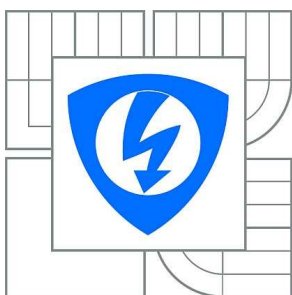


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

RF CÍVKA PRO MR SYSTÉM

RF COIL FOR MR SYSTÉM

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

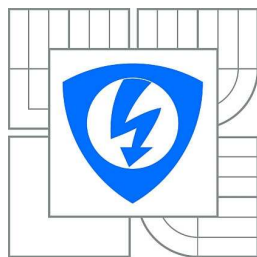
MILOŠ VOJTÍŠEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. EVA GESCHEIDTOVÁ, CSc.

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Miloš Vojtíšek

ID: 109742

Ročník: 3

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

RF cívka pro MR systém

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s RF cívkami pro MR tomografický systém. Navrhněte a realizujte RF cívku pro jádra ^1H pracující na kmitočtu 200 MHz s maximálními rozměry: průměr 30 mm, délka 35 mm. Maximální indukce magnetického pole bude 30 mT. Stanovte homogenitu magnetického pole.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] LIANG, Z. Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective. New York: IEEE Press, 2000.

[2] BERGER, S., BRAUN, S. 200 and More NMR Experiments: Practical Course. Wiley-VCH, 2002.

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: prof. Ing. Eva Gescheidtová, CSc.

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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

Tématem této práce jsou vysoko frekvenční cívky pro zobrazovací systémy magnetické rezonance. Magnetická rezonance slouží k zobrazování nepřeborného množství objektů (například: lidské tělo, rostliny, materiálový výzkum atd.), k dosažení co možná nejlepších výsledků je vhodné mít pro každý takový objekt vhodnou cívku. V této práci stručně nahlédneme do principů magnetické rezonance. Probereme přístrojové vybavení tomografů magnetické rezonance, ale zejména popíšeme různé druhy RF cívek, které se v magnetické rezonanci používají. Byly vybrány dva typy vhodné pro naše účely, které byly realizovány. Jejich funkce byly ověřeny experimenty, následně byly i analyzovány, vypočteny mapy generovaného magnetického pole (B_1) a stanovena jejich homogenita.

KLÍČOVÁ SLOVA

Magnetická rezonance, NMR, MRI, tomografie, cívky

ABSTRACT

The bachelor thesis is focused on radio frequency coils for magnetic resonance imaging systems. Magnetic resonance is used for imaging of many objects, especially human body in medicine, plants and many other different objects. For obtaining optimal results it is essential to use a special suitable coil for every single application. In the first part of this work, the short overview of principles of magnetic resonance imaging is described followed by a look at hardware used in MRI. The main aim of the work is design of several different types of RF coils used in MRI. Finally two suitable designs have been chosen for the purpose. Coils have been realized, tested in experiments. Results were analyzed, maps of generated magnetic field were calculated and homogeneity was determined.

KEYWORDS

Magnetic resonance, NMR, MRI, tomography, RF coil.

VOJTÍŠEK, MILOŠ. RF CÍVKA PRO MR SYSTÉM. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2011. 36 s., 12 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: prof. ing. Eva Gescheidtová, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma RF CÍVKA PRO MR SYSTÉM jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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 autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a nebo majetkových a jsem si plně vědom 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

Děkuji vedoucí bakalářské práce prof. ing. Evě Gescheidtové, CSc. a prof. Ing. Karlu Bartuškovu, DrSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále děkuji Ing. Zdeňku Dokoupilovi a Ing. Vladimíru Húskovi za pomoc při realizaci cívek.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	x
Seznam tabulek	xi
Úvod	1
1 Teoretický základ MRI	2
1.1 Přístrojové vybavení tomografu	2
1.2 Vznik a vlastnosti MR signálu	4
1.2.1 Původ magnetického momentu	4
1.2.2 Chemický posuv	6
1.2.3 Relaxační procesy	7
1.3 Princip zobrazování pomocí MR	8
1.3.1 Základní měřicí sekvence	8
2 RF cívky	11
2.1 Rezonance a kvalita cívky	11
2.2 Ztráty v RF cívkách	12
2.3 Odvození ze zákonů elektromagnetizmu	13
2.4 Rozdělení RF cívek	14
2.4.1 Objemové cívky	14
2.5 Povrchové cívky	18
2.5.1 Pole cívek (Phased arrays)	19
2.6 Výpočet homogenity a mapy pole B1	20
3 Vlastní řešení RF Cívek	22
3.1 Výběr typu cívky	22
3.1.1 Sedlová cívka	23
3.1.2 "Slotted tube" cívka	23
3.2 Analýza pomocí metody konečných prvků	23
3.2.1 Sedlová cívka	23
3.2.2 Slotted tube cívka	24
3.2.3 Mikropásková cívka	25

3.3	Realizace cívek.....	26
	Sedlová cívka.....	26
3.3.1	Mikropásková cívka.....	27
3.4	Ověřovací MRI experimenty realizovaných cívek.....	27
3.4.1	Porovnání naměřených MR obrazů.....	28
4	Závěr	31
	Literatura	33
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	34
	Seznam příloh	36

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1 Blokové schéma MR tomografu	3
Obr. 1.2 Antiparalelní uspořádání jader atomu v magnetickém poli	4
Obr. 1.3 Magnetické momenty jednotlivých jader vykazující precesi a) Neuspořádané, bez vnějšího magnetického pole, b) spinující v paralelním, resp. antiparalelním stavu.....	5
Obr. 1.4 Magnetické momenty každého protonu precesují okolo osy z s frekvencí $\omega = \gamma B_0$. Magnetické momenty odpovídající nepatrně většímu počtu seřazenému paralelně k magnetickému poli antiparalelně. Vektorový součet všech magnetických momentů má jen z (longitudinální) složku v xy (transverzální) rovině.	6
Obr. 1.5 Základní pulsní sekvence spinové -vlevo a gradientové echo-vpravo..	9
Obr. 1.6 Inversion recovery pulsní sekvence	10
Obr. 1.7 Multi echo sekvence na bázi spinového echa	10
Obr. 2.1 Ideální distribuce proudu pro vytvářející homogenní magnetické pole ve vnitřním objemu cívky. a) kruhové smyčky na sférickém povrchu c) kruhové smyčky na válcovém povrchu, b) na válci v přímém směru	15
Obr. 2.2 Helmholtzův pár	15
Obr. 2.3 Čtyř-cívková konfigurace cívek	15
Obr. 2.4 Rezonátor typu loop gap	16
Obr. 2.5 Cívka tvaru solenoidu.....	16
Obr. 2.6 Cívka typu ptačí klec ("Birdcage")	17
Obr. 2.7 Sedlová cívka	17
Obr. 2.8 Slotted tube	17
Obr. 2.9 Nejjednodušší forma povrchové cívky, kruhová cívka vpravo pak B_1 jako funkce polohy (s ohledem na průměr cívky)	18
Obr. 2.10 Cívka meandrového typu	18
Obr. 2.11 Dvojitá spirálová cívka.....	18
Obr. 2.12 Cívka typu butterfly více závitová	19
Obr. 2.13 Cívka typu butterfly s jedním závitem.....	19
Obr. 2.14 Čtyř-kanálový systém cívek s minimalizací vzájemné vazby překryvem.	20
Obr. 3.1 Model sedlové cívky analyzované programem Comsol. Mapa pole v	

koronární rovině	24
Obr. 3.2 Model cívky typu slotted tube analyzované programem Comsol. Mapa pole v sagitální rovině . Šipky v transverzální rovině zobrazují vektor pole v daném místě.....	24
Obr. 3.3 Model páskové cívky analyzované programem Comsol. Mapa pole v koronární rovině . Šipky v transverzální rovině zobrazují vektor pole v daném místě	25
Obr. 3.4 Schéma ladění páskové cívky.....	26
Obr. 3.5 Schéma ladění sedlových cívek.....	26
Obr. 3.6 Sedlová cívka (fotografie).....	27
Obr. 3.7 Pásková cívka (fotografie).....	27
Obr. 3.8 MR obrazy naměřené v zkonstruované páskové cívce metodou spinového echa, $\alpha=90^\circ$, FOV 50 mmx50 mm,	28
Obr. 3.9 MR obrazy naměřené metodou spinového echa, $\alpha=90^\circ$, za pomoci navržené a realizované sedlové cívky°, FOV 50 mmx50 mm	29
Obr. 3.10 MR obrazy naměřené metodou spinového echa $\alpha=90^\circ$, FOV 50 mmx50 mm, přijímací sedlová cívka byla z inventáře SAV	29

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Výhody a nevýhody jednotlivých vhodných typů cívek.....	22
Tab. 2 Homogenita i citlivost byly analyzovány v třech různých válcových objemech.....	25
Tab. 3 porovnání homogenity MR obrazu, vypočtené z naměřených obrazů při použití homogenního fantomu. V transverzální sagitální a koronární rovině, u vyrobených cívek (pásková, sedlová a cívka vyrobená UPT).....	30

ÚVOD

Objev magnetické rezonance byl jeden z největších objevů v oblasti neinvazivního vyšetřování. Zobrazování pomocí magnetické rezonance (Magnetic Resonance Imaging) známé pod zkratkou MRI je metoda, kterou se můžeme „podívat“ dovnitř zkoumaného objektu bez jeho poškození.

MRI je založeno na objevu, který se nazývá jaderná magnetická rezonance (NMR). Felix Bloch pracující na Stanford University, a Eduard Purcell z Harvardské univerzity, nezávisle, v rozmezí několika dní objevili jev NMR. V roce 1952 za to byli oba oceněni Nobelovou cenou.

Peter Mansfield z Nottinghamu v Anglii, podporoval vývoj použití gradientů v magnetickém poli. Ukázal, jak by se mohly matematicky analyzovat signály, díky kterým je možné zobrazování. Petr Mansfield také ukázal, jak extrémně rychlého zobrazování by mohlo být dosaženo.

V roce 1970 Raymond Damadian lékař a výzkumný vědec objevil základ pro použití zobrazování pomocí magnetické rezonance jako nástroj lékařské diagnózy. V roce 1974 mu byl udělen jako prvnímu na světě patent týkající se MRI. Do 1977, Dr. Damadian dokončil stavbu prvního celo-tělového MRI snímacího zařízení. První MRI zařízení pro medicínu bylo k dispozici na začátku roku 1980. V roce 2002 bylo na světě asi 22000 MRI zařízení a bylo provedeno více než 60 milionů testů [1].

RF cívky pro MR systém jsou cívky umístěné v homogenním magnetickém poli vytvořeném základní cívkou. Tyto RF cívky slouží pro vysílání impulzů do zkoumaného objektu a následné přijetí impulzů odražených. Někdy se používá, místo dvou cívek jen jedna cívka s "přepínačem". Úkolem této práce je seznámit se s těmito cívkami a popsat jednotlivé druhy cívek. Na základě získaných informací a požadavků bude vybrán typ cívky, která bude vhodná pro daný účel. Bude zkonstruována, vyladěna a v závěru i otestována v MR systému.

1 TEORETICKÝ ZÁKLAD MRI

Princip magnetické rezonance vychází z vlastností jader některých prvků (přesněji některých izotopů). Přesný a komplexní popis magnetické rezonance je možný jen na základě kvantové mechaniky. Toto obsáhnout v rámci bakalářské práce je prakticky nemožné, proto zde budeme vycházet převážně z makroskopického popisu těchto mikroskopických jevů. Při zobrazování vodíkových jader je tento přístup naštěstí dostatečně přesný [2]. Do kvantově mechanických popisů tato práce bude zabíhat jen v míře nezbytně nutné k pochopení souvislostí.

MRI je technika trojrozměrného zobrazování s velkým kontrastem měkkých tkání. Zobrazovaný objekt je umístěn v silném statickém magnetickém poli s indukcí \mathbf{B}_0 . Jádra si je možné představit jako malé magnety, které se podle pole natočí paralelně nebo antiparalelně vzhledem ke směru působení tohoto pole, přičemž konají precesní pohyb. Frekvence tohoto pohybu se nazývá Larmorova frekvence a je dána vztahem:

$$\omega = \gamma \cdot B_0, \quad (1)$$

kde ω je kruhová rychlost, γ gyromagnetický poměr.

$$\omega = 2\pi \cdot f_0, \quad (2)$$

Paralelní orientace odpovídá nižšímu energetickému stavu. V supravodivém stavu by byla všechna jádra orientována paralelně se směrem vektoru indukce (\mathbf{B}_0) statického magnetického pole. Tepelné pohyby atomů snižují rovnoběžnou orientaci s \mathbf{B}_0 . Populační poměr, tj. poměr paralelně a antiparalelně orientovaných jader je cca 1000 000 / 1000 003, pro atomy vodíku při pokojové teplotě a indukci přibližně $B_0 = 1\text{T}$. Tedy jen tři atomy z milionu jsou detekovatelné. Proto je tedy zásadní podmínkou dostatečně velké množství (řádově tisíc a více) izolovaných vzájemně ne-interagujících prvků, v ideálním případě majících magnetické spinové číslo $\frac{1}{2}$. Předpoklad naštěstí dobře splňují atomy vodíku ve vodě i v organických sloučeninách [3].

1.1 Přístrojové vybavení tomografu

Pro zobrazování pomocí magnetické rezonance je třeba vytvořit prostředí složené z:

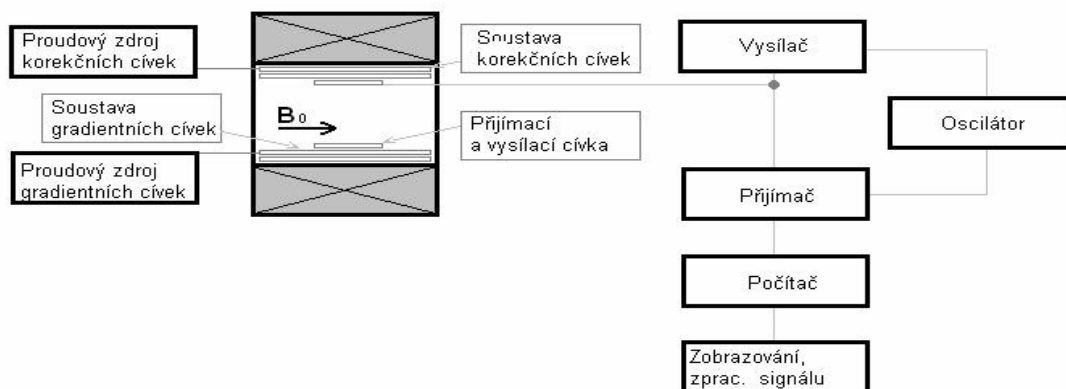
- Homogenního stacionárního magnetického pole (\mathbf{B}_0) tvořeného základním magnetem
- V prostoru lineárně proměnného "gradientního" pole (G_x, G_y, G_z). Tato pole zajišťují kódování prostorových souřadnic.
- Vysokofrekvenčního (VF nebo též RF) pole, pro VF excitaci/buzení vzorku.

Po excitaci/buzení je MR signál přijímán vysokofrekvenčním přijímačem, na

jehož výstupu je analogově-číslicový převodník (A/D). Data dále pokračují do výpočtového stroje (počítače) k dalšímu zpracování a zobrazení

NMR Tomograf se skládá ze základních částí podle Obr. 1.1:

1. Magnet pro generování stacionárního magnetického pole B_0 (pro tento magnet musí být zajištěno dostatečné chlazení).
2. Korekční magnetický systém pro zlepšení homogenity magnetického pole B_0 .
3. Zdroj gradientních magnetických polí (G_x, G_y, G_z), který je složen ze soustav gradientních cívek a zesilovačů (elektrické napáječe).
4. Vysokofrekvenční vysílač a vysílací cívka pro generování excitačního elektromagnetického pole B_1 .
5. Vysokofrekvenční přijímač a různé druhy přijímacích cívek pro detekci signálu. Vysílací a přijímací cívky mohou být v některých případech nahrazeny jednou cívkou, která slouží pro vysílání i přijímání.
6. Počítač pro řízení měření, zpracování přijatého signálu a uchování výsledků měření.



Obr. 1.1 Blokové schéma MR tomografu [2]

Dále je pro funkčnost tomografu nutno zajistit dostatečné stínění, aby nebylo ovlivněno měření a také aby pole magnetu neovlivňovalo okolí:

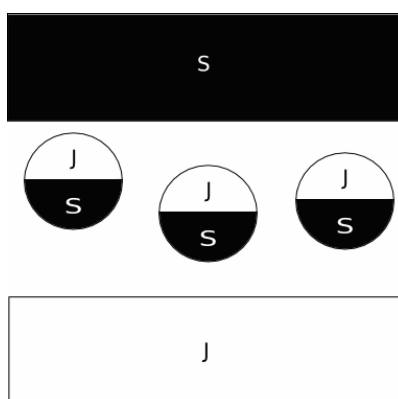
- Vysokofrekvenční stínění (Faradayova klec) pro ochranu přijímacího systému před okolním šumem a naopak na ochranu okolí před vysokofrekvenčními excitačními impulzy.
- Magnetické stínění na minimalizaci vlivů statického magnetického pole na okolí. [2]

Jelikož hlavním tématem této práce je návrh a konstrukce RF cívek, bude jim i v teoretické části věnována celá kapitola níže.

1.2 Vznik a vlastnosti MR signálu

1.2.1 Původ magnetického momentu

Protony i neutrony v atomovém jádře jsou nositeli poměrně velkého magnetického momentu. Protony jsou nositeli kladného náboje, neutrony jsou navěnek neutrální. V atomovém jádře se magnetické momenty protonů i elektronů uspořádají do méně energeticky náročného stavu, tudíž antiparalelně. Výsledkem je, že jen atomy s lichým počtem protonů a neutronů mají magnetický moment.



Obr. 1.2 Antiparalelní uspořádání jader atomu v magnetickém poli

Podle [2], [4] můžeme určit poměr atomů orientovaných v antiparalelním směru vůči paralelnímu (populační poměr) z Boltzmanova rozdělení:

$$\frac{N^-}{N^+} = e^{-\frac{\Delta E}{kT}} = e^{-\frac{\gamma h B_0}{2\pi kT}}, \quad (3)$$

kde k je Boltzmanova konstanta, T je teplota v Kelvinech, h je Planckova konstanta, γ je gyromagnetický poměr a ΔE je energetický rozdíl mezi populačními stavy N^+ a N^- .

Ve skutečnosti při pokojové teplotě v magnetickém poli s indukcí 1 T připadá na milion jader s paralelní orientací zhruba milion a tři protony s orientací antiparalelní, tedy jen tři „nevykompenzované“, detekovatelné. Magnetický moment makroskopické jednotky, objemu velkého množství atomů, nazýváme vektor magnetizace, $\mathbf{M} = M_z$ (podle úmluvy osa z kartézského souřadnicového systému je ve směru vnějšího magnetického pole \mathbf{B}_0). Fáze jednotlivých magnetických momentů jsou náhodné, M_x a M_y složky magnetizace jsou nulové. Velikost vektoru magnetizace (M_z) je v rovnovážném stavu přímo úměrná počtu individuálních magnetických momentů (\mathbf{m}) v jednotce objemu, magnetické indukci B_0 a nepřímo úměrná teplotě [1], [5], [3], [6].

Při přechodu mezi energetickými úrovněmi dochází k absorpci respektive k

vyzáření fotonu. Energie fotonu musí přesně odpovídat energii mezi dvěma energetickými úrovněmi. Energie fotonu E souvisí s frekvencí podle vztahu:(4)

$$E = h \cdot f_0, \quad (4)$$

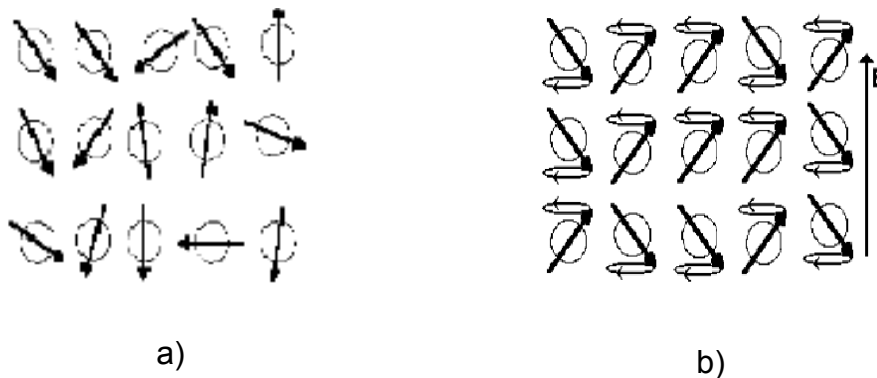
kde $h = 6.626 \cdot 10^{-34}$ J je Planckova konstanta a f_0 je nazýváno rezonanční frekvencí nebo také Larmorovou frekvencí.

Magnetické vlastnosti jader začínají nabývat na významu ve chvíli, kdy se nacházejí v magnetickém poli. Na Obr. 1.2 máme znázorněno jak se magnetické momenty natočí ve statickém magnetickém poli vzhledem k magnetickému poli \mathbf{B}_0 přičemž vykonávají okolo tohoto směru precesní pohyb s Larmorovou frekvencí podle vzorců: (1), (2)tedy:

$$f_0 = \frac{\gamma \cdot \mathbf{B}_0}{2\pi}, \quad (5)$$

ta závisí zejména na vlastnostech jádra, ale vliv mají i okolní atomy a vazby s nimi, viz. chemický posuv.

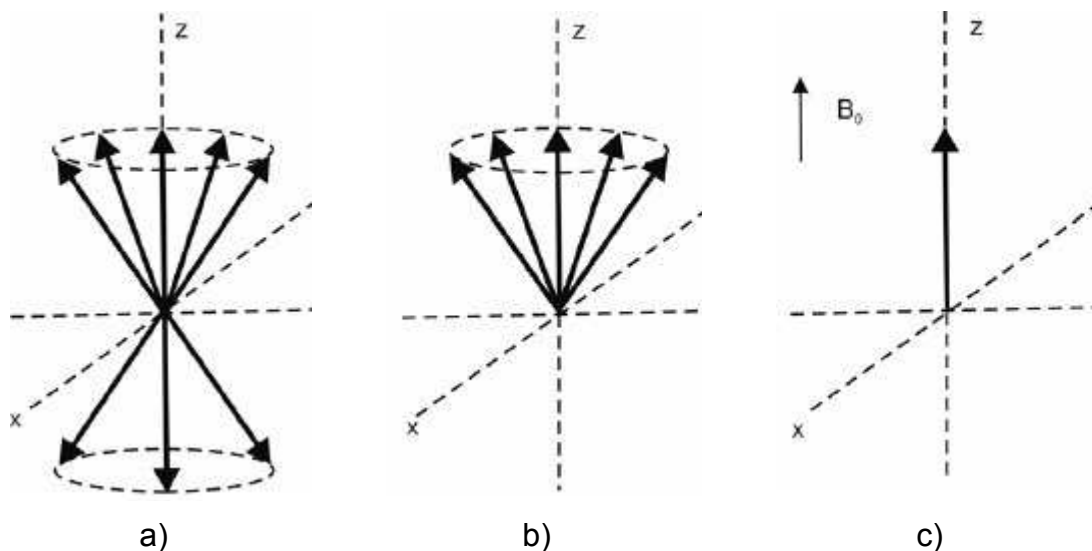
Uvažujme pouze malou část nevykompenzovaných atomů, které nám dávají signál. Protože v rovnovážném stavu jsou fáze individuálních magnetických momentů náhodné, x-ové M_x a y-ové M_y složky vektoru magnetizace \mathbf{M} jsou nulové. Jak je vidět na obr. 4, velikost složky vektoru magnetizace M_z je v rovnovážném stavu přímo úměrná počtu individuálních magnetických momentů m v jednotce objemu (tzv. spinové hustotě), indukci magnetického pole B_0 a nepřímo úměrná teplotě.



Obr. 1.3 Magnetické momenty jednotlivých jader vykazující precesi a) Neuspořádané, bez vnějšího magnetického pole, b) spinující v paralelním, resp. antiparalelním stavu [7]

Když na takový soubor momentů (spinový systém) budeme působit vnějším vysokofrekvenčním magnetickým polem (\mathbf{B}_1), jehož frekvence bude vyhovovat Larmorově rovnici (5), dojde k absorpci energie (spinovým systémem), Dojde k nárůstu vnější magnetizace vlivem sfázování jednotlivých magnetických momentů a jejího vychýlení z rovnovážné pozice v ose z směrem do roviny x, y.

Tento proces, vynucený (indukovaný) přechod jader z nižší energetické hladiny na vyšší, se nazývá excitace.



Obr. 1.4 a) Magnetické momenty každého protonu precesují okolo osy z s frekvencí $\omega = \gamma B_0$. b) Magnetické momenty odpovídající nepatrně většímu počtu seřazenému paralelně vůči magnetickému poli antiparalelně. c) Vektorový součet všech magnetických momentů má jen z (longitudinální) složku v xy (transverzální) rovině.

Následně se excitovaná jádra vrací zpět na nižší energetické hladiny, absorbovaná energie E se uvolní zpět do okolí ve formě elektromagnetického záření. Nejtypičtějším indukovaným signálem je takzvaný FID (free induction decay) a má tvar exponenciálně tlumené sinusovky.

Uvolňování absorbované energie se neuskutečňuje okamžitě, ale postupně prostřednictvím relaxačních procesů, které trvají od několika mikrosekund až po několik sekund. Během nich dochází ke ztrátě magnetizace vlivem rozfázování magnetických momentů a k návratu magnetizace zpět do osy z.

1.2.2 Chemický posuv

Pokud je atom vložený do magnetického pole, jeho elektron rotuje okolo atomu kolmo ke směru vnějšího magnetického pole. Tento pohyb vytváří relativně malé magnetické pole opačné ke směru pole vnějšího. Magnetické pole \mathbf{B} v místě jádra je potom menší o σ než pole \mathbf{B}_0 .

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0(1 - \sigma). \quad (6)$$

Taková změna rezonanční frekvence v rámci molekul se nazývá chemický posuv (δ) a obvykle je udávána jako poměr rozdílu rezonanční frekvence standartu čistého prvku (f_{ref}) a frekvence jádra vázaného (f_v) vůči frekvenci čistého prvku (f_{ref}) a vyjadřuje se v ppm (miliontiny, parts per million). podle vztahu :

$$\delta = \frac{f_v - f_{\text{ref}}}{f_{\text{ref}}} 10^6 \quad (7)$$

V praxi se tento jev projevuje, zejména na vysokých polích B_0 , vzájemným

posunem struktur v jiných molekulových vazbách, jako například tuky vůči svalové tkáni. (frekvenčním posunem, tím pádem i posunem v obraze)

1.2.3 Relaxační procesy

Jak již bylo zmíněno výše, Excitace se projeví vychýlením vektoru magnetizace \mathbf{M} z rovnovážné polohy o úhel α .

$$\alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot \tau \quad (8)$$

kde B_1 je velikost, excitačního impulsu a τ čas jeho působení. Vektor magnetizace \mathbf{M} je možné v nerovnovážném (excitovaném) stavu opsat dvěma složkami - příčnou (transverzální) \mathbf{M}_{yx} a podélnou (longitudinální) M_z . Protože jen transverzální složka vektoru magnetizace je detekovatelná, maximální signál nukleární magnetické rezonance se dosáhne v případě, že excitační impulz vychýlí vektor magnetizace \mathbf{M} o úhel $\alpha = 90^\circ$. Okamžitě po excitaci se vektor magnetizace vrací zpět do rovnovážné polohy. Absorbovanou energii uvolňují atomová jádra prostřednictvím emise elektromagnetického záření a přenosem energie do okolí. Proces relaxace se projeví návratem vektoru magnetizace \mathbf{M} , resp. jeho složek \mathbf{M}_z a \mathbf{M}_{xy} do rovnovážných hodnot $\mathbf{M}_z = \mathbf{M}_0$, $\mathbf{M}_{xy} = 0$. Příčná magnetizace \mathbf{M}_{xy} zanikne prostřednictvím příčné (spin-spinové nebo též T_2 relaxace vždy dřív než podélná. Složka \mathbf{M}_z získá v procesu podélné (spin-mřížkové) relaxace rovnovážnou hodnotu \mathbf{M}_0 . [4]

T_1 relaxace

Prostorové uspořádání molekul (molekulová mřížka), poskytuje spoustu možností pro přenos energie z excitovaných atomů. Při srážce atomů se energie z excitovaného jádra přenáší na druhý atom (mřížku) prostřednictvím diskretních kvant. Důsledkem kvantovaného přenosu energie je, že vektor magnetizace \mathbf{M} se vrací do rovnovážného stavu exponenciálním způsobem, čímž vyjadřuje statistickou pravděpodobnost atomových kolizí. Spin-mřížkovou relaxací charakterizuje čas T_1 . Konstanta T_1 je čas, za který podélná složka \mathbf{M}_z vektoru magnetizace po excitačním impulsu $\alpha = 90^\circ$ získá zpět 63% ze své původní rovnovážné amplitudy \mathbf{M}_0 . Magnetizace (a přímo úměrně i detekovaného signálu) se pak mění podle vzorce (9)

$$\mathbf{M}_z(t) = \mathbf{M}_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \quad (9)$$

V průběhu spin-mřížkové relaxace se energetický přenos realizuje prostřednictvím interakcí lokálních mřížkových magnetických polí. Podmínkou interakce je, aby se lokální magnetická pole pohybovala co nejbližší k Larmorově frekvenci. Relaxační časy T_1 , jsou kratší v kapalném skupenství než v tuhých látkách.

T_2 relaxace

Mezi atomovými jádry, která se nacházejí v odlišném energetickém stavu, dochází k přenosu energie. Pokud jedno atomové jádro uvolní energii,

sousedící jádro energii absorbuje. Proces energetické výměny mezi atomovými jádry se nazývá spin-spinová interakce. Spin-spinovou interakci charakterizuje spin-spinový (transverzální) relaxační čas T_2 .

Okamžitě po excitaci jednotlivé spiny vykonávají koherentní precesní pohyb, všechny spiny jsou ve fázi, tj. jsou rovnoběžné. Interakce mezi jednotlivými spiny vytvářejí změny lokálních magnetických polí, které zpětně vyvolávají fluktuace precesních frekvencí. Důsledkem těchto procesů je postupné rozfázování magnetických momentů (\mathbf{m}) a tím pokles amplitudy transverzální složky vektoru magnetizace \mathbf{M}_{xy} . Analogicky jako při T_1 relaxaci, velikost molekul a skupenství ovlivňuje hodnoty T_2 . Tuhé látky a velké makromolekuly se vyznačují rychlými spin-spinovými procesy.

Naproti tomu malé a pohyblivé molekuly, mezi které je možné zařadit i volné molekuly vody, mají podstatně vyšší relaxační časy T_2 . Faktory, které ovlivňují T_1 relaxaci, působí i na spin-spinové procesy. Na rozdíl od spin-mřížkové relaxace je spin-spinová relaxace nezávislá na velikosti magnetického pole B_0 a je mimořádně účinná v tuhém skupenství. Relaxační čas T_2 nabývá v biologických tkáních hodnoty od několika mikrosekund (tuhé skupenství) až po několik sekund (kapaliny). Po skončení excitace, jsou všechny spiny ve fázi a svým vektorovým součtem vytvářejí transverzální složku vektoru magnetizace.

$$\mathbf{M}_{xy} = \mathbf{M}_{xy0} \cdot e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (10)$$

Prostřednictvím lokálních, náhodných změn magnetického pole, některé spiny získají a jiné ztratí několik stupňů vzhledem na \mathbf{M}_{xy} . Pokles magnetizace \mathbf{M}_{xy} lze vyjádřit podle vztahu (10) [7], [3].

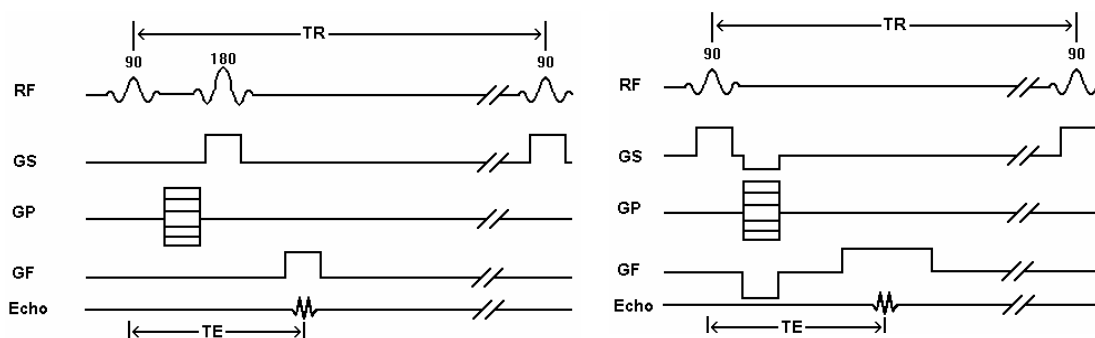
1.3 Princip zobrazování pomocí MR

1.3.1 Základní měřicí sekvence

Spinové echo

U spin echo (SE) sekvence, je aplikován 90° impulz následovaný proměnným časovým úsekem (τ) a 180° impulzem, po kterém je očekáván stejný proměnný časový úsek a až po něm se signál vzorkuje.

Pro vysvětlení SE sekvence se uvažuje samostatný proton, který kvůli prostorovým nehomogenitám v hlavním magnetickém poli rezonuje na frekvenci $\Delta\omega$ než je nominální Larmorova frekvence. Ihned po 90° impulzu je M_y stejné jako M_0 a M_x je nulové. V čase τ po 90° impulze získá precesní magnetizace fázi $\varphi = (\Delta\omega)\tau$. Tato fáze může být též zapsaná pomocí M_y a M_x složek magnetizace. 180° impulz aplikovaný na osu x neovlivní M_x složku magnetizace, ale konvertuje M_y složku do $-M_y$. Výsledkem je změna získané fáze z $+\varphi$ na $-\varphi$. V čase druhého intervalu τ získává precesní magnetizace další fázi $+\varphi$. Takže celkový efekt v čase 2τ po 90° impulzu jen ten, že precesní magnetizace má nulovou fázi, tj. M_z je nulová a vektor leží podél osy y



Obr. 1.5 Základní pulsní sekvence spinové -vlevo a gradientové echo-vpravo

Přefázování vektoru nezáleží na hodnotě $\Delta\omega$, T_2 neovlivňuje všechny protony, uvažuje se jen o vlivech relaxace T_2 .

Ztráta fázovací koherence transversální magnetizace vyplývá z dvou odlišných mechanismů. Prvním je „absolutní útlum“ T_2 . Druhý souvisí s prostorovými změnami magnetického pole ve vzorku.

Po 90° impulzu individuální magnetické momenty precesují s odlišnými frekvencemi, protože jsou pod vlivem magnetických polí. M_{xy} klesá s časem a pokud jsou individuální vektory náhodně rozmístěné v transversální rovině, není přítomný žádný magnetický moment a tudíž není detekovatelný žádný signál.

Jsou dva zdroje. Prvním je vnitřní uspořádání magnetu není možné navrhnout magnet, který by vytvořil dokonale uniformní magnetické pole okolo celého vzorku. Druhým zdrojem jsou lokální změny v magnetickém poli způsobené odlišnými magnetickými susceptibilitami různých tkání. Tyto faktory způsobují pokles fázové koherence, která je charakterizována časem. Celkový relaxační čas, který řídí útlum transversální magnetizace je kombinací ztráty signálu prostřednictvím T_2 a T_2' relaxace a je určený rovnicí pro T_2^* (Zdánlivá relaxační konstanta ve tvaru rovnice (11))

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2'} + \frac{1}{T_2} \quad (11)$$

Gradientové echo

Při GE sekvenci je spinový systém rozfázovaný přípravným impulzem čtecího gradientu, který má opačnou polaritu než čtecí gradient, kterým je systém refokusovaný. Nedochozí ale k eliminování u fázových posunů daný jinými nehomogenitami pole, než nehomogenitou určenou čítacím gradientem a jeho přípravným impulzem. Fázový posun bude (i,j) tedy nenulový a daný rovnicí (12).

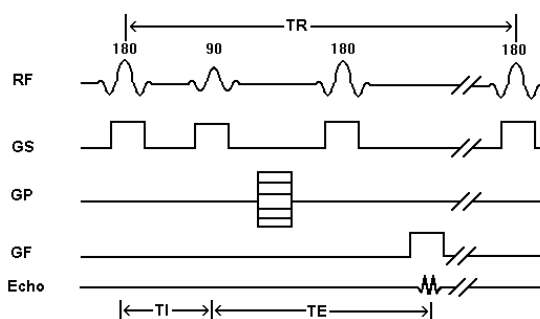
$$\Delta\phi_{ij} = \gamma\Delta B_{ij} \cdot TE \quad (12)$$

Kde γ je gyromagnetický poměr pro jádro, ΔB_{ij} je rozdíl v magnetické

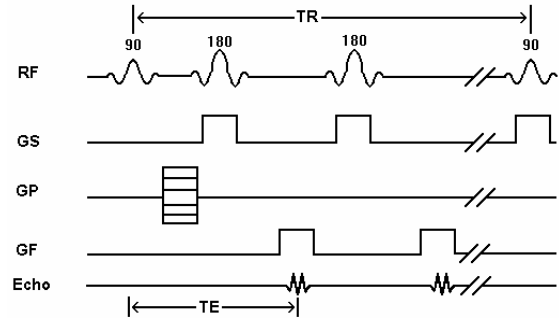
indukci vůči homogennímu poli, TE je čas echa. [7]

Sofistikovanější měřící sekvence

Inversion recovery a multi echo SE sekvence



Obr. 1.6 Inversion recovery pulsní sekvence[2]



Obr. 1.7 Multi echo sekvence na bázi spinového echa

Inversion Recovery (IR) sekvence, se skládá ze 180°impulzu, proměnného časového úseku a (zpoždění) τ a 90°impulzu, který je následován sběrem dat. Na systém v rovnovážném stavu aplikujeme 180°impuls, vektor magnetizace \mathbf{M}_0 se invertuje na $-\mathbf{M}_0$ vzhledem k vnějšímu magnetickému poli \mathbf{B}_0 . Okamžitě začíná systém relaxovat. Relaxace má exponenciální průběh s relaxační konstantou T_1 . Vektor magnetizace se vrací zpět do rovnovážného stavu. Jelikož nebyla vytvořena magnetizace \mathbf{M}_{xy} není detekován žádný signál. Pokud je v tomto čase (TI time inversion) aplikován 90° puls vygeneruje signál FID s amplitudou odpovídající magnetizaci M_z v čase TI. Tedy pokud bude mít měřený vzorek krátký relaxační čas může být již do jisté míry zrelaxován, a získaný signál bude poměrně velký, naopak tkaniva s dlouhým T_1 budou mít menší signál. Obecně se Inversion recovery nazývají sekvence, kde prvním excitačním pulsem je 180°puls. Tato technika se zvykne kombinovat s ostatními zobrazovacími technikami, jako spinové echo, gradientové echo atd.

Multi-echo využívá více 180° pulsů za sebou pro generování vícerých ech. Amplituda každého dalšího echa klesá v důsledku relaxace T_2 [4]. Opět se jedná o sekvenci, která využívá některou ze základních zobrazovacích technik.

2 RF CÍVKY

Vysokofrekvenční cívky, používá se také označení RF (rádio frekvenční). Všechny snímače jsou konstruovány jako rezonátory s rezonanční frekvencí odpovídající Larmorově frekvenci zobrazovaného spinového systému v daném magnetickém poli. Konstrukce je většinou tvořena soustavou vodičů a kondenzátorů, tedy indukčností, kapacitou a ztráty činící rezistencí. Ale také je možno navrhnout rezonátor jako obvod s rozloženými parametry (např. mikropáskové vedení naprázdno atd.).

Vysílací cívky jsou konstruovány s důrazem na homogenitu pole. Je nutno docílit rovnoměrné excitace v celém objemu zobrazovaného (měřeného) vzorku. Cívka musí být konstruována tak, aby snesla vysoké napětí, které na ní při excitaci vzniká. Jako ryze vysílací cívka obvykle slouží celo-tělová cívka implementovaná přímo v těle tomografu.

Ryze přijímací cívky jsou umístěny co nejbližší vzorku (vyšetřovanému místu) pro dosažení maximální citlivosti. Citlivost (resp. výsledné SNR -signal to noise ratio) je u přijímacích cívek jedna z nejdůležitějších vlastností. U povrchových a „Phased array“ cívek je důležité, je-li dosažena dostatečná citlivost. Korekci nehomogenity pole B_1 lze u přijímacích cívek provést softwarově z citlivostní mapy.

Běžně se používá jen jedna cívka pro vysílání i příjem signálu. V tom případě musí splňovat požadavky kladené na oba typy cívek.

Cívky lze také rozdělit podle typu experimentů, pro které jsou určeny: spektroskopie, pevná fáze, zobrazování v medicíně a biomedicíně, či jiné experimentální použití [4].

2.1 Rezonance a kvalita cívky

Základem je obyčejný sériový RLC rezonanční obvod. Podle Kirchhoffova zákona:

$$U = RI - \frac{j}{\omega C} I + j\omega L, \quad (13)$$

kde ω je úhlová frekvence a $j = \sqrt{-1}$. Takže proud procházející cívkou je dán jako:

$$I = U \left(R + \frac{j}{\omega C} + j\omega L \right)^{-1}. \quad (14)$$

Jednoduchou úpravou dostaneme:

$$I = U \left[R + \frac{L}{j\omega} \pm \left(\omega^2 - \frac{1}{LC} \right) \right]^{-1} \quad (15)$$

Ze vztahu vyplývá, že proud procházející sondou bude maximální když:

$$\omega = \omega_r = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (16)$$

Jestliže bude cívka vyladěna do rezonance.

Zásadním faktorem, který snižuje kvalitu cívky, je rezistence vodiče, ze kterého je cívka navinuta. Energie odchází z obvodu ve formě tepla. Aby bylo možné kvalitu cívky kvantifikovat, byl zaveden pojem činitele kvality Q a může být definován jako:

$$Q = 2\pi = \frac{\text{maximum energie v obvodu}}{\text{celková energie ztracená za periodu}} \quad (17)$$

Pro analyzovaný modelový příklad lze Q vypočítat velmi snadno jako:

$$Q = \frac{1}{R} \sqrt{\frac{L}{C}} = \frac{L\omega}{R} \quad (18)$$

V praxi může být určování jednotlivých komponent modelu poněkud složitější, jednodušší cesta k získání Q u reálného senzoru tvořeného jednoduchým rezonančním obvodem je:

$$Q = \frac{\omega_r}{\Delta\omega} \quad (19)$$

kde $\Delta\omega$ je šířka pásma pro pokles o 3dB, a ta je měřitelná poměrně snadno

2.2 Ztráty v RF cívkách

Na ztrátách RF cívky se bude podílet několik faktorů, ztráty „Joulovým“ teplem ve vodičích (může být umocněno skin efektem), rezistence způsobená indukci s okolím a s měřeným vzorkem. Třetí část budou převážně elektrické ztráty zejména ve vzorku.

$$r = r_{\Omega} + r_M + r_E \quad (20)$$

První část se spočítá snadno, druhá část pro vzorek tvaru koule s průměrem b

$$r_M = R_M \sigma n^2 \omega^2 b^5 \quad (21)$$

přičemž R_M je koeficient daný tvarem cívky, n je počet závitů, σ vodivost,

$$r_E = R_E L^2 \omega^3 C_d \quad (22)$$

r_e je ztrátový faktor cívky C_d a L kapacita a vlastní indukčnost.

Vezmeme-li v úvahu teplotní šum bude se jednat o bílý šum a jeho střední hodnota bude dána vztahem:

$$\sigma_n = \sqrt{4rk_s T \delta f}, \quad (23)$$

kde δf je šířka pásma, r rezistence k_B Boltzmanova konstanta, T teplota

Pro mezní citlivost je možné napsat:

$$S = \frac{2\mathbf{B}_1}{I_0} N_0 \frac{\gamma^3 \hbar^2 s(s+1)}{3k_B T} \mathbf{B}_0^2 (\sin \theta) \delta \sqrt{4rk_B T \delta f}. \quad (24)$$

2.3 Odvození ze zákonů elektromagnetizmu

Po excitaci RF impulzem, v bodě Q lze vypočítat vektor intenzity magnetického pole δH_Q jako důsledek v čase se měnící magnetizace $\delta m(t)$ objemového elementu δV v bodě P :

$$\delta H_Q = -\frac{\mu_0}{4\pi} \delta m(t) \times \nabla_Q \left(\frac{1}{R_{PQ}} \right), \quad (25)$$

kde μ_0 je permeabilita vakua, ∇ nabla operátor, R_{PQ} vzdálenost mezi body P a Q . Elektromotorické napětí ve vodivé cívce, pro zjednodušení uvažované jako tenký vodič, je dána Maxwellovým – Faradayovým zákonem. Celkové elektromotorické napětí vytvořené objemovým elementem δV je dané jako cirkulace vektoru magnetického potenciálu podél cívky,

$$\delta e(t) = \oint_C \left(-\frac{\partial}{\partial t} \delta H_Q \right) dl. \quad (26)$$

Protože cirkulace vektoru magnetizace je generovaná magnetickým momentem. Dosazením z (26) do (25) získáme:

$$\delta e(t) = \frac{\partial}{\partial t} \left\{ \frac{\mu_0}{4\pi} \delta m(t) \oint_C \nabla_Q \left(\frac{1}{r_{PQ}} \right) \times dl \right\}. \quad (27)$$

Následně je možné vyjádřit elektromotorické napětí generované pohybem $\delta e(t)$ jako

$$\delta e(t) = -\frac{\partial}{\partial t} \{ \delta m(t) \mathbf{B}_1(x, y, z) \}. \quad (28)$$

$\mathbf{B}_1(x, y, z)$ je RF pole v místě P , celý vzorek signálu lze ověřit superpozicí signálů z jednotlivých elementárních objemů. Řekněme, že hustota jader je konstantní, mohli bychom $\delta m(t)$ nahradit $\mathbf{M}_0 \delta V$ kde \mathbf{M}_0 magnetizace daná Boltzmanovou

rovnováhou. Lineárně polarizované pole lze popsat jako:

$$\mathbf{B}_1 = 2B_1 \cos(\omega t)\mathbf{I}, \quad (29)$$

kde \mathbf{I} reprezentuje jednotkový vektor reprezentující osu x pevného laboratorního rámu.

Také lze napsat pro proud cívkou:

$$I_B = I_0 \cos(\omega t). \quad (30)$$

Pro amplitudu indukovaného napětí a můžeme napsat rovnici:

$$a = \frac{2\mathbf{B}_1}{l_0} N_0 \frac{\gamma^3 \hbar^2 s(s+1)}{3k_B t} \mathbf{B}_0^2 (\sin \alpha) \delta V_e, \quad (31)$$

kde, N_0 je počet jader v objemu, \mathbf{B}_0 indukce základního magnetického pole, θ sklápěcí úhel [4, 8-9]

2.4 Rozdělení RF cívek

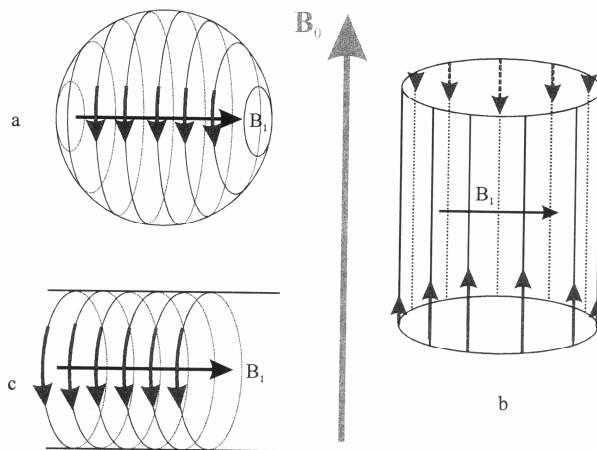
Existuje nepřeberné množství typů přijímacích i vysílacích cívek pro MR experimenty, v této kapitole bych chtěl stručně představit některé z nich. Ten typ, který bude mít relevanci k našemu návrhu, a významnější často používané cívky potom budou popsány podrobněji. V zásadě lze cívky rozdělit na objemové (většinou víceméně homogenní) a povrchové (heterogenní).

2.4.1 Objemové cívky

Homogenní pole může být nejjednodušeji tvořeno uniformním proudem tekoucím po sférickém, či válcovém povrchu, nebo kosinovým rozdělením proudů na válci v přímém směru, jak je naznačeno na obr. 2.1 b)

Podle směru vektoru \mathbf{B}_1 je možné cívky ještě rozdělit na axiální a transverzální. Kategorie cívek odpovídající konfiguraci podle Obr. 2.1 a), c) generuje magnetické pole paralelně k ose cívky je nazývána axiální konfigurací. Lze obecně říct, že tyto cívky mívají dobrou citlivost. Ale vzhledem ke směru základního pole u supravodivých a většiny rezistivních magnetů, je jejich největší nevýhodou přístupnost vnitřního prostoru. U transverzálních rezonátorů je ve většině současných tomografů velmi snadný přístup do dutiny, ale v porovnání s axiálními mají znatelně menší citlivost.

Pro nižší pole (frekvence) bude nevhodnější cívka solenoidového tvaru nebo sedlová cívka. zatímco pro vysoké frekvence bude použit „Single loop gap“ nebo rezonátor typu „Slotted tube“.

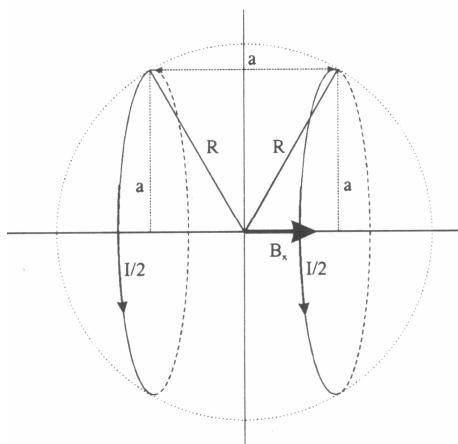


Obr. 2.1 Ideální distribuce proudu vytvářející homogenní magnetické pole ve vnitřním objemu cívky. Je třeba mít na vědomí, že pole je homogenní jen uvnitř objemu, na okrajích nikoliv. a) kruhové smyčky na sférickém povrchu c)kruhové smyčky na válcovém povrchu, b)na válci v přímém směru[8]

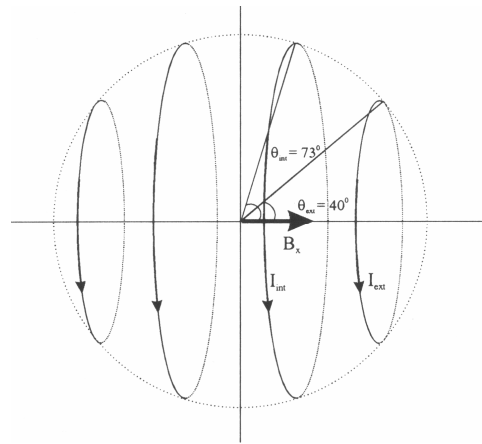
Axiální rezonátory

Helmholtzova konfigurace a čtyř-cívková konfigurace

Nejjednodušší aproximací sférické nebo válcové konstrukce k dosažení v jistém objemu homogenního pole, je Helmholtzova konfigurace. Je tvořena takzvaným Helmholtzovým párem dvou stejným proudem protékaných



Obr. 2.2 Helmholtzův pár[8]



Obr. 2.3 Čtyř-cívková konfigurace cívek[8]

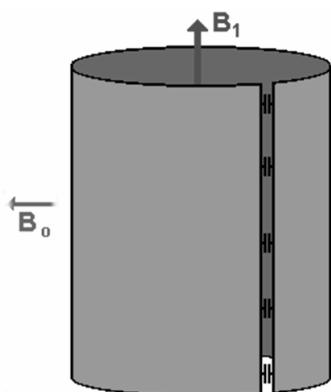
paralelních cívek (Obr. 2.2) Pro lepší citlivost a větší homogenní objem je možné pár cívek doplnit ještě druhým a vznikne nám tzv. čtyř-cívková konfigurace viz. (Obr. 2.3).

Loop gap

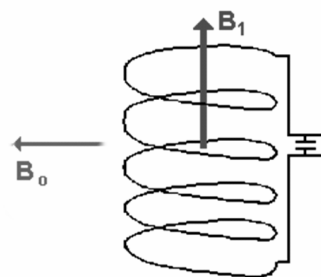
Jedná se o jednoduchý válec na jednom nebo více místech přerušeny mezerou. Ta zde hraje roli ladícího kondenzátoru. V případě potřeby je možné mezeru kondenzátorem doplnit. Tento typ rezonátorů je možné použít pro celou šířku rezonančních frekvencí MR. [4]

Solenoid

Se solenoidovým návrhem je možné dosáhnout nejlepší citlivosti pro NMR. Jednou nevýhodou je, jak již bylo výše zmíněno, směr magnetického pole, které vytváří. To, že osa rezonátoru je kolmá k základnímu magnetickému poli \mathbf{B}_0 , může způsobovat obtížný přístup do dutiny cívky a navíc to může způsobovat nehomogenitu pole \mathbf{B}_0 . Homogenitu lze vylepšit změnou vzdálenosti závitů. Tím



Obr. 2.4 Rezonátor typu loop gap[4]



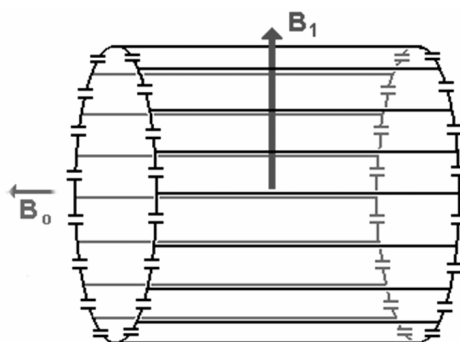
Obr. 2.5 Cívka tvaru solenoidu[4]

se však snižuje citlivost a mírně též naopak zvětšuje nehomogenita způsobená šroubovým vinutím cívky. Poslední nevýhodou tohoto řešení je indukčnost značně stoupající s rostoucími rozměry cívky. Tato cívka se dostává do rezonance sama o sobě. To způsobuje, že tato konfigurace je vhodná pro použití u malých vzorků nebo v nízkých polích. Aby bylo možné o něco zvětšit její rozměry je možné vodič rozdělit kondenzátory (segmentovat).

Transverzální rezonátory

Birdcage („ptačí klec“)

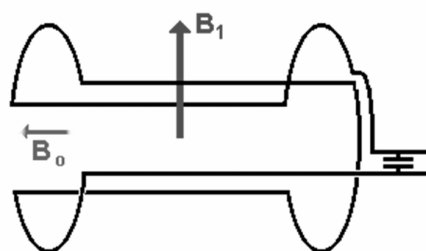
Při použití cívky typu Birdcage se dosahuje výborné homogenity a lze jej použít i pro vysoké frekvence. Jejich návrh a ladění však komplikovanější. Výhodou této koncepce je, že může být snadno buzena kvadraturně. Konstrukce je tvořena lineární sítí identických LC (RLC) obvodů spojených tak, že první je identický s posledním. Při excitaci se vlna šíří podél sítě a pro dané frekvenci se vlny konstruktivně kombinují a vytváří ustálený stav odpovídající rezonančním frekvencím sítě. V jistém případě takového stavu je dosaženo ideálního cosinového rozložení proudu. Zapojení takového rezonátoru může být tvořeno filtry typu horní propusti, dolní propusti, nebo i hybridní.



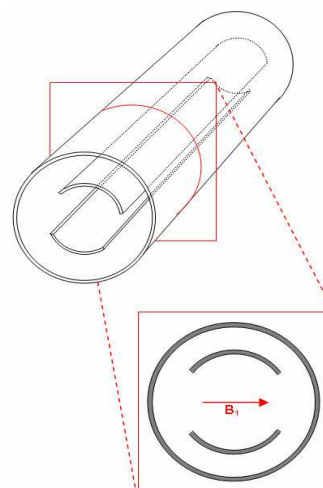
Obr. 2.6 Cívka typu ptačí klec ("Birdcage")

Sedlová cívka (Saddle shaped)

Sedlová cívka, je hrubou aproximací ideálního proudového rozložení pro tvorbu homogenního pole. Nicméně je jednoduchá a v omezeném objemu dostatečná a proto, je hojně používána pro RF i pro gradientové cívky.



Obr. 2.7 Sedlová cívka [5]



Obr. 2.8 Slotted tube[5]

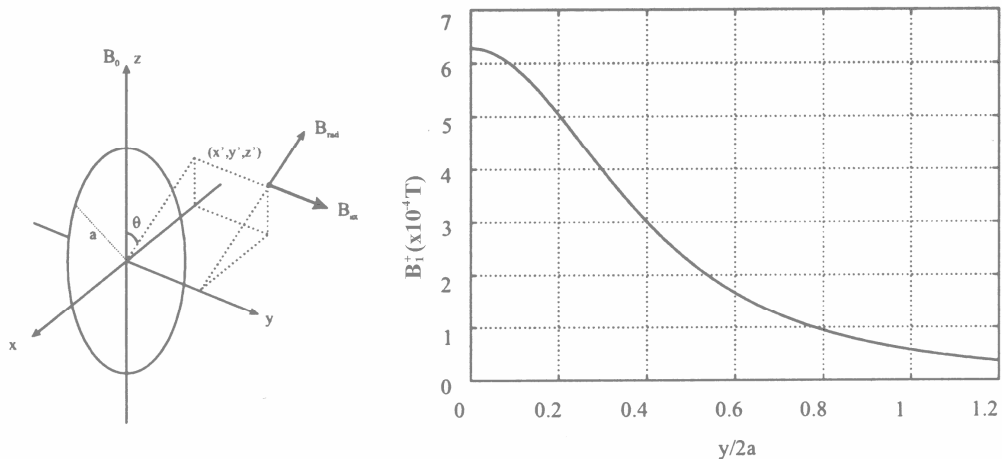
Slotted tube

Na frekvencích nad 100 MHz začínají být problémem rozměry a impedance vodiče. Například celková délka jedno závitové sedlové cívky pro deseti milimetrový vzorek je okolo 17 cm, což znamená při 300 MHz více než 1/6 vlnové délky. Navíc jak se zvyšuje impedance cívky, zvyšuje se i elektrické pole tvořící se ve vzorku, což vede k vyšším dielektrickým ztrátám a tím i k nežádoucímu ohřevu vzorku. Pro odstranění výše uvedených problémů je výhodné dlouhý měděný vodič nahradit tvarovanou měděnou folií. [8]

Slotted tube je v podstatě stíněné symetrické mikropáskové vedení vytvořené ze dvou sousedních vodičů. Na radiofrekvenčních a zejména pak na mikrovlnných frekvencích jsou tyto rezonátory mnohem efektivnější a současně jsou relativně jednoduché na výrobu.

2.5 Povrchové cívky

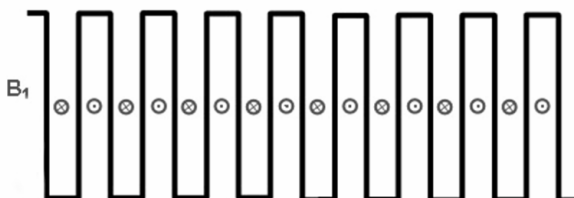
Základním rysem těchto cívek je nehomogenní pole s velkým poklesem intenzity v závislosti na vzdálenosti od roviny cívky. Režim, ve kterém se tyto cívky využívají, znamená téměř vždy vysoký faktor plnění (filling factor). Pozitivním efektem toho je redukce šumu. Pokud mapa citlivosti cívky pokryje pouze žádanou vyšetřovanou část vzorku není přijímán šum z jiných částí vzorku. Navíc malé lokální cívky mají i větší citlivost. Tedy v porovnání s velkou celo-tělovou bude mít malá lokální povrchová cívka mnohem lepší SNR. Druhým důvodem pro použití povrchových cívek je snadná lokalizace vyšetřovaného místa.



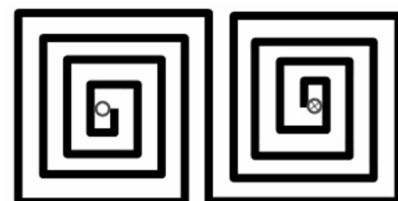
Obr. 2.9 Nejjednodušší forma povrchové cívky, kruhová cívka vpravo pak B_1 jako funkce polohy (s ohledem na průměr cívky) [8]

Povrchové cívky jsou převážně používány pouze jako přijímací. Odpadají tak starosti s nerovnoměrnou excitací různým sklápěcím úhlem, ale k excitaci se v některých případech používají, například na vyšších frekvencích pro snížení zátěže pacienta (vzorku) elektromagnetickým zářením [8].,

přes její jednoduchost je zejména na vyšších frekvencích často používána, ať již jako závit tvořený z tenkých pásků, nebo z dutých měděných trubiček.



Obr. 2.10 Cívka meandrového typu[4]



Obr. 2.11 Dvojitá spirálová cívka[4]

Při optimalizaci faktoru plnění se tvar cívky přizpůsobuje měřenému objektu. Tvar cívky může být prakticky libovolný, jako například u cívek na Obr. 2.10 a Obr. 2.11. U těchto cívek se zcela mění i směr pole B_1 (jistě komplikace mohou vznikat v oblasti, kde pole v daném směru prochází nulou a dále, že při zpracování se mění fáze). Takové cívky mohou mít i svá využitelná specifika, někdy se využívá změny fáze pro zmenšení efektivního průměru cívky tedy ke snížení penetrace.

Rezonátory typu butterfly



Obr. 2.12 Cívka typu butterfly více závitová [4] Obr. 2.13 Cívka typu butterfly s jedním závitěm [10]

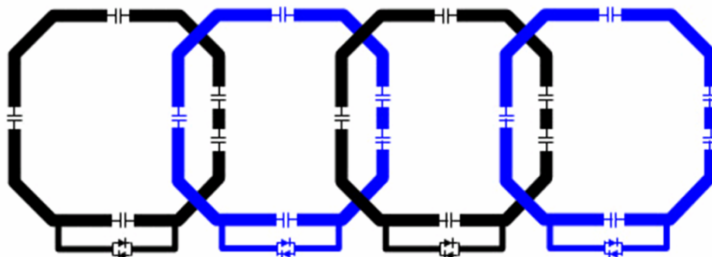
Jedná se v podstatě o dvě cívky s opačným polem B_1 . Přesněji řečeno rezonátory, ve kterých je povolen pouze opačný mód. Obvykle se pak využívá podélné složky B_1 pole této dvojice. Toho se využívá zejména u povrchových cívek v místech, kde základní B_0 pole vychází kolmo na povrchovou cívku.

2.5.1 Pole cívek (Phased arrays)

Povrchové cívky jsou místní senzory přijímající MR signál z omezeného objemu. Pro speciální účely, jako je zobrazování objektů s malou šířkou vůči ostatním rozměrům (např. páteř), byl vyvinut komplexní systém složený z více malých heterogenních cívek. Každá z cívek přijímá signál samostatně z malého regionu, celkově však pokrývají celou požadovanou oblast. Každá cívka má také svůj vlastní předzesilovač a vstupní kanál přijímače, to dělá celý systém poměrně nákladný. Konstrukce pole cívek však sebou nese i další obtíže, tou zásadní je vzájemná vazba mezi jednotlivými cívkami, druhou pak zpracování signálů a získání optimálního obrazu složením ze všech datových kanálů. Přínosem pak je zisk v SNR a možnost paralelního zobrazování a tím zkrácení akvizice.

Zajištění nezávislosti cívek (decoupling) lze provést několika různými způsoby, jež lze i kombinovat. Prvním relativně nejméně náročnou technikou je minimalizace vzájemné vazby polohou. Tady se nabízí dvě možné varianty, buď musí být cívky vzájemně umístěny v dostatečné vzdálenosti, tak aby se navzájem neovlivňovaly, nebo se používá minimalizace překryvem (Obr. 2.14). Cívky jsou umístěny tak, aby se příspěvky indukovaného napětí navzájem odčítali. Prakticky je toto testovatelné jednoduše vzájemným posuvem cívek a měřením, nicméně predikovat velikost překrytí analyticky je poněkud

komplikovanější, zejména pokud se bude jednat o více cívkový systém a při komplikovanějším tvaru cívek. [4]



Obr. 2.14 Čtyř-kanálový systém cívek s minimalizací vzájemné vazby překryvem. Pro snížení indukčnosti jsou cívky segmentované a dole opatřené pasivní ochranou. (rozlaďovacím obvodem)[5]

Na vysokých frekvencích, kde se začnou uplatňovat i kapacitní vazby, se stává jev ještě komplikovanější. Další někdy využívanou metodou k minimalizaci vzájemné vazby je stínění (obvykle doplňuje decouplingem mezerou gap). Okolo závitů cívků je v určité vzdálenosti ještě vytvořen vhodný stínící závit, který je uzemněn. Podobně může být řešeno i aktivní stínění. Poslední a také často využívanou metodou je decoupling pomocí kapacitních a induktivních prvků. [4]

2.6 Výpočet homogenity a mapy pole B1

Intenzita signálu indukovaného MR signálu je přímo úměrná velikosti vektoru magnetizace \mathbf{M} v rovině xy (teda \mathbf{M}_{xy}). Ten je sklápěn RF impulzem, tak že se odchýlí od osy z (směr základního pole \mathbf{B}_0) o úhel α (takzvaný sklápěcí úhel), pro který platí:

$$\alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot \tau \quad (32)$$

Kde γ je gyromagnetický poměr, τ je doba trvání RF impulzu. Z toho vyplývá, že velikost sklápěcího úhlu je přímo úměrná indukci magnetického pole B_1 .

$$M_{xy} = M_0 \cdot \sin(\alpha) \quad (33)$$

$$\frac{M_{xy}}{M_0} = \sin(\alpha) \quad (34)$$

Vektor magnetizace M_0 je přímo úměrný amplitudě signálu při 90° sklápěcím úhlu. M je přímo úměrné amplitudě signálu M_0 . Z toho je možné vypočítat α podle vzorce:

$$\alpha = \arcsin\left(\frac{M_{xy}}{M_0}\right) \quad (35)$$

Jenže základním předpokladem tohoto výpočtu je, že máme přesně kalibrovaný sklápěcí úhel.

Podle [11] lze pro výpočet lokálního sklápěcího úhlu, resp. mapy B_1 , použít dvou akvizicí zobrazovacích sekvencí gradientového echa. Metoda byla aplikována do aplikace v programu Matlab. Aplikace nám byla dána k dispozici na otestování na ÚPT, AV.

Myšlenka této metody vychází z rovnice (33) vlastnosti goniometrických funkcí (37) tedy, že:

$$\sin(2\alpha) = 2 \cos(\alpha) \cdot \sin(\alpha) \quad (36)$$

použijeme tedy

$$M_{xy1} = M_0 \sin(\alpha) \quad (37)$$

a

$$M_{xy2} = M_0 \sin(2\alpha) \quad (38)$$

z toho poměr:

$$\frac{M_{xy2}}{M_{xy1}} = \left(\frac{2 \cos(\alpha) \sin(\alpha)}{\sin(\alpha)} \right) \quad (39)$$

a z toho vyplývá rovnice pro sklápěcí úhel

$$\alpha = \arccos\left(\frac{M_{xy2}}{M_{xy1}}\right) \quad (40)$$

tedy ze dvou měření se sklápěcím úhlem α a 2α . Metoda funguje pro $30^\circ < \alpha < 60^\circ$ [11]. Metoda není vhodná pro výpočet z dat naměřených zobrazovacími sekvencemi na bázi spinového echa. Důvodem je, že nehomogenita pole B_1 má vliv nejen na sklápěcí úhel alfa, ale i na refokusační 180stupňový puls, což není zde uvažováno.

Existuje větší množství metod pro získání mapy B_1 resp. sklápěcího úhlu, ty jsou v článku [11] také popsány

3 VLASTNÍ ŘEŠENÍ RF CÍVEK

3.1 Výběr typu cívky

Konstruovaná cívka je navrhována pro experimentální NMR systém s indukci základního magnetického pole 4,7 T provozovaným na Ústavu přístrojové techniky Akademie Věd. Cívka má sloužit pro zobrazování pomocí jader vodíku, tomu na 4,7 T odpovídá rezonanční frekvence cca 200 MHz. Pole tomografu je orientováno jako u většiny supravodivých tomografů. Pole je generováno řadou souosých kruhových smyček, supravodivých cívek paralelně k ose dutiny. Maximální průměr vzorku je sice až 60 mm, nicméně nová navrhovaná cívka je určena pro menší vzorky. Má mít průměr 30 mm a délku 35 mm.

Vzhledem ke geometrickým dispozicím, přístupnosti dutiny cívek a symetrie cívek vůči B_0 a dutině tomografu. je nevhodnější použít cívky s polem kolmým k ose cívky.

Krom geometrie je při návrhu nutné brát v úvahu zejména citlivost, homogenitu, geometrickou složitost návrhu, složitost výroby a obtížnost ladění.

Z pohledu homogenity a citlivosti by byla ideální cívka typu Birdcage horší, Slotted tube a nejhorší homogenitu pak mají cívky sedlového typu.

Konstrukční řešení birdcage cívky by vzhledem k geometrické složitosti a velikost bylo velmi komplikované. Konstrukce slotted tube nebo sedlové cívky je výrazně jednodušší.

Pro ladění by stejně jako u předchozích dvou parametrů bylo jednodušší u Slotted tube a Sedlové cívky, zatím co u birdcage by to bylo poměrně obtížné. Jedním z požadavků byla možnost cívku rozpúlit, či otevřít, což by mělo usnadnit vkládání vzorku do cívky.

Nakonec bylo rozhodnuto navrhnout a vyrobit mechanicky jednodušší typ cívky, ovšem s rozměry optimalizovanými pro účel použití.

Z hlediska citlivosti i homogenity měly slotted tube i sedlová cívka relativně stejné předpoklady, oba typy cívek jsou poměrně jednoduché mechanické konstrukce proto, jsme se rozhodli otestovat oba typy cívek.

Tab. 1 Výhody a nevýhody jednotlivých vhodných typů cívek

Birdcage	Vysoká homogenita Dobrá citlivost	Komplikovaný návrh, ladění a výroba
Slotted tube	Snadnější návrh, ladění výroba	Nižší homogenita, citlivost
Sedlová cívka	Snadnější návrh, ladění výroba	Nižší homogenita, citlivost

3.1.1 Sedlová cívka

Vzhledem k citlivosti i homogenitě je podle [8] nejvhodnější rozmístění vodičů symetricky na válci pokrývající měřený objem. Délka cívky by měla mírně přesahovat zobrazovaný objem (kvůli homogenitě B_1). Z hlediska citlivosti by měla cívka co nejtěsněji obepínat měřený objekt, avšak homogenita pole B_1 roste směrem dovnitř válce (tedy se vzorkem zmenšujícím se vůči cívce)[12].

3.1.2 "Slotted tube" cívka

Původní design slotted tube je v podstatě stíněné symetrické mikropáskové vedení. V našich experimentech bylo odstraněno stínění. Domnívám se, že by to nemuselo mít zásadní vliv na funkci cívky. Protože bych chtěl, aby vlastní konstrukce byla co nejjednodušší (z časových i finančních důvodů), pokusím se vliv vnějšího tubusu simulovat pomocí metody konečných prvků. Jelikož byl návrh modifikován bude dále tato modifikovaná varianta nazývána mikropásková cívka.

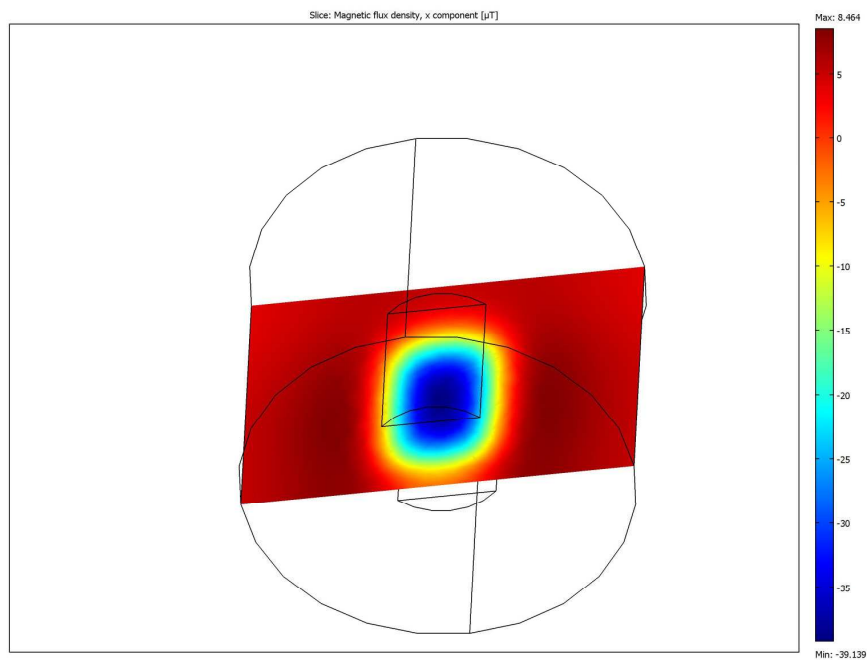
3.2 Analýza pomocí metody konečných prvků

V následujícím kroku se s pomocí programu Comsol Multiphysics (Comsol AB, Stockholm, Švédsko) vypočítalo pole navrhovaných cívek metodou konečných prvků. Současně bychom za pomocí modelu v Comsolu chtěli optimalizovat rozměry (délku, průměr i tvar) vzhledem na homogenitu pole a citlivost.

Prakticky byly simulovány tři modely: cívky typu slotted tube, sedlová cívka a model vycházející z cívky slotted tube zde nazývaný jako páskový, či mikropáskový. Během testování experimentálně jsme ověřili minimální velikost prostoru ve kterém jsou prováděny analýzy, poměr velikosti cívky a objemu ohraničující simulaci (subdomain). Abychom zajistili srovnatelnost analýz mezi sebou volíme vždy stejnou velikost výpočetního prostoru i stejné hraniční podmínky. Prostor je ohraničený válcem o průměru 70mm a délce 70mm. Hranice jsou magneticky izolující uzemněné vodivé plochy (boundary settings). Pro hustotu sítě bylo použito automatické nastavení s hodnotou "normální" hustota.

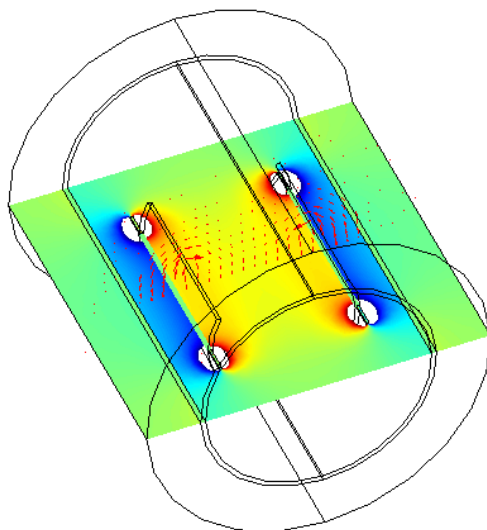
3.2.1 Sedlová cívka

Pro výpočet pole B_1 sedlové cívky bylo použito zjednodušeného modelu tvořeného z nekonečně tenkých vodičů symetricky rozložených podélně na válci o průměru cca 28.3mm (na hranách kvádrů o čtvercové podstavě 20mm x 20mm) doplněných čtvrt kružnicí spojující dva z nich mezi sebou na hraně válce, viz. obr. (níže). Zmíněné hrany jsou protékány proudem 1 A.



Obr. 3.1 Model sedlové cívky analyzované programem Comsol. Mapa pole v koronární rovině

3.2.2 Slotted tube cívka



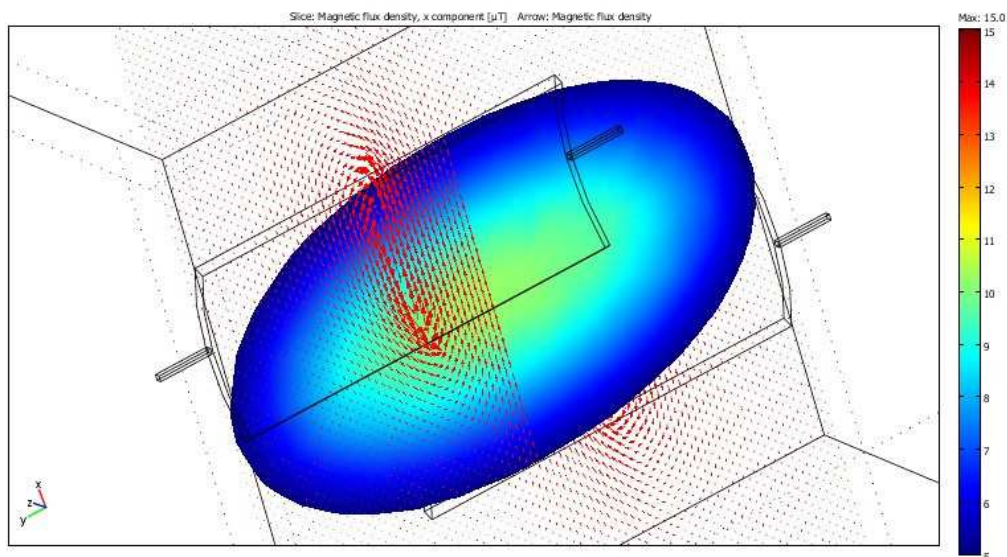
Obr. 3.2 Model cívky typu slotted tube analyzované programem Comsol. Mapa pole v sagitální rovině . Šípky v transverzální rovině zobrazují vektor pole v daném místě

Model cívky typu slotted tube sestává z měděného pásu šířky 1,6mm resp. 3,2mm, délky 35mm a tloušťku jsme volili 1mm. Stínící tubus představuje válec o průměru 47mm a délce 70mm a tloušťka je

volena větší ne zcela reálně, ale stále je vzhledem ostatním rozměrům zanedbatelná. Na 200MHz je hloubka vniku řádově mikrometry a vlna bude šířit převážně po povrchu, takže tloušťka by neměla mít zásadní vliv na výpočet pole. Má však vliv na hustotu sítě, čím menší struktura, tím hustější síť a delší výpočet.

3.2.3 Mikropásková cívka

Tento design je shodný se slotted tube, jen byl odstraněn stínící tubus, čímž se zvýšilo vyzařování do okolí. Ale to by však u experimentálního stroje nemuselo tolik vadit. Samozřejmě se tím změnil i způsob šíření signálu. Vzhledem k poměru velikosti cívky vůči délce vlny se zde však ještě zcela neprojeví vlnové vlastnosti elektromagnetického pole. Měnit se tu bude tvar pole, což by se mohlo projevit na homogenitě i na citlivosti.



Obr. 3.3 Model páskové cívky analyzované programem Comsol. Mapa pole v koronární rovině. Šipky v transverzální rovině zobrazují vektor pole v daném místě

Z nasimulovaných dat byla pro všechny cívky vypočítána střední hodnota generovaného pole B_1 i jeho homogenita (při proudu cívkou 1A na frekvenci 200MHz).

Tab. 2 Homogenita i citlivost byly analyzovány v třech různých válcových objemech.

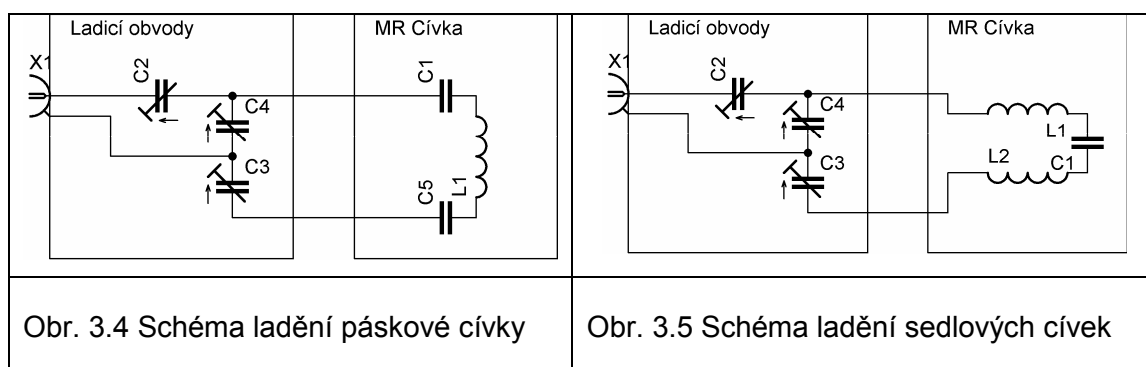
Rozměry	φ20mmx10mm		φ22mmx24mm		φ26mmx30mm	
	$100 \cdot (E(B)/E(\Delta B))$	$E(S)$ [μT]	$100 \cdot (E(B)/E(\Delta B))$ [%]	$E(B)$ [μT]	$100 \cdot (E(B)/E(\Delta B))$ [%]	$E(B)$ [μT]
Slotted t.	17,6	6,4	21,8	6,4	32,7	6,3
Pásková	13,2	9,0	16,4	9,0	24,8	8,9
Sedlová	26,9	38,8	34,6	38,6	64,3	39,9

Z vypočtených hodnot je patrné, že z představených modelů cívek má nejlepší homogenitu model páskové cívky, citlivost pak vyšla mnohem lepší u cívky sedlové, nejhůř pak dopadla cívka typu slotted tube, je však pravděpodobné, že rozměry stínícího tubusu nebyly voleny zcela optimálně.

Pro porovnání s naměřenými daty, která jsou v tomto případě jen dvoj rozměrná, byla vypočtena homogenita i citlivosti v jednotlivých, rovinách odpovídajících režům naměřeným pomocí MR. Jelikož však z naměřených dat nemůžeme sklápěcí úhel α spolehlivě určit, není toto porovnání možné. Tabulku s vypočtenými hodnotami lze nalézt v přílohách.

3.3 Realizace cívek

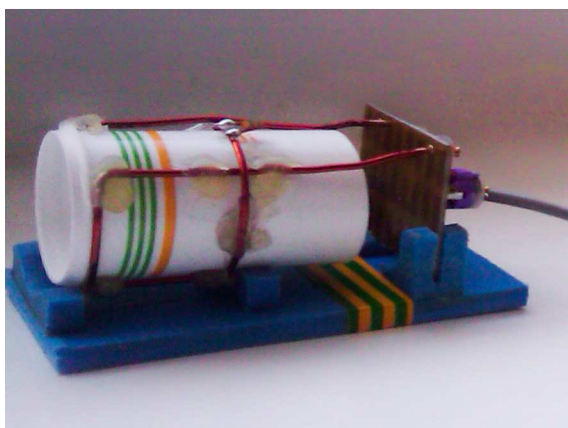
Nakonec byly vyrobeny tři cívky. Dvě sedlové a jedna modifikovaná slotted tube, tedy mikropásková cívka. První navinutou a testovanou cívkou měla být sedlová cívka. Bohužel napoprvé byla navinuta nesprávně s opačnou polaritou druhé větve tudíž, jako gradientní. Chyba byla nakonec objevena až po vyladění, při testování v tomografu. Cívka generovala největší pole u okrajů, ve středu cívky bylo pole nulové. Po tomto zjištění byla navinuta cívka znovu, tentokrát již správně.



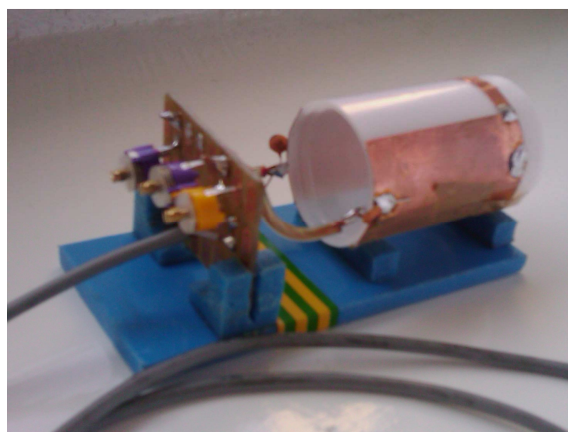
Ladicí elektronika s proměnnými kondenzátory byla pro všechny cívky použita stejná vyrobená na univerzálním desce plošných spojů. Schéma ladění je na Obr.3.4 a 3.5, pevné kondenzátory v sérii s vedením zůstávají na cívkách. Při ladění cívek se ukázalo, jak důležitá je stabilní konstrukce. Při pohybu přívodních vodičů docházelo k velkému posunu frekvencí (až o 6°MHz). Stejně tak docházelo k velkému rozladování po vložení měřeného vzorku. K posuvu frekvence tu dochází vlivem zatížení rezonančního obvodu, změnou indukčnosti(jádra cívky), kapacity (změnou dielektrika).

Sedlová cívka

Konstrukce sedlové cívky byla poměrně jednoduchá. Byla navinuta jen jedním závitem z drátu o průměru 1,5 mm na plastový válec o průměru 28 mm. Ukázalo se to jako vhodné řešení. Už jeden závit cívky má sám o sobě velkou indukčnost a vzhledem k zamýšlenému ladění v paralelní rezonanci by větší počet závitů by mohl být tímto způsobem nevyjaditelný. Při ladění se tato domněnka ukázala jako správná a muselo dojít k segmentaci cívky (rozdělení cívky v polovině kondenzátorem) a ladění cívky do sérioparalelního rezonančního obvodu. Jako nosný válec cívky bylo použito přiměřeně zkrácené pouzdro od šumivých tablet. Cívka byla přichycena k válci pomocí teplem taveného plastu. Konstrukce držící cívku a desku plošného spoje pro ladění .



Obr. 3.6 Sedlová cívka (fotografie)



Obr. 3.7 Pásková cívka (fotografie)

3.3.1 Mikropásková cívka

Třetí (druhou funkční) vyrobenou cívku byla mikropásková cívka, vycházející z cívky typu slotted tube. V našem případě se jednalo o konstrukci nejjednodušší. Na plastový válec o průměru 31 mm a délce 40 mm (zkrácené plastové pouzdro na kinofilmy) byla navinuta teflonová folie s nalepenou samolepicí měděnou fólií délky 3,5 cm, šířky 1,9 mm a tloušťky $35\ \mu\text{m}$. Konstrukce držící cívku a desku plošného spoje pro ladění je totožná s tou pro sedlovou cívku.

3.4 Ověřovací MRI experimenty realizovaných cívek

Jako zkušební vzorek umístěný do pracovního prostoru tomografu byla použita injekční stříkačka naplněná vodou. Pro každou cívku byla naměřena data odpovídající sklápěcím úhlům 90° , 60° a 30° ve všech základních řezech (sagitální koronární i transverzální). Viz. Obr. 3.8, Obr.3.9 a Obr. 3.10.

V programu Marevisi 8.2 (Jana a Zenon Starčukovi a Piotr Kozlowski, NRC CNRC, Winnipeg, Manitoba, Canada ve spolupráci s UPT AV Brno) byly všechny obrazy rekonstruovány pomocí 2D Fourierovi transformace a uloženy jako matice čísel. Vypočtená čísla odpovídají amplitudě signálu získaného z jednotlivých voxelů v matici 256×256 s tloušťkou řezu cca 2 mm.

Data byla dále zpracovávána v Programu Matlab (Mathworks, Natic MA, USA) Aplikace poskytnutá na UPT AV používá pro výpočet B_1 metodu popsanou vzorci (36)-(40). Bohužel, jak již bylo zmíněno výše, ta je určena pro výpočet z dat naměřených pomocí zobrazovací sekvence gradientového echa. Obrazy naměřené pomocí spinového echa jsme sice takto také zpracovaly, nicméně s nejistou výpovědní hodnotou. proto jsou uvedeny jen v příloze.

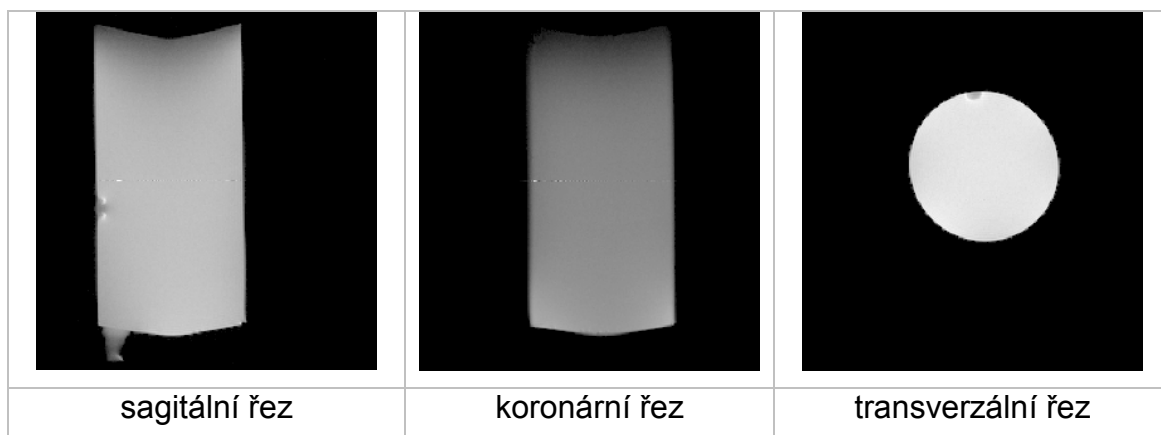
Pro úplnost však zde bude popsána i funkce této aplikace. Po spuštění si aplikace pro výpočet mapy B_1 vyžádá naměřená data v pořadí 60° , 30° a 90° . Zadá větší a následně menší úhel. Pro devadesáti-stupňový sklápěcí úhel se

v matici, vytvořené programem Marevisi, nalezne maximum. Obraz pro tento úhel se bere jako referenční a vykreslí se do tabulky obrázků na první řádek do prvního sloupce. Další matice pro šedesáti a třiceti stupňový sklápěcí úhel se přepočtou na mapu α podle vzorce (35), kde jako referenční M_0 použije max. hodnota z matice vypočtené pro 90° sklápěcí úhel. Vytvoří se z nich obrazy a přidají to tabulky na první řádek, druhý sloupec a na druhý řádek, první sloupec. V prvním obrázku jsou na barevné škále zobrazeny reálné hodnoty. Pro další obrázky jsou hodnoty vztaženy k této první. Škála je v rozmezí nula až jedna. Hodnota je dána poměrem referenční a aktuální hodnoty.

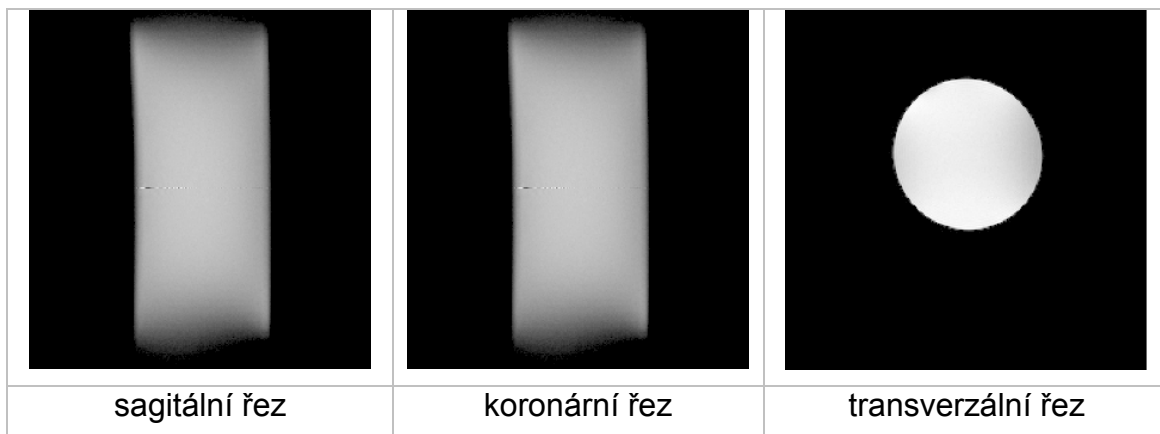
Na posledním obrázku je mapa B_1 , vypočítaná podle zmiňované metody dvojnásobného úhlu. Získaná mapa však neposkytuje příliš dobré informace, to také mohlo být způsobeno větším množstvím šumu. Metoda používá poměr signálu ze dvou měření, vzhledem k podstatě MR signálu, může docházet k velký artefaktům v místě, kde není vzorek homogenní, resp. kde není vzorek vůbec. (K výpočtu homogenity je potřeba vybrat pouze oblast s homogenním vzorkem)

3.4.1 Porovnání naměřených MR obrazů

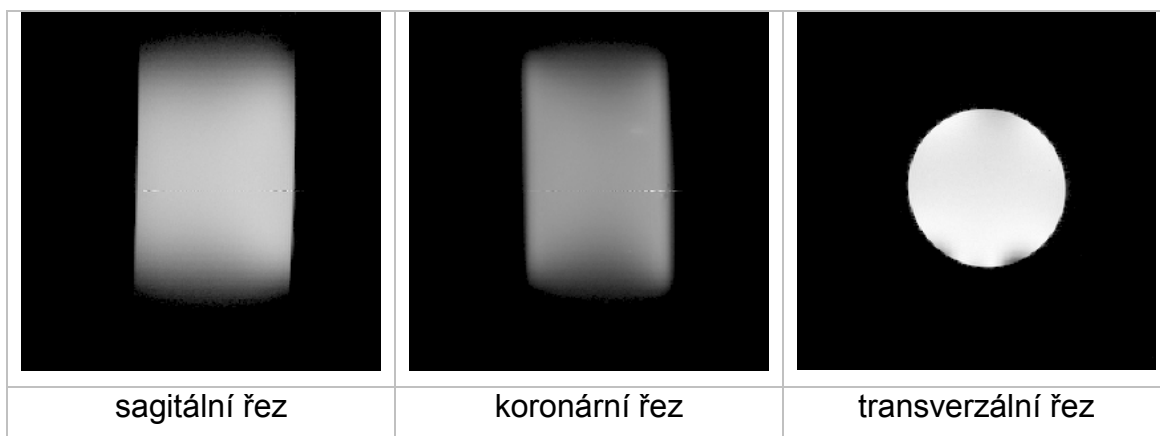
Z výše uvedených důvodu zde není porovnávána homogenita pole, ale pouze homogenita obrazu, která však jistým způsobem koresponduje. Obrazy byly zrekonstruovány pomocí 2D Fourierovi transformace programem Marevisi. V některých obrazech se objevuje u okraje tmavý artefakt. Jedná se o vzduchovou bublinu na stěně injekční stříkačky.



Obr. 3.8 MR obrazy naměřené v zkonstruované páskové cívice metodou spinového echa, $\alpha=90^\circ$, FOV 50 mmx50 mm,



Obr. 3.9 MR obrazy naměřené metodou spinového echa, $\alpha=90^\circ$, za pomoci navržené a realizované sedlové cívky, FOV 50 mmx50 mm



Obr. 3.10 MR obrazy naměřené metodou spinového echa $\alpha=90^\circ$, FOV 50 mmx50 mm, přijímací sedlová cívka byla z inventáře SAV

Tab. 3 Porovnání homogenity MR obrazu, vypočtené z naměřených obrazů při použití homogenního fantomu. V transverzální sagitální a koronární rovině, u vyrobených cívek (pásková, sedlová a cívka vyrobená UPT).

TRANS.	Plocha [mm ²]	E(S)	E(Δ s)	100*(E(S)/E(Δ s)) [%]
pásková	276,8	37288,9	1351,3	3,6
sedlová	285,8	186199,0	19872,8	10,7
sedlová UPT	271,8	92703,4	6317,9	6,8
SAG.	[mm ²]	E(S)	E(Δ s)]	100*(E(S)/E(Δ s)) [%]
pásková	363,2	36987,0	1703,8	4,6
sedlová	369,6	73186,4	6407,3	8,8
sedlová UPT	408,4	106956,0	19115,2	17,9
KOR.	[mm ²]	E(S)	E(Δ s)	100*(E(S)/E(Δ s)) [%]
pásková	360,5	31836,2	2682,5	8,4
sedlová	301,4	82395,8	7161,4	8,7
sedlová UPT	360,5	58304,3	10199,5	17,5

V tab. 3 jsou pro porovnání přehledně uvedeny hodnoty E(S) - tedy střední hodnota signálu v obraze, E(Δ s) střední odchylky v S a nakonec poměru střední hodnoty a střední odchylky vyjádřené v procentech (tedy homogenita). Aby bylo zamezeno zkreslení výsledků vlivem vzduchové bubliny a vlivem susceptibilitního efektu na okraji vzorku byla oblast zájmu vybírána ručně (v programu Marevisi). Také z toho důvodu je zde uvedena plocha, na které byla statistika provedena.

4 ZÁVĚR

Cílem práce bylo navrhnout a sestavit vysokofrekvenční, přijímací/vysílací cívku pro MR systém 4,7 T 200 MHz. Cívka by měla mít rozměry do průměru 30mm a délky 35mm. A následným úkolem bylo vypočítat její homogenitu.

Byly vybrány dva typy cívek. Sedlová cívka a Slotted tube. U každé byl v programu Comsol Multiphysics vytvořen a analyzován model. Byla provedena úprava s cílem zjednodušení konstrukce cívky. Odstraněním stínícího tubusu u cívky typu slotted tube bylo paradoxně dosaženo lepších parametrů než u cívky původní. To by mohlo být způsobeno nevhodným návrhem rozměrů slotted tube. Na vlastnosti cívky bude mít vliv i průměr stínícího tubusu atd. ten nebyl optimalizován. Modifikovaná slotted tube je zde nazývána jako mikropásková resp. pásková cívka. Podle analýzy modelů má pásková cívka, nejlepší homogenitu, jen o něco málo lepší nežli cívka typu slotted tube, nejhorší homogenita vyšla u cívky sedlového tvaru. Naopak z hlediska citlivosti se jeví výrazně lépe cívka sedlová, pásková cívka by má mnohem menší citlivost, slotted tube je pak ještě i něco málo horší.

Po analyzování výsledků simulací byly zkonstruovány pásková i sedlová cívka. Při konstrukci byla pro každou cívku z důvodu mechanické pevnosti vyrobena kostra z PE. Sedlová a byla navinuta přímo na PE válec. U páskové cívky byl měděný pásek přilepen na teflonovou folii, která byla nakonec ovinuta okolo nosného PE válce. S cívkami proběhly MR experimenty. Metodou spinového echa byly získány obrazy homogenního válcového vzorku s FOV 50x50mm. Z naměřených obrazů měla být vypočítána homogenita podle [11] Tato metoda je určena pro data naměřená metodou gradientového echa, proto výsledky takto vypočítané nelze považovat za relevantní. Z časových důvodů nebyly provedeny nové MR experimenty metodou gradientového echa, ze kterých by homogenitu B_1 bylo možné touto metodou vypočítat. Nakonec byla z MR obrazů alespoň vypočítána homogenita obrazu. Ta vyšla nejlépe také u páskové cívky, citlivost u sedlové. Parametry vyrobených cívek jsou porovnatelné s vlastnostmi cívky vyrobené na UPT AV, zejména vzhledem k tomu, že každá byla vyrobena pro jiný účel a mají tedy různé rozměry a jiný tvar a velikost zobrazitelné oblasti.

Kvůli konstrukčním a časovým možnostem nebyla žádná z cívek vyrobena zcela optimálně. Pro sedlovou cívku byly použity relativně tenké vodiče. Avšak ani při použití silnějších by, kvůli skin efektu nebylo dosaženo výrazně lepších výsledků. Naopak by se dalo pravděpodobně výrazně získat použitím vf lanka, či trubičky většího průměru, výroba by byla však složitější. U páskové cívky by se dala optimalizovat šířka pásku, případně by bylo možné v reálných měřeních otestovat vliv stínícího tubusu. Rozměry by však bylo lepší předem optimalizovat na modelu. Zlepšit by se možná dalo i provedení propojení mezi pásky i vývodů cívky. Zvětšení tloušťky pásků by, kvůli skin efektu, nemělo mít zásadní vliv.

Citlivost cívky by se pravděpodobně dala zlepšit i použitím, speciálních vysoko kvalitních kondenzátorů pro ladění. Ty jsou však mnohonásobně dražší než použité součástky. Výhodné by také mohlo být použití automatického doladování přímo v tomografu.

LITERATURA

- [1] BELIS, M. *Magnetic Resonance Imaging MRI*. 2011 [cit. 5.3. 2011]; Dostupné na: <http://inventors.about.com/od/mstartinventions/a/MRI.htm>.
- [2] WEIS, J. and BOŘUTA, P., *Úvod do magnetickej rezonancie*, Bratislava: Goen s.r.o. 1998
- [3] WEBB, A.R., *Introduction to Biomedical Imaging*, Hoboken, New Jersey: Wiley, 2003
- [4] VOJTÍŠEK, L., *Zobrazování plic pomocí NMR a hyperpolarizovaného helia – návrh a optimalizace čtyřkanálového systému vysokofrekvenčních cívek*, Ústav Merania, SAV Bratislava 2009
- [5] HORNAK, J. *The Basics of MRI*. 2011 [cit. 10.5. 2011]; Dostupné na: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>.
- [6] VLAARDINGERBROEK, M.T. and BOER, J.A.D., *Magnetic resonance imaging : theory and practice*. 3rd ed Berlin ; New York: Springer, 2003
- [7] MAJDIŠOVÁ, Z., *Analýza možností využitia NMR na meranie a zobrazovanie magnetických vlastností nanočastíc*, Ústav Merania, SAV Bratislava, 2007
- [8] MISPELTER, J., LUPU, M., and BRIGUET, A., *NMR Probeheads for Biophysical and Biomedical Experiments* London: Imperial College Press, 006
- [9] JIN, J.-M., *Electromagnetic Analysis and Design in Magnetic Resonance Imaging* Boca Raton, Florida: CRC Press series in Biomedical Engineering. 1998
- [10] ACKERT-BICKNELL, C.L., SALISBURY, J.L., HOROWITZ, M., et al., A chromosomal inversion within a quantitative trait locus has a major effect on adipogenesis and osteoblastogenesis. *Ann N Y Acad Sci*, 1116: p. 291-305, 2007.
- [11] SHULTZ, K. *Methods for Mapping B1 Transmit fields*. 2007 [cit. 24.5. 2011]; Dostupné na: <http://www-mrsrl.stanford.edu/studygroup/2/Files/b1mapping.pdf>.
- [12] WEIS, J., ANDRIS, P., FROLLO, I., et al., A simple method for mapping the B1 field distribution of linear RF coils. *MAGMA*, 18(6): p. 283-7, 2005.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

f	frekvence
f_0	rezonanční frekvence
f_{ref}	frekvence standartu čistého prvku
f_v	frekvence jádra vázaného
h	Planckova konstanta ($h = 6,626 \cdot 10^{-34}$ Js)
$I(x,y)$	intenzita v bodě (x,y)
k	Boltzmanova konstanta ($k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ J/K)
m	elementární magnetický moment atomu nebo molekuly
n	počet závitů cívky
r	rezistence
r_E	elektrické ztráty zejména ve vzorku
r_M	rezistence způsobená indukcí s okolím a s měřeným vzorkem
r_Ω	ztráty Jouleovým teplem
B	indukce magnetického pole
B_0	magnituda indukce základního stacionárního magnetického pole tomografu
B₀	Vektor magnetické indukce základního pole tomografu
B₁	Vysokofrekvenční excitační magnetické pole generované RF cívkou
C_d	kapacita
C	Curieho konstanta
E	absorbovaná energie (pod obr 1.3.
G_x, G_y, G_z	gradient magnetického pole v směru osy x a ve směru osy z
H, H	intenzita magnetického pole
L	vlastní indukčnost cívky
M	vektor magnetizace
M_x, M_y, M_z	složky magnetizace
N	počet atomů nebo počet jader
R_1	podélná relaxační rychlost
R_2	transverzální relaxační rychlost
R_M	koeficient daný tvarem cívky
R_{PQ}	vzdálenost mezi body P a Q

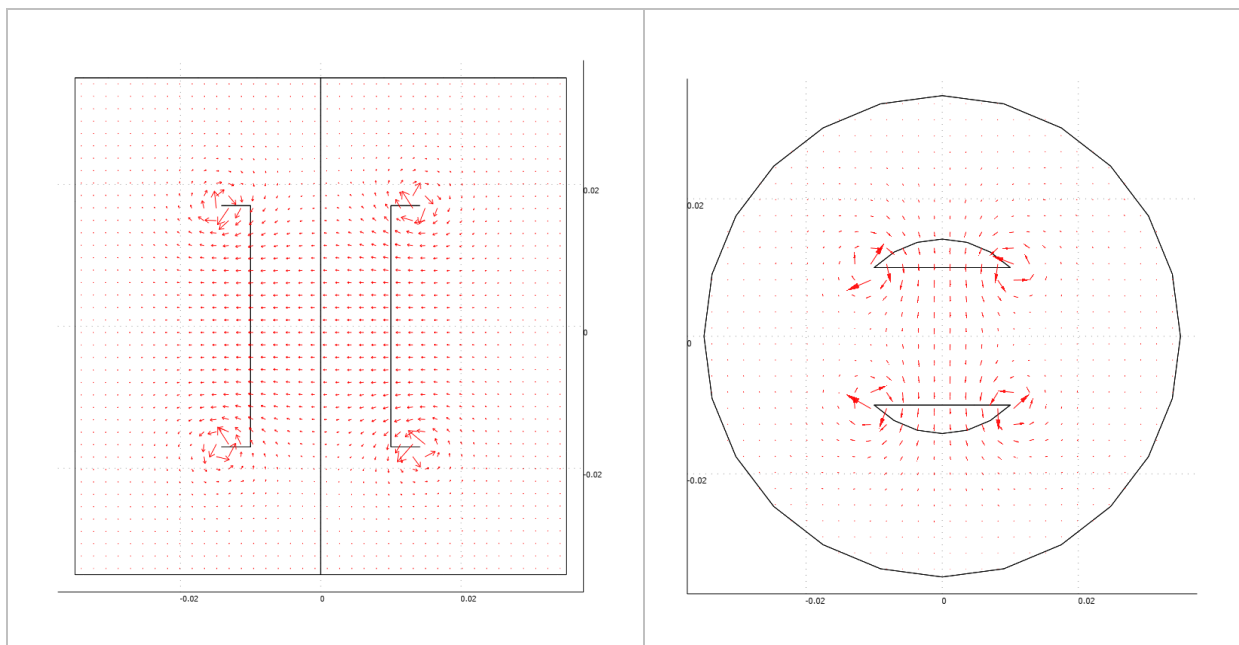
$S(t_n)$	signál získaný v čase t_n
T	teplota vyšší než Curieho teplota
T_1	spin-mřížkový relaxační čas
T_2	spin-spinový relaxační čas
T_2^*	zdánlivá relaxační konstanta
T_C	Curieho teplota
$\delta_e(t)$	u vzorce '0.25
δH_Q	vektor intenzity magnetického pole
δV	objemovým elementem napětí
∇	operátor nabla
σ	Velikost lokální změny magnetického pole
γ	gyromagnetický poměr (pro vodík $\gamma = 42,58$ MHz/T)
ΔE	energetický rozdíl mezi dvěma energetickými úrovněmi
μ	protonový magnetický moment
μ_{orb}	orbitální magnetický moment elektronu
$\mu_{s,z}$	spinový magnetický moment elektronu
μ_z	složka magnetického momentu protonu
$\rho(x,y)$	protonová hustota v bodě (x,y)
χ	magnetická susceptibilita
ω	úhlová frekvence nebo též frekvence precese
GE	gradientní-echo
IR	inversion recovery
MR	magnetická rezonance
MD	magnetický dipól
RF	z anglického Radio-Frequency (radio-frekvenční nebo také vysokofrekvenční)
SE	spinové-echo
TE	time echo (echo čas)
TR	time repetition (čas opakování)
VF	vysokofrekvenční
FID	free induction decay – (signál volné odezvy)
MRI	magnetic resonance imaging (zobrazování pomocí magnetické rezonance)
NMR	nuclear magnetic resonance (nukleární magnetická rezonance)
SNR	signal to noise ratio

SEZNAM PŘÍLOH

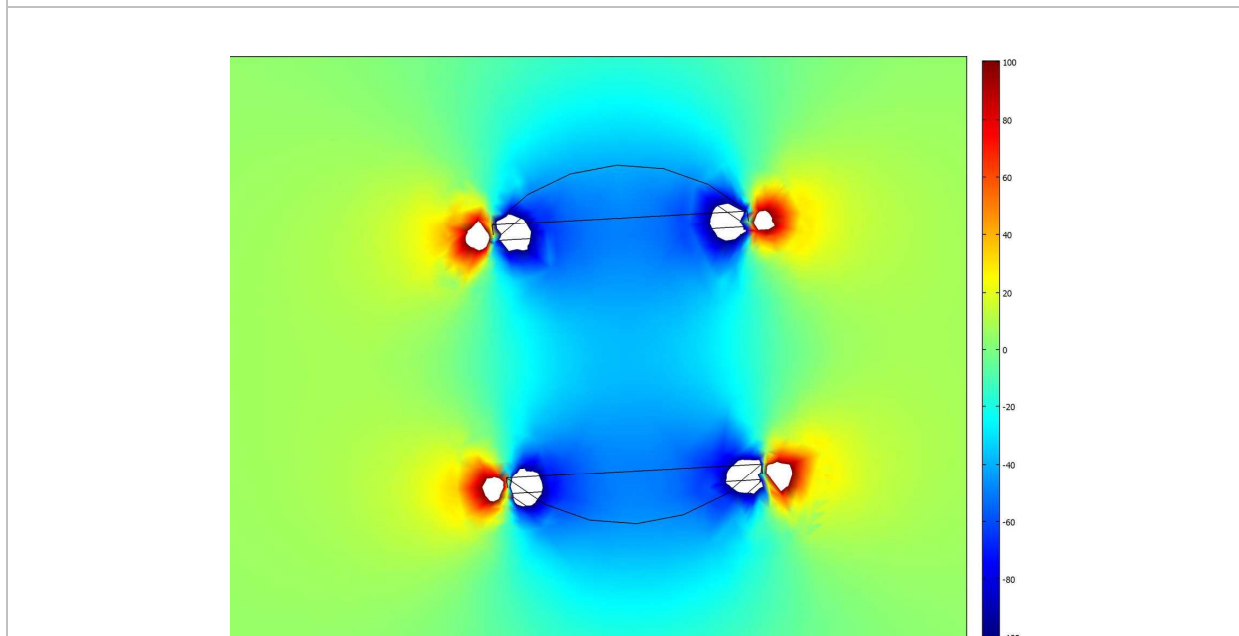
A	Obrázky vypočítaného elektromagnetického pole v prostředí Comsol Multiphysics	37
A.1	Sedlová cívka	37
A.2	Pásková cívka.....	38
A.3	Slotted tube	39
A.4	Mapy magnetického pole všech analyzovaných cívek v jednotlivých řezech	40
A.5	v jednotlivých rovinnách vypočtená homogenita.....	42
B	Realizace cívek	43
B.1	Fotografie realizovaných cívek	43
B.2	MR obrazy a mapy pole B_1	44
B.3	MR obrazy s různými cívkami a sklápěcími úhly.....	46

A OBRÁZKY VYPOČÍTANÉHO ELEKTROMAGNETICKÉHO POLE V PROSTŘEDÍ COMSOL MULTIPHYSICS

A.1 Sedlová cívka

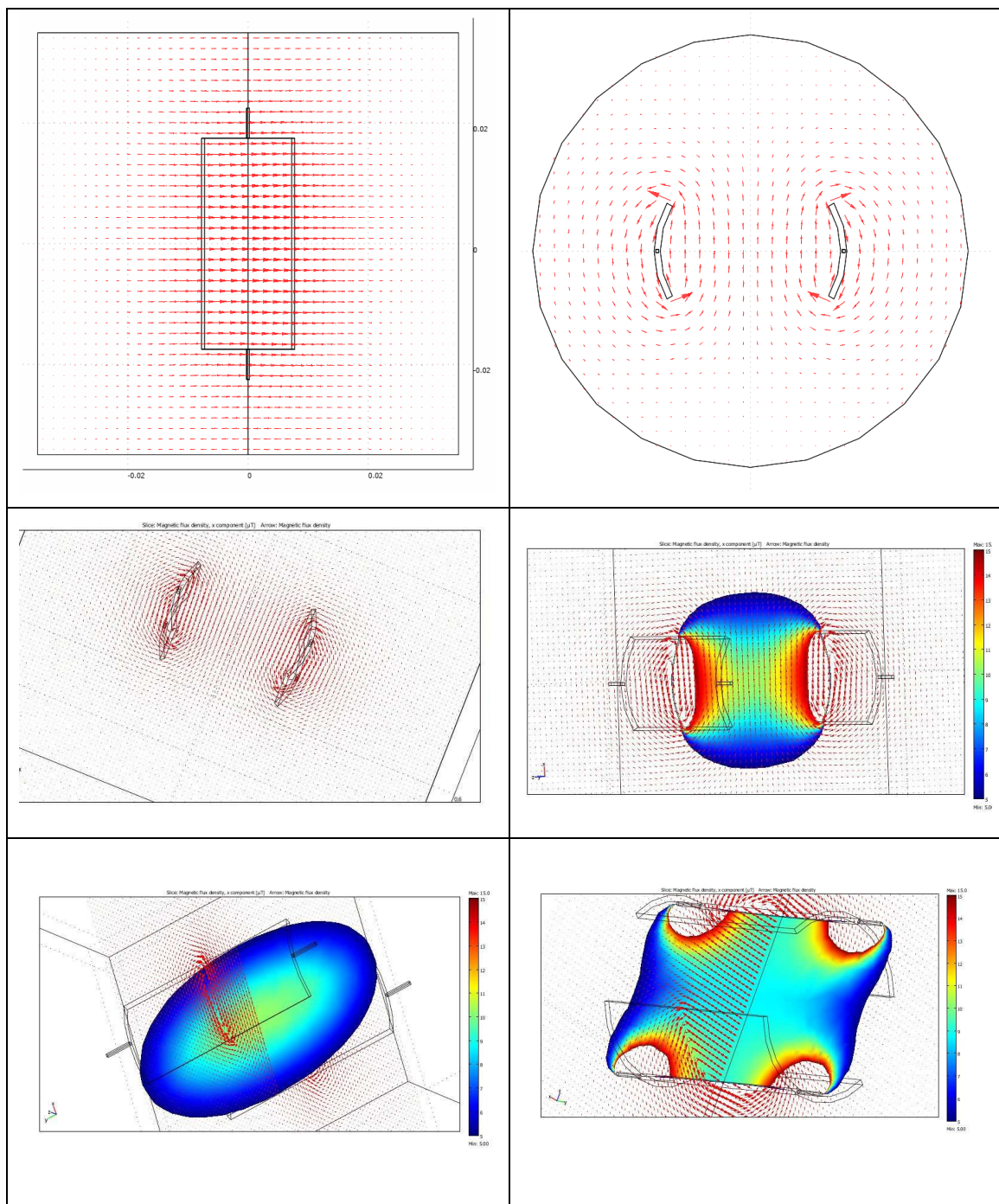


Šipky znázorňují vektor elektromagnetického pole v daném bodě



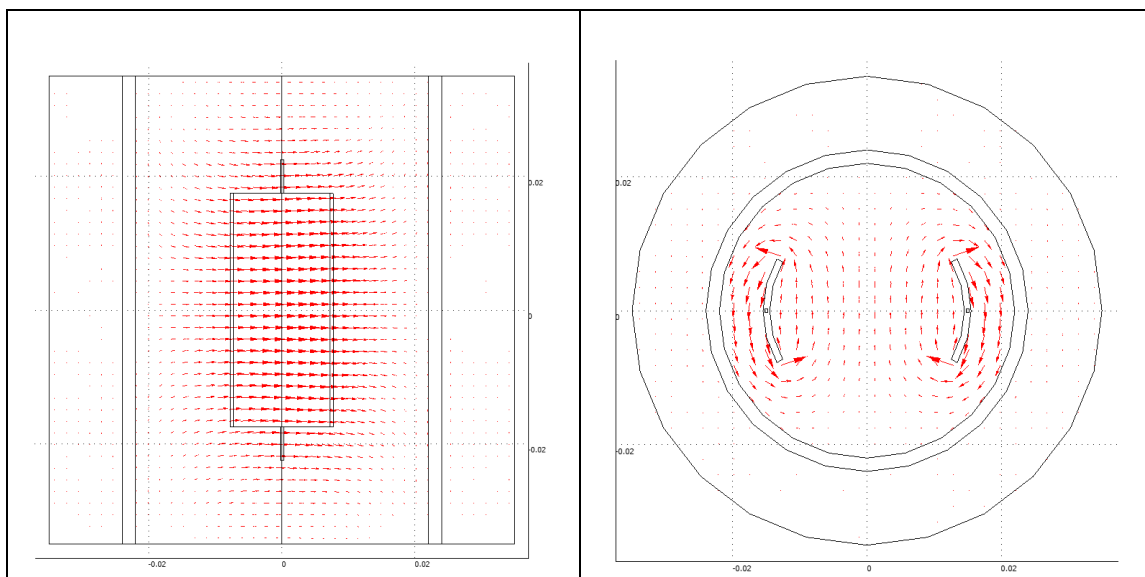
Magnetické pole sedlové cívky v rovině xy ($z=0$) barevná škála - B_x -100 až $100\mu\text{T}$

A.2 Pásková cívka



Magnetické pole Šipky na obrázcích ukazují vektor vypočteného magnetického pole v daném místě. V barevné škále je zobrazeno magnetické pole ve směru B_x s hodnotami 5-15 μT .

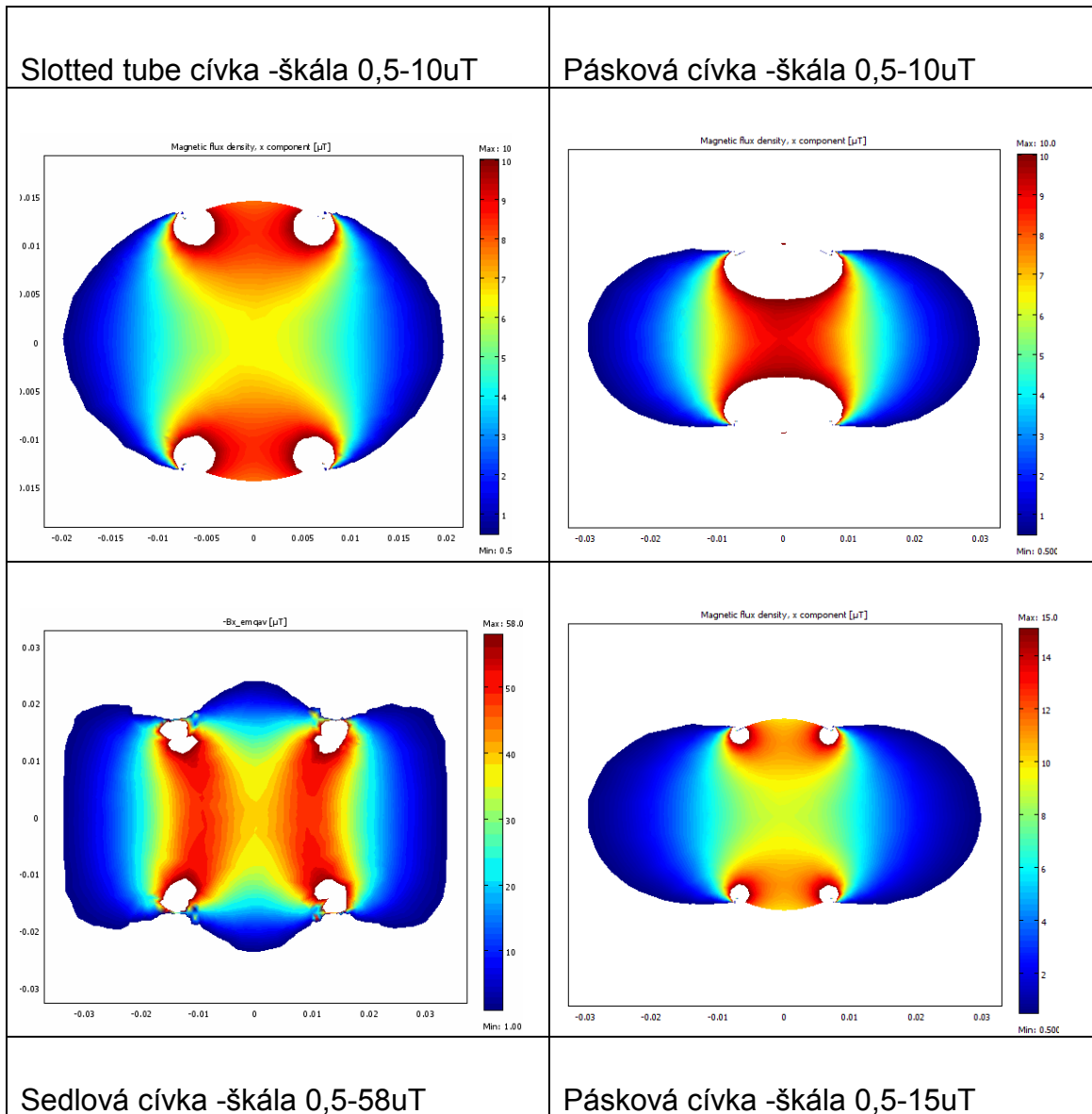
A.3 Slotted tube



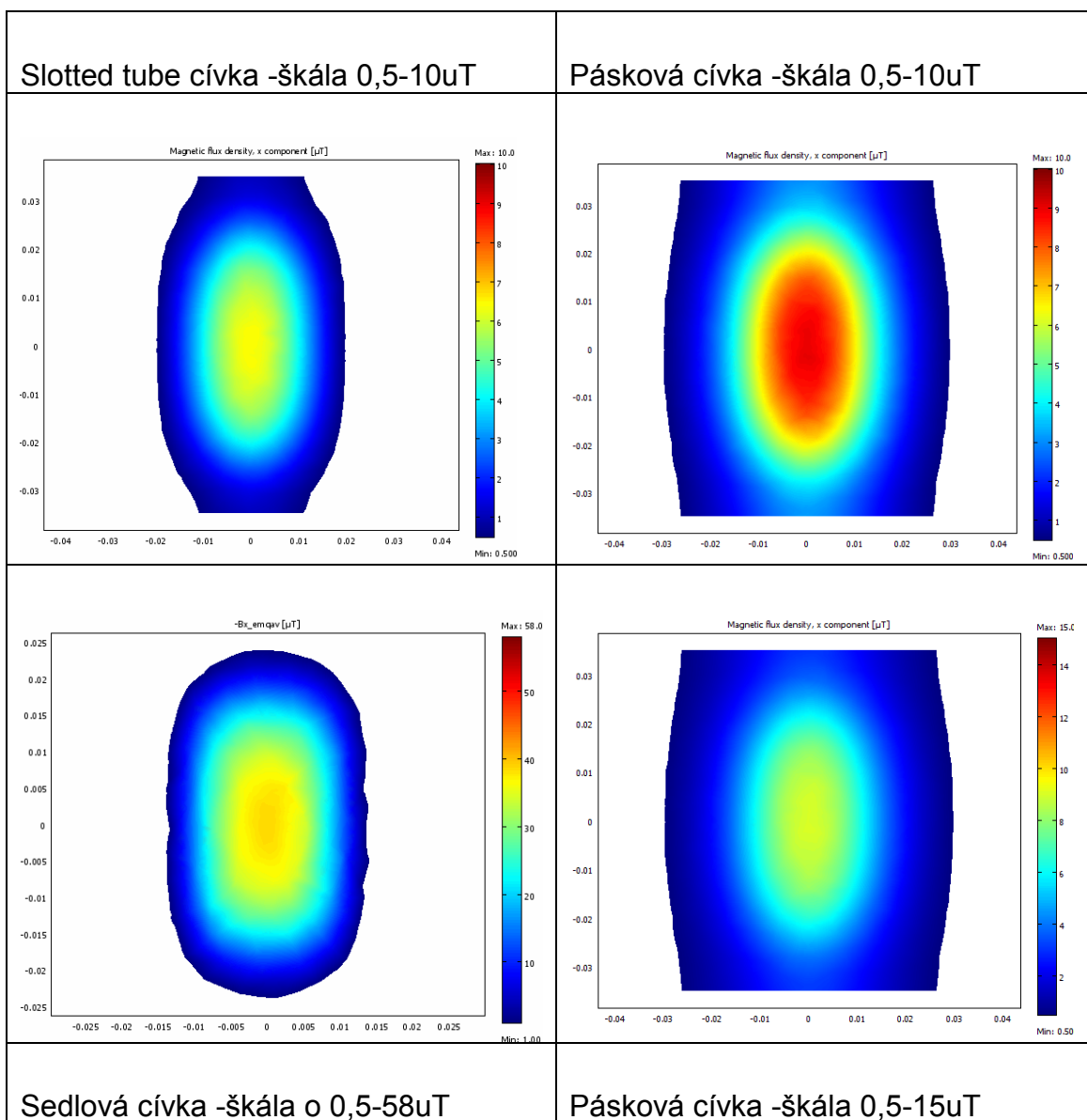
Magnetické pole cívky slotted tube Šipky na obrázcích ukazují vektor vypočteného magnetického pole v daném místě.

A.4 Mapy magnetického pole všech analyzovaných cívek v jednotlivých řezech

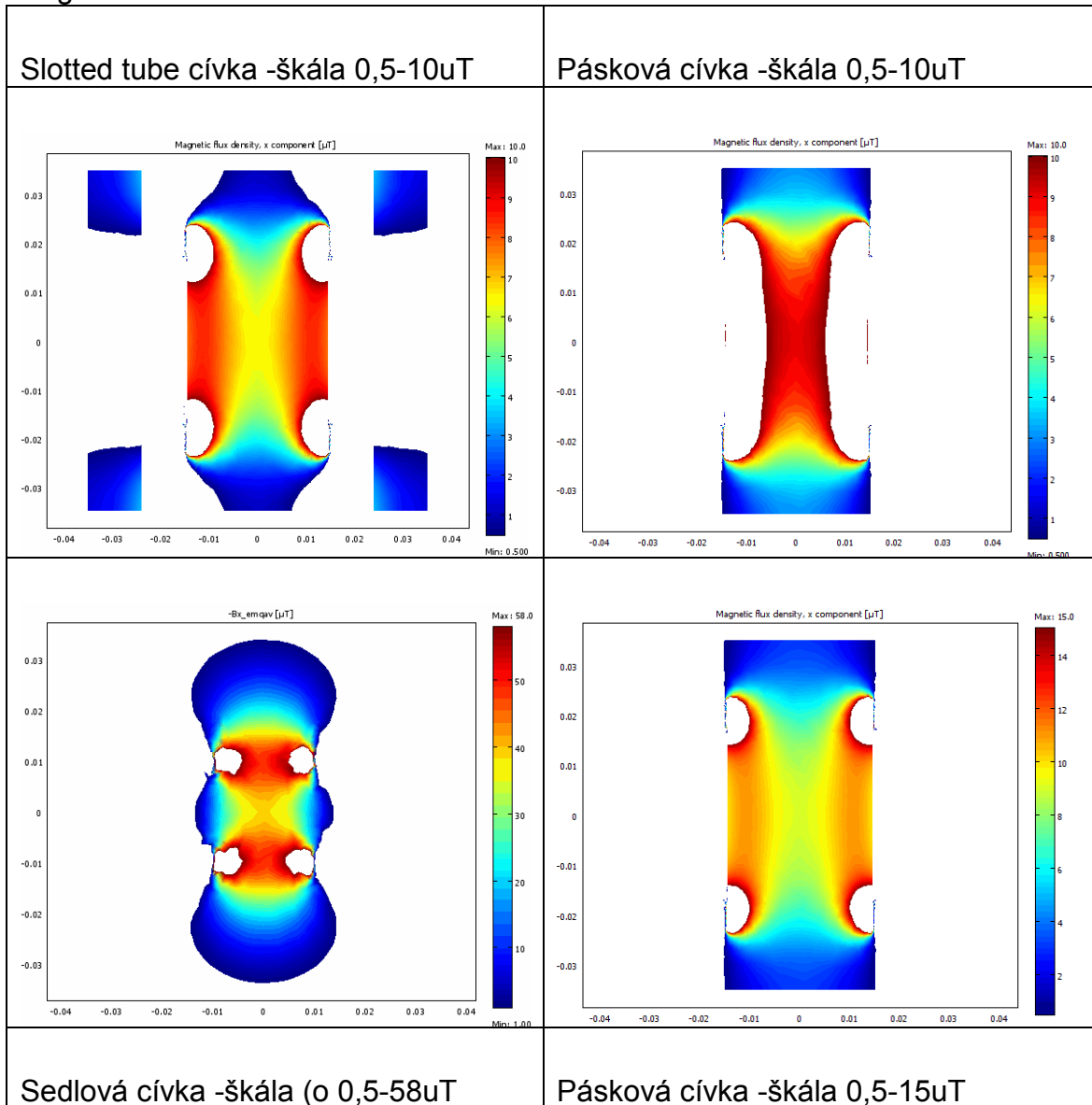
Transverzální řez



Koronární řez



Sagitální řez

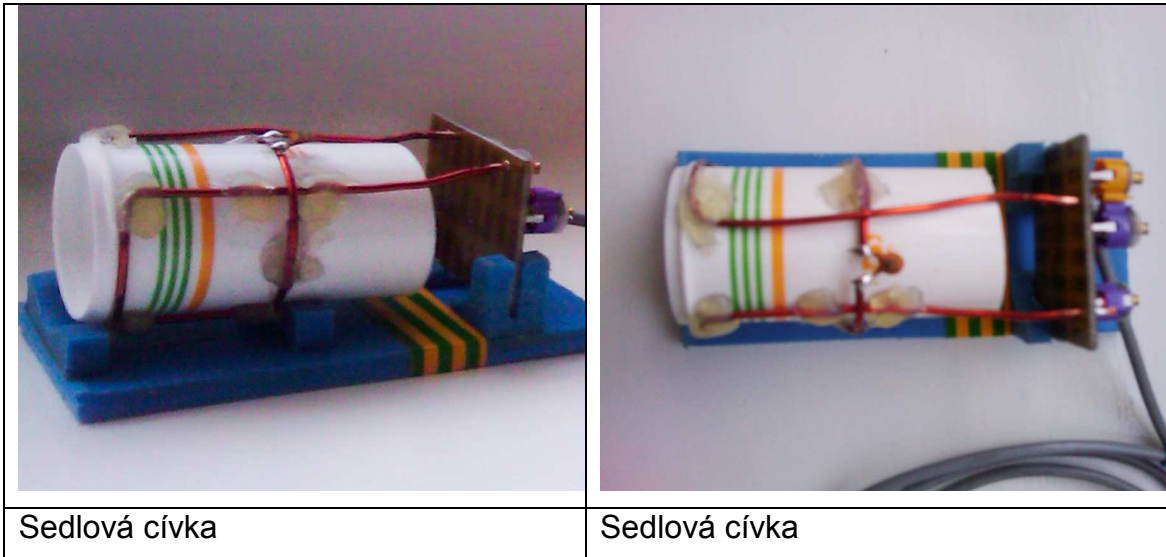


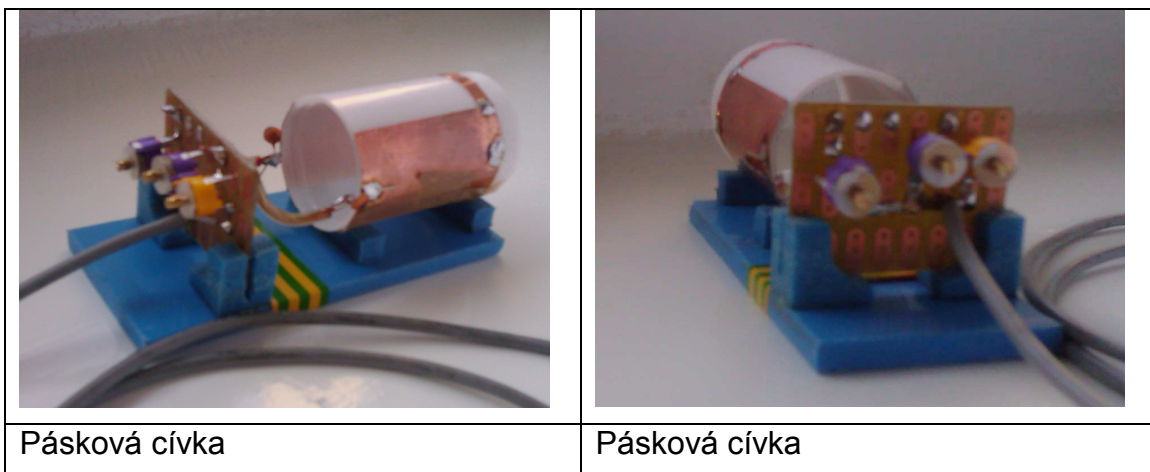
A.5 v jednotlivých rovinách vypočtená homogenita

Roviny	xy (z=0)	xz (y=0)	yz (x=0)
Pásková cívka	9,6	14,3	7,4
Slotted tube cívka	13,3	18,9	9,9
Sedlová cívka	10,9	46,2	23,1

B REALIZACE CÍVEK

B.1 Fotografie realizovaných cívek





B.2 MR obrazy a mapy pole B_1

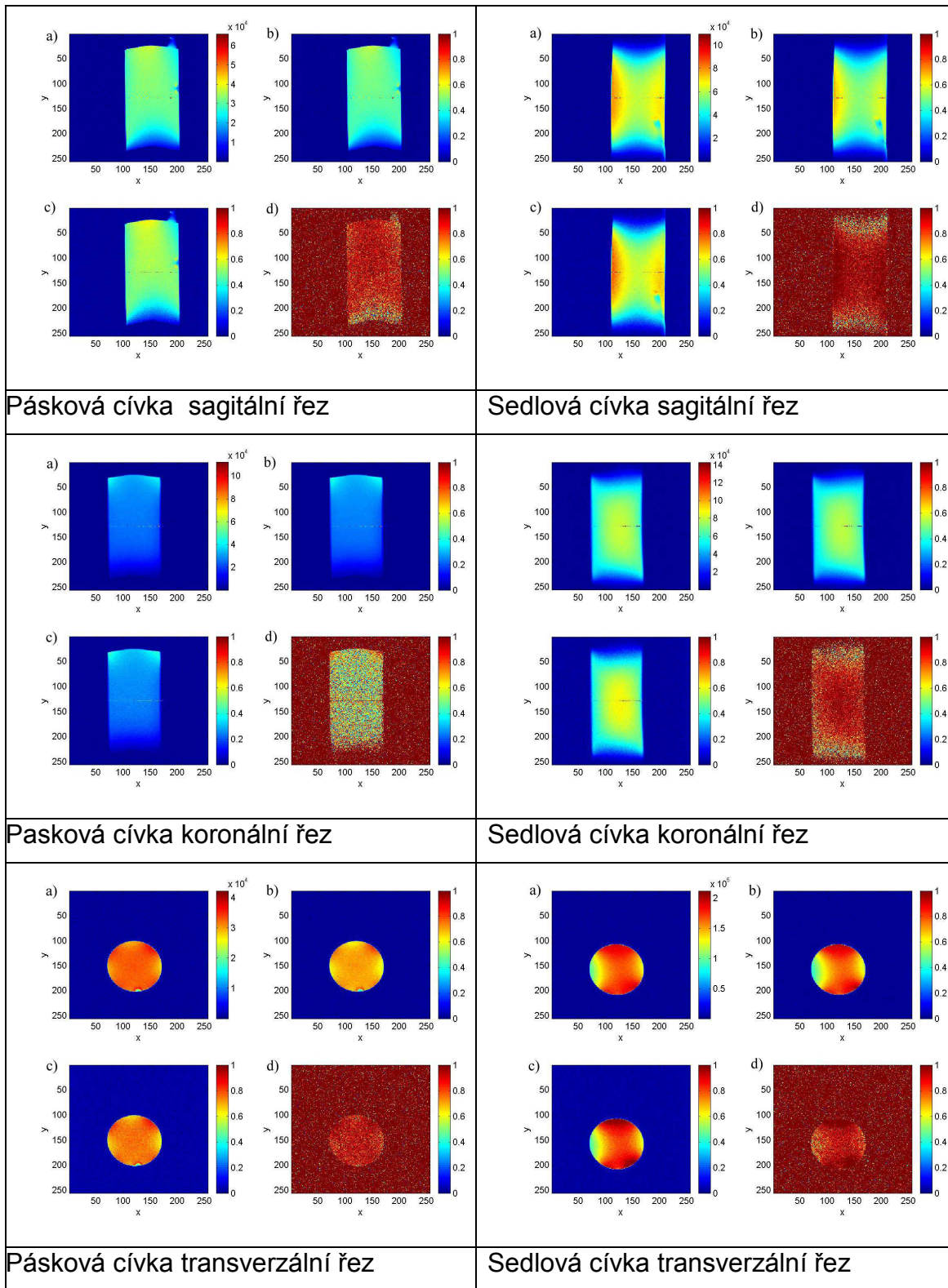
Obrázky vypočítané podle [11] bohužel data byla naměřena metodou spinového echa. Interpretace a další zpracování obrazů na mapu pole B_1 resp. pro výpočet homogenity není porovnatelné.

Na obrázcích a) je obraz v barevné škále obraz s 90° sklápěcím úhlem. Barevná škála odpovídá intenzitě signálu.

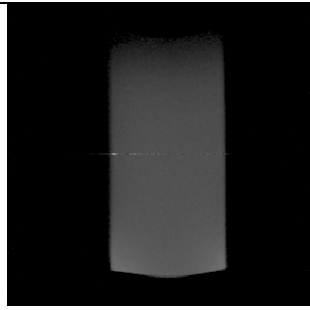
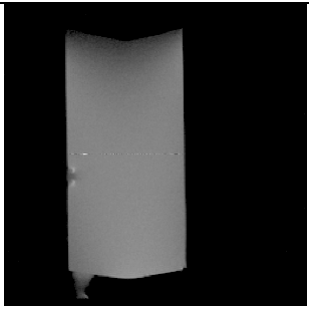
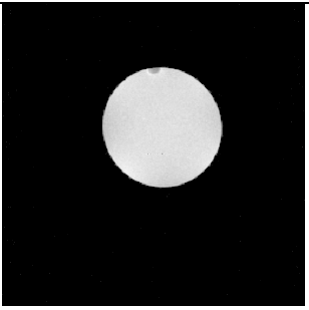
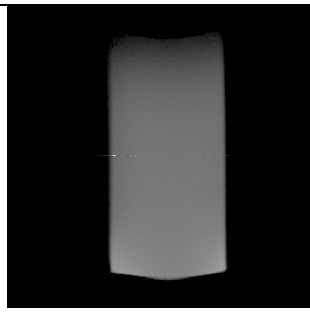
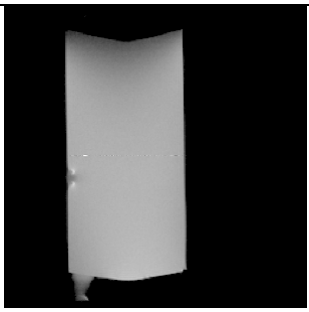
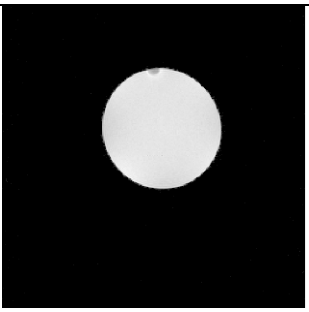
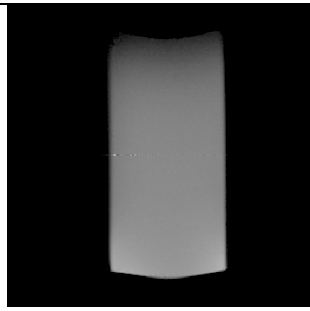

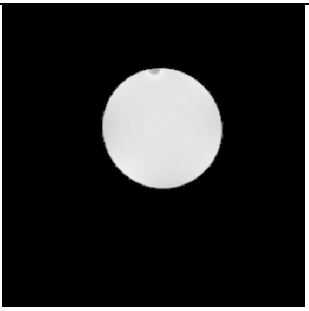
Na dalších obrázcích jsou vypočítané mapy b) pro $\alpha_z = 60^\circ$ a c) $\alpha_z = 30^\circ$

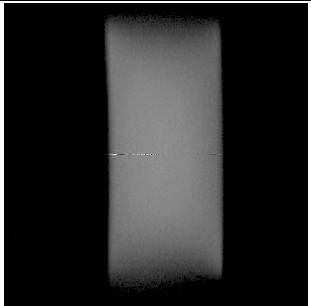
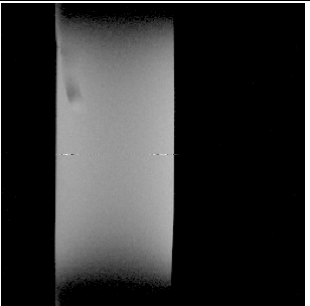
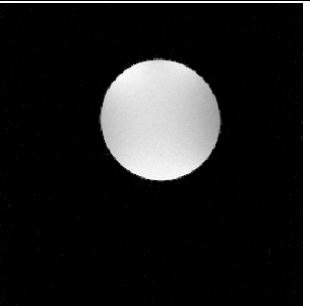

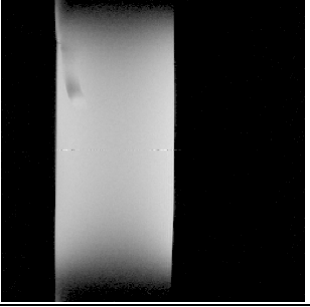
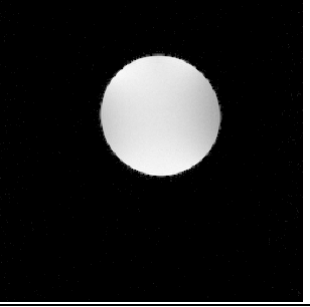

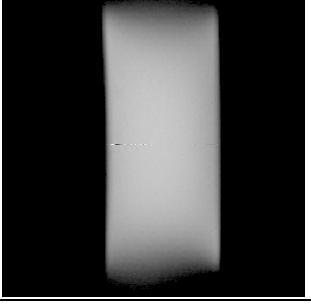
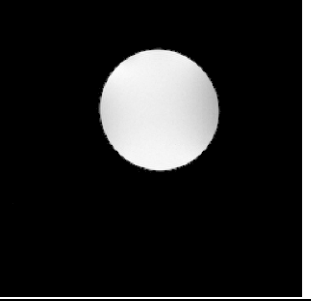
barevné odstíny odpovídají poměru $\frac{\arcsin\left(\frac{M_{xy}}{M_0}\right)}{\alpha_z}$ kde se předpokládá, že M_0 odpovídá voxelu s maximem signálu při 90° pulsu. M_{xy} reprezentuje signál voxelu počítaného voxelu /pixelu, α_z je předpokládaný (zadaný sklápěcí úhel).

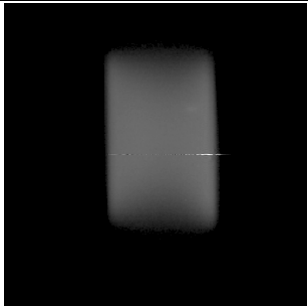
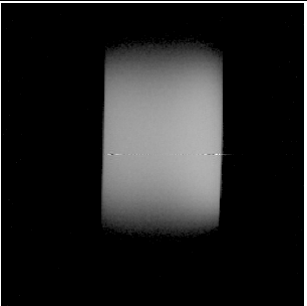
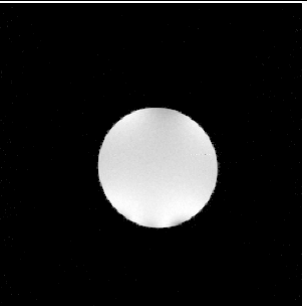
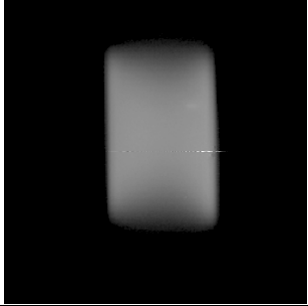
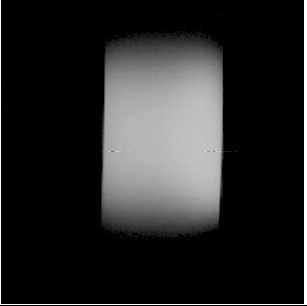
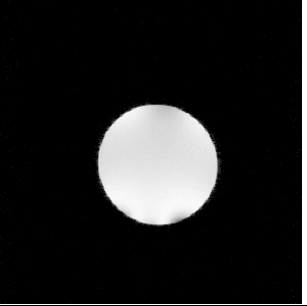
poslední obrázek pak odpovídá již vícekrát zmiňované hodnotě B_1 vypočtené podle $\alpha = \arccos\left(\frac{M_{xy2}}{M_{xy1}}\right)$ se dvěma sklápěcími úhly α a 2α opět vztažené 2α kvůli jednotnému škálování 0 až 1. Z obrázků c) je patrné, že není patrné téměř nic.



B.3 MR obrazy s různými cívkami a sklápěcími úhly

Pásková cívka	Koronární	Sagitální řez	Transverzální řez
30°			
60°			
90°			

Sedlová cívka	Koronární	Sagitální řez	Transverzální řez
30°			
60°			
90°			

UPT cívka	Koronární	Sagitální řez	Transverzální řez
30°			
60°			
90°	