



Principy zobrazovacích metod

RTG, CT, MR, UZV

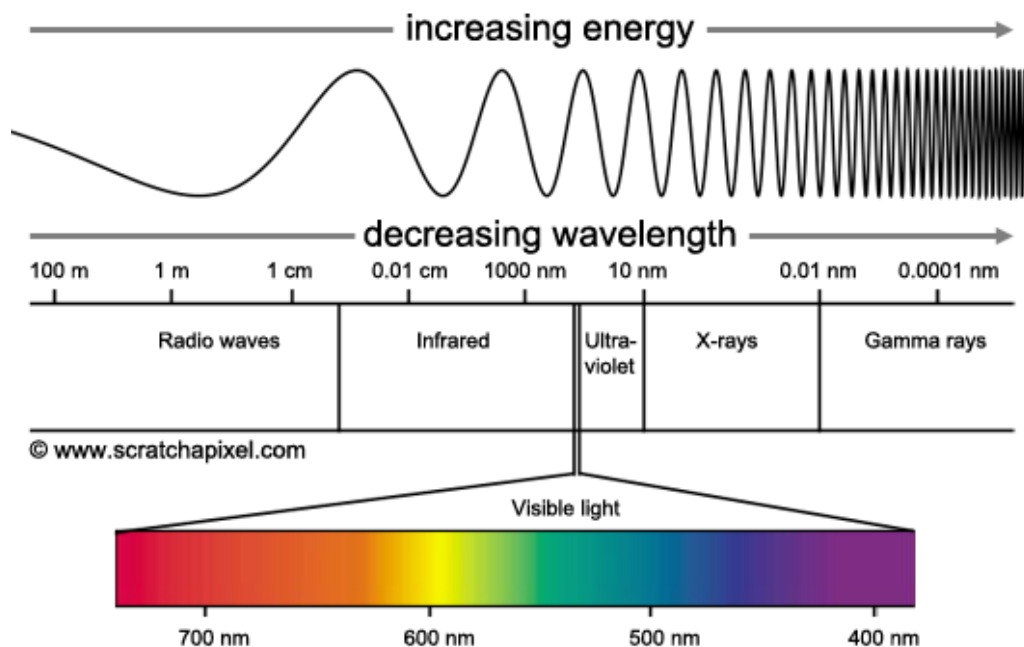
Klinika zobrazovacích metod

RTG zobrazovací metody

- skiografie – statické zobrazení, hlavně pro diagnostiku kostí ale i měkkých tkání
- skiaskopie – dynamické zobrazení, zobrazení pohybu orgánů (peristaltika jícnu, srdeční pohyby...), používá se pulzní režim (ke snížení radiační zátěže)
- DSA – digitální subtrakční angiografie – vyšetření cév s kontrastní látkou (diagnostická a terapeutická)
- CT – výpočetní tomografie – zobrazí celé tělo v sérii řezů

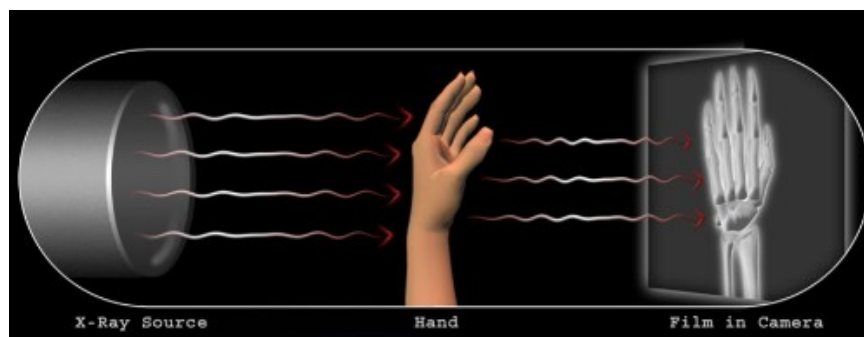
RTG záření

- rentgenové záření – elektromagnetické záření o vlnové délce 10nm až 1pm a energii 5 – 200 keV
 - měkké rentgenové záření - vlnová délka je větší, frekvence menší
 - tvrdé rentgenové záření - vlnová délka je menší, frekvence větší
- ionizující záření – radiační ochrana



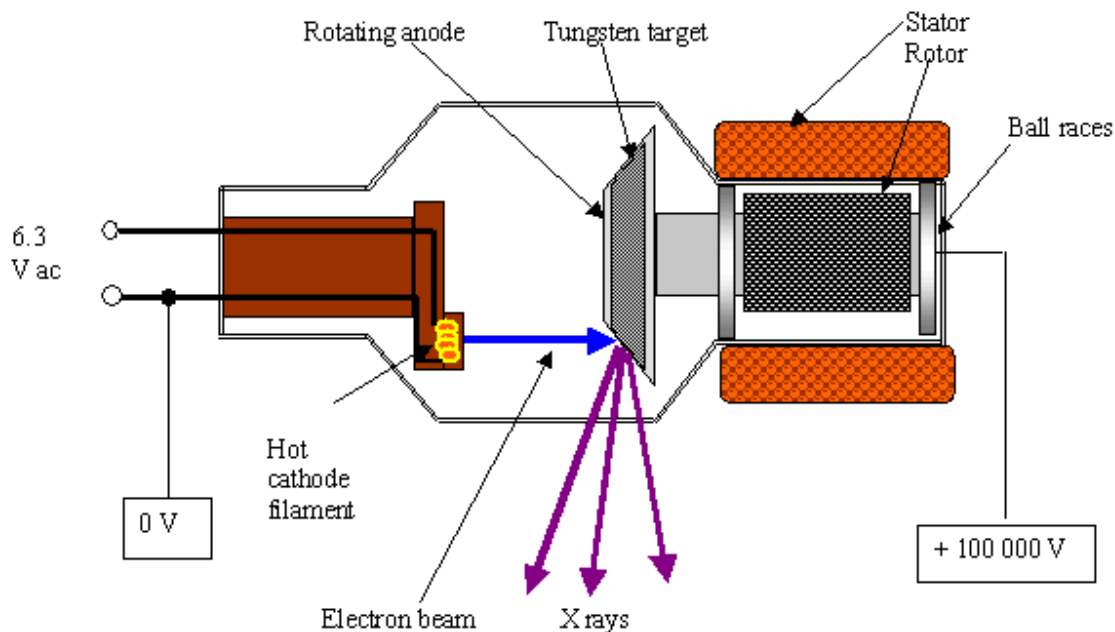
Princip RTG zobrazování

- rozdílná absorpce a rozptyl RTG záření v jednotlivých tkáních těla
- obraz vzniká různým útlumem svazku v různých tkáních těla a jejich projekcí na detektor rtg záření
- RTG snímek (1 projekce) je sumačním zobrazením originální scény
 - sumace = zobrazení všech struktur do jedné roviny, dojde ke ztrátě informace o hloubce uložení jednotlivých tkání
 - skiografie – dvě na sebe kolmé projekce; CT – mat. rekonstrukce obrazu z řady projekcí z různých úhlů)



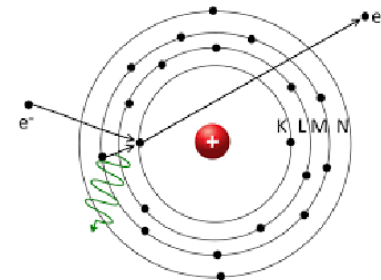
Rentgenka

- zdrojem záření v radiologii je rentgenka = vakuová trubice obsahující dvě elektrody – rozžhavením **katody** jsou uvolněny elektrony, které jsou díky vysokému napětí mezi katodou a anodou výrazně urychleny. Při dopadu na **anodu** se jejich kinetická energie mění na teplo (99%) a **fotony RTG záření*** (1%). Využitelná část záření vychází v podobě svazku výstupním okénkem v krytu rentgenky.
- * konverze na RTG fotony se děje dvojím způsobem - vzniká charakteristické a brzdné záření



- při dopadu elektronů na anodu vzniká charakteristické a brzdné záření
- interakce záření s hmotou je dvojí – Comptonův rozptyl a fotoelektrický jev

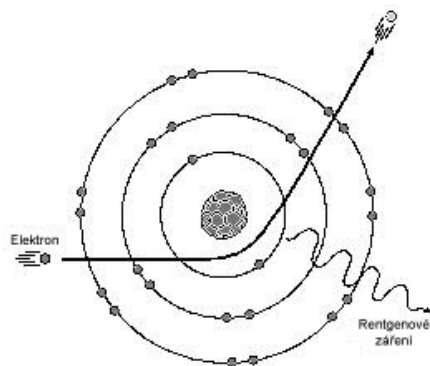
Charakteristické záření



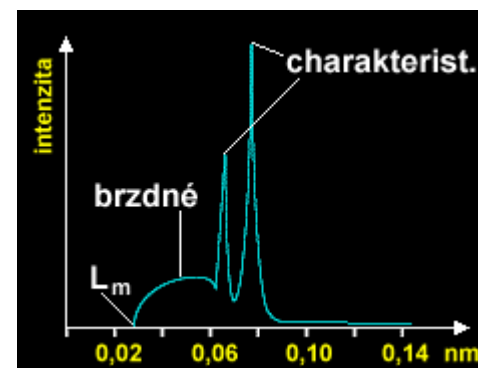
- vzniká interakcí RTG fotonu s elektronovým obalem
- letící elektron interaguje s obalem tím způsobem, že předá energii elektronu z některé vrstvy, a tím ho vyrazí z jeho místa – volné místo po elektronu je zaplněno jiným elektronem z jiné (vnější) vrstvy
- rozdíl energií elektronů je uvolněn v podobě fotonu RTG záření – vyzářený foton má určitou hodnotu energie (kvantum) – je charakteristické pro dané dvě vrstvy, mezi kterými k přeskoku došlo a zároveň i pro konkrétní prvek (wolfram)

Brzdné záření

- elektron letící z katody může letět v blízkosti jádra atomu anody, kde dojde ke zbrždění elektronu, ztrátě energie a změně směru letu → úbytek energie se uvolní v podobě fotonu RTG brzdného záření

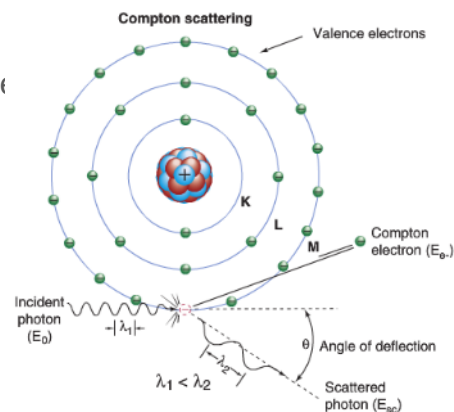


Spektrum (grafické znázornění zastoupených energií a množství záření (počet fotonů) v RTG svazku) je tvořeno superpozicí spojitého spektra brzdného záření a diskrétního spektra charakteristického záření (píky).



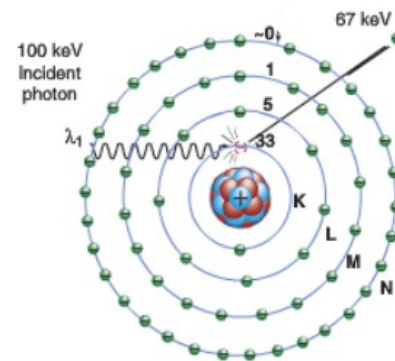
Comptonův rozptyl

- při běžných diagnostických vyšetřeních nejvýznamnější interakce
- interakce mezi RTG fotonem a elektrony ve valenční vrstvě
- foton předá část své energie elektronu a způsobí jeho ionizaci, zbytek energie fotonu se uvolní ve formě rozptýleného fotonu, který má menší energii a letí jiným směrem (zdroj rozptýleného záření)
- pro RTG diagnostiku je tato interakce nežádoucí – degradace obrazu
- s rostoucím anodovým napětím roste podíl rozptýlených fotonů ve svazku záření



Fotoelektrický jev

- interakce mezi RTG fotonem a elektronem
- foton předá veškerou energii elektronu, který je vytržen z atomového obalu – dojde k pohlcení fotonu, mechanismus útlumu RTG záření
- pro RTG diagnostiku žádoucí interakce – nevznikají žádné sekundární fotony a nedochází k degradaci obrazu
- fotoefekt je dominantní interakcí v případě použití nízkých energií RTG fotonů



Anodové napětí a proud

Anodové napětí odpovídá maximální energii záření ve spektru, zároveň také ovlivňuje rozložení a množství nižších energií ve spektru.

Zvýšením napětí se zvětší maximální energie i celkové množství záření, mění se kvalita i kvantita záření.

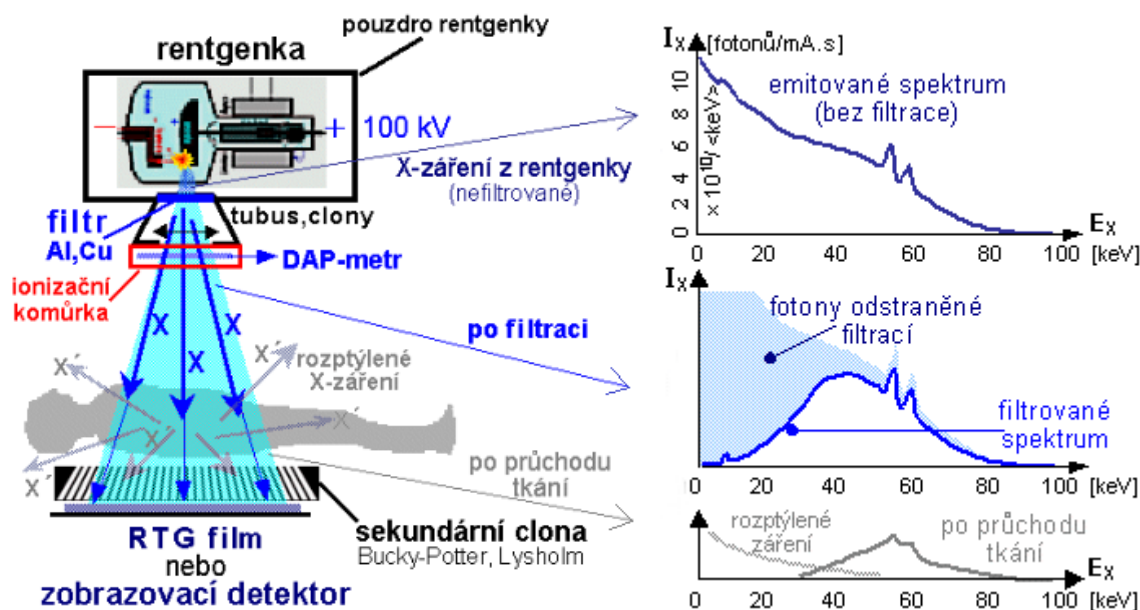
Proud udává množství záření (množství fotonů) ve svazku, tím ovlivňuje prokreslenost snímku, čím vyšší je, tím více bodů obrazu snímek obsahuje (analogie k rozlišení), s rostoucím proudem se výrazně zvyšuje radiační zátěž, zvyšování expozičního proudu lze pouze s ohledem na radiační zátěž a dodržení principů radiační ochrany.

Součin anodového proudu a doby expozice – elektrické množství [mAs] vyjadřuje celkovou plochu pod křivkou, tedy celkové množství záření.

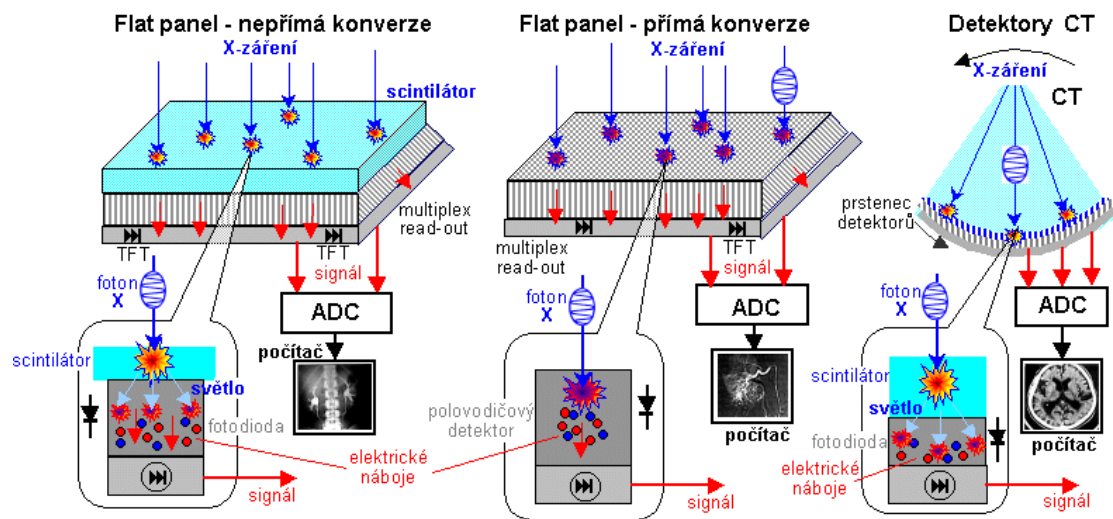
Čím vyšší je energie fotonů, tím je záření tvrdší a má větší pronikavost pacientem.

Velmi nízké energie, které neprojdou pacientem a pohltily by se kůží nebo v mělce uložených tkáních se ze spektra odstraňují (filtrují), k tomu slouží primární filtrace (filtrací se snižuje radiační zátěž pro pacienta).

- **primární filtr** – k pohlcení nízkoenergetických fotonů
- **kolimátor** – určuje velikost a tvar svazku RTG záření
- **sekundární (Buckyho) filtr** – umístěn mezi pacientem a detektorem, redukuje vliv rozptýleného záření (z Comptonova rozptylu)
- **detektory** – kdysi fotografický film, nyní digitální (kazety, flat panely)



- **výpočetní nepřímá radiografie (CR – computed radiography)**
 - obraz zaznamenán na speciální folii v kazetě, následně se vyčte ve speciální čtečce pomocí fotostimulace červeným laserovým paprskem
- **přímá radiografie (DR – direct radiography)**
 - snímání obrazu detektorem zabudovaným přímo v rentgenovém přístroji (odpadá manipulace s kazetami)
 - flat panel detektory:



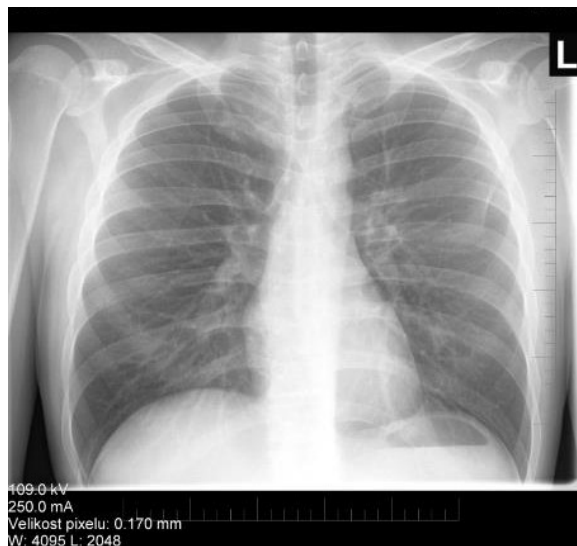
Skiografie

- obraz je dvojrozměrný záznam trojrozměrného objektu
- při snímkování prochází svazek záření vyšetřovanou oblastí, kde se absorbuje v závislosti na složení tkání
 - tkáně, které absorbují více záření vytvářejí na snímku **zastínění** (bílé), tkáně absorbující méně zase **projasnění** (černé)
- snímek je negativ – projasnění „tmavší“, zastínění „světlejší“
- při snímkování se zhotovují snímky ve dvou projekcích, nejčastěji předozadní (AP) a boční
 - výjimkou je snímek hrudníku který se zhotovuje jako zadopřední (PA)

Skiagrafie



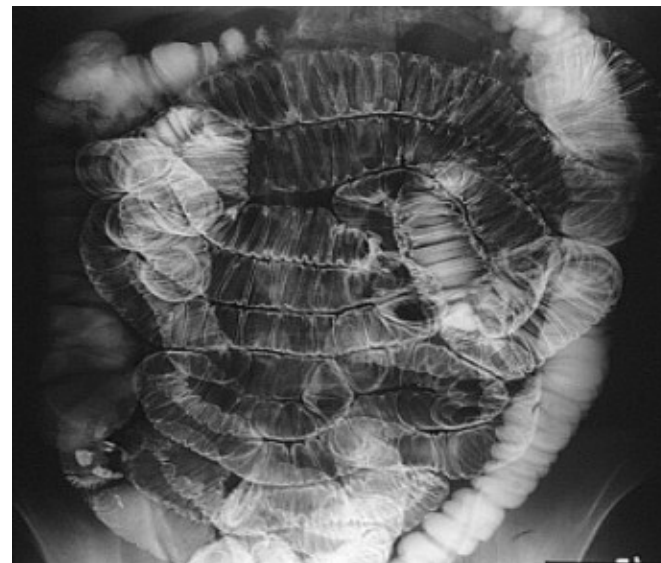
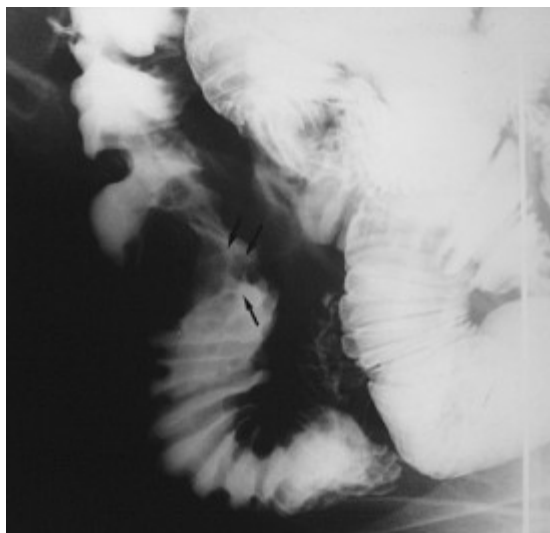
RTG skiagrafie – snímky



- = prosvěcování – kontinuální sledování RTG obrazu
 - rentgenka vydává kontinuálně záření, které prochází pacientem a dopadá na skiaskopický štít
 - štít je součástí zesilovače obrazu, ze kterého je obraz převeden na monitor a digitalizován (obraz je možné archivovat)
- větší radiační zátěž a menší rozlišovací schopnost i kontrast X dobré zobrazení dynamických dějů (oproti skiagrafii)
- indikace:
 - vyšetřování GIT – vyšetření hltanu, jícnu, žaludku, duodena a pasáž tenkým střevem

RTG skiaskopie – snímky

- Divertikly jícnu
- Cizí těleso v jícnu
- Tumor jícnu
- Crohnova choroba střev
- Normální nález

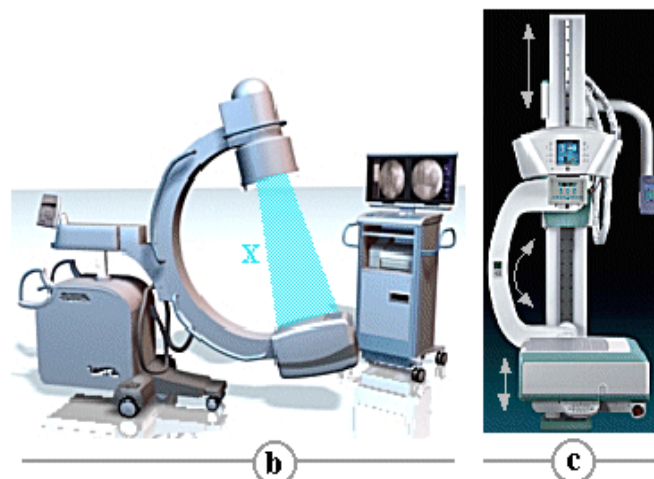
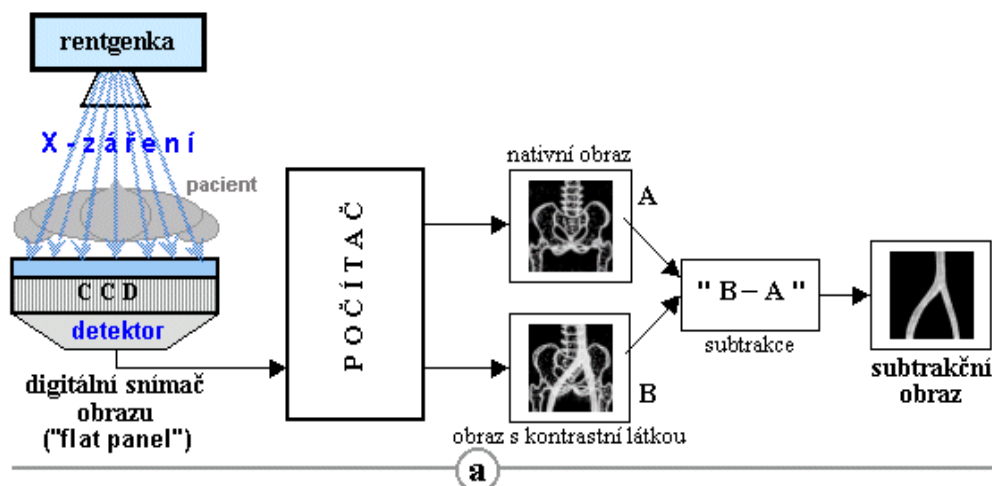


Skiaskopie

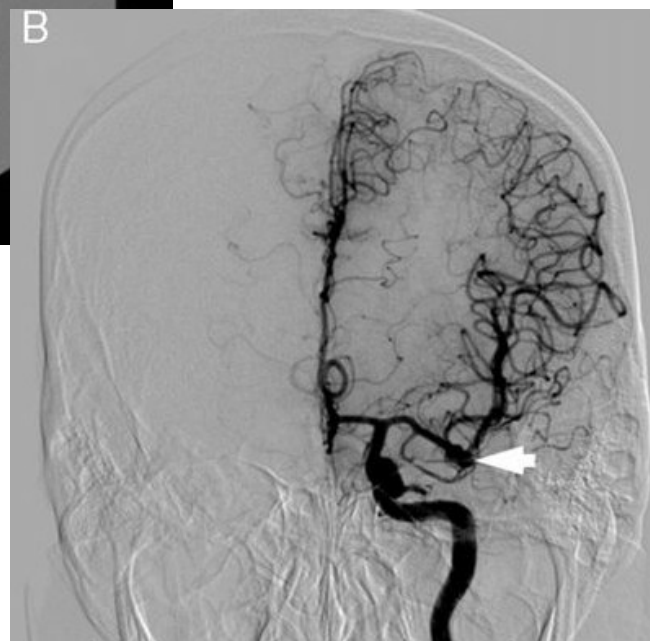
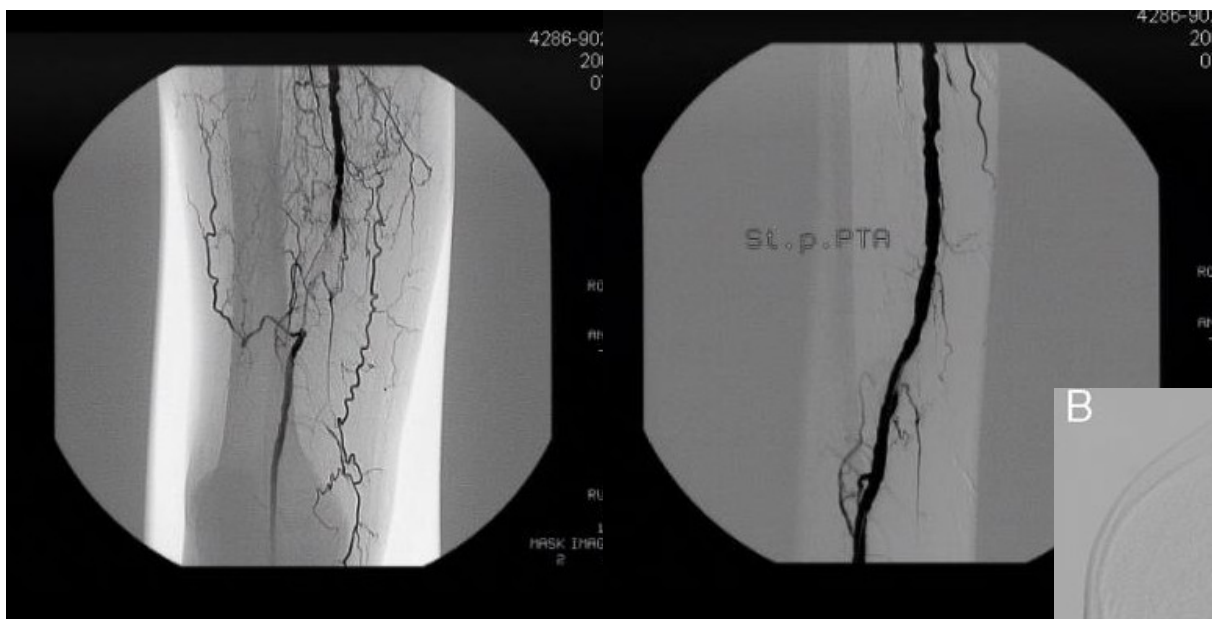


Digitální subtrakční angiografie – DSA

- počítačová subtrakce obrazů před a po nástřiku kontrastní látky – vede k odstranění struktur v nativním obraze, proto se zobrazí pouze kontrastní látkou naplněné cévy
- diagnostika i terapie
- CT, MR angiografie (arteriografie, flebografie) – invazivní i neinvazivní



DSA



Angiografie – C-rameno



Pojízdné RTG



- pozitivní – jodové či baryové
 - » mají vysokou absorpční schopnost a na snímcích dávají sytý stín
 - » je nutné prodiskutovat s pacientem možné alergické reakce

- negativní – vzduch, kyslík či CO₂
 - » pohlcují záření méně než vyšetřovaný orgán
 - » využívají se pro projasnění rentgenových snímků

Ochrana před RTG zářením

- ionizující záření je nebezpečné



- hlavní způsoby redukce ozáření:

- stínění – ochranné zástěry, límce, brýle
- čas – zkrátit na minimum
- vzdálenost – množství záření klesá se čtvercem vzdálenosti



- princip ALARA – „as low as reasonably achievable“
- dozimetry, monitorování pracoviště

Radiační zátěž

- jakákoli dávka záření působící na člověka je spojená s potenciálním zdravotním rizikem – princip zdůvodnění, princip optimalizace (nejsou limity), diagnostické referenční úrovně (DRÚ)
- pravděpodobnost vzniku biologických stochastických účinků je úměrná absorbované radiační dávce [mGy] a velikosti ozářené oblasti [cm³]
 - skiografie a skiaskopie = DAP (Dose Area Product) [mGy.cm²] – součin absorbované dávky D a plochy S ozářené oblasti
 - CT = DLP (Dose Length Product) [mGy.cm] – součin absorbované dávky D a délky L ozářené oblasti
 - přepoččet na efektivní dávku E_f [mSv]

Vyšetření (zdroj)	Efektivní dávka
Přírodní pozadí	průměrně 2,2 mSv/rok*
Snímky končetin a kloubů (mimo kyčelních)	< 0,01 mSv
Snímek hrudníku (zadopřední projekce)	0,02 mSv
Snímek lebky	0,07 mSv
Snímek břicha	1 mSv
Snímek bederní páteře (2 projekce)	2,4 mSv
Vylučovací urografie	2,5 mSv
Kontrastní vyšetření žaludku nebo tlustého střeva	3–7 mSv
CT hlavy	2,3 mSv
CT hrudníku nebo břicha	8–10 mSv
Skiaskopie	1–10 mSv/minutu
Scintigrafie skeletu	4 mSv

Tab. 1 Typické hodnoty efektivních dávek pro vybraná konvenční rentgenová a CT vyšetření

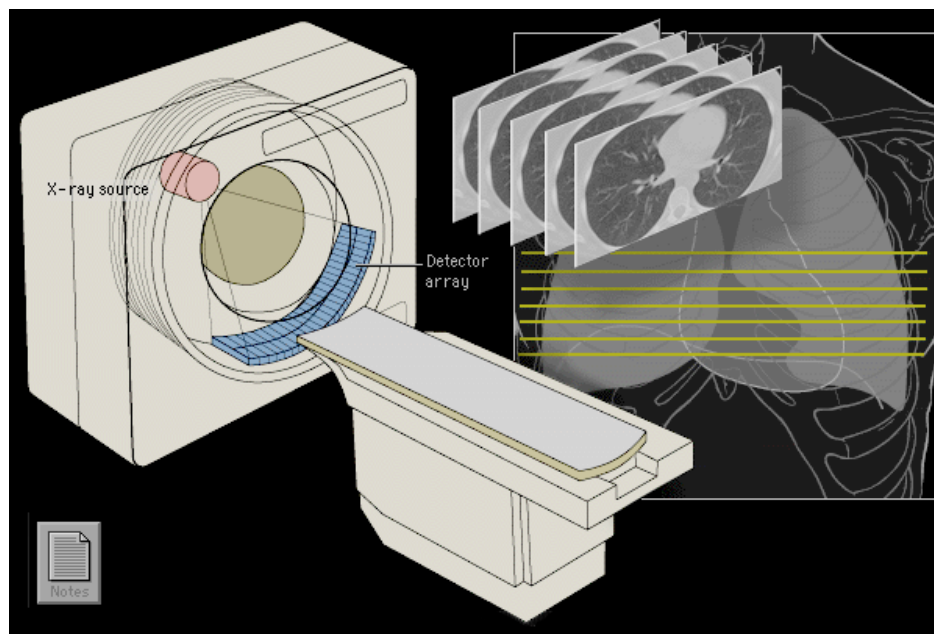
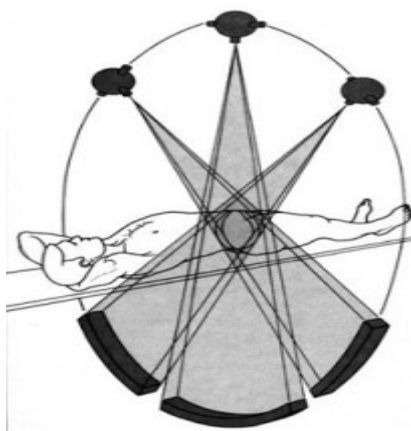
Diagnostický výkon		Typické efektivní dávky (mSv)	Přibližná doba pro stejné ozáření z přírodních zdrojů
Konvenční rentgenová vyšetření	Končetiny a klouby	< 0,01	< 1,5 dne
	Plíce (jeden PA snímek)	0,02	3 dny
	Lebka	0,07	11 dní
	Mamografie (skreening)	0,1	15 dnů
	Kyčle	0,3	7 týdnů
	Pánev, hrudní páteř	0,7	4 měsíce
	Břicho	1,0	6 měsíců
	Bederní páteř	1,3	7 měsíců
	Polykací akt	1,5	8 měsíců
	IVU	2,5	14 měsíců
	Vyšetření žaludku, střevní pasáž	3	16 měsíců
	Irigoskopie	7	3,2 roku
CT vyšetření	CT hlavy	2,3	1 rok
	CT hrudníku	8	3,6 roku
	CT břicha nebo pánve	10	4,5 roku

Výpočetní tomografie – CT



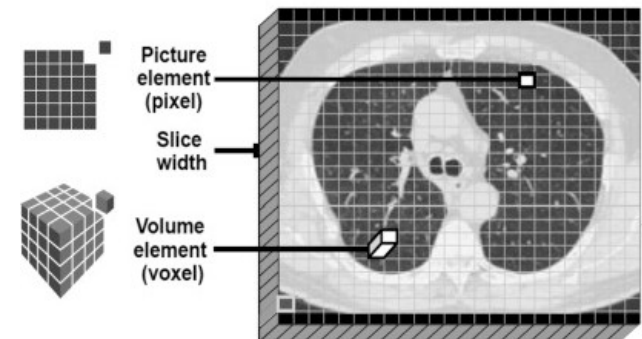
Výpočetní tomografie – CT

- za použití RTG záření umožňuje zobrazení těla v sérii řezů → úzký řez je získaný z řady RTG projekcí z několika úhlů
- řezy jsou rekonstruovány z měření koeficientů útlumu rentgenových paprsků v objemu studovaného objektu (kolik rentgenového záření je absorbováno v tkáních) – výsledný obraz vzniká matematickou rekonstrukcí (pomocí Fourierovy transformace)



Princip CT

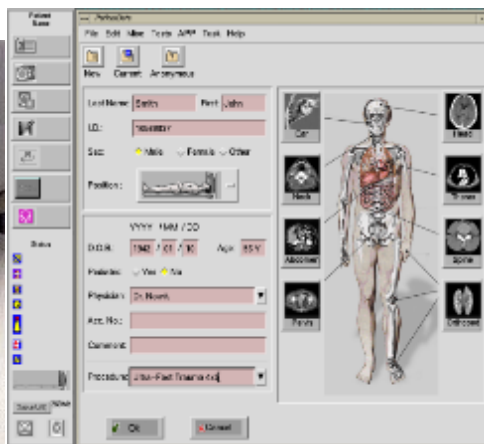
- pacient je prozářen z nejrůznějších úhlů v jedné rovině - získáme několik set projekcí
- úkolem výkonného počítače je zrekonstruovat plošný řez vyšetřovaným objektem = vypočítání velké soustavy rovnic
- vyšetřovaný řez je pokryt maticí objemových elementů, tzv. voxelů
- u rekonstrukce CT obrazu je základním úkolem zjistit hodnoty zeslabení v každém tomto voxelu → několik typů rekonstrukcí:
 - základní je **rekonstrukce pomocí zpětné projekce**
 - pokročilejší je pak **iterativní rekonstrukce**



Základní části CT

- ovládací konzole
 - nastavení parametrů skenování (kVp, mA, doba skenování, rekonstrukční filtr atd.)
 - nastavení režimu skenování - digitální projekce, axiální nebo volumetrický snímek
 - prohlížení a archivace snímků
 - následné zpracování
- gantry – rentgenka, detektory
- posuvný stůl

CT-Rotation.orgv



Postup CT vyšetření

1. určení rozsahu oblasti zájmu a nastavení orientace roviny vrstev

- zhotovení tzv. **topogramu (scout)** = přehledný sumační rtg snímek – slouží k nastavení skenovacích vrstev

2. nastavení skenovacích (akvizičních) parametrů

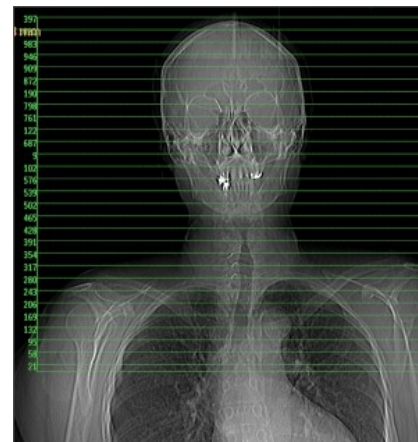
- šířka vrstvy, posun stolu, atd.

3. nastavení obrazových (rekonstrukčních) parametrů

- např. velikost zobrazovaného pole, výpočetní algoritmus

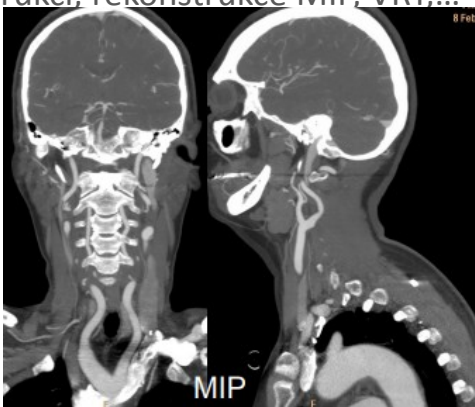
4. zpracování obrazu (postprocessing)

- např. volba filtrace, zvětšení obrazu, měření vzdáleností a denzity
- zhotovení 2D a 3D rekonstrukcí, rekonstrukce MIP, VRT,...



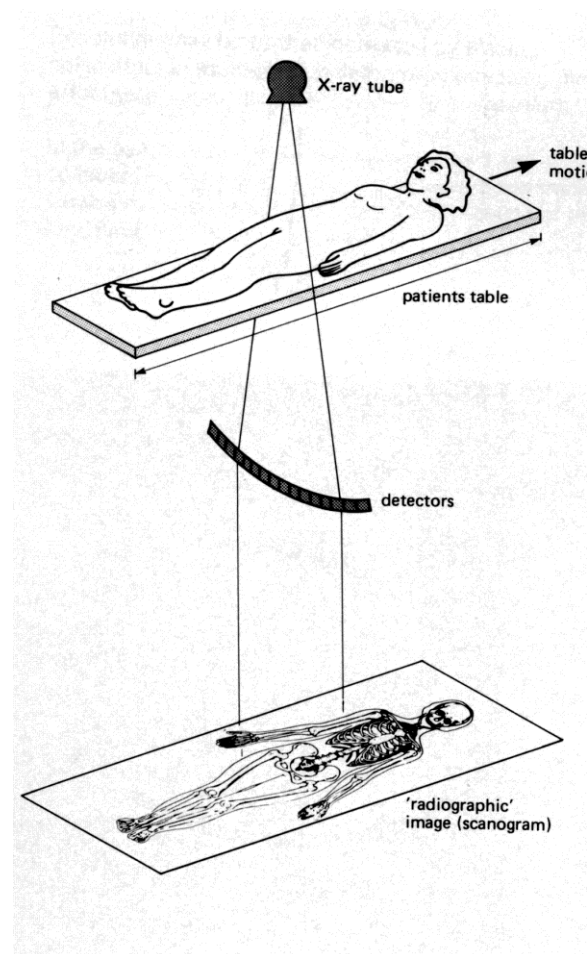
MIP – projekce maximální intenzity, z angl. maximum intensity projection

VRT – technika 3D rekonstrukce, z angl. volume rendering technique



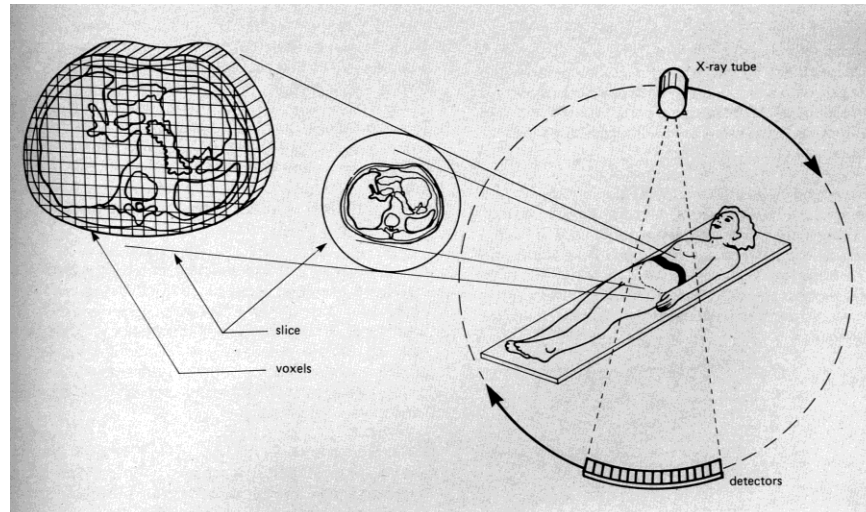
Digitální projekce – scout

- rentgenka a detektor zůstávají na místě
- stůl s pacientem v pohybu
 - se zapnutým snímáním
- vzniká obraz pokrývající širší anatomický region
 - podobné klasickému RTG
- ***využívá se k lokalizaci a následnému plánování***



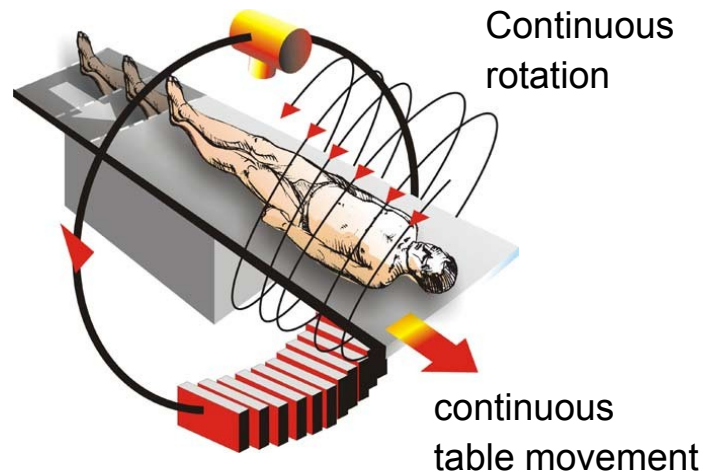
Axiální CT

- rentgenka a detektor rotují o 360° nebo více (420°)
- stůl s pacientem se nehýbe
- vzniká *jeden řez*
- po provedení je stůl posunut a proces se opakuje
- 3D obraz je skládán z jednotlivých 2D řezů



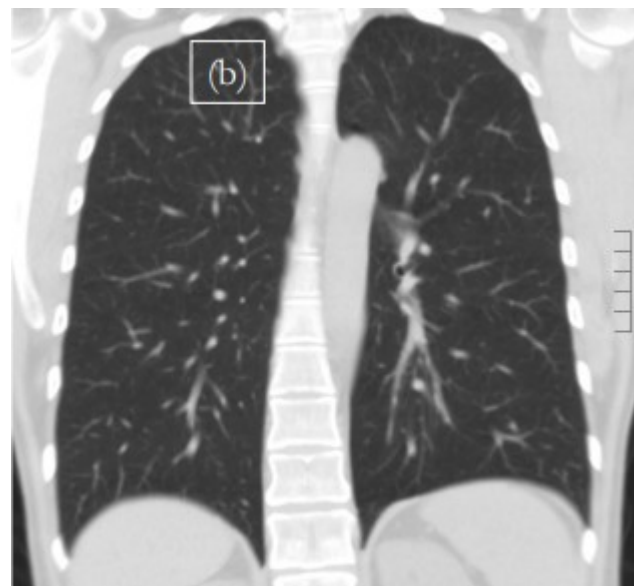
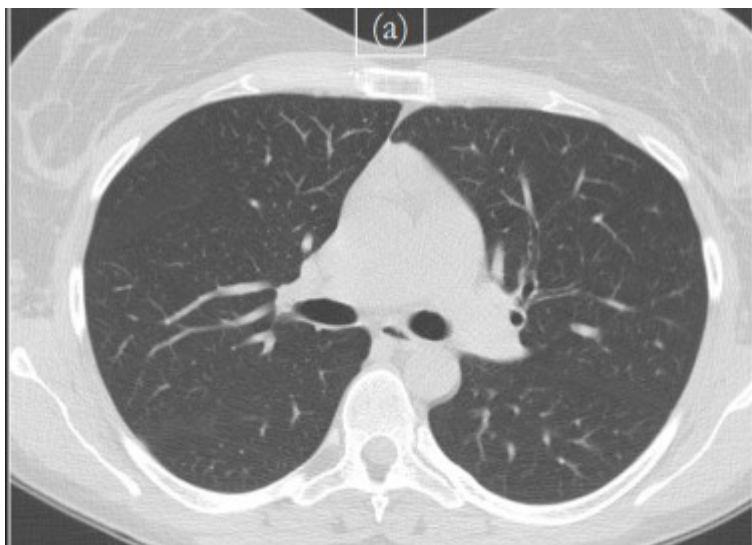
Volumetrické CT

- rentgenka i detektor rotují o 360° – kontinuální rotace
- stůl je v pohybu – kontinuální posun stolu
- vzniká „spirální“ obraz
- není potřeba čekat mezi pohybem stolu a snímáním
- možnost vyšetřit značný kraniokaudální rozsah při jediném zadržení dechu



Geometrické rozlišení

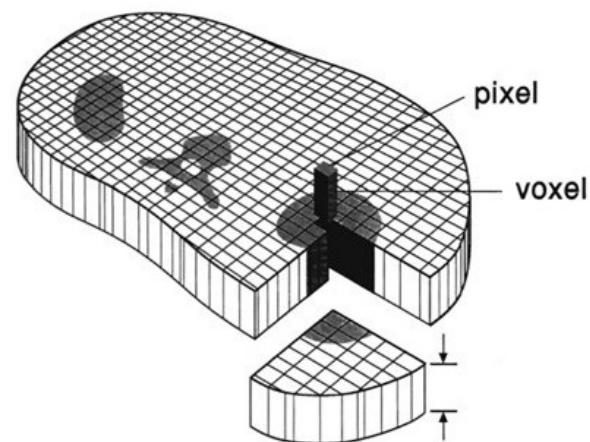
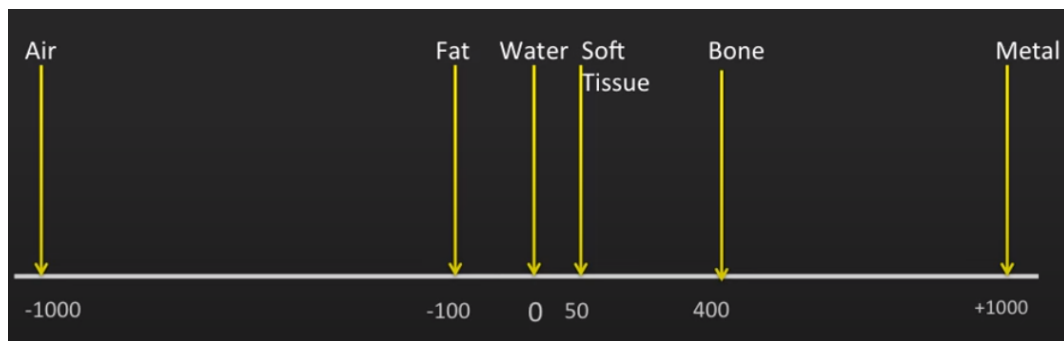
- CT umožňuje izotropní geometrické rozlišení ve všech třech rovinách – tvoříme diagnosticky rovnocenné multiplanární (koronární a sagitální) obrazové rekonstrukce z nasnímaných axiálních vrstev



původní axiální 1mm vrstva (a) a korunární rekonstrukce s téměř identickým geometrickým rozlišením (b) z vyšetření hrudníku multidetektorovým CT přístrojem

CT čísla – Hounsfieldovy jednotky

- řez je tvořen **voxely** – objemové částičky (analogie pixelu v planárním 2D obraze) – výsledná hodnota absorpce voxelu (tj. míra absorpce a rozptylu procházejícího záření) je následně vyjádřena pomocí denzitní jednotky – Hounsfieldovy jednotky [HU] (CT číslo)
- konkrétním hodnotám HU pak na monitoru odpovídají konkrétní hodnoty stupně šedi
 - lidské oko není schopno rozeznat tolik odstínů šedi – volba okna s daným rozsahem CT čísel
 - čím nižší je absorpce záření v daném voxelu, tím tmavší je odstín odpovídajícího pixelu – ploše jednoho pixelu je přiřazena jedna číselná hodnota HU, celý pixel je proto homogenní

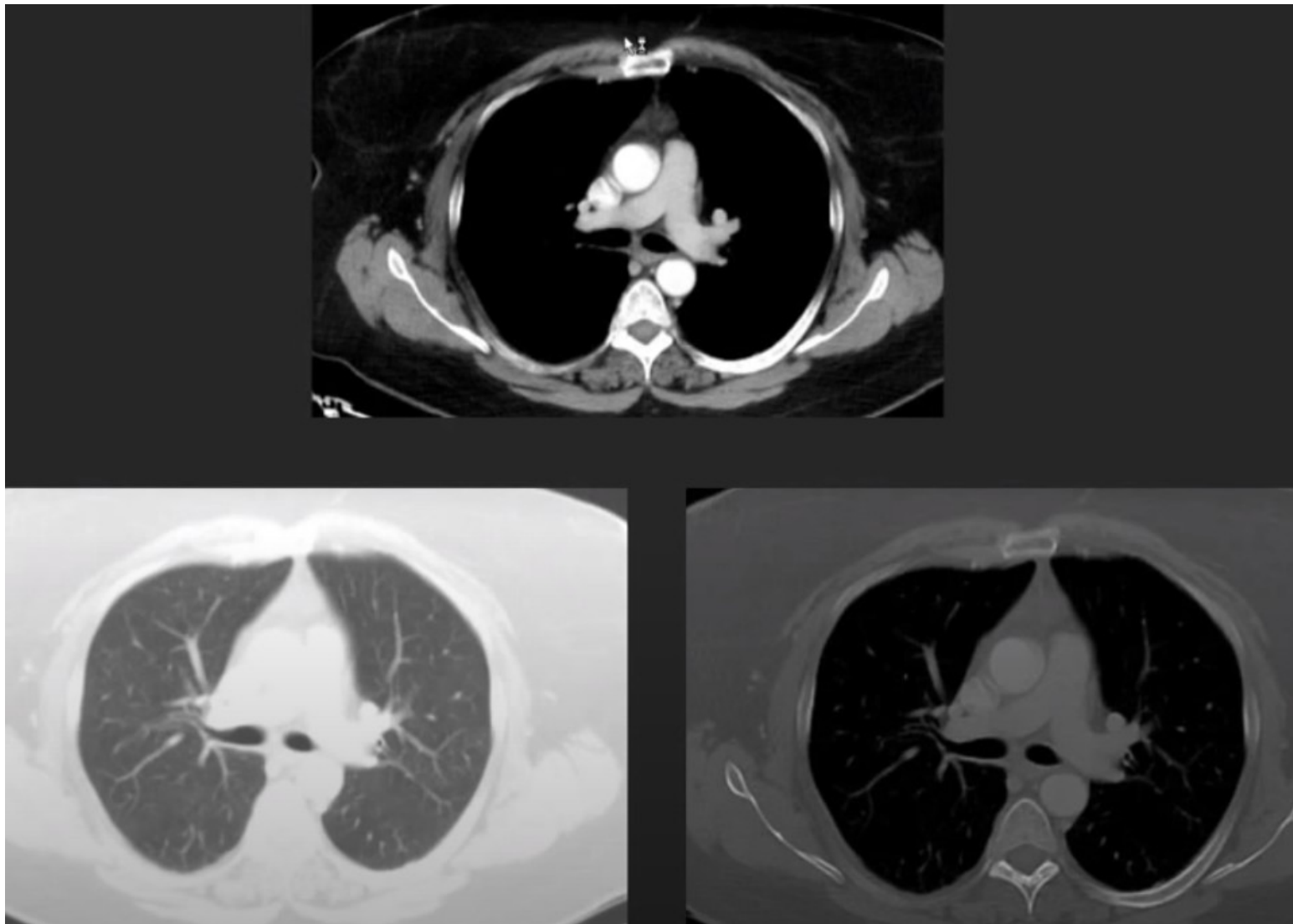


Volba okna – CT čísla

- okno určují dvě hodnoty – window a level
- window – kolik CT čísel v rámci 256 odstínů šedi zobrazíme
- level – kde má okno střed – ten se volí s ohledem na CT číslo typu tkáně, která nás nejvíce zajímá
- čím užší okno je, tím kontrastněji se zobrazí tkáně s podobnou denzitou

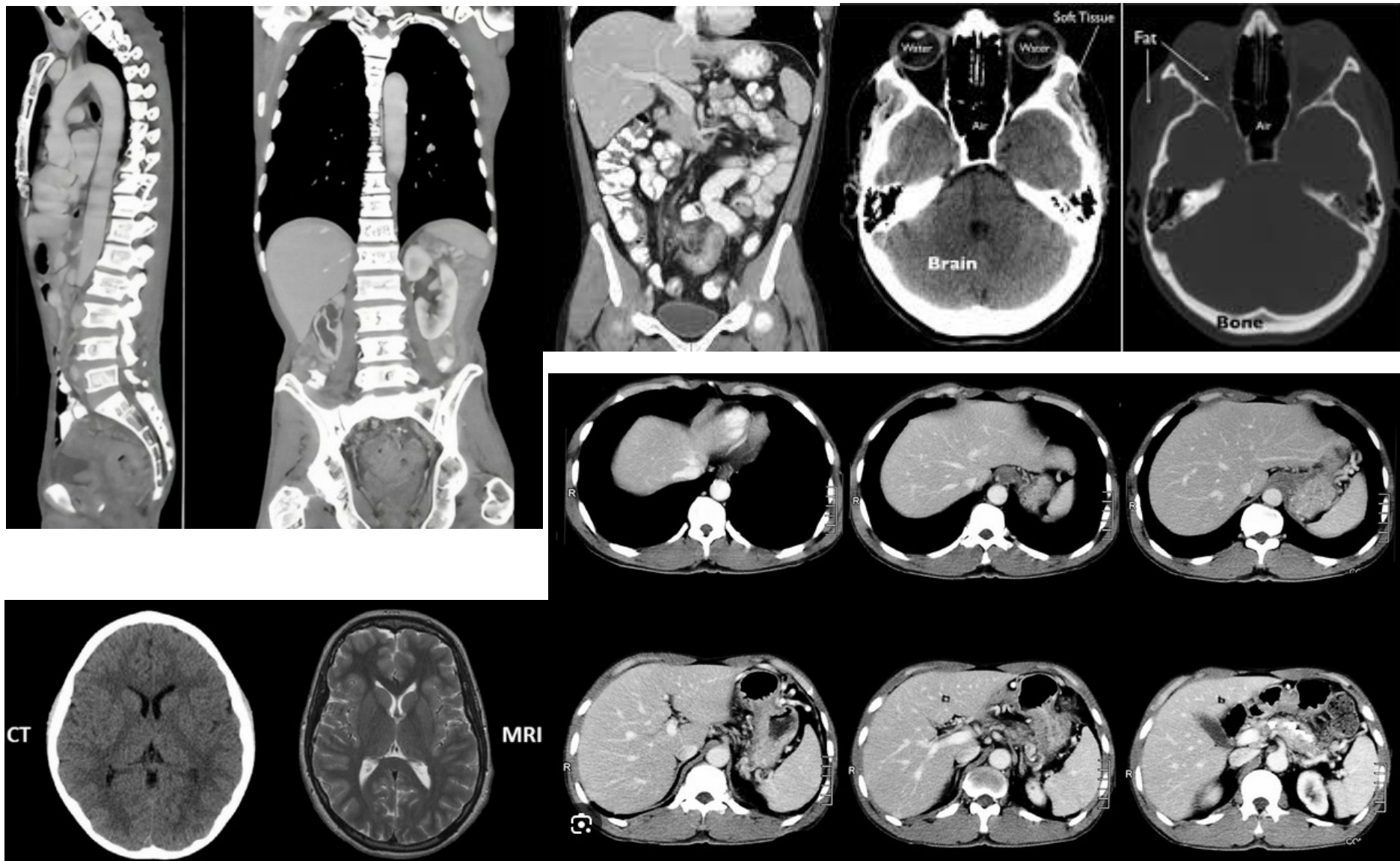
Tkáň	CT číslo
vzduch	-1000
tuk	-50 - -100
voda	0
likvor	15
bílá hmota mozková	30
šedá hmota mozková	40
krev	45
játra	50–60
svaly	35–75
vazivové tkáně	60–90
chrupavka	80–130
kost	1000–3000

Volba okna – CT čísla



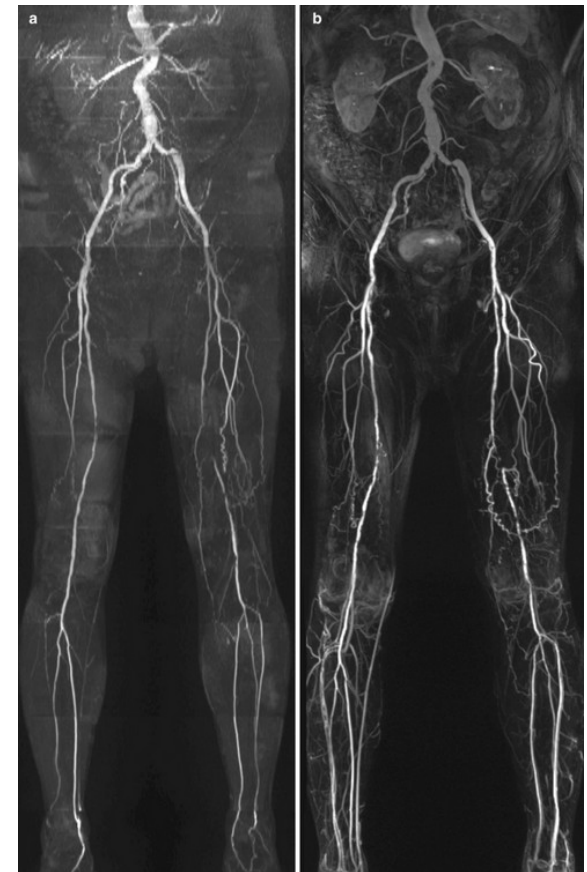
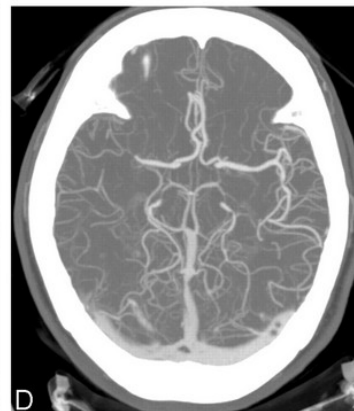
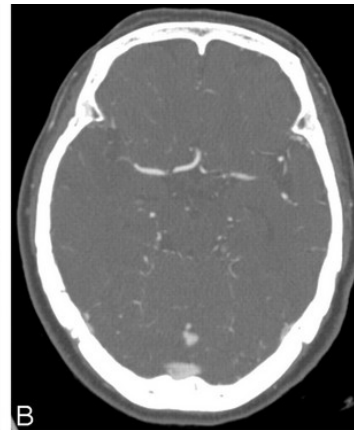
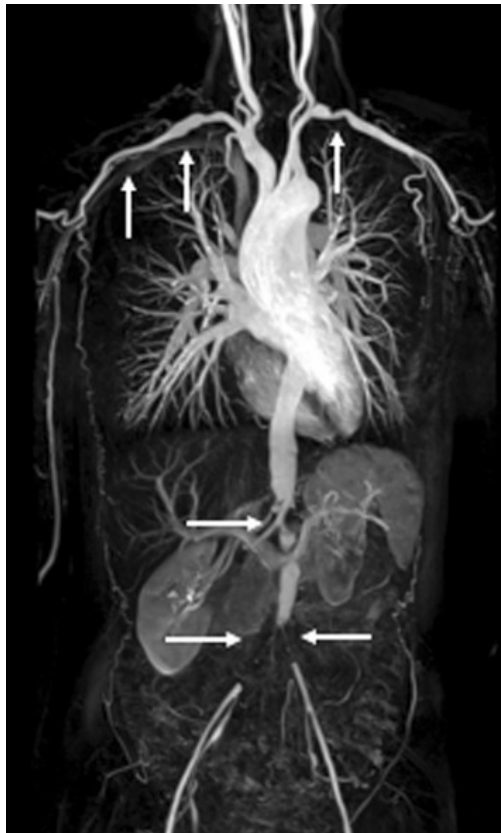
- **v urgentní medicíně není kontraindikace k vyšetření**
- široké využití v diagnostice a také k terapeutickým výkonům
 - první volba u akutních stavů, např. CT mozku při cévních mozkových příhodách a úrazech hlavy či nitrolebním krvácení
 - spolehlivě zobrazí i úrazové změny orgánů hrudníku, břicha, pánve i zlomeniny kostí
 - podezření na choroby aorty – výduť nebo disekce (odtržení výstelky) aorty
 - angiografie (vyšetření cév) – především pro zobrazení velkých tepen (aorty, ledvinné tepny, pánevní tepny, krkavice) a také pro zobrazení mozkových tepen (v mnohých případech již dovoluje nahradit klasické angiografické vyšetření)
- *v následujících stavech může být vyšetření provedeno pouze v mimořádných případech:*
 - gravidita (těhotenství)
 - těžké formy polyvalentní alergie
 - renální insuficience (porucha vylučovací funkce ledvin)
 - neléčená nekorigovaná hypertyreóza (zvýšená funkce štítné žlázy)
 - feochromocytom (nádor produkující katecholaminy)
- **výhoda – rychlé vyšetření**
- **nevýhoda – škodlivé ionizující záření**
 - i.v. aplikace jodové kontrastní látky může mít nežádoucí účinky mírné - návaly horka, pocení, nevolnost, zarudnutí, svědění, vyrážka a ve zcela výjimečných případech se může objevit i těžká alergická reakce charakteru anafylaktického šoku

CT snímky

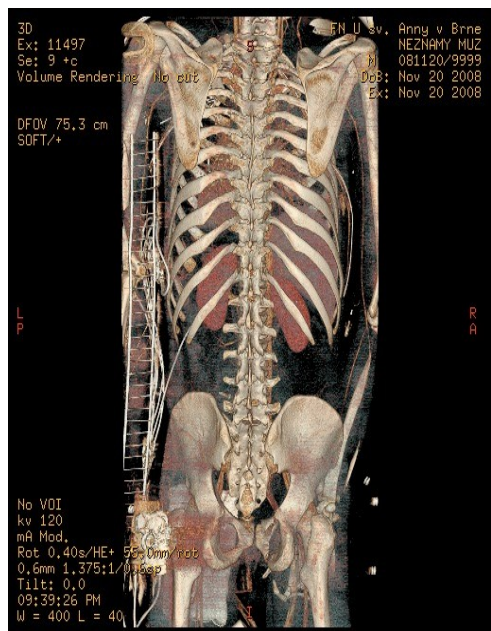
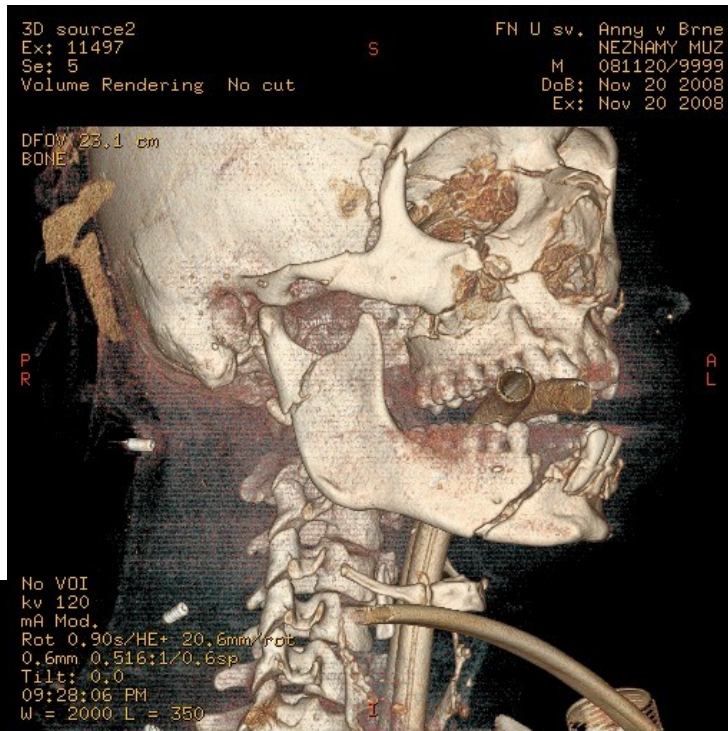
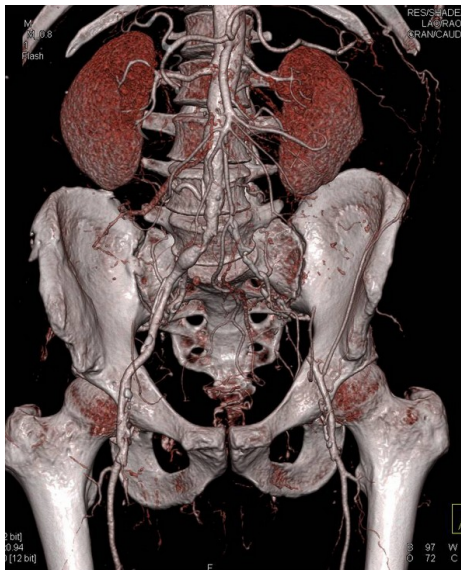


MIP (Maximum Intensity Projection)

MIP rekonstrukce jsou realizovány pro zvýraznění struktur s vyšší denzitou (cévy naplněné kontrastní látkou, kosti, konkrementy s obsahem kalcia)



VRT (Volume rendering technique)

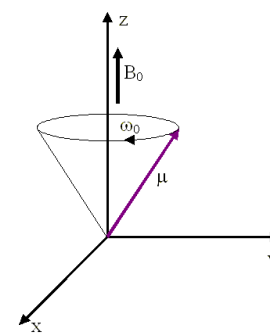
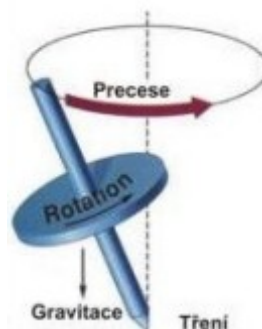
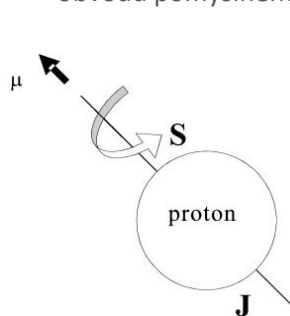


Magnetická rezonance – MR

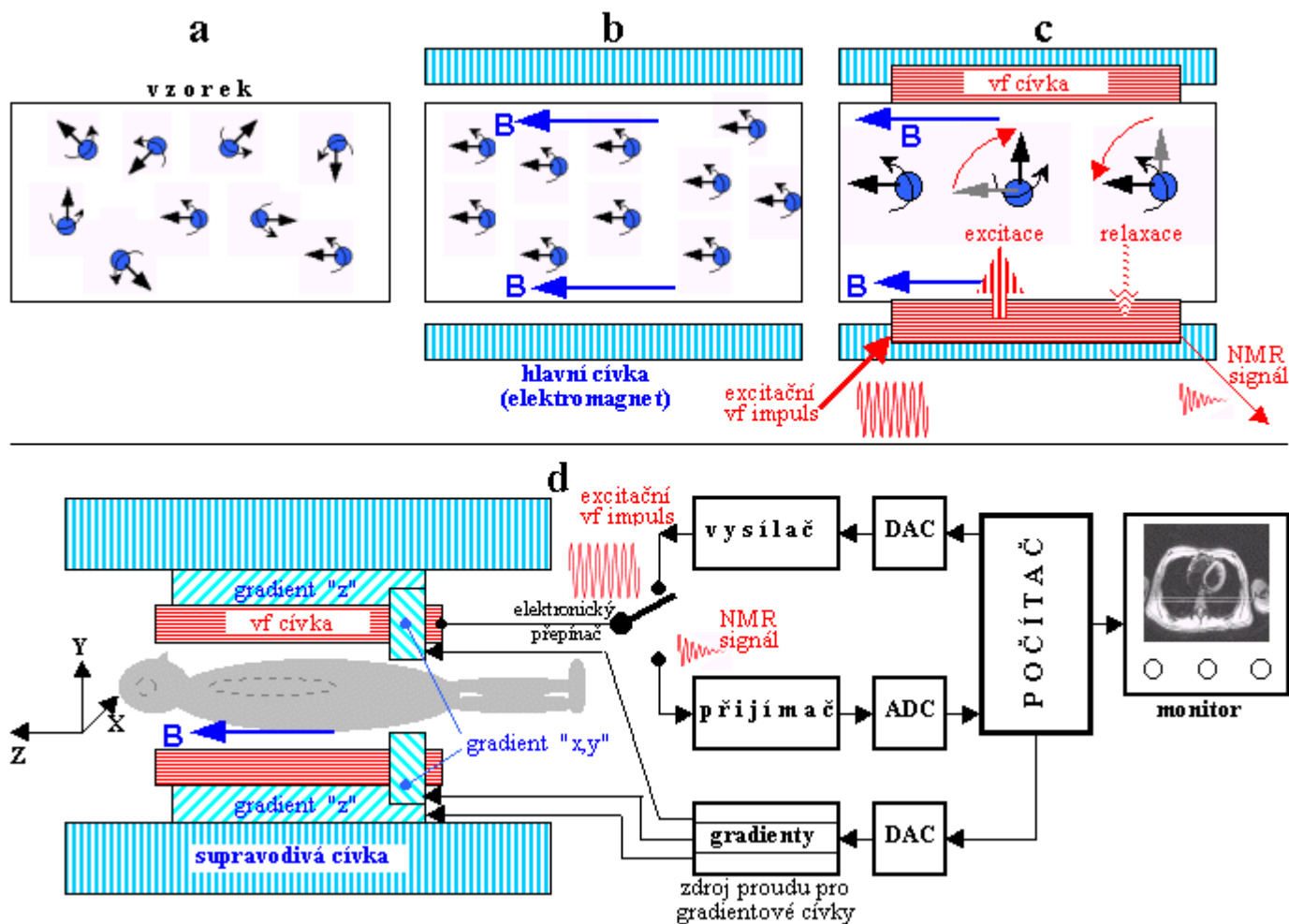


Princip MR

- MR pracuje s jádrem atomu **vodíku** (lidské tělo je tvořeno ze 60% H_2O)
 - protony v jádře neustále rotují kolem své vlastní osy v pohybu nazývaném **spin**
 - pohybující protony jsou kladně nabitě částice, které vytváří **magnetické pole** a vykazují **magnetický moment** – ten je zdrojem MR signálu
 - pokud je takové jádro vloženo do vnějšího magnetického pole (nejčastěji 1,5 – 3T), dochází k interakci – dojde ke srovnání magnetických momentů (os rotace) s vnějším magnetickým polem (obrázky na dalším slajdu)
 - v námi zvoleném objemu tkáně tak bude možno pozorovat výsledný vektor tkáňové magnetizace M_0 , který je orientován stejně jako vnější magnetické pole B
 - pro zobrazování dodáváme do tkáně tzv. **radiofrekvenční pulzy** (rf pulzy) – vodíková jádra se vychylují od své rotační osy a při přerušení působení rf pulzu se vrací do původního stavu a vysílají slabý elektromagnetický signál, který měříme přijímacími cívkami
 - frekvence rf pulsu musí odpovídat **Larmorově frekvenci** = frekvenci precesního pohybu protonů, jinak by protony vodíku dodanou energii nepřijaly – tento fyzikální jev se nazývá **rezonance**
 - Larmorova rovnice $\omega = \gamma \cdot B_0$ (ω je rychlost otáčení, B_0 síla magnetického pole a γ gyromagnetická konstanta)
 - protony rotují jednak kolem dlouhé osy (jako spin, tedy v podélné ose z) a navíc také v transversální xy rovině, po obvodu pomyslného kužele – **precesní pohyb**

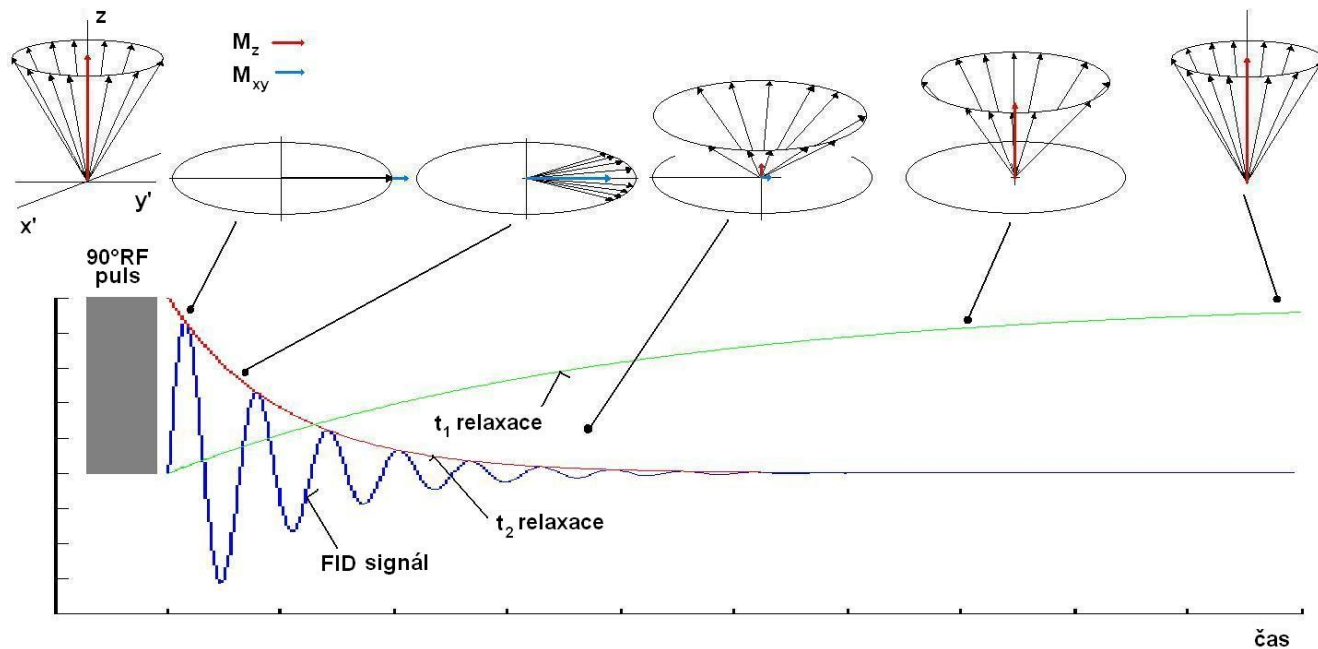


Princip MR



FID, T1 a T2 relaxace

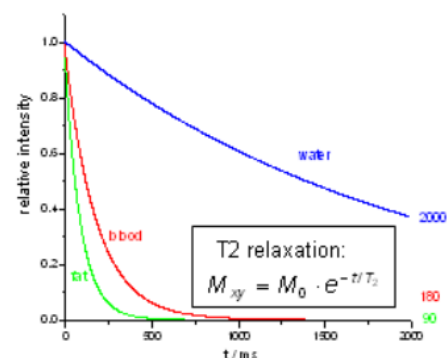
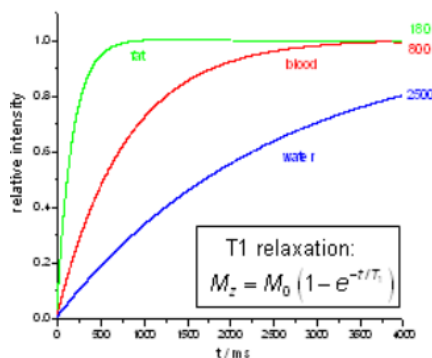
- Po dodání energie 90° RF impulsem se vektor tkáňové magnetizace M sklopí právě o 90° a nyní rotuje v rovině xy – vzniká příčná složka vektoru tkáňové magnetizace M_{xy} . Umístíme-li do roviny xy přijímací cívku, bude se v ní indukovat napětí. Takto získaný signál se označuje zkratkou **FID (free induction decay)**.
- Jestliže přestane RF impuls na tkáň působit, **podélná magnetizace M_z** , která byla předtím utlumena, se vrací do normálu. Doba, za kterou se to stane, se nazývá čas **T1 (T1 relaxace)**. Rotace v transverzální rovině (**příčná magnetizace M_{xy}**) naopak zaniká, dochází k desynchronizaci pohybu, k tzv. rozfázování. Doba návratu do normální podoby (tedy rozfázování, desynchronizace) je potom podstatou času **T2 (T2 relaxace)**.



T1 a T2 relaxace

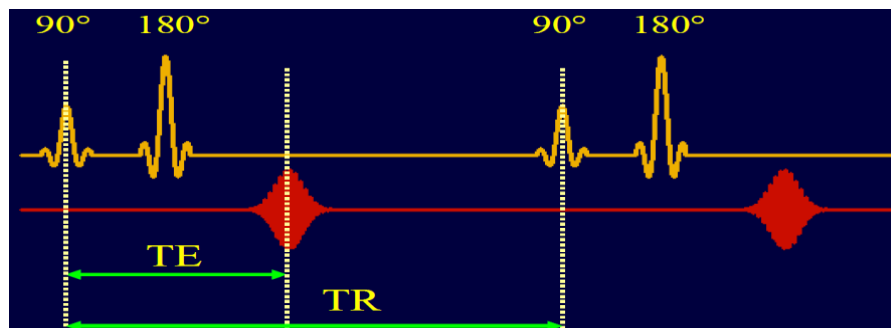
- Po skončení elektromagnetického impulsu již není protonům dodávána energie a proto se vrací do původního, energeticky výhodnějšího, paralelního postavení a mizí jejich synchronní pohyb. Tento děj se nazývá **relaxace**.
- T1 relaxace (podélná)** – postupné zvětšování podélného vektoru magnetizace (obnovení tohoto vektoru na 63 %)
- T2 relaxace (příčná)** – ztráta vektoru příčné (na 37 % své hodnoty) magnetizace vymizením synchronního pohybu protonů (důsledek vzájemného působení magnetických polí jednotlivých částic)
- relaxační časy T1 jsou 2–10x delší než relaxační časy T2
- typické hodnoty T1 a T2 v biologické tkáni v poli 1,5T :

Tissue	T1 (ms)	T2 (ms)
White matter	600	80
Gray Matter	950	100
Cerebrospinal Fluid	4500	2200
Muscle	900	50
Fat	250	60
Blood	1200	100-200*



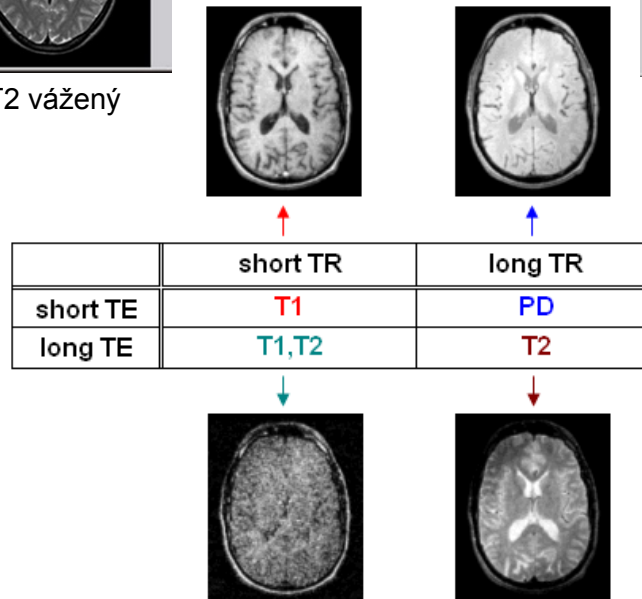
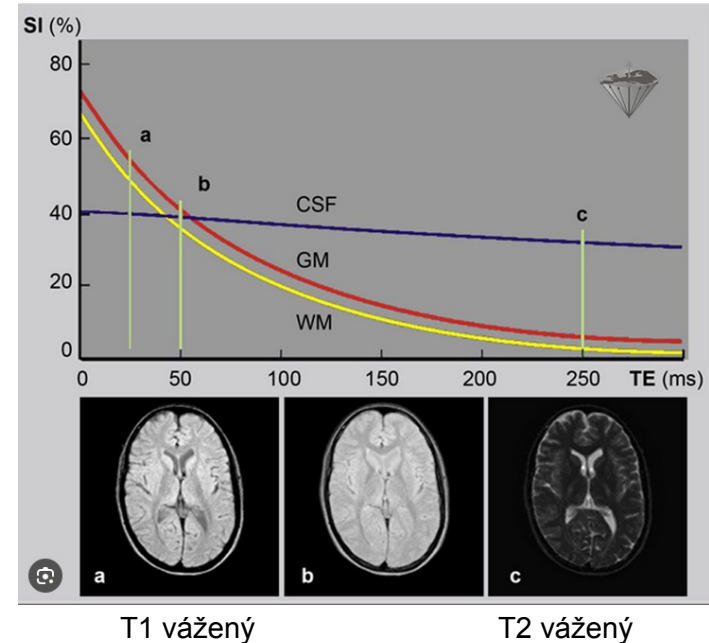
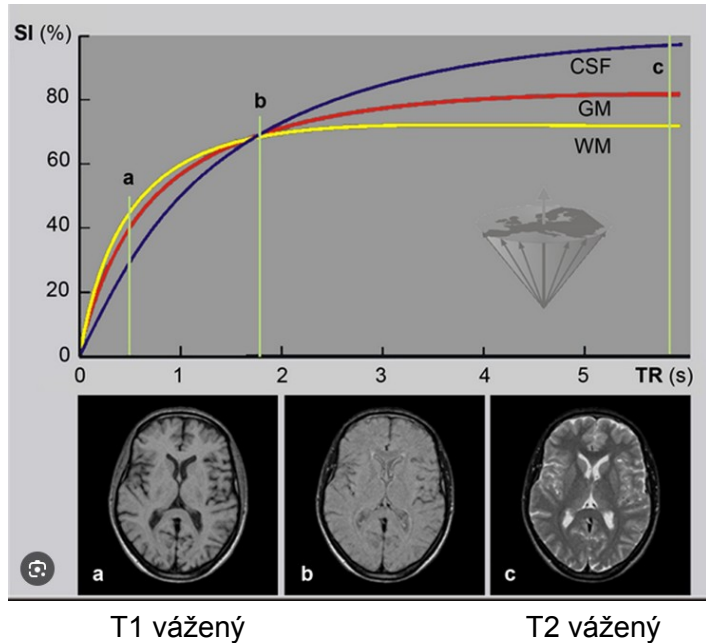
MR sekvence

- k získání obrazů tkání, které se liší svými relaxačními časy či protonovou hustotou se užívají tzv. **sekvence** = série excitačních rf impulsů a následné měření signálu vydávaného relaxující tkání



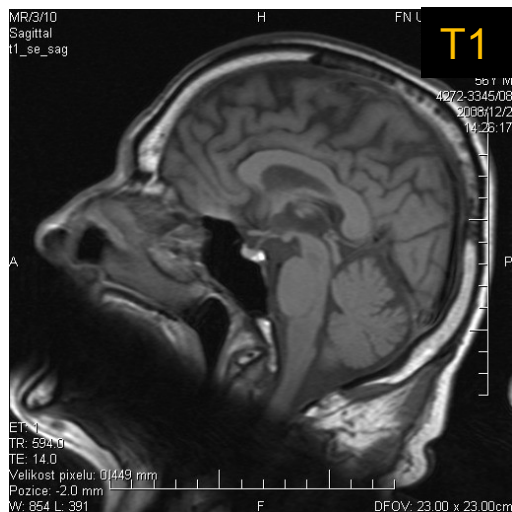
- **TE (Time to Echo)** – echem označujeme příjem signálu po vyslání rf impulsu
- **TR (Time to Repeat)** – doba mezi jednotlivými 90° rf pulsy
- jsme schopni změřit rozdíly **intenzity signálu (SI)** v jednotlivých tkáních, které se budou lišit odstíny šedi
- T1 a T2 časy jsou na sobě závislé

TR a TE parametry – T1 a T2 vážený obraz

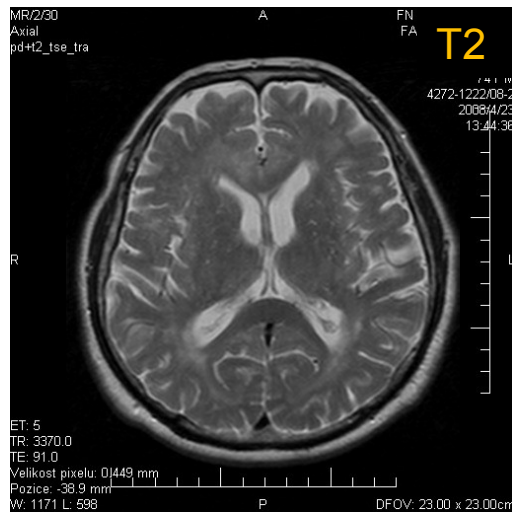


Vyšetřovací technika – zjišťování T1 a T2 časů

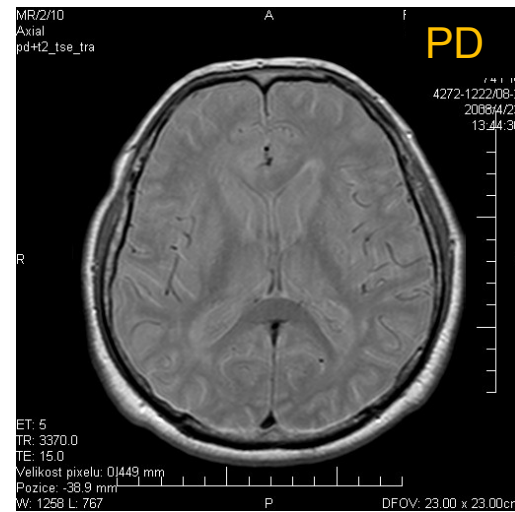
- **T1 vážený obraz** – signál závisí na času T1 tkáně – čím kratší, tím vyšší intenzita signálu. **Voda je hyposignální.** (tabulky)
- **T2 vážený obraz** – signál závisí na času T2 tkáně – čím delší, tím vyšší intenzita signálu. **Voda je hypersignální.**
- **Protondenzitní (PD) obraz**, nezávisí na T1 ani T2 času, pouze na množství protonů ve tkáni (jejich hustotě).



Short TR and TE



Long TR and TE

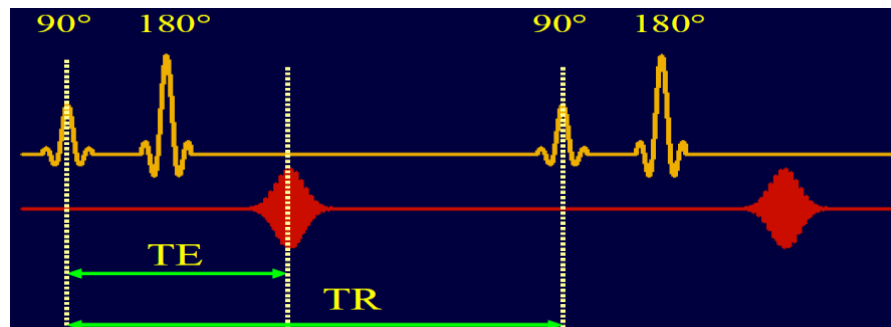


Long TR, short TE

Typy sekvencí

■ Spin echo (SE)

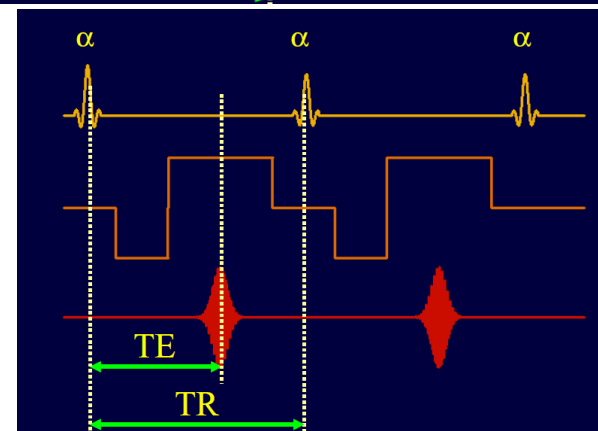
nejprve použijeme rf impuls vychylující protony o 90° ,
v době vymizení příčné magnetizace a desynchronizace
protonů vyšleme další impuls, který vychýlí protony
o 180°



■ Gradient echo (GE)

začíná 90° RF pulsem, k vyvolání echa je zde ale na rozdíl od SE techniky
použit gradient mag. pole místo dalšího pulsu

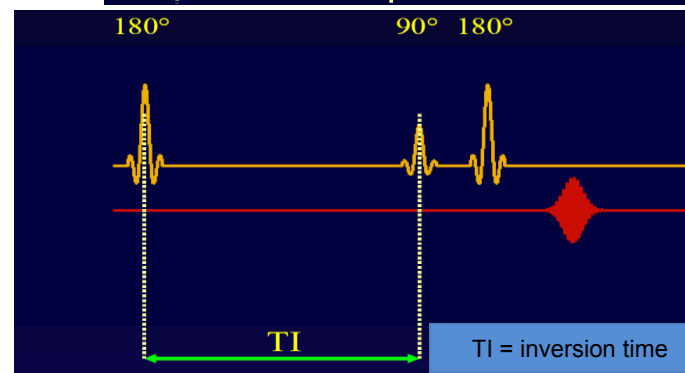
pracuje s menšími časy TE než SE a pro excitaci se využívá menších úhlů
(tzv. flip angle $< 90^\circ$), což vede k možnosti menších časů TR => jedná
se o velmi rychlou zobrazovací techniku



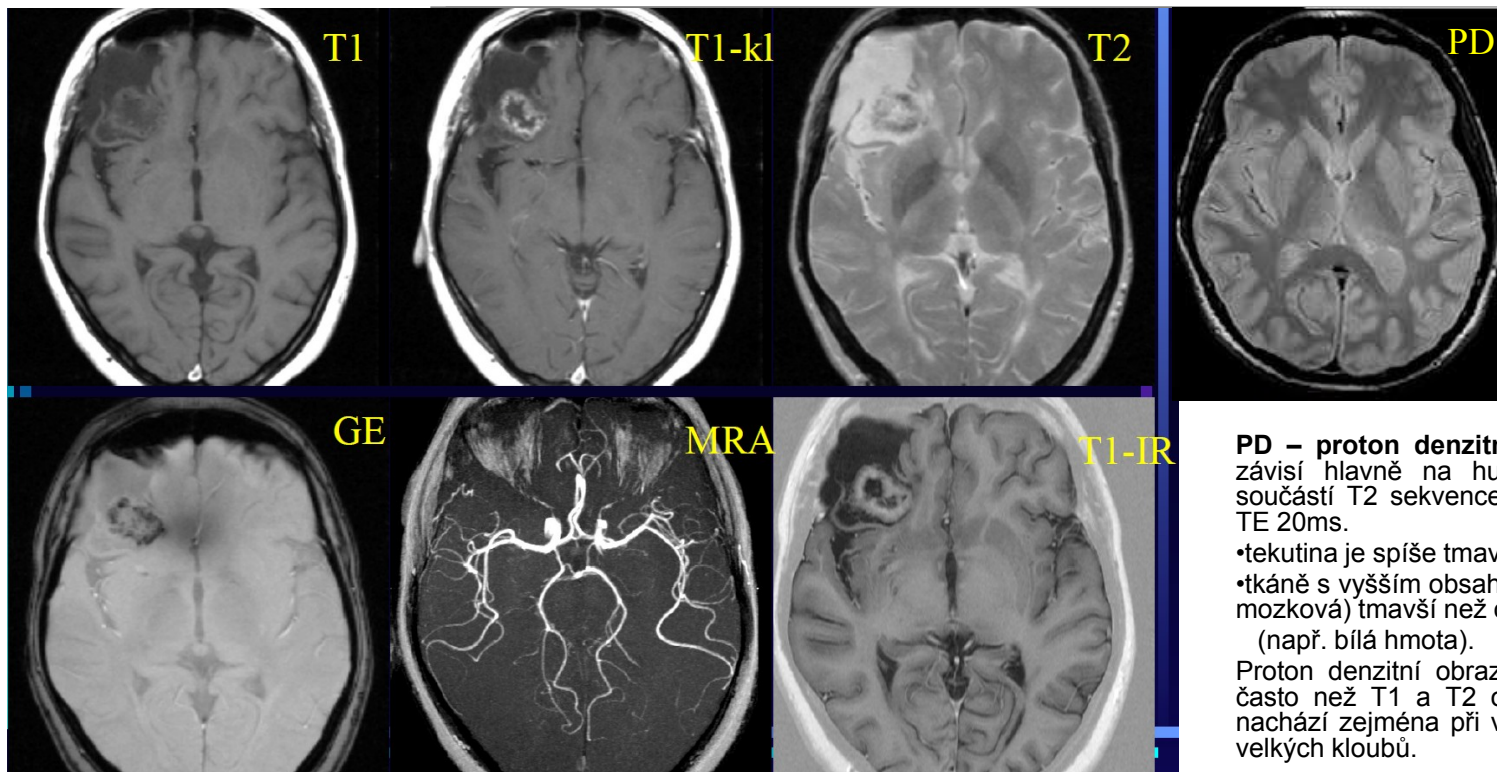
■ Inversion recovery

STIR (Short Tau Inversion Recovery) – na potlačení SI tuku

FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) – na potlačení SI vody



Příklady sekvencí



PD – proton denzitní obrazy – jejich SI závisí hlavně na hustotě protonů H, je součástí T2 sekvence. TR např. 2000ms, TE 20ms.

- tekutina je spíše tmavě šedá
- tkáně s vyšším obsahem vody (šedá hmota mozková) tmavší než ostatní (např. bílá hmota).

Proton denzitní obrazy se využívají méně často než T1 a T2 obrazy, své uplatnění nachází zejména při vyšetření mozku nebo velkých kloubů.

1. T1 vážený obraz (T1 v.o.) – TR je např. 500ms, TE 20ms. Nazývá se krátká SE sekvence.

- tekutina (likvor, moč, žluč) je tmavá hyposignální X tuk je bílý hypersignální X solidní tkáně (např. mozek) světlé lehce hypersignální
- kalcifikace, proudící krev, kompakta – kostní tkáň jsou asignální; solidní tkáně jsou světlejší než tekutiny.

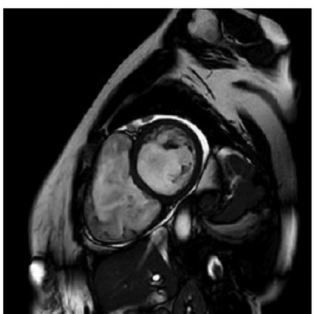
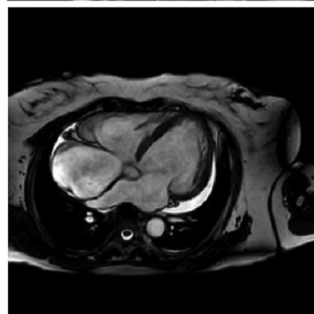
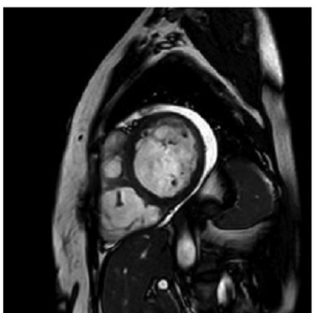
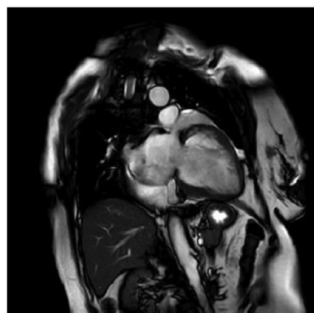
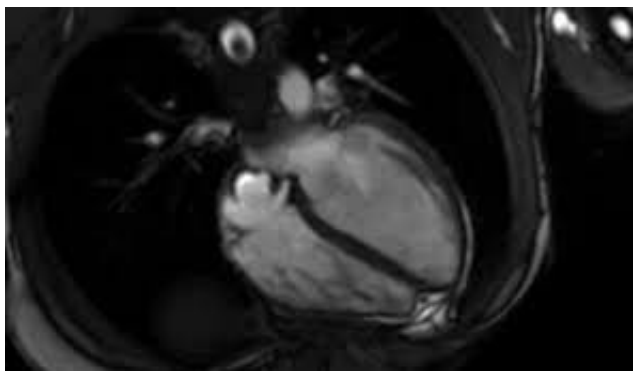
Velmi zjednodušeně se T1 obrazy podobají CT, ale často se zaměňuje hypersignální tuk za kost (!), intenzity signálu jsou naopak. T1 v.o. je základní sekvencí u velké většiny vyšetření, slouží hlavně k přesné anatomické verifikaci. Určitou slabinou tohoto zobrazení je překrývání fyziologické tekutiny s edémem.

2. T2 vážený obraz (T2 v.o.) – TR např. 2000ms, TE 90ms. Jde o dlouhou SE sekvenci. Převládá ale změny v příčné magnetizaci a tím můžeme měřit rozdíly v T2 časech.

- tekutina (likvor, moč, žluč) je bílá hypersignální X tuk je šedý až hyposignální X solidní tkáně jsou tmavé hyposignální
- kalcifikace, proudící krev, kompakta asignální.

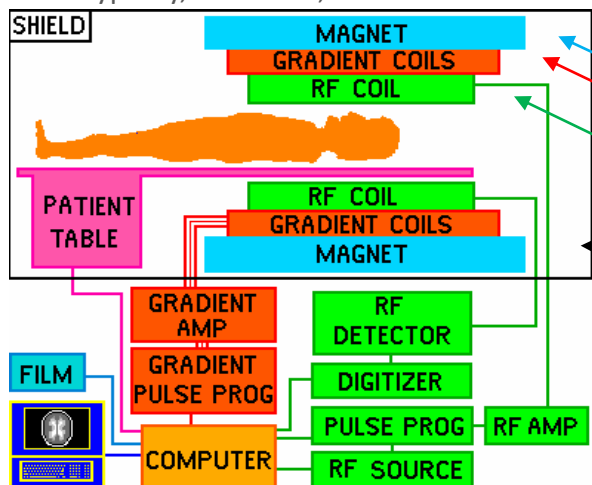
V protikladu k T1 platí, že T2 obrazy mají solidní tkáně tmavší než je tekutina. Protože klasické T2 v.o. jsou poměrně velmi dlouhé (až 8 minut), používají se zrychlené T2 sekvence. T2 v.o. jsou citlivější v časně detekci vody, což má hlavní výhodu v průkazu edému, který je obvykle první fází patologického procesu. Na rozdíl od T1 v.o. má nižší výpovědní hodnotu v posuzování všech anatomických struktur, ale mnohem lepší při posuzování tkáňových rozhraní (např. likvor a vazy v páteřním kanálu).

MR obrázky

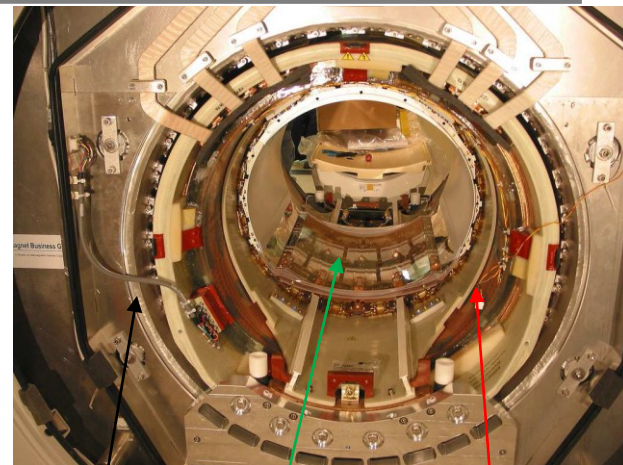


Konstrukce MR

- **Hlavní magnet**
Generuje homogenní magnetické pole B_0 , chlazený kapalným heliem
- **Gradientní systém** (gradientní cívky)
Generuje gradientní magnetické pole ve směru x, y a z
- **Radiofrekvenční systém** (vysílač, přijímač)
Vytváří RF pulsy pro překlopení spinu jader
Zaznamenává signály při relaxaci spinu
- **Radiofrekvenční a magnetické stínění**
Stínění, které je součástí MR tomografu
Stínění místnosti s MR proti vnějšímu elektromagnetickému rušení
- **Počítačový systém**
Výpočty, zobrazení, ovládání a nastavování parametrů skenování

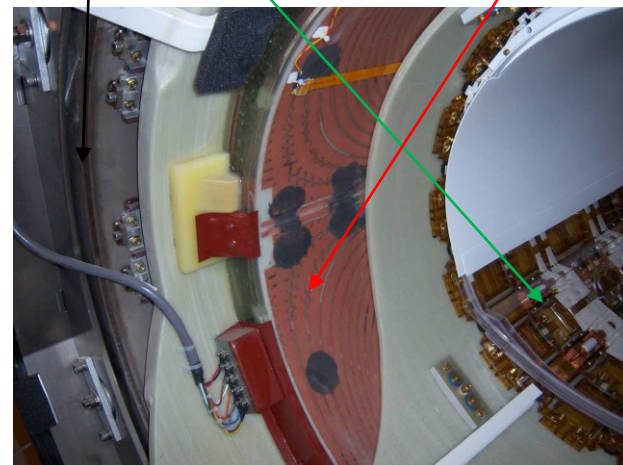


Hlavní magnet
Gradientní systém
RF systém
Stínění
PC systém



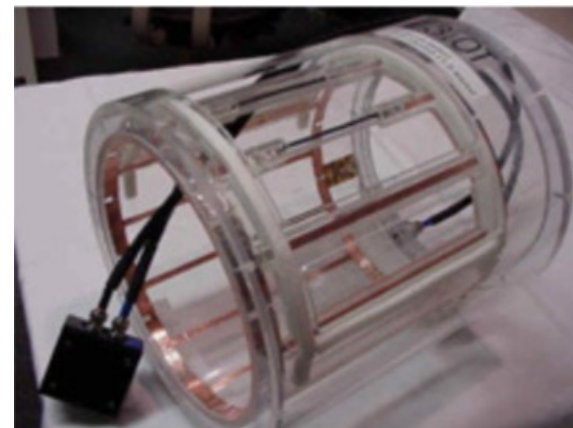
Stínění

RF cívka Gradientní cívka



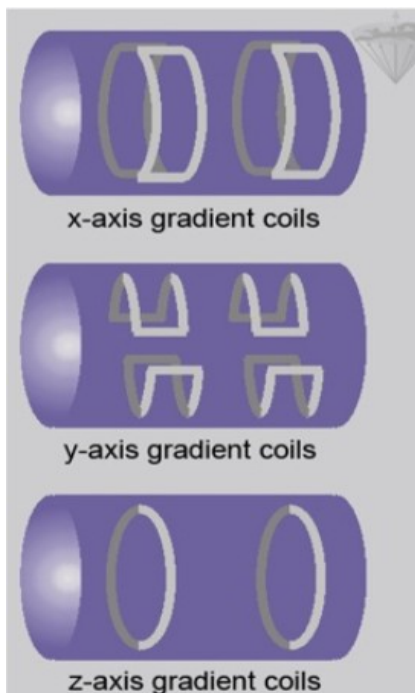
Radiofrekvenční cívky

- Abychom získali co nejkvalitnější obrazy, musí být především **přijímací cívka** uložena co nejblíže k vyšetřované oblasti – proto se pro vyšetření různých částí těla používají různé přijímací cívky.
- Skládají se ze závitů měděného vodiče.

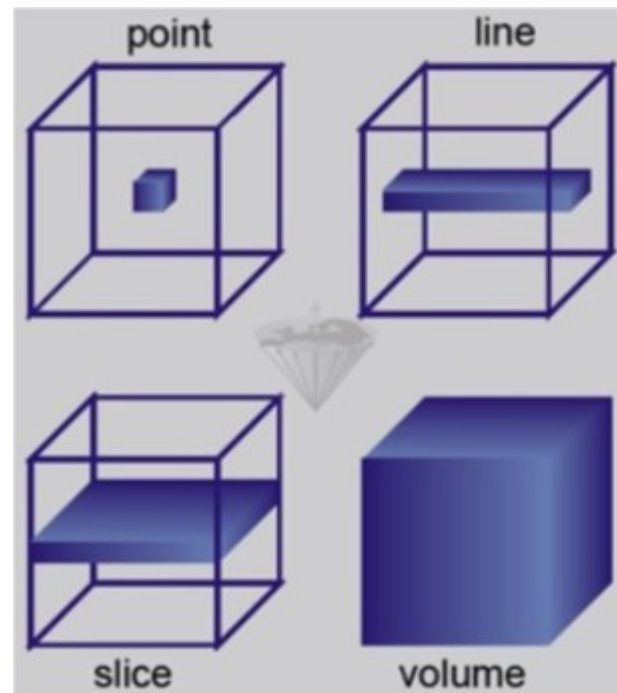


Gradientní cívky

- Při diagnostickém zobrazování musíme **lokalizovat polohu** jednotlivých protonů v trojrozměrném prostoru. Používáme k tomu přídatná gradientní magnetická pole – cívky. Tato jsou vložena do hlavního statického magnetického pole ve třech na sebe kolmých rovinách (x, y, z).
- Gradientní cívky jsou *zdrojem akustického hluku*, který doprovází každé měření.

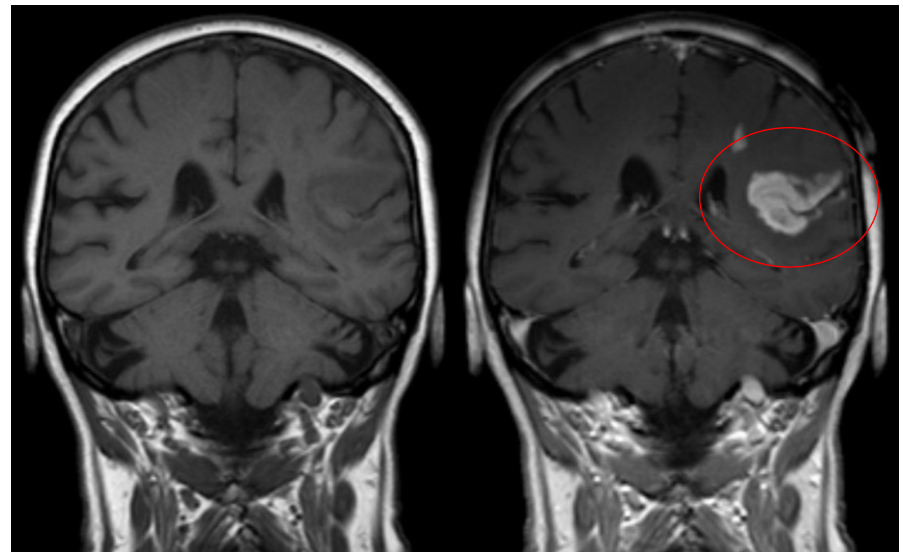


- Pokud nepůsobí žádný gradient, dostáváme signál z celého prostoru (volume).
- Při působení jednoho gradientu excitujeme vrstvu (slice).
- Pokud působí dva na sebe kolmé gradienty, excitujeme jeden řádek (line).
- Při použití všech gradientů excitujeme jeden bod prostoru (point).



MR kontrastní látky

- Naměřený signál lze zesílit aplikací MR kontrastní látky do těla pacienta. Jedná se zejména o některé paramagnetické látky – nejčastěji sloučeniny Gd, Mn nebo Fe; polarizované plyny (He, Xe) nebo voda.
- **Gadolinium** se pro aplikaci chemicky váže k vhodným látkám (nosičům), např. DTPA - diethylén-triamino-penta-octové kyselině.
- Kontrastní látky mají značně odlišnou Larmorovu frekvenci, proto ovlivňují relaxační mechanismy, tj. relaxační časy T1 a T2. Větší bývá ovlivnění T1 relaxačního času.



- MOZEK

- traumata, tumory, záněty, ischemie, kongenitální anomálie, standardně vyšetření před operací

- PÁTEŘ

- výhoda sagitálního zobrazení celé páteře
- myelopatie, roztroušená skleróza, infekce, tumory

- KLOUBY

- hlavně koleno, rameno, hlezno

- JÁTRA, LEDVINY, PANKREAS

- tumory, patologie

- SRDCE

- zobrazení morfologie a funkce (dynamiky)
- MR koronarografie

- CÉVY

- angiografie, flebografie
- speciální vyšetření – fMRI (funkční), MRS (spektroskopie), difuzní MRI; MR defekografie

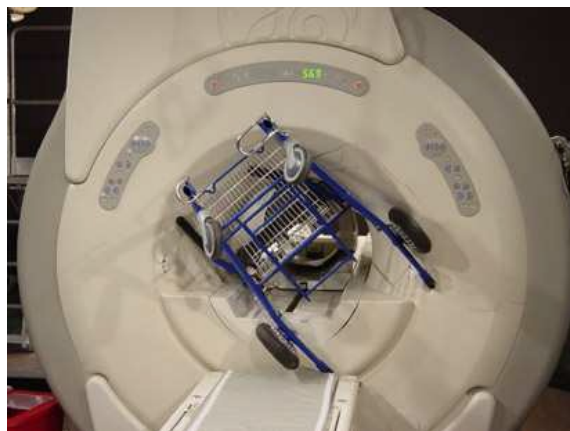
Kontraindikace

- pacienti s kardiostimulátory nebo kochleárními implantáty (u silnějších magnetů **absolutní** kontraindikace)
- kovová tělesa v nevhodných místech (oko, mozek) – pohyb kovu
- menším rizikem jsou jiné kovové materiály v těle nebo na povrchu těla (kloubní náhrady, projektily, šrapnely, zubní výplně, korunky, atd.) – zahřívání, svědění
- ušní implantáty, naslouchadla, velká tetování ve vyšetřované oblasti (kovová barviva)
- první trimestr těhotenství
- klaustrofobie



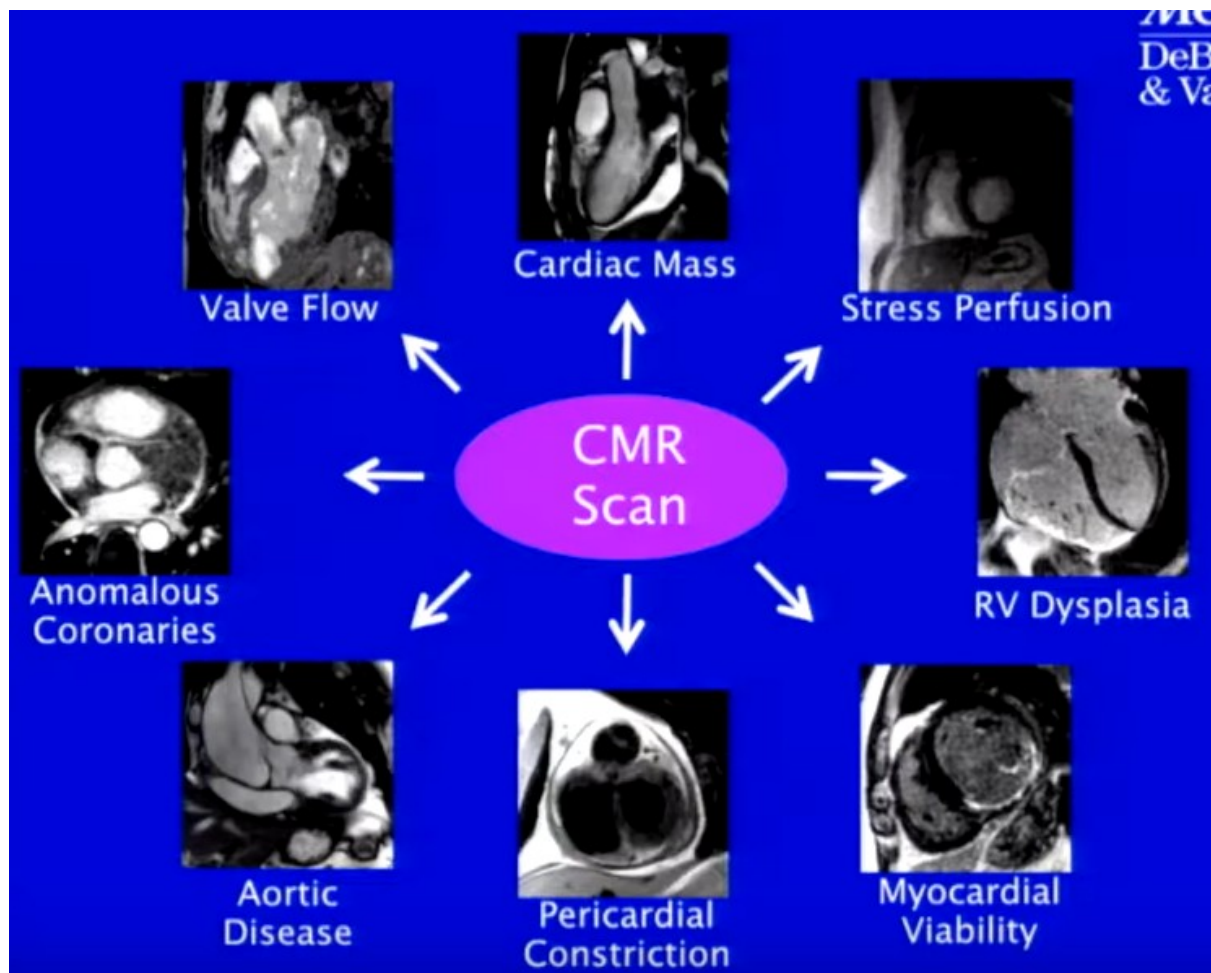
Rizika

- Magnetické pole může do dutiny magnetu vtáhnout feromagnetické předměty až ze vzdálenosti několika metrů.
 - Pole může způsobit pohyb kovových implantátů či jiných kovových těles v těle a poškodit elektronické implantáty (kardiostimulátory, kochleární implantáty, ...).
 - Magnetické pole může poškodit elektronická zařízení ve svém okolí a poškodit magnetická média (mobilní telefony, kreditní karty, disky, ...).
- Gradientní pole – hluk, stimulace nervů
 - Vysokofrekvenční RF pole – ohřev tkáně, popáleniny



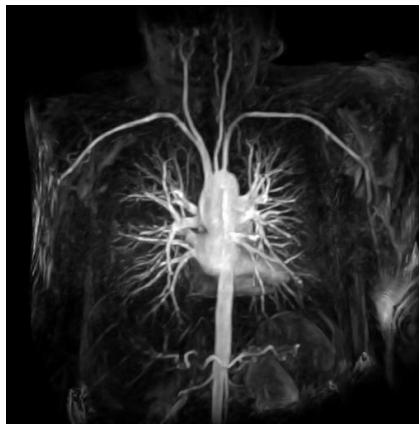
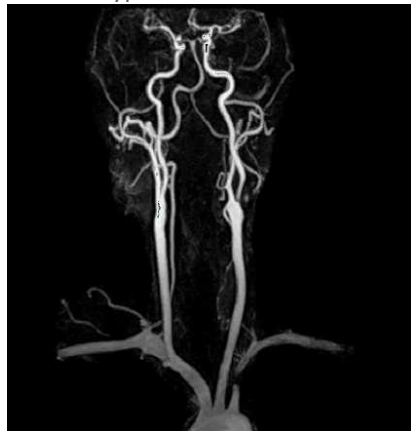
MR srdce

- angl. CMR – cardiac magnetic resonance



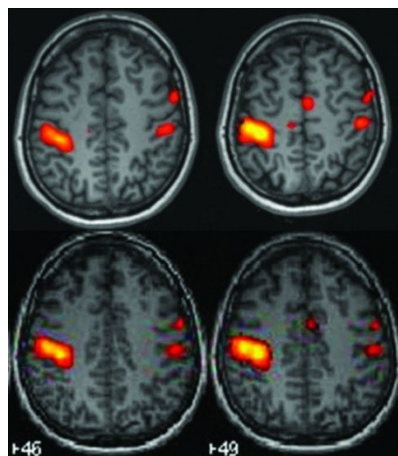
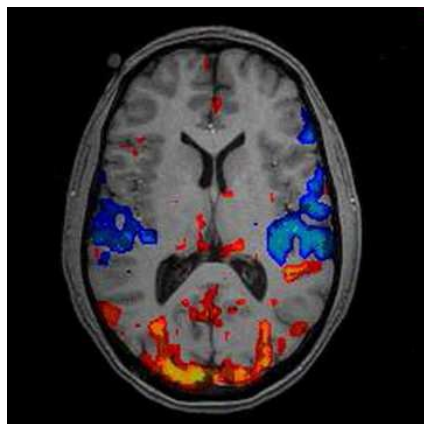
MR angiografie

- S využitím kontrastních látek – CE (Contrast Enhanced) MRA
 - rychlé gradientní sekvence, které jsou založené na krátkých TR a TE a umožňujících tak zachytit bolus kontrastní látky
- Bez kontrastních látek
 - založeny na změnách fáze precesního pohybu částic – fázové změny se pak v MRA obraze projevují buď ztrátou signálu (pokles jasu) = PC MRA nebo získkem signálu (zvýšení jasu) = TOF MRA
- TOF (Time Of Flight) MRA
 - Částice **stacionární tkáně**, které se excitují prvním RF pulzem, se do příchodu následujícího RF pulzu nestačí plně relaxovat, aby mohla být novým pulzem vybudena, a poskytují proto pouze **slabý signál**. Částice **krevního toku**, které vtékají nově do snímání scény naopak nebyly prvním RF pulzem excitovány, ale následujícím RF pulzem jsou vybudeny a poskytují **silný signál**.
- PC (Phase Contrast) MRA
 - Zobrazovanou oblast vybudíme RF pulzem, potom excitované částice **stacionárních tkání** poskytují při detekci **silný signál**. Vybudené částice **krevního toku** ovšem opouštějí snímání scény dříve, než je signál zaznamenán, a na snímku **se nezobrazí**. Výsledný MRA obraz je vypočten z **rozdílů** mezi obrazy nasnímanými před a po aplikaci speciálního **bipolárního magnetického gradientu**.



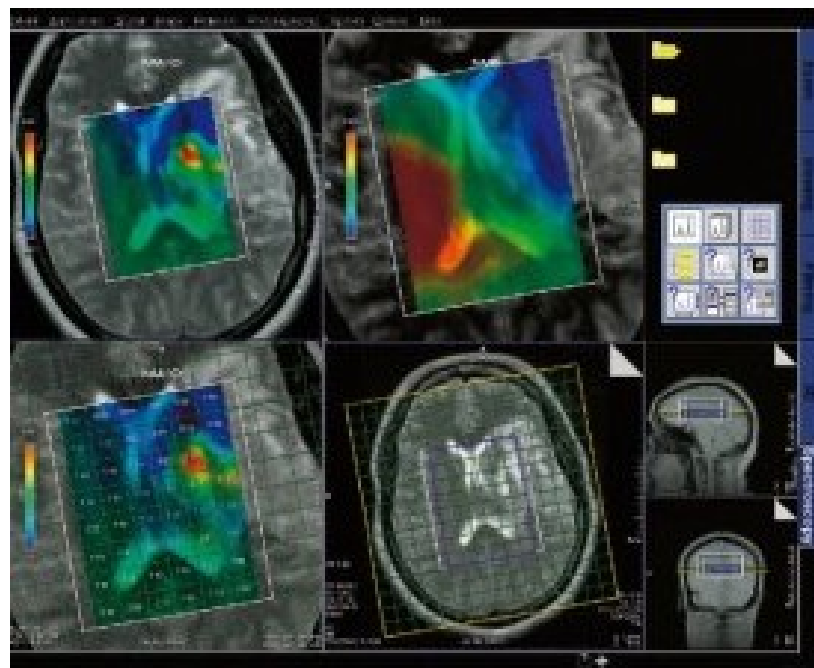
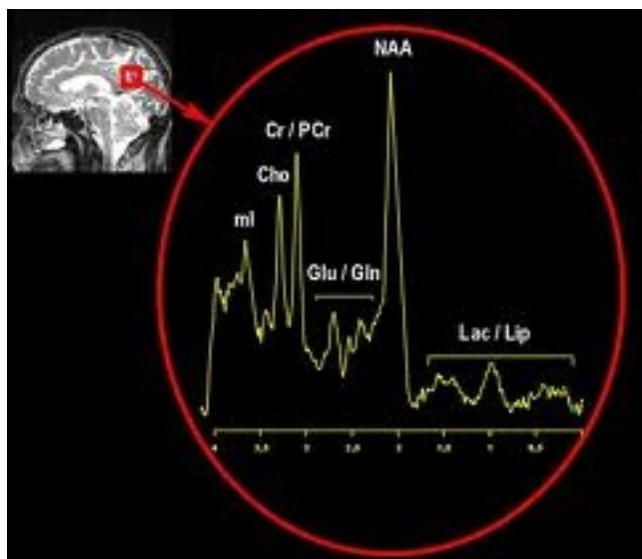
fMRI – funkční MRI

- Funkční magnetická rezonance je metoda, která slouží k funkčnímu zobrazení mozkové aktivity. Uplatňuje se hlavně v neurologii.
- Podstatou metody je změna perfuze a objemu krve v aktivní oblasti mozkové kůry (**perfuzní fMRI**) nebo navíc i změna poměru okysličené a neokysličené formy hemoglobinu (**BOLD fMRI – blood oxygen level-dependent**).
 - Deoxygenovaná forma hemoglobinu má **paramagnetické vlastnosti** a chová se tedy jako přirozená MR kontrastní látka. Při MRI zobrazení pak daná oblast poskytuje silnější signál než okolí.
- Při fMRI vyšetření se opakovaným skenováním získávají obrazy celého objemu mozku jak **v klidu**, tak při **aktivním provádění nějaké úlohy** (reakce na nějaký podnět, pohyb končetin, tvorba slov, atd.).



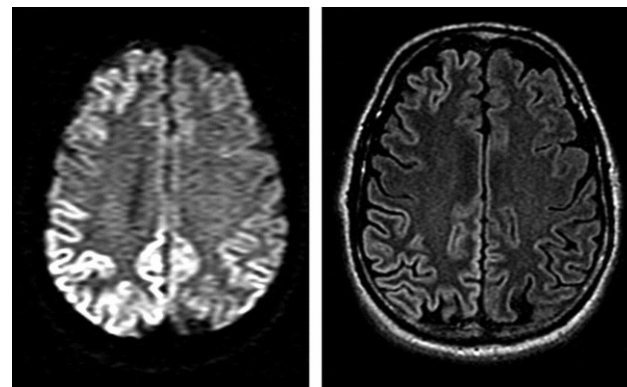
MR spektroskopie (MRS)

- Umožňuje získat informace o **biochemickém složení tkání in vivo**, tedy bez bioptického odběru tkáně. Prokazujeme nízkomolekulární metabolity, které obsahují hlavně jádra vodíku – např. **N-acetyl asparát (NAA)**, kreatin, cholin, glutamát, některé mobilní tuky, laktáty
- metabolity lze odlišit, protože rezonují na mírně odlišných frekvencích na základě jejich místního chemického prostředí
- diagnostika recidiv nádorů, aktivity roztroušené sklerózy nebo metabolických onemocnění mozku

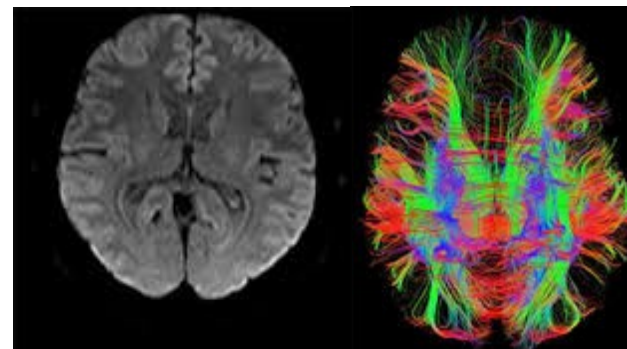


Difuzní MRI

- Difuzně vážené MRI využívá k zobrazení změny signálu způsobené **difuzí molekul vody** ve tkáních.
- Uplatňuje se hlavně při hodnocení patologických stavů mozku (*stáří ischemického poškození mozku*, traumatické změny mozku nebo posuzování celularity mozkových nádorů). Umožňuje zobrazení cytotoxického edému, který se objevuje například u mozkových ischemií už krátce po jejich vzniku.
- Podstatou difuze je neuspořádaný tepelný pohyb molekul. **Směr difuze** může být zcela náhodný – **všesměrový** (např. v mozkomíšním moku nebo šedé hmotě mozku) nebo **omezený** – je-li difuze v některých směrech bráněno např. buněčnou stěnou (např. v bílé hmotě mozku převládá difuze ve směru dlouhých vláken axonů).
- Výsledkem může být **šedoškálová mapa míry difuze (DWI – diffusion weighted imaging)** nebo **barevná mapa mozku (DTI – diffusion tensor imaging)**, kdy jednotlivé barvy určují **jednotlivé směry** převládající difuze v dané oblasti.



DWI je více senzitivní k raným patologickým změnám provázejícím mrtvici než tradiční MRI.



Při DTI metodě každému voxelu přísluší jeden nebo více parametrů: rychlost difuze a preferovaný směr difuze.

Ultrasonografie – UZ

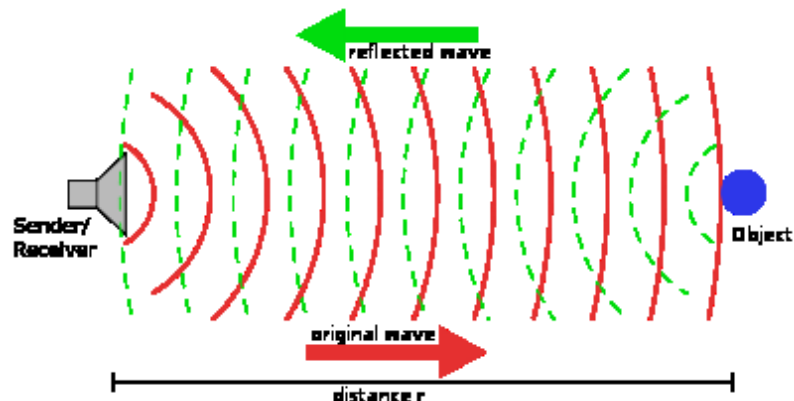


UZ vyšetření

- jedna ze základních a nejběžněji využívaných zobrazovacích diagnostických metod ve zdravotnictví – široce použitelné, snadno aplikovatelné vyšetření
- vyšetřování měkkých tkání (nevhodné pro vyšetření plic a kostí – limitace metody)
- žádné ionizující záření, rf pulzy (MR)
- kontraindikace neexistují, rizika nejsou známa
- omezení – obezita, plynatost, kalcifikace, nepříznivé anatomické poměry, nespolupracující pacient
- klasické zobrazení ale i prostorové rekonstrukce (3D UZ) a sledování dynamických dějů (Dopplerův jev)

Princip UZ

- UZ přístroj se skládá z **počítačové jednotky** s rekonstrukčním softwarem a **ultrazvukové sondy**, která funguje jako vysílač i jako přijímač ultrazvukových vln
- UZ je mechanické podélné vlnění s frekvencí větší než je horní hranice lidského sluchu ($f = 20 \text{ kHz}$), v medicíně je využíváno pásmo 2 – 30 MHz
- prostředím se šíří jako vlna střídavého zahušťování a ředění molekul – zdrojem vlnění je piezoelektrický krystal v ultrazvukové son-dě
- princip: při šíření UZ vln prostředím dochází k jejich **odrazu** – tyto nejsou vždy stejné a jsou závislé na prostředí, kterým vlna prochází – odrazy jsou zpětně přijímány sondou a software na základě rozdílu v odrazech dokáže rekonstruovat UZ obraz
- při průchodu tělem UZ vlna naráží na různá tkáňová rozhraní, přičemž různé tkáně mají různou **akustickou impedanci** a **echogenitu** – schopnost odrážet UZ vlny



Zobrazení

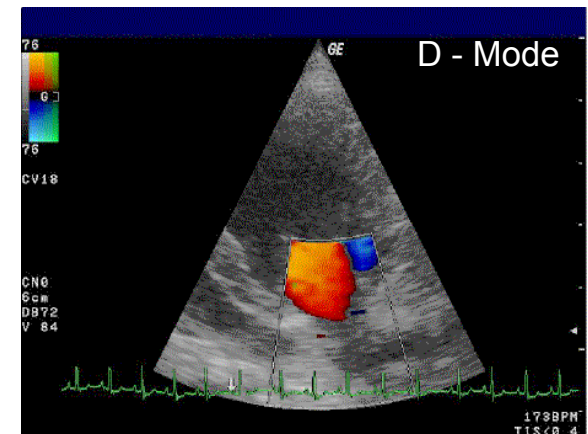
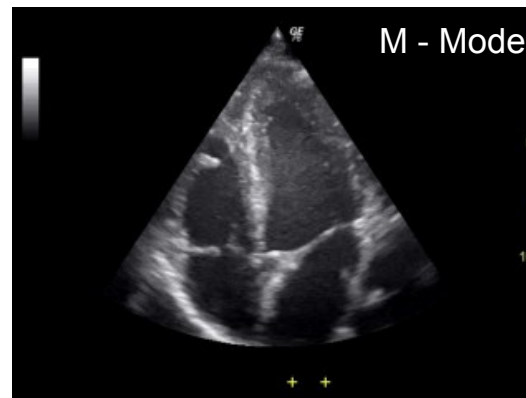
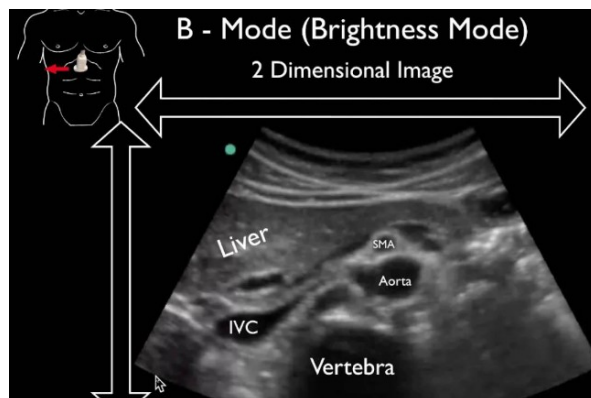
A-mode – používá se v oftalmologii pro přeměření nitroočních vzdáleností před operacemi („A“ podle slova „amplituda“ = výchylka)

B-mode – dvojrozměrné zobrazení, jednotlivým výchylkám odpovídají různě jasné body („B“ podle angl. „Brightness“ = jas) – sonda přitom vysílá UZ vlny v jedné rovině

M-mode – využívá se v kardiologii („Motion“ = pohyb)

D-mode – Dopplerovská echokardiografie – vyšetření srdce a cév

3D UZ, 4D UZ, intravaskulární UZ, endosonografie, elastografie,..



Dopplerovský UZ

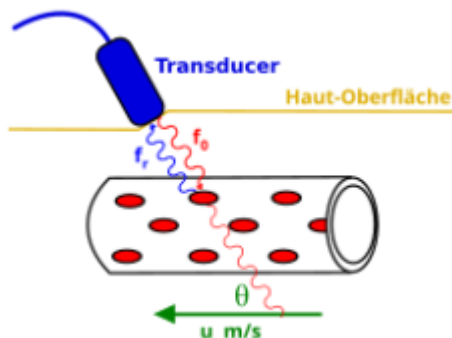
Umožňuje vizualizaci toku krve cévami.

Princip Dopplerova jevu – popisuje změnu frekvence a vlnové délky přijímaného oproti vysílanému signálu, způsobenou nenulovou vzájemnou rychlostí vysílače a přijímače.

Množství vlnění, které se dostane zpět k sondě je malé (krev je téměř anechogenní), ale stačí k určení posunu frekvence a také z něj lze odvodit rychlost toku krve i charakter proudění (laminární, turbulentní).

CW mód je technicky jednodušší, ale poskytuje pouze informaci o průměrné rychlosti. Používá se zejména k měření krevního tlaku v povrchově uložených cévách na dolních končetinách.

PW mód umožňuje určit kromě rychlosti průtoku také hloubku, ve které došlo k odrazu. Výsledek měření v PW módu se zobrazuje jako 2D obraz naměřených rychlostí. Současné dopplerovské systémy jsou směrové, což znamená, že se u nich rychlost toku směrem od sondy označuje jako zpětná a směrem k sondě jako dopředná.



UZ sondy

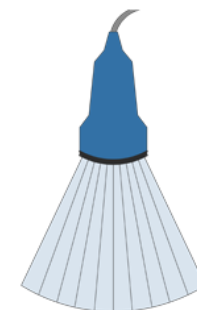
■ lineární

- měniče uspořádány v jedné řadě, podkladem je úsečka, výsledný obraz má tvar obdélníku
- používají k vyšetření povrchových orgánů, proto jsou obvykle konstruovány na vyšší frekvence
- přednosti - přehlednost získaného obrazu, zápory - špatná proveditelnost zobrazení některých orgánů



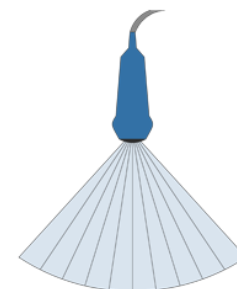
■ konvexní

- měniče opět v řadě, ovšem jejich podklad je mírně konvexní
- výsledný obraz má tvar výseče z mezikruží s poměrně malým vrcholovým úhlem
- nejběžnější pro vyšetření orgánů dutiny břišní
- přednosti - zachycení větší části těla ve vzdáleném poli, zápory - špatná proveditelnost zobrazení některých orgánů



■ sektorová

- přes poměrně malé okno (kontakt sondy s tělem pacienta) zobrazuje poměrně široký řez tkání
- obraz ze sektorové sondy vypadá podobně jako obraz ze sondy konvexní, má však mnohem větší vrcholový úhel (měniče buzeny současně ale s různou fází)
- použití zejména v echokardiografii a v gynekologii



Indikace

- vyšetření uzlin na krku, v axile, v tříselech
- vyšetření štítné žlázy – velikost, struktura a prokrvení, aktivita zánětu, cysty..
- vyšetření v gynekologii – přes břišní stěnu, vaginální sondou, UZ prsů
- ultrazvukové vyšetření prostaty (transabdominální UZ přes břišní stěnu a přesnější transrektální UZ – biopsie)
- ultrazvukové vyšetření kardiovaskulárního systému – duplexní sonografie = kombinovaná UZ technika – morfologické (tvar cév, malformace a srdeční vady) a hemodynamické vyšetření cév a srdce (Doppler. princip); transthorakálně a transoesophageálně
- vyšetření břicha – echo-kontrastní orgány jako játra, slezina, slinivka, retroperitoneum (ledviny, nadledviny, aorta, uzliny)
- vyšetření kloubů
- endosonografie – vyšetření trávicího traktu – přes ústa do jícnu, žaludku až do dvanáctníku tenkého střeva – k vyšetření pankreatu a slizničních a podslizničních změn jícnu, žaludku a dvanáctníku
- vyšetření mozku u malých dětí – přes neosifikovanou fontanelu – vývojové anomálie mozku, hydrocephalus, krvácení po úraze, ischemické změny u nedonošených dětí

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*)

- standard pro zobrazování, distribuci, skladování a tisk medicínských dat pořízených snímacími metodami jako jsou CT, MR, UZ, atd. mezi zařízeními vyrobenými různými dodavateli
- umožňuje skenerům, serverům, tiskárnám a dalším zařízením integraci do systému PACS
- v DICOM souboru je kromě obrazových dat obsažena také hlavička s dodatečnými informacemi popisujícími nejenom samotný snímek (z hlediska grafiky), ale i informace o pacientovi, typu vyšetření atp. → informace ohledně pacientů a jejich vyšetření nemohou být omylem zaměněna.

PACS (*Picture Archiving and Communication System*)

- technologie umožňující správu, ukládání (archivaci) a zobrazení obrazové dokumentace (tj. snímků z CT, MR, UZ, atd.) v univerzálním formátu DICOM
- sestává se ze čtyř komponent: obrazová dokumentace, zabezpečená síť, cílové stanice (počítače, terminály) a úložiště dat

Děkuji za pozornost!



Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně
Pekařská 53, Brno 656 91
Česká republika

www.fnusa.cz