



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

IMPLANTOVATELNÉ ANTÉNY PRO BIOMEDICÍNSKOU TELEMETRII

IMPLANTABLE ANTENNAS FOR BIOMEDICAL TELEMETRY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MIROSLAV CUPAL

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Dr. Ing. ZBYNĚK RAIDA

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Miroslav Cupal

ID: 134286

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Implantovatelné antény pro biomedicínskou telemetrii

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Vytvořte ve vhodně zvoleném elektromagnetickém simulátoru modely vybraných planárních antén umístěných do prostředí, jehož fyzikální vlastnosti odpovídají živé tkáni. Dosažené výsledky porovnejte s výsledky publikovanými v literatuře. Simulované antény vzájemně porovnejte.

Na základě výsledků numerické analýzy vyberte vhodný typ antény k realizaci. Anténu optimalizujte podle požadavků vedoucího práce. Anténu vyrobte a experimentálně ověřte její vlastnosti.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KIOURTI, A., NIKITA, K. S. A review of implantable patch antennas for biomedical telemetry: challenges and solutions. IEEE Antennas and Propagation Magazine, 2012, vol. 54, no. 3, p. 201-228.

[2] HALL, P.S., HAO, Y. Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications. 2nd Edition. Norwood: Artech House, 2012.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Biomedicínská implementovatelná zařízení dovolují pozorování a ovlivňování zdravotního stavu pacienta při zachování maximální bezpečnosti a pohodlí. V této závěrečné práci jsou porovnávány vlastnosti planárních antén vhodných pro tato zařízení. Planární antény lze poměrně snadno přizpůsobit pro umístění do prostředí lidského těla. Pro simulaci planárních antén je použito prostředí CST Microwave Studio, díky kterému lze získat ucelenou představu o vlastnostech simulované antény.

KLÍČOVÁ SLOVA

Planární anténa, implementovatelná anténa, medicínská telemetrie, miniaturizace planárních antén.

ABSTRACT

Biomedical implanted devices permit observation and influencing patient's medical condition while maintaining maximum safety and comfort. In this thesis, we compare properties of planar antennas suitable for these devices. Planar antennas can be relatively easily adapted for placement in the environment of the human body. For the simulation of planar antennas we use CST Microwave Studio, which allows to obtain a full picture of the properties of the simulated antenna.

KEYWORDS

Planar antenna, implanted antenna, medical telemetry, miniaturization of planar antennas.

CUPAL, M. *Implantovatelné antény pro biomedicínskou telemetrii*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2013. 27 s., 6 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Implantovatelné antény pro biomedicínskou telemetrii jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce prof. Dr. Ing. Zbyňku Raidovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Děkuji Ing. Petrovi Všetulovi za pomoc při výrobě modelů tkáně a pomoc při měření.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	viii
Seznam tabulek	x
Úvod	1
1 Design	2
1.1 Biokompatibilita.....	2
1.2 Miniaturizace.....	2
1.2.1 Vysoká permitivita substrátu antény.....	3
1.2.2 Prodloužení proudové cesty.....	3
1.2.3 Zkratovací kolík.....	4
1.3 Úspora energie.....	4
1.4 Bezpečí pacienta.....	5
2 Modelování planárních antén	6
2.1 CST Studio Suite.....	6
2.2 Model lidské tkáně.....	6
2.3 Obdélníková anténa se spirálním zářičem.....	8
2.3.1 Výsledky simulací.....	9
2.4 Obdélníková anténa se zářičem tvaru meandru.....	10
2.4.1 Výsledky simulací.....	10
2.5 Obdélníková anténa se zářičem tvaru spirály a zkratovacím kolíkem.....	12
2.5.1 Výsledky simulací.....	12
2.6 Obdélníková anténa se zářičem tvaru spirály upraveným pro malé SAR.....	14
2.6.1 Výsledky simulací.....	14
3 Porovnání simulovaných antén s anténami dostupnými v literatuře	16
4 Experimentální ověření dosažených výsledků	18
4.1 Model lidské tkáně.....	18
4.2 Experimentální ověření antény uvedené v kapitole 2.3.....	19
4.3 Optimalizace antény pro nedokonalý model tkáně vyrobený z agaru.....	21
4.4 Porovnání vlastností antén v reálném vzorku prasečí tkáně.....	22
5 Závěr	24

LITERATURA	25
SEZNAM SIMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK	26
SEZNAM PŘÍLOH	27

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Typy zářičů implantovatelných antén: a) typ vafle, b) soustředné kruhy [1].	3
Obr. 2: Princip použití zkratovacího kolíku.	4
Obr. 3: Umístění antény uvnitř modelu lidské tkáně (pohled ze předu).	6
Obr. 4: Umístění antény v jednovrstvém modelu tkáně (pohled z boku).	7
Obr. 5: Umístění antény uvnitř třívrstvého modelu (pohled z boku).	7
Obr. 6: Nákres antény se zářičem ve tvaru lomené spirály.	8
Obr. 7: Závislost modulu činitele odrazu na frekvenci pro různé typy fantomů.	9
Obr. 8: Směrové charakteristiky antény umístěné v jednovrstvém a třívrstvém modelu.	9
Obr. 9: Nákres antény se zářičem ve tvaru meandru.	10
Obr. 10: Závislost modulu činitele odrazu na frekvenci pro různé typy fantomů.	11
Obr. 11: Směrové charakteristiky antény se zářičem tvaru meandru pro třívrstvý a jednovrstvý model lidské tkáně.	11
Obr. 12: Nákres antény se zářičem ve tvaru lomené spirály a zkratovacím kolíkem.	12
Obr. 13: Závislost modulu činitele odrazu antény na frekvenci pro různé typy fantomů.	13
Obr. 14: Směrové charakteristiky antény se zářičem tvaru spirály a zkratovacím kolíkem pro třívrstvý a jednovrstvý model lidské tkáně.	13
Obr. 15: Nákres antény se zářičem ve tvaru lomené spirály upraveným pro malé SAR.	14
Obr. 16: Závislost modulu činitele odrazu na frekvenci pro anténu upravenou pro malé SAR.	15
Obr. 17: Směrové charakteristiky antény se zářičem ve tvaru spirály upraveným pro malé SAR a zkratovacím kolíkem. Pro třívrstvý a jednovrstvý model lidské tkáně.	15
Obr. 18: Zobrazení nedokonalostí u modelů tvořených dvěma deskami.	19
Obr. 19: Závislost činitele odrazu na frekvenci pro modely vyrobené z agaru.	20

Obr. 20: Závislost činitele odrazu na frekvenci pro anténu umístěnou mezi dvěma deskami z cukru.	20
Obr. 21: Směrové charakteristiky antény uvedené v kapitole 2.3. Měřeno na modelu z agaru.	21
Obr. 22: Rozmítané parametry	21
Obr. 23: Závislost činitele odrazu na frekvenci pro optimalizovaný model antény (agar).	22
Obr. 24: Závislost činitele odrazu na frekvenci pro anténu umístěnou v modelu z cukru.	22
Obr. 25: Závislost činitele odrazu na frekvenci vyrobených antén. Umístěných ve vzorku prasečí tkáně.	23

SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Elektrické vlastnosti materiálů pro výrobu modelu lidské tkáně.....	7
Tab. 2: Elektrické vlastnosti vybraných tkání pro frekvenci 402 MHz, (převzato z [4]).....	8
Tab. 3: Porovnání antén z hlediska použitého materiálu, miniaturizačních technik, objemu, tvaru substrátu a zářiče.....	16
Tab. 4: Porovnání SAR $1g_{max}$ pro vstupní výkon 1W, maximálního vstupního výkonu s ohledem na limity pro SAR ve specifikaci IEEE C95.1 – 1999, maximálního zisku a šířky pásma pro velikost činitele odrazu $S_{11} = -10$ dB.....	17
Tab. 5: Koncentrace příměsí použitých pro výrobu modelů lidské tkáně.....	18

ÚVOD

Biomedicínská telemetrie dovoluje měření fyziologických signálů a jejich přenos na určitou vzdálenost. Fyziologické signály jsou získávány pomocí vhodných implantovaných čidel a mohou být přenášeny ke zpracování do externích přístrojů pomocí kabelů nebo bezdrátové technologie. Tyto přístroje mohou být monitorovací (měřená hladiny cukru v krvi) nebo ovládací (ovládání inzulínové pumpy). I když jsou tato zařízení používána poměrně dlouho, stále trpí několika omezujícími nedostatky. Mezi ně patří nízká přenosová rychlost (1 - 30 kb/s), malý dosah (< 10 cm) a vysoká citlivost na umístění antény v lidském těle. [1]

Pro biomedicínskou telemetrii bylo mezinárodně doporučeno pásmo 402 - 405 MHz (MCIS – Medical Implant Communications Systems). Při rozdělení pásma na deset kanálů je šířka pásma pro jeden kanál 300 kHz. Vzhledem k možnostem rušení s Meteorologickým servisním pásmem (401 - 406 MHz) bylo Federální telekomunikační komisí Spojených států a Evropským telekomunikačním výborem pásmo v některých zemích redukováno. V těchto zemích bylo určeno pásmo pro Industrial, Scientific, and Medical (ISM) na kmitočtech 433,1 - 434,8 MHz, 868 - 868,6 MHz, 902,8 - 928 MHz, 2400 - 2500 MHz. [1]

Biomedicínská implantovatelná zařízení musí splňovat mnoho požadavků nejen po technické stránce, ale i po stránce zdraví a bezpečí pacienta. V tomto ohledu jsou nejkritičtější právě antény pro komunikaci s externími zařízeními. Žádoucí je dosažení co nejmenší spotřeby celého zařízení, zachování malých rozměrů, nízkých pořizovacích nákladů, maximální přenosové rychlosti v daném pásmu a lehké přizpůsobitelnosti antény. Planární antény poskytují dostatečný výkon při zachování minimální spotřeby. Jsou poměrně snadno přizpůsobitelné z hlediska tvarů a rozměrů. Jejich výhodou je možnost připojení k existujícím implementovatelným zařízením. [1]

Tato práce se zabývá porovnáním několika typů planárních antén. K tomu jsou využity výsledky ze simulačního programu CST Microwave Studio. Simulované antény jsou porovnány s anténami publikovanými v dostupné literatuře. Je provedeno experimentální ověření dosažených výsledků v modelech lidské tkáně.

1 DESIGN

Při návrhu implementovatelných antén je kladen důraz na biokompatibilitu, bezpečí pacienta, efektivitu, velikost a tvar antény. V pásmu MCIS není možné použít klasické obdélníkové planární antény, jelikož jejich rozměry by byly příliš velké. U většiny antén dostupných v literatuře je napájení řešeno pomocí koaxiální sondy a všechny antény jsou impedančně přizpůsobeny na 50Ω .

1.1 Biokompatibilita

Při návrhu antén vhodných pro umístění do lidského těla je nutné myslet na pacientovu bezpečnost a pohodlí. Jelikož je lidské tělo dobrým vodičem, je nutné zamezit kontaktu kovových částí antény s tkání odolnou izolací. Nejpoužívanější ochranou je umístění anténního pokovení do dielektrické vrstvy, která je tvořena substrátem a vrchní ochrannou vrstvou - superstrátem. Pro dodatečnou izolaci a utěsnění konstrukce je vhodné využít lékařské silikony, které zabrání poškození antény a minimalizují riziko odmítnutí implantátu. [1]

Nejčastěji používanými materiály jsou Teflon (permitivita $\epsilon_r = 2,1$; ztrátový úhel $\tan\delta = 0,001$), MACOR (permitivita $\epsilon_r = 6,1$; ztrátový úhel $\tan\delta = 0,005$) a keramický korund (permitivita $\epsilon_r = 9,4$; ztrátový úhel $\tan\delta = 0,006$). Žádoucí je vysoká permitivita daného materiálu, která je vhodná pro miniaturizaci antény. Z tohoto pohledu se jako nejvhodnější jeví keramické materiály. Jejich zpracování je poměrně náročné a jejich použití při složitějším tvaru antény není vhodné. [1]

Další možností izolace je použití nátěru. K tomu jsou vhodné materiály obsahující zirkon (permitivita $\epsilon_r = 29$; ztrátový úhel $\tan\delta \approx 0$), PEEK (permitivita $\epsilon_r = 3,2$; ztrátový úhel $\tan\delta = 0,01$) a Silastic MDX-4210 (permitivita $\epsilon_r = 3,3$; ztrátový úhel $\tan\delta \approx 0$). Vzhledem k tenké vrstvě nátěru je důležitá vysoká permitivita a malý ztrátový úhel. Pokud by byla permitivita příliš nízká, měla by špatný vliv na účinnost a velikost antény. Při nanášení je důležité zachovat konstantní tloušťku nátěru. [1]

1.2 Miniaturizace

Dosažení co nejmenších rozměrů antény je velmi důležité pro pohodlí a bezpečnost pacienta. Použití půlvlnného nebo čtvrtvlnného dipólu je zejména v pásmu MICS nemožné. Délka vlny ve vakuu pro 403,5 MHz je podle (1) rovna 0,746 m. Proto je návrh antén velmi složitý a náročný.

$$\lambda_0 = \frac{c_0}{f} = \frac{3 \cdot 10^8}{403,5 \cdot 10^6} = 0,746 \text{ m}, \quad (1)$$

kde λ_0 představuje délku vlny ve vakuu, c_0 rychlost světla ve vakuu a f frekvenci elektromagnetické vlny.

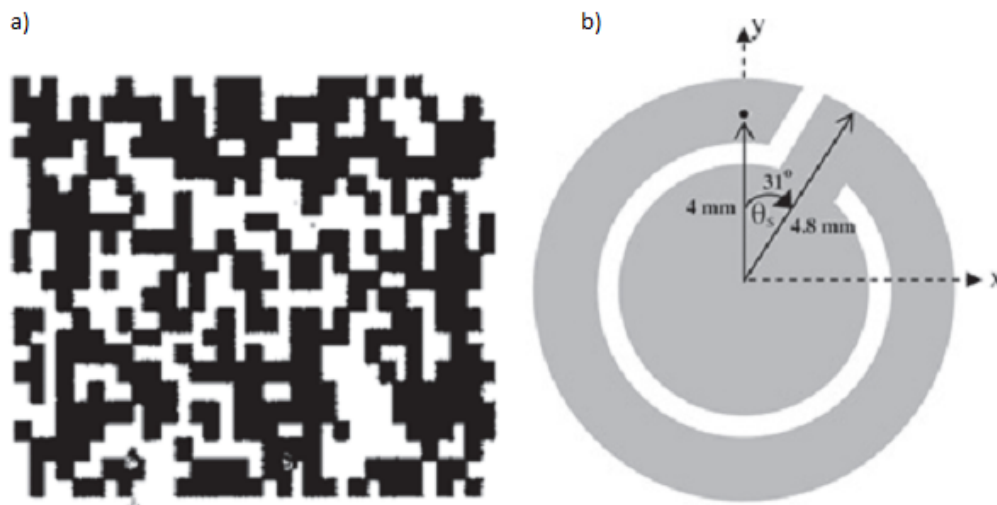
Lidské tělo vykazuje na frekvenci 402 MHz velmi vysokou permitivitu. Přehled pro různé tkáně a orgány lidského těla je uveden v Tab. 2. Vysoká permitivita lidského těla, jako nejbližšího okolního prostředí antény umožňuje dosažení velmi malých rozměrů planárních antén. Je známo několik miniaturizačních technik, které umožní dosáhnout rozměrů stran v řádech jednotek centimetrů při zachování požadovaných elektromagnetických vlastností. V literatuře je využíváno několik základních postupů, které jsou nejčastěji aplikovány v různých kombinacích.

1.2.1 Vysoká permitivita substrátu antény

Vysoká permitivita substrátu a superstrátu antény zkrátí efektivní délku elektromagnetické vlny, což umožní zmenšit fyzický rozměr antény. Tato technika je využívána u všech dostupných antén, proto je nejčastěji používaným materiálem k výrobě prototypů Rogers 3210 s relativní permitivitou $\epsilon_r = 10,2$. [1]

1.2.2 Prodloužení proudové cesty

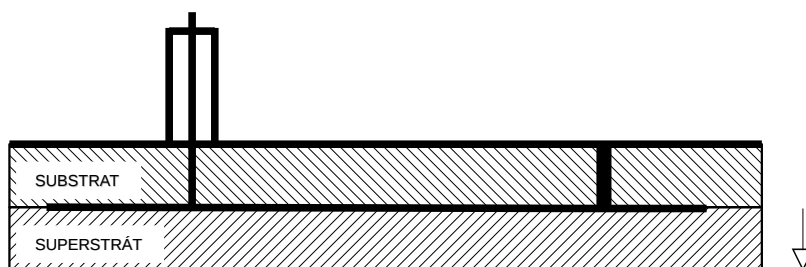
K prodloužení proudové cesty jsou využívány různě tvarované zářiče antén. Nejčastěji používané jsou spirály, meandry, vafle-typ a soustředné kruhy. Při tvarování zářiče je třeba zamezit vzniku míst s vysokou intenzitou elektrického pole a tím předejít překročením limitů SAR. Příklady dvou typů zářičů, které nejsou v této práci využity jsou uvedeny na Obr. 1. [1]



Obr. 1: Typy zářičů implantovatelných antén: a) typ vafle, b) soustředné kruhy [1].

1.2.3 Zkratovací kolík

Vložení propojovacího kolíku mezi zemní desku a zářič antény lze dosáhnout zvětšení efektivní délky antény, což umožní zmenšit její reálné rozměry. S umístěním zkratovacího kolíku je třeba počítat při návrhu antény, jelikož dodatečné použití by rozladilo již navrženou a přizpůsobenou anténu. Princip provedení zkratovacího kolíku je uveden na Obr. 2. [1]



Obr. 2: Princip použití zkratovacího kolíku.

1.3 Úspora energie

Vzhledem k tomu, že jsou implantovatelná zařízení napájena baterií je nutné snižování spotřeby k zachování dlouhé životnosti. K napájení lze využít dobíjecí baterie, které mohou být dobíjeny na dálku přes indukční smyčku, ale mnohem jednodušší je zapínat vysílač pouze při komunikaci s externími zařízeními.

Pro aktivaci vysílače jsou používány dvoupásmové antény pracující v pásmu MCIS a pásmu ISM (2450 MHz). Jako vysílač lze použít například komerčně dostupný vysílač Zarlink ZL70101, který umožňuje práci ve dvou režimech. V prvním režimu umožňuje komunikaci s externími zařízeními v MCIS pásmu. Ve druhém režimu přijímá pouze řídicí signál v ISM pásmu, kterým je uspáván nebo probouzen. Proudový odběr v komunikačním režimu je 5 mA, v režimu spánku 1 mA. Implantovatelné zařízení může být naprogramováno ke komunikaci na požadavek externího zařízení nebo v určitou dobu podle časového plánu. [1]

1.4 Bezpečí pacienta

Důraz na bezpečí pacienta ovlivňuje zejména maximální vyzářený a dopadající výkon na implantovatelnou anténu. K posouzení tohoto jevu je mezinárodně uznávané Specific Absorption Rate (SAR) (průměrné množství absorbované energie na jednotku hmotnosti tkáně). Například IEEE C95.1 – 1999 určuje maximální velikost SAR vztažené na 1 gram tkáně na maximální hodnotu 1,6 W/kg. Další uvažovanou hodnotou je vyzářený výkon na 10 g celistvé tkáně stanoven normou IEEE C95.1-2005 na 2 W/kg.[1] Výkon absorbovaný tkání lze vypočítat následujícím vztahem [1]

$$P_{\text{abs}} = \frac{1}{2} \int \sigma |E|^2 dV , \quad (2)$$

kde P_{abs} je absorbovaný výkon, σ je konduktivita tkáně a $|E|$ je intenzita elektrického pole.

Výkon absorbovaný tkání je dán rovnicí (2), roste tedy s druhou mocninou intenzity elektrického pole. Proto je nutné omezit místa s vysokou intenzitou elektrického pole. Toho lze dosáhnout optimalizovaným tvarem zářiče antény a krycím superstrátem, který elektrické pole rozptýlí. Anténa upravená pro minimální SAR je uvedena v kapitole 2.6 a diskutována v materiálu [2].

Jelikož komunikace v biomedicínské telemetrii zpravidla probíhá v uzavřených prostorech do vzdálenosti jednotek metrů, nemusí být vyzářený výkon antény příliš vysoký.

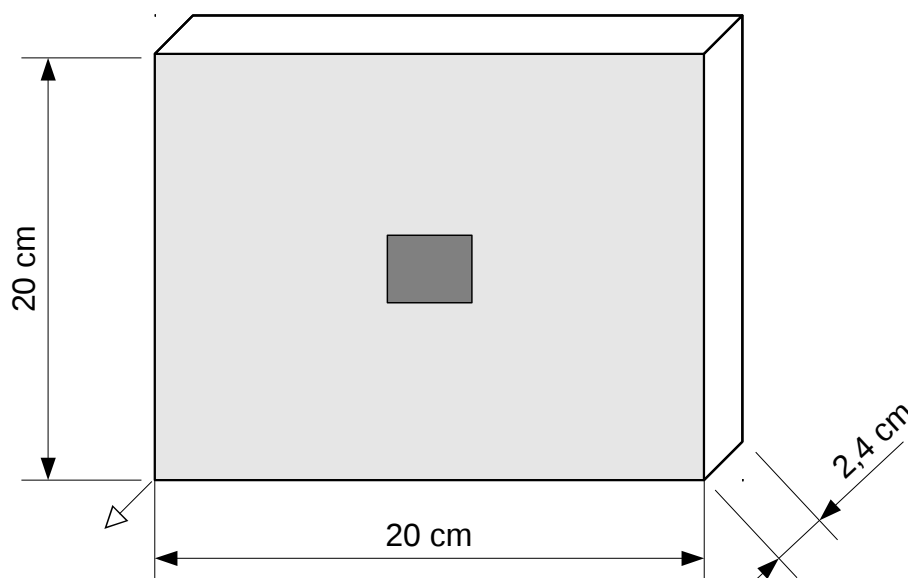
2 MODELOVÁNÍ PLANÁRNÍCH ANTÉN

2.1 CST Studio Suite

Analýza vybraných antén byla provedena v simulačním programu CST MWS 2010. CST je 3D modelační a simulační program pro návrh a simulaci mikrovlnných struktur. Simulace je prováděna na základě metody konečných diferencí v časové oblasti. Pro zvýšení přesnosti simulací je aproximace prováděna pomocí okrajové metody PBA, která dokáže oproti FDTD lépe postihnout tvar struktury. [3]

2.2 Model lidské tkáně

Pro modelování implantovatelných planárních antén je třeba vytvořit model lidské tkáně s odpovídajícími elektrickými vlastnostmi. V literatuře je používáno několik typů těchto modelů od jednovrstvých, které simulují elektrické vlastnosti obecné tkáně (vysoká permitivita, měrná vodivost), přes vícevrstvé, které se skládají zpravidla z kůže, tuku a svalstva až po propracované modely reálných částí lidského těla. V této práci jsou použity modely jednovrstvé a třívrstvé, které dovolují získat reálnou představu o chování antény v prostředí lidského těla. Propracované modely je vhodné využít při přizpůsobení antény pro jednotlivé části lidského těla (hlava, hrudník, nohy). S rostoucí složitostí modelu lidské tkáně rostou nároky na výpočetní výkon, proto je při prvotním přizpůsobení antény výhodnější použít jednoduché modely. V dalším textu je pro usnadnění orientace směr záření antény označen malou šipkou.



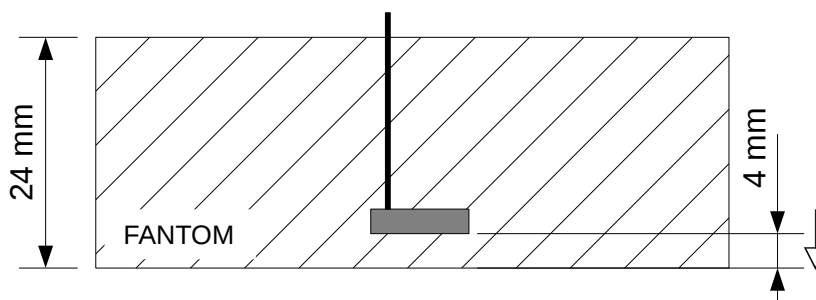
Obr. 3: Umístění antény uvnitř modelu lidské tkáně (pohled ze předu).

Jednovrstvý model představuje kvádr o rozměrech 20 x 20 x 2,4 cm. Tento model byl vytvořen z několika materiálů, které jsou používány pro simulaci vlastností lidského těla. Vlastnosti jednotlivých materiálů jsou uvedeny v Tab. 1. Dalším materiálem ze kterého byl vytvořen jednovrstvý model je kůže jejíž parametry jsou uvedeny v Tab. 2.

Tab. 1: Elektrické vlastnosti materiálů pro výrobu modelu lidské tkáně

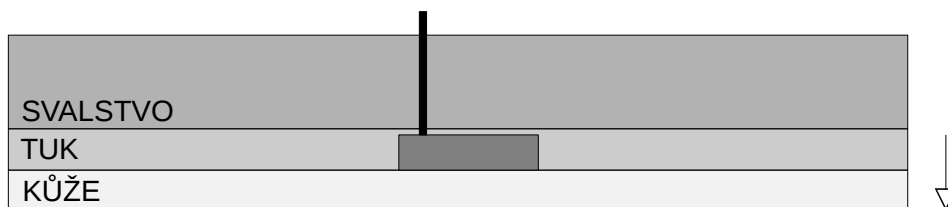
materiál	permitivita ϵ_r [-]	vodivost [S/m]	literatura
agar	47	9	[-]
roztok cukru	47	2,2	[8]

Umístění antény v modelu lidské tkáně je uvedeno na Obr. 3 a Obr. 4.



Obr. 4: Umístění antény v jednovrstvém modelu tkáně (pohled z boku).

Třívrstvý model představují 3 kvádry, které mají různé elektrické i fyzikální vlastnosti. Elektrické vlastnosti tkání lidského těla jsou uvedeny v Tab. 2. Příčné rozměry jsou jako u předchozího modelu 20 x 20 cm. Podélné rozměry kvádrů se liší podle tkáně, kterou dané kvádry představují. Modely kůže a tuku jsou silné 4 mm, model svalů je silný 50 mm a částečně tak nahrazuje pozadí lidského těla. Důležitá je zejména vrstva tuku, která má relativní permitivitu $\epsilon_r = 11,6$ viz Tab. 2. Takto nízká permitivita snižuje celkovou permitivitu modelu. Anténa je v třívrstvě modelu umístěna do vrstvy tuku, který není příliš vhodný vzhledem k jeho nízké permitivitě, ale představuje nejlepší volbu z lékařského hlediska. Nákres umístění antény je uveden na Obr. 5.



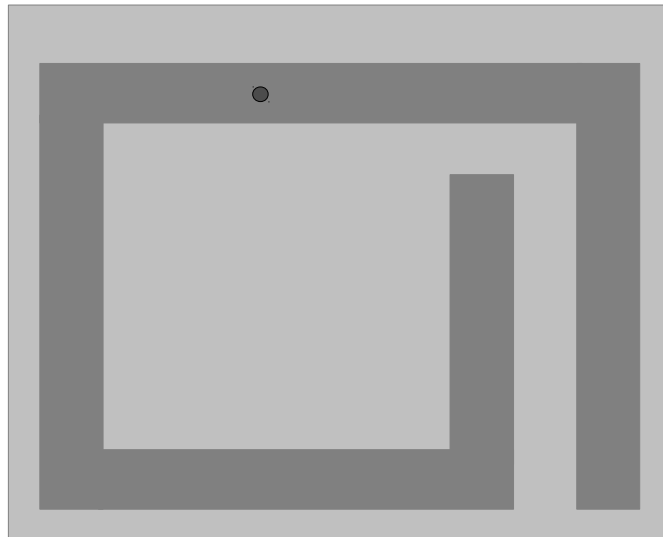
Obr. 5: Umístění antény uvnitř třívrstvého modelu (pohled z boku).

Tab. 2: Elektrické vlastnosti vybraných tkání pro frekvenci 402 MHz, (převzato z [4]).

tkáň	ϵ [-]	σ [S/m]	ρ [kg / m ³]
Kůže	46,7	0,69	1010
Tuk	11,6	0,08	920
Svalstvo	58,8	0,84	1040
Mozek	49,7	0,59	1040
Krev	64,2	1,35	1060
Kost	13,4	0,09	1,81
Srdce	66	0,97	1050
Játra	51,2	0,65	1050

2.3 Obdélníková anténa se spirálním zářičem

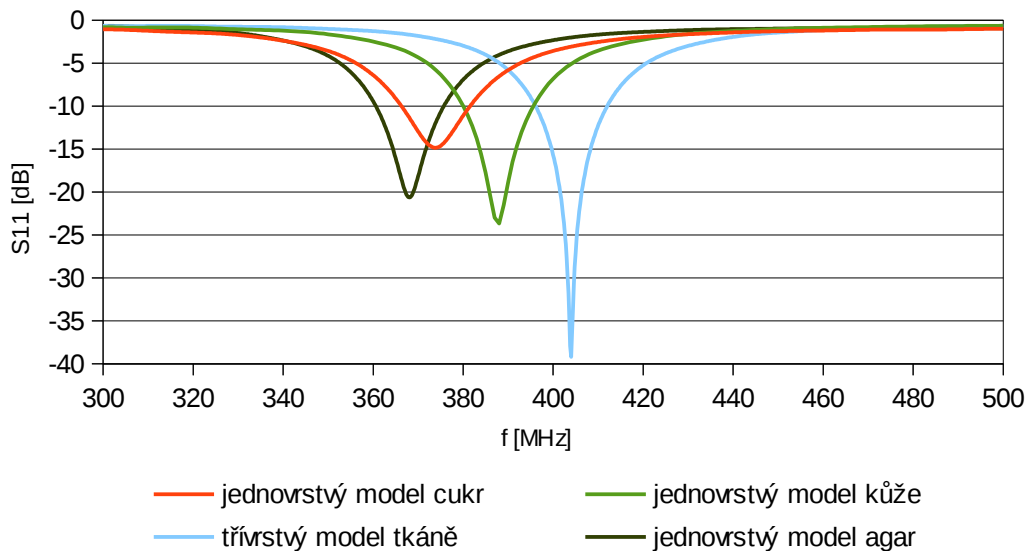
Tuto anténu tvoří substrát ve tvaru obdélníku, na kterém je anténní zářič ve tvaru lomené spirály viz Obr. 6. Substrát i superstrát je vyroben z materiálu ARLON AD 600 (relativní permitivita $\epsilon_r = 6,15$). Předloha pro tuto anténu je převzata z [4]. Anténa je napájena koaxiální sondou a impedančně přizpůsobena na 50 Ω . Rozměry antény jsou 42 x 38 x 3,1 mm, podrobněji uvedeno v příloze A.1. Umístění antény v modelu lidské tkáně je uvedeno v kapitole 2.2.



Obr. 6: Nákres antény se zářičem ve tvaru lomené spirály.

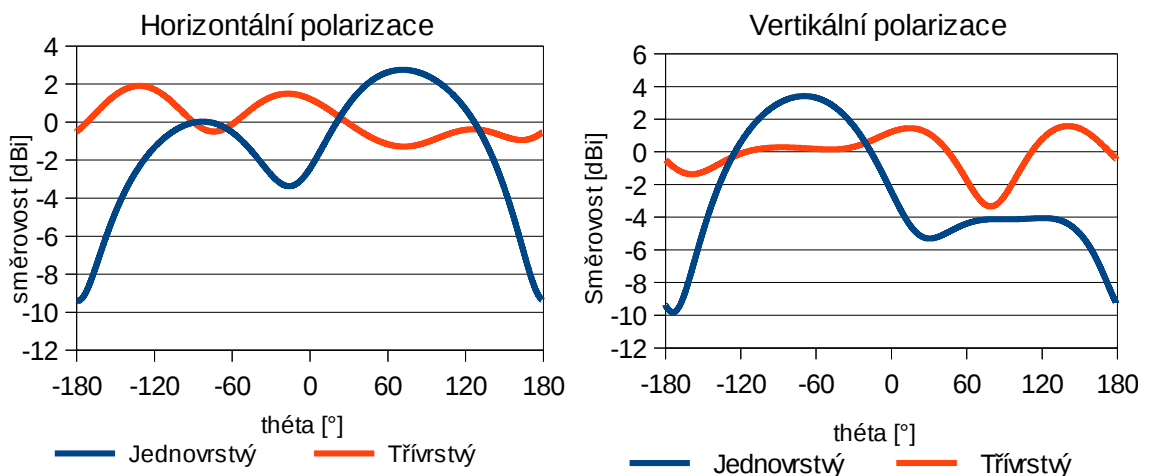
2.3.1 Výsledky simulací

Anténa byla umístěná do prostředí třívrstvého modelu a vyladěna na frekvenci 404 MHz. Na této frekvenci je činitel odrazu roven -39,2 dB. Šířka pásma antény pro třívrstvý model je 16,5 MHz (395,6 MHz – 412,1 MHz). Následně byla anténa umístěna do jednovrstvých modelů vytvořených z různých materiálů. Rezonanční frekvence antény po umístění do jednovrstvých modelů klesla vlivem zvýšení permitivity a měrné vodivosti jednovrstvých modelů. Závislost činitele odrazu na frekvenci pro třívrstvý a jednovrstvé modely je uvedena na Obr. 7.



Obr. 7: Závislost modulu činitele odrazu na frekvenci pro různé typy fantomů.

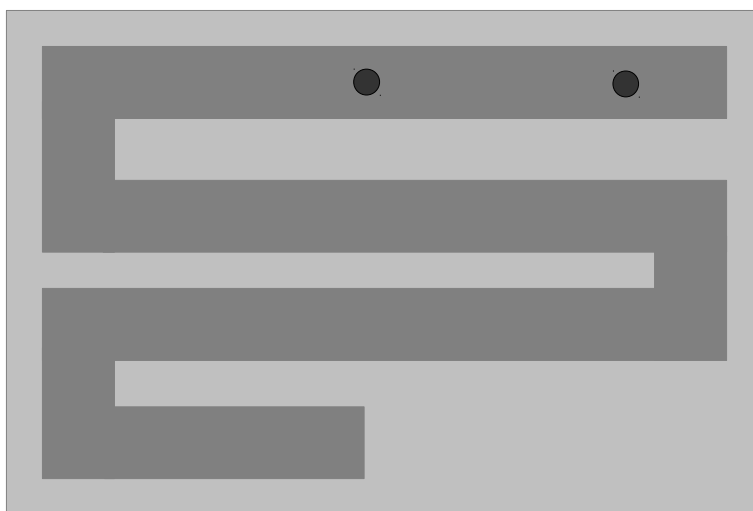
Na Obr. 8 jsou uvedeny směrové charakteristiky pro třívrstvý a jednovrstvý model ve vertikální a horizontální polarizaci. Vyzařovací charakteristika antény je vyrovnanější při umístění ve třívrstvěm modelu, a tudíž se zde mnohem více blíží všesměrovému zářiči. Při umístění antény do jednovrstvého modelu vykazuje výrazné laloky v rovině H a jeden boční lalok v rovině E.



Obr. 8: Směrové charakteristiky antény umístěné v jednovrstvěm a třívrstvěm modelu.

2.4 Obdélníková anténa se zářičem tvaru meandru

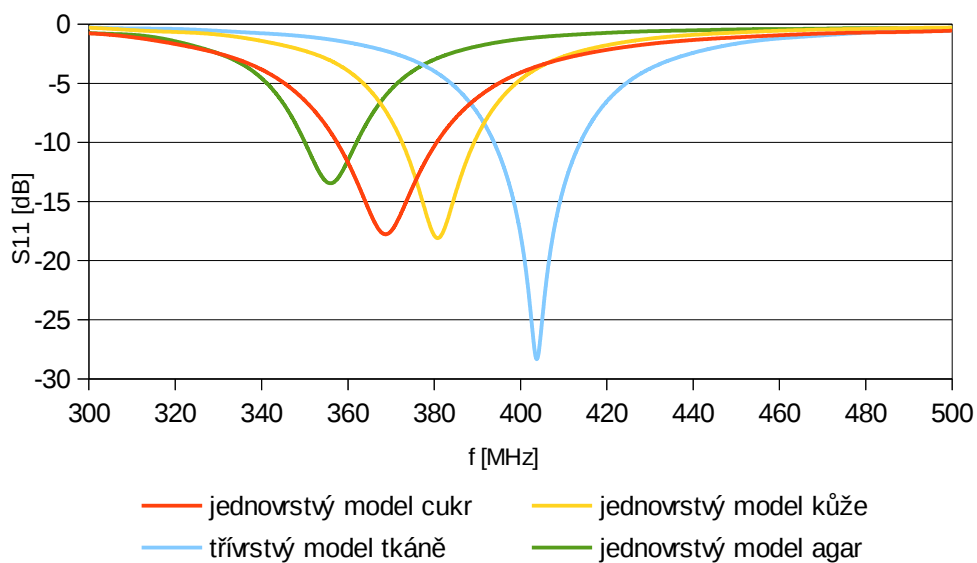
Tuto anténu tvoří substrát ve tvaru obdélníku, na kterém je anténní zářič ve tvaru meandru, viz Obr. 9. U antény je použit zkratovací kolík. Substrát i superstrát je vyroben z materiálu ARLON AD 600 (relativní permitivita $\epsilon_r = 6,15$). Podklad pro tuto anténu je převzat z [5]. Anténa je napájena koaxiální sondou a impedančně přizpůsobena na 50Ω . Rozměry antény jsou $19,6 \times 29,4 \times 3,1$ mm. Ostatní rozměry antény jsou uvedeny v příloze A.2. Umístění antény v modelu lidské tkáně je uvedeno v kapitole 2.2.



Obr. 9: Nákres antény se zářičem ve tvaru meandru.

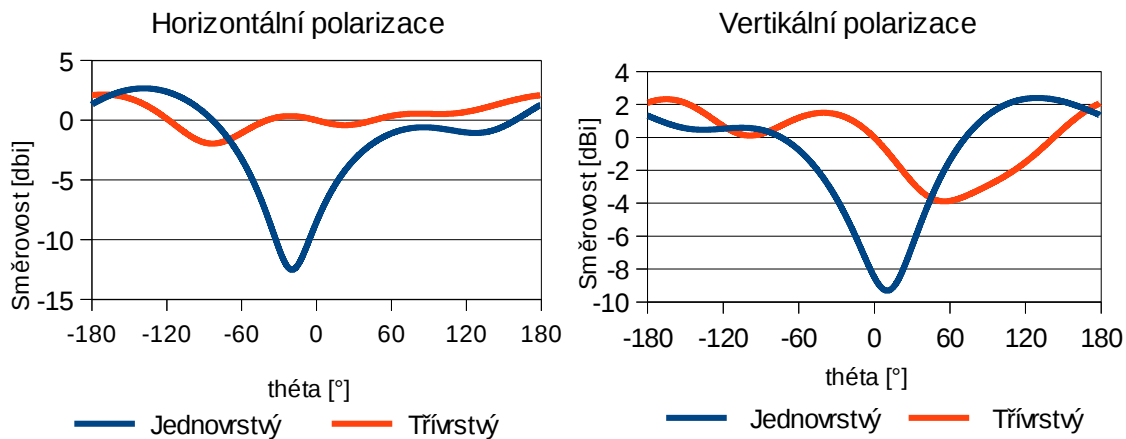
2.4.1 Výsledky simulací

Anténa byla umístěna do prostředí třívrstvého modelu a vyladěna na frekvenci 403,8 MHz. Na této frekvenci je činitel odrazu roven -28,3 dB. Šířka pásma antény pro třívrstvý model je 20,3 MHz (393,6 MHz – 413,9 MHz). Po umístění antény do prostředí jednovrstvého modelu klesla rezonanční frekvence na 381 MHz, tedy o 22,8 MHz, šířka pásma se zmenšila na 15,9 MHz. Činitel odrazu antény vzrostl na -16 dB. V modelu z agaru a cukru klesla rezonanční frekvence antény ještě více. Závislost činitele odrazu na frekvenci pro třívrstvý a jednovrstvé modely je uvedena na Obr. 10.



Obr. 10: Závislost modulu činitele odrazu na frekvenci pro různé typy fantomů.

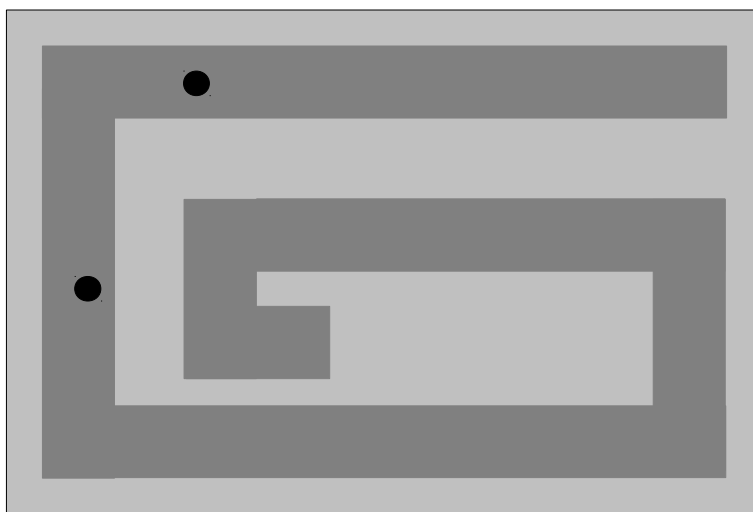
Na Obr. 11 jsou uvedeny směrové charakteristiky pro třívrstvý a jednovrstvý model ve vertikální a horizontální polarizaci. Tato anténa vykazuje lepší směrovost než anténa předchozí. Opět je zde vidět výrazné vychýlení vyzařování od předního směru při umístění antény v jednovrstvém modelu.



Obr. 11: Směrové charakteristiky antény se zářičem tvaru meandru pro třívrstvý a jednovrstvý model lidské tkáně.

2.5 Obdélníková anténa se zářičem tvaru spirály a zkratovacím kolíkem

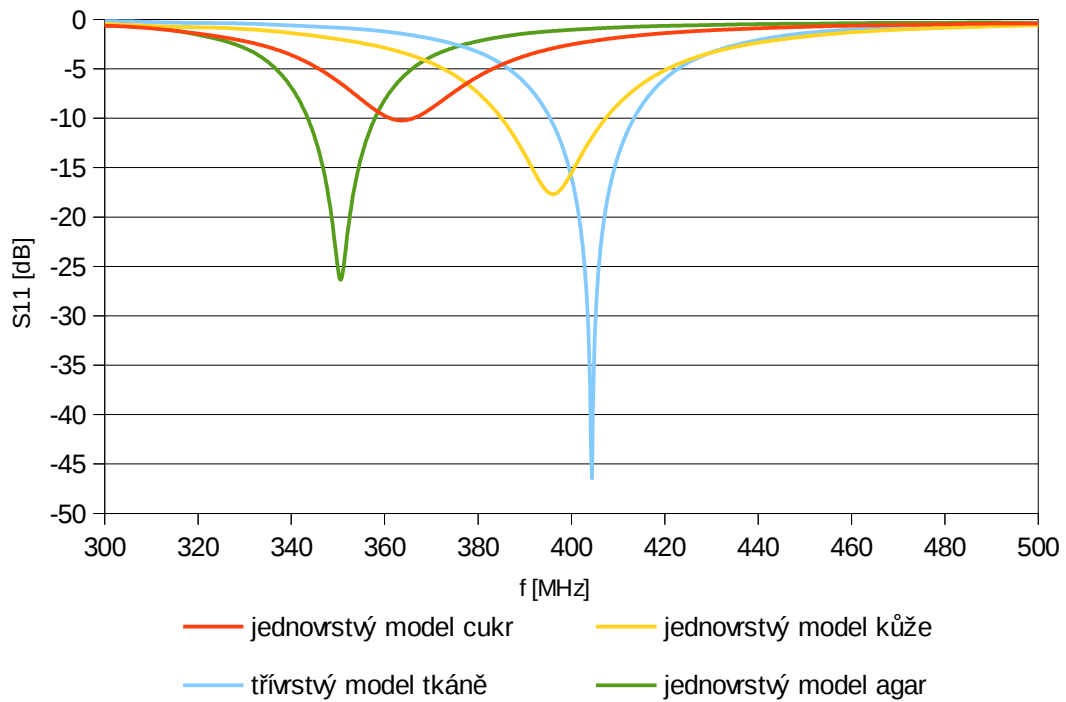
Tuto anténu tvoří substrát ve tvaru obdélníku, na kterém je anténní zářič ve tvaru lomené spirály viz Obr. 12. Je zde využit zkratovací kolík. Substrát i superstrát je vyroben z materiálu ARLON AD 600 (relativní permitivita $\epsilon_r = 6,15$). Podklad pro tuto anténu je převzat z [5]. Anténa je napájena koaxiální sondou a impedančně přizpůsobena na 50Ω . Rozměry antény jsou $29 \times 19,6 \times 3,1$ mm. Ostatní rozměry antény jsou uvedeny v příloze A.3. Umístění antény v modelu lidské tkáně je uvedeno v kapitole 2.2.



Obr. 12: Nákres antény se zářičem ve tvaru lomené spirály a zkratovacím kolíkem.

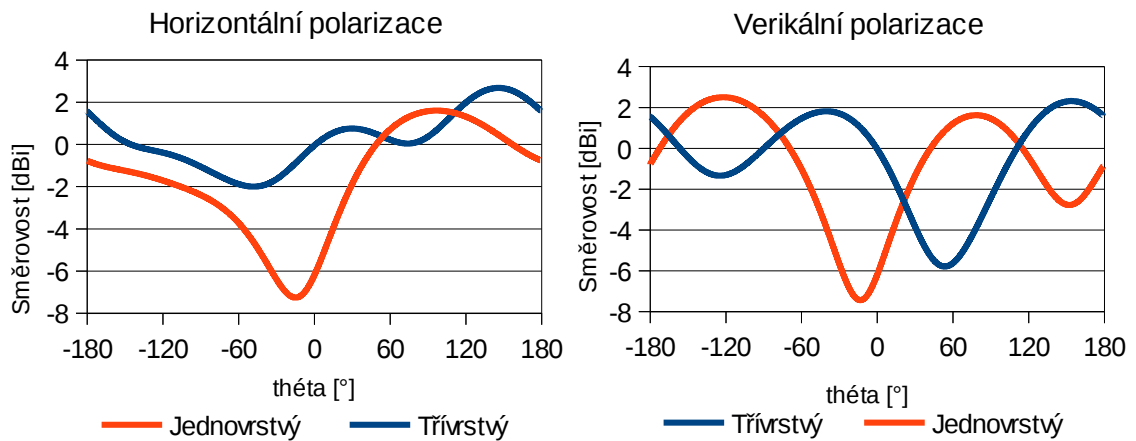
2.5.1 Výsledky simulací

Anténa byla umístěná do prostředí třívrstvého modelu a vyladěna na frekvenci 404,4 MHz viz Obr. 13. Na této frekvenci je činitel odrazu roven -42,9 dB. Šířka pásma antény pro třívrstvý model je 18 MHz (395,4 MHz– 414,5 MHz). Po umístění antény do jednovrstvého modelu kůže klesla rezonanční frekvence na 396 MHz tedy o 8,4 MHz, šířka pásma vzrostla na 21,9 MHz. Tato anténa dosahuje nejhorších výsledků v modelu z cukru. V tomto prostředí vzrostl činitel odrazu na hranici - 10 dB.



Obr. 13: Závislost modulu činitele odrazu antény na frekvenci pro různé typy fantomů.

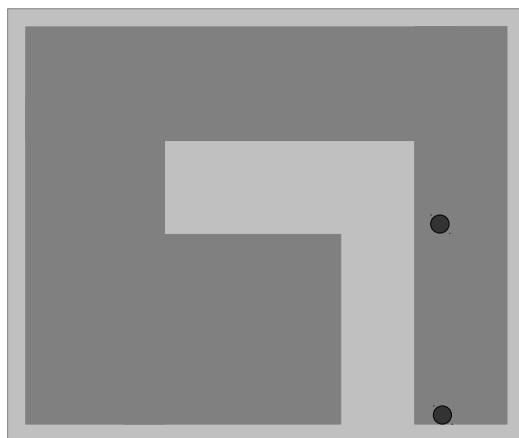
Na Obr. 14 jsou uvedeny směrové charakteristiky pro třívrstvý a jednovrstvý model ve vertikální a horizontální polarizaci. Anténa má opět nežádoucí zpětné laloky zejména v oblasti 120° až 180° .



Obr. 14: Směrové charakteristiky antény se zářičem tvaru spirály a zkratovacím kolíkem pro třívrstvý a jednovrstvý model lidské tkáně.

2.6 Obdélníková anténa se zářičem tvaru spirály upraveným pro malé SAR

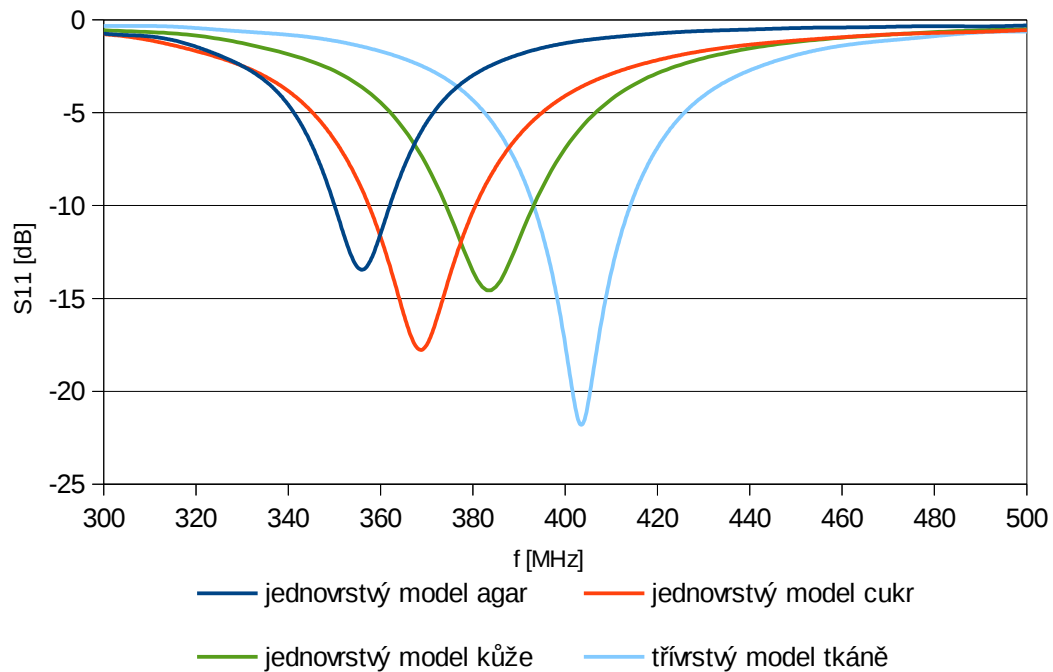
Tuto anténu tvoří substrát ve tvaru obdélníku, na kterém je anténní zářič ve tvaru lomené spirály. Tloušťka pásku, ze kterého je spirála tvořena se rozšiřuje směrem od napáječe antény, tak že pomyslný střed spirály je pokoven viz Obr. 15. Tato úprava velmi snižuje SAR. Pro zmenšení rozměrů antény je použit zkratovací kolík. Substrát i superstrát je vyroben z materiálu ARLON AD 600 (relativní permitivita $\epsilon_r = 6,15$). Podklad pro tuto anténu je převzat z [2]. Anténa je napájena koaxiální sondou a impedančně přizpůsobena na 50Ω . Rozměry antény jsou $28 \times 24 \times 3,1$ mm. Ostatní rozměry antény jsou uvedeny v příloze A.4. Umístění antény v modelu lidské tkáně je uvedeno v kapitole 2.2.



Obr. 15: Nákres antény se zářičem ve tvaru lomené spirály upraveným pro malé SAR.

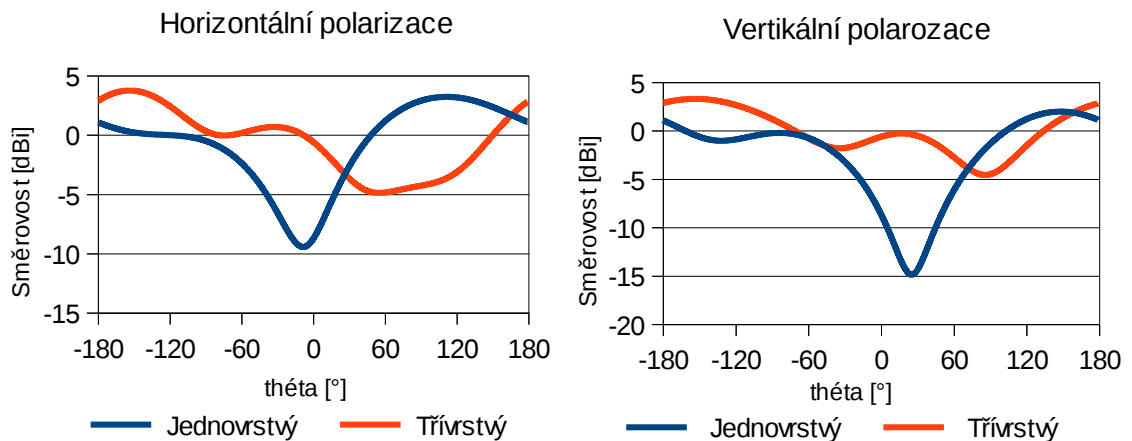
2.6.1 Výsledky simulací

Anténa byla umístěná do prostředí třívrstvého modelu a vyladěná na frekvenci 403,6 MHz. Na této frekvenci je činitel odrazu roven -21,8 dB. Šířka pásma antény pro třívrstvý model je 21,7 MHz (392,8 – 414,5 MHz). Po umístění antény do jednovrstvého modelu kůže klesla rezonanční frekvence na 384 MHz, tedy o 19,6 MHz, šířka pásma se zmenšila na 20,2 MHz. Závislost modulu činitele odrazuje je uvedena na Obr. 16.



Obr. 16: Závislost modulu činitele odrazu na frekvenci pro anténu upravenou pro malé SAR.

Na Obr. 17 jsou uvedeny směrové charakteristiky pro třívrstvý model ve vertikální a horizontální polarizaci. Hlavní lalok se od směru záření vychyluje do 30°.



Obr. 17: Směrové charakteristiky antény se zářičem ve tvaru spirály upraveným pro malé SAR a zkratovacím kolíkem. Pro třívrstvý a jednovrstvý model lidské tkáně.

3 POROVNÁNÍ SIMULOVANÝCH ANTÉN S ANTÉNAMI DOSTUPNÝMI V LITERATUŘE

V Tab. 3 jsou uvedeny konstrukční parametry antén. U antén z kapitol 2.3, 2.4 a 2.5 klesl objem použitím slabší vrstvy substrátu a superstrátu. U antén z kapitol 2.4 a 2.5 nebylo nutné zvětšit rozměry antén. U antén uvedených v kapitolách 2.3 a 2.6 bylo nutné zvětšit rozměry substrátu i superstrátu. U antény z kapitoly 2.6 vzrostl objem o 869 mm³ proti původní předloze.

Atény uvedené v literatuře [6] a [7] dosahují velmi malých rozměrů, například poloměr kruhové antény uvedené v [7] je $r = 4$ mm a tloušťka substrátu 0,25 mm. Takto malá anténa je vhodná pro umístění na lebce pacienta.

Tab. 3: Porovnání antén z hlediska použitého materiálu, miniaturizačních technik, objemu, tvaru substrátu a zářiče.

ANTENA	Objem [mm ³]	Tvar substrátu	Použité miniaturizačních techniky			
			Materiál substrátu	Tvar zářiče	Zkracovací pin	Vrstvení zářičů
2.3	4398	obdélník	ARLON 600	obdélníková spirála	ne	ne
2.4	1774	obdélník	ARLON 600	meandr	ano	ne
2.5	1774	obdélník	ARLON 600	obdélníková spirála	ano	ne
2.6	2069	obdélník	ARLON 600	obdélníková spirála	ano	ne
[4]	10240	obdélník	Rogers 3210	obdélníková spirála	ne	ne
[4]	6144	obdélník	Rogers 3210	obdélníková spirála	ano	ne
[5]	3457	obdélník	Keramika	obdélníková spirála	ano	ne
[2]	1200	obdélník	Rogers 3210	obdélníková spirála	ano	ne
[6]	190	čtverec	Rogers 3210	spirála	ano	ano
[7]	32,7	kruh	oxid hliníku	meandr	ano	ano

Tab. 4: Porovnání SAR_{1g,max} pro vstupní výkon 1W, maximálního vstupního výkonu s ohledem na limity pro SAR ve specifikaci IEEE C95.1 – 1999, maximálního zisku a šířky pásma pro velikost činitele odrazu S₁₁ = -10 dB.

ANTENA	Objem [mm ³]	SAR 1g _{1,max} [W/kg]	G _{max} [dB]	P _{C95.1-1999} [mW]	BW _{10dB} [MHz]
2.3	4398	193	-34	8,290	16,5
2.4	1774	139	-36,7	11,511	20,3
2.5	1774	162	-35,2	9,877	18
2.6	2069	110	-31,77	14,545	21,7
[4]	10240	182	—	8,791	20
[4]	6144	209	—	7,656	16
[5]	3457	—	—	—	28
[2]	1200	310	—	5,161	28
[6]	190	336	-26	4,762	50
[7]	32,7	679,8	-45	2,354	40

Výsledné vlastnosti simulovaných antén jsou uvedeny v kapitolách 2.3.1, 2.4.1, 2.5.1 a 2.6.1. Při porovnání vlastností simulovaných antén s vlastnostmi předloh dostupných v literatuře, lze pozorovat pokles šířky pásma BW_{10dB} a větší závislost rezonanční frekvence na permitivitě modelu lidské tkáně. Pokles šířky pásma je zapříčiněn menší relativní permitivitou ARLONU AD 600. Závislost rezonanční frekvence na umístění antény v modelu lidské tkáně je zapříčiněna malou tloušťkou substrátu (1,54 mm) a superstrátu (1,54 mm). Jelikož je objem antény nižší, je anténa více ovlivňována okolním prostředím, proto se změna permitivity okolního prostředí projeví změnou rezonanční frekvence antény.

CST Microwave Studio dovoluje provést analýzu SAR pro různé velikosti vstupního výkonu. Pro tuto analýzu byl vstupní výkon 1W. Podle vzorce

$$P_{C96.1-1999} = \frac{SAR_{IEEE\ C95.1-1999}}{SAR_{1g,max}}, \quad (3)$$

kde P_{C96.1-1999} představuje maximální vstupní výkon antény, SAR_{IEEEC96.1-1991} reprezentuje maximální přípustnou hodnotu SAR podle IEEE C95.1 – 1999, tedy 1,6 W/kg a SAR_{1g,max} maximální SAR pro vstupní výkon 1W, lze stanovit maximální vstupní výkon antény.

4 EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

Měření činitele odrazu bylo provedeno pomocí vektorového obvodového analyzátoru R&S ZVL (9kHz – 6 GHz) s kalibrační sadou. Pro měření směrových charakteristik byla využita bezodrazová komora v prostorách UREL.

4.1 Model lidské tkáně

Pro experimentální ověření dosažených parametrů antén byly využity dva modely lidské tkáně zhotovené z různých materiálů a vzorek prasečí tkáně.

Jedním z modelů byl model vytvořený z roztoku agaru a destilované vody jehož relativní permitivita byla nastavena na $\epsilon_r = 47$ a měrná vodivost byla rovna $\sigma = 9 \text{ S.m}^{-1}$. Relativní permitivita agaru se od permitivity kůže liší pouze o 0,3. Měrná vodivost kůže je $\sigma = 0,69 \text{ S.m}^{-1}$, zde je odchylka měrné vodivosti modelu z agaru velmi výrazná a má za následek změnu rezonanční frekvence měřené antény.

Druhým materiálem použitým pro výrobu modelu je roztok cukru, destilované vody a soli v poměrech udaných v Tab. 5. Parametry tohoto modelu se více přibližují vlastnostem lidské kůže. Relativní permitivita modelu z cukru je rovna $\epsilon_r = 47$ a měrná vodivost je rovna $\sigma = 2,2 \text{ S.m}^{-1}$. Jelikož bylo nutné zajistit tuhost modelu byla do roztoku přidána želatina, která ovlivnila vlastnosti celého modelu.

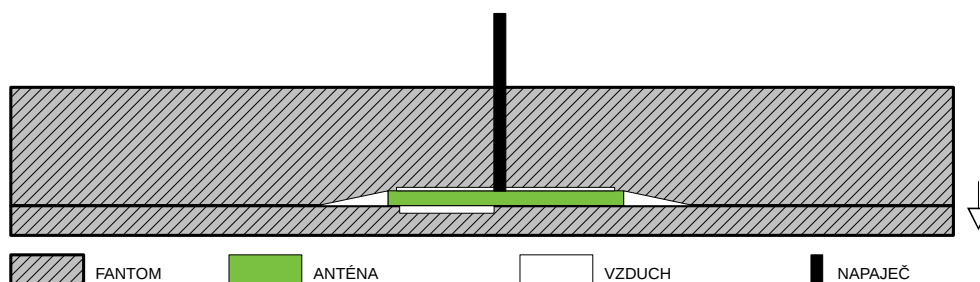
Tab. 5: Koncentrace příměsí použitých pro výrobu modelů lidské tkáně.

MODEL	přísada	hmotnost [%]
ROZTOK CUKRU	destilovaná voda	41,5
	cukr	56,2
	sůl	2,33
ROZTOK AGARU	agar	66
	destilovaná voda	33

Modely z obou materiálů byly složeny ze dvou kvádů o rozměrech 20x20 cm. Jeden z kvádrů byl vysoký 2 cm, druhý byl vysoký 4 mm. Anténa byla umístěna mezi obě vrstvy tak, že slabší vrstva byla umístěna ve směru záření antény a silnější vrstva, opatřena dírou pro vedení napájecího kabelu, tvořila zadní část modelu simulující pozadí lidského těla.

Nedostatkem modelu vyrobeného z agaru se ukázala být jeho malá mechanická pevnost, kdy při umísťování antény mezi obě vrstvy došlo k poškození modelu prasklinami a vrypy. Takto vzniklé vzduchové mezery a mezery způsobené nedokonalým přilehnutím modelu k anténě měly za následek zkreslení výsledků měření. Nákres nedokonalostí modelu z agaru je uveden na Obr. 18.

Pro měření směrových charakteristik byl vytvořen dokonalejší model do kterého byla anténa přímo zalita. V takto vytvořeném modelu bylo přilnutí agaru a antény téměř dokonalé. Jedinou vadou zůstala díra pro přivedení napájecího kabelu.



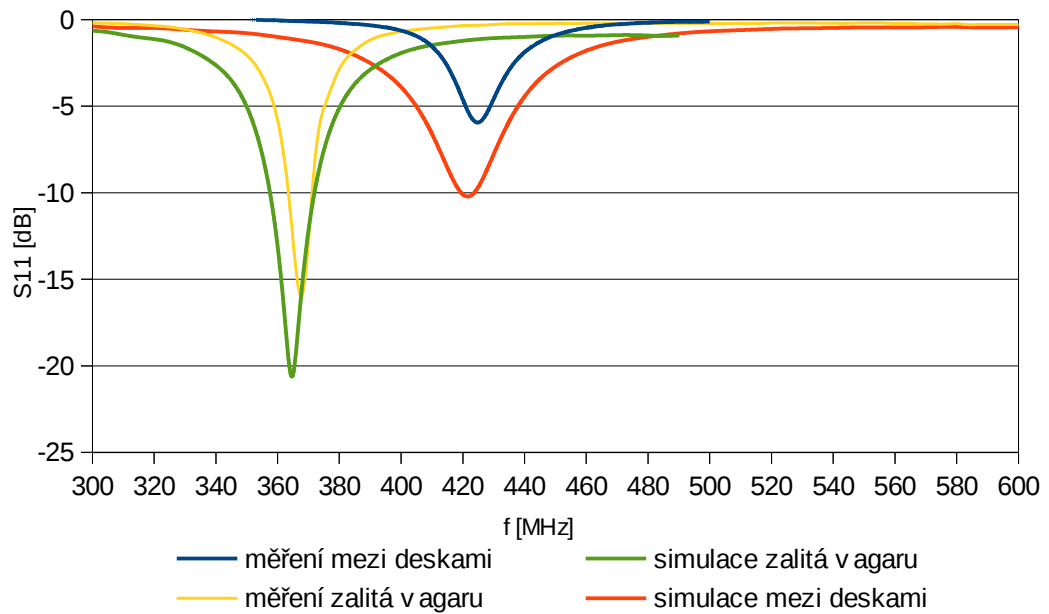
Obr. 18: Zobrazení nedokonalostí u modelů tvořených dvěma deskami.

4.2 Experimentální ověření antény uvedené v kapitole 2.3

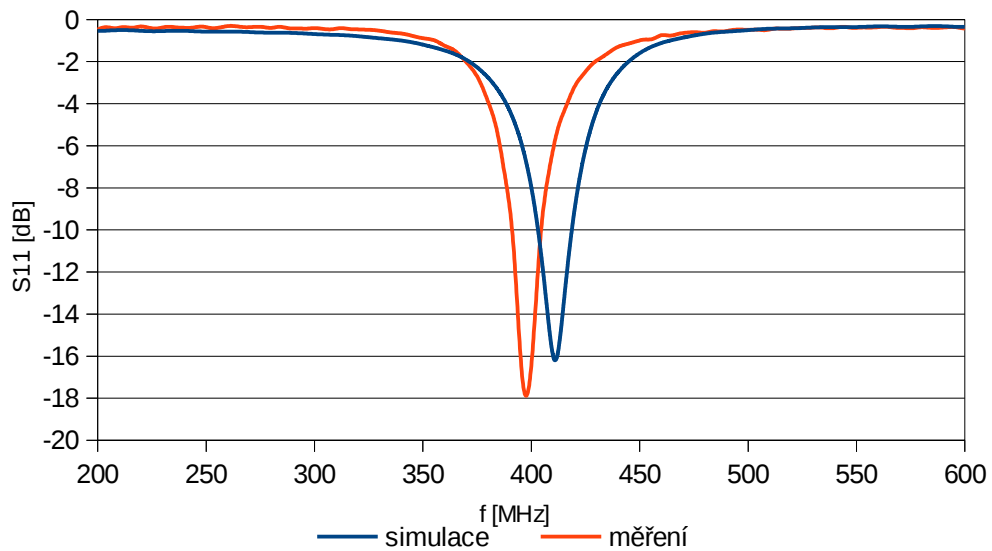
První vyrobenou anténou byla anténa uvedená v kapitole 2.3, která má ze všech simulovaných antén největší rozměry a není opatřena zkratovacím kolíkem. Kritickým místem jsou právě piny na které jsou kladeny dva základní požadavky. Prvním požadavkem je co nejlepší spojení pinu se zářičem a druhým je délka pinu. Je třeba zajistit minimální mezeru mezi substrátem a superstrátem. Z tohoto důvodu musí být pin upilován na úroveň tloušťky pokovení.

Tato anténa byla umístěna do všech vyrobených modelů lidské tkáně. Byla tedy zalita to agaru, umístěna mezi dva agarové kvádry, mezi dva kvádry z cukru a do vzorku prasečí tkáně. Kvůli problémům popsáním v kapitole 4.1 bylo nutné upravit modely lidské tkáně použité pro simulace v programu CST MW Studio. Kolem antény byly vytvořeny vzduchové mezery. Kvůli těmto mezerám se posunula rezonanční frekvence antény umístěné v modelu z agaru na 423 MHz. Činitel odrazu antény vzrostl oproti simulaci na $S_{11} = -6$ dB, tedy o 4 dB. Tento rozdíl je patrně způsoben asymetrickými proudy tekoucími po vedení. Tyto proudy vznikají zejména při umístění antény do modelu vyrobeného z agaru. V modelu z cukru asymetrické proudy nevznikají, a k takto výraznému růstu činitele odrazu nedochází. Porovnání dosažených výsledků pro modely vytvořené z agaru je zobrazeno na Obr. 19.

Po umístění antény do modelu z cukru klesla rezonanční frekvence na 398 MHz, velikost činitele odrazu na této frekvenci je rovna $S_{11} = -18$ dB. Vzhledem ke konzistenci fantomu z roztoku cukru nevznikly kolem antény tak velké vzduchové mezery a anténa lépe přilehla k modelu. Pozorovatelná je odchylka od průběhu získaného simulací. Tato odchylka je způsobena změnou parametrů modelu z cukru přidáním želatiny.

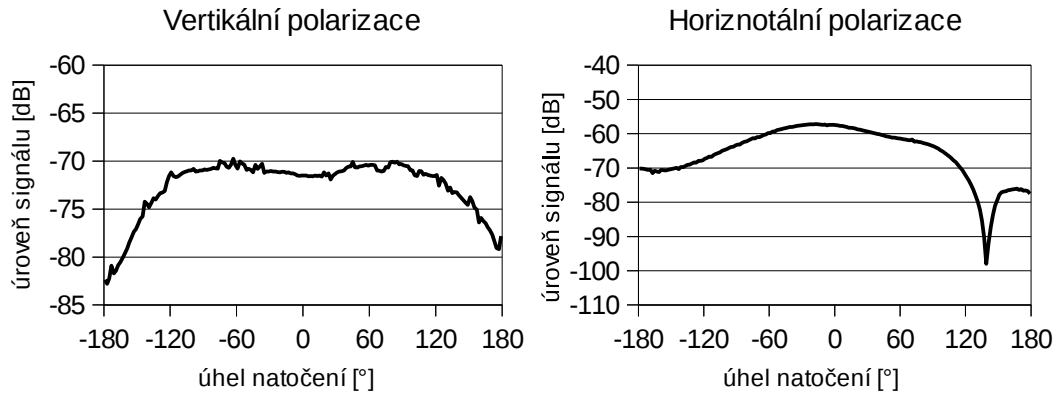


Obr. 19: Závislost činitele odrazu na frekvenci pro modely vyrobené z agaru.



Obr. 20: Závislost činitele odrazu na frekvenci pro anténu umístěnou mezi dvěma deskami z cukru.

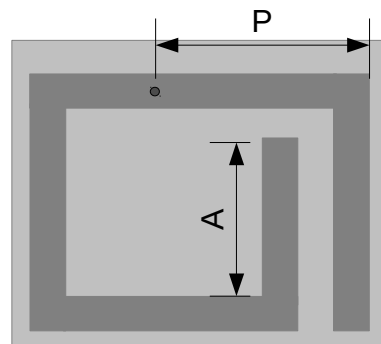
Měření směrových charakteristik bylo provedeno na anténě zalité v agaru. Tím byly eliminovány vzduchové mezery popsané v kapitole 4.1. Při vykreslování směrových charakteristik programem CST MWS byla vypsána varovná hláška upozorňující na nepřesné výsledky výpočtu směrových charakteristik z důvodu nízké efektivity antény. Z tohoto důvodu zde nejsou uvedeny k porovnání s naměřenými průběhy.



Obr. 21: Směrové charakteristiky antény uvedené v kapitole 2.3. Měřeno na modelu z agaru.

4.3 Optimalizace antény pro nedokonalý model tkáně vyrobený z agaru

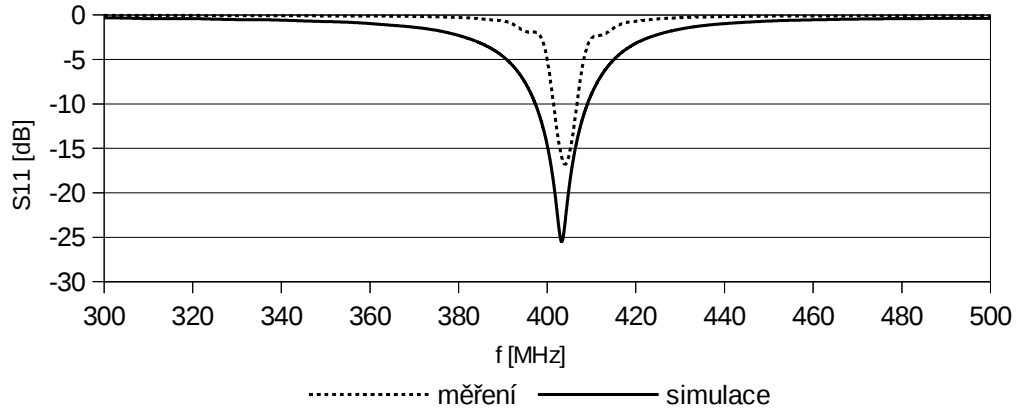
Cílem optimalizace bylo přizpůsobit anténu pro prostředí modelu lidské tkáně vyrobeného z agaru pouze změnou rozměrů zářiče a umístění napájecí sondy. Rozměry substrátu i superstrátu měly zůstat zachovány. Z výsledků provedené parametrické analýzy je zřejmá nutnost prodloužit zářič antény a posunout napájecí pin k okraji antény. Návrh rozmítaných parametrů je uveden na Obr. 22 a výsledky provedené parametrické analýzy jsou uvedeny v příloze B. Pokud by pro přizpůsobení antény nestačila změna parametrů A a P je možné měnit šířku zářiče.



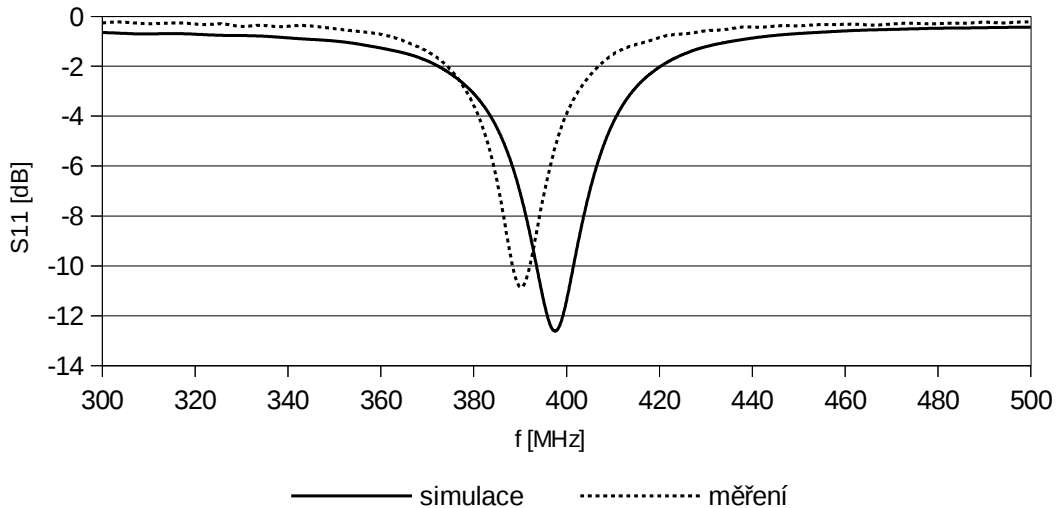
Obr. 22: Rozmítané parametry

Na základě výsledků parametrické analýzy byla vyrobena anténa o rozměrech uvedených v příloze C. Tato anténa byla měřena ve dvou typech modelů lidské tkáně a vzorku prasečího masa. Modul činitele odrazu je uveden na Obr. 23 pro model zhotovený z agaru, a na Obr. 24 pro model zhotovený z cukru. Tuto anténu se podařilo vyladit na frekvenci 403 MHz (MCIS pásmo) a zároveň dosáhnout velmi dobrého

impedančního přizpůsobení. Vzhledem k posunutí napájecího pinu ke kraji antény došlo k nárůstu asymetrických proudů a tím zvětšení činitele odrazu oproti simulaci výrazněji než u původní antény.



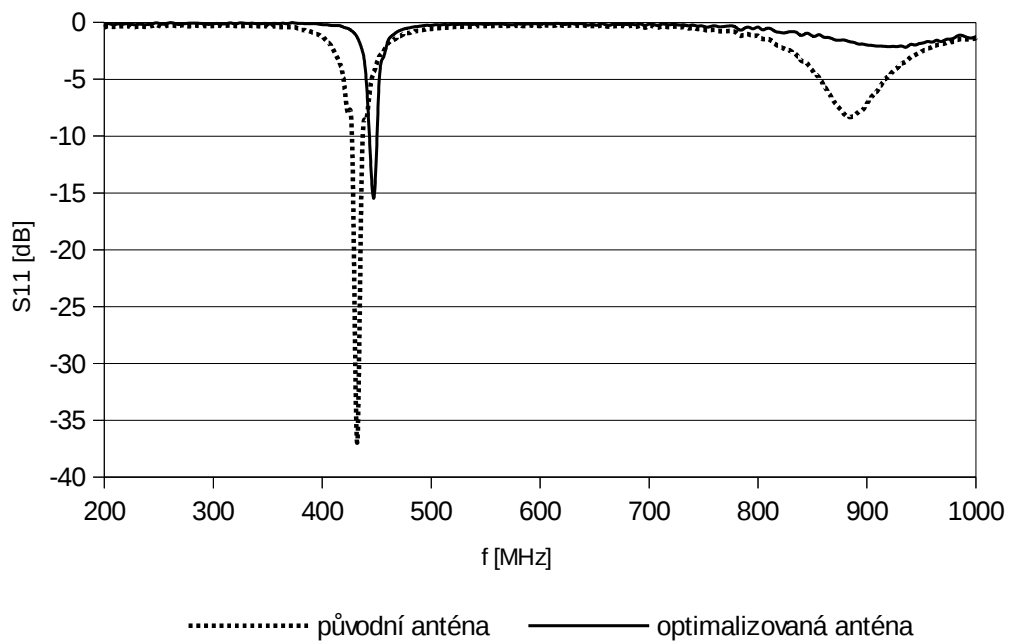
Obr. 23: Závislost činitele odrazu na frekvenci pro optimalizovaný model antény (agar).



Obr. 24: Závislost činitele odrazu na frekvenci pro anténu umístěnou v modelu z cukru.

4.4 Porovnání vlastností antén v reálném vzorku prasečí tkáně

Jako vzorek tkáně byl použit prasečí bok s kostí. Od boku byla odříznuta asi 0,5 cm tlustá vrstva kůže a tuku. Mezi dvě vzniklé vrstvy byly vloženy obě antény a změřeny činitelé odrazu. Vzhledem k větší podkožní vrstvě tuku je rezonanční frekvence původní antény posunuta na 432 MHz a optimalizované antény na 448 MHz. Původní antény vykazuje velmi dobré přizpůsobení, činitel odrazu je roven $S_{11} = -37$ dB. Činitel odrazu antény optimalizované pro model z agaru je $S_{11} = -15$ dB. Fotografie vzorku tkáně jsou uvedeny v příloze C. Závislost činitele odrazu na frekvenci je uvedena na Obr. 25.



Obr. 25: Závislost činitele odrazu na frekvenci vyrobených antén. Umístěných ve vzorku prasečí tkáně.

5 ZÁVĚR

V programu CST Microwave Studio byly vytvořeny modely čtyř planárních antén umístěných do prostředí, jehož fyzikální vlastnosti odpovídají živé tkáni. Pro porovnání vlastností jednotlivých antén bylo vytvořeno několik typů modelů lidské tkáně z různých materiálů. U všech simulovaných antén byla zaznamenána závislost činitele odrazu na frekvenci, rezonanční frekvence, šířka pásma pro činitel odrazu $S_{11} = -10$ dB, maximální zisk, směrové charakteristiky a Specific Absorption Rate (SAR) pro 1 g tkáně, na jehož základě byl proveden výpočet maximálního vstupního výkonu.

Dosažené výsledky byly porovnány s výsledky publikovanými v literatuře. Použitím slabší vrstvy substrátu a superstrátu bylo u třech antén dosaženo menšího objemu antén oproti předlohám uvedeným v literatuře, u jedné antény objem vzrostl vlivem zvětšení příčného a podélného rozměru. U všech simulovaných antén vzrostla závislost rezonanční frekvence na permitivitě okolní tkáně vlivem malé tloušťky substrátu a superstrátu.

Pro experimentální ověření parametrů antény byla vyrobena anténa uvedená v kapitole 2.3. Tato anténa byla změřena ve třech modelech lidské tkáně, které byly vyrobeny z různých materiálů a ve vzorku prasečí tkáně. Po vyhodnocení postupu měření a dosažených výsledků byla vyrobena druhá verze antény, navržená pro umístění v modelu vyrobeného z agaru.

Rezonanční frekvence optimalizované antény leží v požadovaném pásmu MCIS. Velikost činitele odrazu je ovlivněna asymetrickými proudy které vznikají vlivem umístění napáječe v rohu antény.

Obě vyrobené antény byly umístěny do vzorku prasečí tkáně a byla u nich změřena závislost činitele odrazu na frekvenci. U obou antén dochází k posunu rezonanční frekvence k 430 respektive 440 MHz.

LITERATURA

- [1] KIOURTI, A., NIKITA, K. S. *A review of implantable patch antennas for biomedical telemetry: challenges and solutions*. IEEE Antennas and Propagation Magazine. 2012, vol. 54, no. 3, p. 201-228.
- [2] KIM, J., RAHMAT-SAMII Y. *SAR Reduction of Implanted Planar Inverted F Antennas with Non-Uniform Width Radiator*. Červenec, 2006.
- [3] ŠPATENKA, V. *Širokopásmové planární antény*. Diplomová práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2012.
- [4] KIM, J., RAHMAT-SAMII Y. *Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations*. 2004, vol. 52, no. 8, p. 1934-1943.
- [5] SOONTORNPIIT, P., FURSE, C. M., CHUNG, Y.C. *Design of Implantable Microstrip Antenna for Communication with Medical Implants*. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. 2004, vol. 52, no. 8, p. 1944-1951.
- [6] LIU, W. C., YEH, F. M GHAVAMI, M. *Miniaturized Implantable Broadband Antenna for Biotelemetry Communication*. Microwave and Optical Technology Letters. 2008, vol. 50, no. 9, p. 2407-2409.
- [7] KIOURTI, A., CHRISTOPOULOU, M., NIKITA K. S. *Performance of a Novel Miniature Antenna Implanted in the Human Head for Wireless Biotelemetry*. IEEE International Symposium on Antennas and Propagation. Spokane, Washington, Červenec, 2011.
- [8] T. KARACOLAK, A. Z. HOOD, AND E. TOPSAKAL, *Design of a Dual-Band Implantable Antenna and Development of Skin Mimicking Gels for Continuous Glucose Monitoring*. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2008, vol. 56, no. 9, Duben, p. 1001-1008.

SEZNAM SIMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

MCIS	Medical Implant Communications Systems, pásmo pro medicínské účely
ISM	Industrial, Scientific, and Medical, pásmo pro průmysl vědu a lékařství
ϵ_r	Dielektrická konstanta – permitivita
$\tan\delta$	Ztrátový úhel
λ_0	Délka vlny ve vakuu
c_0	Rychlost světla ve vakuu
f	Frekvence
SAR	Specific Absorption Rate
σ	Měrná vodivost – konduktivita
ρ	Hustota
r	Poloměr kruhového substrátu antény
G	Zisk
$P_{C99.1-1999}$	Maximální výkon na vstupu antény podle IEEE C95.1 – 1999
BW_{10dB}	Šířka pásma antény pro činitel odrazu $S_{11} = -10$ dB
S_{11}	Činitel odrazu
FDTD	Finite-difference time-domain, konečné diference v časové oblasti
PBA	Perfect Boundary Aproximation, zdokonalená okrajová aproximace

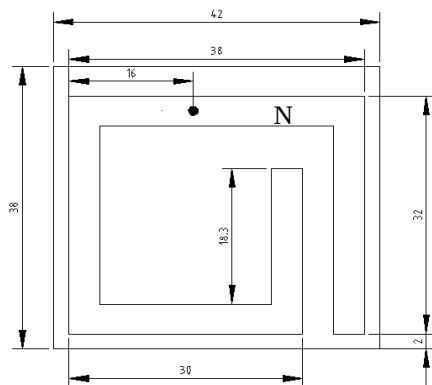
SEZNAM PŘÍLOH

Seznam příloh

A Rozměry simulovaných antén	28
A.1 Rozměry antény z kapitoly 2.3.....	28
A.2 Rozměry antény z kapitoly 2.4.....	28
A.3 Rozměry antény z kapitoly 2.5.....	29
A.4 Rozměry antény z kapitoly 2.6.....	29
A.5 Rozměry optimalizované antény.....	30
B Závislost činitele odrazu na frekvenci pro rozmítané parametry A,P.	31
C Fotodokumentace	32

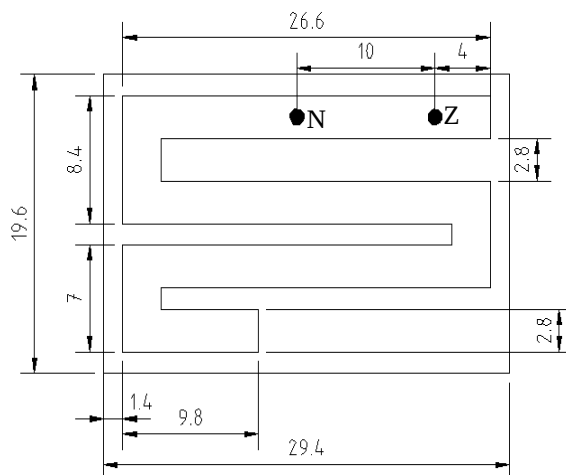
A ROZMĚRY SIMULOVANÝCH ANTÉN

A.1 Rozměry antény z kapitoly 2.3



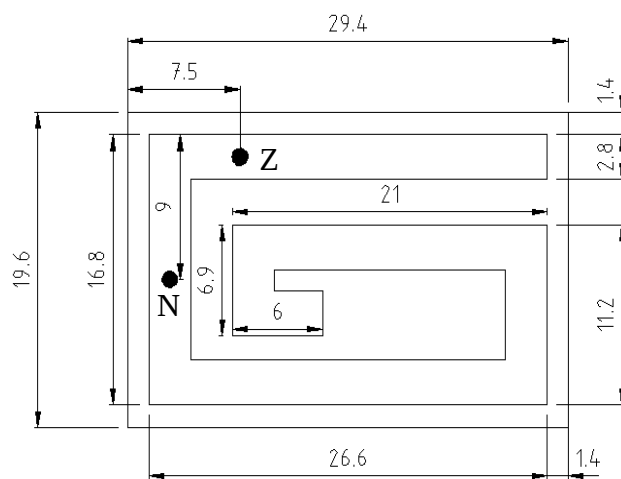
Měřítko 1:1, N - napáječ

A.2 Rozměry antény z kapitoly 2.4



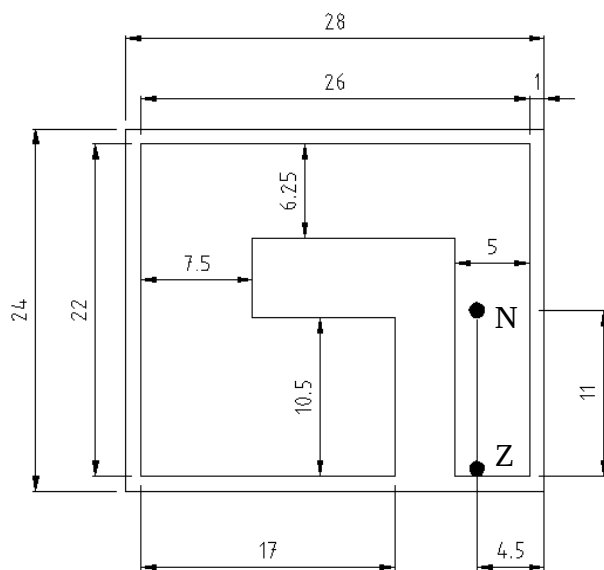
Měřítko 2:1, N – napáječ, Z – zkratovací kolík.

A.3 Rozměry antény z kapitoly 2.5



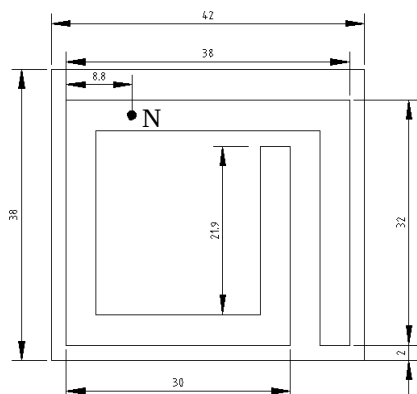
Měřítko 2:1, N – napáječ, Z – zkratovací kolík.

A.4 Rozměry antény z kapitoly 2.6



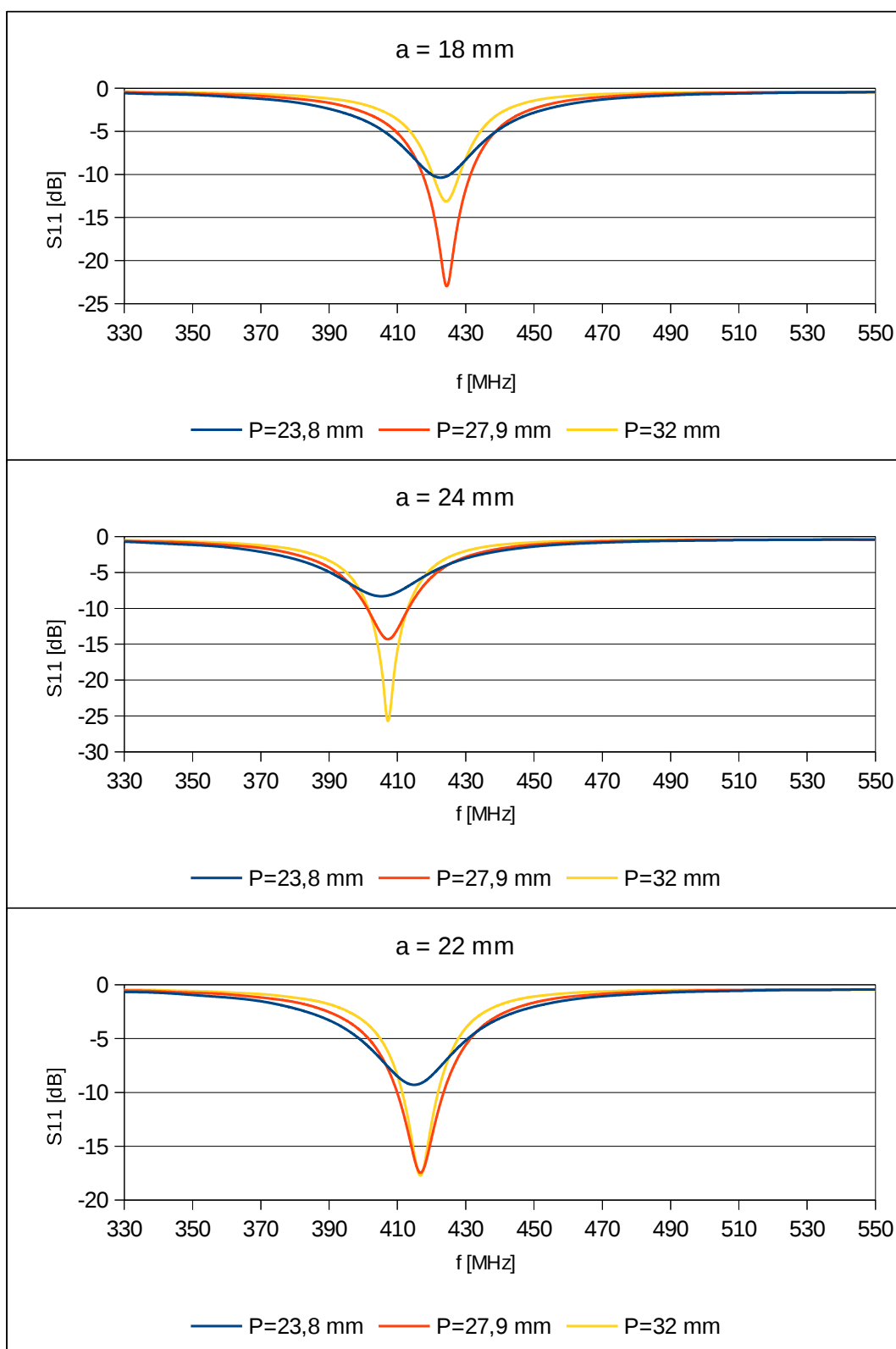
Měřítko 2:1, N – napáječ, Z – zkratovací pin.

A.5 Rozměry optimalizované antény

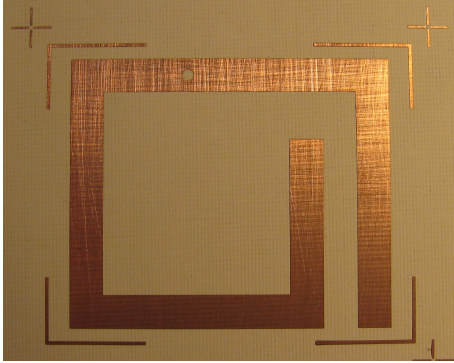


Měřítko 1:1, N – napáječ

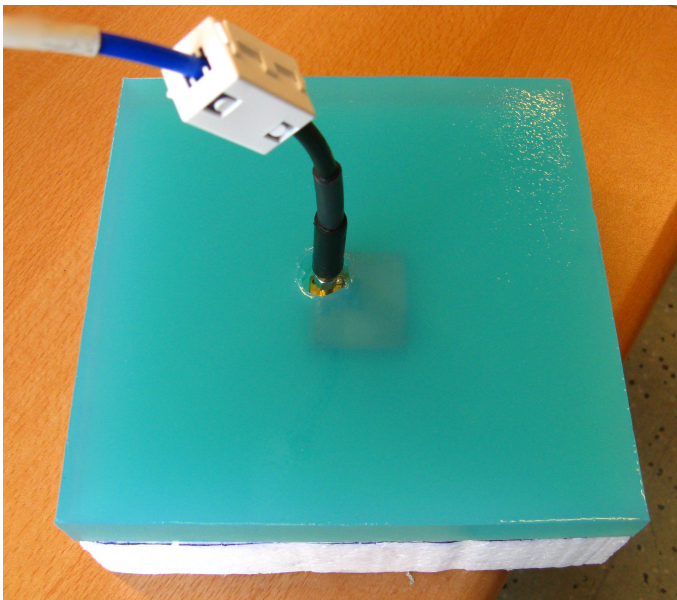
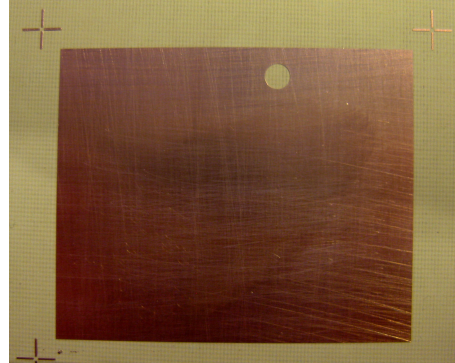
B ZÁVISLOST ČINITELE ODRAZU NA FREKVENCI PRO ROZMÍTANÉ PARAMETRY A,P.



C FOTODOKUMENTACE



Obr. C.1: Pohled na vyrobenou anténu.



Obr. C.2: Měření činitele odrazu antény zalité v modelu z agaru.



Obr. C.3: Otvor v modelu pro napáječ antény.



Obr. C.4: Měření činitele odrazu v modelu z agaru.



Obr. C.5: Umístění antény ve vzorku prasečí tkáně.