

Počítačová tomografie (CT)

Jiří Hozman, Jan Kybic

2005–2014

Základní uspořádání systému CT



Historie vývoje CT

1917 - matematická teorie rekonstrukce předmětu ze znalosti průmětů předmětu do různých směrů

1956 - první praktická aplikace matematického základu rekonstrukční tomografie v radioastronomii (Bracewell)

1963 - teoretické práce z oblasti rtg tomografie

1971 - princip CT (Hounsfield)

1972 - první rtg CT u fy EMI v Londýně (Hounsfield)

1973 - princip systému počítačové emisní tomografie (PET)

Historie vývoje CT - pokračování

1974 - princip systému UZV transmisní tomografie

1977 - 3D pozitronová emisní kamera (Fourierova metoda)

1979 - UZV reflexní tomografie

1979 - potenciální CT

1982 - jednofotonová emisní počítačová tomografie
(SPECT)

Historie vývoje CT - pokračování

1985 - helical (spirální) CT RTG

1995 - real-time CT RTG

1996 - 0,75 s CT RTG

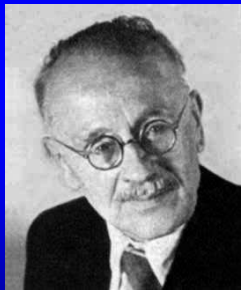
1998 - 0,5 s CT RTG a multislice CT RTG

současnost - rychlé 3D CT RTG

Johann Radon

(matematik)

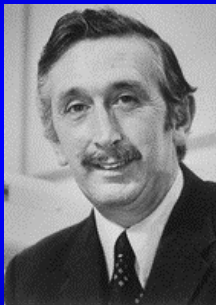
* 16.12.1887 Děčín, ČR
† 25.5.1956 Vídeň, Rakousko



1917 - "Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integral-werte langs gewisser Mannigfaltigkeiten", *Berichte Sachsische Akademie der Wissenschaften. Leipzig, Math.-Phis. Kl.*, v.69, pp. 262-267. V této práci pan Radon matematicky vyřešil rekonstrukci prostorového obrazu na základě znalosti jeho projekcí.

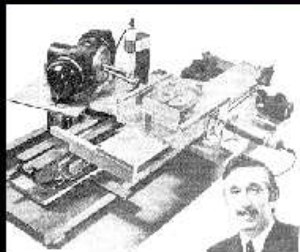
Sir Godfrey Newbold Hounsfield

1919-2004



Nottinghamshire, samouk, nenavštěvoval univerzitu
Nobelova cena 1979

*Sir Godfrey Hounsfield
Nobel Prize in Medicine, 1979*



☒

Gamma Ray Source: 28,000
measurements, 9 day collection,
2.5 hour recon, 2hour display.

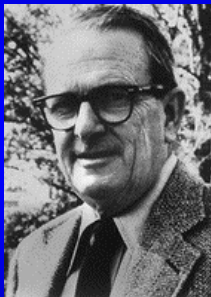
X-ray source reduced collection
to 9 hours. Clinical model
took 18 sec



☐

EMI-1, 1971:
Atkinson Morley Hospital, England

Allan M. Cormack



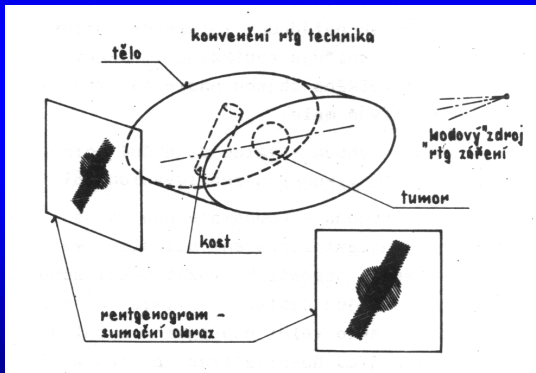
1924-1998, narozen v Johannesburgu

Systemy CT z hlediska měření fyzikálních vel.

Vlnění, pole	Distribuce fyzikálního parametru	Měniče	Tomografická metoda	Hlavní aplikace
RTG	lineární koeficient útlumu (x, y)	rentgenka, rtg detektory	transmisní (absorbční)	lékařská diagnostika, lékařská měření
Gama	koncentrace radionuklidu	alespoň dva koincidenční detektory	PET	lékařská diagnostika
		scintilační detektor	SPECT	
UZV	útlum, koeficient odrazu, akustická impedance, index lomu	UZV měniče (elektromechanické)	transmisní	lékařské aplikace, geologický průzkum, oceánografie
			reflexní	
Elmag. Pole	hustota jaderných spinů (relaxační časy)	VF cívky	JMR(NMR-Nuclear Magnetic Resonance, MRI)	lékařská diagnostika, radioastronomie, chemie, geologický průzkum
Mikrovlnné pole	dielektrická konstanta	anténní dipóly, vlnovody	CDT-Coherent Doppler Tomography, mikrovlnná tomografie	lékařská diagnostika, nedestruktivní měření
El. proudy (NF)	elektrická impedance tkáně	elektrody	PT-Potential Tomography, impedanční tomografie	průtok krve cévami, geofyzika
Elektronové paprsky		elektronové dělo, fotonásobič	elektronová mikroskopie	mikrobiologie
Optické paprsky	interference světla	zdroj světla	interferometrie	

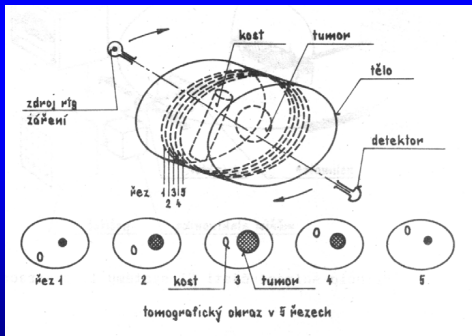
Nevýhody konvenční RTG diagnostiky

1. 3D -> 2D, tzv. sumační obraz, tj. orgány uložené v několika rovinách nad sebou se u konvenčních rentgenogramů zobrazí navzájem superponovány,



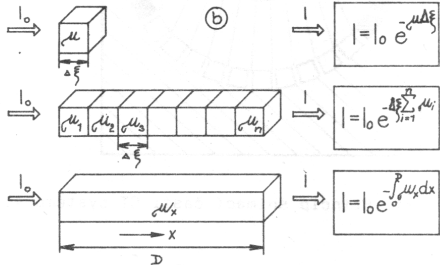
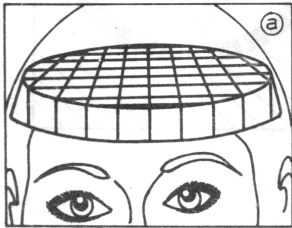
Základní princip CT

CT vytváří obraz těla pacienta jako sérii tomografických sekcí (řezů). Každý řez je vytvořen matematickou rekonstrukcí předmětu ze znalosti průmětů (projekcí) předmětu do různých směrů.

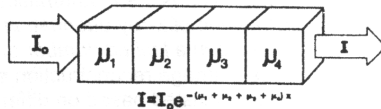
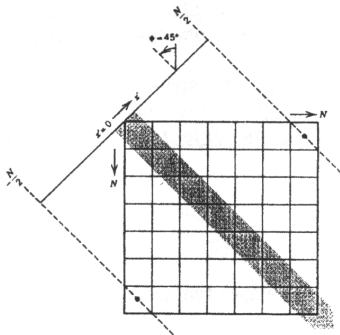


Základní princip CT

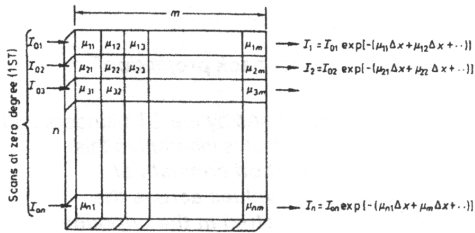
Jednotlivé řezy objektu musí být rozděleny do sítě malých objemových elementů (voxels) se čtvercovou základnou a s konstantní hodnotou útlumu.



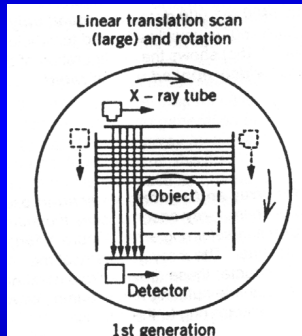
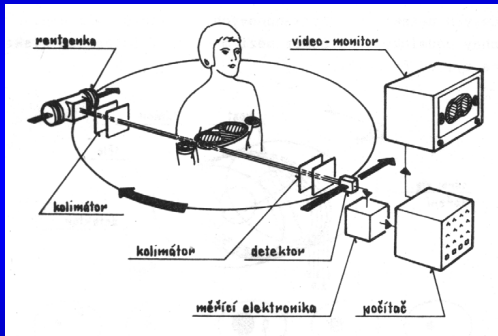
Základní fyzikální princip CT



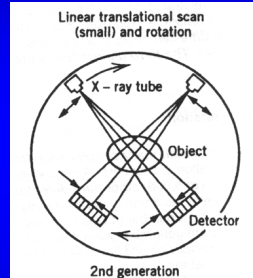
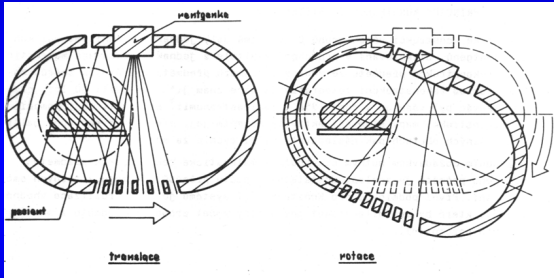
(a)



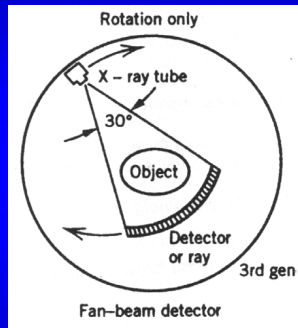
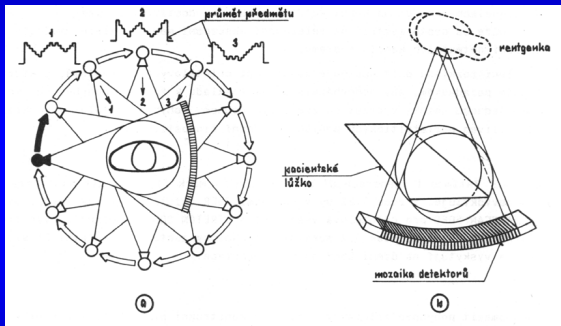
CT systémy 1. generace



CT systémy 2. generace

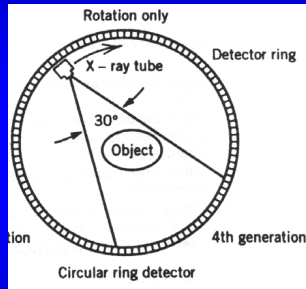
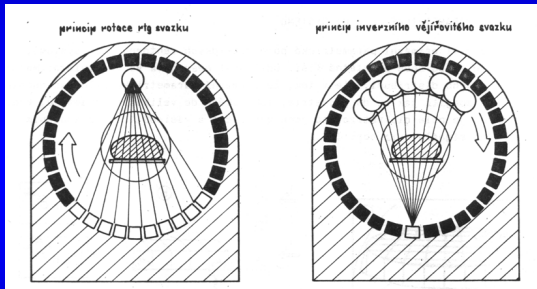


CT systémy 3. generace



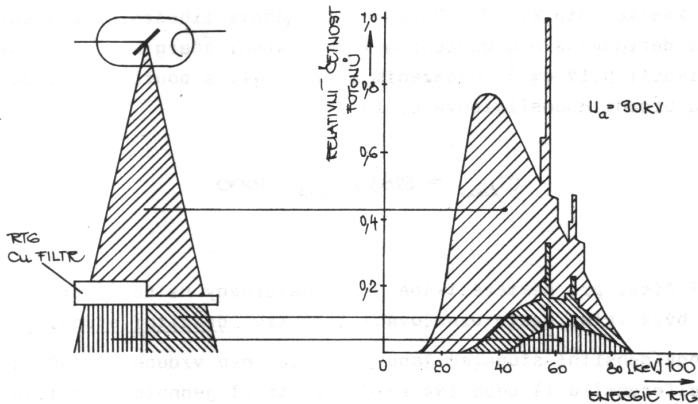
asi nejčastěji používané

CT systémy 4. generace

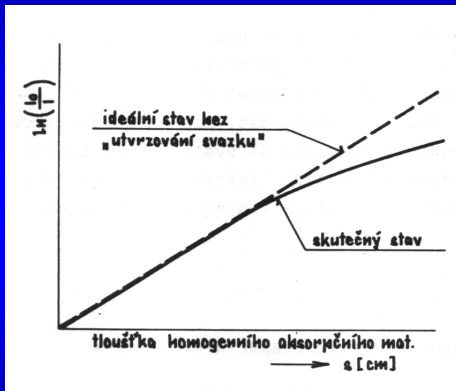


Rotuje jen zdroj, detektory stabilni

„Utvrzování svazku“ (beam hardening)



„Utvrdování svazku“ (beam hardening)



CT číslo - Haunsfieldovo číslo (HU)

Je vyjádřením kvantitativního hodnocení absorpčních vlastností tkáně.

$$CT = K \cdot \frac{\mu_{\text{tkáň}} - \mu_{\text{vody}}}{\mu_{\text{vody}}} \quad K = 1000$$
$$\mu_{\text{vody}} = 0,19 \text{ cm}^{-1}$$

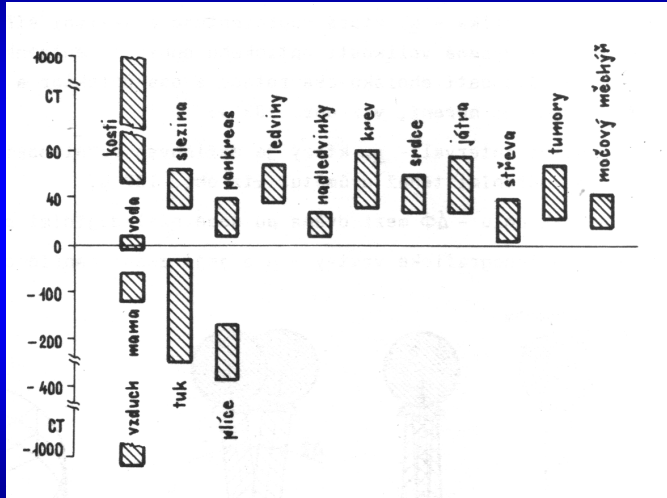
Měřeno monochromatickým zářením 73 keV.

$$CT = 5263 \mu_{\text{tkáň}} - 1000$$

stupnice CT čísel = denzitní stupnice

rozsah od -1000 až zhruba +1000, pro vzduch -1000,
pro vodu 0

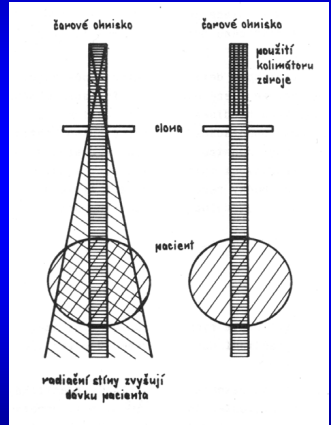
CT číslo - Haunsfieldovo číslo (HU)



Generace, zpracování a detekce radičního signálu CT systémů

CT systémy 2. generace (několik detektorů)

- pomalé a rychlé systémy
- sendvičový a lamelový kolimátor



Generace, zpracování a detekce radiačního signálu CT systémů

Detektory

- účinnost (abs. a konv. úč. RTG záření na el. sig.)
- doba odezvy (detekce a schopnost další detekce)
- linearita (dynamický rozsah odezvy detektoru)

Scintilační krystaly (NaI, CsI, BGO)

- vys. úč., velké rozměry, nízká prost. rozl. schopn.

Ionizační komory

- nízká účin., jednoduché a komp., vys. prost. rozl. sch.,

Generace, zpracování a detekce radiačního signálu CT systémů

Detektory

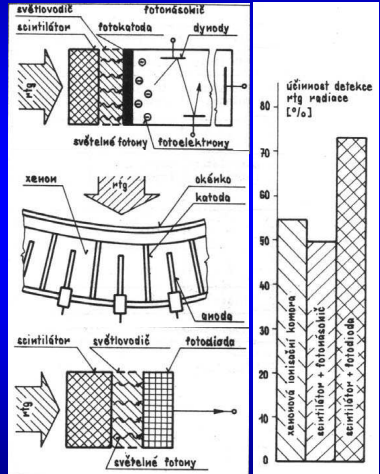
scintilační detektor (krystal)
+ fotonásobič

ionizační komory plněné
plynem (xenon)

scintilační detektor (krystal)
+ fotodioda (fototranzistor)

Flat-panel detector (FPD)

Thin-film transistor (TFT) array



Generace, zpracování a detekce radiačního signálu CT systémů

Tabulka 20

Parametr	Generace CT systémů				
	první	druhá-pomalá	druhá-rychlá	třetí	čtvrtá
doba snímání	135-150 s	45-150 s	5-20 s	2,5-10 s	1-5 s
způsob rozkladu	translace- rotace	translace- rotace	translace- rotace	rotace	rotace
počet detektorů na 1 tomovrstvu	1	3-12	12-52	256-1024	600-1088
základní typ detektoru	scintilátor+ fotonásobič	scintilátor+ fotonásobič	scintilátor+ fotonásobič	scintilátor+ fotodetektor, Xe ionizační komora	scintilátor+ fotonásobič; fotodioda
úhel vnějšího svazku	-	3-12 ⁰	12-26 ⁰	30-45 ⁰	50-90 ⁰
počet tomovrstev na jedno sejmutí	2	2	1	1	1
hlavní aplikace	hlava	hlava	celotělový	celotělový	celotělový
počet primárních měření	23040-28800	250000-540000		172000-184000	267200-3110400

Základní principy rekonstrukce obrazu

$O(\xi, \eta)$ denzitní funkce =
předmětová funkce

lin. součinitel
zeslabení

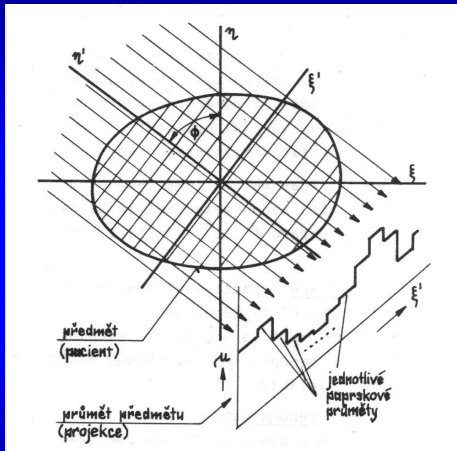
(ξ, η) původní souř.

Φ snímací úhel

ξ' rotovaná souř.

η' rotovaná souř.

$p(\xi', \Phi)$ paprskový součet či průmět



Základní principy rekonstrukce obrazu

$$p(\xi', \Phi) = \int o(\xi, \eta) d\eta' \quad I = I_0 \exp\left[-\int (\xi, \eta) d\eta\right]$$

$$o(\xi, \eta) \approx (\xi, \eta)$$

$$p(\xi', \Phi) = -\ln \frac{I_0}{I}$$

$$\xi' = \xi \cdot \cos \Phi + \eta \cdot \sin \Phi$$

$$\xi = \xi' \cdot \cos \Phi - \eta \cdot \sin \Phi$$

$$\eta' = -\xi \cdot \sin \Phi + \eta \cdot \cos \Phi$$

$$\eta = \xi' \cdot \sin \Phi + \eta \cdot \cos \Phi$$

Radonova transformace

Projekce v polárních souřadnicích:

$$P_\varphi(\xi') = \mathcal{R} [o(\xi, \eta)]$$

$$P_\varphi(\xi') = \int_L o(\xi, \eta) dl$$

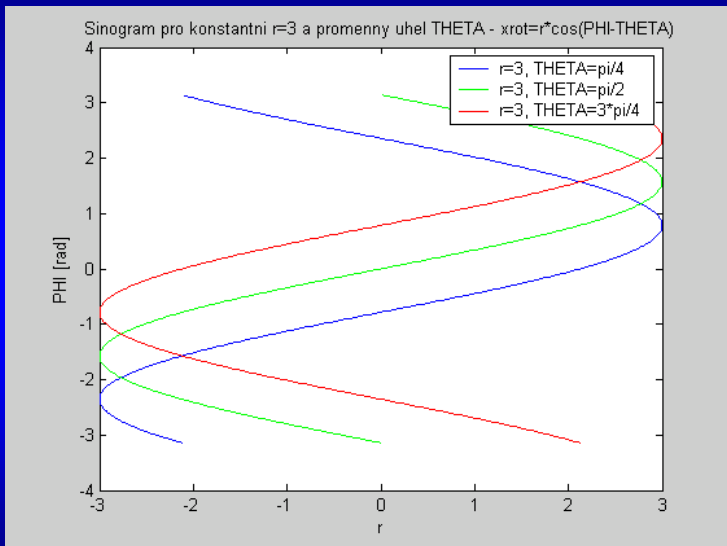
podél přímky L definované pomocí φ a ξ' :

$$\xi' = \xi \cos \varphi + \eta \sin \varphi$$

nebo také

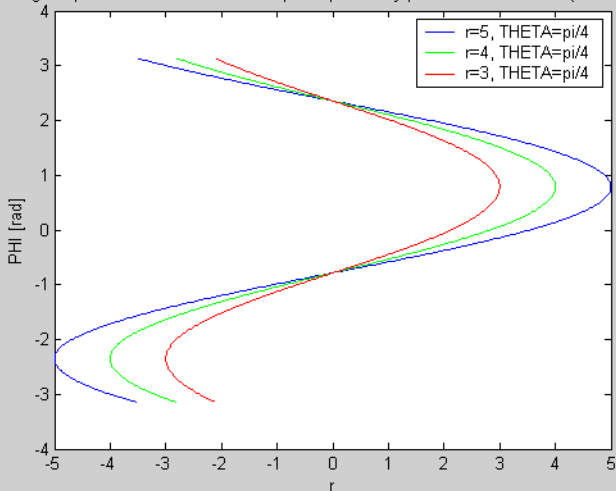
$$P_\varphi(\xi') = \int o(\xi' \cos \varphi - \eta' \sin \varphi, \xi' \sin \varphi + \eta' \cos \varphi) d\eta'$$

Radonova transformace

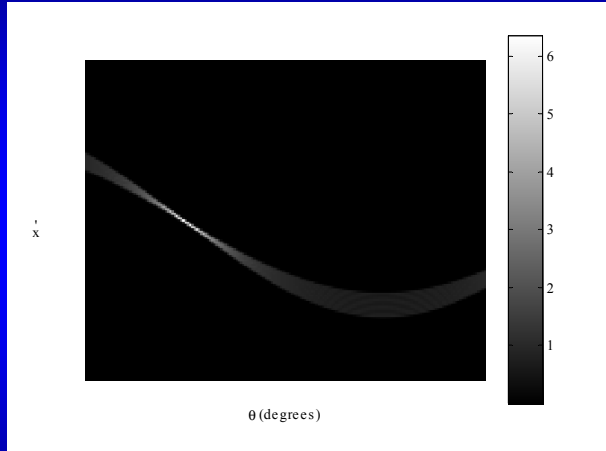
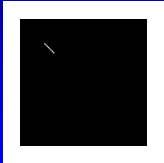


Radonova transformace

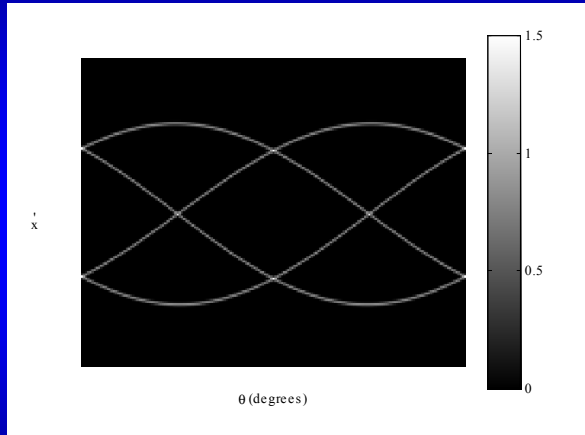
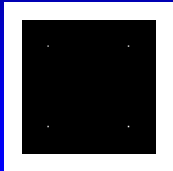
Sinogram pro konstantni uhel $\text{THETA}=\pi/4$ a promenny polomer r - $x_{\text{rot}}=r*\cos(\text{PHI}-\text{THETA})$



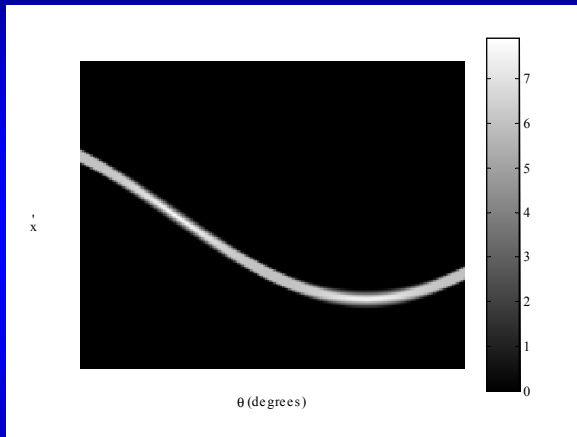
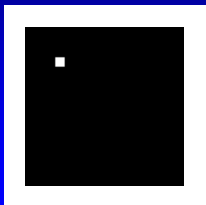
Radonova transformace



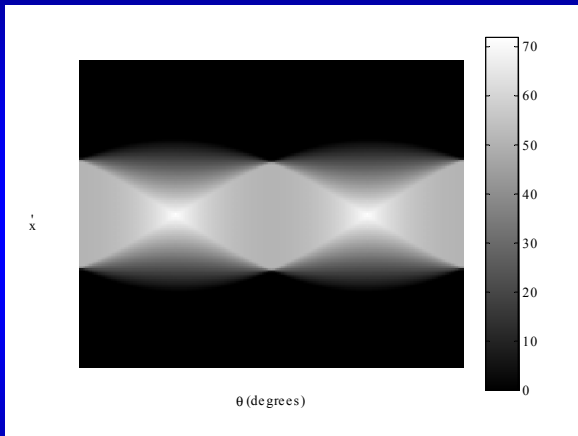
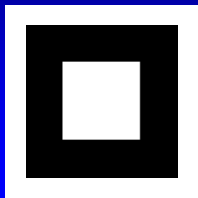
Radonova transformace



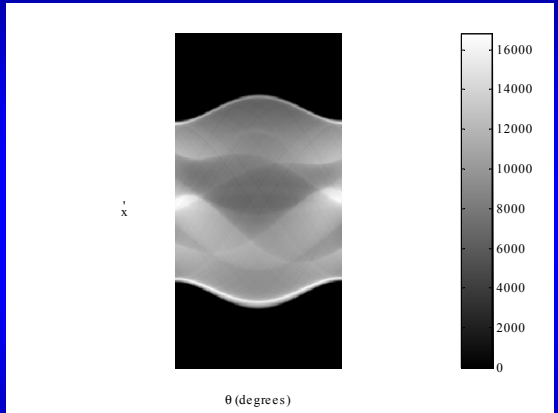
Radonova transformace



Radonova transformace

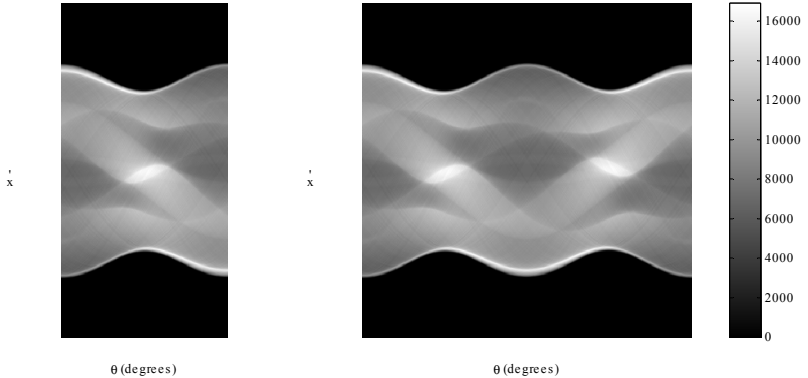


Radonova transformace



Shepp-Logan fantom

Radonova transformace



Periodicity RT vůči úhlu

Matematická rekonstrukce obrazu ze souboru jeho průmětů

- zpětná projekce
 - sumační metoda
 - jednoduchá metoda
 - podstatné artefakty
- analytická rekonstrukce
 - matematické řešení
 - filtrovaná zpětná projekce
 - filtrovaná 2D FT
- algebraická rekonstrukce (ART)
 - použita u EMI-Scanneru
 - možné iterativní řešení

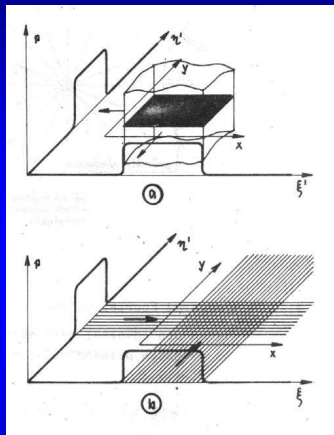
Přímá zpětná projekce

$$i(x,y) = \sum_{j=1}^m p(\xi', \Phi_j) \Delta\Phi$$

Φ_j j-tý projekční úhel

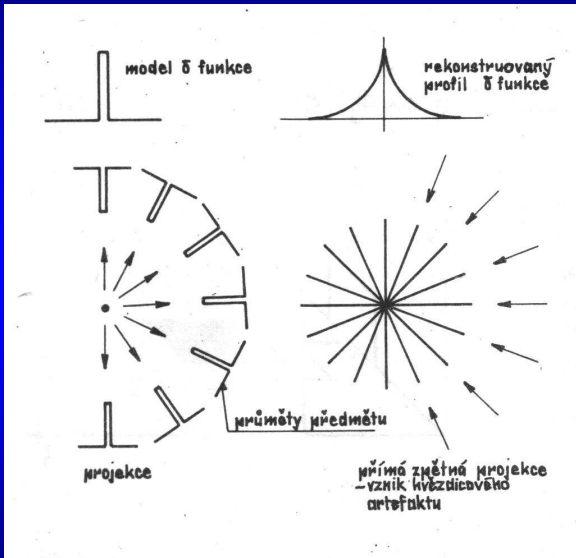
$\Delta\Phi$ úhlový přírůstek mezi projekcemi

m počet projekcí



$$i(x,y) = \sum_{j=1}^m p((x \cdot \cos \Phi_j + y \cdot \sin \Phi_j), \Phi_j) \Delta\Phi$$

Přímá zpětná projekce - hvězdicový artefakt



Analytické rekonstrukce

- přímé řešení rovnice $p(\xi', \Phi) = \int o(\xi, \eta) d\eta'$
- dvě ekvivalentní metody
 - 2D Fourierova rekonstrukce
(the central projection theorem, the Fourier slice theorem – věta o centrálním řezu)
 - filtrovaná zpětná projekce
- diskretizace primárního parametrického pole
 - omezení prostorové rozlišovací schopnosti

Věta o centrálním řezu

(Central slice theorem, Projection Theorem)

$$P_{\varphi}(\xi') = \int o(\xi' \cos \varphi - \eta' \sin \varphi, \xi' \sin \varphi + \eta' \cos \varphi) d\eta'$$

Fourierova transformace Radonovy transformace podle ξ' :

$$\begin{aligned} \mathcal{F} \{ \mathcal{R} [o(\xi, \eta)] \} &= \mathcal{F} \{ P_{\varphi}(\xi') \} = \hat{P}_{\varphi}(\omega) = \int P_{\varphi}(\xi') e^{-2\pi j \omega \xi'} d\xi' \\ &= \iint o(\xi' \cos \varphi - \eta' \sin \varphi, \xi' \sin \varphi + \eta' \cos \varphi) e^{-2\pi j \omega \xi'} d\xi' d\eta' \end{aligned}$$

Substituce $(\xi', \eta') \rightarrow (\xi, \eta)$:

$$\hat{P}_{\varphi}(\omega) = \int o(\xi, \eta) e^{-2\pi j \omega (\xi \cos \varphi + \eta \sin \varphi)} d\xi d\eta$$

Věta o centrálním řezu

$$\hat{P}_\varphi(\omega) = \int o(\xi, \eta) e^{-2\pi j\omega(\xi \cos \varphi + \eta \sin \varphi)} d\xi d\eta$$

Zavedeme $u = \omega \cos \varphi$ $v = \omega \sin \varphi$

$$\hat{P}(u, v) = \int o(\xi, \eta) e^{-2\pi j(\xi u + \eta v)} d\xi d\eta$$

tedy

$$\hat{P}(u, v) = \mathcal{F} \{o(\xi, \eta)\}$$

$$\hat{P}_\varphi(\omega) = \mathcal{F} \{o(\xi, \eta)\} (\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) = \hat{o}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)$$

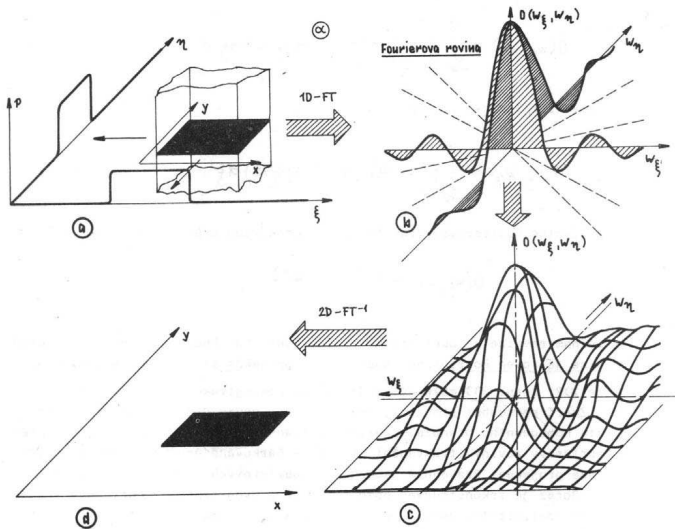
Věta o centrálním řezu

$$\hat{P}(u, v) = \mathcal{F} \{o(\xi, \eta)\}$$

$$\hat{P}_\varphi(\omega) = \mathcal{F} \{o(\xi, \eta)\}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) = \hat{o}(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi)$$

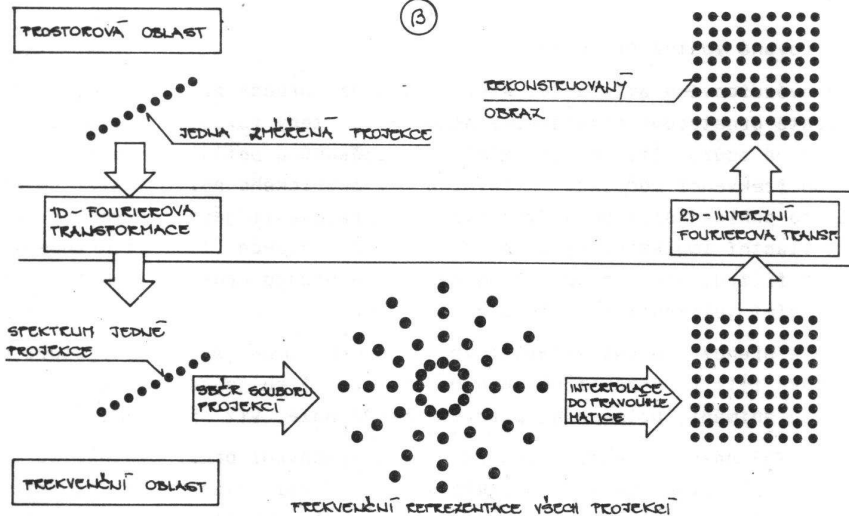
Řez 2D Fourierovy transformace obrazu o pod úhlem φ je 1D Fourierovou transformací projekce P_φ téhož obrazu o .

Analytická rekonstrukce - 2D FT



Analytická rekonstrukce - 2D FT

(3)



Inverzní Radonova transformace

Z projekčního teorému:

$$\hat{P}(u, v) = \mathcal{F} \{o(\xi, \eta)\}$$

$$o(\xi, \eta) = \mathcal{F}^{-1} \{ \hat{P}(u, v) \} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}(u, v) e^{2\pi j(\xi u + \eta v)} du dv$$

Polární souřadnice $u = \omega \cos \varphi$ $v = \omega \sin \varphi$:

$$o(\xi, \eta) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}_{\varphi}(\omega) e^{2\pi j\omega(\xi \cos \varphi + \eta \sin \varphi)} |\omega| d\omega d\varphi$$

Kde $|\omega|$ je Jacobián transformace.

Inverzní Radonova transformace

$$o(\xi, \eta) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}_{\varphi}(\omega) e^{2\pi j\omega(\xi \cos \varphi + \eta \sin \varphi)} |\omega| d\omega d\varphi$$

přepíšeme jako

$$o(\xi, \eta) = \int_0^{\pi} Q_{\varphi}(\underbrace{\xi \cos \varphi + \eta \sin \varphi}_{\xi'}) d\varphi$$

$$Q_{\varphi}(\xi') = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{P}_{\varphi}(\omega) e^{2\pi j\omega\xi'} |\omega| d\omega$$

kde $Q_{\varphi}(\xi')$ je modifikovaná projekce.

$$o(\xi, \eta) = \int_0^{\pi} Q_{\varphi}(\xi') d\varphi$$

Filtrovaná zpětná projekce

Filtered backprojection

- ▶ Projekce $P_\varphi(\xi')$ pro všechny φ filtrujeme, dostáváme modifikované projekce $Q_\varphi(\xi')$
- ▶ Modifikované projekce sečteme

$$o(\xi, \eta) = \int_0^\pi Q_\varphi(\xi') d\varphi$$

$$Q_\varphi(\xi') = h(t) * P_\varphi(\xi') = \mathcal{F}^{-1} \{H(\omega)\} * P_\varphi(\xi')$$

$$H(\omega) = |\omega|$$

Praktická implementace filtrované zpětné projekce

- ▶ **Problém:** Ideální filtr $H(\omega) = |\omega|$ zesiluje šum
- ▶ **Řešení 1:** Řekněme, že $\hat{P}_\varphi(\omega)$ je frekvenčně omezený.
Ramakrishnan-Lakshiminyan → Ram-Lak filter:

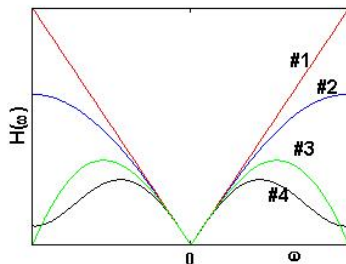
$$H(\omega) = \begin{cases} |\omega| & \text{if } |\omega| \leq \Omega \\ 0 & \text{jinak} \end{cases}$$

Praktická implementace filtrované zpětné projekce

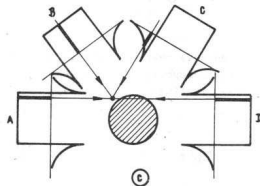
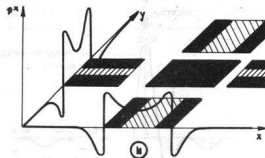
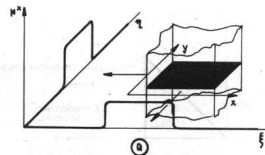
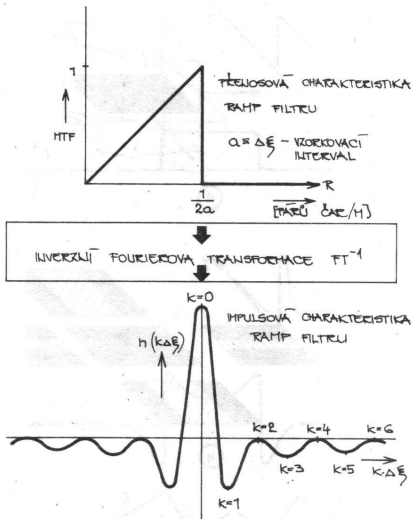
- ▶ **Problém:** Ideální filtr $H(\omega) = |\omega|$ zesiluje šum
- ▶ **Řešení 1:** Řekněme, že $\hat{P}_\varphi(\omega)$ je frekvenčně omezený.
Ramakrishnan-Lakshiminyan → Ram-Lak filter:

$$H(\omega) = \begin{cases} |\omega| & \text{if } |\omega| \leq \Omega \\ 0 & \text{jinak} \end{cases}$$

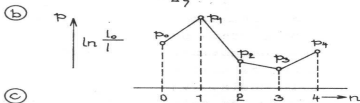
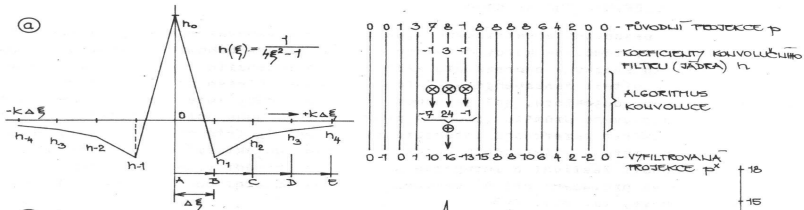
- ▶ Ram-Lak filtr způsobuje artefakty (Gibbs). Mnoho variant řešení, (Hamming filtr, Shepp-Logan filtr). Typicky Hamming lepší SNR, ale větší rozmazání.



Analytická rekonstrukce - filtrovaná ZP

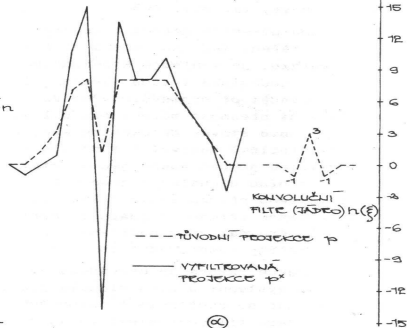
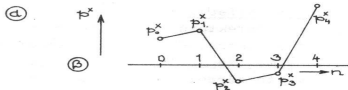


Analytická rekonstrukce - filtrovaná ZP

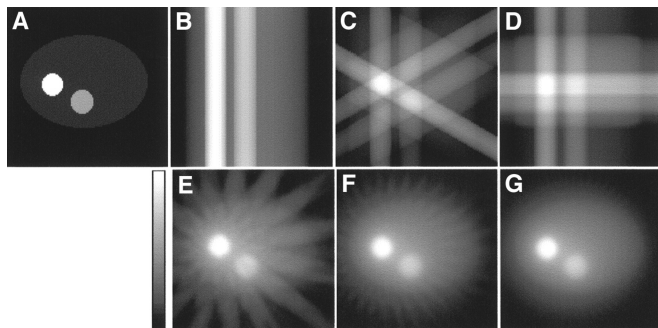


(c)

n	0	1	2	3	4
A	$p \cdot h_0$	$p \cdot h_1$	$p \cdot h_2$	$p \cdot h_3$	$p \cdot h_4$
B	$p_1 \cdot h_{-1}$	$p_1 \cdot h_0$	$p_1 \cdot h_1$	$p_1 \cdot h_2$	$p_1 \cdot h_3$
C	$p_2 \cdot h_{-2}$	$p_2 \cdot h_{-1}$	$p_2 \cdot h_0$	$p_2 \cdot h_1$	$p_2 \cdot h_2$
D	$p_3 \cdot h_{-3}$	$p_3 \cdot h_{-2}$	$p_3 \cdot h_{-1}$	$p_3 \cdot h_0$	$p_3 \cdot h_1$
E	$p_4 \cdot h_{-4}$	$p_4 \cdot h_{-3}$	$p_4 \cdot h_{-2}$	$p_4 \cdot h_{-1}$	$p_4 \cdot h_0$
$\Sigma = p^x$	p_0^x	p_1^x	p_2^x	p_3^x	p_4^x



Postup zpětné projekce



originální obraz, 1,3, 4, 16, 32, a 64 projekcí.

Princip algebraické rekonstrukce

- ▶ sestavíme rovnice, typicky lineární

$$p_i = \sum_j w_{ij} f_j$$

kde f_j jsou hodnoty pixelů, p_i hodnoty projekcí

- ▶ Známe p_i a w_{ij} , řešíme pro f_i
- ▶ Jelikož neznámých je mnoho, většinou iterativně

Algebraická rekonstrukce (ART/IR)

Přednosti ART proti FBP:

- ART umožňují lépe modelovat fyzikální podstatu zobrazování (útlum, rozlišení, šum),
- ART umožňují lépe pracovat s jednotlivými případy naměřených dat (oříznutí projekcí, tomografie s omezeným úhlem),
- některé algoritmy ART poskytují lepší šumové textury (rozdílný typ a stupeň korelace šumu).

Iterativní rekonstrukce – základní myšlenka

- základem je aplikování korekcí na libovolné počáteční hodnoty denzit objemových elementů (voxelů) tak, abychom dosáhli shody s naměřenými daty – projekcemi,
- celý postup provádíme tak dlouho, dokud projekce vypočítané z odhadů původní distribuce zdroje záření nebudou odpovídat naměřené distribuci zdroje záření v rámci požadované přesnosti.

Iterativní rekonstrukce – obecný postup

1. Zvolíme počáteční hodnoty odhadu objemových elementů (voxelů) \hat{f}_i^0 , kde i je index voxelu. Typickým prvním krokem je přiřazení průměrných hodnot příslušných projekcí všem \hat{f}_i^0 .
2. Vypočítáme hodnoty projekcí (paprskových součtů) z daných hodnot \hat{f}_i^{l-1} , kde l je číslo iterace ($l=1$ na počátku). Zde je též vhodná příležitost k tomu, abychom popř. uplatnili něco z fyzikálního modelu zobrazovacího systému.

Iterativní rekonstrukce – postup pokračování

3. Zvoleným způsobem dle použitého algoritmu IR porovnáme hodnoty odhadů jednotlivých hodnot projekcí s hodnotami skutečných naměřených projekcí a zpětně promítneme nezbytné korekce, tj. provedeme zpřesnění (update) hodnot voxelů. Např. pokud hodnoty odhadované projekce jsou příliš velké v porovnání se skutečnými, pak všechny hodnoty voxelů, které k tomuto přispívají, jsou zvoleným způsobem zmenšeny.

Iterativní rekonstrukce – postup pokračování

4. Pokud je výše uvedený postup realizován pro všechny voxely a paprsky, pak je iterace ukončena.
5. Celý postup opakujeme tak dlouho, dokud není dosaženo požadované přesnosti, nebo pokud nedosáhneme jistého počtu iterací.

Iterativní rekonstrukce - ART

ART – Algebraic Reconstruction Technique je jedním z mnoha použitých algoritmů, které se používají do současnosti. Existují dva základní typy ART:

- aditivní

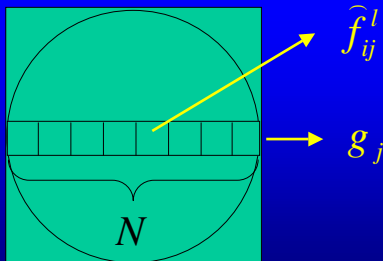
$$\hat{f}_{ij}^l = \hat{f}_{ij}^{l-1} + \frac{g_j - \sum_{i=1}^N \hat{f}_{ij}^{l-1}}{N}$$

- multiplikativní

$$\hat{f}_{ij}^l = \frac{g_j}{\sum_{i=1}^N \hat{f}_{ij}^{l-1}} \hat{f}_{ij}^{l-1}$$

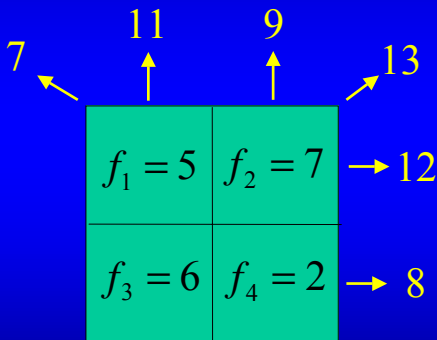
Iterativní rekonstrukce – ART pokračování

- kde: \hat{f}_{ij}^l - odhad hodnoty i -tého voxelu podél j -tého paprsku během l -té iterace,
- g_j - skutečný paprskový součet (data) podél j -tého paprsku,
- N - počet objemových elementů (voxelů) podél j -tého paprsku,



Iterativní rekonstrukce – ART aditivní - příklad

- skutečná naměřená data (projekce a paprskové součty)



Iterativní rekonstrukce – ART př. – pokrač.

1/3
vertikální paprsky

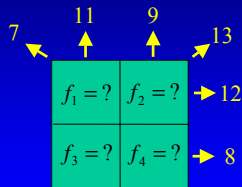
	0		0
	↑		↑
0		0	
0		0	

	11	9	
7	↑	↑	13
	$f_1 = ?$	$f_2 = ?$	→ 12
	$f_3 = ?$	$f_4 = ?$	→ 8

$$\widehat{f}_1^{1/3} = \widehat{f}_3^{1/3} = 0 + \frac{11 - 0}{2} = 5,5$$

$$\widehat{f}_2^{1/3} = \widehat{f}_4^{1/3} = 0 + \frac{9 - 0}{2} = 4,5$$

Iterativní rekonstrukce – ART př. – pokrač.



2/3

horizontální paprsky

5,5	4,5	→ 10
5,5	4,5	→ 10

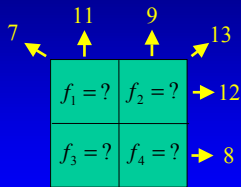
$$\widehat{f}_1^{2/3} = 5,5 + \frac{12-10}{2} = 6,5$$

$$\widehat{f}_2^{2/3} = 4,5 + \frac{12-10}{2} = 5,5$$

$$\widehat{f}_3^{2/3} = 5,5 + \frac{8-10}{2} = 4,5$$

$$\widehat{f}_4^{2/3} = 4,5 + \frac{8-10}{2} = 3,5$$

Iterativní rekonstrukce – ART př. – pokrač.



10 diagonální paprsky 10

6,5	5,5
4,5	3,5

$$\hat{f}_1^1 = 6,5 + \frac{7-10}{2} = 5$$

$$\hat{f}_2^1 = 5,5 + \frac{13-10}{2} = 7$$

$$\hat{f}_3^1 = 4,5 + \frac{13-10}{2} = 6$$

$$\hat{f}_4^1 = 3,5 + \frac{7-10}{2} = 2$$

viz
orig.
data

Konvergence

Zpracování elektrického signálu - korekce

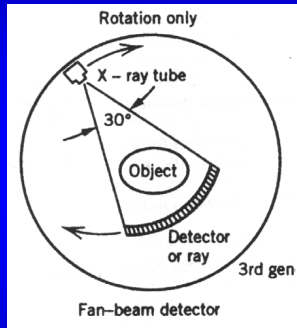
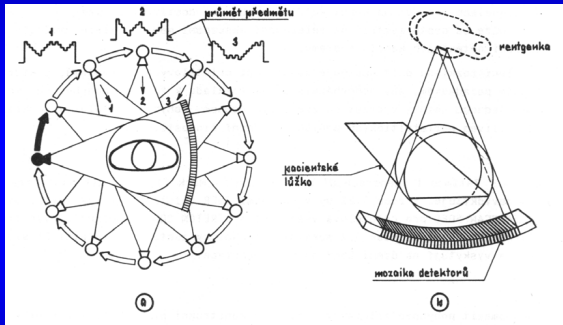
- požadavek na průměrnou relativní přesnost měření 0,1%,
- z toho vyplývají stálé recalibrace a korekce,
- korekce realizované během číslicového předzpracování signálu,
- popis korekcí:
 - korekce na offset – eliminace případné nenulové hodnoty výstupní úrovně signálu bez rtg záření,
 - normalizace – potlačení vlivu případného kolísání generované intenzity rtg záření,
 - korekce na změny citlivosti (na nehomogenitu) koriguje rozdílnou citlivost detektorů a kolísání zesílení jednotlivých kanálů,

Zpracování elektrického signálu - korekce

- popis korekcí - pokračování:

- korekce na justáž – korekce nepřesnosti montáže detektorů a kolimačního systému,
 - korekce na vytvrzování svazku – tj. na změnu v poměrném zastoupení rtg záření ve prospěch vyšších energií při průchodu tkání pacienta,
 - kosinová korekce – je vázána na použitý vějířovitý svazek rtg záření a zvolený algoritmus přepočtu získaných hodnot do pravoúhlého uspořádání,
- „raw data“ – konvoluce – zpětná projekce – výsledný obraz

CT systémy 3. generace



asi nejčastěji používané

Fan-beam (vějířová) rekonstrukce

- ▶ Paprsky nejsou paralelní, nejedná se o Radonovu transformaci.
- ▶ Lze najít paralelní paprsky z různých expozic (rebinning).

Fan-beam (vějířová) rekonstrukce

- ▶ Paprsky nejsou paralelní, nejedná se o Radonovu transformaci.
- ▶ Lze najít paralelní paprsky z různých expozičních (rebinning).
- ▶ Lze aplikovat filtrovanou zpětnou projekci s upraveným filtrem (kvadratická kosínová korekce, $\cos \theta$).

Fan-beam (vějířová) rekonstrukce

- ▶ Paprsky nejsou paralelní, nejedná se o Radonovu transformaci.
- ▶ Lze najít paralelní paprsky z různých expozic (rebinning).
- ▶ Lze aplikovat filtrovanou zpětnou projekci s upraveným filtrem (kvadratická kosínová korekce, $\cos \theta$).
- ▶ Algebraická rekonstrukce. Nejpřesnější, nejpomalejší.

3D počítačová tomografie

- ▶ Technické problémy: bezkabelový přenos napětí; chlazení
- ▶ Rotační metoda (řez po řezu)
- ▶ Spirální metoda (spiral/helix method)

Spirální metoda

- ▶ Velké zrychlení: 10 min → 1 min

Spirální metoda

- ▶ Velké zrychlení: 10 min \rightarrow 1 min
- ▶ Parametr *pitch*:

$$P = \Delta l / d$$

Δl posuv lůžka na otočku, d tloušťka řezu.

Normálně $0 < P < 2$. Pro $P < 1$ překryv. Typicky $P = 1.5$.

Spirální metoda

- ▶ Velké zrychlení: 10 min \rightarrow 1 min
- ▶ Parametr *pitch*:

$$P = \Delta l / d$$

Δl posuv lůžka na otočku, d tloušťka řezu.

Normálně $0 < P < 2$. Pro $P < 1$ překryv. Typicky $P = 1.5$.

- ▶ Interpolace v ose z .

Spirální metoda

- ▶ Velké zrychlení: 10 min → 1 min
- ▶ Parametr *pitch*:

$$P = \Delta l / d$$

Δl posuv lůžka na otočku, d tloušťka řezu.

Normálně $0 < P < 2$. Pro $P < 1$ překryv. Typicky $P = 1.5$.

- ▶ Interpolace v ose z .
- ▶ Interpolace *Wide* — otočení o 1 otáčku. Větší efektivní tloušťka řezu, menší šum.

Spirální metoda

- ▶ Velké zrychlení: 10 min \rightarrow 1 min
- ▶ Parametr *pitch*:

$$P = \Delta l / d$$

Δl posuv lůžka na otočku, d tloušťka řezu.

Normálně $0 < P < 2$. Pro $P < 1$ překryv. Typicky $P = 1.5$.

- ▶ Interpolace v ose z .
- ▶ Interpolace *Wide* — otočení o 1 otáčku. Větší efektivní tloušťka řezu, menší šum.
- ▶ Interpolace *Slim* — otočení o 1/2 otáčku, symetrie. Menší efektivní tloušťka řezu, větší šum.

Spirální metoda

- ▶ Velké zrychlení: 10 min \rightarrow 1 min
- ▶ Parametr *pitch*:

$$P = \Delta l / d$$

Δl posuv lůžka na otočku, d tloušťka řezu.

Normálně $0 < P < 2$. Pro $P < 1$ překryv. Typicky $P = 1.5$.

- ▶ Interpolace v ose z .
- ▶ Interpolace *Wide* — otočení o 1 otáčku. Větší efektivní tloušťka řezu, menší šum.
- ▶ Interpolace *Slim* — otočení o 1/2 otáčku, symetrie. Menší efektivní tloušťka řezu, větší šum.
- ▶ Lze snímat více řezů naráz (multislíce) — zrychlení.

Radiační dávka

- ▶ Absorbovaná dávka (absorbed dose) D . 1 Gy (gray) = 1 J/kg
Dříve 1 Gy = 100 rad
- ▶ Dávkový ekvivalent (effective dose equivalent)
 H_E [Sv] (sievert)

$$H_E = \sum_i w_i H_i$$

$H = cD$. Koeficient (Quality factor) c je 1 pro rentgen a γ záření, 10 pro neutrony, 20 pro částice α .

Koeficient w dle orgánu: gonády 0.2, plíce 0.12, prs 0.1, žaludek 0.12, štítná žláza 0.05, kůže 0.01.

Dříve 1 Sv = 100 rem

Radiační dávka

- ▶ Absorbovaná dávka (absorbed dose) D . 1 Gy (gray) = 1 J/kg
Dříve 1 Gy = 100 rad
- ▶ Dávkový ekvivalent (effective dose equivalent)
 H_E [Sv] (sievert)

$$H_E = \sum_i w_i H_i$$

$H = cD$. Koeficient (Quality factor) c je 1 pro rentgen a γ záření, 10 pro neutrony, 20 pro částice α .

Koeficient w dle orgánu: gonády 0.2, plíce 0.12, prs 0.1, žaludek 0.12, štítná žláza 0.05, kůže 0.01.

Dříve 1 Sv = 100 rem

- ▶ U CT počítáme součet dávek.

Radiační dávka

- ▶ Zdravotní limit (USA) je 50 mSv/rok (=limit pro pracovníka se zářením v ČR), což odpovídá asi 1000 rentgenů hrudníku, nebo 15 CT hlavy, nebo 5 CT celého těla (1 CT \approx 10 mSv).
- ▶ low-dose CT \approx 2 ~ 5 mSv, PET \approx 25 mSv
- ▶ V ČR pozadí cca 3 mSv/rok (hlavně radon), podobně v USA. V Coloradu (nadmořská výška 1500 ~ 4000 m) cca 4.5 mSv/rok. Průměrně z lékařského vyšetření 0.3 mSv/rok, asi jako 3 dlouhé cesty letadlem.

Radiační dávka

- ▶ Zdravotní limit (USA) je 50 mSv/rok (=limit pro pracovníka se zářením v ČR), což odpovídá asi 1000 rentgenů hrudníku, nebo 15 CT hlavy, nebo 5 CT celého těla (1 CT \approx 10 mSv).
- ▶ low-dose CT \approx 2 ~ 5 mSv, PET \approx 25 mSv
- ▶ V ČR pozadí cca 3 mSv/rok (hlavně radon), podobně v USA. V Coloradu (nadmořská výška 1500 ~ 4000 m) cca 4.5 mSv/rok. Průměrně z lékařského vyšetření 0.3 mSv/rok, asi jako 3 dlouhé cesty letadlem.
- ▶ pravděpodobnost smrtelné rakoviny 20 %. 1 CT=10 mSv — zvýšení o $10^{-3} \sim 10^{-4}$

Kvalita obrazu

- ▶ Parametry:
 - ▶ Obrazové rozlišení (0.5 mm)
 - ▶ Kontrast (δH , asi 5 – 10 H.j.)
 - ▶ Míra rozpoznatelnosti. (např. 1 mm při $\Delta H = 200$, 5 mm při $\Delta H = 5$).
 - ▶ Šum (SNR)
- ▶ Artefakty
 - ▶ Defektní či špatně obsluhovaný skaner
 - ▶ Kovové části (stíny)
 - ▶ Pohybové artefakty
 - ▶ Parciální objem

Příklad artefaktů

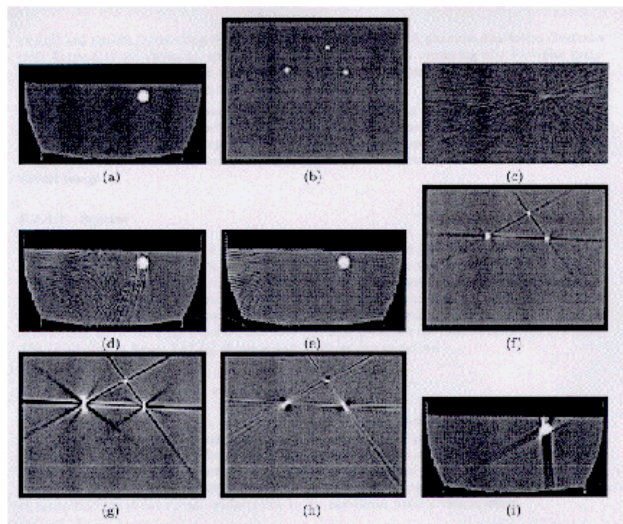
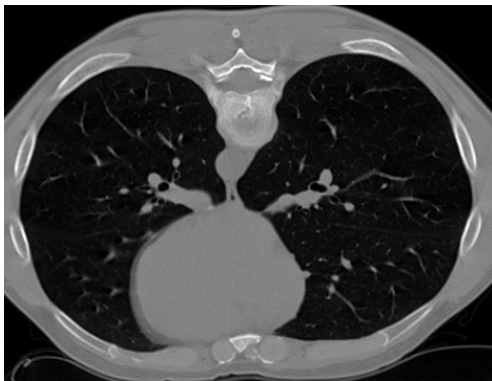


Figure 2.19 Example of image artifacts: (a) test phantom, (b) second phantom, (c) noise, (d) detector under-sampling, (e) view under-sampling, (f) beam hardening, (g) scatter, (h) nonlinear partial volume effect, and (i) object motion. (unpublished results)

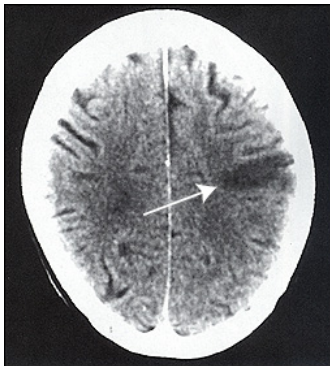
Klinické aplikace

▶ Plíce



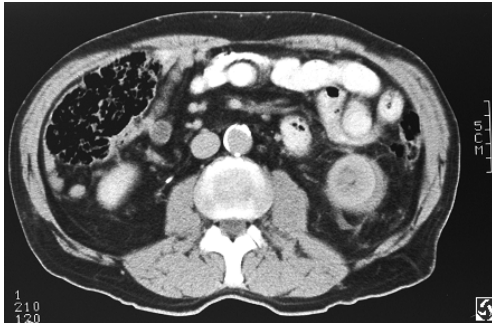
Klinické aplikace

- ▶ Plíce
- ▶ Hlava



Klinické aplikace

- ▶ Plíce
- ▶ Hlava
- ▶ **Břišní dutina**



Počítačová tomografie, závěr

- ▶ Výborné prostorové rozlišení
- ▶ 3D obraz
- ▶ Rychlé vyšetření
- ▶ Rekonstrukční algoritmus
- ▶ Špatný kontrast měkkých tkání.
- ▶ Radiační dávka