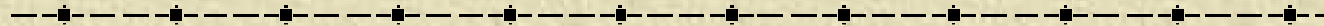
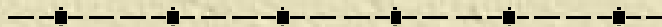


Principy CT a MR

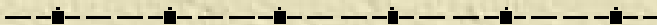
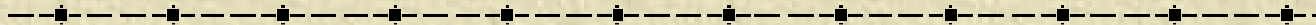


M. Keřkovský

Radiologická klinika FN Brno



Principy CT



Co je CT?

-
- ✦ Computed tomography = výpočetní tomografie
 - ✦ tomografická metoda využívající měření absorpce ionizujícího záření ve vyšetřovaném objektu
 - ✦ výsledkem vyšetření je zobrazení černobílých řezů vyšetřovaným objektem, stupeň šedi je dán hodnotou absorpce v daném tkáňovém okrsku (voxelu)

Něco málo z historie

- ✦ 1963 - **Allan Mac Leod Cormack** formuloval základní principy výpočetní tomografie
- ✦ 1972 - fyzik **Godfrey Newbold Hounsfield** zkonstruoval první funkční tomograf
- ✦ 1979 - oba obdrželi Nobelovu cenu za medicínu
- ✦ 1987 - objev slip-ring technologie, která umožnila vznik spirálního CT

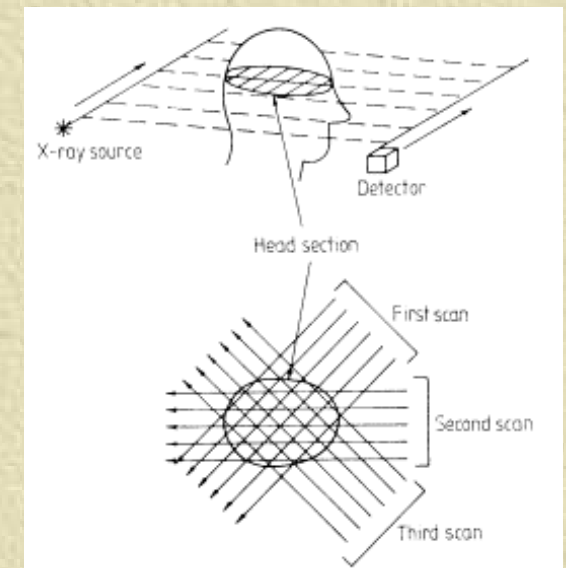
Konstrukce CT

- ✦ Vyšetřovací posuvný stůl
- ✦ Gantry obsahující rentgenku a detektory
- ✦ Výpočetní část zodpovědná za elektronické zpracování obrazu



Jak probíhá vyšetření: fáze skenovací

- ✦ nastavíme akviziční parametry před vyšetřením: rozsah vyšetřované oblasti, tloušťka řezu (kolimace), mAs
- ✦ rentgenka emituje úzce vycílený svazek rentgenového záření, který prochází tělem pacienta.
- ✦ Na protilehlé straně je množství prošlého záření změřeno pomocí detektorů
- ✦ Během akvizice jednoho řezu dojde k otáčce komplexu rentgenka-detektory o 360°.
- ✦ Získáme tak několik stovek měření absorpce z mnoha různých úhlů



Jak probíhá vyšetření: fáze rekonstrukční

- ✦ Získaná data jsou digitalizována pomocí AD převodníku – výsledkem jsou tzv. **hrubá data (raw data)**
- ✦ Před rekonstrukcí zvolíme typ výpočetního algoritmu – jde v zásadě o „soft“ nebo „hi-res“ algoritmus

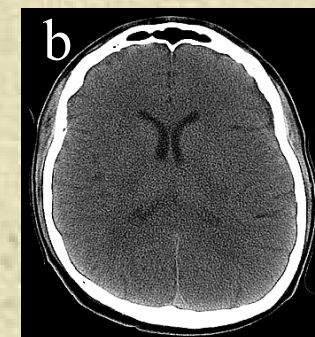
Hi-res algoritmus (b) není vhodný pro hodnocení mozkové tkáně pro vysoký šum obrazu. Na rozdíl od soft algoritmu však umožňuje ostré prokreslení skeletu (d).

Okno pro hodnocení mozku

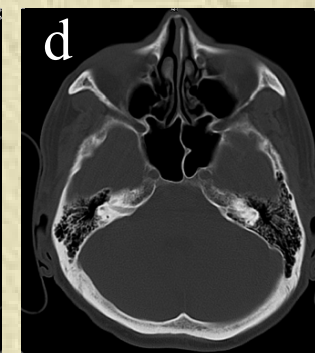
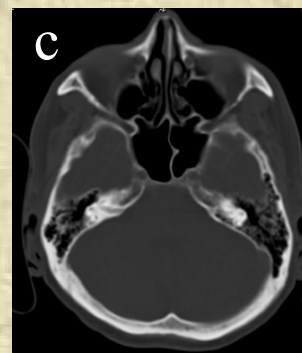
Soft



Hi-res

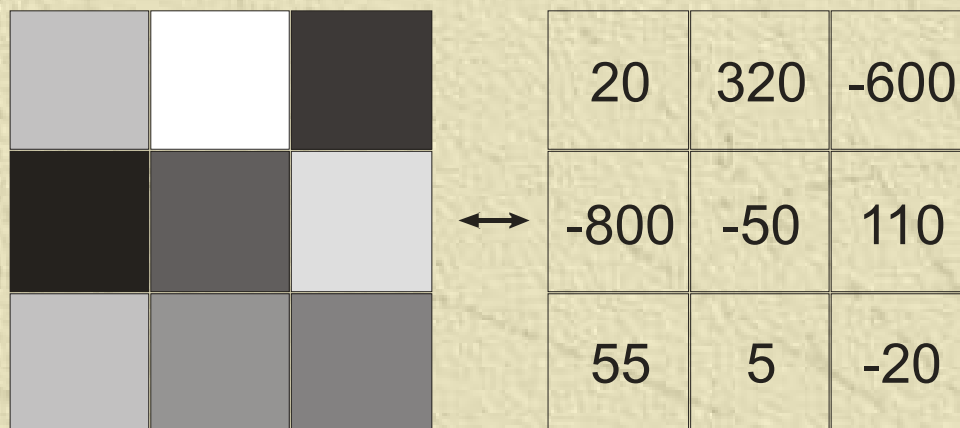


Kostní okno



Jak probíhá vyšetření: fáze **rekonstrukční**

✦ Výsledkem výpočtů rekonstrukčního algoritmu je převedení hrubých dat do tzv. matice pixelů

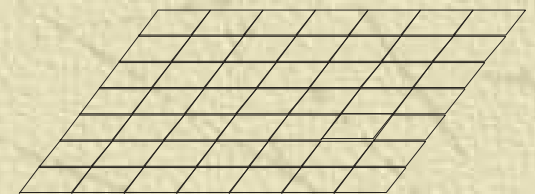
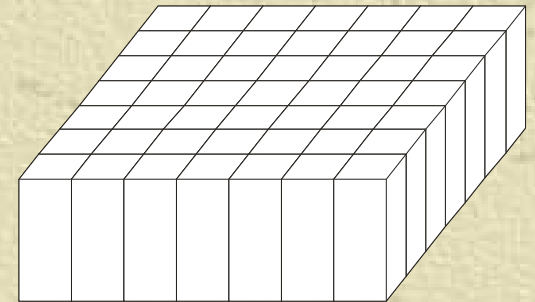


✦ Každému pixelu je přiřazena jedna číselná hodnota udávající míru absorpce záření v určitém tkáňovém okrsku

Pixel vs. voxel

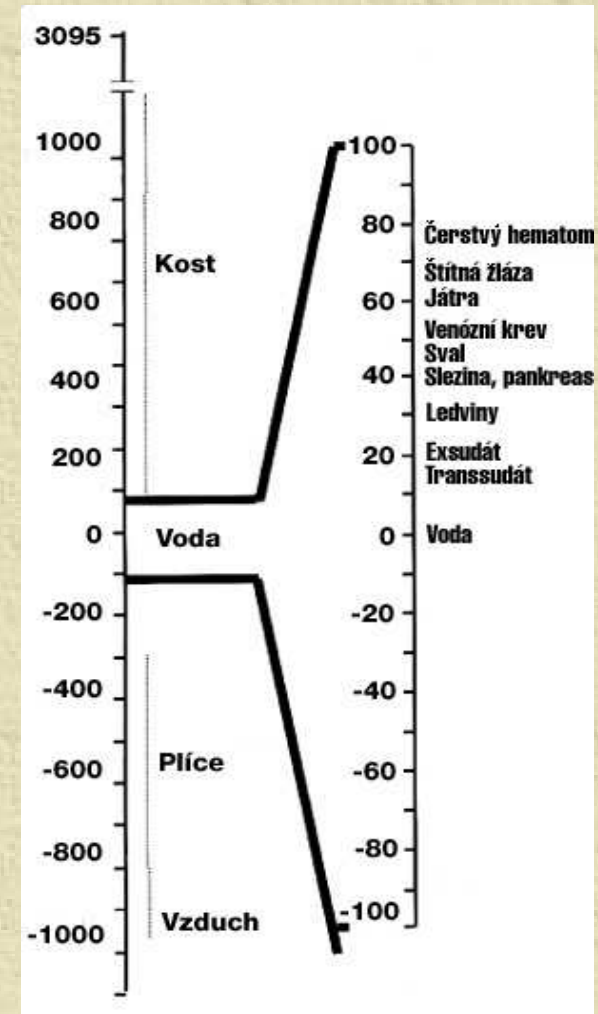
✦ Voxel (**v**olume **m**atrix **e**lement) je nejmenší objem tkáně, jejíž absorpce pro RTG záření může být měřena. Jeho velikost je dána tloušťkou řezu a rozlišením. Jeden CT řez se proto skládá z mnoha voxelů

✦ Pixel (**p**icture **m**atrix **e**lement) – nejmenší obrazový element, „projekce voxelu do plochy“



Hounsfieldova stupnice

- ✦ Hounsfieldův absorpční koeficient udává stupeň absorpce v jednotlivých voxelech – Hounsfield unit (HU)
- ✦ Rozsah je široký - cca 4000HU
- ✦ - 1000HU - vzduch
- 0 HU – voda
- >300HU kompaktní kost

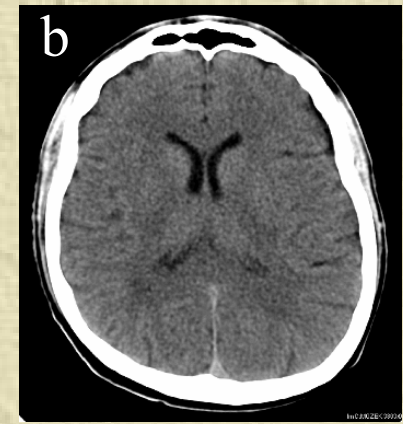
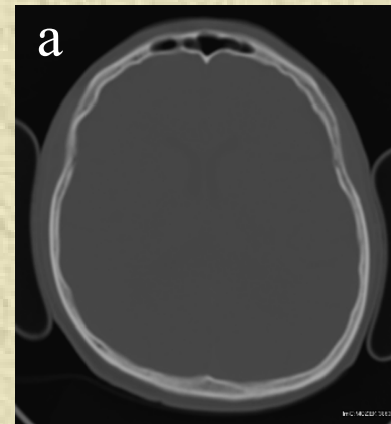


Jak vznikne obraz?

- ✦ Převedením hodnot absorpce do škály stupňů šedi
- ✦ Lidské oko rozliší cca 30st. Šedi, CT 4000 stupňů absorpce - co s tím??
- ✦ Zvolíme si vhodný rozsah HU pro zobrazení tkání které zrovna chceme vidět – kostní, plicní, měkkotkáňové okno...

A- nastavení maximální šíře okna umožňuje rozlišit pouze denzity měkkých tkání, kosti a vzduchu

B- úzké okno vhodné pro hodnocení mozku (střeďe 35 a šíře 120) umožňuje rozlišit likvor, šedou i bílou hmotu mozku



Generace CT přístrojů

- ✦ I. Generace – jedna rentgenka, jeden detektor. Kromě rotace byl nutný i translační pohyb rentgenky a detektorů, aby byla pokryta celá šíře vyšetřovaného objektu. Zhotovení jednoho řezu trvalo řádově minuty.
- ✦ II. Generace – od I. generace se liší znásobením počtu detektorů, rotačně-translační pohyb zůstává.
- ✦ III. Generace – nejpoužívanější – několik set detektorů uspořádaných do výseče. Komplex rentgenka – detektory vykonává pouze rotační pohyb kolem pacienta, odpadla translace.
- ✦ IV. Generace – detektory kolem celého gantry, běžně se nepoužívá

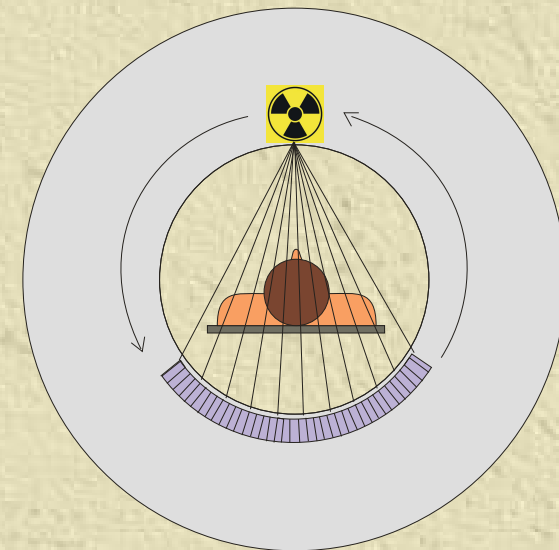
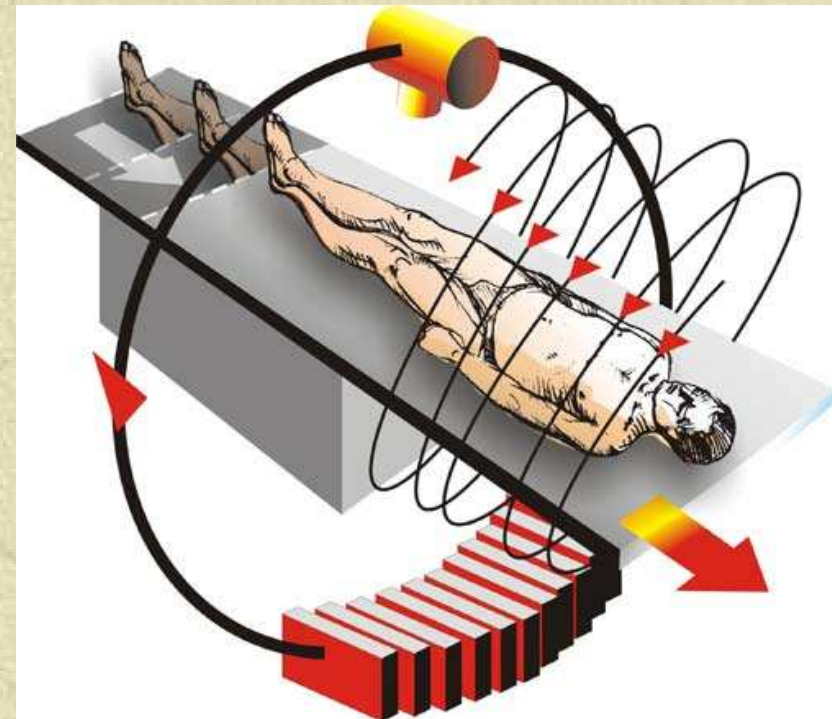


Schéma konstrukce CT III. generace

Co je spirální CT?

- ✦ Slip ring technologie = nahrazení kabelů systémem po sobě klouzajících kontaktů – zásadní pro spirální CT
- ✦ Rentgenka kontinuálně rotuje, stůl s pacientem se plynule posouvá v gantry
- ✦ Pomyslná trajektorie RTG paprsku tělem pacienta tedy připomíná spirálu
- ✦ Výsledkem je zrychlení náběru dat, pokrytí většího kraniokaudálního rozsahu



Čím víc detektorů, tím lépe

- ✦ **Multisllice technologie** – přidání více řad detektorů – dnes obvykle 16 či 64
- ✦ Během jedné otáčky se zároveň pokryje mnoho vrstev najednou
- ✦ **Výhody:** zrychlení náběru dat, pokrytí většího rozsahu, tenké řezy, možnost speciálních vyšetření (CT angiografie, koronarografie...)
- ✦ **Izotropní voxel** – má všechny rozměry stejné – umožňuje dokonalé 2D a 3D rekonstrukce

Kontrastní látky

- ✦ Perorální (izodenzní – voda, hypodenzní – vzduch, hyperdennzní – jódové či baryové)
- ✦ Intrathékální
- ✦ Intrakavitální
- ✦ Intravaskulární – intravenózní, intraarteriální.

Kontrastní látky

✦ Důvody použití i.v. KL

- zvýšení kontrastu různých měkkotkáňových struktur
- detekce hypervaskularizace (tumory)
- zvýraznění cév (CT angiografie)
- vylučování ledvinami (CT urografie)

✦ Rizika

- alergická (resp. alergoidní) reakce
- nefrotoxicita

Indikace, výhody CT

- ✦ Vyšetření mozku, páteře, hrudníku, břicha a m. pánve
- ✦ Široké uplatnění v akutní diagnostice – akutní trauma hlavy – dokonalé zobrazení čerstvého hematomu (hyperdenzní)
Náhlá příhoda břišní – detekce volné tekutiny v DB, ileus, střevní ischemie, pneumoperitoneum...
- ✦ Vyšetření parenchymových orgánů – játra (ložiska parenchymu, dilatace žlučových cest..), slezina, ledviny (dilatace KPS, ložiska, lithiáza – i RTG nekontrastní), pankreas (tumory, záněty) atd.



Postkontrastní CT břicha

Indikace, výhody CT – CT vs. UZ

✦ Výhody CT

- vyšetření podle standardů, obrazová dokumentace je přehledná a objektivní, její kvalita na rozdíl od UZ nezávisí na zkušenosti a dovednosti vyšetřujícího
- odpadá problém s překrytím struktur artefakty plynu z GIT...

✦ Nevýhody CT

- ionizující záření
- při nutnosti použití jódové KL riziko alergické reakce
- nutný převoz pacienta na CT pracoviště

Indikace, výhody CT – CT vs. MR

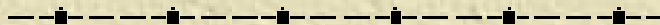
✦ Výhody CT

- relativně dostupné akutní vyšetření vhodné k vyšetření traumat (i polytraumat)
- vysoká citlivost k detekci hematomu (např. nativní CT mozku)
- nižší cena

✦ Nevýhody CT

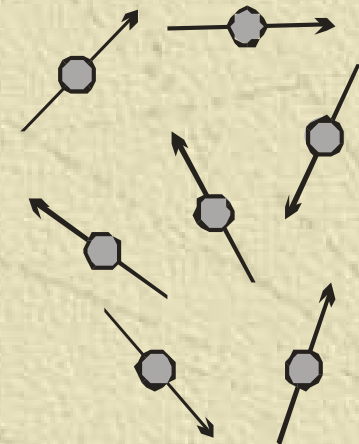
- horší měkkotkáňové rozlišení
- častější nutnost použití jódových KL (alergie)
- řezy pouze v axiální rovině

Principy MR



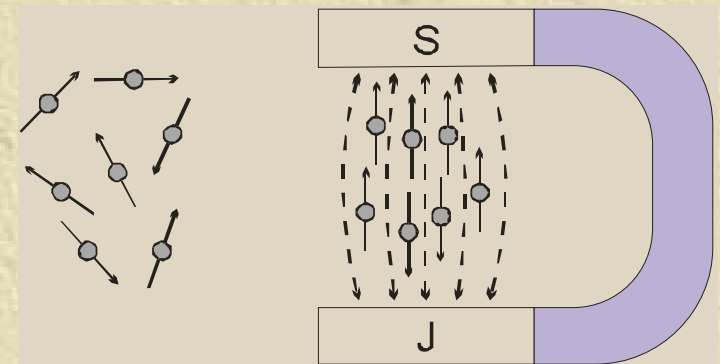
Jak to může fungovat?

- ✦ metoda využívá magnetických vlastností jader atomů s lichým protonovým číslem
- ✦ Rotací jader s nespárovaným protonem (kladný náboj) vzniká v okolí jádra magnetické pole, které lze charakterizovat tzv. magnetickým momentem (vektor)
- ✦ Za normálních okolností nejsou tyto vektory nijak uspořádány – výsledný magnet. moment je 0.



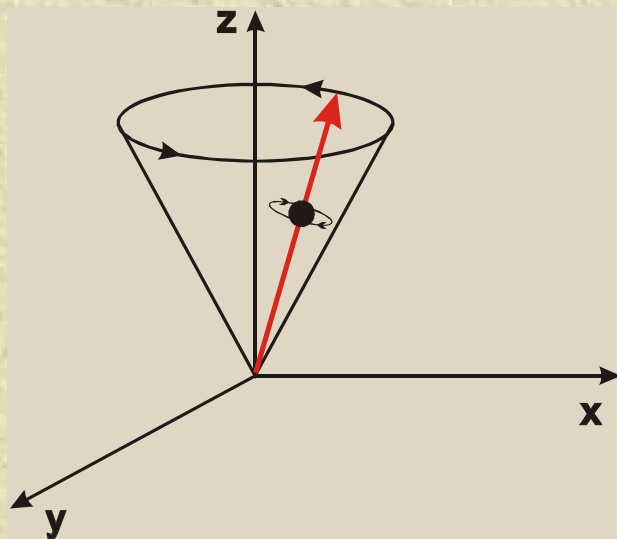
Jak to může fungovat?

- ✦ Umístíme-li tato jádra do velmi silného magnetického pole dojde k jejich rovnoběžné orientaci a to ve dvou směrech – paralelně a antiparalelně
- ✦ na 1 000 006 paralelně orientovaných jader připadá 1 000 000 antiparalelně orientovaných jader (při síle pole 1T)
- ✦ Provedeme-li součet všech vektorů, získáme celkový magnetický moment



Precese

✦ pohyb jader, který je možno přirovnat k pohybu po plášti pomyslného kužele



✦ Frekvenci precesního pohybu udává tzv. **Larmorova rovnice**

Úhlová frekvence

$$\omega = \gamma \cdot \mathbf{B}_0$$

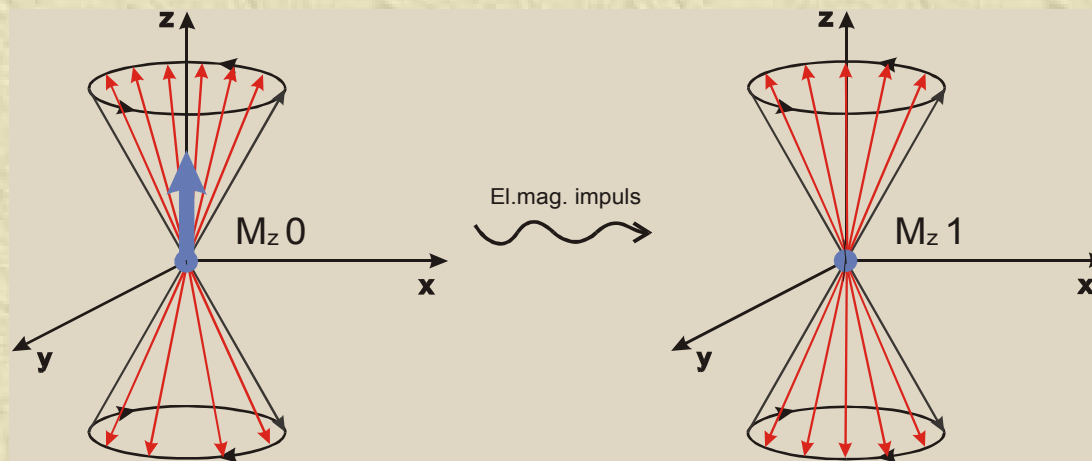
Intenzita vnějšího magnetického pole

Gyromagnetický poměr

✦ V magnetickém poli v klidu není precesní pohyb nijak synchronizován

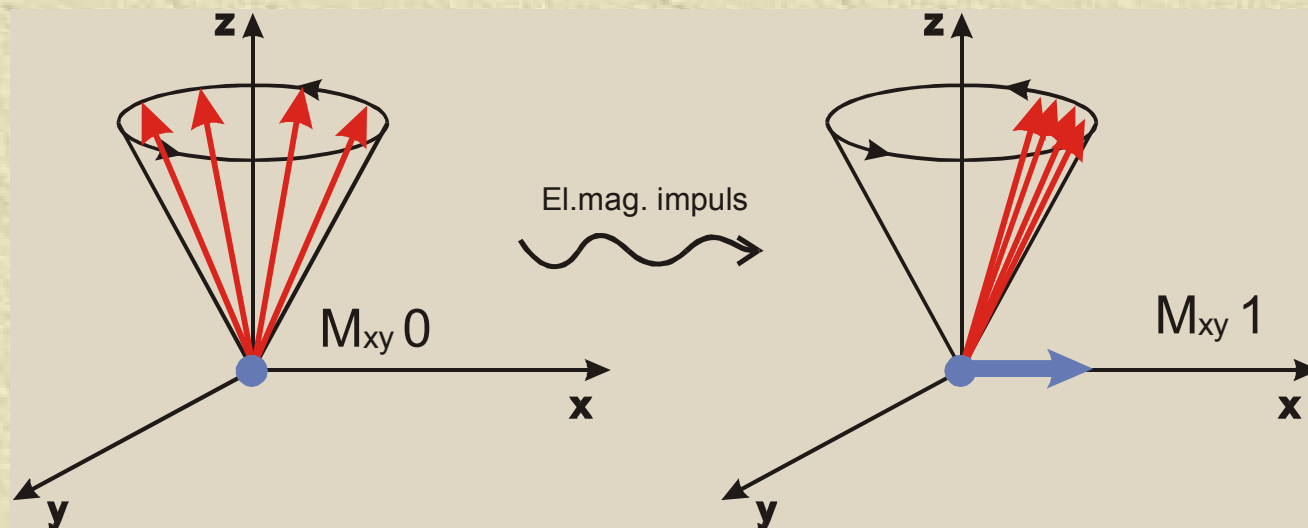
Radiofrekvenční pulzy

- ✦ Naruší rovnovážný stav protonů v magnetickém poli
- ✦ V podélné rovině – otočí část paralelně orientovaných protonů do antiparalelní orientace – výsledný vektor podélné magnetizace je nulový (v případě 90° pulzu)



Radiofrekvenční pulzy

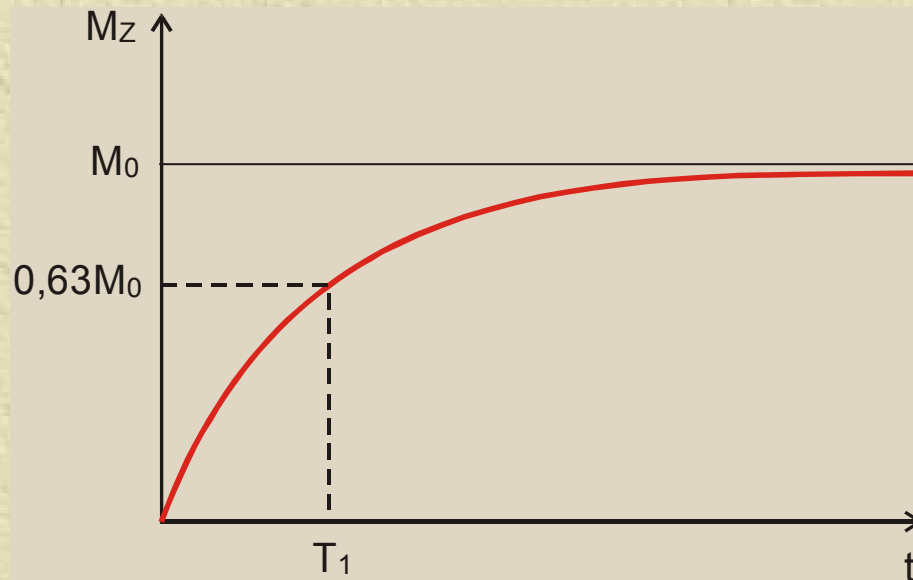
- ✦ V příčné rovině dojde k synchronizaci precese – vznikne vektor příčné magnetizace



- ✦ Aby došlo k těmto jevům, musí být frekvence RF pulzů rovna rezonanční frekvenci dle Larmorovy rovnice!

Co když RF pulzy vypneme?

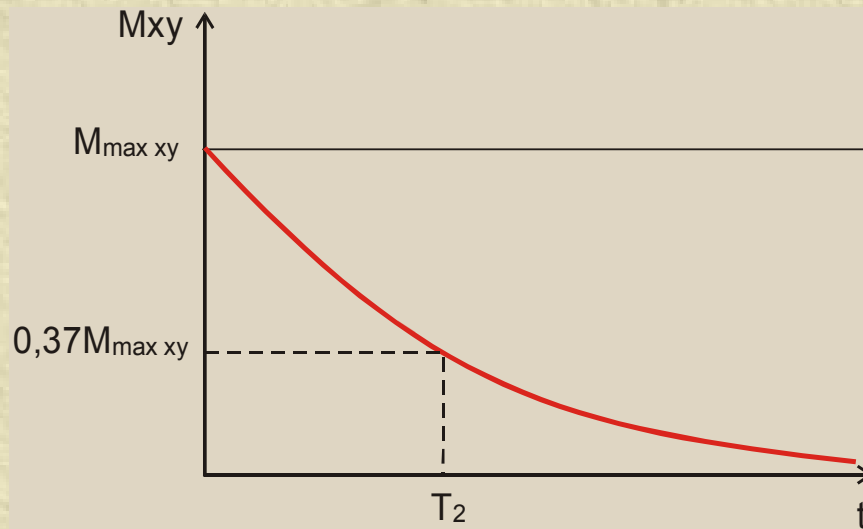
- ✦ Dojde k obnovení rovnovážného stavu
- ✦ Opět převládne paralelní orientace magnetických momentů jader – obnoví se celkový vektor podélné magnetizace (spin-lattice relaxace)



- ✦ Rychlost relaxace v podélné rovině charakterizuje konstanta T_1

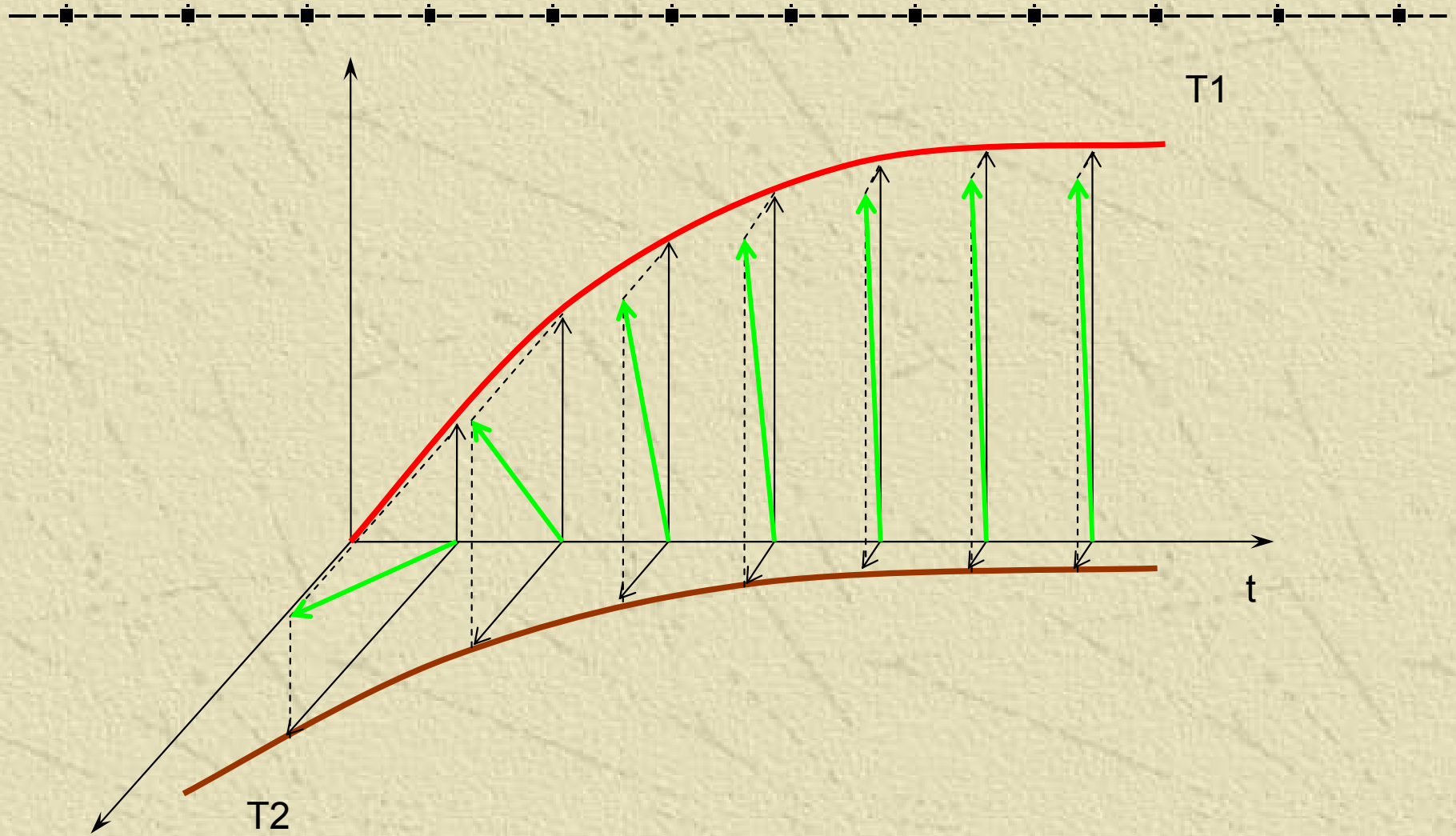
Co když RF pulzy vypneme?

- ✦ Dojde k původní „desynchronizaci“ precese jader
→ postupně vymizí vektor příčné magnetizace
(spin-spin relaxace)



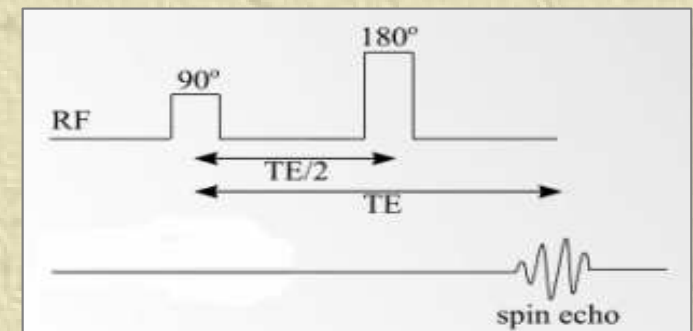
- ✦ Rychlost relaxace v příčné rovině charakterizuje konstanta T_2

T1, T2 relaxace



Jak se tvoří MR obraz?

- ✦ působení energie RF pulzů na tkáň vyvolá vyzáření slabého EM signálu, který lze registrovat. Jde v podstatě o detekci příčné magnetizace, podélnou magnetizaci paralelní s hlavním magnetickým polem nelze detekovat.
- ✦ používáme tzv. sekvence pulzů, které mají různé parametry: TR, TE případně TI.
- ✦ různým sestavením sekvencí můžeme zvýraznit vliv T1 nebo T2 relaxace.
- ✦ kontrast ve výsledném obraze je dán rozdílnými magnetickými vlastnostmi jednotlivých tkání

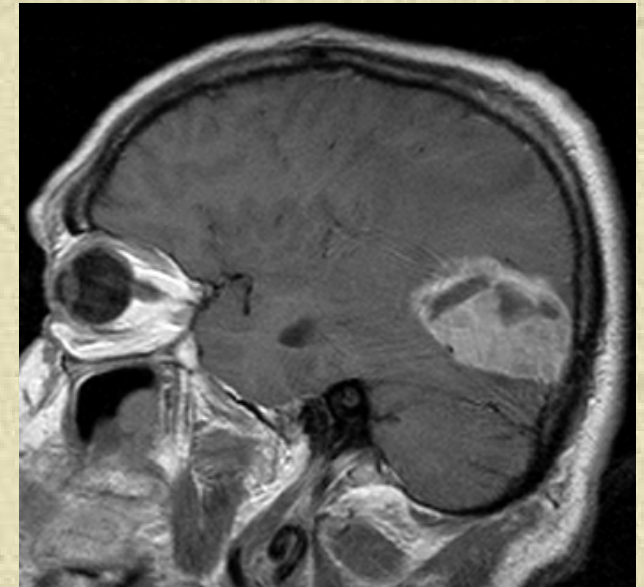
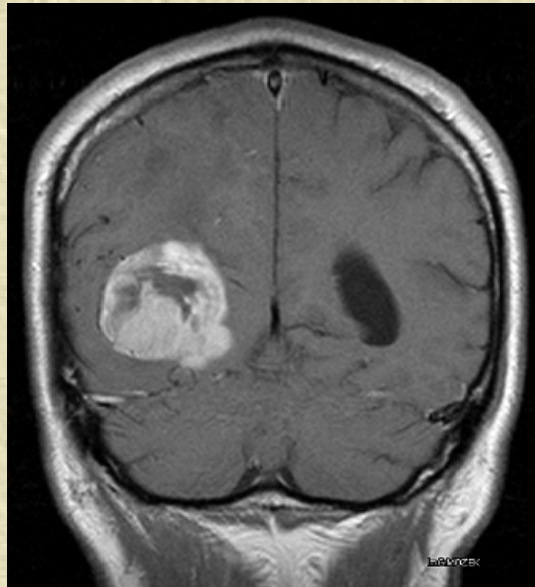
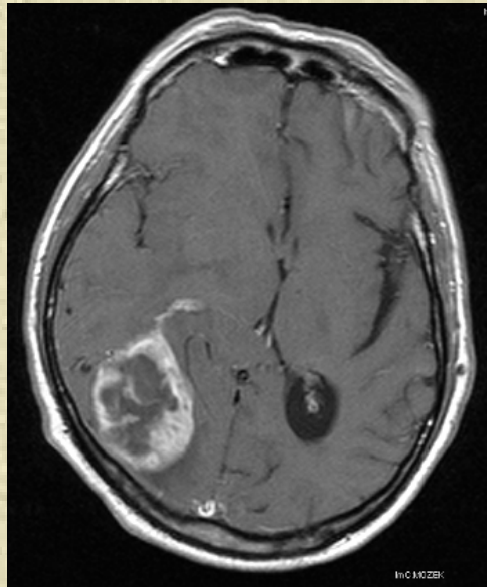


Prostorové kódování

- ✦ Lokalizace zdroje MR signálu se děje pomocí tří magnetických gradientů, které přidáváme k základnímu magnetickému poli přístroje
- ✦ V průběhu sekvence v přesně stanovených dobách zapínáme postupně gradienty ve všech třech osách
- ✦ To umožní přesně určit, z jakého voxelu snímaný signál přichází
- ✦ Získaná data jsou zpracována digitálně pomocí Fourierovy transformace, výsledkem je černobílé zobrazení požadovaného řezu

Zobrazení v libovolné rovině

- ✦ Rovina řezu na rozdíl od CT může být u MR zcela libovolná, obvykle používáme standardní tři na sebe kolmé roviny



Jeden obraz nestačí...

- ✦ Při každém vyšetření provedeme u téhož pacienta obvykle několik sekvencí
- ✦ Každá z nich umožní pohled na zjištěnou patologii „z jiného úhlu“, podává další informace
- ✦ Téměř každé vyšetření obsahuje T1, PD a T2 vážené sekvence. Dnes však máme na výběr z poměrně velkého množství dalších sekvencí, které volíme podle konkrétní situace (FLAIR, STIR, IR, true-IR, fat-sat...)

Jeden obraz nestačí...

-
- ✦ T1 – používá se nativně i po aplikaci KL. Tekutina je tmavá. Dobré anatomické zobrazení.
 - ✦ PD – proton density – zobrazení na základě protonové hustoty, nebere ohled na T1 a T2 časy. Vhodná sekvence např. pro detekci demyelinizačních plaků, dobrý kontrast mezi šedou a bílou hmotou, citlivost k „flow-void“ – vyniknou cévy.
 - ✦ T2 – tekutina je světlá až bílá. Obecně vhodná sekvence pro zobrazení okrsků s vysokým obsahem, tekutiny – cysty, edém...

Jeden obraz nestačí...



Proto

T1 nativ



T2

T1 postkontrastně

Mozkové metastázy, mts. do
levého očního bulbu

Kontrastní látky

- ✦ Používáme KL na bázi chelátu gadolinia (Gd)
- ✦ Působí coby paramagnetická substance zkrácení T1 relaxačního času – sycení se zobrazí jako hyperintenzita na T1 v.o.
- ✦ Minimum nežádoucích účinků – lze použít jako alternativa CT vyš. při známé alergické reakci na jód.
- ✦ Používá se relativně méně často než při CT vyšetření
- ✦ Hlavní indikace k použití KL - zobrazení patol. vaskularizace, v mozku porušení HEB – tumory, CEMRA (angiografie s použitím KL).
- ✦ Možnost přímé MR artrografie

Indikace

- ✦ Mozek – traumata, tumory, záněty, kongenitální anomálie, MR angiografie. Dnes již téměř standard před NCH intervencí
- ✦ Páteř – výhodou je sagitální zobrazení celé páteře, není proto nezbytně nutné lokalizovat etáž
- ✦ Klouby – nejvíce koleno, rameno, hlezno...
- ✦ Játra, ledviny, pankreas
- ✦ Střevo – MR enteroklýza
- ✦ Srdce – morfologické a funkční dynamické zobrazení, MR koronarografie
- ✦ Speciální vyšetření – funkční MR, MR spektroskopie, difuze, perfuze..

Kontraindikace - absolutní

- ✦ Kardiostimulátor, defibrilátor
- ✦ Cévní svorky intrakraniálně z feromagnetického či neznámého materiálu (klip na krčku aneuryzmatu – hrozí roztržení)
- ✦ Kovové cizí těleso v orbitě
- ✦ Implantovaný feromagnetický materiál před méně jak 2 měsíci
- ✦ Kochleární implantát

Kontraindikace - relativní

- ✦ Feromagnetický materiál implantovaný před více jak 2 měsíci
- ✦ Klaustrofobie, nespolupracující pacient – lze zvládnout sedativy, v krajním případě amestezie (běžná u malých dětí)
- ✦ Kov. materiál v místě vyšetření – artefakty
- ✦ Těhotenství v 1. trimestru – negativní vliv na plod však nebyl prokázán

Nevýhody MR

- ✦ Silné magnetické pole – kontraindikace
- ✦ Menší dostupnost, vysoká cena
- ✦ Omezený vyšetřovací prostor (klaustrofobie)



Výhody MR

- ✦ Excelentní tkáňový kontrast, dobré rozlišení
- ✦ Libovolná rovina řezu
- ✦ Použití mnoha různých sekvencí
- ✦ Odpadá použití jodových KL (alergie)
- ✦ Speciální aplikace (funkční MR, difuze, perfuze, MR spektroskopie)

Literatura

- ✦ P. Eliáš, P. Máca, J. Neuwirth, V. Válek: Moderní diagnostické metody II. díl - výpočetní tomografie (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, Brno 1998)
- ✦ J. Ferda, M. Novák, B. Kreuzberg: Výpočetní tomografie (Galen 2002)
- ✦ V. Válek, J. Žižka: Moderní diagnostické metody III. díl – Magnetická rezonance (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, Brno 1996)
- ✦ Donald G. Mitchell: MRI principles (1999)