořena – získáme proužky (virtuální značky)
    - 3) difúzní MRI
      - metoda vyhodnocování difuzivity vody  
→ popisuje prostorové uspořádání tkání – velmi užitečné pro studium konektivity nervových vláken
      - princip
        - naměříme si intenzitu signálu – pro mnoho směrů a různých velikostí
        - vyjdeme z následující rovnice (Stejskal-Tanner)
- $$S_k = S_0 \exp(-b(g_k)^t T(g_k))$$
- zeslabení je exponenciálně závislé na kvadratické formě, která závisí na tenzoru popisující lokální strukturu a na bipolárních gradientech, které určují, v kterých směrech měříme
- rekonstruujeme matici T → soustava lineárních rovnic
- in-vivo spektroskopie
    - snímáme signál pouze z nějakého malého objemu
    - metody
      - PRESS – využití selektivních gradientů ve všech třech osách
        - nevýhoda – poměrně pomalé (na každý zobrazovaný bod je nutná jedna excitace)
      - využití dvou fázově kódovacích gradientů
      - prostorově spektrální zpětná projekce
  - elektronová rezonance – místo se spiny protonů pracujeme se spiny elektronů

## PŘEDNÁŠKA 11 – fMRI

### – funkční zobrazování

- lokalizace struktury a funkce mozku
  - invazivní – následky zranění a operací, přímá stimulace, snímací elektrody, optické snímání
  - neinvazivní – MEG, EEG fMRI, PET
- přehled z hlediska prostorového a časového rozlišení



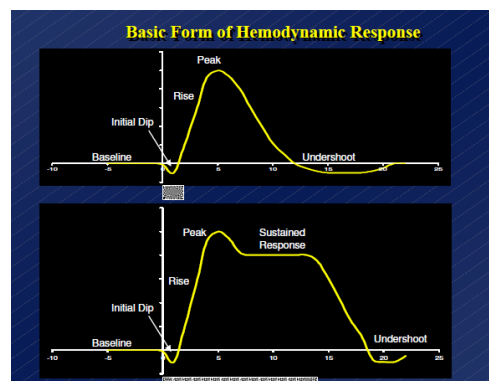
- aplikace
  - porozumění struktury mozku, procesům vnímání a myšlení
  - vymýšlení terapií nových metod
  - porozumění příčinám bolesti, duševních chorob, účinků drog
  - plánování operací
  - identifikace nefunkčního centra, omezení poškození
- atlas mozku (Talairachův atlas)
  - referenční souřadný systém/mapa lidského mozku
  - slouží k mapování mozkových struktur nezávisle na individuálních rozdílech a velikostech
  - lze potom přesně udat souřadnice
  - pozn. dnes už jiné atlasy (3D registrace)
  - možnost pokrytí nelineárních deformací v menších prostorovém měřítku

### – fMRI

- základní objevy (důležité pro vývoj fMRI)
  1. tok krve se mění s aktivitou (jak fyzickou tak psychickou)
  2. v mozku existuje automatický regulační systém
    - senzory v cévách, které detekují nedostatek kyslíku v případě, že daná část mozku začne pracovat a neurony zpracovávat kyslík
  3. deoxyhemoglobin má paramagnetické vlastnosti → narušuje lokální magnetické pole
  4. BOLD signal (blood oxygen level dependent) = signál s amplitudou závislou na lok. okysličení krve
    - velmi slabý signál (SNR přibližně 0.1)
    - nutné průměrování – snímání bez aktivity + snímání s aktivitou
    - k jeho vzniku nedochází okamžitě (reakce není okamžitá)
    - reakce se nazývá hemodynamická odezva

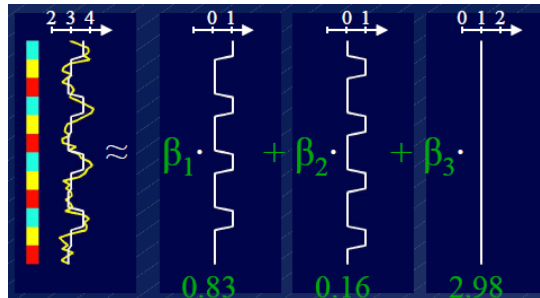
jeden impuls

více stimulů





- základní princip
  - nervová aktivace → zvýšení průtoku krve = snížení procenta deoxyhemoglobinu  
→ snížení lokálního rušení magnetického pole → zvýšení amplitudy lokálního signálu
  - pozn. ovlivňuje  $T_2$  relaxaci
    - hodně okysličená krev – velké  $T_2$
    - hodně odkysličená krev – malé  $T_2$
  - čím více homogenní pole, tím rychlejší  $T_2$  relaxace
- postup zpracování fMRI
  1. 3D rekonstrukce
  2. registrace – namapování do standardního prostoru
  3. analýza jednotlivých voxelů – analýza časových průběhů
    - SNR (Signal-Noise-Ratio)
      - poměr variability oproti té co nás nezajímá
      - zdroje šumu
        - technické šumy – scanner
        - fyziologické příčiny – dýchání, srdeční činnost
        - pohyby
    - SNR se zlepšuje s odmocninou počtu měření  
→ 10x lepší výsledek = 100 měření
    - lineární model
      - snažíme se nalézt takovou lineární kombinaci námi daných časových průběhů tak, abychom co nejlépe popsali naměřený signál



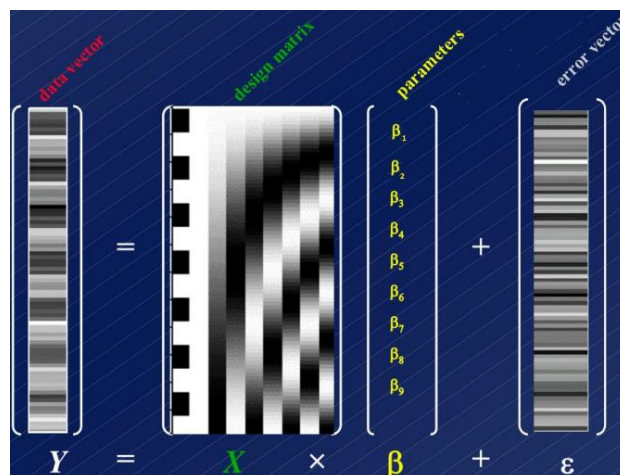
$$y_i = X\beta_i + e_i \quad \text{with noise} \quad e_i = \mathcal{N}(0, I\sigma_e^2)$$

- výsledné hodnoty nám napovídají, jak moc byl daný voxel zapojen do dané podmínky  
= aproximujeme časové průběhy pomocí koeficientů lineární kombinace
- pro každý voxel získáme jeden vektor délky N
  - dále vynásobíme tzv. kontrastem/efektem – vektor o jedničkách a nulách

$$z_i = c^T \beta_i$$

→ vybereme si tak co nás zajímá

- výpočetně velmi rychlé
- pozn. do báze matice vkládáme i jiné nekorelované průběhy – bezpečností opatření
- výsledná design matice



- statistické testování
  - t-test
    - porovnávám hodnoty t-statistiky s předem danými tabulkovými hodnotami  
→ prohlásím aktivitu/neaktivitu daného voxelu

$$t = \frac{Z_i}{\sigma_{Z_i}}$$

- F-test
  - porovnávám hodnoty F-statistiky s předem danými tabulkovými hodnotami  
→ určení důležitosti časového průběhu (bázové funkce design matice)
  - princip
    - redukuje lineární model – odstraníme danou bázovou funkci
    - vypočteme

$$F = \frac{\text{chyba redukováného modelu} - \text{chyba původního modelu}}{\text{chyba původního modelu}}$$

→ velké číslo = navýšení chyby – odebraná bázová funkce je důležitá

→ malé číslo = snížená chyby – odebraná bázová funkce není důležitá

- pozn. Bonferroniho korekce
  - zpřísnění prahu statistického testování  
→ k falešně pozitivní detekci může dojít maximálně (celkově) s pst  $\alpha$
  - pro statistické testování jednotlivých voxelů tedy bude platit

$$\alpha_v = \frac{\alpha}{N} \quad N \dots \text{počet voxelů}$$

- velmi přísná korekce – voxely jsou korelované  
→ volí se něco mezi

#### 4. grafické znázornění

- druhy experimentů
  - blokové experimenty  
→ pravidelně střídáme bloky aktivit  
experimenty založené na událostech  
→ stimuly vysíláme náhodně
- vlastnosti
  - +: neinvazivní metoda  
in-vivo  
relativně dobré prostorové rozlišení
  - : špatné časové rozlišení  
nutnost průměrování (nelze snímat ojedinělé jevy)