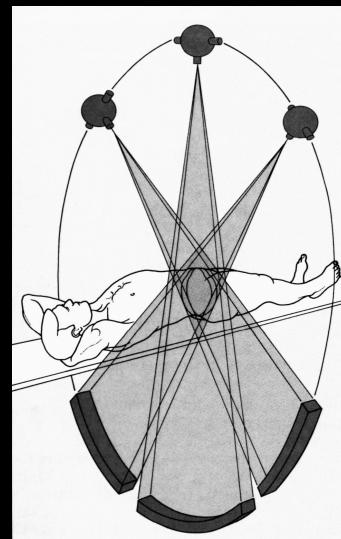


	ECG strip
<b>Historie</b>	
konec 60. let	Allan Cormack
1972	Godfrey Hounsfield (EMI Mark I) <small>⌚ sběr dat 4,5 minuty; kalkulace 90 s; rozlišení 3 mm</small>
1987	„slip-ring“ CT technologie
1989	spirální (helikální) CT
konec 90. let	multidetektorové CT <small>⌚ 8 vrstev za sekundu</small>
současnost	rotační perioda 0,3 s <small>~ 100 vrstev za sekundu</small>



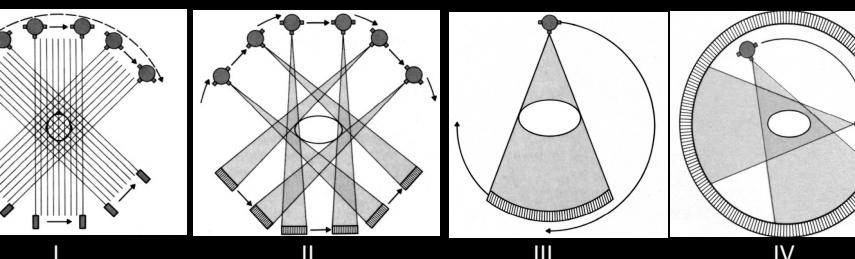
### Princip CT tomografie

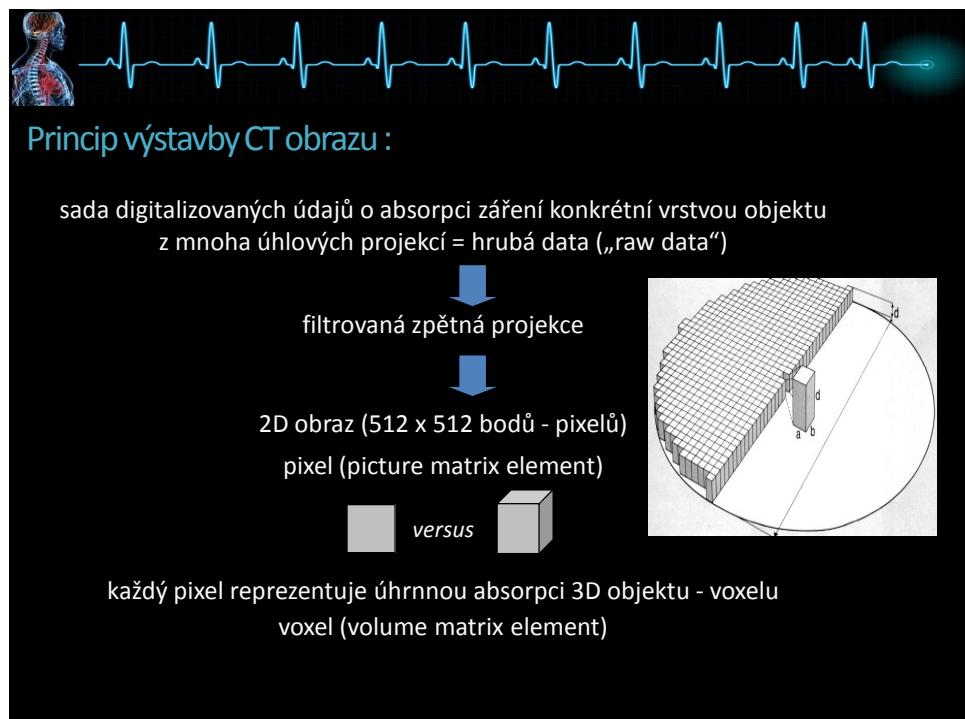
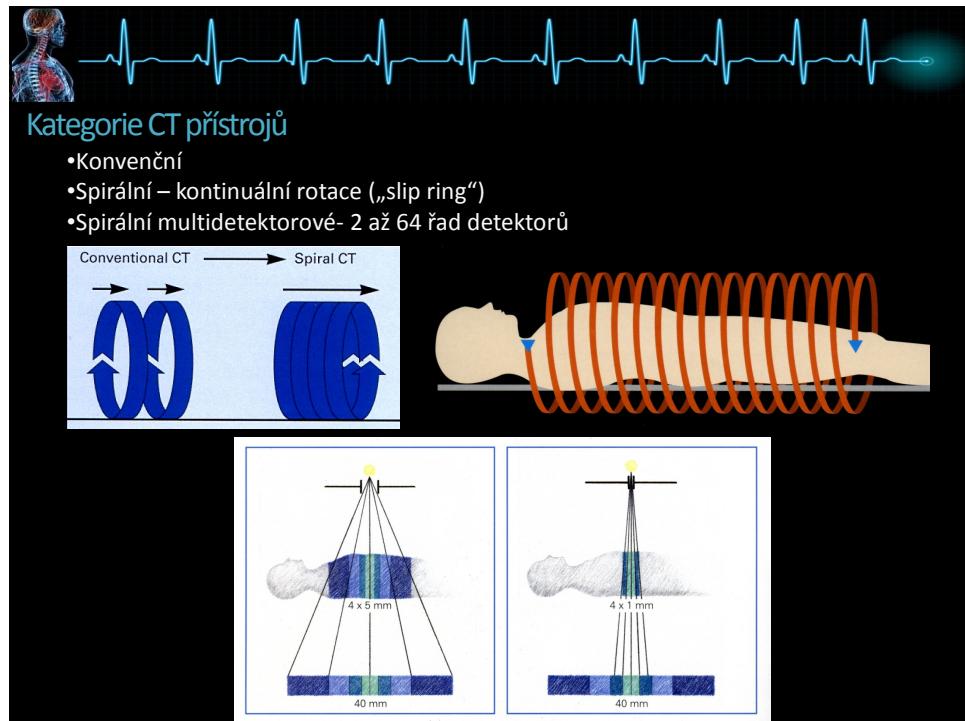
- měření absorpce rentgenového záření ve vybrané vrstvě vyšetřovaného objektu (tl. 1 - 10 mm) s použitím mnoha (400 - 700) expozičních projekcí
- synchronní rotace systému rentgenka- - detektory o  $360^\circ$



### Generace přístrojů CT:

- I.      rotačně-translační pohyb rentgenky a 1 detektoru  
≈ minuty
- II.     rotačně-translační pohyb rentgenky a 10 - 50 detektorů  
≈ 10 - 20 sekund
- III.    rotační pohyb rentgenky a 300 - 600 detektorů  
≈ 1 - 4 sekundy
- IV.    rotační pohyb rentgenky, cca 1000 stacionárních detektorů  
≈ 1 - 4 sekundy

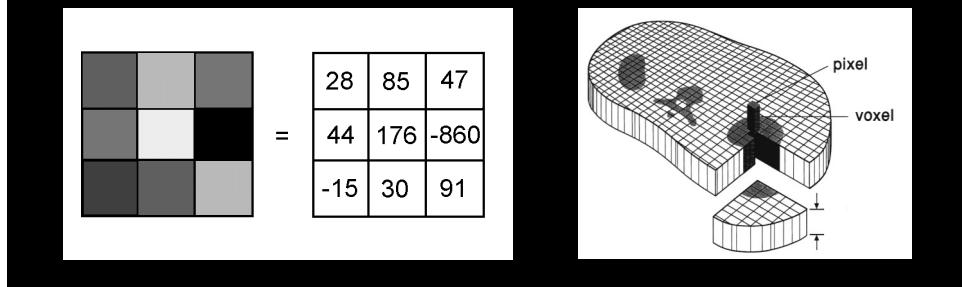






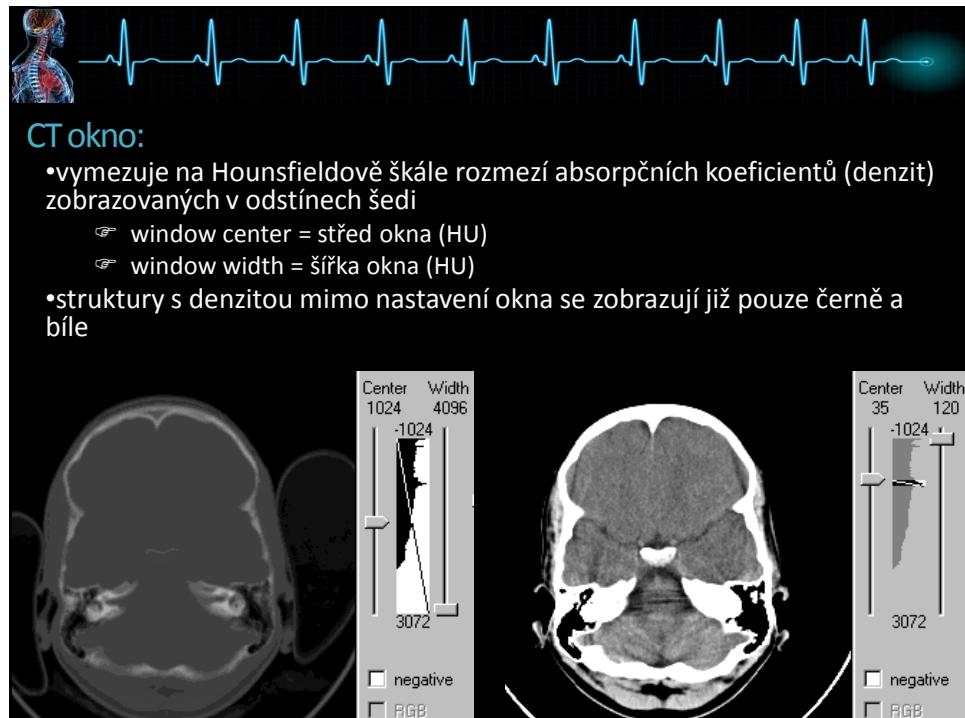
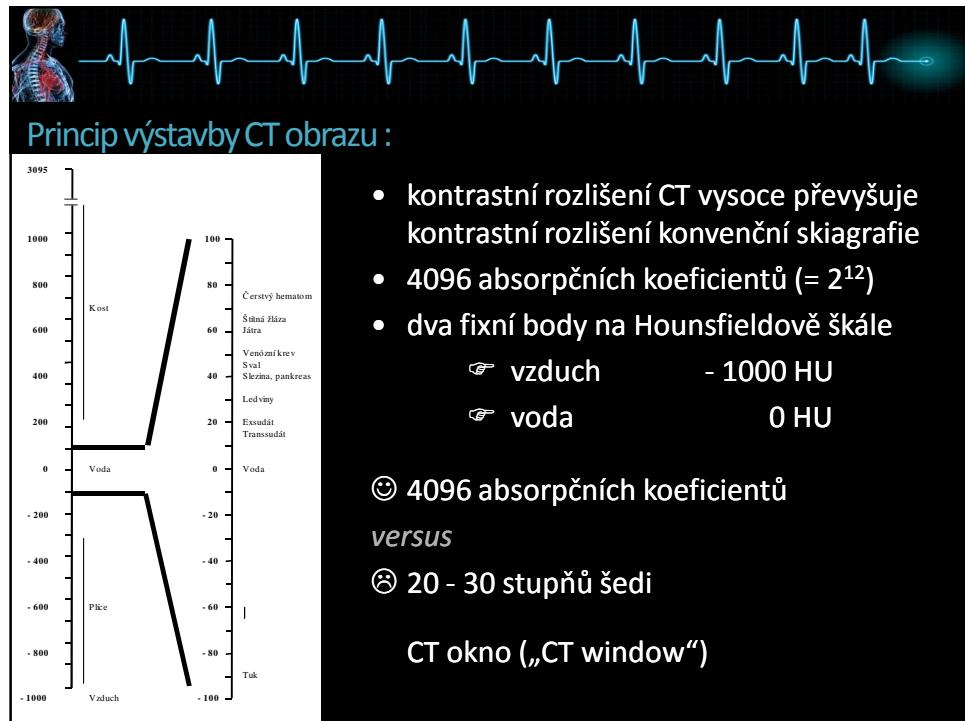
### Princip výstavby CT obrazu :

- pixel je vykreslen v konkrétním odstínu šedi v závislosti na **absorpci** odpovídajícího detailu tkáně (voxelu) v rámci vyšetřované vrstvy
- numericky vyjádřen **Hounsfieldovým absorpčním koeficientem** (Hounsfieldova jednotka, CT číslo, Hounsfield unit = **HU**)
- ploše jednoho pixelu je přiřazena jedna číselná hodnota absorpčního koeficientu (vyšší absorpcie  $\Leftrightarrow$  světlejší odstín)
- pixel je odstínově zcela homogenní



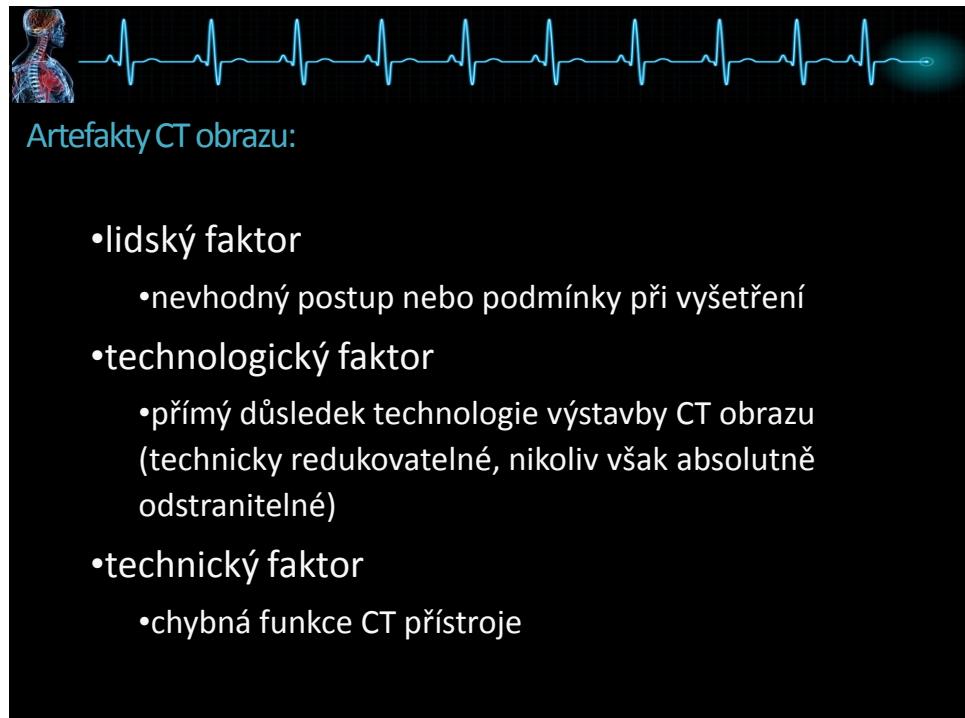
### CT škála:

objekt	denzita HU	objekt	denzita HU
vzduch	-1000	bílá hmota mozková	+25 až +32
tuk	-40 až -120	abces - stěna	+28 až +35
voda	0	nádory všeobecně	+30 až +50
cysta	+1 až +15	šedá hmota mozková	+30 až +40
žluč	+5 až +10	ledviny	+30 až +37
mozkomíšní mok	+3 až +14	krev v aortě	+31 až +45
starý infarkt mozku	+10 až +16	slinivka břišní	+34 až +45
abces - obsah	+15 až +25	mízní uzliny	+35 až +40
starý hematom	+18 až +40	slezina	+45 až +55
otok mozku	+18 až +26	játra	+50 až +68
nekrozy	+19 až +25	čerstvý hematom	+65 až +85
čerstvý infarkt mozku	+22 až +26	kalcifikace	nad +85
metastázy	+25 až +50	kompaktní kost	+300 a více





CT okno:



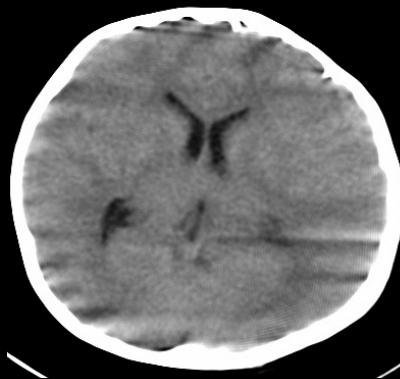
Artefakty CT obrazu:

- lidský faktor
  - nevhodný postup nebo podmínky při vyšetření
- technologický faktor
  - přímý důsledek technologie výstavby CT obrazu (technicky redukovatelné, nikoliv však absolutně odstranitelné)
- technický faktor
  - chybná funkce CT přístroje



### Artefakty CT obrazu- lidský faktor:

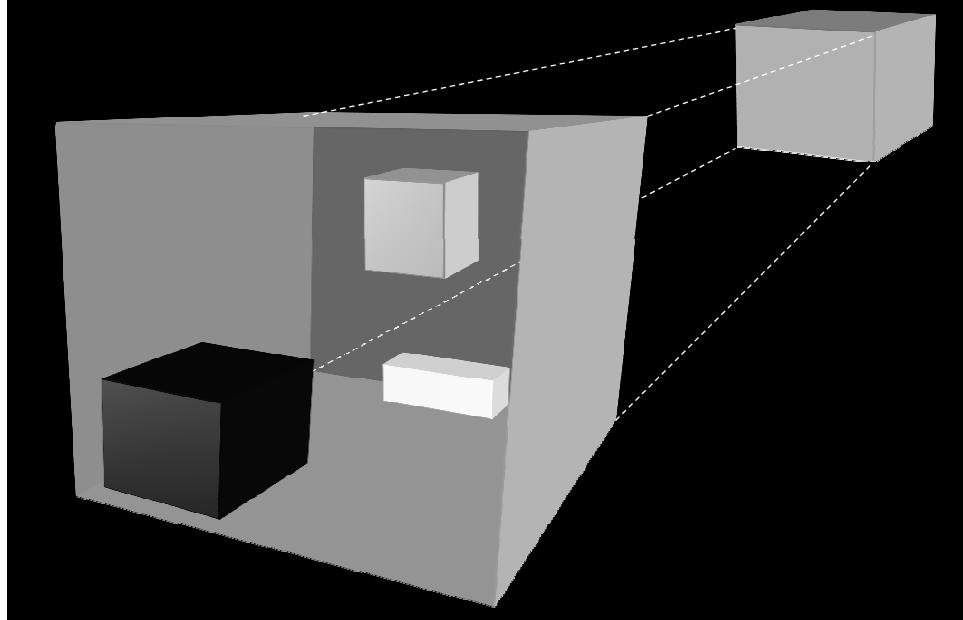
- nevhodný postup nebo podmínky při vyšetření
  - chyba obsluhy
  - nespolupráce vyšetřovaného
  - chybná příprava před vyšetřením
    - Např. nepřiměřená koncentrace KL



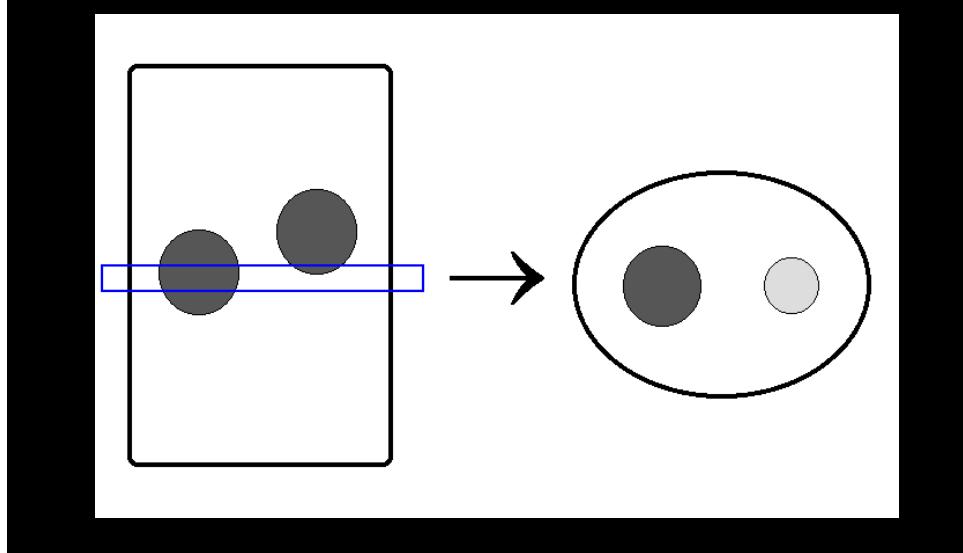
### Artefakty CT obrazu- technologický faktor:

- přímý důsledek technologie výstavby CT obrazu (technicky redukovatelné, nikoliv však absolutně odstranitelné)
  - Efekt částečného objemu (*partial volume artifact*)**
- rekonstrukce CT obrazu vychází z předpokladu, že denzita uvnitř voxelu je homogenní
- výpočet denzity jednotlivých pixelů nereflektuje případnou nehomogenitu absorpcie záření uvnitř voxelu (voxel = pixel x tloušťka vrstvy)
- výsledná denzita pixelu v CT obrazu může být průměrem z denzit více tkání přítomných v jednom voxelu
- zobrazení v šedé škále ani denzitní měření pak neodpovídá skutečné denzitě ani jedné z obou tkání
- nejefektivnějším způsobem redukce je zmenšení tloušťky vrstvy ("zkrácení voxelu")

- Efekt částečného objemu:



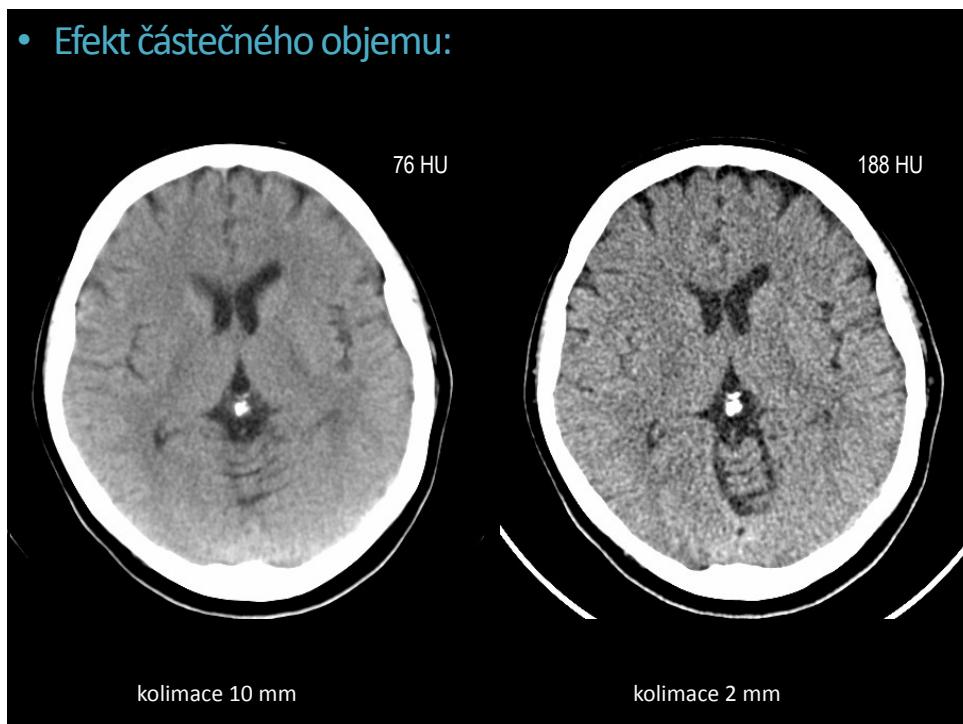
- Efekt částečného objemu:



- Efekt částečného objemu:



- Efekt částečného objemu:





Artefakty CT obrazu- technologický faktor:

Artefakt utvrzení svazku záření (*beam hardening artifact*)

- předpoklad: vyšetřovaný objekt vykazuje srovnatelné zeslabení svazku záření ve všech projekcích
- nízkoenergetické složky rtg záření jsou však zřetelně více zeslabovány strukturami o vysoké denzitě a posunují tak spektrum prošlého záření celkově k vyšším energiím
- k potlačení těchto artefaktů existují speciální rekonstrukční a filtrační algoritmy
- Např. náušnice, plomby atd. = Změna energie za překážkou => způsobí výpočetní chybu



Artefakty CT obrazu- technologický faktor-

Artefakt utvrzení svazku záření (*beam hardening artifact*)

- při průchodu záření denzitním objektem ve směru jeho krátké osy je absorpcní koeficient rozdílný ve srovnání s projekcí ve směru dlouhé osy
- typicky se zobrazují jako směs výrazně tmavých i světlých linií, šířících se pruhovitě do okolí struktur, které způsobují vysokou absorpci (a tím i filtraci) svazku záření
- výpočet absorpčních koeficientů v okolí denzitních obiektů je nepřesný



Plomba

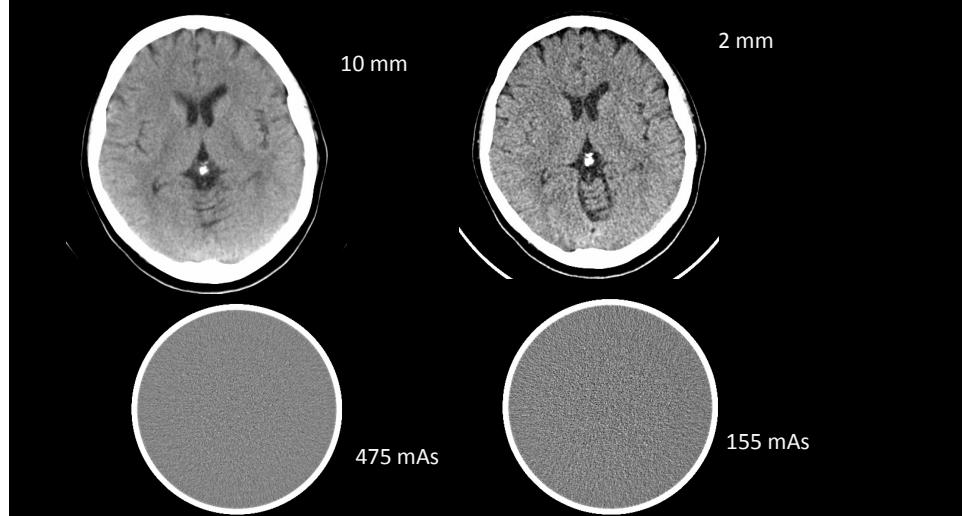


### Artefakty CT obrazu- technologický faktor- Kvantový (obrazový) šum

- vzrůstá s klesajícím počtem registrovaných kvant rentgenového záření (fotonů)
- může být i zdrojem statisticky významného kolísání zjišťovaných hodnot
- omezení šumu v obraze je možné jen zvýšením počtu fotonů (zvětšením tloušťky vrstvy a hodnoty mAs), což však negativně souvisí se zvýšením dávky ionizujícího záření
- vždy kompromisem mezi kvalitou obrazu a požadavky radiační hygieny
- největší problém u tence kolimovaných vrstev
- závisí na tloušťce vrstvy, hodnotě mAs, napětí na rentgence, použitém rekonstrukčním algoritmu, filtrace, kvalitě detektorů, ...



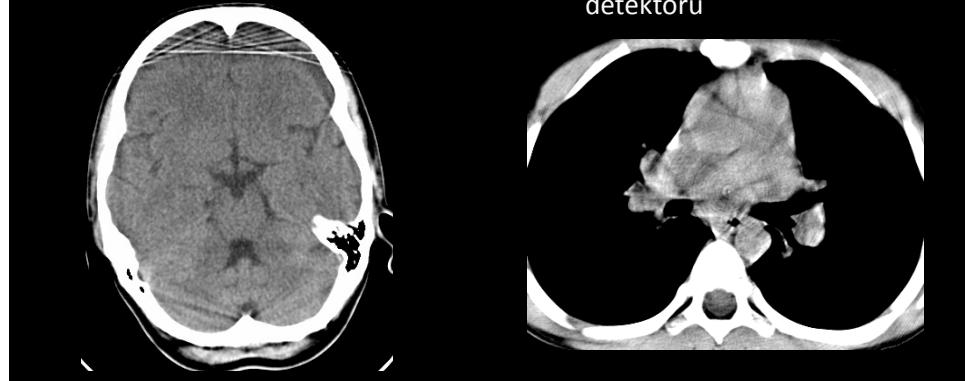
### Artefakty CT obrazu- technologický faktor- Kvantový (obrazový) šum





### Artefakty CT obrazu- technický faktor- Chybná funkce CT přístroje

- výpadek detektorů
- chybění dat z dané projekce
- kruhový (rotační) artefakt
  - nedokonalá kalibrace detektorů



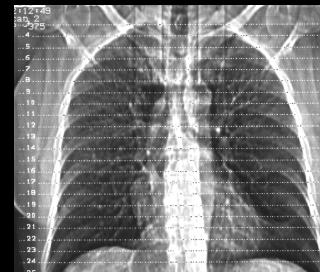
### Postup CT vyšetření:

- vymezení vyšetřované oblasti a nastavení orientace roviny vrstev
- nastavení skenovacích parametrů
- nastavení obrazových parametrů
- následné zpracování obrazu a zhotovení obrazové dokumentace



### Rozsah vyšetřované oblasti, orientace vrstev:

- topogram („toposcan, scout, localizer“)
- kraniokaudální rozsah vyšetřované oblasti
- sklon gantry
- přímá koronární projekce (akrálně)
  - hypofýza
  - skalní kosti
  - orbity
  - VDN



### Skenovací parametry:

- nastavujeme před zahájením skenování: retrospektivně nelze měnit (!)
  - napětí [kV], proud [mA], doba skenu [s], kolimace [mm]
- přímo ovlivňují výslednou podobu hrubých dat
- hrubá data mají cca 3x vyšší nároky na paměťovou kapacitu než obrazová data
- ukládání hrubých dat pro další manipulaci (s obrazovými ↓ parametry)
  - ☞ poslední sken
  - ☞ část nebo celé vyšetření

### Obrazové parametry:

- umožňují manipulaci s existujícími hrubými daty
  - volba velikosti vyšetřovaného pole (FOV)
  - rekonstrukční algoritmus (kernel)
    - ☞ zvýraznění tkáňového kontrastu
    - ☞ zvýraznění geometrické rozlišovací schopnosti
    - ☞ univerzální



### Skenovací parametry:

- napětí [kV]

• proud [mA]

• doba trvání skenu [s]

• kolimace [mm]

• vzdálenost vrstev - posun stolu [mm]

• časový interval mezi skeny [s]

• expozice [mAs]

• počet projekcí



### Skenovací parametry:

#### Napětí rentgenky [kV]

- 120 až 140 kV

- zajišťuje dobrou penetraci i velmi denzních struktur

- klesá podíl nízkoenergetické složky záření, která:

  - nepřispívá k tvorbě obrazu

  - zvyšuje radiační zátěž

- 80 až 85 kV

- speciální aplikace



### Skenovací parametry:

• **Expozice [mAs] = proud [mA] x skenovací čas [s]**

- zásadní měrou ovlivňuje charakter a kvalitu hrubých dat (50...700 mAs)

- kvantový šum  $\sim 1 / \sqrt{mAs}$   $\longleftrightarrow$  kontrastní rozlišení

- radiační zátěž  $\sim mAs$

- princip ALARA\*  $\longrightarrow$

- snížení radiační dávky

- snížení tepelné zátěže rentgenky

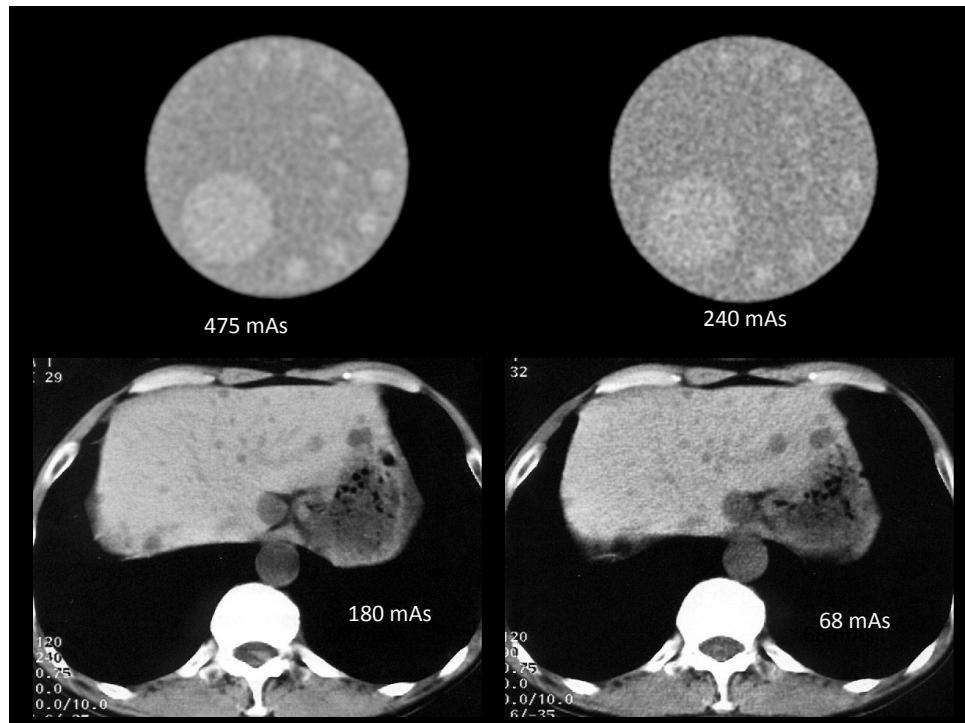
- low-dose CT

- VDN

- HRCT plic

- pediatrické aplikace

\*As Low As Reasonably Achievable





## Skenovací parametry:

### Doba trvání skenu [s]

- zkrácení přispívá k:
  - snížení pravděpodobnosti výskytu pohybových artefaktů
    - nespolupracující pacienti, děti
    - hrudník (respirace, pulzace)
    - břicho (peristaltika, respirace)
  - zrychlení vyšetřovacího postupu
    - dynamická kontrastní vyšetření
  - redukci počtu projekčních měření
    - mírný pokles geometrické rozlišovací schopnosti
    - mírný nárůst obrazového šumu



## Skenovací parametry:

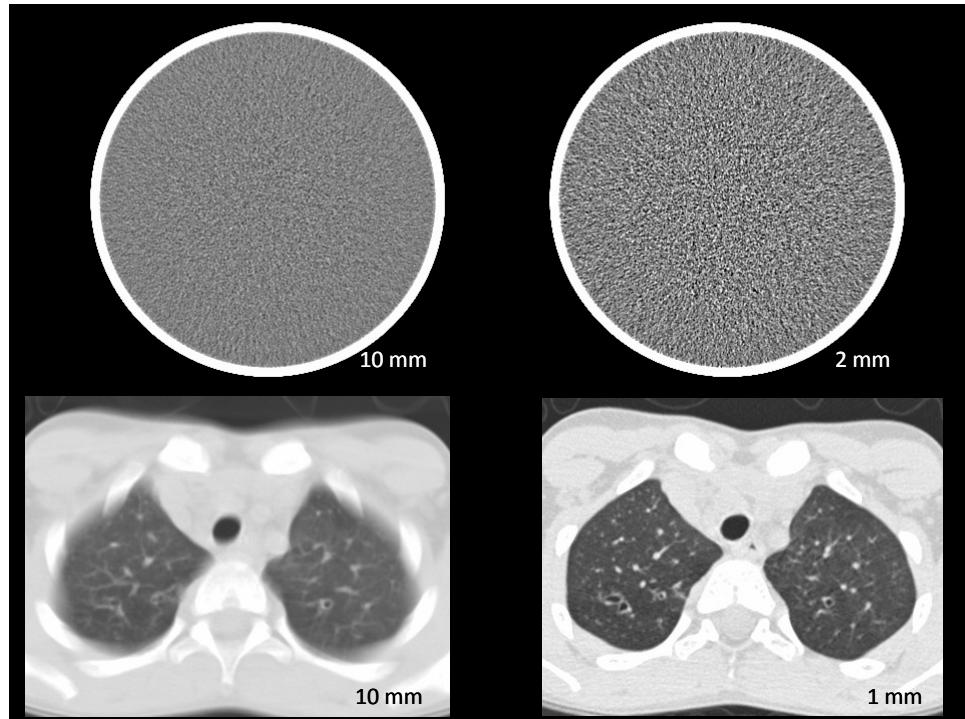
### Kolimace [mm]

zásadní měrou ovlivňuje rozlišovací schopnost a kvantový šum

rozlišovací schopnost  $\sim 1 / \sqrt{\text{kolimace}}$

kvantový šum  $\sim 1 / \sqrt{\text{kolimace}}$

Kolimace	Počet kvant (fotonů)	Relativní nárůst šumu	Nárůst šumu (%)
10 mm	100 %	1	-
7 mm	70 %	1,2	20 %
5 mm	50 %	1,4	41 %
3 mm	30 %	1,8	83 %
2 mm	20 %	2,2	124 %
1 mm	10 %	3,2	216 %



### Skenovací parametry:

#### Kolimace [mm]

- kompromis mezi rozlišovací schopností, mírou šumu v obraze, efektem částečného objemu, artefaktem utvrzení svažku záření, tepelnou zátěží rentgenky, délkou a rozsahem vyšetření



$10 \times 1 \text{ mm} \dots 1 \times 10 \text{ mm}$

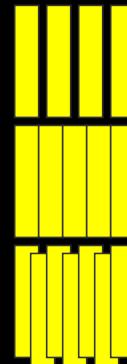
- ☞ 7 - 10 mm: přehledná vyšetření velkého rozsahu
- ☞ 3 - 5 mm: detailní vyšetření malých objektů
- ☞ 1 - 2 mm: HRCT + 2D & 3D rekonstrukce



- Skenovací parametry- konvenční CT:

#### Vzdálenost vrstev (posun stolu) [mm]

- mezivrstvová mezera (vzdálenost > kolimace)
  - HRCT plic
  - trup přehledně
- kontinuální vrstvy (vzdálenost = kolimace)
  - mozek
  - parenchymové orgány
- vrstvy s překryvem (vzdálenost < kolimace)
  - 2D & 3D rekonstrukce
  - zvýšená radiační zátěž !



**NENÍ skenovacím parametrem pro spirální CT !**



- Skenovací parametry- konvenční CT:

#### Časový interval mezi skeny [s]

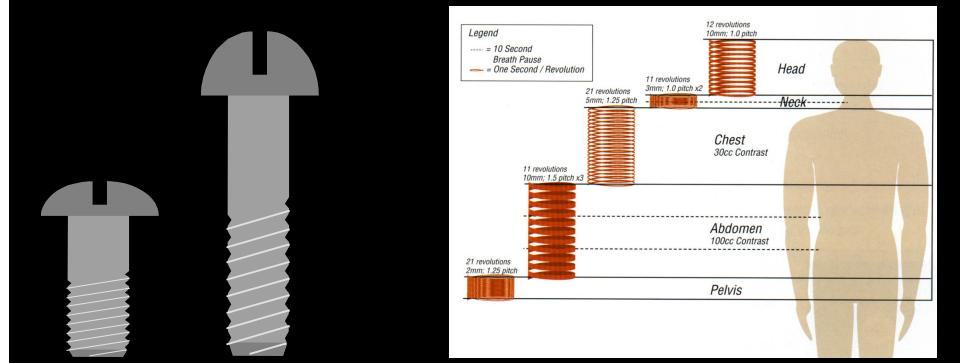
- dýchání vyšetřovaného
  - chlazení rentgenky
- ↑ rutinní inkrementální skenování  
 ↑ „clusterová“ technika (*spirální CT*)  
 ↓ dynamické sekvenční (inkrementální) skenování  
 ↓ dynamické sériové skenování



### Rychlosť posunu stolu

Stoupání (pitch) = posun stolu za 360° rotaci / kolimace

- stoupání 1...2...3 (standardní spirální CT), 4...8 (multidetektorové)



Stoupání (pitch) = posun stolu za 360° rotaci / kolimace

*rotace rentgenky o 360° = 1 s; doba vyšetření = 20 s*

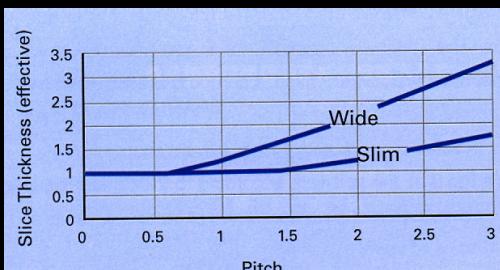
- posun 10 mm/rot.
  - stoupání 1,0
  - rozsah 200 mm
- posun 15 mm/rot.
  - stoupání 1,5
  - rozsah 300 mm
- posun 20 mm/rot.
  - stoupání 2,0
  - rozsah 400 mm
- posun 30 mm/rot.
  - stoupání 3,0
  - rozsah 600 mm
- posun 2 mm/rot.
  - stoupání 1,0
  - rozsah 40 mm
- posun 2,6 mm/rot.
  - stoupání 1,3
  - rozsah 52 mm
- posun 3 mm/rot.
  - stoupání 1,5
  - Rozsah 60 mm
- posun 4 mm/rot.
  - stoupání 2,0
  - rozsah 80 mm



- Skenovací parametry- spirální CT:

**Specifika spirálního skenování**

- s rostoucím stoupáním roste i efektivní tloušťka vrstvy
  - kolimace 3 mm, stoupání = 1 → efektivní tloušťka vrstvy = 3 mm
  - kolimace 3 mm, stoupání = 2 → efektivní tloušťka vrstvy  $\geq 3,6$  mm



Pitch	Wide (mm)	Slim (mm)
0	1.0	1.0
0.5	1.0	1.0
1.0	1.2	1.0
1.5	1.5	1.1
2.0	2.0	1.3
2.5	2.5	1.5
3.0	3.0	1.7

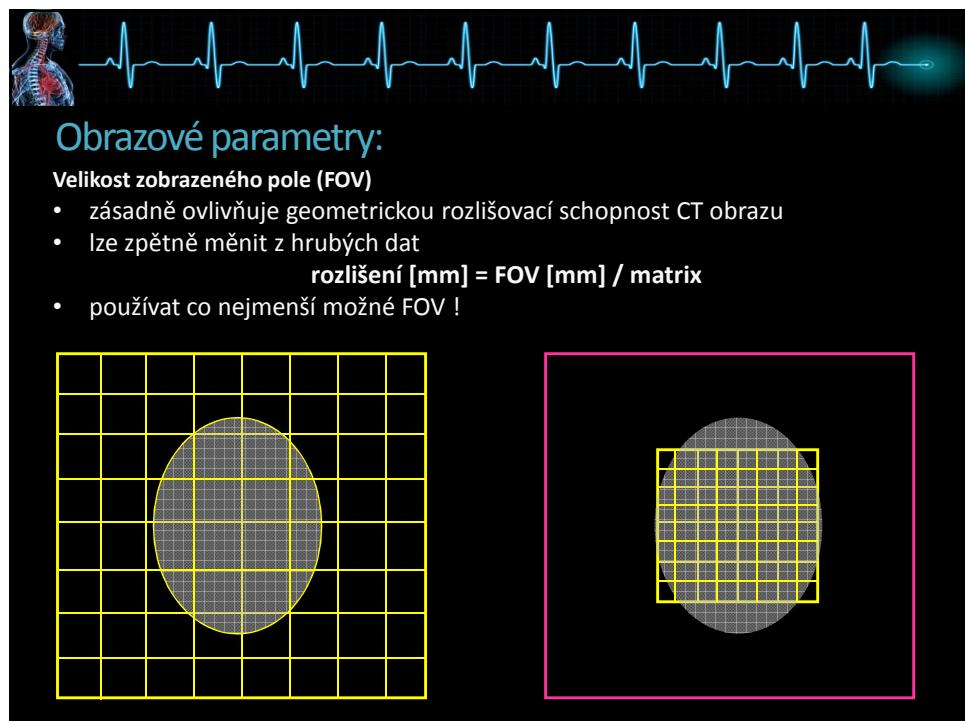
redukce rozlišovací schopnosti podél osy z



- Skenovací parametry- spirální CT:

**Specifika spirálního skenování**

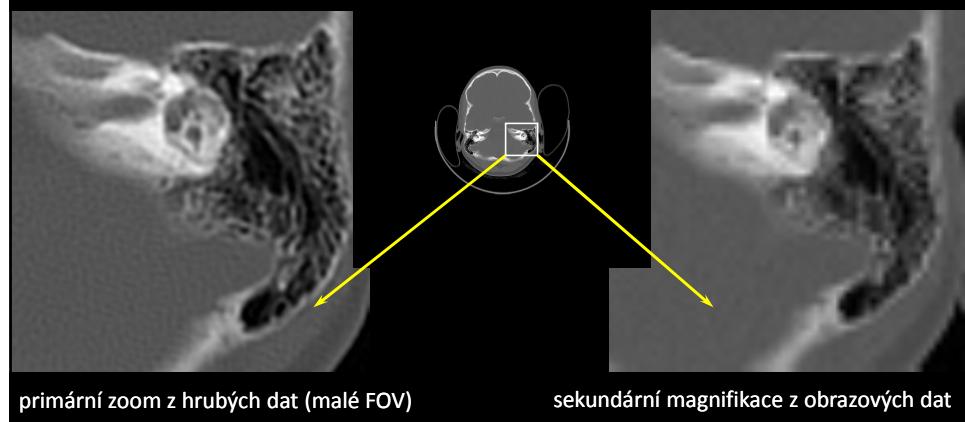
- expoziční dávka ovlivňující kvantový šum v obrazu
  - ≈ hodnota mAs pro jednu rotaci (*stoupání nemá vliv!*)
- expoziční dávka z hlediska radiační zátěže vyšetřovaného
  - ≈ hodnota mAs pro jednu rotaci / stoupání
- expozice 150 mAs/rot.; stoupání = 1,5
  - kvalita a šum obrazu odpovídá při dané kolimaci expozici 150 mAs
  - expoziční dávka pro vyšetřovaného je 100 mAs/vrstvu
- stoupání > 1
  - ↳ snížení radiační zátěže
  - ↳ zmenšení kolimace ( $\uparrow$  rozlišení,  $\downarrow$  artefaktů utvrzení a částeč. objemu)



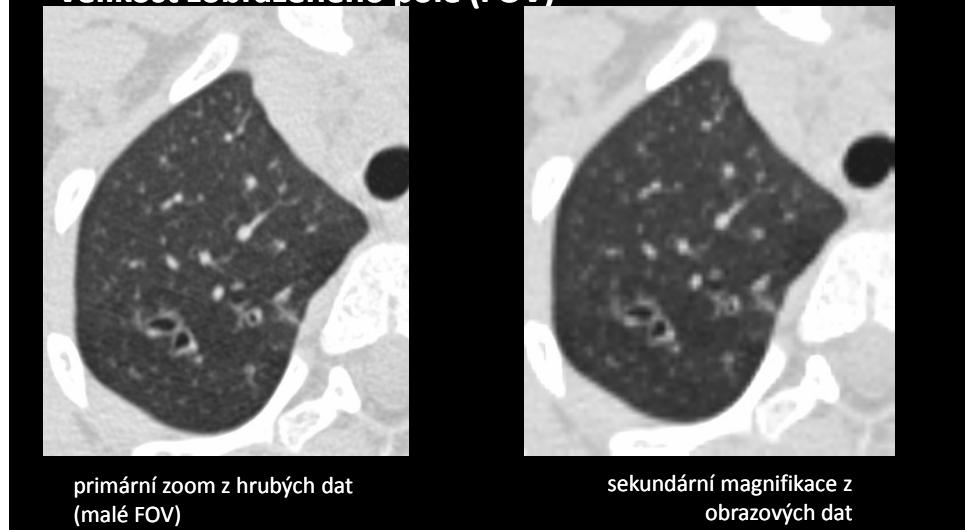


## Obrazové parametry: Velikost zobrazeného pole (FOV)

- nezaměňovat se sekundární magnifikací hotových obrazových dat !



## Obrazové parametry: Velikost zobrazeného pole (FOV)

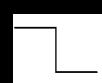
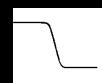




## Obrazové parametry:

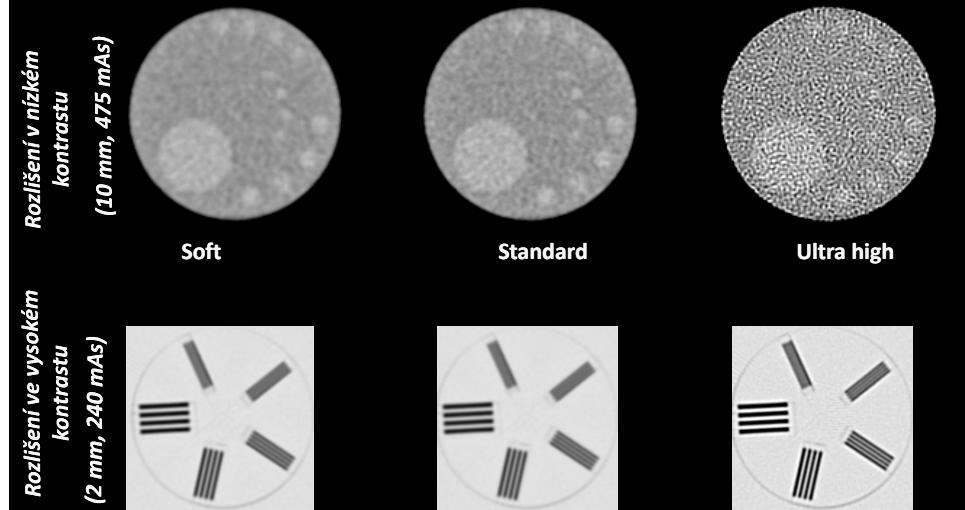
### Rekonstrukční algoritmus (kernel)

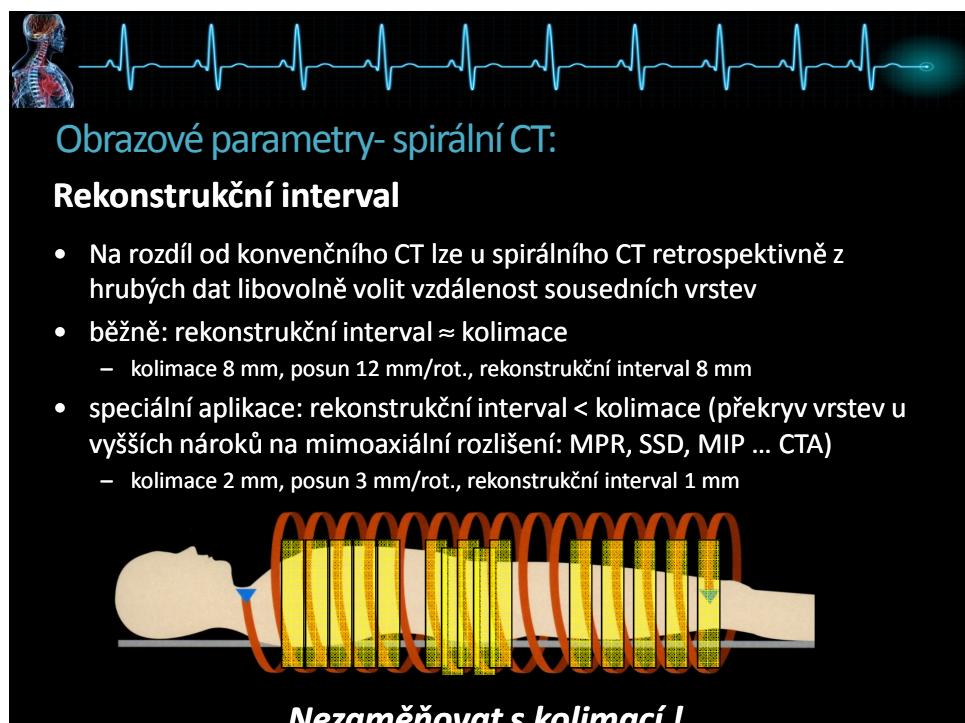
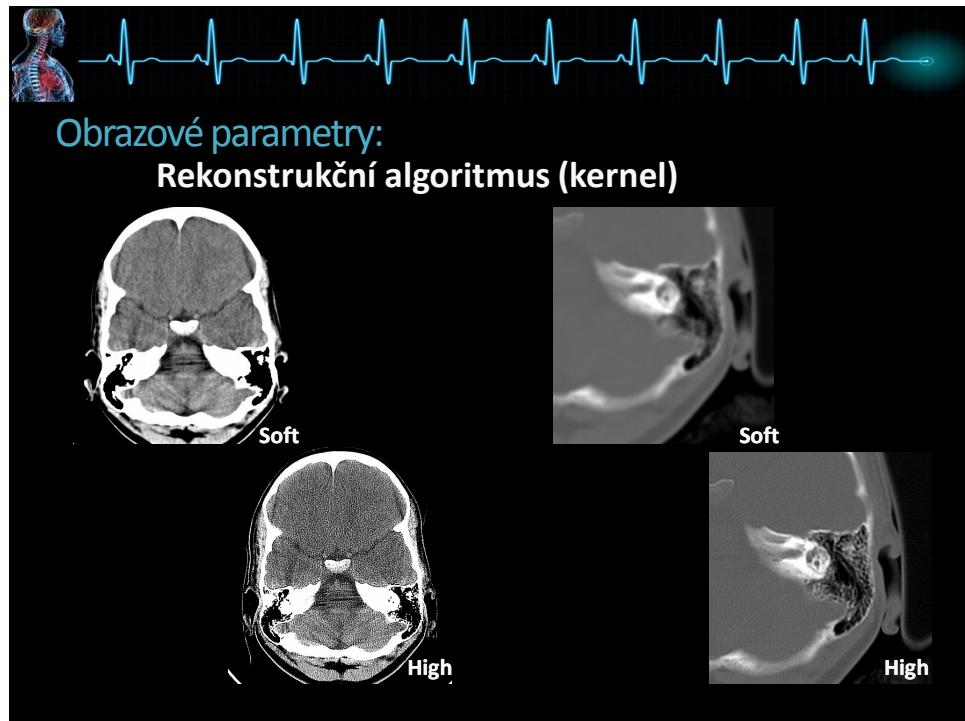
- definuje způsob zpracování hrubých dat do výsledného obrazu
- zásadně kvalitativně mění výslednou podobu CT obrazu
- „obrysová a kontrastní“ manipulace s obrazem
- **měkký (soft)**
  - snižuje obrazový šum („vyhlazuje“ obraz)
  - zlepšuje tkáňový kontrast
- **s vysokým geometrickým rozlišením (high, bone, edge)**
  - zvýrazňuje tkáňová rozhraní (zvyšuje ostrost a rozlišení - HRCT)
  - zvýrazňuje obrazový šum
  - zhoršuje tkáňový kontrast a homogenitu



## Obrazové parametry:

### Rekonstrukční algoritmus (kernel)







### Následné zpracování obrazu- postprocessing:

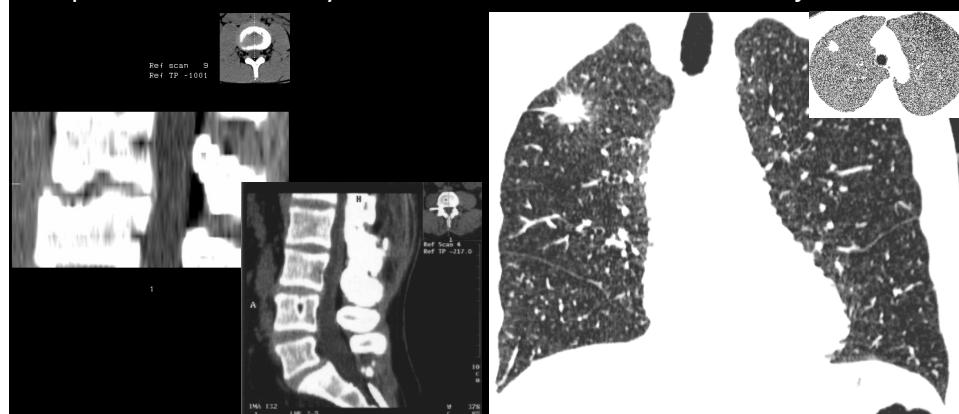
- vždy jde o následné operace s obrazovými daty
- klíčová je předcházející volba skenovacích a obrazových parametrů
- rekonstrukce **2D** (MPR) & **3D** (SSD, MIP, MinIP, VRT)
- kvalita rekonstrukcí závisí na velikosti voxelu (izotropní voxel = izotropní rozlišení)
  - *konvenční CT*: kolimace, vzdálenost vrstev
  - *spirální CT*: kolimace, stoupání, rekonstrukční interval



### Následné zpracování obrazu- 2D postprocessing:

#### **MPR (Multi-Planar Reconstruction)**

- přeformátování sady axiálních 2D vrstev do 2D obrazu v jiné rovině





Následné zpracování obrazu- 3D postprocessing:

- **SSD (Shaded Surface Display)**

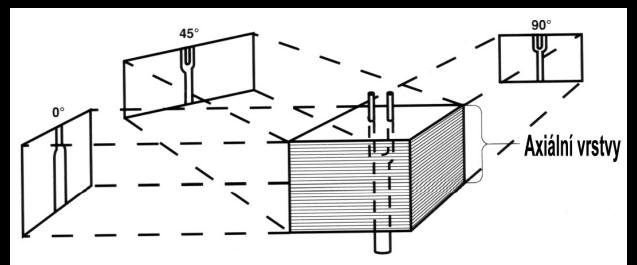
- zobrazuje ve zvoleném 3D objemu a směru pohledu pouze voxely s denzitou vyšší než prahová
- nezobrazuje skutečnou denzitu voxelů (nelze rozlišit KL v luminu cévy, kalcifikaci či kovovou cévní svorku)
- základem pro virtuální endoskopii



Následné zpracování obrazu- 3D postprocessing:

- **MIP (Maximum Intensity Projection)**

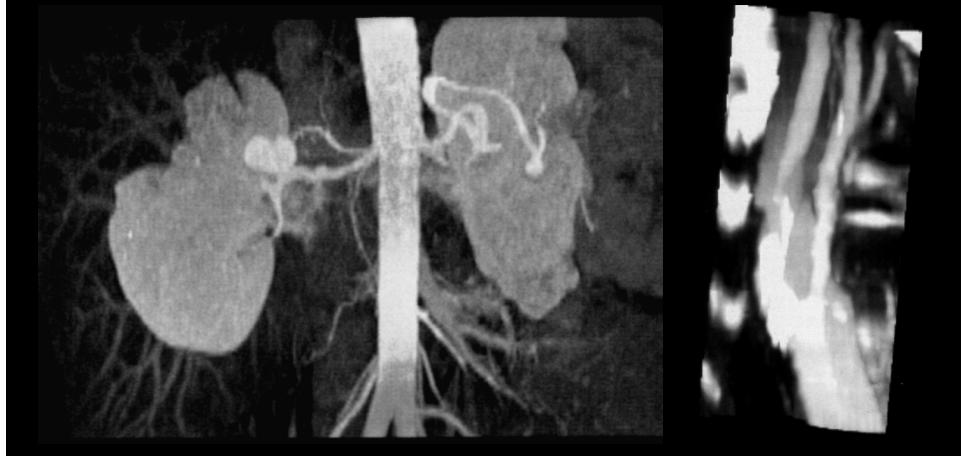
- do výsledné projekce zaznamená pouze ten voxel, který má v daném projekčním směru a podle konkrétní trajektorie („paprsku“) nejvyšší denzitu
- na rozdíl od SSD zachovává původní denzitu voxelů
- opakem je MinIP





Následné zpracování obrazu- 3D postprocessing:

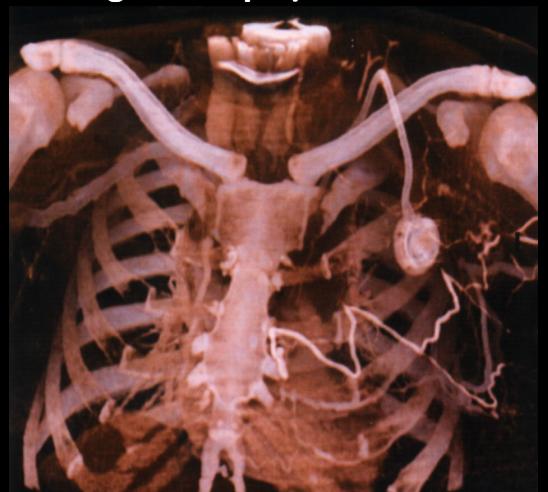
- **MIP (Maximum Intensity Projection)**



Následné zpracování obrazu- 3D postprocessing:

### **VRT (Volume Rendering Technique)**

- nejkomplexnější varianta 3D zobrazení
- jednotlivým voxelům přiřazuje různé stupně sytosti od úplné transparency až po naprostou neprůhlednost





## Zhotovení obrazové dokumentace

- volba zobrazeného pole (FOV) X magnifikace
- měření denzity
- volba okna
- dvojité okno (dual window)



## Zhotovení obrazové dokumentace

- měření denzity



kolimace 10 mm

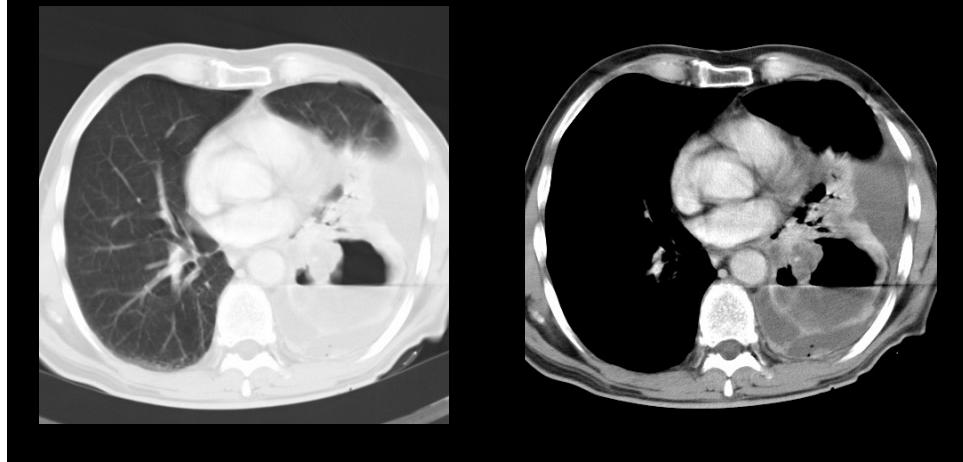


kolimace 2 mm



## Zhotovení obrazové dokumentace

- volba okna (vyšetření s bolusem KL v plicním okně !?!)



## Zhotovení obrazové dokumentace

