

# Rozdělení metod, principy a jejich využití

*Kolektiv autorů RDK*



# Zobrazovací modality

- Skiografie
- Mammografie, denzitometrie
- Skiaskopie
- DSA
- Ultrazvuk
- CT
- MR
- Intervence – vaskulární, nevaskulární

# Skiagrafie

- RTG
- Jedno z nejběžnějších vyšetření
- Rozdíly v absorpci RTG záření v různých tkáních (kalcium – kosti x měkké tkáně)
- Standardizace projekcí



# Skiagrafie

- Kompletní digitalizace – DR, CR
- Vyšetření skeletu
- Snímek hrudníku
- PS břicha a ledvin
- IVU







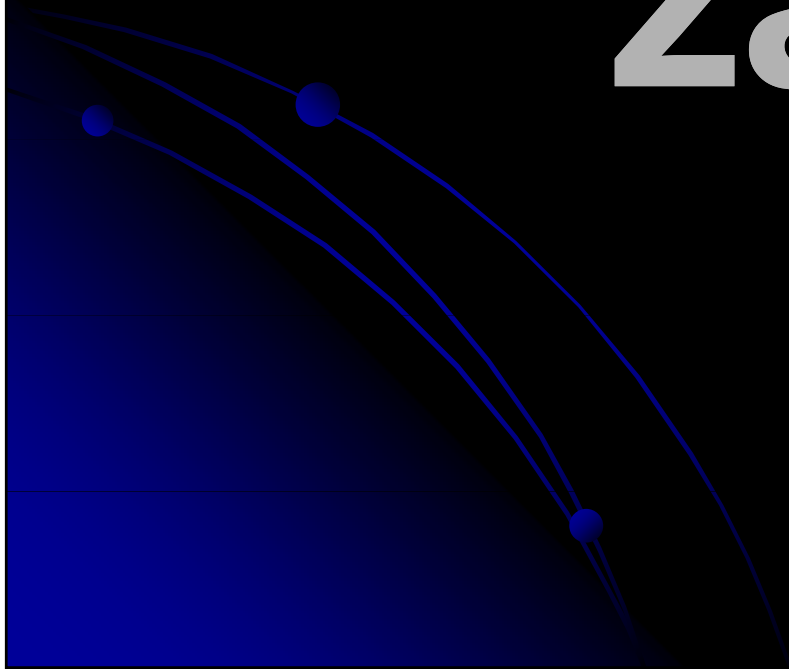
**Wilhelm  
Conrad  
Roentgen**

**1845 –**

**1923**

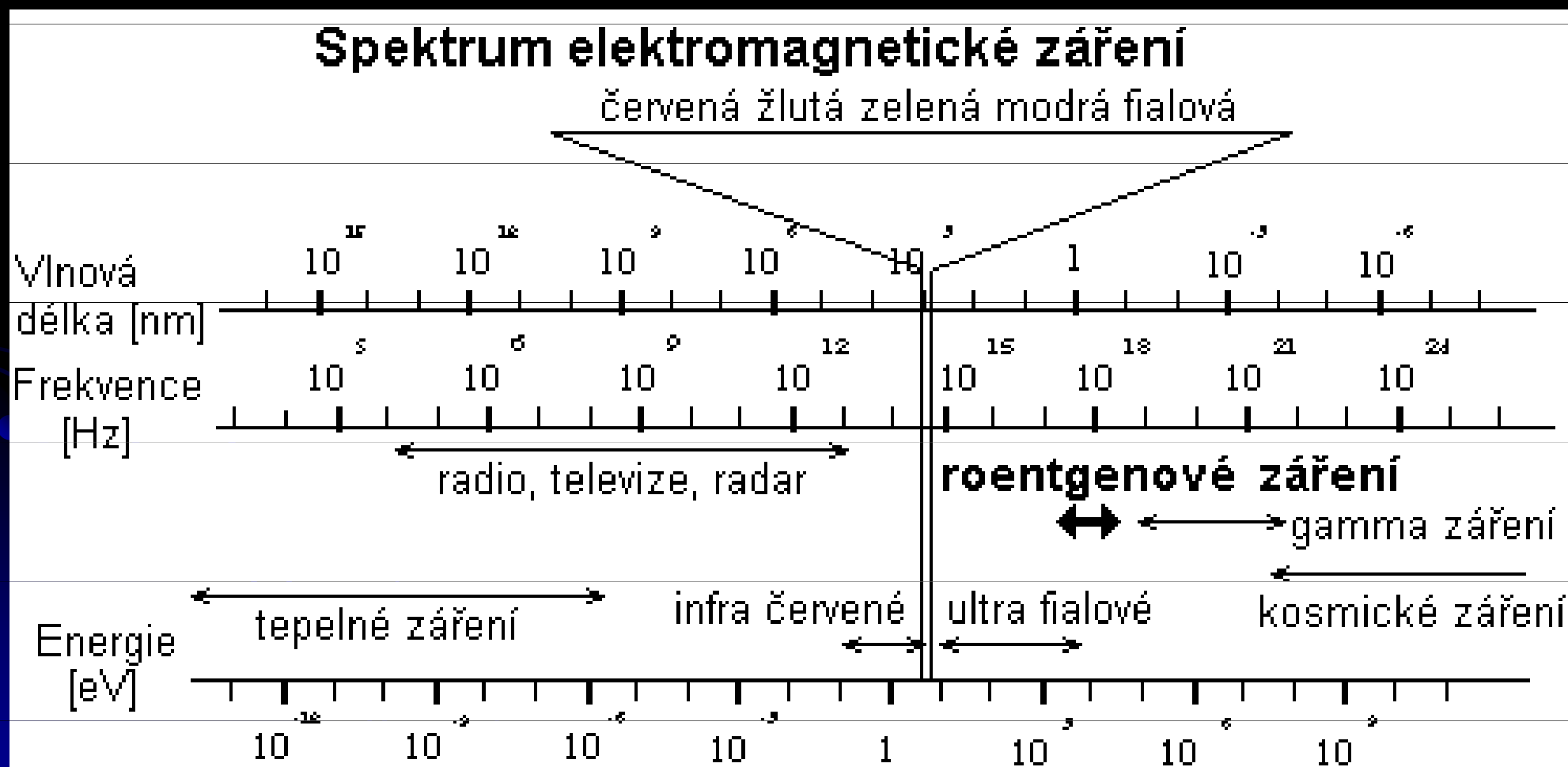


# Co je to RTG záření?



# Co je RTG záření??

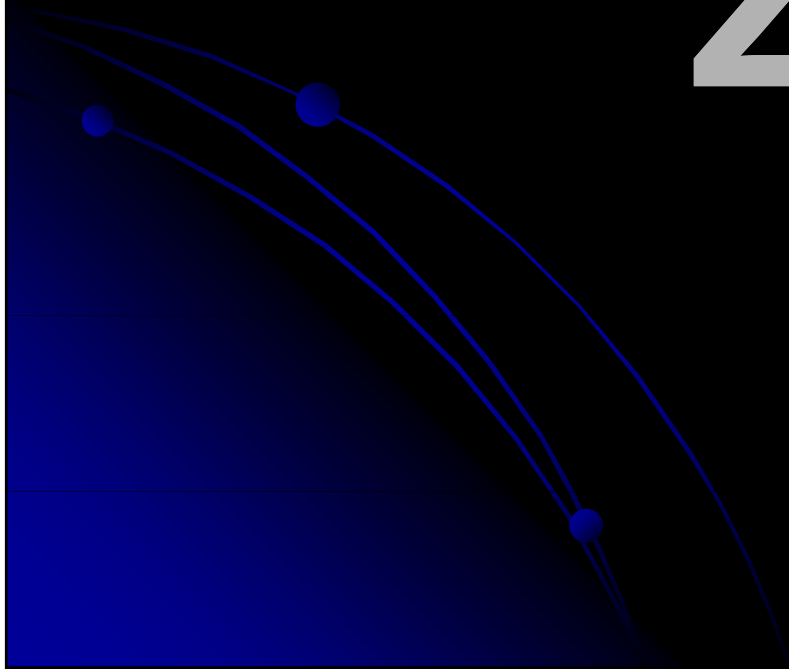
- Rentgenové záření je elektromagnetické záření o vysoké energii, vysoké frekvenci a velmi krátkých vlnových délkách.



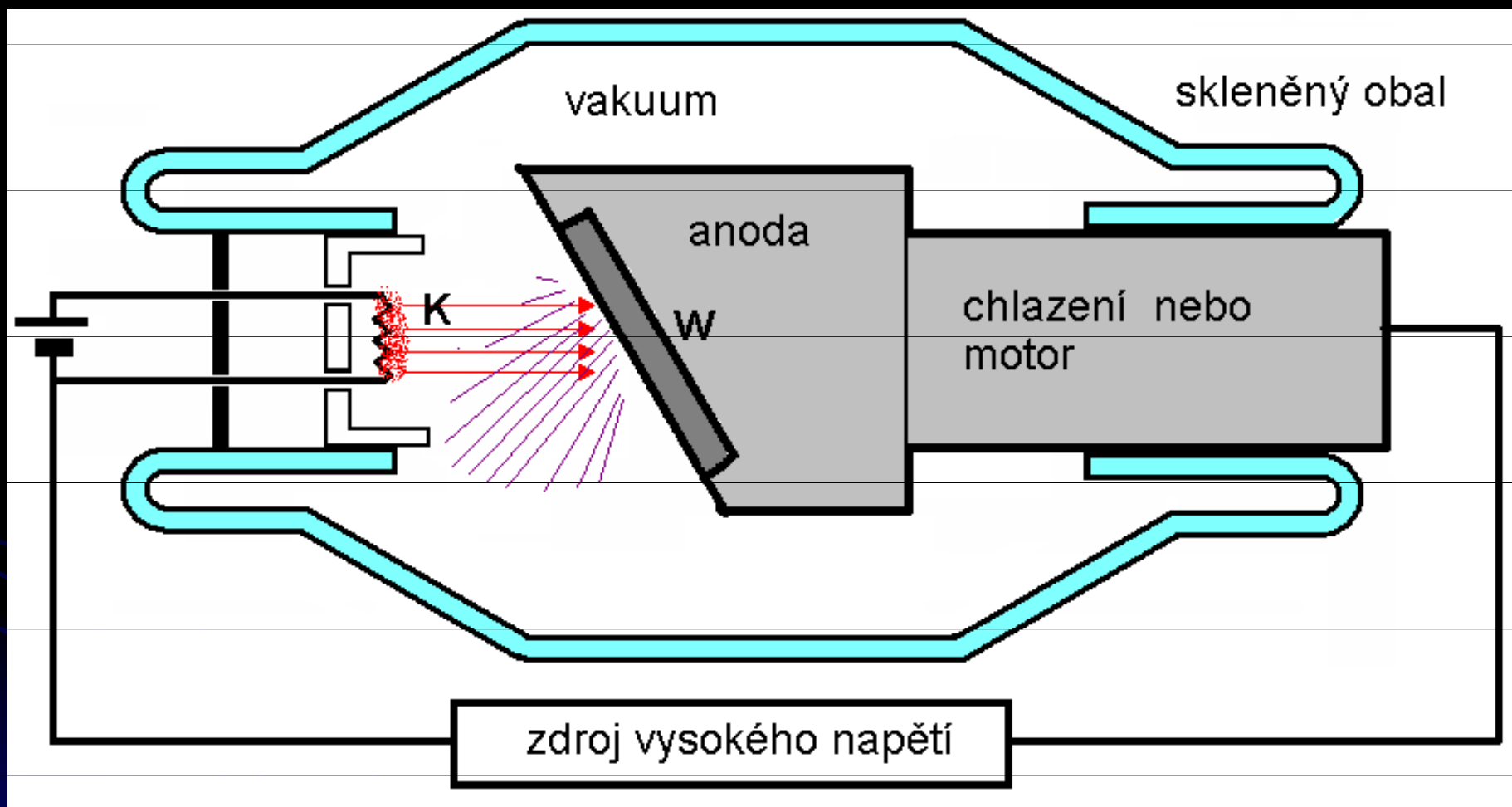
# Co je RTG záření??

- vlnová délka rentgenového záření je v rozmezí  $10^{-12}$  až  $10^{-8}$  m => energie 10 až 103 keV
- Rentgenové záření, stejně jako gama záření a kosmické záření, má ionizační účinky. To znamená, že množství energie, které nese, stačí na uvolnění elektronu z atomu
- Může způsobit dočasné i trvalé poškození buňky

# Zdroje RTG záření

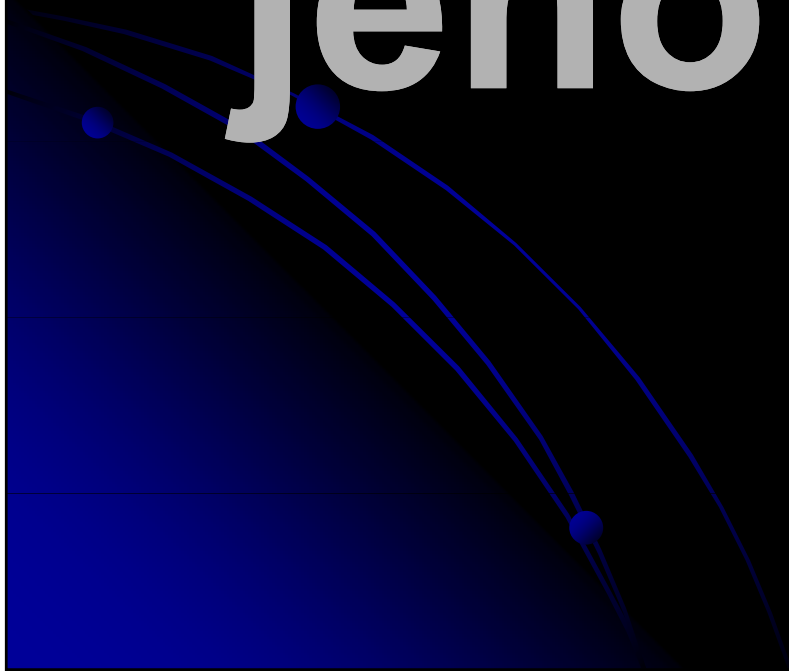


# Rengenska – Coolidgeova trubice



Schématický řez rentgenkou. K - žhavené vlákno katody,  
W - wolframová destička.

# RTG přístroj a jeho součásti



# Hlavní části rtg přístroje

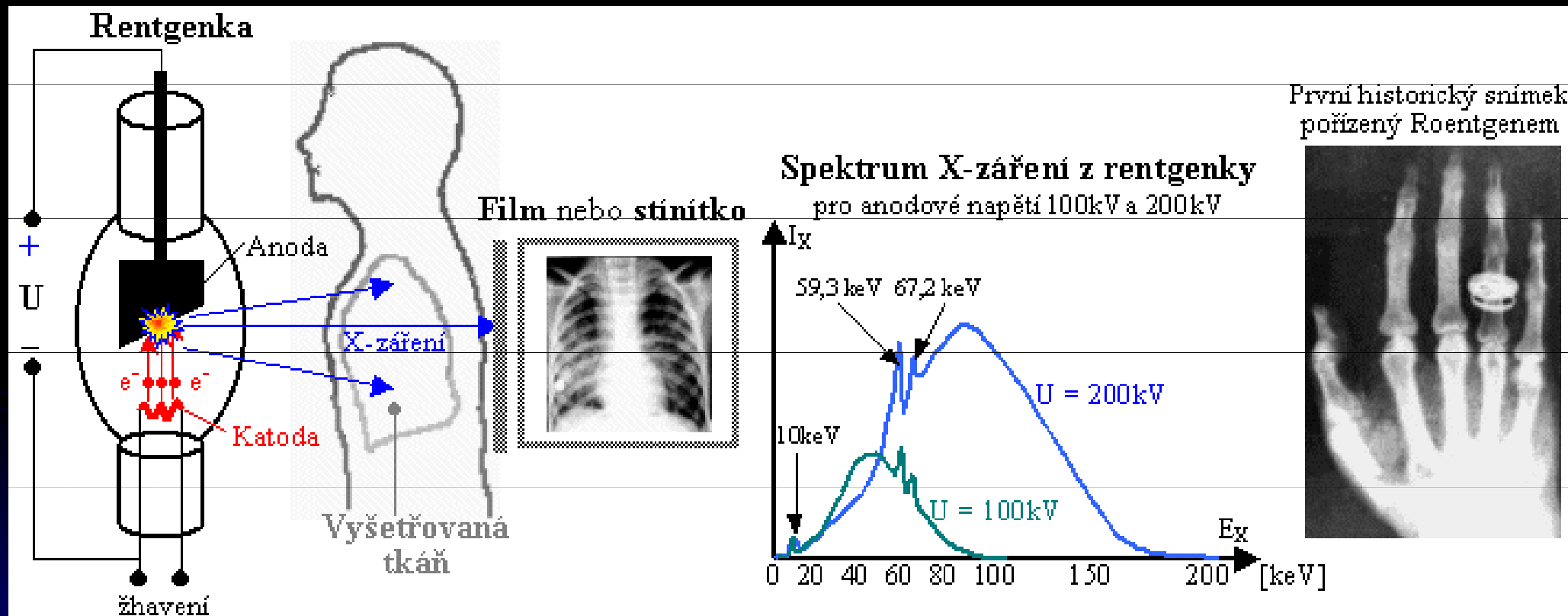
- Transformátor – dodává vysoké napětí
- Usměrňovač - poskytuje pulsující proud tvořený sinusovými půlvlnami. Je vhodné tento pulsující proud vyhladit.
- Měníme-li velikost procházejícího proudu (změnou žhavení katody), mění se intenzita rentgenového záření - ne energie jednotlivých fotonů. Energii fotonů a tím i pronikavost rtg záření měníme pomocí napětí mezi anodou a katodou.



# Hlavní části rtg přístroje

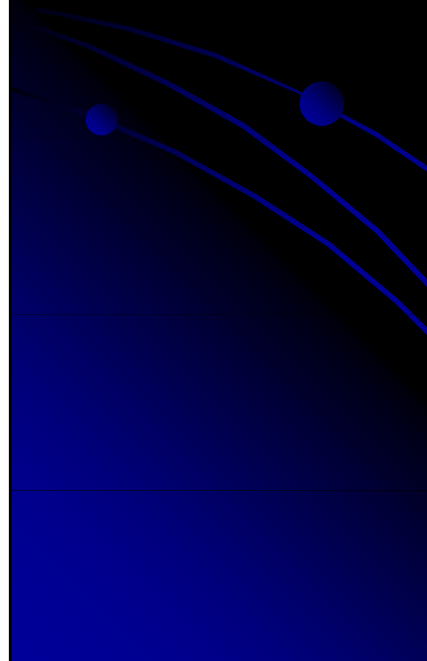
- Ovládací pult – dnes je většina funkcí řízena pomocí programu počítače. Je většinou umístěn mimo vyšetřovací místnost nebo za ochranným štítem z olovnatého skla.
- Hlavní mechanické součásti přístroje: stojan s rentgenkou, vyšetřovací stůl, sekundární (Buckyho) clona, kazeta s radiografickým filmem nebo zesilovač obrazu.

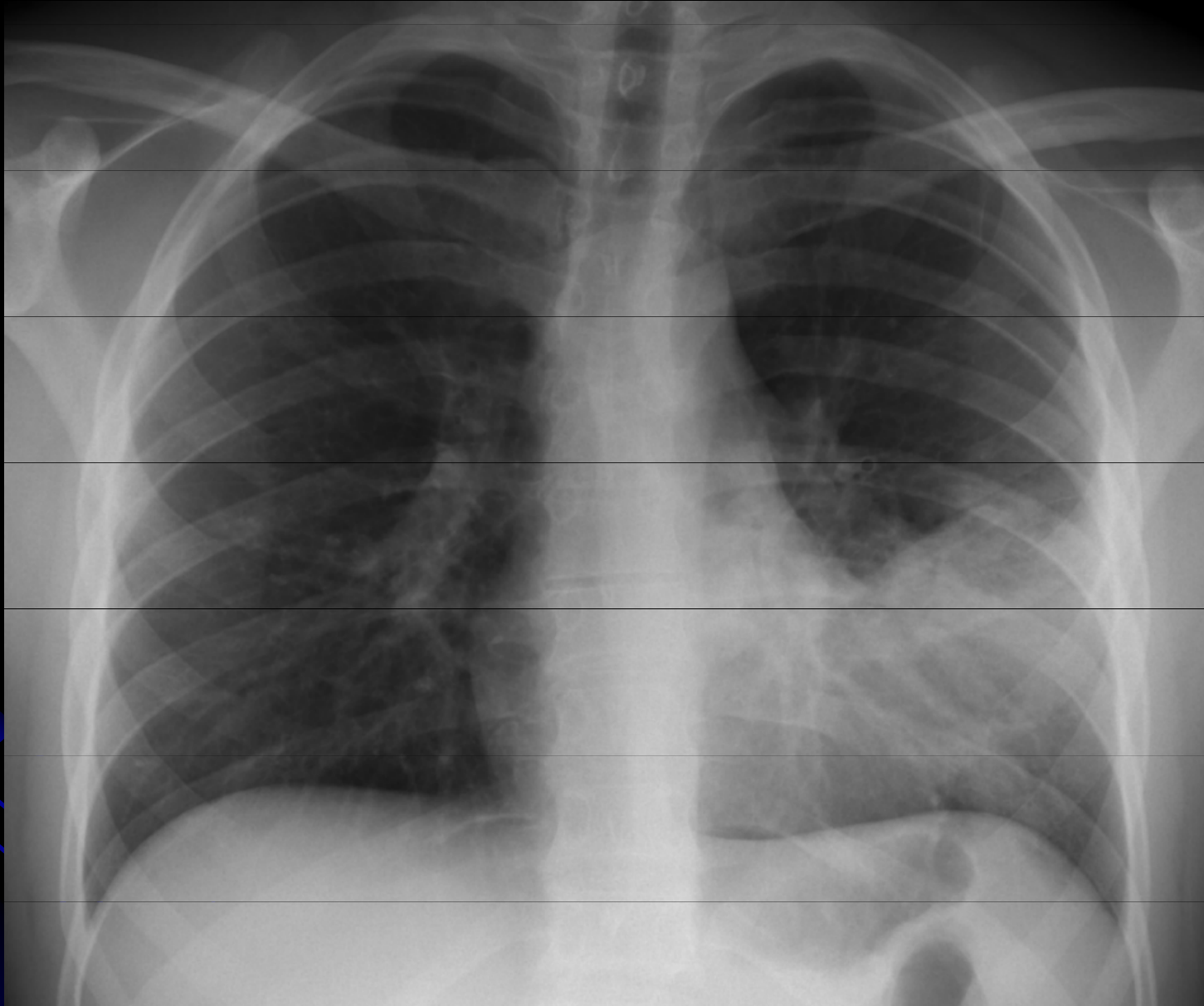
# Rengenka – Coolidgeova trubice



# Riziko rtg vyšetření

Skutečná dávka	Srovnání s jedním vyšetřením hrudníku	Expozice	Vyšetření
< 0.2 mGy	* 1		Jednoduchý snímek
0.3-1 mGy	* 5		Snímek lebky nebo pánve
1-5 mGy	* 25		Snímky kostí, intravenózní urografie
5-10 mGy	* 50		CT, vyšetření GIT pomocí „baryové kaše“



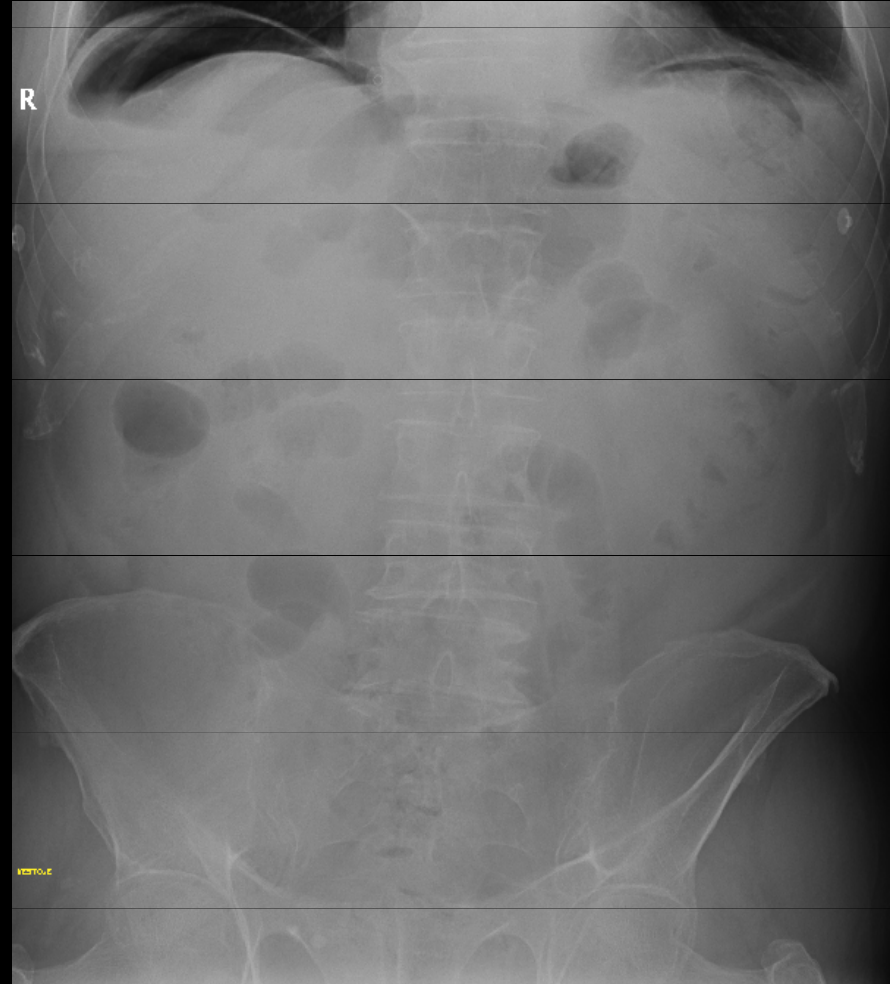
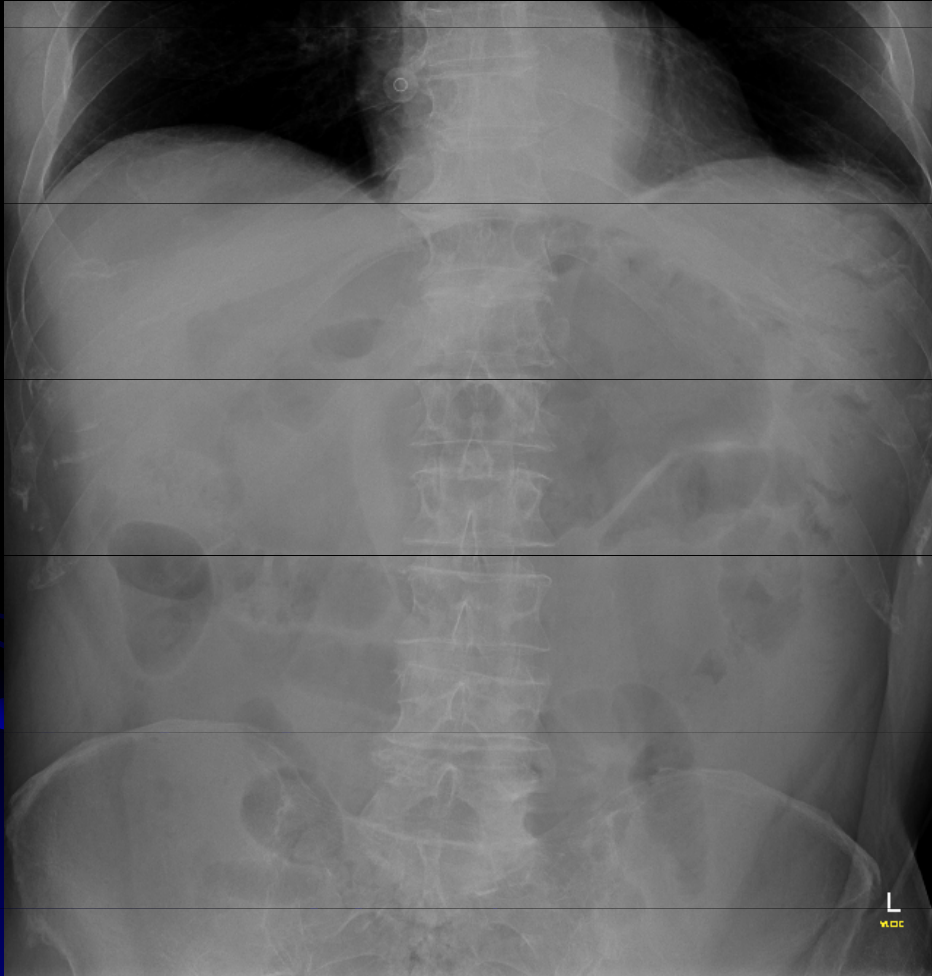


Pneumonie





# Pneumoperitoneum



Perforace žaludečního vředu

# Mnohočetný myelom

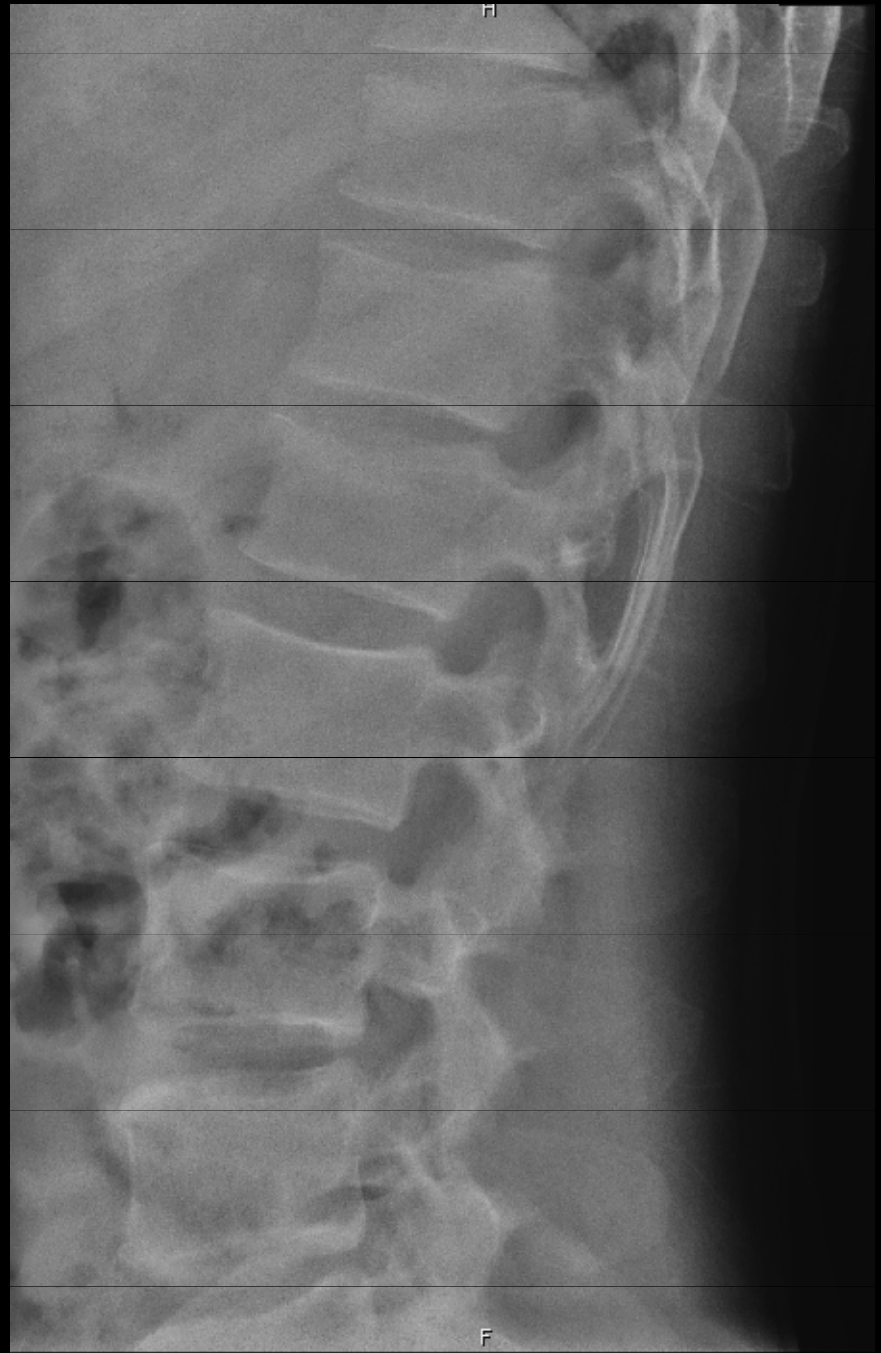
R



L

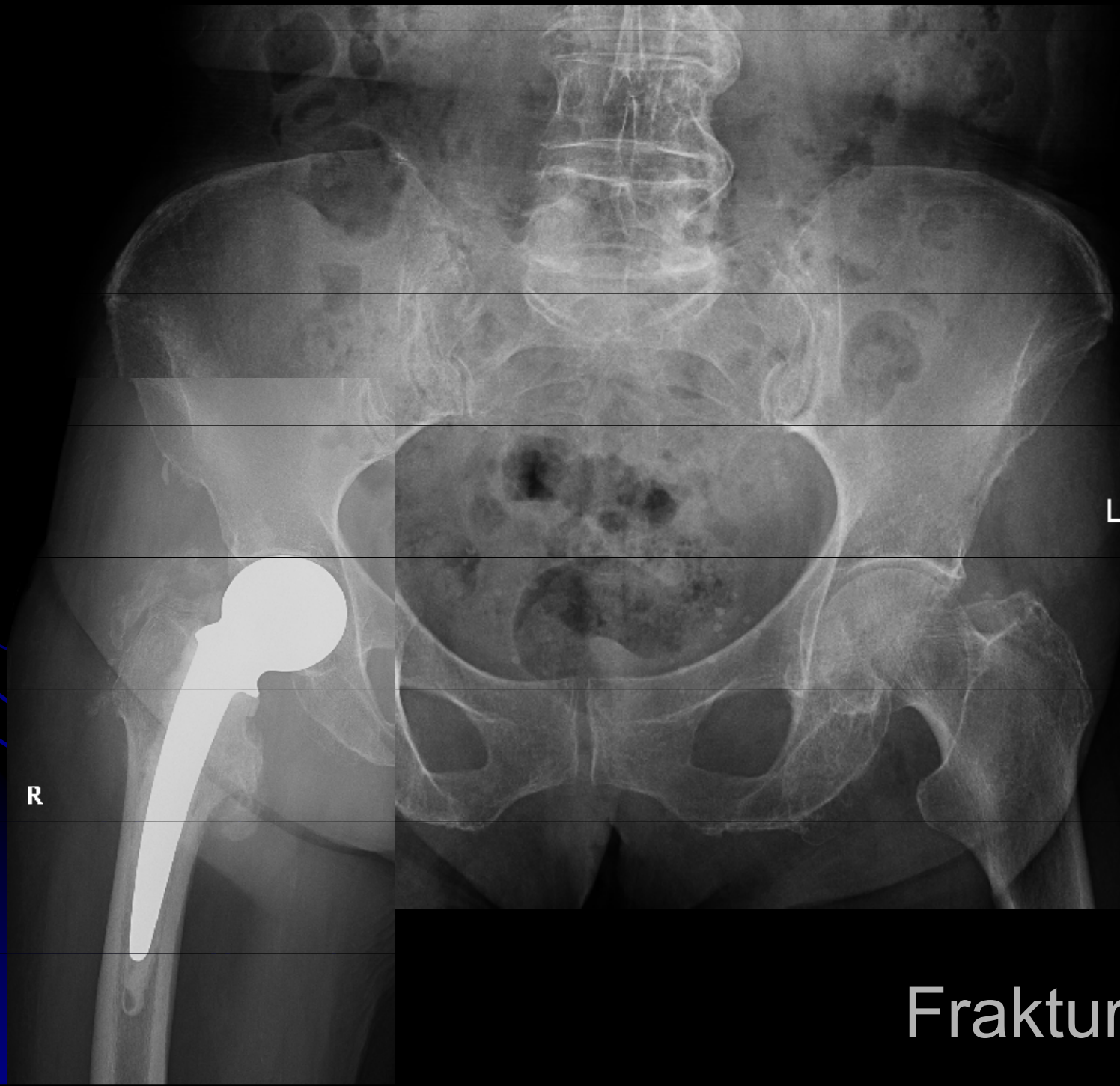






# Fraktura obratle





Fraktura kyčle

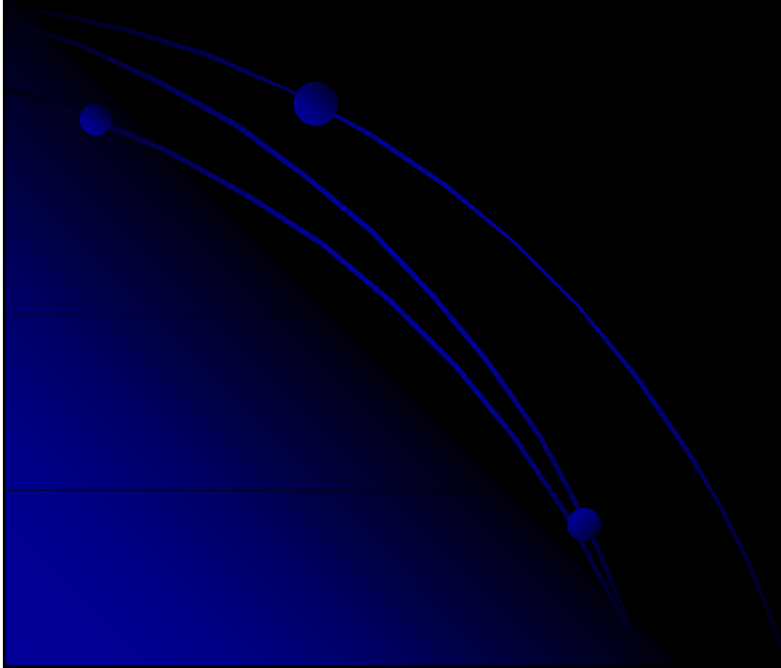




Fraktura patní kosti

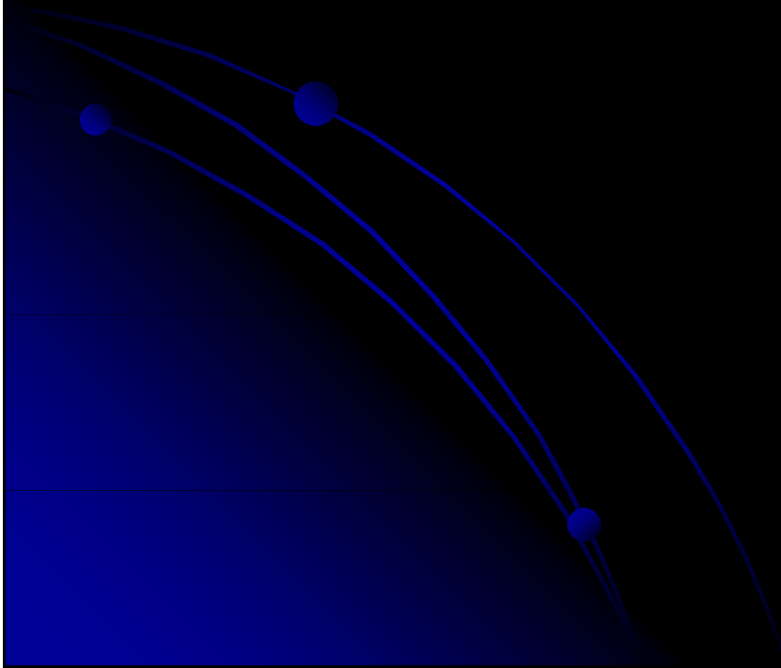
# Mamografie

- Digitální mamografie

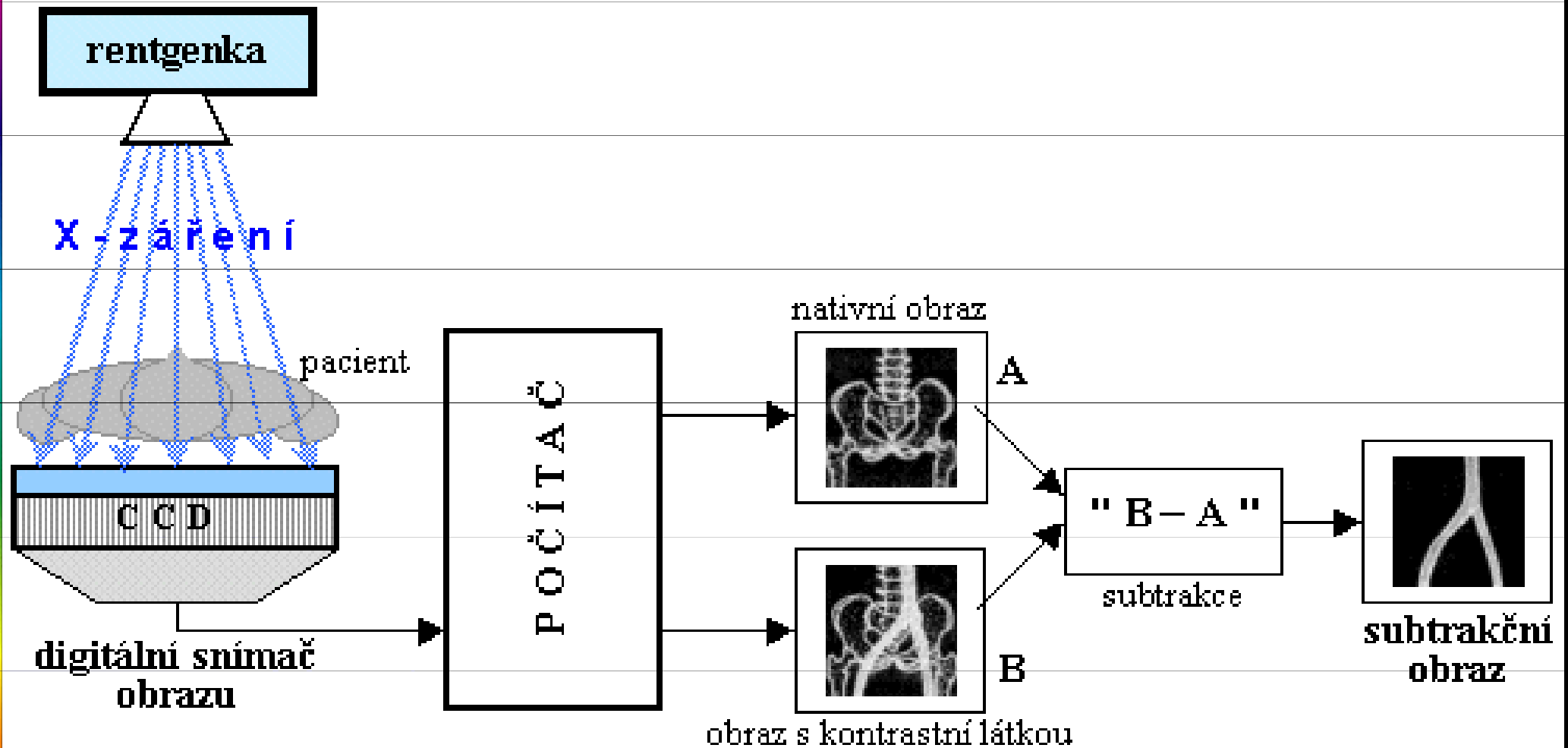


# Denzitometrie

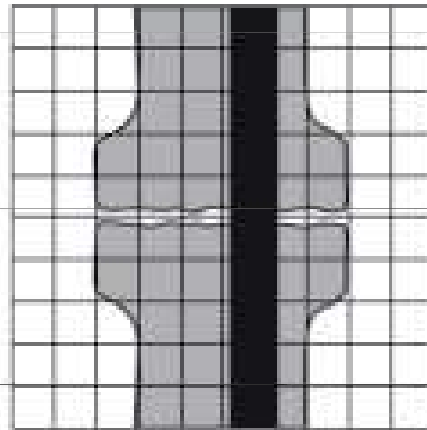
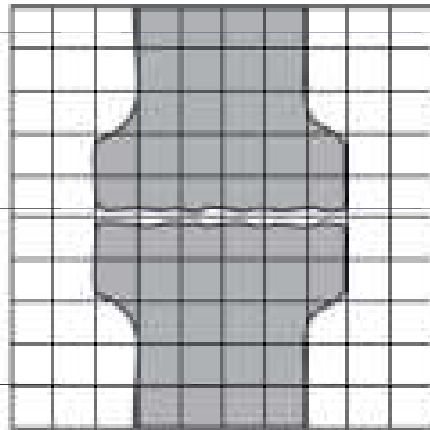
- Měření kostní denzity pro potřeby diagnostiky osteoporózy



# DSA + skiaskopie



# DSA-princip

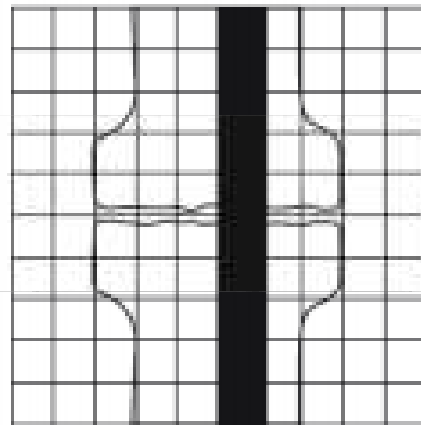
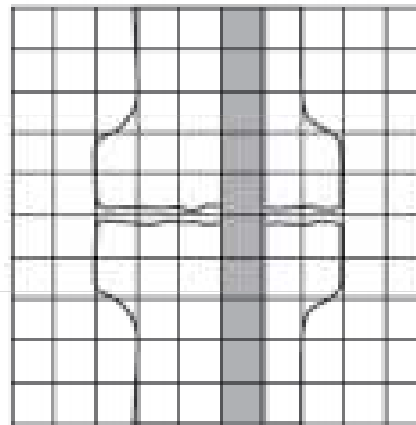


□ 0    ■ 1    ■ 2

□ 0    ■ 1    ■ 2

0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	1	1	1	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0
0	0	0	1	1	1	1	0	0	0

0	0	0	1	1	2	1	1	0	0	0
0	0	0	1	1	2	1	1	0	0	0
0	0	0	1	1	2	1	1	0	0	0
0	0	1	1	1	2	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	2	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	2	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	2	1	1	1	0	0
0	0	1	1	1	2	1	1	1	0	0
0	0	0	1	1	2	1	1	0	0	0
0	0	0	1	1	2	1	1	0	0	0
0	0	0	1	1	2	1	1	0	0	0





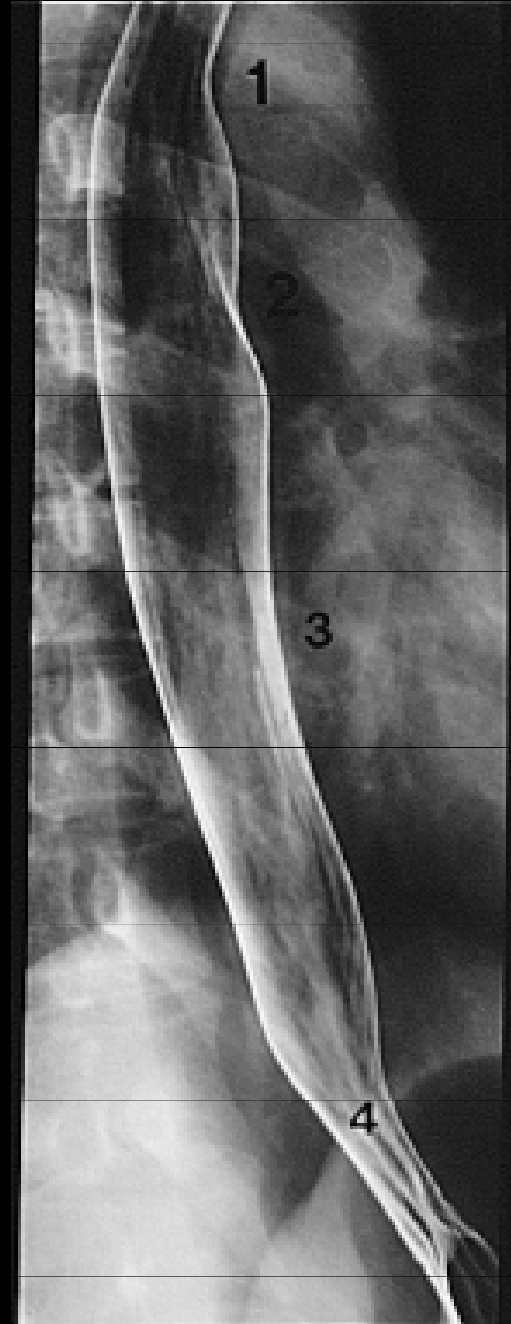
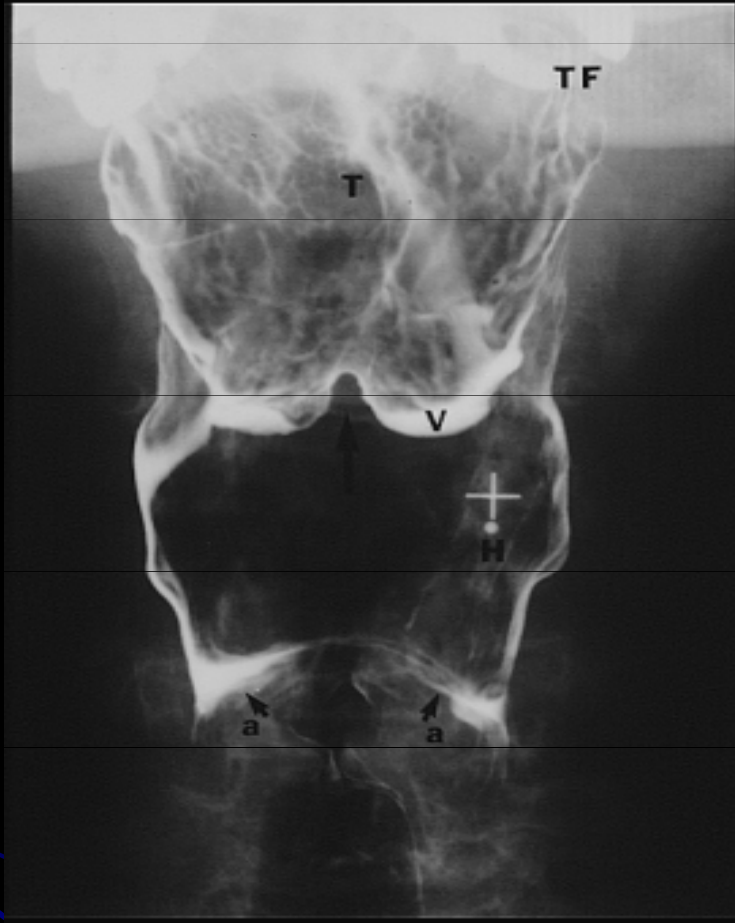
# Skiaskopie

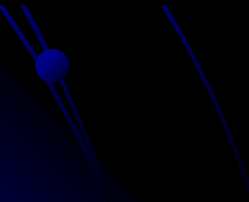
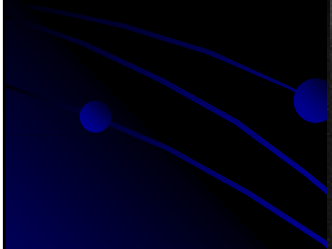
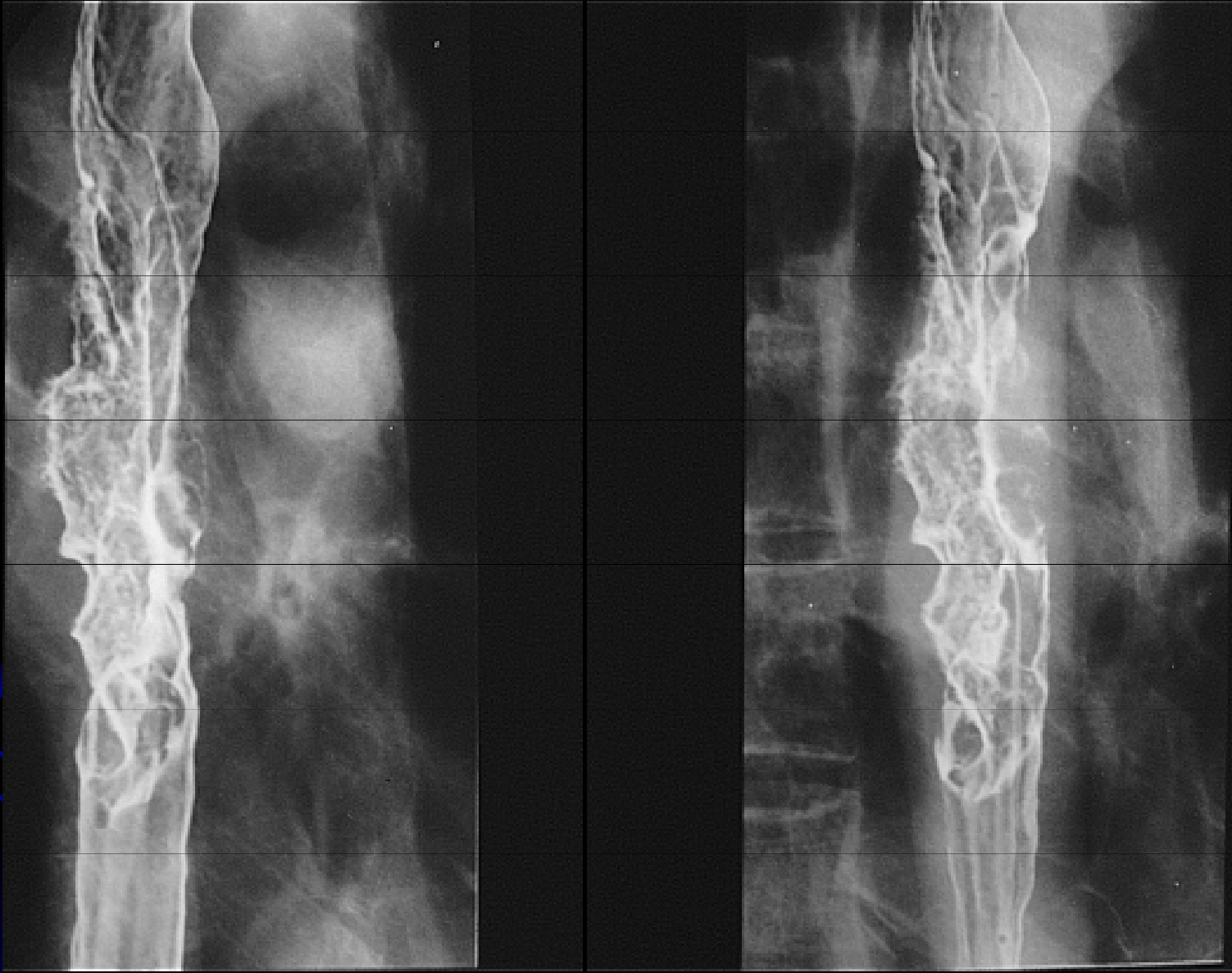
- Dynamické RTG vyšetření v reálném čase
- Vyšetření GIT
- Skiaskopická kontrola katetrů (angiografie..)
- Navigace nejrůznějších terapeutických výkonů (OS...)
- Uroradiologie – CUG , NS katetry...
- Fistulografie, PMG - perimyelografie



# Vyšetření GIT

- hypopharynx
- jícen
- žaludek a duodenum
- tenké střevo (enteroklýza)
- tlusté střevo (irrigografie)
- Kontrastní látky
  - Pozitivní – jodové, baryum
  - Negativní - vzduch





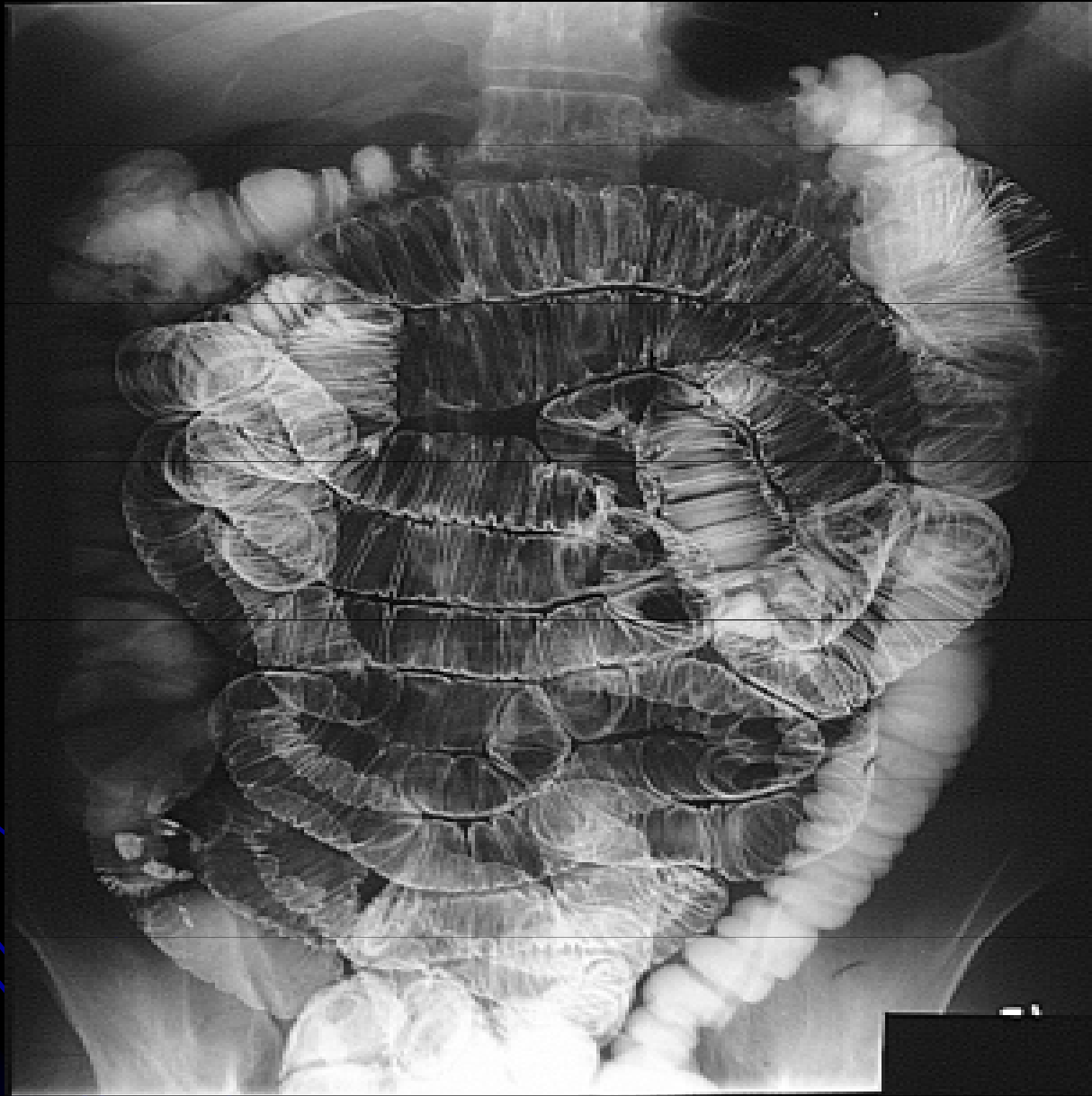
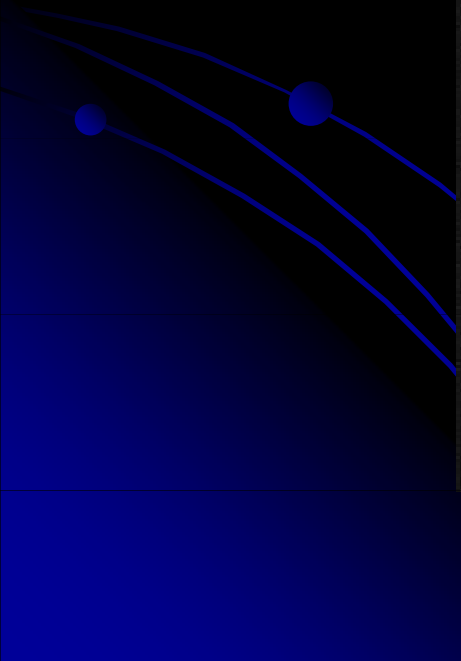
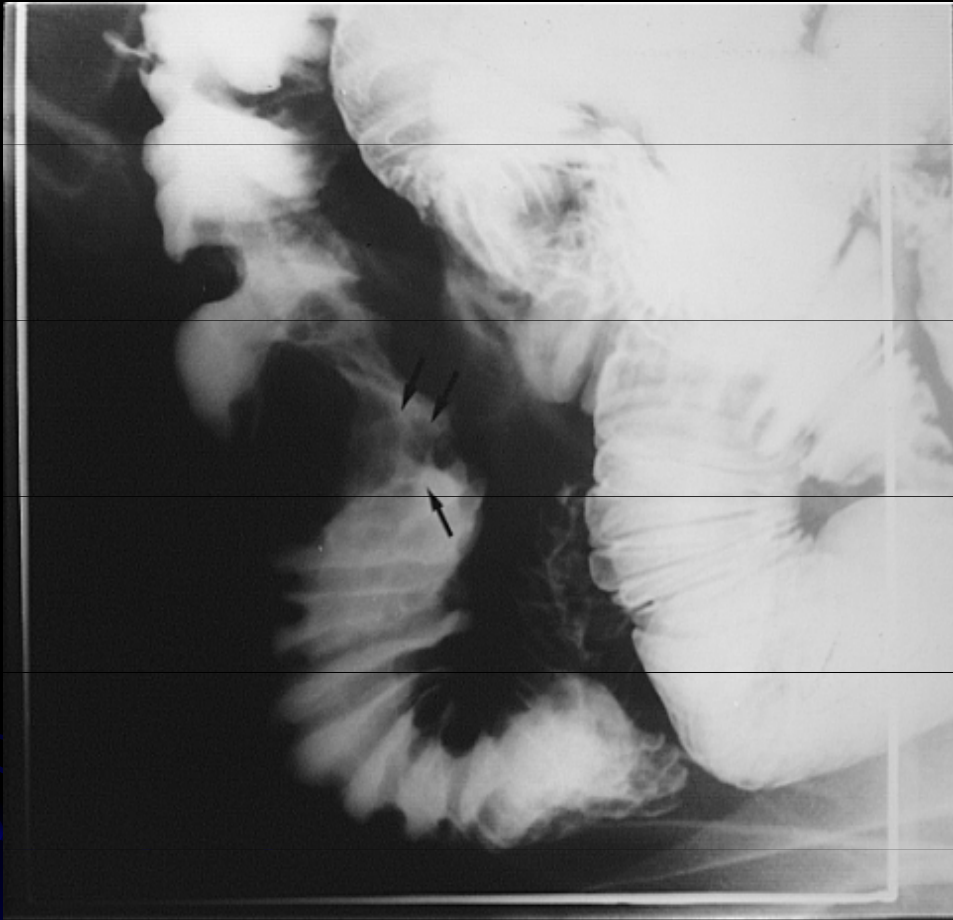


Figure 11.11



# m. Crohn



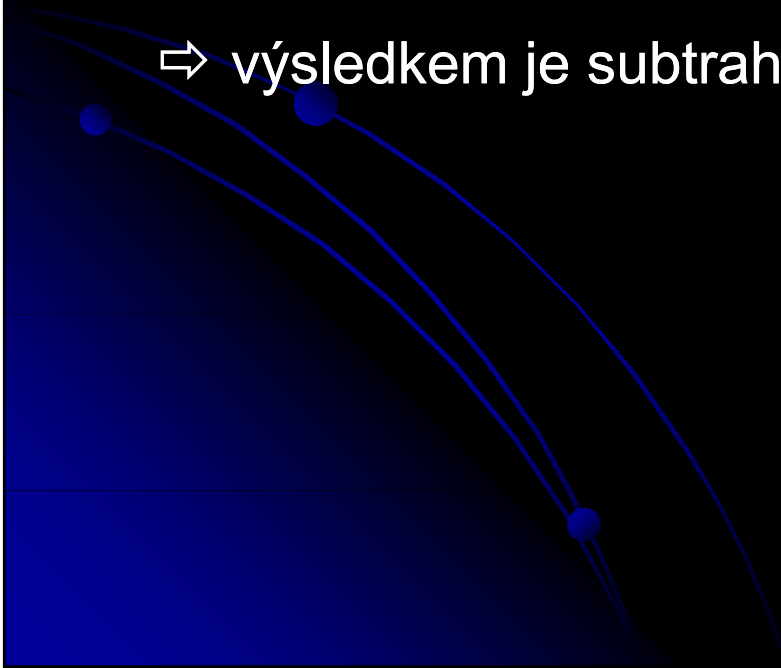
# DSA

- Digitální Subtrakční Angiografie patří mezi moderní techniky zobrazení cév
- Angiografie z řeckého ἀγγεῖον –*angeion*- céva a γράφειν- grafein- psát, zaznamenat = zobrazení cév
- tato metoda je založena na digitalizaci skiaskopického obrazu a subtrakci ( = odečítání, rozdíl ) obrazů před a po užití kontrastní látky
- subtrakce umožní odečíst nativní zobrazené struktury (především skelet), a tím zobrazit pouze struktury s kontrastní látkou– náplň cév.
- výsledkem je vysoce rozlišený kontrast, díky čemuž můžeme zobrazovat arterie i po intravenózním podání KL = intravenózní DSA
- obvykle se ale provádí nástřik KL přímo do tepny = intraarteriální DSA

# DSA-princip

1. zhotovení nativního snímku
2. převedení snímku na negativ v počítači
3. následně se zhotoví snímek po nástřiku KL ( pacient musí být neustále ve stejné pozici )
4. subtrakce – snímek s KL se spojí s negativem (bez KL) – dojde k odečtení struktur beze změny = zůstane jen oblast s KL

⇒ výsledkem je subtrahovaný obraz s vysoce rozlišeným kontrastem





# DSA- výhody/nevýhody

## Výhody:

- obrazy okamžitě dostupné na monitoru
- snadnější programování zpoždění při vstřiku k.I. a sledování průběhu plnění cév během snímkování (road mapping)
- rychlejší centrace
- možnost použití ředěné k.I. a menšího množství k.I.
- možnost uchování snímku v digitální paměti počítače

## Nevýhody:

- menší rozlišovací schopnost
- pohybové artefakty

# DSA-indikace

## Diagnostické

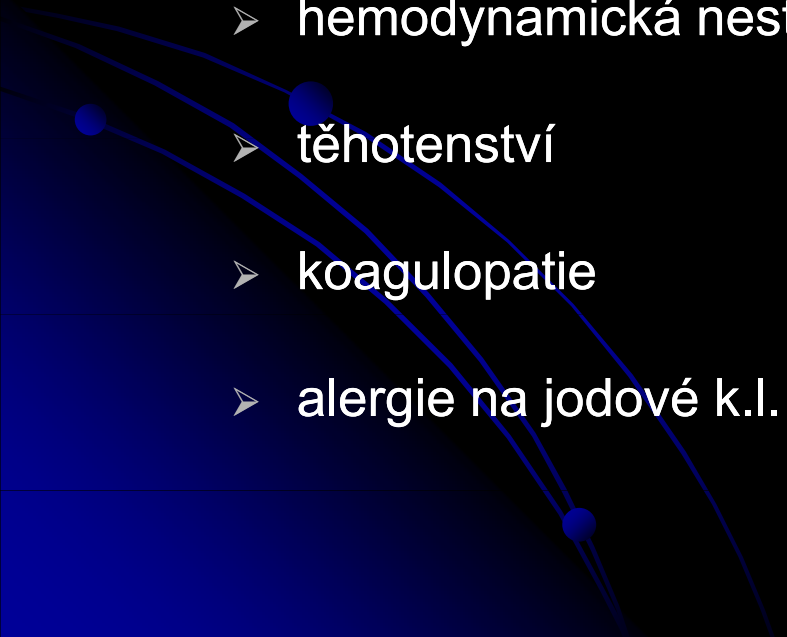
- netraumatické SAK
- arteriální disekce či lacerace, lokalizace zdroje krvácení
- aneuryzma či pseudoaneuryzma
- trombóza
- AVM, AVF
- vaskularizace tumorů
- steno-okluzivní

## onemocnění cév

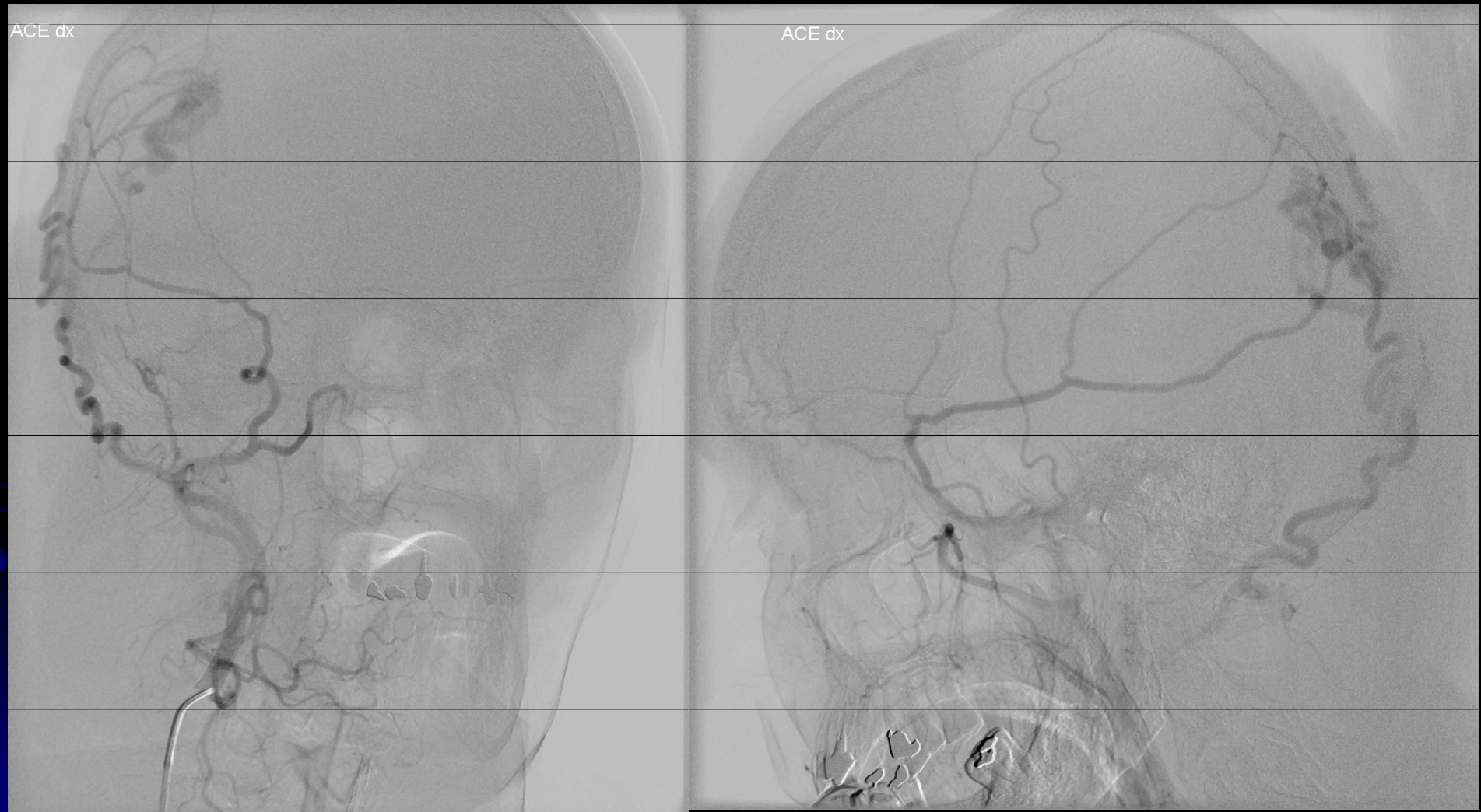
## Terapeutické

- embolizace
- coiling
- trombolýza
- trombektomie
- PTA
- stenting

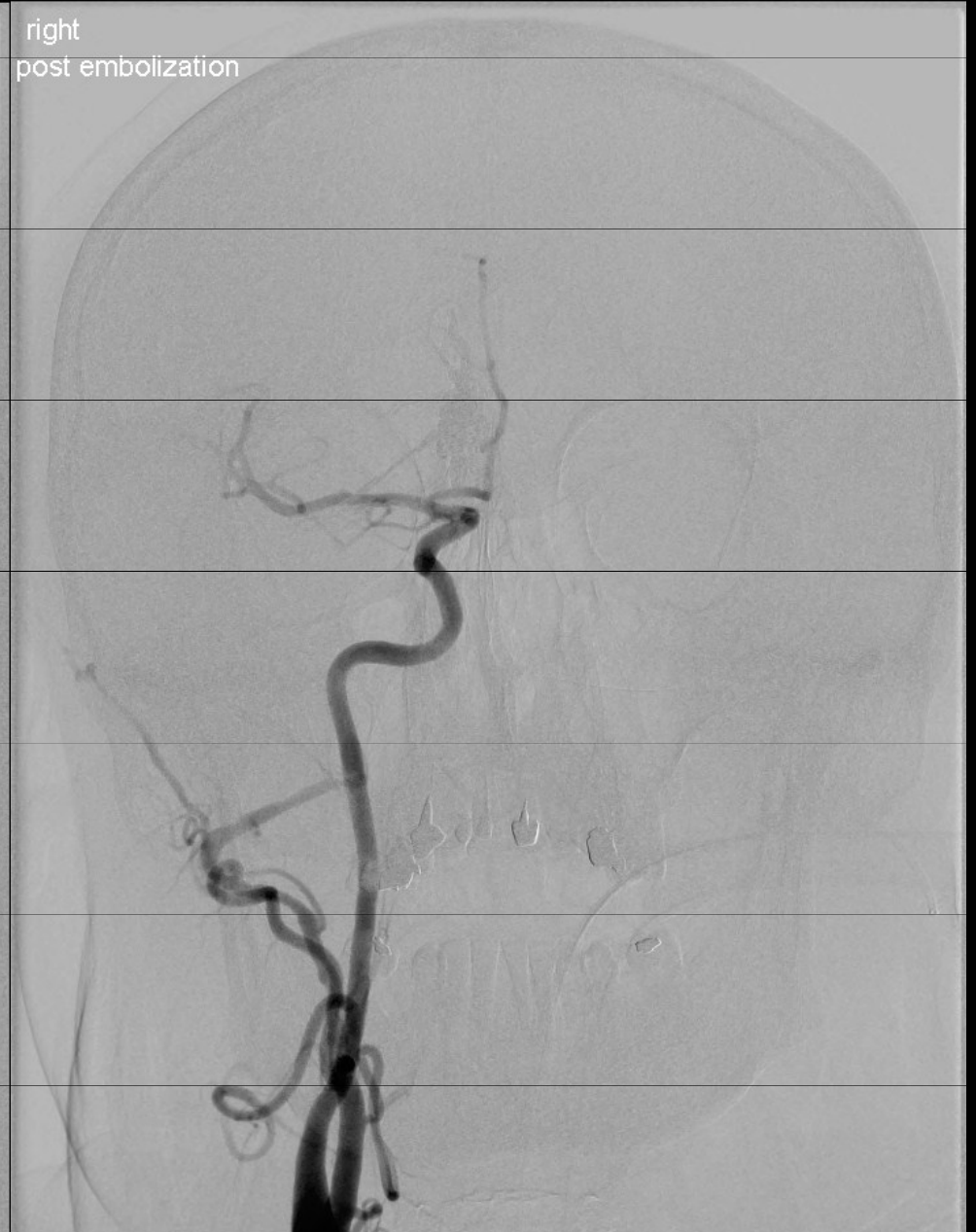
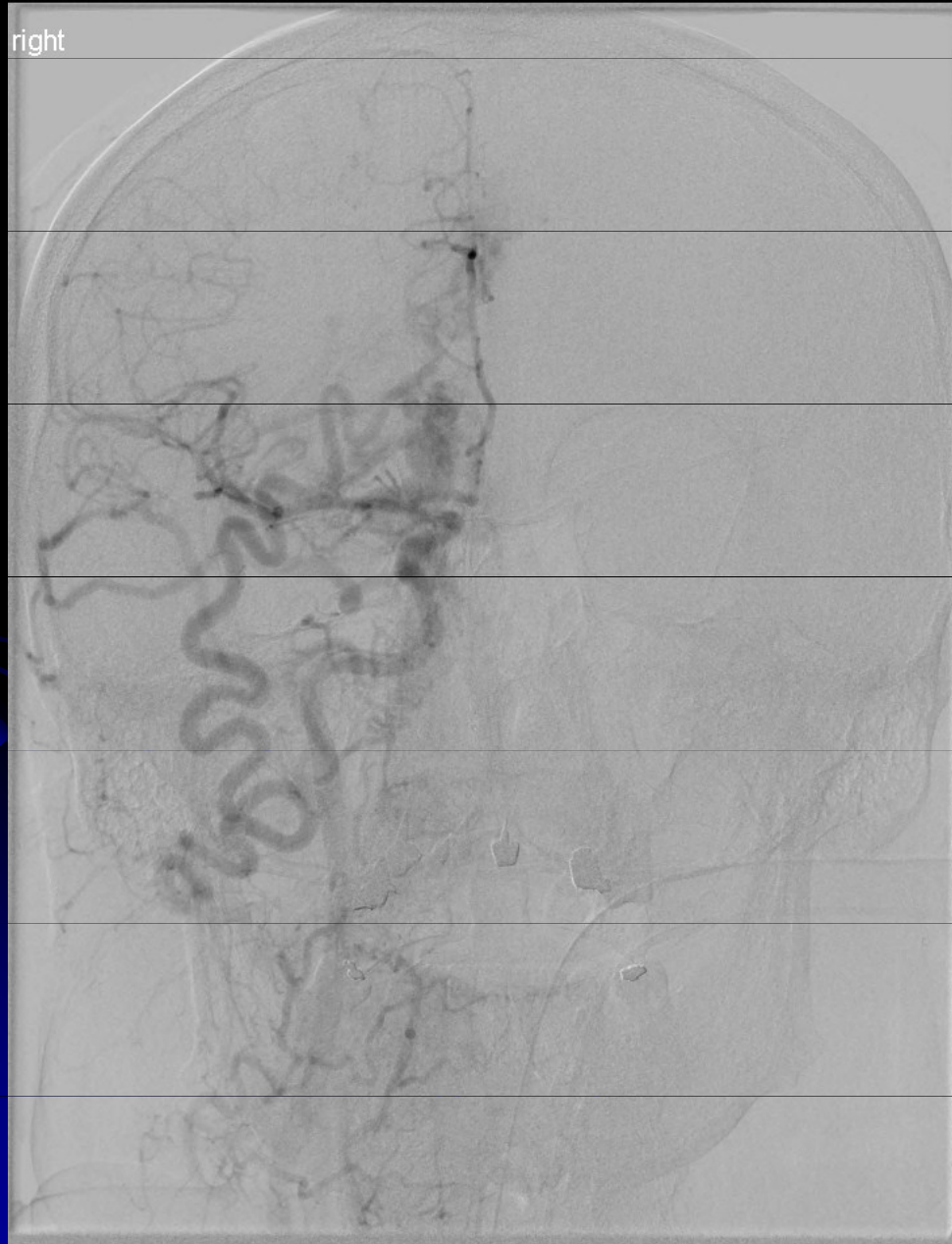
# DSA- kontraindikace

- není absolutní kontraindikace
  - relativní kontraindikace:
    - renální insuficience
    - difúzní cévní onemocnění ( diabetická angiopatie )
    - hemodynamická nestabilita
    - těhotenství
    - koagulopatie
    - alergie na jodové k.I.
- 

# DSA- durální AVM

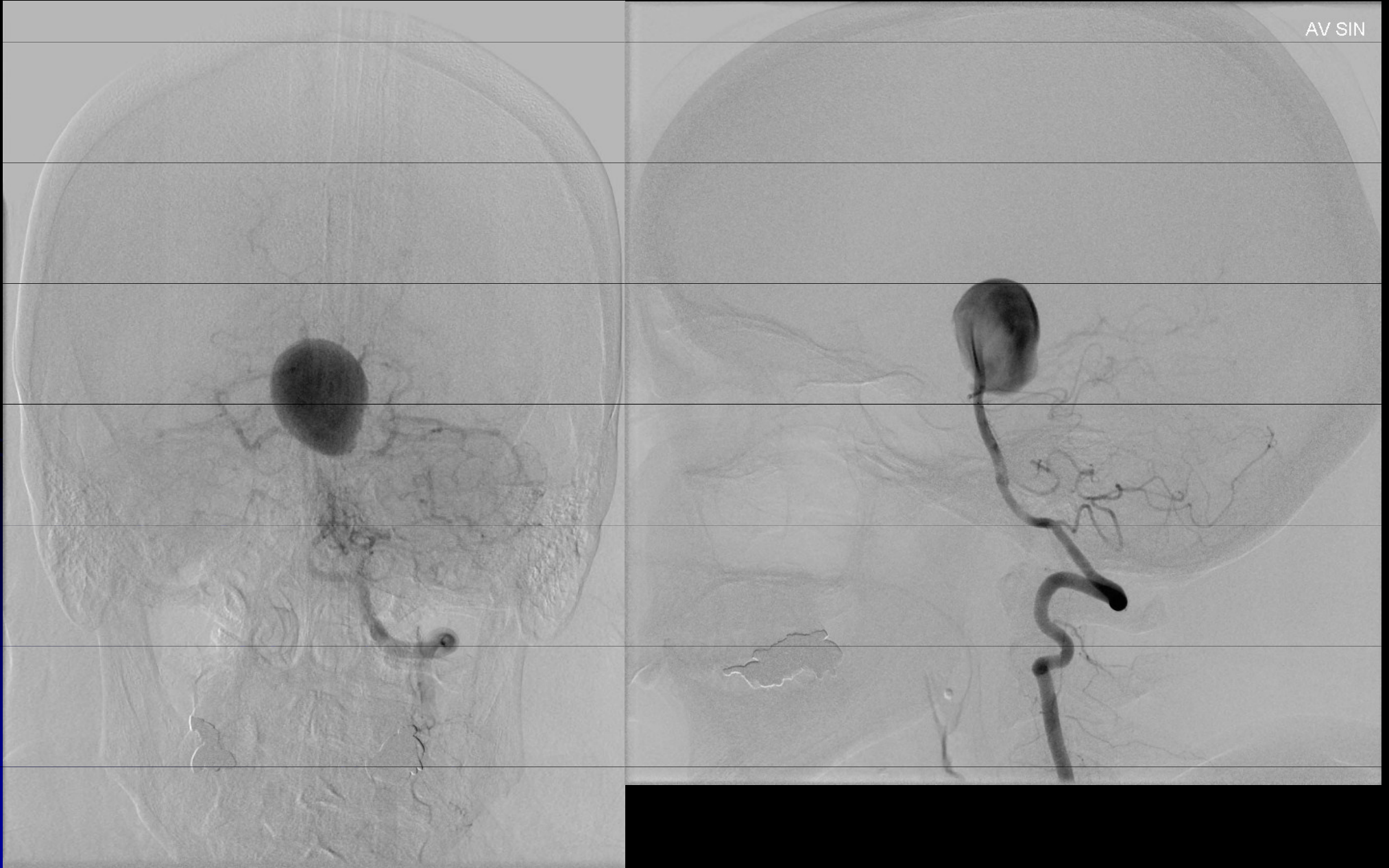


# DSA- embolizace AVM

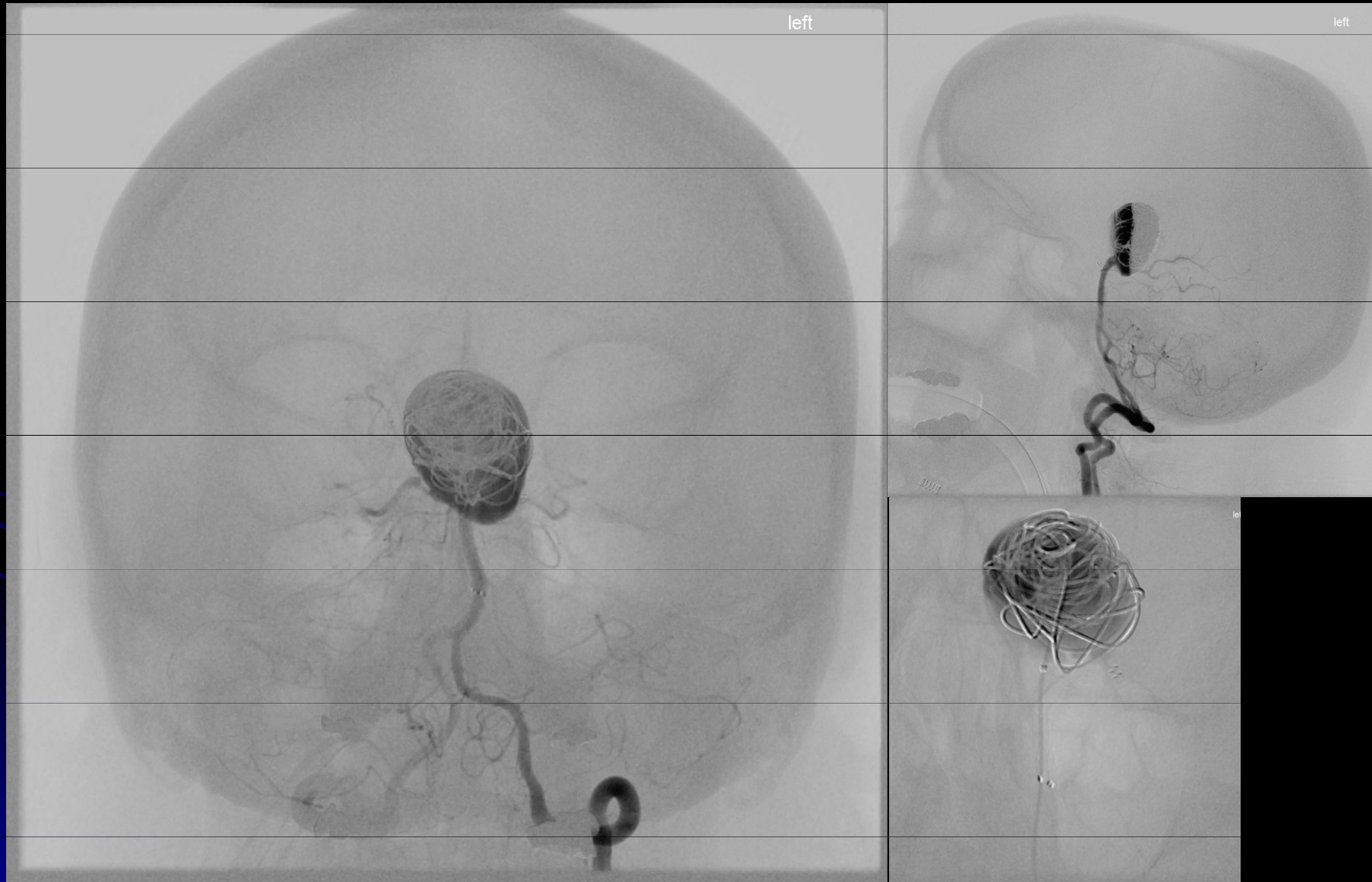




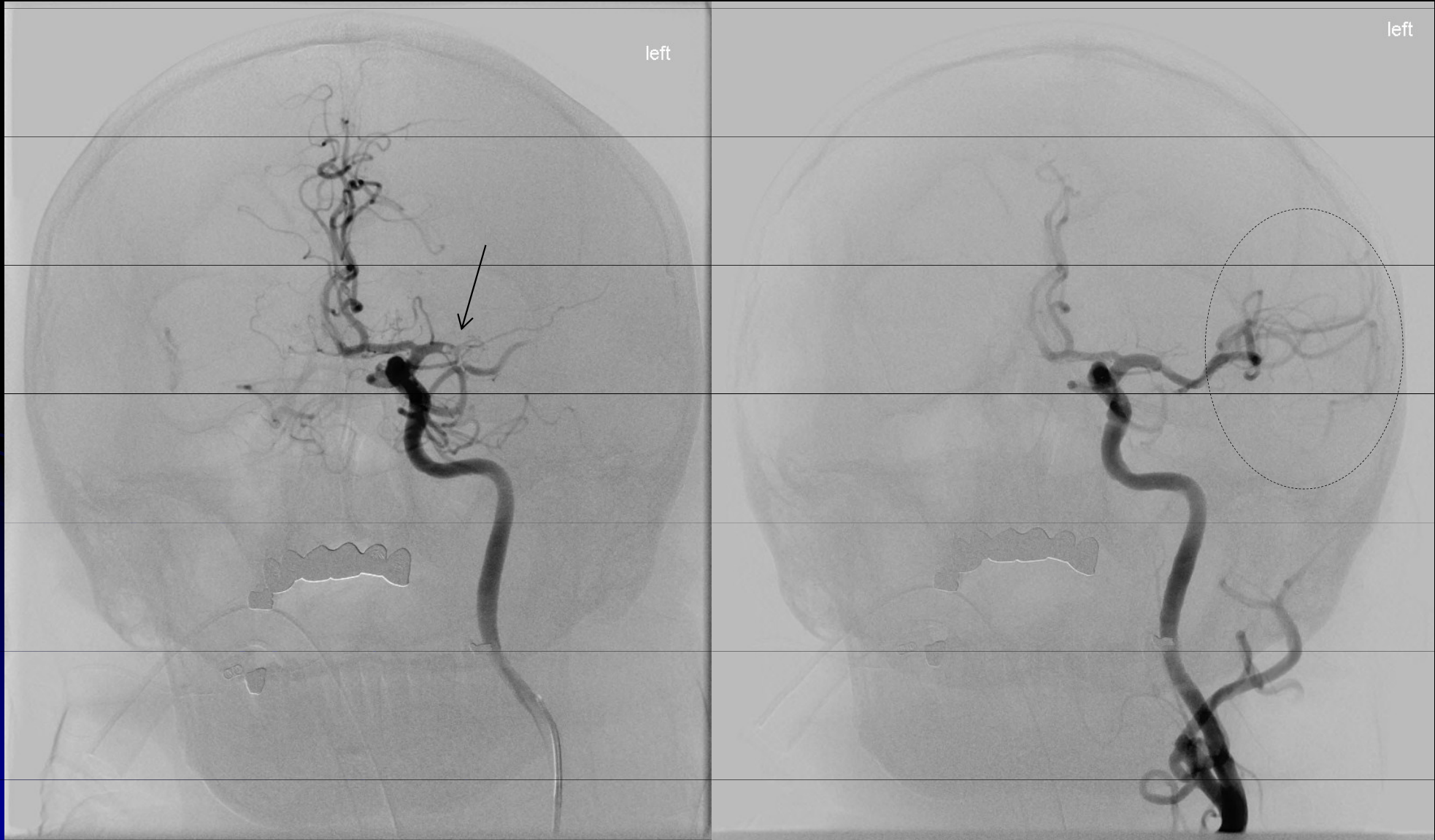
# DSA-aneurysma AB



# DSA-coiling aneurysm



# DSA- uzávěr M1/M2 ACM I.sin.





# UZ

## *Philips IU22*

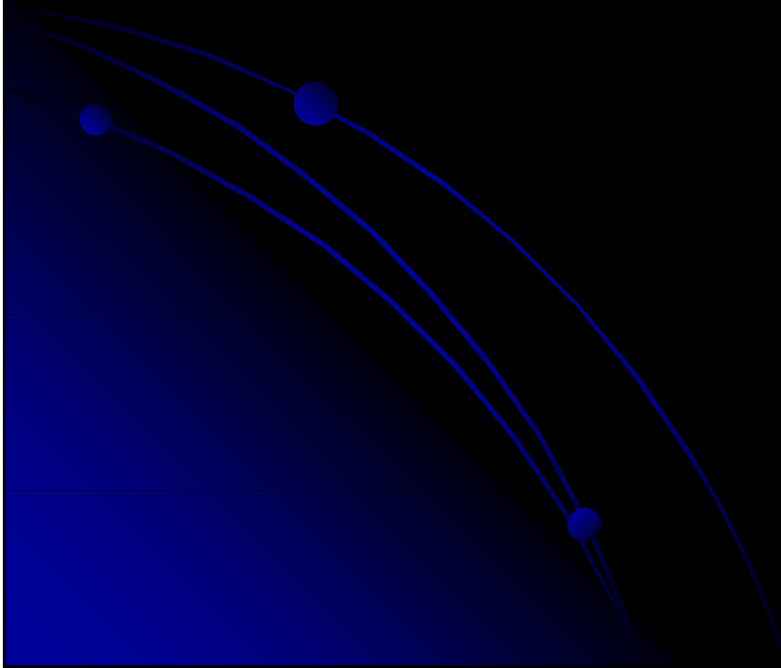
- Všeobecná UZ diagnostika (břicho, cévy, měkké tkáně)
- Urologie (scrotum, prostata)
- Štítnice
- Muskuloskeletální systém
- Střeva

Princip: detekce odrazů UZ vln na rozhraní tkání s různou akustickou impedancí



# historie

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



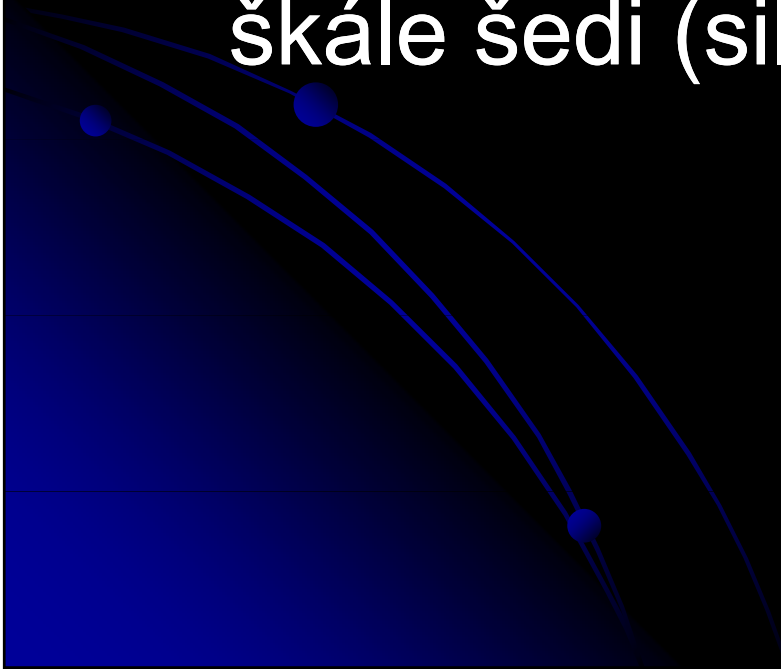
# Výhody UZ vyšetření

- 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)

- 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)

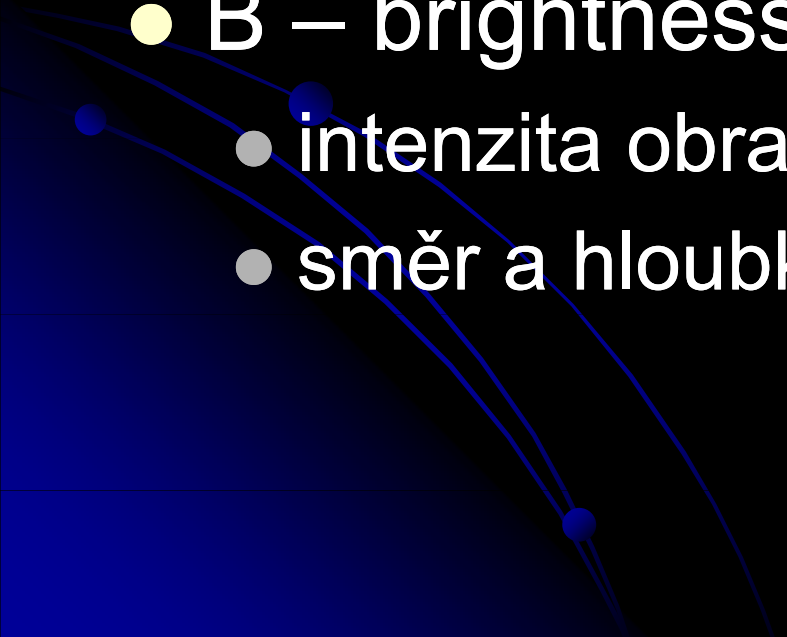


# zvuk

- 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

# 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 !



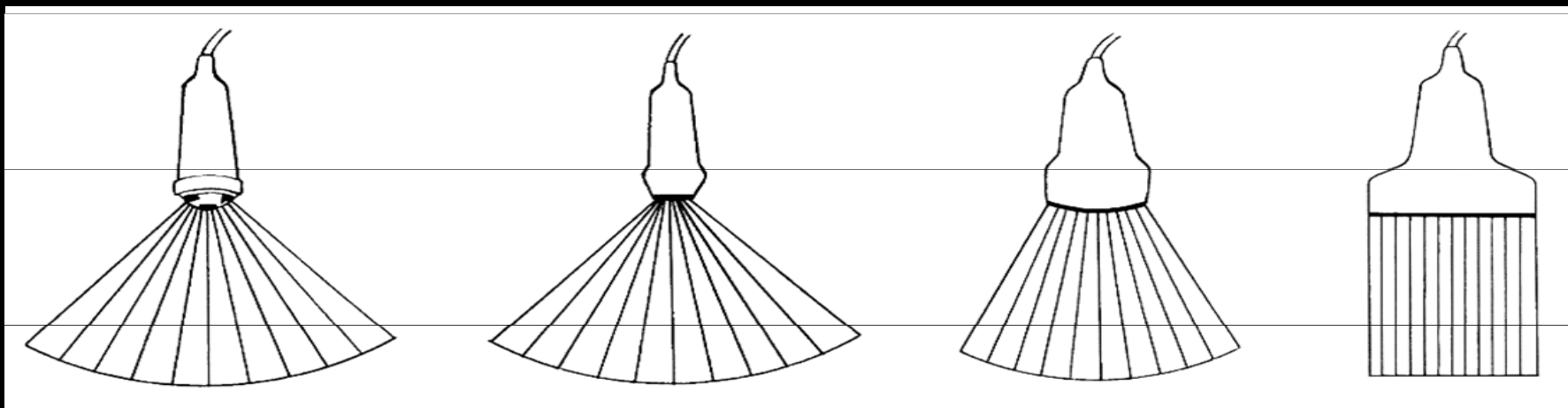
# popis přístroje



- 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.

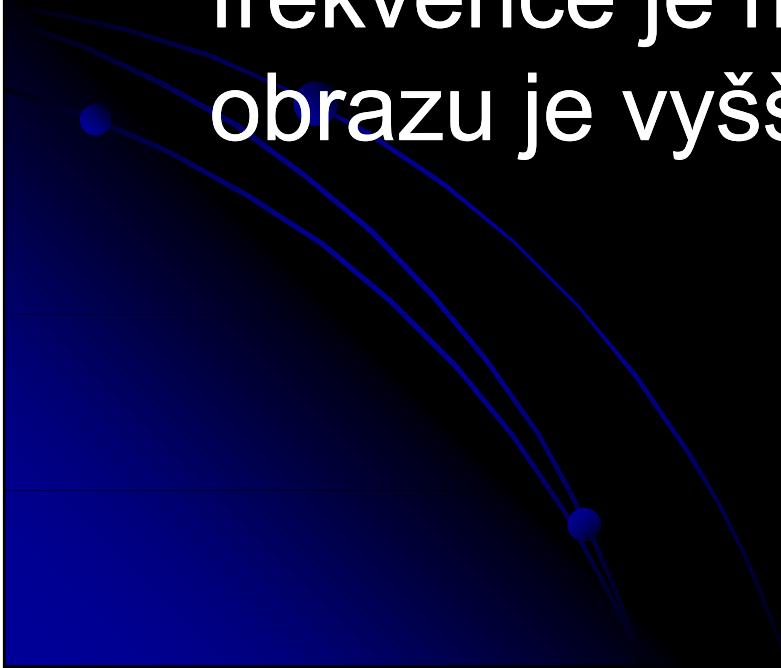
## Lineární sonda: 5-10 MHz

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

**Umožňují spektrální i barevný dopplerovský záznam**

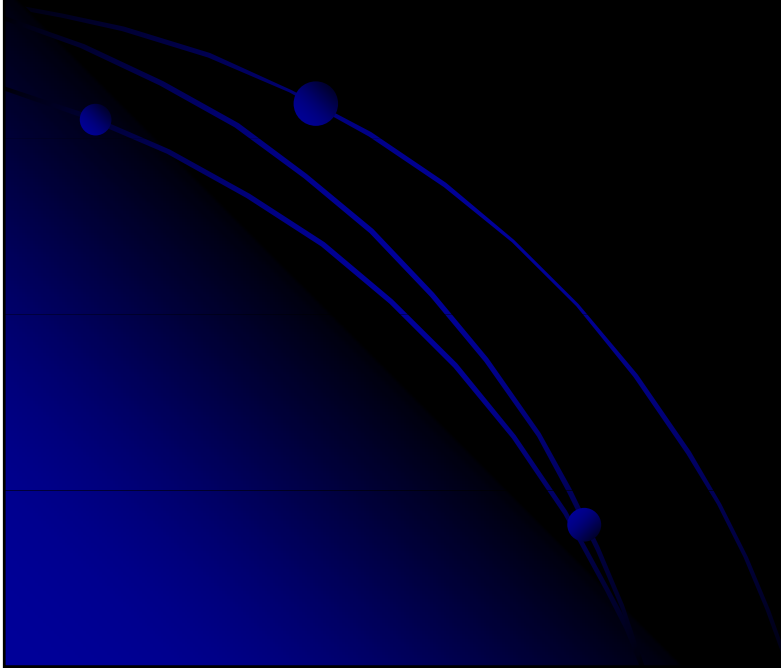
# jiné typy sond

- 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



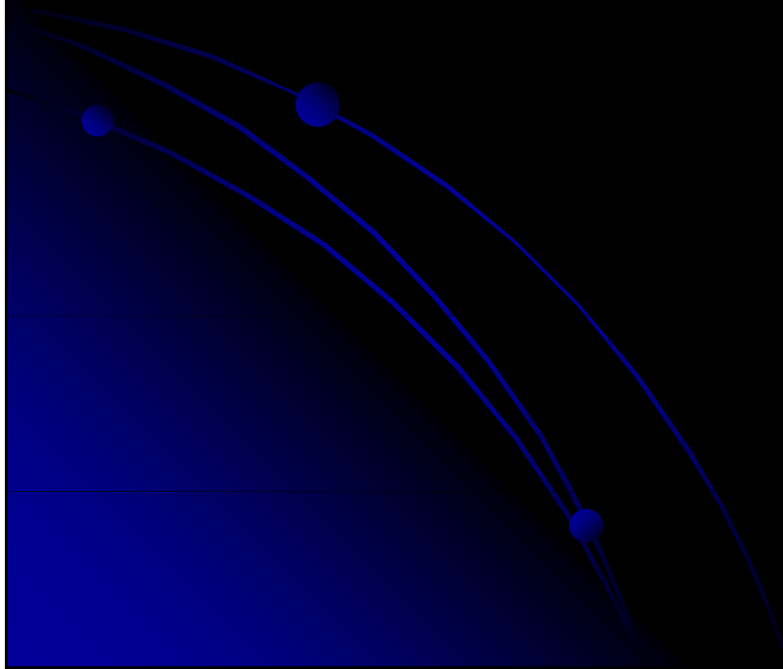
# Doppler



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

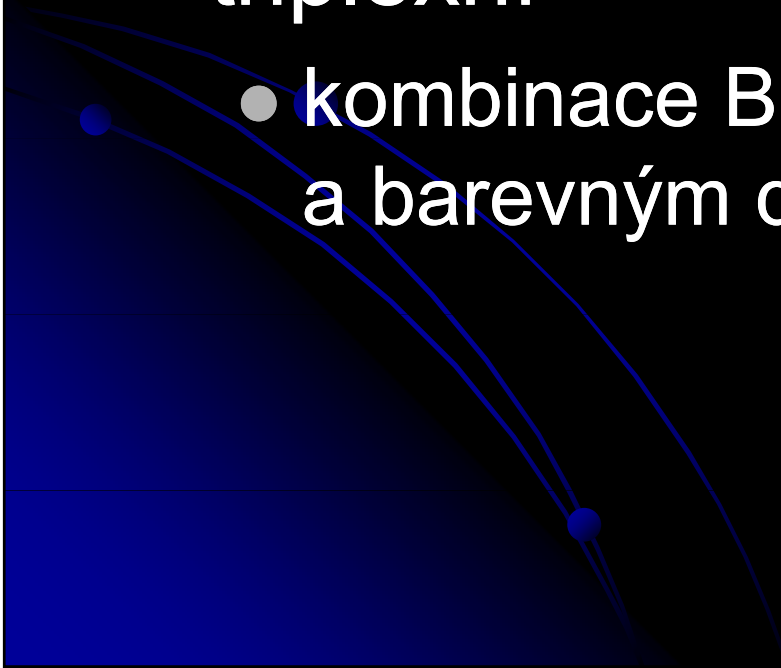
# význam dopplerova jevu v ultrasonografii

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



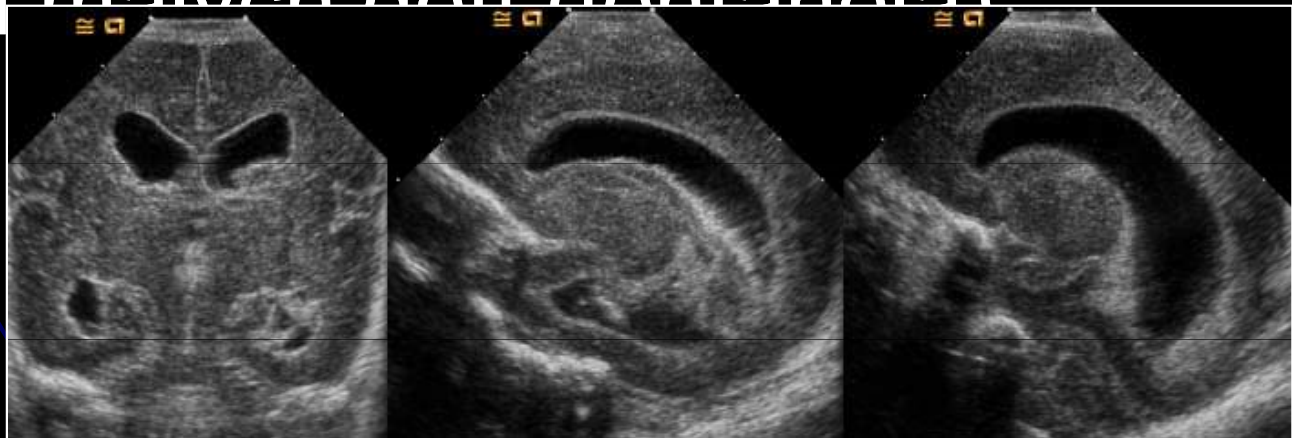
# duplexní a triplexní metoda

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



# 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)





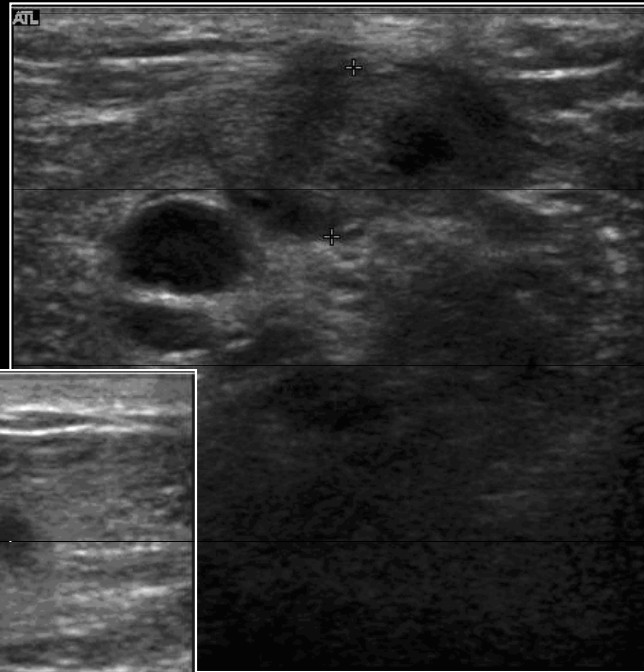
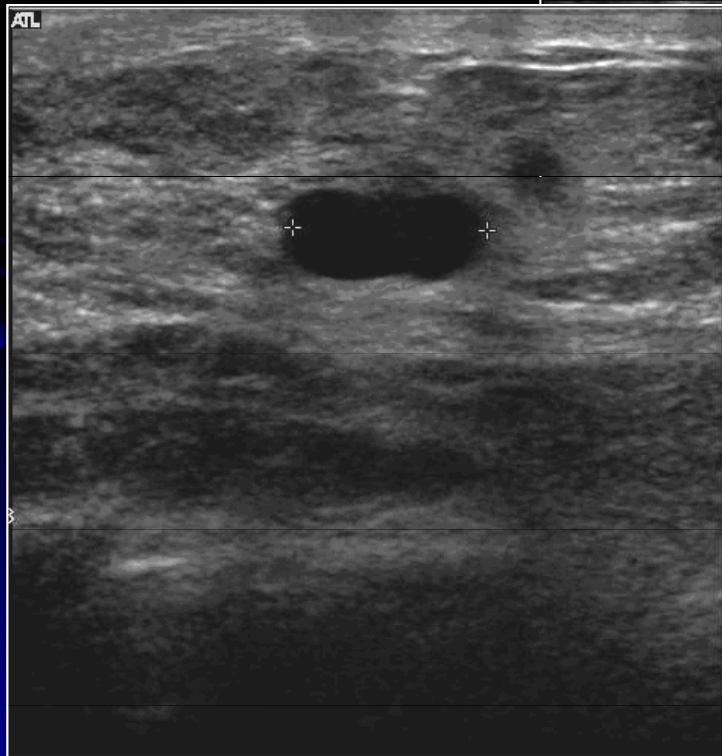
# UZ břicha

## Jaterní metastázy



# UZ prsu

Cysta



Recidiva tumoru



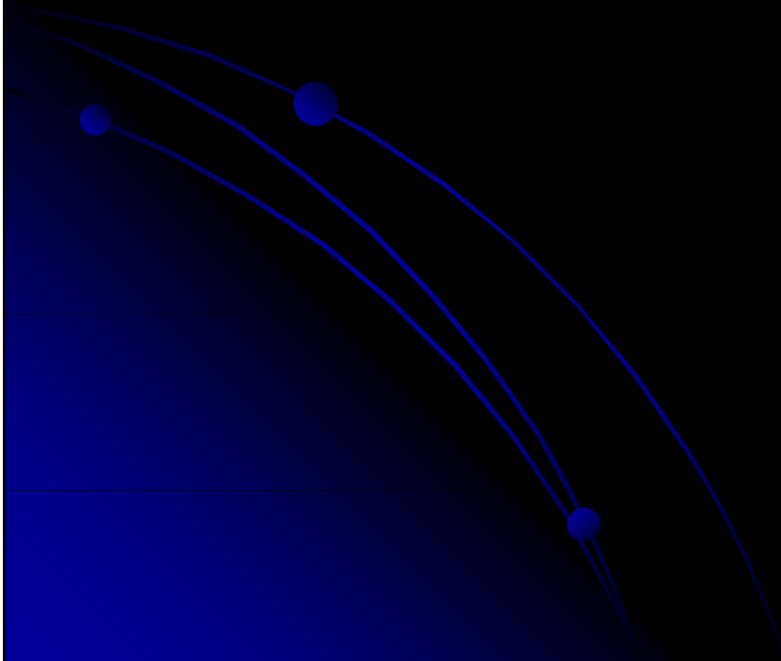
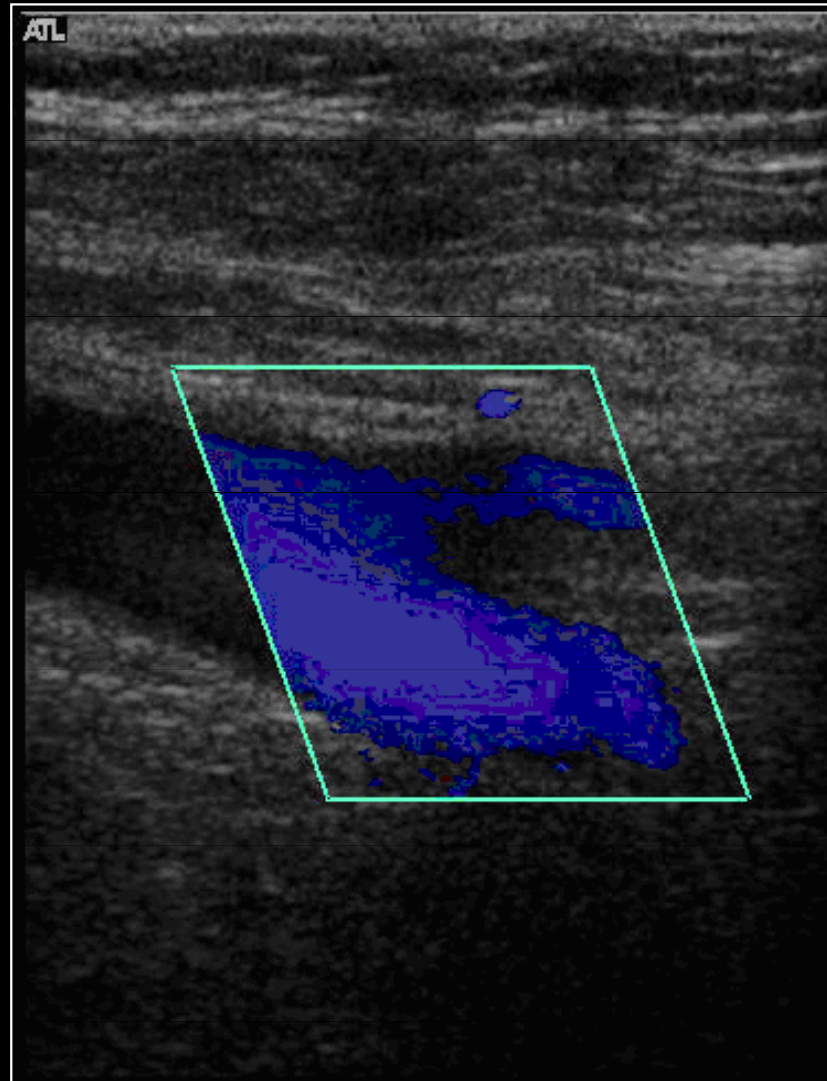
# UZ štítnice

Cysty

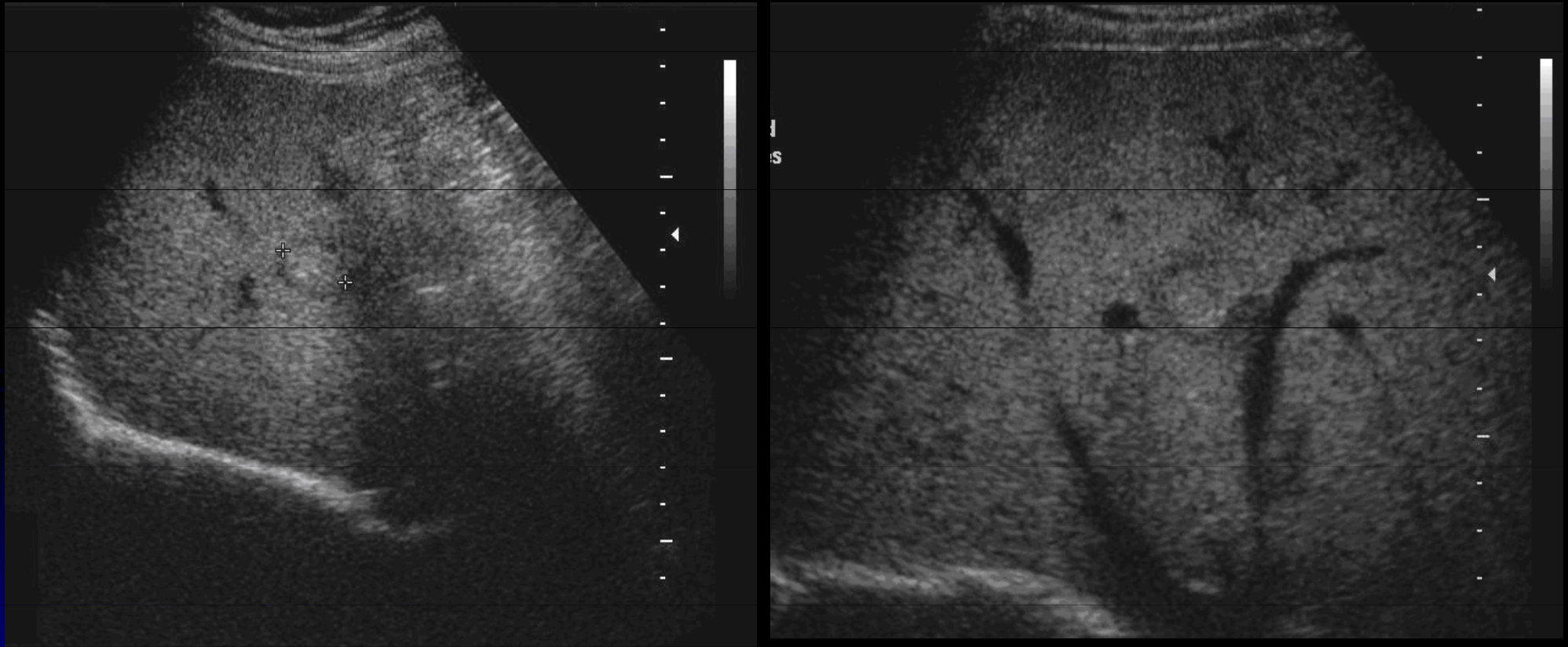


# Dopplerovské vyšetření

Větvení VFC

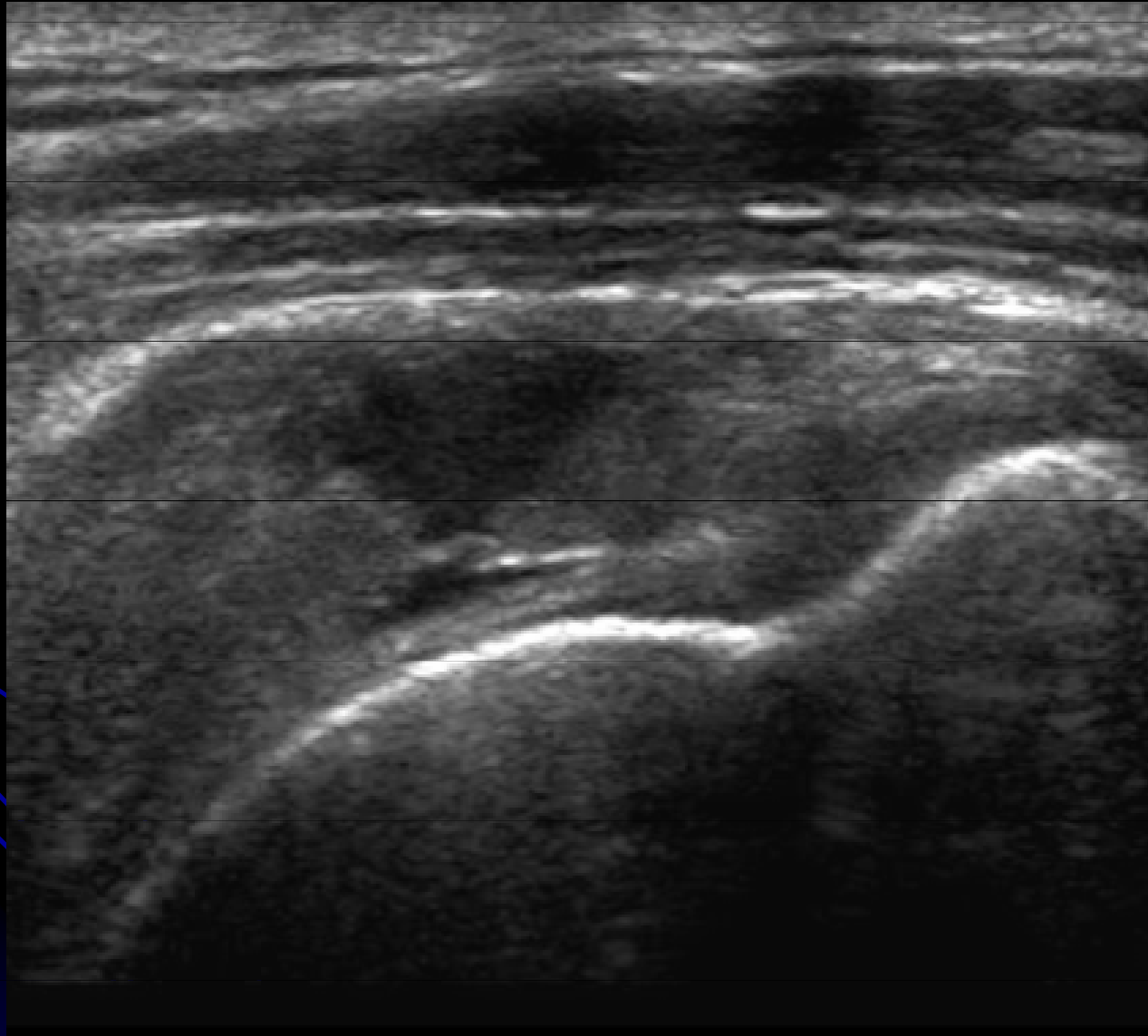


# Metastázy jater





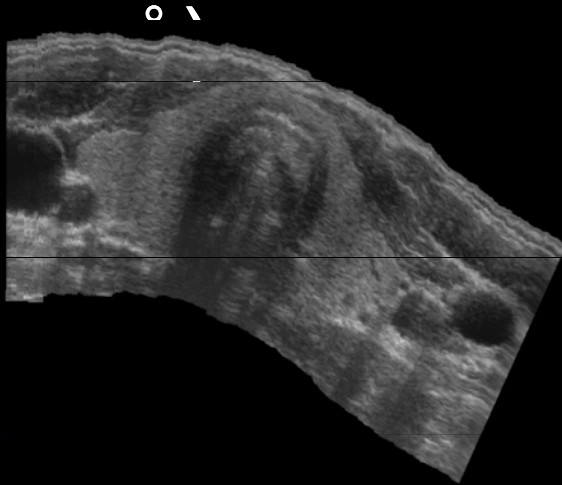
# Ruptura rotátorové manžety



# nové techniky

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

ob



- 3D zobrazení



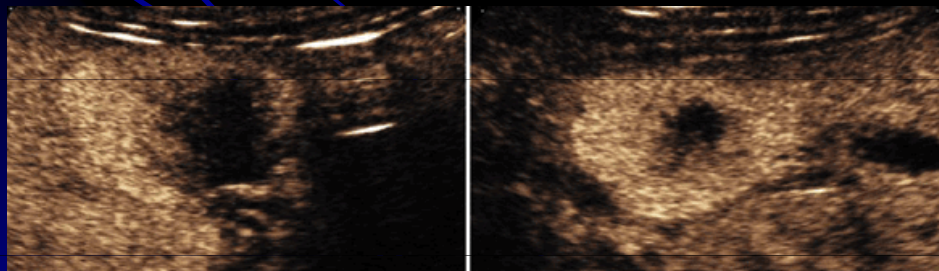
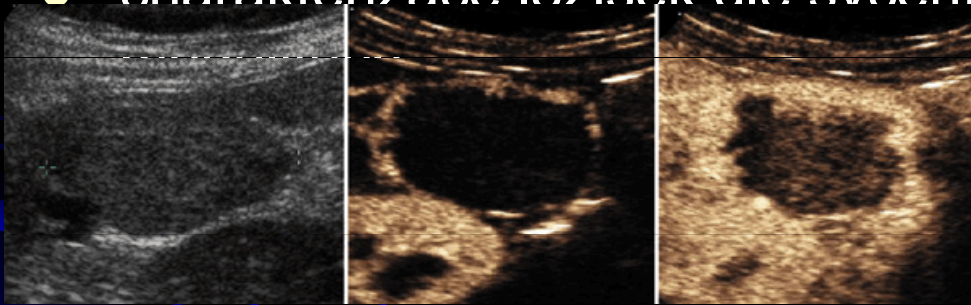
# kontrastní látky

- 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 ča



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

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

PHILIPS

TIS0.1 MI 0.4

L17-5/MSK Gen

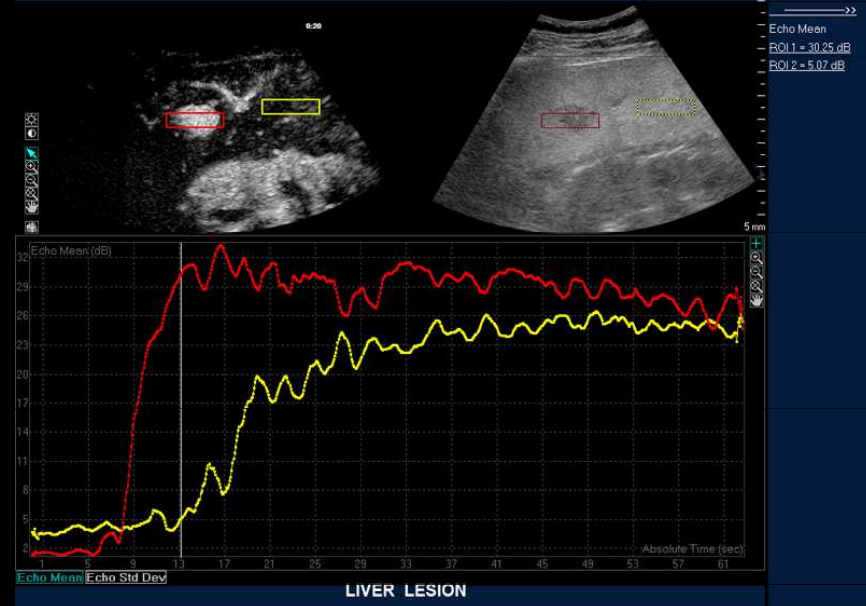
FR 40Hz  
RS

2D  
C 60  
P Low  
Res  
SonoCT  
XRes



LIPOMA

PHILIPS



PHILIPS LAB Breast FibroAd (DICOM Freehand 3D) 3/16/2006 09:58:31

View E/W Settings Color Settings Setup

Layout Full Screen Quad Screen Expanded 1 2 3 Thick Slice Slice Plane

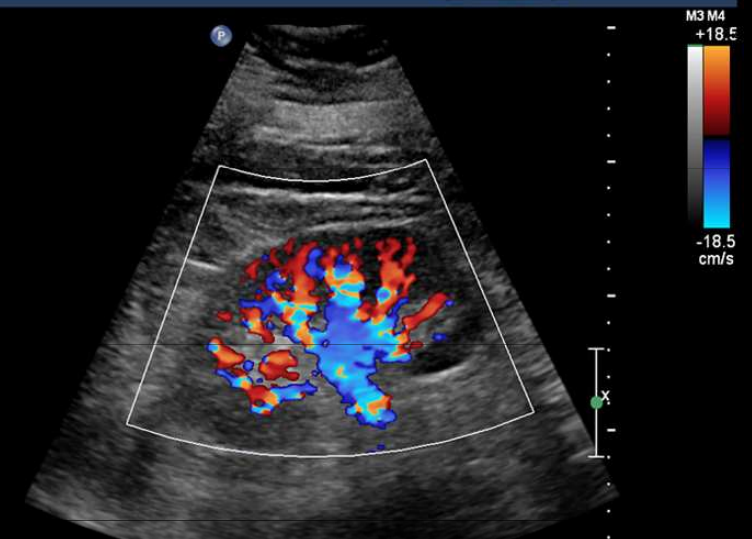
Navigation Cine (DICOM) Pan Rotate (Swivel) Zoom (dB) Rotate X Rotate Y Rotate Z

Reset Hide MPR View Mesh Surface Render

PHILIPS

C5-1/Abd Pen

FR 7Hz  
D1  
Z 1.2  
2D  
65%  
C 55  
P Med  
HPen  
CF  
62%  
960Hz  
WF 67Hz  
Med



RENAL VASCULARITY  
TECHNICALLY DIFFICULT PATIENT

# CT

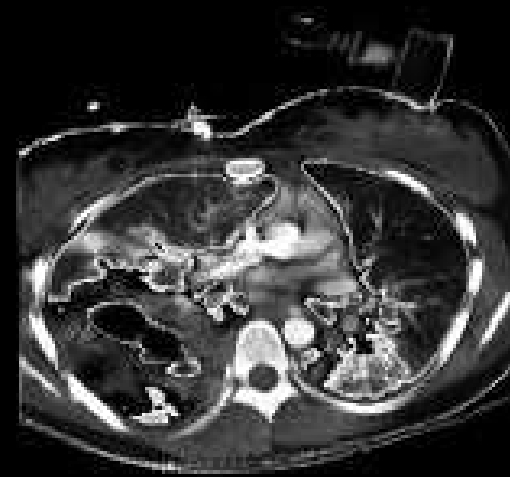
## *Philips Brilliance 64*

- Diagnostika
  - neuro – traumata, ikty, tumory
  - hrudník, břicho
  - CTA
- Intervence
  - punkce a drenáže kolekcí
  - biopsie, RFA
  - PRT, vertebroplastika

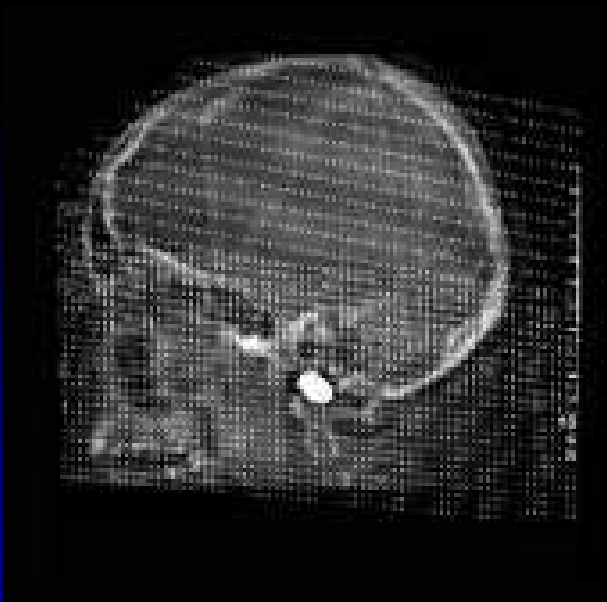


### Princip:

- Detekce absorpce RTG záření z mnoha různých úhlů
- Výpočetní rekonstrukce „řezů“ vyšetřovaného objektu



# Princip CT zobrazení

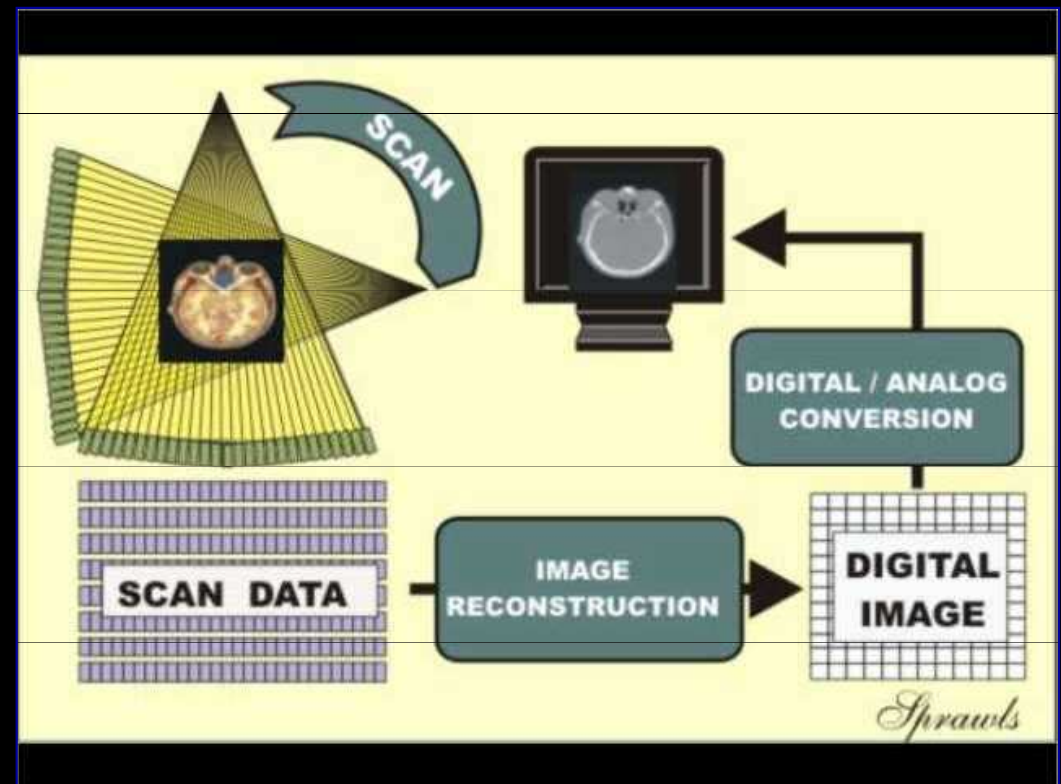




# Tvorba CT obrazu obecně

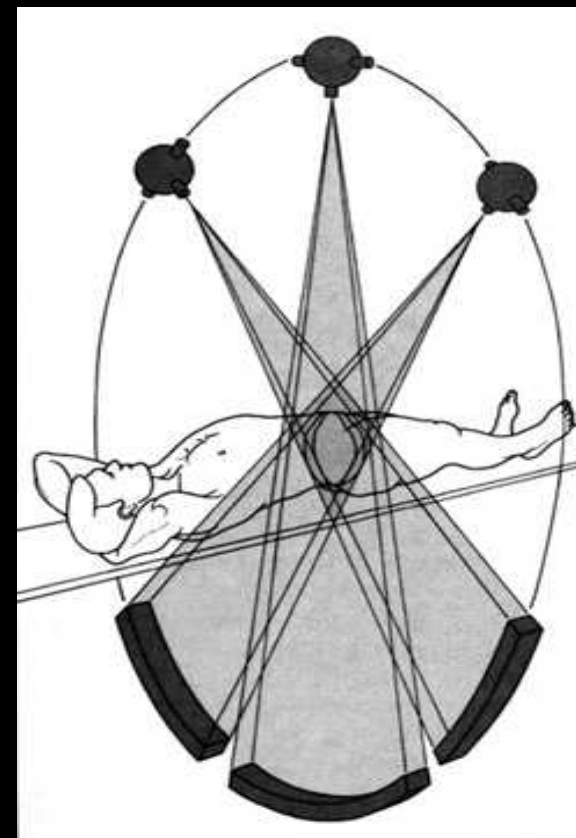
## Skládá se ze tří fází:

- **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

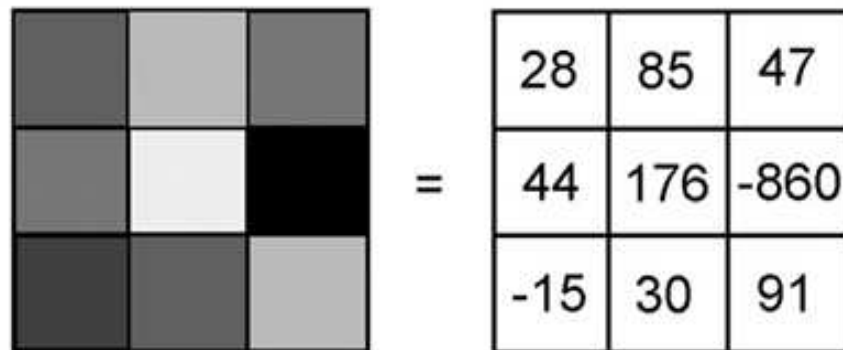
- Je založen na měření absorpce rentgenového záření tkáněmi lidského těla s použitím mnoha projekcí a následného počítačového zpracování obrazu.
- Rentgenka emituje úzce kolimovaný svazek záření ve tvaru vějíře, který prochází vyšetřovaným objektem a je registrován sadou detektorů přeměňujících prošlá 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



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

# 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

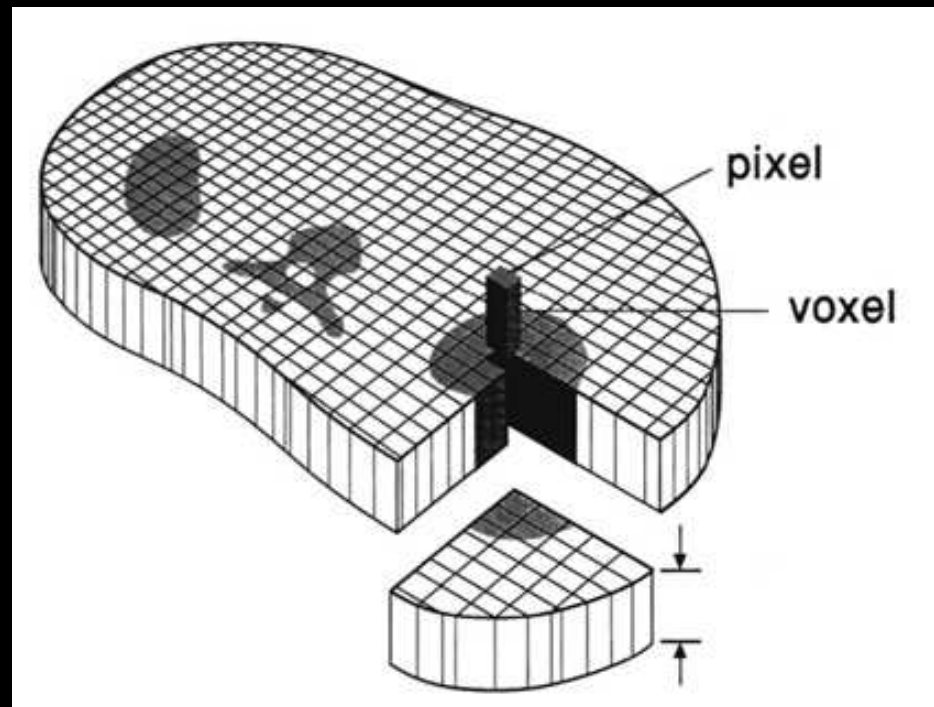
absorpčních koeficientů –

Hounsfieldových čísel (vpravo).



- 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.

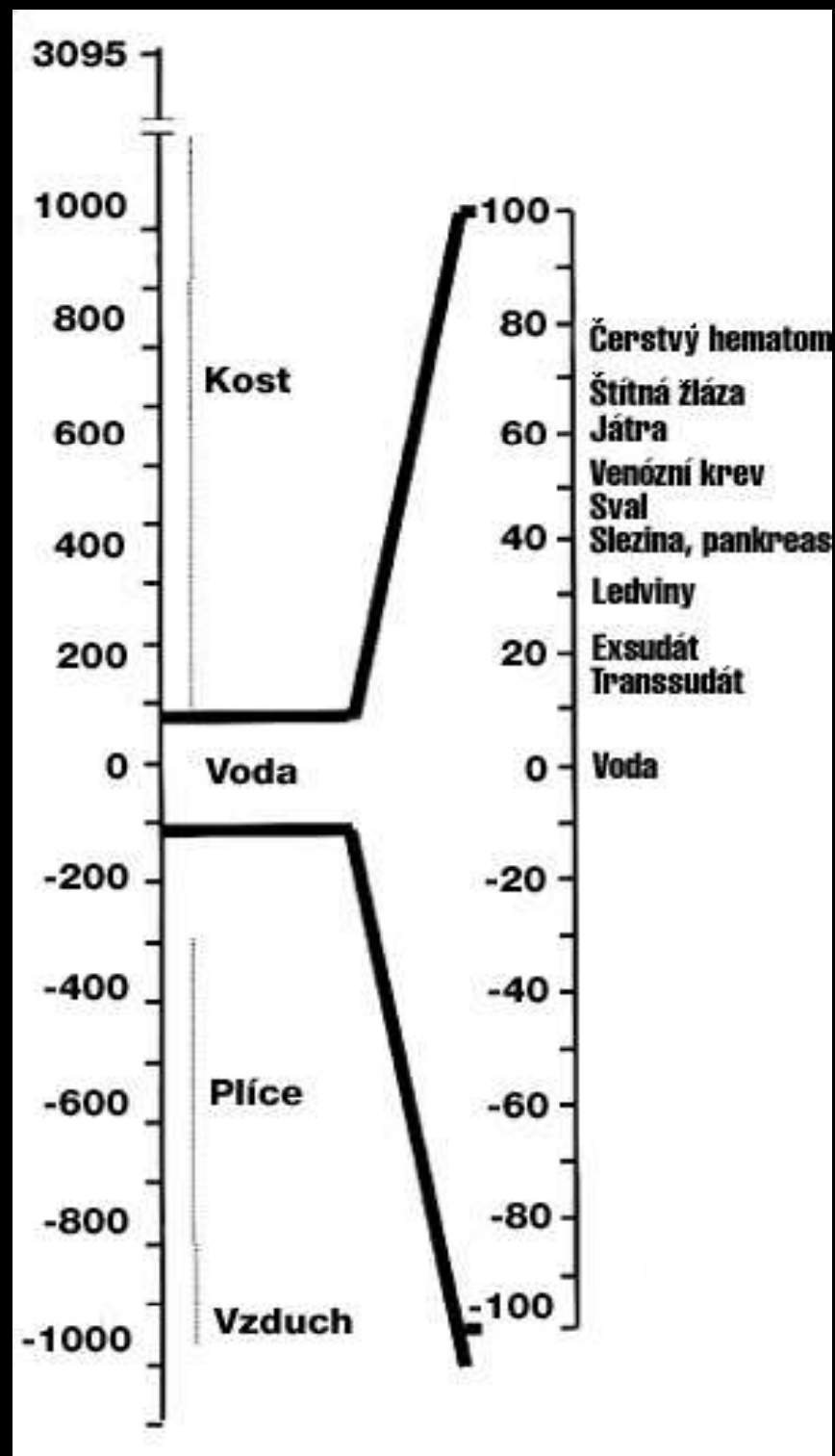
Výsledná denzita (stupeň šedi) každého pixelu představuje ve skutečnosti úhrnnou **průměrnou** denzitu trojrozměrného objektu - voxelu, jehož tloušťka se rovná tloušťce vrstvy (šipky).



- 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 zápornými hodnotami cca  $-100$  HU. Denzity spongiózní kosti přesahují  $+100$  HU, kompakta vykazuje denzity vyšší než cca  $+300$  HU

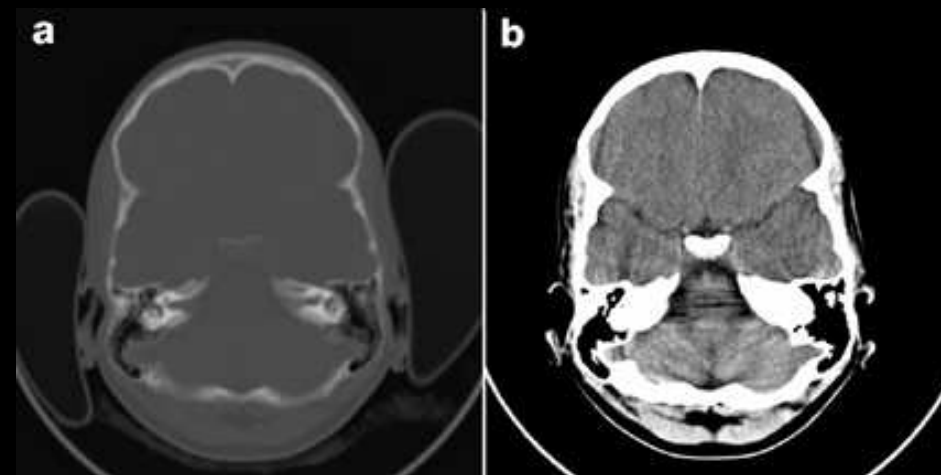
Rozložení tkáňových denzit na Hounsfieldově škále.

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.
- Struktury s denzitou nad horní hranicí CT okna se zobrazí výhradně bíle, pod dolní hranicí naopak pouze černě.
- Střed okna volíme tak, aby odpovídal absorpční hodnotě oblasti, která je středem zájmu našeho vyšetření. Šíři okna nastavujeme podle předpokládané maximální a minimální denzity tkání ve vyšetřované oblasti. Čím užší okno, tím jemnější rozdíl v denzitě tkání zobrazíme, ale zároveň je obraz zrnitější.

Nastavení maximální šířky okna na 4096 HU u vyšetření mozku (a). V takto širokém okně lze prakticky rozlišit pouze čtyři odlišné stupně denzity: vzduch, tuk, měkké tkáně (včetně mozku a mozkomíšního moku) a kost. Naproti tomu v úzkém okně (šířka 120 HU, střed 35 HU) je rozlišení měkkých tkání nesrovnatelně lepší (b), ovšem za cenu ztráty kontrastního rozlišení v tkáních s denzitou zasahující mimo nastavené okno (např. v kosti).



# 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.I.

- 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 morfologii, patologické procesy včetně poruch vylučování.

# Intravenózní k.I.

## ● Indikace

- Je jich celá řada, závisí na vyšetřované oblasti, předpokládané patologii apod.

## ● Kontraindikace

- Alergická reakce na jodovou kontrastní látku v anamnéze, **POLYVALENTNÍ ALERGIE** (alergoidní reakce z lavinovitého uvolnění histaminu a šokový stav )
- **Akutní ischemická cévní mozková příhoda** (při poruše HEB proniká k.I. do mozkové tkáně a působí neurotoxicky na nervové struktury – především hyperosmolární ionické k.I.)
- **Renální insuficience** (nefrotoxický účinek- mohou způsobit akutní renální insuficienci)
- **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 )



# Intravenózní k.l. – komplikace podání

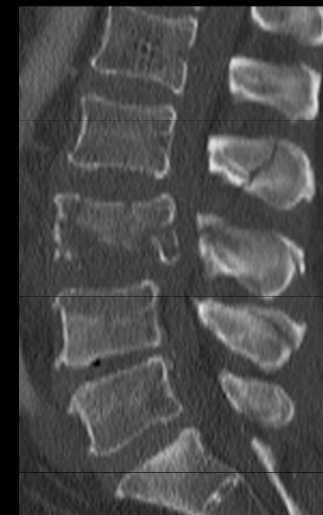
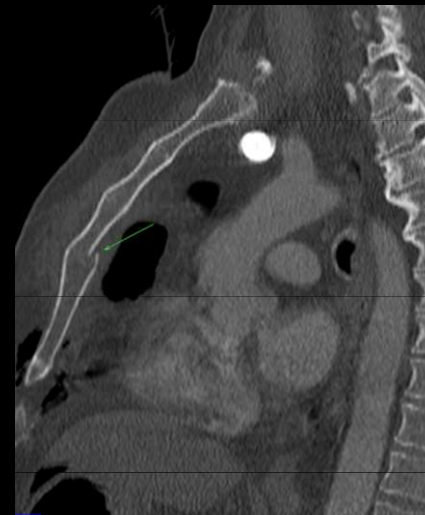
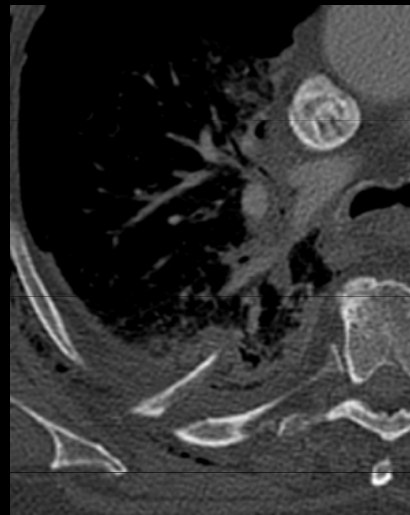
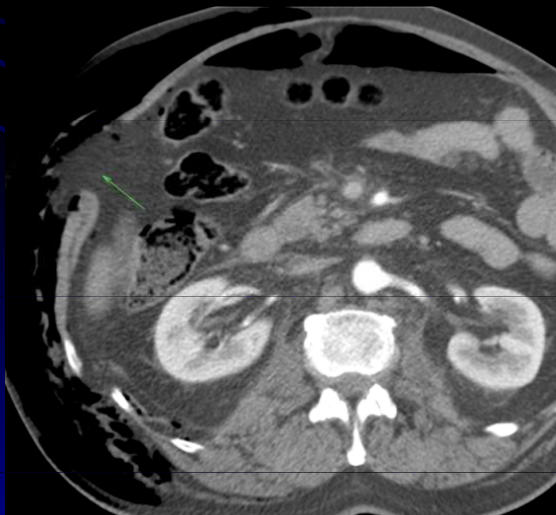
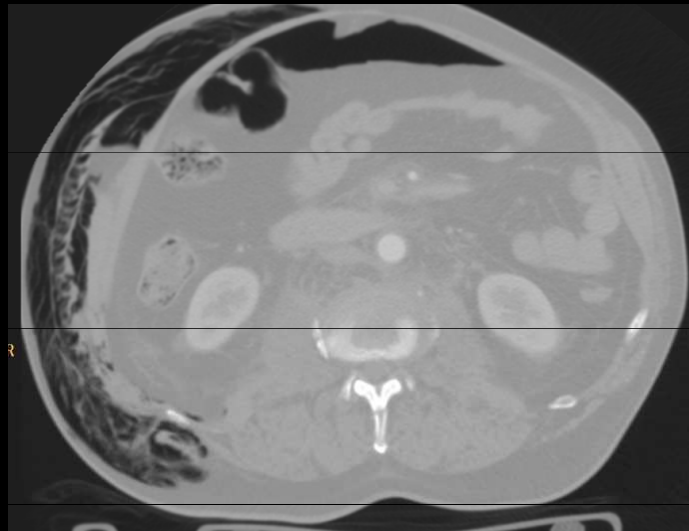
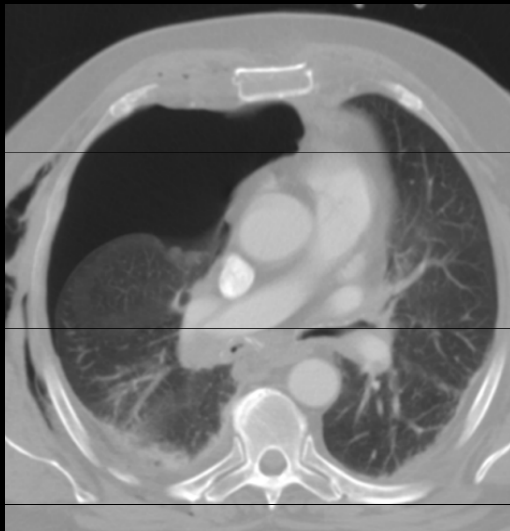
- **Adverzivní reakce** - následkem chemotoxicity k.l., větš. sucho v ústech, nausea či dokonce zvracení
- **Alergoidní reakce** - způsobena vyplavením histaminu – urtika, dušnost, šokový stav s hypotenzí, vagová reakce s bradykardií, křeče
- **Paravaskulární podání kontrastní látky** - možné trofické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



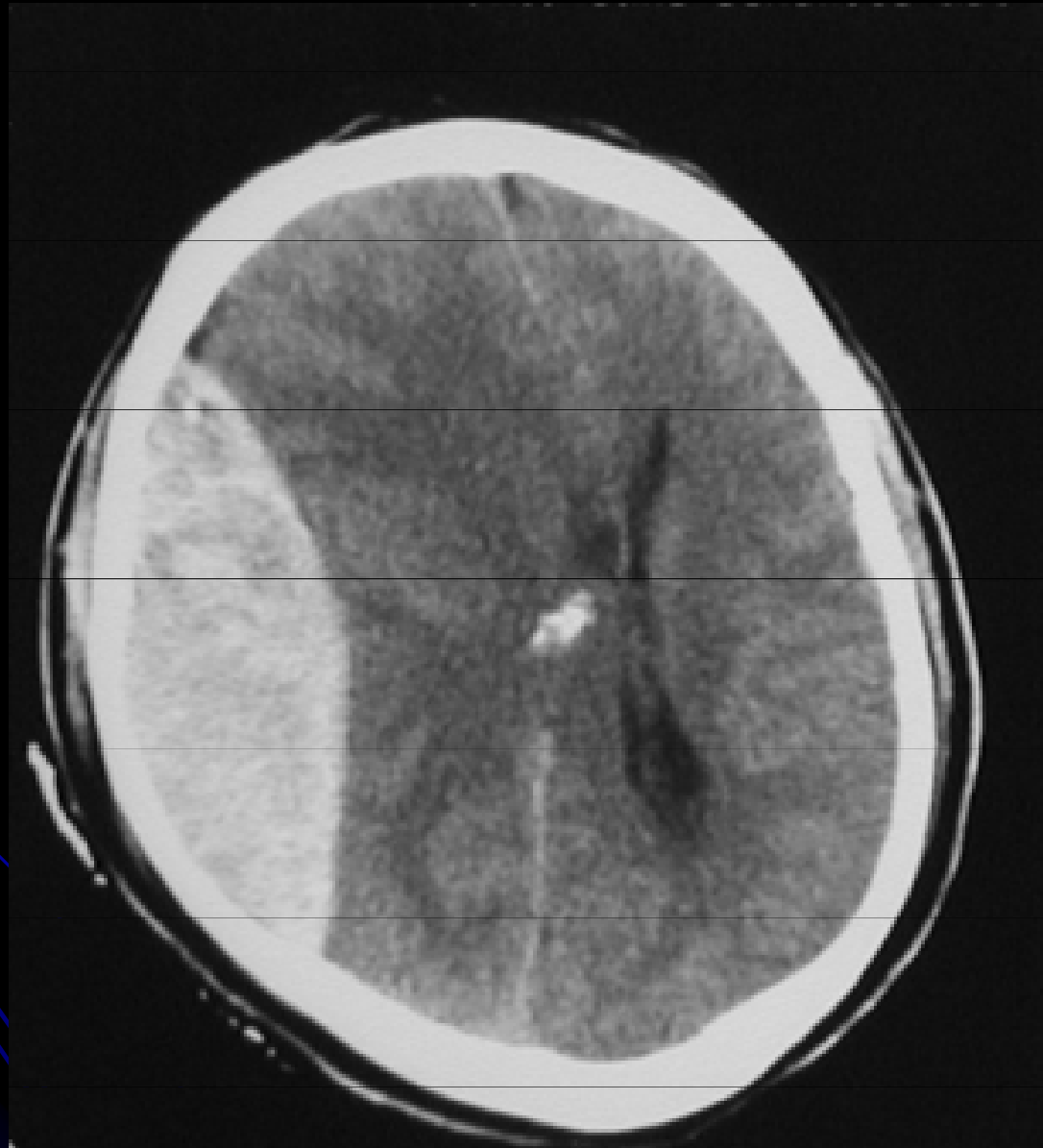
# Postup CT vyšetření

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

# Trauma protokol



# Epidurální hematom



SAK



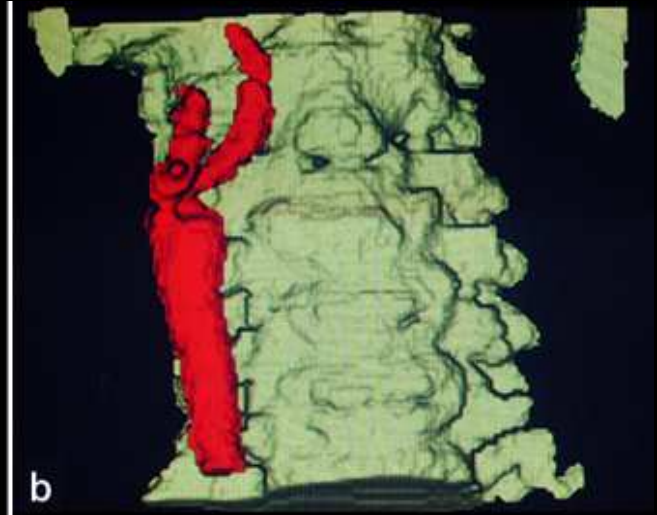
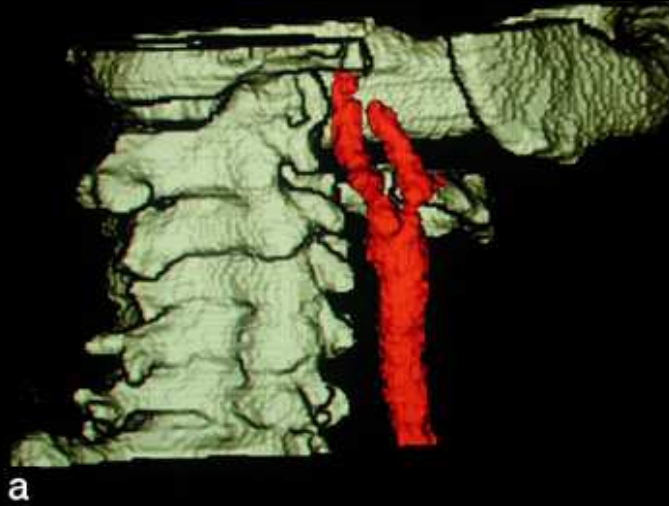
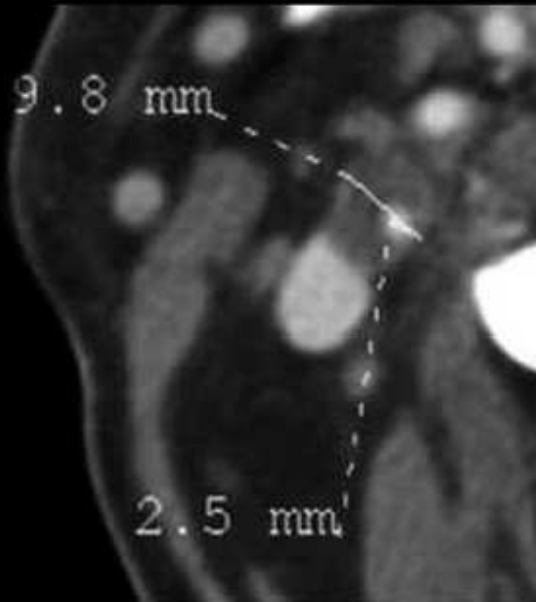


# Divertikulitida sigmoidea, sigmoideovesikální píštěl



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





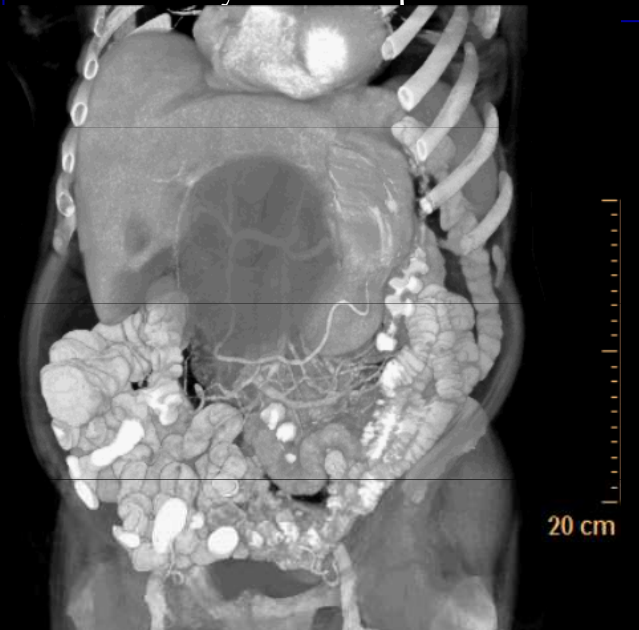
CTA krku. SSD. ACC, ACI a ACE vpravo – vlevo ACC uzavřena\_

75% stenóza ACI dx. dle schématu měření ECST

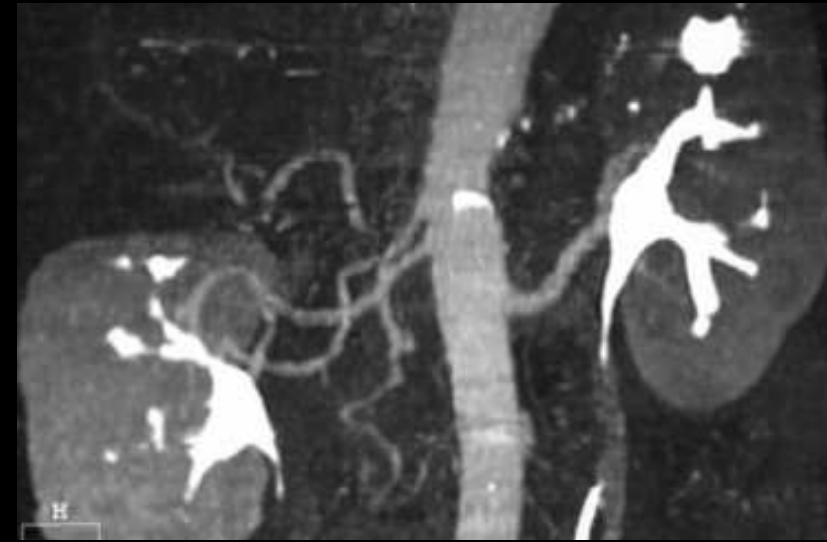
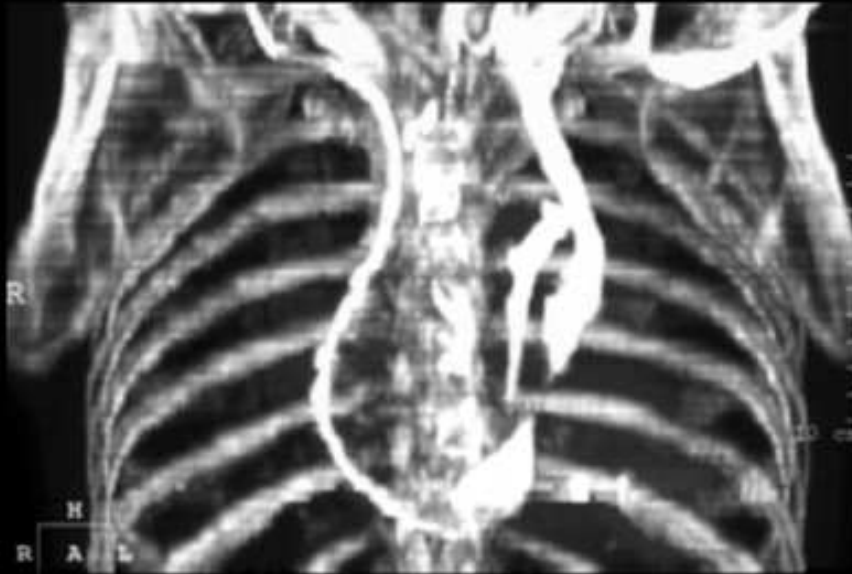
CTA umožňuje zcela exaktní kvantifikaci stupně stenózy přímým změřením původního průsvitu a vo průtočného lumen



CTA aorty: Tortuozita celé aorty  
– aneurysma serpentinum.



V. cava superior sinistra.\_



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



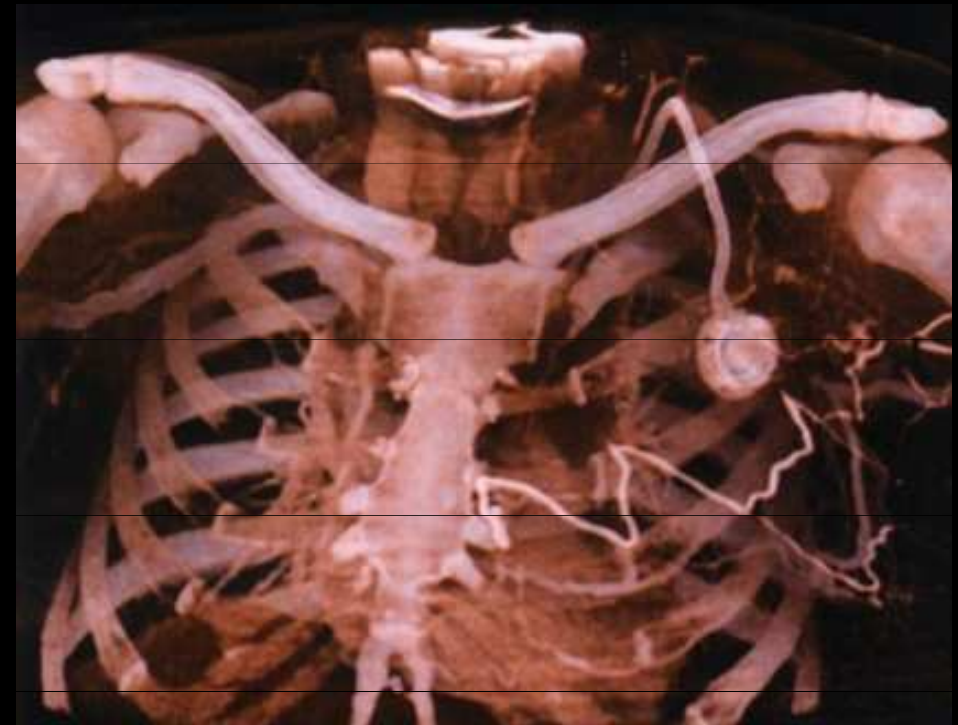
Vícečetné  
fraktury  
obličejového  
skeletu, 3D  
rekonstrukce

3D u  
fraktury  
sterna



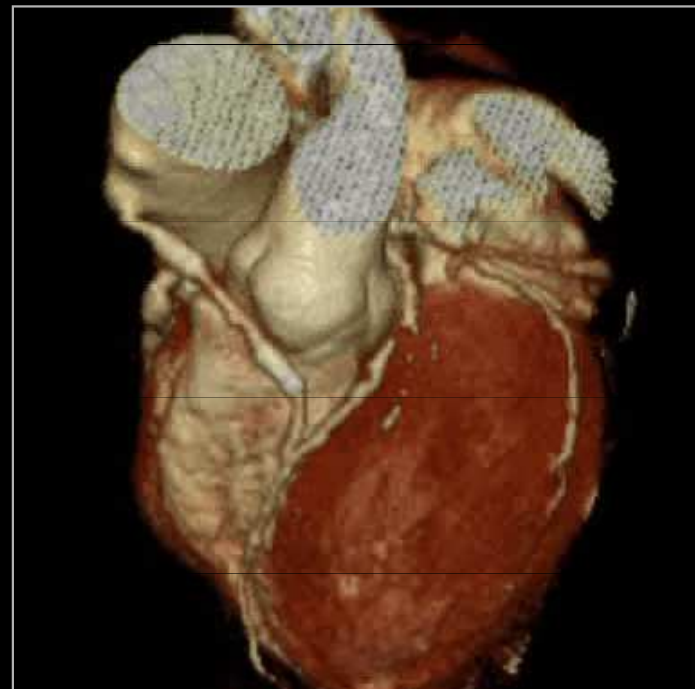
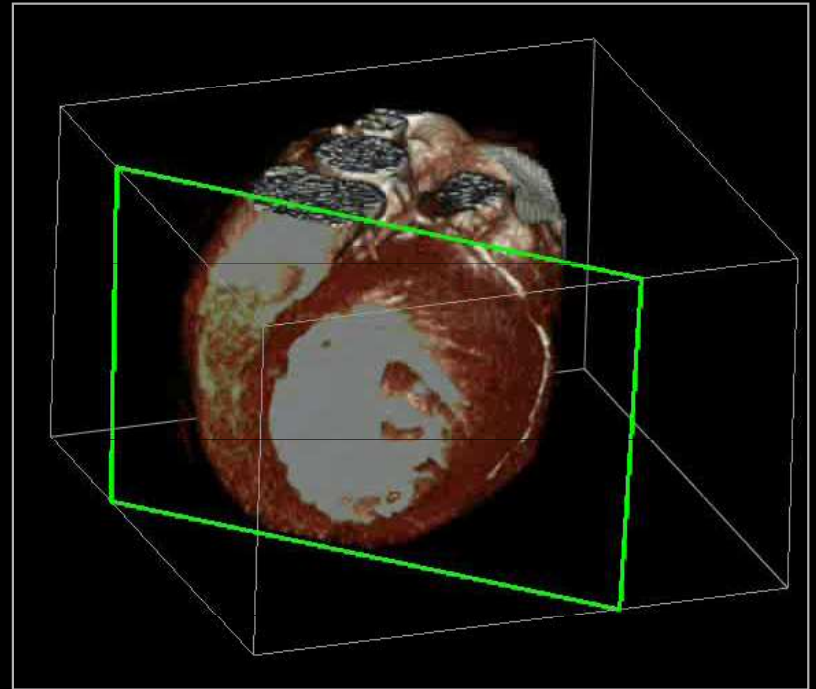
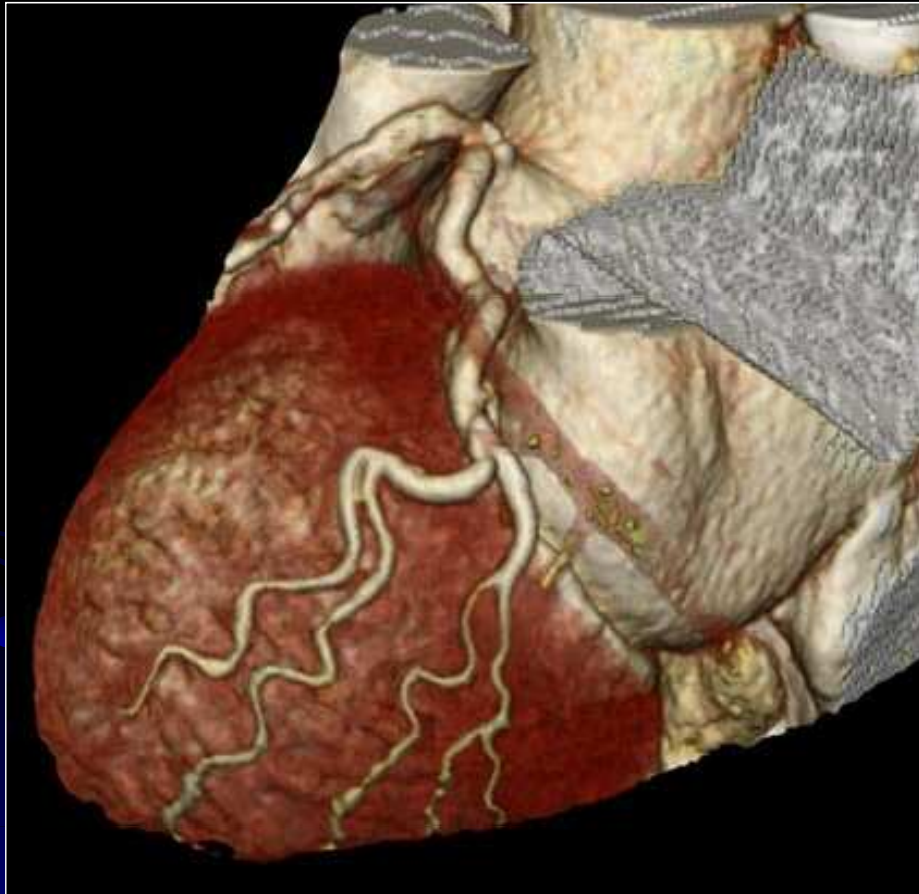


Porovnání rekonstrukčního algoritmu MIP (a, vlevo) a SSD = povrchové stínování, základ virtuálních endoskopií (b, vpravo) z končetinové CT angiografie (multidetektorové spirální CT)



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 .

# CT zobrazení srdce

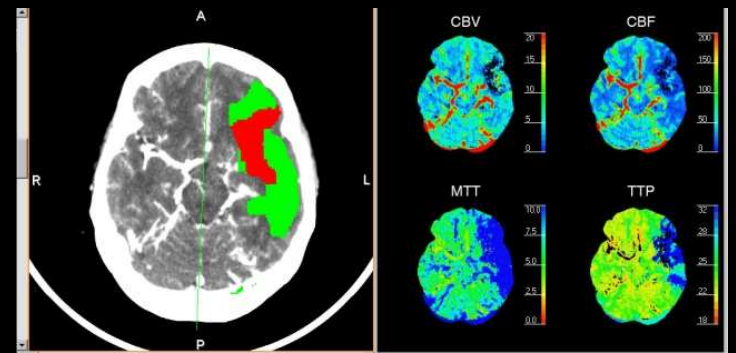
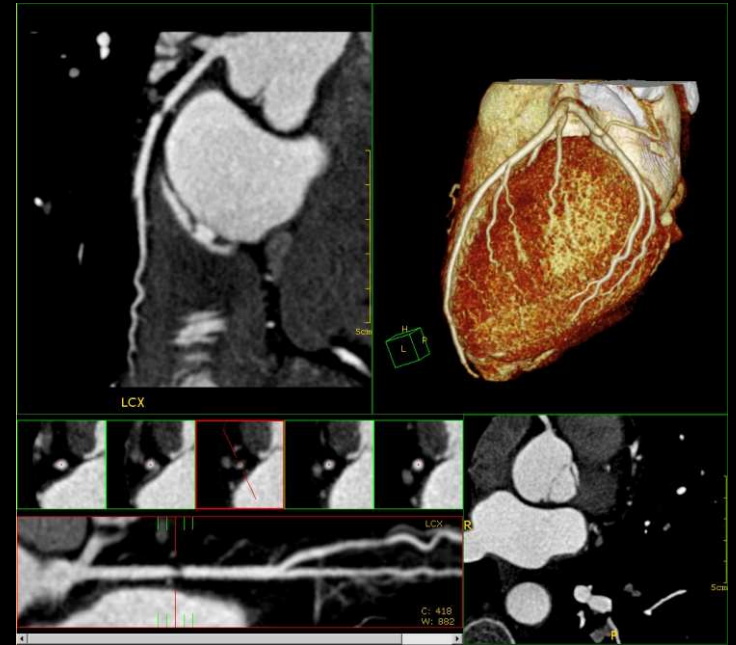


# MDCT: Multidetector CT

- Více řad detektorů (16, 64, 128)
- Rychlejší akvizice dat, vyšší prostorové rozlišení
- Izotropní data  
→ rekonstrukce





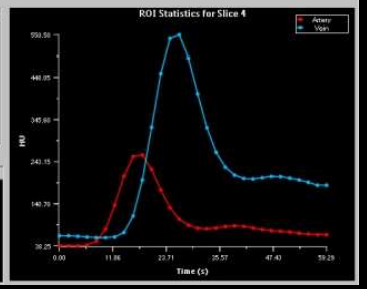


ROI Statistics for Slice 4

ROI#	CBV (ml/100g)	CBF (ml/100g/min)	MTT (s)	TTP (s)
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
Total				

Increased MTT Area-Statistics

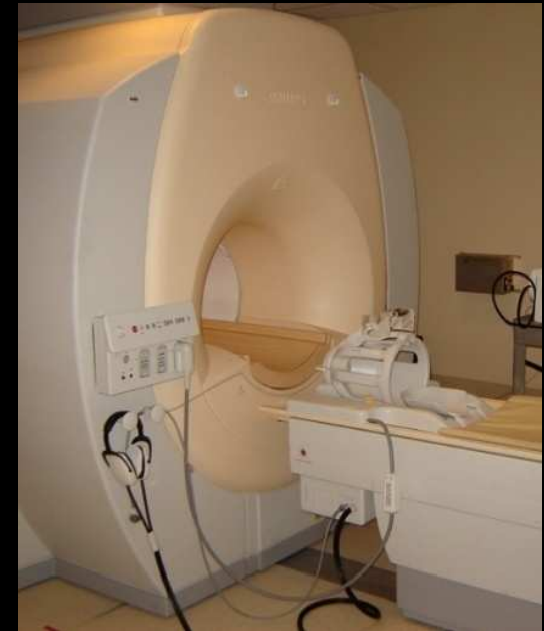
Slice #	Norm-CBV (mm <sup>2</sup> )	CBV	Ratio(CBV/Norm <sup>2</sup> )	CBF	Ratio(CBF/Norm <sup>2</sup> )	Index
1	648.5	9.0	136.4	1.9	0.83	
2	921.2	9.7	0.0	0.0	1.00	
3	1775.7	14.4	74.4	0.6	0.96	
4	1669.9	11.9	829.7	5.9	0.67	
5	1255.0	6.5	1537.3	10.5	0.45	
6	1207.4	6.0	2256.4	14.9	0.35	
7	1597.4	10.5	2289.9	15.2	0.44	
8	1563.7	11.5	2179.1	14.0	0.44	
Total	10766.9	10.5	6301.2	9.1	0.54	



# MR

## *Philips Achieva 1,5T*

- *Neuro, muskuloskeletální systém*
- *Břicho – játra, pankreas, ledviny*
- *MRA*



Princip:

- Žádné ionizující záření
- Pro zobrazení využívá detekci rozdílných magnetických vlastností jader vodíku v různých tkáních
- Výborné měkkotkáňové rozlišení

# Principy MR zobrazení



# Základní princip MR

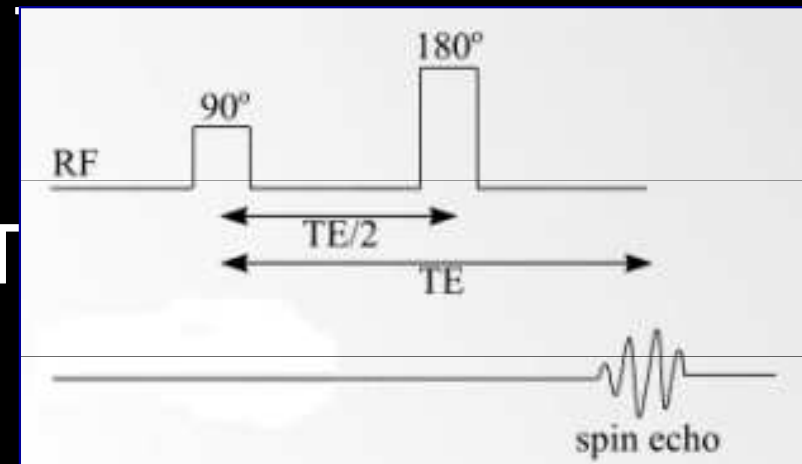
- Okolo každé elektricky nabité částice, která je v pohybu, vzniká magnetické pole
- Protony v atomovém jádře rotují okolo své osy = spin a jako každá pohybující se nabitá částice vytvářejí ve svém okolí magnetické pole – lze si je představit jako miniaturní magnety.
- Atomová jádra se sudým nukleonovým 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.





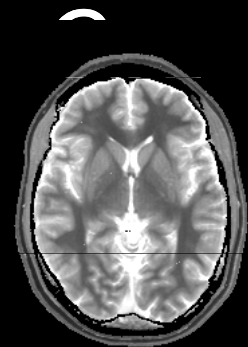
# Jak se tvoří MR obraz?

- 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,
  - T1 v.o. – krátké TR i TE
  - T2 v.o. – dlouhé TR, dlouhé TE
  - PD – dlouhé TR, krátké TE



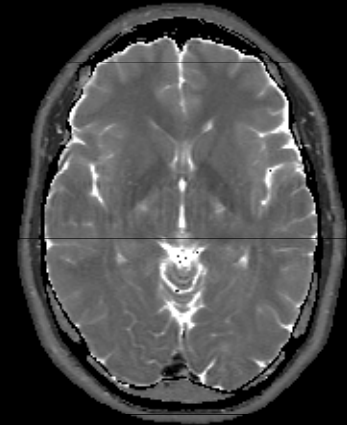
# Nevýhody MRI

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

- ✎ Kardiostimulátor – pacemaker
- ✎ 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 – pomůžte 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
  - ✎ inzulinové pumpy
  - ✎ dávkovače cytostatik, analgetik
  - ✎ biomechanické implantáty
- ✎ Naprostá nespolupráce s pacientem



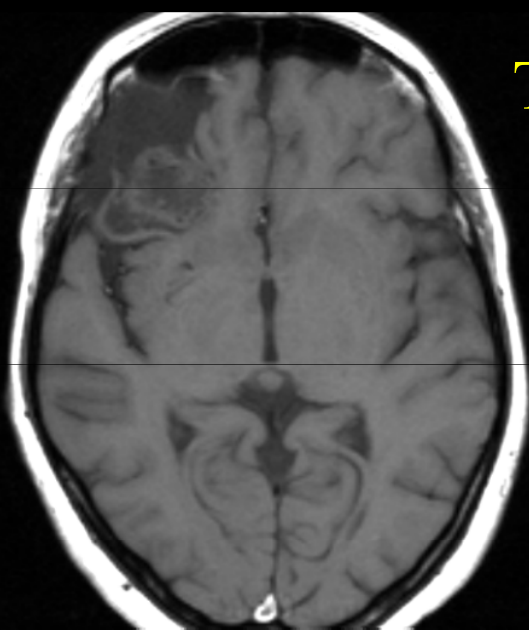
# Relativní kontraindikace

- **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

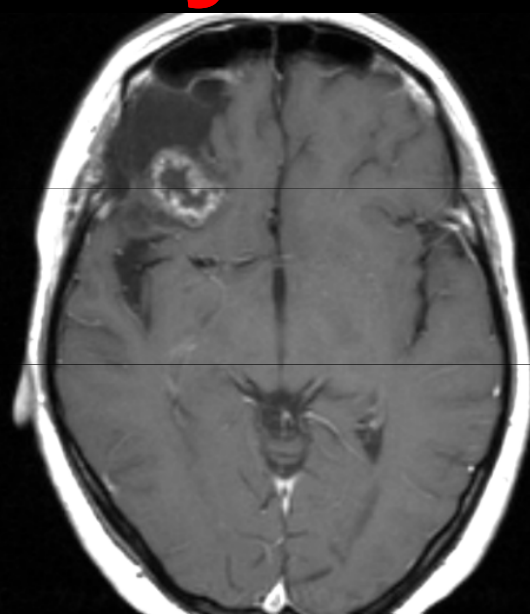
# Co hrozí pacientovi s kovový implantátem obecně

- 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 !

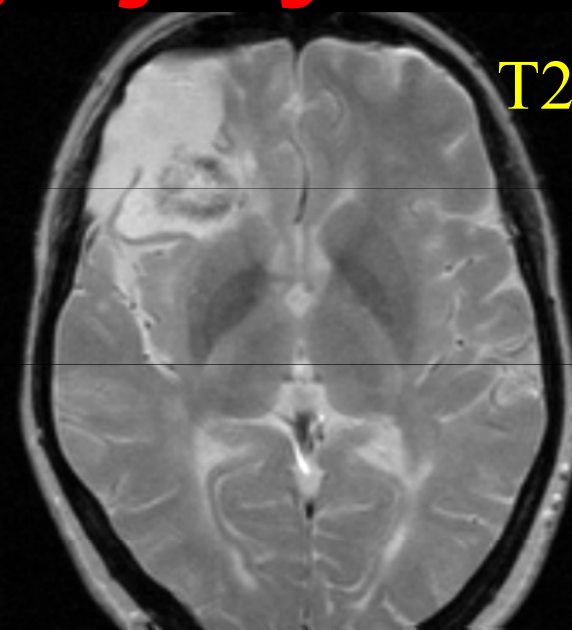
# MR obrázky: každý je jiný ...



T1

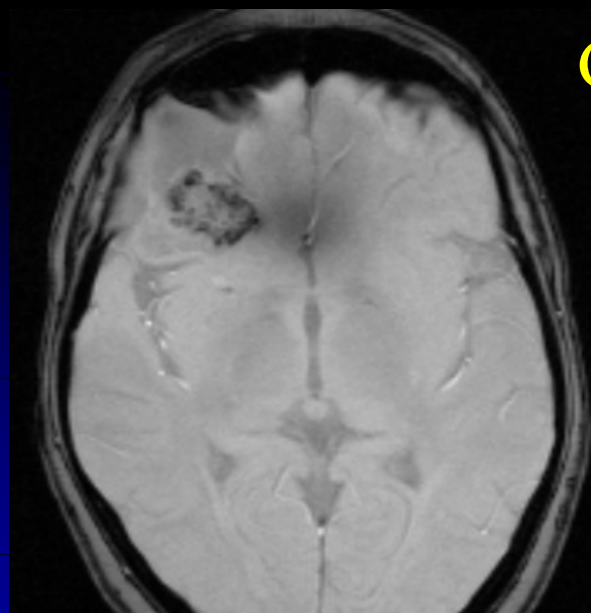


T1-k1



T2

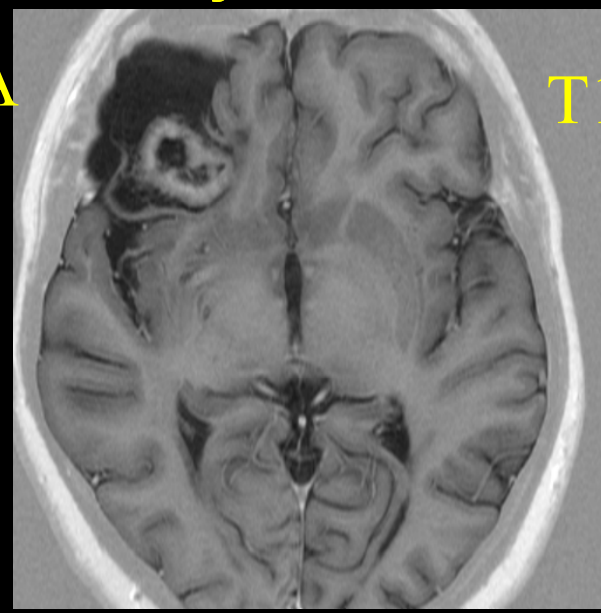
**Nativní obraz v T1 vážení, postkontrastně hodnocení syčení léze**



GE



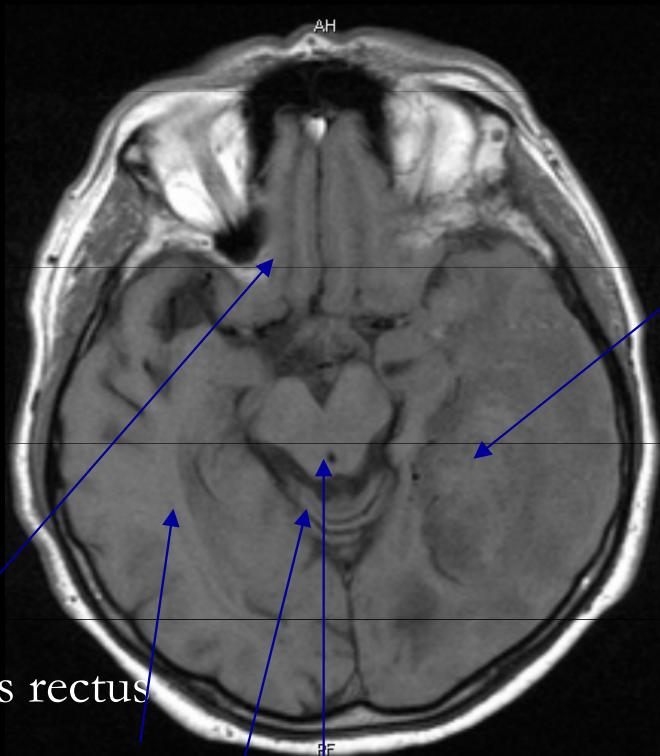
MRA



T1-IR

**Gradientní obrázy,**

**angiografie bez aplikace k.I. , inversion recovery**



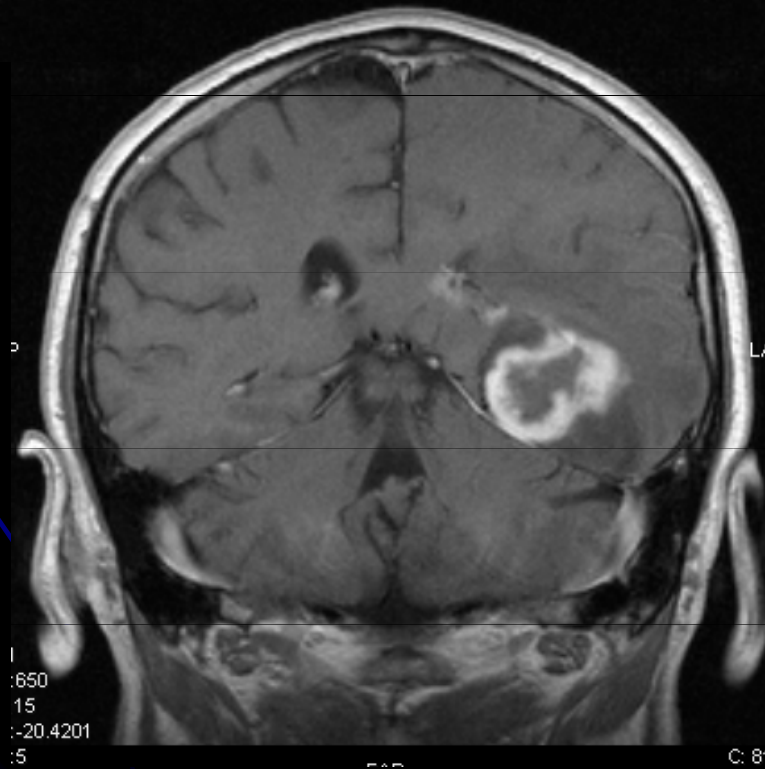
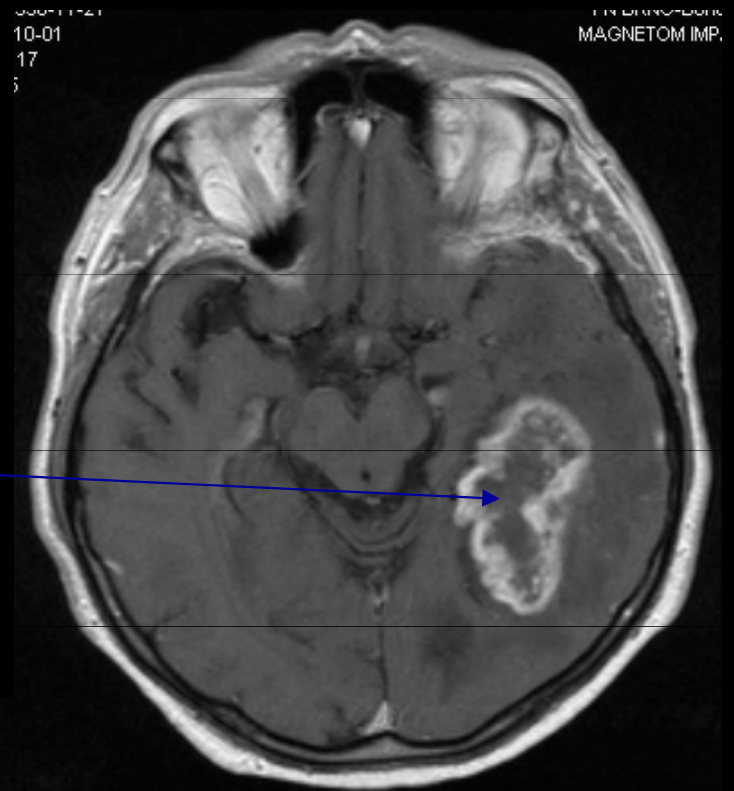
gyrus rectus

temporální lalok

vermis mozečku

Sylvius akvedukt

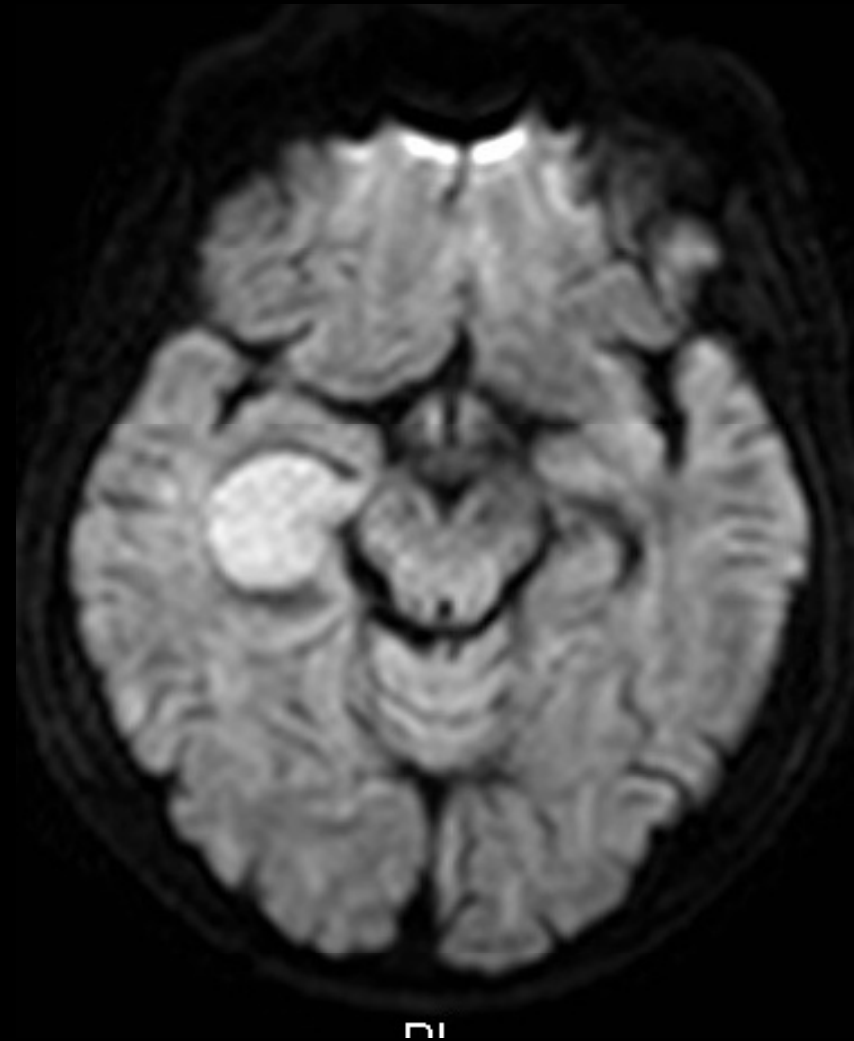
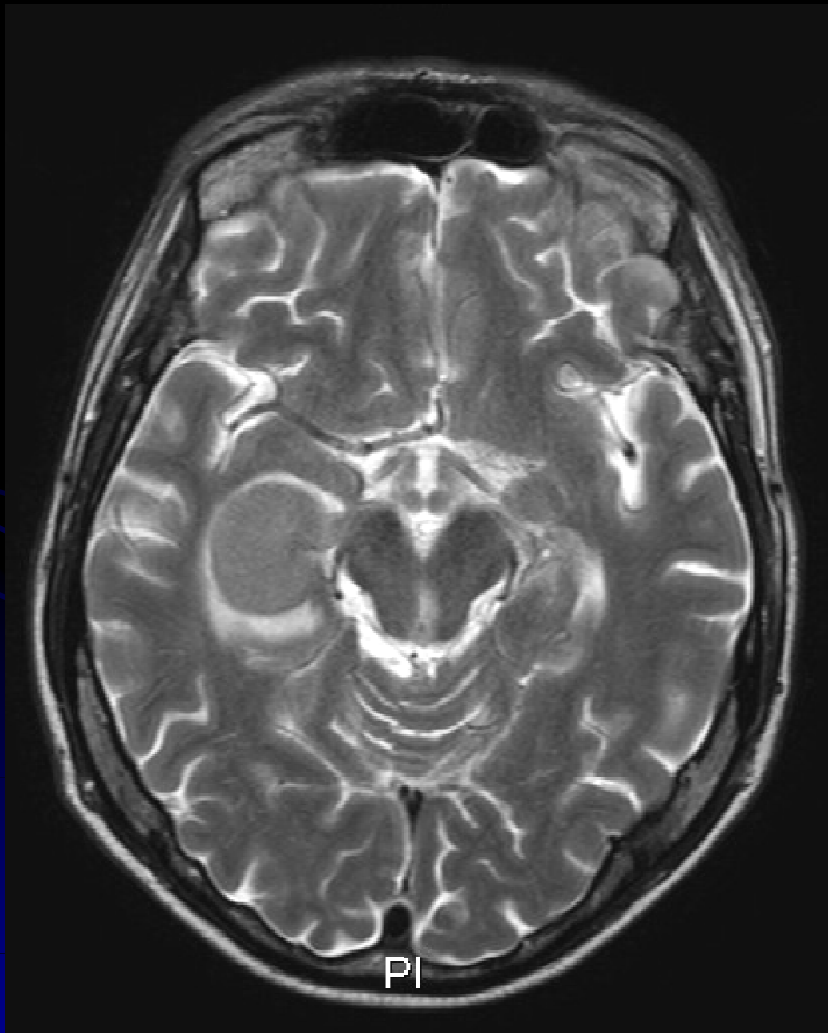
Tentýž pacient –  
o něco níž je  
patrně v  
nativním T1 obr.  
hypointenzní,  
postkontrastně  
se prstencitě  
syťící ložisko  
(tumor)



T1 v.o. postkontrastně  
– koronární rovina

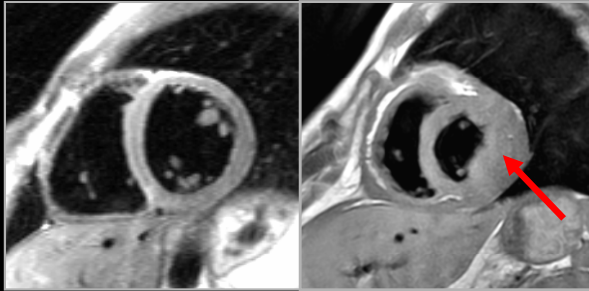
# Lymfom

- nízká celularita → omezená difuze – rozlišení od gliomů

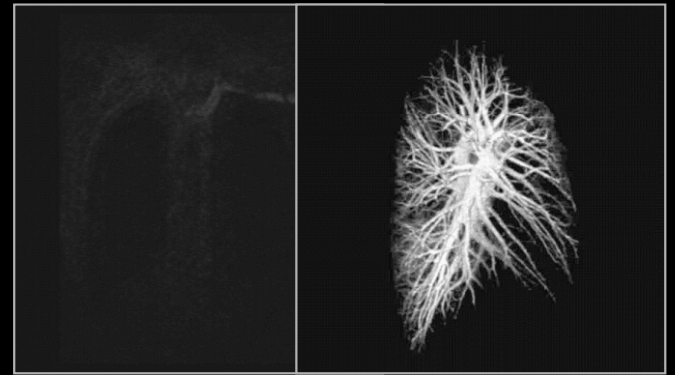
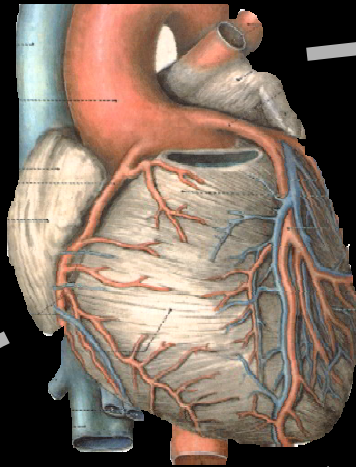




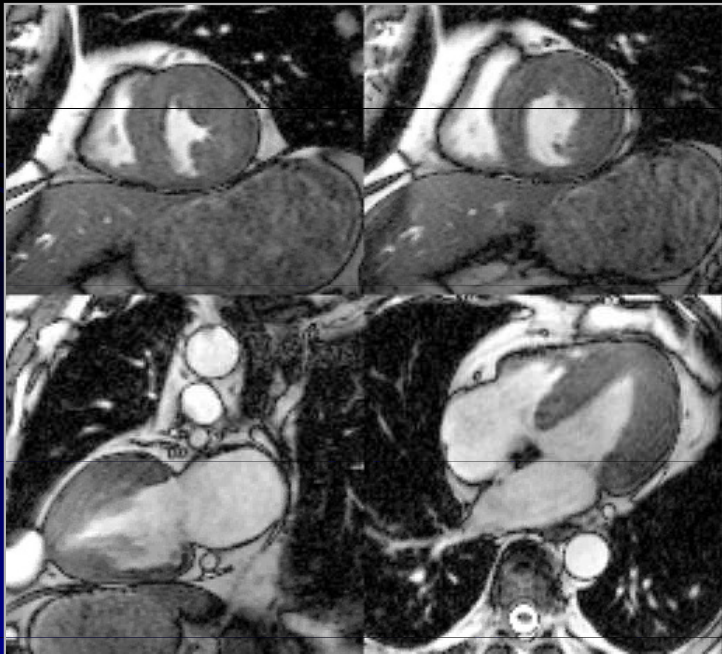
# Cardiac MR Toolbox



Morphology



Great vessels



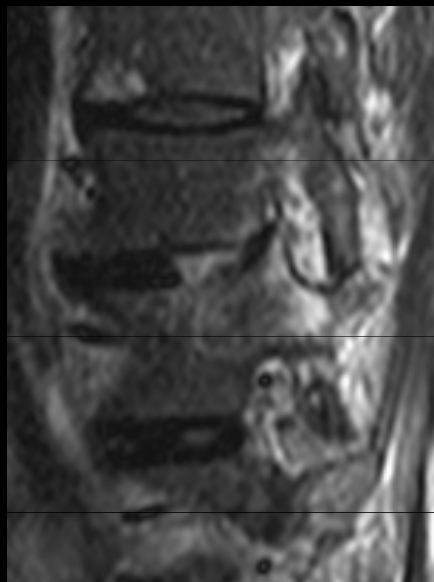
Function



Perfusion Assessment



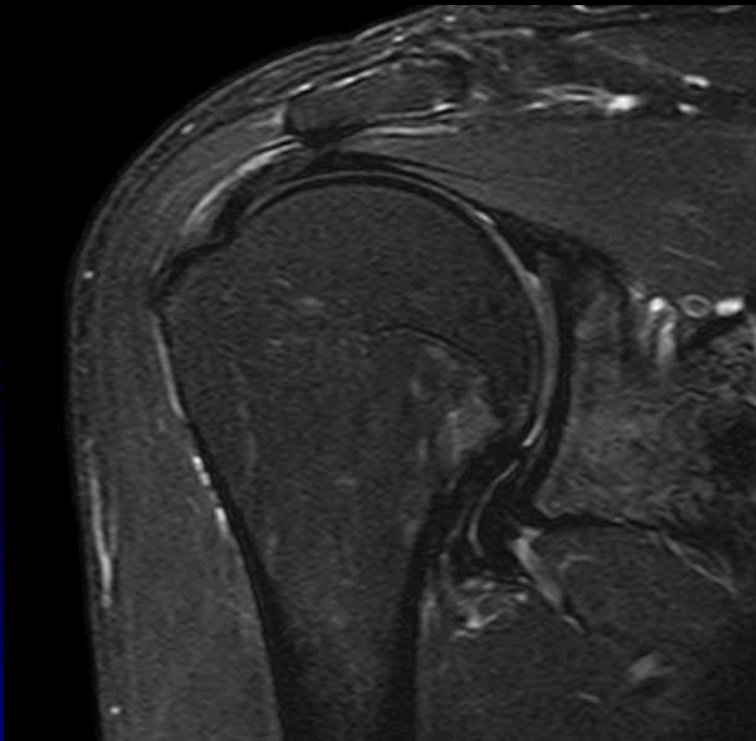
# Neuro MR: páteř

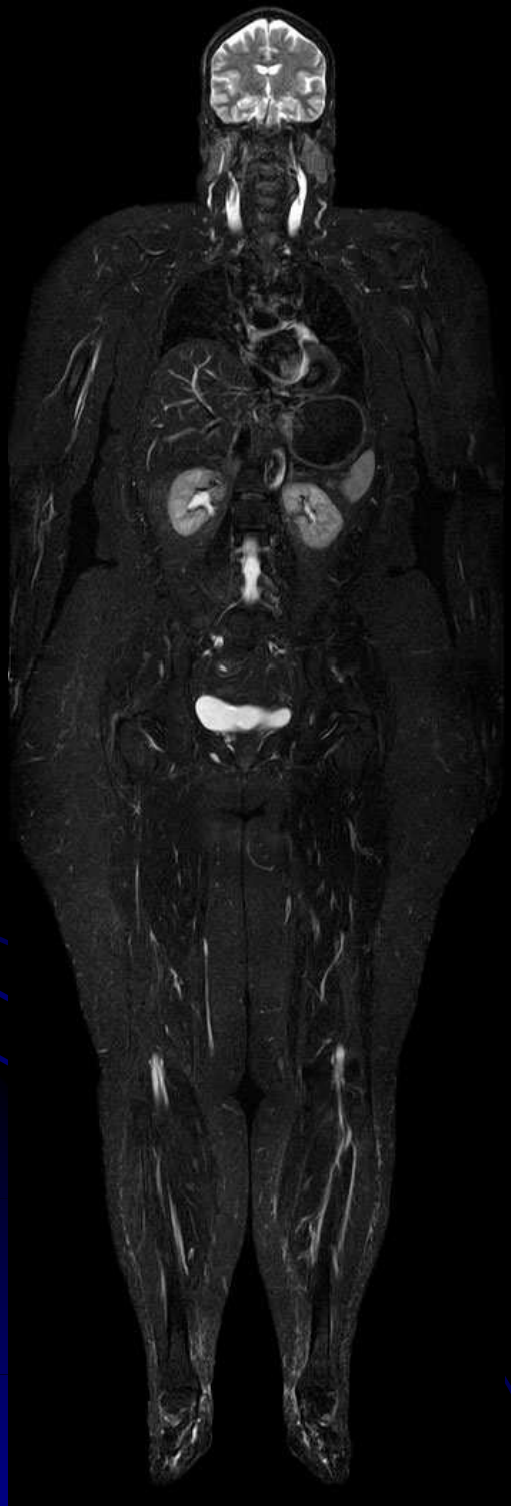


HR

FL

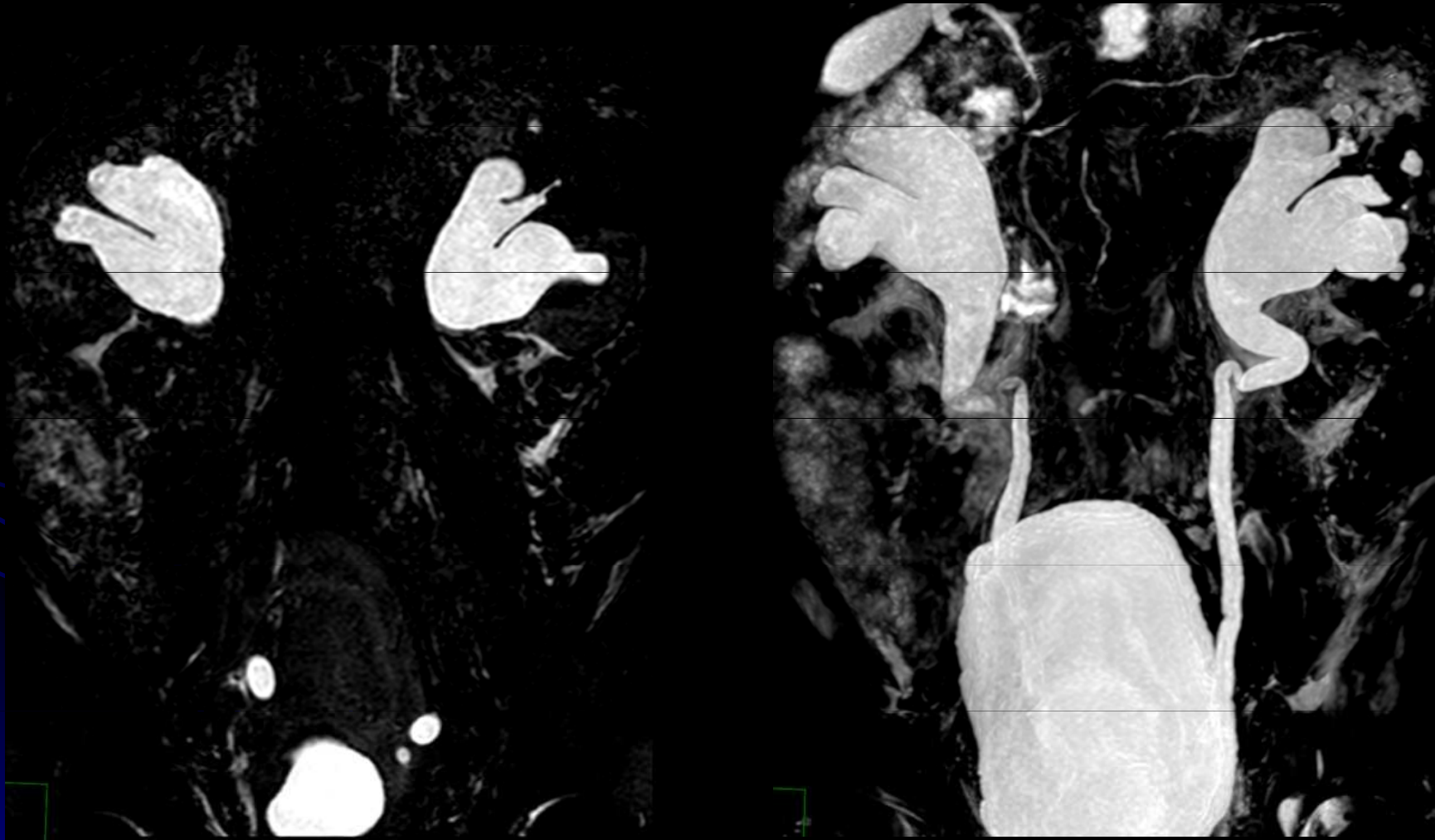
# Zobrazení muskuloskeletálního aparátu





# MR „hydrografie“ - urografie

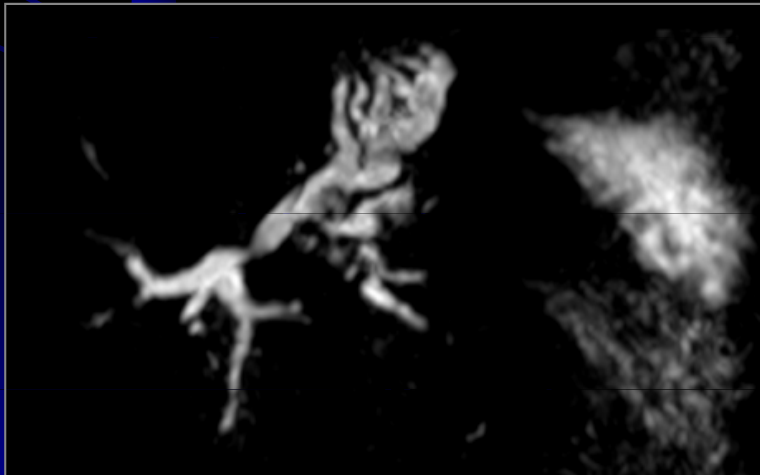
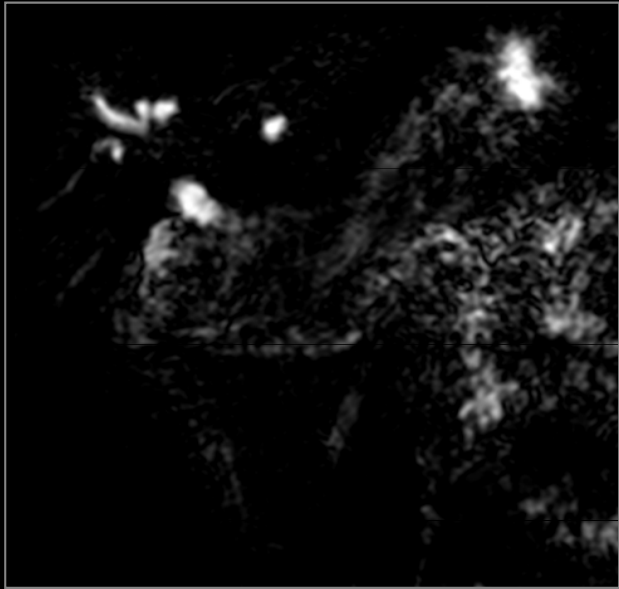
MIP



Refluxní nefropatie



# MR „hydrografie“ - MRCP

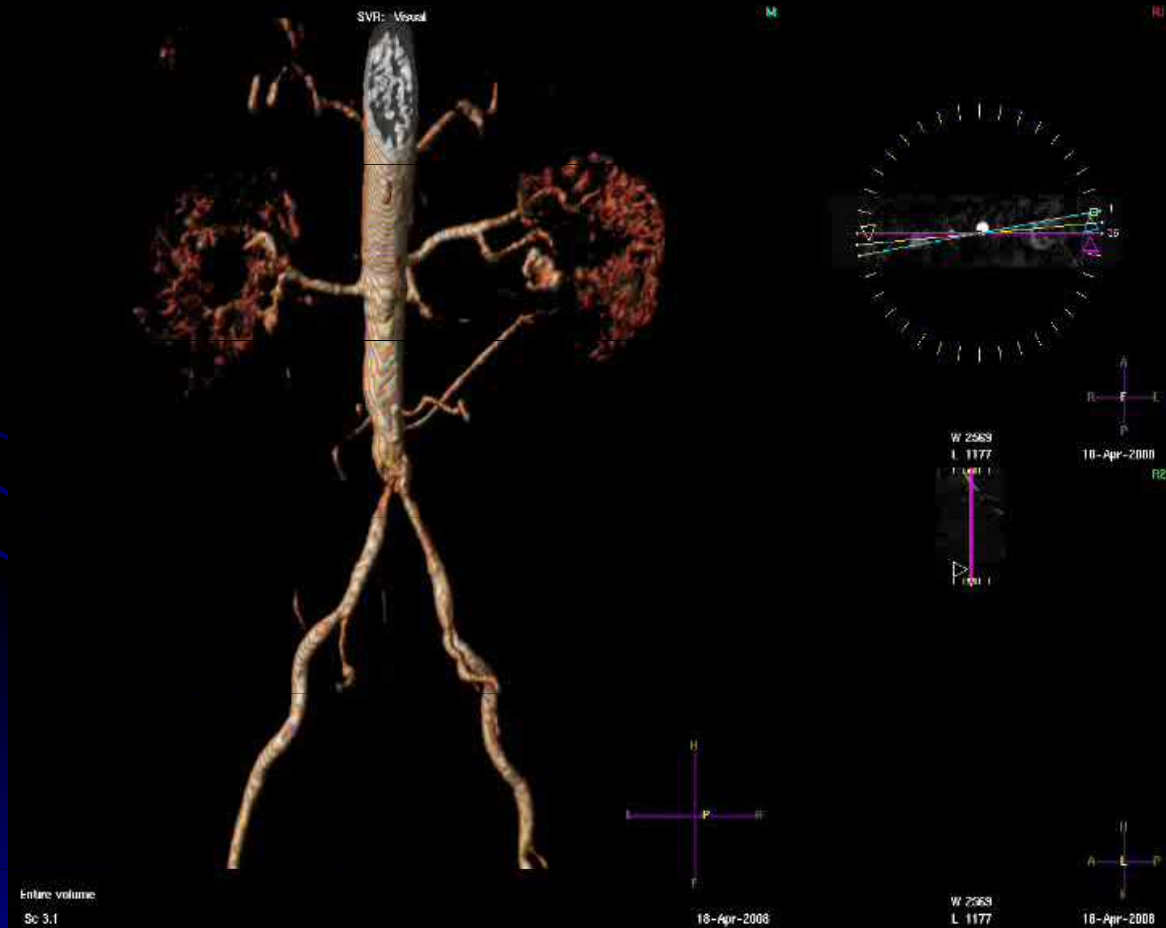


MIP

Cholelithiáza, stenóza  
žlučových cest

# MR angiografie

- Kontrastní MRAG (CEMRA)





# MR angiografie

- Nativní MRAG – T1FFE TOF

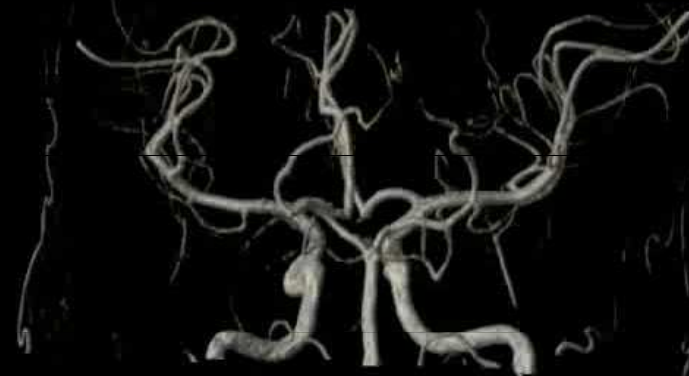
Sc 7.1/62  
T1FFE / FFE/M [140]

27-Mar-2009  
11:34:00

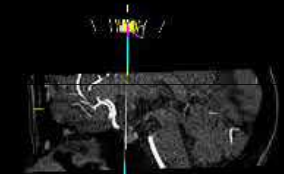
SVR: \* Visual

M

R1



Entire volume  
Sc 7.1

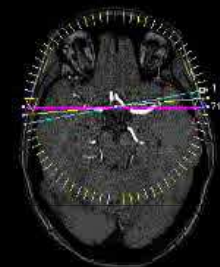


W 899  
L 577

27-Mar-2009  
R2



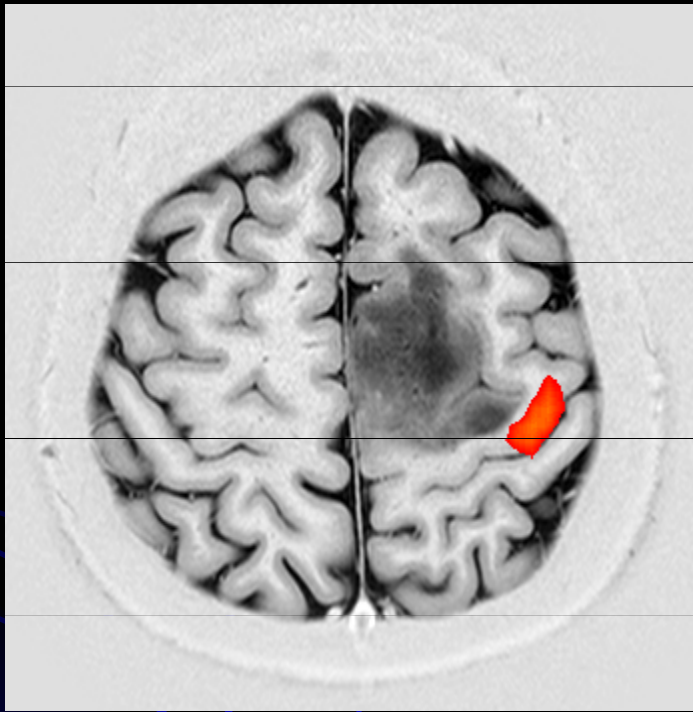
27-Mar-2009



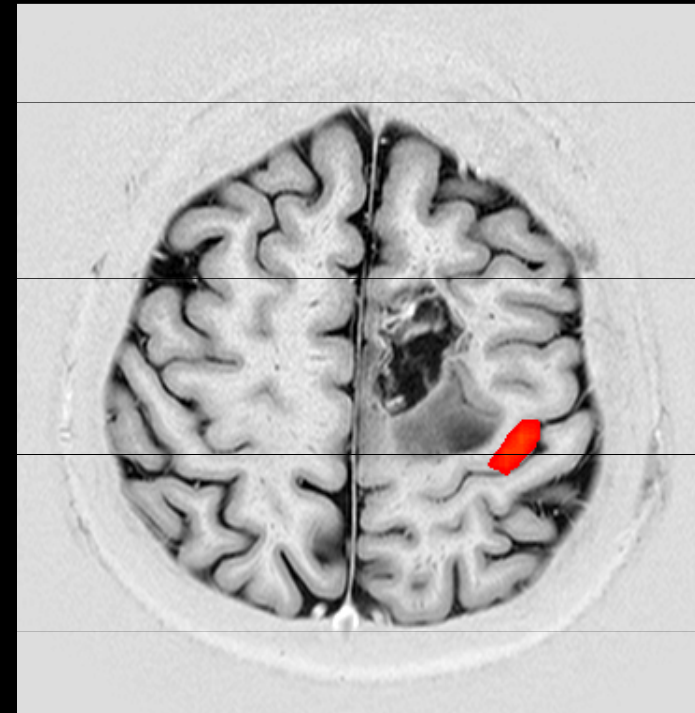
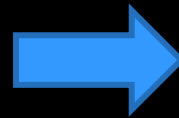
W 899  
L 577

27-Mar-2009

# Pokročilé techniky v neurodiagnostice: fMRI



Low grade gliom,  
předoperační mapování  
motorického kortexu  
(finger-tapping)



Pooperační kontrola

# Pokročilé techniky v neurodiagnostice: DTI



Metastáza adenokarcinomu,  
rekonstrukce kortikospinálního traktu

# Závěr

- Diagnostické zobrazování: integrální část dg. algoritmu mnoha onemocnění
  - Více než 100 let technického vývoje v radiologii
  - Blízká spolupráce s klinickými obory
- 