

Rentgenová tomografie a jaderná magnetická rezonance (CT a MRI)

Josef Kuběna

Ústav fyziky kondenzovaných látek,

Přírodovědecká fakulta Masarykovy univerzity v Brně

Učební text pro posluchače oboru optometrie na lékařské fakultě MU v Brně

Autor děkuje doc. Krupovi a doc. Synkovi z FN U sv. Anny za řadu podkladů a podnětných připomínek k této prezentaci

Metody CT a NMR v medicíně

Rentgenová počítačová tomografie (X –ray Computed Tomography) i jaderná magnetická rezonance (Nuclear Magnetic Resonance) se v medicíně používají k zobrazování vnitřní struktury stavby těla (přibližně od r. 1980). Na rozdíl od projekčního (stínového) zobrazení 3D struktury objektu na 2D obraz (film), jak pracují standardní rentgenová zařízení (přibližně od r. 1900) , zobrazují metody CT a NMR strukturu tkání v **rovinném řezu**, který je veden 3D strukturou. Polohu tohoto řezu lidským tělem si volí lékař.

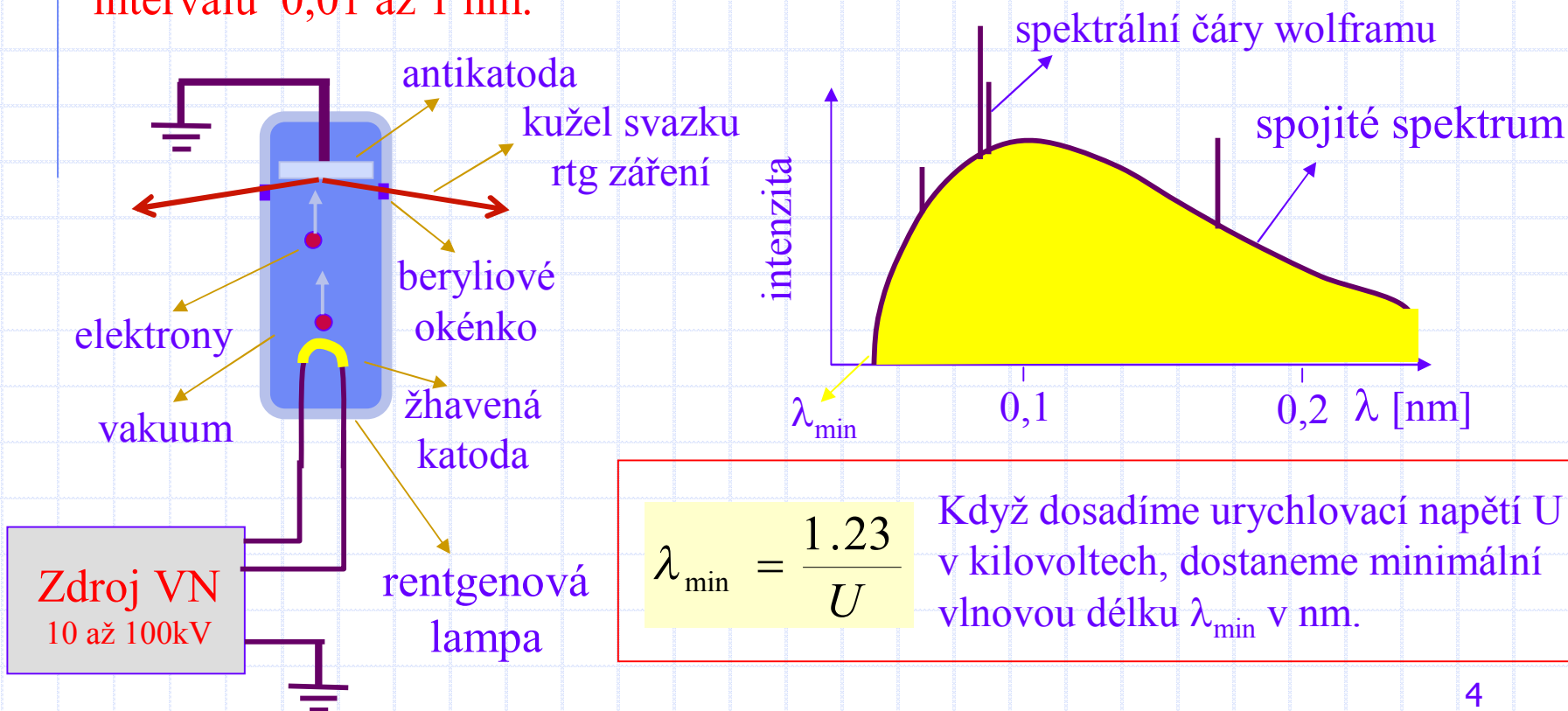
V posledních letech se místo NMR ustálil v medicíně název **Magnetic Resonance Imaging (MRI)**.

Princip zobrazení CT a MRI

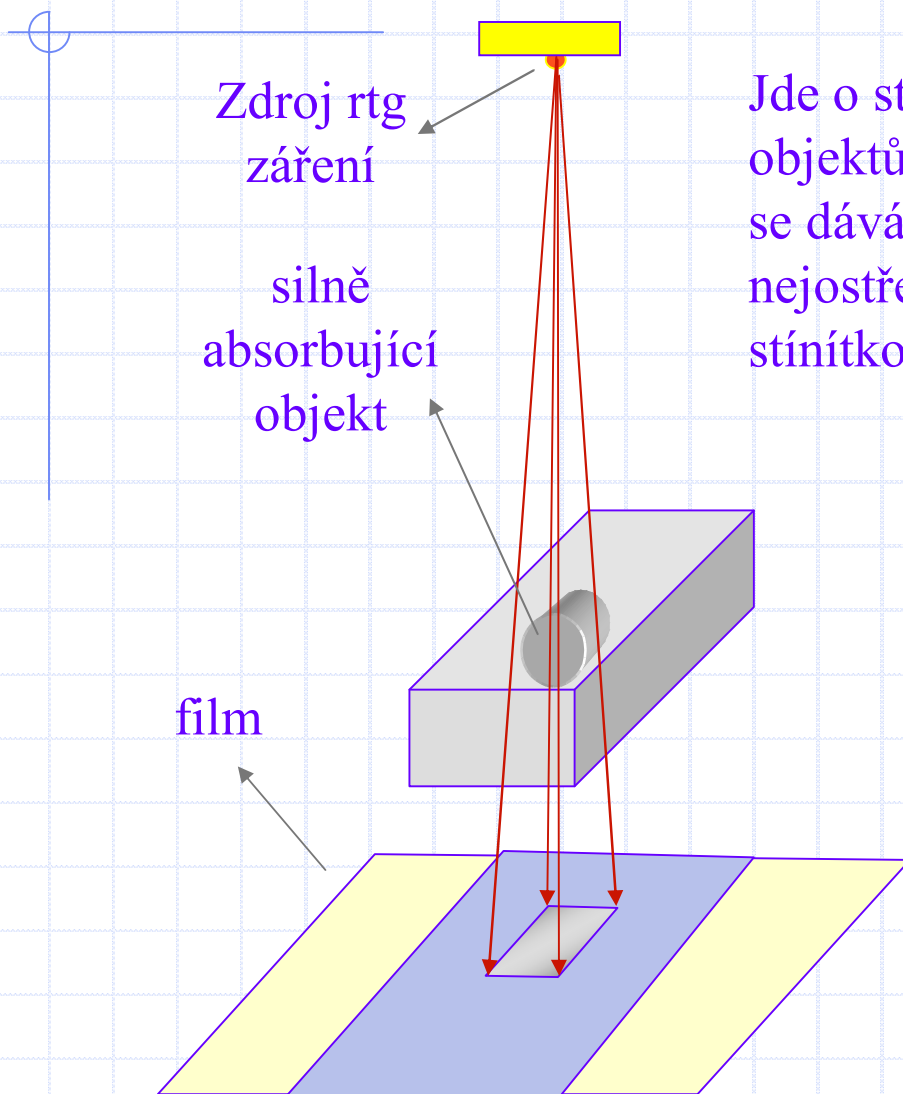
Obraz rovinného řezu vytvářený metodami CT a MRI vzniká na principu **skenovací techniky**, podobně jako vzniká obraz na televizní obrazovce. Jas každého bodu u těchto 2D zobrazení (kontrast zobrazení) je ale výsledkem počítačového zpracování různých fyzikálních signálů. Velice zjednodušeně se dá říct, že u metody CT jde o měření **úbytku intenzity rentgenového paprsku** po průchodu objektem a u metody MRI o měření **doznívání elektromagnetických signálů**. Tyto signály vhodné rádiové frekvence se šíří z atomových jader v malém objemu 3D objektu, kde byly vybudeny magnetickým polem. Zatím co u metody CT lze dobře rozlišit **kosti od tkání**, metoda MRI je citlivá na **chemické složení biologických tkání** a kosti při zobrazení nijak nepřekážejí.

Vznik rentgenového záření

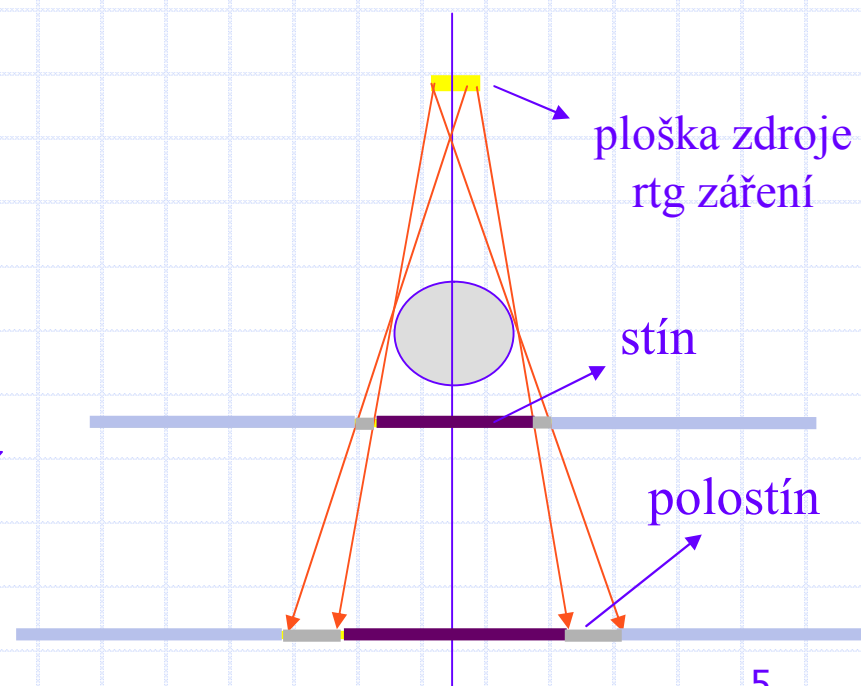
Rentgenové záření významné pro lékařské aplikace vzniká v rentgenových lampách při dopadu elektronů na wolframovou antikatodu. Vzniká tak převážně spojité spektrum rentgenového záření, jehož vlnové délky leží v intervalu 0,01 až 1 nm.



Projekční rentgenografie



Jde o stínovou projekci silně absorbujících objektů z malé plošky zdroje záření na film, který se dává co nejbližže objektu, aby obraz byl co nejostřejší. Místo filmu se užívá fluorescenční stínítka a digitální kamera nebo fotoaparát.



Rentgenový tomograf (CT)

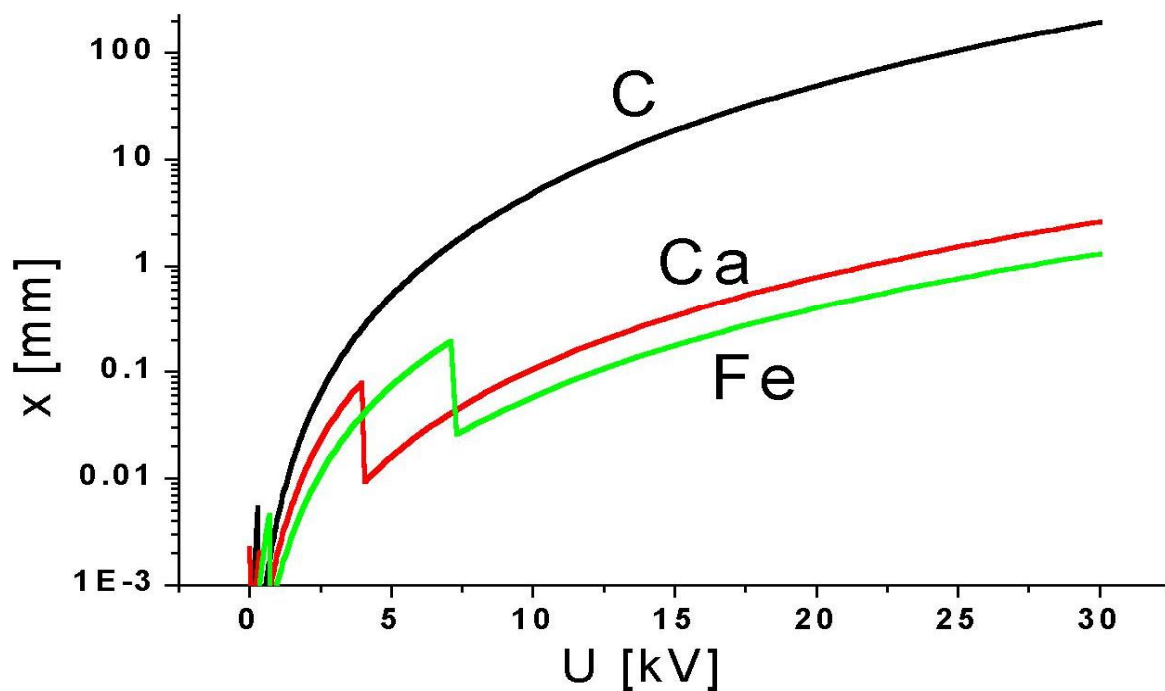
Počítačový rentgenový tomograf vytváří **jen** rentgenový obraz struktury **rovinného řezu** 3D objektem na principu měření **úbytku intenzity rtg paprsku I** po průchodu objektem. Absorpční koeficienty závisí jen na atomovém čísle látky a vlnové délce rtg záření (nikoliv na chemickém složení)

$$I = I_0 \exp(-\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2 - \dots) = \\ = I_0 \exp(-\mu_{1m} \rho_1 x_1 - \mu_{2m} \rho_2 x_2 - \dots)$$

- ... μ_1, μ_2 lineární absorpční koeficienty rentgenového záření [m^{-1}]
- ... μ_{1m}, μ_{2m} látkové absorpční koeficienty [m^2kg^{-1}]
- ... ρ_1, ρ_2 hustoty dané látky [kgm^{-3}]
- ... x_1, x_2 úseky paprsku v dané prostředí [m]

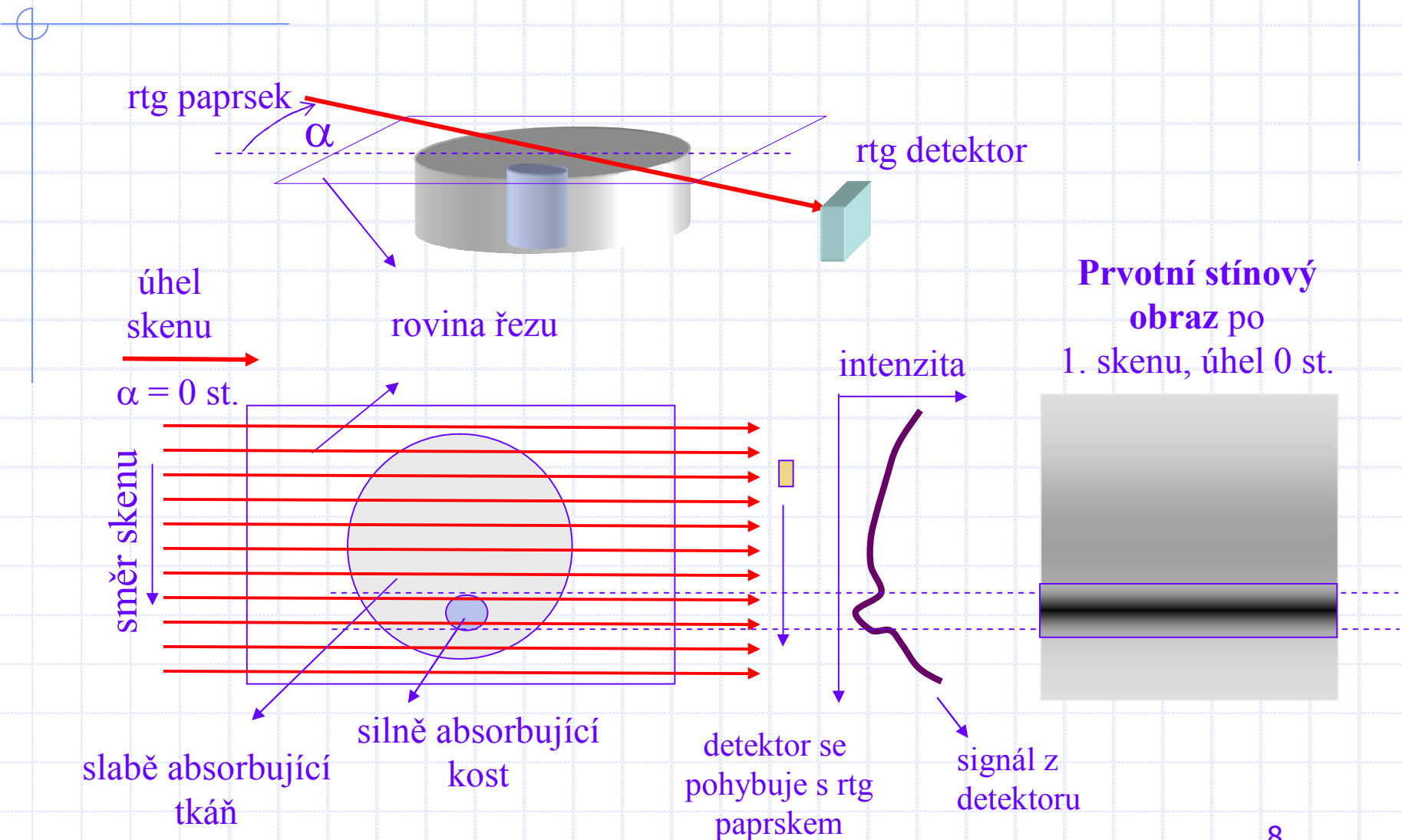
Během měření **proskenuje** rentgenový paprsek postupně zvolenou rovinu v **mnoha úhlech α** od 0 do 180 stupňů, a zapamatuje si vždy příslušné rozložení intenzity podél každého skenu, jemuž odpovídá **prvotní stínový obraz**.

Absorpce rtg záření



Závislost tloušťky x na urychlovacím napětí U na rentgenové lampě při níž se zeslabí intenzita rtg záření na polovinu. Jednotlivé křivky odpovídají vrstvám uhlíku, vápníku a železa.

Experimentální uspořádání CT



Rekonstrukce zobrazení CT

Struktura řezu 3D objektem se vytváří superpozicí mnoha prvotních stínových obrazů získaných měřením v různých směrech α .

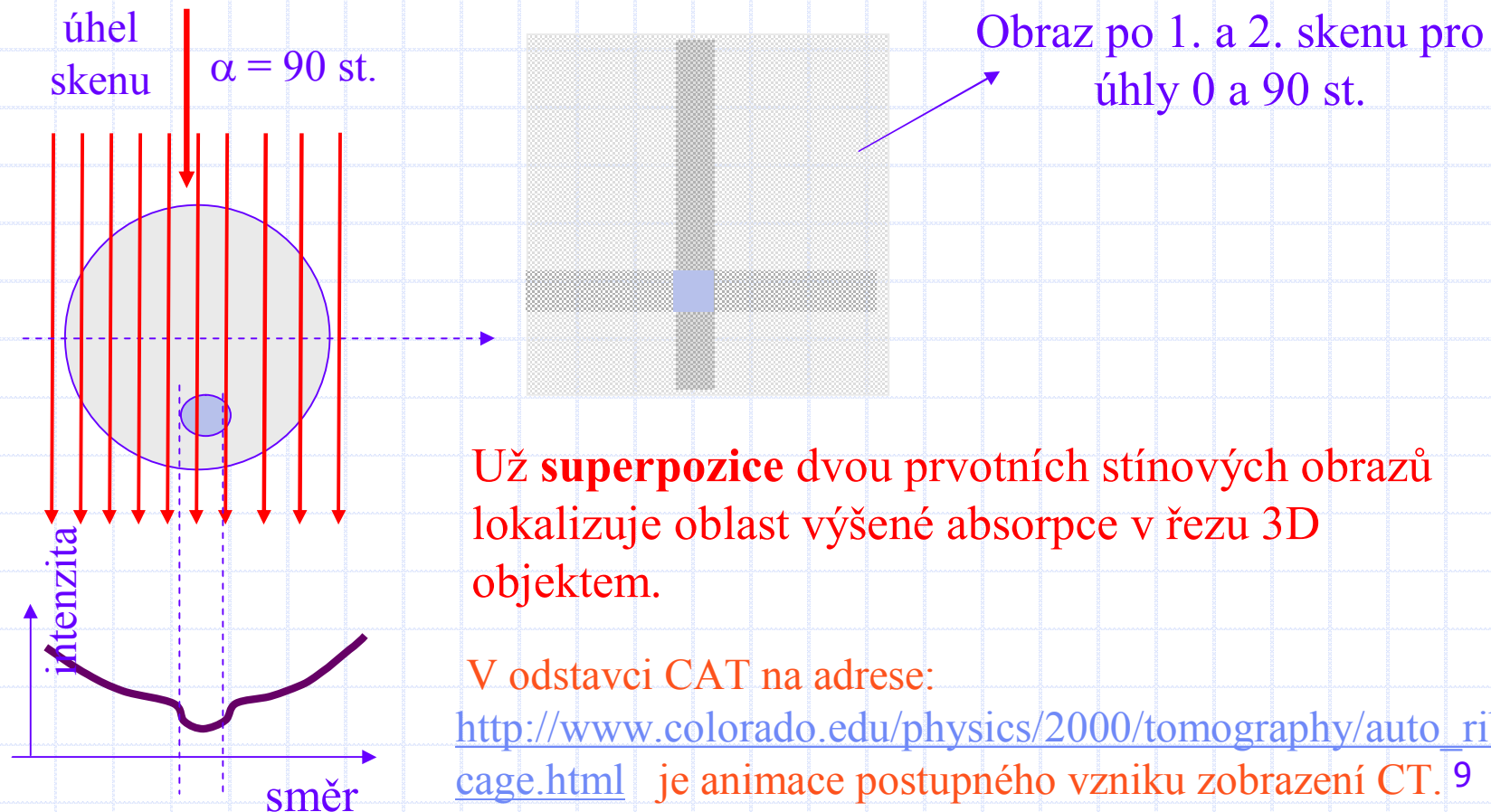
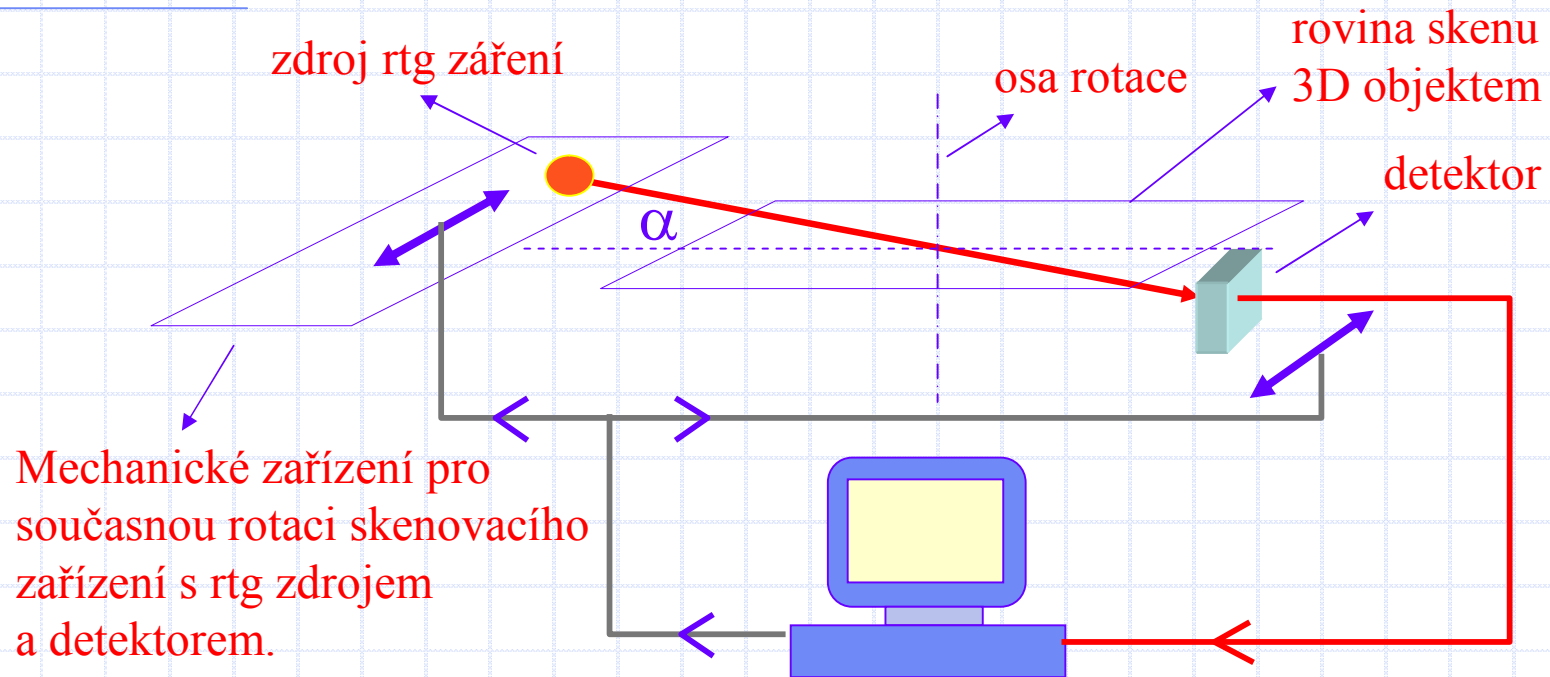


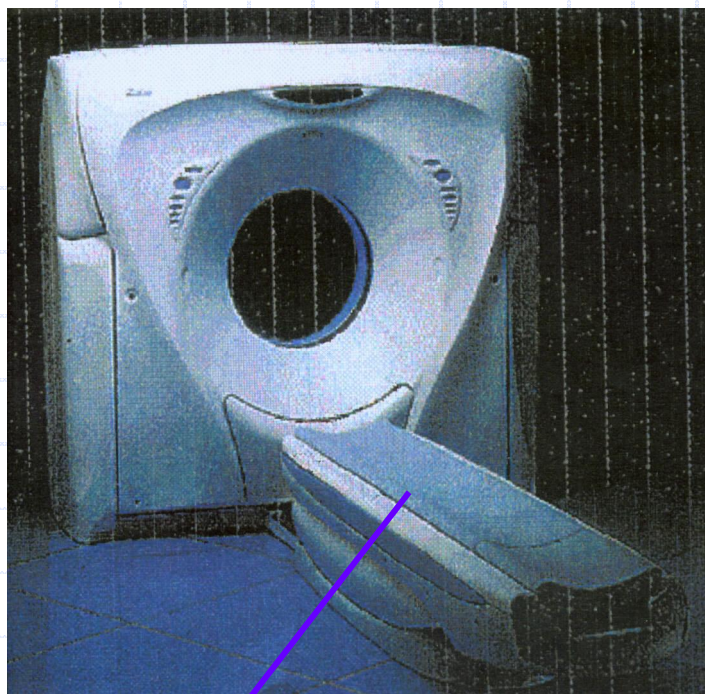
Schéma automatizace CT



Řízení procesu měření úbytku intenzity a zpracování superpozice stovek prvotních obrazů je **nemyslitelné** bez použití výkonných počítačů. Proto je také zcela oprávněný název **Computer Tomography (CT)**, i když se užívá i název **Computer Absorption Tomography (CAT)**

Technické zdokonalení CT

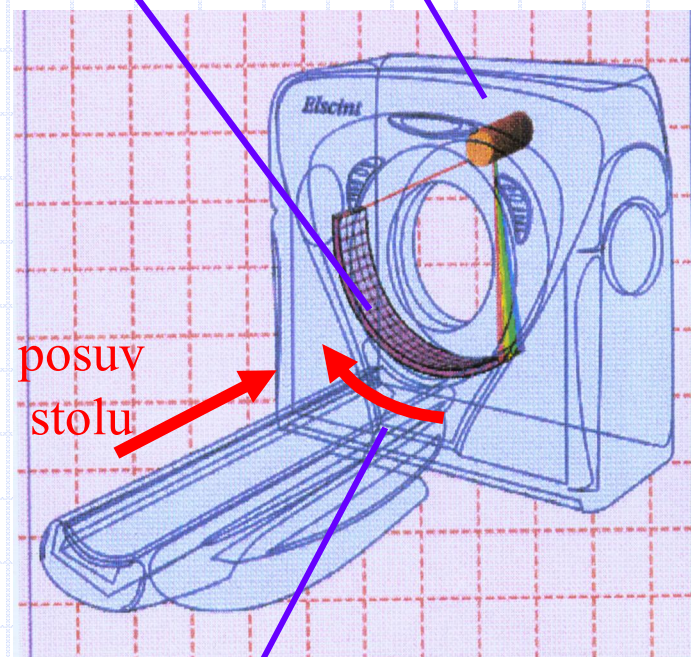
foto CT



stůl pro pacienta

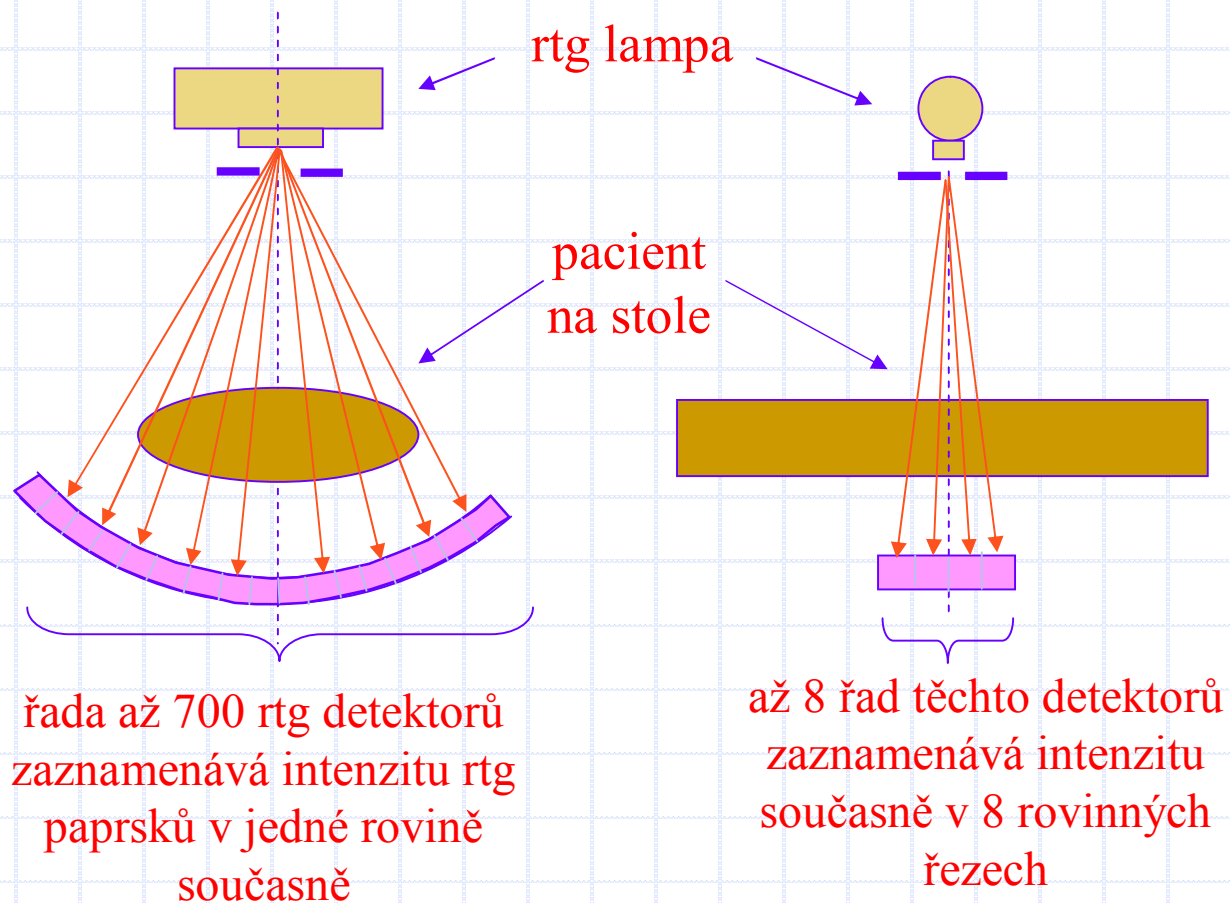
řady rtg detektorů

rentgenová lampa



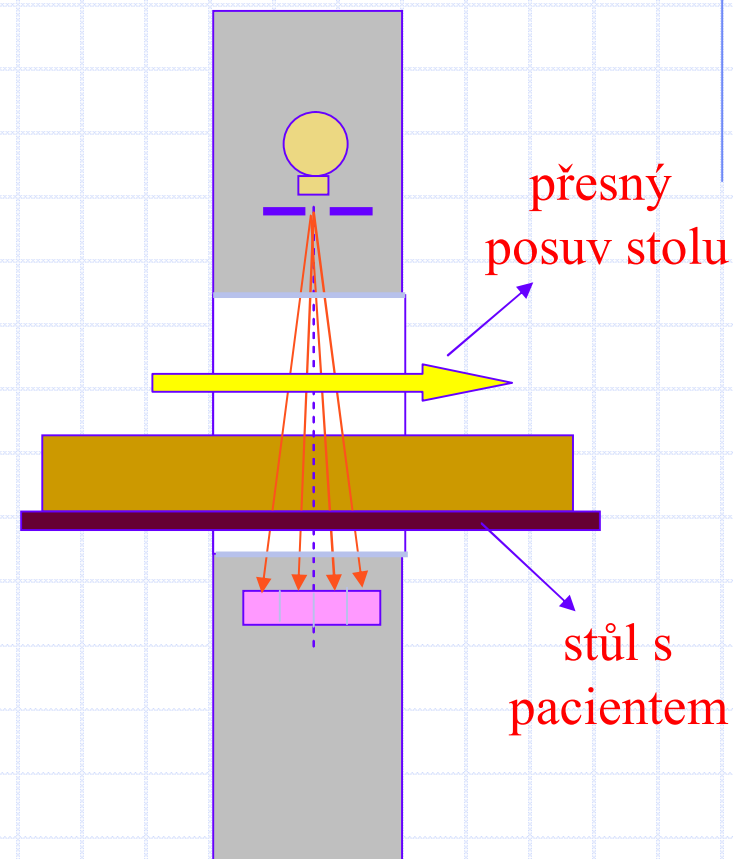
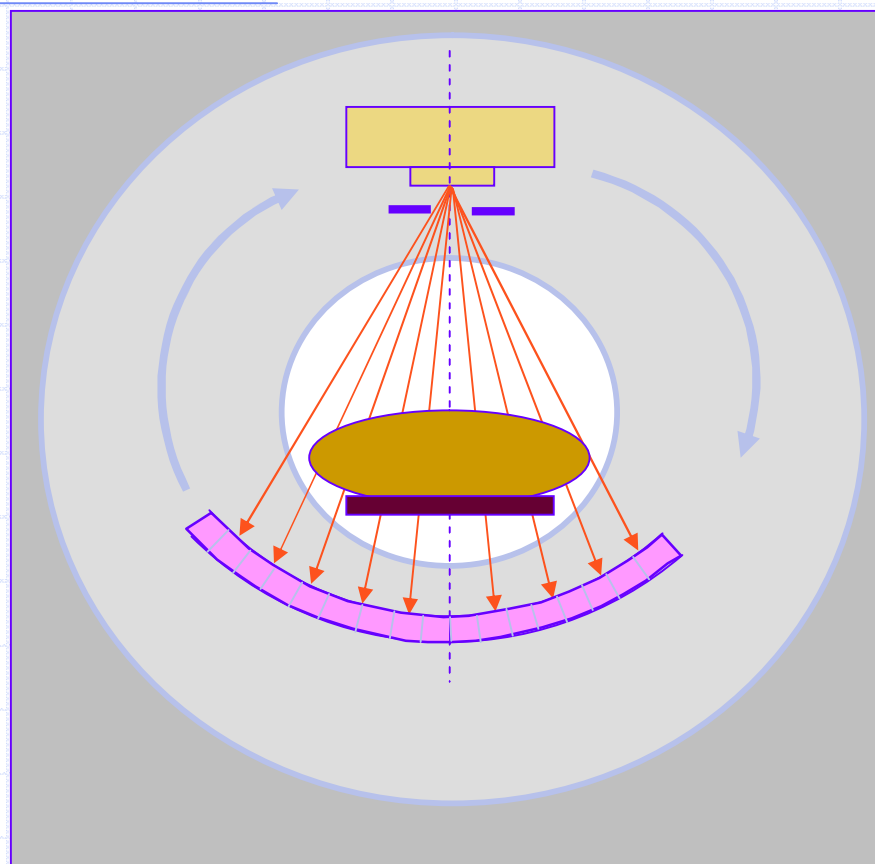
Rentgenka a řady rtg detektorů rotují společně kolem pacienta

Technické zdokonalení CT (1)



Doba tohoto záznamu do paměti počítače trvá zlomek vteřiny

Technické zdokonalení CT (2)



Rentgenka s detektory rotuje kolem pacienta rychlostí asi 1 otáčka za 1 sekundu. Současně se však posouvá s pacientem i stůl a to takovou rychlostí, aby za jednu otáčku se posunul o šířku všech současně snímaných řezů.

Technické zdokonalení CT (3)

Při uvedeném moderním provedení CT nezaznamenává počítač intenzity rtg paprsků ležící v rovině řezu, ale ležící na šroubovici. Počítač má v paměti uloženu informaci z celého objemu pacienta a software počítače teprve nyní umožní lékaři zvolit si libovolně orientované polohy řezů tělem, které ho zajímají a zobrazit jejich rtg strukturu.

Zajímavé technické parametry moderních CT

- rozlišovací objemová schopnost až $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ (velikost voxelu) závisí na velikosti ohniska rentgenky a na ploše polovodičových detektorů rtg záření a na jejich elektrickém propojení.
- rychlost posuvu stolu 1 až 100 mm/s s přesností 0,25 mm
- doba záznamu asi 50 cm těla trvá asi 30 s
- Rentgenka s wolframovou anodou (120 kV, 500 mA, tedy 60 kW)
- nezbytné chlazení rentgenky omezuje dobu expozice
- Počítač s mnoha GB pamětí a s rychlostí přenosu dat až 200Mb/s

Magnetické jevy

Kromě gravitační síly je snad magnetická síla a jí příslušné magnetické pole **nejznámější silové pole**, se kterým se v praktickém životě setkáváme a máme s ním tedy praktické zkušenosti. Jde např. o zařízení, jako:

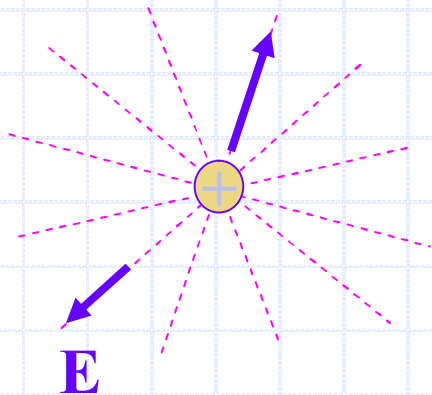
- střelka kompasu
- magnetické uzávěry na dvířkách nábytku
- elektrický zvonek
- alternátor v elektrárně vyrábějící elektrickou energii

Přitom však objasnění vzniku magnetického pole patří mezi nejsložitější problémy fyziky. Je k tomu totiž třeba kvantové fyziky i teorie relativity. Je to neuvěřitelné tvrzení ve srovnání s naší denní zkušeností s permanentními magnety i elektromagnety.

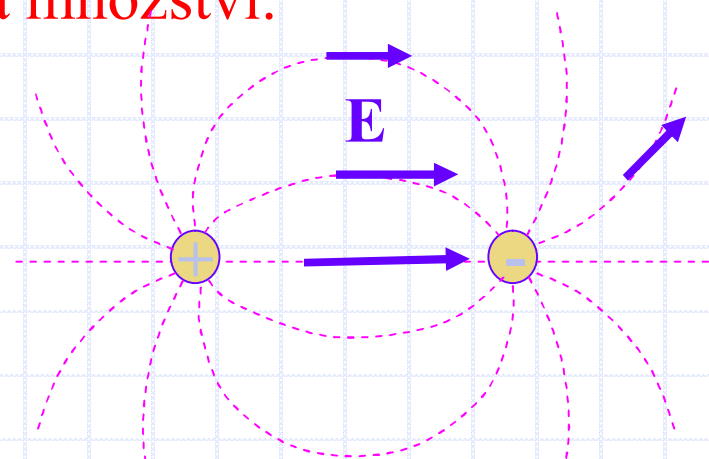
Co to je magnetický dipól

Magnetické pole se zásadně odlišuje od pole gravitačního a pole elektrického tím, že **neexistuje samostatně** něco, jako magnetické kladné a záporné množství vytvářející kolem sebe magnetické pole.

Existují jen magnetické dipóly, jakoby neoddělitelně spojená dvě hypotetická magnetická množství.



Elektrické pole E jednoho kladně nabitého el. náboje q . Siločivky jdou z náboje do nekonečna.



Magnetické pole magnetického dipólu se **podobá** elektrickému poli elektrického dipólu (elektrické pole dvou nábojů $\pm q$). Siločivky jsou uzavřené.

Jak vzniká magnetické pole?

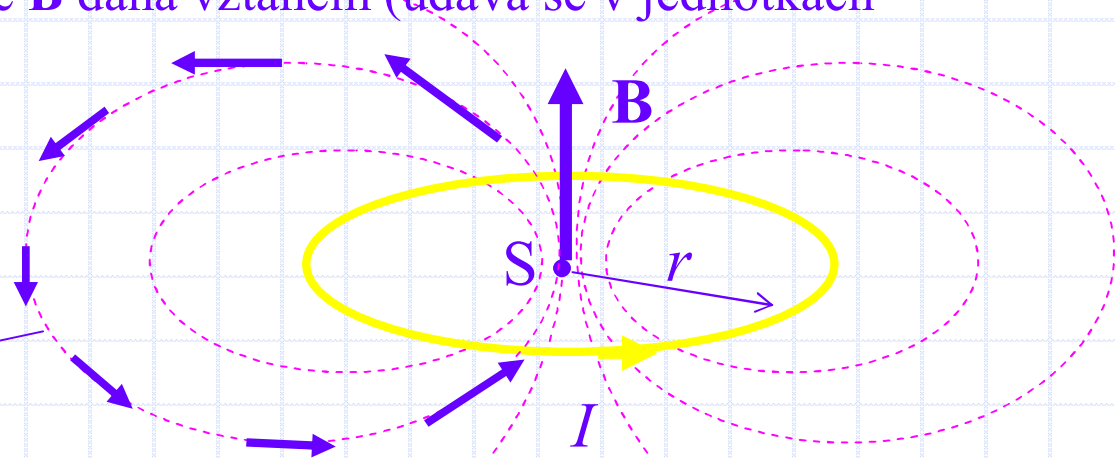
Magnetické pole vzniká **pohybem elektrických nábojů** a dále jako součást časově proměnného elektrického pole. Popisujeme je vektorovou veličinou **B** zvanou **magnetická indukce**.

Magnetické pole kruhové smyčky:

Ve středu S kruhové smyčky o poloměru r , kterou protéká elektrický proud I , je magnetická indukce **B** dána vztahem (udává se v jednotkách Tesla) :

$$\mathbf{B} = \mu_0 \frac{I}{2r} \mathbf{n}$$

magnetická
siločára je uzavřená



Písmeno **n** značí jednotkový vektor kolmý na rovinu smyčky, jehož směr odpovídá pravidlu pravé ruky a μ_0 je permeabilita vakua.

Magnetický moment

Zdroj magnetického pole charakterizujeme magnetickým momentem μ .

Magnetický moment proudové smyčky je dán vztahem

$$\mu = I\pi r^2 \mathbf{n}$$

Je to **vektorová veličina** mající směr kolmý na rovinu smyčky.

Pohyb elektronů kolem atomového jádra si tedy můžeme zjednodušeně představit jako elementární proudové smyčky a charakterizovat je příslušnými magnetickými momenty.

Magnetické momenty atomu

1. Elektrony se pohybují kolem jádra. Tomuto pohybu přísluší tzv. **orbitální magnetický moment μ_L**
2. Elektrony se točí kolem své osy. Mluvíme o elektronovém spinu jemuž přísluší **spinový magnetický moment μ_S** .
3. V jádře se pohybují protony a neutrony (mají magnetický moment!). Mluvíme o jaderném spinu, jemuž přísluší **jaderný magnetický moment**.

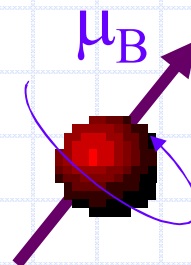
Dvě důležité poznámky:

1. Orbitální a spinové magnetické momenty mohou mít opačná znaménka a tím se mohou i vzájemně rušit a tak silně ovlivňovat výsledný magnetický moment atomu.
2. Magnetické momenty jader jsou **1000x slabší** než orbitální a spinové momenty elektronů.

Bohrův magneton

Spinový magnetický moment volného elektronu, tzv. Bohrův magneton μ_B , je dán **pouze univerzálními fyzikálními konstantami** (e ...náboj elektronu, m_e ... hmotnost elektronu, h ... Planckova konstanta):

$$\mu_B = \frac{eh}{2\pi m_e}$$



Klasická představa elektronového spinu: Elektron rotuje kolem své osy.

Magnetický moment celého atomu je vektorovým součtem všech příslušných orbitálních a spinových momentů a jeho výpočet se neobejde bez kvantové mechaniky.

Významnou roli v celkové bilanci však hrají **jen** spinové momenty elektronů (orbitální jsou mnohem slabší).

Analogie mezi el. a mag. polem

Vlastnost	Elektrické pole	Magnetické pole
Char. veličina	vektor el. intenzity \mathbf{E}	vektor magnetické indukce \mathbf{B}
Vznik	el. náboj v klidu i pohybu	důsledek pohybu el. náboje
Polarita	existuje monopól + i -	existují jen dipóly
Silokřivky	otevřené i uzavřené	jen uzavřené
Zdroj pole	elektrický náboj $q=Se$	magnetický moment m
Element. zdroj	náboj elektronu e	Bohrův magneton m_B
Spin elektronu	nemá vliv na \mathbf{E}	vytváří magnetické pole \mathbf{B}

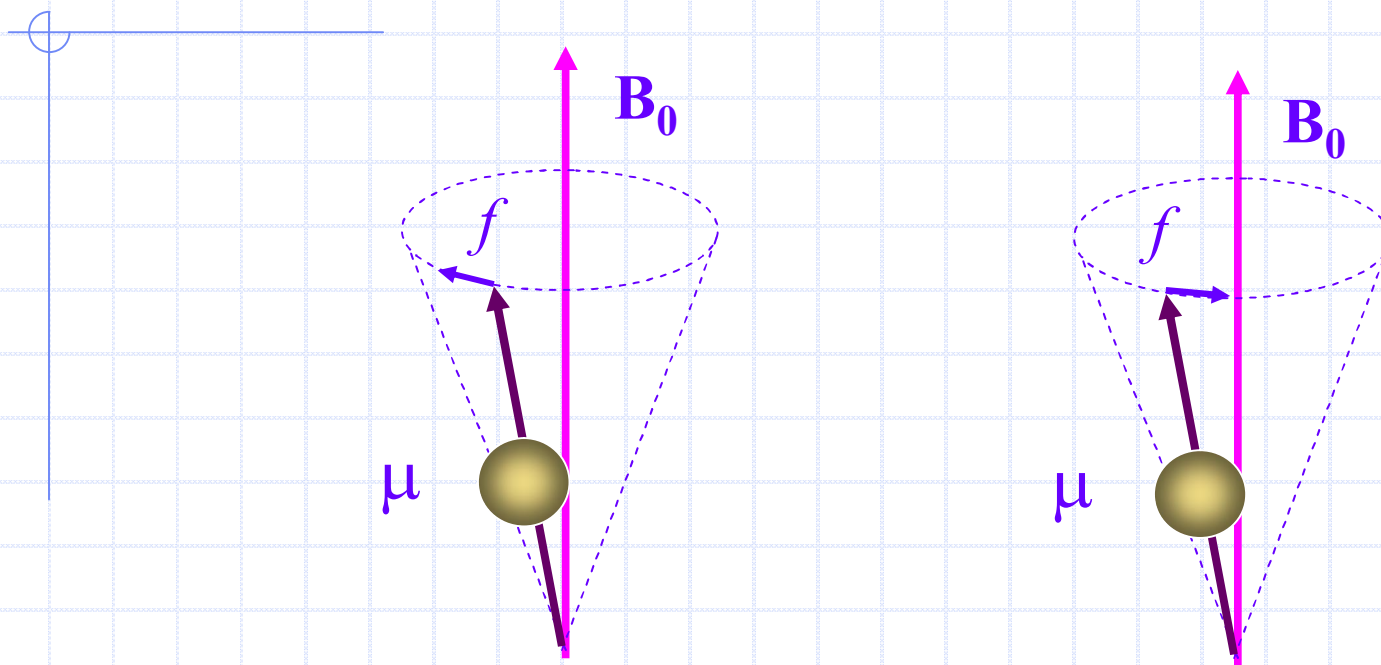
Magnetický dipól v poli B

Magnetická střelka (makroskopický magnetický dipól) se vždy natočí do směru vnějšího magnetického pole B .

Podobně se zachovají i elementární magnetické dipóly v atomech (orbitální momenty, spinové momenty, jaderné momenty).

Podle klasických představ o spinu elektronu, způsobí tato energie **dodatečnou rotaci** myšlené rotační osy elektronu, tzv. **precesi**. Magnetický moment samotného elektronu, Bohrův magneton, nelze totiž spojitě měnit podle hodnoty vnějšího pole B . Je to fyzikální **konstanta**.

Precese magnetických momentů



\mathbf{B}_0 je stacionární pole a magnetické momenty μ vykonávají precesi s frekvencí f (Larmorova frekvence) v jednom nebo druhém směru kolem vektoru \mathbf{B}_0 .

Při vypnutí pole \mathbf{B}_0 tato precese zaniká a energie s ní spojená se **vyzáří ve formě elektromagnetické vlny o frekvenci f .**

Larmorova frekvence

Energie fotonu elektromagnetické vlny vyzářené elektronem při vypnutí magnetického pole je $E = hf = \mu_B B$. Frekvence f této vlny se nazývá se **Larmorovou** a je dána vztahem:

$$f = \frac{\mu_B B}{h} = \frac{eB}{2\pi m}$$

Po numerickém dosazení hodnot pro **elektron** Larmorova frekvence je

$$f_e = 28 * 10^9 B \quad (\text{pro } B \text{ v jednotkách Tesla})$$

Pro **proton** (např. jádro vodíku) je Larmorova frekvence dána vztahem

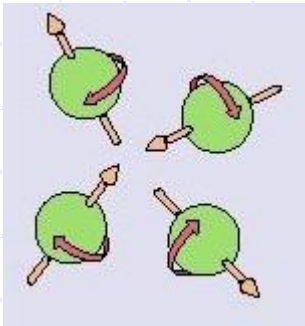
$$f_p = 42,7 * 10^6 B$$

Při magnetickém poli $B = 1\text{T}$ je to tedy **frekvence 42,7 MHz**.

Toto je základní vztah pro metodu jaderné rezonance.

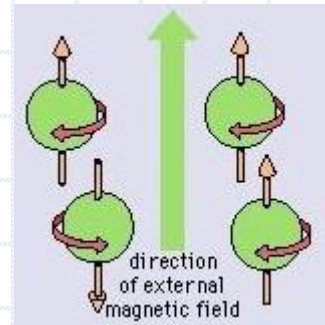
Reakce protonů na vnější pole B

$B = 0$



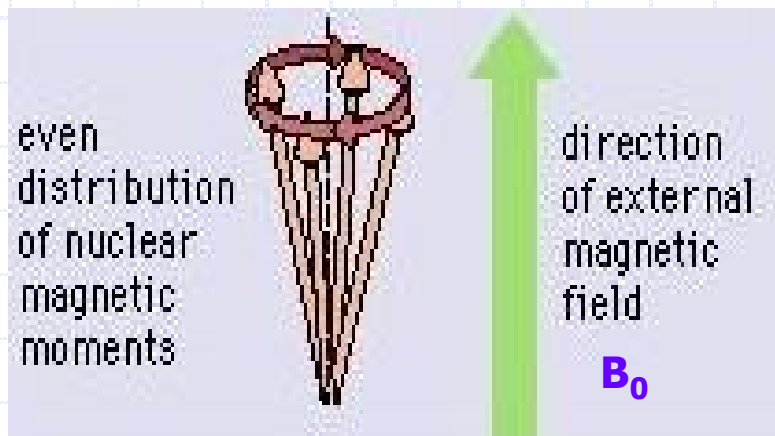
Náhodná orientace spinů

$B_0 = 1\text{T}$



Spiny se uspořádají a nastane precese

Precesní pohyb protonů není fázově sladěn



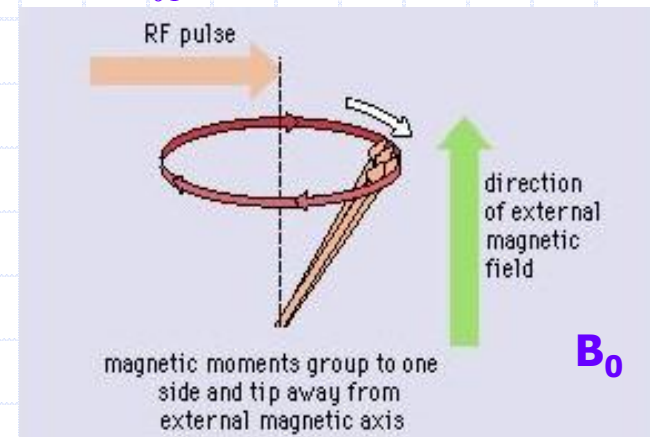
even distribution of nuclear magnetic moments

direction of external magnetic field

B_0

Precese se fázově sladí vnějším polem

$B = B_0 \sin(2\pi ft)$ o Larmorově frekvenci f



RF pulse

magnetic moments group to one side and tip away from external magnetic axis

direction of external magnetic field

B_0

Tabulka prvků

Prvky se liší složením atomového jádra. **Magnetické momenty mají jak protony, tak i neutrony.** Každý prvek (dokonce každý izotop) je tedy charakterizován výsledným **jaderným magnetickým momentem** μ ($\mu = \gamma I$), kde γ je tzv. **gyromagnetický poměr** a I mechanický moment. Tím každému prvku přísluší i **Larmorova frekvence** f precese jaderného momentu při B_0 . Pro jednotlivé prvky tedy platí $f_Z = K_Z B_0$. Konstanty K_Z pro některé prvky jsou uvedeny v následující tabulce (pro magnetické pole $B_0 = 1$ T).

vodík	$42,7 \cdot 10^6$ Hz	Všimněme si významného rozdílu např. mezi vodíkem a uhlíkem. Lze rozlišit atomy vodíku od uhlíku na rozdíl od rentgenové tomografie! Právě tyto rozdílné hodnoty K_Z hrají roli při detekci lehkých prvků metodou jaderné rezonance v lékařství, biologii a organické chemii.
uhlík	$10,7 \cdot 10^6$	
dusík	$6,1 \cdot 10^6$	
kyslík	$28,8 \cdot 10^6$	
fosfor	$17,2 \cdot 10^6$	
vápník	$19,9 \cdot 10^6$	

NMR (v medicíně MRI)

Experimentální princip NMR objasníme tímto příkladem:

Vložíme do statického magnetického pole $B_0 = 1 \text{ T}$ vodíkové atomy.

Atomová jádra vodíku tvořená jen jedním protonem mohou vykonávat precesi s frekvencí 42,7 MHz. Jinak řečeno, jádra snadno absorbují foton o energii $= h \cdot 42,7 \text{ MHz}$. Na absorpci fotonů o této energii jsme jádro vodíku *naladili* právě vložením do magnetického pole $B_0 = 1 \text{ T}$.

Když ke stacionárnímu poli B_0 přidáme slabé (asi je 10^{-4} T), ale časově proměnné pole B_1 s frekvencí 42,7 MHz jehož vektor B_1 svírá s polem B_0 úhel 90 st., způsobí výsledné pole $\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1$ postupnou synchronizaci precese jaderných momentů s tímto polem (podobně jako by se reagovala magnetická strelka na takové pole).

Říkáme, že nastala jaderná magnetická rezonance s časově proměnným polem B_1 .

Relaxace

Pro aplikaci NMR v lékařství je podstatný proces relaxace.

Relaxací rozumíme proces **doznívání signálu** po vypnutí pole **B**, to je přechod ze stavu, kdy jaderné momenty synchronně rotují kolem směru B_0 , zpět do termodynamické rovnováhy. Tedy do stavu bez precese a se zcela náhodným směrem svého magnetického momentu.

Tento proces se charakterizuje tzv. **relaxační dobou**.

Pro NMR jsou podstatné dvě relaxační doby:

1. T_1 ... **spin – mřížková relaxace**
2. T_2 ... **jaderná relaxace**

Spin – mřížková relaxace

Doba T_1 příslušná této relaxaci silně závisí na tom, jaké atomy se nacházejí v okolí uvažovaných jader, tedy jinak řečeno, závisí na **chemickém složení molekul** obsahujících vodík.

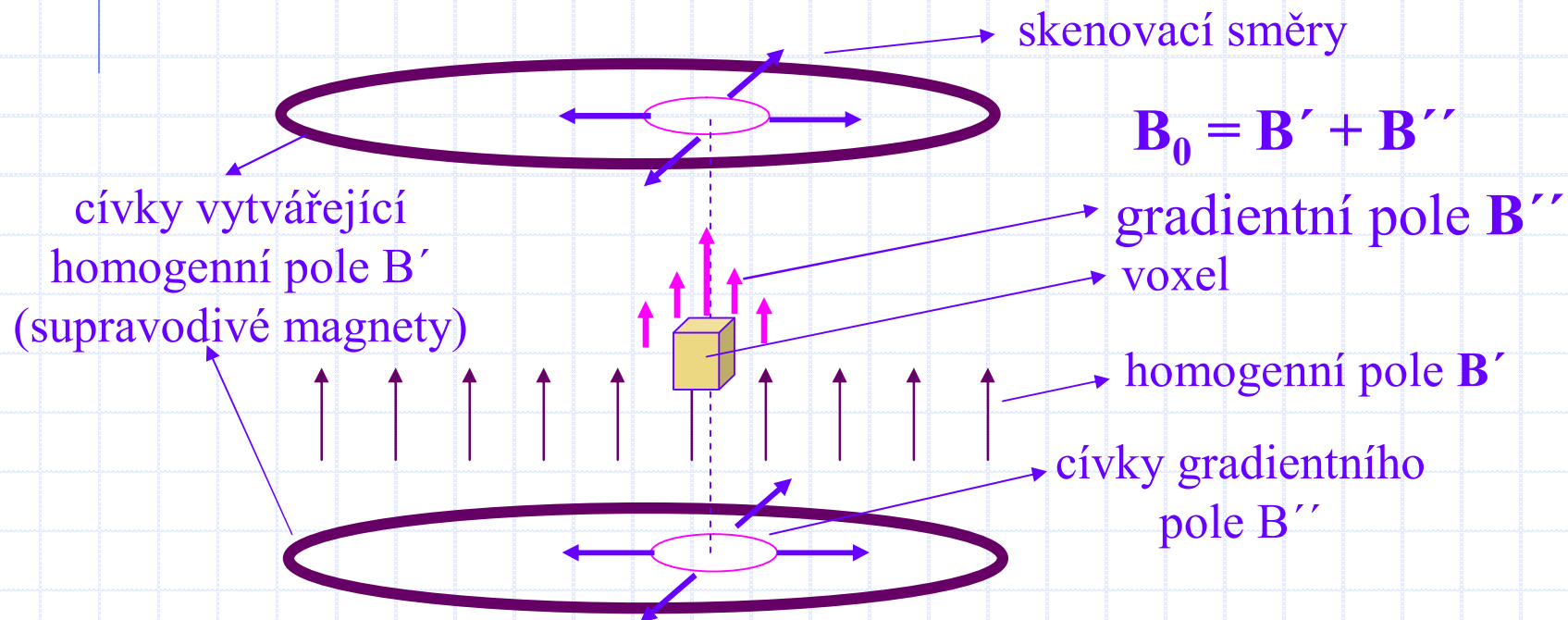
To znamená, že podle velikosti **naměřené relaxační doby T_1** na frekvenci 42,7 MHz můžeme např. detekovat látky obsahující vodík. Při měření relaxační doby T_1 na frekvenci 10,7 MHz by se detekovaly látky obsahující uhlík. (Připomeňme, že uvedené Larmorovy frekvence se v tomto příkladu se vztahují na statické pole $B_0 = 1$ Tesla).

Jaderná relaxační doba T_2 není pro aplikace tak významná.

Lékařské přístroje MRI jsou téměř výhradně orientovány na detekci a rozlišení tkáni obsahujících vodík.

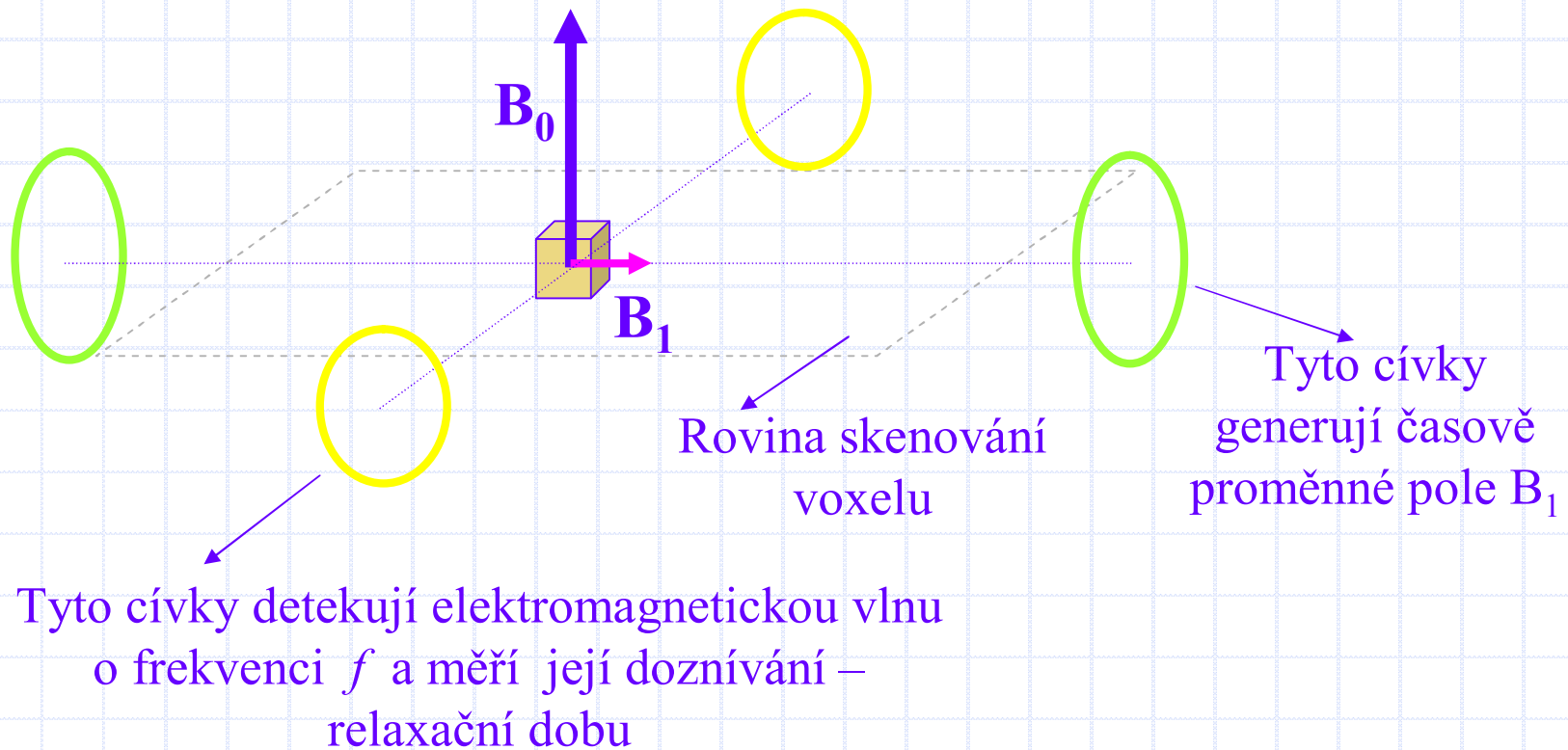
MRI – statické pole B_0

Silné statické pole B_0 určující Larmorovu frekvenci se vytváří ze **dvou složek**: K silnému **homogennímu** poli se přidává slabší **gradientní** pole, které zajistí, že hodnoty B_0 se dosáhne jen v **malém objemu tkáně ΔV** (tzv. **voxel**, prostorová analogie pixelu v 2D grafice). Cívky vytvářející gradientní pole a spolu s nimi voxel mohou proskenovat zvolenou plochu objektu.

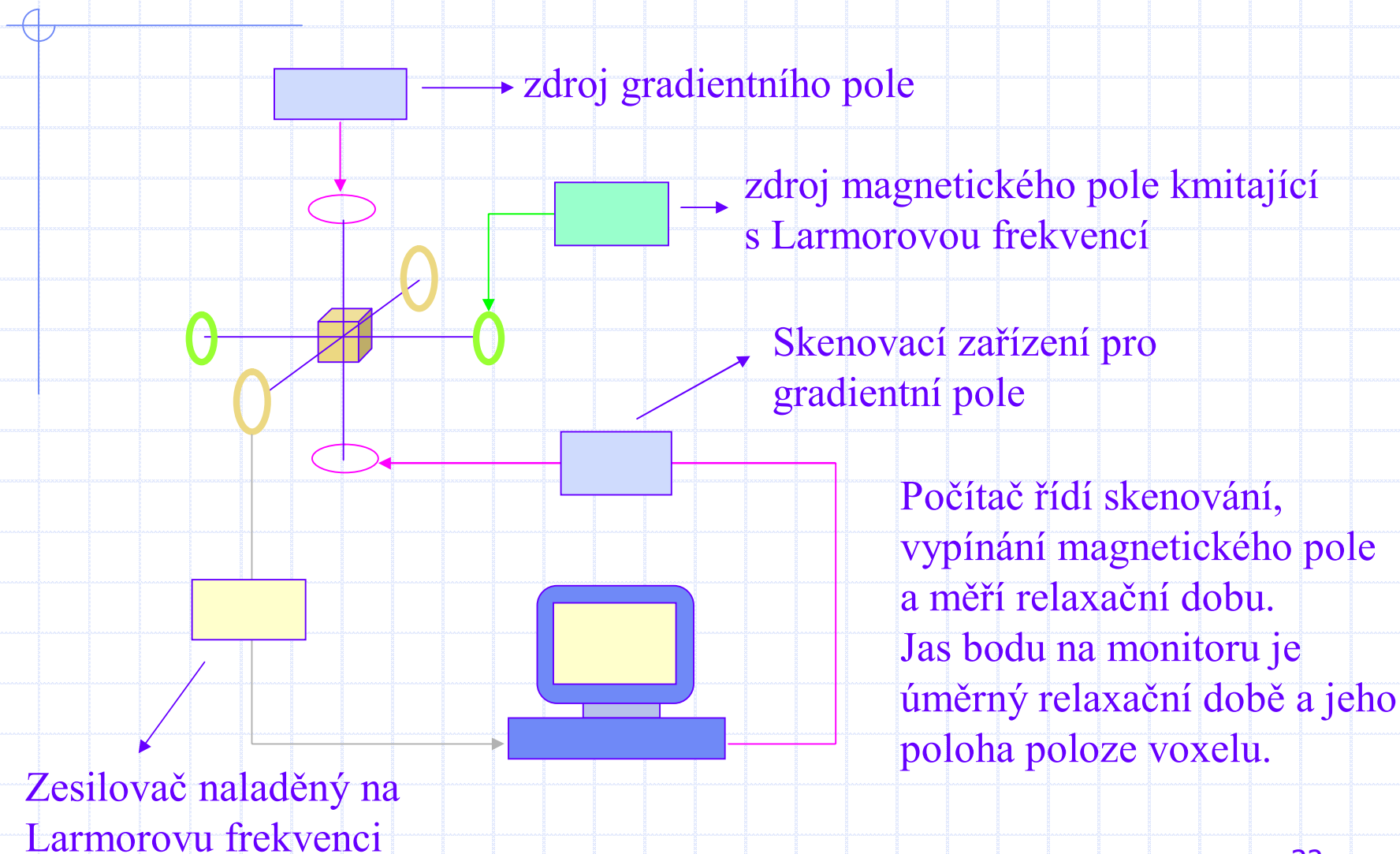


MRI – proměnné pole B_1

Pole $B_1 = B \sin(2\pi f t)$ se harmonicky mění s časem t Larmorovou frekvencí f a je orientováno kolmo na B_0 .



System automatizace MTI



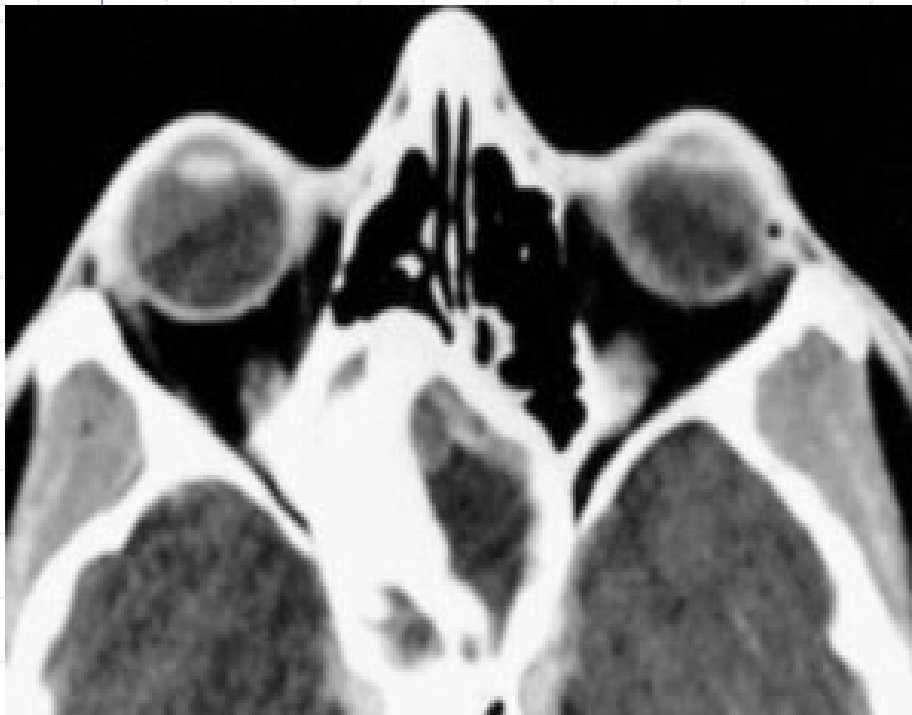
Technické parametry MRI

- U moderních přístrojů se silné magnetické pole B_0 realizuje pomocí supravodivých elektromagnetů. Cívka se udržuje na teplotě jen asi 2 K (teplota kapalného helia). Jen při uvádění do provozu se připojí cívka elektromagnetu ke zdroji elektrického, tím se vytvoří magnetické pole o magnetické indukci B asi 1,5 T, pak odpojí a zkratuje. Elektrický proud v supravodivé cívce nezanikne a tak stále udržuje konstantní hodnotu magnetického pole.
- Pracoviště MRI se nachází celé ve Faradayově kleci, která je tvořena elektricky vodivým pletivem, aby se odstínila vnější rádiové, televizní a jiné elektromagnetické vlny.
- Velikost voxelu je asi $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ a je především určována dokonalostí gradientního pole.

Nobelovu cenu 2003 za lékařství a fyziologii dostali američan Paul Lauterbur (chemik) a brit Peter Mansfield (fyzik), **za MRI (NMR).**

Příklad CT a MRI očnice

CT



MRI

