



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**VLIV MR PULSNÍCH SEKVENCÍ NA TEPLITU MĚŘENÉHO
OBJEKTU**

THE EFFECT OF THE MR PULSE SEQUENCES ON THE MEASUREMENT OBJECT TEMPERATURE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Markéta Kosková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lucie Grossová

BRNO 2016

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Markéta Kosková

ID: 147520

Ročník: 2

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Vliv MR pulsních sekvencí na teplotu měřeného objektu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši na téma vlivu jednotlivých parametrů MR pulsních sekvencí na zvyšování teploty měřeného objektu. 2) Seznamte se s ovládáním experimentálního 9.4 T MR přístroje na Ústavu přístrojové techniky AVČR. 3) Prostudujte možnosti měření a zaznamenávání teploty během MR měření na 9.4 T MR přístroji na Ústavu přístrojové techniky. 4) Navrhněte a zrealizujte vhodný fantom pro zkoumání vlivu pulsních sekvencí na teplotu měřeného objektu. 5) Na fantomu proveďte sérii měření pro otestování vlivu různých akvizic MR pulsních sekvencí na teplotu měřeného objektu. 6) Navrhněte a zrealizujte grafické rozhraní pro predikci nárůstu teploty podle zvolených pulsních sekvencí. 7) Získané poznatky vlivu jednotlivých pulsních sekvencí na teplotu měřeného objektu otestujte na živém objektu. 8) Naměřená data analyzujte a proveďte diskuzi výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] WANG, Z., et al. SAR and temperature: Simulations and comparison to regulatory limits for MRI. Journal of Magnetic Resonance Imaging. 2007, 26(2): 437-441.

[2] BERNSTEIN, M. A, et al. Handbook of MRI pulse sequences: principles and techniques. 2nd ed. Boston: AcademicPress, 2004, 1017 p. ISBN 01-209-2861-2.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 20.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Lucie Grossová

Konzultant diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá vlivem MR pulzních sekvencí na teplotu měřeného objektu. Teoretická část je věnována základnímu principu magnetické rezonance, vybraným pulzním sekvencím a rizikům spojeným s MRI - především zahřívání tkání. Dále je zde rozebrán návrh testovacího fantomu a vysvětlen způsob měření a zaznamenávání teploty během MR měření. V praktické části je pomocí vytvořeného fantomu a MR experimentálního přístroje na Ústavu přístrojové techniky AV ČR v Brně testován vliv RF cívek, pulzních sekvencí a jejich parametrů na zahřívání vytvořeného fantomu. Poznatky z měření jsou následně otestovány na živé laboratorní myši. Všechny získané výsledky jsou analyzovány, pomocí vytvořeného programu simulovány a v závěru práce diskutovány.

KLÍČOVÁ SLOVA

MRI, pulzní sekvence, rizika MRI, SAR, parametry pulzních sekvencí, fantom.

ABSTRACT

This paper deals with the effect of the MR pulse sequences on the temperature of the measured object. The theoretical part is dedicated to basic principle of magnetic resonance, the selected pulse sequences and risks that are connected with MRI. There is also described the draft of the testing phantom and information about the measurement and record of temperature during MR measurement. In the experimental part the effect of RF coils, pulse sequences and parameters of pulse sequences are tested on drafted phantom with experimental MR device located at the Institut of Scientific Instruments of the AS CR in Brno. These findings are then tested on live laboratory mouse. All results are analyzed and used as default data for developed simulation program.

KEYWORDS

MRI, pulse sequences, risks of MRI, SAR, parameters of pulse sequences, phantom.

KOSKOVÁ, M. *Vliv MR pulsních sekvencí na teplotu měřeného objektu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2016. 69 s., 11 s. příloh. Diplomová práce. Vedoucí práce: Ing. Lucie Grossová.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Vliv MR pulsních sekvencí na teplotu měřeného objektu jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího semestrální práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala své vedoucí diplomové práce Ing. Lucii Grossové za její ochotu, trpělivost a čas mi věnovaný při měření a za cenné rady, které mi v průběhu zpracování diplomové práce poskytla. Dále bych moc chtěla poděkovat svojí mamince za morální i finanční podporu při celém studiu na vysoké škole.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	ix
Zdroje obrázků	xi
Seznam tabulek	xii
Úvod	1
1 Základní princip MRI	2
1.1 Magnetické vlastnosti atomových jader	2
1.2 Atomová jádra v magnetickém poli	3
1.3 Radiofrekvenční pulz	6
1.4 Relaxační mechanismy	7
1.5 Volně indukovaný signál	9
1.6 Generování a zpracování MR signálu	10
2 Pulzní sekvence	13
2.1 Základní pulzní sekvence	13
2.1.1 Saturation Recovery (SR)	13
2.1.2 Inversion Recovery (IR)	14
2.1.3 Spinové echo (SE)	15
2.1.4 Gradientní echo (GRE)	16
2.2 Použité pulzní sekvence v experimentální části práce	17
2.2.1 Sekvence RARE	17
2.2.2 Sekvence MSME	17
2.2.3 Sekvence FLASH	17
2.2.4 Sekvence EPI	18
2.2.5 Sekvence MGE	18
2.3 Pulzní sekvence zahřívající měřený objekt	18
2.3.1 Rizikové sekvence ze skupiny SE	19

2.3.2	Rizikové sekvence ze skupiny IR	19
2.3.3	Rizikové sekvence ze skupiny GRE	20
3	Rizika MRI	21
3.1	Statické magnetické pole	21
3.2	Gradientní (proměnné) magnetické pole	21
3.3	Radiofrekvenční (elektromagnetické) pole.....	22
4	Měrný absorbovaný výkon	24
4.1	Hygienické limity	25
4.2	Vliv parametrů pulzních sekvencí	27
5	Návrh fantomu	30
6	Měření a zaznamenávání teploty	32
7	Experimentální část	34
7.1	Seznámení s ovládáním MR přístroje BioSpec 94/30	34
7.2	Měření na testovacím fantomu	36
7.2.1	Měření pomocí sekvence RARE.....	37
7.2.2	Měření pomocí sekvence FLASH.....	39
7.2.3	Měření pomocí sekvence EPI	41
7.2.4	Měření pomocí sekvence MGE	42
7.2.5	Měření pomocí sekvence MSME	43
7.2.6	Měření teploty při experimentálních studiích.....	44
7.3	Otestování získaných poznatků na živém objektu.....	47
8	Programová část	52
9	Diskuze výsledků	55
9.1	Vyhodnocení naměřených dat na fantomu	55
9.1.1	Měření pomocí samostatných sekvencí	55
9.1.2	Měření pomocí experimentálních studií	57

9.2	Vyhodnocení naměřených dat na laboratorní myši	58
Závěr		59
Seznam literatury		60
Seznam zkratek		65
Seznam symbolů		67
Seznam příloh		69
Příloha 1: Tabulky nárůstů teplot		70

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Znázornění rotujícího jádra a jeho magnetického momentu (převzato z [5]).	2
Obr. 2: Směr magnetických momentů bez působení (vlevo) a s působením (vpravo) vnějšího magnetického pole B_0 (převzato z [6]).	3
Obr. 3: Vznik vektoru magnetizace M_0 (převzato z [6]).	4
Obr. 4: Znázornění precesního pohybu atomového jádra po vložení do magnetického pole B_0 (převzato viz Zdroje obrázků).	4
Obr. 5: Vektor magnetizace spolu se souřadným systémem (převzato viz Zdroje obrázků).	5
Obr. 6: Zfázování precese atomových jader spolu s útlumem podélné a vznikem příčné magnetizace (převzato z [4]).	6
Obr. 7: Proces podélné relaxace spolu s T_1 - křivkou (upraveno viz Zdroje obrázků). ...	8
Obr. 8: Desynchronizace precesního pohybu a T_2 – křivka (upraveno viz Zdroje obrázků).	9
Obr. 9: Trajektorie vektoru magnetizace po odeznění RF pulzu (a) a FID signál (b) (převzato z [1]).	9
Obr. 10: Působení gradientních magnetických polí (převzato z [6]).	10
Obr. 11: Aplikace gradientního pole ve směru osy z – G_z (převzato z [1]).	11
Obr. 12: Aplikace gradientního pole ve směru osy y – G_y (převzato z [1]).	11
Obr. 13: Aplikace gradientního pole ve směru osy x – G_x (převzato z [1]).	11
Obr. 14: k – prostor (převzato z [6]).	12
Obr. 15: Sekvence SR (převzato z [10]).	14
Obr. 16: Sekvence IR (převzato z [10]).	15
Obr. 17: Sekvence SE (převzato z [10]).	15
Obr. 18: Sekvence GRE (převzato z [10]).	16
Obr. 19: Naznačení neselektivní inverze (voda, tuk) a následná T_1 relaxace tuku s vyznačeným průchodem nulou – vhodnou dobou TI (převzato z [19]). ...	20
Obr. 20: Zahřátí tkáně v závislosti na době expozice (převzato z [23]).	23
Obr. 21: <i>Multiple – slice</i> zobrazování (převzato z [31]).	28

Obr. 22: Vytvořený fantom.....	30
Obr. 23: Rektální sonda vláknově optického senzoru Fiber Optic Temperature Sensor.	32
Obr. 24: Průběh poklesu fluorescence (převzato z [41]).	33
Obr. 25: Fantom uložený na lůžku se zavedenou teplotní sondou.	33
Obr. 26: MR přístroj BioSpec 94/30 společnosti Bruker.....	34
Obr. 27: Blokové schéma přípravy MR přístroje na první měření.	35
Obr. 28: Závislost celkového nárůstu teploty fantomu na zvoleném parametru a RF cívce pro <i>ONKO01 T2w RARE</i> (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	38
Obr. 29: Závislost celkového nárůstu teploty fantomu na zvoleném parametru a RF cívce pro <i>ONKO01 FLASH2D</i> (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	40
Obr. 30: Závislost celkového nárůstu teploty fantomu na zvoleném parametru a RF cívce pro <i>SeptEnc MGE dyn</i> (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).....	43
Obr. 31: Závislost celkového nárůstu teploty fantomu na zvoleném parametru pro objemovou RF cívku a sekvenci <i>MSME_bas</i> (teplota měřena s přesností $\pm$ $0,2$ °C).	44
Obr. 32: <i>MR – compatible Heater System for Small Animals</i> od firmy SA Instruments, Inc. (převzato z [42])......	48
Obr. 33: <i>SC 100 Immersion Circulators</i> od firmy Thermo Scientific TM (převzato z [43])......	49
Obr. 34: Nárůsty teplot získané při měření na laboratorní myši a na testovacím fantomu (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	50
Obr. 35: Hlavní panel grafického uživatelského rozhraní simulačního programu.	52
Obr. 36: Panel pro výběr parametrů a jejich hodnot u předem zvolené pulzní sekvence.	53
Obr. 37: Panel pro výběr a úpravu předem zvolené experimentální studie.	54
Obr. 38: Dialogové okno s upozorněním na vyšší teplotu myši.	54

ZDROJE OBRÁZKŮ

Obr. 4: <http://www.voxelcube.com/articles/1/the-principles-of-magnetic-resonance-imaging#radiofrequency-field-and-mr-signal>

Obr. 5: <http://www.voxelcube.com/articles/1/the-principles-of-magnetic-resonance-imaging#radiofrequency-field-and-mr-signal>

Obr. 7: <http://www.jcmr-online.com/content/12/1/71/figure/F3?highres=y>

Obr. 8: <http://slideplayer.com/slide/3279600/>

SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Výčet několika atomových jader využívaných pro MR zobrazování (převzato z [5]).....	3
Tab. 2: Základní omezení pro zvýšení tělesné teploty a maximální hodnotu tělesné teploty v průběhu MR vyšetření (převzato z [27]).....	26
Tab. 3: Bezpečnostní limity SAR při době průměrování 6 min (převzato z [27]).	26
Tab. 4: Vybrané parametry, jejich rozsah a celkový nárůst teploty pro <i>ONKO01 T2w RARE</i> (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	37
Tab. 5: Vybrané parametry, jejich rozsah a celkový nárůst teploty pro <i>ONKO01 FLASH2D</i> (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	39
Tab. 6: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě a celkový nárůst teploty pro hlavovou i objemovou RF cívku, <i>Tripilot multi</i> (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	41
Tab. 7: Vybrané parametry, jejich rozsah a celkový nárůst teploty pro <i>SeptEnc MGE dyn</i> (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	42
Tab. 8: Vybrané parametry, jejich rozsah a celkový nárůst teploty pro <i>MSME_bas</i> (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	43
Tab. 9: Sled sekvencí difuzního měření pro parkinsonické myši spolu s nárůsty teploty oproti původní i předchozí hodnotě teploty (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	45
Tab. 10: Sled sekvencí perfuzního DSC měření pro onkomyši spolu s nárůsty teploty oproti původní i předchozí hodnotě teploty (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	46
Tab. 11: Sled sekvencí perfuzního DCE měření pro onkomyši spolu s nárůsty teploty oproti původní i předchozí hodnotě teploty (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	47
Tab. 12: Naměřené hodnoty teploty laboratorní myši vyhřívané teplým vzduchem (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	49
Tab. 13: Naměřené hodnoty teploty laboratorní myši vyhřívané cirkulující teplotou kapalinou (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	50
Tab. 14: Celkový nárůst teploty pro společné parametry u sekvence RARE, FLASH,	

EPI a MGE při měření hlavovou RF cívkou (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).....	56
Tab. 15: Celkový nárůst teploty pro společné parametry u sekvence RARE, FLASH, EPI, MGE a MSME při měření objemovou RF cívkou (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).....	57
Tab. 16: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – hlavová RF cívka, ONKO01 T2w RARE (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	70
Tab. 17: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – objemová RF cívka, ONKO01 T2w RARE (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	71
Tab. 18: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – hlavová RF cívka, ONKO01 FLASH2D (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).....	72
Tab. 19: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – objemová RF cívka, ONKO01 FLASH2D (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).....	73
Tab. 20: Rozsah parametrů - obě RF cívky, EPI_FMRI_18slc_PhaArrCoil (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	74
Tab. 21: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – hlavová RF cívka, SeptEnc MGE dyn (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).....	75
Tab. 22: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – objemová RF cívka, SeptEnc MGE dyn (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	76
Tab. 23: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – objemová RF cívka, MSME_bas (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).	77
Tab. 24: Nastavení pulzních sekvencí v pořadí, jak se používají při difuzním měření parkinsonických myši na ÚPT.	78
Tab. 25: Nastavení pulzních sekvencí v pořadí, jak se používají při perfuzním DSC měření onkomyši na ÚPT.	79
Tab. 26: Nastavení pulzních sekvencí v pořadí, jak se používají při perfuzním DCE měření onkomyši na ÚPT.	80

ÚVOD

Chceme – li zkoumat vliv pulzních sekvencí magnetické rezonance (MR) na teplotu měřeného objektu, je vhodné se v první řadě se zobrazovací metodou, která využívá jev magnetické rezonance, lépe seznámit.

Nukleární magnetická rezonance je fyzikálně – chemická metoda založená na analýze magnetických momentů atomových jader. Jedná se o původně analytickou metodu objevenou F. Blochem a E. Purcellem, která byla v roce 1946 pod názvem *Magnetic Resonance Imaging* (MRI, zobrazování magnetickou rezonancí) rozvinuta v zobrazovací techniku používanou k tomografickému zobrazování vnitřních orgánů lidského těla. Jako vyšetřovací metoda prošla od svého prvního nasazení v lékařské diagnostice R. Damadianem a P. C. Lauterburem v sedmdesátých letech bouřlivým vývojem a stala se pro klinickou praxi nepostradatelnou. [1][2]

V dnešní době se jedná o nejdokonalejší a nejsložitější metodu využívanou ke studiu biologických tkání. Mezi hlavní výhody zobrazování pomocí MR patří vysoký kontrast obrazu především v měkkých tkáních a z biologického hlediska také bezpečnost pacienta - dosud nebyl prokazatelně zjištěn negativní vliv na lidský organismus. I přesto, že je zobrazování pomocí MR považováno za bezpečné, existuje zde problém spojený se zahříváním tkání. To je způsobeno tím, že tkáň absorbuje energii dodanou radiofrekvenčním (elektromagnetickým) polem. Míra zahřívání závisí nejen na typu tkáně, ale také na nastavených parametrech MR pulzních sekvencí. [3]

Tato diplomová práce se kromě teorie zobrazování pomocí MR zabývá riziky spojenými s touto diagnostickou metodou, především zahříváním zkoumaného objektu, a vlivem jednotlivých parametrů MR pulzních sekvencí na toto zahřívání. To vše je spolu se způsoby zaznamenávání teploty během MR měření a s návrhem fantomu zpracováno v teoretické části práce. Experimentální část se již věnuje vlastnímu měření na 9,4 T MR přístroji na Ústavu přístrojové techniky (ÚPT) Akademie věd (AV) České republiky (ČR) v Brně, pomocí kterého je zjišťován vliv RF cívek, pulzních sekvencí a parametrů pulzních sekvencí na zahřívání vytvořeného fantomu. Druhá část experimentální části představuje otestování získaných poznatků na živé laboratorní myši. V programové části práce je popsán vytvořený program, který vychází z experimentálně naměřených dat a formou grafického uživatelského rozhraní (GUI, *Graphical User Interface*) slouží k simulaci nárůstu teploty zkoumaného objektu v průběhu MR měření.

1 ZÁKLADNÍ PRINCIP MRI

Zobrazování magnetickou rezonancí je založeno na následujícím principu. Nejprve je pacient umístěn do silného magnetického pole, poté je do jeho těla vyslán krátký radiofrekvenční pulz, a jakmile je tento pulz ukončen, začne se snímat signál, který vytvářejí jádra atomů v pacientově těle. Získaný signál se měří a následně používá k rekonstrukci obrazu. [4]

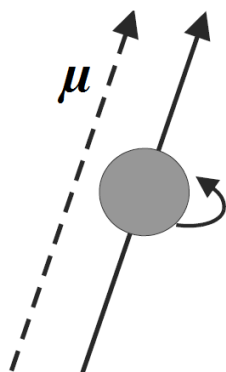
1.1 Magnetické vlastnosti atomových jader

Základní stavební částice atomového jádra jsou protony (pozitivně nabitě) a neutrony (bez náboje), jež jsou souhrnně nazývány nukleony. Tyto částice mají vlastní moment hybnosti, který je též označován jako spin. Ten kvantitativně popisuje míru rotace nukleonů kolem jejich vlastní osy a může nabývat pouze hodnot $\pm 1/2$. Celkový spin jádra je potom dán součtem jednotlivých spinů protonů a neutronů. Pro MRI jsou důležitá jen ta jádra, která mají lichý počet nukleonů a tedy nenulový moment hybnosti. Jsou známa jako jádra MR aktivní a jsou uvedena v Tab. 1. [5][6]

Díky rotaci pozitivně nabitého jádra vzniká v okolí MR aktivních jader magnetické pole s vektorem magnetického momentu μ (viz Obr. 1). Jedná se o vektor paralelní s osou rotace jader, který lze vypočítat dle vztahu [7]

$$\mu = \gamma \cdot L, \quad (1)$$

kde γ je gyromagnetický poměr, což je konstanta, která je pro dané atomové jádro charakteristická (viz Tab. 1), a L reprezentuje již výše zmíněný moment hybnosti. [6][7]



Obr. 1: Znáznornění rotujícího jádra a jeho magnetického momentu (převzato z [5]).

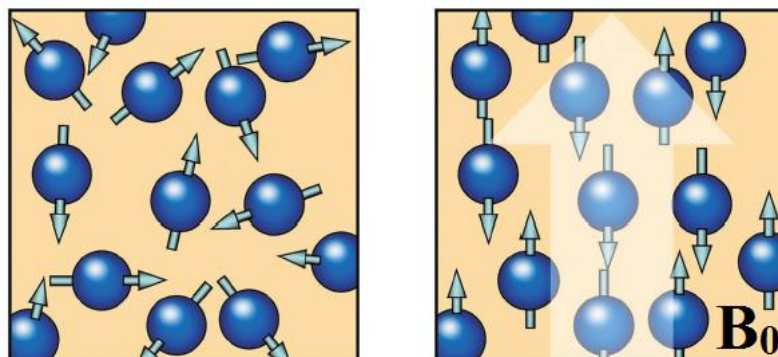
Lidské tělo je z největší části složeno ze čtyř základních stavebních kamenů a to z atomů vodíku, kyslíku, uhlíku a dusíku. Pro klinické zobrazování pomocí MR se používá atom vodíku ^1H , který ve svém jádře obsahuje pouze jeden proton. Tento atom nejenom splňuje všechny výše zmíněné požadavky pro zobrazování MR, ale navíc je nejhojněji zastoupen a vykazuje největší hodnotu γ . Další atomy, jejichž jádra přicházejí pro medicínské zobrazování v úvahu, jsou například izotop uhlíku ^{13}C , izotop dusíku ^{15}N , izotop kyslíku ^{17}O , fluor ^{19}F , sodík ^{23}Na a fosfor ^{31}P [2]. [1][5]

Tab. 1: Výčet několika atomových jader využívaných pro MR zobrazování (převzato z [5]).

Jádro	Počet protonů	Počet neutronů	Jaderný spin	γ [MHz·T ⁻¹]
^1H	1	0	1/2	42,577
^{13}C	6	7	1/2	10,708
^{15}N	7	8	1/2	4,317
^{17}O	8	9	5/2	5,774
^{19}F	9	10	1/2	40,078
^{23}Na	11	12	3/2	11,268
^{31}P	15	16	1/2	17,251

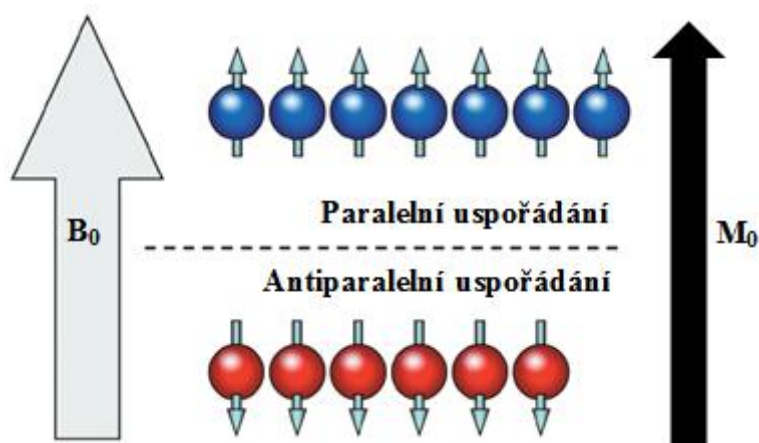
1.2 Atomová jádra v magnetickém poli

Bez působení vnějšího magnetického pole jsou magnetické momenty (magnetické dipóly) orientovány zcela náhodě tak, jak je zobrazeno na Obr. 2 vlevo. Celkový příspěvek všech magnetických momentů tvoří vektor magnetizace tkáně M_0 (viz níže). Ten je v tomto případě roven nule, protože se magnetické momenty vzájemně vyruší, a tkáň tedy nevykazuje žádné magnetické vlastnosti. [6]



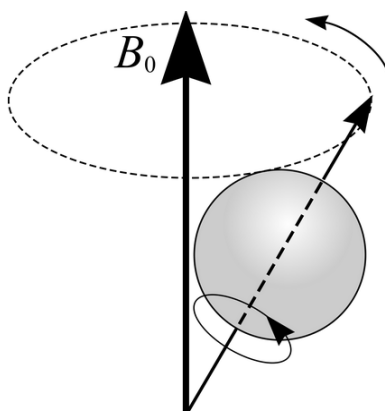
Obr. 2: Směr magnetických momentů bez působení (vlevo) a s působením (vpravo) vnějšího magnetického pole B_0 (převzato z [6]).

Pokud jsou ale jádra umístěna do vnějšího magnetického pole B_0 , dojde k uspořádání jejich dipólů podle orientace magnetického pole, a to ve směru (paralelní uspořádání) nebo proti směru (antiparalelní uspořádání). To lze pozorovat na Obr. 2 vpravo. Tkáň přejde do rovnovážného stavu, v němž počet jader orientovaných paralelně bude mírně převyšovat nad stavem antiparalelním. Je to z toho důvodu, že antiparalelní uspořádání je energeticky náročnější, a proto méně výhodné. Nyní již bude výsledný vektor magnetizace nenulový (viz Obr. 3) a bude mít stejný směr jako vnější magnetické pole. [5][6]



Obr. 3: Vznik vektoru magnetizace M_0 (převzato z [6]).

Po umístění jader do vnějšího magnetického pole ovšem nedojde pouze k přeuspořádání jejich dipólů. Atomová jádra, která rotují kolem své osy, navíc začnou vykazovat další pohyb, který je označován jako precese. Jedná se o rotační pohyb podobný točení dětské káči. Jádra tedy rotují jednak kolem své osy (jako spin, v podélné ose) a navíc také v transverzální rovině po obvodu pomyslného kužele. Pro lepší pochopení je možné precesní pohyb pozorovat na Obr. 4. [4]



Obr. 4: Znázornění precesního pohybu atomového jádra po vložení do magnetického pole B_0 (převzato viz Zdroje obrázků).

Všechna jádra ale nerotují synchronně, nejsou tzv. ve fázi. Znamená to, že i když se každé jádro otáčí po stejné kruhové dráze stejnou rychlostí, nenacházejí se všechna jádra v tomtéž okamžiku na stejném místě opisovaného kruhu. Frekvence precesního pohybu závisí na síle statického magnetického pole a na gyromagnetickém poměru. Tuto závislost vyjadřuje matematicky Larmorova rovnice [4]

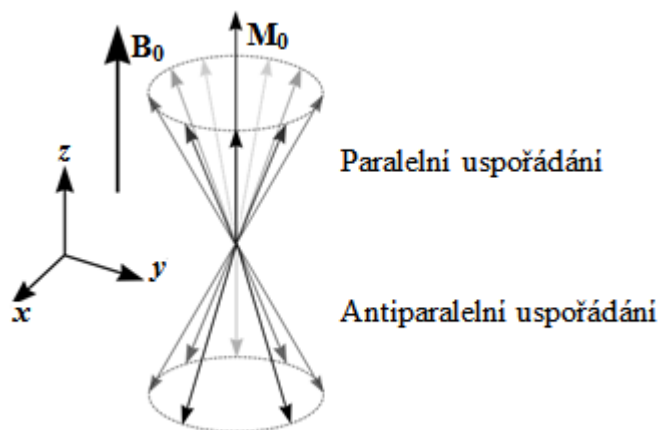
$$\omega = \gamma \cdot B_0, \quad (2)$$

kde ω je úhlová (Larmorova) frekvence precesního pohybu jádra kolem magnetického pole B_0 a γ je gyromagnetický poměr. [4]

Jak bylo zmíněno výše, z toho důvodu, že ve vnějším magnetickém poli bude více zastoupeno paralelní uspořádání atomových jader, dojde ke vzniku vektoru magnetizace M_0 . Tento vektor má svoji podélnou (longitudinální) složku M_z a svoji příčnou (transverzální) složku M_{xy} . Podélná složka má stejný směr jako působící vnější magnetické pole B_0 , naopak příčná složka se nachází ve směru kolmém a její hodnota je kvůli rozfázování spinů nulová. Výsledný vektor magnetizace M_0 tedy odpovídá velikosti longitudinální složky M_z a lze jej reprezentovat vztahem [8]

$$M_z = M_0 \cdot c \cdot \frac{B_0 - N}{T}, \quad (3)$$

kde c je konstanta pro protony rovna $0,001 \text{ K} \cdot \text{T}^{-1}$, N zastupuje celkové množství spinů a T značí absolutní teplotu. Znázornění souřadného systému, ve kterém je vektor magnetizace popsán, naznačuje Obr. 5. [8]



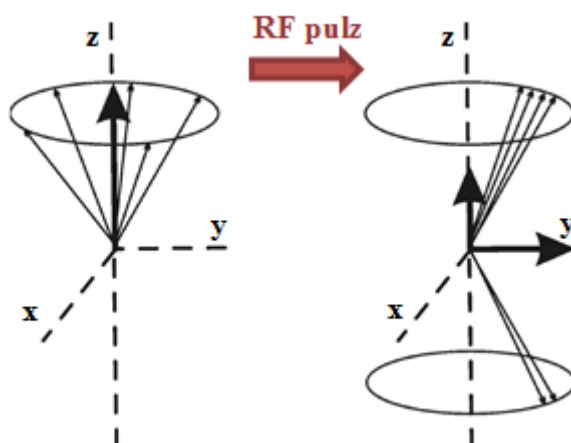
Obr. 5: Vektor magnetizace spolu se souřadným systémem (převzato viz Zdroje obrázků).

Změřit velikost magnetického momentu v tkáni je ovšem zásadní problém. Ve výše popsaném postavení je podélná složka vektoru magnetizace rovnoběžná se siločarami

magnetického pole. Vzhledem k tomu, že je tato složka ve srovnání s magnetickým polem extrémně malá, je prakticky nezjistitelná. Jedinou cestou, jak vektor magnetizace změřit, je změnit jeho polohu do roviny xy . To se provádí za pomoci radiofrekvenčního pulzu, kterému je věnovaná následující kapitola. [1][4]

1.3 Radiofrekvenční pulz

Radiofrekvenční (RF) pulz je vysokofrekvenční elektromagnetický impulz, který slouží ke sklopení vektoru magnetizace z roviny z (směr B_0) do roviny xy , kde je možné ho již měřit. Je – li tento pulz, nazývaný též budicí či excitační, vyslán kolmo ke směru vnějšího magnetického pole B_0 , dojde v důsledku rezonance k přenosu části energie vyslaného impulzu na jádra vykonávající precesní pohyb. Jádra jsou tímto excitována. Je důležité si uvědomit, že aby mohlo k rezonanci dojít, musí být frekvence budicího pulzu totožná s Larmorovou frekvencí. [1][5]



Obr. 6: Sfázování precese atomových jader spolu s útlumem podélné a vznikem příčné magnetizace (převzato z [4]).

Přírůstek energie se projeví přeskokem určitého počtu jader z nižší energetické hladiny (paralelní orientace) na energetickou hladinu vyšší (antiparalelní orientace). Díky tomu již výsledný vektor magnetizace M_0 nekoresponduje se směrem magnetického pole B_0 , tedy nemá pouze složku M_z , nýbrž již obsahuje i nenulovou složku M_{xy} . Poměr obou složek je dán intenzitou vyslaného RF impulzu a tuto intenzitu lze zvolit tak, aby složka M_z zcela vymizela. [1]

Výsledkem rezonance jsou tedy dva jevy, které ukazuje Obr. 6. Prvním je odklonění vektoru magnetizace M_0 ze směru magnetického pole B_0 a druhý je sfázování precesního pohybu jader. RF pulz tedy vytvoří magnetický vektor B_1 konstantní

velikosti, který rotuje v rovině xy ve stejném směru a na téže frekvenci jako elementární magnetické dipóly. Umístí – li se nyní v blízkosti rotujícího magnetického pole B_1 indukční cívka, indukuje se v ní střídavý elektrický proud úměrný intenzitě tohoto pole. Změřením intenzity indukovaného proudu se zjistí i intenzita magnetického pole. [1][8]

Výše zmíněné odklonění vektoru magnetizace (od osy z) nastane pro všechna rezonující jádra pod určitým úhlem, který určuje energie RF pulzu. Tento úhel se nazývá sklápěcí úhel (FA, *Flip Angle*) θ a lze ho stanovit podle vztahu [8]

$$\theta = \gamma \cdot \int_0^{\tau} B_1(t) dt, \quad (4)$$

kde τ reprezentuje dobu působení RF pulzu a t zastupuje konkrétní čas. Využije – li se pouze pravoúhlý excitační pulz, lze z rovnice (4) získat zjednodušené vyjádření [8]

$$\theta = \gamma \cdot B_1 \cdot \tau, \quad (5)$$

které říká, že s velikostí a délkou trvání RF pulzu roste velikost sklápěcího úhlu. [6][8]

Po odeznění RF pulzu se excitovaná jádra začnou vracet do stavu energetické rovnováhy. Tedy do stavu před vysláním RF pulzu. Energetická nerovnováha byla způsobena dvěma procesy - excitací některých jader a sfázováním precese všech jader. Proto návrat do rovnovážného stavu opět probíhá dvojím způsobem – dvěma paralelními, navzájem nezávislými relaxačními mechanismy. [1]

Je vhodné ještě podotknout, že RF pulzy se mezi jednotlivými relaxacemi obvykle několikrát opakují. Tyto série excitačních impulzů se nazývají pulzní sekvence a bude jim věnována kapitola 2. [4]

1.4 Relaxační mechanismy

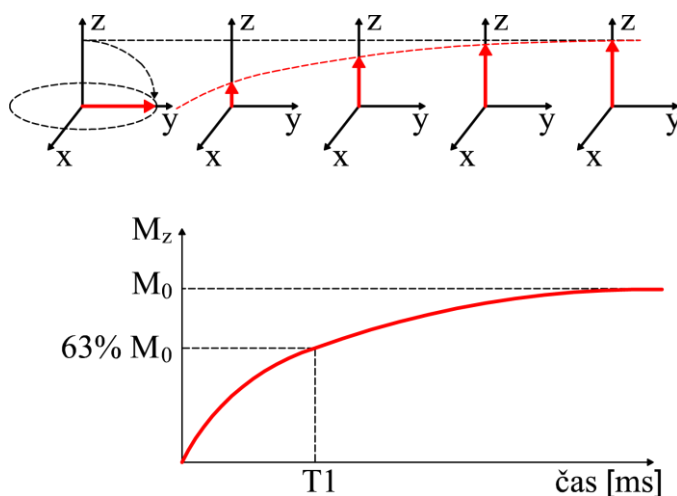
Jakmile je RF pulz ukončen, dochází k tzv. relaxaci atomových jader. Jedná se o proces, kterým se excitovaná atomová jádra vrací zpět do svého rovnovážného stavu. Dochází tedy k rozfázování jejich precese a k natočení vektoru magnetizace do původní polohy. Doba relaxace je obvykle kratší než doba excitace a probíhá pomocí dvou relaxačních mechanismů – podélnou a příčnou relaxací. [1][5]

Podélná (longitudinální, spin - mřížková) relaxace popisuje mechanismus, kterým se vektor magnetizace vrací z roviny xy do roviny z (viz horní část Obr. 7), tedy do své původní polohy. Při tomto ději je přijatá energie RF pulzem vyzařována do okolí, do atomové mřížky, ve formě tepla. [4]

Po vynesení nárůstu hodnoty podélné relaxace v závislosti na čase je získána tzv. T1 – křivka. Ta má exponenciální charakter a je znázorněna v dolní části Obr. 7. Doba, za kterou podélná relaxace proběhne, se nazývá čas T1 a prakticky lze jen obtížně změřit. Proto bylo stanoveno, že doba T1 je čas, za který podélná magnetizace dosáhne 63% původní velikosti. Tato konstanta závisí na složení měřené tkáně a intenzitě vnějšího magnetického pole. [1][4]

Vztah velikosti vektoru podélné magnetizace na čase a rychlosti relaxace je [5]

$$M_z(\tau) = M_0 \cdot (1 - e^{(\tau/T1)}). \quad (6)$$



Obr. 7: Proces podélné relaxace spolu s T1 - křivkou (upraveno viz Zdroje obrázků).

Příčná (transverzální, spin – spinová) relaxace probíhá současně s podélnou relaxací, pouze podstatně rychleji. Popisuje děj, při kterém vektor magnetizace M_{xy} nabývá maximální hodnoty. Tedy děj, při kterém po odeznění RF pulzu dochází k desynchronizaci precesního pohybu atomových jader z důvodu nedokonalé homogenity vnějšího magnetického pole i lokálních magnetických polí v okolí rotujících jader. Toto postupné rozbíhání fáze je znázorněno na Obr. 8 nahoře a popisuje ho i rovnice [5]

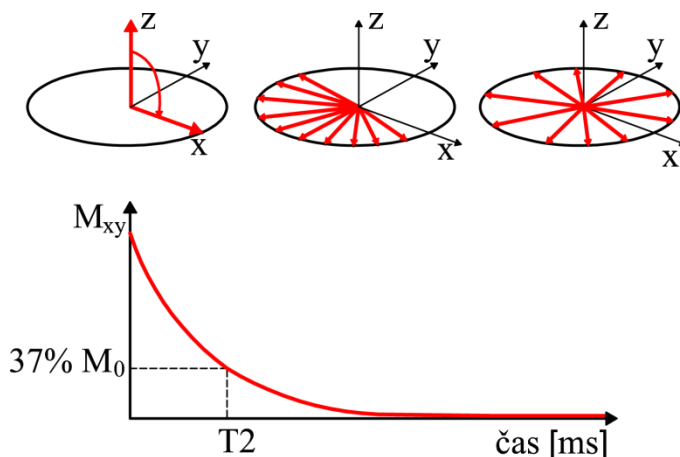
$$M_{xy}(\tau) = M_{xy(MAX)} \cdot e^{(-\tau/T2^*)}, \quad (7)$$

kde $M_{xy(MAX)}$ je transversální magnetizace ihned po ukončení RF pulzu a $T2^*$ je efektivní relaxační doba T2, která popisuje vliv vnějších a vnitřních nehomogenit magnetického pole. [1][4][5]

Vynese – li se opět nárůst hodnoty příčné magnetizace v závislosti na čase, získá se tzv. T2 – křivka. Má opět exponenciální průběh, jak znázorňuje spodní část Obr. 8. V praxi se stanoví, že doba T2 je čas, kdy příčná relaxace klesne na 37% původní

hodnoty. [1][4]

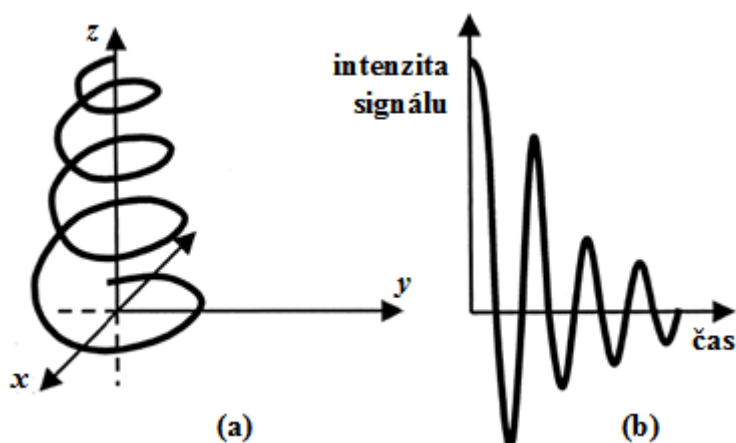
Relaxační časy jsou pro různé biologické tkáně odlišné, protože podélná a příčná magnetizace se vlivem různých podmínek mění. To způsobuje, že MR odhalí i jemné rozdíly ve tkáni (či patologické stavy). Obecně platí, že struktury s vysokým obsahem vody mají dlouhé T1 i T2 časy, zatímco v tukové tkáni jsou tyto časy krátké. [4]



Obr. 8: Desynchronizace precesního pohybu a T2 – křivka (upraveno viz Zdroje obrázků).

1.5 Volně indukovaný signál

Volně indukovaný signál, nazývaný FID (*Free Induction Decay*), je signál, který je možné snímat v rovině xy a který obsahuje veškerou hledanou informaci o relaxačních vlastnostech zkoumané tkáně. [5]

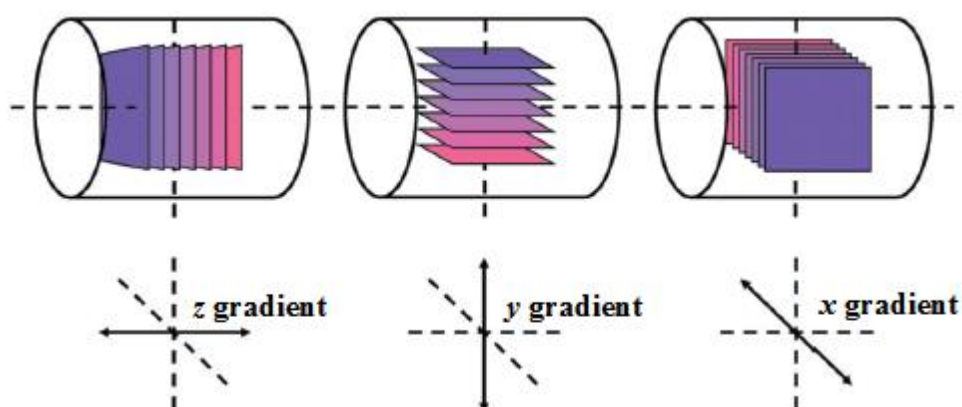


Obr. 9: Trajektorie vektoru magnetizace po odeznění RF pulzu (a) a FID signál (b) (převzato z [1]).

Jakmile přestane RF pulz působit, dochází k relaxaci excitovaných jader (přechod vektoru magnetizace z roviny xy do roviny z - Obr. 9). Při tomto ději jádra vydávají ve formě elektromagnetického záření energii, která je pohlcována okolními tkáněmi. K tomuto uvolňování energie dochází postupně a intenzita FID se pozvolna snižuje, jak ukazuje Obr. 9. Doba trvání tohoto jevu se měří tak, že elektromagnetická energie FID se převádí na přijímací cívce na elektrickou energii, která je měřena. Pomocí Fourierovy transformace se časové změny FID mění na změny frekvence. Amplituda intenzity signálu odpovídá počtu spinů v tkáni a frekvence signálu rychlosti precese jader. [1][4]

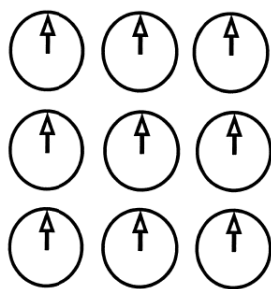
1.6 Generování a zpracování MR signálu

Pro získání obrazové informace z jednotlivých anatomických vrstev je zapotřebí lokalizovat polohu jednotlivých atomových jader v trojrozměrném prostoru. K tomu se používají tři dvojice gradientních cívek, které vytvářejí přídatná gradientní magnetická pole ve třech na sebe kolmých směrech x , y a z (viz Obr. 10). Tato přídatná pole umožňují určení pozice jednotlivých voxelů tkáně (to je objem tkáně, na který působí RF pulz) pomocí prostorového kódování signálu. [6]



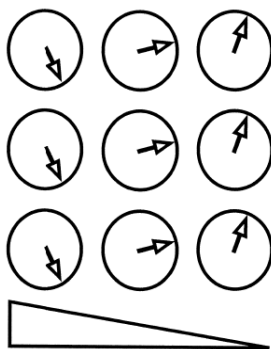
Obr. 10: Působení gradientních magnetických polí (převzato z [6]).

Prostorové kódování probíhá následovně. Ve chvíli aplikace RF pulzu je zapnuto gradientní pole ve směru osy z , čímž se vytvoří magnetický gradient podél osy lidského těla. Tento gradient způsobí, že v různých tomografických vrstvách těla vykonávají jádra precesní pohyb s různou frekvencí. Pokud je tedy vyslán RF pulz o takové frekvenci precese jader, jakou jádra vykonávají právě ve vybraném řezu, dojde k rezonanci pouze s jádry z tohoto řezu. Získaný signál je tedy vždy přiřazen k jedné tomografické vrstvě řezu (viz Obr. 11). [1][6]



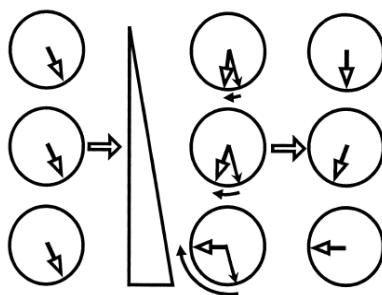
Obr. 11: Aplikace gradientního pole ve směru osy z (převzato z [1]).

Následně je aktivováno gradientní pole ve směru osy y , díky kterému dojde ke změně fáze precese v každém sloupci tomografického řezu. Tedy v každém takovém sloupci rotují jádra ve fázi a se stejnou frekvencí, jak ukazuje Obr. 12. [6]



Obr. 12: Aplikace gradientního pole ve směru osy y (převzato z [1]).

Nakonec je zapnuto gradientní pole ve směru osy x , které přiřadí každému řádku tomografického řezu jinou frekvenci. Tím pádem jádra v každém bodě tomografického řezu rotují s individuální fází i frekvencí (viz Obr. 13). [6]



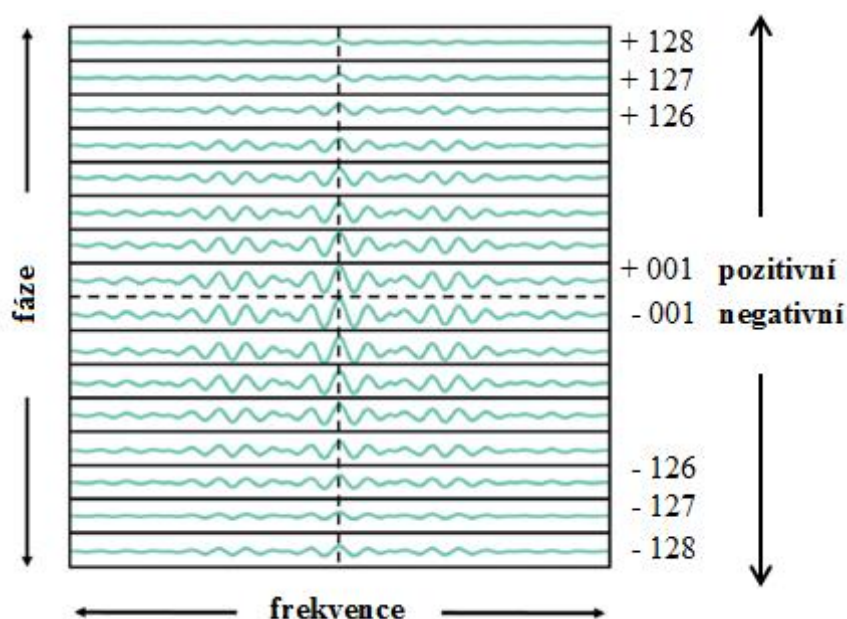
Obr. 13: Aplikace gradientního pole ve směru osy x (převzato z [1]).

Aplikací výše zmíněných gradientních polí je vybrán konkrétní řez a vytvořen frekvenční posun podél jedné osy a fázový posun podél osy druhé. Systém tedy nyní může lokalizovat jednotlivé signály v obraze (v jednom řezu). Každý naměřený signál získá podle své pozice místo v datové matici. Naměřením kódovaných signálů je tedy

získána datová matice v signálové reprezentaci, která se nazývá k – prostor (viz Obr. 14). [6]

Ten je definován jako prostor, který zahrnuje fázově (vertikální osa) a frekvenčně (horizontální osa) kódovaná signálová data. Řádky k – prostoru jsou většinou číslovány (bez ohledu na znaménko) tak, že nízké hodnoty jsou poblíž středu a vysoké hodnoty zase v horní a spodní části. Navíc horní řádky jsou označovány jako pozitivní a spodní jako negativní, a to v závislosti na polaritě fázového gradientu. Další vlastností k – prostoru je to, že v centru je signál podstatně výraznější a je tvořen nízkými prostorovými frekvencemi, které nesou nejdůležitější informace o zobrazované scéně. Signál na periferii je méně výrazný a tvoří ho vysoké frekvence, které určují prostorové rozlišení. [6]

Rekonstrukcí k – prostoru pomocí zpětné Fourierovy transformace se nakonec získá výsledný obraz. [6]



Obr. 14: K – prostor (převzato z [6]).

2 PULZNÍ SEKVENCE

Jak již bylo zmíněno, pro získání obrazové informace o měřeném objektu je nejprve nutné v měřeném objemu vybudit potřebná atomová jádra do excitovaného stavu. To se neděje pouze jedním budícím pulzem, nýbrž několika pulzy po sobě se opakujícími. Takováto posloupnost RF pulzů se nazývá pulzní sekvence. [9]

Podle kombinace RF pulzů a jejich časování lze ovlivnit snímání signálu a získat tak různě vážené obrazy. Výsledný obraz potom může být vážený časy T_1 a T_2 nebo počtem či průtokem protonů. Existuje mnoho různých pulzních sekvencí a každá z nich je navržena pro své konkrétní využití. Podle vlastností a posloupnosti RF pulzů je možné sekvence rozdělit do čtyř základních kategorií, které jsou popsány v podkapitole 2.1. Následující podkapitola 2.2 seznamuje se sekvencemi, které byly využity v experimentální části práce a poslední podkapitola 2.3 zmiňuje sekvence, u kterých byl zjištěn jejich vliv na zahřívání objektu, respektive na zvyšování jeho hodnoty SAR (vysvětleno v kapitole 4). [6][8][9]

2.1 Základní pulzní sekvence

2.1.1 Saturation Recovery (SR)

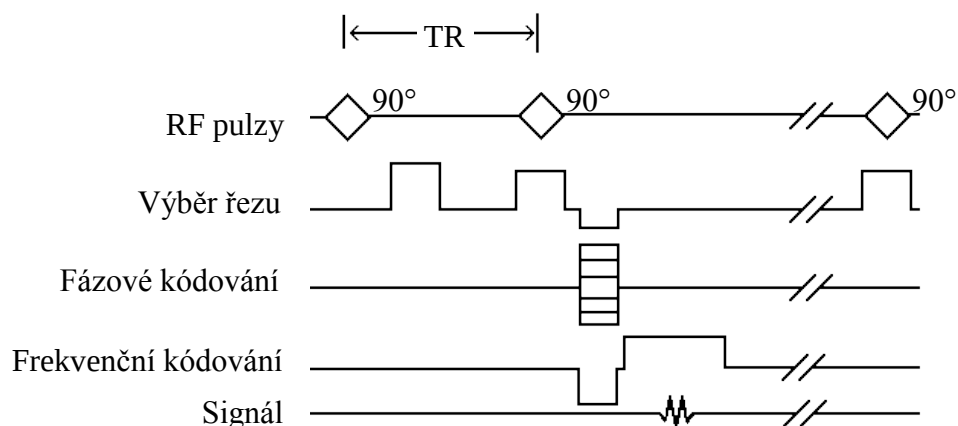
Sekvence SR je schematicky znázorněna na Obr. 15. Jedná se o časovou posloupnost identických 90° impulzů, které vždy sklopí vektor magnetizace do roviny xy . Jediný parametr, který umožňuje tuto sekvenci modifikovat, je doba mezi dvěma impulzy, při které dochází k relaxaci. Tato doba se nazývá repetiční čas (TR , *Time to Repeat*), který bývá označován jako dlouhý (TR_{long}), pokud je delší než 1500 ms, nebo naopak jako krátký (TR_{short}), pokud je kratší než 500 ms. [1]

Maximální velikost FID signálu okamžitě po ukončení 90° impulzu je úměrná počtu protonových jader. Ve skutečnosti ale kvůli konečné rychlosti elektroniky MR nemůže být velikost FID měřena ihned. Měření může být provedeno až po uplynutí jistého časového intervalu, který je označován jako zpoždění echa (TE , *Time to Echo*). [8]

Je-li čas TR_{long} dostatečně dlouhý (mnohem delší než relaxační čas T_1), hovoříme o saturem systému (*Saturation Recovery*). Tedy systému, kdy se vektor magnetizace M_{xy} stihne vrátit do svého rovnovážného stavu ještě před aplikací dalšího pulzu. Při dlouhém času TR a minimálním času TE změřený signál neobsahuje žádnou informaci o relaxačních vlastnostech, nýbrž pouze o protonové hustotě. Získá se obraz

vážený hustotou protonů. Navíc existuje pravidlo, které zajistí, že obraz určitě nebude T1 váhován. Jedná se o splnění časového úseku pětinasobku doby T1. Tento časový interval totiž zaručí ukončení T1 relaxace a spolu s tím i jakýkoli efekt podélné magnetizace na výsledném obraze. [1][8]

Pokud je ale doba TR_{short} tak krátká (mnohem kratší než relaxační čas T1), že okamžik vyslání druhého 90° pulzu spadá do ještě neukončeného procesu relaxace (vektor magnetizace M_{xy} se nestihl vrátit do rovnovážného stavu), hovoříme o částečně saturovaném systému (*Partial Saturation*). Při krátké době TR a minimální době TE lze získat T1 vážený obraz. [1][8]



Obr. 15: Sekvence SR (převzato z [10]).

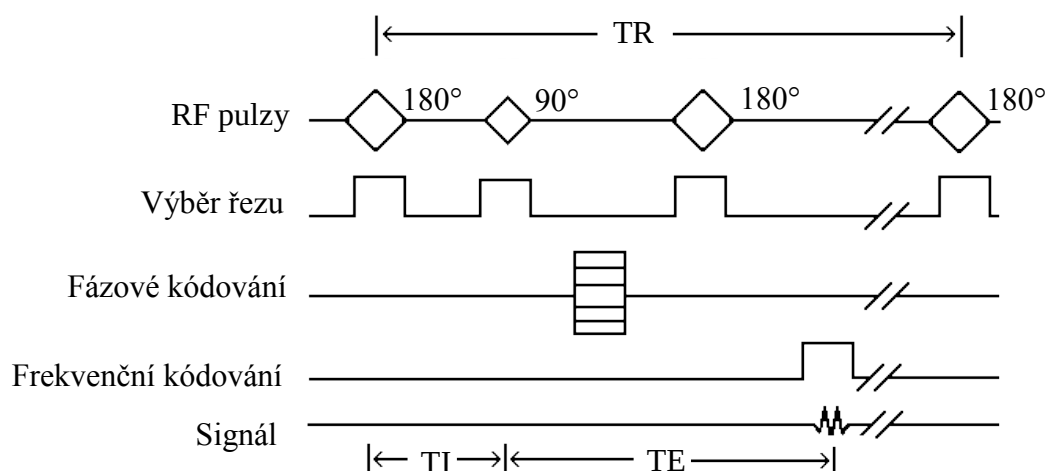
2.1.2 Inversion Recovery (IR)

Sekvence IR je tvořena posloupností stále se opakující dvojice RF pulzů. První je aplikován 180° impulz, který převrátí vektor magnetizace ze směru osy ^+z do směru ^-z . Po ukončení doby inverze (TI, *Time to Inversion*), která začíná spolu s vysláním prvního pulzu, dochází k aplikaci 90° impulzu, který překlápí vektor magnetizace do roviny xy, ve které je již možné měřit signál. Po uplynutí doby TR se tento cyklus, který je znázorněn na Obr. 16, opakuje. [8]

Pomocí IR sekvence lze získat velmi silně T1 vážený signál. Je to tím, že po aplikaci prvního pulzu dochází k T1 relaxaci, která probíhá různě rychle pro různé tkáně. Po době TI se tedy rozdílně velké podélné magnetizace pomocí 90° pulzu vychýlí do transverzální roviny, kde jsou tyto změny měřitelné. [1]

Důležité je ještě podotknout, že pokud je zvolena doba TI tak, že se rovná okamžiku vymizení podélné magnetizace, je intenzita signálu z této tkáně nulová a tato tkáň je z tomografického snímku prakticky vymazána. Tímto mechanismem lze

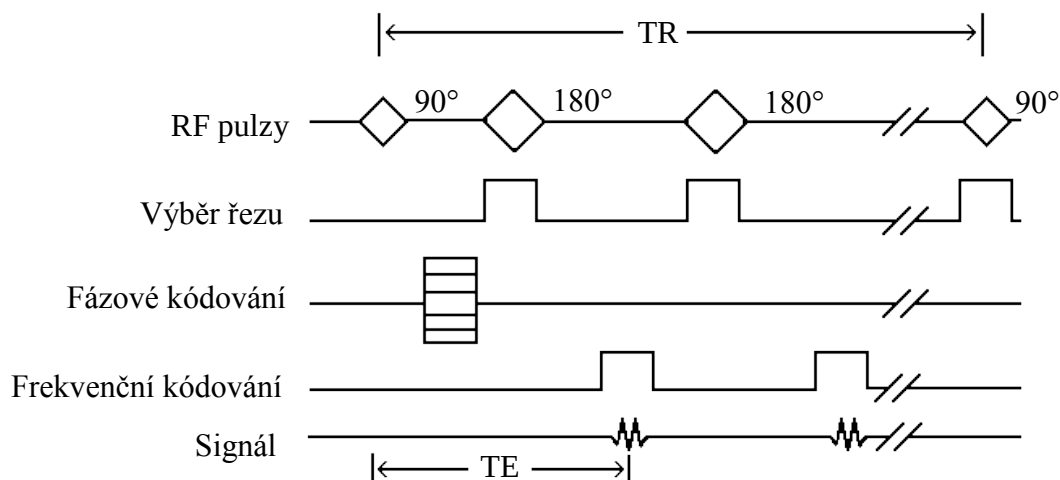
dosáhnout například potlačení zobrazení tekutin nebo tukové tkáně (viz podkapitola 2.3.2). [1][8]



Obr. 16: Sekvence IR (převzato z [10]).

2.1.3 Spinové echo (SE)

Sekvence SE je tvořena stejně jako sekvence IR posloupností stále se opakující dvojice RF pulzů, akorát v opačném pořadí (viz Obr. 17). Nejprve je tedy aplikován 90° impuls, který sklopí vektor magnetizace do roviny xy . Po ukončení tohoto pulzu dochází vlivem T_2 relaxace k postupnému rozfázování spinů, a tedy ke zmenšení velikosti vektoru magnetizace M_{xy} . V čase $TE/2$ následuje druhý, tzv. refokusační, RF pulz, který překlopí směr rotujících spinů o 180° kolem osy x , čímž se změní směr rotace protonů a dochází postupně k jejich opětovnému sfázování. Tedy k nárůstu příčné magnetizace – jinými slovy k odezvě nebo k echu na vyslání 180° impulsu. [1][6][8]



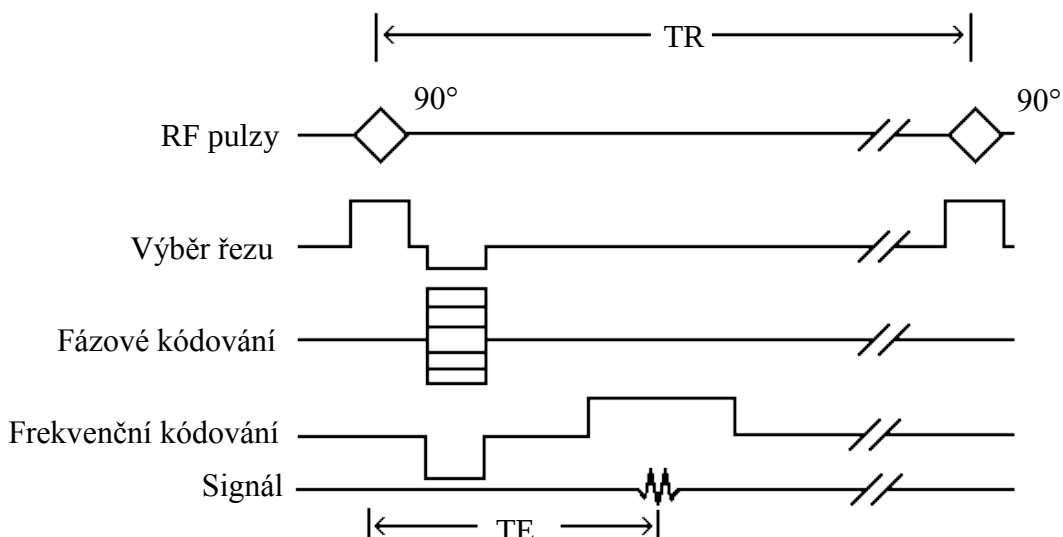
Obr. 17: Sekvence SE (převzato z [10]).

Celý proces je kompletní v čase TE, kdy dochází k opětovnému sfázování jader a vzniku echo signálu. Výše popsáný proces se následně opakuje s periodou TR. [1]

Díky vhodně zvoleným dobám TR a TE lze volit různě vážené obrazy. Pokud chceme získat T1 vážený obraz, je potřeba nastavit krátký čas TR i TE. Naopak pro získání T2 váženého obrazu je nutné použít dlouhé časy TR i TE a pro obraz váhovaný hustotou protonů musí být čas TR dlouhý a doba TE krátká. [6]

2.1.4 Gradientní echo (GRE)

Protože je doba základních sekvencí příliš dlouhá, hledají se různé cesty k jejich zkrácení. Jednou z těchto cest je využití sekvence GRE (viz Obr. 18), která se řadí k rychlým sekvencím. Podstatou urychlení je náhrada 90° pulzu menším vychylovacím úhlem, a to pouze úhlem $10^\circ - 50^\circ$. Druhý pulz (180°) je nahrazen aplikací gradientního magnetického pole. [4]



Obr. 18: Sekvence GRE (převzato z [10]).

V důsledku aplikace gradientního pole (k magnetickému poli B_0 je přidáno gradientní pole) precedují sousedící protony s mírně odlišnou Larmorovou frekvencí. Tím dochází k rozfázování jednotlivých spinů. Pokud je ale v předem definovaném čase aplikována totožná velikost gradientu v opačné polaritě, dochází k opětovnému sfázování protonů a tím k vytvoření gradientního echa, které detekujeme jako silný signál. [6][8]

Je vhodné poznamenat, že sekvence GRE je v podstatě účelovým rozfázováním a sfázováním FID signálu. Touto technikou je zdůrazněn vliv nehomogenity

magnetického pole B_0 , a proto ji lze použít jen u takových MR zobrazovacích systémů, které dosahují vysoké homogenity B_0 . [8]

2.2 Použité pulzní sekvence v experimentální části práce

2.2.1 Sekvence RARE

Sekvence RARE (*Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement*) je též známá jako *Rapid Spin Echo* (RSE), *Fast Spin Echo* (FSE) nebo jako *Turbo Spin Echo* (TSE) a řadí se k SE sekvencím s vysokou akviziční rychlostí. Nejprve je aplikován 90° impulz, po kterém následuje několik 180° pulzů. Díky tomu je získáno několik echo signálů, které jsou označovány jako ETL (*Echo Train Length*). Interval po prvním echu se používá pro příjem ETL k vyplnění jiných řádků k – prostoru ve stejném řezu. Po každém echu se zruší fázové kódování a pro nové echo je aplikováno fázové kódování nové. V průběhu RARE sekvence je tedy k – prostor naplněn během jedné doby TR takovým počtem řádků, jaký je počet ETL. Vzhledem k několikanásobné aplikaci 180° je u této sekvence nezbytné hlídat teplotu měřeného objektu a to z důvodu vyšší hodnoty SAR. [11][12]

Snížení akvizičního času je nepřímo úměrné počtu aplikovaných 180° impulzů. Například řada šestnácti pulzů sníží dobu akvizice oproti metodě SE šestnáctkrát. Počet těchto pulzů je označován jako redukční faktor (RARE faktor). [9]

2.2.2 Sekvence MSME

Sekvence MSME (*Multi Slice Multi Echo*) se řadí opět k SE sekvencím. Mnohonásobná spinová echa jsou generována pomocí sekvence *Carr Purcell Meiboom Gill* (CPMG) s řezově selektivními RF pulzy, přičemž každé echo slouží k získání obrazu s různou hodnotou TE. Skupiny po sobě jdoucích ech lze akumulovat, čímž se získá snímek s průměrnou efektivní hodnotou TE. Opět je důležité u této sekvence zaměřit pozornost na teplotu měřeného objektu z důvodu možného nárůstu hodnoty SAR kvůli opakované aplikaci 180° impulzů. [13]

2.2.3 Sekvence FLASH

Sekvence FLASH (*Fast Low Angle Shot*), označována též jako SPGR (*Spoiled Gradient Recalled Acquisition In The Steady State*), náleží k rychlým GRE sekvencím a vysoká hodnota SAR u ní obecně není hrozbou. U této techniky dochází k aplikaci několika RF pulzů s nízkým sklápěcím úhlem a to tak, že před každým RF pulzem je transverzální

složka magnetizace nulová. Toho je možné docílit pomocí tzv. spoilerů a to hned několika způsoby. Nejjednodušší metodou je nastavení TR alespoň na pětinašobek T_2 , kdy se příčná magnetizace blíží k nule. Jiný způsob spočívá ve využití fázově – kódujících gradientů těsně před aplikací následujícího RF pulzu, což způsobí vyrušení transverzální magnetizace. [9]

Pomocí sekvence FLASH je možné vhodným nastavením parametrů TR, TE a FA vytvořit různě vážené obrazy. Kombinací dlouhého TR a velkého FA vzniká T_1 vážený obraz, naopak aplikací dlouhého TR a malého FA je možné získat T_2^* vážený obraz nebo obraz vážený hustotou protonů. [9]

2.2.4 Sekvence EPI

Sekvence EPI (*Echo Planar Imaging*) je jednou z nejrychlejších technik pro získání MRI dat. Tato metoda zahrnuje rychlé změny v polaritě a amplitudě aplikovaných gradientů pro refokusaci signálu z excitovaných jader. Díky tomu jsou získána požadovaná echa pro celý obraz s vlastnostmi podle excitačního módu, tedy s vlastnostmi gradientního nebo spinového echa. Velikost hodnoty SAR u této sekvence opět není v zájmu obav. [13]

2.2.5 Sekvence MGE

Sekvence MGE (*Multiple Gradient Echo*) se skládá z řezově selektivních excitačních RF pulzů následovaných sledem gradientních ech. Jedná se o stejný proces, kterým se získá jedno gradientní echo u sekvence GRE, akorát je několikrát po sobě zopakován a to tak, že každé získané echo je jedinečně fázově kódováno. [12]

2.3 Pulzní sekvence zahřívající měřený objekt

Vzhledem k tomu, že se tato práce zabývá kolísáním teploty měřeného objektu v průběhu MR měření, je vhodné upozornit i na pulzní sekvence, u kterých byl zjištěn pravděpodobný nárůst hodnoty SAR v průběhu měření.

Ze skupiny SE se k těmto sekvencím řadí například sekvence *High Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo* (HASTE) [13], *Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement* (RARE) [14] nebo *Multiecho Spin Echo* (Multi SE) [15]. Další rizikové sekvence, tentokrát ze skupiny IR, jsou *Fluid - Attenuated Inversion Recovery* (FLAIR) [14] a *Short Inversion Time Inversion Recovery* (STIR) [16]. Poslední nalezenou sekvencí s vysokou pravděpodobností zvýšení hodnoty SAR během

MR měření je sekvence *Steady - State Free Precession* (SSFP) [14].

2.3.1 Rizikové sekvence ze skupiny SE

Sekvence Multi SE je sekvencí s vysokou akviziční rychlostí. Stejně jako všechny SE sekvence se skládá z 90° pulzů opakujících se v intervalu TR a pulzů 180° . Vždy po dosažení prvního echa nastává volný interval až do dalšího TR. Použitím dalšího 180° pulzu je přijato nové echo se stejným kódováním fáze (jako echo předešlé) k vytvoření druhého obrazu téže scény. Tím vzniká takové ETL, že každé echo zaplňuje svůj vlastní k – prostor. [9][10]

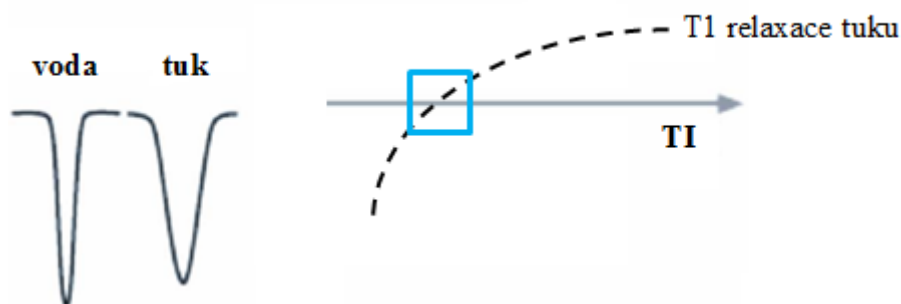
Sekvence HASTE se opět řadí k SE sekvencím s vysokou akviziční rychlostí a je možné ji naléznout i pod názvy *Single - Shot Fast Spin Echo* (SS – FSE), *Single - Shot Turbo Spin Echo* (SSH – TSE), *Ultra – Fast Spin Echo* (UFSE) nebo *Fast Advanced Spin Echo* (FASE). HASTE je tzv. *single – shot* technikou, která znamená, že data z celého k – prostoru jsou získána po aplikaci pouze jednoho 90° impulzu - doba TR je tedy nekonečná. Tato technika vyžaduje následné použití tolika refokusačních 180° pulzů, kolik je řádků v k – prostoru. Vzhledem k tomu, že časy TE jsou relativně dlouhé, vznikají při použití této sekvence T_2 vážené obrazy. HASTE sekvence je na rozdíl od sekvence Multi SE urychlena (na úkor poměru signálu a šumu) tím, že se neregistrují nejnovější echa, u kterých je signál snížen kvůli T_2 relaxaci, ale zhruba polovina řádků v k – prostoru se dopočítá použitím symetrické vlastnosti k – prostoru. [10][17]

Sekvence RARE spolu se sekvencí MSME jsou posledními sekvencemi spadajícími do této skupiny a jejich základní popis byl nastíněn v podkapitolách 2.2.1 a 2.2.2.

2.3.2 Rizikové sekvence ze skupiny IR

Sekvence STIR se používá pro potlačení tuku ve snímaném obraze. Základem této metody je zvolení doby TI tak, aby odpovídala času, který potřebuje vektor magnetizace jader tuku k překlopení z osy $-z$ (úplná inverze) do roviny xy. Tím pádem potom neexistuje žádná podélná magnetizace, která by patřila tukové tkáni. To je umožněno díky tomu, že voda má delší T_1 relaxaci než tuk. Správnou dobu TI ukazuje Obr. 19. Nejprve je aplikován 180° impulz, po kterém ve výše popsané době TI (100 – 180 ms) přichází 90° pulz. Vzhledem k tomu, že se nevyskytuje žádná magnetizace M_z tuku, po aplikaci 90° impulzu neexistuje ani žádná magnetizace M_{xy} , díky čemuž je signál tukové tkáně potlačen. [6][16]

Sekvence FLAIR je sekvencí používanou pro potlačení signálu z tekutin ve výsledném obrazu. Jak bylo popsáno v podkapitole 2.1.2, zvolíme – li čas TI tak, že se rovná okamžiku vymizení podélné magnetizace, je intenzita signálu z této tkáně nulová. Sekvence FLAIR proto využívá takovou dobu TI, při níž je odstraněn signál z tekutin. Vzhledem k tomu, že tekutiny mají dlouhý čas T1 (např. voda 2000 ms), je volena i dlouhá doba TI. [9][18]



Obr. 19: Naznačení neselektivní inverze (voda, tuk) a následná T1 relaxace tuku s vyznačeným průchodem nulou – vhodnou dobou TI (převzato z [19]).

2.3.3 Rizikové sekvence ze skupiny GRE

Sekvence SSFP, jež je též označována jako *Fast Field Echo* (FFE) nebo *Fast Imaging Employing Steady – State Precession* (FISP) se převážně používá při dynamickém posuzování srdečních funkcí. Jedná se o sekvenci, při které je udržována stálá zbytková příčná magnetizace mezi po sobě jdoucími cykly. Tím, že je udržována tato zbytková magnetizace, excitační pulzy produkují kromě gradientního echa i další, nové echo, které závisí na FID signálu. Standardně se kódování fáze ruší vždy na konci každé repetice a zaznamenává se pouze echo závislé na FID. Protože chceme získat pouze echo signál a ne FID signál, musí se echo přemístit tak, aby bylo možné ho změřit. To se děje pomocí aplikace tzv. *rewinder* gradientu, která urychlí sfázování spinů a echo nastane dříve. Výsledkem je více T2 vážený obraz než u sekvence GRE. [6][10][18]

3 RIZIKA MRI

Je známo, že u zobrazovacích metod, které využívají rentgenové záření, prokazatelně existuje riziko poškození živých tkání ionizujícím zářením. Oproti těmto metodám je zobrazování magnetickou rezonancí z biologického hlediska metodou bezpečnou. Přestože nebyl zjištěn negativní vliv na lidský organismus, existují významná rizika spojená s MR diagnostikou. [3]

3.1 Statické magnetické pole

Kvůli diagnostickému využití MR v lékařské praxi jsou lidé čím dál více vystavováni silnému statickému magnetickému poli. Většina MR systémů, které se využívají, jsou o indukci 0,2 až 3 T. Trvalý negativní vliv statického magnetického pole na lidský organismus dosud nebyl prokázán až do indukce 8 T. Jediné riziko spojené s tímto magnetickým polem spočívá v přítomnosti kovového předmětu v blízkosti magnetu nebo kovového implantátu, tetování či piercingu u vyšetřované osoby. [3][20][21]

Kovový předmět se v magnetickém poli může dostat do pohybu, získat mimořádnou rychlost (řádově až stovek km/h) a kinetickou energii, čímž může ohrozit pacienta. Hrozba ze strany kovového implantátu zase spočívá v nebezpečí dislokace a zahřátí implantátu, které může vést až k popálení přilehlých tkání. Toto se také týká piercingu, starého typu tetování a někdy i permanentního make – upu, u nichž sice nejsou známy případy závažnějšího poškození pacienta, nicméně možnost popálení nelze vyloučit. [3][21]

3.2 Gradientní (proměnné) magnetické pole

Gradientní magnetická pole mohou během MR vyšetření nežádoucím způsobem stimulovat svaly nebo nervy - indukcí elektrických polí v pacientovi. U vyšetřovaných osob potom může docházet k brnění až záškubům končetin nebo k poruchám zraku (záblesky). Typicky k tomu dochází při rychlém spínání gradientů o vysoké amplitudě (ultrarychlé pulzní sekvence), ale pro vyšetřovaného to není nebezpečné. [3][20]

Proměnné magnetické pole může ovšem představovat značné riziko pro ty pacienty, kteří jsou nositeli elektronických implantátů. Funkce implantátů může být negativně ovlivněna, což může ohrozit i život vyšetřovaného. Mezi tyto implantáty se řadí kardiostimulátory, implantované defibrilátory, inzulinové pumpy a další. Stejnou

hrozbu potom může představovat i např. ponechaná elektroda v srdci po odstranění samotného kardiostimulátoru. V dnešní době se již ale vyrábějí MR – kompatibilní verze těchto implantátů. [3]

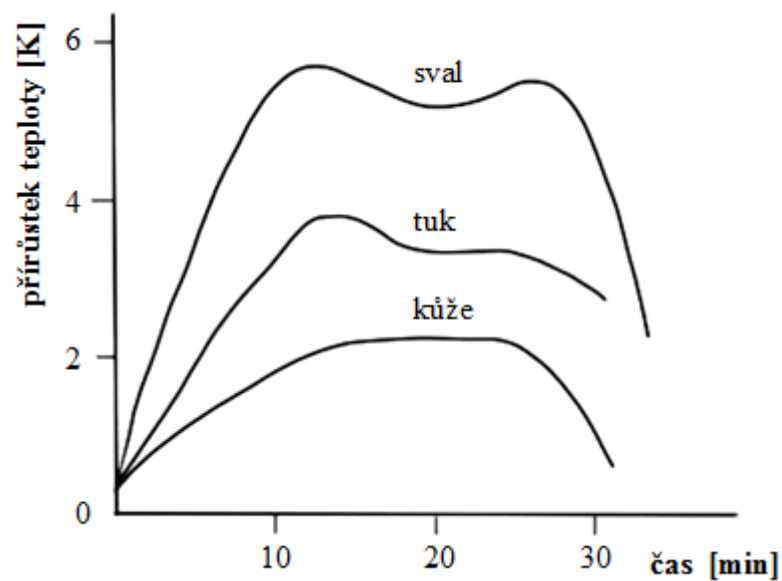
3.3 Radiofrekvenční (elektromagnetické) pole

Radiofrekvenční pole vzniká jako důsledek aplikace pulzních sekvencí sloužících pro excitaci atomových jader. Biologické účinky tohoto pole jsou již několik let předmětem výzkumů, které ovšem nemohou být aplikovány na lidské subjekty. Experimenty proto probíhají pouze na zvířatech a ne vždy se zjištěné účinky dají jednoznačně přenášet do humánní medicíny. [22]

Absorpce radiofrekvenční energie a tedy i účinky jsou závislé na vlastnostech biologických tkání. Zejména se jedná o dielektrické vlastnosti tkáně, geometrický tvar a rozměr tkáně, orientaci a polarizaci elektromagnetického pole, kmitočet elektromagnetického pole, délku trvání experimentu a další. Biologické účinky radiofrekvenčního pole bývá zvykem dělit na tepelné a netepelné. [22]

Netepelnými účinky jsou chápány přímé účinky elektromagnetického pole – tj. při velmi nízké energetické úrovni, kdy nedochází k absorpci většího výkonu a tudíž ani ke zvýšení teploty biologické tkáně. Tyto účinky se vysvětlují elektromagnetickou indukcí, kterou vznikají v tkáních iontové proudy, jejichž vlivem se mění biologické vlastnosti buněčných membrán. Jedná se především o jejich permeabilitu a dráždivost. Indukční jevy se uplatňují na vodivých částech organismu, jako je centrální a autonomní nervový systém, kardiovaskulární systém, sekretorický (vyměšující) aparát a endokrinní soustava. Nicméně studiem vlivu radiofrekvenčního pole na buňku (in vitro) nebyly zatím prokázány žádné škodlivé účinky na enzymy, DNA, buněčnou membránu, ani na jiné části buněk. [22][23]

Jelikož frekvence RF pole většinou převyšuje 10 MHz, nejsou netepelné účinky předmětem obav. Naopak ve spojení s MR jsou mnohem více zmiňovány účinky tepelné. Jsou chápány jako projev nuceně zvýšené teploty při absorpci vyšší úrovně elektromagnetické energie, kdy již dochází k zahřátí tkáně. Tepelné účinky jsou závislé na velikosti pohlcené energie a na hloubce, ve které se záření absorbuje. Platí, že s vyšší pracovní frekvencí dochází k menší hloubce vniku vlnění do tkáně a naopak. Výsledný tepelný efekt závisí na velikosti a geometrii biologických struktur a na termoregulaci organismu. Průběh teploty při aplikaci elektromagnetického pole ukazuje Obr. 20, kde je možné pozorovat adaptační schopnost organismu. [22][23][24]



Obr. 20: Zahřátí tkáně v závislosti na době expozice (převzato z [23]).

Nejvíce se zahřívají málo prokrvené tkáně a naopak nejméně jsou zahřívány ty biologické struktury, které jsou prokrvené dostatečně. Tepelný účinek je potom nejvíce patrný u očí, mozku a epitelu reprodukčních tkání. Ve skutečnosti jsou ale tepelné účinky často doprovázeny účinky netepelnými a je velmi obtížné oddělit jejich efekt. [23][24][25]

4 MĚRNÝ ABSORBOVANÝ VÝKON

Termoregulační a další fyziologické změny, které pacient vykazuje jako odezvu na vystavení radiofrekvenčnímu záření, jsou závislé na množství energie, které tkáň absorbuje. Pro množství absorbované energie se užívá dozimetrický pojem měrný absorbovaný výkon (SAR, *Specific Absorption Rate*), jenž se udává ve wattech na kilogram (W/kg) tělesné hmotnosti. Veličina SAR tedy velmi přesně definuje míru expozice biologické tkáně elektromagnetickým polem a podle normy USA, kterou vydal Americký národní standardizační institut, ji lze vyjádřit jako [22]

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\partial m} \right) = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\rho \partial V} \right) = \frac{\partial P}{\partial m} = \frac{\partial P}{\rho \partial V}, \quad (8)$$

kde W je elektromagnetická energie absorbovaná biologickou tkání, t zastupuje čas, m značí hmotnost, P je výkon elektromagnetické vlny, která se šíří tkání, ρ je hustota tkáně a V značí objem. Pokud je možné zanedbat vedení tepla ve studovaném biologickém objektu, resp. jeho modelu, pak lze veličinu SAR vyjádřit také jako [22]

$$SAR = u \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} = c \frac{\Delta T(x, y, z, t)}{\Delta t}, \quad (9)$$

kde u značí měrné teplo biologické tkáně nebo jejího modelu a $T(x, y, z, t)$ zastupuje prostorové rozložení teploty. [3][20][22]

Relativní množství elektromagnetického záření, jež je pohlceno tkání vyšetřované osoby, je rozdělováno na průměrný (celotělový a celohlavový) SAR a na lokální SAR – ten se určuje v 10 g tkáně. Pro tyto hodnoty byly stanoveny hygienické limity, které nesmí být ve standardním provozním režimu MR překročeny a kterým se bude věnovat následující kapitola. [3][26]

Měření nebo odhady SAR nejsou triviální, zejména v oblasti lidských jedinců. Ve spojení s MR postupy existuje několik metod stanovení parametru SAR, jenž je komplexní funkcí mnoha proměnných včetně frekvence (stanovené silou statického magnetického pole), TR, typu použitých RF cívek, objemu tkáně obsaženém v cívce, tvaru a geometrie tkáně a dalších faktorů. Je zjištěno, že SAR roste s druhou mocninou magnetického pole, tudíž při identické sekvenci dostáváme pro 3 T pole čtyřnásobně vyšší hodnotu SAR oproti poli 1,5 T. Tento výrazný nárůst je citelnou limitací zejména při rychlých sekvencích kontrastní MR angiografie či sekvencích SSFP. Vysoký SAR také vedl k určité skepsi k perspektivám využití vysokých magnetických polí, ale v posledních letech došlo k výraznému posunu ve vývoji modifikací pulzních sekvencí a také RF technologií, které SAR výrazně redukují. [3][20]

Zmíněné sekvence využívají změny profilu RF pulzů nebo jiných hodnot sklápěcích úhlů. Velmi vhodnou metodou je *Hyper Echo*, kdy většina sklápěcích úhlů má výrazně nižší sklápěcí úhel než obvyklých 180° a pouze signál ve středu k – prostoru je generován pomocí 180° pulzu. Zmenšení sklápěcích úhlů s sebou nese ale zvýšenou generaci stimulovaných ech, které svou interferencí se signálem mohou snížit T2 kontrast obrazu až o 15%. [3]

4.1 Hygienické limity

Zahřívání tkání není možné brát na lehkou váhu. Bylo zjištěno, že i relativně krátké vystavení mamilárních buněk teplotám 40 – 41 °C způsobí např. inhibici buněčného růstu, cytotoxické změny, změny v signálních transdukčních drahách a buňky více citlivé na teplo mohou být dokonce i zničeny. Navíc při teplotách 40 – 45 °C byla pozorovaná rozsáhlá denaturace proteinů. [24]

Nejcitlivější odpověď zvířat na tepelnou zátěž jsou termoregulační úpravy, jako je snížení metabolické tvorby tepla, vazodilatace a zvyšování srdeční frekvence. Tomu odpovídající hodnoty SAR jsou v rozmezí 0,5 – 5 W/kg. Na takové úrovni RF expozice, která způsobí nárůst teploty o 1 °C a více, bylo u zvířat pozorováno velké množství dalších, ve většině případů reverzibilních, fyziologických účinků. K nim se řadí změny nervové a neuromotorické funkce, zvýšení krevní propustnosti mozkovou bariérou a imunologické a hematologické změny. [24]

Lidé mají poměrně dobré mechanismy pro odvod tepla, ke kterým patří schopnost pocení a dynamický rozsah průtoku krve v kůži (ten je mnohem vyšší než u jiných druhů). Termoregulační reakce ovšem závisí na více fyziologických, fyzikálních a environmentálních faktorech. Mezi ně se řadí doba trvání expozice, rychlost, s jakou je energie absorbována, stav termoregulačního systému pacienta, zdravotní stav pacienta a okolní podmínky při MR vyšetření. Lidské tělo odvádí teplo prouděním, vedením, radiací a odpařováním. Každý z těchto mechanismů je v různé míře zodpovědný za zachování tepelné homeostázy. V případě, že tělo nedokáže tuto homeostázu zachovat, dochází k zahřívání tkání. Při pozorování pacientů během MR vyšetření v průběhu 20 – 30 min při RF polích, které produkují SAR až do 4 W/kg, se vyskytl nárůst teploty mezi 0,1 a 0,6 °C. Pokud zvýšení teploty vyvolané RF polem nepřekročí 1 °C, což odpovídá průměrnému celotělovému SAR do 4 W/kg, žádné nežádoucí účinky nejsou očekávány. V případě dětí, těhotných žen a lidí s poruchou krevního oběhu je tento limit snížen na 0,5 °C. [20][24]

Jak bylo již výše zmíněno, pro bezpečnost pacientů byly vytvořeny hygienické

limity. Tyto limity je možné najít v České technické normě s názvem Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-33: Zvláštní požadavky na bezpečnost diagnostických přístrojů využívajících magnetické rezonance. Bezpečnostní omezení jsou udávána pro tři provozní režimy – normální režim a kontrolovaný režim první a druhé úrovně. [27]

Česká technická norma popisuje právě zmíněné režimy následovně. Normální provozní režim je takový provozní režim přístroje MR, při kterém žádný z parametrů nemá hodnotu, která může pacientům způsobit fyziologický stres [27]. Jako kontrolovaný režim první úrovně se označuje režim, při kterém jeden nebo více parametrů dosahuje hodnoty, která může pacientům způsobit fyziologický stres, což vyžaduje kontrolu lékařským dohledem [27]. Posledním zmiňovaným provozním režimem je kontrolovaný režim druhé úrovně. Při tomto režimu už jeden nebo více parametrů dosahuje hodnoty, která může pacienty vystavit závažnému riziku, až vyžaduje explicitní etické schválení (tj. protokol z humánních studií předepsaný pro místní podmínky) [27].

Tab. 2: Základní omezení pro zvýšení tělesné teploty a maximální hodnotu tělesné teploty v průběhu MR vyšetření (převzato z [27]).

Provozní režim	Nárůst bazální teploty [°C]	Maximální bazální teplota [°C]	Maximální lokální teplota tkáně [°C]
Normální	0,5	39	39
Kontrolovaný 1. úrovně	1	40	40
Kontrolovaný 2. úrovně	> 1	> 40	> 40

Tab. 3: Bezpečnostní limity SAR při době průměrování 6 min (převzato z [27]).

Provozní režim	Průměrný SAR [W/kg]		Lokální SAR (v 10 g tkáně) [W/kg]		
	Celé tělo	Hlava	Hlava	Trup	Končetiny
Normální	2	3,2	10 ^a	10	20
Kontrolovaný 1. úrovně	4	3,2	20 ^a	20	40
Kontrolovaný 2. úrovně	> 4	> 3,2	> 20 ^a	> 20	> 40
a) Poznámka	V případech, kdy se v poli malé lokální vysílací RF cívkou nachází oční orbita, je nutno zajistit, aby byl nárůst teploty omezen na 1 °C.				

Aby bylo zabráněno nežádoucímu tepelnému stresu a lokálnímu poškození tělesné tkáně, musí MR přístroj kontrolou parametrů pulzní sekvence a vysokofrekvenčního výkonu omezit nárůst celkové teploty tkáně pacienta na hodnoty uvedené v Tab. 2. Vzhledem k tomu, že během MR vyšetření je obtížné kontrolovat nárůsty teploty v různých částech těla, byly na základě experimentálních a teoretických studií stanoveny mezní hodnoty SAR, které by měly zaručit, že změny teploty nepřevýší hodnoty uvedeny v Tab. 2. Tato omezení průměrného a celotělového SAR spolu s lokálním SAR hlavy, trupu a končetin jsou odvozena tak, aby nevedla k poškození tkáně, a ukazuje je Tab. 3. [24][27]

4.2 Vliv parametrů pulzních sekvencí

Jak bylo zmíněno již v předchozích kapitolách, zvyšování tělesné teploty pacienta v průběhu MR vyšetření ovlivňuje rozmanité množství fyziologických, fyzikálních a environmentálních faktorů. Mezi tyto faktory se řadí i nastavení parametrů pulzních sekvencí. Toto nastavení během MR měření v různé míře ovlivňuje SAR, a tedy i zahřívání měřeného objektu. SAR lze vypočítat jako [24]

$$SAR \propto B_0^2 \cdot \theta^2 \cdot DC \cdot N_s, \quad (10)$$

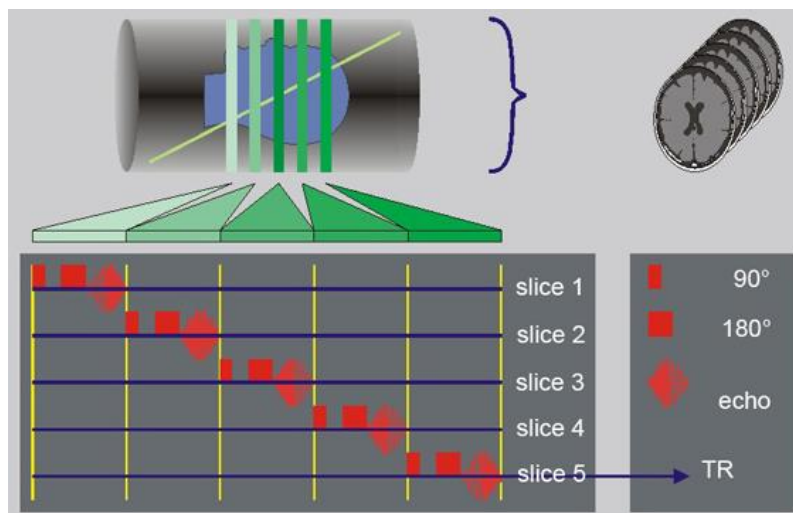
kde B_0 je velikost statického magnetického pole, θ zastupuje FA, DC značí tzv. *Duty Cycle* a N_s zastupuje počet řezů. [24][28]

Mezi první dva parametry, které zvyšují hodnotu SAR, patří síla statického magnetického pole a frekvence RF pulzu. Závislost mezi velikostí statického magnetického pole a hodnotou SAR je podle rovnice (10) kvadratická – tedy velikost SAR roste se čtvercem velikosti statického magnetického pole nebo hodnoty Larmorovy frekvence (je úměrná statickému magnetickému poli). V experimentální části této práce ovšem nebude docházet ke změně těchto parametrů. Je to tím, že se bude využívat pouze magnetické pole o indukci 9,4 T a že se bude měřit pouze signál získaný od jader vodíku, která jsou svázána se svojí Larmorovou frekvencí. [29][30]

Dalším parametrem, který SAR podle rovnice (10) zvyšuje opět kvadraticky, je velikost FA. Nejvíce energie se dodá tkáni při volbě 180° pulzu, proto např. RARE sekvence s několikanásobnými 180° pulzy způsobují vysoké hodnoty SAR, zatímco GRE sekvence s malým FA způsobují malé hodnoty SAR. Je ale důležité si uvědomit, že snížením FA sice snížíme SAR, ale spolu s ním i poměr signál – šum a kontrast výsledného obrazu, což je nežádoucí. [28][30]

Parametr N_s se vyskytuje při tzv. *multiple - slice* zobrazování, což je technika snímání, při které je excitováno více řezů zároveň (viz Obr. 21). Jak vyplývá z rovnice (10), čím více řezů se bude zároveň excitovat, tím vyšší hodnoty SAR bude dosaženo. Závislost tedy již není kvadratická, nýbrž SAR roste s parametrem N_s lineárně.

Multiple - slice způsob snímání je umožněn díky tomu, že v mnoha pulzních sekvencích je poměrně dlouhá prodleva mezi excitací jednotlivých řezů. Tato prodleva je dána delší dobou T1 tkáně, která trvá kolem 3 s. V průběhu této prodlevy je tedy postupnou změnou frekvence RF pulzu pro každý řez (*slice*) excitováno hned několik řezů (během jedné repetice). Maximální počet takto vybuzených řezů lze vypočítat pomocí doby TR a TE. Například pro TR 400 ms a TE 50 ms lze během jednoho intervalu teoreticky nasnímat 8 řezů. Několik nasnímaných řezů během jedné doby TR je možné vidět na Obr. 21. S rostoucím počtem řezů tedy roste množství energie dodané tkáni právě proto, že během jedné repetice je použito tím více RF pulzů, čím více řezů je snímáno. [31]



Obr. 21: *Multiple – slice* zobrazování (převzato z [31]).

Posledním parametrem pulzních sekvencí, který podle vztahu (10) ovlivňuje velikost SAR, je velikost DC. Jedná se opět o lineární závislost – SAR se zvyšuje s velikostí DC. Hodnota DC vyjadřuje poměr doby trvání RF pulzu a periody RF pulzu. Proto je dobré si uvědomit, že i tyto dva parametry ovlivňují velikost SAR a to tak, že SAR roste s dobou trvání RF pulzu a klesá s rostoucím TR. Hodnotu SAR je dále pomocí DC možné redukovat menší šířkou řezu nebo zmenšením FOV (*Filed Of View*). [14]

Zároveň je možné snížit SAR snížením počtu repetíc, tedy zkrácením celkové doby snímání, jak dokazuje vztah [32]

$$SAR \propto \frac{\sigma |E|^2}{2 \cdot \rho} \cdot \left(\frac{\tau}{TR}\right) \cdot N_p \cdot N_s, \quad (11)$$

kde E je elektrické pole, σ zastupuje elektrickou vodivost tkáně, ρ je hustota tkáně, τ značí dobu trvání RF pulzu a N_p je počet pulzů (repetic). Zkrácení celkové doby snímání může být dosaženo např. použitím paralelních zobrazovacích technik, kdy se jedná o zrychlení akvizice díky redukci počtu řádků v k – prostoru. Další možností, jak zmenšit hodnotu SAR snížením parametru N_p , je redukce ETL. Menší hodnoty SAR je potom dosaženo tím, že pro stejný TR je potřeba menšího počtu RF pulzů. [28][32][33]

Třetí rovnice, která umožňuje odhadnout velikost SAR, je popsána následujícím vztahem [14]

$$SAR \propto B_0^2 \cdot \theta^2 \cdot DC \cdot V, \quad (12)$$

kde jedinou novou neznámou je snímaný objem tkáně V . Tento parametry nelze tak jednoduše měnit. Může být ovlivněn účinností RF cívky nebo velikostí otvoru MR přístroje. [14]

Ohledně RF cívek je vhodné ještě dodat zjištění, že použití ryze přijímacích cívek oproti použití vysílacích a současně přijímacích cívek může hodnotu SAR zvýšit a že použitím kvadraturních cívek místo cívek lineárních je možné naopak hodnotu SAR redukovat. [34]

V této kapitole byl popsán vliv jednotlivých parametrů na zvyšování hodnoty SAR, protože je známo, že zvyšování SAR většinou souvisí se zvyšováním teploty. Je ale důležité podotknout, že to není vždy pravdou a rozhodně to není pravidlem. Vztah mezi hodnotou SAR a teplotou není přímo úměrný. Bylo zjištěno, že v místech s vysokou perfuzí (jako je např. mozek) velmi vysoké hodnoty SAR mohou způsobit jen malý nárůst teploty a naopak v místech s malou perfuzí (např. relaxované svaly nebo oči) teplota rychle roste i přes nízké hodnoty SAR. Samozřejmě k nepřímo úměrnému vztahu mezi teplotou a hodnotou SAR přispívá i tepelné vedení, tepelné ztráty do okolí, termoregulace a další faktory. [35]

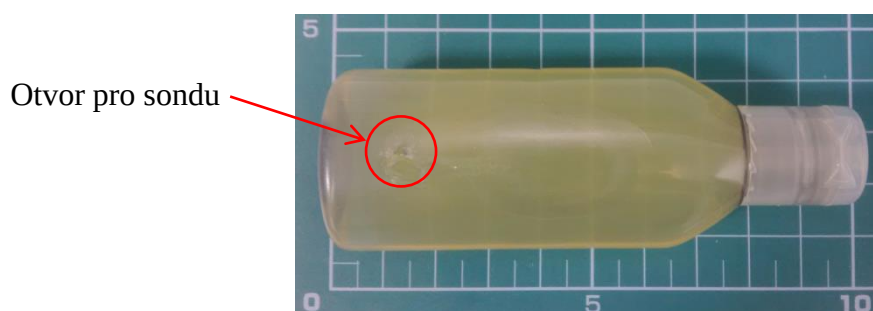
Vzhledem k tomu, že experimentální část práce byla uskutečněna na statickém fantomu, měření se odvíjelo od výše zmíněných vztahů pro výpočet SAR. Byl totiž zaveden předpoklad, že s rostoucí hodnotou SAR bude pravděpodobně docházet ke zvyšování teploty fantomu, protože u něj nebude docházet k termoregulaci, perfuzi a jiným ochlazovacím fyziologickým mechanismům.

5 NÁVRH FANTOMU

Vzhledem k tomu, že pomocí MR jsou zobrazovány struktury a děje skryté uvnitř organismu, je nutné otestovat, zda přístroj MR zachycuje příslušné obrazy správně a objektivně. Pro ověření přesného zobrazování, ale i pro měření fyzikálních parametrů, zobrazovacích vlastností a kalibraci MR přístroje se používají tzv. fantomy. [36][37]

Jedná se o předměty z materiálů, které produkují MR signál. Mezi takové se řadí např. voda, paramagnetické roztoky, želatinové gely, agar, polyakrylamid či agaróza. Jelikož jsou fantomy objekty s předem známými vlastnostmi, lze s jejich pomocí ověřit prostorové rozlišení, šířku řezu, linearitu systému, poměr signál – šum, homogenitu snímku a další parametry snímaného obrazu. [37]

Fantomy se dělí na statické, což jsou obvykle tělesa jednoduchého tvaru, a dynamické, které se skládají z okruhu cirkulující tekutiny za pomoci čerpadla, čímž je simulován tok krve v živé tkáni. Jako vhodný fantom pro otestování vlivu pulzních sekvencí na teplotu měřeného objektu byl pro zjednodušení zvolen fantom statický. Jedná se o plastovou lahvičku naplněnou agarovou želatinou, kterou je možné vidět na Obr. 22. [36]



Obr. 22: Vytvořený fantom.

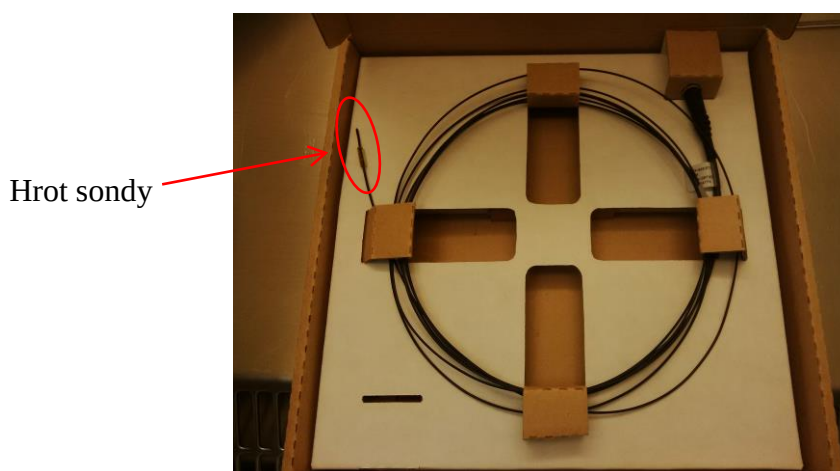
Vzhledem k tomu, že se následně budou testovat získané výsledky na laboratorní myši, byly rozměry lahvičky voleny 10 cm na výšku a 3 cm na šířku. Tedy tak, aby co nejvíce odpovídaly tělu myši. Spolu s tím, že měl fantom napodobit myš rozměrem, musel také kvůli distribuci teploty co nejlépe simulovat vlastnosti živé tkáně. Toho by bylo docíleno pomocí gelu vytvořeného z kyseliny polyakrylové, NaCl a destilované vody podle návodu v článku [38].

I přesto, že by tento gel co nejlépe simuloval tepelné proudění a dielektrické vlastnosti živé tkáně, nemohl být kvůli absenci polyakrylové kyseliny na ÚPT použit. Jako náhradní možnost byla zvolena agarová želatina, jež byla pro lepší přiblížení živé tkáni namíchána s fyziologickým roztokem (místo vody).

Aby bylo možné do fantomu vsouvat sondu pro měření teploty, byl po ztuhnutí želatiny do lahvičky vytvořen malý otvor, jak je patrné na Obr. 22. Při tomto úkonu vzniklo v gelu několik vzduchových bublin, které sice ruší obraz, ale pro distribuci teploty nenesou zásadní význam.

6 MĚŘENÍ A ZAZNAMENÁVÁNÍ TEPLOTY

Aby bylo možné v průběhu experimentální části práce sledovat vliv parametrů pulzních sekvencí na zvyšování teploty měřeného objektu, je potřeba nějakým způsobem měřit a zaznamenávat měnící se teplotu tohoto objektu. Na ÚPT AV ČR v Brně lze snímat teplotu pomocí vláknově optického senzoru Fiber Optic Temperature Sensor od firmy SA Instruments, Inc. s rektální sondou, která je znázorněna na Obr. 23. Jedná se o teplotní sondu, která využívá fluorescenční technologie pro přesné a spolehlivé měření teploty v rozsahu 20 – 60 °C s přesností $\pm 0,2$ °C a s časovou odezvou 300 ms. Tato sonda má průměr hrotu 1 mm a délku 3 m. [39]

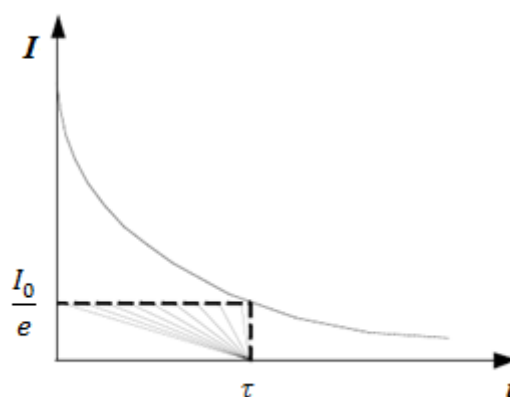


Obr. 23: Rektální sonda vláknově optického senzoru Fiber Optic Temperature Sensor.

Základem každého fluorescenčního vláknově optického senzoru je sonda z fluorescenčního materiálu, která je v přímém kontaktu s měřeným objektem. K této sondě je optickým vláknem vedeno světlo (z laserové diody), které je sondou absorbováno, čímž dochází k excitaci jejich molekul. Jinými slovy, molekuly se dostanou z nižší energetické hladiny na nestabilní energetickou hladinu vyšší. Vzhledem k tomu, že po excitaci jsou molekuly v nestabilním stavu, zbaví se energie emisí fotonů. Nastává tedy fluorescence. Emitované světlo je vedeno zpět optickým vláknem přes jednoduchý filtr (propouští pouze emitované světlo) na detektor, kde je změřena doba poklesu intenzity fluorescence, jež je úměrná teplotě. Křivka doby poklesu intenzity fluorescence je znázorněna na Obr. 24 a lze ji popsat vztahem [40]

$$I(t) = I_0 \cdot e^{-t/\alpha} + \varepsilon, \quad (13)$$

kde $I(t)$ je intenzita fluorescenčního signálu, I_0 značí intenzitu fluorescenčního signálu v čase $t = 0$, α zastupuje dobu poklesu intenzity fluorescence od I_0 do I_0/e a ε je šum.



Obr. 24: Průběh poklesu fluorescence (převzato z [41]).

Tento způsob měření teploty se využívá v medicíně a biomedicíně kvůli tomu, že se jedná o metodu, která nezpůsobuje elektromagnetickou interferenci, je termostabilní, nekoroduje a především dokáže měřit teplotu v rozmezí teploty lidského těla s vysokou citlivostí a vysokou přesností - v závislosti na parametrech sondy. Teplotní sonda na ÚPT se používá při zjišťování teploty u myší, kdy je sonda rektálně umístěna do měřeného objektu a výsledky měření jsou přenášeny do počítače pomocí softwaru PC SAM 32, který umožňuje kromě monitorování teploty i záznam EKG či průběhu respirace. To, jak je teplotní sonda umístěna do fantomu, je možné pozorovat na Obr. 25. [41]



Obr. 25: Fantom uložený na lůžku se zavedenou teplotní sondou.

7 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Experimentální část této práce se skládá celkem ze tří hlavních částí. První část je věnována nutnému seznámení s ovládáním MR přístroje, který se nachází na ÚPT AV ČR v Brně. Další část se zabývá zkoumáním vlivu různých pulzních sekvencí, jejich parametrů a použitých RF cívek na zahřívání fantomu (popsaného v kapitole 5). V této části je popsán i vliv experimentálních studií, které se na ÚPT optimalizovaly a jsou běžně používány k výzkumu. Závěr experimentální práce je věnována aplikaci získaných poznatků na laboratorní myš. Celé měření proběhlo na 9,4 T MR přístroji BioSpec 94/30 (Bruker) na ÚPT AV ČR v Brně.

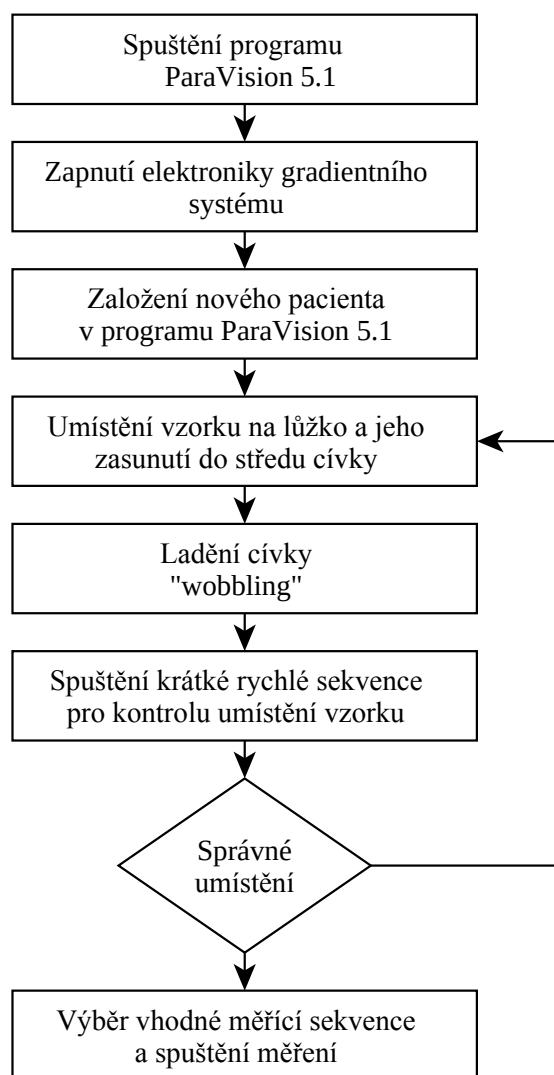
7.1 Seznámení s ovládáním MR přístroje BioSpec 94/30

Kvůli experimentální části této práce se muselo uskutečnit seznámení s ovládáním MR přístroje a jeho softwarem. Zaškolení proběhlo na ÚPT AV ČR v Brně na MR přístroji BioSpec 94/30 společnosti Bruker (Obr. 26). Tento MR přístroj pracuje s magnetickým polem o indukci 9,4 T a lze pomocí něj snímat objekty s maximálním průměrem 30 cm. Celý systém je uzavřen ve Faradayově kleci, jež slouží k odstínění elektromagnetického záření, které by mohlo narušit měření.



Obr. 26: MR přístroj BioSpec 94/30 společnosti Bruker.

Ovládání přístroje je umožněno pomocí programu ParaVision 5.1, který nabízí tři základní okna – *System Control*, *Scan Control* a *Image Display & Processing*. Pomocí těchto oken je možné vytvořit nový soubor pacienta, nastavit nejrůznější parametry měření, zobrazit získaná data a dále tato data analyzovat.



Obr. 27: Blokové schéma přípravy MR přístroje na první měření.

Celý proces od přípravy MR přístroje po samotné měření probíhá dle blokového schématu na Obr. 27. Nejprve je spuštěn program ParaVision 5.1, ve kterém se po zapnutí elektroniky gradientního systému vytvoří soubor pro nového pacienta. Následně je měřený objekt umístěn na lůžko a zasunut do středu cívký. Po zasunutí tohoto objektu dochází k manuálnímu ladění cívký, díky kterému jsou odstraněny nehomogenity statického magnetického pole. Kontrola, zda došlo opravdu ke správnému umístění, se děje za pomoci úvodní krátké rychlé sekvence *Tripilot multi* (nebo *TriPilot – GE*), která umožňuje sledování měřeného objektu ve všech třech rovinách. Pokud je ze získaných snímků patrné, že byl objekt umístěn nepřesně, dochází k úpravě umístění a opakování úvodní sekvence. Posledním krokem je výběr vhodné měřicí sekvence a spuštění samotného měření.

7.2 Měření na testovacím fantomu

Úvodem je důležité upozornit, že tato práce vznikla primárně pro účely ÚPT AV ČR v Brně z důvodu kolísání teploty myši v průběhu experimentálního výzkumu. Cílem měření na vytvořeném fantomu tedy bylo otestování vlivu různých akvizicí MR pulzních sekvencí na zvyšování teploty tohoto fantomu v průběhu MR měření. K tomuto účelu bylo zvoleno pět pulzních sekvencí - RARE, FLASH, EPI, MGE a MSME. Právě zmíněné sekvence nebyly vybrány náhodně, nýbrž se jedná o sekvence, které se používají při experimentálních studiích.

Vzhledem k tomu, že výsledky práce jsou pro účely ÚPT, vycházelo se z předem daného nastavení těchto sekvencí, jak se na ÚPT běžně využívá k experimentálním studiím. Měření probíhalo tak, že se vždy zvolil pouze jeden parametr, který se v určitém rozmezí zvětšoval či zmenšoval, a během toho se zaznamenávala naměřená teplota fantomu. To aby se projevil vždy samotný parametr, bez vlivu ostatních. Důležité je ještě upozornit, že proměřované parametry byly voleny vždy různě - v závislosti na použité sekvenci.

Navíc se celé měření uskutečnilo dvakrát – pro hlavovou přijímací cívkou a pro objemovou cívkou. Hlavová přijímací RF cívkou pro myši mozek nemohla být použita, protože při pokusu o měření nebyl získán dostatečně silný signál. Tuto cívkou tedy nahradila hlavová cívkou pro potkaní mozek s označením RF ARR 400 1H R. BR LIN RO – AP. Jako objemová cívkou sloužila vysílací a zároveň přijímací RF cívkou s označením RES 400 1H 089/060 QSN TR.

Součástí měření na testovacím fantomu se stalo i měření nárůstu teploty v průběhu již výše zmíněných běžně používaných experimentálních studiích. Jednalo se o difuzní měření pro parkinsonické myši a dále pak o perfuzní DSC (*Dynamic Susceptibility Contrast*) a perfuzní DCE (*Dynamic Contrast Enhancement*) měření pro onkomysí (myši speciálně uzpůsobené k tomu, aby snadno onemocněly rakovinou). Tato měření proběhla pouze s použitím hlavové cívkou, tedy tak jak studie probíhají i v běžném výzkumu.

Důležité je ještě objasnit podmínky experimentu. Z důvodu omezených možností měření dat na ÚPT nebylo umožněno vždy po zahřátí fantomu čekat na jeho vychladnutí na původní teplotu. Vycházelo se tedy z předpokladu, že zvolená akvizice zahřeje fantom vždy o stejnou teplotu nezávisle na aktuální teplotě fantomu. Předmětem zkoumání se staly pouze hodnoty nárůstu teploty.

Výsledky z tohoto měření by mohly sloužit k plánování řazení sekvencí při experimentálním výzkumu nebo alespoň pro upozornění experimentátora, že může

v průběhu MR měření dojit k navýšení teploty laboratorního zvířete.

7.2.1 Měření pomocí sekvence RARE

Pro naměření potřebných dat byla jako první zvolena sekvence RARE uložená v programu ParaVision 5.1 pod názvem *ONKO01 T2w RARE*. V základním nastavení byl pomocí této sekvence snímán jeden axiální řez fantomem o velikosti $2,32 \times 3,50$ cm s tloušťkou řezu 0,7 mm při použití matice obrazu o rozměru 256×256 pixelů. RARE faktor byl nastaven na hodnotu 8 a délky časů TR a TE byly 3500 a 12 ms. Měření probíhalo pouze s jednou repeticí sekvence a výsledný obraz vznikl jako průměr ze tří obrazů.

Jak bylo již dříve zmíněno, výsledná teplota se zaznamenávala vždy pro jeden zvolený parametr, jehož hodnota byla měněna v určitém rozsahu. Vybrané parametry a jejich měřené rozmezí spolu s celkovým nárůstem teploty pro daný parametr a zvolenou RF cívkou ukazuje Tab. 4. Pro každý parametr byl naměřen jiný počet hodnot, právě v závislosti na konkrétním parametru a délce měření. Podrobně rozepsané hodnoty parametrů a k nim odpovídající naměřené nárůsty teplot jak oproti původní teplotě, tak oproti předešlé hodnotě ukazují Tab. 16 pro hlavovou cívkou a Tab. 17 pro objemovou cívkou umístěné v příloze práce.

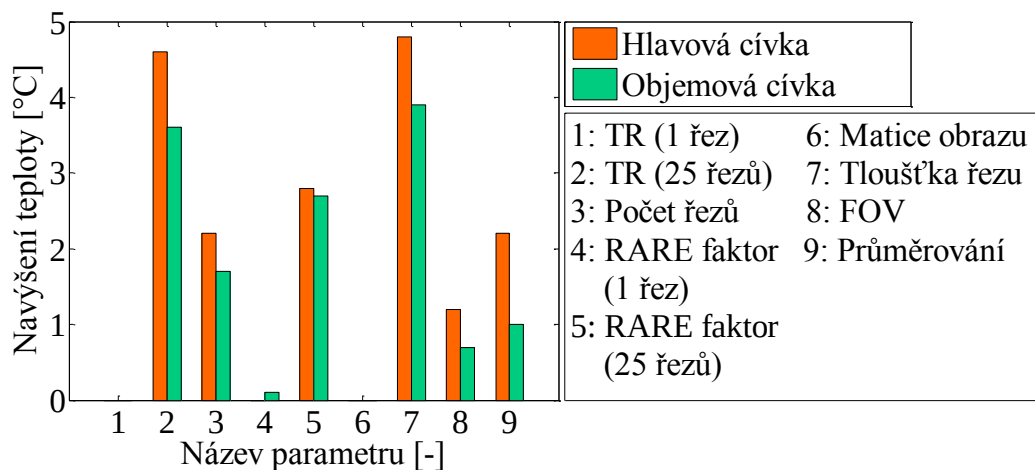
Tab. 4: Vybrané parametry, jejich rozsah a celkový nárůst teploty pro *ONKO01 T2w RARE* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Parametr	Rozsah parametru	Celkový nárůst teploty [°C]	
		RF cívka	
		Hlavová	Objemová
TR - 1 řez	8 - 10000 ms	0	0
TR - 25 řezů	2090 – 10000 ms	4,6	3,6
Počet řezů	1 - 30	2,2	1,7
RARE faktor - 1 řez	3 - 90	0	0,1
RARE faktor - 25 řezů	3 - 90	2,8	2,7
Matice obrazu	64×64 - 1024×1024 px	0	0
Tloušťka řezu	0,1 - 3,5 mm	4,8	3,9
FOV	1×1 - 5×5 cm	1,2	0,7
Průměrování	1 - 9	2,2	1

Vybrané rozsahy parametrů nebyly voleny náhodně. Horní hodnota TR 10000 ms byla zvolena s ohledem na celkovou dobu měření, spodní hodnoty 8 a 2090 ms byly nejnižší dovolené hodnoty pro výchozí nastavení (TE muselo být sníženo na 8,2 a 8,4

ms). Počet řezů byl vybrán podle běžného nastavení pro měření na myších, kdy se jako nejnížší hodnota používá 1 řez a jako nejvyšší hodnota 30 řezů. Počet řezů se vždy volí podle toho, jakou oblast je nutné pokrýt. RARE faktor slouží k redukci akvizičního času, proto byla snaha ho zvolit co největší. Matice obrazu byla proměřena ve standardně používaných rozměrech. Tloušťka řezu bývá normálně volena v rozmezí 0,5 – 2 mm. Pro větší rozpětí byla horní hranice posunuta na 3,5 mm. Velikost FOV se nastavuje v závislosti na měřeném objektu. Jeho rozsah byl tedy zvolen podle toho, jak se používá při měření na myších. Posledním vybraným parametrem je průměrování. Volbou optimálního průměrování je možné získat výsledný obraz s vyšším SNR (poměr signálu a šumu). Platí, že čím více průměrování, tím sice lepší SNR, ale delší doba akvizice. Proto byla volena hodnota 9.

Pro vizualizaci naměřených dat byl vytvořen graf závislosti celkového nárůstu teploty během měření na použitém parametru a zvolené RF cívce. Tento graf je možné vidět na Obr. 28. Při pozorování tohoto obrázku je zřejmé, že při použití hlavové přijímací RF cívky dochází k většímu zahřátí měřeného objektu, což odpovídá teoretickému předpokladu. Jak bylo totiž již dříve zmíněno, použitím ryze přijímacích cívek oproti použití vysílacích a současně přijímacích cívek dochází ke zvýšení hodnoty SAR. Proto se u statického fantomu předpokládal i vyšší nárůst teploty. Pouze data získaná při proměřování matice obrazu právě zmíněnému předpokladu odporují. Tato nesrovnalost je ale pravděpodobně způsobena přesností teplotní sondy, která je $\pm 0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ (naměřená teplota pouze $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$).



Obr. 28: Závislost celkového nárůstu teploty fantomu na zvoleném parametru a RF cívce pro ONKO01 T2w RARE (teplota měřena s přesností $\pm 0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$).

Při porovnání celkového vlivu všech proměřených parametrů na teplotu fantomu je možné říci, že největšího zahřátí bylo způsobeno zvyšující se šířkou řezu fantomem (4,8

°C) a se zkracující se délkou TR při 25 řezech (4,6 °C). Zvyšující se počet řezů (2,2 °C), RARE faktor při 25 řezech (2,8 °C), FOV (1,2 °C) a průměrování (2,2 °C) taktéž podle předpokladů přispěly k zahřátí fantomu, i když ne tak markantně.

Poslední tři parametry (TR při 1 řezu, RARE faktor při 1 řezu a matice obrazu) teplotu fantomu v podstatě neovlivnily. Dalo by se tedy předpokládat, že nedošlo k dostatečnému zvýšení hodnoty SAR, tedy fantom neabsorboval dostatečné množství energie pro své zahřátí a rychleji se ochlazoval MR přístrojem.

7.2.2 Měření pomocí sekvence FLASH

Další vybranou sekvencí pro experimentální část práce byla sekvence FLASH. Tato sekvence byla použita ve dvou podobách uložených v programu ParaVision 5.1 pod názvy *ONKO01 FLASH2D* a *Tripilot multi*.

V základním nastavení byl pomocí *ONKO01 FLASH2D* snímán jeden axiální řez fantomem o velikosti $2,32 \times 2,50$ cm s tloušťkou řezu 1 mm při použití matice obrazu o rozměru 128×96 pixelů. Délky časů TR a TE byly 12 a 2,5 ms, FA byl 25°. Měření bylo klasicky probíhalo s 15 repeticemi sekvence, bylo však změněno pouze na jednu repetici kvůli lepšímu následnému porovnávání. Průměrování bylo defaultně nastaveno na 1.

Tab. 5: Vybrané parametry, jejich rozsah a celkový nárůst teploty pro *ONKO01 FLASH2D* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

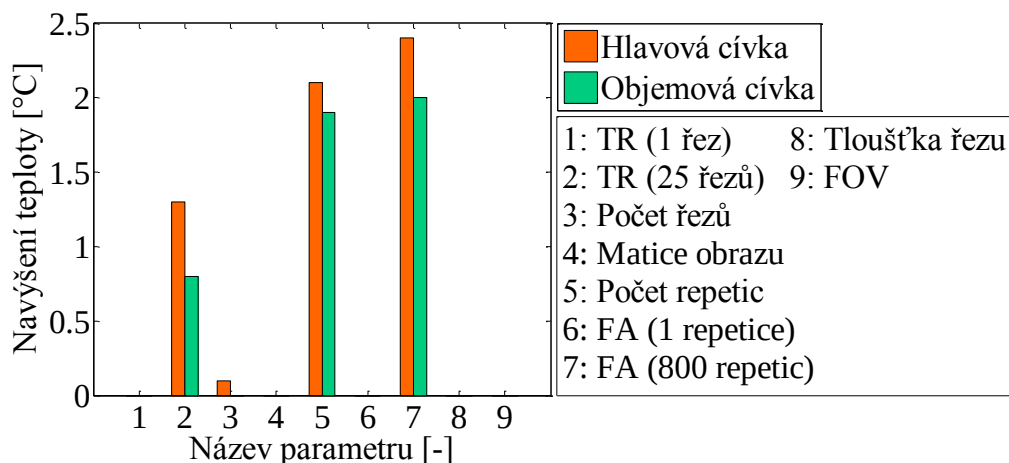
Parametr	Rozsah parametru	Celkový nárůst teploty [°C]	
		RF cívka	
		Hlavová	Objemová
TR - 1 řez	12 - 10000 ms	0	0
TR - 25 řezů	306 - 10000 ms	1,3	0,8
Počet řezů	1 - 30	0,1	0
Matice obrazu	$64 \times 64 - 1024 \times 1024$ px	0	0
Počet repetice	1 - 800	2,1	1,9
FA - 1 repetice	10 - 47°	0	0
FA - 800 repetice	10 - 47°	2,4	2
Tloušťka řezu	0,7 - 3,5 mm	0	0
FOV	$1 \times 1 - 5 \times 5$ cm	0	0

Pro tuto sekvenci byly oproti *ONKO01 T2w RARE* některé parametry ponechány a jiné změněny. Celkový soupis parametrů s jejich rozsahem a naměřenými celkovými nárůsty teplot jsou uvedeny v Tab. 5. Podrobně rozepsané hodnoty parametrů a k nim

odpovídající naměřené nárůsty teploty jsou opět zařazeny v příloze v Tab. 18 pro hlavovou a v Tab. 19 pro objemovou RF cívku.

Vybrané rozsahy parametrů opět nebyly voleny náhodně, nýbrž podle stejného principu jako u sekvence RARE. Mezi nové dva parametry patří počet repetice, který se používá pro dynamické zobrazování s maximální hodnotou většinou 800 a dále potom FA, pro který byl zvolen interval 10 – 47°.

Pro lepší představu o naměřených datech byl opět vytvořen graf závislosti celkového nárůstu teploty během měření na použitém parametru a zvolené RF cívce. Tento graf je možné vidět na Obr. 29. Stejně jako u předchozí sekvence byl potvrzen předpoklad, že při použití hlavové cívky dochází k většímu ohřevu zkoumaného objektu.



Obr. 29: Závislost celkového nárůstu teploty fantomu na zvoleném parametru a RF cívce pro ONKO01 FLASH2D (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Jak vyplývá z grafu, největší nárůst teploty byl zaznamenán při proměrování parametru počet repetice (2,1 °C) a FA při 800 repeticích (2,4 °C). Dá se tedy tvrdit, že u ONKO01 FLASH2D zvyšuje teplotu především vysoký počet repetice. Posledním faktorem, který měl vliv na teplotu fantomu je TR při 25 řezech (1,3 °C). Počet řezů zvýšil teplotu o 0,1 °C, což se dá opět přisuzovat přesnosti teplotní sondy. Ostatní parametry teplotu fantomu vůbec nezvýšily.

Sekvencí *Tripilot multi* bylo v základním nastavení snímáno pět řezů ve všech třech rovinách fantomem o velikosti 6 × 6 cm s tloušťkou řezu 1 mm při použití matice obrazu o rozměru 256 × 256 pixelů. Délky časů TR a TE byly nastaveny na 200 a 3 ms, FA byl 30°, řezů bylo vybráno 5 a počet repetice i průměrování bylo nastaveno na 1.

Tato sekvence byla vybrána především proto, že snímá fantom ze všech tří rovin.

Proběhlo pouze doplňkové měření k sekvenci *ONKO01 FLASH2D*. Proměřily se tedy pouze dva parametry, jak ukazuje Tab. 6. Aniž by se výsledky vykreslovaly do grafu, je patrné, že pomocí hlavové cívky bylo opět dosaženo vyšší teploty a že teplotu ovlivnilo pouze velké průměrování (0,6 °C). Délka pulzu se při tomto měření vůbec neprojevila.

Tab. 6: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě a celkový nárůst teploty pro hlavovou i objemovou RF cívku, *Tripilot multi* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Parametr	Rozsah parametru	Nárůst teploty [°C]		Nárůst teploty [°C]	
		Hlavová RF cívka		Objemová RF cívka	
		Pův.	Předch.	Pův.	Předch.
Průměrování	12	0	0	0,1	0,1
	30	0,1	0,1	0,2	0,1
	60	0,5	0,4	0,4	0,2
	90	1,1	0,6	0,6	0,2
Celkový nárůst teploty [°C]		1,1		0,6	
Délka pulzu	1,5	0	0	0	0
	3	0	0	0	0
	30	0	0	0	0
Celkový nárůst teploty [°C]		0		0	

7.2.3 Měření pomocí sekvence EPI

Třetí vybranou sekvencí je EPI, kterou je možné v programu ParaVision 5.1 nalézt pod názvem *EPI_FMRI_18slc_PhaArrCoil*. Pomocí této sekvence je snímán opět jeden axiální řez fantomem o velikosti $2,4 \times 3,4$ cm s tloušťkou řezu 0,5 mm při použití matice obrazu o rozměru 96×64 pixelů. Sklápěcí úhel byl ponechán 60°, TR a TE zůstaly na 2000 a 15 ms. Celé měření probíhalo pouze s jednou repeticí sekvence (sníženo z původních 300 repetic) a průměrováním nastaveným na 1.

U této sekvence se proměřovaly stejné parametry jako u *ONKO01 FLASH2D* s tím rozdílem, že bylo vynecháno měření tloušťky řezu fantomem a FA se místo s 800 repeticemi měřil při 300 repeticích sekvence. Tato změna vycházela z původního nastavení *EPI_FMRI_18slc_PhaArrCoil*. Celkový soupis měřených parametrů s jejich rozsahy je pro obě cívky uložen v Tab. 20 umístěné v příloze.

Tato tabulka neobsahuje žádné zaznamenané teploty, jelikož v průběhu žádné z akvizic nedošlo ke zvýšení teploty testovacího fantomu. Jediná výjimka nastala při měření s hlavovou přijímací cívkou, kdy teplota vzrostla o 0,1 °C při zvyšování počtu řezů a počtu repetic. Toto navýšení teploty je zanedbatelné, tudíž je možné tvrdit, že při

měření s EPI sekvencí není nutné mít obavy ohledně zahřívání měřeného objektu.

7.2.4 Měření pomocí sekvence MGE

Předposlední sekvencí, která sloužila pro získávání dat, je sekvence MGE. Tu je možné v programu ParaVision 5.1 nalézt pod názvem *SeptEnc MGE dyn*. Pomocí této sekvence byl snímán opět jeden axiální řez fantomem o velikosti $2,4 \times 2,4$ cm s tloušťkou řezu 2 mm při použití matice obrazu o rozměru 128×128 pixelů. Délka času TR byla ponechána na 24 ms, hodnota prvního času TE na 3,41 ms a velikost FA byla nastavena na 30° . Počet repetíc byl pro sjednocení opět snížen z původních 15 repetíc pouze na 1 repetici a průměrování zůstalo na hodnotě 1.

Parametry, které byly zvoleny pro předchozí sekvenci, byly ponechány. Pouze počet repetíc u FA se z 300 repetíc změnil na 15, což opět koresponduje s výchozím nastavením *SeptEnc MGE dyn*. Další rozdíl je v tom, že bylo vynecháno proměňování matice obrazu, jelikož při změně její velikosti se měření nespustilo. Celkem tedy bylo proměřeno sedm parametrů. Nárůsty teploty pro všechny rozsahy parametrů z tohoto měření ukazuje Tab. 7. Celkový rozsah všech měřených parametrů a k nim odpovídající změny teploty je potom možné pozorovat v Tab. 21 pro hlavovou a v Tab. 22 objemovou cívkou v příloze práce.

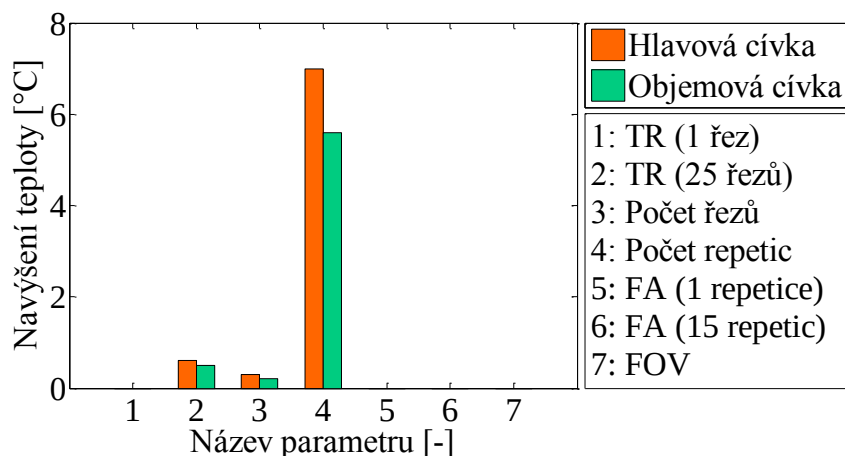
Tab. 7: Vybrané parametry, jejich rozsah a celkový nárůst teploty pro *SeptEnc MGE dyn* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Parametr	Rozsah parametru	Celkový nárůst teploty [°C]	
		RF cívka	
		Hlavová	Objemová
TR - 1 řez	23 - 10000 ms	0	0
TR - 25 řezů	563 – 10000 ms	0,6	0,5
Počet řezů	1 - 30	0,3	0,2
Počet repetíc	1 - 800	7	5,6
FA – 1 repetice	10 – 47°	0	0
FA – 15 repetíc	10 – 47°	0	0
FOV	$1 \times 1 - 5 \times 5$ cm	0	0

Jak je možné vyčíst z Obr. 30, k ohřívání fantomu přispěly pouze tři parametry. Jedná se o TR při 25 řezech fantomem, počet řezů fantomem a počet repetíc sekvence. Navíc je patrné, že první dva zmíněné parametry testovací fantom zahřály poměrně nepatrně ve srovnání s parametrem posledním.

Zároveň je zde i opět rozdíl teplot při použití RF cívek. U prvních dvou parametrů

je rozdíl mezi hlavovou a objemovou cívkou pouze 0,1 °C, tedy vzhledem k přesnosti sondy téměř zanedbatelný rozdíl. Při proměřování počtu repetíc nastal rozdíl mezi cívkami mnohem patrnější a to 2,4 °C. Ale i přes tyto výchyly došlo opět k většímu zahřátí při měření s hlavovou cívkou.



Obr. 30: Závislost celkového nárůstu teploty fantomu na zvoleném parametru a RF cívce pro *SeptEnc MGE dyn* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

7.2.5 Měření pomocí sekvence MSME

Poslední sekvence, která byla pro získání dat použita, se v programu ParaVision 5.1 nazývá *MSME_bas*. Aby se nastavení této sekvence přiblížilo účelům experimentálních studií na ÚPT, zadaly se hodnoty parametrů podle sekvence *ONKO01 T2w RARE*.

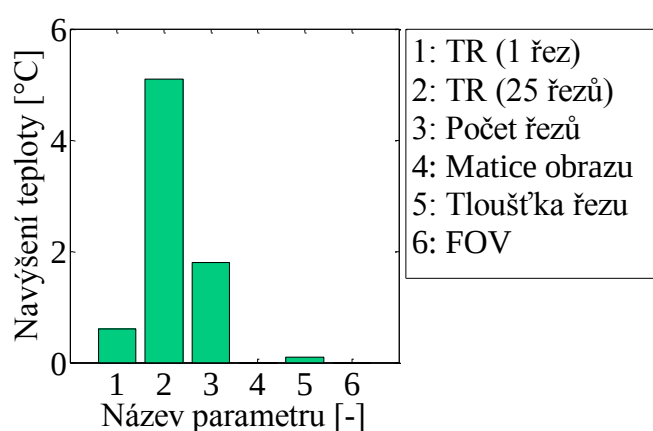
Tab. 8: Vybrané parametry, jejich rozsah a celkový nárůst teploty pro *MSME_bas* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Parametr	Rozsah parametru	Celkový nárůst teploty [°C]
		Objemová RF cívka
TR - 1 řez	112 - 10000 ms	0,6
TR - 25 řezů	2804 – 10000 ms	5,1
Počet řezů	1 - 30	1,8
Matice obrazu	64 × 64 - 1024 × 1024 px	0
Tloušťka řezu	0,7 – 3,5 mm	0,1
FOV	1 × 1 - 5 × 5 cm	0

Vzhledem k tomu, že s tímto nastavením trvalo nejkratší spuštění 15 min, nejdelší i něco přes hodinu, uskutečnilo se z časových důvodů měření pouze pro objemovou cívkou. Navíc jen pro šest parametrů. Tyto parametry a jejich rozsah spolu s navýšením teploty během měření ukazuje Tab. 8. Podrobnější Tab. 23 v příloze opět seznamuje

s konkrétními velikostmi parametrů a k nim příslušícími nárůsty teploty oproti hodnotě předchozí i počáteční.

Z grafu na Obr. 31 lze jednoduše vyčíst, že největší podíl na zahřátí fantomu mělo proměření TR při 25 řezích (5,1 °C). Naopak zvětšování matice obrazu ani FOV nezvýšilo teplotu testovacího fantomu vůbec. Velmi podobně působilo rozšiřování velikosti řezu, které způsobilo zvýšení teploty pouze o 0,1 °C, což je opět vzhledem k přesnosti teplotní sondy diskutabilní. Poprvé za celé měření se projevilo snižování TR při 1 řezu, které navýšilo teplotu o 0,6 °C. Posledním parametrem, který ovlivnil teplotu fantomu, byl rostoucí počet řezů, který způsobil ohřev o 1,8 °C.



Obr. 31: Závislost celkového nárůstu teploty fantomu na zvoleném parametru pro objemovou RF cívkou a sekvencí *MSME_bas* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

7.2.6 Měření teploty při experimentálních studiích

Další část experimentální části práce se již netýkala proměřování různých parametrů pulzních sekvencí, nýbrž byla zaměřena na získávání dat během tří běžně používaných experimentálních studií prováděných na myších. Protože se pro tyto studie používá pouze hlavová RF cívkou, při měření na fantomu byla získána pouze jedna série dat – s hlavovou RF cívkou.

Difuzní měření pro parkinsonické myši je první zvolenou studií. Jedná se o aplikaci šesti hned po sobě spuštěných sekvencí, které jsou zobrazeny v Tab. 9. Nejde o čistě anatomické, ale o funkční měření, při kterém je klíčové právě měření difuzí molekul vody ve tkáních (poslední sekvence v Tab. 9). Obecně se toto měření uplatňuje především při hodnocení patologických stavů mozku. Na ÚPT se toto měření optimalizovalo a používá se standardně pro myši s Parkinsonovou chorobou. Podrobné nastavení všech použitých sekvencí z tohoto měření je možné nalézt v Tab. 24

v příloze.

Při pohledu do Tab. 9 je patrné, že jedinou sekvencí, která zahřála měřený fantom je *TurboRARE_T2_18slc* (0,8 °C). Navíc je dobré si uvědomit, že konečná teplota oproti původní hodnotě vůbec nevzrostla. Z toho se dá usoudit, že teplota fantomu postupně klesala a že ani zahřátí o 0,8 °C nepomohlo k navýšení teploty oproti počáteční.

Tab. 9: Sled sekvencí difuzního měření pro parkinsonické myši spolu s nárůsty teploty oproti původní i předchozí hodnotě teploty (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Pořadí	Název sekvence	Nárůst teploty [°C]	
		Pův.	Předch.
1	<i>Tripilot multi</i>	0	0
2	<i>FLASH_18slc</i>	0	0
3	<i>EPI_FMRI_18slc_PhaArrCoil</i>	0	0
4	<i>ONKO01-ASL-FATR-RARE_opti</i>	0	0
5	<i>TurboRARE_T2_18slc</i>	0	0,8
6	<i>EPI_DTI_15slc_PhaArrCoil</i>	0	0

Druhou použitou studií je perfuzní DSC měření pro onkomys. Tato studie se zaměřuje na měření průtoku krve mozkem za pomoci kontrastních látek. Na ÚPT se přitom využívá posloupnosti čtrnácti sekvencí, které je možné vidět v Tab. 10. Nastavení parametrů těchto sekvencí je opět zařazeno v příloze v Tab. 25.

Z Tab. 10 vyplývá, že k navýšení teploty došlo celkem čtyřikrát. Nejvíce se fantom zahřál po aplikaci sekvence RARE (0,7 °C, 0,8 °C a 1,4 °C) a o něco méně teplota fantomu vzrostla po spuštění sekvence MGE s 500 repeticemi (0,4 °C). Při pohledu na pravý sloupec Tab. 10, tedy na nárůsty teploty oproti počáteční teplotě, je opět patrné, že po zahřátí teplota fantomu postupně klesala, dokud nedošlo k dalšímu zahřátí, kdy teplota vzrostla.

Důležité je upozornit, že při tomto měření došlo při použití sekvence *ONKO01 T1w RARE* s totožným nastavením ke dvěma různým nárůstům teploty. Nejprve se teplota zvýšila o 0,8 °C (5. sekvence), poté o 1,4 °C (poslední sekvence). U stejného nastavení jedné sekvence tedy došlo k rozdílnému zahřátí, kdy tento rozdíl činil 0,6 °C.

Celkový nárůst teploty způsobený aplikací této experimentální studie byl 3,3 °C. Při srovnání s počáteční teplotou ovšem došlo k navýšení teploty fantomu pouze o 2,5 °C. Rozdíl těchto teplot činí 0,7 °C, což je hodnota, o kterou teplota fantomu v průběhu měření klesala a o kterou musel být fantom nejprve zahřát, aby jeho teplota mohla vzrůst nad počáteční hodnotu.

Tab. 10: Sled sekvencí perfuzního DSC měření pro onkomyši spolu s nárůsty teploty oproti původní i předchozí hodnotě teploty (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Pořadí	Název sekvence	Nárůst teploty [°C]	
		Pův.	Předch.
1	<i>Tripilot multi</i>	0	0
2	<i>FLASH_15slc</i>	0	0
3	<i>ONKO01-ASL-FATR-RARE_opti</i>	0	0
4	<i>ONKO01 T2w RARE</i>	0,6	0,7
5	<i>ONKO01 T1w RARE</i>	1,4	0,8
6	<i>FieldMap_bas</i>	1,4	0
7	<i>PRESS – 1H</i>	1,3	0
8	<i>SeptEnc MGE dyn</i>	1,2	0
9	<i>SeptEnc MGE dyn</i>	1,2	0
10	<i>SeptEnc MGE dyn</i>	1,1	0
11	<i>SeptEnc MGE dyn</i>	0,9	0
12	<i>SeptEnc MGE dyn</i>	0,7	0
13	<i>SeptEnc MGE dyn</i>	1,1	0,4
14	<i>ONKO01 T1w RARE</i>	2,5	1,4

Perfuzní DCE měření pro onkomyši je poslední zvolenou experimentální studií. Pomocí této studie se vytváří relaxační T1 mapa, počítá se koncentrace kontrastní látky, zjišťují se perfuzní parametry, objemy cév a další hodnoty. Na ÚPT se při této studii využívá aplikace dvanácti sekvencí, které jsou zobrazeny v Tab. 11. Natavení parametrů těchto sekvencí je opět zařazeno v příloze v Tab. 26

Jak je vidět v Tab. 11, zahřátí fantomu bylo dosaženo pouze pomocí tří sekvencí. První dvě z těchto sekvencí jsou sekvence RARE, po jejichž aplikaci vzrostla teplota fantomu o 0,7 a 0,8 °C. Třetí sekvencí je FLASH, která se od ostatních použitých FLASH sekvencí liší mnohem větším počtem repetíc – 800 repetíc. Díky této sekvenci se teplota zvýšila nejvíce a to o 1,4 °C. Hodnoty teploty oproti hodnotě počáteční se dají popsat stejným způsobem, jako u předešlé studie. Nárůsty teploty vždy klesaly, dokud nedošlo k zahřátí fantomu pomocí jedné ze tří výše zmíněných sekvencí.

Během této studie došlo k celkovému nárůstu teploty o 3,2 °C. Při srovnání s původní teplotou fantomu jde opět o nárůst teploty, i když pouze o 2,4 °C. Velikost rozdílu těchto hodnot je 0,8 °C. Jedná se opět o hodnotu, o kterou teplota testovacího fantomu v průběhu experimentálního měření klesala a o kterou teplota fantomu musela nejprve vzrůst, aby se jeho teplota zvětšila oproti teplotě původní.

Tab. 11: Sled sekvencí perfuzního DCE měření pro onkomysí spolu s nárůsty teploty oproti původní i předchozí hodnotě teploty (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Pořadí	Název sekvence	Nárůst teploty [°C]	
		Pův.	Předch.
1	<i>Tripilot multi</i>	0	0
2	<i>FLASH_15slc</i>	0	0
3	<i>ONKO01-ASL-FATR-RARE_opti</i>	0	0
4	<i>ONKO01 T2w RARE</i>	0,6	0,7
5	<i>ONKO01 T1w RARE</i>	1,4	0,8
6	<i>ONKO01 FLASH25 SAT</i>	1,3	0
7	<i>ONKO01 FLASH25 SAT</i>	1,2	0
8	<i>ONKO01 FLASH25 SAT</i>	0,1	0
9	<i>ONKO01 FLASH25 SAT</i>	0,9	0
10	<i>ONKO01 FLASH25 SAT</i>	0,8	0
11	<i>ONKO01 FLASH25 SAT</i>	0,7	0
12	<i>ONKO01 FLASH25 SAT</i>	2,4	1,7

7.3 Otestování získaných poznatků na živém objektu

Porovnání výsledků získaných z měření na testovacím fantomu s hodnotami teploty naměřenými na živém objektu bylo dalším úkolem experimentální části této práce. Už při výrobě testovacího fantomu bylo rozhodnuto, že tímto objektem bude laboratorní myš. Testování probíhalo pouze s použitím hlavové RF cívky a to z toho důvodu, že pouze tato cívka je používána při experimentálních studiích, kterým byla věnována předchozí podkapitola.

Protože nebylo možné na myši zopakovat celé měření prováděné na testovacím fantomu, bylo zvoleno devět akvizicí pulzních sekvencí, které přispěly k největšímu nárůstu teploty. Navíc u každého parametru byla zvolena jeho největší hodnota (pro TR nejmenší hodnota), aby bylo dosaženo co největšího SAR. Jednalo se tedy o pět parametrů u sekvence RARE, tři parametry u sekvence FLASH a pouze jeden parametr u sekvence MGE. Tyto parametry a jejich hodnoty pro každou sekvenci je možné vidět např. v Tab. 12.

Po volbě měřicího protokolu následovalo rozhodnutí, jak se bude myš během měření uvnitř MR přístroje zahřívat. Ohřívání myši je důležitou součástí, jelikož v průběhu MR měření je myš v anestezii (2 % Isofluoran, 800 ml/min O₂) a má zpomalené fyziologické a metabolické pochody v těle. Dochází tedy k jejímu pomalému ochlazování, což je podpořeno i nízkou teplotou uvnitř MR přístroje, která činí cca 19

°C. Pro zabránění podchlazení myši jsou na ÚPT využívány dvě metody. Myš je možné zahřívát teplým vzduchem nebo cirkulující teplou kapalinou. Ověřování získaných výsledků na laboratorní myši bylo provedeno dvakrát, pro obě metody zahřívání. Navíc se během celého měření sledovala dechová křivka myši.

Pro zahřívání myši teplým vzduchem se na ÚPT využívá ohříváč vzduchu MR – *compatible Heater System for Small Animals* od firmy SA Instruments, Inc., který je možné vidět na Obr. 32. Tento ohříváč vzduchu se skládá z topného (*Heater Module*) a z větracího modulu (*Fan Module*). Větrací modul nasává chladný vzduch z místnosti a přivádí jej na ohřev k ohřívacímu modulu, který se nachází v blízkosti otvoru MR přístroje. Zahřátý vzduch se dostává přímo do gantry MR přístroje hadicí, která je spojena s ohřívacím modulem. Ohřívací modul se zapíná a vypíná v závislosti na naměřené teplotě laboratorního zvířete a na uživatelem definované požadované teplotě s přesností $\pm 0,1$ °C. [42]



Obr. 32: MR – *compatible Heater System for Small Animals* od firmy SA Instruments, Inc. (převzato z [42]).

Při zahřívání myši výše popsaným způsobem bylo v plánu myš nejprve zahřát na 37 °C a tuto hodnotu udržet alespoň po dobu 10 minut. To kvůli ustálení teploty, aby se mohl korektně projevit vliv zvolené MR pulzní sekvence. K této stabilizaci teploty mělo dojít vždy před každým novým spuštěním sekvence. Bohužel při zahřívání myši tímto způsobem docházelo k neustálému kolísání teploty a ustálení teploty nebylo umožněno. Naměřené nárůsty teploty jsou uvedeny v Tab. 12.

Jak je z této tabulky patrné, kromě dvou případů nebyl zjištěn žádný nárůst teploty. Ve zbylých dvou případech byl detekován nárůst 0,1 °C. Zde je ale nutné upozornit na přesnost teplotní sondy $\pm 0,2$ °C.

Tab. 12: Naměřené hodnoty teploty laboratorní myši vyhřívané teplým vzduchem (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Sekvence	Parametr	Hodnota parametru	Teplota myši [°C]	Nárůst teploty [°C]
RARE	TR (25 řezů) [ms]	2090	36,3	0
	Počet řezů [-]	30	36,2	0
	Tloušťka řezu [mm]	3,5	36,1	0
	Průměrování [-]	9	36,5	0
	RARE faktor (25 řezů) [ms]	90	36,6	0,1
FLASH	TR (25 řezů) [ms]	306	36,4	0
	Počet repetice [-]	800	36,5	0,1
	FA (800 repetice) [°]	47	36,5	0
MGE	Počet repetice [-]	750	36,5	0

Vzhledem k neustálému kolísání teploty bylo provedeno druhé měření se zahříváním myši cirkulující teplou vodou. K tomu se na ÚPT používá termostat *SC 100 Immersion Circulators* od firmy Thermo ScientificTM, který je možné vidět na Obr. 33. Tento termostat dokáže udržovat teplotu v rozmezí -28 °C až 100 °C. Zahřátá voda cirkuluje až do lůžka, na kterém je myš uložena a díky kterému je myš zahřívána. [43]



Obr. 33: *SC 100 Immersion Circulators* od firmy Thermo ScientificTM (převzato z [43]).

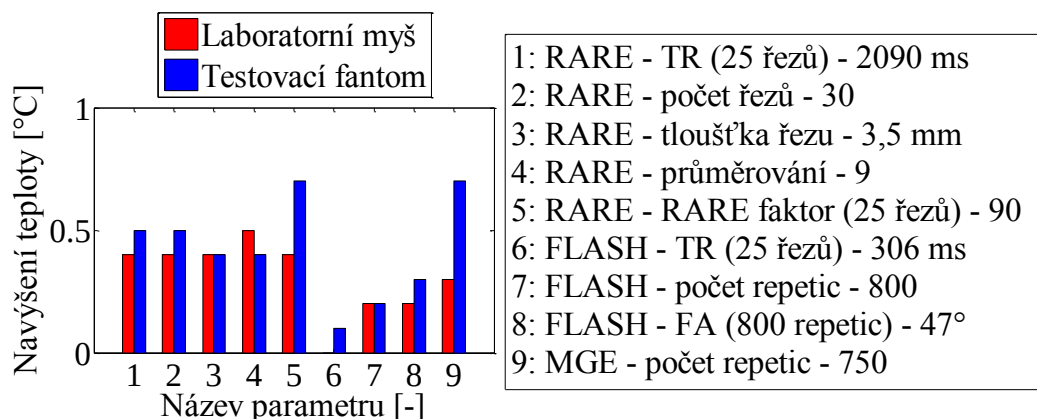
Pomocí výše popsaného způsobu ohřevu zkoumaného objektu bylo nejprve MR lůžko vyhříváno po dobu jedné hodiny na 38 °C. Myš uvedená do anestezie byla následně na lůžko umístěna a po stabilizaci teploty na 38,3 °C začalo totožné MR měření jako v případě se zahříváním myši pomocí teplého vzduchu. Před každým novým spuštěním sekvence tentokrát vždy došlo ke stabilizaci teploty myši. Naměřené nárůsty teploty ukazuje Tab. 13. Z tabulky je zřejmé, že tentokrát všechny MR akvizice

laboratorní myš zahřály. Výjimka nastala pouze u sekvence FLASH při měření TR s nastavenými 25 řezů, která ohřev nezpůsobila.

Tab. 13: Naměřené hodnoty teploty laboratorní myši vyhřívané cirkulující teplou kapalinou (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Sekvence	Parametr	Hodnota parametru	Teplota myši [°C]	Nárůst teploty [°C]
RARE	TR (25 řezů) [ms]	2090	38,6	0,4
	Počet řezů [-]	30	38,9	0,4
	Tloušťka řezu [mm]	3,5	38,4	0,4
	Průměrování [-]	9	38,8	0,5
	RARE faktor (25 řezů) [ms]	90	38,1	0,4
FLASH	TR (25 řezů) [ms]	306	38,1	0
	Počet repetice [-]	800	38,3	0,2
	FA (800 repetice) [°]	47	38,8	0,2
MGE	Počet repetice [-]	750	39	0,3

Pro otestování získaných hodnot (z Tab. 13) byl sestaven graf, který je možné vidět na Obr. 34. Tento graf porovnává nárůsty teplot zaznamenané v průběhu měření myši a fantomu při stejných MR akvizicích.



Obr. 34: Nárůsty teplot získané při měření na laboratorní myši a na testovacím fantomu (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Z tohoto porovnání je patrné, že nárůsty teplot odpovídající měření na myši jsou velmi blízké hodnotám získaných během měření na fantomu. Rozdíl činil v pěti případech pouze 0,1 °C, v jednom případě 0,3 ° a 0,4 °C a ve dvou případech ani k žádnému rozdílu nárůstu teplot nedošlo. Další informace, kterou je možné z grafu

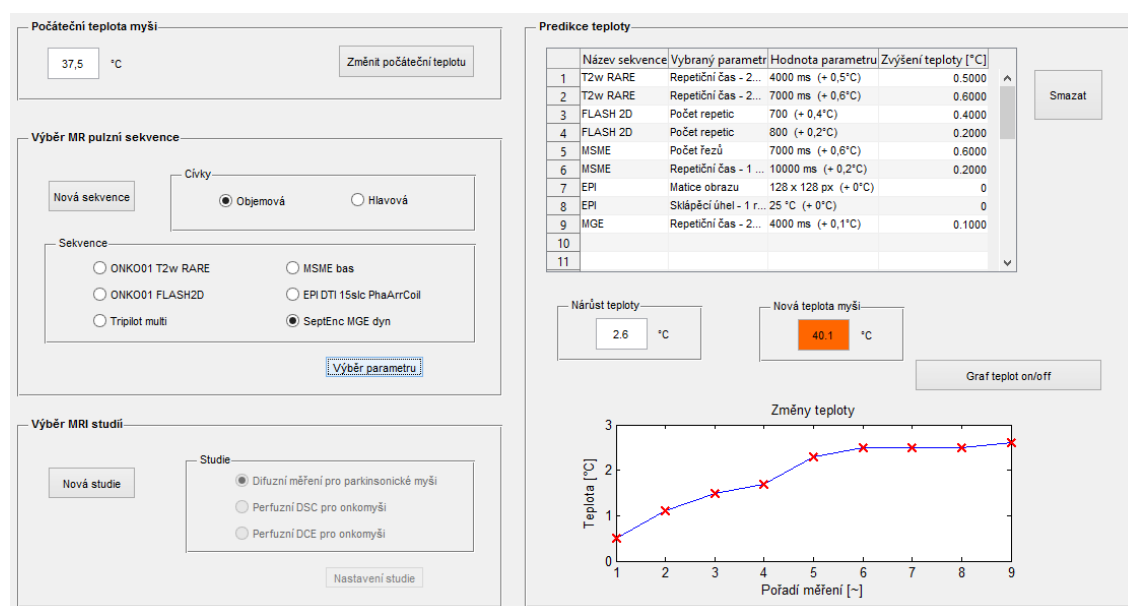
vyčíst, je to, že pokud došlo k rozdílu teplot, vyšší hodnota byla naměřená na fantomu. Pouze při aplikaci sekvence RARE s průměrováním nastaveným na hodnotu 9 došlo k vyššímu nárůstu teploty u laboratorní myši. Lze ale říci, že se navyšování teploty myši přibližně rovnalo navyšování teploty fantomu.

V poslední řadě je ještě nutné dodat, že v průběhu spuštění předposlední akvizice došlo k úmrtí myši a že poslední parametr byl měřen již na mrtvém zvířeti.

8 PROGRAMOVÁ ČÁST

Pro potřeby simulace nárůstu teploty zkoumaného objektu v průběhu MR měření byl v prostředí MATLAB vytvořen program s názvem *MRI_teplota.m*. Tento simulační program vychází z experimentálně naměřených dat na testovacím fantomu a jeho základní premisou je, že nárůst teploty objektu není závislý na jeho počáteční teplotě. Tedy že při totožném nastavení pulzní sekvence a různé počáteční teplotě dojde vždy k přibližně stejnému ohřevu měřeného objektu.

Princip programu spočívá v tom, že všechny MR sekvence a k nim změřené rozsahy parametrů jsou do programu uloženy spolu s korespondujícími reálně naměřenými nárůsty teploty. Tedy o kolik narostla teplota během experimentu, tak o tolik se zvýší teplota v programu u dané akvizice. Při plánování pomyslného experimentu potom program sčítá nárůsty teploty získané pomocí aplikace zvolených MR akvizicí a průběžná navýšení teploty pro přehlednost ukládá do grafu. Pro jednodušší ovládání bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, jehož hlavní panel ukazuje Obr. 35

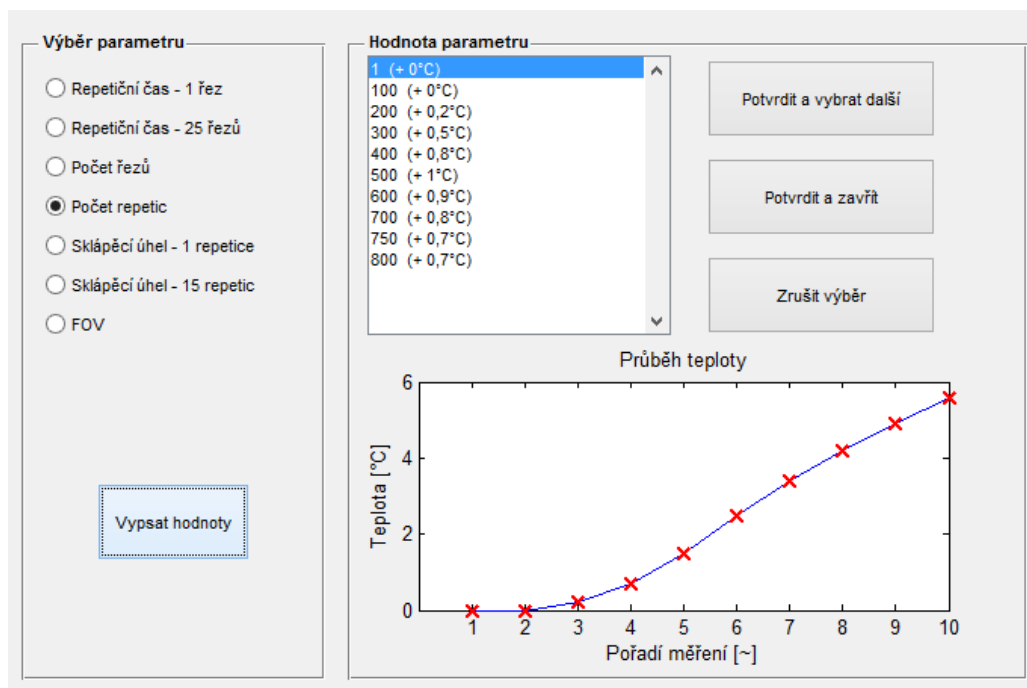


Obr. 35: Hlavní panel grafického uživatelského rozhraní simulačního programu.

Jak obrázek ukazuje, tento panel je rozdělen na dvě poloviny. Levá polovina slouží pro nastavení aktuálního měření a je rozdělena na tři části. Část pro volbu počáteční teploty laboratorní myši, na část pro výběr MR pulzní sekvence a na část pro výběr MR studie. Pravá polovina panelu je naopak vytvořená pro vizualizaci výsledků. Obsahuje tabulku, která experimentátorovi slouží pro přehled již použitých akvizicí MR pulzních

sekvencí, a dále pak dvě okna. Tato okna ukazují aktuální teplotu myši a celkový aktuální přírůstek teploty. Poslední součástí je graf, který pomáhá vizualizovat nárůsty teploty obsažené v tabulce. Uživatel se může rozhodnout, zda využije možnosti grafického znázornění nárůstu teploty nebo si vystačí s odečítáním dat z tabulky.

Obsluha simulačního programu je intuitivní. Uživatel má nejprve možnost nastavit počáteční hodnotu myši nebo ponechat přednastavenou fyziologickou hodnotu 37,5 °C. Následně se může rozhodnout, zda si bude nastavovat vlastní sekvenci nebo si zvolí jednu z běžně používaných studií. Při výběru pulzní sekvence je možnost nastavení hlavové nebo objemové přijímací cívky. Po tomto výběru má uživatel možnost zvolit konkrétní parametr a jeho hodnotu. To je umožněno otevřením dalšího uživatelského rozhraní s výběrem parametrů a jejich hodnot, které ukazuje Obr. 36. Vybrané nastavení se ukládá do tabulky na hlavním panelu, kde je přehled hodnot vybraných parametrů a k nim odpovídající nárůst teploty.



Obr. 36: Panel pro výběr parametrů a jejich hodnot u předem zvolené pulzní sekvence.

Pokud si uživatel naopak vybere jednu ze tří předpřipravených studií, otevře se mu opět nové uživatelské rozhraní, které je znázorněno na Obr. 37. Zde se může rozhodnout, zda studii ponechá v navrženém stavu nebo ji upraví. Pokud se rozhodne pro úpravu, všechny sekvence použité ve studii se uloží doprostřed panelu a uživatel si je může volit v libovolném pořadí a s libovolným počtem opakování. Jakmile nastavení potvrdí, opět se vše uloží do hlavní tabulky. Výhodnou vlastností je také možnost dodatečného mazání vybraných akvizicí v tomto i hlavním panelu, což usnadňuje

plánování řazení sekvencí.

Předpřipravená studie

	Sekvence	Parametr	Hodnota	Teplota [°C]
1	Triplot multi ...	-	-	0
2	FLASH_15sl...	-	-	0
3	ONKO01-AS...	-	-	0
4	ONKO01 T2...	-	0.7000	0
5	ONKO01 T1...	-	0.8000	0
6	FieldMap_ba...	-	-	0
7	PRESS-1H (...)	-	-	0
8	SeptEnc MG...	-	-	0
9	SeptEnc MG...	-	-	0
10	SeptEnc MG...	-	-	0
11	SeptEnc MG...	-	-	0
12	SeptEnc MG...	-	-	0
13	SeptEnc MG...	-	0.4000	0
14	ONKO01 T1...	-	1.4000	0

Upravit studii
Použít navrhnoutou studii

Výběr sekvencí

Přidat sekvenci ze seznamu

Triplot multi (+ 0°C)
FLASH_15slc (+ 0°C)
ONKO01-ASL-FATR-RARE_of
ONKO01 T2w RARE (+ 0,7°C)
ONKO01 T1w RARE (+ 0,8°C)
FieldMap_bas (+ 0°C)
PRESS-1H (+ 0°C)
SeptEnc MGE dyn(1) (+ 0°C)
SeptEnc MGE dyn(2) (+ 0°C)
SeptEnc MGE dyn(3) (+ 0°C)
SeptEnc MGE dyn(4) (+ 0°C)
SeptEnc MGE dyn(5) (+ 0°C)
SeptEnc MGE dyn(6) (+ 0,4°C)
ONKO01 T1w RARE (+ 1,4°C)

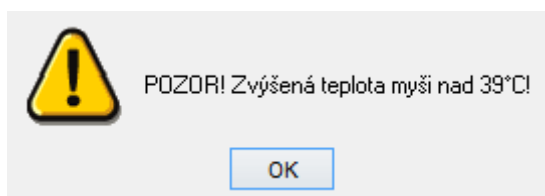
Navržená studie

	Sekvence	Parametr	Hodnota	Teplota [°C]
1				
2				
3				
4				

Potvrdit
Smazat vybranou sekvenci
Smazat vše

Obr. 37: Panel pro výběr a úpravu předem zvolené experimentální studie.

Integrovanou funkcí programu je i upozornění experimentátora na zvýšenou teplotu myši. Program totiž automaticky sčítá navyšování teploty a tato hodnota je neustále kontrolována. Při překročení určité hranice dochází k upozornění uživatele dialogovým oknem (viz Obr. 38) a barevnou indikací v okně s aktuální teplotou myši. Zelená barva značí fyziologické rozmezí teplot (do 39 °C), oranžová vyšší teplotu (39 °C až 41 °C) a červená již teplotu pro myš kritickou (více než 41 °C).



Obr. 38: Dialogové okno s upozorněním na vyšší teplotu myši.

9 DISKUZE VÝSLEDKŮ

9.1 Vyhodnocení naměřených dat na fantomu

9.1.1 Měření pomocí samostatných sekvencí

Vliv MR pulzních sekvencí na nárůst teploty v průběhu měření pomocí samotných MR pulzních sekvencí byl zkoumán ze tří různých hledisek. Jednalo se o vliv RF cívek, o vliv obecně MR sekvencí a o vliv samotných parametrů těchto sekvencí.

První otázka, kterou bylo měřením nutno zodpovědět, je vliv RF cívek na teplotu měřeného objektu. Experimentálním měřením byl potvrzen teoretický předpoklad, že použití ryze přijímací hlavové RF cívky způsobí větší zahřátí testovacího fantomu než měření pouze s objemovou RF cívkou, která slouží pro vysílání i příjem RF signálu [34]. To je způsobeno tím, že MR přístroj rozpozná použití čistě přijímací RF cívky a zvýší výkon RF pole (zvětší pulz a zkrátí dobu jeho trvání). Tato skutečnost vede ke zvýšení SAR a tedy i k vyššímu nárůstu teploty. Vzhledem k tomu, že sekvence MSME byla měřena pouze s objemovou cívkou, není u ní vyhodnocení možné. Při měření se sekvencí EPI došlo ke zvýšení teploty pouze v jednom případě, navíc pouze o 0,1 °C, proto je z vyhodnocení taktéž vynechána.

Rozdíly teplot z měření oběma cívkami se pohybovaly u sekvence RARE v rozmezí 0,1 – 1,2 °C, u sekvence FLASH v rozsahu 0,1 – 0,5 °C a u sekvence MGE rozdíl nabýval pouze hodnoty 0,1 nebo 1,4 °C. U sekvence FLASH byl tedy zaznamenán nejmenší rozdíl, což ale koresponduje s celkově nižšími naměřenými teplotami v průběhu celého měření. Nulový rozdíl byl zaznamenán pouze v případech, kdy nedošlo k žádnému zahřátí fantomu.

Druhou otázkou byl vliv samotných pulzních sekvencí na teplotu měřeného objektu. Přesněji na navýšení teploty, které fantom dosáhl během měření pomocí konkrétních sekvencí. I přes to, že měření se neuskutečnilo vždy se stejnými parametry (a jejich rozsahy), je možné tvrdit, že obecně nejvyšších hodnot bylo dosaženo použitím sekvencí RARE a MSME. Tato skutečnost opět odpovídá teoretickému předpokladu, jelikož se jedná o sekvence s několikanásobnými 180° pulzy, což měřenému objektu dodá velké množství energie, a tím pádem způsobí jeho zahřátí. Naopak nejméně (prakticky vůbec) byl fantom zahřát pomocí sekvence EPI, která přináší mnohem méně energie.

Poslední otázka již nebyla zaměřena na samotné pulzní sekvence, nýbrž na jejich

parametry. Ty sice již byly vyhodnoceny v rámci každé sekvence v předchozích podkapitolách (podkapitoly 7.2.1 - 7.2.6), nyní je ale nutné tyto výsledky shrnout i obecně. Celkově největšího zvýšení teploty (7 °C) bylo dosaženo během zvyšování počtu repetíc u sekvence MGE při měření s hlavovou RF cívkou. U stejné cívky byla naměřena druhá nejvyšší hodnota 4,8 °C se zvětšující se šířkou řezu u sekvence RARE a 4,6 °C u stejné sekvence se zkracujícím se TR při 25 řezích. Pro objemovou cívku byl největší nárůst teploty zaznamenán u sekvence MSME v průběhu zkracování TR při 25 řezích. Jako další v pořadí jsou potom totožné parametry u totožných sekvencí jako u hlavové cívky, akorát nárůsty teplot jsou 5,1 °C, 3,9 °C a 3,6 °C. Z toho je možné odvodit, že experimentátor by si měl nejvíc dát pozor při volbě počtu repetíc a dále pak při nastavování šířky řezu a délky času TR, pokud má vybráno velké množství řezů. Naopak volba matice obrazu, FOV či TR při 1 řezu nejsou s ohledem na nárůst teploty měřeného objektu kritické.

Pokud ovšem chceme srovnávat pouze totožné parametry s totožným rozsahem, pro hlavovou cívku můžeme porovnávat sekvence RARE, FLASH, EPI a MGE. Společné parametry, jejich rozsah a přepočítané nárůsty teplot pro všechny sekvence shrnuje Tab. 14. Jak z této tabulky vyplývá, největší nárůsty teploty způsobilo opět měření se sekvencí RARE. To se ovšem předpokládalo z důvodů výše popsaných teoretických předpokladů.

Tab. 14: Celkový nárůst teploty pro společné parametry u sekvence RARE, FLASH, EPI a MGE při měření hlavovou RF cívkou (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Parametr	Rozsah parametru	Celkový nárůst teploty [°C]			
		RARE	FLASH	EPI	MGE
TR - 1 řez	1000 – 10000 ms	0	0	0	0
TR - 25 řezů	30000 – 10000 ms	3,6	1	0	0,4
Počet řezů	1 - 30	2,2	0,1	0,1	0,3
FOV	1 × 1 - 5 × 5 cm	1,2	0	0	0

Pro objemovou cívku jsou společné parametry, jejich rozsah a přepočítané teploty uvedeny v Tab. 15. Tady je vhodné upozornit, že k vyhodnocení přibyla sekvence MSME, která navíc při zvětšujícím se počtu repetíc způsobila největší nárůst teploty fantomu (4,6 °C). Zároveň je z této tabulky možné usoudit, že parametry u sekvence RARE a MSME opět zahřívaly fantom mnohem více než ostatní, což opět odpovídá teoretickému předpokladu.

Závěrem je ještě nutné dodat, že v průběhu celého experimentu se zaznamenávala

teplota i v průběhu ladění cívky a stejně tomu bylo i při aplikaci úvodní krátké rychlé sekvence pro kontrolu umístění vzorku (*Tripilot multi*). Během tohoto měření byl zaznamenán nárůst teploty fantomu většinou v rozmezí 0 – 0,2 °C. Tato skutečnost může tedy vysvětlit zvyšování teploty měřeného objektu ještě před začátkem samotného započetí experimentu.

Tab. 15: Celkový nárůst teploty pro společné parametry u sekvence RARE, FLASH, EPI, MGE a MSME při měření objemovou RF cívkou (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Parametr	Rozsah parametru	Celkový nárůst teploty [°C]				
		RARE	FLASH	EPI	MGE	MSME
TR - 1 řez	1000 – 10000 ms	0	0	0	0	0,5
TR - 25 řezů	30000 – 10000 ms	3,3	0,5	0	0,4	4,6
Počet řezů	1 - 30	1,7	0	0	0,2	1,8
FOV	1 × 1 - 5 × 5 cm	0,7	0	0	0	0

9.1.2 Měření pomocí experimentálních studií

Hlavním úkolem při měření pomocí experimentálních studií bylo zjistit, po aplikaci jaké akvizice dochází k ohřevu měřeného objektu. Z naměřených dat vyplývá, že testovací fantom zahřála vždy sekvence RARE, ovšem pouze pokud u ní byl nastaven parametr počet řezů na hodnotu 25. Při jednom řezu k nárůstu teploty nedošlo. Další sekvence, po jejichž aplikaci se fantom zahřál, jsou sekvence FLASH s nastavenými 800 repetitami a sekvence MGE s nastavenými 500 repetitami. Tyto výsledky odpovídají prodiskutovaným výsledkům z předchozí podkapitoly. Tedy že sekvence RARE je sekvencí, která měřenému objektu dodá velké množství energie, čímž ho zahřeje, a že parametry počet řezů a počet repetit s nastavenými vysokými hodnotami způsobují ze stejných důvodů navyšování teploty.

Jak je možné pozorovat v Tab. 10, v průběhu perfuzního DSC měření došlo po aplikaci totožné akvizice ke dvěma různým nárůstům teploty. Nejprve po aplikaci sekvence *ONKO01 T1w RARE* teplota fantomu narostla o 0,8 °C (5. sekvence), poté o 1,4 °C (poslední sekvence). Tuto nesrovnalost lze vysvětlit tím, že jako předposlední byla použita sekvence *SeptEnc MGE dyn*, u které bylo nastaveno 500 repetit a že při nárůstu teploty fantomu se ještě dodatečně mohla projevit tato akvizice.

Aby se co nejvíce předcházelo nárůstům teploty v průběhu experimentálních měření, bylo by vhodné volit pořadí sekvencí tak, aby v těsné blízkosti za sebou nebyly aplikovány právě ty akvizice, které způsobují nárůsty teploty. Tedy aby se měřený objekt mohl ochladit (např. MR přístrojem) před aplikací vysokoenergetické akvizice.

K tomu je ale dobré dodat, že anatomické sekvence na začátku (RARE a FLASH) se ve studiích často opakují, např. dvakrát po sobě.

9.2 Vyhodnocení naměřených dat na laboratorní myši

Úkolem měření na laboratorní myši bylo porovnání získaných dat z měření na fantomu s daty změřenými na živém objektu. Pro tyto účely bylo zvoleno devět akvizic, které při měření na fantomu dokázaly nejvíce zvýšit jeho teplotu. Během měření musela být myš vyhřívána. Při zahřívání myši teplým vzduchem docházelo k neustálému kolísání její teploty, proto bylo provedeno druhé měření při zahřívání cirkulující kapalinou. Pomocí druhého měření již byla získána data, která bylo možné vyhodnocovat.

Z naměřených dat vyplývá, že nárůsty teplot zaznamenané při měření na testovacím fantomu jsou o něco vyšší než nárůsty teplot změřené na myši. Rozdíl činil v pěti případech pouze 0,1 °C, v jednom případě 0,3 ° a 0,4 °C a ve dvou případech ani k žádnému rozdílu nárůstu teplot nedošlo. Vzhledem k tomu, že rozdíly jsou velmi malé, lze obecně tvrdit, že se navyšování teploty myši přibližně rovnalo navyšování teploty fantomu.

K tomuto experimentu je nutné dodat, že myš se od testovacího fantomu liší v mnoha ohledech. V první řadě se jedná o složení, které na rozdíl od fantomu není homogenní (tuky, bílkoviny, různé tkáně). Dále pak se jedná o to, že myš je živý tvor, který má krevní oběh a vlastní termoregulaci, díky čemuž dochází k jejímu ochlazování. Tím je také způsobeno opoždění reakce myši na zahřívání – nějakou dobu trvá, než se u ní zahřátí projeví a lze změřit.

Důležité je také upozornit, že pokud by bylo totožné měření provedeno s jinou myší, mohly by být získány o něco jiné výsledky. Reakce myši na dodanou energii a tedy jejich ohřev je závislý nejen na věku myši a jejím pohlaví, ale také na tom, jak zvládá termoregulaci a jak na ni působí anestezie. Je prokázáno, že čím déle je myš v anestezii, tím více dochází k jejímu ochlazování. Tím je možné vysvětlit i nízká navýšení teploty myši, kterých bylo dosaženo ke konci měření. Další možnost, jak tyto nízké hodnoty vysvětlit, spočívá v úmrtí myši, ke kterému došlo při předposlední akvizici. Toto úmrtí nebylo způsobeno aplikací pulzní sekvence, nýbrž bylo způsobeno vlivem anestezie a stářím myši.

K celému experimentu (měření na fantomu i myši) je nepochybně nutné dodat, že všechny získané hodnoty teploty jsou změřeny s přesností 0,2 °C. Proto nárůsty teploty menší než tato hodnota nejsou zcela prokazatelné.

ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo seznámení se zahříváním zkoumaného objektu v průběhu MR měření vlivem různých akvizic MR pulzních sekvencí, praktická realizace měření na experimentálním přístroji na půdě ÚPT AV ČR v Brně a vytvoření simulačního programu, který by vycházel z naměřených dat.

V teoretické části je pojednáno o základním principu zobrazování pomocí magnetické rezonance a o riziku, které tato diagnostická metoda představuje pro pacienty. Dále práce popisuje pulzní sekvence, z nichž část byla využita i při vlastních experimentech, a seznamuje s měrným absorbovaným výkonem i jeho hygienickými limity uvedenými v České technické normě. Následující část práce je věnována způsobu, jakým lze na ÚPT měřit a zaznamenávat teplotu snímaného objektu, tedy vláknově optickému senzoru Fiber Optic Temperature Sensor od firmy SA Instruments, Inc.

Praktická část práce se skládá z vytvoření testovacího fantomu a z vlastního měření na experimentálním přístroji BioSpec 94/30 společnosti Bruker. Měření na fantomu bylo uskutečněno pomocí pěti sekvencí - RARE, FLASH, EPI, MGE a MSME. Pro každou sekvenci byly zvoleny různé parametry s různým rozsahem. Navíc bylo měření zrealizováno dvakrát, jednou pro objemovou a jednou pro hlavovou RF cívkou. Z těchto experimentů vyplynulo, že použití ryze přijímací hlavové RF cívky způsobí větší zahřátí testovacího fantomu než měření pouze s objemovou RF cívkou, která slouží pro vysílání i příjem RF signálu. Dále bylo zjištěno, že k obecně nejvyššímu navýšení teploty dochází při aplikaci sekvencí RARE a MSME. Ze samotných parametrů pulzních sekvencí fantom nejvíce zahřál vysoký počet repetíc, velká tloušťka i počet řezů a krátký TR při nastaveném velkém počtu řezů. Naopak volba matice obrazu, FOV či TR při 1 řezu se s ohledem na nárůst teploty neprojeví. Následovalo měření pomocí 3 běžně používaných experimentálních studií, které mělo funkci především informační pro účely ÚPT, a závěrečné měření na živé laboratorní myši. To sloužilo pro otestování získaných poznatků z měření na fantomu. Z tohoto měření vyplynulo, že při stejné akvizici pulzní sekvence dochází u myši k velmi podobnému navýšení teploty jako u fantomu. Pokud došlo k rozdílu teploty, byla tato hodnota nižší u myši než u fantomu, což je připsáno vlastní termoregulaci myši.

Závěr práce je věnován programu pro simulaci zvyšování teploty v průběhu MR měření, který byl vytvořen na základě naměřených dat. Vzhledem k tomu, že tato práce vznikla pro účely ÚPT z důvodu kolísání teploty myši v průběhu MR měření, může tento program sloužit k plánování řazení sekvencí s ohledem na teplotu myši.

SEZNAM LITERATURY

- [1] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice I*. Vyd. 2. V Praze: Nakladatelství ČVUT, 2007, c2000, 76 s. ISBN 978-80-01-03779-9.
- [2] NOVÁK, Vilém. *Diagnostické metody v medicíně*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013, 265 s. ISBN 978-80-248-3101-5.
- [3] ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. První vydání. Praha: Galén, 2015, 163 stran. ISBN 978-80-7492-179-7.
- [4] NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 67 s. ISBN 978-80-7368-335-1.
- [5] BROWN, Mark A a Richard C SEMELKA. *MRI: basic principles and applications*. 3rd ed. Hoboken, N.J.: Wiley-Liss, 2003, xiv, 265 p. ISBN 0471433101.
- [6] CATHERINE WESTBROOK, Carolyn Kaut Roth. *MRI in Practice*. 4th ed. Chicester: John Wiley & Sons, 2011. ISBN 9781118273869.
- [7] GEROTHANASSIS, Ioannis P., Anastassios TROGANIS, Vassiliki EXARCHOU a Klimentini BARBAROSSOU. NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE (NMR) SPECTROSCOPY: BASIC PRINCIPLES AND PHENOMENA, AND THEIR APPLICATIONS TO CHEMISTRY, BIOLOGY AND MEDICINE. *Chem. Educ. Res. Pract* [online]. 2002, 3(2): 229-252 [cit. 2015-10-03]. DOI: 10.1039/b2rp90018a.
- [8] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. Vyd. 1. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2004, 208 s. ISBN 80-214-2788-4
- [9] BERNSTEIN, Matt A., Kevin F. KING and Xiaohong Joe ZHOU. *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Vydalo: Elsevier Academic Press, 2004. ISBN 0120928612.
- [10] MRI Tutor and Teaching files. *Introduction to MRI: MRI Pulse Sequences* [online]. ©1994-2013 [cit. 2016-03-10]. Dostupné z: <http://www.mritutor.org/mritutor/pulseseq.htm> IMAIOS: *Sequences* [online]. IMAIOS SAS, ©2008-2015 [cit. 2015-10-11]. Dostupné z: <https://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/MRI-Sequences/>

- [11] *Magnetic Resonance: The RARE Pulse Sequence* [online]. TRTF, ©2014 [cit. 2015-10-18]. Dostupné z: <http://www.magnetic-resonance.org/ch/08-02.html>
- [12] *ParaVision 5.1: User Manual, Bruker Biospin MRI GmbH*. Germany, 2010.
- [13] VAL M. RUNGE .. [ET AL.]. *The physics of clinical MR taught through images*. New York: Thieme Medical Publishers, 2005. ISBN 1588903222. EDITED BY DANIELA PRAYER. *Fetal MRI*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011. ISBN 9783540732716.
- [14] EDITED BY IHAB R. KAMEL BALTIMORE, edited by Ihab R. Maryland. *Body MR imaging at 3 Tesla*. Cambridge: Cambridge University Press, 2011. ISBN 9780521194860.
- [15] MARK A. BROWN, Mark A. Richard C. *MRI Basic Principles and Applications*. 4th ed. Chichester: John Wiley & Sons, Inc, 2011. ISBN 0470920866.
- [16] FILIPPO DEL GRANDE, FRANCESCO SANTINI, DANIEL A. HERZKA, MICHAEL R. ARO, COOPER W. DEAN, GARRY E. GOLD a JOHN A. CARRINO. Fat-Suppression Techniques for 3-T MR Imaging of the Musculoskeletal System. *RadioGraphics* [online]. 2014, **34**(1): 217-233 [cit. 2015-10-18]. DOI: 10.1148/rg.341135130.
- [17] *Questions and Answers in MRI: HASTE/SS-FSE* [online]. Winston-Salem: ELSTER LLC, ©2014 [cit. 2015-10-11]. Dostupné z: <http://mri-q.com/hastess-fse.html>
- [18] *Radiopaedia: MRI pulse sequences* [online]. Frank Gaillard and J. Ray Ballinger et al., 2005, 2015 [cit. 2015-10-18]. Dostupné z: <http://radiopaedia.org/articles/mri-pulse-sequences-1>
- [19] M. MARGARIDA RIBEIRO, LILIANA RUMOR, MARTA OLIVEIRA, J. GOIRY O'NEILL a J. CRUZ MAURÍCIO. STIR, SPIR and SPAIR techniques in magnetic resonance of the breast: A comparative study. *Journal of Biomedical Science and Engineering* [online]. 2013, **06**(03): 395-402 [cit. 2015-10-20]. DOI: 10.4236/jbise.2013.63a050.
- [20] FRANK G. SHELLOCK a JOHN V. CRUES. MR Procedures: Biologic Effects, Safety, and Patient Care1. *Radiology* [online]. 2004, **232**(3): 635-652 [cit. 2015-10-27]. DOI: 10.1148/radiol.2323030830.
- [21] MECHL, Marek, Jan ŽIŽKA, Jaroslav TINTĚRA, Josef VYMAZAL a Ľudovít KLZO. *Kontraindikace a rizika vyšetření pomocí magnetické rezonance*. *Ces Radiol* 2010; 64(1): 69 – 75.

- [22] VRBA, Jan. *Biologické účinky elektromagnetického pole* [online]. Praha, 2010 [cit. 2015-10-27]. Dostupné z: https://www.ib.cvut.cz/sites/default/files/Studijni_materialy/BUP/A5M17BUP_Vrba_skripta.pdf
- [23] ROZMAN, J., M. CHMELAR a K. JEHLÍČKA. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. *Terapeutická a protetická technika*. Brno, 2002.
- [24] REISER, Maximilian, W SEMMLER a Hedvig HRICAK. *Magnetic resonance tomography*. Berlin: Springer, c2008, xxvii, 1511 p. ISBN 3540293558-.
- [25] PEKÁREK, Luděk, Pavel ŠÍSTEK a Lukáš JELÍNEK. *Neionizující záření: expozice a zdravotní rizika*. 1. vyd. Praha: Státní zdravotní ústav, 2006, 95 s. ISBN 80-7071-276-7.
- [26] VYMAZAL, Josef, Miloš TÁBORSKÝ a Radovan ŽÁČEK. *Vyšetření magnetickou rezonancí s implantovaným kardiostimulátorem EnRhythm MRI SureScan s MR kompatibilními elektrodami apSureFix MRI – první zkušenosti*. Ces Radiol 2009; 63(1): 9 – 12.
- [27] ČSN EN 60601-2-33 ed. 3: *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-33: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost diagnostických přístrojů využívajících magnetické rezonance*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2011.
- [28] DOWSETT, David J, Patrick A KENNY a R JOHNSTON. *The physics of diagnostic imaging*. 2nd ed. New York: Distributed in the USA by Oxford University Press, c2006, xii, 725 p. ISBN 9780340808917.
- [29] DONALD W. MCROBBIE .. [ET AL.]. *MRI from picture to proton*. 2nd ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2006. ISBN 9780511349447.
- [30] PLEIN, Sven, John P GREENWOOD a John P RIDGWAY. *Cardiovascular MR Manual*. New York: Springer, c2011, xx, 487 p. ISBN 1849963622-.
- [31] *Magnetic Resonance: Multiple slices* [online]. TRTF, ©2014 [cit. 2015-12-06]. Dostupné z: <http://www.magnetic-resonance.org/ch/06-06.html>
- [32] SOHER, Brian J., Brian M. DALE a Elmar M. MERKLE. A Review of MR Physics: 3T versus 1.5T. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America* [online]. 2007, 2015-11-15, 15(3): 277-290 [cit. 2015-11-15]. DOI: 10.1016/j.mric.2007.06.002. ISSN 10649689. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1064968907000773>
- [33] PETER REIMER .. [ET AL.] (EDS.). *Clinical MR imaging a practical*

approach. 3rd ed. Berlin: Springer, 2010. ISBN 3540745041

- [34] *GE Healthcare: MR Field Notes* [online]. 2005, (1) [cit. 2016-04-25]. Dostupné z: http://mriquestions.com/uploads/3/2/7/4/3274160/ge_fieldnotes_volume1-2_coils.pdf
- [35] WANG, Zhangwei, James C. LIN, Weihua MAO, Wanzhan LIU, Michael B. SMITH a Christopher M. COLLINS. SAR and temperature: Simulations and comparison to regulatory limits for MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2007, **26**(2), 437-441 [cit. 2016-03-21]. DOI: 10.1002/jmri.20977. ISSN 10531807. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jmri.20977>
- [36] *AstroNuklFyzika: Fantomy a fantomová měření v nukleární medicíně* [online]. Ostrava: Vojtěch Ullmann [cit. 2015-11-18]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Fantomy.htm>
- [37] *The Basics of MRI: Phantoms* [online]. J.P. Hornak, ©1996-2014 [cit. 2015-11-18]. Dostupné z: <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-9/chap-9.htm#9.8>
- [38] REZAI, Ali R., Daniel FINELLI, John A. NYENHUIS, Greg HRDLICKA, Jean TKACH, Ashwini SHARAN, Paul RUGIERI, Paul H. STYPULKOWSKI a Frank G. SHELLOCK. Neurostimulation systems for deep brain stimulation: In vitro evaluation of magnetic resonance imaging-related heating at 1.5 tesla. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2002, 2015-11-18, **15**(3): 241-250 [cit. 2015-11-18]. DOI: 10.1002/jmri.10069. ISSN 1053-1807. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jmri.10069>
- [39] *SAII: Fiber Optic Temperature* [online]. Stony Brook, NY: SA Instruments, Inc, ©2002-2009 [cit. 2015-11-16]. Dostupné z: http://www.i4sa.com/web_app/main/defaultProduct.aspx?ID=28&PT=3
- [40] WU, J L a Y T WANG. A Fluorescence Optic-Fiber Temperature Sensor Using Phase-Locked Detection with Pulse Modulation Single Reference. *Journal of Physics: Conference Series* [online]. 2006, **48**: 101-105 [cit. 2015-11-26]. DOI: 10.1088/1742-6596/48/1/018. ISSN 1742-6588. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/1742-6596/48/i=1/a=018?key=crossref.eca5228cf76559eb44e71a067ad1aa0a>
- [41] PINWEI, Zhu, Linkai CHEN a Yinsheng LUO. *Fiber Optic Temperatrue Sensor Design based on Fluorescent Lifetime*. The Open Automation and Control Systems Journal 2015; 2195 – 2200.

- [42] *MR-compatible Heater System for Small Animals* [online]. Stony Brook, NY: SA Instruments, Inc., ©2002-2009, s. 1 [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: <http://www.i4sa.com/documents/Heater-12-27.pdf>
- [43] Thermo SCIENTIFIC. *SC100 Immersion Circulators* [online]. United States: Thermo Fisher Scientific Inc., 2015 [cit. 2016-03-29]. Dostupné z: <http://www.thermoscientific.com/content/tfs/en/product/sc100-immersion-circulators.html>

SEZNAM ZKRATEK

AV	Akademie věd
EPI	pulzní sekvence Echo Planar Imaging
ETL	řada echo signálů za sebou (Echo Train Length)
FA	sklápěcí úhel (Flip Angle)
FID	volně indukovaný signál (Free Induction Decay)
FLAIR	pulzní sekvence Fluid - Attenuated Inversion Recovery
FLASH	pulzní sekvence Fast Low Angle Shot
FOV	parametr Field Of View
GRE	pulzní sekvence Gradientní echo (Gradient Echo)
HASTE	pulzní sekvence Half - Fourier Acquisition Single - Shot Turbo Spin Echo Imaging
IR	pulzní sekvence Inversion Recovery
MGE	pulzní sekvence Multiple Gradient Echo
MR	magnetická rezonance
MRI	zobrazování magnetickou rezonancí (Magnetic Resonance Imaging)
MSME	pulzní sekvence Multi Slice Multi Echo
Multi SE	pulzní sekvence Multiecho Spin Echo
RARE	pulzní sekvence Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement
RF	radiofrekvenční
SAR	měrný absorbovaný výkon (Specific Absorption Rate)
SE	pulzní sekvence Spinové echo (Spin Echo)
SNR	poměr signál – šum (Signal – to – Noise Ratio)
SR	pulzní sekvence Saturation Recovery
SSFP	pulzní sekvence Steady - State Free Precession
STIR	pulzní sekvence Short Inversion Time Inversion Recovery
TE	zpoždění echa (Time to Echo)

TI	doba inverze (Time to Inversion)
TR	repetiční čas (Time to Repeat)
ÚPT	Ústav přístrojové techniky

SEZNAM SYMBOLŮ

α	doba poklesu intenzity fluorescence
B_0	vektor statického magnetického pole
B_1	vektor rotujícího magnetického pole
c	konstanta pro protony rovna $0,001 \text{ K} \cdot \text{T}^{-1}$
DC	Duty Cycle
E	Elektrické pole
ε	šum
θ	sklápěcí úhel
γ	gyromagnetický poměr
I	intenzita fluorescenčního signálu
L	vektor momentu hybnosti
μ	vektor magnetického momentu
M_0	vektor magnetizace tkáně
M_{xy}	příčná složka vektoru magnetizace tkáně
$M_{xy(MAX)}$	příčná složka vektoru magnetizace tkáně ihned po ukončení RF pulzu
M_z	podélná složka vektoru magnetizace tkáně
m	hmotnost
N	celkové množství spinů
N_p	počet repetitivních RF pulzů
N_s	počet řezů
P	výkon elektromagnetické vlny
ρ	hustota tkáně
σ	elektrická vodivost
T	absolutní teplota
$T1$	konstanta podélné relaxace
$T2$	konstanta příčné relaxace

T_2^*	efektivní relaxační doba T_2
t	čas
τ	doba působení RF pulzu
u	měrné teplo tkáně
V	objem
W	elektromagnetická energie absorbovaná tkání
ω	úhlová (Larmorova) frekvence

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Tabulky nárůstů teplot

Příloha 2: CD s elektronickou verzí diplomové práce a vytvořeným programem

PŘÍLOHA 1: Tabulky nárůstů teplot

Tab. 16: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – hlavová RF cívka, ONKO01 T2w
RARE (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

TR (1 řez)			Počet řezů			RARE faktor (1 řez)		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [mm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0	0	1	0	0	3	0	0
7000	0	0	5	0	0	10	0	0
5000	0	0	10	0	0	20	0	0
4000	0	0	14	0	0	30	0	0
3800	0	0	18	0,2	0,2	40	0	0
3500	0	0	21	0,5	0,3	50	0	0
3000	0	0	24	0,9	0,4	60	0	0
1000	0	0	26	1,3	0,4	70	0	0
118	0	0	28	1,7	0,4	80	0	0
8	0	0	30	2,2	0,5	90	0	0

TR (25 řezů)			Tloušťka řezu			RARE faktor (25 řezů)		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [mm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0,7	0,7	0,1	0,8	0,8	3	0,3	0,3
7000	1,4	0,7	0,7	1,7	0,9	10	0,9	0,6
5000	2	0,6	1,5	2,5	0,8	30	1,3	0,4
4000	2,6	0,6	2	3,2	0,7	50	1,9	0,6
3800	3,1	0,5	2,5	3,8	0,6	70	2,4	0,5
3500	3,6	0,5	3	4,4	0,6	90	2,8	0,4
3000	4,1	0,5	3,5	4,8	0,4	-	-	-
2090	4,6	0,5	-	-	-	-	-	-

Matice obrazu			FOV			Průměrování		
Velikost [px]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [cm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
64 × 64	0	0	1 × 1	0	0	1	0,3	0,3
128 × 128	0	0	2 × 2	0,2	0,2	2	0,6	0,3
256 × 256	0	0	3 × 3	0,6	0,4	3	0,9	0,3
512 × 512	0	0	4 × 4	0,9	0,3	6	1,5	0,6
1024 × 1024	0	0	5 × 5	1,2	0,3	9	2,2	0,7

Tab. 17: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – objemová RF cívka, ONKO01
T2w RARE (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

TR (1 řez)			Počet řezů			RARE faktor (1 řez)		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [mm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0	0	1	0	0	3	0	0
7000	0	0	5	0	0	10	0	0
5000	0	0	10	0	0	20	0	0
4000	0	0	14	0	0,1	30	0	0
3800	0	0	18	0	0,1	40	0	0
3500	0	0	21	0	0,3	50	0	0
3000	0	0	24	0,1	0,3	60	0	0
1000	0	0	26	0,4	0,3	70	0	0
118	0	0	28	0,7	0,3	80	0	0,1
8	0	0	30	1	0,3	90	0	0

TR (25 řezů)			Tloušťka řezu			RARE faktor (25 řezů)		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [mm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0,7	0,7	0,1	0,7	0,7	3	0,6	0,6
7000	1,3	0,6	0,7	1,3	0,6	10	1,1	0,5
5000	1,8	0,5	1,5	2	0,7	30	1,6	0,5
4000	2,3	0,5	2	2,6	0,6	50	2	0,4
3800	2,7	0,4	2,5	3,1	0,5	70	2,4	0,4
3500	3,0	0,3	3	3,5	0,4	90	2,7	0,3
3000	3,3	0,3	3,5	3,9	0,4	-	-	-
2090	3,6	0,3	-	-	-	-	-	-

Matice obrazu			FOV			Průměrování		
Velikost [px]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [cm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
64 × 64	0	0	1 × 1	0,2	0,2	1	0	0
128 × 128	0	0	2 × 2	0,4	0,2	2	0,1	0,1
256 × 256	0	0	3 × 3	0,5	0,1	3	0,3	0,2
512 × 512	0	0	4 × 4	0,6	0,1	6	0,7	0,4
1024 × 1024	0	0	5 × 5	0,7	0,1	9	1	0,3

Tab. 18: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – hlavová RF cívka, ONKO01
FLASH2D (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

TR (1 řez)			Počet řezů			Počet repetice		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0	0	1	0	0	1	0	0
7000	0	0	5	0	0	100	0	0
5000	0	0	10	0	0	200	0	0
4000	0	0	14	0	0	300	0,1	0,1
3800	0	0	18	0	0	400	0,4	0,3
3500	0	0	21	0	0	500	0,7	0,3
3000	0	0	24	0	0	600	1,1	0,4
1000	0	0	26	0	0	700	1,5	0,4
118	0	0	28	0,1	0,1	750	1,9	0,4
12	0	0	30	0,1	0	800	2,1	0,2

TR (25 řezů)			FA – 1 repetice			FA – 800 repetice		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [°]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [°]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0,2	0,2	10	0	0	10	0	0
7000	0,4	0,2	15	0	0	15	0,2	0,2
5000	0,6	0,2	20	0	0	20	0,4	0,2
4000	0,8	0,2	25	0	0	25	0,7	0,3
3800	1	0,2	30	0	0	30	1,1	0,4
3500	1	0	35	0	0	35	1,4	0,3
3000	1,1	0,1	40	0	0	40	1,7	0,3
1000	1,2	0,1	45	0	0	45	2,1	0,4
306	1,3	0,1	47	0	0	47	2,4	0,3

Tloušťka řezu			FOV			Matice obrazu		
Velikost [mm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [cm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [px]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
0,7	0	0	1 × 1	0	0	64 × 64	0	0
1	0	0	2 × 2	0	0	128 × 128	0	0
1,5	0	0	3 × 3	0	0	256 × 256	0	0
2	0	0	4 × 4	0	0	512 × 512	0	0
2,5	0	0	5 × 5	0	0	1024 × 1024	0	0
3	0	0	-	-	-	-	-	-
3,5	0	0	-	-	-	-	-	-

Tab. 19: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – objemová RF cívka, *ONKO01 FLASH2D* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

TR (1 řez)			Počet řezů			Počet repetice		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0	0	1	0	0	1	0	0
7000	0	0	5	0	0	100	0,1	0,1
5000	0	0	10	0	0	200	0,2	0,1
4000	0	0	14	0	0	300	0,3	0,1
3800	0	0	18	0	0	400	0,5	0,2
3500	0	0	21	0	0	500	0,8	0,3
3000	0	0	24	0	0	600	1,1	0,3
1000	0	0	26	0	0	700	1,5	0,4
118	0	0	28	0	0	750	1,7	0,2
12	0	0	30	0	0	800	1,9	0,2

TR (25 řezů)			FA – 1 repetice			FA – 800 repetice		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [°]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [°]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0,1	0,1	10	0	0	10	0	0
7000	0,2	0,1	15	0	0	15	0,1	0,1
5000	0,3	0,1	20	0	0	20	0,3	0,2
4000	0,3	0	25	0	0	25	0,5	0,2
3800	0,5	0,2	30	0	0	30	0,8	0,3
3500	0,5	0	35	0	0	35	1	0,2
3000	0,5	0	40	0	0	40	1,4	0,4
1000	0,7	0,2	45	0	0	45	1,8	0,4
306	0,8	0,1	47	0	0	47	2	0,2

Tloušťka řezu			FOV			Matice obrazu		
Velikost [mm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [cm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [px]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
0,7	0	0	1 × 1	0	0	64 × 64	0	0
1	0	0	2 × 2	0	0	128 × 128	0	0
1,5	0	0	3 × 3	0	0	256 × 256	0	0
2	0	0	4 × 4	0	0	512 × 512	0	0
2,5	0	0	5 × 5	0	0	1024 × 1024	0	0
3	0	0	-	-	-	-	-	-
3,5	0	0	-	-	-	-	-	-

Tab. 20: Rozsah parametrů - obě RF cívky, *EPI_FMRI_18slc_PhaArrCoil* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Počet řezů	Počet repetice	TR (1 řez)	TR (25 řezů)
Velikost [-]	Velikost [-]	Velikost [ms]	Velikost [ms]
1	1	10000	10000
5	100	7000	7000
10	200	5000	5000
14	300	4000	4000
18	400	3800	3800
21	500	3500	3500
24	600	300	300
26	700	100	1000
28	750	24	843
30	800	-	-
FA (1 repetice)	FA (300 repetice)	Matice obrazu	FOV
Velikost [°]	Velikost [°]	Velikost [px]	Velikost [cm]
10	10	64 × 64	1 × 1
15	15	128 × 128	2 × 2
20	20	256 × 256	3 × 3
25	25	512 × 512	4 × 4
30	30	-	-
35	35	-	-
40	40	-	-
45	45	-	-
-	-	-	-

Tab. 21: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – hlavová RF cívka, *SeptEnc MGE dyn* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Počet řezů			Počet repetice			TR (1 řez)		
Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
1	0	0	1	0	0	10000	0	0
5	0	0	100	0	0	7000	0	0
10	0,1	0,1	200	0,2	0,2	5000	0	0
14	0,1	0	300	0,7	0,5	4000	0	0
18	0,1	0	400	1,5	0,8	3800	0	0
21	0,1	0	500	2,5	1	3500	0	0
24	0,2	0,1	600	3,4	0,9	3000	0	0
26	0,2	0	700	4,2	0,8	1000	0	0
28	0,2	0	750	4,9	0,7	23	0	0
30	0,3	0,1	800	5,6	0,7	-	-	-
TR (25 řezů)			FA (1 repetice)			FA (15 repetice)		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [°]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [°]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0	0	10	0	0	10	0	0
7000	0	0	15	0	0	15	0	0
5000	0	0,1	20	0	0	20	0	0
4000	0,1	0,1	25	0	0	25	0	0
3800	0,2	0,1	30	0	0	30	0	0
3500	0,3	0,1	35	0	0	35	0	0
3000	0,4	0,1	40	0	0	40	0	0
1000	0,4	0	45	0	0	45	0	0
563	0,5	0,1	-	-	-	-	-	-
FOV								
Velikost [cm]				Nárůst teploty [°C]				
				Původní		Předchozí		
1 × 1				0		0		
2 × 2				0		0		
3 × 3				0		0		
4 × 4				0		0		
5 × 5				0		0		

Tab. 22: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – objemová RF cívka, *SeptEnc MGE dyn* (teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

Počet řezů			Počet repetice			TR (1 řez)		
Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
1	0	0	1	0,2	0	10000	0	0
5	0	0	100	0,4	0,2	7000	0	0
10	0	0	200	0,8	0,4	5000	0	0
14	0,1	0,1	300	1,6	0,8	4000	0	0
18	0,1	0	400	2,8	1,2	3800	0	0
21	0,1	0	500	4	1,2	3500	0	0
24	0,2	0,1	600	5	1	3000	0	0
26	0,2	0	700	5,8	0,8	1000	0	0
28	0,2	0	750	6,5	0,7	23	0	0
30	0,2	0	800	7,2	0,7	-	-	-
TR (25 řezů)			FA (1 repetice)			FA (15 repetice)		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [°]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [°]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0	0	10	0	0	10	0	0
7000	0,1	0,1	15	0	0	15	0	0
5000	0,1	0	20	0	0	20	0	0
4000	0,2	0,1	25	0	0	25	0	0
3800	0,3	0,1	30	0	0	30	0	0
3500	0,3	0	35	0	0	35	0	0
3000	0,4	0,1	40	0	0	40	0	0
1000	0,4	0	45	0	0	45	0	0
563	0,5	0,1	-	-	-	-	-	-
FOV								
Velikost [cm]				Nárůst teploty [°C]				
				Původní		Předchozí		
1 × 1				0		0		
2 × 2				0		0		
3 × 3				0		0		
4 × 4				0		0		
5 × 5				0		0		

Tab. 23: Nárůsty teplot oproti počáteční i předešlé hodnotě – objemová RF cívka, *MSME_bas*
(teplota měřena s přesností $\pm 0,2$ °C).

TR (1 řez)			TR (25 řezů)			Počet řezů		
Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [ms]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [-]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
10000	0,2	0,2	10000	1	1	1	0	0
7000	0,3	0,1	7000	1,6	0,6	10	0	0
5000	0,3	0	5000	2,2	0,6	18	0	0,4
4000	0,4	0,1	4000	2,8	0,6	24	0,2	0,7
3800	0,4	0	3800	3,4	0,6	30	0,9	0,7
3500	0,4	0	3500	4	0,6	-	-	-
3000	0,5	0,1	3186	4,6	0,6	-	-	-
1000	0,5	0	2804	5,1	0,5	-	-	-
127	0,5	0	-	-	-	-	-	-
112	0,6	0,1	-	-	-	-	-	-
Matice obrazu			Tloušťka řezu			FOV		
Velikost [px]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [mm]	Nárůst teploty [°C]		Velikost [cm]	Nárůst teploty [°C]	
	Pův.	Před.		Pův.	Před.		Pův.	Před.
64 × 64	0	0	0,7	0,1	0,1	1 × 1	0	0
128 × 128	0	0	1,5	0,1	0	3 × 3	0	0
256 × 256	0	0	2,5	0,1	0	5 × 5	0	0
512 × 512	0	0	3,5	0,1	0	-	-	-
1024 × 1024	0	0	-	-	-	-	-	-

Tab. 24: Nastavení pulzních sekvencí v pořadí, jak se používají při difuzním měření parkinsonických myší na ÚPT.

Parametr	Pořadí aplikovaných MR pulzních sekvencí					
	1	2	3	4	5	6
FA [°]	60	35	60	180	180	90
TE [ms]	3	3,297	15	6,048	11	27
TR [ms]	200	232,609	2000	Recovery Time 10000	2727,188	3750,001
Matice obrazu [px]	256×256	128×128	94×64	128×128	256×256	128×128
FOV [cm]	6×6	2,4×2,4	2,4×2,4	2,4×2,4	2,4×2,4	2,4×2,4
Počet řezů [-]	5	18	18	1	25	15
Řez [-]	axiální, sagitální, koronární	axiální	axiální	axiální	axiální	axiální
Tloušťka řezu [mm]	1	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Počet repetice [-]	1	1	300	1	1	1
Průměrování [-]	6	4	1	1	1	4

Tab. 25: Nastavení pulzních sekvencí v pořadí, jak se používají při perfuzním DSC měření onkomyší na ÚPT.

Parametr	Pořadí aplikovaných MR pulzních sekvencí				
	1	2	3	4	5
FA [°]	60	35	180	180	180
TE [ms]	3	3,297	5,111	12	10,422
TR [ms]	200	200	10000	3500	665,944
Matice obr. [px]	256×256	128×128	128×96	256×256	256×256
FOV [cm]	6×6	2,40×2,4	5×2,4	2,32×3,5	2,32×3,5
Počet řezů [-]	5	15	1	25	25
Řez [-]	axiální, sagitální, koronární	axiální	axiální	axiální	axiální
Tloušťka řezu [mm]	1	0,5	1,25	0,7	0,7
Počet repetice [-]	1	1	1	1	1
Průměrování [-]	1	4	1	3	4
Parametr	6	7	8	9	10
FA [°]	20	90	30	30	30
TE [ms]	First TE 1,43	20	First TE 3,41	First TE 3,41	First TE 3,41
TR [ms]	20	2500	24	50	100
Matice obr. [px]	64×64	-	128×128	128×128	128×128
FOV [cm]	8×8	-	2,4×2,4	2,4×2,4	2,4×2,4
Počet řezů [-]	1	-	1	1	1
Řez [-]	sagitální	-	axiální	axiální	axiální
Tloušťka řezu [mm]	8	-	2	2	2
Počet repetice [-]	-	-	15	15	15
Průměrování [-]	1	-	1	1	1
Parametr	11	12	13	14	
FA [°]	30	30	30	180	
TE [ms]	First TE 3,41	First TE 3,41	First TE 3,41	10,422	
TR [ms]	250	500	24	665,944	
Matice obr. [px]	128×128	128×128	128×128	256×256	
FOV [cm]	2,4×2,4	2,4×2,4	2,4×2,4	2,3×3,5	
Počet řezů [-]	1	1	1	25	
Řez [-]	axiální	axiální	axiální	axiální	
Tloušťka řezu [mm]	2	2	2	0,7	
Počet repetice [-]	15	15	500	1	
Průměrování [-]	1	1	1	4	

Tab. 26: Nastavení pulzních sekvencí v pořadí, jak se používají při perfuzním DCE měření onkomyší na ÚPT.

Parametr	Pořadí aplikovaných MR pulzních sekvencí					
	1	2	3	4	5	6
FA [°]	60	35	180	180	180	25
TE [ms]	3	3,297	5,111	12	10,422	2,5
TR [ms]	200	200	10000	3500	665,944	14
Matice obrazu [px]	256×256	128×128	128×96	256×256	256×256	128×96
FOV [cm]	6×6	2,40×2,4	5×2,4	2,32×3,5	2,32×3,5	3,32×3,5
Počet řezů [-]	5	15	1	25	25	1
Řez [-]	axiální, sagitální, koronární	axiální	axiální	axiální	axiální	axiální
Tloušťka řezu [mm]	1	0,5	1,25	0,7	0,7	1
Počet repetice [-]	1	1	1	1	1	15
Průměrování [-]	1	4	1	3	4	1
Parametr	7	8	9	10	11	12
FA [°]	25	25	25	25	25	25
TE [ms]	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5
TR [ms]	30	50	100	250	500	14
Matice obrazu [px]	128×96	128×96	128×96	128×96	128×96	128×96
FOV [cm]	3,32×3,5	3,32×3,5	3,32×3,5	3,32×3,5	3,32×3,5	3,32×3,5
Počet řezů [-]	1	1	1	1	1	1
Řez [-]	axiální	axiální	axiální	axiální	axiální	axiální
Tloušťka řezu [mm]	1	1	1	1	1	1
Počet repetice [-]	15	15	15	15	15	800
Průměrování [-]	1	1	1	1	1	1