

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

Petr Beneš

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

SVĚTOVÍ VÝROBCI MAGNETICKÝCH REZONANCÍ
Bakalářská práce

Vedoucí práce: Prof. Ing. Josef Kott DrSc.

PLZEŇ 2012

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité
prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů

V Plzni dne 20. 3. 2012

.....

vlastnoruční podpis

Děkuji prof. Ing. Josefu Kottovi DrSc. za odborné vedení, poskytování dat a materiálních podkladů. Dále děkuji pracovníkům FN Plzeň, FN Motol, FN Královské Vinohrady za poskytnutí odborných dat.

Obsah

ANOTACE

ÚVOD

HISTORIE

1.	Princip.....	11
1.1	Magnetické vlastnosti atomových jader.....	11
1.1.1	Bez přítomnosti vnějšího magnetického pole.....	11
1.1.2	V přítomnosti vnějšího magnetického pole.....	12
1.2	Spin.....	12
1.3	Precese.....	12
1.3.1	Larmorova frekvence.....	13
1.4	Rezonance.....	14
1.5	Relaxace.....	14
1.6	Relaxační časy.....	15
1.6.1	T1 relaxační čas.....	15
1.6.2	T2 relaxační čas.....	16
1.6.3	Repetiční čas (TR).....	16
1.6.4	Čas echa (TE).....	16
1.7	Zobrazovací sekvence.....	17
1.7.1	Spin-echo (SE) sekvence.....	17
1.7.2	Inversion - recovery technique (IRT).....	17
1.7.3	Saturation - recovery technique (SRT) a partial saturation technique (SPT) 18	
1.7.4	Gradient-echo (GE) sekvence.....	19
2.	Rekonstrukce obrazů magnetické rezonance.....	20
2.1	Prostorové kódování v K prostoru.....	20
2.2	Vznik MR obrazu.....	21
2.2.1	Selektivní excitace.....	21
2.2.2	Fázové kódování.....	22
2.2.3	Frekvenční kódování.....	22
2.3	Artefakty v MR obrazech.....	23
3.	Konstrukce MR.....	25
3.1	Typy magnetů.....	26
3.1.1	Permanentní magnet.....	26
3.1.2	Rezistentní magnet.....	26
3.1.3	Supravodivý magnet.....	26
3.2	Cívky.....	26
3.2.1	Volumové cívky.....	26
3.2.2	Gradientové cívky.....	27
3.2.3	Vyrovnávací cívky.....	27
3.2.4	Povrchové cívky.....	27
4.	Vyšetření MR.....	28
4.1	MR mozku.....	28
4.2	MR páteře.....	28
4.3	MR kloubů.....	29
4.4	MR angiografie.....	30
4.5	MR srdce.....	31
4.6	MR břicha.....	32

4.7	Indikace a kontraindikace	32
4.8	Kontrastní látky pro magnetickou rezonanci	33
4.8.1	Paramagnetismus	34
4.8.2	Superparamagnetismus	34
4.8.3	Diamagnetismus	34
4.8.4	Rozdělení kontrastních látek.....	35
4.8.5	Mechanismus působení kontrastních látek	35
5.	Světoví výrobci magnetických rezonancí	36
5.1	Siemens	36
5.2	Philips.....	40
5.3	General Electric.....	45
5.4	Hitachi	48
5.5	Toshiba.....	50
5.6	Výzkum.....	52
	Diskuse.....	64
	Závěr	65

Anotace

Příjmení a jméno: Beneš Petr

Katedra: Katedra záchranářství a technických oborů

Název práce: Světoví výrobci magnetických rezonancí

Vedoucí práce: Prof. Ing. Josef Kott DrSc.

Počet stran: číslované 57, nečíslované 13

Počet titulů použité literatury: 21

Klíčová slova: magnetická rezonance, spin, precese, rezonance, relaxace, zobrazovací frekvence, FID signál, vznik obrazu, artefakt, magnet, cívka, vyšetření MR

Souhrn:

- V příkládané bakalářské práci se snažím objasnit základní principy magnetické rezonance a přiblížit několik největších světových výrobců. Zároveň se snažím zjistit, který z výrobců je hlavním dodavatelem magnetické rezonance v České Republice a také které vyšetření se nejčastěji na magnetické rezonanci provádí. Hlavním dodavatelem je společnost Siemens a nejčastěji se provádí vyšetření mozku.

Annotation

Surname and name: Beneš Petr

Department: Department of rescue and technical fields

Title of thesis: World biggest producers of magnetic resonance

Consultant: Prof. Ing. Josef Kott DrSc.

Number of pages: numbered 57, unnumbered 13

Number of literature items used: 21

Key words: magnetic resonance, spin, precession, resonance, relaxation, imaging frequencies, FID signal, formation of view, artifact, magnet, coil, MR examination

Summary:

- In attached bachelor thesis I am trying to clarify basic principles of magnetic resonance and approximate several world producers. Simultaneously I am trying to find which producer is main supplier of magnetic resonance in Czech Republic and also find which examination is the most often performed on magnetic resonance. Main supplier is Siemens corporation and examination of brain is the most often performed.

ÚVOD

Již v historii se vyvíjelo úsilí, a stále to platí, o co nejpřesnější stanovení diagnózy nemocného. Snaha lékařů o zjištění příčiny nemoci byla v minulosti pro pacienta mnohdy nebezpečná nebo až ohrožující život a proto bylo nutné najít postupně kvalitnější a šetrnější způsoby.

Jedním ze zásadních zlomů byl objev rentgenových paprsků v roce 1895 německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem. Od tohoto objevu se vytvořily předpoklady pro zahájení vývoje v oblasti zobrazování lidského těla. Tyto práce s sebou ovšem nesly i objev nežádoucích účinků rentgenového záření na lidské tělo a bylo jasné, že častý kontakt může způsobovat menší či větší zdravotní potíže diagnostiků. Spolu s poznáním rentgenového záření a vývojem dokonalejších přístrojů se podařilo regulovat tyto nežádoucí účinky na minimum a v dnešní době již vyšetření pomocí rentgenových paprsků nenesou taková nebezpečí a zdravotní rizika jako v minulosti.

Vývoj zobrazovacích technik přinesl CT (výpočetní tomografii), které zobrazuje řezy lidským tělem a umožňuje tím lepší komplexnější diagnostiku než obyčejný RTG snímek. Další rozšířenou zobrazovací technikou je USG neboli SONO (ultrasonografie), která nevyužívá ionizujícího záření, ale ultrazvukových vln. Tato metoda má ovšem svá omezení a není proto tolik využívána jako třeba CT. Další alternativou těchto vyšetření je magnetická rezonance, která nevyužívá nebezpečného záření a je velmi kvalitní v oblasti zobrazování tkání.

K této metodě je zaměřená příkládaná bakalářská práce.

Magnetická rezonance je tedy zobrazovací metoda, která se využívá také ve zdravotnictví k zobrazování jednotlivých tkání lidského těla. Dříve se také užíval výraz "jaderná magnetická rezonance", ale bylo od něho upuštěno hlavně kvůli potencionálnímu spojování názvů s jadernou energií. Tato metoda využívá velkého magnetického pole a elektromagnetického vlnění s vysokou frekvencí a nenesou tím pádem žádná pozorovaná rizika pro pacienta způsobená ionizujícím zářením jako např. vyšetření pomocí výpočetní tomografie nebo skiagrafické vyšetření. Díky tomu mohou být vyšetřovány i gravidní ženy, protože zatím nebyl prokázán žádný škodlivý vliv magnetického pole na lidský organismus. Hlavní výhodou magnetické rezonance je vysoký tkáňový kontrast, který umožní lékařům přesnější posouzení potencionálních patologických změn v jednotlivých tkáních.

HISTORIE

Princip nukleární magnetické rezonance poprvé popsal v roce 1938 Isidor I. Rabi, který za tento objev získal v roce 1944 Nobelovu cenu za fyziku. V roce 1946 Felix Bloch a Edward Mills Purcell rozšířili aplikační poznatky pro kapaliny a pevné látky, oba obdrželi Nobelovu cenu za fyziku v roce 1952. Avšak Raymond Damadian poprvé v roce 1972 navrhuje použít nukleární magnetickou rezonanci jako tomografickou zobrazovací metodu. O rok později Paul C. Lautenbur získal první řez dvou trubic naplněných vodou. V roce 1974 P. C. Lautenbur a J. M. S. Hutchinson vytvořili první řez živým organismem (laboratorní myši). P. Mansfield a A. A. Maudsley získali roku 1976 první řez lidské tkáně - prstu. A roku 1977 Damadian publikoval první obraz řezu lidského hrudníku.

Vývoj a využití magnetické rezonance se výrazně urychlil s rozvojem informační techniky a nanotechnologie a to především v posledních 20 letech. Mimo zmíněného technického opatření je kvalitní software je totiž nedílnou součástí každého MR přístroje s vysokými nároky na grafické komponenty, které musí být velmi výkonné, aby dokázali zobrazit co nepřesněji získané informace. [3,11]

Jedinou, avšak logickou nevýhodou této zobrazovací techniky v praxi je pořizovací cena a provozní náklady. Ceny přístrojů s příslušenstvím se pohybují mezi 30 a 60 miliony Kč a cena jednoho vyšetření stojí kolem 5000 Kč (složitější i 10000 Kč).

1. Princip

Atomová jádra některých prvků mají magnetický moment a ve vnějším magnetickém poli se orientují do poloh, kterým odpovídají určité energetické hladiny. Absorbci elektromagnetického záření v oblasti krátkých rádiových vln dochází k přechodu jádra na vyšší energetické hladiny.

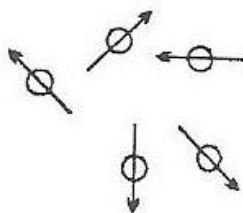
Nenulový magnetický moment m mají pouze jádra s nenulovým celkovým jaderným spinem s . Jeho hodnota souvisí s počtem protonů a neutronů v jádře. Uhlík ^{12}C a kyslík ^{16}O mají jádra nemagnetická. Největší význam z tohoto hlediska má vodík, jehož jaderné spinové číslo je $s=1/2$. Ze stejných důvodů se k měření také používá ^{13}C , ^{19}F a ^{31}P rovněž s jaderným spinem $1/2$. Atomová jádra se sudým nukleonovým číslem se nechovají ke svému okolí magneticky a nelze je proto využít pro MR zobrazování. To lze vysvětlit tím, představíme-li si proton jako malý tyčový magnet. Máme-li pak jádro se sudým počtem protonů, spojí se ve dvojicích tyto malé magnety opačnými póly k sobě, čím se jejich magnetické momenty vyruší a jádro se navenek chová nemagneticky.

Z toho vyplývá, že pro měření magnetickou rezonancí jsou důležité atomy s lichým počtem protonů, jako je vodík, který je velmi hojně zastoupen v lidském těle. [2, 3,7,14]

1.1 Magnetické vlastnosti atomových jader

1.1.1 Bez přítomnosti vnějšího magnetického pole

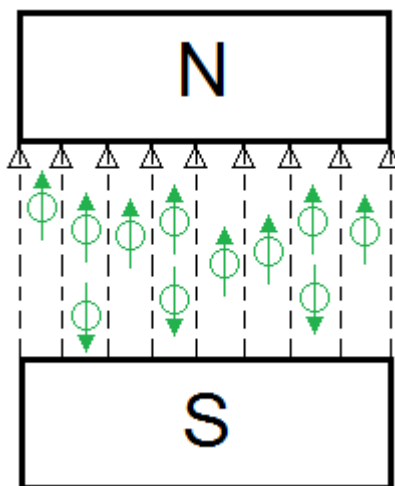
Za normálních okolností je orientace os protonů ve tkáních nahodilá, čímž se magnetické momenty atomových jader prakticky ruší a tkáň se chová navenek zcela inertně. Na protony působí pouze přirozené magnetické pole Země (v ČR je to zhruba $20 \mu\text{T}$).



Obr. 1-1 Pohyb protonů v běžném prostředí [3]

1.1.2 V přítomnosti vnějšího magnetického pole

Antiparalelní uspořádání je energeticky náročnější stav, proto takto orientovaných protonů je vždy o něco méně než protonů uspořádaných paralelně. Protonů, které mají svoje magnetické momenty orientovány souhlasně (paralelně) s vektorem magnetického pole MR magnetu, je o něco málo více (1 000 006) než protonů orientovaných antiparalelně (1 000 000). Kdyby totiž byla četnost obou uspořádání stejná, vyrušil by úhrnný magnetický moment všech paralelních protonů magnetický moment protonů antiparalelních a tkáň by se opět chovala magneticky neutrálně. Protože tomu tak není (paralelních protonů je vždy více než antiparalelních), tkáň začíná vykazovat svůj úhrnný magnetický moment, tj. navenek se chová magneticky. To je první vlastnost, která tvoří jeden ze základních principů MR. [1,2,14,15]



Obr. 1-2 Pohyb protonů ve vnějším magnetickém poli

1.2 Spin

Protony uspořádané ve vnějším magnetickém poli (ať již paralelně nebo antiparalelně) se nechovají staticky, ale vykonávají rotační pohyb - spin. Je to rotační pohyb kolem své osy a v důsledku rotace vzniká kolem jader s lichým protonovým číslem magnetické pole (magnetický moment).

1.3 Precese

Jedná se opět o rotační pohyb, kdy rotující proton sám ještě krouží kolem své pomyslné osy, kterou lze ztotožnit se siločivkou magnetického pole zevního magnetu. Vlastní rotační osa protonu vykonává tak pohyb ještě po plášti kužele - precese. Frekvence tohoto precesního pohybu, tzv. Larmorova frekvence, závisí na dvou

faktorech: za prvé na magnetických vlastnostech daného atomového jádra (konkrétně na jeho tzv. gyromagnetickém poměru), a za druhé (a to přímo úměrně) na intenzitě vnějšího magnetického pole.

1.3.1 Larmorova frekvence

Precesní frekvence f jádra vyjádřena vztahem:

$$f = \mu B_0 / 2\pi L,$$

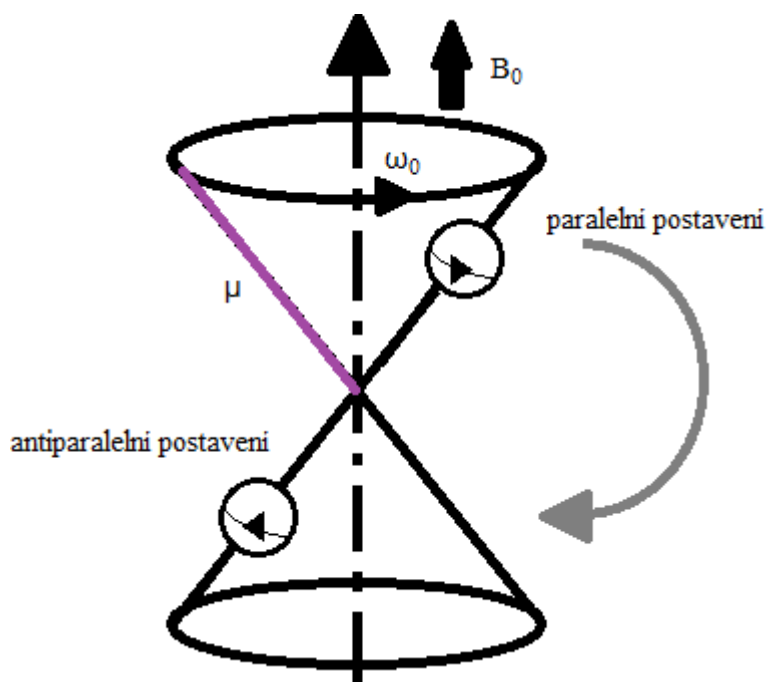
kde μ magnetický moment protonu, L je moment hybnosti protonu a B_0 je intezita magnetického pole. Za účelem zjednodušení mohou být proměnné μ a $2\pi L$ používány jako konstanty pro určitá jádra (například vodík). Společně popisují gyromagnetický poměr (γ):

$$\gamma = \mu / 2\pi L$$

Matematické vyjádření Larmorovy rovnice: $\omega_0 = \gamma * B_0$

kde ω_0 je Larmorova frekvence "precesního" pohybu protonů (v Hz), γ představuje gyromagnetický poměr a je konstantní pro konkrétní typ atomu (pro vodíková jádra jeho hodnota činí $42,57 * 10^6$ [MHz/T], při síle magnetu 1T) a B_0 představuje intenzitu magnetického pole vyjádřenou v jednotkách magnetické indukce (Tesla).

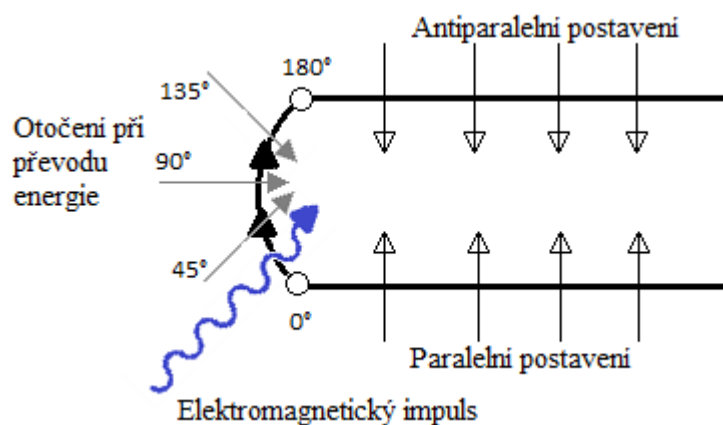
$$(\gamma/2\pi) = 42,57 * 10^6 \text{ MHz/T [1,3,5,10,14]}$$



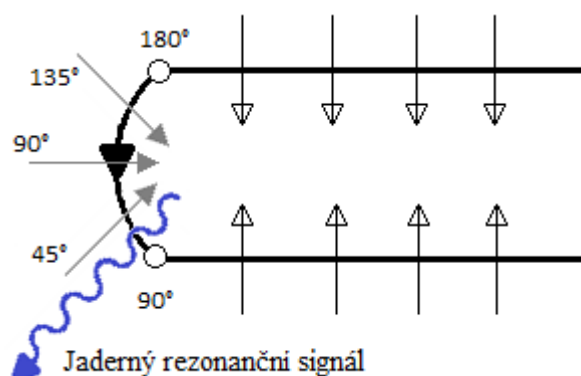
Obr. 1-3 Reke protonu na magnetické pole

1.4 Rezonance

Různé tkáně mají různou tkáňovou magnetizaci. Na to, abychom mohli změřit velikost vektoru tkáňové magnetizace, který je orientován podélně se siločarami vnějšího magnetického pole, je nutné vyslat do tkáně elektromagnetický impuls. Tento impuls dodá protonům energii, která vychýlí vektory tkáňové magnetizace a to změní jejich orientaci v prostoru (z polohy horizontální do vertikální až do antihorizontální). Pro dosažení dokonalého přenosu energie musíme použít takovou frekvenci elektromagnetického vlnění, která bude stejná s Larmorovou frekvencí. Pokud se obě frekvence shodují, mluvíme o rezonanci (rezonanční vibraci). [10,15]



Obr. 1-4 Dodání radiofrekvenčního impulsu

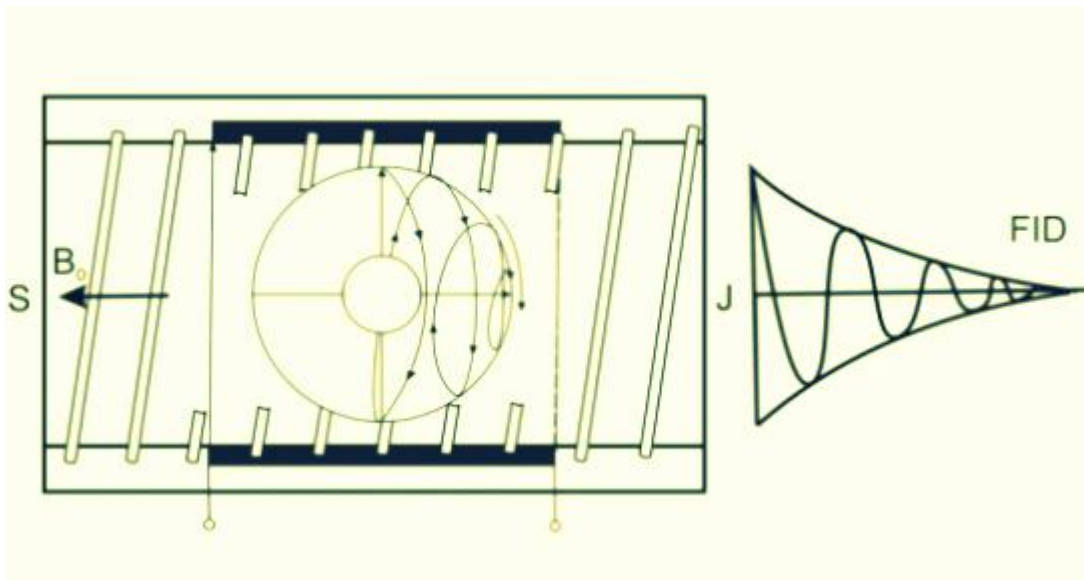


Obr. 1-5 Emise rezonančního signálu

1.5 Relaxace

Po skončení působení elektromagnetického impulsu se protony začnou opět vracet do energeticky méně náročného stavu a ztrácejí část svého synchronizovaného precesního pohybu. Tento děj se nazývá relaxace. Ztrácí se i příčná tkáňová

magnetizace a klesá intenzita měřitelného signálu z tkáně. Zmiňovaný signál dosahující maxima po skončení elektromagnetického impulsu, který při relaxaci klesá, se nazývá FID signál (Free Induction Decay). Jeho použitím se dosáhne nejjednodušší metody při zobrazování magnetickou rezonancí. Děje se to pomocí indukce měřitelného signálu na přijímacím zařízení. [6,10,15]



Obr. 1-6 Schéma relaxace, FID signál [10]

1.6 Relaxační časy

1.6.1 T1 relaxační čas

Radiofrekvenční puls způsobí absorpci energie jádru, která přejdou do excitovaného stavu. Jádra se mohou vrátit do excitovaného stavu tím, že předají svou přebytečnou energii do okolí, které je nazýváno lattice (mřížka). Proces, který se nazývá spin-lattice relaxace, popisuje nárůst longitudinální magnetizace ve smyslu původní rovnováhy. Tento proces je závislý na magnetickém poli mřížky, jež se mění s frekvencí blízkou Larmorově frekvenci. Toto proměnné magnetické pole mřížky je vyvoláno rotací a translací molekul v mřížce, jež vykazují Brownův pohyb. Proces lze zjednodušeně vyjádřit jako skutečnost, že po vychýlení vektorů o 90° následuje zotavovací fáze, která vede k obnově původního stavu. Mírou rychlosti zotavení této longitudinální magnetizace je relaxační čas T1 (nazývá též jako čas spin-lattice). Definice T1 relaxačního času je doba, která je nutná k zotavení 63% původní longitudinální magnetizace. Průměrná frekvence tohoto Brownova pohybu závisí na velikosti molekul v mřížce. Malé molekuly čisté vody se pohybují rychleji a velké molekuly proteinů se pohybují pomaleji. Středně velké molekuly, např. molekuly tuku,

se pohybují s frekvencí velmi blízkou Larmorově, a proto má tuk kratší T1 relaxační čas (150-200 ms) než čistá voda (2000-3000 ms) či tkáně bohaté na proteiny. Vzhledem k tomu, že Larmorova frekvence závisí na síle magnetického pole, je i T1 relaxační čas závislý na síle tohoto pole. Tkáně s krátkým T1 relaxačním časem jsou zdrojem signálu větší intenzity a jsou tedy světlejší (hypersignální) na T1 W obrazech.

1.6.2 T2 relaxační čas

Proces T2 popisuje zánik transverzální magnetizace způsobený defázací magnetických momentů jednotlivých spinů a ztrátu jejich fázové koherence. V biologických tkáních tvoří největší příspěvek k T2 relaxaci statická magnetická pole sousedních protonů. Zjednodušeně lze tento fenomén vysvětlit tak, že vektory, které jsou uspořádány paralelně, mají tendenci po aplikaci pulsu se vychylovat (rozfázovat), čímž klesá intenzita výsledného magnetického pole, které vytváří. Je nutné si vždy uvědomit, že tyto procesy vznikají v rámci jednoho voxelu. Na ztrátě fázové koherence se podílejí i zevní vlivy (nehomogenita vnějšího magnetického pole, gradientních cívek...). Mírou ztráty signálu v důsledku interakce mezi dipóly a jejich tkáňovým prostředím je relaxační čas T2 (čas spin-spin). T2 relaxační čas je pokles transverzální magnetizace z maxima na 37% původní hodnoty. Různé tkáně mají různý T1 a T2 relaxační čas, přičemž T2 je zpravidla kratší a dosahuje 10-20% délky T1 relaxačního času. Velké molekuly, které se pohybují pomaleji, jako například roztoky makromolekul, podporují relaxaci a mají kratší T2 relaxační časy. Síla vnějšího magnetického pole má výrazněji menší vliv na T2 relaxační čas než na T1 relaxační čas.

1.6.3 Repetiční čas (TR)

Většina vyšetřovacích sekvencí je založena na opakované aplikaci radiofrekvenčních pulsů. Čas mezi dvěma excitačními radiofrekvenčními pulsy se nazývá repetiční čas TR. Protože longitudinální magnetizace narůstá pouze částečně mezi jednotlivými excitačními radiofrekvenčními pulsy, a to za podmínek steady state podle vztahu $(1 - e^{-TR/T1})$ z původní rovnovážné hodnoty, je zde do každé sekvence neoddělitelně zabudován mechanismus T1 vážení.

1.6.4 Čas echa (TE)

Z technických důvodů není možné zaznamenávat FID, ale podobný signál je nazývaný často echo. Čas echa (TE) je doba, která uplyne od středu 90° RF excitačního pulsu do středu echa. Amplituda transverzální magnetizace na vrcholu echa závisí na

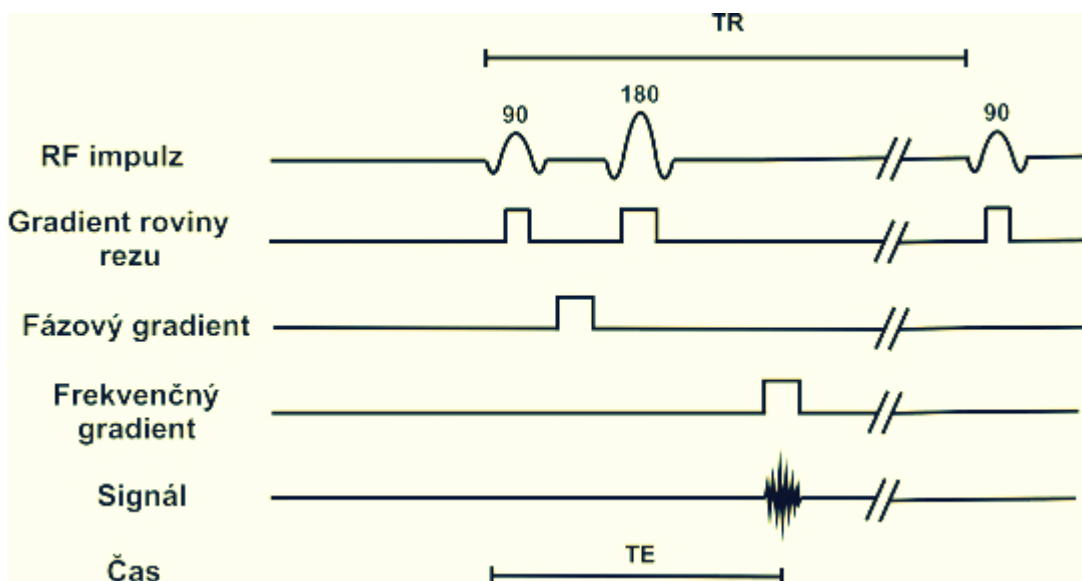
TE a T2 relaxačním čase tkáně. U spin-echové sekvence je tato amplituda přímo úměrná vztahu ($e^{-TE/T2}$). Prodloužením TE získáváme kontrast mezi tkáněmi, který závisí více na T2 relaxačním čase zobrazovaných tkání. [1,3,4,5,10]

1.7 Zobrazovací sekvence

Rozeznáváme dvě základní skupiny technik pro získání MR signálu (obecně nazývané sekvence): spin-echové a gradient-echové sekvence.

1.7.1 Spin-echo (SE) sekvence

SE sekvence se skládá z 90° excitačního pulsu následovaného po čase TE/2 180° refokuzacním pulsem, který způsobí vznik echa v čase TE. Defázace vzniklá konstantními nehomogenitami poleje kompenzována 180° pulsem, a proto jsou SE sekvence T2 vážené (bez 180° refokuzacního pulsu by byly T2 vážené, jako u GE sekvence). Tedy spin-echové sekvenci 180° refokuzacní puls aplikovaný v čase TE/2 po excitačním 90° pulsu způsobí zajištění výsledné fázové koherence v čase TE. Tento cyklus 90° excitačního pulsu následovaného 180° refokuzacním pulsem se v rámci jedné studie mnohokrát opakuje.

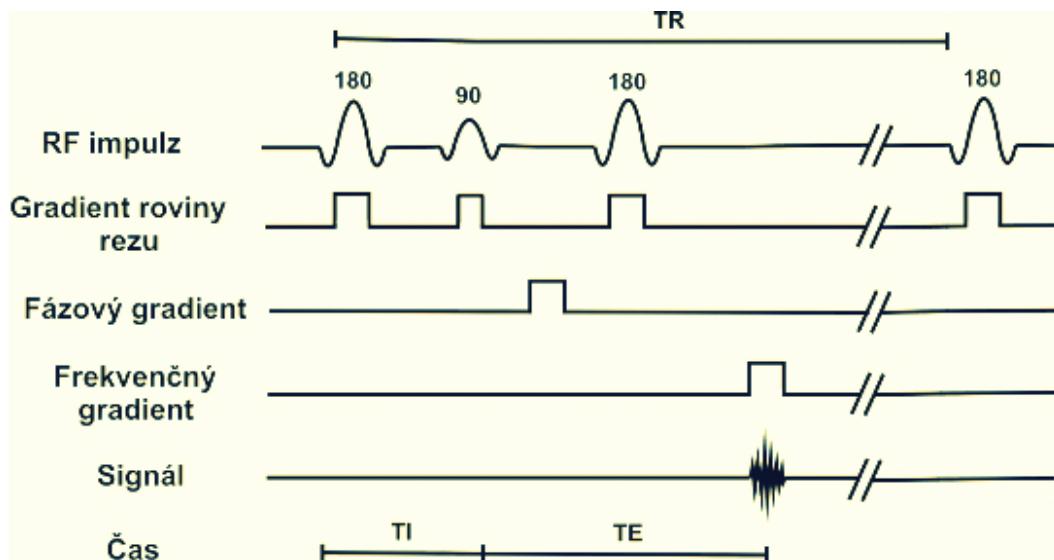


Obr. 1-7 Spin-echo frekvence [10]

1.7.2 Inversion - recovery technique (IRT)

IRT, přeloženo jako obrácená sekvence obnovy podélné magnetizace. Termín "obrácená" znamená, že se používá opačného pořadí pulsů než je tomu u spin-echo sekvence (nejprve 180° puls a poté 90° puls) a také že 180° pulsem se navodí "obrácená" orientace vektoru podélné tkáňové magnetizace. K získání měřitelného signálu je potřeba příčné magnetizace, proto po 180° pulsu (který otočí všechny

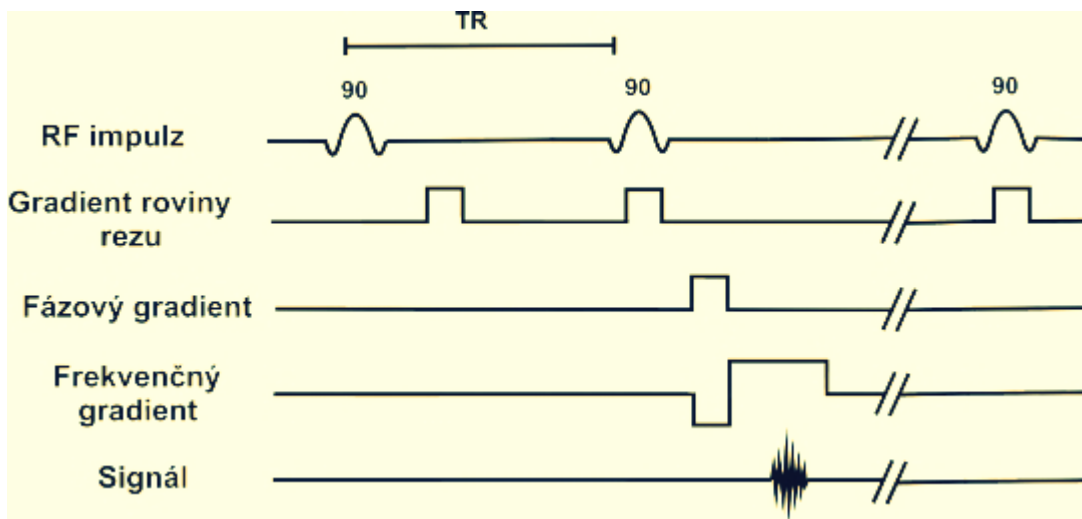
nadbytečné paralelní protony do antiparalelní polohy) použijeme 90° puls, po kterém získáme příčnou magnetizaci i měřitelný signál. Intenzita přijímaného signálu závisí na tom, jak rychle bude tkáň ztrácet svoji o 180° "obrácenou" magnetizaci a jak rychle se v ní obnoví její původní podélná magnetizace (děj závislý na T1 čase). Obrazy získané pomocí IRT jsou silně T1 vážené.



Obr. 1-8 Schéma IRT [10]

1.7.3 Saturation - recovery technique (SRT) a partial saturation technique (SPT)

K dalším MR sekvencím patří SRT a PST, což by se dalo přeložit jako sekvence úplné a částečné obnovy (nasycení) podélné magnetizace. U obou technik se používají jen 90° pulsy, které otáčejí vektor podélné magnetizace do roviny příčné, ve které lze jeho velikost měřit. U PST techniky je kratší TR interval (další 90° puls přichází ještě před tím, než tkáň nabude zpět svou podélnou magnetizaci, která je pouze částečně "nasycena", saturována). SRT má TR interval dostatečně dlouhý a podélná magnetizace se obnoví mezi jednotlivými pulsy.



Obr. 1-9 Schéma SRT [10]

Spolu s IRT patří SRT a SPT do kategorie dnes již opouštěných metod. Jedná se totiž o typy sekvencí, které jsou časově výrazně náročnější ve srovnání s moderními "rychlými" MR sekvencemi.

Právě časová nenáročnost přináší moderní MR diagnostice mnohé výhody:

- 1) zkrácení doby vyšetření umožňuje vyšetřit více pacientů za jednotku času a také více využít MR přístroje
- 2) zkrácení času potřebného k vytvoření jednoho MR řezu, což je výhodné jak pro pacienta, který nemusí např. dlouho zdržovat dech, tak pro kvalitu MR obrazu, který je díky rychlým sekvencím méně náchylný k pohybovým artefaktům (pohyb částí těla při vyšetření)
- 3) výhoda získávání kvalitních obrazů i rychle se pohybujících struktur a orgánů (srdce, plíce, atd.); je zde i možnost synchronizovaného snímání s EKG (tzv. cardiac gated MRI) a s dýchacími pohyby hrudníku (respiratory gated MRI).

1.7.4 Gradient-echo (GE) sekvence

U moderních a rychlých sekvencí jsou 90° a 180° pulsy nahrazeny odlišnými fyzikálními procedurami, které nejsou tolik časově náročné. Místo 90° pulsu se používají se pulsy v rozsahu 10° až 60° , které trvale zachovávají podélnou magnetizaci v tkáni. 180° puls je nahrazen přídatným magnetickým gradientem, který je přidán na krátkou dobu k základnímu magnetickému poli MR magnetu. Tím se zvýší magnetické nehomogenity v tkáňovém řezu, což vede ke ztrátě synchronního pohybu protonů a k rychlému úbytku příčné magnetizace. Poté se tento gradient se stejnou intenzitou aplikuje znovu, má ale opačnou orientaci a účinek. Výsledkem je opětá synchronizace

pohybu protonů s následným nárůstem příčné magnetizace až k jistému maximu, které se nazývá gradient echo, které registrujeme jako intenzivní signál. Tyto procedury tvoří základ pro moderní zobrazovací sekvence, které nesou označení gradient - echo. Mezi nejužívanější patří "Fast Field Echo" (FFE), "Fast Low Angle Shot" (FLASH), "Gradient Recalled Acquisition at Steady State" (GRASS) a "Fats Imaging with Steady-state Precession" (FISP). [3,5,10,15]

2. Rekonstrukce obrazů magnetické rezonance

Téměř každý obraz magnetické rezonance vzniká použitím algoritmu Fourierovi transformace pro identifikaci lokalizace MR signálu z různých oblastí vyšetřované části těla. Tento algoritmus může vytvářet 2D a 3D MR obrazy různých velikostí a prostorových rozlišení. Obrazy jsou vypočítávány z digitalizovaných MR signálů přijatých ech. Obrázek MR je 2D rovina rozdělená mřížkou na základní obrazové elementy nazývané pixely. Pixely jsou také někdy nazývané voxely, což zohledňuje skutečnost, že MR obraz reprezentuje spíše řez určité tloušťky než pouze rovinu. Nejtypičtější MR obrazy se skládají z 256 řad a 256 sloupců pixelů (voxelů), kde je každý reprezentován celým číslem, jež odpovídá intenzitě MR signálu, který pochází z odpovídající oblasti obrazu. Každý pixel je reprezentován 2 byty, což umožňuje celkem 65536 možných hodnot. [5,15]



Obr. 2-1MR obraz (mozek) [13]

2.1 Prostorové kódování v K prostoru

Každý obraz může být rozložen do mnoha průběhů křivek trigonometrických funkcí sinus a cosinus o různých frekvencích a orientacích. Dvourozměrná řada čísel

nazývaná K prostor obsahuje váhový faktor pro každou z těchto křivek. Souřadnice K prostoru se nazývají prostorové frekvence a jejich jednotky se uvádějí v cyklech na jednotku délky [Hz/m]. Každá prostorová frekvence reprezentuje křivku sinus nebo cosinus z celého obrazu. Prostorové frekvence k_x a k_y odpovídají 2D obrazu se souřadnicemi x a y. Lze říci, že K prostor podává informaci o intenzitě různých hran v obrazu. K prostor je převeden na normální MR obraz pomocí inverzní Fourierovy transformace. V zobrazování magnetickou rezonancí naměřené MR signály jsou přímo vzorky K prostoru. Centrální oblast K prostoru s nízkými hodnotami prostorové frekvence je zodpovědná za kontrast a celkový tvar MR obrazu, periferní část s vysokými hodnotami prostorové frekvence K prostoru kóduje jemné detaily. [3,5,6,9]

2.2 Vznik MR obrazu

Důležitým pojmem při MR vyšetření je pojem "prostorové rozlišení", neboli prostorová informace o struktuře vyšetřovaných tkání. V homogenním magnetickém poli, které vytváří magnet, přecedíme totiž všechny protony stejnou Larmorovou frekvencí. Z tohoto stavu nejsme schopni získat potřebnou prostorovou informaci o struktuře tkáně. Získání této informace a vznik výsledného MR obrazu se děje pomocí algoritmu Fourierovy transformace, která kóduje prostorovou lokalizaci MR signálu třemi různými gradientní impulsy. Pomocí tohoto algoritmu jsme schopni získat 2D a 3D MR obrazy různé velikosti a prostorového rozlišení. Pro uplatnění Fourierovy transformace je nutné použít další magnetické - gradientní. K vytvoření přídavného gradientního magnetického pole je nutné použít další typ cívek, které se nazývají gradientní. Gradientní cívky umožňují změnu magnetického pole pomocí krátkodobých impulsů v předem určených na sebe kolmých směrech podél os x, y, z, s přesným načasováním a s časovým omezením na dobu trvání elektromagnetického impulsu. [5,10]

2.2.1 Selektivní excitace

Prvním impulsem, kterým získáme prostorovou informaci ve směru z (podél těla) je tzv. "Selektivní excitace". Impulsem vytvoříme nové magnetické pole, jehož intenzita roste v podélné ose těla pacienta a vytváří magnetický gradient, nebo rovinu řezu určující gradient (Slice Selecting Gradient). Jednotlivé části těla jsou tedy vystaveny magnetickému poli s rozdílnou intenzitou, jejíž odpovídá určitá rezonanční frekvence. Například v úrovni krku je intenzita gradientního magnetického pole vyšší

než intenzita v oblasti hrudníku, a proto k excitaci protonů v oblasti hrudníku potřebujeme impulzy s nižší frekvencí než v oblasti krku. Tím, že použijeme impuls s určitou frekvencí, dodáme energii protonům vrstvy, kterou chceme zobrazit. Protony v okolních tkáních zůstanou neexcitované, protože disponují jinou frekvencí. Kromě roviny řezu jsme schopni určit i tloušťku řezu pomocí magnetického gradientu a jeho strmosti. Abychom dosáhli, co nejtenčího řez použijeme úzké pulsní pásmo (tj. pásmo sousedních frekvencí, např.. 23,516 až 23,518 MHz) a co nejstrmější magnetický gradient. [5,10]

2.2.2 Fázové kódování

Druhý gradientní impuls, který použijeme pro získání obrazové informace o struktuře tkáně, se nazývá "Fázi Určující Gradient", neboli Impuls Fázového Kódování (Phase Encoding Gradient). Jeho význam je trochu odlišný od prvního roviny určujícího gradientu, kdy fázi určující gradient dočasně zvýší rychlost precese protonů vrstev, postupně ve směru fázového kódování. Po odeznění RF impulsu se aplikuje fázi určující gradient jen na velmi krátkou dobu těsně před aplikací frekvenci určujícího gradientu ve směru osy y (zepředu do zadu). Po odeznění fázi určujícího gradientu se Larmorova frekvence rotujících protonů znovu sjednotí vlivem stejné intenzity primárního magnetického pole. Podstatná je však změna ve fázi závislé na poloze ve směru fázového kódování (tzv. rozfázování rotujících protonů v jednotlivých vrstvách). Jednoduše řečeno rotující protony vrstev, které jsou umístěny blíže k počátečnímu bodu směru fázového kódování, zvýší rychlost své precese a po odeznění fázi určujícího gradientu mají mírný náskok ve fázi před protony ve vzdálenějších vrstvách. Pomocí fázového kódování získáváme postupné plnění řádků K prostoru a tím prostorovou informaci o rozložení jednotlivých protonů v dané vrstvě ve směru fázového kódování (AP - anterior posterior). [5,10,15]

2.2.3 Frekvenční kódování

Posledním, třetím gradientním impulsem, který aplikujeme hned po aplikaci fázi určujícího gradientu, je impuls s názvem "Frekvenci Určující Gradient", neboli Impuls frekvenčního Kódování (Frequency Encoding Gradient). Frekvenci určující gradient je podobný prvnímu roviny definující gradientu a skládá se ze dvou impulsů. První impuls, který aplikujeme těsně po fázi určujícím gradientu, způsobí defázaci a druhý impuls kompenzuje refázaci. Důležitým faktem je to, že v době druhého impulsu frekvenčního

kódování dochází k naměření echa. Impulzy frekvenčního kódování se aplikují ve směru osy x kolmo na dlouhou osu těla ve směru zprava doleva, případně zleva doprava. Po aplikaci získáme rozdílnou Larmorovu frekvenci rotujících protonů v předem vybuzené vrstvě ve směru frekvenčního kódování. Před aplikací impulsu frekvenčního kódování byla totiž Larmorova frekvence protonů v daném řezu stejná. Zjednodušeně, při aplikaci frekvenci určujícího gradientu ve směru zprava doleva mají rotující protony umístěné na pravé straně řezu větší Larmorovu frekvenci a tím emitují signály s vyšší frekvencí než protony umístěny v levé části řezu. Tím získáme prostorovou informaci o rozložení jednotlivých protonů v dané vrstvě ve směru frekvenčního kódování (RL - right left, LR left right), tedy plnění sloupců K prostoru.

Celý princip získávání výsledného MR obrazu byl pro jednoduchost vysvětlen v 2D zobrazování. Při 3D zobrazování se získávají zdrojová data nejen z jednotlivých řezů, ale z celého vyšetřovaného objemu tkáně. Ze zdrojových dat je možné následným postprocessingem získat obrazy ve všech rovinách. Avšak obrazy zpracované v dalších rovinách mají značně sníženou rozlišovací schopnost oproti obrazům získaným v primární rovině. Velkou nevýhodou 3D zobrazování je, že zdrojová data jsou sbírána po celou dobu měření. Pokud dojde i jemnému pohybu pacienta během samotného měření 3D sekvence, všechny výsledné obrazy budou znehodnoceny pohybovými artefakty (rozmazané, rozhybané).

S použitím všech tří gradientních impulzů (rovinu řezu určující, fázi určující a frekvenci určující gradient) jsme schopni získat v MR zobrazování výsledný 2D nebo 3D MR obraz. V dnešní době obsahují MR systémy kvalitní a silně gradientní cívky, čímž nám poskytují dostatečné silné magnetického pole potřebné k získání rychlých MR obrazů s maximálním rozlišením. [3,5,10,12]

2.3 Artefakty v MR obrazech

Artefakt lze definovat jako signálovou intenzitu v MR obraze, která neodpovídá skutečné prostorové distribuci tkání a způsobuje zhoršení kvality a snížení výpovědní hodnoty získaných obrazů. Příčiny vzniku artefaktů jsou různé, nejčastěji to jsou fyzikální vlastnosti, ať už magnetického pole nebo tkání lidského organismu. Vznik některých artefaktů je možné ovládat, respektive je možné z části, nebo zcela zabránit jejich vzniku. Na základě těchto skutečností se dají artefakty rozdělit do dvou skupin. Do první skupiny patří artefakty, které lze ovlivnit (např. aliasing), do druhé skupiny

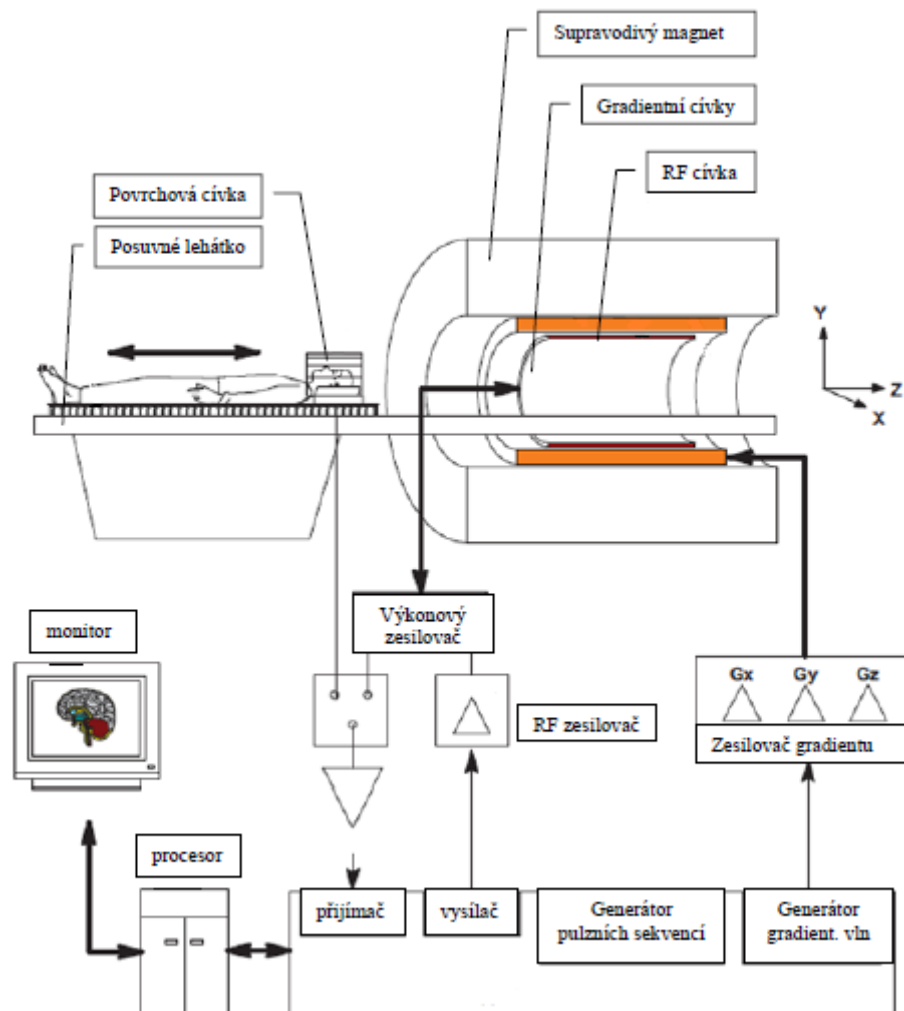
patří artefakty, které nelze nijak ovlivnit a bývají součástí výsledných MR obrazů (např. chemický posun, susceptibilní artefakt, pohybový artefakt). [5,11]



Obr. 2-2Artefakt na MR obrazu (pohybový) [10]

3. Konstrukce MR

Magnetická rezonance je složité zařízení, které produkuje silné magnetické pole (přibližně 20000 krát větší, než je magnetické pole Země). Proto musí být celé zařízení umístěno v tzv. Faradayově kleci, která je zabudována ve stěnách místnosti a dokonale ji izoluje od okolních radiofrekvenčních signálů, které by mohly ovlivnit kvalitu MR vyšetření. Přístroj MR musí být umístěn na stabilním podloží, protože jeho hmotnost dosahuje i desítek tun (záleží na typu a konstrukci přístroje). Samotný přístroj je složen z hlavního magnetu, velkého množství elektrických a elektronických komponentů a skupiny radiofrekvenčních cívek. [3,4,10]



Obr. 3-1 Schéma konstrukce celého MR zařízení [21]

3.1 Typy magnetů

3.1.1 Permanentní magnet

Permanentní magnety jsou těžké (až desítky tun) a nedosahují větších intenzit magnetického pole než 0,3 Tesla. Nižší intenzita magnetického pole neumožňuje dosáhnout takové rozlišovací schopnosti, jako přístroje vybavené silnými supravodivými magnety, na druhou stranu poskytují přístroje s permanentními magnety lepší tkáňový kontrast. Pro provoz nepotřebují dodávku elektrické energie a jejich provoz není nákladný. Rovněž pořizovací cena těchto typů přístrojů je nižší.

3.1.2 Rezistentní magnet

Rezistentní (odporové) magnety generují magnetické pole tím, že jejich vodiči protéká elektrický proud o vysoké intenzitě, který v okolí indukuje magnetické pole. Tyto elektromagnety je nutno při provozu intenzivně chladit, protože průchodem proudu se silně zahřívají (nikoli k dosažení supravodivého stavu). Nálady na chlazení jsou sice nižší než u supravodivých magnetů, ale vlastní provoz spotřebuje značné množství energie. Ve srovnání s permanentními magnety dosahují elektromagnety o něco vyšších intenzit magnetického pole a tvoří jakýsi mezistupeň mezi magnety permanentními a supravodivými.

3.1.3 Supravodivý magnet

Supravodivé magnety potřebují složitá chladicí zařízení udržující teplotu chladicího média (hélium v kapalném stavu) na hodnotách blízkých absolutní nule (cca -269° C). Tato teplota je nutná k udržení magnetu v supravodivém stavu. Z toho vyplývají vysoké provozní náklady těchto zařízení, které jsou však vyváženy vysokou rozlišovací schopností podmíněnou intenzitou magnetického pole v rozmezí 0,5 až 1,5 Tesla. Intenzity 1,5 Tesla a vyšší umožňují použít taková zařízení i pro MR spektroskopii. [3,5,10]

3.2 Cívky

Pro provoz MR zařízení je rovněž nezbytná soustava radiofrekvenčních cívek s různými funkcemi.

3.2.1 Volumové cívky

Volumové cívky jsou pevnou součástí MR vyšetřovací jednotky a ze všech stran obkružující tělo pacienta. Slouží k vysílání elektromagnetických pulsů excitujících

protony z paralelního do antiparalelního stavu postavení a mohou rovněž sloužit jako přijímací zařízení pro signály vycházející z vyšetřovaných tkání o velkém objemu (tzv. celotělová cívka).

3.2.2 Gradientové cívky

Gradientové cívky vytvářejí přídatná magnetická pole - gradienty, umožňují získat prostorovou informaci o rozložení a vlastnostech protonů ve vyšetřovaných tkáních. Během vlastního vyšetření se vlivem vznikajících elektromagnetických sil prudce pohybují vůči svým ukotvením a jsou proto zdrojem hluku, který MR vyšetření provází.

3.2.3 Vyrovnávací cívky

Další skupinu cívek tvoří tzv. vyrovnávací cívky, jejichž úkolem je vyrovnávat nehomogenity v magnetickém poli MR magnetu. Dokonalá homogenita použitého magnetického je totiž předpokladem kvalitního zobrazení vyšetřovaných struktur.

Všechny tři výše uvedené typy cívek jsou integrální součástí MR zařízení a jsou uloženy za stěnou tunelu, do kterého je pacient během vyšetření uložen. Je možné je spatřit pouze při demontáži zařízení.

3.2.4 Povrchové cívky

Poslední skupinu cívek tvoří tzv. povrchové cívky. S nimi obsluha manipuluje prakticky při každém vyšetření. Povrchové cívky jsou přikládány přímo k vyšetřovaným částem těla, podle kterých jsou speciálně tvarovány (např. tvar helmy pro mozková vyšetření). Slouží jako přijímací anténa pro signály vycházející z vyšetřovaných tkání. Signál je přijímán z bezprostřední blízkosti, což zlepšuje poměr signál/šum, a tím i kvalitu zobrazení. Většina povrchových cívek je pojmenována podle jimi vyšetřované části těla: hlavová, krční páteřní, páteřní, pro ortopedická vyšetření (ramenní, kolenní, zápěstní, flexibilní apod.). [3,5,8,10]

4. Vyšetření MR

4.1 MR mozku

Magnetická rezonance je mladou velmi rychle se vyvíjející zobrazovací metodou, která se plně osvědčila a zaujala své místo v neuroradiologické diagnostice. Dalo by se říci, že magnetická rezonance je nejcitlivější metodou v zobrazování mozkových struktur. Dodnes se neprokázaly škodlivé účinky působení velkého magnetického pole generovaného MR systémem na lidský organismus, což je obrovskou výhodou oproti ostatním diagnostickým metodám využívajícím ionizující záření. Právě proto je toto vyšetření v posledních letech upřednostňováno hlavně u mladých pacientů. Pro kvalitní zobrazení mozku magnetickou rezonancí jsou nutné povrchové hlavové cívky, které splňují stejný účel u všech výrobců, liší se akorát designem a drobnými rozdíly v technologii. Základními hlavovými cívkami jsou tzv. kvadrurní (CP - Circular Polarized) hlavové cívky, které jsou v dnešní době nahrazovány modernějšími a technologicky vyspělejšími tzv. "Phased-array" cívkami. První cívky tvoří jeden celek, který obklopuje hlavu pacienta, avšak "phased-array" cívky obsahují na sobě nezávislé elementy v integrovaném obvodu, které jsou opět uloženy kolem hlavy pacienta (např. 8 kanálová cívka, 16 kanálová cívka). Jedním z úkolů více segmentových "phased-array" cívek je vyhlazování magnetického pole ve vyšetřované oblasti, protože SNR (signal to noise ratio) je rozdílně velký na periferních a centrálních částech mozku. Největší výhodou "phased-array" cívek je možnost použití technik paralelní akvizice dat (PAT), která urychluje MR zobrazování. Při MR vyšetření mozku je možné použít i povrchové cívky. Lepší využití však najdou při MR vyšetřeních, kde je třeba větší rozlišení v menší oblasti (vyšetření orbit, temporomandibulárního kloubů apod.). Při MR vyšetření mozku je pacient uložen na zádech s hlavou umístěnou v jedné z hlavových cívek. Velký důraz se klade na dostatečné pohodlí pacienta (vypodložit nohy apod.), aby jeho poloha byla pohodlná a vydržel ležet během vyšetření v naprostém klidu. [5,11,13]

4.2 MR páteře

Při MR vyšetření páteře je pacient uložen na zádech hlavou směrem do gantry. Je možné pacienta uložit i ve směru nohama do gantry při vyšetření lumbální páteře. Toto opačné uložení je závislé na možnostech MR systému. Stejně jako u MR

vyšetření jiných částí těla jsou k dispozici dva typy povrchových cívek, které se označují jako spinální cívky. Prvním typem jsou tzv. "Linearly Polarized" (LP) a "Circular Polarized" (CP) cívky a druhým typem jsou modernější "phased-array" cívky. První, starší typ cívek je v dnešní době plně nahrazen "phased-array" cívkami, které nám umožňují urychlit vyšetření, získat sjednocené magnetické pole ve vyšetřované oblasti, použít techniku paralelní akvizice dat atd. "Phased-array" cívky jsou složeny z více segmentů, které lze podle potřeby vypínat a zapínat (např. při vyšetření lumbální páteře s pomocí 5 segmentové cívky systému Philips je dostačující zapnout segmenty 345), čímž získáme nižší SNR (signal to noise ratio) a tím i kvalitnější obraz. Další výhodou těchto cívek oproti starším typům je možnost použít větší FOV cca 45-50cm, kdežto při LP a CP cívkách byla velikost FOV od 25cm do 40cm v závislosti na typu cívky a výrobce. Použitím více segmentových "phased-array" cívek je tedy možné získat informaci o velkém úseku páteře. U malých dětí je možné vyšetřit celou páteř pomocí jednoho 50 centimetrového "stacku". Třeba mít však na paměti, že čím větší FOV tím nám klesá rozlišení výsledného obrazu. Větší úsek páteře, případně celou je možno zobrazit s využitím většího počtu "stack" v sekvenci, které se po vyšetření softwarově sfúzují dohromady. Pomocí spinální cívky je možné vyšetřit cervikální, hrudní a lumbální páteř. Při vyšetření krční páteře je výhodnější použít jiný typ více segmentových cívek pro zobrazování hlavy a cervikální páteře. Většinou jde o cívky, které nám slouží při vyšetření mozku, nebo povrchové cívky které se přikládají přímo na oblast krku.

Před vyšetřením je nutné dostatečně poučit pacienta o průběhu vyšetření, aby vydržel v naprostém klidu. U neklidných pacientů jsou výsledné obrazy často znehodnoceny pohybovými artefakty, hlavně u vyšetření cervikální páteře pohybovými artefakty z polykání. Pro zlepšení komfortu se mohou pacientovi podložit nohy pod kolena. Při vyšetření lumbální páteře se však nohy nechávají volně položené, podložka pod kolena snižuje lumbální lordózu a mohlo by dojít při hodnocení k podcenění herniace disku. [5,11,12]

4.3 MR kloubů

Klouby jsou vyšetřovány velmi často pomocí magnetické rezonance. Obsazují třetí příčku v žebříčku nejfrekventovanějších MR vyšetření po MR vyšetření mozku a páteře. Magnetická rezonance se velmi osvědčila v diagnostice muskuloskeletálního systému a vytváří nezbytnou součást dnešní medicíny. Lidský organismus je složen z

velkého množství různých kloubních spojení a nejčastěji jsou vyšetřovány ramenní klouby, SI skloubení, kyčle, kolenní klouby, zápěstí a hlezenní klouby. Protokoly k vyšetřením si jsou dost podobné, proto je možné použít například sekvence z protokolu MR zápěstí při vyšetření kotníku apod.

Pro kvalitní zobrazení kloubů je stejně jako u jiných nutné použít povrchové cívký, ať už CP (Circular Polarized) cívký, nebo "phased array" cívký. Výrobci MR systémů vyvinuli speciální cívký k zobrazování konkrétních kloubů. Cívký jsou ergonomicky navrženy, aby co možná nejtěsněji obepínaly daný kloub a tím poskytovaly detailní informaci z tkání. Tyto cívký jsou však drahé a tím pádem málo dostupné. Téměř při každém MR vyšetření je možnost jisté improvizace a použít jiné typy cívek, které nejsou přímo určeny pro dané vyšetření (např. speciální cívku na vyšetření kolena je možné nahradit povrchovými tzv. "Flex" cívkami apod.). Platí zde pravidlo, čím menší cívka tím detailnější rozlišení v menším objemu. Dnes již existují tzv. "mikro" cívký určené na vyšetření drobných kloubů ruky a prstů, nejsou však běžně dostupné na MR pracovištích z důvodu malé výtěžnosti a vysoké ceně. Poloha pacienta je obvykle na zádech, nohama nebo hlavou ve směru do gantry podle potřeby. Některá vyšetření mohou vyžadovat polohu na břiše, jako například MR vyšetření zápěstí u pacientů s nadváhou. Poloha na břiše není výhodná, protože je nepohodlná pro pacienta a pacient má větší tendenci se hýbat. Před MR vyšetřením kloubů je třeba pacienta důkladně poučit, aby se absolutně nehýbal během vyšetření, protože jsou při vyšetřeních velmi často používané 3D sekvence. Jelikož je náběr dat při 3D sekvencích rovnoměrně rozložen během trvání celé sekvence, může snadno dojít k pohybovým artefaktům. Pokud se tedy pacient jen trochu pohne v průběhu sekvence, rozhýbaný (neostřý) nebude jen jeden obrázek ale všechny (nevýhoda 3D sekvencí). Proto je třeba dbát na co největší komfort během vyšetření. [10,12]

4.4 MR angiografie

Magnetická rezonanční angiografie (MRA) je neinvazivní radiační zobrazovací metoda využívající jev magnetické rezonance k zobrazení cévního řečiště. Při MR angiografii pacient není vystaven ionizujícímu záření a zobrazení cév se děje buď nativní, nebo s nitrožilním podáním paramagnetických kontrastních látek. Tyto paramagnetické látký mají nižší riziko nefrotoxicity a alergické reakce ve srovnání s jódovými kontrastními látkami používanými při CT. V dnešní době rozpoznáme tři základní techniky MR angiografií. První typ s názvem "Time of Flight" MRA (TOF

MRA) využívá fenomén toku krve s maximální longitudinální magnetizací. Druhý typ využívá skutečnost, že chování ve fázi makroskopické magnetizace může být citlivé na pohyb, a označuje se jako "Phased Contrast" MRA (PC MRA). Tyto dvě techniky na rozdíl od poslední nevyužívají intravenózní aplikaci paramagnetické kontrastní látky. Poslední typ MR angiografie využívá pro zobrazení cévního řečiště právě intravenózní aplikaci paramagnetické kontrastní látky. Označuje se jako kontrastní MRA, nebo "Contrast Enhanced" MRA (CE MRA). Při MR angiografických vyšetřeních se obvykle využívají 3D rychlé gradientní T1 sekvence, případně 2D sekvence u některých nativních MR angiografií. Následný postprocessing zdrojových dat umožňuje zobrazení cév v libovolných rovinách zobrazujících tzv. vaskulární strom. Tyto projekce se nazývají "Maximum Intensity Projection" (MIP). V poslední době došlo ke zvýšení kvality 3D nativních i postkontrastních MR angiografií a to hlavně v oblasti hrudníku a břicha, kde je vyšetření často zatěžováno pohybovými artefakty. Úspěch této vyšetřovací techniky způsobil její rychlé začlenění do klinické praxe téměř na celém světě. [5,10,12]

4.5 MR srdce

Magnetická rezonance se stala důležitým aspektem klinické kardiologie, kde poskytuje široké spektrum informací nejen o srdci, ale i o jeho okolních strukturách. Umožňuje hodnotit morfologické změny jednotlivých srdečních oddílů, chlopní, perikardu, velkých cév, změny v signálu srdečního svalu, celkové i lokální funkční odchylky, odchylky metabolismu a hemodynamické změny. Magnetická rezonance nám dále umožňuje určit viability myokardu, případně určit úspěch cévní léčby při ischemické chorobě srdeční. Pomocí techniky fázového kontrastu máme možnost získat neinvazivní cestou kvantitativní analýzu množství a rychlosti proudící krve (viz MR angiografie). Při MR vyšetření srdce je nutné eliminovat vznik pohybových artefaktů, ať už artefakty ze srdeční činnosti, nebo dýchací artefakty. Pro eliminaci používáme synchronizaci měření dat s EKG křivkou (EKG triggering) a s dechovou křivkou (respiratory compensation). MR diagnostika srdce umožňuje hodnocení morfologie i funkčnosti srdečních tkání a toku krve v srdečních dutinách. K hodnocení morfologie se využívají především sekvence zobrazující několik vrstev vyšetřované oblasti v jedné fázi srdečního cyklu (single phase multi slice). Naopak zobrazení jedné vrstvy vyšetřované oblasti v několika fázích srdečního cyklu (multi phase) s následnou prezentací v "cine mode" (smyčka) se používá při hodnocení

funkčnosti. Obě techniky je možné kombinovat a dostaneme tak větší počet vrstev v několika fázích srdečního cyklu (multi slice - multi phase).[10,12]

4.6 MR břicha

MR vyšetření břišních orgánů patří k vyšetřením, kde je nutná spolupráce pacienta. Výsledné obrazy bývají často zatíženy pohybovými artefakty z dýchání. Podstatné jsou indikace k vyšetření. Každé MR vyšetření v oblasti břicha se zaměřuje bezprostředně jen na určitou oblast, popřípadě orgán. Tento fakt je hlavním rozdílem mezi CT a MR vyšetřením břicha, při CT vyšetření se zobrazuje celý obsah dutiny břišní. Magnetická rezonance se svou výbornou schopností získávat informaci o struktuře tkání má velký přínos k diferencování patologických ložisek. Z tohoto důvodu bývá MR vyšetření břišních orgánů obvykle metodou druhé volby, hned po CT. Magnetická rezonance je často používána k hodnocení difúzních onemocnění jater a k určení charakteru lokálních ložisek. U vyšetření slinivky a sleziny je v mnoha případech magnetická rezonance přínosnější než CT a sonografie. Magnetická rezonance se dále využívá při vyšetření ledvin a nadledvin k určení stupně nádorového onemocnění k identifikaci patologické tkáně v oblasti ledvin. Vyšetření je indikováno zejména u pacientů, kteří jsou kontraindikováni k aplikaci jodové kontrastní látky při CT a RTG vyšetření. K dalším MR vyšetřením břišních orgánů patří vyšetření tenké střeva (MR enterografie) u pacientů s Crohnovým onemocněním. Při MR vyšetření se využívají speciální cívky pro zobrazování břicha, které se přikládají přímo na tělo nebo do bezprostřední blízkosti k oblasti zájmu. Poloha pacienta je obvykle na zádech s hlavou směrem do gantry. Téměř u všech MR vyšetření orgánů dutiny břišní se využívá i. v. aplikace paramagnetické kontrastní látky. Pro eliminování pohybových artefaktů je možné využít dvě různé techniky. První technikou je tzv. "Breath hold" (technika zadržného dechu), kdy je nutné dostatečně poučit pacienta, aby zadržoval dech podle pokynů. Druhou technikou je tzv. "Respiratory triggering" (respiratory compensation). Jde o techniku, kdy si MR systém dokáže zvolit správný čas měření, většinou když je pacient ve výdechu. Druhá možnost však vyžaduje, aby pacient dýchal pravidelně během celé akvizice dat. [3,10,12]

4.7 Indikace a kontraindikace

MR se používá nejčastěji v neuroradiologii - při zobrazování onemocnění mozku, míchy a páteře (např. roztroušená skleróza). Další skupinu indikací tvoří

poruchy muskuloskeletálního systému, protože lze zobrazit všechny jeho součásti - kosti (především dřev), vazy, svaly, šlachy, chrupavky, tekutinu i další struktury, např. menisky. Stále častěji jsou vyšetřovány orgány dalších oblastí - pánve, břicha, hrudníku, krku. Spektrum onemocnění vyšetřovaných pomocí MR je do velké míry podobné indikacím k CT. Jde zejména o průkaz nebo vyloučení přítomnosti ložiskových lézí a stážování tumorů.

Kontraindikace pro vyšetření MR jsou absolutní a relativní. Mezi absolutní kontraindikace patří přítomnost implantovaných elektrických či elektromagnetických přístrojů (kardiostimulátor, kochleární aparát...), které nebyly experimentálně testovány v prostředí magnetu. V případě kovových implantátů pak konkrétně závisí a složení a na magnetických vlastnostech materiálu. V zásadě hrozí nebezpečí pohybu a ohřevu cizího tělesa. Tyto implantáty způsobují rozsáhlé artefakty, které znemožňují zobrazení anatomických struktur v jejich blízkosti. Velká obezřetnost by měla být věnována cévním svorkám, stentům, srdečním chlopním, intravaskulárním spirálám atd.

Těhotenství není absolutní kontraindikací k vyšetření MR, převažuje názor, že vyšetření plodu neškodí, ale neexistuje pro to žádná studie. Každopádně se nedoporučuje provádět vyšetření v prvním trimestru. [1,5,6,10,]

4.8 Kontrastní látky pro magnetickou rezonanci

Tak jako v jiných diagnostických metodách se i při zobrazování pomocí MR používají kontrastní látky. Tyto látky musí mít určité vlastnosti, aby měli přínos pro vyšetření a přinesly požadovaný výsledek. Při zobrazování pomocí MR se používají kontrastní látky, které na rozdíl od jiných radiologických metod nejsou zobrazovány přímo, ale mění vlastnosti tkání, do nichž proniknou a zkracují jejich relaxační časy. Nejčastěji se používají cheláty obsahující gadolinium (preparáty Magnevist nebo Omniscan). Gadolinium (prvek ze skupiny lanthanoidů) mění magnetické poměry ve svém okolí, což vede ke zkrácení relaxačního času T1. Proto se tkáně, do nichž tyto látky proniknou, stávají v T1-vážených sekvencích hypersignální. Na T2-vážené sekvence nemá jejich aplikace téměř žádný vliv. Farmakokinetika gadoliniových preparátů je podobná jako jodových vodných nefrotropních KL.

Velmi rychle pokračuje vývoj nových, tkáňově specifických KL pro MR. Preparáty obsahující oxidy železa se již začínají uplatňovat v diagnostice jater, sleziny, lymfatických uzlin nebo kostní dřevě. [1,5,10]

Vlastnosti kontrastních látek

Jedná se hlavně o látky s paramagnetickými a superparamagnetickými vlastnostmi, které zkracují T1 a T2 relaxační časy.

4.8.1 Paramagnetismus

Paramagnetismus vzniká v atomech, které mají nespárované elektrony. Jsou-li tyto atomy vystaveny vnějšímu magnetickému poli, vykazují výraznou magnetizaci způsobenou převažující paralelní orientací paramagnetických dipólových momentů s vnějším magnetickým polem. U těchto látek nepřetrvává žádná reziduální magnetizace v nepřítomnosti vnějšího magnetického pole, ale v jeho přítomnosti je výrazně zesilují. Mezi nejvýznamnější látky patří ionty kovů (Mn^{2+} , Fe^{3+}) a lanthanidy jako gadolinium (Gd) a dysprosium (Dy).

4.8.2 Superparamagnetismus

Zmenšujeme-li velikost feromagnetického krystalu na velikost jedné domény, bude mít pak tato částice odpovídající krystalu dipólový moment, který by odpovídal jedné doméně. Jestliže skupina takovýchto "doménových" částic může volně rotovat ve vnějším magnetickém poli v čase, který je kratší než čas, po který provádíme pozorování, chovají se magnetické dipóly jako v paramagnetické látce. Vzhledem k tomu, že částice odpovídající doménám se skládají z mnoha atomů, vytvářejí i větší zesílení vnějšího magnetického pole ve srovnání s paramagnetickými látkami. Takovéto látky se nazývají superparamagnetické a vykazují magnetizační křivku s rychlým nelineárním nárůstem magnetizace. U superparamagnetických látek stejně jako u paramagnetických látek nepřetrvává magnetizace po odstranění vnějšího magnetického pole.

4.8.3 Diamagnetismus

Spárované elektrony atomových a molekulových orbitalů, se kterými se setkáváme u prvků uhlíku, kyslíku a vodíku, tvoří většinu biologických tkání. Tyto spárované elektrony nemají magnetický moment. Pokud však umístíme takovou proudovou smyčku do vnějšího magnetického pole, dojde podle Lenzova indukčního zákona k indukci magnetického pole, které bude působit proti vnějšímu magnetickému poli, které tuto změnu vyvolalo. Více než 99% lidského organismu tvoří diamagnetické látky. [1,3,5,10]

4.8.4 Rozdělení kontrastních látek

Kontrastní látky pro MR lze rozdělit podle mnoha kritérií. Podle způsobu aplikace na intravenózní, kam patří většina orgánově specifických i nespecifických kontrastních látek, na perorální pro zobrazení gastrointestinálního traktu, kam patří voda a ředěné paramagnetické a superparamagnetické kontrastní látky, na intraartikulární, kam patří ředěné orgánově nespecifické kontrastní látky, na intersticiální pro MR lymfografii a intrathekální. Poslední dvě skupiny jsou ve fázi klinického testování. Další klasifikace rozděluje kontrastní látky podle místa jejich distribuce na extracelulární orgánově nespecifické a na intracelulární orgánově specifické. [3,5,6]

4.8.5 Mechanismus působení kontrastních látek

Paramagnetické a superparamagnetické kontrastní látky zkracují T1 a T2 relaxační časy, a zvyšují tedy rychlost relaxace definovanou jako $1/T1$ a $1/T2$. Schopnost kontrastní látky zkrátit relaxační časy závisí jednak na její koncentraci v daném prostředí, jednak na vlastním relaxačním čase tkáně. Schopnost kontrastní látky zvýšit rychlost relaxace se nazývá relaxivita. [3,5,10]

5. Světoví výrobci magnetických rezonancí

Výrobě a výzkumu v oblasti magnetické rezonance se věnuje mnoho společností. Je to však velmi nákladné a časově náročné. Vývoj magnetické rezonance se za posledních 20 let posunul hodně dopředu a v současnosti figuruje na scéně několik velkých společností. Mezi největší společnosti v tomto odvětví patří firmy jako Siemens, General Electric, Toshiba, Phillips a Hitachi, na které bude zaměřena pozornost ve výzkumné části této práce. Finanční náročnost je hlavním kritériem výroby a společnosti, které se tomu věnují, pocházejí z ekonomicky vyspělých zemí Evropy, Asie a Severní Ameriky. Dalšími výrobci jsou například společnosti Bruker, Esaote, Fonar Corporation, Varian.

5.1 Siemens



Obr. 5-1 Logo Společnosti Siemens [16]

Společnost Siemens byla založena v Berlíně roku 1847 Wernerem von Siemens a Johannem Georgem Halskem a soustředila se na výrobu telegrafů. Postupem času se firma rozrůstala díky své kvalitě a spolehlivosti se z firmy o 10 zaměstnancích stala světově uznávaná společnost, která se v současnosti zabývá výzkumem a výrobou ve více odvětvích jako je energetika, průmysl, technologie infrastruktury a zdravotní péče (Healthcare).

Sektor Healthcare společnosti Siemens je jedním z největších světových dodavatelů pro odvětví zdravotnictví a je vůdčím subjektem v oblastech lékařského zobrazování, laboratorní diagnostiky, lékařských informačních technologií a naslouchacích pomůcek. Siemens svým zákazníkům nabízí produkty a řešení pro celou oblast péče o pacienta z jediného zdroje – od prevence a časně detekce, přes diagnostiku a až po léčbu a následnou péči. Optimalizací klinických pracovních postupů pro nejběžnější onemocnění umožňuje firma Siemens dosáhnout toho, že zdravotnictví je rychlejší, lepší a nákladově efektivnější. Firma Siemens Healthcare zaměstnává více než 48 000 pracovníků a má zastoupení po celém světě.

Siemens Healthcare vyrábí přístroje pro každý způsob zobrazování, od sonografických přístrojů, přes rentgenové přístroje a CT zařízení, až k magnetickým rezonancím. Ty se konstruují v Německu ve městě Erlangen a patří v Evropě k největšímu centru svého druhu. V současnosti společnost Siemens nabízí několik modelů magnetických rezonancí od 0,35T (MAGNETOM C! 0.35T - Open MRI scanner) do 3T (MAGNETOM Trio, A Tim System 3T, MAGNETOM Spectra 3T, MAGNETOM Verio 3T, MAGNETOM Skyra 3T). K dostání jsou i přístroje s vyšší intenzitou (do 9T), ty však nejsou určeny k lékařské diagnostice, nýbrž k laboratorním testům a chemickým rozborům. Není zatím také zjištěno, jaký vliv by měly přístroje s vyšší intenzitou magnetického pole na lidský organismus. Společnost Siemens se rovněž věnuje i vzdělávání obsluhujícího personálu a to přímo v Erlengenu. Existují studijní a vzdělávací programy pro zájemce z celého světa, ať už pro obsluhující personál nebo technické konstruktéry.

Součástí nových přístrojů jsou i nové technologie, které zvyšují výkon přístrojů a zjednodušují vyšetření. Společnost Siemens vybavila nové přístroje moderními technologiemi, jako např. Tim a Dot. Obě tyto technologie přináší výhody obsluhujícímu personálu i pacientům. Technologie Dot zrychluje práci personálu díky automatickým procedurám, které řídí sám počítač. Umožňuje získat lepší obraz a docílit vyšší diagnostické spolehlivosti, snadněji se používá a pomocí technologie Dot se může zvýšit produktivita přístroje až o 50%. Technologie Tim eliminuje potřebu přenastavování pacienta a výměny cívek během vyšetření, přičemž značně zvyšuje kvalitu obrazu a poskytuje základ pro další manipulaci se získanými obrazy.

MAGNETOM Area 1,5T

Tento přístroj je vybaven novými zabudovanými technologiemi Dot a Tim 4G. Díky těmto technologiím nastavuje nový standard výkonnosti, jednoduchosti použití a péče. Gantry má v průměru 70 cm a je přístupnější. Konstrukce je kompaktní a lehká (145 cm dlouhá a váží 3121 kg). Systém DirectRF™ zvyšuje čistotu signálu a zlepšuje jeho stabilitu. Area nabízí osvětlení MoodLight, což poskytuje příjemné prostředí. Hlavní výhodou tohoto přístroje je zkrácení doby vyšetření, vyšší využití a snížení nákladů na vyšetření.

MAGNETOM Espree 1,5T

Espre 1,5T je vybaven pokročilou technologií Tim, nabízí vysoké pohodlí pro pacienta. S průměrem gantry 70 cm a délkou 125 cm přináší nový rozměr vyšetření. S nejmodernější technologií Tim a svými parametry nabízí širokou škálu vyšetření a

klinických aplikací a umožňuje vyšetření až 205 cm dlouhého těla. Model Espree 1,5T je nabízen také v růžovém provedení, konfigurace přístroje zůstává stejná.

MAGNETOM Avanto 1,5T

Vybavení toho přístroje je podobné jako u dvou předchozích. Díky zabudovanému systému Dot se násobí výkon technologie Tim, což vede k větší přesnosti obrazu a lepší diagnostice. Zároveň tento přístroj dramaticky snižuje akustický hluk, snadno se používá, nabízí vyšetření vyšším pacientům (až do 205 cm výšky) a zvyšuje produktivitu pracoviště.



Obr. 5-2Siemens Avanto 1,5T [16]

MAGNETOM Essenza 1,5T

Tento velmi krátký a lehký přístroj přináší flexibilitu, přesnost a vyšší rychlost vyšetření díky technologii Tim a inovativní nové IsoCenter Matric cívce. Díky svým nízkým provozním a pořizovacím nákladům a zároveň vysoké kvalitě zobrazování je velmi žádaná. Tento model je velmi kvalitní v oblasti zobrazování prsou a to je jeho hlavní předností.

MAGNETOM Skyra 3T

Zabudované systémy Tim a Dot jsou u tohoto přístroje samozřejmostí, dále disponuje technologií DirectRF™ pro vyšší čistotu signálu a zlepšení stability. Gantry s průměrem 70 cm umožňuje snadný přístup pro pacienta. Odborníci vyzdvihují hlavně vysokou rozlišovací schopnost a dynamický a málo nákladný provoz.

MAGNETOM Verio 3T

Stejně jako 2 předchozí typy využívá i tento model intenzitu magnetického pole 3T. Má podobné parametry a disponuje technologií TrueForm design (zvýšená kvalita

obrazu pro širokou škálu aplikací). Mezi hlavní výhody Veria patří podle odborníků prostor v gantry (průměr 70 cm), který umožní vyšetření klaustrofobických a obézních pacientů. Využívá se hlavně k zobrazení kloubních chrupavek, pánve a nervové soustavy.

MAGNETOM Spectra 3T

Spectra využívá magnetu o síle 3T, což přináší nové zobrazovací možnosti. Je vybaven technologií Tim 4G a DirectRF umožňující vysokou kvalitu obrazu, technologie Dot usnadňuje pracovní postupy. Předností modelu Spectra jsou nízké pořizovací a provozní náklady a malé rozměry.

MAGNETOM Trio, A Tim System 3T

Jedná se o model určený náročnějším vyšetřením. Umožní rychleji diagnostikovat závažné onemocnění s větší jistotou. Používá se i pro výzkumné účely a patří ve své kategorii k nejlepším na světě. Má vysoký výkon a nízkou hlučnost.

MAGNETOM C! 0,35T

Na rozdíl od ostatních přístrojů v nabídce má tento model otevřenou konstrukci s tzv. "C" tvarem a permanentním magnetem o intenzitě 0,35T. Nabízí vysoké pohodlí pro pacienta, možnost pohodlnějšího vyšetření pro obéznější pacienty a kvalitní zobrazování. Je to kompaktní přístroj, který je velmi energeticky úsporný a i pořizovací náklady nejsou tak vysoké jako u ostatních přístrojů.



Obr. 5-3 "C" konstrukce MR přístroje MAGNETOM C! 0,35T [16]

Biograph™ m MR

Tento typ magnetické rezonance je podobný ostatní, avšak je odlišný. Jedná se revoluční zobrazovací techniku využívající kombinaci MR a PET (Pozitronová Emisní Tomografie). Kombinace těchto dvou zobrazovacích metod umožní získat během jednoho vyšetření více informací (jako u PET/CT).



Obr. 5-4Přístroj Biograph mMR [16]

5.2 Philips

PHILIPS

sense and simplicity

Obr. 5-5Logo společnosti Philips [17]

Společnost Philips se začala zajímat o lékařská zařízení v roce 1918, kdy byla poprvé představena rentgenová trubice. V roce 1933 již společnost vyráběla lékařské rentgenové trubice a zařízení pro celou Evropu a USA. Dnes je Philips Healthcare celosvětový přední výrobce diagnostických zobrazovacích zařízení, informačních technologií používaných v péči o zdraví, a zařízení na monitorování pacientů a chorob srdce.

Divize Philips Healthcare poskytuje inovativní technologie pro zdravotnická zařízení, které umožňují jednoduchou, dostupnou a účinnou diagnózu, léčení a prevenci chorob a správu zdravotnických zařízení. V nabídce společnosti Philips jsou aktuálně přístroje s magnetem o intenzitě 1T (otevřená konstrukce Panorama HFO), 1,5T a 3T. Zvláštností v nabídce oproti ostatním výrobcům je systém Achieva Mobile MRI. Je to mobilní verze klasické magnetické rezonance, která je instalovaná do speciálně upraveného kamionu.

Přístroje od společnosti Philips jsou vybavené novými technologiemi, které přináší výhody pro pacienty i personál. Jedná se např. o systém SENSE, který výrazně snižuje délku jednotlivých vyšetření, zlepšuje prostorové rozlišení, vylepšuje zobrazovací schopnosti jako je real-time skenování a obrazy jsou rychleji rekonstruovány. Je použitelný pro všechny sekvence a klinické aplikace. Umožňuje uživateli vybrat si větší prostorové rozlišení bez navýšení času skenování a je schopen dosáhnout rychlosti zobrazování až 77 snímků za vteřinu. Systém SENSE vyvinul Philips ve spolupráci s profesorem Peterem Boesigerem. Metoda je založena na využití různých vysokofrekvenčních cívek a přijímačů, které se používají k měření signálu v určité anatomické oblasti zájmu současně. To umožní snížení celkové doby skenování podle počtu použitých cívek. Další inovací je tzv. "MultiTransmit". MultiTransmit zaměstnává více radiofrekvenční zdrojů najednou, které lze nastavit na specifickou anatomii každého pacienta. Zapojením více RF zdrojů se zvýší rychlost jednotlivých vyšetření a zkrátí se celkový čas vyšetření. "SmartExam" a "ExamCards" zjednodušují práci obsluhujícího personálu díky předem připraveným studiím. Zkracují přípravu vyšetření a usnadňují práci personálu. Technologie dStream je konstrukční inovativní prvek, který poskytuje křišťálově čistý obraz a vysokou rychlost skenování.

Magnetické rezonance společnosti Philips

Philips Ingenia 1,5T

Philips Ingenia 1,5T je standardní přístroj, který je opatřen všemi inovativními technologiemi. Je kompaktní, s dostatečným průměrem gantry (70 cm) pro manipulaci s pacientem a jeho pohodlí. Celková hmotnost přístroje je maximálně 4600 kg. Podle Taroa Takahary z Tokijské univerzity může mít Ingenia 1,5T díky své vysoké homogenitě významný dopad na onkologická vyšetření.

Philips Achieva 1,5T A-series

Další typ přístroje společnosti Philips s magnetem o intenzitě 1,5T. Stejně jako model Ingenia je vybaven všemi inovativními prvky, nabízí rozšíření pracovního prostoru pro pokročilé zobrazování a zpracování. Je ideální kombinací kvality a ceny. Doktor Hyun Woo Goo z univerzity v Soulu, Jižní Korea, vyzdvihuje flexibilitu této platformy. Je jednoduché změnit parametry jednotlivých vyšetření a dosáhnout tak potřebné rovnováhy vyšetření.

Philips Achieva 1,5 SE

Achieva 1,5T SE je úsporný systém magnetické rezonance s kompaktními rozměry. Vyžaduje nejmenší možnou plochu pro instalaci a je také velmi úsporný, s technologií PowerSave ušetří až 50% výdajů za energii než jiné přístroje. Podle Marka Ahrense, ředitele diagnostických služeb, je tento typ přístroje vhodný ke kvalitnímu zobrazování končetin díky. Shodl se na tom s doktorem Ericem Dornem při instalaci Philips Achieva SE do nové ortopedické nemocnice v americkém Wisconsinu.



Obr. 5-6 Philips Achieva 1,5 SE [17]

Philips Ingenia 3.0T

Tento model používá k zobrazování magnet o intenzitě 3T a zajišťuje tak vysokou homogenitu obrazu. V kombinaci s gantry o průměru 70 cm poskytuje kombinaci pohodlí pro pacienta s vysokou rozlišovací schopností. Je vybaven všemi inovativními prvky a navíc technologií MultiTransmit 4D, která přináší výhody v zobrazování srdce. Přizpůsobuje se radiofrekvenčním signálům každého pacienta, poskytuje vynikající jednotnost obrazu a umožňuje rychlejší zobrazování.

Philips Achieva 3.0T TX

Philips Achieva 3.0T TX se odlišuje od modelu Ingenia 3.0T průměrem gantry (60 cm). Přístroje si jsou podobné a používají stejné inovativní prvky společnosti

Philips. Předností tohoto modelu je podle doktora Jogy Chagantiho z nemocnice Sv. Vincenta v Sydney, Austrálie, rychlé zobrazování. To je hlavní výhodou při skenování kriticky nemocných pacientů. Zároveň to optimalizuje provoz celého pracoviště.

Philips Achieva 3.0T X-series

S intenzitou magnetu 3T a velmi krátkou konstrukcí celého přístroje je tento model velmi působivý. Je rovněž energeticky úspornější než jiné modely se stejnou intenzitou. Váha celého zařízení byla redukována na minimum. Všechny tyto vlastnosti jsou důležité z hlediska možnosti instalace tohoto modelu do návěsu kamionu.

Philips Panorama HFO

Model Panorama HFO je typem otevřené konstrukce přístroje. Poskytuje 360° pozorovací úhel a šířku gantry 160 cm, což umožňuje pohodlnou manipulaci s pacientem a je vhodný pro obéznější pacienty a pacienty trpící klaustrofobií. Panorama HFO je vybaven permanentním magnetem o intenzitě 1T a váze 7000 kg. Přístroj se dá konfigurovat pro onkologická vyšetření a díky svému vynikajícímu tkáňovému kontrastu je velmi užitečný při procesech plánování léčby tumorů záření. Výhoda tohoto nastavení je významná, jelikož nenese rizika radiační zátěže, jak tomu je u rentgenových a CT plánovacích systémů. Je proto možné opakovat proces plánování častěji a dosáhnout tak požadovaného výsledku.



Obr. 5-7 "otevřená" konstrukce Philips Panorama HFO [17]



Obr. 5-8 Použití Philips Panorama HFO v onkologickém vyšetření [17]

Philips Achieva Mobile MRI

Společnost Philips představuje unikátní systém mobilní magnetické rezonance. Přístroj magnetické rezonance je nainstalován do přívěsu kamionu a lze ho přepravovat podle potřeby. Interiér přívěsu je vybaven samotným přístrojem a ovládací částí. Mobilní systém může být vybaven několika modely magnetické rezonance (Achieva 3.0T X-series, Achieva 1,5T A-series, Achieva 1,5SE a starším modelem Intera 1,5T Pulsar). První mobilní systém opatřený magnetem o intenzitě 1,5T byl představen v roce 1995 a od té doby se toho moc nezměnilo. Schéma celého projektu je pořád stejné, ale mění se jednotlivé komponenty v závislosti na vývoji novějších technologií.



Obr. 5-9 Schéma zařízení Philips Achieva Mobile MRI [17]

5.3 General Electric



Obr. 5-10 Logo společnosti GE [18]

Společnost General Electric Company (GE) byla založena v roce 1892 ve městě Fairfield ve státě Connecticut v USA. Mezi zakladateli byl i uznávaný výrobce Thomas A. Edison. GE je prakticky jedinou společností působící v oblasti špičkových technologií v energetice, dopravě, zdravotnictví, vodního hospodářství a bezpečnosti. Široký průmyslový záběr je rozšířen o silné finanční služby pro fyzické osoby a malé a střední firmy.

Sektor GE Healthcare poskytuje moderní lékařské technologie a služby, které vytvářejí novou éru péče o pacienty. Zkušenosti v lékařských zobrazovacích a informačních technologiích, lékařské diagnostice, systémů monitorování pacientů, výzkumu chorob a vývoje léků a biofarmak jsou zaměřeny na rychlejší zjišťování chorob a přizpůsobení léčby jednotlivým pacientům. Široká nabídka produktů a služeb společnosti GE umožní poskytovatelům zdravotní péče lépe diagnostikovat a léčit rakovinu, srdeční a neurologické choroby a další závažná onemocnění. Vizí společnosti GE do budoucna je model zdravotní péče se zaměřením na časnější diagnózu a prevenci nemocí.

GE Healthcare sídlí ve Velké Británii, zaměstnává přes 46 000 lidí a dodává své produkty do zhruba 100 zemí světa.

GE Healthcare nabízí širokou škálu produktů pro zobrazování lidského organismu. V bohaté nabídce jsou rentgenové přístroje, ultrazvuky, CT přístroje a magnetické rezonance. V současné době GE Healthcare nabízí několik přístrojů magnetické rezonance s různými parametry a ve dvou konstrukčních provedeních. Klasické uzavřená provedení převažuje a nabízí magnetické rezonance s intenzitou 1,5T a 3T. K dostání je i typ otevřené konstrukce a model Brivo™ MR235 s intenzitou 0,3T. Magnetické rezonance společnosti GE nabízí několik zajímavých novinek. Jde především o účast MR přístrojů v terapii. MR může asistovat USG při neinvazivním

chirurgickém zákroku, tzv. "MR navigovaná ultrazvuková chirurgie". MR provádí ultrazvuk a je tak dosaženo velmi přesného zákroku, např. odstraňování fibrotické tkáně teplem. Další možnosti terapeutické asistence je přítomnost MR na operačním sále, kdy asistuje chirurgům při závažnějších operacích. Zde je nutná rychlost, přesnost a kvalita vyšetření. V neposlední řadě je MR důležitou zobrazovací metodou v onkologii, kdy se využívá jeho vysokého tkáňového kontrastu při detekci a určování typu nádorů. Dále se hojně využívá při plánování léčby zářením, kde se používá v kombinaci s CT vyšetřením.

Magnetické rezonance společnosti GE

Brivo™ MR235 0.3T

Jak již bylo zmíněno, jedná se o typ přístroje s otevřenou konstrukcí, která přináší větší pohodlí pro obéznější pacienty a zmírňuje stres z vyšetření pacientů trpících klaustrofobií. Zároveň usnadňuje personálu přístup k pacientovi. S permanentním magnetem o intenzitě 0,3T přináší kvalitní, levný a úsporný systém.



Obr. 5-11 "otevřená" konstrukce GE Brivo MR235 0,3T [18]

Brivo™ MR355

Tento model magnetické rezonance je vybaven magnetem s intenzitou 1,5T a má uzavřenou konstrukci. Dostatečně silný magnet přináší kvalitní zobrazení a nízké pořizovací náklady z něj dělají velmi dobrou investici pro majitele. Je rovněž energeticky úsporný.

Optima™ MR360 1.5T

Optima MR360 1,5T je nový systém s 1,5T silným magnetem. Zlepšuje produktivitu vyšetření a snižuje pořizovací a provozní náklady. Tento přístroj je kompaktní, velmi kvalitní a všestranný. Umožňuje 2 konfigurace nastavení - s pevným stolem a s odnímatelným stolem. Tato schopnost je velmi užitečná při manipulaci s problémovými pacienty.



Obr. 5-12"uzavřená" konstrukce GE Optima MR360 1,5T [18]

Optima™ MR450w 1.5T

Jedná se o standardní přístroj s asi nejvíce využívanou intenzitou magnetu 1,5T. Je to všestranný přístroj, který je vhodný do běžného provozu. Je moderní a přináší jisté výhody oproti starším modelům. Je to hlavně rychlost vyšetření, jednoduchost používání, a vyšší energetická úspornost. Všechny tyto vlastnosti z tohoto přístroje dělají ideální model pro každé pracoviště.

Optima* MR450w 1.5T with GEM Suite

Je to modifikace přístroje Optima MR450w. GEM Suite je integrovaný systém, který kombinuje výkonné povrchové cívky s inovativní softwarovou technologií a je navržen k získávání vysoce kvalitních obrazů, zjednodušení pracovních postupů a zvýšení pohodlí pacienta tak, aby se co minimalizovala úzkost a pohyb. Jedná se tedy o soupravu speciálních radiofrekvenčních cívek, které zlepšují signál. Mohou být použity v kombinaci nebo jednotlivě, podle potřeby.

Discovery MR750w 3.0T

Je to velmi výkonný model s magnetem o intenzitě 3T, který zajistí velmi kvalitní zobrazení. Má gantry s průměrem 70 cm, což přináší vyšší pohodlí pro pacienty. Se systémem GEM cívek nabízí rychlé a kvalitní zobrazování v širokém spektru klinických vyšetření.

Discovery MR450 1.5T

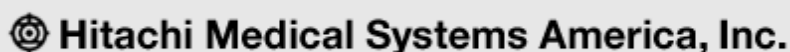
Model Discovery MR450 patří mezi nejvyspělejší přístroje své kategorie. Je velmi kvalitní při real-time zobrazování srdce. Díky rychlému zobrazování a GEM cívkám zvládne standardní vyšetření kolen za 5 minut.

Signa HDxt 1.5t Optima edition

Tento model je postaven na platformě High Definiton (HD) a poskytuje vysoce kvalitní zobrazování v náročnějších vyšetřeních. Hlavní využití najde při složitějších studiích v zobrazování srdce, nervové soustavy, oblasti břicha a cévní soustavy. Nová sada klinických aplikací umožňuje rychlejší rekonstrukce 3D obrazu a tím i přesnější diagnózu.

Signa HDE 1.5t

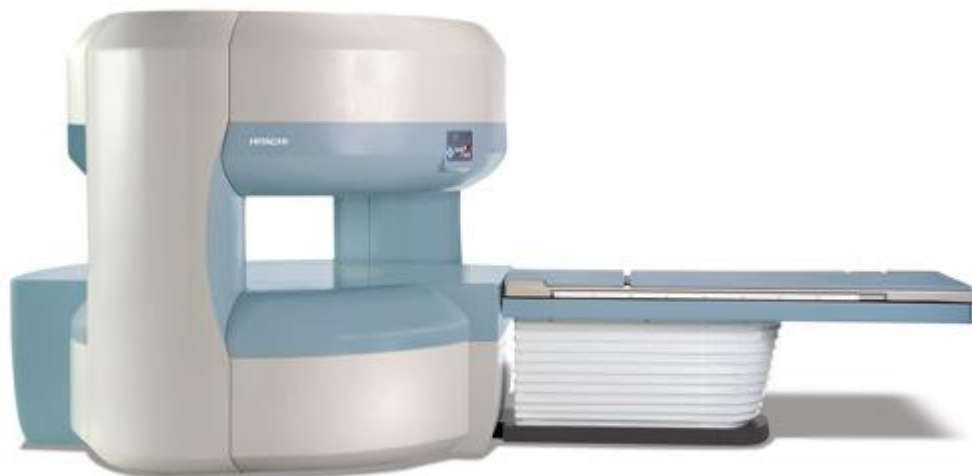
Jedná se o nejkompaktnější systém MR od společnosti GE. Rovněž patří k nejujournějším a nejlevnějším. To však neznamená, že by nepřinášel kvalitní výsledky. Je to přístroj, který sloužil sportovcům v olympijské vesnici na Olympijských hrách v roce 2008 v Pekingu. Spolu se sadou GEM cívek a HD platformě patří k velmi kvalitním diagnostickým přístrojům.

5.4 Hitachi

Obr. 5-13 Logo společnosti Hitachi [19]

Společnost Hitachi byla založena v 1910 v Tokyu v Japonsku. Její sektor Hitachi Medical Corporation (HMC) je hlavní dodavatel zobrazovacích zařízení v Japonsku, pro poskytování svých služeb na trhu v USA bylo založeno HMSA (Hitachi Medical System America). HMSA je v současné době je zodpovědná za marketing a dodávání všech diagnostických zobrazovacích systémů v USA. HMSA započala své aktivity v roce 1989, kdy byl na americkém trhu představen "otevřený" přístroj magnetické rezonance. Od té doby si HMSA vytvořila vedoucí pozici v dodávání "otevřených" magnetických rezonancí v USA.

Na nabídce přístrojů společnosti Hitachi je zajímavé to, že nabízí velký počet tzv. "otevřených" přístrojů. Jedná se o konstrukčně odlišné přístroje, které nemají typický tvar s gantry, což odstraňuje problém s klaustrofobickými pacienty.



Obr. 5-14"otevřená" konstrukce Hitachi Oasis [19]

Aktuální seznam produktů Hitachi: Hitachi Oasis, Hitachi Echelon, Hitachi Aris Elite. Společnost nabízí také certifikované systémy. Jedná se o starší modely, které jsou kontrolovány a opatřeny novými díly, které celý systém vrací do stavu srovnatelného s počátečním. Tyto přístroje jsou certifikovány jako splňující či převyšující původní tovární specifikace pro výkon a kvalitu.

Hitachi Oasis

Systém Oasis poskytuje maximální diagnostické provedení a vysoký komfort pro pacienta. Kombinuje vysoce výkonnou MR elektroniku s 1,2T silným magnetickým polem a otevřenou konstrukcí. Hitachi Oasis je novou generací MR systémů poskytujících vysokou kvalitu zobrazení a vysoký komfort pro pacienta.

Hitachi Echelon

Hitachi Echelon je typ uzavřeného přístroje s 1,5T silným magnetem. Poskytuje vysoký zobrazovací výkon na současnou dobu a základ pro vyšší výkon do budoucnosti. Nejmodernější magnet přináší vysokou homogenitu obrazu důležitou pro současné aplikace. Díky svým parametrům umožňuje vyšetřit širokou škálu pacientů. Délka gantry je 160 cm a průměr 61 cm, hmotnostní limit pro pacienty je až 225 kg a stůl se může posunout až o 274 cm.

ECHELON™



Obr. 5-15 "uzavřená" konstrukce Hitachi Echelon [19]

Hitachi Arise Elite

Typ Arise Elite navazuje na tradici vedení společnosti Hitachi v otevřené konstrukci zajišťující potřebné klinické schopnosti a je schopný konkurovat uzavřeným typům konstrukcí. V tomto přístroji je zabudován permanentní magnet o intenzitě 0,3T a výška gantry je 43 cm a poskytuje tak pohodlný přístup k pacientům.

5.5 Toshiba

TOSHIBA
Leading Innovation >>>

Obr. 5-16 Logo společnosti Toshiba [20]

Toshiba Medical Systems Europe je součástí společnosti Toshiba Corporation. Má rozsáhlou globální síť téměř 100 dceřiných a přidružených společností mimo Japonsko a přes 186,000 zaměstnanců po celém světě.

Díky řadě diagnostických zobrazovacích systémů, včetně rentgenových přístrojů, MRI, CT a ultrazvuku, se společnost stala jedním z předních světových dodavatelů zdravotnických systémů. Toshiba Medical Systems je silnou organizací v oblasti výzkumu a vývoje diagnostických zobrazovacích systémů a rychle reaguje na potřeby trhu.

Celá produktová řada s názvem Vantage obsahuje stejný magnet. To znamená, že všechny systémy mají stejnou vynikající homogenitu umožňující generovat obrazy s vynikající kvalitou. U všech přístrojů je jako příloha tzv. "Pianissima" gradientní cívka. To znamená, že gradientní cívky jsou umístěny ve vakuové komoře a tím se redukuje akustický hluk až o 90% oproti standardním vyšetřením. Tato pokročilá technologie zvyšuje komfort pacienta.

Další novinkou je systém celotělového snímání ATLAS. Systém Atlas umožňuje vyšetřování celého těla (skenovací rozsah je 205×55×55 cm) bez výměny cívek s použitím ojedinělého systému speciálních 16–32 kanálových cívek se 128 nezávislými elementy. Systém ATLAS umožňuje až 4000 rekonstrukcí /sec. Systém Atlas nabízí speed faktor až 16, velmi vysokou citlivost a možnost libovolně kombinovat cívky Atlas a ostatními cívkami. Díky faktu, že se nemusí jednotlivé cívky měnit, systém snižuje délku vyšetření na minimum.

Vantage Titan 1,5T

Vantage Titan je velmi kompaktní 1,5T systém s gantry o průměru 71 cm a délkou 149 cm. Prostřednictvím tohoto širokého otvoru lze skenovat i obézní pacienty a je vhodný pro pacienty s klaustrofobií.

Vantage Titan 3T

Přístroj Titan 3T poskytuje vysoký komfort pro pacienta s gantry o průměru 71 cm a délkou magnetu 160 cm a umožňuje skenovat 80% těla pacienta. Konstrukce přístroje umožňuje provádět vyšetření i u obéznějších pacientů a pacientů s klaustrofobií. Jedná se o velmi kvalitní model určený především pro pediatrii a geriatrii a také pro zobrazování prsu.

Vantage Atlas 1,5T

Tento typ přístroje se příliš neliší od typu Titan 1,5T. Má stejné parametry, je gantry má průměr 65,5 cm. Je rovněž vybaven technologiemi Pianissimo a ATLAS.

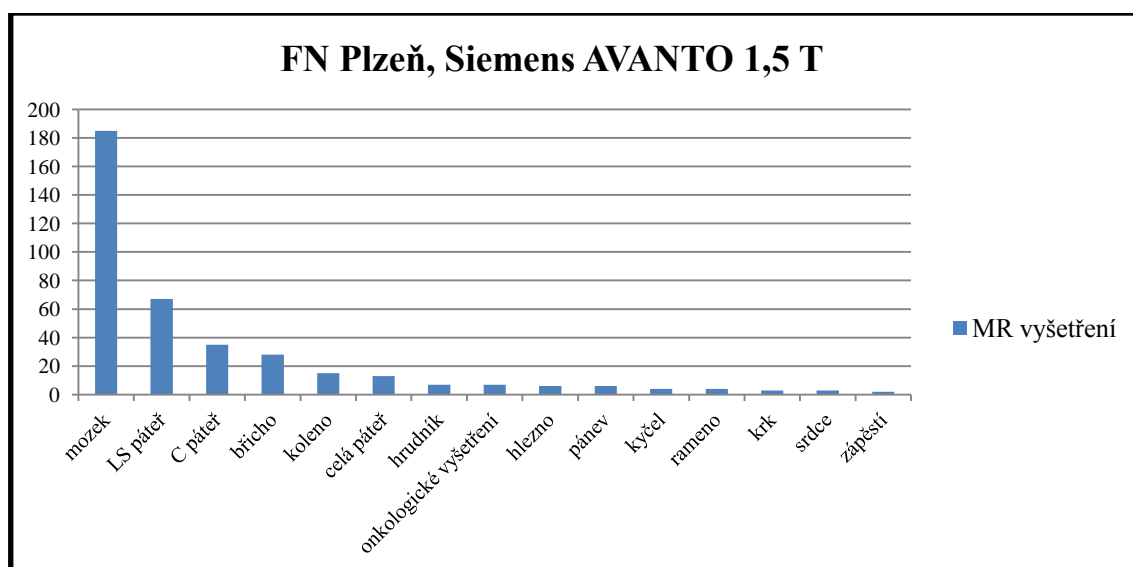
5.6 Výzkum

Výzkum byl prováděn sběrem dat formou dotazníku. Ze získaných dat byly vytvořeny tabulky a grafy, ze kterých je patrné, že nejčastějším vyšetřením na MR je vyšetření mozku.

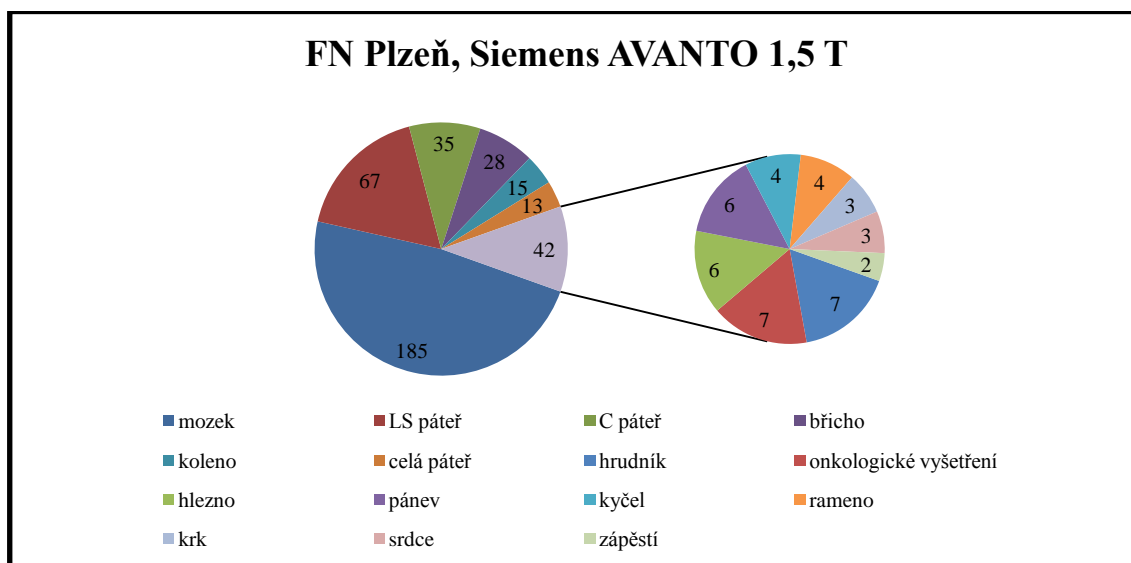
FN Plzeň

Siemens AVANTO 1,5 T	
MR vyšetření	Počet vyšetření za měsíc
mozek	185
LS páteř	67
C páteř	35
břicho	28
koleno	15
celá páteř	13
hrudník	7
onkologické vyšetření	7
hlezno	6
pánev	6
kyčel	4
rameno	4
krk	3
srdce	3
zápěstí	2
celkem	385

Tabulka 1



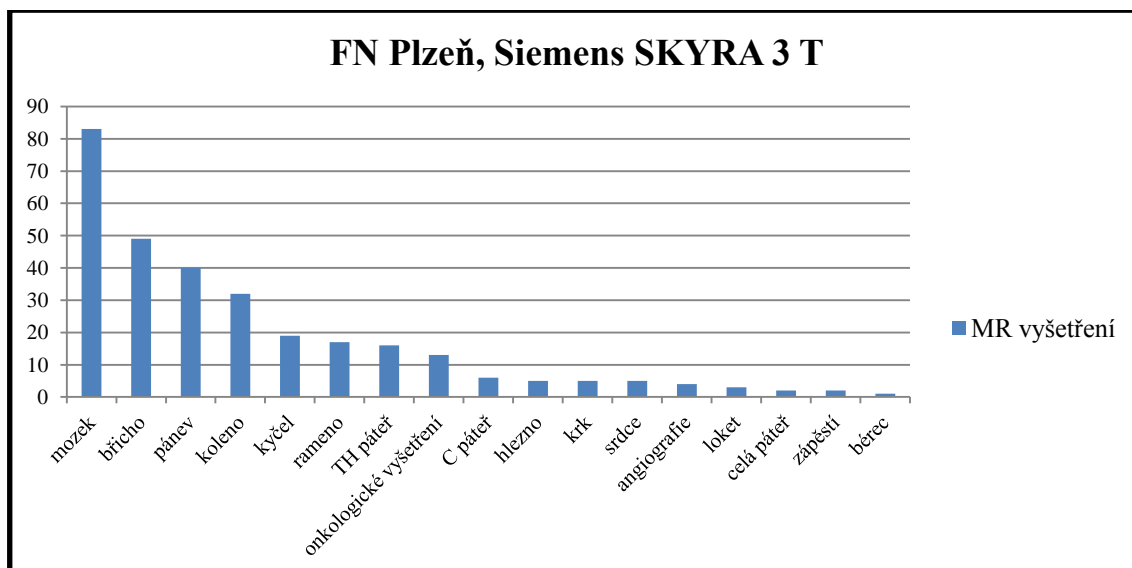
Graf 1



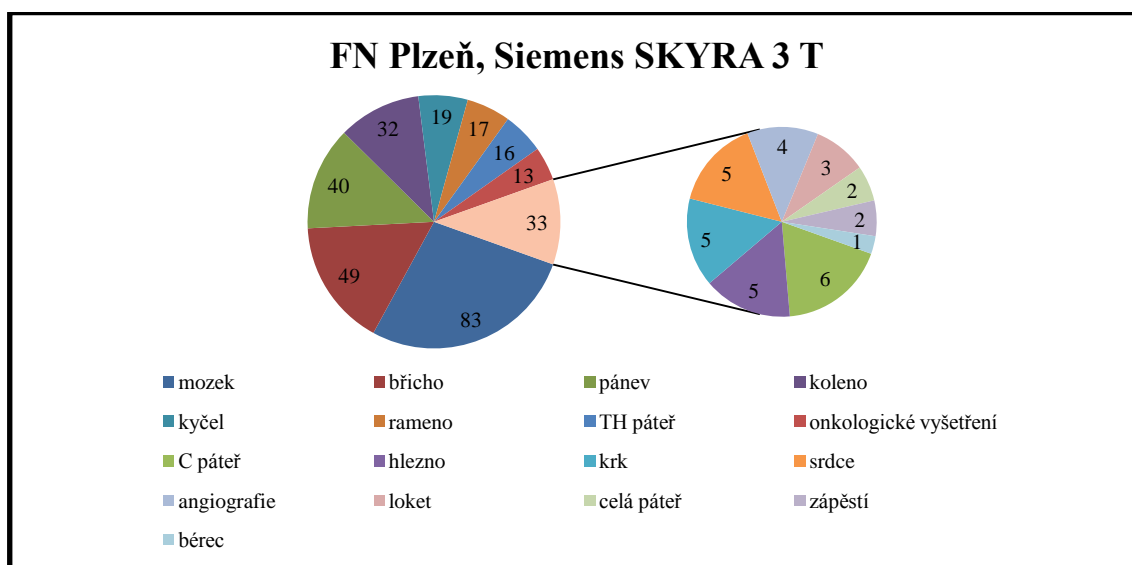
Graf 2

Siemens SKYRA 3T	
MR vyšetření	Počet vyšetření za měsíc
mozek	83
břicho	49
pánev	40
koleno	32
kyčel	19
rameno	17
TH páteř	16
onkologické vyšetření	13
C páteř	6
hlezo	5
krk	5
srdce	5
angiografie	4
loket	3
celá páteř	2
zápěstí	2
bérec	1
celkem	302

Tabulka 2



Graf 3

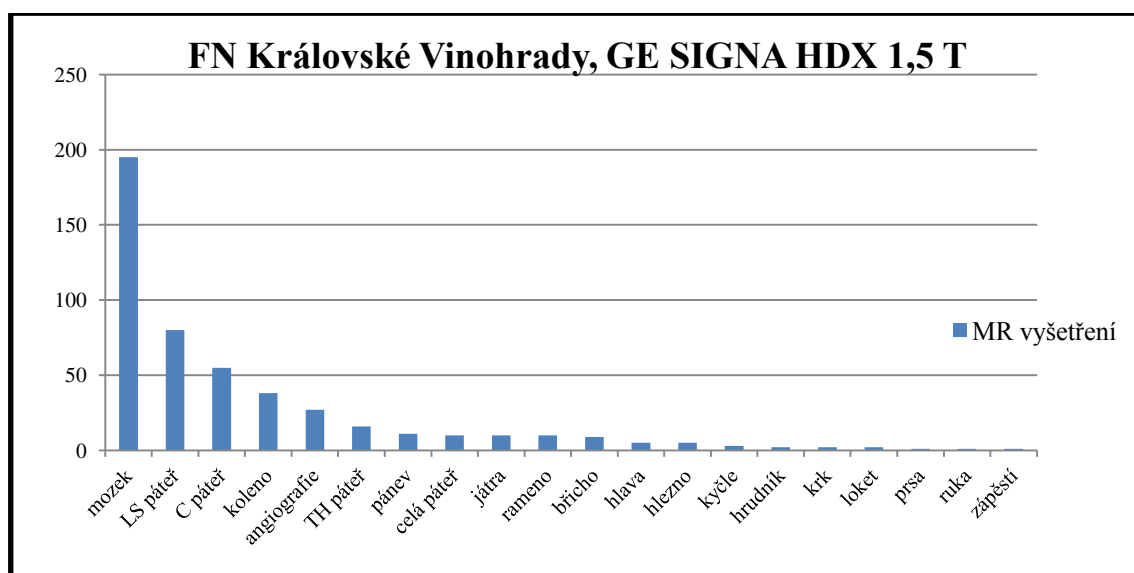


Graf 4

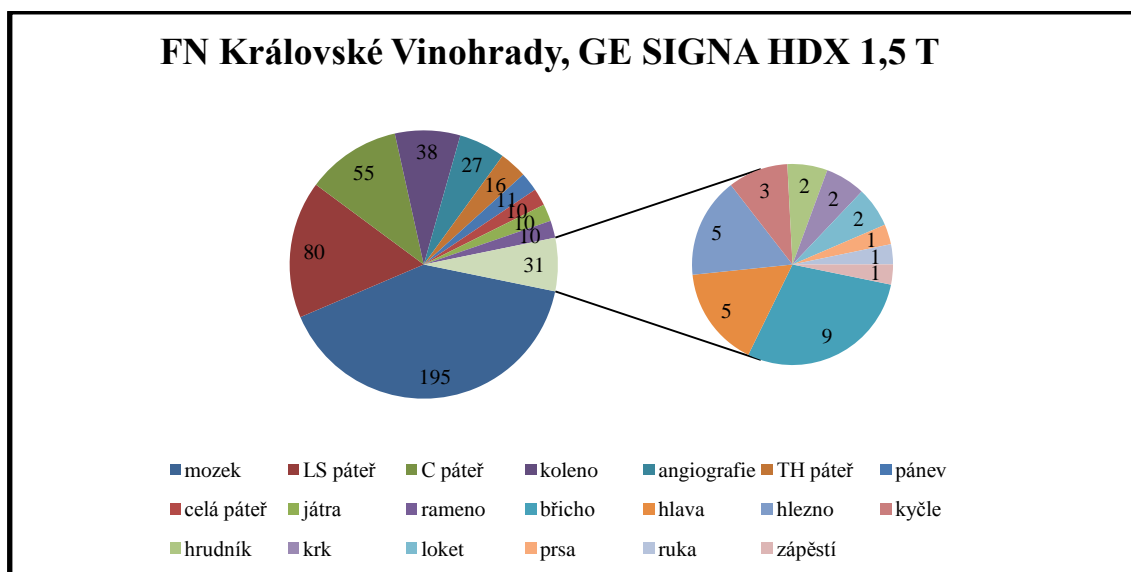
FN Královské Vinohrady

GE SIGNA 1,5 HDX	
MR vyšetření	Počet vyšetření za měsíc
mozek	195
LS páteř	80
C páteř	55
koleno	38
angiografie	27
TH páteř	16
pánev	11
celá páteř	10
játra	10
rameno	10
břicho	9
hlava	5
hlezno	5
kyčle	3
hrudník	2
krk	2
loket	2
prsa	1
ruka	1
zápěstí	1
celkem	483

Tabulka 3



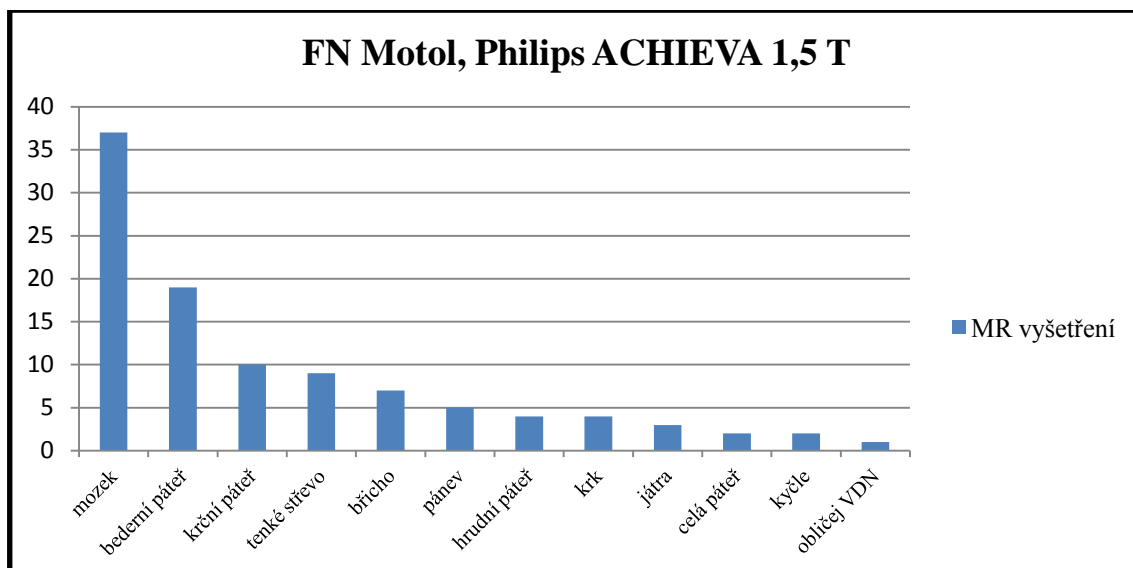
Graf 5



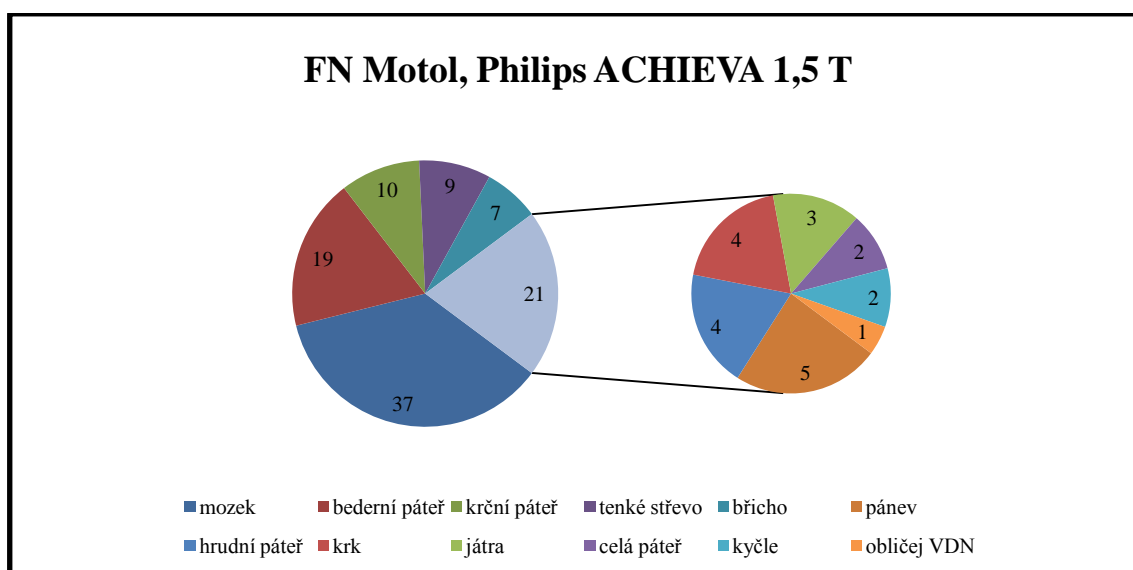
FN Motol

Philips ACHIEVA 1,5 T	
MR vyšetření	Počet vyšetření za měsíc
mozek	37
bederní páteř	19
krční páteř	10
tenké střevo	9
břicho	7
pánev	5
hrudní páteř	4
krk	4
játra	3
celá páteř	2
kyčle	2
obličej VDN	1
celkem	103

Tabulka 4



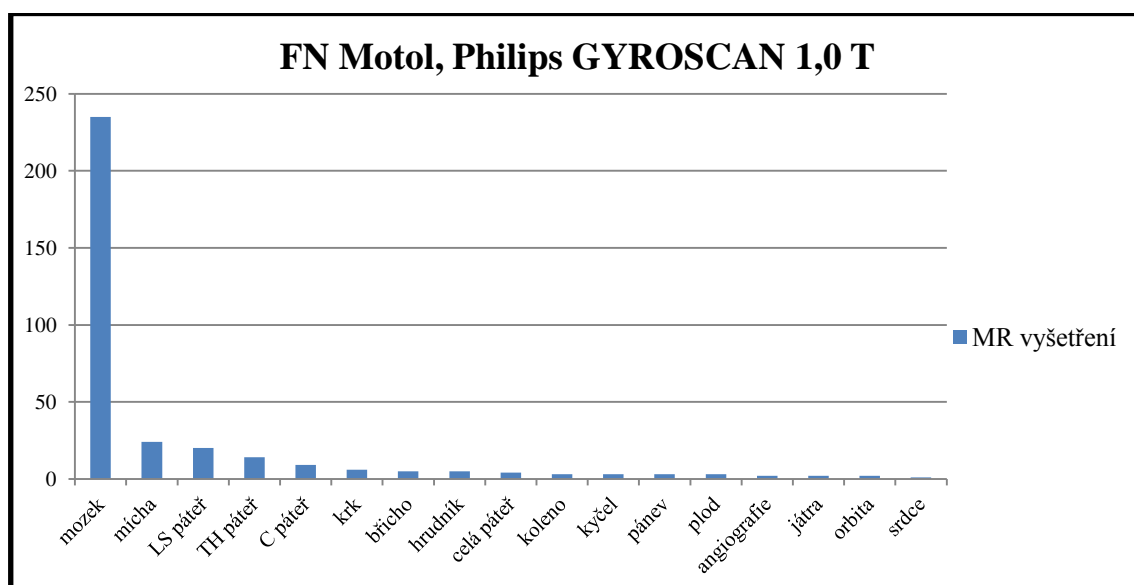
Graf 7



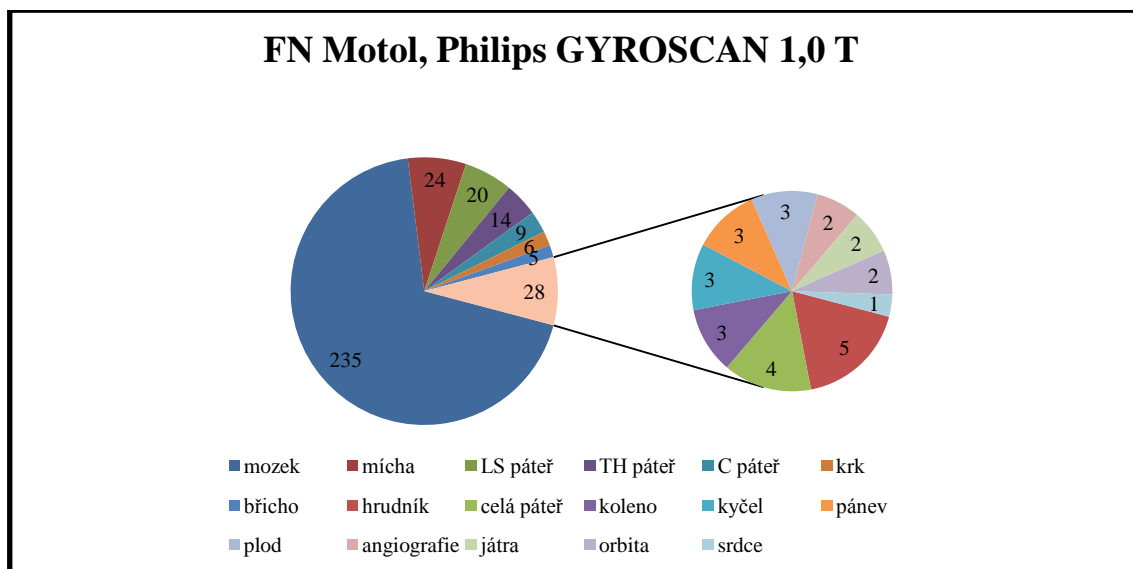
Graf 8

Philips GYROSCAN 1,0 T	
MR vyšetření	Počet vyšetření za měsíc
mozek	235
mícha	24
LS páteř	20
TH páteř	14
C páteř	9
krk	6
břicho	5
hrudník	5
celá páteř	4
koleno	3
kyčel	3
pánev	3
plod	3
angiografie	2
játra	2
orbita	2
srdce	1
celkem	341

Tabulka 5

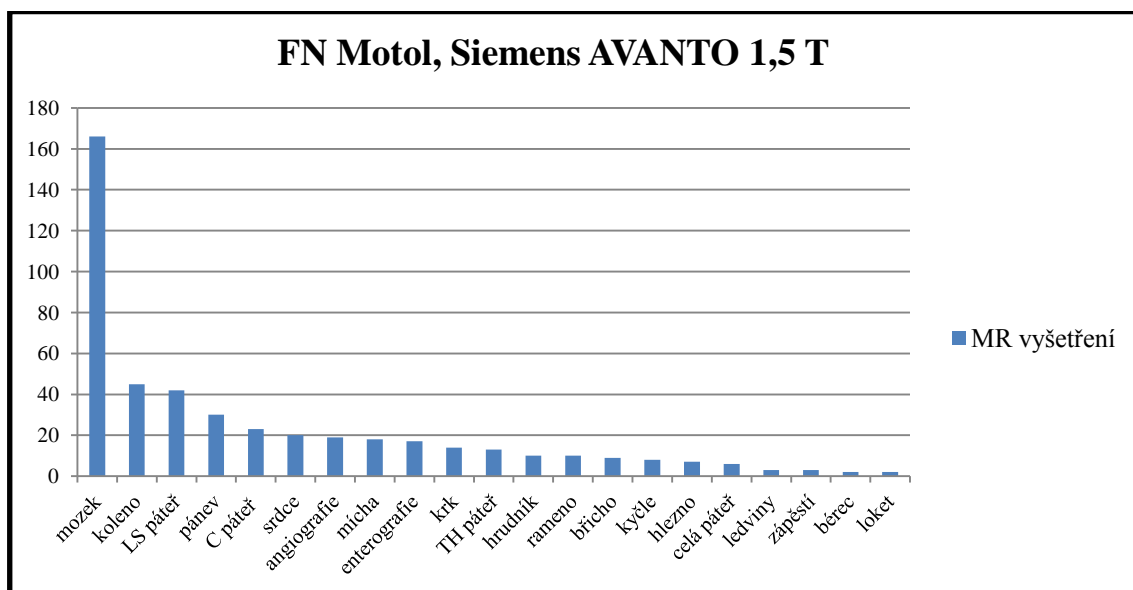


Graf 9

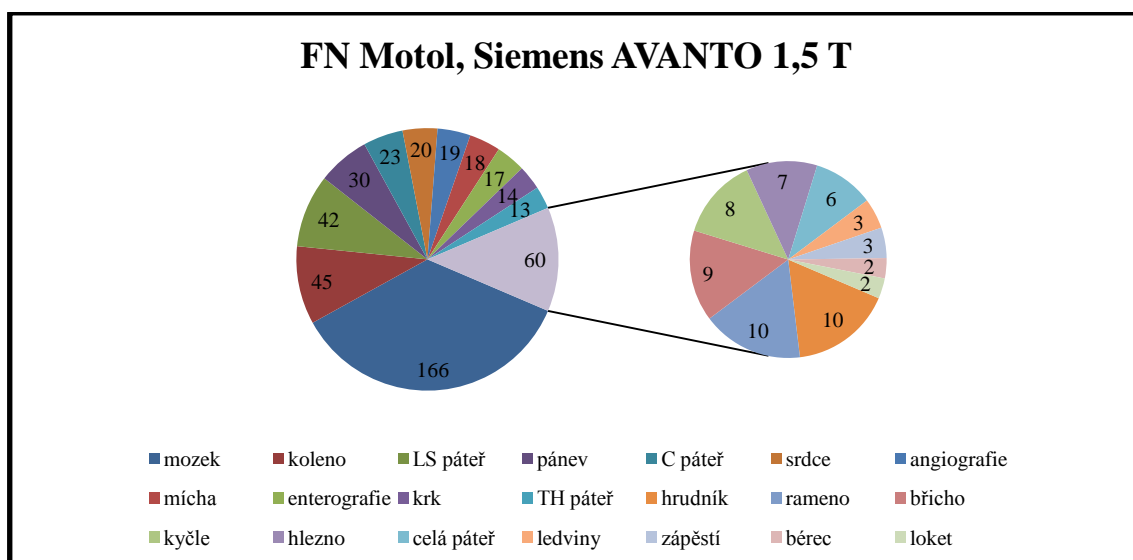


Siemens AVANTO 1,5 T	
MR vyšetření	Počet vyšetření za měsíc
mozek	166
koleno	45
LS páteř	42
pánev	30
C páteř	23
srdce	20
angiografie	19
mícha	18
enterografie	17
krk	14
TH páteř	13
hrudník	10
rameno	10
břicho	9
kyčle	8
hlezno	7
celá páteř	6
ledviny	3
zápěstí	3
bérec	2
loket	2
celkem	467

Tabulka 6



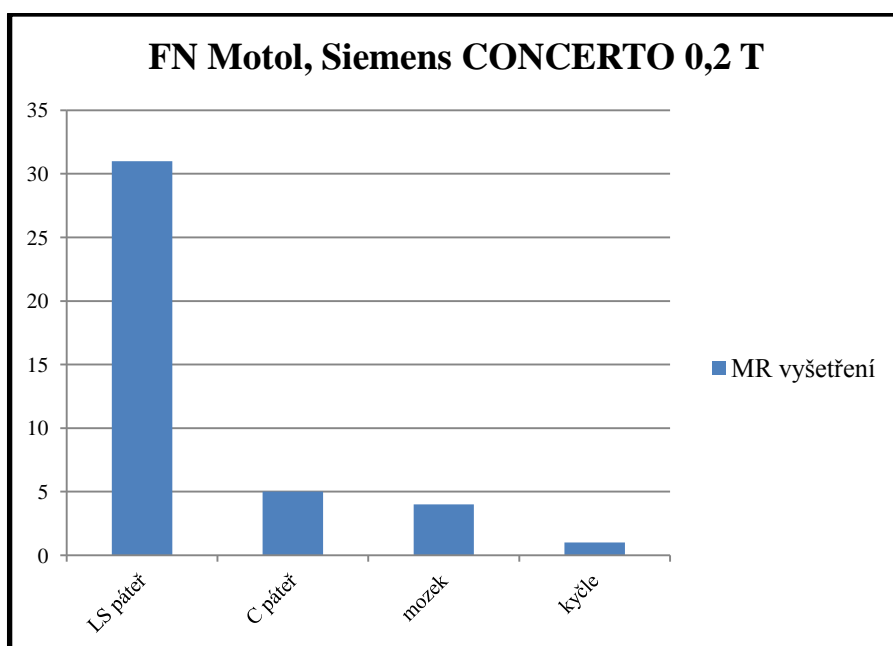
Graf 11



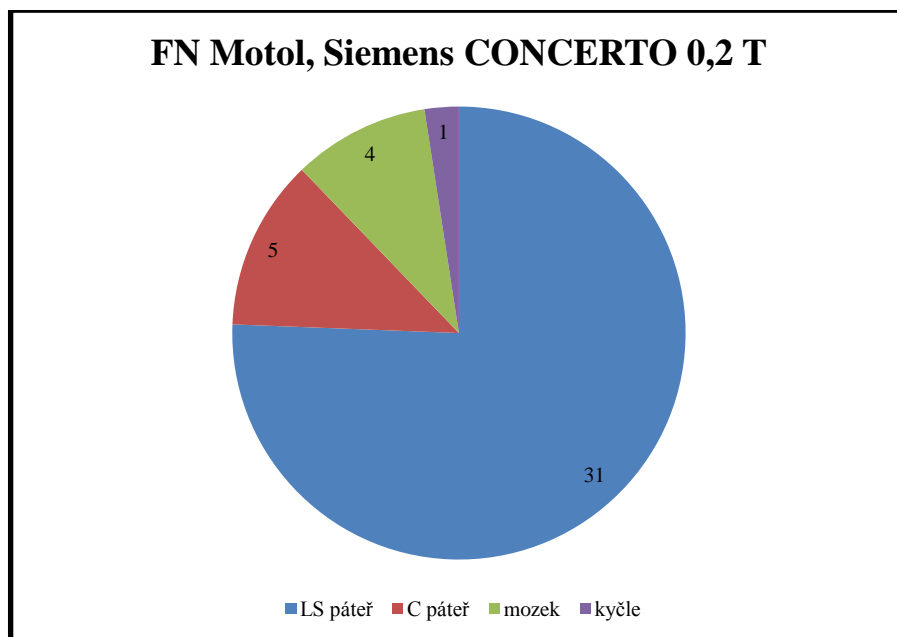
Graf 12

Siemens CONCERTO 0,2 T	
MR vyšetření	Počet vyšetření za měsíc
LS páteř	31
C páteř	5
mozek	4
kyčle	1
celkem	41

Tabulka 7



Graf 13

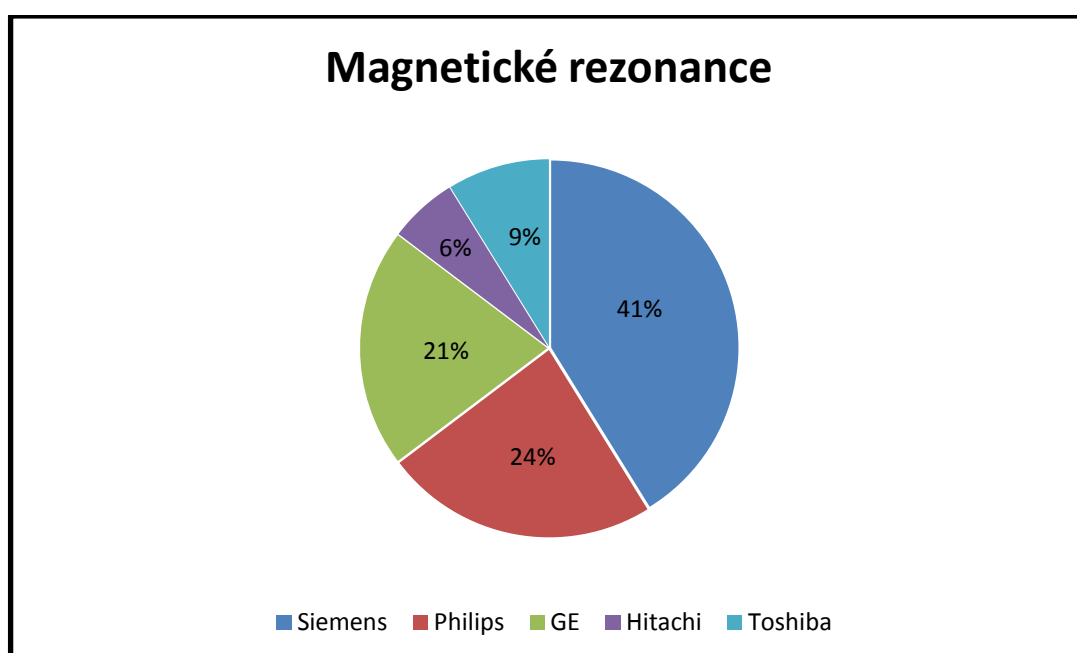


Graf 14

Poměr zastoupení jednotlivých výrobců magnetických rezonancí v ČR

Zastoupení výrobců magnetických rezonancí v ČR	
Výrobce	počet přístrojů
Siemens	14
Philips	8
GE	7
Hitachi	2
Toshiba	3

Tabulka 8



Graf 15

Diskuse

Všechny zmiňované společnosti jsou aktuálně velmi aktivní ve výrobě a výzkumu magnetických rezonancí. Dokazuje to široká nabídka přístrojů, které umožňují provádět více či méně náročná vyšetření. S ohledem na to, že se jedná o velmi kvalitní metodu zobrazování lidského organismu, se dá očekávat zvyšování možností magnetické rezonance především v oblasti rychlosti, jednoduchosti a kvality vyšetření. Dokazuje to i samotný rozvoj magnetické rezonance, který za posledních 30 let udělal velký krok dopředu. Jednotlivé firmy se budou snažit o co nejjednodušší manipulaci s přístrojem a nejvyšší možnou kvalitu a rychlost vyšetření.

Data k výzkumu byla získána formou dotazníku. Jedná se o přehled jednotlivých vyšetření na různých přístrojích magnetické rezonance za jeden kalendářní měsíc ve fakultních nemocnicích v ČR. Z výzkumu je patrné, že nejčastěji bývá magnetickou rezonancí vyšetřován mozek a centrální nervová soustava. Vyšetření na přístroji o intenzitě magnetu 3T (Siemens Skyra) umožňuje kvalitněji zobrazovat orgány dutiny břišní a malé pánve oproti přístrojům s magnetickým polem 1,5T, svědčí o tom graf vyšetření na přístroji Siemens Skyra 3T ve FN Plzeň. Velmi časté je i vyšetření srdce a MR angiografie. Magnetická rezonance má důležité místo i v zobrazování poruch pohybového aparátu, především kloubů (koleno, hlezno, rameno, atd.).

Výzkum dále přinesl informaci, že největším dodavatelem magnetických rezonancí v České Republice je společnost Siemens (41% všech přístrojů MR v ČR). Tento fakt vyplývá jak z dotazníků, tak z oficiálních stránek kontaktovaných nemocnic. Hlavním faktorem je nejspíše skutečnost, že společnost Siemens sídlí v Německu, což je jeden ze sousedů České Republiky a náklady na přepravu těžkých MR zařízení jsou tak nízké.

Závěr

Tato bakalářská práce byla věnovaná problematice magnetické rezonance. V teoretické části práce byl vysvětlen princip fungování magnetické rezonance a byly popsány základní informace o využití magnetické rezonance v praxi. Praktická část je zaměřená na světové výrobce magnetických rezonancí a přináší přehled aktuálních nabídek pěti největších společností zabývajících se výrobou a výzkumem magnetické rezonance. V uvedených grafech se nachází informace o nejčastějších typech vyšetření v České republice a také poměrné zastoupení jednotlivých firem v České Republice.

Použitá literatura

- 1) NEKULA, Josef. *Radiologie*. 3. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005. 205 s. vysokoškolská skripta. ISBN 80-244-1011-7.
- 2) KLOUDA, Pavel. *Moderní analytické metody*. 2. Ostrava: Pavel Klouda, 2003. ISBN 80-86369-07-2.
- 3) VÁLEK, Vlastimil; ŽIŠKA, Jan. *Moderní diagnostické metody : III.díl Magnetická rezonance*. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. 45 s. ISBN 80-7013-225-6.
- 4) CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika. 1. část*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4.
- 5) SEIDL, Zdeněk; VANĚČKOVÁ, Manuela. *Magnetická rezonance hlavy mozku a páteře*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1106-5.
- 6) MASLIKIEWICZ, Ondřej. *NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE* [online]. [s.l.], 2010. 18 s. Seminární práce. SPŠ Hronov. Dostupné z WWW: <http://fsinet.fsid.cvut.cz/stretech/2010/stretech_2010_sbornik/pdf/1030.pdf>.
- 7) MORSTEIN, Vojtěch; HRAZDIRA, Ivo; CARUANA, Carmel J. *Www.med.muni.cz* [online]. 2009 [cit. 2012-02-20]. Přednášky z lékařské biofyziky. Dostupné z WWW: <www.med.muni.cz/biofyz/doc/lec-cs/MRI_Termografie-fin.ppt>.
- 8) Výzkumná skupina při LF MU v Brně. *Www.fmri.mchmi.com* [online]. c2004 [cit. 2012-02-19]. FMRI Brno. Dostupné z WWW: <http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=12>.
- 9) Magnetická rezonance. *Wikipedie* [online]. 10. 10. 2011 [cit. 2012-01-06]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Rezonance>
- 10) *Magnetic Resonance Imaging* [online]. [cit. 2012-02-13]. Dostupné z: <http://www.mri-portal.com/index.php>
- 11) SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0623-7.
- 12) *Radiology for patients* [online]. 2004 [cit. 2012-02-13]. Dostupné z: <http://www.radiologyinfo.ca>
- 13) MUDR. Mlčoch, Zbyněk. Magnetická rezonance - průběh vyšetření, princip, indikace. *Www.zbynekmlcoch.cz* [online]. 2003 [cit. 2012-03-06]. Dostupné z:

<http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/nemoci-lecba/magneticka-rezonance-prubeh-vysetreni-princip-indikace>

14) MUDR. MAŇASKOVÁ, Dana. Magnetická rezonance - MRI - NMR. *Www.medicinman.cz* [online]. 2010 [cit. 2012-01-16]. Dostupné z: http://medicinman.cz/?p=metody&p_sub=mr

15) *Nuclear magnetic resonance* [online]. 2004, 5.3.2012 [cit. 2012-03-06]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Nuclear_magnetic_resonance

16) Magnetic Resonance - MAGNETOM Family. SIEMENS. *Www.siemens.com* [online]. 2002, 2012 [cit.2012-03-10]. Dostupné z: http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/CategoryDisplay~q_catalogId~e_-

[11~a_categoryId~e_14330~a_catTree~e_100010,1007660,12754,14330~a_langId~e_-11~a_storeId~e_10001.htm](http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/CategoryDisplay~q_catalogId~e_-11~a_categoryId~e_14330~a_catTree~e_100010,1007660,12754,14330~a_langId~e_-11~a_storeId~e_10001.htm)

17) Magnetic resonance. PHILIPS. *Www.usa.philips.com* [online]. 2004, 2012 [cit. 2012-03-10]. Dostupné z: http://www.healthcare.philips.com/us_en/products/mri/

18) Magnetic Resonance Imaging. GE. *Www3.gehealthcare.com* [online]. 2012 [cit. 2012-03-11]. Dostupné z: <http://www.gehealthcare.com/euen/mri/index.html>

19) MRI. HITACHI. *Www.hitachimed.com* [online]. 1995, 2011 [cit. 2012-03-11]. Dostupné z: <http://www.hitachimed.com/products/mri/index.html>

20) MRI. TOSHIBA. *Www.toshiba-medical.eu* [online]. 2012 [cit. 2012-03-11]. Dostupné z: <http://www.toshiba-medical.eu/en/Our-Product-Range/MRI/>

21) MIZEROVÁ, Kateřina. *Magnetická rezonance, zobrazovací metody a použití*. Plzeň, 18.10.2010. Bakalářská práce. Západočeská Univerzita v Plzni.

Seznam zkratek

MR	Magnetic resonance - magnetická rezonance
MRI	Magnetic resonance imaging - zobrazování magnetickou rezonancí
MRA	Magnetic resonance angiography - angiografie na magnetické rezonanci
CT	Computered Tomography - výpočetní tomografie
EKG	Elektrokardiogram
RF	Radiofrekvenční (impuls)
FID	Free Induction Decay - signál volné precese
FOV	Field of View - objem vyšetřované oblasti
SE	Spin - echo sekvence
IRT	Inversion Recovery Technique
SRT	Saturation Recovery Technique
SPT	Partial Saturation Technique
GE	Gradient - echo sekvence
FFE	Fast Field Echo
FLASH	Fast Low Angle Shot
FISP	Fast Imaging with Steady-state Precession
GRASS	Gradient Recalled Aquisition at Steady State
AP	Anterior - posterior -předozadní
RL	Right - left - zprava do leva
LR	Left - right - zleva do prava
T1	Spin - mřížková relaxační doba
T2	Spin - spinová relaxační doba
TR	Repetition time - doba opakujících se impulsů
TE	Time to Echo - čas echa
B_0 [T]	Indukce magnetického pole
L [$\text{kg}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}^{-1}$]	Moment hybnosti
μ [$\text{A}\cdot\text{m}^{-1}$]	Magnetický moment jádra vodíku
μ_T [$\text{A}\cdot\text{m}^{-1}$]	Podélná (longitudinální) magnetizace
μ_T [$\text{A}\cdot\text{m}^{-1}$]	Příčná (transverzální) magnetizace
t [s]	čas

ω_0 [Hz]	Larmorova frekvence precesního pohybu
γ [Hz·T ⁻¹]	Gyromagnetická konstanta jádra
l	Jaderný spin
x, y, z [m]	Prostorové souřadnice

Seznam obrázků

Obr. 1-1 Pohyb protonů v běžném prostředí [3]	11
Obr. 1-2 Pohyb protonů ve vnějším magnetickém poli	12
Obr. 1-3 Rekce protonu na magnetické pole	13
Obr. 1-4 Dodání radiofrekvenčního impulsu	14
Obr. 1-5 Emise rezonančního signálu	14
Obr. 1-6 Schéma relaxace, FID signál [10]	15
Obr. 1-7 Spin-echo frekvence [10]	17
Obr. 1-8 Schéma IRT [10]	18
Obr. 1-9 Schéma SRT [10]	19
Obr. 2-1 MR obraz (mozek) [13]	20
Obr. 2-2 Artefakt na MR obrazu (pohybový) [10]	24
Obr. 3-1 Schéma konstrukce celého MR zařízení [21]	25
Obr. 5-1 Logo Společnosti Siemens [16]	36
Obr. 5-2 Siemens Avanto 1,5T [16]	38
Obr. 5-3 "C" konstrukce MR přístroje MAGNETOM C! 0,35T [16]	39
Obr. 5-4 Přístroj Biograph mMR [16]	40
Obr. 5-5 Logo společnosti Philips [17]	40
Obr. 5-6 Philips Achieva 1,5 SE [17]	42
Obr. 5-7 "otevřená" konstrukce Philips Panorama HFO [17]	43
Obr. 5-8 Použití Philips Panorama HFO v onkologickém vyšetření [17]	44
Obr. 5-9 Schéma zařízení Philips Achieva Mobile MRI [17]	44
Obr. 5-10 Logo společnosti GE [18]	45
Obr. 5-11 "otevřená" konstrukce GE Brivo MR235 0,3T [18]	46
Obr. 5-12 "uzavřená" konstrukce GE Optima MR360 1,5T [18]	47
Obr. 5-13 Logo společnosti Hitachi [19]	48
Obr. 5-14 "otevřená" konstrukce Hitachi Oasis [19]	49
Obr. 5-15 "uzavřená" konstrukce Hitachi Echelon [19]	50
Obr. 5-16 Logo společnosti Toshiba [20]	50