

Poděkování:

Ráda bych poděkovala panu Ing. Miroslavu Novákovi, Ph.D za odborné vedení, za rady a za pomoc při zpracování bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat Prof. Ing. Aleši Richterovi za to, že mi poskytl informace a za vstřícnost při konzultacích. V neposlední řadě děkuji také Martinovi Vítovi, studentovi fakulty mechatroniky Technické univerzity v Liberci za cenné rady, věcné připomínky a za spolupráci na této práci.

Anotace

Anotace v českém jazyce

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem snímací cívky do nukleární magnetické rezonance. V práci je rozebrán fyzikální a medicínský pohled na magnetickou rezonanci a druhy cívek pro snímání obrazu. Návrh je vytvářen pro experimentální měření na pracovišti IKEM v Praze.

Cívka byla úspěšně navržena a zkonstruována tak, aby odpovídala požadavkům pro užití v oblasti klinické a experimentální medicíny.

Jméno a příjmení autora: Karolína Jurková

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií

Název práce: Návrh snímací cívky nukleární magnetické rezonance

Vedoucí práce: Ing. Miroslav Novák, Ph.D.

Konzultant: Prof. RNDr. Miloslav Košek, CSc.

Počet stran: 50

Rok obhajoby: 2015

Klíčová slova: Nukleární magnetická rezonance
Proton
Cívka
frekvence

Anotace v anglickém jazyce

This bachelor thesis deals with design of a sensing coil for nuclear magnetic resonance. It describes the physical and medical view on MRI and types of coils imaging. The proposal is created for the next experimental measurements for Institute for Clinical and Experimental Medicine (IKEM) in Prague.

The coil was successfully designed and constructed to reflect requirements for use in clinical and experimental medicine.

Name and surname: Karolína Jurková

Institution: Technical university of Liberec, Institute of Health Studies

Title: Design of nuclear magnetic resonance sensing coil

Supervisor: Ing. Miroslav Novák, Ph.D.

Consultant: Prof. RNDr. Miloslav Košek, CSc.

Pages: 50

Year: 2015

Key words: Nuclear magnetic resonance
Proton
Coil
Frequency

Obsah

Anotace	8
Seznam symbolů, zkratk a termínů	12
1 Úvod.....	13
1.1 Cíle práce	14
2 Teoretická část	15
2.1 Nukleární magnetická rezonance.....	15
2.1.1 Uvedení do problému	15
2.1.2 NMR.....	15
2.1.3 Historie.....	16
2.1.4 Fyzikální podstata	17
2.2 Spin.....	19
2.3 Precese	19
2.4 Larmorova frekvence	19
2.5 Relaxační časy	20
2.5.1 Vztažná soustava	20
2.5.2 T1 relaxace	21
2.5.3 T2 relaxace	22
2.6 Konstrukce MRI	23
2.6.1 Zobrazování.....	23
2.6.2 Cívky	24
2.6.3 Magnety	26
2.7 Rekonstrukce obrazu.....	28
2.7.1 Fourierova transformace	28
2.8 Vyšetření MR.....	29
2.8.1 Indikace a kontraindikace	30
2.8.2 Artefakty.....	31
3 Výzkumná část	32
3.1 Návrh povrchové cívky	32
3.1.1 Simulace cívky	37
.....	41

3.1.2	IKEM	45
5	Závěr a doporučení	46
	Seznam použité literatury.....	47

Seznam symbolů, zkratek a termínů

Zkratky:

t- teplota

Q- teplo

B – magnetická indukce

μ - magnetický moment jádra

γ – gyromagnetický poměr

p – moment hybnosti jádra

E – energie

r- poloměr závitu cívky

d – tloušťka drátu

RF – radiofrekvenční

MRI – zobrazování pomocí magnetické rezonance

MR – magnetická rezonance

L – indukčnost

ω – omega, úhlová frekvence

π – Rudolfovo číslo

f - frekvence

Konstanty: h – Planckova konstanta

$$h = 6,62606957(29) \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$$

μ_0 – permeabilita

$$\mu_0 = 1,256637061 \cdot 10^{-6} \text{ Hm}^{-1}$$

1 Úvod

V posledních letech dochází k obrovskému technickému rozvoji ve všech odvětvích medicíny. Získání obrazu lidského těla z pohledu medicíny přišlo už s vývojem rentgenu, ultrazvuku a CT. Až magnetická rezonance byla schopna zobrazit více tělních struktur najednou a je v dnešní době jednou z nejlepších zobrazovacích metod a stále se zdokonaluje.

V lékařství se tato metoda hojně využívá při zobrazování měkkých tkání, čehož se u rentgenu (RTG) a rentgenového záření nedocílí, jelikož toto záření měkké tkáně prosvítí a na výsledném obrazu se neprojeví.

Magnetická rezonance je složitý systém s řadou komponent a jedním z nich je právě snímací cívka, kterou budeme navrhovat. V dnešní době se snímacími cívkami zabývá mnoho prací, avšak většina se zaměřuje na velké cívky v řádech desítek centimetrů, u kterých se objevují ztráty na vzorku, a tím pádem není konstrukce cívky tak náročná. Opakem těchto cívek, jsou mikrocívky, kde můžeme ztráty na vzorku zanedbat, avšak konstrukce už je složitější. Další druh cívek, středně velké cívky, je vhodný pro zobrazování vnitřních orgánů, zejména u malých hlodavců. U tohoto druhu cívek však nastává problém se ztrátami na vzorku, v obvodu a také na přenosové lince. Což zapříčiní, že cívka musí být více univerzální a musí snímat různé vzorky. Tento problém je částečně vyřešen návrhem specializovaných cívek, které se liší ve tvaru vytvořeného magnetického pole (např. podkožní, hlavová).

Cílem je vytvořit cívku pro snímání v NMR pro malé hlodavce, u které bude možnost ladění na 2 různé frekvence, což umožní udělat 2 vyšetření najednou. Výzkum by tedy měl zjednodušit a urychlit vyšetření na magnetické rezonanci.

Práce je zprvu zaměřena na teorii magnetické rezonance, která je pro tento výzkum zásadní. Dále seznamuje s problematikou snímacích cívek a druhá část se zabývá návrhem a konstrukcí samotné cívky.

1.1 Cíle práce

Práce by měla obsahovat návrh snímací cívky, která bude laditelná na dvou frekvencích. Jedna z frekvencí bude 200 MHz, tato hodnota odpovídá frekvenci pro vodík. Druhá frekvence se pohybuje na 188,6 MHz pro fluor. Práce se bude skládat ze dvou částí, a to z medicínské a technické. Medicínská část by se měla zabývat snímáním NMR. Technická část bude popisovat převážně problematiku snímacích cívek a následné měření a vyzkoušení cívky v magnetické rezonanci.

2 Teoretická část

2.1 Nukleární magnetická rezonance

2.1.1 Uvedení do problému

Nukleární magnetická rezonance neboli zkráceně NMR si našla své místo v lékařství, biologii a chemii. V chemii je využívána pro zjišťování chování látek v silném magnetickém poli a také jejich složení. Tato metoda je využívána jako nedestruktivní a neinvazivní analytická metoda. MRI velice pomohla rozvoji lékařství, kde přebrala z části místo po rentgenu. Jako největší výhodu vyšetřování pomocí nukleární magnetické rezonance musíme uvést, že lidský organismus není jako například u rentgenu vystavováno ionizujícímu záření. Jak už název vypovídá, NMR využívá silné magnetické pole, které však našemu organismu neškodí a tudíž zde nejsou žádné podmínky pro časové rozestupy jednotlivých vyšetření pacienta[2,8].

Pokud si rozebereme název nukleární magnetická rezonance, možná porozumíme víc.

- Nukleární = týkající se jader atomů (jádro = nucleus), nevyužívá se ionizační záření
- Magnetický = musíme generovat velmi silné magnetické pole, využívá magnetické vlastnosti jader
- Rezonance = jev, kdy jádra v magnetickém poli reagují na vnější energetický podnět v podobě elektromagnetického záření o určité frekvenci

2.1.2 NMR

NMR je založena na fyzikálních jevech, zákonitostech a faktech. Prvotně se musíme seznámit se složením látek. Jak jistě každý ví, látka se skládá z molekul, které se dále dělí na menší částice, které nazýváme atomy a ty jsou složeny z elektronů, neutronů a protonů. Nyní už se dostáváme k podstatné informaci pro NMR, jelikož právě protony jsou pro nás důležité, díky svým

magnetickým vlastnostem, které jsou využívány při samotné NMR. Protony jsou částice, které se vyskytují v jádře atomu, a poté tedy mluvíme o jaderné magnetické rezonanci, neboli nukleární magnetické rezonanci (z anglického nukleus - jádro). Z toho tedy můžeme odvodit, že NMR je jev projevující se v silném magnetickém poli díky vlastnostem protonů uvnitř jádra.[8,17]

2.1.3 Historie

Už v padesátých letech se vyráběly první NMR spektrometry, které byly používány především na měření jader vodíku, správně tedy protonů. Výroba spektrometrů byla založena na prvních informacích o signálech jader vodíku ve vodě a parafínu z roku 1945. Důležitou vlastností jader je existence jaderného spinu, který uvádí výsledný moment hybnosti atomového jádra. Za objev toho momentu získal v roce 1943 Nobelovu cenu za fyziku Otto Stern. Možnost manipulace s jaderným spinem byla objevena v roce 1944, kdy za tento objev dostal Nobelovu cenu Isidor Isaac Rabi. Molekula vody byla záhadou pro vědce jménem Felix Bloch, který naměřil první signál atomů vodíku v této molekule v roce 1946 a společně v roce 1952 s Millsem Purcellem získali Nobelu cenu za fyziku za rozvoj nových metod pro měření jaderného magnetismu a první detekci NMR signálu. Důležitým jménem v této oblasti je především Jean Baptista Joseph Fourier, díky kterému je známý pojem Fourierova transformace, která slouží pro převod signálů z časové oblasti do oblasti frekvenční a to úzce souvisí s NMR. Na Fouriera navázal ve svém výzkumu Richard R. Ernst a získal v roce 1991 Nobelovu cenu za chemii a využil Fourierovy transformace k převedení indukce do podoby frekvenčního NMR spektra, dále zavedl pulzní techniky měření a dvoudimenzionální NMR techniky. V roce 2002 se NMR začala využívat na určení trojrozměrné struktury biologických makromolekul v roztoku, za což získal Nobelovu cenu Kurt Wüthrich. Všechny tyto informace využili i pánové C. Lauterbur a Peter Mansfield a vytvořili metodu zobrazování magnetickou rezonancí a byli oceněni Nobelovou cenou v roce 2003. V dnešní době má NMR veliké využití jak v chemii, tak i v lékařství.[17]

2.1.4 Fyzikální podstata

Magnetická rezonance jako jev vychází z interakce jader atomů. Tyto atomy mají magnetický moment s vnějším magnetickým polem. Jádra mnoha atomů s jaderným spinem (např. ^1H , ^{13}C , ^{31}P) se chovají jako magnetické dipóly a mohou být ve vysokoenergetickém stavu, což znamená, že jsou orientovány proti vnějšímu magnetickému poli. Nebo jsou v nízkoenergetickém stavu, přesněji orientovány po směru vnějšího magnetického pole. Přechod mezi těmito dvěma stavy může být doprovázen absorpcí nebo vyzářením energie, která se nachází v radiofrekvenčním pásmu. Frekvence energie emitované excitovanými jádry je přímo úměrná intenzitě vnějšího magnetického pole. Přesný vztah mezi rezonanční frekvencí a vnějším magnetickým polem je závislý na typu rezonujícího jádra, čímž je možno v MRI detekovat nezávisle různá atomová jádra. Dále je rezonanční frekvence modulována malými "stínícími" efekty elektronů obíhajících kolem jader (elektron je nositelem elektrického náboje, a protože se pohybuje, vytváří kolem sebe magnetické pole, které moduluje vnější magnetické pole).[5,13,14]

Během NMR je detekována absorpce radiofrekvenčního záření (RFR) jádry atomů v molekule. RFR mohou absorbovat pouze látky, které mají nenulové spinové kvantové číslo l ($l \neq 0$). Pokud se objeví látky, u kterých platí, že $l = 0$, považujeme vektor p za neaktivní.[13,14]

Další důležitou vlastností látek je **moment hybnosti jádra**, který je dán kombinací momentů hybnosti jednotlivých jader. Velikost toho momentu je závislá na velikosti l .

Magnetický moment jádra (vektor μ) vzniká v důsledku rotace a náboje jádra.

$$\mu = \gamma \cdot p \quad (1)$$

$$\mu = (\gamma \cdot l \cdot h) / 2 \cdot \pi \quad (2)$$

(h – Planckova konstanta, γ – gyromagnetický poměr – konstanta, která je závislá na povaze jádra)

Rozdíl energetických hladin tvoří rezonanční podmínku.

Rozdíl energetických hladin ΔE

$$\Delta E = E_2 - E_1 = h \cdot \gamma \cdot B_0 \quad (3)$$

$$\Delta E = h \cdot \nu \quad (4)$$

$$2 \cdot \pi \cdot \nu = \gamma \cdot B_0 \quad (5)$$

Jádra začnou absorbovat energii až poté co splní tuto podmínku. Toho dosáhneme buď změnou vloženého magnetického pole, nebo změnou frekvence radiofrekvenčního záření.[13,14]

Rovnováha energetických stavů je definována Boltzmanovým zákonem. Rovnováha nastane po vložení vnějšího magnetického.

$$\frac{N_{(+1/2)}}{N_{(-1/2)}} = \exp\left(\frac{\Delta E}{K_b \cdot T}\right) = \exp\left(\frac{h \cdot \gamma \cdot B_0}{K_b \cdot T}\right) \quad (6)$$

Jádra se snaží dostat na nejnižší energetickou hladinu. V populaci s nižší energií, je vždy přebytek, i když malý, jader a ten umožňuje absorpci energie a je proto nezbytný pro NMR měření.

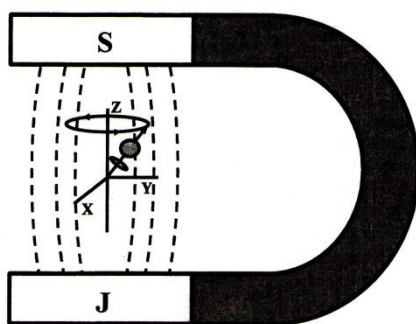
Rozdíl populací a citlivost roste s intenzitou vloženého magnetického pole. Větší rozdíl populací zapříčiní absorpci většího množství energie a to způsobí, že dostaneme intenzivnější signál a o to citlivější měření lze provést. [14, 16]

2.2 Spin

Vezměme si vnější magnetické pole a v něm uspořádané protony, které se nechovají staticky, ale vykonávají pohyb, přesněji rotační pohyb, který nazýváme spin. Jedná se o rotační pohyb kolem své osy a díky rotaci vzniká kolem jader s lichým protonovým číslem magnetické pole nebo-li magnetický moment. [18, 19]

2.3 Precese

Zde mluvíme stále o rotačním pohybu, který vykonává proton, který sám ještě krouží kolem své pomyslné osy. Tuto pomyslnou osu můžeme přirovnat k



Obrázek 1: Precesní pohyb

silokřivce magnetického pole zevního magnetu. Tato vlastní osa vykonává pohyb po plášti kužele, což nazýváme precese. Tento pohyb má svou frekvenci, kterou nazýváme Larmorova frekvence, která závisí na dvou věcech. Důležité jsou magnetické vlastnosti atomového

jádra, což je jinak řečeno gyromagnetický poměr a také přímo úměrně na intenzitě vnějšího magnetického pole. [2, 18, 19]

2.4 Larmorova frekvence

Precesní frekvence f jádra vyjádřena vztahem:

$$f = \frac{\mu B_0}{2\pi L}, \quad (7)$$

kde L je moment hybnosti protonu a B_0 je intenzita magnetického pole. Ve vzorci μ značí magnetický moment protonu. Pokud bychom chtěli vzorec zjednodušit, můžeme nahradit proměnné μ a $2\pi L$ konstantami pro určitá jádra. Společně popisují gyromagnetický poměr (γ):

$$\gamma = \mu/2 \cdot \pi \cdot L. \quad (8)$$

Matematické vyjádření Larmorovy rovnice:

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0, \quad (9)$$

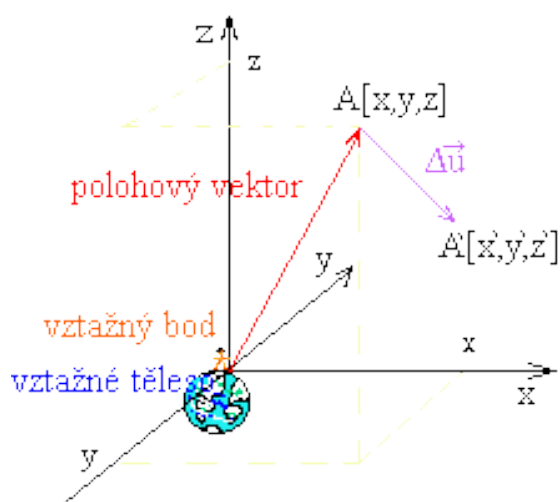
kde ω_0 značí Larmorovu frekvenci precesního pohybu protonů a je udávána v radiánech za sekundu ($rad.s^{-1}$), γ představuje gyromagnetický poměr, který je konstantní pro konkrétní typ atomu. Pro vodíková jádra je jeho hodnota $42,57 \cdot 10^6 [MHz/T]$. A B_0 je intenzita magnetického pole, kterou zapisujeme v jednotkách Tesla (T), intenzita je dána silou zevního magnetického pole – magnetu přístroje MR: $0,2T - 1,5T - 3T$. [18, 19]

2.5 Relaxační časy

2.5.1 Vztažná soustava

Pro pochopení této kapitoly si nejdříve připomeneme co je vztažná soustava a jaká v ní platí pravidla.

Vztažná soustava je těleso nebo soustava vzájemně se nepohybujících těles, vzhledem k nimž určujeme polohu zkoumaného tělesa. Ve vztažné soustavě zavádíme soustavu souřadnic, která každému bodu prostoru přiřazuje trojici reálných čísel (x, y, z). Ta bývá obvykle pravoúhlá. Jestliže má v dané soustavě souřadnic hmotný bod okamžitou polohu v čase $A = (x, y, z)$ potom definujeme polohový vektor, který má počáteční bod v počátku 0 soustavy souřadnic a jeho koncový bod se nachází v místě A hmotného bodu, jak je patrné z Obr. 2



Obrázek 2: Vztažná soustava

Relaxace je proces navrácení spinového systému do rovnováhy (nebo do stacionárního stavu). Jsou zavedeny 2 základní druhy relaxace. [18, 19]

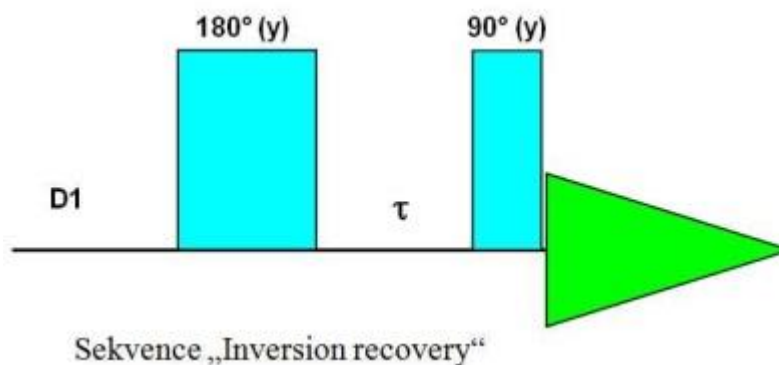
2.5.2 T1 relaxace

První se nazývá T1 relaxace (podélná, longitudinální či spin-mřížková relaxace). Při tomto ději dochází k návratu vybuzených protonů do původního stavu. Základním principem je budování rovnovážné magnetizace v ose z. Tento stav je energeticky výhodnější. V důsledku tohoto děje dochází k nárůstu podélné magnetizace, která probíhá rovnoběžně s hlavním magnetickým polem, tj. ve směru osy Z. Díky podélné relaxaci se znovu vybuduje rovnovážná magnetizace v ose z. Nárůst magnetizace v ose z probíhá podle rovnice:

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1}), \quad (10)$$

kde M_z je velikost magnetizace v ose z, M_0 je rovnovážná magnetizace, t je čas po 90° pulzu a T1 je spin mřížkový relaxační čas.

Někdy se T1 relaxace nazývá spin-mřížková relaxace, což je zapříčiněno tím, že se energie vyzářená protony během návratu vstřebává do okolní atomové mřížky.



Obrázek 3: Podélná relaxace

Měření relaxačních časů T1 se provádí pulzní sekvencí „*inversion recovery*“. Tato sekvence obsahuje 180° pulz, který sklopí magnetizaci do osy -z. Po sklopení následuje prodleva τ , kterou můžeme měnit. Během této prodlevy dochází k podélné relaxaci. Magnetizace v -z se zmenšuje, následně prochází nulou a pak se znovu vytváří magnetizace v ose +z. Po prodlevě následuje 90° pulz a detekce signálu, jak je vidět na obrázku.

Po vynesení nárůstu podélné magnetizace do grafu v závislosti na čase získáme T1 křivku. Tato křivka má exponenciální průběh. Čas T1 je časová konstanta za kterou dosáhne podélná magnetizace 63% své hodnoty před aplikací RF pulsu. Tato konstanta je závislá na složení tkáně a intenzitě magnetického pole B_0 .

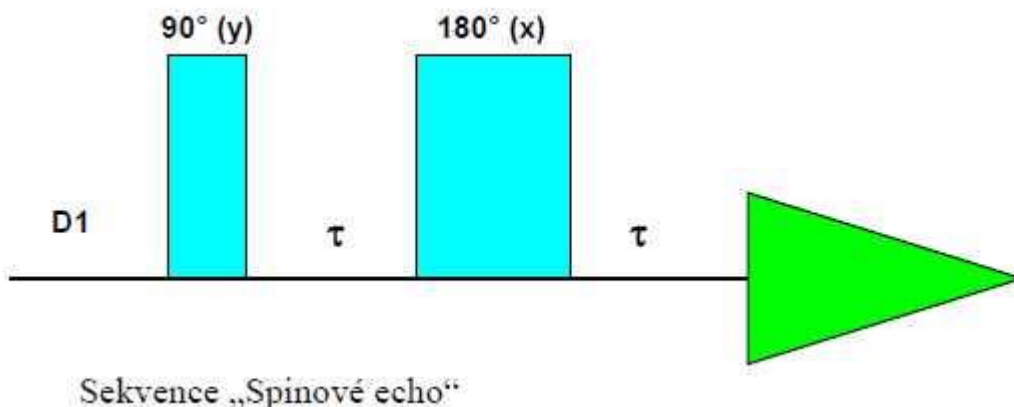
2.5.3 T2 relaxace

Druhá relaxace se nazývá T2 relaxace (spin-spinová, transverzální) a během ní dochází k ubývání magnetizace v ose xy. Po změně polohy vektorů nebo-li po jejich rozfázování (vychýlení) výsledná intenzita magnetického pole klesá. Dochází také ke ztrátě fázové koherence, což způsobují vnější vlivy (např. nehomogenita gradientních cívek, vnějšího magnetického pole). Mírou ztráty signálu v důsledku interakce mezi dipóly a jejich tkáňovým prostředím je relaxační čas T2 (čas spin-spin). Čas T2 je časová konstanta za kterou poklesne transverzální magnetizace z maxima na 37% původní hodnoty. Úbytek magnetizace probíhá podle rovnice:

$$M_{xy} = M_0 \cdot e^{-\frac{t}{T_2}}, \quad (11)$$

kde M_{xy} je velikost magnetizace v ose xy, M_0 je rovnovážná magnetizace, t je čas po 90° pulzu a T2 je spin mřížkový relaxační čas.

Měření T2 relaxačních časů se provádí pulzní sekvencí „spinové echo“. Sekvence začíná prodlevou (ustanoví se rovnovážný stav), následuje 90° pulz, který způsobí sklopení magnetizace z osy z do roviny xy. Následuje doba τ během které vykonává magnetizace precesní pohyb kolem osy z. Pohyb, který



Obrázek 4: Příčná magnetizace

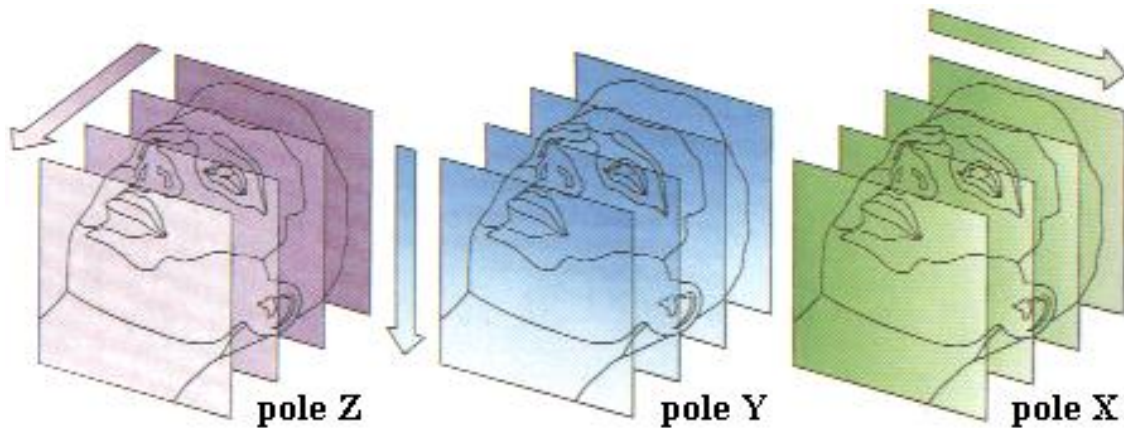
vykonává má Larmorovu frekvenci. Za dobu τ se magnetizace otočí o určitý úhel. Dále přichází 180° pulz podél osy x . Tento pulz ponechá magnetizaci v rovině xy , ale překlopí ji na druhou stranu x . Během další doby τ vykonává magnetizace také precesní pohyb kolem osy z s Larmorovou frekvencí. Za dobu τ se magnetizace otočí o stejný úhel a tím pádem se vrátí opět do osy x . Vrací se do stejné pozice, ale její intenzita je snížena kvůli relaxaci. Relaxace proběhla během této pulzní sekvence.

Různé tkáně dosahují různých hodnot relaxačních časů, přičemž T_2 relaxační čas dosahuje 10 – 20 % délky T_1 relaxačního času. Vnější magnetické pole, které může působit jak na T_1 tak i na T_2 relaxační časy, má větší účinek na T_1 relaxační čas, než na T_2 . Rozdíl relaxačních časů udává také velikosti molekul. U makromolekul, které se pohybují pomalu, si můžeme všimnout kratších T_2 relaxačních časů.

2.6 Konstrukce MRI

2.6.1 Zobrazování

Rozvoj NMR jde ruku v ruce s rozvojem informačních a komunikačních technologií a proto jsou výsledky zpracovány a zobrazovány počítačovými metodami. K zobrazením jednotlivých částí lidského těla používáme přístroj zvaný tomograf. V zařízení dominuje velký válcový elektromagnet, kromě toho další 3 vložkové magnety, které přímo obklopují tělo pacienta. Magnetická pole, která jsou vytvořena těmito třemi vložkovými magnety, se skládají s magnetickým polem hlavního magnetu a tím se vytváří gradient magnetického pole napříč tělem pacienta. Vložkové magnety vytvářejí magnetické pole podél os (x, y, z) .



Obrázek 5: Zaznamenání obrazu podle tří os

Vinutí Z vytváří gradient, který klesá směrem od hlavy k patě pacienta, vinutí Y shora dolů a vinutí X zleva doprava. Následně může být vytvářen obraz jakékoliv části lidského těla.

Magnetická rezonance je složité zařízení, které produkuje silné magnetické pole (přibližně 20000 krát větší, než je magnetické pole Země).

2.6.2 Cívky

2.6.2.1 Radiofrekvenční cívky

V radiofrekvenčním systému se nachází mnoho složek, které slouží k příjmu a vysílání radiofrekvenčních vln. Elektromagnetické vlnění je vlnění o Larmorově frekvenci ($\approx 10^1$ MHz). RF vlny jsou důležité pro excitaci jader, při výběru vrstev, při aplikaci gradientních impulzů a v dalších jevech. Nejdůležitější součástí RF systému jsou cívky. Je známo několik typů, které se liší svou funkcí a činností v systému magnetické rezonance. Pokud je frekvence RF vlnění shodná s Larmorovou frekvencí (rezonuje), dochází k tomu, že protonům dodá energii. Protony tuto energii zpětně vyzáří a tím podají informaci o struktuře tkáně. Zkoumaná tkáň je poté zaznamenána do obrazu. Protony energii zpětně vyzařují po skončení RF pulzu. [7, 9, 15]

2.6.2.2 Objemové cívky

Objemové cívky jsou nedílnou součástí magnetické rezonance jako přístroje samotného. Cívky mají schopnost vysílat a přijímat RF vlny a jsou umístěny po celém obvodu gantry (otvor magnetu). Cívky jsou spojené do jedné celotělové cívky (z anglického „whole body coil“). [7, 9]

2.6.2.3 Gradientní cívky

Gradientové cívky vytvářejí přídatná magnetická pole – gradienty. Ty umožňují získat prostorovou informaci o rozložení a vlastnostech protonů ve vyšetřovaných tkáních. Během vlastního vyšetření se vlivem vznikajících elektromagnetických sil prudce pohybují vůči svým ukotvením a jsou proto zdrojem hluku. Hluk samozřejmě MR vyšetření provází. [7,15]

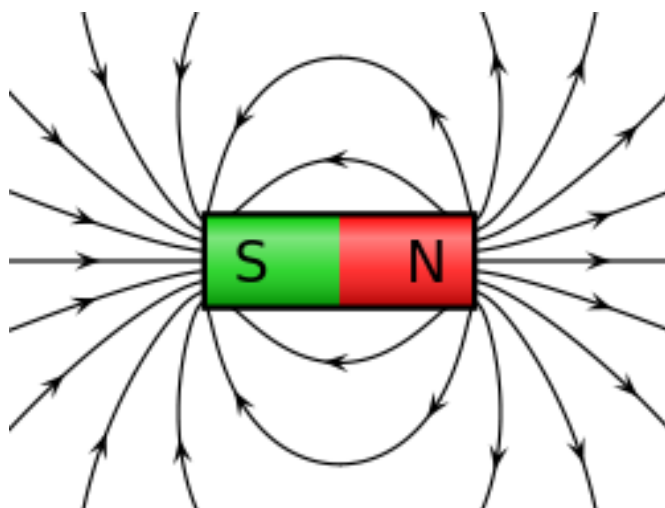
2.6.2.4 Povrchové cívky

Povrchové cívky jsou radiofrekvenční cívky, které komunikují se systémem pomocí kabelů a spojů, na rozdíl od dalších typů a nejsou integrální součástí MR systému. Cívky jsou navrhnuté a sestavené v různých tvarech a velikostech podle účelu vyšetření (tj. povrchová cívka na vyšetření hlavy bude mít menší průměr než cívka na vyšetření hrudníku). Povrchové cívky dodávají lepší signál, díky umístění v blízkosti pacienta a vyšetřované části. [1, 9]

Povrchová cívka je široce používána v MRI, neboť její využití přináší často vhodný a účinný způsob k získání vyššího lokalizovaného S / N, než může být dosaženo objemovou cívkou, je však důležité si uvědomit, že tyto výhody u aplikace na malých zvířatech často nejsou tak velké, jako například pro použití u člověka, kde je objemová cívka a může se objevit ve vzorku. Povrchové cívky se stávají výhodnými pro MR, když jsou ztráty ve vzorku dominantní nebo je oblast zájmu velmi blízko povrchu. Zatímco většina klinických cívek není uživatelsky laditelná, je obecně užitečné mít možnost u malých aplikací nějak naladit / přepnout dálkově frekvence cívky, protože frekvence povrchové cívky se výrazně mění změnou umístění vzorku nebo štítu. [15]

2.6.3 Magnety

Magnet je objekt, který ve svém okolí vytváří magnetické pole. Toto magnetické pole je pro magnetickou rezonanci nezbytné. Rozlišují se dva základní typy magnetů, tj. permanentní magnety a elektromagnety. Permanentní magnety nepotřebují k vytvoření magnetického pole vnější vlivy. Elektromagnety vytvářejí magnetické pole pomocí elektrického proudu. Když se zvětší elektrický proud, zvětší se i magnetické pole. Magnetické pole je znázorněné pomocí siločar, viz Obr. V MR se vyskytují jak permanentní magnety, tak i elektromagnety. [12]



Obrázek 6: Magnetické pole znázorněné siločarami

2.6.3.1 *Permanentní magnet*

Permanentní magnety jsou velice těžké, až několik tun. Nedokáží vytvořit magnetické pole o síle větší než 0,3T. Kvůli malé intenzitě magnetického pole, nemůžeme dosáhnout takové rozlišovací schopnosti, jaké bychom dosáhli například se supravodivými magnety. Přesto můžeme u

permanentních magnetů nalézt výhodu. I přes nižší intenzitu magnetického pole, poskytují přístroje s těmito magnety lepší tkáňový kontrast. Jak už bylo zmíněno, magnety nepotřebují pro vytváření magnetického pole vnější vlivy, což je výhodou. Stejně tak není provoz s permanentními magnety nákladný. [12]

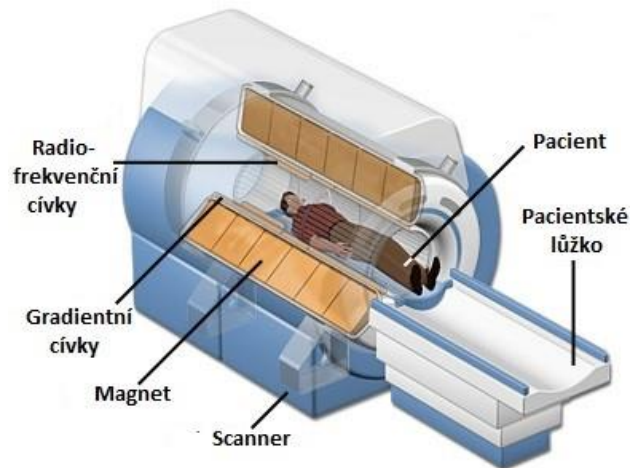
2.6.3.2 Elektromagnet z běžného vodiče

Na rozdíl od permanentních magnetů, tyto elektromagnety z běžného vodiče generují magnetické pole v závislosti na velikosti elektrického proudu, takže patří do skupiny elektromagnetů. Přes vodiče permanentních magnetů protéká elektrický proud o velké intenzitě a tím se v okolí indukuje magnetické pole. Tyto elektromagnety se vlivem průchodu elektrického proudu silně zahřívají a proto je nutné je chladit. Tyto magnety dosahují o něco vyšší intenzity magnetického pole, než permanentní, mají však mnohem větší spotřebu elektrické energie. [12]

2.6.3.3 Supravodivý elektromagnet

Supravodivé magnety musíme udržet v supravodivém stavu. Toto dosáhneme pomocí složitějšího chladicího zařízení, kterým musíme udržet teplotu chladicího média na hodnotách blízkých absolutní nule. Supravodivé magnety vytvářejí magnetické pole o větší intenzitě než 0,5T. Moderní přístroje dosahují i více než 9 T. Intenzity rovné, či vyšší 1,5 T se využívají pro MR spektroskopii. Tyto magnety zajišťují vysokou rozlišovací schopnost, avšak nevýhodou jsou vysoké provozní náklady.

Zařízení:



Obrázek 7: MRI zařízení

Na obrázku je znázornění umístění RF cívek, gradientních cívek či magnetů. Stejně tak pozice lůžka, před zasunutím do zařízení pro snímání.

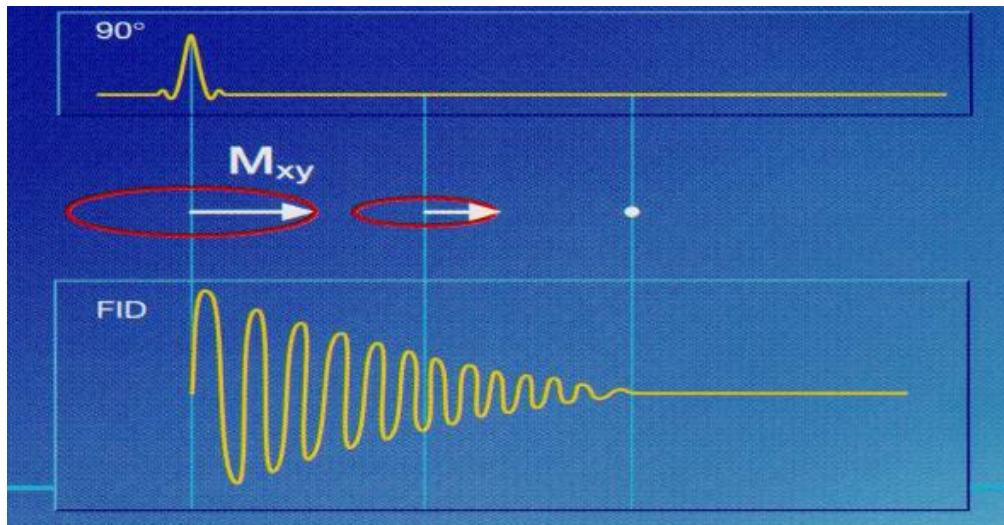
2.7 Rekonstrukce obrazu

Pro vytvoření obrazu magnetické rezonance se využívá algoritmu Fourierovi transformace. Algoritmus je použit pro detekci lokalizace MR signálu, které se nachází v různých oblastech vyšetřované části těla. Pomocí algoritmu Fourierovy transformace můžeme vytvářet 2D a 3D MR obrazy. Obrazy mohou mít různou velikosti a rozlišení. Obraz pořízený z magnetické rezonance je 2D rovina, která je rozdělená mřížkou. Rovina je pomocí mřížky rozdělena na základní obrazové elementy, které nazýváme pixely. Musíme také podotknout, že MR obraz je spíše řez určité tloušťky než samostatná rovina a proto pixely nazýváme voxely, abychom tuto skutečnost odlišili. [6]

2.7.1 Fourierova transformace

Fourierova transformace je matematický nástroj, který umožňuje z časového záznamu (FID) získat spektrum. FID je časový záznam intenzity

indukovaného proudu v měřící cívce. Na ose x je čas a na ose y je frekvenční spektrum. Na obrázku můžeme vidět opětné rozfázování spinů, což způsobuje nehomogenita magnetického pole a vzájemná interakce spinů.



Obrázek 8: Free induction decay (FID), příčná magnetizace klesá po hyperbole

2.8 Vyšetření MR

Magnetická rezonance je jednou z nejlepších zobrazovacích metod. Největším plusem je rozlišení různých struktur těla i těch s velmi podobnou strukturou, což je výhodné při získání informace o patologické části tkáně. Před vyšetřením se musí personál ujistit, že pacient nemá žádné kontraindikace k vyšetření a tudíž je schopen podrobit se MR vyšetření. Vyšetření začíná položením pacienta na vyšetřovací stůl. Pacient musí pohodlně ulehnout, aby byl schopen vydržet až do konce vyšetření. Objevují se často případy, kdy pacienti trpí klaustrofobií a tak po zasunutí do přístroje panikaří a není možné vyšetření dokončit. Pro zdraví a klid pacienta se mu do ruky dá „tlačítko nouze“, které zmáčkne, pokud se už nadále nechce podrobovat vyšetření. Pokud si je pacient svého panického chování vědom, musí konzultovat vyšetření s lékařem, který mu ho předepsal a zároveň zvážit, zda se nepodrobí podání lehkého sedativa. Pokud na to pacient přistoupí, měl by dorazit na vyšetření s doprovodem. Délka vyšetření není dána, záleží na vyšetřované oblasti. Udává se rozsah 30 – 60 minut. Během vyšetření může být podána kontrastní látka, která zapříčiní lepší rozlišení tkání a cév a obraz tak může být ostřejší.

V chemii je NMR analytickou metodou, pomocí které můžeme zjistit složení dané látky. Při NMR zaznamenáváme absorpční píky, které ale sami nestačí k zjištění složení látky, musíme k měření mít k dispozici známý vzorek. Metodu využíváme ve farmaceutickém průmyslu pro popis složení nových léků, ke kontrole čistoty produktu a také ke zkoumání účinků nových látek.

2.8.1 Indikace a kontraindikace

Magnetická rezonance se v dnešní době využívá v medicíně stále častěji. Nejčastěji se používá pro získání obrazu mozku, míchy, pánve a páteře při onemocněních jako je například roztroušená skleróza a při poruchách muskuloskeletálního systému a to především proto, že při vyšetření MR jsme schopni zobrazit všechny jeho součásti jako kosti, svaly, vazy, chrupavky, šlachy, tekutiny a i dalších struktury – menisky. Stále více se dnes využívá MR i pro vyšetření břicha, hrudníku či krku. Při vyšetření nám jde zejména o průkaz nebo vyloučení přítomnosti tumorů či lézí. [11]

Kontraindikace je okolnosti či stav pacienta vylučující některé léčebné postupy, výkony, či užívání některých léků. Tím pádem, se nyní budeme bavit o stavu, kdy pacient nemůže podstoupit MR vyšetření. Kontraindikace rozdělujeme do dvou skupin a to na absolutní a relativní. Mezi absolutní kontraindikace řadíme pacienty s implantovaným elektrickým či elektromagnetickým přístrojem, jako jsou kardiostimulátory či kochleární aparát. V tomto případě jde ale jen o typy přístrojů, které nebyly experimentálně testovány v prostředí magnetu. Pokud se jedná o kovové implantáty, není to jednoznačně dané. U kovových implantátů závisí na složení a na magnetických vlastnostech materiálu. Tyto implantáty způsobují při vyšetření artefakty, a tato skutečnost zabraňuje správnému zobrazení anatomických struktur v blízkosti tohoto implantátu. Jako další zmíníme těhotenství. Těhotenství není považováno za absolutní kontraindikaci k vyšetření MR. Objevuje se názor, že MR vyšetření plodu škodí, ale žádná studie tento názor nepotvrdila, avšak ani nevyvrátila. Do skupiny relativních kontraindikací řadíme i kloubní implantáty, zubní implantáty. Pacient však může podstoupit vyšetření až šest týdnů po implantaci. [6]

MR vyšetření je nákladné, ale v dnešní době hodně využívané kvůli jeho kvalitě. O tom, zda se pacientovi udělá MR vyšetření rozhodují lékaři a indikace k vyšetření může být různá. Jde jednak o vrozené vývojové vady, záněty a podezření na tumory, tak i o onemocnění cévní etologie. U vyšetření páteře je dobré specifikovat etáž neurologického nálezu. [6, 11]

MRI by nefungovala bez silného magnetického pole a proto pacienti s kardiostimulátorem či kovovými náhradami v těle, nemohou být vyšetřeni pomocí této metody. Další nevýhodou je vysoká pořizovací cena a také fakt, že pacient musí být během celého vyšetření v klidu, bez pohybu. Vyšetření trvá zhruba 30 minut. [11]

2.8.2 Artefakty

Pokud se objeví při snímání signálová intenzita (tj. spojení fyzikálních vlastností tkáně a přístroje, signálová intenzita některých tkání se překrývá, což způsobuje větší problém v nálezu změny tkáně způsobené nějakou nemocí) v MR obrazu, která nekoresponduje se skutečnou prostorovou distribucí tkání, nazýváme jí artefaktem. Tato intenzita způsobuje zhoršení kvality námi pořizovaného snímku a také snížení výpovědní hodnoty obrazu po vyšetření. V některých případech můžeme vzniku artefaktů zabránit, nebo z části odstranit jejich následky (např. aliasing). Druhou skupinu artefaktů tvoří ty, které nemůžeme ovlivnit a stávají se tedy součástí MR obrazu, jako např. chemický posun a pohybové artefakty. [3, 6]

3 Výzkumná část

3.1 Návrh povrchové cívky

Povrchové cívky jsou nejjednodušší možnou variantou snímacích cívek. Právě proto je vhodné začít s návrhem u toho typu. Je dobré si nejdříve ujasnit, k čemu nám bude cívka sloužit. Naším úkolem bylo navrhnout cívku, která bude sloužit pro zkoumání myši domácí. V závislosti na průměrné velikosti těla myši byl zvolen průměr cívky o velikosti 20mm. Dále si musíme ujasnit počet závitů. Abychom potlačili mezizávitovou kapacitu, zvolíme cívky o jednom závitě. Tímto omezíme i nevhodné rezonanční frekvence. Pokud máme tyto parametry, tak si můžeme vypočítat indukčnost cívky podle jednoduchého empirického vzorce:

$$L = 0.01257(r) \left(2.303 \log_{10} \left(\frac{16r}{d} - 2 \right) \right) \quad [\mu\text{H}, \text{m}] \quad (12)$$

r - poloměr závitů cívky

d - tloušťka drátu

Pro snížení vlivu skin efektu a zaručení dostatečné mechanické pevnosti je vhodné použít silnější drát. Zvolili jsme 1 drát s průměrem 1mm. Velikost indukčnosti je tedy rovna 64 nH.

Zadané rezonanční frekvence, které bychom měli zkoumat, byly 188.6 MHz – pro fluor a 200 MHz - pro vodík. Podle frekvence 200 MHz tedy zvolíme nejmenší možnou kapacitu. Pokud tuto kapacitu zvýšíme, snížíme si rezonanční frekvenci podle potřeby, v našem případě, na 188.6MHz.

Rezonanční frekvence lze zhruba odhadnout podle vztahu:

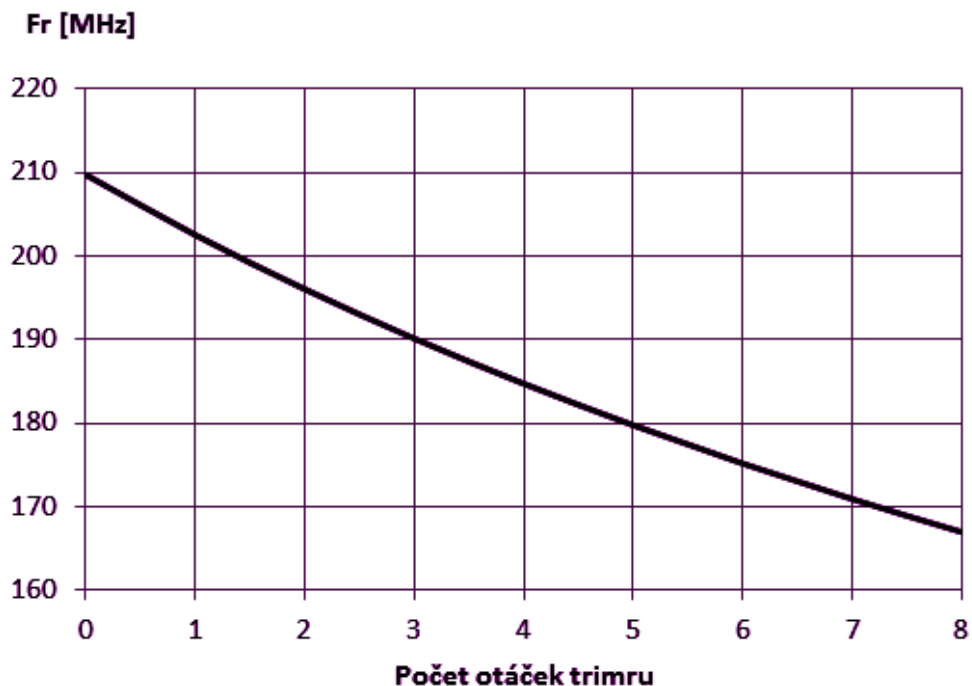
$$f_0 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{LC}} \quad [\text{Hz}, \text{H}, \text{F}] \quad (13)$$

Z čehož je možné vyjádřit C:

$$C = \frac{\left(\frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_0}\right)^2}{L} \quad [F, Hz, H] \quad (14)$$

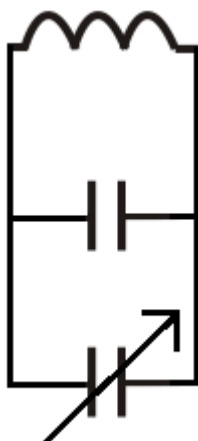
Velikost nejmenšího možného C je tedy 9,9 pF. Přesná čísla není třeba počítat z důvodu volby součástek z kapacitních řad a použití ladicích prvků. Ke konstrukci byla použita řada E12, z níž vybereme velikost 8,2 pF. Paralelně s tímto kondenzátorem zařadíme pro doladění kapacitní trimr 0,8 - 6 pF. Volbou těchto součástek zajistíme přeladitelnost v rozsahu 209,7 - 166,9 MHz. Tím zaručíme, že tento rozsah pokrývá interval obou požadovaných frekvencí, zároveň vyhovuje i zadání. Použit byl trimr AT5702 ROHS, který má 8 otáček. Citlivost je tedy 0,65 pF/ot čemuž odpovídá přeladitelnost 7,1 MHz/ot.

Průběh rez. frekvence



Obrázek 9: Průběh rezonanční frekvence

Tímto jsme získali obvod, který je schopen pracovat na frekvenci 167 - 209 MHz.



Obrázek 10: Nezatížená anténa

Nyní je potřeba z tohoto obvodu získat výsledný signál. Pro měření je použit přístroj, který má vstupní impedanci 50Ω . Použijeme proto koaxiální kabel, který má rovněž 50Ω . Použit byl koaxiální kabel s nízkým útlumem h155 pro svoji dobrou ohebnost. Tento kabel je nutno připojit k dříve navrženému obvodu, který však nemá 50Ω . Je ho proto potřeba přizpůsobit. Abychom jej mohli přizpůsobit, musíme nejdřív zjistit jeho vlastnosti. Změříme si proto frekvenční charakteristiku obvodu a odečteme šířku pásma pro pokles o 3dB.

Při (f_0) 200 MHz je šířka tohoto pásma (B) 5 MHz. Z šířky pásma můžeme vypočítat jakost obvodu podle vztahu:

$$Q = \frac{f_0}{B} \quad [-, \text{Hz}, \text{Hz}] \quad (15)$$

Jakost je tedy číselně rovna 39,8.

Z jakosti obvodu můžeme podle dalšího vztahu vypočítat parazitní odpor:

$$R = \frac{X_L}{Q} = \frac{2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot L}{Q} \quad (16)$$

Parazitní odpor je tedy 2Ω .

Podle Pythagorovy věty se tento ohmický odpor tedy skoro neuplatní a použijeme-li přizpůsobení pomocí kondenzátoru, bude mít jeho impedance velikost $49,9\Omega$.

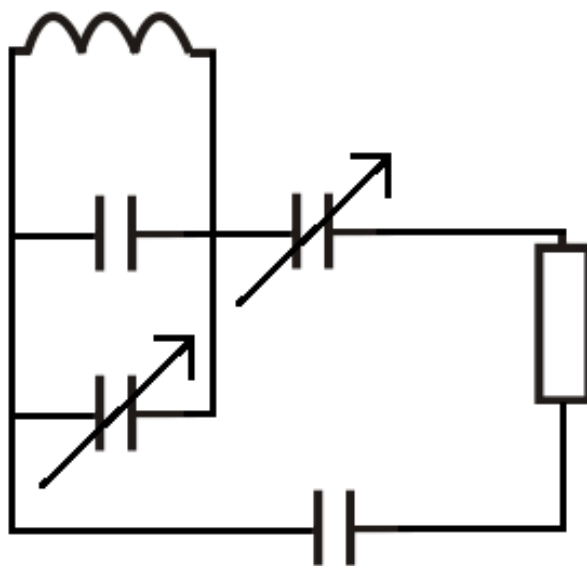
Podle vztahu pro impedanci kondenzátoru můžeme vypočítat jeho vhodnou velikost:

$$C = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_0 \cdot X_c} \quad [F, Hz, \Omega] \quad (17)$$

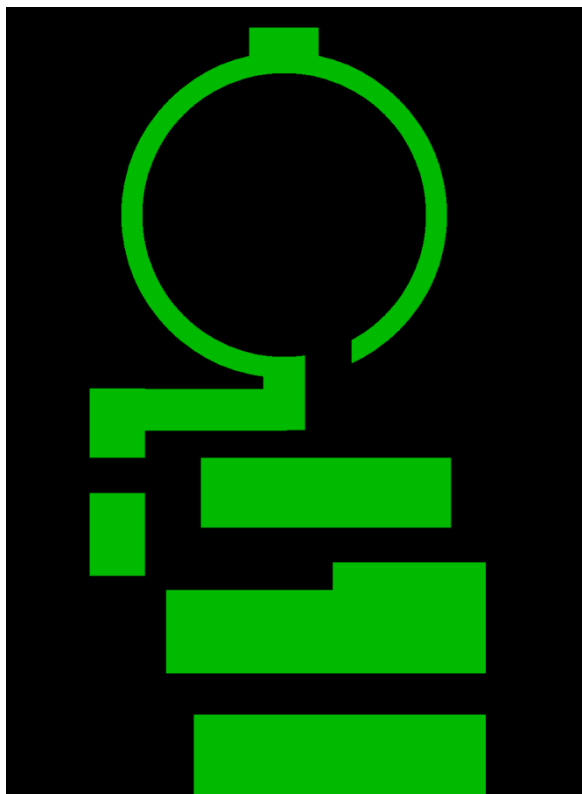
Velikost přizpůsobovacího kondenzátoru je tedy 15,9 pF.

Protože vložením vzorku do snímací cívky se její vlastnosti zásadně mění, je potřeba i tento kondenzátor konstruovat jako laditelný. Dalším důvodem pro laditelnost je změna frekvence f_0 mezi 200 a 188.6 MHz.

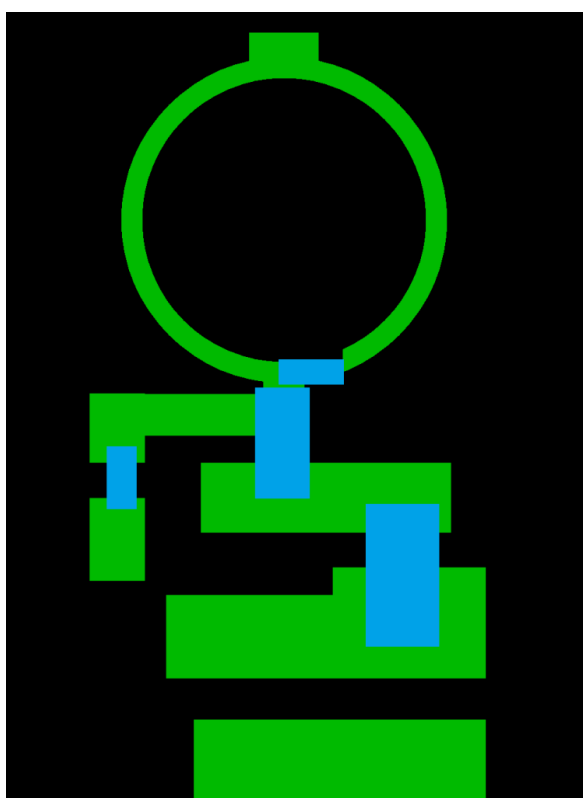
Pro dobrou mechanickou odolnost musíme celý obvod postavit na desce plošného spoje z materiálu FR4. Další variantou by mohla být deska z keramického materiálu, který by zajistil lepší vlastnosti, ale pro 200MHz toto nemá zásadní význam. Přizpůsobovací kondenzátor je kvůli symetrizaci signálu rozdělen do dvou kapacit, které jsou dvojnásobkem vypočtené velikosti, z důvodu sériového řazení. Odpor na konci značí měřicí přístroj a jeho charakteristickou impedanci 50Ω .



Obrázek 11: Zatížená anténa s přizpůsobením výstupu



Obrázek 12: Rozložení měděných ploch na desce plošného zdroje



Obrázek 13: Osazené součástky

3.1.1 Simulace cívky

Pro simulaci cívky zapojené na prázdno jsme použili program FEMM (Finite Element Method Magnetics), který slouží k řešení dvou rozměrných, nízkofrekvenčních elektromagnetických úloh. Pro naše potřeby je program dostačující i přesto, že simuluje obraz pouze ve 2D rozlišení. Program pracuje na principu metody konečných prvků.

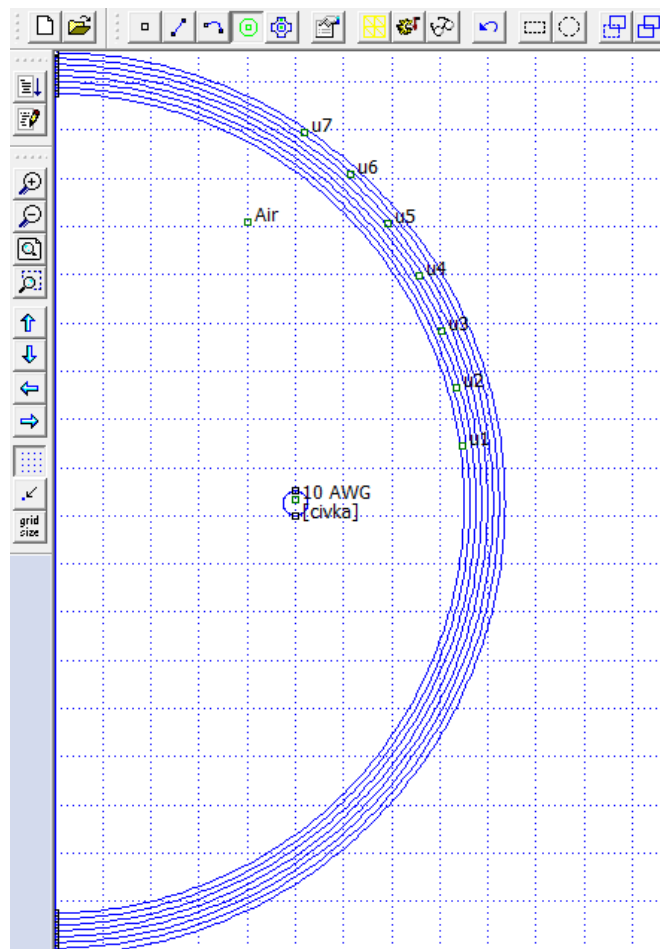
3.1.1.1 Metoda konečných prvků

Metoda konečných prvků (MKP) je metoda k řešení úloh popsanych diferenciálními rovnicemi. Metoda byla vyvinuta s nástupem digitálních počítačů. V krátké době byla zavedena v řadě oblastí ve strojírenství, stavebnictví a v elektrotechnice. Zavádějí se oblasti, kde se počítá pole, uzly a uzlové potenciály. Uzly však mohou být rozloženy v oblasti nerovnoměrně a mohou tak sledovat tvar hraničních ploch. V místech, kde se očekává prudká změna pole, se zavede větší hustota sítě. Sestaví se soustava rovnic pro neznámé uzlové hodnoty. Koeficienty matice soustavy a pravých stran se nepočítají z diferencií, nahrazujících derivace, ale jako jistě integrály přes elementární plošky nebo objemy, v jejich vrcholech jsou uzly.

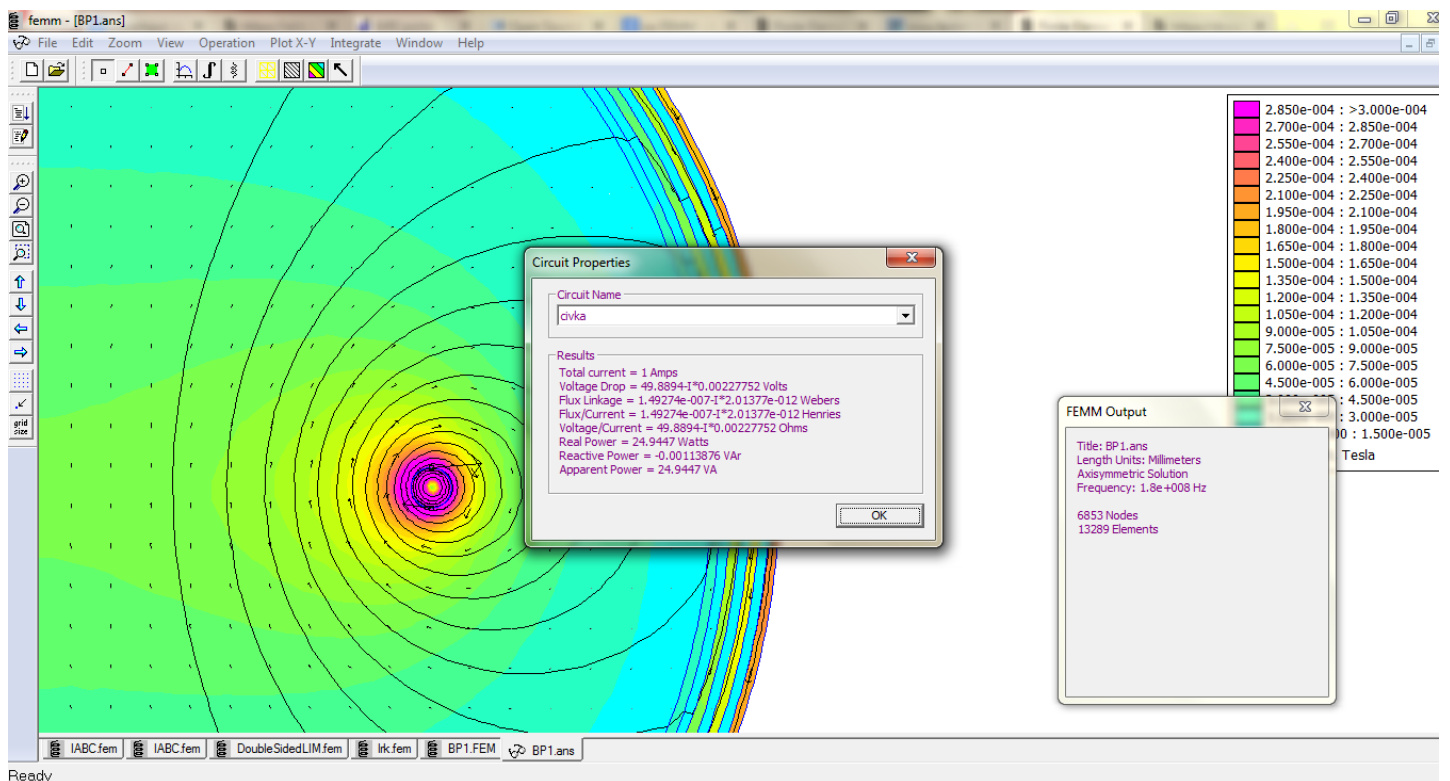
MKP je složena z několika kroků, které musí být vždy splněny.

1. generace sítě prvků s uzly
2. Aproximace potenciálu na jednotlivých prvcích z uzlových hodnot.
3. Dosazení zvolené aproximace do diferenciální rovnice nebo jejího ekvivalentu a sestavení soustavy rovnic pro neznámé uzlové hodnoty.
4. Vyřešení soustavy a zpracování dodatečných požadavků – výpočet dalších veličin a zobrazení výsledků

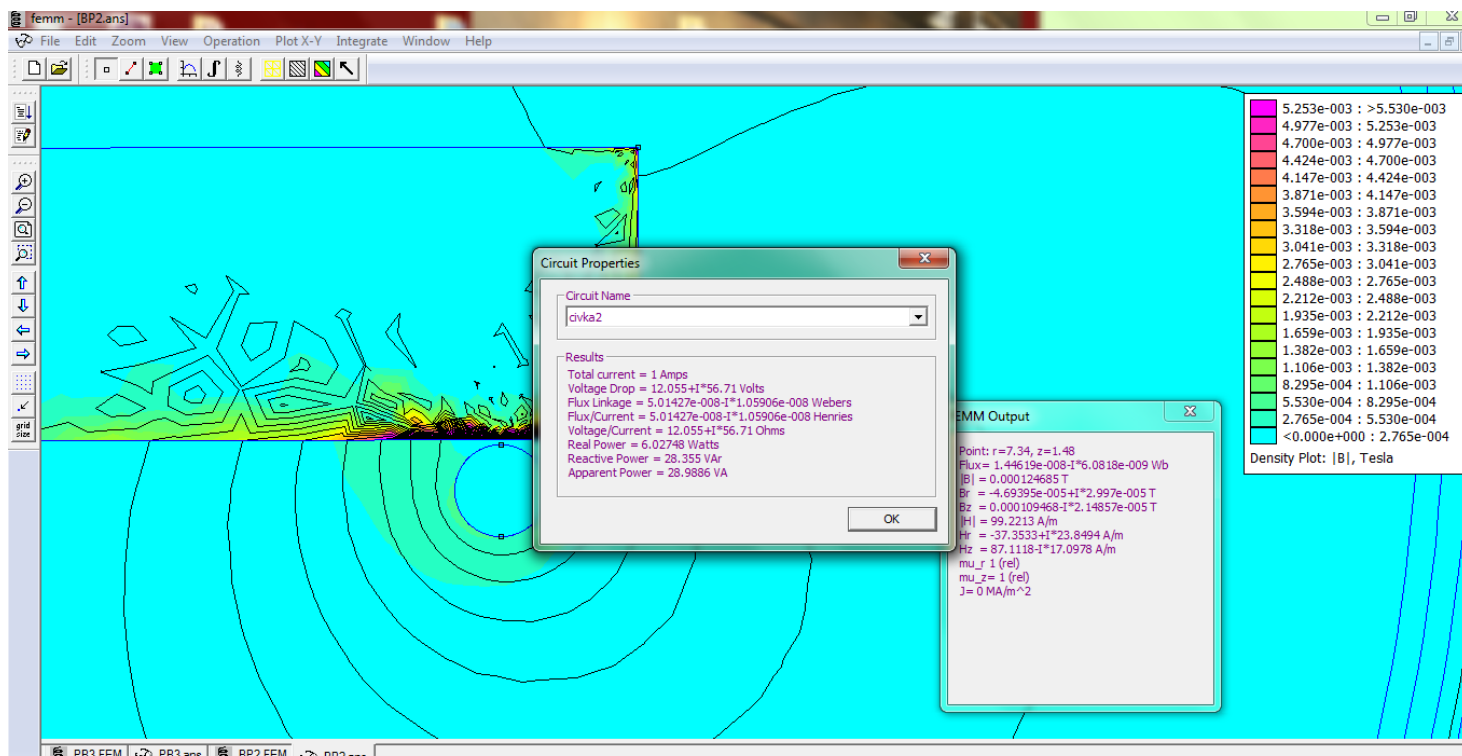
MKP je založena na myšlence využít co nejnižší stupeň aproximačního polynomu. Což znamená vybrat takový stupeň polynomu, který po dosazení do diferenciální rovnice představuje ještě netriviální řešení. MKP nevyužívají aproximaci polynomu vyšších řádů na dlouhém polynomu, ale naopak na mnoha malých intervalech lineární nebo nejvýše kvadratickou aproximaci.



Obrázek 14: Simulace cívky před zobrazením mg. pole



Obrázek 15: Konečný obraz po rekonstrukci cívky v programu FEMM, včetně mg. Pole, cívka na prázdko



Obrázek 16: Simulace cívky s použitým fantomem: voda

Pro srovnání vypočítáme indukčnost pomocí impedance, kterou jsme získali z programu. Impedance je rovna hodnotě $12,055 + i * 56,71$ Ohm.

Výpočet:

$$L = \frac{X_L}{j * \omega} \quad (18)$$

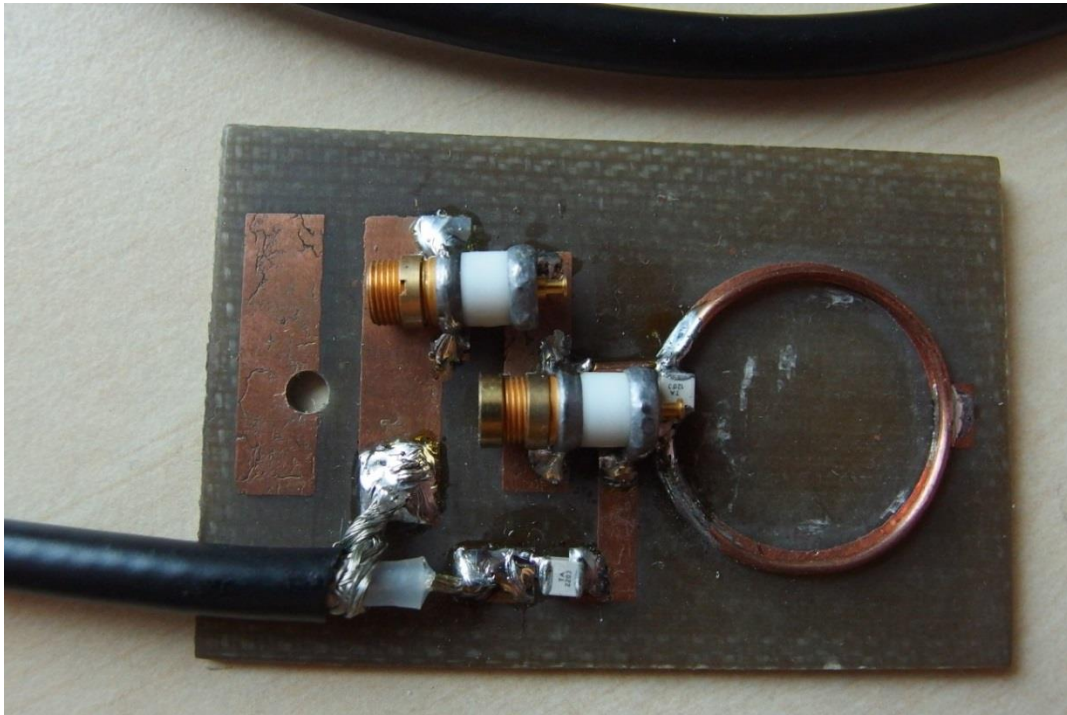
$$L = \frac{X_L}{j * 2 * \pi * 2 * 10^8}$$

$$L = 4,5128 * 10^{-8}$$

$$L = 45,128 \text{ nH}$$

Při návrhu cívky nám vyšla indukčnost 64 nH, nyní 45,128 nH. Program simuluje povrchový jev. Rozdíl s fantomem je malý, jak je vidět z výpočtu. Avšak bez fantomu se objevil veliký rozdíl.

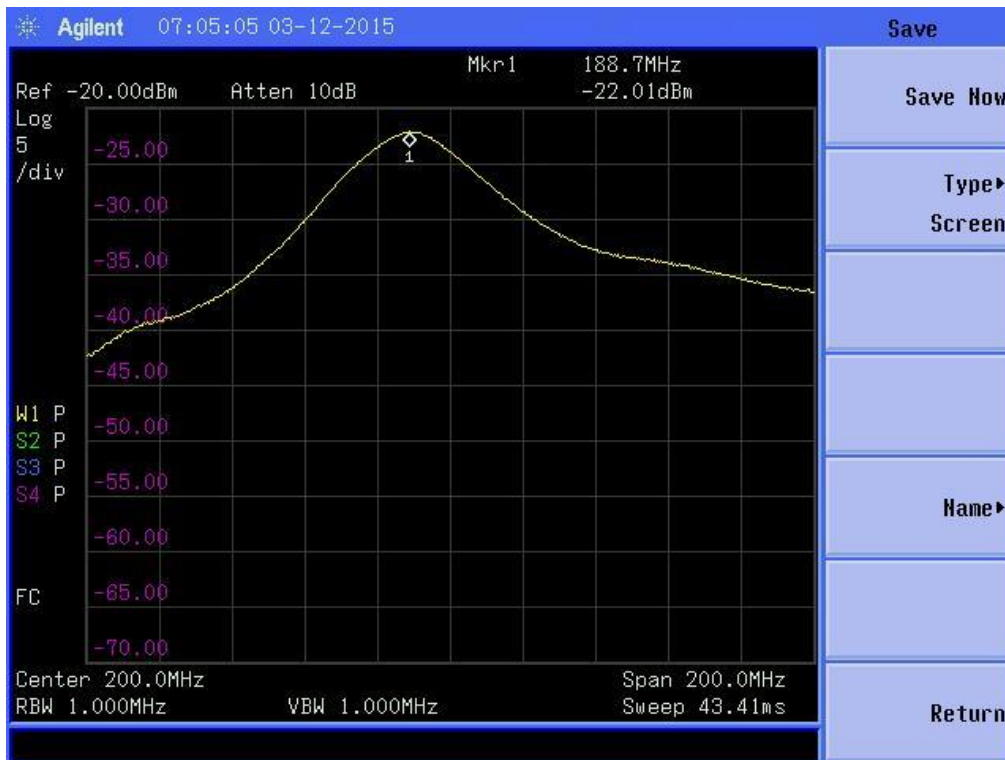
Z výsledků simulací je vidět, že při přiložení fantomu voda, je pole tlumeno. U nezatížené cívky se hodnoty pohybují okolo $1,5 * 10^{-4}$ T až $1,65 * 10^{-4}$ T. U zatížené cívky se hodnoty pohybují převážně okolo hodnot $0 \text{ T} - 2,765 * 10^{-4}$ T.



Obrázek 17: Konstrukce cívky podle návrhu

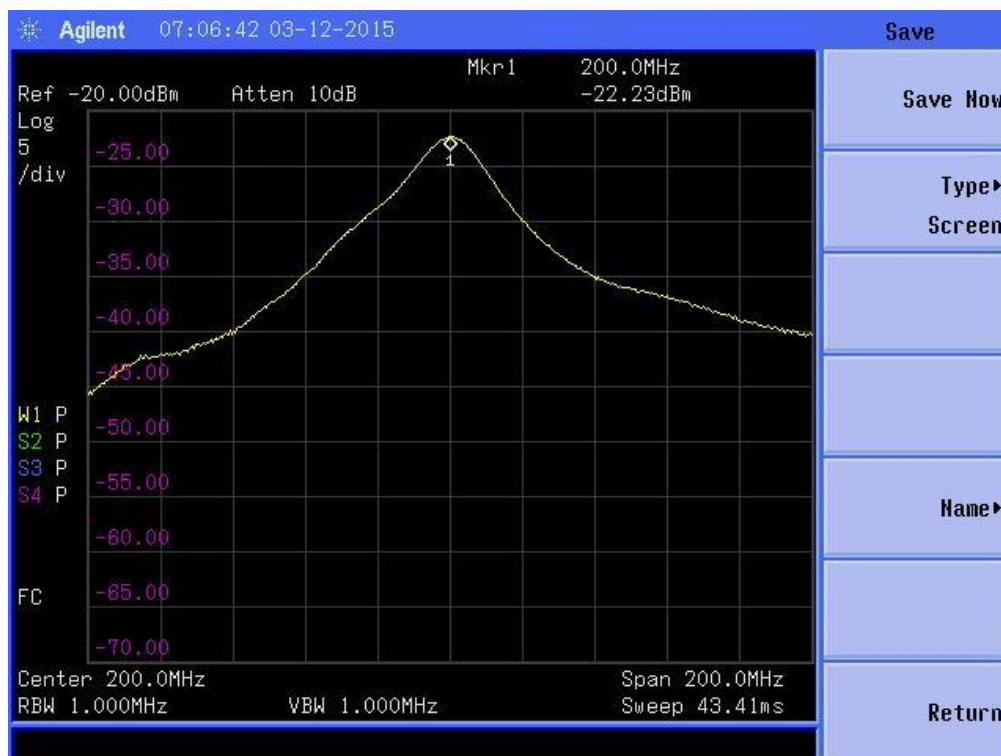


Obrázek 18: Konstrukce cívky podle návrhu

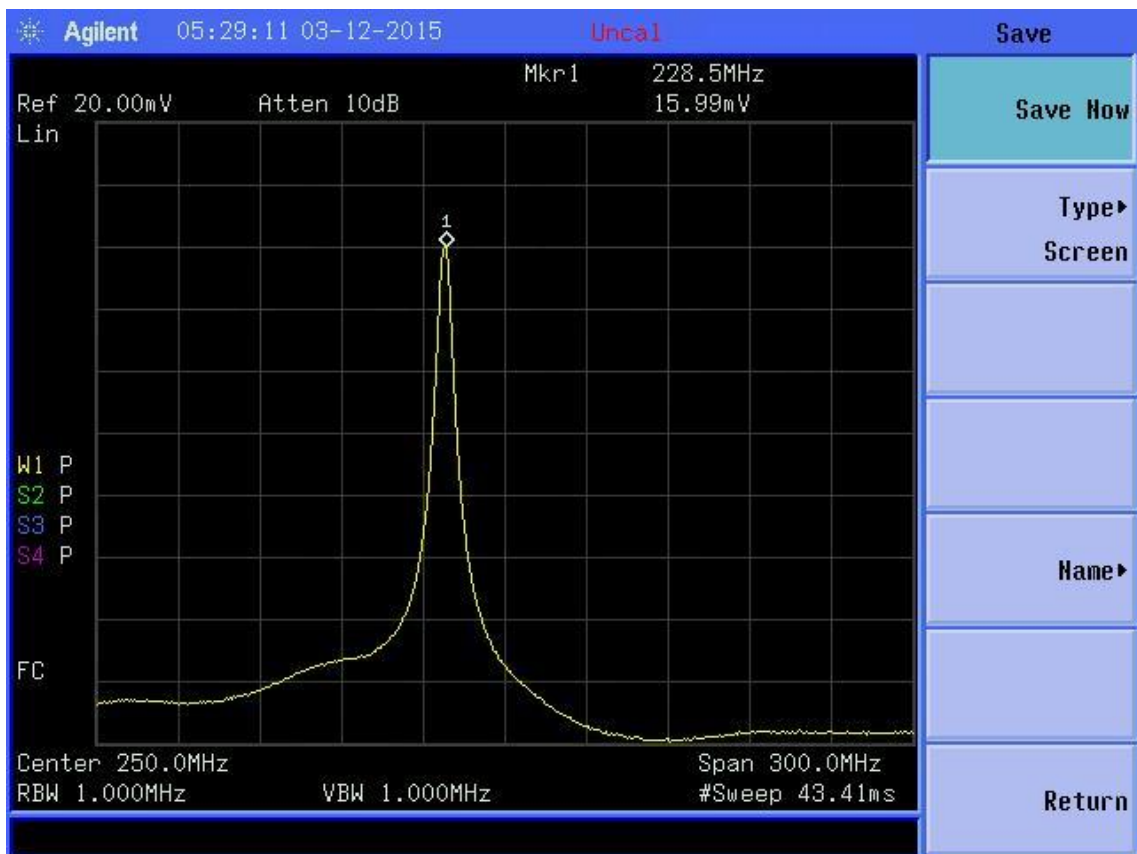


Obrázek 19: Frekvenční charakteristika

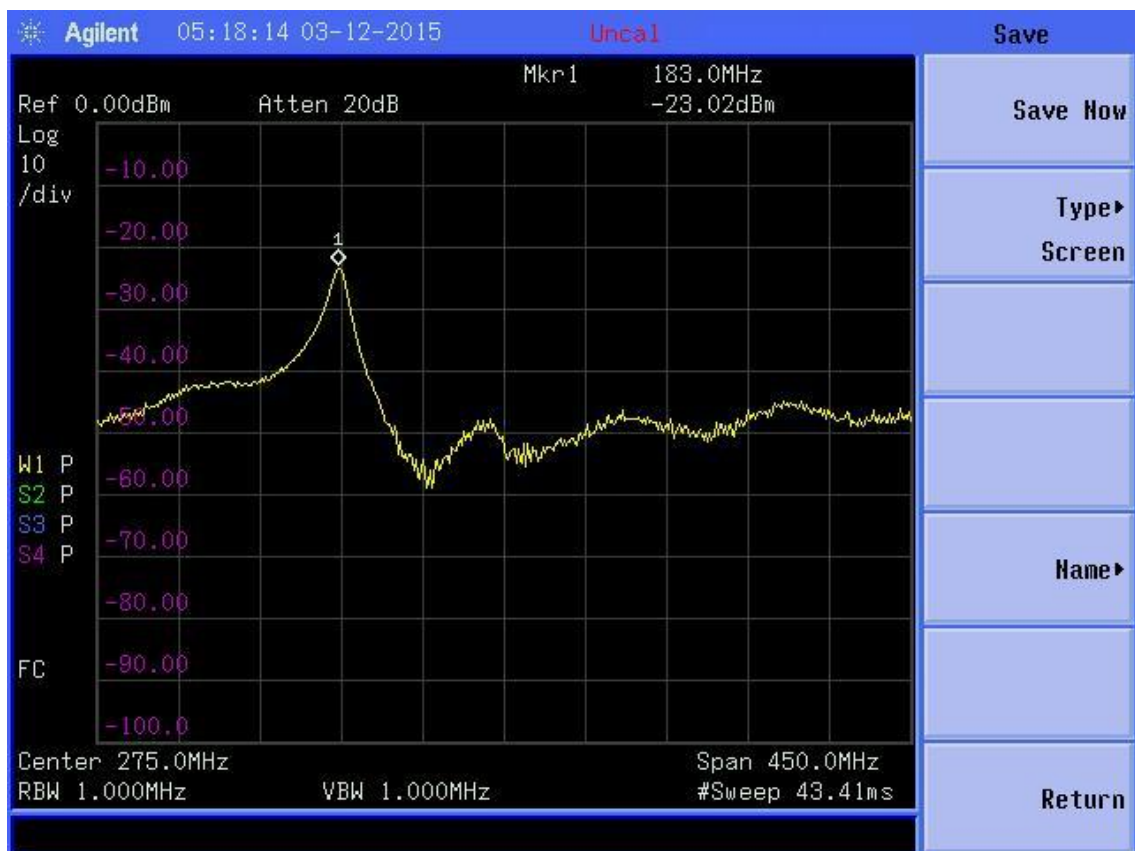
Označený bod je na frekvenci 183MHz (rezonanční frekvence) a napětí je znázorněno na svislé ose. Osa je v tomto případě logaritmická.



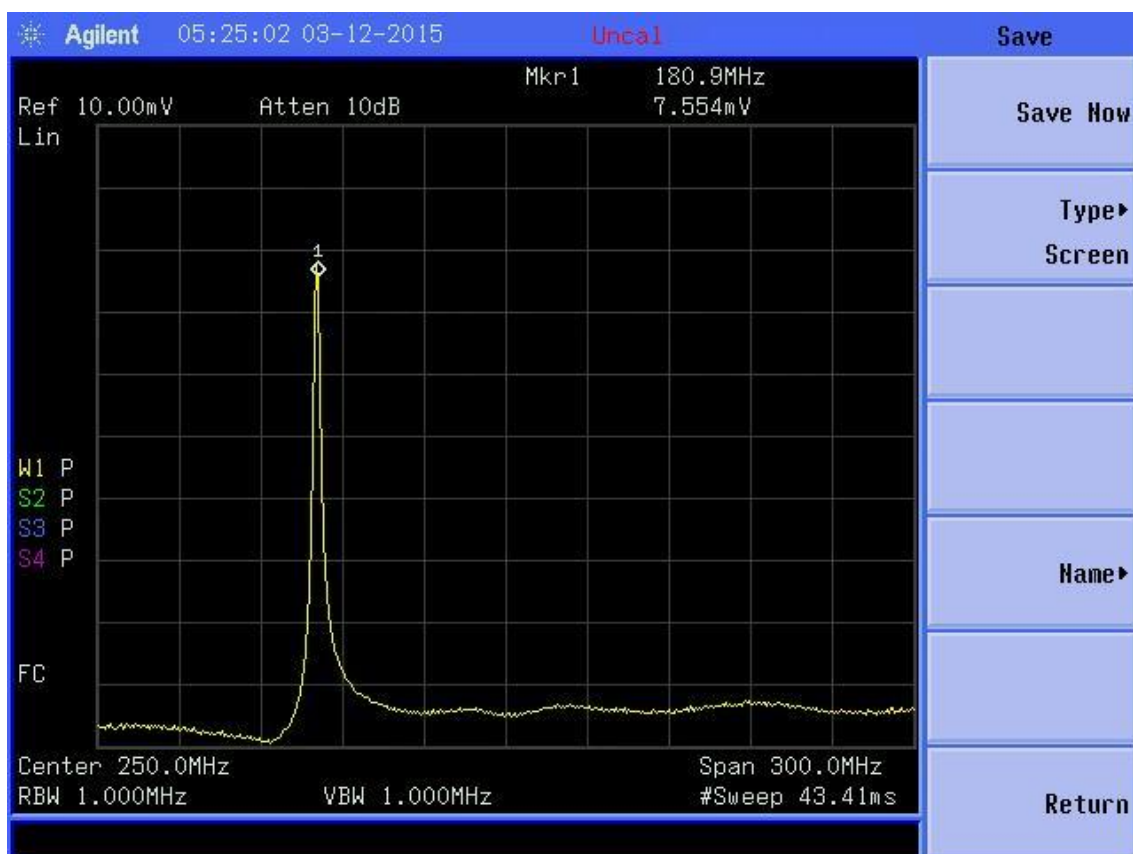
Obrázek 20: Frekvenční charakteristika antény, osa je lineární



Obrázek 20: Rezonanční frekvence je 228,5 MHz

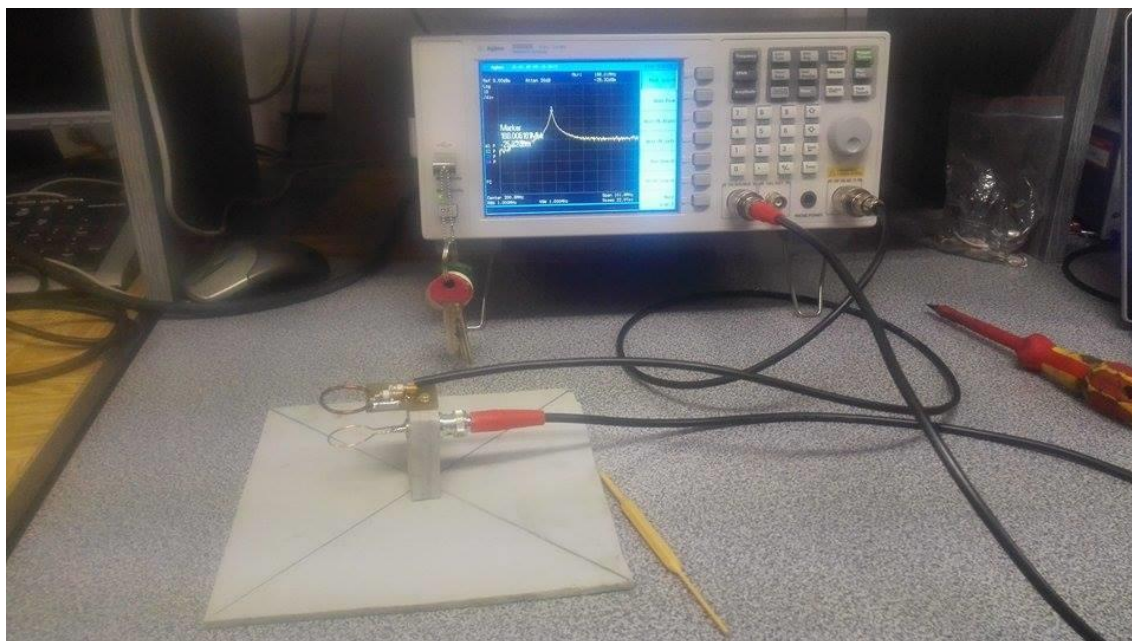


Obrázek 21: Rezonanční frekvence je 183,0 MHz

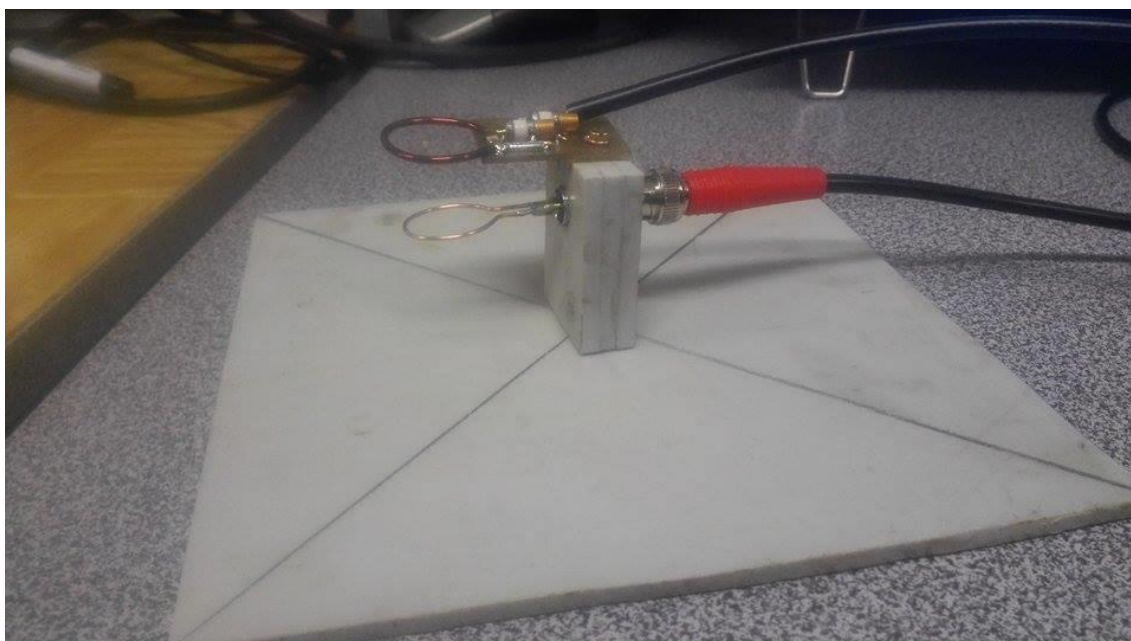


Obrázek 22: Rezonanční frekvence je 180,9 MHz

Na grafech jsou patrné rezonance na zadaných frekvencích. Měřením na skutečném obvodu, jsme potvrdili vypočtené hodnoty a ověřili si tak správnost řešení, které jsme zvolili.

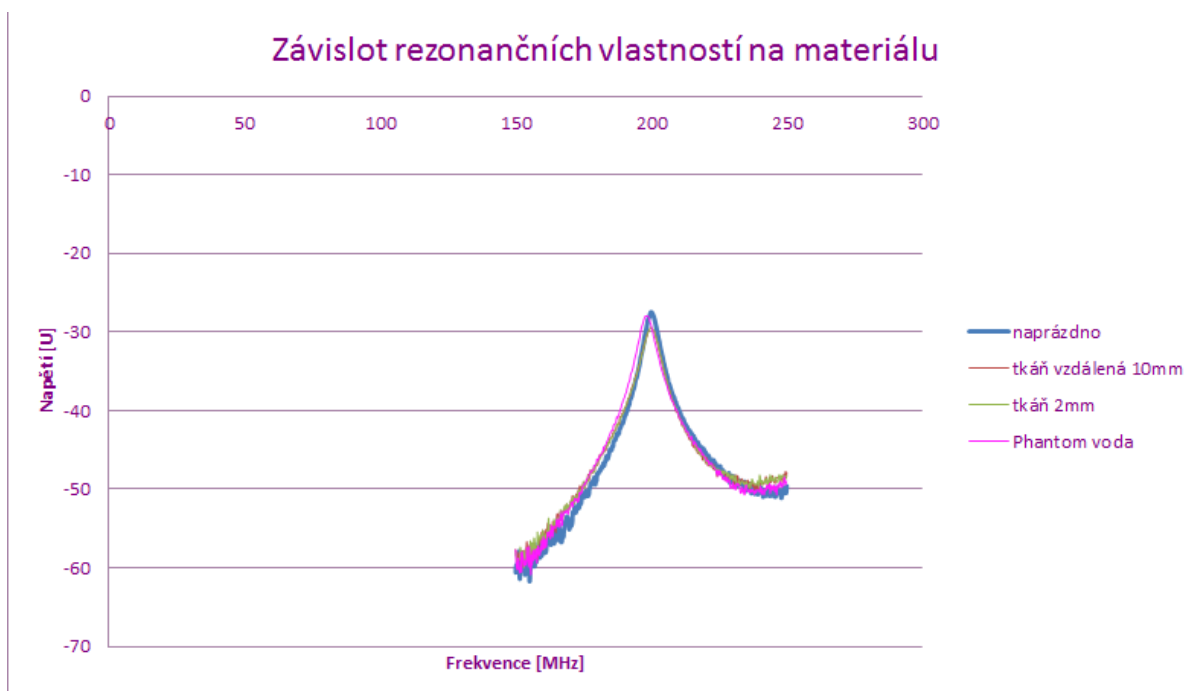


Obrázek 23: Laboratorní měření



Obrázek 24: Stojan pro umístění a přidržení cívky během měření

Hotovou cívku jsme podrobili testování. Šlo o zjištění, zda je cívka schopna naměřit hodnoty naprázdno, s tkání vzdálenou 10mm, 2mm a při použití fantomu voda. Čímž tedy měříme závislost rezonančních vlastností na materiálu. Z grafu je patrné, že se hodnoty výrazně neliší, avšak nemůžeme potvrdit, že by byly totožné.



Obrázek 25: Závislost rezonančních vlastností na materiálu

3.1.2 IKEM

Přesto, že cívka při měření v laboratorních podmínkách na půdě Technické univerzity v Liberci vykazovala, že návrh a následná konstrukce jsou provedeny dobře, neměli jsme možnost vystavit cívku magnetickému poli, které způsobuje například magnetická rezonance, a proto se muselo provést kontrolní měření na pracovišti IKEM, kde byla cívka vložena do magnetického pole, přístroje na zkoumání malých hlodavců.

Toto měření vyžadovalo sestrojení konstrukce, do které se cívka vložila, a celý komplex mohl být následně vložen do magnetického pole. Konstrukce byla vytvořena z nemagnetických látek.

Pražské pracoviště IKEM dodnes používá povrchovou cívku, která byla sestrojena na jejich půdě, a proto byl nejdříve vytvořen obraz z této cívky, jak na frekvenci pro vodík tak pro fluor. Další měření probíhalo již na námi sestrojené cívce a obrazy se následně porovnávaly. Měření cívky dopadlo nad očekávání velmi dobře. Zaměstnanci IKEMU potvrdili, že návrh a konstrukce cívky je velice vydařený, a že by se cívka už v této fázi dala dále využívat i na jejich pracovišti pro experimentální měření. Obraz zkonstruované cívky měl lepší rozlišení než snímací cívka na pracovišti IKEM. Měření probíhalo za dozoru Ing. Daniela Jiráka, Ph.D.

5 Závěr a doporučení

V práci jsme se seznámili s teorií magnetické rezonance, kde jsme se zaměřili jak na fyzikální podstatu, tak i klinické využití. Magnetická rezonance má mnoho komponent a jedním z nejdůležitějších jsou snímací cívky. V dalším kroku jsme se zaměřili na návrh snímací cívky v SW programu, FEMM. Při kontrolních výpočtech jsme došli k závěru, že cívka s fantomem se podle výsledku podobá cívce z návrhu, ale u cívky zapojené na prázdko se hodnoty liší.

Dalším cílem práce bylo zkonstruovat snímací cívku pro magnetickou rezonanci, která by sloužila pro měření na malých hlodavcích. Prvním úkolem tedy bylo navrhnout cívku přiměřené velikosti. Jako druhý požadavek byla možnost přeladění cívky mezi dvěma rezonančními frekvencemi, tj. 1. cívka ~ 200 MHz pro vodík, 2. cívka ~ 188,6 MHz pro fluor. Námi zkonstruovaná cívka vyhovuje oběma požadavkům. Cívka může být dále experimentálně zkoumaná a používána pro dva druhy vyšetření najednou, právě díky možnosti ladění cívky. Měření na pracovišti IKEM potvrdilo správnost řešení návrhu cívky.

V dnešní době se věda stále posouvá a tak i v tomto oboru jsou další možnosti jak vše vylepšit. Je důležité se tomuto oboru dále věnovat a cívky dále vytvářet a zlepšovat. Další vývoj může spočívat například ve změně tvaru cívky, pro zkoumání různých částí těla hlodavců (objemové cívky), což by způsobilo i tvarování magnetického pole. Měnit se může i velikost cívky.

Seznam použité literatury

- [1] DOTY, F. David, George ENTZMINGER, Jatin KULKARNI, Kranti Pamarthy, PAMARTHY a John P. STAAB. RF Coil Technology for Small-Animal MRI. 2007, s. 24. DOI: 10.1002/nbm.1149. Dostupné z: <http://interscience.wiley.com>
- [2] MUDR. MAŇASKOVÁ, Dana. Magnetická rezonance - MRI - NMR. Www.medicinman.cz [online]. 2010 [cit. 2012-01-16]. Dostupné z: http://medicinman.cz/?p=metody&p_sub=mr
- [3] MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. Protokoly MR zobrazování. 1. vyd. Praha: Galén, 2014. ISBN 9788074921094.
- [4] PLÍVA, Zdeněk, Jindra DRÁBKOVÁ, Jan KOPRNICKÝ, Leoš PETRŽÍLKA. Metodika zpracování diplomových, bakalářských a vědeckých prací. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. Dostupné z WWW <http://www.fm.tul.cz/files/jak_psat_DP.pdf>. ISBN 978-80-7494-049-1.
- [5] ROSINA, Josef. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Vyd. 1. Praha: Grada, 2013. 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [6] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice I. Vyd. 2. V Praze: Nakladatelství ČVUT, 2007. 76 s. Dostupné na internetu: http://toc.nkp.cz/NKC/200711/contents/nkc20071747912_1.pdf ISBN 978-80-01-03779-9
- [7] FAKTOR, Zdeněk. Transformátory a cívky. 1. vyd. Praha: BEN-Technická literatura, 2002. ISBN 80-86056-49-X.
- [8] DRACÍNSKÝ PH.D., Martin. Jaderná magnetická rezonance [online]. Praha: Ústav organické chemie a biochemie AV ČR, v.v.i. [cit. 2014-04-29]. Dostupné z <http://www.studiumchemie.cz/NMR/skripta.pdf>
- [9] DOLEČEK, Jaroslav. Moderní učebnice elektroniky - 1. díl: základy, ideální a reálné prvky: rezistor, kondenzátor, cívka. Vyd. 1. Praha: BEN-Technická literatura, 2005. ISBN 80-7300-146-2.
- [10] FANET, Hervé. Medical Imaging Based on Magnetic Fields and Ultrasounds. 1. vyd. 2014. ISBN 9781118761236. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/book/10.1002/9781118761236>
- [11] SEIDL, Zdeněk a Marcela VANĚČKOVÁ. Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře. 1. vyd. Grada, 2006. ISBN 978-80-247-1106-5.
- [12] DOTY, F. David Doty a Jatin KULKARNI. Using a cross-coil to reduce RF heating by an order of magnitude in triple-resonance multinuclear MAS at high fields. 2006, 239 - 253. DOI: 10.1016/j.jmr.2006.06.031.

- [13] A. Haase et al., Concepts in Magnetic resonance 12, 361 (2000).
- [14] E. M. Haacke et al., Magnetic Resonance Imaging. Physical Principles and Sequence Design. John Wiley and Sons, 1999.
- [15] Magnetic Resonance - Technology Information Portal, Member of SoftWays' Medical Imaging Group [last update: 2015-04-20 07:20:12], Dostupné z: <http://www.mr-tip.com/serv1.php>
- [16] CHUDÁČEK, Zdeněk. Radiodiagnostika. 1. část. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4.
- [17] MASLIKIEWICZ, Ondřej. NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE [online]. [s.l.], 2010. 18 s. Seminární práce. SPŠ Hronov. Dostupné z WWW: http://fsinet.fsid.cvut.cz/stretech/2010/stretech_2010_sbornik/pdf/1030.pdf
- [18] HORÁK, Z a František KRUPKA. Fyzika II.díl- příručka pro vysoké školy technického směru. Praha, 1976
- [19] SVOBODA, Emanuel, Přehled středoškolské fyziky 5. přeprac. vyd., Praha : Prometheus, 2014, ISBN 978-80-7196-438-4 (váz.)
- [20] ČMELÍK, M., Machonský, L., Šíma, Z. *Fyzikální tabulky*. Liberec: TUL, 2001, ISBN 80-7083-511-X.
- [21] PLÍVA, Z., J. DRÁBKOVÁ, J. KOPRNICKÝ a L. PETRŽÍLKA. Metodika zpracování bakalářských a diplomových prací. 2. upravené vydání. Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2014. ISBN 978-80-7494-049-1. Dostupné z: <http://www.fm.tul.cz/files/Jak-psat-BP-DP.pdf>