

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. lékařská fakulta

**Bezpečnost magnetické rezonance
pro vyšetřovaného pacienta
Safety of magnetic resonance imaging
for the examined patient**

Vypracoval: Bc. Jakub Staněk

Vedoucí: MUDr. Miroslav Kašpar CSc.

Pracoviště: Radiodiagnostická klinika, Fakultní nemocnice Na Bulovce

Praha, srpen 2011

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma:

„Bezpečnost magnetické rezonance pro vyšetřovaného pacienta“ zpracoval sám, s
příspěním vedoucího práce a konzultanta a používal jsem pouze literaturu
uvedenou v seznamu literatury a odborných pramenů v závěru práce.

V Praze: 28. 7. 2011

.....
podpis diplomanta

Poděkování

Děkuji MUDr. Miroslavu Kašparovi CSc., vedoucímu mé diplomové práce, za vedení, zájem, připomínky a čas, který mi věnoval. Dále děkuji Ing. Petru Soukupovi, který mi pomohl zpracovat naměřená data a vyhodnotit je statisticky.

Poděkování patří také mé rodině a blízkým přátelům za pomoc a podporu během studia.

Anotace

Magnetická rezonance je moderní radiologickou zobrazovací metodou. Umožňuje diagnostikovat patologické změny v lidském těle, aniž by bylo potřeba jakkoliv narušit jeho strukturu.

Hlavní předností magnetické rezonance je, že nevyužívá žádné zdraví škodlivé ionizující záření. Protože je NMR poměrně mladou technologií, nebyly zatím zjištěny žádné škodlivé účinky na lidský organismus. Z fyzikálního hlediska ale vznikají potenciální rizika důsledkem interakce biologických struktur a tkání se statickým, gradientovým magnetickým polem a vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem. Vlivem vývoje metody dochází k zesilování těchto polí uvnitř přístroje.

Diplomová práce se zabývá výzkumem biofyzikálních efektů a potenciálních rizik gradientových magnetických a vysokofrekvenčních elektromagnetických polí využívaných v přístrojích magnetické rezonance. V důsledku interakce těchto polí s biologickými strukturami těl vyšetřovaných pacientů dochází uvnitř jejich těl k tepelné indukci. V diplomové práci je sledována teplota vyšetřovaných částí těl pacientů. Získaná data jsou vyhodnocena pomocí Wilcoxonova neparametrického testu se simulací Monte Carlo.

Abstract

Magnetic resonance imaging is a modern radiological imaging method. It allows to diagnose pathological changes in the human body without any need to disrupt of its structure.

The main advantage of NMR is that it does not use any harmful ionizing radiation. Because NMR is a relatively young technology, any harmful effects have not found yet on the human organism. But from the physical point of view the potential risks arise consequence of biological structures interaction and tissues with the static magnetic field, gradient magnetic field and high frequency electromagnetic field. Due to the development methods it leads to intensification of these fields inside the device.

Master's thesis involved research of biophysical effects and potential risks of static magnetic field, gradient magnetic field and high frequency electromagnetic field used in magnetic resonance. Result interactions of these fields with investigated patients' bodies biological structures leads to heat induction inside their bodies. Temperature of the investigated parts of patient body is monitored. Ascertained data are evaluated by the Wilcoxon non-parametric test with simulation Monte Carlo.

Obsah

1 Úvod	10
1.1 Historie vývoje magnetické rezonance	10
1.2 Základní fyzikální principy NMR	12
1.2.1 Protony a spin	12
1.2.2 Magnetické pole a protony	12
1.2.3 Precese	13
1.2.4 Longitudální magnetizace	15
1.3 Úloha radiofrekvenčního vlnění	15
1.3.1 Rezonance	15
1.3.2 Transverzální magnetizace	16
1.3.3 Návrat do rovnovážného stavu	17
1.3.3.1 T1 – longitudální relaxace	17
1.3.3.2 T2 – transverzální relaxace	18
1.3.4 Druhy RF pulsů	19
1.3.5 Celkový magnetický moment tkání a FID	20
1.4 Rozlišení jednotlivých tkání – T1, T2 a PD vážení	21
1.5 Pulsní sekvence	23
1.5.1 Klasické sekvence	23
1.5.1.1 Spin-echo (SE) sekvence	23
1.5.1.2 Saturation recovery a Partial saturation sekvence	25
1.5.1.3 Inversion recovery (IR) sekvence	25
1.5.2 Rychlé pulsni sekvence a techniky	25
1.5.2.1 Turbo spin-echo (TSE)/Fast spin-echo (FSE) sekvence	26
1.5.2.2 Gradient-echo (GE) sekvence	26
1.5.2.3 Steady state	27
1.5.2.4 Magnetization prepared – gradient echo (MP-GE) techniky	27
1.5.2.5 Multislice	28
1.5.2.6 Techniky paralelní akvizice	28
1.5.2.7 Techniky používající neúplný „sběr“ K-prostoru	28
1.5.3 Ultra-rychlé sekvence	29
1.6 Rekonstrukce obrazu	29
1.6.1 Výběr a šířka zobrazené vrstvy	29
1.6.2 Určení přesné polohy zdroje signálu ze snímané vrstvy	30

1.6.2.1 Frekvenci kódující gradient	30
1.6.2.2 Fázi kódující gradient	31
1.7 NMR tomograf	31
1.7.1 Zdroje statického magnetického pole	33
1.7.1.1 Supravodivé elektromagnety	34
1.7.1.2 Rezistivní elektromagnety	34
1.7.1.3 Permanentní magnety	35
1.7.2 Korekční magnetický systém	35
1.7.3 Gradientový magnetický systém	36
1.7.4 Vysílač a vysílací cívka	37
1.7.5 Snímač a snímací cívka	37
1.7.6 Vysokofrekvenční stínění	38
1.7.7 Magnetické stínění	38
1.8 Zvyšování kontrastu výsledných obrazů NMR	39
1.8.1 Kontrastní látky pro NMR vyšetření	39
1.9 Vyšetření NMR	40
1.9.1 Indikace vyšetření NMR	41
1.9.2 Kontraindikace vyšetření NMR	41
1.9.3 Průběh vyšetření NMR	42
2 Alternativy k NMR	42
2.1 Ultrasonografie	42
2.1.1 Historický vývoj	42
2.1.2 Základní princip	43
2.1.3 Zobrazovací módy	44
2.1.3.1 A mód	44
2.1.3.2 B mód	45
2.1.3.3 M mód	45
2.1.3.4 2D zobrazení	45
2.1.3.5 3D zobrazení	46
2.1.3.6 Dopplerovská ultrasonografie	47
2.1.4 Diagnostické využití	47
2.1.5 Rizika a nežádoucí efekty	48
2.2 Výpočetní tomografie (CT)	48
2.2.1 Historický vývoj	49
2.2.2 Základní princip	49
2.2.2.1 Zpětná projekce (jednoduchá)	50
2.2.2.2 Filtrovaná zpětná projekce	51
2.2.3 Popis CT tomografu	51
2.2.4 Diagnostické využití	52
2.2.5 Rizika a nežádoucí efekty	52

3 Diplomová práce	53
3.1 Radiodiagnostická klinika ve FN Na Bulovce	54
3.1.1 Pracoviště magnetické rezonance ve FN Na Bulovce	55
3.1.1.1 Magnetom Avanto	55
3.1.1.2 Průběh vyšetření na NMR ve FN Na Bulovce	56
3.2 Biofyzikální efekty statického magnetického pole	57
3.3 Biofyzikální efekty gradientového magnetického pole	58
3.4 Biofyzikální efekty vysokofrekvenčních elektromagnetických polí	58
3.5 Postup měření	59
3.6 Vyšetření bez použití kontrastních látek	60
3.6.1 Vyhodnocení změn teplot během prvních fází vyšetření	60
3.6.2 Vyhodnocení změn teplot během všech fází vyšetření	63
3.6.3 Vyhodnocení změny teploty mezi začátkem a koncem vyšetření	66
3.7 Měření za použití kontrastních látek	68
3.7.1 Vyhodnocení změn teplot během prvních fází vyšetření	68
3.7.2 Vyhodnocení změn teplot během všech fází vyšetření	71
3.7.3 Vyhodnocení změny teploty mezi začátkem a koncem vyšetření	74
3.8 Dotazník	76
3.8.1 Vyhodnocení	76
4 Shrnutí a diskuze	78
5 Vývoj do budoucna	79
6 Závěr	80

Seznam použité literatury a informačních pramenů	81
Seznám obrázků	83
Seznam grafů a tabulek	87
Seznam příloh	89

1 Úvod^[1]

Magnetická rezonance (NMR) je moderní radiologická zobrazovací metoda, která umožňuje diagnostikovat patologické změny v lidském těle, aniž by bylo potřeba jakkoliv narušit jeho strukturu. Lůžko s pacientem je vloženo do silného a homogenního elektromagnetického pole. Následně jsou do jeho těla vysílány krátké radiofrekvenční pulsy. Během přestávky mezi nimi je snímán signál, který vyzařuje pacientovo tělo, jež je následně využíván k rekonstrukci obrazu.

Největším světovým výrobcem NMR tomografů je společnost General Electric. V České republice jsou nejvíce zastoupeny tomografy od Siemensu a General Electric. Dalšími výrobci jsou Philips, Toshiba, Hitachi.

1.1 Historie vývoje magnetické rezonance

Historický vývoj magnetické rezonance lze rozdělit do tří fází. V první fázi byly objeveny fyzikální a biologické vlastnosti magnetické rezonance. Ve druhé fázi byly vytvořeny metody, jak pomocí NMR zobrazit zkoumané objekty a ve třetí fázi byly objeveny optimalizační metody a došlo k rozšíření na funkční NMR a traktografii.

Objevitelem základních jevů, na kterých stojí celá technologie NMR byl Wolfgang Pauli. První Pauliho práci byla analýza Einsteinovy teorie relativity. Tato analýza byla veřejností dobře přijata a Pauli za ní dostal v roce 1945 Nobelovu cenu. Pauli objevil kvantové chování částic a všiml si rozdílů v chování částic různých materiálů. V roce 1924 vyslovil myšlenku, že se atomová jádra otáčejí a vytvářejí vlastní slabá elektromagnetická pole.

Pauliho myšlenka zaujala mnoho fyziků, kteří začali magnetismus atomových jader blíže zkoumat. Nejzásadnějšími se staly úspěšné pokusy Isidora Rabi v roce 1938. Uvědomil si a navrhl postup, jak detekovat a také změřit magnetickou rotaci atomových jader. Upravil uspořádání přístroje, který používali při svých pokusech jiní fyzikové. Do proudu plyných částic, které byly odrazené pomocí elektromagnetu k detektoru, Rabi přidal další elektromagnet. Elektromagnet měl proměnné parametry, čímž bylo umožněno velmi rychle měnit intenzitu elektromagnetického pole.

¹ kapitola vychází především ze zdrojů 1, 2 a 3

Kombinací intenzity elektromagnetického pole a frekvencí oscilátoru se náhle proud částic začal vychylovat. Rabi používal specifickou rezonanční frekvenci a dodával elektromagnetickou energii protonům. Zejména kombinace intenzity a frekvence elektromagnetického pole se u jednotlivých prvků lišila. Tím prokázal existenci magnetického spinu a pomocí elektromagnetických polí různých parametrů jev demonstroval. Pokusem také předvedl, jak identifikovat gyromagnetický poměr jednotlivých prvků.

Během druhé světové války výzkumy okolo magnetismu utichly, ale ke konci roku 1945 se začaly zase rozbíhat. V následujícím roce nezávisle na sobě Edward Purcell z Univerzity ve Stanfordu a Felix Bloch z Harvardské univerzity provedli průlomové zjištění. Tím bylo, že jev magnetické rezonance, tak jak jí demonstroval Rabi ve svých pokusech platí i v pevných materiálech. V prosinci roku 1946 si Bloch podal žádost o patent na první NMR spektrometr. Na dalších výzkumech NMR společně s Purcellem začal pracovat Hermann Carr, Saul Meiboom a Gill. Jejich výzkumy vedly k vývoji pulsní radiofrekvenční sekvence tzv. „CPMG sekvence“, podle níž jde zjistit úbytky elektromagnetického pole v jednotlivých materiálech bez ohledu na to, v jakém okolním prostředí se nachází.

Jednou z věcí, kterou lze pomocí tohoto postupu změřit je tzv. „spin echo“. To dokázal ve svých pokusech Erwin Hahn.

V medicíně se historie magnetické rezonance začíná počítat od roku 1973. Tehdy Paul Lauterbur uveřejnil v časopise Nature dvojici průlomových článků o pokusech o zobrazování pomocí magnetické rezonance. Lauterbur objevil, že gradienty v magnetickém poli mohou být použity pro rekonstrukci 2D obrazu a Sir Peter Mansfield analyzoval gradienty za pomoci matematiky. V roce 2003 byli oba za jejich přínos v použití magnetické rezonance oceněni Nobelovou cenou.

1.2 Základní fyzikální principy NMR

1.2.1 Protony a spin

Atomy prvků se skládají z obalu a jádra. V obalu jsou na elektronových drahách rozmístěné elektrony a v jádře se nacházejí neutrony a protony. Ty jsou pro magnetickou rezonanci nepostradatelné. Protony mají tzv. „jaderný spin“. To znamená, že stále rotují okolo své osy a díky tomu rotuje i jejich vlastní elektrický náboj. Proton okolo sebe indukuje slabé magnetické pole, které má svůj směr a dalo by se přirovnat k tyčovému magnetu. Působením vnějšího magnetického pole se severní pól malého magnetického pole natočí k jižnímu pólu vnějšího magnetického pole. Pro změnu polarity je nutné z vnějšího prostředí dodat energii. Frekvence těchto energií spadají do oblasti radiových vln a aby došlo k rezonanci musí mít impuls specifickou energii.

V současné době pro zobrazení lidského těla využívá magnetická rezonance atomy vodíku se spinovým číslem rovnajícím se $\frac{1}{2}$. To je podmíněné jeho fyzikálními vlastnostmi a značnou přítomností v lidském těle.

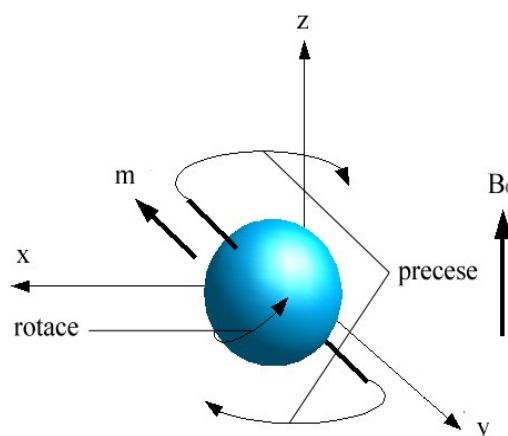
1.2.2 Magnetické pole a protony

Mimo vnější magnetické pole jsou magnetická pole protonů postavená do náhodných směrů. Po umístění do silného vnějšího magnetického pole se směr magnetických polí protonů nastaví rovnoběžně se směrem vnějšího magnetického pole. Pro lepší představení to jde přirovnat ke střežce kompasu. Tím, že protony patří mezi elementární částice, platí na ně zákony kvantové mechaniky. Díky tomu může protonové magnetické pole směřovat jak paralelně, tak i antiparalelně vůči vnějšímu magnetickému poli. Paralelní uspořádání je méně energeticky náročné, proto je více protonových magnetických polí nastaveno tímto směrem, ale i tak je rozdíl v jejich počtu relativně malý.

1.2.3 Precese

Kromě toho, že protony na které působí vnější magnetické pole jsou paralelně nebo antiparalelně uspořádané a rotují okolo své osy vykonávají ještě jeden pohyb. Ten se nazývá precese. Je to fyzikální jev při němž se působením vnějších sil mění orientace osy protonu v prostoru.

Působí-li na rotující proton obecně orientovaná dvojice vnějších sil, jde tyto síly rozložit na rovnoběžnou složku s osou rotace a složku kolmou k této ose. Podle své orientace rovnoběžná složka zrychluje nebo brzdí rotaci protonu a kolmá složka způsobuje změnu orientace osy



Obr. 1: Jednoduché schéma rozdílu rotace a precese

protonu. Rychlost, s jakou protony vykonávají tento pohyb, se nazývá precesní frekvence. Tu jde matematicky vyjádřit tzv. Larmorovou rovnicí:

$$\Omega_0 = \gamma \cdot B$$

Ω_0 je uhlová frekvence ($\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$), γ je tzv. gyromagnetická konstanta (MHz/T), B je velikost vnějšího magnetického pole.

Pro frekvenci precesního pohybu tzv. Larmorovu frekvenci (Hz) následně dostaneme:

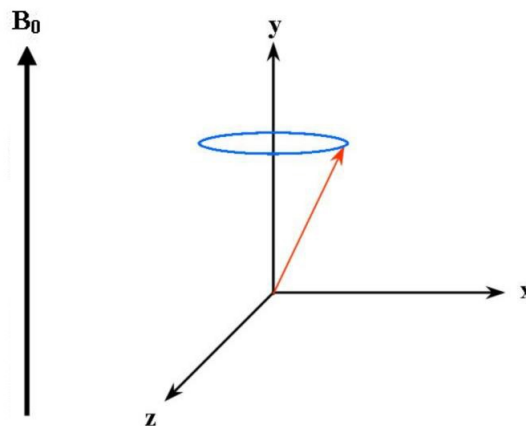
$$\nu_L = \frac{\gamma \cdot B}{2\pi}$$

Z rovnice vyplývá, že precesní frekvence je přímo úměrná síle vnějšího magnetického pole a gyromagnetická konstanta je pro různé prvky odlišná. Pro atomy vodíku je to 42.5 MHz/T

K popisu fyzikální podstaty zobrazování NMR se používá zjednodušené grafické zobrazení (obr. 2). Pro lepší názornost se proton nahradí vektorem a vloží se do vztažené soustavy xyz, která je umístěna v silném vnějším magnetickém poli.

Vektor na obrázku ukazuje směr a velikost síly protonového magnetického pole a modrým kruhem je znázorněna trajektorie precese protonu.

Ten samý obrázek je možné použít pro další zjednodušení. Jak už

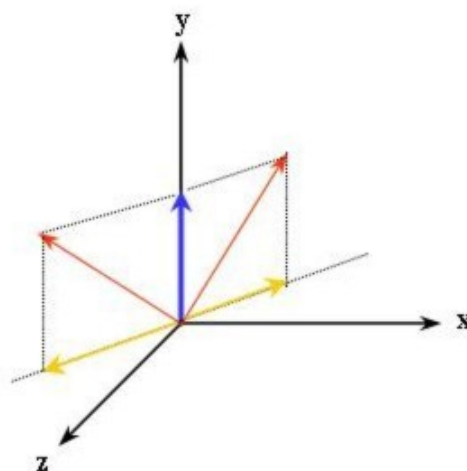


Obr. 2: Zjednodušené schéma postavení protonu v prostoru

bylo napsáno, protony se ve vnějším magnetickém poli uspořádají antiparalelně nebo paralelně vůči jeho směru. Vektory protonů, které jsou uspořádány vůči sobě opačně se navzájem vyruší. Protože paralelně uspořádaných protonů je více, tak vektor na obrázku znázorňuje směr i velikost magnetické síly dané tkáně v lidském těle.

Ve skutečnosti tento sumační vektor není nakloněný, jak ukazuje obrázek 2, ale leží na ose y (obr. 3, modrá šipka). Příčinou je, že vzájemně se nevyruší jen vektory nad rovinou xy, ale každý paralelně postavený proton je vyrušený svým antiparalelním

protějškem. Důsledkem je, že v rovině xy neexistuje žádný sumační vektor magnetické síly. Chaotická precese, což jsou síly, které působí proti sobě, se navzájem vyruší (viz barevné šipky obr. 3).



Obr. 3: Vzájemné vyrušení magnetických sil v rovině xy

1.2.4 Longitudální magnetizace

Člověk nebo část jeho těla, která je vystavena silnému homogennímu magnetickému poli se stane jakýmsi magnetem a začne vytvářet vlastní magnetické pole. Směr tohoto magnetického pole je rovnoběžný se směrem vnějšího magnetického pole. Tento jev označujeme jako longitudální magnetizaci. V porovnání se silou vnějšího magnetického pole je síla magnetického pole vyšetřovaného člověka velmi slabá, ale je zdrojem signálu, který umožní pohled dovnitř pacientova těla.

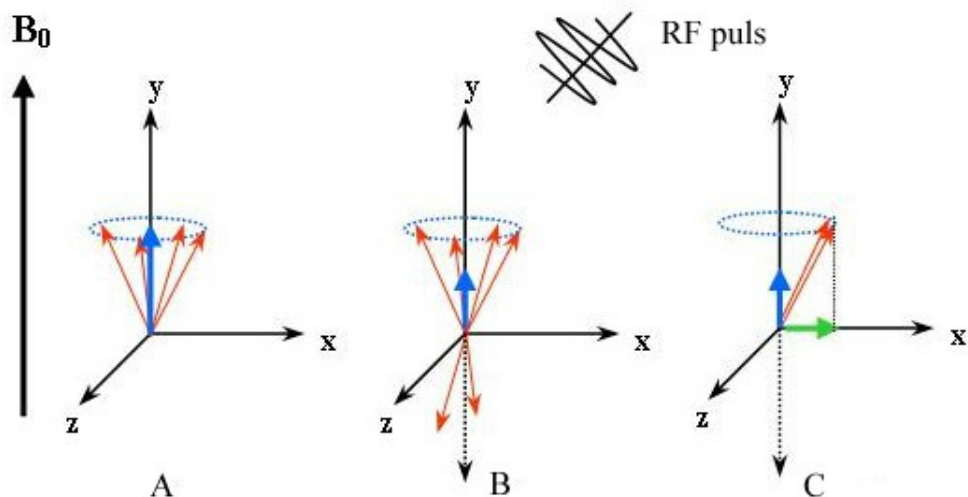
1.3 Úloha radiofrekvenčního vlnění

Během vyšetření se do pacienta vysílají krátké elektromagnetické pulsy. Jejich frekvence spadá do oblasti radiových vln. Ty jsou nazývány radiofrekvenčními nebo jen RF pulsy. Jejich úkolem je dodat protonům určité množství energie a uspořádat jejich precesi.

1.3.1 Rezonance

Aby došlo k přenosu energie, musí mít RF pulsy shodnou frekvenci s frekvencí protonové precese. Musí být v rezonanci.

Po vyslání RF pulsu některé protony, které již jsou uspořádané paralelně vůči vnějšímu magnetickému poli získají potřebnou energii a přetočí se do antiparalelní polohy (obr. 4B). Následkem toho dojde ke snížení, vyrovnání nebo ke změně poměru mezi paralelně a antiparalelně postavenými protony a obrácení směru nebo až vymizení longitudální magnetizace.



Obr. 4: Efekt RF pulsu na postavení a precesi protonů

1.3.2 Transverzální magnetizace

Dalším významným důsledkem působení RF pulsu je, že chaotická precese protonů se synchronizuje a všechny protony začnou vykonávat precesi ve stejné fázi (obr. 4C). Tím dojde ke vzniku vektoru magnetické síly, jež je kolmý vůči směru siločar vnějšího magnetického pole i k vektoru longitudální magnetizace. Vektor transverzální magnetizace nesměruje stále stejným směrem, ale rotuje a rychlost jeho rotace je shodná s rychlostí protonové precese.

RF puls způsobí snížení longitudální a vznik transverzální magnetizace. Tím, že se vektor transverzální magnetizace pohybuje, dochází k indukci elektrického proudu a tento proud má shodnou frekvenci s frekvencí precese.

1.3.3 Návrat do rovnovážného stavu

Ihned po vyslání RF pulsu dojde ke snížení až vymizení longitudální magnetizace a vznikne transversální magnetizace. Po skončení působení RF pulsu se systém snaží co nejrychleji dostat zpět do rovnovážného stavu. To je stav s nejmenší energetickou náročností - „relaxace“. Dochází zpět k obnovení longitudální magnetizace a transversální magnetizace mizí. Ještě je nutné poznamenat, že longitudální a transversální magnetizace jsou dva navzájem nezávisle fyzikální jevy.

1.3.3.1 T1 – longitudální relaxace

Po ukončení dodávky energie RF pulsem protony vyzařují nadbytečnou energii a nastavují se zpět do paralelního postavení vůči vnějšímu magnetickému poli. Dochází tím k tepelné indukci a výsledkem je vzrůst longitudální magnetizace v čase.

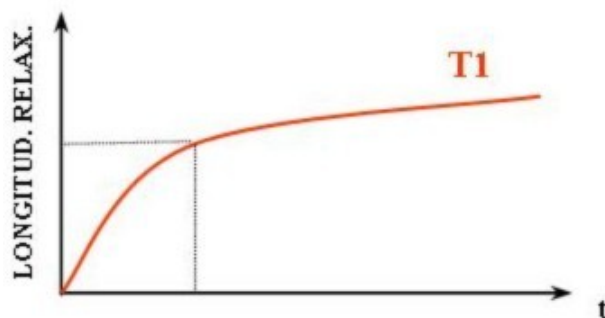
Vyzařovaná energie se postupně dostává do okolí, které označujeme jako mřížku, proto se tento jev také může nazývat „relaxací spin-mřížky“.

Na obr. 5 je znázorněný vzrůst longitudální relaxace po RF pulsu. Tato křivka se také může nazývat T1 křivkou.

Jako T1 značíme také časovou konstantu, jež udává, za jak dlouho tkáň dosáhne 2/3 své původní longitudální relaxace.

Časová konstanta nebo také relaxační

čas T1 je 2 - 12x kratší než relaxační čas T2. T1 má v biologických tkáních dobu trvání v rozsahu od 200 do 2000ms a jeho délka závisí na struktuře a uspořádání tkáně. Vyzařování energie probíhá rychleji, když se precesní frekvence protonů přiblíží precesní frekvenci mřížky. Pokud se v okolí protonů nachází látka s malými a rychle se pohybujícími molekulami (např. voda), tak je vyzařování energie protony velmi pomalé a těžkopádné. Voda



Obr. 5: Křivka průběhu longitudální relaxace po skončení RF pulsu

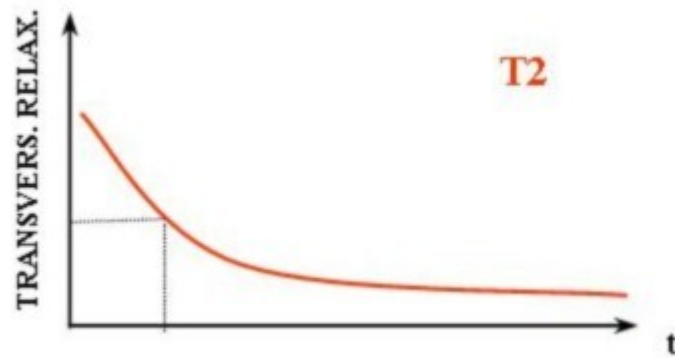
má tedy dlouhý T1 relaxační čas. Když se ale molekuly mřížky zvětšují, tak se vyzařování energie protony začíná zrychlovat a stává se méně těžkopádnou. U tuků je T1 relaxační čas velmi krátký. Za to mohou uhlíkové vazby na koncích dlouhých řetězců karboxylových kyselin. Většina tkání v lidském těle je složena ze středně velkých molekul. Nutno poznamenat, že T1 relaxační závisí také na síle vnějšího magnetického pole. Čím je vnější magnetické pole silnější, tím je T1 relaxační čas delší. V silnějším vnějším magnetickém poli je vyšší precesní frekvence.

1.3.3.2 T2 – transversální relaxace

Ihned po skončení RF pulsu se protony, které rotovaly synchronizované ve stejné fázi, se začnou „rozcházet“. Následkem toho je pokles transversální magnetizace v čase. Zde je příčina trochu složitější než u longitudální magnetizace. Je pro to hned několik důvodů. Za prvé: i v tom nejideálnějším případě vnější magnetické pole není úplně homogenní, což způsobuje rozdíly v precesních frekvencích jednotlivých protonů. a za druhé: každý proton je jinak ovlivňován anomáliemi magnetického pole v tkáních ve svém okolí (odlišná struktura, distribuce molekul a vlastní drobná magnetická pole). Efekt je shodný jako při odlišných frekvencích precese. Tyto dvě příčiny způsobí, že po skončení RF pulsu dojde k velmi rychlé desynchronizaci (rozfázování) protonů a dojde k poklesu transversální magnetizace.

T2 transversální relaxace se také může označovat jako spin-spin relaxace a vyjadřuje také jednu z příčin spinové interakce.

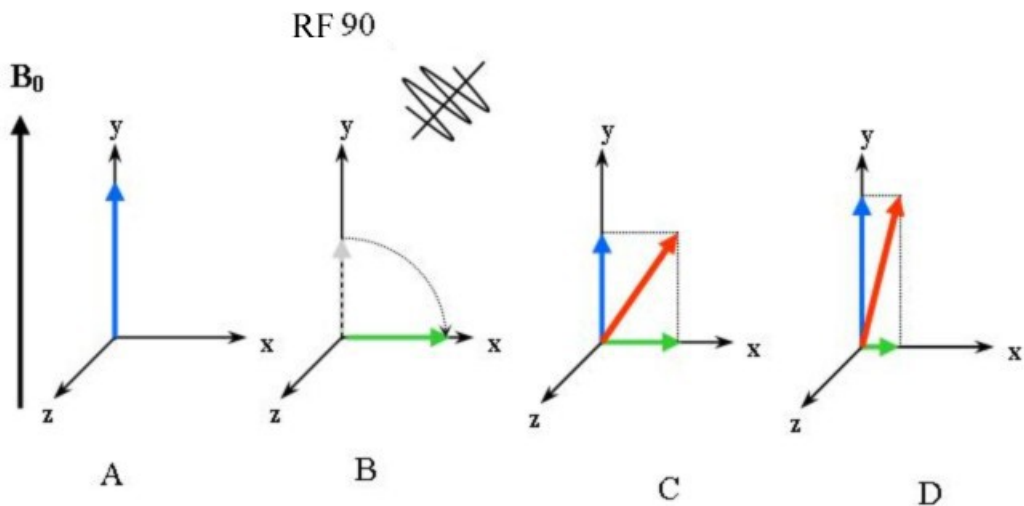
Stejně jako v případě longitudální magnetizace lze změny v čase znázornit pomocí T2 křivky (obr. 6) a existuje zde T2 časová konstanta. Ta udává, za jak dlouho klesne v dané tkáni transversální magnetizace na 1/3 původní maximální hodnoty. T2 relaxační čas je až 12x delší než T1 relaxační čas. Trvá od 30 do 150ms. Třeba voda má kromě dlouhého T1 relaxačního času dlouhý i T2 relaxační čas. Delší relaxační čas T2 je podmíněn tím, že menší molekuly i jejich magnetická pole se pohybují rychleji. Rychlejším pohybem dochází k homogenizaci magnetického pole. Voda tedy nemá žádné rozsáhlejší nehomogenity magnetického pole, které by T2 relaxační čas zkracovaly.



Obr. 6: Křivka poklesu transverzální magnetizace po skončení RF pulsu

1.3.4 Druhy RF pulsů

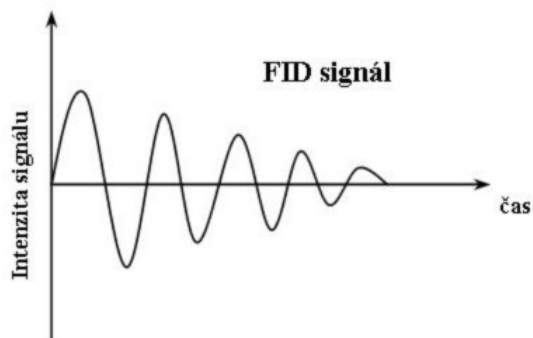
RF pulsů existuje několik typů. Jedním ze základních pulsů je tzv. 90° puls nebo RF90. Ten protonům dodá množství energie, které vyruší longitudální magnetizaci. V tkáni bude stejný poměr protonů s paralelně a antiparalelně uspořádanými magnetickými poli. Současně dojde ke vzniku transverzální magnetizace. Pro zjednodušení to lze popsat jako, když RF puls přetočí vektor longitudální magnetizace o 90° , čímž ho přetvoří na transverzální. Existuje ještě mnoho dalších typů RF pulsů. Dalším významným je tzv. 180° puls nebo RF180. Ten dodá takové množství energie, že dojde k prohození poměru paralelně a antiparalelně uspořádaných magnetických polí protonů a otočí vektor longitudální magnetizace o 180° .



Obr. 7: Změny longitudální a transverzální relaxace po RF90 a vznik vektoru celkového magnetického momentu tkání

1.3.5 Celkový magnetický moment tkání a FID

Přestože jsou T1 a T2 relaxace navzájem nezávislé procesy, tak po skončení RF pulsu probíhají současně. Když dojde k použití RF90, jež překlápí vektor longitudální magnetizace na transverzální se systém po jeho skončení začne automaticky navracet do rovnovážného stavu (obr. 7). Transverzální magnetizace klesá. Protony se desynchronizují a longitudální magnetizace začíná sílit. Protony vyzařují přebytečnou energii do mřížky. T1 a T2 vytvoří jeden společný vektor, který tvoří celkový magnetický moment tkáně. Tento vektor není statický, ale také rotuje se shodnou frekvencí jako je precesní frekvence. Následkem toho je, že se „hrot“ společného vektoru spirálovitě zdvihá. Zároveň se také zmenšuje jeho úhel vůči směru působení externího magnetického pole a postupně splyne s plně obnovenou longitudální magnetizací. Pro lepší představení by šlo pohyb popsat jako spirálu na povrchu kuželu, který začíná u jeho základny a končí na jeho špici.



Obr. 8: Signál FID

Tím, že tento magnetický vektor rotuje, dochází v citlivých přijímacích cívkách k indukci elektrického proudu. To je požadovaný signál. Má stabilní frekvenci, která je shodná s precesní frekvencí. S postupně klesající frekvencí se stejně jako vektor magnetického momentu odklání od transverzální roviny (obr. 8) a označuje se jako FID signál (free induction decay). Intenzita tohoto signálu je závislá na velikosti transverzální a longitudální magnetizace. Proto v dalším textu upouštím při označování T1 a T2 křivek jako „velikost magnetizace“ a začínám ho označovat výrazem „intenzita signálu“.

1.4 Rozlišení jednotlivých tkání – T1, T2 a PD vážení

Aby bylo možné rozlišit v lidském těle jednotlivé druhy tkání, využívá se k tomu rozdílné intenzity signálu.

Do těla vyšetřovaného pacienta je vyslán RF90. Tím dojde k zániku longitudální a vzniku transverzální magnetizace. Jestliže budeme dostatečně dlouhý čas čekat, dojde ve všech tkáních zpět k obnově longitudální magnetizace. Když se v následujícím čase opět do pacientova těla vyšle RF90, detekovaný signál bude opět shodný. Doba mezi dvěma RF pulsy se označuje jako TR (time to repeat). Když nebude TR dostatečně dlouhý a longitudální magnetizace se nestihne ve všech tkáních plně obnovit, bude po druhém RF90 detekovaný signál slabší. Tímto způsobem je tedy možné rozlišit různé tkáně na základě jejich longitudální magnetizace v T1. Za krátký TR se považuje čas kratší než 500ms a za dlouhý čas se považuje doba delší než 1500ms.

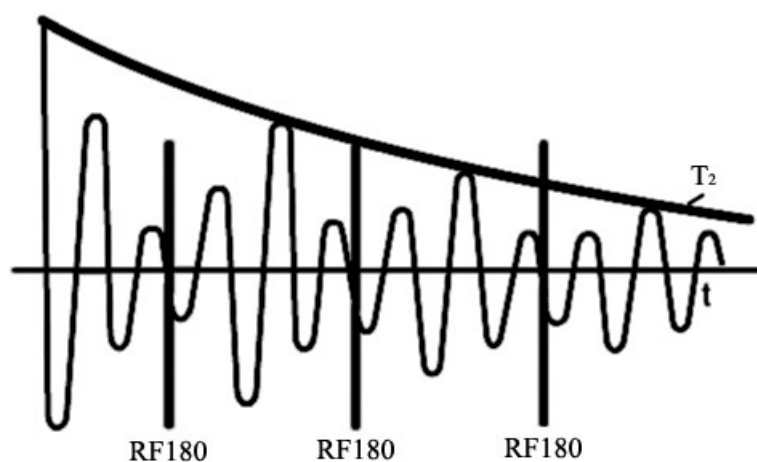
Použití více než jednoho RF pulsu se nazývá jako pulsní sekvence. Pulsních sekvencí existuje mnoho typů s odlišnými RF pulsy a TR dobami. Typem pulsní sekvence určíme, jaký charakter bude mít sejmutý signál z vyšetřovaných tkání. Výše popsaná sekvence ze dvou RF90 s nedostatečně dlouhou TR umožňuje rozlišit jednotlivé typy tkáně pomocí T1. Obraz, který vznikne, se nazývá T1 váženým obrazem. Čím je rozdíl v T1 jednotlivých tkání větší, tím větší bude i kontrast v obraze mezi jednotlivými typy tkání.

Kromě T1 váženého obrazu jde pomocí příslušných pulsních sekvencí vytvořit T2 a PD (proton density) vážené obrazy. Příslušnými pulsními

sekvencemi (váženými) se dají tyto jednotlivé vlastnosti tkání potlačit nebo zvýraznit. Jednotlivé pulsní sekvence vybírá obsluhující personál podle toho, jaké tkáně v pacientově těle potřebuje zobrazit.

Pulsní sekvence T2 váženého obrazu začíná RF90. Po ukončení pulsu začne docházet k desynchronizaci protonové precese a dochází k slábnutí transverzální magnetizace. Po určeném čase, který se označuje jako $TE/2$ následuje RF180. Následkem toho protony obrátí směr svého pohybu. Po určitém čase, který je stejně dlouhý jako $TE/2$ dojde znova k protonové synchronizaci a objeví se transverzální magnetizace. Silný signál, který je pomocí snímacích cívek v této chvíli sejmутý se nazývá jako spin-echo. Následně se protony opět desynchronizují. Protony jde opět synchronizovat pomocí dalšího RF180 a sejmout další spin-echo. Výsledná křivka je ukázána na obr. 9. Z obrázku je patrné, že intenzita signálu jednotlivých spin-echo klesá. Příčinou toho je, že RF180 neutralizuje jen vlivy, které způsobují protonovou desynchronizaci. Ty jsou konstantní a jsou to jen změny způsobené nehomogenitou vnějšího magnetického pole. Měnicí se lokální magnetické pole v tkáních není tímto pulsem neutralizované. T2 křivka je znázorněna na obr. 9.

Při použití pulsní sekvence složené z RF90 a RF180 (jen s jedním spin-echem) a křivkou vedenou jen po vrcholech sinusoidy signálu nad osou x, která vyjadřuje běh času je výsledkem křivka T2. Ta vyjadřuje pokles transverzální magnetizace podmíněný vlastnostmi lokálních magnetických polí tkání a má velký význam pro zobrazování pomocí magnetické rezonance.



Obr. 9: Vznikající T2 křivka jako výsledek pulsní sekvence pro vznik T2 váženého obrazu

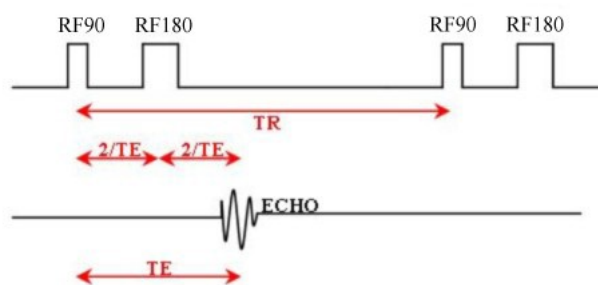
Doba od ukončení RF90 až po snímání signálu se označuje jako TE (time to echo) a skládá se ze dvou stejných časových úseků $TE/2$. TE lze zvolit podle toho, jak chceme, aby byl vážený výsledný obraz. Čím kratší je tato doba tím vyšší je intenzita echa a čím delší je TE, tím je intenzita echa slabší. Toto je znázorněno na obr. 6 a 9.. Když je doba TE příliš krátká, tak ve výsledném obrazu dojde ke ztrátě kontrastu, protože rozdíly v transverzální magnetizace se nestihnou vytvořit.. Když je doba TE příliš dlouhá, tak echo je příliš slabé a snižuje se schopnost detekčních cívek odlišit echo od okolního šumu. Obraz je zrnitý a má nízký rozestup signál – šum (SNR – signal to noise ratio).

1.5 Pulsní sekvence

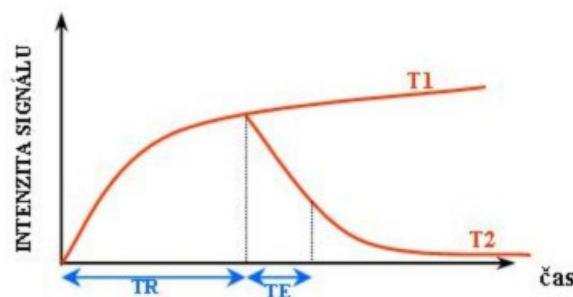
1.5.1 Klasické sekvence

1.5.1.1 Spin-echo (SE) sekvence

Sekvence se skládá z jednoho RF90 a jednoho nebo více po sobě jdoucích RF180. Na obr. 10 je znázorněný průběh sekvence v čase, včetně označení jednotlivých dob. Patří mezi základní pulsní sekvence používané během zobrazování pomocí magnetické rezonance. S její pomocí se dají získat nejen T2, ale i T1 a PD vážené obrazy.



Obr. 10: Schéma spin-echo sekvence



Obr. 11: Vztah T1, T2 křivky a TR, TE časů

Následující obrázek (obr. 11) poskytuje představu jak jde získat jednotlivé druhy vážených obrazů pomocí úpravy délek TE a TR. Zobrazuje, že intenzita signálu (velikost longitudální magnetizace) T1 je určovaná délkou TR. Ta udává, jak velké množství longitudální magnetizace bude změněné pomocí RF90 a bude tvořit základ pro T2 transverzální magnetizaci. Intenzitu signálu T2 určuje délka TE.

- Dlouhá TR, krátká TE – při dlouhé TR (2–3s), tkáň s rozdílnou longitudální relaxací (T1) longitudální magnetizaci plně obnoví a rozdíly T1 výsledný obraz nebudou nijak ovlivňovat. Současně díky krátké TE se změny transverzální magnetizace (T2) v jednotlivých tkáních nejsou schopné projevit. Výsledný obraz tedy nebudou i rozdíly v T2 nijak ovlivňovat. Kontrast výsledného obrazu je hlavně ovlivněný rozdíly v protonové hustotě jednotlivých tkání. Vznikne tedy PD vážený obraz.
- Dlouhá TR, dlouhá TE – při dlouhé TR (2-3s), tkáň s rozdílnou longitudální relaxací (T1) longitudální magnetizaci plně obnoví a rozdíly T1 výsledný obraz nebudou nijak ovlivňovat. Současně díky dlouhé TE se změny transverzální magnetizace (T2) v jednotlivých tkáních mají dostatek času, aby se projevíly. Vznikne tedy T2 vážený obraz.
- Krátká TR, krátká TE – při krátké TR (300-800ms) nestihne ve všech tkáních dojít k plnému obnovení longitudální magnetizace. V okamžiku dalšího RF90 dojde k projevení rozdílů v T1. Současně díky krátké TE se změny transverzální magnetizace (T2) v jednotlivých tkáních nejsou schopné projevit. Vznikne T1 vážený obraz. Doba TE má limit ve svém minimálním trvání, protože je nezbytná doba pro vyslání RF180 a v projevení se jeho účinků.
- Krátká TR, dlouhá TE – takové nastavení délek trvání TR a TE dob je sice možné, ale bez účelu. Krátká TR způsobí jen slabou longitudální magnetizaci a následná dlouhá TE, už i tak slabý signál ještě zeslabí. Následkem toho snímaný signál zmizí v šumu okolního prostředí. Vznikne tedy naprosto nepoužitelný obraz.

1.5.1.2 Saturation recovery a Partial saturation sekvence

Jedná se o typy pulsních sekvencí, které používají jen RF90. V praxi se nevyužívají a jediný rozdíl mezi nimi je v délce TR. Saturation recovery má dlouhou TR, čímž ve všech tkáních dojde k plnému obnovení longitudální magnetizace před dalším RF90. Výsledkem je PD vážený obraz. U partial saturation je naopak TR krátká a ve všech tkáních nedojde k plnému obnovení longitudální magnetizace. Výsledkem je T1 vážený obraz.

1.5.1.3 Inversion recovery (IR) sekvence

Jedná se o otočenou SE sekvenci. Začíná RF180, po které následuje RF90. RF180 přetočí vektor longitudální magnetizace proti vektoru vnějšího magnetického pole. Aby šlo sejmout měřitelný signál, dojde k vyslání RF90. V tkáních s kratší T1 bude docházet k indukci slabšího signálu, protože RF90 přetočí transversálně jen vektor zbytkové magnetizace.

To, jaký bude mít výsledný obraz charakter, rozhoduje tzv. inverzní čas (TI). To je doba mezi RF180 a RF90. TR je zde doba mezi dvěma RF180. Při použití této pulsní sekvence vzniká T1 vážený obraz. Stejně jako partial saturation vytváří větší kontrast mezi tkáněmi s různou T1 a umožňuje velmi dobré rozlišení bílé a šedé mozkové hmoty.

1.5.2 Rychlé pulsní sekvence a techniky

Pulsní sekvence, které byly v textu výše popsány mají zásadní nevýhodu. Mají dlouhou akviziční dobu, jsou „pomalé“. Pulsní sekvence trvají dlouho, slabý snímaný signál vyžaduje opakované snímání stejných oblastí, aby došlo ke zvýšení odstupů požadovaného signálu od okolních šumů a akviziční čas vzrůstá se zvyšováním rozlišení jednotlivých obrazů. To vede k tomu, že vyšetření trvá dlouho a pacient většinou nevydrží bez hnutí. Následkem toho jsou v obrazech chyby a obrazy jsou neostré. K tomu ještě vyšetřovaný pacient vykonává pohyby, které nejde nijak ovlivnit, dýchání, srdeční činnost, pohyb střev a další. Částečným řešením je použití pulsních sekvencí jako jsou FLASH (fast low angle shot) nebo GRASS (gradient recalled acquisition steady state).

Rychlé pulsní sekvence se snaží o zkrácení doby TR, která způsobuje

největší zdržení v průběhu vyšetření. To znamená mnohé technické problémy. Jedním z nich je, že zkrácení doby TR s sebou nese i zkrácení doby pro obnovu longitudální magnetizace a tím pádem i slabší signál. Dalším problémem je, že nelze použít RF180 k vytvoření echa, jako v průběhu SE sekvence.

1.5.2.1 Turbo spin-echo (TSE)/Fast spin-echo (FSE) sekvence

Při použití SE sekvence pro pořízení T2 váženého obrazu je nepodstatné, jestli je doba TE 60 nebo 100ms. Sejmутý signál je hodně podobný.. Vícenásobná echa využívají FSE nebo TSE sekvence pro vyplnění K-prostoru potřebnými daty k rekonstrukci obrazu. Zkrácení doby trvání pulsní sekvence je přímo úměrné počtu použitých RF pulsů. U T2 vážených obrazů TSE/FSE nahradily klasické SE pulsní sekvence. Proti ní mají jen jednu významnější nevýhodu. Nejsou tolik citlivé pro zachycení vnitřních krvácení. Ztráta menších detailů v obraze je vyvážená zlepšením kontrastu a zlepšením prostorového rozlišení. T2 vážený obraz sejmутý pomocí TSE/FSE má ještě do jisté míry jednu negativní vlastnost. U tukových tkání dochází ke zvýšení intenzity signálu. Také je zde využitý magnetizační transfer, což vede ke zlepšení kontrastu výsledného obrazu.

Kombinace IR s TSE/FSE sekvencemi se nazývají jako TIR nebo TIRM. Tyto sekvence se používají k potlačení zobrazení likvoru nebo tuku v obraze.

Sekvence TSE/FSE se kombinují i s dalšími metodami pro zkrácení doby trvání. Těmi jsou techniky neúplného sejmутí K-prostoru. Kombinace se nazývá HASTE a bude blíže popsána v následující kapitole. Používají se i pulsní sekvence kombinující TSE/FSE s gradient-echo (GE).

1.5.2.2 Gradient-echo (GE) sekvence

V této sekvenci je RF180 nahrazený magnetickým gradientem. K existujícímu vnějšmu magnetickému poli je přidáno na krátkou dobu další magnetické pole. Následkem toho dojde k řízenému zvýšení nehomogenity a k rychlejšímu zániku transverzální magnetizace. Dojde ke zkrácení T2. Gradient se následně odstraní a za krátkou dobu se opět k magnetickému

poli přidá, má stejnou sílu, ale jeho vektor míří opačným směrem. V podstatě to má stejný efekt jako RF180, ale není potřeba tak dlouhá doba, jako při použití RF180. Výsledkem je tzv. gradientové echo (GE). Čím delší je zde TE, tím více je výsledný T2 obraz vážený. Místo RF90, který způsobí kompletní vymizení longitudální magnetizace, se zde používá RF10-30. Longitudální magnetizace zcela nevymizí, ale je dost silná i pro následující pulsní série a to i v případě velmi krátké TR. Současně je i RF puls kratší. Vzniklý obraz T1 je více vážený, čím větší má tento puls úhel.

Zobrazovací sekvence, která využívá toto řešení je FLASH. Patří v současné době k nejpoužívanějším rychlým sekvencím a umožňuje i objemové zobrazování (3D).

Velkou výhodou je vysoká citlivost k degradačním hemoglobinovým produktům. To jsou látky schopné narušovat lokální magnetická pole. Díky tomu se hodně využívají k detekci vnitřních krvácení. Tato citlivost je ale i na škodu. Tento typ pulsních sekvencí nedokáže dobře zobrazit přechody tkáně – kosti nebo tkáně – vzduch.

1.5.2.3 Steady state

Někdy se také nazývají jako rovnovážné techniky. Jedná se o rozšíření sekvencí FLASH, při kterých se využívá longitudální magnetizace jen z části. Zjednodušeně lze říci, že jde o použití RF pulsů tak malých úhlů, že se systém stihne vrátit do rovnovážného stavu před další excitací.

Jsou zde minimalizovány vlivy T1 a zvýrazňovány vlivy T2 relaxace a to i přes velmi krátkou TR. Výsledný obraz je vážený T2. Tyto techniky se většinou používají k zobrazování kloubů a patří sem trueFISP, FISP, PSIF, CISS, DESS a další pulsní sekvence.

1.5.2.4 Magnetization prepared – gradient echo (MP-GE) techniky

Do jisté míry se podobají IR sekvencím. Používá se zde také inverzní puls, který slouží k zvýraznění požadovaného kontrastu. Rozdíl oproti IR sekvenci je, že v IR se inverzní puls používá při každém měření. Zde inverzní puls slouží jen jako preparační před sejmutím signálu z vyšetřované

oblasti. Podobně jako v IR se zde zvyrazňují rozdíly v T1.

Příkladem je sekvence turboFLASH. Ta se v současnosti používá hlavně ve studiích dynamické distribuce kontrastní látky. 3D technika z této skupiny je MP-RAGE, která má lepší kontrast než SE T1.

1.5.2.5 Multislice

Dalším řešením, jak se vypořádat s dlouhou TR je tzv. multislice. Dlouhá TR dovoluje se vzájemným určitým časovým posunem sejmut signály z více vrstev vyšetřované oblasti. Během jedné TR se analyzuje místo jednoho několik výsledných obrazů najednou.

1.5.2.6 Techniky paralelní akvizice

Techniky jsou založené na tom, že dochází ke spojení několika samostatných cívek (až 128) o vysoké citlivosti a s nízkým odstupem signál-šum. Každá cívka je připojena jako samostatný snímač signálu paralelně k okolním cívkám. Ze signálu od každé cívky se rekonstruuje kvalitní obraz, který se následně spojí do konečné podoby s obrazy od ostatních snímacích cívek. Vznikne tím hodně kvalitní obraz, na jehož vytvoření by bylo pomocí klasických technik potřeba mnohem více času.

1.5.2.7 Techniky používající neúplný „sběr“ K-prostoru

U SE nebo GE sekvencí je časově nejnáročnější „plnění“ K-prostoru ve směru fáze kódovacího gradientu. Kvůli tomu došlo k vyvinutí postupů, které se snaží tyto časy zkrátit. Například se měří jen každý druhý „řádek“ a chybějící data se interpolují. Tím dojde ke zkrácení doby trvání sekvence, ale i k mírné ztrátě ostroty obrazu. Tento postup je možné použít pro 2D i 3D zobrazení. 3D sekvence využívající této techniky jsou VIBE a turboMRA.

Další technika využívá jedné zajímavé vlastnosti K-prostoru. Tou je, že dolní polovina K-prostoru, je jakýmsi „zrcadlovým obrazem“ horní poloviny. Tím K-prostor obsahuje k rekonstrukci obrazu nepotřebné informace. Ve skutečnosti tento „odraz“ není absolutní a zaplní víc než 50%

Fourierova K-prostoru. Při použití této techniky dochází ke snížení odstupu signál-šum. Naplnění celého K-prostoru má podobný efekt, jako dvakrát zopakované měření. Sekvence využívající této techniky je HASTE (half-Fourier acquired single-shot turbo spin-echo).

1.5.3 Ultra-rychlé sekvence

Toto označení je výhradní pro techniky echo-planárního zobrazení (EPI). Vytvoření obrazu trvá 80-120ms. U klasického typu se používá jeden excitační puls a vícečetné fáze kódující echo. Ve výsledném obraze se objevují kvůli velkému počtu ech artefakty a artefakty z přechodů tkáň-kost a tkáň-vzduch. Přesto jsou tyto sekvence nezbytnou součástí difúzně váženého zobrazení (DWI), sloužící pro včasnou diagnostiku mozkového infarktu a umožňují rychlé zobrazení velkých objemových oblastí. To je potřebné při funkční NMR (fNMR) a cévního zobrazení srdečního zásobení.

1.6 Rekonstrukce obrazu

1.6.1 Výběr a šířka zobrazené vrstvy

Aby ze signálu sejmutého z vyšetřovaného lidského těla, je nutné vědět ze které jeho oblasti přesně pochází. Princip je poměrně jednoduchý. Vyšetřovaný pacient neleží v homogenním magnetickém poli, ale síla magnetického se plynule mění. U hlavy je magnetické pole silnější a směrem k nohám pacienta pomalu slábne. Magnetické pole, které toto zajišťuje se nazývá gradientové magnetické pole (G_x) a je generováno gradientovými cívkami. Ve výsledku je v každé vrstvě napříč pacientem odlišná síla magnetického pole. Protony v každé vrstvě mají tedy jinou frekvenci precese, než protony v jiné vrstvě a jejich signál má tudíž jinou frekvenci. Následně stačí vyslat RF puls s frekvencí odpovídající frekvenci protonů v požadované vrstvě a tím dojde k jejich rezonanci. V jiných vrstvách nemá RF puls žádný účinek. Výsledkem je sejmutý signál z požadované vrstvy.

Šířka zobrazované vrstvy jde zvolit dvěma způsoby. Prvním způsobem je,

že do pacienta se nevyšle RF puls s určitou frekvencí, ale s určitou šířkou frekvenčního pásma (bandwidth). Čím širší frekvenční pásmo bude, tím širší snímaná vrstva bude, protože přenos energie bude možný ve větším rozsahu frekvencí precese protonů. Druhý způsob spočívá na možnosti změny strmosti gradientového pole. Čím strmější gradientové pole je, tím se frekvence precese protonů vůči jednotce vzdálenosti výrazněji liší. Když se strmost gradientového pole zdvojnásobí a RF puls bude mít stejnou šířku frekvenčního pásma, šířka snímané vrstvy bude poloviční. Působící gradient se nazývá jako vrstvu kódující.

1.6.2 Určení přesné polohy zdroje signálu ze snímané vrstvy

Po určení šířky a polohy snímané vrstvy je potřeba zjistit, ze kterého místa vrstvy pochází jednotlivé snímané signály a ve výsledném obrazu jim přiřadit jednotlivé pixely. K tomu se opět používají magnetické gradienty.

1.6.2.1 Frekvenci kódující gradient

Po vyslání RF pulsu se frekvence precese protonů ve vrstvě srovná. Když se následně přidá další magnetický gradient ve směru vrstvy (např. zprava doleva), jednotlivé sloupce protonů ve vrstvě začnou rotovat s odlišnou frekvencí. Signály z těchto sloupců budou mít vlastní specifickou frekvenci, což umožní je zařadit. Působící gradient se nazývá frekvenci kódujícím gradientem (G_z). Šířka pásma, která kóduje jednotlivé sloupce se nazývá pixel bandwidth. Výsledný obraz je například tvořený 256 sloupci a každý sloupec je kódovaný určitým frekvenčním pásmem. Šířka všech 256 frekvenčních pásem se nazývá bandwidth měření.

Bandwidth sekvence určuje její trvání a ovlivňuje SNR. Široký bandwidth zkracuje čas nutný k snímání signálu, ale snižuje SNR. Úzký bandwidth prodlužuje nutný čas, zvyšuje SNR, ale zvyšuje i citlivost na artefakty.

1.6.2.2 Fázi kódující gradient

Dalším krokem je určení polohy signálu ve sloupci snímané vrstvy. Na krátký čas se přidá další magnetický gradient ve směru sloupců, který je kolmý k frekvenci kódujícímu gradientu. Výsledkem je rozfázování rotace protonů ve sloupci snímané vrstvy. Gradient se přidává jen na velmi krátkou dobu a po jeho odstranění se frekvence precese protonů ve sloupci opět sjednotí, ale zůstanou rozfázované. Gradient se nazývá jako fázi kódující gradient (G_y).

Aby se daly odlišit jednotlivé sousedící řádky ve sloupci, gradient musí mít parametry, aby fázi rotace protonů v daném řádku otočil o 180 vůči sousedním řádkům. Ve výsledku má každý druhý řádek protony rotující ve stejné fázi, které se nedají vzájemně rozlišit. Aby bylo možno řádky rozlišit je potřebné fázi kódující gradient opět na krátkou dobu přidat, ale s rozdílnou amplitudou. Toto je nutné zopakovat tolikrát, kolik je ve sloupci řádků, což je velmi časově náročné.

Díky těmto přídatným gradientům je možné následné zpracování sejmutých signálů a následně

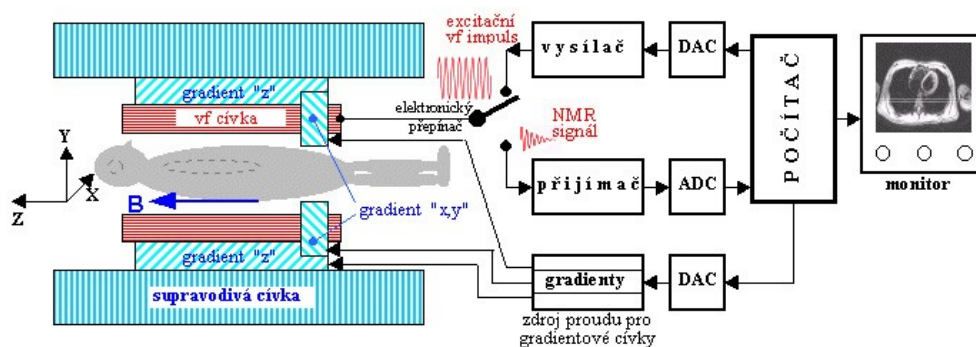
pomocí Fourierovy transformace se zrekonstruuje celý obraz.

1.7 NMR tomograf

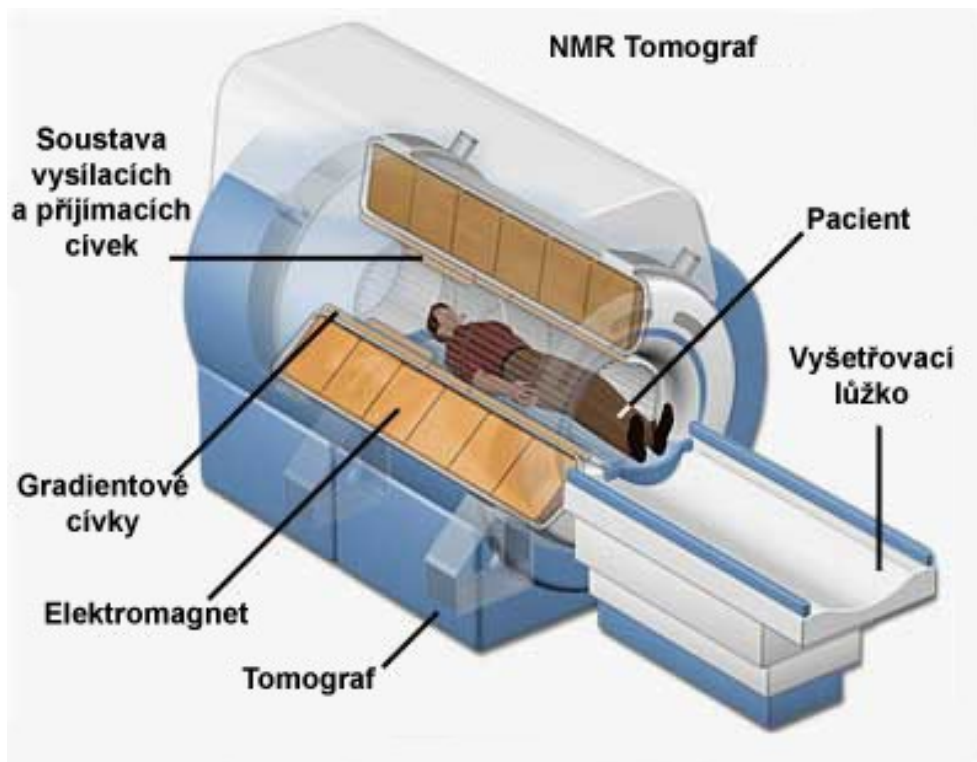
Zobrazování magnetickou rezonancí vyžaduje prostředí vytvořené vzájemnou superpozicí vnějšího homogenního magnetického pole (B_0), časově proměnných gradientových polí (G_x , G_y , G_z na kódování prostorových souřadnic) a vysokofrekvenčního elektromagnetického pole pro excitaci spin-systému. Signál NMR se snímá vysokofrekvenčním přijímačem zakončeným AD převodníkem. Výstupní údaje se přenášejí do počítače, kde jsou následně rekonstruovány na výsledné obrazy a archivují se. Pro splnění výše uvedených podmínek se MR tomograf musí skládat z následujících základních částí:

1. magnet pro generování vnějšího magnetického pole B_0 a jeho napájecí a chladicí systém
2. korekční magnetický systém pro zlepšení prostorové magnetické homogenity magnetického pole B_0

3. zdroj gradientových magnetických polí G_x , G_y , G_z , složený z gradientových cívkových soustav a jejich elektrických zdrojů
4. vysokofrekvenční vysílač a vysílací cívka pro generování excitačního elektromagnetického pole B_1
5. vysokofrekvenční snímač a různé druhy snímacích cívek pro detekci signálu. Vysílací a snímací cívky mohou být integrované do jedné cívky
6. počítačový systém pro řízení, zpracování signálu, správu a archivaci výsledných obrazů
7. vysokofrekvenční stínění (Faradayova klec) pro ochranu snímacího systému před šumy okolí a ochranu okolí před vysokofrekvenčními excitačními pulsy
8. magnetické stínění k minimalizaci vlivů statického magnetického pole na okolí
9. doplňky pro monitorování pacienta (dýchání, EKG, apod.)
10. lůžko s plynule měnitelnou polohou



Obr. 12: Zjednodušené schéma NMR tomografu



Obr 13: Prostorové znázornění gantry NMR tomografu

1.7.1 Zdroje statického magnetického pole

V současné době se pro lékařskou diagnostiku nebo výzkumné účely nejčastěji používají tomografy s magnetickou indukcí od 0,02 do 4T. Z tohoto hlediska je možné tomografy rozdělit na tři skupiny. První skupinu tvoří zobrazovací systémy s nízkým magnetickým polem (0,02 – 0,3T). Magnetické pole je zde indukováno vodou chlazenými rezistivními hybridními (elektromagnety s feritovým jádrem) nebo permanentními magnety. Druhou a třetí skupinu tvoří tomografy se středním (0,5 – 1T včetně) a vysokým magnetickým polem (1 – 4T včetně). Zde jsou magnetická pole indukována supravodivými elektromagnety.

V prvotních fázích vývoje MR tomografie se nejvíc pozornosti věnovalo silnějším magnetickým polím. Ve výzkumu, vývoji, ale i v marketingu byla rozvíjena myšlenka, že čím silnější vnější magnetické pole bude, tím lepší bude i výsledné zobrazení. K tomu vedl i fakt, že poměr signál/šum se zvyšující se magnetickou indukcí B_0 vzrůstá přibližně lineárně. Dalším významným faktem pro vyšší magnetická pole byla i vidina skloubení MR tomografie se spektroskopií.

1.7.1.1 Supravodivé elektromagnety

Supravodivost je fyzikální jev, při němž některé materiály ztrácí po ochlazení, pod tzv. kritickou teplotu, elektrický odpor. Tím se stanou ideálními elektrickými vodiči s prakticky nekonečnou vodivostí. Supravodivost byla objevena v již roce 1911, ale první supravodivé magnety pro generování silnějších magnetických polí, byly zkonstruovány až v 60-tých letech. V dnešní době se používají supravodiče na bázi niobium-titanových slitin, které mají kritickou teplotu kolem 9°K. K ochlazení se využívá kapalné helium, do kterého se magnet ponoří. Nedávno objevené supravodivé materiály na keramické bázi mají kritickou teplotu mezi 30° až 125°K. Z různých důvodů jsou ale zatím nevhodné k výrobě magnetů pro NMR. Vývoj však intenzivně postupuje a existuje poměrně vysoká šance vývoje supravodivého elektromagnetu s kritickou teplotou okolo 80°K. Tím by k ochlazení bylo možné použít kapalný dusík, jež je v porovnání s kapalným heliem dostupnější a o hodně levnější.

Supravodivé magnety zdánlivě mají nulovou spotřebu elektrické energie. Energie se spotřebovává na udržení extrémně nízké teploty. První supravodivé magnety pro NMR vyžadovaly dvojité chlazení. Ve vnějším kryostatu se kapalným dusíkem ochlazoval vnější plášť vnitřního kryostatu, ve kterém bylo kapalné helium. První elektromagnety s magnetickým polem 0,5T měly spotřebu 1 - 2l kapalného dusíku a 0,5l kapalného helia za hodinu. Pokrok ve spotřebě chladících kapalin zapříčinila kryogenní čerpadla nových konstrukcí a zavedení uzavřeného heliového okruhu. Odpařené helium se následně používá k chlazení vnějšího pláště vnitřního kryostatu a následně se opět zkapalní. Tím odpadla potřeba chlazení tekutým dusíkem. Spotřeba elektrické energie je nižší než 10kW a spotřeba kapalného helia se pohybuje okolo 0,1l za hodinu.

1.7.1.2 Rezistivní elektromagnety

Rezistivní elektromagnety se nejčastěji vyrábí ve čtyřcívkovém Helmholtzově uspořádání. Vnější cívky jsou menší než vnitřní a geometrie magnetu je sférická (cívky jsou uloženy na povrchu fiktivní koule). Cívky jsou vinuté z pásů nebo dutého měděného vodiče. Typický rezistivní magnet má spotřebu 40-50kW. Vodiče jsou chlazené vodou proudící v dutině

vodiče, u pásů se ochlazují kovové formy, v nichž jsou pásy navinuté. Zvýšené požadavky na tepelnou stabilitu vyžadují regulovaný dvouokruhový chladicí systém. Deionizovaná voda cirkuluje v uzavřeném vnitřním okruhu a přenáší teplo z elektromagnetu do tepelného výměníku. Z výměníku se teplo odvádí částečně otevřeným vnějším okruhem. Vnější tepelný okruh se navrhuje podle zákaznických okolních dispozic. Může být doplněn o vodní chladicí věž nebo jiná chladicí zařízení. V dnešní době se používají elektromagnety se železným jádrem s indukcí 0,2T. Tyto magnety mají tvar podkovy.

Špatnou vlastností rezistivních elektromagnetů je časová stabilita jejich magnetického pole. Stálost magnetické indukce nezávisí jen na kvalitě elektrického zdroje, ale i na tepelné stabilitě cívek elektromagnetu.

1.7.1.3 Permanentní magnety

Permanentní magnety jsou konstruované z feromagnetických slitin, jejichž základem je železo, kobalt nebo nikl. Slitiny kobaltu a vzácných prvků se v magnetech pro NMR používají od začátku 60-tých let. V současné době se výzkum soustřeďuje na vývoj nových slitin, jež dovolují dosáhnout maximální magnetické indukce při minimální hmotnosti. Takové slitiny jsou třeba samarium-kobalt nebo neodým-železo-bór. Magnetická indukce permanentních magnetů dosahuje hodnot 0,02 – 0,3T. Jejich největším nedostatkem je vysoká hmotnost a závislost magnetické indukce na teplotě magnetu. Využitím nejnovějších slitin lze dosáhnout až 1/10 původní hmotnosti permanentního magnetu.

1.7.2 Korekční magnetický systém

Přestože jsou magnety pro indukci vnějšího magnetického pole velmi přesně vyrobeny, neposkytují v celém pracovním prostoru dostatečnou homogenitu magnetického pole. Nehomogenita způsobuje geometrická a intenzitní zkreslení výsledných obrazů a znemožňuje spektroskopii. Homogenita vnějšího magnetického pole se zlepšuje pomocí poměrně komplikované soustavy korekčních cívek. Korekční soustava cívek je vinutá z měděných vodičů nebo ze supravodičů ponořených v kapalném heliu společně s cívkou

hlavního magnetu. K pasivní korekci vnějšího magnetického pole se společně s korekční soustavou používají také malá feromagnetická tělíska. Ta se umísťují na vhodná místa hlavního magnetu.

1.7.3 Gradientový magnetický systém

Gradientový magnetický systém se skládá ze tří soustav gradientových cívek a jejich napájecích zdrojů. Cívky generují gradientové magnetické pole ve směru os x , y , z . Jejich vzájemnou kombinací lze dosáhnout libovolného směru gradientu. Maximální indukce gradientových polí je $1/100$ indukce vnějšího magnetického pole B_0 a gradient nepřevyšuje hodnotu 25mT/m . Pro horizontální magnet jsou ve směru os x a y gradientové cívky konstruované jako soustava sedlových cívek v Golayově uspořádání. Emitorem gradientového magnetického pole ve směru osy z je inverzní Helmholtzův pár.

Nejdůležitějšími parametry gradientových magnetických polí je jejich linearita, časová stabilita a akustická hlučnost. Linearita v pracovním prostoru by měla být 1% a nižší. Časová stabilita je velmi složitý problém. Nestabilita gradientů způsobuje ve výsledných obrazech artefakty a u supravodivých cívek zvyšuje spotřebu kapalného hélia. Příčinou nestability gradientových magnetických polí jsou hlavně vířivé proudy, které se indukují v elektricky vodivých částech magnetu při každé změně gradientového magnetického pole. Vířivé proudy emitují magnetické pole, které v gradientových cívkách indukuje elektrický proud v opačném směru a tím vytváří nežádoucí časově proměnné gradientové magnetické pole. Negativní vliv vířivých proudů se minimalizuje aktivním stíněním, které obklopuje gradientovou cívkovou soustavu.

Elektrické proudové impulsy procházející gradientovými cívkami dosahují, podle přístroje, až 500A . Proudové impulsy také v gradientových cívkách způsobují vibrace, které jsou zdrojem akustického hluku.

1.7.4 Vysílač a vysílací cívka

Úlohou vysílače a vysílací cívky je generovat excitační elektromagnetické pole B_1 . Požadovaná rezonanční frekvence se generuje stabilizovaným oscilátorem. Signál z oscilátoru se do požadovaného tvaru moduluje amplitudovým modulátorem. Následně se výkonově zesiluje a přivádí na vysílací cívku. U NMR se k excitaci spinového systému využívají pulsy obdélníkových tvarů (tzv. hard puls), jehož šířka bývá v řádech desítek až stovek mikrosekund. Použití těchto pulsů je omezené, protože k dosažení potřebného excitačního úhlu je potřebný velký výkon vysílače. Kromě výkonu vysílače je dalším omezujícím faktorem nebezpečí ohřevu vyšetřovaného objektu. Tento faktor se nejčastěji řeší použitím selektivních impulsů, které mají tvar gaussovské funkce nebo sinusových funkcí. Délka selektivních impulsů bývá v řádech stovek mikrosekund až milisekund. V současné době probíhá v oblasti selektivních impulsů další vývoj.

1.7.5 Snímač a snímací cívka

Ve snímací cívce indukuje sejmутý signál, z vyšetřované oblasti, napětí v řádech mikrovoltů. Sejmутý signál se 1000x zesílí a přivede se do kvadrupolního detektoru, kde se signál převede z vysokofrekvenční oblasti do nízkofrekvenční. Nízkofrekvenční signál se následně pomocí AD převodníku převede na digitální signál a přenesení se do počítače.

Z hlediska kvality výsledného obrazu jsou snímací cívky zásadní. Optimální kvality snímaného signálu se dosahuje tím, že většina prostoru ve snímací cívce je vyplněná vyšetřovaným objektem. Z tohoto důvodu se vyrábí snímací cívky různých tvarů a velikostí, které jsou tvarově optimalizované pro vyšetřovaný objekt. Snímací cívku tvoří několik závitů z měděného nebo stříbrného vodiče. Kromě dobré elektrické vodivosti zde rozhodující úlohu zastává i geometrie cívky. Nejčastěji se používají sedlové cívky, solenoidy, birdcage rezonátory a povrchové cívky. Protože snímaný signál indukuje jen transverzální složka magnetizace, musí být snímací cívky orientované tak, aby aktivní plocha závitů cívky byla rovnoběžná se směrem vnějšího magnetického pole B_0 .

Vývojovým krokem vpřed bylo zavedení kvadrurních cívek. Ty jsou tvořené dvojicí stejných cívek pootočených, aby vysokofrekvenční

magnetická pole B_1 párů jednotlivých cívek byla na sebe kolmá. Kvadrurní uspořádání zvyšuje poměr signál/šum s násobkem $\sqrt{2}$. Dalším přínosem je zvýšení homogenity vysokofrekvenčního magnetického pole a cívky.

1.7.6 Vysokofrekvenční stínění

Maximální napěťová úroveň signálu indukovaná ve snímací cívce jen nepatrně přesahuje úroveň přirozeného šumu okolního prostředí. Zdrojem vysokofrekvenčního rušení není jen rozhlasový a televizní signál, ale všechny druhy elektrických přístrojů a vedení. Z tohoto důvodu je nutné, aby NMR tomograf byl uzavřený ve vysokofrekvenčně odstíněné místnosti. Další důležitou úlohou vysokofrekvenčního stínění je ochrana okolních místností v budově před rušením výkonovými excitačními pulsy z vysílací cívky tomografu. Vysokofrekvenční stínění je založené na principu Faradayovy klece. Účinnost vysokofrekvenčního stínění závisí na frekvenci, vodivosti a hrubosti stínícího materiálu.

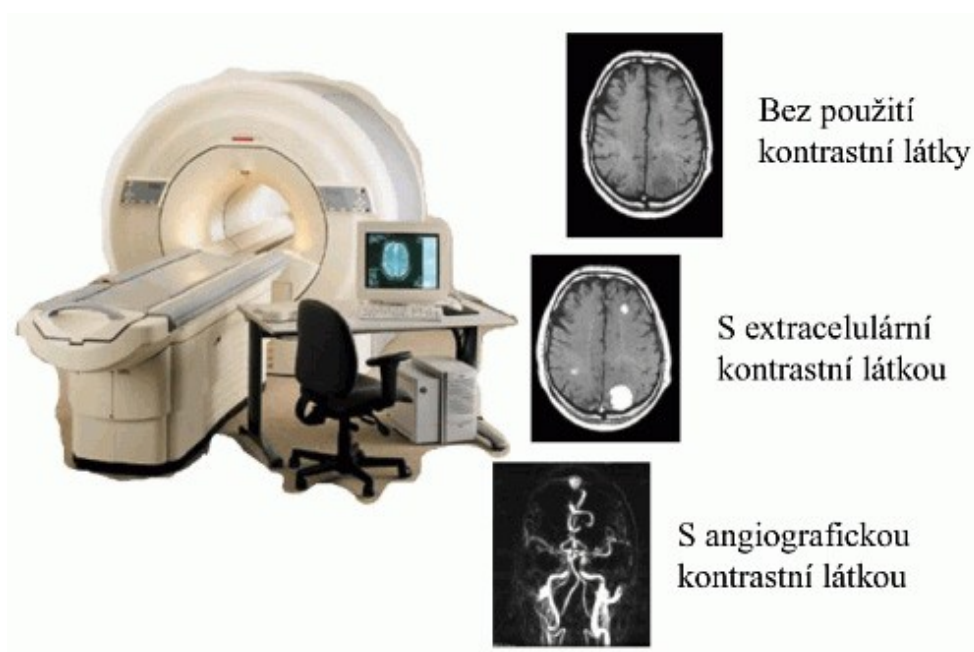
1.7.7 Magnetické stínění

Úlohou magnetického stínění je snížit magnetickou indukci ve vnějším okolí elektromagnetu a odstínit vnější magnetické pole B_0 od nepříznivých vlivů z okolí. Těmi jsou např. dopravní prostředky projíždějící okolo budovy, výtahy v budově a další. Velká pozornost se musí věnovat zabránění vstupu, do místnosti s tomografem, lidem s různými feromagnetickými implantáty, ocelovými střepeinami v těle a různými druhy neurostimulátorů. Pro člověka mající v těle starý typ kardiostimulátoru je již nebezpečné magnetické pole o síle 5mT.

Pasivní magnetické stínění se skládá ze symetricky umístěných železných bloků okolo vyšetřovny. Velkou nevýhodou tohoto druhu stínění je jeho veliká hmotnost, která se pohybuje v řádu desítek tun. Moderní supravodivé magnety jsou již doplněné aktivním stíněním, které je tvořené cívkou obklopující magnet generující vnější magnetické pole. Elektrický proud procházející touto cívkou, v opačném směru, vytváří inverzní magnetické pole, snižující sílu vnějšího magnetického pole po jeho okrajích.

1.8 Zvyšování kontrastu výsledných obrazů NMR

V některých případech se před vyšetřením nebo v průběhu vyšetření pacienta aplikuje kontrastní látka. Ta slouží ke zlepšení zobrazení a zvýraznění struktur ve vyšetřované oblasti pacientova těla (Obr. 14). Kontrastní látka se aplikuje do žíly, nejčastěji na pacientově ruce. Používané látky jsou relativně bezpečné, ale ojediněle se vyskytují nežádoucí reakce. Projevují se jako bolesti, točení hlavy, nevolnosti a zvracení. Výjimečně se může objevit alergická reakce.



Obr 14: Ukázka aplikace kontrastní látky

1.8.1 Kontrastní látky pro NMR vyšetření

NMR sleduje chování molekul vody vystavených vnějšímu magnetickému poli. Toto chování se mění podle množství vody v jednotlivých tkáních, koncentrace různých složek tělesných tekutin, pH a teploty. Chování molekul zásadně ovlivňuje přítomnost paramagnetických látek. Tyto paramagnetické látky jsou obsažené v kontrastních látkách využívaných při NMR vyšetřeních. Narozdíl od kontrastních látek pro jiné zobrazovací techniky (roentgen, CT, a další), kontrastní látky pro magnetickou rezonanci nemají za úkol zachytávat záření vyzařované přístrojem, ale přímo měnit

podmínky ve zkoumaných strukturách.

V dnešní době jsou kontrastní látky, které jsou v klinické praxi využívány pro NMR založeny na gadolinitém iontu. Kvůli poměrně vysoké toxicitě a relativně vysokým aplikovaným dávkám tohoto iontu, pro jedno vyšetření to může být až 10g, musí být vázán v termodynamicky i kineticky stabilním komplexu.

Pro NMR se používají převážně chelatující ligandy, koordinující s osmi donorovými atomy. Ty nejsou příliš sféricky náročné, aby deváté koordinační místo mohlo být obsazené molekulou vody. Výměna této molekuly za molekulu vody z roztoku je hlavním prostředkem přenosu magnetické informace komplexu na okolní prostředí. Kdyby nebyla ke gadolinitému iontu koordinována žádná molekula vody, stal by se tento přenos silně omezeným a tím by došlo k rapidnímu snížení účinnosti kontrastní látky. Naopak, kdyby docházelo ke koordinaci dvou a více molekul vody do komplexu, docházelo by ke snižování jeho stability. Rychlost výměny molekul vody mezi koordinační sférou kovu a okolním roztokem je důležitý parametr a lze ho ovlivnit chemickou cestou. Pro maximální účinnost by střední doba setrvání molekuly vody v první koordinační sféře měla být mezi 10 – 20ns. Dalším důležitým parametrem, který lze také chemicky modifikovat je rychlost rotace a velikost molekuly kontrastní látky. Čím více je pohyb molekuly pomalejší, tím delší je korelační čas a tím lepší jsou NMR vlastnosti. Zvýšení korelačního času se dosahuje napojením jednoho i více nízkomolekulárních komplexů k makromolekulárnímu nosiči.[4]

1.9 Vyšetření NMR

Vyšetření na NMR tomografu patří mezi bezpečná vyšetření. V současné době nejsou známy žádné nežádoucí účinky magnetického pole. Vzhledem k tomu, že NMR začala být využívána relativně nedávno, neznáme zatím její dlouhodobé účinky.

1.9.1 Indikace vyšetření NMR

Magnetická rezonance se využívá zejména při podezření na mozkové cévní či nádorové onemocnění, při poraněních páteře a výhřezech meziobratlových plotének. Své místo má ale také při zobrazení pohybového aparátu. Lékař si prohlédne například pacientův meniskus (část kolene), aniž by do jeho kolena musel operačně zavádět artroskop. Magnetickou rezonancí lze jednoduše zobrazit celé pacientovo tělo. K vyšetření magnetickou rezonancí nejsou vhodné kosti, protože neobsahují téměř žádnou vodu.

1.9.2 Kontraindikace vyšetření NMR

Kontraindikací jsou feromagnetické kovové předměty v pacientově těle. Tyto předměty se vlivem magnetického pole v těle mohou pohybovat nebo zahřívat.

Absolutní kontraindikací k vyšetření NMR je implantovaný kardiostimulátor, nebo stav po jeho odstranění a feromagnetické svorky po operaci mozkových cév. Velmi závažná překážka je cizí feromagnetické těleso v oku (po úrazech), kdy dochází vlivem silného elektromagnetického pole k jeho pohybu a může způsobit závažné poškození zraku. Možnost vyšetření pomocí magnetické rezonance, při přítomnosti ostatních kovových předmětů implantovaných v těle (např. kloubní náhrady), musí posoudit vyšetřující lékař.

Kontraindikací pro NMR vyšetření je klaustrofobie (strach z uzavřeného prostoru) - pacient leží v úzkém, prakticky uzavřeném „tunelu“ po delší dobu a je vystaven vysokému nepříjemnému hluku. Tento hluk jde eliminovat nemagnetickými sluchátky, do kterých pouštíme hudbu a zároveň komunikujeme s pacientem. Díky tomu je klaustrofobie ve většině případů překonatelná.

Dalšími kontraindikacemi pro vyšetření NMR jsou alergie na kontrastní látky (převážně s obsahem gadolína). Tyto alergie jsou ale velmi vzácné.

1.9.3 Průběh vyšetření NMR

Před vyšetřením si pacient odloží své oblečení i osobní věci v kabince a převlékne se do nemocničního županu. Cílem tohoto opatření je ochránit pacientovy hodinky, kreditní karty a další předměty citlivé na magnetické pole před jeho efekty a nežádoucími účinky.

Pokud pacient trpí klaustrofobií nebo má strach z malých prostorů, mohou mu být podány léky, které mu usnadní tento problém zvládnout. U některých pacientů je před vyšetřením aplikována kontrastní látka, která pomůže zvýraznit vyšetřované struktury v jeho těle.

Následně je pacient uložen na vyšetřovací lůžko, které s ním zajede do vyšetřovacího tunelu. Samotné vyšetření je nebolestivé, sestává se obvykle z 3–8 měření (podle vyšetřované oblasti) a každé měření trvá obvykle 2–6 min. Pro získání co nejkvalitnějšího obrazu je nutné, aby pacient ležel v naprostém klidu.

Po skončení vyšetření se pacient oblékne a může odejít domů.

2 Alternativy k NMR

Alternativními metodami pro vyšetření pacienta, pokud nelze z nějakého důvodu použít magnetickou rezonanci, je ultrasonografie, výpočetní tomografie nebo vyšetření na pracovišti nukleární medicíny.

2.1 Ultrasonografie

Významnou alternativní zobrazovací metodou k NMR je ultrasonografie neboli jednoduše ultrazvuk. Ultrasonografie je technika založená na registraci zpět odražených ultrazvukových pulsů od tkání a struktur pacientova těla (Obr. 15).

2.1.1 Historický vývoj

V medicíně byl poprvé ultrazvuk použitý Dr. Georgem Ludwigem z Naval Medical Research Institute v Bethesdě v Marylandu v roce 1940. V roce 1949 John Wild poprvé používá ultrazvuk ke zjištění síly střečních stěn. Po

dvou letech výzkumů v roce 1962 Joseph Holme, William Wright a Ralph Meyerdirk zkonstruovali první přístroj pracující v B módu. Tím v roce 1963 začíná období rychlého rozvoje lékařské sonografie.

V Evropě byla lékařská sonografie poprvé použita v roce 1953 na univerzitě ve švédském Lundu lékaři Carlem Hellmuthem Hertzem a Inge Edlerem. Pro první úspěšné měření srdeční aktivity měli půjčený přístroj pro zkoumání defektů v materiálech od konstrukční firmy Kockums z Malmo. V prosinci téhož roku použili přístroj k provedení EEG.

Současně ve Skotsku profesor Ian Donald a jeho kolektiv z Glasgow Royal Maternity Hospital použili lékařskou sonografii k diagnostice plodu.[5]

2.1.2 Základní princip

Do těla vyšetřovaného pacienta se vysílá ultrazvukové vlnění o frekvenci 2 - 18MHz a maximální intenzitě 10W/m^2 , které je vytvářeno piezoelektrickým měničem.

Měkké tkáně se chovají podobně jako tekutina a ultrazvukové vlnění je tedy jen podélné s průměrnou rychlostí šíření ultrazvukového vlnění 1540m/s . Rychlost šíření ultrazvukového vlnění, nazývaná také jako akustická impedance, není ve všech typech tkání shodná. Různé tkáně mají rozdílnou akustickou impedanci. Na rozhraní dvou různých tkání s rozdílnou



Obr 15: Ultrasonograf

akustickou impedancí jsou vhodné podmínky k zpětnému odrazu části vyslaného ultrazvukového vlnění. V ideálním případě je plocha rozhraní kolmá ke směru šíření ultrazvukového vlnění a zpět odražené vlnění je registrováno. Aby bylo možné zaznamenávat zpět odražené vlnění, vysílá se vlnění v mikrosekundových pulzech s opakovací frekvencí 102 – 103Hz. Mezi jednotlivými vyslanými ultrazvukovými pulsy se zaznamenává intenzita zpátky odražených pulsů a doba, za jakou se odražené pulsy vrátí

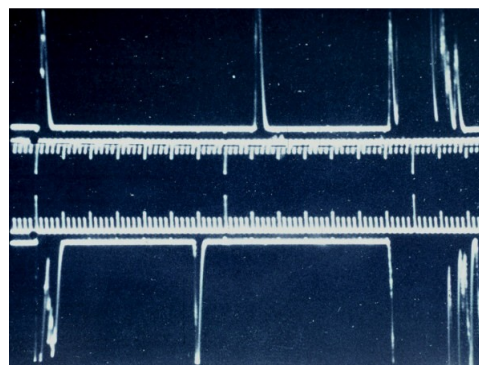
zpátky na snímač v sondě. Protože intenzita ultrazvukového vlnění s jeho uraženou vzdáleností exponenciálně klesá, je potřeba detekovaný signál pro dobrou vizualizaci dále upravit. K tomu se využívá zesílení signálu, které je přímo úměrné době, která uplynula od jeho vyslání.

Protože vzduch má pro ultrazvukové vlnění velmi vysokou akustickou impedanci, je potřeba zajistit jeho průchod do pacientova těla jen vodním prostředím. K tomu se využívá speciální gel, kterým se pokryje povrch pacientova těla ve vyšetřované oblasti, čímž dojde ke zlepšení přenosu vyslaných ultrazvukových pulsů do těla vyšetřovaného pacienta.[6]

2.1.3 Zobrazovací módy

2.1.3.1 A mód

A mód (Amplitude mode) je jednorozměrné zobrazení, kdy se na stínítku zobrazují amplitudy odražených a sejmutých signálů. Výstupem je křivka zobrazující závislost korigované intenzity odraženého signálu na čase uplynulého od vyslání signálu



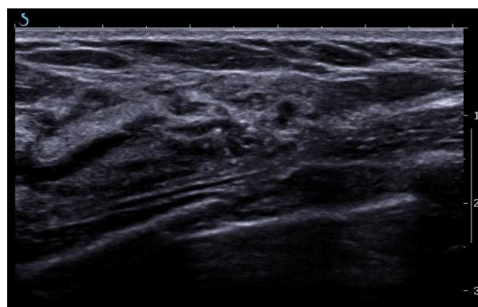
(Obr. 16). Tento mód umožňuje

Obr 16: Ukázka sejmutého obrazu v A módu

přesné měření vzdáleností. V jednorozměrném obrazu je velmi obtížná orientace. Po vyšetřujícím lékaři vyžaduje dobrou představu trojrozměrné struktury pacientova těla. A módu se využívá hlavně v oftalmologii např. při oční biometrii.

2.1.3.2 B mód

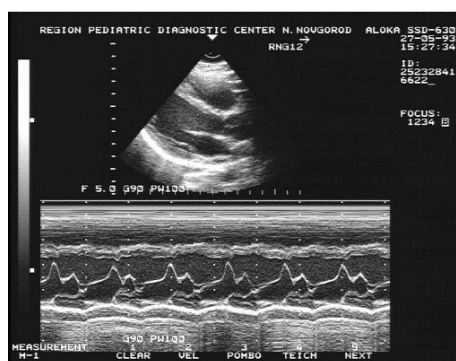
B mód (Brightness mode) je jednorozměrné zobrazení, při němž se amplitudy odražených signálů převádí na stupně šedi. Výstupem je úsečka skládající se z pixelů o různém jasnosti. Jasný bod odpovídá vrcholu křivky z A módu a tmavý bod nulové linii. Tento mód je základem pro další způsoby zobrazení (Obr. 17).



Obr17: Ukázka sejmutého obrazu v B módu

2.1.3.3 M mód

M mód (Movement mode) je jednorozměrné zobrazení, umožňující zobrazení pohybujících se struktur, nejčastěji srdce. Jedná se o data v B módu zobrazená za sebou v čase. Často se používá jako součást echokardiografie (Obr. 18).



Obr18: Ukázka sejmutého obrazu v M módu

2.1.3.4 2D zobrazení

Dvojměrné zobrazení je základním zobrazením a lze z něho získat i jednorozměrné obrazy v módech A, B i M.

Dvojměrný obraz je získán jako řada vedle sebe položených úseček jednorozměrného zobrazení v B módu (Obr 19). Technicky lze získat několik tvarů ultrazvukových paprsků - vychylováním vysílaného ultrazvukového paprsku z jednoho měniče nebo použitím řady (array) měničů.



Obr19: Ukázka sejmutého 2D obrazu

Podle uspořádání měničů v sondě tak můžeme mluvit o jejich různých typech:

- a) lineární – sondu tvoří měniče uspořádané do jedné řady za sebou a obraz má obdélníkový tvar
- b) konvexní – sondu tvoří konvexní (vypouklá) řada měničů a obraz má tvar kruhové výseče
- c) sektorové – ultrazvukové paprsky jsou postupně mechanicky nebo elektronicky vychylované a obraz má tvar široké kruhové výseče

2D zobrazení je hojně využívanou metodou k vyšetření vnitřních orgánů. Je snadno dostupná a nezatěžující pro vyšetřovaného pacienta. Používá se k diagnostickým zobrazením jater, žlučníku, ledvin, srdce, vyvíjejícího se plodu a mnoha dalších. Ultrazvukovou sonografií lze použít i k navigaci při cílené biopsii podezřelých struktur v pacientově těle.

2.1.3.5 3D zobrazení

Trojrozměrná rekonstrukce z řady dvojrozměrných snímků je moderním zobrazením. Nejčastěji se takové obrazy používají v porodnictví a mohou být využity třeba i v ortopedii. Trojrozměrný obraz vzniká jako počítačová rekonstrukce z řady po sobě jdoucích dvojrozměrných řezů (Obr 20). Aby bylo možné takovou rekonstrukci provést, je důležité znát informaci o pozici jednotlivých řezů. Toho lze dosáhnout několika způsoby:



Obr 20: Ukázka 3D obrazu

- a) použitím zařízení s řízeným posunem sondy nad vyšetřovanou oblastí pacientova těla
- b) použitím běžné sondy doplněné polohovým snímačem
- c) použitím jednorozměrné řady měničů s úhlovým vychylováním
- d) použitím dvojrozměrné řady měničů

První metoda je historicky původní a dnes se již moc nepoužívá. Pomocí dvojrozměrné matice měničů lze provádět snímání z vybrané oblasti rychle a pokud máme dostatečně výkonný počítač, můžeme získávat a zobrazovat data v reálném čase. Potom hovořím o tzv. real-time 3D sonografii.

2.1.3.6 Dopplerovská ultrasonografie

Klasická sonografie umožňuje získat informace o rozměrech statických tkání. Využitím Dopplerova jevu lze získat informace o rychlosti pohybu tělesných tekutin, hlavně krve. Důležité ovšem je, že nelze získat skutečné rychlosti pohybu, ale jen složky rychlosti ve směru k nebo od sondy. Pokud bude sonda měřící cévní průtok krve umístěna kolmo na cévu, naměří nulovou rychlost. Obecně lze dopplerovské měření provádět ve dvou módech:

a) CW (continuous wave) - je jednodušší, dává však informaci pouze o průměrné rychlosti podél ultrazvukového paprsku.

b) PW (pulsed wave) - mód umožňuje měřit nejen změnu frekvence mezi vysílaným a přijímaným signálem, ale i dobu, za jakou se odražený signál vrátil k sondě. To umožňuje určit nejen rychlost toku, ale i hloubku, ve které došlo k odrazu. Výsledek se zobrazuje jako dvojrozměrný obraz naměřených rychlostí. Výsledky se barevně kódují. Čím vyšší je v daném bodě rychlost k sondě, tím jasnějším odstínem červené je zobrazen na monitoru v odpovídajícím místě a čím je větší rychlost od sondy, tím je zobrazen jasnějším odstínem modré. Tato volba barev má tu výhodu, že místa s turbulentním prouděním jsou zobrazena žlutě. Aby byla umožněna orientace v obraze, obvykle se spojí obraz barevně kódované dopplerovské sonografie a anatomický obraz kódovaný do stupňů šedi. Výsledný obraz se nazývá duplexní sonogram.

2.1.4 Diagnostické využití

Pomocí ultrasonografie vyšetřujeme orgány dutiny břišní jako jsou ledviny, játra, slezina, močový měchýř. U těchto orgánů můžeme detekovat degeneraci buněk z nichž jsou složeny, předpokládat zánět, ukládání tuku nebo vaziva. Můžeme zjistit jejich abnormality, jako špatný vývoj nebo

vývoj nádorového bujení. Tato zobrazovací metoda se často využívá při vyšetřování srdce, kdy například s její pomocí posuzujeme funkce srdečních chlopní, práci srdečního svalu a podobně. V gynekologii je to hlavní vyšetřovací metoda pro sledování vývoje plodu v děloze.

Kvalitnější ultrazvukové přístroje jsou schopny měřit směr a rychlost proudu tělesných tekutin, což využíváme zejména pro zhodnocení toku krve.[7]

2.1.5 Rizika a nežádoucí efekty

Doposud nebyly prokázány žádné nežádoucí účinky diagnostického ultrazvuku. Tím je toto vyšetření jedinečné.

2.2 Výpočetní tomografie (CT)

Nejvýznamnější alternativní zobrazovací metodou je výpočetní tomografie (Computed tomography – CT). CT je vyšetřovací radiologická metoda, která pomocí rentgenového záření umožňuje zobrazení vnitřku lidského těla. Využívá se k diagnostice širokého spektra chorob a vnitřních poranění (Obr 21).



Obr 21: Výpočetní tomografie

2.2.1 Historický vývoj

Základem bylo objevení paprsků X (rentgenové záření) v roce 1895 Wilhelmem C. Roentgenem. Rentgenové záření vzniká během interakce rychlých elektronů s hmotou. Díky velmi krátké vlnové délce je schopné prozářit se lidským tělem. Za objev tohoto jevu získal Roentgen v roce 1901 Nobelovu cenu za fyziku.

Při průchodu záření tělem dochází v závislosti na biochemickém složení vnitřních orgánů k jeho útlumu a jeho analýzou můžeme do značné míry zobrazovat vnitřní struktury pacientova těla. Na takovém principu pracuje klasický rentgen.

Hlavním nedostatkem rentgenu je, že vnitřní struktury těla vyšetřovaného pacienta jsou zobrazeny sumárně a překrývají se. Nelze tedy jednoznačně určit, kterými vnitřními strukturami prošel daný paprsek záření a vytvořit skutečný „anatomický“ řez tělem.

Tento problém se podařilo vyřešit až koncem 60. let 20. století s příchodem počítačů do lékařské diagnostiky. Za objevitele CT je považován Godfrey N. Hounsfield z Velké Británie. První prototyp CT byl představen 1. října 1971 ve výzkumných laboratořích EMI. Nezávisle na Hounsfieldovi učinil stejný objev také Američan Allan McLeod-Cormack z Tufts University a v roce 1979 získali oba za svůj objev Nobelovu cenu.

2.2.2 Základní princip

Během vyšetření je pacient na posuvném lůžku zasunut do vyšetřovacího tunelu v přístroji, kde jej po kruhové ose obíhá snímací zařízení složené z rentgenky a detektorů záření. Brzdné záření, jež je emitováno na anodě u rentgenky, následně prochází tělem vyšetřovaného pacienta a po dopadu na detektor zařízení je zaznamenána jeho intenzita. Ta je na snímači vždy nižší než intenzita právě emitovaného záření z rentgenky.

Vztah mezi vstupní a výstupní intenzitou roentgenova záření je dán vztahem:

$$\frac{I_0}{I} = e^{\mu d}$$

kde I_0 je hodnota vstupní intenzity záření, I je hodnota výstupní intenzity, d je tloušťka materiálu a μ je lineární součinitel zeslabení.

Nejvíce je v těle pacienta záření absorbováno v kostech, méně v měkkých tkáních (játra, ledviny, apod.) a nejméně v plicích a tukových vrstvách.

Vyšetřovaný pacient je v jedné rovině „prozářen“ z různých úhlu. Tím získáme obvykle několik set projekcí a pomocí výkonného počítače následně zrekonstruujeme plošný řez tělem vyšetřovaného pacienta. Tato úloha spočívá ve vypočítání velké soustavy rovnic. Daný řez je pokryt maticí plošných elementů (tzv. voxelů) a výsledek řešení soustavy rovnic spočívá v přiřazení skutečného koeficientu každému voxelu.

K řešení tohoto úkolu (tzv. obrazová rekonstrukce) by šlo využít tzv. Radonovu a zpětnou Radonovu transformaci, která se používá ve tvaru uvedené rovnice:

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy$$

$f(x,y)$ reprezentuje $\mu(x,y)$, r je x pozice rentgenky a θ je úhel natočení rentgenky.

Z uvedené rovnice lze odvodit zpětnou Radonovu transformaci a podle tzv. řetězového teorému, pokud budeme mít nekonečný počet projekcí, můžeme získat dokonalý obraz daného řezu tělem vyšetřovaného pacienta. Pokud projekce obsahují šum, je Radonova transformace značně nestabilní, proto se tato metoda v praxi nevyužívá a využívají se, metody níže popsané, metody tzv. filtrované nebo jednoduché zpětné projekce.

2.2.2.1 Zpětná projekce (jednoduchá)

Zpětná projekce byla historicky první používaná rekonstrukční metoda obrazu. Zde se všechny informace, obsažené ve všech pixelech jednotlivých projekcí promítnou v přímce kolmé k rovině detektoru (k rovině detekce) zpět do obrazové matice. Tím dojde ke vzniku obrazu, který už správně určuje pozice jednotlivých struktur v obrazu řezu pacientova těla. Obrazy jednotlivých struktur jsou však narušeny tzv. hvězdicovým efektem (artefaktem). Ten je možné dodatečně potlačit filtrací již rekonstruovaných obrazů. Tento postup je však poměrně pracný a v dnešní době se už nepoužívá.

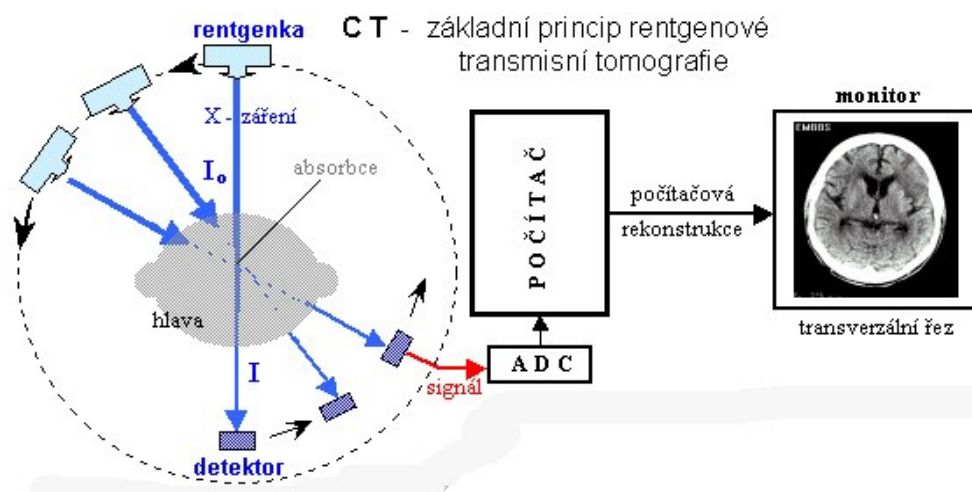
2.2.2.2 Filtrovaná zpětná projekce

Použitím filtrované zpětné projekce (FBP) se předchází náročné filtraci výsledných obrazů. Zde je v prvním kroku provedena filtrace samotných projekcí a teprve poté následuje rekonstrukce obrazu. K filtraci se používá vhodný digitální filtr. Základním filtrem pro tento proces je tzv. RAMP, který bývá obvykle doplněn uživatelským filtrem. Projekce se kvůli jednoduššímu zpracování filtrují ve Fourierově prostoru. Ve výsledném obrazu dojde k potlačení hvězdicového efektu a ke zvýšení kontrastu.

2.2.3 Popis CT tomografu

Výpočetní tomograf se skládá z gantry, vyšetřovacího lůžka, ty se nazývají také jako vyšetřovací stativ, a výkonného počítače. CT je kvůli bezpečnosti obsluhujícího personálu rozmístěno do několika místností. V první místnosti je umístěn tomograf, tato místnost se nazývá vyšetřovna. V druhé místnosti, nazývanou jako ovladovna, se nachází ovládání tomografu a z důvodu vlastní bezpečnosti je zde i obsluhující personál. Další místnosti už jsou podpůrné. Nachází se v nich výkonný počítač, energetický zdroj a vzduchotechnika.

V gantry tomografu se nachází rentgenka a její chladicí systém, detektory a další zařízení. Rentgenka je nejmasivnějším prvkem uvnitř gantry. Je zde také soustava detektorů a zařízení pro pohyb rentgenky a detektory emitovaného záření v průběhu expozice. Pod rentgenkou je kolimátor, který zajišťuje „tvarování“ proudu emitovaného roentgenova záření do požadovaného tvaru. Na protější straně se nachází soustava detektorů emitovaného záření s AD převodníky. Soustava detektorů emitovaného záření může být uspořádána jako plošná nebo lineární. V dnešní době může být v tomografu soustava detektorů rozštěpena až na 128 řad detektorů a štěpení dále pokračuje. Díky tomu dochází ke zvyšování výkonu přístroje a tím se zkracuje potřebná doba k vyšetření pacienta a snižuje dávka záření, kterou během vyšetření obdrží.



Obr 22: Zjednodušené schéma CT

2.2.4 Diagnostické využití

Od svého vzniku v 70. letech 20. století se CT stalo, jako doplněk rentgenu a ultrazvuku, důležitým nástrojem v lékařské diagnostice a stalo se standardem pro diagnózu velkého množství různých nemocí např. střev, žaludku, mozku a dalších. V současné době se CT stále častěji začíná využívat i v preventivní medicíně, např. u pacientů s vysokým rizikem vzniku rakoviny tlustého střeva.

2.2.5 Rizika a nežádoucí efekty

Velkou nevýhodou CT je vystavení pacienta stejnému druhu záření jako u běžného rentgenu, ale v mnohem vyšších dávkách (Tab. 1). Velikost dávky záření závisí na objemu zkoumané oblasti, fyzických vlastnostech vyšetřovaného pacienta, počtu a druhu scanů a kvalitě zobrazení. Kvůli nadměrné dávce absorbovaného záření pacientovým tělem je malá šance vzniku rakoviny.

Vyšetření	Běžná efektivní dávka [mSv]
Rentgen hrudníku	0,02
CT hlavy	1,5
CT břicha	5,3
CT hrudníku	5,8
CT hrudníku, břicha a pánve	9,9
CT srdeční angiogram	6,7 - 13
CT vyšetření tlustého střeva	3,6 - 8,8

Tab. 1: Běžná efektivní dávka záření absorbovaná tělem pacienta při vyšetření na CT

Další nevýhodou je pacientova alergie na kontrastní látky. Rizika závažných alergických reakcí na kontrastní látky, především obsahující jód, jsou vzácná. Tuto nevýhodu může radiolog poměrně dobře eliminovat podáním speciálních léků 24 hodin před vyšetřením. Nicméně tato rizika jsou zdaleka převážena přesností zobrazení a jeho rychlostí. Samotné snímkování netrvá déle než 30 vteřin.[8][9][10]

3 Diplomová práce

NMR je neinvazivní zobrazovací technika. Její hlavní předností je, že nevyužívá žádné zdraví škodlivé ionizující záření. Pacient je v průběhu vyšetření vystavený relativně silnému magnetickému a elektromagnetickému poli. Protože je NMR poměrně mladou technologií, nebyly do současnosti zjištěny žádné škodlivé účinky na lidský organismus. Neznamena to ale, že NMR vyšetření je absolutně bezpečné. Z fyzikálního hlediska vznikají potenciální rizika důsledkem interakce biologických struktur a tkání se statickým, gradientovým magnetickým polem a vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem.

Diplomová práce se zabývá výzkumem biofyzikálních efektů a potenciálních rizik gradientových magnetických a vysokofrekvenčních elektromagnetických polí využívaných v magnetické rezonanci, které jsou popsány níže. Práce se nezabývá biofyzikálními efekty statického magnetického pole. Ty jsou zde uvedeny jen pro úplnost.

Všechna měření a výzkumy probíhaly na Oddělení magnetické rezonance Radiodiagnostické kliniky ve Fakultní nemocnici Na Bulovce.

3.1 Radiodiagnostická klinika ve FN Na Bulovce

Radiodiagnostická klinika ve Fakultní nemocnici Na Bulovce se zabývá radiodiagnostikou všech oblastí lidského těla ve všech současných modalitách - skiografie, skiaskopie, vyšetření s kontrastními látkami, CT a dalšími. Klinika se dále zabývá metodami intervenční radiologie.

Specifickými činnostmi na klinice jsou onkologická, pneumologická a pediatrická problematika (radiodiagnostika a intervenční metody vaskulární i nevaskulární),

gastroenterologie, muskuloskeletální problematika, neuroradiologie a urologie.

Na klinice se ještě provádějí skiagrafická a skiaskopická vyšetření. V současné době jsou zde k dispozici 3 digitální stěny, 2 stěny II. kategorie a 1 stěna I. kategorie, na kterých je vyšetřován polykací akt, jícen, žaludek, tenké a tlusté střevo.

Ultrasonografická vyšetření se zde provádí na 4 přístrojích se zaměřením především na břišní diagnostiku. Provádí se zde také vyšetření měkkých tkání pro ortopedické účely, vyšetření štítné žlázy s punkcemi, bioptická vyšetření v oblasti břicha pod sonografickou kontrolou a vyšetření prsů s biopsiemi. U dolních končetin se provádí Dopplerovská vyšetření cév.

V současné době je na pracovišti CT k dispozici jeden z nejmodernějších přístrojů na světě od firmy Siemens. Tím je přístroj Sensation-16 s 16 řadami detektorů a se spirálou 0,5s, který umožňuje provádět angiografická vyšetření v oblasti mozku, břicha a dolních končetin, CT koloskopii s možností trojrozměrných rekonstrukcí. Hlavní zaměření spočívá ve vaskulárních i nevaskulárních intervenčních metodách. Z vaskulárních intervencí se provádějí PTA na periferních tepnách, stentování, embolizace nádorů a cévních malformací v povodí arteria carotis externa, embolizace a chemoembolizace nádorů benigních i maligních nádorů v oblasti břicha a pánve a trombolýzy periferních tepen. Z necévních intervencí se provádějí biopsie pod CT a sonografickou kontrolou, drenáže abscesů, pseudocyst u chronické pankreatitidy a drenáže tekutých kolekcí u akutní těžké pankreatitidy.

Laserové nukleotomie meziobratlových plotének pod skiaskopickou kontrolou, radiofrekvenční, intersticiální ablace meta procesu v játrech, skeletu, alkoholizace sympatických nervů, cyst, lepení dutinových útvarů v

břiše a pánvi tkáňovým lepidlem Tissucol. Stentování jícnových stenóz u nádorů, dilatace jícnu, kliček střevních, především v oblasti rektosigmatu, drenáže žlučových cest. Mamografický screening, sterobiopsie ložisek v prsu, biopsie prsů pod sono kontrolou.

3.1.1 Pracoviště magnetické rezonance ve FN Na

Bulovce

Pracoviště magnetické rezonance Radiodiagnostické kliniky ve Fakultní nemocnici Na Bulovce bylo pro pacienty otevřeno v roce 2005. Pracoviště sídlí společně s pracovištěm CT a dalšími klinikami v nemocniční budově číslo 13. Je zde instalován jeden přístroj magnetické rezonance Magnetom Avanto od firmy Siemens, což je v současné době jeden z nejmodernějších přístrojů na světě. Tím, že je zde v provozu přístroj Magnetom Avanto, stalo se pracoviště magnetické rezonance Radiodiagnostické kliniky ve Fakultní nemocnici Na Bulovce vhodným k provedením studie.

3.1.1.1 Magnetom Avanto

Magnetom Avanto představuje v magnetické rezonanci velmi významnou změnu. Kombinuje nová technologická řešení s novými funkcemi a není tak hlučný.

Magnetom Avanto pracuje se stacionárním magnetickým polem o síle 1,5T a je vybaven novou technologií TIM (total imaging matrix). Ta umožňuje vyšetření dané oblasti pacientova těla, aniž by s ním bylo



Obr 23: NMR tomograf Magnetom Avanto od firmy Siemens Medical Technologies

potřeba během vyšetření posouvat. Dříve potřebné kroky k přesouvání pacienta během vyšetření již nejsou potřebné, čímž dochází k výraznému zkrácení doby celého vyšetření.

Díky novému způsobu odlévání, tvaru gradientní cívky a novému způsobu zavěšení magnetu dochází k výraznému ztišení přístroje. Hlučnost přístroje je v současnosti 30dB.

Je zde také velké zlepšení pro vyšetřované pacienty trpící klaustrofobií. Magnetom Avanto umožňuje „vyšetření nohama napřed“. Pacient už nemusí mít nutně hlavu ve vyšetřovacím tunelu, ale může ji mít i mimo vyšetřovací tunel.

3.1.1.2 Průběh vyšetření na NMR ve FN Na Bulovce

Před vyšetřením podepisuje pacient prohlášení, v němž svým podpisem stvrzuje, že byl seznámen s rizikem vyšetření. Tím rizikem je především přítomnost různých kovových předmětů (kovové špony, kloubní protézy a další) a přítomnost implantovaného kardiostimulátoru v pacientově těle.

Po podpisu prohlášení, chvíli před vyšetřením, je pacient zavolán do kabinky, kde se, podle potřeby vyšetření, vysvlékne a musí si odložit všechny kovové doplňky (náušnice, prsteny, piercing a další). Pacient může zůstat v oblečení, které neobsahuje žádné kovové části, jako je třeba triko nebo spodní prádlo. Pokud je to pro vyšetření potřebné, tak v této chvíli může být pacientovi také aplikována kontrastní látka. Tu lze také pacientovi aplikovat až v průběhu vyšetření, podle jeho rozvržení.

Následně je pacient zaveden na vyšetřovnu, kde je uložen na vyšetřovací lůžko. Protože je během vyšetření nutné zůstat nehybně ležet, je vyšetřovaná část pacientova těla zafixována. Poté je na vyšetřovanou část těla přiložený speciální nástavec, který také obsahuje snímací cívku.

Podle rozsahu trvá samotné vyšetření asi 10 až 40 minut. Během vyšetření je ve vyšetřovacím tunelu slyšet hluk připomínající úder kladivem, proto mohou být pacientovi na hlavu nasazena speciální sluchátka nebo vloženy špunty do uší. Pacient má v ruce také vložený speciální balónek, kterým, po jeho stisknutí, může ihned přivolat obsluhující personál. Pacient je také po celou dobu vyšetření ve spojení s obsluhujícím personálem pomocí mikrofonu.

Poté co vyšetřovací lůžko s pacientem zajede do vyšetřovacího tunelu je sejmутý takzvaný náhled. Podle něho obsluhující personál nastaví parametry vyšetření, jako je upřesnění snímané oblasti, výběr sekvencí během vyšetření, šířka řezu v jednotlivých sekvencích a další.

Všechny sejmутé snímky jsou ve své digitální formě archivovány a jsou vyhodnoceny zkušeným radiologem.

Po skončení vyšetření pacient odejde zpět do kabinky, kde se oblékne a odchází domů. Celé vyšetření i případně podané kontrastní látky nemají na pacienta žádný omezující účinek. Jedinou výjimkou je, když pacient trpí klaustrofobií a před vyšetřením mu jsou podány útlumové léky. Pak je nutné, aby měl pacient doprovod.

3.2 Biofyzikální efekty statického magnetického pole

Statické magnetické pole B_0 má nejintenzivnější účinky na paramagnetické a feromagnetické látky. V magnetickém poli se magnetické dipóly uspořádávají podélně s jeho indukčními čarami. V nehomogenních okrajových oblastech elektromagnetického pole vznikají velké mechanické síly působící ve směru gradientu magnetického pole. Když se do těchto oblastí dostanou feromagnetické implantáty, umístěné v těle vyšetřovaného pacienta, začnou být značnou silou vtahovány do elektromagnetu a může dojít ke změně jejich polohy. Tím může dojít k vážnému zranění nebo v krajním případě i k usmrcení pacienta. Typickým příkladem feromagnetických implantátů jsou cévní svorky, nebo různé ocelové špony v pacientově těle, na které pacient v průběhu času již zapomněl.

Na molekulární úrovni vznikají analogické efekty, když se molekula vyznačuje magnetickým dipólovým momentem. Takovými molekulami jsou některé druhy proteinů a lipidy v buněčných membránách. Změnou prostorové orientace těchto molekul by mohlo dojít k poruše přirozené funkce buněk, ale tepelné kmity molekul a jejich vzájemné kolize jsou podstatně silnější. V takovém prostředí je změna prostorové orientace molekuly s magnetickým dipólem v rámci interakce se statickým magnetickým polem B_0 nemožná.

Doposud nebyl zjištěn žádný negativní účinek statického magnetického pole B_0 na lidský organismus.

Biofyzikálními efekty statického magnetického pole se práce nezabývá, jsou zde uvedeny jen pro úplnost.

3.3 Biofyzikální efekty gradientového magnetického pole

Magnetická indukce gradientových magnetických polí je proti statickému magnetickému poli B_0 mnohokrát nižší. Gradientová magnetická pole jsou ale proměnná v čase. Při zapnutí a vypnutí dochází v těle vyšetřovaného pacienta k indukci elektrických proudů. Tyto proudy mohou způsobovat časově závislé depolarizace a mechanické deformace buněčných membrán. Na tyto efekty je nejcitlivější tkáň v lidském těle oční sítnice. U některých lidí se citlivost projevuje formou záblesků. Tento jev by neměl v žádném případě způsobit poškození oka nebo optického nervu.

K získání potřebných informací byl použit dotazník, který byl s pacientem po vyšetření vyplněn. Daný průzkum je podrobně popsán a vyhodnocen dále v práci.

3.4 Biofyzikální efekty vysokofrekvenčních elektromagnetických polí

Excitační elektromagnetická pole interagují s biologickými strukturami, tkáněmi a kovovými implantáty v pacientově těle. Vysokofrekvenční elektromagnetická kvanta jsou ale příliš nízká, aby způsobila porušení kovalentních vazeb chemických sloučenin. Jediným důsledkem excitačních pulsů je ohřev. Absorpce energie elektromagnetického pole se zvyšuje při zvyšování frekvence elektromagnetického pole a s rostoucí iontovou koncentrací v tkáních.

Lidské tělo produkuje nepřetržitě teplo a jeho výkon je přibližně 1 W/kg jeho hmoty. V běžném životě musí mechanismus teplotní regulace lidského těla zvládnout vyšší výkony, než je 1 W/kg. Maximální povolený ohřev leží v intervalu mezi základní tepelnou produkcí těla a maximální hodnotou, kterou je tepelný regulační systém lidského těla schopný zvládnout.

K získání potřebných informací byla během vyšetření průběžně sledována teplota pacientova těla ve vyšetřovaných oblastech. Daný průzkum je podrobně popsán a vyhodnocen dále v práci.

3.5 Postup měření

Během čtyř měsíců mezi 18. lednem a 10. květnem 2011 prošlo vyšetřením na pracovišti magnetické rezonance Radiodiagnostické kliniky ve Fakultní nemocnici Na Bulovce celkem 55 pacientů, jejichž vyšetření (dále v práci je nazýváno také jako vyšetřovací cyklus) se skládalo z vhodných fází a se stejnými tělesnými proporcemi vhodnými k provedení studie. Z těchto 55 pacientů nebyla 40 z nich aplikována kontrastní látka. Kontrastní látka byla aplikována jen zbývajícím 15 pacientům. Vyšetřovaným pacientům byla prováděno vyšetřování hlavy a všichni byli muži s hmotností přibližně 80 kg. Vyšetřovací cyklus se skládal minimálně z jedné t1 a t2 zobrazovací fáze s dobou trvání jedné fáze 150 vteřin.

U vyšetřovaných pacientů byla sledovaná teplota hlavy, měřená na čele mezi jednotlivými fázemi v průběhu celého vyšetření. Po vyšetření byl s pacienty ještě vyplněn krátký dotazník.

Kompletní tabulky se všemi naměřenými hodnotami jsou přílohami této diplomové práce.

3.6 Vyšetření bez použití kontrastních látek

3.6.1 Vyhodnocení změn teplot během prvních fází

vyšetření

V prvním měření jsem se zaměřil na změnu teploty na čele pacienta během první fáze vyšetření. Vyšetřovaným pacientům nebyla aplikována kontrastní látka.

Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
v2 - v1	Negative Ranks	0a	,00	,00
	Positive Ranks	12b	6,50	78,00
	Ties	9c		
	Total	21		
VAR00002 - VAR00001	Negative Ranks	0d	,00	,00
	Positive Ranks	3e	2,00	6,00
	Ties	16f		
	Total	19		

v1 – teplota na pacientově čele před vyšetřením (první fáze – t1)

v2 – teplota na pacientově čele po skončení první fáze vyšetření (t1)

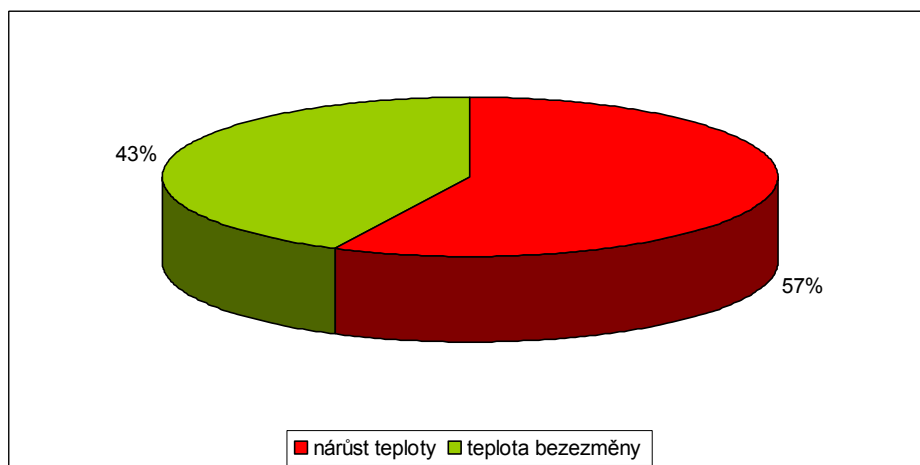
VAR00001 – teplota na pacientově čele před vyšetřením (první fáze – t2)

VAR00002 – teplota na pacientově čele po skončení první fáze vyšetření (t2)

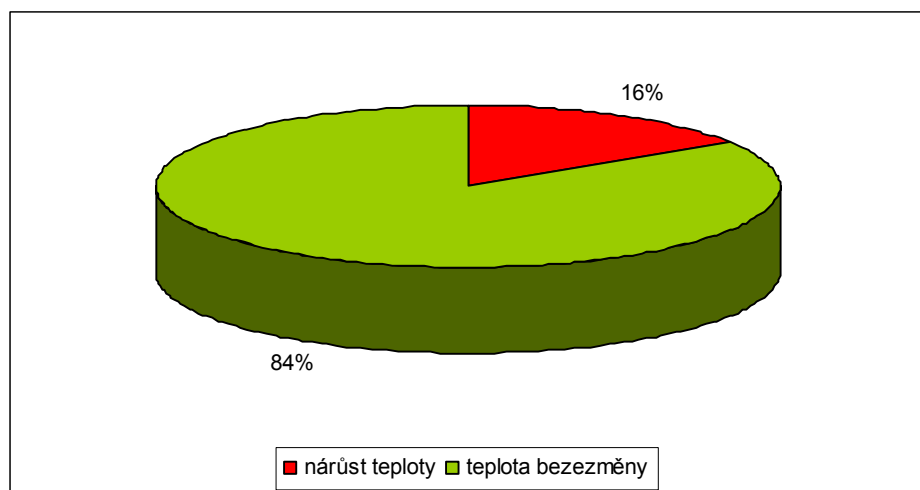
- a. $v2 < v1$
- b. $v2 > v1$
- c. $v2 = v1$
- d. $VAR00002 < VAR00001$
- e. $VAR00002 > VAR00001$
- f. $VAR00002 = VAR00001$

Tab. 2: Data z prvního měření

Pro vyhodnocení byla naměřená data z první fáze vyšetření od celkem 40 pacientů. Porovnávána byla změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta po skončení první fáze vyšetření s teplotou před začátkem vyšetření (Tab. 2). 21 pacientů mělo použitou jako první fázi vyšetření t1, z těchto pacientů u 9 z nich nebyla zjištěna na čele žádná změna teploty, u 12 dalších byl zjištěn nárůst teploty (Graf 1). Zbývajících 19 pacientů mělo použitou jako první fázi vyšetření t2. U 16 z nich nebyla zjištěna žádná změna teploty na čele a nárůst teploty byl zjištěn jen u 3 zbývajících pacientů (Graf 2).



Graf 1: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při první fázi vyšetření t1



Graf 2: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při první fázi vyšetření t2

Test Statistics^{b,c}

			VAR00002
		v2 - v1	VAR00001
Z		-3,357a	-1,732a
Asymp. Sig. (2-tailed)		,001	,083
Monte Carlo Sig. (2-tailed)	Sig.		,000
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,000
		Upper Bound	,001
Monte Carlo Sig. (1-tailed)	Sig.		,000
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,000
		Upper Bound	,001

a. Based on negative ranks.

b. Wilcoxon Signed Ranks Test

c. Based on 10000 sampled tables with starting seed 2000000.

Tab. 3: Statistický výpočet

K výpočtu jsem použil statistický program IBM SPSS Statistics 19 a použil jsem metodu Willcoxonova neparametrického testu se simulací Monte Carlo (Tab. 3). Simulace zohledňuje malý datový soubor.

Tímto testem byl u fáze vyšetření t1 prokázán statisticky významný nárůst teploty na čele vyšetřovaného pacienta (teploty při fázi vyšetření t1 mají tendenci u většiny pacientů stoupat). Věcně je tento nárůst teploty ale velmi malý. Je to maximálně 0,1°C. Při fázi vyšetření t2 statisticky významný nárůst teploty na pacientově čele Willcoxonovým neparametrickým testem prokázán nebyl. Teplota sice ve třech případech vzrostla, ale tento počet je nízký a nevýznamný oproti celkovému počtu měření.

3.6.2 Vyhodnocení změn teplot během všech fází

vyšetření

V druhém měření jsem se zaměřil na změnu teploty na čele pacienta během všech fází vyšetření. Vyšetřovaným pacientům nebyla aplikována kontrastní látka.

Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
v2 - v1	Negative Ranks	1a	19,50	19,50
	Positive Ranks	38b	20,01	760,38
	Ties	22c		
	Total	61		
VAR00002 - VAR00001	Negative Ranks	22d	16,50	363,00
	Positive Ranks	10e	16,50	165,00
	Ties	42f		
	Total	74		

v1 – teplota na pacientově čele před začátkem fáze vyšetření (t1)

v2 – teplota na pacientově čele po skončení fáze vyšetření (t1)

VAR00001 – teplota na pacientově čele před začátkem fáze vyšetření (t2)

VAR00002 – teplota na pacientově čele po skončení fáze vyšetření (t2)

a. $v2 < v1$

b. $v2 > v1$

c. $v2 = v1$

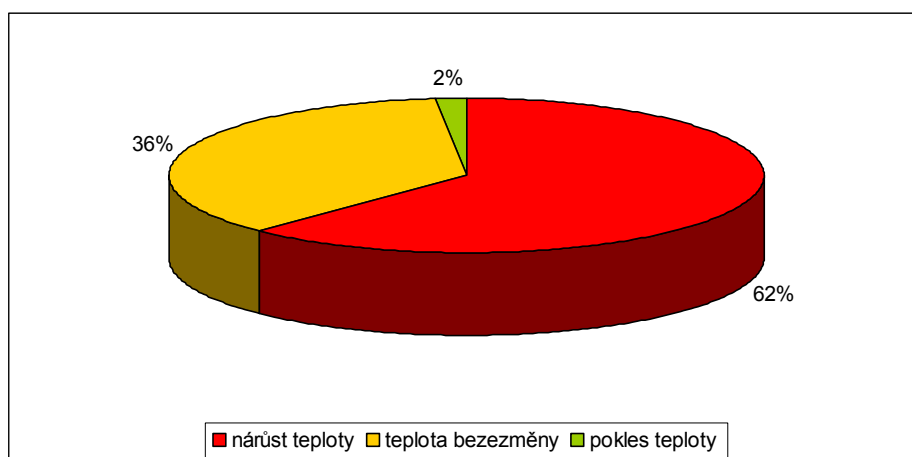
d. $VAR00002 < VAR00001$

e. $VAR00002 > VAR00001$

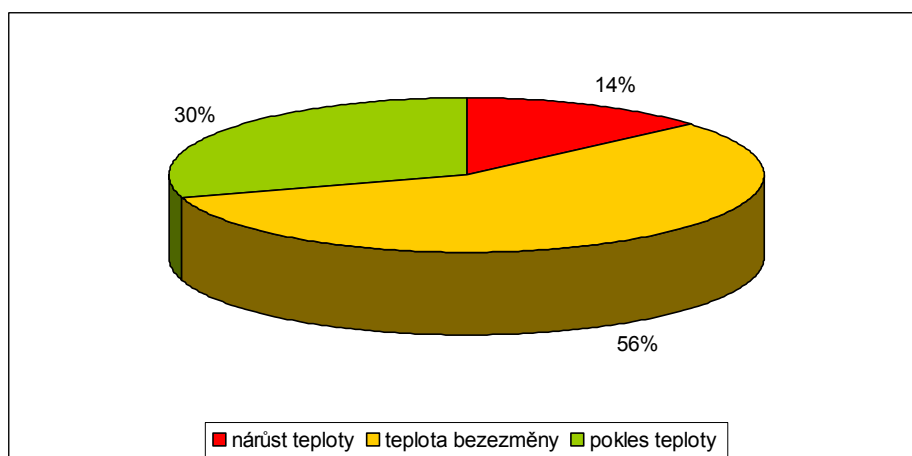
f. $VAR00002 = VAR00001$

Tab. 4: Data z druhého měření

Pro vyhodnocení byla naměřená data z celkem 135 fází vyšetření od 40 pacientů. Porovnávána byla změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta po skončení fáze vyšetření, s teplotou před začátkem dané fáze vyšetření (Tab. 4). Z celkem 135 fází vyšetření bylo 61 fází t1. V 38 případech byl zjištěn nárůst teploty, v 22 případech nebyla zjištěna žádná změna teploty a v jednom případě pokles teploty na pacientově čele (Graf 3). Zbývajících 74 fází bylo t2. Z těchto 74 fází byl v 10 případech zjištěn nárůst teploty, v 42 případech nebyla zjištěna žádná změna teploty a ve zbývajících 22 případech byl zjištěn pokles teploty (Graf 4).



Graf 3: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při fázích t1 během celého vyšetření



Graf 4: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při fázích t2 během celého vyšetření

Test Statistics^{c,d}

			VAR00002
		V2 - V1	VAR00001
Z		-5,864a	-2,121b
Asymp. Sig. (2-tailed)		,000	,034
Monte Carlo Sig. (2-tailed)	Sig.		,000
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,000
		Upper Bound	,000
Monte Carlo Sig. (1-tailed)	Sig.		,000
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,000
		Upper Bound	,000

a. Based on negative ranks.

b. Based on positive ranks.

c. Wilcoxon Signed Ranks Test

d. Based on 10000 sampled tables with starting seed 926214481.

Tab. 5: Statistický výpočet

K výpočtu jsem použil statistický program IBM SPSS Statistics 19 a použil jsem metodu Willcoxonova neparametrického testu se simulací Monte Carlo (Tab. 5). Simulace zohledňuje malý datový soubor.

Tímto testem byl u fáze vyšetření t1 prokázán statisticky významný nárůst teploty na čele vyšetřovaného pacienta (teploty při fázi vyšetření t1 mají tendenci u většiny pacientů stoupat). Věcně je tento nárůst teploty ale velmi malý. Je to maximálně 0,1°C. Při fázi vyšetření t2 statisticky významný nárůst teploty na pacientově čele Willcoxonovým neparametrickým testem prokázán nebyl. Teplota sice v deseti případech vzrostla, ale tento počet je nízký a nevýznamný oproti celkovému počtu měření, což prokázal Willcoxonův neparametrický test.

3.6.3 Vyhodnocení změny teploty mezi začátkem a koncem vyšetření

Ve třetím měření jsem se zaměřil na změnu teploty na čele pacienta během celého vyšetření. Vyšetřovaným pacientům nebyla aplikována kontrastní látka

Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
VAR00002 - VAR00001	Negative Ranks	0a	0,00	0,00
	Positive Ranks	23b	7,50	172,50
	Ties	17c		
	Total	40		

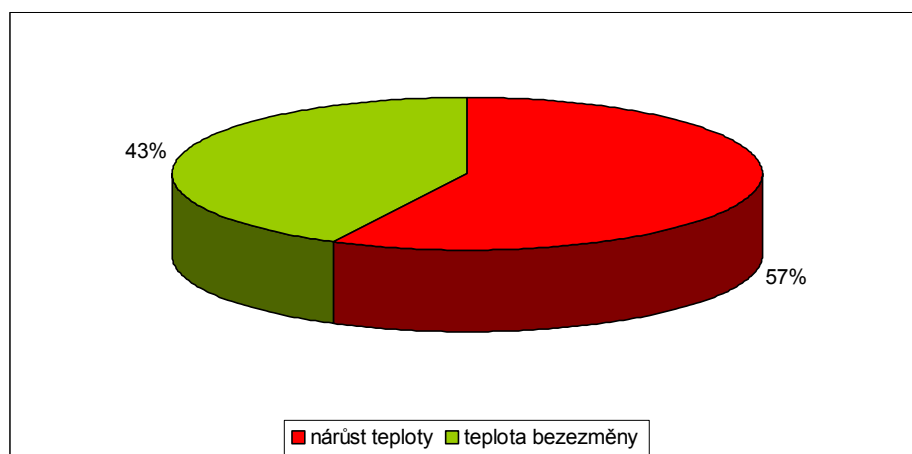
VAR00001 – teplota na pacientově čele před začátkem vyšetření

VAR00002 – teplota na pacientově čele po skončení vyšetření

- a. VAR00002 < VAR00001
- b. VAR00002 > VAR00001
- c. VAR00002 = VAR00001

Tab. 6: Data z třetího měření

Pro vyhodnocení byla použita naměřená data od celkem 40 pacientů. Porovnávána byla změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta po skončení celého vyšetření s teplotou před začátkem vyšetření (Tab. 6). U 23 pacientů byl zjištěn nárůst teploty na čele, u zbývajících pacientů nebyla zjištěna žádná změna teploty čela (Graf 5).



Graf 5: Změna teploty na čele pacienta po vyšetření

Test Statistics^{b,c}

			VAR00002 - VAR00001
Z			-2,455a
Asymp. Sig. (2-tailed)			,010
Monte Carlo Sig. (2-tailed)	Sig.		,006
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,004
		Upper Bound	,008
Monte Carlo Sig. (1-tailed)	Sig.		,003
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,001
		Upper Bound	,004

a. Based on negative ranks.

b. Wilcoxon Signed Ranks Test

c. Based on 10000 sampled tables with starting seed 624387341.

Tab. 7: Statistický výpočet

K výpočtu jsem použil statistický program IBM SPSS Statistics 19 a použil jsem metodu Wilcoxonova neparametrického testu se simulací Monte Carlo (Tab. 7). Simulace zohledňuje malý datový soubor.

Tímto testem byla prokázána statisticky významná změna v nárůstech teplot na čele vyšetřovaných pacientů během celého vyšetření (teplota má tendenci u většiny pacientů stoupat). Věcně je tento nárůst teploty ale velmi malý. Je to maximálně 0,1°C.

3.7 Měření za použití kontrastních látek

3.7.1 Vyhodnocení změn teplot během prvních fází

vyšetření

Ve čtvrtém měření jsem se zaměřil na změnu teploty na čele pacienta během první fáze vyšetření. Vyšetřovaným pacientům byla aplikována kontrastní látka.

Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
v2 - v1	Negative Ranks	0a	0,00	0,00
	Positive Ranks	7b	5,00	35,00
	Ties	0c		
	Total	7		
VAR00002 - VAR00001	Negative Ranks	0d	0,00	0,00
	Positive Ranks	3e	2,00	6,00
	Ties	5f		
	Total	8		

v1 – teplota na pacientově čele před vyšetřením (první fáze – t1)

v2 – teplota na pacientově čele po skončení první fáze vyšetření (t1)

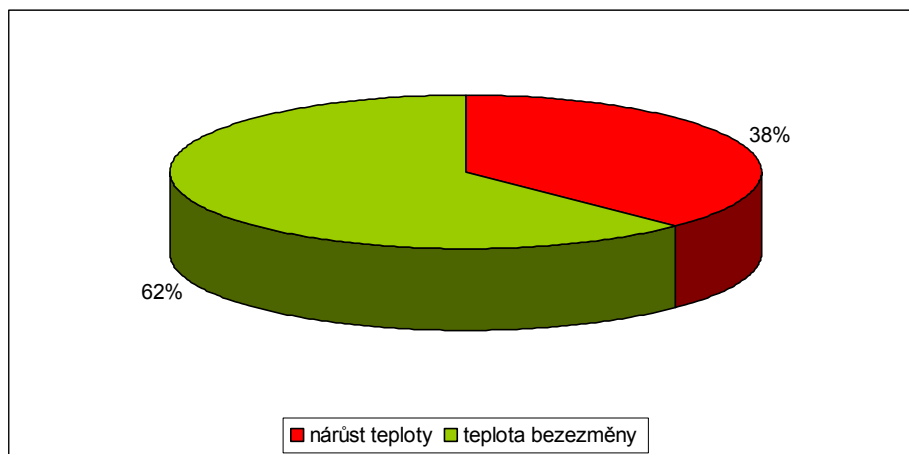
VAR00001 – teplota na pacientově čele před vyšetřením (první fáze – t2)

VAR00002 – teplota na pacientově čele po skončení první fáze vyšetření (t2)

- a. $v2 < v1$
- b. $v2 > v1$
- c. $v2 = v1$
- d. $VAR00002 < VAR00001$
- e. $VAR00002 > VAR00001$
- f. $VAR00002 = VAR00001$

Tab. 8: Data z čtvrtého měření

Pro vyhodnocení byla naměřená data z první fáze vyšetření od celkem 15 pacientů. Porovnávána byla změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta po skončení první fáze vyšetření s teplotou před začátkem vyšetření (Tab. 8). 7 pacientů mělo použitou jako první fázi vyšetření t1. U všech 7 pacientů byl zjištěn nárůst teploty na čele. Zbývajících 8 pacientů mělo použitou jako první fázi vyšetření t2. U 5 z nich nebyla zjištěna žádná změna teploty na čele a nárůst teploty byl zjištěn u 3 zbývajících pacientů (Graf 6).



Graf 6: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při první fázi vyšetření t2 s kontrastní látkou

Test Statistics^{b,c}

		v2 - v1	VAR00002
			-
			VAR00001
Z		-2,243a	-1,732a
Asymp. Sig. (2-tailed)		,001	,083
Monte Carlo Sig. (2-tailed)	Sig.	,000	,252
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,000
		Upper Bound	,001
Monte Carlo Sig. (1-tailed)	Sig.	,000	,126
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,000
		Upper Bound	,001

a. Based on negative ranks.

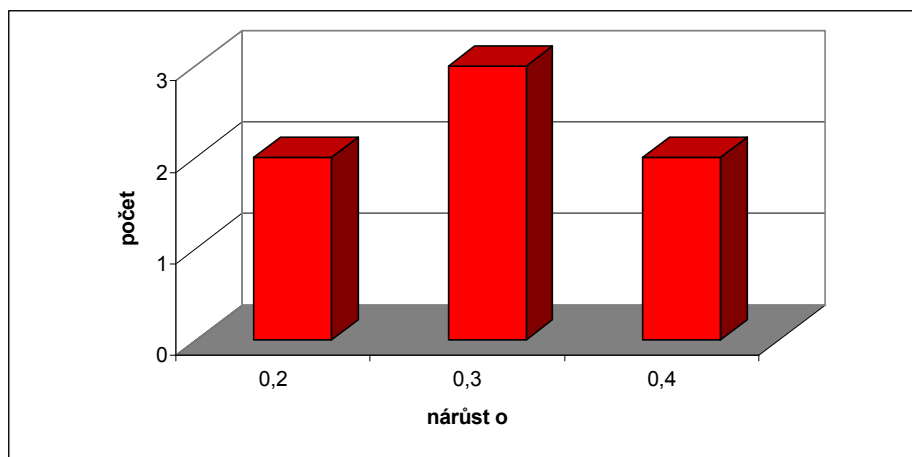
b. Wilcoxon Signed Ranks Test

c. Based on 10000 sampled tables with starting seed 2000000.

Tab. 9: Statistický výpočet

K výpočtu jsem použil statistický program IBM SPSS Statistics 19 a použil jsem metodu Wilcoxonova neparametrického testu se simulací Monte Carlo (Tab. 9). Simulace zohledňuje malý datový soubor.

Tímto testem byl u fáze vyšetření t1 prokázán statisticky velmi významný nárůst teploty na čele vyšetřovaného pacienta (teploty při fázi vyšetření t1 mají u všech pacientů tendenci stoupat). Věcně je tento nárůst teploty ale velmi malý. Je to maximálně 0,4°C (Graf 7). Při fázi vyšetření t2 sice teplota ve třech případech vzrostla, ale ve většině případů se nezměnila. Statisticky významný nárůst teploty na pacientově čele při fázi t2 Willcoxonovým neparametrickým testem prokázán nebyl.



Graf 7: Nárůst teploty na čele pacienta při první fázi vyšetření tl s kontrastní látkou

3.7.2 Vyhodnocení změn teplot během všech fází

vyšetření

V pátém měření jsem se zaměřil na změnu teploty na čele pacienta během všech fází vyšetření. Vyšetřovaným pacientům byla aplikována kontrastní látka.

Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
v2 - v1	Negative Ranks	0a	0,00	0,00
	Positive Ranks	18b	20,01	360,18
	Ties	0c		
	Total	18		
VAR00002 - VAR00001	Negative Ranks	10d	16,50	165,00
	Positive Ranks	3e	16,50	49,50
	Ties	7f		
	Total	20		

v1 – teplota na pacientově čele před začátkem fáze vyšetření (t1)

v2 – teplota na pacientově čele po skončení fáze vyšetření (t1)

VAR00001 – teplota na pacientově čele před začátkem fáze vyšetření (t2)

VAR00002 – teplota na pacientově čele po skončení fáze vyšetření (t2)

a. $v2 < v1$

b. $v2 > v1$

c. $v2 = v1$

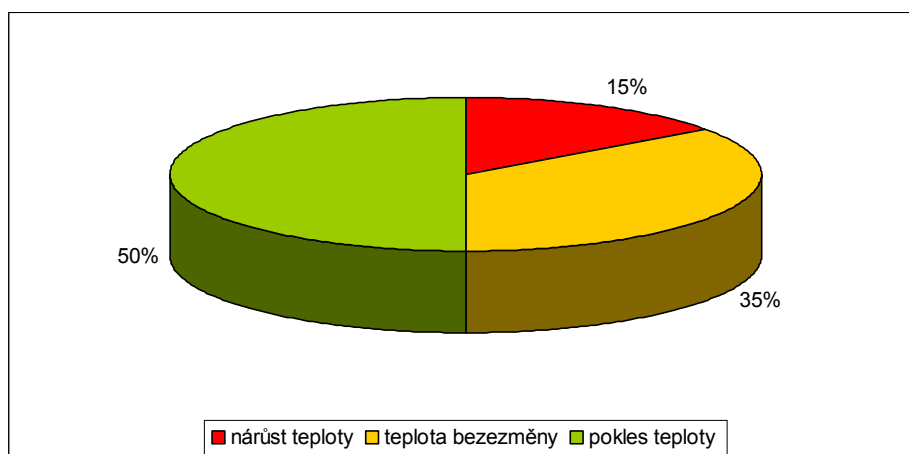
d. $VAR00002 < VAR00001$

e. $VAR00002 > VAR00001$

f. $VAR00002 = VAR00001$

Tab. 10: Data z pátého měření

Pro vyhodnocení byla naměřená data z celkem 38 fází vyšetření od 15 pacientů. Porovnávána byla změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta po skončení fáze vyšetření s teplotou před začátkem dané fáze vyšetření (Tab. 10). Z celkem 38 fází vyšetření bylo 18 fází t1. Ve všech 18 případech byl zjištěn nárůst teploty. Zbývajících 20 fází bylo t2. Z těchto 20 fází byl ve 3 případech zjištěn nárůst teploty, v 7 případech nebyla zjištěna žádná změna teploty a ve zbývajících 10 případech pokles teploty (Graf 8).



Graf 8: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při všech fázích t2 během celého vyšetření s kontrastní látkou

Test Statistics^{c,d}

			VAR00002
		V2 - V1	VAR00001
Z		-3,864a	-1,621b
Asymp. Sig. (2-tailed)		,000	,034
Monte Carlo Sig. (2-tailed)	Sig.	,000	,055
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,000
		Upper Bound	,000
Monte Carlo Sig. (1-tailed)	Sig.	,000	,029
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,000
		Upper Bound	,000

a. Based on negative ranks.

b. Based on positive ranks.

c. Wilcoxon Signed Ranks Test

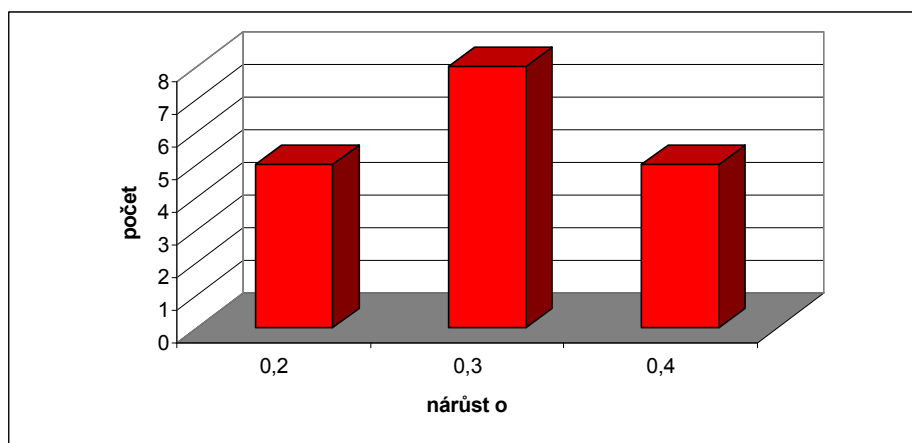
d. Based on 10000 sampled tables with starting seed 926214481.

Tab. 11: Statistický výpočet

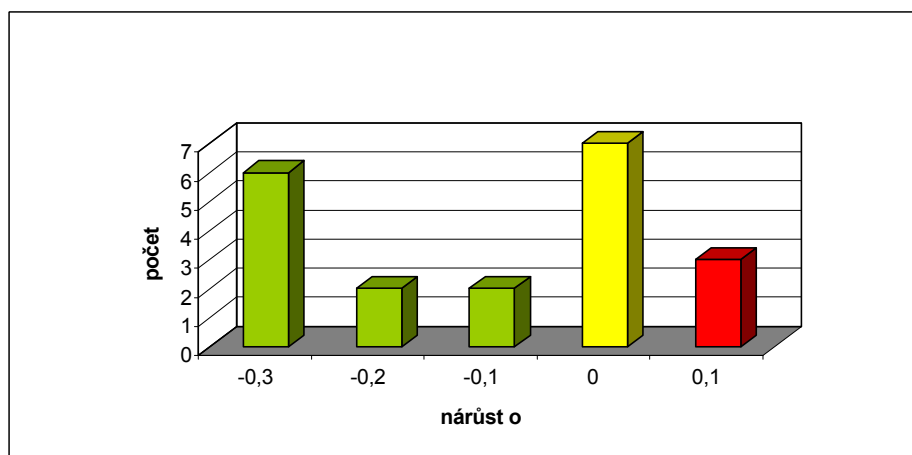
K výpočtu jsem použil statistický program IBM SPSS Statistics 19 s metodou Willcoxonova neparametrického testu se simulací Monte Carlo (Tab. 11). Simulace zohledňuje malý datový soubor.

Tímto testem byl u fáze vyšetření t1 prokázán statisticky velmi významný nárůst teploty na čele vyšetřovaného pacienta (teploty při fázi vyšetření t1 mají u všech pacientů tendenci stoupat). Věcně je tento nárůst teploty ale velmi malý. Je to maximálně 0,4°C (Graf 9). Při fázi vyšetření t2 byl prokázán statisticky významný pokles teploty. Věcně je tento pokles teploty ale velmi malý. Je to maximálně 0,3°C (Graf 10). Tento pokles je následkem

toho, že fáze t2 následovaly po fázích t1, kdy došlo k ohřátí vyšetřovaných částí těl pacientů. Během fáze t2 se teplota vrací zpět na svojí původní hodnotu.



Graf 9: Nárůst teploty na čele pacienta při všech fázích vyšetření t1 s kontrastní látkou



Graf 10: Nárůst teploty na čele pacienta při všech fázích vyšetření t2 s kontrastní látkou

3.7.3 Vyhodnocení změny teploty mezi začátkem a koncem vyšetření

V šestém měření jsem se zaměřil na změnu teploty na čele pacienta během celého vyšetření. Vyšetřovaným pacientům byla aplikována kontrastní látka

Ranks

		N	Mean Rank	Sum of Ranks
VAR00002 - VAR00001	Negative Ranks	0a	0,00	0,00
	Positive Ranks	13b	7,50	97,50
	Ties	2c		
	Total	15		

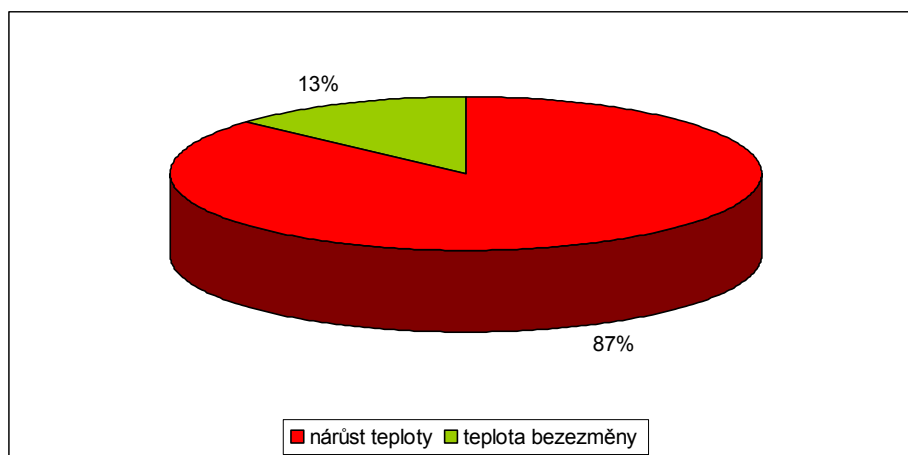
VAR00001 – teplota na pacientově čele před začátkem vyšetření

VAR00002 – teplota na pacientově čele po skončení vyšetření

- a. VAR00002 < VAR00001
- b. VAR00002 > VAR00001
- c. VAR00002 = VAR00001

Tab. 12: Data z šestého měření

Pro vyhodnocení byla změřená teplota na čele před a po vyšetření od 15 pacientů. Následně byly změny teplot mezi sebou porovnány (Tab. 12). U 13 pacientů byl zjištěn nárůst teploty na čele, u zbývajících dvou pacientů nebyla zjištěna žádná změna teploty čela (Graf 11).



Graf 11: Změna teploty na čele pacienta po vyšetření s kontrastní látkou

Test Statistics^{b,c}

			VAR00002 - VAR00001
Z			-2,585a
Asymp. Sig. (2-tailed)			,010
Monte Carlo Sig. (2-tailed)	Sig.		,006
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,004
		Upper Bound	,008
Monte Carlo Sig. (1-tailed)	Sig.		,003
	99% Confidence Interval	Lower Bound	,001
		Upper Bound	,004

a. Based on negative ranks.

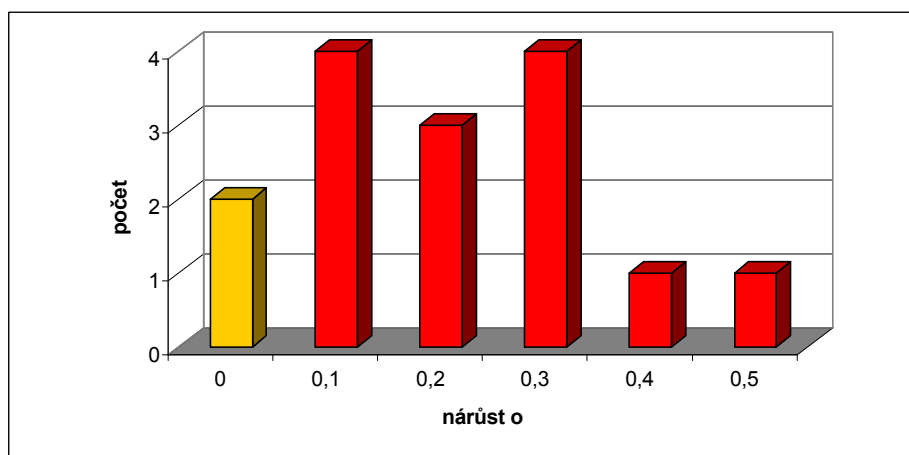
b. Wilcoxon Signed Ranks Test

c. Based on 10000 sampled tables with starting seed 624387341.

Tab. 13: Statistický výpočet

K výpočtu jsem použil statistický program IBM SPSS Statistics 19 a použil jsem metodu Willcoxonova neparametrického testu se simulací Monte Carlo (Tab. 13). Simulace zohledňuje malý datový soubor.

Tímto testem byla prokázána statisticky významná změna v nárůstu teploty na čele vyšetřovaného pacienta po skončení vyšetření (teplota má tendenci u většiny pacientů stoupat). Věcně je tento nárůst teploty ale velmi malý. Je to maximálně 0,5°C (Graf 12), i když v tomto případě se nárůst teploty již blíží k významné hranici. Nárůst je takto vysoký z důvodu, že před skončením vyšetření za sebou následovaly dvě fáze t1.



Graf 12: Nárůst teploty na čele pacienta po skončení vyšetření s kontrastní látkou

3.8 Dotazník

Krátký dotazník, který jsem vyplňoval s pacienty po skončení vyšetření, měl za úkol odhalit biofyzikální efekty gradientového a vysokofrekvenčních magnetických polí na pacientovo tělo. Dotazník se skládal celkem ze 4 otázek:

- 1) Bylo vám během vyšetření horko?
- 2) Cítil jste (Zdálo se vám, že cítíte) během vyšetření na hlavě nebo uvnitř hlavy nějaké zahřívání?
- 3) Viděl jste (Zdálo se vám, že vidíte) během vyšetření nějaké záblesky?
- 4) Cítil jste (Zdálo se vám, že cítíte) na hlavě nebo uvnitř hlavy nějaké brnění, jako když vámi prochází elektrický proud?

První dvě otázky se zabývají biofyzikálními efekty vysokofrekvenčních magnetických polí. Vlivem interakce excitačních pulsů vysokofrekvenčních magnetických polí s biologickými strukturami pacientova těla dochází v pacientově těle k tepelné indukci a tím i k ohřevu těla. Úkolem otázek bylo zjistit, jestli vyšetřovaný pacient pociťuje nějaké zahřívání na svém těle.

Poslední dvě otázky se zabývají biofyzikálními efekty gradientového magnetického pole. Při zapnutí a vypnutí pole dochází v těle pacienta k indukci elektrických proudů. Tyto proudy mohou způsobovat časově závislé depolarizace a mechanické deformace buněčných membrán. Na tyto efekty je nejcitlivější tkáň v lidském těle oční sítnice. U některých lidí se citlivost projevuje formou záblesků v očích během vyšetření. Úkolem otázek bylo zjistit, jestli vyšetřovaný pacient pozoruje nějaké záblesky v očích nebo pohyb elektrických proudů na svém těle.

3.8.1 Vyhodnocení

Otázka 1: Bylo vám během vyšetření horko?

Ze 40 pacientů, kterým nebyla aplikována kontrastní látka, všech 40 odpovědělo, že jim během vyšetření žádné horko nebylo, 3 pacienti navíc odpověděli, že jim bylo spíše chladno.

Z 15 pacientů, kterým kontrastní látka aplikována byla, všech 15 odpovědělo, že jim během vyšetření také nebylo horko, jeden z pacientů

navíc odpověděl, že mu bylo spíše chladno.

Odpovědi z dotazníku potvrzují naměřená data během vyšetření, která ukazují, že tepelná indukce v pacientově těle je hodně malá, díky čemuž je ohřev pacientova těla minimální a pro něho samého neznatelný.

Otázka 2: Cítil jste (Zdalo se vám, že cítíte) během vyšetření na hlavě nebo uvnitř hlavy nějaké zahřívání?

Ze 40 pacientů, kterým nebyla aplikována kontrastní látka, všech 40 jednoznačně odpovědělo, že během vyšetření nepocíťovali na hlavě ani uvnitř své hlavy žádné zahřívání.

Z 15 pacientů, kterým kontrastní látka aplikována byla, všech 15 jednoznačně odpovědělo, že během vyšetření nepocíťovali na hlavě ani uvnitř své hlavy žádné zahřívání.

Odpovědi z dotazníku potvrzují naměřená data během vyšetření, která ukazují, že tepelná indukce v pacientově těle je hodně malá, díky čemuž je zahřívání pacientova těla minimální a pro něho samého neznatelné.

Otázka 3: Viděl jste (Zdalo se vám, že vidíte) během vyšetření nějaké záblesky?

Ze 40 pacientů, kterým nebyla aplikována kontrastní látka, všech 40 jednoznačně odpovědělo, že během vyšetření nepozorovali žádné záblesky.

Z 15 pacientů, kterým kontrastní látka aplikována byla, všech 15 jednoznačně odpovědělo, že během vyšetření nepozorovali žádné záblesky.

Odpovědi z dotazníků potvrzují domněnku, že vlivem zapnutí a vypnutí gradientového magnetického pole sice dochází k indukci elektrických proudů, ale tyto proudy jsou tak malé, že i na tak citlivou tkáň, jako je oční sítnice nemají žádný vliv.

Otázka 4: Cítil jste (Zdalo se vám, že cítíte) na hlavě nebo uvnitř hlavy nějaké brnění, jako když vámi prochází elektrický proud?

Ze 40 pacientů, kterým nebyla aplikována kontrastní látka, všech 40 jednoznačně odpovědělo, že během vyšetření nepocíťovali nikde na své hlavě žádné brnění.

Z 15 pacientů, kterým kontrastní látka aplikována byla, všech 15 jednoznačně odpovědělo, že během vyšetření nepocítovali nikde na své hlavě žádné brnění.

Odpovědí z dotazníků potvrzují domněnku, že vlivem zapnutí a vypnutí gradientového magnetického pole sice dochází k indukci elektrických proudů na pacientově těle, ale tyto proudy jsou tak malé, že pro pacienta samotného není jejich průchod tělem nějak znatelný.

4 Shrnutí a diskuze

Cílem diplomové práce bylo prokázat bezpečnost magnetické rezonance pro vyšetřovaného pacienta. Zaměřil jsem se především na tepelnou a elektrickou indukci v pacientově těle během vyšetření. U všech pacientů ze zkoumaného vzorku byla vyšetřována hlava a během těchto vyšetření jsem průběžně sledoval změny teplot na jejich čelech. Všechny naměřené hodnoty jsou shrnuté a statisticky vyhodnocené v této diplomové práci. Tabulky, kde jsou uvedena kompletní naměřená data, jsou přílohami této diplomové práce.

Statistické vyhodnocení prokázalo při některých měřeních, že teploty těl vyšetřovaných pacientů mají většinou tendenci stoupat, ale tyto nárůsty teplot byly věcně velmi malé. Při vyšetřeních, kdy pacientům nebyla aplikována kontrastní látka, byly tyto nárůsty teplot při fázi vyšetření t1 maximálně 0,1°C. Při fázi vyšetření t2 byly tyto nárůsty teplot jen výjimečné.

Při vyšetřeních, kdy byla pacientům aplikována kontrastní látka, byly tyto nárůsty teplot nepatrně navýšeny, maximálně na 0,5°C. Takovýto nárůst teplot byl ale výsledkem dvou po sobě následujících fází vyšetření t1. Myslím si, že kdyby se vyšetřovací cyklus skládal jen z fází t1, pravděpodobně by nedošlo k přehřátí vyšetřovaného pacienta. Na daném měření je vidět, že po skončení první fáze t1, kdy došlo k nárůstu teploty o 0,4°C, došlo po další fázi t1 k ohřátí už jen o 0,1°C. Domnívám se tedy, že snížení nárůstu teploty při druhé fázi t1 bylo způsobeno tím, že začal pacientův termoregulační systém více dorovnávat tepelnou indukci uvnitř pacientova těla.

Změny teplot těl pacientů jsem si ověřoval ještě na základě jejich subjektivních pocitů pomocí dotazníku. V dotazníku žádný z pacientů nevedl, že by cítil jakékoliv zahřívání nebo zvýšený pocit tepla na svém těle.

Pomocí dotazníku jsem si ještě ověřoval indukci elektrických proudů na tělech pacientů. Žádný z pacientů ale nevedl, že by cítil jakýkoliv průchod elektrického proudu, přestože k indukci těchto proudů v pacientově těle během vyšetření dochází. Tyto proudy jsou ale tak malé, že pro pacienta nejsou nijak znatelné.

Závěrem lze tedy konstatovat, že vyšetření na magnetické rezonanci je pro člověka bezpečné a neškodné. To dokazují i naměřená a staticky vyhodnocená data v mé diplomové práci.

5 Vývoj do budoucna

Předpovídat vývoj do budoucna je velmi obtížná a potenciálně nevděčná práce. Budoucnost magnetické rezonance jako nedílné součásti oboru zobrazovacích technik, lze odhadnout jen na základě jejího dosavadního vývoje. Magnetická rezonance je také poměrně „mladá“ technologie. Ze dne na den by mohlo přijít zjištění, že silné magnetické pole je pro lidský organismus škodlivé a vyšetření pomocí magnetické rezonance je riskantní, tím i nepoužitelné. Podle mého názoru se tohle ale nestane.

S příchodem nových vylepšení, jako je „vyšetření nohama napřed“, které umožní na magnetické rezonanci vyšetřit pacienta trpícího klaustrofobií bez nutnosti podání zklidňujících léků se rozšiřuje využitelnost magnetické rezonance i mezi tyto pacienty. Vyšetření magnetickou rezonancí je v dnešní době, hlavně oproti CT, poměrně zdlouhavé, ale využitím nových technologií, jako je již v mé práci zmíněný TIM, dochází ke zkracování doby potřebné k vyšetření a tím i jeho zlevnění.

V nedávné době čeští fyzici zveřejnili nový fyzikální princip magnetické rezonance, relativistické chování elektronů dovolí využít magnetickou rezonanci v nanosoučástkách.

Ve fyzice magnetická rezonance představuje základní metodu studia nových magnetických látek a při použití již známých magnetických látek představuje v medicíně neocenitelný diagnostický nástroj. Nový fyzikální

princip se od stávajícího principu liší v tom, že budící radiofrekvenční magnetické pole vzniká a působí přímo ve zkoumané magnetické struktuře a struktura sama navíc slouží jako detektor vyvolaných magnetických oscilací. Obě tyto funkce jsou ve struktuře realizovány pomocí relativistické interakce spinu a náboje elektronu, pohybujícího se ve zkoumané struktuře. Čeští vědci dokázali, že pomocí této metody je možné provádět detailní pozorování v magneto-elektrických součástkách o rozměru několika desítek nanometrů.[11]

Díky tomuto rychlému vývoji využitelnost a dostupnost magnetické rezonance narůstá a bude narůstat i v budoucnu. Nemyslím si však, že magnetická rezonance v budoucnu vytlačí všechny alternativní vyšetřovací metody. Mezi pacienty potřebujícími vyšetření stále budou ti, kteří mají v těle nějaký magnetický předmět. Sice počet pacientů, kteří mají v těle implantovaný kardiostimulátor, nebo umělou kloubní náhradu, která nemůže přijít do styku se silným magnetickým polem klesá, ale pacientů s jiným kovovým předmětem v těle ubývat nebude. Těmito pacienty myslím hlavně ty, kterým při úrazu uvízly v těle různé kousky kovu, kulky, kovové špony, apod., které nelze operativně vyjmout.

6 Závěr

Rychlý vývoj v zobrazovacích technikách v posledních letech přináší stále lepší výsledky a širší oblast využití těchto metod, tak i pro magnetickou rezonanci, jakožto její nezbytnou součást. Využití magnetické rezonance stále narůstá a její dostupnost se stále zvyšuje. Mezi pacienty klesá počet implantátů (kardiostimulátory, umělé kloubní náhrady, apod.), které nesmí přijít do styku s tak silným magnetickým polem, jaké je u magnetické rezonance používané. Další významnou změnou pro pacienty trpící klaustrofobií jsou vylepšení, umožňující „vyšetření nohama napřed“, která jsou použita u přístroje Magnetom Avanto od firmy Siemens. To vede ke zjištění, že stále vyšší počet pacientů je vyšetřován pomocí magnetické rezonance než alternativními metodami (CT, UZ). Myslím si, že toto číslo se s příchodem nových vylepšení a technologií, jako je třeba výše zmíněné „vyšetření nohama napřed“ nebo TIM nadále poroste a s ním v blízké i vzdálenější budoucnosti poroste i využitelnost magnetické rezonance.

Seznam použité literatury a informačních pramenů

- 1 Ján Weis, Peter Bořuta: Úvod do magnetickej rezonancie, DATEX, Bratislava 1998, ISBN 80-967953-8-4
- 2 Zobrazovanie magnetickou rezonanciou [online], poslední aktualizace 5. 7. 2011. Dostupné z:
<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>
- 3 Magnetic resonance imaging [online], poslední aktualizace 12. 4. 2010. Dostupné z:
<http://en.wikipedia.org/wiki/Magnetic_resonance_imaging>
- 4 Ivan Lukeš, Petr Hermann: Kontrastní látky pro tomografii magnetické rezonance [online], poslední aktualizace 5. 1. 2011. Dostupné z:
<<http://web.natur.cuni.cz/anorchem/19/Vyzkum.htm>>
- 5 Dr. Joseph Woo: A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology [online], poslední aktualizace 22. 10. 2010. Dostupné z:
<<http://www.ob-ultrasound.net/history1.html> >
- 6 Jacqueline L. Longe: The Gale Encyclopedia of Medicine, 2nd Edition Volume 1 A-B, Gale Group, Farmington Hills 2002, ISBN 0-7876-5489-2
- 7 Medical Ultrasonography [online], poslední aktualizace 3. 8. 2011. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_ultrasonography>
- 8 David J. Brenner, Eric J. Hall: Computed tomography--an increasing source of radiation exposure, 29. 11. 2007, N. Engl. J. Med. 357 (22): 2277–84, ISSN 1533-4406

9 X-ray computed tomography [online], poslední aktualizace 6. 4. 2011.

Dostupné z:

<http://en.wikipedia.org/wiki/Xray_computed_tomography>

10 Vojtěch Ullmann: Aplikace ionizujícího záření - jaderné a radiační metody [online], vydáno 16. 4. 2005,

poslední aktualizace 5. 8. 2011. Dostupné z:

<<http://www.astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>>.

11 Kancelář AV ČR: Nový fyzikální princip magnetické rezonance [online], vydáno 31. 5. 2011, poslední aktualizace 31. 5. 2011. Dostupné z :

<<http://www.cas.cz/sd/novinky/hlavni-stranka/110531-novy-fyzikalni-princip-magneticke-rezonance.html>>.

Seznam obrázků

Obrázek 1: Jednoduché schéma rozdílů rotace a precese str. 13

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 2: Zjednodušené schéma postavení protonu v prostoru str. 14

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 3: Vzájemné vyrušení magnetických sil v rovině xy str. 14

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 4: Efekt RF pulsu na postavení a precesi protonů str. 16

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 5: Křivka průběhu longitudální relaxace po skončení RF pulsu

str. 17

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 6: Křivka poklesu transverzální magnetizace po skončení RF pulsu

str. 19

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 7: : Změny longitudální a transversální relaxace po RF90 a vznik vektoru celkového magnetického momentu tkání str. 20

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 8: Signál FID str. 20

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 9: Vznikající T2 křivka jako výsledek pulsní sekvence pro vznik T2 váženého obrazu str. 22

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 10: Schéma spin-echo sekvence str. 23

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 11: Vztah T1, T2 křivky a TR, TE časů str. 23

Dostupné z:

<http://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou>,

vystaveno: 22. 1 . 2006.

Obrázek 12: Zjednodušené schéma NMR tomografu str. 32

Dostupné z: <<http://www.astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>>,

vystaveno: 16. 4. 2005.

Obrázek 13: Prostorové schéma gantry NMR tomografu str. 33

Dostupné z: <<http://www.stefajir.cz/index.php?q=magneticka-rezonance>>,

vystaveno: 15. 7. 2008.

- Obrázek 14: Ukázka aplikace kontrastní látky str. 39
Dostupné z: <<http://web.natur.cuni.cz/anorchem/19/Vyzkum.htm>>,
vystaveno: 5. 1. 2011.
- Obrázek 15: Ultrasonograf str. 43
Dostupné z: <<http://en.wikipedia.org/wiki/File:AlokaPhoto2006a.jpg>>,
vystaveno: 15. 2. 2006.
- Obrázek 16: Ukázka sejmutého obrazu v A módu str. 44
Dostupné z:
<http://t3.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcR4LYaY1ZbqPuciwHtHuGgmp_rDnir79PWSRtCz9cPR0gQ0sYW8iW>, vystaveno: 16. 4. 2005.
- Obrázek 17: Ukázka sejmutého obrazu v B módu str. 45
Dostupné z: <http://www.supersonicimagine.fr/case-studies_28_breast-microcalcification_en.htm>, vystaveno: 7. 8. 2007.
- Obrázek 18: Ukázka sejmutého obrazu v M módu str. 45
Dostupné z: <<http://www.heart-valve-surgery.com/normal-mitral-valve-m-mode.php>>,
vystaveno: 14. 11. 2009.
- Obrázek 19: Ukázka sejmutého 2D obrazu str. 45
Dostupné z:
<http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Echocardiogram_4chambers.jpg>,
vystaveno: 8. 7. 2005.
- Obrázek 20: Ukázka 3D obrazu str. 46
Dostupné z:
<http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:Sucking_his_thumb_and_waving.jpg>
vystaveno: 2. 10. 2007.
- Obrázek 21: Výpočetní tomografie str. 48
Dostupné z: <<http://www.medwow.com/articles/pet-ct/important-information-about-pet-ct/>>,>, vystaveno: 17. 2. 2011.

Obrázek 22: Zjednodušené schéma CT

str. 52

Dostupné z: <<http://www.astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>>,

vystaveno: 16. 4. 2005.

Obrázek 23: NMR tomograf Magnetom Avanto od firmy Siemens Medical

Technologies

str. 55

Dostupné z:

<[http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSGenericDis](http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSGenericDisplay~q_catalogId~e_-)

[play~q_catalogId~e_-](http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSGenericDisplay~q_catalogId~e_-)

[11~a_catTree~e_100010,1007660,12754,1022566,1018426~a_langId~e_-](http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSGenericDisplay~q_catalogId~e_-)

[11~a_pageId~e_101255~a_storeId~e_10001.htm](http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSGenericDisplay~q_catalogId~e_-)>, vystaveno: 20. 8. 2008.

Seznam grafů a tabulek

Tabulka 1: Běžná efektivní dávka záření absorbovaná tělem pacienta při vyšetření na CT	str. 51
Tabulka 2: Data z prvního měření	str. 60
Tabulka 3: Statistický výpočet	str. 62
Tabulka 4: Data z druhé měření	str. 63
Tabulka 5: Statistický výpočet	str. 65
Tabulka 6: Data ze třetího měření	str. 66
Tabulka 7: Statistický výpočet	str. 67
Tabulka 8: Data ze čtvrtého měření	str. 68
Tabulka 9: Statistický výpočet	str. 69
Tabulka 10: Data z pátého měření	str. 71
Tabulka 11: Statistický výpočet	str. 72
Tabulka 12: Data z šestého měření	str. 74
Tabulka 13: Statistický výpočet	str. 75
Graf 1: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při první fázi vyšetření t1	str. 61
Graf 2: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při první fázi vyšetření t2	str. 61
Graf 3: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při fázích t1 během celého vyšetření	str. 64
Graf 4: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při fázích t2 během celého vyšetření	str. 64
Graf 5: Změna teploty na čele pacienta po vyšetření	str. 66
Graf 6: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při první fázi vyšetření t2 s kontrastní látkou	str. 69
Graf 7: Nárůst teploty na čele pacienta při první fázi vyšetření t1 s kontrastní látkou	str. 70
Graf 8: Změna teploty na čele vyšetřovaného pacienta při všech fázích t2 během celého vyšetření s kontrastní látkou	str. 72
Graf 9: Nárůst teploty na čele pacienta při všech fázích vyšetření t1 s kontrastní látkou	str. 73
Graf 10: Nárůst teploty na čele pacienta při všech fázích vyšetření t2 s kontrastní látkou	str. 73

Graf 11: Změna teploty na čele pacienta po vyšetření s kontrastní látkou

str. 74

Graf 12: Nárůst teploty na čele pacienta po skončení vyšetření s kontrastní látkou

str. 75

Seznam příloh

Příloha 1: Kompletní tabulka se všemi naměřenými daty od pacientů, kterým nebyla aplikována kontrastní látka

Příloha 2: Kompletní tabulka se všemi naměřenými daty od pacientů, kterým byla aplikována kontrastní látka