

Radiologická fyzika

Vytváření obrazu při MRI a CT

podzim 2011, sedmá přednáška

Jak získat obraz při MRI?

Celý studovaný objem přispívá k detekovanému signálu NMR. Vytvoření obrazu vyžaduje splnění dvou základních podmínek:

- ✓ Najít způsob, jak získat informaci jen z dané malé oblasti. Je potřeba kromě základního homogenního pole ještě přidat gradientní pole, která modifikují lokální hodnoty Larmorovy frekvence.
- ✓ Najít způsob, jak vytvářet kontrast. Radiofrekvenční pole nebude působit stále, ale jen v určitých sekvencích pulsů.

Magnetické pole při MRI

Tři základní typy polí:

- ✓ Statické homogenní magnetické pole podél osy z
- ✓ Radiofrekvenční pole ve směru osy y
- ✓ Lineární gradientní pole ve směru osy z

$$\vec{B}_0 = B_0 \vec{e}_z$$

stále

$$\vec{B}_1 = B_1 \cos \omega t \vec{e}_y \quad \text{po dobu potřebnou pro překlopení magnetizace}$$

$$\vec{B}_G = \vec{G} \cdot \vec{r} \vec{e}_z$$

různé složky ve vhodnou dobu

Larmorova frekvence

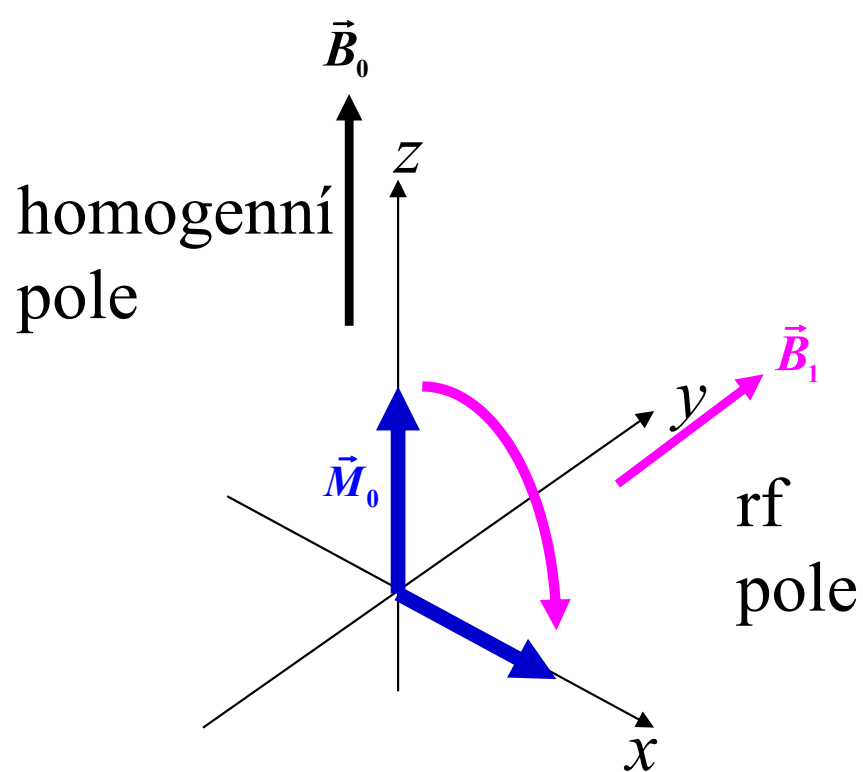
$$\omega_0(\vec{r}, t) = \gamma \left[B_0 + \vec{G}(t) \cdot \vec{r} \right]$$

$$\vec{G}(t) = G_x(t) \vec{e}_x + G_y(t) \vec{e}_y + G_z(t) \vec{e}_z$$

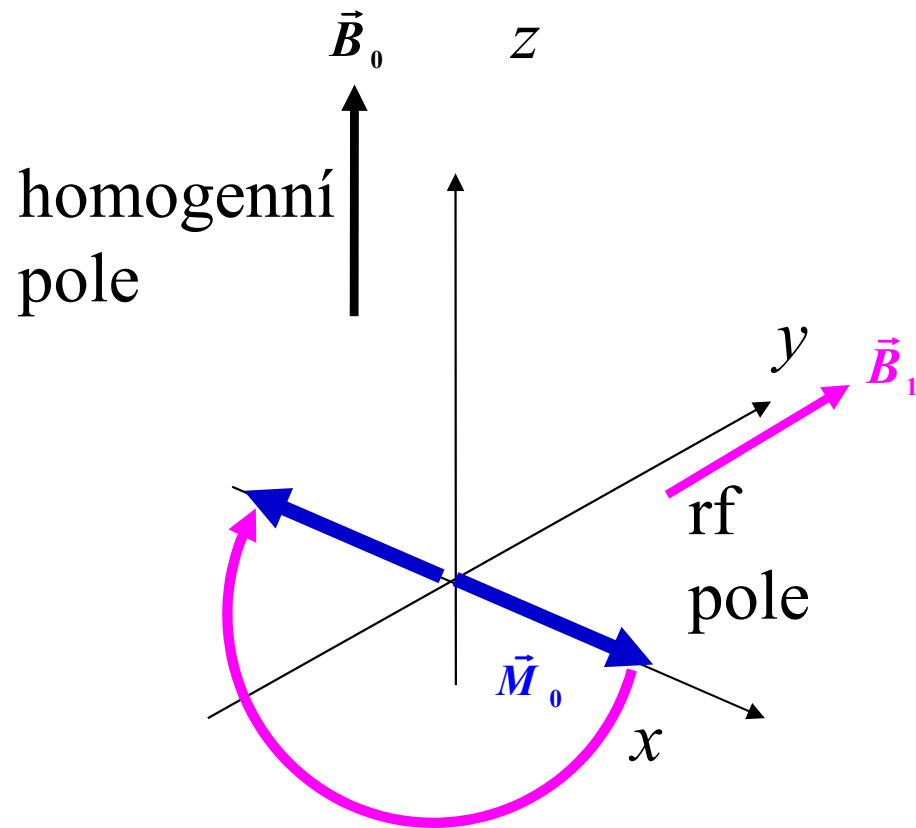
$$\vec{r} = x \vec{e}_x + y \vec{e}_y + z \vec{e}_z$$

$$\vec{G}(t) \cdot \vec{r} = G_x(t) x + G_y(t) y + G_z(t) z$$

Překlopení magnetizace pulsem rf pole



90° puls



180° puls

Magnetizace v rovině $x - y$

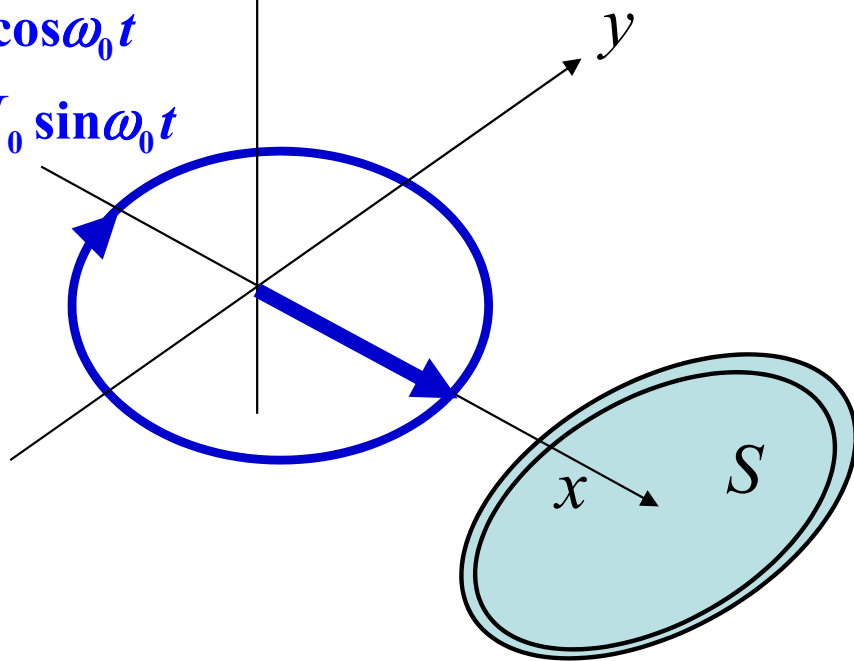
homogenní
pole

\vec{B}_0

z

$$M_{0x} = M_0 \cos \omega_0 t$$

$$M_{0y} = -M_0 \sin \omega_0 t$$

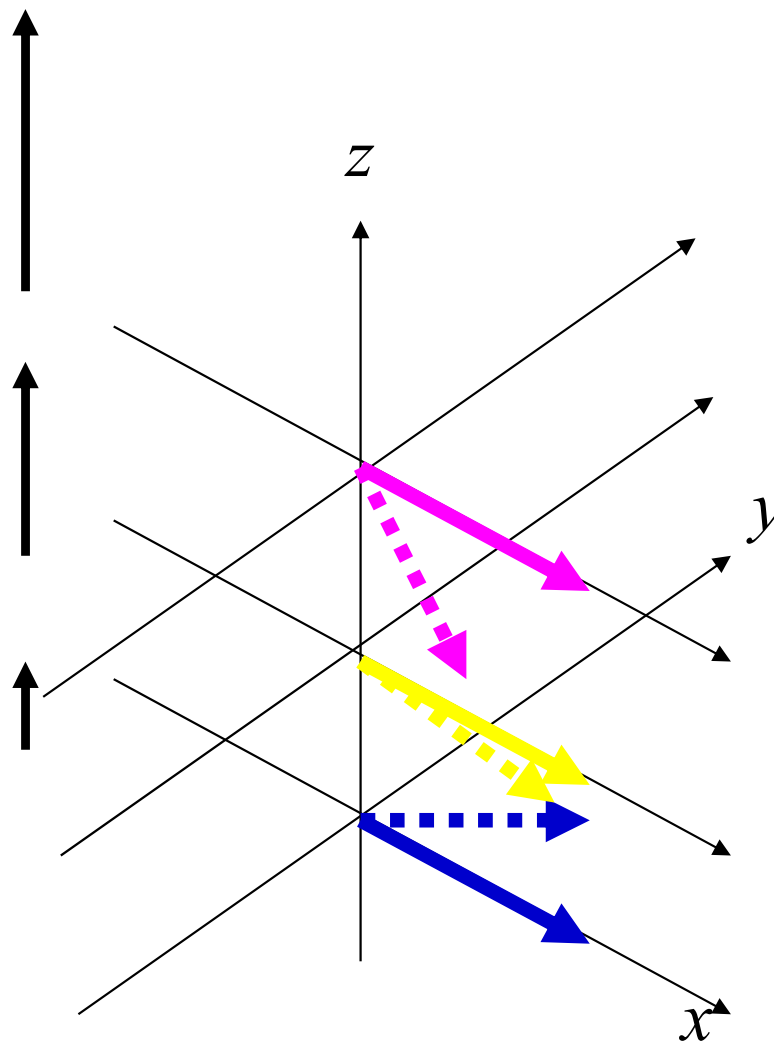


Proměnný magnetický
tok vyvolá v detekční
cívce proměnné napětí
– signál NMR

$$U(t) = -\frac{d\Phi}{dt} = S M_0 \sin \omega_0 t$$

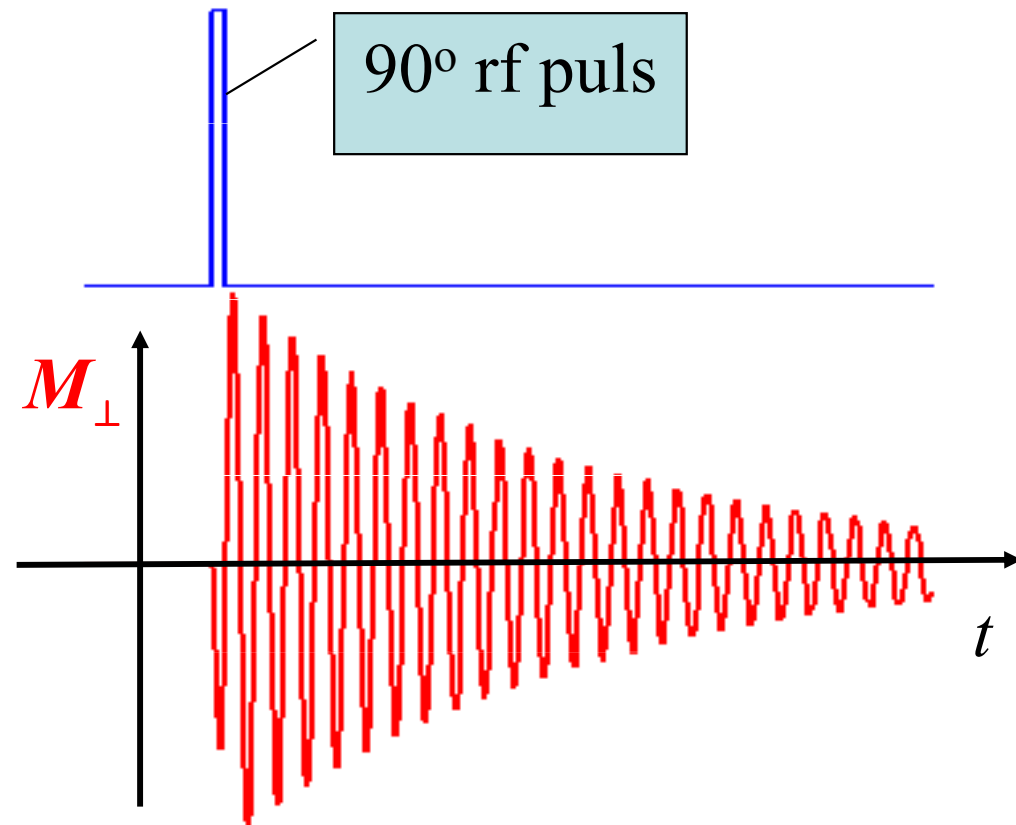
Lokální nehomogenity statického pole

Lokální nehomogenity magnetického pole způsobují, že se precese děje s mírně odlišnou frekvencí.



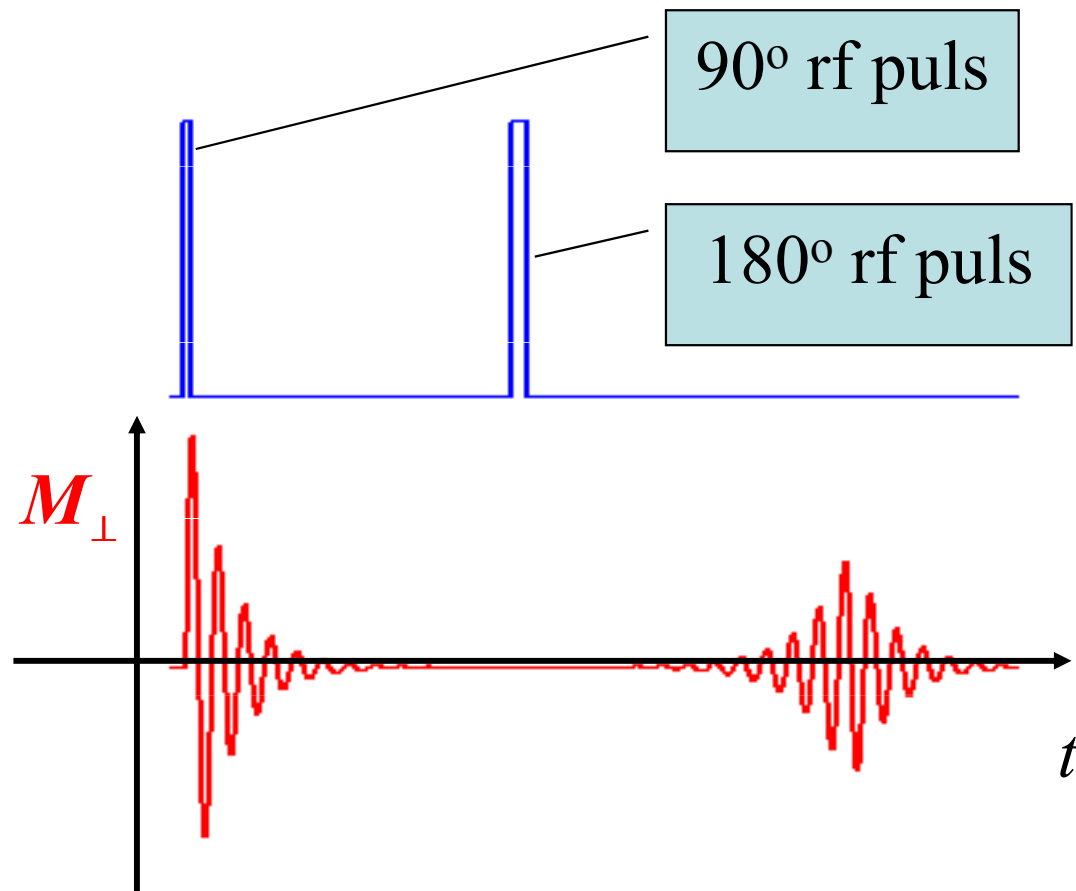
Volný rozpad indukce (FID)

Free induction decay – volný rozpad indukce je způsoben jednak interakcí spinů blízkých jader, jednak nehomogenitami pole (jak chemickým posuvem, tak nedokonalostí magnetu). Časová konstanta je T_2^* . Prvnímu jevu odpovídá časová konstanta T_2 a je nevratný. Vliv druhého jevu, který je vlivem statických polí, je možno metodou spinového echa potlačit.



Spinové echo

Po uplynutí doby $T_E/2$ od aplikace 90° pulsu je aplikován 180° puls. Ten překlopí vektory momentů jednotlivých jader v rovině $x - y$ a tedy ty vektory, které se v rotaci předbíhaly, jsou teď zpožděny a naopak. Po čase $T_E/2$ od aplikace 180° pulsu se dostanou vektory opět do stejné fáze (tedy jen vrácena je jen ta část, způsobená statickými poli).

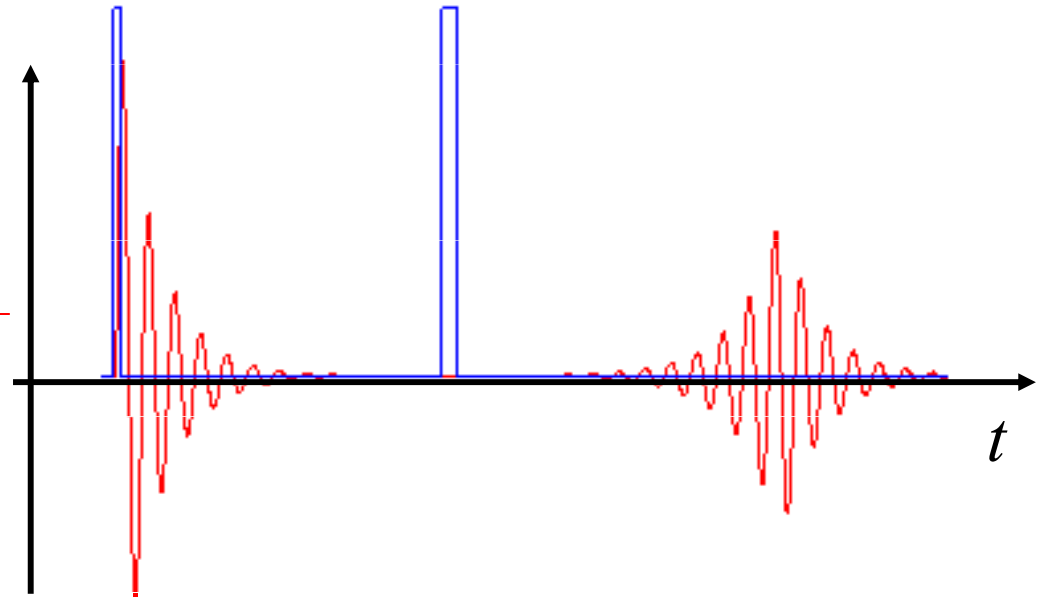


Spinové echo: T_2 – kontrast

šedá hmota

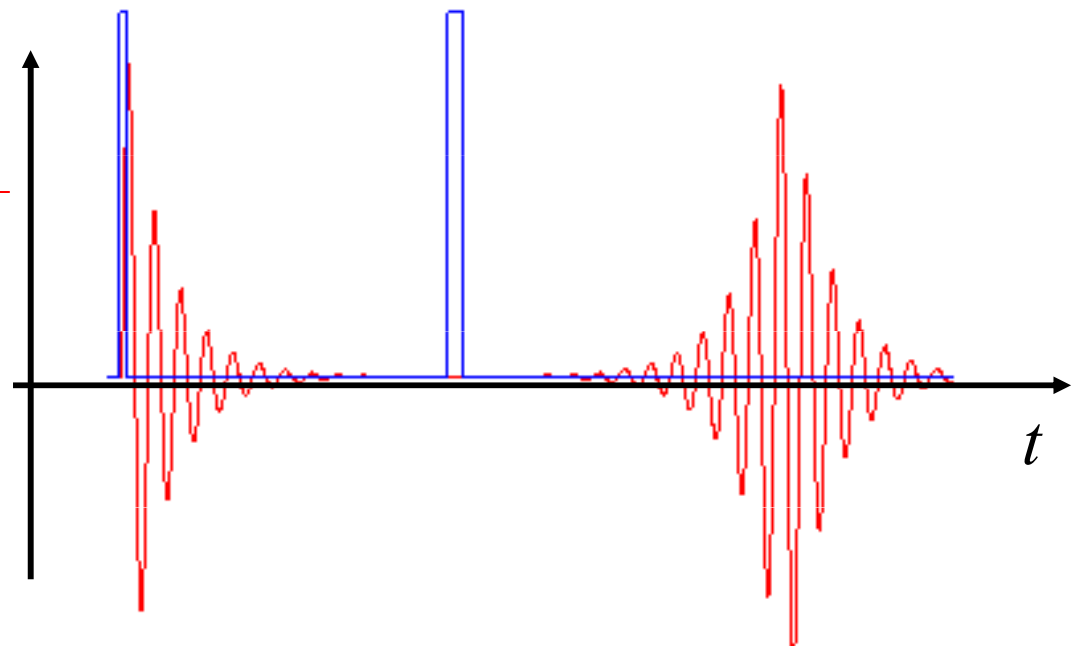
M_{\perp}

zobrazen interval
150 milisekund

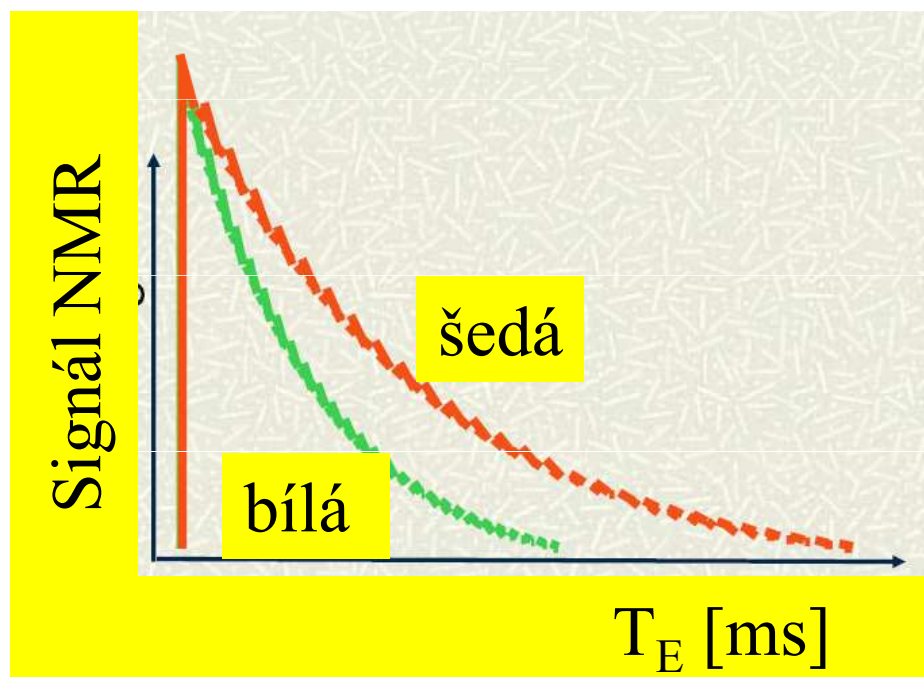


mozkomíšní
tekutina

M_{\perp}

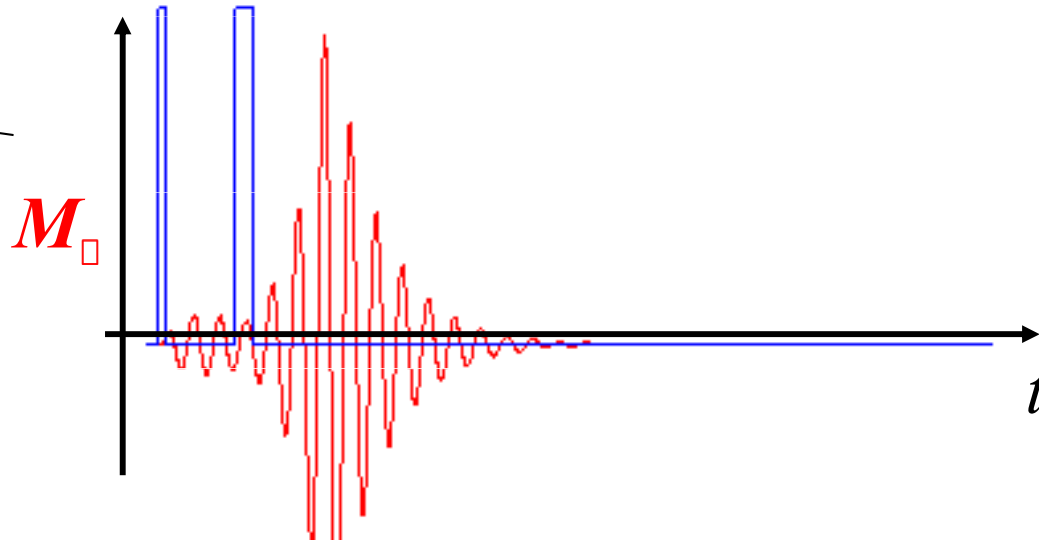


T_2 – kontrast



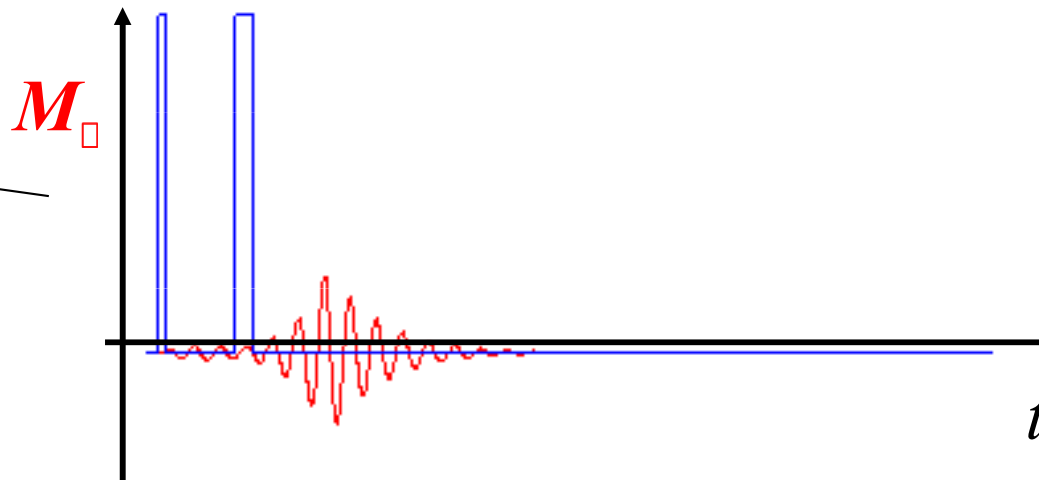
Spinové echo: T_1 – kontrast

šedá hmota

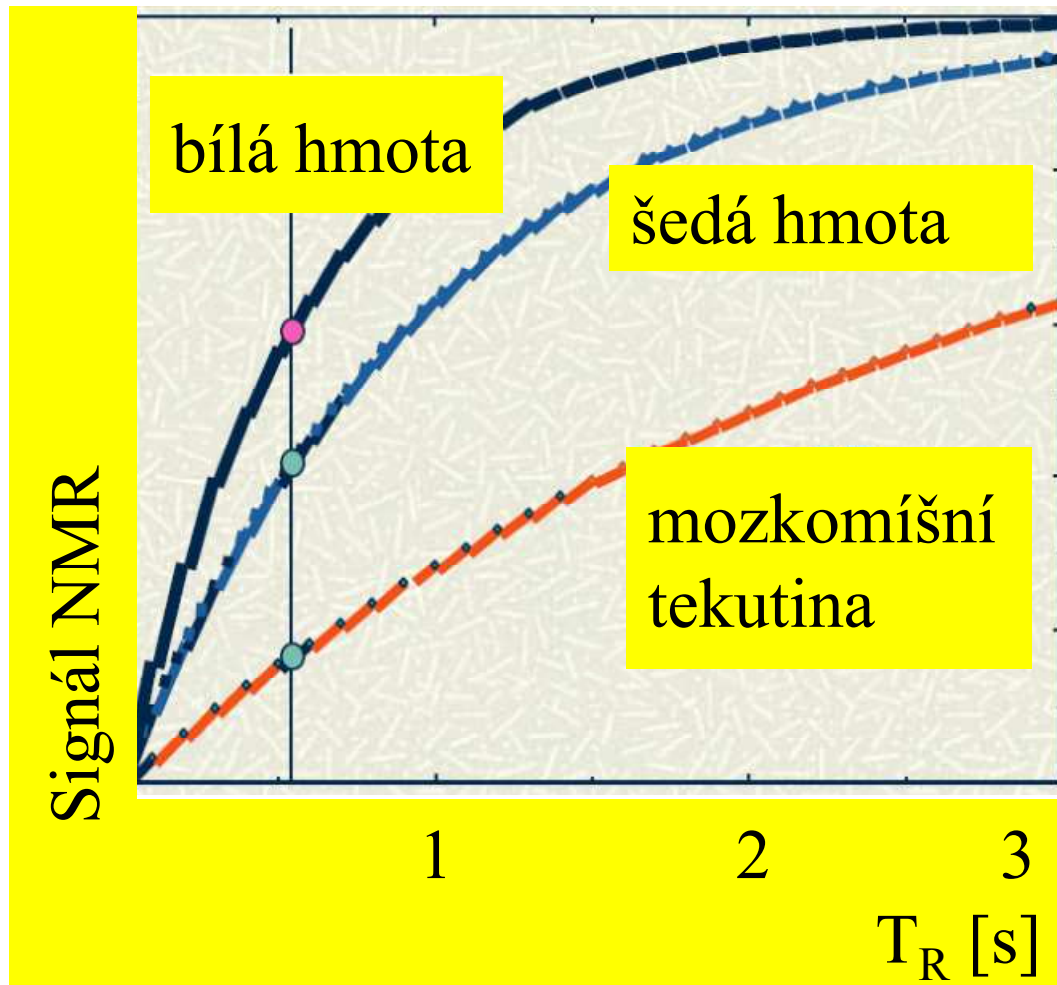


zobrazen interval
150 milisekund

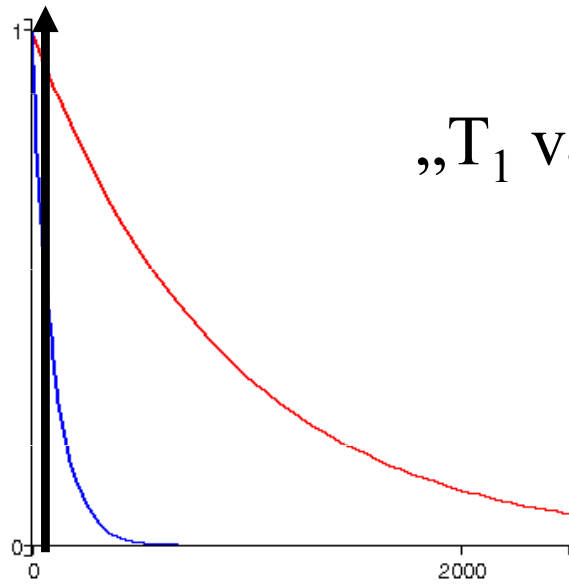
mozkomíšní
tekutina



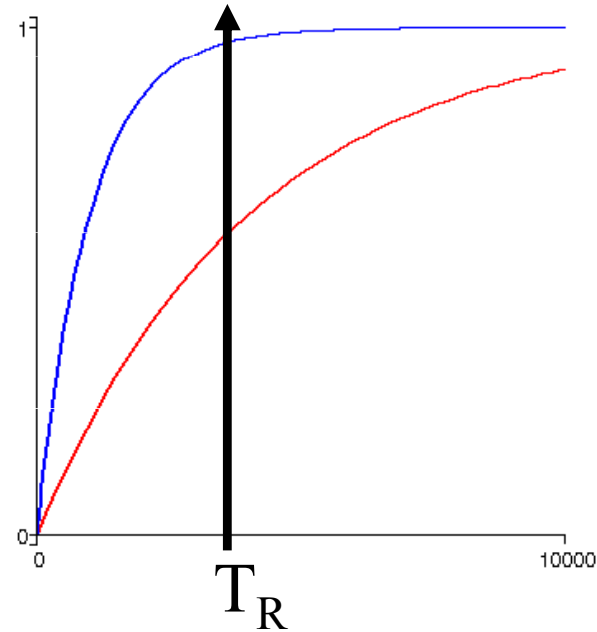
T_1 – kontrast



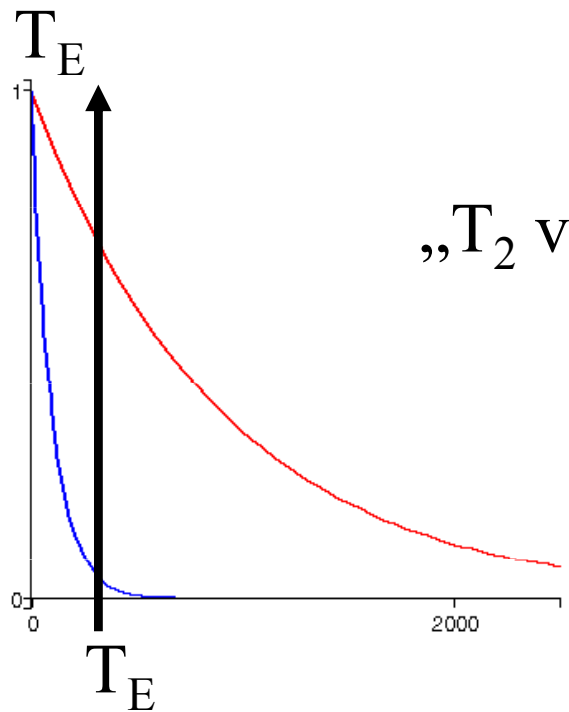
Opakování sekvence s periodou T_R



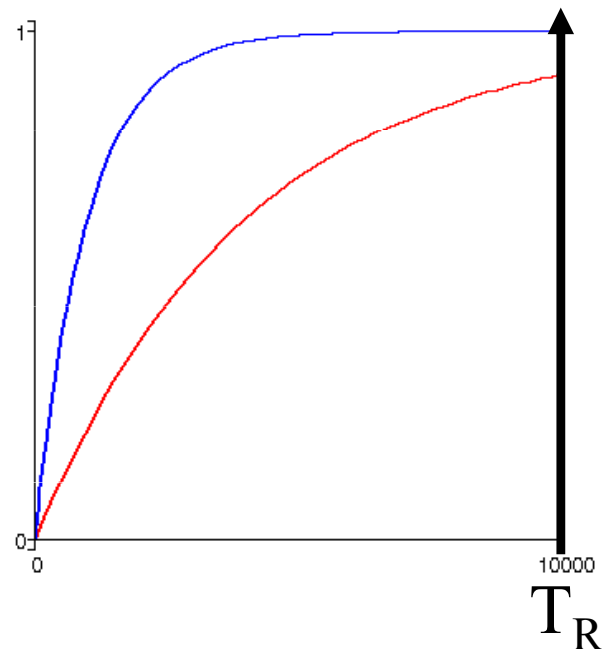
„ T_1 vážení“



Šedá hmota
Mozkomíšní
tekutina



„ T_2 vážení“



Prostorové kódování

Během 90° pulsu je vybuzeno gradientní pole ve směru osy z a frekvenční pásmo $(\omega - \Delta\omega, \omega + \Delta\omega)$ rf pole je voleno tak, aby byla v resonanci jádra ve vrstvě $(z - \Delta z, z + \Delta z)$

$$\hbar(\omega \pm \Delta\omega) = \gamma [B_0 + G_z(z \pm \Delta z)]$$

Po skončení pulsu rf pole je vypnuto gradientní pole ve směru osy z a vektor magnetizace v dané vrstvě rotuje v rovině $x - y$, přidají se po jistou dobu t_x a t_y gradientní pole ve směrech příslušných os, takže po vypnutí těchto polí je rotace fázově zpožděna o

$$\Phi = \gamma (G_x x t_x + G_y y t_y)$$

Gradientní cívky dělají hluk

Geometrie cívek pro buzení gradientních polí

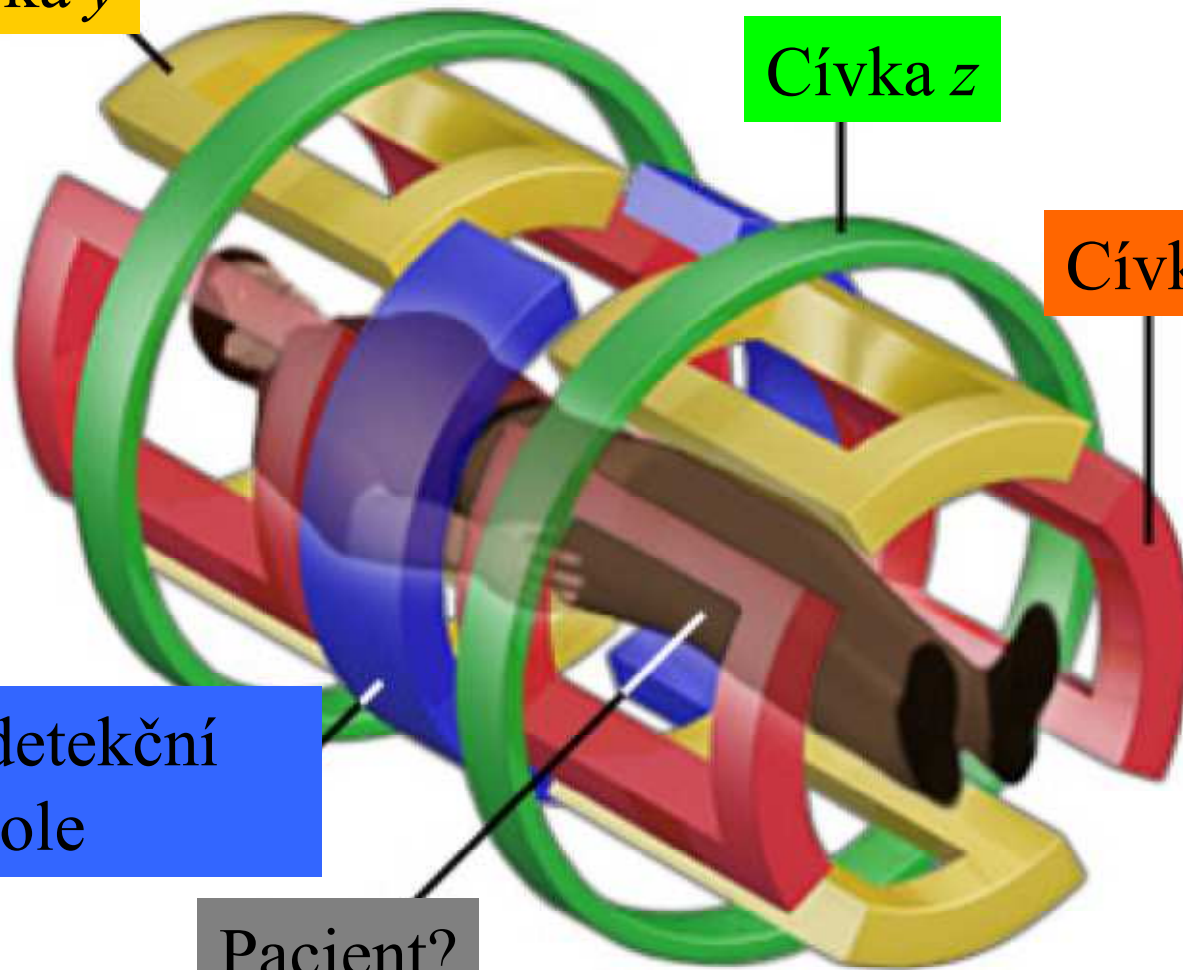
Cívka y

Cívka z

Cívka x

Budicí a detekční
cívky rf pole

Pacient?



Nejprostší zobrazení (spinová hustota)

Cívka detekuje signál z vrstvy $\Sigma = (z - \Delta z, z + \Delta z)$

$$S(t) = \iint_{\Sigma} \rho(x, y, \Sigma) \exp\left[i\gamma(G_x x t_x + G_y y t_y)\right] dx dy$$

S označením $k_x = -\gamma G_x t_x$, $k_y = -\gamma G_y t_y$

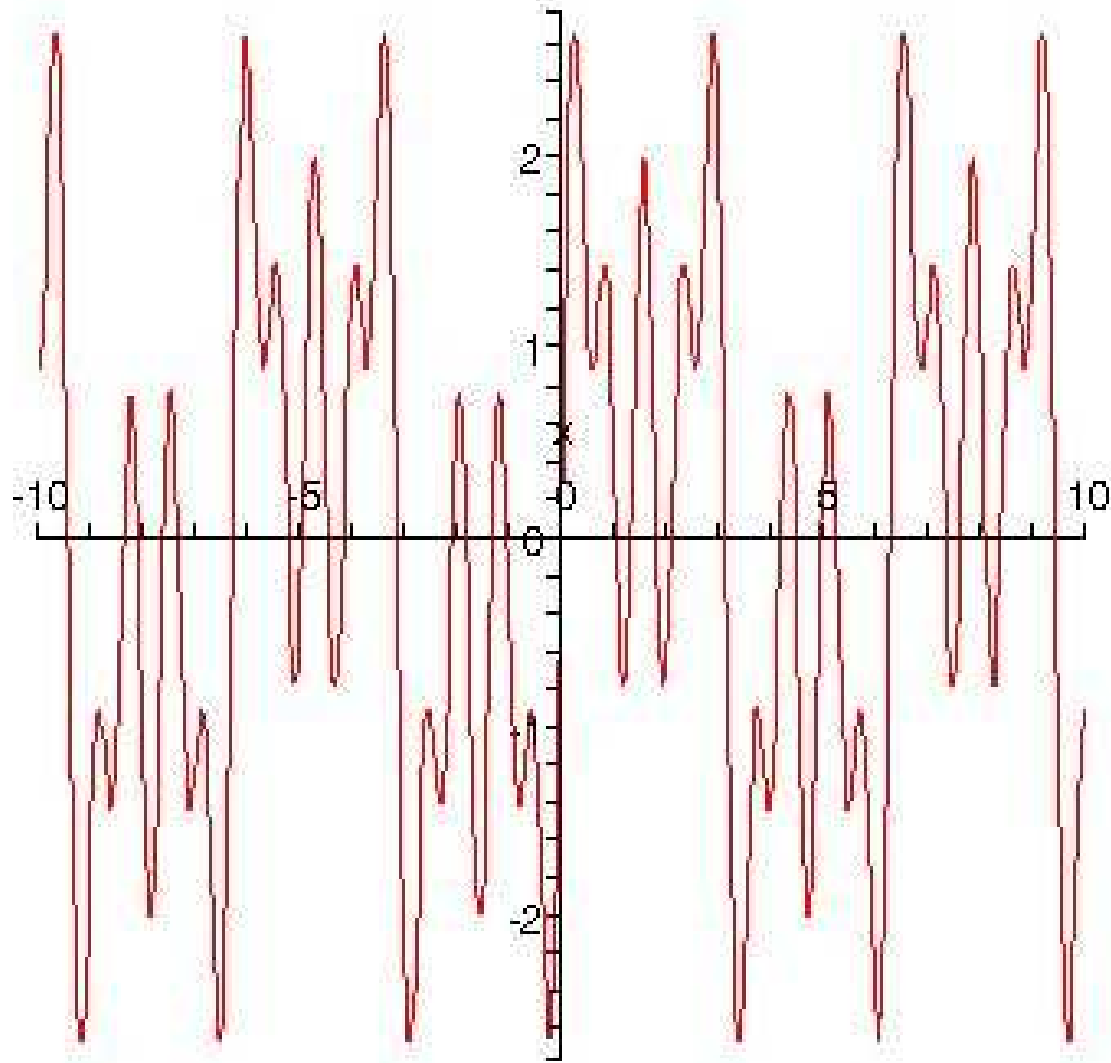
můžeme psát (je to dvourozměrná Fourierova transformace)

$$S(k_x, k_y) = \iint_{\Sigma} \rho(x, y, \Sigma) \exp\left[-i(k_x x + k_y y)\right] dx dy$$

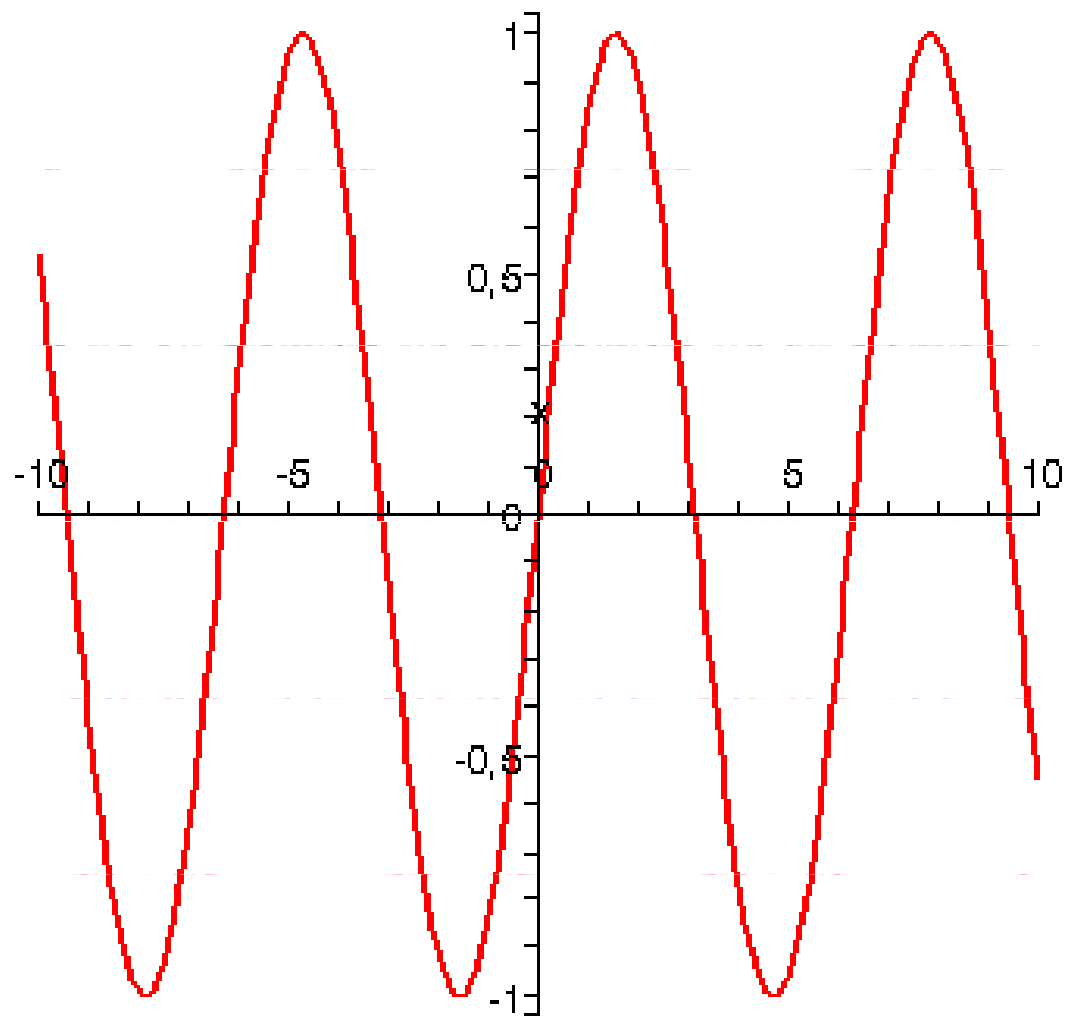
Postupně (změnami $G_x t_x$ a $G_y t_y$) získáme měřením funkci $S(k_x, k_y)$ v dostatečně husté množině bodů $\{k_x, k_y\}$, abychom mohli numericky spočítat spinovou hustotu jako inverzní Fourierovu transformaci

$$\rho(x, y, \Sigma) = \frac{1}{(2\pi)^2} \iint S(k_x, k_y) \exp\left[i(k_x x + k_y y)\right] dk_x dk_y$$

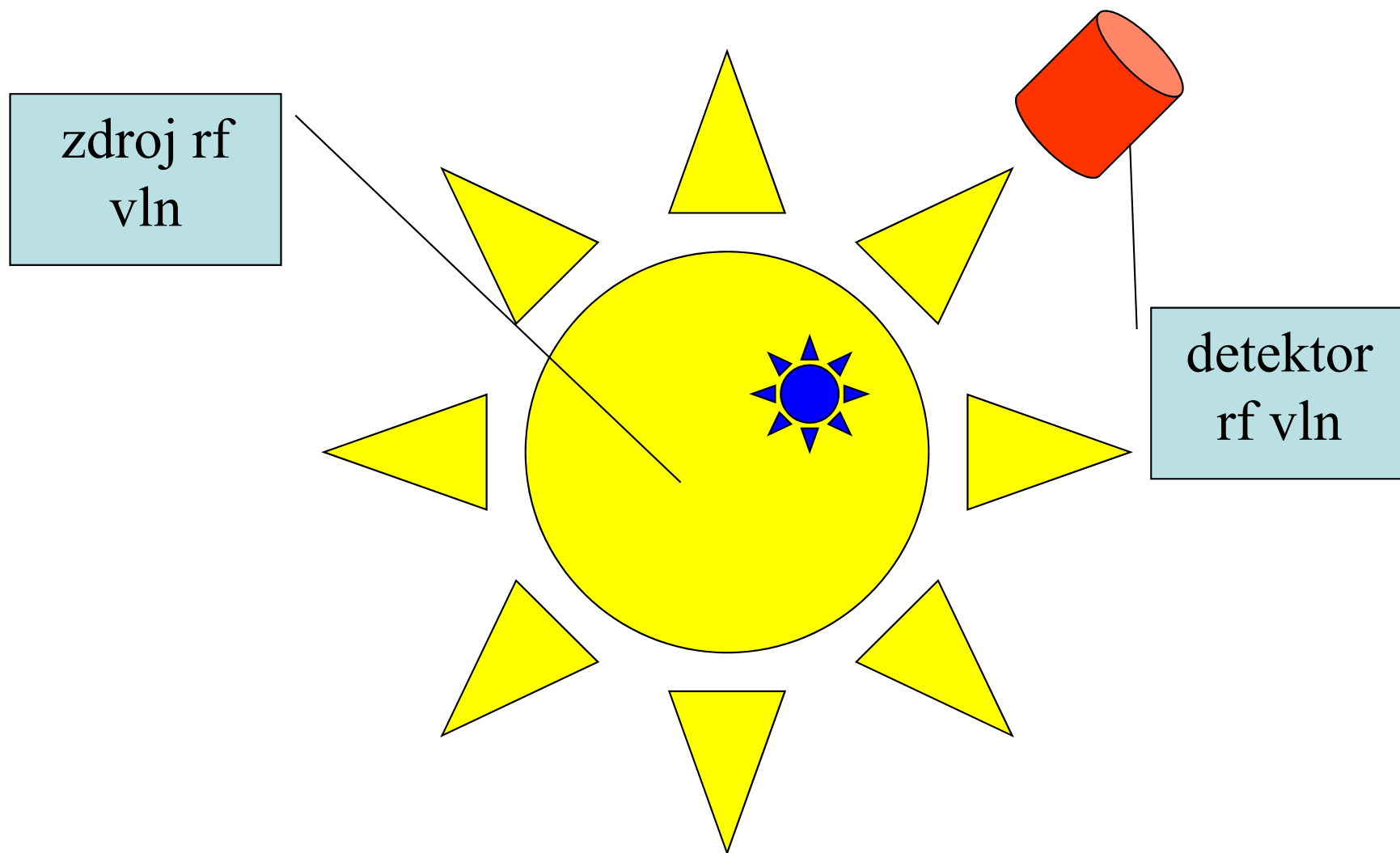
Fourierovy složky I



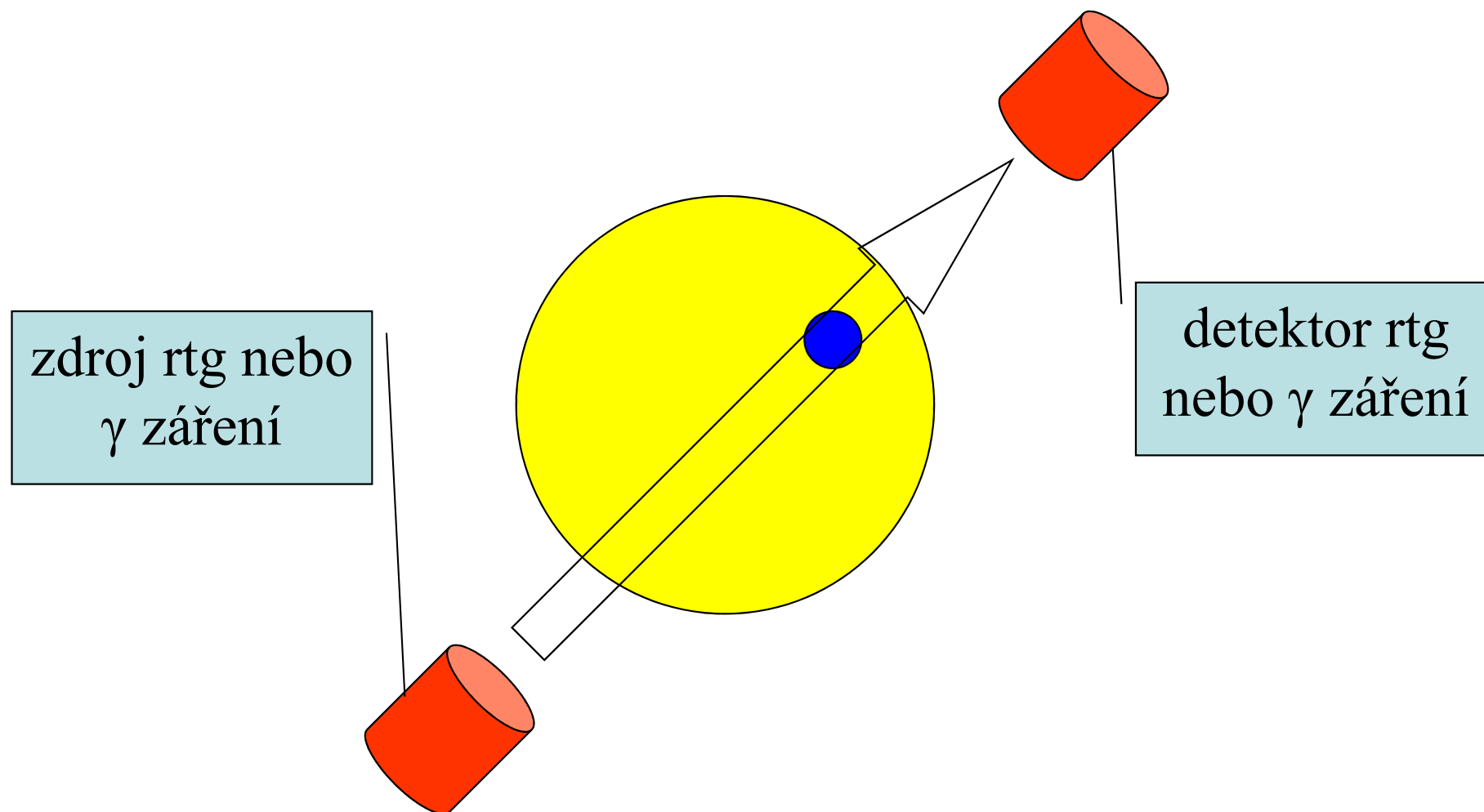
Fourierovy složky II



Signál při MRI přichází z celého objemu



Signál při CT z úzkého válce



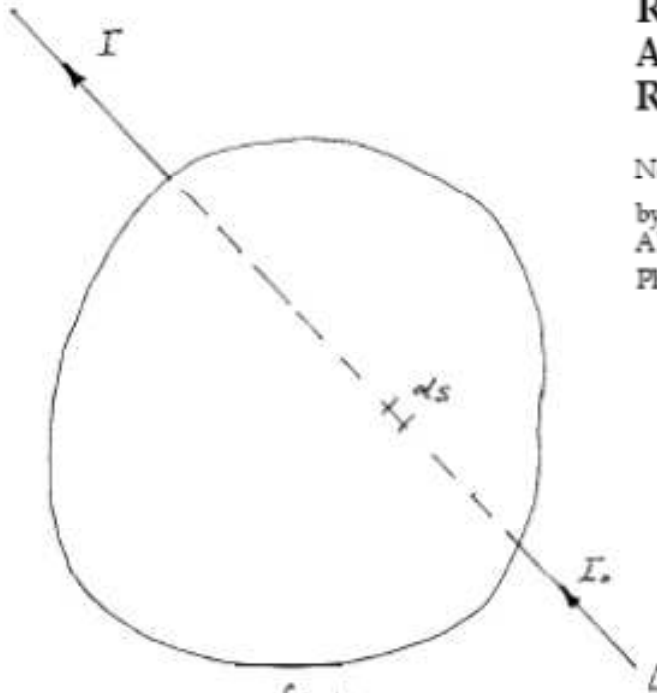
Cormack a Hounsfield

EARLY TWO-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION AND RECENT TOPICS STEMMING FROM IT

Nobel Lecture, 8 December, 1979

by
ALLAN M. CORMACK

Physics Department, Tufts University, Medford, Mass., U.S.A.



$$I = I_0 e^{-\int_{L} f ds}$$

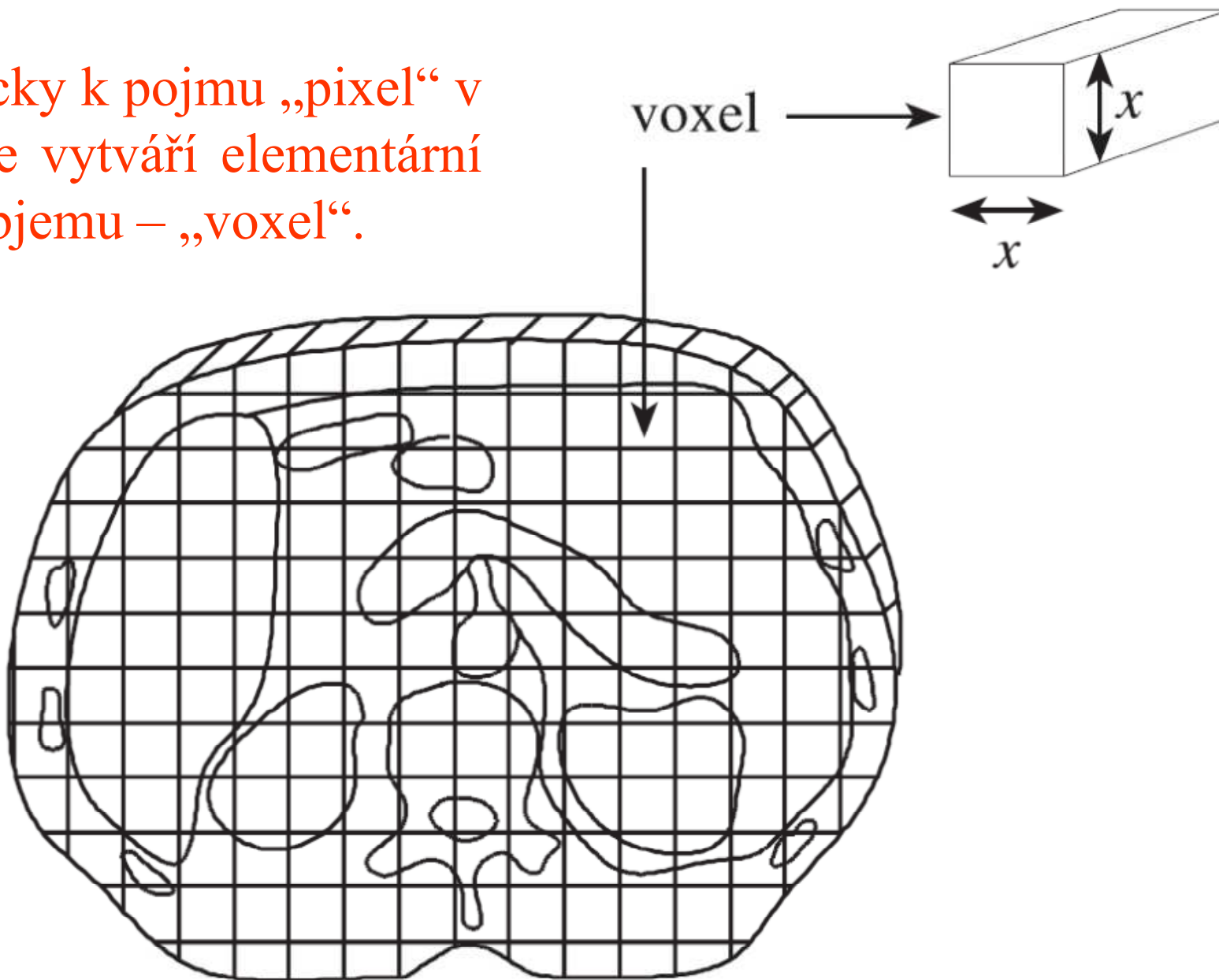
Allan Cormack (*1924): vytvořil
matematickou teorii tomografie

Sir Godfrey Hounsfield (*1919):
patentoval a realizoval první
počítačový tomograf

1979 Nobelova cena za medicinu

Voxel

Analogicky k pojmu „pixel“ v rovině se vytváří elementární buňka objemu – „voxel“.



Absorpce jako signál

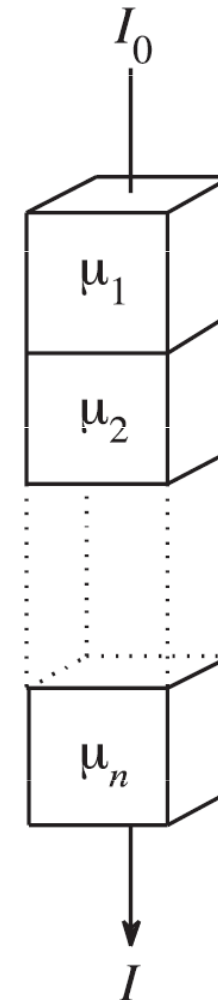
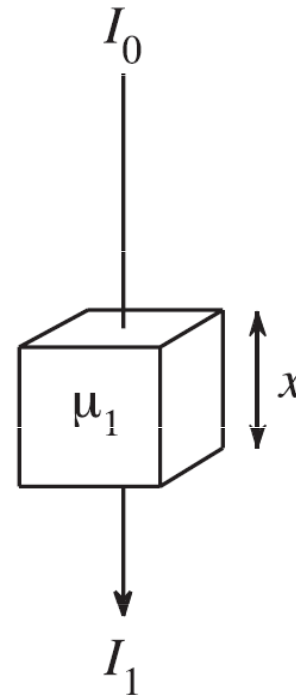
$$\ln \frac{I_0}{I} = x \sum_{i=1}^n \mu_i$$

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

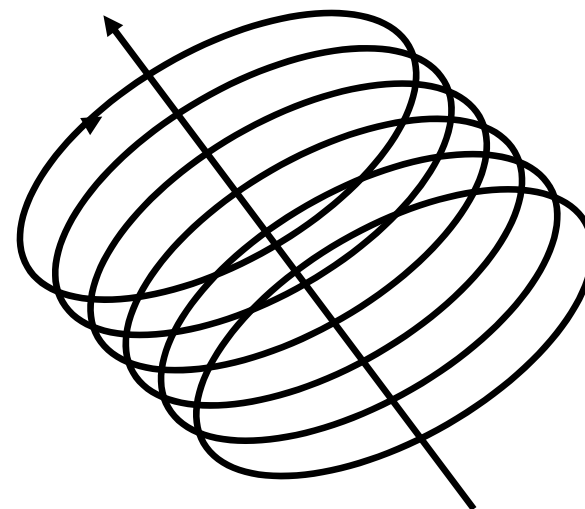
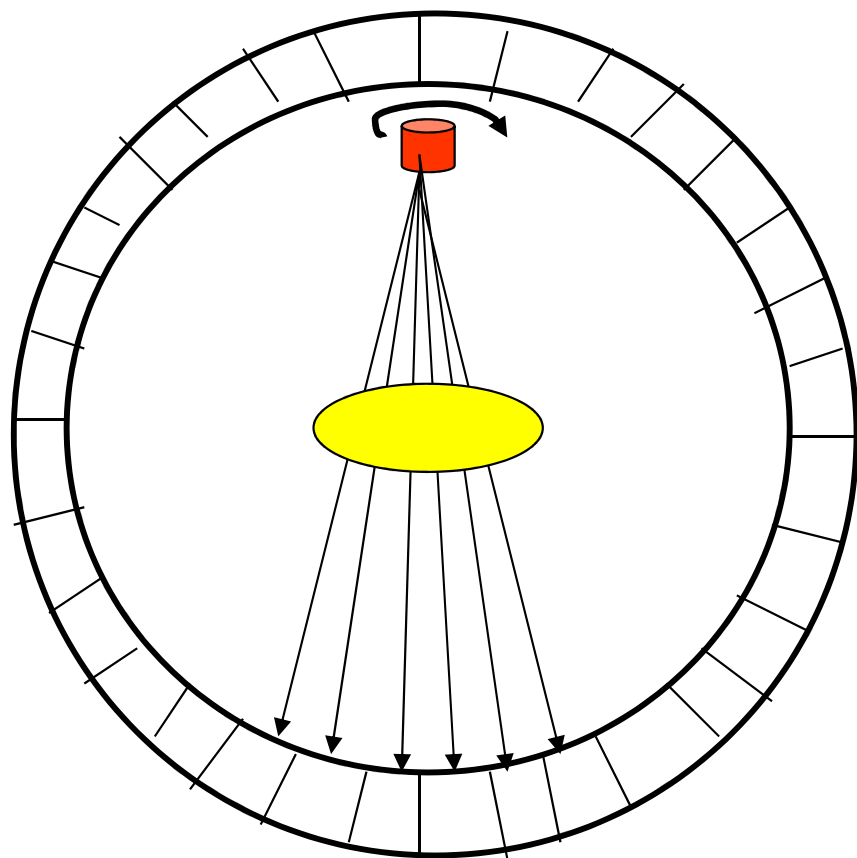
$$I_1 = I_0 \exp[-\mu_1 x]$$

$$I = I_0 \exp\left[-x \sum_{i=1}^n \mu_i\right]$$

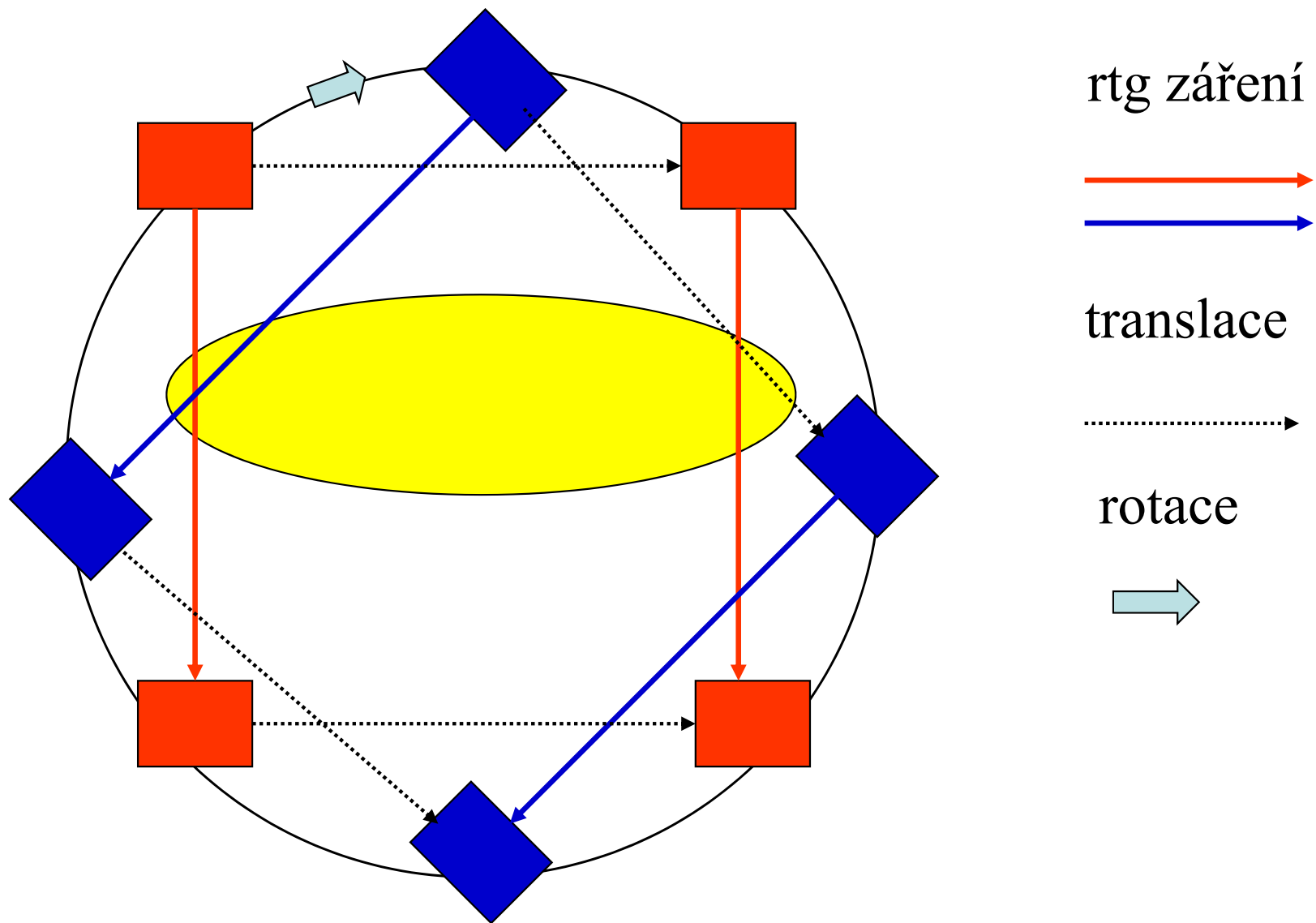
Z jednoho měření podél paprsku nelze identifikovat voxely s odlišnou absorpcí. Existuje řada variací, které vycházejí z toho, že se nejprve vytvoří plošné řezy – vrstvy (to je společné s MRI), ve kterých se rastruje – pohybuje zdrojem nebo zdrojem i detektorem.



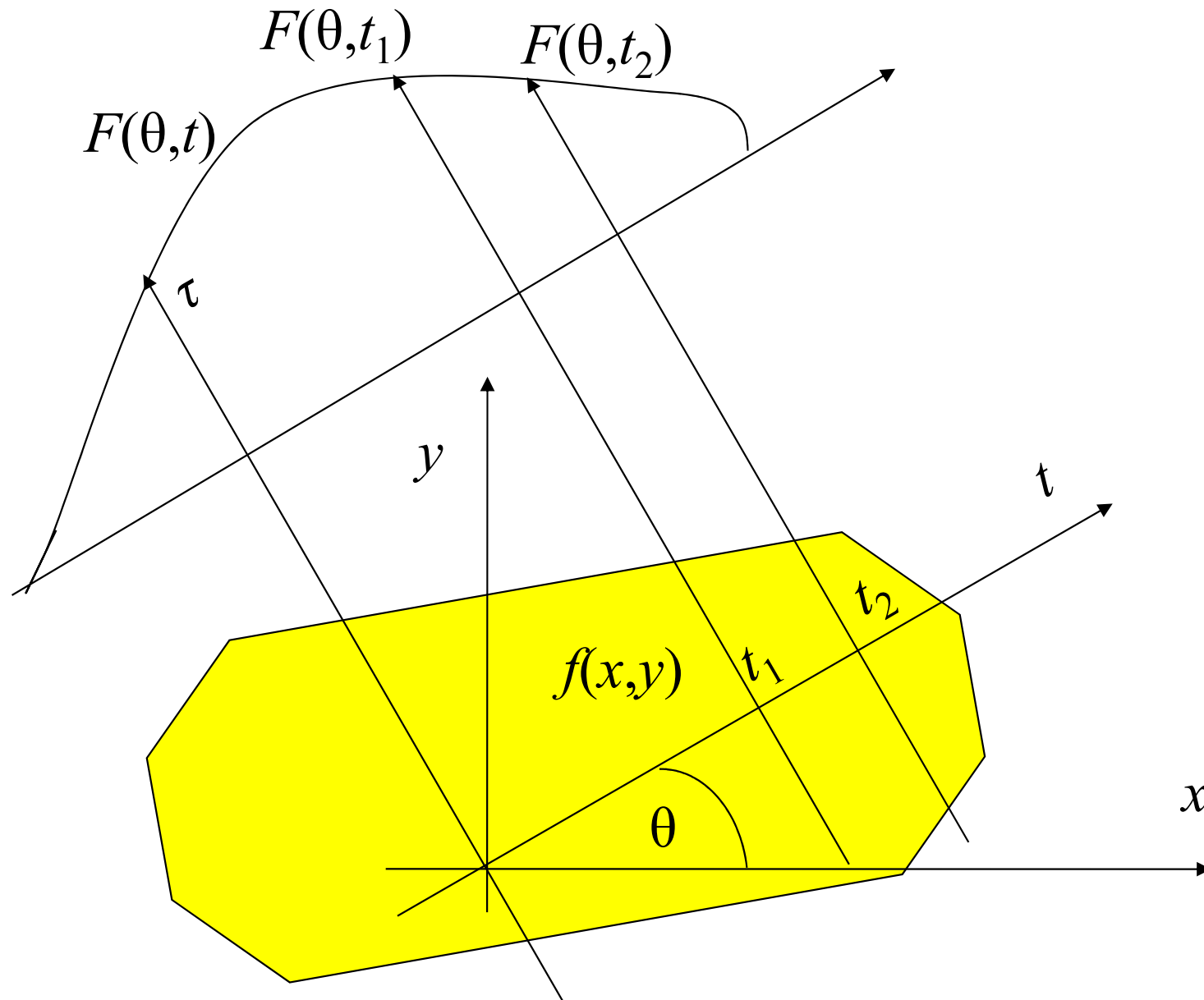
Současný trend – paralelní detekce



Klasický tomograf



Měření v klasickém tomografu



Radonova transformace

V případě absorpce rtg záření máme

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

Existuje inverzní transformace

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

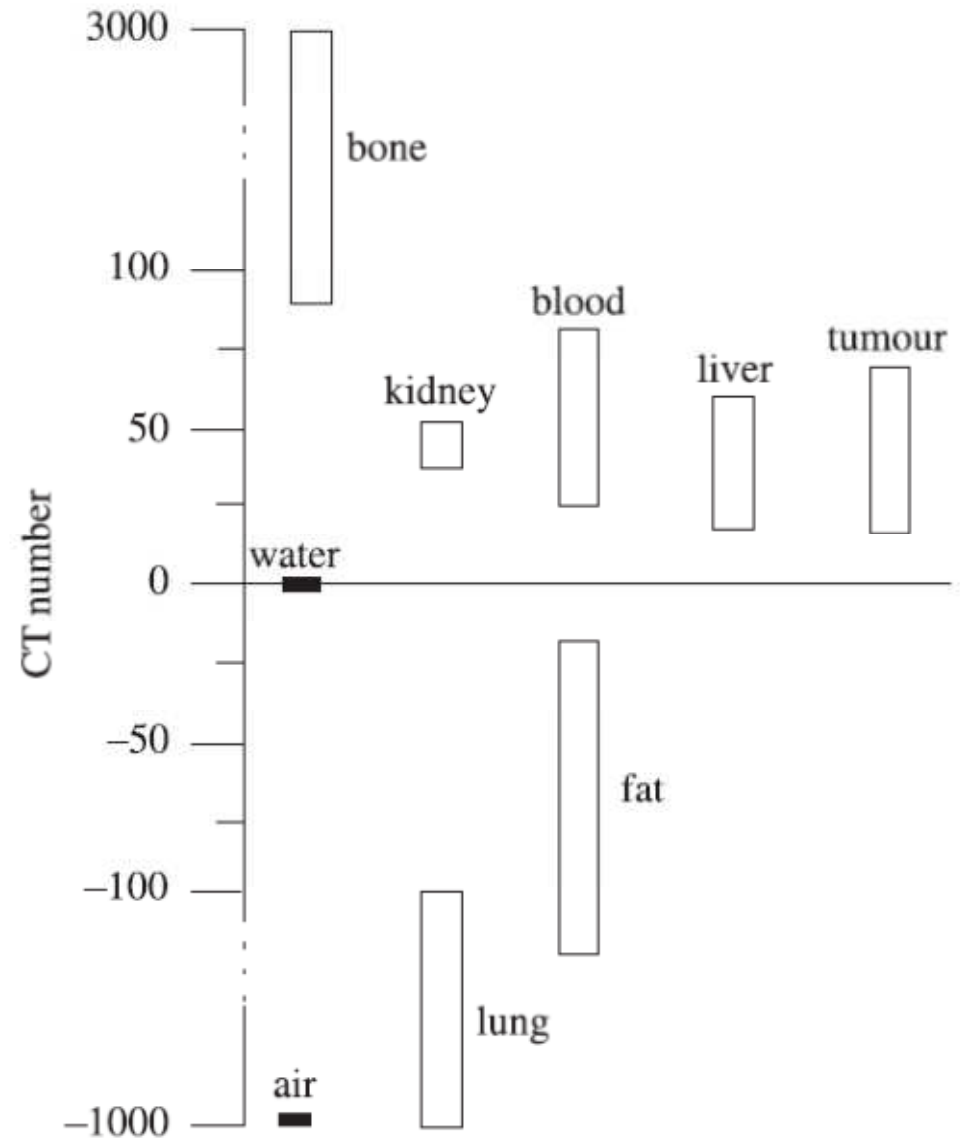
Obdoba MRI – tam byla inverzní Fourierova transformace. Úlohu máme v principu vyřešenu – ale pak je ještě mnoho práce s numerickým řešením a např. s potlačením vlivu šumu.

Kontrast při zobrazení

Absorpční schopnosti každého voxelu charakterizujeme tzv. CT číslem. Je definováno vztahem absorpčního koeficientu příslušného voxelu k absorpčnímu koeficientu vody

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

Air	Vzduch
Blood	Krev
Bone	Kosti
Fat	Tuk
Kidney	Ledviny
Liver	Játra
Lung	Plíce
Tumour	Nádor
Water	Voda



Optimalizace kontrastu

CT břicha s optimalizací pro zobrazení jater.

