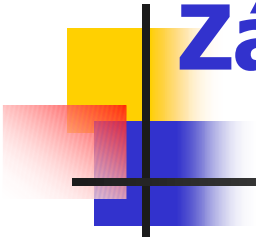


Základy výpočetní tomografie

Doc.RNDr. Roman Kubínek, CSc.

Předmět: lékařská přístrojová technika



Základní principy výpočetní tomografie

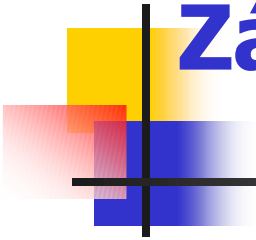
Výpočetní tomografie - CT (Computed Tomography)

CT je obecné označení pro metody počítačové tomografie objevující se rovněž pod zkratkami:

- **CTAT** (Computerised Transverse Axial Tomography)
- **CAT** (Computer Aided Tomography)
- **RT** (Reconstructive Tomography)

Základní principy výpočetní tomografie





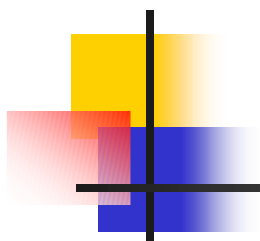
Základní principy výpočetní tomografie

Základní princip CT

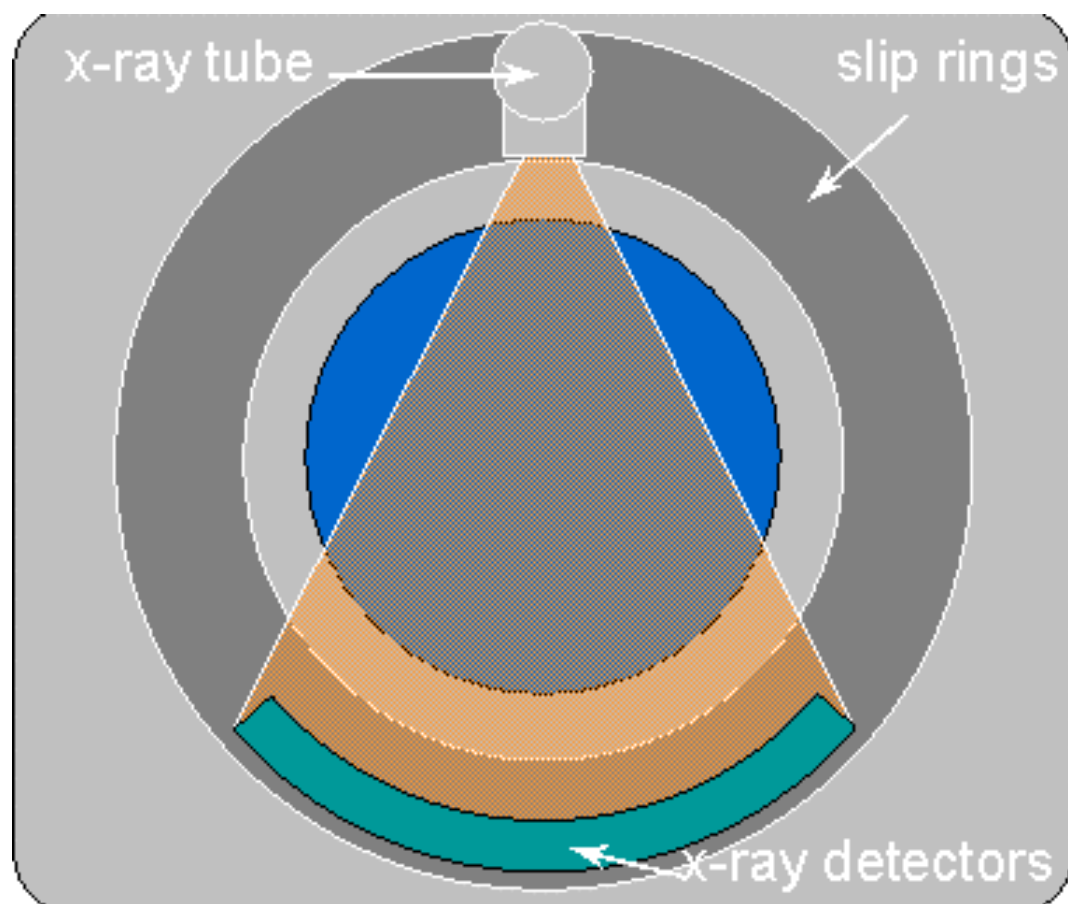
- **co je uvnitř portálu (gantry)?**
- **pořizování dat**
- **rekonstrukce obrazu**

Různé konstrukce CT

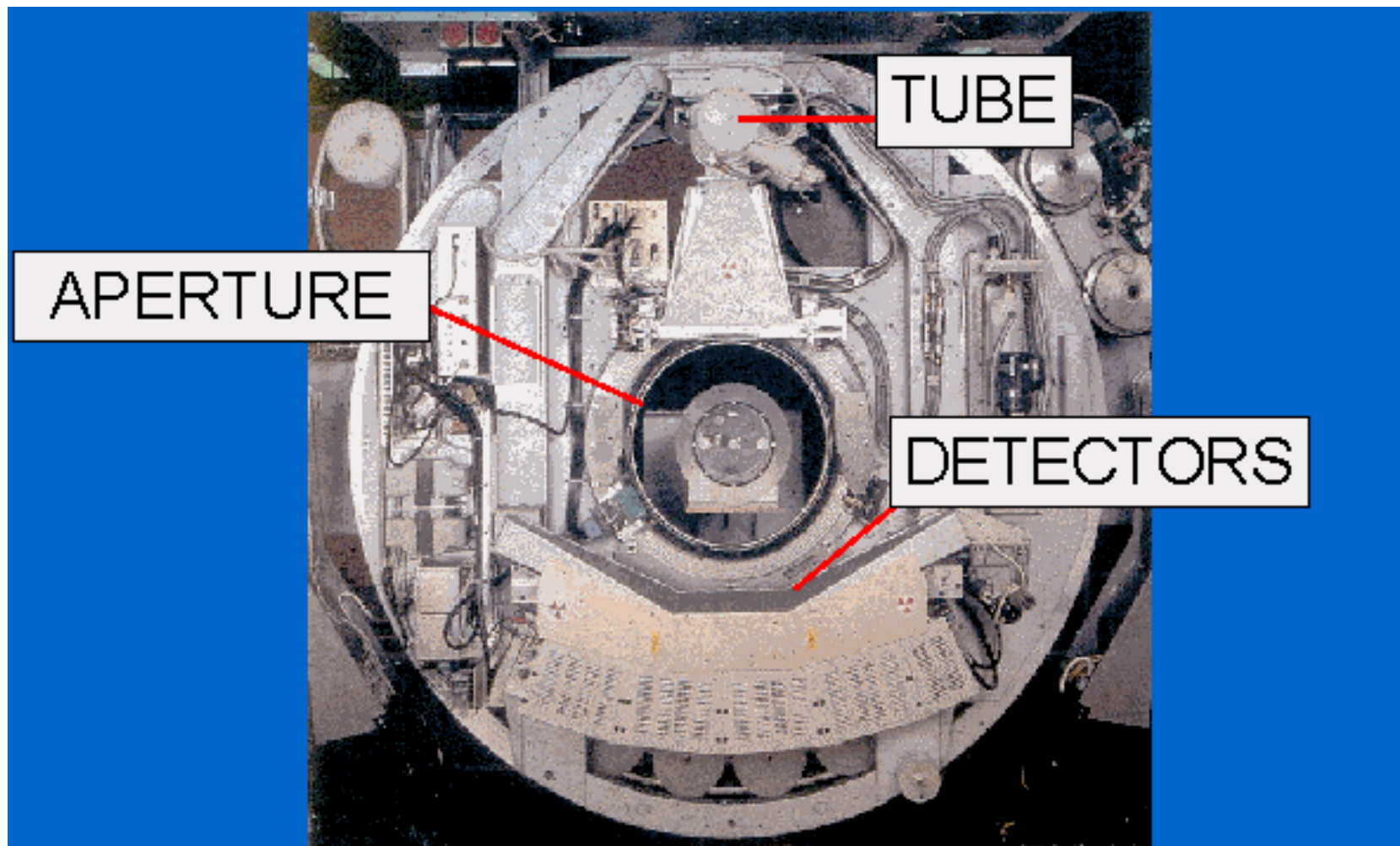
- **generace CT**
- **typy detektorů**
- **počty projekcí a detektorů**
- **kruhové skenování**



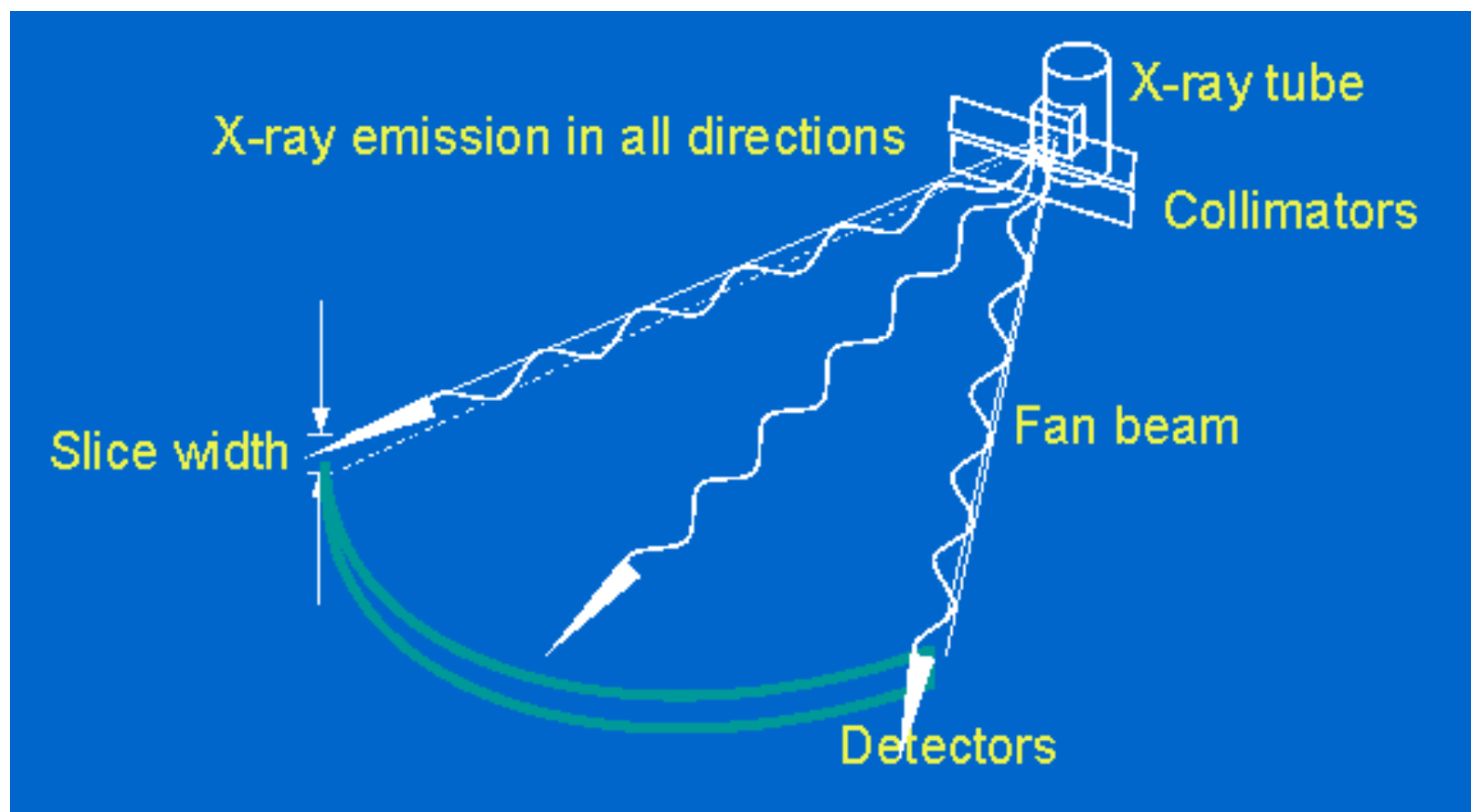
Konstrukce CT skeneru



Pohled dovnitř portálu

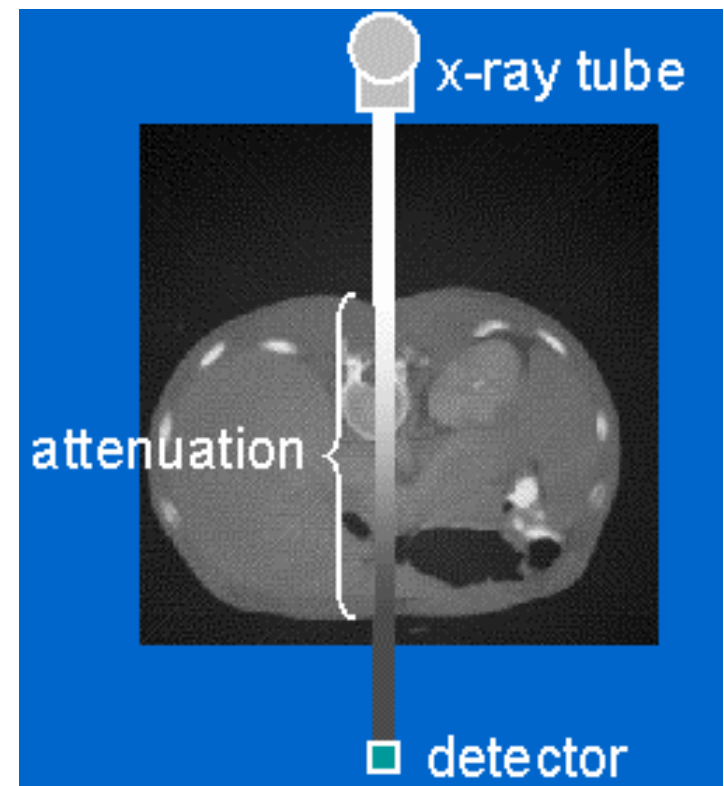


Sběr dat



Co měříme ?

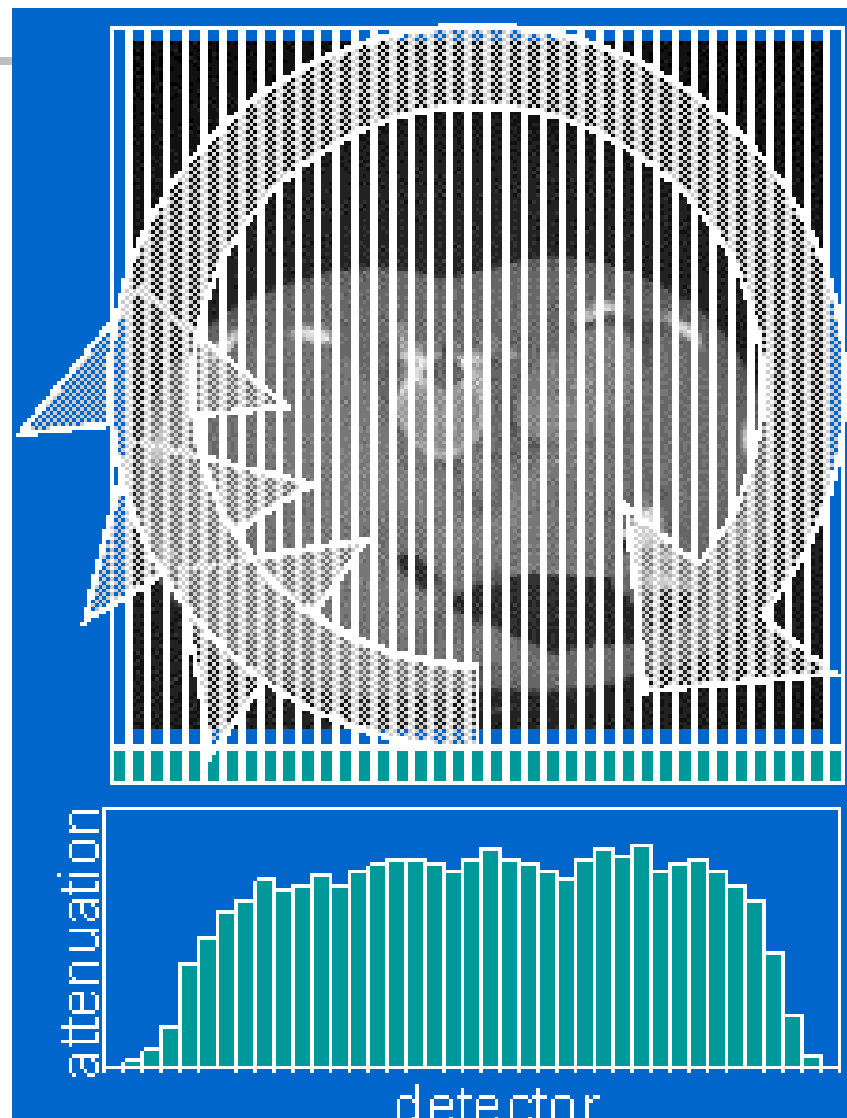
- **průměrný lineární koeficient zeslabení μ mezi rentgenkou a detektorem**
- **koeficient zeslabení odráží absorpci rentgenového záření v orgánech skenovaného objektu**



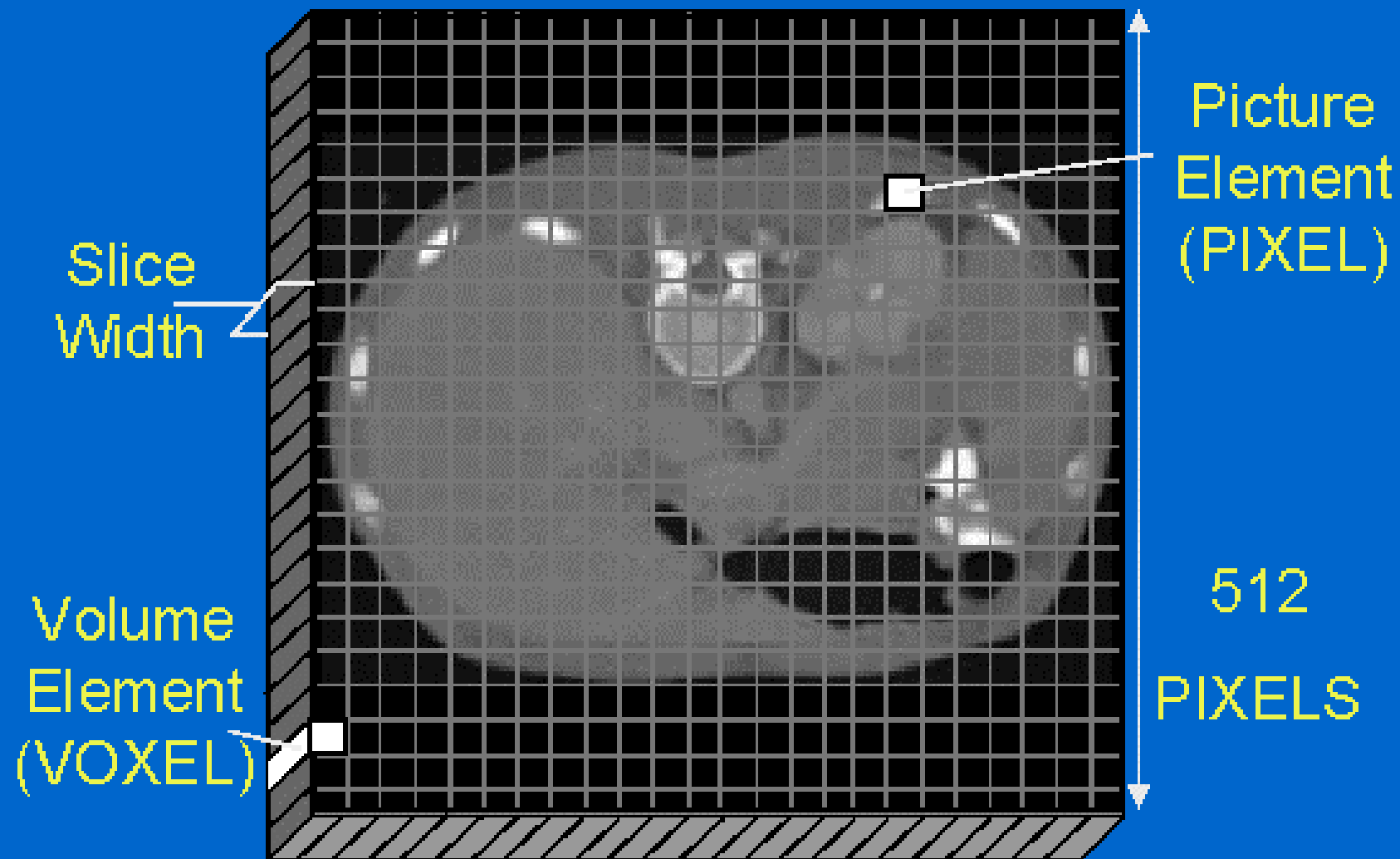
Projekce

2D projekce

Měření absorpce rtg záření
(vliv lineárního koeficientu
zeslabení μ) v řadě
detektorů kolmo k podélné
ose těla a při natočení
systému rentgenka-detektor
kolem osy těla



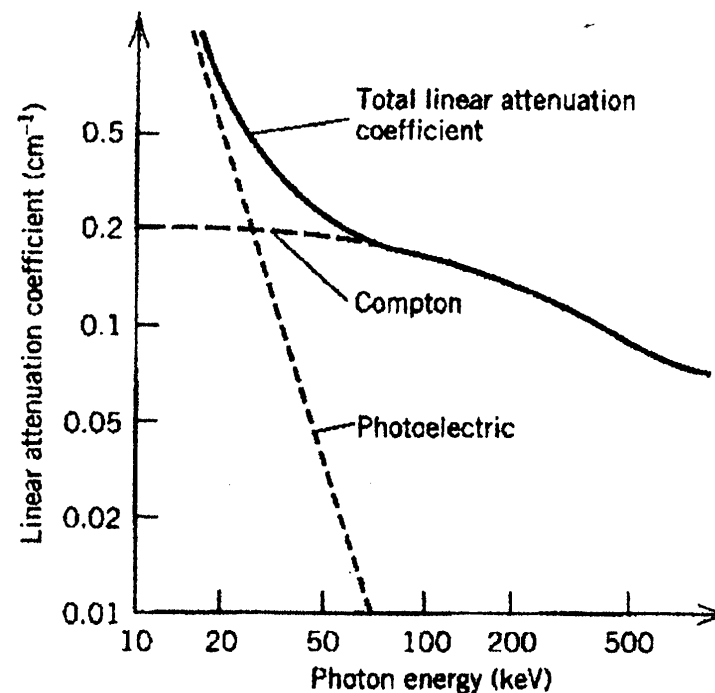
Projekční data – základ pro rekonstrukci CT obrazu

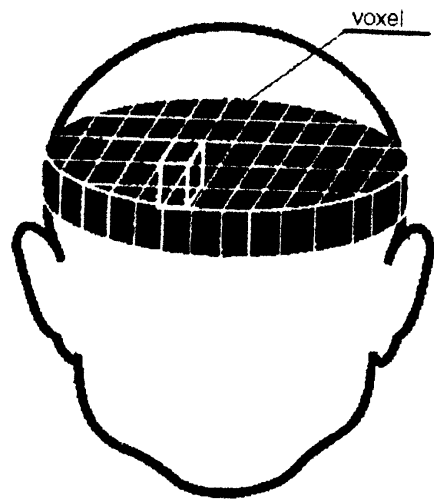


Základní fyzikální principy CT

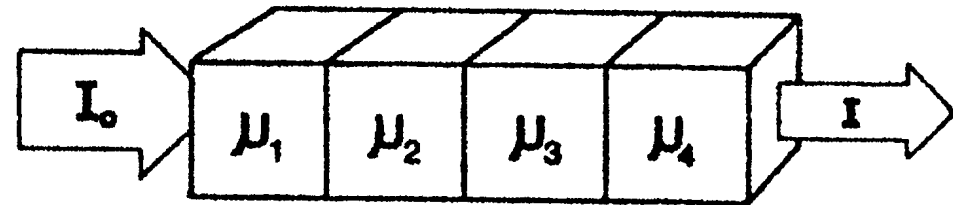
Absorpce rtg. záření ve tkáni - komplikovaný proces interakce záření a tkáně. V energetické oblasti, ve které pracuje většina CT systémů (cca 100 keV) jsou dominantní především **fotoelektrický jev** a **Comptonův rozptyl**. Schopnost tkáně absorbovat záření je zahrnuta v **lineárním koeficientu zeslabení** $\mu(\rho, Z, E)$, který je komplexní funkcí hustoty absorbátoru ρ a protonového čísla Z .

Závislost lineárního koeficientu zeslabení (pro vodu) na energii záření při započtení příspěvku obou interakcí



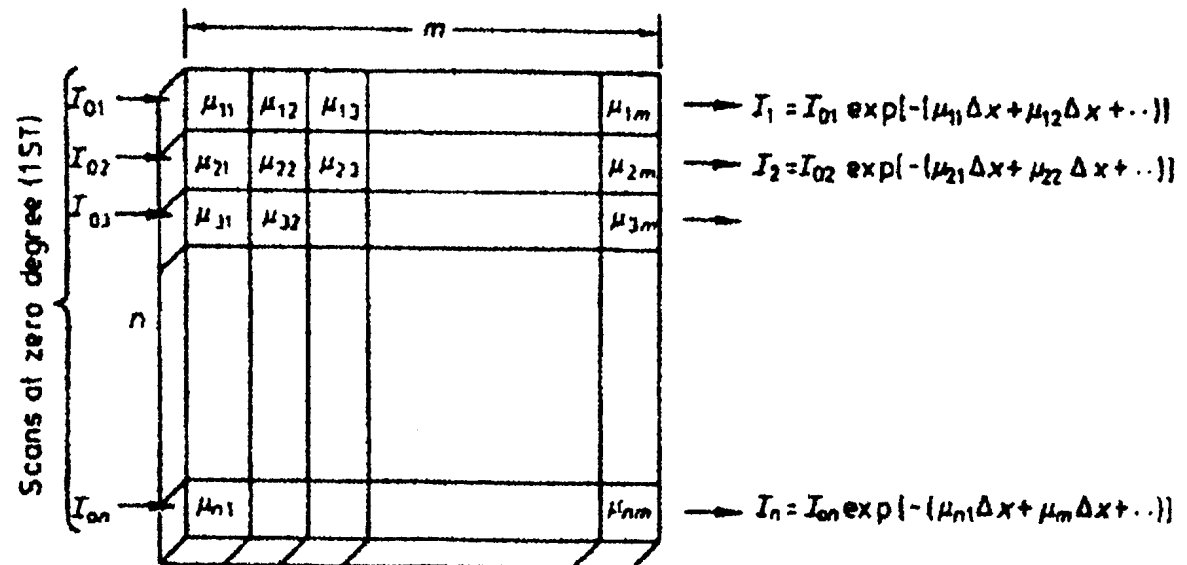
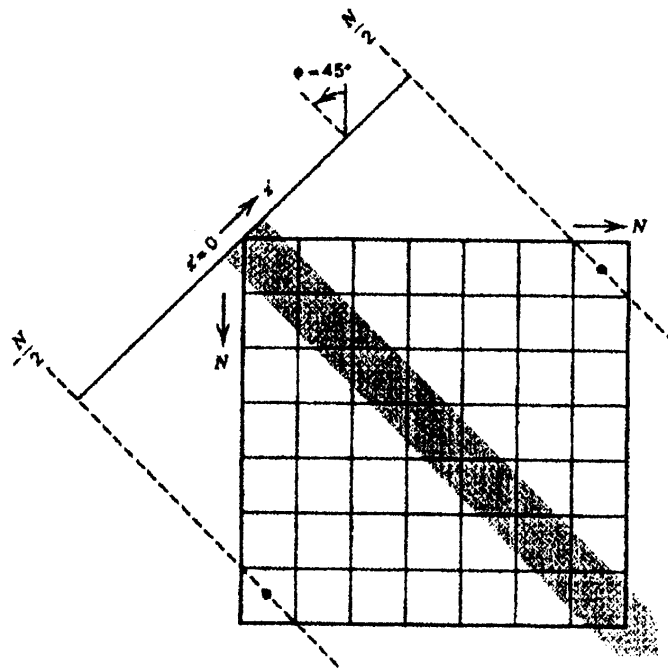


Projekční data – základ pro rekonstrukci CT obrazu

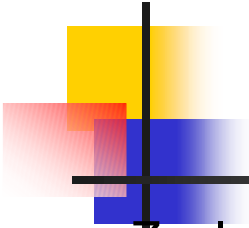


$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)x}$$

(a)



(b)



Absorpce rtg záření

Zeslabení intenzity rtg záření (monoenergetického) I_0 po průchodu **homogenního absorbér**u o tloušťce x dáno vztahem

$$I = I_0 \exp[-\mu(\rho, Z, E)x]$$

Pro případ **nehomogenního absorbér**u je $\mu(\rho, Z)$ jednoduchou prostorovou funkcí závisející na rozdělení materiálu

$$I(x) = I_0(x) \exp\left[-\int \mu(x, y) dy\right]$$

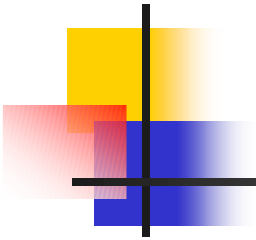
Logaritmováním předešlého vztahu a úpravou můžeme získat hodnoty projekcí $p(x)$.

$$p(x) = -\left[\frac{I(x)}{I_0(x)}\right] \quad p(x) = \int \mu(x, y) dy$$

Tuto spojitou funkci můžeme upravit pro případ diskrétních (digitálních) hodnot

$$p(x) = \sum_{i=1}^N \mu_i(x, y), n = 1, 2, \dots, N$$

kde p je úměrné integraci nebo sumaci celkového koeficientu zeslabení podél dráhy rtg záření (dráhový integrál).



Stupnice zeslabení

Hodnoty μ závisí rovněž na energii záření
Prakticky se využívá řada hodnot zeslabení vztažených
k referenčnímu materiálu vodě při monochromatické energii 73 keV.

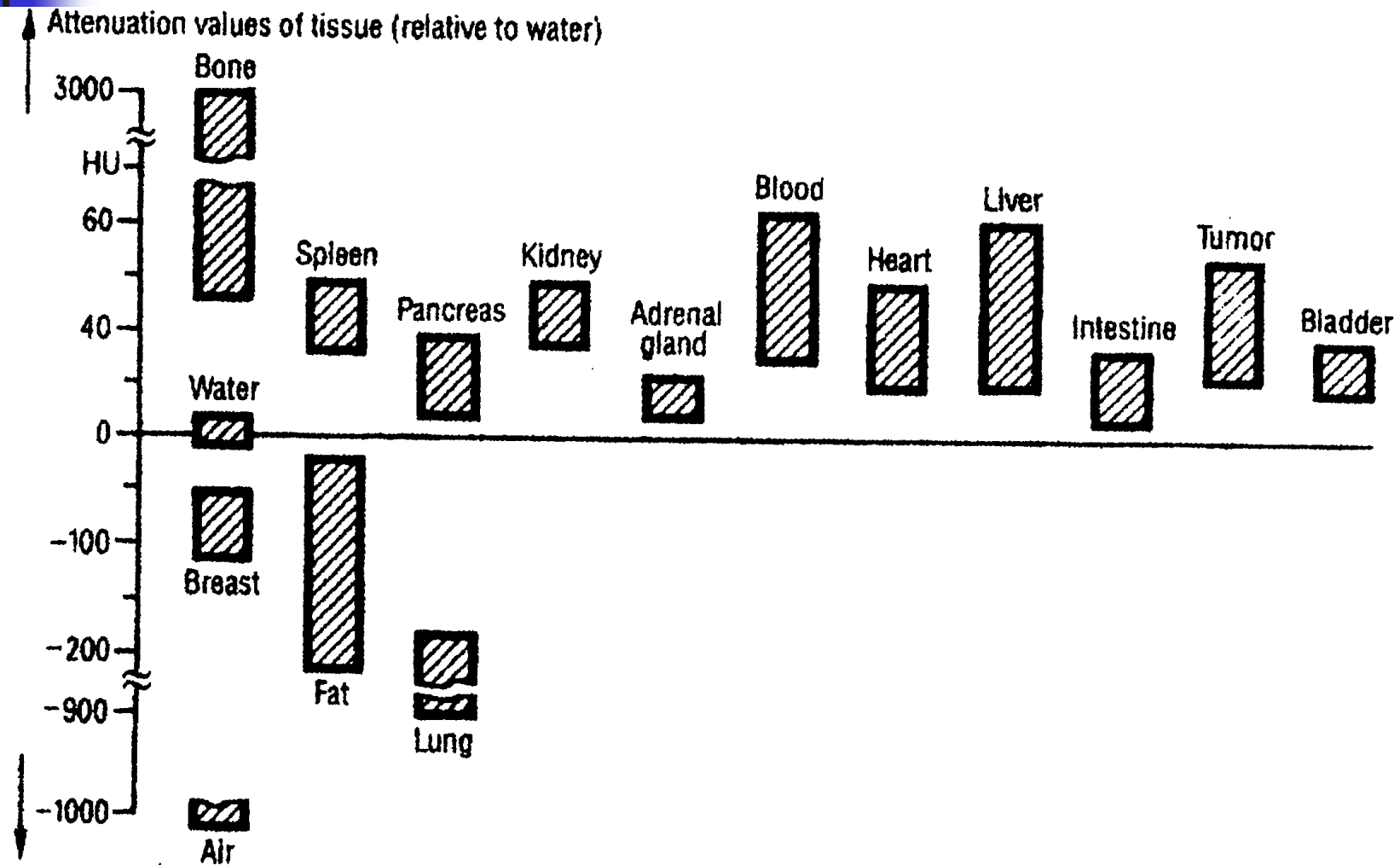
Hodnoty tzv. CT čísel nebo Hounsfieldových jednotek
jsou dány vztahem:

$$\mu_{rel} = CT_{number} = HU = K \frac{\mu_{objekt} - \mu_{voda \text{ při } 73 \text{ keV}}}{\mu_{voda \text{ při } 73 \text{ keV}}}$$

kde $\mu_{voda \text{ při } 73 \text{ keV}} = 0,19 \text{ cm}^{-1}$ a K je konstanta.

Z tohoto vztahu vyplývá, že CT (HU) číslo pro vodu = 0.
Zpravidla $K = 1000$. Potom pro vzduch dostáváme $HU = -1000$ a
pro kostní tkáň $HU = 3000$.

Stupnice zeslabení různých tkání těla



Rekonstrukce obrazu-přímá projekce

Skládání „hodnot profilů“ přes celý objekt a vytvoření matice obrazových bodů. Každá hodnota profilu dává příspěvek úměrný všem bodům podél projekční dráhy rtg svazku.

Pro vyhodnocení obrazu celé obrazové matice $N \times N$ je každý svazek zpětně promítnut v obrazové matici

Pro svazek $p_\phi(x')$ pro úhel $\Phi=45^\circ$

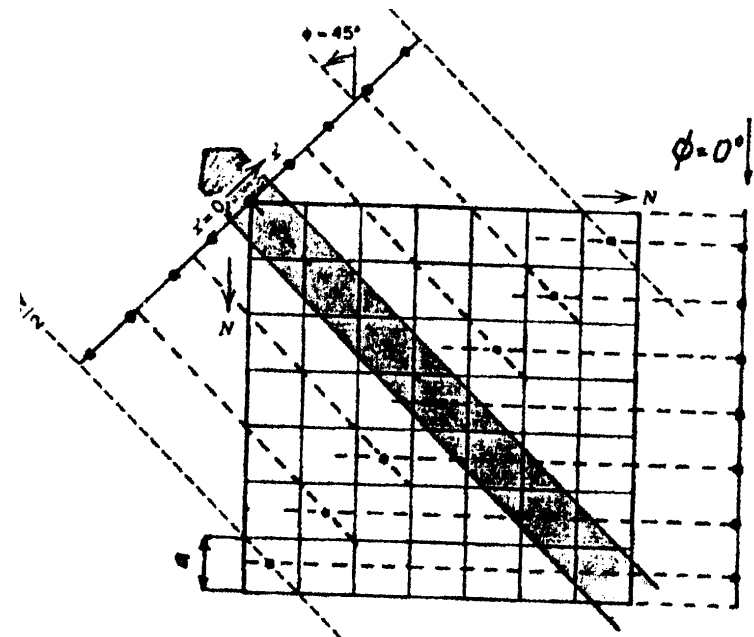
Projekční data $p_\phi(x')$ mohou být obecně zapsaná jako

$$p_\phi(x') = \int f(x, y) dy'$$

$$x' = x \cos \phi + y \sin \phi$$

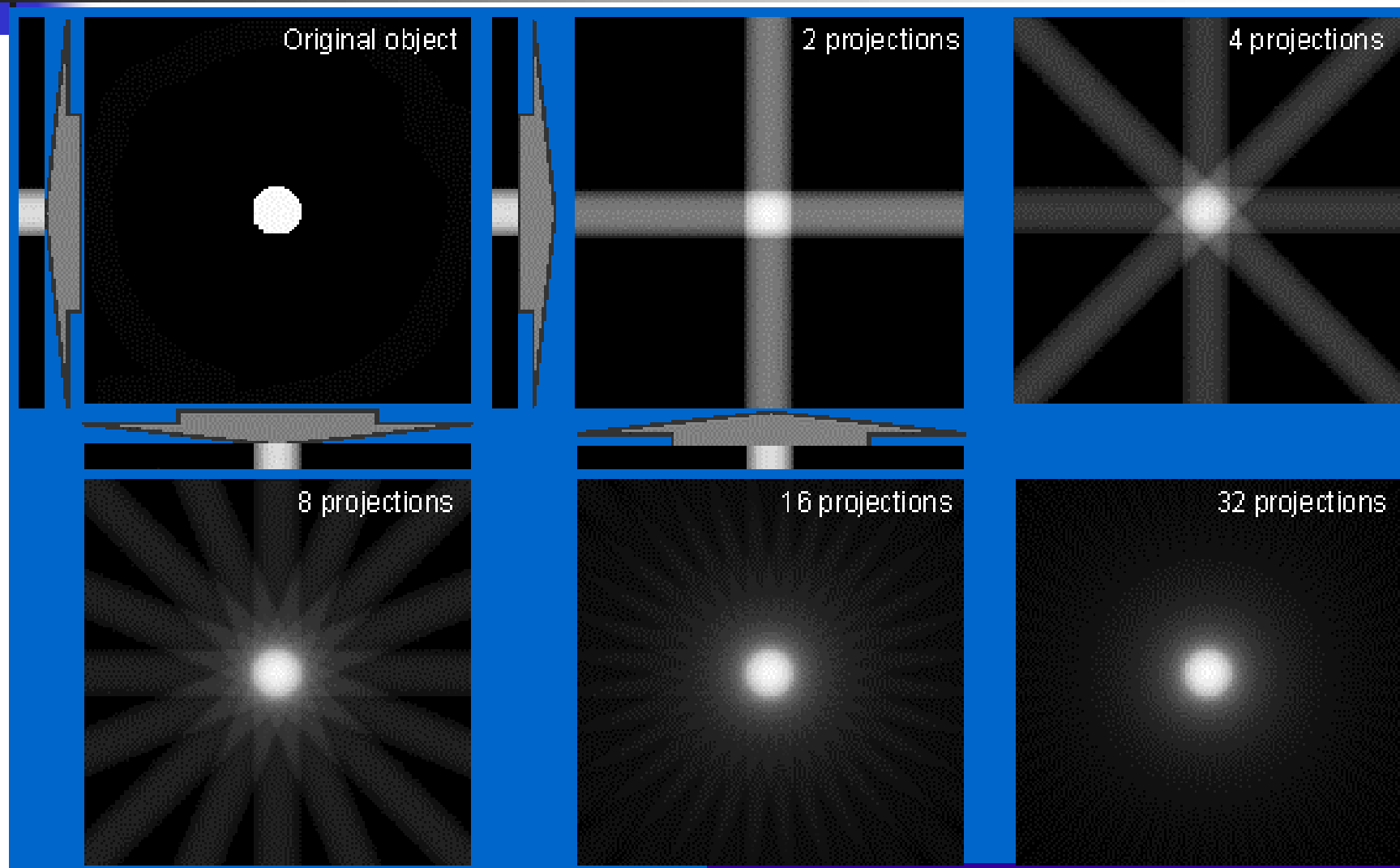
$$y' = -x \sin \phi + y \cos \phi$$

kde $f(x, y)$ je obrazovou funkcí a y' vyplývá z polárních souřadnic



z. 1.9. Back-projection onto the image

Zpětná projekce

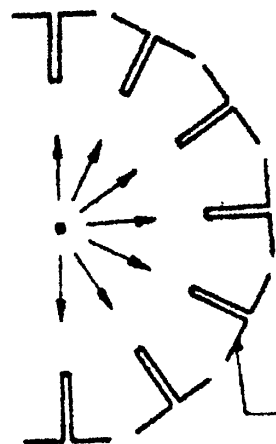


Zpětná projekce

object profile of a delta function

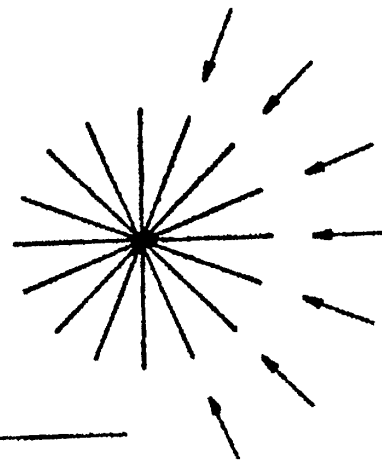


reconstruction profile of a delta function

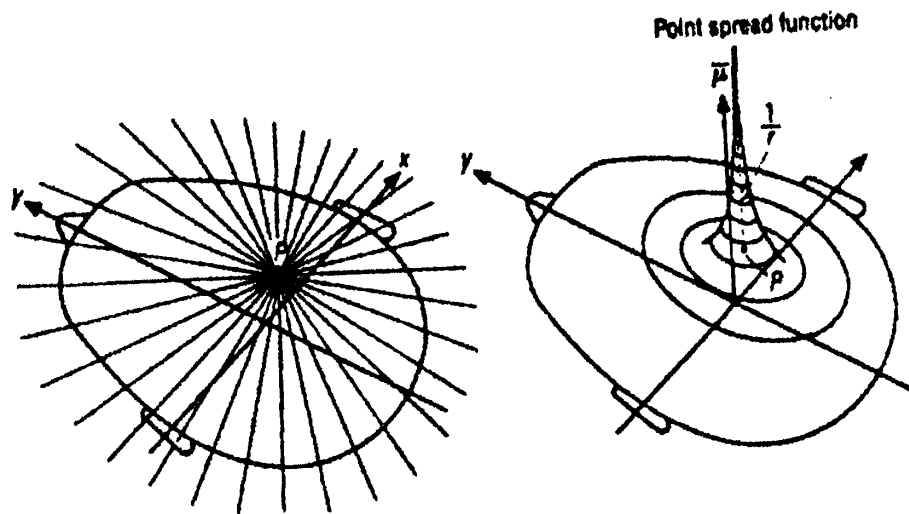


projection

profiles

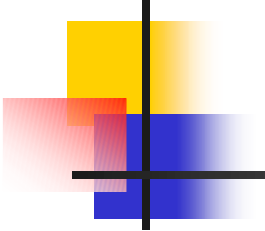


direct backprojection



Point spread function

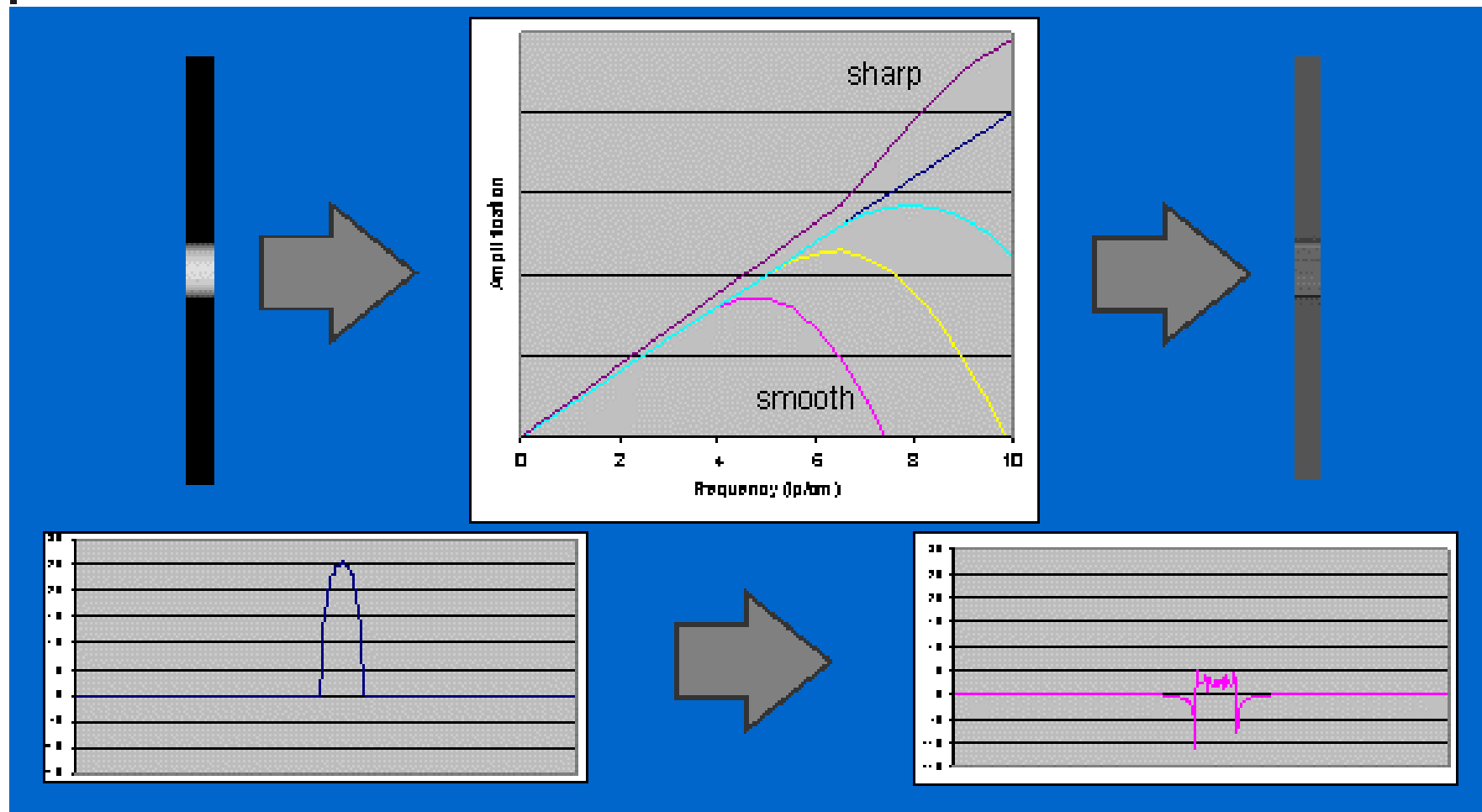
Rozmazání původního bodu způsobí v obraze ztrátu ostrosti



Filtrovaná zpětná projekce

- zpětná projekce poskytuje osově příčný rozmazaný obraz
- projekční data musí být filtrována před rekonstrukcí
- pro různé diagnostické účely mohou být použity různé druhy filtrů (jemnější pro měkké tkáně, kontrastnější obraz s vysokým rozlišením)

Filtrovaná zpětná projekce





Matematický vztah mezi konvolucí a zpětnou projekcí

konvoluce ideální radiologické obrazové funkce $f(x,y)$ a hvězdicové funkce (rozmazání bodu) h . (h závisí na směrech projekce, počtu projekcí, rozlišení přístroje apod). $f(x,y) \otimes h(x,y) = f_b(x,y)$

kde $f_b(x,y)$ je **rozmazaná (nekorektní) obrazová funkce**.

Konvoluční funkce v reálném prostoru je ekvivalentní násobení ve Fourierově prostoru. Proto transformací funkce do Fourierova prostoru, tedy jejím vyjádřením jako funkce jejich prostorových frekvencí (výhodnější než prostorových souřadnic),

$$F(u,v) \times H(u,v) = F_b(u,v)$$

kde $F(u,v)$ a $F_b(u,v)$ (spektra) jsou Fourierově transformované funkce korespondující s $f(x,y)$, $f_b(x,y)$ a $H(u,v)$ (frekvenční funkce zpětné projekce) je Fourierově transformovaná funkce korespondující s $h(x,y)$ impulsní odezva zpětné projekce – „hvězdicová“ funkce)

Řešení poslední rovnice přináší

$$F(u,v) = \frac{1}{H(u,v)} \times F_b(u,v)$$

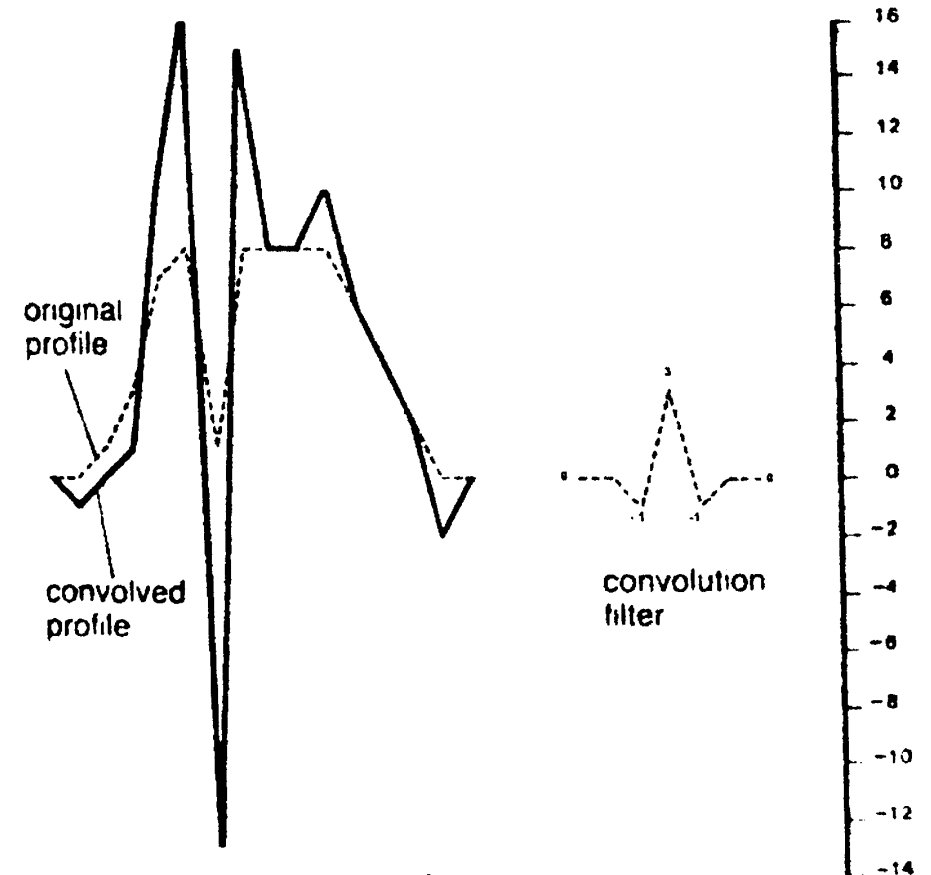
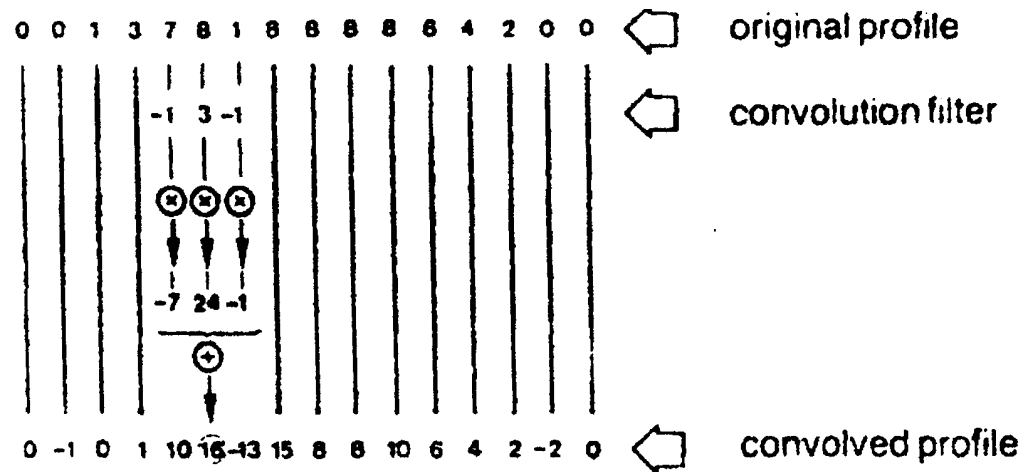
Transformací zpět do reálného prostoru dostáváme

$$f(x,y) = FT^{-1} \left\{ \frac{1}{H(u,v)} \right\} \otimes f_b(x,y)$$

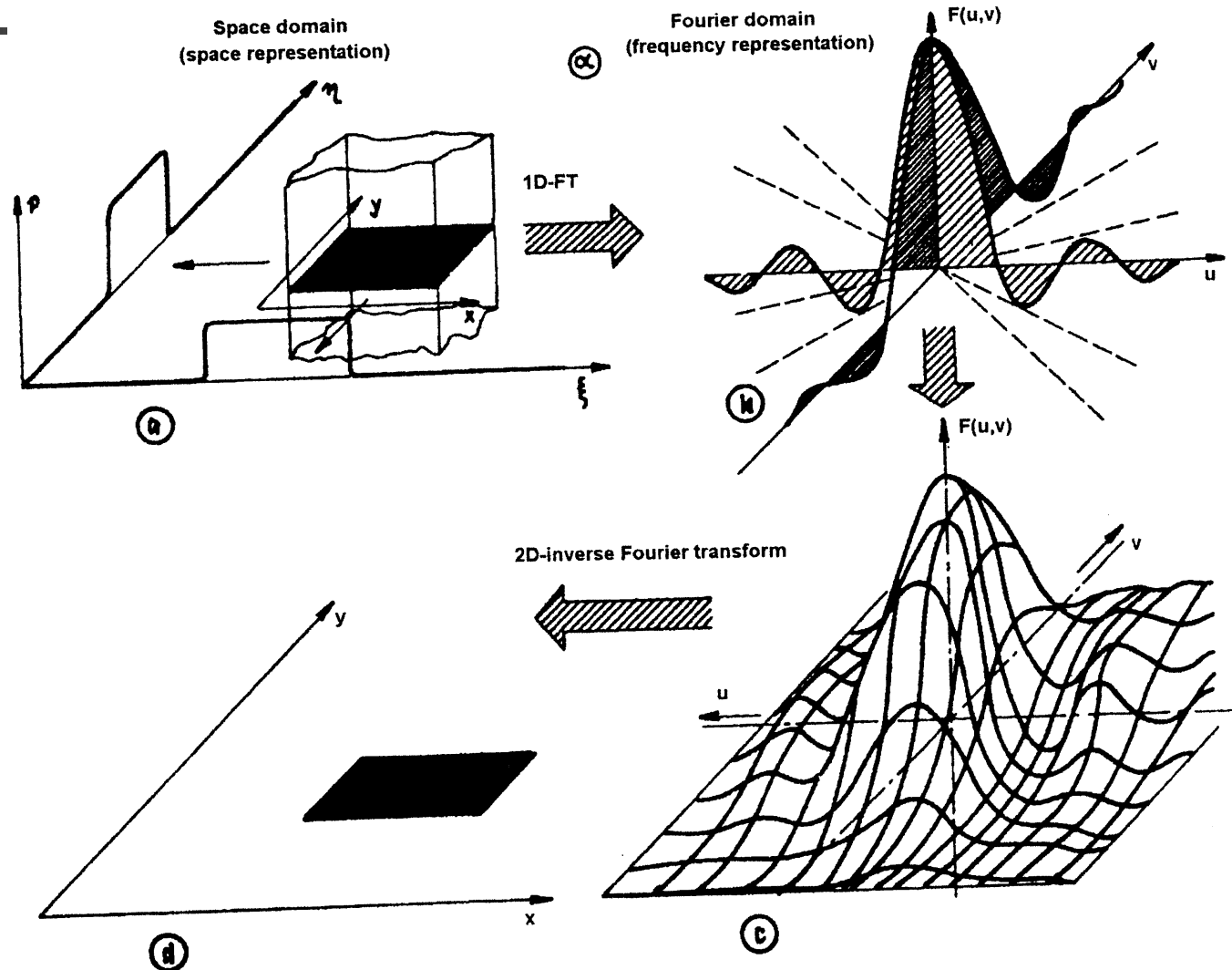
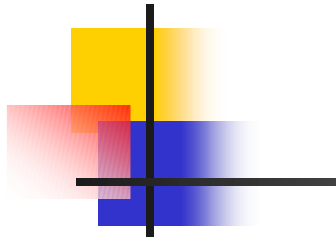
To znamená, že ke korekci rozmazané obrazové funkce $f_b(x,y)$, musí být tato konvoluována s inverzní Fourierovou transformací inverzní frekvenční funkce zpětné projekce, která se nazývá **konvoluční jádro**.

Filtrovaná zpětná projekce v prostoru

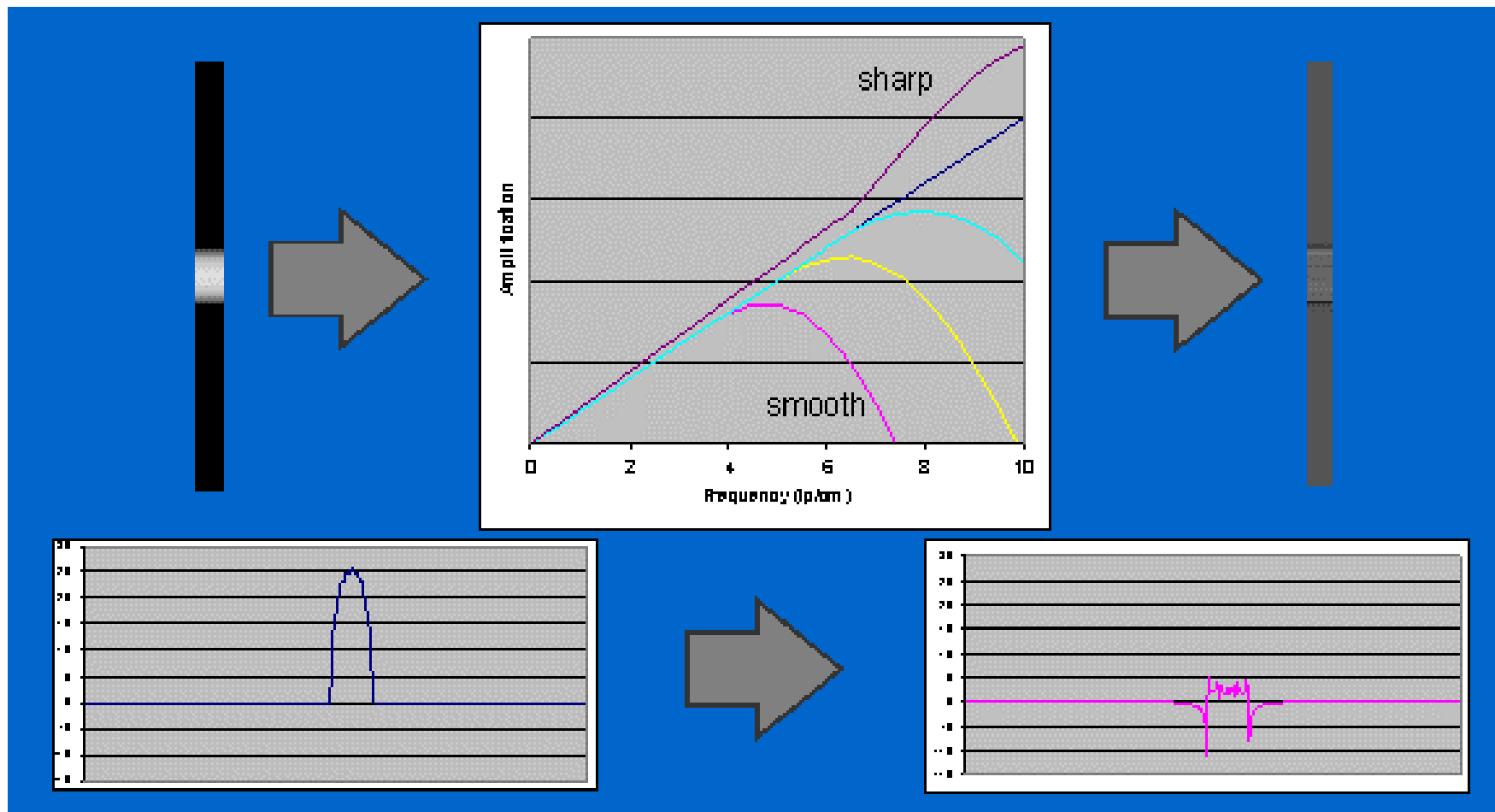
Konvoluční metoda



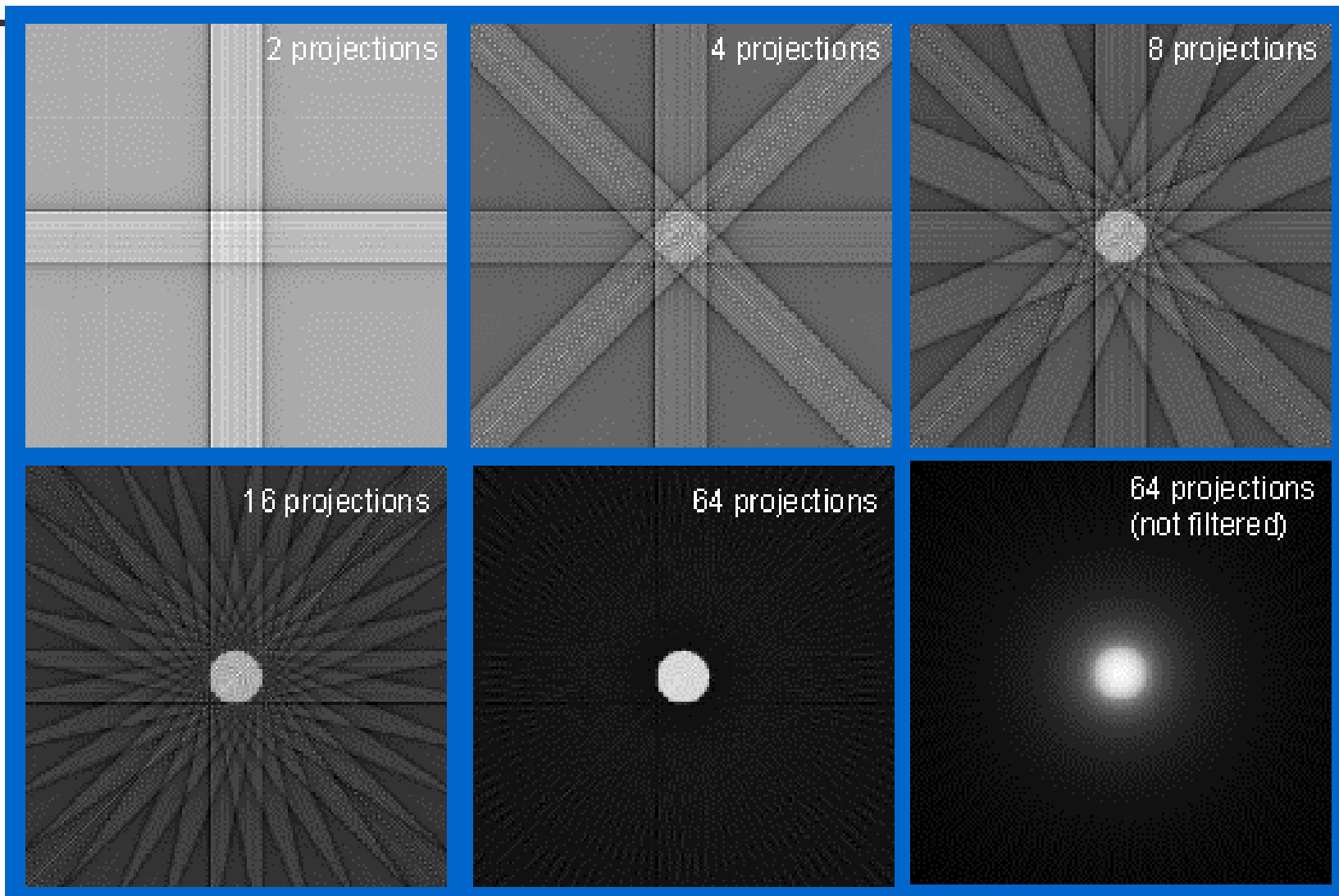
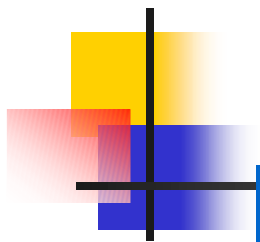
Filtrovaná zpětná projekce v prostoru Fourierova metoda



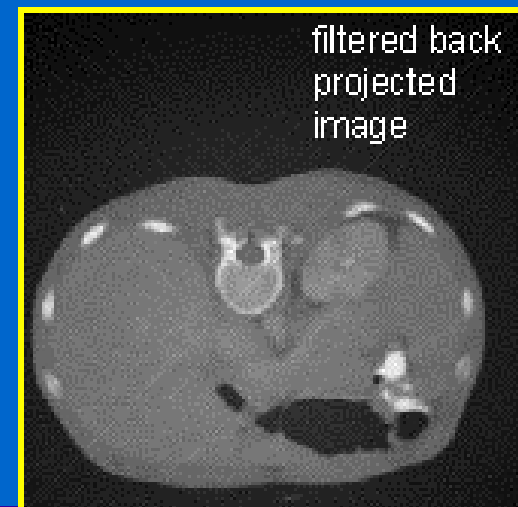
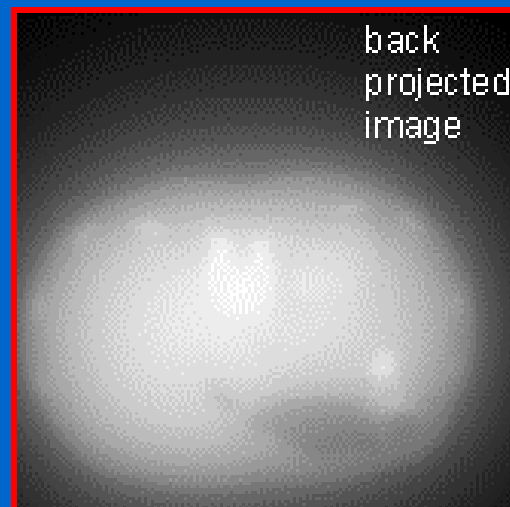
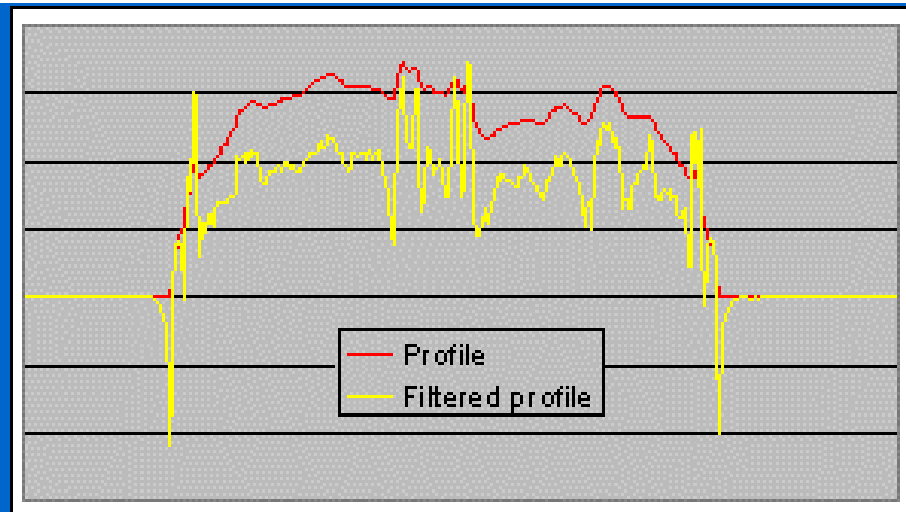
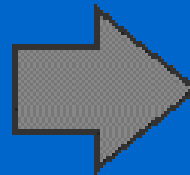
Filtrovaná zpětná projekce



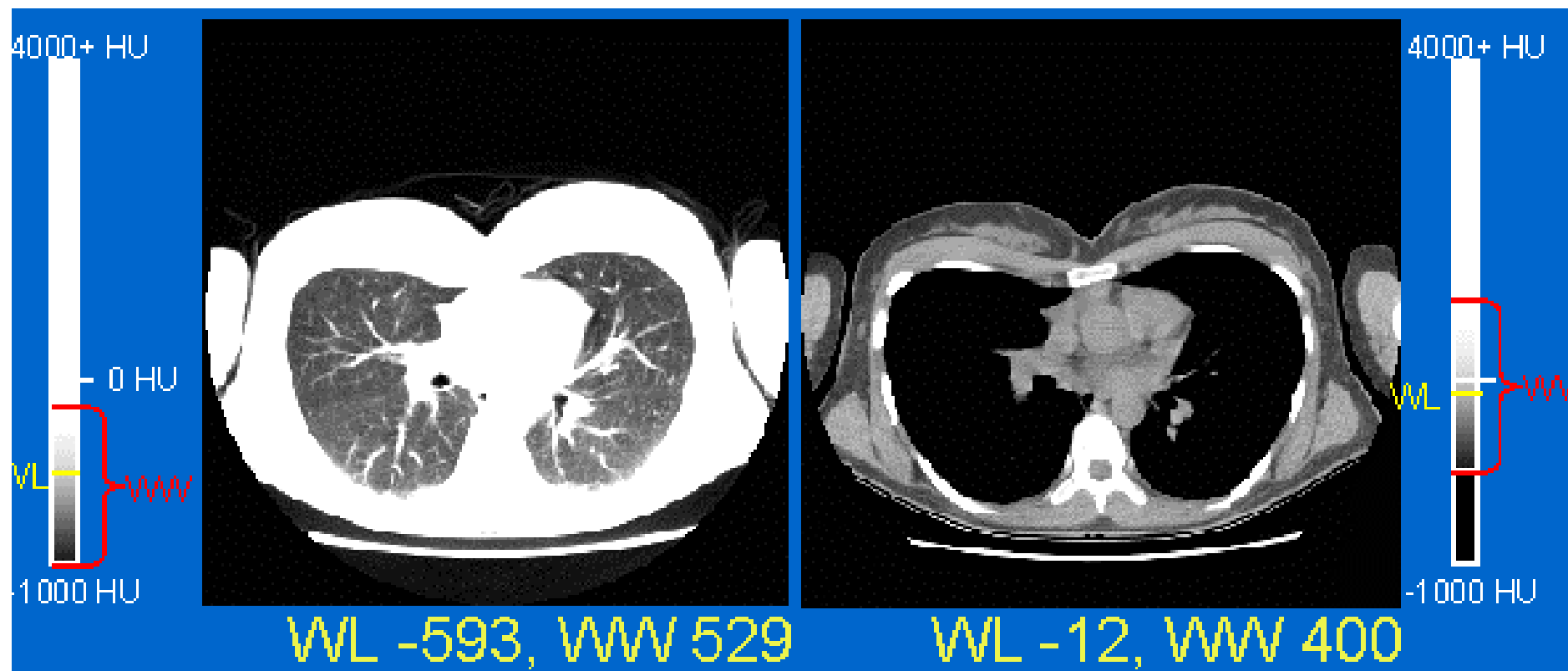
Filtrovaná zpětná projekce



Filtrovaná zpětná projekce



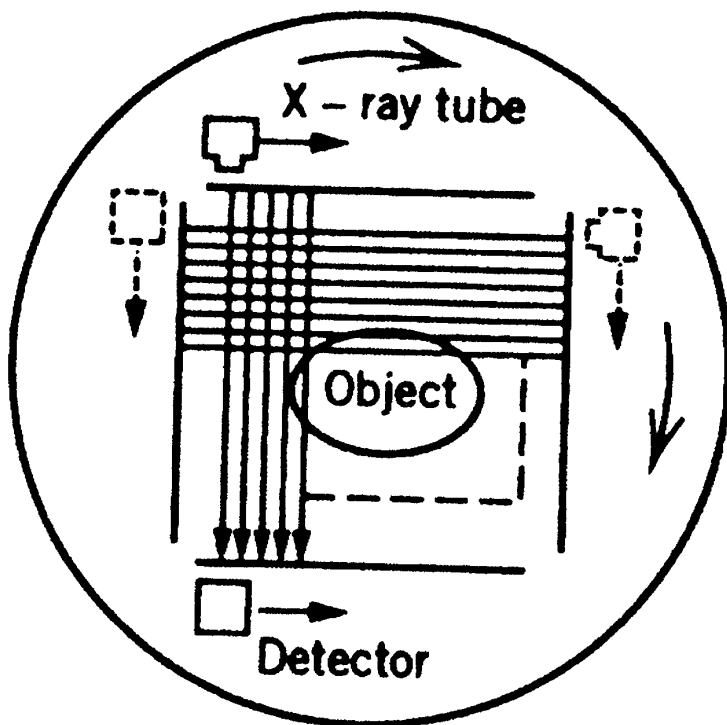
Vzhled obrazu
volbou délky a šířky „okna“ -
rozšíření malého rozsahu CT čísel
na větší rozsah stupňů šedi



Generace CT (1. a 2.)

**Hounsfieldův systém
(rekonstrukce do 5 min.)**

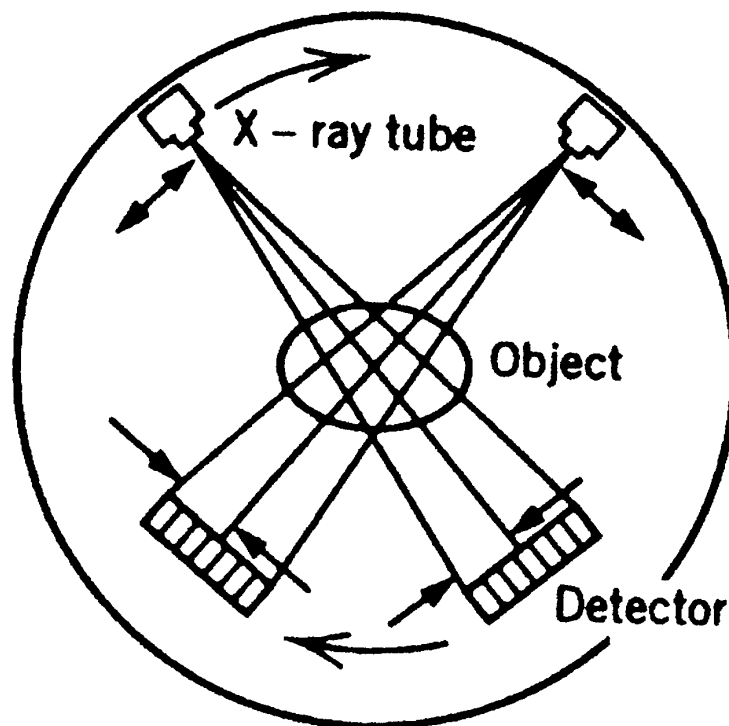
Linear translation scan
(large) and rotation



1st generation

**Vějířovitý svazek 3-15 st, 6-60 detektorů
(rekonstrukce 10-20 sekund)**

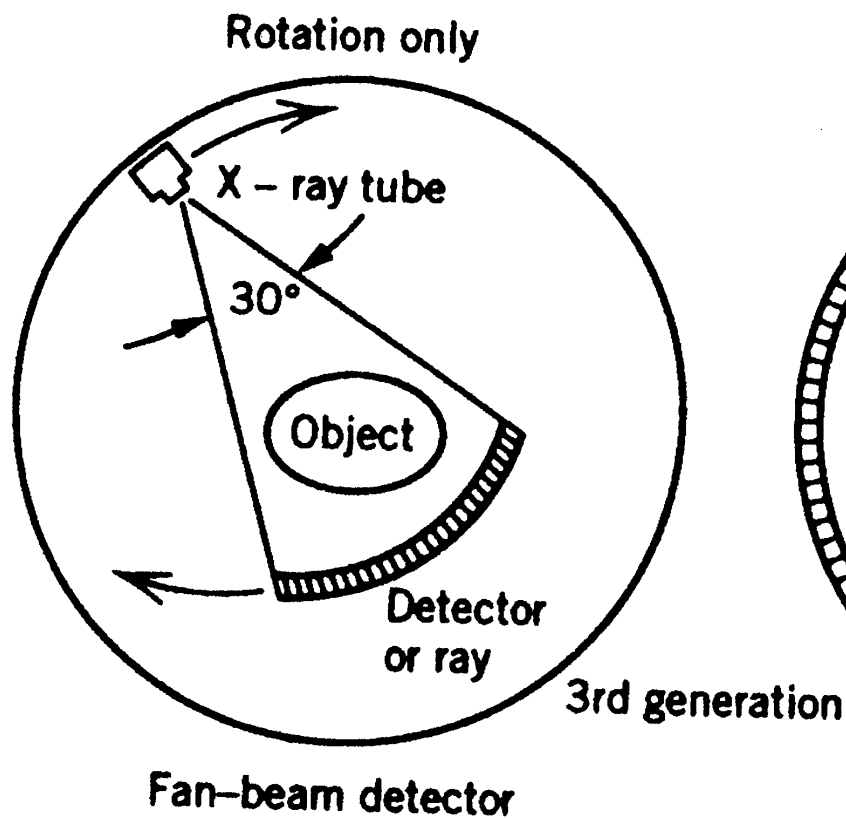
Linear translational scan
(small) and rotation



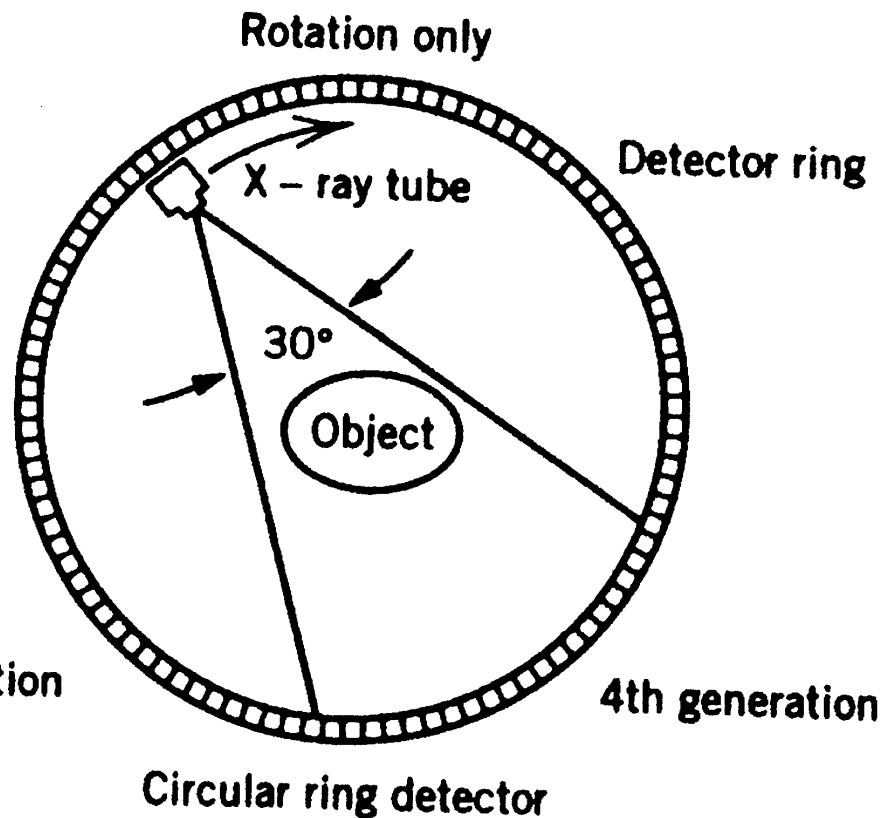
2nd generation

Generace CT (3. a 4.)

Širší vějíř svazku pokrývá celý objekt,
400-600 detektorů, doba skenu 1 s



Široký svazek, 5000 a více stac.
Detektorů v kruhu



Obecné vlivy na CT geometrii (vzorkování)

- **šířka svazku** (šířka ohniska, šířka detektoru...) - b
- **vzorkovací interval** – a
(vzdálenost mezi středy dvou sousedních svazků)
- **přírůstek úhlu** – v ($\Delta\phi$)
- **šířka řezu** – souvisí s dávkovým profilem a přesností systému

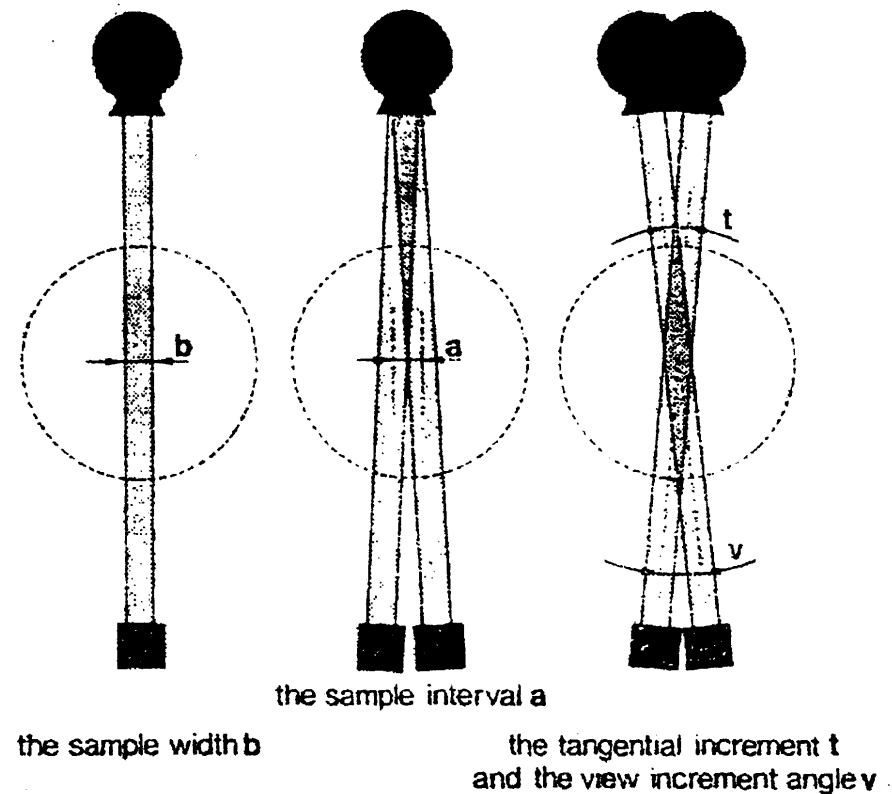
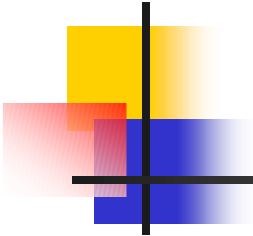


Fig. 1.16



Typy detektorů

Ionizační detektory

Stlačený plyn (xenon)

Ionizace

Signál

Pevnolátkové detektory

Scintilace

Zachycení fotonu

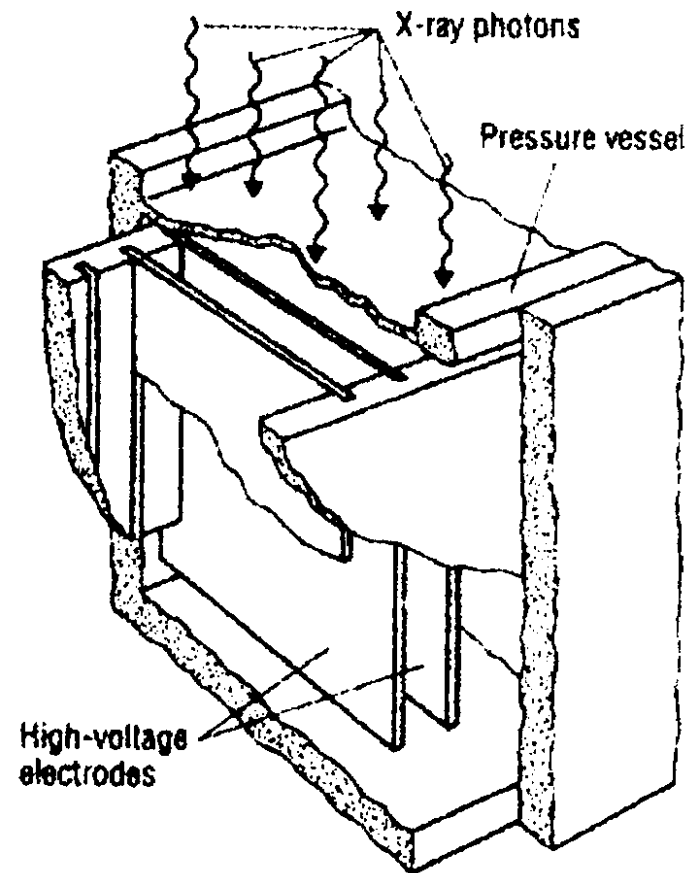
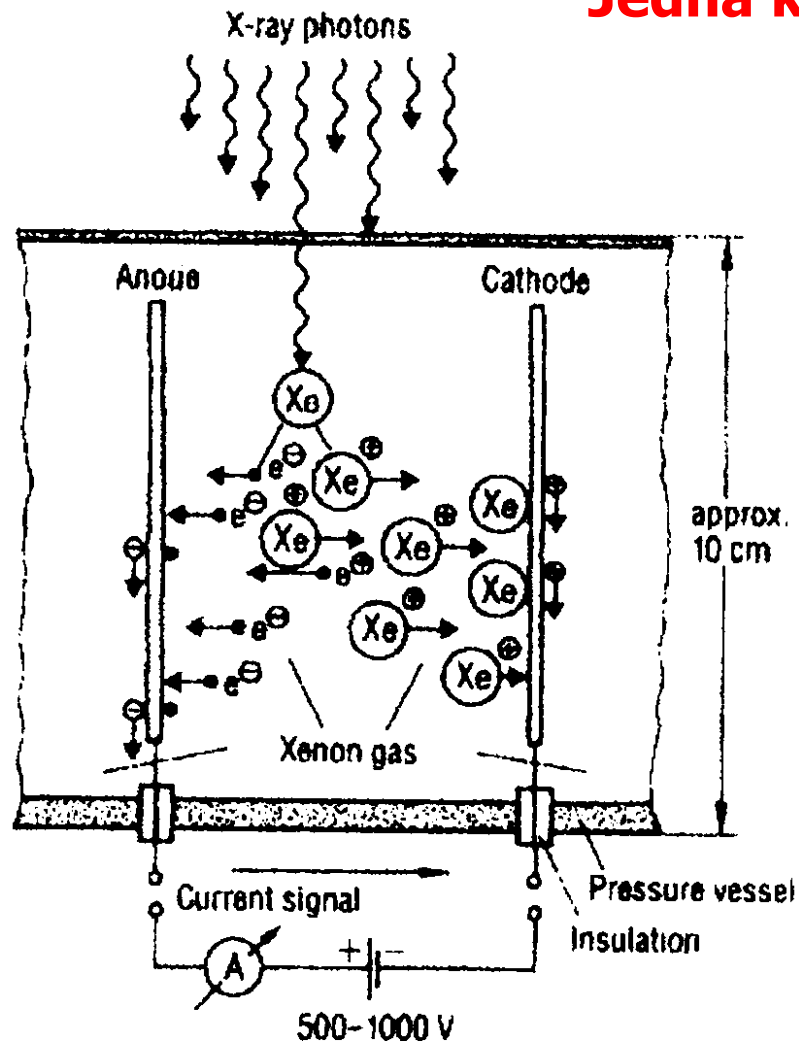
Světlo

Fotodioda (fotonásobič)

Elektrický signál

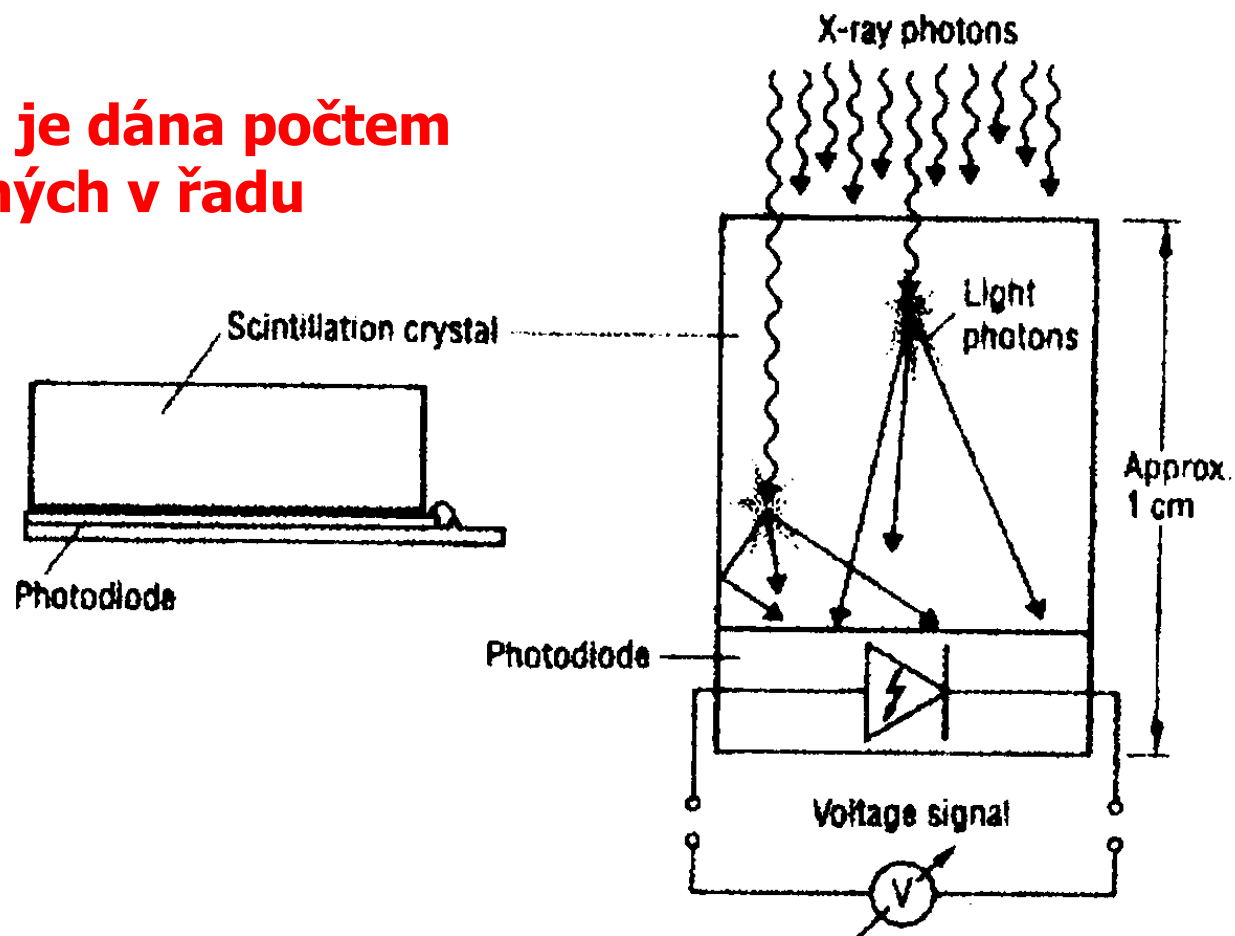
Plynový detektor (Xenon)

Jedna komora, dělená počtem elektrod

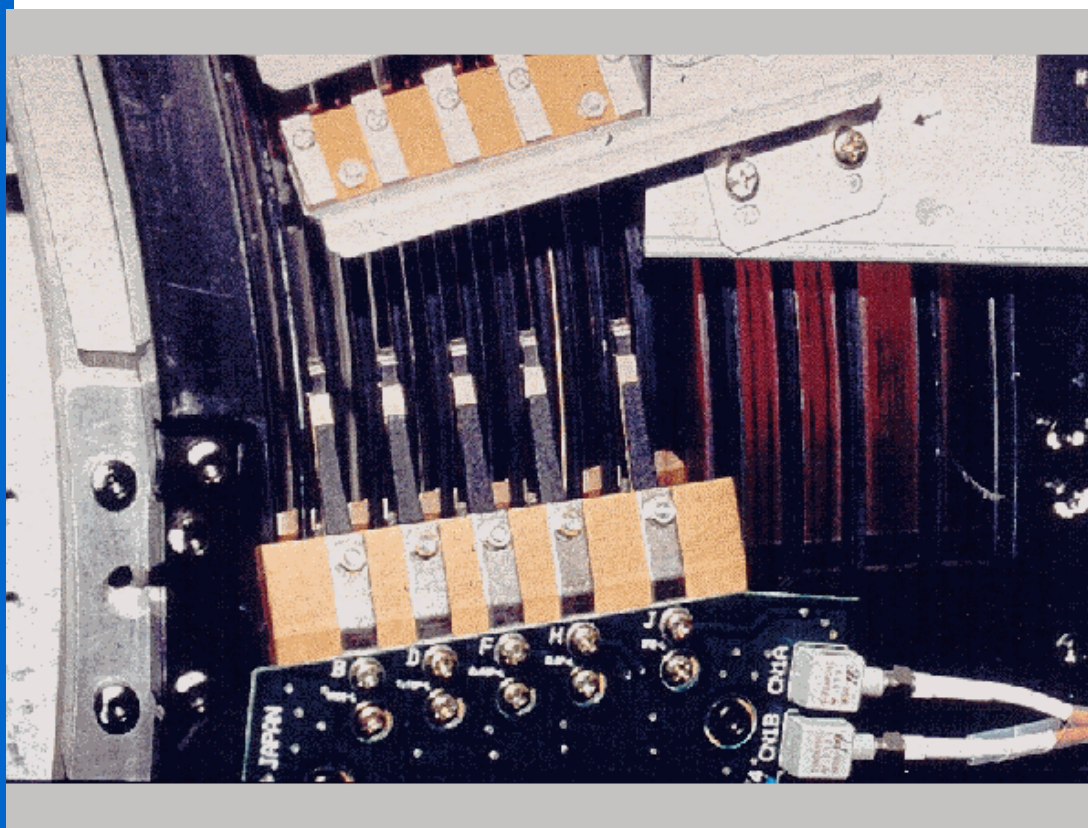
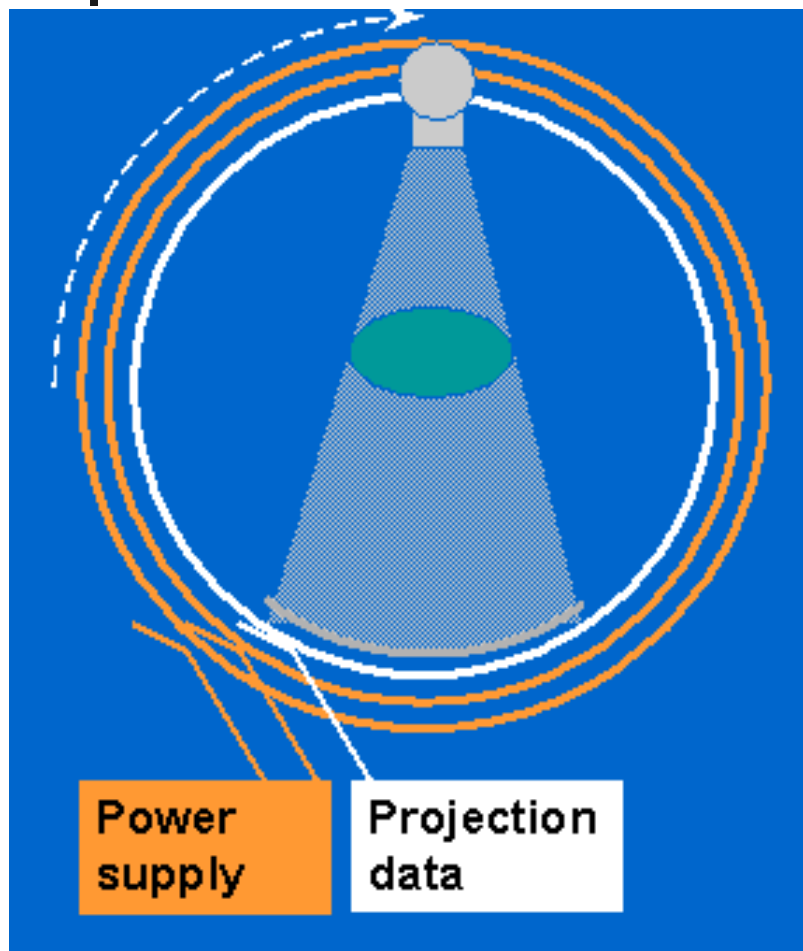


Pevnolátkový detektor (scintilační)

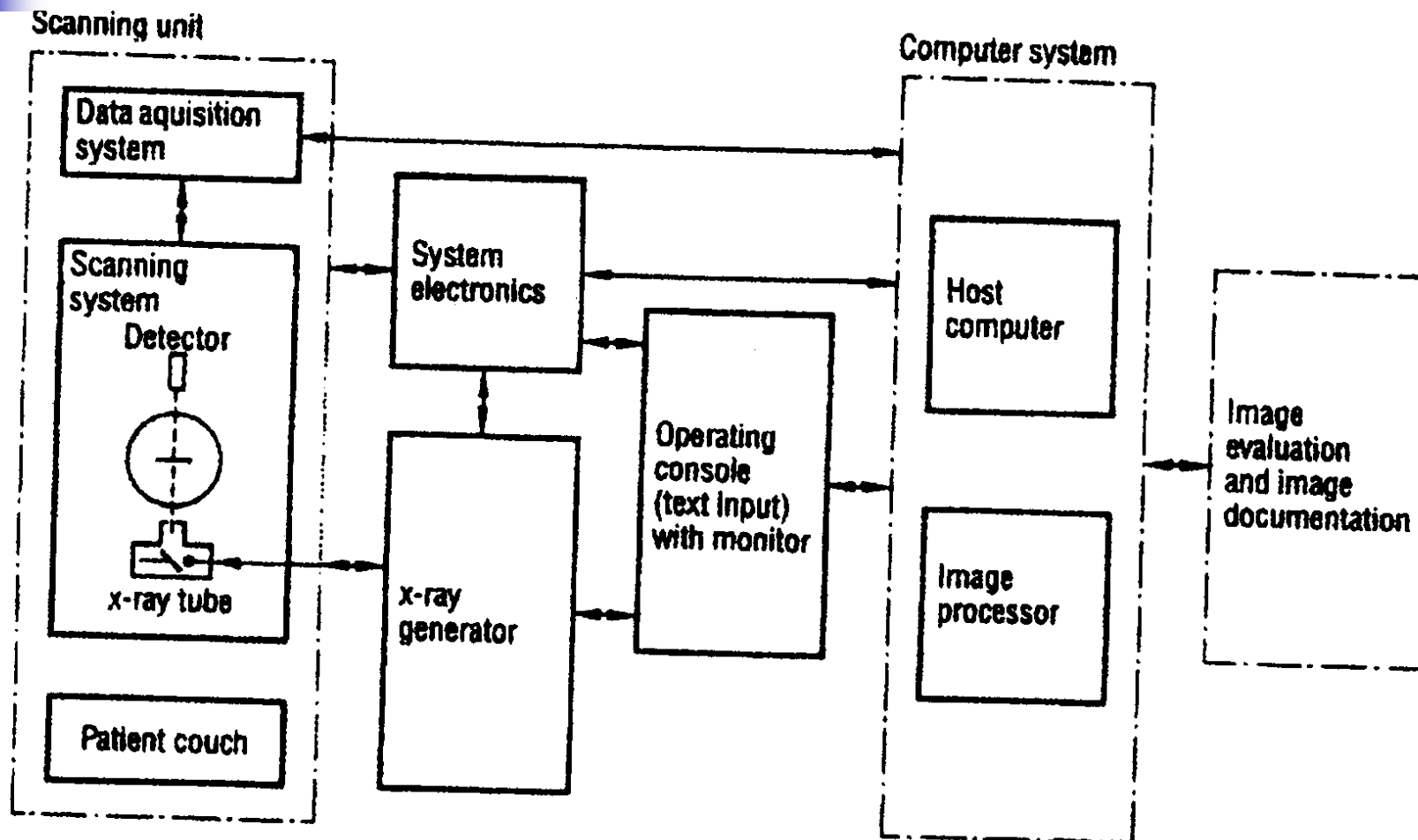
**Citlivost detekce je dána počtem
detektorů spojených v řadu**



Kruhové skenování (skenovací dráha)



Blokové schéma CT přístrojů





Skenovací systém a rtg generátor

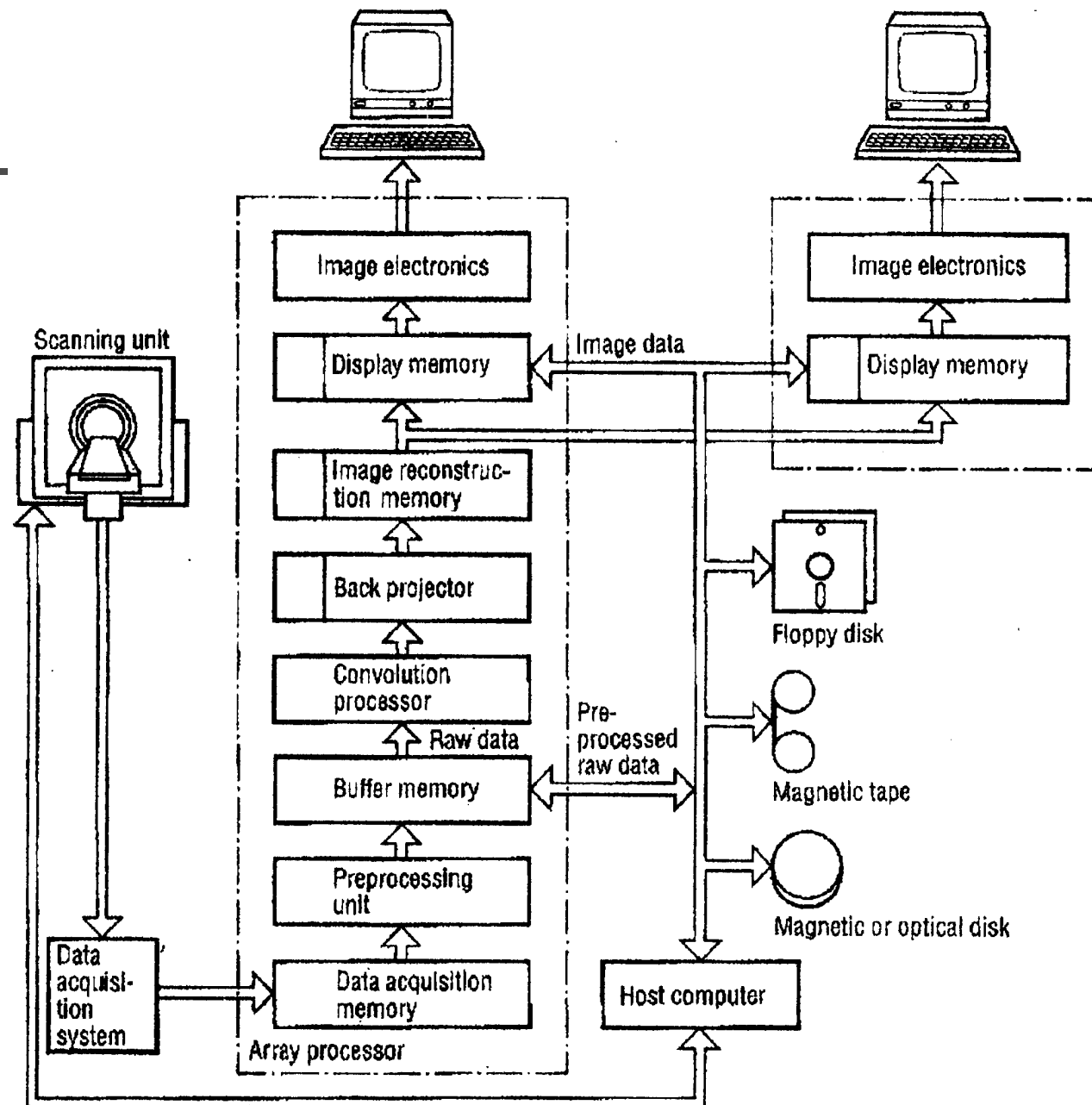
Vysokonapětový generátor a rtg trubice – při diagnostice měkkých tkání je důležitá jejich diferenciací a z tohoto důvodu je rozhodující požadavek na nastavení stabilní energie, (kvůli omezení kvantového šumu). Energie rtg záření procházející řezem velkého objektu (těla) je přibližně 30 kW, aby bylo dosaženo nezbytné energie kvanta záření s ohniskem cca 1.6 x 1.6 mm. Při pulsním režimu je důležité chlazení anody rentgenky. V systémech s kontinuálním režimem je zajišťováno stálé záření během expozice. Stabilita vysokonapětových zdrojů o 125 kV má odchylku menší než 1 %.

Měřicí systém obsahuje detektory a systém pořizování dat ze skenovacího procesu při němž se zeslabené rtg záření mění na signál vhodný pro počítačové zpracování.

Používané detektory:

scintilační krystaly s fotosenzitivními polovodiči
ionizační komory plněné vzácným plynem.

Počítačový systém CT



Základní softwarová konfigurace

