



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF RADIOENGINEERING

SNÍMÁNÍ SIGNÁLU SENZORU V TRÁVICÍM TRAKTU

SENSING SIGNALS OF A SENSOR IN DIGESTIVE TRACT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Marek Raška

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

BRNO 2020

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Elektronika a komunikační technologie**

Ústav radioelektroniky

Student: Marek Raška

ID: 203627

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Snímání signálu senzoru v trávicím traktu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Podle doporučené literatury vytvořte počítačový model senzoru s rozhraním pro bezdrátovou komunikaci v pásmu 433 MHz. Uvažujte, že senzor má tvar kapsle, byl pacientem spolknut a nachází se v trávicím traktu. Navrhněte vhodnou vysílací anténu senzoru v kapsli a vhodnou přijímací anténu, která bude jako samolepka připevněna na kůži. Funkčnost navržených antén ověřte počítačovou simulací.

Celý systém přepočítejte na kmitočet 2,4 GHz a ověřte, zda systém může na tomto kmitočtu pracovat. V případě negativního výsledku pracovní kmitočet optimalizujte. Navrhněte a diskutujte experiment, kterým by bylo možné počítačové simulace ověřit.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SUZAN MIAH, Md., Ahsan Noor KHAN, Clemens ICHELN, Katsuyuki HANEDA a Ken-Ichi TAKIZAWA. Antenna System Design for Improved Wireless Capsule Endoscope Links at 433 MHz. IEEE Transactions on Antennas and Propagation [online]. 2019, 67(4), 2687-2699 [cit. 2019-05-12]. DOI: 10.1109/TAP.2019.2900389. ISSN 0018-926X. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8648490/>

[2] BALANIS, Constantine A. Antenna theory: analysis and design. 3rd ed. Hoboken, NJ: John Wiley, c2005. ISBN 0-471-66782-x.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 4.6.2020

Vedoucí práce: prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

prof. Ing. Tomáš Kratochvíl, Ph.D.
předseda rady studijního programu

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

Bezdrátová kapslová endoskopie je systém pro získávání fotografií lidského trávicího traktu pro lékařské účely. Anténa je jedna z nejdůležitějších částí tohoto systému. V této práci uvádím řešení pro systém pracující v ISM pásmu 2,4 GHz a 915 MHz. Kapslový vysílač používá konformní smyčkovou anténu, která je umístěna na jeho vnější stěně. Přijímač tvoří planární monopól s částečnou zemní deskou. Systémy jsou ověřeny numerickou simulací na fantomu s vlastnostmi zažívacího traktu. Dle simulací mají vysílací moduly šířku pásma v řádu GHz, což umožňuje anténě tolerovat různé vlivy vlastností živých tkání. Přijímací antény na břicho mají šířku pásma v řádu stovek MHz. Přenosové ztráty mezi anténami pracujícími na kmitočtu 2,4 GHz jsou menší než 94 dB pro jakoukoliv orientaci a umístění kapsle, což nezajišťuje dostatečnou sílu signálu u přijímače. Naopak systém pracující na kmitočtu 915 MHz zajišťuje dostatečnou úroveň signálu u přijímače.

KLÍČOVÁ SLOVA

Kapslová endoskopie, šterbinová smyčková anténa, monopólová anténa, živá tkáň, zažívací trakt

ABSTRACT

Wireless capsule endoscopy (WCE) is a system for capturing images of human digestive tract for medical purposes. The antenna is one of the most important parts of the system. In this report, I present a solution for a system operating in the 2.4 GHz and 915 MHz ISM band. The capsule transmitter contains a conformal loop antenna placed on its outer wall. The planar monopole with a partial ground is used as a receiver. The systems have been verified by numerical simulations with a phantom representing digestive tract. The transmitting modules have the bandwidth of several GHz according to simulations. This allows the antenna to tolerate various effects of living tissues. The receiving antennas have the bandwidth of hundreds of MHz. The path loss of the radio link between antennas operating in 2,4 GHz band is lower than 94 dB for any capsule orientation and location. This does not ensure a sufficient signal strength at the receiving antenna. In contrast, the system operating at 915 MHz ensures sufficient signal level at the receiver.

KEYWORDS

Capsule endoscopy, slot loop antenna, monopole antenna, living tissue, digestive tract

RAŠKA, Marek. *Snímání signálu senzoru v trávicím traktu*. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/120507>. Semestrální práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Zbyněk Raida.

PROHLÁŠENÍ

„Prohlašuji, že svou diplomovou (bakalářskou) práci na téma Snímání signálů senzoru v trávicím traktu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho diplomové (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 diplomové (bakalářské) práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové (bakalářské) práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení 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. Miroslavu Cupalovi za pomoc při práci s programem CST. Také děkuji společnosti JETI model s.r.o. za zapůjčení spektrálního analyzátoru. Děkuji mému otci, Zdeňkovi Raškovi, za pomoc při experimentálním ověření antén.

V Brně dne:

.....

podpis autora

OBSAH

ÚVOD.....	1
1. Bezdrátový kapslový endoskop	2
1.1 Původní kapslový endoskop	2
1.2 Původní přijímací monopól	4
2. Endoskop na kmitočtu 2,4 GHz.....	7
2.1 Fantomy	7
2.2 Přijímací monopól pro 2,4 GHz.....	7
2.3 Vysílací endoskop pro 2.4 GHz	9
2.3.1 Vývoj vysílací antény	9
2.3.1.1 Štěrbinová smyčka s H štěrbinou	11
2.3.1.2 Štěrbinová smyčka s U štěrbinou.....	14
2.4 Porovnání vysílacích modulů endoskopu	18
3. Endoskop na kmitočtu 915 MHz.....	20
3.1 Fantomy	20
3.2 Přijímací monopól pro 915 MHz.....	21
3.3 Vysílací štěrbinová smyčka pro 915 MHz	24
3.4 Porovnání vysílacích modulů endoskopu	31
3.5 Experimentální ověření	32
4. Závěr	36

Seznam symbolů a zkratek

Zkratky:

FEKT	...	Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
VUT	...	Vysoké učení technické v Brně

Symboly:

U	...	napětí
I	...	proud
k	...	činitel zkrácení
c	...	rychlost světla ve vakuu
λ	...	vlnová délka
f	...	frekvence
ϵ_r	...	relativní permitivita
ϵ_{eff}	...	efektivní permitivita
Δ	...	efektivní prodloužení
Ω	...	odpor
$L_0^{(2,45)}$...	délka substrátu pro 2,45 GHz
$L_0^{(915)}$...	délka substrátu pro 915 MHz
f1	...	frekvence 433 MHz
f2	...	frekvence 2,45 GHz
o	...	obvod vnitřní stěny kapsle
r	...	poloměr vnitřní stěny kapsle

Seznam obrázků

Obr. 1 Kapslová anténa (a) před a (b) po umístění na vnější stěnu kapsle. Převzato z [1].

Obr. 2 Umístění kapsle s anténou uvnitř fantomu (pohled zprava). Převzato z [1].

Obr. 3 Porovnání kmitočtového průběhu velikosti činitele odrazu S_{11} na vstupu smyčkové antény. Simulace v CST (vlevo), anténa z článku [1] (vpravo).

Obr. 4 Porovnání vyzařovací diagramy antény z článku [1] (horní) a vyzařovací diagramy simulované antény (spodní), řez rovinou H (vlevo), řez rovinou E (vpravo).

Obr. 5 Anténa na těle (a) zepředu, (b) zezadu. Převzato z [1].

Obr. 6 Přijímací anténa na fantomu tlustého střeva. Převzato z [1].

Obr. 7 Porovnání kmitočtového průběhu velikosti činitele odrazu S_{11} na vstupu planárního monopólu. Simulace v CST (vlevo), anténa z článku [1] (vpravo).

Obr. 8 Porovnání kmitočtového průběhu velikosti činitele odrazu S_{11} na vstupu optimalizovaného monopólu. Simulace v CST (vlevo), anténa z článku [1] (vpravo).

Obr. 9 Umístění kapsle s anténou uvnitř fantomu (pohled zprava). Převzato z [1].

Obr. 10 Anténa na těle (a) zepředu, (b) zezadu. Převzato z [1].

Obr. 11 Přijímací anténa na fantomu tlustého střeva. Převzato z [1].

Obr. 12 Rozmítání šířky přívodního vodiče k zátěži.

Obr. 13 Rozmítání délky zátěže.

Obr. 14 Rozmítání šířky zátěže.

Obr. 15 Rozmítání šířky zemní desky.

Obr. 16 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro tkáně zažívacího traktu.

Obr. 17 Složený dipól na kapsli (zepředu).

Obr. 18 Vyzařovací diagram (zprava).

Obr. 19 Struktura testovací štěrbinové smyčkové antény.

Obr. 20 Porovnání kmitočtového průběhu velikosti činitele odrazu S_{11} pro štěrbinovou anténu umístěnou na vnější stěně kapsle (vlevo) a na vnitřní stěně kapsle (vpravo).

Obr. 21 Rozmítání délky antény.

Obr. 22 Rozmítání šířky horizontální štěrbin.

Obr. 23 Rozmítání délky vertikálních štěrbin.

Obr. 24 Struktura antény endoskopu (vlevo), anténa uvnitř kapsle (vpravo).

Obr. 25 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro tkáně zažívacího traktu.

Obr. 26 Vyzařovací diagramy simulované antény, řez rovinou E (vlevo), řez rovinou H (vpravo).

Obr. 27 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle.

Obr. 28 Rozmítání délky antény.

Obr. 29 Rozmítání šířky antény.

Obr. 30 Rozmítání šířky horizontální štěrbin.

Obr. 31 Rozmítání délky vertikálních štěrbin.

Obr. 32 Struktura antény endoskopu (vlevo), anténa uvnitř kapsle (vpravo).

Obr. 33 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro tkáně zažívacího traktu.

Obr. 34 Vyzařovací diagramy simulované antény, řez rovinou E (vlevo), řez rovinou H (vpravo).

Obr. 35 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle.

Obr. 36 Srovnání činitele odrazu štěrbinových smyček H i U ve fantomu tlustého střeva.

Obr. 37 Přenosové ztráty pro nejlepší (Max) a nejhorší (Min) případ orientace modulu původního endoskopu (vpravo) a endoskopu pro 2,4 GHz (vlevo).

Obr. 38 Fantomy s různou vrstvou tuku, zleva doprava 3 mm, 10 mm, 25 mm.

Obr. 39 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro tkáně zažívacího traktu pro fantom s tloušťkou tuku 10 mm.

Obr. 40 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro různé tloušťky tuku fantomu.

Obr. 41 Umístění planárního monopólu na břicho modelu lidského těla s rozlišením 1x1x1 mm.

Obr. 42 Velikost činitele odrazu planárního monopólu umístěného na břicho modelu těla.

Obr. 43 Struktura antény endoskopu (vlevo), anténa vně kapsle (vpravo). Napájení antény je na obr. 43 symbolizováno červeným trojúhelníkem. Naladěnou štěrbinovou smyčku jsem simuloval na fantomech různých tkáních trávicího traktu.

Obr. 44 Velikost činitele odrazu štěrbinové smyčky pro tkáně zažívacího traktu.

Obr. 45 Vyzařovací diagramy simulované antény, řez rovinou E (vlevo), řez rovinou H (vpravo).

Obr. 46 Velikost činitele odrazu štěrbinové smyčky pro fantomy s různou tloušťkou vrstvy tuku.

Obr. 47 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle ve fantomu s 3 mm tloušťkou tukové vrstvy.

Obr. 48 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle ve fantomu s 10 mm tloušťkou tukové vrstvy.

Obr. 49 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle ve fantomu s 25 mm tloušťkou tukové vrstvy.

Obr. 50 Velikost činitele odrazu štěrbinové smyčky umístěné v tlustém střevě modelu těla

Obr. 51 Model lidského těla s rozlišením 5x5x5 mm, v jehož tlustém střevě je umístěný modul endoskopu.

Obr. 52 Přenosové ztráty pro nejhorší (MAX) případ orientace modulu původního endoskopu (vpravo) a endoskopu pro 915 MHz (vlevo).

Obr. 53 Modul endoskopu.

Obr. 54 Přijímací monopól zředu (vlevo) a zezadu (vpravo).

Obr. 55 Umístění antén během měření s prázdnou přepravkou (vlevo) a simulace experimentálního měření (vpravo). Pohled zředu shora.

Obr. 56 Umístění antén během měření s přepravkou plnou vody (vlevo) a simulace experimentálního měření (vpravo). Pohled zezadu.

Obr. 57 Změřená velikost přenosových ztrát S_{21} s prázdným fantomem. Červené pruhy značí oblast mezi 1 až 2 GHz.

Obr. 58 Simulovaná velikost přenosových ztrát S_{21} s prázdným fantomem.

Obr. 59 Změřená velikost přenosových ztrát S_{21} s fantomem s vodou. Červené pruhy značí oblast mezi 0,5 až 1 GHz.

Obr. 60 Simulovaná velikost přenosových ztrát S_{21} s fantomem s vodou.

Seznam tabulek

Tab. 1 Rozměry původní kapslové antény v mm. Převzato z [1].

Tab. 2 Rozměry původního monopólu v mm. Převzato z [1].

Tab. 3 Optimalizované rozměry planárního monopólu v mm.

Tab. 4 Dielektrické vlastnosti různých tkání pro frekvenci 2,4 GHz, (převzato z [2]).

Tab. 5 Přepočtené hodnoty monopólu pro 518 MHz z [1] na frekvenci 2,45 GHz

Tab. 6 Optimalizované rozměry planárního monopólu pro frekvenci 2,45 GHz v mm.

Tab. 7 Srovnání vlastností původního planárního monopólu a monopólu pro 2,4 GHz.

Tab. 8 Srovnání vlastností původního modulu endoskopu a endoskopů pro 2,4 GHz.

Tab. 9 Dielektrické vlastnosti různých tkání na frekvenci 915 MHz. Převzato z [2].

Tab. 10 Přepočtené hodnoty monopólu pro 518 MHz z [1] na frekvenci 915 MHz (viz obr. 5).

Tab. 11 Optimalizované rozměry planárního monopólu pro frekvenci 915 MHz v mm (viz obr. 5).

Tab. 12 Srovnání vlastností původního planárního monopólu a monopólu pro 915 MHz.

Tab. 13 Srovnání vlastností původního endoskopu a endoskopu pro 915 MHz.

Tab. 14 Srovnání minimálních měřených a simulovaných přenosových ztrát s prázdným fantomem.

Tab. 15 Srovnání minimálních měřených a simulovaných přenosových ztrát s fantomem plným vody.

ÚVOD

Bezdrátová kapslová endoskopie se používá pro medicínské účely zachycením stavu trávicího traktu pacienta zevnitř pomocí snímků. Vyšetření probíhá tak, že pacient spolkne malý kapslový modul endoskopu s vestavěným fotoaparátem, který, jak se kapsle přirozeně pohybuje trávicím traktem, vysílá fotografie anténě připevněné na břicho. Toto řešení je pro pacienta pohodlnější než klasická drátová endoskopie, ale v případě nálezu musí pacient absolvovat klasické endoskopické vyšetření pro jeho potvrzení.

Po endoskopu se požaduje, aby vysílal co nejvíce kvalitních snímků za sekundu, jenže je omezen poměrem signál-šum. Ztráty při přenosu od vysílacího modulu endoskopu k přijímací anténě na břicho musí být co nejmenší. Ztráty při přenosu jsou v lidském těle menší pro nižší frekvence [5], [6].

Anténa endoskopu se musí vejít do malé kapsle a musí mít natolik velkou šířku pásma, aby odolala různě měnícímu se prostředí tkání v trávicím traktu.

Konformní anténa je pro tuto aplikaci ideální, neboť jí to umožňuje být větší, tudíž mít lepší vyzařovací výkon, využívá jen plochu kapsle a nechává dostatek místa pro ostatní komponenty. Upřednostňují se magnetické antény než elektrické kvůli nižší citlivosti na živou tkáň.

V této práci jsem vytvořil vysílací moduly endoskopu a přijímací antény pro komunikaci v pásmu 2,4 GHz a 915 MHz ke snímání signálu senzoru v trávicím traktu, jejíž přenosové ztráty a jiné vlastnosti porovnám s původním endoskopem a anténou na břicho z [1].

1. BEZDRÁTOVÝ KAPSOVÝ ENDOSKOP

Autoři článku [1] vyvinuli kapslový endoskop, který po spolknutí pacientem bezdrátově přenáší snímané informace do antény na povrchu těla. Publikovaný endoskop byl navržen pro pracovní kmitočet 433 MHz. Cílem předkládaného projektu bylo ověřit funkčnost publikovaného endoskopu a prozkoumat, zda může endoskop komunikovat i na kmitočtu 2,4 GHz.

Funkčnost komunikace endoskopu s vnější anténou je ověřována počítačovou simulací. Pro simulaci byl zvolen program CST Studio Suite 2018.

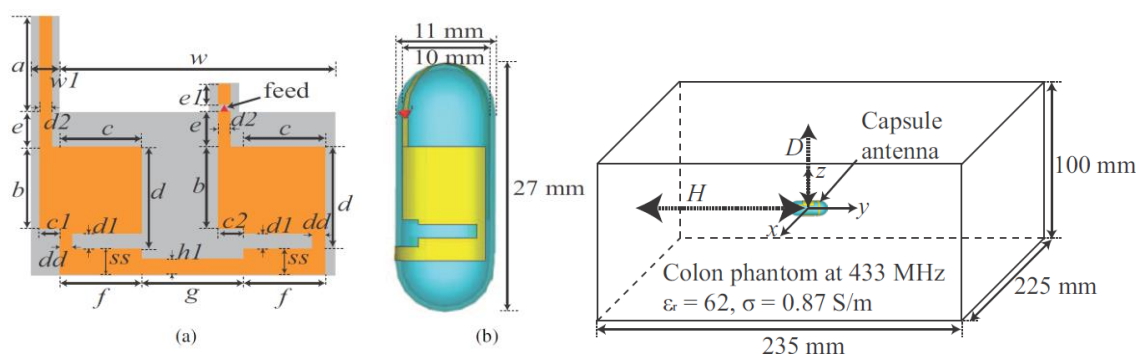
1.1 Původní kapslový endoskop

Modul endoskopu má tvar kapsle, která je vyrobena z polystyrenu. Předpokládám, že na pracovním kmitočtu $f \approx 1$ GHz má polystyren relativní permitivitu $\epsilon_{rk} = 2,6$ a ztrátový úhel $\text{tg } \delta_k = 0,05$. Kapsle je dlouhá $L_k = 27$ mm a průměr jejího kruhového průřezu je $R_k = 11$ mm. Kapsle je dutá; tloušťka stěny kapsle je $t_k = 0,5$ mm [1].

Povrch kapsle je využit pro realizaci smyčkové antény. Anténa je nalepena na ohebný substrát Preperm 255, kterým lze kapsli obalit. Tloušťka substrátu Preperm 255 je $t_s = 100$ μm , relativní permitivita $\epsilon_{rs} = 2,55$ a ztrátový úhel $\text{tg } \delta_s = 0,0005$. Vodivý motiv antény je vyroben z měděné fólie o tloušťce $t_f = 19$ μm . Povrch kapsle je pokryt vrstvou biokompatibilního materiálu (polyamidu) s relativní permitivitou $\epsilon_{rb} = 4,3$, ztrátovým úhlem $\text{tg } \delta_b = 0,004$ a tloušťkou $t_b = 0,2$ mm (viz obr. 1) [1].

U antény předpokládáme symetrické napájení s impedancí 50 Ω ; na obr. 1 je indikováno červeným trojúhelníkem.

V prvotních simulacích antény byl použit kvádrový fantom o rozměrech 235 mm \times 225 mm \times 100 mm, který reprezentuje tlusté střevo (viz obr. 2) [1].



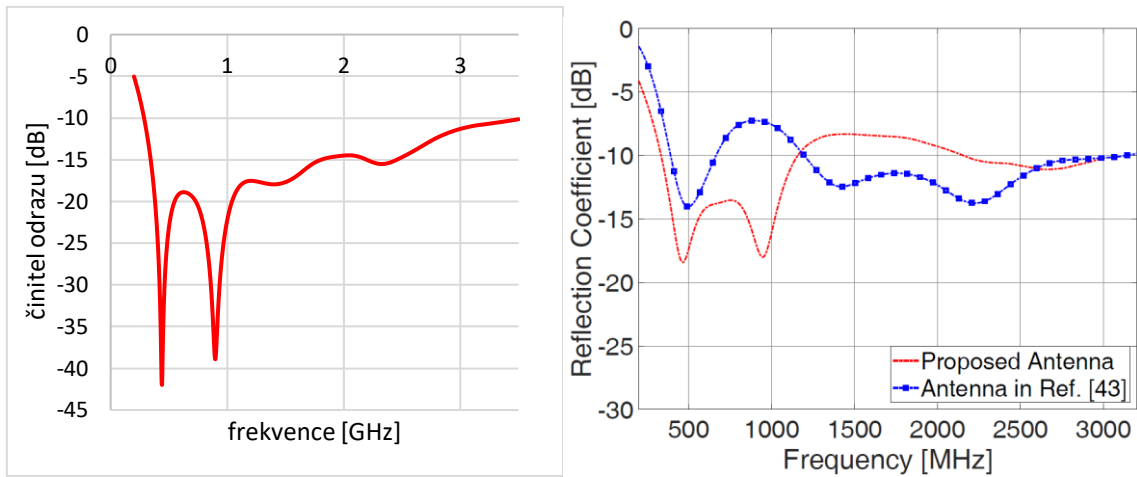
Obr. 1 Kapslová anténa (a) před a (b) po umístění na vnější stěnu kapsle. Převzato z [1].

Obr. 2 Umístění kapsle s anténou uvnitř fantomu (pohled zprava). Převzato z [1].

Tab. 1 Rozměry původní kapslové antény v mm. Převzato z [1].

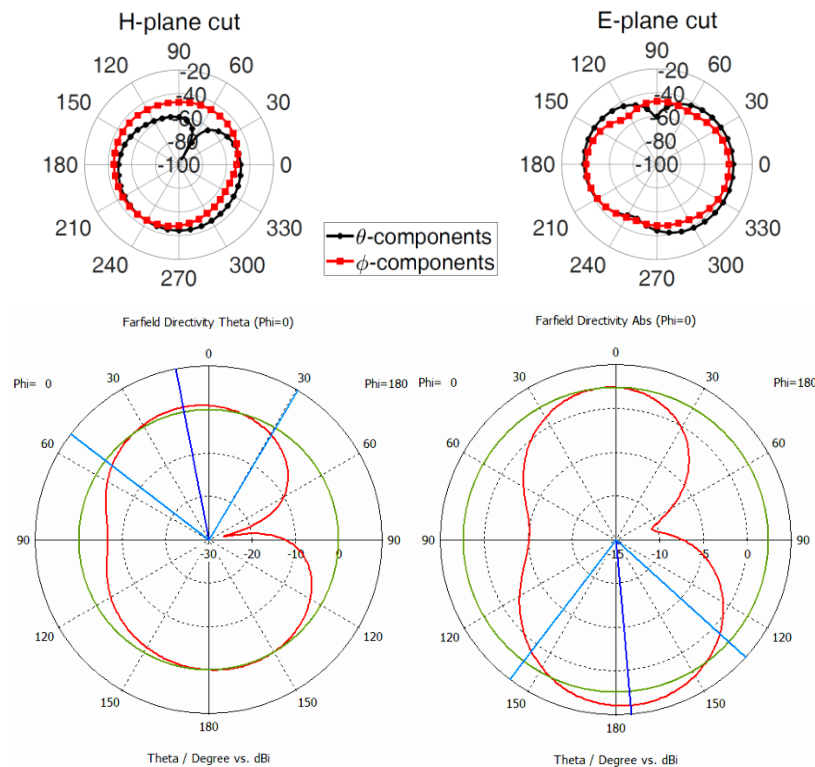
a	b	c	d	e	f	g	$c1$	$c2$	$d1$	$d2$	$e1$	dd	ss	$h1$	w	$w1$
14.7	8	8	10	3.5	8	10	2	2.5	1.5	1.2	2	1.5	2.5	1.5	31.4	3.2

Kapsli z článku [1] jsem simuloval v CST. Její impedanční charakteristika je na obr. 3 porovnána s publikovanou charakteristikou. Je zřejmé, že výsledky jsou si podobné.



Obr. 3 Porovnání kmitočtového průběhu velikosti činitele odrazu S_{11} na vstupu smyčkové antény. Simulace v CST (vlevo), anténa z článku [1] (vpravo).

Směrové charakteristiky porovnávám na obr. 4.



Obr. 4 Porovnání vyzářovací diagramy antény z článku [1] (horní) a vyzářovací diagramy simulované antény (spodní), řez rovinou H (vlevo), řez rovinou E (vpravo).

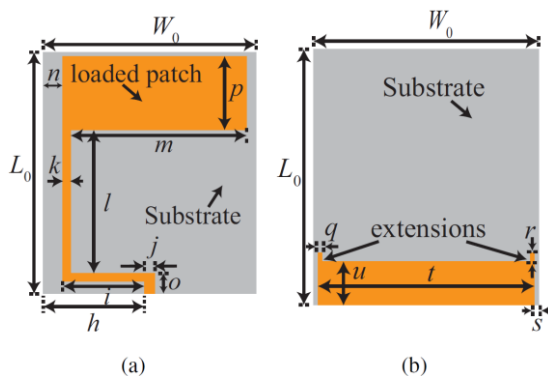
1.2 Původní přijímací monopól

Kapslový endoskop vysílá z trávicího traktu signál do všech směrů (viz obr. 4). Pro příjem signálu byl v [1] navržen planární monopól (viz obr. 5). Předpokládáme, že monopól bude přiložen těsně k břichu vyšetřované osoby.

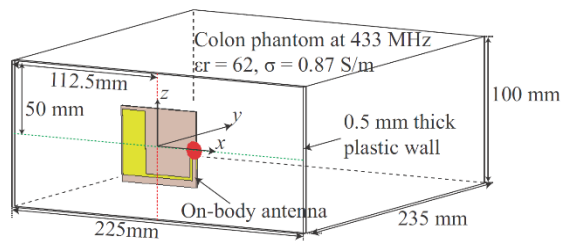
Monopól byl navržen na substrátu FR4 s výškou $h_m = 1,5$ mm, relativní permitivitou $\epsilon_m = 4,3$ a ztrátovým úhlem $\text{tg } \delta_m = 0,019$. Měděná fólie na obou stranách FR4 (vodič monopólu i zemní desky) byla tlustá $t_m = 19$ μm .

Při prvotních simulacích byla anténa opět umístěna do středu stěny fantomu, jak je vidět na obr. 6. Aby byla simulace zcela identická s měřením, byla do modelu zahrnuta plastová stěna kontejneru fantomu. Stěna kontejneru měla tloušťku $t_k = 0,5$ mm a její elektrické parametry byly $\epsilon_{rk} = 1,88$ a $\text{tg } \delta_k = 0,005$.

Ke vstupu přijímací antény byl připojen SMA konektor. Tento konektor však bohužel zabraňoval plnému doteku antény k povrchu fantomu. Do simulací tedy byla zahrnuta milimetrová vzduchová mezera mezi anténou a plastovou stěnou [1].



Obr. 5 Anténa na těle (a) zepředu, (b) zezadu. Převzato z [1].



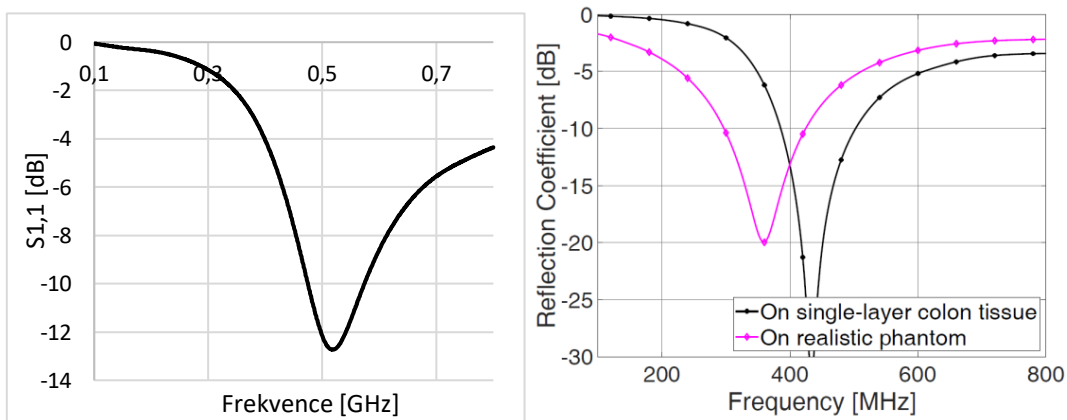
Obr. 6 Přijímací anténa na fantomu tlustého střeva. Převzato z [1].

Tab. 2 Rozměry původního monopólu v mm. Převzato z [1].

L_o	W_o	h	i	j	k	l	m	n	o	p	q	r	s	t	u
59	52	24.7	20	2.6	2	35	43	4.7	5	18	1	2	1	49	10

Planární monopól z článku [1] jsem simuloval v CST. Jeho impedanční charakteristika je na obr. 7 porovnána s publikovanou charakteristikou. Z porovnání charakteristik antén jsou zřejmé rozdíly. Zatímco původní planární monopól z článku [1] rezonuje na kmitočtu 433 MHz, simulovaná anténa rezonuje na frekvenci 518 MHz.

Ověřovací simulace proběhla s adaptivním generováním diskretizační sítě. Tím jsem docílil vyšší přesnosti výsledku. I když jsem vyzkoušel napájení antény vlnododovým portem, koaxiální sondou s charakteristickou impedancí 50 Ω i diskretním portem, anténě se nepodařilo rezonovat na frekvenci 433 MHz. Vyvozují, že autoři [1] neuvodili v článku korektní rozměry antény.

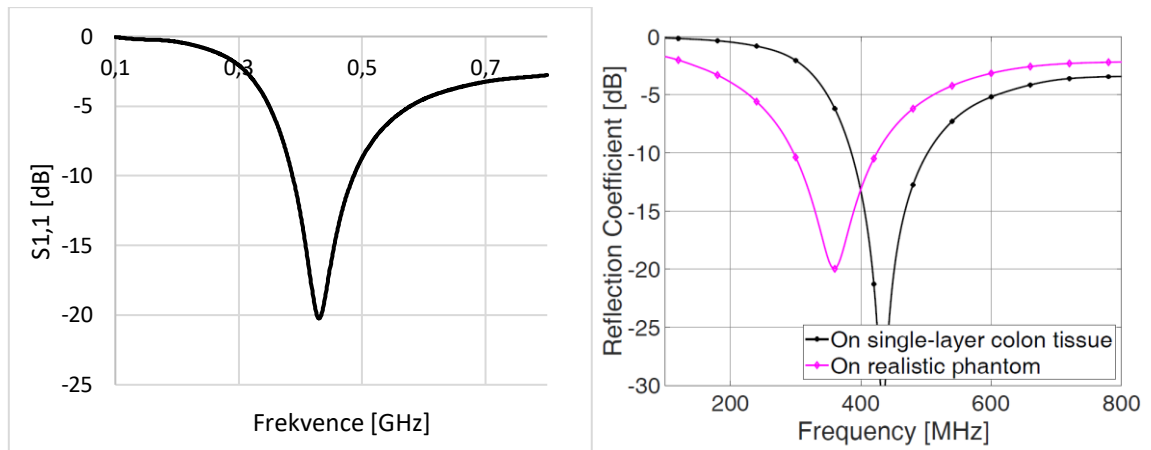


Obr. 7 Porovnání kmitočtového průběhu velikosti činitele odrazu S_{11} na vstupu planárního monopólu. Simulace v CST (vlevo), anténa z článku [1] (vpravo).

Rozměry planárního monopólu jsem optimalizoval, aby bylo minimum velikosti činitele odrazu posunuto na pracovní kmitočet na 433 MHz. Optimalizované rozměry jsou uvedeny v tab. 3, porovnání impedanční charakteristiky optimalizovaného a publikovaného monopólu je na obr. 8.

Tab. 3 Optimalizované rozměry planárního monopólu v mm (viz obr. 5).

L_0	W_0	h	i	j	k	l	m	n	o	p	q	r	s	t	u
60,0	75,0	24,7	20,0	2,6	2,0	45,5	50,0	4,7	5,0	20,5	1,0	2,0	1,0	54,0	7,0



Obr. 8 Porovnání kmitočtového průběhu velikosti činitele odrazu S_{11} na vstupu optimalizovaného monopólu. Simulace v CST (vlevo), anténa z článku [1] (vpravo).

Provedené simulace prokázaly, že po nutné optimalizaci numerických modelů odpovídají výsledky simulací výsledkům publikovaným v [1]. Komunikace kapslového monopólu v trávicím traktu s planární přijímací anténou na povrchu břicha je tedy na kmitočtu 433 MHz možná.

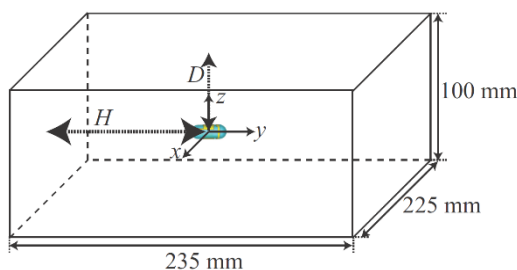
V dalším kroku budou obě antény přepočítány na kmitočet 2,4 GHz. Odpovídajícím způsobem změníme parametry fantomů a provedeme numerickou simulaci. Tím zjistíme, zda může kapsle s endoskopem komunikovat s vnější anténou i na kmitočtu 2,4 GHz.

2. ENDOSKOP NA KMITOČTU 2,4 GHZ

2.1 Fantomy

Předpokládá se, že pacient endoskop tvaru kapsle spolknul a zařízení se nachází v jeho trávicím traktu. Jelikož závěrečné porovnání bude obsahovat jak mé řešení, tak řešení z článku [1], rozhodl jsem se ponechat rozměry fantomů pro obě kmitočtová pásma totožné.

Ve svých simulacích vycházím z článku [1], kde byly použity fantomy o rozměrech 235 mm × 225 mm × 100 mm. Fantomy reprezentovaly různé tkáně (žaludek, tlusté střevo, tenké střevo, svalovina). Do středu fantomů byla umístěna kapsle endoskopu s anténou (viz obr. 9, převzato z článku [1]). Číselné hodnoty vzdáleností byly $D = 50$ mm a $H = 117,5$ mm.



Obr. 9 Umístění kapsle endoskopu ve fantomu (pohled zprava). Převzato z [1].

Elektrické vlastnosti tkání (žaludek, tlusté střevo, tenké střevo, svalovina) se výrazně mění s kmitočtem. Proto nelze tyto parametry převzít z [1], ale je zapotřebí získat hodnoty parametrů na frekvenci 2,4 GHz (viz tab. 4).

Tab. 4 Dielektrické vlastnosti různých tkání na frekvenci 2,4 GHz. Převzato z [2].

Tkáň	permitivita ϵ_r [-]	vodivost [S/m]
žaludek	62,24	2,17
tlusté střevo	53,97	1,99
tenké střevo	54,53	3,13
svalovina	52,79	1,7

2.2 Přijímací monopól pro 2,4 GHz

Monopól je navržen na substrátu ARLON 25N, na jehož vrchní a spodní strana je potažena měděnou fólií. Relativní permitivita substrátu je $\epsilon_r = 3,38$. Anténa je napájena koaxiální sondou impedančně přizpůsobenou na 50 Ω a je umístěna 1,5 mm od modelu lidské tkáně. Z toho 0,5 mm zabírá plastová stěna kontejneru, který drží fantom pohromadě. Plastová stěna kontejneru má relativní permitivitu $\epsilon_r = 1,88$ a ztrátový činitel $\delta = 0,005$.

Přepočet rozměrů monopólu z frekvence 518 MHz na 2,4 GHz není triviální. Anténa se totiž nachází v blízkosti fantomu s relativní permitivitou $\epsilon_r = 53,88$. To způsobuje, že rezonanční kmitočet antény se mění svůj v závislosti na vzájemné vzdálenosti fantomu a monopólu.

Jelikož anténu z [1] je třeba přeladit na vyšší kmitočet, rozhodl jsem se rozměry původní antény poměrově zmenšit. Následující rovnice je příklad výpočtu jednoho z parametrů, kde f_1 je frekvence 518 MHz, f_2 je frekvence 2,45 GHz a $L_0(2,45)$ je jeden z parametrů antény:

$$L_0(2,45) = \frac{f_1}{f_2} \cdot L_0 = \frac{518 \cdot 10^6}{2,45 \cdot 10^9} \cdot 59 = 13,3 \text{ mm}$$

Tab. 5 Přepočtené hodnoty monopólu pro 518 MHz z [1] na frekvenci 2,45 GHz (viz obr. 5).

	L_0	W_0	h	i	j	k	l	m
518 MHz	59,0	52,0	24,7	20,0	2,6	2,0	35,0	43,0
2.45 GHz	13,3	11,7	5,6	4,5	0,6	0,5	7,9	9,7
	n	o	p	q	r	s	t	u
518 MHz	4,7	5,0	18,0	1,0	2,0	1,0	49,0	10,0
2.45 GHz	1,1	1,1	4,1	0,2	0,5	0,2	11,0	2,3

Napájení monopólu jsem nechal navrhnout program CST Studio Suite. Využil jsem funkci *Calculate port extension coefficient*.

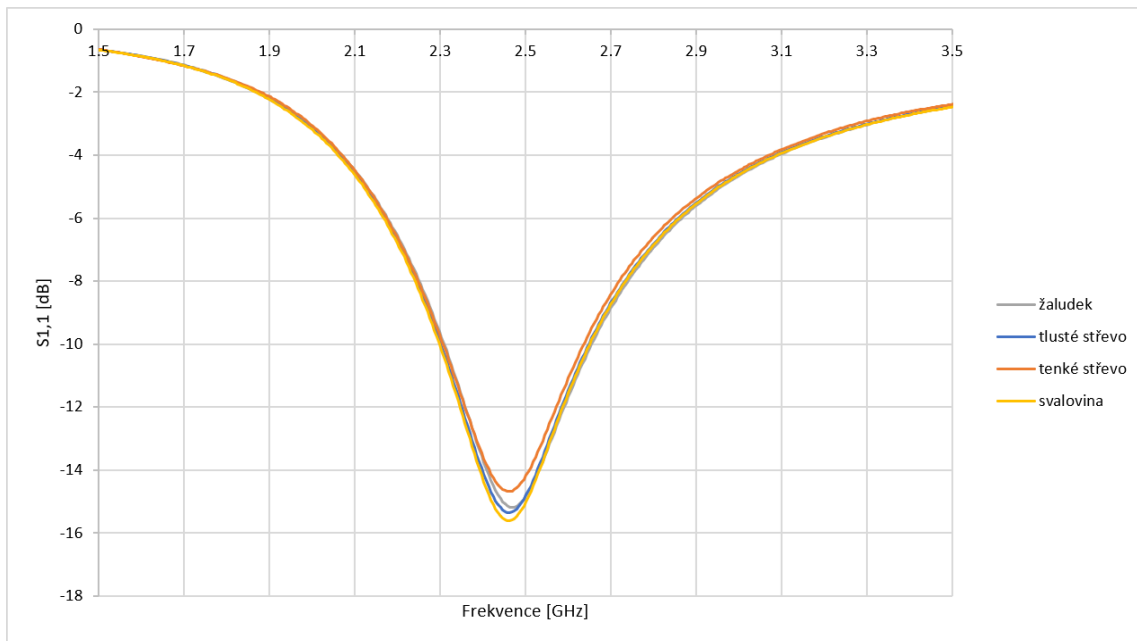
Po proběhnutí simulace antény s navrženými parametry se ukázalo, že anténa nedosáhla impedančního přizpůsobení. Simulace proběhla v programu CST za použití přechodové analýzy. Diskretizační mřížka byla nastavena na 15 buněk pro nejkratší vlnovou délku a frekvenční rozsah od 500 MHz do 6 GHz. S tímto nastavením simulace počítá vlastnosti antény pro frekvenci 2,4 GHz s 37,5 buňkami na vlnovou délku. Výsledky proto dosahují vysoké přesnosti. Toto nastavení bylo použito také pro optimalizaci.

První simulace ukázala, že vypočtené parametry nedokázaly anténu přimět k rezonanci na požadované frekvenci. Toto mohlo být z důvodu výpočtů se zjednodušenými vztahy, které nezahrnují další různé fyzikální jevy. Jednotlivé parametry bylo zapotřebí ladit pomocí rozmítání parametrů.

Tab. 6 Optimalizované rozměry planárního monopólu pro frekvenci 2,45 GHz v mm (viz obr. 5).

	L_0	W_0	h	i	j	k	l	m
2.45 GHz	13,3	11,7	5,6	4,5	1,0	1,0	7,9	11,0
	n	o	p	q	r	s	t	u
2.45 GHz	1,1	1,1	4,7	0,2	0,5	0,2	11,0	3,0

Naladěný planární monopól jsem simuloval na fantomech různých tkáních trávicího traktu.



Obr. 16 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro tkáně zažívacího traktu.

Jelikož se rezonanční kmitočet i velikost činitele odrazu mezi tkáněmi pohybují jen minimálně, uvádím rezonanční frekvenci a šířku pásma jen pro tkáň, pro kterou byla anténa optimalizována (tlusté střevo). Na kmitočtu 2,45 GHz anténa dosahuje velikosti činitele odrazu -15,18 dB. Šířka pásma je 350 MHz (2,31 GHz – 2,66 GHz).

2.3 Vysílací endoskop pro 2.4 GHz

Byl použit totožný modul endoskopu, jako pro původní kapslový endoskop (viz kapitola 1.1).

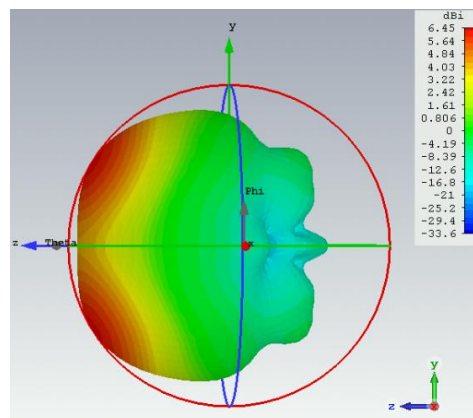
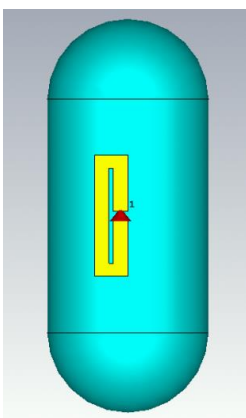
2.3.1 Vývoj vysílací antény

Anténa je tvořena pouze anténním zářičem, který je upevněn na stěnu kapsle a je vyroben z mědi (Copper Annealed) o tloušťce 19 um, jejíž materiálové vlastnosti jsou přednastaveny v programu CST. Anténa je napájena koaxiální sondou impedančně přizpůsobenou na 50 Ω a je umístěna uprostřed modelu lidské tkáně, stejným způsobem jako v kapitole 1.

Při prvním návrhu konformní smyčkové antény jsem se inspiroval původním kapslovým endoskopem [1], kde byl použit tentýž druh smyčkové antény. Jenže má smyčka měla rezonovat na kmitočtu 2,45 GHz, která je proti kmitočtu (433 MHz) antény v článku [1] 5,65krát větší. Anténa v článku [1] byla také uzpůsobena

přídavnou kapacitou, čímž byla dosažena rezonance na téměř 2krát nižším kmitočtu.

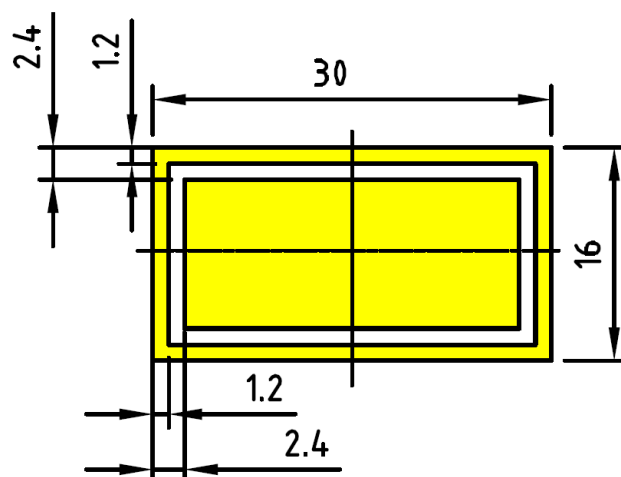
Navrhl jsem vlastní smyčkovou anténu umístěnou na vnější stranu kapsle, kterou jsem spočítal tak, aby rezonovala na kmitočtu 2,45 GHz. Její rezonance ale nebyla dostatečná a musel jsem přistoupit k ladění. Po naladění anténa sice dosáhla požadovaného rezonančního kmitočtu a uspokojivé velikosti činitele odrazu, ale bohužel se z původně smyčkové antény stal složený dipól. Ze směrové vyzařovací charakteristiky dipólu bylo vidět, že anténa září pouze v jednom směru, viz obr. 18. Pro aplikaci antény v kapslové endoskopii by se měl vyzařovací úhel ideálně blížit 360° v každé ose, aby bylo možné vysílat signál z modulu endoskopu neohledně na jeho orientaci. Z tohoto důvodu anténa nebyla vhodná, viz obr. 17 a obr. 18.



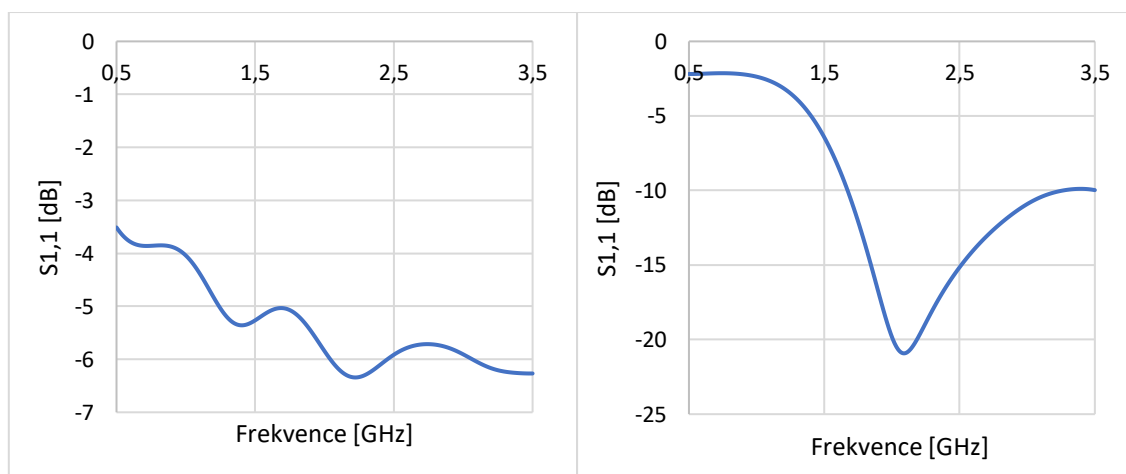
Obr. 17 Složený dipól na kapsli (zpředu). **Obr. 18** Vyzařovací diagram (zprava).

Jelikož jsem vyčerpal možnosti použití jednoho typu smyčkové antény, uchýlil jsem se k druhému typu, tedy štěrbinové smyčkové anténě. U této antény jsem narazil na problém. Při umístění štěrbinové smyčkové antény na vnější stěnu kapsle, velikost činitele odrazu nedosahovala ani -10 dB. Naopak umístění štěrbinové smyčkové antény na vnitřní stranu kapsle mělo pozitivní vliv, viz obr. 20. Tento jev vysvětluji tak, že účinnost antény klesá čím více se anténa přibližuje ke ztrátovému prostředí.

Těchto výsledků jsem docílil s tzv. testovací štěrbinovou smyčkovou anténou, která mi tvořila výchozí bod pro navrhování následujících štěrbinových smyček s H a U štěrbinou. Za účelem získání co nejvhodnější vyzařovací charakteristiky jsem anténu navrhl téměř přes celou vnitřní stěnu kapsle, neboť při srovnání vnější stěna dosahuje větších rozměrů a není tak limitujícím prvkem.



Obr. 19 Struktura testovací štěrbinové smyčkové antény.



Obr. 20 Porovnání kmitočtového průběhu velikosti činitele odrazu $S_{1,1}$ pro štěrbinovou anténu umístěnou na vnější stěně kapsle (vlevo) a na vnitřní stěně kapsle (vpravo).

2.3.1.1 Štěrbínová smyčka s H štěrbinou

Šířku vodiče jsem zvolil 1,2 mm a tloušťku 0,019 mm, neboť takto byly parametry zvoleny i pro původní kapslový endoskop [1]. Štěrbínu H jsem vložil do testovací štěrbinové smyčkové antény a následně ji naladil na požadovaný kmitočet. Pro naladění antény bylo nutné, aby delší strany štěrbin H lícovaly a byly kolmé na rovnoběžné štěrbinu smyčky. Kdyby se namalovaly čáry spojující tyto lícující štěrbinu, vzniklo by z nich X se středem uprostřed válce kapsle, při pohledu shora. Výpočet obvodu o vnitřní stěny kapsle.

$$o = 2\pi r = 2\pi \cdot 5 = 31,42 \text{ mm}$$

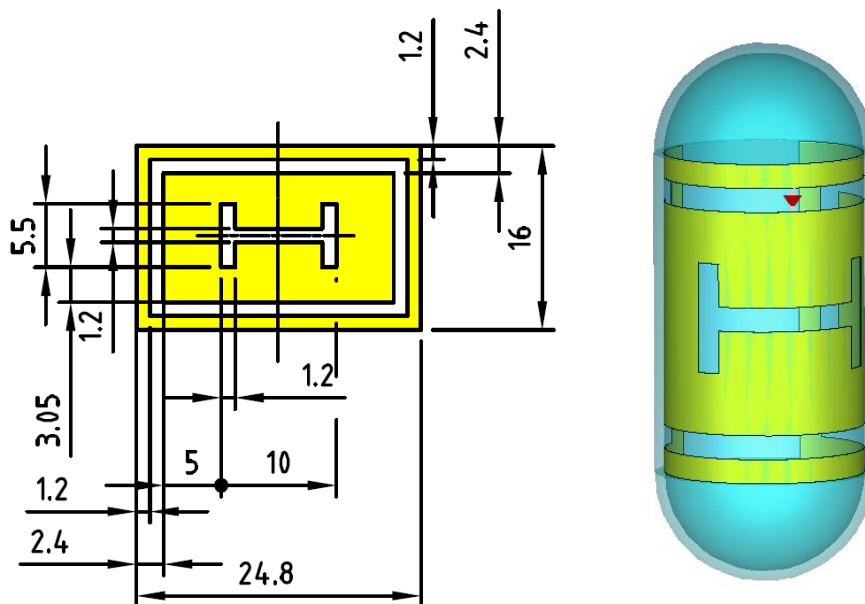
Dále bylo potřeba spočítat umístění štěrbin, aby anténa mohla rezonovat. Štěrbiny musí být ve válci naproti štěrbinám smyčky. Jestliže štěrbinová smyčka má začátek 1,2 mm od kraje struktury, pak příslušná štěrbina se musí nacházet naproti, což je o půl obvodu vnitřní stěny dál.

$$1,2 + \frac{31,42}{2} = 16,91 \text{ mm}$$

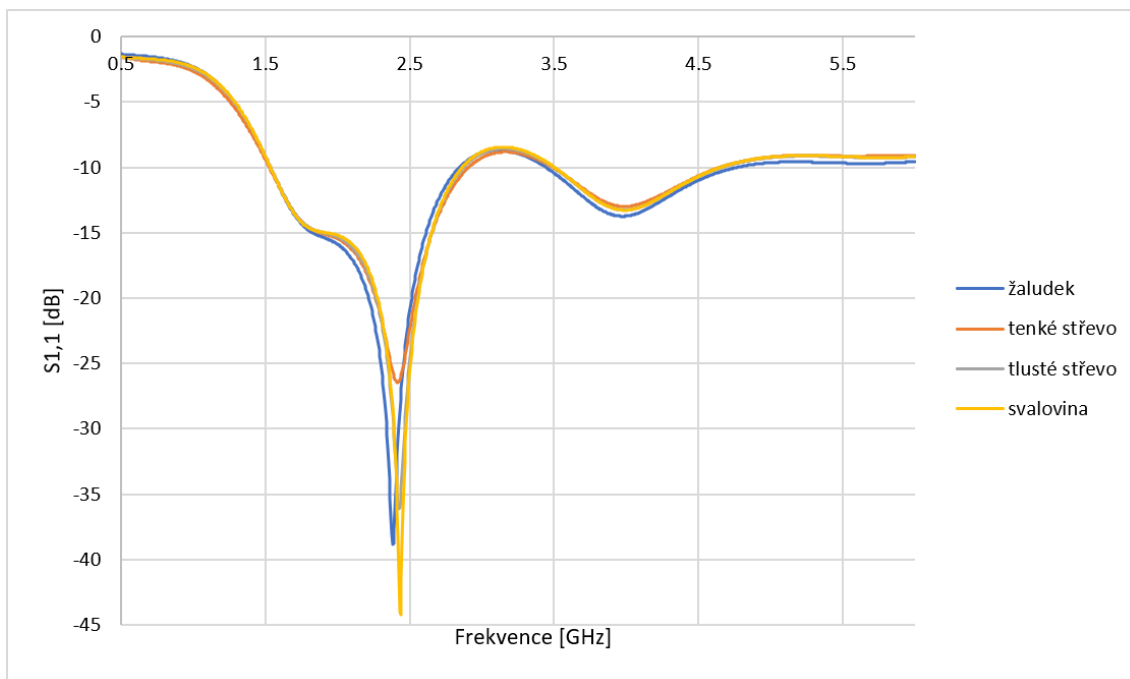
Spojovací horizontální štěrbinu jsem zvolil náhodně s následným laděním. Štěrbinu H jsem vložil do testovací štěrbinové smyčkové antény.

Po proběhnutí simulace antény s navrženými parametry se ukázalo, že anténa nedosáhla impedančního přizpůsobení. Simulace proběhla v programu CST za použití přechodové analýzy. Diskretizační mřížka byla nastavena na 15 buněk pro nejkratší vlnovou délku a frekvenční rozsah od 500 MHz do 6 GHz. S tímto nastavením simulace počítá vlastnosti antény pro frekvenci 2,4 GHz s 37,5 buňkami na vlnovou délku. Výsledky proto dosahují vysoké přesnosti. Toto nastavení bylo použito také pro optimalizaci.

První simulace ukázala, že vypočtené parametry nedokázaly anténu přimět k rezonanci na požadované frekvenci. Toto mohlo být z důvodu výpočtů se zjednodušenými vztahy, které nezahrnují další různé fyzikální jevy. Jednotlivé parametry bylo zapotřebí ladit pomocí rozmítání parametrů.

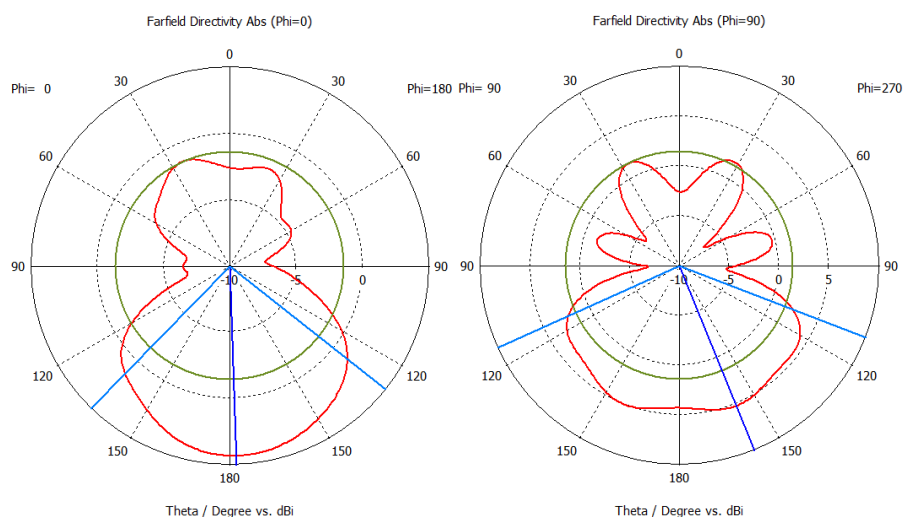


Obr. 24 Struktura antény endoskopu (vlevo), anténa uvnitř kapsle (vpravo). Napájení antény je na obr. 24 symbolizováno červeným trojúhelníkem. Naladěný planární monopól jsem simuloval na fantomech různých tkáních trávicího traktu.



Obr. 25 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro tkáně zažívacího traktu.

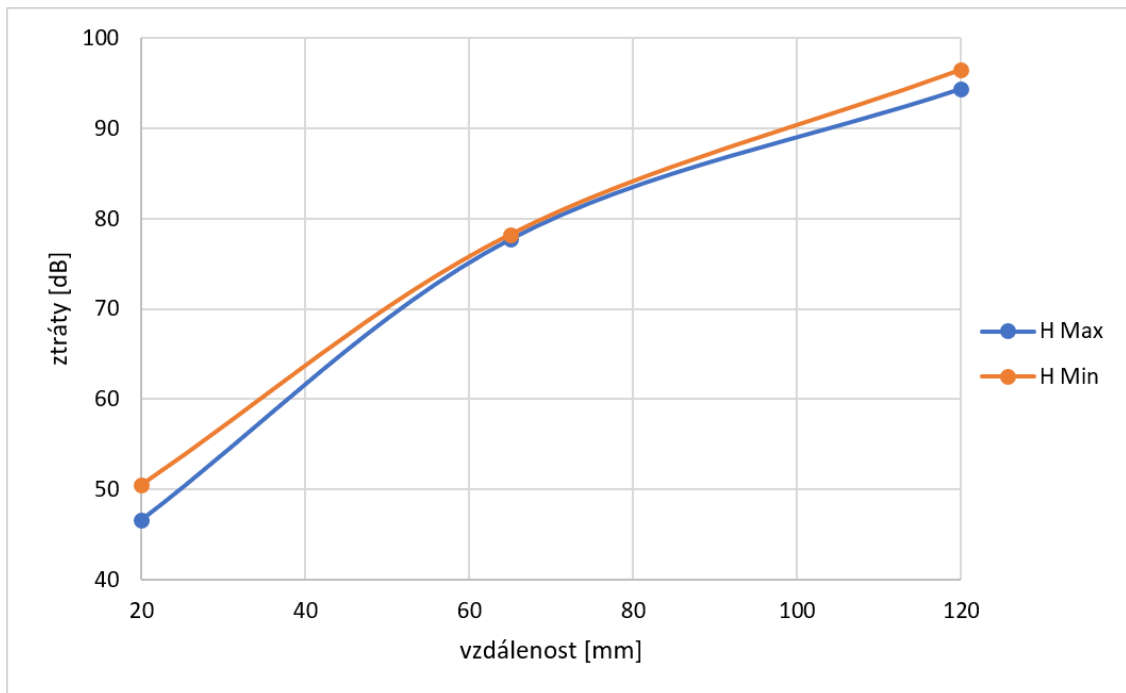
Jelikož se rezonanční kmitočet mezi tkáněmi pohybuje jen minimálně, uvádím rezonanční kmitočet a šířku pásma jen pro tkáň, pro kterou byla anténa laděna, tedy tlusté střevo. Na rezonančním kmitočtu 2,425 GHz anténa dosahuje velikosti činitele odrazu -36,08 dB. Šířka pásma je 1,375 GHz (1,529 GHz – 2,904 GHz).



Obr. 26 Vyzářovací diagramy simulované antény, řez rovinou E (vlevo), řez rovinou H (vpravo).

Tento vysílací kapslový endoskop jsem spolu s přijímacím planárním monopólem podrobil numerické simulaci, abych získal velikost přenosových ztrát S_{21} . V potaz

jsem vzal také orientaci kapslového endoskopu, jelikož anténa nevyzařuje ve všech směrech se stejnou intenzitou.



Obr. 27 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle.

Obr. 27 znázorňuje velikost ztráty při přenosu od vysílacího kapslového endoskopu k přijímacímu planárnímu monopólu na těle ve fantomu tlustého střeva pro nejlepší případ orientace kapsle (H Max) a pro nejhorší případ (H Min) v těle v závislosti na vzdálenosti endoskopu od planárního monopólu na těle.

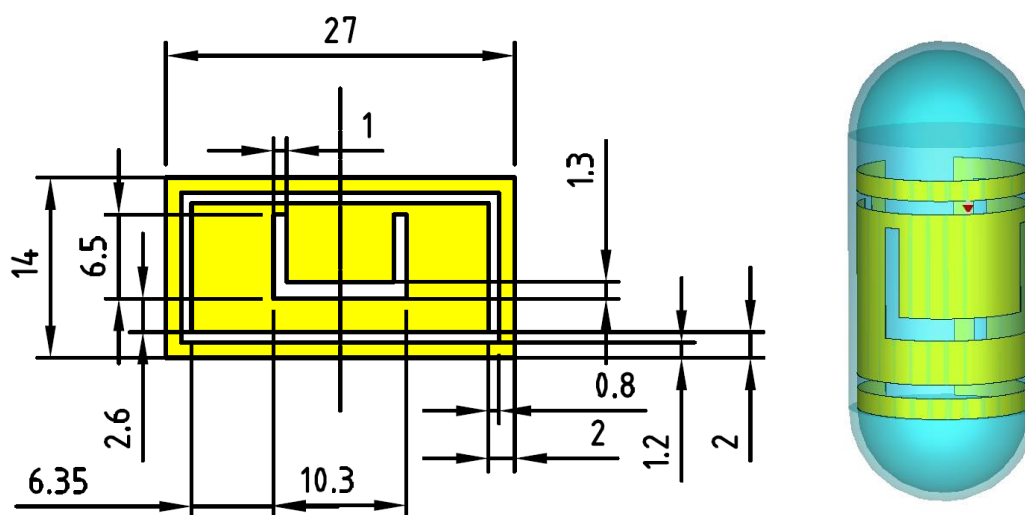
2.3.1.2 Štěrbínová smyčka s U štěrbinou

Šířku vodiče jsem zvolil 1,2 mm a tloušťku 0,019 mm, neboť takto byly parametry zvoleny i pro původní kapslový endoskop [1]. Štěrbínu U jsem vložil do testovací štěrbinové smyčkové antény a následně ji naladil na požadovaný kmitočet. Pro naladění antény bylo nutné, aby delší strany štěrbiny H lícovaly a byly kolmé na rovnoběžné štěrbinové smyčky. Kdyby se namalovaly čáry spojující tyto lícující štěrbinové smyčky, vzniklo by z nich X se středem uprostřed válce kapsle, při pohledu shora. Obvod $o = 31,42$ mm vnitřní stěny kapsle je stejný jako u smyčky s H štěrbinou. Dále bylo potřeba spočítat umístění štěrbin, aby anténa mohla rezonovat. Štěrbina musí být ve válci naproti štěrbinové smyčce. Jestliže štěrbinová smyčka má začátek 1,2 mm od kraje struktury, pak příslušná štěrbinová smyčka se musí nacházet naproti, což je o půl obvodu vnitřní stěny dál, což je jako u smyčky s H štěrbinou 16,91 mm. Spojovací horizontální štěrbinu jsem zvolil náhodně s následným

laděním. Štěrbinu U jsem vložil do testovací štěrbinové smyčkové antény, kterou jsem následnou optimalizací upravil.

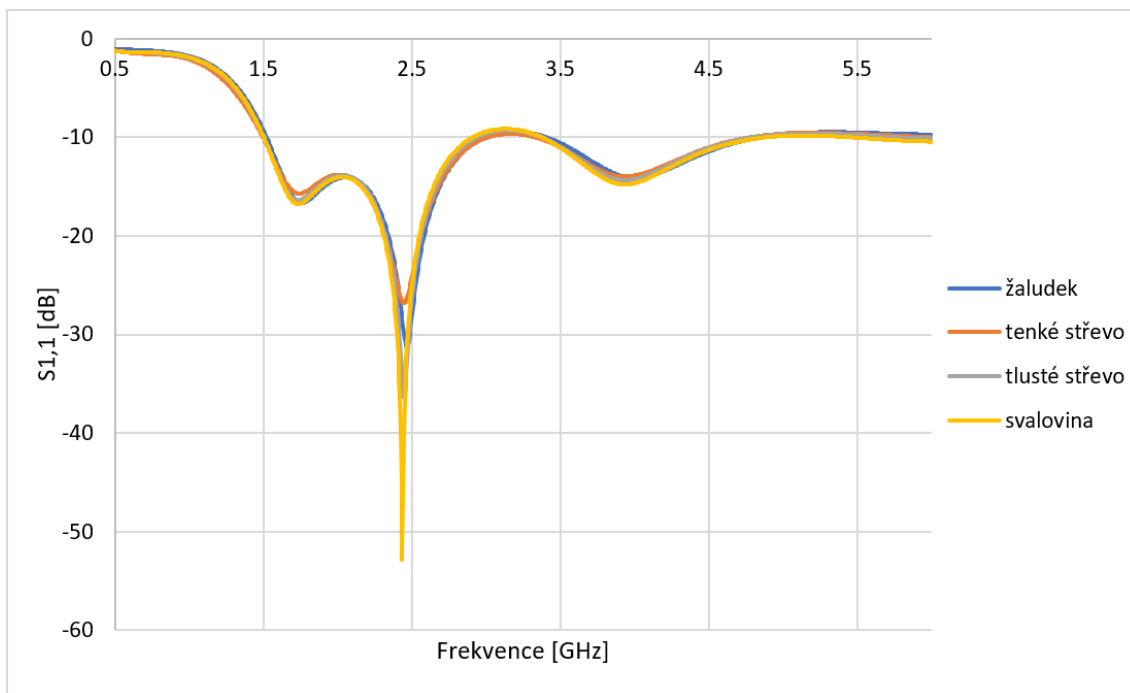
Po proběhnutí simulace antény s navrženými parametry se ukázalo, že anténa nedosáhla impedančního přizpůsobení. Simulace proběhla v programu CST za použití přechodové analýzy. Diskretizační mřížka byla nastavena na 15 buněk pro nejkratší vlnovou délku a frekvenční rozsah od 500 MHz do 6 GHz. S tímto nastavením simulace počítá vlastnosti antény pro frekvenci 2,4 GHz s 37,5 buňkami na vlnovou délku. Výsledky proto dosahují vysoké přesnosti. Toto nastavení bylo použito také pro optimalizaci.

První simulace ukázala, že vypočtené parametry nedokázaly anténu přimět k rezonanci na požadované frekvenci. Toto mohlo být z důvodu výpočtů se zjednodušenými vztahy, které nezahrnují další různé fyzikální jevy. Jednotlivé parametry bylo zapotřebí ladit pomocí rozmítání parametrů.



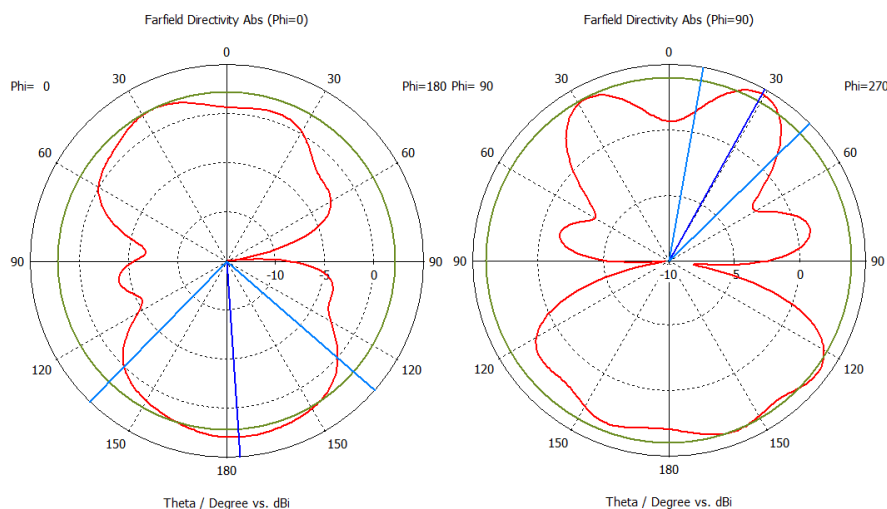
Obr. 32 Struktura antény endoskopu (vlevo), anténa uvnitř kapsle (vpravo).

Napájení antény je na obr. 32 symbolizováno červeným trojúhelníkem. Naladěný planární monopól jsem simuloval na fantomech různých tkáních trávicího traktu.



Obr. 33 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro tkáně zažívacího traktu.

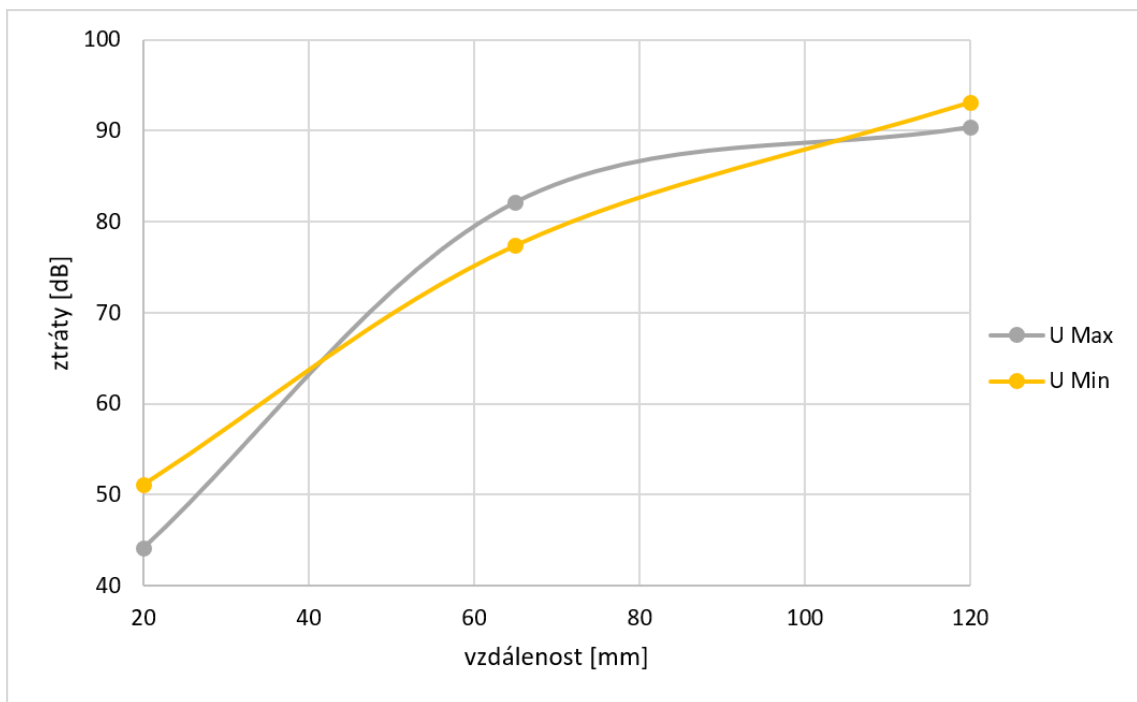
Jelikož se rezonanční kmitočet mezi tkáněmi pohybují jen minimálně, uvádím rezonanční kmitočet a šířku pásma jen pro tkáň, pro kterou byla anténa laděna, tedy tlusté střevo. Na rezonančním kmitočtu 2,447 GHz anténa dosahuje velikosti činitele odrazu -36,4 dB. Šířka pásma je 1,431 GHz (1,506 GHz – 2,937 GHz).



Obr. 34 Vyzařovací diagramy simulované antény, řez rovinou E (vlevo), řez rovinou H (vpravo).

Tento vysílací kapslový endoskop jsem spolu s přijímacím planárním monopólem podrobil numerické simulaci, abych získal velikost přenosových ztrát S_{21} . V potaz

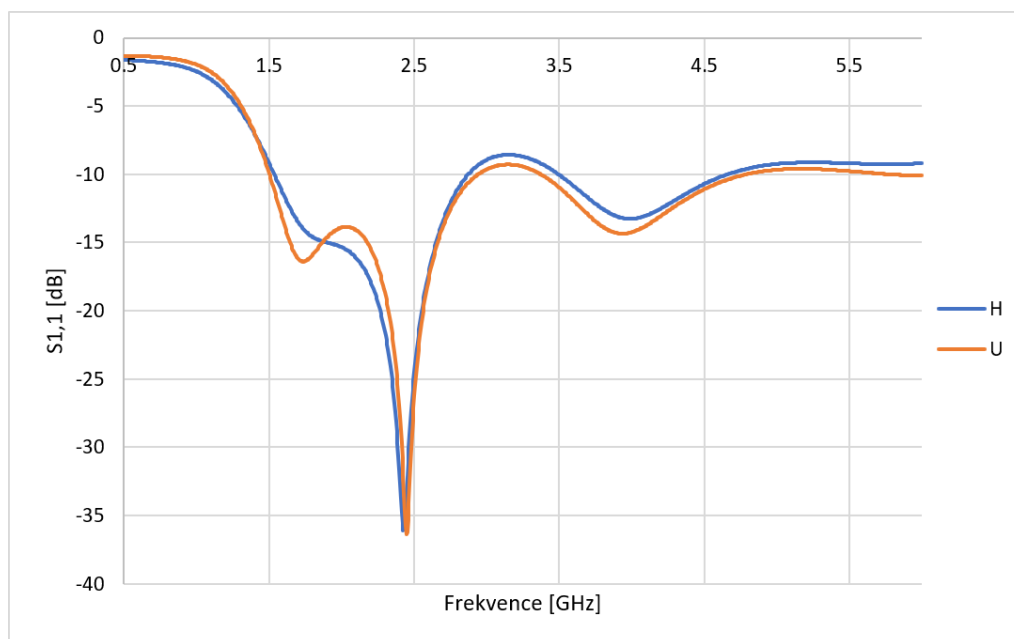
jsem vzal také orientaci kapslového endoskopu, jelikož anténa nevyzařuje ve všech směrech se stejnou intenzitou.



Obr. 35 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle.

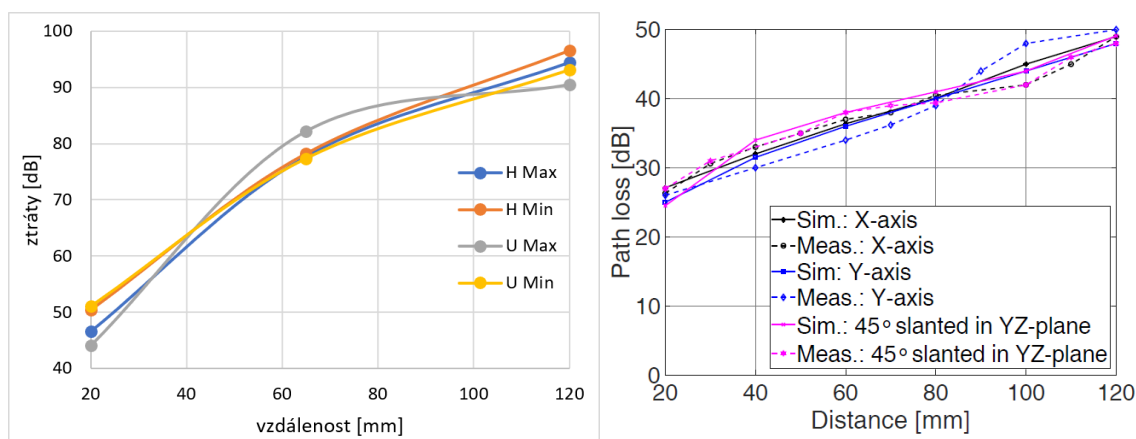
Obr. 35 znázorňuje velikost ztráty při přenosu od vysílacího kapslového endoskopu k přijímacímu planárnímu monopólu na těle ve fantomu tlustého střeva pro nejlepší případ orientace kapsle (U Max) a pro nejhorší případ (U Min) v těle v závislosti na vzdálenosti endoskopu od planárního monopólu na těle.

2.4 Porovnání vysílacích modulů endoskopu



Obr. 36 Srovnání činitele odrazu štěrbinových smyček H i U ve fantomu tlustého střeva.

Z Obr. 36 je zřejmé, že antény dosahují podobných šířek pásma a podobného činitele odrazu na požadované frekvenci.



Obr. 37 Přenosové ztráty pro nejlepší (Max) a nejhorší (Min) případ orientace modulu původního endoskopu (vpravo) a endoskopu pro 2,4 GHz (vlevo).

Tab. 7 Srovnání vlastností původního planárního monopólu a monopólu pro 2,4 GHz.

Přijímací anténa	f_{rez} [GHz]	BW [MHz]	S_{11} [dB]
Původní planární monopól	0,433	117	-20,2
Planární monopól pro 2,4 GHz	2,45	350	-15,18

Tab. 8 Srovnání vlastností původního modulu endoskopu a endoskopů pro 2,4 GHz.

Vysílací modul	f_{rez} [GHz]	BW [GHz]	S_{11} [dB]	S_{21} [dB]
Původní endoskop	0,438	0,795	-17,92	-49,84
H endoskop pro 2,4 GHz	2,425	1,375	-36,08	-96,54
U endoskop pro 2,4 GHz	2,447	1,431	-36,4	-93,08

Tab. 8 ukazuje, že, na základě nejlepších dosažených parametrů, je pro kapslovou endoskopii pro 2,4 GHz nejvhodnější modul endoskopu se štěrbinovou smyčkou s U štěrbinou. Bohužel vlivem prostředí dochází k velkým ztrátám. S_{21} v tabulce značí ztráty pro nejhorší případ orientace a vzdálenost modulu od přijímací antény 120 mm.

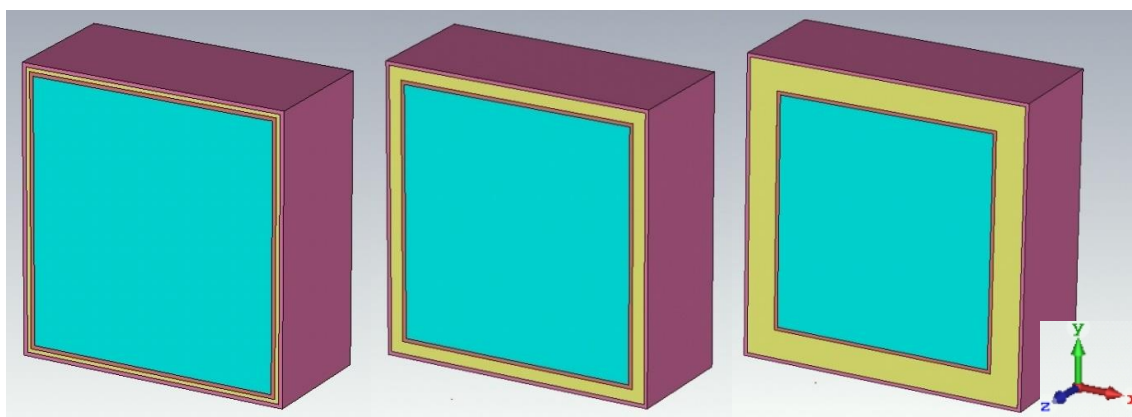
Pro jakoukoliv orientaci modulu endoskopu byly přenosové ztráty menší než 94 dB. Podle [1] se požaduje minimální přijatý poměr signál-šum 14 dB, aby byla zajištěna chybovost (bit error rate – BER) menší než $1 \cdot 10^{-6}$. To znamená přenosové ztráty nanejvýš 75,3 dB. Ztráty při přenosu mého řešení jsou ale o 17,8 dB větší než maximální přijatelné, tudíž bohužel není funkční. Proto byla další kapitola věnována ověření funkčnosti endoskopického systému na nižším kmitočtu.

3. ENDOSKOP NA KMITOČTU 915 MHZ

3.1 Fantomy

Předpokládá se, že pacient endoskop tvaru kapsle spolknul a zařízení se nachází v jeho trávicím traktu. Jelikož závěrečné porovnání bude obsahovat jak mé řešení, tak řešení z článku [1], rozhodl jsem se ponechat rozměry fantomů pro obě kmitočtová pásma totožné.

Ve svých simulacích byly použity tři fantomy reprezentující různý obsah tuku v lidském torzu. Na obr. 38 modrá barva značí orgán trávicí soustavy (tlusté střevo, tenké střevo, žaludek) o rozměrech 193 mm × 203 mm × 100 mm (ve směrech xyz). Vrstva nad orgánem reprezentující svalovinu má tloušťku 3 mm. Rozměry následující tukové vrstvy jsou na obr. 38 zleva doprava 3 mm, 10 mm, 25 mm. Poslední vrstva, kůže, má tloušťku 3 mm. Do středu fantomů byla umístěna kapsle endoskopu s anténou (viz obr. 9, převzato z článku [1]).



Obr. 38 Fantomy s různou vrstvou tuku, zleva doprava 3 mm, 10 mm, 25 mm.

Elektrické vlastnosti tkání (žaludek, tlusté střevo, tenké střevo, svalovina, tuk, kůže) se výrazně mění s kmitočtem. Proto nelze tyto parametry převzít z [1], ale je zapotřebí získat hodnoty parametrů na frekvenci 915 MHz (tab. 9).

Tab. 9 Dielektrické vlastnosti různých tkání na frekvenci 915 MHz. Převzato z [2].

Tkáň	permitivita ϵ_r [-]	vodivost [S/m]
žaludek	65,02	1,19
tlusté střevo	57,87	1,09
tenké střevo	59,38	2,17
svalovina	55,0	0,95
tuk	5,46	0,05
kůže	41,33	0,87

3.2 Přijímací monopól pro 915 MHz

Monopól je navržen na substrátu ARLON 25N, na jehož vrchní a spodní strana je potažena měděnou fólií. Relativní permitivita substrátu je $\epsilon_r = 3,38$. Anténa je napájena koaxiální sondou impedančně přizpůsobenou na 50Ω a je umístěna 1 mm od modelu lidské tkáně.

Přepočtení rozměrů monopólu z frekvence 518 MHz na 915 MHz není triviální. Anténa se totiž nachází v blízkosti fantomu s relativní permitivitou téměř $\epsilon_r = 58$. To způsobuje, že rezonanční kmitočet antény se mění svůj v závislosti na vzájemné vzdálenosti fantomu a monopólu.

Jelikož anténu z [1] je třeba přeladit na vyšší kmitočet, rozhodl jsem se rozměry původní antény poměrově zmenšit. Následující rovnice je příklad výpočtu jednoho z parametrů, kde f_1 je frekvence 518 MHz, f_2 je frekvence 915 MHz a $L_0(915)$ je jeden z parametrů antény:

$$L_0(915) = \frac{f_1}{f_2} \cdot L_0 = \frac{518 \cdot 10^6}{915 \cdot 10^6} \cdot 59 = 33,4 \text{ mm}$$

Tab. 10 Přepočtené hodnoty monopólu pro 518 MHz z [1] na frekvenci 915 MHz (viz obr. 5).

	L_0	W_0	h	i	j	k	l	m
518 MHz	59,0	52,0	24,7	20,0	2,6	2,0	35,0	43,0
915 MHz	33,4	29,4	14,0	11,3	1,5	1,1	19,8	24,3
	n	o	p	q	r	s	t	u
518 MHz	4,7	5,0	18,0	1,0	2,0	1,0	49,0	10,0
915 MHz	2,7	2,8	10,2	0,6	1,1	0,6	27,7	5,7

K napájení monopólu jsem použil vlnovodový port (*Waveguide Port*) umístěný na konec 100 mm dlouhého koaxiálního vedení o impedanci 50Ω .

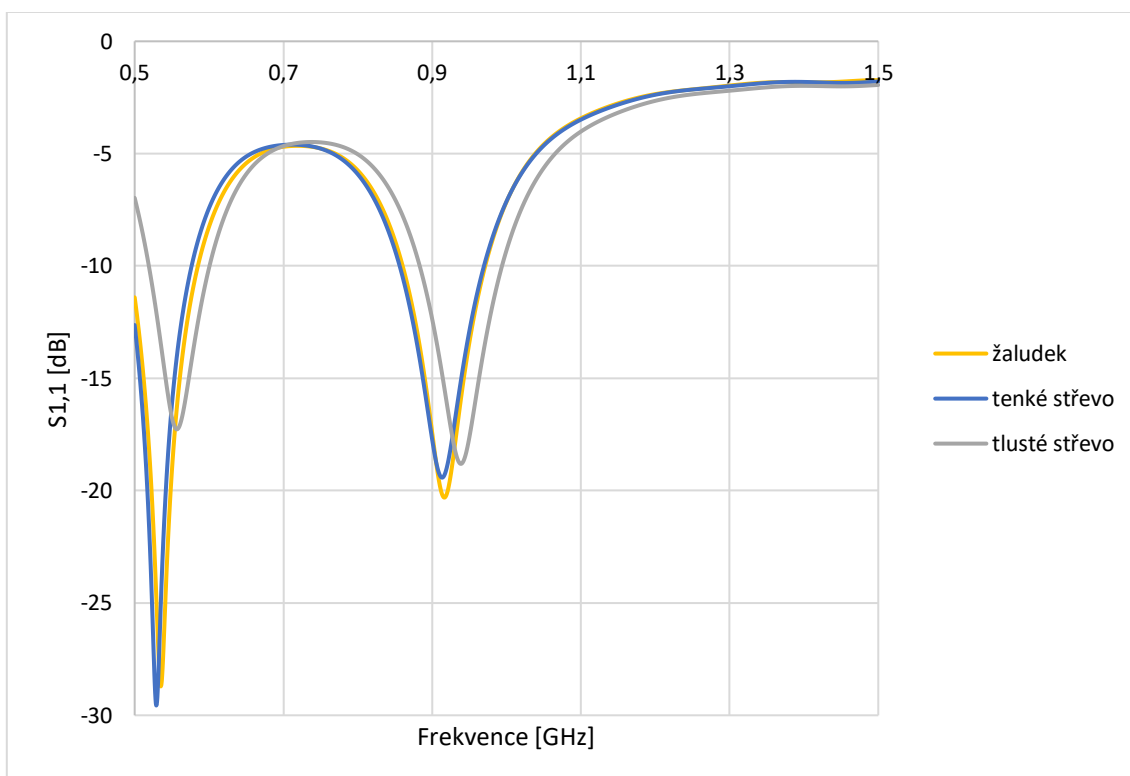
Po proběhnutí simulace antény s navrženými parametry se ukázalo, že anténa nedosáhla impedančního přizpůsobení. Simulace proběhla v programu CST za použití přechodové analýzy. Diskretizační mřížka byla nastavena na 15 buněk pro nejkratší vlnovou délku a frekvenční rozsah od 200 MHz do 5 GHz. S tímto nastavením simulace počítá vlastnosti antény pro frekvenci 915 MHz s téměř 82 buňkami na vlnovou délku. Výsledky proto dosahují vysoké přesnosti. Toto nastavení bylo použito také pro optimalizaci.

První simulace ukázala, že vypočtené parametry nedokázaly anténu přimět k rezonanci na požadované frekvenci. Toto mohlo být z důvodu výpočtů se zjednodušenými vztahy, které nezahrnují další různé fyzikální jevy. Jednotlivé parametry bylo zapotřebí ladit pomocí rozmítání parametrů.

Tab. 11 Optimalizované rozměry planárního monopólu pro frekvenci 915 MHz v mm (viz obr. 5).

	L_0	W_0	h	i	j	k	l	m
915 MHz	32,0	31,6	16,3	14,2	1,3	1,4	22,1	29,5
	n	o	p	q	r	s	t	u
915 MHz	0,2	2,5	6,3	0,5	0,9	0,5	31,0	2,1

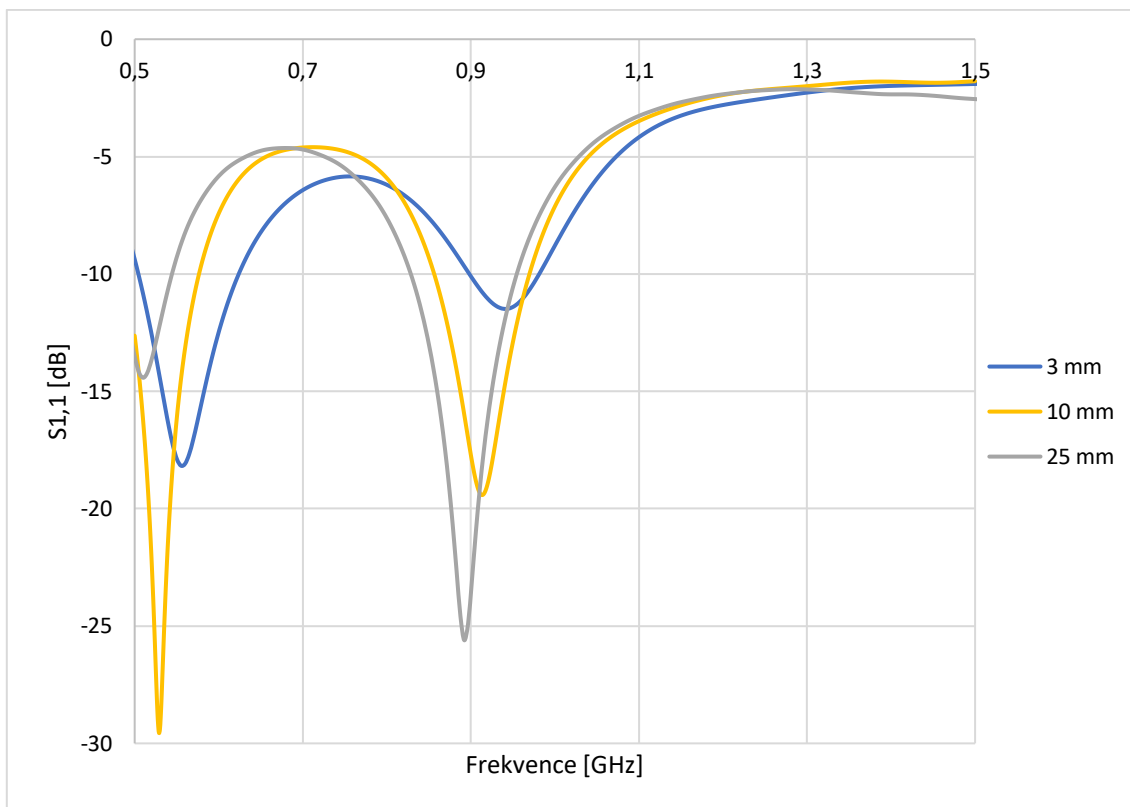
Naladěný planární monopól jsem simuloval se 100 mm koaxiálním vedením na fantomech různých tkáních trávicího traktu.



Obr. 39 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro tkáně zažívacího traktu pro fantom s tloušťkou tuku 10 mm.

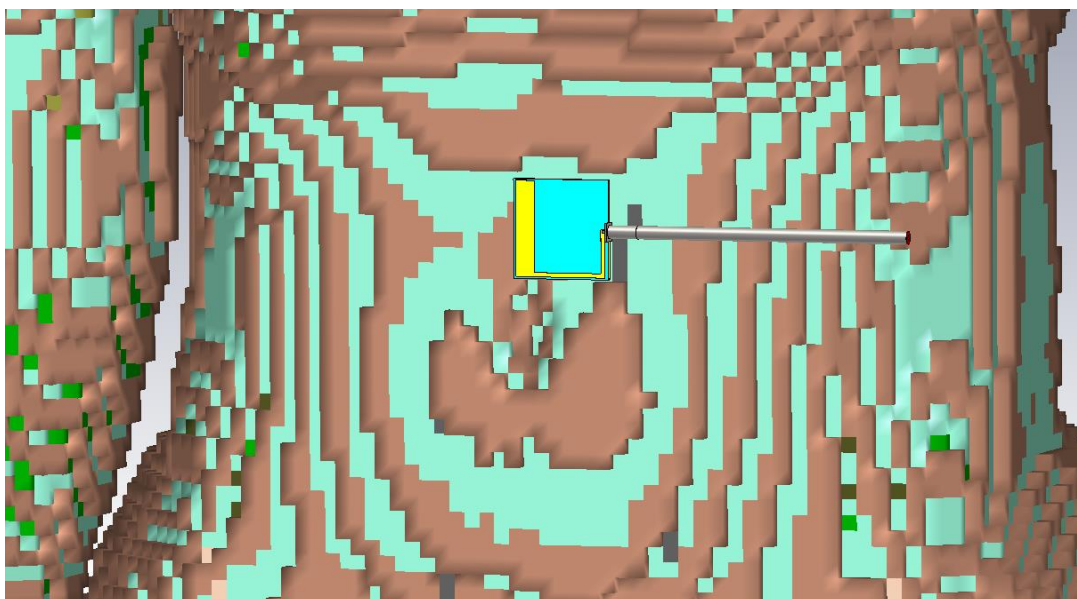
Jelikož se rezonanční kmitočet i velikost činitele odrazu mezi tkáněmi pohybují jen minimálně, uvádím rezonanční frekvenci a šířku pásma jen pro tkáň, pro kterou byla anténa optimalizována (tlusté střevo). Na kmitočtu 939 MHz anténa dosahuje velikosti činitele odrazu -18,81 dB. Nejužší šířka pásma je pro tenké střevo, 110 MHz (884 MHz – 994 MHz).

Na obr. 40 je vidět, že na fantomu s nejtenčí vrstvou tuku, 3 mm, dosahuje monopól nízké hodnoty činitele odrazu. Ale jak dále v práci dokazují při simulacích ztrát přenosem, je tato hodnota dostatečná.

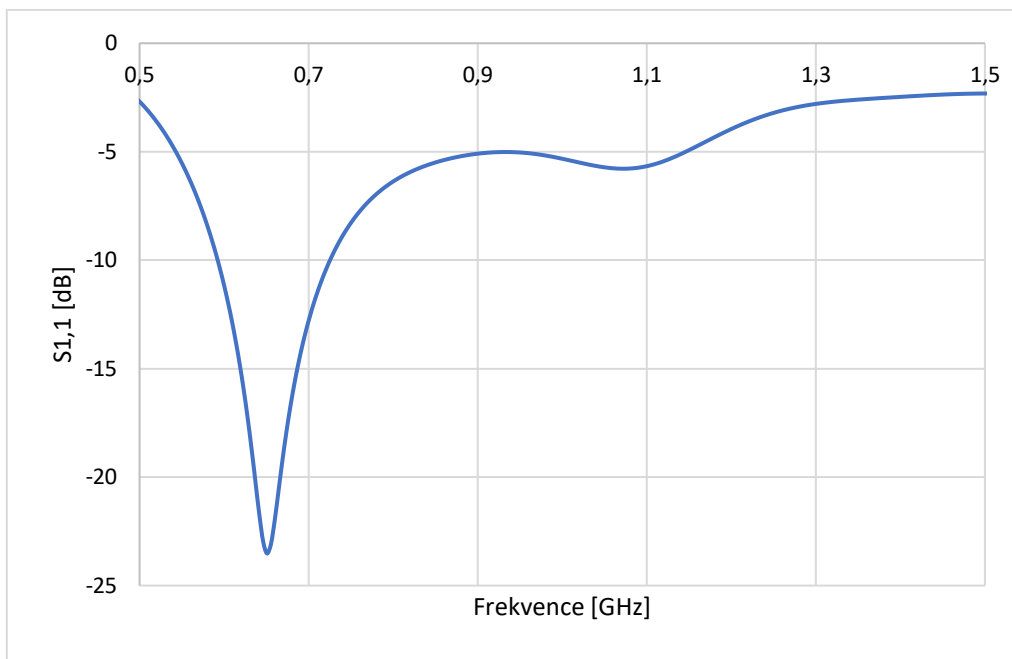


Obr. 40 Velikost činitele odrazu planárního monopólu pro různé tloušťky tuku fantomu.

Anténa nyní mohla postoupit k simulacím na modelu lidského těla ITIS. Kvůli výpočetní náročnosti byly upřednostněny simulace s modelem těla o rozlišení nanejvýš 5x5x5 mm.



Obr. 41 Umístění planárního monopólu na břicho modelu lidského těla s rozlišením 5x5x5 mm.



Obr. 42 Velikost činitele odrazu planárního monopólu umístěného na břicho modelu těla.

Z obr. 42 je vidět, že při simulaci na modelu lidského těla došlo k přesunu rezonančního kmitočtu monopólu. To mohlo být způsobeno rozdílnou a detailnější strukturou simulovaného prostředí, než v jakém byly antény navrženy a laděny.

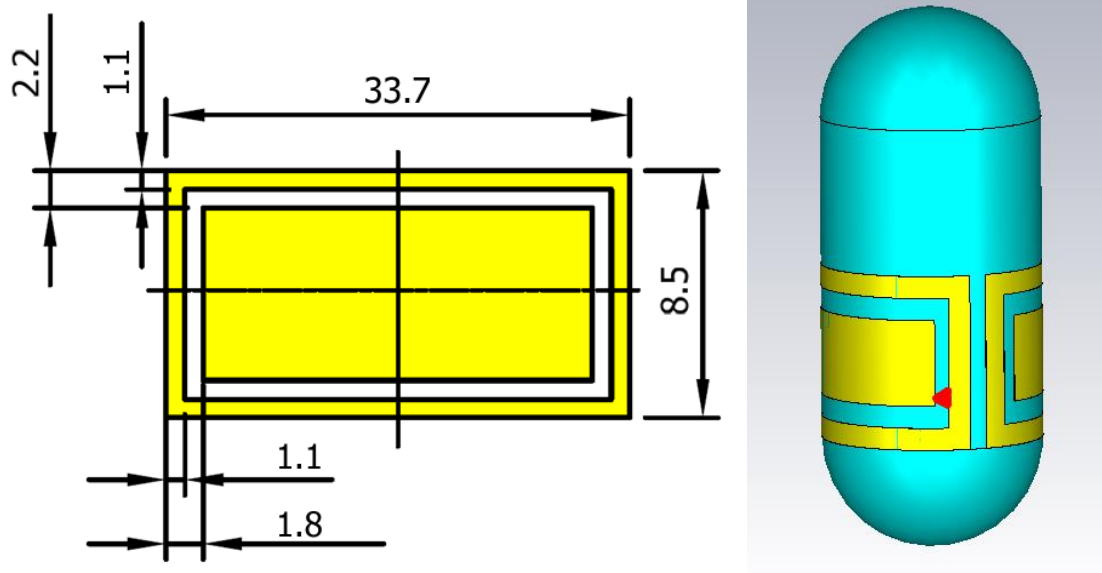
3.3 Vysílací štěrbinová smyčka pro 915 MHz

Byl použit totožný modul endoskopu, jako pro původní kapslový endoskop (viz kapitola 1.1). Můj vedoucí práce navrhl, abych se věnoval návrhu koplanární antény, jelikož tento typ nevyžaduje symetrizaci.

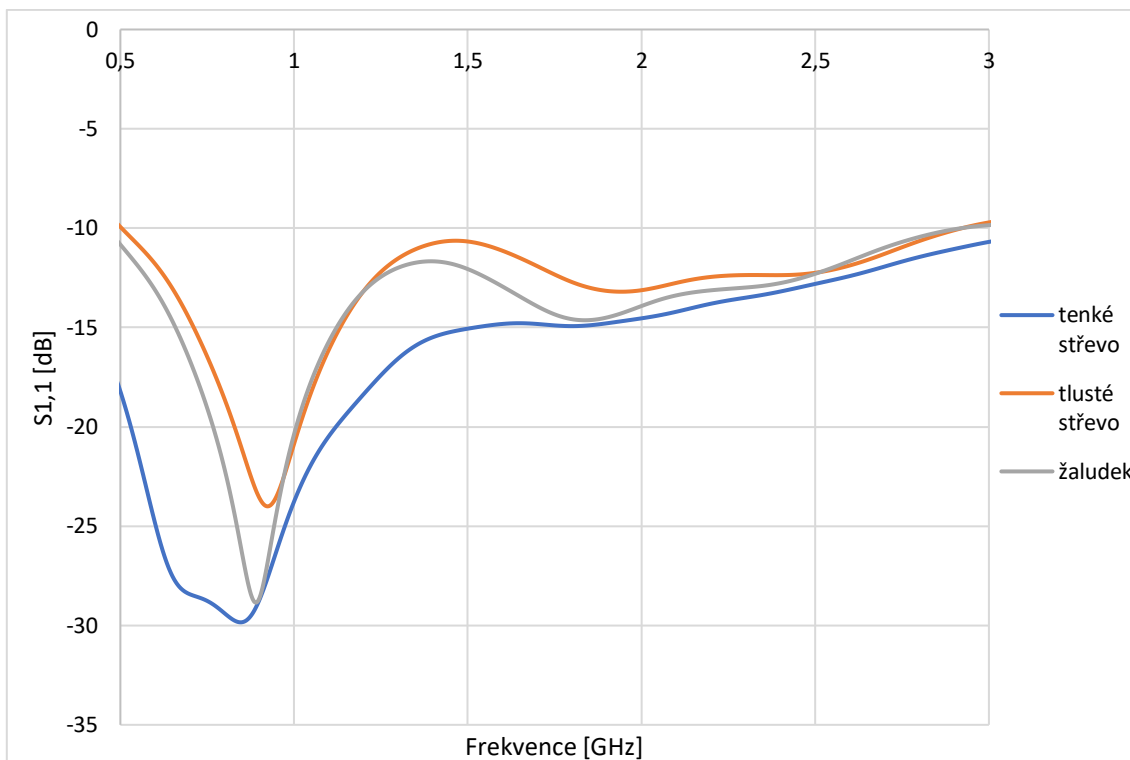
Anténa je tvořena pouze anténním zářičem, který je upevněn na stěnu kapsle a je vyroben z mědi (Copper Annealed) o tloušťce 19 μm , jejíž materiálové vlastnosti jsou přednastaveny v programu CST. Anténa je napájena 150 mm dlouhou koaxiální sondou impedančně přizpůsobenou na 50 Ω , a buzenou vlnovodovým *portem*, která je připojena k místu označeném červeným trojúhelníkem na obr. 43 a je umístěna uprostřed modelu lidské tkáně, stejným způsobem jako v kapitole 1. Jen stěna kapsle změnila svou tloušťku z 0,5 mm na 1 mm kvůli větší odolnosti kapsle vytištěné na 3D tiskárně.

Navrhl jsem štěrbinovou smyčkovou anténu umístěnou na vnější stranu kapsle, tak aby ji objala téměř úplně a následně změnil její šířku tak, aby dosáhla impedančního přizpůsobení na kmitočtu 915 MHz. Prvotní nezdary mohly být z důvodu výpočtů se zjednodušenými vztahy, které nezahrnují další různé fyzikální jevy.

Simulace proběhla v programu CST za použití přechodové analýzy. Diskretizační mřížka byla nastavena na 15 buněk pro nejkratší vlnovou délku a frekvenční rozsah od 200 MHz do 5 GHz. S tímto nastavením simulace počítá vlastnosti antény pro frekvenci 915 MHz s téměř 82 buňkami na vlnovou délku. Výsledky proto dosahují vysoké přesnosti.

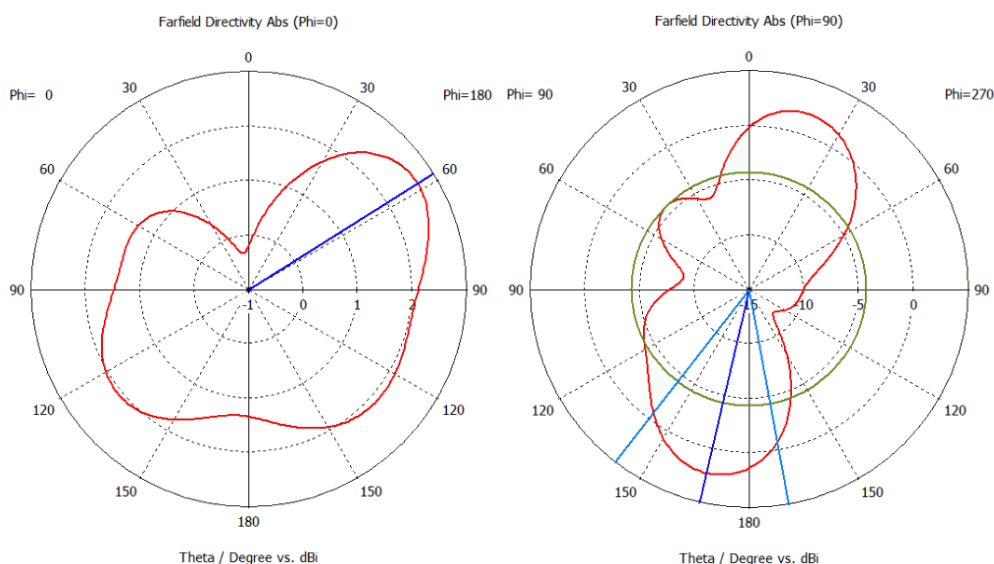


Obr. 43 Struktura antény endoskopu (vlevo), anténa vně kapsle (vpravo). Napájení antény je na obr. 43 symbolizováno červeným trojúhelníkem. Naladěnou štěrbinovou smyčku jsem simuloval na fantomech různých tkáních trávicího traktu.

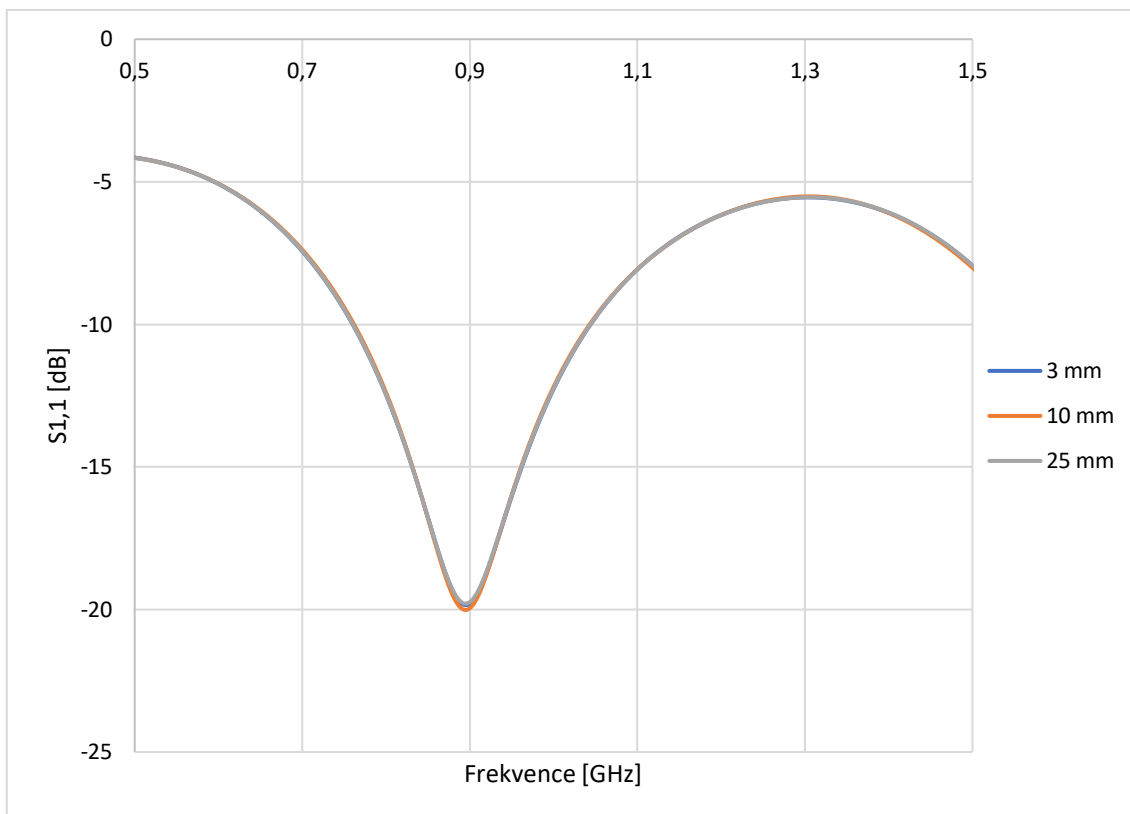


Obr. 44 Velikost činitele odrazu štěrbinové smyčky pro tkáňě zažívacího traktu.

Uvádím rezonanční kmitočet a šířku pásma jen pro tkáň, pro kterou byla anténa laděna, tedy tlusté střevo. Na rezonančním kmitočtu 925,1 MHz anténa dosahuje velikosti činitele odrazu -36,08 dB. Šířka pásma je 2,416 GHz (506,8 MHz – 2,923 GHz).



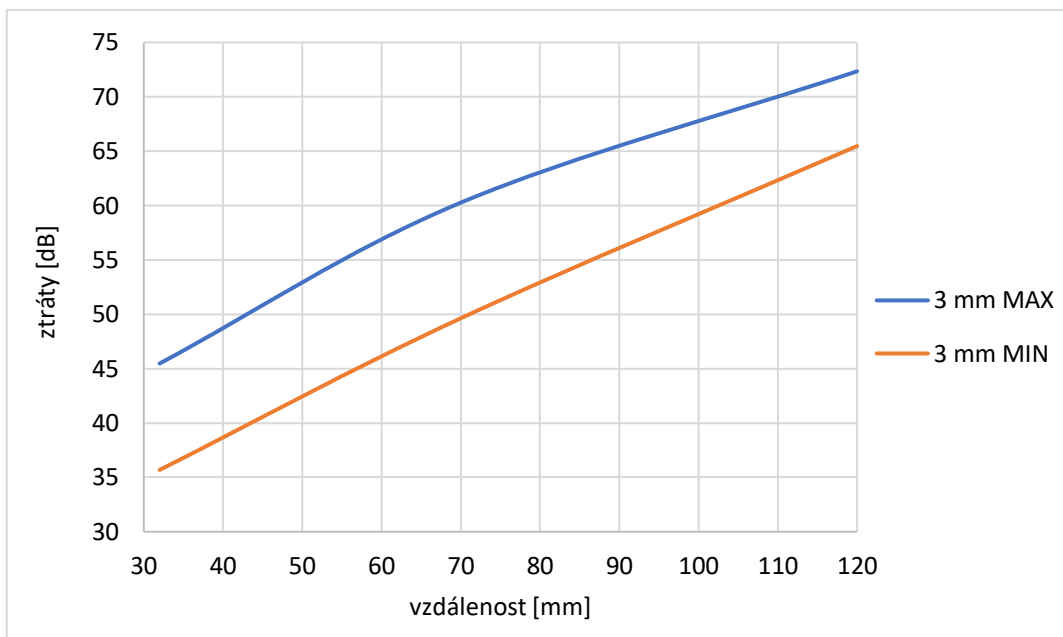
Obr. 45 Vyzařovací diagramy simulované antény, řez rovinou E (vlevo), řez rovinou H (vpravo).



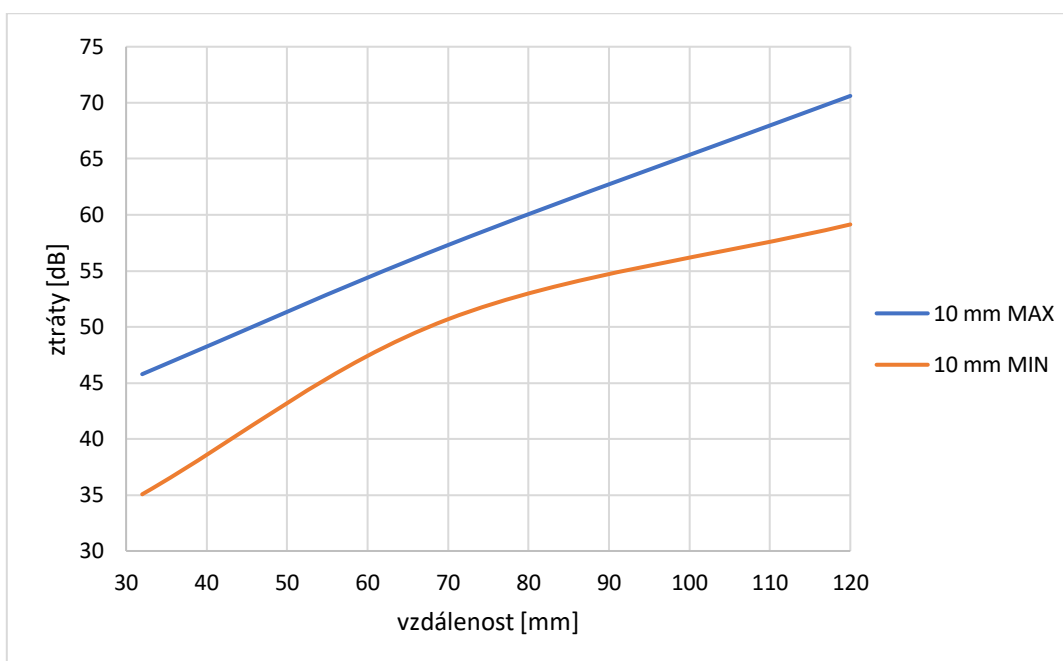
Obr. 46 Velikost činitele odrazu šěrbinové smyčky pro fantomy s různou tloušťkou vrstvy tuku.

Na obr. 46 není znatelný téměř žádný rozdíl mezi velikostmi činitele odrazu, neboť tuk disponuje mnohem menší hodnotou relativní permitivity než tlusté střevo, kterého je zároveň ve fantomu mnohem více.

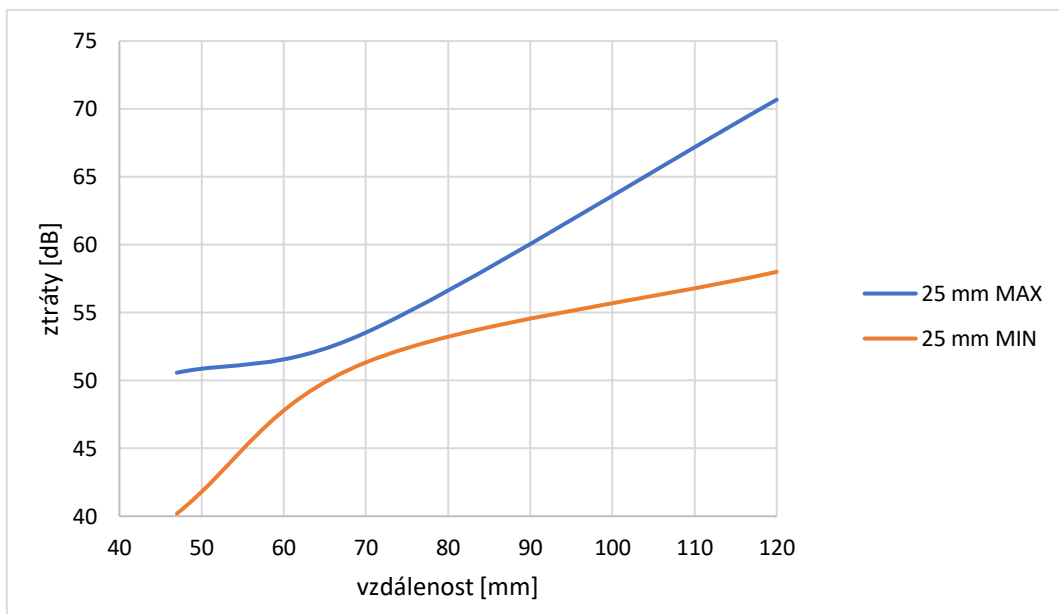
Tento vysílací kapslový endoskop jsem spolu s přijímacím planárním monopólem podrobil numerické simulaci, abych získal velikost přenosových ztrát S_{21} . V potaz jsem vzal také orientaci kapslového endoskopu, jelikož anténa nevyzařuje ve všech směrech se stejnou intenzitou.



Obr. 47 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle ve fantomu s 3 mm tloušťkou tukové vrstvy.

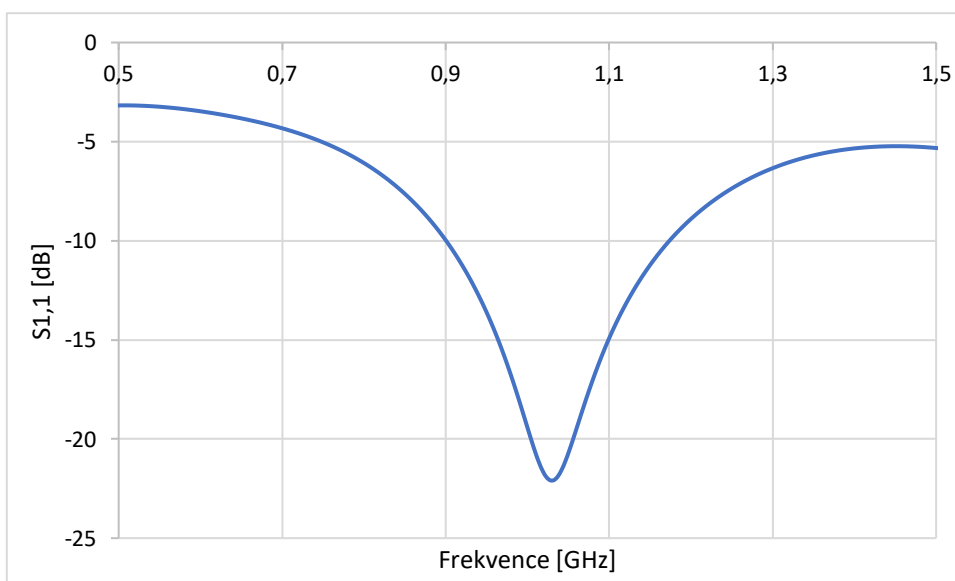


Obr. 48 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle ve fantomu s 10 mm tloušťkou tukové vrstvy.

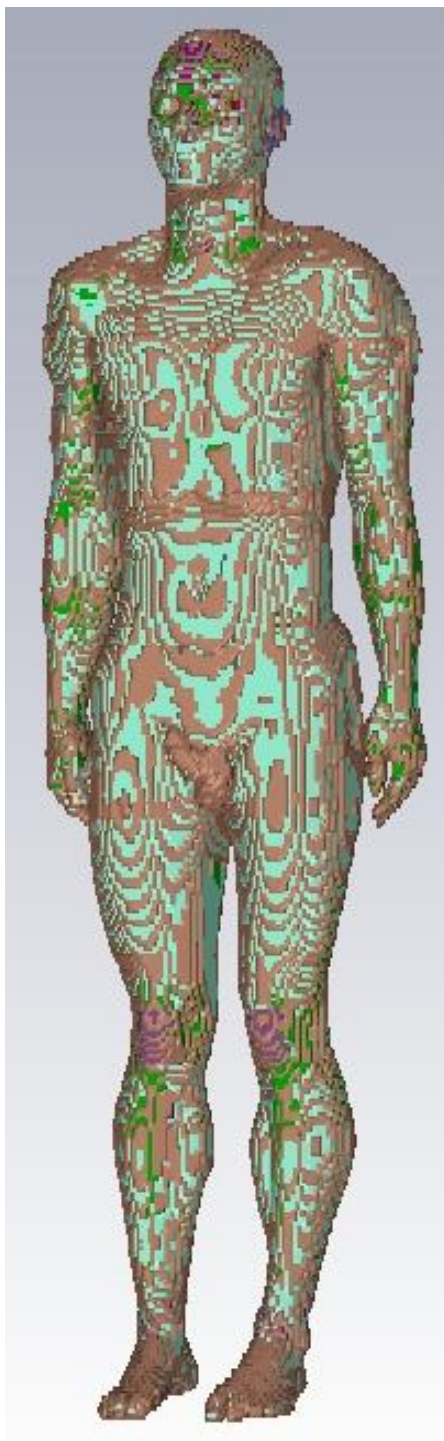


Obr. 49 Velikost přenosových ztrát S_{21} pro nejlepší a nejhorší případ orientace kapsle ve fantomu s 25 mm tloušťkou tukové vrstvy.

Obr. 47 až obr. 49 znázorňují velikost ztráty při přenosu od vysílacího kapslového endoskopu k přijímacímu planárnímu monopólu na těle ve fantomu tlustého střeva pro nejlepší případ orientace kapsle (MIN) a pro nejhorší případ (MAX) v těle v závislosti na vzdálenosti endoskopu od planárního monopólu na těle. Anténa nyní mohla postoupit k simulacím na modelu lidského těla ITIS. Kvůli výpočetní náročnosti byly upřednostněny simulace s modelem těla o rozlišení nanejvýš 5x5x5 mm.



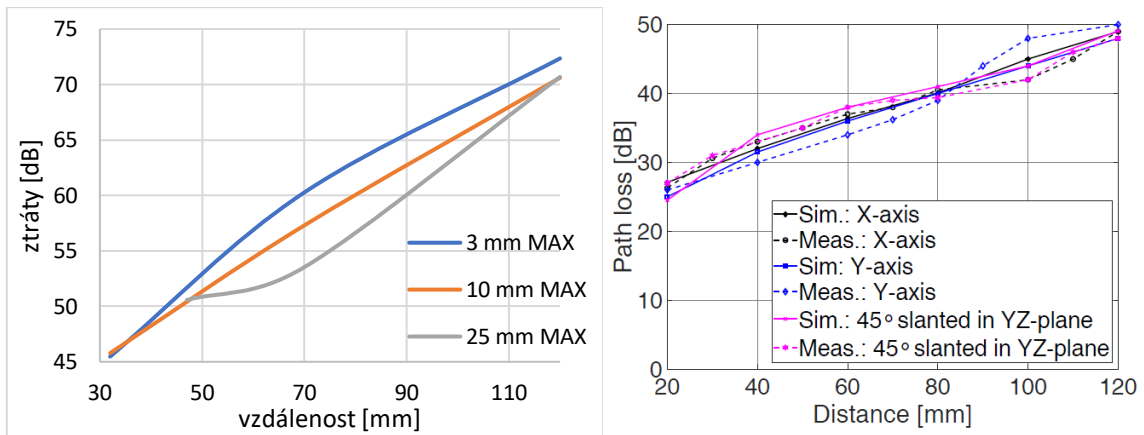
Obr. 50 Velikost činitele odrazu štěrbinové smyčky umístěné v tlustém střevě modelu těla



Obr. 51 Model lidského těla s rozlišením 5x5x5 mm, v jehož tlustém střevě je umístěný modul endoskopu.

Z obr. 50 je vidět, že při simulaci na modelu lidského těla došlo k přesunu rezonančního kmitočtu antény. To mohlo být způsobeno rozdílnou a detailnější strukturou simulovaného prostředí, než v jakém byly antény navrženy a laděny.

3.4 Porovnání vysílacích modulů endoskopu



Obr. 52 Přenosové ztráty pro nejhorší (MAX) případ orientace modulu původního endoskopu (vpravo) a endoskopu pro 915 MHz (vlevo).

Tab. 12 Srovnání vlastností původního planárního monopólu a monopólu pro 915 MHz.

Přijímací anténa	f_{rez} [MHz]	BW [MHz]	S_{11} [dB]
Původní planární monopól	433	117	-20,2
Planární monopól pro 915 MHz	939	110	-18,8

Tab. 13 Srovnání vlastností původního endoskopu a endoskopu pro 915 MHz.

Vysílací modul	f_{rez} [MHz]	BW [GHz]	S_{11} [dB]	S_{21} [dB]
Původní endoskop	438	0,795	-17,92	-49,84
Endoskop pro 915 MHz	925	2,416	-36,08	-72,35

Tab. 13 ukazuje, že vlivem prostředí dochází k velkým ztrátám, které ale nepřesahují hraniční hodnotu použitelnosti 75,3 dB. S_{21} v tabulce značí ztráty pro nejhorší případ orientace a vzdálenost modulu od přijímací antény 120 mm.

3.5 Experimentální ověření

Původně bylo v plánu experimentálně změřit vlastnosti obou antén pomocí fantomu z agaru, ale vlivem pandemie COVID-19 se plány změnily. Nicméně v době zavedení zákazu vstupu do škol, a tím i laboratoří, byly antény již vyrobeny.

Napadlo mě změřit jejich vlastnosti pomocí fantomu s podobnými vlastnostmi, na jaké byly antény navrženy. Agar jsem nahradil vodou.

Experiment byl měřen spektrálním analyzátozem Agilent N9320A, ke kterému mi umožnila přístup společnost JETI model s.r.o. Pomocí přístroje bylo možné měřit přenosové ztráty.

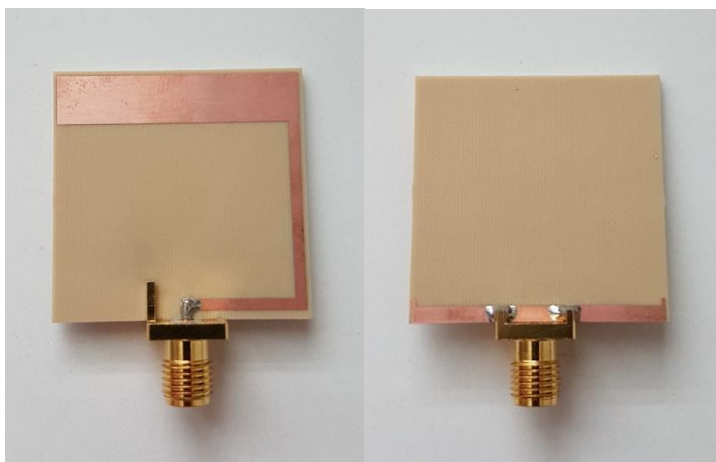
Fantom byl tvořen plastovou přepravkou o tloušťce stěny 1 mm, která měla výšku 105 mm, šířku 95 mm a délku 130 mm. Pro simulaci byly použity totožné dielektrické vlastnosti plastu, jako se uvádí v [1], tedy $\epsilon_r=1,88$ a $\text{tg } \delta_k = 0,005$. Pro pitnou vodu byly uvažovány parametry $\epsilon_r=78$ (dle vody v knihovně materiálů programu CST) a $G=0,125$ mS/m, což je mezní hodnota konduktivity pitné vody v ČR. Antény jsou napájeny vlnovodovým portem. Měření proběhlo ve dvou situacích, kdy přepravka obsahovala vzduch, a poté vodu z vodovodu. Příjímací monopól byl umístěn na levou horní část s 1 mm mezerou od fantomu. Vysílací modul endoskopu byl umístěn uvnitř fantomu 22 mm od stěny v úrovni přijímacího monopólu, viz obr. 55 a obr. 56. Do simulace nebyly zahrnuty upevňující špejle a kuličky. Také bylo zanedbáno natočení přijímacího monopólu, neboť mělo minimální vliv.



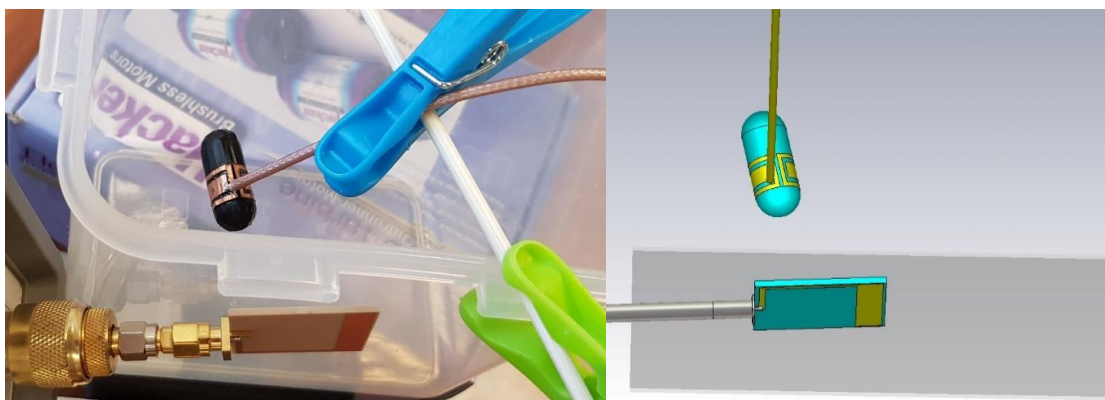
Obr. 53 Modul endoskopu.

Smyčková šterbinová anténa z měděné samolepící fólie byla nalepena na kapsli vytištěné na 3D tiskárně. Bylo k ní připojeno koaxiální vedení RG316, jehož střední vodič byl připájen k vnitřní a vnější vodič k vnější části antény. Substrát s měděným pokovením monopólu byl vyroben z materiálu I-TeraMT40 o tloušťce 1,524 mm, jehož $\epsilon_r=3,38$ a $\delta = 0,0031$. Materiál je velmi podobný Arlonu 25N, se

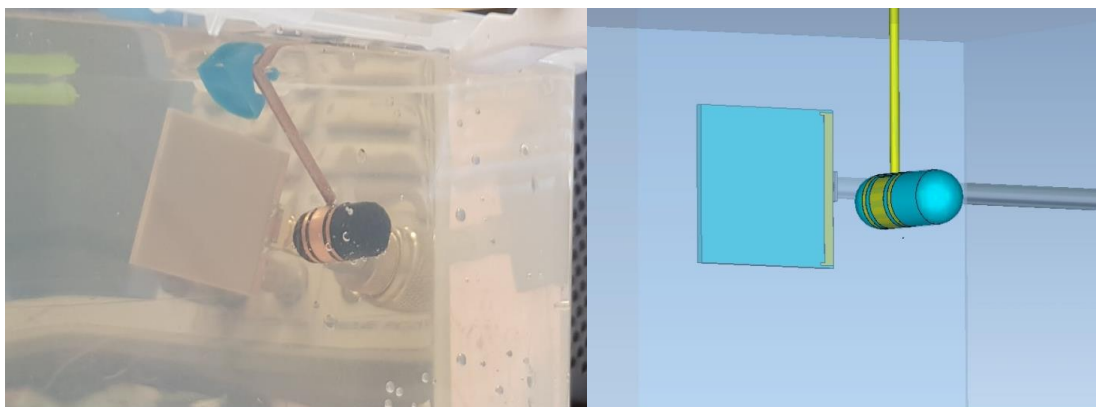
kterým byl monopól navržen. Kompatibilita tohoto materiálu byla ověřena simulací.



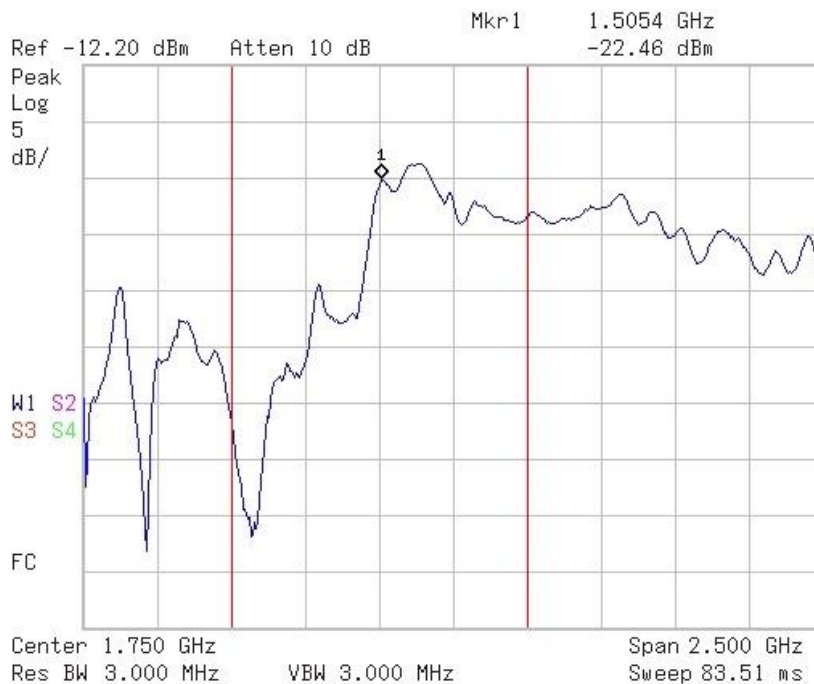
Obr. 54 Přijímací monopól zepředu (vlevo) a zezadu (vpravo).



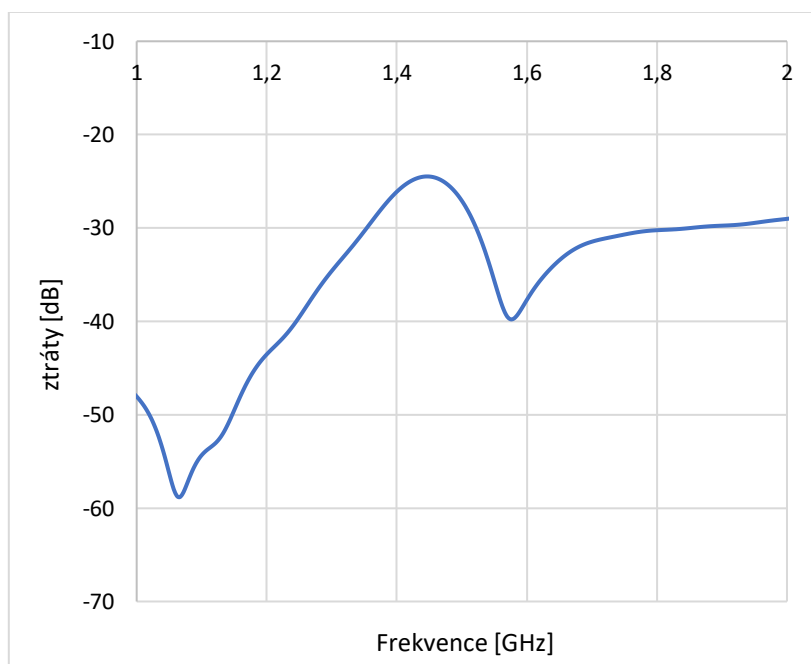
Obr. 55 Umístění antén během měření s prázdnou přepravkou (vlevo) a simulace experimentálního měření (vpravo). Pohled zepředu shora.



Obr. 56 Umístění antén během měření s přepravkou plnou vody (vlevo) a simulace experimentálního měření (vpravo). Pohled zezadu.



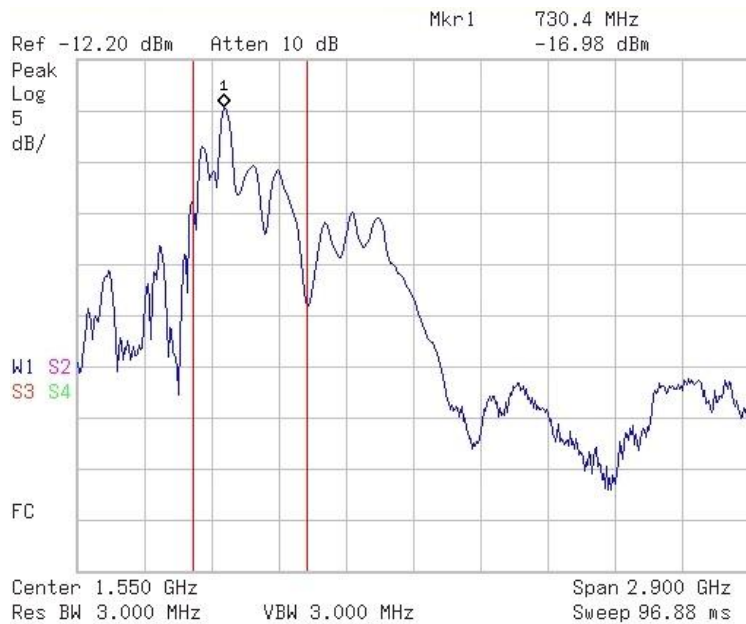
Obr. 57 Měřená velikost přenosových ztrát S_{21} s prázdným fantomem. Červené pruhy značí oblast mezi 1 až 2 GHz.



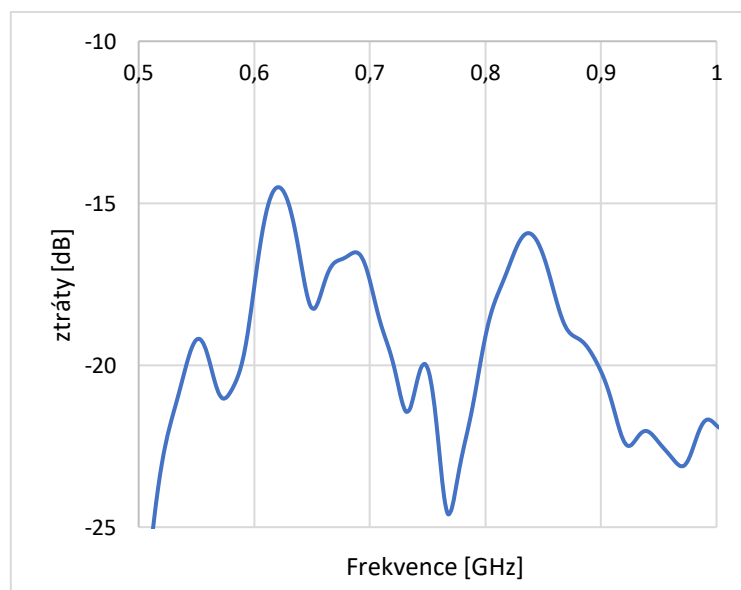
Obr. 58 Simulovaná velikost přenosových ztrát S_{21} s prázdným fantomem.

Tab. 14 Srovnání minimálních měřených a simulovaných přenosových ztrát s prázdným fantomem.

Prázdný fantom	f [GHz]	S_{21} [dB]
Min měřené ztráty	1,505	22,46
Min simulované ztráty	1,446	24,48



Obr. 59 Měřená velikost přenosových ztrát S_{21} s fantomem s vodou. Červené pruhy značí oblast mezi 0,5 až 1 GHz.



Obr. 60 Simulovaná velikost přenosových ztrát S_{21} s fantomem s vodou.

Tab. 15 Srovnání minimálních měřených a simulovaných přenosových ztrát s fantomem plným vody.

Fantom plný vody	f [MHz]	S_{21} [dB]
Min měřené ztráty	730,4	16,98
Min simulované ztráty	622,4	14,52

Měření mohlo být ovlivněno blízkým umístěním měřícího přístroje a rozdílnou teplotou vody při simulaci.

4. ZÁVĚR

V této práci uvádím řešení pro bezdrátovou kapslovou endoskopii pracující v pásmu ISM 2,4 GHz. Vysílač je propojen s konformní smyčkovou anténou v kapsli a přijímač s planárním monopólem s částečnou zemní deskou. Kapslový modul endoskopu obsahuje anténu nalepenou na jeho vnitřní stranu. Uvnitř modulu je zajištěn dostatek místa pro ostatní komponenty.

Šířka pásma modulu endoskopu je 1,431 GHz. Toto širokopásmové přizpůsobení umožňuje tolerovat různé vlivy vlastností živých tkání v trávicím traktu. Anténa byla numerickou simulací naladěna na fantomu představujícím tlusté střevo.

Planární monopól s šířkou pásma 350 MHz byl připojen k přijímači.

Také byly simulovány ztráty při přenosu mezi vysílačem v těle a přijímačem na břiše. Pro jakoukoliv orientaci modulu endoskopu byly přenosové ztráty menší než 94 dB. Podle článku [1] se požaduje minimální přijatý poměr signál-šum 14 dB, aby byla zajištěna chybovost (bit error rate – BER) menší než $1 \cdot 10^{-6}$. To znamená, že přenosové ztráty mohou být nanejvýš 75,3 dB. Ztráty při přenosu u tohoto řešení jsou ale o 17,8 dB větší než maximální přijatelné, a tudíž navržené řešení není funkční.

Po optimalizaci pracovního kmitočtu bylo pro bezdrátovou kapslovou endoskopii navrženo řešení pracující v pásmu ISM 900 MHz. K vysílači je připojena konformní smyčková anténa, umístěná na vnější stěně kapsle. K přijímači byl připojen planární monopól s částečnou zemní deskou. Šířka pásma modulu endoskopu je 2,416 GHz. Anténa byla numerickou simulací naladěna na fantomu představujícím lidské torzo. Planární monopól s šířkou pásma 110 MHz je použit jako přijímací anténa.

Také byly simulovány ztráty při přenosu mezi vysílačem v těle a přijímačem na břiše. Pro jakoukoliv orientaci modulu endoskopu byly přenosové ztráty menší než 72,4 dB. Podle článku [1] se požadují přenosové ztráty nanejvýš 75,3 dB. Ztráty při přenosu tohoto řešení jsou téměř o 3 dB nižší než maximální přijatelné, a tudíž je systém funkční. Počítačové simulace byly ověřeny změřením přenosových ztrát mezi anténami na fantomu z vakua a vody.

Literatura

- [1] SUZAS MIAH, Md., Ahsan Noor KHAN, Clemens ICHELN, Katsuyuki HANEDA a Ken-Ichi TAKIZAWA. Antenna System Design for Improved Wireless Capsule Endoscope Links at 433 MHz. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* [online]. 2019, 67(4), 2687-2699 [cit. 2019-05-12]. DOI: 10.1109/TAP.2019.2900389. ISSN 0018-926X.
- [2] D.Andreuccetti, R.Fossi and C.Petrucci: An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz. IFAC-CNR, Florence (Italy), 1997. Based on data published by C.Gabriel et al. in 1996. [Online]. Available: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>
- [3] BALANIS, Constantine A. *Antenna theory: analysis and design*. 3rd ed. Hoboken, JN: John Wiley, c2005. ISBN 0-471-66782-x.
- [4] RAIDA, Zbyněk a kol. *Multimediální učebnice: Elektromagnetické vlny Mikrovlnná technika* [online]. 2007 [cit. 2019-11-19]. Dostupné z: <http://www.urel.feec.vutbr.cz/~raida/multimedia/index.php>
- [5] A. Khaleghi, M. S. E. Sendi, R. Chavez-Santiago, F. Mesiti, and I. Balasingham, "Exposure of the human brain to an electromagnetic plane wave in the 100-1000 MHz frequency range for potential treatment of neurodegenerative diseases," *IET Micro., Ant. Propag.*, vol. 6, no. 14, pp. 1565–1572, Nov. 2012.
- [6] M. R. Basar, F. Malek, K. M. Juni, M. I. M. Saleh, M. S. Idris, L. Mohamed, N. Saudin, N. A. M. Affendi, and A. Ali, "The use of a human body model to determine the variation of pathlosses in the human body channel in wireless capsule endoscopy," *Prog. In Elec. Res.*, vol. 133, pp. 495–513, 2013.