

Přednášky z lékařské přístrojové techniky

Masarykova univerzita v Brně – Biofyzikální centrum



Goodfrey N.
Hounsfield

Allan M.
Cormack

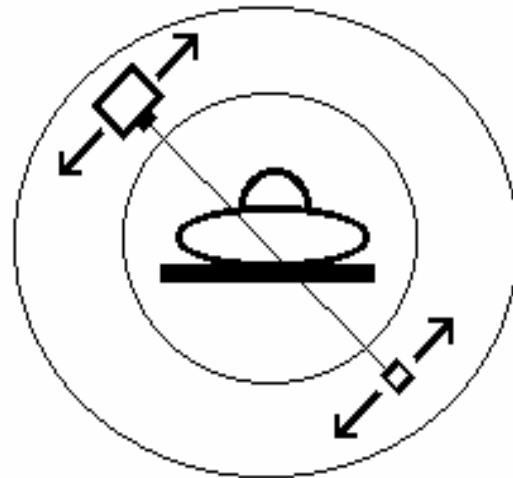


Tomografické metody – CT a MRI

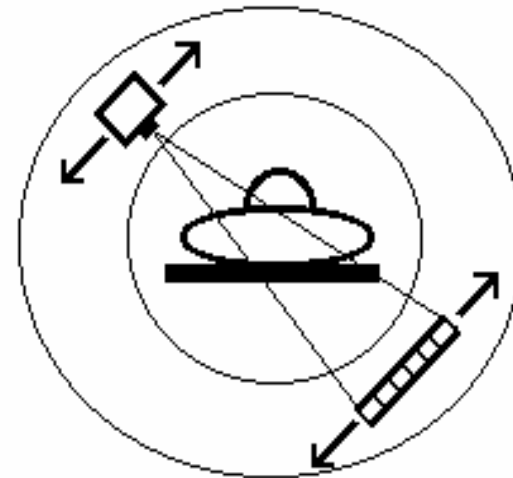
Výpočetní tomografie - CT

- Výpočetní tomografie (zkratka CT z anglického výrazu *computerised* nebo *computed tomography*) se rozvíjí od poloviny 70. let
- První pacient byl pomocí CT vyšetřen v Londýně v r. 1971.
- Přístroj byl navržen anglickým fyzikem Hounsfieldem, (společně s Američanem Cormackem Nobelova cenu za medicínu, 1979)
- Cormack navrhl podobný vyšetřovací princip již v 60. letech, ovšem s využitím záření gama.

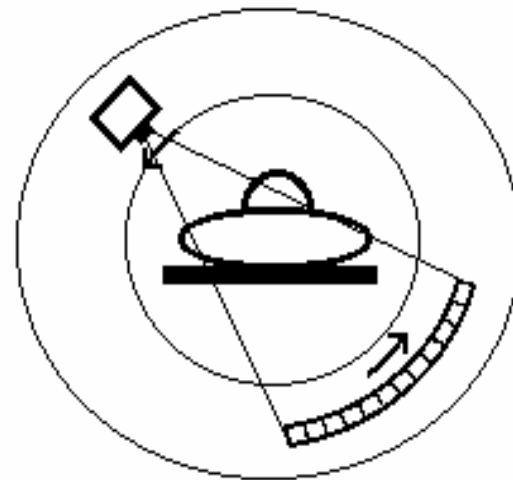
Čtyři generace CT



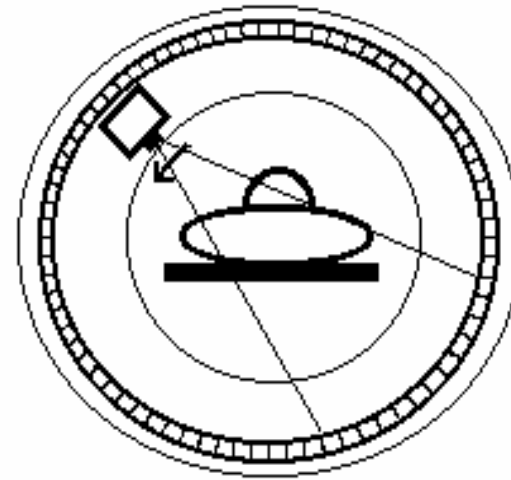
1. GENERACE



2. GENERACE

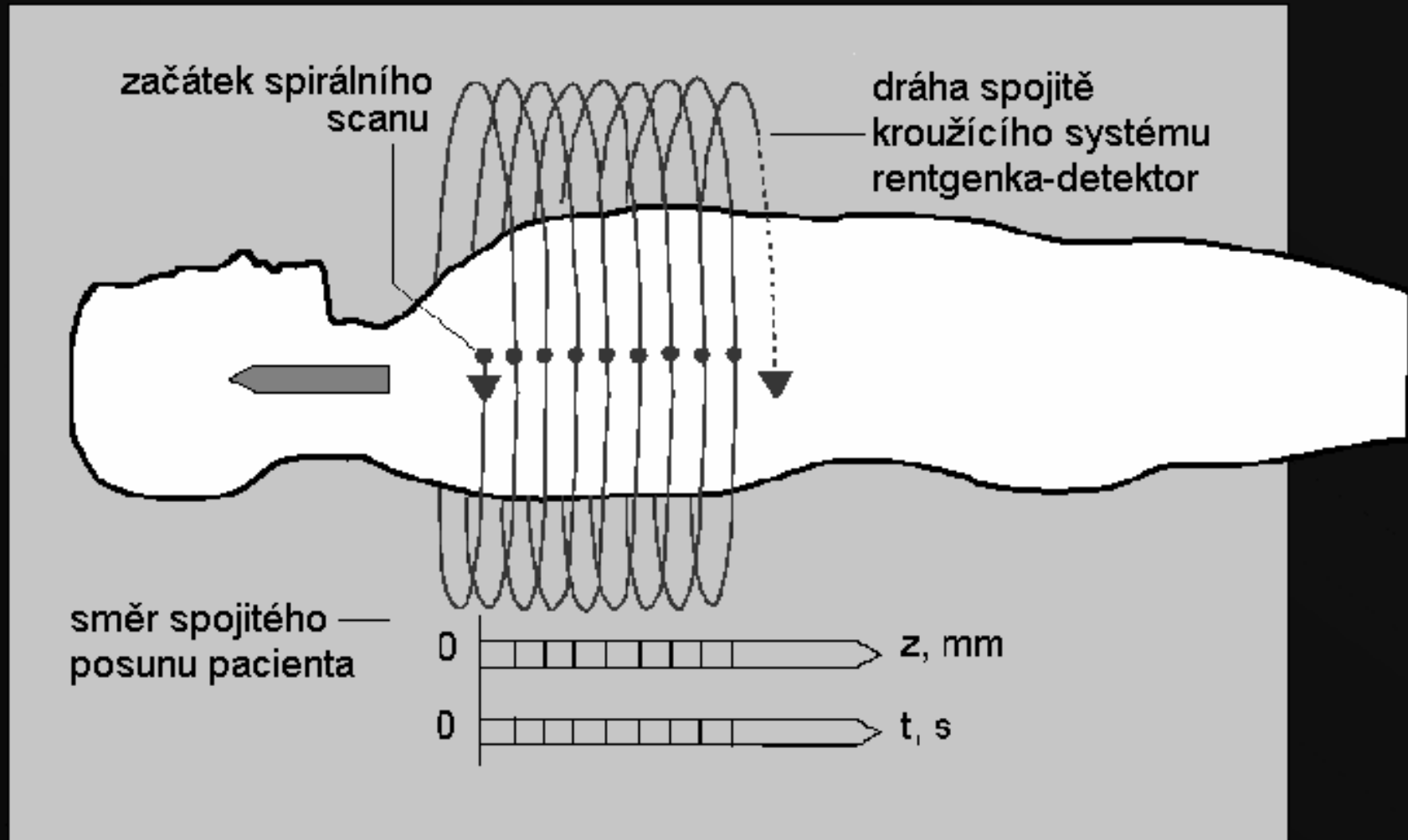


3. GENERACE



4. GENERACE

Princip spirálního CT



Hounsfieldova (CT) čísla

- Rtg paprsek prochází tělem a jeho intenzita se snižuje dle průměrného koeficientu zeslabení tkání. Posunem systému rentgenka-detektor nebo snímáním signálu z více detektorů současně jsou získávány absorpční profily, které jsou digitalizovány a počítačem matematicky zpracovávány. Vzniká obraz příčného řezu - mapa útlumu rtg záření.
- Počítačové zpracování zviditelňuje půlprocentní rozdíly útlumu. Lze proto vyšetřovat měkké tkáně.
- Tomogram je tvořen body o různých odstínech šedi. Zavedena Hounsfieldova (HU - *Hounsfield unit*) neboli CT čísla:

$$CT \text{ číslo} = HU = \frac{\mu_T - \mu_W}{\mu_W} \cdot k$$

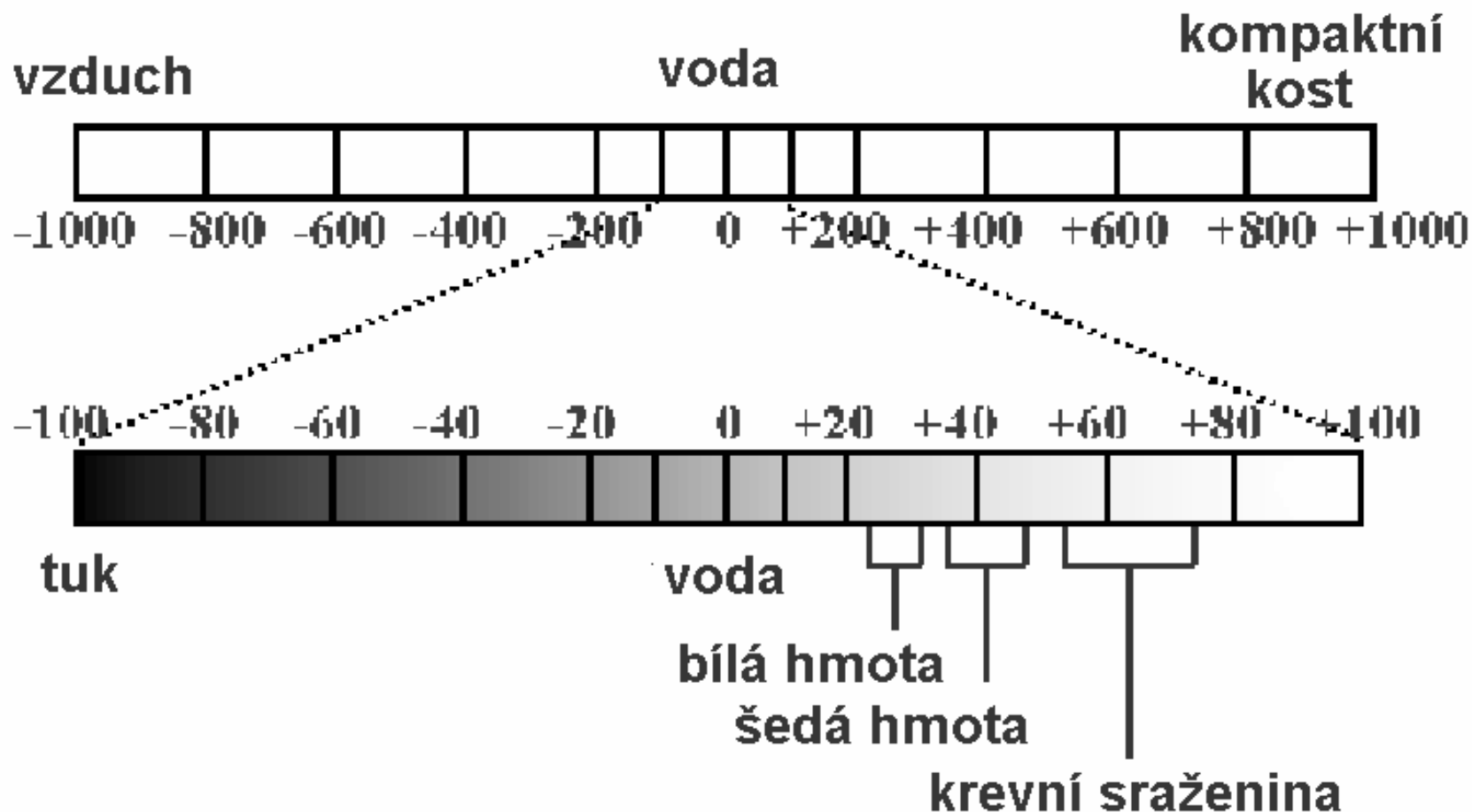
kde μ_T je koef. zeslabení tkáně, μ_W je koef. zeslabení vody a $k = 1000$. Proto vodě přísluší CT číslo "nula" a vzduchu hodnota "-1000". Pro kompaktní kost vychází hodnota přibližně "+1000".

Hounsfieldova (CT) čísla

tkáň	absorpční koeficient μ [cm ⁻¹]	CT číslo
voda	0,22	0
čerstvá krev	0,23	47
krvní sraženina	0,24	62
erytrocyty	0,24	76
krvní plazma	0,22	11
bílá hmota mozková	0,23	30
šedá hmota mozková	0,23	34
bílá hmota s edémem	0,23	25
kost (lebeční)	0,38	706
neutrální tuk	0,21	-70
likvor	0,22	5

- Pro diagnostické použití je k dispozici 2000 CT čísel. Nemá smysl přiřazovat je jednotlivým odstínům šedi - oko jich rozliší jen asi 250 a většina měkkých tkání má CT čísla v rozsahu od nuly do sta. Odstíny šedi nebo nepravé barvy se proto přiřazují jen tzv. oknu absorpčních hodnot, např. CT číslům od nuly do +100.

„Diagnostické okno“ CT čísel



•Podle http://www.teaching-biomed.man.ac.uk/student_projects/2000/mmmr7gjw/technique8.htm

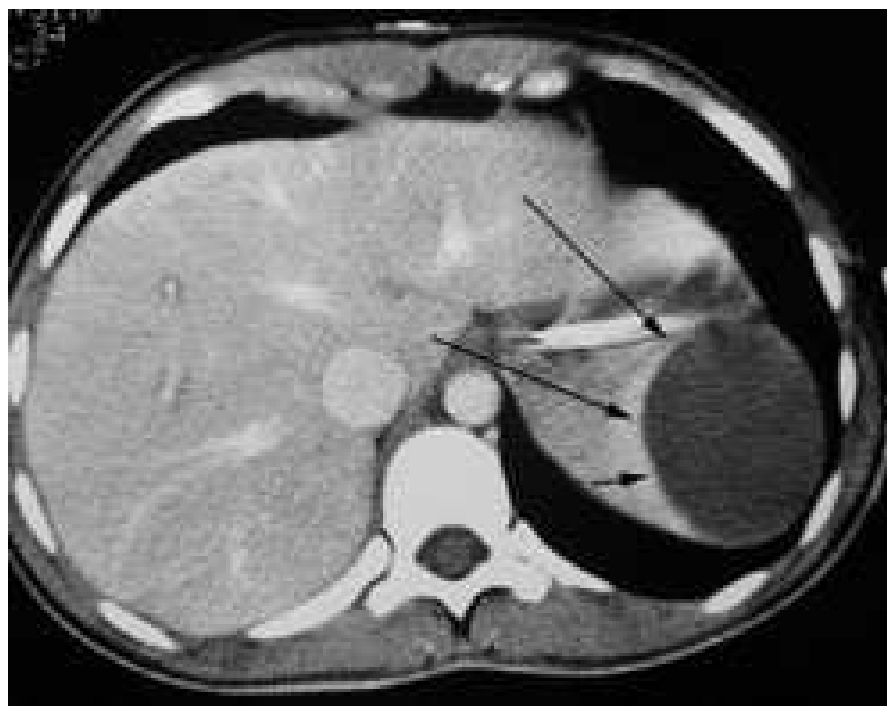


Příklady CT



Metastatické léze v mozku

•<http://www.mc.vanderbilt.edu/vumcdept/emergency/mayxr3.html>

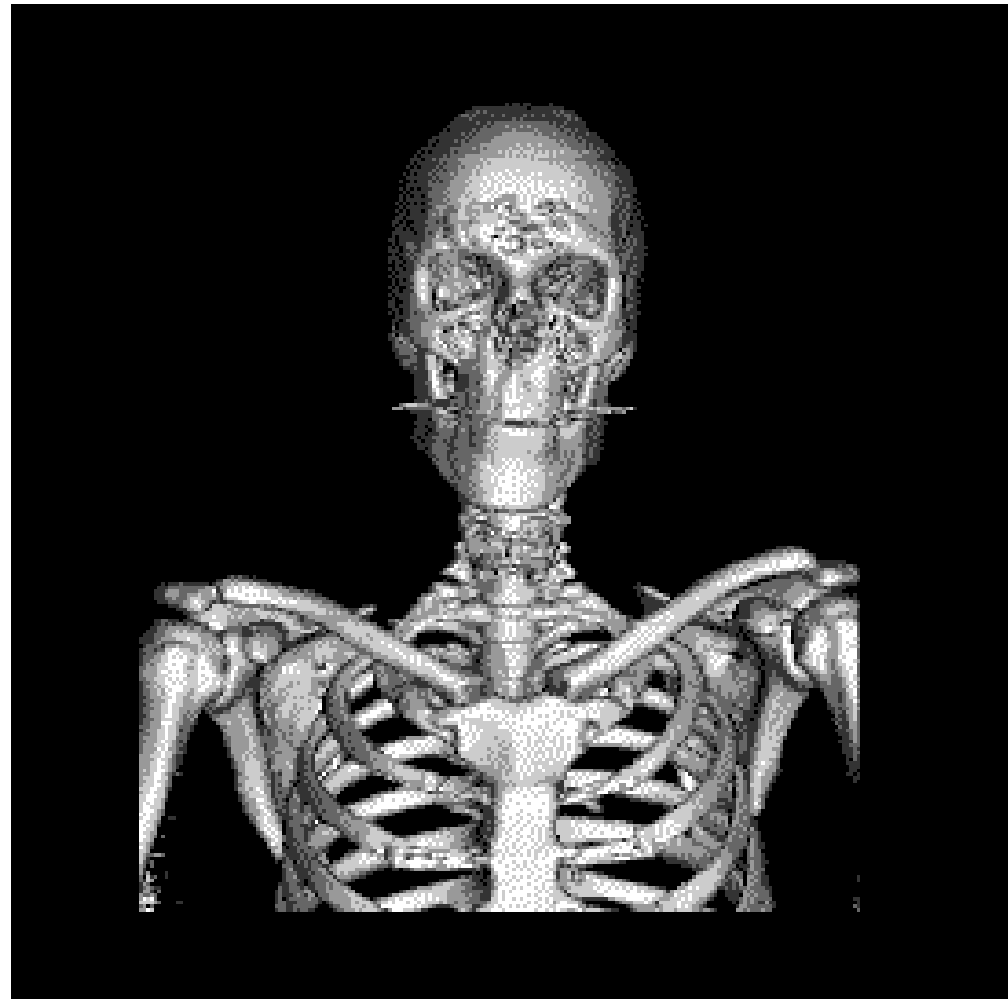


Velký subkapsulární hematom sleziny u pacienta po autonehodě

•<http://www.mc.vanderbilt.edu/vumcdept/emergency/apr7xr1a.html>

3D animace

•<http://www.dal.qut.edu.au/3dmovie.html>



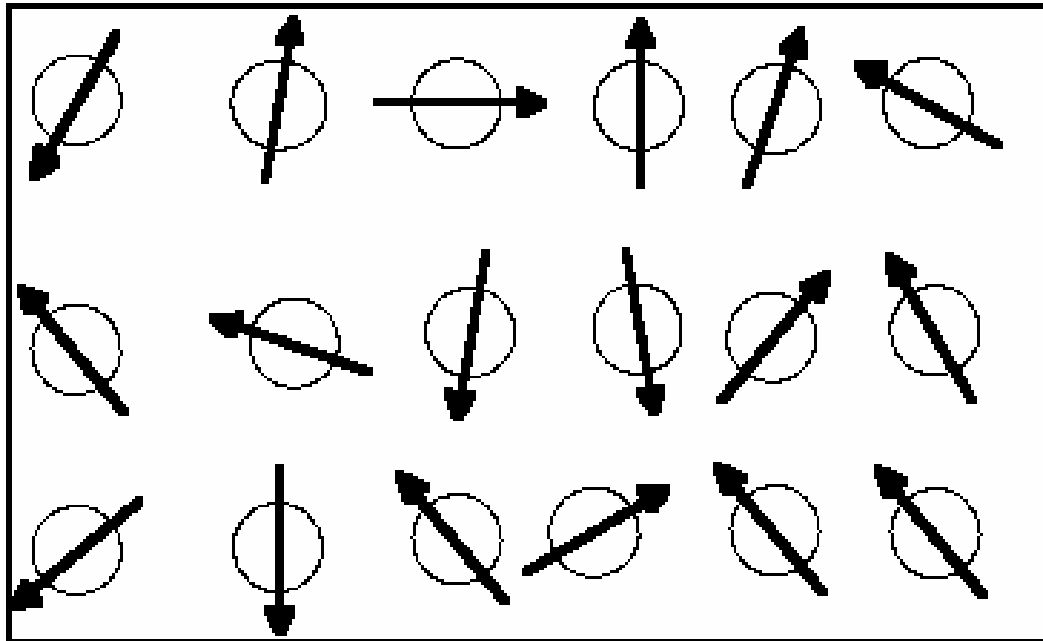
Zobrazování pomocí jaderné magnetické rezonance - NMR, MRI

- první tomogram (hrudníku) pořídil R. Damadian v r. 1977).
- Každé jádro s lichým počtem nukleonů má magnetický moment μ , který je důsledkem „rotace“ nabitých částic v jádře - jejich spinu. V lékařství se využívá zejména vodíku ^1H , fosforu ^{31}P i uhlíku ^{13}C , fluoru ^{19}F či sodíku ^{23}Na .
- Obecně je magnetický moment součin velikosti proudu ve smyčce vodiče a plochy tímto vodičem uzavřené. Je to vektor kolmý k této ploše. Určuje kroutivou sílu působící na smyčku v magnetickém poli o indukci B .
- Mezi magnetickým momentem jádra μ a jeho spinovým momentem hybnosti (čili točivostí) S existuje vztah přímé úměry ($\mu = \gamma \cdot S$), γ je gyromagnetický poměr. Magnetický moment je vektor, který má směr osy „rotace“ jádra. Bez vnějšího magnetického pole jsou magnetické momenty jader neuspořádané. Jejich výslednice v objemové jednotce látky - vektor magnetizace - je roven nule.

Larmorova precese a frekvence

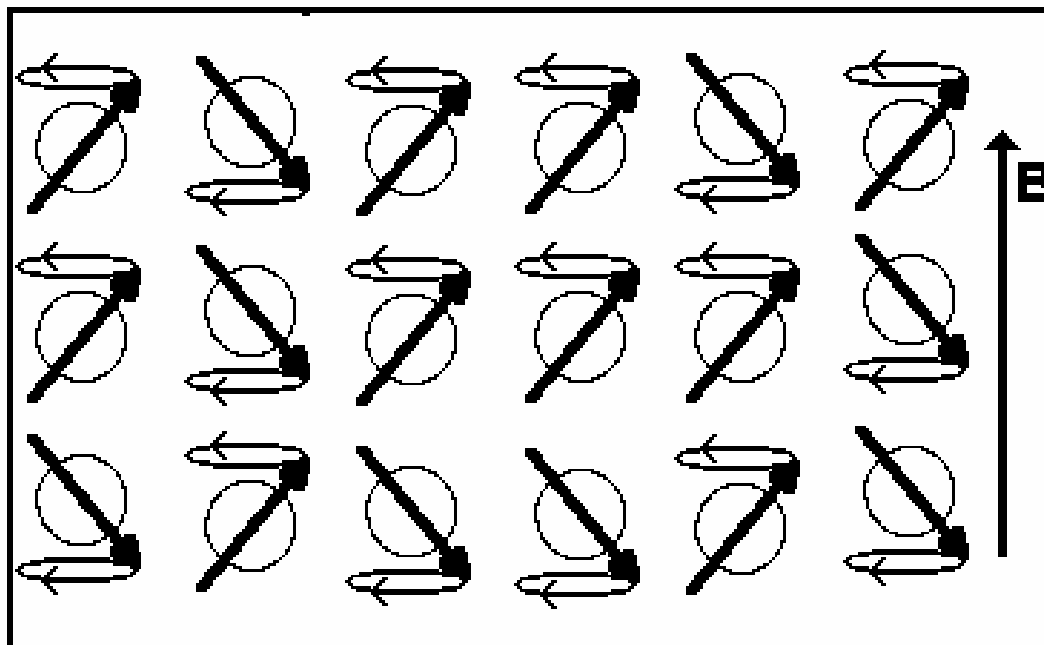
- Vložíme-li jádra s nenulovým magnetickým momentem do vnějšího silného stacionárního (a homogenního) magnetického pole o indukci B , budou mít snahu orientovat svůj vlastní magnetický moment ve směru (nebo proti směru) vektoru indukce B .
- Je vhodné ztotožnit směr tohoto vektoru s osou z .
- Tato změna orientace vyvolá kroutivý moment, který se projeví precesí jader. Osa rotace jader, přesněji vektor jejich momentu hybnosti i magnetického momentu, počnou konat stejný pohyb jako osa setrvačníku, která byla vychýlena ze svého původního směru. Vektory magnetických momentů jader začnou opisovat plášť kužele, jehož osa má směr magnetické indukce vnějšího pole. Frekvence tohoto precesního pohybu - Larmorovy precese - je označována jako Larmorova frekvence ω a je dána výrazem:

$$\omega = \gamma \cdot B$$

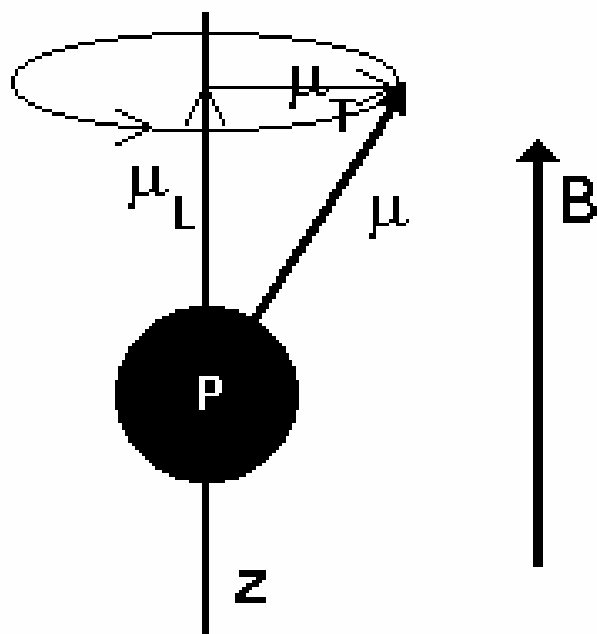


a) Původní stav látky. Vektory magnetických momentů jader jsou neuspořádané, jejich výslednice je nulová.

b) V silném magnetickém poli o indukci B se jádra zorientují tak, že nepatrně převažují průměty momentů souhlasně orientované s B . Vzniká precese.



Vektor magnetizace



• P - jádro vodíku (proton), B - vektor magnetické indukce, z - osa z ztotožněná s osou precese (paralelní s B), μ - magnetický moment jádra, μ_L - průmět magnetického momentu jádra do směru osy z (vektorový součet těchto průmětů v objemové jednotce látky je vektorem longitudinální magnetizace), μ_T - průmět magnetického momentu jádra do roviny xy (vektorový součet těchto průmětů v objemové jednotce je vektorem transverzální magnetizace).

Relaxační časy

- Systém může přijmout kvantum energie elmg záření o frekvenci rovné frekvenci Larmorovy precese a dostat se do vyššího energetického stavu. Takto se zvětší počet jader o vyšší energii. Vektor magnetizace nebude nulový a jeho složka ve směru osy z (longitudinální magnetizace) bude mít opačný směr. Současně dojde k fázovému sladění precese. Objeví se rotující složka magnetizace v rovině xy (transverzální magnetizace) - do precesního pohybu bude uveden i vektor magnetizace. Návrat do základního stavu (relaxace) je možný vyzářením kvanta elmg energie - rezonančního signálu, tj signálu NMR, nebo bez emise elmg záření. V souvislosti s relaxací hovoříme o dvou relaxačních časech:
- T_1 – longitudinální - čas potřebný k návratu “populace” jader do původního „neexcitovaného“ stavu (přesněji 63 %). Je silně ovlivněn interakcí magnetických momentů s magnetickými poli okolních jader, hovoříme o spin-mřížkové relaxaci. V biologickém prostředí má hodnoty 300 až 2000 ms.
- T_2 - transverzální – 2x – 10x kratší než T_1 . Při přechodu “populace” jader do vyššího energetického stavu došlo k fázovému sladění Larmorovy precese - vektor příčné čili transverzální magnetizace nemá nulovou hodnotu svého průmětu do roviny xy, tj. roviny kolmé k B. Transverzální neboli spin-spinová relaxace je dobou potřebnou k “rozfázování” precese a obnovení původní nulové hodnoty vektoru transverzální magnetizace (přesně k poklesu transverzální magnetizace na 37 % maximální hodnoty).

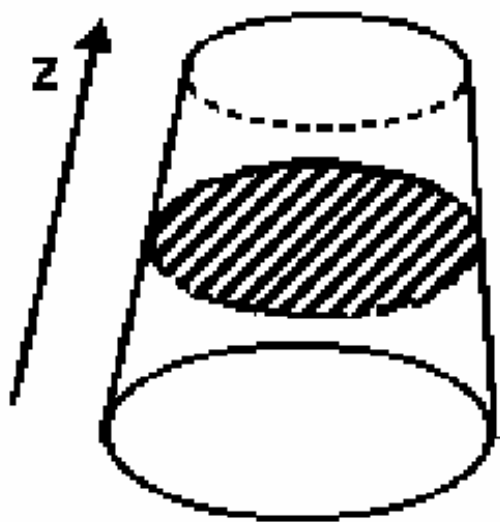
NMR kontrast a spektroskopie

- Relaxační časy lze vypočítat z útlumu signálu MR po aplikaci RF pulsu i z dále popisovaného NMR-tomogramu. O tom, zda signál NMR ponese informaci o prostorové hustotě protonů či o časech T1 nebo T2, rozhoduje intenzita rf impulsů a jejich opakovací frekvence.
- Přítomnost paramagnetických atomů zkracuje relaxační čas T_1 , což vede k zesílení signálu. Proto je např. gadolinium používáno jako kontrastní látka pro MRI. Gadolinium je vázáno na např. DTPA - dietylén-triamin-penta-octovou kyselinu, používanou i pro aplikaci technecia v radionuklidové diagnostice.
- Larmorova frekvence se mění (posunuje) vlivem chemického okolí jader. Například se značně liší chemický posun protonů ve skupinách =CH- či -CH₂- a může se měřitelně projevit i efekt jejich vzdálenějšího okolí. Měření chemického posunu je nástrojem strukturní analýzy v chemii a má i lékařský význam. Metoda se nazývá NMR - spektroskopie.

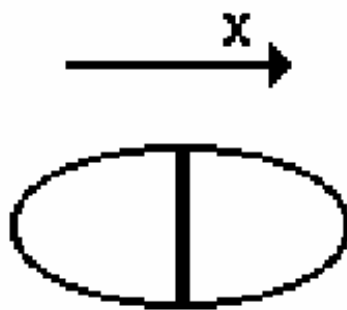
Magnetická rezonanční tomografie (MRI - *Magnetic Resonance Imaging*).

- Je-li vyšetřovaná část těla v homogenním magnetickém poli, pak RF impuls o patřičné energii vyvolá vznik NMR-signálu v celém objemu části těla a informace o lokálních hodnotách rezonance je ztracena. Vytvoříme-li však gradient pole ve směru osy z (v praxi osa těla), pak bude rezonanční podmínka splněna jen pro jádra v tenkém “plátku” tkání ležícím v rovině xy.
- Ve směru osy x nebo y můžeme také vytvořit gradient pole, čímž ve zmiňovaném “plátku” vytvoříme tenký “proužek” rovnoběžný s osou y nebo x. Nastavování gradientů se děje v různých impulsových režimech MRI i u různých typů používaných přístrojů. Takto však lze získat prostorově specifickou informaci o velikosti rezonančního signálu. Celkovou plošnou i prostorovou informaci o rozložení rezonujících jader můžeme získat algoritmy podobnými jako u metody CT nebo tzv. Fourierovou transformací.
- Zobrazeny mohou být jak rozdíly v amplitudě rezonančního signálu, tak i rozdíly v relaxačních časech. Ve zvolených částech obrazu lze zjistit i chemický posun rezonujících jader.

Identifikace „plátky“ a „sloupce“ pomocí gradientů mag. pole



A)



B)



C)

Technické aspekty

- Pro NMR jsou nutná mag. pole o indukcích 0,1 až 2,0 T. Do hodnoty 0,3 T pracují tomografy s obřími permanentními magnety (nižší cena, levný provoz, nízké rozlišení. Přístroje s elektromagnety dosahují vyšších indukcí a tím i lepšího rozlišení - velká spotřeba elektrické energie. Nejdražší provoz i nejlepší rozlišovací schopnost mají přístroje se supravodivými magnety - nutné kapalné helium. Tyto přístroje umožňují i chemické analýzy pomocí chemického posunu.
- Gradienty mag. pole vytvářejí přídavné cívky - mají typické hodnoty kolem několika $\text{mT}\cdot\text{m}^{-1}$). V blízkosti pacienta se dále nachází vysílací a přijímací cívka - zdroj a přijímač RF impulsů o frekvenci desítek MHz.
- Přístroje pro MRI jsou zdroji rušivých elektromagnetických polí. Proto jsou maximálně stíněny.
- Z "tunelu" čili "*gantry*" (angl. portál) vystupuje tak silné pole, že ferromagnetické předměty mohou být vtaženy do jeho nitra velkou rychlostí a způsobit poranění nebo škody na přístroji.
- V blízkém okolí přístroje se nesmí být mikroelektronika a vakuová elektronika, magnetická paměťová média apod.
- Vyšetření může být rušeno vnějšími magnetickými a elektromagnetickými poli - Faradayova klec.

„T2 vážený“ obraz transverzálního řezu hlavou v rovině hlemýždě.

Převzato z propagačního materiálu fy Siemens.



NMR - angiogram

- <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>



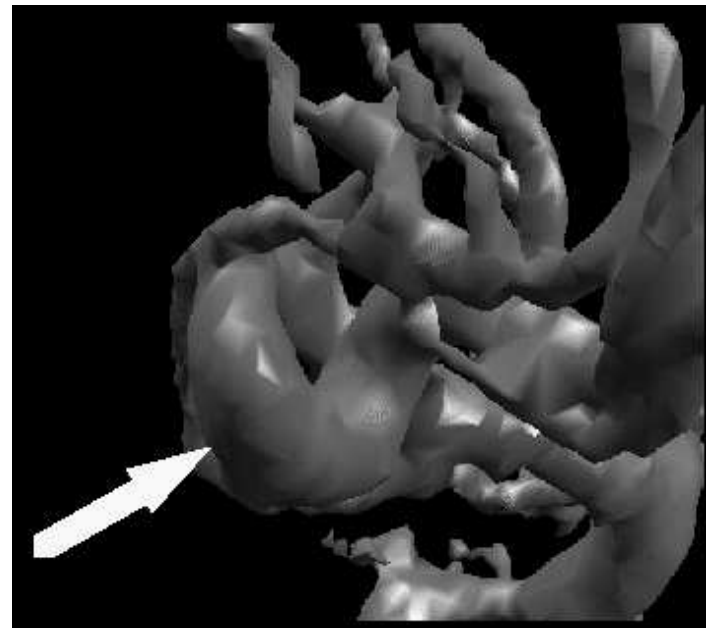
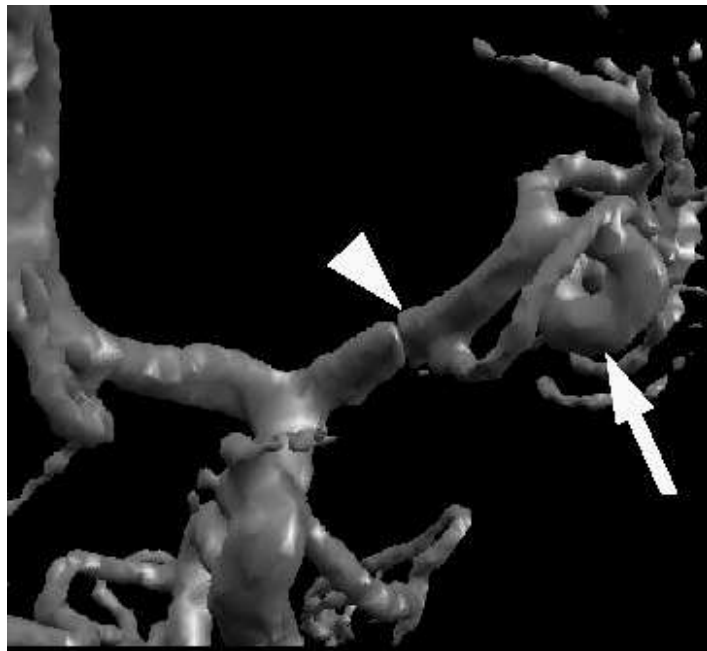
BMRI © J.Hornak

Sagitální řez kolenem



A) Šikmý frontální pohled na 3D model ukazující stočení levé *A. cerebri media* (šipka) a M1 segment téže arterie (klín)

B) Levý laterální pohled na 3D model ukazuje též stočení *A. cerebri media* (šipka ukazuje dobře patrné aneurysma)



Příjemný víkend!

