

# Radiologická fyzika

Vytváření obrazu při MRI a CT

podzim 2009, devátá 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.

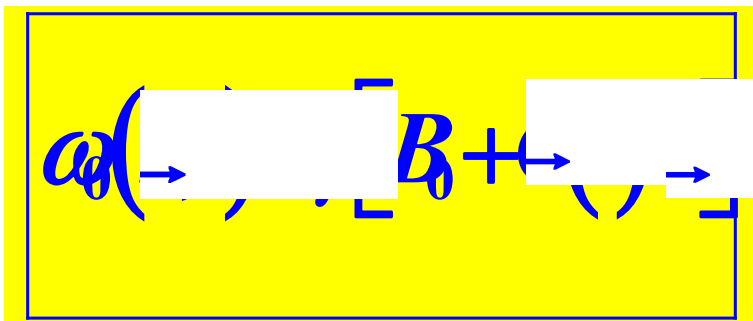
# Magnetické pole při MRI

## Tři základní typy polí:

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

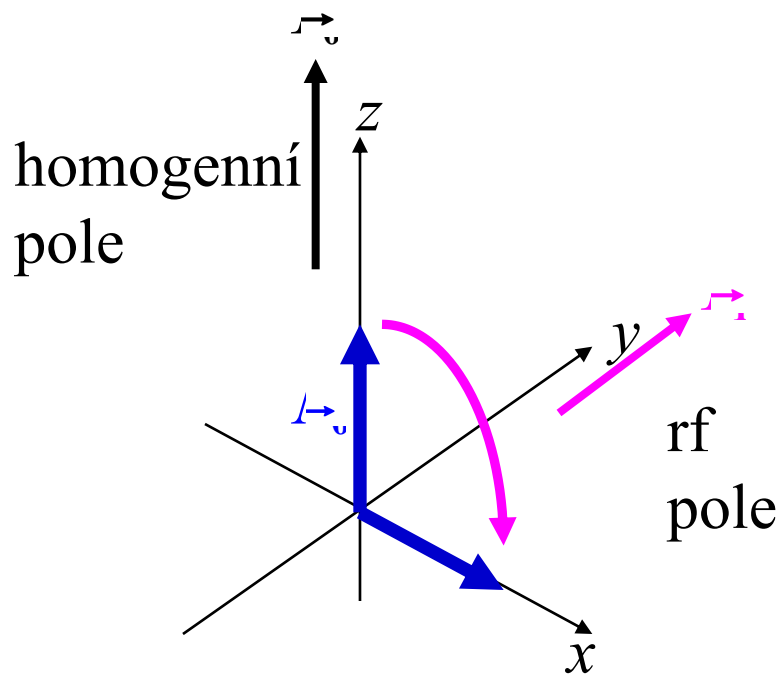


Larmorova frekvence

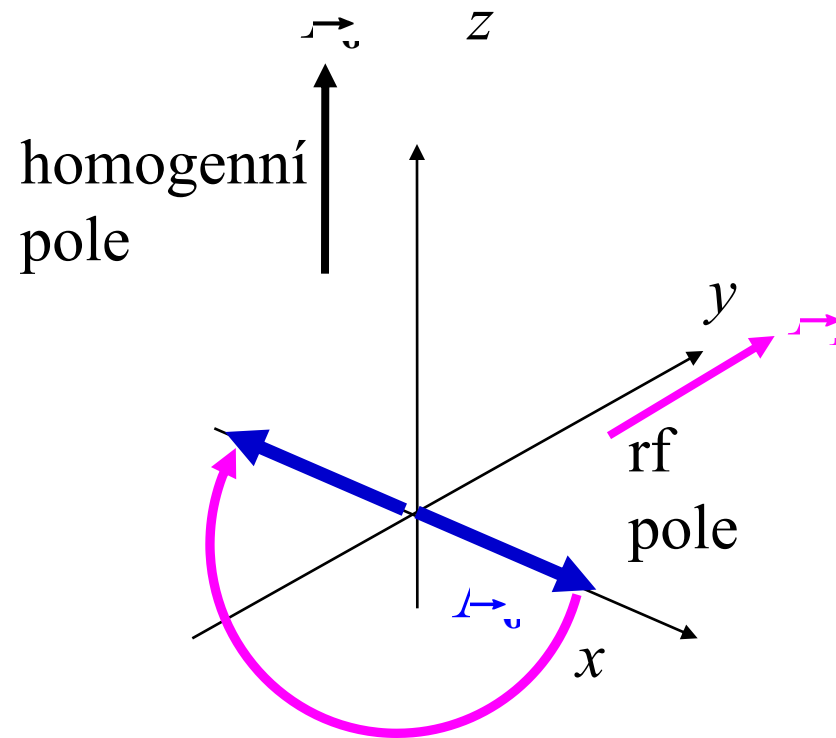


$$\vec{B}(t) = B_0 \vec{z} + G_x(t) \vec{x} + G_y(t) \vec{y} + G_z(t) \vec{z}$$

# Překlopení magnetizace pulsem rf pole

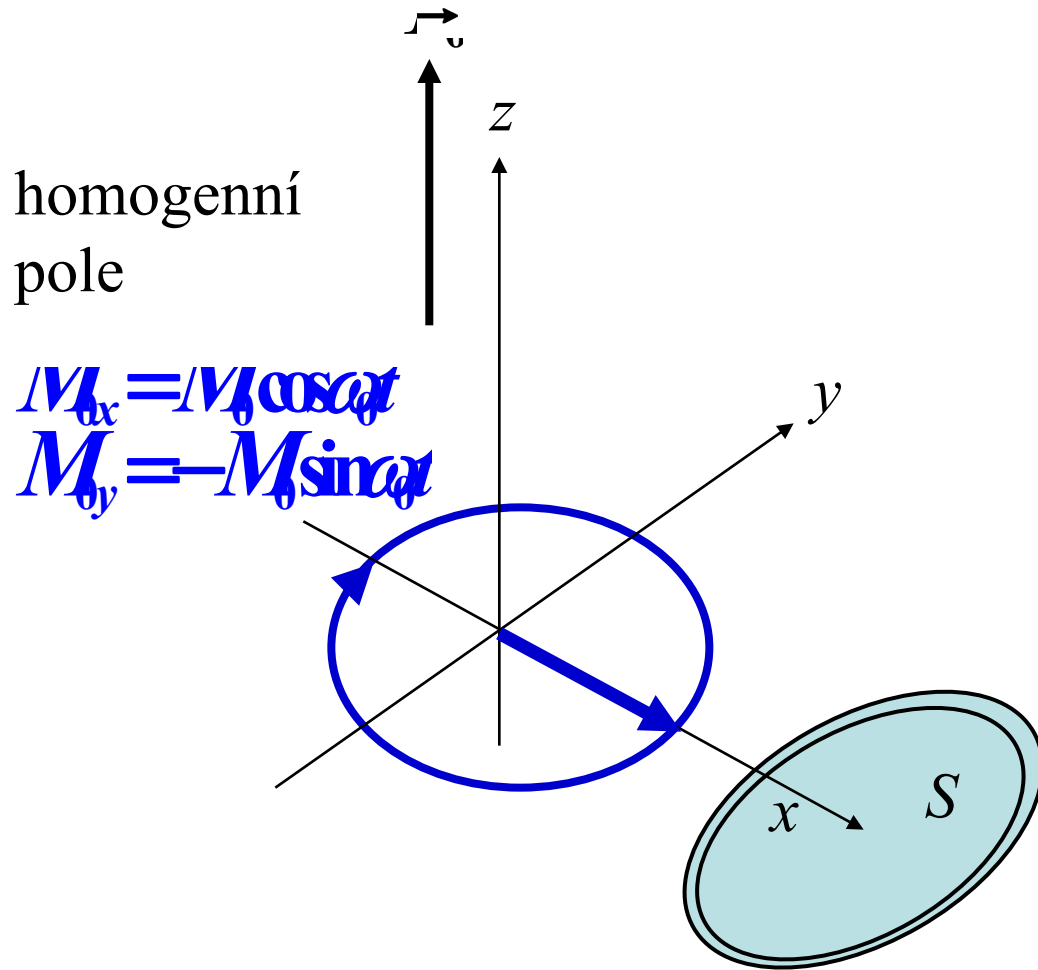


90° puls



180° puls

# Magnetizace v rovině $x - y$

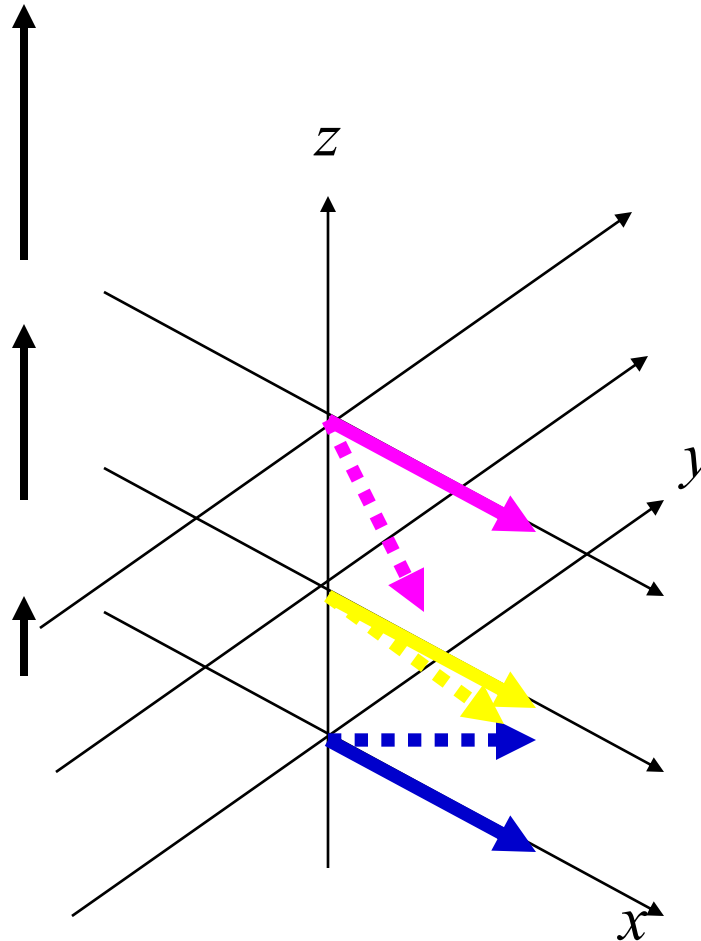


Proměnný magnetický tok vyvolá v detekční cívce proměnné napětí – signál NMR

$$U(t) = -\frac{d\Phi}{dt} = -SM_0 \sin \omega t$$

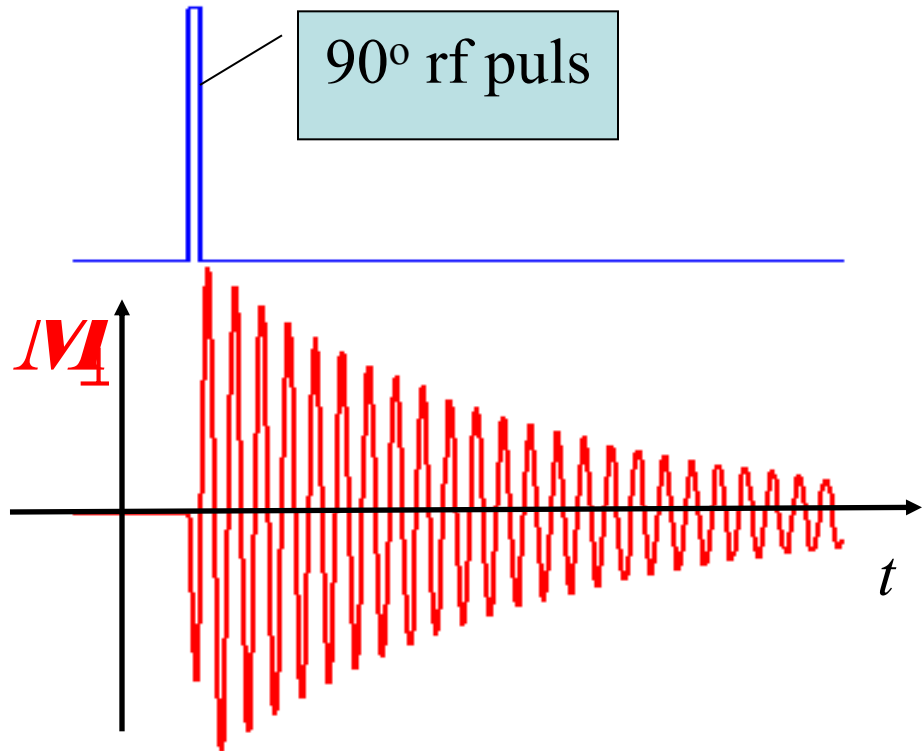
# Lokální nehomogenity statického pole

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



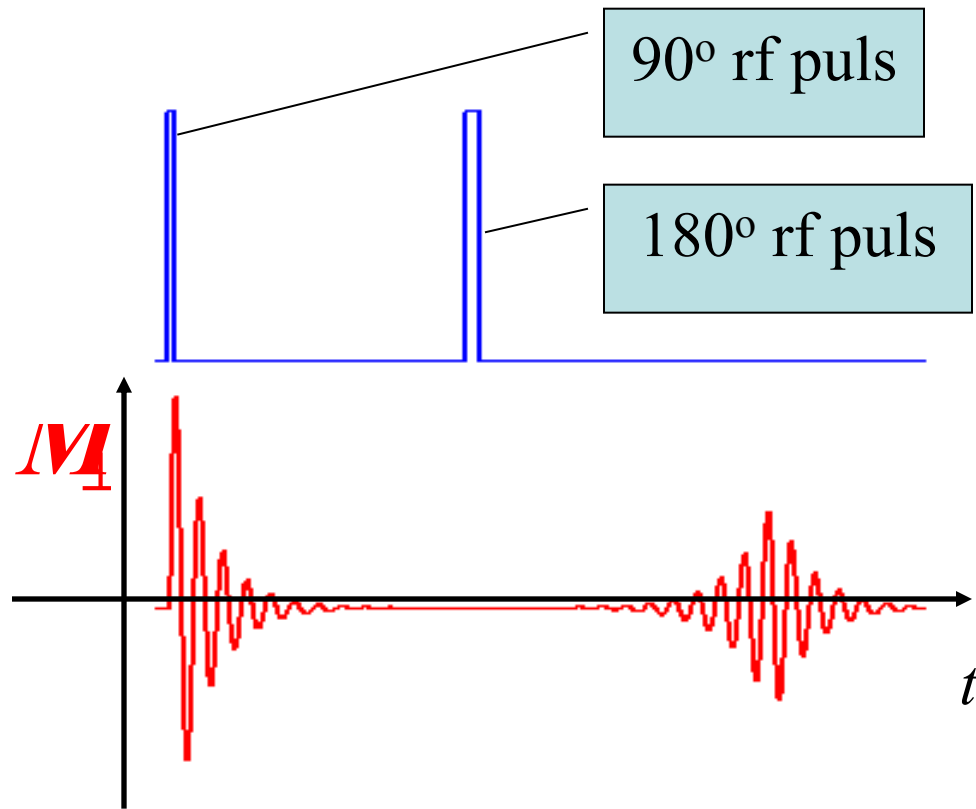
# Volný rozpad indukce (FID)

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

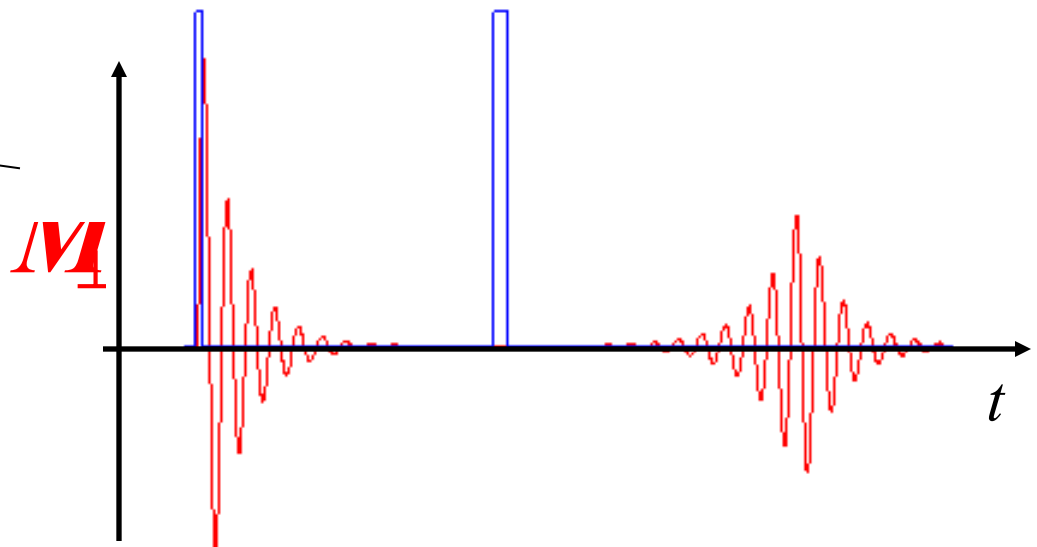
Po uplynutí doby  $T_E/2$  od aplikace  $90^\circ$  pulsu je aplikován  $180^\circ$  puls. Ten překlopí vektory momentů jednotlivých jader v rovině  $x - y$  a tedy ty vektory, které se v rotaci předbíhaly, jsou teď zpožděny a naopak. Po čase  $T_E/2$  od aplikace  $180^\circ$  pulsu se dostanou vektory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





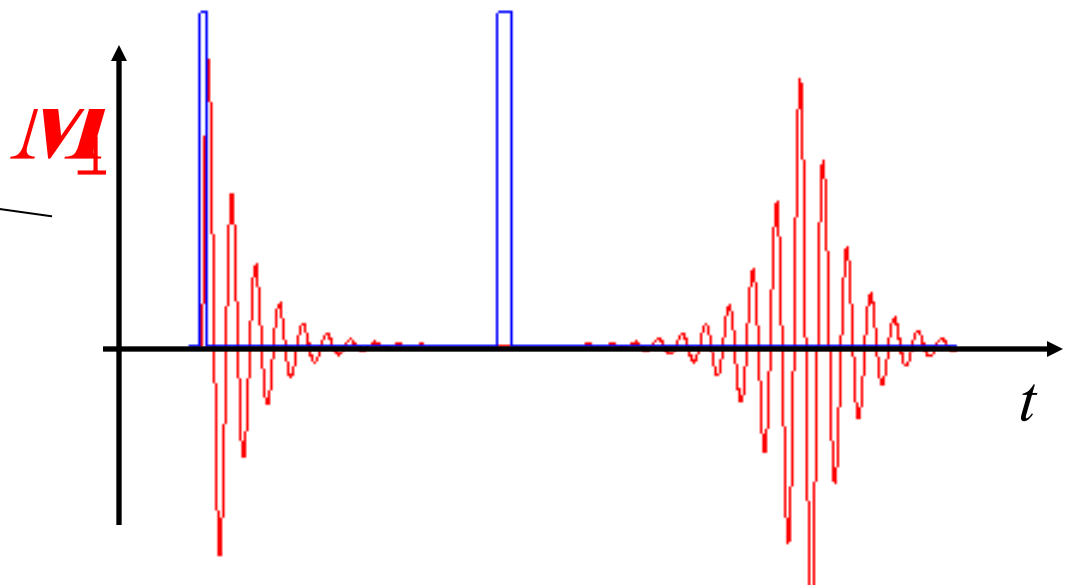
# Spinové echo: $T_2$ – kontrast

šedá hmota

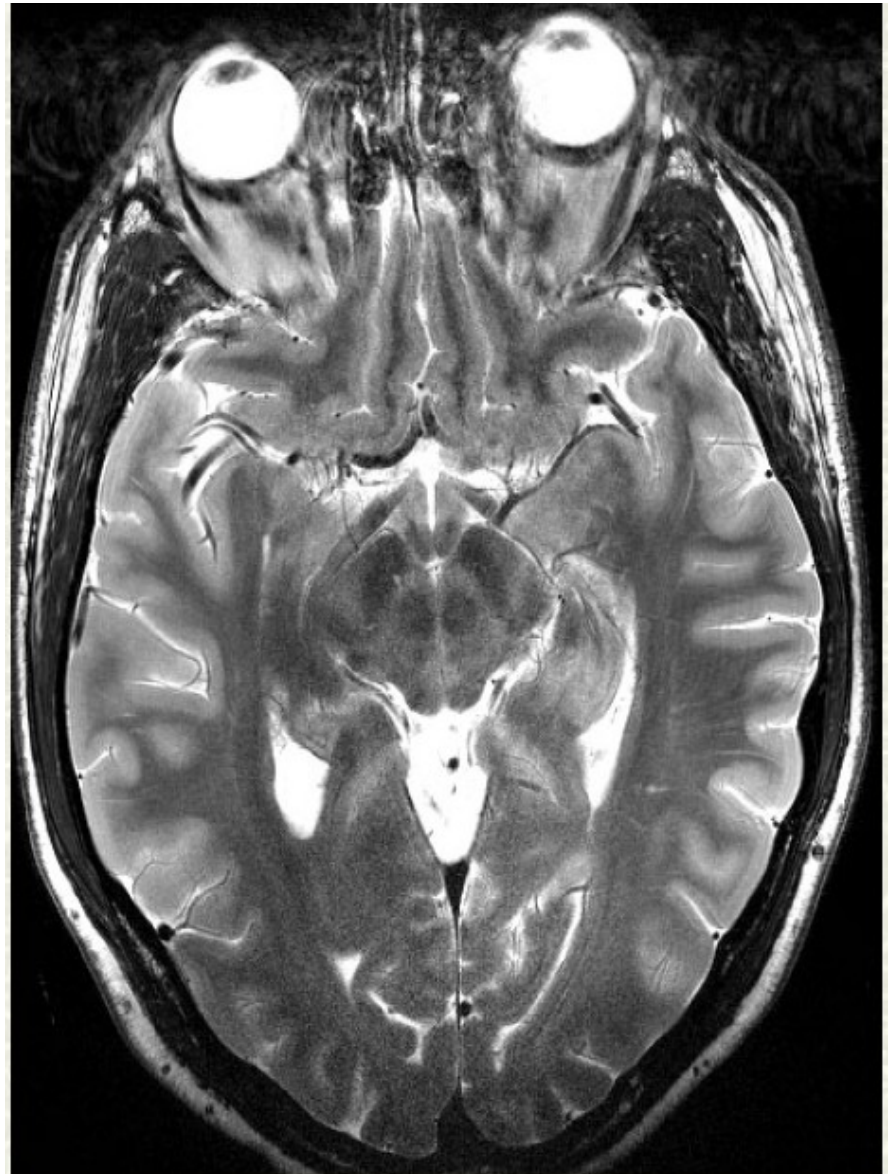
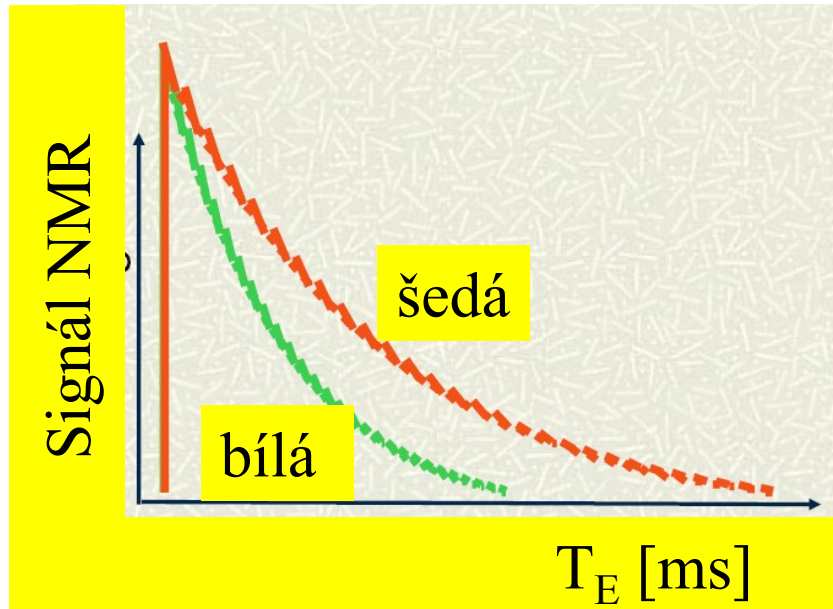


zobrazen interval  
150 milisekund

mozkomíšní  
tekutina

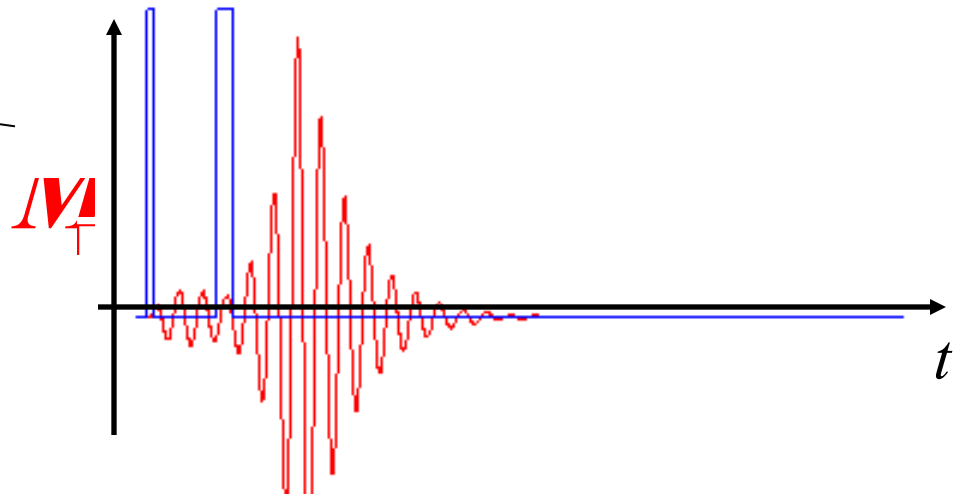


# T<sub>2</sub> – kontrast



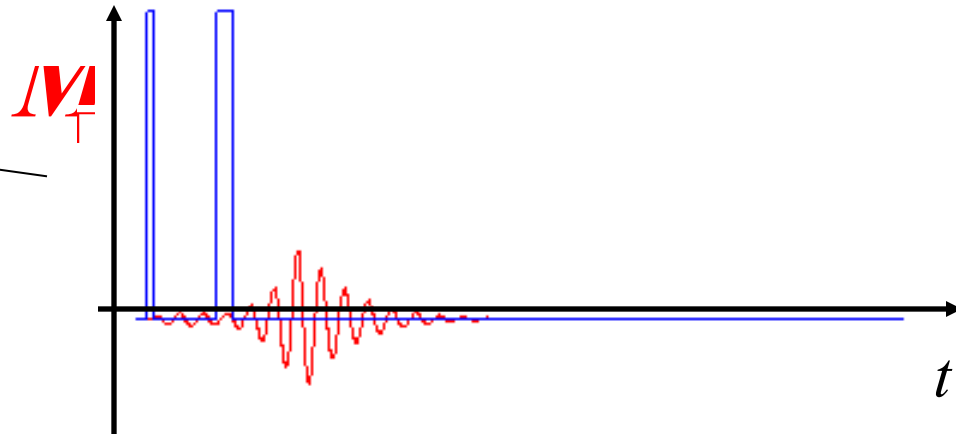
# Spinové echo: $T_1$ – kontrast

šedá hmota

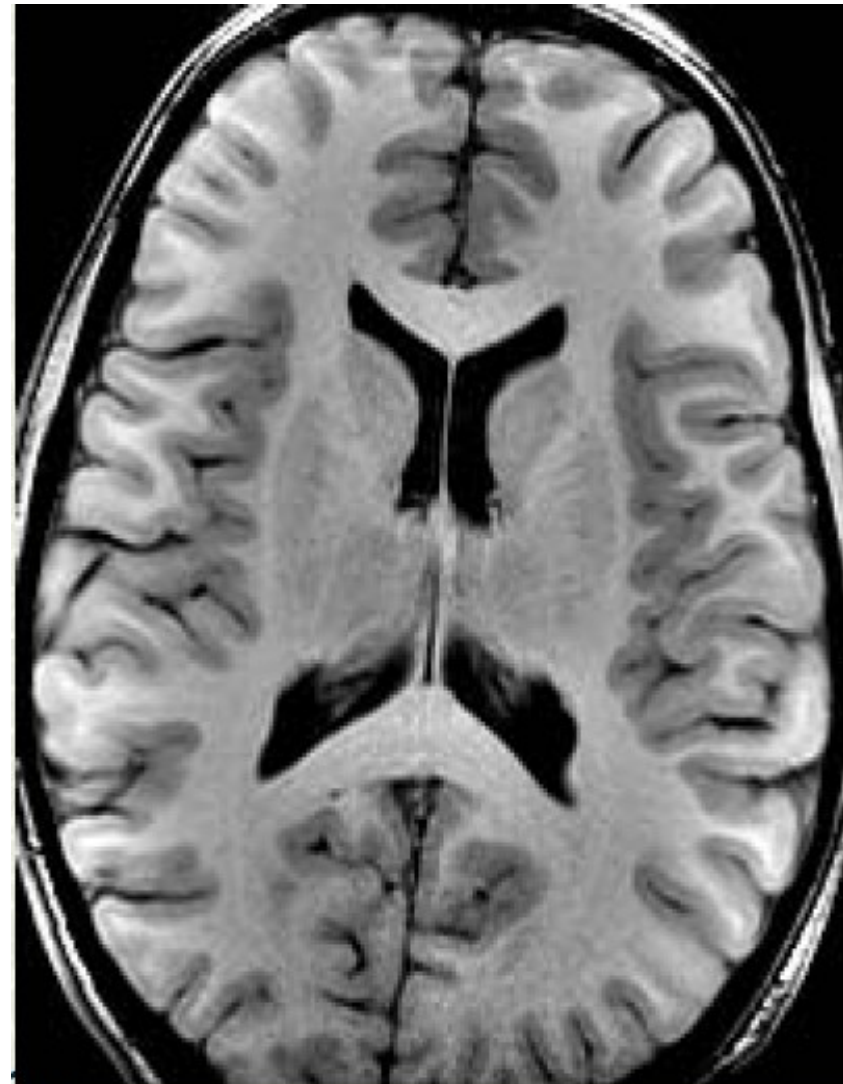
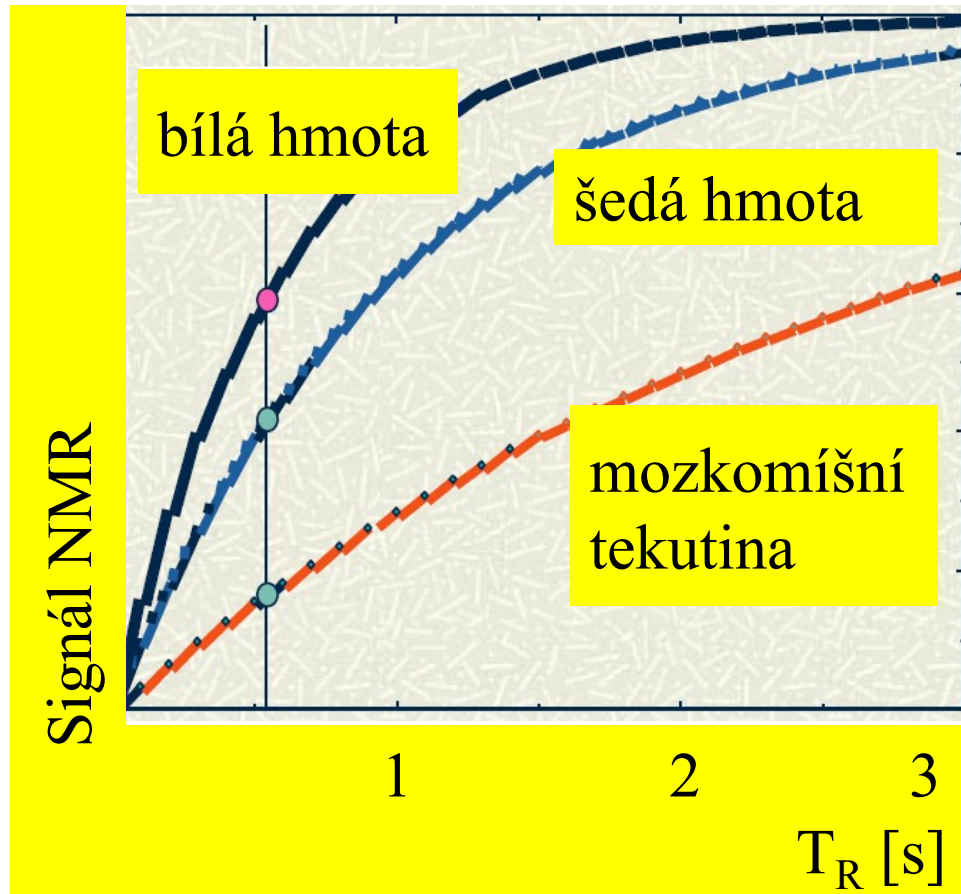


zobrazen interval  
150 milisekund

mozkomíšní  
tekutina

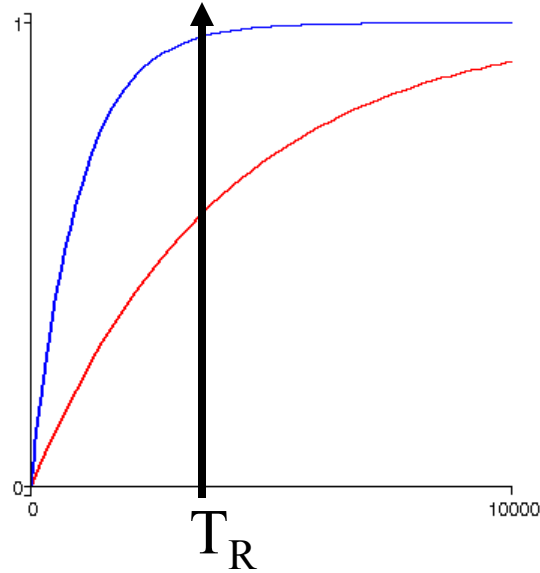
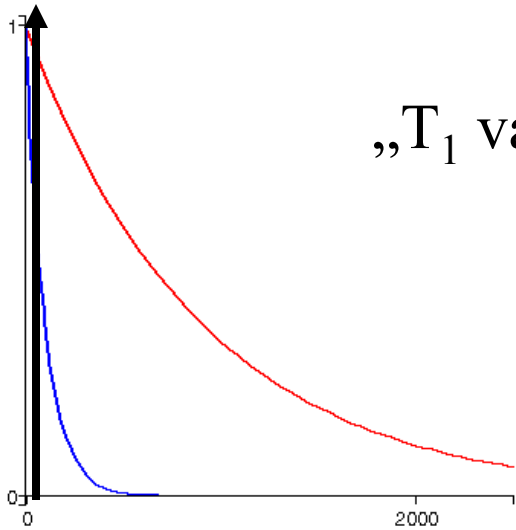


# $T_1$ – kontrast



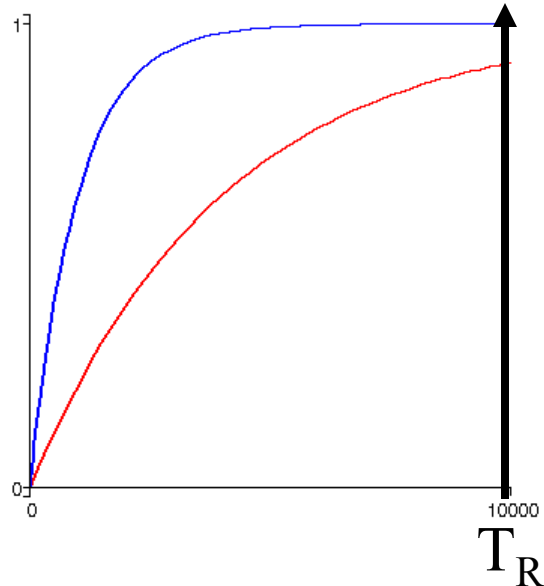
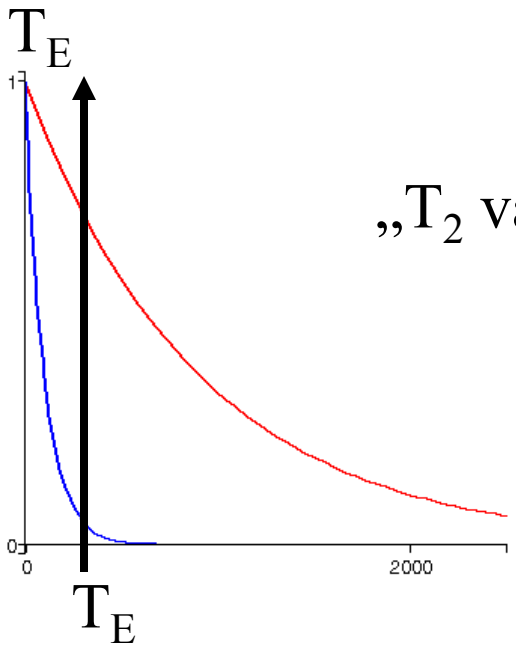
# Opakování sekvence s periodou $T_R$

„ $T_1$  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  $(z - \Delta z, z + \Delta z)$

$$\hbar \dot{\phi} = \gamma [B_0 + G_z(z \pm \Delta z)]$$

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

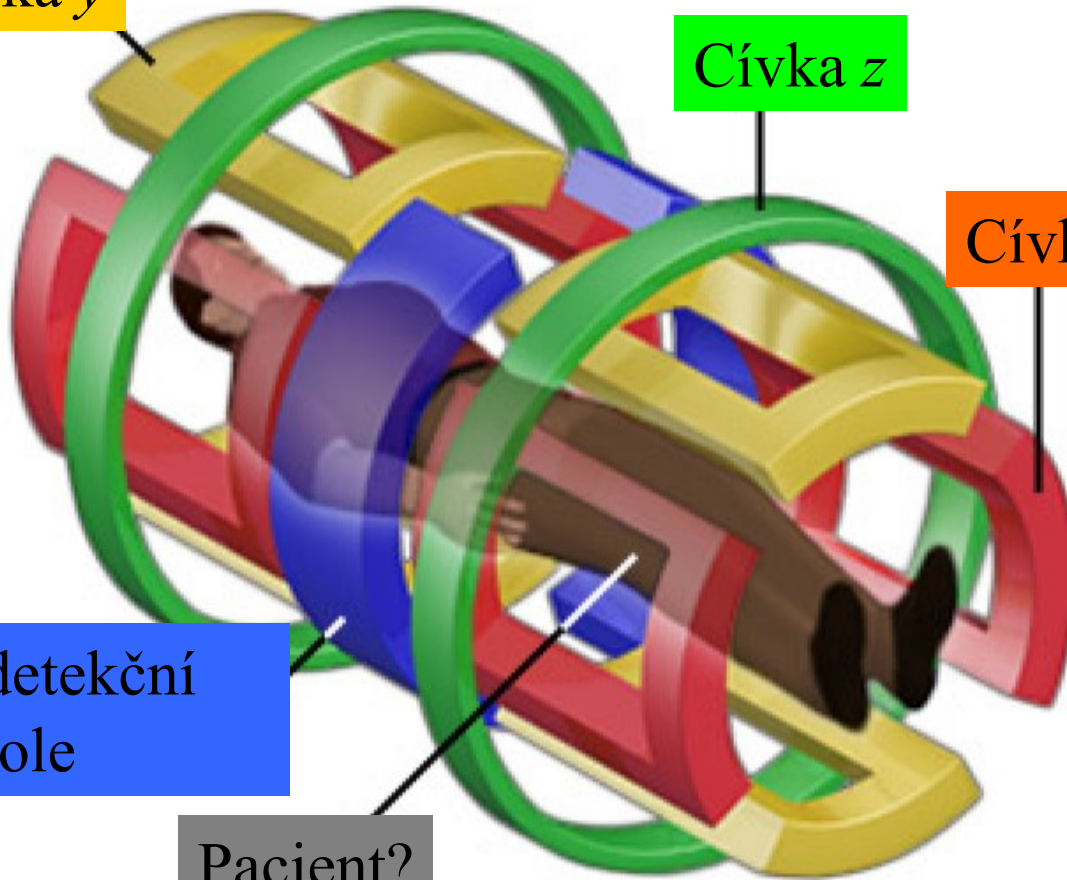
Cívka  $y$

Cívka  $z$

Cívka  $x$

Budicí a detekční  
cívky rf pole

Pacient?





# Nejprostší zobrazení (spinová hustota)

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

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

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

můžeme psát (je to dvourozměrná Fourierova transformace)

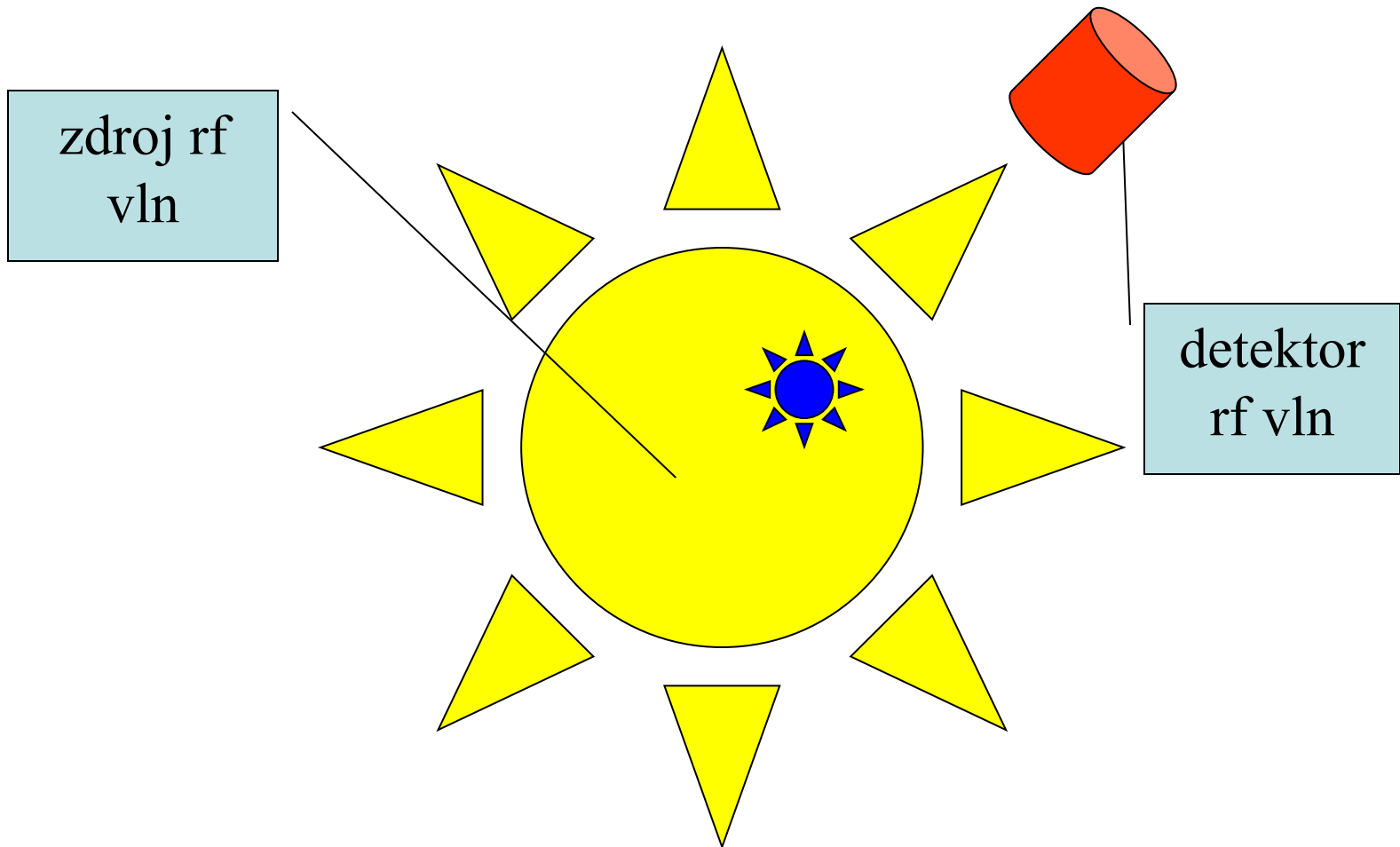
$$S(k_x, k_y) = \iint_{\Sigma} \rho(x, y, \Sigma) \exp[-i(k_x x + k_y y)] dx dy$$

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

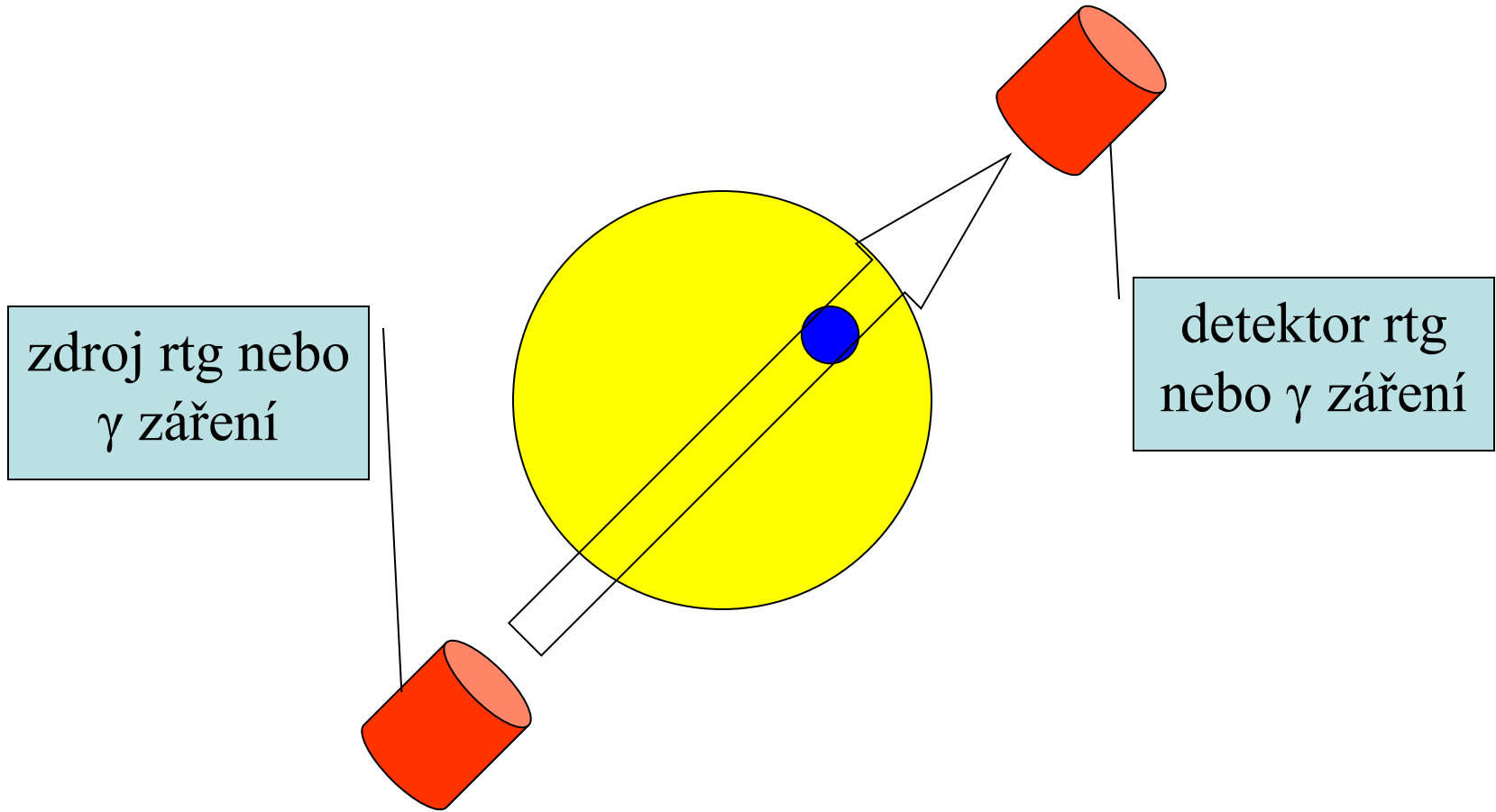
$$\rho(x, y, \Sigma) = \frac{1}{(2\pi)^2} \iint S(k_x, k_y) \exp[i(k_x x + k_y y)] dk_x dk_y$$



# Signál při MRI přichází z celého objemu



# Signál při CT z úzkého válce



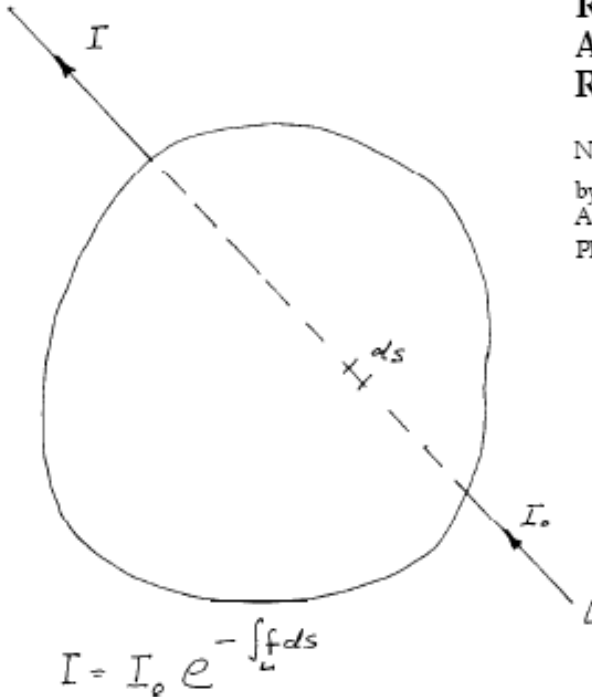
# Cormack a Hounsfield

## EARLY TWO-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION AND RECENT TOPICS STEMMING FROM IT

Nobel Lecture, 8 December, 1979

by  
ALLAN M. CORMACK

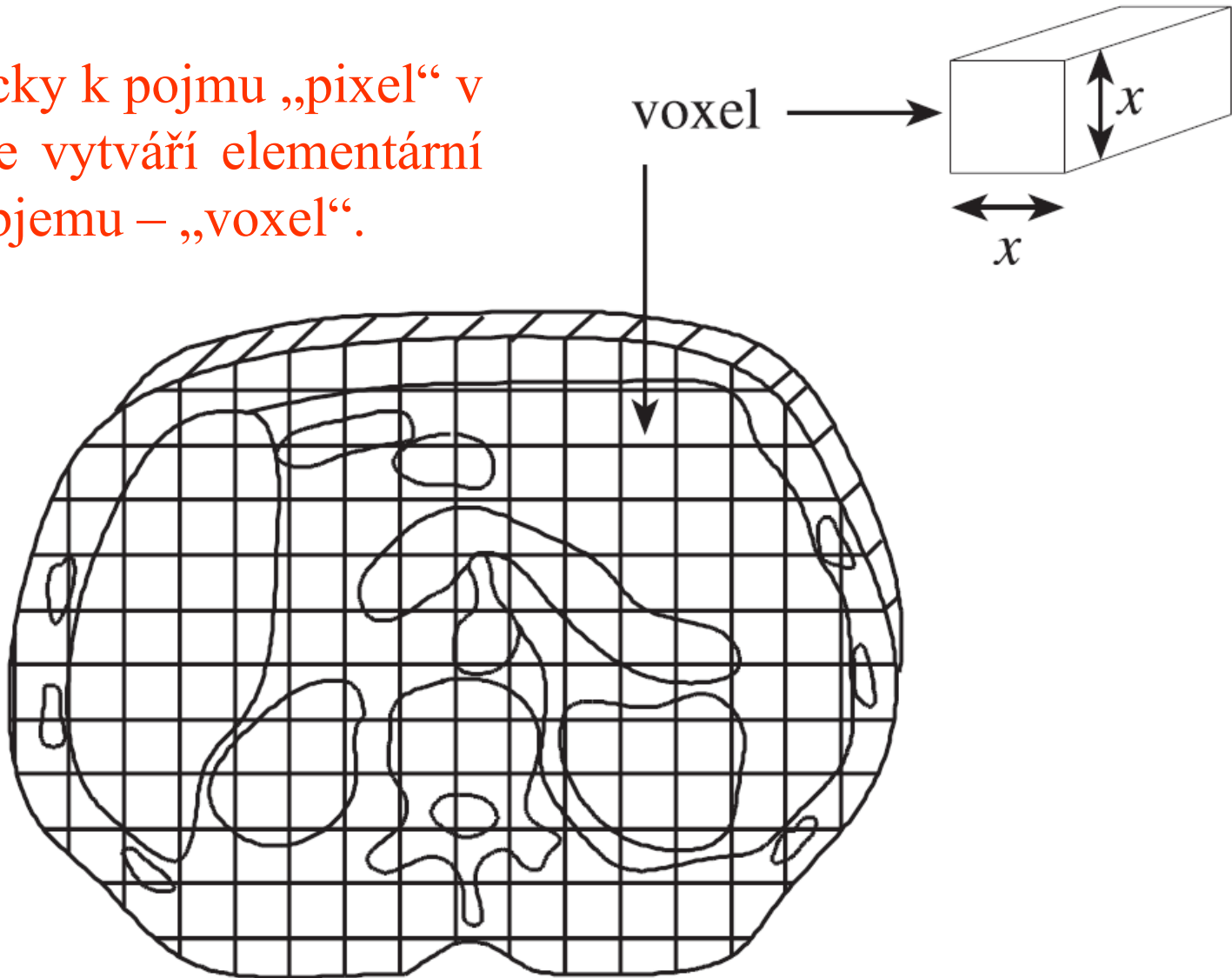
Physics Department, Tufts University, Medford, Mass., U.S.A.



**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“.



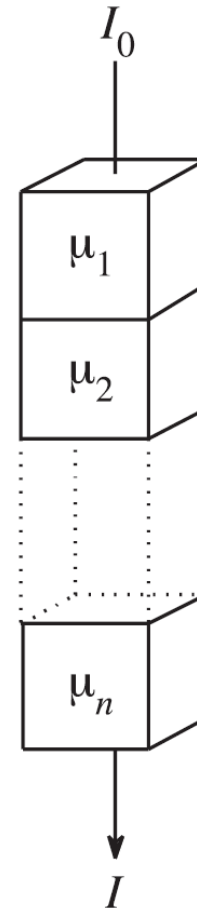
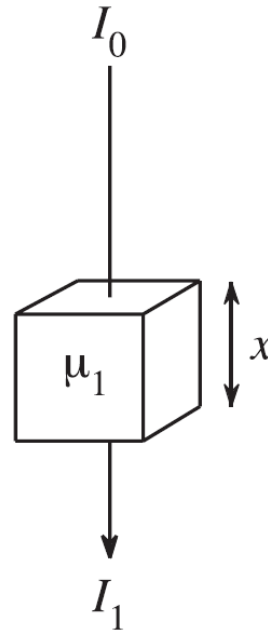
# Absorpce jako signál

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

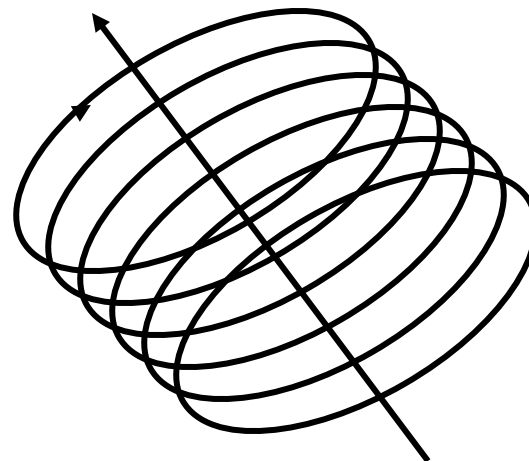
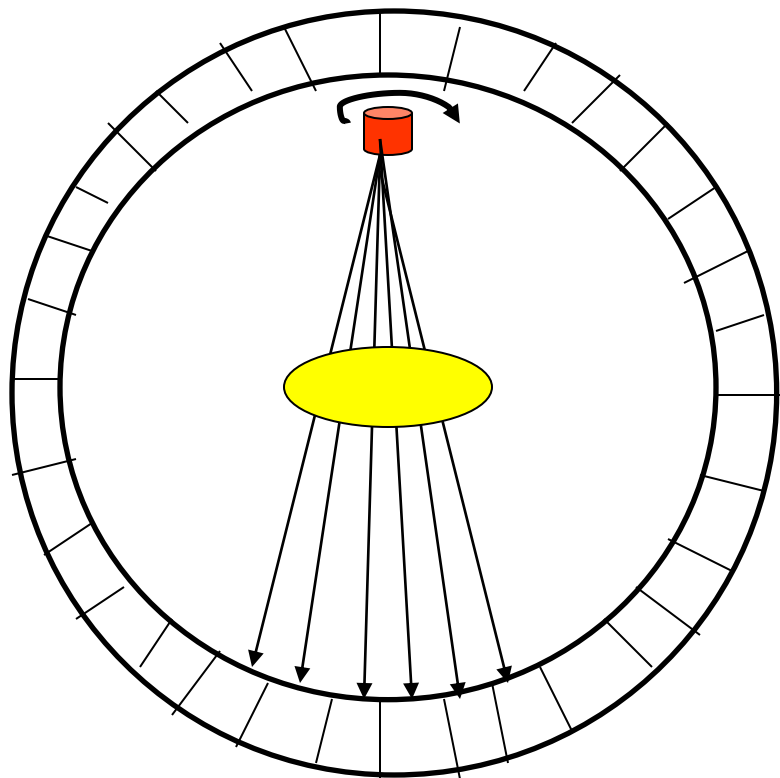
$$\ln \frac{I_0}{I} = \int_0^x \mu(x) dx$$

$$I_1 = I_0 \exp[-\mu x] \quad I = I_0 \exp\left[-x \sum_{i=1}^n \mu_i\right]$$

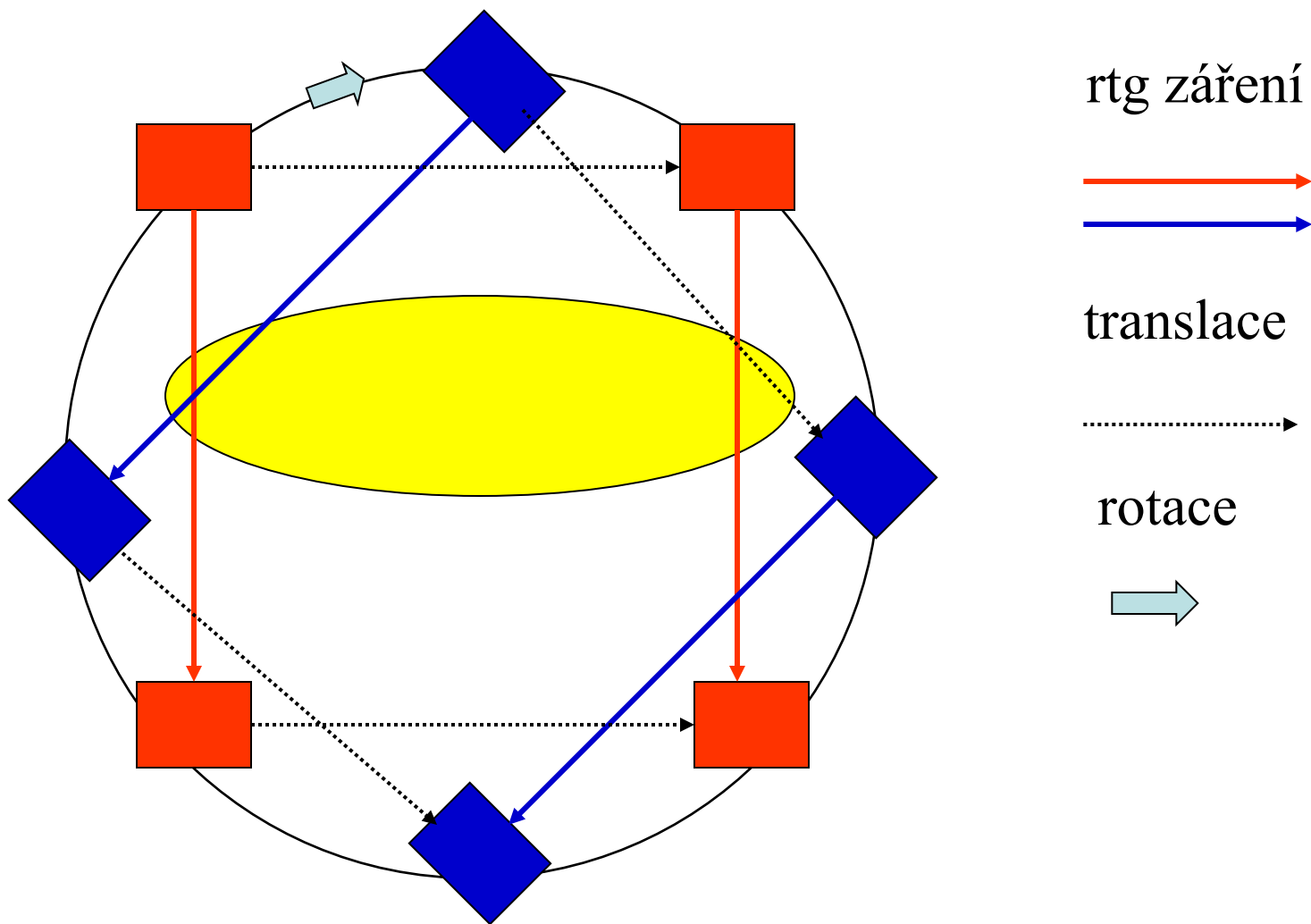
Z jednoho měření podél paprsku nelze identifikovat voxely s odlišnou absorpcí. Existuje řada variací, které vycházejí z toho, že se nejprve vytvoří plošné řezy – vrstvy (to je společné s MRI), ve kterých se rastruje – pohybuje zdrojem nebo zdrojem i detektorem.



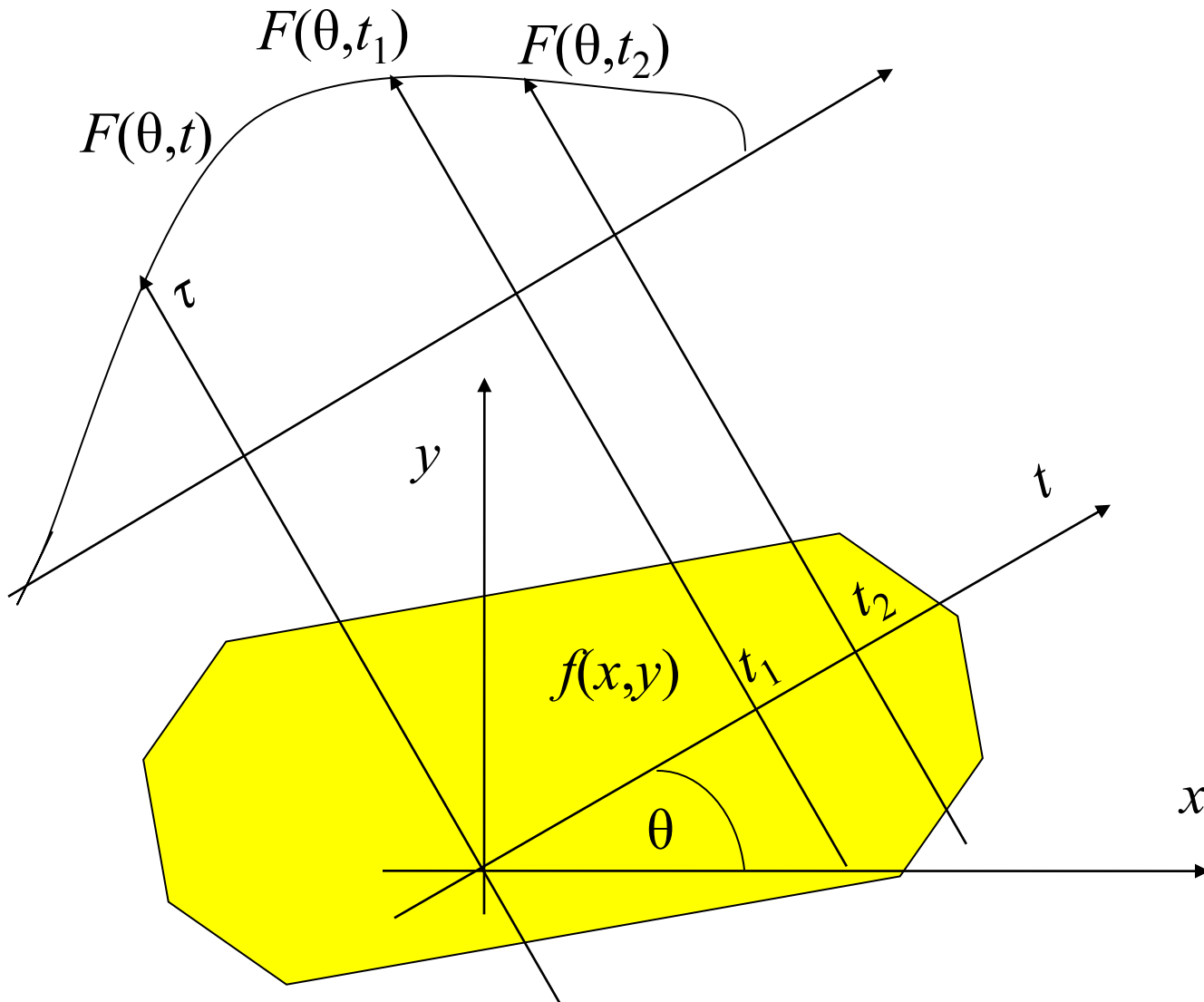
# Současný trend – paralelní detekce



# Klasický tomograf



# Měření v klasickém tomografu





# Radonova transformace

V případě absorpce rtg záření máme

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

Existuje inverzní transformace

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

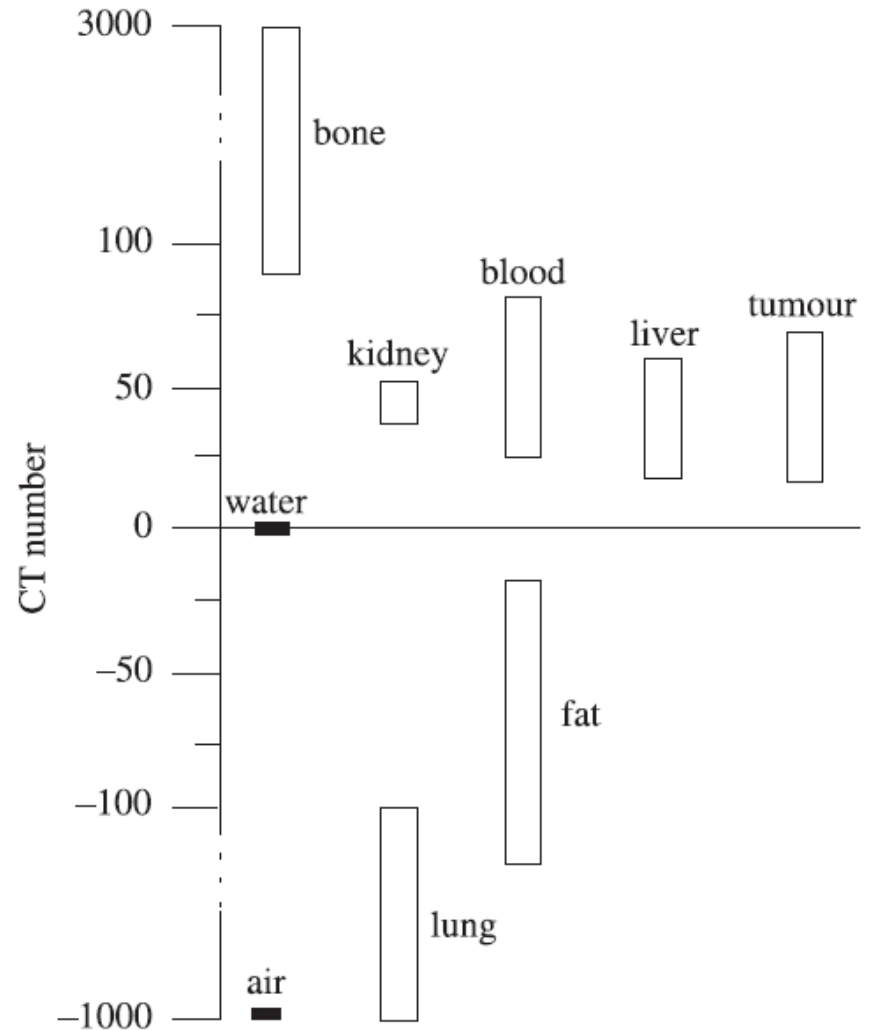
Obdoba MRI – tam byla inverzní Fourierova transformace. Úlohu máme v principu vyřešenu – ale pak je ještě mnoho práce s numerickým řešením a např. s potlačením vlivu šumu.

# Kontrast při zobrazení

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

$$N = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

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.



# Závěr

