

Radiologická fyzika a radiobiologie

9. přednáška



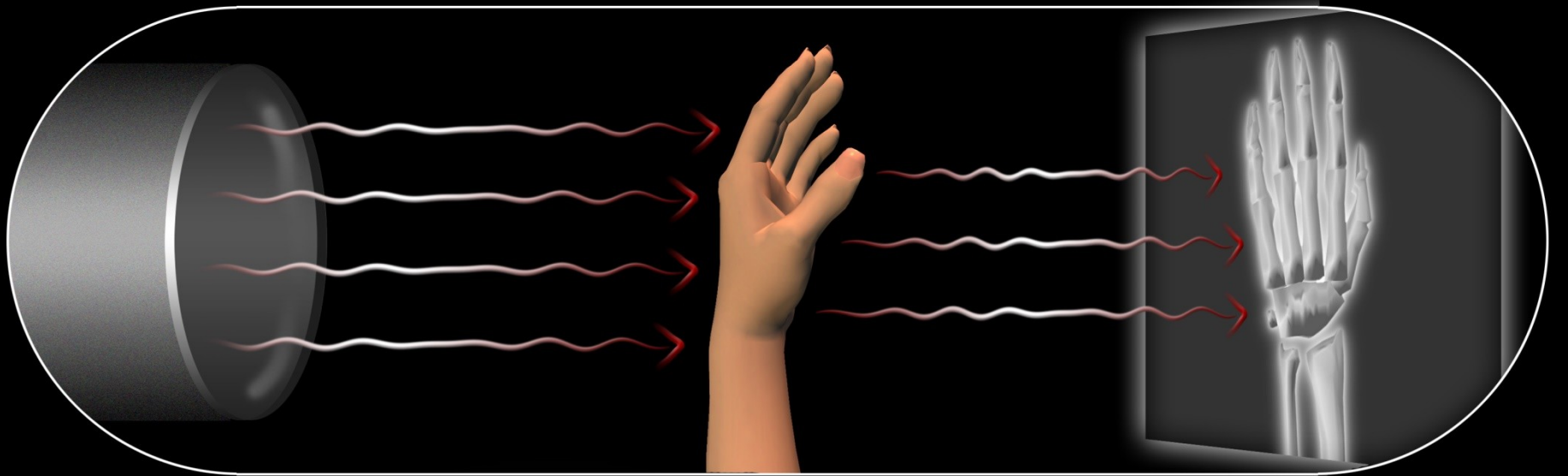
Výpočetní tomografie

- Computed Tomography (CT) je zobrazovací metoda využívající RTG záření.
- Klasické RTG zobrazení je rovinné (výsledkem je 2D obraz) v jednom daném směru.

Výpočetní tomografie

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$
$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$$
$$U_{ef} = \frac{U_m}{\sqrt{2}}$$
$$\vec{B} = \mu_0 \frac{NI \sqrt{2}}{r}$$
$$k = \frac{p^2}{2m} m_0 = \frac{M_m}{N_A}$$
$$\lambda = \frac{h}{p}$$

$$2 \operatorname{tg} \frac{\varphi_B}{2} = \frac{m_0 v}{m} = \frac{p}{m_0 v}$$
$$M_e = \sigma T^4$$
$$\phi_e = \frac{e}{4\pi \epsilon_0 r^2} \frac{1}{\sqrt{1-v^2/c^2}}$$
$$X_L = \frac{U_m}{\omega} = \frac{U_m}{2\pi f}$$
$$k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi}{c/f} = \frac{2\pi f}{c}$$
$$F_m = \vec{B} I l = \frac{\mu_0 I_1 I_2}{2\pi d} l$$
$$U = \frac{W_{AB}}{q} = \frac{q_1 q_2}{4\pi \epsilon_0 r^2} \frac{1}{r}$$
$$\varphi_E = \frac{q}{4\pi \epsilon_0 r^2} \frac{1}{r}$$
$$m = N \cdot m_0 = \frac{M_m}{N_A}$$
$$E = \frac{E_c}{a} \int \sin(\omega t + \phi) dy$$
$$k = \pm \sqrt{\frac{2m}{\hbar^2} (E - V_0)}$$



X-Ray Source

Hand

Film in Camera

$$E_y = E_0 \sin(k_x x - \omega t)$$
$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$R = R_0 \sqrt[3]{A}$$
$$\int \vec{E} d\vec{l} = - \int \frac{\partial B}{\partial t} d\vec{S}$$
$$p = \frac{E}{c} = \frac{h f}{c} = \frac{h}{\lambda}$$
$$u = U_m \sin \omega(t - \tau) = U_m \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

Výpočetní tomografie

- Toto zobrazení má tu nevýhodu, že 3D obraz se promítá na 2D rovinu.
- Tím dochází ke ztrátě informace, protože intenzita každého pixelu je průmětem několika různých tkání, kterými RTG paprsek prošel než dopadl na detektor.

Výpočetní tomografie

- K odstranění tohoto nedostatku byla vyvinuta CT tomografie.
- Výsledkem je 3D obraz, který má větší kontrast a jsme schopni určit, jakými tkáněmi RTG paprsek prošel.
- Jak? To si řekneme...

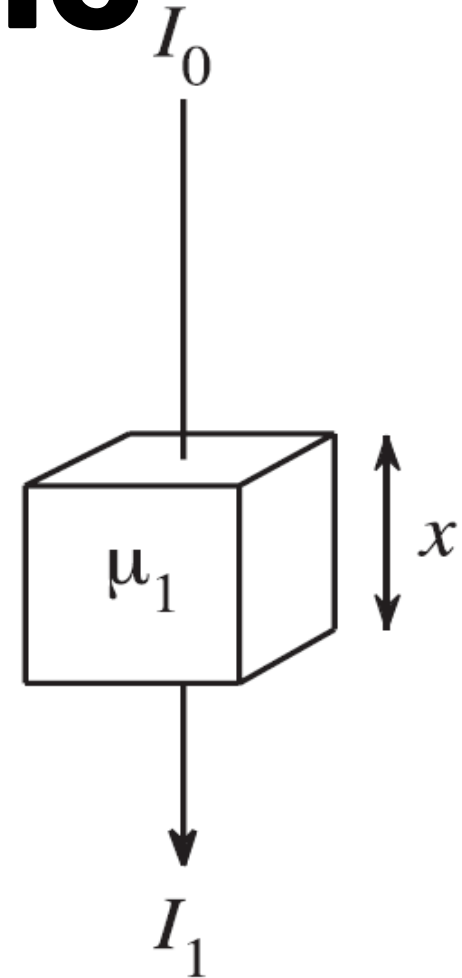
Výpočetní tomografie

- Při průchodu RTG záření látkou dochází k poklesu jeho intenzity, ať už absorpcí či rozptylem.
- Uvažujme, že RTG záření prochází homogenní látkou o tloušťce x . Jaká bude intenzita záření po průchodu?

Výpočetní tomografie

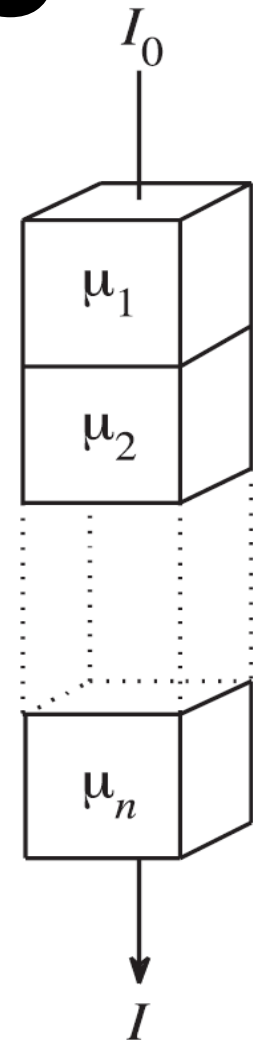
$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 x}$$

- Kde μ_1 je absorpční koeficient tkáně č. 1.
- Čím tlustší tkáň je, tím větší bude pokles intenzity.



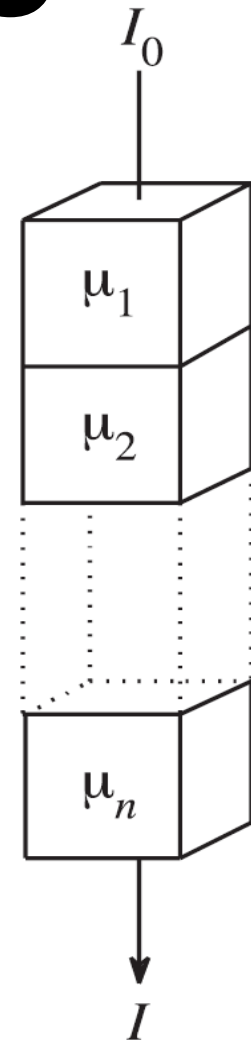
Výpočetní tomografie

- Co když budeme mít více tkání za sebou? Jak bude vypadat úbytek intenzity záření?
- Budou se absorpční koeficienty sčítat nebo násobit?



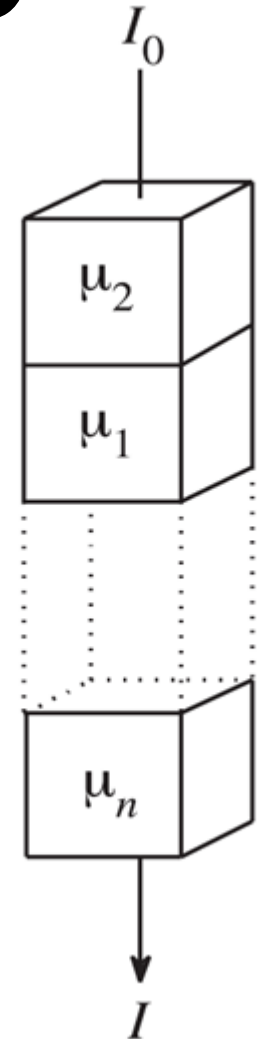
Výpočetní tomografie

- Bude platit vztah:
$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i}$$
- Absorpční koeficienty různých tkání o různých tloušťkách se budou sčítat.



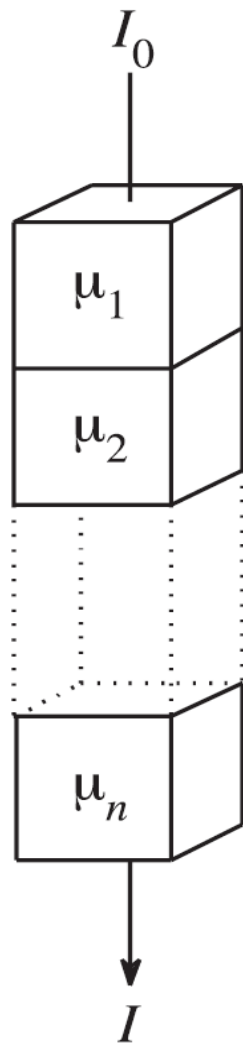
Výpočetní tomografie

- Co když prohodíme dvě tkáně? Jaký to bude mít dopad na detekovaný signál?
- Koeficienty se sčítají a protože je sčítání asociativní (nezáleží na pořadí), dostáváme stejný výsledek.

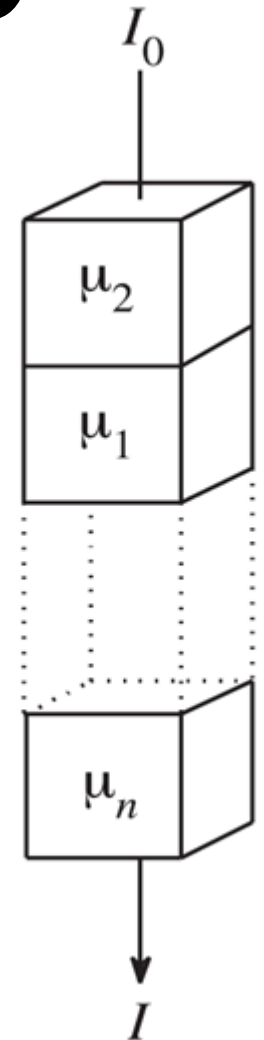


$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$
$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$$
$$U_{ef} = U_m$$

Výpočetní tomografie

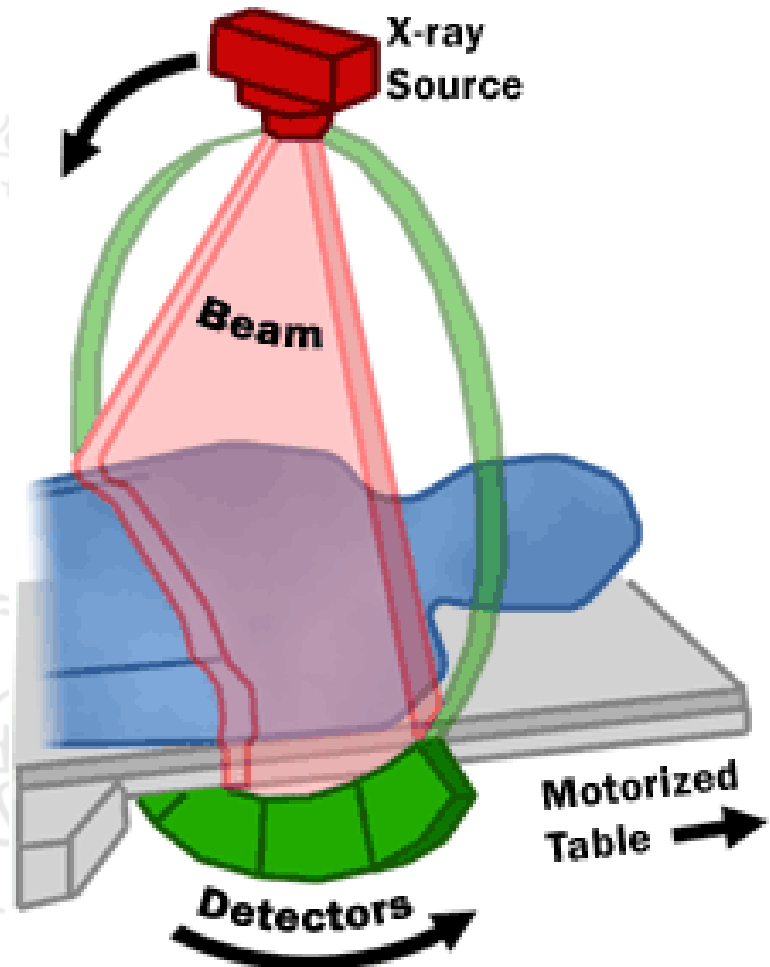


- Jak tedy poznat, jestli paprsek prošel nejdřív tkání 1 a následně tkání 2 nebo naopak?
- Nebo co když jsou tkáně náhodně rozděleny?
- Klasicky to nejde.



Výpočetní tomografie

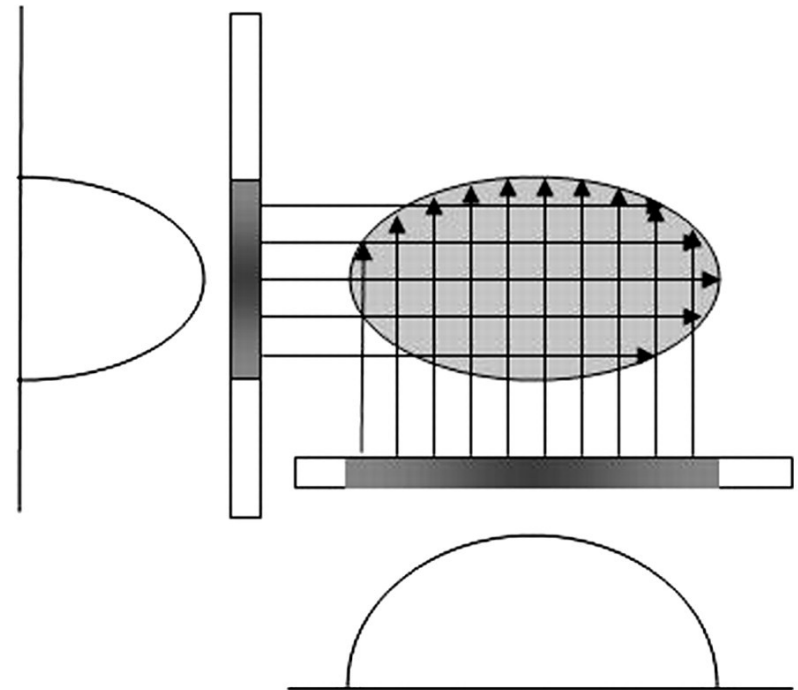
- Co když provedeme více ozařování tenkým rozbíhavým svazkem pod různými úhly?



Výpočetní tomografie

- Výsledkem bude spousta 2D projekcí intenzity záření do různých rovin.

B

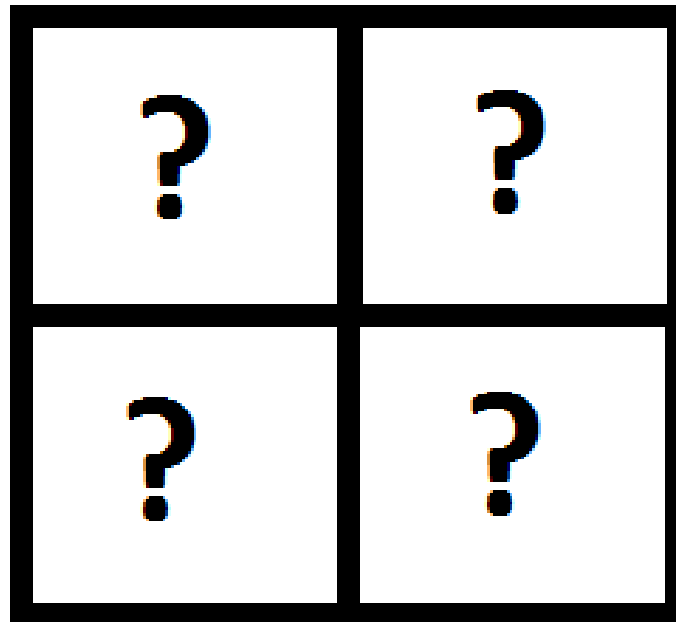


Výpočetní tomografie

- A k čemu to je dobré?
- Nyní si zkusíme zrekonstruovat malý CT experiment.
- Mějme náhodné uspořádání 4 tkání a našim úkolem je zjistit čísla, která charakterizují velikost absorpce.

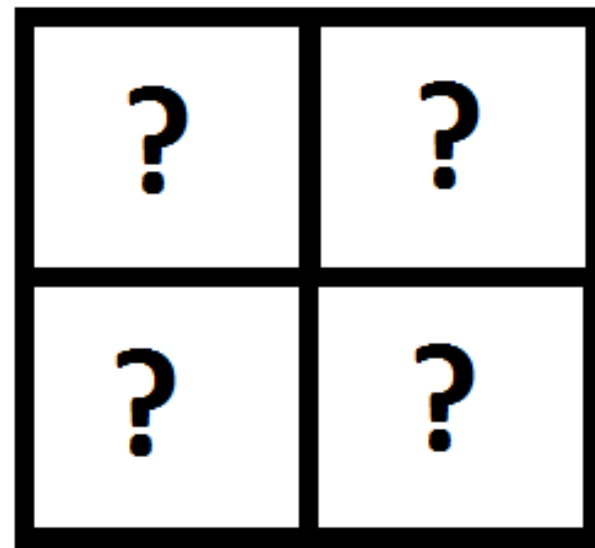
Výpočetní tomografie

- Náš neznámý model:



Výpočetní tomografie

- Nejprve jej ozáříme zleva:

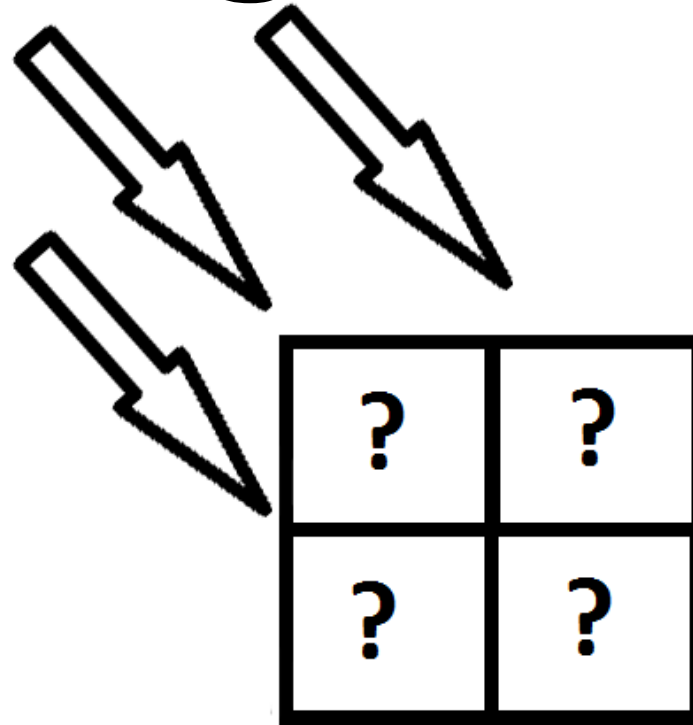


20

15

Výpočetní tomografie

- Nyní jej ozáříme z levého horního rohu:



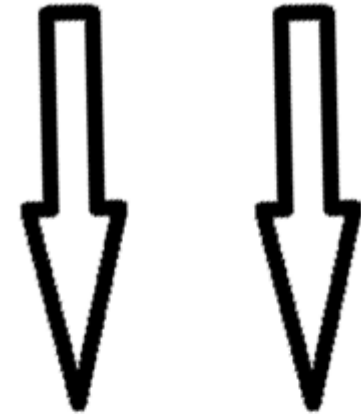
12

17

6

Výpočetní tomografie

- Nyní jej ozáříme z vrchu:



?	?
?	?

14

21

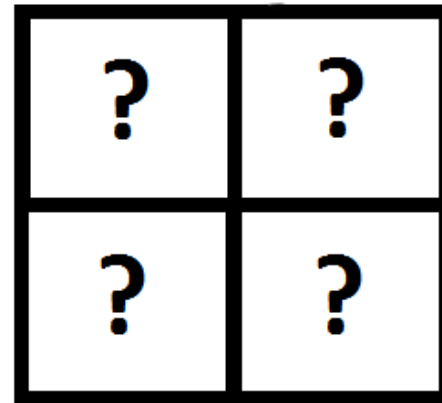
Výpočetní tomografie

- Nyní jej ozáříme z pravého horního rohu:

8

18

9

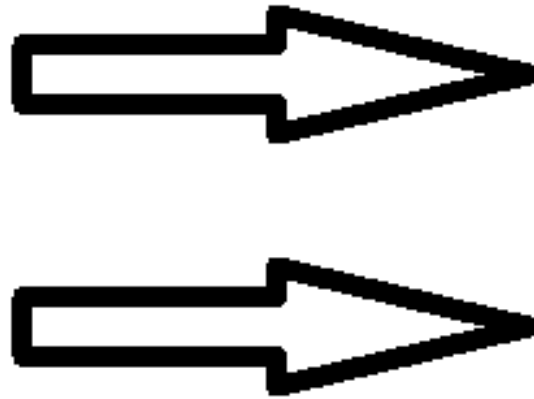


Výpočetní tomografie

- Nyní máme průměty do 4 různých směrů a můžeme se pokusit zrekonstruovat obraz pro jednotlivé „tkáně“.
- Existuje více algoritmů, ale pro názornost použijeme nejjednodušší z nich.

Výpočetní tomografie

1. Naplníme matici daty z 1. ozáření ve shodném směru:



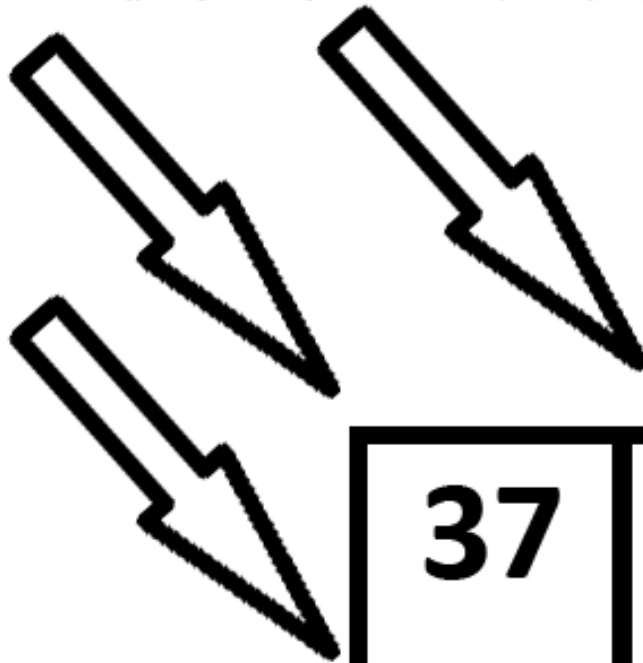
20	20
15	15

Výpočetní tomografie

2. K naplněné matici přičteme hodnoty průmětu získané po ozáření z levého horního rohu. Nesmíme zapomenout dodržovat směr odkud přichází paprsky.

Výpočetní tomografie

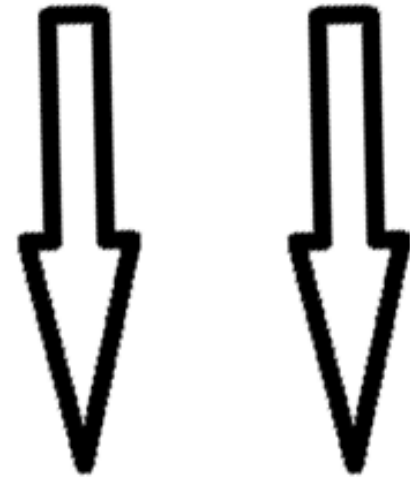
2.



37	32
21	32

Výpočetní tomografie

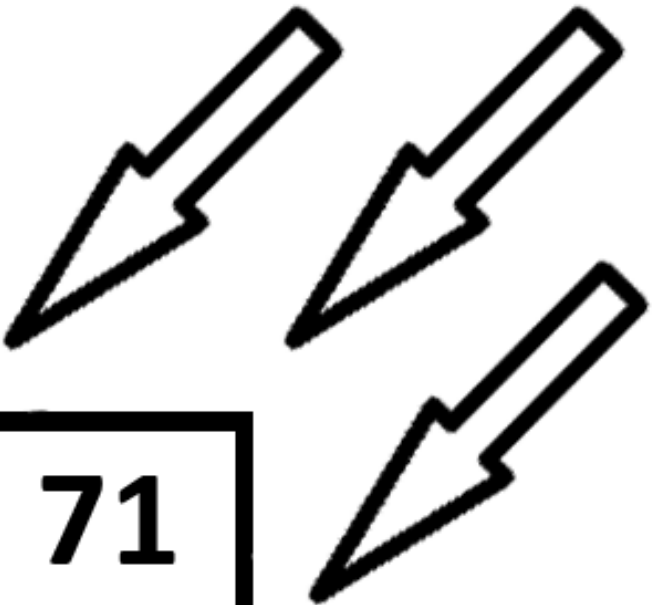
3. V tomto kroku přičteme hodnoty získané při ozáření z hora:



51	53
35	53

Výpočetní tomografie

4. Přičteme hodnoty po ozáření z pravého vrchního rohu:



59	71
53	62

Výpočetní tomografie

5. Nyní odečteme od každého pixelu celkovou intenzitu získanou z prvního měření, což je 35.

-(20+15)

24	36
18	27

Výpočetní tomografie

6. Protože jsme celkově prováděli 4 měření, tak vše vydělíme celkovým počtem ozáření zmenšeným o 1.

/3

8	12
6	9

Výpočetní tomografie

- Tím jsme vypočetli skutečné hodnoty jednotlivých pixelů v prostoru a vidíme, že tkáň vlevo dole absorbuje nejvíc a tkáň vpravo nahoře nejmíň.

8	12
6	9

CT číslo

- Jak vypočítáme koeficient absorpce?

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i} \quad \frac{I}{I_0} = e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i}$$

- Výraz zlogaritmujeme:

$$\ln \frac{I}{I_0} = - \sum_{i=1}^n \mu_i x_i$$

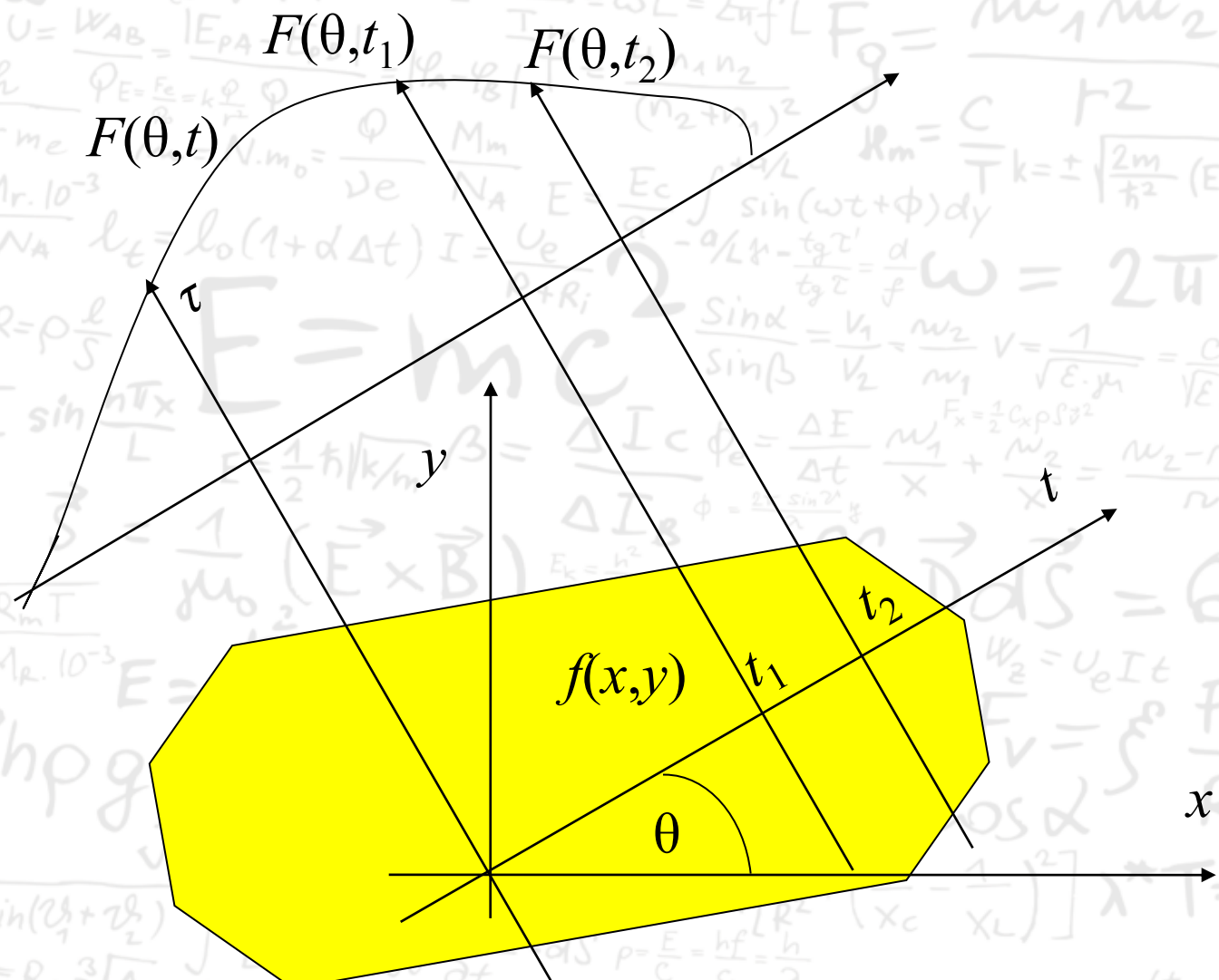
- Protože je tkáň kompaktní, musíme uvažovat spojité rozložení koeficientu absorpce:

$$\ln \frac{I}{I_0} = \int_0^d \mu(x) dx$$

CT číslo

- Místo statických os x a y budeme používat rotující souřadný systém.
- Osa τ odpovídá ose y a popisuje jak hluboko se v tkáni nacházíme.
- Osa t odpovídá ose x.
- Obě osy rotují okolo počátku systému o úhel Θ , který odpovídá úhlu natočení zdroje RTG záření.
- Tím máme zajištěno, že osa t odpovídá rovině projekce intenzity záření.

CT číslo



$E_k = \frac{1}{2} m v^2$
 $-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$
 $U_{ef} = \frac{U_m}{\dots}$
 $\vec{B} = \mu_0 \frac{NI \sqrt{2}}{2\pi r}$
 $k = \rho^2 / 2m$
 $\lambda = \frac{h}{m v}$
 $\sqrt{2eU_m}$
 $f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{g}{l}}$
 $\oint \vec{B} d\vec{l} = \mu_0 \int \vec{J} d\vec{S}$
 $C(s)$
 $v_k = \sqrt{\frac{3kT}{m_0}} = \sqrt{\frac{3kTN_A}{M_m}}$
 $\lambda = \frac{h \ln 2}{T}$
 $\left(\frac{E_t}{E_0}\right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \vartheta_1 \cos \vartheta_2}{\cos(\vartheta_1 - \vartheta_2) \sin(\vartheta_1 + \vartheta_2)}$
 $E_y = E_0 \sin(kx - \omega t)$
 $S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$

CT číslo

- Výsledná funkce signálu:

$$F(\theta, t) = \ln \frac{I_0}{I(\theta, t)} = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(t \cos \theta - \tau \sin \theta, \tau \cos \theta + t \sin \theta) d\tau$$

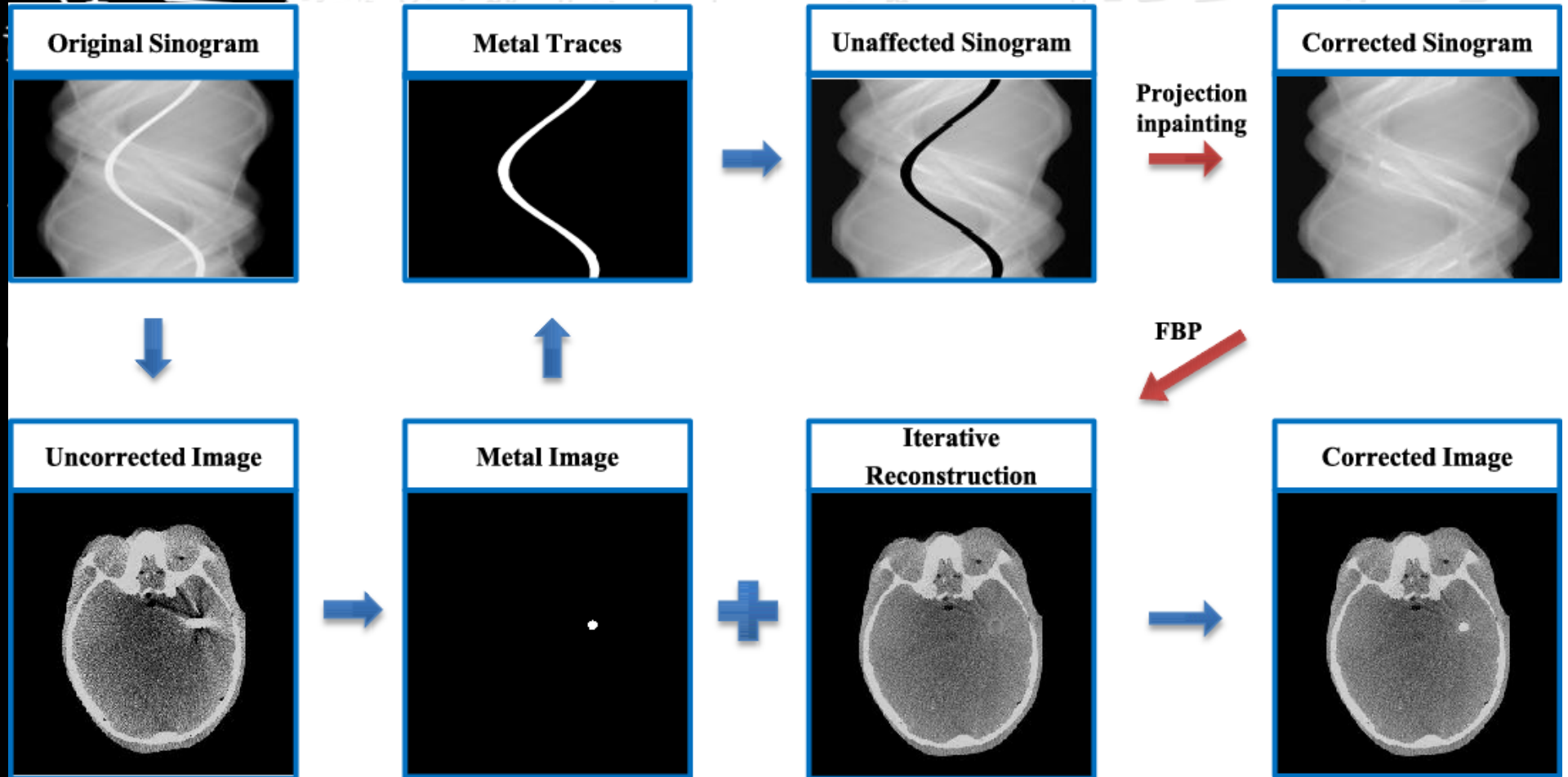
- Ale nás zajímá rozložení koeficientu absorpce v rovině ($\mu(x, y)$).

- Použijeme inverzní Radonovu transformaci (obdoba Fourierovy v MRI)

$$\mu(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\partial F(\theta, t)}{\partial t} \frac{dtd\theta}{x \cos \theta + y \sin \theta - t}$$

CT číslo

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$
$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2\psi}{dx^2} + V\psi = E\psi$$
$$U_{pc} = U_m$$
$$E = \hbar\omega$$
$$2 \tan \frac{\psi_B}{2} = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$
$$\rho V = nRT \Psi = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD$$
$$H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$
$$V = c/\lambda$$
$$\Phi = NBS$$
$$F_m = \vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$
$$L = \frac{U_m}{I} = \omega L = 2\pi f L$$
$$m_1 m_2$$
$$E_y = E_0 \sin(k_x x - \omega t)$$
$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$
$$R = R_0 \sqrt[3]{A}$$
$$\int \vec{E} d\vec{l} = -\int \frac{\partial B}{\partial t} d\vec{S}$$
$$p = \frac{E}{c} = \frac{h f}{c} = \frac{h}{\lambda}$$
$$u = U_m \sin \omega(t - \tau) = U_m \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

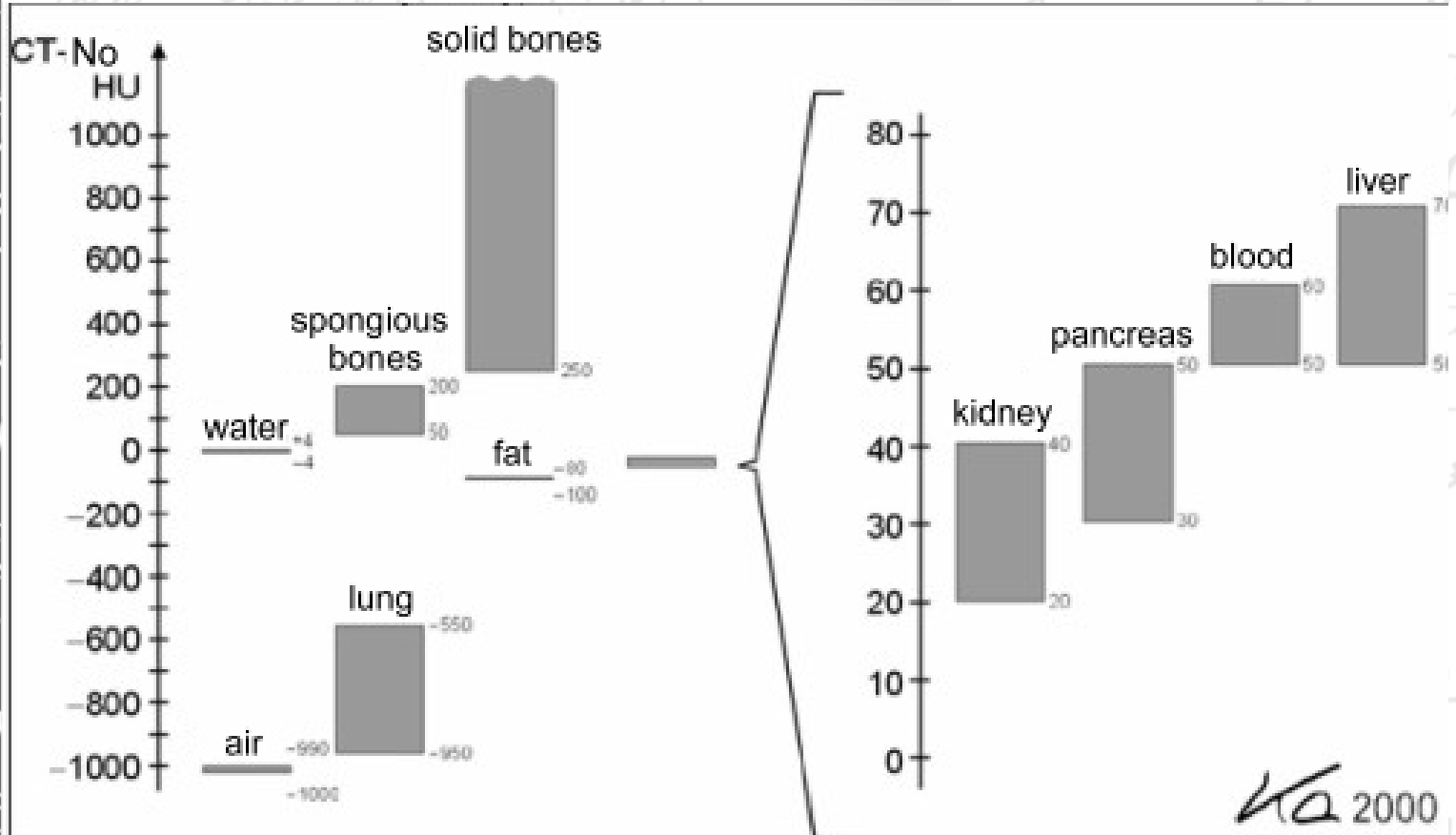


CT číslo

- Aby byly hodnoty pixelů přehlednější, nezobrazují se přímo hodnoty absorpčních koeficientů, ale CT čísla (Hounsfieldovo číslo)
- Protože je tělo z větší části voda, stanovil se standard tak, aby CT číslo bylo pro vodu 0, pak je CT číslo pro vzduch -1000.

$$CT = 1000 \frac{\mu_i - \mu_w}{\mu_w}$$

CT číslo



$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$$

$$U_{ef} = U_m$$

$$\vec{B} = \mu_0 \frac{NI \sqrt{2}}{r}$$

$$k = \frac{p^2}{2m} = \frac{m_0 v^2}{2}$$

$$\lambda = \frac{h}{p}$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{g}{l}}$$

$$\oint \vec{B} \cdot d\vec{l} = \mu_0 I$$

$$v_k = \sqrt{\frac{3kT}{m_0}} = \sqrt{\frac{3kTN}{M_m}}$$

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T} F_h$$

$$\left(\frac{E_t}{E_0} \right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \vartheta_1 \cos \vartheta_2}{\cos(\vartheta_1 - \vartheta_2) \sin(\vartheta_1 + \vartheta_2)}$$

$$E_y = E_0 \sin(kx - \omega t)$$

$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$2 \tan \vartheta_B = \frac{n_2}{n_1} = n_{21}$$

$$pV = nRT$$

$$\vec{\Psi} = \iint \vec{D} \cdot d\vec{S} = AD$$

$$H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$

$$V = c/\lambda$$

$$\Phi = NBS$$

$$\vec{F}_m = \vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$

$$F_g = \frac{m_1 m_2}{r^2}$$

$$U = \frac{W_{AB}}{Q} = \frac{|E_{PA} - E_{PB}|}{|q_A - q_B|} = \frac{V_A - V_B}{1} = V_A - V_B$$

$$T = \frac{4n_1 n_2}{n_1 + n_2}$$

$$I_m = \omega L = 2\pi f L$$

CT číslo

- Protože je člověk schopen rozlišit pouze cca 256 odstínů šedé, výsledný kontrast obrazu se musí vhodně nastavit (optimalizovat).

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2\psi}{dx^2} + V\psi = E\psi$$

$$2 \tan \theta_B = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$

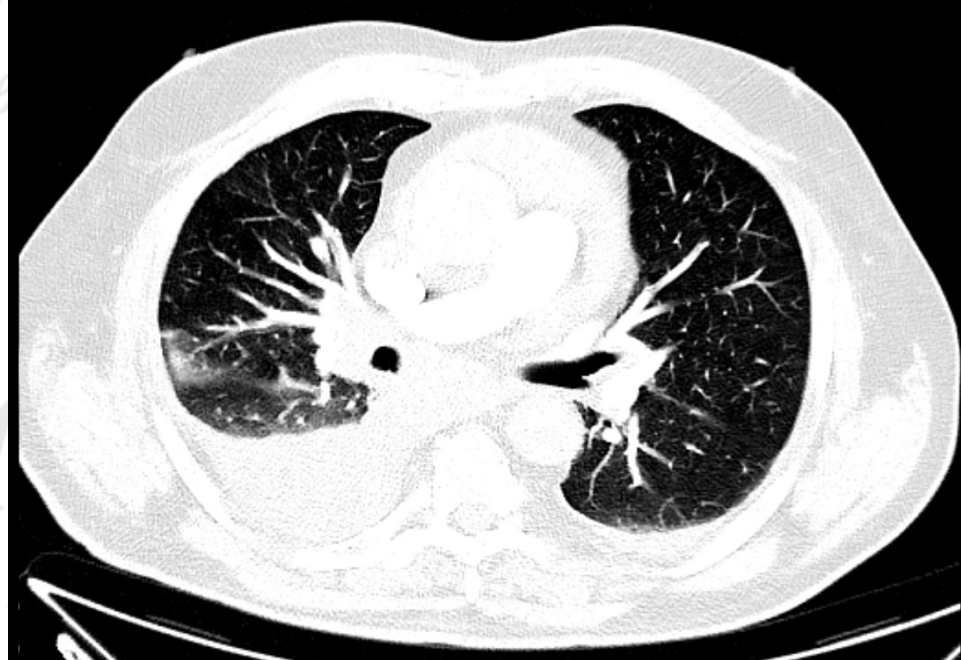
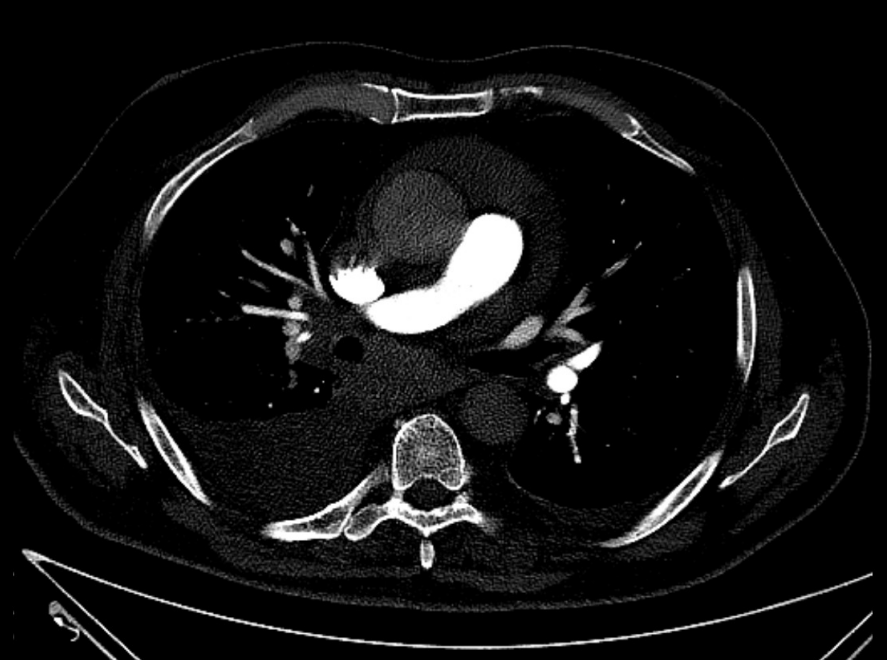
$$pV = nRT \quad \Psi = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD$$

$$H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$

$$V = c/\lambda \quad \Phi = NBS$$

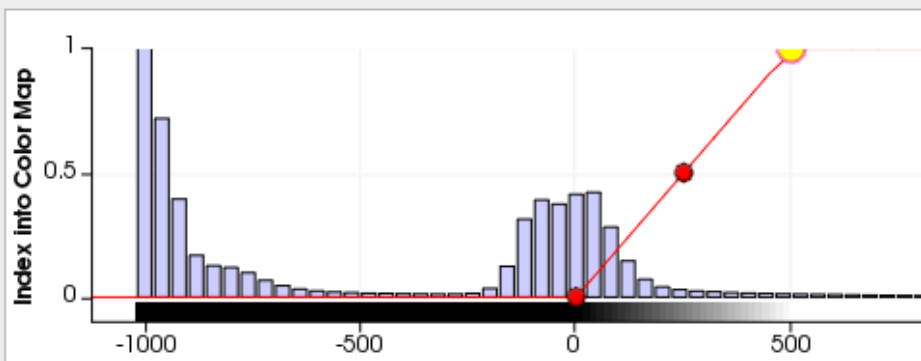
$$F_m = \vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{r}$$

CT číslo

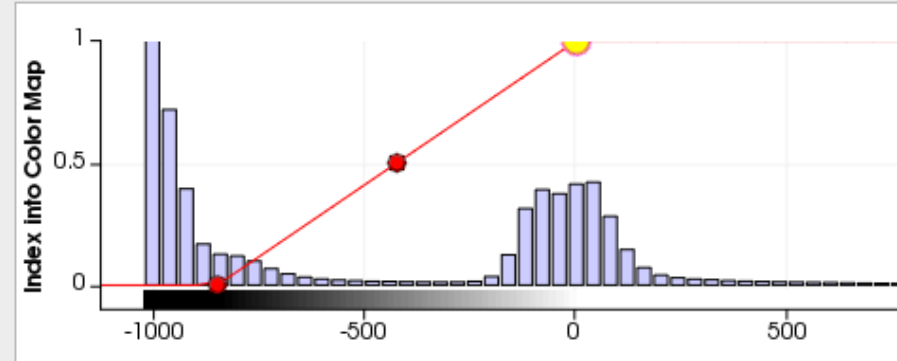


$$V = \frac{3kT}{2} = \frac{3kTN}{2} = \frac{3R_m T}{2}$$

Curve-Based Contrast Adjustment:



Curve-Based Contrast Adjustment:

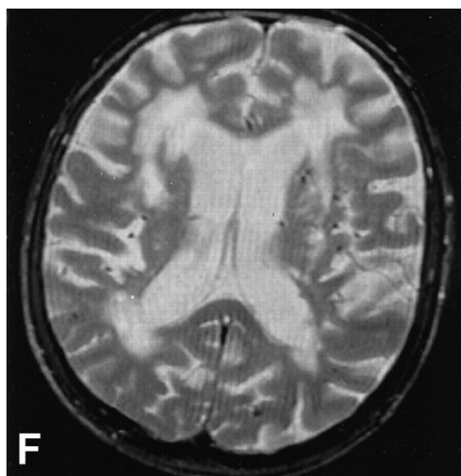
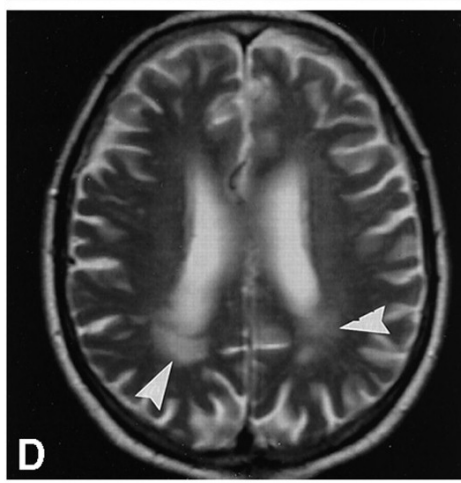
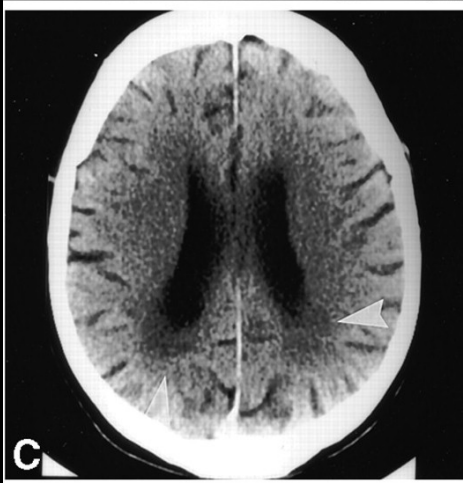
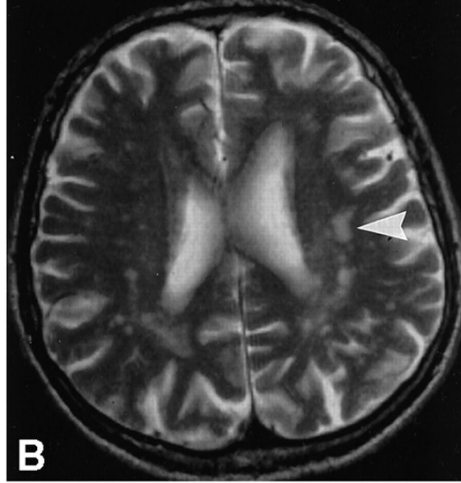
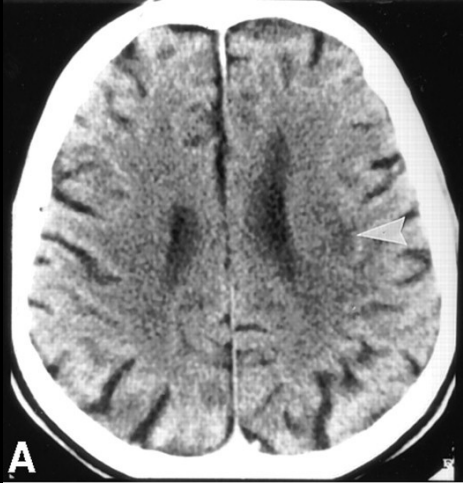


CT číslo

- Jodová kontrastní látka

Class	Combination		Iodine Content (mg/mL)	Osmolality (mOsm/kg)
Ionic monomers with high osmolality	Meglumine iothalamate Na	Conray®	325	1843
	Meglumine diatrizoate Na	Gastrografin®	306	1530
	Metrizoate Na	Isopaque®	370	2100
Ionic dimers with low osmolality	Ioxaglate acid	Hexabrix®	320	580
	Iodipamide	Cholografin® Meglumine®	260	
	Iotroxate	Biliscopin®	105	600
	Nonionic monomers	Iopamidol	Iopamiro®	300
	Iohexol	Omnipaque®	300	640
	Ioversol	Optiray®	320	702
	Iopentol	Imagopaque®	250	350
	Iomeprol	Iomeron®	400	726
	Iopromide	Ultravist®	300	590
	Iobitridol	Xenetix®	350	915
	Ioxilan	Oxilan®	350	721
Non ionic dimers	Iotrolan	Isovist®	300	320
	Iosimenol *		340	290
	Iodixanol (isoosmolal)	Visipaque®	320	290

* Not commercially available.



CT skener

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$$

$$U_{ef} = U_m$$

$$\vec{B} = \mu_0 \frac{NI\sqrt{2}}{2l}$$

$$2 \operatorname{tg} \vartheta_B = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$

$$pV = nRT \quad \Psi = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD$$

$$H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$

$$Me = \sigma T^4$$

$$\phi_e = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} = \frac{\Delta t'}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$$

$$V = c/\lambda$$

$$\Phi = NBS$$

$$E = \hbar \omega$$

$$U = \frac{W_{AB}}{q} = \frac{|E_{PA} - E_{PB}|}{q} = \frac{|\varphi_A - \varphi_B|}{q}$$

$$\vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$

$$X_L = \frac{U_m}{I_m} = \omega L = 2\pi f L$$

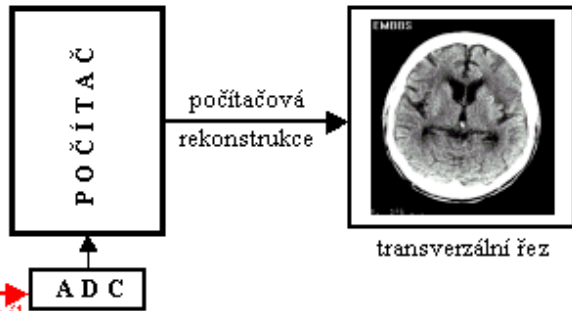
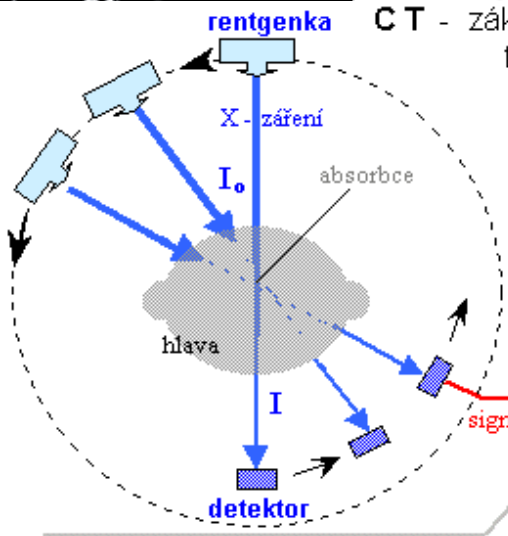
$$F_g = \frac{m_1 m_2}{(m_1 + m_2)^2}$$

$$T = \frac{4 n_1 n_2}{(n_1 + n_2)^2}$$

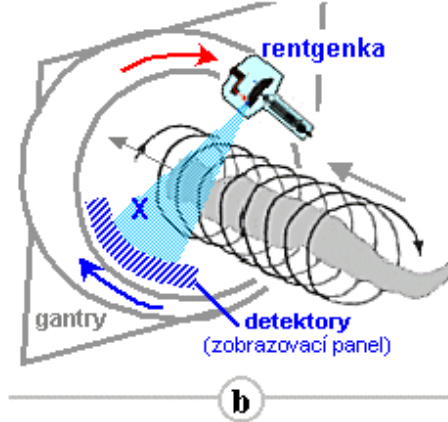
$$\varphi_E = \frac{E_e}{r} = k \frac{Q}{r}$$

$$T = \frac{c}{f}$$

CT - základní princip rentgenové transmisní tomografie



Spirální (helikální) multi-slice CT



$$\lambda = \frac{h\nu_2}{T} F_h = \frac{Shp}{g}$$

$$\left(\frac{E_t}{E_0}\right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \vartheta_1 \cos \vartheta_2}{\cos(\vartheta_1 - \vartheta_2) \sin(\vartheta_1 + \vartheta_2)}$$

$$E_y = E_0 \sin(kx - \omega t)$$

$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$E = \hbar k^2 \frac{1}{2m} \quad PC = \frac{1}{r} \quad R = \frac{U}{I} \quad W_2 = U_e I t$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{CL}}$$

$$M = F d \cos \alpha$$

$$\int \vec{E} d\vec{l} = - \int \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \cdot d\vec{S}$$

$$p = \frac{E}{c} = \frac{hf}{c} = \frac{h}{\lambda}$$

$$u = U_m \sin \omega(t - \tau) = U_m \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda}\right)$$

CT skener

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2\psi}{dx^2} + V\psi = E\psi$$

$$U_{pc} = U_m$$

$$2 \operatorname{tg} \theta_B = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$

$$pV = nRT \quad \Psi = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD$$

$$H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$

$$V = c/\lambda \quad \Phi = NBS$$

$$\vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$

$$X_L = \frac{U_m}{T} = \omega L = 2\pi f l$$

$$E = h\nu$$

$$Me = \sigma T^4$$

$$\phi_e = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t} = \frac{\Delta \varphi'}{\Delta t' \sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$$

$$m = \frac{c}{T} k = \pm \sqrt{\frac{2m}{\hbar^2} (E - V_0)}$$

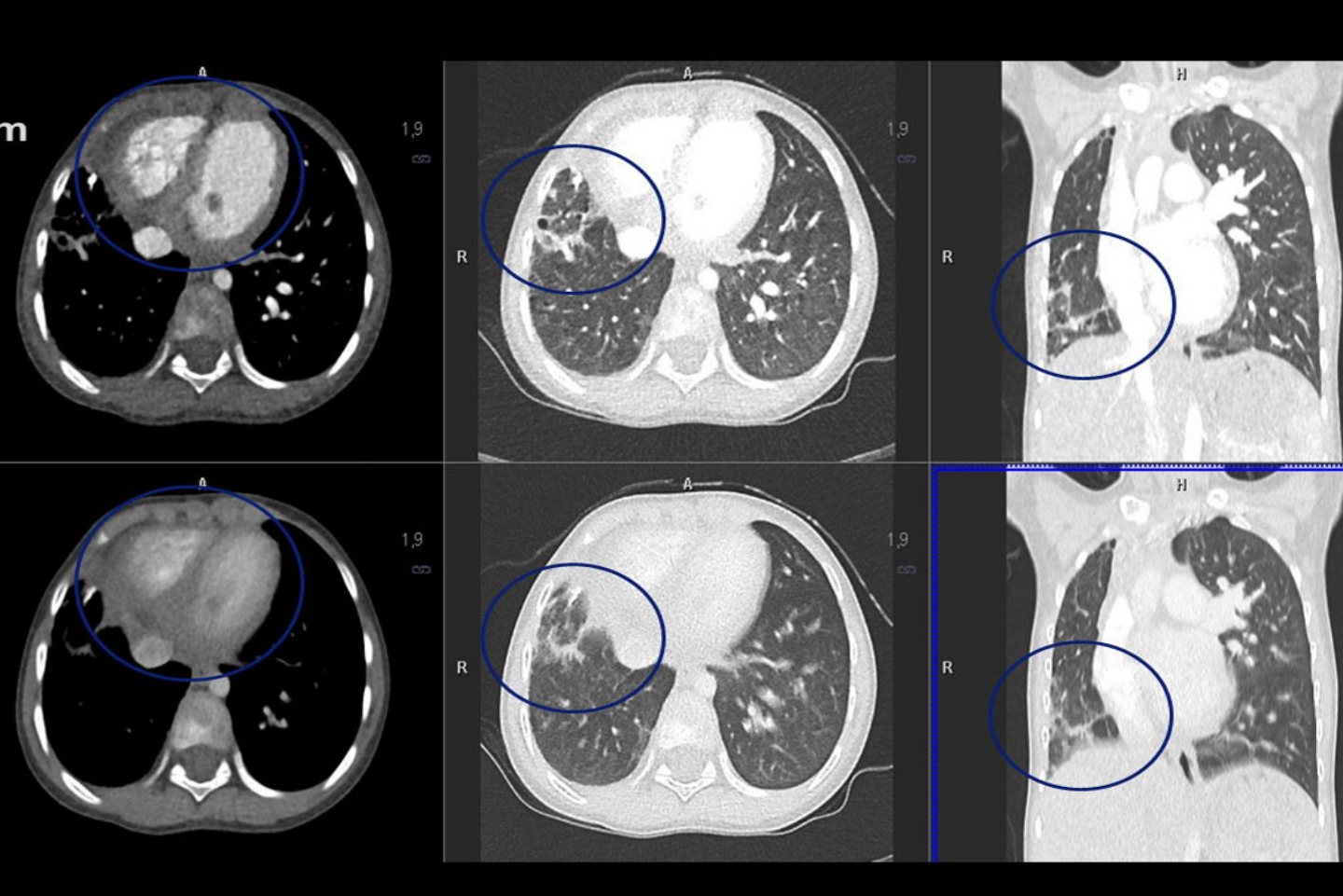
$$F_x = \frac{1}{2} c_x \rho \beta^2$$

$$\frac{m_1}{x} + \frac{m_2}{x'} = \frac{m_2 - m_1}{r}$$

$$\vec{D} d\vec{S} = Q^*$$

$$\cos \alpha = \frac{R}{R}$$

$$\left(\frac{1}{\lambda} - \frac{1}{\lambda'} \right)^2 \lambda^* T = b$$



Pitch = 0,7
 Rotation time: 0.28 s
 Scan time: 2.60 s

Pitch = 3
 Rotation time: 0.28 s
 Scan time: 0.60 s

$$E_y = E_0 \sin(k_x x - \omega t)$$

$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$R = R_0 \sqrt[3]{A}$$

$$\int \vec{E} d\vec{l} = - \int \frac{\partial B}{\partial t} d\vec{S}$$

$$p = \frac{E}{c} = \frac{hf}{c} = \frac{h}{\lambda}$$

$$u = U_m \sin \omega(t - \tau) = U_m \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

DECT

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2\psi}{dx^2} + V\psi = E\psi$$

$$U_{ef} = \frac{U_m}{\sqrt{2}}$$

$$\vec{B} = \mu_0 \frac{NI\sqrt{2}}{2l}$$

$$2 \tan \theta_B = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$

$$Me = \sigma T^4$$

$$\phi_e = \frac{L}{4\pi r^2}$$

$$U = \frac{W_{AB}}{e} = \frac{|E_{PA} - E_{PB}|}{e} = \frac{|\phi_A - \phi_B|}{T} = \frac{4n_1n_2}{(n_2+n_1)^2}$$

$$pV = nRT$$

$$\vec{\Psi} = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD$$

$$H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$

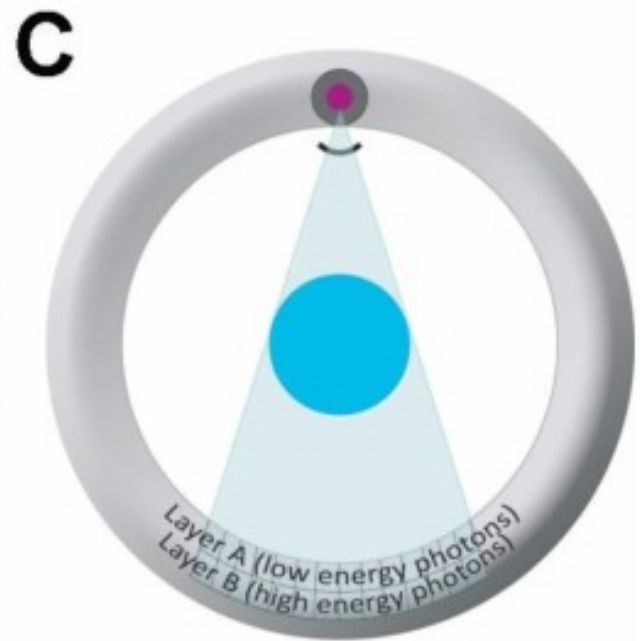
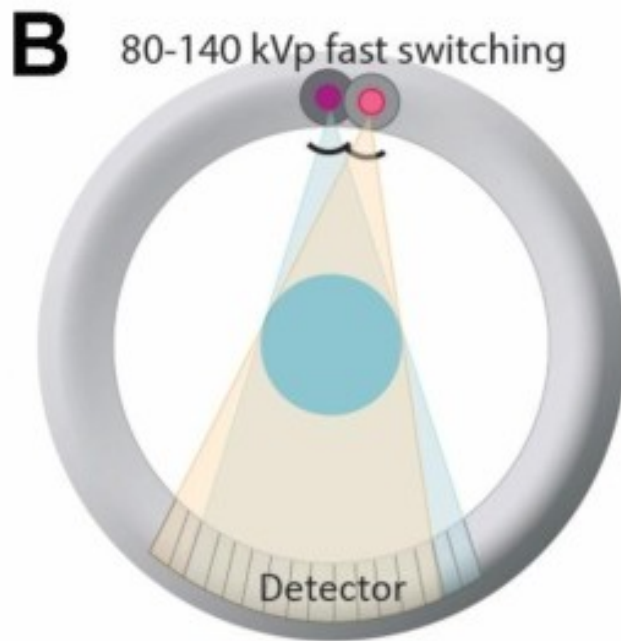
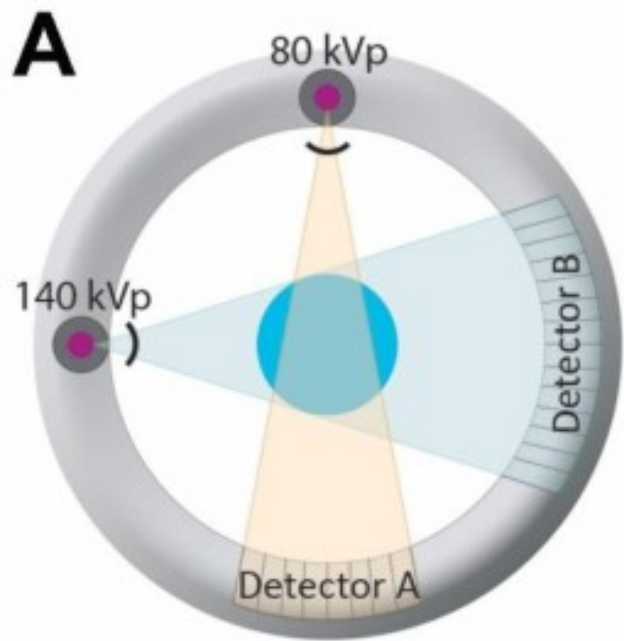
$$V = c/\lambda$$

$$\Phi = NBS$$

$$F_m = \vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$

$$F_g = \frac{m_1 m_2}{r^2}$$

$$f = \frac{c}{\lambda}$$



$$\left(\frac{E_t}{E_o}\right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \theta_1 \cos \theta_2}{\cos(\theta_1 - \theta_2) \sin(\theta_1 + \theta_2)}$$

$$E_y = E_o \sin(k_x - \omega t)$$

$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{LC}}$$

$$\sigma = \frac{P}{S}$$

$$M = \int \vec{F} d \cos \alpha$$

$$R$$

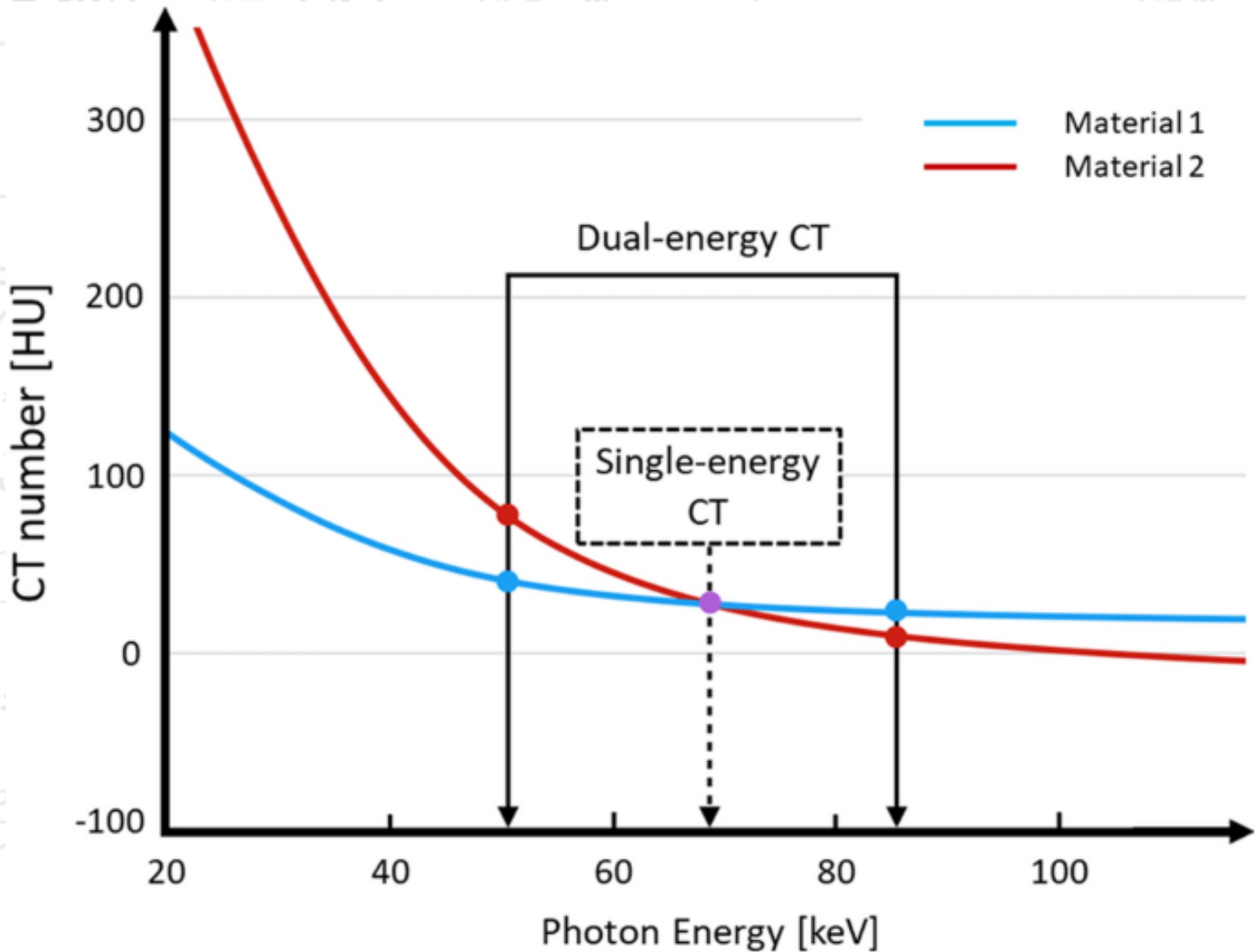
$$S I_m^2 = U_m^2 \left[\frac{1}{R^2} + \left(\frac{1}{X_C} - \frac{1}{X_L} \right)^2 \right]$$

$$\lambda^* T = b$$

$$p = \frac{E}{c} = \frac{hf}{c} = \frac{h}{\lambda}$$

$$u = U_m \sin \omega(t - T) = U_m \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

DECT



$E_k = \frac{1}{2} m v^2$
 $-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$
 $U_{ef} = \frac{U_m}{\epsilon}$
 $\vec{B} = \mu_0 \frac{NI \sqrt{2}}{r}$
 $k = \frac{p^2}{2m} m_0 = \frac{M_p}{N_A}$
 $\lambda = \frac{h}{m v}$
 $\sqrt{2eU_m}$
 $f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{g}{l}}$
 $\oint \vec{B} d\vec{l} = \mu_0 \int \vec{J} d\vec{s}$
 $C(s)$
 $v_k = \sqrt{\frac{3kT}{m_0}} = \sqrt{\frac{3kTN}{M_m}}$
 $\lambda = \frac{\ln 2}{T} F_h$
 $\left(\frac{E_t}{E_0}\right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \theta_1 \cos \theta_2}{\cos(\theta_1 + \theta_2)}$
 $E_y = E_0 \sin(k_x x - \omega t)$
 $S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2\psi}{dx^2} + V\psi = E\psi$$

$$U_{ef} = \frac{U_m}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$$

$$2 \tan \theta_B = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$

$$Me = \sigma T^4$$

$$\phi_e = \frac{L}{4\pi r^2}$$

$$E = \hbar\omega$$

$$U = \frac{W_{AB}}{A} = \frac{|E_{PA} - E_{PB}|}{A} = \frac{1}{2} \rho v^2$$

$$\rho V = nRT$$

$$\Psi = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD$$

$$H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$

$$V = c/\lambda$$

$$\Phi = NBS$$

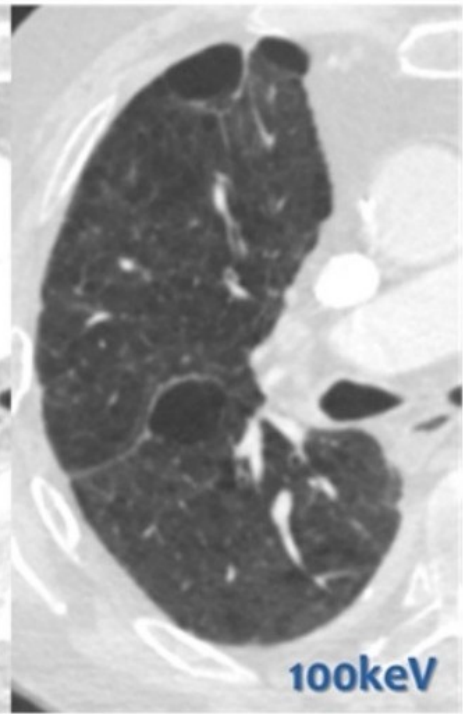
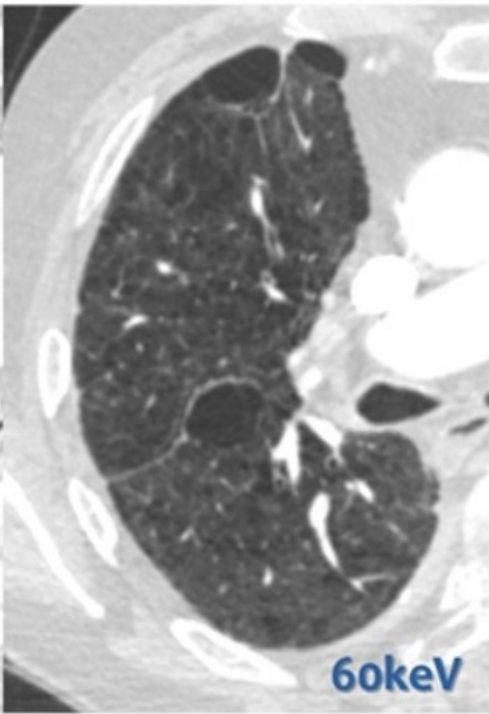
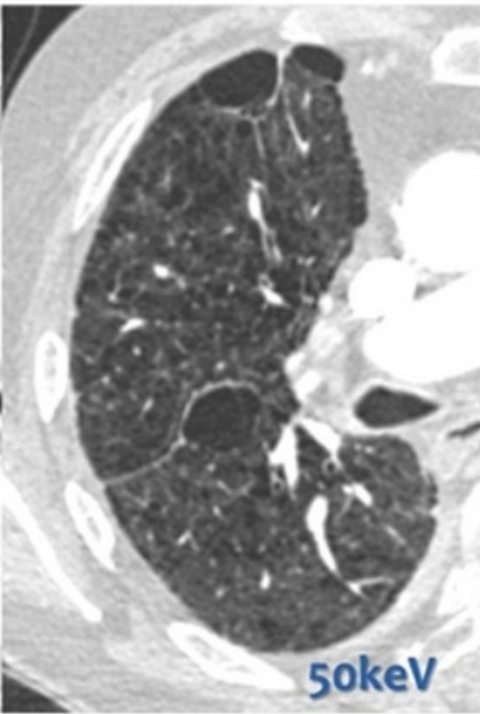
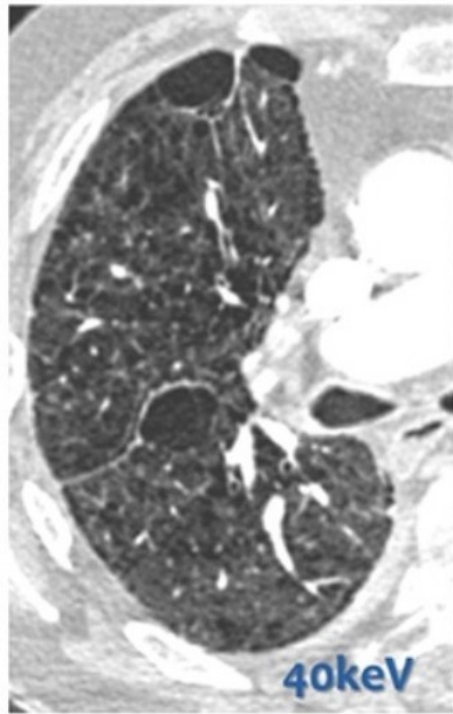
$$k = \sqrt{\frac{m_0}{R_s}}$$

$$\vec{F}_m = \vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$

$$F_q = \frac{m_1 m_2}{\lambda}$$

DECT

SINGLE SOURCE DUAL ENERGY CT



$$\left(\frac{E_t}{E_0}\right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \theta_1 \cos \theta_2}{\cos(\theta_1 - \theta_2) \sin(\theta_1 + \theta_2)}$$

$$E_y = E_0 \sin(k_x - \omega t)$$

$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{CL}}$$

$$M = F d \cos \alpha - R$$

$$S I_m^2 = U_m^2 \left[\frac{1}{R^2} + \left(\frac{1}{X_C} - \frac{1}{X_L} \right)^2 \right]$$

$$\lambda^* T = b$$

$$p = \frac{E}{c} = \frac{\hbar f}{c} = \frac{\hbar}{\lambda}$$

$$u = U_m \sin \omega(t - \tau) = U_m \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

$$\int \vec{E} d\vec{l} = - \int \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \cdot d\vec{S}$$

DECT

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$$

$$U_{ef} = \frac{U_m}{\sqrt{2}}$$

$$\vec{B} = \mu_0 \frac{NI \sqrt{2}}{2l}$$

$$2 \tan \theta_B = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$

$$pV = nRT \quad \vec{\Psi} = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD \quad H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$

$$Me = \sigma T^4 \quad \Phi_e = \frac{L}{4\pi r^2}$$

$$E = \hbar \omega$$

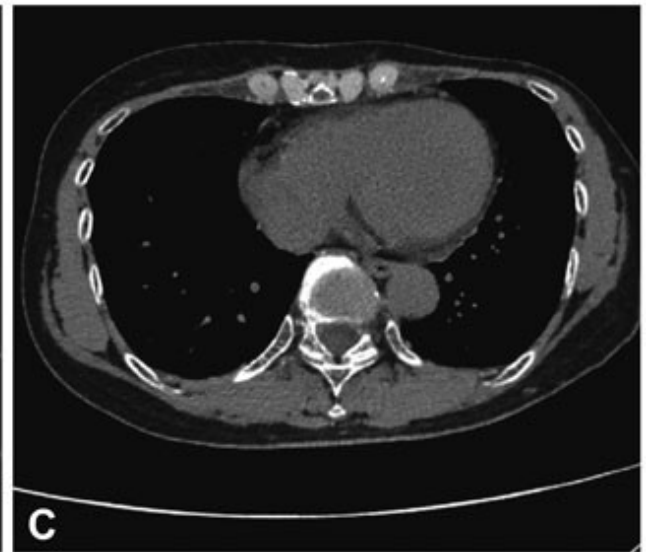
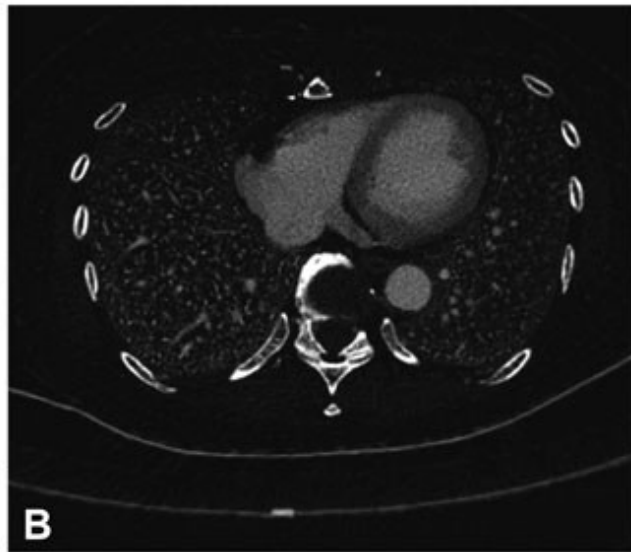
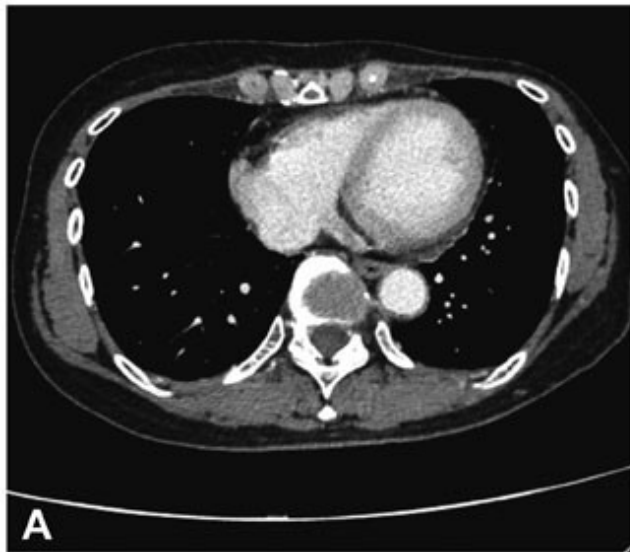
$$U = \frac{W_{AB}}{2\pi r m} = \frac{|E_{PA} - E_{PB}|}{2\pi r m} = \frac{|\varphi_A - \varphi_B|}{T} = \frac{4n_1 n_2}{(n_2 + n_1)^2}$$

$$F_m = \vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$

$$F_g = \frac{m_1 m_2}{r^2}$$

$$v = \frac{c}{\lambda}$$

$$\Phi = NBS$$



$$\lambda = \frac{h \nu_2}{T} F_h$$

$$\left(\frac{E_t}{E_0} \right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \theta_1 \cos \theta_2}{\cos(\theta_1 - \theta_2) \sin(\theta_1 + \theta_2)}$$

$$E_y = E_0 \sin(k_x - \omega t)$$

$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$E = \frac{\hbar k}{2m} \quad 1 \text{ pc} = \frac{10^{-12} \text{ m}}{10^9} = 10^{-21} \text{ m}$$

$$M_0 = \frac{4\pi^2 r^3}{3 \text{ dt}^2}$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{CL}}$$

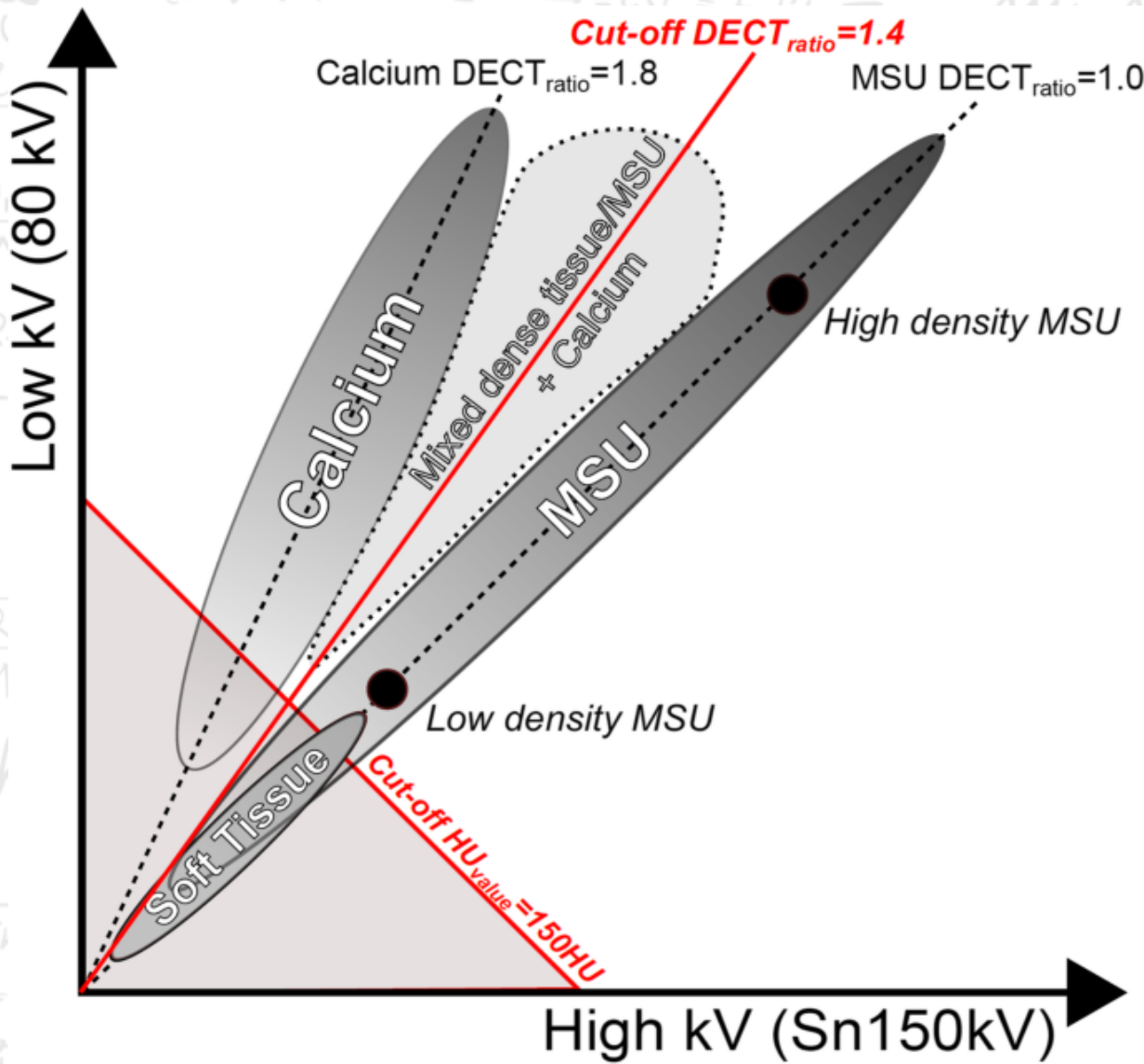
$$\sigma = \frac{Q}{S} \quad M = F d \cos \alpha \quad S \rightarrow R = \frac{U}{I} \quad F_v = \int \frac{F_n}{R}$$

$$S I_m^2 = U_m^2 \left[\frac{1}{R^2} + \left(\frac{1}{X_C} - \frac{1}{X_L} \right)^2 \right] \quad \lambda^* T = b$$

$$p = \frac{E}{c} = \frac{h f}{c} = \frac{h}{\lambda}$$

$$u = U_m \sin \omega(t - \tau) = U_m \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

DECT



$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$
$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$$
$$U_{ef} = U_m$$
$$\vec{B} = \mu_0 \frac{NI \sqrt{2}}{2\pi r}$$
$$k = \frac{p^2}{2m} m_0 = \frac{M_0}{N_0}$$
$$\lambda = \frac{h}{\sqrt{2eUm}}$$
$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{g}{e}} \psi(\alpha) = \sqrt{2/L}$$
$$\oint \vec{B} d\vec{l} = \mu_0 \int \vec{J} d\vec{s}$$
$$C(s)$$
$$v_k = \sqrt{\frac{3kT}{m_0}} = \sqrt{\frac{3kTN_0}{M_m}} = \sqrt{\frac{3R}{M}}$$
$$\lambda = \frac{\ln 2}{T} F_h = S$$
$$\left(\frac{E_t}{E_0}\right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \theta_1 \cos \theta_2}{\cos(\theta_1 - \theta_2) \sin \theta_2}$$
$$E_y = E_0 \sin(k_x - \omega t)$$
$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

DECT

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$
$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2 \psi}{dx^2} + V \psi = E \psi$$
$$U_{ef} = \frac{U_m}{2}$$

$$2 \tan \theta_B = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$
$$pV = nRT$$
$$\vec{\Psi} = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD$$
$$H_\lambda = \frac{\Delta M_e}{\Delta \lambda}$$
$$V = c/\lambda$$
$$\Phi = NBS$$
$$E = \hbar \omega$$
$$F_m = \vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$
$$U = W_{AB}$$
$$I_m = \omega L = 2\pi f L$$
$$F = \mu_1 \mu_2$$

ventional [HU]

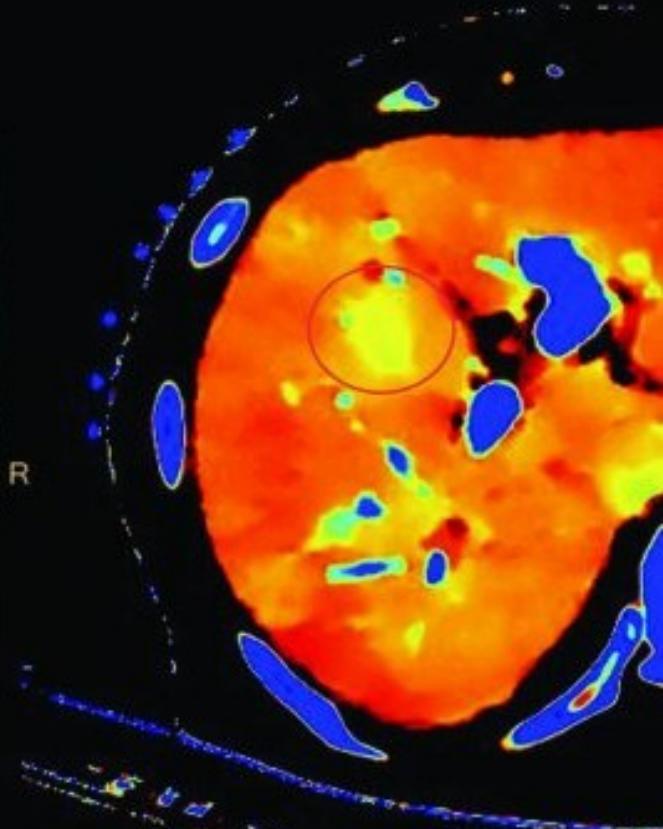
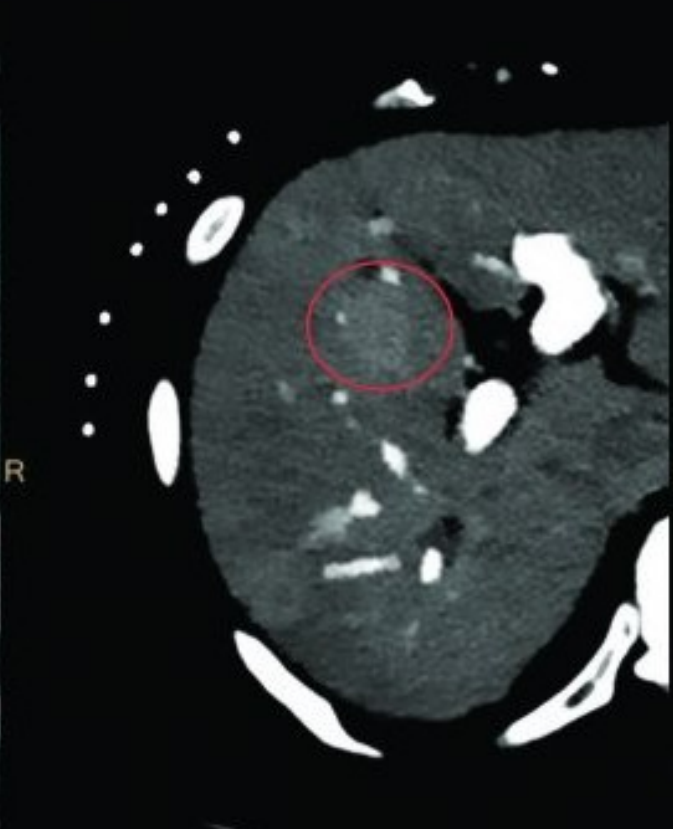
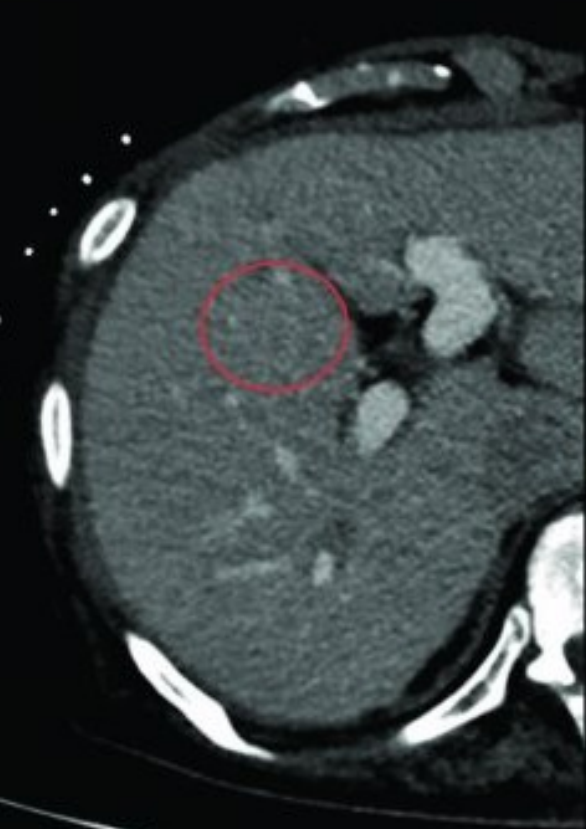
A

MonoE 40keV [HU]

A

Z Effective

A



$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$R = R_0 \sqrt[3]{A}$$
$$u = U_m \sin \omega(t - \tau) = U_m \sin 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right)$$

$$E_k = \frac{1}{2} m v^2$$

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2\psi}{dx^2} + V\psi = E\psi$$

$$U_{ef} = \frac{U_m}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$$

$$\vec{B} = \mu_0 \frac{NI\sqrt{2}}{2\pi r}$$

$$K = \frac{p^2}{2m} m_0 = \frac{M_m}{M_r \cdot 10}$$

$$2 \tan \theta_B = \frac{m_2}{m_1} = m_{21}$$

$$Me = \sigma T^4$$

$$\phi_e = \frac{L}{4\pi r^2}$$

$$X_L = \frac{U_m}{I_m} = \omega L = 2\pi f L$$

$$I = \frac{U_e}{R + R_i}$$

$$pV = nRT$$

$$\vec{\Psi} = \iint \vec{D} d\vec{S} = AD$$

$$H_\lambda = \frac{\Delta Me}{\Delta \lambda}$$

$$V = c/\lambda$$

$$\Phi = NBS$$

$$k = \sqrt{\frac{m_2}{m_1}}$$

$$\vec{F}_m = \vec{B} I l = \frac{\mu I_1 I_2}{2\pi d} l$$

$$g = \frac{m_1 m_2}{r^2}$$

$$\omega = 2\pi f$$

CT

- Rychlost CT:
- <https://www.youtube.com/watch?v=2CWpZKuy-NE>



$$\left(\frac{E_t}{E_0}\right)_{\parallel} = \frac{2 \cos \theta_1 \cos \theta_2}{\cos(\theta_1 - \theta_2) \sin(\theta_1 + \theta_2)}$$

$$E_y = E_0 \sin(k_x - \omega t)$$

$$S = \frac{1}{A} \frac{dW}{dt}$$

$$R = R_0 \sqrt[3]{A}$$

$$J_0 = \frac{2\pi \gamma c}{e(s)}$$

$$\int \vec{E} d\vec{l} = -$$

Shrnutí

- Výborně chápeme nedostatky klasického RTG a potřeby vyvinout CT.
- Teoreticky víme, jak počítač počítá intenzity jednotlivých pixelů obrazu.
- Umíme napsat a okomentovat rovnici intenzity záření a okomentovat převod signálu na absorpční koeficient.
- Dokonale víme, co je to CT, vzorec a jeho základní hodnoty v tkáních.

Shrnutí

- Víme historii CT skenerů (doporučuji první youtube video na posledním slaidu), jak fungovaly první přístroje, jak fungují novější a jak fungují DECT.

Testy

- Co víme a nevíme z testů. (Opakování)

Konec

<https://www.youtube.com/watch?v=9SUHgtREWQc>

<https://www.youtube.com/watch?v=R8rhNouTHeY>

<https://www.youtube.com/watch?v=1ZY4F-DUXC4>

Děkuji za pozornost

**Konec
9. přednášky**

**Prezentace vznikla v rámci projektu
fondu rozvoje MU 1515/2014**