

Vyšetřovací metody: UZ, CT, MR

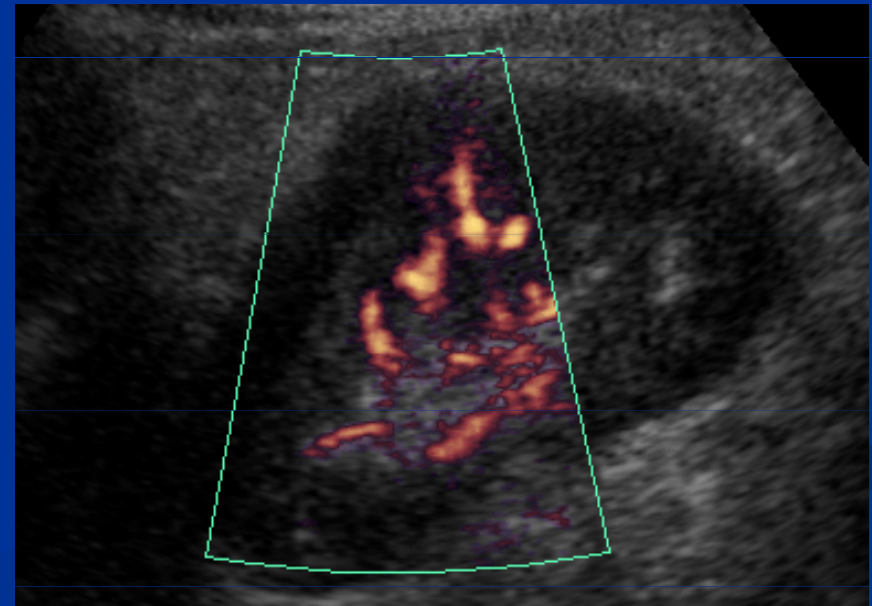


- Bohatá Š.
- Radiologická klinika FN Brno a LF MU Brno

Principy ultrazvukového vyšetření

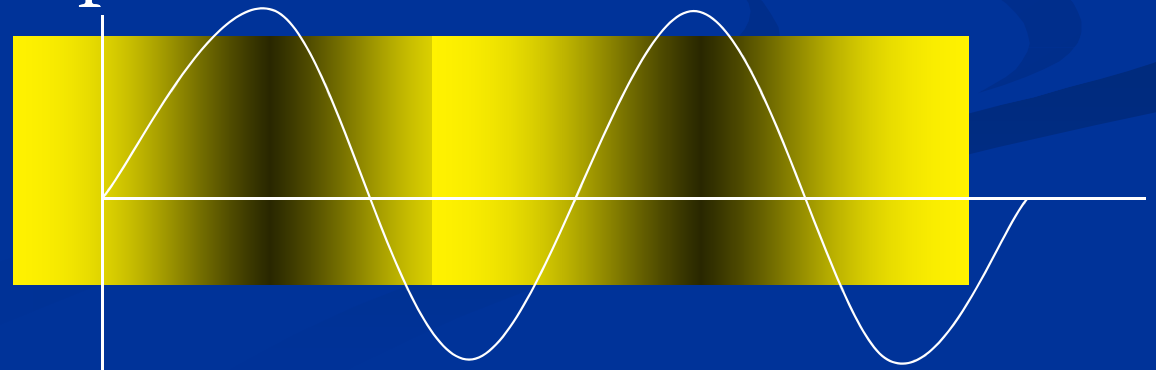


- UZ je používán již 50 let
- levná metoda, bez zátěže pacienta
- B mod (*realtime*) + nové varianty
- dopplerovské vyšetření (*spektrum, barva*)
- intervenční výkony
- kontrastní látky
- terapeutický UZ



Zvuk

- **Mechanické vlnění (přenos energie) ve hmotném prostředí.**
- **Přenos uvnitř prostředí formou šíření vlnění**
 - Infrazvuk 0-16 Hz
 - Slyšitelný zvuk 20 Hz-20 kHz
 - **Ultrazvuk 20 kHz-10 GHz**
 - Hyperzvuk 10 GHz - ?
- **Šíření vlnění je tvořeno cyklickým stlačováním a uvolňováním částic v prostředí**



Zvuk

- Vyšší frekvence = vyšší rozlišení, horší penetrace
- Nižší frekvence = vyšší penetrace, horší rozlišení

Zvuk

- Připomenutí parametrů vlnění (zvuku)...

Rychlost šíření ?

Rychlost, kterou se zvuk šíří prostředím

Vzduch	330 m/s
Voda	1480 m/s
Játra	1550 m/s
Ledvina	1560 m/s
Měkké tkáně	1540 m/s

Zvuk

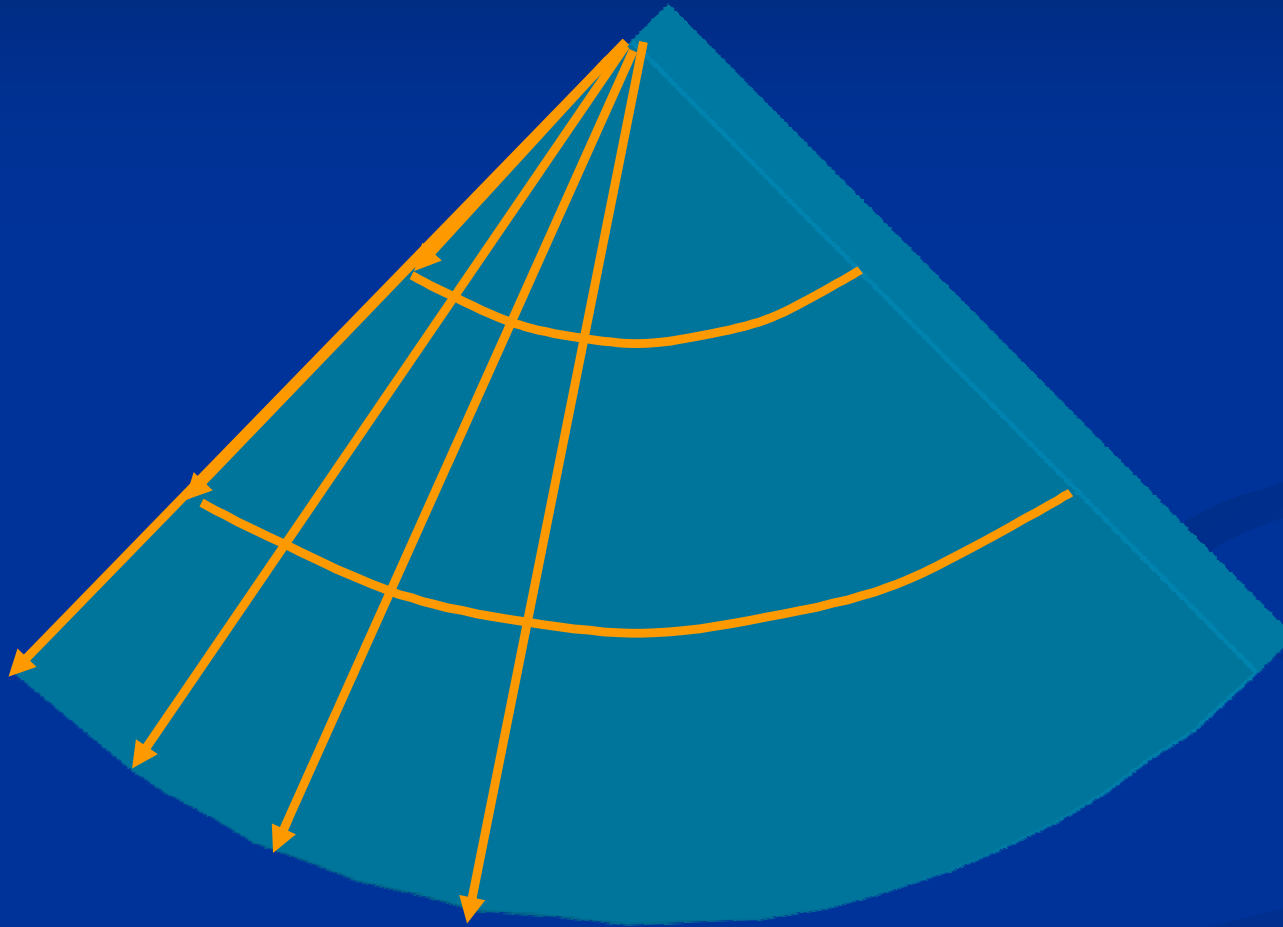
- Rychlost šíření je určena pouze charakteristikou prostředí – zejména **hustotou (tuhostí)**

 **Hustota (tuhost) =**  **Rychlost**

- Průměrná rychlost zvuku v lidském těle pro účely ultrazvuku je cca 1540 m/s

- Základní princip tvorby UZ obrazu – odrazy UZ vln na rozhraní dvou prostředí s odlišnou akustickou impedancí.
- Odrazy (echa) lze zobrazit v 2D obraze, intenzita odražené energie vyjádřena na škále šedi (silná echa nejsvětlejší)

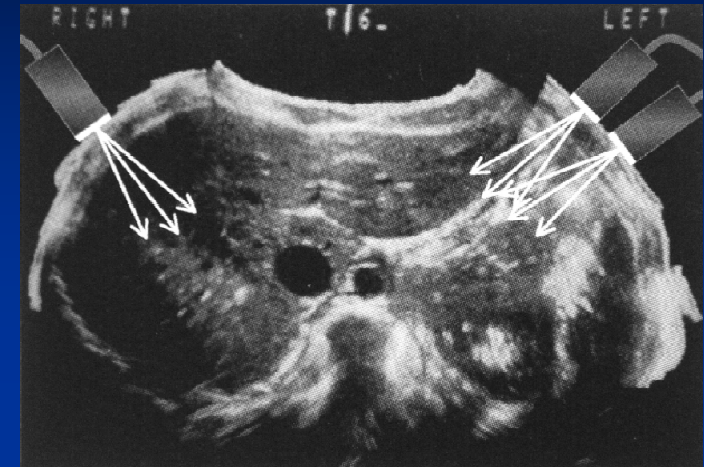
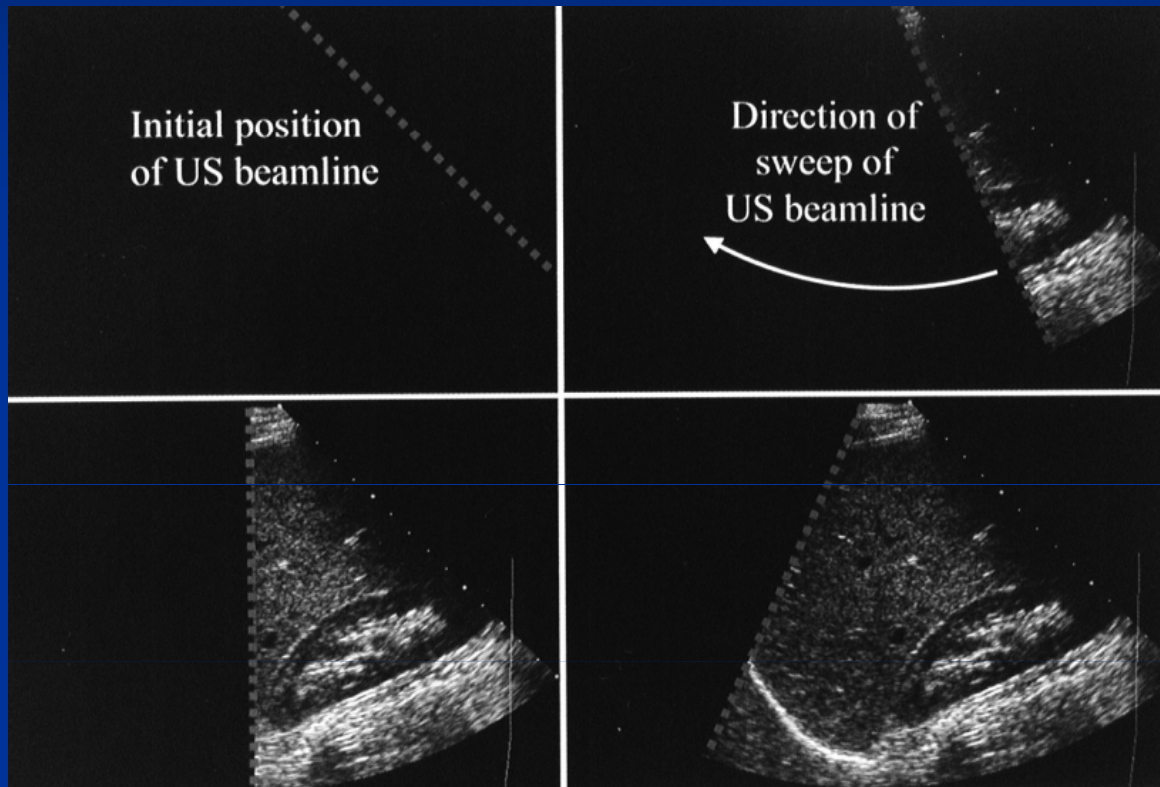
Pulzní ultrazvuk



- Sonda vyšle uz vlnu a detekuje s jakou amplitudou se vrací
- Dle doby návratu vypočítá z jaké hloubky byl signál odražen
- Dle amplitudy přiřadí bodu intenzitu jasu na obrazovce dle nastavení přístroje (postprocessing, gain, komprese)
- A tento bod zobrazí
- Totéž opakuje několikrát v laterálním směru

Brightness mod, dvojdimenzionální

Statický či dynamický (*real-time*)

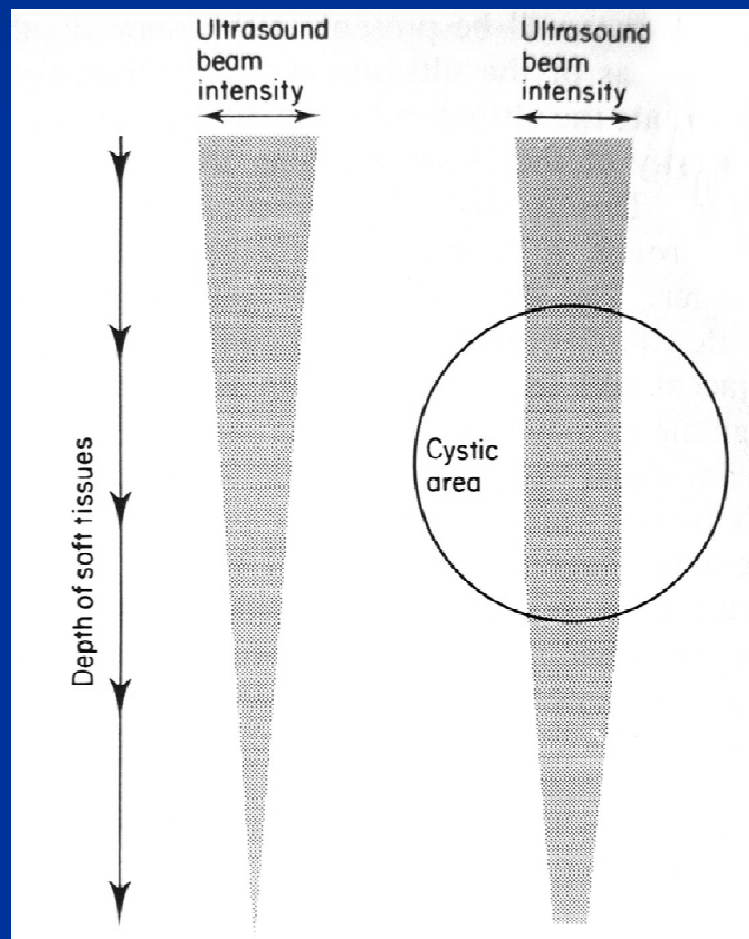


10 - 60 obrázků za sekundu = frame rate

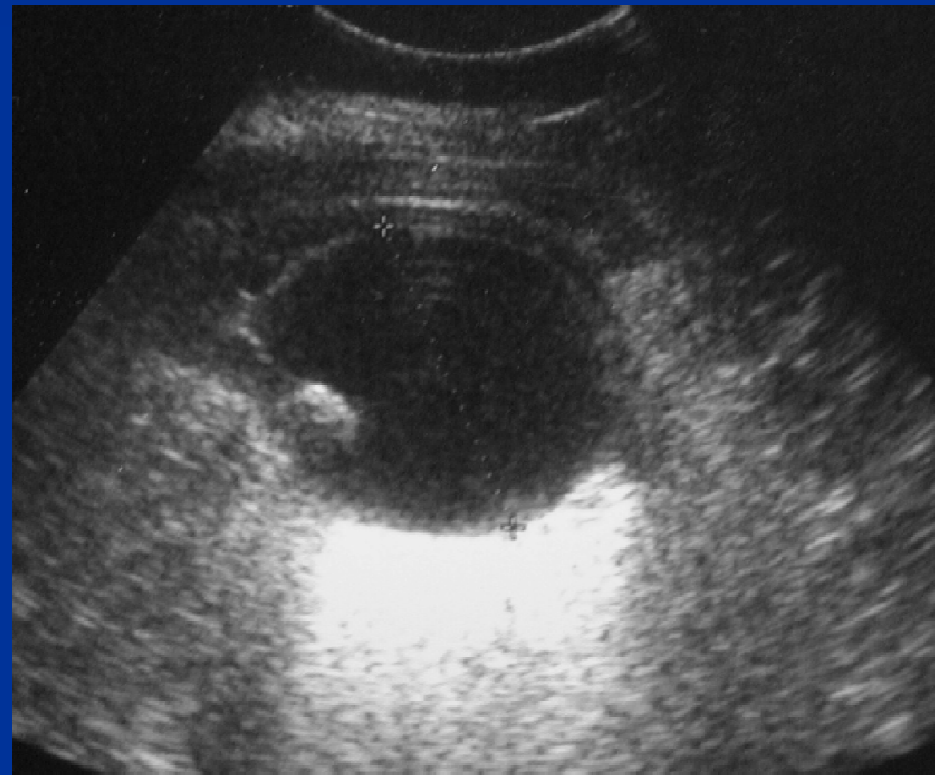
Acoustic enhancement

Akustické zesílení (distální)

Způsoben rozdílným pohlcováním UZ pulsu v tekutině a okolních měkkých tkáních.



Artefakty v B modu



Acoustic shadowing

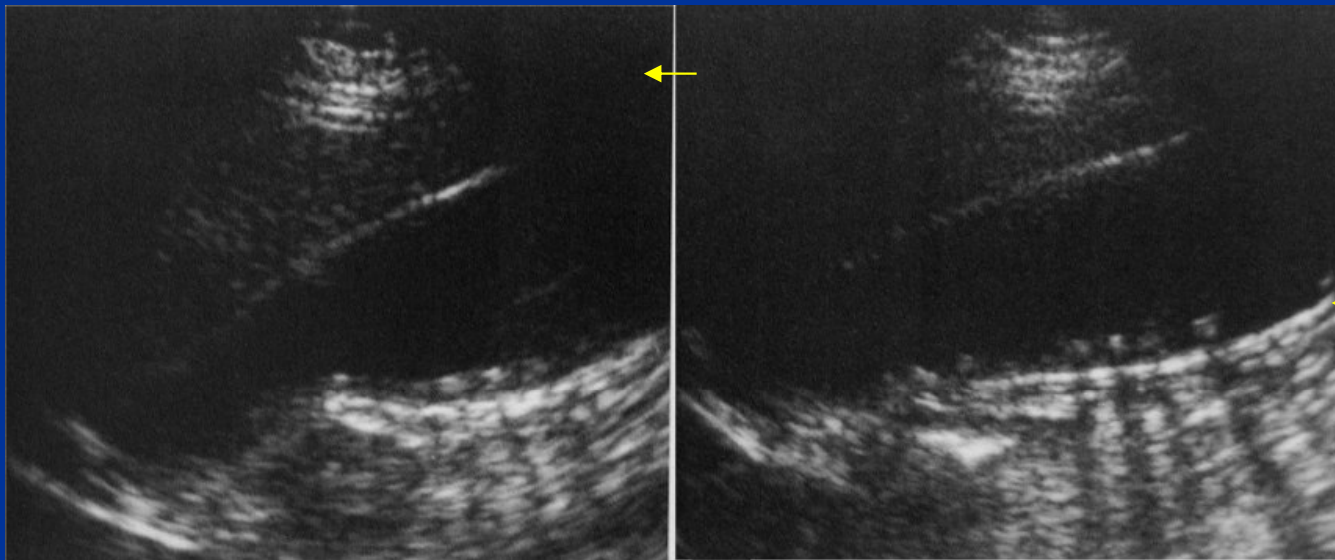
Akustické stínění

Způsobené kompletním odrazem UZ.

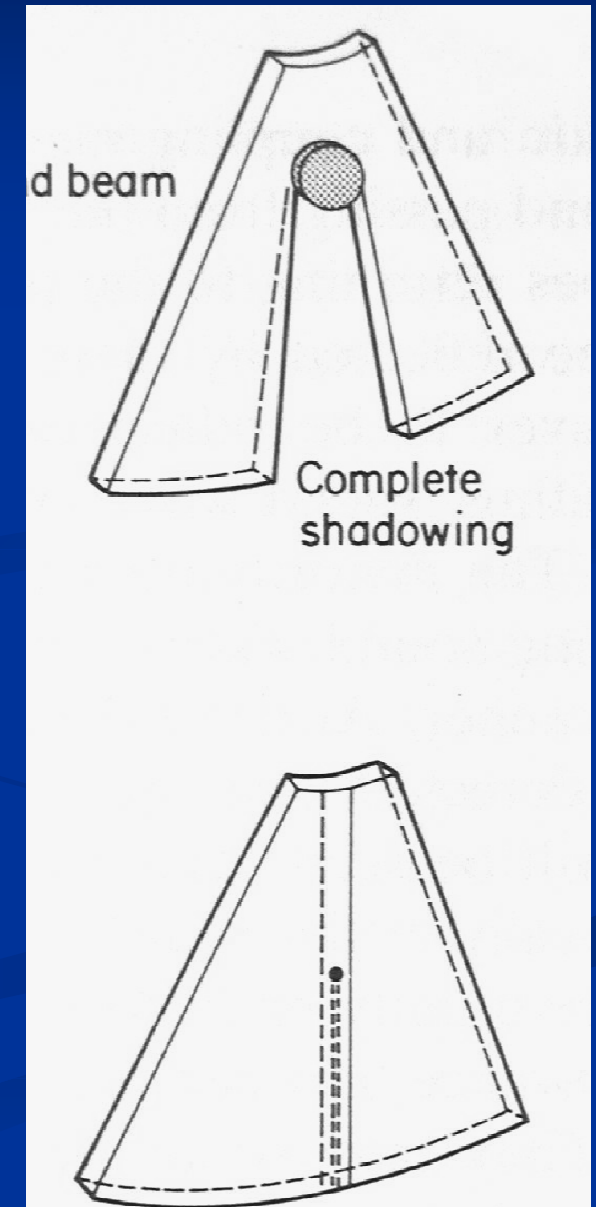
Dva typy - kompletní

- částečný

!! Malé kameny nemusí mít stín !! - FOKUSACE !

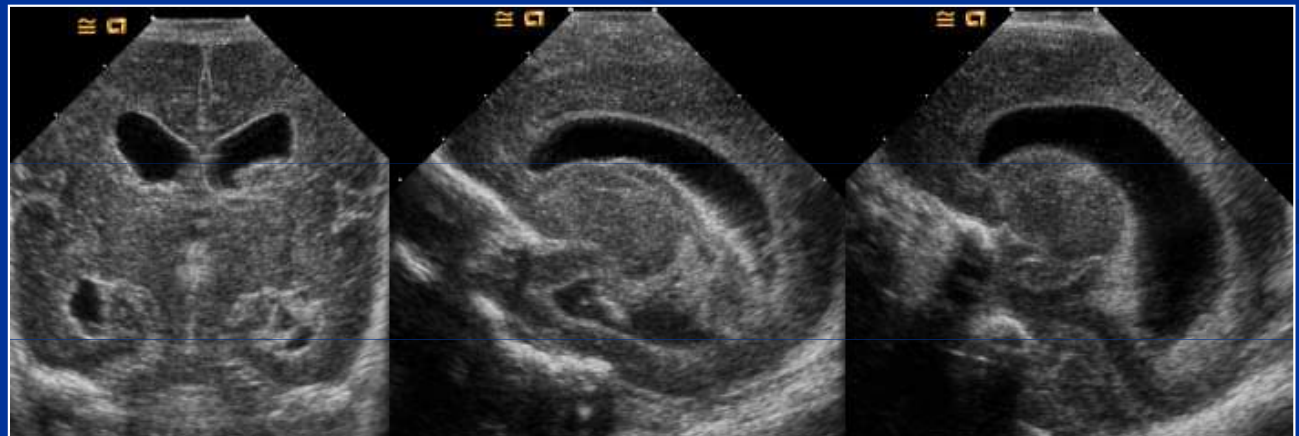


Artefakty v B modu



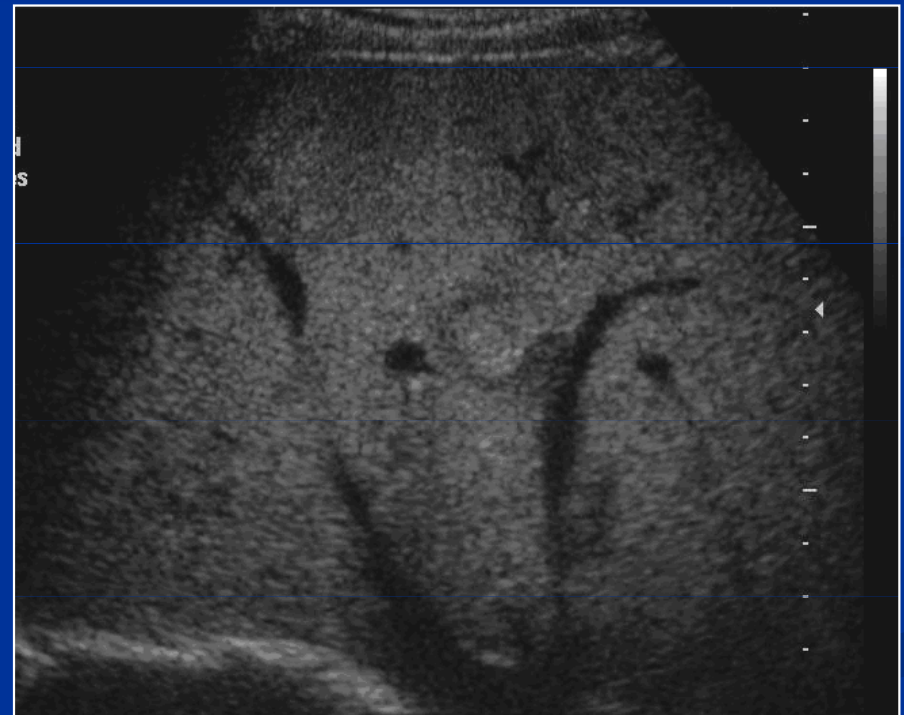
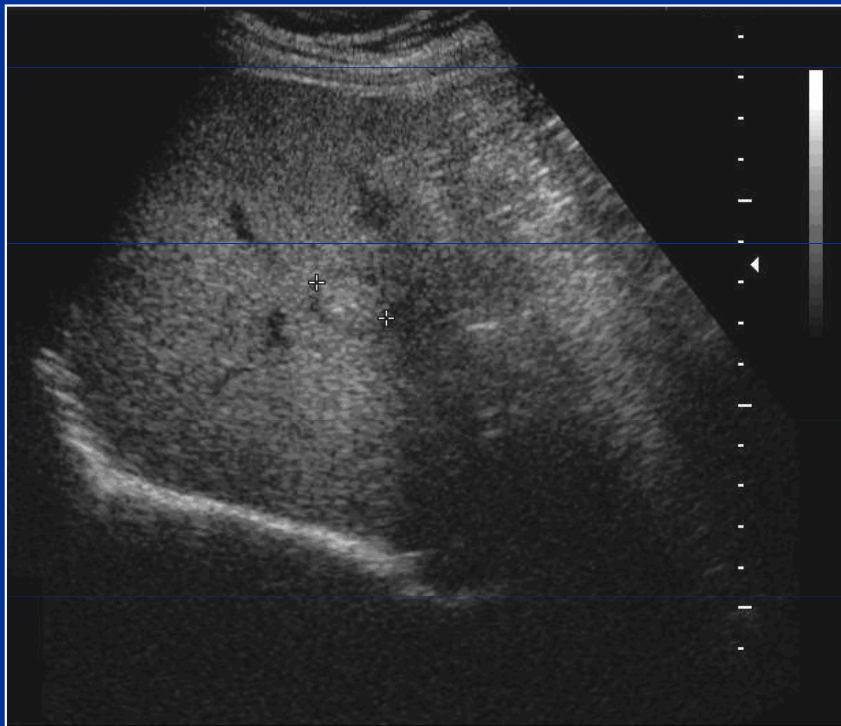
Použití UZ

- dutina břišní – hlavně parenchymové orgány, ale i tenké a tlusté střevo
- štítnice, prsa, povrchové měkké tkáně obecně
- klouby, šlachy, svaly
- UZ mozku u malých dětí (fontanela)



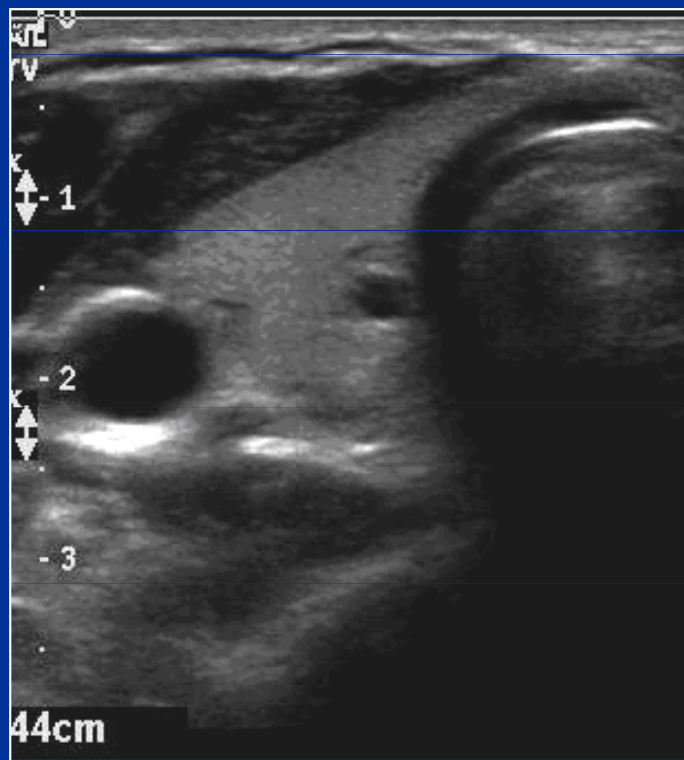
UZ břicha

Jaterní metastázy



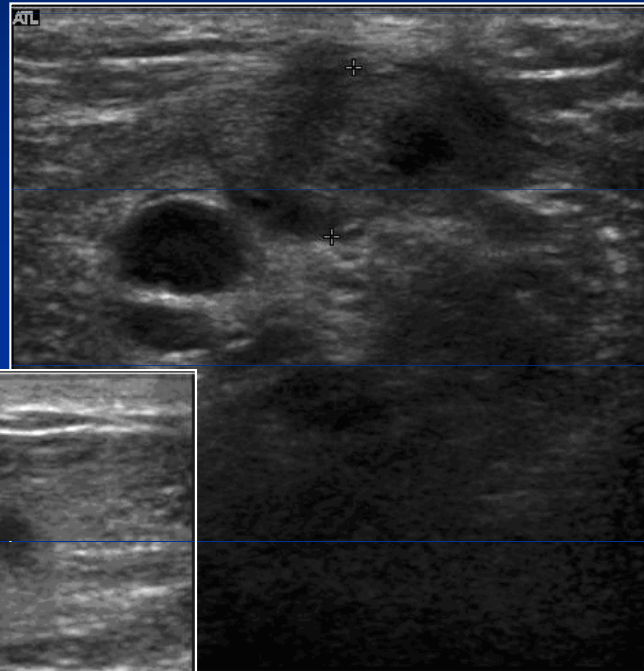
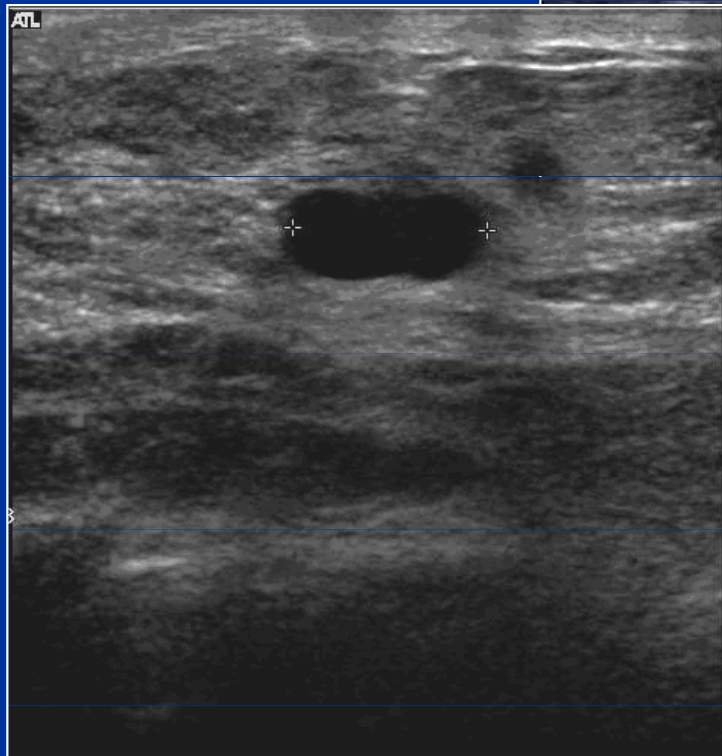
UZ štítnice

Cysty

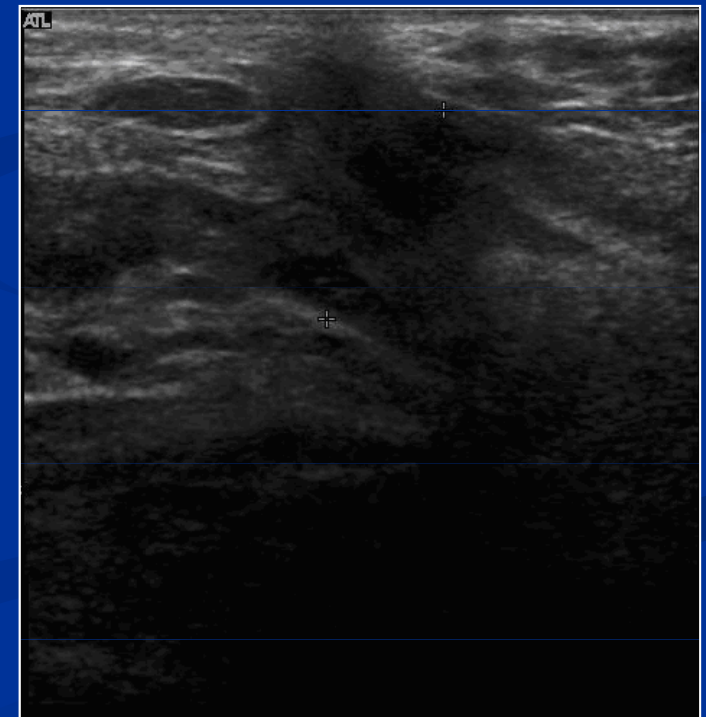


UZ prsu

Cysta

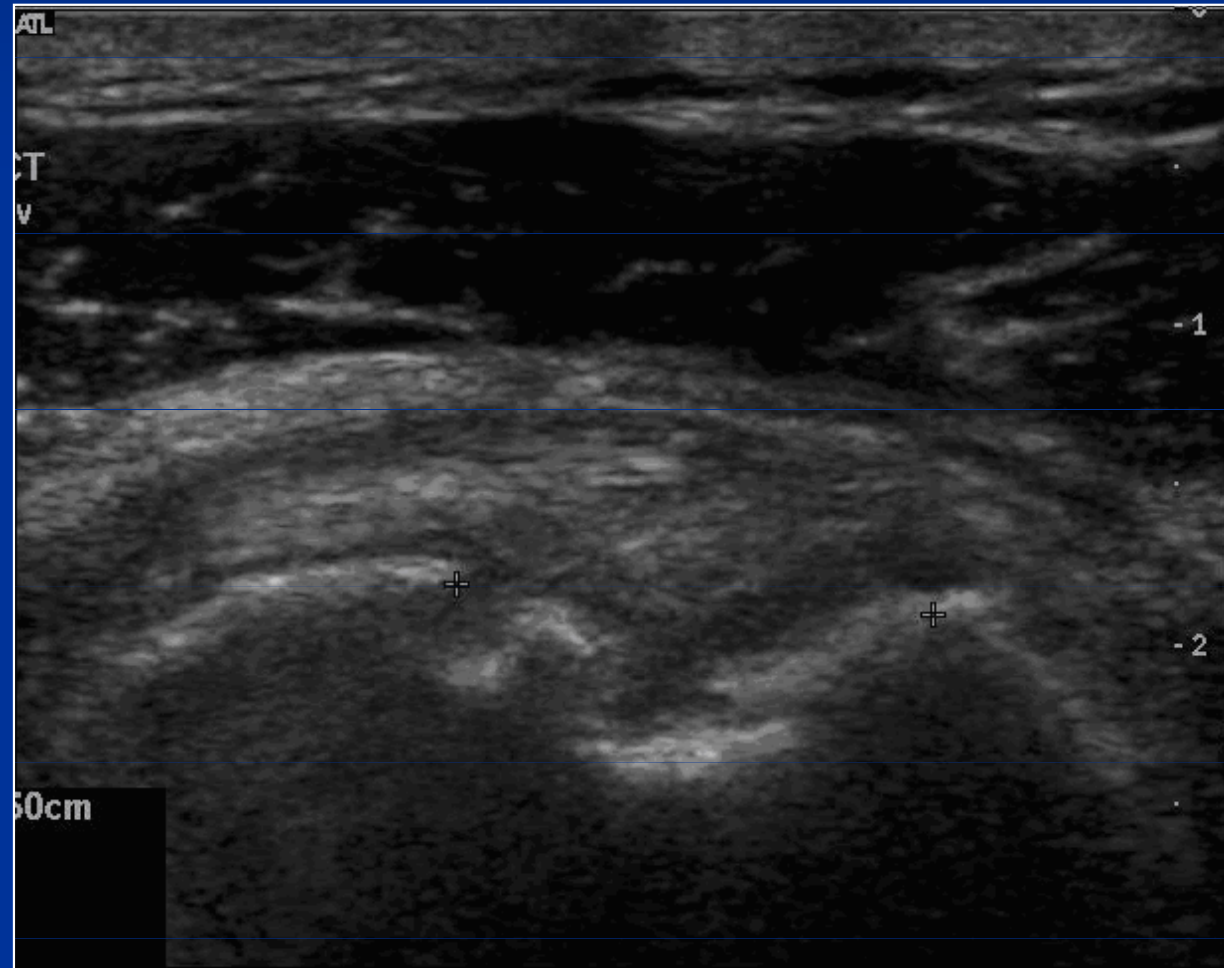


Recidiva tumoru



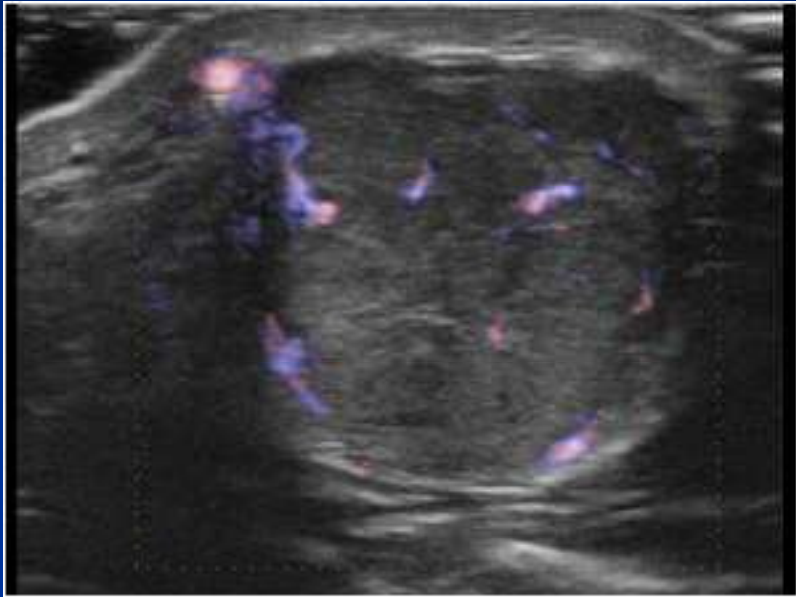
UZ kloubů

Hill – Sachsův
defekt



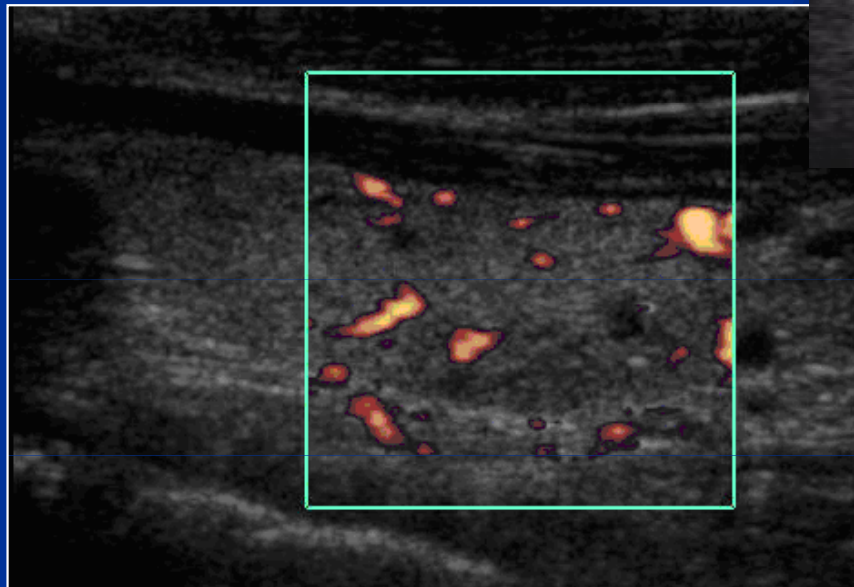
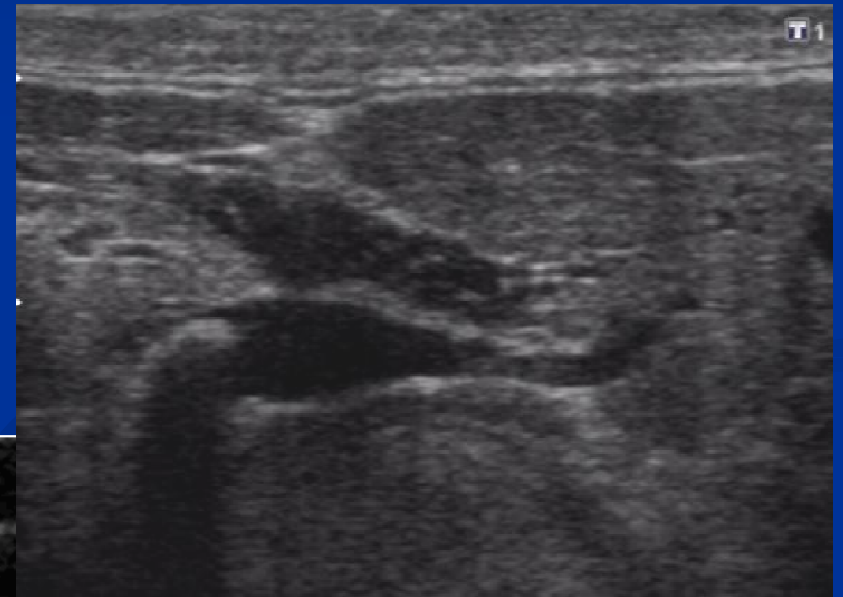
UZ slinných žláz

Pleomorfní adenom

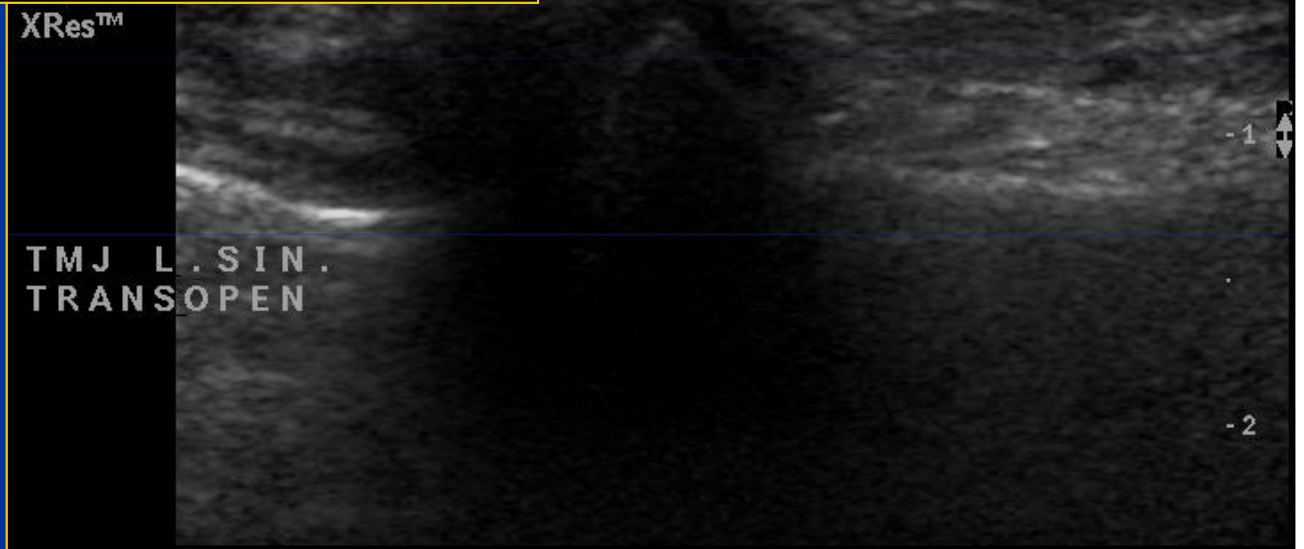
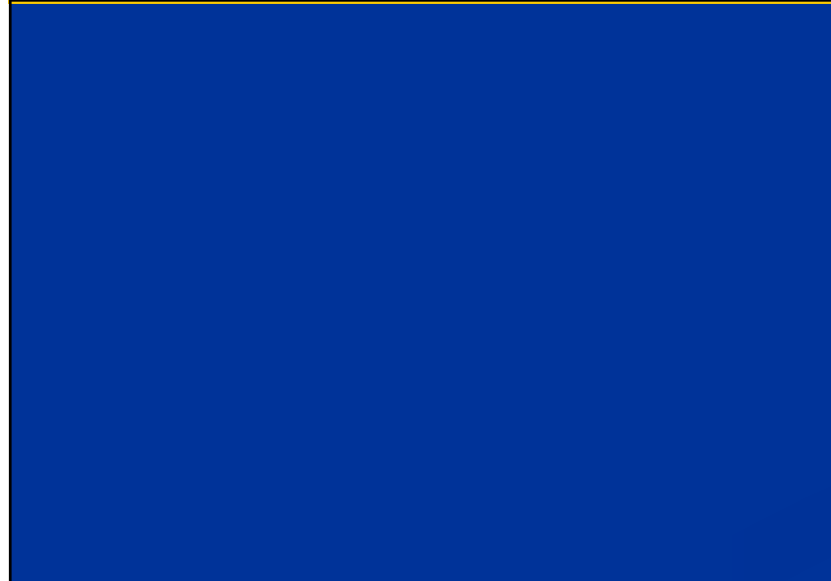
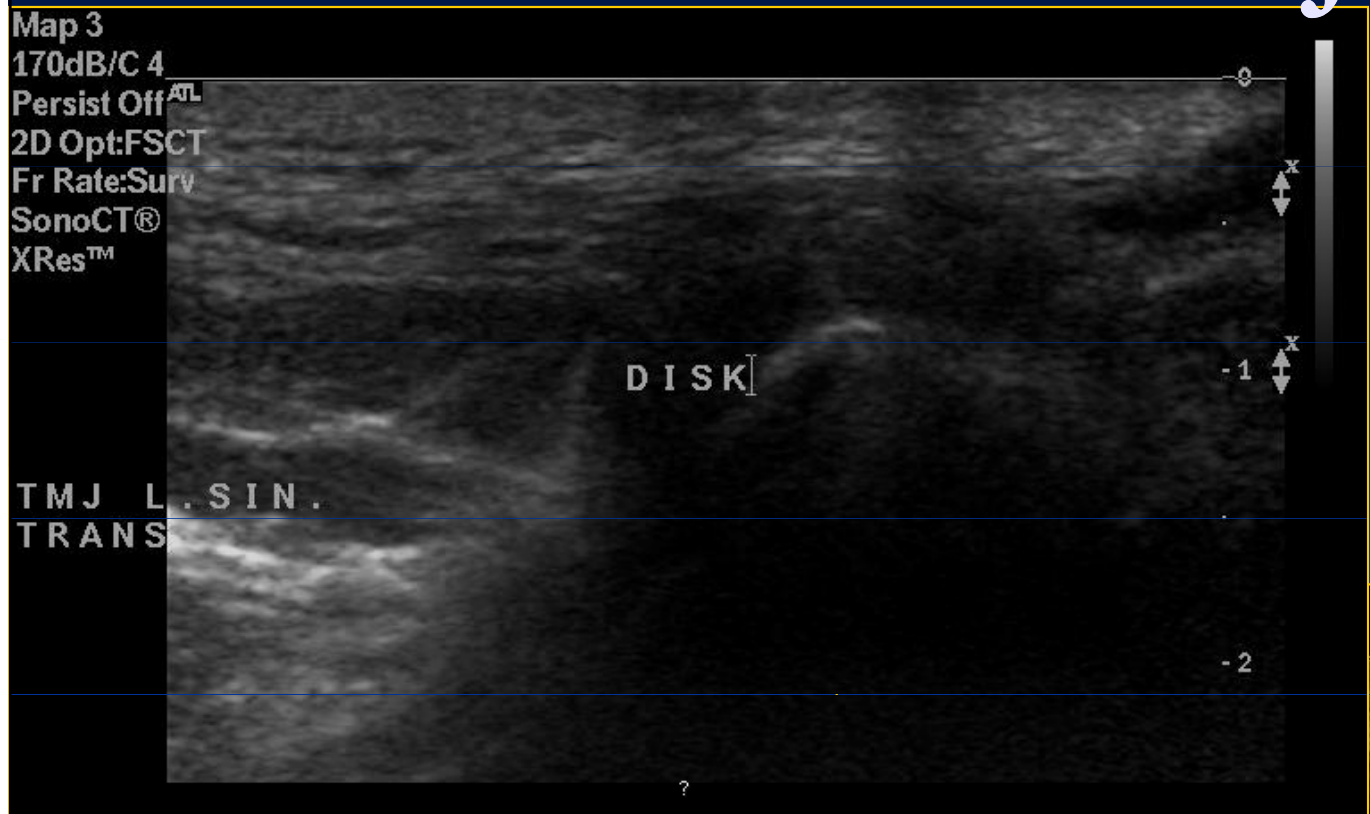


Cysty

Sialolithiasa

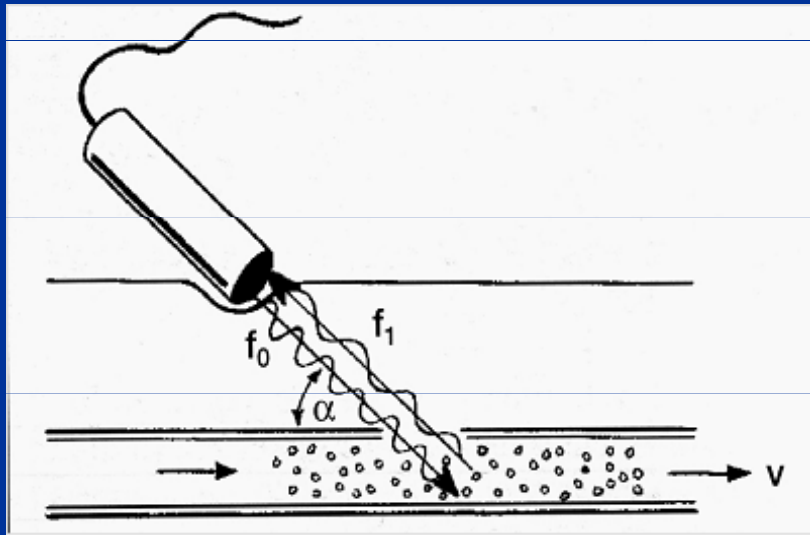


Sono - TMJ



Dopplerův efekt - frekvenční posuv

- Rozdíl, mezi přijímanou a vysílanou frekvencí označujeme jako **dopplerovský frekvenční posuv** ($\Delta f = f_0 - f_1$)
- Velikost frekvenčního posuvu je přímo úměrná **frekvenci UZ vlnění**, **rychlosti** krevního toku a **kosinu úhlu**, který svírá směr UZ vln a tok krve
 - kritická mez nad 60°
- výpočet rychlosti pohybujících se elementů



$$\Delta f = \frac{2f_0 v \cos \alpha}{c}$$

Δf – frekvenční posuv

c – rychlost šíření uz vlnění

f_0 – frekvence sondy

α – úhel insonace

v – rychlost toku

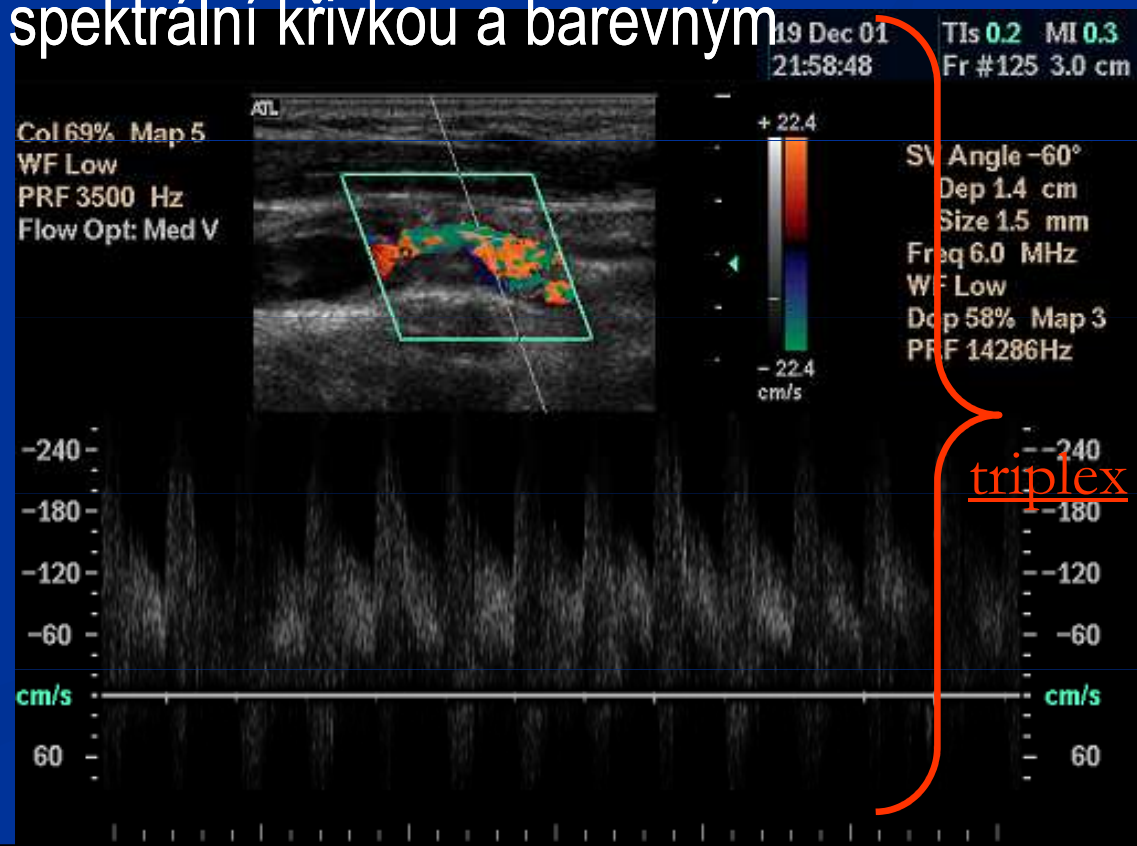
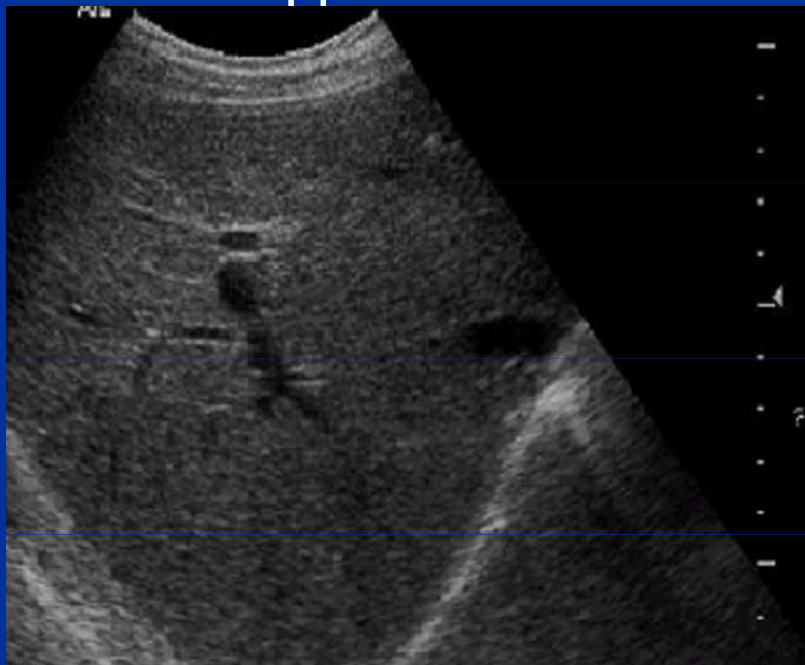
Duplexní a triplexní zobrazení

■ duplexní

- kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení (B-mode) a pulsního dopplerovského měření

■ triplexní

- kombinace B zobrazení se spektrální křivkou a barevným dopplerem



Výhody UZ vyšetření

- bezpečná, levná a dostupná metoda
- prakticky neexistují kontraindikace
- dostupnost u lůžka pacienta
- značné prostorové rozlišení, především u vysokofrekvenčních sond
- možnost Doppler. zobrazení toku, prokrvení

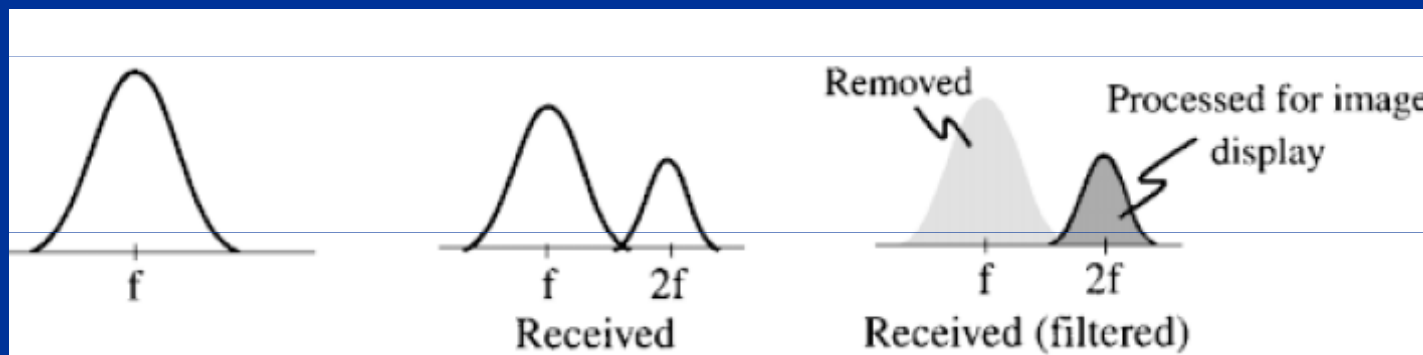
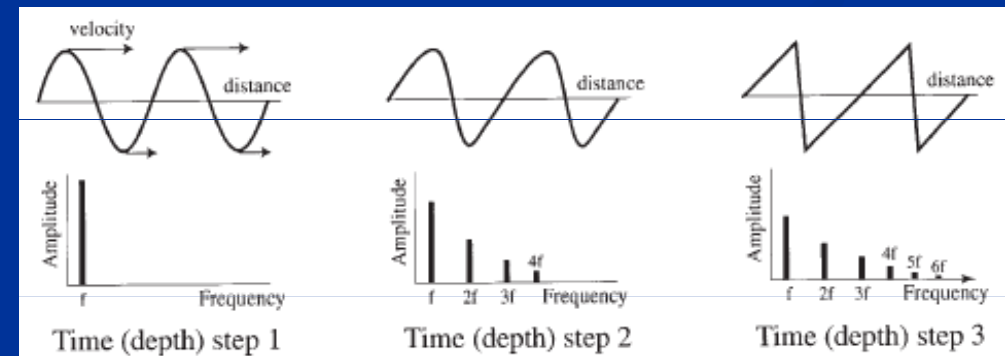
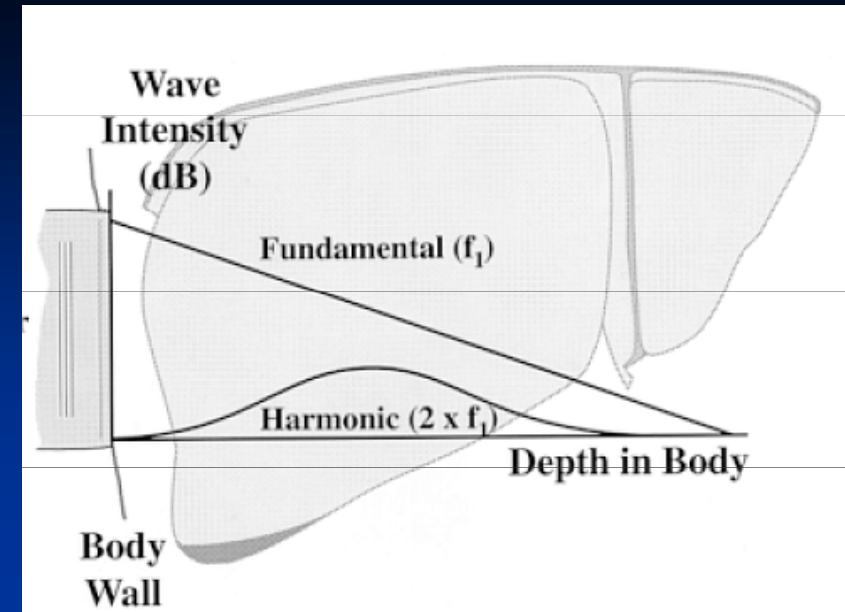
Nevýhody, limitace

- množství artefaktů
- subjektivní vyšetření
- omezená vyšetřitelnost u obézních pacientů
- špatná přehlednost DB při zvýšené plynatosti GIT (pankreas)

Nové modality B modu

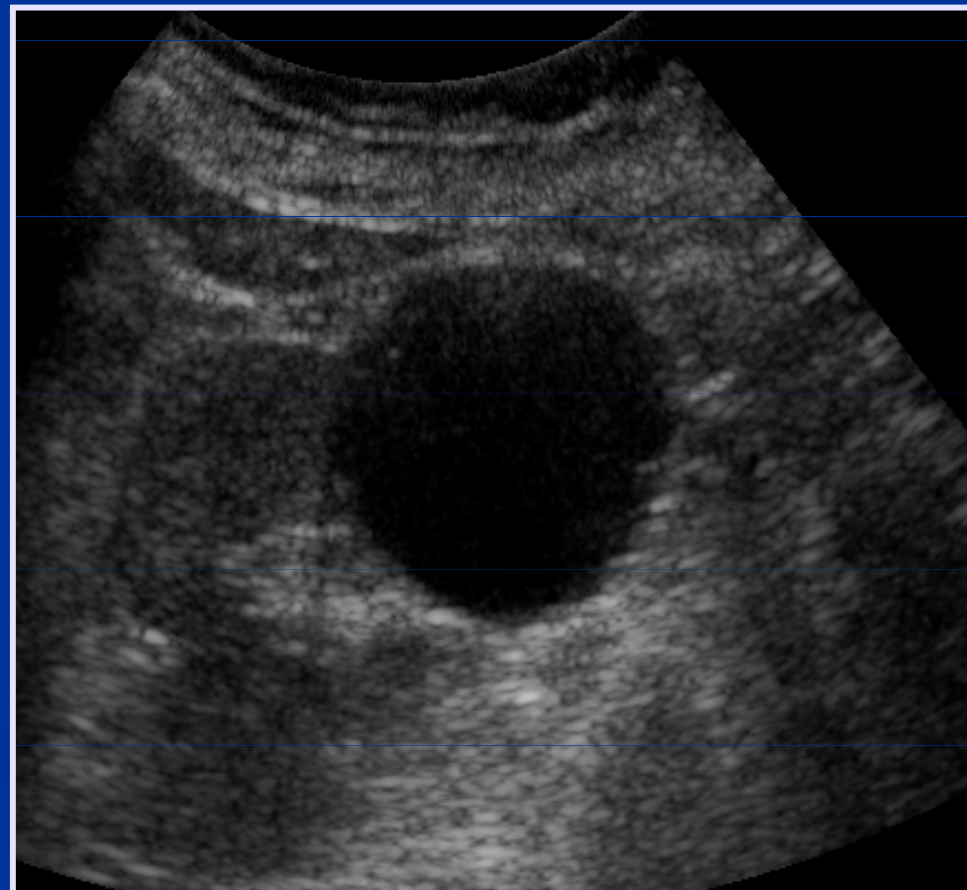
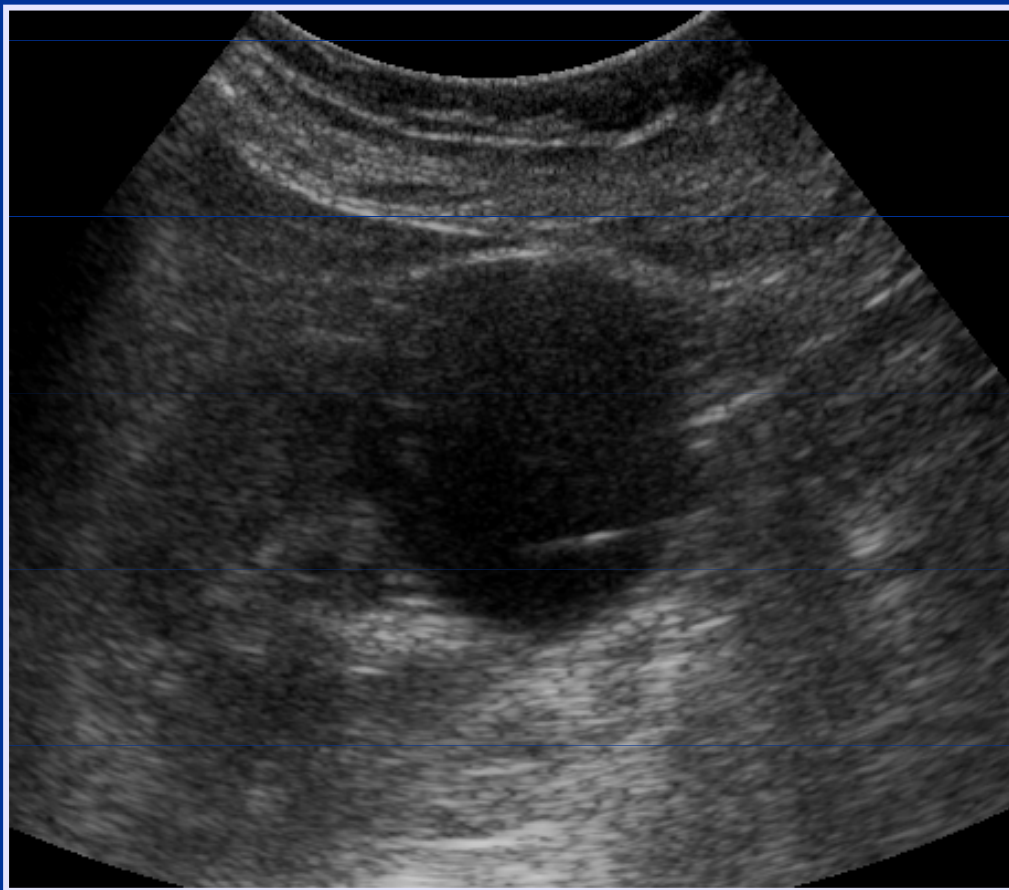
Tissue harmonic US

- vzniká až ve tkáni
- tzv. druhá harmonická frekvence je dvojnásobkem základní
- velmi vhodná pro zobrazení hlouběji uložených tkání
- kontrastní látky !

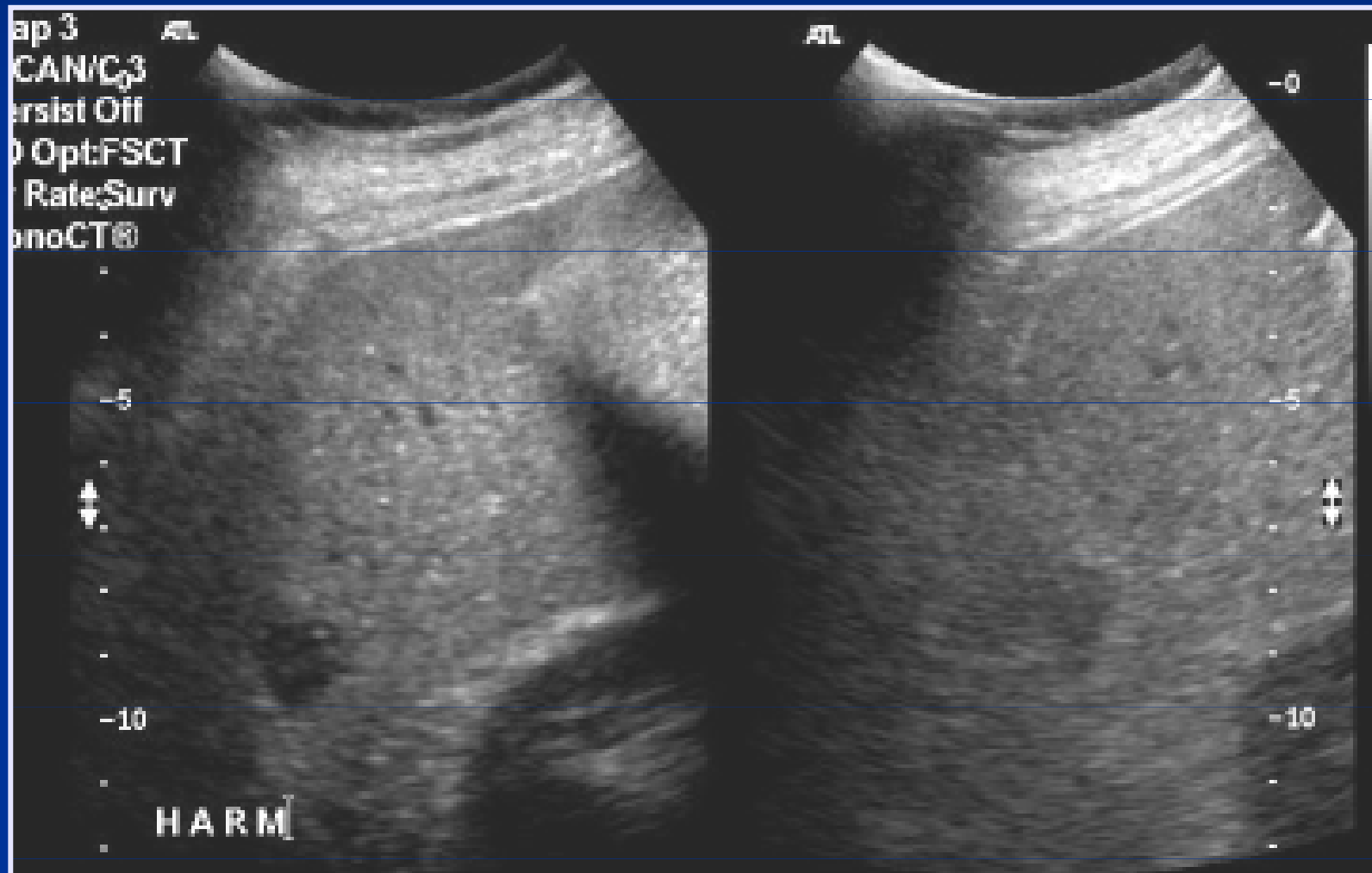


Přirozené harmonické zobrazení

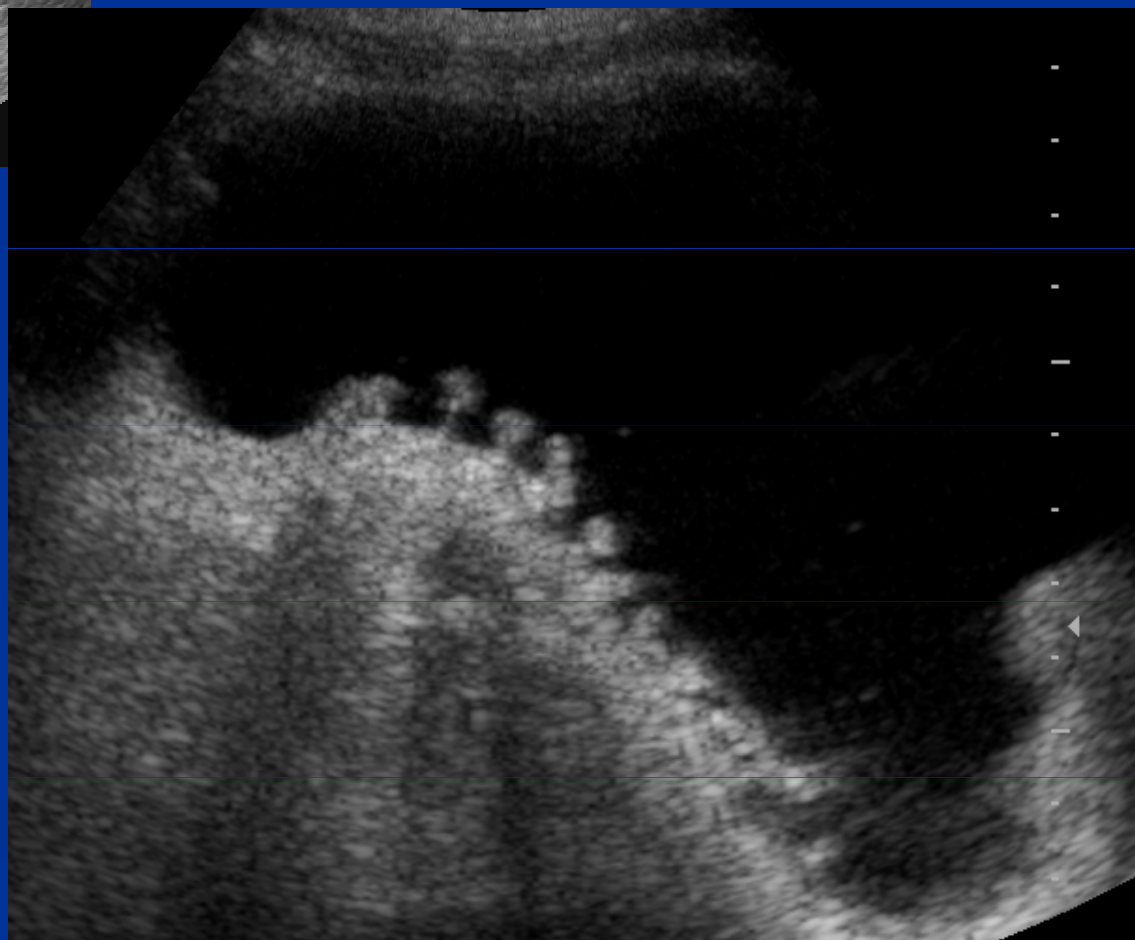
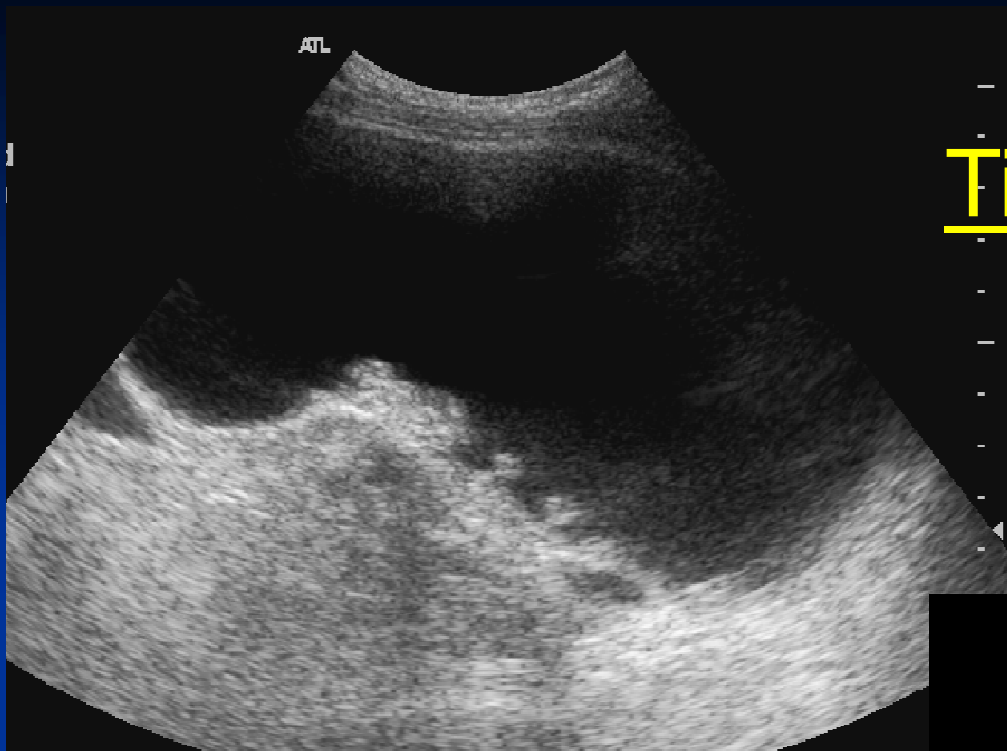
- Vznik až ve tkáni
- Lépe zobrazuje hluboko uložené struktury

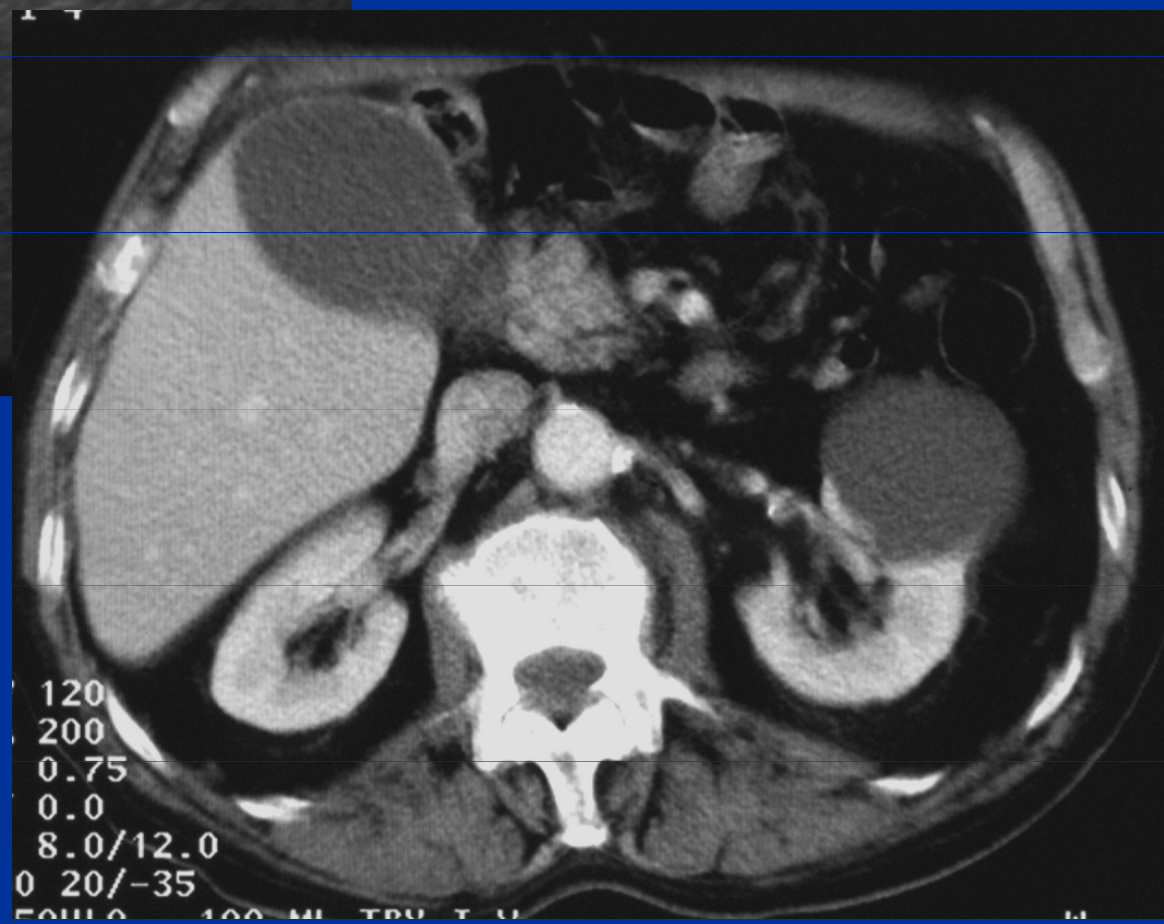
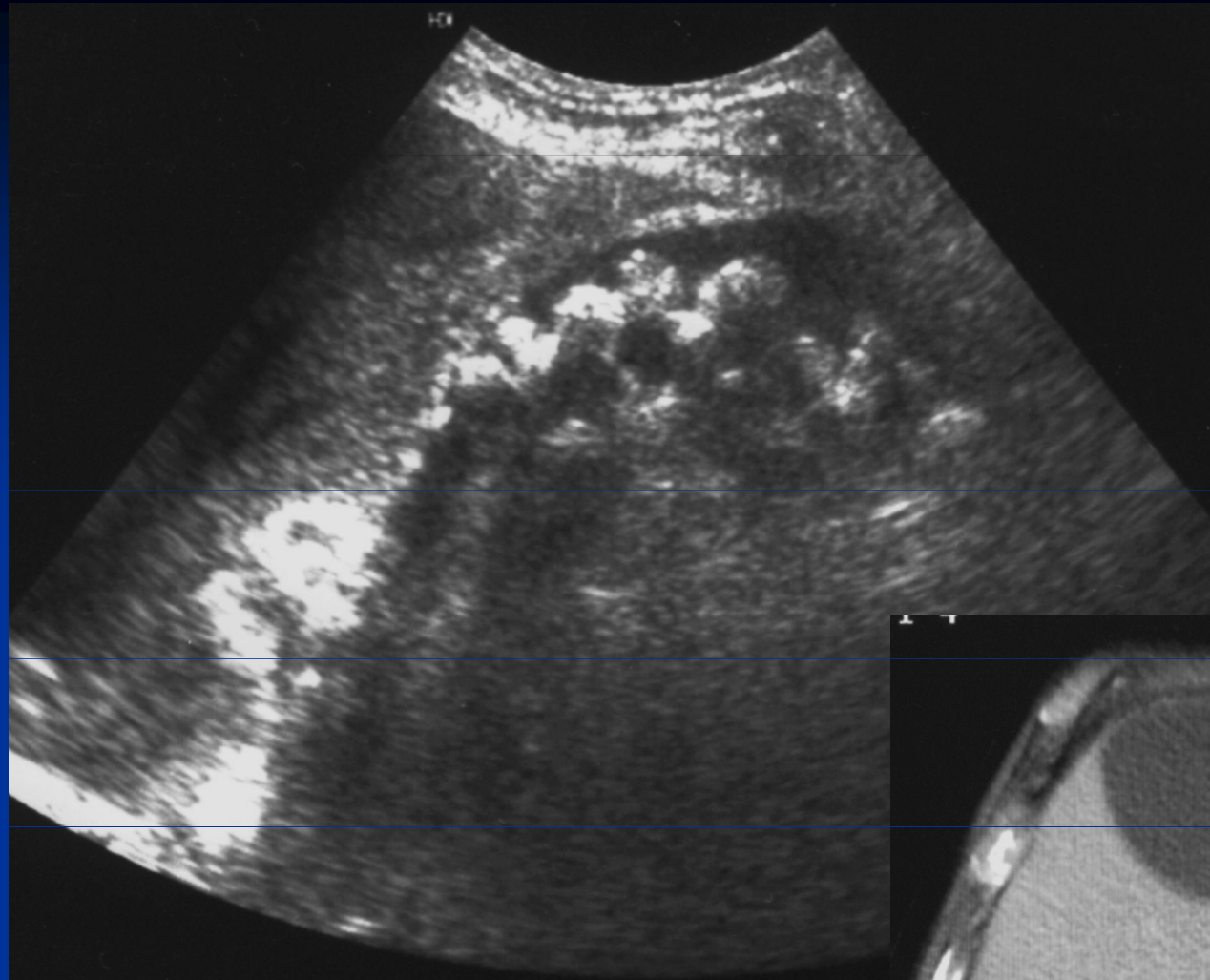


Přirozené harmonické zobrazení



Tissue harmonic US





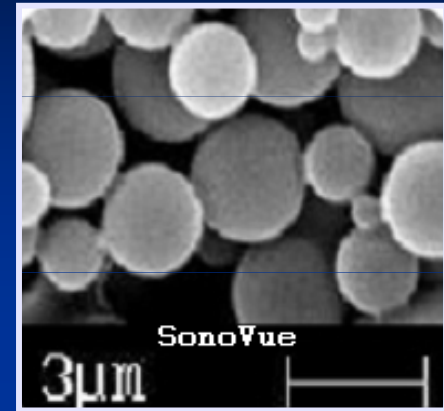
Kontrastní látky – proč?

- Zvyšování **kontrastu** UZ zobrazení.
- Zlepšení koeficientu **signál – šum**
- Snaha **zesílit** odrazivost struktur.
- KL mohou **nahradiť** řadu invazivních metod.

Jaké částice



Echovist, 75000x (Schlief R. et al., 1993)

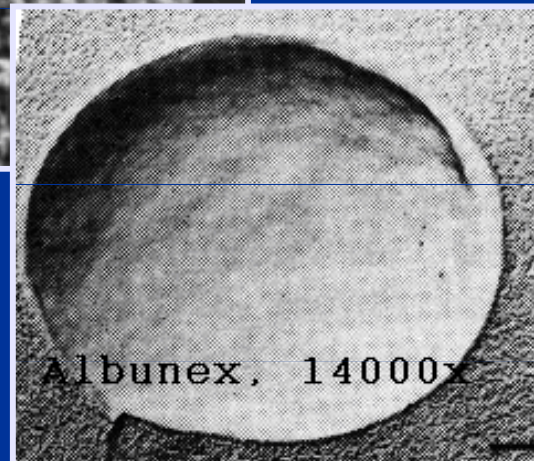


SonoVue

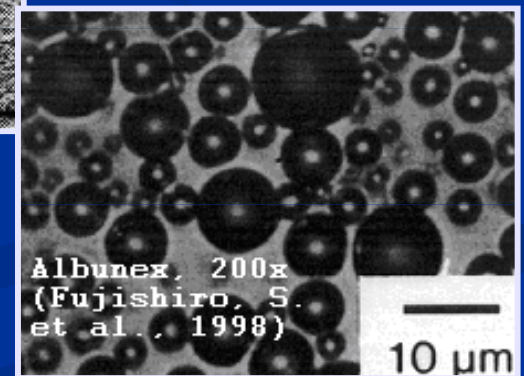
3 μm

Galaktózové mikročástice

- vodné roztoky
- emulze
- suspenze
- enkapsulovné bubliny - mikrobubliny



Albunex, 14000x

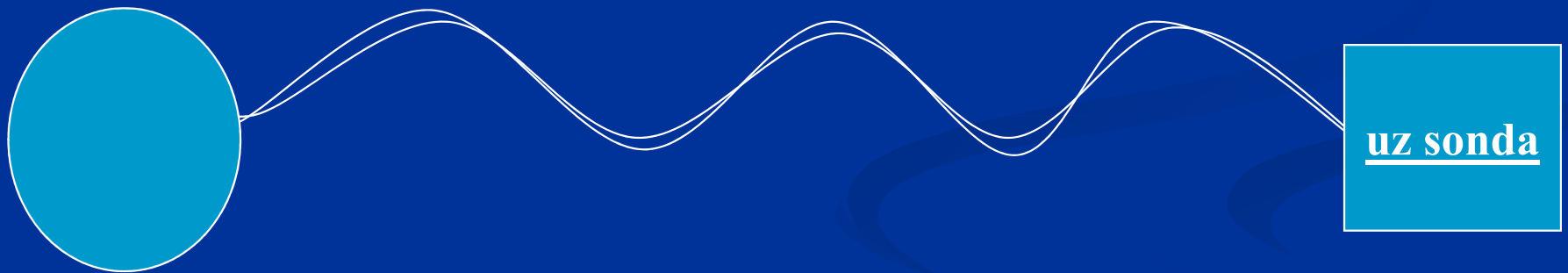


Albunex, 200x
(Fujishiro, S.
et al., 1998)

10 μm

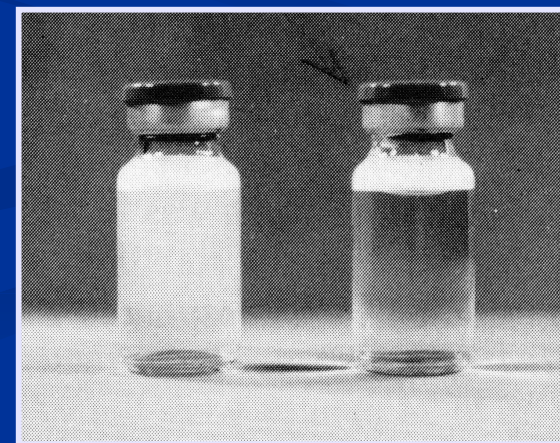
Princip k.l.

Plynové bubliny zpětně odrážejí ultrazvukové vlnění



Vlastnosti kontrastních látek

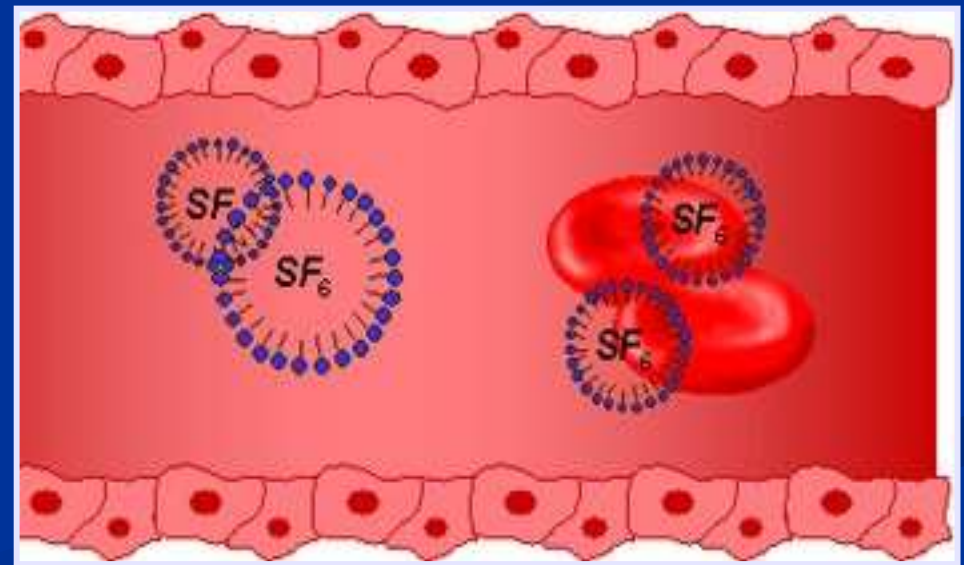
- Netoxicity
- I.v. aplikovatelnost
- Schopnost transpulmonálního průchodu
- Dostatečná životnost v krevním oběhu
- Zvýšení kontrastu



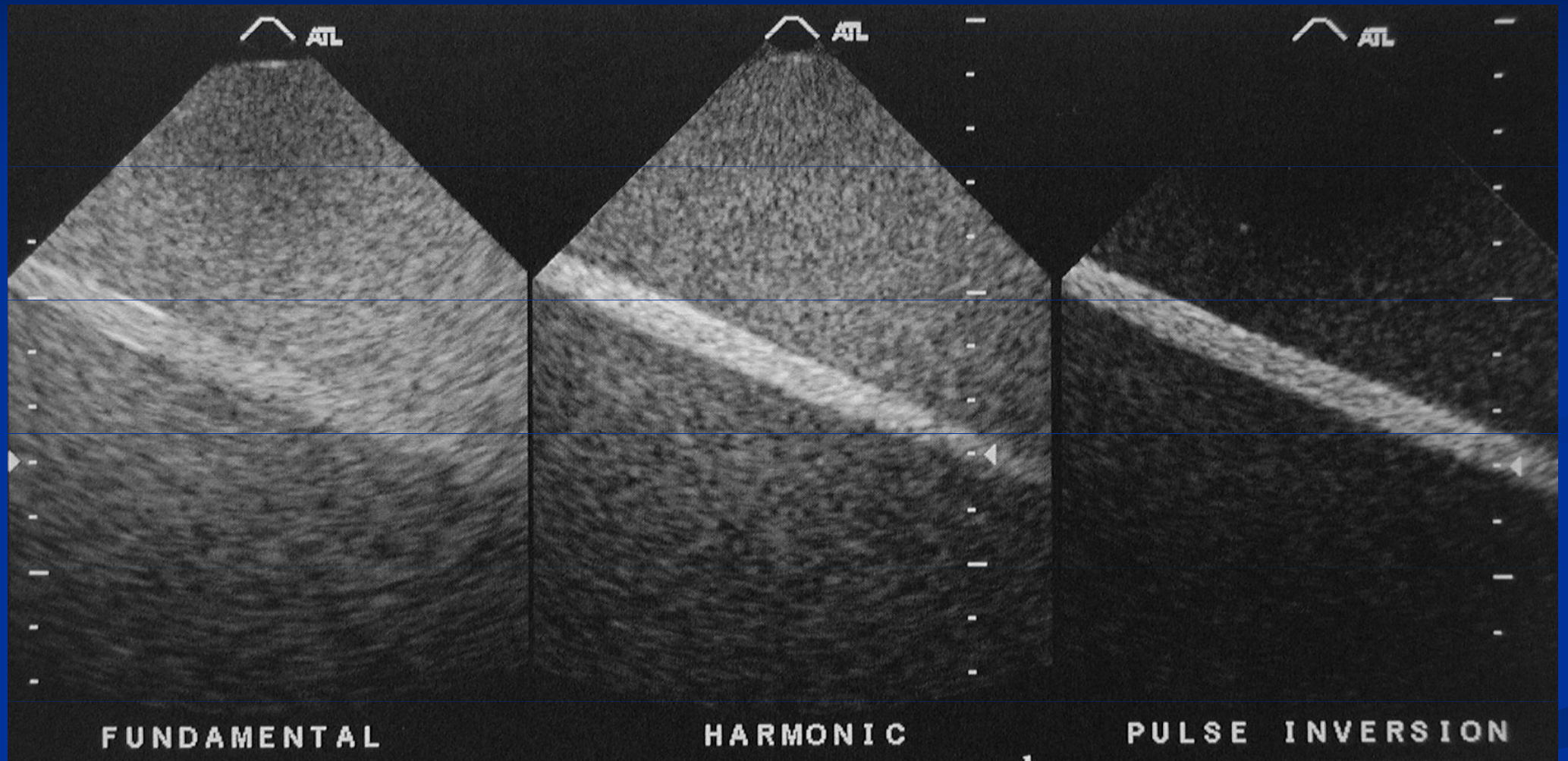
CEUS

- ultrazvukové vyšetření s i.v. aplikací speciální kontrastní látky
- **mikrobubliny** stabilizované fosfolipidy
- 100 milion x vyšší odrazivost mikrobublin než krve

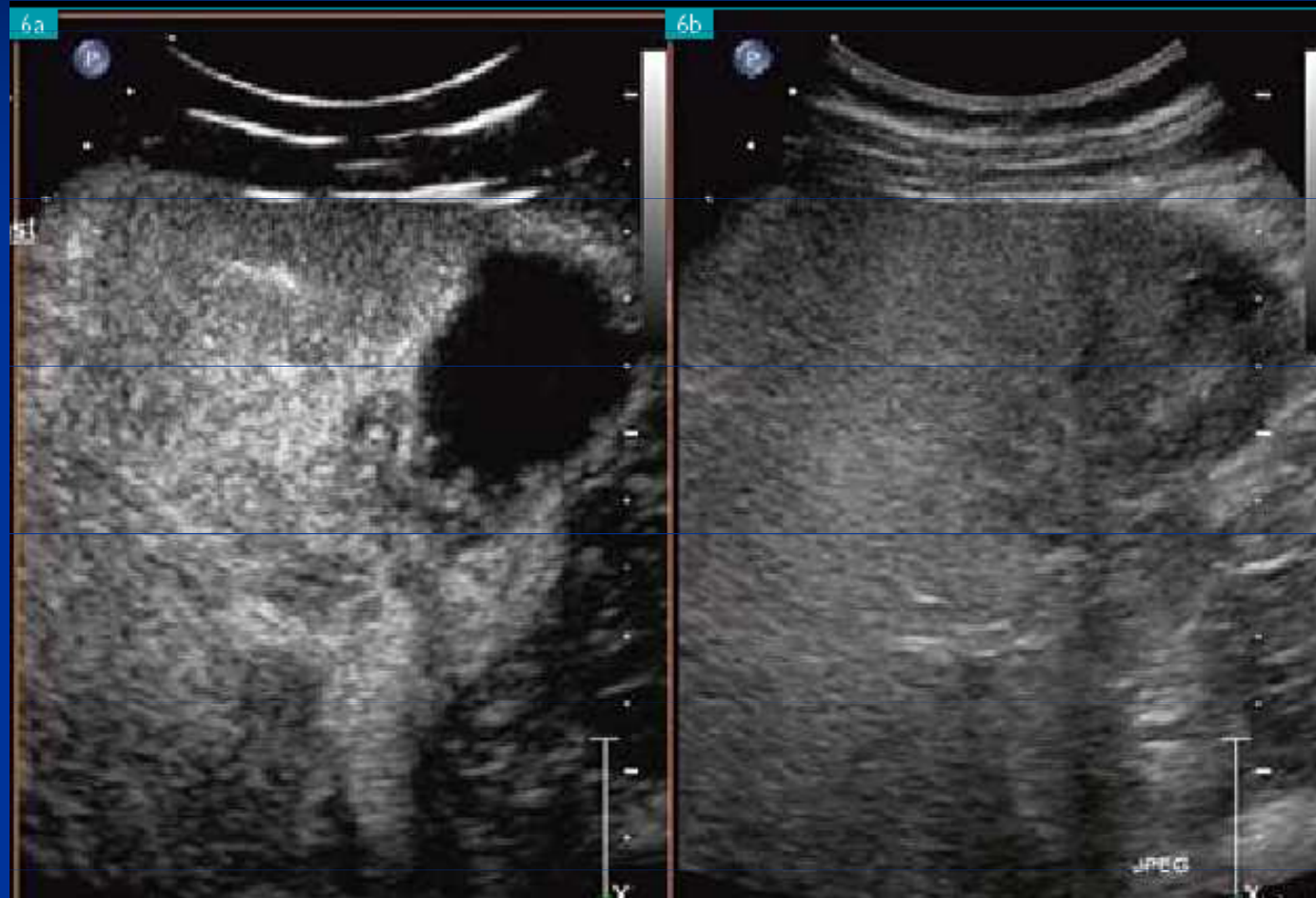
- netoxické
- není nutná speciální příprava pac.
- nejsou alergické reakce
- vyloučí se po cca 10min plícemi
- jediná kontraindikace: AIM
- jsou intravaskulární – odrážejí **mikrovaskularizaci**



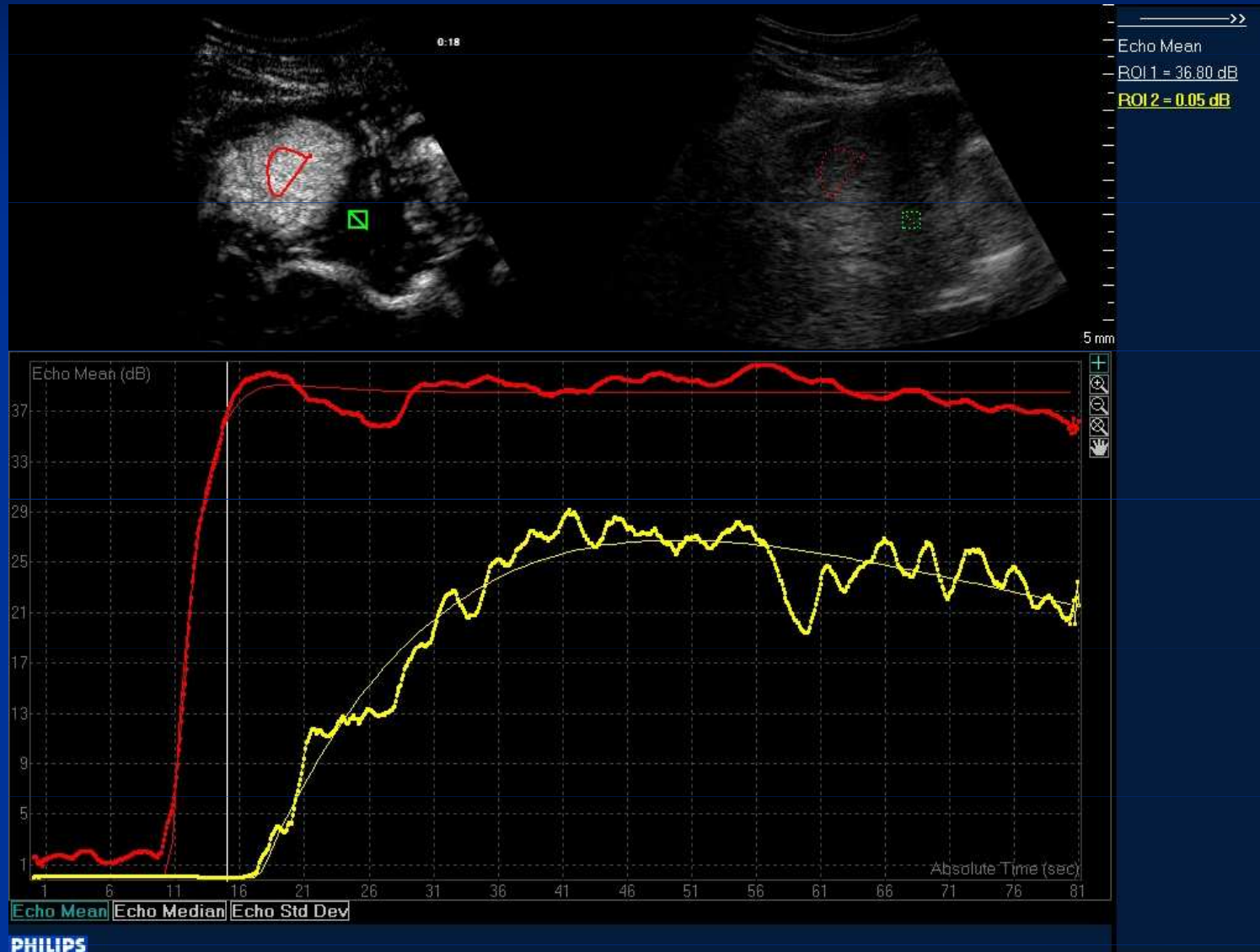
Pulse (phase) inversion imaging



Side-by-side display



Možnost kvantifikace



Biopsie

KL usnadňuje **navádění** bioptické jehly do oblasti zájmu při biopsii. A to tak, že se do jehly nasaje malé množství KL a ta jehlu zobrazí.

Terapeutický (léčebný) ultrazvuk

Konzervativní

Invazivní

Konzervativní terapie ultrazvukem

Konzervativní terapie ultrazvukem

- Pro léčebné účely se používá nejčastěji ultrazvukových kmitočtů v rozmezí 0,8 až 1 MHz, výjimečně do 3 MHz. Ultrazvuk se aplikuje buď ve formě kontinuální nebo pulzní.
- Hlavním mechanismem terapeutického účinku je **vysokofrekvenční mikromasáž** ozvučovaných tkání spolu s **ohřevem** tkání, jež vyvolává hyperémii a fyzikálně-chemické změny prostředí. Jeho aplikace zvyšuje membránovou permeabilitu, urychluje difuzi ve tkáních, má **tlumivý účinek na přenos nervových vzruchů**, mění pH tkání. Důsledkem je analgetický a spazmolytický účinek, zvýšení místního krevního oběhu a následně i metabolismu
- V konzervativní terapii lze ultrazvuk použít například v **oftalmologii** při léčení krátkozrakosti spazmolytickým působením ultrazvuku na ciliární svaly, ve **stomatologii** při terapii žvýkacích svalů po zlomenině čelisti a v **dermatologii** při terapii ulcerací na noze). Také v **neurologii** Michálek a kol. aplikoval terapeutický ultrazvuk společně s neurostimulací při léčbě bloku frenického nervu , pokusy i v v **otorinolaryngologii** - k léčbě nosních polypů a Menierovy nemoci .

Invazivní terapie ultrazvukem

Ultrazvukový deskalér

Ultrazvukový aspirátor

Mimotělová litotripse rázovými vlnami

Terapeutický UZ - deskalér

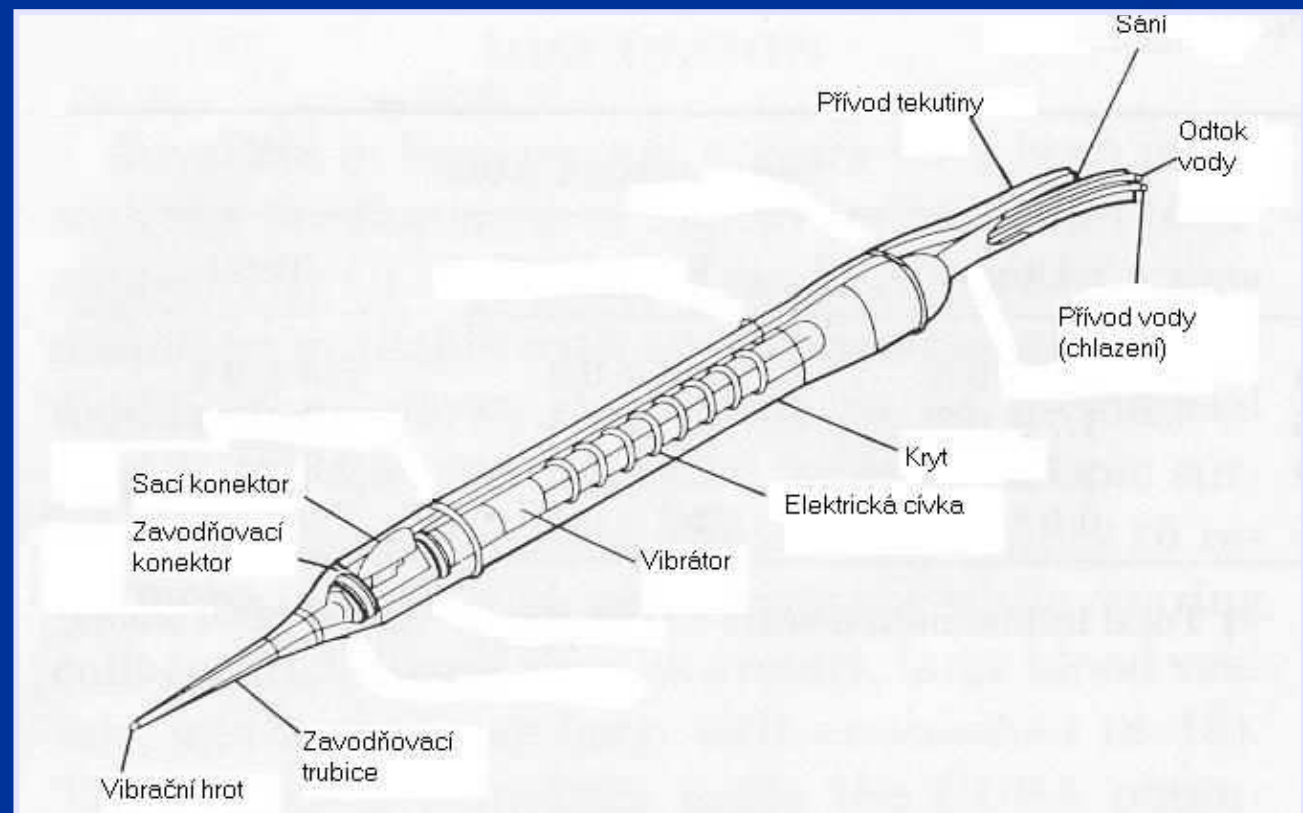
- Ultrazvukový deskalér - k odstraňování **zubního kamene**. Jedná se o zařízení se zdrojem nízkofrekvenčního ultrazvukového vlnění (25-42 kHz), jehož konec je opatřen pracovním nástavcem. Špička nástavce kmitá a mechanicky rozrušuje zubní plak.
- Na výsledném efektu se však vedle přímého mechanického účinku kmitajícího hrotu podílí i akustické mikroproudění a ultrazvuková **kavitace**.



Ultrazvukový aspirátor

- Ultrazvukový aspirátor, dle výrobce zvaný též **kavitron**, byl speciálně vyroben pro potřeby **laparoskopické chirurgie** – laparoskopické cholecystektomie.
- Umožňuje fragmentaci, řezání a koagulaci tkání, přívod kapaliny do místa výkonu, zpětnou aspiraci tkání a jejich disekci od kolagenních struktur jako jsou cévy, uretery a nervy. Fragmentace tkání je uskutečňována pomocí titanového hrotu umístěného v trubici, který kmitá frekvencí až 23 000 kmitů za vteřinu. Na dezintegraci tkáně se rozhodující mírou podílí kavitace.

Rizika použití ultrazvukových aspirátorů tkví v možném poškození nebo podráždění přilehlých tkání značnými intenzitami ultrazvuku, jež jsou v aspirátorech používány.



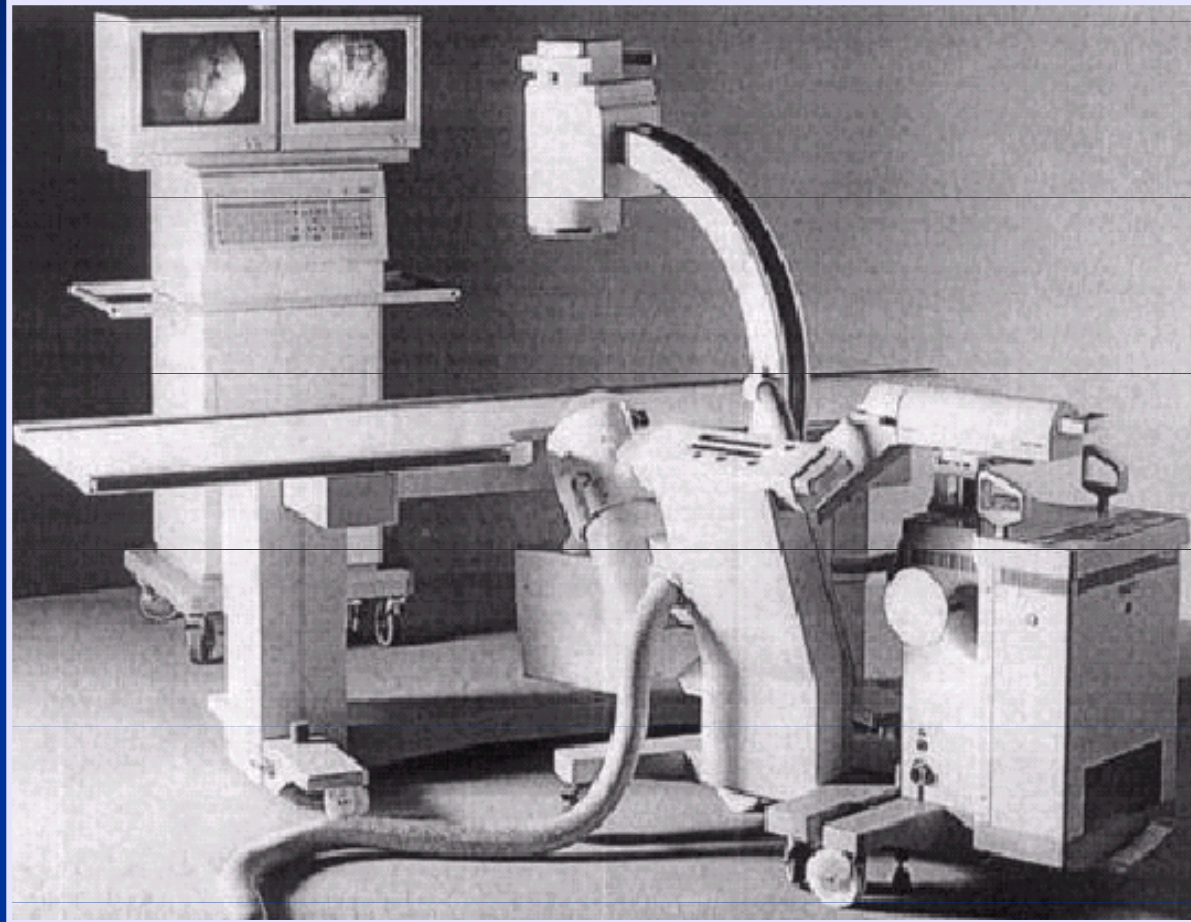
Chirurgie

- Mezi chirurgické aplikace ultrazvuku řadíme i ultrazvukovou hypertermii, kdy se ultrazvuk o vyšší intenzitě, zejména fokusovaný, používá pro odstraňování zhoubných nádorů a jiných chorobných ložisek.
- Buňky v místě aplikace jsou zcela usmrceny rozvrácením metabolismu či přímo tepelnou denaturací bílkovin.

ESWL - Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy

Mimotělová litotripse rázovými vlnami

ESWL



ESWL

- založena na principu **kavitačního jevu**.
- neinvazivní metoda destrukce cholecystolithiasy, urolithiasy
- **rozrušení kamene** mechanickým účinkem vícečetných rázových vln na drobnou drt',
- Fyzikální princip - založen na rozdílu akustické impedance kamene a okolní měkké tkáně, kde na fázovém rozhraní dochází k rychlému nástupu tlakového gradientu.
- Přesáhne-li tlaková síla **mez pevnosti kamene**, dochází k jeho postupné fragmentaci.
- Zdrojem akustické energie mechanických rázových vln, který leží mimo tělo pacienta jsou buď ultrazvukové – **piezoelektrické měniče** nebo jiskřiště (zdrojem rázové vlny je kolaps plynové bubliny vznikající při přeskočení elektrické jiskry ve vodném prostředí.). Je využíván také elektromagnetický princip, kdy je zdrojem rázové vlny jádro cívky, do kterého je přiváděn vysokofrekvenční proudový impulz.

ESWL

- Od místa vzniku se šíří elipsoidní odraznou plochou fokusovaná vlna dosahující v ohnisku tlaku až 10^8 Pa, která je následována vlnou záporného tlaku o amplitudě dostatečně velké k tomu, aby mohla vzniknout **kavitace**.
- V kamenech se nejdříve vytvoří praskliny, do kterých proniká okolní tekutina.
- V těchto prasklinách se pak ve zvýšené míře uplatňují kavitační jevy podílející se na destrukci kamene.
- Buď se uplatňuje „**osekávání**“ povrchu, při kterém vznikají ploché fragmenty nebo dochází k **centrálnímu praskání** již v počátečních fázích expozice.
- Při dobré **fokusaci** je v indikovaných případech možné při aplikaci 50 až 4000 rázových vln, s průměrem kolem 1000 rázových vln v průběhu jedné hodiny dosáhnout úplného rozbití žlučových i močových kamenů.

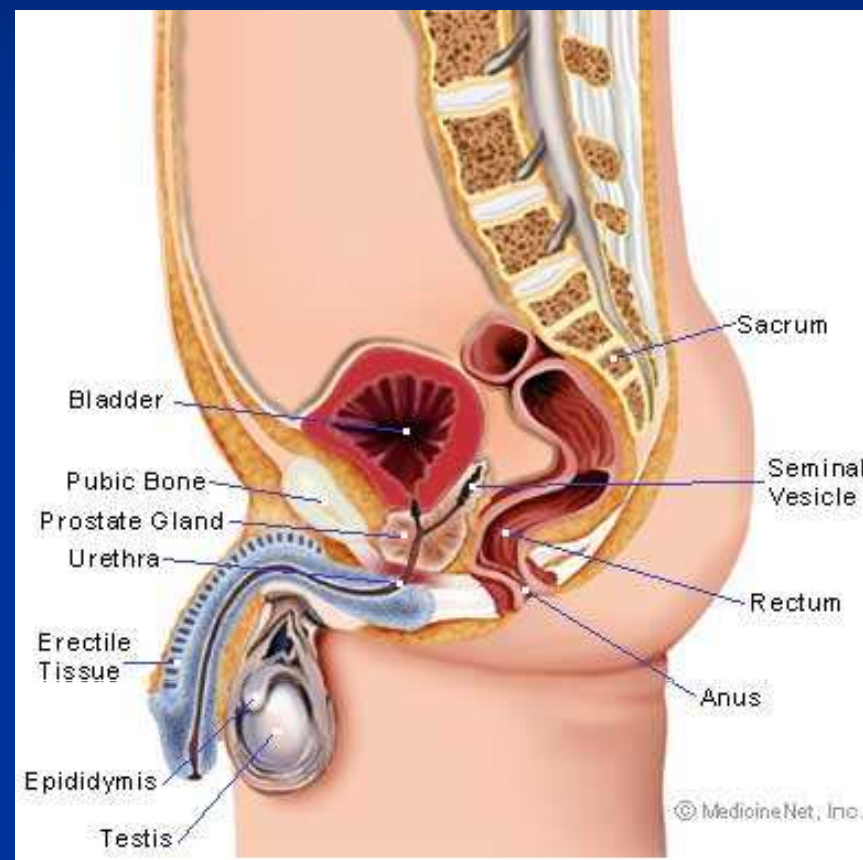
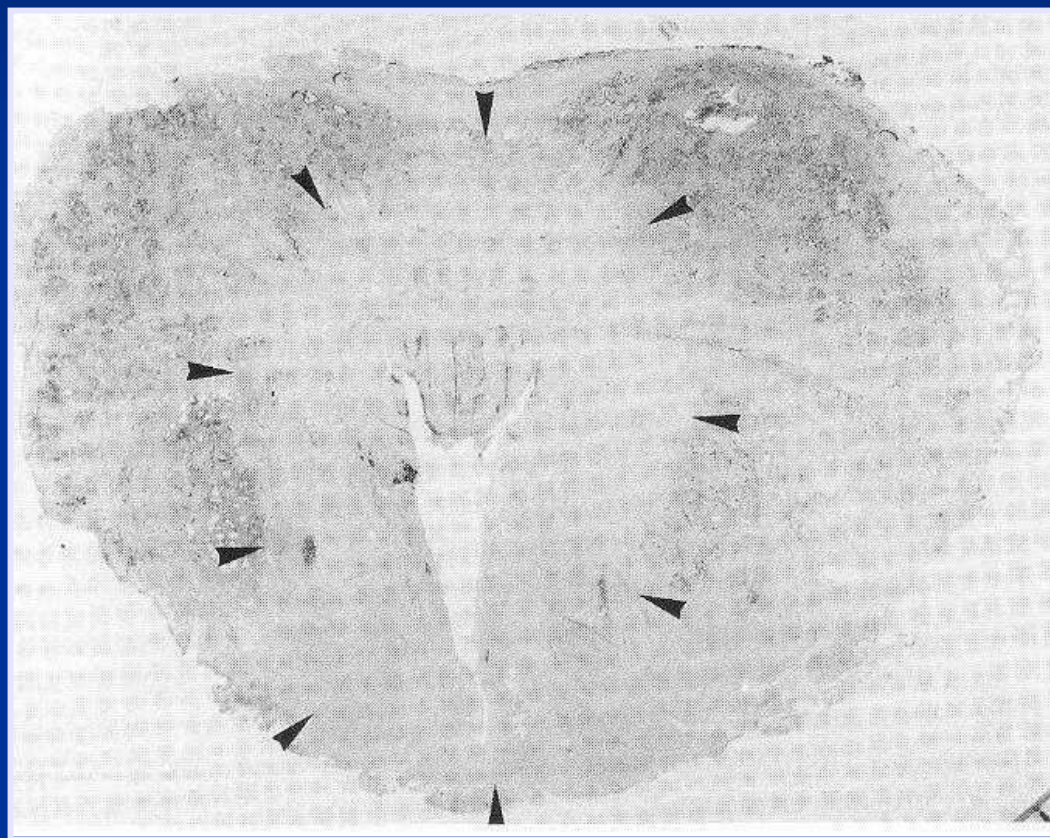
Elektrohydraulická litotrypse

Vedle ESWL se můžeme setkat také s elektrohydraulickou litotrypsí, která je aplikována intraoperativně. Mechanismus působení je blízký ESWL a kavitace je taktéž účinným mechanismem této metody.

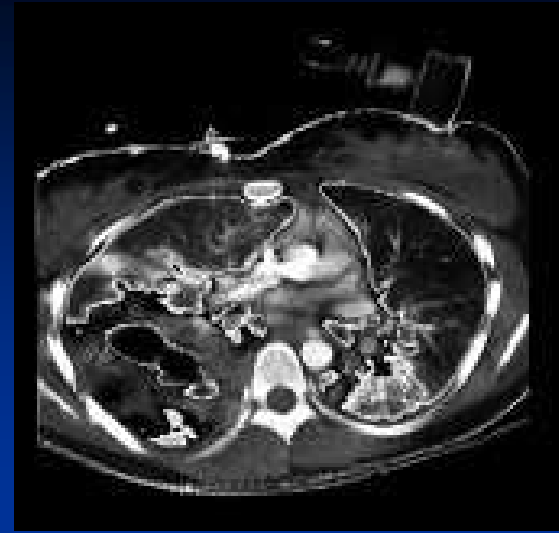
Ablace tkáně při benigní hyperplazii prostaty

- od r. 1994 vysokovýkonový ultrazvuk – **HIFU** ($f = 4 \pm 0,02$ MHz, $I = 1680$ W.cm⁻²) k provedení transuretrální ablace prostatické tkáně u pacientů s benigní hypertrofií prostaty.
- Použitím fokusovaných ultrazvukových vln dochází ve tkáni prostaty k vzestupu teploty na 80 až 100 °C. Tato teplota indukuje vznik koagulační nekrózy („**uvaření**“) periuretrální prostatické tkáně
- V porovnání s diagnostickým ultrazvukem je použitý výkon **10⁴krát vyšší**.
- Mimo zaměřovaný region je intenzita tak nízká, že nedochází k žádnému poškození tkáně. Vedlejší účinky této minimálně invazivní metody jsou malé.
- Při výkonu nedochází ke krvácení, protože současně dochází ke koagulaci cév.
- Použití i u tumorů jater (Čína)

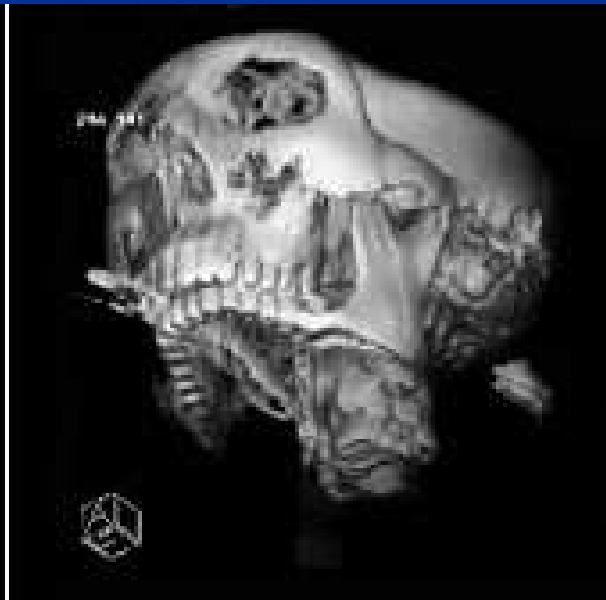
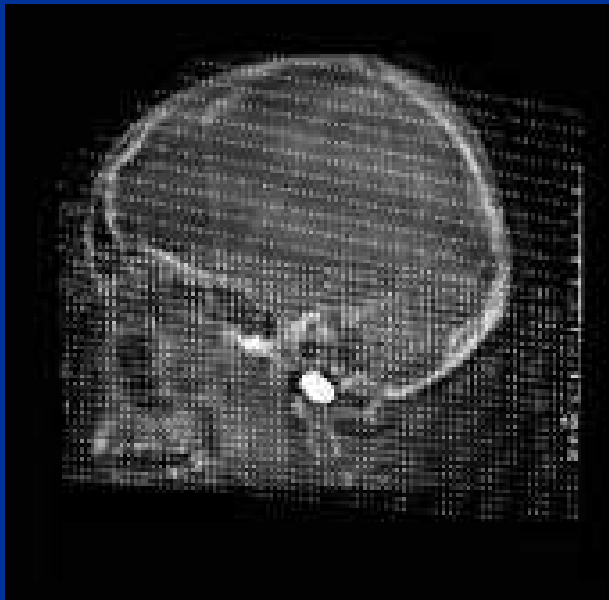
Parc. prostatektomie HIFU



Makroskopický snímek po provedení prostatektomie HIFU. Šipky ohraničují nekrotickou periuretrální tkáň.



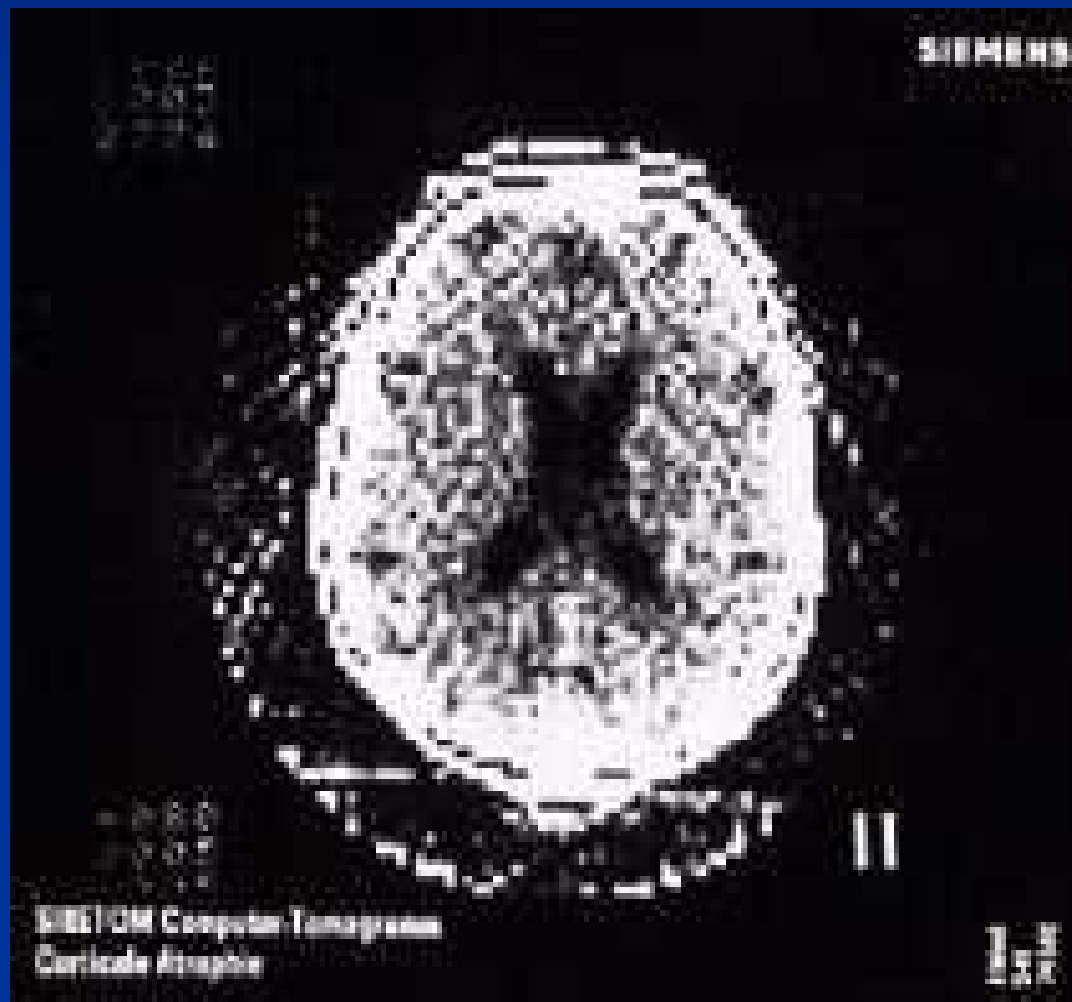
Princip CT zobrazení



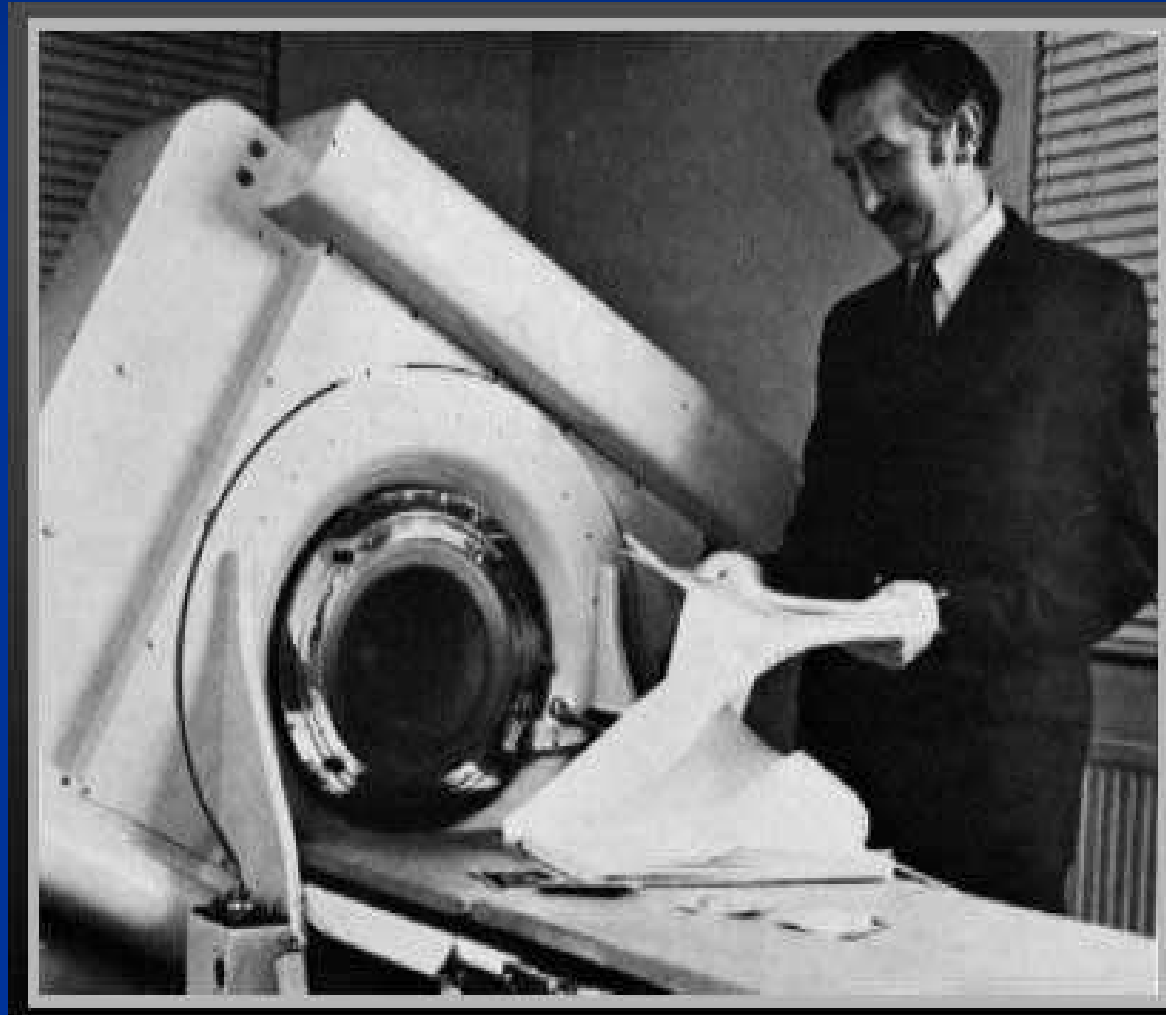
Z historie

- **1963** Allan Mac Leod **Cormack** položil základy výpočetní tomografie
- **1972** fyzik Godfrey Newbold **Hounsfield** na těchto základech zkonstruoval první klinicky použitelný výpočetní tomograf
- **1979** oba obdrželi Nobelovu cenu za medicínu
- **1987** revoluční objev slip-ring technologie a následný vznik **spirálního (helikálního) CT**

Head CT circa 1975 with 128 x 128 matrix



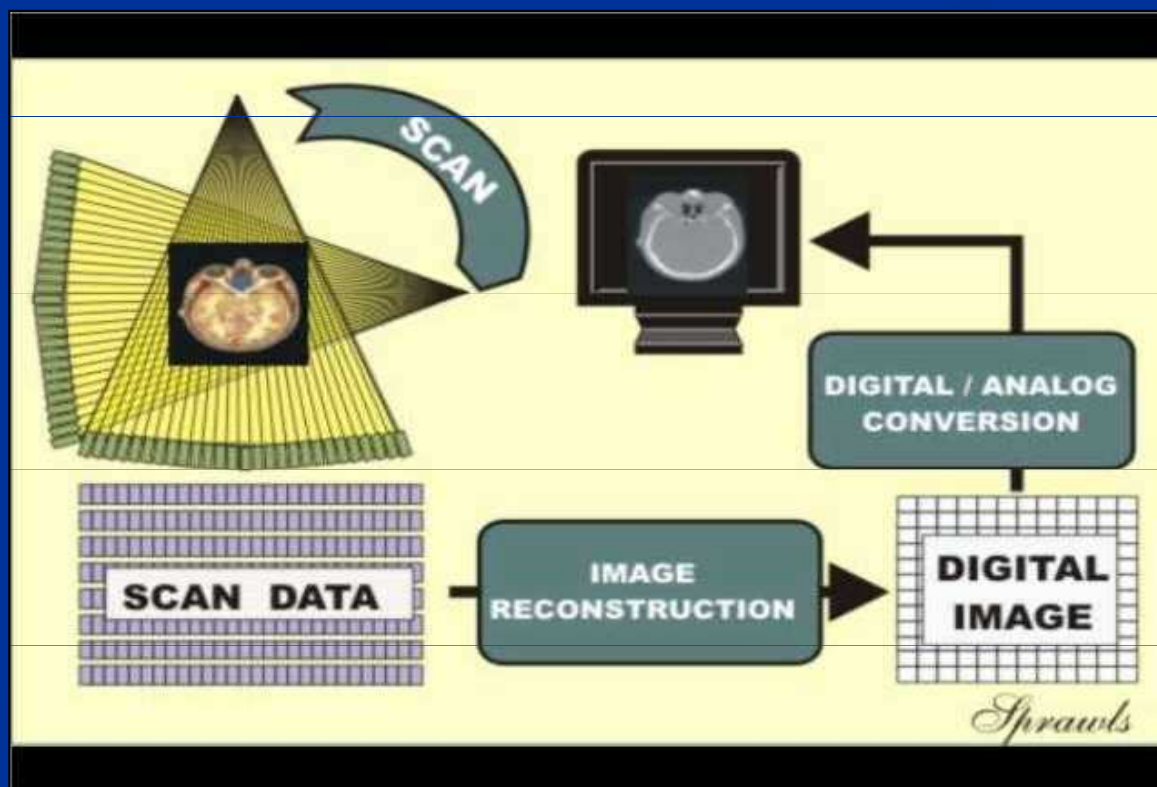
Sir Godfrey Hounsfield with a prototype CT scanner in 1974



Tvorba CT obrazu obecně

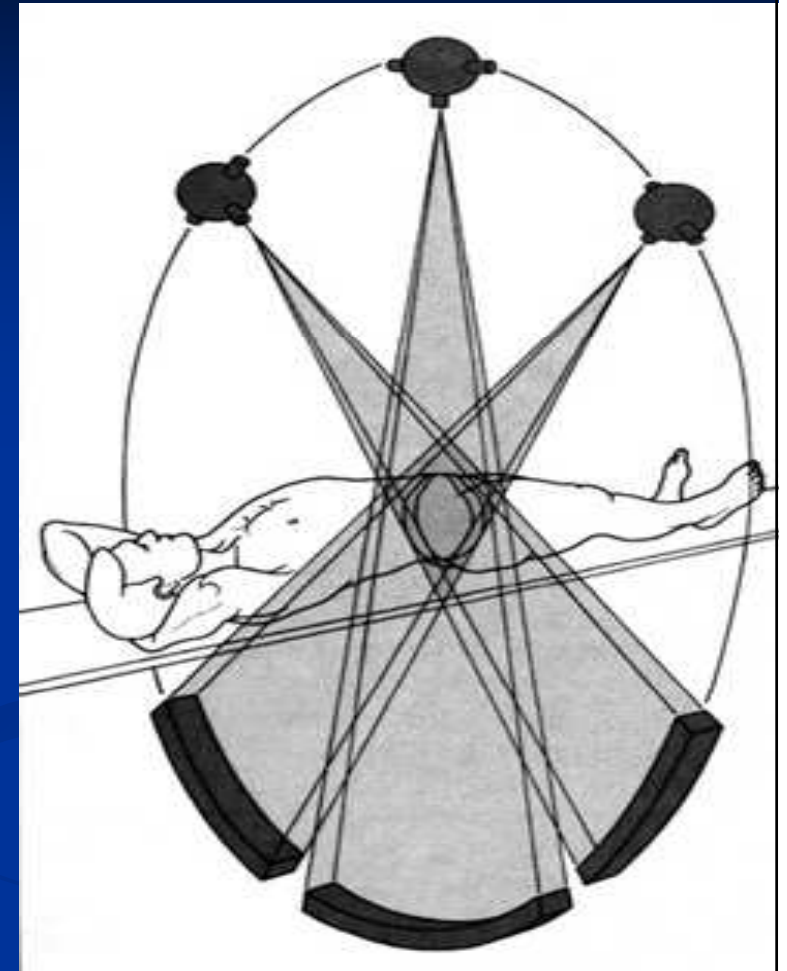
Skládá se ze tří fází:

- **Skenovací fáze** – sběr dat dle zvolených parametrů
- **Rekonstrukční fáze** – zpracovává získaná data a vytváří tzv. **digitální obraz** (matice pixelů)
- **Fáze konverze** – z digitálního obrazu je vytvořen viditelný **analogový obraz** (stupně šedi)



Princip CT tomografie

- Je založen na **měření absorpce rentgenového záření** tkáněmi lidského těla s použitím mnoha projekcí a následného počítačového zpracování obrazu.
- **Rentgenka** emituje úzce kolimovaný svazek záření ve tvaru vějíře, který prochází vyšetřovaným objektem a je registrován sadou **detektorů** přeměňujících prošlá kvanta rentgenového záření na elektrický signál, který je digitalizován a dále zpracováván.
- Komplet rentgenka – detektory vykonává během expozice **synchronní pohyb okolo vyšetřovaného objektu** tak, že rentgenka je vždy na protilehlé straně vyšetřovaného objektu než detektory.



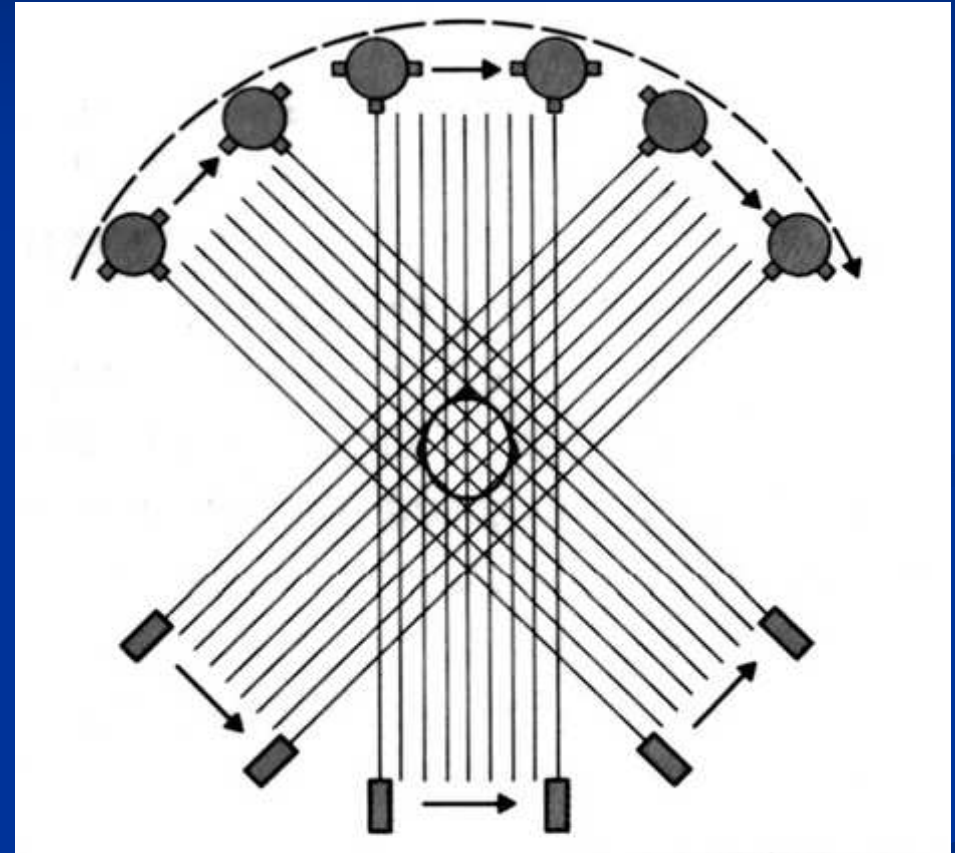
Princip CT skenování
- schematické znázornění
rotačního pohybu rentgenky a
detektorů okolo vyšetřovaného
objektu

- V rámci jednoho oběhu o 360° získá systém běžně 400 – 700 projekčních měření absorpce daného objektu z různých úhlů.
- Výpočetní tomografie (stejně jako např. ultrazvuk nebo magnetická rezonance) představuje metodu **tomografickou**, tzn. prezentující obraz konkrétní (typicky transverzální) **vrstvy** vyšetřovaného objektu o předem definované tloušťce, která je dána **kolimací** primárního svazku záření.



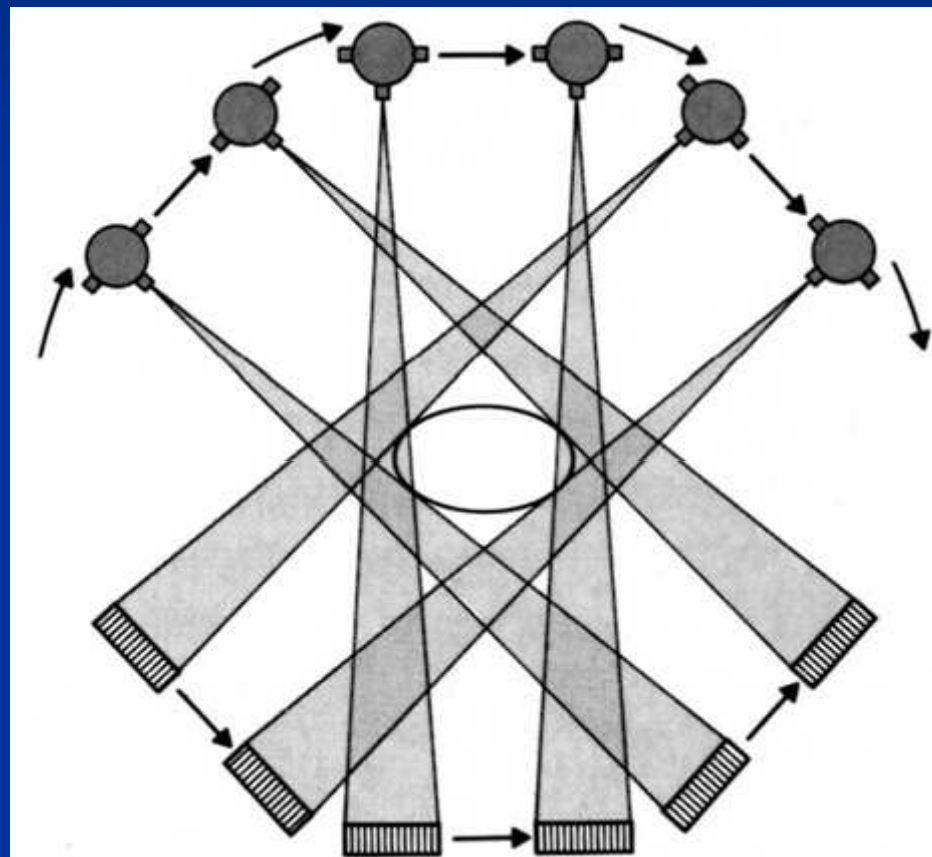
Generace CT přístrojů I.

- Z hlediska technické realizace prodělala výpočetní tomografie několik generačních kroků. Skenery **první generace** používaly **rotačně-translačního pohybu rentgenky a jediného detektoru**; rentgenový svazek byl kolimován v podstatě do jednorozměrného lineárního tvaru. Doba výstavby jednoho skenu představovala několik minut.



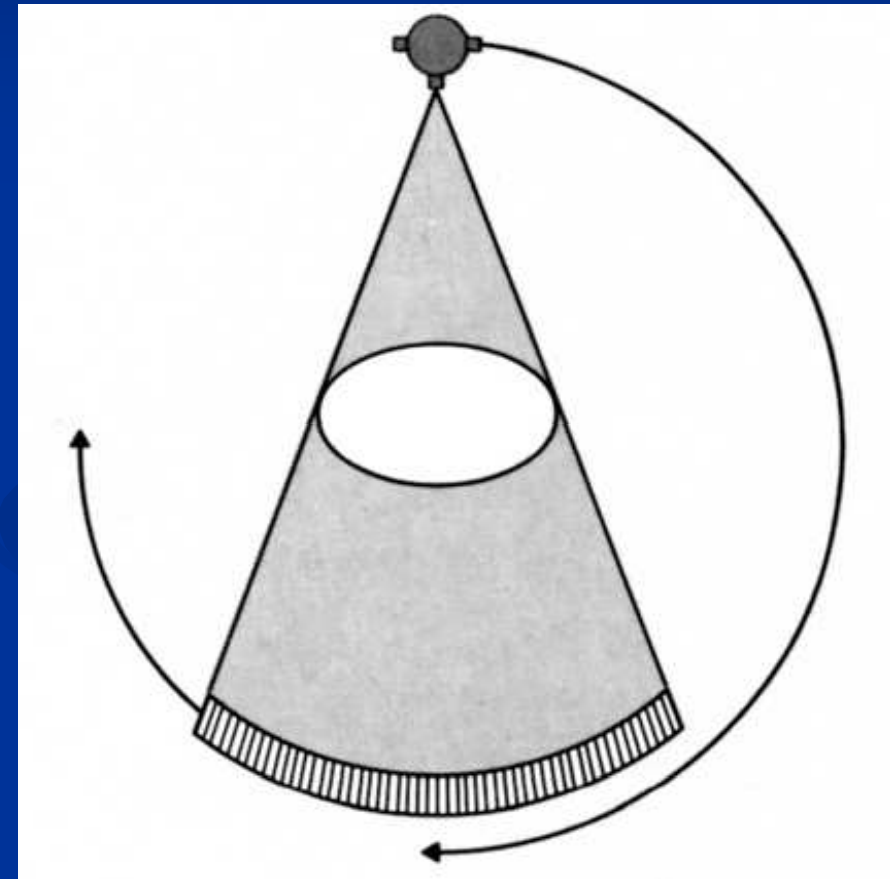
Generace CT přístrojů II.

- **Druhá generace** CT přístrojů pracovala rovněž na principu **rotačně-translačního** skenování, doba výstavby obrazu se však zmenšila na 10 – 20 sekund při použití nikoliv jednoho, ale **sady** 10 – 50 **detektorů**



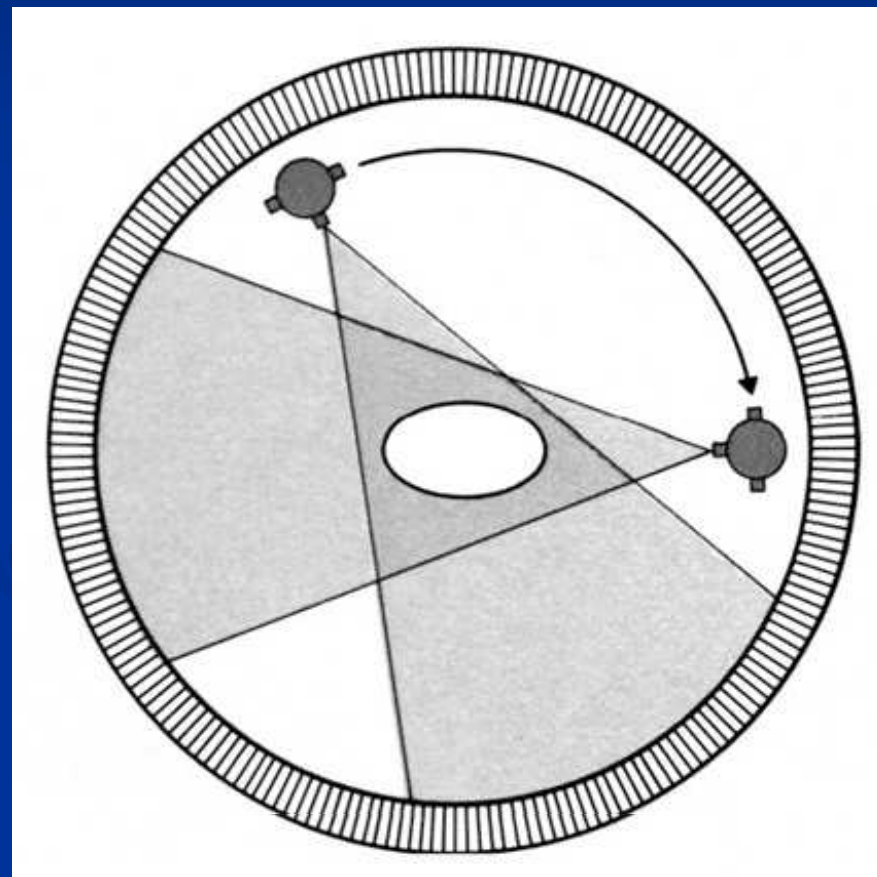
Generace CT přístrojů III.

- Přístroje **třetí generace** zavedením **široké sady** 300 – 600 **detektorů** uspořádaných do části kružnice a **pokrývajících** při dané projekci **celý objekt** mohly odstranit translační složku pohybu a převést jej tak na jednoduchý a rychlejší, čistě rotační pohyb.
- Dnes **nejpoužívanější typ**.
- Skenovací časy se zkrátily na pouhé 1-4s.



Generace CT přístrojů IV.

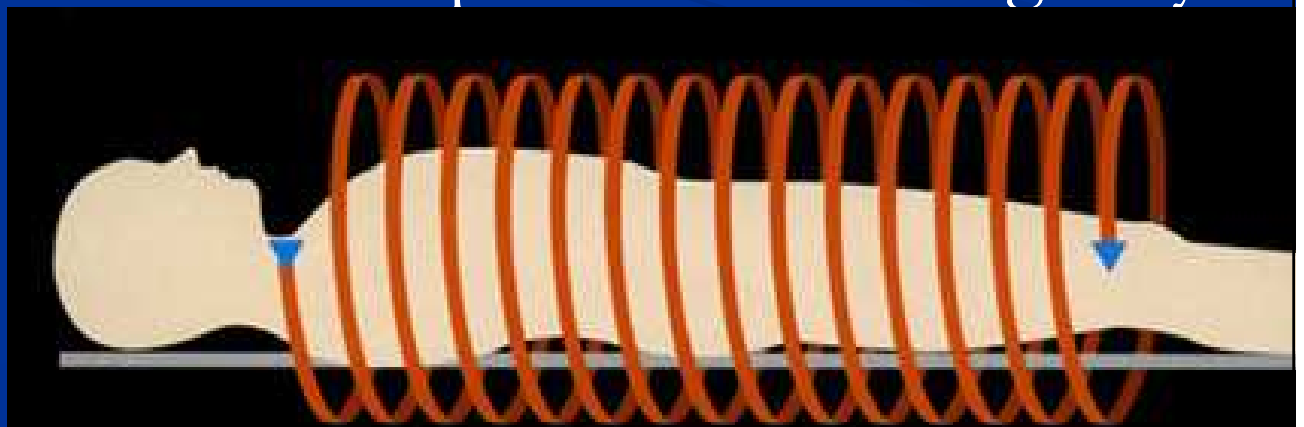
- U přístrojů **čtvrté generace** tvoří sada detektorů **úplnou kružnici** okolo vyšetřovaného objektu (složenou až z 1000 detektorů), kterými již není tedy nutno pohybovat; v gantry CT přístroje se **otáčí** okolo vyšetřovaného již **pouze rentgenka**.
- V praxi se kvůli zkreslující geometrii zobrazení a špatnému vyvážení rotoru nerozšířily.



Kategorie CT přístrojů

- Různé modifikace systémů třetí a čtvrté generace pracují v klinické praxi běžně dodnes – označujeme je jako tzv. **konvenční skenery**.
- Rentgenka u nich v gantry vykoná **jednu otáčku** ve směru hodinových ručiček a po posunu stolu do roviny **další** vrstvy vykoná otáčku **opačným směrem** (mezi jednotlivými skeny se tedy její pohyb zastavuje).

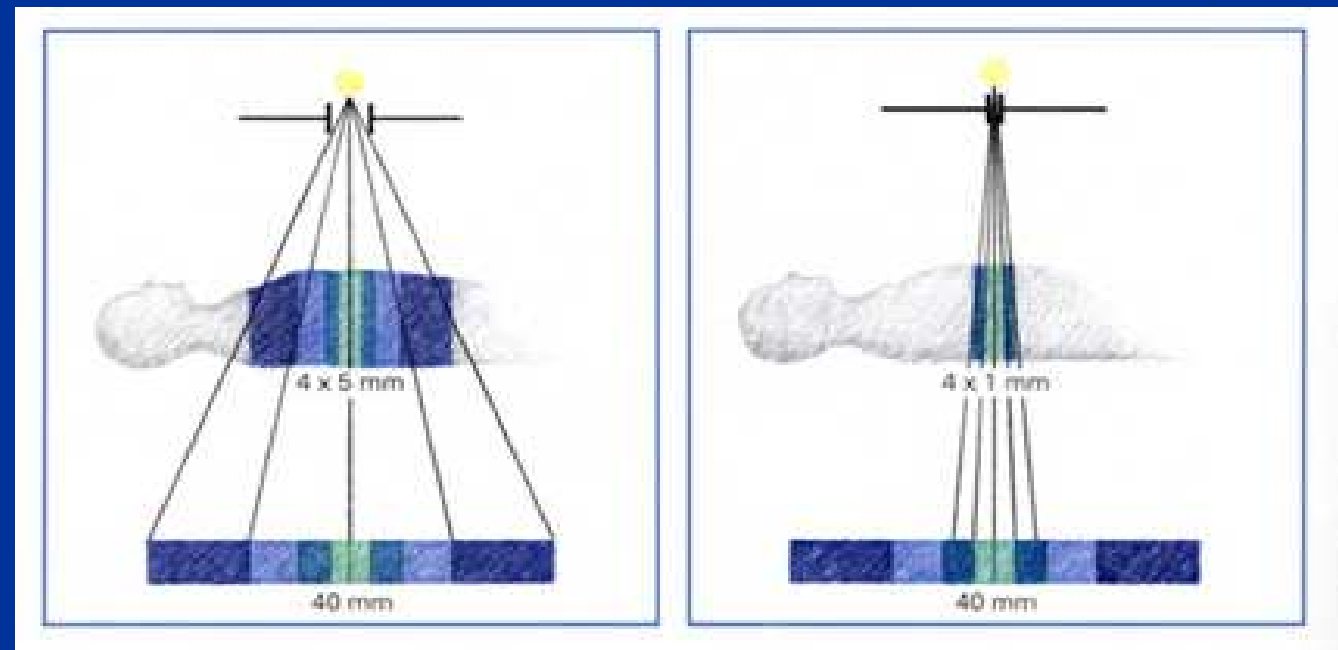
- **Kontinuální** jednosměrnou **rotaci** systému rentgenka – detektory umožnilo zavedení tzv. „**slip - ring technology**“. Pevné kabely jsou zde nahrazeny systémem po sobě klouzajících kontaktů a prstenců z vodivého materiálu.
- Tento technický prvek umožnil rychlé rozšíření revolučního, tzv. **spirálního, přesněji helikálního** způsobu skenování (helix = šroubovice, spirála = plošná křivka).
- Celý rozsah vyšetřované oblasti je zde snímán jedinou expozicí, při níž komplex rentgenky s detektory vykonává více kontinuálních rotací kolem vyšetřovacího stolu s nemocným, který je rovnoměrně posunován skrze gantry



- Doba jedné otáčky rentgenky o 360° se dnes pohybuje od 0,5 do 2 sekund. Zásadními výhodami spirálního CT vyšetření je jednak skutečně **volumetrické**, a nikoliv „vrstvové“ **získávání obrazových dat**, jednak podstatné **zkrácení celkového skenovacího času**. Proto je možno vyšetřit značný kraniokaudální tělesný rozsah při jediném zadržení dechu nemocného, optimálně časovat skenování po i.v. podání k.l. a provádět vysoce kvalitní obrazové rekonstrukce.
- V současnosti se tedy můžeme setkat v zásadě s **dvojí kategorií** CT přístrojů: první tvoří dnes již ustupující – raritní **konvenční** skenery, do druhé řadíme CT přístroje umožňující provádět vyšetření jak konvenčním, tak **spirálním** způsobem.

Multidetektorové (multi-slice, víceřadé) CT

- Dalším obrovským technologickým pokrokem na poli spirálního způsobu skenování bylo zavedení **systemů s několika řadami detektorů** nad sebou, což umožnilo současné získávání obrazových dat z více (4,16,64...) vrstev v rámci jediné otočky rentgenky



Kolimace svazku záření a sběr dat z více obrazových vrstev najednou u tzv. **multidetektorového (multi-slice)CT**

- To s sebou přináší možnost podstatného **zkrácení vyšetřovacího času**, a to při stejném nebo dokonce i **lepším rozlišení** (tloušťce vrstvy). Běžné spirální CT je schopno za danou rotační periodu rentgenky (např. 1 s) pokrýt kraniokaudální rozsah 20mm dvěma navazujícími 10mm vrstvami při stoupání (pitch) = 2.
- Naproti tomu u **multidetektorového CT** jsme schopni za stejnou dobu obdržet celkem osm navazujících 5mm vrstev při ekvivalentním stoupání = 8 (2 x 4 řady detektorů), tzn. že **i při poloviční tloušťce vrstvy se kraniokaudální rozsah pokrytí zdvojnásobí**

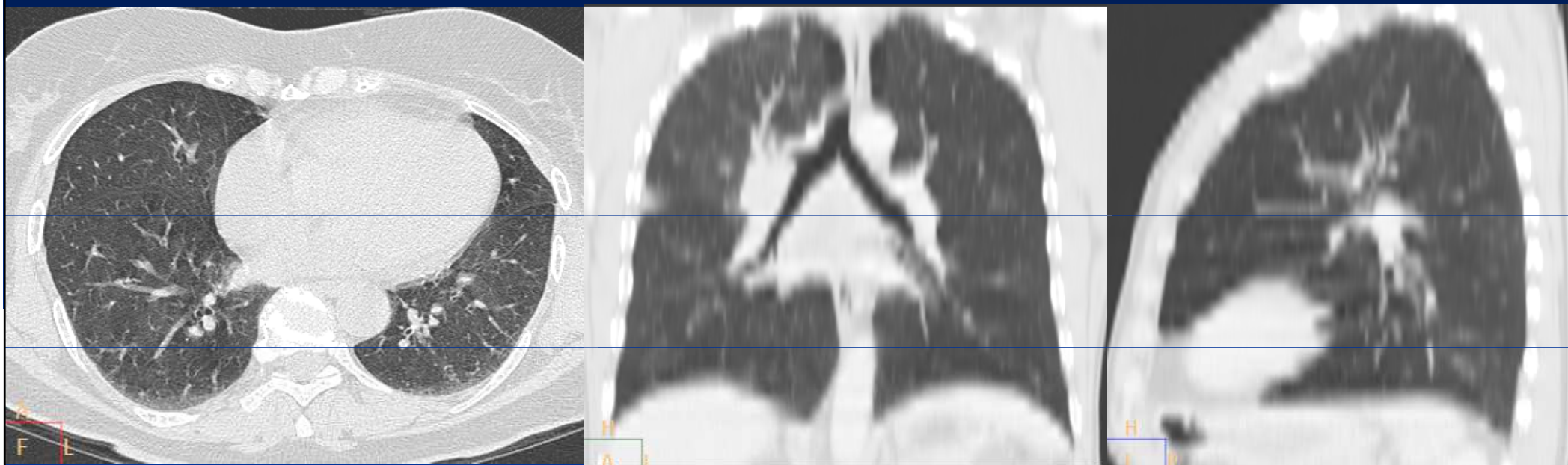
Srovnání standardní
a multidetektorové technologie
spirálního CT vyšetření.



- Technologie multidetektorového CT tak představuje významný posun k možnosti **izotropního geometrického rozlišení** ve všech třech rovinách, tedy např. k tvorbě diagnosticky rovnocenných multiplanárních (koronárních a sagitálních) obrazových rekonstrukcí



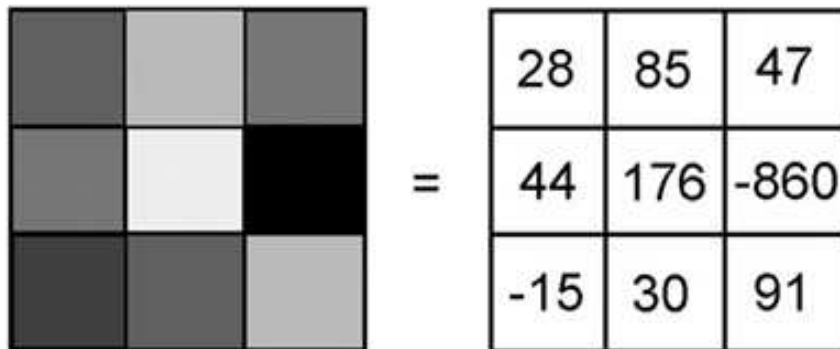
Původní axiální 1mm vrstva a korunární + sagitální rekonstrukce s téměř identickým geometrickým rozlišením z vyšetření hrudníku multidetektorovým CT přístrojem



Původní axiální 1mm vrstva a koronární + sagitální rekonstrukce z vyšetření hrudníku jednořadým spirálním CT přístrojem

Princip výstavby CT obrazu

- Sada digitalizovaných údajů o **absorpci záření** vyšetřovaným objektem, kterou zaznamenaly detektory, bývá označována jako tzv. **hrubá data** („raw data“).
- Údaje o absorpci z jednotlivých projekcí jsou pomocí specifického rekonstrukčního algoritmu, tzv. **filtrované zpětné projekce (event. iterativních rekonstrukcí)**, transformovány v **obrazová data**, tj. do výsledného dvourozměrného obrazu sestaveného z matice bodů.
- Každý bod obrazové matice, tzv. **pixel** (z angl. picture matrix element) je vykreslen v konkrétním odstínu šedi v závislosti na absorpčních vlastnostech odpovídajícího detailu tkáně v rámci vyšetřované vrstvy. Odstíny jsou vyjádřeny tzv. **Hounsfieldovým absorpčním koeficientem** (též Hounsfieldova jednotka, CT číslo, **Hounsfield unit = HU**)

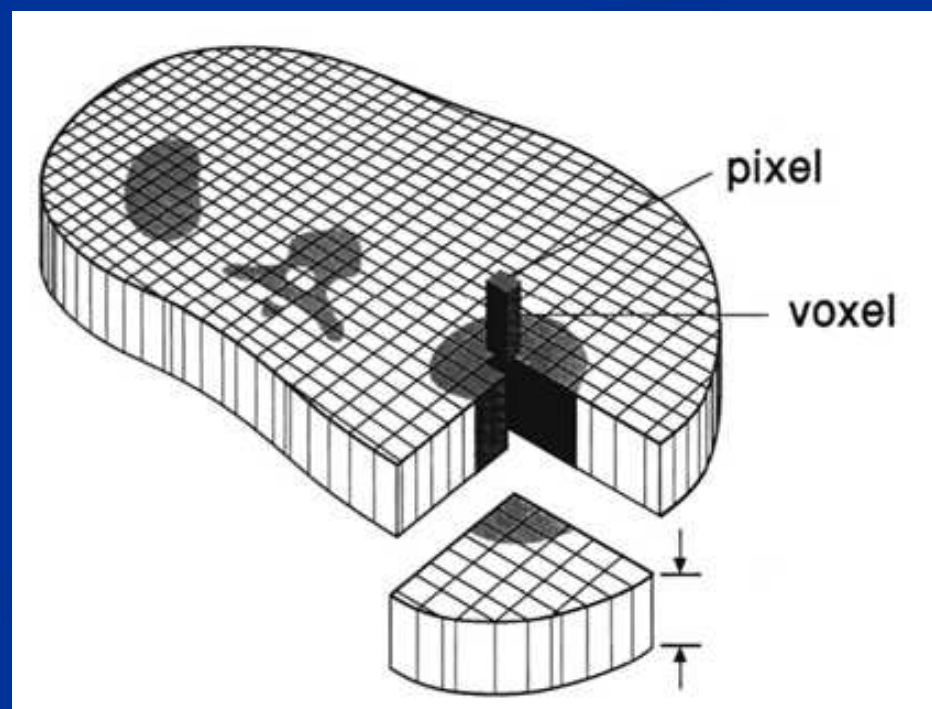


Schematické znázornění grafické prezentace jednotlivých obrazových bodů – pixelů v obrazové matici 3 x 3 bodů.

Odstínům šedi jednotlivých pixelů (vlevo) odpovídají naměřené hodnoty absorpčních koeficientů – Hounsfieldových čísel (vpravo).

- Protože však ve **skutečnosti nevyšetřujeme plochu, ale objem**, nelze opomenout skutečnost, že každý dvourozměrný bod matice CT obrazu reprezentuje ve skutečnosti úhrnnou absorpci malého trojrozměrného objektu ve tvaru kvádru - **voxelu** (z angl. volume matrix element), jehož tloušťka je dána tloušťkou vrstvy, tedy kolimací.

Výsledná denzita (stupeň šedi) každého pixelu představuje ve skutečnosti úhrnnou **průměrnou** denzitu trojrozměrného objektu - voxelu, jehož tloušťka se rovná tloušťce vrstvy (šipky).

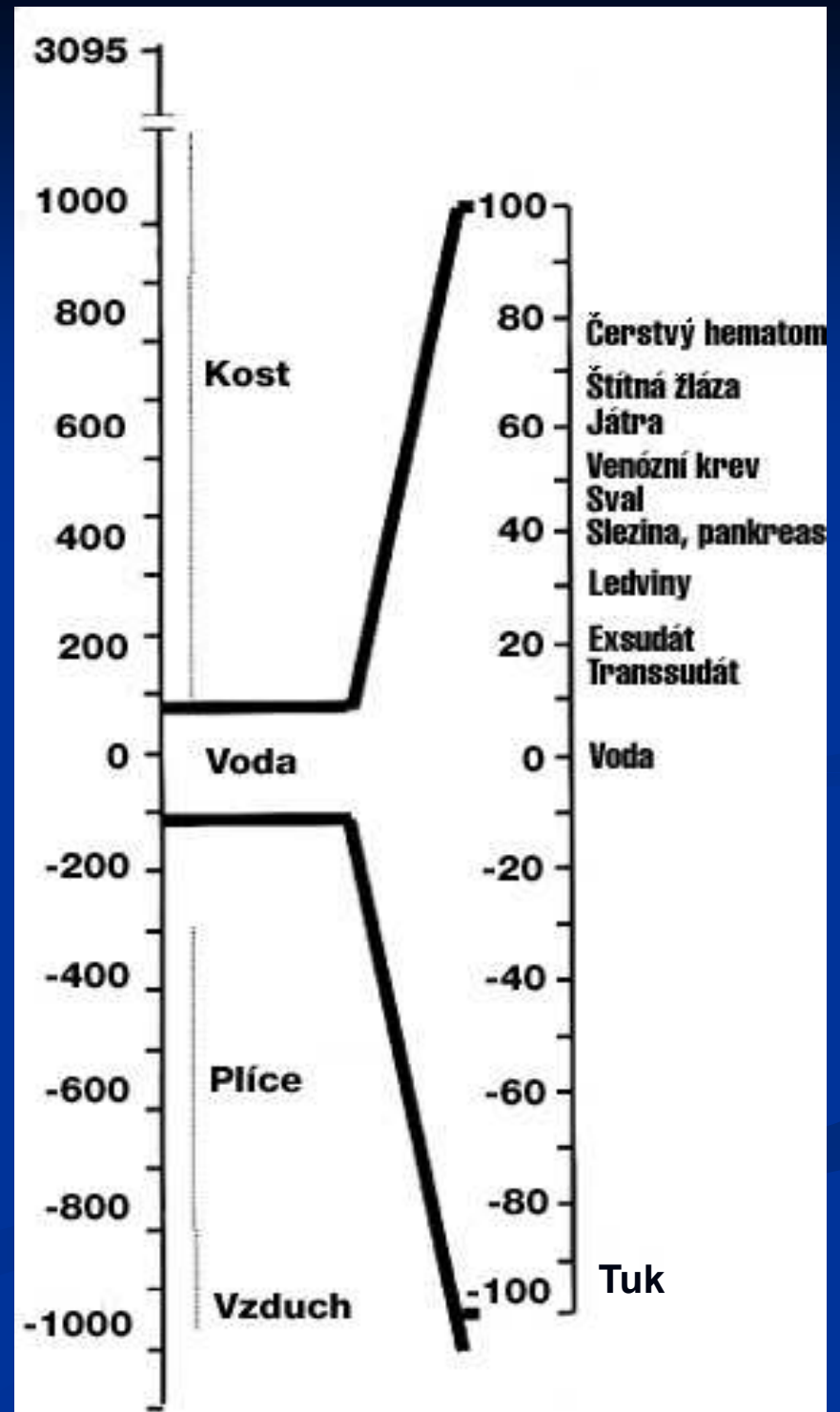


- Čím nižší je absorpce záření v daném voxelu, tím tmavší odstín odpovídajícího pixelu. Ploše jednoho pixelu je přiřazena **jedna** číselná hodnota absorpčního koeficientu, **celý pixel je proto homogenní.**
- Hodnota **denzity** vyjadřuje stupeň absorpce v jednotlivých tkáních, vztažený k absorpci rtg záření ve **vodě.**
- Z toho plyne, že voda má denzitu rovnou nule.

- **Rozlišovací schopnost CT** (počet párů čar na mm) je v porovnání s analogovým obrazem nižší, ale těžiště CT techniky nespočívá v **rozlišení geometrickém**, nýbrž ve vynikajícím **rozlišení kontrastním** (rozlišení různých absorpčních koeficientů – denzit).
- Na Hounsfieldově stupnici byly definovány dva fixní body: -1000 HU odpovídá absorpci vzduchu, hodnota 0 -vody.
- Rozložení denzit biologických tkání je značně nerovnoměrné. Většina měkkých tkání vykazuje denzity v relativně velmi úzkém rozmezí, výjimkou je pouze tuková tkáň se y zápornými hodnotami cca -100 HU. Denzity spongiózní kosti přesahují $+100$ HU, kompakta vykazuje denzity vyšší než cca $+300$ HU

Rozložení tkáňových denzit na Hounsfieldově škále.

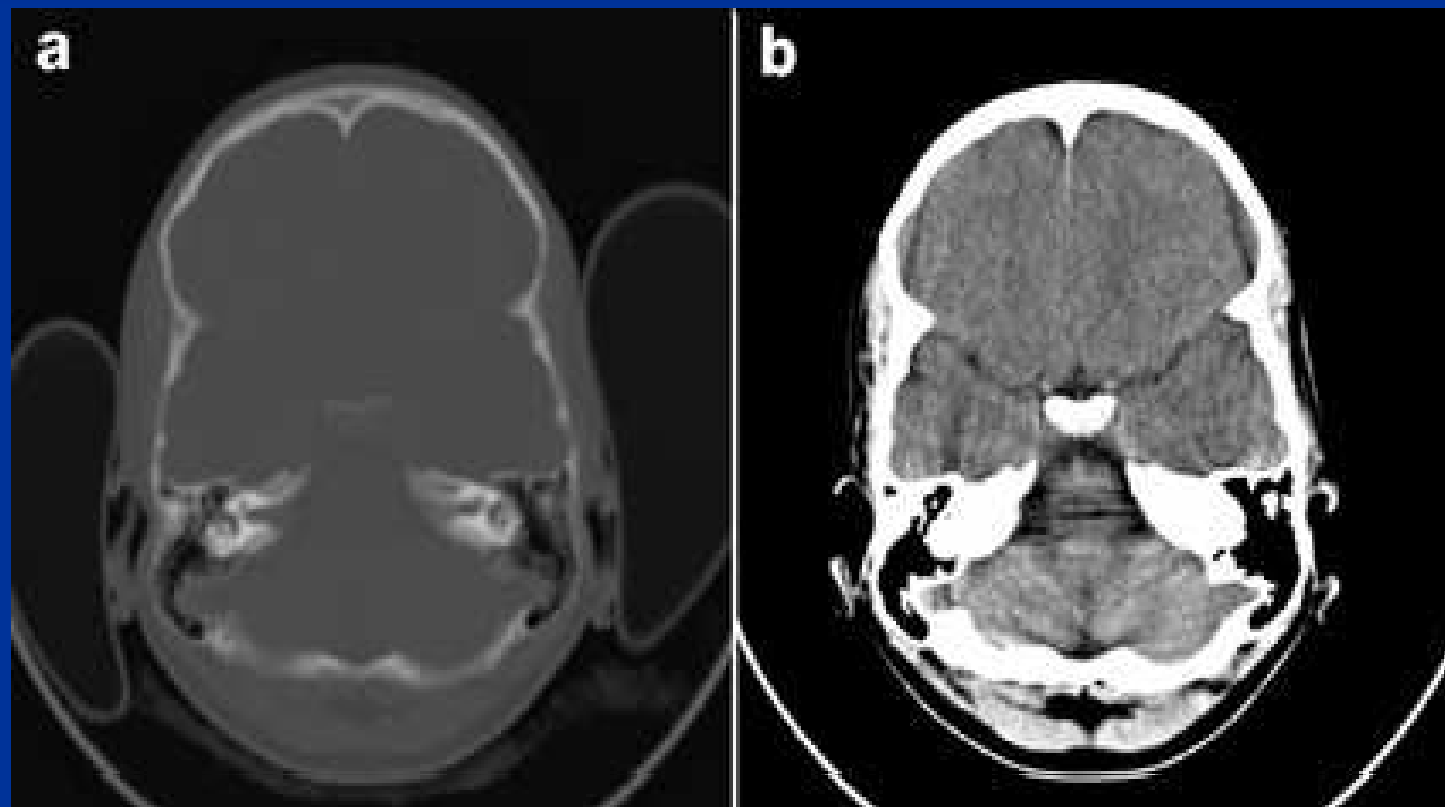
Absorpční koeficienty velké většiny biologických tkání leží v relativně úzkém rozmezí přibližně od -100 HU do $+100$ HU (zvětšená stupnice vpravo).



- Lidské oko není schopno běžně rozlišit více než 20 – 30 odstínů šedi, kdežto CT dává možnost rozlišení denzit v rozsahu 4000 HU. Proto **nepracujeme s celou šíří Hounsfieldovy stupnice**, neboť velké rozmezí denzit by se nám „slilo“ do jednoho odstínu šedi.
- Rozsah stupňů šedi se proto přizpůsobuje (**zužuje**) tzv. **CT oknem**. Podle tkání, které se mají zobrazit, se nastavuje střed okna (**window center**). Okolo této úrovně se ještě nastaví šířka okna (**window width**), tedy rozmezí struktur, které mají být zobrazeny v jednotlivých odstínech šedi.

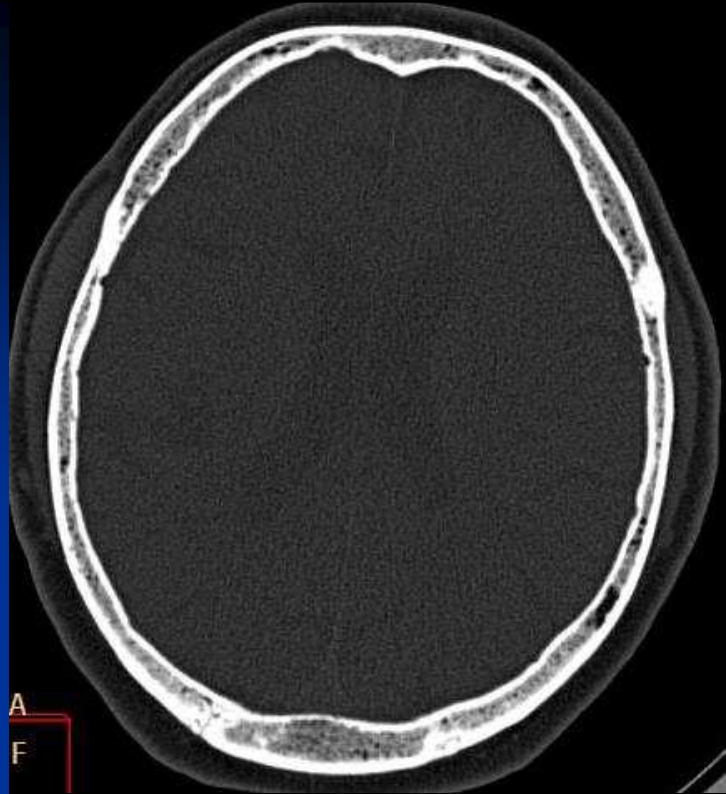
Nastavení maximální šířky okna na 4096 HU u **kostního okna**: rozlíšíme pouze čtyři odlišné denzity: **vzduch**, **tuk**, **měkké tkáně** (včetně mozku a mozkomíšního moku) a **kost**.

Naproti tomu v úzkém **mozkovém okně** (šířka 120 HU, střed 35 HU) je **rozlišení měkkých tkání** lepší, za cenu ztráty kontrastního rozlišení v tkáních s denzitou zasahující mimo nastavené okno (např. v kosti).

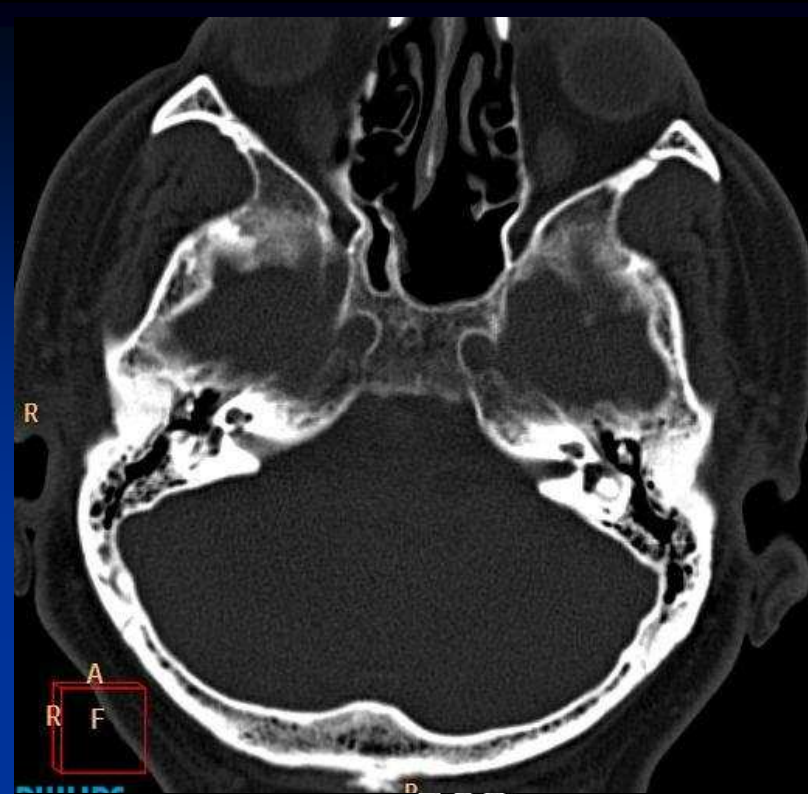


Kostní okno

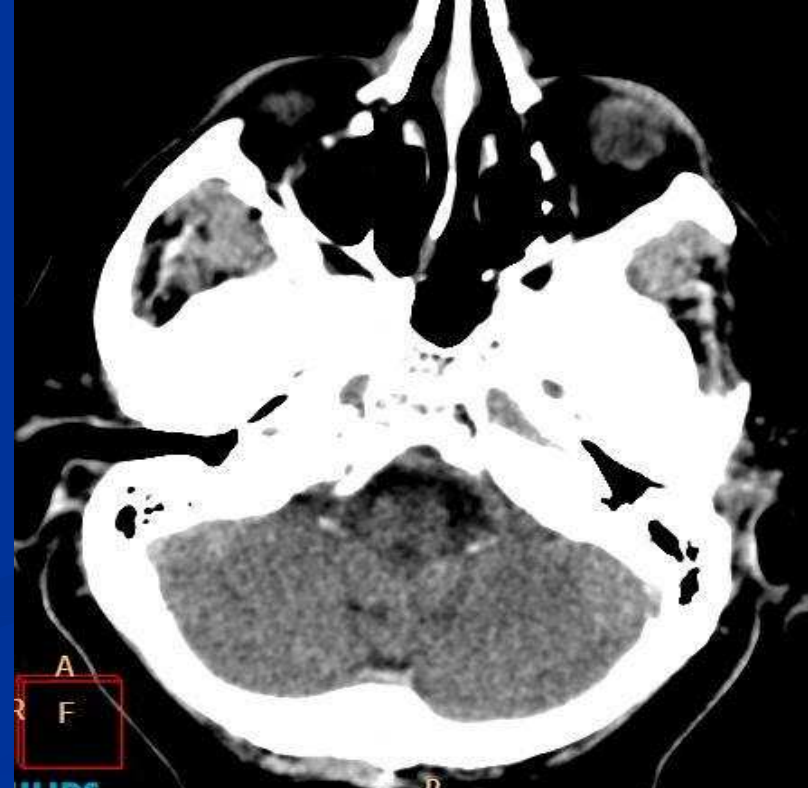
Mozkové okno



Kostní okno



Mozkové okno



Podání kontrastní látky při CT vyšetření – způsoby aplikace

- intravaskulární – intravenózní, intraarteriální (iodové k.l. – ionické či neionické, většinou hyperosmolární; jsou nefrotropní)
- perorální (izodenzní - voda, hypodenzní - vzduch, hyperedenzní – iodové či baryové)
- intrathékální (izoosmolární, iodové-neionické, vysoce kvalitní k.l.)
- intrakavitální (zředěná iodová ionická k.l.)

Intravenózní k.l.

- Důvody použití:
 - Nativně se denzita měkkých tkání, parenchymatózních orgánů a cévního systému liší jen málo, aplikuje se ke zvýraznění jejich kontrastu
 - Významné je nitrožilní podání kontrastní látky v diferenciální diagnostice nádorových onemocnění.
 - Kontrastní náplň cév je nezbytná při CT zobrazování onemocnění kardiovaskulárního systému
 - Po vyloučení ledvinami dovoluje zobrazit dutý systém, močovody a močový měchýř a posoudit tak jejich morfolonii, patologické procesy včetně poruch vylučování.

Intravenózní k.l.

■ Kontraindikace absolutní

- **Alergická reakce** na jodovou k.l. v anamnéze
- **Těžká renální insuficience** (nefrotoxický účinek- mohou způsobit akutní renální insuficienci; u lehkých forem ren. insuf. lze vyšetření, je-li nutné, provést, ale pacientovi podat nefroprotektivní přípravu)

■ Kontraindikace relativní

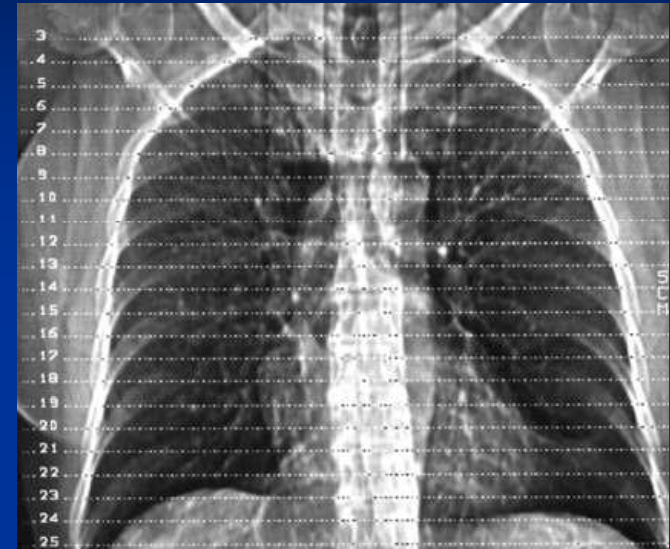
- **Hyperthyreóza** (zvýšený příjem jodu do organismu, může způsobit akutní thyreotoxikózu)
- **Paraproteinemie** s vylučováním Bence-Jonesovy bílkoviny (může způsobit precipitaci bílkoviny v tubulárním systému ledviny a způsobit renální selhání)
- **Alergie na jodové preparáty** jiné než k.l., polyvalentní alergie (alergoidní reakce z lavinovitého uvolnění histaminu a šokový stav), pacient musí před vyšetřením absolvovat protialergickou farmakol. přípravu

Intravenózní k.l. – komplikace podání

- **Alergická reakce** - způsobena vyplavením histaminu – urtika, dušnost, šokový stav s hypotenzí, vagová reakce s bradykardií, křeče
- **Adverzivní reakce** - následkem chemotoxicity k.l., větš. sucho v ústech, nausea či až zvracení
- **Paravaskulární podání** - možné trofické následky

Postup CT vyšetření

1. určení rozsahu oblasti zájmu a nastavení orientace roviny vrstev
 - zhotovení tzv. **topogramu** = přehledný sumační rtg snímek. Neslouží pro stanovení diagnózy, ale k výběru oblasti zájmu a nastavení orientace vrstev. Roviny získaných vrstev jsou následně znázorňovány přímo do topogramu a jsou číslovány dle pořadí. Základní vyšetřovací rovinou je rovina transverzální (axiální), její sklon můžeme modifikovat naklopením gantry

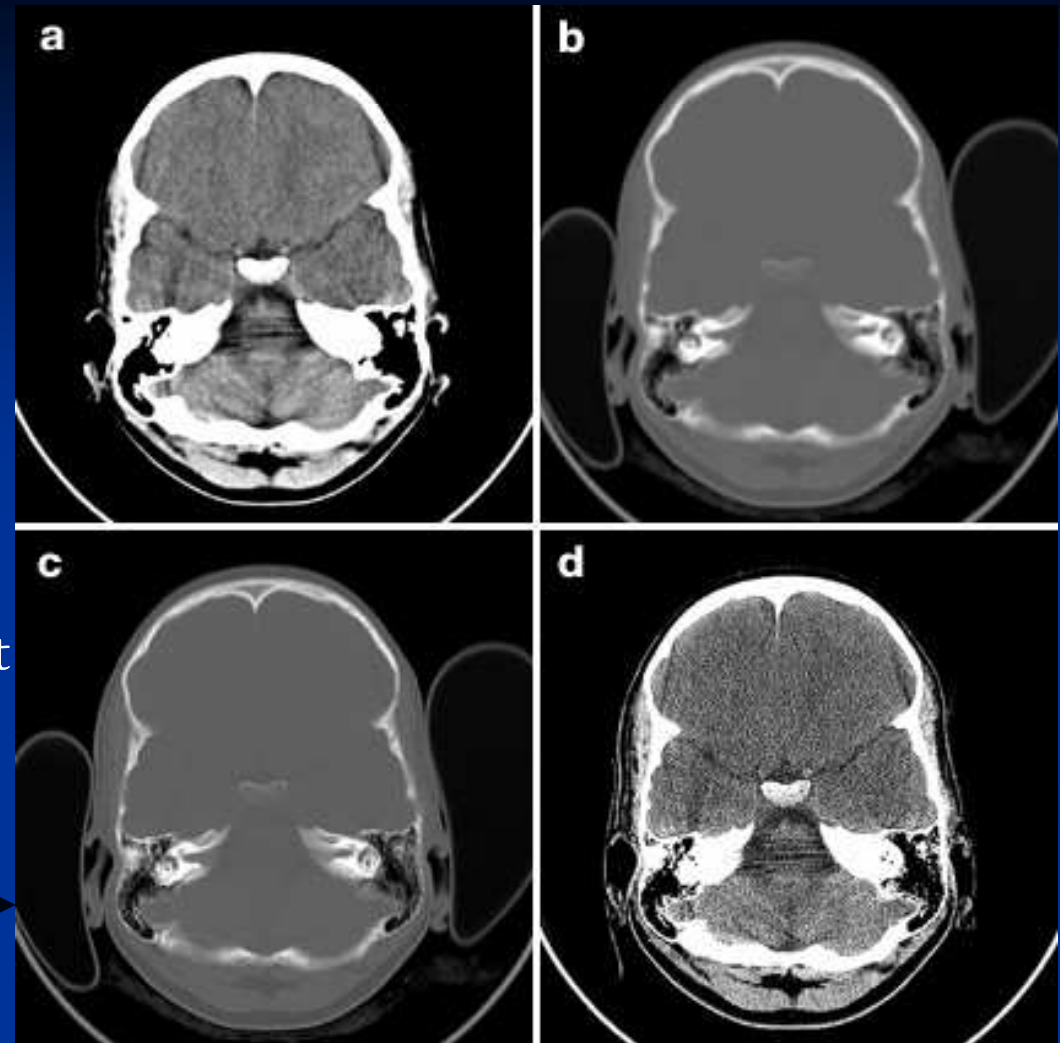


2. nastavení **skenovacích (akvizičních)** parametrů

3. nastavení **obrazových (rekonstrukčních)** parametrů

- Skenovací a obrazové parametry je třeba důsledně rozlišovat, neboť se možnosti jejich vlivu na výsledný CT obraz mohou velmi výrazně lišit.
- Zcela zásadní rozdíl však spočívá v tom, že skenovací parametry musíme vhodně nastavit před zahájením vlastního skenování, retrospektivně je totiž již nelze měnit. Skenovací parametry mají přímý vliv na výslednou podobu hrubých dat. (např. šířka vrstvy=kolimace, posun stolu, napětí rentgenky apod.)
- Rekonstrukční parametry zpravidla stanovujeme již před zahájením skenování, narozdíl od skenovacích však máme možnost je měnit i po skončení skenování. (např. velikost zobrazovaného pole, výpočetní algoritmus apod.)

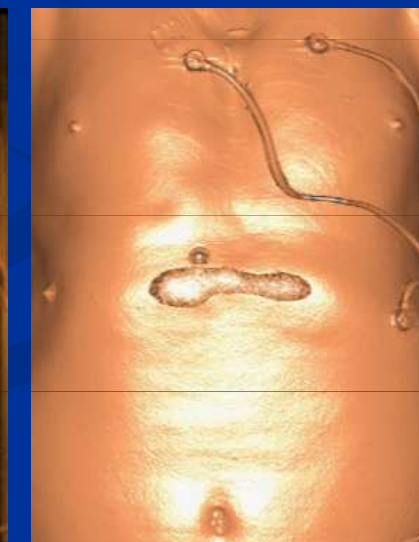
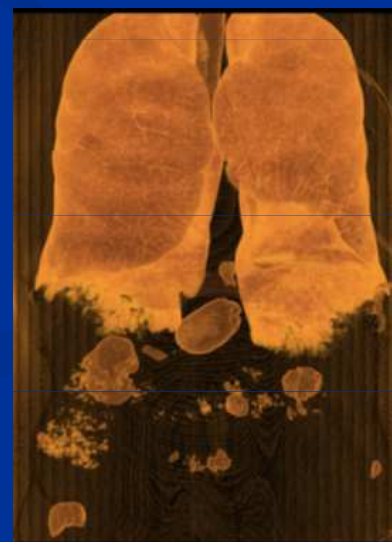
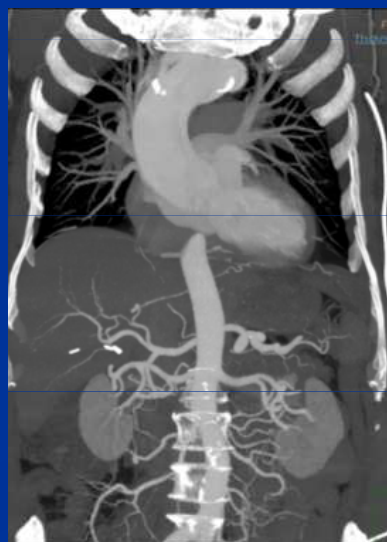
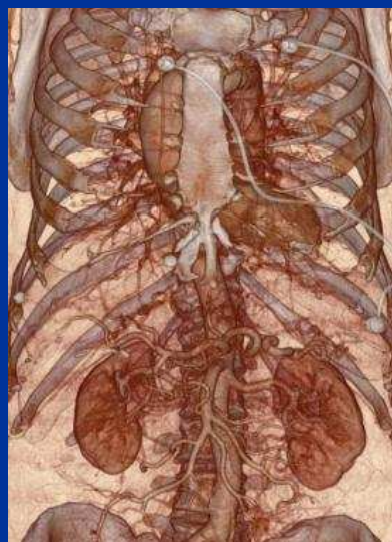
- Volbou vhodného výpočetního algoritmu (kernel) pro zpracování naměřených hrubých dat významně ovlivňujeme kvalitu konečného zobrazení tkání. Chceme-li obraz „vyhladit“, a tudíž snížit množství viditelného šumu pro lepší rozlišení měkkých tkání, volíme měkký („soft“) rekonstrukční algoritmus. Ten zajistí optimální tkáňový kontrast, takže ve výsledném obraze bude možné rozlišit od sebe dvě struktury, jejichž denzity se liší pouze minimálně (a,b)
- Naopak volba rekonstrukčního algoritmu s vysokým geometrickým rozlišením (high resolution), vede ke zvýraznění tkáňových rozhraní, zvýšení ostroty, a tím i možnosti zobrazení velmi drobných struktur, avšak za cenu zvýraznění kvantového šumu a tím i zhoršení měkkotkáňového kontrastu (c,d)



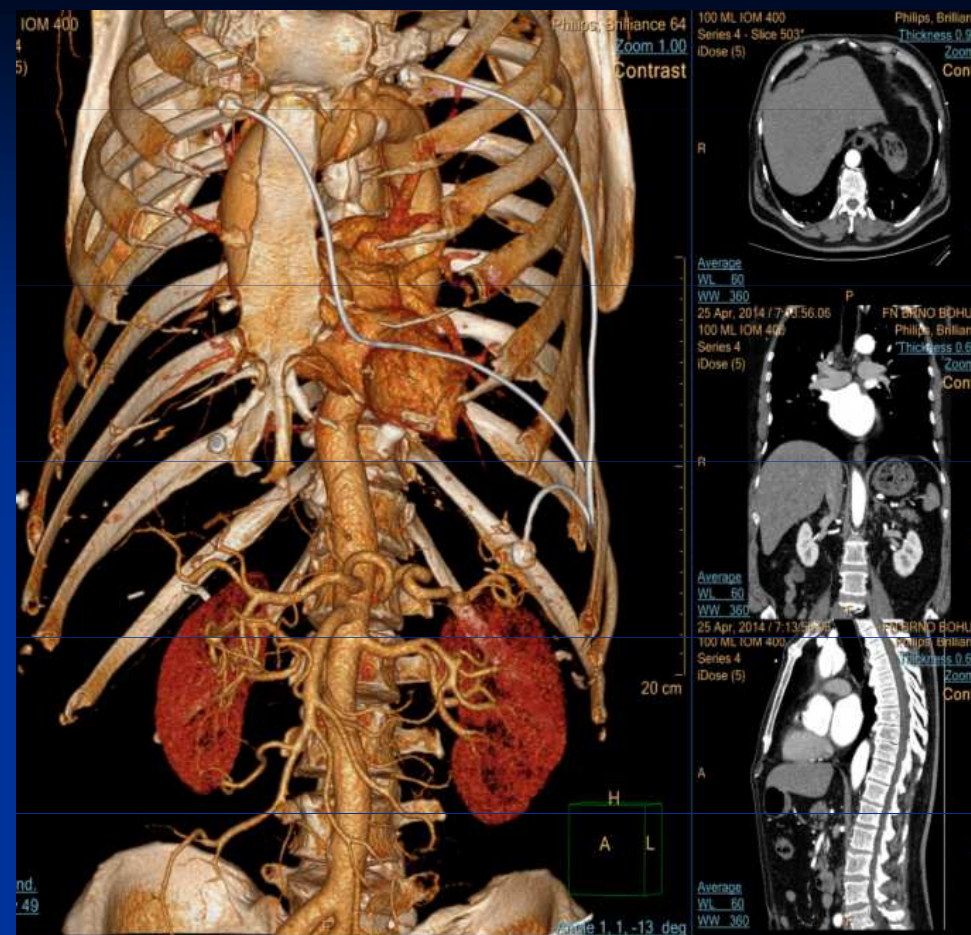
■ Používá se především pro zobrazování kostí a v kombinaci s tenkými (1 - 2mm) vrstvami je rovněž základem techniky High Resolution Computed Tomography – HRCT používané u vyšetření plicního parenchymu

4. následné zpracování obrazu (postprocessing) a zhotovení definitivní obrazové dokumentace

- může posloužit k upřesnění diagnostické informace - např. volba vhodné filtrace, zvětšení obrazu, měření vzdáleností a měření denzity, zhotovení 2D nebo 3D rekonstrukcí - kvalita rekonstrukcí závisí na velikosti voxelu, rekonstrukce MIP, SSD, VRT, CT angio...



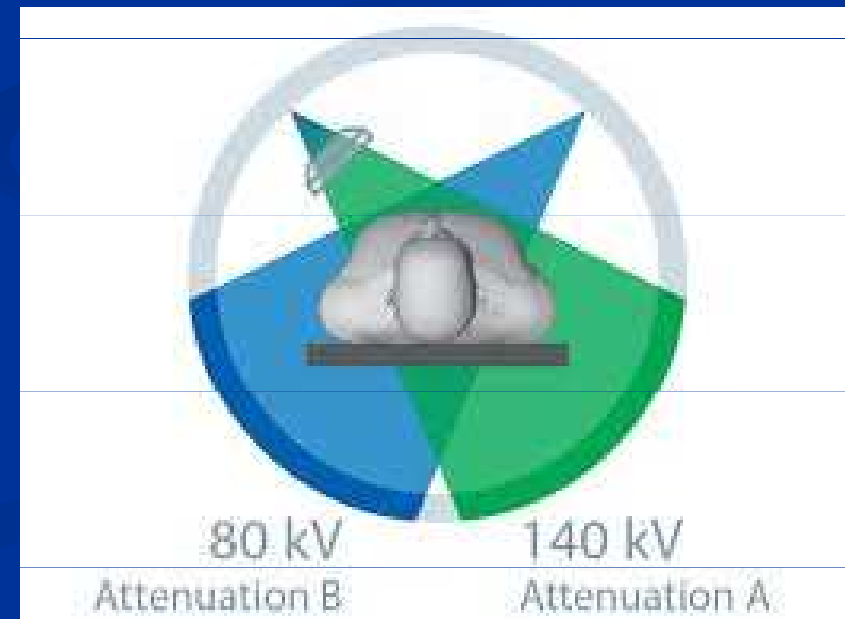
Porovnání rekonstrukčního algoritmu MIP (a, vlevo) a SSD = povrchové stínování, základ virtuálních endoskopií (b, vpravo) z končetinové CT angiografie (multidetektorové spirální CT)



Rekonstrukce obrazových dat ze spirální akvizice pomocí tzv. volume rendering technique (VRT) jednotlivým voxelům přiděluje různé stupně sytosti od téměř úplné transparency až po naprostou neprůhlednost .

Dvě techniky

- Radiační zátěž může být **redukována omezením počtu zobrazovacích fází** pomocí dual-energy CT či split-bolus technique
- **Dual-energy CT** (CT s dvojí energií záření) nepotřebuje nativní sken, protože z kontrastního vyšetření může být vytvořen „virtuální nativní obraz“ díky dvěma různým zdrojům RTG záření operujícím současně



Triple-bolus protokol

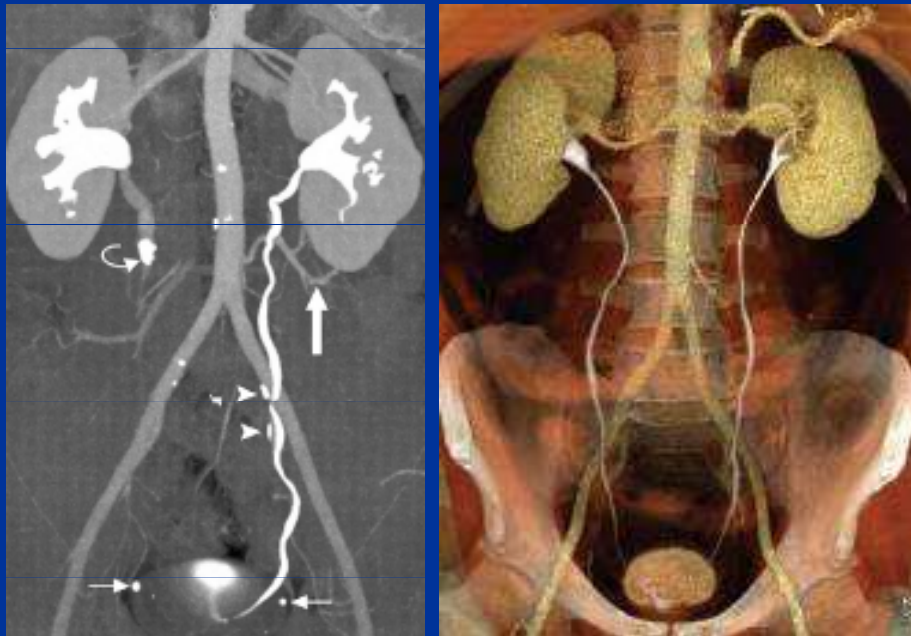


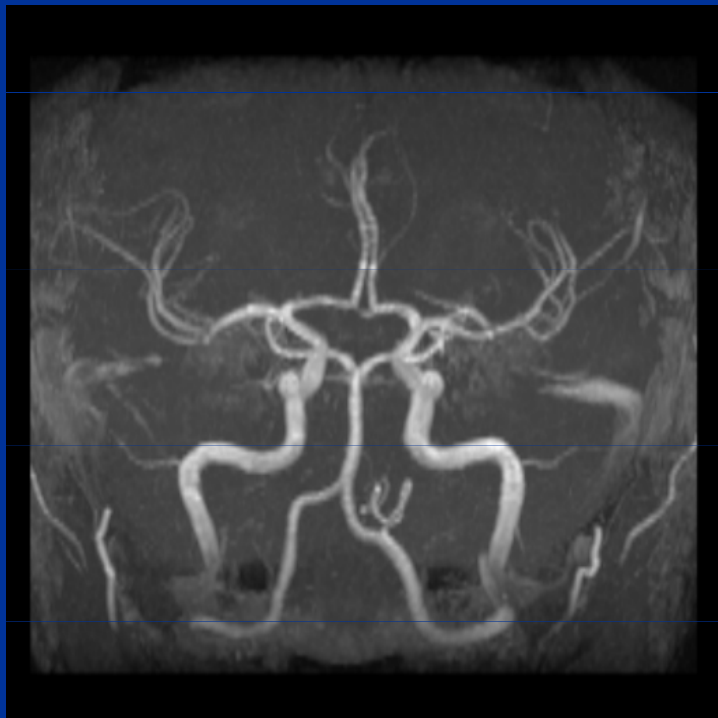
Table 1

Triple-Bolus Multidetector CT Urographic Protocol

Parameter	Unenhanced Acquisition	Contrast-enhanced Acquisition
Collimation (mm)	16 × 1.5	16 × 0.75
Rotation time (sec)	0.5	0.5
Normalized pitch	0.75	1.25
Voltage (kV)	120	120
Effective tube current (mAs)	55	165
Scan start position	Diaphragm	Diaphragm
Scan end position	Trochanter minor	Trochanter minor
Scan delay	NA	8.5 min (510 sec)
Reconstructed section width	5 mm and 2 mm	5 mm and 1 mm
Section spacing	5 mm and 1 mm	5 mm and 0.6 mm
Convolution kernel	Very smooth (B10f)	Medium smooth (B31f)
Default postprocessing	Coronal 5-mm MPR with 2-mm overlap	Coronal 5-mm MPR with 2-mm overlap
Postprocessing on request*	CPR, MIP, VRT	CPR, MIP, VRT
Automated tube current modulation†	X- and y-axis	X- and y-axis

(Kekelidze et al, Radiology 2010)

Principy MR zobrazení



Magnetické pole

- V okolí pohybující se el. nabité částice
- V okolí vodiče s protékajícím proudem

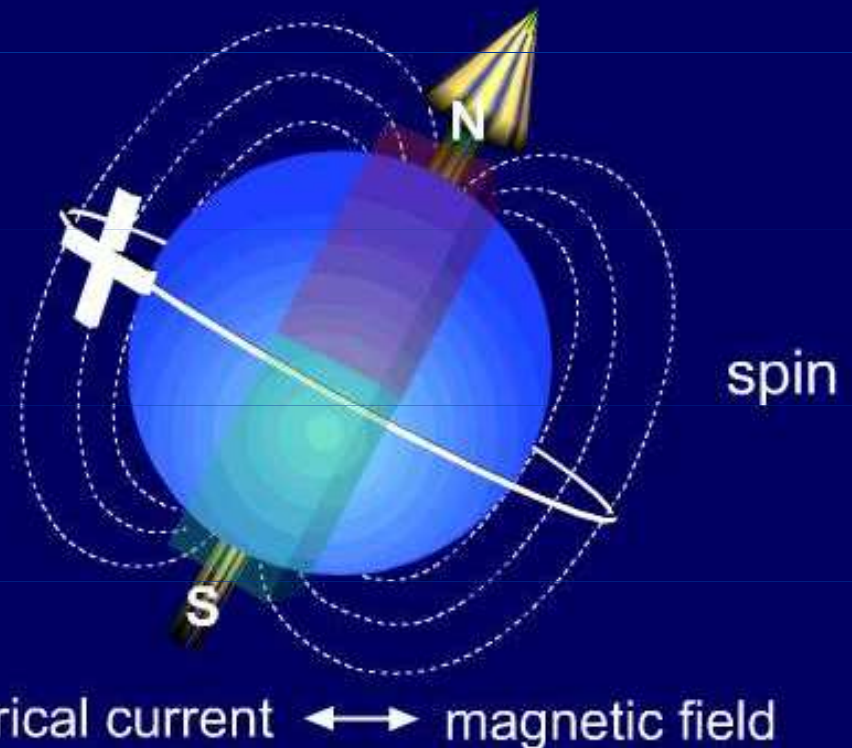
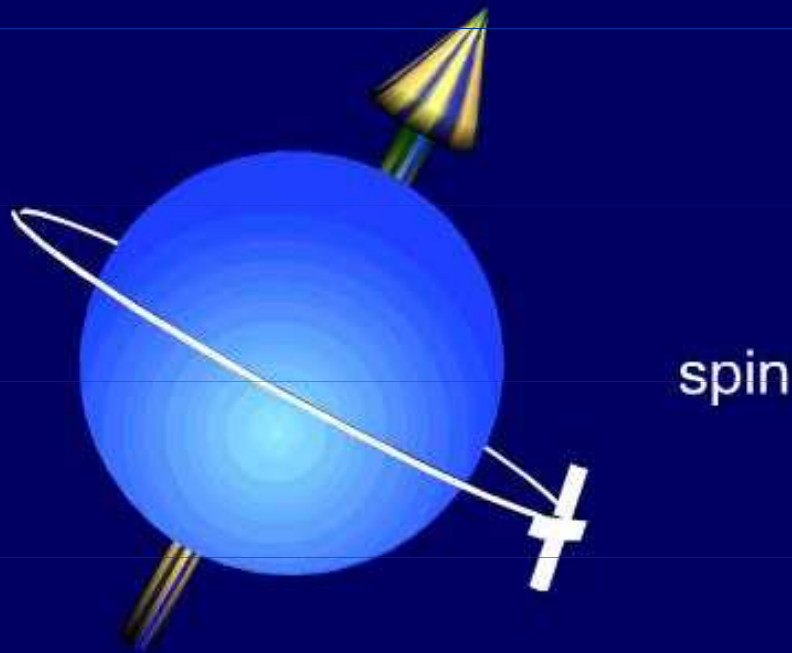
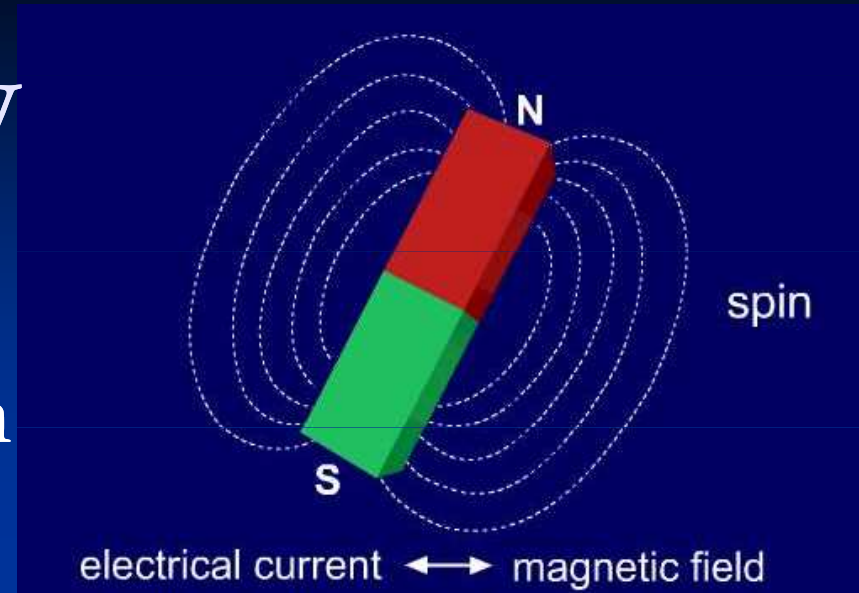
Základní princip MR

- Okolo každé elektricky nabité částice, která je v pohybu, vzniká magnetické pole
- Protony v atomovém jádře rotují okolo své osy = spin a jako každá pohybující se nabitá částice vytvářejí ve svém okolí magnetické pole – lze si je představit jako miniaturní magnety.
- Atomová jádra se **sudým** nukleonovým číslem **se nechovají magneticky** – tyto malé magnety se spojí ve dvojicích opačnými póly k sobě.
- Jádra **s lichým** počtem protonů mají vždy jeden nepárový, vykazují magnetický moment, k okolí se **chovají magneticky**. Ideálním zástupcem je atom vodíku – hojně se vyskytuje v živých tkáních a má poměrně velký magnetický moment.



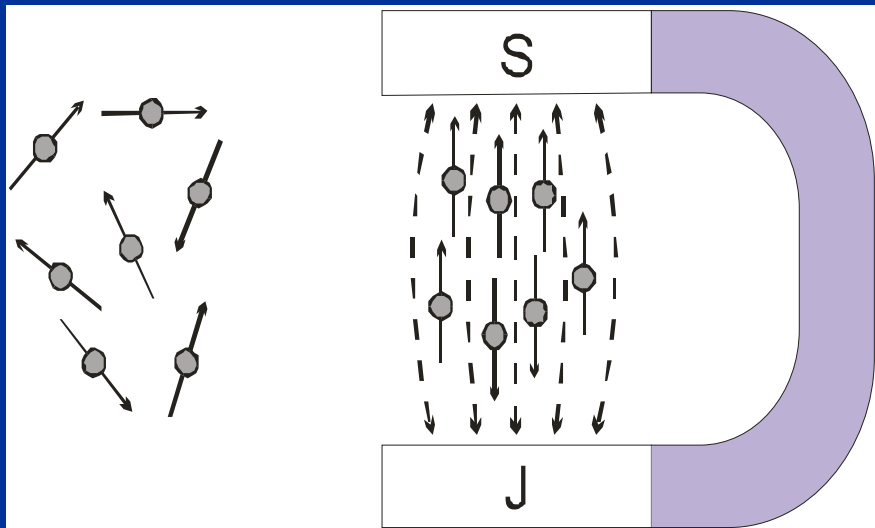
Protony

- Kladný náboj
- Rotují kolem vlastní osy - spin
- Vytváří mag. pole/moment
- ${}^1\text{H}$, ${}^{13}\text{C}$, ${}^{19}\text{F}$, ${}^{23}\text{Na}$, ${}^{31}\text{P}$



Základní principy MRI

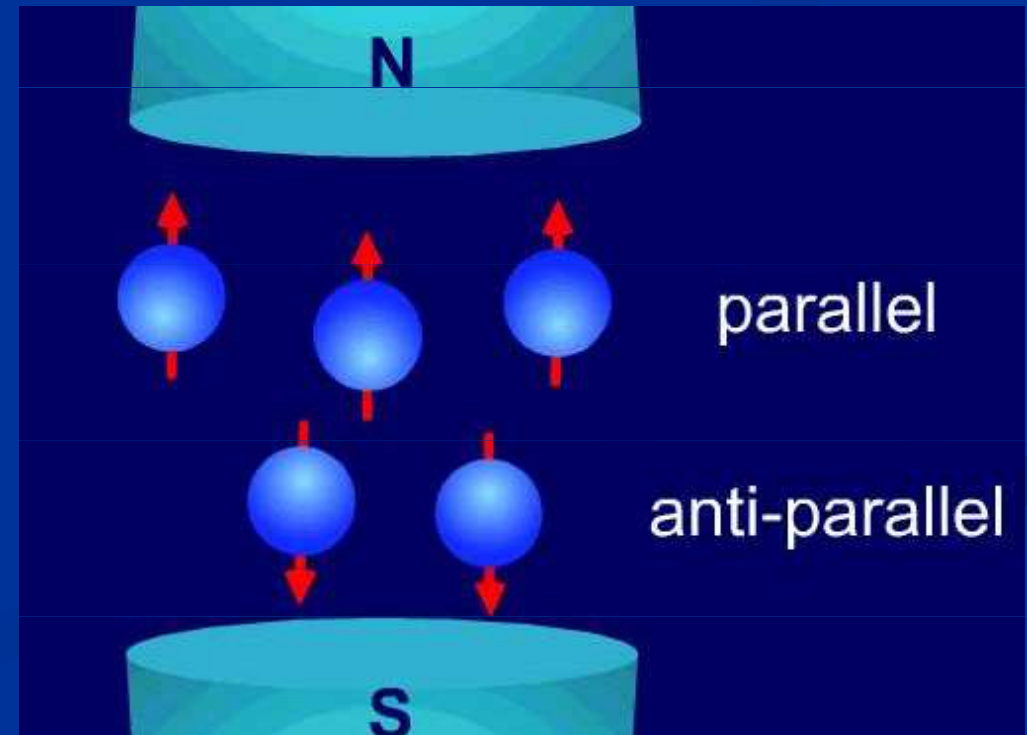
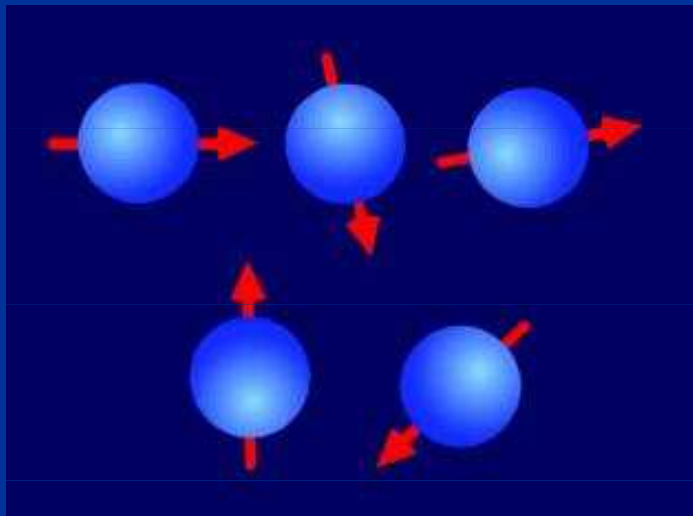
- metoda využívá magnetických vlastností jader atomů s lichým protonovým číslem
- Rotací jader s nespárovaným protonem (kladný náboj) vzniká v okolí jádra magnetické pole, které lze charakterizovat tzv. magnetickým momentem
- „Synchronizace“ magnetických momentů jader při umístění do velmi silného magnetického pole, vznik precese



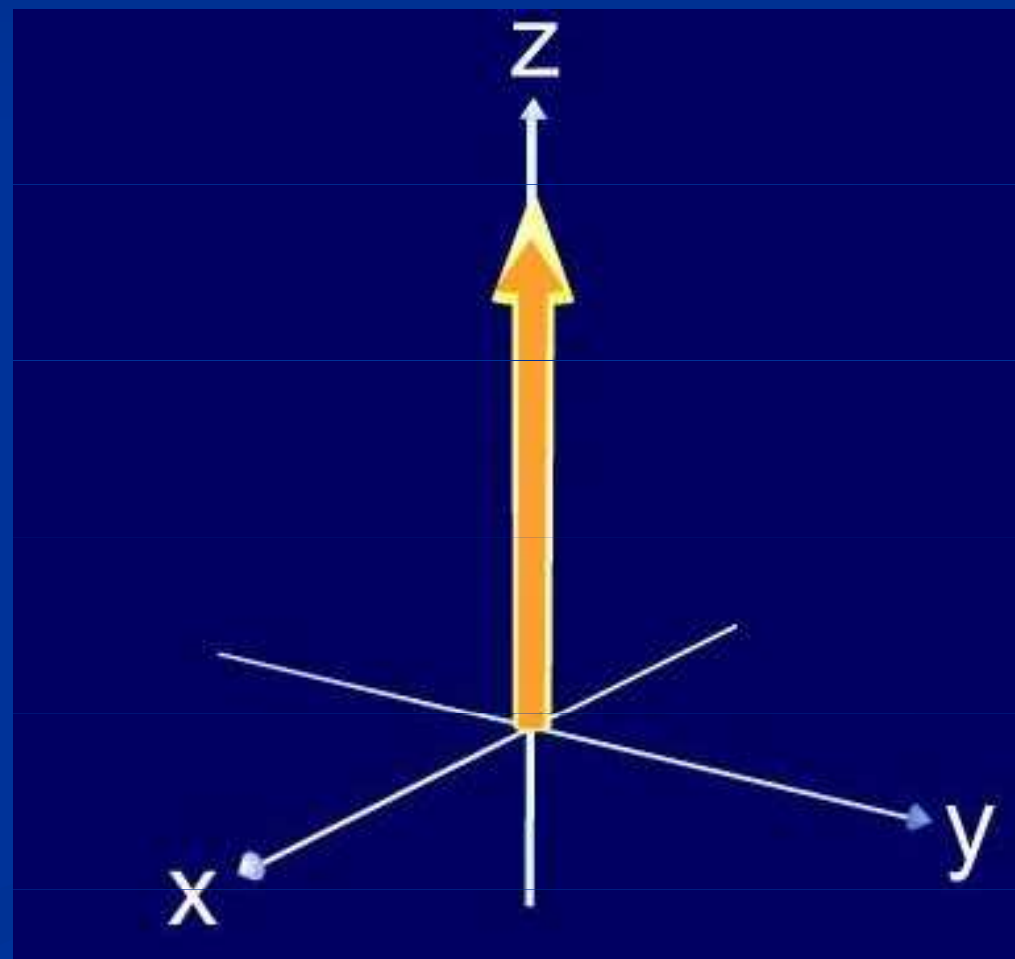
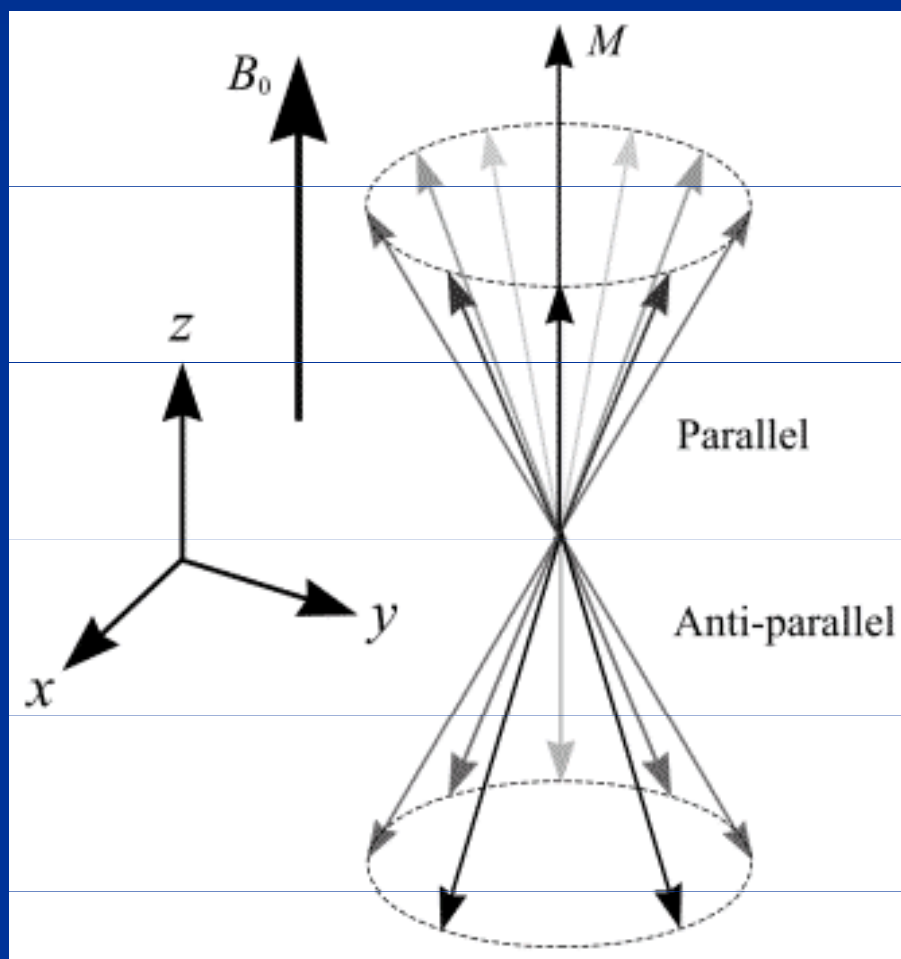
- ♦ Orientace vektoru magnet. momentu může být tzv. paralelní nebo antiparalelní. Paralelní orientace je energeticky méně náročný stav → nepatrně převažuje → zvolený okresek tkáně proto vykazuje určitý vlastní celkový magnetický moment M_0

Paralelní/antiparalelní uspořádání

- Nahodilá orientace rotačních os protonů
- Vnější mg. pole
- Tkáň vykazuje úhrnný mg. moment - chová se navenek magneticky



Paralelní/antiparalelní uspořádání



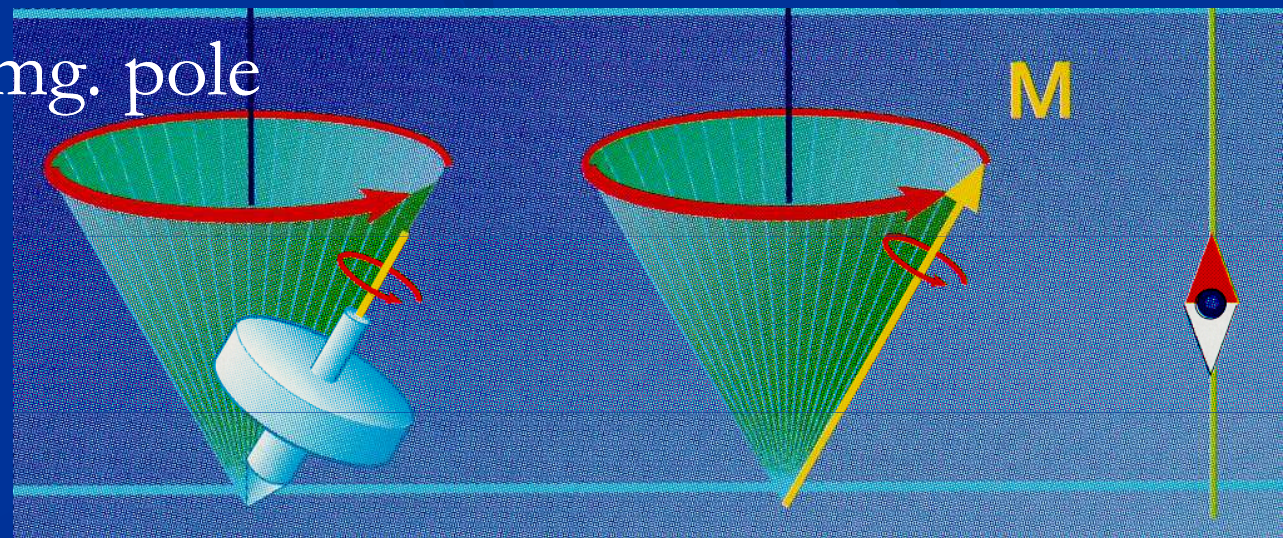
Precese

$$\begin{matrix} [\text{Hz}/\text{MHz}] & & [\text{T}] \\ \swarrow & & \swarrow \\ \omega_0 & = & \gamma B_0 \end{matrix}$$

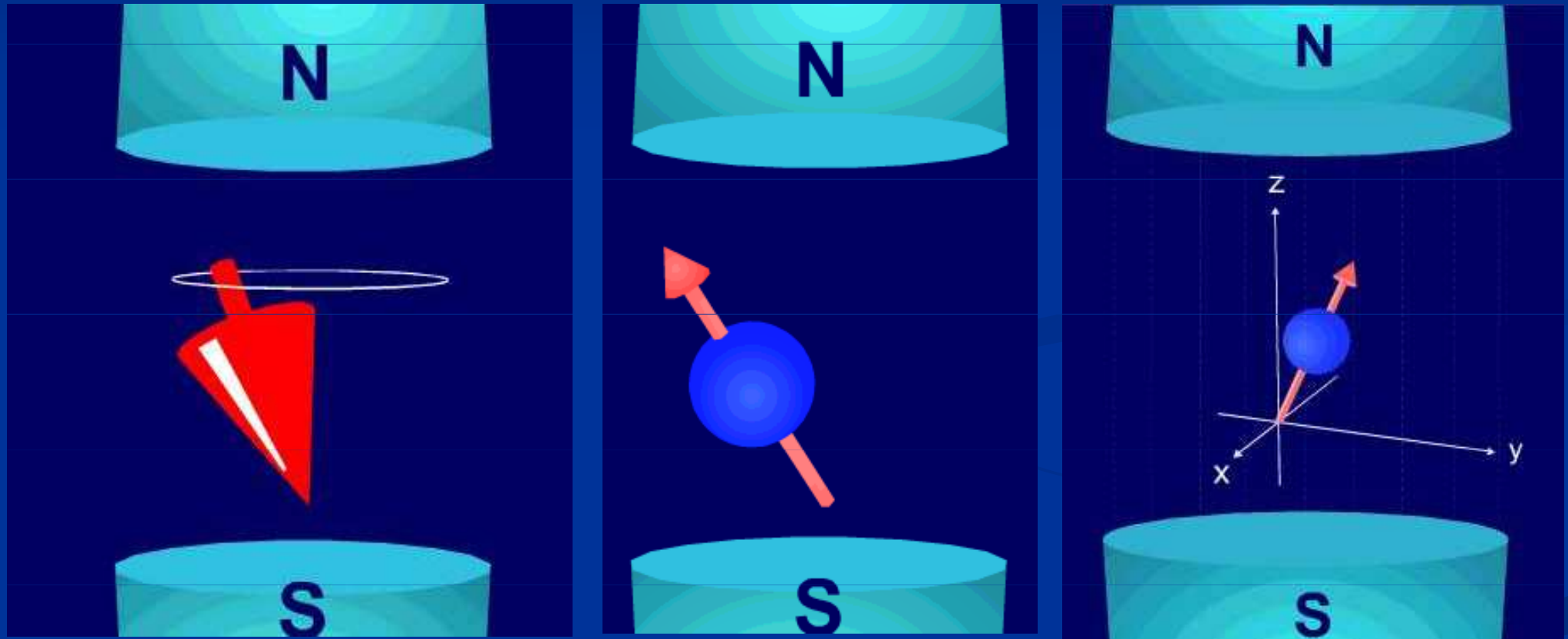
$$\gamma_{\text{protons}} = 42.5 \text{ MHz/T}$$

γ - gyromagn. poměr

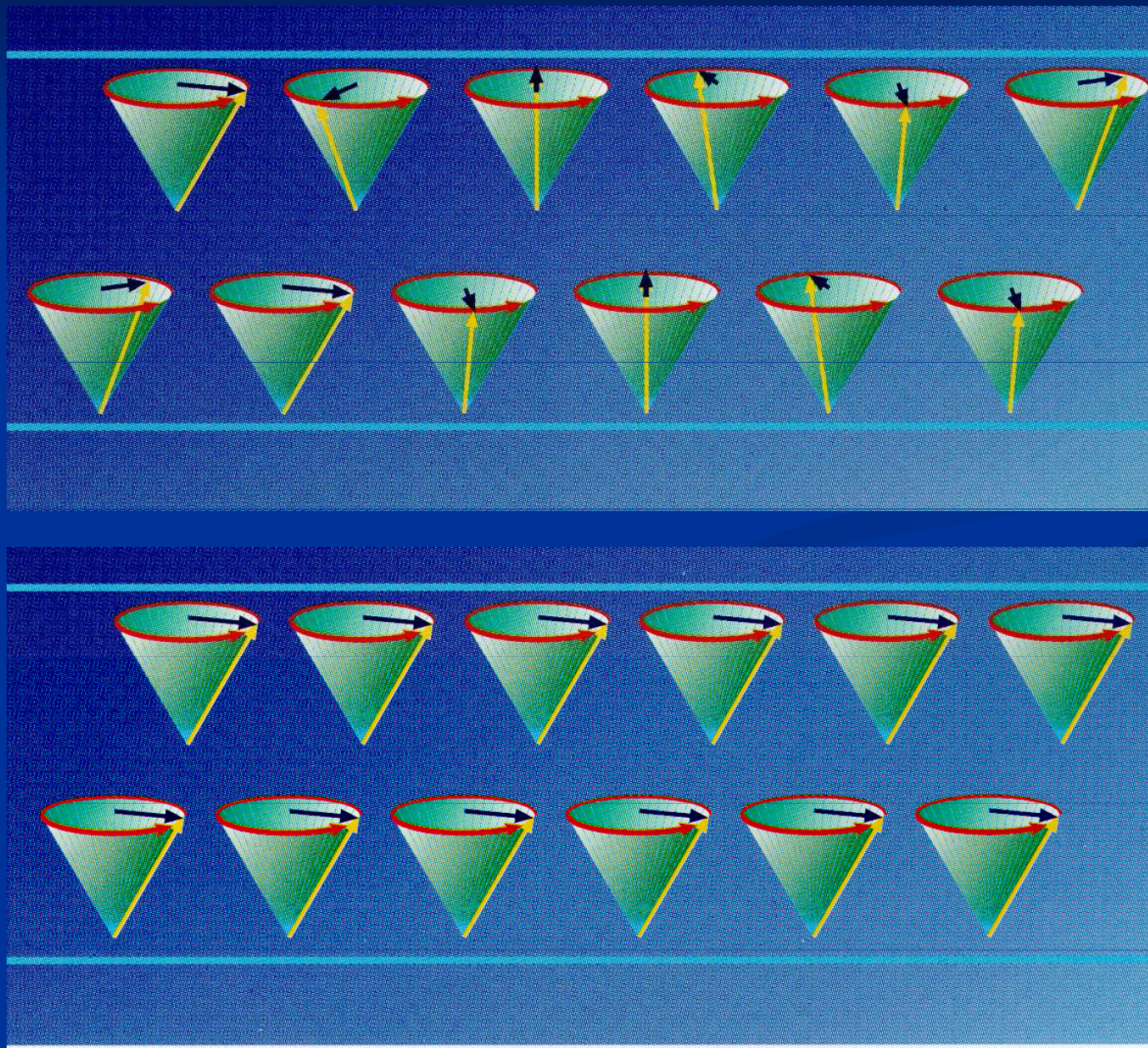
- Rotační pohyb po plášti kužele
- Proton krouží kolem pomyslné osy (lze ztotožnit se siločárou mg. pole)
- Larmorova frekvence
 - Mg. vlastnosti atomového jádra
 - Intenzita zev. mg. pole



Precessione

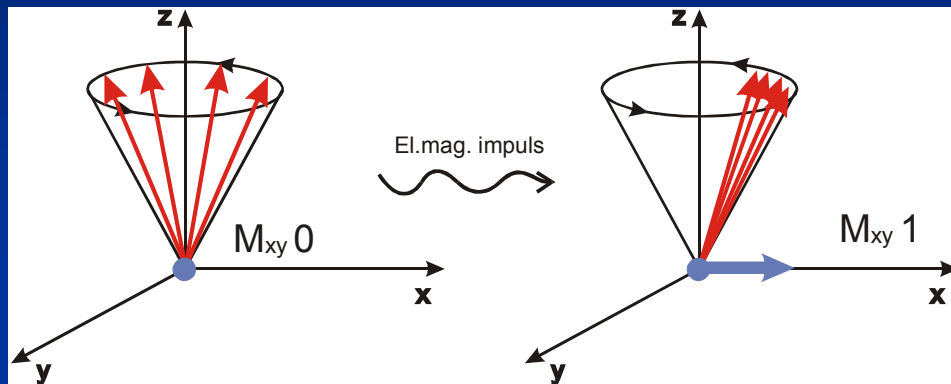


Elektromagnetický impuls

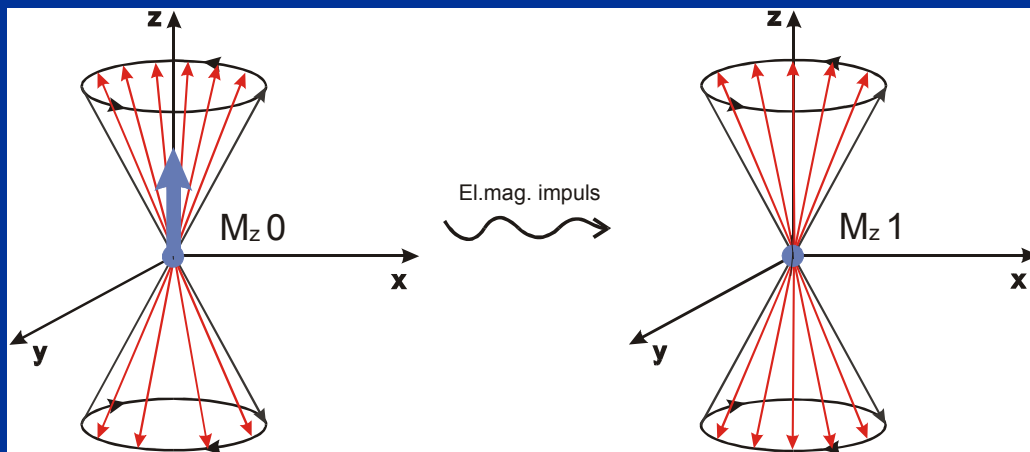


Aplikace elektromagnetických impulsů má dvojí účinek:

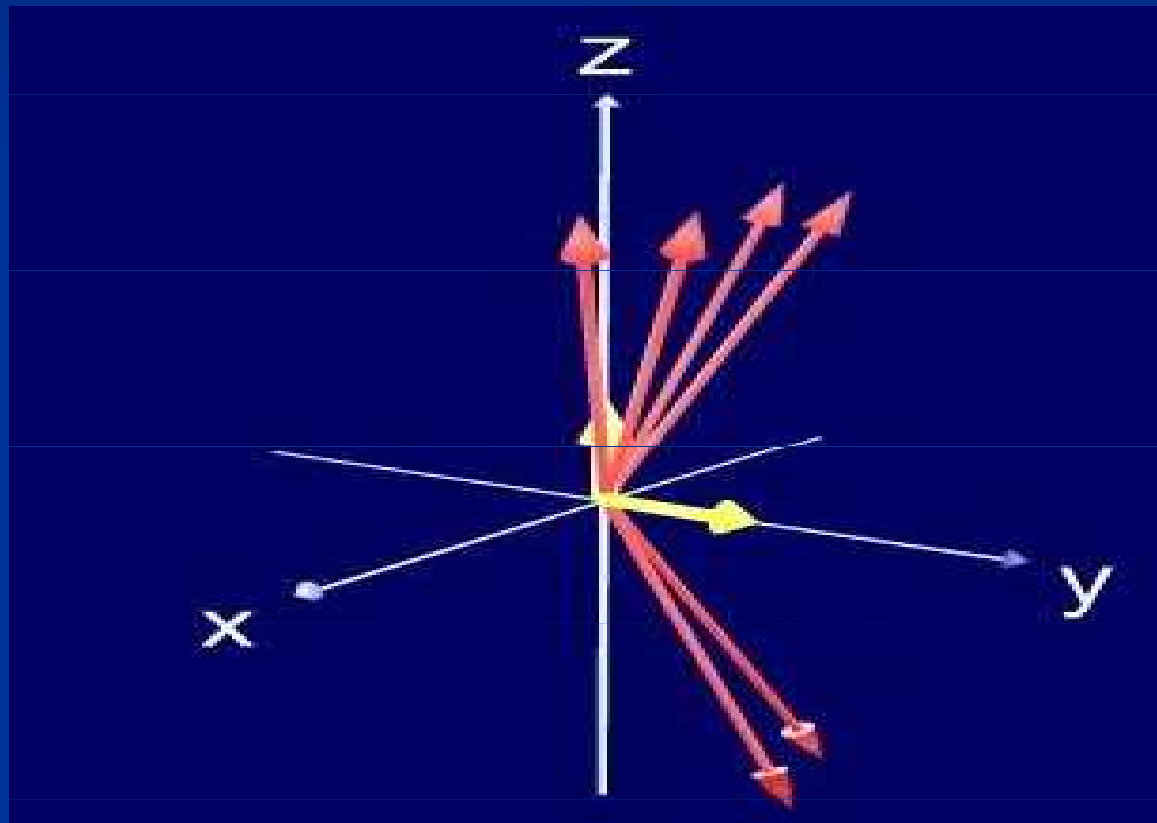
1. Synchronizace precesního pohybu jader se vznikem nenulového magnetického momentu v rovině x, y – vznik příčné složky tkáňové magnetizace.



2. Energie EM pulsu naruší stav rovnováhy – počet paralelně a antiparalelně orientovaných jader se začne vyrovnávat (90 stupňový puls) případně antiparalelní jádra převládnu (180 stupňový puls)



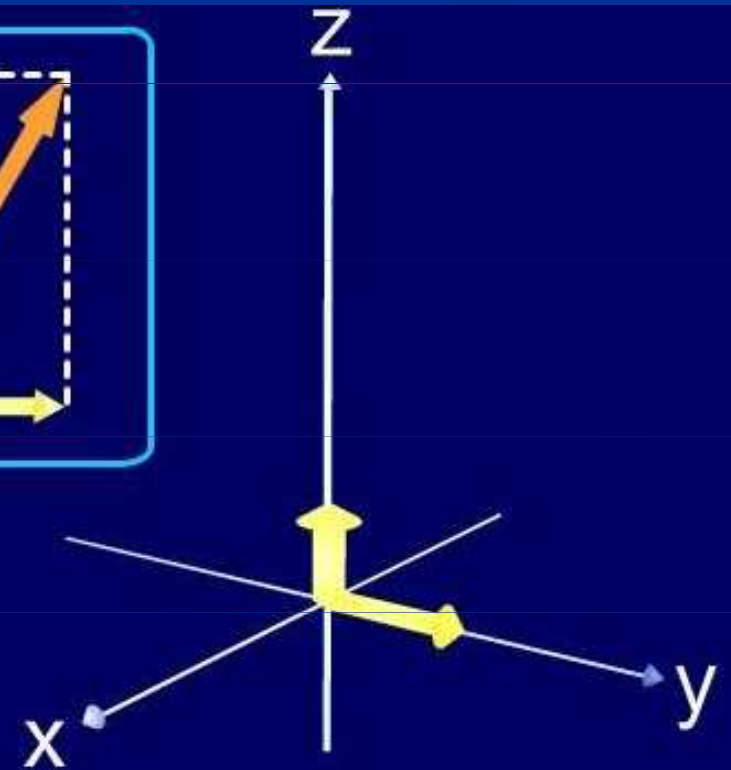
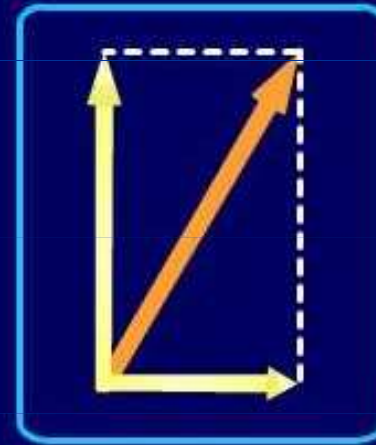
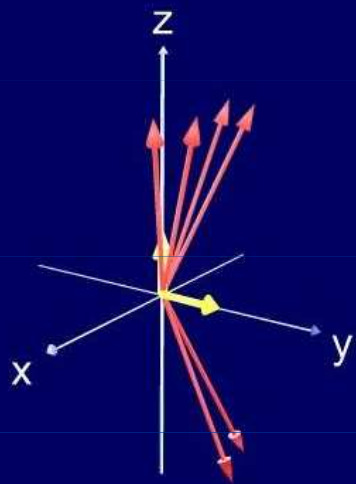
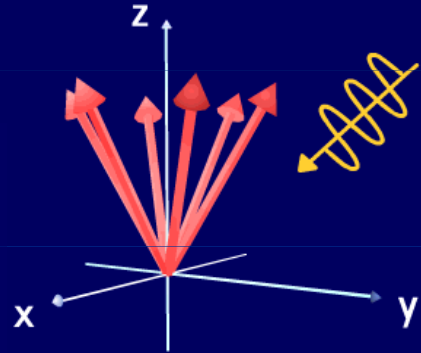
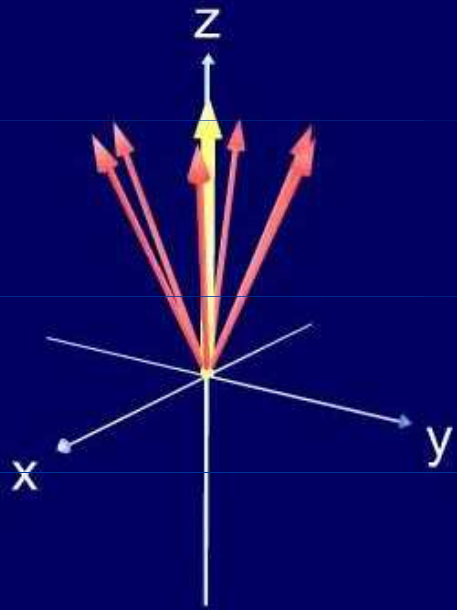
Příčná tkáňová magnetizace



Příčná tkáňová magnetizace



Úhrnný magnetický moment



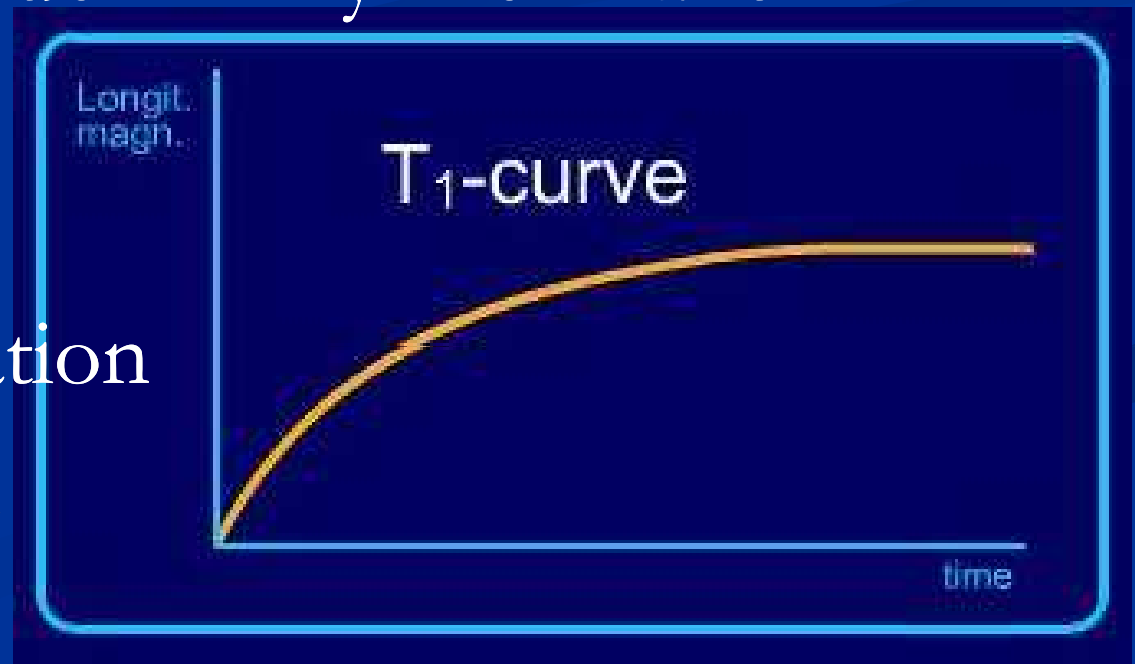
Když EM impuls přestane působit, dojde k obnovení rovnovážného stavu

Relaxace

- Voda - dlouhé T1 a T2 relax. časy
- Tuk - krátké relax. časy T1 i T2
- Velikost molekul

Longitudinální relaxace

- Podélná r.
- Vektor podélné magnetizace nabývá opět původní velikost
- Energie se vrací zpět do mřížky zkoumané látky
- T1 relaxace
- „Spin - lattice“ relaxation
- Relaxace spin-mřížka



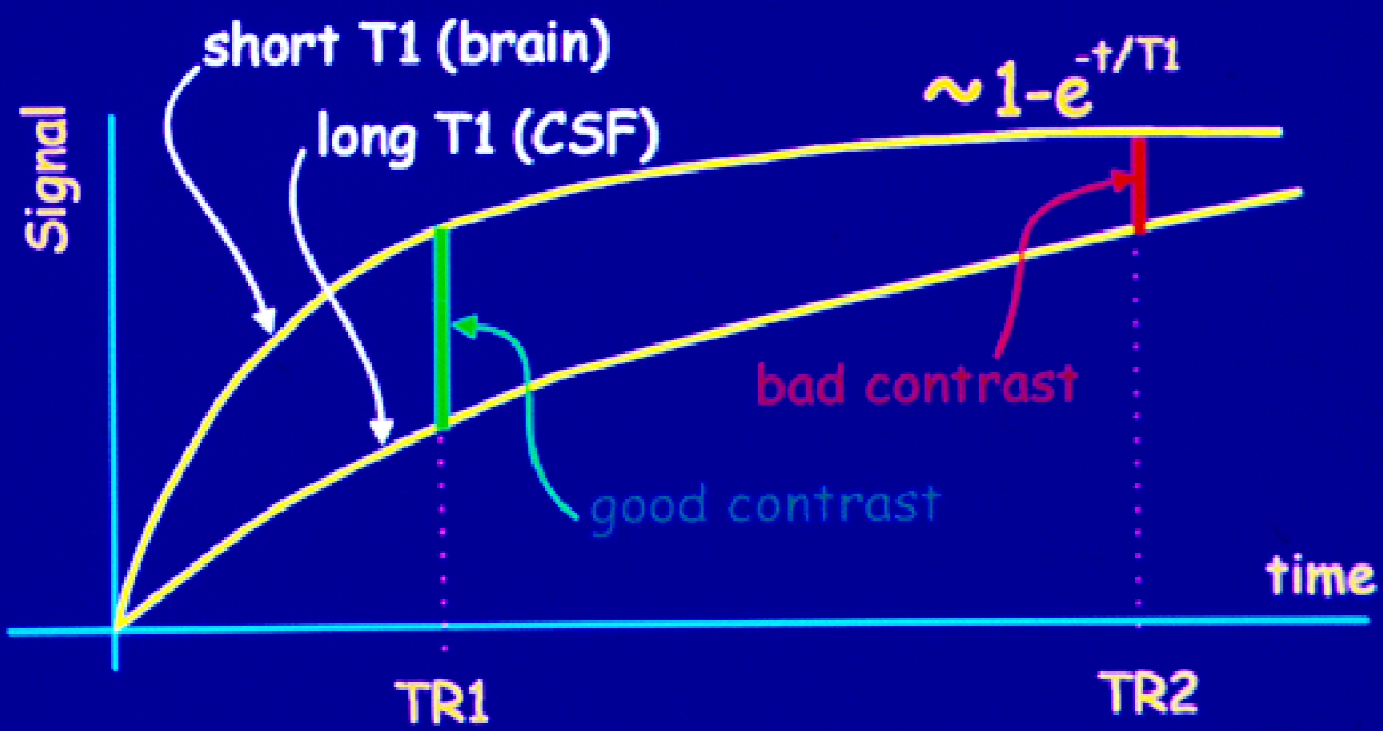
Longit.
magn.

T₁-curve



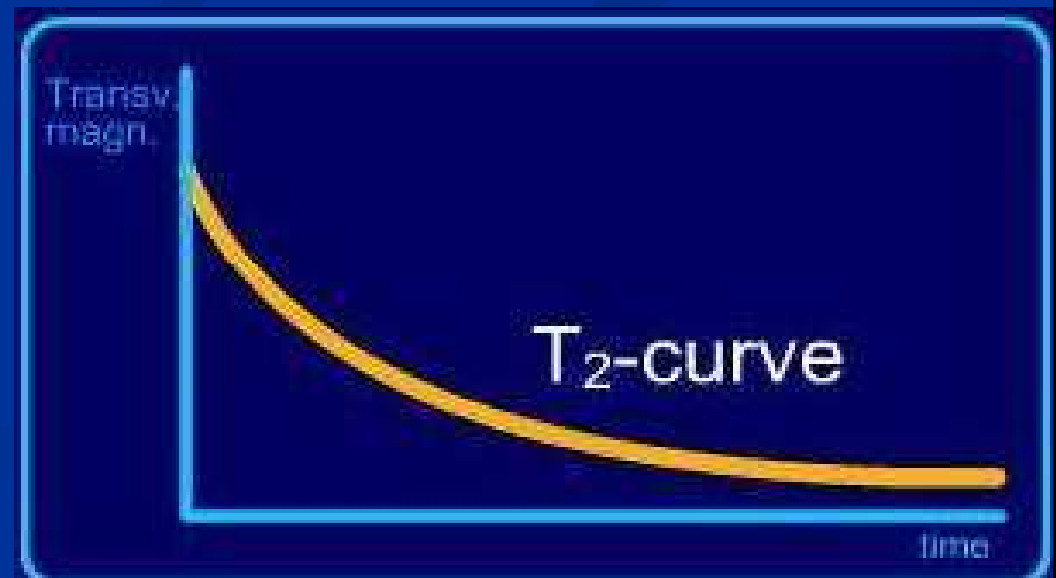
T₁ vážený obraz

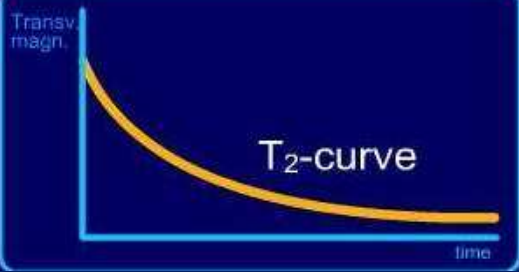
T₁ - Contrast



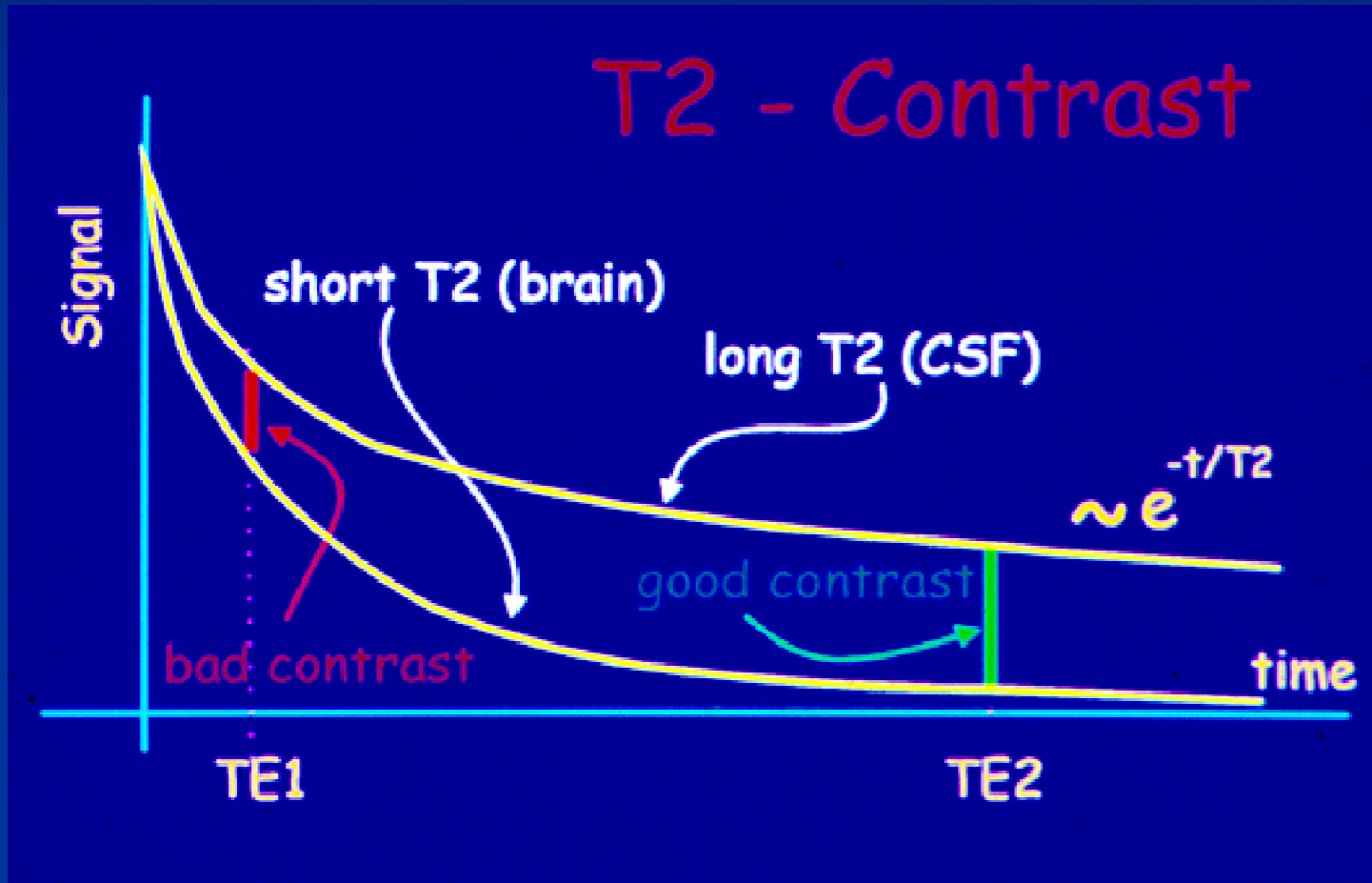
Transversální relaxace

- Relaxace T2
- Ztráta příčné magnetizace
 - Nehomogenity v mg poli
 - Slabé mg pole v okolí
- Relaxace „spin-spin“
- 37 % = 1/e





T2 vážený obraz



T1 a T2 vážený obraz



T₁-weighted image
proton density image



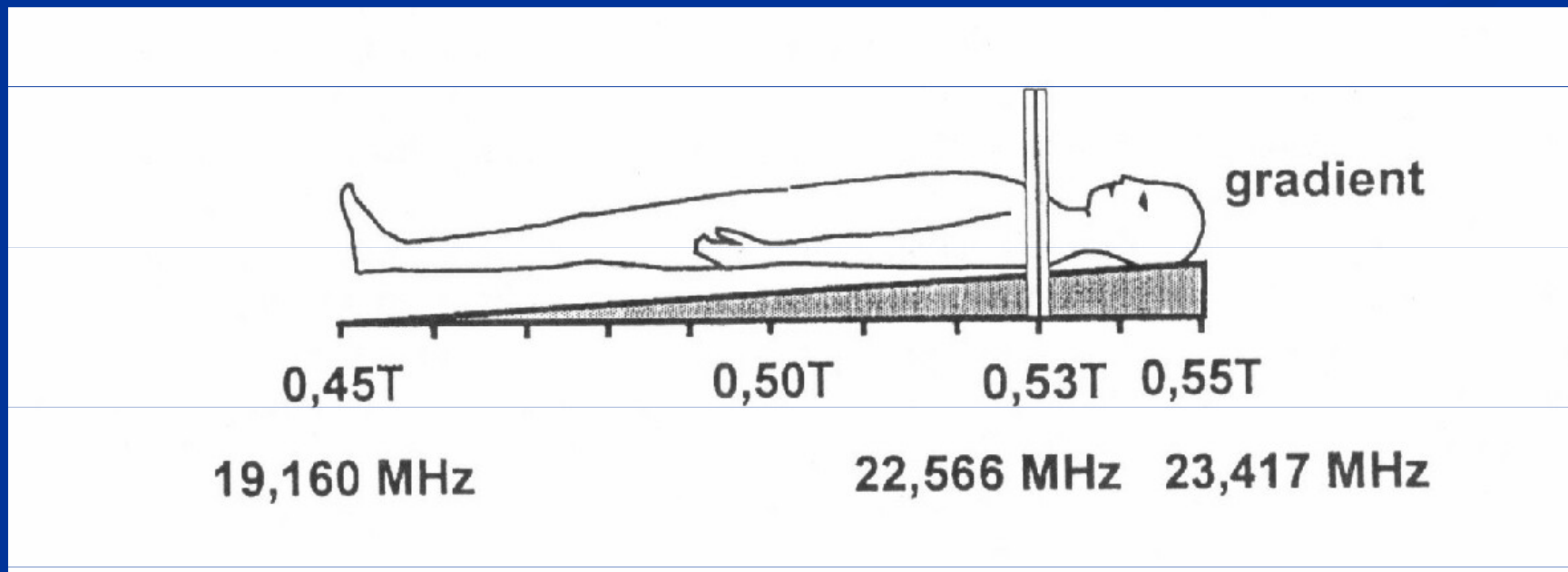
T₂-weighted image

Jak se tvoří MR obraz?

- působení energie RF pulzů na tkáně vyvolá vyzáření slabého EM signálu, který lze registrovat
- použití specifických „sérií RF pulzů“, měření získaného signálu – nejčastěji sekvence „spin echo“ (SE) nebo gradientní echo (GE)
- základní parametry sekvencí TR, TE event. TI určují charakter obrazu – T1, T2WI...
- T1 v.o. – krátké TR i TE
- T2 v.o. – dlouhé TR, dlouhé TE
- PD – dlouhé TR, krátké TE

Aplikací magnetických gradientů ve směru osy X, Y i Z lze lokalizovat zdroj signálu z těla pacienta

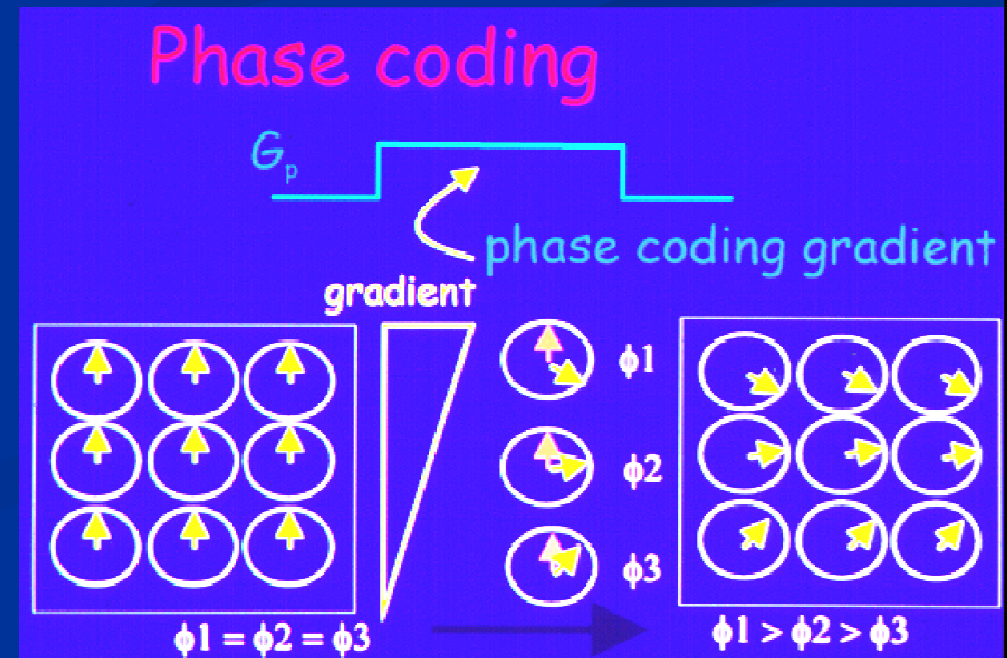
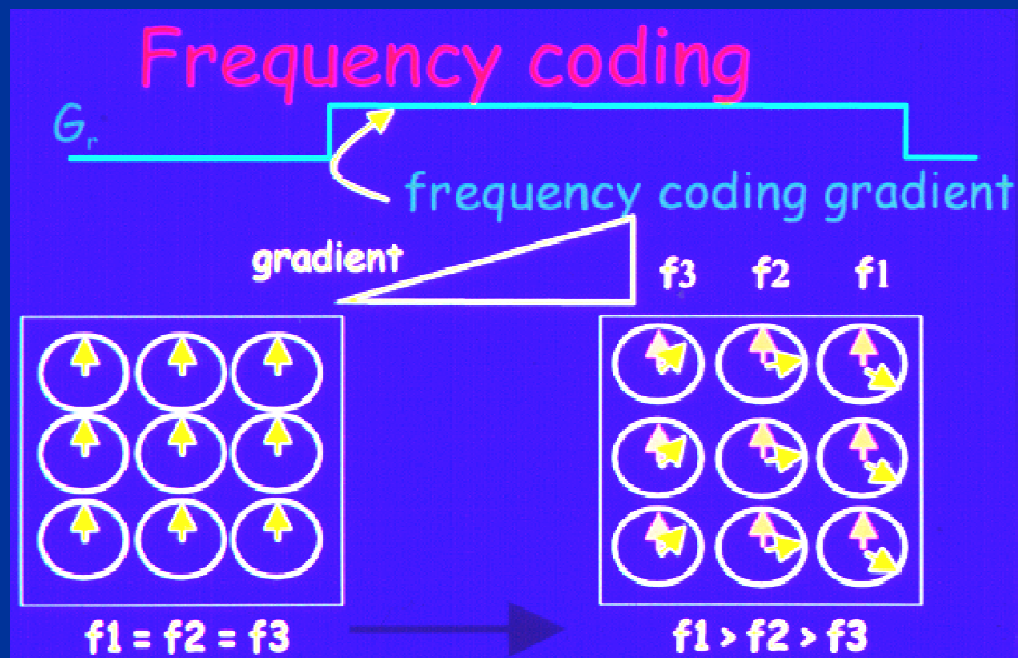
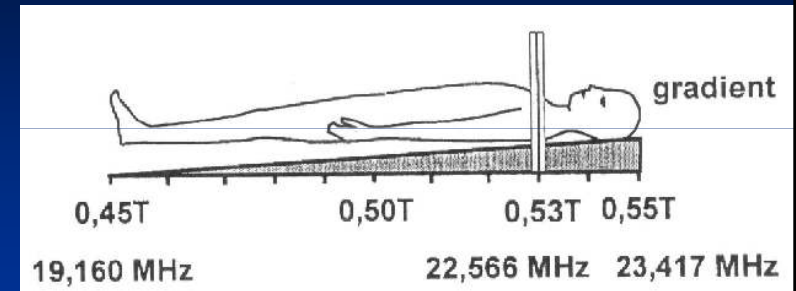
- Osa Z – slice selection gradient – určuje, která vrstva protonů bude reagovat na RF pulzy a vydávat signál



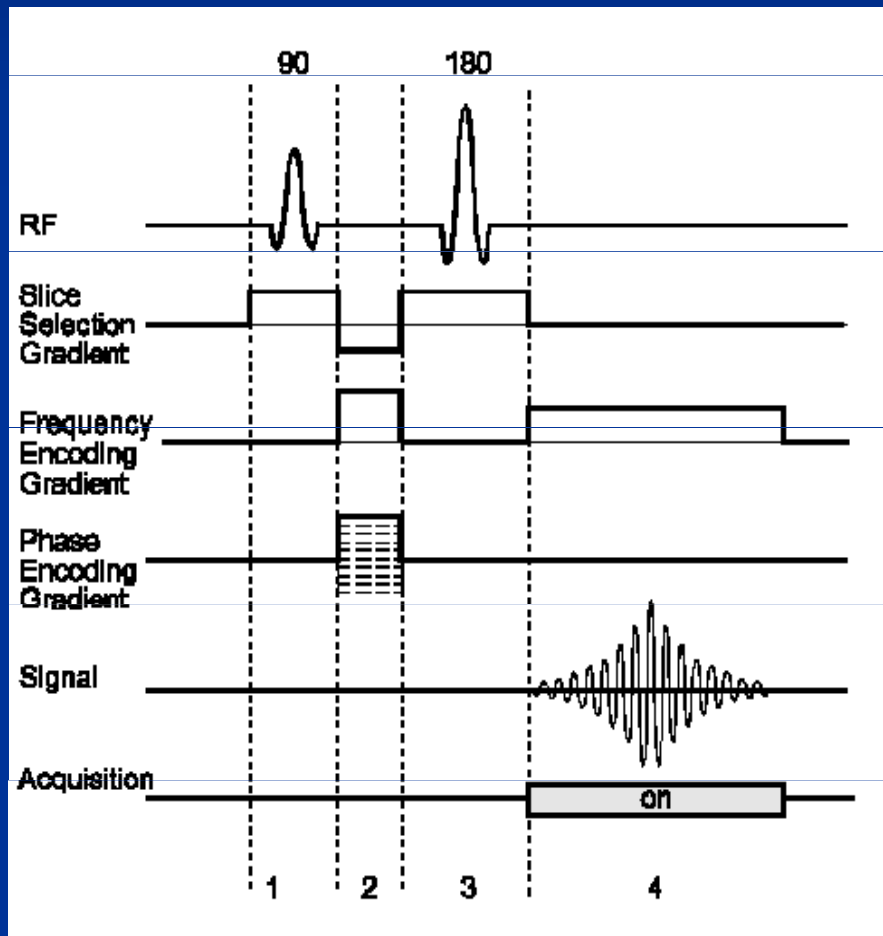
Rekonstrukce obrazu

■ Gradient určující

- **Rovinu** - roste v podélné ose těla
- **Frekvenci** - roste kolmo na osu těla (zleva doprava)
- **Fázi** - roste kolmo na osu těla (zepředu dozadu)

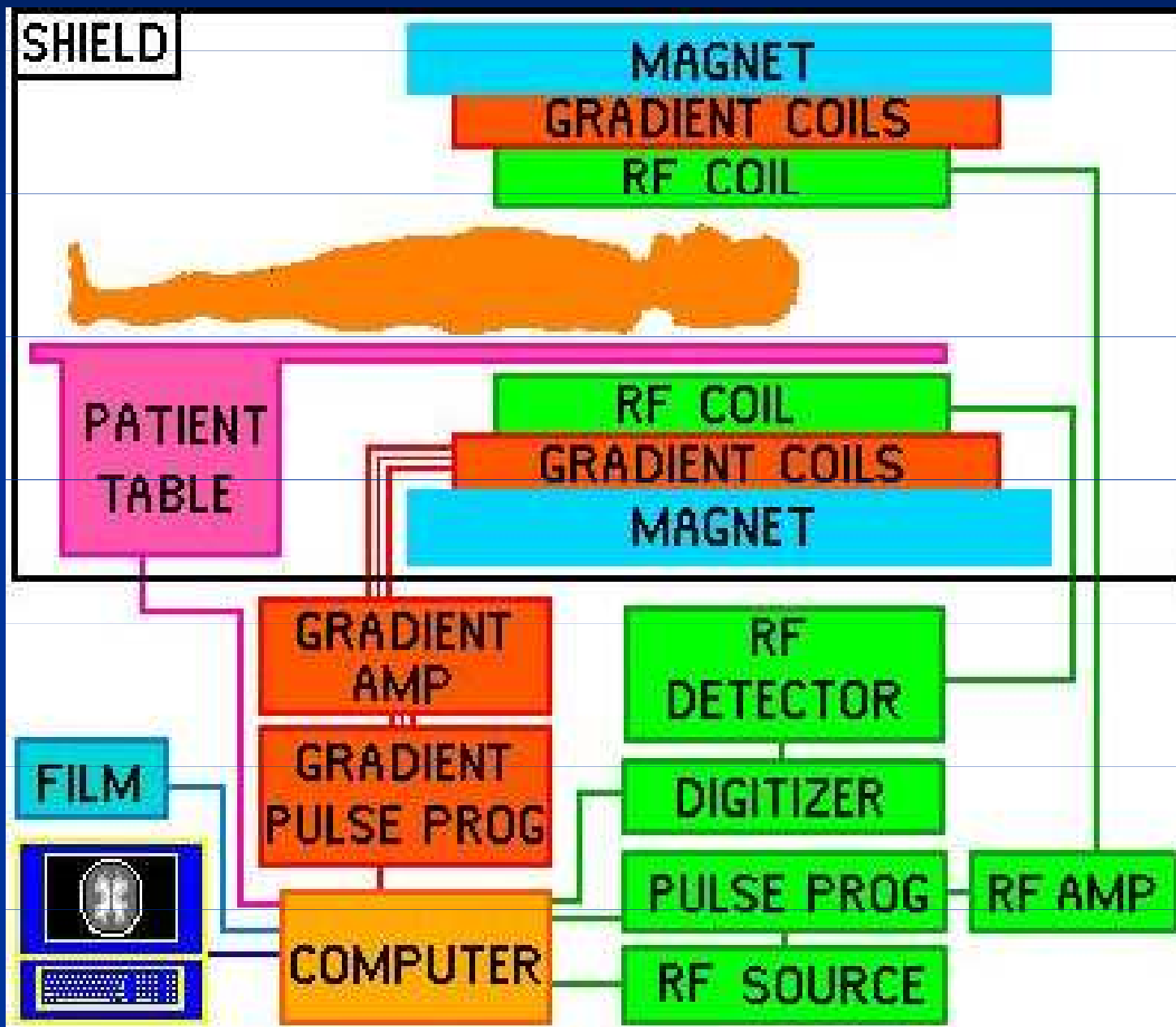


Základ MR vyšetření – SE sekvence

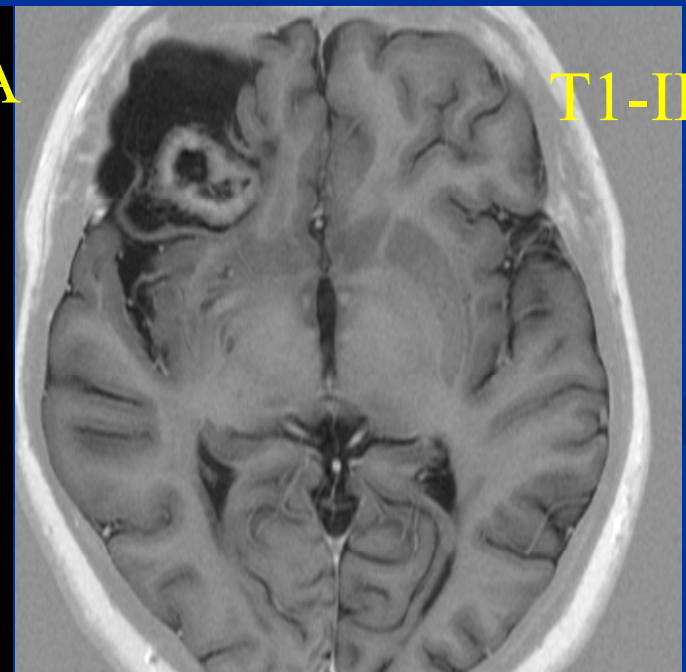
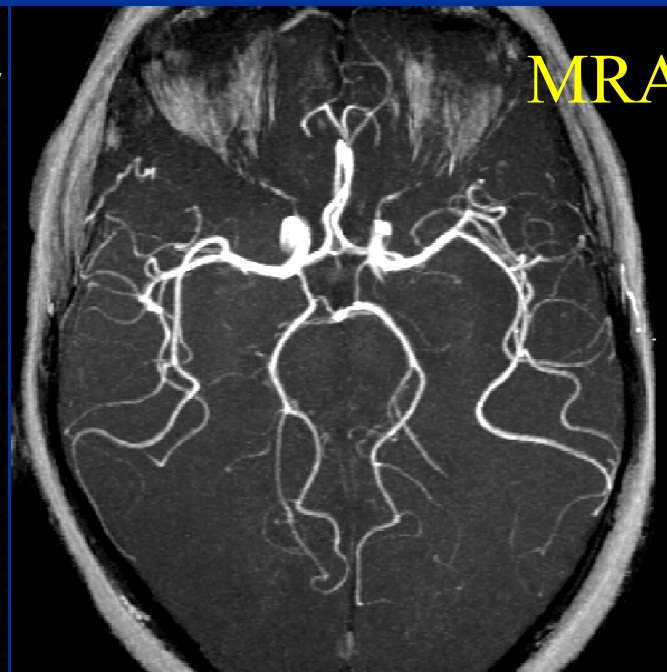
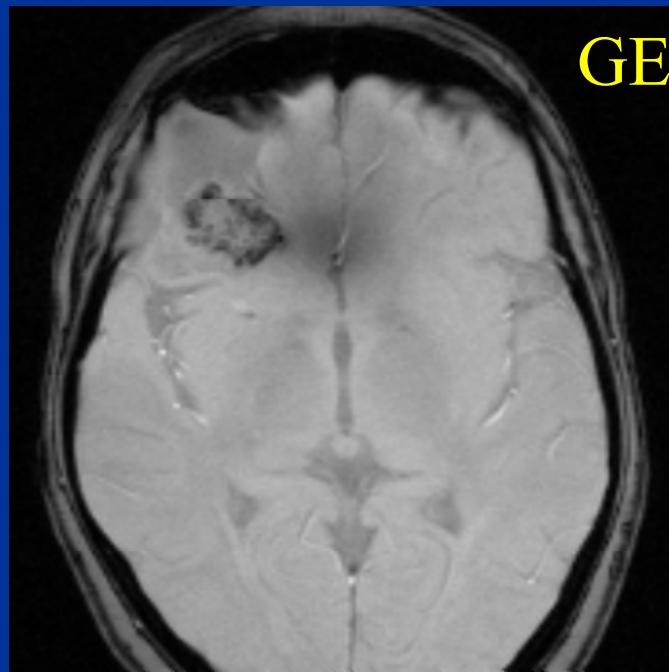
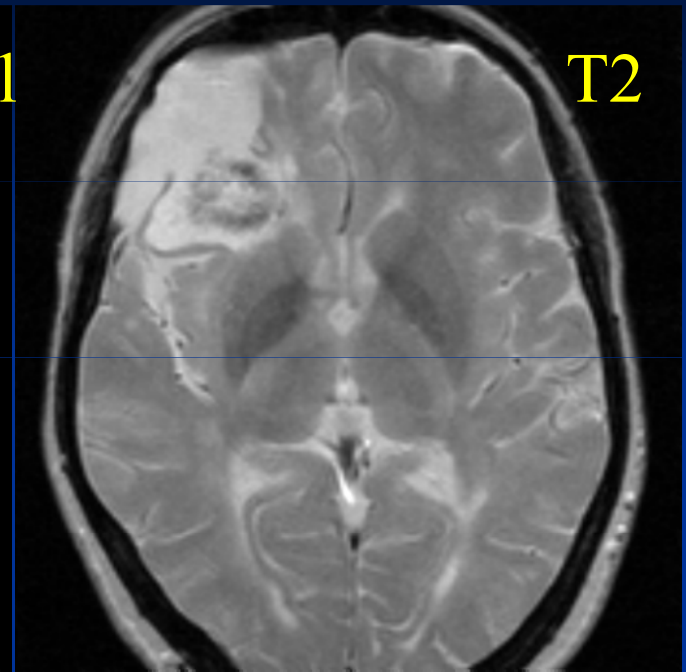
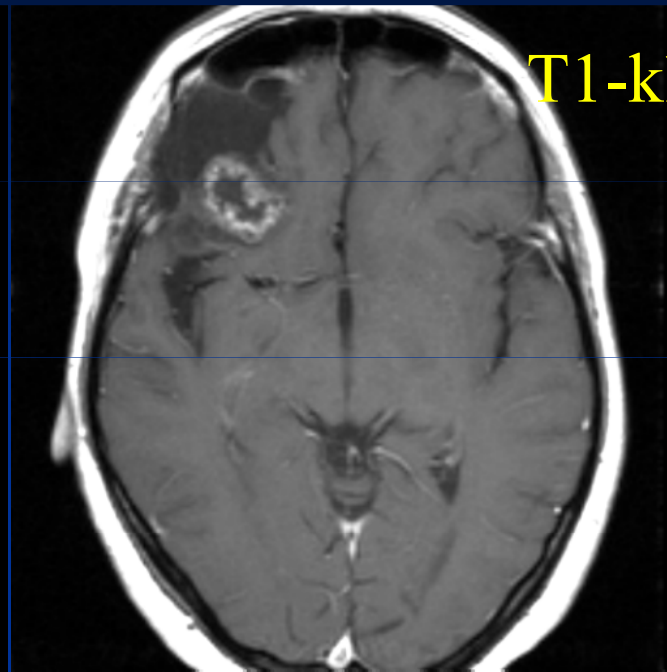
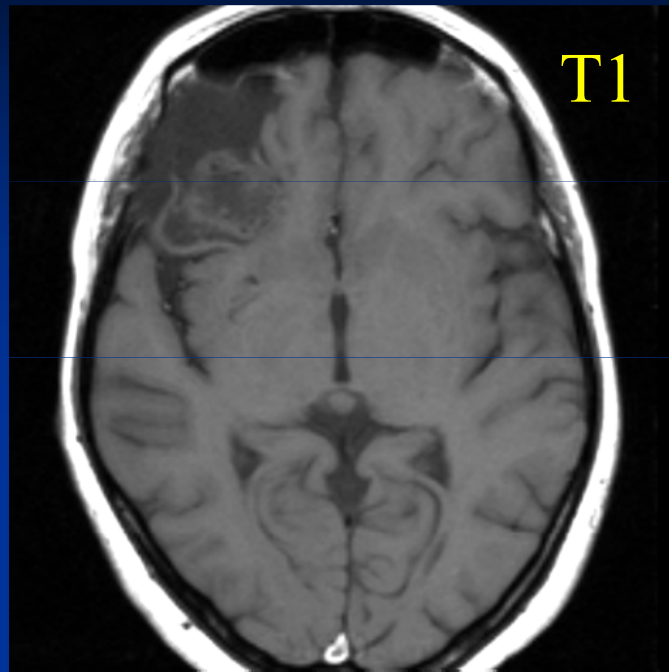


- aplikace 90 a 180st. pulzu
- zapnutí gradientů v přesně daném okamžiku
- registrace signálu
- zpracování dat pomocí Fourierovy transformace

Uspořádání komponent MRI

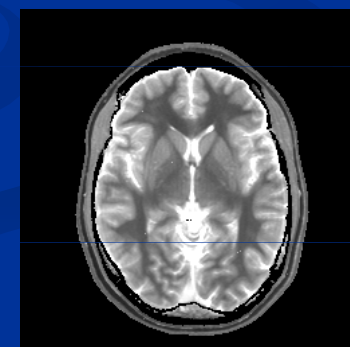


MR obrázky: každý je jiný ...



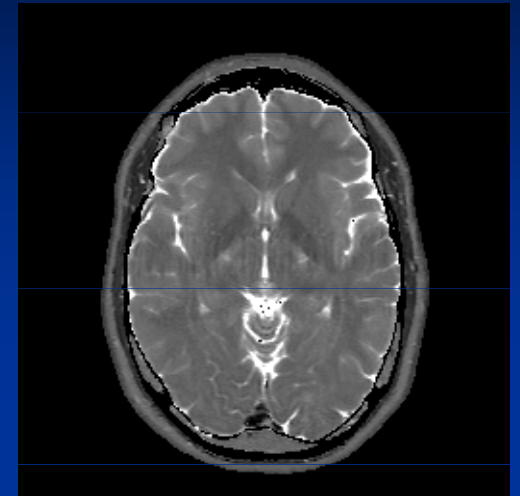
Nvýhody MRI

- Silné magnetické pole! (*je v něm uložen celý pacient*)
- trvání vyšetření - *až 60 min*
- omezený vyšetřovací prostor
- cena = dostupnost
- omezené vyšetřované pole (*mozek + Cp., C+Th, Th+L*)



Výhody MRI

- **neinvazivní technika**
- nepřekonatelný **měkkotkáňový kontrast**
- jakákoli rovina řezu
- MR angiografie, ERCP, PMG (*bez kontrastní látky*)
- kontrastní látky - Gd (*minimální riziko alergické reakce*)



Bezpečí v MR scanneru ?

- magnetické pole – konstatní
0,1 – 3,0 T
- magnetické pole – proměnné
 - gradientní cívky
- vysokofrekvenční RF puls
 - excitace protonů - tepelné změny ve tkáních, kovech
 - frekvence v řádu desítek Mhz
- zejména u high – field přístrojů zúžený vyšetřovací prostor - gantry



Absolutní kontraindikace I.

- ✎ Kardiostimulátor – MR nekompatibilní pacemaker (dnes už se vyrábějí i MR kompatibilní)
- ✎ ICD – implantabilní kardiovertor – defibrilátor
- ✎ Kochleární implantát
- ✎ Cévní svorky intrakraniálně z neznámého materiálu (potenciálně magnetické)
- ✎ Cizí těleso v orbitě nebo v oku metalického nebo neznámého původu – pomůže RTG

Absolutní kontraindikace II.

- ✎ Implantovaný kovový materiál před méně než dvěma měsíci
 - ✎ endoprotézy, stenty, dlahy, osteosyntetický materiál
- ✎ Pacienti závislí nebo vybavení jiným pomocným elektronickým zařízením
 - ✎ inzulínové pumpy
 - ✎ dávkovače cytostatik, analgetik
 - ✎ biomechanické implantáty
- ✎ Naprostá nespolupráce s pacientem

Relativní kontraindikace

- **Klaustrofobie - strach z uzavřených prostor**
 - lze zvládnout premedikací
- **První 3. měsíce těhotenství**
 - pouze úzus, není přesně zjištěn vliv na plod
- **Cévní svorky z nemagnetických materiálů, kovový osteosyntetický materiál, kloubní náhrady v místě vyšetření**
 - artefakty
- **Chlopenní náhrady - artefakty, abnormální funkce během vyšetření**
- **Naslouchadla**
 - před vyšetřením sejmout – interference = pískání
- **Piercing, tetování = kovové partikule**
 - artefakty
 - tepelné působení

Co hrozí pacientovi s kovový implantátem obecně

- pohyb nebo **dislokace**
 - cévní svorky – aneuryzmata, pooperační stavy
- **ohřátí** (zejména velké náhrady kloubů) –
nebezpečí termického traumatu
- nekvalitní, **artefakty** zatížené vyšetření
 - kovový materiál i mimo vyšetřovanou oblast, mimo
použitou cívku !

Co hrozí pacientovi s pacemakerem a ICD ?

- stacionární magnetické pole
 - nefunkčnost spínacích relé
 - uvolnění elektrody z přístroje
 - uvolnění napájecího zdroje
- proměnné magnetické pole
 - elektroda = vodič v magnet. poli \Rightarrow indukce
 - tepelné poškození myokardu v místě ukotvení !!!
- RF puls
 - potenciální interakce s pulzy pacemakeru nebo ICD

Co z toho plyne ?

- Řádně vyplněná speciální žádanka k MR vyšetření
- Ověření informací o případných možných rizicích – kontraindikace k MR vyšetření
 - dotazník, pomoc při vyplnění
 - detektory kovů (rámy, přenosné)
- Jakýkoliv neznámý a nepřípustný kovový materiál ⇒
 - **NESMÍME ZAHÁJIT VYŠETŘENÍ**
 - konzultace s vyšetřujícím lékařem
- Poučení o průběhu vyšetření
- Premedikace – anxiolytika
 - neklidní a klaustrofobičtí nemocní

Zákazové a výstražné značky



ZÁKAZ VSTUPU OSOBÁM
S KARDIOSTIMULÁTOREM

ZÁKAZ VSTUPU OSOBÁM S
IMPLANTÁTY Z KOVU

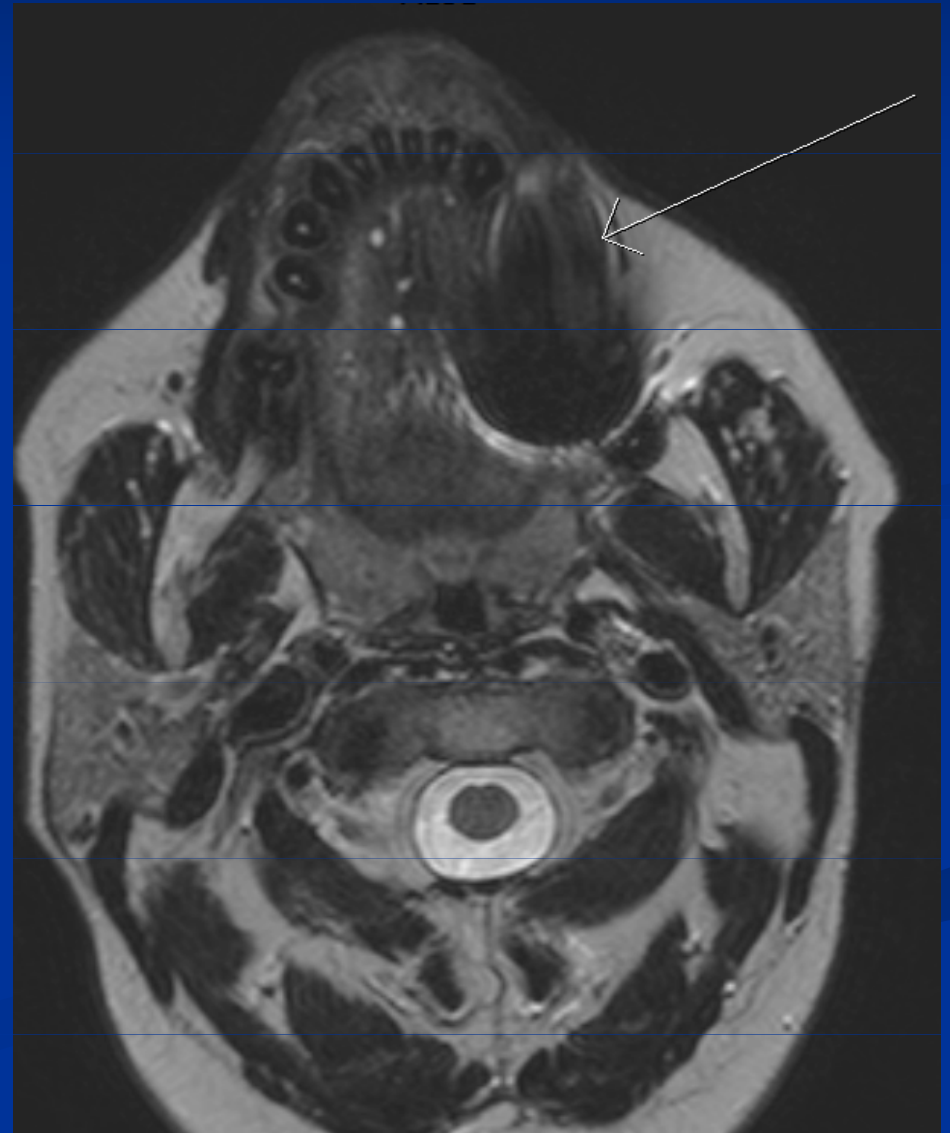


POZOR, SILNÉ MAGNETICKÉ
POLE!

POZOR,
ELEKTROMAGNETICKÉ
ZÁŘENÍ!

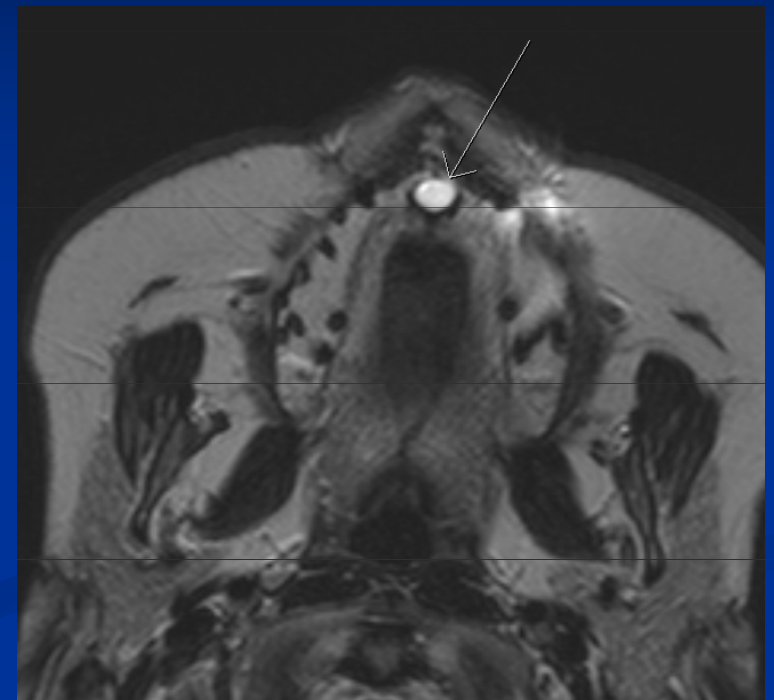
MR u metalických dentálních materiálů

- Různý stupeň artefaktů podle použitého materiálu
- Závisí zejména na susceptibilitě materiálu (výrazná u amalgámu, titanu, menší u nikl-chrom. či kobalt-chrom. materiálů)



MR ve stomatologii

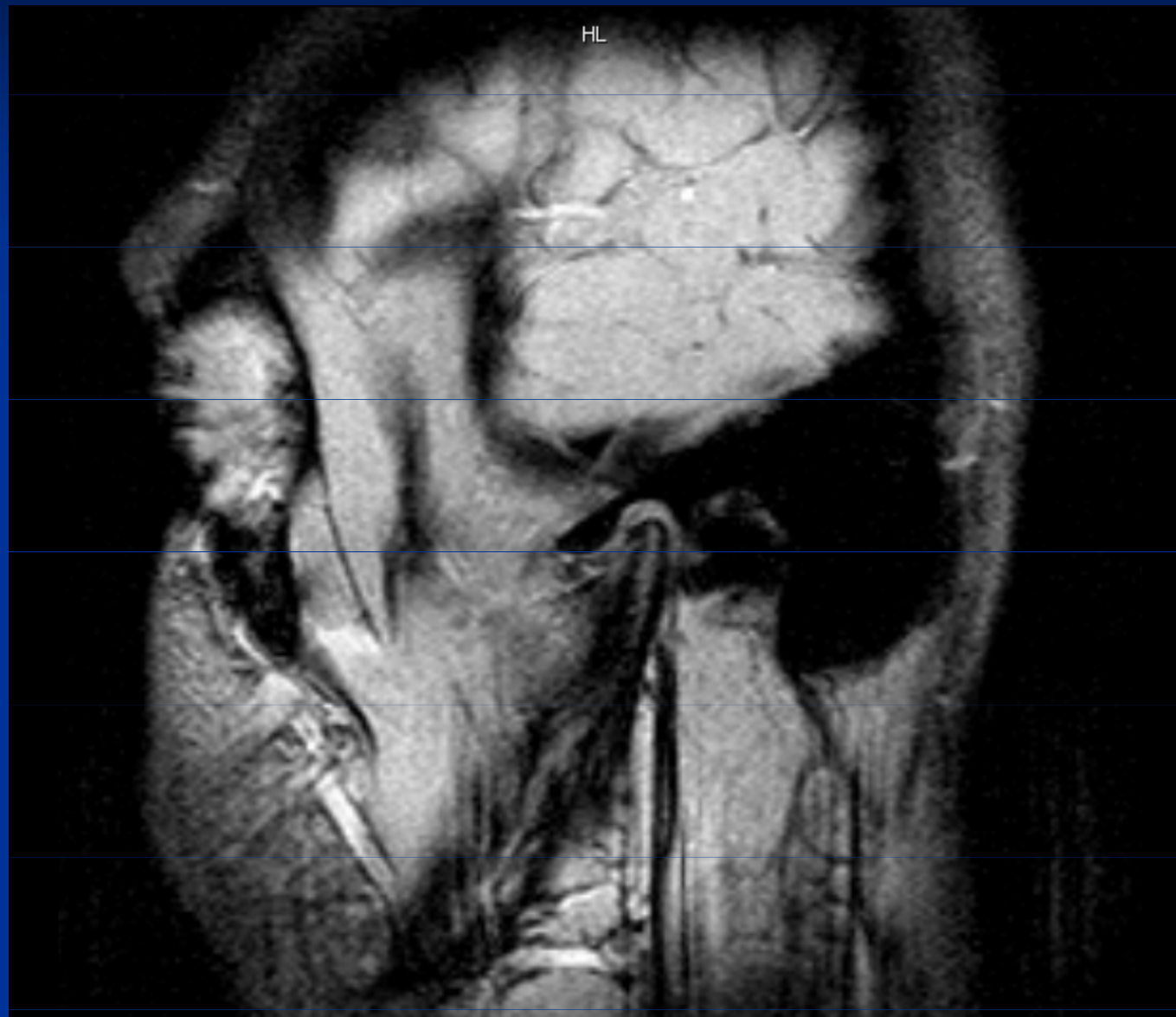
- Nejčastější využití je u onemocnění temporomandibul. kloubu
 - Používají se pseudodynamické sekvence při postupném otevírání a zavírání úst
- Dif.dg. cystických lézí
- Ameloblastom
- Osteomyelitis
- Rozsah hemangiomů, šíření tumorů obecně
- Lokalizace neurovaskulárního svazku před plánováním potenciálních míst pro implantáty

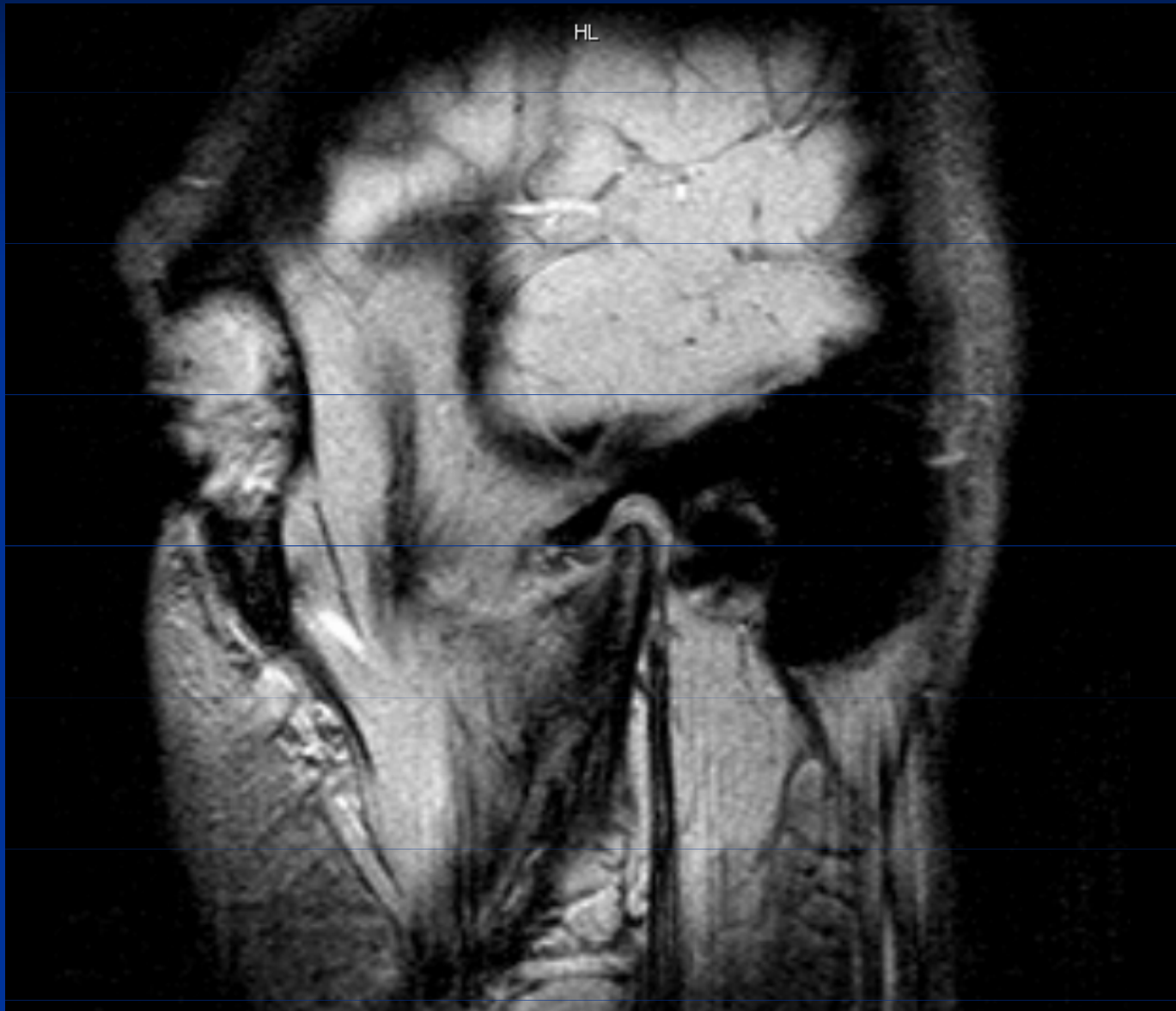


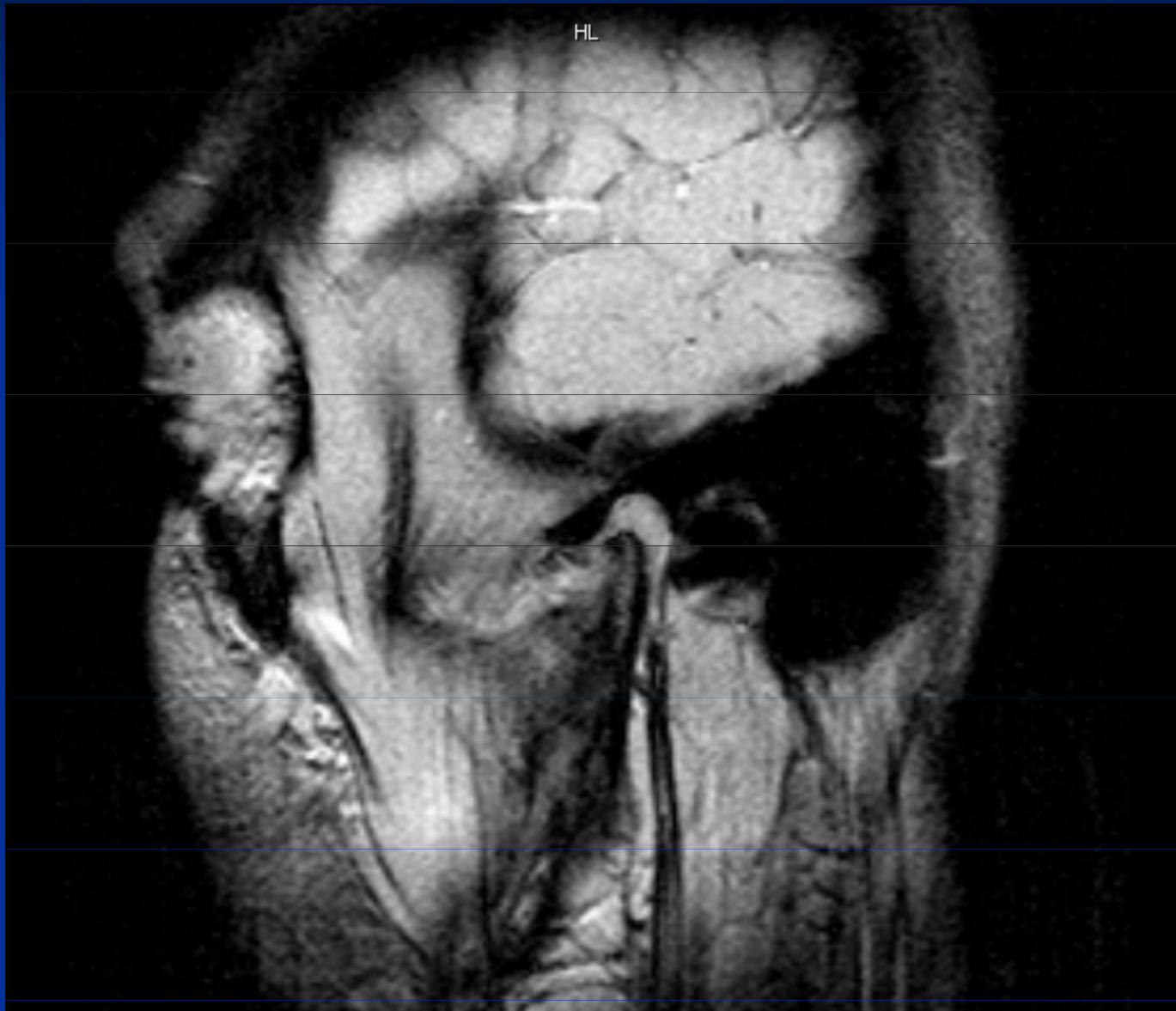
MR temporomandibulárního kloubu: Diskopatie

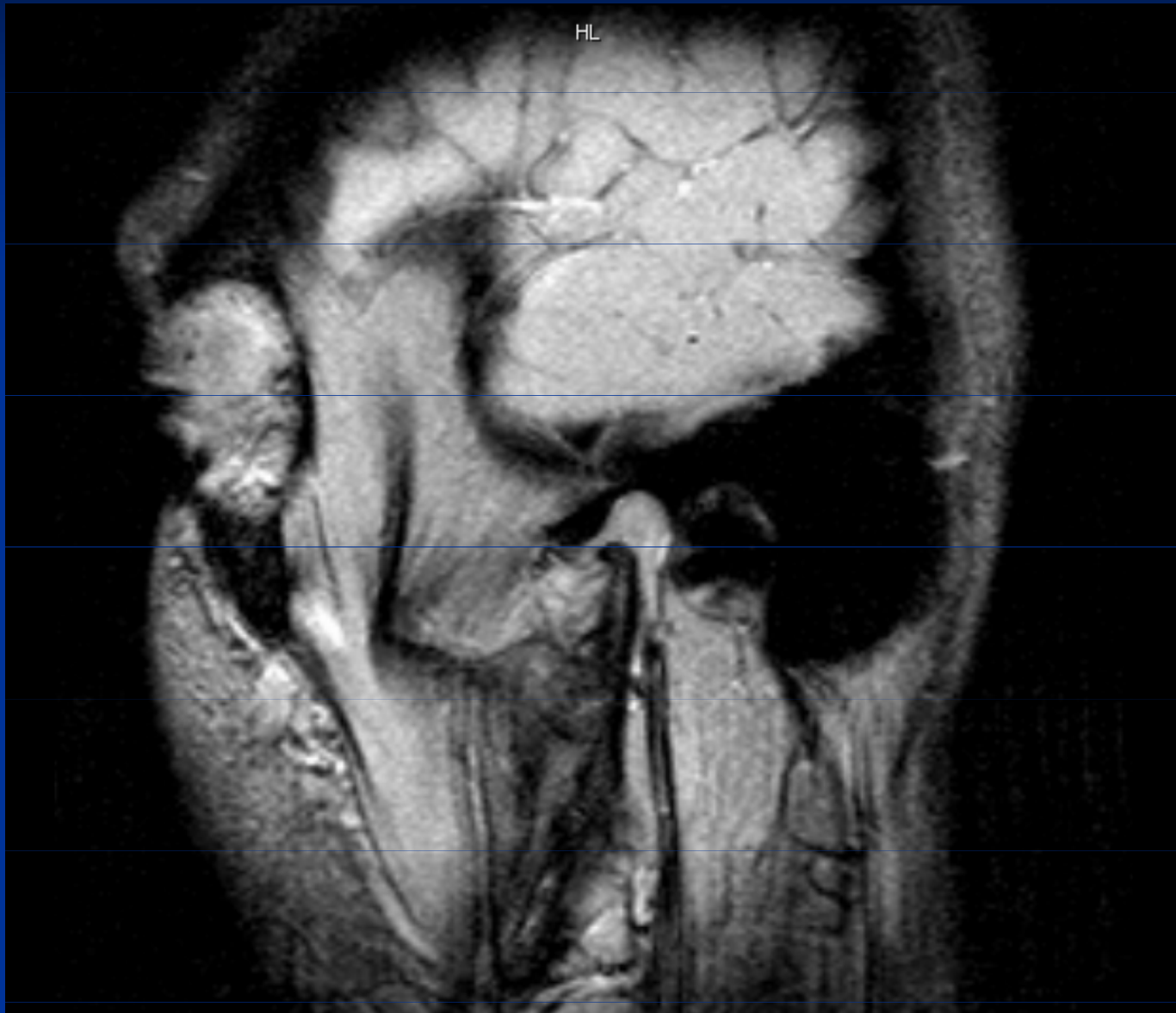
- způsobená patologickou polohou kloubního disku nebo adhezemi disku
- **dislokace disku s repozicí:**
disk je v klidu dislokován (nejčastěji anteriorně před kloubní hlavici), při pohybu dochází k jeho repozici, což se projevuje asymetrickým otevíráním, zvukovými fenomény (nejčastěji ve smyslu lupnutí), event. přítomností bolesti. Není přítomno omezené otevírání.
- **dislokace disku bez repozice:**
disk je dislokován, ovšem nedochází k jeho repozici, pohyb kloubu je tak omezen. Kromě omezeného otevírání může být přítomna bolest, avšak nejsou přítomny zvukové fenomény.
- **adheze kloubního disku:**
disk je v klidu ve správné, fyziologické, poloze, nicméně je omezena jeho pohyblivost. Charakteristické je snížení rozmezí otevírání úst

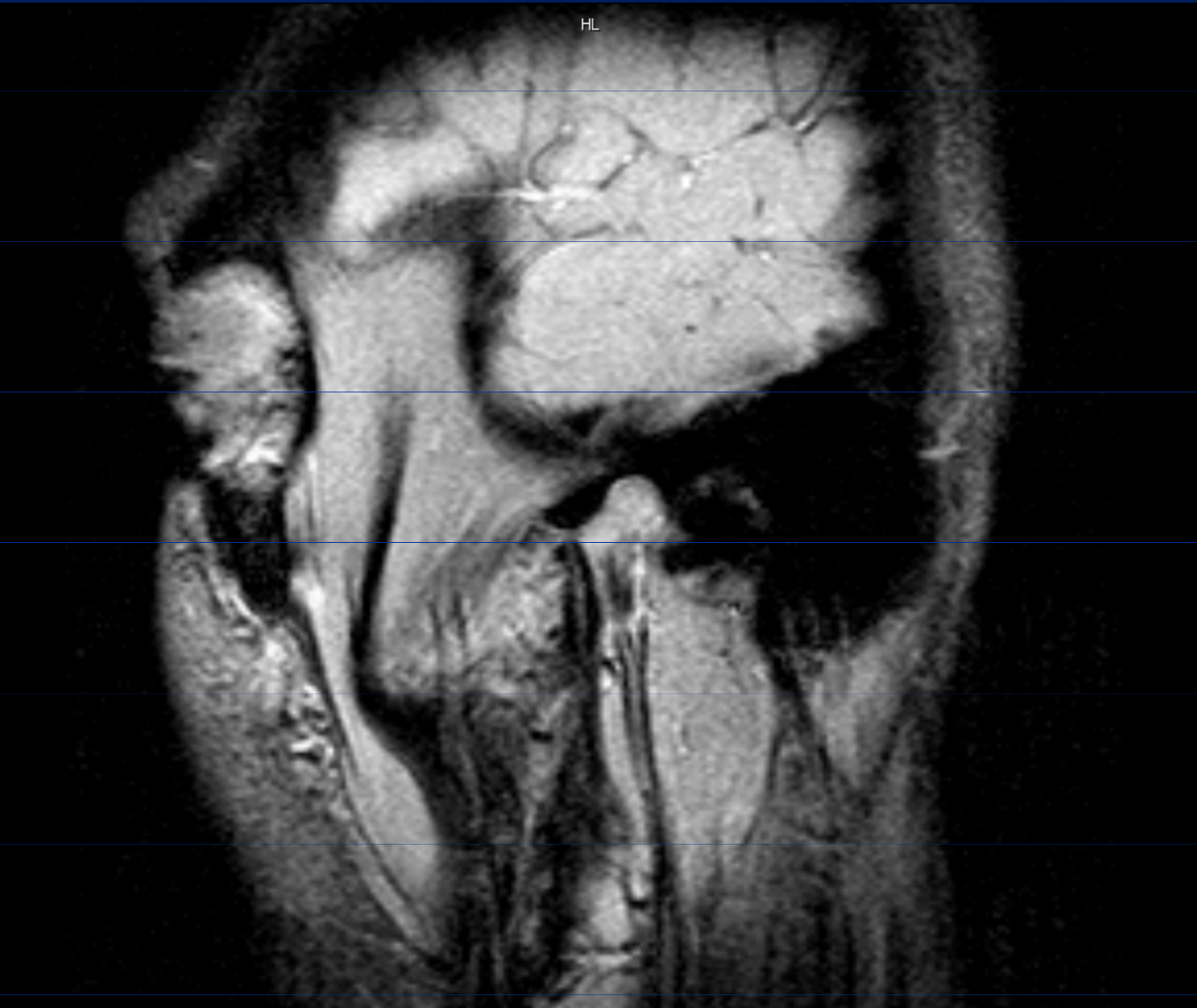
MRI - TMJ

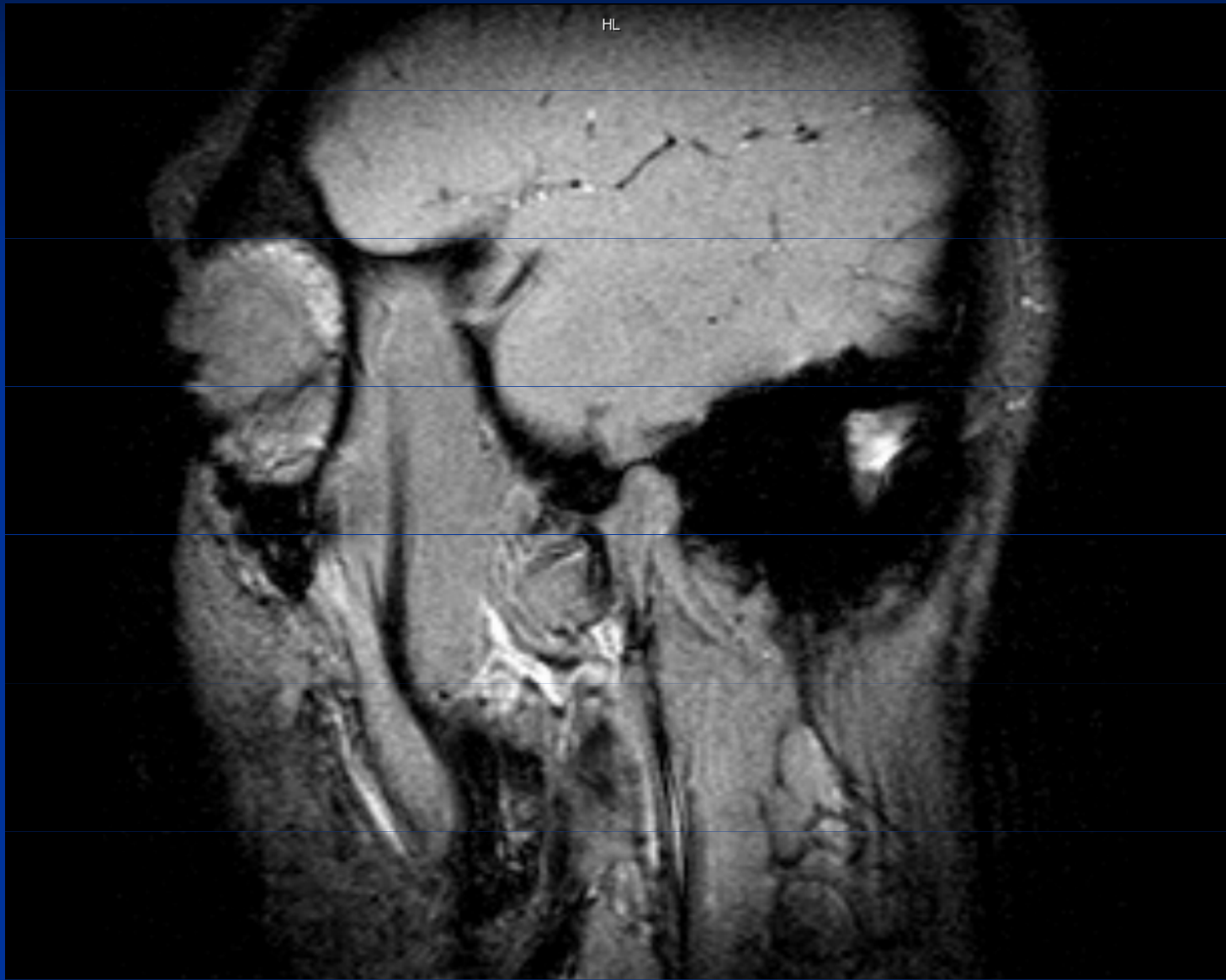


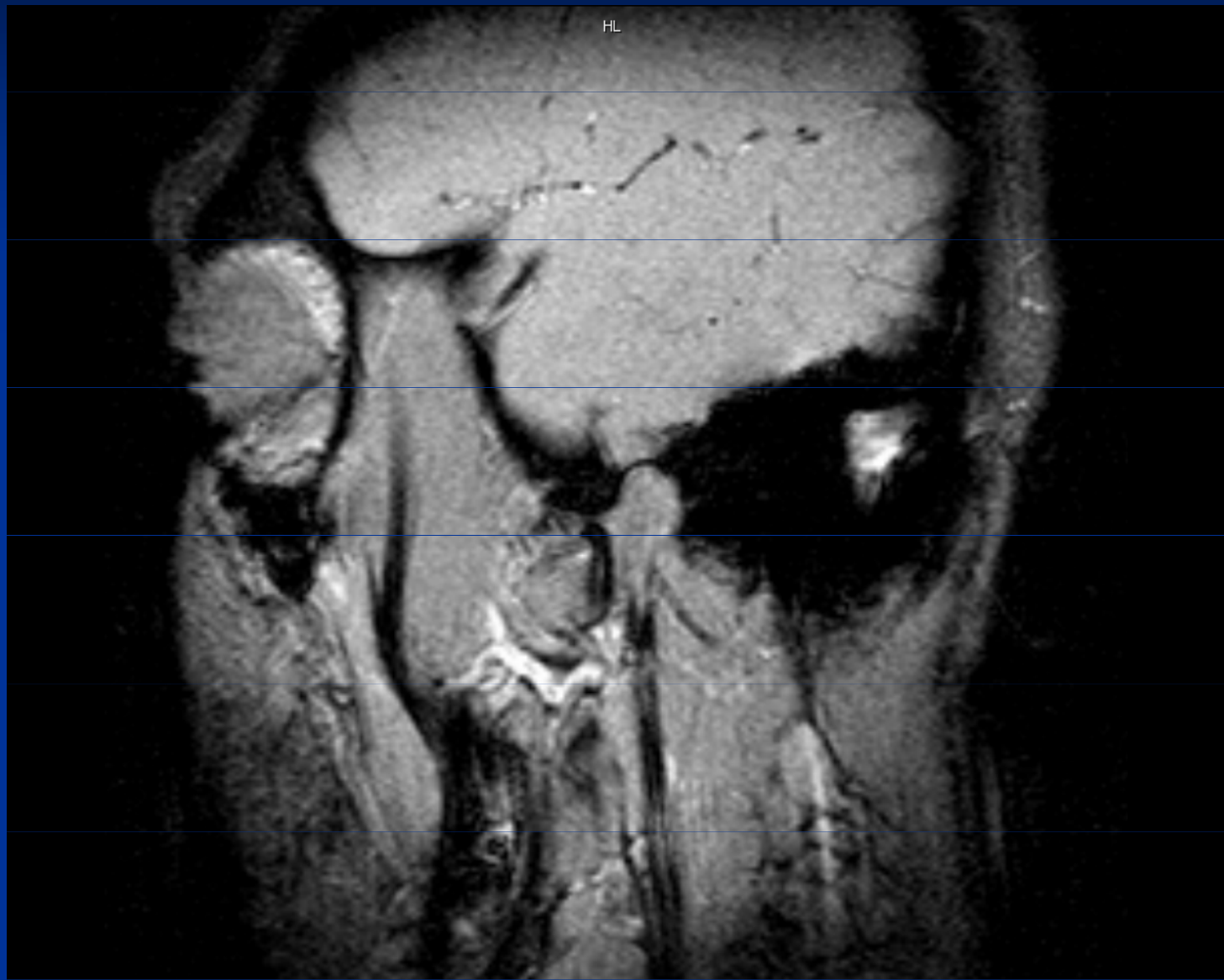


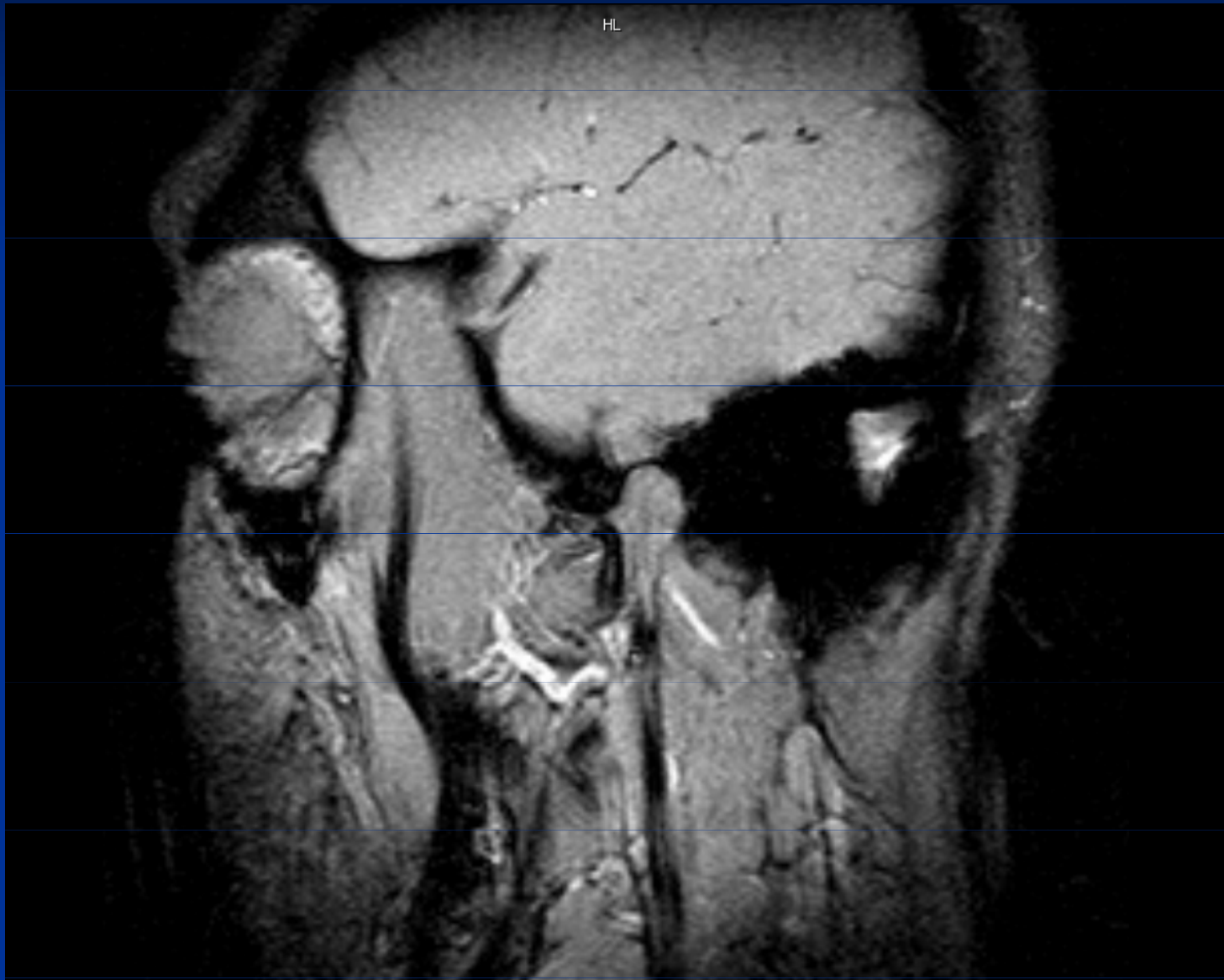




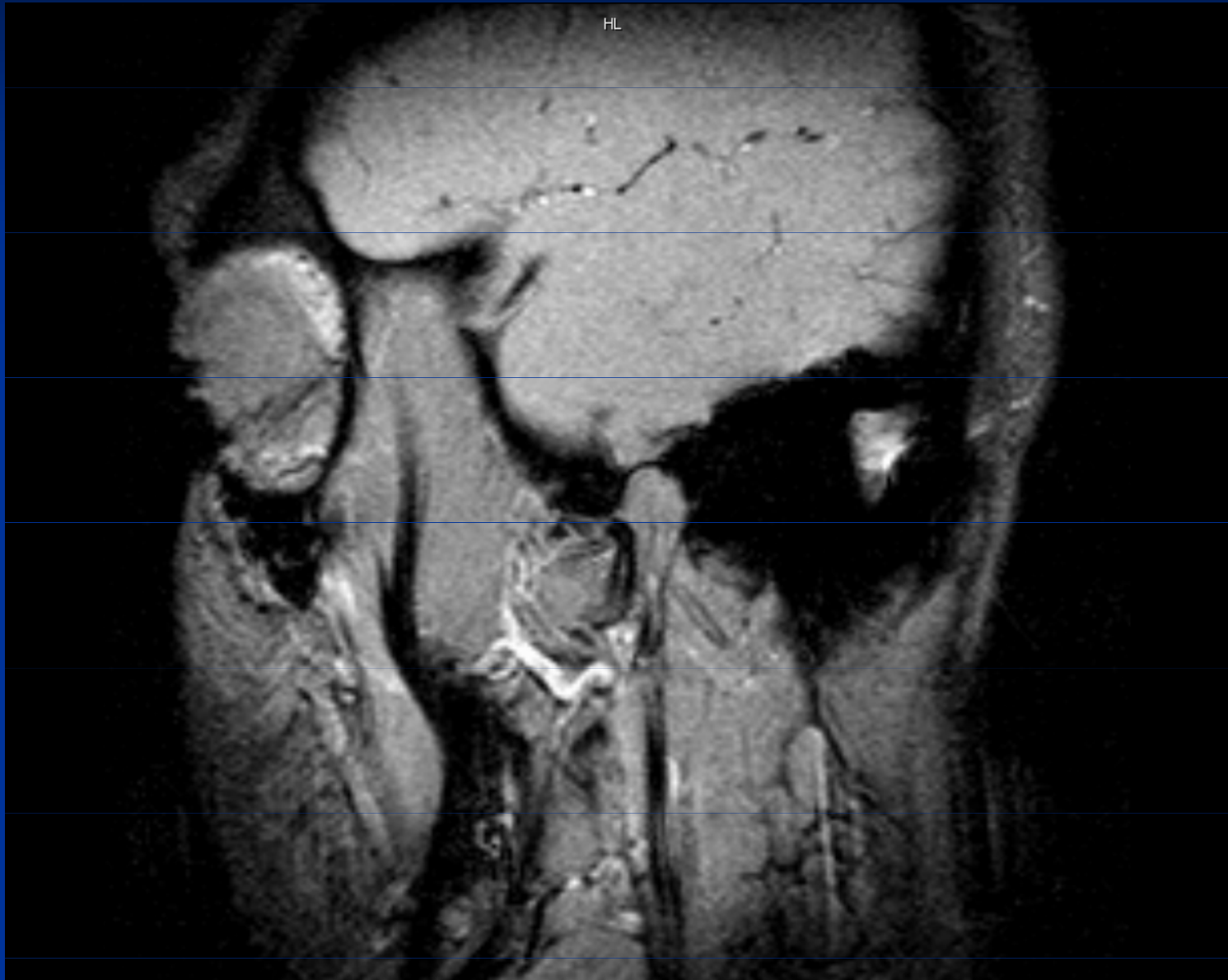


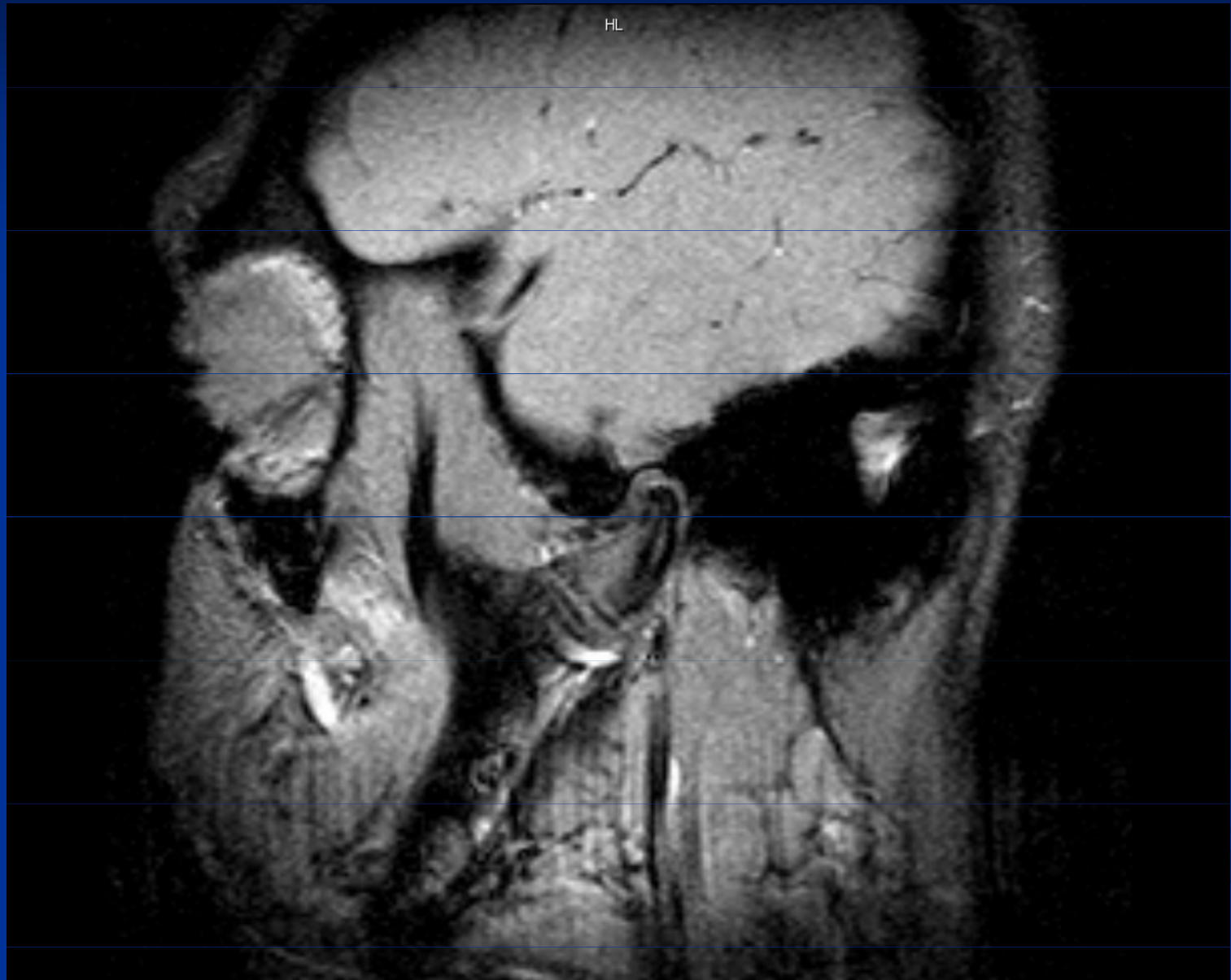






HL





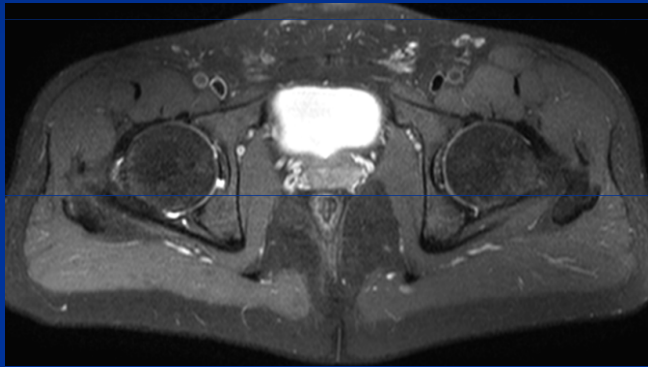
Pokročilé techniky MR vyšetření a zpracování dat

Pokročilé techniky MR vyšetření a zpracování dat

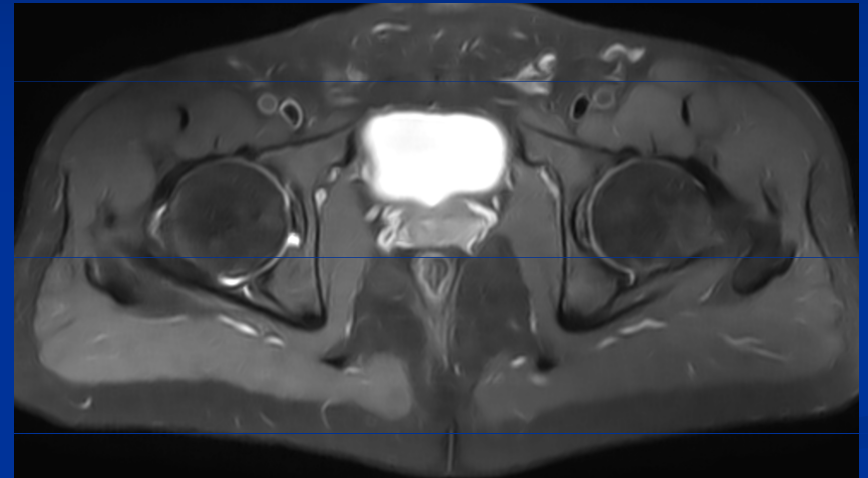
- MR nabízí mnoho možností speciálních vyšetření, která přinášejí další cenné informace k základnímu zobrazení
- Použití ve výzkumu i v běžné praxi
- Často nutná sofistikovaná výpočetní zpracování



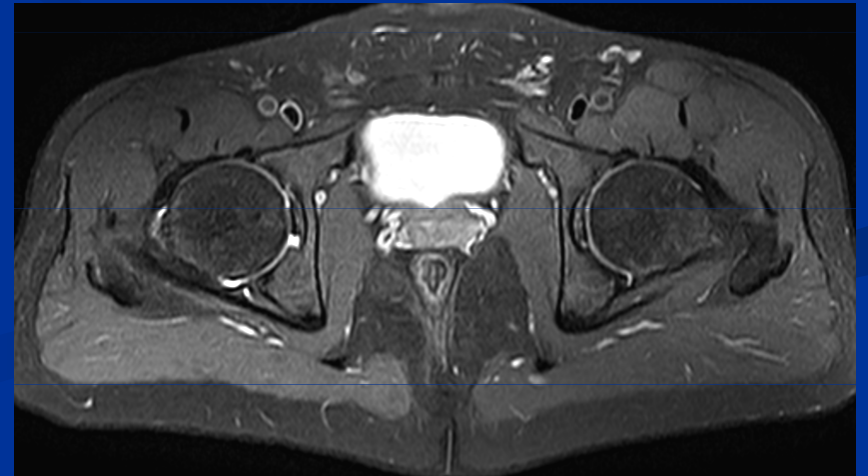
Základní úprava obrazu



Vyhlazení

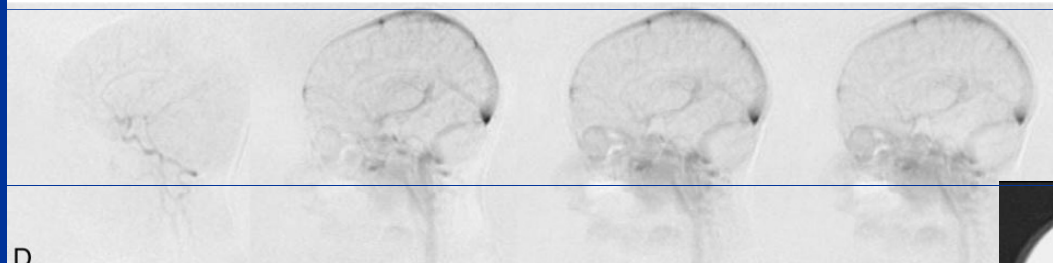
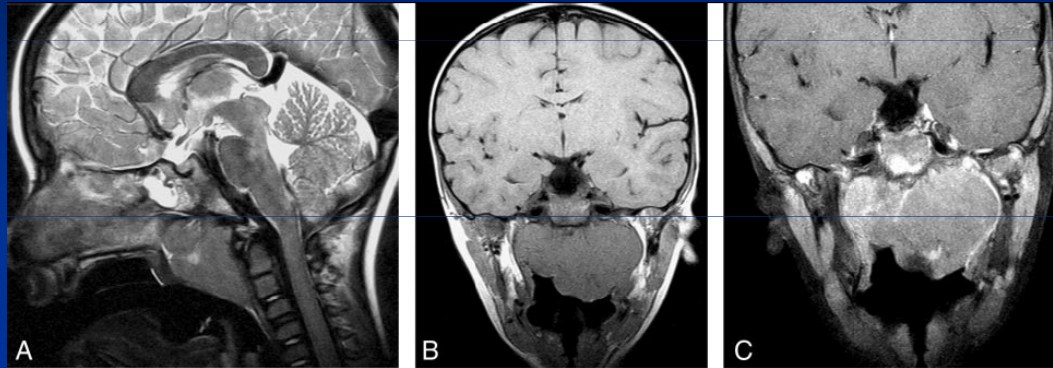


Detekce hran



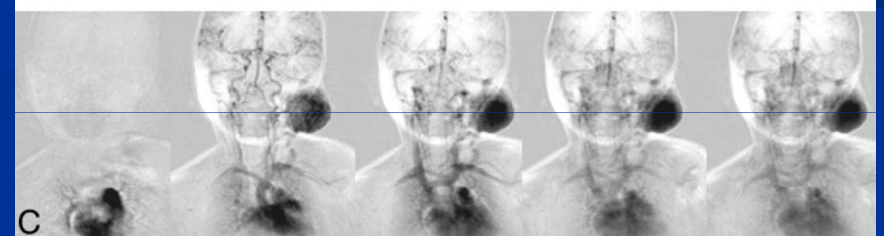
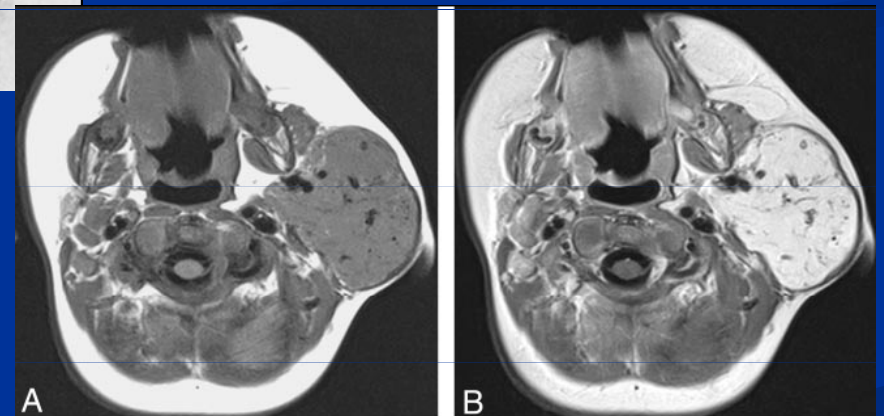
Subtrakce

- Sycení:
MR-DSA



Hemangiom

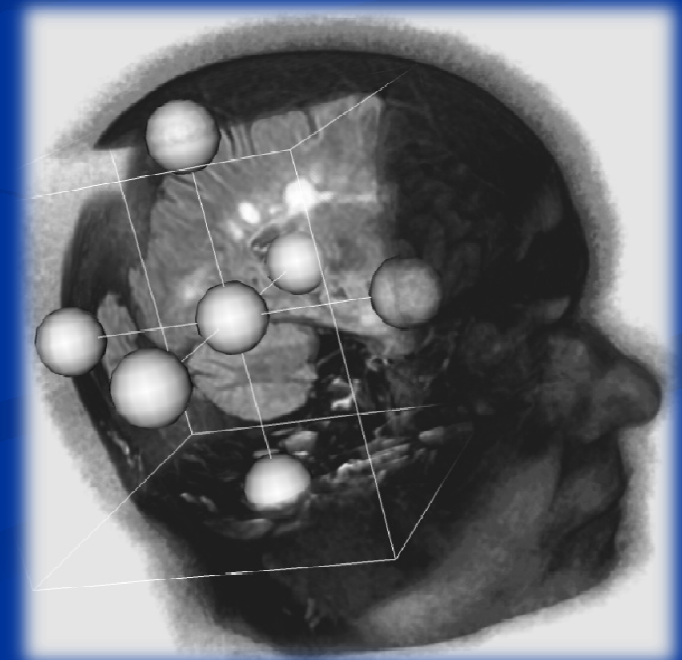
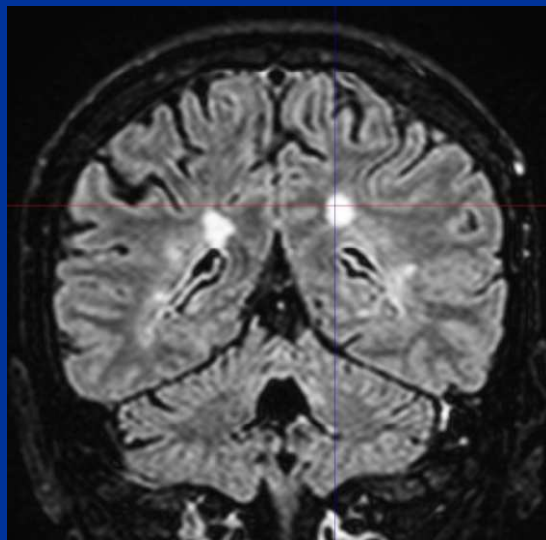
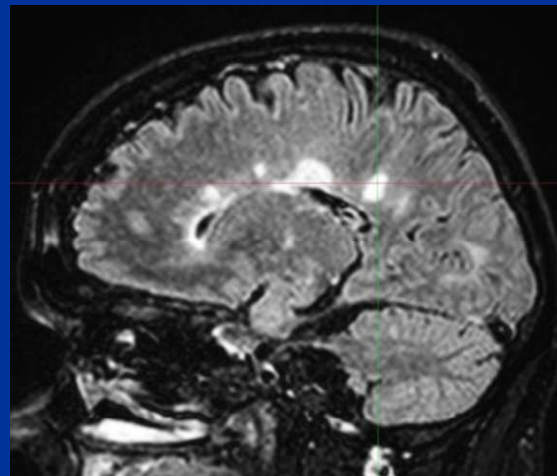
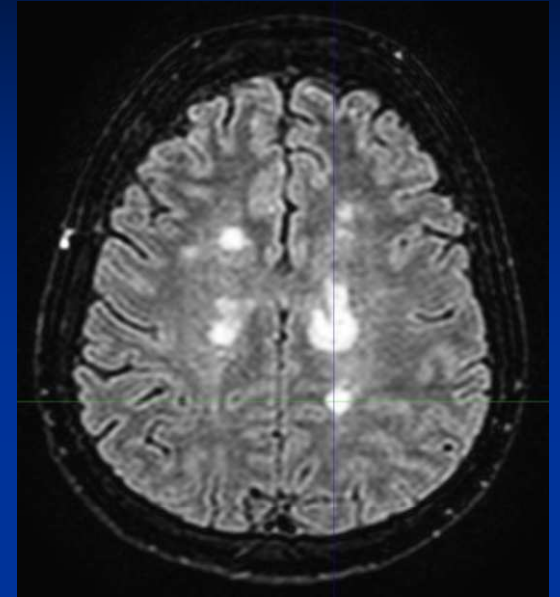
Burkittův lymfom



Chooi W.K, Woodhouse N., Coley S.C., Griffiths P.D.:
Pediatric Head and Neck Lesions: Assessment of Vascularity
by MR Digital Subtraction Angiography. AJNR Am J
Neuroradiol 25:1251-1255, 2004

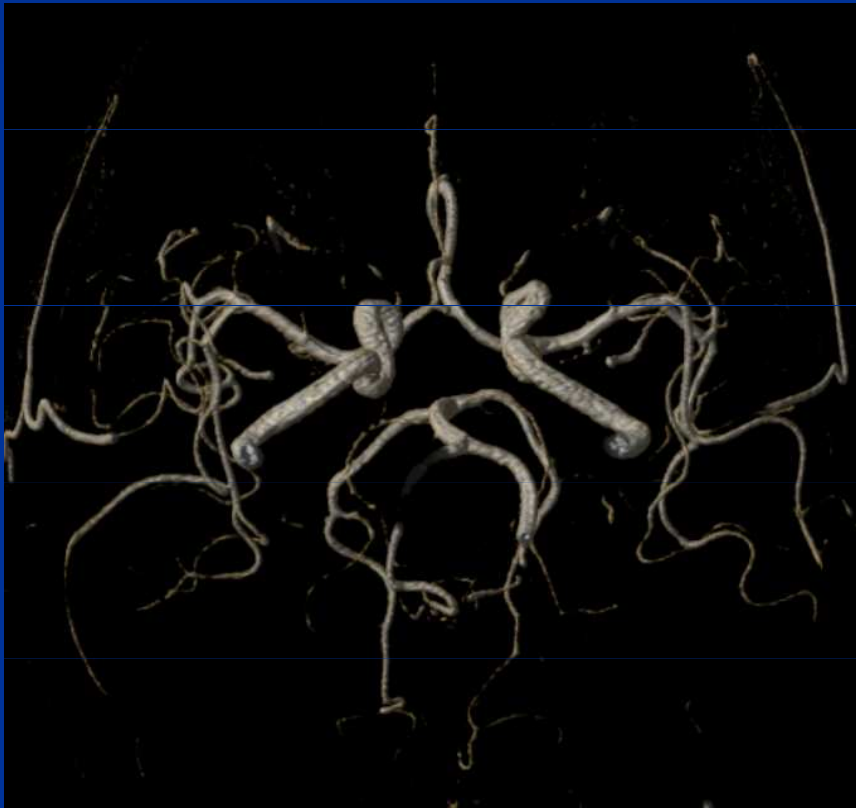
2D, 3D rekonstrukce

- MPR: 3D sekvence
 - FLAIR VISTA
1,4 mm izotropní voxel



2D, 3D rekonstrukce

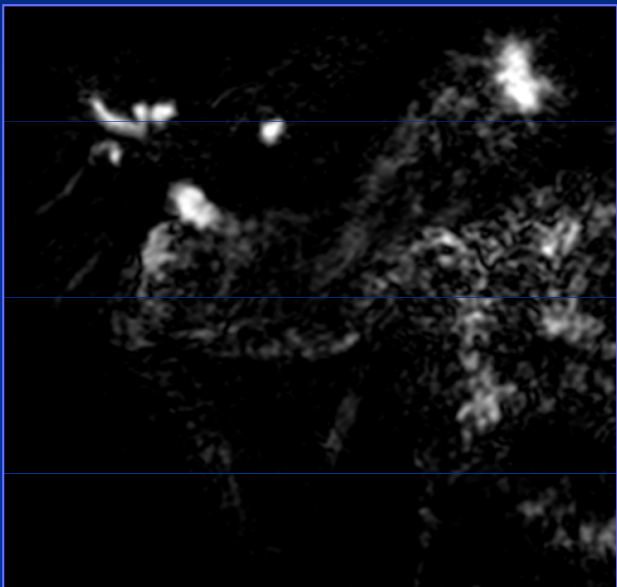
- VRT: MRAG



MR „hydrografie“

- Tekutina v lidském těle – přirozená kontrastní látka pro MR
- Silně T2 vážené sekvence – vysoký kontrast mezi tekutinou a okolními tkáněmi → kvalitní zobrazení tekutinou naplněných struktur
- Použití MIP / VRT prostorových rekonstrukcí naměřených dat
 - MRCP
 - MR urografie
 - MR myelografie

MRCP

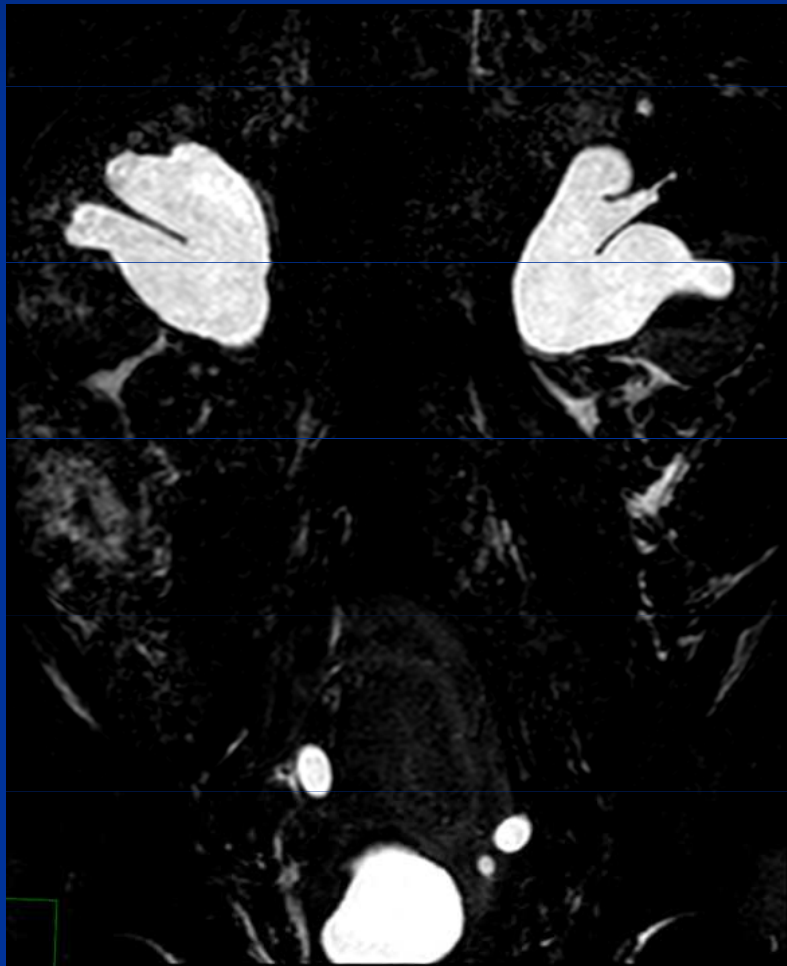


MIP

Cholelithiáza, stenóza
žlučových cest

MR urografie

MIP

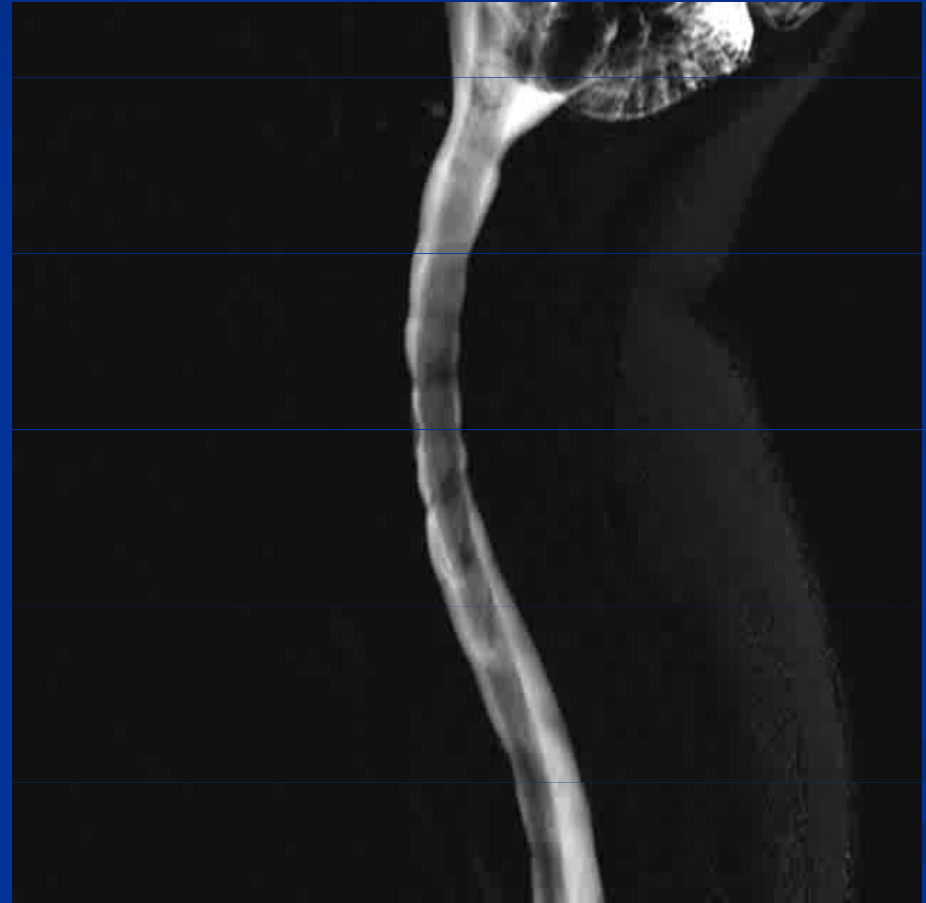
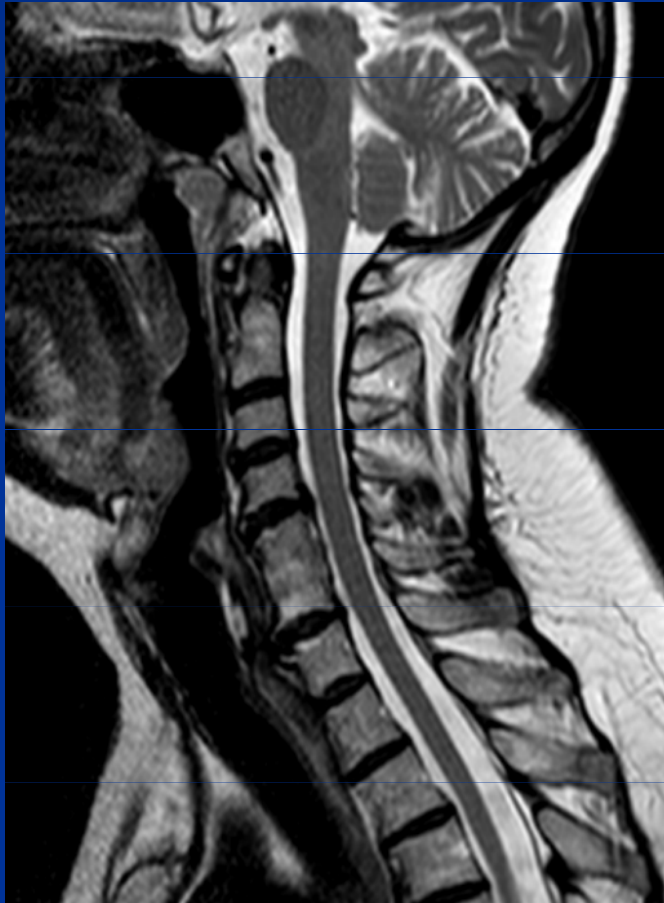


Refluxní nefropatie

MR myelografie

- Zobrazení tekutiny – likvoru v páteřním kanálu
- Neinvazivní alternativa k PMG (perimyelografie)
- Běžně používaná sekvence doplňující klasické MR vyšetření páteře
- Zobrazení komprese durálního vaku (deg. změny..), intradurální nádory atd.

MR myelografie

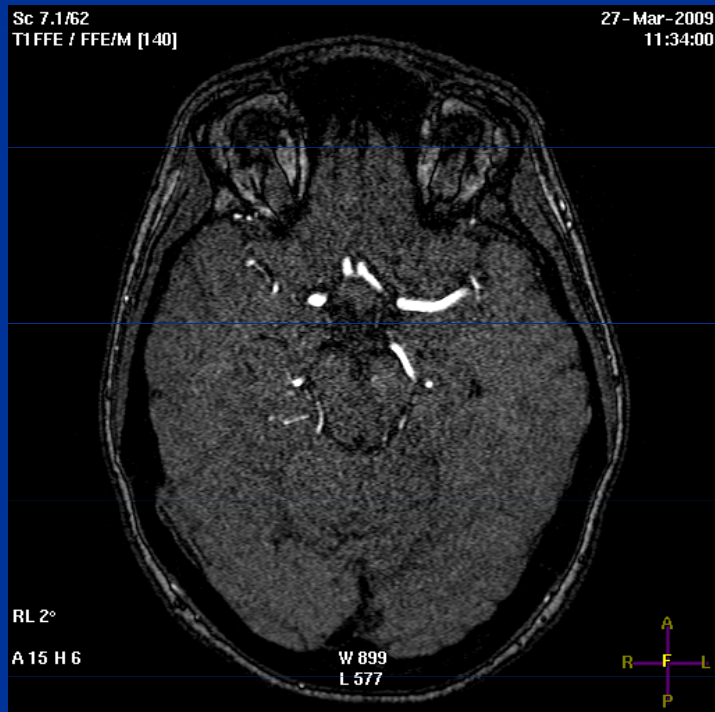


MR angiografie

- **Nativní MRAG** – sekvence citlivé na proudění tekutiny → vysoký signál cév
 - Použití převážně pro zobrazení mozkových cév
- **Kontrastní MRAG** – dynamická intravenózní aplikace kontrastní látky, vyšetření cílové cévy při prvním průchodu KL
 - Technika využitelná pro libovolné cévy v těle
- **Hodnocení:** zdrojové řezy + rekonstrukce – MIP a VRT rekonstrukce ev. MPR

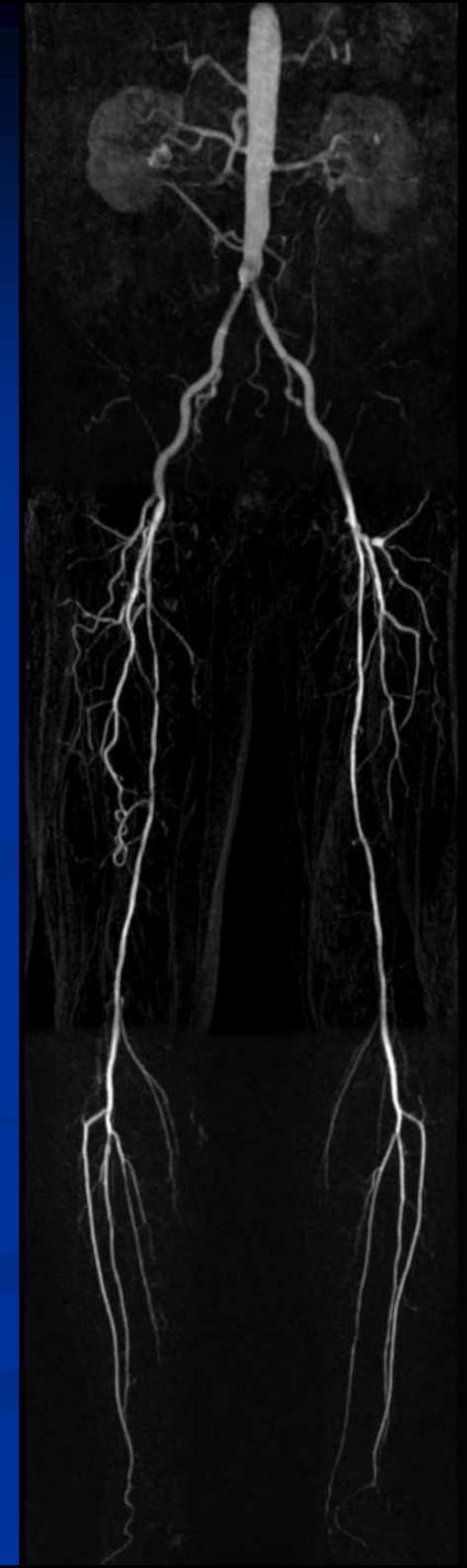
MR angiografie

- Nativní MRAG – mozkové tepny (T1 FFE TOF)



MR angiografie

- Kontrastní MRAG
(CEMRA)

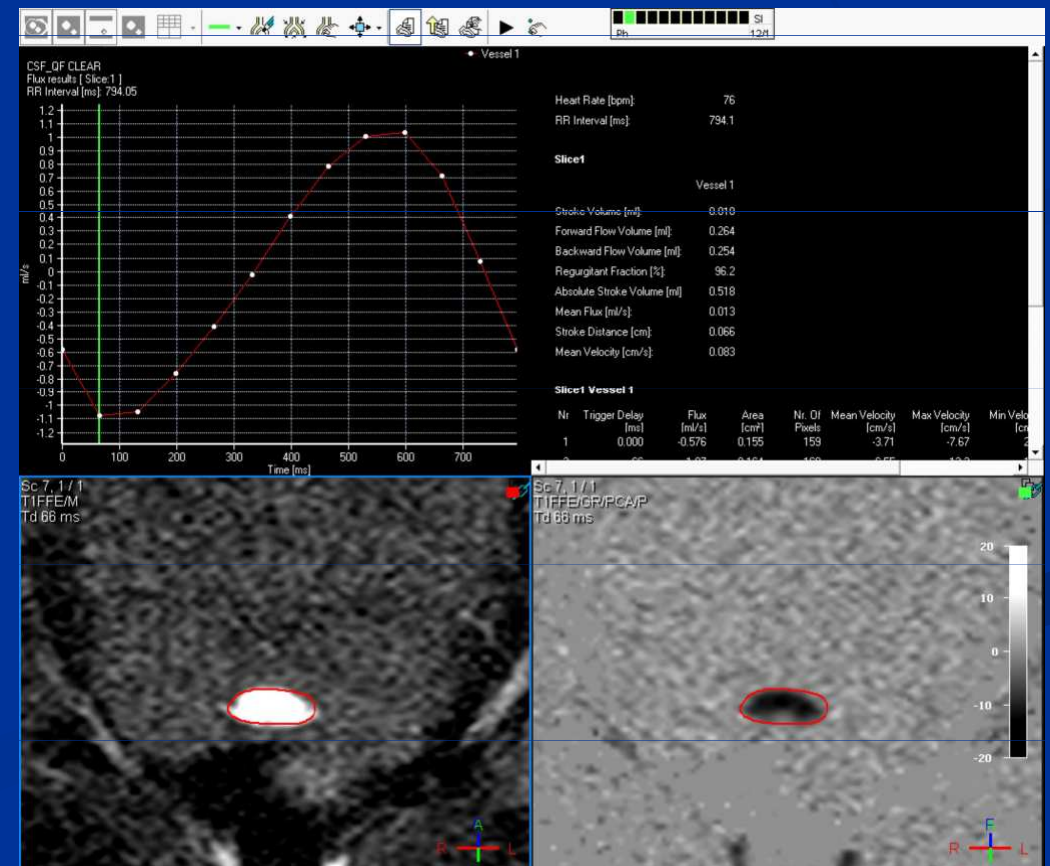


PCA

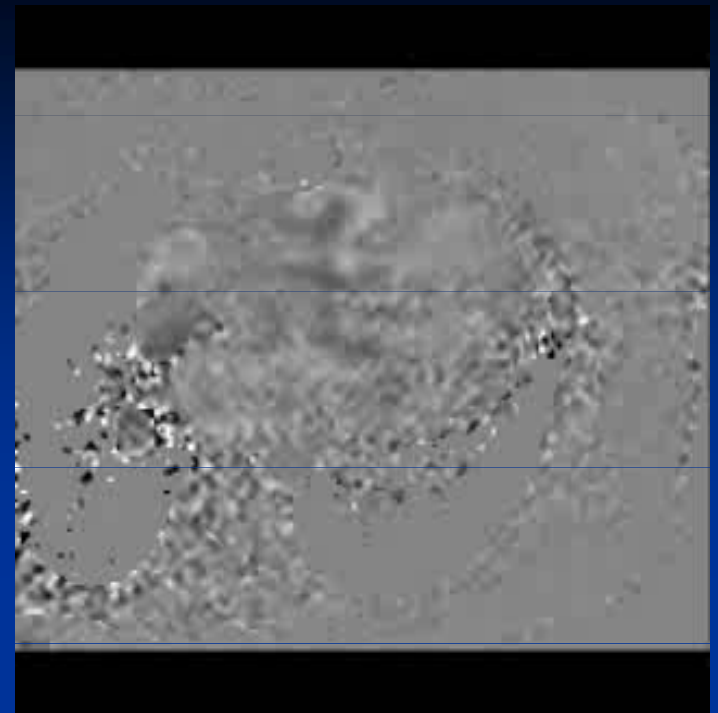
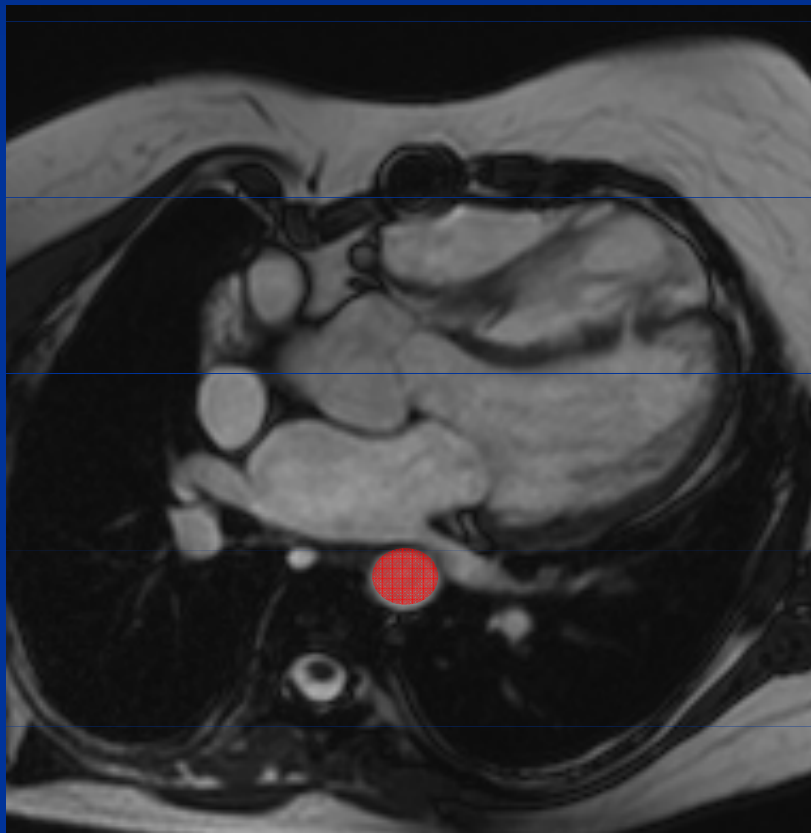
- Phase Contrast Angiography
- Sekvence citlivá k proudění spinů v tekutině
- Vhodná pro zobrazení pomalých toků
 - Venózní MR angiografie (mozkové splavy)
 - Kvantifikace toků
 - Kardiovaskulární MR vyšetření (měření v místě stenózy, chlopenní srdeční vady..)
 - Neuroradiologie – kvantifikace proudění mozkomíšního moku

PCA: technika měření

- Synchronizace s pulzem či EKG
- Opakované snímání v jedné rovině v průběhu jednoho srdečního cyklu
- Manuální ohraničení oblasti zájmu
- Výpočet toků s možností grafického vyjádření

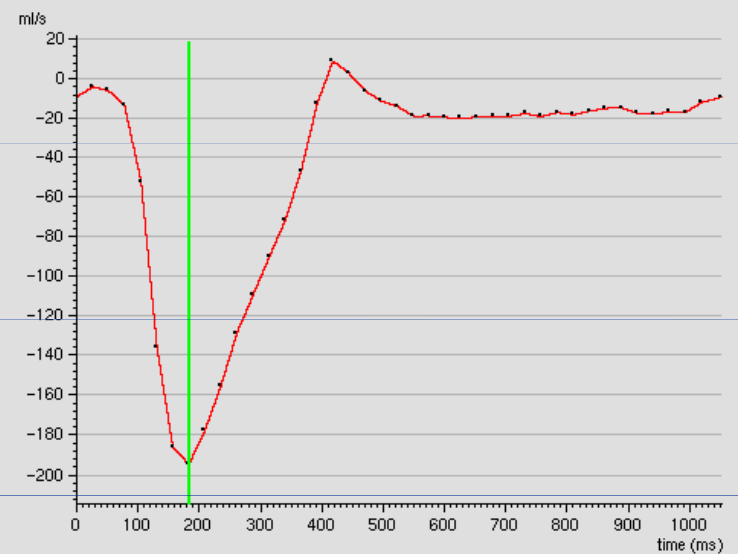


PCA: cardio MR



Srdce / 14.1: sQFLOW_BH SENSE
30-Mar-2009 / 12:56:56
Q-Flow
Aorta (not validated)
Flux results (slice 1)

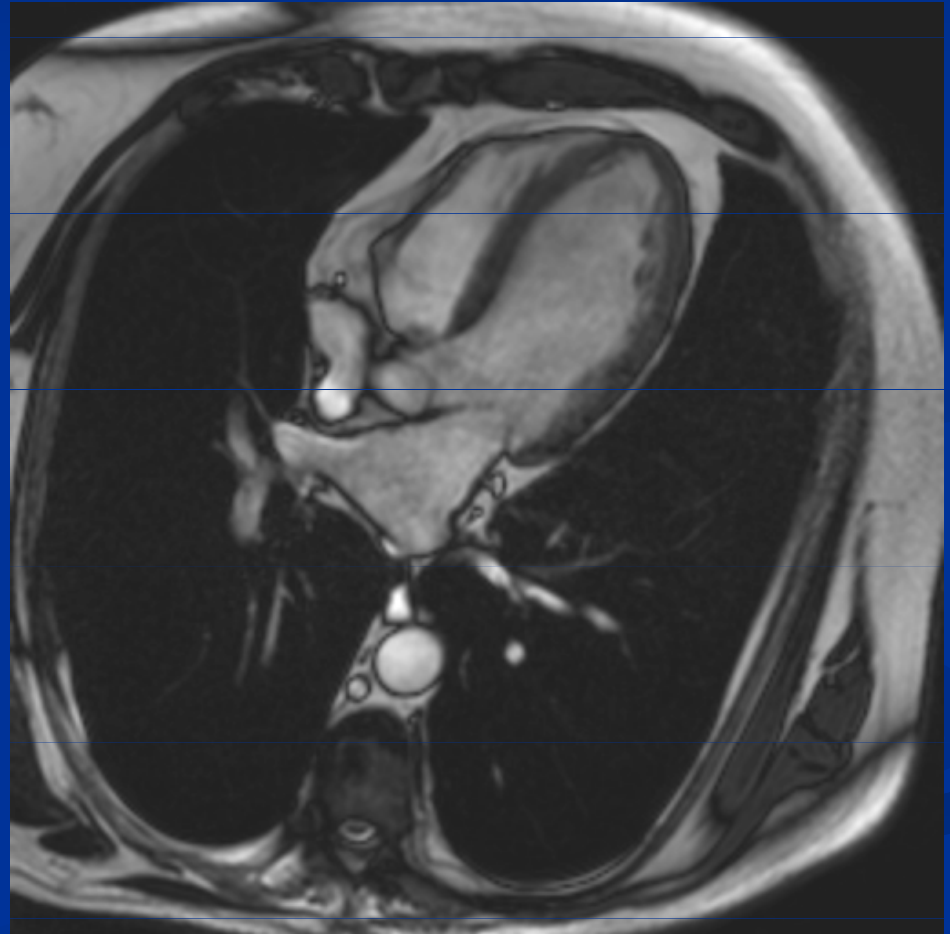
— Vessel 1



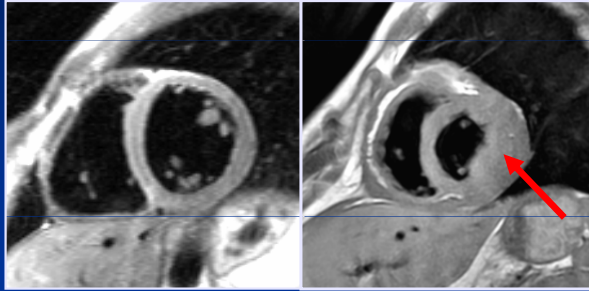
RR-interval: 1053 ms (from heart rate)

MR srdce

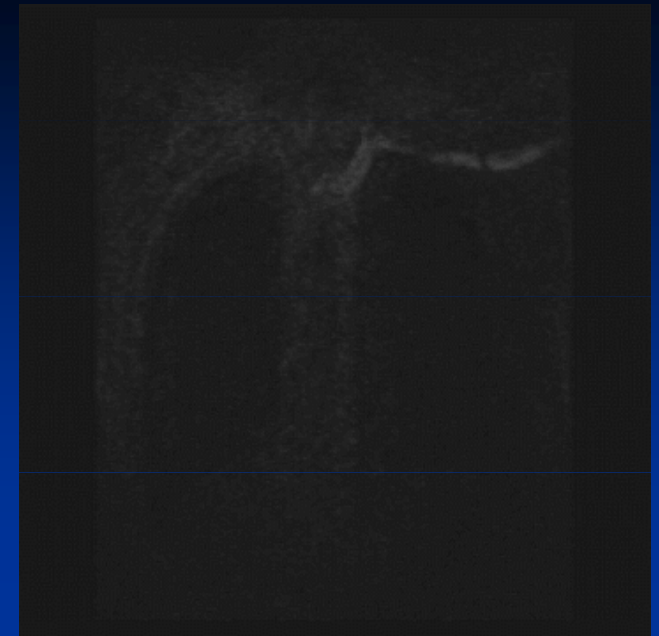
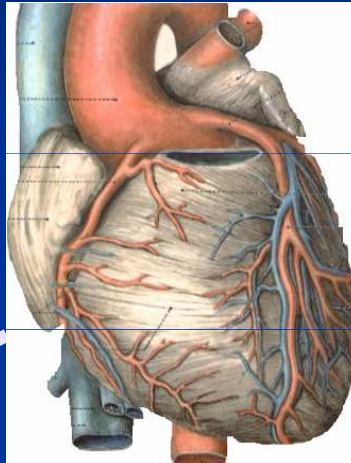
- spřaženo s dechem i EKG, 1 hodina!!



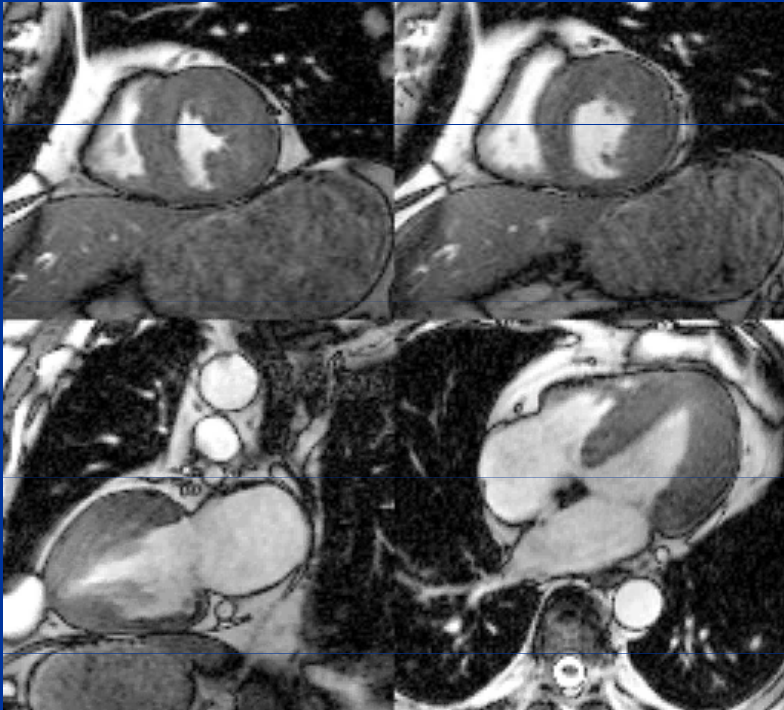
Cardiac imaging



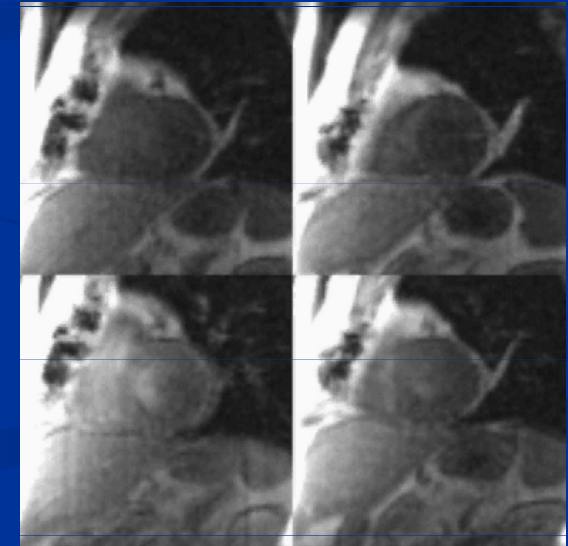
Morphology



Great vessels



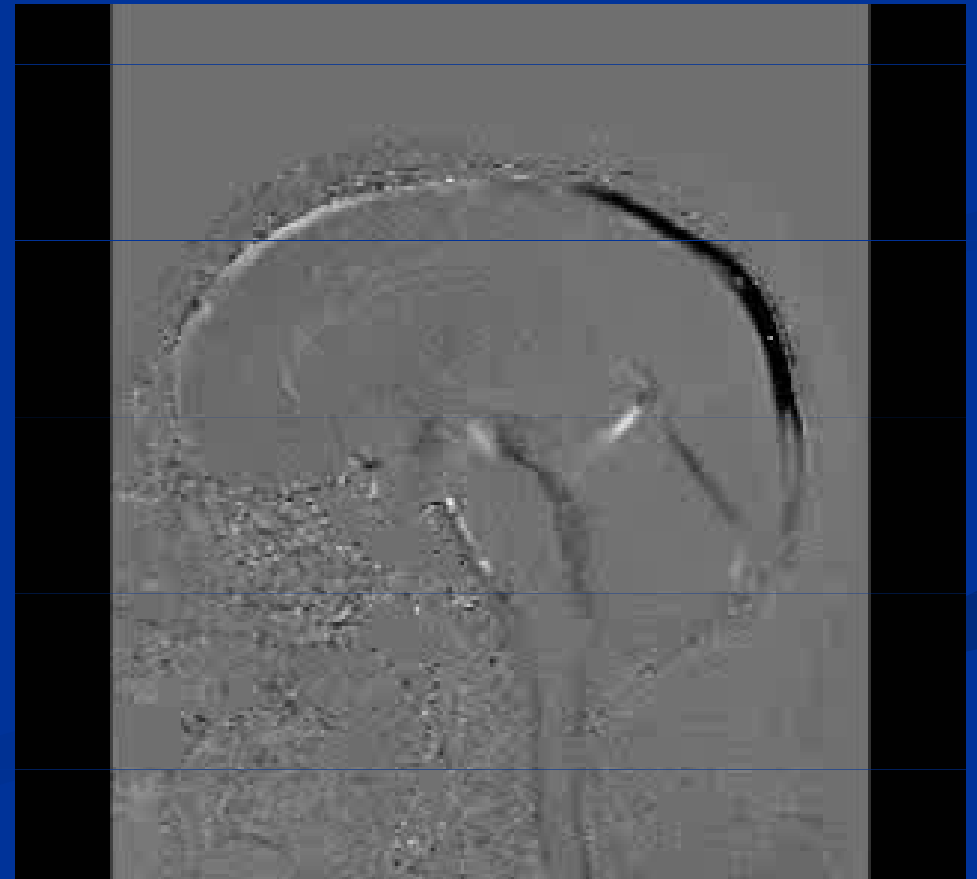
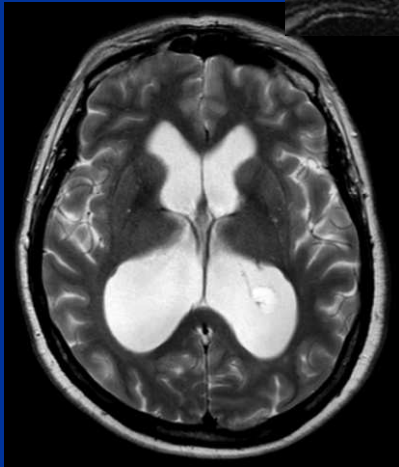
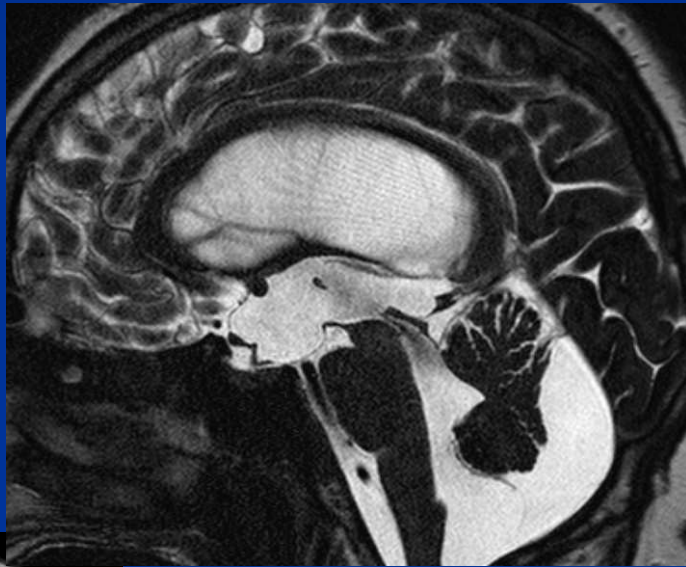
Function



Perfusion Assessment

PCA: cirkulace likvoru

- Komunikující hydrocefalus

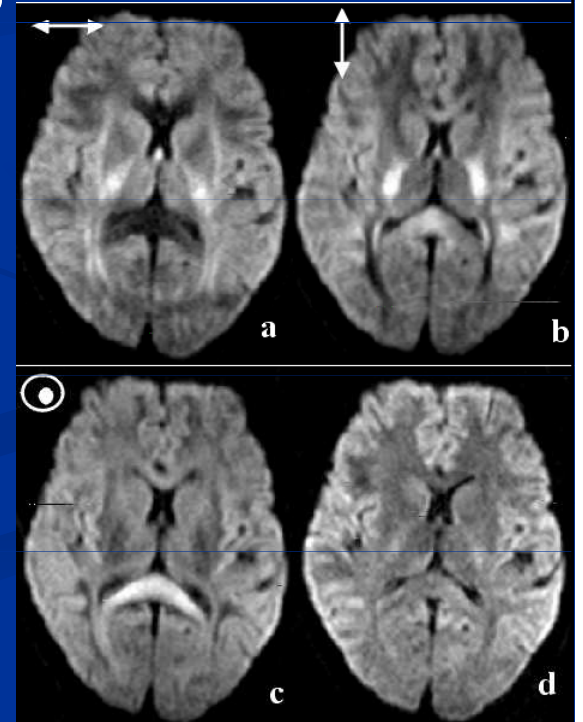


DWI – difuzně vážené zobrazení

- **Difuze** – náhodný pohyb molekul vody ve tkáni (**Brownův pohyb**)
- Míra difuzivity se často liší mezi jednotlivými tkáněmi nebo mezi zdravou a patologickou tkání
- MR zobrazení difuze ke konvenčnímu zobrazení přidává další diagnosticky cenné informace.

DWI

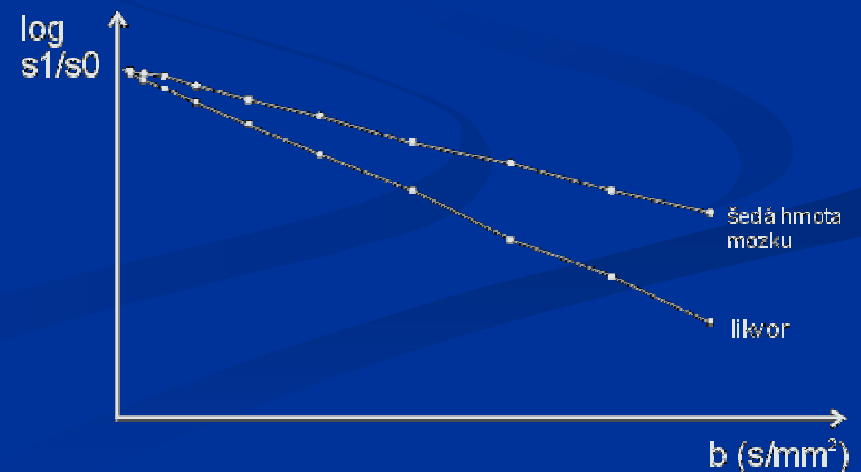
- Použití přídatného magnetického gradientu → citlivost sekvence k difuzi ve tkáni
- *Vysoká difuze – nízký signál*
- *Omezená difuze – vysoký signál*
- Směrová závislost difuze – intenzita signálu
DWI obrazu závisí na směru použitého gradientu
- *Vyšetření s aplikací gradientu ve třech základních rovinách → výpočet izotropního obrazu DWI*



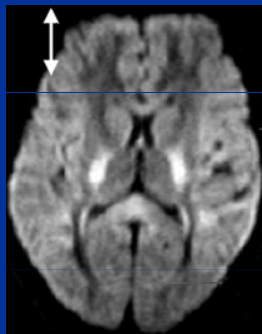
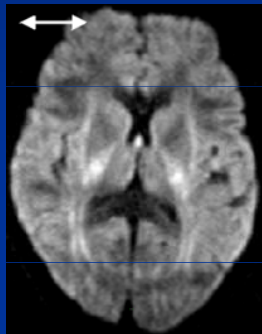
DWI

- ADC – apparent diffusion coefficient – kvantifikace míry difuze ve tkáni [cm^2/s]
- Nutná minimálně dvě měření s různými hodnotami přídatného gradientu (např. $b=0$ a 1000)
- Z intenzity signálu těchto obrazů je vypočítána ADC mapa

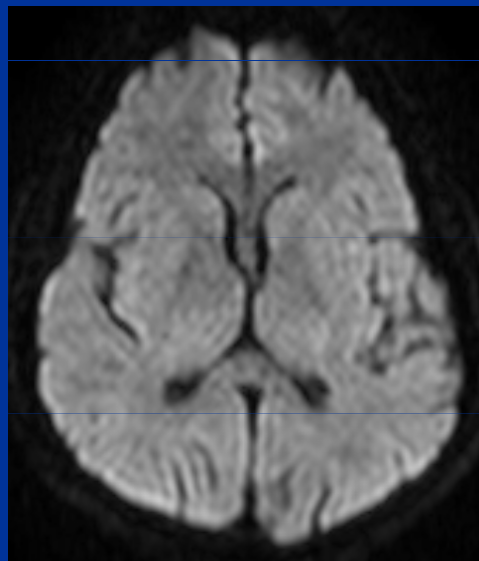
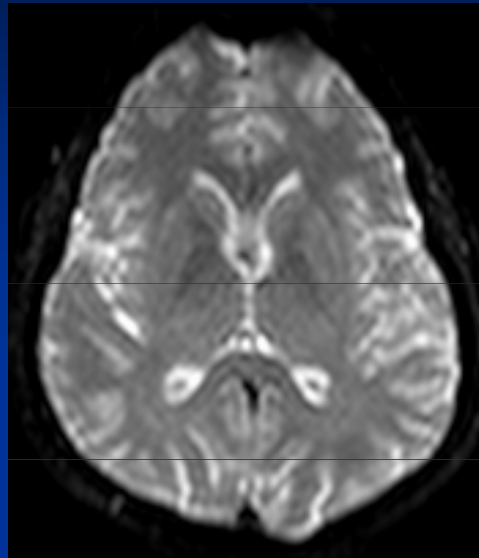
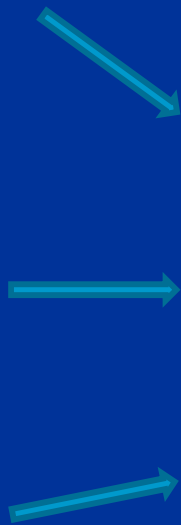
- Při grafickém vyjádření odpovídá hodnota ADC sklonu křivky logaritmické závislosti intenzity signálu na síle přídatných gradientů



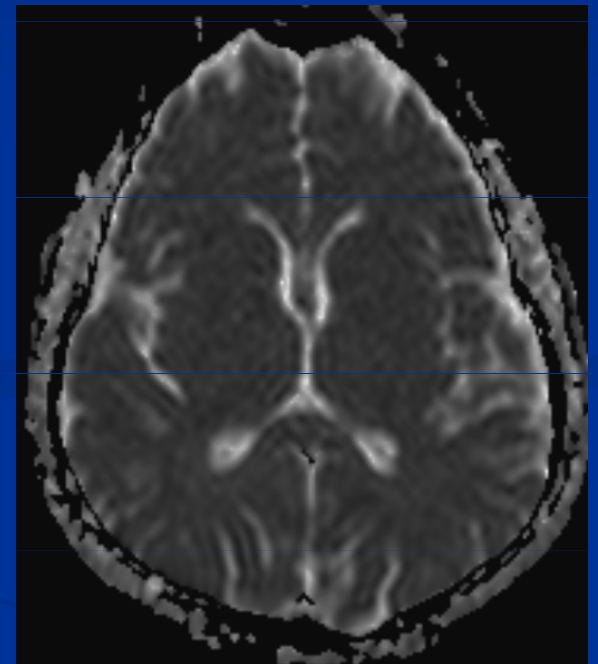
DWI bo **DWI**



DWI b1000 anizotropní



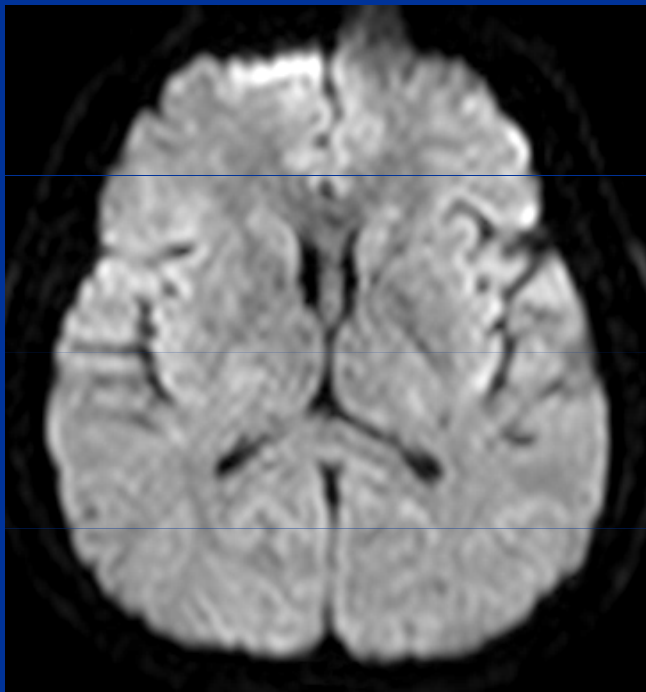
DWI b1000 izotropní



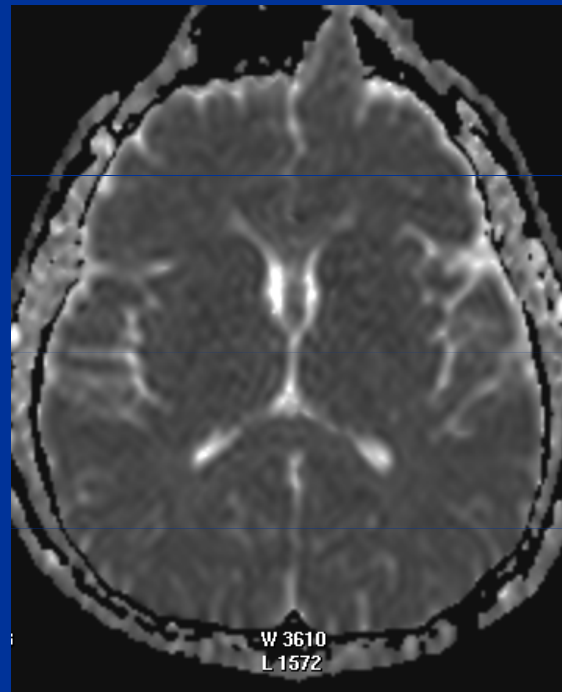
ADC mapa

DWI – ADC mapa

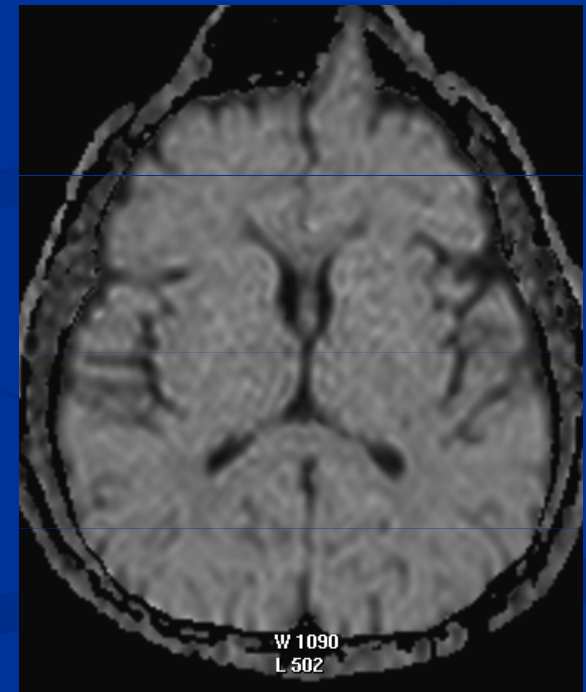
- Nízký signál → omezená difuze
- Vysoký signál → zvýšená difuze



DWI b1000



ADC

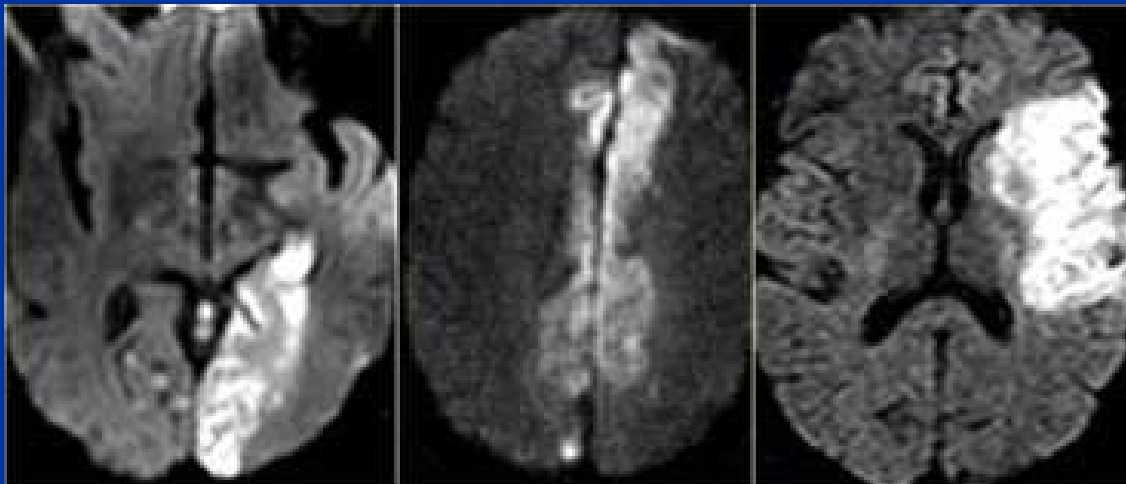
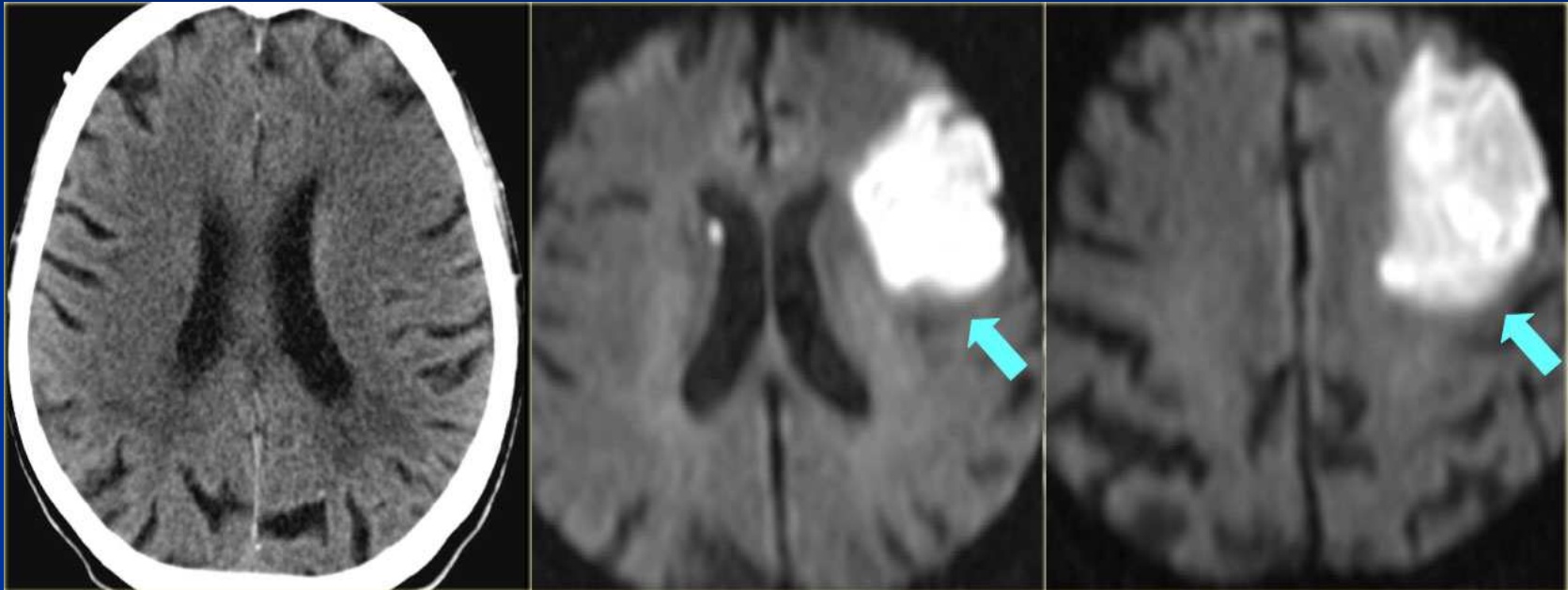


eADC

DWI

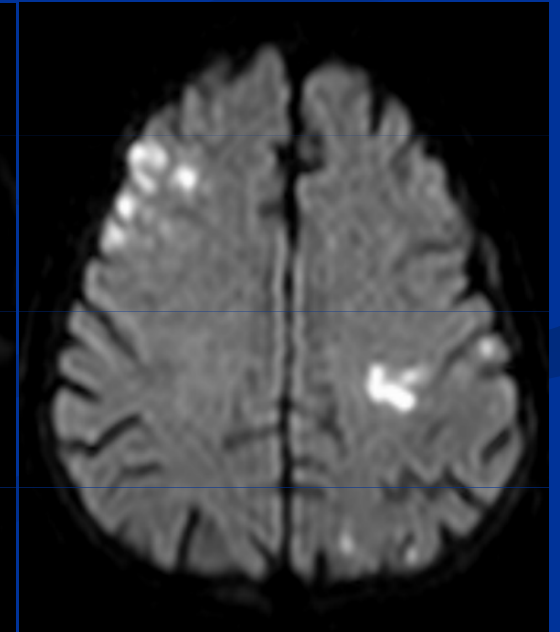
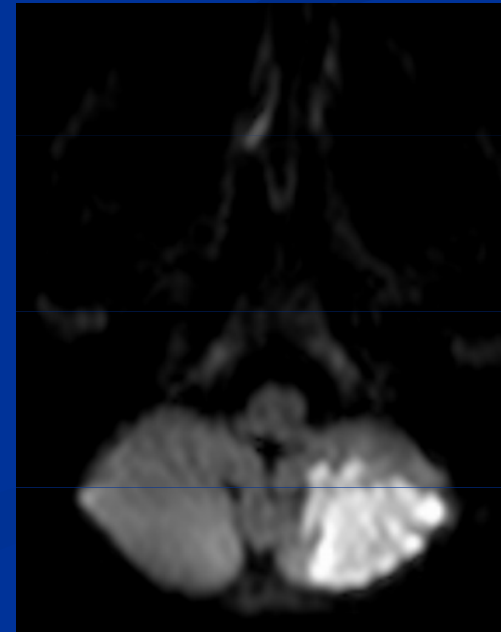
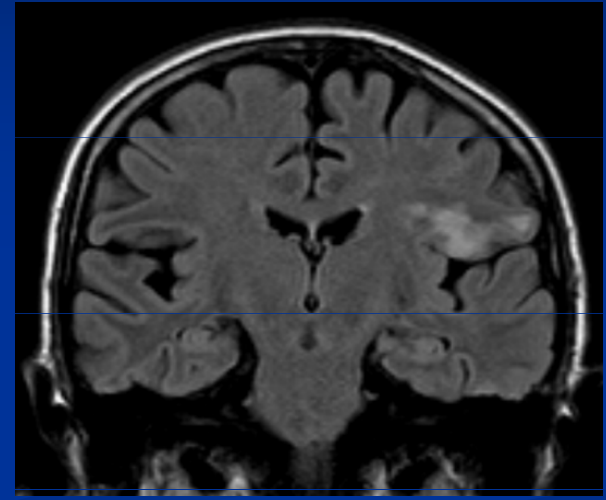
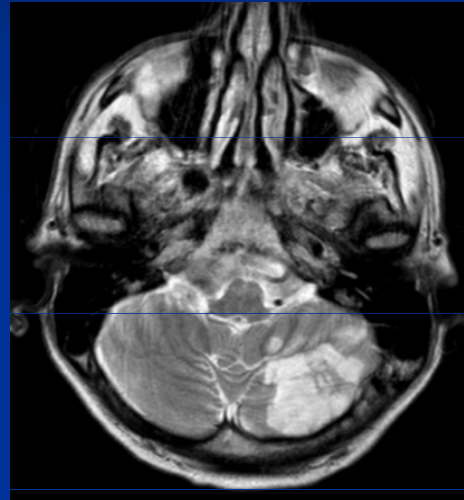
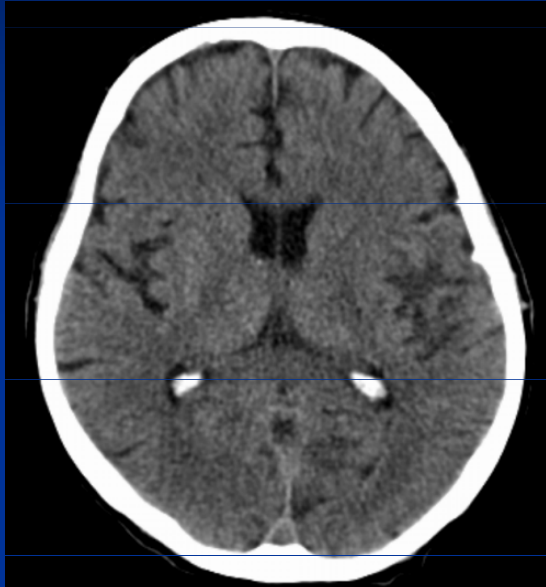
- Přínos DWI v MR diagnostice - odlišení cytotoxického od vasogenního edému:
 - Detekce **čerstvé ischemie** a její odlišení od tumoru
 - Diferenciální diagnostika prstenčitých lézí (**absces x tumor**)
 - Zpřesnění diagnostiky tumorů – vysoce celulární tumory mají omezenou difuzi

DWI – mozková ischemie

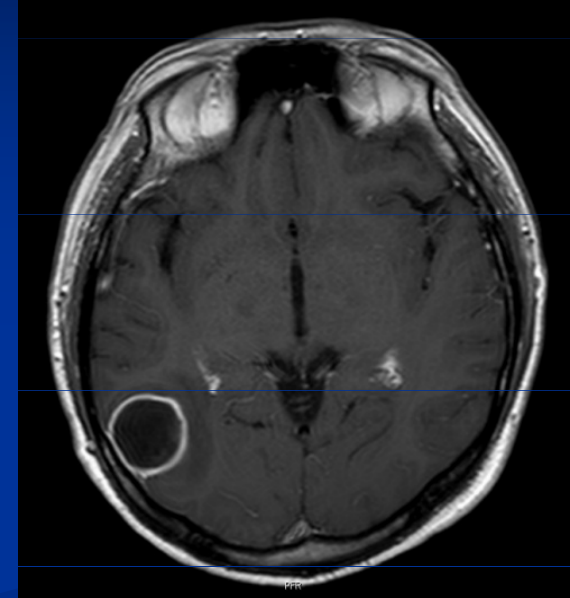
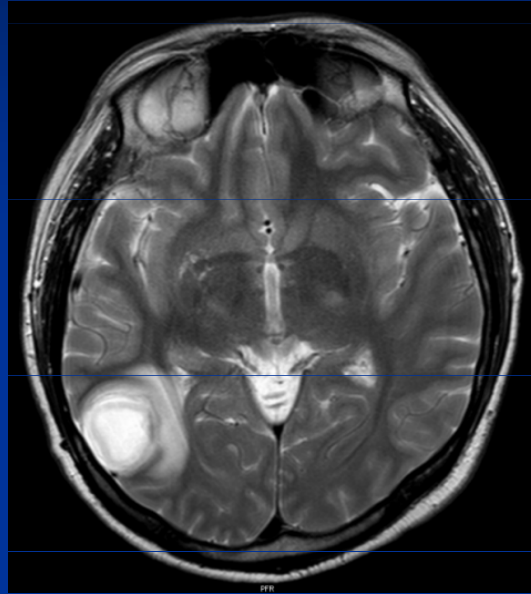


DWI – mozková ischemie

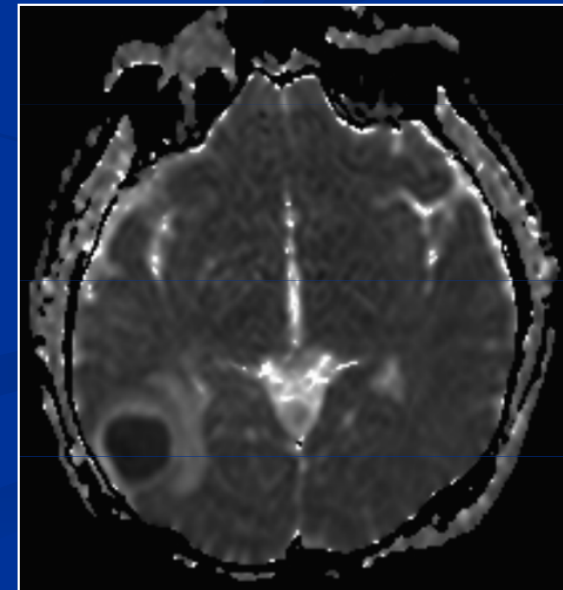
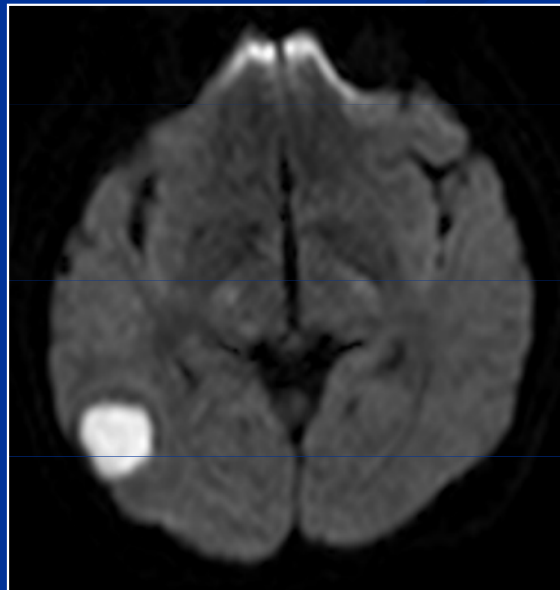
Embolizace



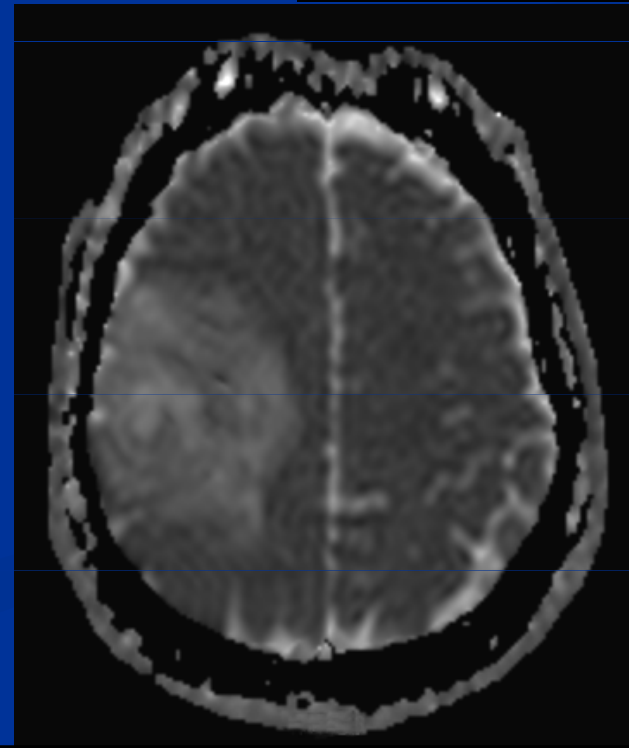
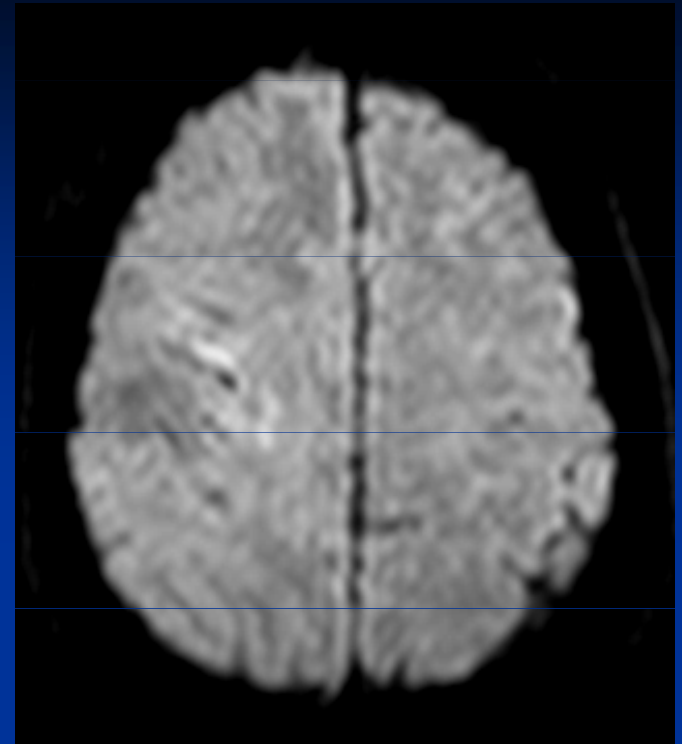
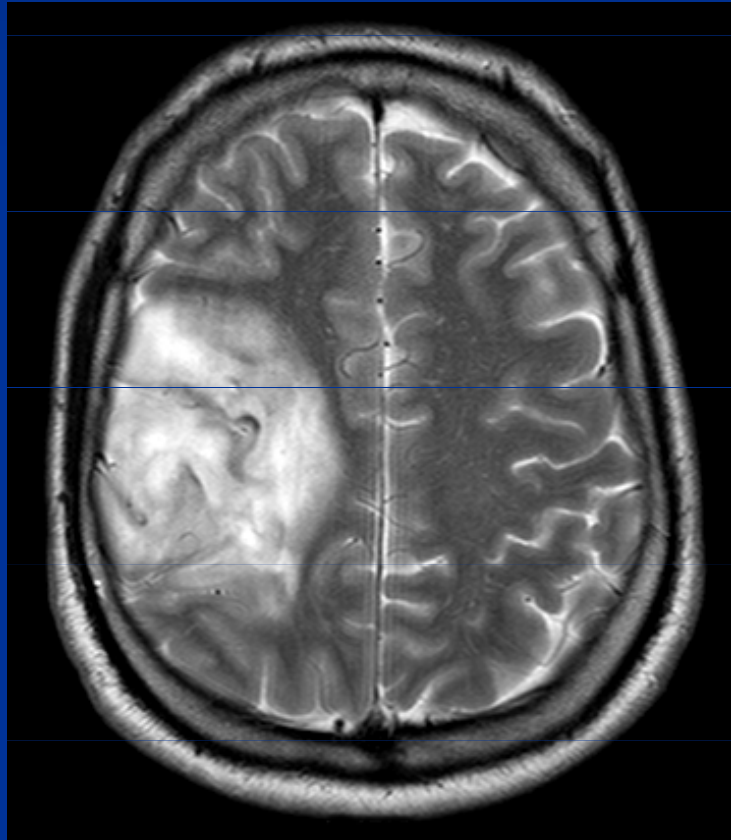
DWI - absces



- Restrikce difuze obsahu abscesu

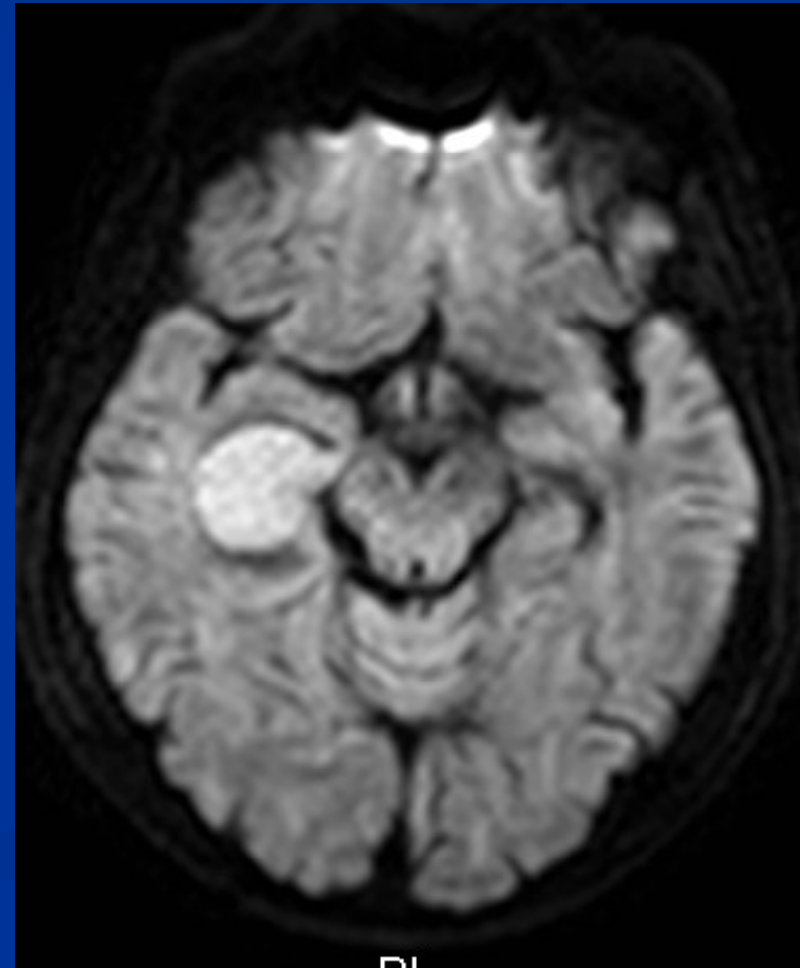
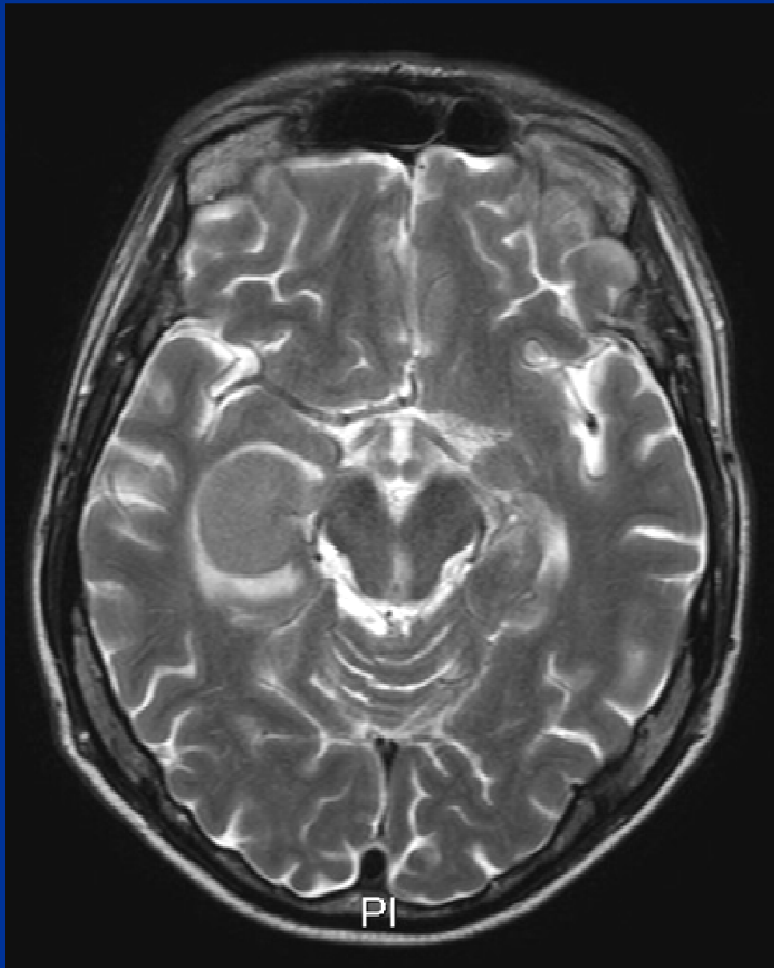


DWI – tumor: gliom



DWI – tumor: lymfom

- Vysoká celularita tumoru – restrikce difuze

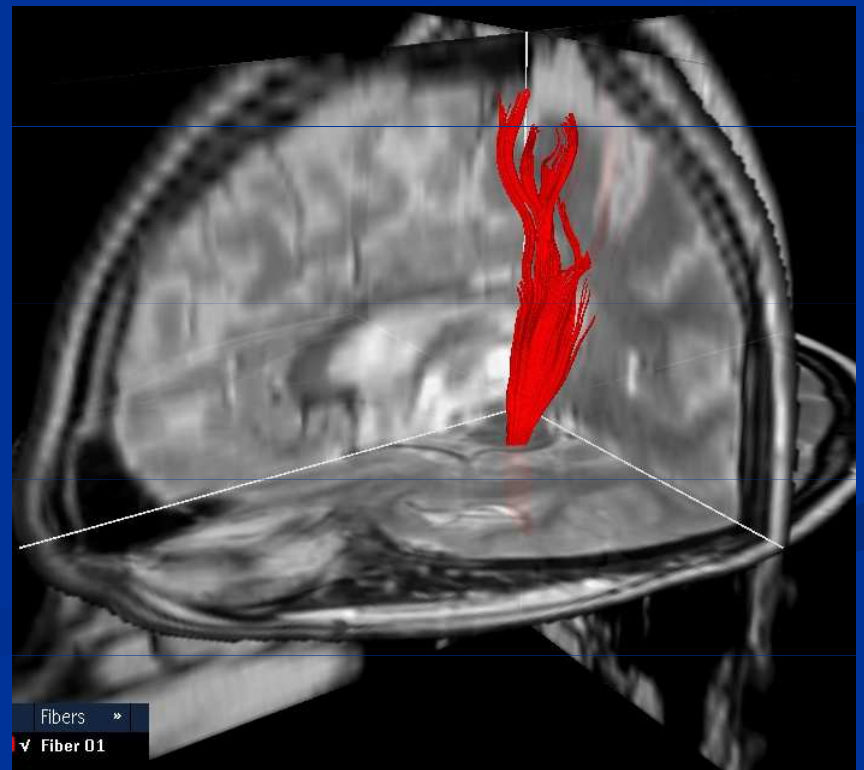
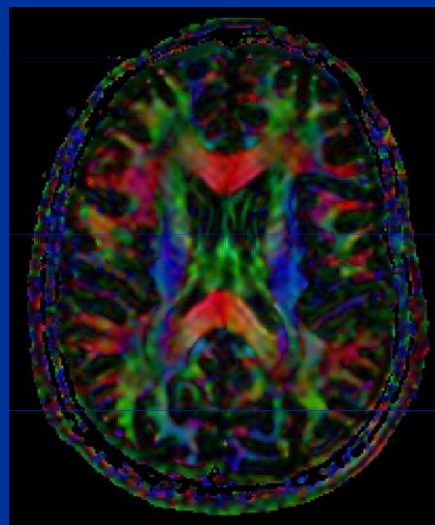
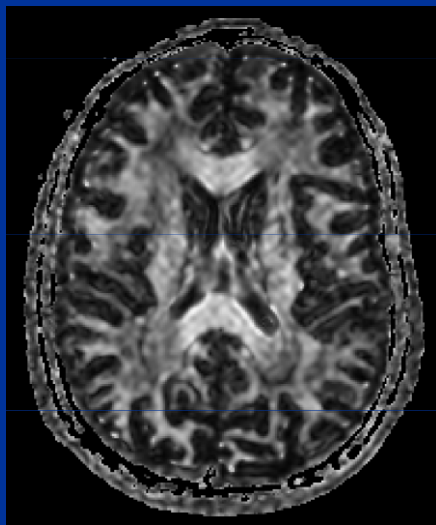


DTI – zobrazení tenzorů difuze

- Metoda založená na principech DWI
- **Anizotropie difuze** v bílé hmotě mozku a míchy: pohyb molekul vody probíhá snadněji podél nervových vláken
- Intenzita signálu obrazu DWI závisí na směru použitého přídatného magnetického gradientu
- Opakovaným měřením s různými směry difuze **můžeme detekovat dominantní směr difuze → směr průběhu nervových drah**

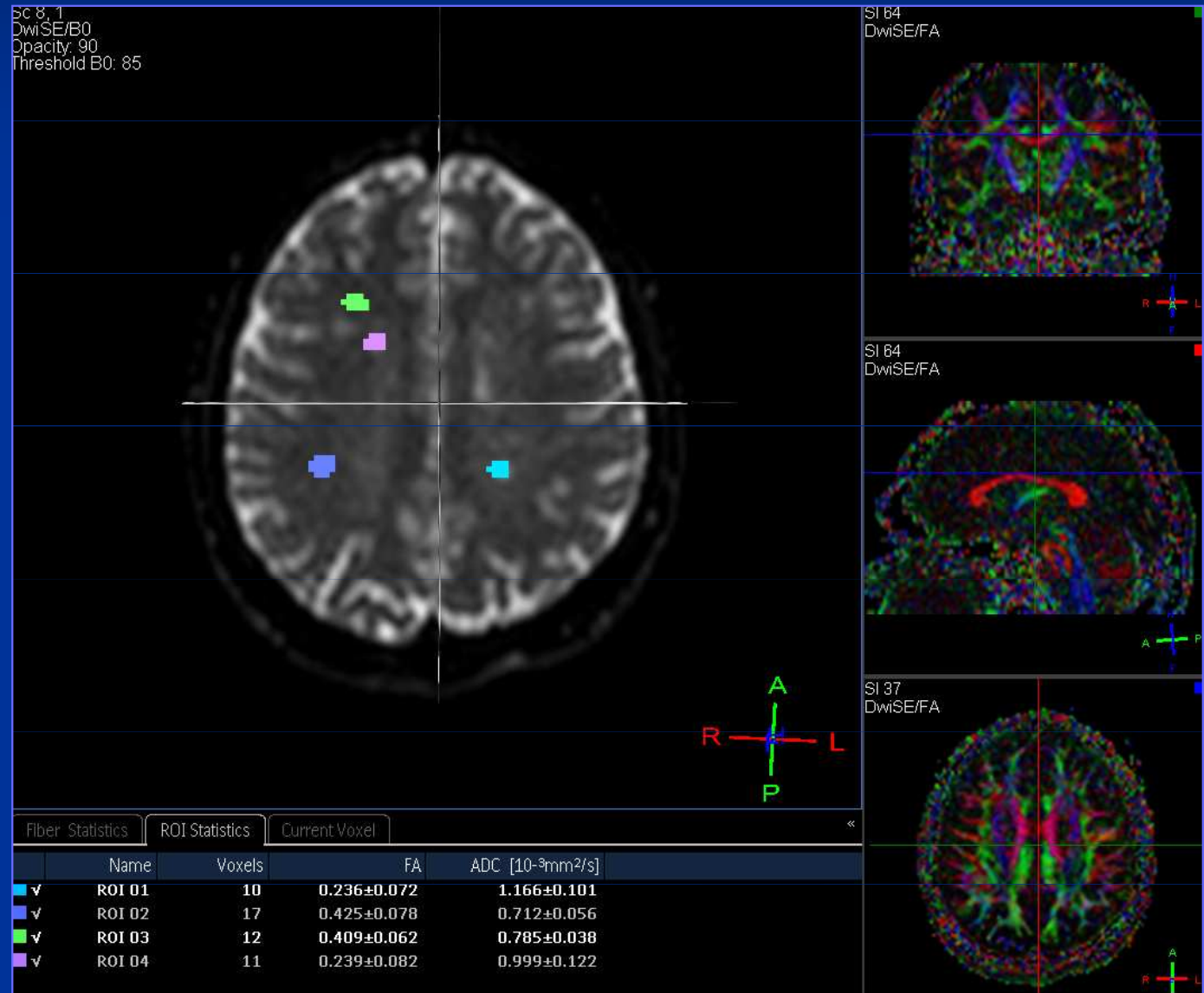
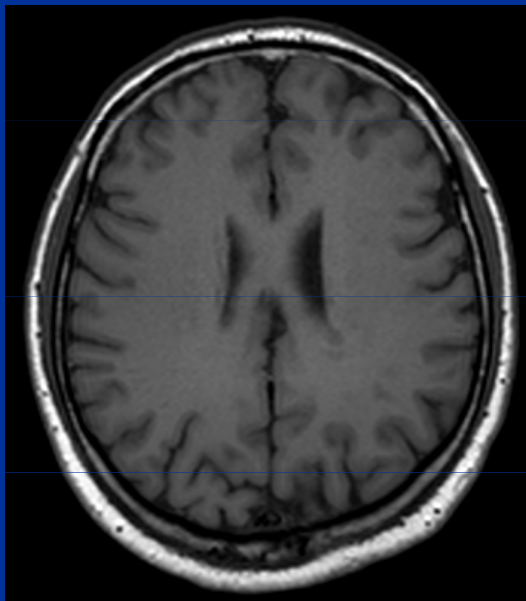
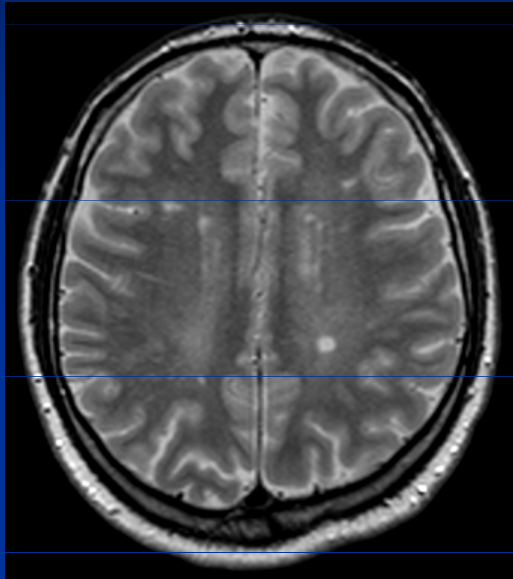
DTI

- Zpracování:
 - Mapa frakční anizotropie
 - Směrově kódovaná mapa vektorů anizotropie difuze
 - 3D Fibertracking



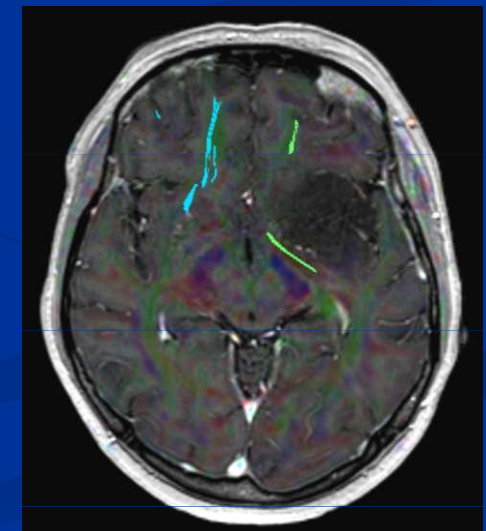
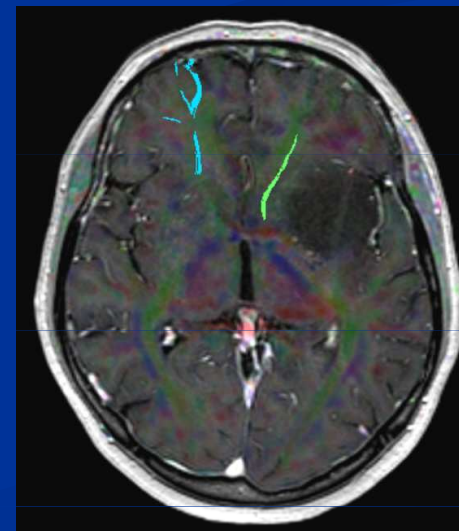
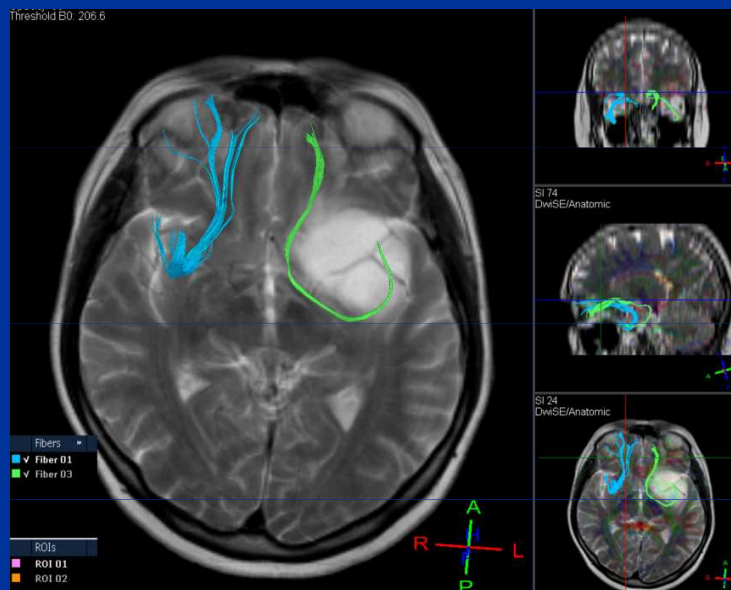
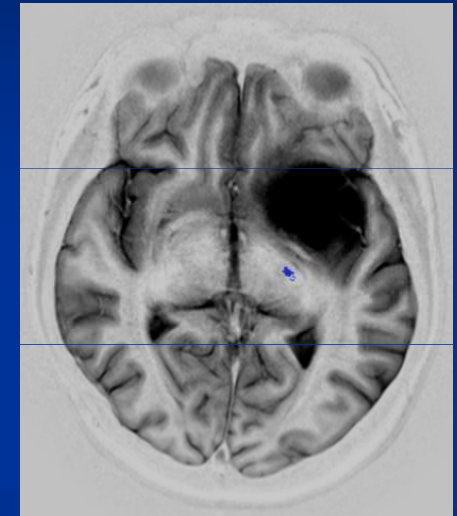
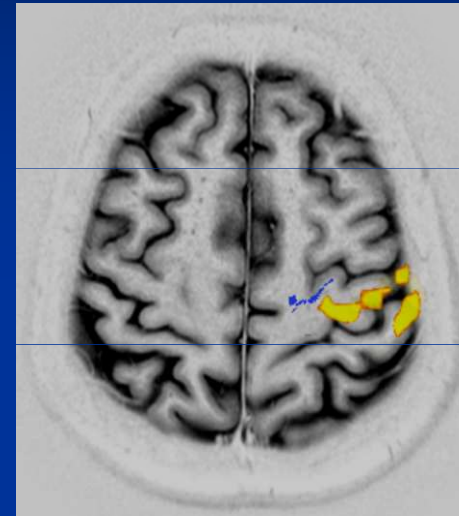
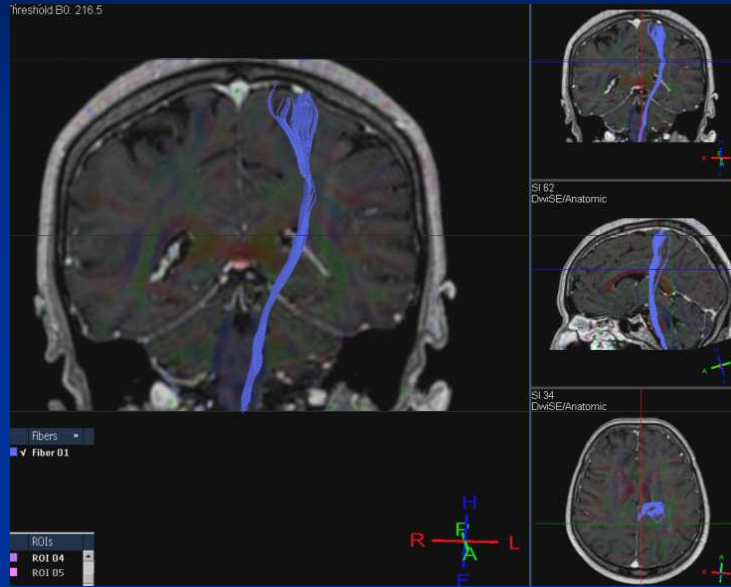
DTI: Sclerosis multiplex

→ DTI má potenciál pro časnější detekci patologie bílé hmoty než konvenční zobrazení



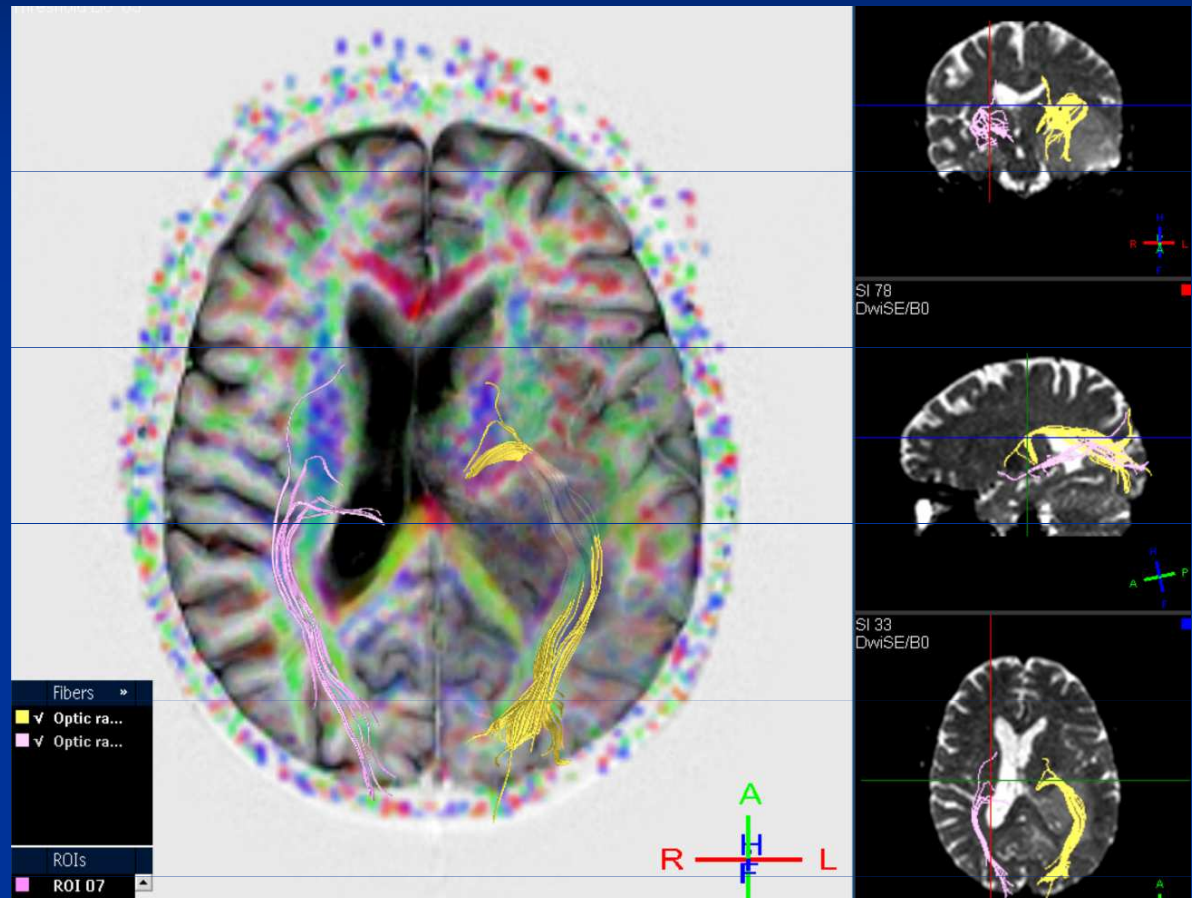
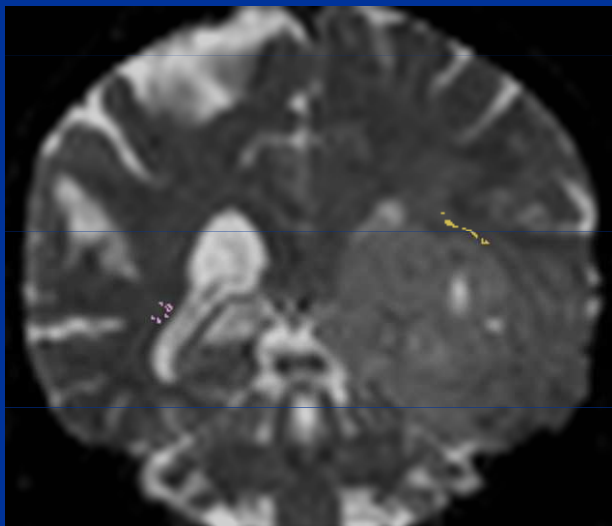
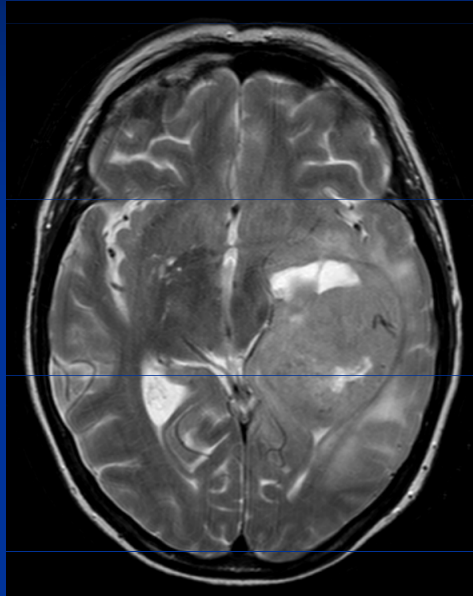
DTI fibertracking: gliom gr. II

Tractus corticospinalis



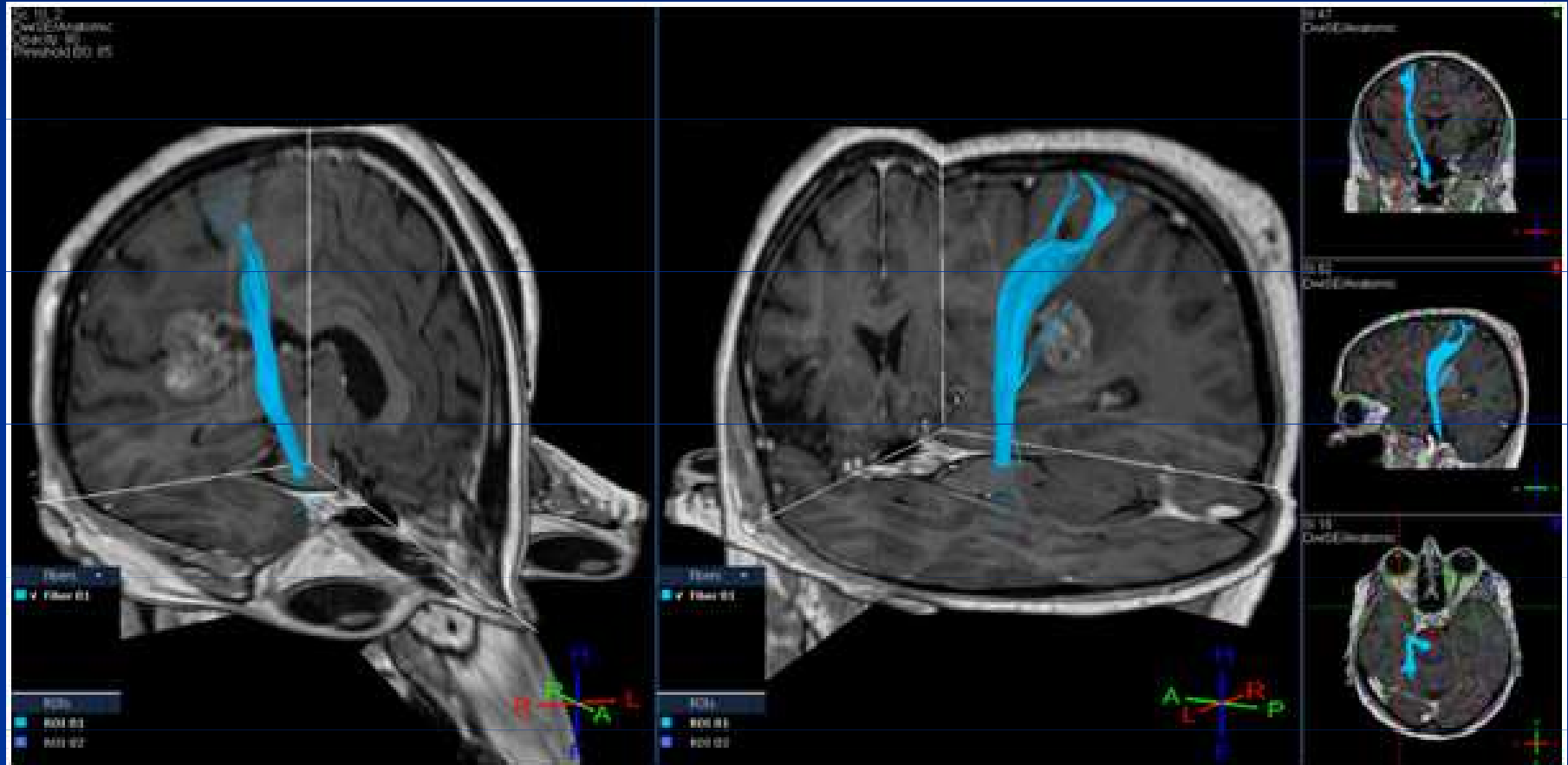
Fasciculus arcuatus

DTI fibertracking: gliom gr. III



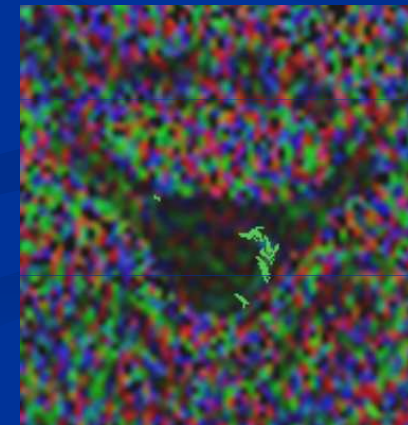
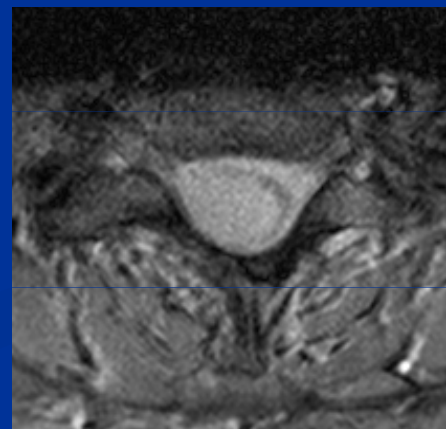
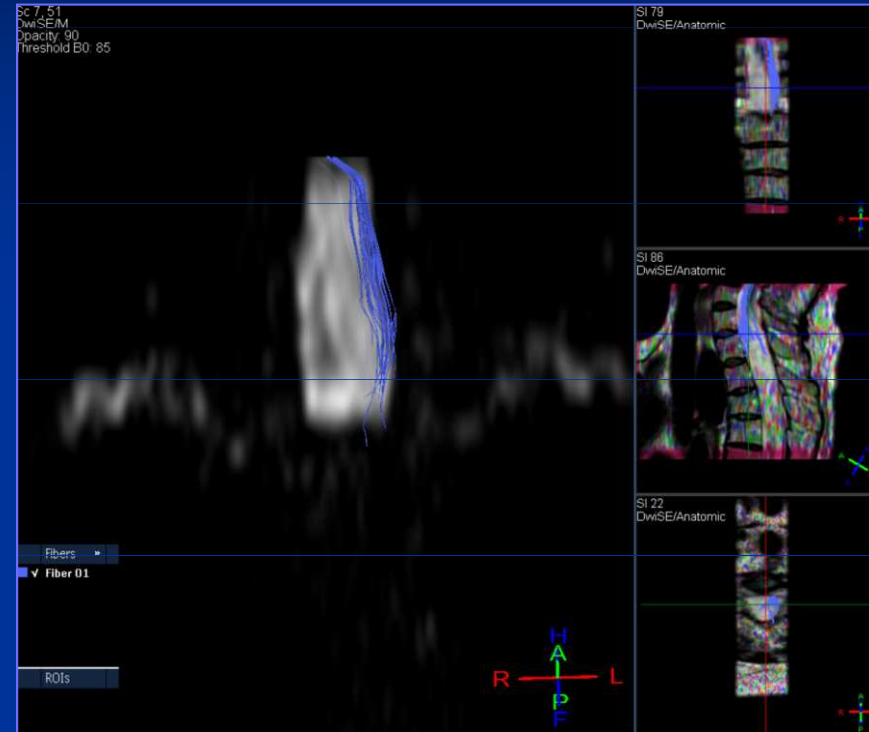
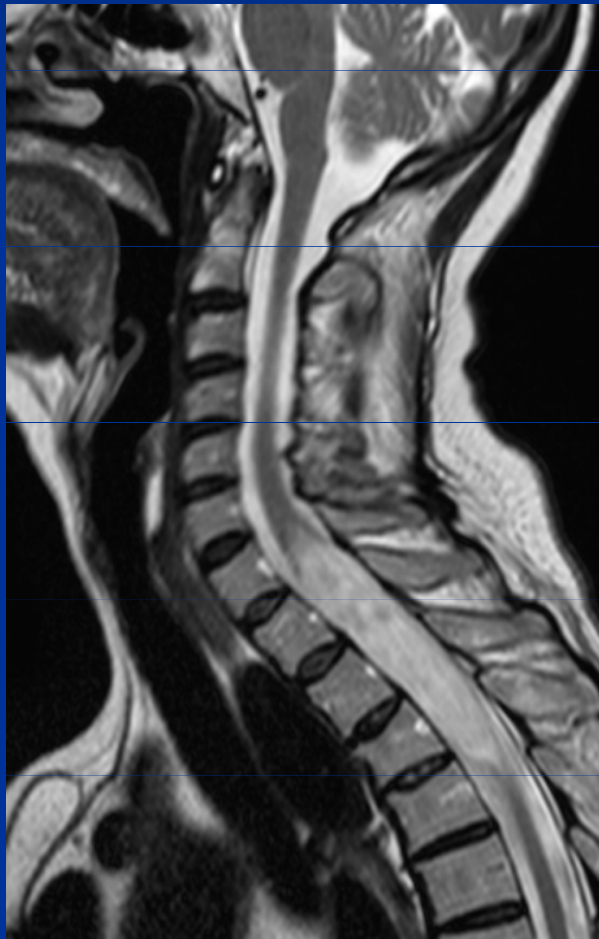
Radiatio optica – optická dráha

DTI fibertracking: metastáza



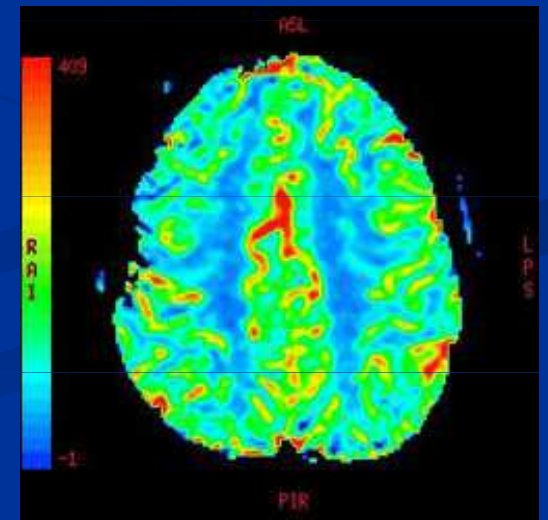
Tractus corticospinalis

DTI fibertracking: tumor míchy



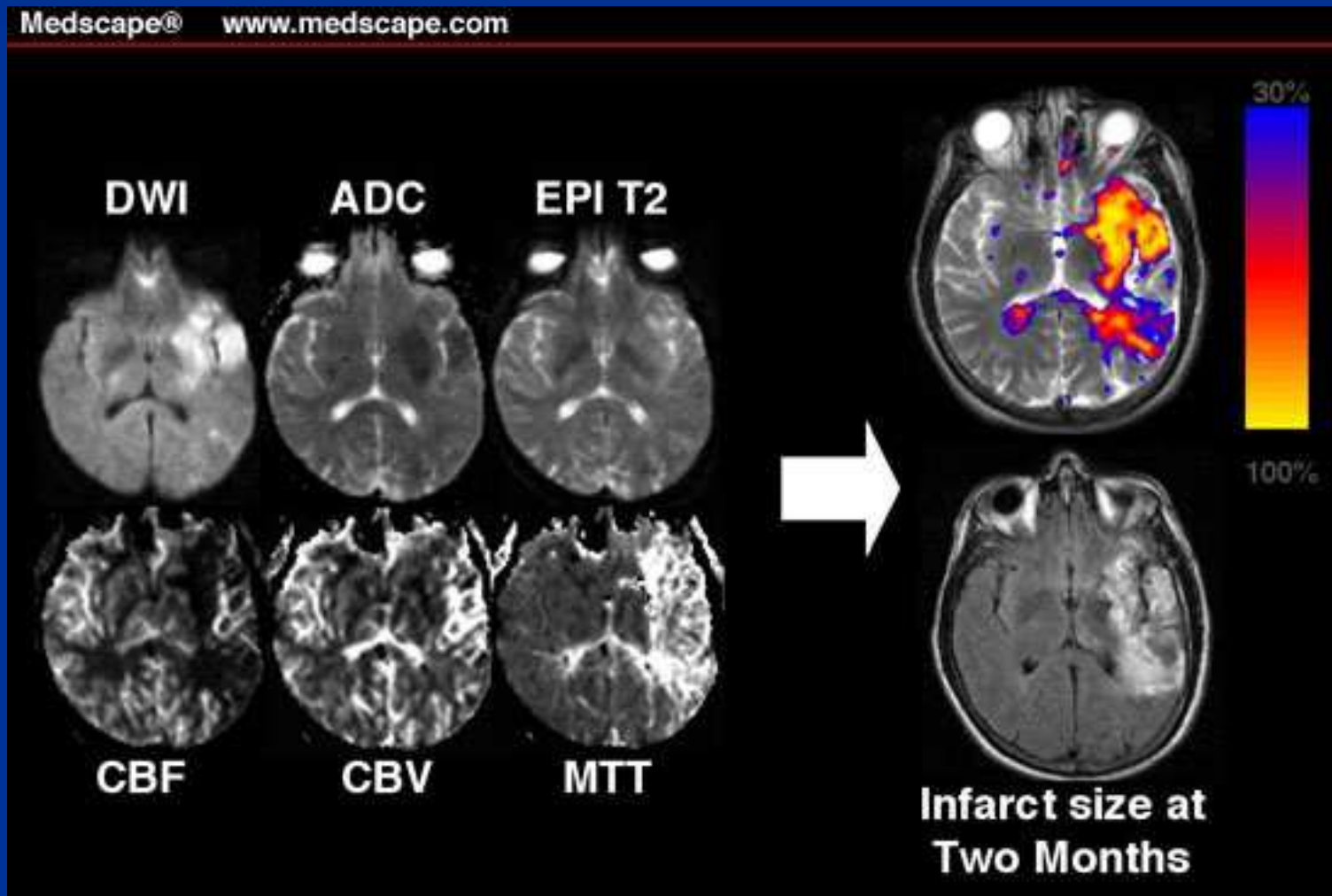
PWI: MR zobrazení perfuze

- Opakované T2 vážené zobrazení mozku při prvním průchodu kontrastní látky
- Pokles intenzity signálu úměrný prokrvení
 - Výpočetní zpracování → mapy prokrvení s možností měření různých parametrů (TTP, CBV, MTT atd.)



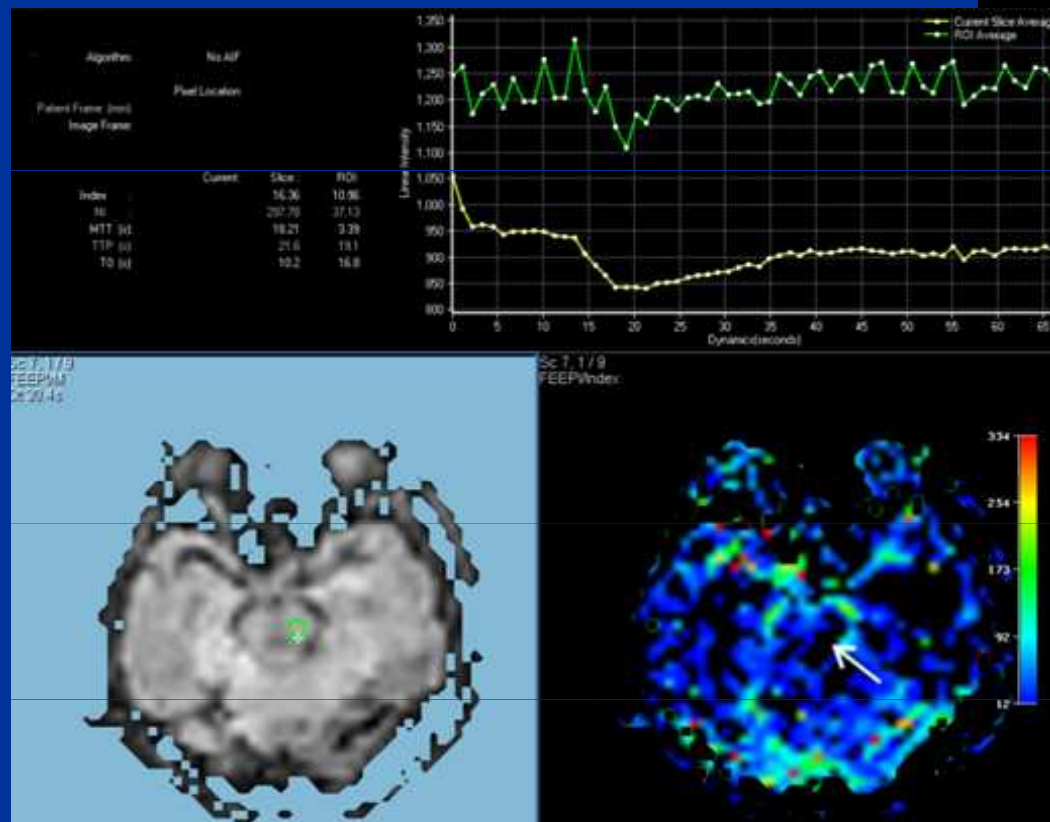
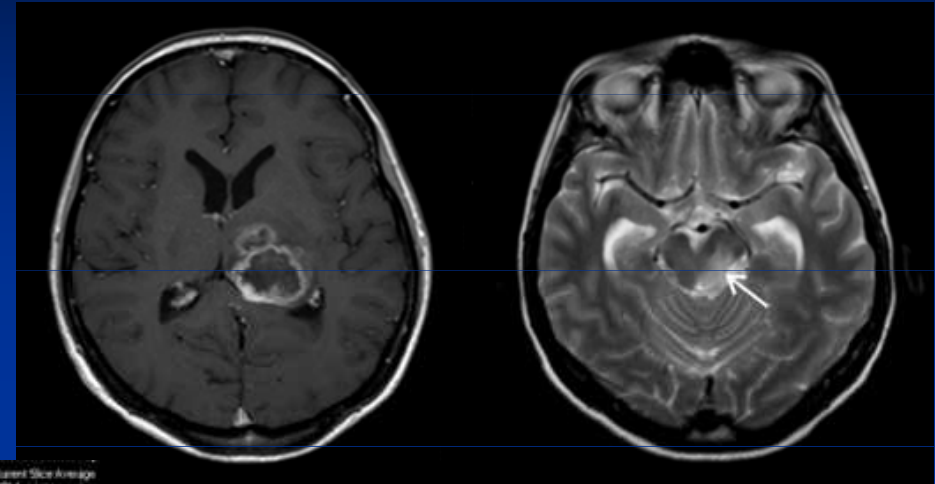
PWI: aplikace

- Mozková ischemie
 - DWI - zobrazí „mrtvou“ tkáň
 - PWI – detekce tzv. penumbry (ischemický polostín – „tkáň v ohrožení“)



PWI: aplikace

- Diagnostika mozkových tumorů
 - Rozlišení poradiační nekrózy mozkové tkáně (nízké prokrvení) od růstu tumoru (vysoké prokrvení)
 - Odlišení high-grade gliomu od metastázy

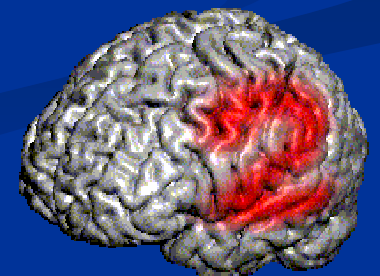
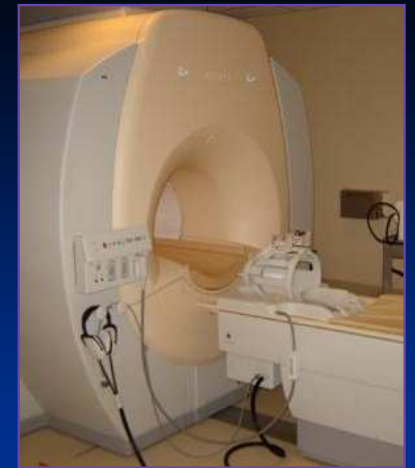


- Rozdílná perfuze v okolí ložiska metastázy a gliomu:
 - Gliom – v okolí edém + infiltrace → vysoké prokrvení
 - Metastáza – v okolí pouze edém, komprese cév tlakem ložiska → snížené prokrvení

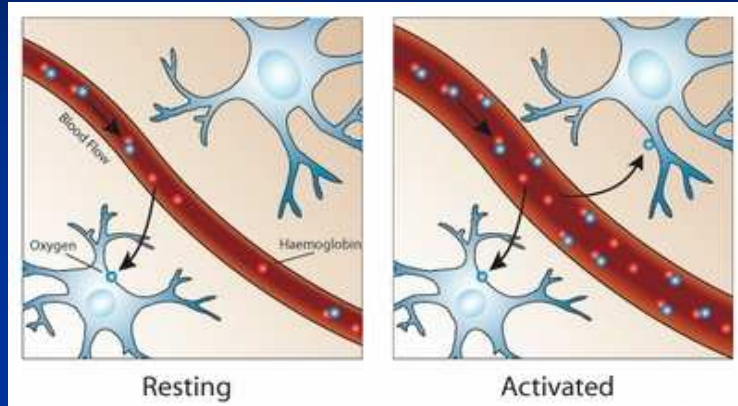
Funkční MR (fMRI)

- Jedna z moderních aplikací vyšetření magnetickou rezonancí (MR)
- Umožňuje přímé zobrazení funkčně aktivních korových oblastí
 - Vyšetření zcela neinvazivní, pro pacienty poměrně nenáročné

Co lze zobrazit: motorické funkce, sluchová a zraková centra, paměťové, řečové a kognitivní funkce, emoce...



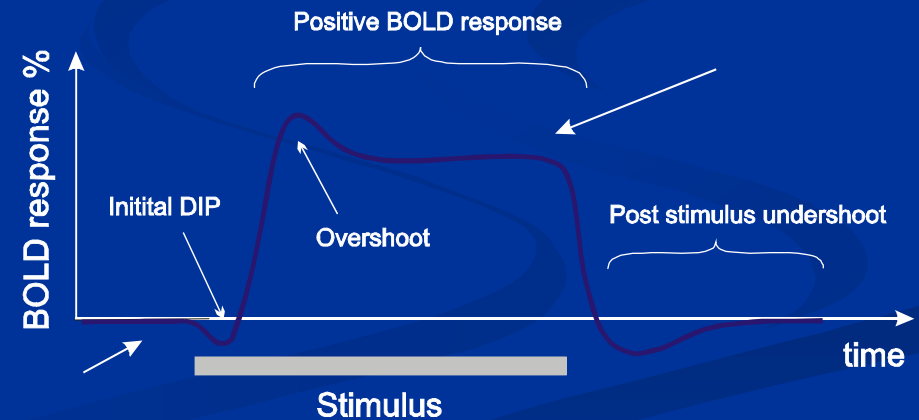
Bold efekt



Blood oxygen level dependency
Základní princip fMRI
Závislost intenzity MR signálu na
poměru
oxyhemoglobin/deoxyhemoglobin

- Kortikální aktivita:

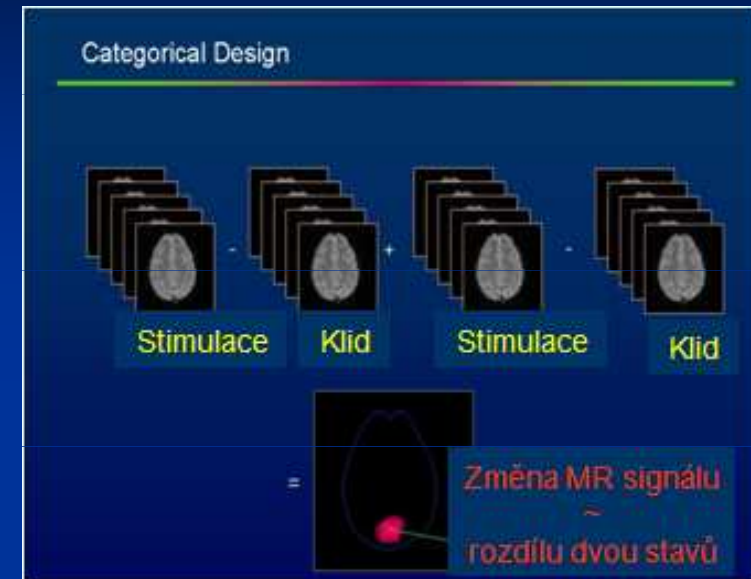
- Přechodné zvýšení koncentrace deoxyHb → pokles T2* signálu
- Vazodilatace → zvýšené prokrvení, ↓ deoxyHb → nárůst T2* signálu



Klíčový stav

fMRI vyšetření

- Vyšetření celého mozku mnohočetně opakováno
- Pacient během vyšetření vyzván k určitému druhu aktivity (pohyb prstů, řeč..) střídajícím se s klidovými úseky

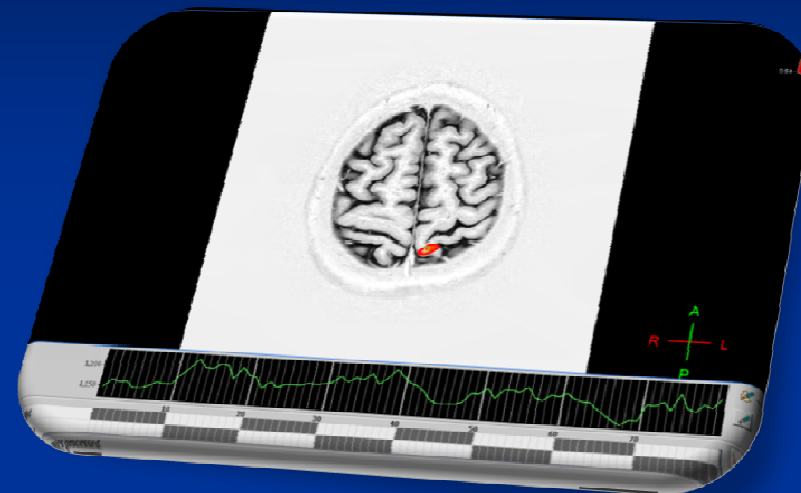
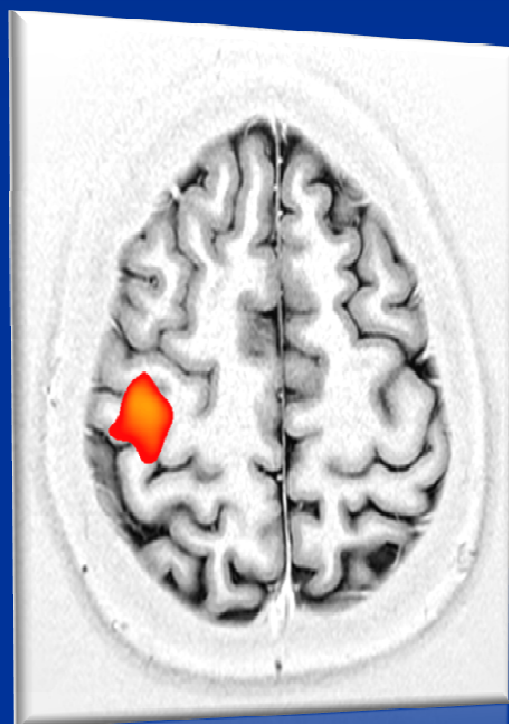


- Statistickou analýzou detekujeme rozdíl intenzity signálu v jednotlivých oblastech mozku porovnáním bloků klidu a aktivity

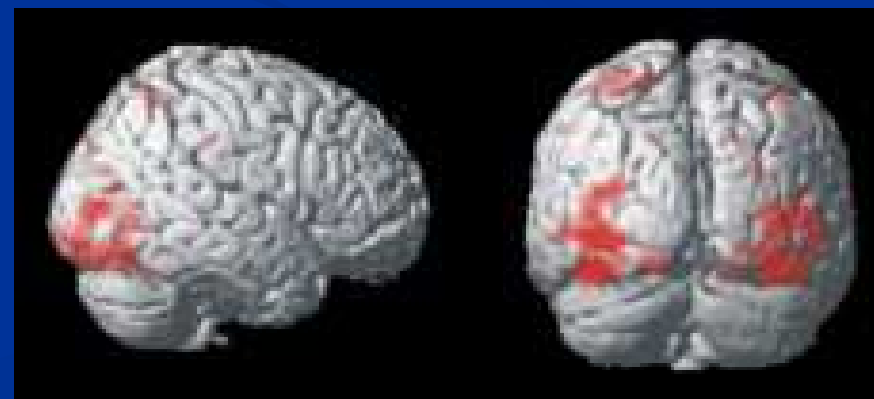
Zobrazení

Křivka intenzity signálu

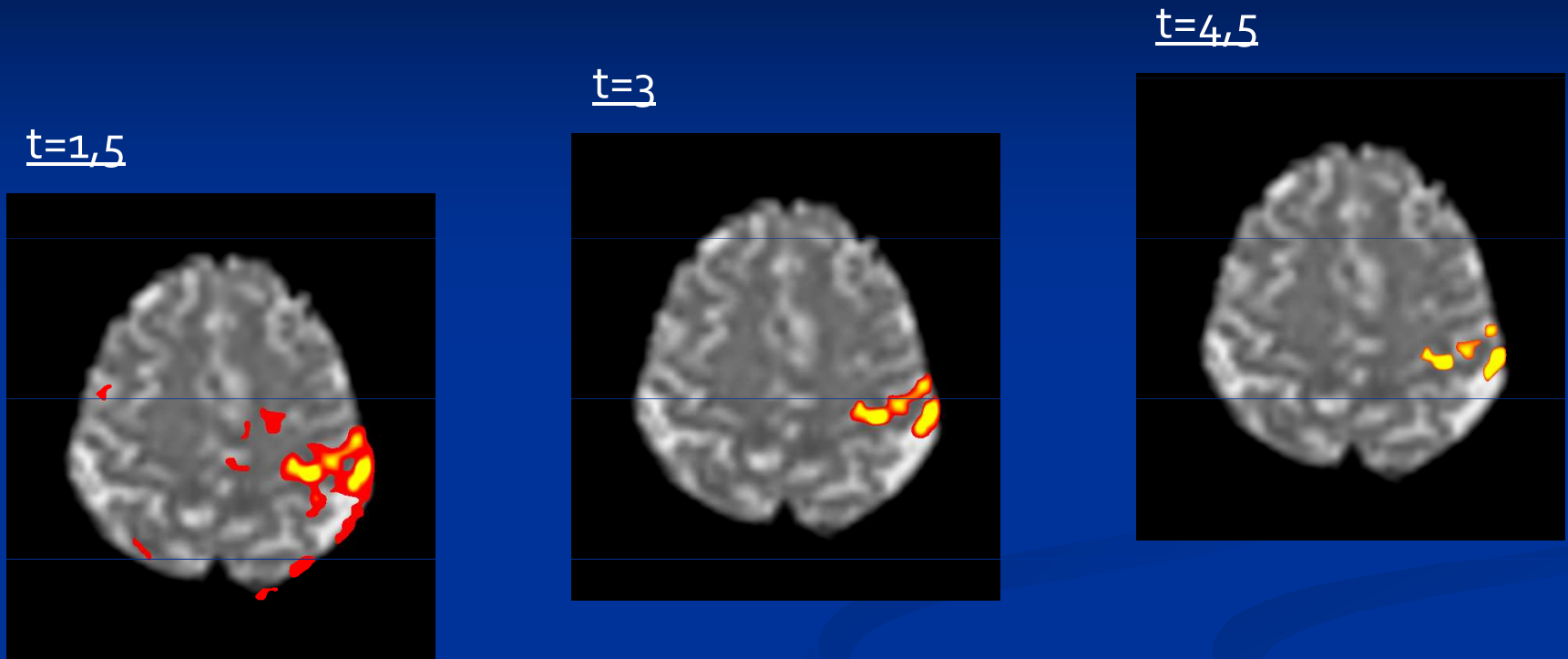
2D T₁ true IR



3D



Prahování



- Nastavení prahové hodnoty významnosti statistického testu výrazně ovlivňuje vzhled výsledného obrazu map aktivace
- fMRI obraz vyjadřuje **pravděpodobnost** zapojení jednotlivých elokventních struktur během aktivity

Aplikace fMRI

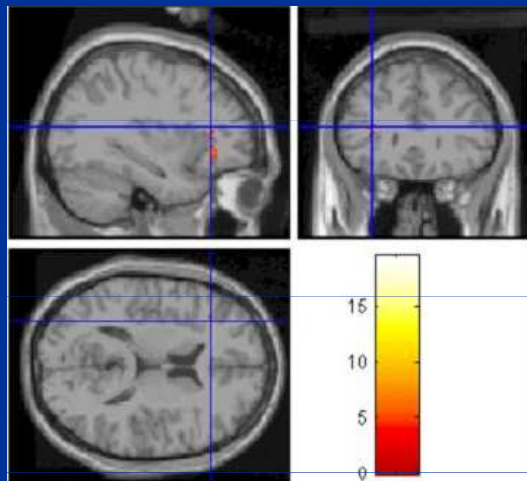
- Neuroanatomie, neurofyzologie, neurologie - výzkum mozkových funkcí, mapování funkčních mozkových center.
- What is different about a radiologist's brain?
Haller S, Radue EW.
-odlišná aktivace v mozku radiologa při pohledu na RTG snímek i libovolný obrázek
- An fMRI task battery for assessing hemispheric language dominance in children.
Wilke M, Lidzba K, Staudt M, Buchenau K, Grodd W, Krageloh-Mann I.
- určení dominantní hemisféry pomocí lokalizace řečových center při fMRI vyšetření

Aplikace fMRI

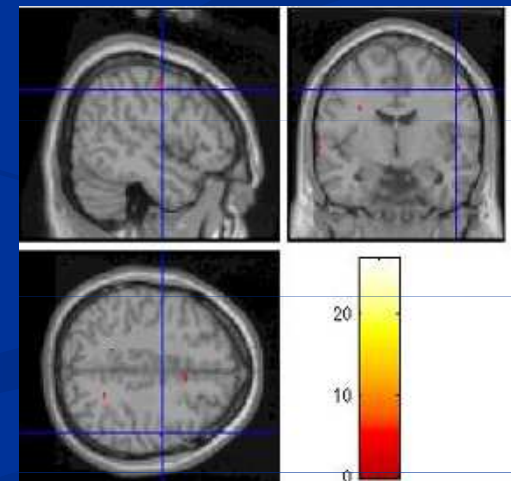
fMRI – nový detektor lži?

- Studie s 10 dobrovolníky, 6 z nich mělo lhát ostatní mluvili pravdu
- Souběžná registrace základních údajů na polygrafu (TK, dechová frekvence...)
- Bylo prokázáno rozdílné rozložení aktivity mozku v fMRI obrazech během pravdivé a lživé odpovědi
 - *pravdivé odpovědi*: Frontální lalok (gyrus inferior a medialis), gyrus temporalis inferior, gyrus cinguli
 - *nepravdivé odpovědi*: Frontální lalok (gyrus inferior med., gyrus precentralis), temporální lalok (hippocampus a gyrus temp. medius), limbické oblasti
- Ve všech případech byla správně odhalena pravdivost jak pomocí polygrafu, tak fMRI

Pravdivá odpověď:
aktivace v gyrus
frontalis inferior



Nepravdivá
odpověď:
aktivace v gyrus
praecentralis



Aplikace fMRI

- Předoperační mapování funkčních korových center - nejdůležitější praktické využití fMRI
- Posouzení vztahu funkční důležitých oblastí k tumoru

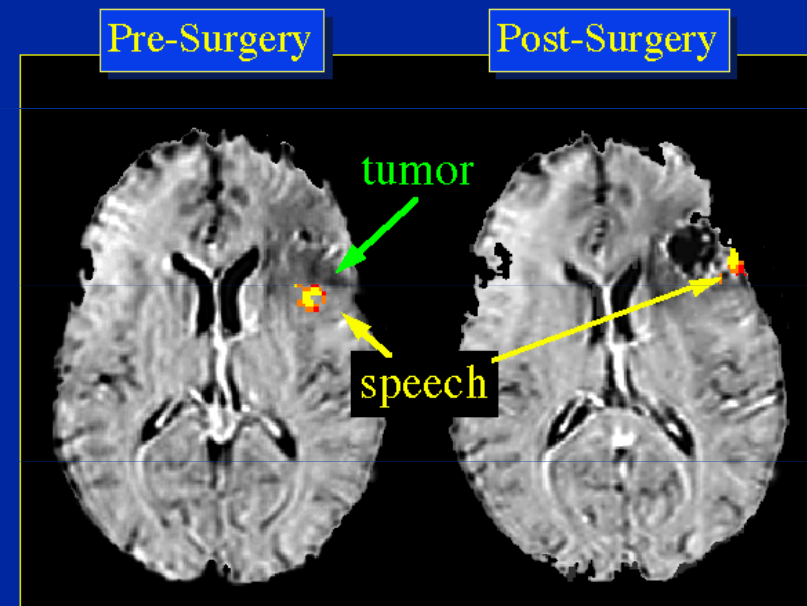
Pohyb

Řeč

Sluch

Zrak

Paměť

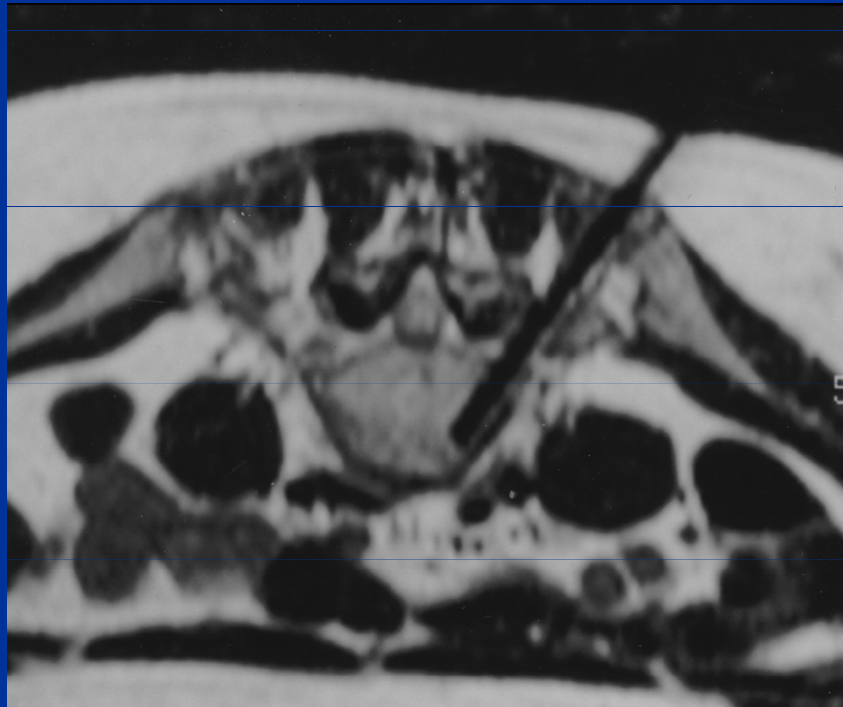


MR intervence

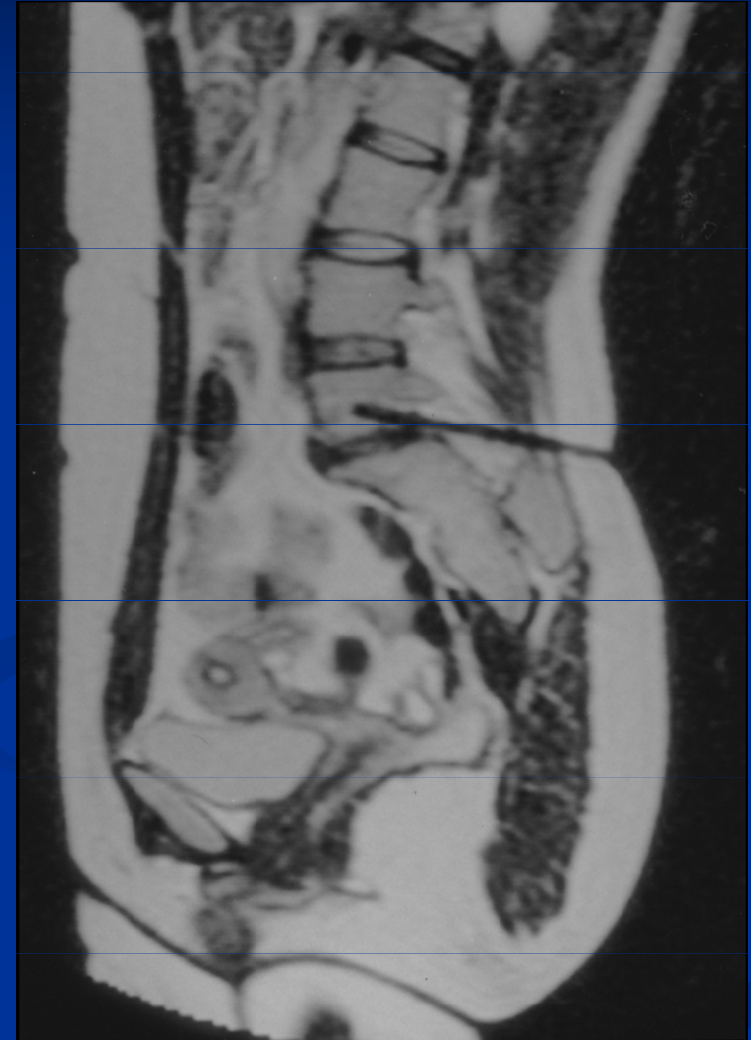
- Biopsie, punkce
 - Vyjíměčně používaná alternativa k biopsiím řízeným CT nebo UZ v případech lepšího zobrazení cílové léze pomocí MR vyšetření
 - Rychlé sekvence
 - MR kompatibilní instrumentárium (titanové jehly atd.)
 - Co lze punktovat:
 - Játra, pankreas, mediastium (lymfatické uzliny...), ledviny, prostata, skelet atd.

MR intervence

- Biopsie, punkce



Tuberkulózní spondylitida



Salomonowitz E.: MR imaging-guided biopsy and therapeutic intervention in a closed-configuration magnet: single-center series of 361 punctures. *AJR Am J Roentgenol.* 2001 Jul;177(1):159-63

MR intervence

- **Vaskulární intervence**
 - **Výhody:** Absence radiační zátěže a použití jódových kontrastních látek, vysoká kvalita zobrazení, možnost 3D rekonstrukcí atd.
 - **Předpoklady**
 - Přístup k pacientovi – otevřené MR systémy, kratší gantry
 - Kvalitní MR přístroj (real time zobrazení v dostatečné kvalitě)
 - Speciální instrumentarium (MR kompatibilita, značené katetry..)

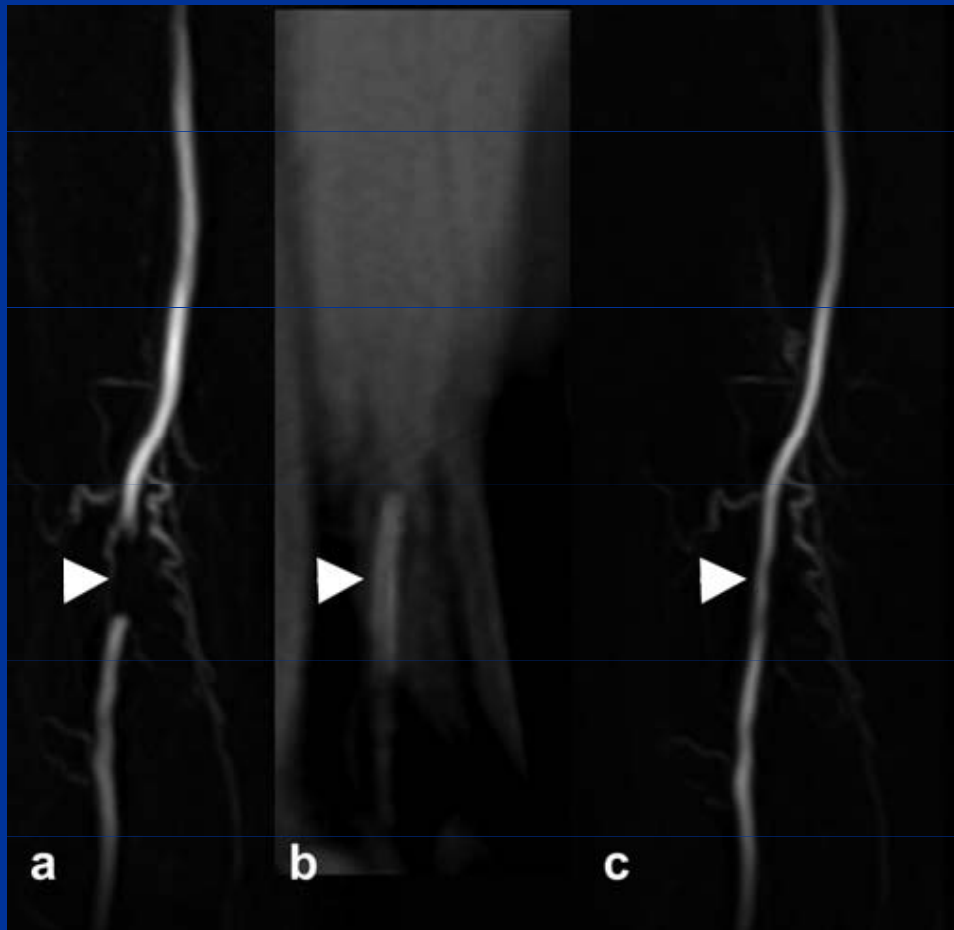


MR intervence

- Vaskulární intervence
 - Zobrazení cév na MR: (nativní), intravenózní MRAG, intraarteriální MRAG, blood-pool kontrastní látky
 - Výkony
 - Obdobné DSA
angioplastiky, stenty, embolizace..
 - Hlavní indikace: komplikované dlouho trvající výkony (enormní radiační zátěž při DSA)
 - Výhled: klinické studie (první angioplastika u člověka teprve v r. 2000), vývoj speciálního instrumentária

MR intervence

■ Vaskulární intervence



MR řízená balonková angioplastika stenózy a. femoralis superior

Kos S, Huegli R, Bongartz GM, Jacob AL, Bilecen D.: MR-guided endovascular interventions: a comprehensive review on techniques and applications. Eur Radiol. 2008 Apr;18(4):645-57. Epub 2007 Dec 11

Děkuji za pozornost.

