



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Heterogenní vrstvený fantom lidské hlavy pro testování mikrovlnného zobrazovacího systému

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Matouš Kasal

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jan Tesařík

Kladno 2018

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Matouš Kasal**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Heterogenní vrstvený fantom lidské hlavy pro testování mikrovlnného
zobrazovacího systému**
Téma anglicky: Heterogeneous layered phantom of human head for microwave imaging system
testing

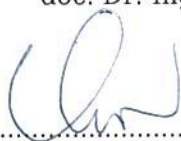
Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Navrhněte a realizujte vrstvený fantom lidské hlavy pro potřeby testování mikrovlnného zobrazovacího systému. Vyberte vhodné vzorky fantomů tkání lidské hlavy a změřte jejich dielektrické parametry. Vrstvy fantomu uvažujte dle anatomického rozložení hlavy. Provedte měření přenosových koeficientů v příčné i podélné ose fantomu a porovnejte je s výsledky numerických simulací.

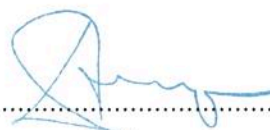
Seznam odborné literatury:

- [1] M. Pastorino, Microwave Imaging, ed. 1, Wiley John + Sons, 2010, ISBN 978-0470278000
- [2] A. Sihvola, Electromagnetic Mixing Formulae and Applications, ed. 1, The Institution of Engineering and Technology, 2000, ISBN 0852967721
- [3] D. M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788

Zadání platné do: 20.09.2019
Vedoucí: Ing. Jan Tesařík
Konzultant: doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.



.....
vedoucí katedry / pracoviště



.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Heterogenní vrstvený fantom lidské hlavy pro testování mikrovlnného zobrazovacího systému“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k textu bakalářské práce.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně

.....

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval svému vedoucímu Ing. Janu Tesaříkovi za vstřícnost, ochotu a profesionalitu, se kterou mi pomáhal při řešení mé bakalářské práce. Dále také děkuji Bc. Tomáši Pokornému za cenné rady při realizaci fantomu.

Název bakalářské práce:

Heterogenní vrstvený fantom lidské hlavy pro testování mikrovlnného zobrazovacího systému.

Abstrakt:

Práce se zabývá problematikou výroby suchých heterogenních fantomů lidské hlavy. Hlavním cílem práce bylo připravit kompletní heterogenní fantom lidské hlavy pro testování zobrazovacího systému na principu mikrovlnného zobrazování (MWI). Tato metoda by do budoucna mohla představovat mobilní a levnější alternativu pro vyšetření diagnostikující cévní mozkovou příhodu (CMP). Fantom byl vytvořen ze směsi uretanu, grafitu, prášku carbon black a acetonu. Tvar a anatomické rozložení vrstev bylo zajištěno pomocí forem vytisknutých na 3D tiskárně. Antény jsou spojeny s vektorovým analyzátozem obvodů (VNA), pomocí kterého jsou měřeny S – parametry fantomu. Výsledky měření byly vyhodnoceny a statisticky zpracovány pomocí algoritmu v prostředí MATLAB. V grafech byly posléze interpretovány spolu s výslednými hodnotami numerických simulací, které probíhaly v prostředí programu COMSOL Multiphysics 5.1. Výsledky experimentu ukázaly, že námi připravený heterogenní fantom by mohl sloužit k testování mikrovlnného zobrazovacího systému. Prostor pro zlepšení fantomu je například ve vyřešení centrování forem při tvorbě jednotlivých vrstev fantomu.

Klíčová slova:

mikrovlnné zobrazování, fantom hlavy, dielektrické vlastnosti, numerické simulace

Bachelor thesis title:

Heterogeneous layered phantom of human head for microwave imaging system testing.

Abstract:

The work is focused on problematics of dry heterogeneous head tissues phantoms fabrication. The main goal of the work is to fabricate complete heterogeneous head tissues phantom on which microwave imaging (MWI) system can be tested. This method might represent mobile and cheaper alternative to other diagnostic examinations of a brain stroke in the future. The phantom was made of a mixture of urethane, graphite powder, carbon black and acetone. The Shape and anatomical layout of layers were ensured by the 3D printed forms. Antennas are connected through a switching matrix with vector network analyzer (VNA), which measures S – parameters. Using an algorithm in MATLAB the results of the measurement were evaluated and statistically processed. Then they were interpreted with the results of numerical simulations which were processed in COMSOL Multiphysics 5.1. Results of this experiment show that the heterogeneous phantom can be used for testing of MWI system. Space for phantom improvement is for example in solving the centring of the moulds while creating the layers.

Key words:

microwave imaging, head phantom, dielectrical properties, numerical simulations

Obsah

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	1
1. Úvod.....	3
1.1 Přehled současného stavu.....	4
1.2. Cíle práce.....	8
2. Metody a metodika práce.....	9
2.1 Měření dielektrických vlastností.....	9
2.2. Numerické simulace.....	11
2.3 Realizace fantomu.....	14
2.4. Měření přenosových koeficientů... ..	16
2.5. Metody zpracování naměřených dat.....	18
3. Výsledky.....	19
3.1 Změřené dielektrické parametry vzorků.....	19
3.2 Heterogenní vrstvený fantom.....	23
3.3. Porovnání naměřených a simulovaných přenosových koeficientů.....	25
4. Diskuze.....	28
4.1 Měření dielektrických parametrů.....	28
4.2 Heterogenní vrstvený fantom lidské hlavy.....	28
4.3. Porovnání naměřených a simulovaných přenosových koeficientů.....	29
5. Závěr.....	30
SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ.....	31
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	35
PŘÍLOHA A: OBSAH PŘILOŽENÉHO DVD.....	37

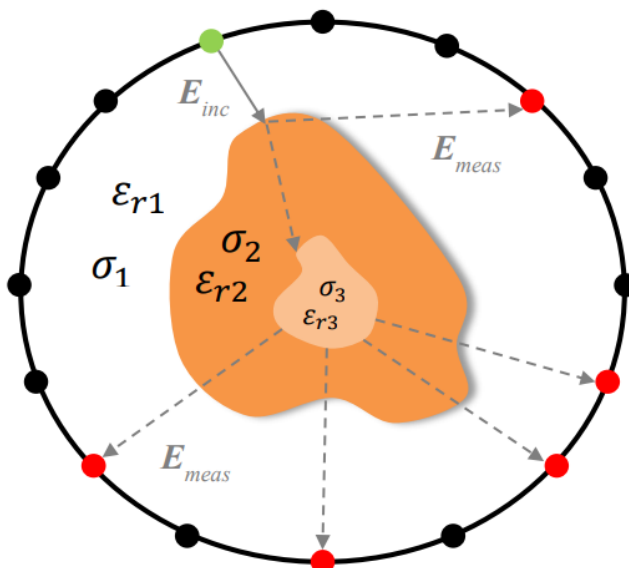
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Symbol	Jednotka	Fyzikální veličina
E	$V \cdot m^{-1}$	Intenzita elektrického pole
ϵ_r	-	Relativní permitivita
σ	$S \cdot m^{-1}$	Elektrická vodivost
$\hat{\epsilon}$	-	Komplexní permitivita
ϵ_0	$F \cdot m^{-1}$	Permitivita vakua
ω	$rad \cdot s^{-1}$	Úhlová frekvence záření
f	Hz	Frekvence vlny
τ	s	Relaxační čas
$ S_{11} $	dB	Modul koeficientu odrazu
$ S_{21} $	dB	Modul přenosového koeficientu
r_x	mm	Poloměr fantomu ve směru osy x
r_z	mm	Poloměr fantomu ve směru osy z
G10	-	Vzorek fantomu obsahující 10 % grafitu
CB1	-	Vzorek fantomu obsahující 1 % prášku carbon black
k	-	Koeficient krytí

Zkratka	Význam
CMP	Cévní mozková příhoda
MWI	Microwave Imaging
CT	Computed Tomography
MRI	Magnetic Resonance Imaging
DAK	Dielectric Assessment Kit
SPEAG	Schmid & Partner Engineering AG
VNA	Vector Network Analyzer
OSL	Open-Short-Load kalibrace
CAD	Computer Aided Design
MKP	Metoda konečných prvků

1 Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi využití nových materiálů pro výrobu suchých realistických fantomů vhodných k testování detekce cévní mozkové příhody (CMP) pomocí metody mikrovlnného zobrazování (MWI, angl. Microwave Imaging). Tato metoda využívá část elektromagnetického spektra odpovídající vlnovým délkám od 1 mm do 1 m, respektive frekvencím od 300 MHz do 300 GHz [1]. Základním principem metody MWI je fakt, že mikrovlnné záření je schopno se šířit skrze lidskou tkáň, absorbovat se a rozptýlovat na základě dielektrických parametrů tkáně, jako je naznačeno na obrázku 1.1.



Obrázek 1.1: Schématické znázornění principu metody MWI, kde zelené body představují vysílací antény, červené body jsou antény přijímací, E_{inc} je intenzita elektrického pole vyzařena vysílací anténou, E_{meas} je intenzita elektrického pole dopadající na přijímací antény, ϵ_r je relativní permitivita daného prostředí a σ je elektrická vodivost prostředí, převzato a upraveno z [2]

Utlumené a rozptýlené vlnění lze detekovat a následně pomocí algoritmů rekonstruovat do podoby 2D obrazu, ve kterém jsou odstínově odlišeny oblasti s různými dielektrickými parametry [3]. Tato metoda poskytuje oproti konvenčním zobrazovacím metodám hned několik výhod.

Na rozdíl od výpočetní tomografie (CT, angl. Computed Tomography), která je spolu s magnetickou rezonancí (MRI, angl. Magnetic Resonance Imaging) jedinou metodou spolehlivě indikující CMP, nevystavuje pacienta žádnému ionizujícímu rentgenovému záření a tím ani dávce radiace. Magnetická rezonance je zároveň kontraindikací pro lidi s kloubní náhradou, kardiostimulátorem či implantabilním kardioverter-defibrilátorem a je velmi časově náročná. Oba diagnostické systémy jsou také nemobilní přístroje a nejsou zdaleka dostupné v každém nemocničním zařízení.

Z těchto důvodů množství vědeckých týmů vidí potenciál v metodě MWI, jako v metodě poskytující rychlou diagnostiku i mimo nemocniční zařízení. Včasná a správná diagnostika hraje totiž při léčbě CMP zásadní roli [4]. Umístění funkčního mikrovlnného systému např. do vozů zdravotnické záchranné služby by proto mohlo snížit úmrtnost a míru poškození mozku pacienta.

1.1 Přehled současného stavu

Dielektrické vlastnosti biologické tkáně určují řadu parametrů vyšetření prováděného metodou MWI. Mimo jiné jak hluboko do tkáně pronikne vlna vyslaná anténním elementem nebo jak moc ji prohřeje [5]. Metoda MWI je testována na fantomech. Fantomy představují struktury, které vykazují stejné dielektrické vlastnosti jako lidské tkáně.

Permitivita je frekvenčně a teplotně závislá veličina. Tato závislost vychází ze skutečnosti, že se biologická tkáň vystavená elektrickému poli chová jako ztrátové dielektrikum. Nepolarizuje se ihned, ale postupně. Tím dochází k fázovému posunu, tedy ke ztrátám, které tvoří imaginární část veličiny [6]. Pro definování dielektrických vlastností biologických tkání se proto využívá tzv. komplexní permitivita.

Komplexní permitivita obsahuje mj. relativní permitivitu (reálná část) a elektrickou vodivost (imaginární část). Její závislost na kmitočtu lze vyjádřit pomocí vztahu

$$\hat{\varepsilon} = \varepsilon' - j\varepsilon'' = \varepsilon_r' \varepsilon_0 - j \cdot \frac{\sigma}{\varepsilon_0 \cdot \omega}, \quad (1)$$

kde ε' je reálná část komplexní permitivity, ε'' je imaginární část komplexní permitivity, $\varepsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$ je permitivita vakua, ε_r' (-) je relativní permitivita, σ ($\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$) je elektrická vodivost a ω ($\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$) je úhlová frekvence záření [7].

Úhlová frekvence záření je dána výrazem

$$\omega = 2\pi f, \quad (2)$$

kde f (Hz) je frekvence elektromagnetické vlny [7].

Elektrickou vodivost lze poté vyjádřit vztahem

$$\sigma = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon_r'' \quad (3)$$

Z důvodu frekvenční závislosti dielektrických vlastností tkání vznikly pro jejich popis matematické modely. Frekvenční závislost tkáně lze poté za použití uvedených modelů znázornit.

Základní model dle Debye [8]:

$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_{r\infty} + \frac{\varepsilon_{rs} - \varepsilon_{r\infty}}{1 + (j\omega\tau)}, \quad (4)$$

kde $\varepsilon_{r\infty}$ (-) je dolní limit, k němuž reálná část komplexní permitivity při vysokých frekvencích konverguje, ε_{rs} (-) je horní stabilní hodnota, ve které se reálná část komplexní permitivity při nízkých frekvencích nemění a τ (s) je relaxační čas.

A Cole-Cole model [8]:

$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_{r\infty} + \frac{\varepsilon_{rs} - \varepsilon_{r\infty}}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}}, \quad (5)$$

který vznikl doplněním Debeyova modelu o distribuční parametr $1 - \alpha$, kde α je velikost imaginární složky permitivity v bodě času τ .

K oběma modelům lze přidat člen popisující statickou elektrickou vodivost [8]

$$-j \frac{\sigma_s}{\omega \varepsilon_0}. \quad (6)$$

Fantomy mohou být děleny podle různých kritérií. Jedním z takových kritérií může být počet složek, ze kterých se fantom skládá. Hovoříme potom o fantomech homogenních nebo heterogenních. Homogenní fantom je jednodušší a většinou slouží k simulaci jednoho konkrétního druhu tkáně. Heterogenní fantomy se skládají z více složek o různých dielektrických vlastnostech a jsou schopny reprezentovat i kompletní struktury lidského těla jako mj. ruku, krk nebo hlavu [9] [10] [11] [12]. Jiné je pak dělení podle použitých materiálů. Fantomy můžeme např. dělit na kapalinové, agarové nebo silikonové [11]. Každý materiál přitom s sebou přináší určité výhody a nevýhody.

Kapalinové fantomy patří obecně k těm nejjednodušším a cenově nejdostupnějším. Složkami kapalinových fantomů nejčastěji bývá voda, kukuřičný škrob, propylenglykol a NaCl [13] [2]. Jejich značnou nevýhodou je ovšem nutnost přítomnosti objemové nádoby, do které je směs vlévána. To v některých případech může zamezit zajištění přímého kontaktu anténního elementu s povrchem fantomu a manipulaci s fantomem. Dalším faktorem, hovořícím proti kapalinovému a i např. agarovému fantomu, je jeho krátká životnost. Dle [14] kapalinové i agarové fantomy mění své dielektrické vlastnosti v důsledku evaporace vody už po několika hodinách/dnech od přípravy.

Na základě výše zmíněných nedostatků je snahou mnoha výzkumných týmů zabývajících se problematikou návrhu a realizace fantomů, vytvořit takový suchý fantom, který by byl odolný v tahu a tlaku a s časem neměnil své dielektrické vlastnosti. Výrobou suchých fantomů se zabývá řada studií, přičemž se jednotlivé studie liší především náročností na výrobu fantomů a cenou. V článcích [15] a [16] je fantom realizován míšením grafitového prášku s keramickým. Jako ukázkou sofistikovanější a finančně

náročnější varianty můžeme pak uvést např. studii [17], která využívá pro tvorbu fantomu silikon a uhlíkové nanotrubičky. Pomocí těchto materiálů byl vytvořen realistický fantom celého těla s přibližně poloviční průměrnou hodnotou specifické hmotnosti v porovnání s fantomy z keramického prášku [17]. V práci [14], jež byla vytvořena na půdě fakulty biomedicínského inženýrství, jsou vzorky fantomů realizovány pomocí silikonu, grafitu a prášku carbon black. V „receptech“ [14] [15] i [16] výsledné vzorky ovšem od určitého poměru složek nevykazovaly ideální mechanické vlastnosti. Při nižších koncentracích grafitu (30 % celkové hmotnosti) byl vzorek grafit-silikon příliš lepkavý i po několika dnech [18]. Při vyšších koncentracích grafitu byla naopak směs fantomu příliš rigidní, těžko se přemisťovala do formy a nebylo snadné ji zbavit vzduchových dutin, jež značně ovlivňují výsledky testování.

Dle [18] a [19] uretan v kombinaci s grafitovým práškem a práškem carbon black vykazuje ideální dielektrické a lepší mechanické vlastnosti (při stejné koncentraci grafitového prášku) než silikon. Na základě těchto poznatků byl právě uretan vybrán jako vhodný materiál pro tvorbu fantomu lidské hlavy. V rámci semestrálního projektu, jež předcházela této bakalářské práci, byla vytvořena řada válcových vzorků tkání právě na bázi uretanové směsi. V minulosti byl prototyp systému pro detekci CMP metodou MWI na fakultě testován na výše zmíněném kapalinovém fantomu. Nedokonalosti tohoto fantomu byly jednou z hlavních motivací pro vznik této práce.

1.2 Cíle práce

Hlavním cílem této práce je navrhnout a realizovat vrstvený fantom lidské hlavy pro potřeby testování mikrovlnného zobrazovacího systému. Pro dosažení cíle bakalářské práce je nutné splnit dílčí cíle práce.

- Je potřeba vybrat vhodné vzorky fantomů tkání lidské hlavy a změřit jejich dielektrické parametry.
- Na základě výsledků měření dielektrických parametrů vzorků vybrat ty, jež vykazují stejné vlastnosti jako lidské tkáně a jejich složení využít při realizaci kompletního fantomu lidské hlavy.
- Poté proměřit jeho přenosové koeficienty mezi anténami systému, když je v systému umístěn navržený fantom
- Výsledné hodnoty přenosových koeficientů nakonec porovnat s hodnotami provedených numerických simulací.

2 Metody a metodika práce

Tato část se zabývá měřením vlastností vzorků suchých fantomů a realizací a měřením vlastností kompletního fantomu lidské hlavy. Popisuje postupy, principy a metody využití k získání výsledků a závěrů v rámci této bakalářské práce. Výsledky jsou vyhodnoceny pomocí nejistot měření a porovnány s literaturou. Veškeré laboratorní práce a měření probíhaly na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

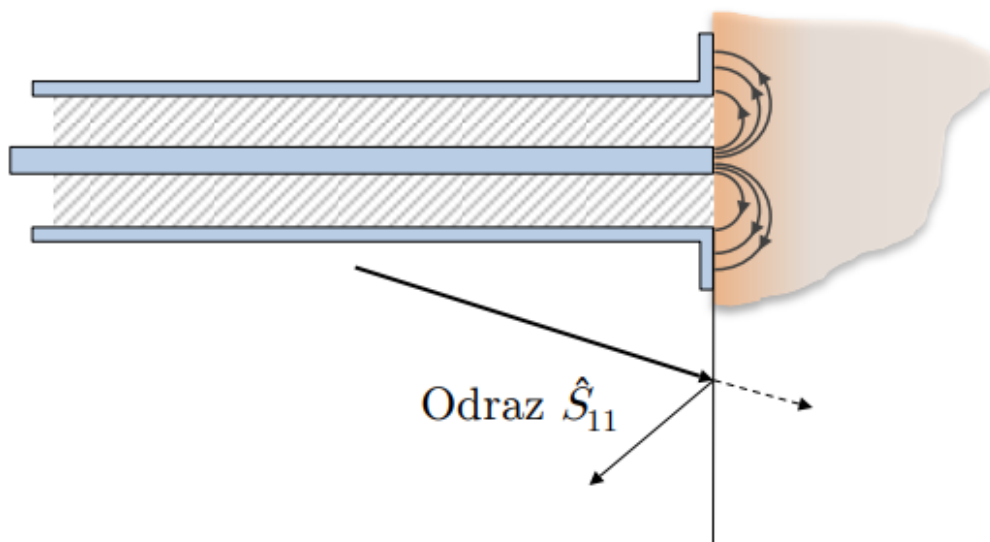
2.1 Měření dielektrických vlastností

K měření dielektrických vlastností lze využít řadu metod. Jednou z metod je tzv. metoda otevřeného konce koaxiálního vedení. Při této metodě se pomocí vektorového analyzátoru obvodu (VNA) měří koeficient odrazu \hat{S}_{11} použitého materiálu, ze kterého je následně vypočítána admitance [8].

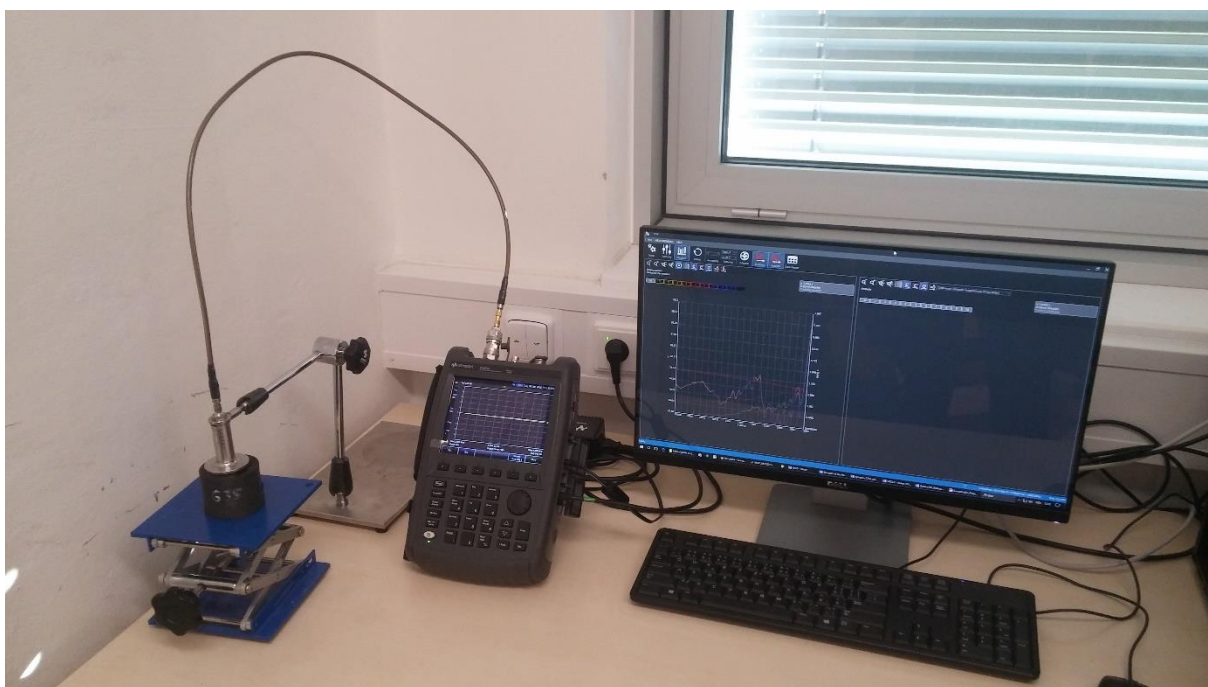
$$\hat{S}_{11} = \frac{Y_0 - Y_L}{Y_0 + Y_L}, \quad (7)$$

kde Y_0 (S) je charakteristická admitance a Y_L (S) je měřená admitance.

Admitance je frekvenčně závislá na permitivitě a vodivosti a obě veličiny lze z ní pomocí algoritmů dopočítat. Tato metoda je využívána zejména proto, že je rychlá, nepoškozuje měřený materiál a lze ji využít v širokém frekvenčním pásmu od desítek MHz až do stovek GHz (v našem případě až 3 GHz). Na tomto principu pracuje i systém pro měření dielektrických parametrů DAK SPEAG. Koaxiální sonda DAK-12 musí být nejprve kalibrována tzv. OSL (open – short – load) kalibrací. Při té se nejprve nechá zapnutá sonda odkrytá do prostoru (open), poté je signálový a zemnicí vodič spojen kovovým prvkem (short) a na závěr je sonda ponořena do roztoku o známé koncentraci a dané teplotě (load). V našem případě byl použit 0,1M roztok NaCl. Měřicí soustava dále obsahovala ještě vektorový analyzátor obvodů N9913A FieldFox Handheld Microwave Analyzer.



Obrázek 2.1: Princip měření metodou otevřeného konce koaxiálního vedení. Převzato a upraveno z [20]



Obrázek 2.2: Měřicí soustava skládající se z vektorového analyzátoru obvodu N9913A FieldFox Handheld Microwave Analyzer (vpravo) a sondy DAK-12 a měřeného vzorku (vlevo)

2.2 Numerické simulace

Numerické simulace probíhaly v prostředí programu COMSOL Multiphysics 5.1. Tento software řeší úlohy různých oblastí fyziky (mechanika, elektromagnetické pole, proudění kapalin atd.). K získání výsledků numerických výpočtů využívá metody konečných prvků (MKP). Součástí tohoto softwaru je grafický editor, využívající CAD nástrojů, v němž byl vytvořen digitální 3D model fantomu lidské hlavy. Geometrie modelu byla navržena tak, aby reflektovala fyzickou variantu fantomu. Model tvořily 4 soustředné elipsy o různých poloměrech (Tabulka 1) a výšce 200 mm. Rozdíl dvou sousedních poloměrů vždy odpovídá šířce dané vrstvy. Šířky vrstev jsou převzaty z literatury [21]. V dalším kroku byly nastaveny fyzikální vlastnosti modelu. Každé vrstvě byly přiřazeny určité dielektrické parametry podle toho, jakou tkáň daná vrstva představovala (Tabulka 1). Hodnoty dielektrických parametrů byly každé vrstvě určeny na základě informací z měření vzorků fantomů (kapitola 2.1). Vnitřní část byla stejně jako část mezi fantomem a systémem nastavena tak, aby reprezentovala kapalně médium, jež bylo při měření systémem použito. Hodnota dielektrických parametrů pro kapalně médium byla získána jako průměrná hodnota dielektrických parametrů mozku.

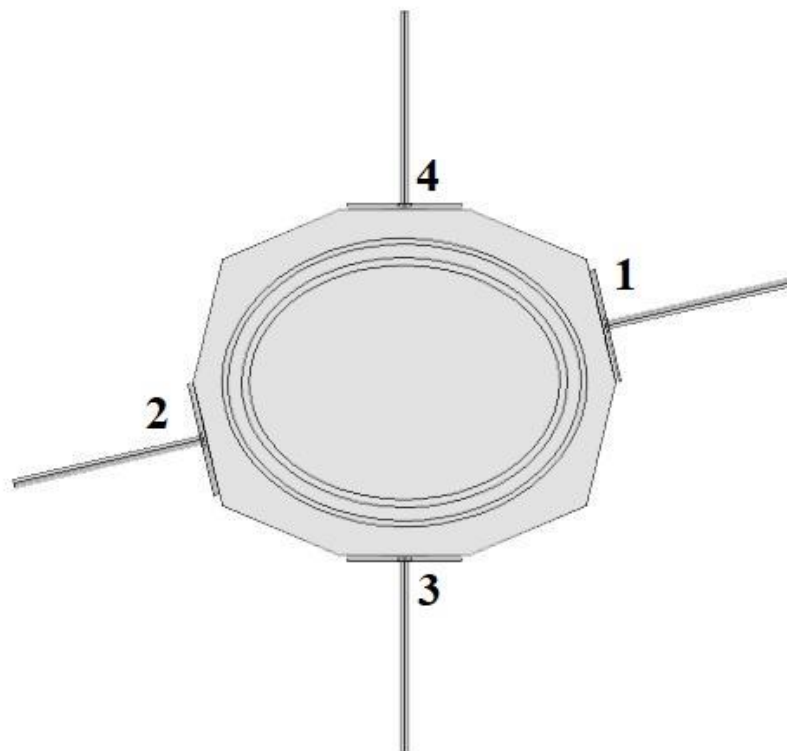
Tabulka 1: Základní nastavení parametrů modelu pro numerické simulace

Název vrstvy	r_x (mm)	r_z (mm)	ϵ_r (-)	σ (S · m ⁻¹)
Kůže	100,0	80,0	34,14	1,14
Kost	97,0	77,0	9,81	0,09
CSF	90,0	70,0	75,76	2,79
Mozek	86,5	66,6	45,33	0,98

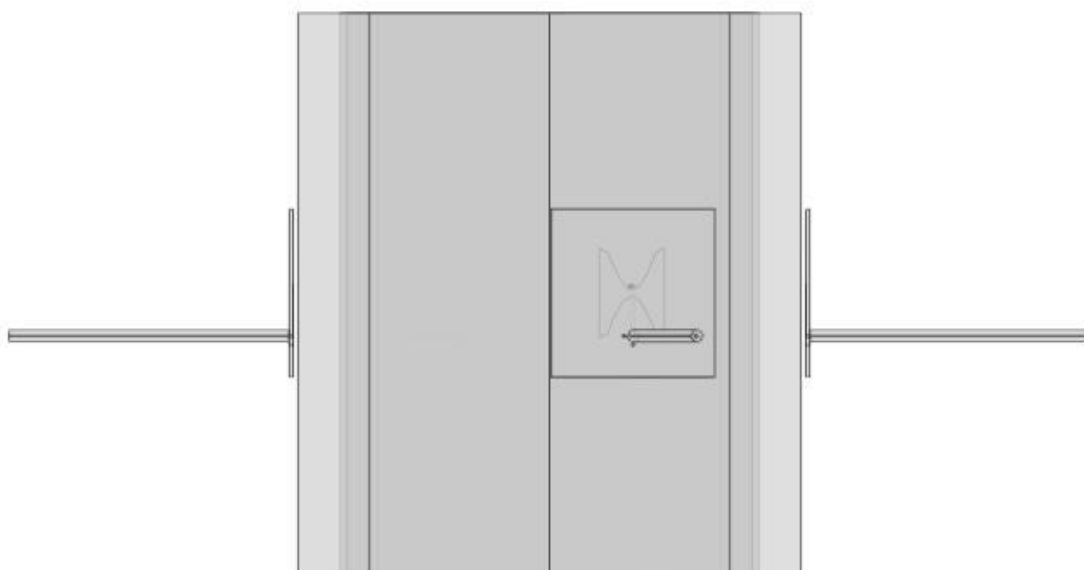
Takto nastavený model byl posléze importován do prostředí COMSOL spolu s modelem mikrovlnného zobrazovacího systému, který byl převzat a zjednodušen z [22]. Zjednodušení spočívalo ve využití pouze 4 antén, jež stačily pro měření podélné a příčné osy. Dalším krokem bylo nastavení oblastí fyziky, ve kterých budou výpočty probíhat (okrajové podmínky). V našem případě Electromagnetic waves, Frequency Domain.

V této části nastavení se určuje místo, odkud je generována elektromagnetická vlna a veškeré kovové části modelu. Dále místa, kde dochází k minimálnímu odrazu vlny, rovnice šíření vlny a počáteční podmínky, ve kterých se model nachází. Další postup nastavení spočívá ve vytvoření výpočetní sítě tzv. Mesh právě na základě MKP. Vygenerovaná síť transformuje spojité problémy na diskrétní, s určitým, konečným počtem prvků. V jednotlivých uzlech sítě jsou poté pomocí diferenciálních rovnic vypočteny parametry, které popisují vlastnosti elektrického pole. Frekvenční rozmezí a krok se nakonec nastaví v záložce Study.

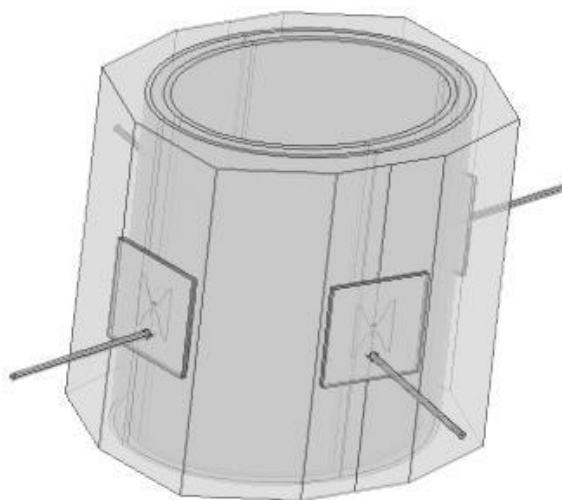
Výstupem numerických simulací jsou v našem případě hodnoty S – parametrů v závislosti na frekvenci. Z těchto hodnot byly vybrány pouze hodnoty pro 1 GHz, což je frekvence použitá při měření systémem. Přenos v delší podélné ose, tj. mezi anténami 1 a 2, popisuje parametr S_{21} . Přenos v kratší příčné ose, tj. mezi anténami 3 a 4, popisuje parametr S_{43} . Obdobně platí i pro S_{31} a S_{41} . Parametr S_{11} je koeficient odrazu, který definuje míru impedančního přizpůsobení antény k danému prostředí.



Obrázek 2.3: Numerický model fantomu lidské hlavy jako sestava čtyř soustředných elips, obklopená MWI systémem se čtyřmi anténami, číslice 1 – 4 znázorňují označení antén/portů – pohled shora



Obrázek 2.4: Boční pohled na numerický model MWI systému



Obrázek 2.5: Numerický model fantomu lidské hlavy jako sestava čtyř soustředných elips, obklopená MWI systémem se čtyřmi anténami

2.3 Realizace fantomu

V rámci semestrálního projektu byly podle receptu [18] vytvořeny vzorky fantomů tkání lidské hlavy. Celkem bylo vytvořeno 25 vzorků v 5 různých řadách. Přehled složení jednotlivých vzorků je uveden v tabulce 2.

Tabulka 2: Procentuální zastoupení složek pro připravenou řadu vzorků fantomů

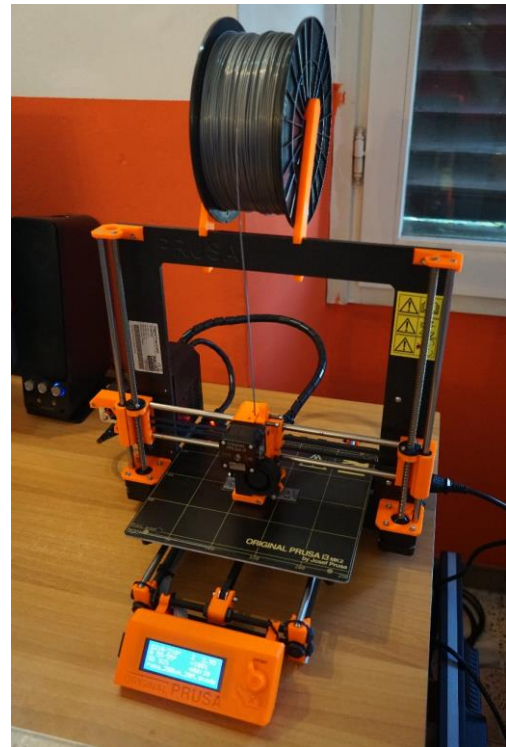
název vzorku	Zastoupení složky v %			
	Uretan	Grafitový prášek	Carbon black	Aceton (l)
G10	90	10	-	-
G20	20	80	-	-
G25	25	75	-	-
G30	30	70	-	-
G35	35	65	-	-
G39	39	61	-	-
G40	40	60	-	0.3
G50	50	50	-	0.3
CB1	99	-	1	-
CB3	97	-	3	-
CB5	95	-	5	0.1
CB10	90	-	10	0.1
CB15	85	-	15	0.3
G25C2	73	25	2	0.3
G25CB2,5	72.5	25	2.5	0.3
G25CB4	71	25	4	0.3
G25CB6	69	25	6	0.3
G10CB4	86	10	4	-
G15CB4	81	15	4	-
G20CB4	76	20	4	0.3
G25CB4	71	25	4	0.3
G30CB4	66	30	4	0.3
G20CB4	76	20	4	0.3
G20CB2	78	20	2	-
G20CB0,5	79.5	20	0.5	-

Na základě změřených dielektrických parametrů byly vybrány 3 vzorky, které byly použity pro výrobu celkového fantomu. Každý vzorek reprezentoval jednu ze tří vybraných tkání, tj. kůže, kost, mozkomíšní mok (CSF). Prvním krokem přípravy bylo namíchání hmoty v hnětacím stroji BOSCH MUM 48A1. Jednotlivé složky (uretan, grafit, carbon black a aceton) byly odváženy na předvážkách. Poměry daných složek byly

převzaty z předešlé práce (Tabulka 2). Následně byly dány do hnětacího stroje a míchány, dokud směs nepůsobila homogenně. Pro odstranění vzduchových bublin prošla směs po namíchání opakovaně procesem vakuování. Poté byla hmota převedena do formy, jež byla vytištěna na 3D tiskárně mk2 od společnosti Průša Research. V dalším kroku byla do hmoty vtlačena druhá forma s (přesně daným) menším poloměrem, což mělo za výsledek vytlačení hmoty mezi stěnami obou forem a tím i vytvoření jedné vrstvy požadované tloušťce. Tento postup byl opakován pro všechny 3 vrstvy. Pro kůži byla určena šířka stěny 3 mm, pro kost 7 mm a pro CSF 3,5 mm [21]. Výsledný fantom byl vyplněn kapalnou směsí (voda, chlorid sodný, isopropanol) reprezentující mozek o relativní permitivitě $\epsilon = 45,33$ a elektrické vodivosti $\sigma = 0,98 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ a umístěn do mikrovlnného zobrazovacího systému.



Obrázek 2.6: Hnětací robot BOSCH MUM [27]



Obrázek 2.7: 3D tiskárna i3 mk2 od společnosti Průša Research [26]

2.4 Měření přenosových koeficientů

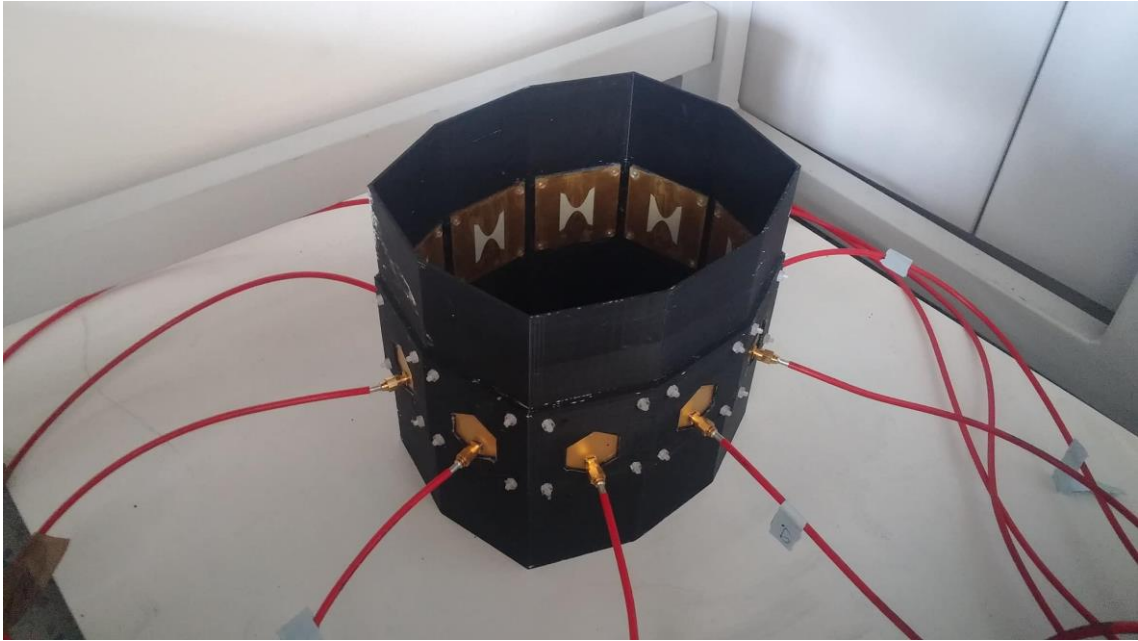
K měření přenosových koeficientů byl využit mikrovlnný zobrazovací systém, který byl připojen na vektorový analyzátor obvodů (VNA) N9913A FieldFox Handheld Microwave Analyzer. Rozšíření počtu portů VNA bylo řešeno prepínací maticí, na kterou byl VNA připojen. Prepínací matice slouží kromě rozšíření počtu portů také k rychlému prepínání mezi zvolenými porty. Systém se sestával z 10 antén (portů) rozmístěných v jedné rovině. Z prvního portu vektorového analyzátoru je vyslán signál o frekvenci 1 GHz. Tento signál je přiveden k první anténě systému, ze které se stává vysílač a je šířen prostředím ke zbylým devíti anténám, které v tu chvíli plní roli přijímače. Z každé z antén se postupně během měření stane vysílač. Vždy pro jednu z vysílacích antén je Port 2 vektorového analyzátoru postupně připojen ke zbylým anténám-přijímačům. Tento proces je prováděn pro všechny kombinace mezi anténními elementy. Celé měření proběhlo desetkrát. Výsledkem jednoho měření je matice s naměřenými S-parametry pro jednotlivé dvojice antén. Jsou to komplexní veličiny, které mají reálnou a imaginární část. Vyjádření S – parametrů v dB jakožto veličiny odvozené z poměrů amplitud elektromagnetické vlny (V) je dle vzorce

$$|S_{ij}|_{dB} = 20 \cdot \log_{10}|S_{ij}|, \quad (8)$$

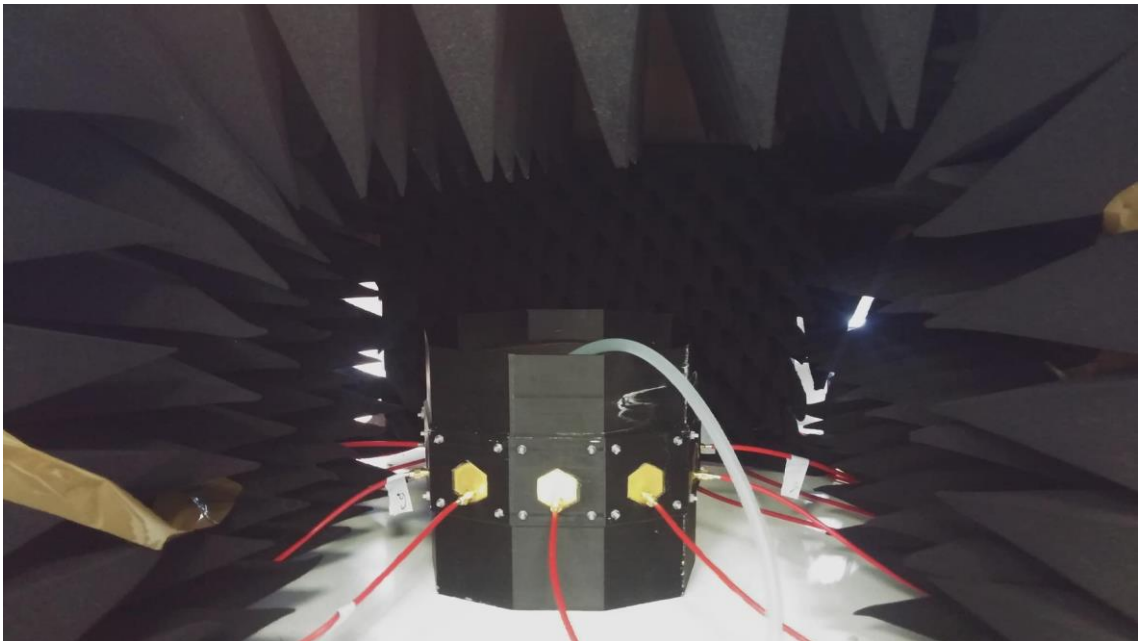
kde $|S_{ij}|$ je modul S – parametru v dB [23].

V této práci jsme se zabývali hlavně přenosy příčné a podélné osy, proto jsme využili hodnot ze 4 antén/portů. Označení portů bylo použito stejně, jako je uvedeno na obrázku 2.3. K hodnotám přenosu v příčné a podélné ose byly navíc přidány i hodnoty přenosu mezi ostatními kombinacemi.

Systém byl během měření obklopen absorpčními pláty, které plnily funkci odstínění a zabraňovaly tak odrazu vlny nebo jejímu šíření do okolí. Sestava plátů, měřicího systému a fantomu je zobrazena na obrázku 2.9.



Obrázek 2.8: Detail mikrovlnného zobrazovacího systému [22]



Obrázek 2.9: Mikrovlnný zobrazovací systém [22] obklopený absorpčními pláty

2.5 Metody zpracování naměřených dat

Před porovnáváním výsledků naměřených hodnot dielektrických parametrů s literaturou a tvorbou závěrů je důležité data statisticky zpracovat. Pro statistické zpracování naměřených dat byly využity nejistoty měření. Interval, který vymezuje nejistota měření, s určitou mírou pravděpodobnosti zahrnuje i skutečnou hodnotu měřených parametrů. Nejistoty rozlišujeme na standardní nejistotu typu A, standardní nejistotu typu B a kombinovanou standardní nejistotu typu C [24].

Z deseti opakovaných měření byla pro každou frekvenci vypočítána standardní nejistota typu A. Vypočtena je jako směrodatná odchylka z výběrového průměru naměřených hodnot. Dle technického listu koaxiální sondy byly vytvořeny nerozšířené nejistoty typu B. Z nejistot typu A a B se geometrickým součtem určila standardní kombinovaná nejistota typu C [25].

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}, \quad (9)$$

Posléze byla u_c vynásobena koeficientem krytí $k_r = 2$, čímž vzniká rozšířená kombinovaná nejistota U_C . Interval daný nejistotou měření U_C zahrnuje i skutečnou hodnotu měřené veličiny s 95% pravděpodobností. Stejný princip byl použit i při měření přenosových koeficientů fantomu. Pouze nejistota typu B byla uvažována dle technického listu VNA. Nejistoty byly zpracovány pomocí skriptu v prostředí MATLAB. Závěrem byla spočítána relativní chyba měření jako poměr absolutní chyby měření k porovnávané hodnotě.

3 Výsledky

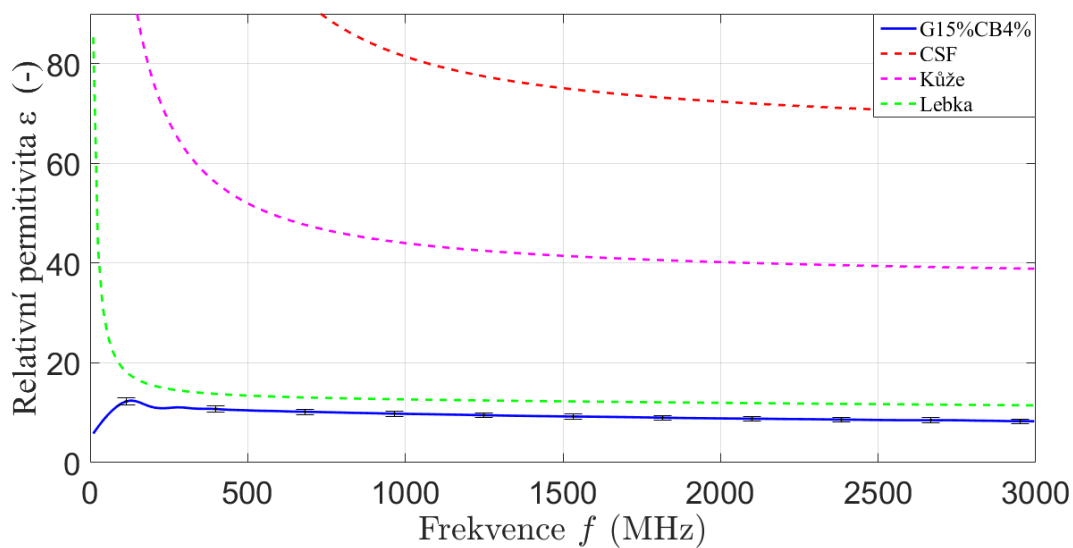
3.1 Změřené dielektrické parametry vzorků

Nejprve byly připraveny veškeré vzorky uvedené v tabulce 2.

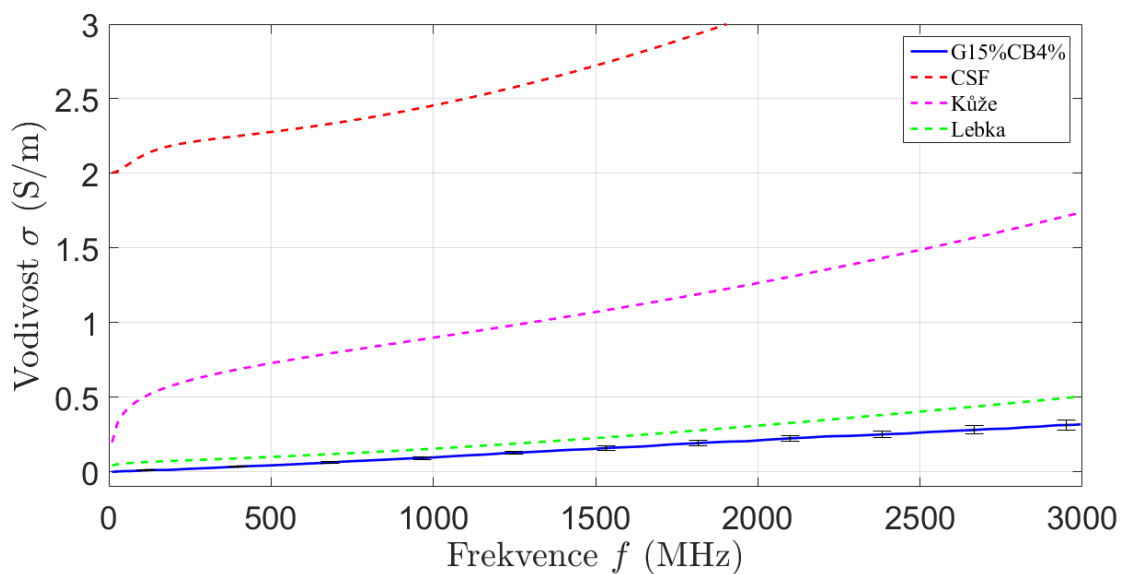


Obrázek 3.1: Ukázka některých připravených vzorků suchých fantomů tkání lidské hlavy

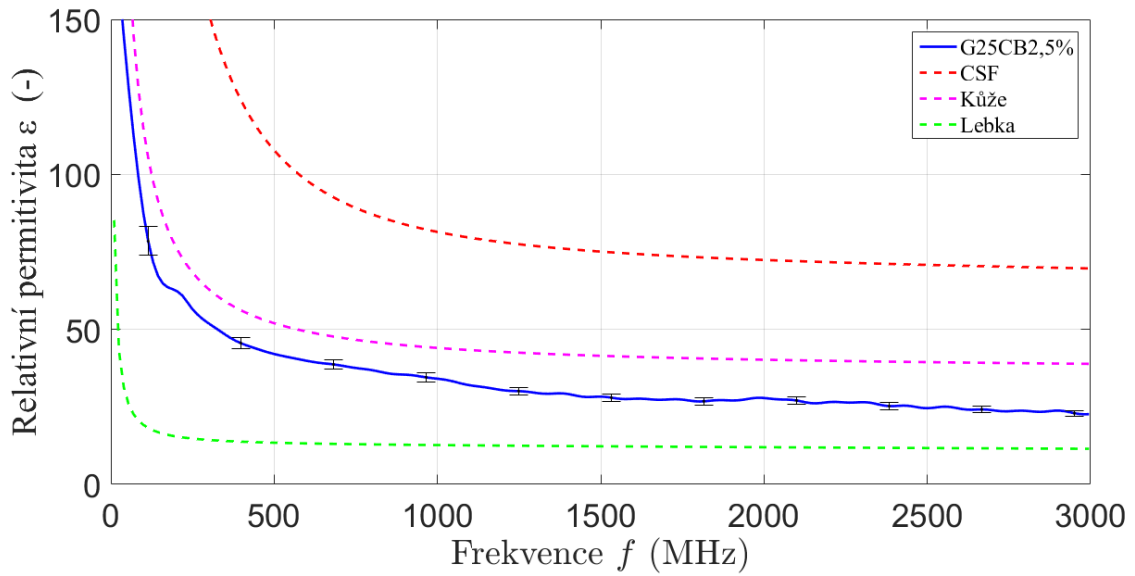
U všech vzorků byly v prostředí MATLAB vykresleny dielektrické parametry v závislosti na frekvenci, statisticky vyhodnoceny pomocí nejistoty typu C a porovnány s matematickým Cole-Cole modelem tkání lidské hlavy rovněž implementovaným do prostředí MATLAB. Výsledky naměřených dielektrických parametrů vzorků, jež nejvíce napodobovaly tkáň lidské hlavy, jsou prezentovány níže.



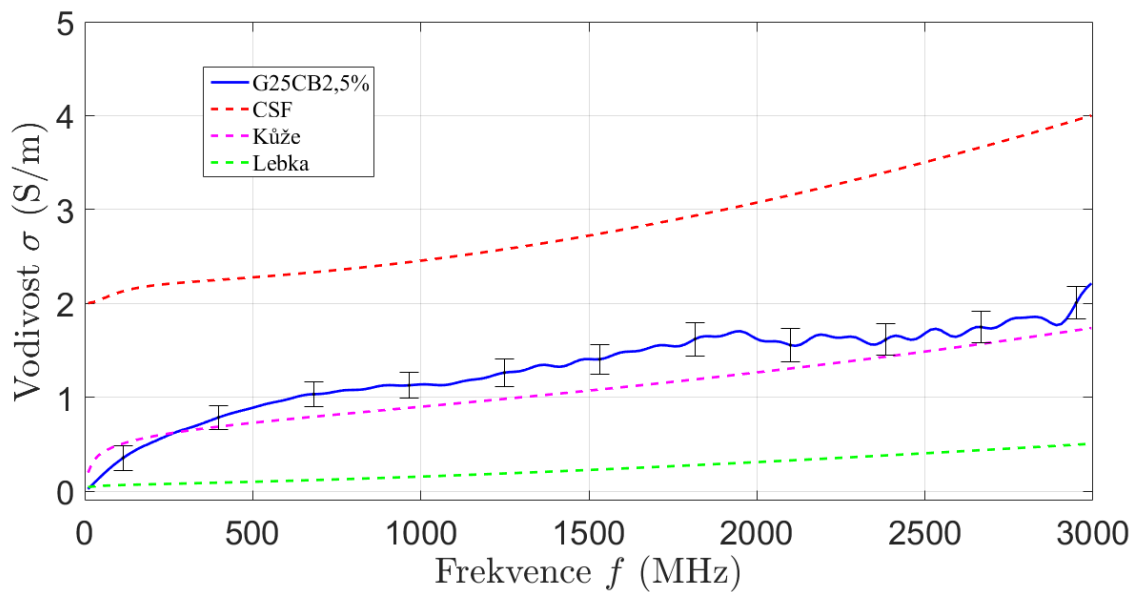
Obrázek 3.2: Závislost změřené relativní permittivity na frekvenci pro vzorek G15CB4 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání



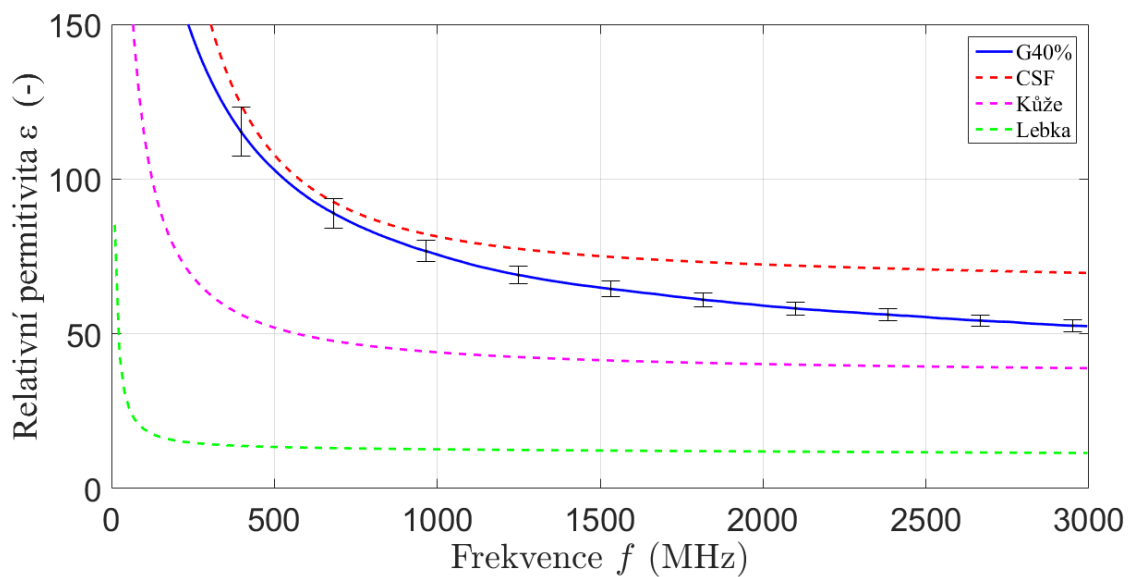
Obrázek 3.3: Závislost změřené vodivosti na frekvenci pro vzorek G15CB4 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání



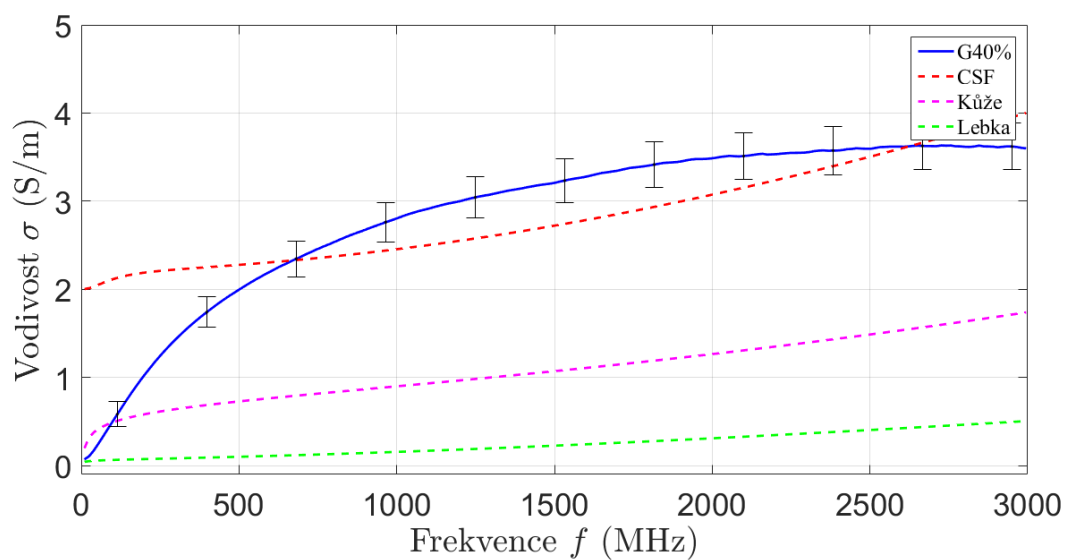
Obrázek 3.4: Závislost změřené relativní permitivity na frekvenci pro vzorek G25CB2,5 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání



Obrázek 3.5: Závislost změřené vodivosti na frekvenci pro vzorek G25CB2,5 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání



Obrázek 3.6: Závislost změřené relativní permitivity na frekvenci pro vzorek G40 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání



Obrázek 3.7: Závislost změřené vodivosti na frekvenci pro vzorek G40 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání

Tabulka 3: Hodnoty relativní permitivity a elektrické vodivosti jednotlivých vzorků pro frekvenci $f = 1$ GHz

Název vzorku	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Elektrická vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$)
G15CB4 (Kost)	9,81	0,09
G25CB2,5 (Kůže)	34,14	1,14
G40 (CSF)	75,76	2,79

3.2 Heterogenní vrstvený fantom lidské hlavy

Z vybraných vzorků byl vytvořen kompletní fantom lidské hlavy. Výsledný tvar a rozložení jednotlivých vrstev je prezentováno na obrázcích níže.



Obrázek 3.8: Výsledný heterogenní fantom lidské hlavy – pohled shora



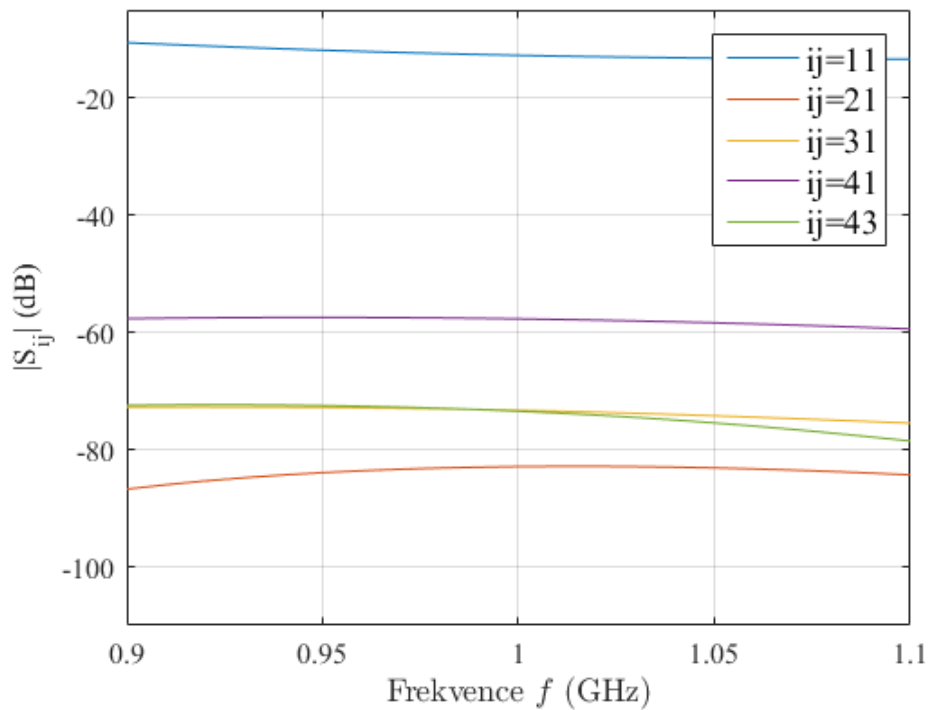
Obrázek 3.9: Výsledný heterogenní fantom – boční pohled



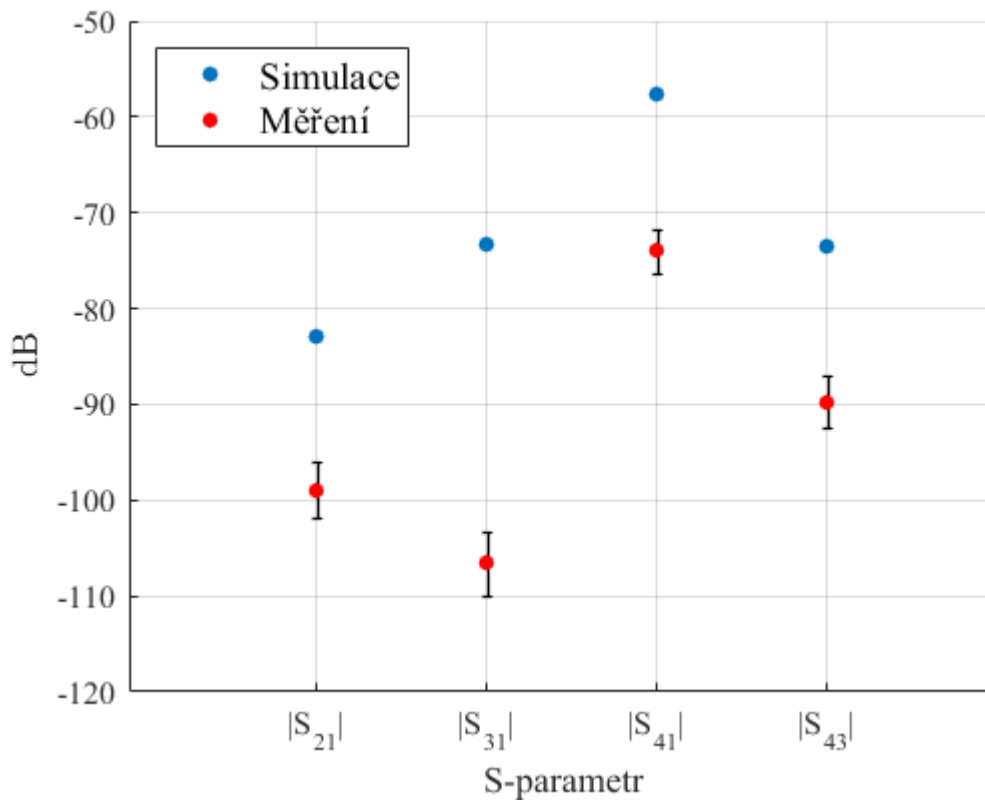
Obrázek 3.10: Detail vrstev heterogenního fantomu

3.3 Porovnání naměřených a simulovaných přenosových koeficientů

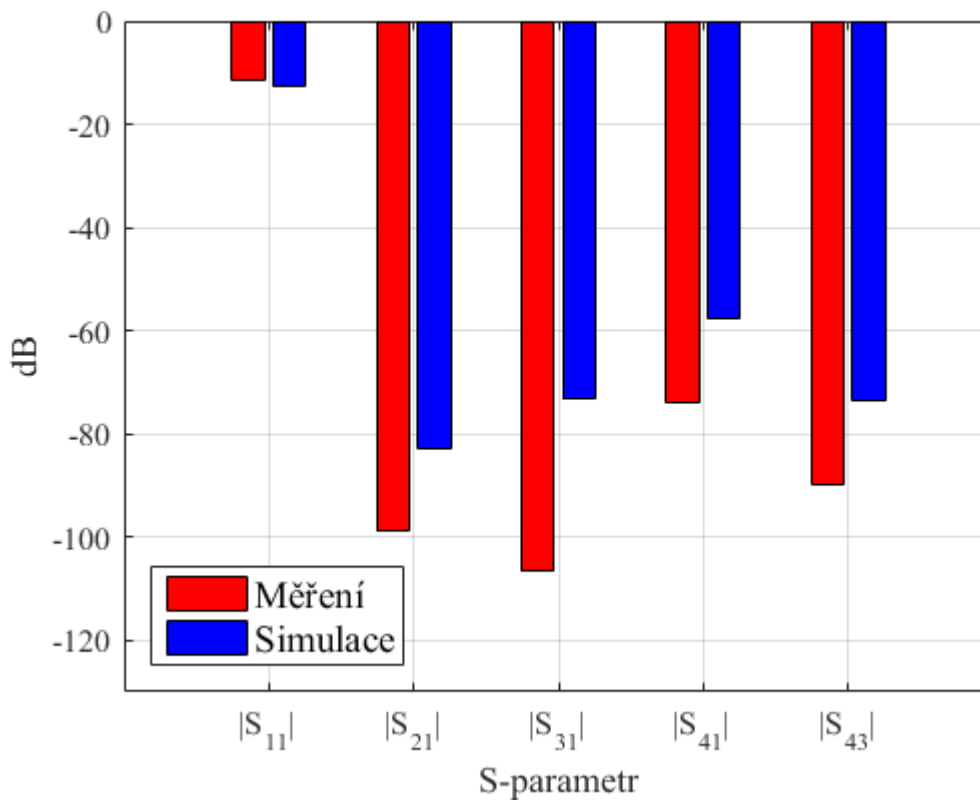
Výsledné přenosové koeficienty fantomu byly vyhodnoceny v prostředí MATLAB a statisticky zpracovány pomocí rozšířené nejistoty C. Následně byly porovnány s hodnotami numerických simulací a vykresleny do grafů níže.



Obrázek 3.11: Závislost přenosu výsledných S-parametrů z numerických simulací na frekvenci



Obrázek 3.12: Hodnoty přenosu simulovaných a naměřených S-parametrů vykreslených s nejistotou měření



Obrázek 3.13: Porovnání naměřených a simulovaných hodnot S-parametrů

Tabulka 4: Hodnoty relativních chyb měření pro jednotlivé S-parametry

S-parametr	Hodnota přenosu numerické simulace (dB)	Průměrná naměřená hodnota přenosu (dB)	Relativní chyba (%)
$ S_{11} $	-12,7	-11,3	11,02
$ S_{21} $	-82,9	-98,9	19,30
$ S_{31} $	-73,3	-106,6	45,43
$ S_{41} $	-57,7	-74,0	28,25
$ S_{43} $	-73,5	-89,7	22,04

4 Diskuze

4.1 Měření dielektrických vlastností

Při míchání kompozitních vzorků nebylo možné zajistit kvantitativní přenos složek z odvažovací misky do hnětacího stroje, což mohlo mít za následek určité odchylky poměrů jednotlivých složek od původního plánovaného složení. Samotné vážení proto nemuselo probíhat na analytických vahách, ale pouze na předvážkách. Některé vzorky byly i navzdory předpokladům z rešerše stále velmi rigidní a vyžadovaly ředění acetonem. Některé vzorky nebyly ani po procesu vakuování dokonale hladké a byly na nich patrné drobné bubliny, jež znesnadňovaly dobrý kontakt měřicí sondy DAK-12 s povrchem vzorku. Tyto povrchové nedokonalosti mohly zanášet do našeho měření chybu. Byly změřeny průběhy dielektrických parametrů ve frekvenčním pásmu do 3 GHz pro celkem 25 vzorků (viz Tabulka 2). Naměřené hodnoty byly následně vyneseny do grafů spolu s intervalem, ve kterém se s 95% pravděpodobností nachází skutečná měřená veličina a byly porovnávány s matematickými Cole-Cole modely tkání lidské hlavy. Ze všech vzorků byly následně vybrány ty, jež vykazovaly největší shodu s modely. Jejich hodnoty jsou prezentovány na obrázcích 3.2 – 3.7. Vzorek G25CB2,5 vykazuje podobnost s kůží, vzorek G15CB4 vykazuje podobnost s lebkou a vzorek G40 má podobné dielektrické vlastnosti jako mozkomíšní mok.

4.2 Heterogenní vrstvený fantom lidské hlavy

Při tvorbě celkového heterogenního fantomu bylo k tvorbě hmoty, ze které se skládaly jednotlivé vrstvy, přistupováno stejně jako při tvorbě vzorků (viz kapitola 2.3). U tvorby tenkých vrstev pomocí vtláčování formy bylo potřeba vyřešit několik technologických komplikací. Formy tisknuté na 3D tiskárně byly příliš lehké a křehké. Při vtláčování se prohýbaly a praskaly. Tento problém byl operativně u 2 forem řešen vylitím vnitřní části malým množstvím sádry. Sádra celou formu značně zpevnila a zároveň zvětšila její hmotnost a tím usnadnila samotné vtláčení do hmoty.

Největším problémem při tvorbě fantomu ale bylo nevyřešené centrování vnitřní formy. Při vyvinutí tlaku na horní část, měla forma tendence ujíždět od středu ke stěně formy a to i při různých způsobech jakými byl tlak vyvíjen. Nakonec bylo využito

spojitého zatížení v podobě sádrového odlitku. Tento nedostatek při tvorbě fantomu měl za výsledek různou šířku stěny dané vrstvy v různých místech fantomu. Rozdíl tloušťky stěny nejtenčího a nejširšího místa fantomu činil cca 7 mm. Při numerické simulaci byl fantom uvažován ideální, tudíž všechny vrstvy na všech místech stejné. To značně ovlivňuje i hodnotu výsledných přenosových koeficientů.

4.3 Porovnání naměřených a simulovaných přenosových koeficientů

Numerické simulace byly provedeny pro frekvenční rozsah 0,9 – 1,1 GHz. Frekvenční závislost přenosu všech S-parametrů je na obrázku 3.11. Pro porovnání s naměřenými hodnotami byly vybrány hodnoty pro frekvenci 1 GHz. Přenosové koeficienty byly kromě příčné a podélné osy (S_{21} a S_{34}) zpracovány taky pro všechny zbylé kombinace portu 1, tzn. S_{11} , S_{31} a S_{41} . Výsledky jsou spolu s výsledky numerických simulací prezentovány na obrázcích 3.12 a 3.13. Parametr S_{11} byl na obrázku 18 vynechán z toho důvodu, že hodnotu parametru spolu s nejistotou nebylo možné kvalitně vykreslit. Docházelo k překryvu vykreslené linie nejistoty a bodu simulované hodnoty. Z grafu na obrázku 19 je patrné, že největší odchylka naměřené a simulované hodnoty vznikla pro parametr S_{31} . Naměřená hodnota přenosu pro tento parametr činí -107 dB, kdežto hodnota simulace je o 34 dB vyšší (relativní chyba 45,43 %). Tento parametr totiž popisuje oblast, kde bylo nejlépe pozorovatelné rozšíření stěny fantomu, které je popsáno výše. Ostatní hodnoty relativní chyb měření jsou uvedeny v tabulce 3. Hodnoty se mohou lišit vlivem několika faktorů. Při tvorbě fantomu mohlo dojít k nedokonalému spojení dvou vrstev a tím také k tvorbě vzduchových bublin. Složení směsi fantomu sice vycházelo z přesně daných poměrů složek, při opakovaném míchání ovšem nemusela směs vykazovat totožné dielektrické parametry jako vzorek, který byl předlohou.

5 Závěr

Bakalářská práce se zabývala problematikou tvorby fantomů lidských tkání, konkrétně fantomem pro testování nového zobrazovacího systému na principu MWI. Hlavním cílem práce bylo vytvořit realistický heterogenní fantom lidské hlavy, který by byl vhodný pro testování funkčnosti mikrovlnného zobrazovacího systému. Pro splnění hlavního cíle bylo nejprve potřeba se vypořádat s dílčími úkoly.

Prvním úkolem bylo proměřit dielektrické vlastnosti připravených homogenních vzorků, porovnat je s matematickými modely tkání a vybrat z nich ty, jež tyto parametry věrně napodobují. Výsledky tohoto měření jsou uvedeny na obrázcích 3.2 – 3.7.

Druhým úkolem byla samotná realizace heterogenního fantomu lidské hlavy a proměření přenosových koeficientů v příčné a podélné ose. Úspěšně vytvořený fantom je ukázán na obrázcích 3.8 – 3.10. Naměřené hodnoty koeficientů jsou prezentovány na obrázcích 3.12 – 3.13.

Nakonec byla vytvořena digitální varianta fantomu a úspěšně provedeny numerické simulace. Jejich hodnoty včetně porovnání s naměřenými hodnotami jsou k vidění na obrázcích 3.11 – 3.13.

Z výsledků je patrné, že po doladění technických detailů při výrobě, může takto vytvořený fantom sloužit jako adekvátní napodobenina tkání lidské hlavy a tím i sloužit jako pomůcka pro testování mikrovlnného systému, jenž je k dispozici na fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] J. MORTENSON, Juliana. The Fundamental Physics of Electromagnetic Waves. ZHURBENKO, Vitaliy, ed., Vitaliy ZHURBENKO. *Electromagnetic Waves* [online]. InTech, 2011 [cit. 2017-11-07]. DOI: 10.5772/16750. ISBN 978-953-307-304-0. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/electromagnetic-waves/the-fundamental-physics-of-electromagnetic-waves>
- [2] TESAŘÍK, Jan Bc. *Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody*. Kladno, 2016. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Ing. David Vrba, Ph.D.
- [3] PASTORINO, Matteo. *Microwave imaging*. Hoboken, N.J.: John Wiley, 2010. Wiley series in microwave and optical engineering. ISBN 978-0-470-27800-0.
- [4] Guidelines for Management of Ischaemic Stroke and Transient Ischaemic Attack 2008. *Cerebrovascular Diseases* [online]. 2008, **25**(5), 457-507 [cit. 2017-11-07]. DOI: 10.1159/000131083. ISSN 1421-9786. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/FullText/131083>
- [5] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. ISBN 80-01-02705-8.
- [6] CHEN, Linfeng. *Microwave electronics: measurement and materials characterisation*. Chichester: John Wiley, 2004. ISBN 0470844922.
- [7] OPPL, Ladislav Ing. *Měření dielektrických parametrů*. Praha, 2002. Disertační práce. Fakulta elektrotechnická ČVUT v Praze. Vedoucí práce Prof. Ing. Jan Vrba, CSc.
- [8] VRBA, Jan M.Sc.,. *Elektromagnetické pole živých organizmů: Dielektrické vlastnosti látek* [online]. In: . FBMI ČVUT, b.r. [cit. 2018-01-08].
- [9] THOMPSON, Larissa a Tarciasio CAMPOS. A Head and Neck Simulator for Radiology and Radiotherapy. *IEEE Transactions on Nuclear Science* [online]. 2013, **60**(3), 1503-1511 [cit. 2017-11-06]. DOI: 10.1109/TNS.2013.2247063. ISSN 0018-9499. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6484213/>

- [10] LEE, Jungyub, Juhyang LEE, Kihong MIN, Yonghun CHEON a Seungkee YANG. Reducing effects of hand phantom on mobile antennas using magneto-dielectric material. In: *2013 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium (APSURSI)* [online]. IEEE, 2013, s. 516-517 [cit. 2017-11-06]. DOI: 10.1109/APS.2013.6710918. ISBN 978-1-4673-5317-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6710918/>
- [11] MOBASHSHER, Ahmed a Amin ABBOSH. Artificial Human Phantoms: Human Proxy in Testing Microwave Apparatuses That Have Electromagnetic Interaction with the Human Body. *IEEE Microwave Magazine* [online]. 2015, **16**(6), 42-62 [cit. 2017-11-06]. DOI: 10.1109/MMM.2015.2419772. ISSN 1527-3342. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7118329/>
- [12] OTTERSKOG, M, N PETROVIC a P RISMAN. A multi-layered head phantom for microwave investigations of brain hemorrhages. In: *2016 IEEE Conference on Antenna Measurements & Applications (CAMA)* [online]. IEEE, 2016, s. 1-3 [cit. 2017-10-29]. DOI: 10.1109/CAMA.2016.7815764. ISBN 978-1-4673-8932-7. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7815764/>
- [13] MOBASHSHER, A. a A. ABBOSH. Three-Dimensional Human Head Phantom With Realistic Electrical Properties and Anatomy. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2014, **13**, 1401-1404 [cit. 2017-10-29]. DOI: 10.1109/LAWP.2014.2340409. ISSN 1536-1225. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6860287/>
- [14] SPURNÝ, Pavel Bc. *Návrh suchých heterogenních fantomů pro mikrovlnné zobrazování a hypertermii pomocí numerických simulací*. Kladno, 2016. Diplomová práce. České. Vedoucí práce Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.
- [15] TAMURA, H., Y. ISHIKAWA, T. KOBAYASHI a T. NOJIMA. A dry phantom material composed of ceramic and graphite powder. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility* [online]. 1997, **39**(2), 132-137 [cit. 2017-10-29]. DOI: 10.1109/15.584935. ISSN 00189375. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/584935/>

- [16] KOBAYASHI, T., T. NOJIMA, K. YAMADA a S. UEBAYASHI. Dry phantom composed of ceramics and its application to SAR estimation. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* [online]. 1993, **41**(1), 136-140 [cit. 2017-10-29]. DOI: 10.1109/22.210240. ISSN 00189480. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/210240/>
- [17] HIKAGE, Takashi, Yuki SAKAGUCHI, Toshio NOJIMA a Yuji KOYAMASHITA. Development of Lightweight Solid Phantom Composed of Silicone Rubber and Carbon Nanotubes. In: *2007 IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility* [online]. IEEE, 2007, s. 1-4 [cit. 2017-10-29]. DOI: 10.1109/ISEMC.2007.213. ISBN 1-4244-1349-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4305793/>
- [18] GARRETT, John a Elise FEAR. Stable and Flexible Materials to Mimic the Dielectric Properties of Human Soft Tissues. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2014, **13**(1), 599-602 [cit. 2017-10-29]. DOI: 10.1109/LAWP.2014.2312925. ISSN 1536-1225. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6776395/>
- [19] MCDERMOTT, Barry, Emily PORTER, Adam SANTORELLI, Brendan DIVILLY, Liam MORRIS, Marggie JONES, Brian MCGINLEY a Martin O'HALLORAN. ANATOMICALLY AND DIELECTRICALLY REALISTIC MICROWAVE HEAD PHANTOM WITH CIRCULATION AND RECONFIGURABLE LESIONS. *Progress In Electromagnetics Research B* [online]. 2017, **78**, 47-60 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.2528/PIERB17071805. ISSN 1937-6472. Dostupné z: <http://www.jpier.org/PIERB/pier.php?paper=17071805>
- [20] BEGLEY, Shelley. *Electromagnetic Properties of Materials: Characterization at Microwave Frequencies and Beyond* [online]. b.r. [cit. 2017-12-28]. Dostupné z: <http://www.camagroup.net/index.php/webinars/2014-08-01-05-35-05>
- [21] WENDEL, Katrina, Dmytro STOLIAR, Jaakko MALMIVUO a Jari HYTTINEN. *Measuring tissue thicknesses of the human head using centralized and normalized trajectories* [online]. b.r. [cit. 2018-04-28]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/254257562_Measuring_tissue_thicknesses_of_the_human_head_using_centeralized_and_normalized_trajectories

- [22] MERUNKA, Ilja, Ondrej FISER, David VRBA, Jan VRBA. *Microwave Tomography System for Methodical Testing of Brain Stroke Detection Approaches: under preparation*. 2018.
- [23] *S - parameters: Microwaves 101* [online]. b.r. [cit. 2018-05-15]. Dostupné z: <https://www.microwaves101.com/encyclopedias/438-s-parameters-microwave-encyclopedia-microwaves101-com>
- [24] BRADÍK, Ing. *Metodika vyjadřování nejistoty měření* [online]. b.r. [cit. 2017-12-10]. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/clanky/02011/index.html>
- [25] FRANK, Petr. *Metodika zabezpečování optimální přesnosti měření v souladu s metrologickou konfirmací* [online]. In: . Brno, b.r. [cit. 2018-05-15].
- SPINELLI, Matteo. *First Steps in 3D Printing With an Original Prusa i3 mk II*
- [26] [online]. b.r. [cit. 2018-05-11]. Dostupné z: <https://matt3o.com/first-steps-in-3d-printing-with-an-original-prusa-i3-mk-ii/>
- [27] *BOSCH MUM 48A1: ilustrační foto* [online]. b.r. [cit. 2018-05-11]. Dostupné z: <https://www.rozbaleno.cz/kuchynske-roboty-a-mixery/kuchynsky-robot-bosch-mum-48A1>

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1.1: Schématické znázornění principu metody MWI, kde zelené body představují vysílací antény, červené body jsou antény přijímací, E_{inc} je intenzita elektrického pole vyzářena vysílací anténou, E_{meas} je intenzita elektrického pole dopadající na přijímací antény, ϵ_r je relativní permitivita daného prostředí a σ je elektrická vodivost prostředí, převzato a upraveno z [2].....	3
Obrázek 2.1: Obrázek 2: Princip měření metodou otevřeného konce koaxiálního vedení. Převzato a upraveno z [20].....	10
Obrázek 2.2: Měřicí soustava skládající se z vektorového analyzátoru obvodu N9913A FieldFox Handheld Microwave Analyzer (vpravo) a sondy DAK-12 a měřeného vzorku (vlevo).....	10
Obrázek 2.3: Numerický model fantomu lidské hlavy jako sestava čtyř soustředných elips, obklopený MWI systémem se čtyřmi anténami, číslice 1 – 4 znázorňují označení antén/portů – pohled shora.....	12
Obrázek 2.4: Boční pohled na numerický model MWI systému.....	13
Obrázek 2.5: Numerický model fantomu lidské hlavy jako sestava čtyř soustředných elips, obklopený MWI systémem se čtyřmi anténami.....	13
Obrázek 2.6: Hnětací robot BOSCH MUM 48A [27].....	15
Obrázek 2.7: 3D tiskárna i3 mk2 od společnosti Průša Research [26].....	15
Obrázek 2.8: Detail mikrovlnného zobrazovacího systému [22].....	17
Obrázek 2.9: Mikrovlnný zobrazovací systém [22] obklopený absorpčními pláty.....	17
Obrázek 3.1: Ukázka některých připravených vzorků suchých fantomů tkání lidské hlavy	19
Obrázek 3.2: Závislost změřené relativní permitivity na frekvenci pro vzorek G15CB4 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání.....	20
Obrázek 3.3: Závislost změřené vodivosti na frekvenci pro vzorek G15CB4 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání.....	20
Obrázek 3.4: Závislost změřené relativní permitivity na frekvenci pro vzorek G25CB2,5 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání.....	21
Obrázek 3.5: Závislost změřené vodivosti na frekvenci pro vzorek G25CB2,5 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání.....	21

Obrázek 3.6: Závislost změřené relativní permitivity na frekvenci pro vzorek G40 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání.....	22
Obrázek 3.7: Závislost změřené vodivosti na frekvenci pro vzorek G40 a porovnání s Cole-Cole modelem lidských tkání.....	22
Obrázek 3.8: Výsledný heterogenní fantom lidské hlavy – pohled shora.....	23
Obrázek 3.9: Výsledný heterogenní fantom – boční pohled.....	24
Obrázek 3.10: Detail vrstev heterogenního fantomu.....	24
Obrázek 3.11: Závislost přenosu výsledných S-parametrů z numerických simulací na frekvenci	25
Obrázek 3.12: Hodnoty přenosu simulovaných a naměřených S-parametrů vykreslených s nejistotou měření	26
Obrázek 3.13: Porovnání naměřených a simulovaných hodnot S-parametrů.....	26

PŘÍLOHA A: OBSAH PŘILOŽENÉHO DVD

Zadání_BP.pdf – naskenované zadání Bakalářské práce

Abstrakt_cz.pdf – abstrakt v českém jazyce

Abstrakt_en.pdf – abstrakt v anglickém jazyce

Klicova_slova.pdf – klíčová slova v českém a anglickém jazyce

BP_Matous_Kasal.pdf