



Fakulta elektrotechnická
Katedra aplikované elektroniky a telekomunikací

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Návrh „In-body“ antény

Autor práce: Lucie Kováčová
Vedoucí práce: Ing. David Pánek, Ph.D.

Plzeň 2018

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
Fakulta elektrotechnická
Akademický rok: 2017/2018

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Lucie KOVÁČOVÁ**
Osobní číslo: **E14B0147P**
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**
Studijní obor: **Elektronika a telekomunikace**
Název tématu: **Návrh "In-body" antény**
Zadávající katedra: **Katedra aplikované elektroniky a telekomunikací**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Proveďte podrobnou rešerši používaných "In-body" antén, aplikací využívajících "In-body" antény a publikací zbývajících se elektrickými modely lidského těla. Část rešerše by měla být věnována přehledu technologií pro výrobu "In-body" antén.
2. Na základě rešerše vyberte vhodný tvar. Vytvořte a vyřešte numerický model. Na základě výsledků popište výhody a nevýhody zvoleného řešení.
3. Vytvořte výrobní dokumentaci zvolené antény.

Rozsah grafických prací: podle doporučení vedoucího

Rozsah kvalifikační práce: 30 - 40 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

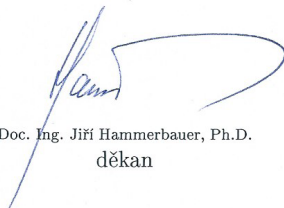
1. Kang, S.; Thuan Nguyen, V.; Won Jung, C.: Analysis of radio frequency power transmission between in/on-body beam-reconfigurable antennas in the medradio band (2016) Microwave and Optical Technology Letters, 58 (5), pp. 1163-1169.
2. Challa, N., R.; Raghavan, S.: A U-shaped loop antenna for in-body applications (2016) Lecture Notes in Electrical Engineering, 372, pp. 183-190
3. Thotahewa, K., M., S.; Redoute, J., M.; Yuce, M., R.: Propagation, Power Absorption, and Temperature Analysis of UWB Wireless Capsule Endoscopy Devices Operating in the Human Body (2015) IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 63 (11), art. no. 7293710, pp. 3823-3833

Vedoucí bakalářské práce: Ing. David Pánek, Ph.D.

Katedra teoretické elektrotechniky

Datum zadání bakalářské práce: 10. října 2017

Termín odevzdání bakalářské práce: 8. června 2018


Doc. Ing. Jiří Hammerbauer, Ph.D.
děkan




Doc. Dr. Ing. Vjačeslav Georgiev
vedoucí katedry

V Plzni dne 10. října 2017

Abstrakt

Práce se zabývá anténami pro zařízení pracující v oblasti lidského těla, především pak pro endoskopickou kapsli. V rešeršní části jsou probrány různé aspekty, které je nutné zohlednit při návrhu a fungování těchto antén. Jedná se o přehled frekvenčních pásem, materiálů, tvarů či technologií výroby. Důraz je mimo jiné kladen i na modely lidského těla, simulační programy či měřené parametry u in-body antén. V CST Microwave Studio je dále vytvořen a vyhodnocen numerický model planární antény pro endoskopickou kapsli. Jedná se o všesměrovou širokopásmovou flíčkovou anténu s pracovním kmitočtem 5,3264 GHz. K anténě je připojená technická dokumentace.

Klíčová slova

biotelemetrie, WBAN, in-body anténa, kapslová endoskopie, MICS, UWB, model lidského těla, CST Microwave Studio, flíčková anténa

Abstract

Kováčová, Lucie. *In-body antenna* [Návrh „In-body“ antény]. Pilsen, 2018. Bachelor thesis (in Czech). University of West Bohemia. Faculty of Electrical Engineering. Department of Applied Electronics and Telecommunications. Supervisor: David Pánek

This thesis deals with antennas for devices in the body area network, especially for the endoscopic capsule. Different aspects that have to be considered to design and operate these antennas are discussed in the research part of the thesis. An overview of frequency bands, materials, shapes or manufacturing technologies is presented. Human body models, simulation programs and evaluated parameters are areas of interest as well. CST Microwave Studio was used to design and analyse a numerical model of a planar antenna for wireless capsule endoscopy. The proposed antenna is an omnidirectional ultra wideband patch antenna with the resonance frequency of 5.3264 GHz. Technical documentation is attached to the antenna.

Keywords

biotelemetry, WBAN, in-body antenna, capsule endoscopy, MICS, UWB, human body model, CST Microwave Studio, patch antenna

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, zpracovanou na závěr studia na Fakultě elektrotechnické Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem svou závěrečnou práci vypracovala 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 autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 270 trestního zákona č. 40/2009 Sb.

Také prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této bakalářské práce, je legální.

V Plzni dne 30. května 2018

Lucie Kováčová

.....

Podpis

Obsah

1	Úvod	1
2	Wireless Body Area Network	3
3	Přehled in-body antén	5
3.1	Požadované vlastnosti in-body antén	5
3.2	Bezpečnost přenosu pro lidský organismus	5
3.3	Přidělená frekvenční pásma	6
3.4	Kapslová endoskopie	7
3.5	Navrhované tvary a rozměry antén	8
3.6	Výroba in-body antén a použité materiály	9
4	Měření a vyhodnocování navržených in-body antén	12
4.1	Pasivní elektrické vlastnosti tkání	12
4.2	Simulace	13
4.2.1	Využívané programy pro simulaci	13
4.2.2	Modely tkání pro simulaci	14
4.3	Měření	15
4.3.1	Modely pro měření	15
4.4	Měřené parametry antén	17
5	Numerický model in-body antény	18
5.1	Vyžadované parametry	18
5.2	Geometrie modelu	18
5.3	Použité materiály	20
5.4	Výsledky simulace	21
6	Závěr	26
	Reference, použitá literatura	28
	Přílohy	32
A	Technická dokumentace	32

Seznam symbolů a zkratek

CST	Computer Simulation Technology.
EWA	Enterprise Wireless Alliance.
FCC	Federal Communication Commission. Federální komise pro komunikaci.
FDTD	Finite Difference Time Domain. Metoda konečných diferencí v časové oblasti.
FEM	Finite Element Method. Metoda konečných prvků.
FIT	Finite Integration Technique. Metoda konečných integrací.
HFSS	High Frequency Structure Simulator.
ICNIRP	International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Mezinárodní komise pro ochranu před neionizujícím zářením.
ISM	Industrial, Science and Medical Radio. Pásmo pro využití v průmyslu, vědě a medicíně.
IT'IS	The Foundation for Research on Information Technologies in Society. Nadace pro výzkum informačních technologií ve společnosti.
MedRadio	Medical Device Radiocommunications Service. Radiokomunikační služba medicínských zařízení.
MICS	Medical Implant Communication Service. Komunikační služba medicínských implantátů.
PEEK	Polyetheretherketon.
PI	Polyimid.
PIFA	Planar Inverted-F Antenna. Planární anténa ve tvaru obráceného F.
PTFE	Polytetrafluorethylen.
SAR	Specific Absorption Rate. Specifická míra absorpce.
UWB	Ultra Wideband. Širokopásmové.
WBAN	Wireless Body Area Network. Bezdrátová síť v oblasti těla.
WCE	Wireless Capsule Endoscopy. Bezdrátová kapslová endoskopie.
WMTS	Wireless Medical Telemetry Service. Služba bezdrátové medicínské telemetrie.

σ	Měrná elektrická vodivost [$\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$].
E	Efektivní hodnota intenzity elektrického pole [$\text{V} \cdot \text{m}^{-1}$].
ρ	Hustota [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$].
η_{rad}	Vyzařovací účinnost [dB].
P_{vst}	Výkon na vstupních svorkách [W].
P_{vyz}	Výkon vyzářený [W].
η_{tot}	Celková účinnost [dB].
η_M	Ztráty způsobené možným nepřizpůsobením [dB].

1

Úvod

V posledních letech v medicíně roste využití bezdrátové komunikace v oblasti lidského těla, tzv. WBAN (Wireless Body Area Network) či Body Centric Communication. Tato technologie je obrovským přínosem především pro usnadnění interakce lékaře a pacienta. Poskytuje většinou spolehlivý a jednoduchý způsob, jak sledovat v reálném čase pacientovo zdraví, a otevírá neuvěřitelné možnosti v oblasti prevence a prognózy. V praxi již funguje hned několik aplikací, jako například kardiostimulátory, defibrilátory, implantované monitorování glukózy či kapslová endoskopie, na kterou bude tato práce především zaměřená [1].

Vývoj těchto zařízení s sebou přináší ale spoustu otázek a problémů, které ještě stále nejsme schopni uspokojivě řešit. Jedná se o dlouhodobou biokompatibilitu či spotřebu energie u bateriově napájených přístrojů. I po řadě let, kdy tato zařízení fungují v praxi, je nejtěžším úkolem zajištění jejich efektivní a spolehlivé komunikace, pro kterou je zcela klíčovým komponentem vhodná anténa. Při jejím návrhu je nutné respektovat především pasivní elektrické vlastnosti lidských tkání. Jedná se o přenosové médium s vysokou dielektrickou permitivitou a vodivostí, což vede k degradaci elektromagnetického signálu [2].

Nejvýznamnější úkol pro budoucí generace bezdrátových aplikací v medicíně je zlepšovat systémy WBAN kvalitativně. Momentální standardy totiž zatím neumožňují příliš vysokou rychlost přenosu, a proto se teď velká část výzkumu věnuje především možnostem využití například širokopásmových antén v rámci frekvenčního rozsahu 3,1 až 10,6 GHz. Další otázkou je invazivnost a potenciální nebezpečí hrozící u takových zařízení [3]. Tendence využití bezdrátových zařízení ale roste, protože výhody, které tyto metody nabízejí, stále vyvažují možná rizika i potíže při výrobě.

Ačkoliv je tato technologie využívána v praxi již řadu let, v literatuře je zmapovaná jen určitá část možných spojení v rámci sítí WBAN [3]. Tato práce by měla přiblížit tendence ve vývoji in-body antén, využití v lékařské praxi i nejnovější trendy, ke kterým by měly tyto metody v nejbližší budoucnosti směřovat. Jedná se o porovnání řešení jednotlivých výzev, které přenos dat přes lidské tkáně nabízí, jako například volbu vhodného frekvenčního pásma, tvaru a rozměrů antény či materiálu a technologie pro výrobu.

K návrhu antény patří také nástroje pro simulace funkčnosti antény a následné ex-

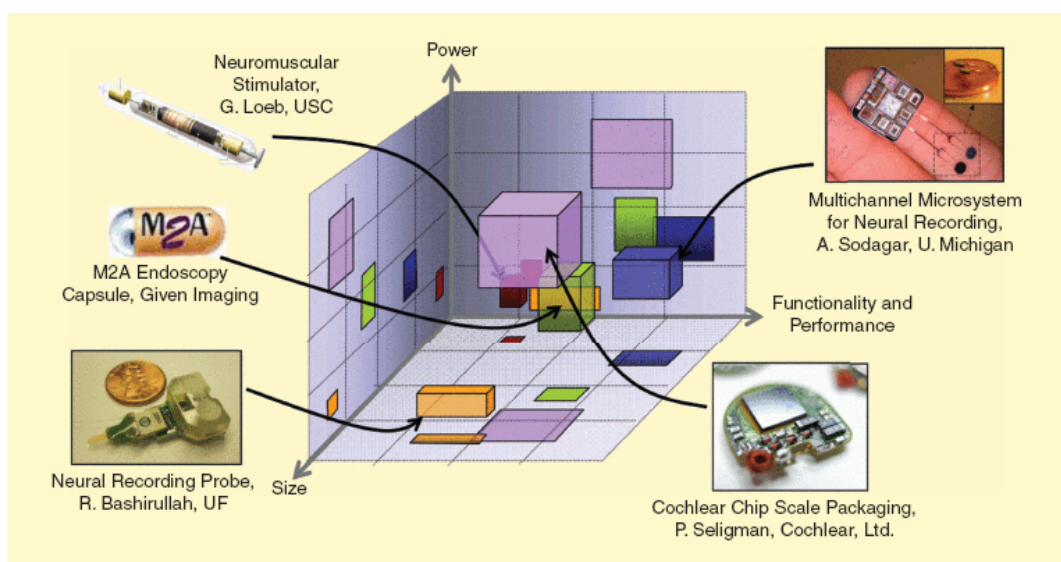
perimentální ověření vyrobené antény, které se provádí in vitro - v umělých modelech napodobujících elektrické vlastnosti lidských tkání, či in vivo - za použití zvířete případně i člověka jako testovacího subjektu [1]. Jednotlivé softwary i testovací metody mají své výhody a nevýhody, které budou dále v práci rozebrány.

Na základě provedené rešerše je navržena vlastní in-body anténa pro použití v endoskopické kapsli a provedena simulace v programu CST Microwave Studio. Zvolené řešení je odůvodněno a pro danou anténu je uvedena též technická dokumentace.

2

Wireless Body Area Network

Zařízení, která fungují v oblasti lidského těla, se dají souhrnně označit jako systém WBAN - Wireless Body Area Network. Několik příkladů takových zařízení je zobrazeno na obr. 2.1 i s porovnáním některých vlastností. Využití těchto systémů si získává již několik let stále větší popularitu a nabízí neuvěřitelnou řadu možností v lékařské péči.



Obr. 2.1: Parametrizace hardwaru různých biomedicínských zařízení z hlediska velikosti, napájení a výkonu |Převzato z [5]|

Základním elementem této komunikace jsou antény, které se dělí do třech základních skupin [4].

- Off-body antény, jež se nachází na povrchu lidského těla a vysílají do volného prostoru, obvykle na vzdálenost několika metrů. Může se jednat o přenos změřeného parametru od těla do základové stanice.
- On-body antény spolu vzájemně komunikují pomocí vln šířících se po povrchu těla. Využití nachází například při monitorování hladiny cukru a ovládání inzulínové pumpy.

- In-body antény jsou umístěné uvnitř lidského těla a vysílají přes vrstvy tkání.

Každý z těchto druhů má své využití a společně dokážou zajistit vzdálený přístup ke zdravotnímu stavu pacienta včetně sledování vnitřních orgánů v reálném čase. Další části práce se zabývají především in-body anténami, které jsou velice komplexní a při jejichž návrhu je nutné zvažovat celou řadu aspektů.

In-body zařízení mohou sledovat fyziologické parametry, potom je nazýváme senzory, nebo jistým způsobem stimulovat nervový systém, tj. stimulatory. Rozlišovat je můžeme také podle způsobu, jakým jsou do těla aplikovaná, na tzv. Implantables, Injectables a Ingestibles.

Nejčastěji jsou zastoupená Implantables, tedy implantovatelná zařízení, která jsou do lidského těla vložena během chirurgického zákroku. Nejdůležitějším faktorem je zde pravděpodobně dlouhodobá biokompatibilita. Ukázkou mohou být implantované kardiostimulatory, defibrilatory, monitorování intrakraniálního či kardiovaskulárního tlaku nebo vizuální protézy, stimulatory sítnice a kochleární implantáty.

Další druh jsou zařízení Injectables, v překladu „vhodná pro aplikaci injekční jehlou“. Mohou mít funkci mikrosenzorů, například pro sledování množství kyslíku v okolních tkáních, čehož se využívá ve sportovním odvětví. Fungují také jako mikrostimulatory, ale ty jsou prozatím spíše v experimentální fázi. Slibují však do budoucna pomáhat při léčbě ramenní subluxace po mrtvici, kolenní osteoartrózy či dokonce bolesti hlavy zvané hemikranie nebo spánkové apneje. U těchto zařízení je s ohledem na jejich miniaturní rozměry hlavním tématem výroba a napájení.

Třetí druh jsou Ingestibles - zařízení vhodná pro spolknutí. Obvykle jsou ve formě pilulky, kterou pacient spolkne, a zatímco prochází zažívacím traktem, pořizuje snímky nebo přenáší obraz v reálném čase. Kromě obrazových senzorů mohou kapsle sledovat různé fyziologické parametry nebo dokonce doručovat léky na určité místo. Do této kategorie patří i bezdrátová kapslová endoskopie, anglicky Wireless Capsule Endoscopy (WCE), pro kterou bude určena později navržená anténa [1].

3

Přehled in-body antén

U antén pro zařízení určená k fungování uvnitř lidského těla existuje celá řada omezení a podmínek, se kterými se při návrhu běžných antén setkat nemusíme. V následující kapitole je rozebráno, která frekvenční pásma jsou pro technologii použitelná, jaká geometrie se hodí pro danou aplikaci a samozřejmě jak celý návrh ovlivňují vlastnosti lidských tkání.

3.1 Požadované vlastnosti in-body antén

Obecně se dá říct, že v první řadě je třeba myslet při vytváření nových komponentů na fyzický tvar a rozměry. Pro anténu je velkou výhodou, když je možné ji namontovat na již existující hardware a je přizpůsobená tvaru a velikosti komerčně využívaných zařízení, o tom vypovídá tzv. form factor. Například pro kardiostimulátory je tedy lepší volit plošné antény, zatímco pro urinární implantáty raději tvar šroubovice [6]. Pro všechny platí požadavek na co nejmenší velikost, hmotnost a nízký profil.

Kromě požadavků na fyzický tvar antény je nutné zabývat se biokompatibilitou, zajistit pokud možno elektrickou izolaci od těla či nejen pomocí vhodně zvoleného frekvenčního pásma co nejvíce snížit ztráty při přenosu [2].

3.2 Bezpečnost přenosu pro lidský organismus

Kritickým faktorem při návrhu bezdrátového komunikačního spojení přes lidské tkáně je bezpečnost. Elektromagnetické pole má na tkáně velký vliv, a proto existují mezinárodní standardy, které vystavení elektromagnetickým vlnám omezují. Klíčovým indikátorem měření absorpce elektromagnetické energie v těle je hodnota SAR (Specific Absorption Rate). Jedná se o specifickou míru absorpce, která může být uvedena jako maximální hodnota pro celé tělo nebo lokální pro tkáň o hmotnosti 1 nebo 10 g a vypočte se podle vzorce

$$SAR = \frac{\sigma \cdot |E|^2}{\rho} [\text{W} \cdot \text{kg}^{-1}], \quad (3.1)$$

kde σ je měrná elektrická vodivost, E efektivní hodnota intenzity elektrického pole a ρ hustota tkání.

Přípustná hodnota se odvozuje podle nárůstu teploty tkání, který elektromagnetická energie způsobí, a již rozdíl 1 °C může být pro metabolické funkce lidského těla škodlivý. Momentálně jsou platné dva limity. Jeden je stanovený Federální komisí pro komunikaci (FCC, Federal Communication Commission) platný v USA a ten omezuje celotělový SAR na $0,08 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ a lokální hodnotu na $1,6 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ v rámci kteréhokoliv 1 g lidského těla [7]. V Evropě je přípustná mez vyšší, lokální SAR dosahuje $2 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ pro kterýchkoliv 10 g tkáně a definuje ho mezinárodní organizace ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) [8].

3.3 Přidělená frekvenční pásma

Volba frekvence u medicínských zařízení je téma, kterým se zabývá řada standardů. Hlavním globálním ukazatelem jsou omezení vydaná FCC, která v průběhu posledních desetiletí stanovila pro tyto účely několik frekvenčních pásem.

Jedno z prvních bylo MICS (Medical Implant Communication Service), které se nachází mezi 402 až 405 MHz a FCC ho stanovila již v roce 1999 [9]. Stále se často uvádí jako momentální standard pro komunikaci in-body zařízení a většina návrhů s ním pracuje. V roce 2009 přišlo rozšíření ve formě tzv. MedRadio (Medical Device Radiocommunications Service) na rozsah 401-406 MHz, ke kterému patří ještě další kanály mezi 400 až 500 MHz se šířkou pásma 6 MHz. V roce 2012 bylo v rámci MedRadio ustanoveno též pásmo od 2360 do 2400 (resp. 2390) MHz.

Dalším standardem definovaným FCC je WMTS (Wireless Medical Telemetry Service), který obsahuje pásma např. 608-614 MHz, 1395-1400 MHz nebo 1427-1432 MHz. Využívá se především pro telemetrická zařízení, ale je nutné počítat s možnou interferencí s televizním vysíláním nebo soukromými mobilními licencemi.

Řada návrhů pracuje také s centrální frekvencí 2,45 GHz pásma ISM (Industrial, Scientific and Medical Radio), které je celosvětově uznávané pro nejrůznější využití, a tudíž se musí počítat s vysokou pravděpodobností interference s dalšími zařízeními.

V roce 2015 byla vytvořena tzv. EWA (Enterprise Wireless Alliance) pro koordinaci využívaných frekvencí v medicínských bezdrátových zařízeních [9].

Antény pracující v doposud zmíněných frekvenčních pásmech jsou úzkopásmové, zatímco zájem vědců po celém světě, kteří se návrhem in-body antén zabývají, směřuje k využití UWB (Ultra Wide Band), tj. 3,1-10,6 GHz [10]. Výše zmíněná pásma, především 401-406 MHz, jsou výhodná z pohledu nižších ztrát při průchodu biologickými tkáněmi, protože útlum v tkáních roste rapidně se zvyšující se frekvencí [3]. Omezují však rychlost přenosu dat, což je především u enteroskopických vyšetření velice důležité. U endoskopických či koloskopických kapslí je vyžadován vysokorychlostní přenos obrazových dat a ten by mohla širokopásmová anténa nabídnout při zachování malé spotřeby a rozměrů [8].

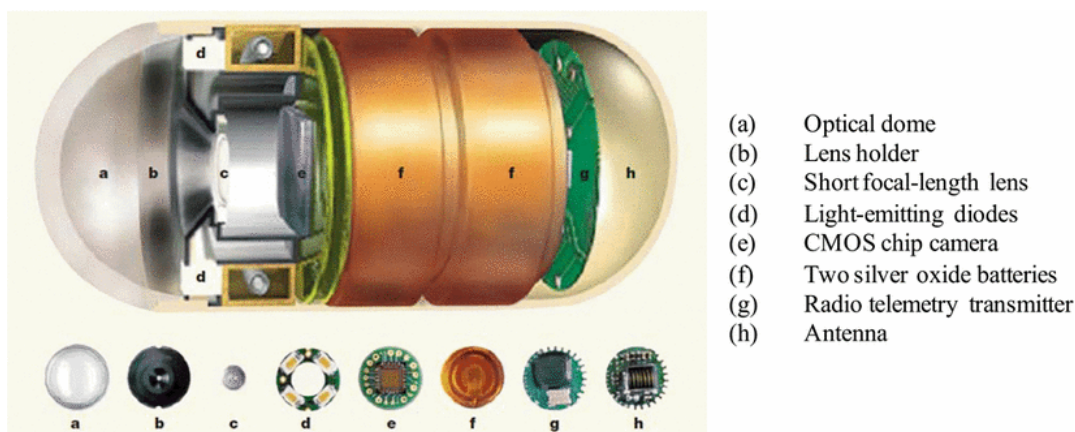
Jak již bylo zmíněno, elektrické vlastnosti tkání jako měrná vodivost, charakteristická impedance nebo dielektrická konstanta jsou silně frekvenčně závislé. Pro konstrukci spolehlivého bezdrátového spojení do resp. z lidského těla musí být tkáň charakterizovaná jako médium pro šíření vln a jejich vlastnosti dobře známé pro uvažovanou frekvenci. Software pro simulaci elektromagnetického pole má tyto hodnoty v sobě často již zabudované, ale existují i volně přístupné databáze, kde je možné si například vygenerovat graf permitivity a konduktivity ve zvoleném frekvenčním rozsahu pro jednu z celé řady tkání.

3.4 Kapslová endoskopie

V medicíně je použití bezdrátové komunikace stále častější a při všech enteroskopických vyšetřeních je velice populární. Prototyp endoskopické kapsle představil již v roce 2000 Paul Swain, který se později spojil s firmou Given (Gastro Intestinal Video Endoscopy) Imaging, jedním z největších výrobců těchto zařízení současnosti [11]. V České republice byla tato metoda zavedena v roce 2002 v pražském IKEMu. Typické uspořádání kapsle je na obr. 3.1. Následně se v průběhu let přidala kapsle určená pro jícen (2004) a tlusté střevo (2008). Na našem trhu jsou k dispozici systémy firem

- Given Imaging: PillCam SB3, PillCam ESO a PillCam Colon2,
- Olympus: Endocapsule 2,
- Capsovision: CAPSOCAM,
- Intromedie: MIROCAM.

V praxi se endoskopická kapsle využívá především pro vyšetření krvácení tenkého střeva a počítá se s osmi až deseti hodinami provozu a zorným polem 172° [12]. Jednotlivé kapsle mají odlišné rozměry a při návrhu in-body antén by se měly zohlednit.



Obr. 3.1: Endoskopická kapsle |Převzato z [18]|

Bohužel u nás vyšetření endoskopickou kapslí zatím není hrazeno pojišťovnami, zařízení je jen na jedno použití a vzhledem k tomu je velice drahé. Kromě všech snah

o zlepšení rychlosti přenosu, biokompatibility a dalších rozebíraných vlastností by bylo pro praxi velice důležité snížení výrobní ceny.

3.5 Navrhované tvary a rozměry antén

Při návrhu in-body antén je nutné respektovat fyzické rozměry již existujících zařízení a přizpůsobit jim celou geometrii. Požadavku na miniaturizaci napomáhá i fakt, že rychlost šíření elektromagnetických vln je při průchodu tkáněmi snížena, vlnová délka je kratší, a antény jsou tedy typicky více než desetkrát menší oproti svým ekvivalentům pro volný prostor [2]. Kromě toho se využívá celá řada metod pro miniaturizaci rozměrů, protože zařízení WBAN jako taková jsou velice malá a jen část z nich tvoří prostor vymezený pro antény. Je tedy třeba využít tento prostor pokud možno co nejefektivněji. Pro kapslovou endoskopii jsou velikosti některých komerčně vyráběných kapslí uvedené v tab. 3.1. Jedná se o vnější rozměry kapslí, přičemž stěna je silná standardně 0,5 až 1 mm.

Tab. 3.1: Přehled komerčně vyráběných kapslí

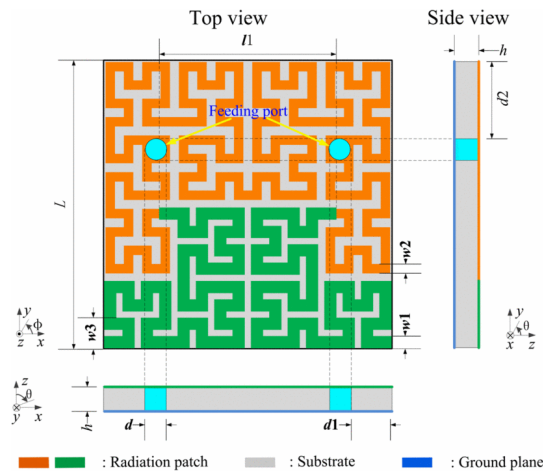
Druh kapsle	Fyzické rozměry [mm ²]
PillCam	11×26
EndoCapsule	11×26
MicroCam	11×24
OMOMCapsule	13×27,9
SmartPill	13×26

In-body antény mohou být rozděleny do tří skupin: drátové, planární tištěné a konformní tištěné antény. Planární tištěné antény jsou náročnější na integraci a stejně jako drátové zabírají více prostoru v kapsli [13]. Výhodnější je proto použití konformních tištěných antén, které jsou vyráběny speciálními technologickými postupy a jejichž tvar je možné přizpůsobit libovolné mechanické konstrukci.

Anténu lze například přizpůsobit vnitřní straně pláště kapsle (viz obr. 3.3a) nebo je možné umístění ve vrchlíku kapsle, kde je na anténu často vyhrazený prostor.

Tištěné neboli mikropáskové či flíčkové antény mohou mít prakticky libovolný tvar, např. obdelníkový, kónický, prstencový aj. Mohou být realizované jako vodivá ploška nebo formou štěrbin [14]. Doporučovaný je spirálový nebo serpentinový tvar antény [1] [15] a řada výzkumů se zabývá PIFA (Planar Inverted-F Antenna), planární anténou ve tvaru obráceného F [16] [1]. Zajímavý je návrh podle Hilbertovy křivky (viz obr. 3.2), což je fraktálová křivka, jejíž využití vede k prodloužení efektivní proudové cesty a tím i miniaturizaci antény [17].

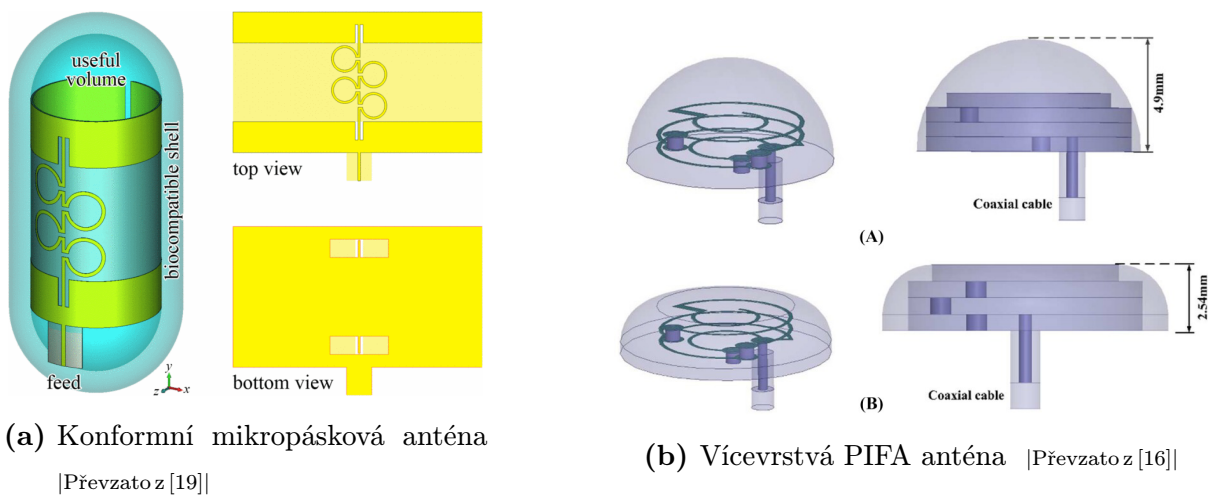
S konformní anténou je možné lépe vyplnit hemisferický prostor v kapsli a příklad realizace je anténa PIFA přizpůsobená tvaru kulové úseče nebo kulové vrstvy (viz obr. 3.3b).



Obr. 3.2: Příklad antény navržené podle Hilbertovy křivky |Převzato z [17]|

Výborných výsledků dosahuje také například konformní dielektrická rezonanční anténa tvaru polokoule podle návrhu v [18].

Možností je celá řada a návrh vždy závisí na konkrétní aplikaci.



(a) Konformní mikropásková anténa
|Převzato z [19]|

(b) Vícevrstvá PIFA anténa |Převzato z [16]|

Obr. 3.3: Příklady konformních antén

3.6 Výroba in-body antén a použité materiály

Ve výrobě in-body antén dominují mikropáskové či flíčkové antény. Jedná se o kovový prvek na tenké vrstvě dielektrického materiálu, který má na druhé straně kovovou protiva s nulovým potenciálem. Dielektrická vrstva se nazývá substrát a anténní prvek je nejčastěji tvořený mědí [20], a to různými způsoby. U planárních tištěných antén se jedná většinou o standardní postup při výrobě plošných spojů, tedy fotolitografii.

U konformních antén se objevují nové metody, které umožňují tvarování celé desky. Kovový prvek může být například pro nositelné antény vytvořen na textilní látce pomocí vyšívání či přímo při tkaní dané látky [21].

Další z možností je tisk prvku na takřka libovolný substrát. Jedna z firem nabízející tisk elektronických komponentů včetně antén je Aerosol Jet Print. Jejich technologie nabízí tisk na 2D či 3D podklad. Při tisku prochází tryskou proud kapek inkoustu a stlačeným vzduchem je urychlován a nasměrován pro vytvoření požadovaného motivu. Při tisku nedochází ke kontaktu mezi tryskou a povrchem, kapky se přenáší do vzdálenosti 2-5 mm a právě to umožňuje použití 3D podkladů. Na výběr je řada vodivých inkoustů na bázi mědi, zlata či stříbra, dielektrických, kompozitních či dokonce biologických materiálů. Komerčně využívané materiály jako inkousty tvořené nanočásticemi byly uzpůsobené i k tisku na plastové podklady s nízkou teplotou tání. Velikost tištěných prvků se pohybuje od deseti mikronů do jednotek milimetrů [22].

Substrát je kompozitní materiál, tvořený výztuží a jedním z termoplastů, např. PTFE (polytetrafluorethylen) jinak nazývaný teflon, PI (polyimid) nebo PEEK (polyetheretherketon). Komerčně využívané druhy substrátů jsou uvedené v tab. 3.2, přičemž nejvyužívanější jsou lamináty z různých sérií produktů firmy Rogers.

Tab. 3.2: Substrátové materiály [23][17][10][13][8][24][6][15][25]

Materiál	Rel. permitivita ϵ_r [-]	při f [GHz]	Ztrátový činitel $\tan\delta$ [-]
Rogers RO3010	10,2	8-40	0,0022
Rogers RO3210	10,2	8-40	0,0027
Rogers RT/duroid 6010	10,2	8-40	0,0023
Rogers XT/duroid 8000	3,23	8-40	0,0049
Rogers TMM 10i	9,9	8-40	0,002
ULTRALAM 3850 HT	2,9	10	0,0025
D51 (NTK)	30	5	0,000038
Macor	5,67	8,5	0,0071
DuPont	3,4	10	0,03

Kovová vrstva se pokrývá tzv. superstrátem. To je dielektrický materiál, který slouží ke snížení elektromagnetické vazby mezi anténou a tkáněmi. Tato izolace snižuje vliv na impedanční charakteristiku antény [24], zvyšuje odolnost proti rozladění [13], snižuje odrazivost elektromagnetických vln na rozhraní s tkáněmi [25] a mimo jiné předchází erozi [17]. U materiálu superstrátu je velice důležitá biokompatibilita; příklady používaných variant jsou uvedené v tab. 3.3.

Při snaze o zmenšení celkových rozměrů antény není nutné umístit superstrát po celé ploše, ale jen přes oblasti s větším proudem [15]. Jako superstrát je možné využít také plášť kapsle [24]. Pro lepší dielektrické zatížení se vnitřek kapsle vyplní materiálem s vysokou permitivitou, například vodou [19] nebo glycerinem [8].

Tab. 3.3: Superstrátové materiály

Materiál	Rel. permitivita ε_r [-]	Ztrát. činitel $\tan\delta$ [-]	Tloušťka [mm]	
Silikon	3,1	0,0025	3	[15]
RH-5	1,0006	$\leq 0,0001$	1	[2]
Parylene C	2,95	0,013	0,02	[17]
Teflon	2,25	0,001	-	[23]
Keramika	27,9	0,001	1	[19]
Polykarbonát	2,8	-	1	[10]
Alumina Al_2O_3	9,9	0,0001	-	[24]

4

Měření a vyhodnocování navržených in-body antén

Návrh i analýza in-body antén se musí přizpůsobit tomu, že nejsou určeny k provozu ve volném prostoru. Měřené parametry jsou tedy standardní, ale měly by být vyhodnocovány v prostředí, ve kterém se předpokládá použití antény. Tvoří se různé modely ekvivalentní lidským tkáním. Ty se liší především složitostí návrhu, a to jak v simulačních softwarech, tak při měření prototypů.

4.1 Pasivní elektrické vlastnosti tkání

Lidské tělo je složitou kombinací tkání s různými elektrickými vlastnostmi, které jsou navíc extrémně frekvenčně závislé [10]. Tkáně ovlivňují elektromagnetické pole především na základě obsahu vody a iontů. Větší část těla je na tekuté bázi, což má za následek vysokou míru útlumu, zatímco například kostra způsobuje difrakci a odrazivost na určitých frekvencích [7]. Obsah vody v těle ovlivňuje i věk člověka; při jeho zvážení během návrhu bývá jako příklad použito 55 let [8]. Lidské tkáně mají obecně vysokou elektrickou vodivost, jejímž výsledkem jsou vysoké ztráty šířením. Měření pasivních elektrických vlastností jsou prováděna u živých pacientů či mrtvých těl.

Pro kapslovou endoskopii je nejdůležitější trávicí soustava, ve které jsou relevantní čtyři hlavní části uvedené v tab. 4.1. Mají odlišný průměr, délku, tloušťku stěny, umístění a jsou vzájemně propojené.

Tab. 4.1: Části trávicí soustavy |Převzato z [10]|

Orgán	Délka [m]	Tloušťka stěny [mm]
Jícen	0,23-0,28	2,43
Žaludek	0,25-0,3	3,3-6,5
Tenké střevo	7	3
Tlusté střevo	1,5	3-5

Pasivní elektrické vlastnosti tkání znamenají elektrickou vodivost a permitivitu. Oba tyto parametry lze čerpat z oficiálních stránek FCC, kde je možné zobrazit vlastnosti téměř 50 druhů tkání vždy pro zadanou frekvenci. Hodnoty jsou založeny na výpočtech podle modelu od Camélie Gabriel ¹.

Další z možností je portál IT'IS [26] (The Foundation for Research on Information Technologies in Society), což je nezávislá nezisková výzkumná nadace zaměřená na zvyšování bezpečnosti a kvality vznikajících elektromagnetických technologií. Nadace byla založena v roce 1999 na základě iniciativy a podpory Švýcarského federálního technologického institutu (ETH), globálního bezdrátového komunikačního průmyslu a několika vládních agentur se sídlem v švýcarském Curychu. Její činnosti jsou organizovány ve třech oblastech: Virtuální populace, IT'IS pro zdraví a Elektromagnetický výzkum. Na těchto webových stránkách je dostupná databáze pasivních elektrických vlastností okolo 100 druhů tkání včetně možnosti generace grafu v libovolném rozsahu frekvencí a se zvoleným krokem. V části Virtuální populace jsou kromě této databáze k nalezení různé virtuální modely celého lidského těla, jeho jednotlivých částí i těl zvířat.

4.2 Simulace

Většina výzkumu in-body antén je založená na simulacích [10]. Hlavními nástroji pro numerickou analýzu jsou metoda konečných prvků FEM (Finite Element Method), metoda konečných diferencí v časové oblasti FDTD (Finite Difference Time Domain) a metoda konečných integrací FIT (Finite Integration Technique).

4.2.1 Využívané programy pro simulaci

Často využívaný software pro 3D elektromagnetické simulace vysokofrekvenčních komponentů je CST Microwave Studio (Computer Simulation Technology), které umožňuje řešení v časové i frekvenční oblasti.

Dalším ze softwarových nástrojů je ANSYS HFSS (High Frequency Structure Simulator) založený na metodě konečných prvků ve frekvenční oblasti. Umožňuje vizualizaci 3D elektromagnetického pole a vytváření modelů komponent pro vyhodnocování kvality signálu, ztráty šířením, impedančního nepřizpůsobení, parazitní vazby a jiné [28].

K používaným softwarům patří i SEMCAD X Matterhorn od společnosti SPEAG, partnerské organizace výše zmíněné nadace IT'IS. Konkrétně část určená pro analýzu antén využívá metodu konečných diferencí v časové oblasti [29].

Každá z uvedených společností poskytuje přívětivé uživatelské rozhraní, které spojuje hned několik nástrojů pro simulace různých komponentů. Spolupracují také s modely CAD systému a postup při návrhu by měl být velice intuitivní.

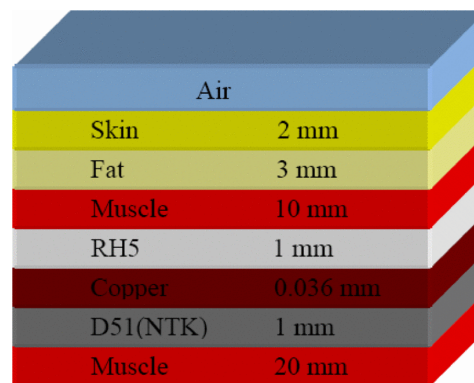
¹„COMPILATION OF THE DIELECTRIC PROPERTIES OF BODY TISSUES AT RF AND MICROWAVE FREQUENCIES“ od Camélie Gabriel v U. S. Air Force Report AFOSR-TR-96

4.2.2 Modely tkání pro simulaci

Vzhledem k tomu, jak složité je lidské tělo při simulaci, je nejdůležitější otázka, jestli vytvořit model co nejrealističtější, nebo raději šetřit čas a výpočetní výkon. Téměř každý model je složený z homogenních vrstev, které mají elektrické vlastnosti ekvivalentní některé z tkání. Při simulaci antény pro endoskopickou kapsli patří k argumentům i to, že stejně nelze určit přesnou pozici v těle, a proto je realistický model zbytečný. Výkon antény je totiž v rámci těla nedeterministický a silně závisí na tom, kde se anténa nachází [19]. Běžně se volí jakýsi střed, kdy jsou nahrazeny některé z tkání. Pokud nebude brán v úvahu požadavek na snížení výpočetního výkonu a času, existuje i řada velice realistických modelů, protože optimalizaci ovlivňují i malé změny. V takových modelech se obvykle simuluje více pozic a variant [8]. Jako dobrý kompromis se zdá využití jednoduššího modelu pro přibližný návrh, protože simulace běží rychleji, a následné využití realističtějšího modelu k finálním úpravám [15].

Pro nejjednodušší model lidského těla se celé nahrazuje průměrnou svalovou tkání. Ta může mít například tvar kvádru [23] nebo koule, která by spíše neměla při simulaci ovlivnit vyzařovací charakteristiku [19].

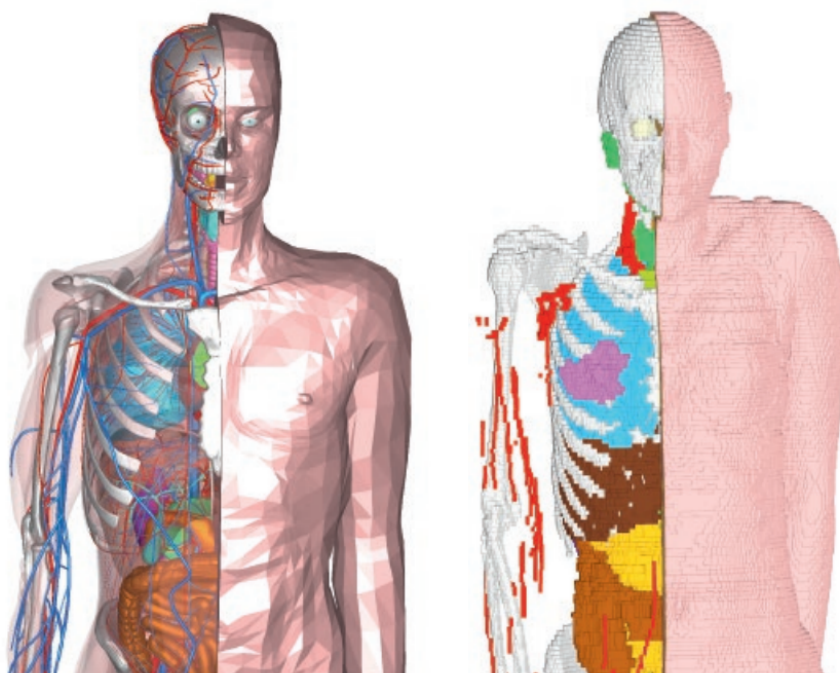
Pokud se model skládá z více vrstev, obvykle jsou tři, a to sval, tuk a kůže. Vrstva kůže je obvykle 2 mm a tuku 3 mm silná, jen množství svalové tkáně se liší, pohybující se od 10 do 30 mm [6] [30] [10]. V některých modelech se přidává ještě druhá vrstva svalů a kost. Jeden z příkladů je uvedený na obr. 4.1.



Obr. 4.1: Příklad použitého modelu tkání |Převzato z [6]|

Pro náročnější simulace je k dispozici řada realistických modelů, které mohou být vytvořené jako homogenní, například v systému CAD, nebo sestavené z voxelů. Voxel je v zásadě 3D varianta běžně používané jednotky pixel, model je tedy sestaven z prostorových elementů. Nejčastěji mají tvar krychle a u modelů lidského těla se délka hrany pohybuje v řádu jednotek milimetrů. Nejen CST (viz obr. 4.2) poskytuje oba druhy mužských i ženských postav různého věku a tvarů. Tyto modely jsou založené na reálném měření magnetickou rezonancí a počítačovou tomografií. Příklad volně použitelného modelu je projekt univerzity Yale jménem Zubal Phantom. Ten je vytvořený podle snímků dvou dospělých mužů pro celé tělo s rozměry izotropního voxelu 4 mm a zvlášť pro hlavu

s rozměry voxelu 1,5 mm [31].



Obr. 4.2: Příklad homogenního modelu (vlevo) a voxelového modelu (vpravo) od CST
[Převzato z [27]]

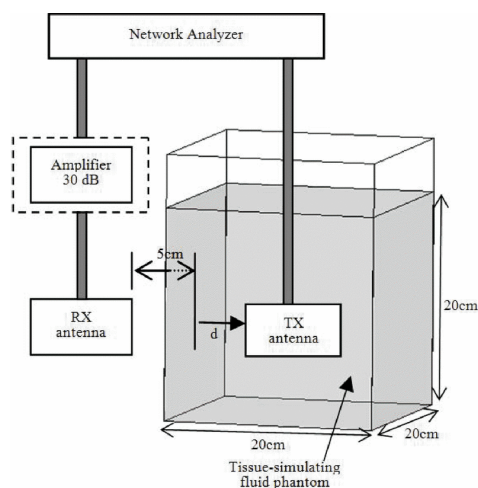
4.3 Měření

Jak již bylo zmíněno, většina výzkumu je tvořena na základě simulací. Ke skutečnému měření jakožto k finálnímu kroku při návrhu in-body antén je již potřeba vyrobit prototyp antény a také skutečný model lidských tkání.

4.3.1 Modely pro měření

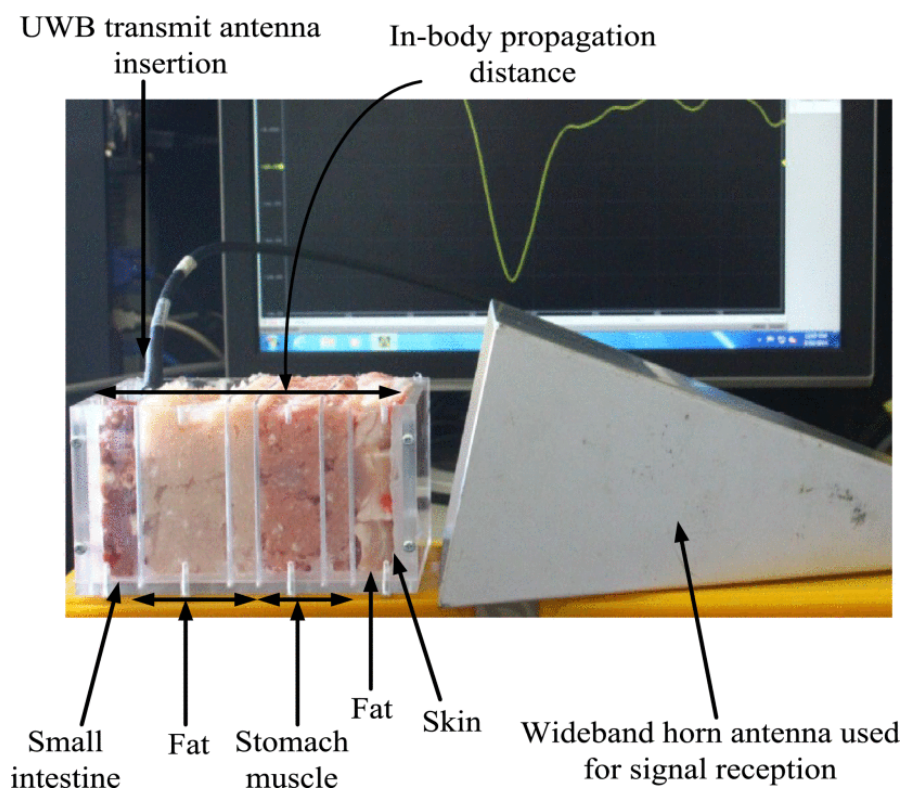
V první řadě se pro měření využívá tzv. tekutý fantom. Jedná se o gel, který přibližně nahrazuje pasivní elektrické vlastnosti tkání. Pro jejich dosažení existuje několik receptur, v zásadě jde ale vždy o variaci spojení vody, cukru a soli. K deionizované vodě může být přidán z cukrů například polysacharid TX-151 [15] nebo sacharóza $C_{12}H_{22}O_{11}$ [18] [13] pro snížení permitivity a sůl představuje klasický chlorid sodný NaCl, kterým se zvyšuje vodivost. Na základě mírné variace koncentrací těchto tří složek lze přizpůsobit vlastnosti fantomu. Fantomem se plní nádoba, která může mít tvar kvádru (viz obr. 4.3) [18] nebo například podobu skleněné koule o průměru 100 mm [13].

Kromě tekutého fantomu lze nahradit lidské tělo například použitím modelu z tkání prasete. Tyto tkáně poskytují blízkou aproximaci dielektrických vlastností lidských tkání. Vzorky kůže, tuku, žaludečního svalu a tenkého střeva jsou vloženy do nádob z vysoce



Obr. 4.3: Diagram pro měření přenosových ztrát v tekutém fantomu [Převzato z [18]]

dielektrického polykarbonátu s příměsí chloridu thallného. Tato kombinace má dielektrickou konstantu blízkou tkáním, a tudíž minimalizuje odrazy na oddělovacích stěnách. Ze stejného důvodu je na stěny nádob navíc nanesený glycerin. Sestavení experimentálního měření je zobrazeno na obr. 4.4.



Obr. 4.4: Experimentální měření ztrát šířením s použitím prasečích tkání [Převzato z [8]]

4.4 Měřené parametry antén

Mezi nejdůležitější sledované vlastnosti antény patří její účinnost η . Může se jednat o účinnost vyzařovací (η_{rad}) či celkovou (η_{tot}). Vyzařovací účinnost vyjadřuje, jak dobře anténa převádí výkon na vstupních svorkách (P_{vst}) na výkon vyzařený (P_{vyz}) podle

$$\eta_{\text{rad}} = \frac{P_{\text{vyz}}}{P_{\text{vst}}}. \quad (4.1)$$

Respektuje přitom ztráty v dielektriku a konečnou vodivost antény. Účinnost určená jako poměr výkonů je vyjádřena bezrozměrně a pohybuje se mezi 0 a 1. Efektivní a často využívané je vyjádření v procentech či decibelech. Celková účinnost oproti vyzařovací bere v úvahu také možné impedanční přizpůsobení podle vztahu

$$\eta_{\text{tot}} = \eta_{\text{rad}} \cdot \eta_{\text{M}}. \quad (4.2)$$

Člen η_{M} představuje koeficient přenosu, značený též písmenem p , a definuje vztah mezi přeneseným a odraženým výkonem na vstupu antény. Pro stejný účel je zavedený také koeficient odrazu ρ . Jejich vzájemný vztah je

$$\eta_{\text{M}} = p = 1 - \rho^2. \quad (4.3)$$

Pro koeficient odrazu existuje označení ρ , Γ nebo S_{11} jakožto jeden z parametrů S-matice a patří mezi nejvyužívanější parametry pro charakteristiku antén. Matice S-parametrů slouží k popisu vysokofrekvenčních n-portových obvodů a definuje vztahy mezi normalizovanými komplexními napěťovými vlnami na vstupu a výstupu systému. Podle parametru S_{11} se určuje i impedanční šířka pásma. V rámci frekvenčního rozsahu, pro který se S_{11} pohybuje pod hodnotou -10dB, se dá anténa považovat za přizpůsobenou.

Pomocí koeficientu odrazu je možné vyjádřit činitel stojatých vln ČSV (angl. SWR - Standing Wave Ratio) vztahem

$$SWR = \frac{1 + \rho}{1 - \rho}. \quad (4.4)$$

ČSV také běžně slouží jako ukazatel impedančního přizpůsobení. Pokud je anténa impedančně přizpůsobená, nedochází ke stojatému vlnění, a tedy ztrátám energie.

Důležitým nástrojem při popisu charakteristiky antény je vyzařovací diagram. Může se jednat o matematickou funkci nebo grafickou reprezentaci vyzařovaných vlastností antény jako funkce prostorových souřadnic. Úplný 3D diagram je zobrazen v kulových či válcových souřadnicích a jeho 2D řezem ve zvolené rovině se dá získat 2D polární diagram. Mezi zobrazované vyzařovací vlastnosti se řadí například hustota výkonu, intenzita vyzařování, intenzita pole, směrovost, výkonový zisk a další. Výhodné je uvádět tento diagram pro vzdálené pole, protože jeho tvar již není závislý na vzdálenosti od antény [20] [32] [14]. Pro většinu in-body antén je při vytváření vyzařovacího diagramu volená vzdálenost 1 a 3 m.

5

Numerický model in-body antény

Pro vytvoření a vyřešení numerického modelu byl zvolený program CST STUDIO SUITE 2017, konkrétně Microwave Studio s univerzitní licencí Classroom, která s sebou nese jistá omezení. Nejvýznamnějším je pravděpodobně omezený počet buněk generované diskretizační sítě (300 000), kvůli kterému bylo nutné i přes nastavení roviny symetrie snížit jemnost sítě na 8 buněk v rámci jedné vlnové délky. Využit byl simulační modul Time Domain Solver - časová analýza s normalizací na 50Ω a přesností -30 dBi. Okrajové podmínky byly nastaveny jako otevřené s přidaným prostorem.

5.1 Vyžadované parametry

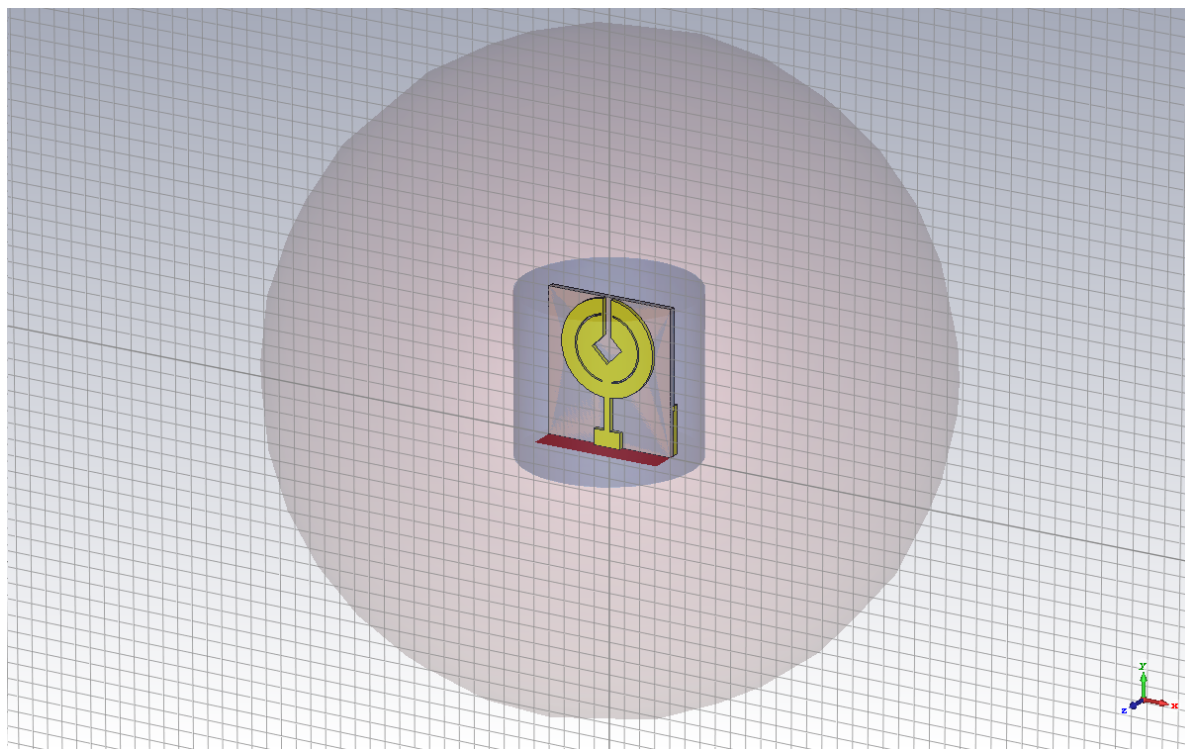
Anténa navržená pro endoskopickou kapsli by měla v rámci možností splňovat některé požadavky. První z nich je všesměrovost. Směrovost obecně vyjadřuje závislost intenzity záření na směru. Pohyb endoskopické kapsle je způsoben peristaltickými pohyby, a tudíž není předvídatelný. Pro příjem signálu je využito hned několik antén, které jsou na lidské tělo připevněny na různých místech. I přesto je vyžadováno, aby bylo vyzařování vysílací antény co možná nejméně závislé na pozici kapsle.

Další ze důležitých parametrů je šířka frekvenčního pásma. Jak již bylo zmíněno dříve v práci, většina komerčně využívaných antén je úzkopásmová. Požadavky na rychlejší přenos dat bez nutnosti složitějšího kódování, které by zvýšilo spotřebu energie, si žádá větší šířku frekvenčního pásma. Proto se velká část výzkumu věnuje možnosti využití technologie UWB (Ultra Wideband). Tyto širokopásmové antény se pohybují v rozsahu 3,1 až 10,6 GHz a jejich šířka pásma musí být minimálně 500 MHz. Hlavní nevýhodou ale zůstává, že při využití vyšších frekvencí se zvyšují i ztráty v lidských tkáních.

5.2 Geometrie modelu

Výchozí tvar a rozměry navržené antény byly zvoleny podle předlohy z [33]. Jedná se o planární flíčkovou anténu určenou pro frekvenční pásmo UWB. Navržená je na substrátu

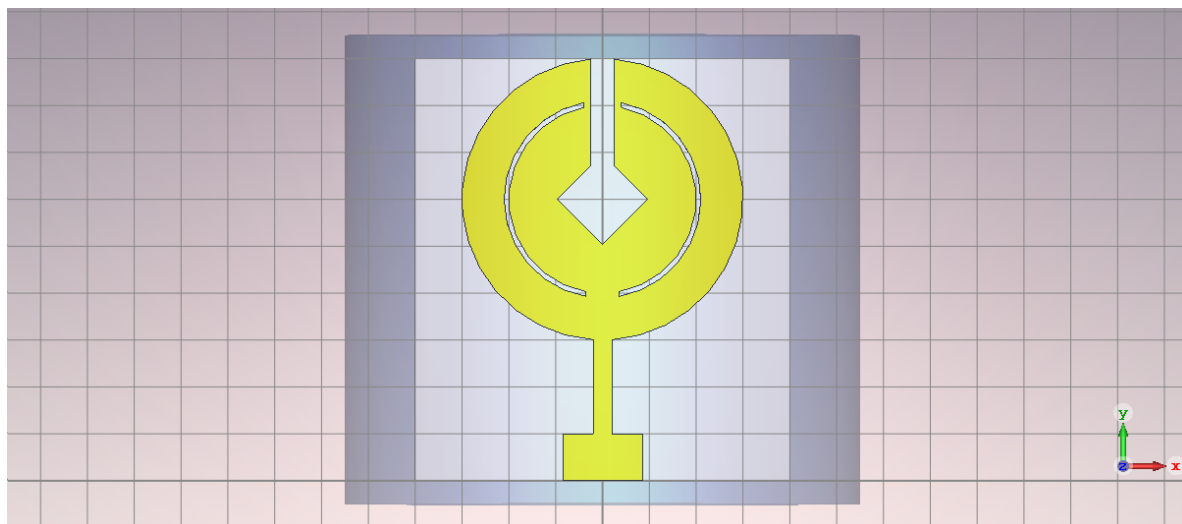
o velikosti $10 \times 9 \text{ mm}^2$ o tloušťce 0,25 mm. Flíček má kruhový tvar s poloměrem 2,25 mm a v něm se nachází dvě pravoúhlé štěrbin. Přizpůsobovací pásek spojuje flíček s napájecím mikropáskem s impedancí 50Ω . Tato anténa má rezonanční frekvenci 8,3572 GHz a je impedančně přizpůsobená v rozsahu 8,1423 až 8,6438 GHz. Anténa je tedy se šířkou frekvenčního pásma 501,8 MHz širokopásmová a také všesměrová. Další práce stejných autorů [34] byla částečně inspirací pro následující úpravy původní antény.



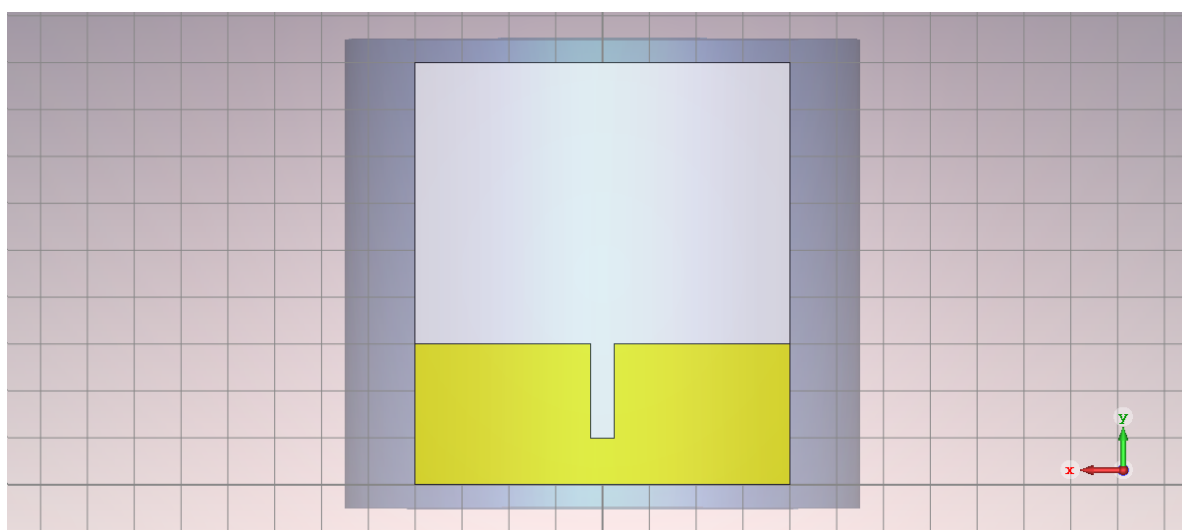
Obr. 5.1: Model antény vložené do svalového fantomu

Rezonanční frekvence numerického modelu vytvořeného v CST Microwave Studio byla snížena na 5,3264 GHz. Tento posun je založen především na zvýšení poloměru kruhového flíčku a zvýšení tloušťky substrátu. Pro dosažení snížení pracovního kmitočtu i impedančního přizpůsobení na 50Ω byl použit optimalizační nástroj CST. Přesné rozměry navržené antény jsou uvedeny v technické dokumentaci A, vytvořené v programu Autodesk Inventor 2016. Při výrobě by měla být splněna tolerance $\pm 0,01 \text{ mm}$.

Model je vsazený do válce, který představuje přibližnou náhradu endoskopické kapsle a zároveň zastává funkci superstrátu. Výška válce je 10 mm a poloměr 5,5 mm. Prostředí lidského těla je pak nahrazeno jednoduchým svalovým fantomem ve tvaru koule o poloměru 20 mm. Zjednodušené modely tkání i kapsle byly nezbytné zejména kvůli omezenému výpočetnímu výkonu a limitovanému počtu buněk generované diskretizační sítě. Celý návrh je vidět na obr. 5.1, 5.2 a 5.3.



Obr. 5.2: Detail navržené antény - přední strana



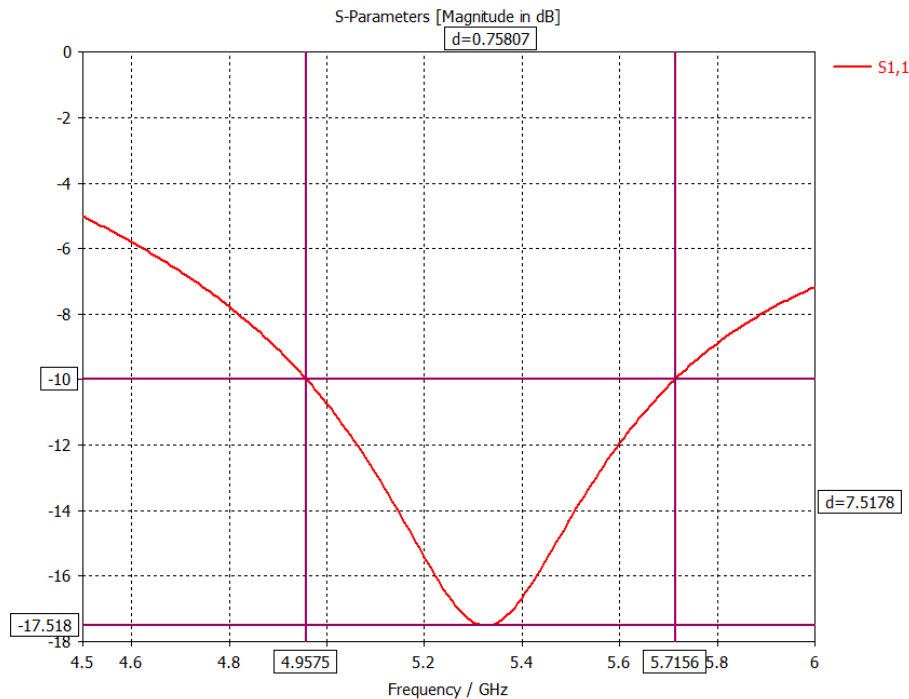
Obr. 5.3: Detail navržené antény - zadní strana

5.3 Použité materiály

Anténní prvek je vytvořen mědí na substrátu Rogers RO3010 s vysokou relativní permitivitou $\epsilon_r = 10,2$. Tento laminát je kompozitní materiál tvořený keramikou a teflonem (PTFE). Model endoskopické kapsle je z teflonu s relativní permitivitou $\epsilon_r = 2,25$. Tento termoplast je v aplikacích WBAN běžně využíván nejen pro svoji biokompatibilitu. Podle výsledků rešerše je možné lidské tkáně nahradit průměrnými vlastnostmi svalů. Pasivní elektrické vlastnosti tkání jsou frekvenčně závislé a hodnoty pro numerický model antény byly převzaty přímo z knihovny CST.

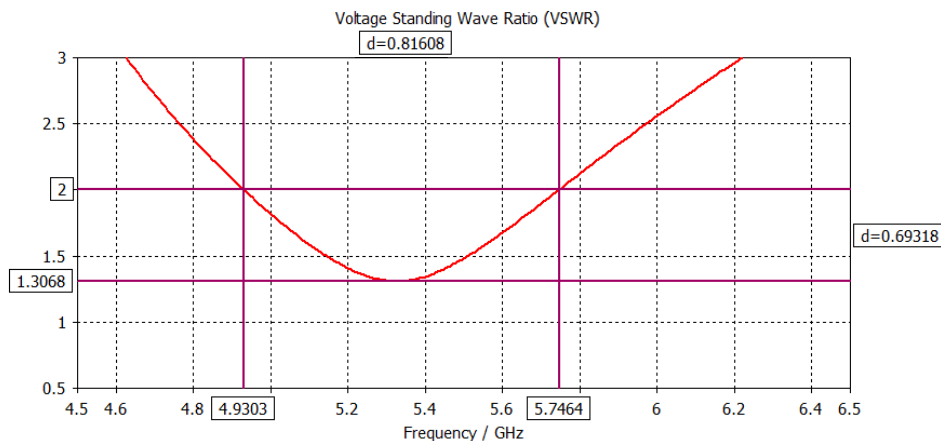
5.4 Výsledky simulace

Jako první parametr byl vyhodnocen koeficient odrazu S_{11} (viz obr. 5.4). Anténa se dá považovat za impedančně přizpůsobenou, pokud je hodnota tohoto koeficientu menší než -10 dB. Rezonanční frekvence je 5,3264 GHz a anténa je přizpůsobená pro kmitočty od 4,9575 do 5,7156 GHz. Impedanční šířka pásma je tedy 758 MHz a anténu je možné označit za širokopásmovou.

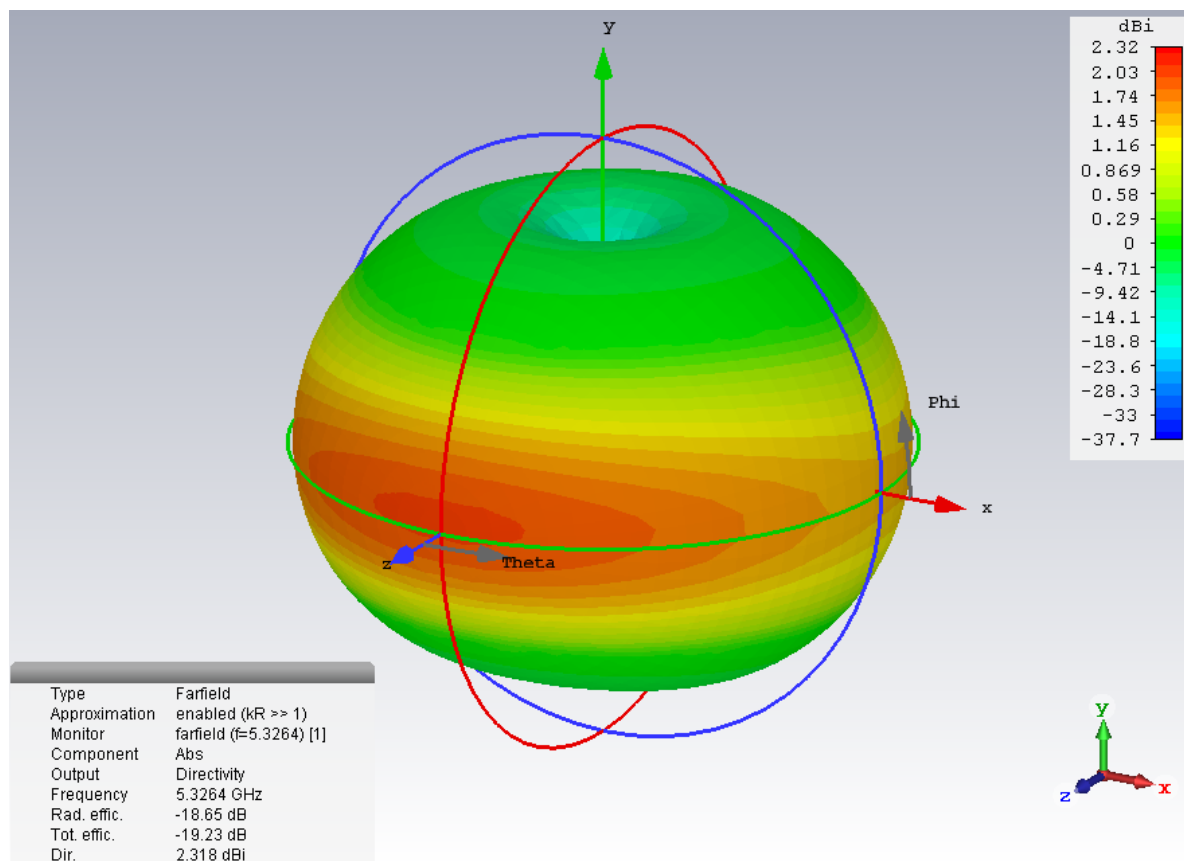


Obr. 5.4: Koeficient odrazu s vyznačenou šířkou impedančního frekvenčního pásma

O přizpůsobení vypovídá také obr. 5.5. V celém rozsahu frekvencí nepřevyšuje hodnota činitele stojatých vln požadovanou hodnotu 2.



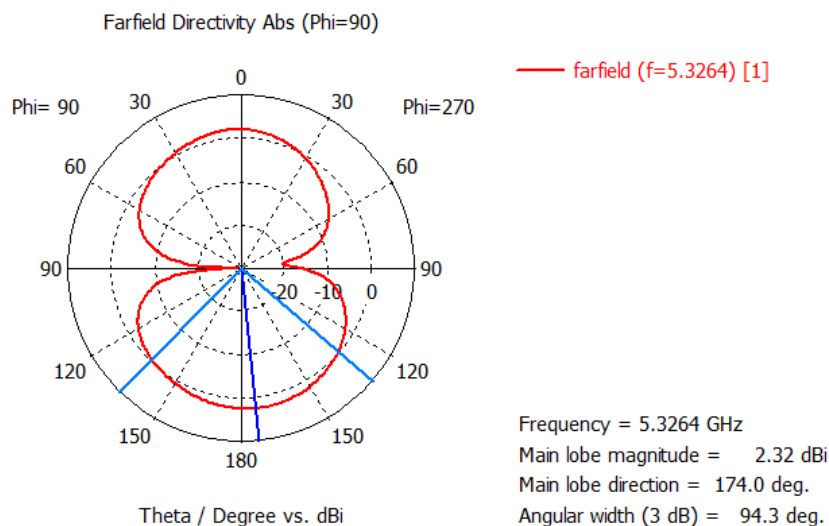
Obr. 5.5: Činitel stojatých vln



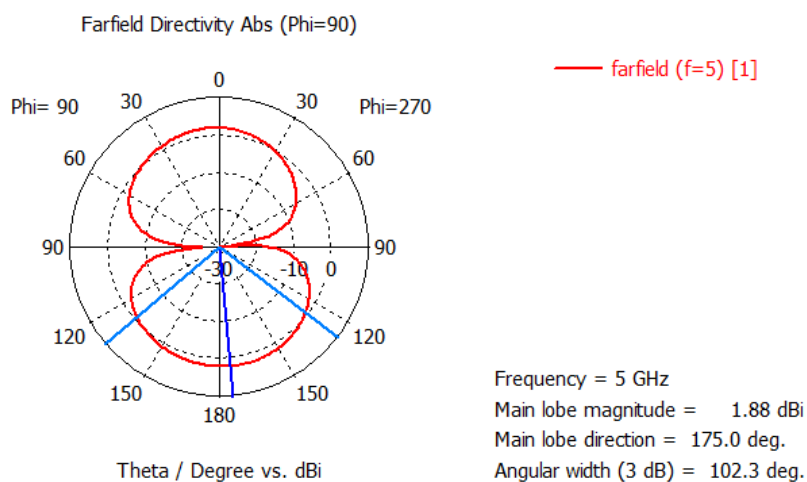
Obr. 5.6: 3D vyzařovací diagram při rezonanční frekvenci 5,3264 GHz

Na obr. 5.6 je zobrazen 3D diagram záření antény při rezonanční frekvenci 5,3264 GHz, vyjadřující směrovou závislost intenzity elektromagnetického pole v amplitudě. V diagramu je znázorněno, že maximální směrovost antény je 2,32 dBi.

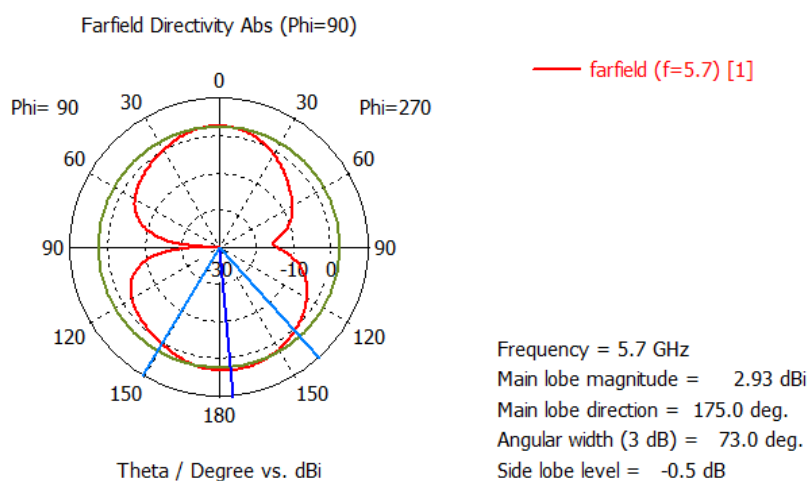
Pro lepší představu o chování antény jsou uvedeny také 2D řezy amplitudovou charakteristikou na obr. 5.7, 5.8, a to v rovině H a v rovině E pro kmitočet rezonanční a kmitočet u začátku a ke konci uvažovaného frekvenčního pásma. V horizontální rovině E ($\phi = 0^\circ$) je diagram převážně kruhový, ve vertikální rovině H ($\phi = 90^\circ$) vykazuje určitou směrovost. Jedná se o typický tvar vyzařování všesměrové antény.



(a) Rezonanční frekvence 5,3264 GHz

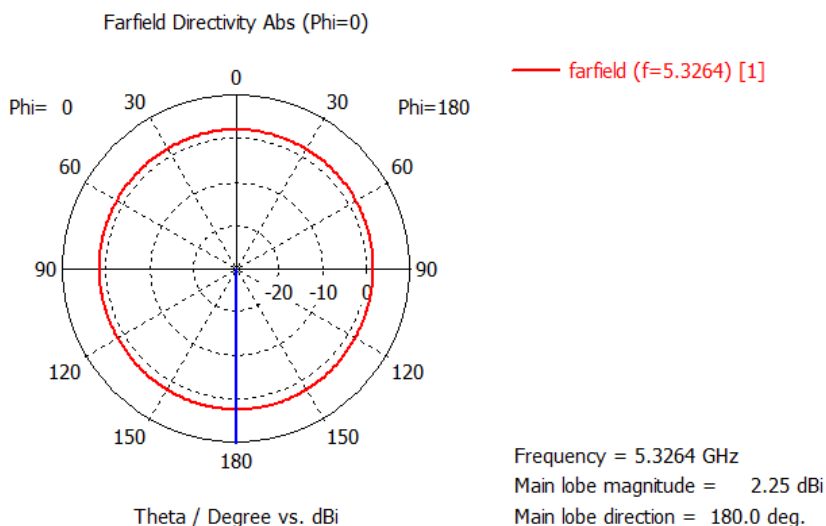


(b) Frekvence 5,0 GHz

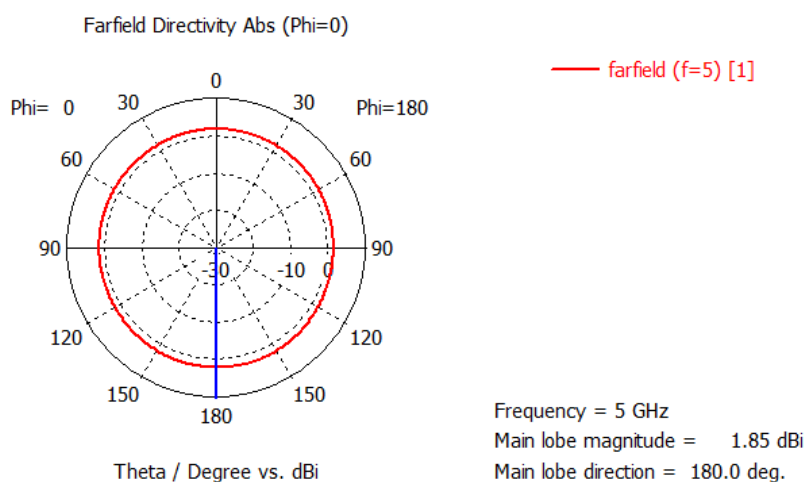


(c) Frekvence 5,7 GHz

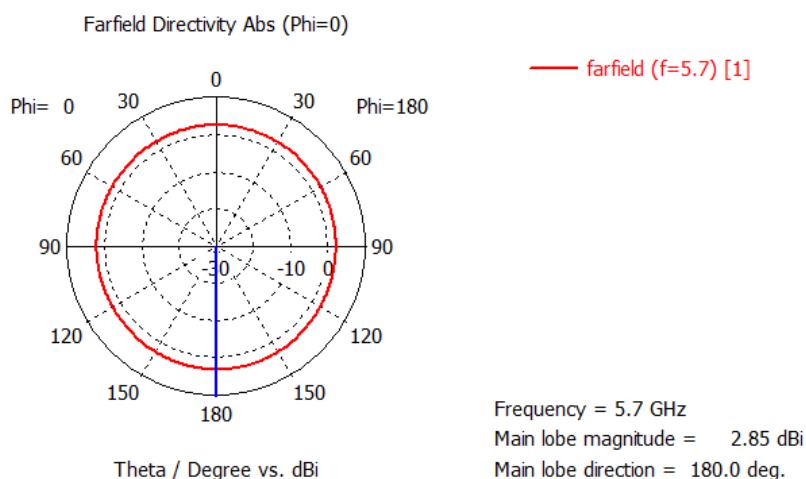
Obr. 5.7: 2D vyzařovací charakteristiky - řez v rovině H



(a) Rezonanční frekvence 5,3264 GHz



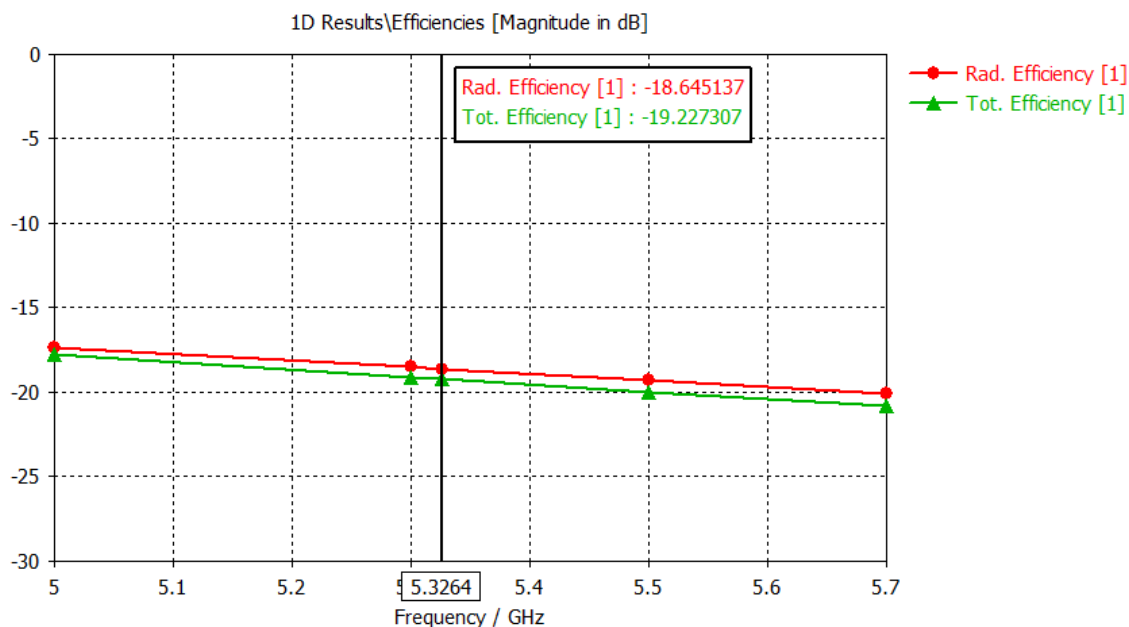
(b) Frekvence 5,0 GHz



(c) Frekvence 5,7 GHz

Obr. 5.8: 2D vyzařovací charakteristiky - řez v rovině E

Posledním sledovaným parametrem je účinnost antény. Jak je vidět na obr. 5.9, CST vyhodnocuje vyzařovací (Radiation) a celkovou (Total) účinnost. Vyzařovací je určena jako poměr výkonu vyzařeného a vstupního. Celková se pak od vyzařovací liší tím, že zohledňuje navíc ztráty způsobené impedančním nepřizpůsobením. Pro řadu in-body antén navržených pro kapslovou endoskopii je typická poměrně nízká účinnost, hodnoty se pohybují pod 0,1 % (≤ -30 dB) [19]. Účinnost navržené antény je okolo 1 % (-20 dB), čímž přesahuje běžný standard.



Obr. 5.9: Účinnost v rozmezí uvažovaného frekvenčního pásma

6

Závěr

Zadáním této práce byly in-body antény, což je velice rozsáhlé, komplexní a zajímavé téma. Návrh a výroba těchto antén i zařízení, která s nimi pracují, se rychle rozvíjejí a pro správný postup je nezbytné rozumět všem aspektům takových aplikací. Nejedná se jen o znalosti technické, ale o spojení zkušeností z různých oborů a navíc s významným praktickým využitím a právě to činí toto téma složitým a pozoruhodným.

V rešeršní části práce jsou rozebrána různá omezení, doporučení a využití in-body antén, přičemž hlavním bodem zájmu jsou antény pro kapslovou endoskopii. Řada aplikací funguje v praxi, ale literární zdroje jsou stále poměrně omezené. Vývoj se posouvá velice rychle dopředu a v rešerši je kromě současného využití kladen důraz také na tendence ve výzkumu. Popsány jsou mimo jiné i modely lidského těla pro simulaci nebo reálná měření, simulační programy či některé materiály a technologie výroby in-body antén.

Na základě rešerše byl vybrán vzor planární širokopásmové in-body antény a vytvořen numerický model v CST Microwave Studio. Anténa je pro pásmo UWB a oproti původním 8,3582 GHz byla rezonanční frekvence snížena na 5,3264 GHz. Frekvenční pásmo UWB je výhodné pro možnost zvýšení rychlosti přenosu dat, zároveň ale s frekvencí stoupá i útlum v lidských tkáních. Pohybovat se v rámci UWB s rezonanční frekvencí co možná nejnižší by mohlo být tedy uspokojivé řešení. U antény byla zachována širokopásmovost a rozměry vyhovující umístění i do nejmenší z komerčně využívaných kapslí. Anténa byla vložena do teflonového modelu kapsle a jednoduchého svalového fantomu ve tvaru koule. Při simulaci byla využita časová analýza s normalizací na 50Ω a opravy provedeny pomocí optimalizačního nástroje CST. V porovnání s dalšími návrhy in-body antén bylo dosaženo poměrně vysoké účinnosti.

Vytvoření numerického modelu stejně jako vyhodnocování výsledků bylo omezeno licenční verzí programu CST i zkušenostmi při návrhu. Zvolena byla prozatím jen planární anténa místo konformní a složitost i rozměry modelu lidských tkání jsou zvoleny minimální možné. I přes tato zjednodušení a využití roviny symetrie bylo nutné snížení počtu buněk diskretizační sítě a tím i přesnosti výpočtu. Kromě jiného bohužel neumožňuje použitá licenční verze Classroom například výpočet parametru SAR, který vypovídá o bezpečnosti záření pro lidské tkáně. K navržené anténě je připojena technická dokumentace s dopo-

ručenou tolerancí $\pm 0,01$ mm, před případnou výrobou by bylo vhodné provést citlivostní analýzu.

In-body antény nabízí řadu možností a mají velkou budoucnost nejen v kapslové endoskopii. Nemusí se jednat jen o přenos dat, ale například i bezdrátové napájení, které by výrazně usnadnilo miniaturizaci zařízení a prodloužilo jeho životnost. O to důležitější však bude návrh spolehlivé komunikace. Využití in-body antén, ať už pro enteroskopická vyšetření, vizuální protézy, kochleární implantáty či kardiostimulátory, je technologie, která je náročná a složitá, ale zároveň pozoruhodná a pomáhá, a proto určitě stojí za to se jí věnovat.

Literatura

- [1] Kiourti, A., Nikita, K. S. *A Review of In-Body Biotelemetry Devices: Implantables, Ingestibles, and Injectables*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 64, no. 7, pp. 1422-1430, 2017. doi: 10.1109/TBME.2017.2668612.
- [2] Yazdandoost, K. Y., Kohno, R. *An antenna for medical implant communications system*. 2007 European Microwave Conference, Munich, 2007, pp. 968-971. doi: 10.1109/EUMC.2007.4405356.
- [3] Miralles, E., Andreu, C., Cabedo-Fabrés, M., Ferrando-Bataller, M., Monserrat, J. F. *UWB on-body slotted patch antennas for in-body communications*. 2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP), Paris, 2017, pp. 167-171. doi: 10.23919/EuCAP.2017.7928598.
- [4] Hodulák, L. *Modelování antén pro komunikaci v blízkosti lidského těla*. Brno, 2016. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky, 26.5.2016.
- [5] Bashirullah, R. *Wireless Implants*. in IEEE Microwave Magazine, vol. 11, no. 7, pp. S14-S23, 2010. doi: 10.1109/MMM.2010.938579.
- [6] Yazdandoost, K. Y. *A 2.4 GHz antenna for medical implanted communications*. 2009 Asia Pacific Microwave Conference, Singapore, 2009, pp. 1775-1778. doi: 10.1109/APMC.2009.5384240.
- [7] Yazdandoost, K. Y., Kohno, R. *Wireless Communications for Body Implanted Medical Device*. 2007 Asia-Pacific Microwave Conference, Bangkok, 2007, pp. 1-4. doi: 10.1109/APMC.2007.4554534.
- [8] K. M. S. Thotahewa, J.-M. Redouté, M. R. Yuce. *Propagation, Power Absorption, and Temperature Analysis of UWB Wireless Capsule Endoscopy Devices Operating in the Human Body*. IEEE Trans. Microw. Theory Techn., vol. 63, no. 11, pp. 3823-3833, 2015.
- [9] *Federal Communications Commission — The United States of America*. Federal Communications Commission — The United States of America [online]. [cit. 02.04.2018]. Dostupné z: <https://www.fcc.gov/>

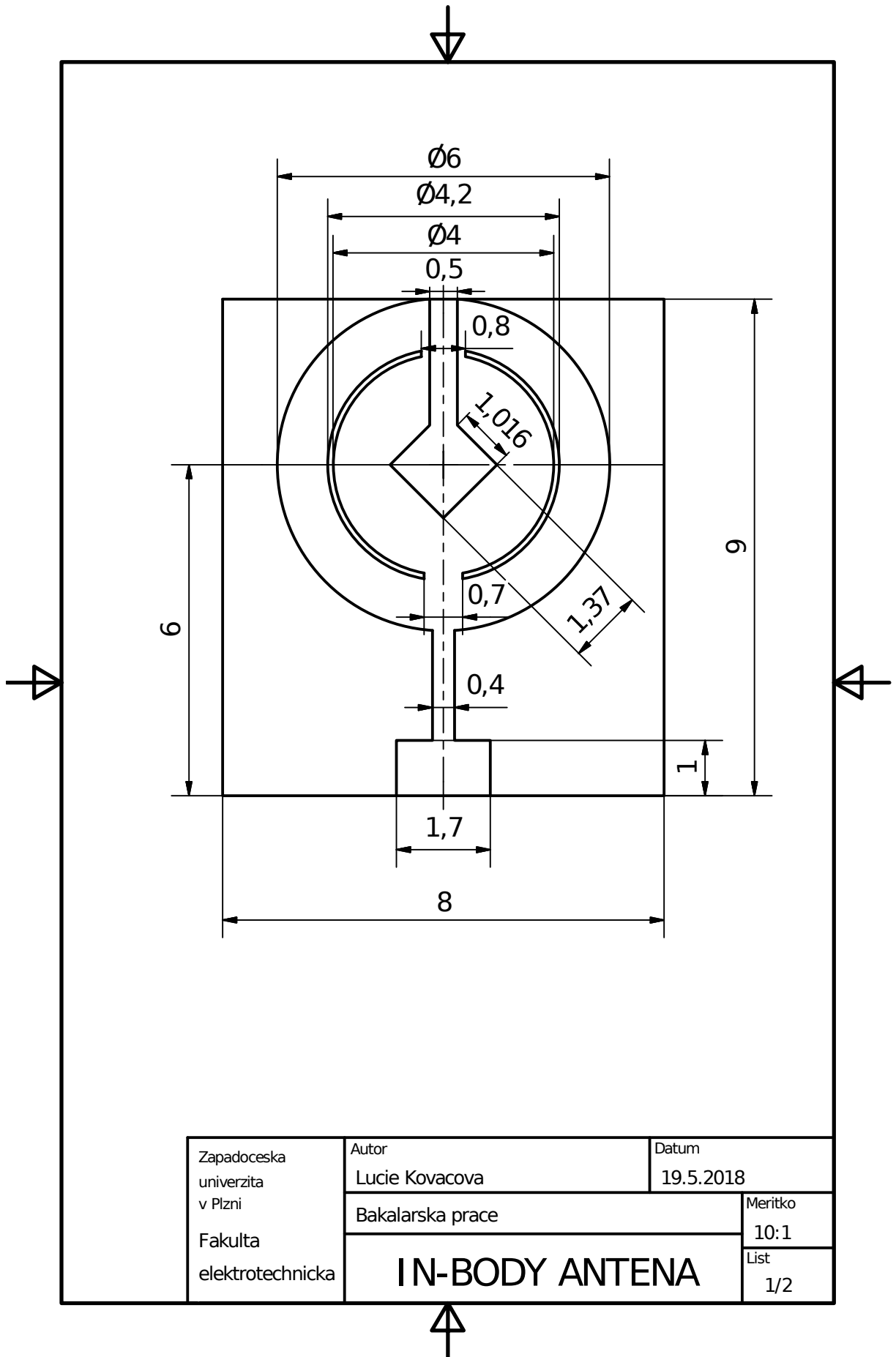
- [10] Yazdandoost, K. Y. *Antenna for wireless capsule endoscopy at ultra wideband frequency*. 2016 IEEE 27th Annual International Symposium on Personal, Indoor, and Mobile Radio Communications (PIMRC), Valencia, 2016, pp. 1-5. doi: 10.1109/PIMRC.2016.7794781.
- [11] LUKÁŠ, K. *Gastroenterologie a hepatologie pro zdravotní sestry* Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1283-0.
- [12] FALT, P., URBAN, O., VÍTEK, P. *Koloskopie* Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-5284-6.
- [13] Nikolayev, D., Zhadobov, M., Le Coq, L., Karban, P., Sauleau, R. *Robust Ultraminiature Capsule Antenna for Ingestible and Implantable Applications*. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 65, no. 11, pp. 6107-6119, 2017. doi: 10.1109/TAP.2017.2755764.
- [14] Mazánek, M., Pechač, P. *Šíření elektromagnetických vln a antény*. Praha: ČVUT, 2008. ISBN 978-80-01-03032-5.
- [15] Soontornpipit, P., Furse, C. M., Chung, Y. *Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants*. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 52, no. 8, pp. 1944-1951, 2004. doi: 10.1109/TMTT.2004.831976.
- [16] Zhang, K., Liu, C., Yang, X., Liu, X., Guo, H. *An ingestible capsule system for in-body core temperature monitoring* Microw Opt Technol Lett. 2017;59:2670?2675. <https://doi.org/10.1002/mop.30801>.
- [17] Liu, H., Liu, X. Y., Fan, Y. *A miniaturized differentially fed dual-band fractal antenna for in-body communications*. 2015 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on Advanced Materials and Processes for RF and THz Applications (IMWS-AMP), Suzhou, 2015, pp. 1-3. doi: 10.1109/IMWS-AMP.2015.7324908.
- [18] Wanq, Q., Wolf, K., Plettemeier, D. *An UWB capsule endoscope antenna design for biomedical communications*. 2010 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010), Rome, 2010, pp. 1-6. doi: 10.1109/ISABEL.2010.5702832.
- [19] Nikolayev, D., Zhadobov, M., Karban, P., Sauleau, R. *Increasing the radiation efficiency and matching stability of in-body capsule antennas*. 2016 10th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), Davos, 2016, pp. 1-5. doi: 10.1109/EuCAP.2016.7481314.
- [20] PROCHÁZKA, Miroslav. *Antény: encyklopedická příručka. 3., rozš. vyd.* Praha: BEN - technická literatura, 2005. ISBN 80-7300-166-7.

- [21] Jakubíček, M. *Nositelná anténa pro komunikaci v blízkosti lidského těla*. Brno, 2015. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky, 21.5.2015.
- [22] *3D Printed Electronics - Aerosol Jet Technology - Optomec*. Additive Manufacturing Systems 3D Printing Electronics Metals [online]. Copyright ? Copyright Optomec, 2017. [cit. 28.04.2018]. Dostupné z: <https://www.optomec.com/printed-electronics/aerosol-jet-technology/>
- [23] Arifin, F., Saha, P. K. *Bandwidth enhancement of a compact planar antenna for Wireless Capsule Endoscopy*. 2016 9th International Conference on Electrical and Computer Engineering (ICECE), Dhaka, 2016, pp. 411-414. doi: 10.1109/ICECE.2016.7853944.
- [24] Nikolayev, D., Zhadobov, M., Karban, P., Sauleau, R. *434 MHz ISM band antenna for in-body biotelemetry capsules*. 2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP), Paris, 2017, pp. 1035-1038. doi: 10.23919/EUCAP.2017.7928838.
- [25] Turalchuk, P., Munina, I., Pleskachev, V., Kirillov, V., Vendik, O., Vendik, I. *In-body and on-body wave propagation: Modeling and measurements*. 2017 International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas, Innovative Structures, and Applications (iWAT), Athens, 2017, pp. 154-157. doi: 10.1109/IWAT.2017.7915345.
- [26] *IT'IS Foundation*. [online]. Copyright 2010 [cit. 02.04.2018]. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/news-events/news/latest-news/>
- [27] *CST MICROWAVE STUDIO - 3D EM simulation software*. CST - Computer Simulation Technology [online]. Copyright 2018 CST Computer Simulation Technology GmbH. All rights reserved. [cit. 02.04.2018]. Dostupné z: <https://www.cst.com/products/cstmws>
- [28] *Simulation Capabilities ANSYS HFSS*. Engineering Simulation & 3-D Design Software ANSYS [online]. Copyright 2018 ANSYS, Inc. All rights reserved. [cit. 02.04.2018]. Dostupné z: <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss/hfss-capabilities>
- [29] *SEMCAD X Matterhorn Solutions* SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG [online]. Copyright 2010 [cit. 02.04.2018]. Dostupné z: <https://www.speag.com/products/semcad/solutions/>
- [30] Yazdandoost, K. Yekeh. *UWB loop antenna for in-body Wireless Body Area Network*. 2013 7th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), Gothenburg, 2013, pp. 1138-1141.

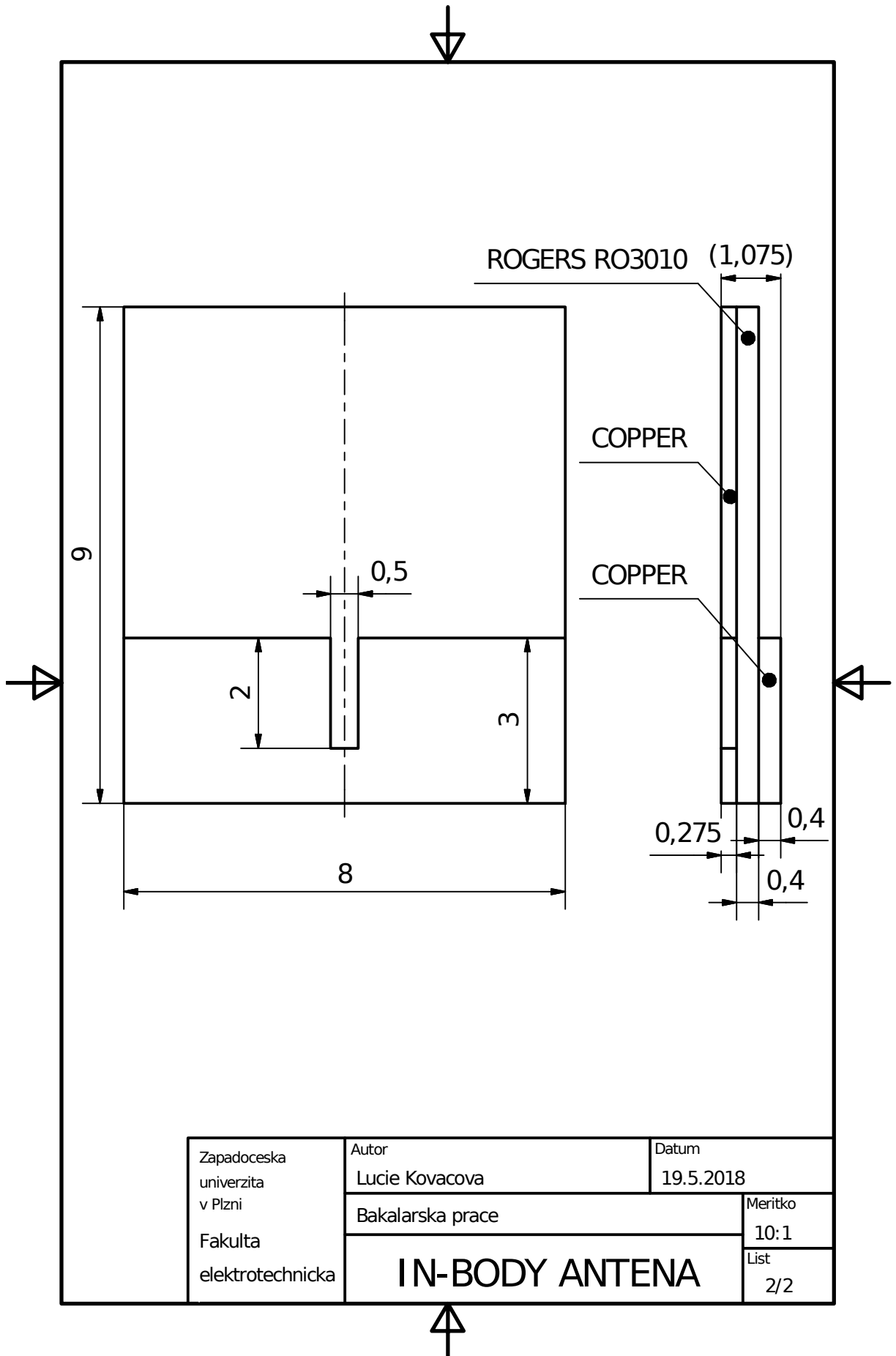
- [31] *The Zubal Phantom*. [online]. Copyright ? 2001 Yale IPAG Group [cit. 02.04.2018]. Dostupné z: <http://noodle.med.yale.edu/zubal/index.htm>
- [32] Mráz, J. *Antény*. (přednášky) Plzeň: FEL ZČU, 2018.
- [33] Arifin, F., Saha, P. K. *Design of a miniaturized UWB ingestible antenna for Wireless Capsule Endoscopy*. 2015 International Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE), Dhaka, 2015, pp. 51-54. doi: 10.1109/ICAEE.2015.7506794.
- [34] Arifin, F., Saha, P. K. *Bandwidth enhancement of a compact planar antenna for Wireless Capsule Endoscopy*. 2016 9th International Conference on Electrical and Computer Engineering (ICECE), Dhaka, 2016, pp. 411-414. doi: 10.1109/ICECE.2016.7853944.

Příloha A

Technická dokumentace



Zapadoceska univerzita v Plzni Fakulta elektrotechnicka	Autor Lucie Kovacova	Datum 19.5.2018
	Bakalarska prace	
	IN-BODY ANTENA	
Meritko 10:1		
		List 1/2



Zapadoceska univerzita v Plzni Fakulta elektrotechnicka	Autor Lucie Kovacova	Datum 19.5.2018
	Bakalarska prace	
	IN-BODY ANTENA	
		Meritko 10:1
		List 2/2