VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2016

Bc. Petr Sedlář

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

NÁVRH A REALIZACE KLECOVÉ CÍVKY PRO MRI
DESIGN AND REALIZATION OF THE BIRD CAGE COIL FOR MRI

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR
Bc. Petr Sedlář

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR
Ing. Dušan Nešpor, Ph.D.

BRNO 2016

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ | FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Elektronika a sdělovací technika**
Ústav radioelektroniky

Student: Bc. Petr Sedlář — ***ID:*** 146949
Ročník: 2 — ***Akademický rok:*** 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Návrh a realizace klecové cívky pro MRI

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s principy činnosti vysokofrekvenčních cívek v nukleární magnetické tomografii. Ve vhodném softwaru sestavte numerický model klecové cívky. Proveďte úpravu parametrů numerického modelu klecové cívky s důrazem na maximalizaci dodaného výkonu do měřeného objektu.

Na základě výsledků numerického modelu proveďte realizaci klecové cívky a experimentálně ověřte její vlastnosti.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] NEŠPOR, D, BARTUŠEK, K, DOKOUPIL, Z. Comparing Saddle, Slotted-tube and Parallel-plate Coils for Magnetic Resonance. Measurement Science Review. 2014. 14(3). s. 171 - 176. ISSN 1335-8871.

[2] DREXLER, P.; NEŠPOR, D.; FIALA, P.; BARTUŠEK, K.; KUBÁSEK, R. Design and Fabrication of Planar Magnetoinductive Resonator Arrays for MRI System Field Shaping. Progress In Electromagnetics, 2011, roč. 2011, č. 2011,s. 643-647. ISSN: 1559- 9450.

Termín zadání: 8.2.2016 — ***Termín odevzdání:*** 19.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Dušan Nešpor, Ph.D.
Konzultant diplomové práce:

doc. Ing. Tomáš Kratochvíl, Ph.D., *předseda oborové rady*

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

ABSTRAKT

Práce se zabývá návrhem a experimentální výrobou objemové cívky typu *Birdcage* využívané pro zobrazovací systém magnetické rezonance (MRI). Objemové cívky jsou obecně velice výhodné pro použití v MRI, protože v transversálním provedení umožňují snadný přístup do dutiny při vhodném toku vektoru magnetizace. Cílem práce bylo sestavit numerický model transverzální cívky typu *Birdcage* z předem definovaných rozměrů. Takto vytvořený model cívky naladit na požadovanou rezonanční frekvenci s ohledem na maximalizaci přenášeného výkonu do měřeného vzorku. Namodelovanou cívku experimentálně vyrobit a měřením si tak potvrdit správnost numerického modelu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Magnetismus, magnetická rezonance, MRI, vysokofrekvenční cívka, rezonance cívky, *Birdcage* cívka, numerický model, ANSOFT HFSS, ADS

ABSTRACT

The work deals with the design and experimental production of the model type Birdcage coil used for magnetic resonance imaging system (MRI). The work deals with the design and behaviour of the model type Birdcage coil volume designed for imaging system for magnetic resonance imaging (MRI). Volume coils are generally very useful for use in MRI, because in transversal design allow easy access into the cavity when the flow vector of magnetization. The aim of the work was to construct a numerical model of transversal coil type Birdcage of the predefined dimensions. The created the coil tuned the desired resonant frequency having regard to maximize performance in the measured sample migrated. The modeling coil experimentally produced and measurements also confirm the accuracy of the numerical model.

KEYWORDS

Magnetism, magnetic resonance, MRI, radofrequency coil, cesonance coil, birdcage coil, numerical model, ANSOFT HFSS, ADS

SEDLÁŘ, P. *Návrh a realizace klecové cívky pro MRI.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2016. 56 s. Diplomová práce. Vedoucí práce: Ing. Dušan Nešpor, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Návrh a realizace klecové cívky pro MRI jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne ....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Dušanu Nešporovi Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne ....

(podpis autora)

sensor, information and communication systems
research centre

Faculty of Electrical Engineering
and Communication

Brno University of Technology
Technicka 12, CZ-61600 Brno, Czech Republic

http://www.six.feec.vutbr.cz

Experimentální část této diplomové práce byla realizována na výzkumné infrastruktuře vybudované v rámci projektu CZ.1.05/2.1.00/03.0072
Centrum senzorických, informačních a komunikačních systémů (SIX)
operačního programu Výzkum a vývoj pro inovace
.

OBSAH

Seznam obrázků viii

Seznam tabulek xi

Úvod 1

1 Magnetická rezonance 2

1.1 Teoretická podstata MRI 2

1.2 Tomograf a jeho části 3

1.3 MR signál 3

1.3.1 Signál FID 4

1.4 Zobrazování pomocí MR signálu 5

1.4.1 Metoda spinového echa 5

1.4.2 Metoda gradientního echa 5

2 VF cívky 7

2.1 Základní parametry cívek 7

2.1.1 Rezonance a jakost cívky 7

2.1.2 Ztráty v RF cívkách 8

2.2 Rozdělení RF cívek 9

2.2.1 Povrchové cívky 9

2.2.2 Pole cívek 10

2.2.3 Objemové cívky 10

3 Modelování 15

3.1 Program ANSYS HFSS 15

3.1.1 Metoda konečných prvků 15

3.1.2 Osnova modelování v programu ANSOFT HFSS 16

3.2 Java aplikace *Birdcage Builder* 17

3.3 Program *Advanced Design System* 18

3.4 Definování cíle úlohy 18

3.5 Výsledky modelování 19

3.5.1 Výsledky modelování v programu ANSYS HFSS 19

3.5.2 Výsledky modelování pomocí java aplikace *Birdcage Builder* 30

3.5.3 Výsledky modelování pomocí *Advanced Design System* 33

4 Výroba a měření VF cívky 44

4.1 Vytvoření podkladů pro výrobu a samotná výroba ... 44

4.2 Výsledky měření ... 47

5 Závěr 52

Literatura 53

Seznam symbolů, veličin a zkratek 55

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Snímek magnetické rezonance mozku v axiální rovině [1] 2
Obr. 1.2: Blokové schéma MR tomografu [5] 3
Obr. 1.3: Vliv 90° VF pulsu na vektor magnetizace a jeho stočení do roviny x-y [6] 4
Obr. 1.4: Znázornění průběhu FID signálu a relaxačních časů T1 a T2 [6] 5
Obr. 1.5: Základní impulzní sekvence pro metodu spinového echa [7] 6
Obr. 1.6: Základní impulzní sekvence pro metodu gradientního echa [7] 6
Obr. 2.1: Více závitová cívka typu *Butterfly* [11] 9
Obr. 2.2: Čtyř-kanálový systém cívek s minimalizací vzájemné vazby překryvem [3]. 10
Obr. 2.3: Ideální rozdělení proudu ve vnitřním objemu cívky [10] 11
Obr. 2.4: Rezonátor typu *Loop gap* [11] 11
Obr. 2.5: Cívka tvaru *Solenoidu* [11] 11
Obr. 2.6: Mechanická konstrukce hybridního pásmového rezonátoru *Birdcage* [12].... 12
Obr. 2.7: Topologie zapojení hybridního pásmového rezonátoru *Birdcage* [12] 12
Obr. 2.8: Proužky cívky vyrobeny ze samolepící fólie [12] 13
Obr. 2.9: Proužky cívky vyrobeny z měděných trubek [12] 13
Obr. 2.10: Vložení objektu do *Birdcage* cívky s mapou magnetického pole [13] 14
Obr. 3.1: Nastavení vstupních parametru *Birdcage Builder* [16] 17
Obr. 3.2: Zobrazení výsledků rozložení vodivých cest a kondenzátorů [16] 18
Obr. 3.3: Zobrazení výsledků vypočtených indukčností [16] 18
Obr. 3.4: Model klecové cívky s popisem 19
Obr. 3.5: Model pro 8 vodivých cest 20
Obr. 3.6: Model pro 12 vodivých cest 21
Obr. 3.7: Model klecové cívky včetně stínění a prostředí 22
Obr. 3.8: Detail automatického vygenerování sítě prvků s uzly 22
Obr. 3.9: Detail sítě prvků s uzly po ruční konfiguraci 23
Obr. 3.10: Zobrazení výsledků odrazu S_{11} a přenosu S_{12} pro konfiguraci s 8 vodivými cestami 24
Obr. 3.11: Zobrazení výsledků odrazu S_{11} a přenosu S_{12} pro konfiguraci s 12 vodivými cestami 24
Obr. 3.12: Umístění ladících kondenzátorů v numerickém modelu 25
Obr. 3.13: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 23 mm v programu ANSYS HFSS 26

Obr. 3.14: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 50 mm v programu ANSYS HFSS 26
Obr. 3.15: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 23 mm v programu ANSYS HFSS 27
Obr. 3.16: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 50 mm v programu ANSYS HFSS 28
Obr. 3.17: Rozložení magnetického pole v rovině řezu x-y 29
Obr. 3.18: Rozložení vektoru magnetizace rovině x-y 29
Obr. 3.19: Hlavní okno pro zadání vstupních parametrů (8 vodivých cest) 30
Obr. 3.20: Okno s vypočtenou ladící kapacitou 31
Obr. 3.21: Okno s doplňujícími informacemi 32
Obr. 3.22: Hlavní okno pro zadání vstupních parametrů (12 vodivých cest) 32
Obr. 3.23: Výměna ladících kondenzátorů za budící porty 33
Obr. 3.24: Schéma zapojení cívky s 8 vodivými cestami v programu ADS 34
Obr. 3.25: Detail zapojení ladících kondenzátorů ve schématu cívky s 8 vodivými cestami v programu ADS 35
Obr. 3.26: Schéma zapojení cívky s 12 vodivými cestami v programu ADS 36
Obr. 3.27: Detail zapojení ladících kondenzátorů ve schématu cívky s 8 vodivými cestami v programu ADS 37
Obr. 3.28: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 23 mm 38
Obr. 3.29: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 50 mm 39
Obr. 3.30: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 23 mm 40
Obr. 3.31: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 50 mm 41
Obr. 3.32: Rozložení proudů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 50 mm 42
Obr. 3.33: Rozložení proudů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 50 mm 42
Obr. 3.34: Detail změn provedených ve schématu zapojení cívky s 8 vodivými cestami v programu ADS 43
Obr. 4.1: Okótovaný model cívky ve 2D provedení 44
Obr. 4.2: Motiv cívky připravený pro výrobu 45
Obr. 4.3: Vytvořený motiv na substrátu FR4 45
Obr. 4.4: Vyrobené stínění 46

Obr. 4.5: Konečná podoba vyrobené cívky 47
Obr. 4.6: Měřená cívka propojená s měřicím přístrojem 48
Obr. 4.7: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku bez stínění a bez dolaďovacích kondenzátorů 49
Obr. 4.8: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku se stíněním a bez dolaďovacích kondenzátorů 49
Obr. 4.9: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku bez stínění a s dolaďovacími kondenzátory 50
Obr. 4.10: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku se stíněním a s dolaďovacími kondenzátory 50

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Koncepce jednotlivých modelů 19
Tabulka 2: Rozměry modelované cívky pro 8 vodivých cest 20
Tabulka 3: Rozměry modelované cívky pro 12 vodivých cest 20
Tabulka 4: Tabulka použitých materiálů 21
Tabulka 5: Hodnoty ladící kapacity získané pomocí aplikace *Birdcage Builder* 23
Tabulka 6: Hodnoty ladících kondenzátorů pro cívku s 8 vodivými cestami 39
Tabulka 7: Hodnoty ladících kondenzátorů pro cívku s 12 vodivými cestami 40
Tabulka 8: Měřené konfigurace 47

ÚVOD

Jeden z hlavních fyzikálních jevů mající vliv na každodenní život je elektromagnetismus. Různá zařízení, která jsou denně využívána, vytvářejí kolem sebe elektromagnetické pole. Již od počátku aplikování tohoto jevu v praxi se diskutovalo a zkoumalo, jaký vliv má toto pole na živé organismy. Po sérii experimentů se dospělo k závěru, že magnetické pole může za jistých okolností mít na organismus (především lidský) pozitivní vliv, o čemž svědčí i spousta terapií v lékařství, založená právě na magnetismu.

S objevem nukleární magnetické rezonance (NMR) se naskytla obrovská příležitost neinvazního vyšetřování. To znamená zobrazení různých částí uvnitř objektu bez nutnosti jeho poškození. Další obrovskou výhodou metody MRI je absence ionizujícího záření. Díky těmto přednostem mohl vzniknout přístroj nesoucí název tomograf a mající takové vlastnosti, které známe dnes. Pro vytvoření lepší představy o NMR slouží první kapitola této práce.

Tomograf je založen na technice trojrozměrného zobrazování s velkým kontrastem měkkých tkání. K takovému vybuzení se využívají elektromagnetické cívky. Ovšem ke správné funkci tomografu nestačí pouze zkoumaný objekt uložit do stacionárního magnetického pole. O to, abychom vůbec obdrželi nějakou informaci o zkoumaném objektu, se starají vysokofrekvenční cívky. Ty zkoumaný objekt nejprve vybudí a následně zachytí určitou odezvu (viz druhá kapitola).

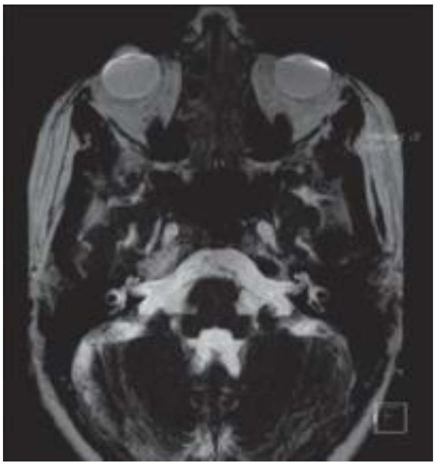
V této práci je popsán návrh vysokofrekvenční cívky typu *Birdcage*, která svým provedením a parametry nejlépe vystihuje danou problematiku. Návrh je vytvořen pomocí numerického modelu, který je namodelován v programu ANSOFT HFSS. Program ANSOFT HFSS se převážně využívá pro řešení problematiky vysokofrekvenčních polí. Tento program řeší problematiku vlnových rovnic metodou konečných prvků (MKP) a umožňuje mnoho grafických výstupů.

Namodelovaná cívka je naladěna na požadovanou rezonanční frekvenci a impedančně přizpůsobena v programu *Advanced Design System.* Hodnoty ladících kondenzátorů, získaných pomocí parametrického rozmítání kapacity v programu ANSOFT HFSS, jsou porovnány s hodnotami získanými pomocí programu *Advanced Design System.*

Důležitým a nepostradatelným bodem ověření funkčnosti každého modelovaného prototypu (v případě této práce klecové cívky) je jeho výroba a skutečné měření. Až takovýto způsob přesně ukáže kladné nebo naopak záporné vlastnosti, které nelze v modelování postihnout. Z toho důvodu byla modelovaná cívka experimentálně vyrobena a změřena.

1 MAGNETICKÁ REZONANCE

Magnetická rezonance (z anglického překladu MR – *magnetic rezonance*, nebo MRI - *magnetic rezonance imaging*) je jedna z mnoha metod zobrazování objektů. Jedná se o velice propracovanou metodu, která začala být postupně vyvíjena od roku 1938. Tato metoda našla uplatnění napříč celým spektrem oborů a to především kvůli možnosti zkoumat obsah objektu bez jeho poškození. Z této obrovské přednosti vyplývá i fakt, že je tato metoda nejvíce rozšířena právě ve zdravotnictví, kde je možné pořizovat snímky tkání a orgánů. Tyto snímky je možné různě kombinovat a skládat a vytvořit si tak dokonalý a přesný model např.: orgánů nebo částí lidského těla (Obr. 1.1) [1].



Obr. 1.1: Snímek magnetické rezonance mozku v axiální rovině [1]

1.1 Teoretická podstata MRI

MRI je technika trojrozměrného zobrazování s velkým kontrastem měkkých tkání. Zobrazovaný objekt je umístěn v silném statickém magnetickém poli s magnetickou indukcí $\mathbf{B}_0$. Jádra si lze 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:

$$\omega = \gamma \cdot B_0 \,, \tag{1.1}$$

kde ω je kruhová rychlost, γ gyromagnetický poměr.

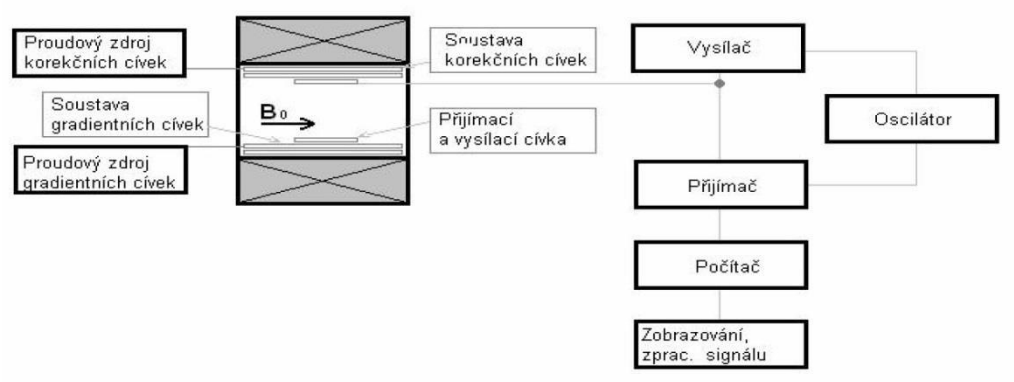
Paralelní orientace odpovídá nižšímu energetickému stavu. V supravodivém stavu by byla všechna jádra orientována paralelně se směrem vektoru ($\boldsymbol{B_0}$) statického magnetického pole. Tepelné pohyby atomů snižují rovnoběžnou orientaci s $\boldsymbol{B_0}$. Poměr paralelně a antiparalelně orientovaných jader je cca 1 000 000 / 1 000 003, pro atomy vodíku při pokojové teplotě a magnetické indukci přibližně $\boldsymbol{B_0}$ = 1 T. Tedy jen tři atomy z milionu jsou detekovatelné. Proto je tedy zásadní podmínkou dostatečně velké

množství izolovaných, vzájemně ne-interagujících prvků. Tento předpoklad naštěstí dobře splňují atomy vodíku ve vodě i v organických sloučeninách [3], [4].

1.2 Tomograf a jeho části

Pro zobrazení pomocí magnetické rezonance je zapotřebí vytvořit prostředí, které bude složeno ze tří hlavních částí. První částí je homogenní stacionární magnetické pole ($\boldsymbol{B_0}$) tvořené základním magnetem. Druhou částí je v prostoru lineárně proměnné „gradientní“ pole (G_x, G_y, G_z). Tyto dvě pole zajišťují kódování prostorových souřadnic. Třetí částí je vytvoření vysokofrekvenčního (VF nebo též RF) pole, pro buzení (excitaci) vzorku.

Korekční magnetický systém obsažený v tomografu slouží k zlepšení homogenity magnetického pole $\boldsymbol{B_0}$. Po vybuzení je MR signál přijímán vysokofrekvenčním přijímačem, na jehož výstupu je připojen analogově-digitální převodník. Takto získaná a převedená data dále pokračují do počítače k dalšímu zpracování a zobrazení. Pro vytvoření lepší představy o jednotlivých částech tomografu nám pomůže následující obrázek Obr. 1.2.



Obr. 1.2: Blokové schéma MR tomografu [5]

Jednotlivé vysokofrekvenční cívky pro vysílání i detekci signálu mohou být, v některých případech, nahrazeny jednou cívkou. Ta slouží jak k vysílání, tak zároveň k přijímání.

Pro správnou funkci tomografu je také důležité zajistit správné a dostatečné stínění, aby nebyly ovlivněny hodnoty měření a aby pole magnetu neovlivňovalo okolní prostředí. Proto se využívá dvou typů stínění, a to vysokofrekvenčního stínění (Faradayova klec) pro ochranu přijímacího systému před okolním šumem a naopak na ochranu okolí před vysokofrekvenčními impulzy. Magnetické stínění má minimalizovat vliv statického magnetického pole na okolí [3], [5].

1.3 MR signál

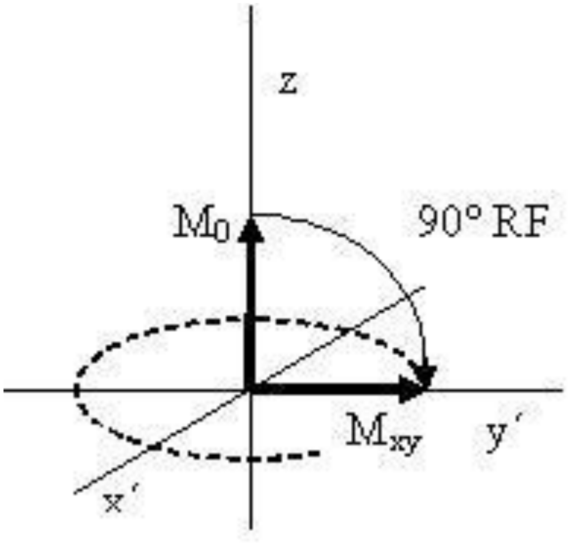
Jev magnetické rezonance vychází z interakce (vzájemného působení) jader atomů, které mají magnetický moment s vnějším magnetickým polem. Jádra mnoha atomů

s jaderným spinem se chovají jako magnetické dipóly a mohou být ve vysokoenergetickém stavu (orientovány proti vnějšímu magnetickému poli) nebo nízkoenergetickém stavu (orientovány po směru vnějšího magnetického pole). Při přechodu mezi uvedenými stavy nastává absorpce nebo vyzáření energie ve vysokofrekvenčním pásmu. Frekvence energie, která je emitována excitovanými jádry, je přímo úměrná intenzitě vnějšího magnetického pole. Přesný vztah mezi rezonanční frekvencí a vnějším magnetickým polem závisí na typu rezonujícího jádra, které může pocházet od různých chemických prvků. Tímto způsobem můžeme v MRI nezávisle detekovat jádra různých atomů. Dále je rezonanční frekvence modulována malými „stínícími“ efekty elektronů, které obíhají okolo jader [6].

1.3.1 Signál FID

Signál FID (signál volné precese) ukazuje, jak zkoumaná látka v homogenním poli s magnetickou indukcí $\boldsymbol{B_0}$ reaguje na vnější vysokofrekvenční (VF) pulsy, které působí kolmo na toto pole.

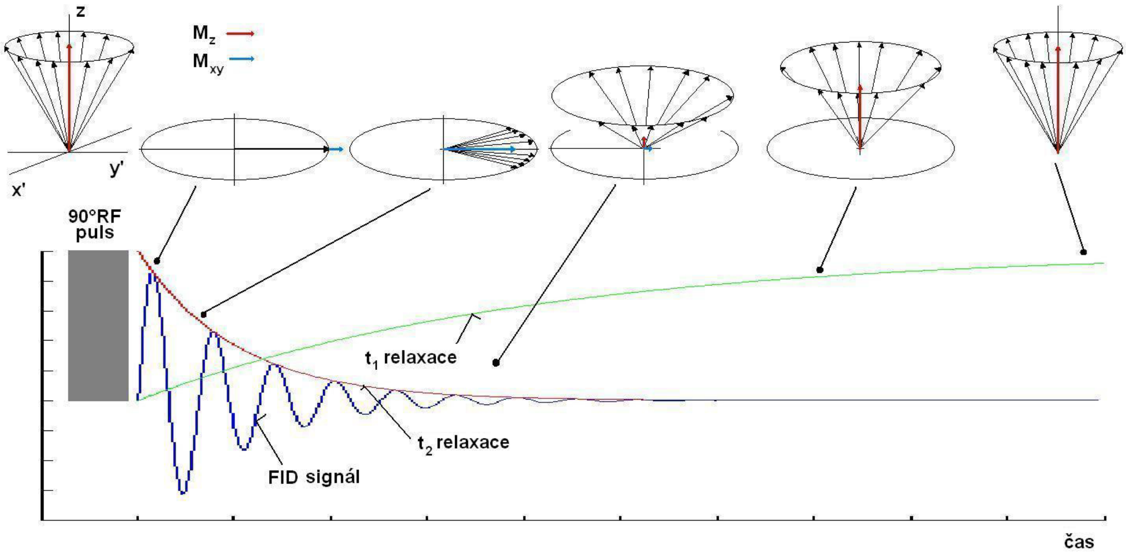
Je-li přiveden VF puls s kmitočtem, který je co nejbližší rezonančnímu Larmorově kmitočtu f_0, je dodána rotujícím protonům energie, která je potřebná k přechodu na vyšší energetickou hladinu a precesní pohyby všech protonů jsou sfázovány. To způsobí energetickou nerovnováhu protonů a vymizí z-složka magnetizace $\boldsymbol{M_z}$ látky. Vektor magnetizace $\boldsymbol{M_0}$ se stočí do roviny x-y, kde setrvá po celou dobu trvání pulzu a indukuje napětí na měřící cívce, která je umístěna v rovině y. Výsledný signál je součtem všech dílčích příspěvků a má tvar harmonického průběhu s exponenciálně klesající amplitudou, protože všechna jádra, která jsou v látce, nemají stejný rezonanční kmitočet [7].



Obr. 1.3: Vliv 90° VF pulsu na vektor magnetizace a jeho stočení do roviny x-y [6]

Aplikací VF pulzu vznikne energetická nerovnováha vlivem dodání energie protonům a sfázováním precesních pohybů protonů. Z toho vyplývá, že návrat do rovnovážného stavu proběhne dvěma na sobě nezávislými relaxačními procesy. Jedná se o podélnou relaxaci T_1 a příčnou relaxaci T_2 [8].

Na obrázku (Obr. 1.4) je možné pozorovat tvar FID signálu s exponenciálně klesající amplitudou.



Obr. 1.4: Znázornění průběhu FID signálu a relaxačních časů T1 a T2 [6]

1.4 Zobrazování pomocí MR signálu

Pro zkoumání měřené látky pomocí magnetické rezonance (MR) jsou základním nástrojem metody pulsních sekvencí. Pulsní sekvence je založena na aplikaci 90° VF pulsu nebo jeho kombinace s 180° VF pulsem.

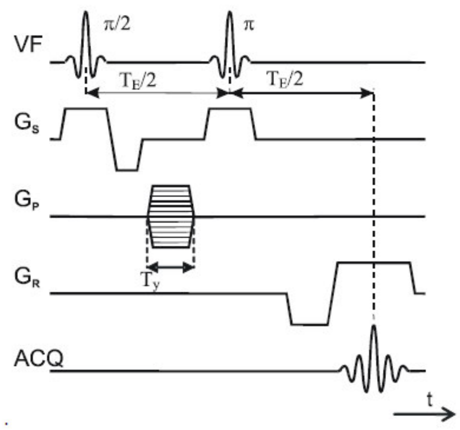
1.4.1 Metoda spinového echa

Využívá aplikaci 90° VF pulzu, který stočí vektor magnetizace $\boldsymbol{M_0}$ do směru osy y v rovině x-y a všechny spiny, původně s různou fází, jsou sfázovány. FID tedy bude maximální. Začíná rozfázování, a tím pádem se projeví relaxační doba 2. FID začne klesat, po určité době (řádově milisekund). Dojde k aplikaci 180° VF pulsu, ten převrátí orientaci vektoru magnetizace, a tím dojde ke zpětnému sfázování. Těchto pulzů může být i několik, na snímacích cívkách jsou známy tzv. echa. Rozfázování i následné sfázování je děj symetrický (Obr. 1.5) tzn., že doba TE vyjadřuje časový úsek od vyslání 90° VF pulsu po maximální hodnotu FID signálu při odezvě na 180° VF puls [9]. Čas T2* se neuplatní. Nehomogenita se vyruší zpětným sfázováním [6], [7].

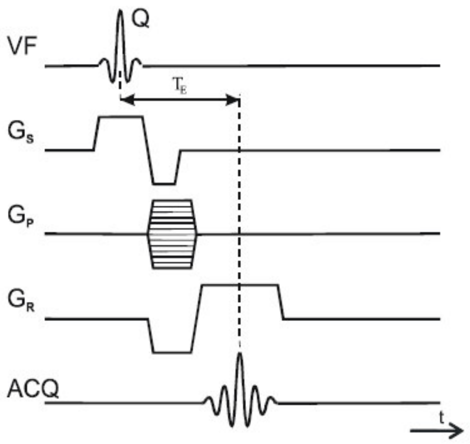
1.4.2 Metoda gradientního echa

Známá také pod názvem *Field echo*, je velmi podobná metodě spinového echa (SE). Hlavním rozdílem je, že po aplikaci 90° VF pulzu, který způsobí sklopení vektoru magnetizace do roviny x-y, nepřijde žádný 180° VF puls. Echo je vyvoláno působením dalšího gradientního magnetického pole s opačnou polaritou. Po rozfázování spinů je

přiveden gradient opačného znaménka, který způsobí opětovné sfázování, čímž se vytvoří požadované echo. Dalším rozdílem je závislost této metody na době T2*. Díky tomu se echo objeví dříve než u SE. Také není nutné používat pro excitaci 90° VF puls, většinou se volí menší excitační úhly. To vede ke zkrácení doby TR, což je doba opakování 90° VF pulsů. Metoda je tedy velmi rychlá [6], [7].



Obr. 1.5: Základní impulzní sekvence pro metodu spinového echa [7]



Obr. 1.6: Základní impulzní sekvence pro metodu gradientního echa [7]

Další možností zobrazení jsou sofistikovanější metody (např.: Multi-echo), které jsou založeny na aplikaci jedné nebo druhé základní metody, případně jejich kombinaci.

2 VF CÍVKY

Vysokofrekvenční cívky (VF), se používají pro všechny vysílače a přijímače v MRI. Jsou realizovány jako rezonátory rezonující na Larmorově frekvenci, která je rovna energii potřebné k přechodu protonu na jinou energetickou hladinu. Konstrukce takovýchto cívek je tvořena jako v běžné praxi soustavou vodičů a kondenzátorů. Tyto komponenty se postarají o indukčnost a kapacitu, zároveň vytvoří i parazitní ztráty, čili rezistenci. Ovšem i pro tyto účely je možné navrhnout obvod s rozloženými parametry, tedy mikropáskové vedení.

Při realizaci vysílací cívky je zapotřebí zohlednit homogenitu pole, rovnoměrné vyzařování v celém objemu zobrazovaného (zkoumaného) vzorku, a také možný výskyt vysokého napětí a výkonu (řádově jednotky kV a kW). Cívka s celo-tělovým provedením, která je umístěna přímo v těle tomografu, slouží výhradně jako vysílací cívka.

Přijímací cívky musí být umístěny co nejblíže vyšetřovanému místu tak, aby bylo dosaženo maximální citlivosti. Citlivost nobili SNR (*signal to noise ratio*) patří nejen u přijímacích cívek k jedné z nejdůležitějších vlastností. Běžně se používá pouze jedna cívka, jak pro vysílání, tak pro příjem signálu. V tomto případě jsou ovšem nároky kladené na tento typ cívky podstatně větší, protože musí vyhovovat vysílací i přijímací cívce.

2.1 Základní parametry cívek

Základním parametrem cívky je její indukčnost, to znamená velikost magnetického indukčního toku při jednotkovém elektrickém proudu. Dále je to počet závitů a geometrické vlastnosti vodiče, ze kterého jsou závity vytvořeny. S počtem závitů a geometrickými rozměry přímo souvisí i parazitní vlastnosti (např.: činný odpor vodiče). Dalšími parametry jsou rezonanční frekvence, šířka pásma, jakost obvodu, napětí na součástkách se soustřednými parametry a jakost absorpce energie ve fantomu.

2.1.1 Rezonance a jakost cívky

Základem vysokofrekvenční cívky je paralelní RLC rezonanční obvod. Podle Kirchhoffova zákona:

$$U = Rl - \frac{j}{\omega C} I + j\omega L, \tag{2.1}$$

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

$$I = U\left(R + \frac{j}{\omega C} + j\omega L\right)^{-1}. \tag{2.2}$$

Úpravou dostaneme:

$$\mathrm{I{=}U}\left[R + \frac{L}{j\omega} \geq \left(\omega^2 - \frac{1}{LC}\right)\right]^{-1}. \tag{2.3}$$

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

$$\omega = \omega_r = \frac{1}{\sqrt{LC}}, \tag{2.4}$$

tedy když cívka bude vyladěna do rezonance.

S kvalitou cívky přímo souvisí činný odpor vodiče. Při průchodu proudu se vlivem odporu cívka zahřívá a energie se mění v teplo. Aby bylo možné kvalitu cívky nějakým způsobem měřit, byl zaveden pojem činitel kvality Q a může být definován jako:

$$Q = 2\pi = \frac{maximum\ energie\ v\ obvodu}{celková\ energie\ ztracená\ za\ periodu}. \tag{2.5}$$

Pro analyzovaný modelový případ je možné vypočítat činitel jakosti Q ze vztahu:

$$Q = \frac{1}{R}\sqrt{\frac{L}{C}} = \frac{L\omega}{R}. \tag{2.6}$$

V praxi může být určení jednotlivých hodnot součástek složitější, proto jednodušší cesta k získání činitele jakosti Q pro reálný senzor složený z jednoduchého rezonančního obvodu bude:

$$Q = \frac{\omega_r}{\Delta\omega}, \tag{2.7}$$

kde $\Delta\omega$ je šířka pásma pro pokles o 3dB [3].

2.1.2 Ztráty v RF cívkách

Vlivem činného odporu vodiče cívky a následné přeměně dochází ve VF cívce ke ztrátám „Joulovým“ teplem.

Ztráty „Joulovým“ teplem r_Ω se spočítají poměrně snadno, druhou část pro vzorek tvaru koule s průměrem b spočítáme podle:

$$r_M = R_M \sigma n^2 \omega^2 b^5, \tag{2.8}$$

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

$$r_E = R_E L^2 \omega^3 C_d, \tag{2.9}$$

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

Po sečtení dílčích výsledků,

$$r = r_\Omega + r_M + r_E\ , \tag{2.10}$$

dostaneme výsledné ztráty RF cívky.

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

$$\sigma_n = \sqrt{4 r k_B T \delta f}, \tag{2.11}$$

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

Pro mezní citlivost je možné napsat [3]:

$$S = \frac{2\boldsymbol{B}_1}{l_0} N_0 \frac{\gamma^3 h^2 s(s+1)}{3k_B T} \boldsymbol{B}_0^2 (sin\theta)\delta\sqrt{4rk_B T\delta f}. \quad (2.12)$$

2.2 Rozdělení RF cívek

V dnešní době existuje obrovské množství druhů cívek využívaných ve vysokofrekvenční technice pro vysílání a příjem. Při aplikaci v MRI ovšem nastane omezení na parametry cívky, a to především na citlivost a výsledný rozměr. Z toho důvodů budou v následujících podkapitolách vyjmenováni pouze typičtí zástupci dané skupiny. Obecně je možné učinit prvotní rozdělení RF cívek na objemové (většinou homogenní) a povrchové (heterogenní).

2.2.1 Povrchové cívky

U povrchových cívek je společným pojítkem klesající intenzita nehomogenního pole na vzdálenosti od roviny cívky. Režim využití cívek je téměř vždy vysoký faktor plnění (*filling factor*). Pozitivním efektem toho je redukce šumu, protože pokud mapa citlivosti cívky pokryje pouze žádanou vyšetřovanou část vzorku, není přijímán šum z jiných částí. A navíc v porovnání s velkou celo-tělovou cívkou bude mít malá lokální povrchová cívka lepší poměr SNR. Dalším důvodem použití povrchové cívky je snadné dohledání vyšetřovaného místa.

Tyto cívky jsou převážně využívány jako přijímací, není potřeba tedy řešit problém s nerovnoměrnou excitací. Ovšem v některých případech se pro excitaci využívají, a to hlavně na vyšších frekvencích, pro snížení elektromagnetického záření na zkoumaný vzorek. Tvar cívky může být téměř libovolný, většinou se ale užívá meandrovitého nebo spirálovitého tvaru vytvořeného z tenkých měděných pásků nebo dutých trubiček. Při optimalizaci faktoru plnění se tvar cívky přizpůsobuje měřenému objektu.

Nejtypičtějším zástupcem je rezonátor typu ***Butterfly***, který má v podstatě dvě cívky s opačným pólem B_1. V těchto rezonátorech je povolen pouze opačný mód, kde se využívá podélné složky $\boldsymbol{B_1}$ pole této dvojce [3].

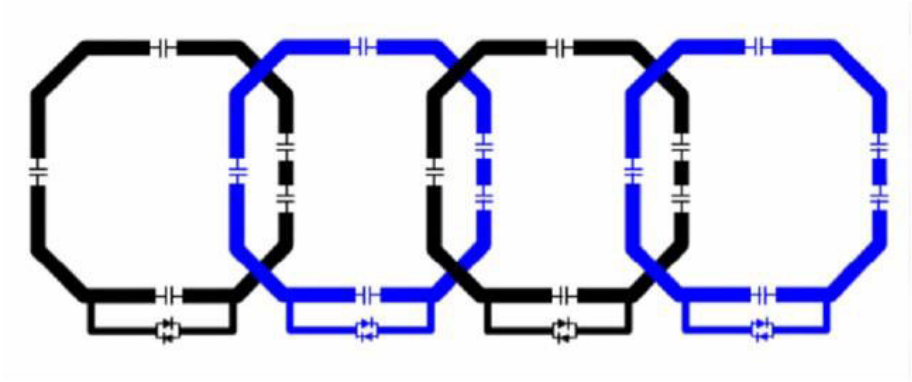
Obr. 2.1: Více závitová cívka typu *Butterfly* [11]

2.2.2 Pole cívek

V podstatě se dá říci, že pole cívek je vlastně složeno z jednotlivých povrchových cívek. Je to z toho důvodu, že někdy je zapotřebí zobrazování objektů s malou šířkou vůči ostatním rozměrům. Za tímto účelem byl vytvořen systém cívek, kdy každá cívka přijímá signál samostatně z určitého místa, ale celkově pokryjí velkou plochu. To ovšem znamená, že každá cívka musí mít svůj vlastní předzesilovač a vstupní kanál, což dělá systém nákladným. Další nevýhodou je vzájemná vazba mezi sousedními cívkami.

Tomuto problému lze předejít tím, že je vhodně zvolena vzdálenost mezi sousedními cívkami. Toho lze dosáhnou dvěma způsoby, a to dostatečnou vzdáleností a tím zabezpečení vzájemného neovlivňování, nebo minimalizace překryvem, kdy jsou cívky jemně překryty a příspěvky indukovaného napětí se navzájem odečítají. Další možností je ozařování míst různou frekvencí z frekvenčního rozsahu. Těmto možnostem se říká *Decoupling*.

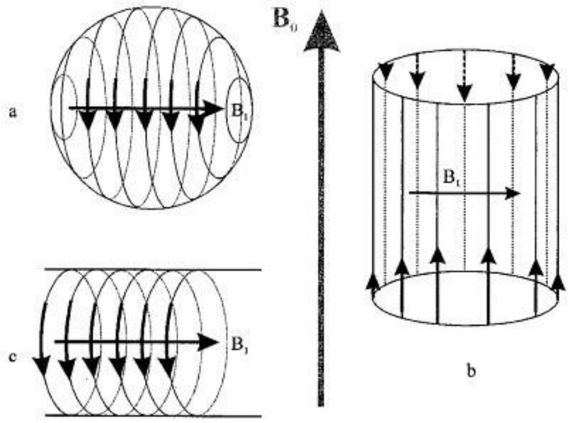
Na vysokých frekvencích nastane ještě komplikace v uplatnění kapacitní vazby. S touto komplikaci je možné se vypořádat pomocí vhodného stínícího závitu, který je vytvořen okolo závitu cívky a je uzemněn.



Obr. 2.2: Čtyř-kanálový systém cívek s minimalizací vzájemné vazby překryvem [3]

2.2.3 Objemové cívky

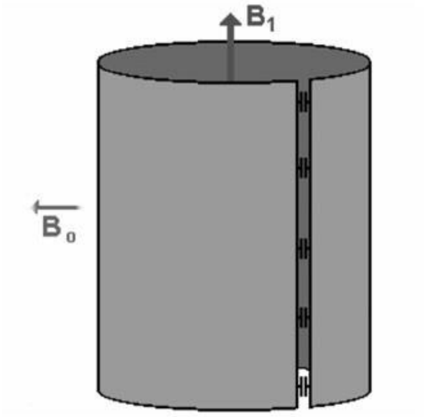
Homogenní magnetické pole může být nejjednodušeji vytvořeno na kulovém nebo válcovém povrchu uniformním proudem, nebo kosinovým rozdělením proudů na válci v přímém směru, viz obrázek (Obr. 2.3). Cívky ještě můžeme rozdělit na axiální a transversální, a to podle směru vektoru magnetizace $\boldsymbol{B_1}$. Při axiální konfiguraci je magnetické pole generováno paralelně k ose cívky, Obr. 2.3 a), c). U transverzální konfigurace je magnetické pole generováno sériově k ose cívky. Axiální rezonátor má obecně dobrou citlivost, ale vzhledem ke směru základního pole u supravodivých a většiny rezistivních magnetů je nevýhodou přístupnost vnitřních prostor. Transversální rezonátor má menší citlivost, ale velmi snadný přístup do dutiny.



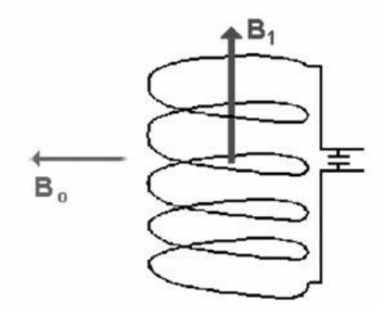
Obr. 2.3: Ideální rozdělení proudu ve vnitřním objemu cívky [10]

Zástupce axiálních rezonátorů může být rezonátor typu ***Loop gap*** (Obr. 2.4). Jde o jednoduchý válec, který má na jednom nebo i více místech mezeru, která funguje jako ladící kondenzátor, nebo je možné tuto mezeru kondenzátorem ještě doplnit. Tento typ je možné použít pro celou šířku frekvencí MR.

Druhým zástupcem může být rezonátor typu ***Solenoid*** (Obr. 2.5). Výhodou tohoto typu je možnost dosažení nejlepší citlivosti pro MRI. Nevýhodou zůstává již zmíněný směr pole, který vytváří. Další nevýhodou je stoupající indukčnost s rostoucími rozměry cívky. Cívka se v podstatě dostává do rezonance sama, což umožňuje použití této konfigurace pouze u malých vzorků nebo v nízkých polích.



Obr. 2.4: Rezonátor typu *Loop gap* [11]

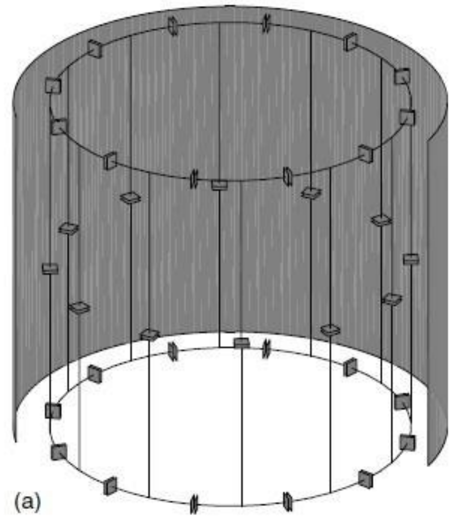


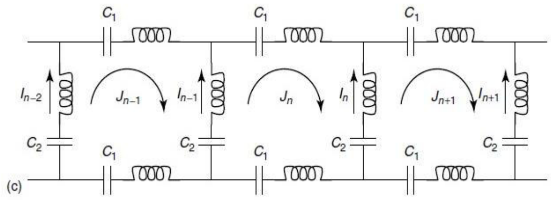
Obr. 2.5: Cívka tvaru *Solenoidu* [11]

Mezi zástupce transversálních rezonátorů patří ***Birdcage*** **(„ptačí klec“).** Tato konfigurace bývá nejčastěji využívána pro RF vysílací cívku. Dokáže velice dobře produkovat kruhově polarizované, vysoce uniformní, magnetické pole. Mezi základní části rezonátoru patří dvě vodivé smyčky a sudý počet vodivých proužků. Počet proužků závisí na velikosti cívky a bývá v rozmezí 4-32.

Nejobecnější realizace bývá formou hybridního pásmového filtru, kdy v každé větvi je zařazen sériový kondenzátor, viz obrázek (Obr. 2.7). Další topologií může být

tzv. dolní propust vytvořená vynecháním kondenzátorů ve vodivé smyčce. A poslední topologií bývá tzv. horní propust, kdy naopak kondenzátory jsou umístěny ve vodivé smyčce, ale jsou vypuštěny ve vodivých proužcích.





Obr. 2.6: Mechanická konstrukce hybridního pásmového rezonátoru *Birdcage* [12]

Obr. 2.7: Topologie zapojení hybridního pásmového rezonátoru *Birdcage* [12]

Takto vytvořená topologie musí být připevněna na pevném těle, aby nedošlo k deformaci klecového designu, a tím pádem i vlivu na homogenitu pole. Kolem klece je ještě vytvořeno kovové válcové stínění z důvodu zabránění nekontrolované iterace s ostatními komponenty, vzniklými mezerami. Vytvořené stínění poskytne stabilní vysokofrekvenční uzemnění a zároveň snižuje citlivost k vnějším zdrojům rušení.

Při návrhu klecové cívky je zapotřebí zohlednit několik věci. První z nich je poměr délky cívky a jejího průměru. Optimálně by se mělo jednat o $l = 1{,}5D$, kde l je délka a *D* je průměr cívky. Nevhodně zvolený průměr nebo délka může mít za následek špatný poměr SNR tedy i špatnou citlivost. Druhou věcí je počet proužků *N*, který ovlivňuje homogenitu v příčné rovině. Většinou bývá N v rozmezí 4 až 32 (typicky v násobcích 4), aby byla zachována čtyřnásobná symetrie. V neposlední řadě je také důležité správně navrhnou koncové vodivé smyčky, které musí snést velmi vysoké hodnoty proudu. Maximální proud koncové smyčky můžeme vypočítat ze vztahu [12]:

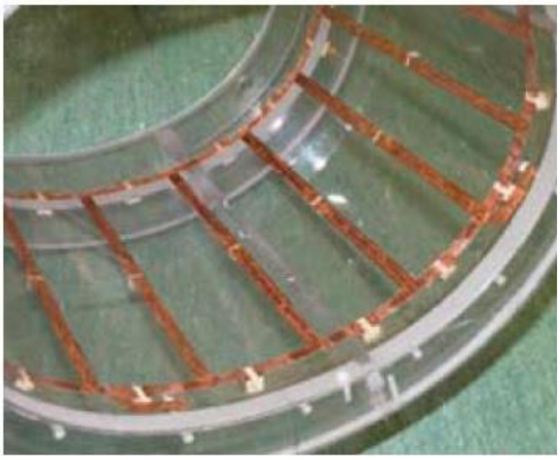
$$I_n = I_0 \sin\left(\frac{2\pi}{N}n - \frac{\pi}{N}\right). \tag{2.13}$$

Volba topologie *Birdcage* rezonátoru může být ovlivněna různými úvahami. V těchto úvahách jsou zahrnuty náklady na kondenzátory, jelikož topologie dolní propusti má menší počet kondenzátorů vůči topologii horní propusti a pásmové propusti. Velikost hodnoty kondenzátoru pro dolní propust bude vyžadovat nižší hodnoty kapacit, než by bylo zapotřebí pro vytvoření topologie horní propusti, kde jsou hodnoty kondenzátoru na vyšších frekvencích více ztrátové. Další úvahou může být příčná délka. Pokud tato délka přesáhne hodnotu λ/20, musí být cívka kapacitně rozdělena.

Požadavky na materiály pro výrobu rezonátoru jsou velice přísné. Nosný materiál,

jak již bylo uvedeno, musí být pevný, aby unesl danou strukturu a zároveň nehořlavý, aby vydržel velmi velkou zátěž v podobě procházejícího proudu cívkou. Zároveň ovšem musí mít nulové vysokofrekvenční ztráty z důvodu přesného měření.

Dalším materiálem je měď na výrobu proužků cívky. Využívá se tenkých pásků mědi (o tloušťce desítek mikrometrů), které jsou buďto na samolepící fólii, nebo jsou vyleptány například na substrátu FR4 (Obr. 2.8). Tyto pásky se využívají především pro menší cívky a jsou velice dobře ukotveny k nosnému materiálu, aby nedošlo k asymetrii. Druhou variantou je vyrobení z měděných trubek, které se využívají pro větší cívky. Problém s ukotvením se řeší buď vysokými napěťovými izolátory, anebo samonosnou konstrukcí cívky, která je ukotvena v přírubě (Obr. 2.9).



Obr. 2.8: Proužky cívky vyrobeny ze samolepící fólie [12]

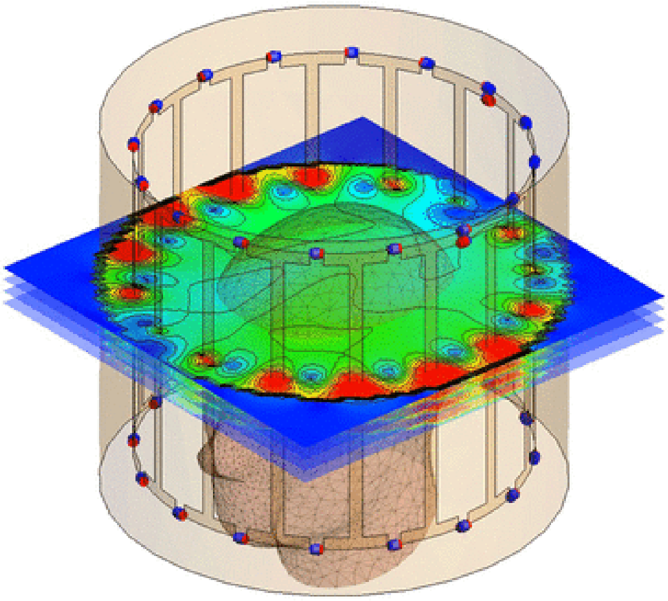
Obr. 2.9: Proužky cívky vyrobeny z měděných trubek [12]

Stínící folie musí být vyrobena z fosforu, bronzu nebo titanu, aby nepodporovala vířivé proudy a nedocházelo tedy k obrazovým artefaktům a velkému zkreslení.

Kondenzátory musí být velice pečlivě vybrány, aby se dosáhlo největšího výkonu cívky. Z katalogového listu je možné odečíst parametr ESR, napětí, teplotní koeficient a také řada rezonanční frekvence. Při vysokém výkonu bude kondenzátor generovat teplo, což je nežádoucí a hlavně nebezpečné z důvodu poškození zkoumaného vzorku a možného selhání cívky.

Birdcage cívky slouží hlavně jako vysílací a mohou být samozřejmě využity i jako přijímací. Tento režim provozu ovšem vyžaduje další elektroniku v blízkosti cívky potřebnou pro oddělovací obvody, předzesilovače a vysílací - přijímací spínače.

Těchto cívek se využívá převážně ve zdravotnictví pro snímání hlavy a končetin (Obr. 2.10), protože je zajištěn dobrý přístup do objemu cívky a zároveň nedochází k zbytečnému vystavování celého těla velkým magnetickým polím.



Obr. 2.10: Vložení objektu do *Birdcage* cívky s mapou magnetického pole [13]

3 MODELOVÁNÍ

Jedná se o způsob zkoumání určitého předmětu bez nutnosti jeho vyrábění či pěstování, což umožňuje přesnější a hlavně rychlejší vývoj. Největší rozvoj této metody nastal s příchodem výpočetní techniky, z důvodu usnadnění a zvláště urychlení velmi náročných výpočtů. Postup řešení pomocí ručního výpočtu je neefektivní hlavně při provádění změn v modelu, které se následně promítnou do všech řešených rovnic.

V dnešní době je na výběr z nepřeberného množství kvalitních programů zaměřených komplexněji na širší spektrum vědních oborů (např.: COMSOL Multiphysic), anebo jen úzce na určitou část. Programy se od sebe liší nejen způsoby zobrazování výsledků, ale hlavně metodou řešení. V našem případě bylo využito programu ANSYS HFSS, který je z větší části zaměřen na modelování vysokofrekvenčních aplikací.

3.1 Program ANSYS HFSS

Program HFSS od společnosti ANSYS je 3D simulátor zaměřený na simulaci vysokofrekvenčních elektromagnetických polí. Výpočty vlnových rovnic jsou řešeny metodou konečných prvků, maticových polí a numerickými metodami.

Program umožňuje vykreslení impedančních, admitančních a přenosových charakteristik pro pohodlné vyhodnocení získaných výsledků. Lze nastavit různé vysílací a přijímací porty, jako např.: vlnový port se soustředěnými parametry, proudový a napěťový port, a také port magnetického toku. Je možné pozorovat přenosové ztráty a ztráty odrazem na nepřizpůsobené zátěži. Pro analýzu modelu obsahuje optimalizační, statistické a citlivostní funkce. Pro komunikaci s jinými programy může být využit export matice s hodnotami rozptylových parametrů.

3.1.1 Metoda konečných prvků

Metoda konečných prvků (MKP) [14] patří v současnosti k nejvíce využívaným metodám. Uplatnění nalézá při řešení všech okrajových úloh inženýrské praxe, které jsou popsány diferenciálními rovnicemi. Mezi typické oblasti využití patří výpočet pružnosti a pevnosti v leteckém průmyslu a dalších oborech, jako je stavebnictví, strojírenství a elektrotechnika.

V místech, kde chceme počítat pole, se zavádějí uzly a uzlové potenciály. Předností této metody je možnost nerovnoměrného rozložení těchto uzlů, což má za následek zhuštění uzlové sítě v místech, kde se očekává prudká změna pole.

Postup při aplikování MKP je následující:

- Vygenerování sítě prvků s uzly
- Aproximování potenciálu na jednotlivých prvcích z uzlových hodnot
- Sestavení soustavy rovnic pro neznámé uzlové hodnoty
- Vyřešení soustavy
- Zpracování dodatečných požadavků (výpočet dalších veličin a zobrazení výsledků)

Vygenerování sítě prvků je složité, zejména na čas i zkušenosti s konkrétním programem, pro 3D úlohy. Pro dvourozměrné oblasti je generace jednodušší. Řada různých algoritmů, která vygeneruje prvky předepsaného tvaru, se také nazývá generátor sítě a je součástí simulačního programu.

MKP využívá pro aproximaci potenciálu velmi jednoduchý princi, jehož myšlenka je založena na využití co nejnižšího stupně aproximačního polynomu. To znamená vybrat takový stupeň, který po dosazení do příslušné diferenciální rovnice představuje ještě netriviální řešení. Např. aproximace stupňovitou po částech konstantní funkcí nelze použít pro řešení diferenciálních rovnic vůbec, z důvodu nulových derivací, které vzniknou po dosazení konstantních hodnot. Využívají se rovnice druhého řádu s lineární aproximací. MKP tedy nevyužívají aproximaci polynomy vyšších řádů na dlouhém intervalu, ale naopak na mnoha malých intervalech lineární nebo nejvýše kvadratickou aproximaci.

Průběh při sestavení rovnic je takový, že oblast je uzavřena hranicí Γ, kterou jsou krajní body úsečky u 1D úlohy, uzavřená křivka u 2D úlohy a uzavřená plocha u 3D. Hranici lze v jednodušším případě rozdělit na dvě části:

$$\Gamma = \Gamma_e + \Gamma_n. \tag{3.1}$$

Kde Γ_e jsou hranice se zadaným potenciálem. Na části Γ_n s jednotkovou vnější normálou $\boldsymbol{u}_n$ pro jednoduchost předpokládáme, že ji tvoří siločáry $\boldsymbol{E}$, proto $\boldsymbol{E}$ má jen tečnou složku ke hranici a platí:

$$\boldsymbol{E} \cdot \boldsymbol{u}_\mathrm{n} = 0, \qquad \Gamma = \Gamma_n, \qquad E_n = -grad\varphi \cdot \boldsymbol{u}_n = \frac{\delta\varphi}{\delta n} = 0. \tag{3.2}$$

Pro řešení soustav rovnic se používají iterační metody. V současné době je nejpoužívanější metoda konjungovaných gradientů a její varianty [15].

Soustavy rovnic, se kterými program pracuje, vycházejí z implementace Maxwellových rovnic v diferenciálním tvaru.

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu_r} \nabla \times \boldsymbol{E}(x,y)\right) - k_0^2 \varepsilon_r \boldsymbol{E}(x,y) = 0, \tag{3.3}$$

kde $\boldsymbol{E}$ (x, y) je fázor oscilujícího elektrického pole, k_0 je volná plocha vlnového čísla, ω je úhlová frekvence, $\mu_r (x, y)$ *je* komplexní relativní permeabilita a $\varepsilon_r (x, y)$ je komplexní relativní permitivita.

3.1.2 Osnova modelování v programu ANSOFT HFSS

Postup řešení úlohy v programu ANSOFT HFSS pomocí metody konečných prvků můžeme obecně rozdělit do následujících kroků:

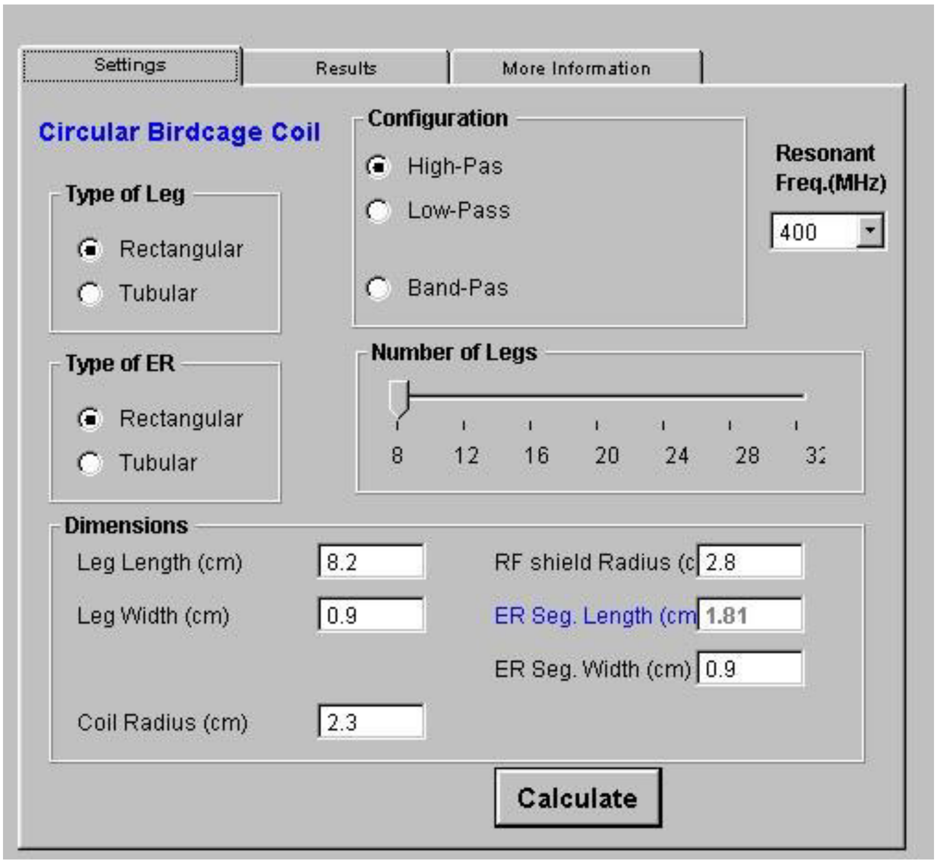
- Sestavení parametrického modelu, který odpovídá skutečné podobě cívky
- Definování a přiřazení jednotlivých materiálů k nakreslené geometrii
- Definování budících portů
- Definování okrajových podmínek
- Vygenerování sítě konečných prvků pro následné výpočty
- Samotné řešení námi nadefinovaných podmínek

- Zobrazení výsledků
- Případná optimalizace některých parametrů

3.2 Java aplikace *Birdcage Builder*

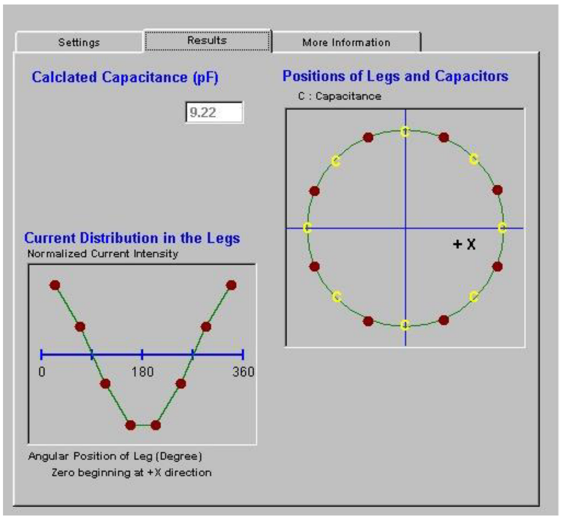
Aplikace *Birdcage Builder* je volně dostupná Java aplikace vytvořená týmem vědců v centru pro NMR výzkum sídlícím v americké Pensylvánii. Jedná se o aplikaci vytvořenou pro návrh geometrických rozměrů a výpočtu ladící kapacity v reálném čase pro cívky typu *Birdcage*. Způsob výpočtů je analytický a vychází z definovaných vztahů založených na aplikaci Ohmova zákona. Z tohoto důvodu jsou výsledné výpočty méně přesné, ale ovšem dostačující pro vytvoření reálného úsudku o velikosti a provedení cívky a také o hodnotě ladící kapacity.

Aplikace byla vytvořena v prostředí MS Visual Basic 5.0 (Microsoft) a výpočty jsou prováděny následujícím způsobem. Nejprve je zapotřebí vyplnit okno (Obr. 3.1), kde se definuje konfigurace cívky (horní propust, dolní propust, pásmová propust), počet vodivých cest, poloměr cívky, poloměr stínění, jednotlivé rozměry vodivých pásků a také rezonanční frekvence.

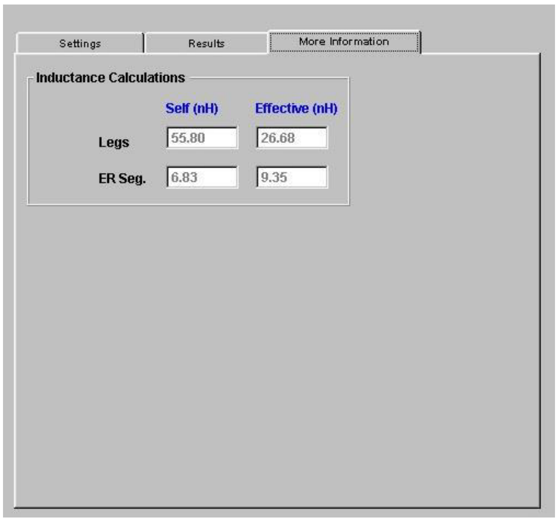


Obr. 3.1: Nastavení vstupních parametru *Birdcage Builder* [16]

Po stisku tlačítka *Calculate* dojde k výpočtu intenzity proudu ve vodivých cestách cívky. Z těchto hodnot jsou následně vypočítány indukčnosti jednotlivých vodivých pásků (Obr. 3.3) a potřebná ladící kapacita (Obr. 3.2).



Obr. 3.2: Zobrazení výsledků rozložení vodivých cest a kondenzátorů [16]



Obr. 3.3: Zobrazení výsledků vypočtených indukčností [16]

3.3 Program *Advanced Design System*

Advanced Design System dále jen (ADS) je simulační program vytvořený společností *Keysight Technologies* pro použití ve vysokofrekvenčních, mikrovlnných a také vysokorychlostních digitálních aplikacích. Tento rychlý, přesný a snadno použitelný systém umožňuje využití jak při návrhu bezdrátových komunikačních sítích, tak leteckém a obranném průmyslu pro návrh radarů a družicových aplikací. Obrovskou výhodou programu je kompletní schematické zachycení dané problematiky, výpočty s reálnými parametry součástek a také simulace prováděná v reálném čase. Posledně zmiňovaná možnost umožňuje pozorovat okamžitou změnu sledované charakteristiky při změně určité veličiny [17].

A další výhodou programu ADS je bezesporu jeho jednoduché intuitivní ovládání, které umožňuje rychlé zorientování se v dané problematice.

3.4 Definování cíle úlohy

Z důvodu poměrně složité struktury modelu bude důležité vytvořit v programu ANSOFT HFSS reálný numerický model *Birdcage* cívky s osmi vodivými cestami. Takto vytvořený model naladit na požadovanou rezonanční frekvenci, impedančně přizpůsobit a porovnat výsledné hodnoty ladící kapacity získané pomocí programu HFSS s hodnotami získanými v aplikaci *Birdcage Builder* a také s hodnotami získanými pomocí programu *Advanced Design System.*

Numerický model dále rozšířit o koncepci s dvanácti vodivými cestami a porovnat odlišnosti hodnot rozptylových parametrů, proudů tekoucích přes jednotlivé úseky rezonátorů a rozložení elektrické složky generovaného EM pole. Namodelovaná cívka s nejlepšími parametry bude vyrobena a experimentálně změřena. Hodnoty získané měřením reálné cívky budou porovnány s hodnotami získanými pomocí modelování a

na závěr budou diskutovány případné odchylky.

Tento model bude reprezentovat skutečnou cívku navrhovanou ve spolupráci s ústavem přístrojové techniky AV ČR pro zobrazování myšího mozku.

3.5 Výsledky modelování

3.5.1 Výsledky modelování v programu ANSYS HFSS

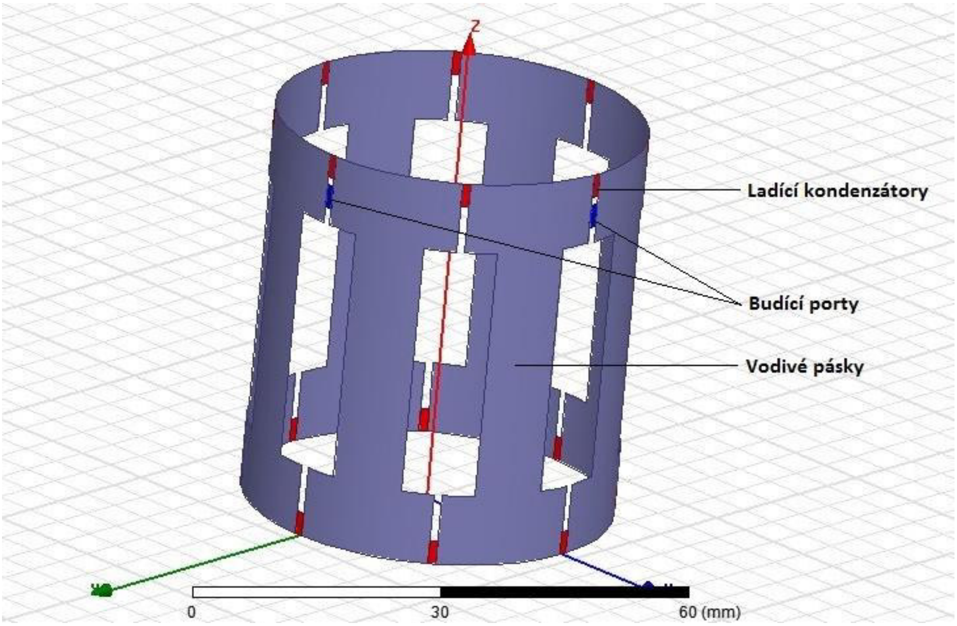
Pro účely simulace v programu ANSYS HFSS byly nejprve podle osnovy v kapitole 3.1.2 vytvořeny dva numerické modely klecových cívek typu horní propust (ladící kondenzátory jsou umístěny v koncových kroužcích).

Dva modely reprezentují dvě koncepce rozložení a počtů vodivých cest. Nutnost vytvořit právě dva numerické modely vychází ze zadání práce, kde je definován průměr cívek a počet vodivých cest, který ukazuje tabulka (Tabulka 1).

Tabulka 1: Koncepce jednotlivých modelů

Počet vodivých cest	**Průměr [mm]**
8	23
8	50
12	23
12	50

Na obrázku (Obr. 3.4) je znázorněna samotná koncepce klecové cívky, umístění budících portů a umístění ladících kondenzátorů. Jednotlivé rozměry modelu cívky jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 2 a Tabulka 3).



Obr. 3.4: Model klecové cívky s popisem

Pro vytvoření modelu bylo využito základních prostorových geometrických útvarů např.: válec, kvádr a plošných geometrických útvarů např.: obdélník. Veškeré rozměry vytvořených jednotlivých geometrických útvarů byly zadávány pomocí parametru, z důvodu zpětné možnosti jejich změny. Takto vytvořené geometrické útvary byly mezi sebou kombinovány pomocí Booleovských funkcí až do vzniku výsledné podoby jednotlivých modelů, které jsou na obrázku (Obr. 3.5 a Obr. 3.6)

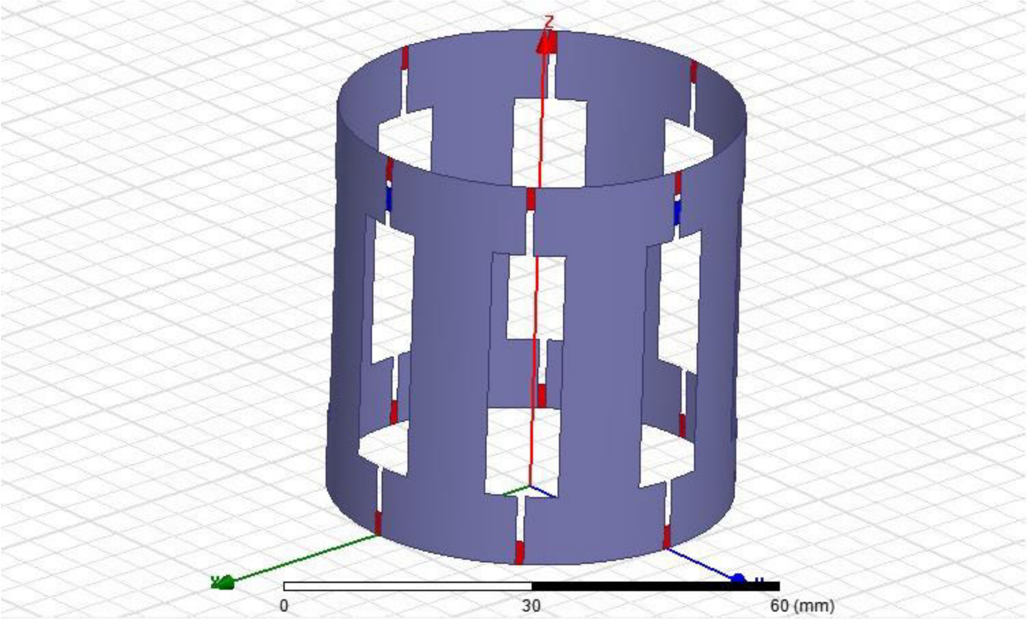
Tabulka 2: Rozměry modelované cívky pro 8 vodivých cest

Popis	**Velikost [mm]**	**Velikost [mm]**
Průměr cívky	23	50
Výška cívky	50	50
Výška stínění	100	100
Šíře mezery	5	9
Šíře pásku	4	10,6
Průměr stínění	33	55

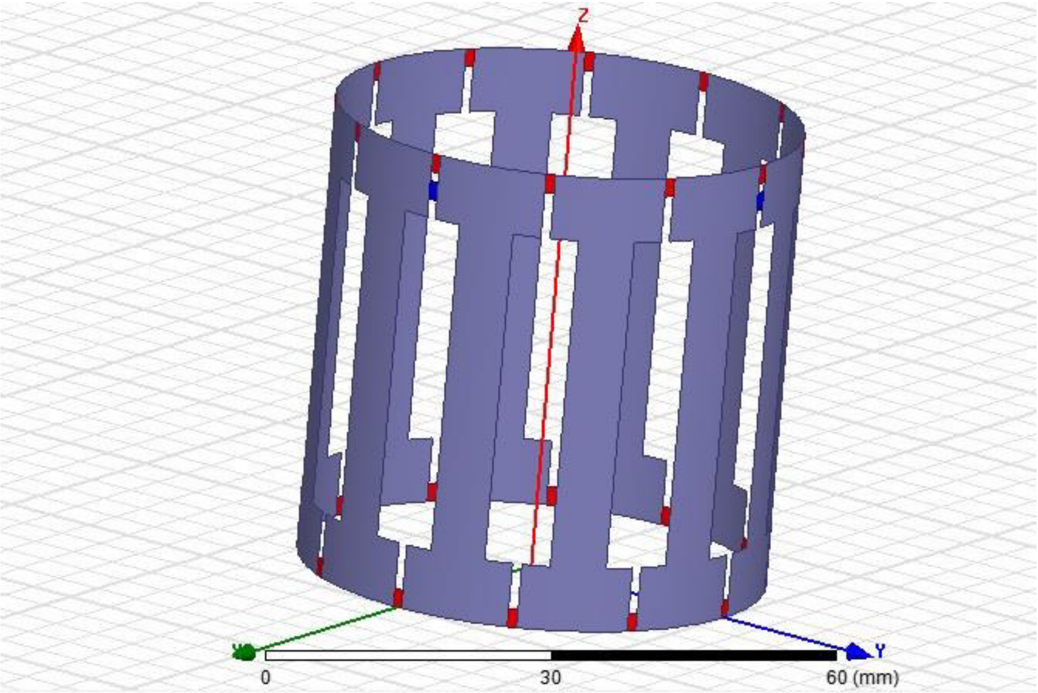
Tabulka 3: Rozměry modelované cívky pro 12 vodivých cest

Popis	**Velikost [mm]**	**Velikost [mm]**
Průměr cívky	23	50
Výška cívky	50	50
Výška stínění	100	100
Šíře mezery	3	7
Šíře pásku	3	6
Průměr stínění	33	55

Přesnou představu o koncepci cívky s 8 a 12 vodivými cestami je možné si vytvořit na obrázku (Obr. 3.5) a (Obr. 3.6).



Obr. 3.5: Model pro 8 vodivých cest



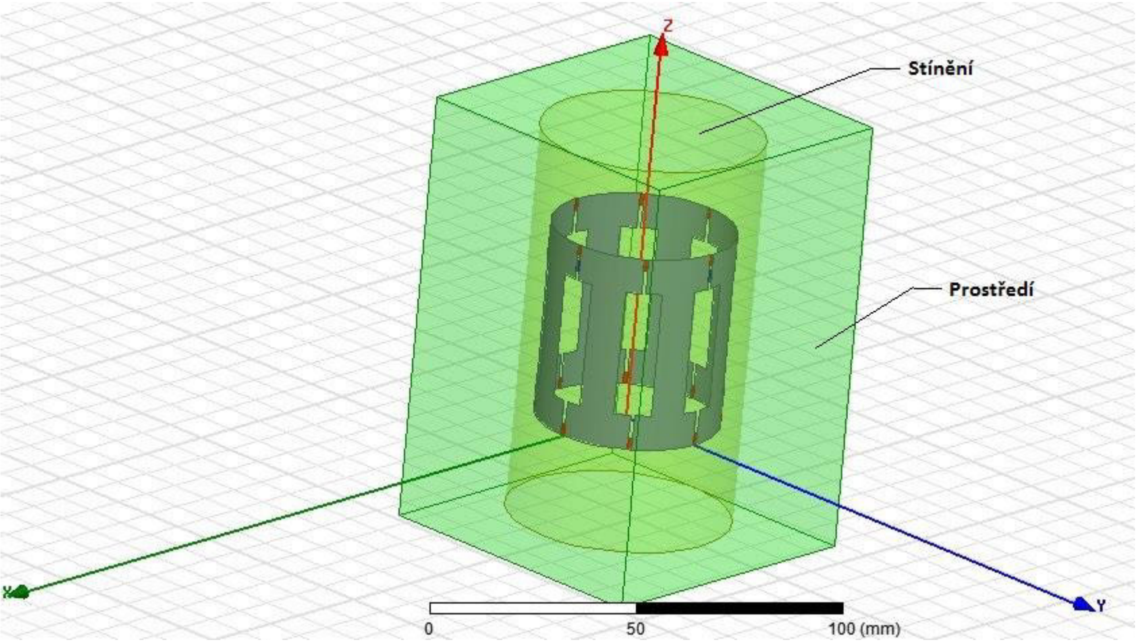
Obr. 3.6: Model pro 12 vodivých cest

K cívkám bylo zapotřebí vytvořit stínění z vhodného materiálu, viz tabulka (Tabulka 4), které zabrání vyzáření energie mimo cívku. Pro účely simulace byl zvolen materiál PEC (perfektní elektrický vodič).

Tabulka 4: Tabulka použitých materiálů

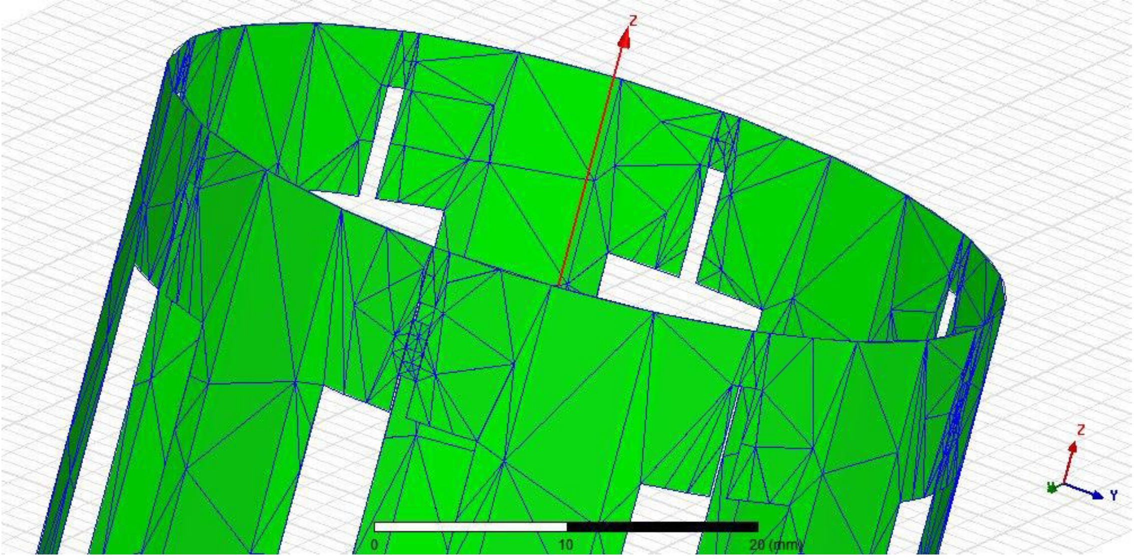
Popis	**Materiál**
Vodivé proužky	PEC
Stínění	PEC
Prostředí	Vakuum

Aby mohla simulace správně proběhnout, je také důležité definovat okrajové podmínky, čímž se rozumí vytvoření kvádru kolem cívky se stíněním, které simuluje okolní prostředí, ve kterém se cívky za běžného provozu nachází (Obr. 3.7). Pro účely simulace se jednalo o vakuum. Jako budící porty byly zvoleny soustředěné porty o hodnotě impedance $Z = 50\ \Omega$ (Obr. 3.4).

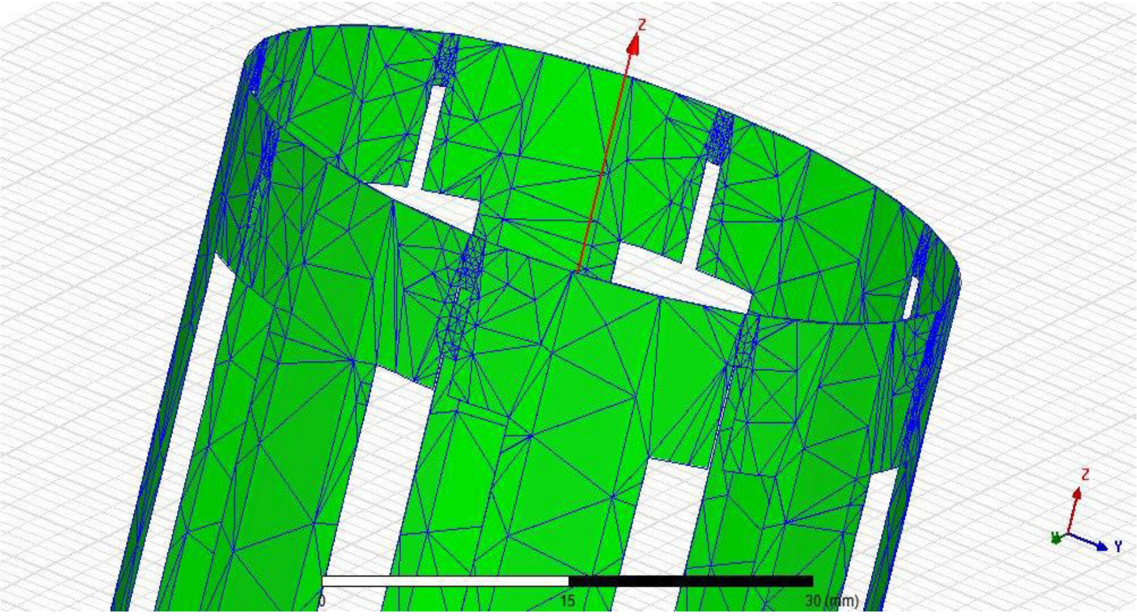


Obr. 3.7: Model klecové cívky včetně stínění a prostředí

Dalším krokem k úspěšné simulaci je vygenerování sítě prvků s uzly pro následný výpočet pomocí metody konečných prvků. Program ANSYS HFSS umožňuje automatické vygenerování sítě dle nabídnutých kritérií (Obr. 3.8), nebo ruční konfiguraci generování sítě (Obr. 3.9). Při ruční konfiguraci je možné změnit parametry adaptivního řešení. Výsledná síť je po takovéto úpravě hustější, což je patrné na obrázku (Obr. 3.9). Pro účely výpočtu bylo využito automatického vygenerování (Obr. 3.8).



Obr. 3.8: Detail automatického vygenerování sítě prvků s uzly



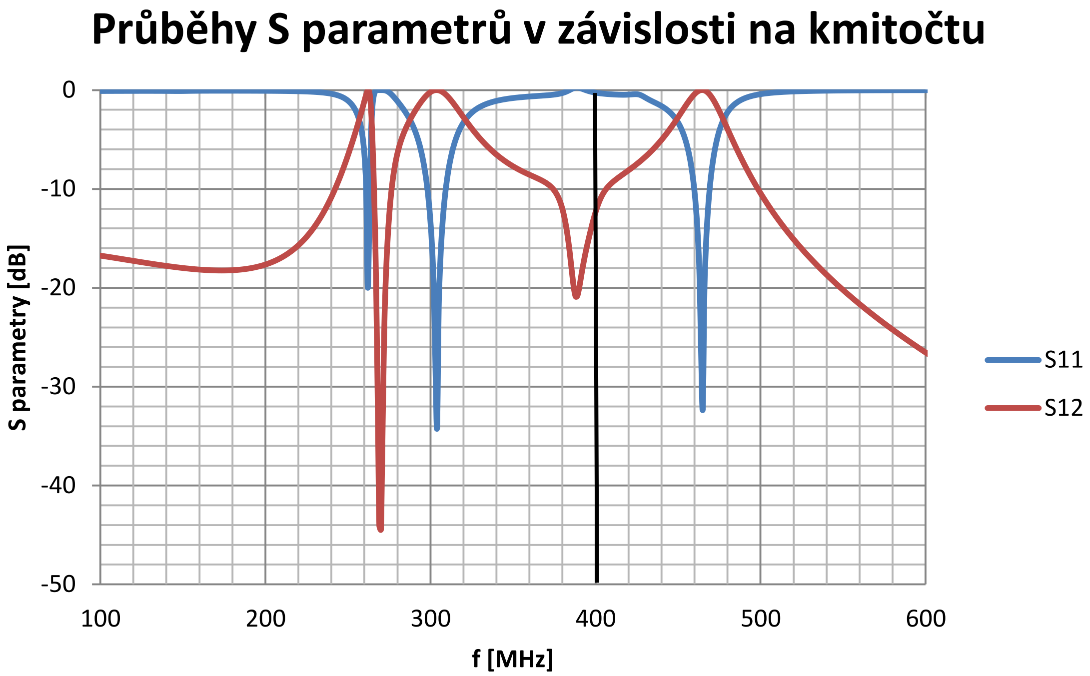
Obr. 3.9: Detail sítě prvků s uzly po ruční konfiguraci

Poté již následuje samotná analýza, která trvá různě dlouhou dobu v závislosti na náročnosti struktury a hustotě použité sítě konečných prvků. Čas simulace výše popsaných modelů se pohyboval v rozmezí 10 až 20 minut.

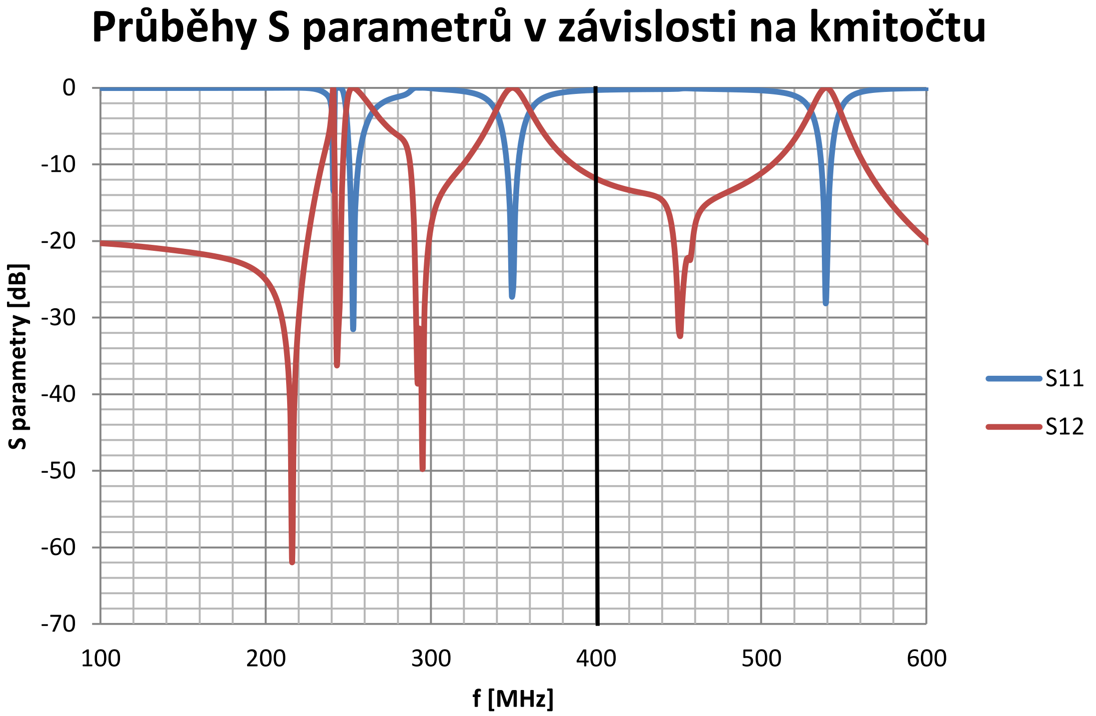
Zobrazené výsledky jsou vykresleny pomocí grafů rozptylových parametrů. Nejlépe jsou výsledky patrné na obrázku (Obr. 3.10) pro model s 8 vodivými cestami a na obrázku (Obr. 3.11) pro model s 12 vodivými cestami. Vykreslené křivky informují o průběhu parametru přenosu S_{12} (mezi portem 1-2) a odrazu S_{11} (na portu 1), pro hodnoty ladících kondenzátorů uvedených v tabulce (Tabulka 5). Vykreslené průběhy ovšem nedávají nikterak přesný a uspokojivý výsledek pro splnění zadání práce. Je to z toho důvodu, že hodnota ladící kapacity cívky byla zjištěna z internetové java aplikace *Birdcage Builder*. Tato aplikace je svým návrhem pouze informativní a přesné určení hodnoty ladící kapacity je zapotřebí určit jiným způsobem. Popis získání hodnot ladící kapacity z java aplikace *Birdcage Builder* je podrobněji popsán v následující podkapitole (3.5.2).

Tabulka 5: Hodnoty ladící kapacity získané pomocí aplikace *Birdcage Builder*

Počet vodivých cest	**8**	**12**
Průměr [mm]	50	50
Ladící kondenzátor [pF]	13,48	18,01



Obr. 3.10: Zobrazení výsledků odrazu S_{11} a přenosu S_{12} pro konfiguraci s 8 vodivými cestami

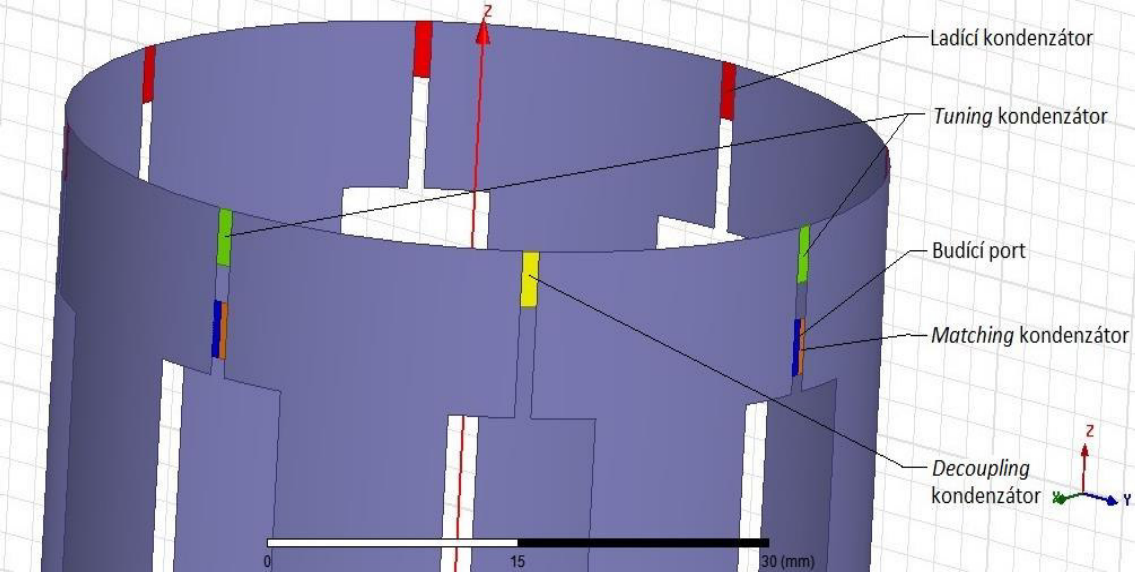


Obr. 3.11: Zobrazení výsledků odrazu S_{11} a přenosu S_{12} pro konfiguraci s 12 vodivými cestami

Pro nastavení čtvrtého módu křivek S parametrů na rezonanční frekvenci bude využito přesnějšího rozmítání hodnoty ladící kapacity. Podmínka nastavení 4 módu do rezonance, tedy na $f = 400$ MHz, vychází ze zadání a také z teorie klecových cívek. Při tomto nastavení dojde k maximalizaci přenášeného výkonu do měřeného vzorku. Jelikož se jedná o cívku použitou v MRI, je tento fakt zásadní.

Z důvodu nutnosti přizpůsobení cívky k napájecím portům o hodnotě impedance $Z = 50\ \Omega$ je ještě zapotřebí zanést do numerického modelu cívky jednoduchý sérioparalelní obvod složený ze dvou kondenzátorů, kterým bude toto přizpůsobení realizováno. Tyto kondenzátory se nazývají *tuning* (kondenzátor vložený do kroužku místo ladícího kondenzátoru) a *matching* (kondenzátor zapojený do série s portem).

Poslední možností, jak ještě jemně ovlivnit tvar výsledných průběhů křivek S parametrů a zároveň oddělit přímou vazbu mezi prvním a druhým budícím portem je vytvoření tzv. *decoupling* kondenzátorů. Všechny výše jmenované kondenzátory je možné vidět na obrázku (Obr. 3.12:).

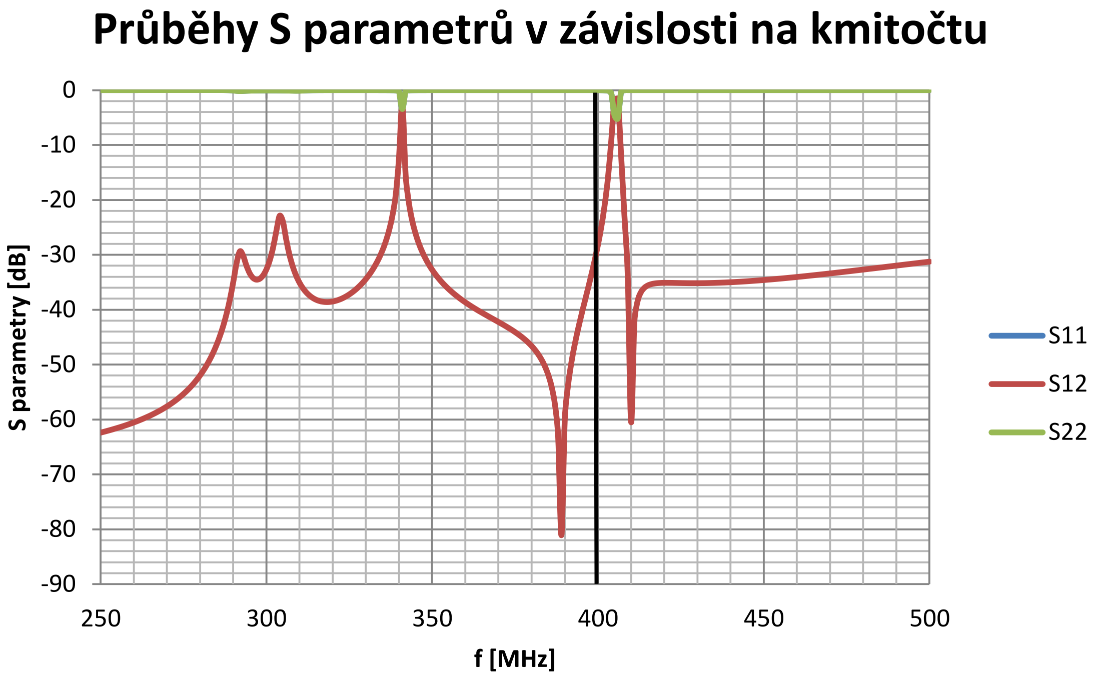


Obr. 3.12: Umístění ladících kondenzátorů v numerickém modelu

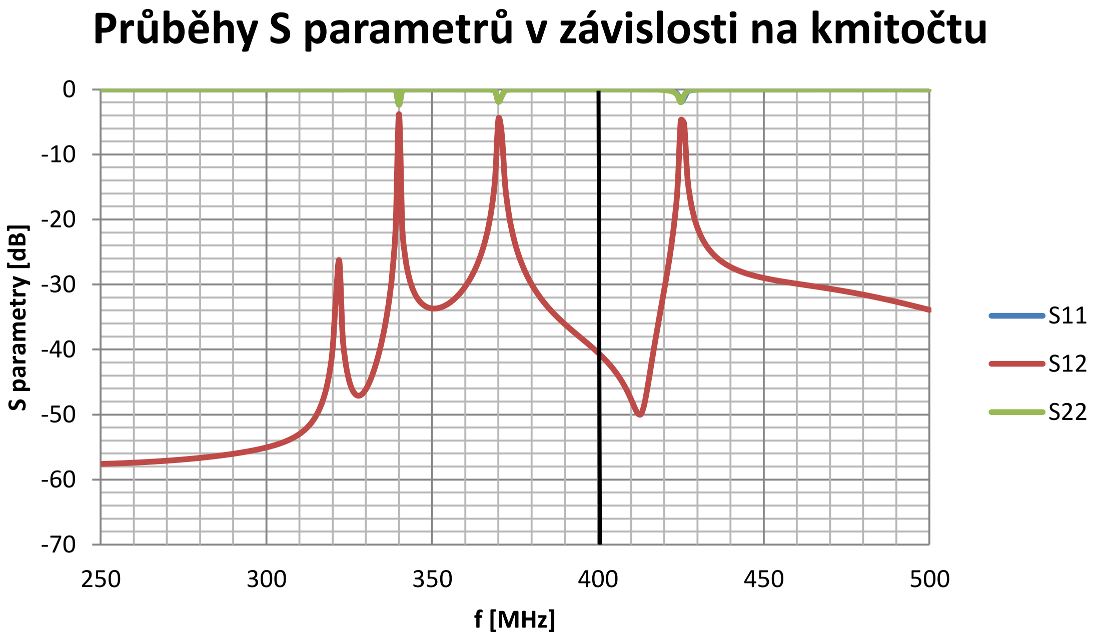
Hodnoty všech kondenzátorů byly zadány pomocí parametru z důvodu jejich následných rychlých změn v průběhu ladění. Ovšem samotné ladění nebylo prováděno v programu ANSYS HFSS, ale v programu *Advanced Design Systém* (dále ADS). Program ANSYS HFSS při jakékoli (i malé) změně parametru přepočítává celou simulaci znova od začátku. Tento způsob je ale zdlouhavý. Proto bylo k nalezení všech hodnot ladících kondenzátorů využito programu ADS. Přesný popis ladění a hodnoty získané během tohoto ladění jsou uvedeny v kapitole 3.5.3.

Získané hodnoty ladících kondenzátorů uvedené v tabulkách (Tabulka 6 a Tabulka 7) byly zaneseny do modelu v programu ANSYS HFSS. Při analýze bylo využito ručního generování sítě prvků s uzly (Obr. 3.9) pro dosažení vyšší přesnosti. Výsledné průběhy S parametrů s těmito hodnotami ladících kondenzátorů jsou patrné na obrázcích (Obr. 3.13 až Obr. 3.16).

Na obrázcích Obr. 3.13 a Obr. 3.14 jsou vykresleny průběhy S parametrů pro koncepci s 8 vodivými cestami.

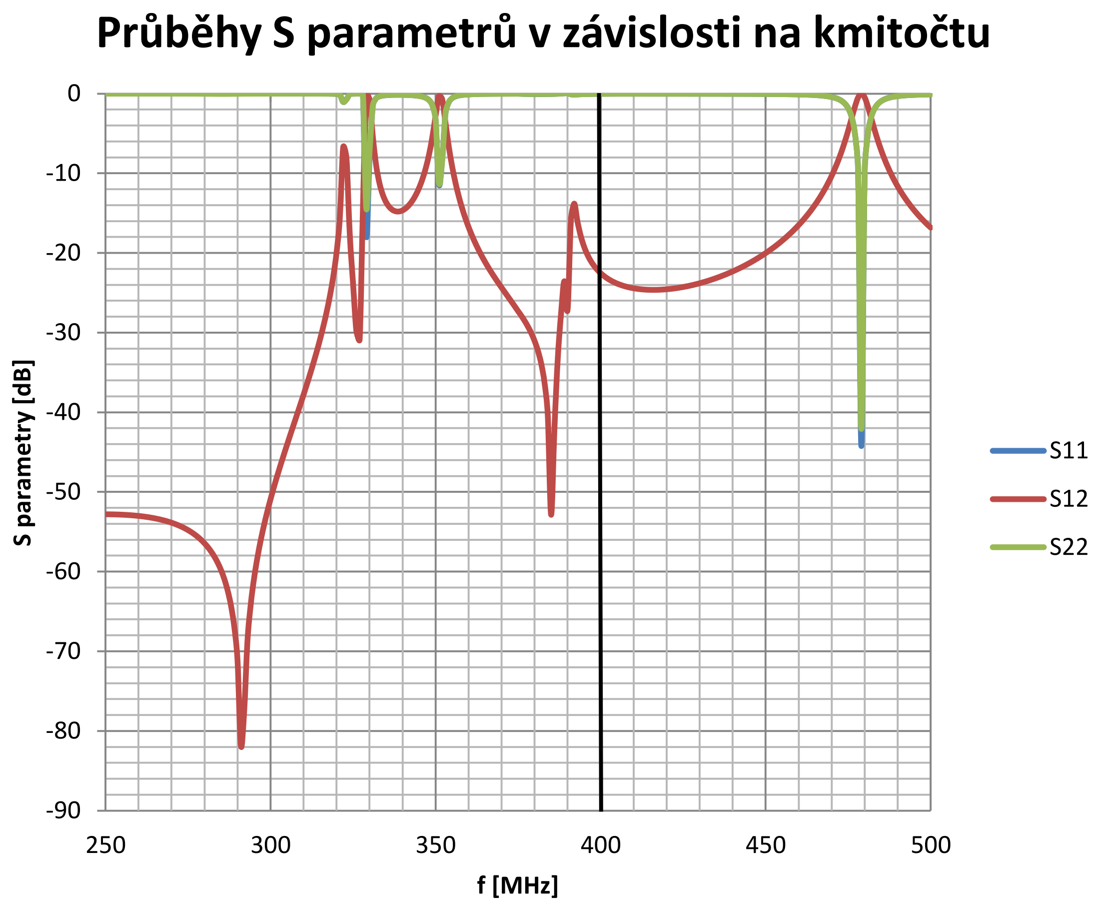


Obr. 3.13: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 23 mm v programu ANSYS HFSS



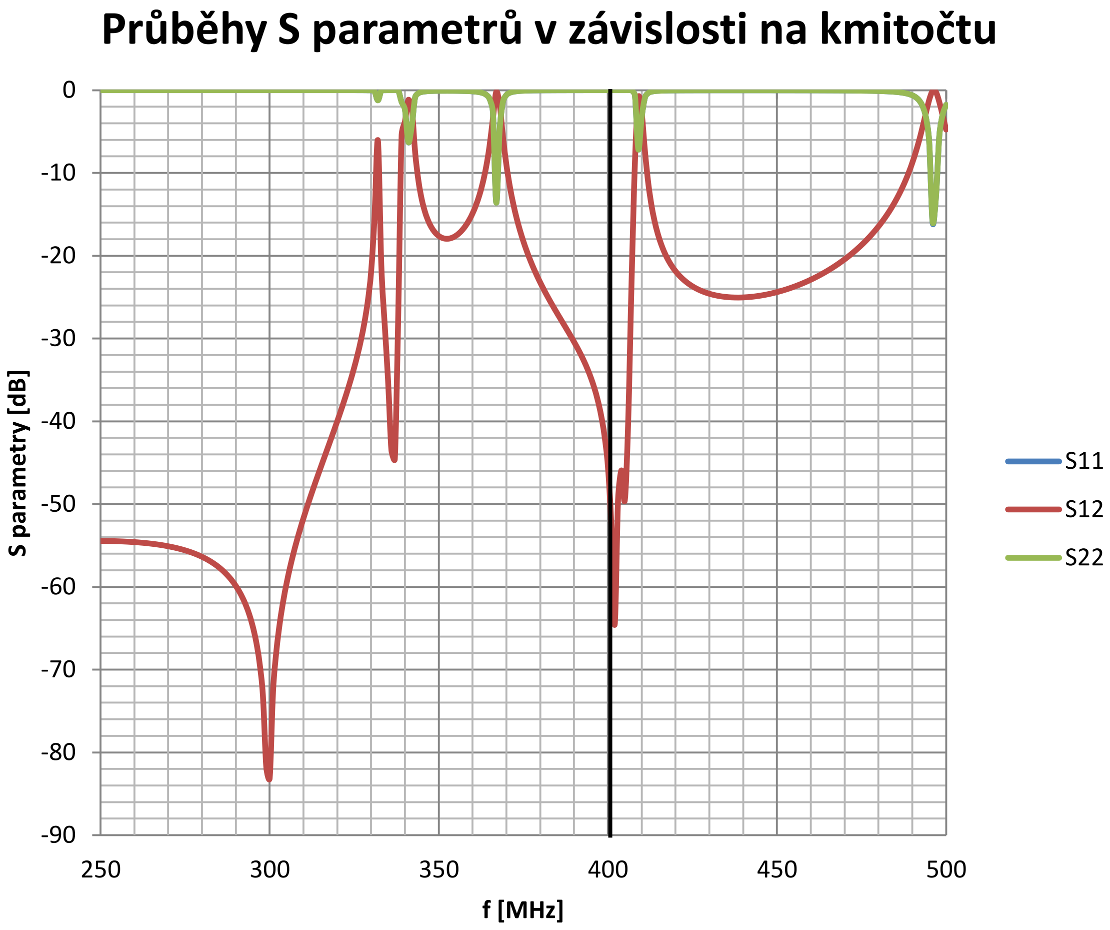
Obr. 3.14: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 50 mm v programu ANSYS HFSS

Na obrázcích Obr. 3.15 a Obr. 3.16 je možné vidět průběhy S parametrů pro koncepci s 12 vodivými cestami.



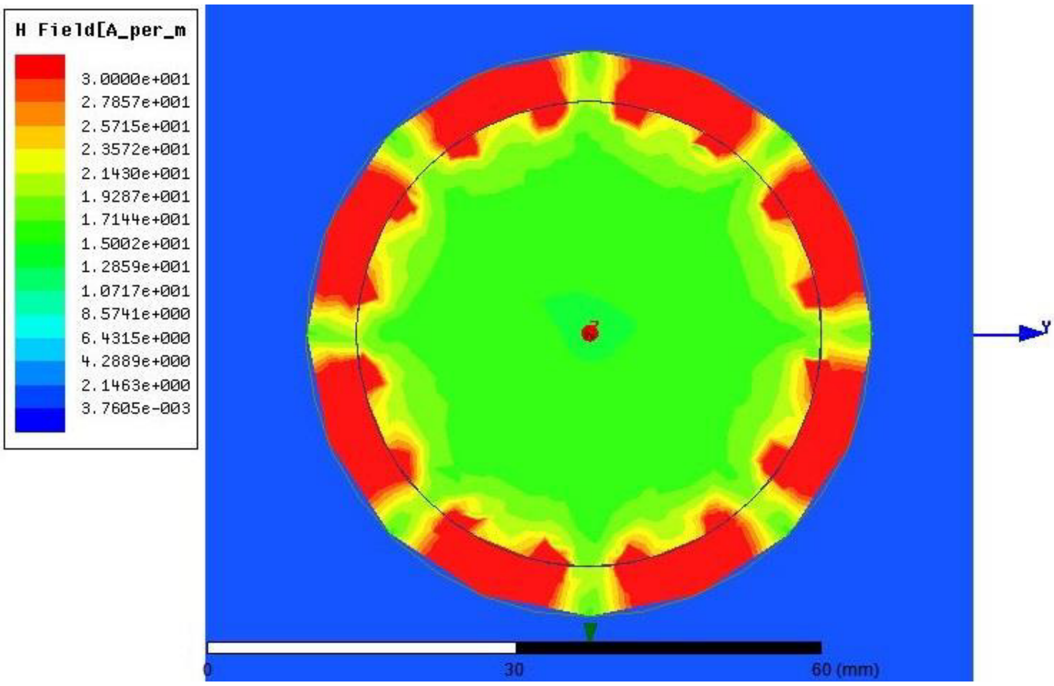
Obr. 3.15: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 23 mm v programu ANSYS HFSS

Ve všech koncepcích je patrné přiblížení se rezonanční frekvenci $f = 400$ MHz do tolerované chyby 10 %. Nedosažení přesné rezonanční frekvence a hodnot S parametrů je způsobeno rozdílnými výpočetními metodami simulačních programu ANSYS HFSS a ADS. K získání přesných průběhů křivek S parametrů v programu ANSYS HFSS by bylo zapotřebí jemněji rozmítat zadané hodnoty ladících kapacit a pro každou konfiguraci nalézt přesné a jedinečné řešení. Tento krok nebyl prováděn z důvodu vysoké časové náročnosti.



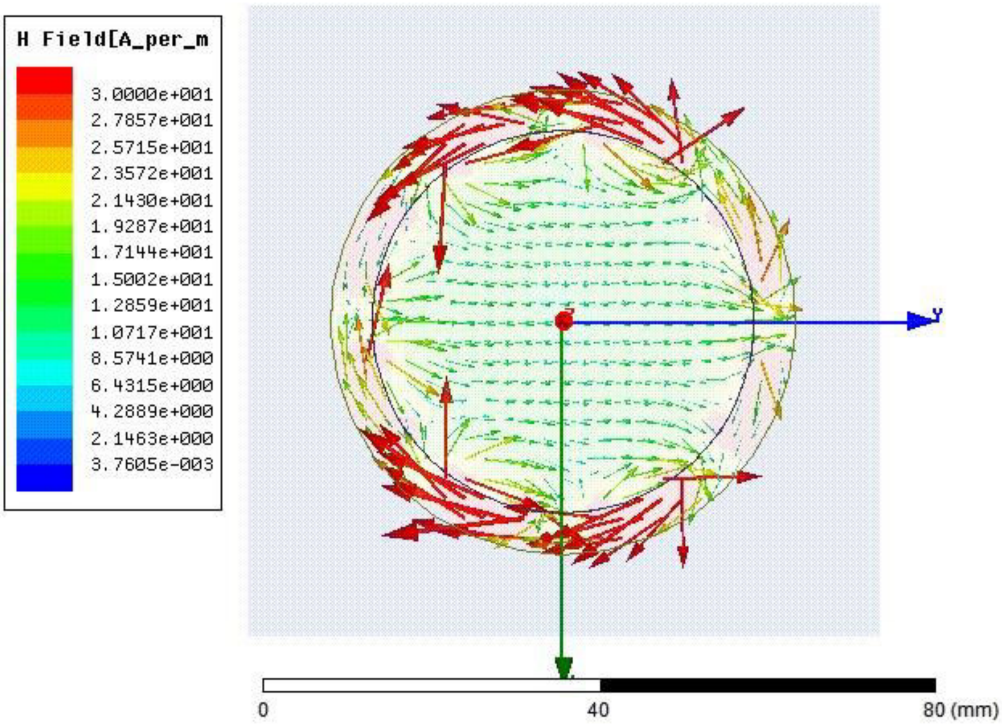
Obr. 3.16: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 50 mm v programu ANSYS HFSS

Na obrázku Obr. 3.17 je z programu ANSYS HFSS vygenerované rozložení magnetického pole pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem $d = 50$ mm. Toto zobrazení je provedeno v rovině řezu x-y a prochází přesně středem cívky. Z tohoto obrázků je možné učinit závěr, že hledaný vid na rezonanční frekvenci $f = 400$ MHz je správný, neboť vzniklá magnetická energie je směřována vždy do středu cívky.



Obr. 3.17: Rozložení magnetického pole v rovině řezu x-y

Na obrázku Obr. 3.18 si ještě můžeme všimnout rozložení vektoru magnetizace v modelovaném vzorku. Je patrné, že vektor magnetizace $\boldsymbol{B_1}$ směřuje do středu cívky, čímž jsme si potvrdili teoretický předpoklad.



Obr. 3.18: Rozložení vektoru magnetizace rovině x-y

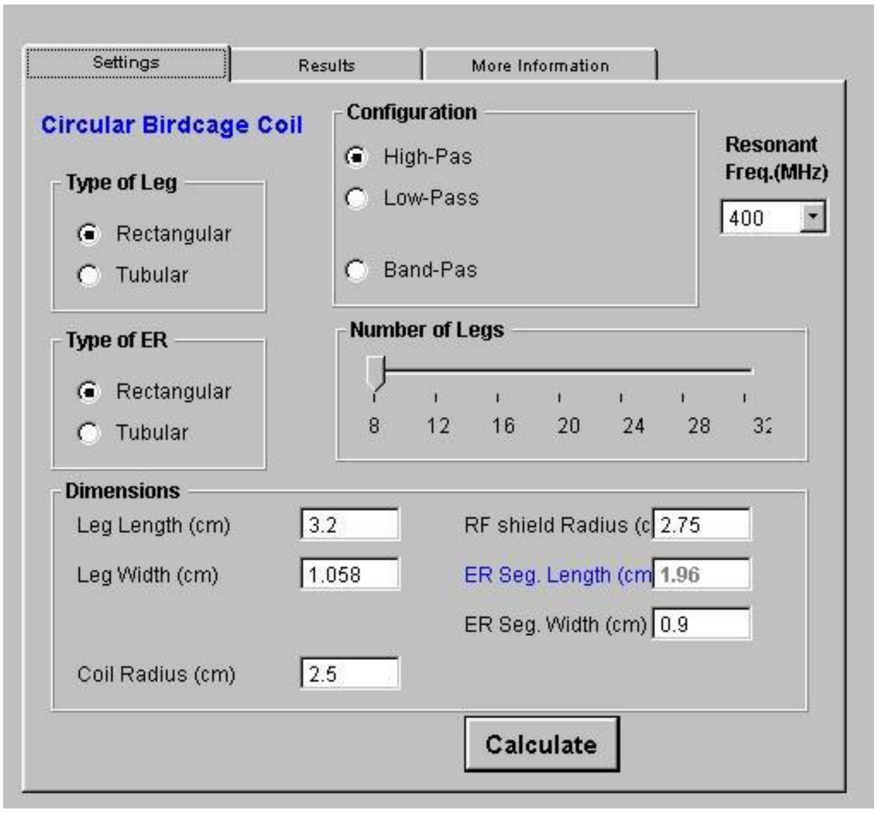
3.5.2 Výsledky modelování pomocí java aplikace *Birdcage Builder*

Jak již bylo popsáno v kapitole17 3.2, aplikace *Birdcage Builder* je volně dostupná internetová aplikace pro návrh geometrických rozměrů a výpočet ladící kapacity v reálném čase pro cívky typu *Birdcage*. Způsob výpočtů je analytický a vychází z definovaných vztahů založených na aplikaci Ohmova zákona. Z tohoto důvodu je získaný výsledek méně přesný a tudíž nevhodný pro skutečný návrh a následnou výrobu dané cívky.

Způsob návrhu cívky s 8 vodivými cestami nejlépe demonstruje obrázek (Obr. 3.19). Po otevření internetové aplikace se zobrazí okno *Settings*. V tomto okně probíhá nastavení všech důležitých parametrů pro výpočet cívky.

V sekci *Configuration* je zapotřebí vybrat, o jaký typ cívky se jedná. Modelovaná cívka je typu „horní propust“, proto je zatržena možnost High-Pas. V okně *Resonant Frequency* je zapsána hodnota rezonanční frekvence $f = 400$ MHz, která vychází ze zadání. Položky *Type of Leg* a *Type of ER* udávají informace o způsobu provedení vodivých cest a vodivých kroužků. Teorie říká, že je možné vodivé cesty cívky vyrobit jak z trubkovitého profilu, tak z obdélníkového profilu, což je právě modelovaný případ. Proto je v těchto položkách zatrženo *Rectangular*.

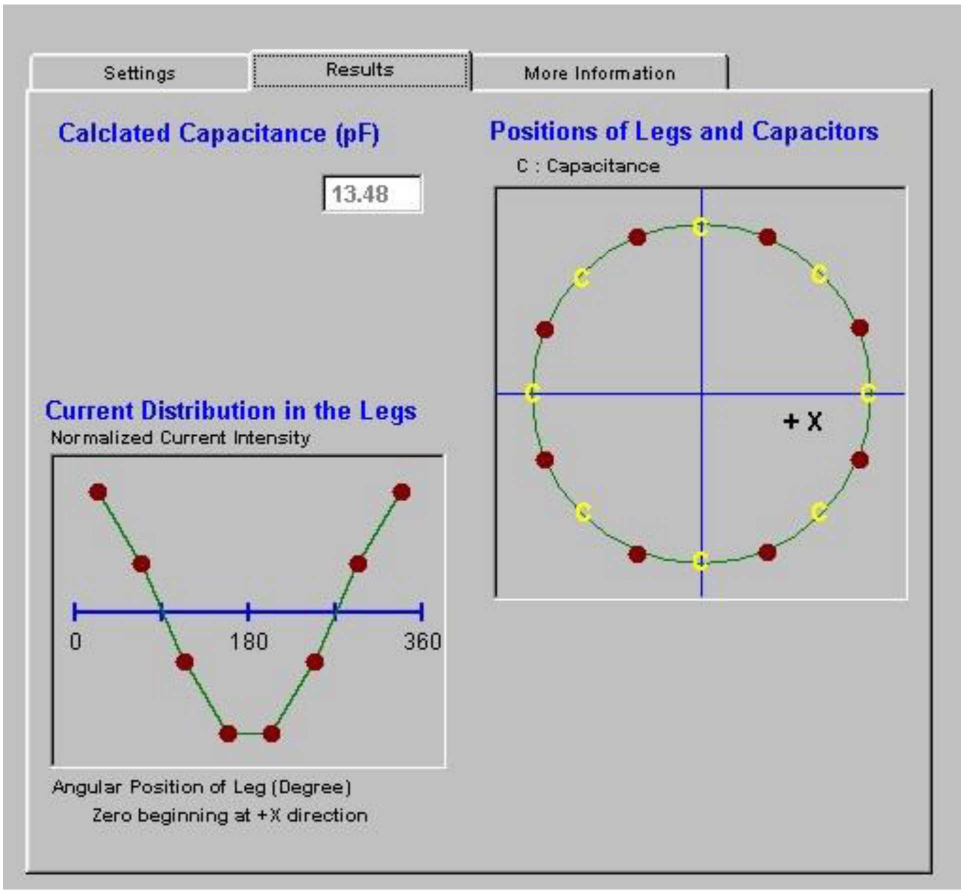
Předposlední položkou potřebnou k vyplnění je počet vodivých cest v cívce. Obecně platí, že počet musí být násobek 4 z důvodu dodržení symetrie. V modelovaných případech se jednalo o 8 nebo 12 vodivých cest.



Obr. 3.19: Hlavní okno pro zadání vstupních parametrů (8 vodivých cest)

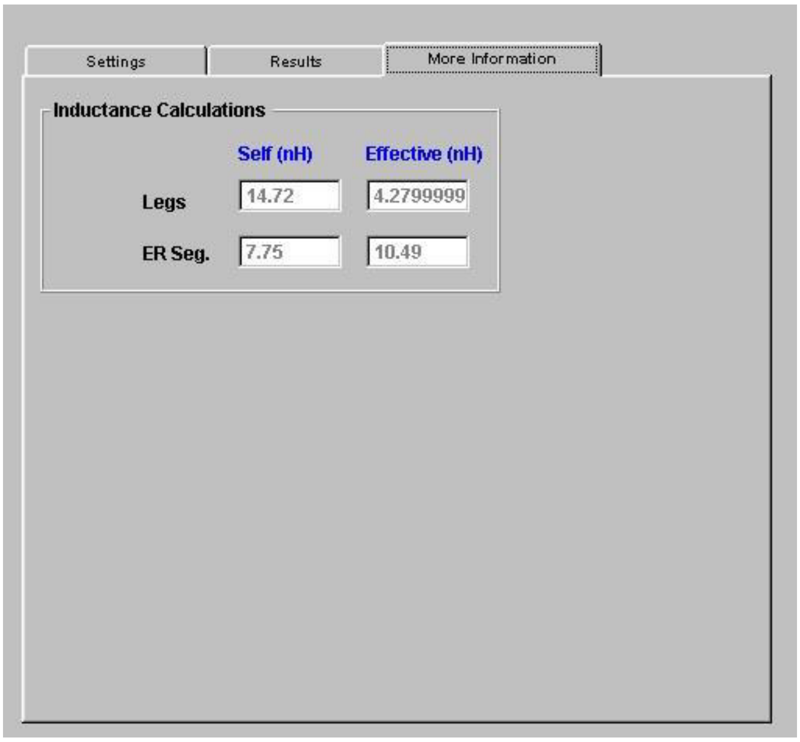
V sekci *Dimensions* jsou políčka pro vyplnění samotných rozměrů vodivé cesty, vodivého kroužku a také poloměru stínění, které bude kolem navrhované cívky. Výše jmenované rozměry byly získány z již graficky navrženého parametrického modelu v programu ANSYS HFSS. Program ANSYS HFSS umožňuje po vytvoření jakékoli struktury přesně přeměřit jednotlivé rozměry. Potřebné rozměry byly odečteny a vepsány do jednotlivých políček.

Po stisku tlačítka *Calculate* se téměř okamžitě v okně *Results* (Obr. 3.20) zobrazí výsledná vypočtená hodnota ladící kapacity. Pro cívku o průměru $d = 50$ mm s 8 vodivými cestami vypočítala aplikace hodnotu ladící kapacity $C = 13{,}48$ pF. Ve vykresleném grafu *Positions of Legs and Capacitors* je možné si ověřit symetrické rozložení vodivých cest a kondenzátorů v cívce. A tím si tedy ověřit i grafickou správnost vytvořeného numerického modelu v programu ANSYS HFSS.



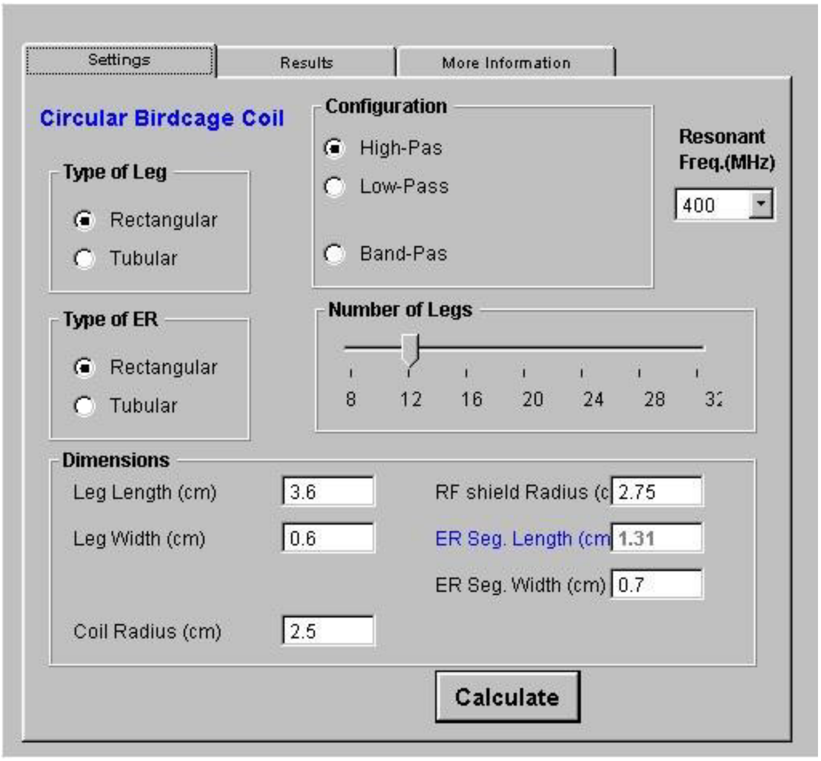
Obr. 3.20: Okno s vypočtenou ladící kapacitou

V sekci *More Information* na obrázku (Obr. 3.21) je možné dále zjistit hodnoty indukčností pro jednotlivé části cívky. Hodnoty indukčností mohou posloužit k orientační představě o materiálu, z kterého bude cívka vyrobena.



Obr. 3.21: Okno s doplňujícími informacemi

Obdobně probíhal návrh cívky s 12 vodivými cestami, viz obrázek (Obr. 3.22). Výsledná hodnota ladící kapacity pro tuto konfiguraci vyšla C = 18,01 pF.

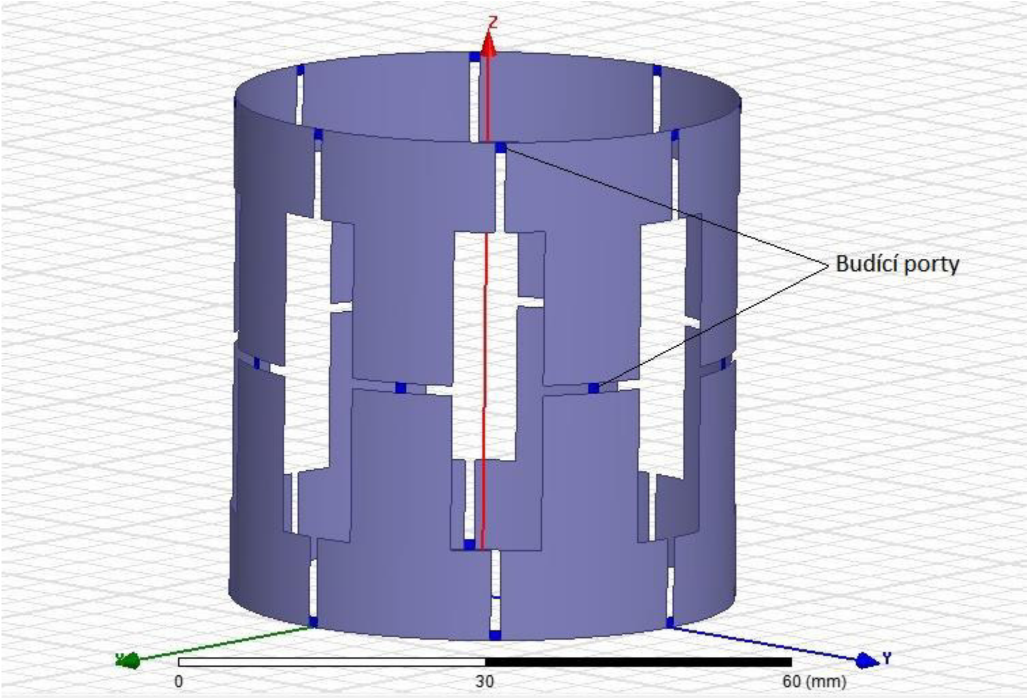


Obr. 3.22: Hlavní okno pro zadání vstupních parametrů (12 vodivých cest)

3.5.3 Výsledky modelování pomocí *Advanced Design System*

Program *Advanced Design Systém* (dále ADS) je obvodový simulační program určený pro široké spektrum využití. Jak již bylo napsáno v kapitole 3.3, jeho nespornou výhodou je možnost simulování problematiky v reálném čase. To znamená, že pro jakoukoli (i drobnou) změnu parametru není zapotřebí spouštět novou simulaci a čekat dlouhou dobu na výsledky. Provedená změna se projeví okamžitě, a to ve formě změny křivky v grafu. Právě této možnosti bylo využito při hledání a dolaďování kapacit modelovaných cívek.

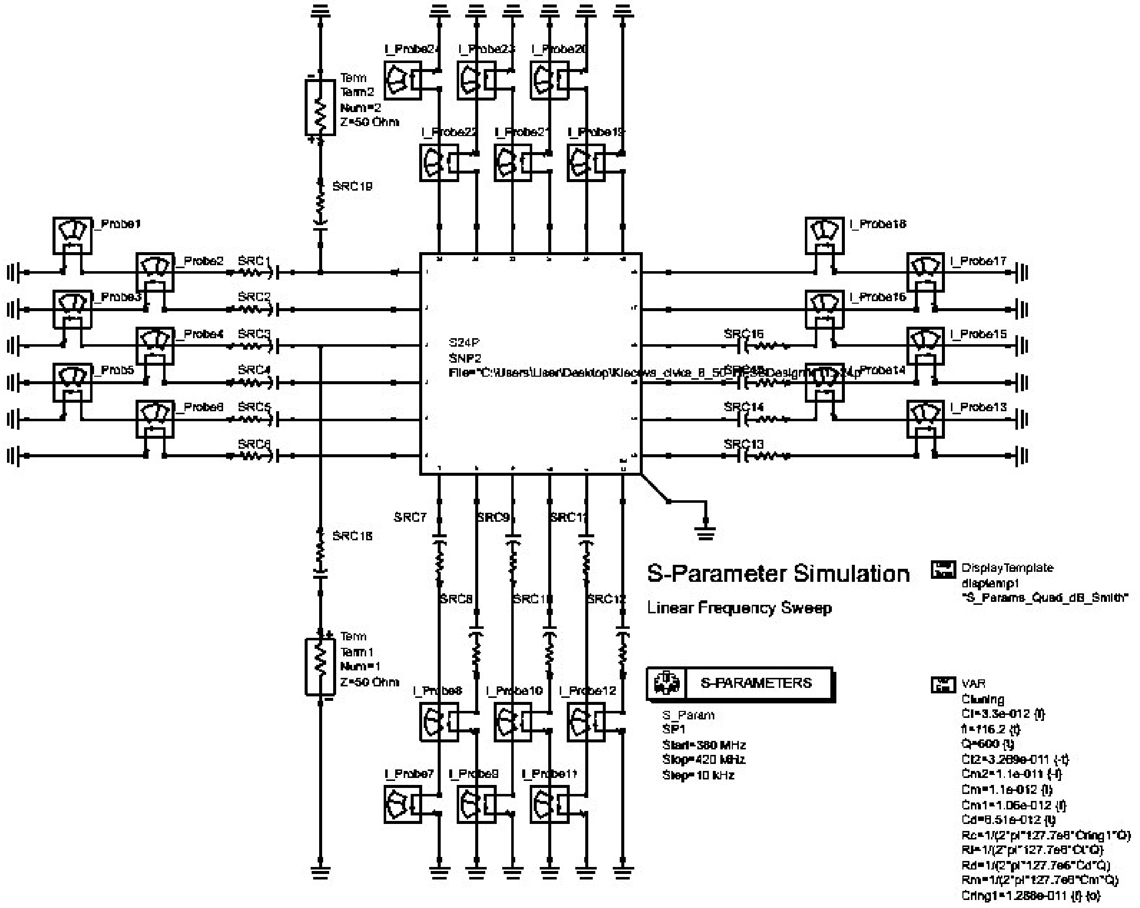
Aby bylo možné v programu ADS pracovat, bylo nejprve zapotřebí v programu ANSYS HFSS vygenerovat soubor, který svými hodnotami reprezentuje vytvořený parametrický model. Tomu předcházela výměna všech kondenzátorů za budící porty, viz obrázek (Obr. 3.23). Z obrázku je patrné, že došlo ještě k rozdělení vodivých cest. V tomto rozdělení se nachází další budící port, z důvodu možnosti sledování velikosti proudů tekoucích přes jednotlivé vodivé cesty v programu ADS.



Obr. 3.23: Výměna ladících kondenzátorů za budící porty

U takto změněného modelu bylo zapotřebí spustit analýzu, aby došlo k přepočítání hodnot matice, která byla následně generována jako soubor s příponou *.s24p a *.s36p. Číslo v koncovce odpovídá počtu budících portů v modelované cívce.

Samotné schéma (Obr. 3.24) zapojení v ADS není nikterak složité, protože modelovanou cívku představuje prostřední blok s názvem S24P. Tento blok se umí po vložení správného souboru chovat jako model cívky v programu ANSYS HFSS. Jak již bylo zmíněno v předchozím odstavci, číslo v názvu bloku koresponduje s číslem v příponě generovaného souboru a tedy i s počtem budících portů. To znamená, že vytvořená součástka bude mít právě tolik pinů k připojení všech ladících kondenzátorů a proudových sledovačů.

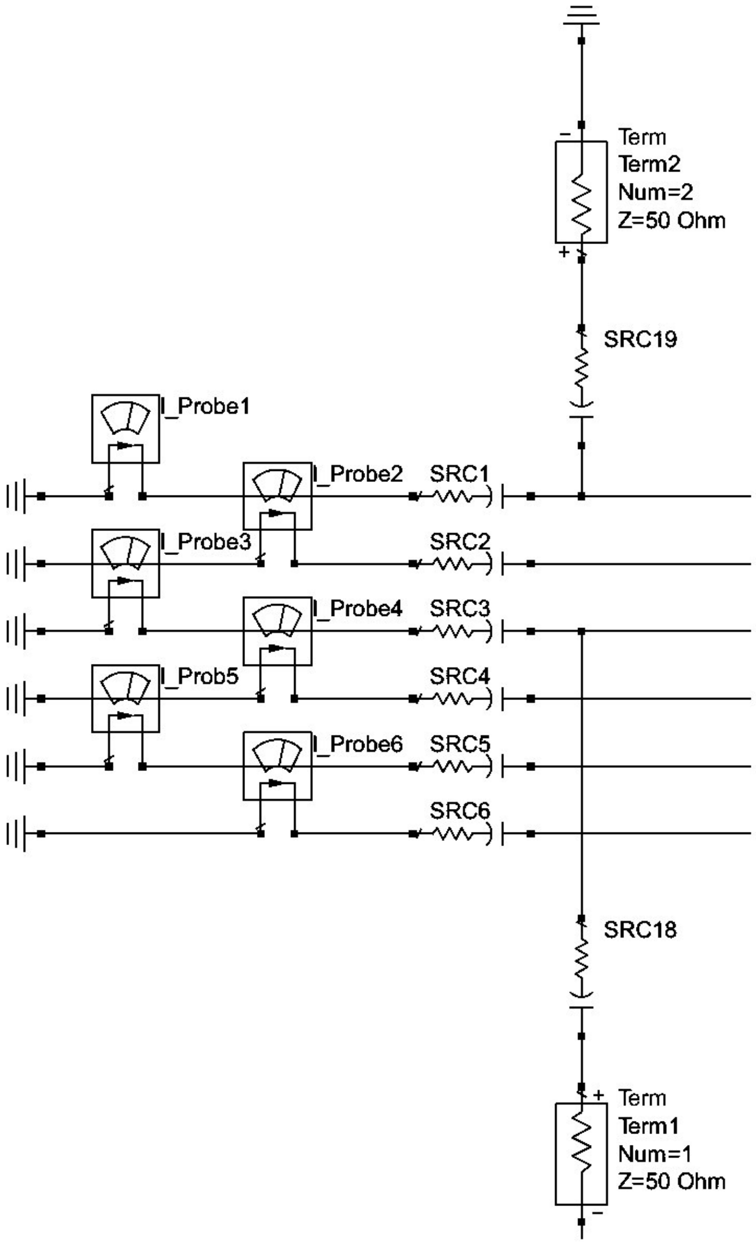


Obr. 3.24: Schéma zapojení cívky s 8 vodivými cestami v programu ADS

K portům 1 až 16 bloku S24P jsou připojeny kondenzátory s označením SRC, které se chovají jako skutečné kondenzátory. Kromě kapacity, která byla zadána parametricky z důvodu možnosti pozdější změny, ještě disponují parazitním odporem. Na všech připojovacích pinech bloku S24P jsou připojeny sledovací monitory pro pozorování velikostí proudů.

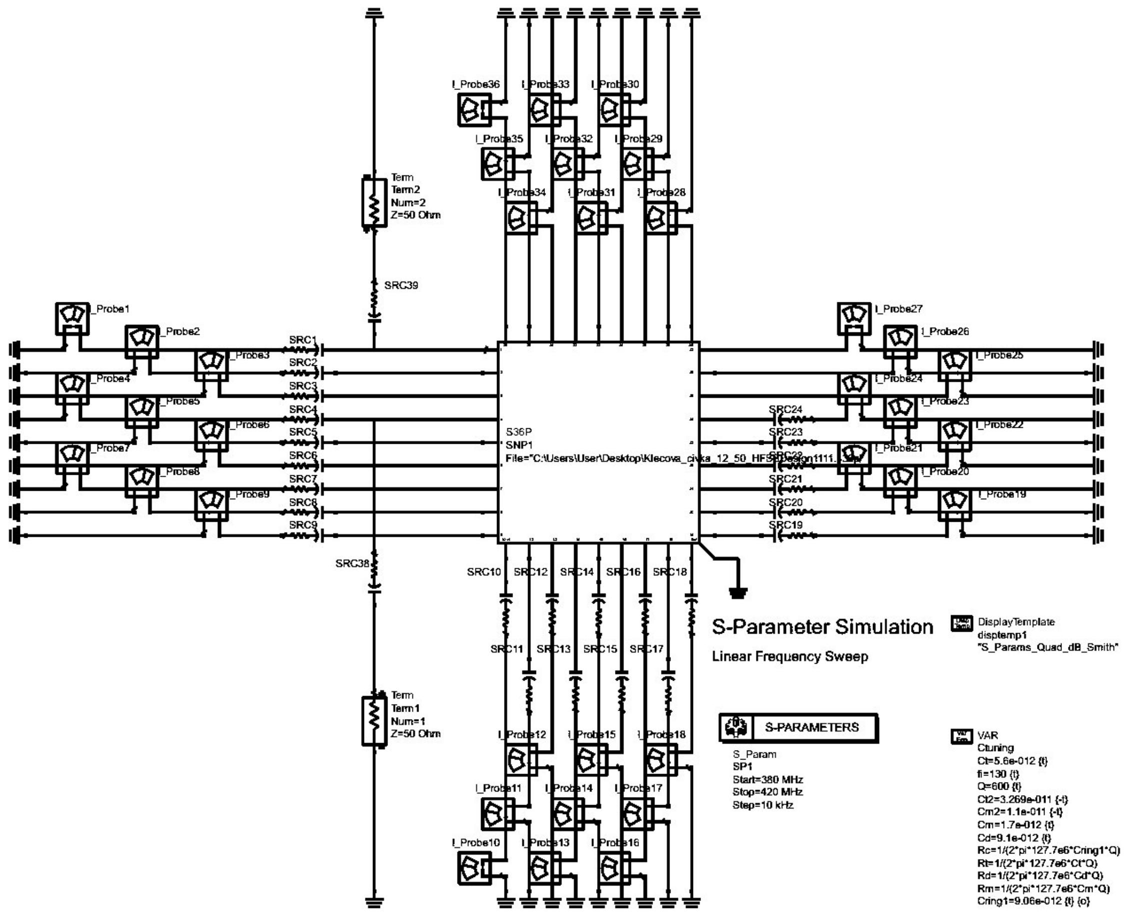
Z důvodu možnosti přizpůsobení cívky ke vstupním portům hodnoty $Z = 50\ \Omega$, je k cívce ještě připojen přizpůsobovací obvod složený ze sérioparalelního řazení kondenzátoru, viz obrázek (Obr. 3.25). Tyto kondenzátory se nazývají *tuning* (kondenzátor vložený do kroužku místo ladícího kondenzátoru) a *matching* (kondenzátor zapojený do série s portem). Ve schématu je *tuning* kondenzátor označen SRC1 pro první port a SRC3 pro druhý port. *Matching* kondenzátor je ve schématu označen obdobně SRC19 pro první port a SRC18 pro druhý port.

Posledním kondenzátorem, kterým je možné jemně ovlivnit tvar výsledných charakteristik je tzv. *decoupling* kondenzátor. Tento kondenzátor je vložen mezi první a druhý budící port. Je to z toho důvodu, aby došlo k oddělení přímé vazby mezi prvním a druhým budícím portem. Ve schématu je kondenzátor označen SRC2.



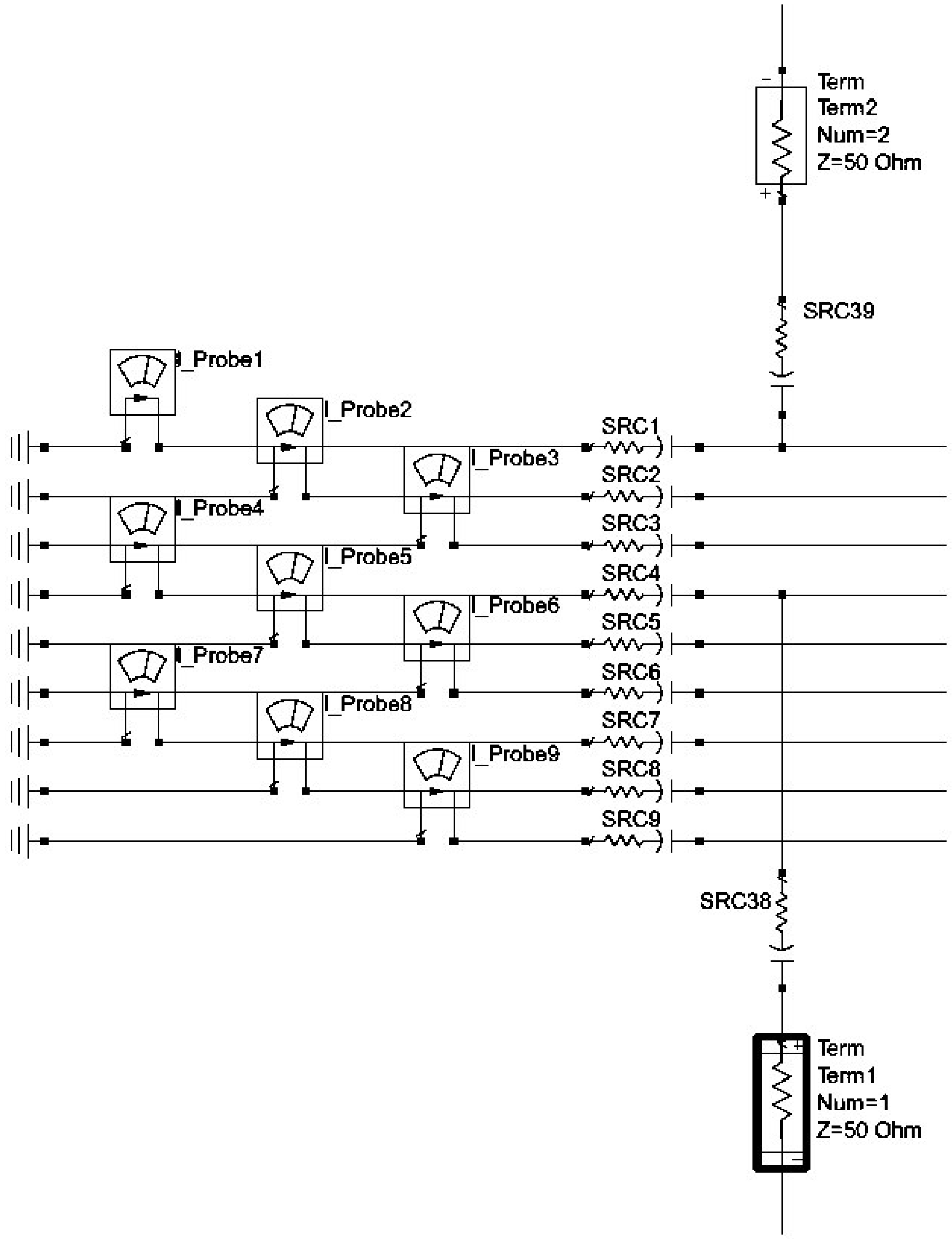
Obr. 3.25: Detail zapojení ladících kondenzátorů ve schématu cívky s 8 vodivými cestami v programu ADS

Výše popsané schéma se týká cívky s 8 vodivými cestami průměru $d = 23$ mm a $d = 50$ mm. Pro cívky s 12 vodivými cestami a průměry $d = 23$ mm a $d = 50$ mm bude celý popis obdobný jen s rozdílem v bloku s názvem S36P. Cívka s více vodivými cestami má i více vodivých portů. To znamená, že generovaná součástka musí mít i více přípojných pinů, viz obrázek (Obr. 3.26). S tím přímo souvisí i generovaný soubor v programu ANSYS HFSS s příponou *.s36p.



Obr. 3.26: Schéma zapojení cívky s 12 vodivými cestami v programu ADS

Způsob řešení přizpůsobení cívky ke vstupním portům hodnoty $Z = 50\ \Omega$ byl stejný jako ve schématu pro cívku s 8 vodivými cestami. Aby byla splněna podmínka kvadraturního buzení, bylo rozmístění ladících kondenzátorů následující. Ve schématu (Obr. 3.27) je *tuning* kondenzátor označen SRC1 pro první port a SRC4 pro druhý port. *Matching* kondenzátor je ve schématu označen obdobně SRC39 pro první port a SRC38 pro druhý port. *Decoupling* kondenzátor je stejně jako v předchozím případě vložen mezi první a druhý budící port a je označen SRC2.

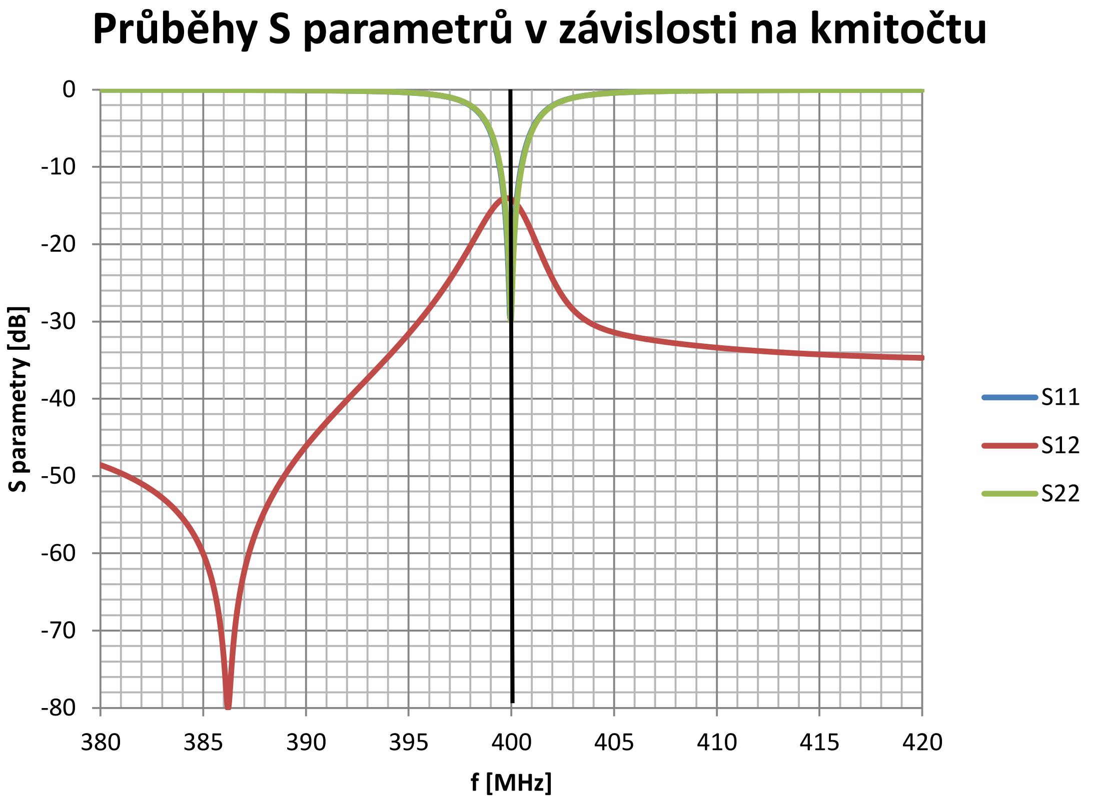


Obr. 3.27: Detail zapojení ladících kondenzátorů ve schématu cívky s 8 vodivými cestami v programu ADS

Pro takto vytvořená schémata již stačí nastavit frekvenční spektrum, ve kterém požadujeme vykreslení parametrů přenosu a odrazu a spustit simulaci. Po provedení simulace je zapotřebí ještě spustit manuální ladění. Po otevření nového okna je již možné po libovolných krocích měnit hodnoty veličin a pozorovat okamžité odezvy na provedené změny.

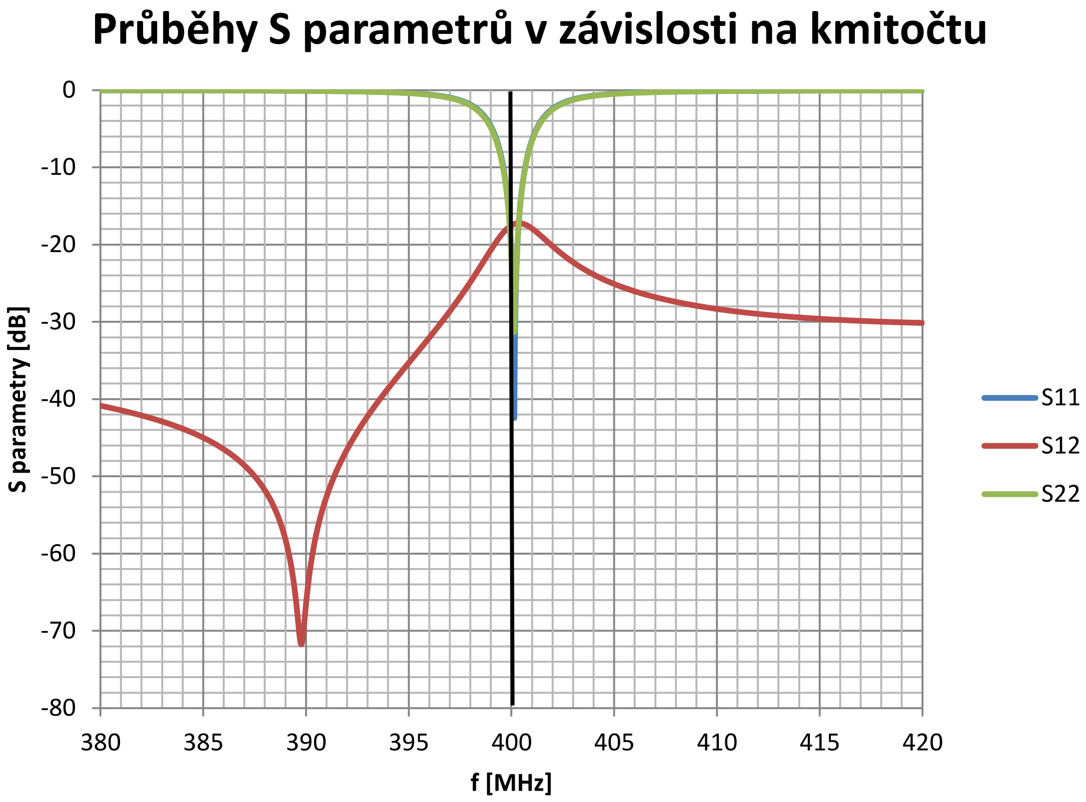
Program ADS umožňuje přímé vykreslení grafů, avšak pro lepší čitelnost a přehlednost byly následující grafy vytvořeny pomocí programu Excel 2010 z vygenerovaných hodnot získaných pomocí programu ADS.

Na obrázcích (Obr. 3.28 a Obr. 3.29) je možné vidět průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu. Je patrné, že pro koncepci cívky s 8 vodivými cestami dosahuje parametr přenosu S_{12} na požadované frekvenci f = 400 MHz pro oba průměry cívek -15 dB. Průběh parametru odrazu S_{11} a S_{22} dosahuje u obou průměrů hodnoty kolem -30 dB.



Obr. 3.28: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 23 mm

V tabulce (Tabulka 6) jsou přehledně sepsány hodnoty všech kondenzátorů, které byly nastaveny pro dosažení požadovaných hodnot S parametrů.

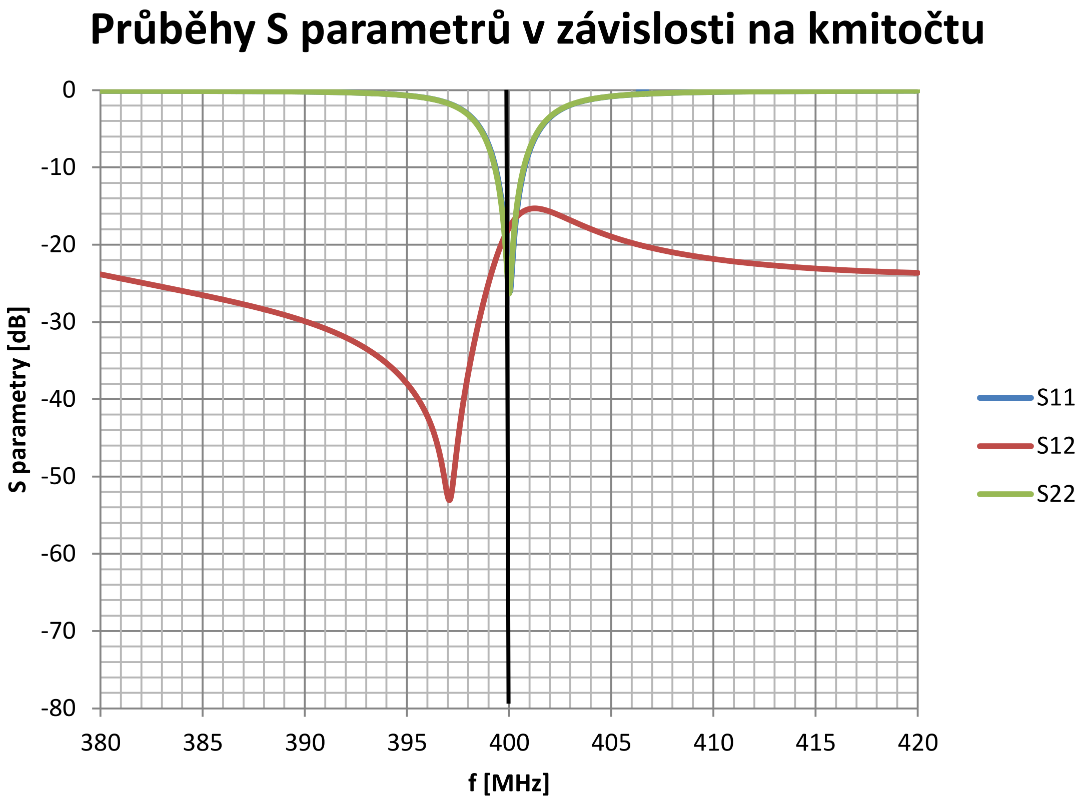


Obr. 3.29: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 50 mm

Tabulka 6: Hodnoty ladících kondenzátorů pro cívku s 8 vodivými cestami

Průměr [mm]	**23**	**50**
Ladící kondenzátor [pF]	11,00	12,88
Tuning 1 kondenzátor [pF]	2,10	3,30
Tuning 2 kondenzátor [pF]	2,10	3,30
Metching 1 kondenzátor [pF]	0,80	1,10
Metching 2 kondenzátor [pF]	0,80	1,06
Decoupling kondenzátor [pF]	4,80	6,51

Průběhy S parametrů v závislosti na kmitočtu pro koncepci cívky s 12 vodivými cestami jsou znázorněny na obrázcích (Obr. 3.30 a Obr. 3.31). Z grafů vyplývá, že na požadované frekvenci $f = 400$ MHz pro průměr cívky $d = 50$ mm parametr přenosu S_{12} dosahuje hodnoty -16 dB. Pro průměr cívky $d = 23$ mm dosahuje parametr přenosu S_{12} -17 dB. Průběh parametru odrazu S_{11} a S_{22} dosahuje u obou průměrů hodnoty kolem -26 dB.

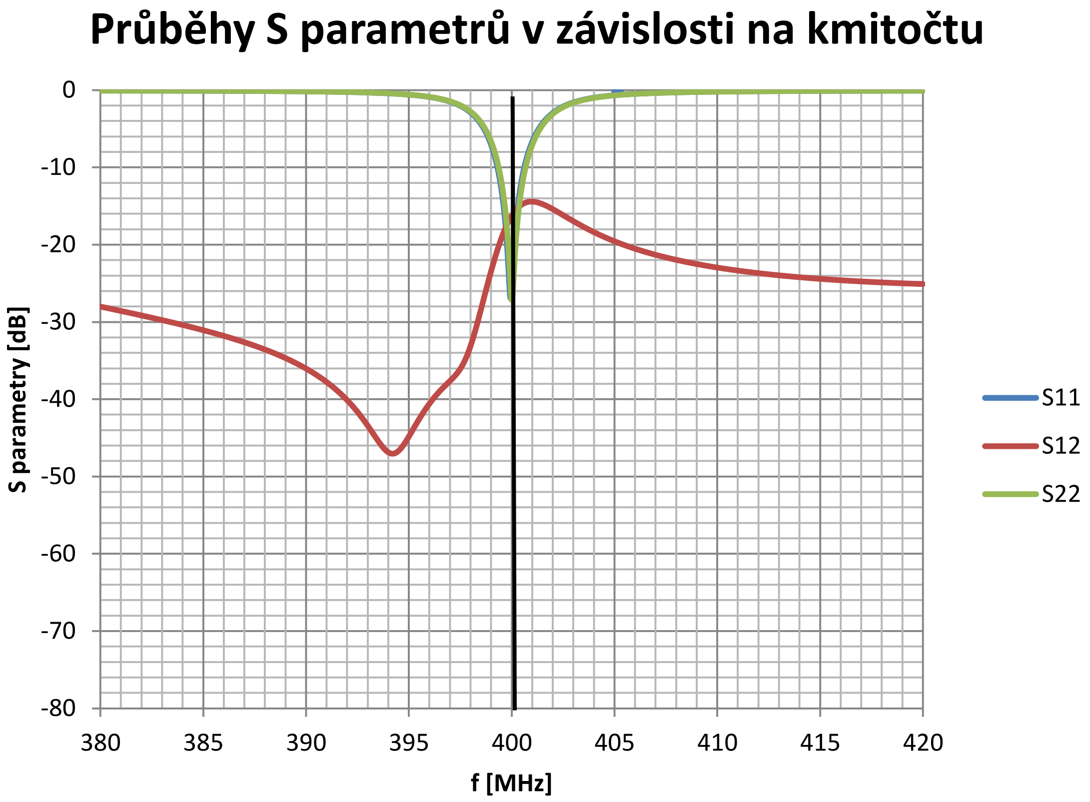


Obr. 3.30: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 23 mm

V tabulce (Tabulka 7) jsou přehledně sepsány hodnoty všech kondenzátorů, které byly nastaveny pro dosažení požadovaných hodnot S parametrů.

Tabulka 7: Hodnoty ladících kondenzátorů pro cívku s 12 vodivými cestami

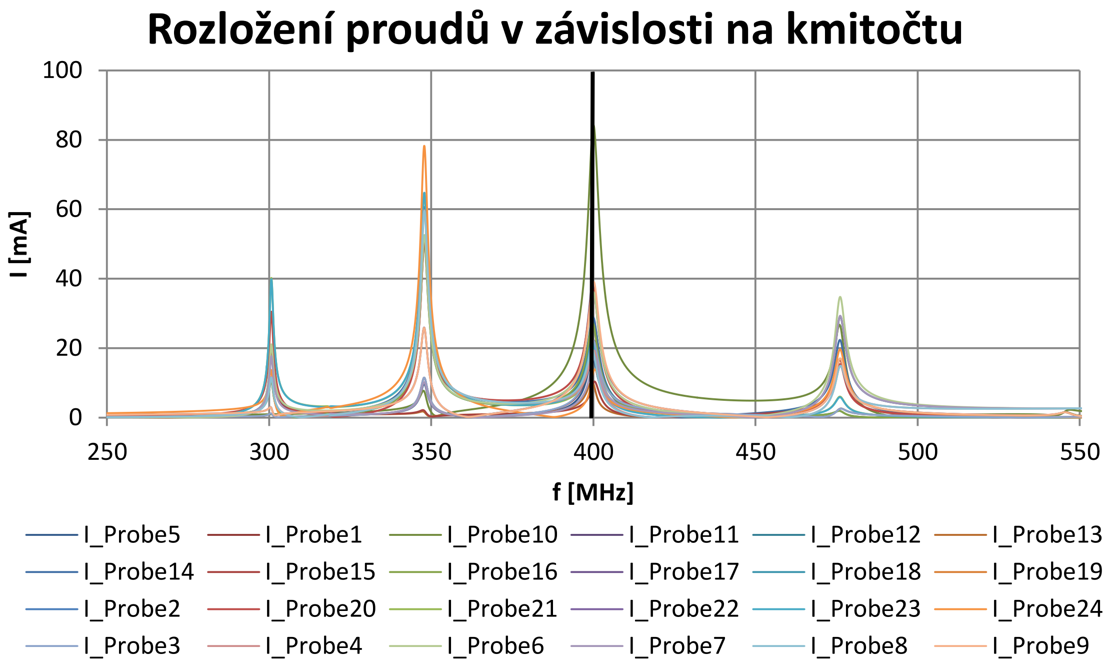
Průměr [mm]	**23**	**50**
Ladící kondenzátor [pF]	7,89	9,06
Tuning 1 kondenzátor [pF]	5,00	5,60
Tuning 2 kondenzátor [pF]	5,00	5,60
Metching 1 kondenzátor [pF]	1,8	1,70
Metching 2 kondenzátor [pF]	1,8	1,70
Decoupling kondenzátor [pF]	7,90	9,10



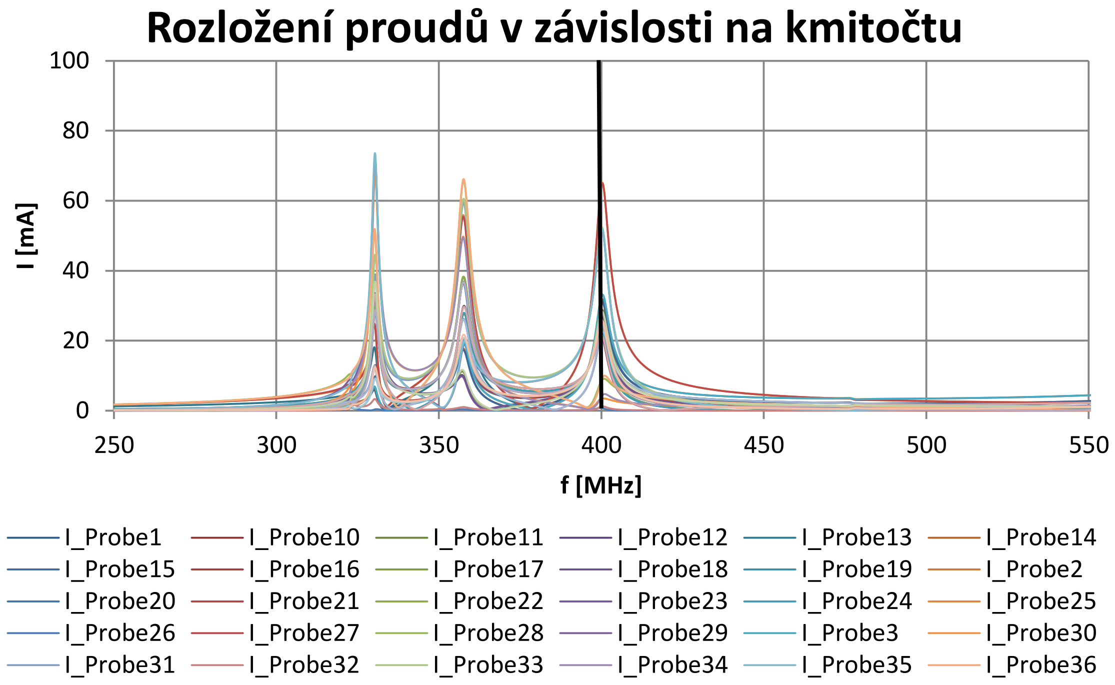
Obr. 3.31: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 50 mm

Správně provedenou simulaci dokazují také obrázky (Obr. 3.32 a Obr. 3.33), na kterých jsou grafy rozložení proudů v závislosti na kmitočtu na jednotlivých vodivých cestách. V těchto grafech jsou patrné různé proudové úrovně, pro jednotlivé vodivé cesty, na různých frekvencích včetně rezonanční frekvence $f = 400$ MHz.

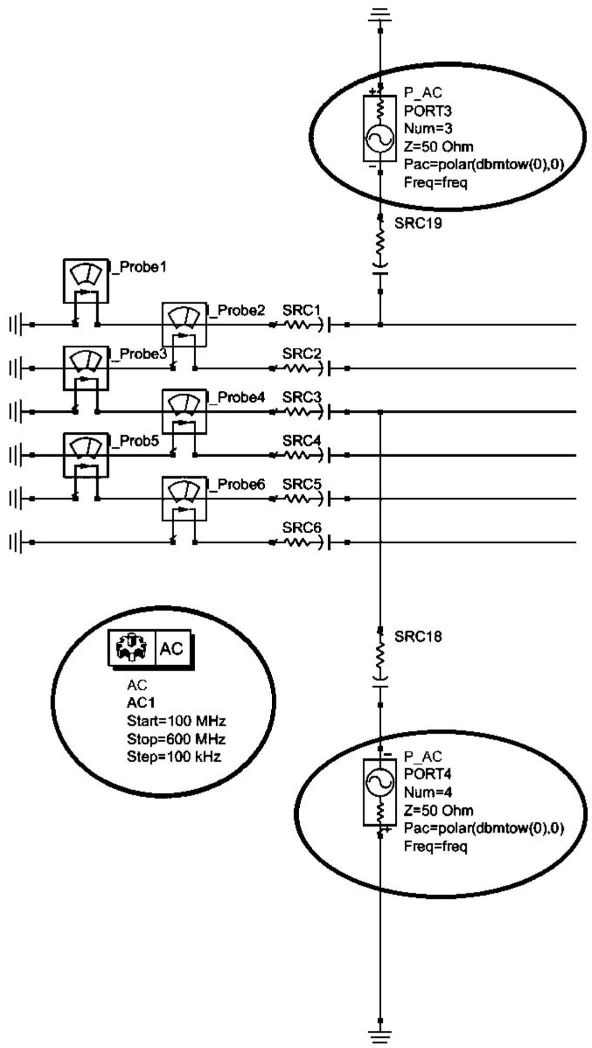
K získání těchto grafů bylo zapotřebí změnit, ve schématu zapojení u obou konfigurací, typ analýzy z *S-PARAMETERS* za střídavou, tedy *AC* a také změnit typ budícího zdroje ze stejnosměrného na střídavý. Tato změna je vidět na obrázku (Obr. 3.34). Po provedení změn a následné analýzy byly v otevřeném okně pro vykreslení grafů vybrány proudové sledovače, na kterých je zapotřebí proud sledovat. V případě konfigurace s 8 vodivými cestami se jednalo o označení proudových sledovačů I_Probe1 až I_Probe24. Pro případ konfigurace s 12 vodivými cestami bylo vybrané označení proudových sledovačů I_Probe1 až I_Probe36. Jednotlivé proudové sledovače jsou umístěny v každé větvi bloku S24P a S36P a přímo souvisí s počtem budících portů na obrázku (Obr. 3.23).



Obr. 3.32: Rozložení proudů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 8 vodivými cestami a průměrem 50 mm



Obr. 3.33: Rozložení proudů v závislosti na kmitočtu pro cívku s 12 vodivými cestami a průměrem 50 mm



Obr. 3.34: Detail změn provedených ve schématu zapojení cívky s 8 vodivými cestami v programu ADS

4 VÝROBA A MĚŘENÍ VF CÍVKY

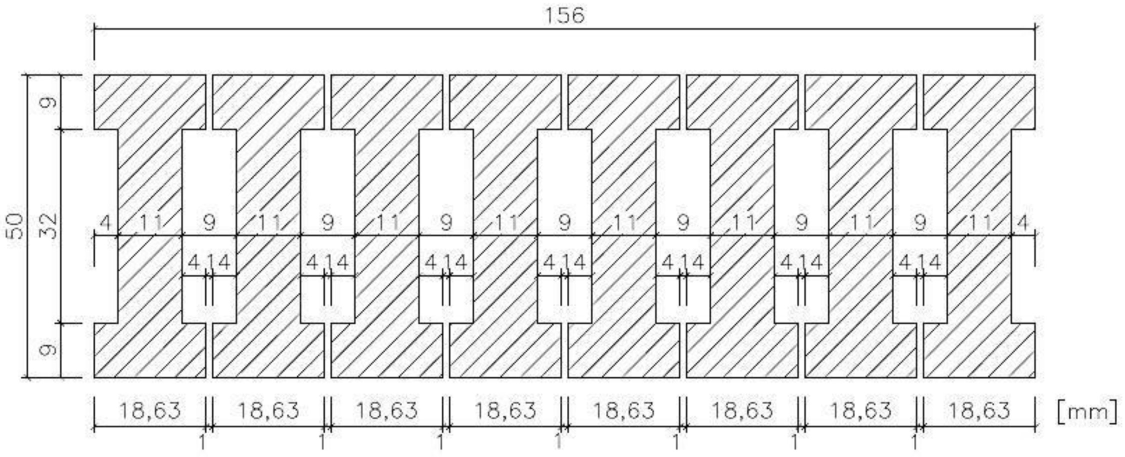
Jak již bylo uvedeno v podkapitole 3.4, jedním z bodů zadání práce byla i samotná realizace cívky. Na výběr bylo ze 4 druhů modelovaných cívek, viz tabulka (Tabulka 1). Po konzultaci s vedoucím práce a zhodnocením výsledků nejen po stránce funkční, ale i po stránce výrobní byla vybrána cívka s koncepcí 8 vodivých cest a průměr d = 50 mm.

Tato cívka dosahovala nejlepších průběhů S parametrů. Na rezonanční frekvenci f = 400 MHz dosahoval parametr přenosu S_{12} = -17,51 dB. Parametr odrazu S_{11} na prvním portu dosahoval hodnoty -43 dB a parametr odrazu S_{22} na druhém portu dosahoval hodnoty -32 dB (viz. Obr. 3.29). S přihlédnutím k jednodušší koncepci (8 vodivých cest) byla právě tato cívka vybrána jako vhodný kandidát pro výrobu a experimentální měření.

4.1 Vytvoření podkladů pro výrobu a samotná výroba

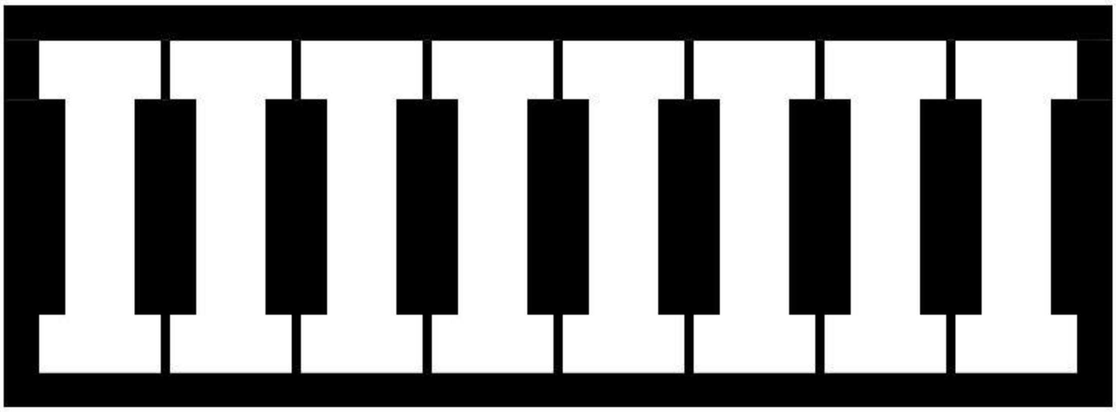
Pro samotnou výrobu byl nejdůležitější model vytvořený v programu ANSYS HFSS. Tento program ovšem neumožňuje převedení 3D modelu do 2D souřadnic potřebných pro vytvoření plošného modelu. Proto bylo zapotřebí 3D model, pomocí přesných rozměrů, překreslit v programu AutoCAD.

Takto získaný podklad je možné vidět na obrázku (Obr. 4.1). Vytvořený model je v měřítku 1:1, proto je možné si z něj vytvořit reálnou představu o velikosti celkového výrobku a také o velikosti potřebného materiálu.

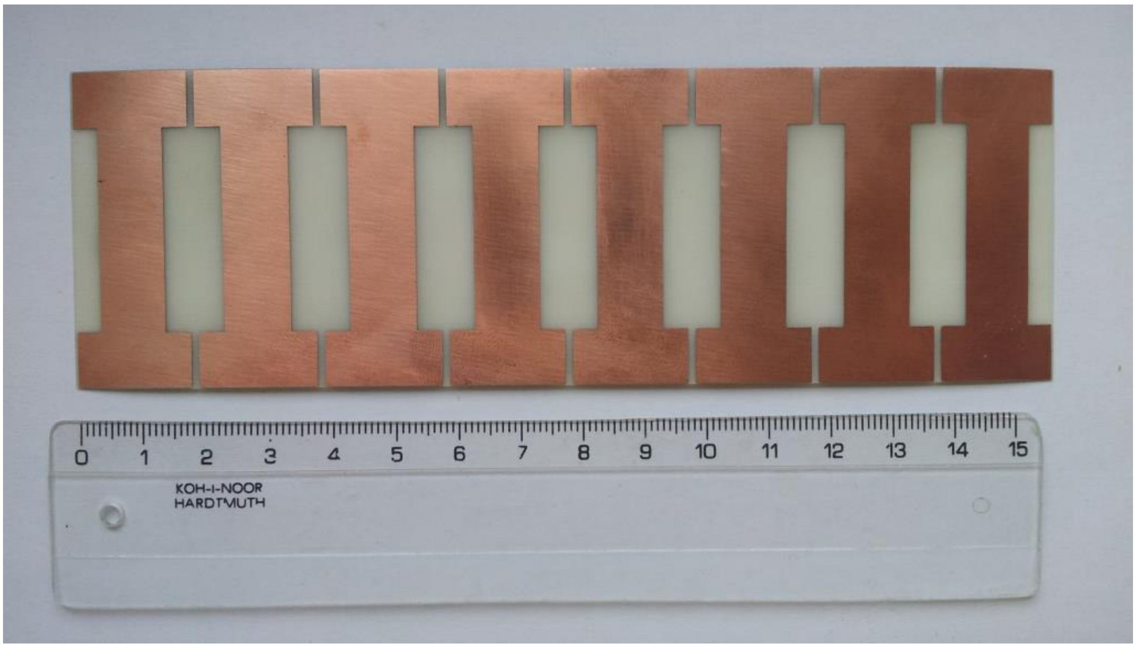


Obr. 4.1: Okótovaný model cívky ve 2D provedení

Na obrázku (Obr. 4.2) je vidět připravený motiv cívky pro výrobu. Takto připravený motiv se vyleptá na substrát FR4 tak, že veškeré bílé části z obrázku budou ve skutečnosti vodivé (měď) a všechny černé části z obrázku budou odleptány (zůstane pouze nosný substrát). Samotný vyleptaný a obstřižený motiv je možné vidět na obrázku (Obr. 4.3).



Obr. 4.2: Motiv cívky připravený pro výrobu



Obr. 4.3: Vytvořený motiv na substrátu FR4

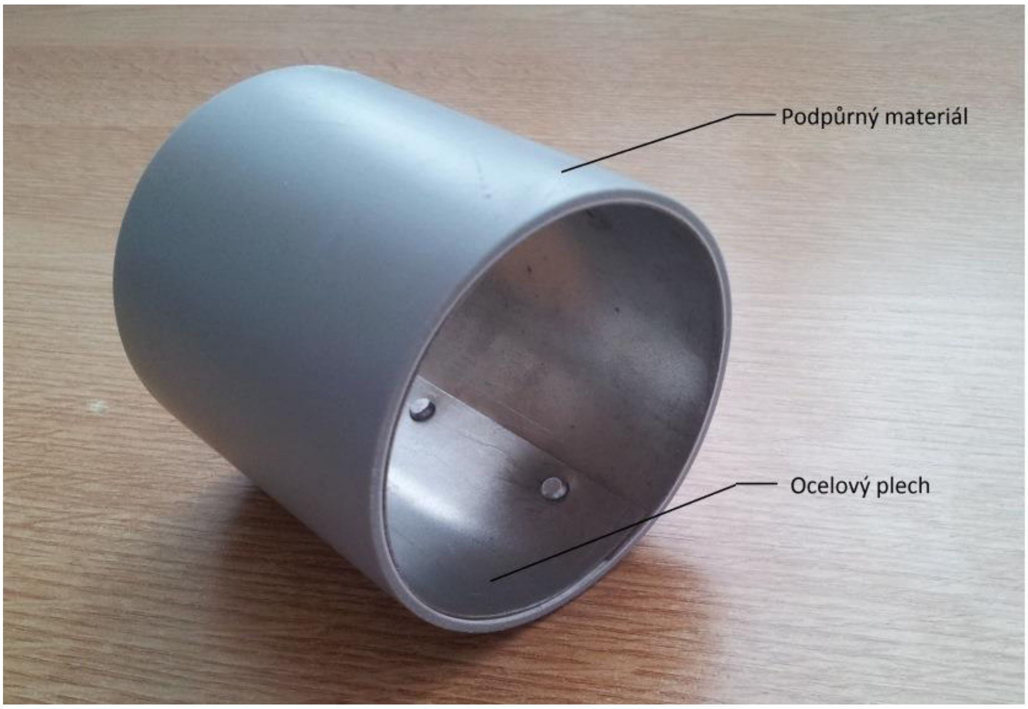
Vytvořený motiv je vyleptaný na fotocitlivém substrátu FR4 o tloušťce t = 0,3 mm s jednostrannou vrstvou mědi o tloušťce t = 35 μm. Při výběru tloušťky nosného substrátu bylo zapotřebí zohlednit jeho bezproblémové ohnutí, protože výsledná cívka není plošná ale má tvar válce.

Jako nosný materiál pro výrobu cívky bylo vybráno odpadní potrubí o vnějším průměru d = 50 mm. Toto potrubí je vytvořeno z polypropylenu, který umožňuje jednoduché opracování a neobsahuje žádné vodivé materiály, které by mohly ovlivnit celkové měření. Výše jmenovaný průměr je ovšem nevhodný, protože motiv cívky se substrátem by po nalepení na nosný materiál byl větší než d = 50 mm, proto bylo zapotřebí jemného obrobení potrubí v soustruhu. Při této operaci se z potrubí odebrala vrstva t = 0,3 mm, tedy tloušťka substrátu.

Samotné připevnění substrátu FR4 k nosnému materiálu bylo provedeno pomocí

lepidla LEPIDÁTOR od českého výrobce lepidel LEAR. Důležitá při výběru lepidla byla nutnost přilnavosti k povrchům z polypropylenu, ze kterého je vytvořen právě nosný materiál.

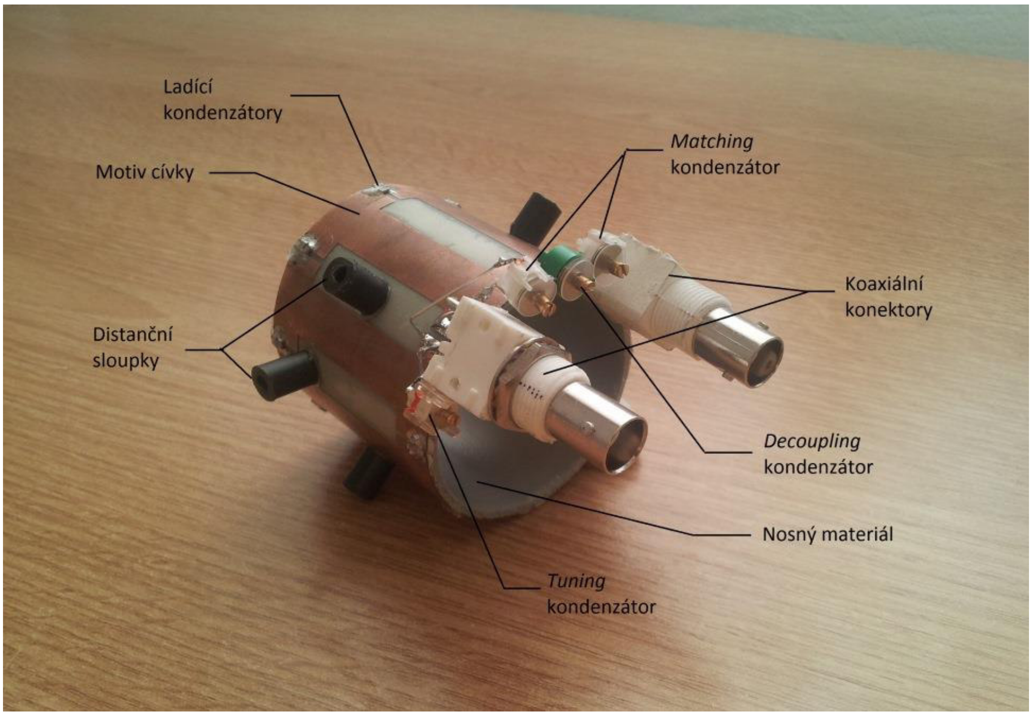
K cívce bylo také paralelně vyráběno stínění. Stínění bylo nutné k zamezení záření cívky do prostoru. Z toho vyplývá nutnost výroby stínění z vodivého materiálu. Jako vodivý materiál byl použit ocelový plech délky $l = 23$ mm, šířky $š = 8$ mm a tloušťky $t = 0{,}5$mm. Pro vytvoření dokonalého válce byl plech stočen do podpůrného materiálu vytvořeného z odpadního potrubí z polypropylenu o vnějším průměru $d = 75$ mm. Podpůrný materiál zabezpečí přesné a stálé rozměry potřebné pro měření. Vytvořené stínění je možné vidět na obrázku (Obr. 4.4).



Obr. 4.4: Vyrobené stínění

Nalepený motiv cívky k nosnému materiálu byl po vytvrzení lepidla osazen všemi potřebnými kondenzátory, které jsou uvedeny v tabulce (Tabulka 6). Pro kondenzátory označené jako ladící byly použity keramické SMD kondenzátory s velikostí pouzdra 0805. Pro získání požadované hodnoty těchto kondenzátorů bylo využito jejich možnosti paralelní kombinace. Pro dolaďovací kondenzátory *tuning*, *metching* a *decoupling*, byly využity kapacitní trimry, které umožňují dle potřeby jemné a přesné doladění. Jako *tuning* dolaďovací kondenzátor byl zvolen kapacitní trimr s rozmezím hodnot 1 až 3 pF, pro *metching* 1,5 až 5,5 pF a pro *decoupling* kapacitní trimr s rozmezím hodnot 1,8 až 22 pF.

Na závěr byla cívka osazena dvěma koaxiálními konektory typu BNC o hodnotě charakteristické impedance $Z = 50\ \Omega$ pro připojení měřicího přístroje. Finální cívku připravenou pro měření je možné vidět na obrázku (Obr. 4.5).



Obr. 4.5: Konečná podoba vyrobené cívky

4.2 Výsledky měření

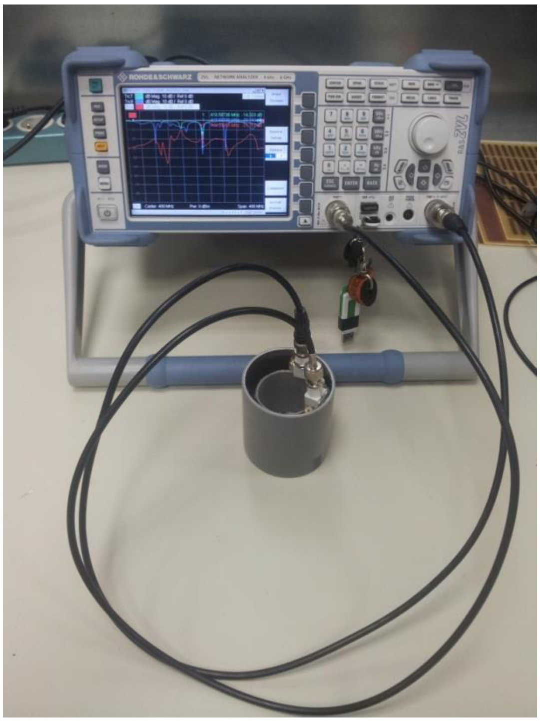
V této podkapitole budou popsány výsledky získané měřením skutečné cívky, jejíž výroba byla detailně popsána v kapitole 4.1.

Měření cívky bylo provedeno na vektorovém analyzátoru od firmy *Rohde&Schwarz* typu ZVL 6. Propojení mezi cívkou a měřicím přístrojem bylo zajištěno koaxiálními kabely délky $l = 0{,}5$ m s charakteristickou impedancí $Z = 50\ \Omega$, které byly opatřeny konektory typu BNC. Ukázka měřícího pracoviště včetně propojení je ukázána na obrázku (Obr. 4.6).

Měření bylo prováděno ve čtyřech konfiguracích a to vždy pro cívku s dolaďovacími kondenzátory nebo bez nich, viz tabulka (Tabulka 8).

Tabulka 8: Měřené konfigurace

Dolaďovací kondenzátory (*tuning*, *metching*, *decoupling*)	**Stínění**
ANO	Se stíněním
NE	Se stíněním
ANO	Bez stínění
NE	Bez stínění



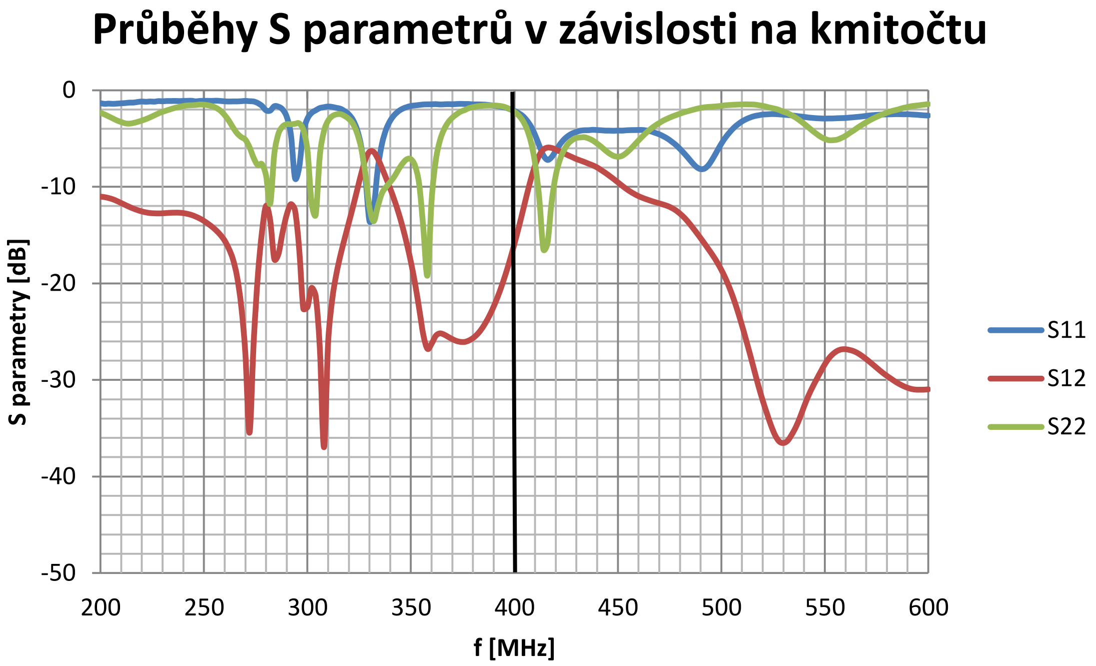
Obr. 4.6: Měřená cívka propojená s měřicím přístrojem

Měřící přístroj na kterém bylo měření prováděno umí exportovat měřená data ve formátu *.csv, což je matice hodnot v souboru, se kterým umí pracovat program Excel. Pro lepší názornost byly následné grafy vytvořeny v programu Excel 2010.

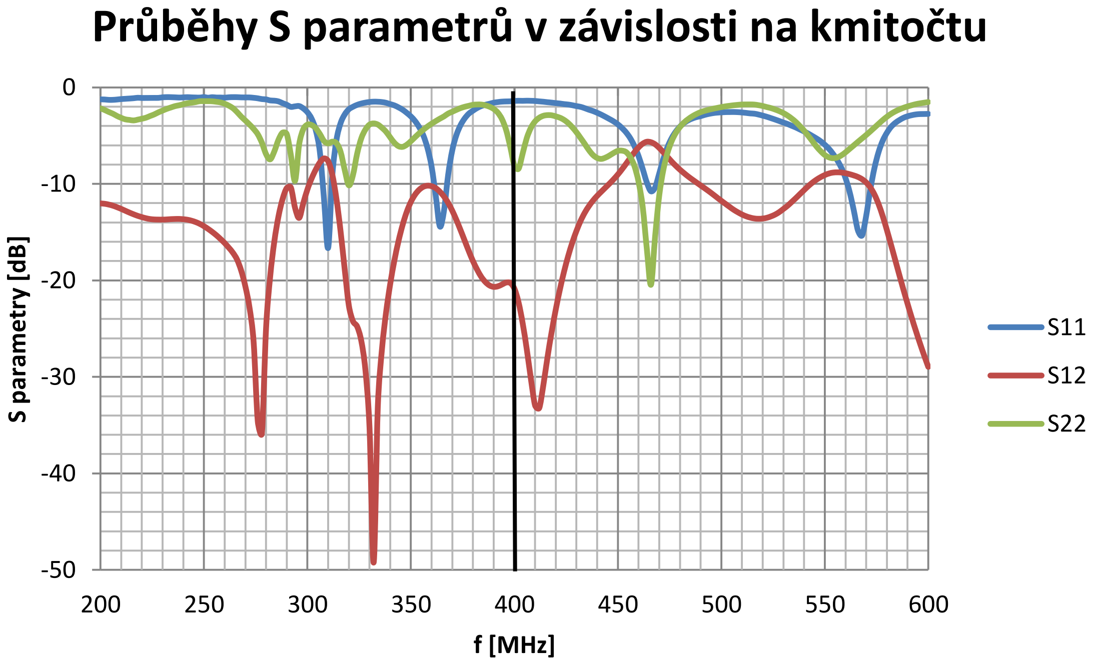
Na obrázcích (Obr. 4.7 a Obr. 4.8) je možné porovnat křivky měřených S parametrů pro konfiguraci cívky bez dolaďovacích kondenzátorů bez stínění (Obr. 4.7) a bez dolaďovacích kondenzátorů se stíněním (Obr. 4.8). Z grafů je patrné naladění vidu na frekvenci $f = 415$ MHz což je vůči požadované rezonanční frekvenci $f = 400$ MHz chyba 2,5 %. Za chybu, která by byla ještě akceptovatelná, se považuje chyba nejvýše 10%.

Ovšem parametr odrazu na vstupu S_{11} a parametr odrazu na výstupu S_{22} se u obou konfigurací významně nepřekrývá, což naznačuje nevhodné přizpůsobení vstupního a výstupního portu. I hodnoty S parametrů pro obě konfigurace měření (tedy se stíněním a bez stínění), které se pohybují pro přenos S_{12} kolem -8 dB jsou nedostačující.

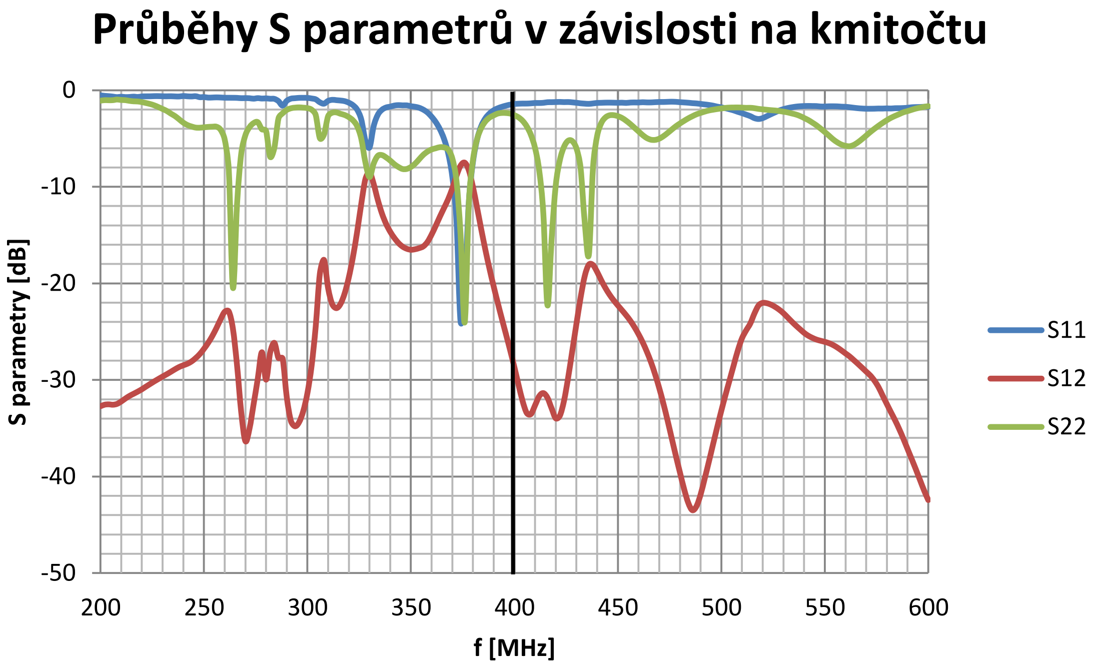
Je tedy možné učinit závěr, že vypočítaná hodnota ladících kapacit $C = 12{,}88$ pF je nedostačující pro samotné naladění cívky na požadované hodnoty.



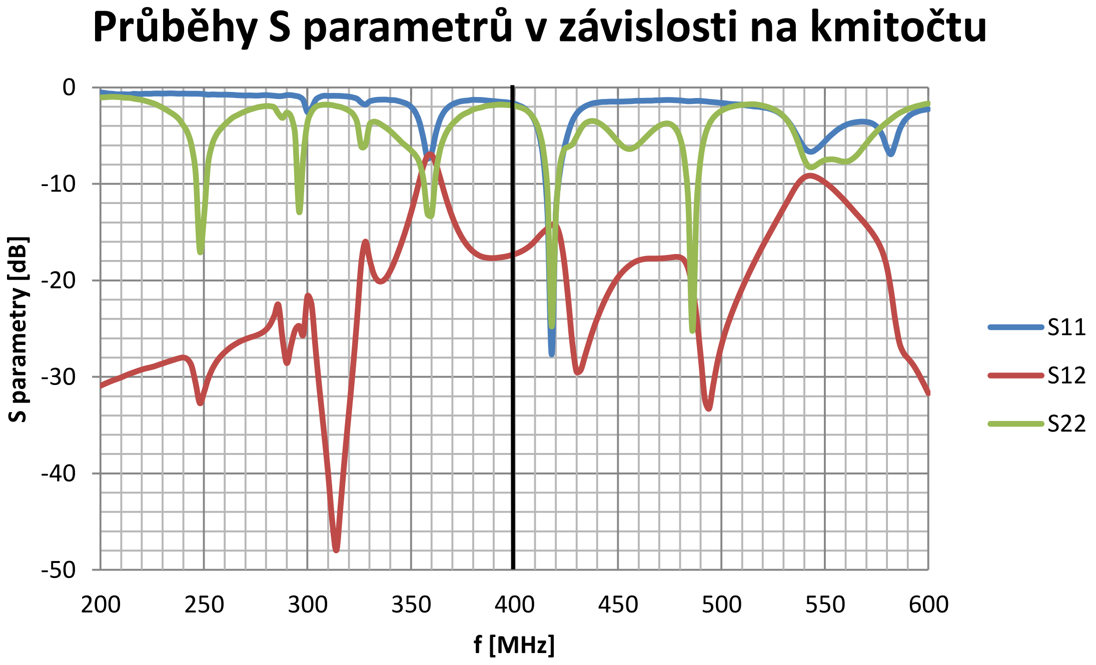
Obr. 4.7: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku bez stínění a bez dolaďovacích kondenzátorů



Obr. 4.8: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku se stíněním a bez dolaďovacích kondenzátorů



Obr. 4.9: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku bez stínění a s dolaďovacími kondenzátory



Obr. 4.10: Průběh S parametrů v závislosti na kmitočtu pro cívku se stíněním a s dolaďovacími kondenzátory

Na obrázcích (Obr. 4.9 a Obr. 4.10) jsou vyneseny křivky S parametrů pro konfiguraci cívky s dolaďovacími kondenzátory bez stínění (Obr. 4.9) a s dolaďovacími kondenzátory se stíněním (Obr. 4.10). Posledně jmenovaná konfigurace odpovídá zadání práce.

Z grafů na obrázku (Obr. 4.9) je patrné překrytí průběhů odrazů S_{11} a S_{22}, které bylo způsobeno postupným dolaďováním kapacitních trimrů umístěných jako *tuning* a *matching* kondenzátory na obrázku (Obr. 4.5). Hodnoty průběhů odrazů S_{11} a S_{22} dosahují na frekvenci f = 375 MHz hodnoty -25 dB. Posunutí rezonanční frekvence z požadované hodnoty f = 400 MHz na hodnotu f = 375 MHz je způsobeno absencí stínění kolem cívky. Při porovnání požadované a získané frekvence je chyba rovna 6,25 %, což je stále v toleranci. Hodnota přenosu S_{12} je -8 dB.

Z grafu pro konfiguraci měření s dolaďovacími kondenzátory a se stíněním (Obr. 4.10) je patrné, že hodnota výsledné rezonanční frekvence je f = 418 MHz. Což odpovídá chybě 2,75 %. Toto posunutí je způsobeno průměrem stínění. Skutečná hodnota průměru stínění byla d = 73 mm. Modelovaná hodnota průměru stínění byla d = 60 mm. Důvodem zvětšení průměru stínění o 13 mm byla nemožnost dostání podpůrného materiálu o požadovaném průměru d = 60 mm. Hodnota činitele odrazu S_{12} dosahovala -14 dB. Z tohoto grafu dále vyplývá, že vyrobený vzorek odpovídá numerickému modelu.

5 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo navržení numerického modelu vysokofrekvenční cívky pro použití v zobrazovací technice zvané nukleární magnetická rezonance (NMR). Ke správnému pochopení funkce tomografu (přístroje zajišťující NMR) slouží první kapitola této práce.

Aby bylo možné správně vybrat nejvhodnější vysokofrekvenční cívku pro vybuzení a následné zachycení odezvy zkoumaného vzorku, je zapotřebí seznámit se s jednotlivými typy vysokofrekvenčních cívek užívaných v NMR. K tomuto účelu slouží druhá kapitola této práce, kde je popsáno rozdělení cívek včetně základních zástupců a jejich typických parametrů.

Nejdůležitějším bodem této práce bylo vytvoření přesného parametrického modelu cívky typu *Birdcage* v provedení typu horní propust. Této oblasti se věnuje třetí kapitola, kde jsou detailně popsány jednotlivé simulační programy použité pro modelování cívky. Cívka byla vybrána po konzultaci s vedoucím práce, kdy byl dohodnut nejen zvolený typ a provedení, ale i jednotlivé rozměry a rezonanční kmitočet $f = 400$ MHz. Numerický model byl vytvořen v programu (HFSS 15.0, 64-bit).

Nejprve bylo zapotřebí vytvořit požadovanou strukturu cívky. Ta přesně odpovídá dohodnutým rozměrům. Následné vytvoření okrajových podmínek pomohlo dokončit parametrický model a spustit výpočet. Po provedení výpočtu bylo zjištěno, že prvotní hodnota ladící kapacity $C = 13{,}48$ pF pro cívku s 8 vodivými cestami a $C = 18{,}01$ pF pro cívku s 12 vodivými cestami, která byla zjištěna v java aplikaci *Birdcage Builder*, je nevyhovující z důvodu špatného módu přenosu S_{12}.

Dále byly modely cívek exportovány a převedeny pomocí S matic z programu ANSOFT HFSS do obvodového simulátoru ADS. Tento program výrazně šetří čas potřebný k preciznímu doladění požadovaných S parametrů. Hodnota ladících kondenzátorů pro cívku o průměru $d = 50$ mm s 8 vodivými cestami byla $C_l = 12{,}88$ pF. Hodnoty kondenzátoru *tuning* 1 a *tuning* 2 byly stejné, tedy $C_t = 3{,}3$ pF. Hodnoty kondenzátoru *metching* 1 a *metching* 2 byly nepatrně rozdílné, pro kondenzátor *metching* 1 $C_m = 1{,}10$ pF a pro kondenzátor *metching* 2 $C_m = 1{,}06$ pF. Hodnota kondenzátoru *decoupling* byla $C_d = 6{,}51$ pF. Získané hodnoty všech kapacit byly zapracovány zpět do parametrického modelu vytvořeného v programu ANSOFT HFSS z důvodu porovnání získaných průběhů S parametrů.

V posledním bodě této práce je detailně popsána výroba modelované cívky včetně měření. Vyráběný vzorek byl vybrán po konzultaci s vedoucím práce pro svoji jednoduchou strukturu a také nejlepší parametry z hlediska elektrických vlastností, kterých dosahoval v průběhu modelování. Dolaďovací kondenzátory byly nahrazeny v rozsahu modelovaných hodnot kapacitními trimry pro jemné doladění. Hledaný vid se nacházel na rezonanční frekvenci $f = 418$ MHz. Změřená frekvence je od požadované frekvence posunuta o 18 MHz, což představuje chybu 2,75 %. Toto posunutí je způsobeno zvětšením průměru stínění vůči modelu o 13 mm. Měření cívky probíhalo v laboratořích ústavu teoretické a experimentální elektrotechniky na vektorovém analyzátoru *Rohde&Schwarz* ZVL 6. Přesné výsledky jsou popsány v poslední kapitole.

LITERATURA

[1] SEDLÁŘ, Petr. Změna magnetické susceptibility při klíčení rostlin [online]. Brno, 2014, 44, 4 l. [cit. 2015-09-02]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=85477. Bakalářská. Vysoké učení technické.

[2] Magnetická rezonance. JANOTA, J. *Magnetic Resonance Imaging portal* [online]. © 2008 - 2010 [cit. 2015 9-2]. Dostupné z: http://www.mri-portal.com/clanky/magneticka_rezonance.php

[3] VOJTÍŠEK, Miloš. RF cívka pro MR systém [online]. Brno, 2011, 48 l. [cit. 2015-09-02]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=40375. Bakalářská. Vysoké učení technické. Vedoucí práce Prof. Ing. Eva Gescheidtová, CSc.

[4] WEBB, Andrew R. *Introduction to biomedical imaging*. Hoboken, New Jersey: Wiley, c2003, xiii, 252 p. ISBN 04-712-3766-3.

[5] WEIS, Ján. *Úvod do magnetickej rezonancie*. Bratislava: GEON, 1998. ISBN 8096795384.

[6] Princip MRI. *FMRI Brno* [online]. 2004, 11.1.2008 [cit. 2013-09-02]. Dostupné z: http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13#nahore

[7] HUTOVÁ, Eliška. Studium vlivu magnetických polí na biologické tkáně [online]. Brno, 2012, 90 l. [cit. 2015-09-02]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=51478. Diplomová. Vysoké učení technické. Vedoucí práce Prof. Ing. Karel Bartůšek, DrSc.

[8] DRASTICH, Aleš. Tomografické zobrazovací systémy. Vyd. 1. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004, 208 s. ISBN 80-214-2788-4.

[9] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000, 76 s. ISBN 80-010-2152-1.

[10] MISPELTER, Joël, Mihaela LUPU a André BRIGUET. NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments: theoretical principles. Hackensack, NJ: Distributed by World Scientific, c2006, xiv, 596 p. ISBN 18-609-4637-2.

[11] VOJTIŠEK, L., Zobrazování plic pomoci NMR a hyperpolarizovaného hélia - návrh a optimalizace čtyřkanálového systému vysokofrekvenčních cívek, Ustav Merania, SAV Bratislava 2009

[12] EDITORS, J. RF coils for MRI. 1. Chichester, West Sussex: John Wiley and Sons Ltd, 2012. ISBN 978-047-0770-764.

[13] Birdcage Coils. ELSTER, Allen. Questions and Answers in MRI [online]. 2014. [cit. 2015-09-04]. Dostupné z: http://mri-q.com/birdcage-coil.html

[14] DĚDKOVÁ, J. Modelování elektromagnetických polí. Skriptum FEKT VUT v Brně. Rok 2008.

[15] NEŠPOR, Dušan. Studie šíření elektromagnetické vlny v heterogenních strukturách [online]. Brno, 2010 [cit. 2015-12-08]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=26365. Diplomová. Vysoké učení technické. Vedoucí práce Doc. Ing. Pavel Fiala, Ph.D.

[16] MURKOFF, Heidi Eisenberg a Sharon MAZEL. What to expect the first year. PENN STATE HERSHEY [online]. 2015 [cit. 2015-12-08]. Dostupné z: http://www.pennstatehershey.org/web/nmrlab/resources/software/javabirdcage/circular

[17] Advanced Design System (ADS). KEYSIGHT TECHNOLOGIES [online]. 2016 [cit. 2016-05-12]. Dostupné z: http://www.keysight.com/en/pc-1297113/advanced-design-system-ads?nid=-52703.0&cc=US&lc=eng

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

$\boldsymbol{B_0}$	Vektor indukce statického magnetického pole
ω	Úhlový kmitočet
γ	Gyromagnetický poměr
G_x, G_y, G_z	Gradient magnetického pole ve směru osy x, osy y a osy z
$\mathbf{M_x}$, $\mathbf{M_y}$, $\mathbf{M_z}$	Složky magnetizace
f_0	Rezonanční frekvence
$\boldsymbol{M_0}$	Vektor magnetizace
Q	Činitel kvality
T_1	Spin-mřížkový relaxační čas
T_2	Spin-spinový relaxační čas
T_2*	Zdánlivá relaxační konstanta
r	Rezistence
r_M	Rezistence způsobená indukcí s okolím a s měřeným vzorkem
r_E	Elektrické ztráty zejména ve vzorku
r_Ω	Ztráty Jouleovým teplem
$\mathrm{k_B}$	Boltzmanova konstanta
δf	Šířka pásma
T	Teplota
S	Mezní citlivost
h	Planckova konstanta
l	Délka
Γ	Krajní bod úsečky
$\mathbf{H}$	Intenzita magnetického pole
$\mathbf{E}$	Intenzita elektrického pole
λ	Vlnová délka
u_n	Jednotková vnější normála
ε	Permitivita
μ	Permeabilita
Z	Charakteristická impedance
t	Tloušťka
d	Průměr
C	Kapacita

S_{11}	Odraz na vstupu
S_{22}	Odraz na výstupu
S_{12}	Přenos

VF	Vysokofrekvenční pole
MR	Magnetická rezonance
MRI	Magnetic Rezonance Imaging, Magneto-rezonanční zobrazování
FID	Free Induction Decay, Volný indukční rozpad
MKP	Metoda konečných prvků
ÚTP AV ČR	Ústav přístrojové techniky akademie věd České republiky
PEC	Perfect electric conductor, Dokonalý elektrický vodič
ADS	Advance design systém, Program