

# Principy ultrazvukového vyšetření



# historie

- B mode od 1952
- konec 60 let – dynamické zobrazení
- 1974 duplexní technika

# zvuk

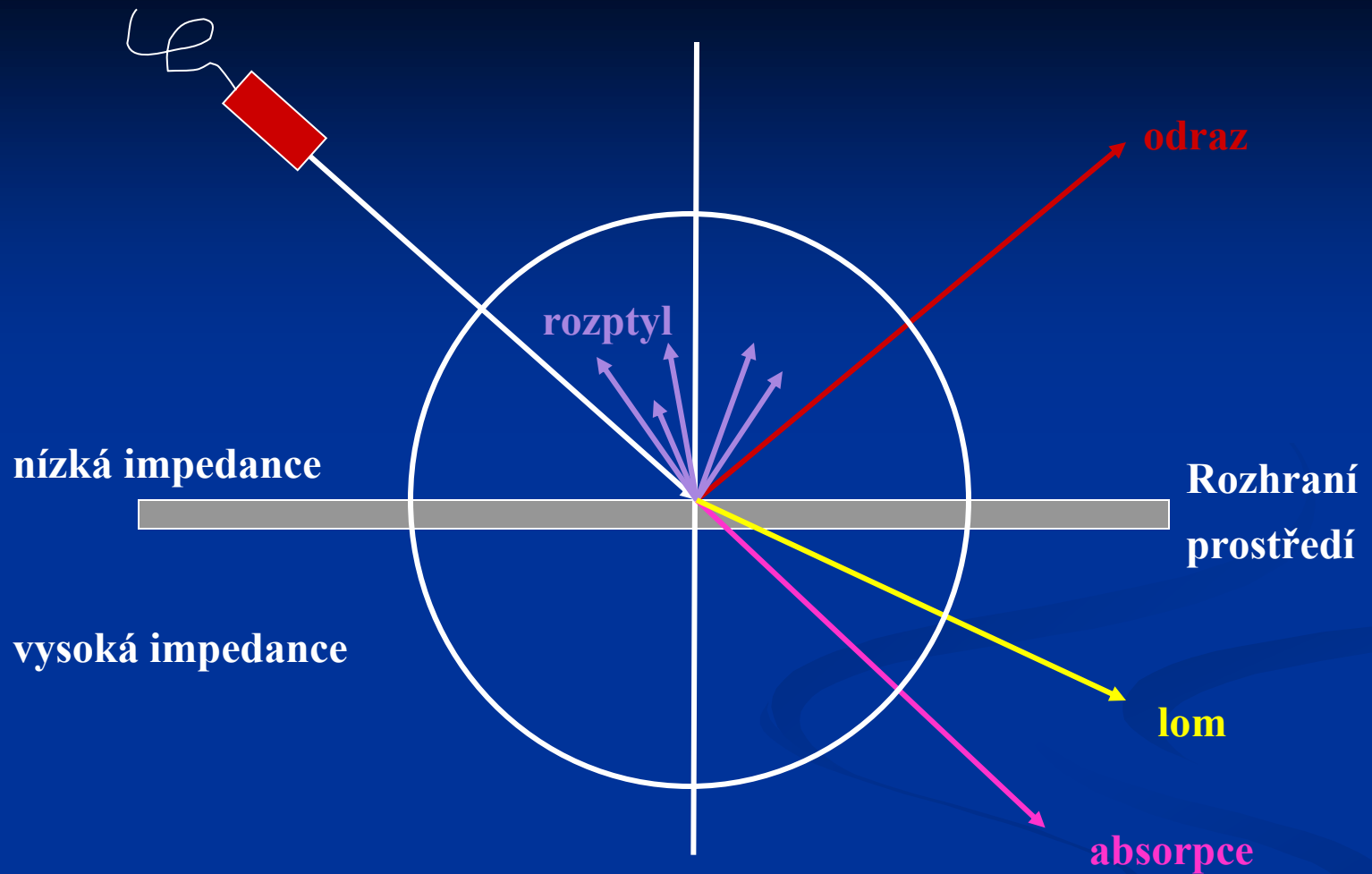
- mechanické vlnění ve hmotném prostředí
- rychlost šíření ve vzduchu 330 m/s
  
- Infrazvuk 0-16 Hz
- Slyšitelný zvuk 20 Hz-20 kHz
- Ultrazvuk 20 kHz-10 MHz
- Hyperzvuk >10 MHz

# ultrazvuk

- podélné mechanické vlnění s frekvencí nad 20 kHz
  - částice kmitají ve stejném směru kolem své rovnovážné osy a to ve směru šíření zvuku
  - nositelem energie jsou samotné molekuly prostředí
  - šíření vlnění není spojené s přenosem hmoty, přenáší se pouze energie
  - může se šířit jen hmotou, nikdy ne ve vakuu
  - jde o periodické zahušťování a zředování prostředí, ve kterém se šíří

# fyzikální vlastnosti

- odraz
  - na rozhraní dvou prostředí s výrazně rozdílnou hustotou, a to tím více, čím větší je rozdíl mezi jejich hustotami
- rozptyl
  - vzniká na mikroskopických rozhraních, kterých velikost je menší než vlnová délka vysílaného ultrazvuku
- ohyb, lom
  - vzniká na rozhraní dvou prostředí, když vlnění nedopadá kolmo
- absorpce
  - postupně ztrácí svoji energii při průchodu hmotou (formou tepelné energie)



Pro ultrazvuk využíváme odraz mechanického vlnění směrem k sondě. Odraz závisí na rozdílu impedance tkání. Čím je rozdíl impedance větší, tím je i odraz vlnění větší – obrazově vyhodnoceno jako hyperecho. Když není odraz žádný – homogenní prostředí (není rozdíl impedance, např. voda) – obrazově vyhodnoceno jako anechogenní bod.

# rychlost šíření

- závisí na hustotě prostředí  
(jak daleko jsou od sebe jednotlivé částice a jak rychle jsou schopné si předat svůj kmitavý pohyb)
- měkké tkáně                      1540 m/s
- kosti                                      4000 m/s
  - mají vysokou hustotu a blízko u sebe uložené molekuly
- vzduch                                      330 m/s
  - molekuly daleko od sebe

# akustická impedance

- interakci mezi ultrazvukovým vlněním a prostředím, popisuje veličina akustická impedance ( $Z$ ).
  - akustická impedance je daná součinem hustoty prostředí a rychlosti, kterou se ultrazvuk v tkáni šíří.
  - označuje odpor, který klade prostředí šíření ultrazvuku.
  - při vysoké hustotě prostředí molekuly těsně vedle sebe způsobují, že jejich zahušťování a ředění je energeticky velice náročné a velká část energie se ztrácí ve formě tepla.
- Tyto rozdíly v akustické impedanci umožňují tvorbu dvourozměrného obrazu.



# typy zobrazení

- A – amplituda, množství odražené energie
- M – zachycení pohyblivé struktury A obrazem, nahrazení výchylek časové základny obrazovými body
- B – brightness, dvourozměrné zobrazení
  - intenzita obrazu – echogenita
  - směr a hloubka odrazu

# echogenita

- nezávisí na fyzikální hustotě látek
- Hyperechogenní – velký rozdíl impedance mezi tkáněmi
- Hypoechogenní – malý rozdíl impedance mezi tkáněmi
- Anechogenní – není rozdíl impedance
  - krev, moč, žluč, výpotek, cysty

! Na UZ nelze rozlišit !

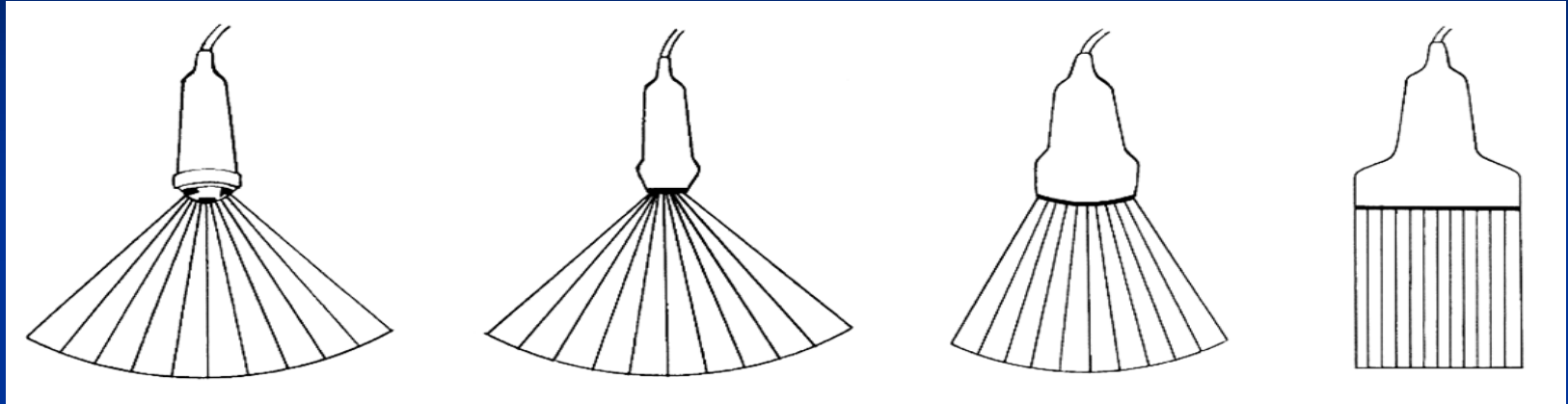
# popis přístroje



- zobrazovací jednotka
- záznamové jednotky
- sondy
- ovládací panel + klávesnice
- elektronické obvody – buzení piezoelektrických elementů sondy

starší generace UZ přístrojů - moderní přístroj s LCD a dotekovými panely

# typy ultrazvukových sond



## Mechanická sonda:

umožňují B zobrazení v reálném čase na principu mechanického vychylování svazku, který je generován jedním měničem umístěným na otočné hlavici.

## Sektorová sonda: 2-3 MHz

všechny měniče jsou uspořádána do krátké lineární řady a jsou buzeny současně, ale s různou fází. Dochází k elektronickému vychylování svazku v sondě s úzkou základnou.

## Konvexní sonda: 2,5-5 MHz

měníče jsou uspořádány do konvexně vyklenuté řady.

## Lineární sonda: 5-17 MHz

měníče jsou uspořádány v jedné řadě a počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů.

**Umožňují spektrální i barevný dopplerovský záznam**

# jiné typy sond

- transvaginální, esofageální, transrektální, endoluminální
- vždy platí – čím bližší je umístění sondy k zobrazovanému objektu – tím vyšší frekvence je možné využít – kvalita UZ obrazu je vyšší

# vytváření ultrazvukového vlnění

- piezoelektrický efekt – rozkmitání pomocí vysokofrekvenčního napětí – zdroj mechanického vlnění
- polykrystalický ultrazvukový měnič

# biologické účinky

- tepelné
  - v důsledku absorpce akustické energie
- netepelné biologické účinky
  - kavitace – prahový jev, vznik plynových bublin v podtlakové fázi UZ vlny – rezonují nebo kolabují
- princip ALARA, *As Low As Reasonably Achievable*
- indexy akustického výkonu
  - TI kostní, měkkých tkání, lebeční poměr nastaveného akustického výkonu k výkonu vyvolávajícímu vzestup teploty o 1st. - do 4
  - MI do 1,9

# artefakty

- reverberace
- akustický stín
- dorsální akustické zesílení
- zrcadlení
- skvrnové artefakty – při velkém zvětšení – neodpovídá struktuře tkáně



# Doppler



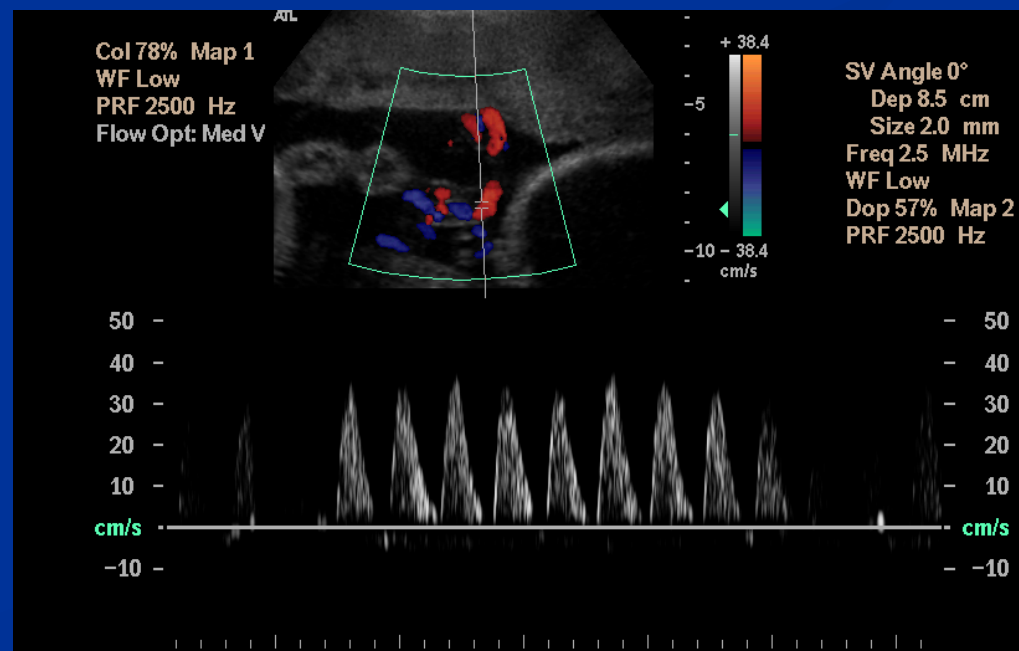
- Christian Doppler (1803-1853)
- princip formulován v roce 1842
- přibližuje-li se zdroj zvuku o konstatní výšce tónu (frekvenci) směrem k pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu vyšší, rozdíl mezi frekvencemi záleží na rychlosti pohybu
- platí pro všechny druhy vlnění

# význam dopplerova jevu v ultrasonografii

- dopplerovský frekvenční posun
- spektrum posuvů při rychlostech v těle a použité frekvenci sondy – rozmezí stovek – tisíců Hz – slyšitelný frekvenční rozsah

# dopplerovské měniče

- s nemodulovanou nosnou vlnou  
(kontinuální nosná vlna)
- s impulsně modulovanou nosnou vlnou  
(pulzní systémy)



# duplexní a triplexní metoda

- duplexní
  - kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení a impulsního dopplerovského měření
- triplexní
  - kombinace B zobrazení se spektrální křivkou a barevným dopplerem

# přístrojové nastavení

- pulsní repetiční frekvence
  - počet pulsů za sekundu
  - omezení aliasingu, nyquistův limit – limit, kdy přijímáme ještě neskreslené frekvenční posuny (rychlostní limit, frekvence posunu)
  - vysoká PRF – snižuje citlivost k pomalým tokům
- dopplerovský kurzor
- dopplerovský úhel
- wall filtr
- priorita barevného záznamu – barva
- citlivost barevného záznamu – počet UZ impulsu podél jedné vertikální linie – nejméně 3

# přístrojové nastavení

- persistence barevného záznamu
  - průměrování barevné informace
- příjmové zesílení
- výstupní výkon
- frekvence UZ – volba sondy

# doplerovské spektrum

- ve vzorkovacím objemu je doplerovská informace o rychlosti toku analyzována pomocí Fourierovy transformace a zobrazena jako doplerovské spektrum – časový průběh rychlosti
- rozdíl mezi vyslanou a přijatou frekvencí je úměrný rychlosti krve a kosinu úhlu, který svírá směr doplerovského signálu a tok krve – krit. mez nad 60st.
- při vzniku doplerovských odrazů se uplatňuje rozptyl – Tyndalův
- doplerovský frekvenční posun
- grafické vyjádření závislosti rychlosti krevního toku na čase

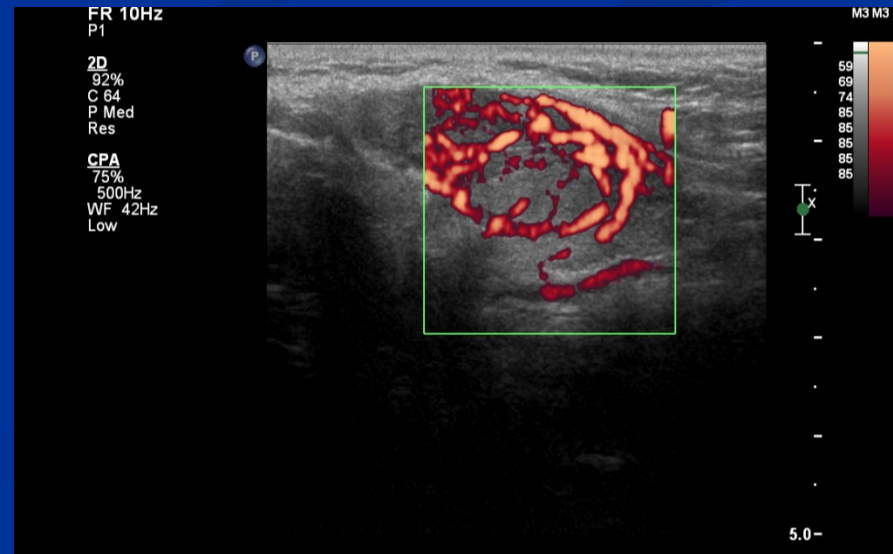
# barevný dopler

- barevně vyjádřená dopplerovská informace vložená do standardního B obrazu
- semikvantitativní, přibližný rozsah rychlostí



# energetický doppler

- zobrazuje celou energii dopplerovského signálu –  
úměrná ploše vymezené spektrální křivkou
- málo závislá na dopplerovském úhlu
- nedochází k aliasing efektu
- množství pohybujících se krvinek- energie (amplituda)  
dopplerovského signálu



# interpretace dopplerovského záznamu

- přítomnost toku
- směr toku
- rychlost toku

# charakteristika toků

- rychlostní profily
  - zátkový profil
    - stejná rychlost v celém profilu, ascendentní aorta, spektrální okno
  - parabolický profil
    - v malých cévách
  - oploštělý parabolický profil
    - střední velikost tepen, úzké spektrální okno
- laminární, turbulentní proudění – Reynoldsovo číslo
  - viskozita krve, průměr cévy, hustota krve
  - ve spektr. záznamu – rozšíření spektra na obě strany

# charakteristika toků

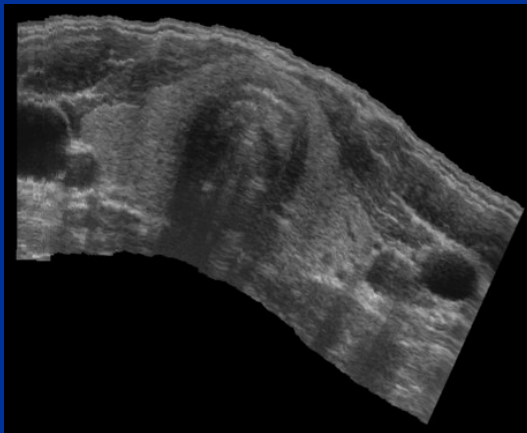
- kvantifikace impedance
  - úhrnný odpor
  - nízkoodporový tok – orgány s potřebou vysokého minutového průtoku – vnitřní karotidy, aa. renales
  - vysokoodporový tok – končetinové tepny
  - $RI = s-d/s$

# nové techniky

- Tissue harmonic imaging
  - přijímač zachycuje kmity harmonické – násobky vysílané frekvence, narůstají s hloubkou, nízká amplituda
  - kmity vznikají ve tkáňových strukturách v důsledku nelineárního šíření budícího impulsu
    - dvojnásobky frekvencí – úzkopásmový signál, aby se oblast harmonických frekvencí nepřekrývala s frekvencemi základními
    - technika inverzní fáze – umožňuje použít větší šíři pásma
- kontrastní látky
- sono CT – obraz skládán z několika úhlů

# nové techniky

- Panorama – zobrazení větší plochy než rozsah sondy ( provedeno sčítáním více obrazů)



- 3D zobrazení

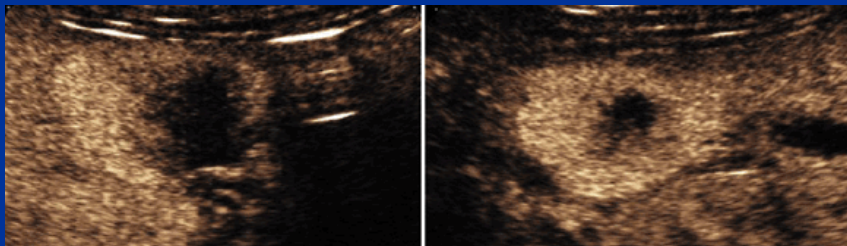
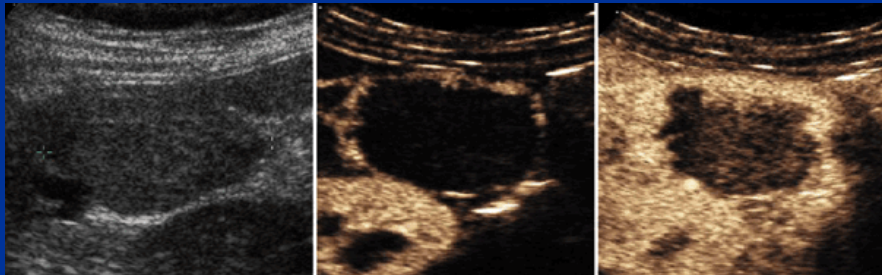


# kontrastní látky

- 1968 - po fyziologickém roztoku
  - rezonance mikrobublin, velikost 1-10um
- první generace – sekundy
- druhá generace – průnik plicním řečištěm, ne změny v echogenitě tkání
- třetí generace – zvyšují echogenitu i tkání
- výhodná kombinace s harmonickým zobrazením

# Charakterizace ložisek jater pomocí kontrastního UZ

- možnost sledování sycení ložiska v celém časovém průběhu (CT, MR – ve fázích provedeného skenu)
- téměř bez kontraindikací kontrastní látky
- charakterizace ložisek dle sycení v čase obdobná jako na jiných modalitách



Type	Class Name	Arterial Phase (20-25 s)	Portal Phase (45-90 s)	Late Phase (> 100 s)
BENIGN	Hemangioma			
	FNH			
MALIGNANT	HCC			
	Metastasis			

Hemangiom , nativně , 10, 20, 40 a 90 sek od aplikace k.l.



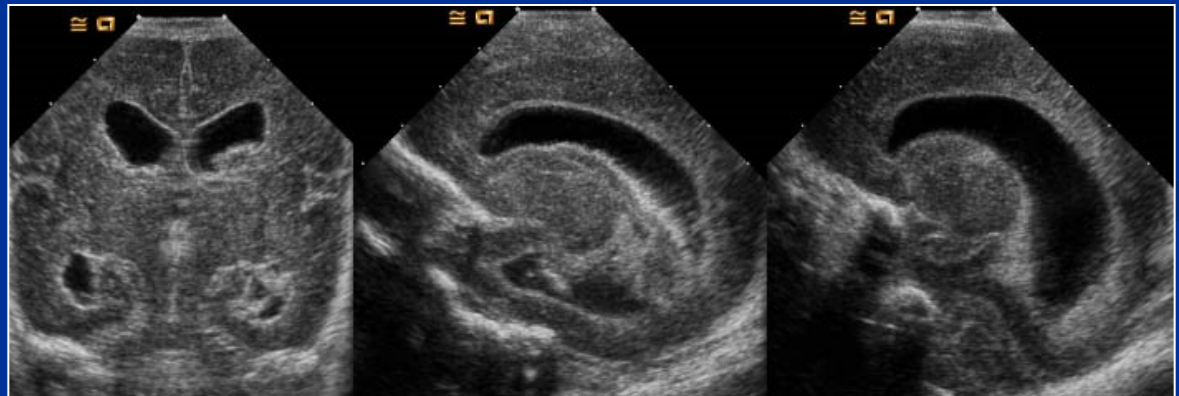
# Zvuk

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

- 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 nejsvětější)

# 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)



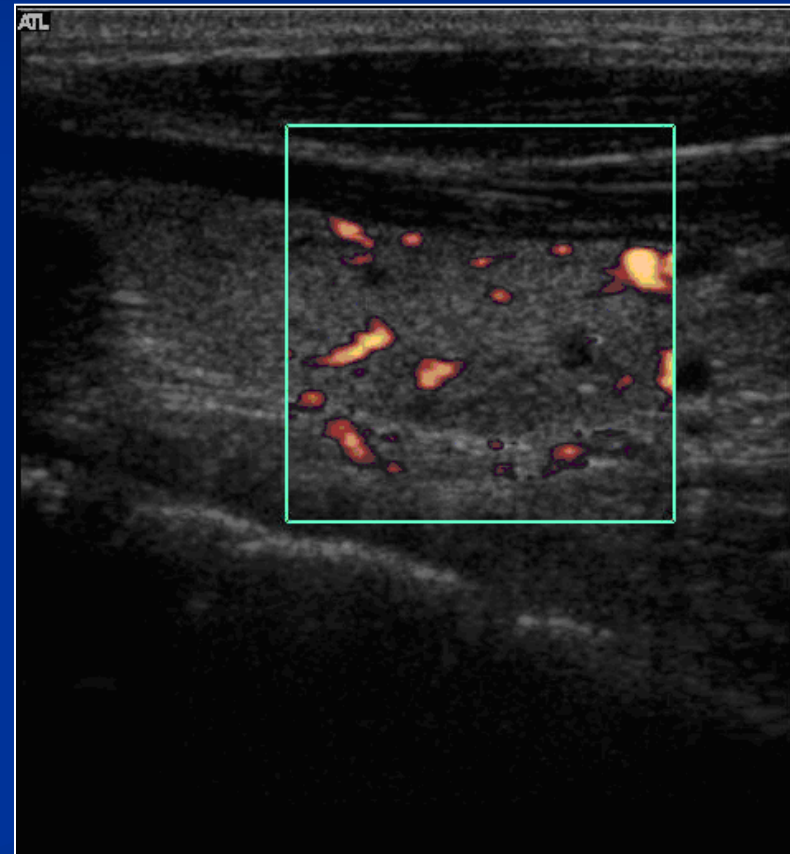
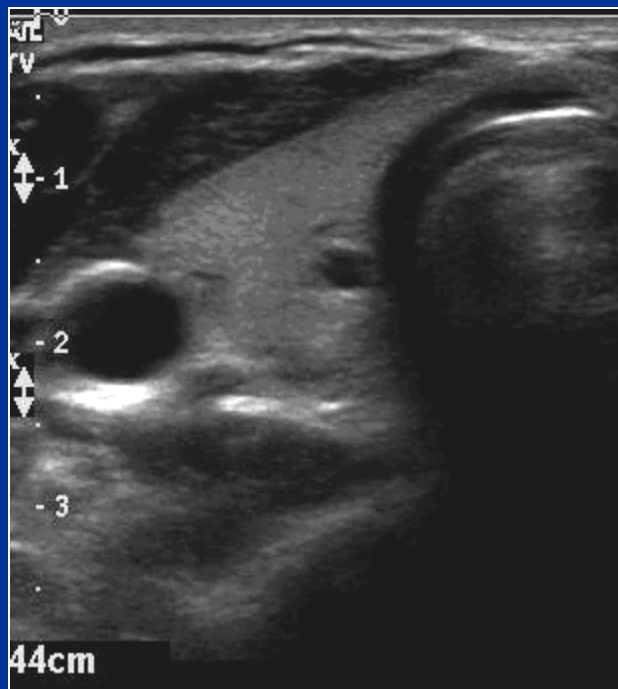
# UZ břicha

## Jaterní metastázy



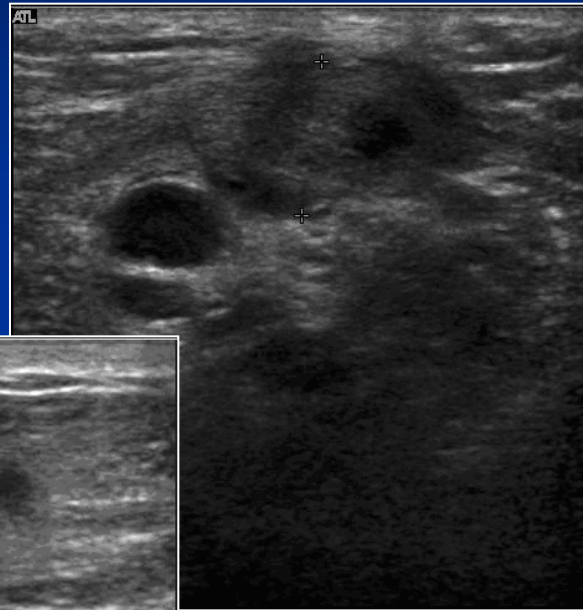
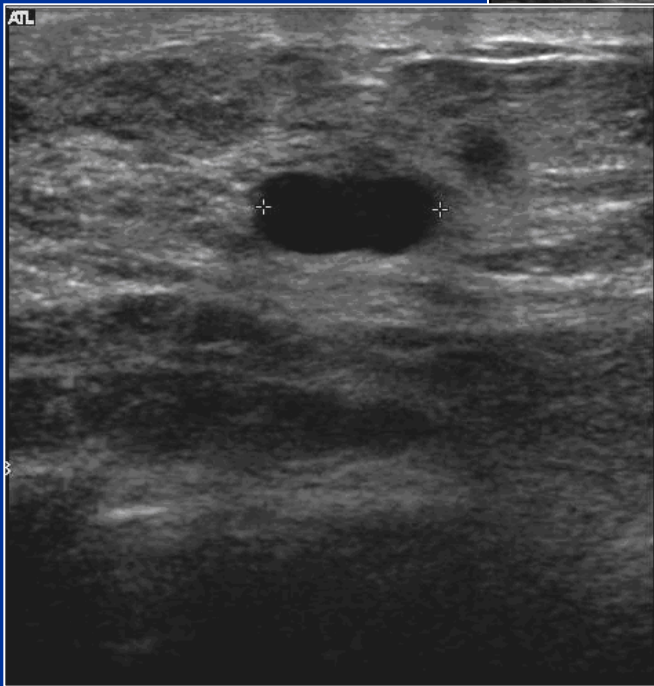
# UZ štítnice

Cysty



# UZ prsu

Cysta

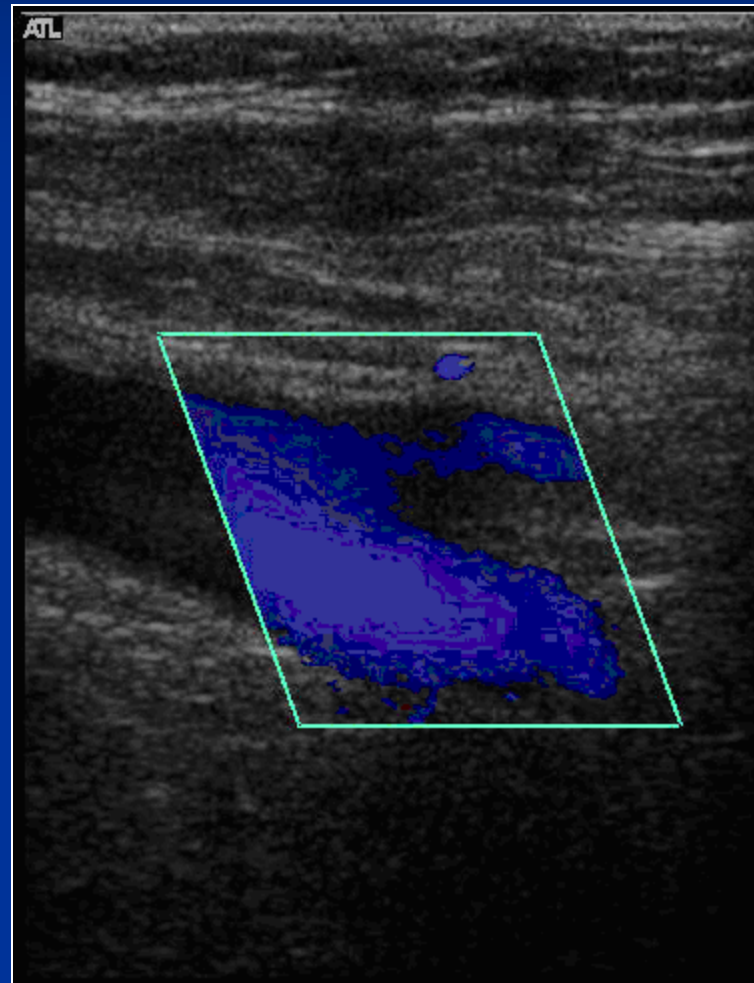


Recidiva tumoru



# Dopplerovské vyšetření

Větvení VFC



# 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

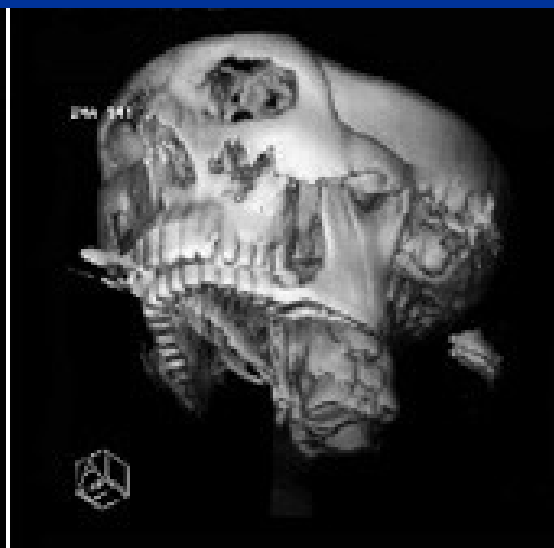
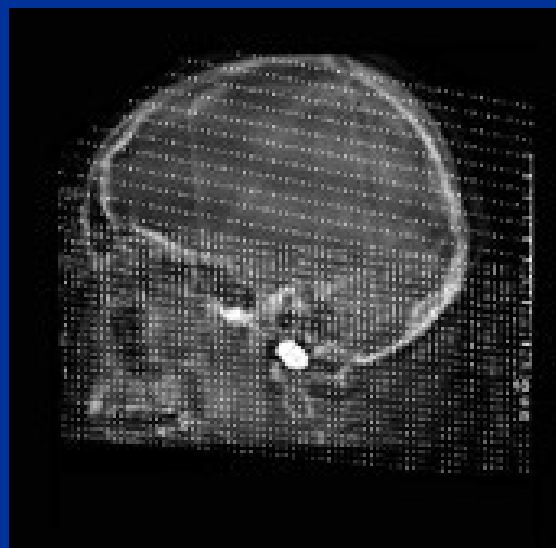


# Nevýhody, limitace

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



# Princip CT zobrazení



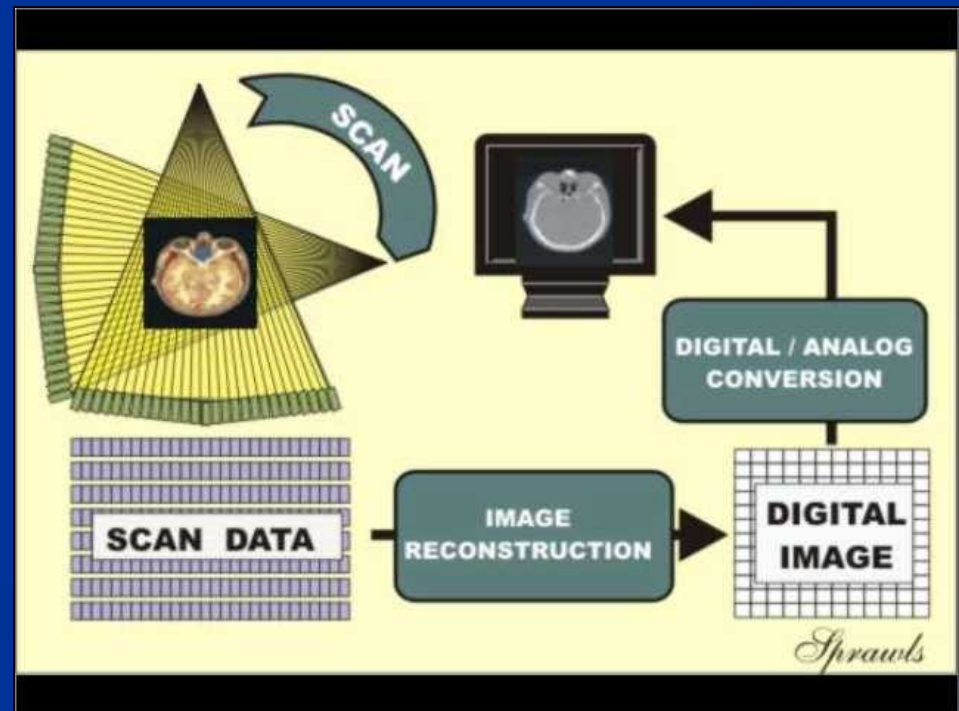
# Z historie

- 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**

# Tvorba CT obrazu obecně

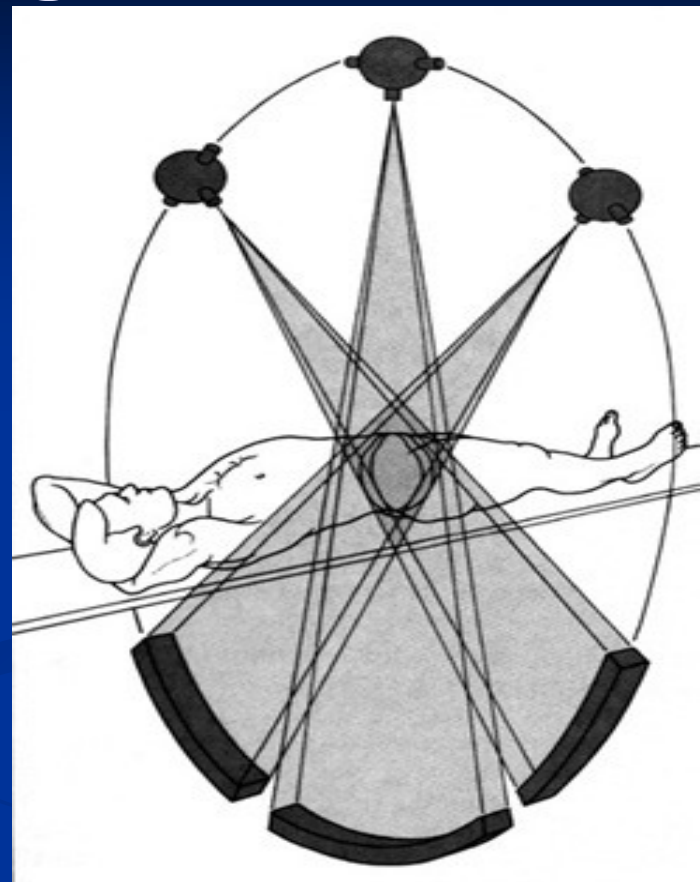
Skládá se ze tří fází:

- **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)



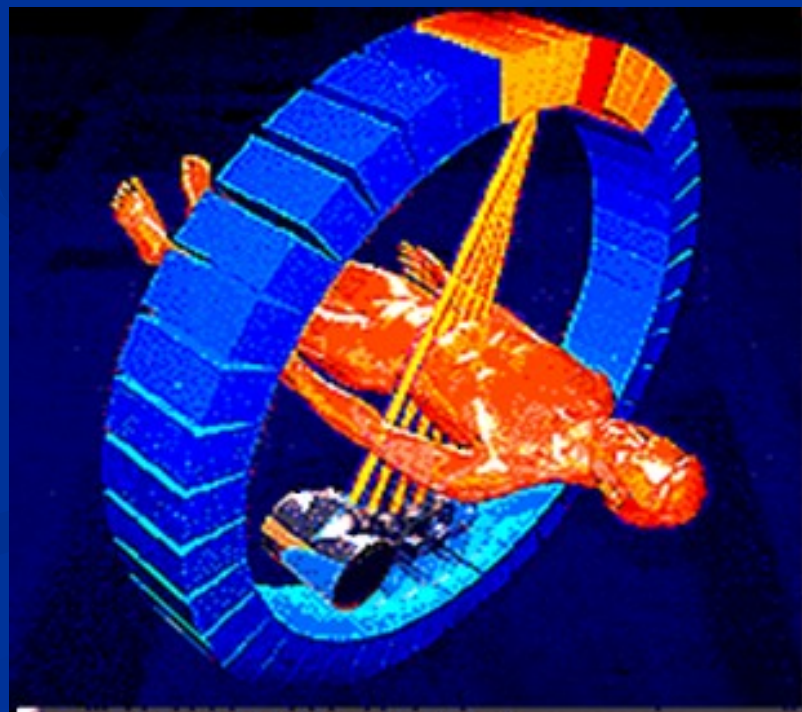
# Princip CT tomografie

- 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.
- Komplex 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

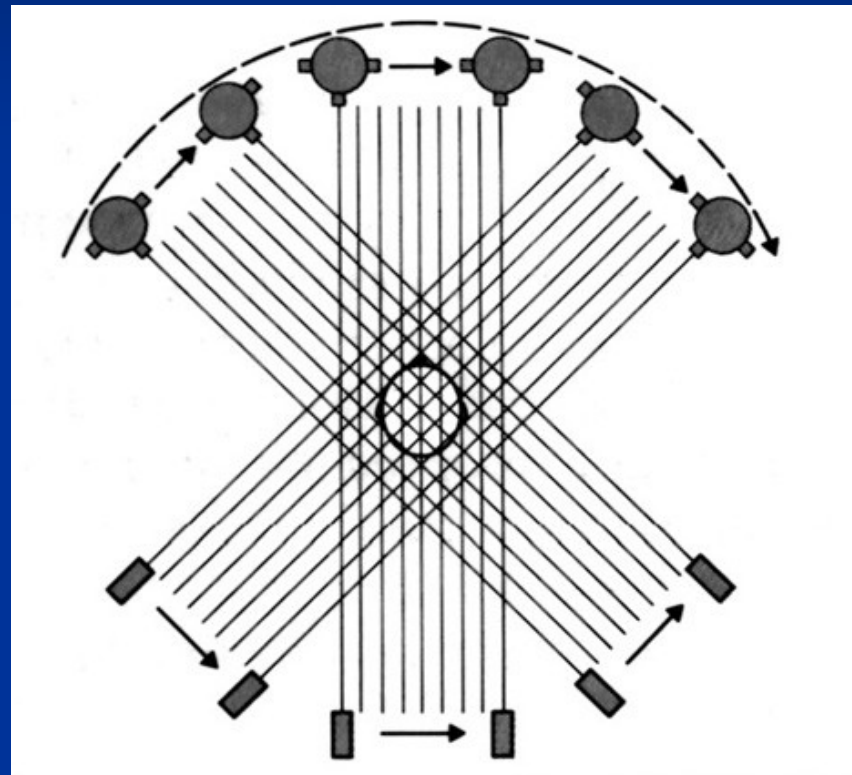
- V rámci jednoho oběhu o 360° získá systém běžně 400 – 700 projekčních měření absorpce daného objektu z různých úhlů.
- Výpočetní tomografie (stejně jako např. ultrazvuk nebo magnetická rezonance) představuje metodu **tomografickou**, tzn. prezentující obraz konkrétní (typicky transverzální) **vrstvy**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





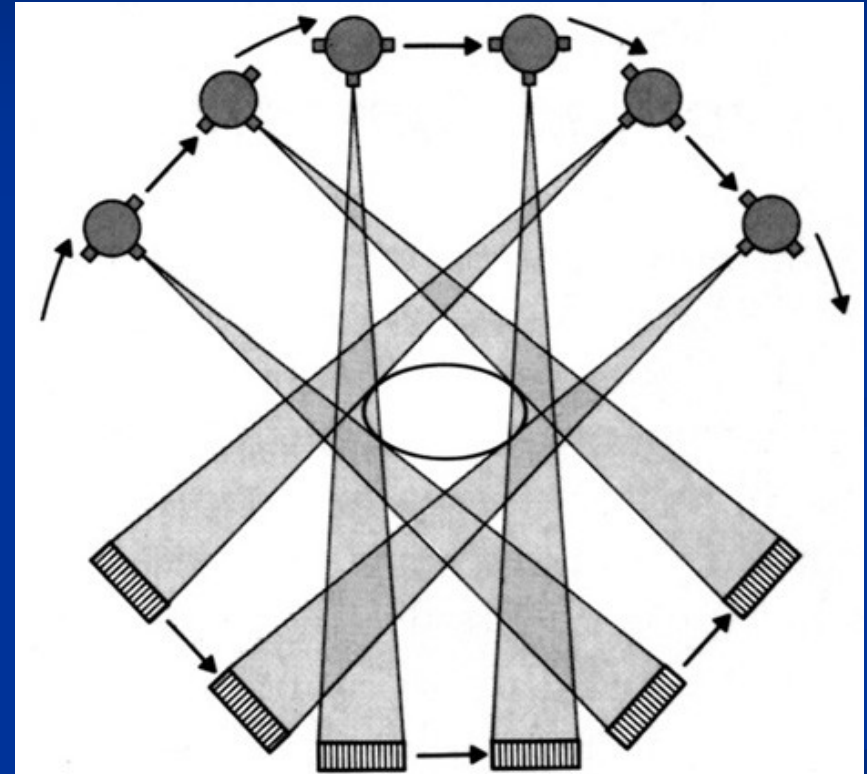
# Generace CT přístrojů I.

- Z hlediska technické realizace prodělala výpočetní tomografie několik generačních kroků. Skenery **první generace** používaly rotačně-translační 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.

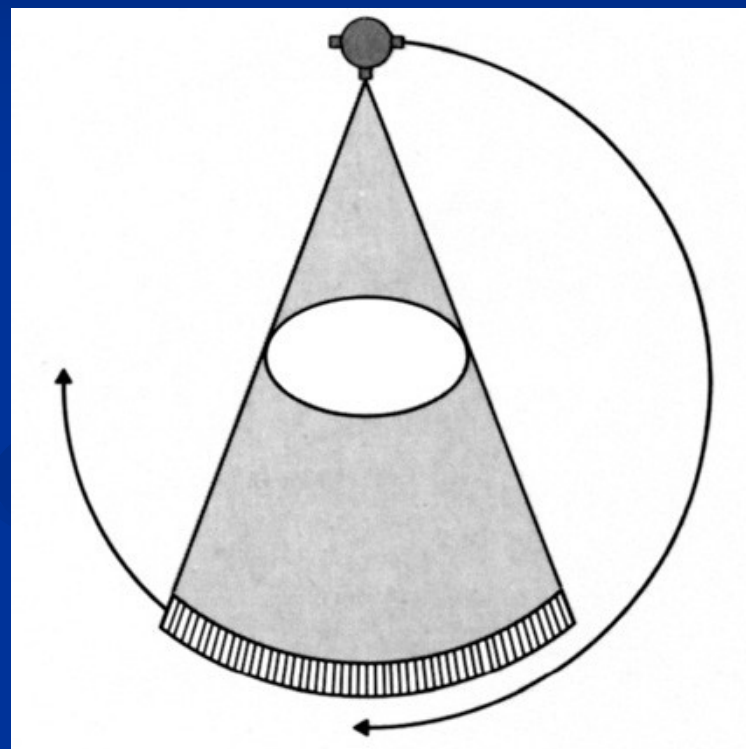
- **Druhá generace** CT přístrojů pracovala rovněž na principu rotačně-translačního skenování, doba výstavby obrazu se však zmenšila na 10 – 20 sekund při použití nikoliv jednoho, ale sady 10 – 50 detektorů





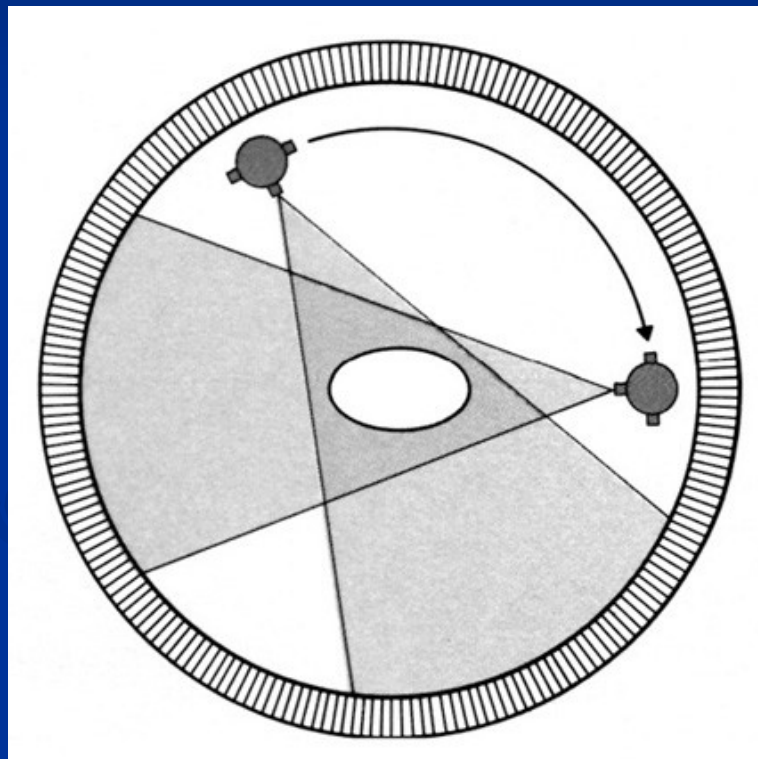
# Generace CT přístrojů III.

- 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.



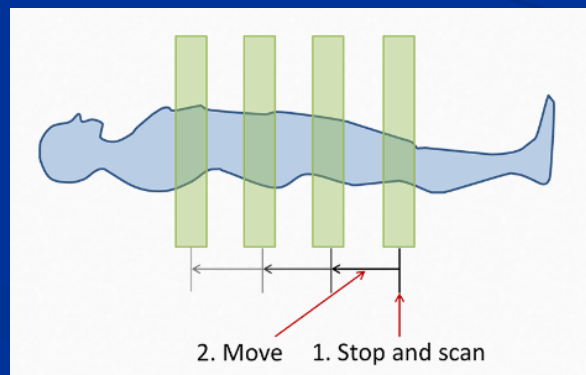
# Generace CT přístrojů IV.

- 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 otáčící okolo vyšetřovaného již pouze rentgenka.
- V praxi se kvůli zkreslující geometrii zobrazení a špatnému vyvážení rotoru nerozšířily.

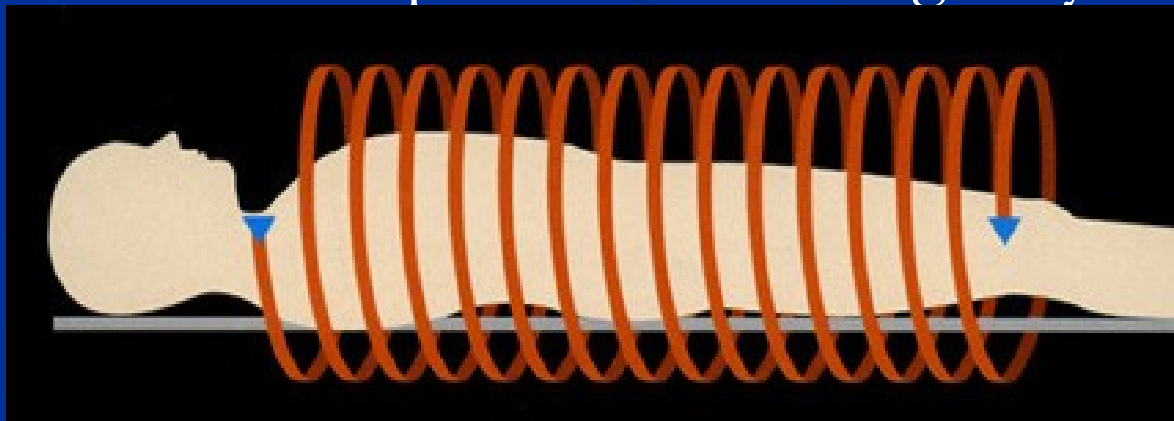


# Kategorie CT přístrojů

- 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).



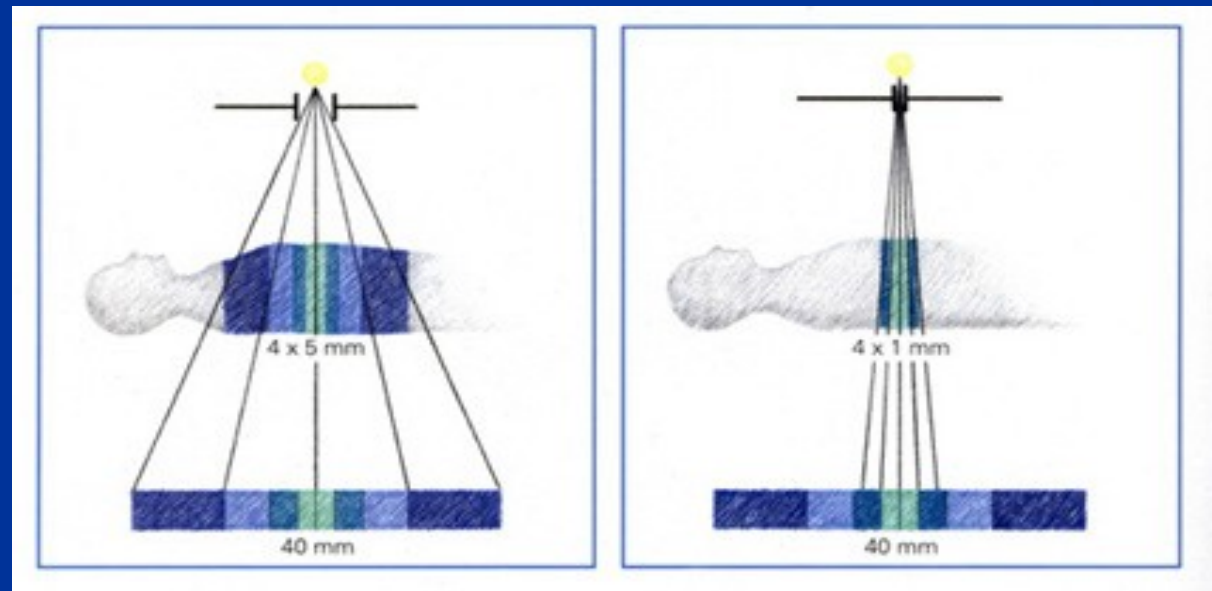
- **Kontinuální** jednosměrnou **rotaci** systému rentgenka – detektory umožnilo zavedení tzv. „**slip - ring technology**“. Pevné kabely jsou zde nahrazeny systémem po sobě klouzajících kontaktů a prstenců z vodivého materiálu.
- Tento technický prvek umožnil rychlé rozšíření revolučního, tzv. **spirálního, 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 0,25 do 1 sekundy. Zásadními výhodami spirálního CT vyšetření je jednak skutečně **volumetrické**, a nikoliv „vrstevové“ **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**



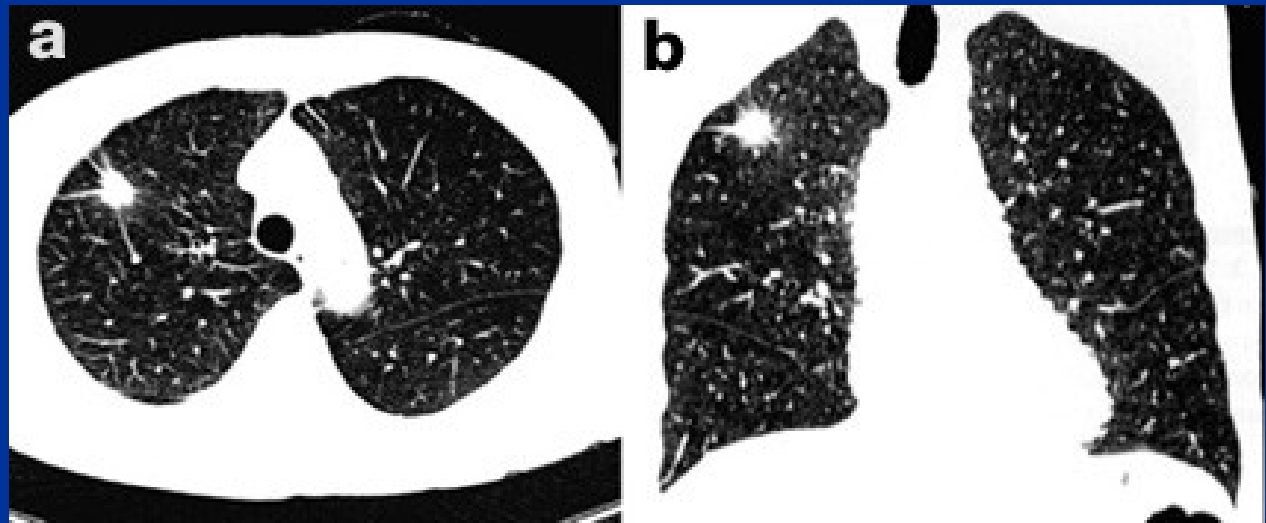
- To s sebou přináší možnost podstatného **zkrácení vyšetřovacího času**, a to při stejném nebo dokonce i **lepším rozlišení** (tloušťce vrstvy). Běžné spirální CT je schopno za danou rotační periodu rentgenky (např. 1 s) pokrýt kraniokaudální rozsah 20mm dvěma navazujícími 10mm vrstvami při stoupání (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.

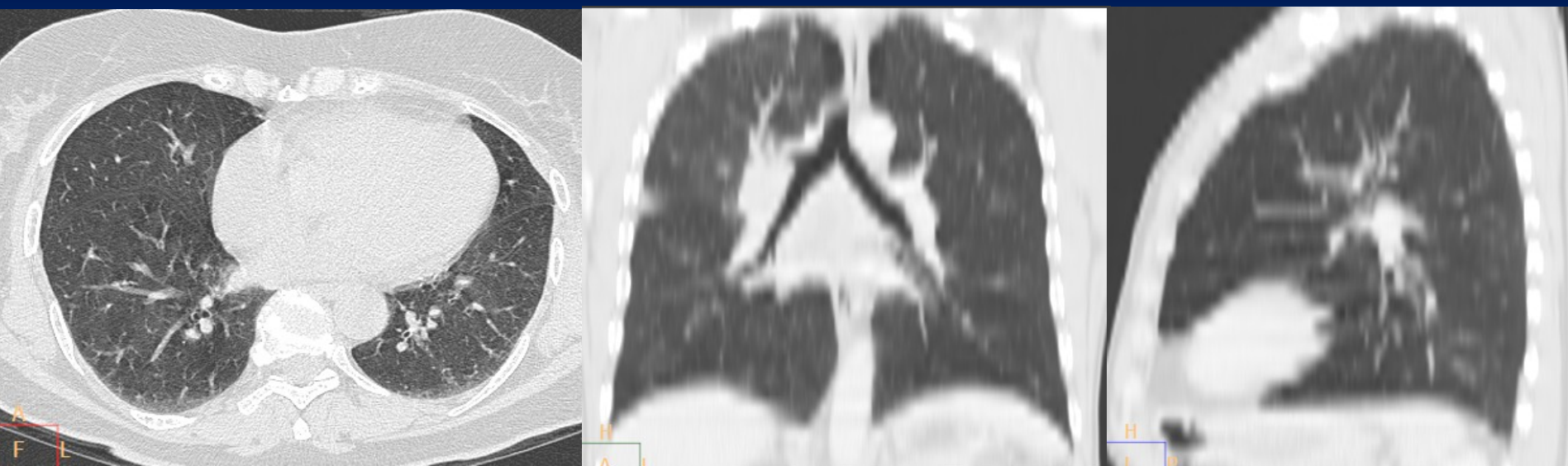


- Technologie multidetektorového CT tak představuje významný posun k možnosti izotropního geometrického rozlišení ve všech třech rovinách, tedy např. k tvorbě diagnosticky rovnocenných multiplanárních (koronárních a sagitálních) obrazových rekonstrukcí



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

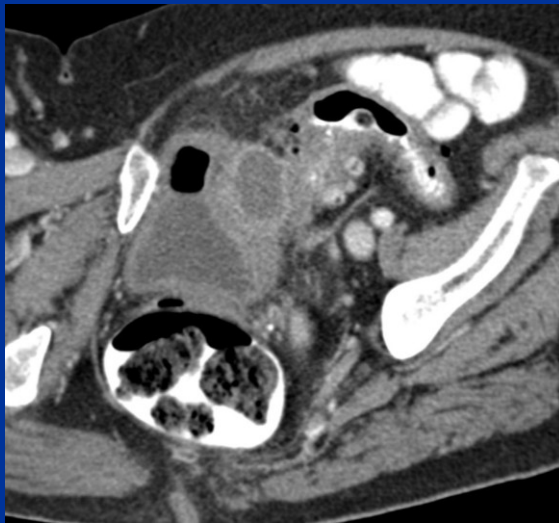




Původní axiální 1mm vrstva a koronární + sagitální rekonstrukce z vyšetření hrudníku jednořadým spirálním CT přístrojem

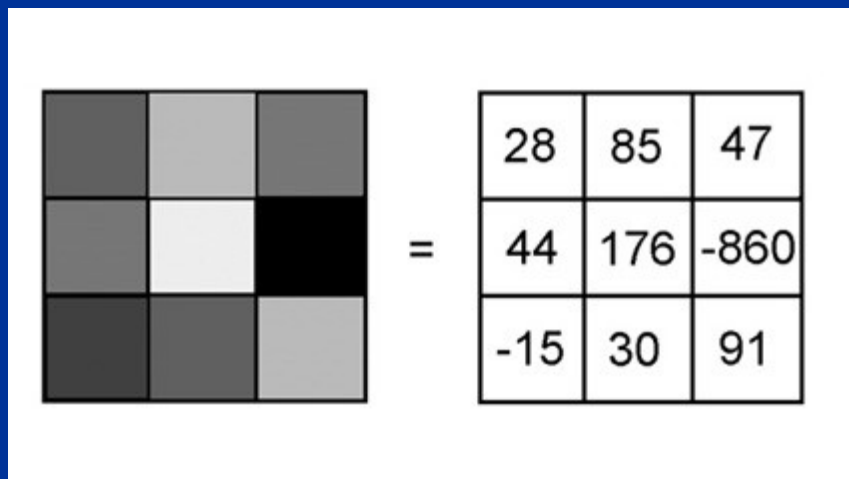
# Divertikulitida sigmoidea, sigmoideovesikální píštěl

- Divertikulitida, perikolický absces
- fokální ztlustění stěny m.m.
- plyn v m.m.



# Princip výstavby CT obrazu

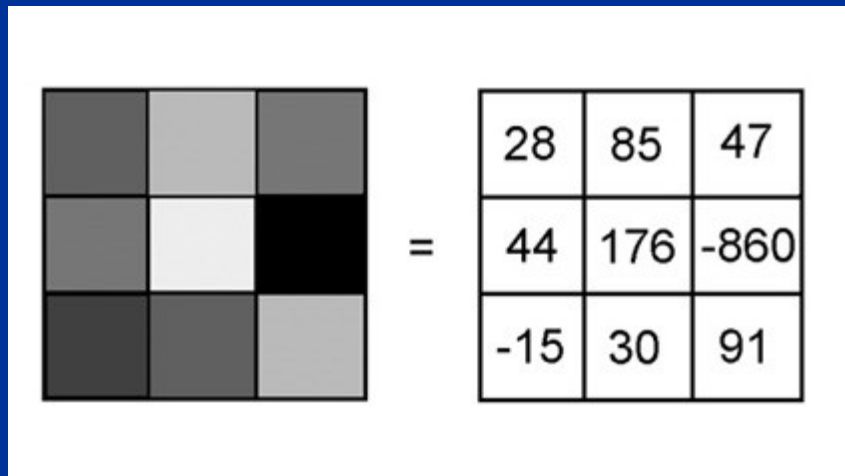
- Sada digitalizovaných údajů o **absorpci záření** vyšetřovaným objektem, kterou zaznamenaly detektory, bývá označována jako tzv. **hrubá data** („raw data“).
- Údaje o absorpci z jednotlivých projekcí jsou pomocí specifického rekonstrukčního algoritmu, tzv. **filtrované zpětné projekce**, transformovány 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).

# 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. **filtrováné zpětné projekce**, **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**)

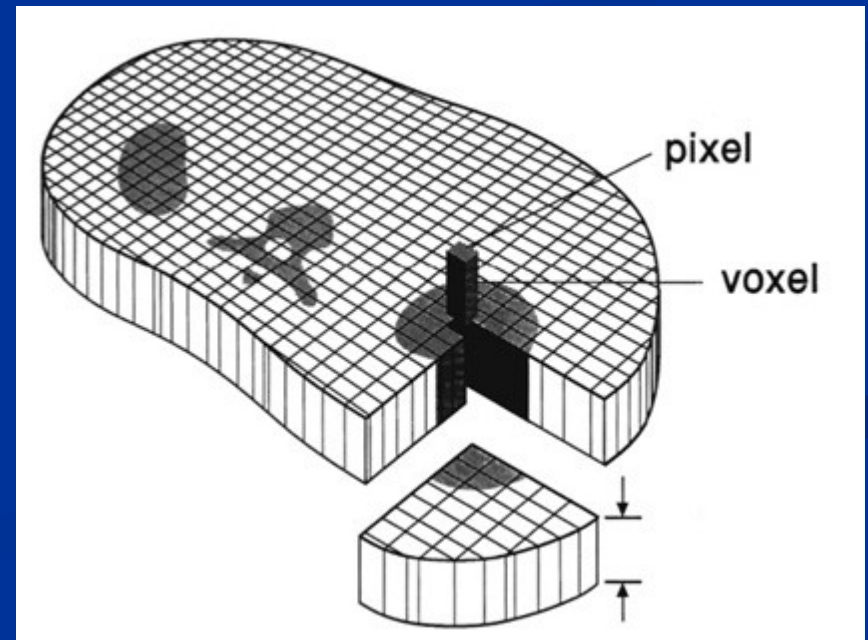


Schematické znázornění grafické prezentace jednotlivých obrazových bodů – pixelů v obrazové matici 3 x 3 bodů. Odstínům šedi jednotlivých pixelů (vlevo) odpovídají naměřené hodnoty absorpčních koeficientů – Hounsfieldových čísel (vpravo).



- 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).

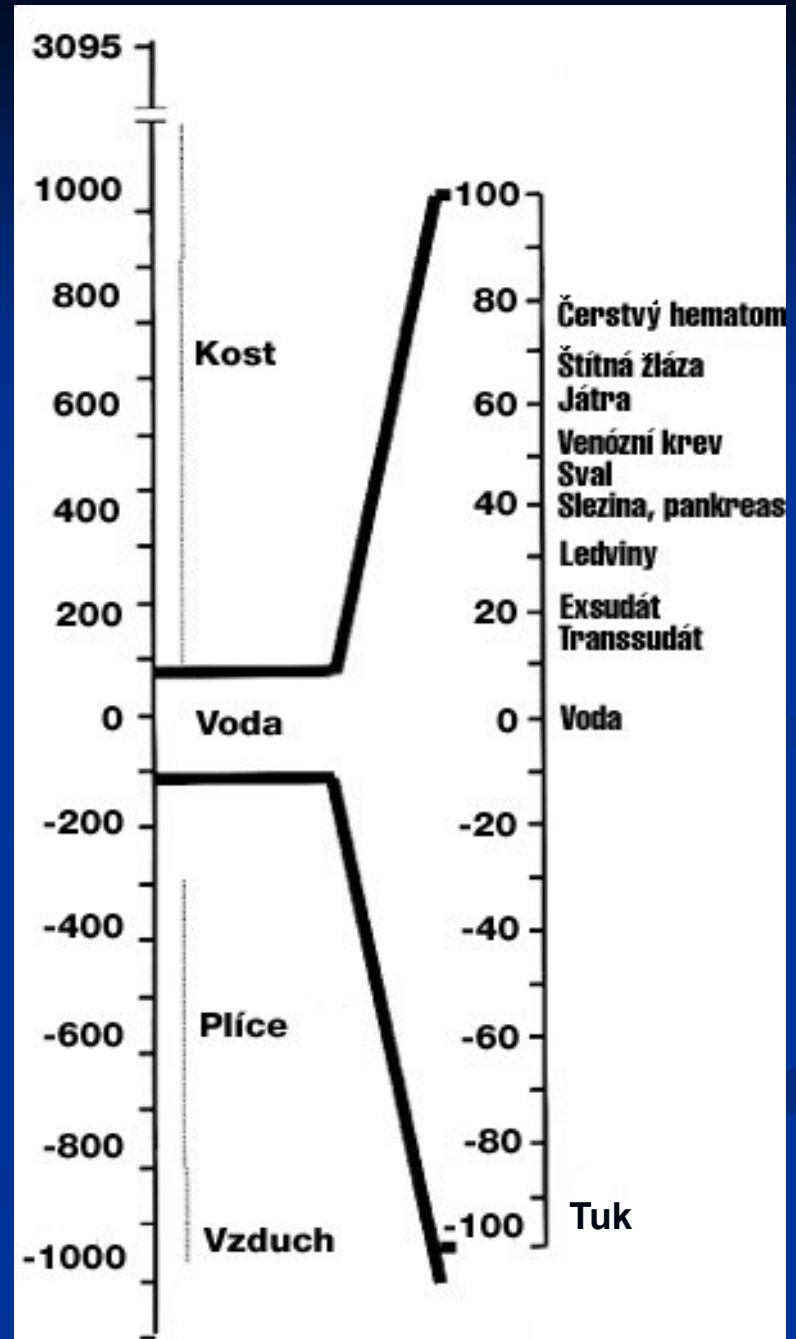


- Čím nižší je absorpce záření v daném voxelu, tím tmavší odstín odpovídajícího pixelu. Ploše jednoho pixelu je přiřazena **jedna** číselná hodnota absorpčního koeficientu, **celý pixel je proto homogenní**.
- Hodnota **denzity** vyjadřuje stupeň absorpce v jednotlivých tkáních, vztažený k absorpci rtg 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.

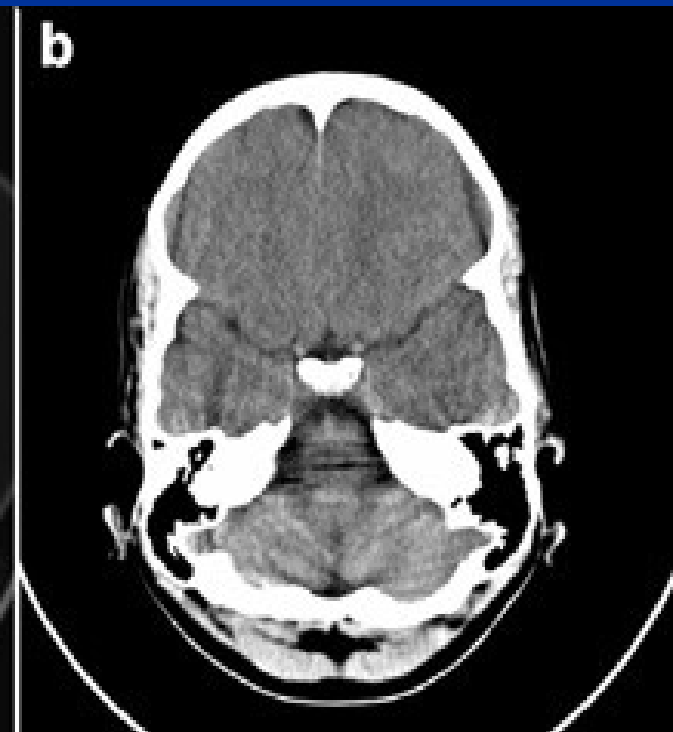
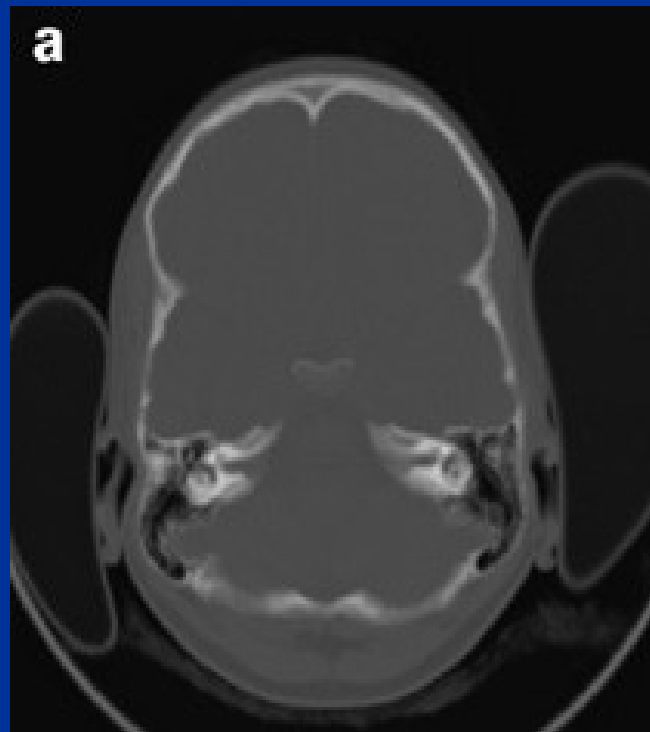
Absorpční koeficienty velké většiny biologických tkání leží v relativně úzkém rozmezí přibližně od  $-100$  HU do  $+100$  HU (zvětšená stupnice vpravo).



- 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 (**zuzuje**) 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**: rozlišíme pouze čtyři odlišné denzity: **vzduch**, **tuk**, **měkké tkáně** (včetně mozku a mozkomíšního moku) a **kost**.

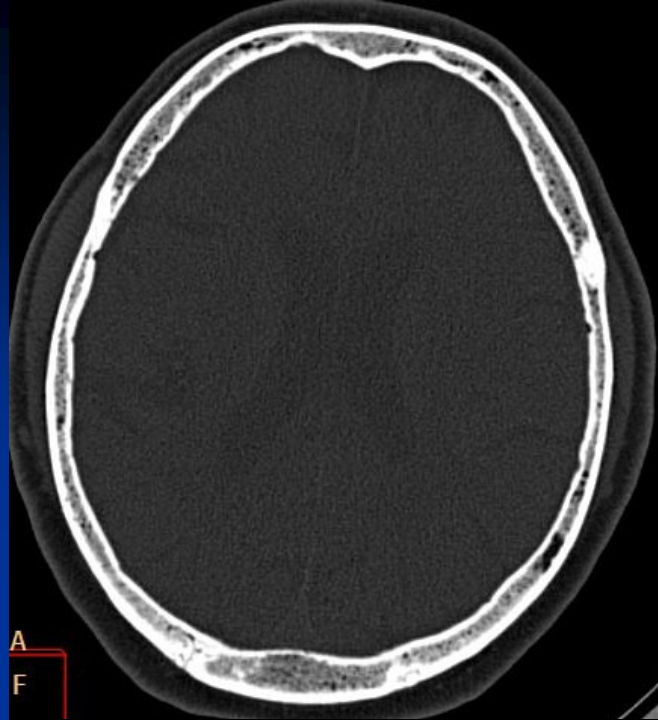
Naproti tomu v úzkém **mozkovém okně** (šířka 120 HU, střed 35 HU) je **rozlišení měkkých tkání** lepší, za cenu ztráty kontrastního rozlišení v tkáních s denzitou zasahující mimo nastavené okno (např. v kosti).



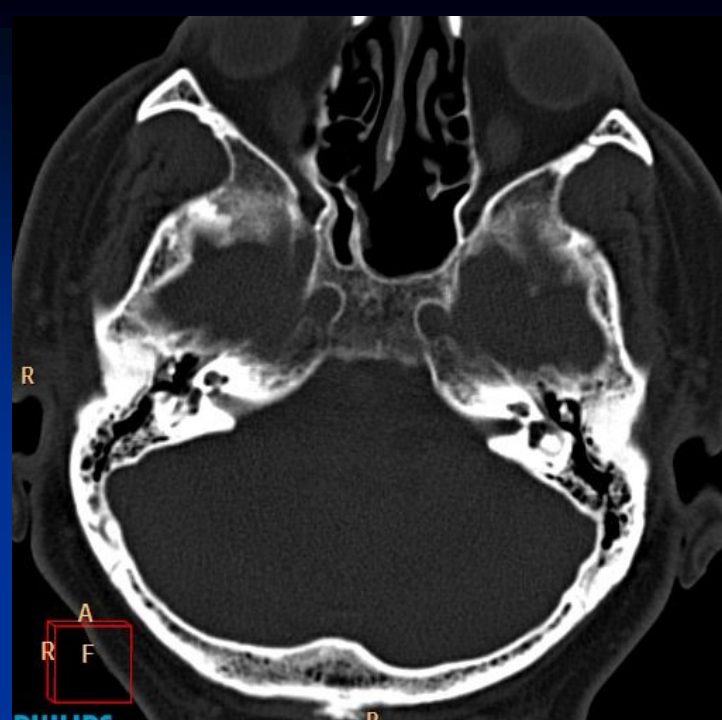
Kostní okno

Mozkové okno

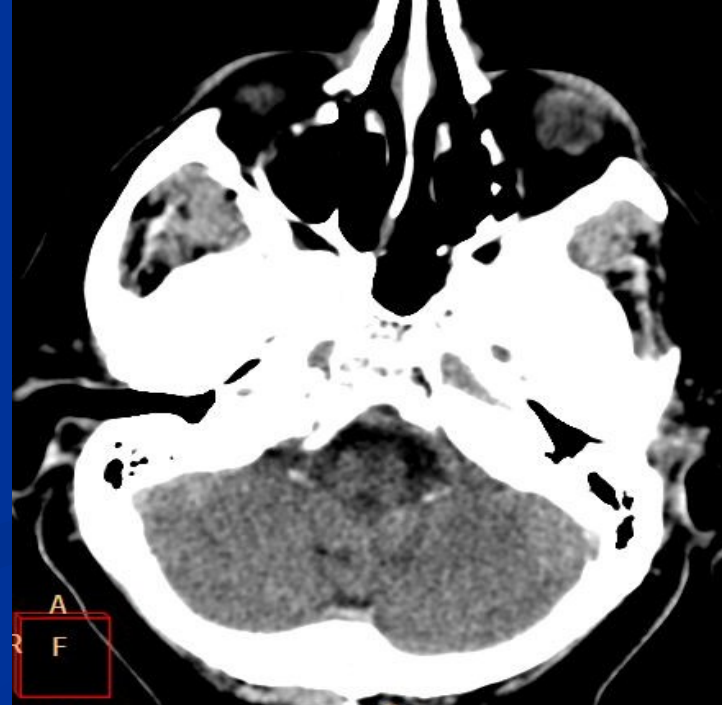




Kostní okno



Mozkové okno



# Podání kontrastní látky při CT vyšetření – způsoby aplikace

- intravaskulární – intravenózní, intraarteriální (iodové k.l. – ionické či **neionické**, většinou hyposmolární; jsou nefrotropní)
- perorální (izodenzní - voda, hypodenzní - vzduch, hyperedenzní – iodové či baryové)
- 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

- **Alergická reakce** na jod v anamnéze, POLYVALENTNÍ ALERGIE (alergoidní reakce z lavinovitého uvolnění histaminu a šokový stav )
- **Renální insuficience** (nefrotoxický účinek- mohou způsobit akutní renální insuficienci)
- **Hyperthyreóza** (zvýšený příjem jodu do organismu, může způsobit akutní thyreotoxikózu)

# 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
2. nastavení skenovacích (akvizičních) parametrů
3. nastavení obrazových (rekonstrukčních) parametrů
4. následné zpracování obrazu (postprocessing) a zhotovení definitivní obrazové dokumentace

# 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

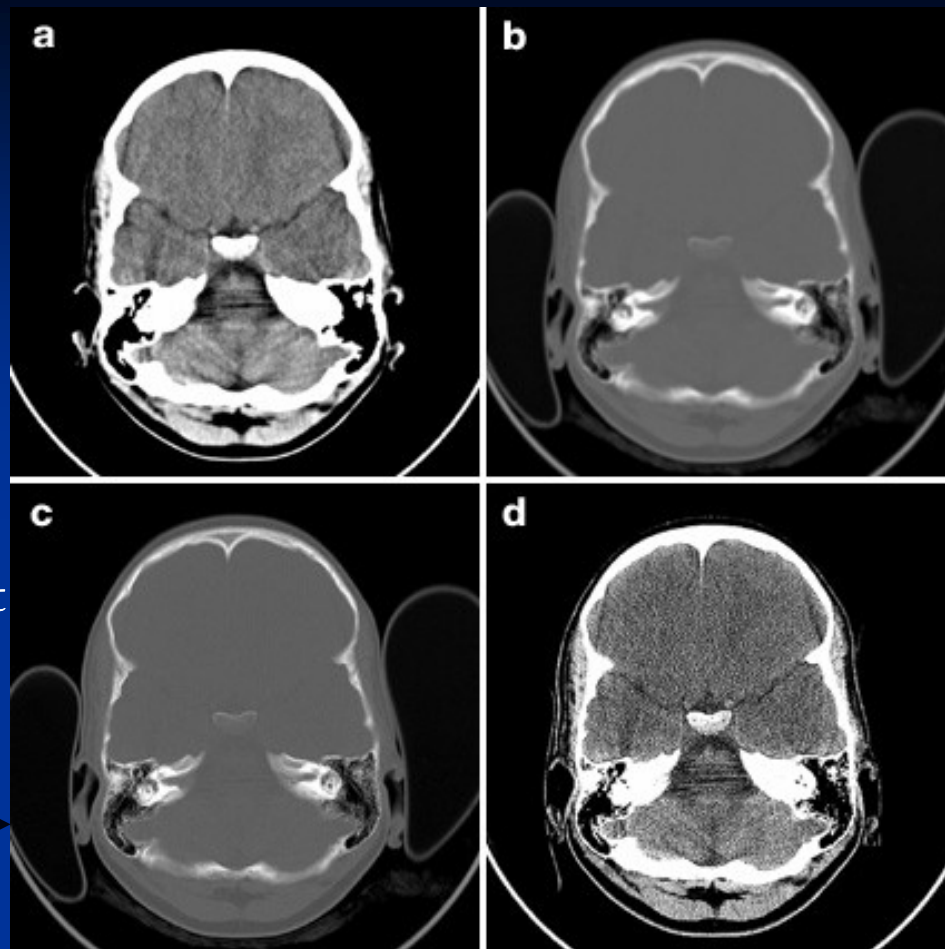
3. nastavení **obrazových (rekonstrukčních)** parametrů

- 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 apod.)
- Rekonstrukční parametry zpravidla stanovujeme již před zahájením skenování, na rozdíl od skenovacích však máme možnost je měnit i po skončení skenování. (např. velikost zobrazovaného pole, výpočetní algoritmus apod.)
- **Přednastavené protokoly pro jednotlivé anatomické oblasti – poloautomatický systém**



- 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)

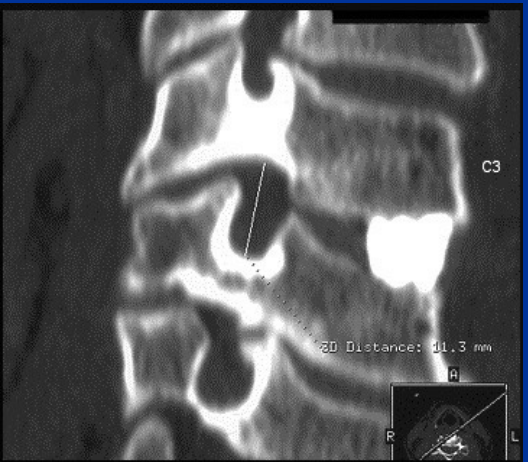
- Naopak volba rekonstrukčního algoritmu s vysokým geometrickým rozlišením (high resolution), vede ke zvýraznění tkáňových rozhraní, zvýšení ostrosti, a tím i možnosti zobrazení velmi drobných struktur, avšak za cenu zvýraznění kvantového šumu a tím i zhoršení měkkotkáňového kontrastu (c,d)



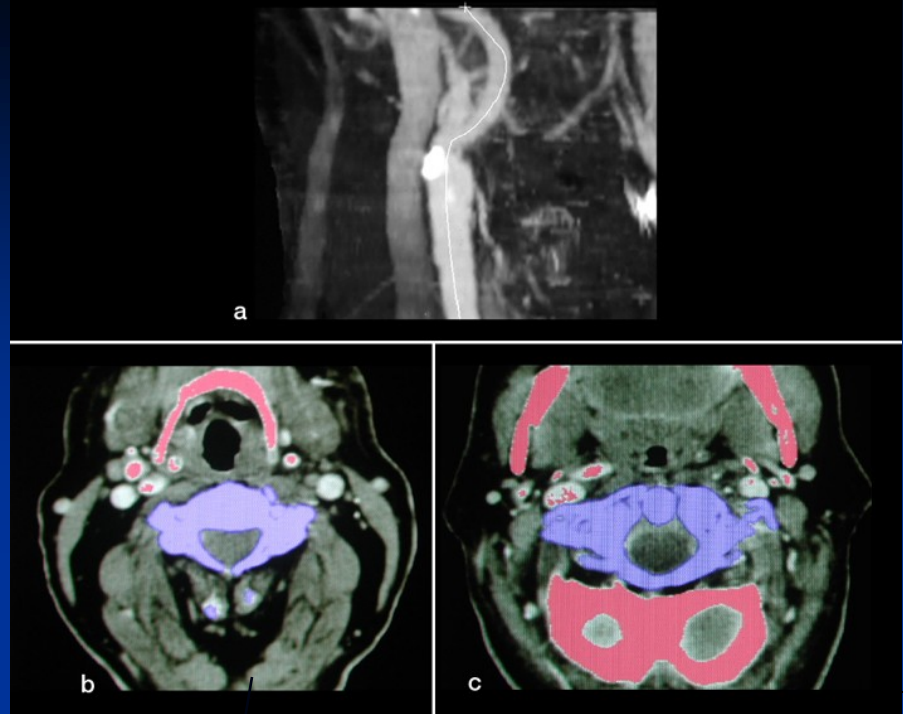
- Používá se především pro zobrazování kostí a v kombinaci s tenkými (1 - 2mm) vrstvami je rovněž základem techniky High Resolution Computed Tomography – HRCT používané u vyšetření plicního parenchymu

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...



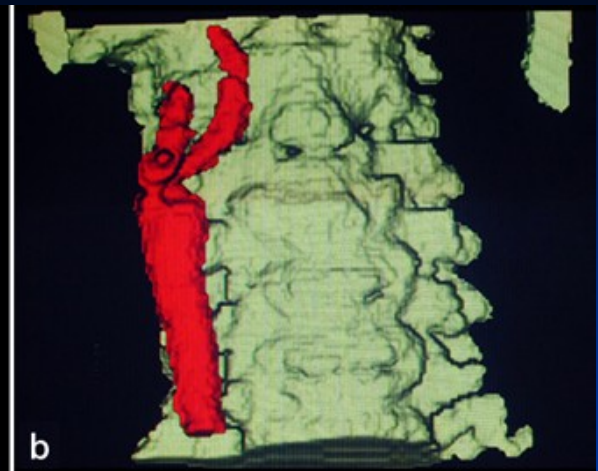
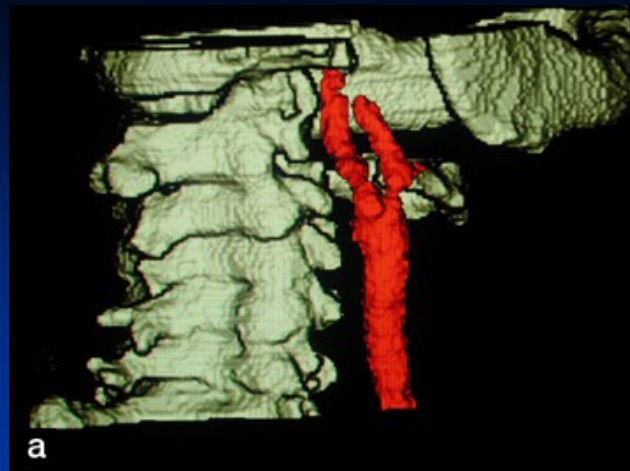
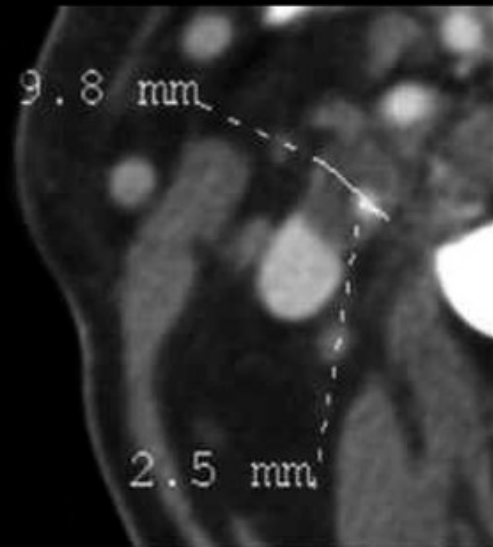
2D šikmá rekonstrukce krční páteře na foramina vpravo, sklokeramický materiál v úrovni C 3-4



CTA krku

CTA krku. MIP ACC, ACI a ACE vpravo. Obr. b) a c) - definování kosti určené k subtrakci při tvorbě MIP.



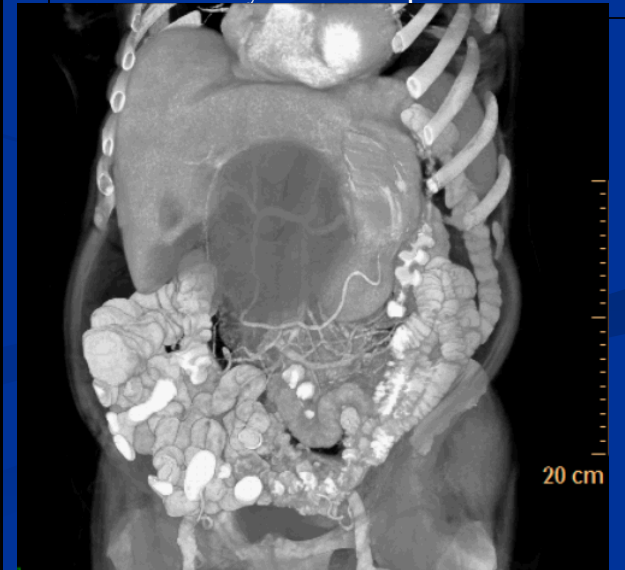


CTA krku. SSD. ACC, ACI a ACE vpravo – vlevo ACC uzavřena\_

75% stenóza ACI dx. dle schématu měření ECST  
 CTA umožňuje zcela exaktní kvantifikaci stupně stenózy přímým změřením původního průsvitu a v průtočného lumen

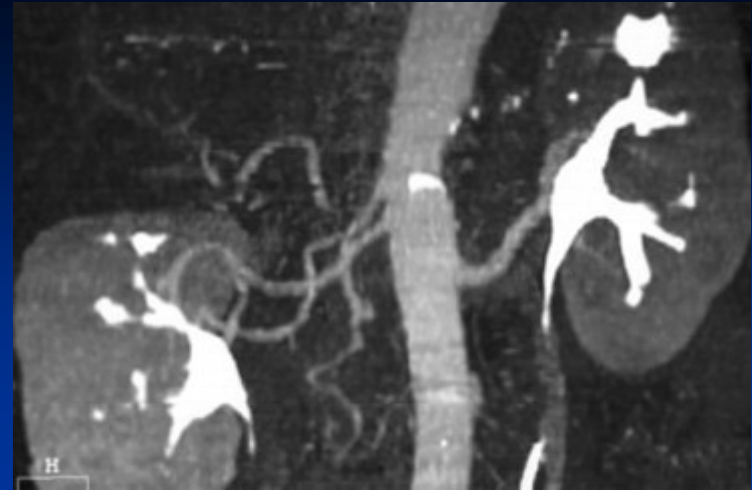
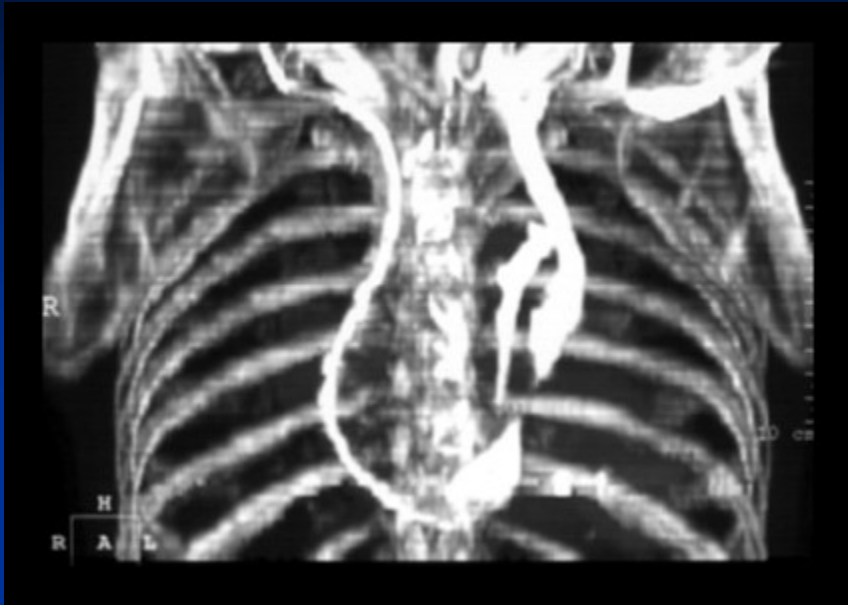


CTA aorty: Tortuozita celé aorty  
 – aneurysma serpentinum.

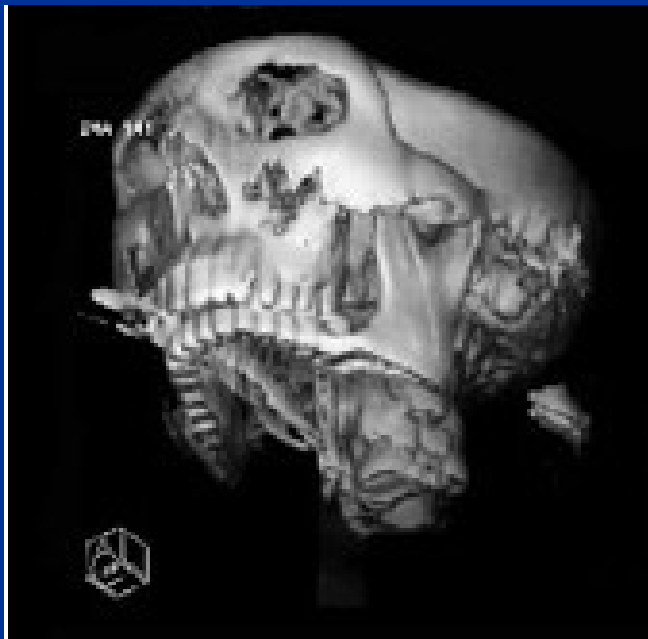




V. cava superior sinistra.\_



CTA - A. renalis duplex dx.,  
truncus coeliacomesentericus  
jako další varieta.

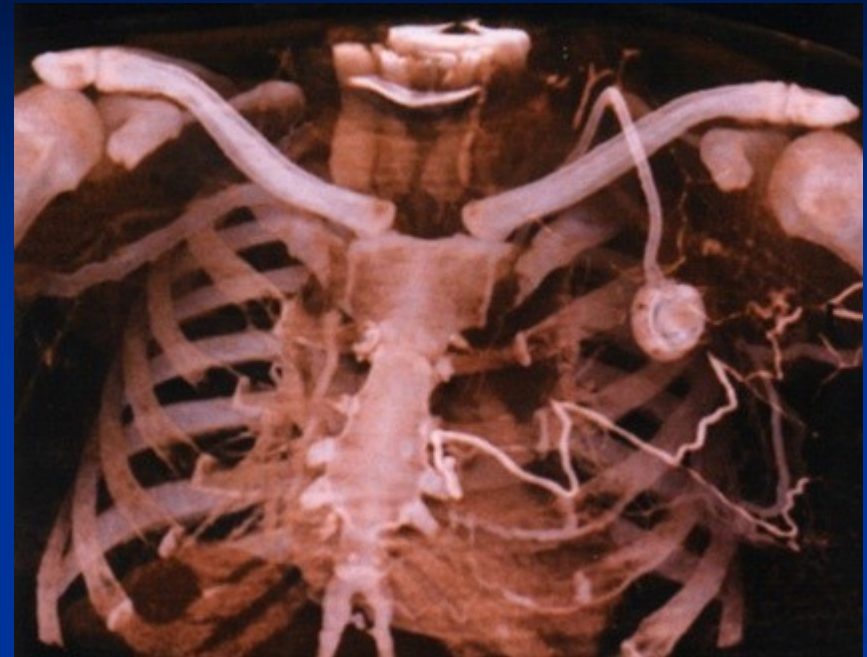


Vícečetné  
fraktury  
obličejového  
skeletu, 3D  
rekonstrukce

3D u  
fraktury  
sterna



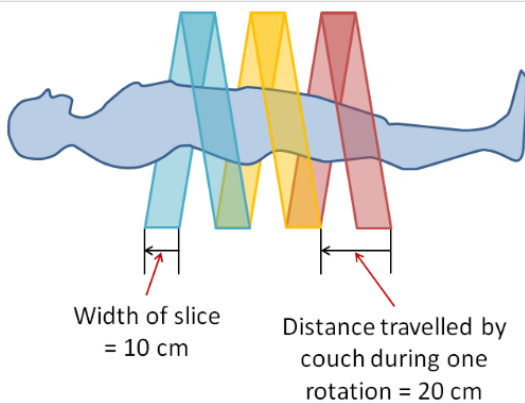
Porovnání rekonstrukčního algoritmu MIP (a, vlevo) a SSD = povrchové stínování, základ virtuálních endoskopií (b, vpravo) z končetinové CT angiografie (multidetektorové spirální CT)



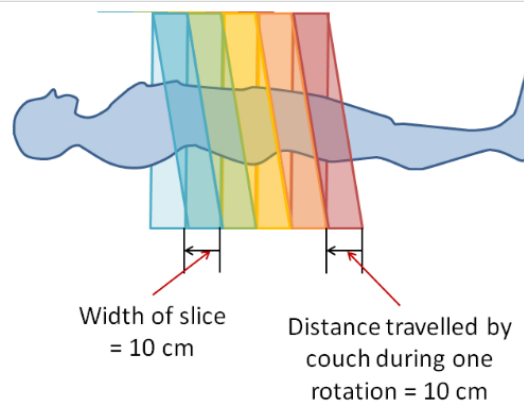
Rekonstrukce obrazových dat ze spirální akvizice pomocí tzv. volume rendering technique (VRT) jednotlivým voxelům přiděluje různé stupně sytosti od téměř úplné transparency až po naprostou neprůhlednost .

# Pitch

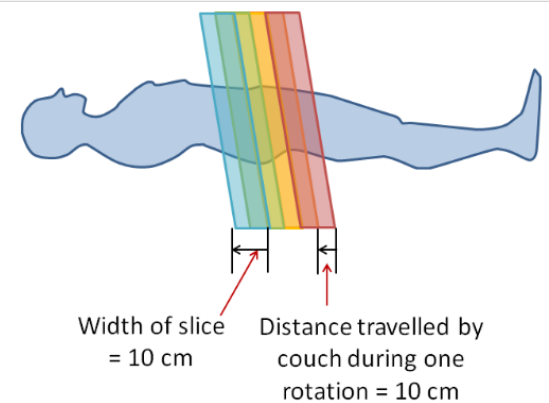
- Termín převzatý z anglického názvosloví, používá se při helikálním CT. Je to **poměr mezi délkou posunu stolu** během jedné rotace systému rentgenka-detektor a **tloušťkou řezu**. Čím je jeho hodnota vyšší, tím větší část těla můžeme vyšetřením pokrýt, tím víc ale klesá výsledná kvalita obrazu.
- Vyšší pitch poměrně výrazně snižuje celkovou radiační zátěž pacienta. Nastavení se většinou pohybuje v rozmezí 1,4 až 2.
- Příklad: Uvažujeme-li o čase rotace 1 sekunda, tak při pohybu stolu o 5 mm za sekundu a tloušťce řezu 5 mm, bude mít pitch hodnotu 1. Bude-li pohyb stolu 10 mm za sekundu a tloušťka zůstane 5 mm, pitch bude 2.



$$\text{Pitch} = \frac{20}{10} = 2$$

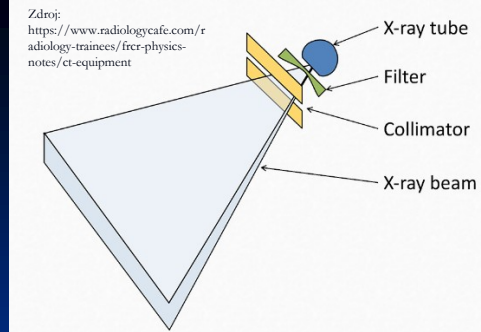


$$\text{Pitch} = \frac{10}{10} = 1$$

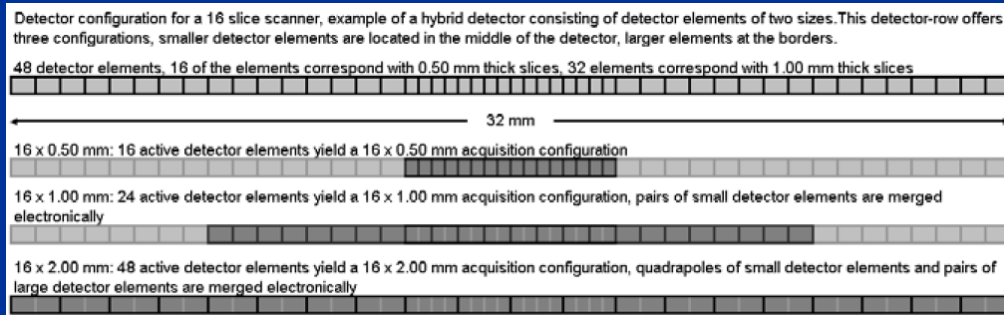


$$\text{Pitch} = \frac{5}{10} = 0.5$$

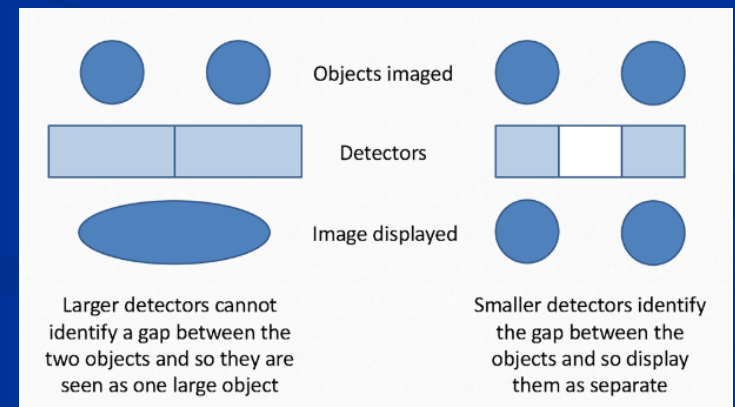
# Kolimace



- Kolimace neboli „vyclonění“ RTG paprsku **určují tloušťku řezu**. Při konvenční a spirální technice se toho dosahuje mechanicky pohyblivými clonami uloženými mezi rentgenkou a pacientem
- U MDCT ale samotná kolimace neurčuje konečnou tloušťku řezu, o tom zde rozhodují hlavně **detektory** (tloušťka pak může být od 0.35 do 20mm).



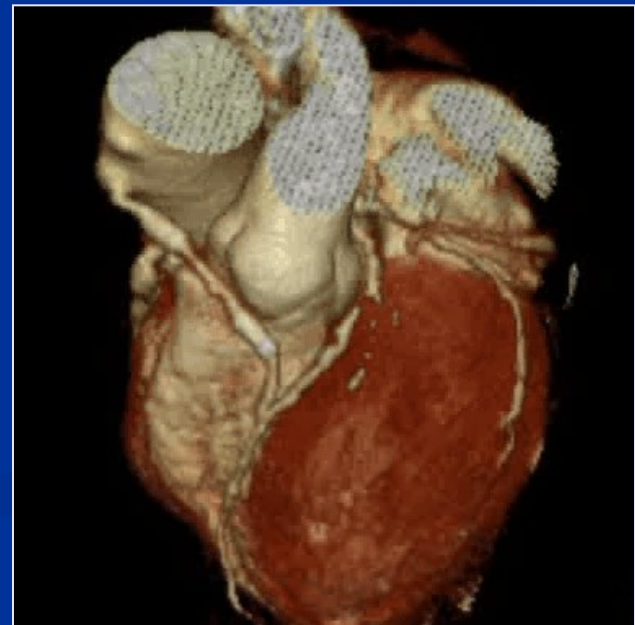
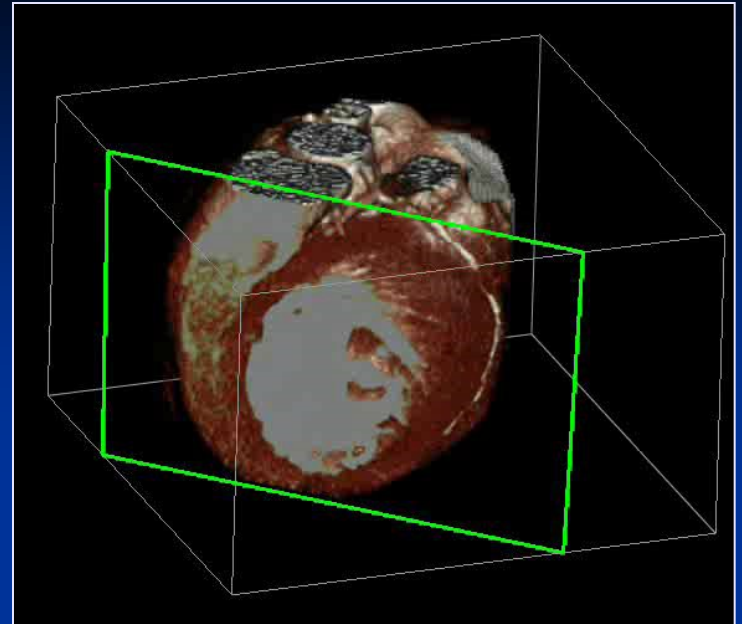
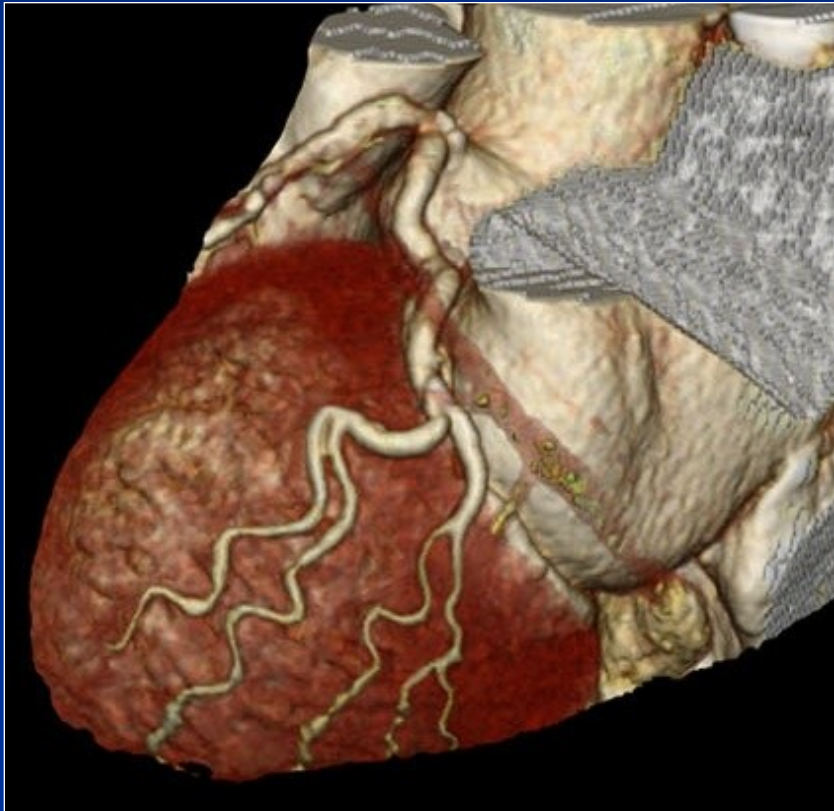
Zdroj: <http://www.sukupova.cz/parametry-ct-skenovani-4/>



Zdroj: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/ct-image-quality>

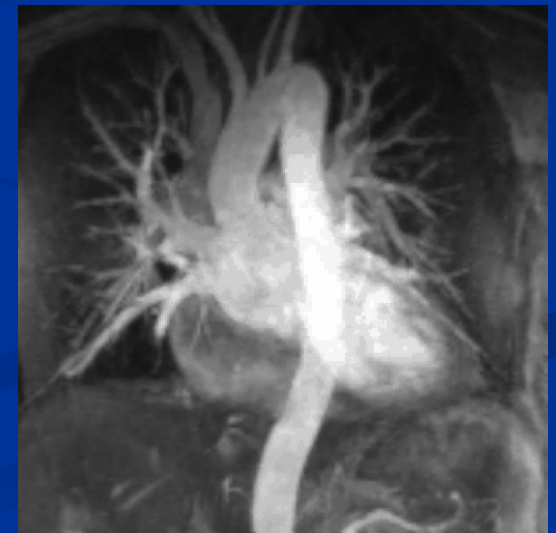
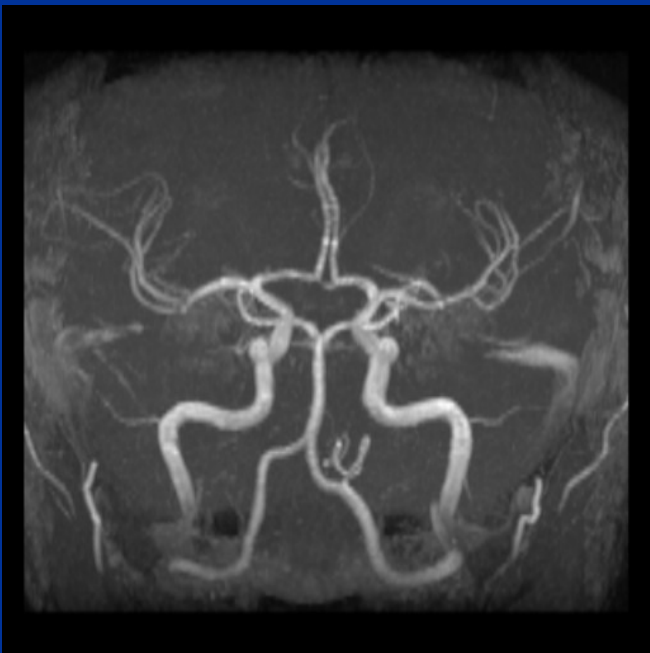


# CT zobrazení srdce





# Principy MR zobrazení



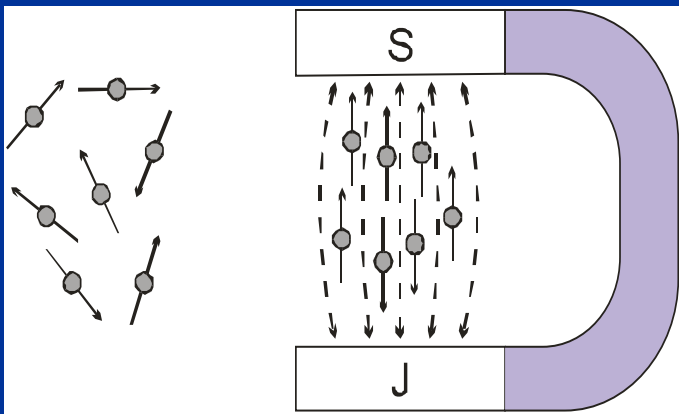
# Základní princip MR

- 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.



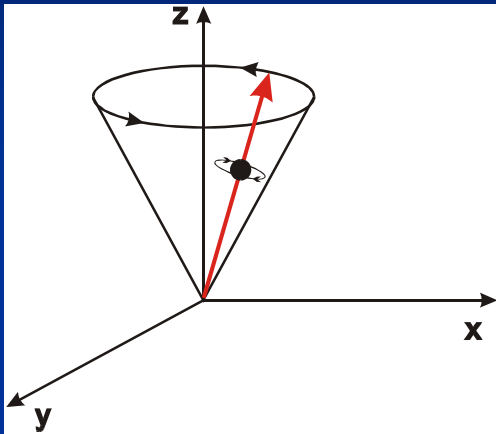
# Základní principy MRI

- 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  $M_0$

*Precese* – pohyb jader, který je možno přirovnat k pohybu po plášti pomyslného kužele



Frekvence precesního pohybu udává tzv. Larmorova rovnice:

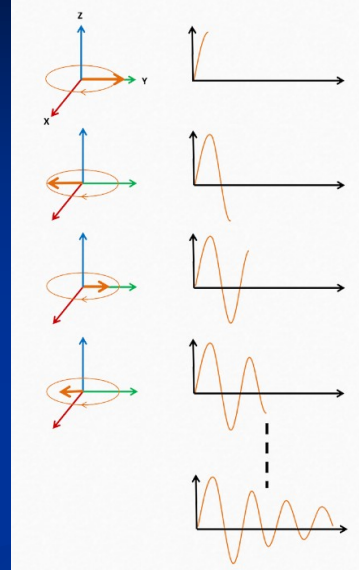
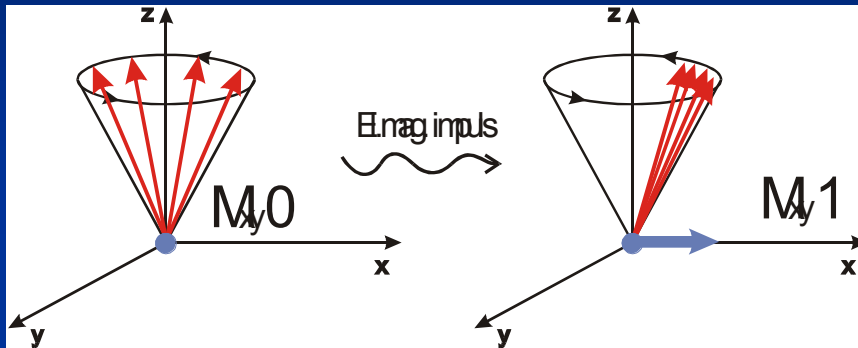


- Za normálních okolností není precesní pohyb synchronizován → celkový magnet. moment v ose  $x, y = 0$
- K synchronizaci dojde při aplikaci elektromagnet. impulsu o frekvenci rovné Larmorově frekvenci → dojde k rezonanci a synchronizaci

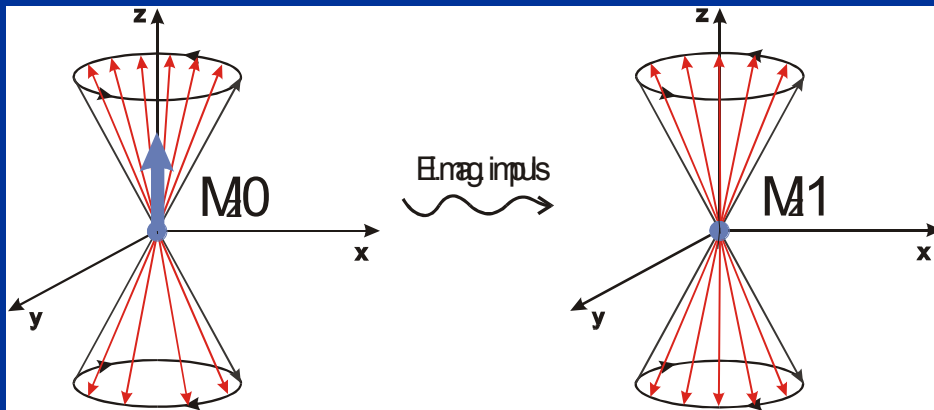
# Aplikace elektromagnetických impulsů má dvojí účinek:

Zdroj: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/t1-and-t2-signal>

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

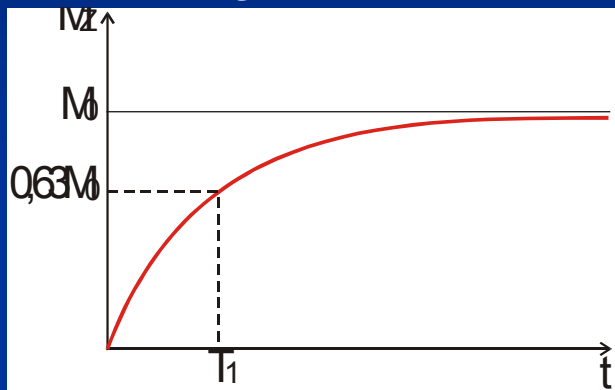


2. Energie EM pulsu naruší stav rovnováhy – počet paralelně a antiparalelně orientovaných jader se začne vyrovnávat (90 stupňový puls) případně antiparalelní jádra převládnu (180 stupňový puls)



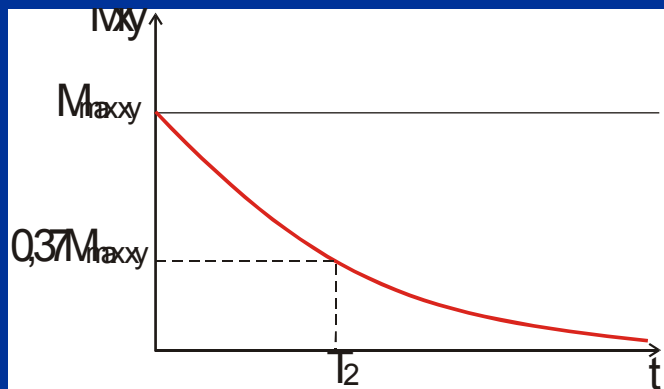
## Když EM impuls přestane působit, dojde k obnovení rovnovážného stavu

1. Opět převládne paralelní orientace jader → dochází k postupnému nárůstu magnetického momentu v ose Z (spin-lattice relaxace)



Nárůst vektoru  $M_Z$  vyjadřuje tzv. T1 křivka. T1 je konstanta, která odpovídá času, ve kterém vektor  $M_Z$  dosáhne 63% své původní hodnoty

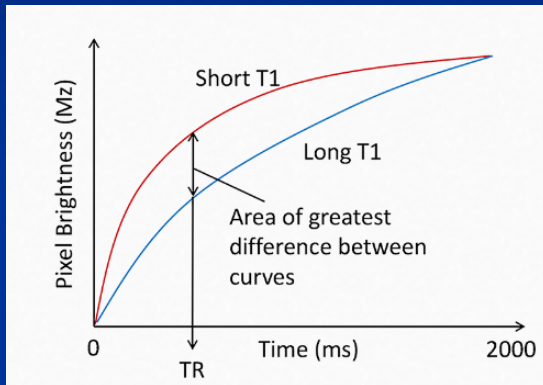
2. Dojde k původní „desynchronizaci“ precese jader → postupně vymizí vektor příčné magnetizace (spin-spin relaxace)



T2 křivka vyjadřuje závislost poklesu vektoru příčné magnetizace. T2 je čas, ve kterém vektor  $M_{XY}$  dosáhne 37% své původní hodnoty

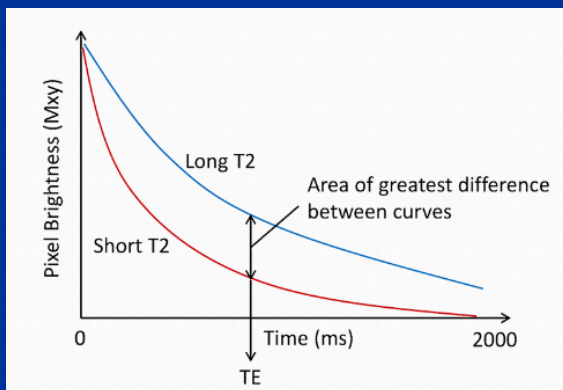
# Když EM impuls přestane působit, dojde k obnovení rovnovážného stavu

1. Opět převládne paralelní orientace jader → dochází k postupnému nárůstu magnetického momentu v ose Z (spin-lattice relaxace)



Nárůst vektoru  $M_Z$  vyjadřuje tzv. T1 křivka. T1 je konstanta, která odpovídá času, ve kterém vektor  $M_Z$  dosáhne 63% své původní hodnoty

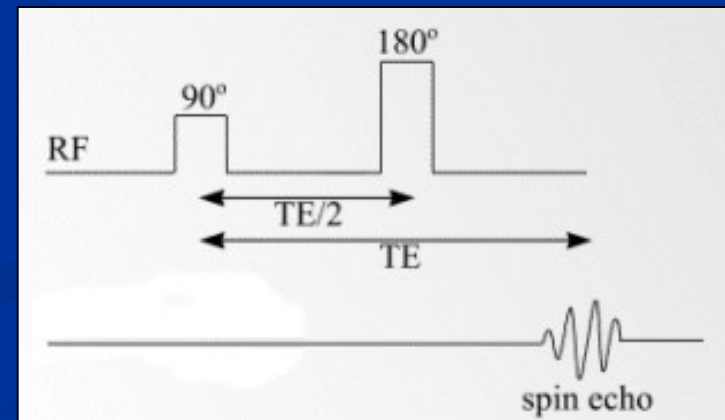
2. Dojde k původní „desynchronizaci“ precese jader → postupně vymizí vektor příčné magnetizace (spin-spin relaxace)



T2 křivka vyjadřuje závislost poklesu vektoru příčné magnetizace. T2 je čas, ve kterém vektor  $M_{XY}$  dosáhne 37% své původní hodnoty

# Jak se tvoří MR obraz?

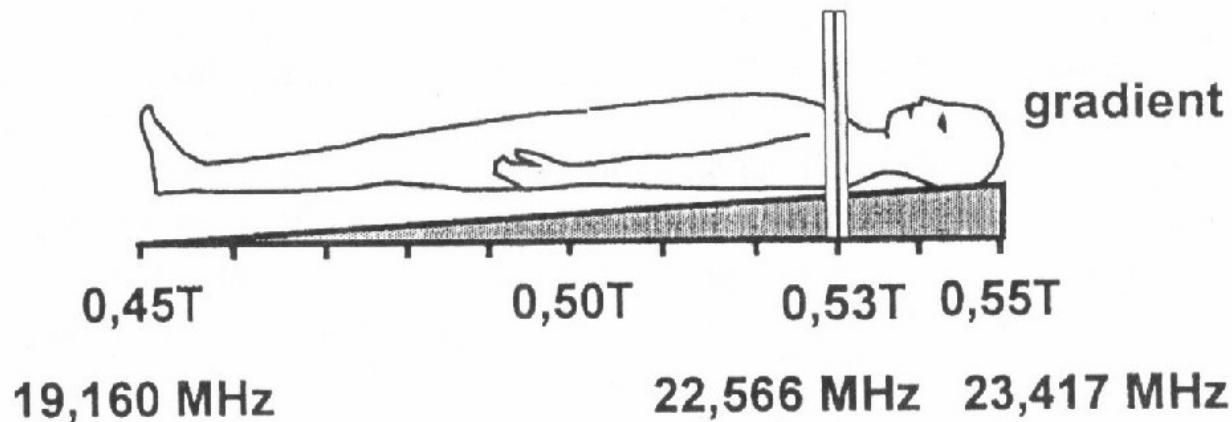
- působení energie RF pulzů na tkáň vyvolá vyzáření slabého EM signálu, který lze registrovat
- použití specifických „sérií RF pulzů“, měření získaného signálu – nejčastěji sekvence „spin echo“ (SE) nebo gradientní echo (GE)
- základní parametry sekvencí TR, TE event. TI určují charakter obrazu – T1,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





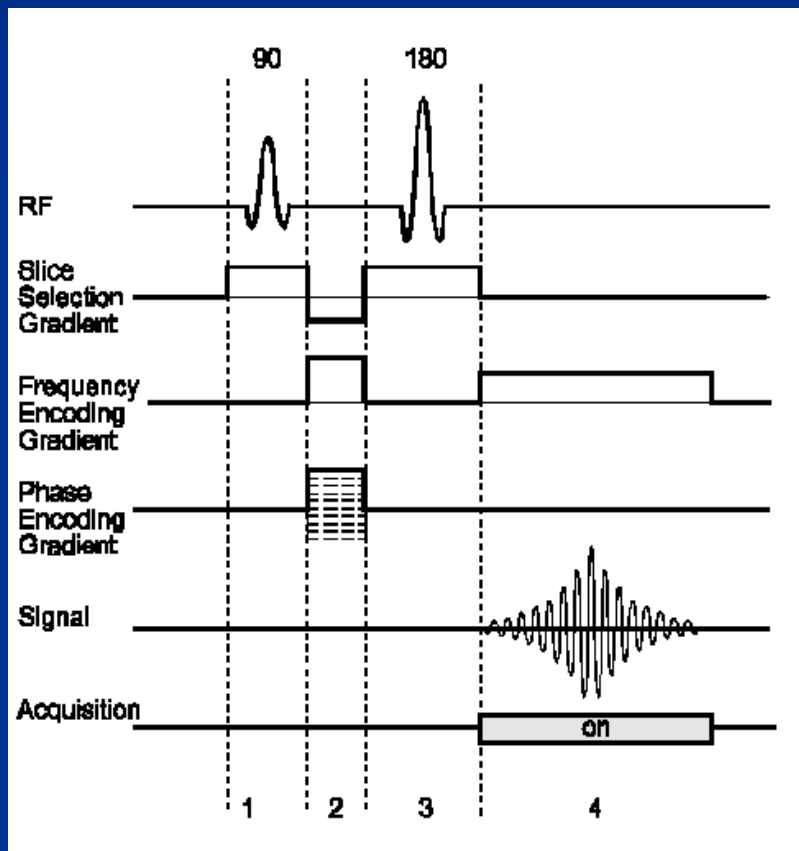
# Aplikací magnetických gradientů ve směru osy X, Y i Z lze lokalizovat zdroj signálu z těla pacienta

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



- Osa X – frequency encoding gradient – gradient se zapne během odečítání signálu – změna frekvence určí příslušný sloupec vrstvy
- Osa Y – krátké zapnutí gradientu způsobí fázový posun vlnové funkce precedujících protonů. Nutno opakovat měření tolikrát, kolik je řádků matice → matice 256x256 pixelů vyžaduje 256 měření s různou hodnotou fáze určujícího gradientu

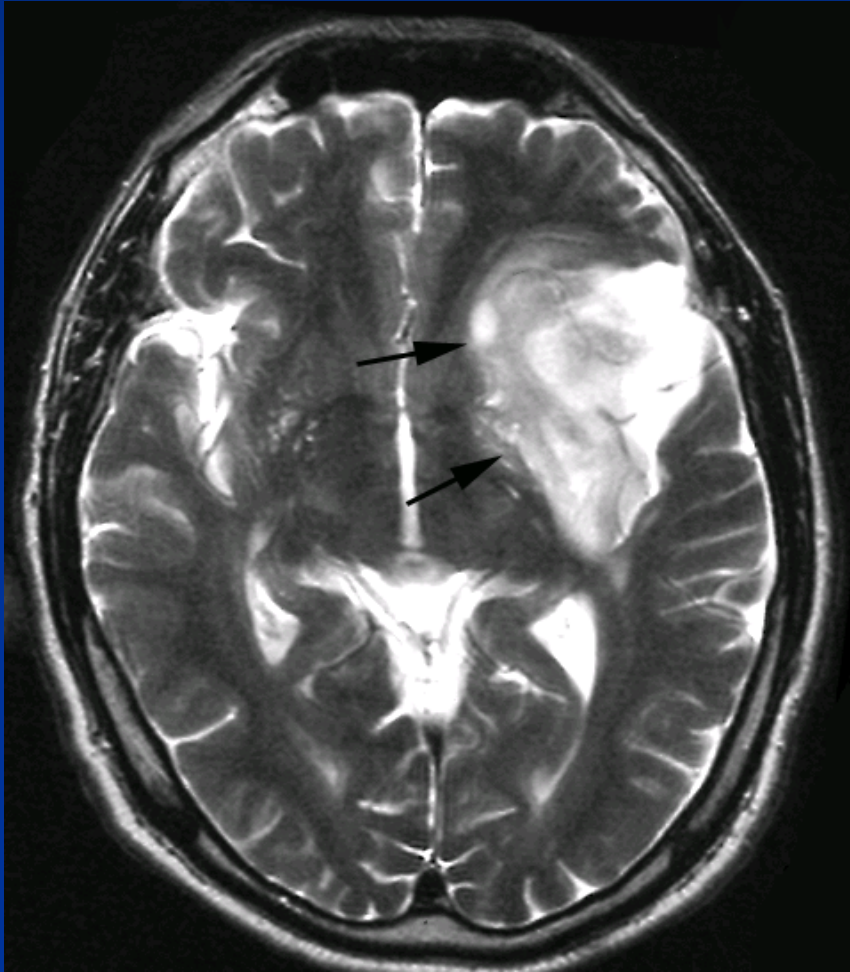
# Základ MR vyšetření – SE sekvence



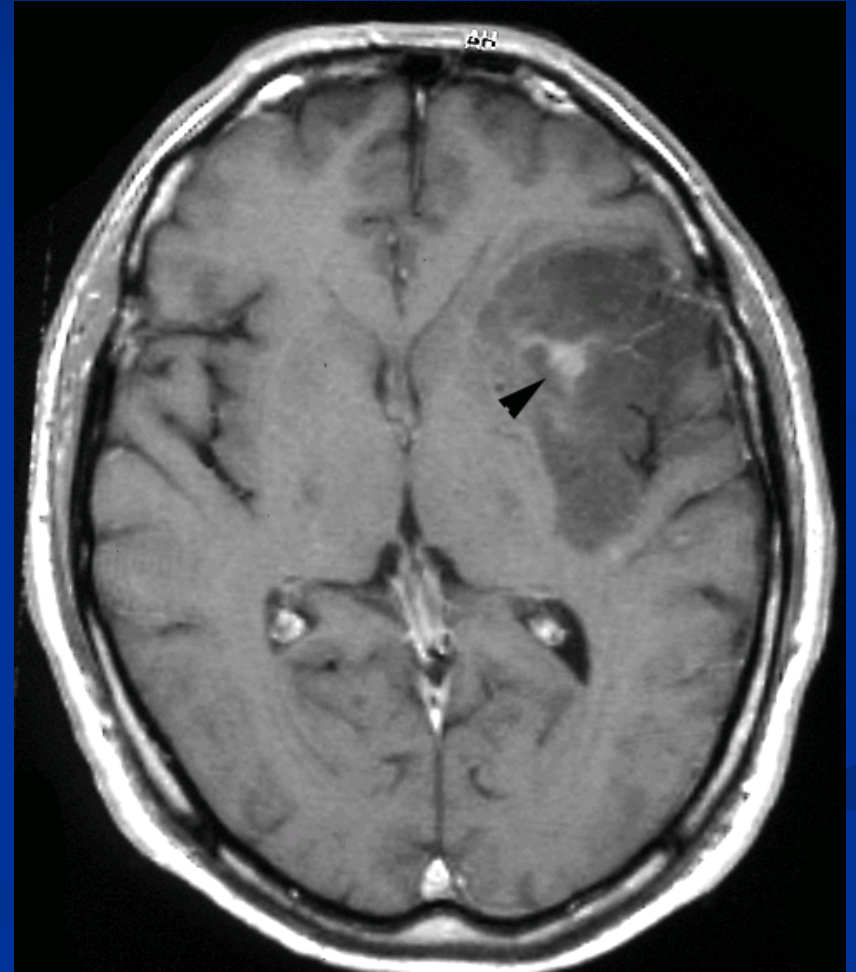
- aplikace 90 a 180st. pulzu
- zapnutí gradientů v přesně daném okamžiku
- registrace signálu
- zpracování dat pomocí Fourierovy transformace

# Spin echo

T2

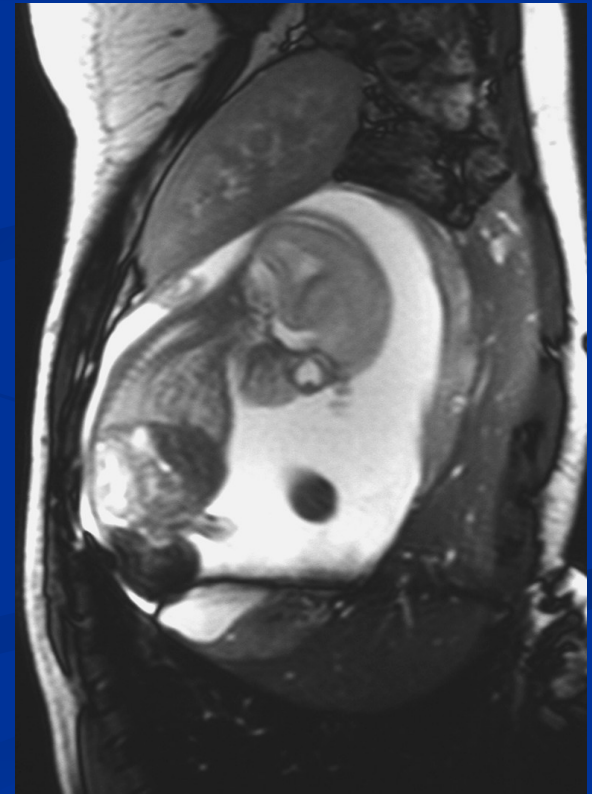
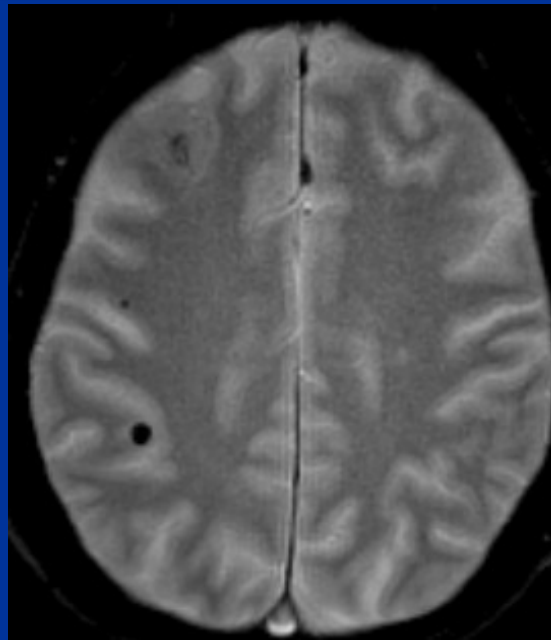
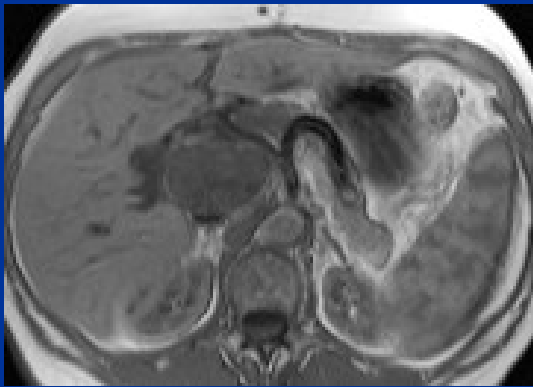


T1 Gd



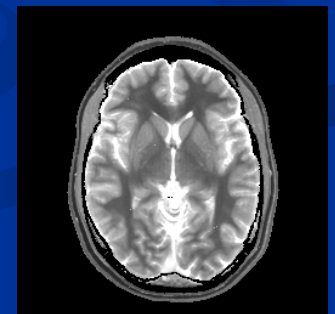
# Gradientní echo

- místo  $180^\circ$  pulsu se použije speciální magnetický gradient
- rychlé sekvence
- zvýšená citlivost na nehomogenitu magnetického pole (hemosiderin, kalcifikace..)



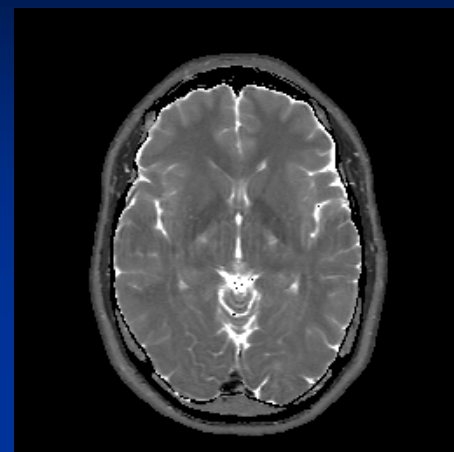
# Nevýhody MRI

- 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

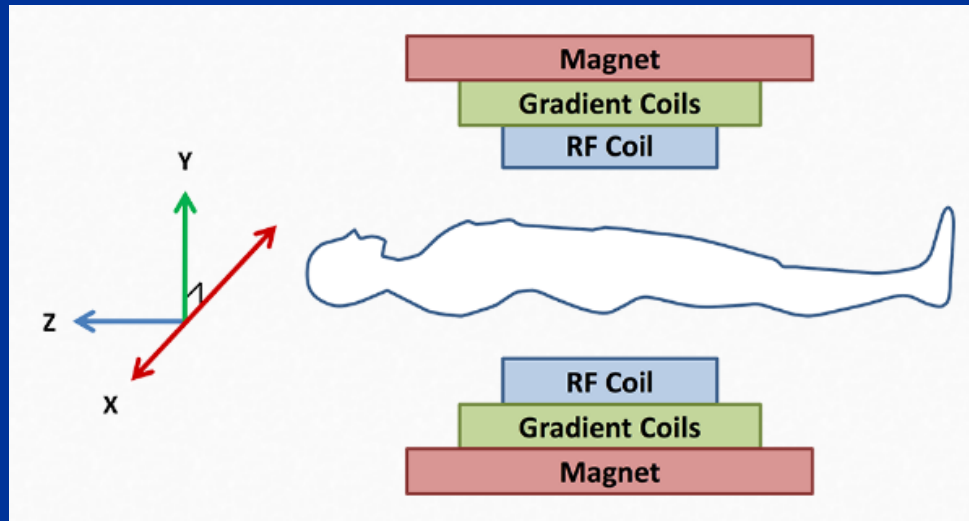
- **neinvazivní technika**
- nepřekonatelný **měkkotkáňový kontrast**
- jakákoli rovina řezu
- MR angiografie, ERCP, PMG (*bez kontrastní látky*)
- kontrastní látky - Gd (*minimální riziko alergické reakce*)





# Nebezpečí 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.

- 👉 Kochleární implantát
- 👉 Inzulinová pumpa – lze oddělat
- 👉 Cizí těleso v orbitě nebo v oku metalického nebo neznámého původu – pomůže RTG
- 👉 Cévní svorky intrakraniálně z neznámého materiálu (potenciálně magnetické)
- 👉 Naprostá nespolupráce s pacientem
- 👉 Zdroj: <https://radiology.ucsf.edu/patient-care/patient-safety/mri>

# Relativní kontraindikace I.

- ✎ Implantovaný kovový materiál před méně než 6 týdny
  - ✎ endoprotézy, stenty, dlahy, osteosyntetický materiál
- ✎ Pacienti závislí nebo vybavení jiným pomocným elektronickým zařízením – ověřit kompatibilitu
  - ✎ dávkovače cytostatik, analgetik
  - ✎ biomechanické implantáty

# Relativní kontraindikace II:

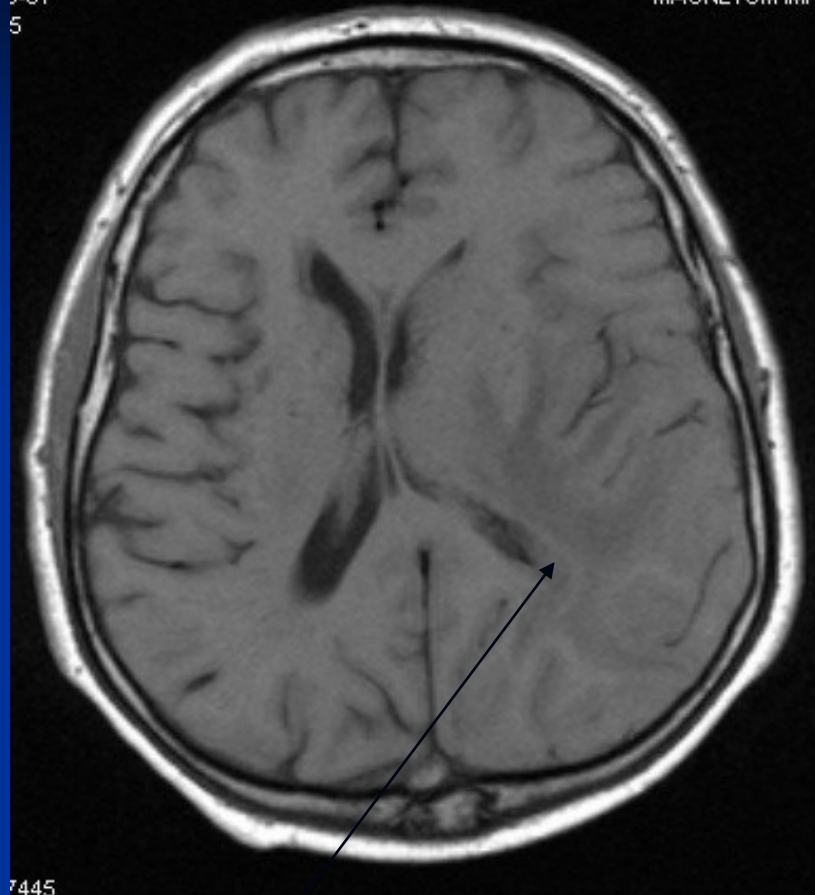
- **Klaustrofobie - strach z uzavřených prostor**
  - lze zvládnout premedikací
- **První 3. měsíce těhotenství**
  - pouze úzus, není přesně zjištěn vliv na plod
- **Cévní svorky z nemagnetických materiálů, kovový osteosyntetický materiál, kloubní náhrady v místě vyšetření**
  - artefakty
- **Chlopenní 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 !

1-01  
5

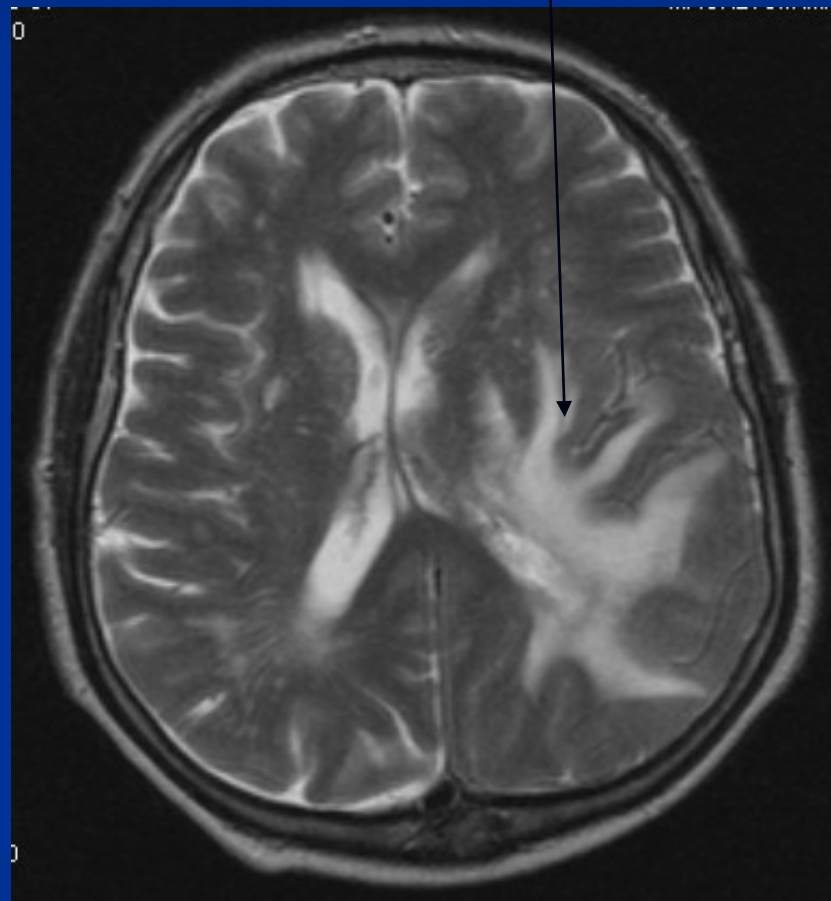
MAGNETOM IMP.

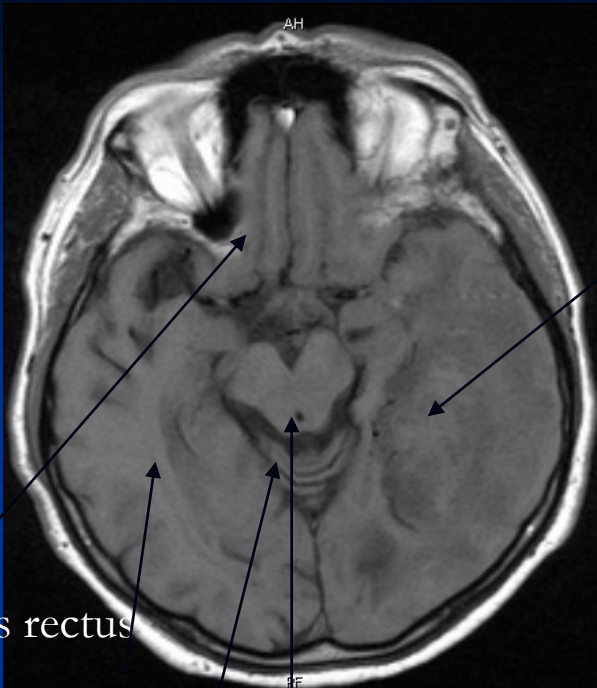


7445

T1 v.o. – vlevo parietálně  
hypointenzita – edém  
mozkové tkáně

T2 v.o. – vlevo parietálně  
hyperintenzita – edém





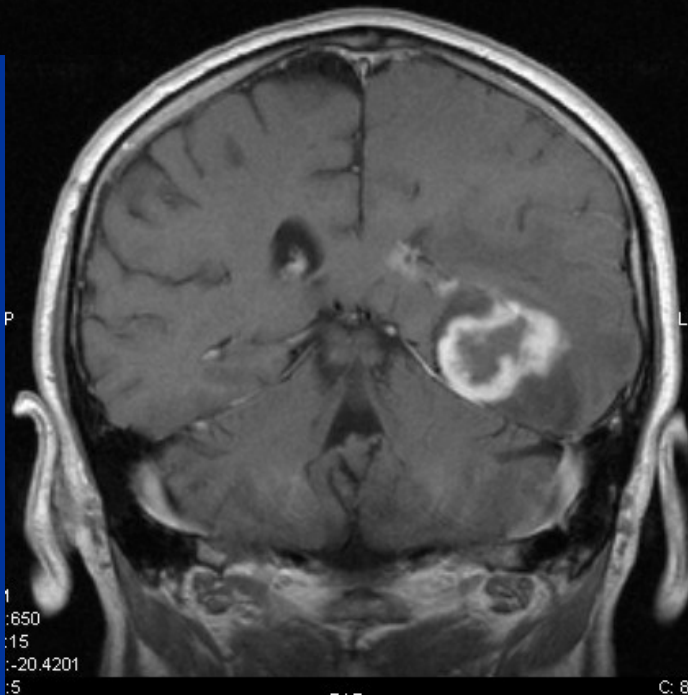
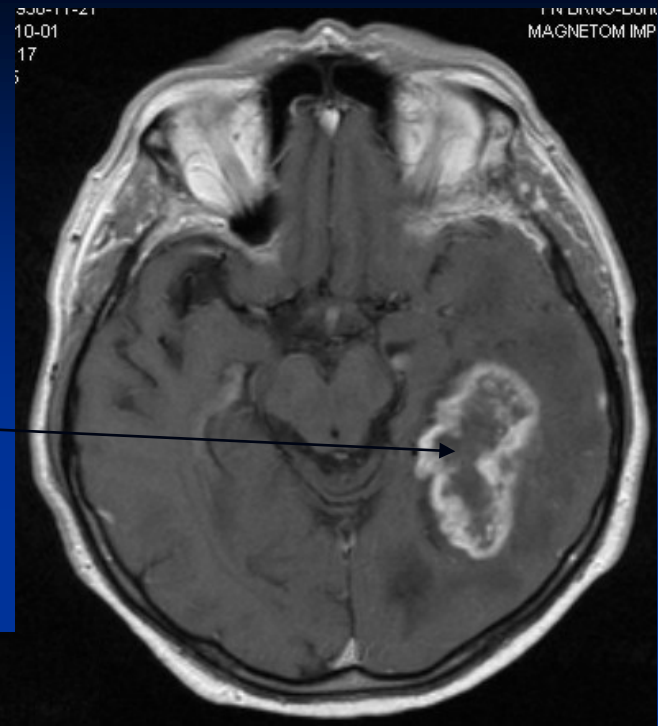
gyrus rectus

temporální lalok

vermis mozečku

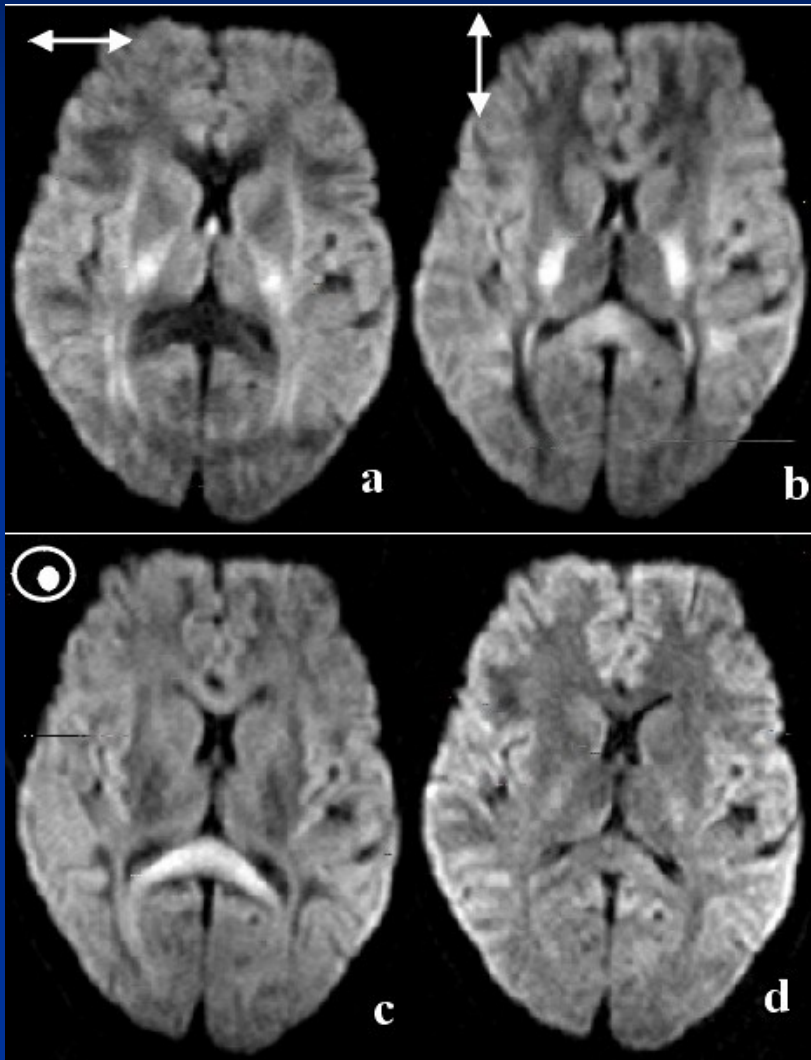
Sylviusův akvedukt

Tentýž pacient –  
o něco níž je  
patrné v  
nativním T1 obr.  
hypointenzní,  
postkontrastně  
se prstenčité  
syťící ložisko  
(tumor)



T1 v.o. postkontrastně  
– koronární rovina

# Zobrazení difuze

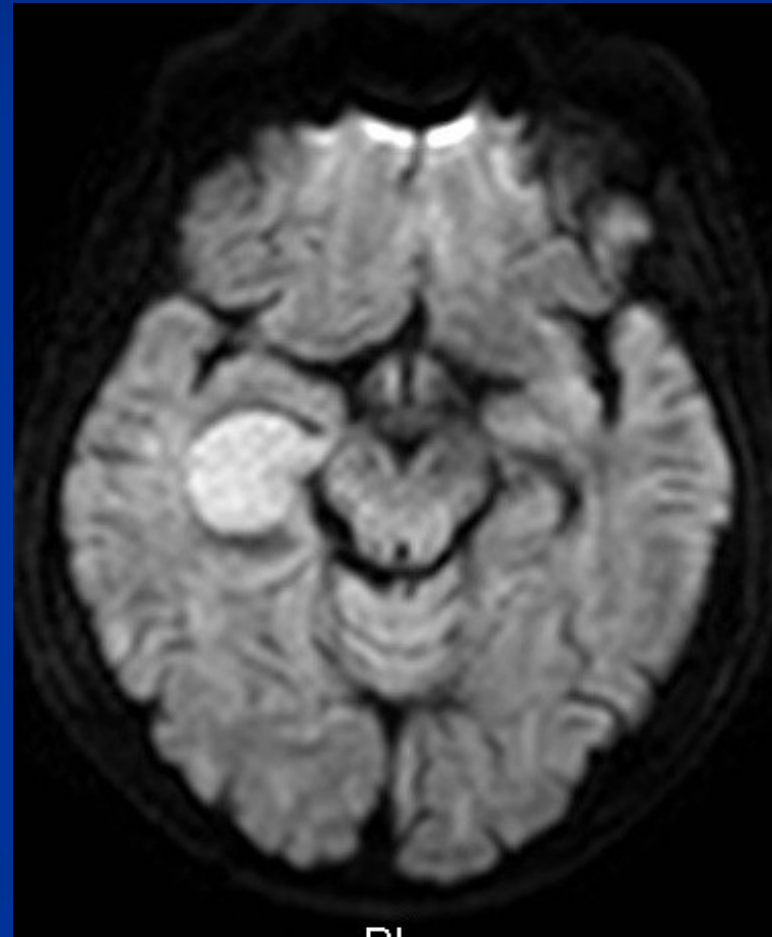
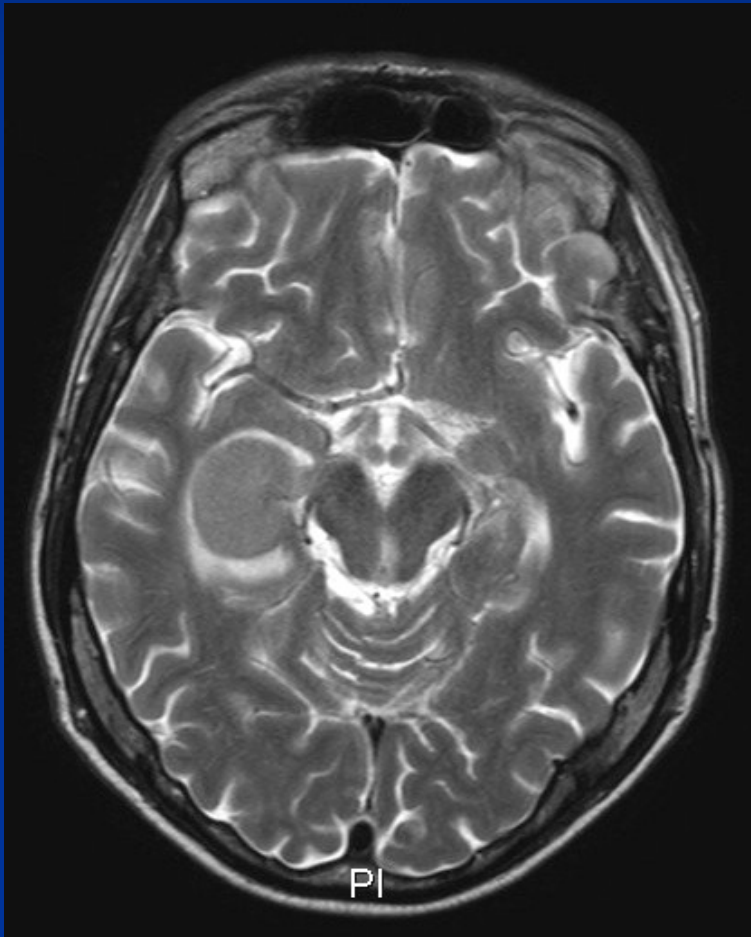


- zobrazení časně ischemie
- diferenciální diagnostika mozkových tumorů
- rozlišení prstenčitých lézí – tumor vs. absces



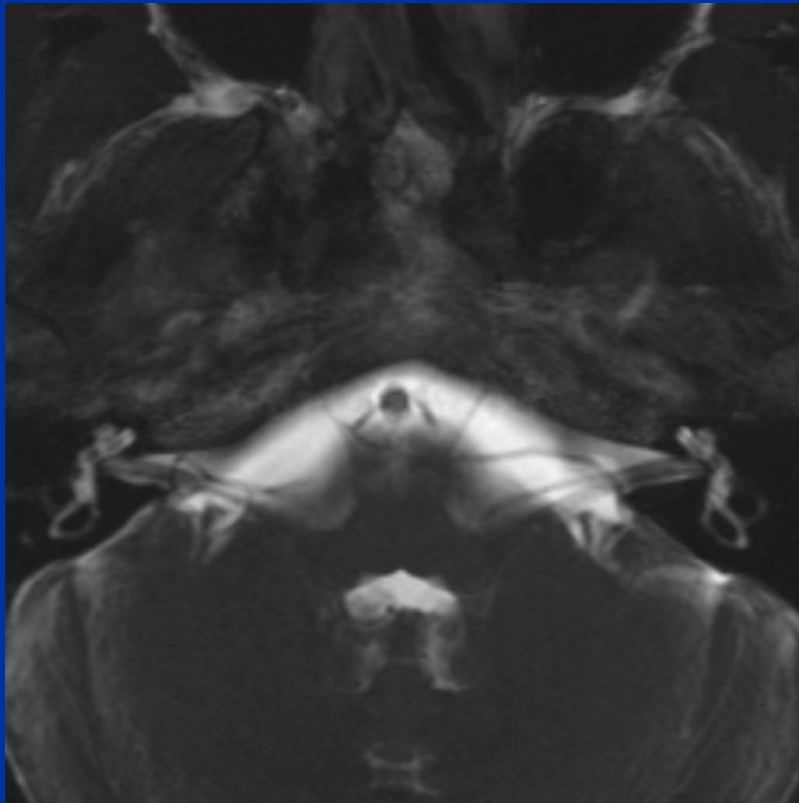
# Lymfom

- nízká celularita → omezená difuze – rozlišení od gliomů

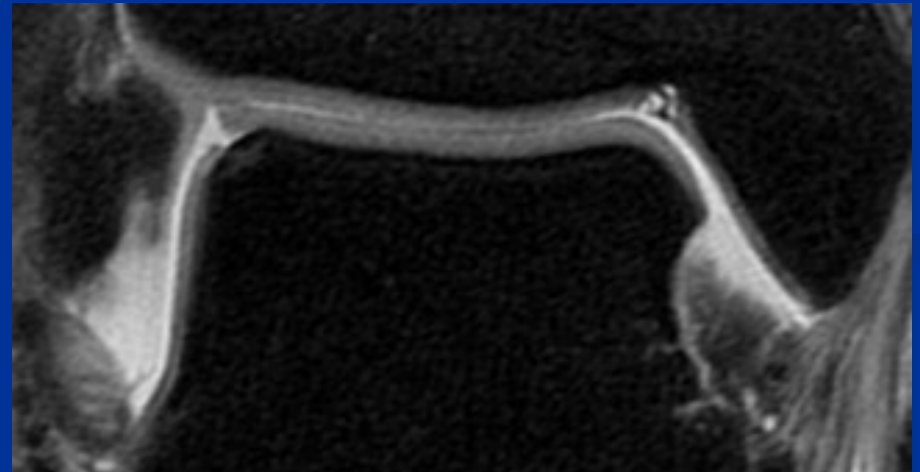




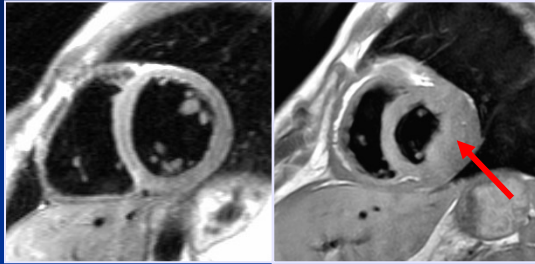
mostomozečkové  
kouty – dobře  
viditelné odstupy  
nervů



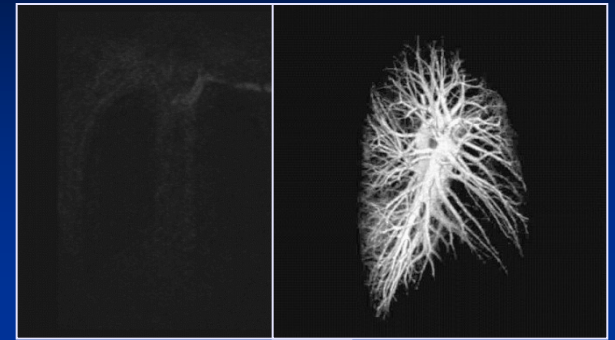
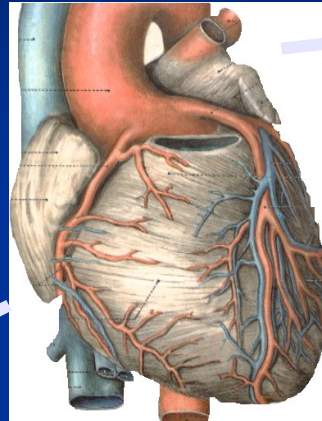
STIR – potlačí  
signál tuku.



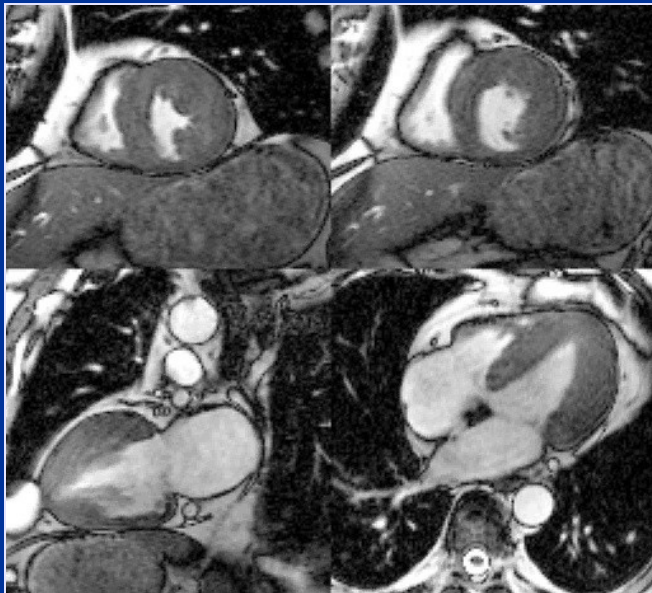
# Cardiac MR Toolbox



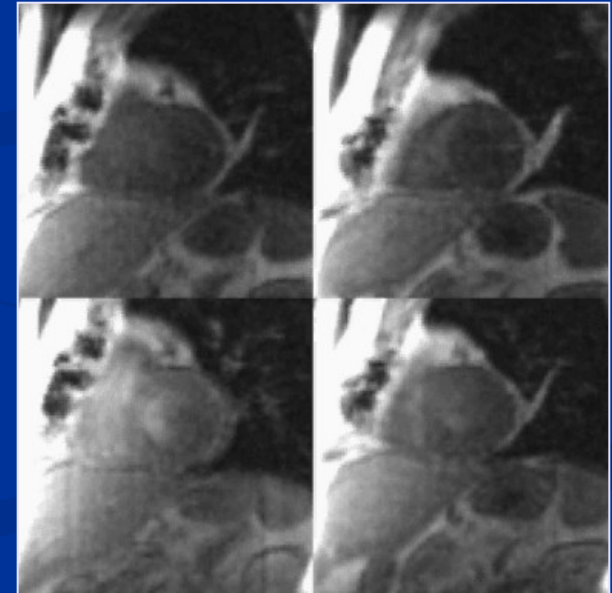
Morphology



Great vessels



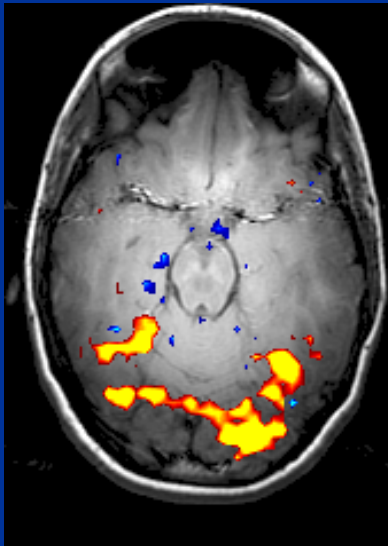
Function



Perfusion Assessment

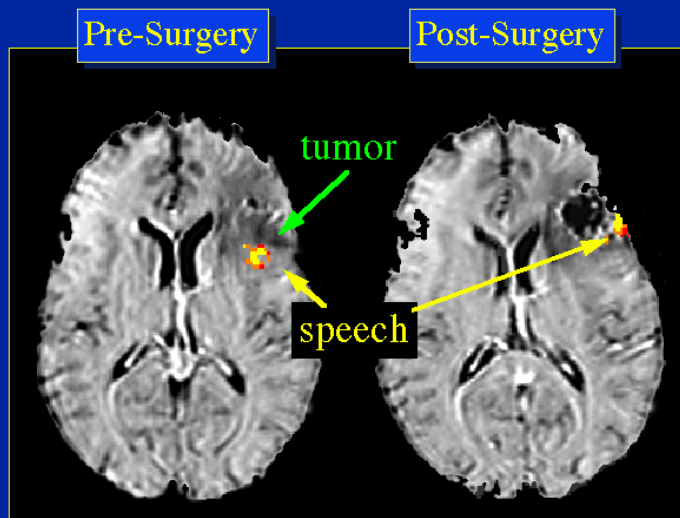
# Funkční MR

- Umožňuje rozlišení aktivních a neaktivních okrsků mozkové tkáně na základě detekce změn koncentrace deoxyhemoglobinů, ke kterým dochází v průběhu aktivace
- Měření se provádí opakovaně v klidu a během aktivace – pacient je vykonává nějaký specifický úkon (např. hýbe prsty apod..)



# Možné aplikace fMRI

Neurochirurgie – předoperační mapování lokalizace důležitých center



MSKCC fMRI

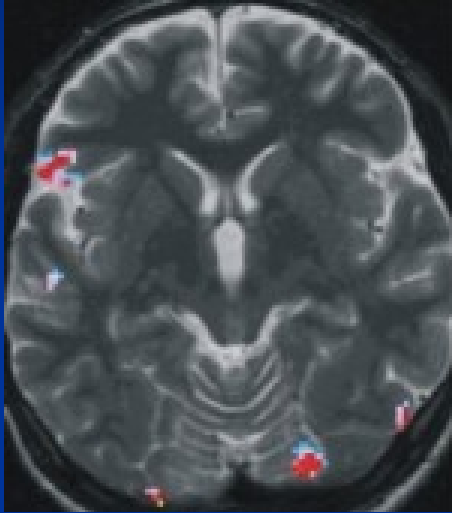
Data from Firsich, J., et al.



- Obrázek vlevo znázorňuje situaci před operací: Okrsek aktivity řečového centra během verbálního testu se nachází v bezprostřední blízkosti tumoru mediodorsálně.
- Na obrázku vpravo je patrný stav po operaci: Okrsek aktivity během řečového centra zůstává intaktní v těsné blízkosti lůžka po resekci tumoru. U pacienta po operaci nebyl shledán žádný deficit verbálních funkcí.

# Možné aplikace fMRI

**Psychiatrie** – mapování rozložení aktivity v mozku u pacientů se schizofrenií

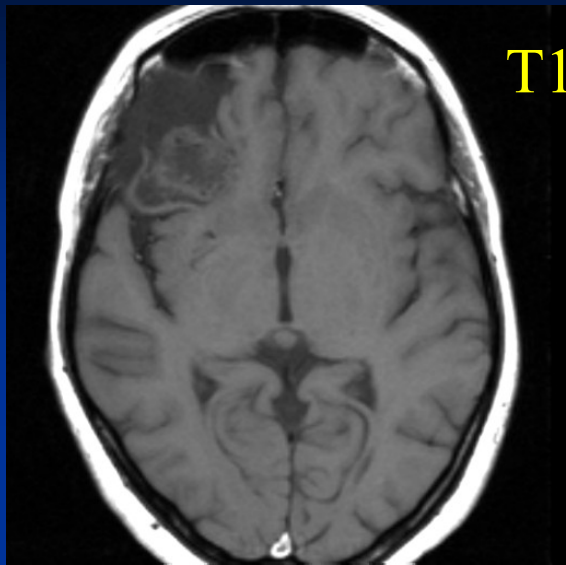


Srovnání výsledků fMR v testu verbální fluence u 31 letých monozygotních dvojčat diskordantních pro schizofrenii. U zdravého dvojčete (vlevo) je patrná typická aktivace v levém dolním frontálním gyru. U dvojčete nemocného schizofrenií (vpravo) je patrná aktivace bilaterální, která svědčí pro snížení míry lateralizace řeči

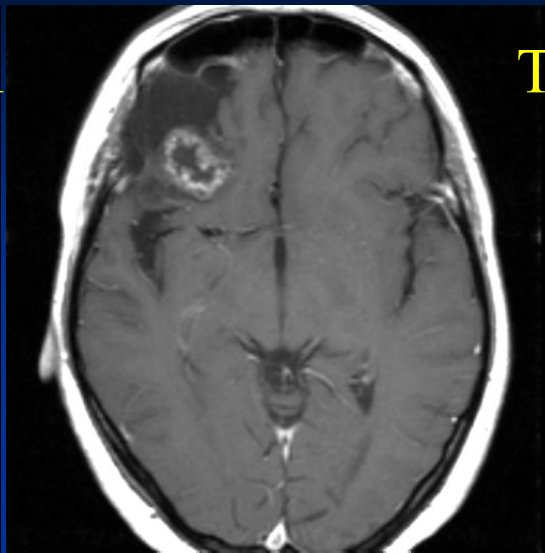
(Španěl, F., Tintěra, J., Hájek, T. et al.: *Language lateralization in monozygotic twins discordant for schizophrenia. Evidence from functional MRI. Psychiatrie 2003, vol. 7, no. 4, p. 300-302.*)



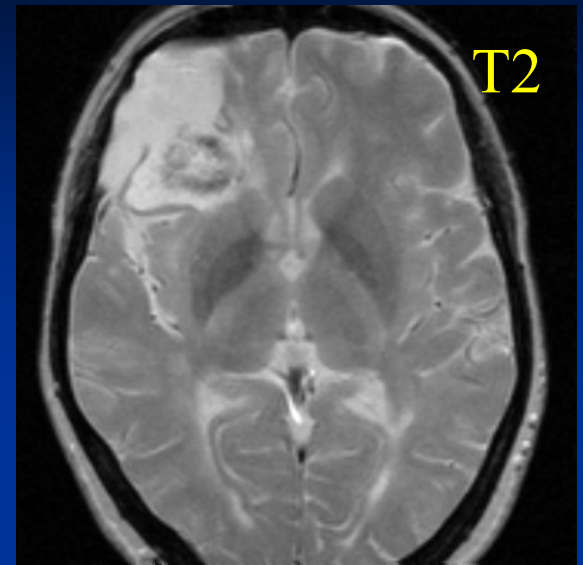
# MR obrázky: každý je jiný ...



T1

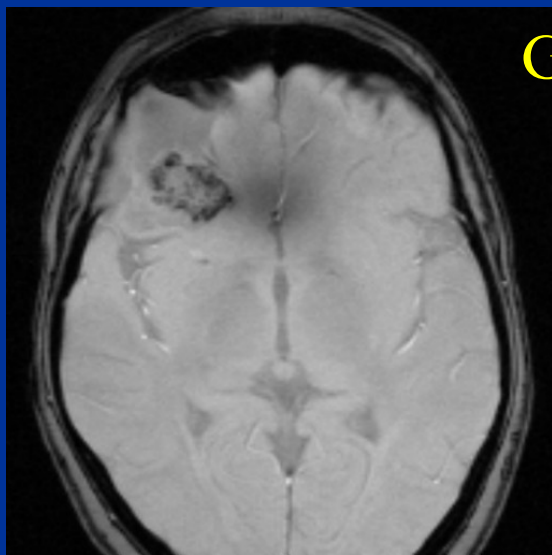


T1-k1

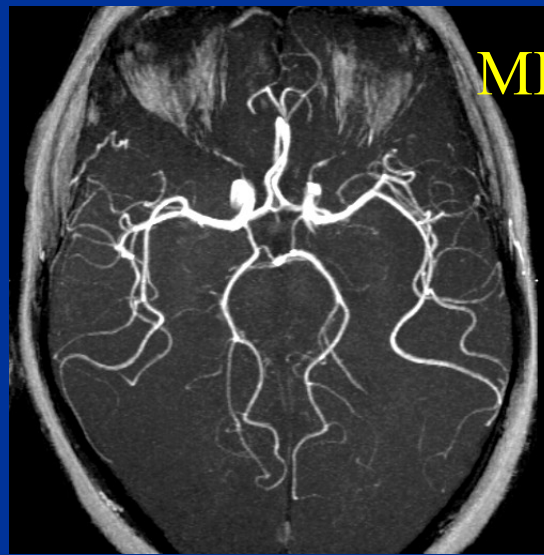


T2

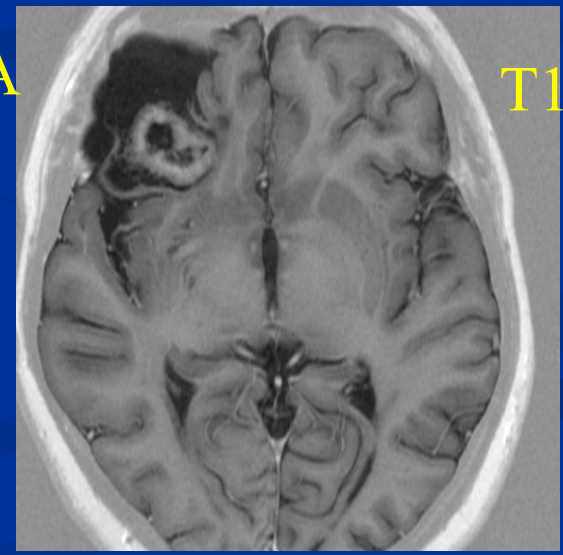
Nativní obraz v T1 vážení, postkontrastně hodnocení syčení léze



GE



MRA



T1-IR

Gradientní obrázy,

angiografie bez aplikace k.l. , inversion recovery