

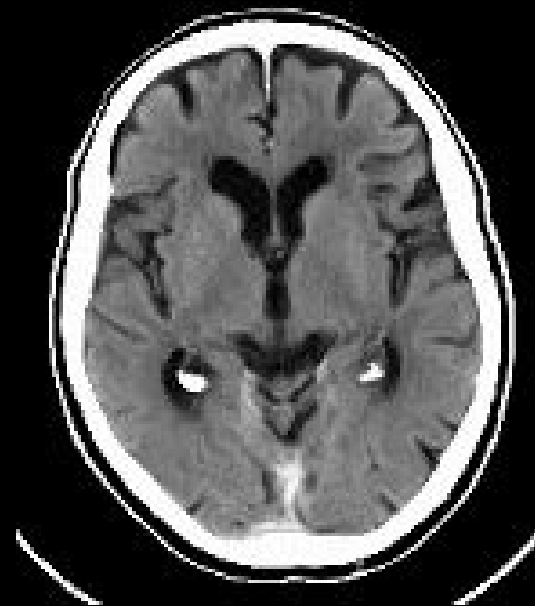
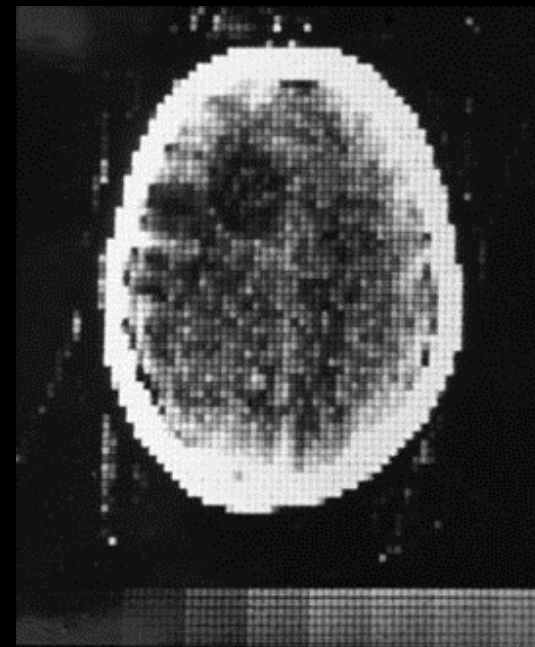
Historie a současnost CT zobrazovacích systémů v ČR



Lucie Súpová
IKEM, Praha

27. 11. 2020

Trendy a vývoje CT zobrazovacích systémů v lékařství

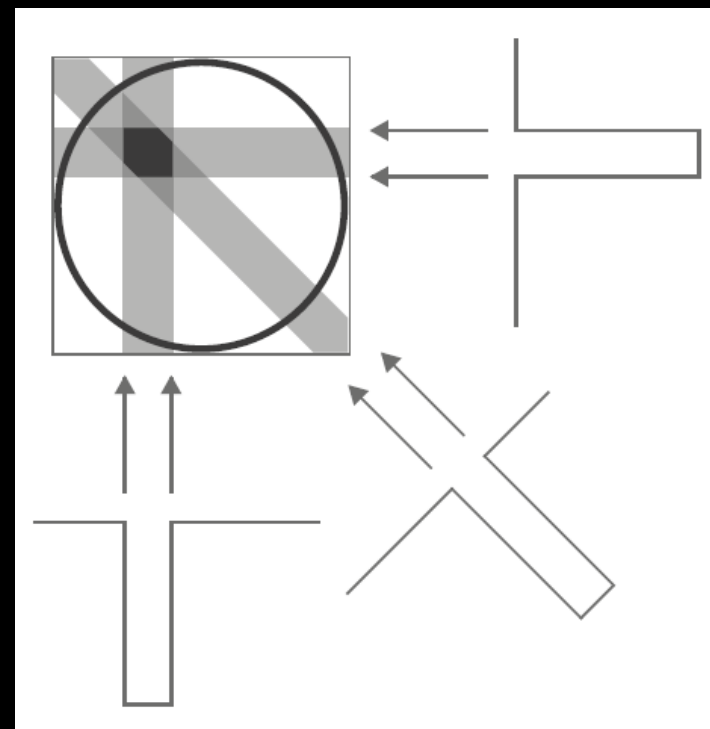
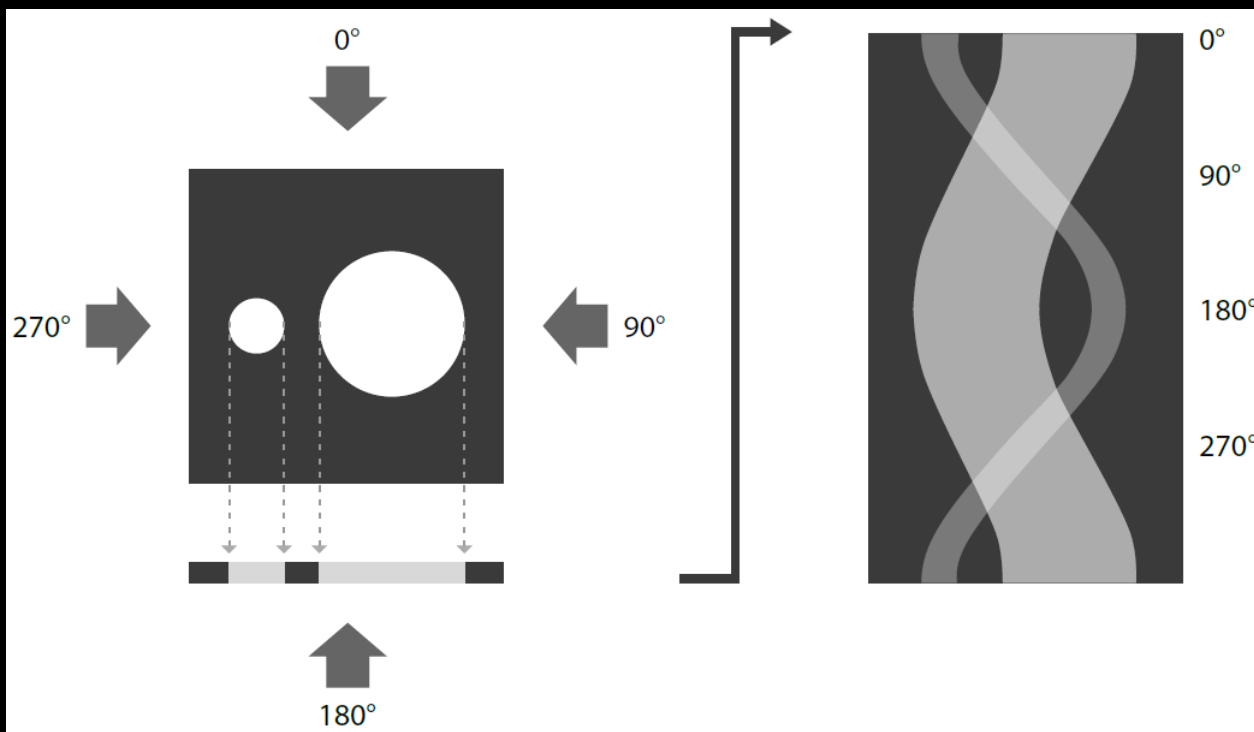


Jak to začalo...

- Teorie pro tomografickou rekonstrukci – 1917 – objev **Radonovy transformace** – funkce (obraz) může být vypočten z konečného počtu jeho projekcí
- Z projekcí byl získán velký počet lineárních algebraických rovnic, jejichž řešením je zrekonstruován obraz
- Teoreticky a prakticky se tím zabýval Allan **Cormack**
- Adaptace rekonstrukce do prvního komerčně dostupného CT – Godfrey **Hounsfield** v EMI Laboratories

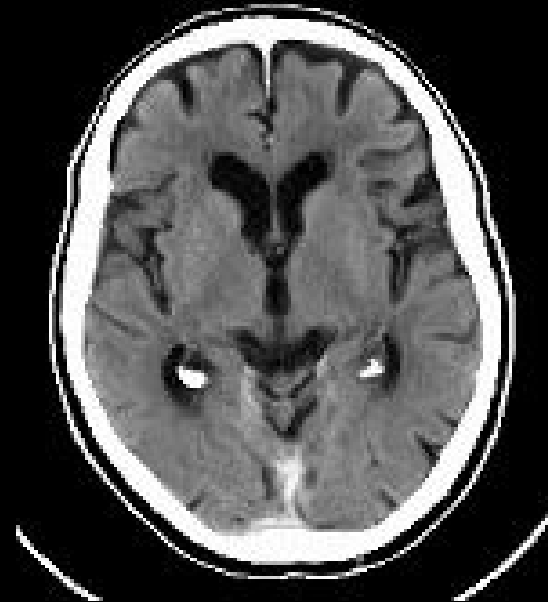
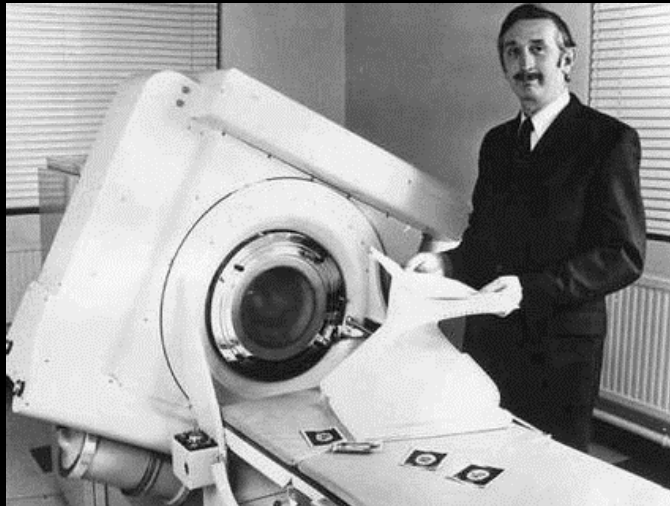
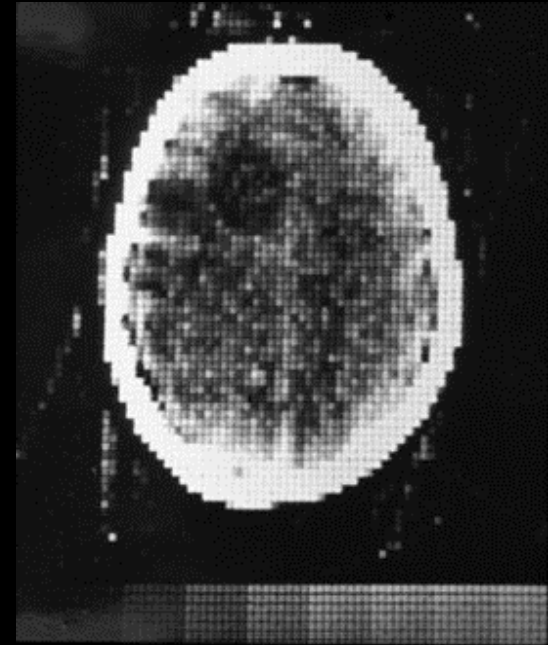
Jak to začalo...

- **Radonova transformace** – funkce (obraz) může být vypočten z konečného počtu jeho projekcí



Jak to pokračovalo...

- První výzkumný CT skener představen v říjnu 1971, zrekonstruován také první obraz
- První klinický CT skener instalován 1974
- Cormack a Hounsfield obdrželi v roce 1979 Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství



CT rekonstrukce (1)

- Rekonstrukce CT obrazu

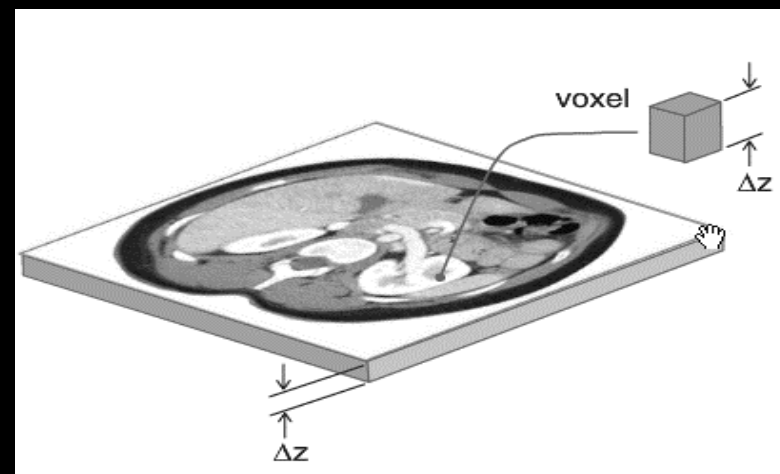
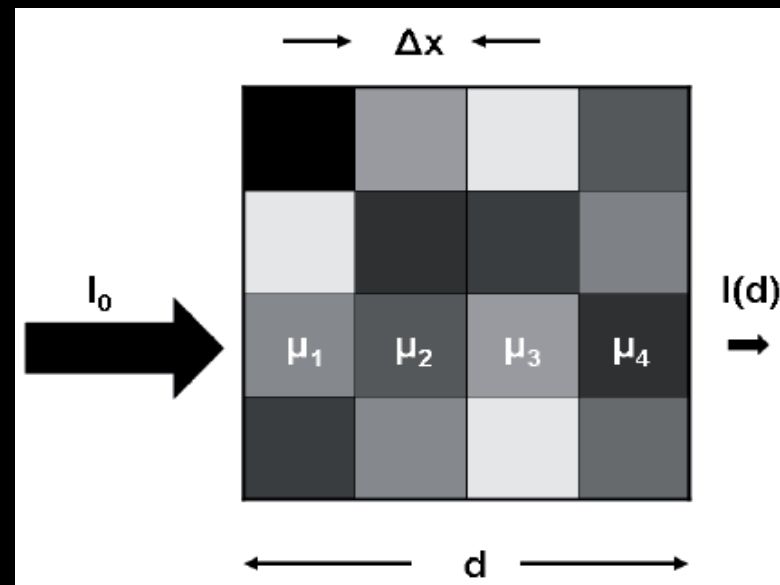
- Beer-Lambertův zákon:

$$I = I_0 * e^{-\mu x}$$

$$I(d) = I_0 * e^{-\sum_1^4 \mu_i * x_i}$$

kde μ_i je lineární součinitel zeslabení v každém objemovém voxelu o tloušťce $x_i = \Delta x$

- Podstata CT obrazu – zjištění hodnot lineárních součinitelů zeslabení v každém objemovém voxelu

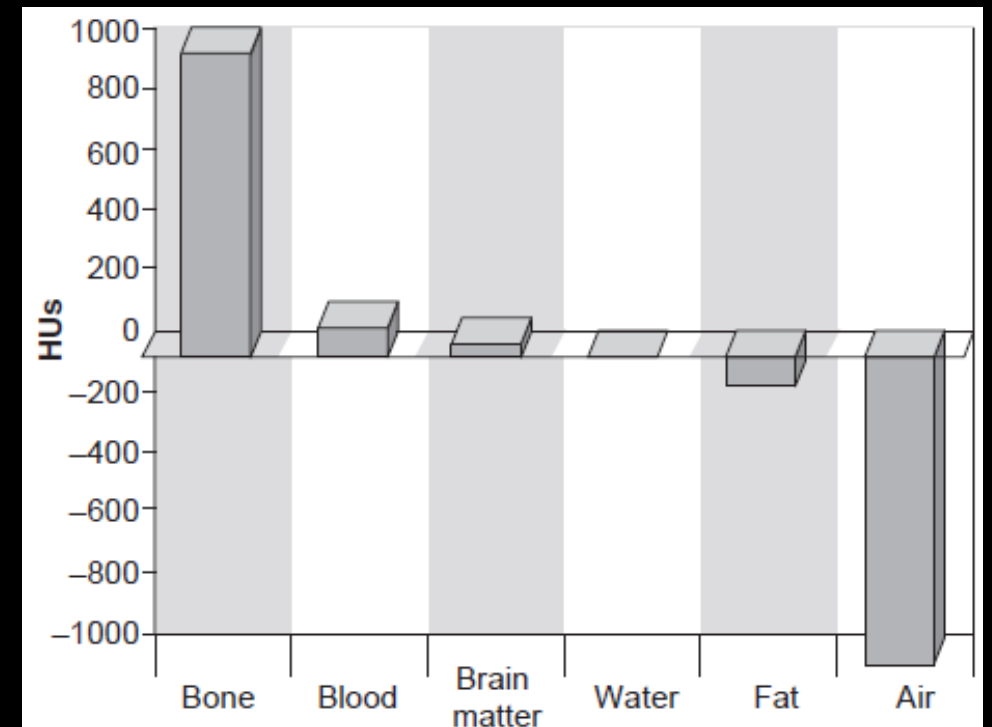


CT rekonstrukce (2)

- Součinitel zeslabení μ_{material} je převeden na CT číslo (HU) vztahem:

$$\text{CT číslo} = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}} + (\mu_{\text{air}})} * 1000$$

- Vzduch $\mu_{\text{air}} \rightarrow 0$, CT číslo = -1000 HU
- Voda – CT číslo = 0
- Pro ostatní materiály závisí na energii (napětí)

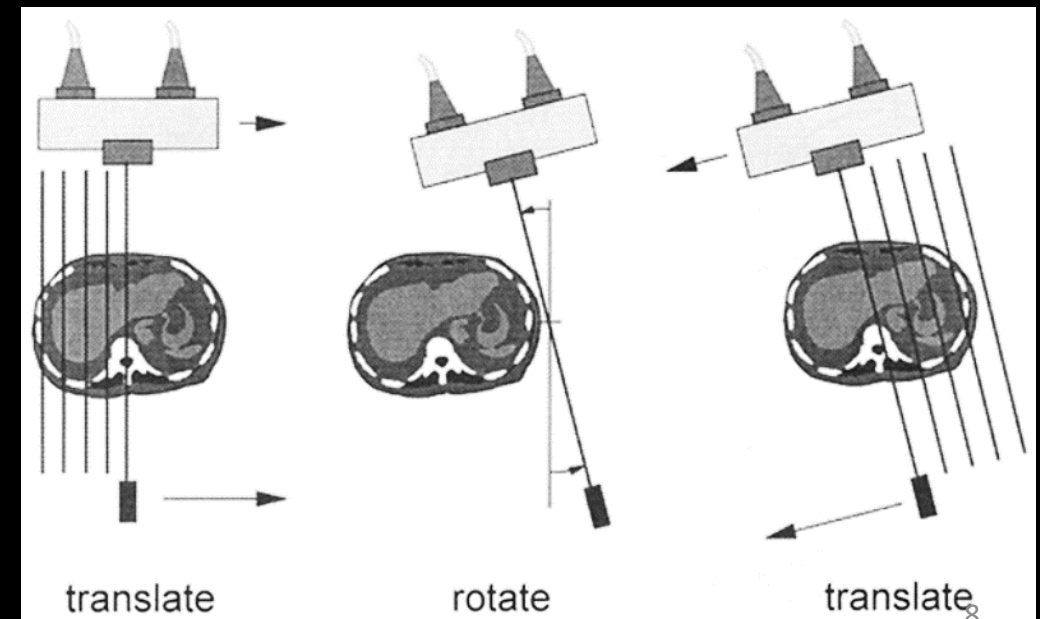
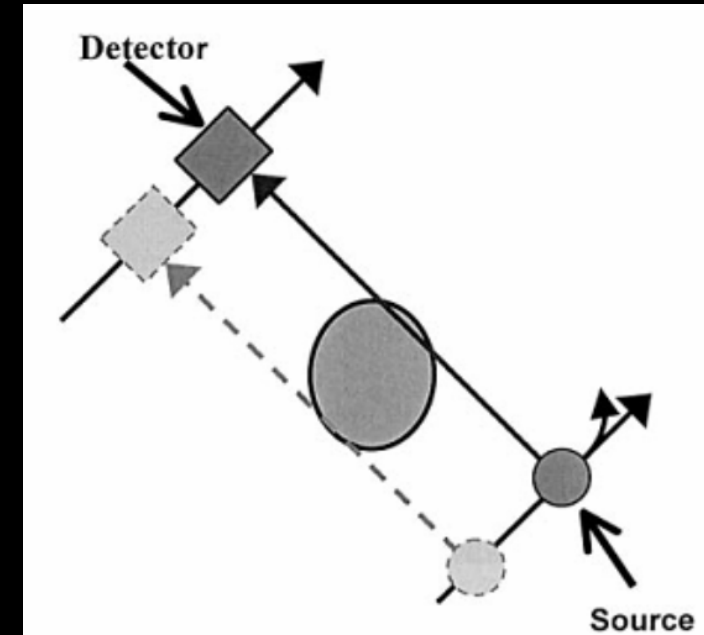


CT zobrazení

- **Tomografické zobrazení** – umožňuje zobrazení 3D objektů bez superpozice
- Dříve jedna rentgenka a jeden detektor, dnes jedna nebo dvě rentgenky a několik řad detektorů (až 320 řad detektorů, celkem až cca 290 tis. detekčních elementů), ale zpět k tomu, jak probíhal vývoj...

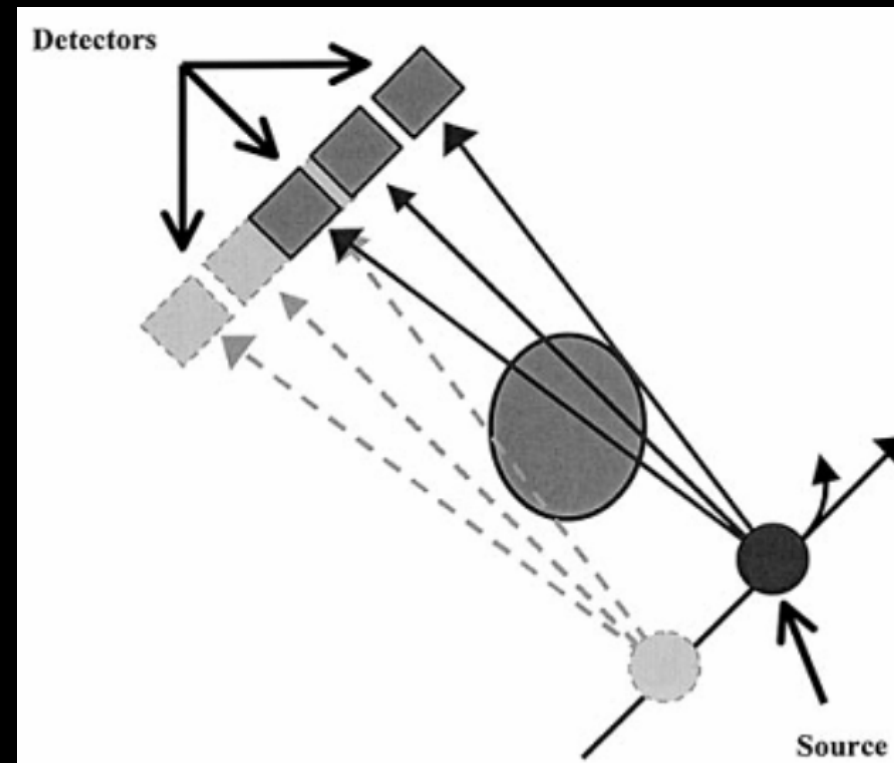
Generace CT skenerů (1)

- 1. generace
- Rentgenka s pevně svázaným protilehlým detektorem
- Prozařování úzkým svazkem (**pencil beam**) + posuvný pohyb (lineární trajektorie pohybu) $\Rightarrow$ paralelní projekce (parallel beam)
- Poté rotace rentgenky a detektoru o malý úhel a opět posuvný pohyb
- Zopakováno až do 180° pro FoV 24 cm $\Rightarrow$ použití pro CT sken hlavy
- 4,5 minuty pro jeden sken $\Rightarrow$ omezeno na skenování anatomické oblasti s kontrolovatelným pohybem



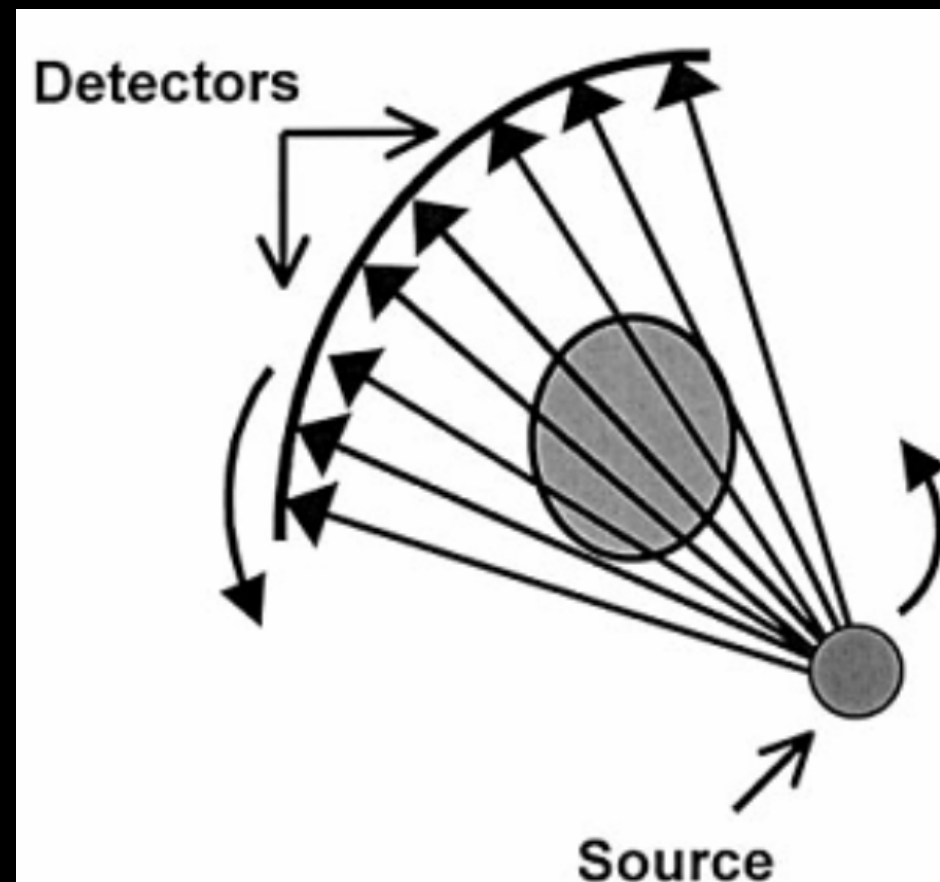
Generace CT skenerů (2)

- 2. generace
- Rentgenka emitující záření v širším svazku
- Protilehle umístěné tři detektory, každý posunutý o $1^\circ \Rightarrow$ nabrány tři projekce v každé pozici
- Rotace vždy o $3^\circ \Rightarrow$ nutnost pouze 60 kroků pro získání 180 projekcí (ve 180°)
- Opět kombinace posuvného a rotačního pohybu
- Redukce skenovacího času 3x
- Větší FoV $\Rightarrow$ Zobrazení i trupu pacienta
- Poslední verze 53 detektorů



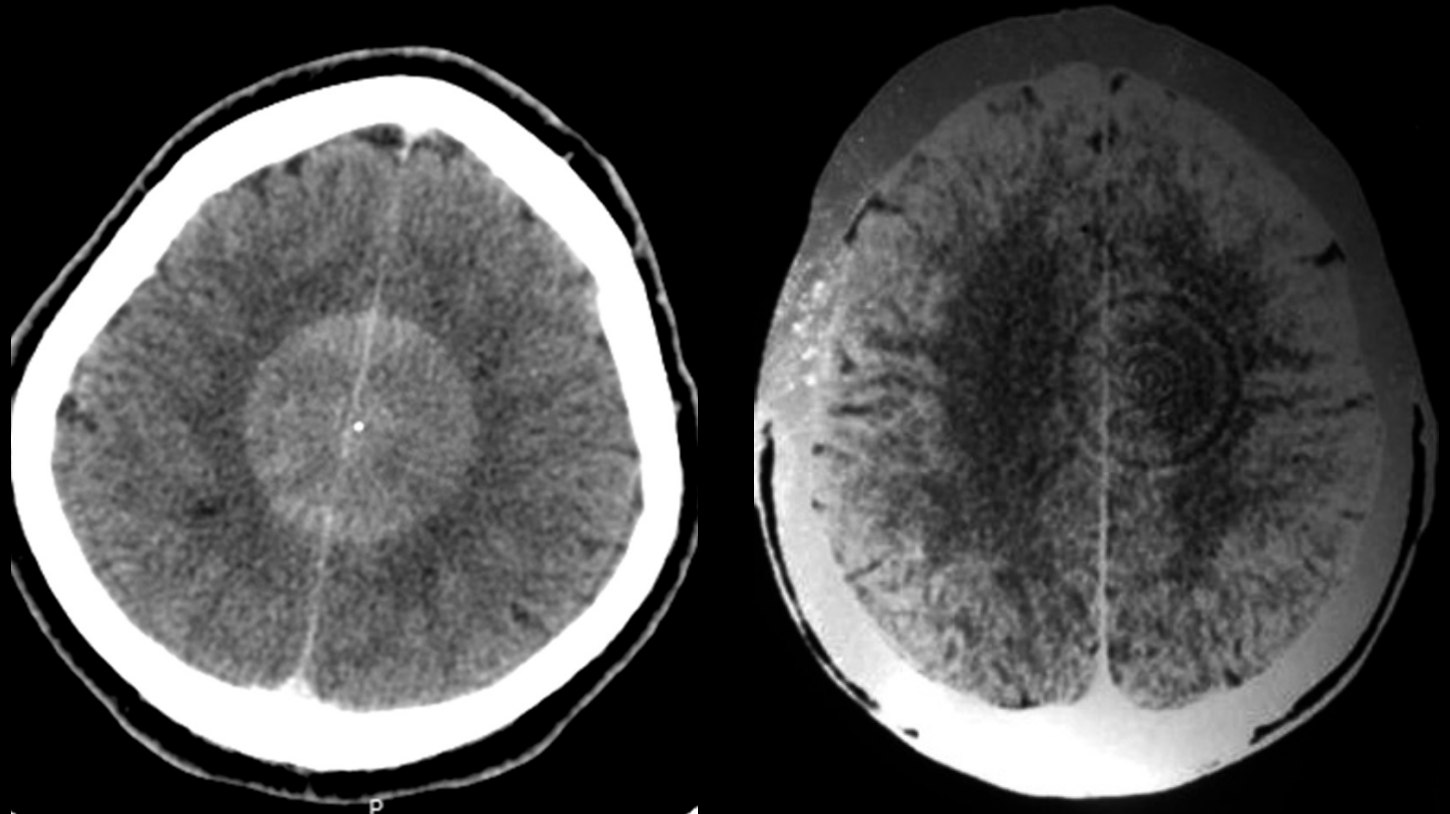
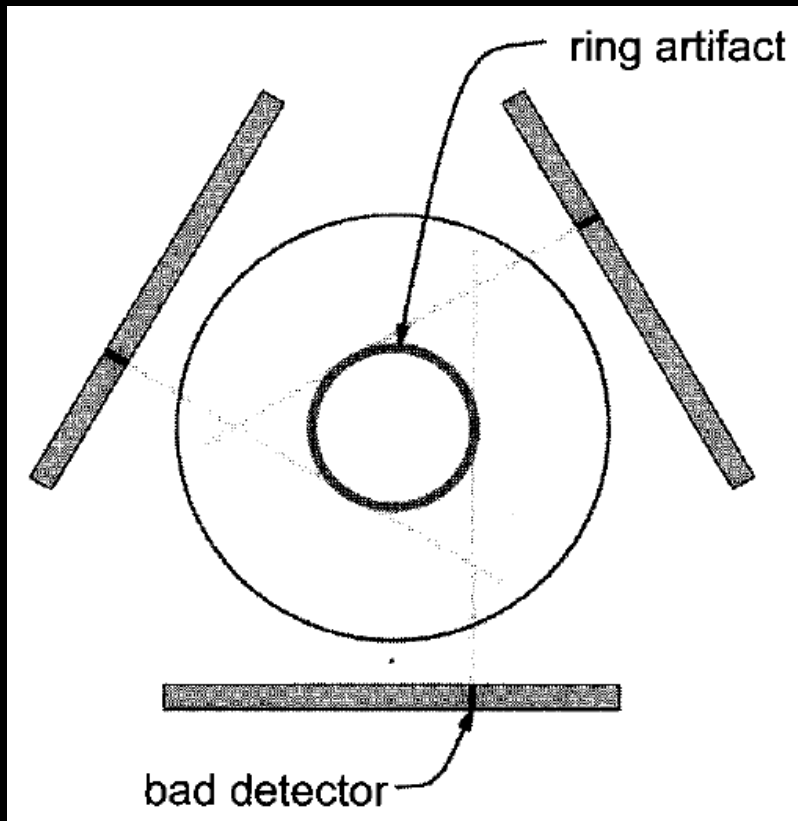
Generace CT skenerů (3)

- **3. generace**
- Sada 300-700 detektorů umístěných do kruhové výseče
- Skenovací čas původně 5 sec, poté 2 sec
- Čistý rotační pohyb rentgenky a sady detektorů současně
- Geometrie vějířového svazku (**fan-beam geometry**)
- Kratší doba rotace než u 1. a 2. generace
- V případě špatné kalibrace/nefunkčnosti jednoho detektoru – **ring artefakt**



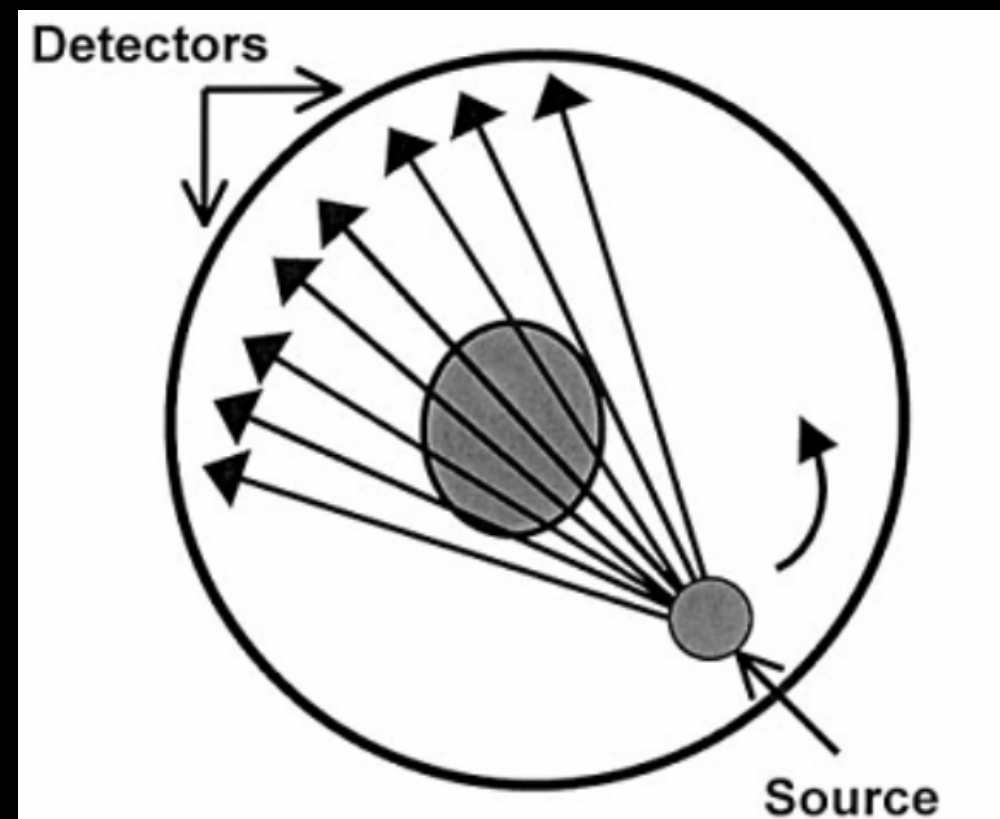
Generace CT skenerů (4)

- Ring artefakt



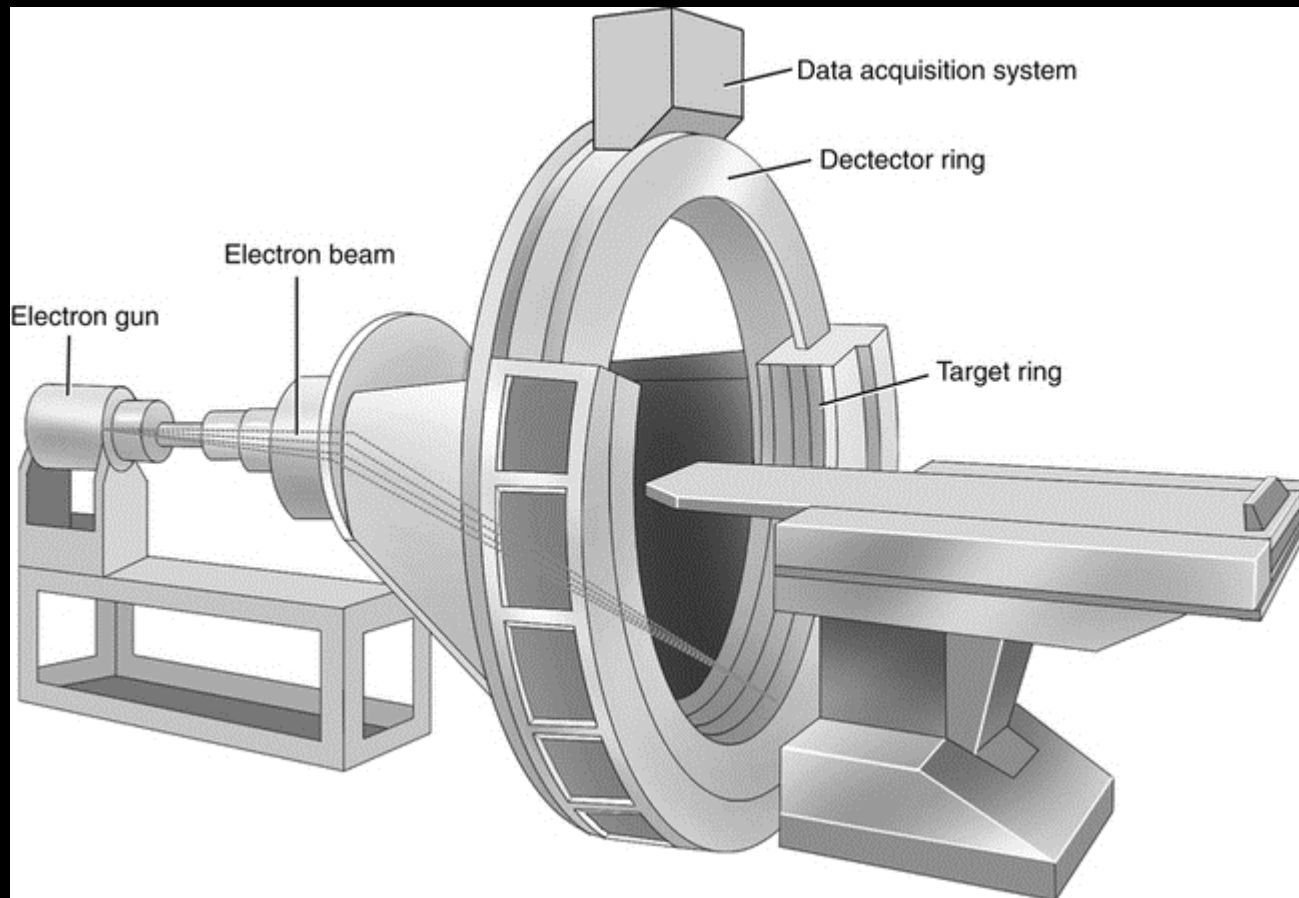
Generace CT skenerů (5)

- **4. generace**
- Prstenec stacionárních detektorů + rotující rentgenka
- Vyšší počet detektorů a elektronických kanálů znamenají vyšší náklady
- Širší svazek $\Rightarrow$ vyšší náchylnost na rozptýlené záření
- Počáteční verze 600 detektorů, pozdější až 4800 detektorů
- Nízké využití detektorů při skenu – cca pouze $\frac{1}{4}$ funguje v daném okamžiku



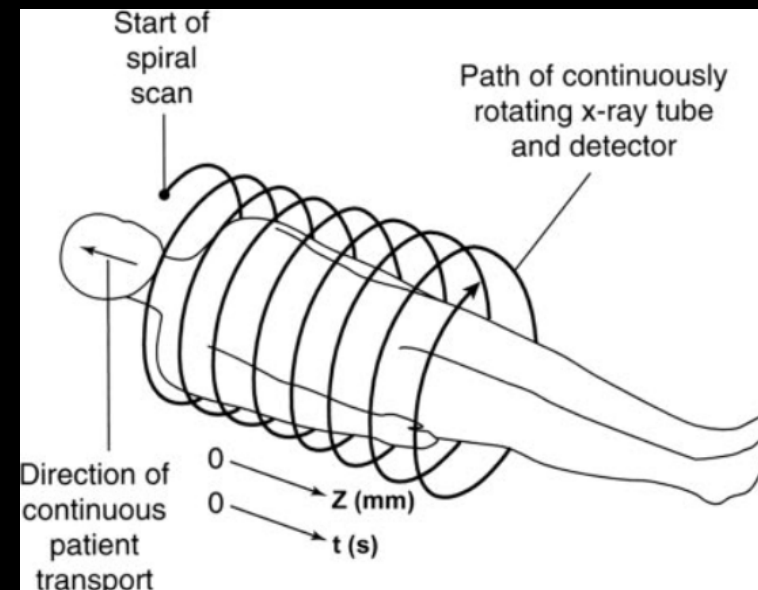
Generace CT skenerů (6)

- 5. generace
- Electron-beam CT (EBCT)
- Vyvinuto pro zobrazování srdce (časové rozlišení 50 msec)
- Není klasická rentgenka, ale 180° W prstenec a protilehlé 180° detektory
- Svazek elektronů je fokuzován na určitou část W prstence
- Nejsou zde pohybující se části, pouze vyvedený a fokuzovaný svazek elektronů



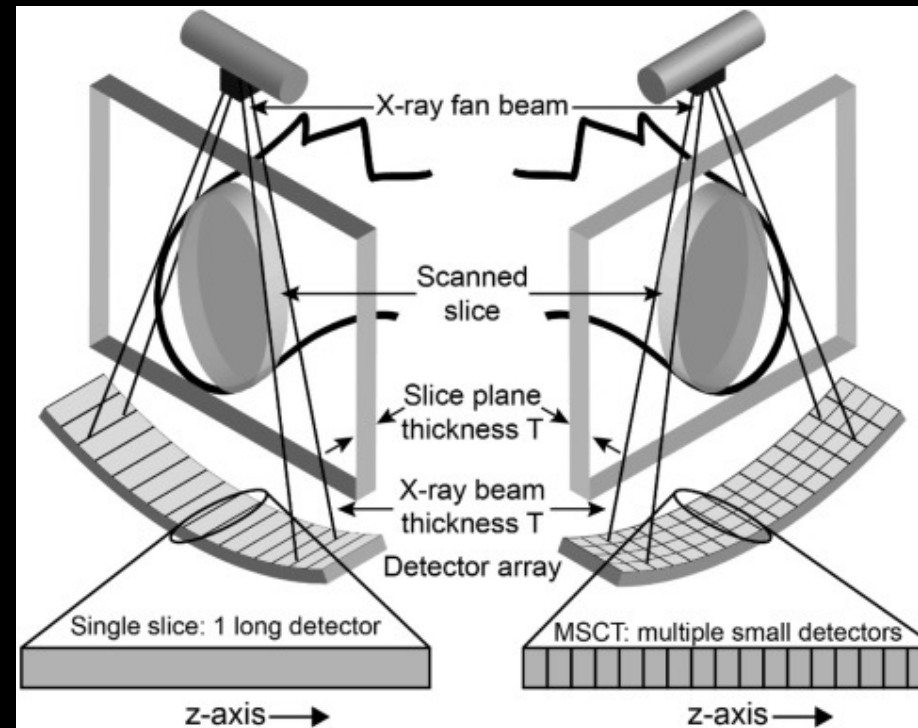
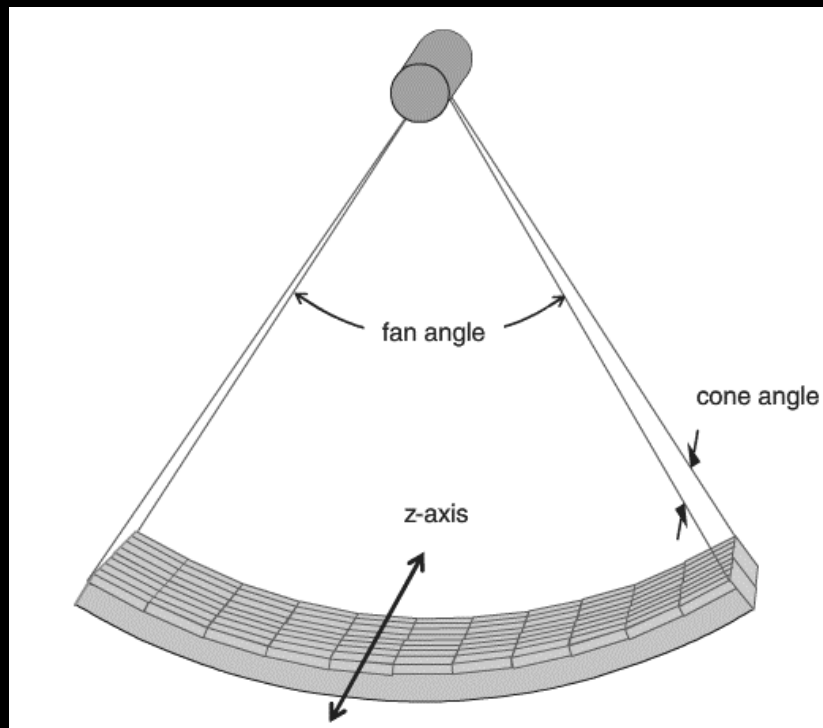
Generace CT skenerů (7)

- „6. generace“
- **Helikální náběh dat** – kontinuální rotace rentgenky a současně kontinuální pohyb stolu s pacientem
- Umožněno zavedením **slip-ring technologie** (Kalender 1989) – místo fixních kabelů pouze „kartáče“ klouzající po kruhovém napájeném prstenci (podobně jako u tramvajového vedení)
- Dostatečně výkonný generátor a rentgenka
- Interpolační algoritmus pro rekonstrukci
- Ale jinak využití 3. generace – rotující rentgenka s protilehlými detektory



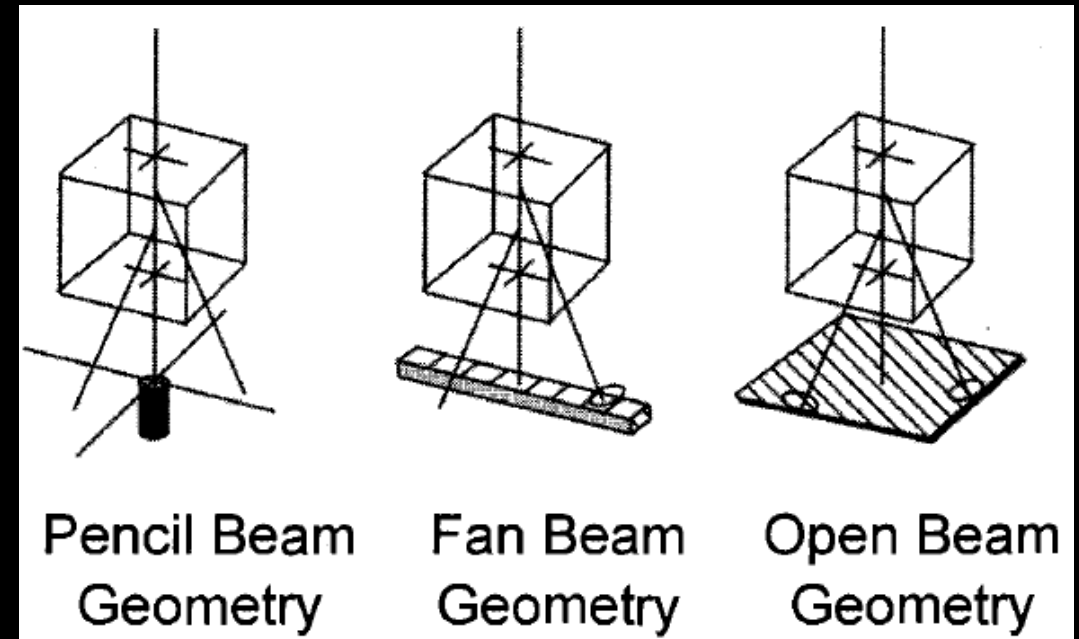
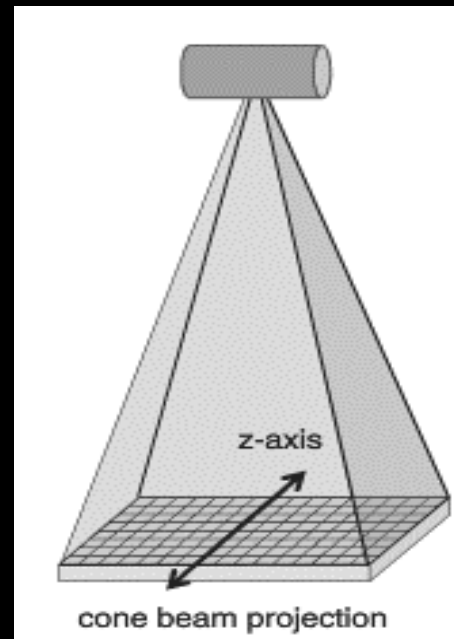
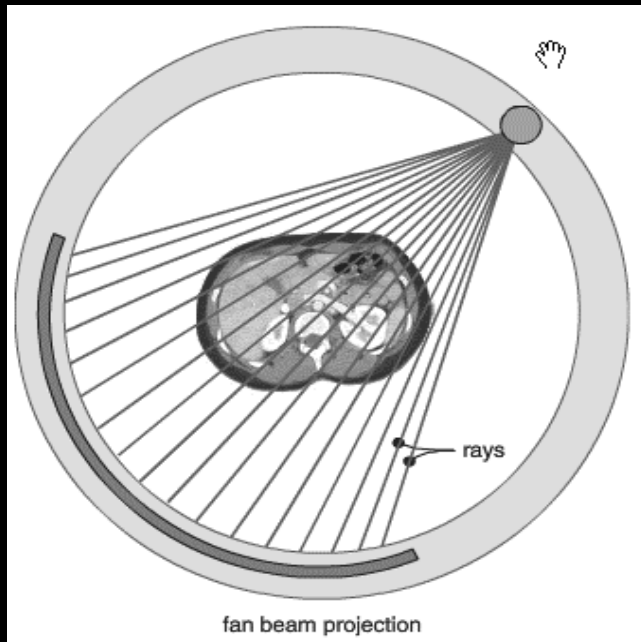
Generace CT skenerů (8)

- „7. generace“
- **Mnohořadé detektory** $\Rightarrow$ možnost náběru několika řezů současně (dnes až 320 řad detektorů, tj. až 640 řezů) v podélné ose pacienta (osa Z)



Geometrie rtg svazku a detektorů

- Geometrie – jejich výhody a nevýhody
 - Pencil beam
 - Fan beam (vějířový svazek)
 - Cone-beam (open beam) – 50-60°, 2-18°

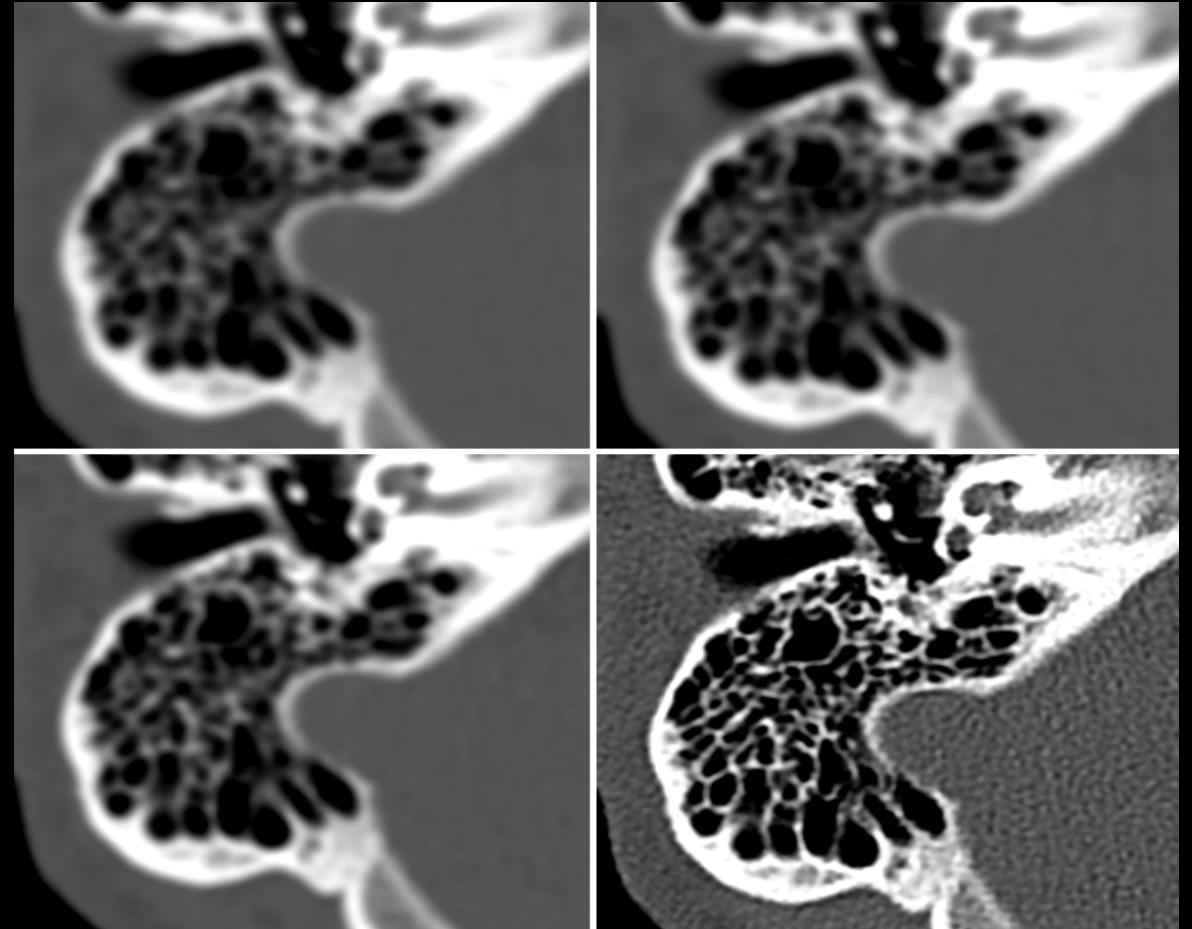


Pokroky v CT zobrazování (1)

	Včera	Dnes	Zítřka
Napětí	120 kV	70-150 kV	?
Volba exp. parametrů	Manuálně	Automaticky	?
Počet projekcí/rot	160	1000-3000	Bude klesat? AI
Počet detekčních elementů	1	320 řad x cca 900 = 290 tis.	?
Velikost det. elementu		0,5-0,6 mm	0,15-0,25 mm
Velikost rek. matice	80 px x 80 px	512 px x 512 px	2048 px x 2048 px
Hloubka dat	3 bity	12 bitů	16 bitů
FoV	24 cm	50 cm	70 cm
Prostorové rozlišení	3 mm	0,5 mm	0,14 mm
Velikost dat		1-1,5 GB/per exam	

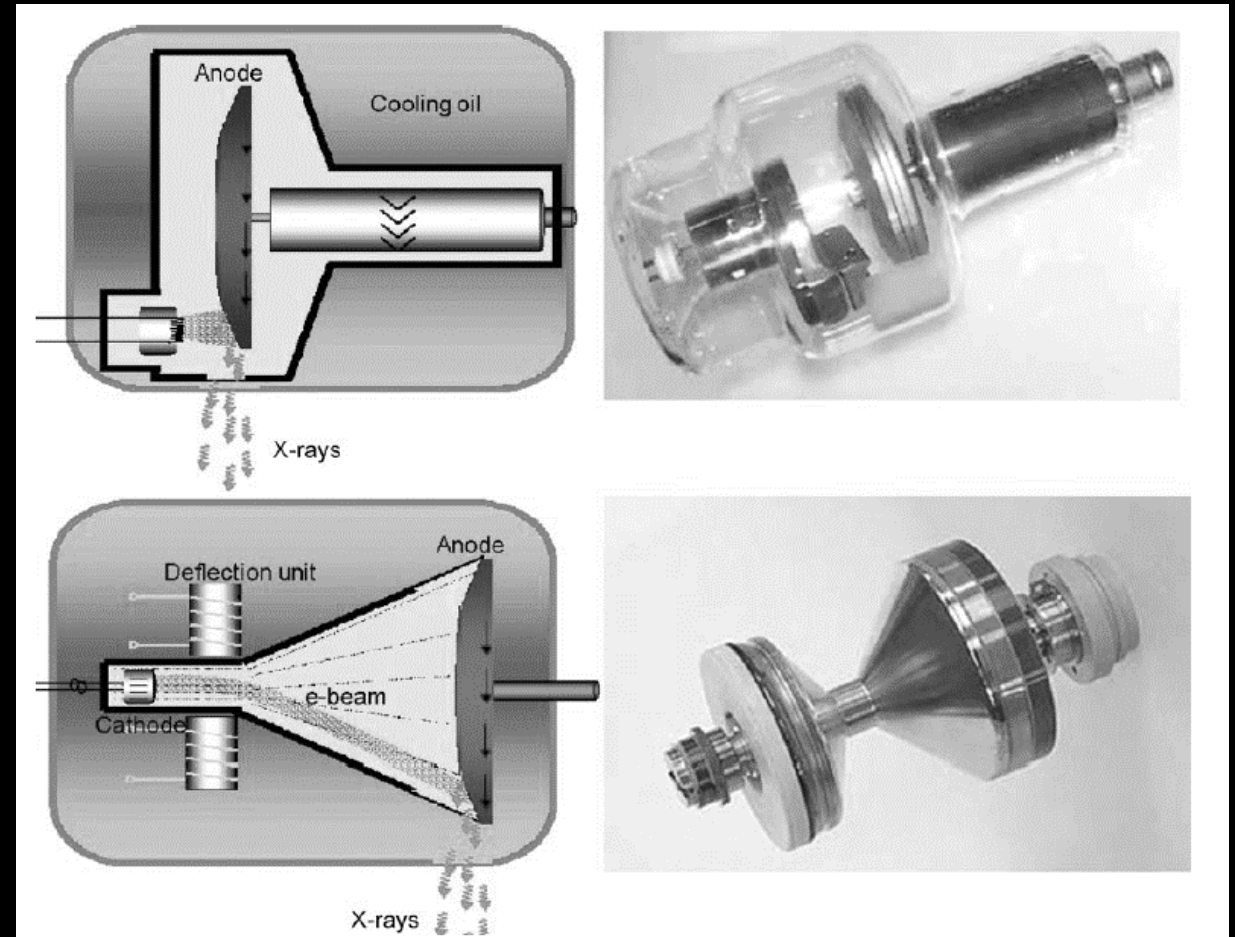
Pokroky v CT zobrazování (2)

- Hlavní komponenty
 - Zdroj rtg záření – čím výkonnější s menším ohniskem, tím lépe
 - Detekční systém – čím účinnější a rychlejší, tím lépe
 - Rychlost rotace – čím kratší, tím lépe
 - Rekonstrukční algoritmus – rekonstrukční kernel, interpolace dat, overlapping (užitečný), half-scan, iterativní rekonstrukce, použití AI...
- Menší vliv dalších komponent
 - Scintilační materiál detektoru
 - Anti-scatter grids, odrazivá septa



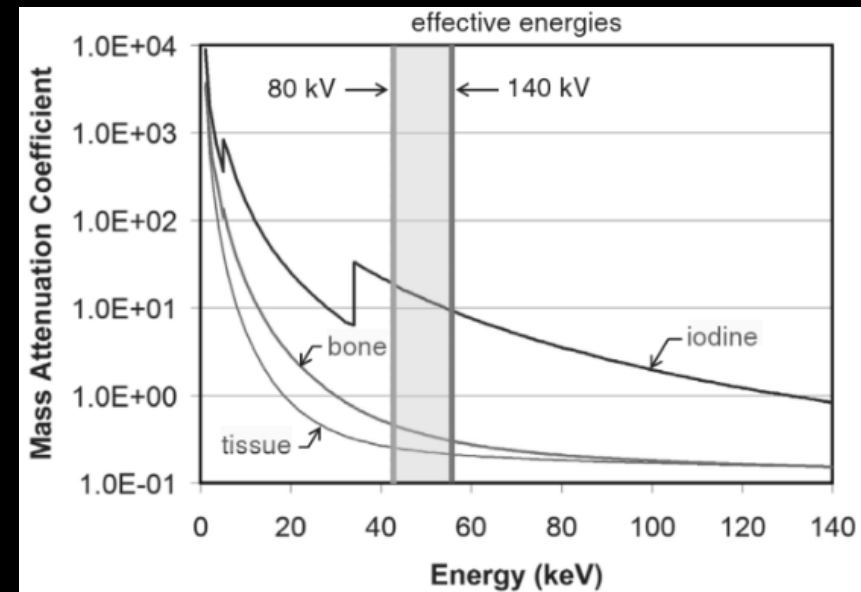
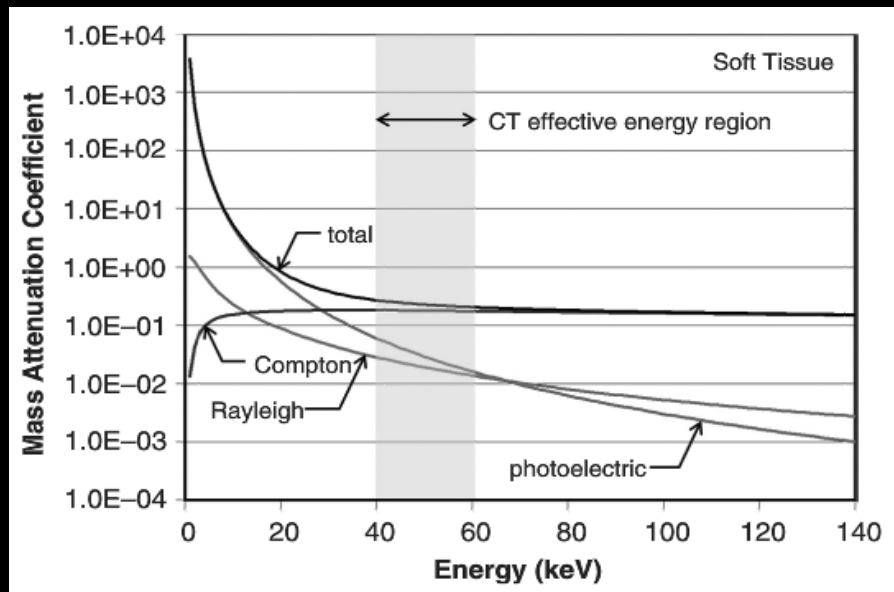
CT rentgenky (1)

- Robustnost – odstředivé zrychlení až 40 g
- Vysoký výkon – produkce dostatečného množství rtg fotonů v krátkém čase
- Použití nižšího napětí
- Tepelná kapacita a rychlost chlazení – rentgenky s rotační anodou vs. rotační rentgenka



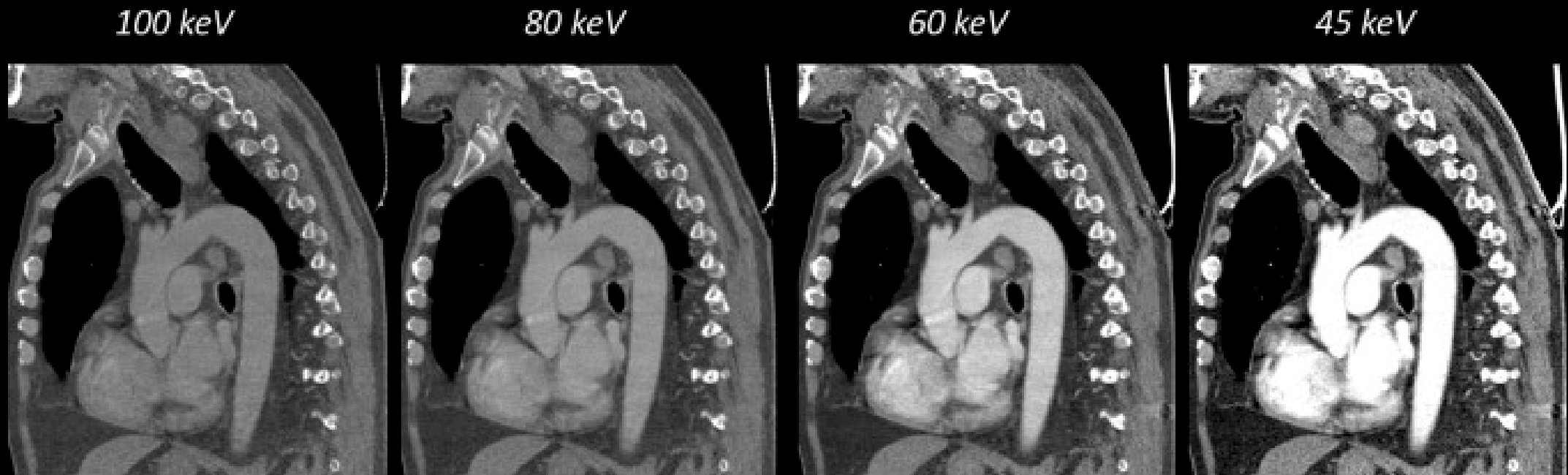
CT rentgenky (2)

- **Nižší napětí** (místo 120 kV pouze 100 kV nebo 80 kV) – vyšší zastoupení fotoefektu (absorpce) → lepší kontrast, ale vyšší šum a více artefaktů
- Pro konstantní hodnotu contrast-to-noise je potřeba menší dávky → menší dávka pacientovi



CT rentgenky (3)

- Pro konstantní hodnotu contrast-to-noise je potřeba menší dávky → menší dávka pacientovi

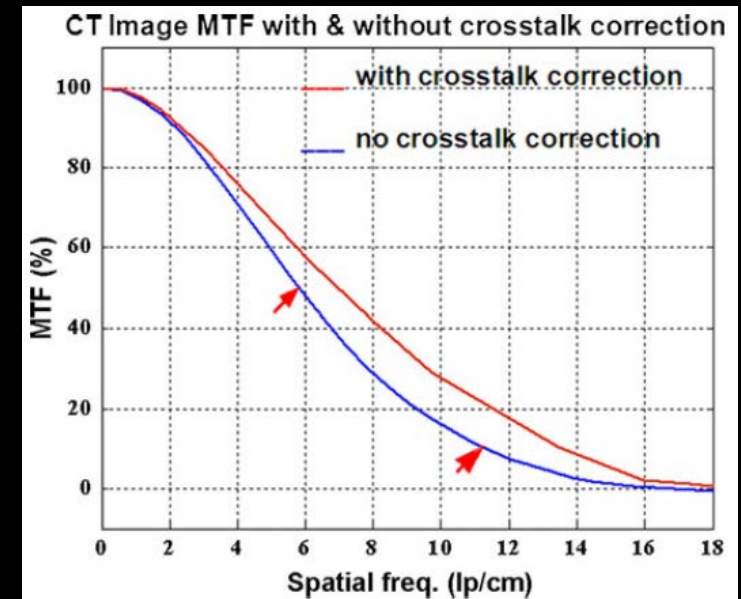
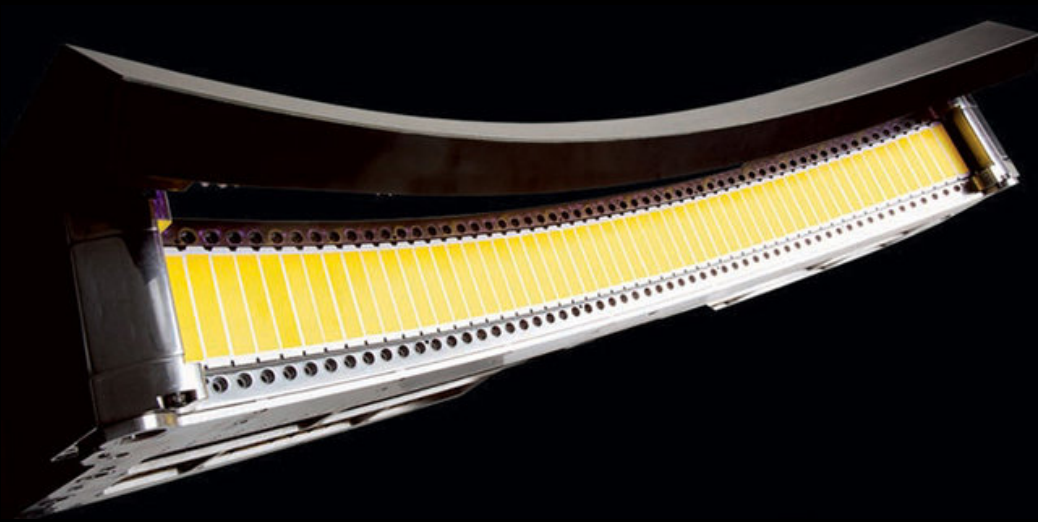


CT detektory (1)

- **Scintilační detektory** – po absorpci rtg fotonu vznikají fotony viditelného světla, které dopadají na fotodiodu, ve které vzniká elektrický signál úměrný absorbované energii (dříve Xe plynové detektory – úč. abs. 60-70 %, scintilátor > 90 %)
- Důležité vlastnosti
 - Účinnost absorpce a světelný výtěžek – kolik energie interagujících fotonů se absorbuje a jaká je produkce světelných fotonů
 - Rychlost detektoru – jak rychle reaguje materiál na ozáření (v řádu ns) a jak rychle se „rozpadne“ signál po ukončení expozice (v řádu μ s)
 - Stabilita scintilátoru – vliv vzduchu, vlhkosti, teploty, stálost po ozáření (degradace v čase)....

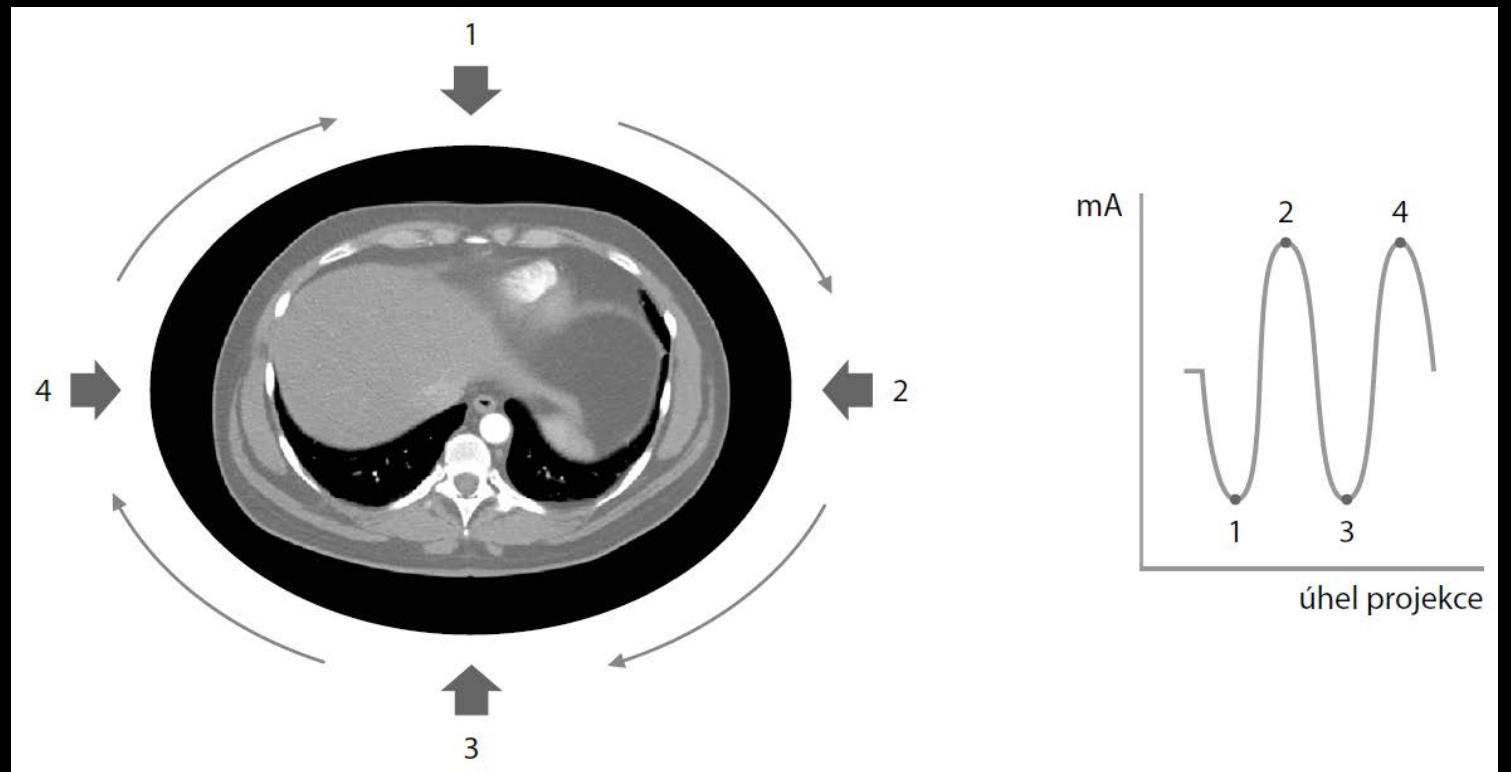
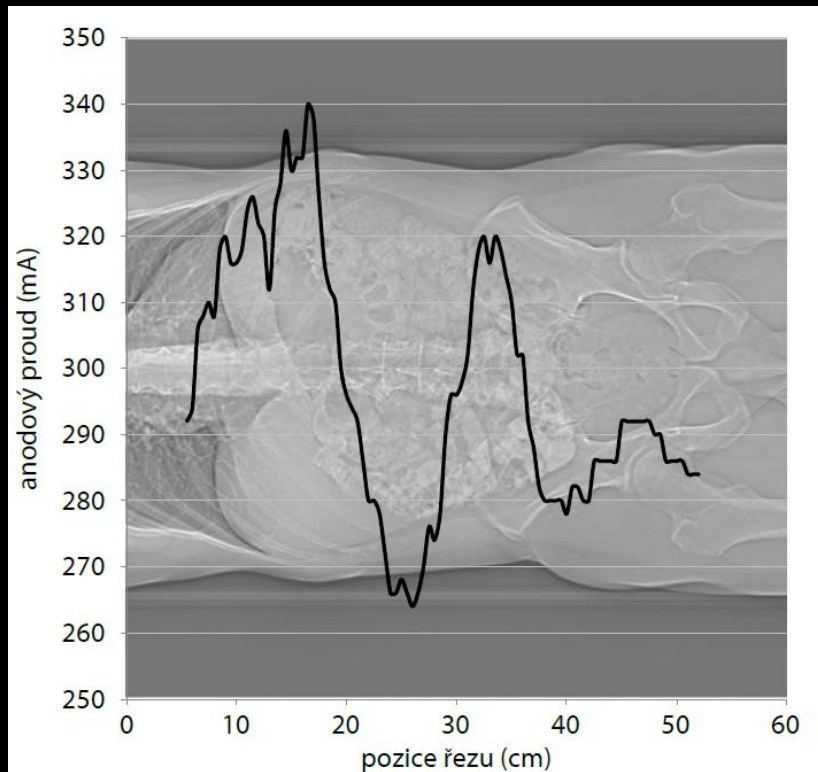
CT detektory (2)

- Standardně GOS
- Gemstone detector (GE) – rozpad signálu za $0,03 \mu\text{s}$ (100x rychlejší než GOS)
- Mezi scintilátory odrazivá septa – redukce cross-talku – lepší prostorové rozlišení



Volba expozičních parametrů (1)

- Dříve manuálně, dnes použitím automatické modulace proudu (podélná, úhlová, tzv. 3D modulace) a automatické volby napětí



Volba expozičních parametrů (2)

- Podle aktuální velikosti pacienta, resp. jeho zeslabení při převedení na ekvivalent vody
- Volba parametrů pouze požadovanou kvalitou obrazu – čím vyšší požadovaná kvalita, tím vyšší mA, tím vyšší dávka

	Index kvality	
Canon (Toshiba)	SD	SD... SD hodnot pixelů referenčního fantomu
GE	Noise Index (NI)	NI... SD hodnot pixelů uprostřed homogenního fantomu
Philips	Dose Right Index (DRI)	„Relative level of dose“
Siemens	Quality ref. mAs	Effective mAs použité pro pacienta o velikosti 75 kg pro získání požadované kvality obrazu

FBP a iterativní rekonstrukce

- FBP při nízkých dávkách vysoký šum
- Iterativní rekonstrukce ASIR – nižší šum
- První MBIR – „plastický vzhled“

CTDIvol 7,9 mGy a FBP



CTDIvol 2,8 mGy a FBP



CTDIvol 2,8 mGy a ASIR (GE)



CTDIvol 2,8 mGy a MBIR (GE)

State-of-the-art

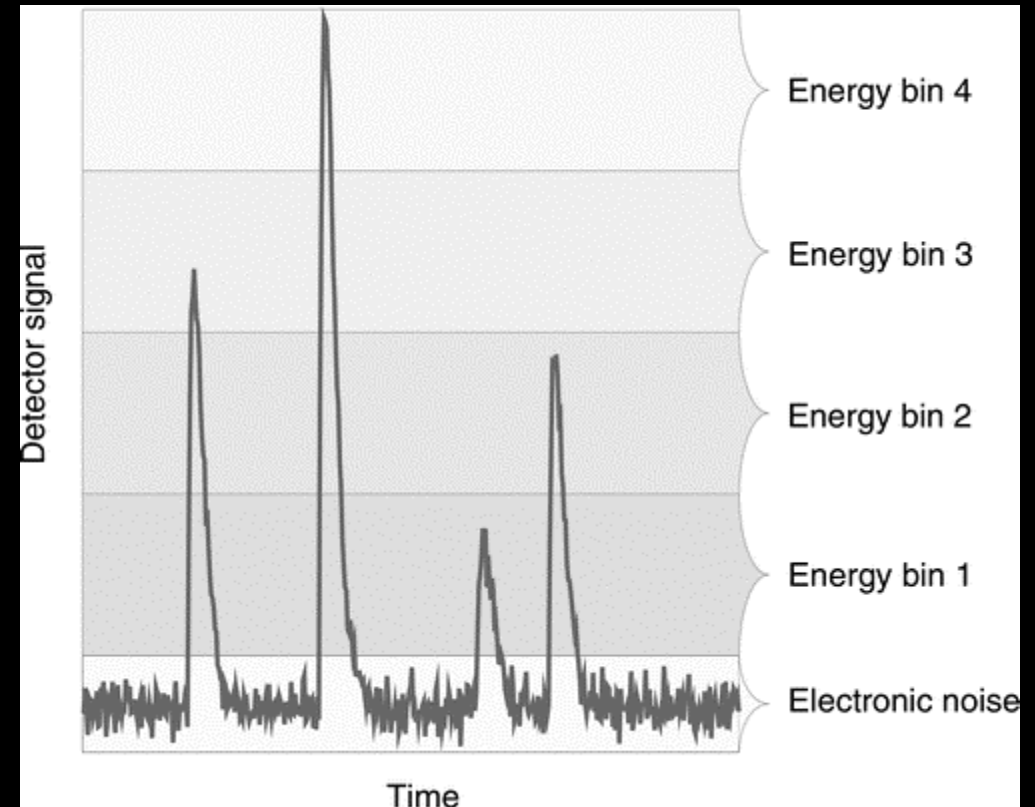
- Photon-counting CT
- AI-based reconstruction
- Sub-mSv CT

Photon-counting CT (1)

- Dosud energy-integrating detektory (scintilační detektory) – integrál energie pro celý detekční element
- Photon-counting detektory (PCD) – polovodičové detektory (CdZnTe), „spočítají“ (rozliší) každý foton
- Každému fotonu dodána příslušná váha jeho vlivu na CT obraz, např. dva fotony, každý o energii 30 keV – podstatně větší vliv na obraz (umožňuje materiálovou dekompozici) než jeden foton o energii 60 keV, dosud se nerozlišovalo

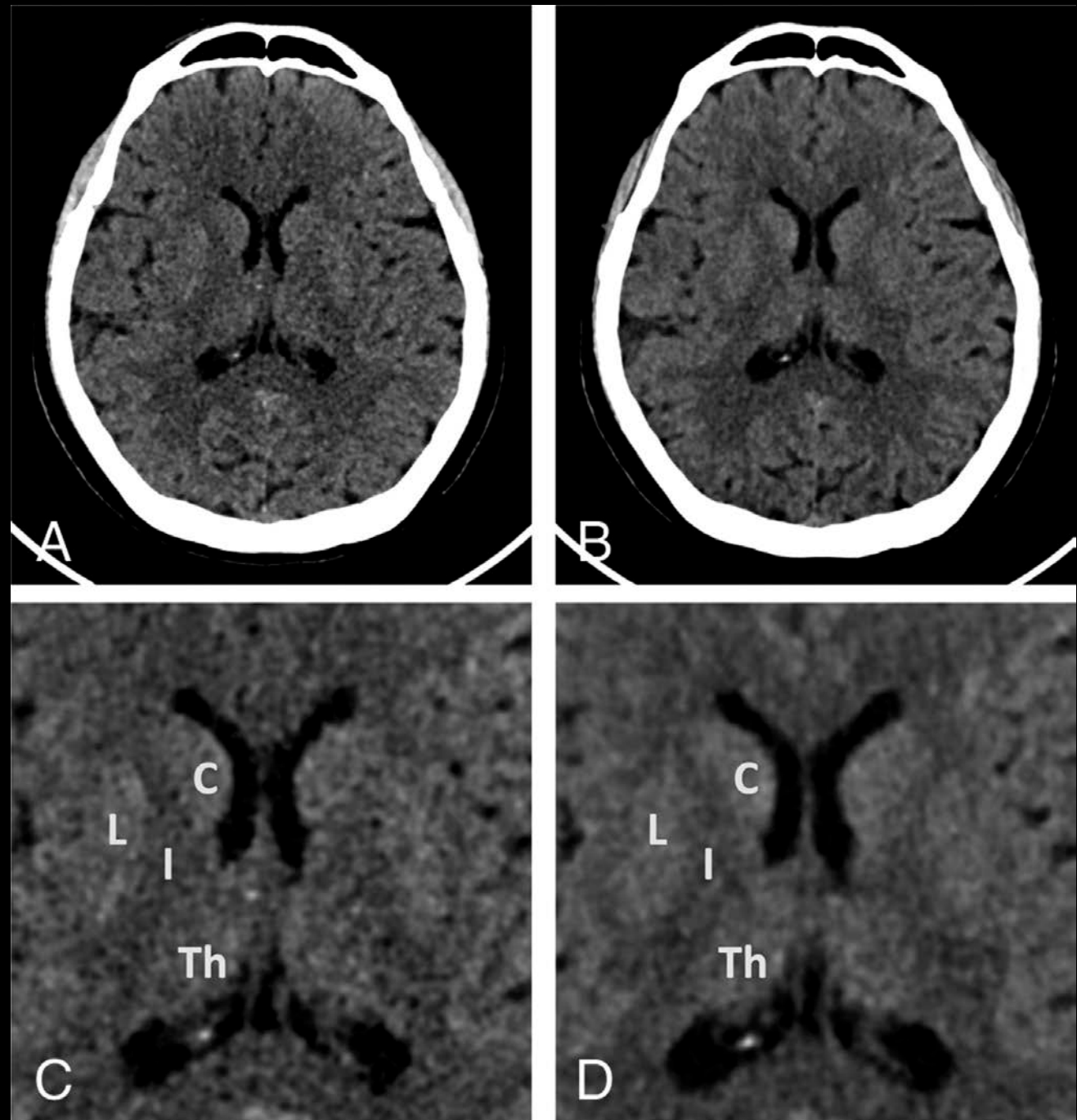
Photon-counting CT (2)

- Nastavení energetického prahu, pod kterým nebudou fotony brány v potaz – redukce elektronického šumu
- Redukce kovových artefaktů
- PCD dříve nemožno použít na CT – velké fluence rtg fotonů – pile-up efekt
- Prototypy CT s PCD – GE, Philips, Siemens, Medipix



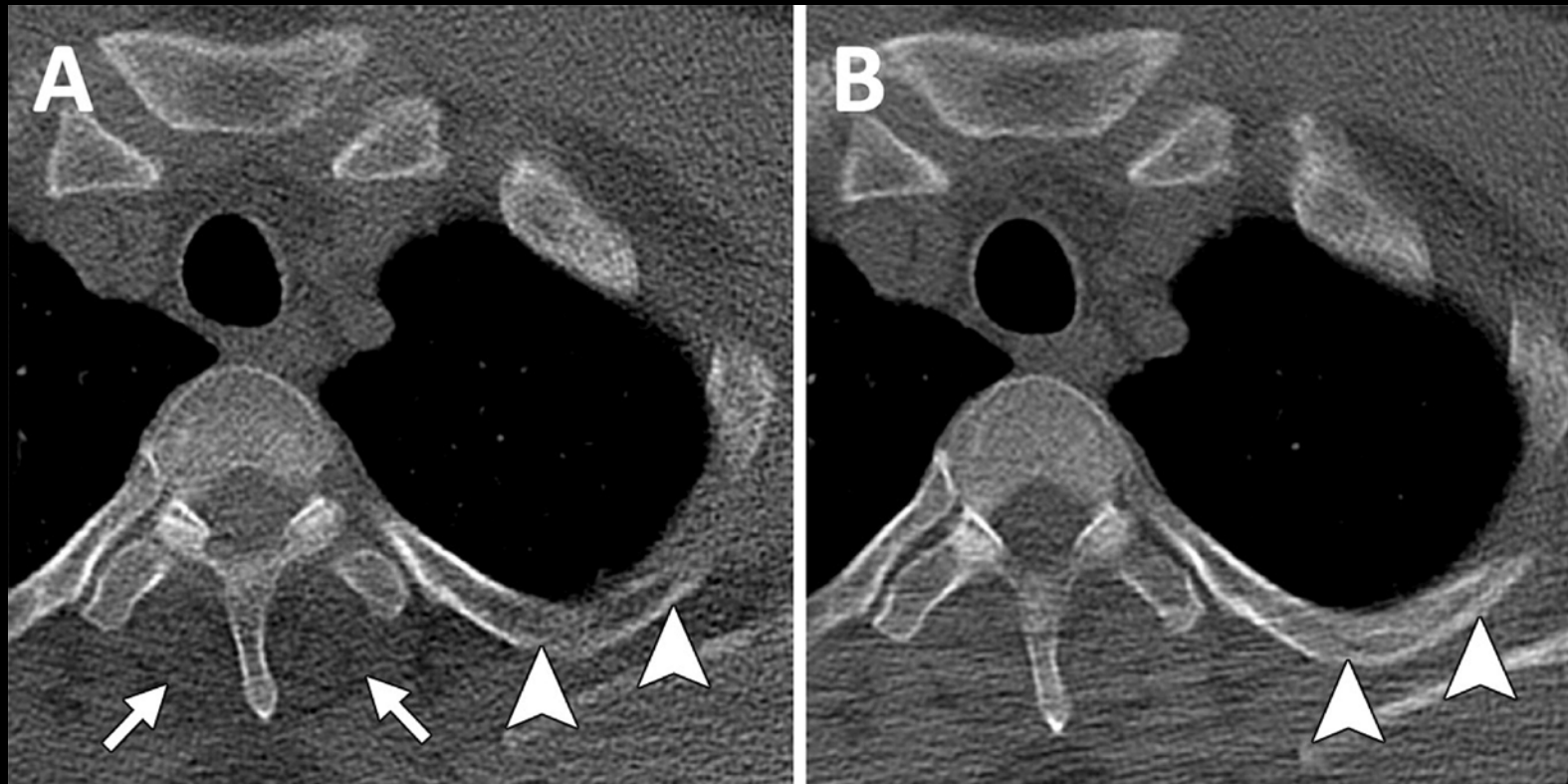
Photon-counting CT (3)

- Lepší diferenciacie šedé a biele kúry mozku díky lepšímu rozlišení kontrastu a nižšímu šumu



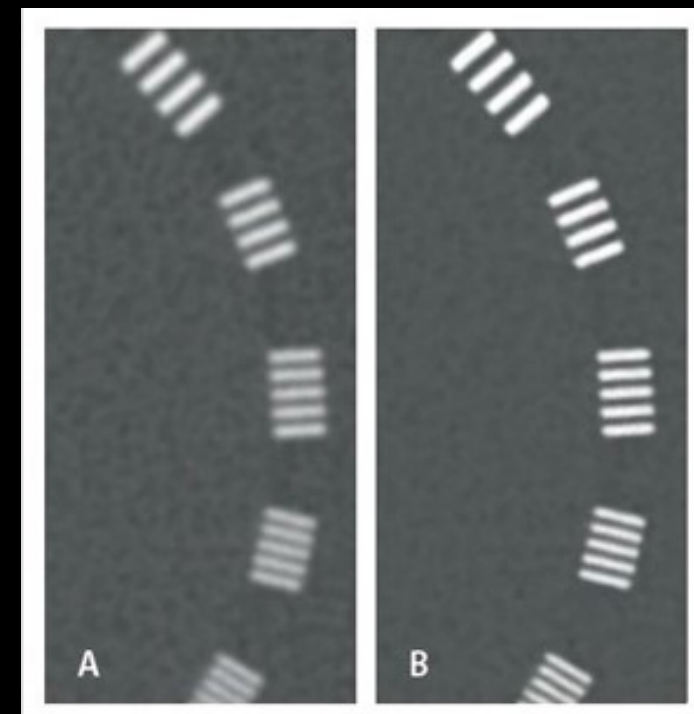
Photon-counting CT (4)

- Nižší elektronický šum



AI-based reconstruction (1)

- Trénink softwaru na deseti tisících až statisících dat, jak má vypadat CT obraz
- Ze zašuměného obrazu vytvoří obraz dostatečné kvality
- Umožňuje snížit dávky pacientům při získání dostatečné kvality obrazu
- Podobně pro podvzorkovaná data – redukce artefaktů
- 2 algoritmy FDA approved – AiCE (Canon), TrueFidelity (GE)

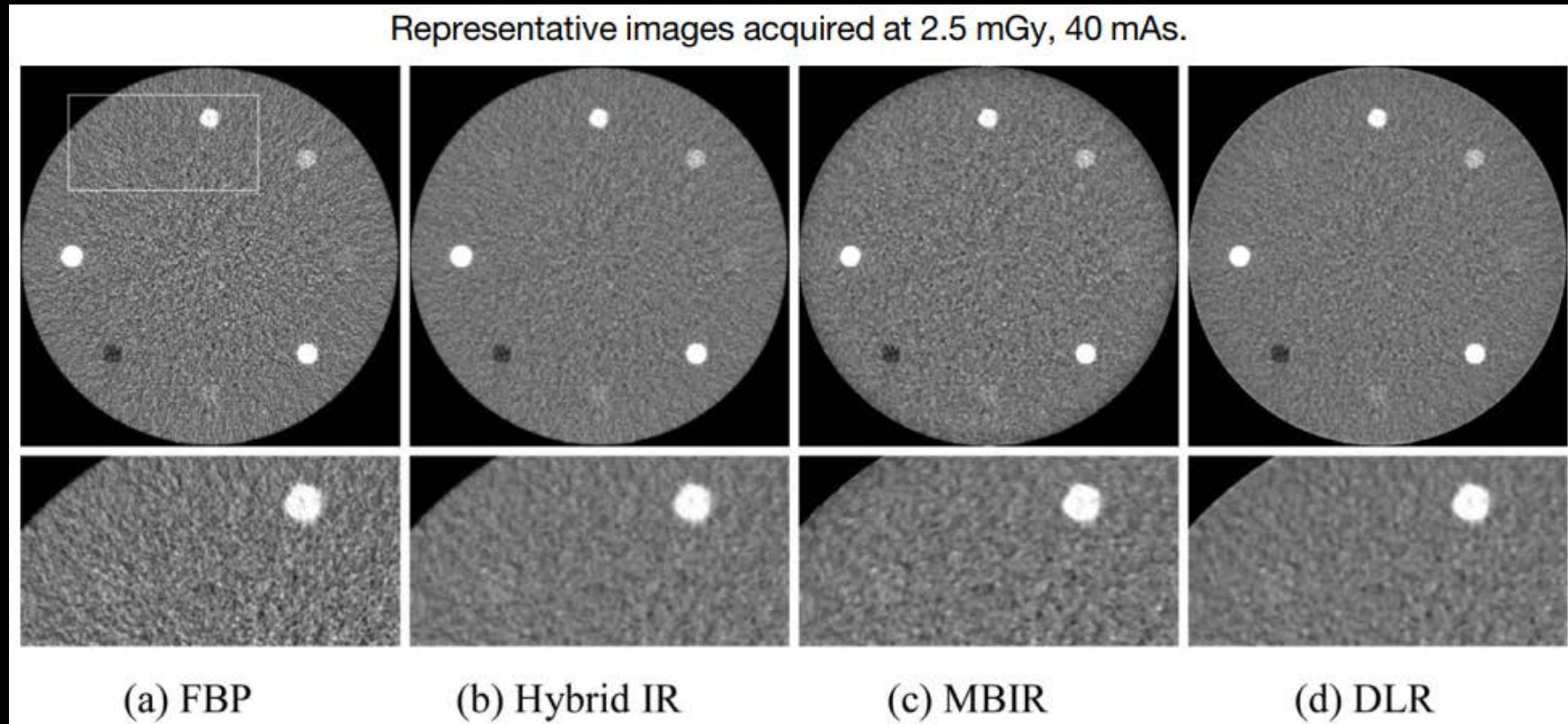


AI-based reconstruction (2)

- Z dosud publikovaných studií
- Textura šumu (frekvenční rozložení – noise power spectrum) může být jiná ale ne vždy
- Nejlepší je snížení magnitudy bez posunu střední frekvence šumu
- Dosažení srovnatelné kvality obrazu s nižší dávkou
- Kvalita CT obrazu s AI rekonstrukcí je superiorní k iterativním CT rekonstrukcím, dokonce i těm nejpokročilejším – hybridním i model-based iterativním rekonstrukcím

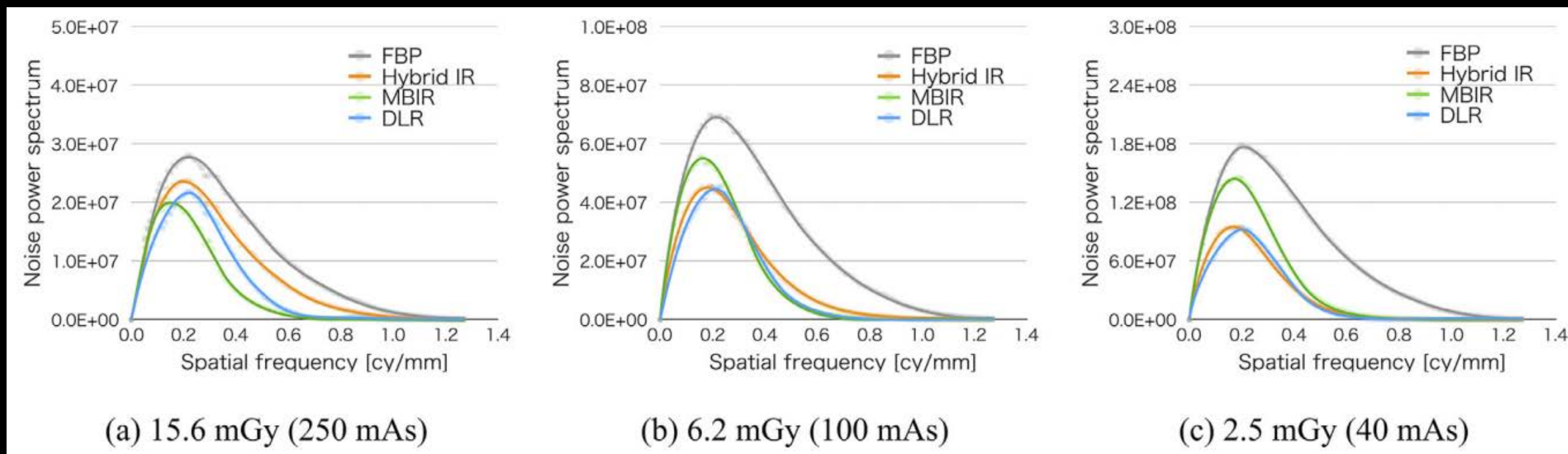
AI-based reconstruction (3)

- Porovnání různých typů rekonstrukcí



AI-based reconstruction (4)

- AI rekonstrukce má nižší šum, hlavně u nízkých dávek
- MBIR – vysoká nízkofrekvenční část šumu bez ohledu na dávku
- U vyšších dávek je MBIR lepší než AI (charakteristiky šumu, prostorové rozlišení)

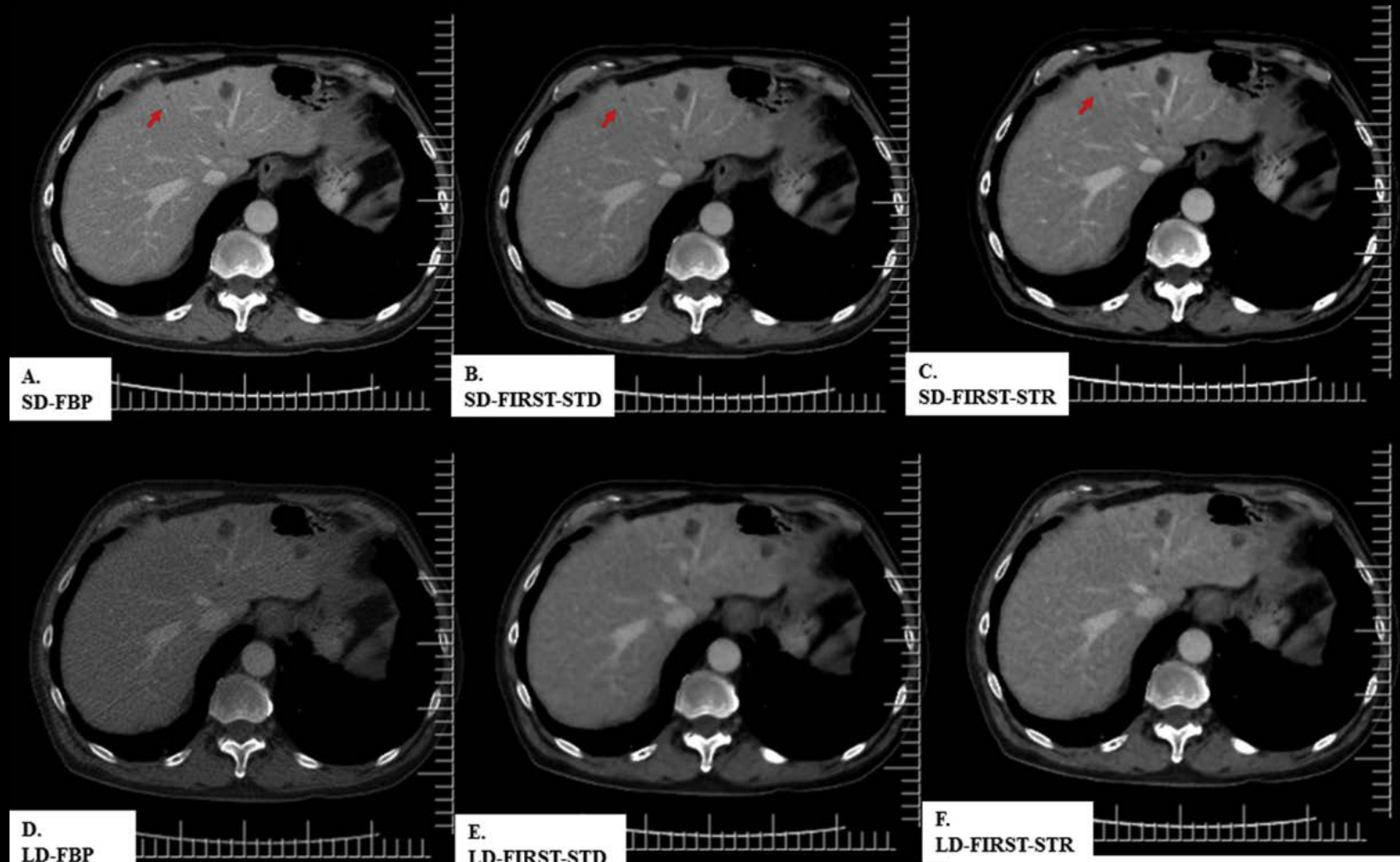


Sub-mSv CT (1)

- Efektivní dávky $< 1 \text{ mSv}$
- K velkému rozvoji přispěly pokročilejší iterativní rekonstrukce
- Protokoly pro určité indikace, nelze obecně pro všechny
- Použití vhodnější u kontrastních CT vyšetření než u nativních nebo u zobrazení kontrastních objektů – kosti, kalcifikace, urolithiáza...
- Použití závisí na radiolozích – co jsou ochotni akceptovat – mají za popis CT vyšetření odpovědnost

Sub-mSv CT (2)

- $CTDI_{VOL}$ 11 mGy (nahore) vs. 2,8 mGy (dole) pro pacienta s BMI 23 kg/m²
- FIRST – model-based iterative reconstruction (MBIR)
- STD – standard level
- STR – strong level



Závěr

- V předešlých letech došlo k obrovským pokrokům u CT zobrazení – zlepšení kvality obrazu, zrychlení vyšetření (použití pro více indikací), snížení dávek
- CT se stále řadí k vysokodávkovým modalitám, i když některá CT vyšetření lze provést se sub-mSv dávkami
- CT výkony představují **7 % z celkového počtu** radiodiagnostických výkonů
- Ale představují **50 % z celkové kolektivní dávky** plynoucí z lékařského ozáření!

Použitá literatura

- <https://axisimagingnews.com/radiology-products/imaging-equipment/ct/mdct-a-disruptive-technology-evolves>
<https://www.ctisus.com/responsive/learning/features/mdct-64/mdct-64-siemens-sensation-64-scanner-and>
- <https://www.medmuseum.siemens-healthineers.com/en/stories-from-the-museum/x-ray-technology>
- https://www.kau.edu.sa/files/0008512/files/19500_2nd_presentation_final.pdf
<https://radiologykey.com/computed-tomography-3>
- <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiol.20181811156>
- https://www.researchgate.net/publication/317157073_The_effect_of_heart_rate_on_CAC_Scoring/figures?lo=1
<https://link.springer.com/article/10.1007/s40134-012-0006-4>
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211568414000023>
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6542627/>
<https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2018172656>
<http://www.ajnr.org/content/early/2017/10/05/ajnr.A5402>
<https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2018172656>
<https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1939865420302964?token=08EF56F99EFFBCEC277286274AF5AAD26A664ABC4CAB564FAE9C13A956B111ADA6165B9F81BF2CA54D8EFE6429A6EF7F>
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1076633219304349?via%3Dihub>
<https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.344135128>
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31304196/>
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2352047719300243?via%3Dihub>

Děkuji za pozornost