

Rentgenová tomografie a jaderná magnetická rezonance

Josef Kuběna

*Text pro posluchače oboru optometrie
na lékařské fakultě MU v Brně*

Metody CT a NMR v medicíně

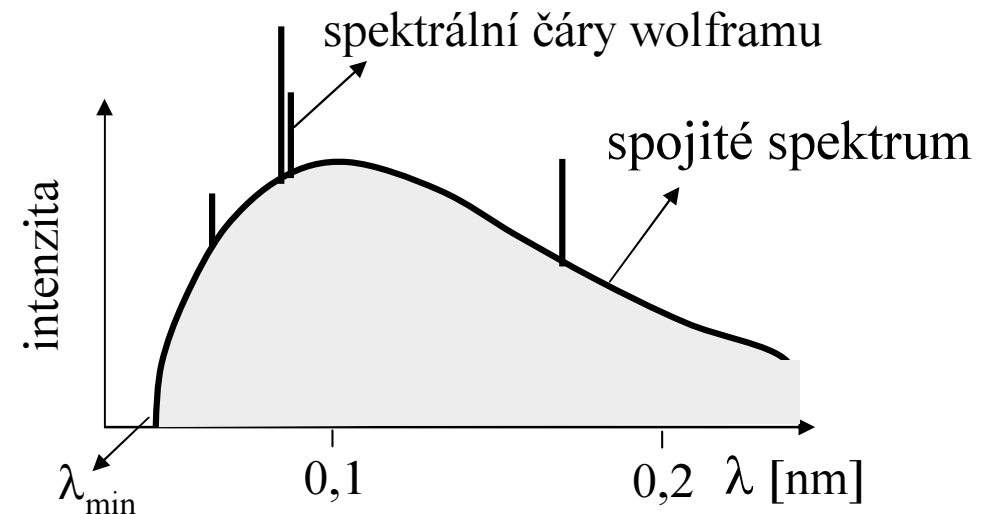
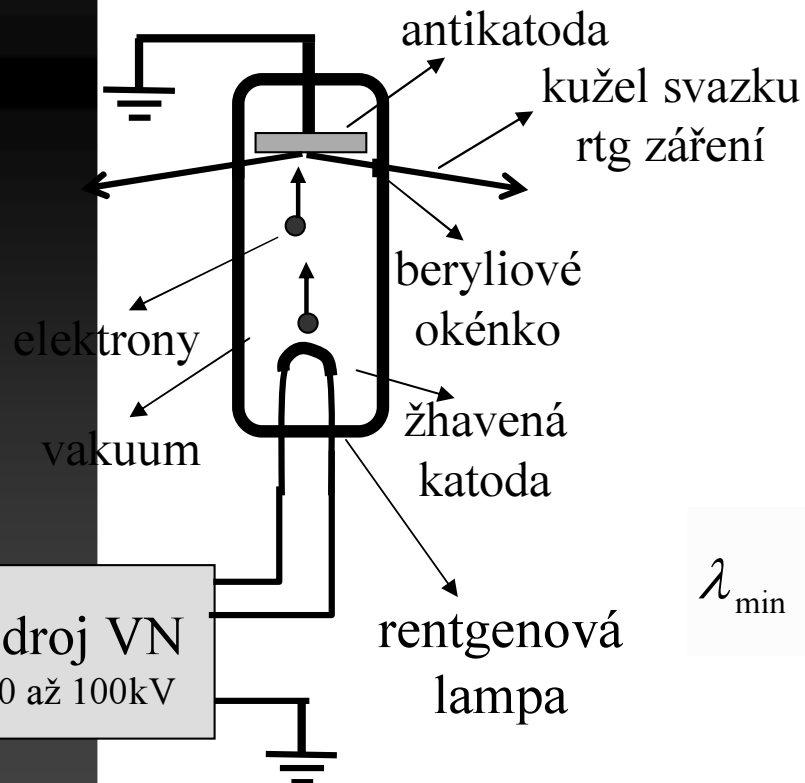
Rentgenová počítačová tomografie (X –ray Computer Tomography) i jaderná magnetická rezonance (Nuclear Magnetic Resonance) se v medicíně používají k zobrazování vnitřní struktury stavby těla (přibližně od r. 1980). Na rozdíl od projekčního (stínového) zobrazení 3D struktury objektu na 2D obraz (film), 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.

Princip zobrazení CT a NMR

Obraz rovinného řezu vytvářený metodami CT a NMR 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 NMR o měření **doznívání elektromagnetických signálů**. Tyto signály vhodné rádiové frekvence se šíří z atomových jader v malém objemu 3D objektu, kde byly vybuzeny magnetickým polem. Zatím co u metody CT lze dobře rozlišit **kosti od tkání**, metoda NMR je citlivá na **chemické složení biologických tkání** a kosti při zobrazení nijak nepřekážejí.

Vznik rentgenového záření

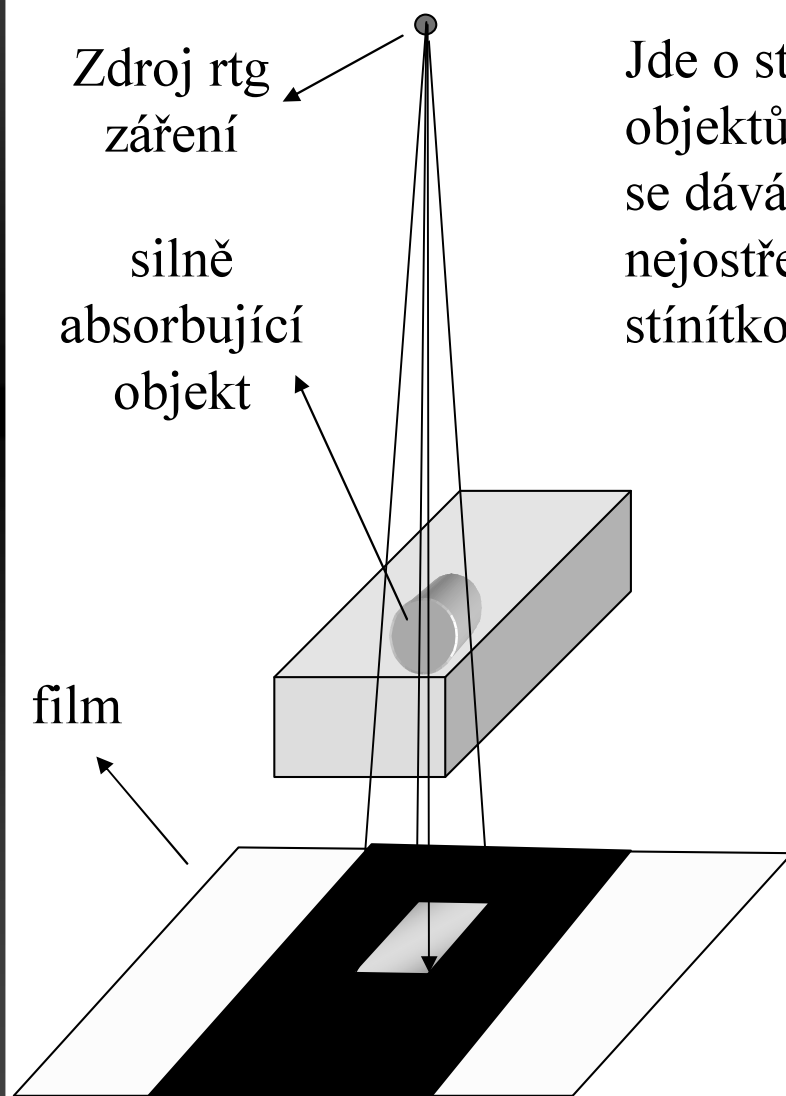
Rentgenové záření významné pro lékařské aplikace vzniká v rentgenových lampách při dopadu elektronů na wolframovou antikatodu. Vzniká tak převážně spojité spektrum rentgenového záření, jehož vlnové délky leží v intervalu 0,01 až 1 nm.



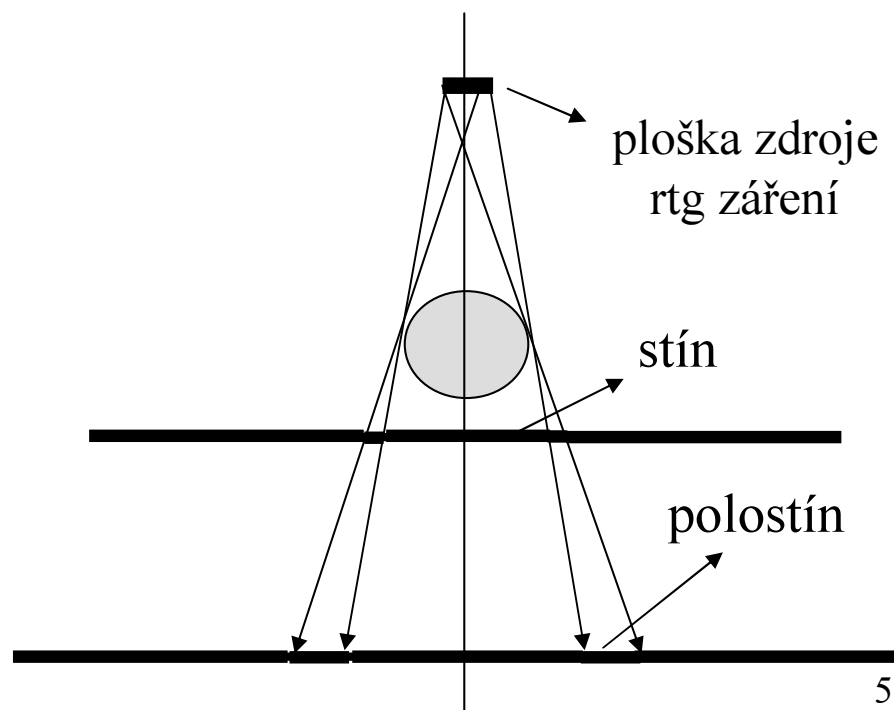
$$\lambda_{\min} = \frac{1.23}{U}$$

Když dosadíme urychlovací napětí U v kilovoltech, dostaneme minimální vlnovou délku λ_{\min} v 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 stínítko a digitální kamera nebo fotoaparát.



Rentgenový tomograf (CT)

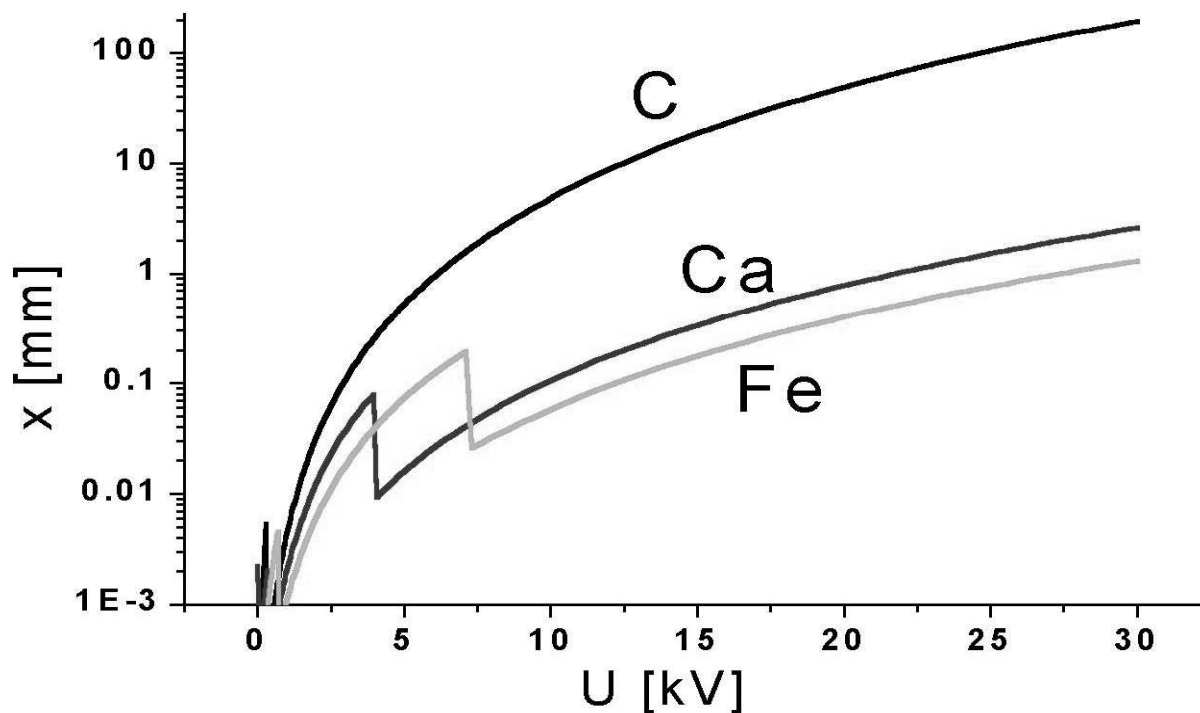
Počítačový rentgenový tomograf vytváří **jen** rentgenový obraz struktury **rovinného řezu** 3D objektem na principu měření **úbytku intenzity rtg paprsku I** po průchodu objektem. Absorpční koeficienty závisí jen na atomovém čísle látky a vlnové délce rtg záření (nikoliv na chemickém složení)

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

- ... 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]

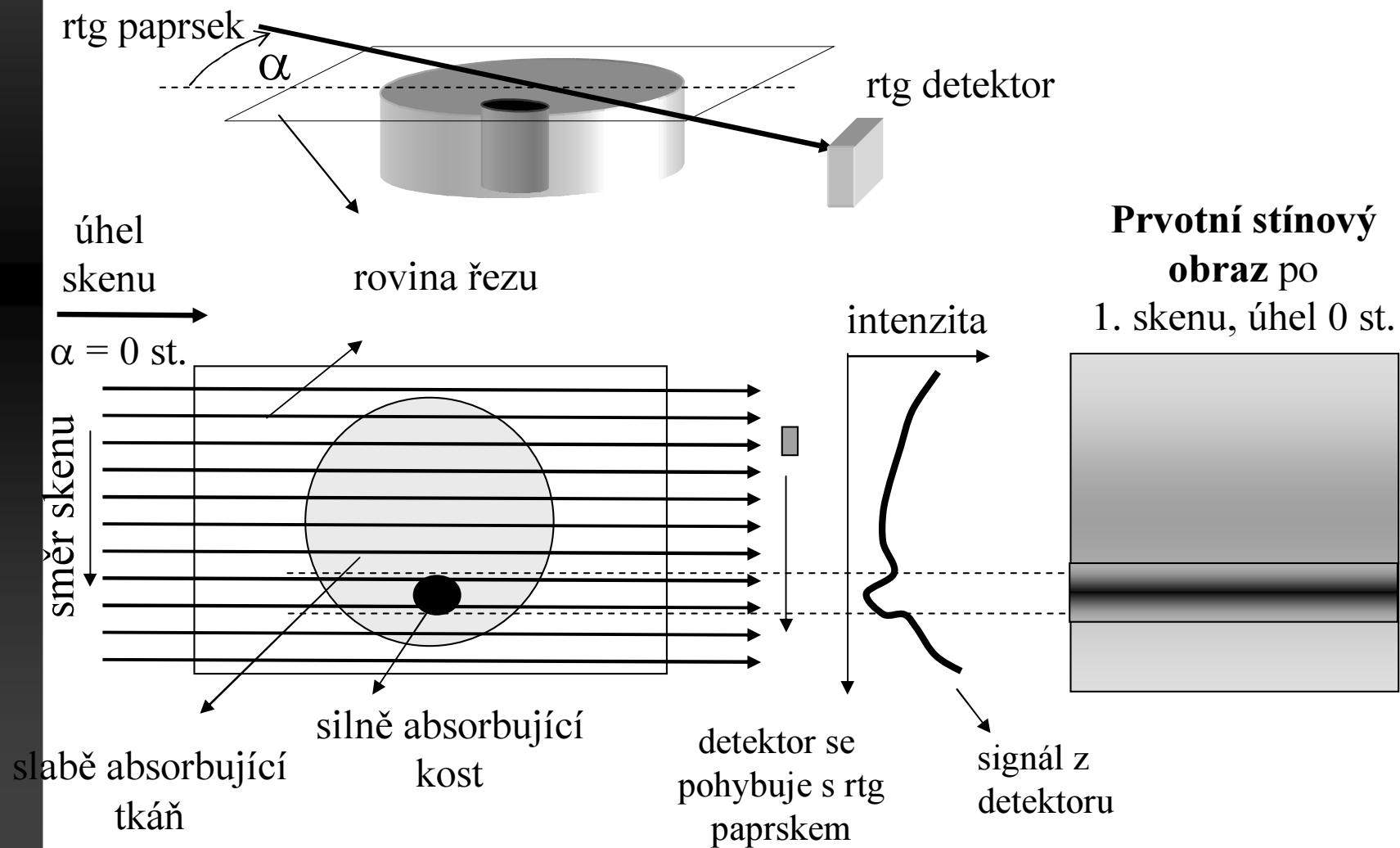
Během měření **proskenuje** rentgenový paprsek postupně zvolenou rovinu v **mnoha úhlech α** od 0 do 180 stupňů, a zapamatuje si vždy příslušné rozložení intenzity podél každého skenu, jemuž odpovídá **prvotní stínový obraz**.

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 .

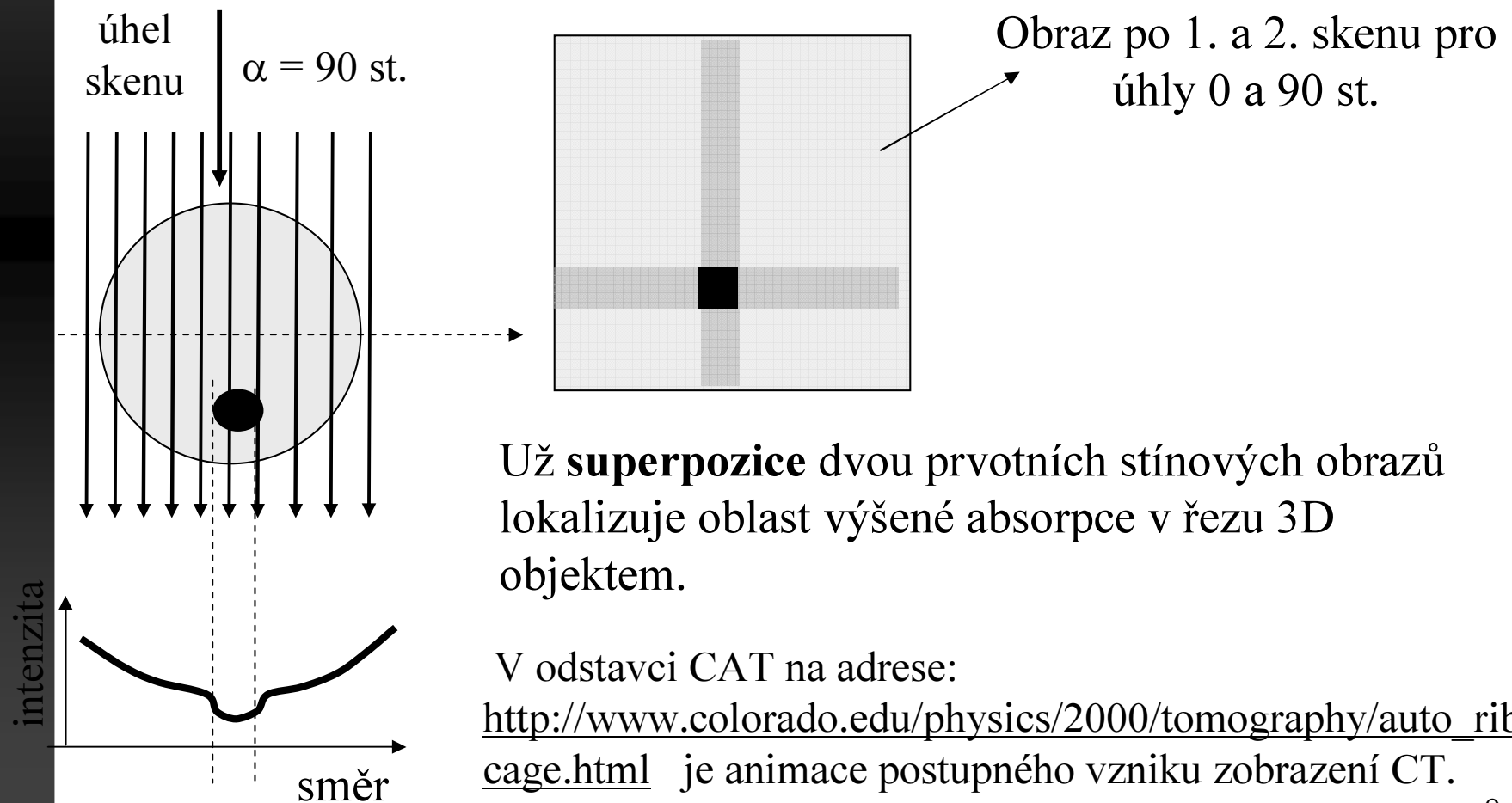
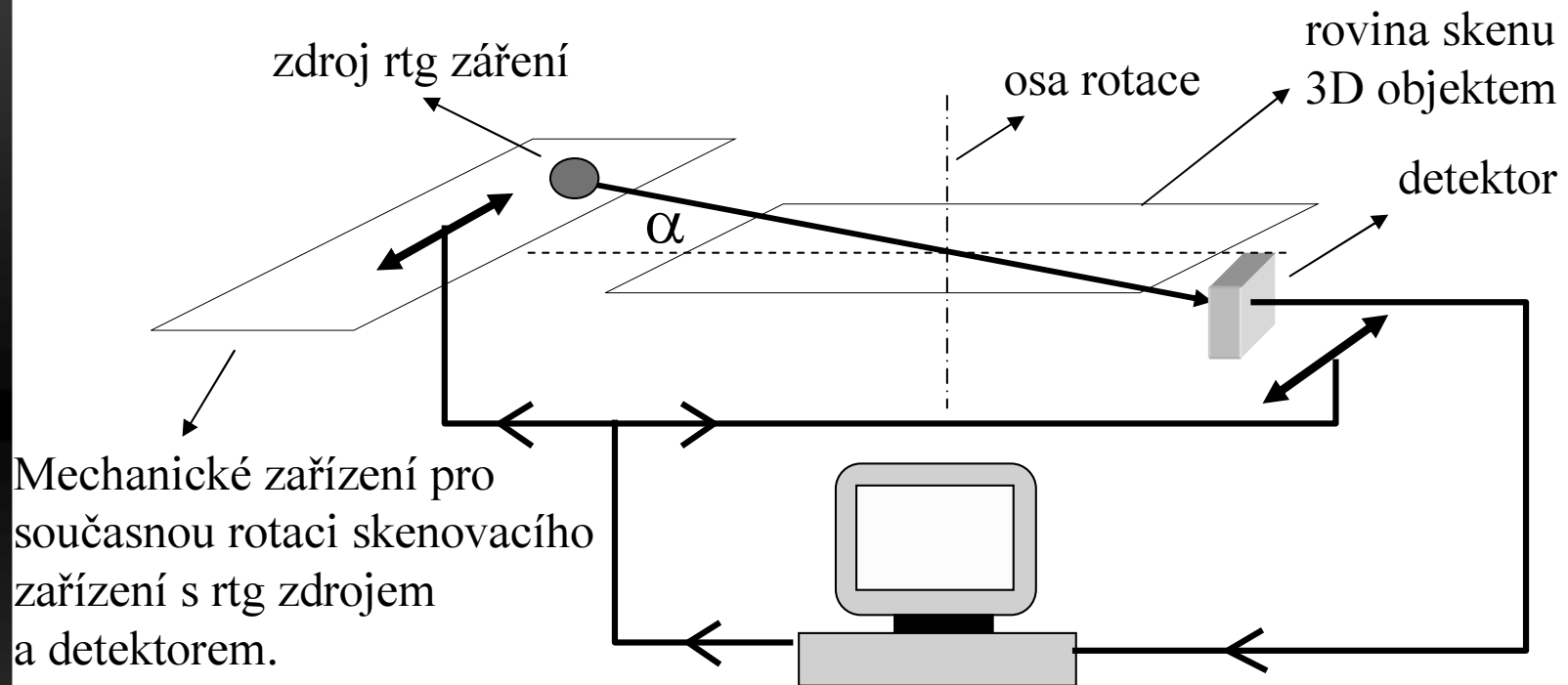


Schéma automatizace CT



Mechanické zařízení pro současnou rotaci skenovacího zařízení s rtg zdrojem a detektorem.

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)**

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:

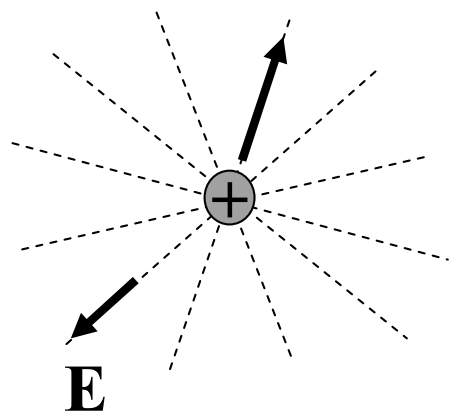
- střelka kompasu
- magnetické uzávěry na dvířkách nábytku
- elektrický zvonek
- alternátor v elektrárně vyrábějící elektrickou energii

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.

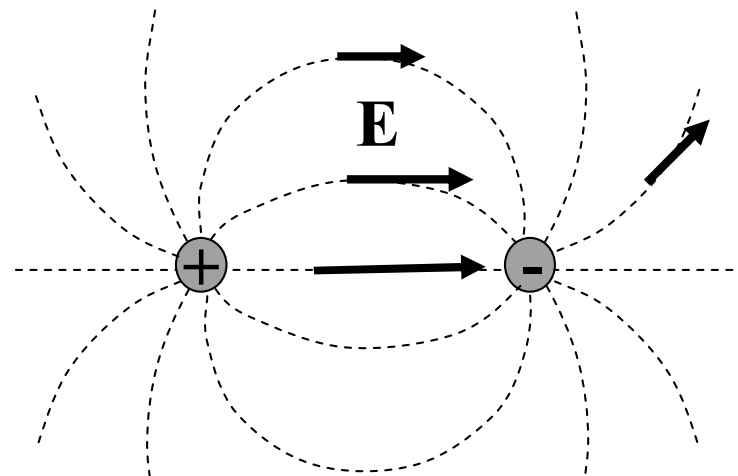
Co to je magnetický dipól

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 . Silokřivky jdou z náboje do nekonečna.



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

Jak vzniká magnetické pole?

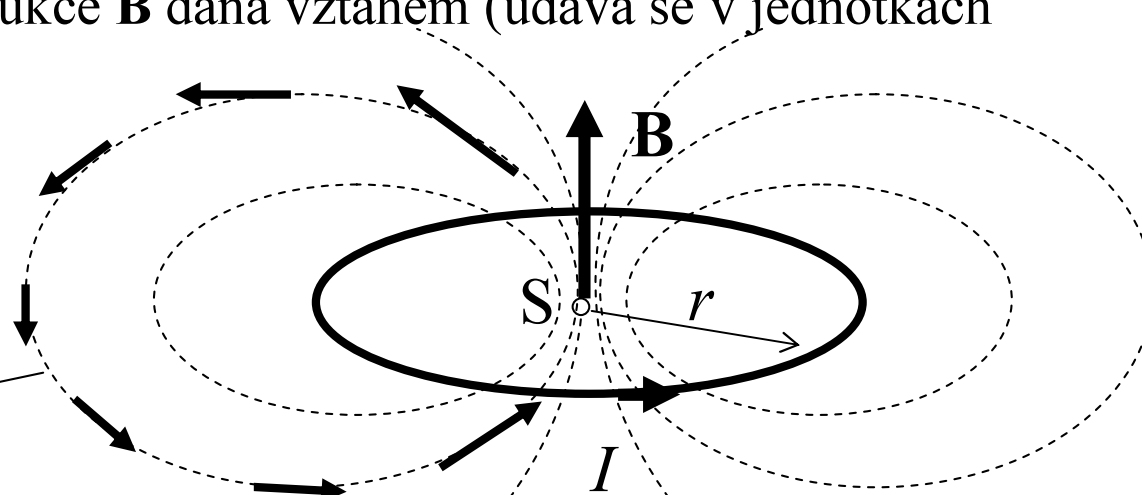
Magnetické pole vzniká **pohybem elektrických nábojů** a dále jako součást časově proměnného elektrického pole. Popisujeme je vektorovou veličinou **B** zvanou **magnetická indukce**.

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

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

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**.

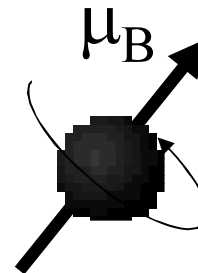
Dvě důležité poznámky:

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).

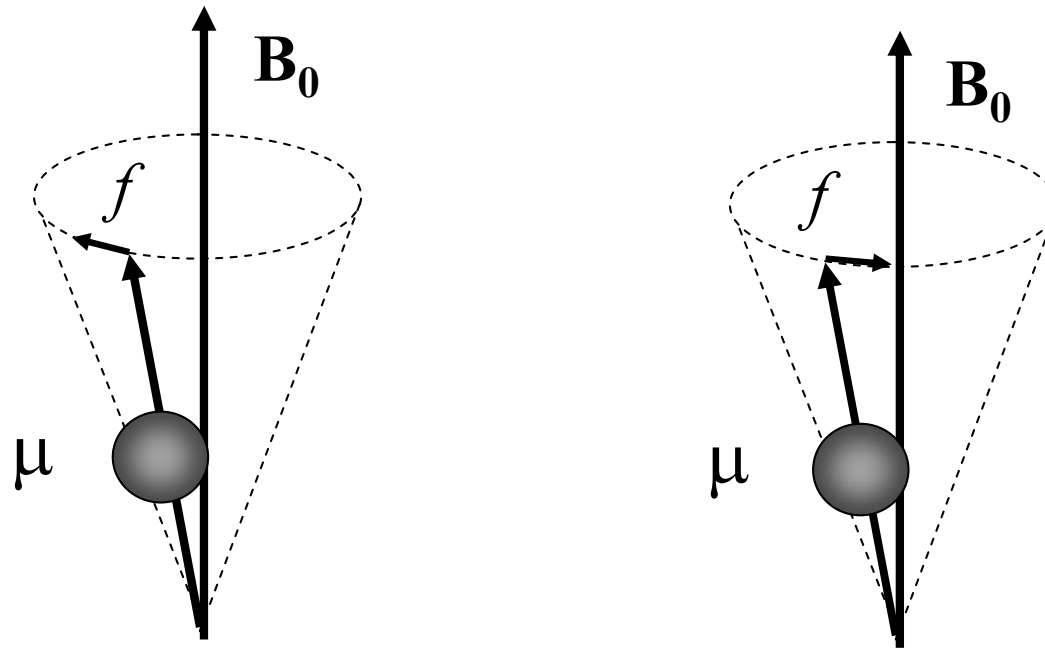
Magnetický dipól v poli \mathbf{B}

Magnetická strelka (makroskopický magnetický dipól) se vždy natočí do směru vnějšího magnetického pole \mathbf{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 \mathbf{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.

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

je užívaná zkratka pro jev nazvaný **jaderná magnetická rezonance** (**Nuclear Magnetic Resonance**).

Experimentální princip 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 střelka na takové pole).

Říkáme, že nastala jaderná magnetická rezonance s 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

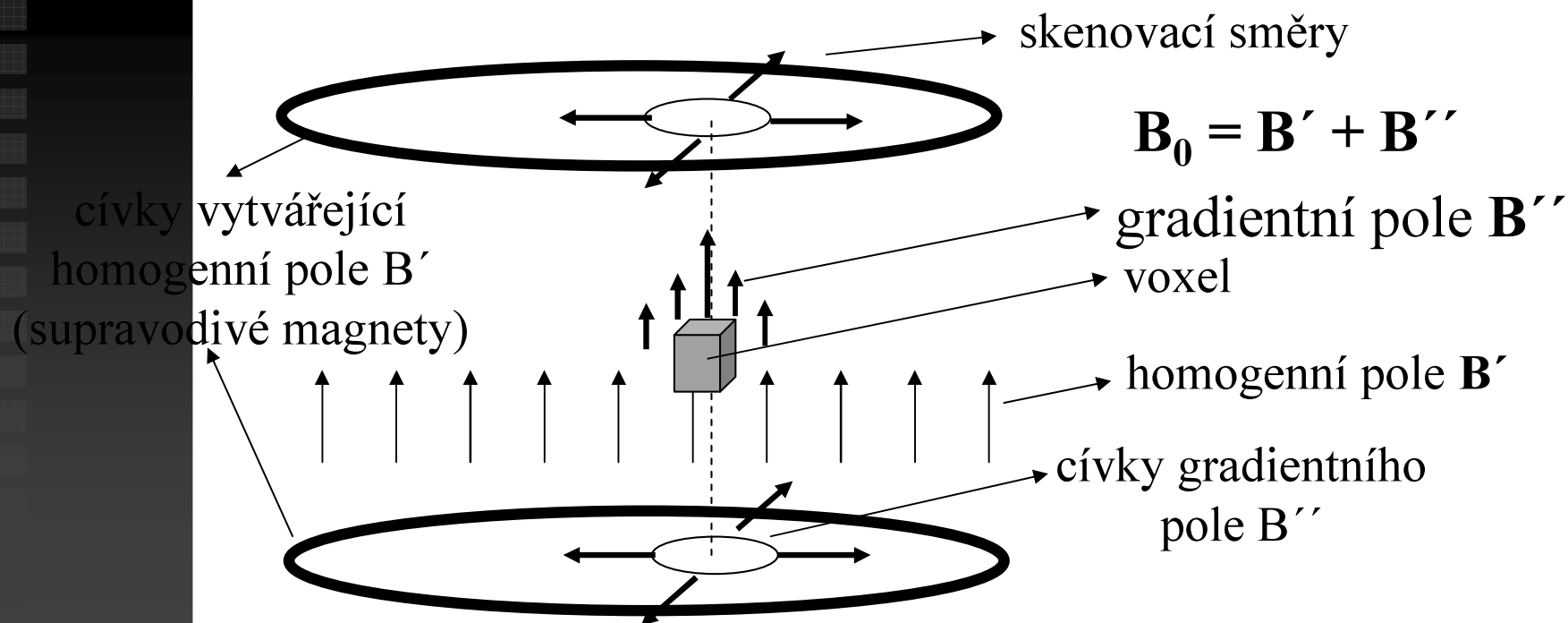
Doba T_1 příslušná této relaxaci silně závisí na tom, jaké atomy se nacházejí v okolí uvažovaných jader, tedy jinak řečeno, závisí na **chemickém složení molekul** obsahujících vodík.

To znamená, že pole velikosti **naměřené relaxační doby T_1** na frekvenci 42,7 MHz můžeme určovat chemické složení látek obsahujících vodík. Při měření relaxační doby T_1 na frekvenci 10,7 MHz zase chemické složení látek obsahujících 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.

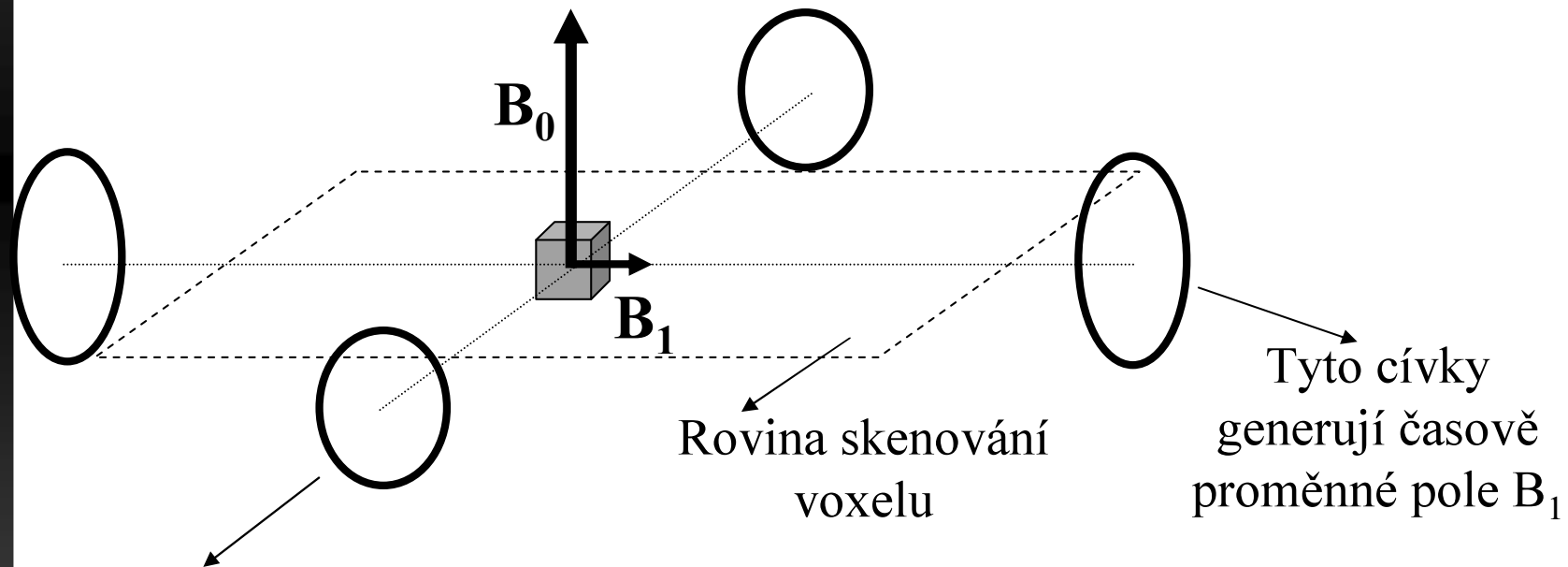
NMR – statické pole B_0

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.



NMR – 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 .



Tyto cívky detekují elektromagnetickou vlnu o frekvenci f a měří její doznívání – relaxační dobu

Tyto cívky generují časově proměnné pole B_1

System automatizace NMR

