

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

2016

Jan Tesařík



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

Katedra biomedicínské techniky

**Motýlková anténa a zjednodušený model systému  
pro sledování cévní mozkové příhody**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor bakalářské práce: Bc. Jan Tesařík

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

**Kladno 2016**

## Z a d á n í   d i p l o m o v é   p r á c e

Student: **Bc. Jan Tesařík**  
Studijní obor: Biomedicínský inženýr  
Téma: **Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody**  
Téma anglicky: Bow-Tie Antenna and Simplified Model of System for Brain Stroke Follow Up

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

Navrhnete motýlkovou anténu pro využití v mikrovlnném systému sledujícím vývoj cévní mozkové příhody. Pracovní frekvenci uvažujte 1 GHz. Návrh proveďte v numerickém simulátoru elektromagnetického pole COMSOL Multiphysics.

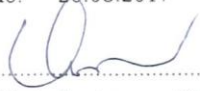
Dále navrhnete válcový fantom obsahující podélně uloženou trubici, kterou budete moci nechat protékat kapalinou o různých hodnotách elektrické permitivity a vodivosti. Anténu vyrobte ve vhodném počtu exemplářů a umístíte v jedné rovině okolo fantomu. Využijte již existující algoritmus pro diferenciální mikrovlnné zobrazování, využívající Bornovu aproximaci a regularizaci pomocí zkráceného singulárního rozkladu matice (TSVD) pro rekonstrukci změn elektrické permitivity a vodivosti. Systém otestujte pomocí série měření, ve kterých budou fantomem protékat kapaliny s (minimálně) pěti různými dielektrickými vlastnostmi. Ohodnoťte schopnost systému změřit změny elektrické permitivity a vodivosti kapalin (protékající fantom) přímým srovnáním s výsledky měření vzorků kapalin komerční sondou.

### Seznam odborné literatury:

- [1] C. CALOZ, and T. ITOH, Electromagnetic metamaterials: transmission line theory and microwave applications, ed. 1st, John Wiley & Sons, 2006, ISBN 0471669857
- [2] D. M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788

Vedoucí: Ing. David Vrba, Ph.D.  
Konzultant: Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.

Zadání platné do: 20.08.2017

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody“ vypracoval samostatně. Veškerou použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v příloženém seznamu použitých zdrojů.

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..... dne .....

.....

podpis

## **PODĚKOVÁNÍ**

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu diplomové práce Ing. Davidu Vrbovi, Ph.D., a konzultantovi Dr. – Ing. Janu Vrbovi, M.Sc, za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracovávání této práce. Speciálně Janu Vrbovi za pomoc při zpracování dat pomocí rekonstrukčního algoritmu. Dále také děkuji Ing. Miroslavu Wieveghovi za spolupráci při 3D tisku a Ing. Ondřeji Fišerovi a Ing. Iljovi Merunkovi za poskytnutí cenných rad a připomínek při realizaci antén a měření.

# NÁZEV DIPLOMOVÉ PRÁCE

Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody

## ABSTRAKT

Práce se zabývá studiem mikrovlnného záření v interakci s lidskou tkání, tzv. mikrovlnným zobrazováním (MWI). Jedná se o metodu rozvíjející se především v oblasti detekce karcinomu prsu a včasné diagnostiky cévní mozkové příhody (CMP). Metoda je založena na unikátním způsobu šíření elektromagnetických vln skrze tkáň, díky odlišnosti v jejich dielektrických parametrech a tvarech. Cílem práce je navrhnout a realizovat zjednodušený systém pro sledování vývoje CMP a ověřit hypotézu, že lze odlišit CMP od zdravé mozkové tkáně na základě rozdílnosti dielektrických parametrů. Systém se skládá z nádoby vytisknuté na 3D tiskárně, osmi v rovině po obvodu rozmístěných motýlkových antén a kapalného fantomu lidské hlavy. Do fantomu lidské hlavy lze umístit cylindrické nádoby vyplněné kapalinou s odlišnými dielektrickými vlastnostmi, než má fantom, a tím simulovat CMP. Antény jsou spojeny přes přepínací matici s vektorovým analyzátozem obvodů (VNA), pomocí kterého jsou měřeny S – parametry fantomu bez CMP a s CMP (změna dielektrických parametrů). Pomocí rekonstrukčního algoritmu jsou poté změřené změny dielektrických parametrů interpretovány a srovnány s dielektrickými parametry změřenými komerčně dostupným systémem. Výsledky zjednodušeného experimentu ukázaly, že pomocí metody mikrovlnného zobrazování by bylo možné rozlišit zdravou mozkovou tkáň od postižené CMP a také určit typ této CMP. Ovšem za předpokladu existence rozdílu v dielektrických parametrech mezi zdravou mozkovou tkání a tkání postiženou CMP. Prostor pro zlepšení systému je například v použití jiných anténních prvků, které by omezili vyzařování mikrovln mimo zobrazovanou oblast a tím odstranili použití absorbérů nebo ve zvýšení počtu anténních prvků systému a tím pádem získu více dat ze skenované oblasti.

## KLÍČOVÁ SLOVA

Cévní mozková příhoda (CMP), Mikrovlnné zobrazování, Motýlková anténa, S – parametry, Dielektrické parametry, Rekonstrukční algoritmus

# **MASTER'S THESIS TITTLE**

Bow - Tie Antenna and Simplified Model of System for Brain Stroke Follow Up

## **ABSTRACT**

This master thesis is focused on interaction of microwave radiation and human tissue, ie. Microwave Imaging (MWI). This method is developing mainly in area of breast cancer detection and early diagnosis of brain stroke. It is based on a complex way of propagation of electromagnetic waves through the tissues, which have different dielectric properties and shape. The aim of this study is to design and fabricate a simplified system for brain stroke follow up and verify the hypothesis that the brain stroke can be distinguish from healthy brain tissue, based on differences in their dielectric properties. The system consists of a form printed on the 3D printer, eight bow tie antennas and liquid human head phantom. A cylindrical form can be filled with a liquid phantom mimicing dielectric properties of stroke and can be inserted into the form to represent a stroke region inside the head phantom. Antennas are connected through a switching matrix with vector network analyzer (VNA), which measures S – parameters of phantom without stroke and with stroke (change in dielectric properties). Using reconstruction algorithm measured changes in dielectric properties are interpreted and compared with dielectric properties measured by a commercially available system. Results of this experiment show that Microwave Imaging would be use for differentiating between healthy and stroke brain tissue and for identifying the type of stroke as well. However difference in dielectric properties of healthy and stroke must exist. Space for system improvement is for example in area of antenna design. For the eliminating of antenna radiation outside the scanning region, new types of antennas could be fabricate or the number of antenna elements could be increase to get more relevant data from scanning region.

## **KEY WORDS**

Brain Stroke, Microwave Imaging, Bow Tie Antenna, Scattering Parameters, Dielectric Properties, Reconstruction Algorithm

# OBSAH

<b>SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK .....</b>	<b>1</b>
<b>1. ÚVOD A SOUČASNÝ STAV.....</b>	<b>4</b>
1.1 Shrnutí současného stavu řešeného tématu .....	8
<b>2. CÍLE DIPLOMOVÉ PRÁCE .....</b>	<b>18</b>
<b>3. METODIKA PRÁCE A POUŽITÉ METODY .....</b>	<b>19</b>
3.1 Metodika návrhu a realizace motýlkové antény.....	19
3.1.1 Modelování motýlkové antény .....	20
3.1.2 Parametrická analýza .....	22
3.1.3 Realizace motýlkové antény .....	25
3.2 Metodika návrhu fantomu lidské hlavy a systému pro sledování CMP.....	26
3.2.1 Fantom lidské hlavy.....	26
3.2.2 Model systému pro sledování CMP.....	27
3.2.3 Realizace systému pro sledování CMP.....	32
3.3 Metodika numerických simulací .....	34
3.3.1 Popis modelovacího stromu.....	35
3.3.2 Sledované výstupy numerických simulací.....	38
3.4 Technické zajištění experimentu.....	40
3.4.1 Vektorový analyzátor obvodů R&S® ZNB 4 .....	40
3.4.2 Přepínací matice R&S® ZN – Z84 .....	41
3.4.3 DAK ( <i>Dielectric Assessment Kit</i> ) SPEAG .....	42
3.5 Metodika měření a jeho metody.....	43
3.5.1 Měření charakteristik vyrobených motýlkových antén .....	43
3.5.2 Měření dielektrických parametrů fantomu a vzorků CMP .....	44
3.5.3 Měření dat z realizovaného systému pro sledování CMP.....	45



3.6	Metody zpracování naměřených dat .....	49
3.6.1	Rekonstrukční algoritmus .....	49
3.6.2	Statistické zpracování měřených dielektrických parametrů .....	51
<b>4.</b>	<b>VÝSLEDKY .....</b>	<b>52</b>
4.1	Návrh motýlkové antény .....	52
4.1.1	Výsledky parametrické studie .....	52
4.1.2	Rozměry navrhnuté motýlkové antény .....	54
4.2	Výsledky měření charakteristik antén .....	55
4.2.1	Porovnání měření a simulace .....	55
4.3	Výsledky numerických simulací modelu systému .....	56
4.3.1	Aplikace rekonstrukčního algoritmu na simulovaná data .....	59
4.4	Výsledky měření dielektrických parametrů .....	61
4.5	Výsledky rekonstrukce dat ze systému pro sledování vývoje CMP .....	64
4.5.1	Porovnání rekonstruovaných změn dielektrických parametrů a změřených komerčně dostupným systémem .....	69
<b>5.</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>70</b>
5.1	Motýlková anténa .....	70
5.2	Systém pro sledování CMP a fantom lidské hlavy .....	71
5.3	Numerické simulace .....	72
5.4	Měřené dielektrické parametry .....	74
5.5	Rekonstrukce dat získaných ze systému pro sledování CMP .....	75
<b>6.</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>79</b>
	<b>SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ .....</b>	<b>82</b>
	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>88</b>

---

## SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

---

Symbol	Jednotka	Fyzikální veličina
$S_{11}$	dB	Modul koeficientu odrazu
$S_{21}$	dB	Modul přenosového koeficientu
$a_1$	V	Komplexní napěťová vlna dopadající na port 1
$b_1$	V	Komplexní napěťová vlna odrážející se z portu 1
$Z_0$	$\Omega$	Referenční impedance vedení
$Z_L$	$\Omega$	Impedance zátěže
$\sigma$	$S \cdot m^{-1}$	Elektrická vodivost
$\hat{\epsilon}$	-	Komplexní permitivita
$\epsilon_r$	-	Relativní permitivita
$\epsilon_0$	$F \cdot m^{-1}$	Permitivita vakua
$\omega$	$rad \cdot s^{-1}$	Úhlová frekvence vlny
$f$	Hz	Frekvence vlny
$\lambda$	m	Vlnová délka vlny
$s$	mm	Minimální velikost prvku výpočetní sítě
$c$	$m \cdot s^{-1}$	Rychlost světla
$h$	mm	Tloušťka substrátu
$a, b, c$	mm	Parametry rozměru motýlkové antény

---

---

Symbol	Jednotka	Fyzikální veličina
$d$	mm	Průměr válce simulujícího CMP
$E$	$V \cdot m^{-1}$	Intenzita elektrického pole
$\mathbf{L}$	-	Lineární operátor
$\Delta S$	dB	Rozdíl dvou S- matic
$\delta O$	-	Vektor změn komplexní permitivity
$\delta \epsilon_r$	-	Změna relativní permitivity
$\delta \sigma$	$S \cdot m^{-1}$	Změna elektrické vodivosti
$u_A,$	-	Standardní nejistota typu A
$u_B,$	-	Standardní nejistota typu B
$u_C,$	-	Kombinovaná nejistota typu C
$U$	-	Rozšířená nejistota
$k_r$	-	Koeficient krytí

---

---

Zkratka	Význam
MWI	<i>Microwave Imaging</i>
MWT	<i>Microwave Tomography</i>
CMP	Cévní mozková příhoda
ISCH	Ischemická / é / ý
Hem	Hemoragická / é / ý
ESO	<i>The European Stroke Organization</i>
CT	<i>Computed Tomography</i>
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
ICD	<i>Intra – cardioverter defibrillator</i>
ZZS	Zdravotnická záchranná služba
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
SMA	<i>SubMiniature version A</i>
UV	<i>Ultraviolet</i>
PLA	Polyactid acid
MKP	Metoda konečných prvků
VNA	<i>Vector Network Analyzer</i>
DAK	<i>Dielectric Assessment Kit</i>
DUT	<i>Device under Test</i>
SPEAG	<i>Schmid &amp; Partner Engineering AG</i>
BA	<i>Born Aproximation</i>
TSVD	<i>Truncated Singular Value Decomposition</i>

---

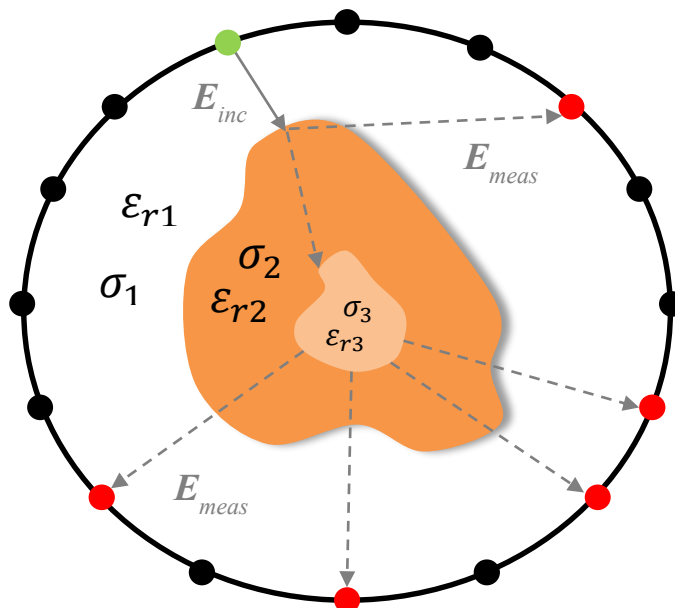
## 1. ÚVOD A SOUČASNÝ STAV

Diplomová práce se zabývá studiem možností aplikace mikrovlnného záření na lidskou tkáň, tzv. mikrovlnným zobrazováním (MWI, angl. *Microwave Imaging*), konkrétně systémem pro sledování cévní mozkové příhody (CMP). Cévní mozková příhoda je druhou nejčastější neúrazovou příčinou mortality na světě [1] a má mnoho definic. Dle [1] je například definována takto: „*CMP je akutní stav charakterizovaný ložiskovým poškozením funkcí mozku v důsledku poruchy mozkového krevního oběhu*“. V České republice je dle [2] incidence cévní mozkové příhody asi 250 – 300 případů na 100 000 obyvatel a asi 20 – 30 % těchto případů má následně trvalé postižení. Cévní mozkové příhody lze dělit na ischemické, hemoragické a subarachnoidální [3], kde celkem 10 – 15 % CMP je obecně původu hemoragického, 6 – 8 % subarachnoidálního a zbytek asi 77 – 88 % tvoří ischemické CMP [4].

Hlavním klíčem pro úspěšnou léčbu akutní cévní mozkové příhody je její včasná diagnostika, případně detekce a určení vhodné terapie. Tento fakt vystihuje citace z guidelines Evropské organizace pro cévní mozkovou příhodu (ESO, *The European Stroke Organization*) [5]: „*Čas je mozek*“ (*Time is Brain*). Ze závěru studie [6] jasně vyplývá, že při ischemii mozkové tkáně dochází k degeneraci asi 1,9 miliónů neuronů každou minutou, kdy je CMP neléčena. Proto je samozřejmě snahou CMP diagnostikovat co nejrychleji a co nejrychleji nastolit adekvátní léčbu, v případě ischemické CMP trombolýzu, v případě hemoragické koagulaci. Dle [7] nebo [8] by u pacientů indikovaných k trombolýze doba od příjezdu do nemocnice k zahájení léčby (tzv. *Door to Needle Time*) včetně základní diagnostiky neměla přesáhnout 60 minut.

V současné době je jedinou metodou stoprocentně indikující ischemickou nebo hemoragickou CMP výpočetní tomografie (CT, *Computed Tomography*) nebo magnetická rezonance (MR nebo MRI, *Magnetic Resonance Imaging*) mozku, případně jejich varianty jako je CT Ag, MR Ag (Ag – angiografie), vše ostatní je *non lege artis* [4]. Tyto metody poskytují velmi dobře zmapovaný obraz mozku s vysokým rozlišením a bez nich by byla indikace CMP obtížná. Mají i však svoje drobné nevýhody. Výpočetní tomografie využívá k zobrazení tkání ionizující rentgenové záření a vystavuje tedy pacienta dávce radiace. Magnetická rezonance je kontraindikací pro všechny pacienty s endoprotézami nebo implantovanými kardiostimulátory či ICD, obecně s kovovými částmi v těle. Zároveň MR mozku je časově náročná, kdy s rostoucí potřebou rozlišení řezu mozkové tkáně stoupá i čas, po který musí být pacient vystaven magnetickému poli [9]. Největší nevýhodou obou systémů je však fakt, že to jsou nemobilní a velmi drahé přístroje, kterými nejsou vybaveny všechny nemocnice v České republice.

Z výše zmíněných důvodů je motivací mnoha vědeckých týmů z celého světa zabývat se nekonvenčními způsoby detekce cévní mozkové příhody. Jedním z nekonvenčních způsobů může být právě mikrovlnné zobrazování (MWI), také nazývané mikrovlnná tomografie (MWT). Jedná se o neinvazivní metodu využívající elektromagnetické záření z oblasti mikrovln, tj. frekvenční pásmo přibližně od 100 MHz do 100 GHz [11]. MWT je založena na podobném principu jako konvenční zobrazovací metody. Např. při CT vyšetření je měřeno, do jaké míry je tkáň schopna utlumit procházející rentgenové záření na základě její hustoty [9]. MWT pracuje s faktem, že každá tkáň je schopna vést elektromagnetickou vlnu, tj. vytvořit ve svém okolí intenzitu elektrického pole. To, jak dobře nebo špatně daná tkáň umožní průchod elektromagnetické vlně a jak danou vlnu bude odrážet případně absorbovat, závisí především na tzv. dielektrických parametrech tkáně, na elektrické vodivosti a relativní permitivitě [12]. Pomocí těchto parametrů lze efektivně modelovat fantomy lidských tkání, na kterých je možné systémy pracující na principu MWT testovat. Zjednodušené schéma MWT systému je na obr. 1.1.



**Obr. 1.1** Schématické znázornění principu mikrovlnné tomografie, kde zelené body jsou 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, převzato a upraveno z [12]

Z jakého důvodu je metoda mikrovlnné tomografie (MWT) vhodná právě pro sledování vývoje cévní mozkové příhody a jaké by mohla přinést do budoucna výhody / nevýhody oproti dnes konvenčně používaným metodám?

Skutečností, která umožňuje využít mikrovlnné záření k diagnostice CMP, je existence kontrastu dielektrických vlastností, elektrické vodivosti a relativní permitivity, mezi zdravou a ischemickou tkání, případně mezi zdravou tkání a vzniklým krvácením. Zatím nejsou publikovány studie, které by diskutovaly existenci rozdílu dielektrických parametrů zdravé a ischemické mozkové tkáně. Ovšem studie vědeckého týmu kolem profesora Semenova a profesora Svensona [13] [14] [15] prokázaly, že dielektrické parametry ischemické tkáně myokardu psů jsou významně odlišné od dielektrických parametrů zdravého myokardu.

Relativní permitivita ischemické tkáně myokardu je nižší přibližně o 10 % než relativní permitivita zdravého myokardu a elektrická vodivost se také snižuje přibližně o 50 %. Tyto změny byly popsány pro frekvenční spektrum od 0,2 GHz do 6 GHz. Pro hemoragickou CMP lze předpokládat zvýšení obou dielektrických parametrů. Tento předpoklad vychází z [16], kde jsou experimentálně změřeny dielektrické parametry mozkové tkáně a krve pro frekvenci 1 GHz. Relativní permitivita krve je vyšší přibližně o 20 % než relativní permitivita mozkové tkáně a elektrická vodivost o cca 38 %. Pro účely diplomové práce lze uvažovat následující. Ischemická CMP znamená snížení obou dielektrických parametrů v důsledku nedokrvění části mozkové tkáně. Opačně, v případě hemoragické CMP, vzniká nadbytek krve v části mozku a dielektrické parametry se tedy lokálně zvyšují. Není možné stanovit, o kolik přesně se dielektrické parametry zvyšují či snižují. Je však uvažováno, že ne více než o 80 % své hodnoty.

Systémy pracující na principu mikrovlnného zobrazování by přinesly novou metodu rychlé diagnostiky CMP. Jejich výhodou oproti konvenčním zobrazovacím metodám by mohla být jejich rychlost diagnostiky, využívání neionizujícího záření, mobilita a nízká cena. Takovými systémy by například mohlo být vybaveno každé vozidlo zdravotnické záchranné služby (ZZS). Už na místě výjezdu by lékař mohl určit druh CMP a navrhnout vhodnou terapii a tím výrazně zkrátit dobu, kdy bude CMP neléčena (*Door to Needle Time*). Zatím největší a markantní nevýhodou MWT systémů je jejich nízká rozlišovací schopnost.



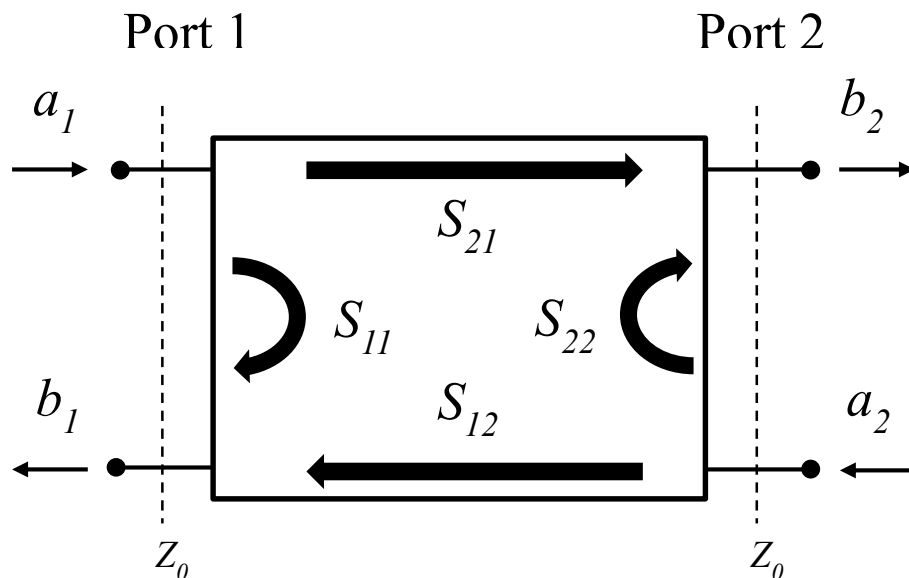
## 1.1 Shrnutí současného stavu řešeného tématu

Oblast mikrovlnného zobrazování zažívá v posledních letech velký rozmach, a to především ve dvou odvětvích. Jsou jimi včasná detekce karcinomu prsu a sledování vývoje cévní mozkové příhody (CMP) a její včasná detekce.

Cílem mnoha vědeckých týmů z celého světa je vypořádat se se třemi hlavními úkoly, výzvami. Prvním z nich je návrh vhodných prvků, které budou přenášet a zároveň přijímat mikrovlnnou energii, do / z mozkové tkáně. Jako tyto prvky jsou nejčastěji voleny planární antény různých typů a tvarů [17] [18] [19].

Předmětem návrhu antén je hledání jejich ideálních rozměrů. To, jaké má anténa rozměry, hraje hlavní roli ve schopnosti přenášet na daných frekvencích energii do daného prostředí [20]. Je snahou anténu pro dané prostředí, do kterého bude zářit, pro daný substrát a pro danou frekvenci, se kterou bude na její napájecí port přiváděna elektromagnetická vlna, tzv. impedančně přizpůsobit. To znamená docílit stavu, kdy nedochází k významnému odrazu výkonu od antény zpět ke generátoru. To, jaká část energie se odrazí zpět ke generátoru a není tedy efektivně využita, nebo jaká část energie je přenesena z jedné antény na druhou, komunikace antén, popisují tzv. S – parametry, angl. *Scattering Parameters* [21].

S – parametry obecně vyjadřují, jak dobře se elektromagnetická vlna (výkon) šíří skrze nějaké prostředí (impedanci), tím umožňují popisovat chování a vlastnosti obvodu, bez znalosti jeho vnitřní struktury. S – parametry jsou komplexní veličiny, které mají reálnou a imaginární část. Na zjednodušeném systému (dvojbran) lze ukázat princip S – parametrů, viz obr. 1.2.



**Obr. 1.2** Schematické znázornění S – parametrů pro systém se dvěma porty (dvojbran), převzato a upraveno z [22]

Při dopadu komplexní elektromagnetické vlny  $a_1$  (V) o určité amplitudě a fázi na port 1 se část této vlny odrazí zpět jako vlna  $b_1$  (V). Poměr mezi těmito vlnami vyjadřuje  $S_{11}$  parametr (-), tzv. koeficient odrazu, dle rovnice (1.1).

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1} \quad (1.1)$$

Rovnice (1.1) platí pouze za předpokladu, kdy dopadající vlna  $a_2$  na port 2 má amplitudu rovnu nule, což znamená, že je port 2 zakončen přizpůsobenou koncovkou o  $Z_0$  a nedochází tedy na něm k žádnému odrazu, viz dále. Obdobně lze dle obrázku Obr. 1.2 vyjádřit i další S – parametry, kde  $S_{21}$  (-) je přenosový koeficient a udává, jaká část vlny byla předána z portu 1 na port 2 (komunikace mezi porty), obecně  $S_{ij}$ , kde  $j$  je excitovaný port a  $i$  je přijímací port. Při přivedení elektromagnetické vlny na port 2 platí stejné vztahy jako pro port 1 [23].

S – parametry jsou obvykle vyjadřovány pomocí tzv. S – matice, pro obrázek Obr. 1.2 platí vztah (1.2).

$$\begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \end{pmatrix} \quad (1.2)$$

Je zřejmé, že výše uvedené vztahy platí pro N – portů systému. S – matice potom obsahuje  $N^2$  hodnot, tedy S – parametrů, kde každý reprezentuje možnou cestu mezi porty [23].

$$\begin{pmatrix} S_{11} & \cdots & S_{1j} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{i1} & \cdots & S_{ij} \end{pmatrix}$$

Vyjádření S – parametrů v dB jakožto veličiny odvozené z poměrů amplitud elektromagnetické vlny (V) je dle vzorce (1.3)

$$S_{ij} = 20 \cdot \log_{10} |S_{ij}|, \quad (1.3)$$

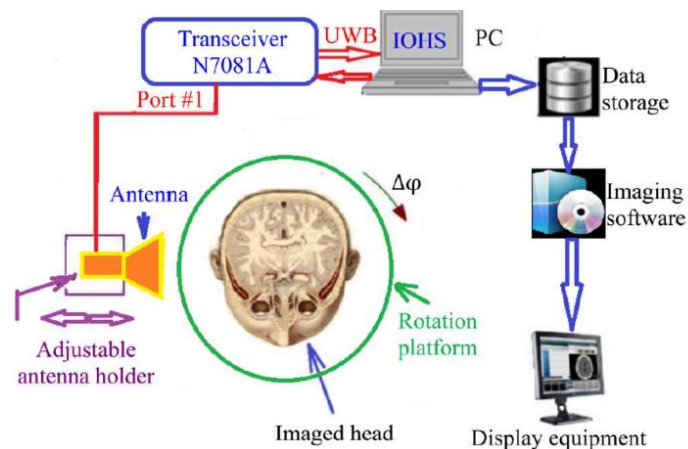
kde  $|S_{ij}|$  je modul S – parametru [23].

Je zde potřeba poznamenat, že výše uvedené vztahy platí v případě znalosti hodnoty referenční impedance portů (vedení), která je pro případ měřicí techniky nejčastěji  $Z_0 = 50 \Omega$ . Jestliže chceme zajistit co nejvyšší přenos elektromagnetické vlny (výkonu) do uvažované oblasti, je potřeba vždy obvody, které elektromagnetickou vlnu šíří, v našem případě motýlkové antény, impedancečně přizpůsobovat. To znamená, pro elektromagnetickou vlnu šířící se s danou frekvencí koaxiálním vedením o  $Z_0$  tvoří motýlková anténa spolu s prostředím, ve kterém se nachází, zátěž o impedanci  $Z_L$ . Hledáním rozměrů motýlkové antény je docíleno dostatečného přiblížení  $Z_0 \cong Z_L$  a antény jsou impedancečně přizpůsobeny, jen zlomek energie se odráží zpět ke generátoru a ztrátový výkon je minimalizován [23]. Dle hodnot  $S_{11}$  (dB) je možné určit míru impedancečního přizpůsobení, viz tab. 1.1 [24].

**Tab. 1.1** Rozdělení stupňů impedancečního přizpůsobení dle hodnoty činitele odrazu  $S_{11}$ (dB)

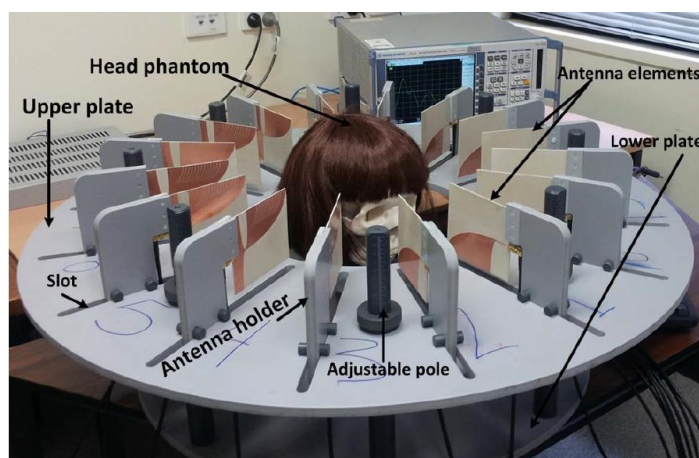
Stupeň impedancečního přizpůsobení	$S_{11}$ (dB)
Okrajové	-6,0
Dobré	-10,0
Vynikající	-14,0
Excelentní	-20,0

Druhým úkolem vědeckých týmů je návrh konstrukcí systémů, na které bude možné umístit antény a bude možné pomocí tohoto systému snímat lidskou hlavu, případně fantom, simulující mozkovou tkáň. Odborných publikací zabývajících se systémem pro mikrovlnné zobrazování je celá řada. Tyto systémy se liší právě v konstrukci a také v rozmístění a druhu využívaných antén. Společné téměř pro každé experimentální prostředí je přítomnost vektorového analyzátoru obvodů (VNA, *Vector Network Analyzer*), který slouží k měření dat, a PC. Některé vědecké skupiny si navrhují vlastní vysílače a přijímače. Například systémem pro detekci traumatických změn mozku se zabývali vědci z australského Queenslandu [25]. Jejich systém byl tvořen pouze jednou anténou. Tato anténa vysílala a přijímala signál ( $S$  – parametry) vždy pro každý stupeň otočení fantomu lidské hlavy a tím skenovala kompletní celou strukturu fantomu. Uspořádání experimentu je patrné z obr. 1.3.



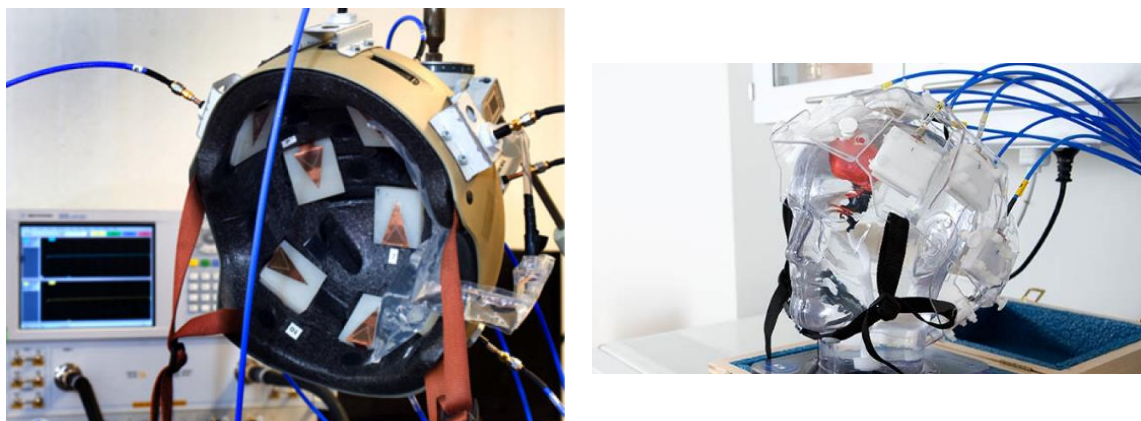
**Obr. 1.3** Schématické uspořádání systému pro mikrovlnné zobrazování dle [25]

Systemem tvořeným 16 anténami rovnoměrně rozmístěnými kolem fantomu lidské hlavy na otočné platformě se zabývala studie [26]. Uspořádání tohoto systému je na obr. 1.4. Pro každou možnou kombinaci antén vysílač – přijímač byly pomocí VNA měřeny  $S$  – parametry a následně pomocí rekonstrukčního algoritmu zpracovány výsledky měření.



**Obr. 1.4** Znárodnění experimentálního systému pro mikrovlnné zobrazování dle [26], tvořeného fantomem lidské hlavy, polem antén a vektorovým analyzáteřem obvodů

Největších pokroků v oblasti detekce CMP pomocí metody mikrovlnného zobrazování v současné době dosahují vědci kolem profesora Mikaela Perssona a Andrease Fhagera z Chalmers University of Technology ze švédského Göteborgu. Jejich čtvrtá verze prototypu systému pro detekci CMP je již jako jediná na světě zavedena do běžné klinické praxe pod názvem Strokefinder R10 a je komerčně dostupná díky firmě Medfield Diagnostics AB, jejímž zakladatelem je Mikael Persson [27]. Výsledky jejich dlouholetého výzkumu jsou například prezentovány v [28] nebo [29]. Jejich systém je vlastně helma, do které jsou namontovány vhodné antény, které jsou propojeny s VNA, přepínací maticí a PC. Na obr. 1.5 jsou první a čtvrtá generace systému pro detekci CMP a na obr. 1.6 komerční systém Strokefinder R10, kde je již VNA a přepínací matice spojena v jednom přístroji.

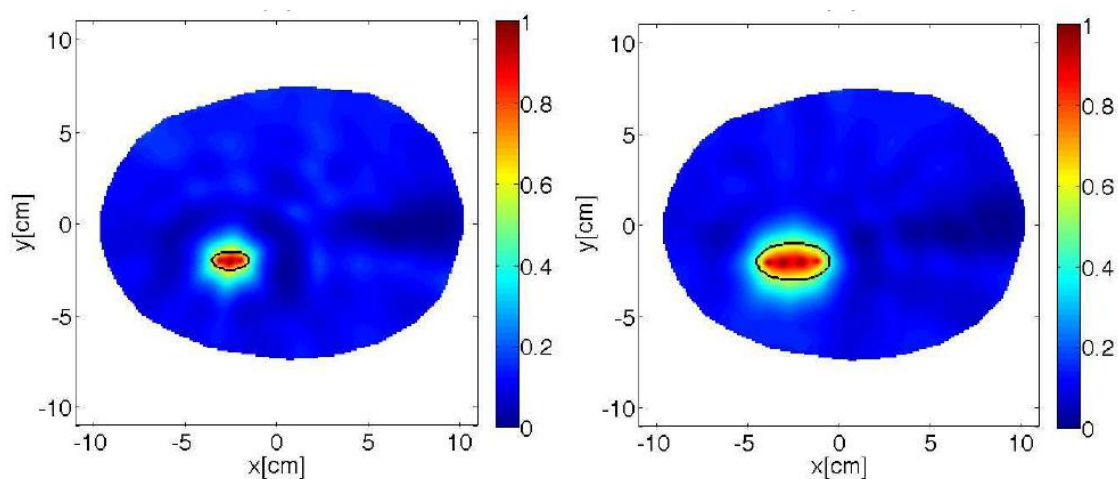


**Obr. 1.5** Zobrazení generací systémů pro detekci CMP, vlevo první generace helmy, vpravo čtvrtá generace (zavedena do praxe a komerčního prodeje) [28] [29]



**Obr. 1.6** Systém Strokefinder R10 situovaný u nemocničního lůžka [29]

Třetím úkolem je vytvoření vhodných algoritmů pro zpracování přijatého signálu a jeho interpretaci jako 2D řezu, obdobně jako tomu je u konvenčních zobrazovacích metod (CT, MRI). Zde jsou v současné době největší nedostatky, rozlišení MWI systémů se nemůže rovnat s rozlišením CT nebo MRI. Klíčovým prvkem návrhu MWI systému je zvolení vhodné frekvence, s jakou bude elektromagnetická vlna vysílána do tkáně. Dle [30] je optimální frekvenční rozmezí 0,6 a 1,5 GHz. V tomto rozmezí je dosaženo nejlepších poměrů mezi hloubkou penetrace vlny a prostorovým rozlišením rekonstruovaného obrazu. Různými algoritmy se zabývaly například studie [30] [31] [32] [33] [34]. Výsledkem jsou vždy obrazy řezu mozkové tkáně, které ovšem u všech studií stále nedosahují rozlišení alespoň jako CT. Příklad rekonstruovaného řezu je na obr. 1.7.



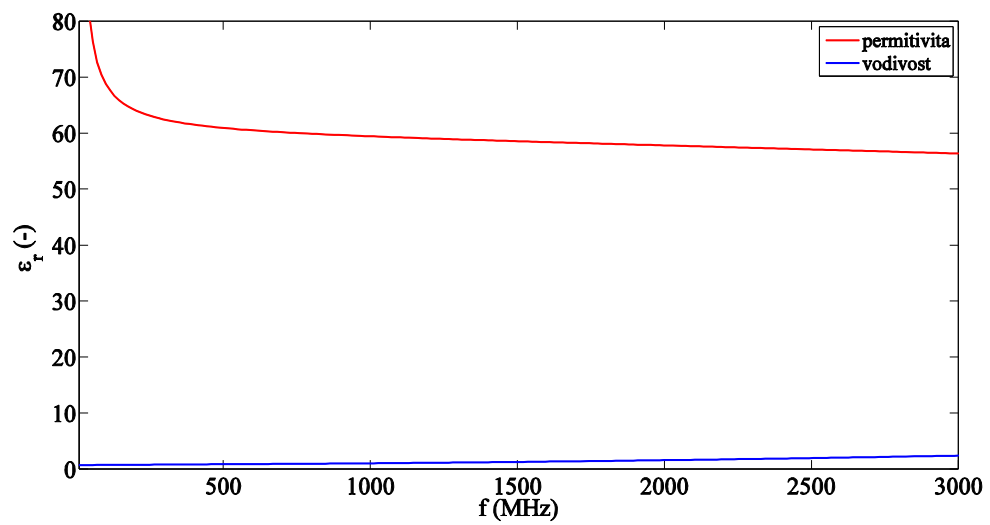
**Obr. 1.7** Příklad rekonstruovaného řezu mozkové tkáně s oblastí CMP [30]



Jak již bylo zmíněno výše, pro testování systémů pro mikrovlnné zobrazování se využívají fantomy. Fantomy obecně jsou struktury, které svými vlastnostmi napodobují tkáň lidského těla. Můžeme je rozlišit dle vrstev, které obsahují, na homogenní a heterogenní nebo dle materiálu, ze kterého jsou připraveny například na agarové, silikonové nebo kapalinové [35]. Jak už název napovídá, heterogenní fantomy jsou tvořeny více substancemi, tzn. více vrstvami. Např. heterogenní fantom lidské hlavy by byl tvořen vrstvou simulující kůži, dále kost, mozkomíšní mok, šedou kůru mozkovou, bílou kůru mozkovou atd. Výrobou fantomů se zabývaly například studie [36] [37]. Hlavními parametry, které popisují fantom z hlediska šíření elektromagnetického záření, jsou tzv. dielektrické parametry, elektrická vodivost  $\sigma$  ( $S \cdot m^{-1}$ ) a relativní permitivita  $\epsilon_r$  (-). Oba tyto parametry jsou závislé na frekvenci elektromagnetického záření, které se skrze tkáň šíří, jako je například vidět na obr. 1.8. Kromě frekvenční závislosti jsou závislé i na teplotě. Obecně lze dielektrické vlastnosti jakéhokoli ztrátového prostředí (fantom lidské tkáň, biologická tkáň) popsat tzv. komplexní permitivitou  $\hat{\epsilon}$ , která je definována vztahem 1.1.

$$\hat{\epsilon} = \epsilon_r \cdot \epsilon_0 - j \cdot \frac{\sigma}{\epsilon_0 \cdot \omega}, \quad (1.1)$$

kde  $\epsilon_0$  ( $F \cdot m^{-1}$ ) je permitivita vakua a  $\omega$  ( $rad \cdot s^{-1}$ ) je úhlová frekvence elektromagnetické vlny [22].



**Obr. 1.8** Příklad závislosti relativní permitivity  $\varepsilon_r$  (-) a elektrické vodivosti  $\sigma$  ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ ) na frekvenci elektromagnetické vlny  $f$  (MHz)

## 2. CÍLE DIPLOMOVÉ PRÁCE

Motivací k vypracování této diplomové práce byla možnost zabývat se novou perspektivní metodou mikrovlnného zobrazování a také její návaznost na práci bakalářskou.

Cílem diplomové práce je ověřit hypotézu, že metoda mikrovlnného zobrazování by mohla být využitelná pro sledování vývoje cévní mozkové příhody, za předpokladu existence rozdílu mezi dielektrickými vlastnostmi zdravé a ischemické nebo hemoragické mozkové tkáně. Pro dosažení cíle diplomové práce je nutné splnit následující kroky, dílčí cíle práce.

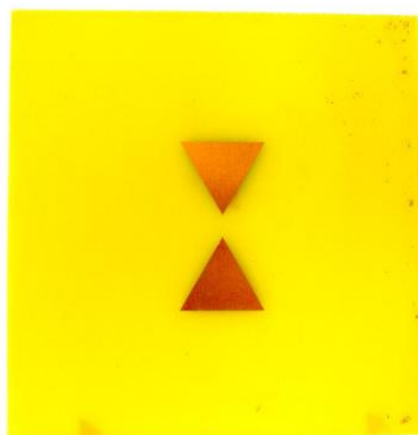
- Je potřeba navrhnout fantom mozkové tkáně, který bude v čase stabilní, jeho příprava bude rychlá a nenáročná, budou známy jeho přesné dielektrické parametry pro pracovní frekvenci 1 GHz a bude možné v jeho struktuře lokálně měnit dielektrické parametry a tím simulovat cévní mozkovou příhodu.
- Dále je potřeba navrhnout zjednodušený systém pro sledování cévní mozkové příhody, do kterého bude možné vybraný fantom umístit a kolem kterého bude možné rozmístit alespoň osm měřicích motýlkových antén. Vybrat také vhodnou metodu pro jeho realizaci.
- Pro měření a získání relevantních dat je nutné navrhnout vhodné rozměry motýlkových antén tak, aby byly impedančně přizpůsobeny.
- Změřená data rekonstruovat pomocí již vytvořeného algoritmu pro diferenciální mikrovlnné zobrazování a zhodnotit schopnost systému změřit diferencii mezi dielektrickými parametry v porovnání s měřením pomocí komerčně dostupného systému.

### 3. METODIKA PRÁCE A POUŽITÉ METODY

Cílem této kapitoly je popsat postupy, principy a metody využití k získání výsledků a závěrů realizovaného experimentu v rámci této diplomové práce. Bude zde systematicky popsán proces celého experimentu, tj. od samotného návrhu a realizace antén přes návrh a realizaci modelu systému pro sledování CMP až po měřicí prostředí, jeho principy a zpracování naměřených dat.

#### 3.1 Metodika návrhu a realizace motýlkové antény

Tato diplomová práce je vypracována v návaznosti na práci bakalářskou [BP], která řešila návrh, realizaci a testování motýlkové antény (*Bow Tie*) pro využití v oblasti mikrovlnného zobrazování. Jedním z cílů bakalářské práce, či její motivací, bylo právě otestování motýlkové antény pro její pozdější využití v mikrovlnném systému v potencionální diplomové práci. To, že motýlková anténa má vhodné vlastnosti pro využití v mikrovlnném systému, bylo ověřeno v [38]. Příkladná podoba antény je vyobrazena na obr. 3.1.

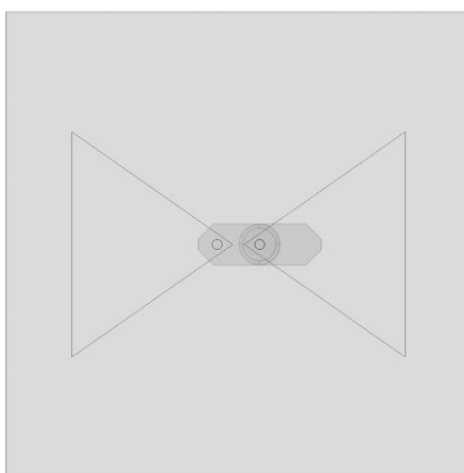


**Obr. 3.1** Příklad podoby motýlkové antény vyleptané na substrátu [38]

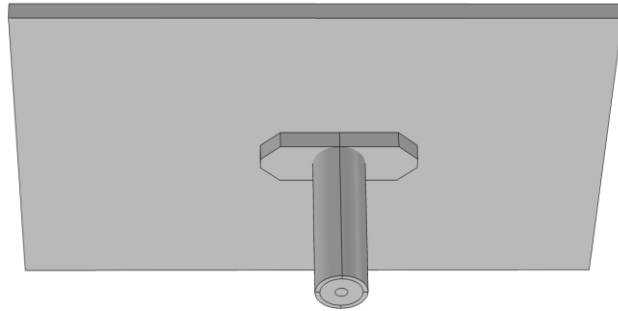
Pro účely návrhu antény byl použit program COMSOL Multiphysics, kde byly pomocí parametrické studie hledány rozměry motýlkové antény (kapitola 3.1.2).

### 3.1.1 Modelování motýlkové antény

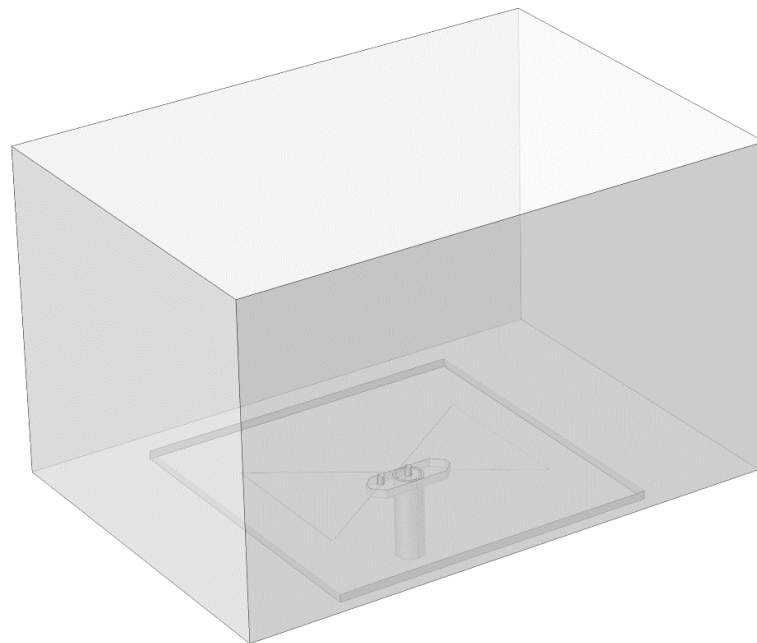
V numerickém simulátoru fyzikálních jevů COMSOL Multiphysics, přesněji v jeho grafickém editoru využívající CAD nástroje, byla namodelována motýlková anténa. Ta je tvořena dvěma křídélky a nosným substrátem o tloušťce  $h = 1,5$  mm, šířce 60 mm a výšce 60 mm (obr. 3.2). Geometrie antény, tedy rozměry křidélek jsou předmětem návrhu, přičemž bylo vycházeno z mírně upravených rozměrů motýlkové antény, která je prezentována v [BP]. Z dolní strany substrátu byl k anténě vymodelován koaxiální SMA port pro napájení antény (obr. 3.3), jehož rozměry odpovídají reálným rozměrům SMA portu. Průměr signálového (vnitřního) vodiče 1,25 mm a průměr zemního (vnějšího) vodiče 4,55 mm. Pro účely hledání ideálních rozměrů motýlkové antény k ní byl vymodelován blok simulující svými dielektrickými parametry, relativní permitivitou  $\epsilon_r$  (-) a elektrickou vodivostí  $\sigma$  ( $S \cdot m^{-1}$ ), lidskou hlavu. Toto seskupení je na obr. 3.4.



**Obr. 3.2** Motýlková anténa vymodelovaná v programu COMSOL Multiphysics, pohled shora



**Obr. 3.3** Vymodelovaný koaxiální SMA port pro napájení motýlkové antény, pohled zdola



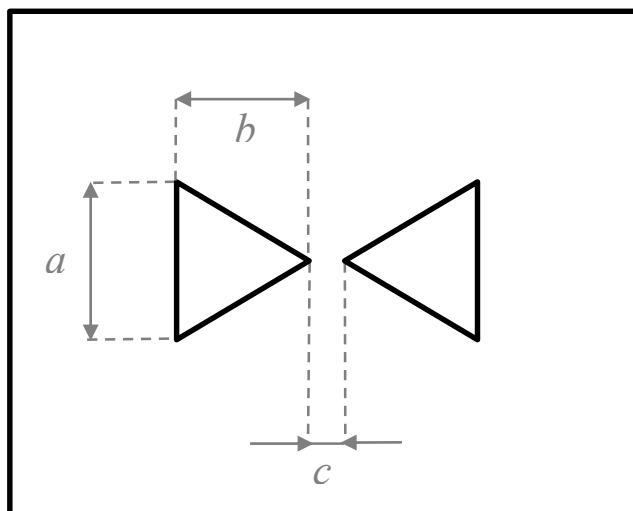
**Obr. 3.4** Motýlková anténa s blokem simulující mozkovou tkáň

### 3.1.2 Parametrická analýza

V softwaru COMSOL Multiphysics byl model na obr. 3.4 použit k numerickým simulacím metodou konečných prvků (více o metodě v kapitole 3.4.1), které měli za úkol stanovit rozměry motýlkové antény tak, aby splňovali požadavky zmíněné v kapitole 1.1. Sledovaným výstupem ze simulací byl průběh koeficientu odrazu  $S_{11}$  (dB) v závislosti na frekvenci. Motýlková anténa je uvažována pro pracovní frekvenci 1 GHz. Středem zájmu je tedy průběh koeficientu odrazu kolem hodnoty 1 GHz,  $\pm 300$  MHz. V tomto frekvenčním rozmezí jsou pomocí parametrické analýzy (*Parametric Sweep*) hledány takové rozměry motýlkové antény, pro které je frekvence 1 GHz rezonanční frekvencí antény a hodnota koeficientu odrazu je zde alespoň  $-14$  dB, dle tab. 1.1. Rezonanční frekvencí se rozumí lokální minimum průběhu koeficientu odrazu.

Proto, aby mohla být parametrická studie provedena, je třeba nastavit vlastnosti numerického modelu, jako jsou materiálové vlastnosti jednotlivých prvků modelu nebo okrajové podmínky modelu. Komplexní metodika nastavení numerických simulací z frekvenční oblasti elektromagnetického pole je popsána v kapitole 3.4.1, a proto zde bude uvedena pouze ve zkratce. Dle tab. 3.4 byly nastaveny dielektrické parametry bloku simulující lidskou hlavu,  $\sigma = 0,97 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$  a  $\varepsilon_r = 41,8$ . Pro substrát motýlkové antény byla stanovena relativní permitivita dle hodnoty uvedené ve specifikaci substrátů ROGERS 4003C, a to  $\varepsilon_r = 3,38$ , viz kapitola 3.1.3. Izolační teflonová vrstva SMA portu má  $\varepsilon_r = 2,1$ . Další nastavení obdobně jako v kapitole 3.3.1.

Jak již název napovídá, při parametrické analýze je model řešen opakovaně pro několik uživatelem zvolených hodnot (parametrů), v našem případě to jsou velikosti křídélek motýlkové antény, popsané parametry  $a$ ,  $b$  a  $c$ , vše (mm), viz obr. 3.5. V první fázi parametrické studie, byly pro každý parametr zvoleny čtyři hodnoty, které se odvíjí od [38], viz tab. 3.1. Dále dle výsledků parametrických studií ( tab. 3.2 a tab. 3.3).



**Obr. 3.5** Zobrazení parametrů  $a$ ,  $b$  a  $c$  (mm) popisujících geometrii motýlkové antény

**Tab. 3.1** Zvolené hodnoty parametrů  $a$ ,  $b$  a  $c$  (mm) popisující modelování křidélek motýlkové antény pro první fázi parametrické studie

Parametr	$a$	$b$	$c$
<b>Hodnota (mm)</b>	20	11,75	0,5
	24	15,75	0,5
	34	25,75	1,5
	44	35,75	2,5



**Tab. 3.2** Zvolené hodnoty parametrů  $a$ ,  $b$  a  $c$  (mm) popisující modelování křidélek motýlkové antény pro druhou fázi parametrické studie

<b>Parametr</b>	$a$	$b$	$c$
<b>Hodnota (mm)</b>	24	15,75	0,5
	25	16,75	0,6
	26	17,75	0,7

**Tab. 3.3** Zvolené hodnoty parametrů  $a$ ,  $b$  a  $c$  (mm) popisující modelování křidélek motýlkové antény pro třetí fázi parametrické studie

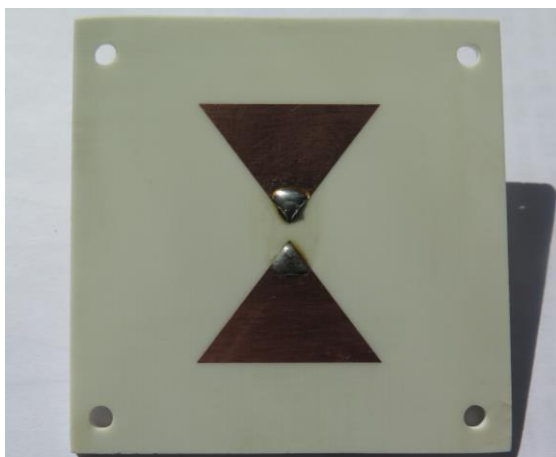
<b>Parametr</b>	$a$	$b$	$c$
<b>Hodnota (mm)</b>	25	16,75	1
	25	16,75	1,5
	25	16,75	2

Pro odpovídající si hodnoty parametrů  $a$ ,  $b$ ,  $c$  z tab. 3.1, tab. 3.2 a tab. 3.3, byla v COMSOL Multiphysics provedena parametrická studie. Sledovaným výstupem byl průběh koeficientu odrazu  $S_{11}$  (dB) v závislosti na frekvenci  $f$  (GHz), viz výsledky v kapitole 4.1.1.

### 3.1.3 Realizace motýlkové antény

Pro výrobu motýlkové antény byl použit klasický postup leptání vzoru antény na substrát. Použit byl vysokofrekvenční substrát ROGERS 4003C, který má dle [40] následující parametry: tloušťka  $h = 1,5$  mm a relativní permitivita  $\epsilon_r = 3,38$ . Motýlková anténa byla vyrobena dle výsledků parametrické studie (kapitola 4.1.1)

Substrát se skládá ze tří vrstev. Základ tvoří laminát (Cuprexit) ze skelné tkaniny s epoxidovou pryskyřicí. Na tomto laminátu je vrstva mědi a povrch substrátu tvoří fotocitlivá vrstva obsahující polymer. Motiv motýlkové antény, byl vytisknut na průhlednou fólii a přiložen na substrát. Takto byl substrát vložen pod zdroj UV záření. Díky UV záření dojde ke změně struktury polymeru obsaženého ve fotocitlivé vrstvě všude, kde není motiv motýlkové antény. Poté byla deska ponořena do 1,5% vodného roztoku NaOH. Hydroxid sodný zapříčiní odloučení polymeru v místech, kde došlo ke změně jeho struktury, zobrazí se motiv motýlkové antény. V posledním kroku je substrát ponořen do lázně tvořené koncentrovaným chloridem železitým, který vyleptá ze substrátu vrstvu mědi v místech, kde byla zrušena fotocitlivá vrstva. Podoba realizované antény je na obr. 3.6. K anténě byl připájen koaxiální SMA port pro napájení, viz obr. 3.7. Anténa byla zhotovena v 8 kusech.



**Obr. 3.6** Podoba realizované motýlkové antény, pohled shora



**Obr. 3.7** Napájecí SMA konektor motýlkové antény, pohled zdola

## **3.2 Metodika návrhu fantomu lidské hlavy a systému pro sledování CMP**

### **3.2.1 Fantom lidské hlavy**

Při návrhu fantomu lidské hlavy pro mikrovlnný systém byl kladen důraz na jeho jednoduchost, cenovou dostupnost a nenáročnost přípravy. Také bylo potřeba zvolit takový fantom, u kterého jsou přesně známy nebo změřeny jeho dielektrické parametry, a to pro pracovní frekvenci 1 GHz ( $\pm 100$  MHz) a lze v něm lokálně měnit dielektrické parametry pro simulaci CMP. Po prostudování současného stavu a zdrojů zabývajících se návrhem a výrobou fantomů, byl pro naše účely vybrán jako nejvhodnější „recept“ na přípravu homogenního fantomu lidské hlavy dle IEEE standardu [41]. Tento fantom se řadí mezi kapalinové fantomy a splňuje požadavky, zmíněné v tomto odstavci výše. Substance, ze kterých se fantom skládá, jsou shrnuty v tab. 3.4, spolu s dielektrickými parametry, které by měl fantom po přípravě vykazovat.

Vzorky pro simulaci CMP byly připravovány ze stejných substancí jako fantom lidské hlavy, v takových poměrech, aby vznikly minimálně 3 vzorky ischemické CMP a 2 vzorky hemoragické CMP, dle předpokladů ze strany 6, kapitoly 1.

Výzkum v oblasti mikrovlnného zobrazování je v České republice v počátku, a je tedy snahou postupovat od jednoduchého k složitějšímu, od obecného ke konkrétnímu. Je zřejmé, že fantom lidského mozku lze připravit mnohem složitějšími postupy, viz [42] nebo kapitola 1.1.

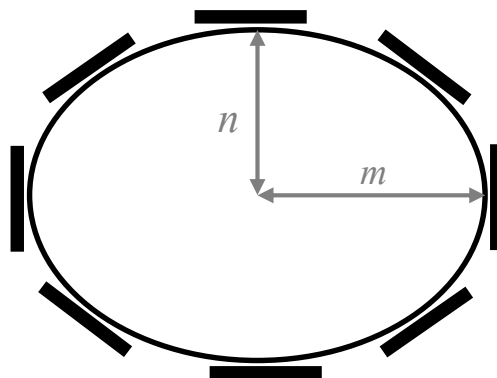
**Tab. 3.4** Hmotnostní procenta jednotlivých substancí potřebných pro přípravu fantomu simulujícího lidskou hlavu a dielektrické parametry tohoto fantomu pro frekvenci 900 MHz, upraveno z [41]

	Propylenglykol	NaCl	Voda*
<b>hm. %</b>	64,81	0,79	34,40
$\epsilon_r$ (-)		41,80	
$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )		0,97	

\*deionizovaná a demineralizovaná

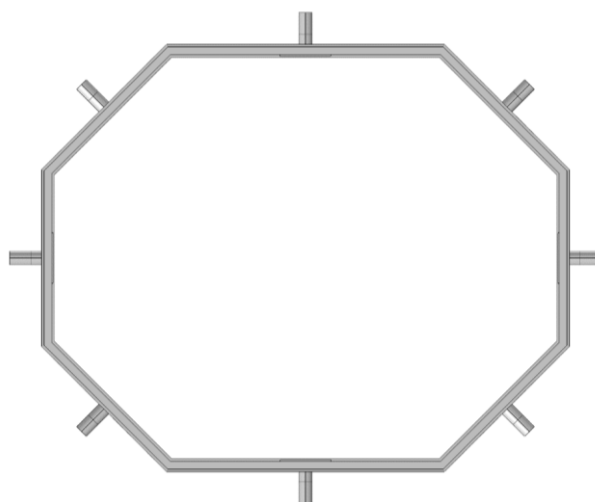
### 3.2.2 Model systému pro sledování CMP

Při návrhu modelu bylo uvažováno, že lidská hlava má v řezu v horizontální rovině tvar elipsy (obr. 3.8). Dle změřeného obvodu diplomantovy hlavy byly jednoduchým přepočtem vypočítány hodnoty hlavní poloosy  $m$  (cm) a vedlejší poloosy  $n$  (cm). Zaokrouhlením byly stanoveny hodnoty  $m = 10$  cm a  $n = 8$  cm.



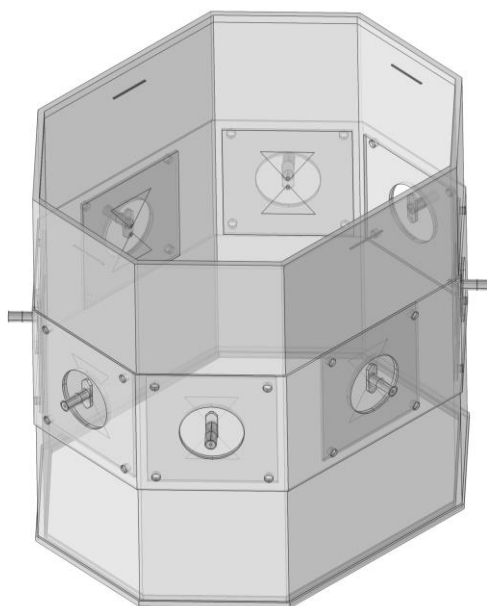
**Obr. 3.8** Uvažovaný tvar lidské hlavy jako elipsy (řez v horizontální rovině) a rozmístění antén

Tvar elipsy byl redukován na pravidelný osmiúhelník, rozměry poloos byly zachovány, viz obr. 3.9.



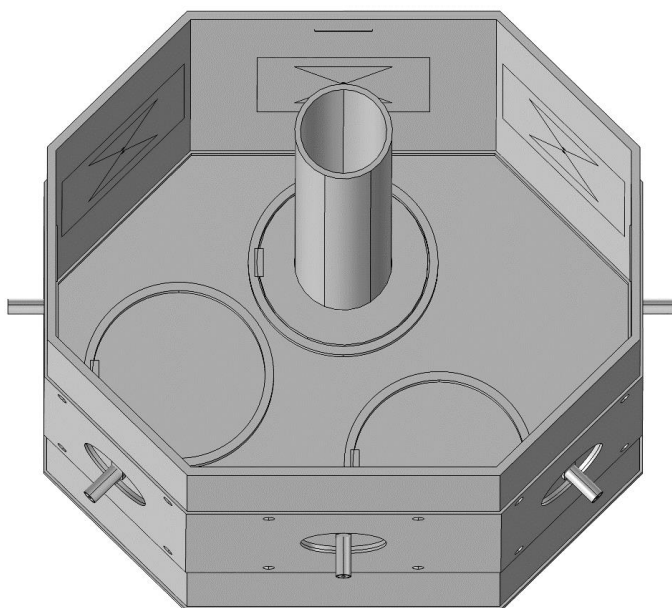
**Obr. 3.9** 2D model systému pro sledování cévní mozkové příhod a rozmístění antén kolem pravidelného osmiúhelníku, pohled shora

Pro vytvoření modelu byl opět použit program COMSOL Multiphysics. Model byl navrhován tak, aby do něj v reálné situaci bylo možné upevnit antény, a aby tyto antény byly v přímém kontaktu s fantomem lidského mozku. Do stěny modelu byly vytvořeny otvory pro substrát a pro koaxiální SMA port a také další čtyři otvory pro možnost upevnit substráty pomocí šroubků a zajistit tak jejich pevnou pozici. Celkový model systému i s motýlkovými anténami je na obr. 3.10. Výška systému je 20 cm.



**Obr. 3.10** 3D model systému pro sledování cévní mozkové příhody s motýlkovými anténami

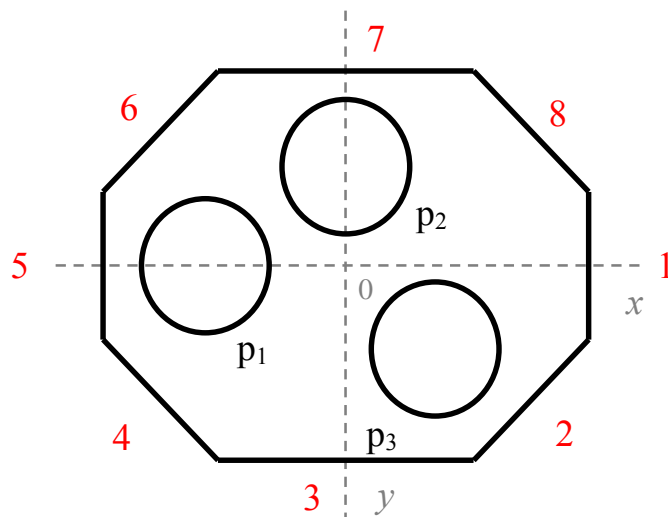
Aby bylo možné simulovat cévní mozkovou příhodu, tedy lokálně měnit dielektrické parametry fantomu lidského mozku, byly na podstavě modelu vytvořeny tři pozice pro umístění dutého válce, do kterého bude možné umístit kapalinu o odlišných dielektrických parametrech než má kapalina okolní, tedy fantom lidské hlavy. Příklad umístění válce na jednu z pozic je na obr. 3.11, souřadnice pozic poté na v tab. 3.5 a jejich zobrazení v souřadném systému  $xy$  na obr. 3.12. Tyto válce nejsou pevnou součástí modelu a je tedy možné do systému umísťovat válce s různými průměry, tím tedy měnit velikost oblasti, ve které došlo ke změně dielektrických parametrů. Válce byly navrženy s průměry  $d_1 = 20$  mm a  $d_2 = 30$  mm.



**Obr. 3.11** 3D model systému pro sledování cévní mozkové příhody s motýlkovými anténami a různými pozicemi pro umístění válce simulujícího mozkovou příhodu (změnu dielektrických parametrů fantomu), vhléd shora

**Tab. 3.5** Souřadnice pozic (středů kružnic) pro umístění válce sloužícího ke změně dielektrických parametrů

Pozice	Souřadnice $x$ (cm)	Souřadnice $y$ (cm)
$p_1$	-5,7	0
$p_2$	0	4,0
$p_3$	3,3	-4,0



**Obr. 3.12** Zobrazení pozic  $p_1$ ,  $p_2$  a  $p_3$  pro umístění válce v souřadném systému  $xy$  a čísel kolem rozmístěných motýlkových antén (červeně)



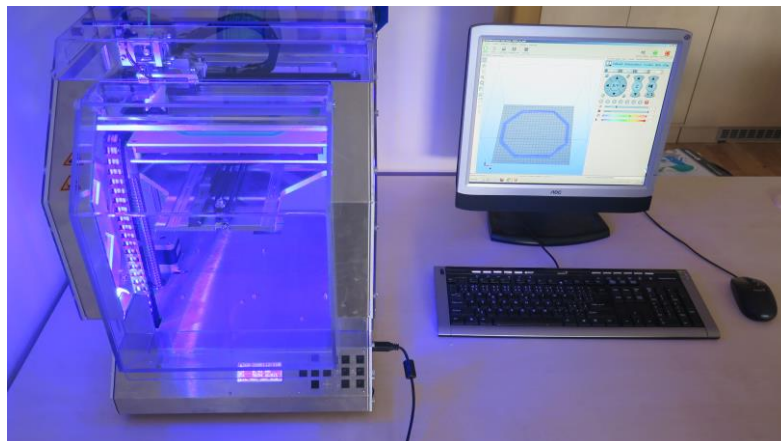
### 3.2.3 Realizace systému pro sledování CMP

Aby bylo možné systém přizpůsobovat aktuálním potřebám experimentu, byl pro jeho realizaci vybrán 3D tisk. Model navržený v programu COMSOL Multiphysics (viz kapitola 3.2.1) byl realizován, vytisknut, pomocí 3D tiskárny Renkforce RF1000, jejíž podoba je na obr. 3.13. Jako materiál pro tisk byl zvolen tzv. PLA plast (Polyactid acid).



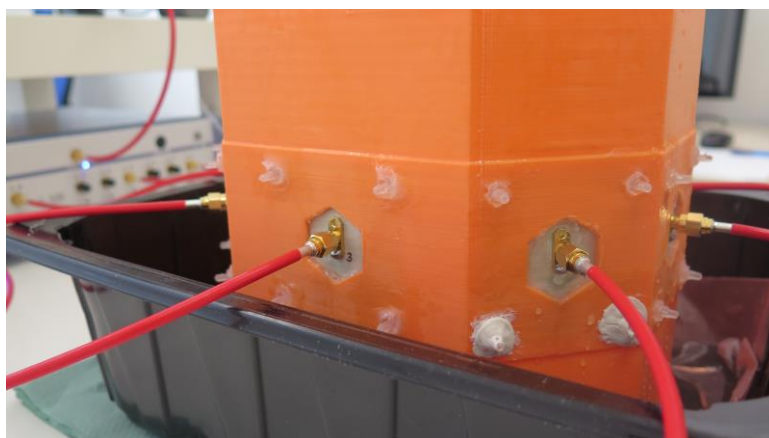
**Obr. 3.13** 3D tiskárna Renkforce RF1000 [54]

Navržený model byl tisknut po částech, z důvodu eliminace chyb a nerovností na výsledném systému a možnosti opakování tisku jednotlivých prvků systému. Nejprve byl vytisknut základní tvar modelu, tedy pravidelný osmiúhelník o výšce 20 cm, poté jeho podstava a v neposlední řadě doplňující komponenty, jako jsou duté válce. Prostředí 3D tisknu, s tiskárnou Renkforce RF1000 a s PC včetně softwaru Franzis DesignCAD 3D Print určeného pro ovládání tiskárny a nastavení parametrů tisku, je na obr. 3.14.



**Obr. 3.14** Prostředí 3D tisku včetně tiskárny Renkforce RF1000 a PC se softwarem Franzis DesignCAD 3D Print určeného pro ovládání tiskárny a nastavení parametrů tisku

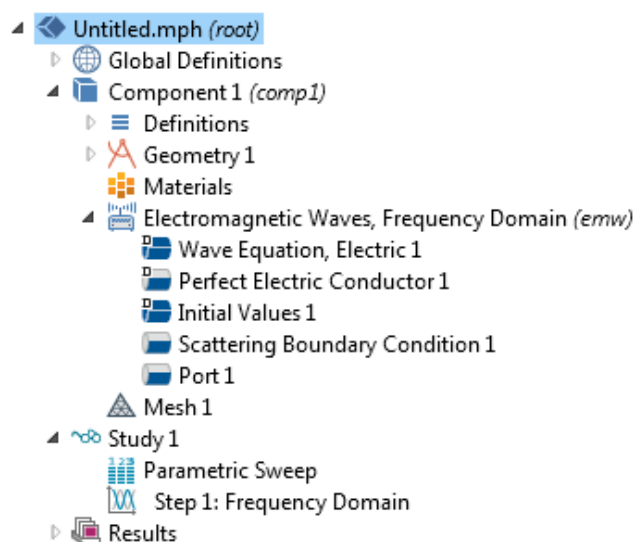
Vytisknutý model systému pro sledování cévní mozkové příhody byl následně osazen motýlkovými anténami, antény byly připevněny šroubky a byly utěsněny prostory, kde by mohlo docházet k úniku kapaliny (fantomu) ze systému. Detail kompletního systému je na obr. 3.15.



**Obr. 3.15** Detail realizovaného systému pro sledování vývoje CMP s připojenými motýlkovými anténami

### 3.3 Metodika numerických simulací

Software COMSOL Multiphysics byl již krátce zmíněn v jedné z předchozích kapitol (kapitola 3.1 a 3.2) v souvislosti s jeho grafickým editorem pracující s CAD nástroji. Tento editor je nedílnou, ne však jedinou součástí programu COMSOL Multiphysics. Hlavním úkolem programu je řešení multifyzikálních úloh například z oblasti mechaniky, proudění tekutin, chemických procesů nebo elektromagnetického pole, přičemž nemusí vždy jít jen o řešení problému z jednoho odvětví fyziky, ale jak už název napovídá, tyto fyzikální jevy lze kombinovat, a tak se vždy maximálně přiblížit reálné situaci, která je kolem nás. Tyto úlohy jsou řešeny numerickými výpočty založenými na metodě konečných prvků (MKP), angl. *Finite Element Method* [43], viz kapitola 3.3.1. Ať už je modelována úloha z oblasti proudění tekutin nebo elektromagnetického pole, hlavní kroky k dosažení výsledků jsou vždy stejné. Tyto kroky tvoří tzv. modelovací strom, který uživatel doplňuje [44]. Z grafického okna, kde je zobrazen model, jsou jednotlivé oblasti, domény modelu, přiřazovány pod jednotlivé prvky modelovacího stromu. Tento strom pro modelování ve frekvenční oblasti elektromagnetického pole je patrný z obr. 3.16.



**Obr. 3.16** Modelovací strom programu COMSOL Multiphysics pro výpočty ve frekvenční oblasti elektromagnetického pole

### 3.3.1 Popis modelovacího stromu

V první řadě se jedná o tvorbu **geometrie (Geometry)** modelu systému pro sledování cévní mozkové příhody, ať už ve zmíněném grafickém editoru nebo pomocí importu z jiného CAD systému (kapitola 3.2.1).

Dalším krokem je nastavení **fyzikálních vlastností (Materials)** jednotlivých oblastí modelu. To znamená v modelu systému pro sledování cévní mozkové příhody určit oblasti, které odpovídají mozkové tkáni a nastavit hodnoty parametrů, které tuto tkáň pro výpočty z oblasti šíření elektromagnetického pole popisují. Tj. relativní permitivita  $\epsilon_r(-)$  a elektrická vodivost  $\sigma$  ( $S \cdot m^{-1}$ ). Konkrétně se jedná o hodnoty, viz tab. 3.1. Obdobně jsou nastaveny i ostatní části modelu, tj. substráty motýlkových antén a SMA porty (kapitola 3.1.2).

Dále je potřeba nastavit **okrajové podmínky (Electromagnetic Waves, Frequency Domain)**, jádro celé simulace. To znamená vymezit oblasti, ve kterých budou probíhat výpočty šíření elektromagnetického pole. Jedná se především o určení kovových částí modelu (*Perfect Electric Conductor*), tedy jaké části budou pro danou frekvenci elektromagnetické vlny dobrými vodiči a v modelu budou tedy určeny jako ideální elektrické vodiče. Dále se jedná o nastavení místa generování elektromagnetické vlny (*Port*) a nastavení oblasti, na jejíchž stěnách, bude docházet k minimálnímu odrazu dopadajících elektromagnetických vln (*Scattering Boundary Conditions*). Další jsou zde již předdefinované počáteční podmínky (*Initial Values*) v nichž je dáno, v jakém stavu se bude model nacházet před spuštěním simulací, v případě simulací z oblasti elektromagnetického pole se jedná o vektor intenzity elektrického pole  $\vec{E}(x, y, z) = 0$ . Jako poslední je zde položka vlnová rovnice (*Wave Equation*), kde jak již název napovídá, je definována rovnice šíření vlny.

Po tomto nastavování okrajových podmínek je pro model vygenerována **výpočetní síť (Mesh)**. Generování této sítě je prakticky definice výpočetní metody konečných prvků, angl. *Finite Elements Method*. Metoda spočívá v diskretizaci spojitého modelu na určitý, konečný, počet prvků, elementů. V uzlových bodech těchto prvků jsou poté vypočteny parametry popisující rozložení elektrického pole [45]. Uživatelsky je možné nastavovat tvary a velikosti těchto prvků tak, aby byl celý model plně diskretizován a nevznikali oblasti, kde by nebylo možné model řešit. Samozřejmě pro každou část modelu lze použít jiné nastavení velikosti nejmenšího prvku sítě. Minimální velikost prvků sítě  $s$  (mm) je odvislá od vlnové délky elektromagnetické vlny  $\lambda$  (m) šířící se skrze daný materiál (tkáň, vzduch, kov, atd.).

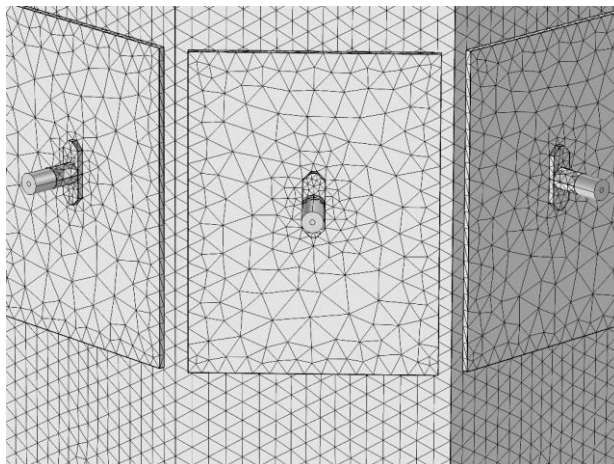
Přibližnou velikost vlnové délky rovinné vlny v daném prostředí lze vypočítat, při zanedbání vlivu elektrické vodivosti, dle vztahu (3.1)

$$\lambda = \frac{c}{f \cdot \sqrt{\epsilon_r}}, \quad (3.1)$$

kde  $c$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) je rychlost světla,  $f$  (Hz) frekvence procházející elektromagnetické vlny, v našem případě 1 GHz a  $\epsilon_r$  (-) relativní permitivita prostředí, skrze které vlna prochází [11].

Minimální velikost prvku výpočetní sítě  $s$  (mm) je potom určena dle [43] nerovnicí (3.2).

$$s \leq \frac{\lambda}{5} \quad (3.2)$$



**Obr. 3.17** Detail výpočetní sítě pro model systému sledující vývoj cévní mozkové příhody

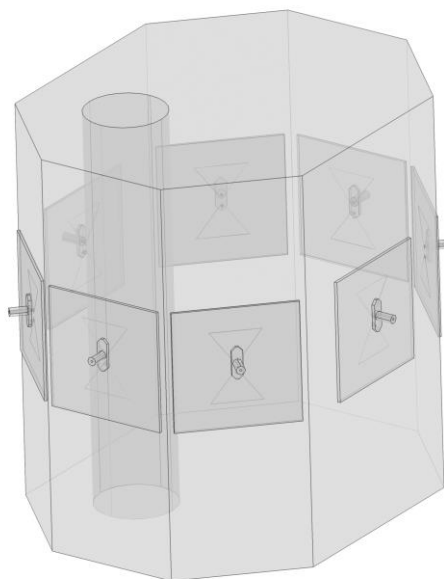
Jako poslední je v záložce **Study** (*Step 1: Frequency Domain*) nastaveno, v jakém frekvenčním rozmezí bude model řešen a s jakým frekvenčním krokem. Jde zde také možnost zvolit nástroj *Parametric Sweep*, která umožní řešení modelů pomocí parametrické studie. Principem je zvolení rozmezí parametrů, které popisují ať už geometrii modelu nebo např. materiály přiřazené jednotlivým doménám. Simulace je poté provedena pro každý rozměr nebo hodnotu z určeného rozmezí, což velice snadno umožní zhodnotit chování modelu v závislosti na změně jeho parametrů. Příkladem využití je kapitola 3.1.2.

V záložce **Výsledky** (*Results*) je poté k dispozici nespočet nástrojů pro vizualizaci řešení daného problému. Především se jedná o 3D vizualizace rozložení elektrického pole nebo vykreslování grafů závislosti  $S$  – parametrů na frekvenci.

### 3.3.2 Sledované výstupy numerických simulací

Numerické simulace měly za cíl potvrdit, že při lokální změně dielektrických parametrů v simulovaném fantomu lidské hlavy (CMP), dojde ke změně šíření elektromagnetické vlny mezi jednotlivými anténami systému. Tento fakt je nezbytný pro pozdější aplikaci rekonstrukčního algoritmu na měřená data. Změnu šíření elektromagnetické vlny lze interpretovat pomocí  $S$  – matice, jako je vysvětleno v kapitole 1.1. Pro každou možnou kombinaci vysílač – přijímač mezi anténami je pomocí funkce *Parametric Sweep* vypočtena  $S$  – matice na frekvenci 1 GHz. Změna dielektrických parametrů ve válci je volena dle předpokladu, že při ischemické (ISCH) CMP dochází k jejich snižování a při hemoragické (Hem) CMP k jejich zvyšování oproti hodnotám fantomu lidské hlavy. Sledováno také bylo, jak se mění prvky  $S$  – matice pro odlišné umístění válce simulujícího v modelu CMP (obr. 3.18) a pro jeho dva průměry. Výsledky jsou zobrazeny v kapitole 4.3.

Za pomoci numerických simulací byla také vypočtena intenzita elektrického pole  $\vec{E}$  ( $V \cdot m^{-1}$ ) pro každou z antén systému ve třech směrech,  $x$ ,  $y$  a  $z$ . Tato intenzita byla počítána pro fantom lidské hlavy bez simulované změny dielektrických parametrů (CMP), která je potřebná ve výsledném zpracování měřených dat pomocí rekonstrukčního algoritmu.



**Obr. 3.18** Numerický model lidské hlavy jako pravidelného osmiúhelníku a kolem rozmístěných motýlkových antén dle rozměrů modelu systému pro sledování cévní mozkové příhody z kapitoly 3.2.1, umístění válce pro změnu dielektrických parametrů je možné, jako je zmíněno v kapitole 3.2.1

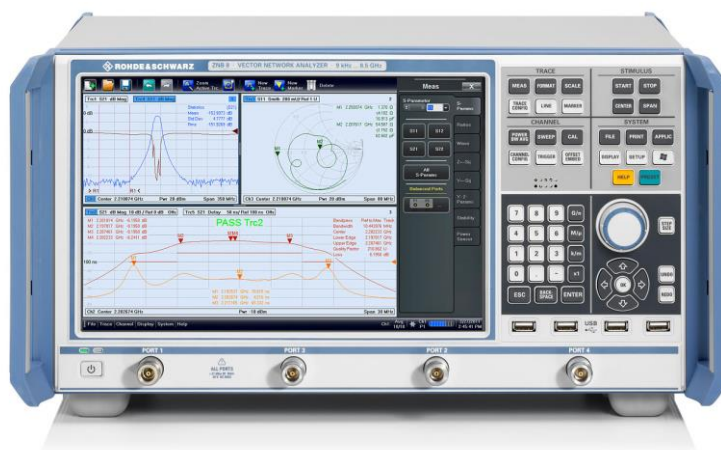


## 3.4 Technické zajištění experimentu

Cílem této kapitoly je popsat jednotlivé přístroje využívané v experimentu a definovat jaké veličiny pomocí nich budou měřeny a jakými metodami.

### 3.4.1 Vektorový analyzátor obvodů R&S<sup>®</sup> ZNB 4

Základní použití VNA je pro měření průběhů  $S$  – parametrů v závislosti na frekvenci, koeficientů odrazu a přenosových koeficientů, které nám vypovídají o tom, jak dobře je přenášena energie z vedení do prostředí, bez jakékoli znalosti o vnitřním uspořádání vedení. Frekvenční rozsah tohoto VNA je od 9 kHz do 4,5 GHz s rozlišením 1 Hz. Jedná se o čtyřportový VNA, s maximálním dynamickým rozsahem 140 dB [46].



**Obr. 3.19** Vektorový analyzátor od firmy Rohde & Schwarz, typ ZNB 4 [46]

### 3.4.2 Přepínací matice R&S® ZN – Z84

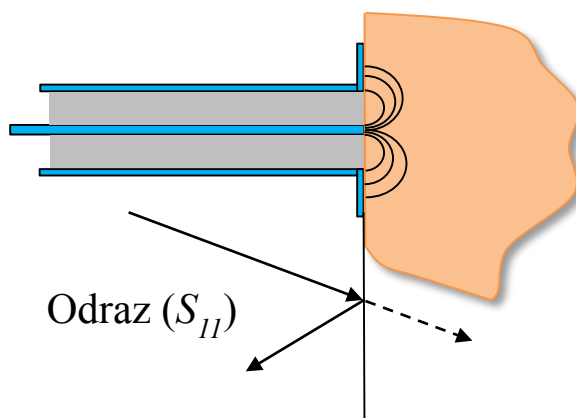
Přepínací matice, angl. *Switch Matrix* je přístroj, jehož hlavním účelem je rozšíření počtu testovacích portů vektorového analyzátoru obvodů (VNA) a rychlé přepínání mezi zvolenými porty. Obvykle jsou vektorové analyzátory, využívané v běžné praxi (vědecky - výzkumná činnost), vybaveny dvěma až čtyřmi porty. Tato přepínací matice dokáže počet portů VNA rozšířit až na počet 24, bez toho aniž by musel být vektorový analyzátor nějakým způsobem modifikován. To přináší samozřejmě mnoho výhod jako například eliminace manuálního přepojování výstupních portů testovaného systému (DUT, *Device under Test*) a tím pádem zvýšení rychlosti měření, spolehlivosti a opakovatelnosti [47].



**Obr. 3.20** Přepínací matice od firmy Rohde & Schwarz, typ ZN – Z84 [47]

### 3.4.3 DAK (*Dielectric Assessment Kit*) SPEAG

Tento systém využívá k měření dielektrických parametrů (elektrické vodivosti a relativní permitivity) metodu otevřeného konce koaxiálního vedení. Tato metoda je rychlá a nedestruktivní k měřenému objektu, materiálu. Metoda je schematicky znázorněna na obr. 3.21. Obecně se jedná o měření koeficientu odrazu zkoumaného objektu, který je poté přepočítáván na admitanci, kterou sonda v kontaktu s měřeným materiálem v referenční rovině rozhraní sonda / materiál vykazuje. Admitance je závislá na dielektrických parametrech materiálu, permitivitě a elektrické vodivosti, které jsou ze změřené admitance pomocí algoritmů vypočteny [48]. K měření byla použita sonda s označením DAK – 12. Tato sonda je schopna reprodukovat měření ve frekvenčním rozmezí od 10 MHz do 3 GHz [49]. Před měřením je nutné sondu kalibrovat. Jedná se o třístupňovou kalibraci OSL neboli OPEN, SHORT a LOAD. Při OPEN je sonda odkryta, při SHORT je k sondě připevněn zkratovací člen, který spojí signálový a zemnicí vodič sondy a při LOAD je sonda ponořena do 0,1M roztoku NaCl o dané teplotě.



**Obr. 3.21** Zobrazení základního principu měření dielektrických parametrů otevřeným koncem koaxiálního vedení, převzato a upraveno z [48]

### 3.5 Metodika měření a jeho metody

V této kapitole je popsán jak postup měření dat ze systému pro sledování CMP, tak dílčí měření charakteristik motýlkových antén, nezbytné k formulaci výsledků diplomové práce.

#### 3.5.1 Měření charakteristik vyrobených motýlkových antén

Za účelem ověřit chování navržených motýlkových antén, byly pro každou z antén změřeny průběhy koeficientů odrazu  $S_{11}$  (dB) ve frekvenčním rozmezí 0,7 – 1,3 GHz. Toto rozmezí odpovídá frekvenčnímu rozmezí, které bylo sledováno při návrhu antén. Antény byly vždy připojeny k přenosnému vektorovému analyzátoru typu FSH 8.28 od firmy Rohde a Schwarz a umístěny do kontaktu s fantomem lidské hlavy, který byl připraven dle receptu z tab. 3.4. Toto uskupení je na obr. 3.22. Před samotným měřením byla provedena OSL kalibrace pomocí kalibračního standardu R&S ZV – Z170 (obr. 3.22).



**Obr. 3.22** Prostředí měření charakteristik motýlkových antén pomocí VNA vlevo a kalibrační standard vpravo

### 3.5.2 Měření dielektrických parametrů fantomu a vzorků CMP

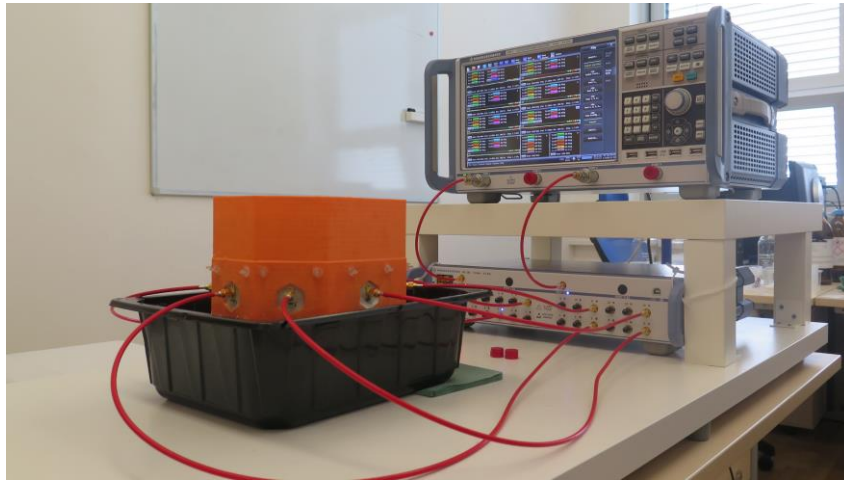
Za pomoci sondy DAK - 12, VNA a PC, byly měřeny dielektrické parametry připraveného fantomu lidské hlavy a také pěti připravených vzorků pro simulaci CMP, dvou pro hemoragickou (Hem) CMP a tří pro ischemickou (ISCH). Měřicí prostředí je zobrazeno na obrázku obr. 3.23. Každý vzorek byl pomocí DAK změřen desetkrát, stejně jako fantom lidského mozku ve frekvenčním rozmezí 10 MHz – 3 GHz. Ve středu zájmu byly hodnoty elektrické vodivosti a relativní permitivity na frekvenci 1 GHz. Naměřené hodnoty byly zpracovány (kapitola 3.6.2) a jsou uvedeny v kapitole 4.4.



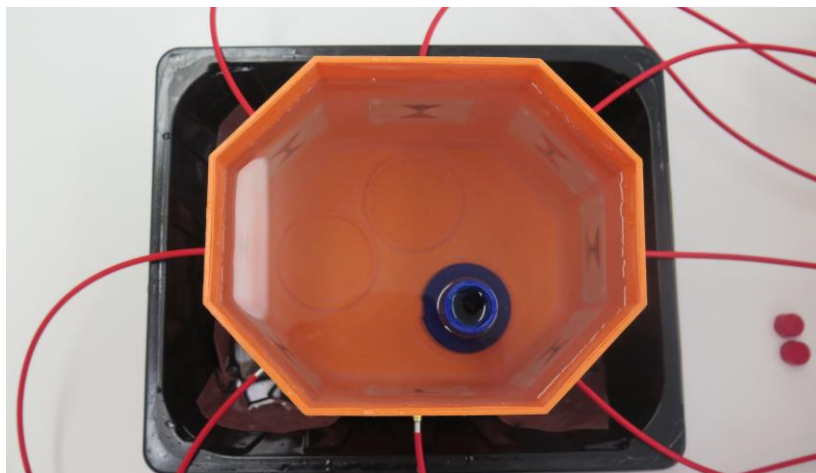
**Obr. 3.23** Prostředí měření dielektrických parametrů pomocí DAK Schmid & Partner Engineering AG, vpravo sonda otevřeného konce koaxiálního vedení, uprostřed VNA od firmy Keysight a vlevo počítač se softwarem pro zobrazení měřených dat

### 3.5.3 Měření dat z realizovaného systému pro sledování CMP

Jako je zobrazeno na obr. 3.24, měřicí prostředí experimentu se skládá z navrženého systému pro sledování cévní mozkové příhody, přepínací matice a VNA.



**Obr. 3.24** Měřicí prostředí experimentu (VNA, přepínací matice a navržený systém pro sledování CMP)



**Obr. 3.25** Pohled na systém pro sledování CMP shora a příklad umístění válce (změna dielektrických parametrů)

Výstupem měření jsou hodnoty  $S$  – parametrů v závislosti na frekvenci vyslané elektromagnetické vlny, která činí 1 GHz. Měření těchto parametrů je hlavní funkcí VNA [46].

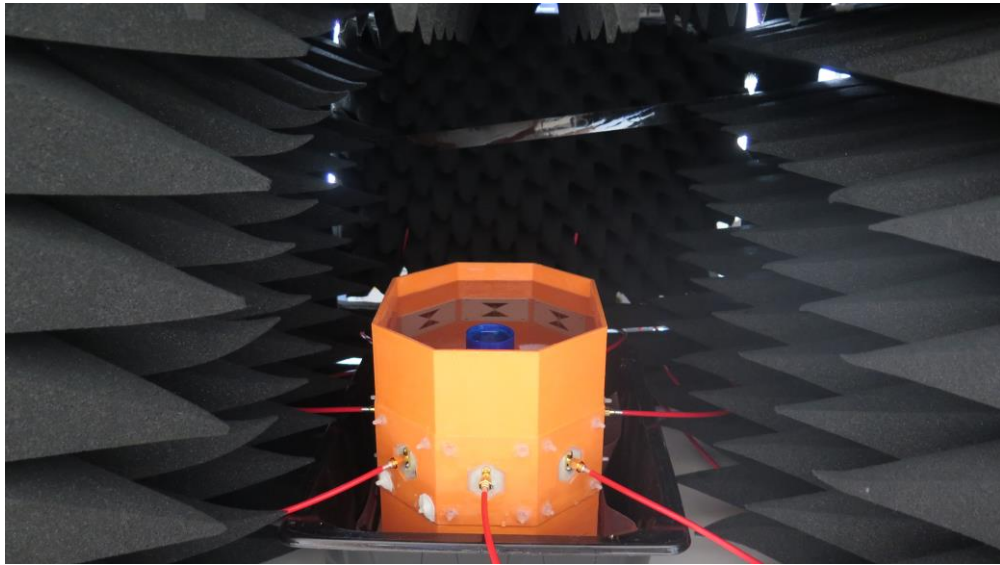
Systém pro sledování CMP je tvořen osmi motýlkovými anténami rozmístěnými symetricky v jedné rovině kolem fantomu lidské hlavy. Jedná se tedy o systém s osmi porty, jak můžeme vidět na obr. 3.24. Každá anténa (port) je přivedena do přepínací matice, které je spojena s VNA. Z Portu 1 vektorového analyzátoru je vyslán signál o určité frekvenci (v našem případě 1 GHz) a přepínací matice tento signál rozvádí postupně ke každé anténě systému (1 – 8), z antén se stávají vysílače. Vždy pro jednu z vysílacích antén je Port 2 vektorového analyzátoru postupně maticí připojován ke zbylým anténám, přijímačům. Tento proces je opakován pro všechny možné kombinace mezi anténami. Po změření všech kombinací mezi porty systému je fantom lidského mozku popsán  $S$  – maticí, která má  $8^2$  prvků,  $S$  – parametrů, viz níže. Ve skutečnosti ale nejsou měřeny všechny možné kombinace, díky symetričnosti  $S$  – matice. Pokud byla elektromagnetickou vlnou excitována anténa č. 1 a změřen přijatý signál na anténě č. 2 ( $S_{21}$ ), nemusí být při excitaci antény č. 2 již měřeno, jaký signál byl přijat anténou č. 1 ( $S_{12}$ ). Tyto dva parametry jsou si rovny, jsou tzv. závislé. Tento fakt v reálné situaci zjednodušuje měření systému.  $S$  – parametry v  $S$  – matici popisují šíření vyslaného signálu skrze fantom mozkové tkáně. Změnami dielektrických parametrů ve skenované oblasti (CMP) by mělo dojít ke změně šíření elektromagnetické vlny skrze fantom a tedy změně hodnot  $S$  – parametrů oproti případu, kdy není změna (CMP) uvažována. Tato změna je poté rekonstruovatelná pomocí algoritmu pro diferenciální mikrovlnné zobrazování.

$$\begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & S_{14} & S_{15} & S_{16} & S_{17} & S_{18} \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} & S_{24} & S_{25} & S_{26} & S_{27} & S_{28} \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} & S_{34} & S_{35} & S_{36} & S_{37} & S_{38} \\ S_{41} & S_{42} & S_{43} & S_{44} & S_{45} & S_{46} & S_{47} & S_{48} \\ S_{51} & S_{52} & S_{53} & S_{54} & S_{55} & S_{56} & S_{57} & S_{58} \\ S_{61} & S_{62} & S_{63} & S_{64} & S_{65} & S_{66} & S_{67} & S_{68} \\ S_{71} & S_{72} & S_{73} & S_{74} & S_{75} & S_{76} & S_{77} & S_{78} \\ S_{81} & S_{82} & S_{83} & S_{84} & S_{85} & S_{86} & S_{87} & S_{88} \end{pmatrix}$$

Měření je provedeno jak pro fantom bez simulované CMP, tak pro fantom se simulovanou CMP. Pro každý z případů je provedeno pět opakování měření, které jsou před zpracováním pomocí rekonstrukčního algoritmu zprůměrovány. Do válce jsou umístovány postupně všechny připravené vzorky, tj. 3 vzorky ischemické (ISCH) CMP a 2 vzorky hemoragické (Hem) CMP. Rovněž jsou voleny různé pozice válce  $p_1$  a  $p_3$  a také jeho dva průměry,  $d_1 = 20$  a  $d_2 = 30$  mm. Výkon přiváděný z VNA na porty antén je zvolen maximální možný a to 13 dBm a šířka pásma mezifrekvenčního filtru byla nastavena na hodnotu 100 Hz. Kalibrace VNA nebyla uvažována, dle [10] je rychlost měření VNA větší bez provedení kalibrace.

- Pro pozici  $p_3$  a průměr válce (změny)  $d_1 = 20$  mm jsou pomocí VNA změřeny S- matice pro všechny vzorky změny dielektrických parametrů (CMP) umístěných do fantomu lidské hlavy.
- Pro průměr válce  $d_2 = 30$  mm a pozici  $p_3$  jsou změřeny S - matice pro všechny vzorky změny dielektrických parametrů (CMP) umístěných do fantomu lidské hlavy. Kolem celého systému jsou rozmístěny bezodrazové (absorpční) pláty pro omezení vlivu prostředí na měření (obr. 3.26).
- Pro pozici  $p_1$  a průměr  $d_2 = 30$  mm jsou změřeny S - matice pro vzorky CMP Hem2 a ISCH2, jakožto vzorky s nejvyšším kontrastem dielektrických parametrů oproti fantomu lidské hlavy (background). Kolem celého systému jsou rozmístěny bezodrazové (absorpční) pláty pro omezení vlivu prostředí na měření.





**Obr. 3.26** Zobrazení systému pro sledování vývoje CMP a kolem rozmístěných bezodrazových (absorpčních) plátů

## 3.6 Metody zpracování naměřených dat

Tato kapitola se zabývá metodami a postupy zpracování naměřených dat. Bude zde základně popsán algoritmus využitý k rekonstrukci dat získaných ze systému pro sledování CMP a metody zhodnocení naměřených dielektrických parametrů fantomu lidské hlavy a vzorků sloužících k simulaci CMP (Hem a ISCH).

### 3.6.1 Rekonstrukční algoritmus

Aby bylo možné data získaná z realizovaného systému pro sledování cévní mozkové příhody interpretovat, byl využit již existující algoritmus pro diferenciální mikrovlnné zobrazování, který byl implementován na FBMI. Diferenciální znamená, že tento algoritmus rekonstruuje data na základě změn dielektrických parametrů, elektrické vodivosti a relativní permitivity (simulovaná CMP), respektive na základě změn  $S$  – parametrů v  $S$  – matici pro simulovanou zdravou tkáň a pro tkáň postiženou CMP. Takto pracující algoritmus je prezentován například vědeckou skupinou kolem prof. Bucci, Dr. Crocco a Dr. Scapaticci v [30] nebo [50]. Algoritmus je založen na lineární metodě, tzv. *Linear Sampling Method* [51] a využívá Bornovu aproximaci (BA) a regularizaci pomocí zkráceného singulárního rozkladu (TSVD, *Truncated Singular Value Decomposition*). Výklad těchto metod je například v [12]. Výstupem algoritmu je 2D obraz řezu skenované oblasti barevně vážený změnami dielektrických parametrů.

Algoritmus lze rozdělit do dvou fází. V první fázi je vytvořen tzv. lineární operátor  $\mathbf{L}$ . Postup jeho vytvoření je následující. Pomocí numerických simulací je vypočtena pro každou z antén systému intenzita elektrického pole  $\vec{E}$  (kapitola 3.3.2). Tato intenzita je vypočítána pro případ, kdy se v systému nachází pouze homogenní fantom lidské hlavy, bez simulované CMP (změny dielektrických parametrů). Intenzita elektrického pole v celé oblasti fantomu je popsána vektory  $\vec{E}$  ve směru os  $x$ ,  $y$  a  $z$ , to znamená pro osm antén systému celkem 24 vektory [51]. Lineární kombinací těchto vektorů vznikne matice nazvaná lineární operátor  $\mathbf{L}$ , který popisuje rozložení intenzit elektrického pole v pozorované oblasti fantomu lidské hlavy. Při počtu 8 antén systému má  $8^2$  řádků a přesně tolik sloupců, kolik je počet voxelů (pixelů), ve kterých je snaha určit změnu dielektrických parametrů. Tato první fáze algoritmu je výpočetně náročná, speciálně při řešení 3D úlohy [30] [50] [51]. Proto je lineární operátor připraven ještě před měřením, aby mohl být okamžitě využit pro druhou fázi algoritmu. Cílem druhé fáze algoritmu je nalezení hodnot změn dielektrických parametrů (CMP), relativní permitivity a elektrické vodivosti, řešením rovnice (3.3).

$$\Delta S = \mathbf{L} \cdot \delta O, \quad (3.3)$$

V rovnici (3.3) je  $\Delta S$  rozdíl mezi  $S$  – maticí, která byla naměřena pro fantom bez CMP a  $S$  – maticí pro fantom se simulovanou CMP (změnou dielektrických parametrů).  $\Delta S$  je vektor o jednom sloupci a  $8^2$  řádcích (8 antén, kde každá je přijímač i vysílač).  $\mathbf{L}$  je lineární operátor a  $\delta O$  je vektor, kde každý jeho prvek je hledaná změna komplexní permitivity (relativní permitivita  $\delta\epsilon_r$  a elektrická vodivost  $\delta\sigma$ ) v každém bodě sledované oblasti. Rozměrově má  $\delta O$  jeden sloupec a tolik řádků, kolik je požadované prostorové rozlišení v pixelech nebo voxelech, rekonstruovaného obrazu fantomu mozkové tkáně [51]. Pro naše účely bylo zvoleno rozlišení 60 pixelů na 60 pixelů. Metoda zkráceného singulárního rozkladu (TSVD) je v našem případě využívána pro řešení rovnice (3.3), kde je více neznámých hodnot než proměnných. Na levé straně je vektor  $\Delta S$ , který má například 64 hodnot a na pravé straně vektor hledaných změn komplexní permitivity, který má například  $60 \times 60 \times 60$  hodnot [52].

### 3.6.2 Statistické zpracování měřených dielektrických parametrů

K tomu, aby bylo možné porovnat výsledky rekonstrukce dat (změny dielektrických parametrů) ze systému pro sledování vývoje CMP s hodnotami dielektrických parametrů naměřenými komerčně dostupnou sondou, bylo třeba tyto měřené parametry statisticky zhodnotit. Ke statistickému zpracování měřených dielektrických parametrů byly využity nejistoty měření. Výsledek měření určíme jako odhad skutečné hodnoty (aritmetický průměr naměřených hodnot, také výběrový průměr) plus / minus nejistota měření. Interval daný nejistotou měření s jistou mírou pravděpodobnosti zahrnuje i skutečnou hodnotu měřené veličiny. Nejistoty rozlišujeme na standardní nejistotu typu A  $u_A$ , standardní nejistotu typu B  $u_B$  a kombinovanou standardní nejistotu typu C  $u_C$  dle [55]. Nejistoty měření byly vypočteny a vykresleny pomocí skriptu vytvořeného v prostředí MATLAB<sup>®</sup>.

**Standardní nejistota typu A** – je určena statistickým zpracováním série nezávislých opakovaných měření, při počtu měření větším nebo rovném deseti, za stejných podmínek měření. Vypočtena je jako směrodatná odchylka z výběrového průměru naměřených hodnot.

**Standardní nejistota typu B** – je určena specifikací sondy DAK – 12 od firmy SPEAG [49]. Lze jí vypočítat jako podíl známé rozšířené nejistoty  $U_B$  a koeficientu krytí  $k_r$ , který je roven 2 pro 95% pravděpodobnostní hladinu. Rozšířená nejistota  $U_B$  je odlišná dle rozmezí relativní permitivity vodivosti a frekvence, ve kterém je měřeno.

**Kombinovaná standardní nejistota typu C** – je určena geometrickým součtem standardní nejistoty typu A a standardní nejistoty typu B, dle vzorce (3.4) a přímo přísluší výsledku měření.

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (3.4)$$

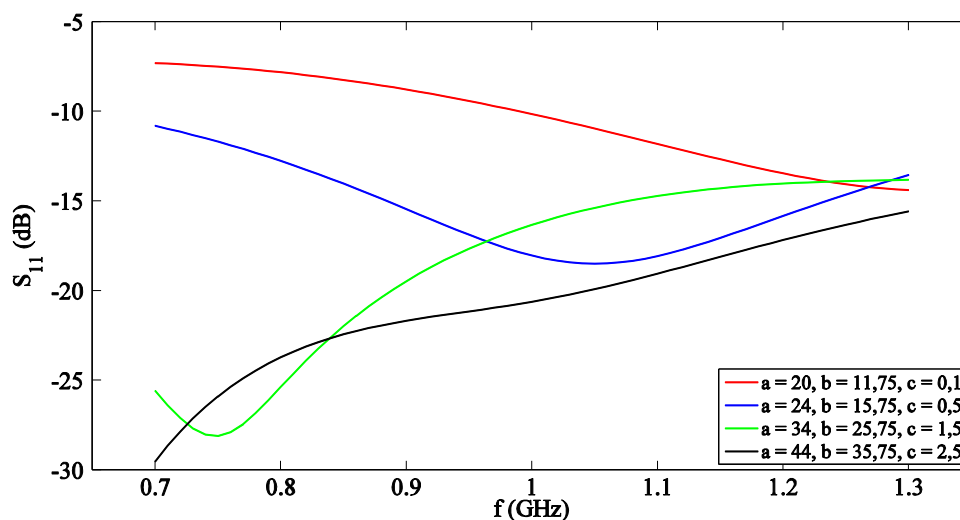
Vynásobením  $u_C$  koeficientem  $k_r = 2$  lze rozšířit interval na 95% pravděpodobnost a vzniká rozšířená kombinovaná nejistota typu C,  $U_C$ .

## 4. VÝSLEDKY

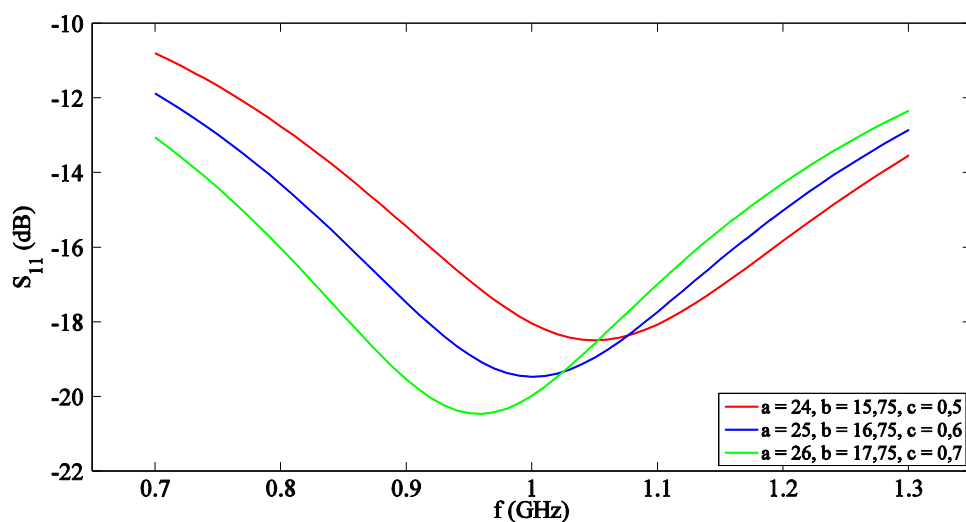
### 4.1 Návrh motýlkové antény

Pro návrh motýlkové antény byla využita parametrická studie v programu COMSOL Multiphysics, jejíž výsledky jsou shrnuty v následující kapitole. Byly hledány ideální rozměry antény, tak aby byla co nejlépe impedančně přizpůsobena danému prostředí (fantom lidské hlavy), danému substrátu a dané pracovní frekvenci 1 GHz.

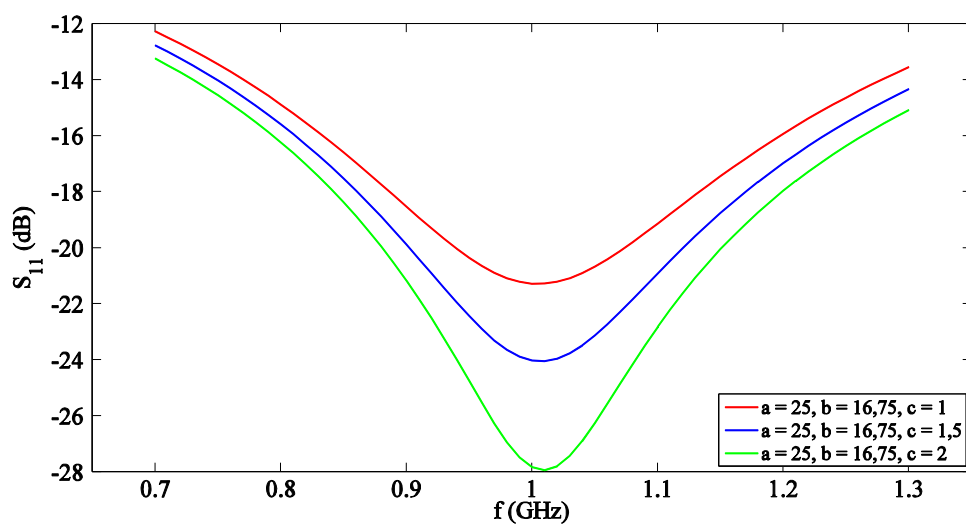
#### 4.1.1 Výsledky parametrické studie



**Obr. 4.1** Výsledek první fáze parametrické studie pro motýlkovou anténu, jejíž rozměry jsou popsány parametry  $a$ ,  $b$ ,  $c$  (mm). V grafu jsou znázorněny průběhy koeficientu odrazu  $S_{11}$  (dB) v závislosti na frekvenci  $f$  (GHz)

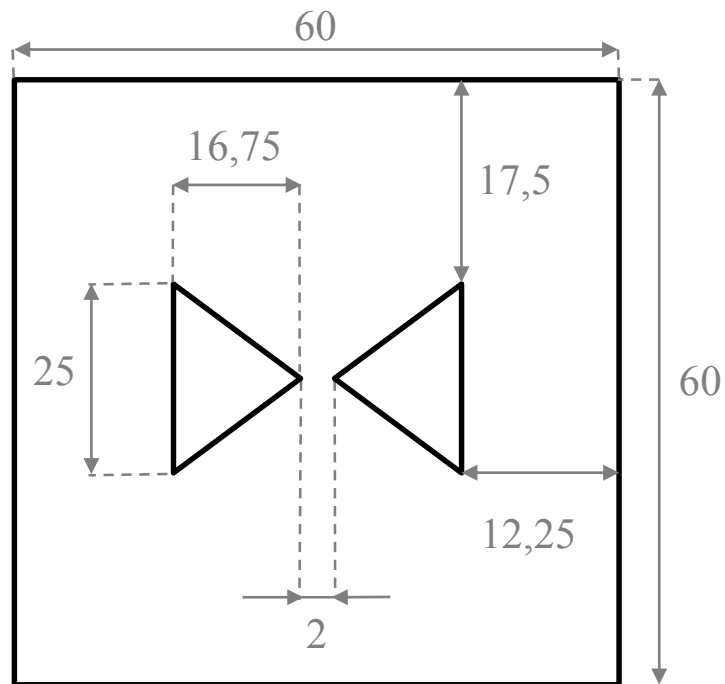


**Obr. 4.2** Výsledek druhé fáze parametrické studie pro motýlkovou anténu, jejíž rozměry jsou popsány parametry  $a, b, c$  (mm). V grafu jsou znázorněny průběhy koeficientu odrazu  $S_{11}$  (dB) v závislosti na frekvenci  $f$  (GHz)



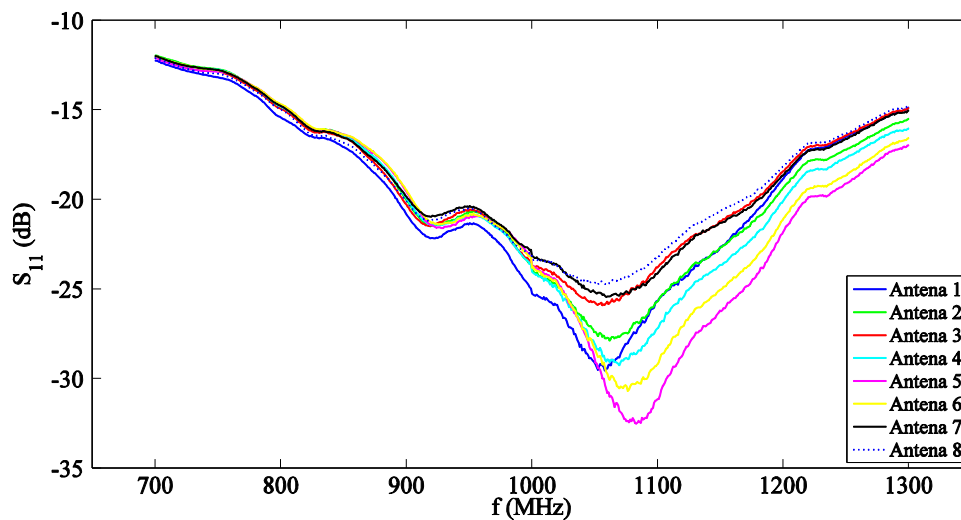
**Obr. 4.3** Výsledek třetí fáze parametrické studie pro motýlkovou anténu, jejíž rozměry jsou popsány parametry  $a, b, c$  (mm). V grafu jsou znázorněny průběhy koeficientu odrazu  $S_{11}$  (dB) v závislosti na frekvenci  $f$  (GHz)

#### 4.1.2 Rozměry navrhnuté motýlkové antény



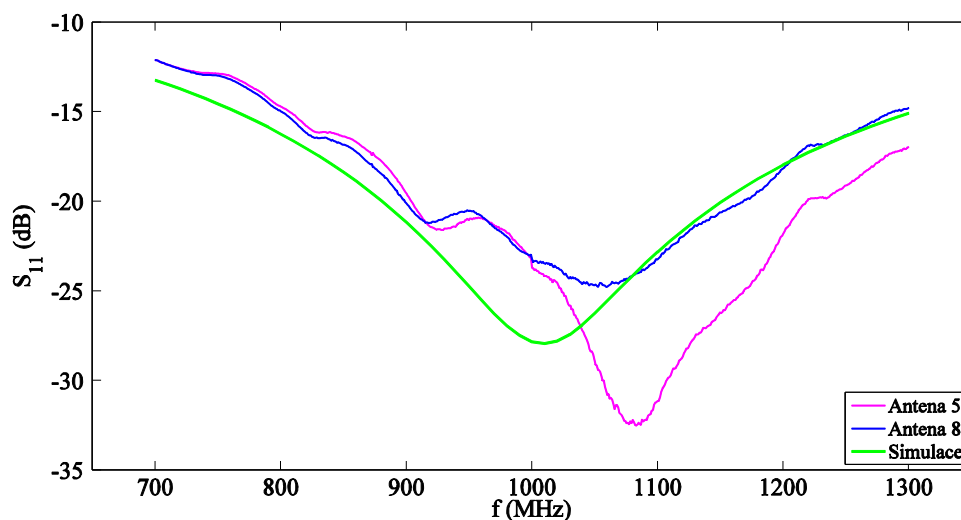
**Obr. 4.4** Rozměry navrhnuté motýlkové antény dle výsledků parametrické studie, kde parametr  $a = 25$  mm,  $b = 16,75$  mm a  $c = 2$  mm

## 4.2 Výsledky měření charakteristik antén



Obr. 4.5 Změřené průběhy koeficientu odrazu  $S_{11}$  (dB) v závislosti na frekvenci  $f$  (MHz) pro všech osm vyrobených motýlkových antén

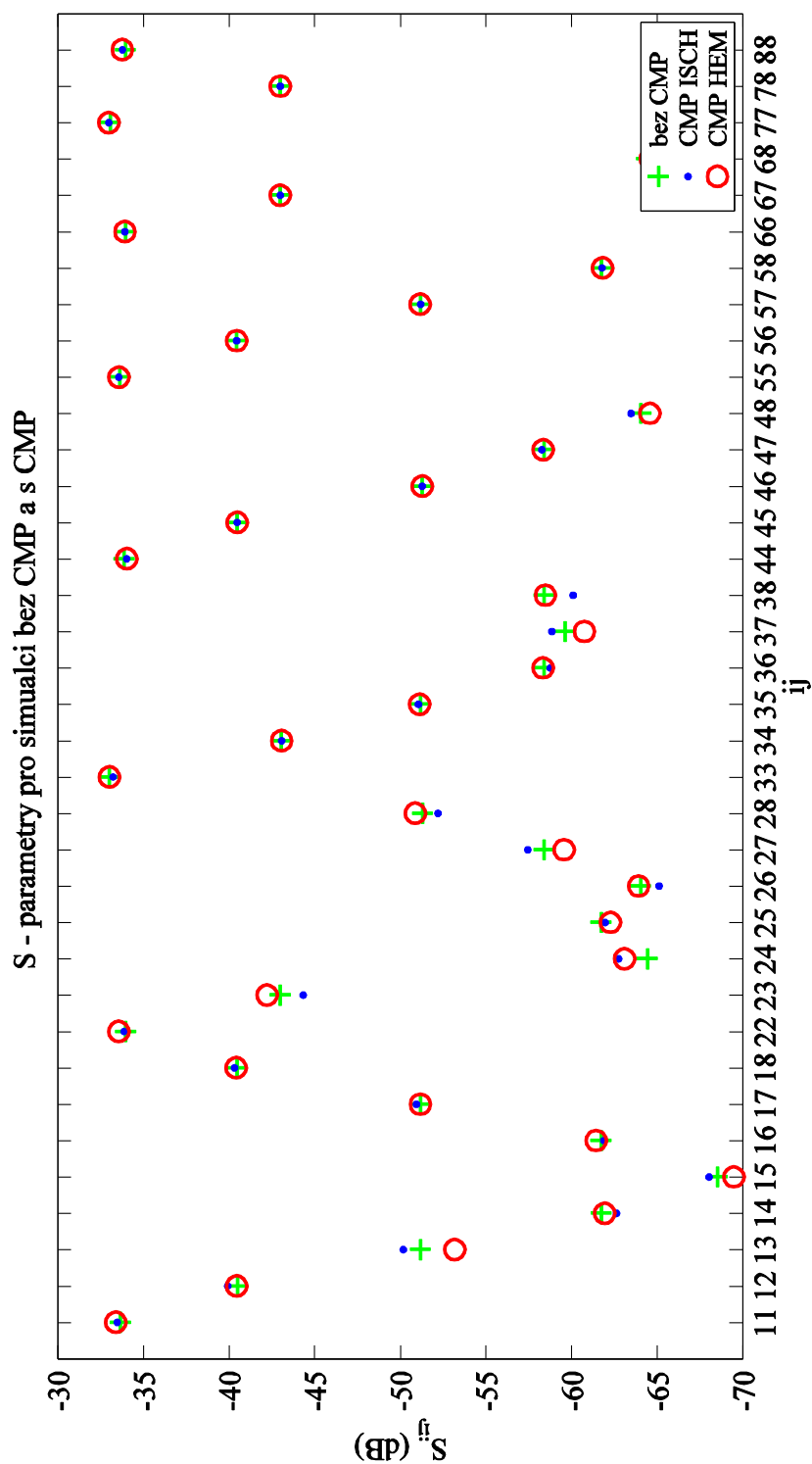
### 4.2.1 Porovnání měření a simulace



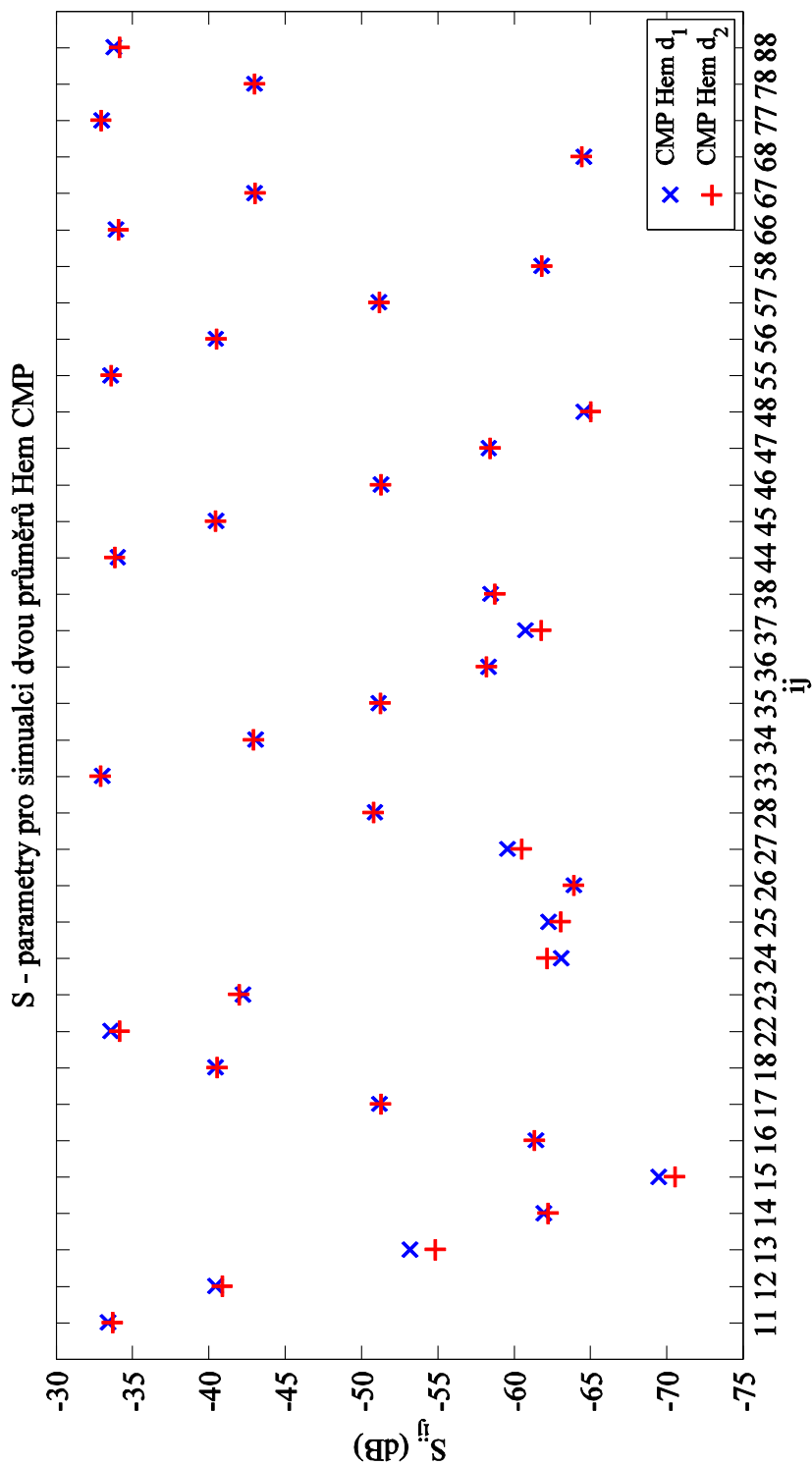
Obr. 4.6 Porovnání změřeného průběhu koeficientu odrazu  $S_{11}$  (dB) antén č. 5 a 8 s výsledkem numerických simulací (parametrická studie)



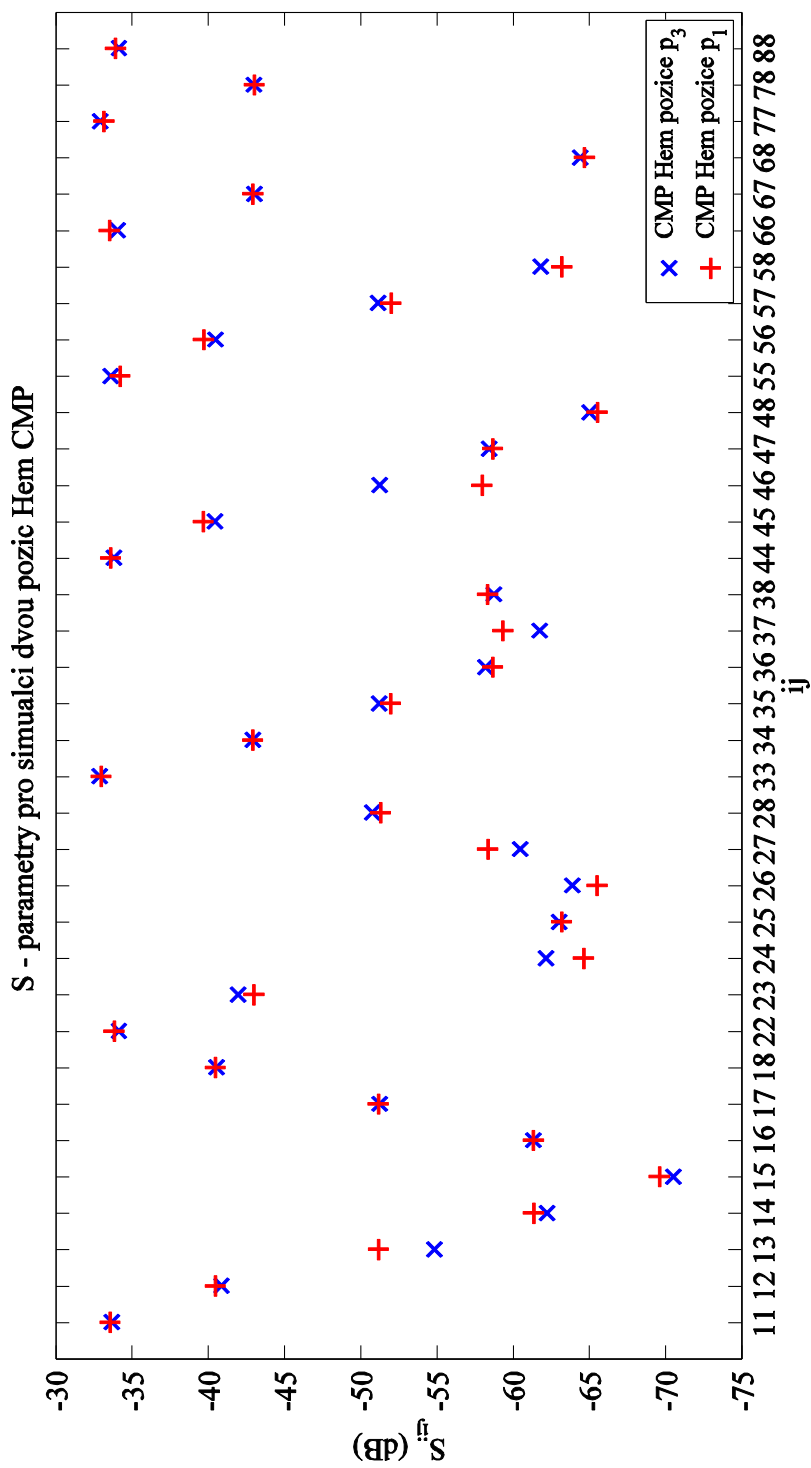
### 4.3 Výsledky numerických simulací modelu systému



**Obr. 4.7** Zobrazení S - parametrů  $S_{ij}$  (dB) pro systém se simulovanou změnou dielektrických parametrů (CMP Hem a CMP ISCH) a bez změny v závislosti na  $ij$ , kde  $j$  je vysílací anténa systému a  $i$  přijímací. Pozice změny  $p_3$  a průměr změny 20 mm

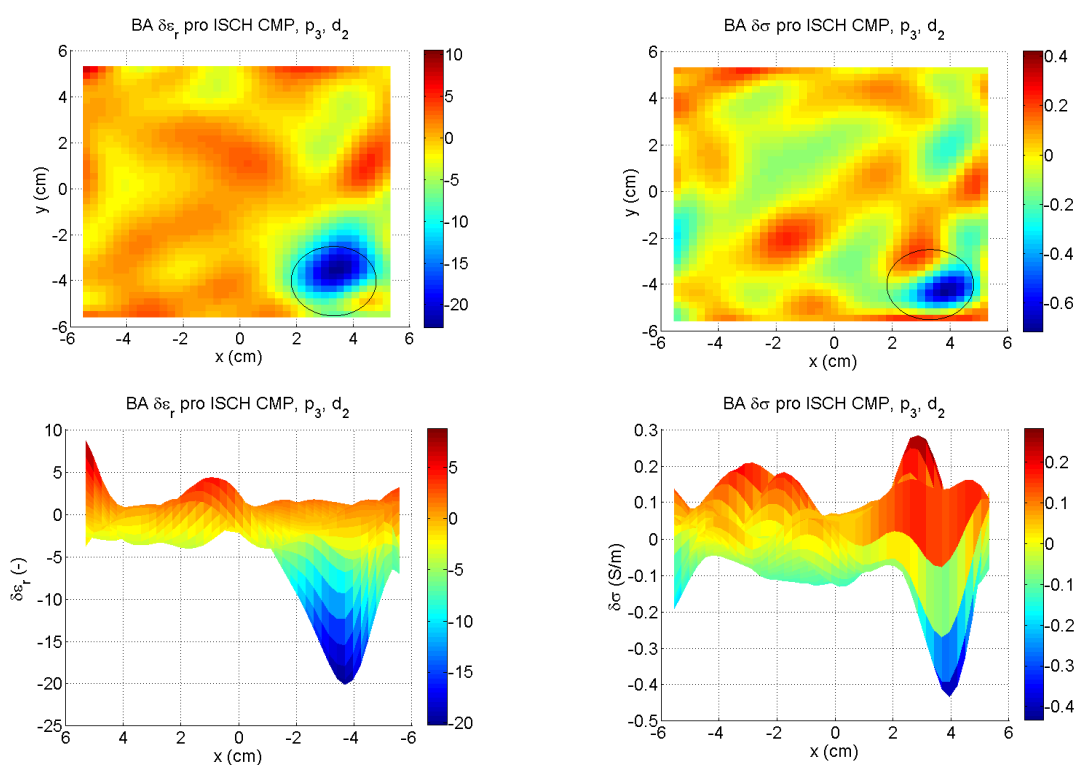


**Obr. 4.8** Zobrazení S – parametrů  $S_{ij}$  (dB) pro systém se simulovanou změnou dielektrických parametrů (Hem CMP) o dvou odlišných průměrech,  $d_1 = 20$  mm  $d_2 = 30$  mm, v závislosti na  $ij$ , kde  $j$  je vysílací anténa systému a  $i$  přijímací. Pozice změny  $p_3$

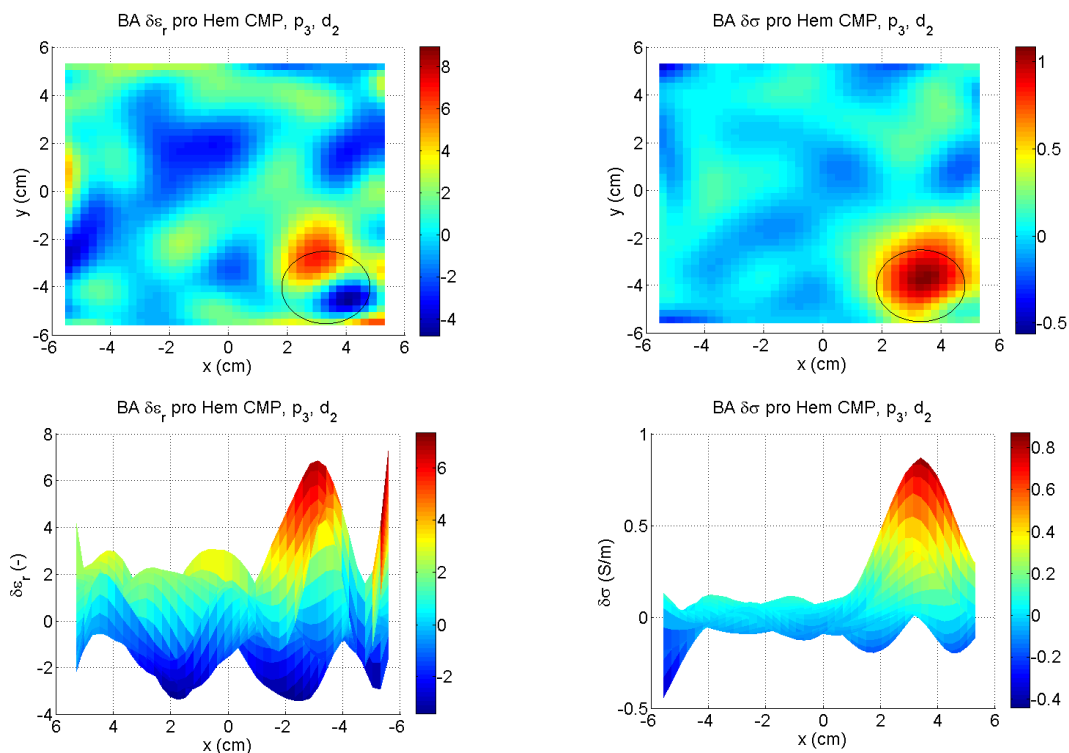


**Obr. 4.9** Zobrazení S – parametrů  $S_{ij}$  (dB) pro systém se dvěma pozicemi změny dielektrických parametrů (Hem CMP)  $p_3$  a  $p_1$ , pro průměr změny  $d_2 = 30$  mm

### 4.3.1 Aplikace rekonstrukčního algoritmu na simulovaná data

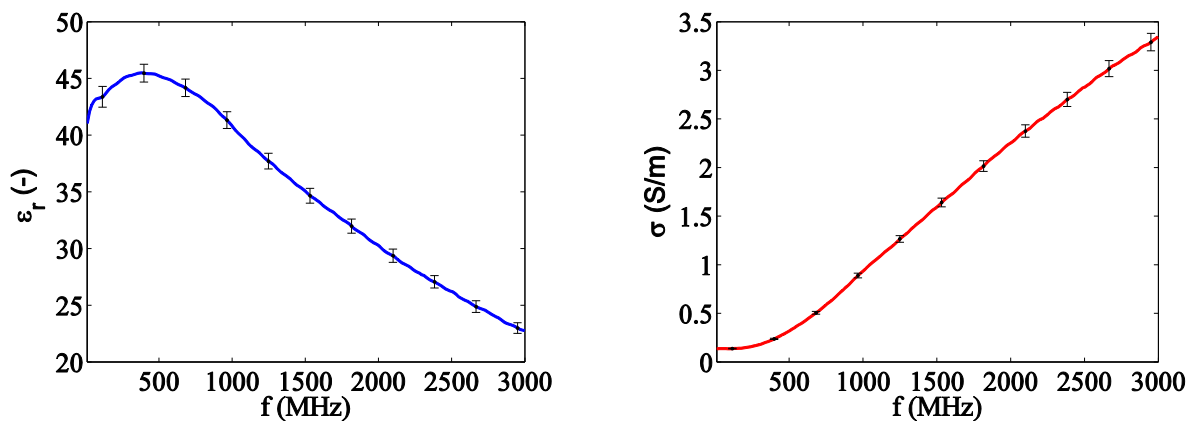


**Obr. 4.10** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z výsledků numerických simulací pro ISCH CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_3$ , černou kružnicí je zobrazena skutečná pozice CMP

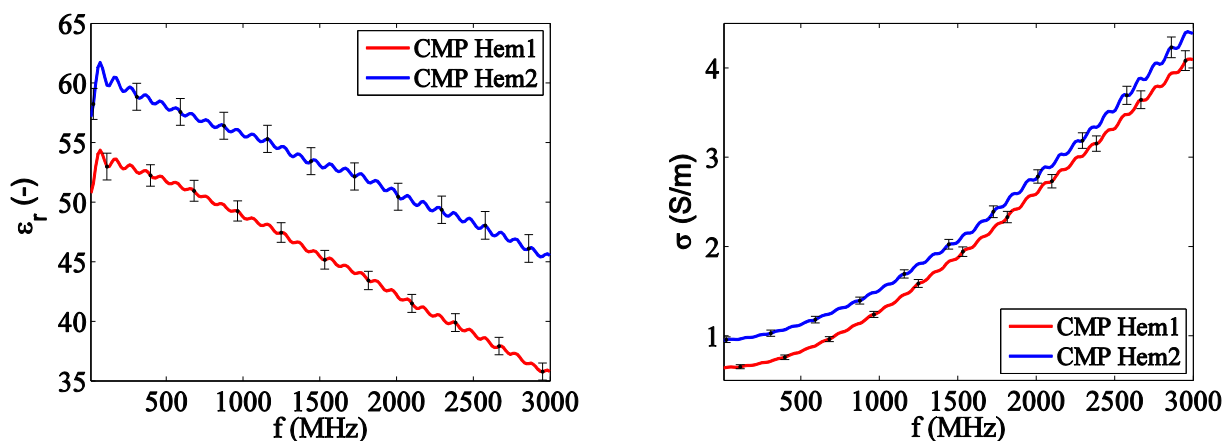


**Obr. 4.11** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo), z výsledků numerických simulací pro Hem CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_3$ , černou kružnicí je zobrazena skutečná pozice CMP

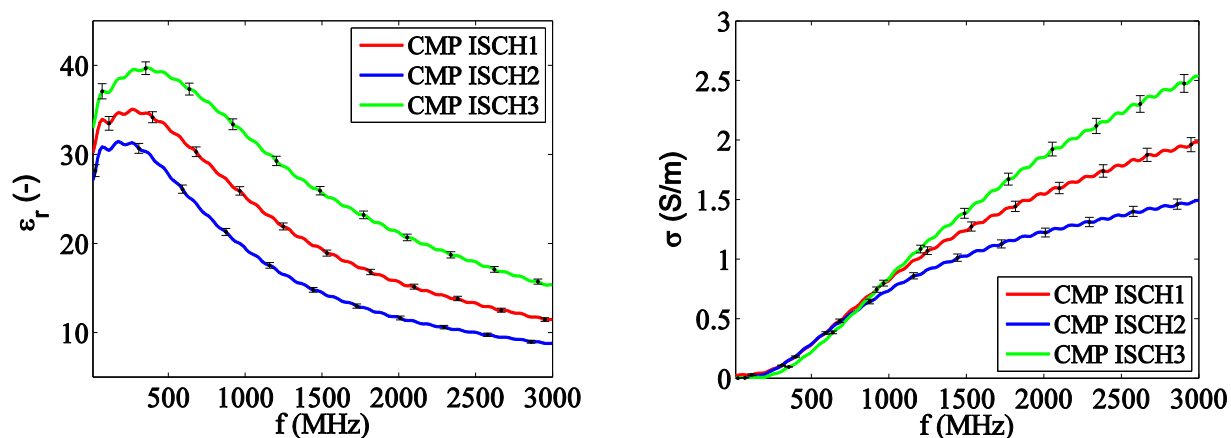
#### 4.4 Výsledky měření dielektrických parametrů



**Obr. 4.12** Změřené průběhy dielektrických parametrů, relativní permitivity  $\epsilon_r$  (-) vlevo a elektrické vodivosti  $\sigma$  ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ ) vpravo, v závislosti na frekvenci  $f$  (MHz), pro připravený fantom lidské hlavy, dle tabulky 3.4. V obou grafech je pomocí  $U_C$  zobrazen interval, ve kterém se s 95% pravděpodobností vyskytuje skutečná naměřená hodnota.



**Obr. 4.13** Změřené průběhy dielektrických parametrů, relativní permitivity  $\epsilon_r$  (-) vlevo a elektrické vodivosti  $\sigma$  ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ ) vpravo, v závislosti na frekvenci  $f$  (MHz), pro připravené vzorky hemoragické CMP, Hem1 a Hem2. V obou grafech je pomocí  $U_C$  zobrazen interval, ve kterém se s 95% pravděpodobností vyskytuje skutečná naměřená hodnota.



**Obr. 4.14** Změřené průběhy dielektrických parametrů, relativní permitivity  $\epsilon_r$  (-) vlevo a elektrické vodivosti  $\sigma$  ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ ) vpravo, v závislosti na frekvenci  $f$  (MHz), pro připravené vzorky ischemické CMP, ISCH1, ISCH2 a ISCH3. V obou grafech je pomocí  $U_C$  zobrazen interval, ve kterém se s 95% pravděpodobností vyskytuje skutečná naměřená hodnota.

**Tab. 4.1** Výsledky naměřených dielektrických parametrů fantomu lidské hlavy a vzorků simulujících CMP pro frekvenci 1 GHz. V tabulce jsou uvedeny odhady skutečných hodnot jako výběrové průměry z deseti měření obou parametrů a kontrasty relativní permitivity  $\delta\epsilon_r$  a elektrické vodivosti  $\delta\sigma$  mezi vzorky CMP a fantomem

	Fantom	Hem1	Hem2	ISCH1	ISCH2	ISCH3
$\epsilon_r$ (-)	40,65	48,63	55,47	25,06	19,28	32,04
$\sigma$ ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ )	0,95	1,28	1,52	0,83	0,74	0,85
$\delta\epsilon_r$ (-)		7,98	14,82	-15,59	-21,37	-8,61
$\delta\sigma$ ( $\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$ )		0,33	0,57	-0,12	-0,21	-0,1

**Tab. 4.2** Výsledky naměřených dielektrických parametrů (relativní permitivita a elektrická vodivost) fantomu lidské hlavy a vzorků simulujících CMP pro frekvenci 1 GHz. V tabulce jsou uvedeny odhady skutečných hodnot jako výběrové průměry z deseti měření obou parametrů spolu s nejistotami měření  $u_A$ ,  $u_B$  a  $U_C$

			$u_A$	$u_B$	$U_C$
<b>Fantom</b>	$\epsilon_r$ (-)	40,65	$\pm 0,12$	$\pm 0,35$	$\pm 0,73$
	$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )	0,95	$\pm 0,00$	$\pm 0,01$	$\pm 0,03$
<b>Hem1</b>	$\epsilon_r$ (-)	48,63	$\pm 0,08$	$\pm 0,41$	$\pm 0,84$
	$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )	1,28	$\pm 0,00$	$\pm 0,02$	$\pm 0,04$
<b>Hem2</b>	$\epsilon_r$ (-)	55,47	$\pm 0,30$	$\pm 0,47$	$\pm 1,12$
	$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )	1,52	$\pm 0,00$	$\pm 0,02$	$\pm 0,04$
<b>ISCH1</b>	$\epsilon_r$ (-)	25,06	$\pm 0,02$	$\pm 0,22$	$\pm 0,45$
	$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )	0,83	$\pm 0,00$	$\pm 0,01$	$\pm 0,03$
<b>ISCH2</b>	$\epsilon_r$ (-)	19,28	$\pm 0,02$	$\pm 0,17$	$\pm 0,35$
	$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )	0,74	$\pm 0,00$	$\pm 0,01$	$\pm 0,02$
<b>ISCH3</b>	$\epsilon_r$ (-)	32,04	$\pm 0,02$	$\pm 0,29$	$\pm 0,58$
	$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )	0,85	$\pm 0,00$	$\pm 0,01$	$\pm 0,03$

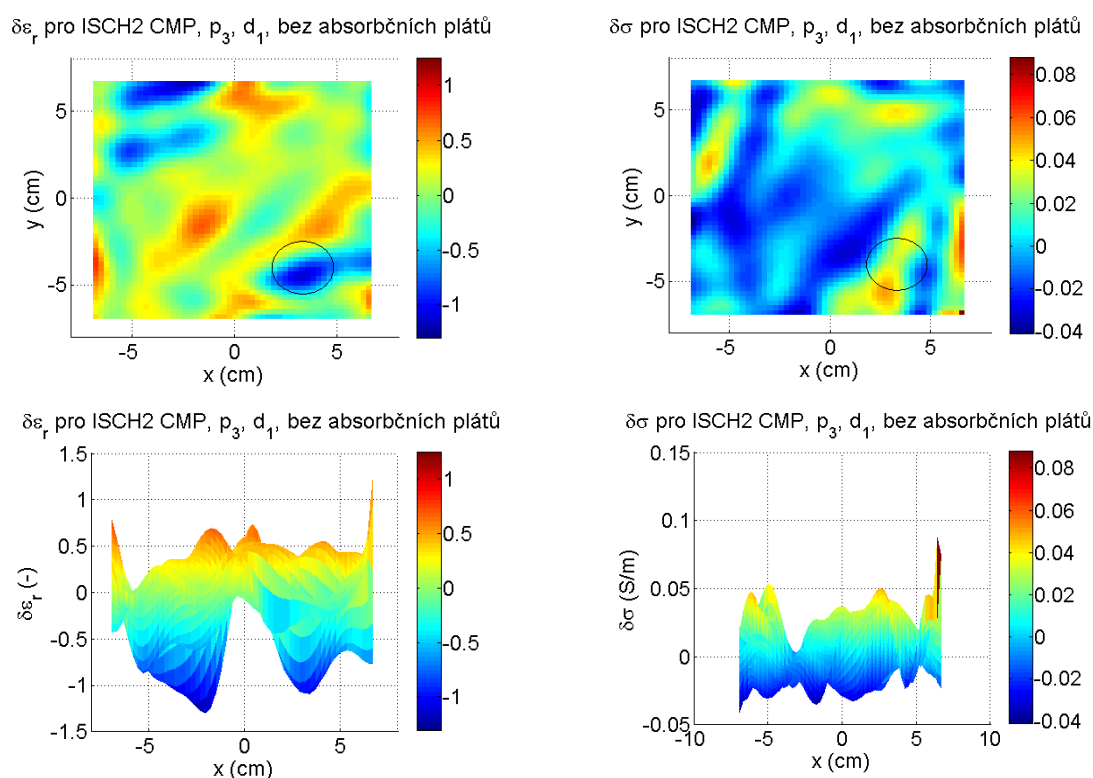
**Tab. 4.3** Srovnání předpokládaných dielektrických parametrů fantomu lidské hlavy a měřených dielektrických parametrů připraveného fantomu

Předpokládané dielektrické parametry		Měřené dielektrické parametry	
$\epsilon_r$ (-)	$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )	$\epsilon_r$ (-)	$\sigma$ (S · m <sup>-1</sup> )
41,8	0,97	$40,65 \pm 0,72$	$0,95 \pm 0,02$

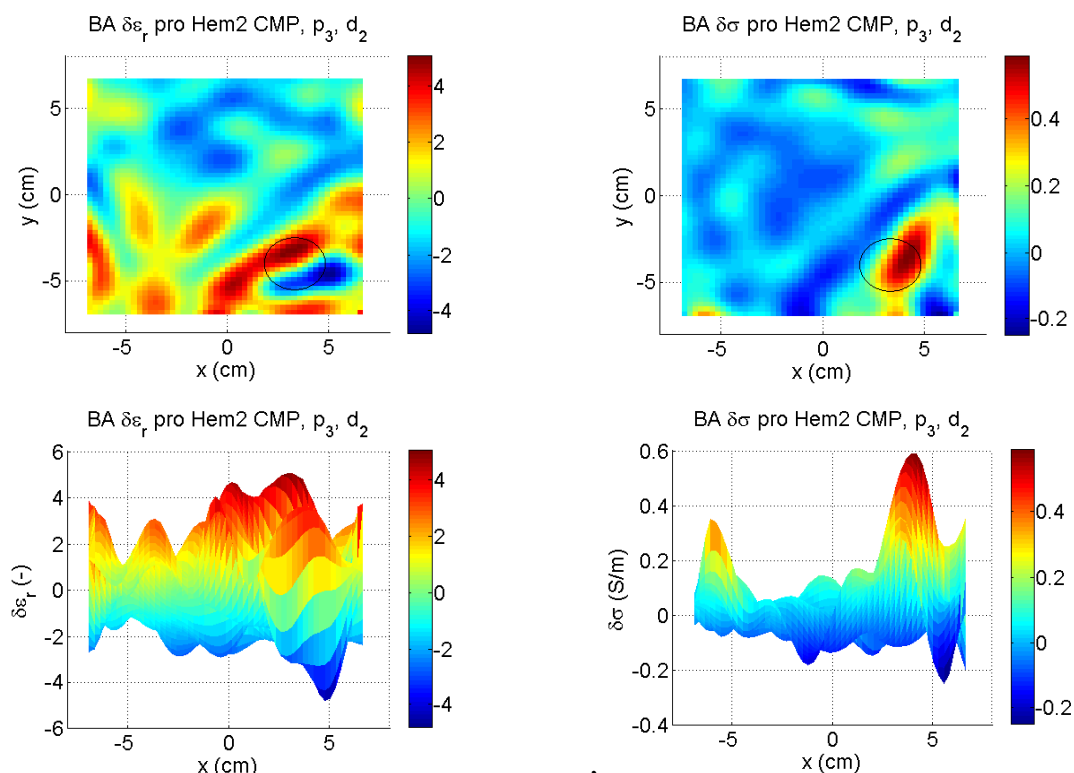


## 4.5 Výsledky rekonstrukce dat ze systému pro sledování vývoje CMP

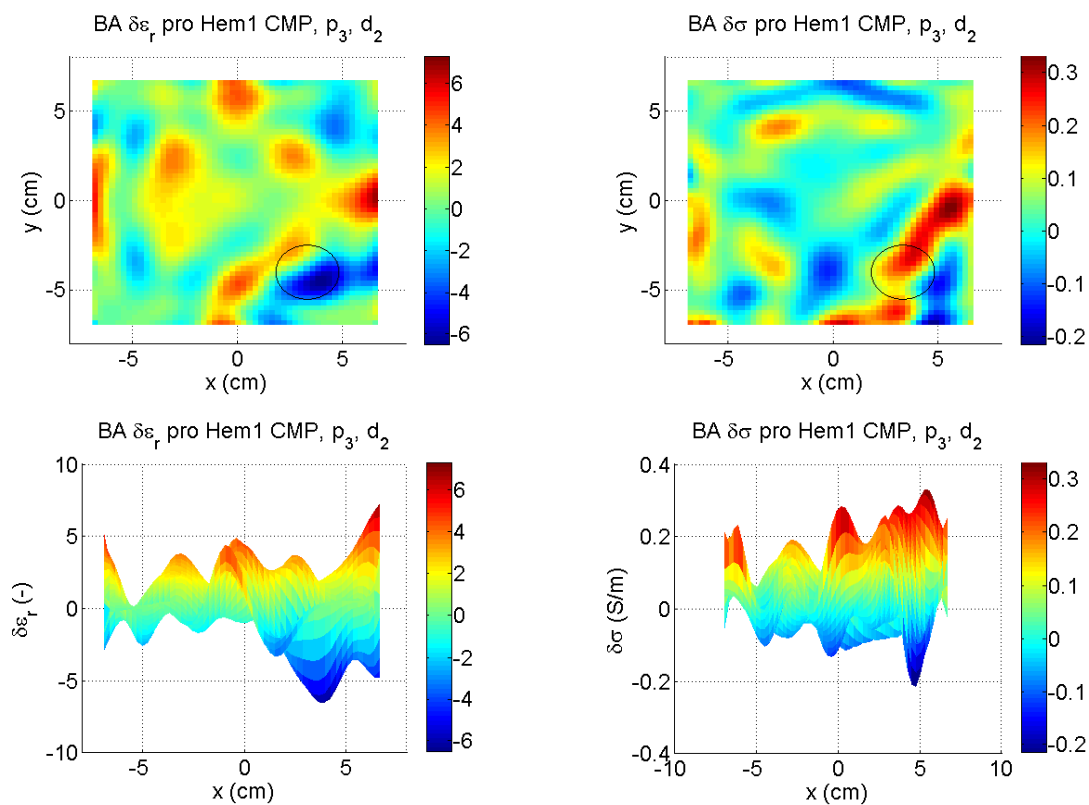
V této kapitole jsou zobrazeny výsledky rekonstruovaných změn dielektrických parametrů ( $\delta\epsilon_r$  a  $\delta\sigma$ ) z dat, získaných pomocí navrhnutého systému pro sledování CMP. V každém obrázku vykresleném v  $xy$  rovině je černou kružnicí zobrazena skutečná pozice CMP ve fantomu lidského mozku. Všechny obrázky, kromě obr. 4.15 jsou rekonstruovány z dat pořízených ze systému, který byl obložen absorpčními pláty (obr. 3.26).



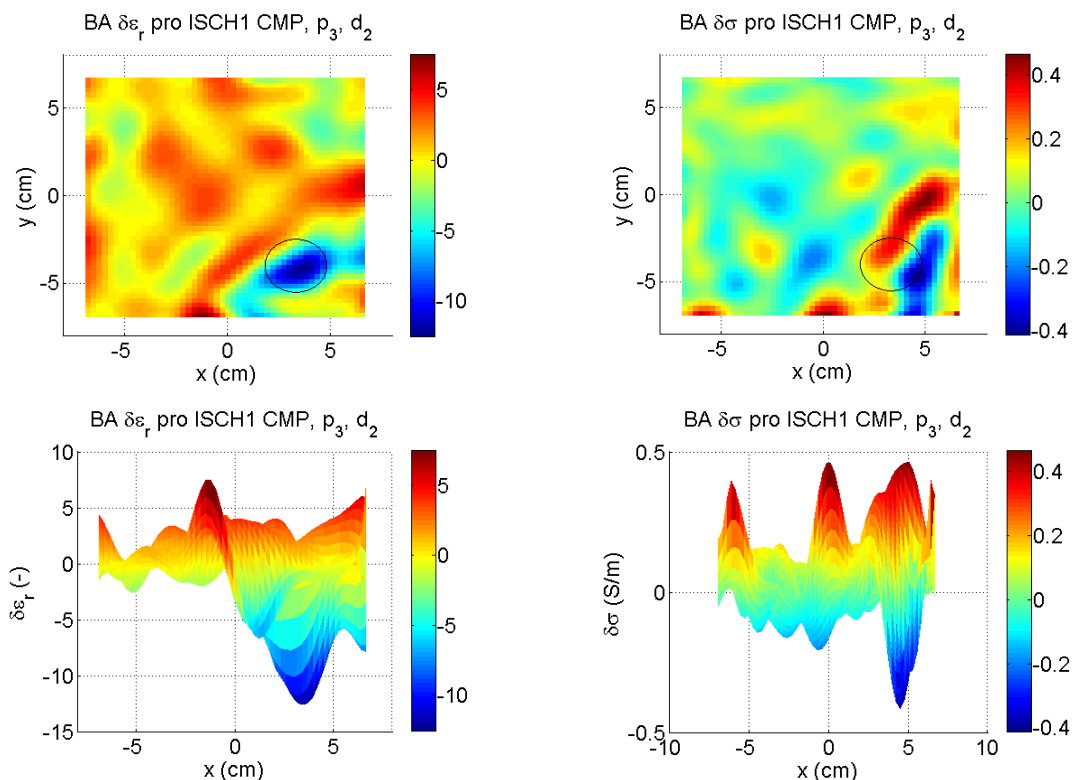
**Obr. 4.15** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH2 CMP s průměrem  $d_1$  na pozici  $p_3$ , bez přítomnosti bezodrazových plátů



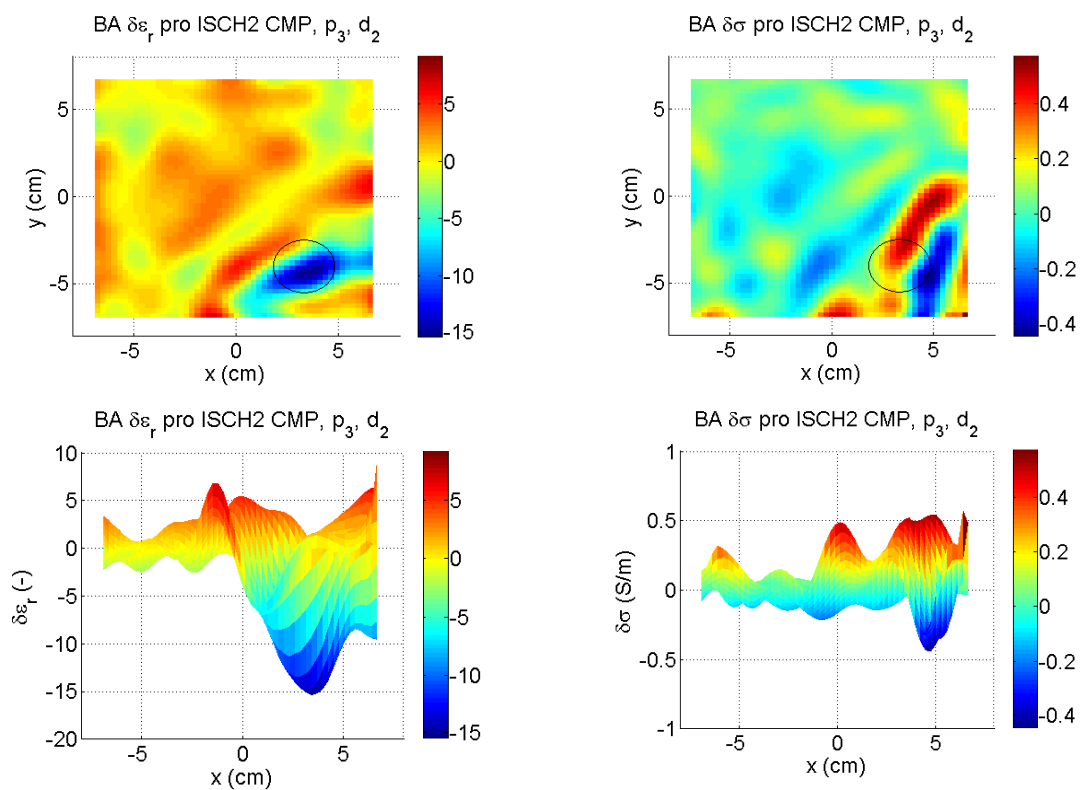
**Obr. 4.16** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro Hem2 CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_3$



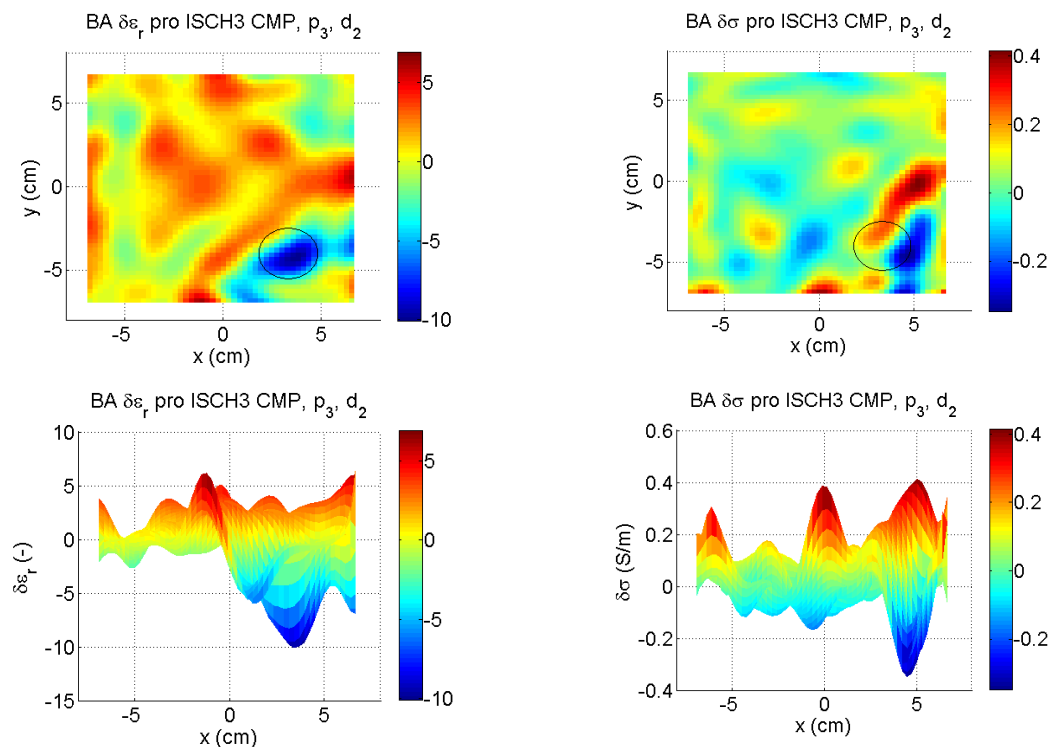
**Obr. 4.17** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro Hem1 CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_3$



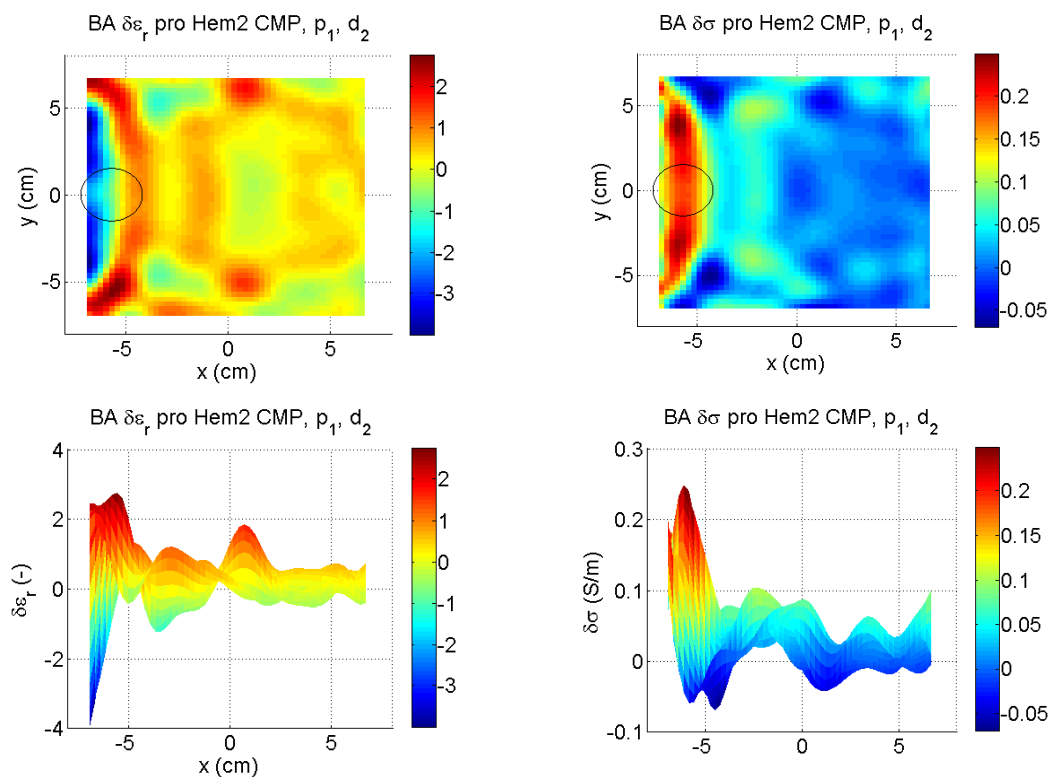
**Obr. 4.18** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH1 CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_3$



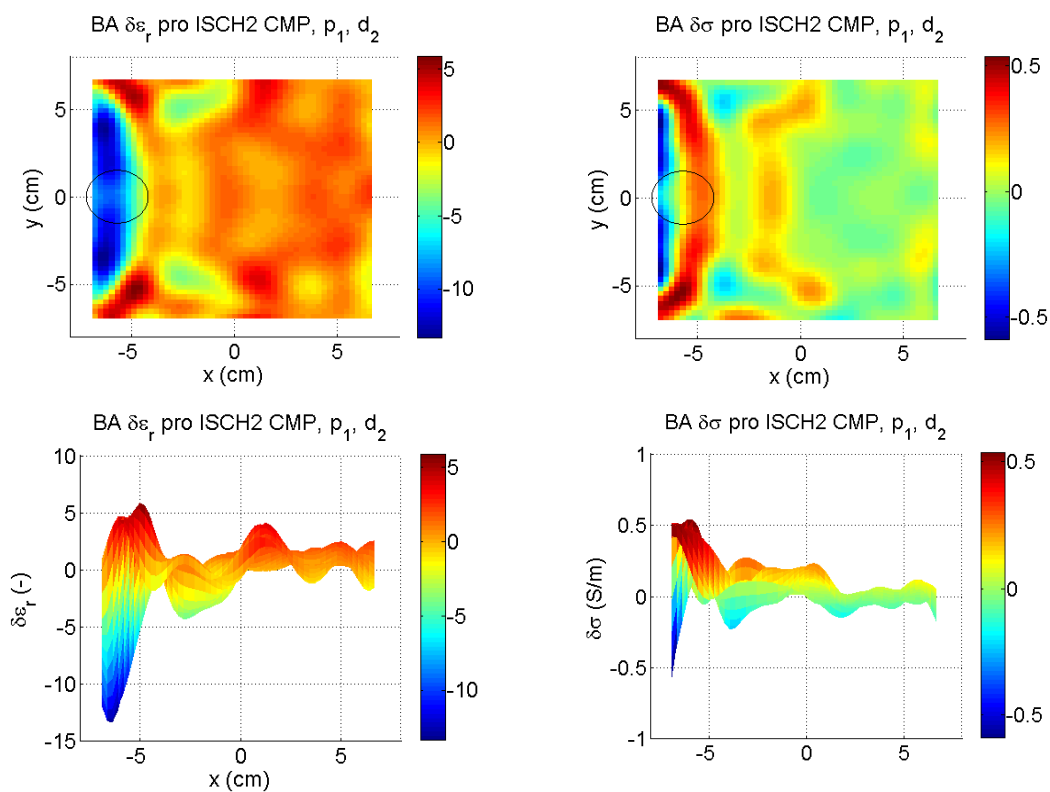
**Obr. 4.19** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH2 CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_3$



**Obr. 4.20** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH3 CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_3$



**Obr. 4.21** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro Hem2 CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_1$



**Obr. 4.22** Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH2 CMP s průměrem  $d_2$  na pozici  $p_1$

#### 4.5.1 Porovnání rekonstruovaných změn dielektrických parametrů a změřených komerčně dostupným systémem

**Tab. 4.4** Porovnání změřených rozdílů dielektrických parametrů komerčně dostupným systémem ( $\delta\varepsilon_r$  (-) a  $\delta\sigma$  ( $S \cdot m^{-1}$ )) ukazují o kolik se liší dielektrické parametry fantomu lidského mozku a připravených vzorků CMP) a rekonstruovaných změn (změřených systémem pro sledování CMP). Pro srovnání jsou uvažovány výsledky z obrázků 4.16 – 4.20, tedy pozice změny  $p_3$  a průměr  $d_2$ . Hodnoty změřených změn jsou zaokrouhleny na jedno desetinné místo

	Měřená změna dielektrických parametrů		Rekonstruovaná změna dielektrických parametrů	
	$\delta\varepsilon_r$ (-)	$\delta\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ )	$\delta\varepsilon_r$ (-)	$\delta\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ )
<b>Hem1</b>	8	0,3	-	-
<b>Hem2</b>	15	0,6	-	0,5
<b>ISCH1</b>	-16	-0,1	-11	-
<b>ISCH2</b>	-21	-0,2	-15	-
<b>ISCH3</b>	-9	-0,1	-10	-

\*pomlčka v tabulce značí, že pro dané vzorky nebyla systémem cévní mozková příhoda jednoznačně určena (Hem nebo ISCH), zelená čísla značí shodu rekonstruované změny a změny měřené pomocí komerčního systému

## 5. DISKUZE

### 5.1 Motýlková anténa

Pomocí programu COMSOL Multiphysics byla provedena parametrická studie, jejíž výsledky jsou shrnuty v kapitole 4.1.1. Z obrázku obr. 4.1, kde je uveden výsledek první fáze parametrické studie, je patrné, že požadavkům na anténu definovaným v kapitole 3.1.2 se nejvíce blíží rozměry motýlkové antény  $a = 24$  mm,  $b = 15,75$  mm a  $c = 0,5$  mm. K posunutí rezonanční frekvence antény na 1 GHz byla provedena druhá fáze parametrické studie, kde byly s jednotným skokem zvětšeny všechny tři parametry popisující geometrii křidélek antény, viz obr. 4.2. V poslední fázi parametrické studie bylo pomocí parametru  $c$  docíleno snížení hodnoty koeficientu odrazu (dB) na úroveň excelentního impedančního přizpůsobení antény, dle tabulky 1.1. Navržené rozměry motýlkové antény jsou definovány v kapitole 4.1.2, konkrétně  $a = 25$  mm,  $b = 16,75$  mm a  $c = 2$  mm. Každá z osmi vyrobených motýlkových antén byla proměřena pomocí VNA. Z obr. 4.5 je zřejmé, že všech osm antén vykazovalo stejný trend průběhu koeficientu odrazu (dB) v závislosti na frekvenci (MHz). V porovnání se simulovaným průběhem (obr. 4.6) je měřený průběh mírně posunut na rezonanční frekvenci 1100 MHz. Hodnota koeficientu odrazu na pracovní frekvenci 1 GHz je ale stále menší než  $-20$  dB u všech osmi antén, což znamená, že z takovéto antény se odráží pouze jedna setina přivedeného výkonu na dané frekvenci zpět ke generátoru. Posun rezonanční frekvence na 1100 MHz a do mírně nižších hodnot útlumu (dB) může být způsoben několika faktory. Prvním z nich je nepřesné pájení SMA konektoru ke křidélkům antény, dalším odchylka mezi dielektrickými parametry fantomu lidské hlavy nastavenými v numerických simulacích od měřených (viz dále). Také jistou roli hraje fakt, že všechny antény nemusí mít úplně stejné rozměry, vlivem nepřesnosti výroby.

## 5.2 Systém pro sledování CMP a fantom lidské hlavy

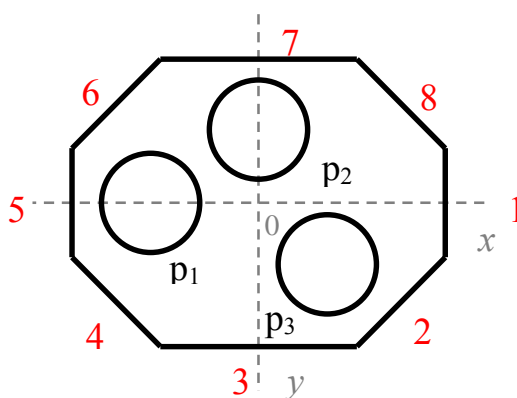
Druhým dílčím úkolem bylo navrhnout vhodný systém pro sledování vývoje CMP a k němu vhodný fantom lidské hlavy. Systém byl navrhnout jako nádoba s osmiúhelníkovou základnou a osmi anténami rozmístěnými kolem dokola v jedné rovině. Osm antén bylo zvoleno z důvodu kompromisu mezi časovou náročností na jejich výrobu, časovou náročností výpočtů numerických simulací i časem reálného měření systému. Osmiúhelníková základna byla zvolena pro jednodušší umístění antén tak, aby byly v přímém kontaktu s fantomem. V případě nezajištění přímého kontaktu by na rozhraní anténa – vzduch – fantom mohlo docházet k odrazům vstupujících mikrovln a tím snížení účinnosti prostupu výkonu z antén do oblasti fantomu lidské hlavy. Řešením pro eliptickou základnu by byl flexibilní substrát. Potom by ovšem každá anténa měla, dle své pozice, jiné rozměry. Dielektrické parametry vybraného fantomu lidské hlavy jsou dle použitého receptu [41] uvažovány pro frekvenci 900 MHz. V [41] jsou uvedené dielektrické parametry kapalného fantomu hlavy jen pro vybrané frekvence a 900 MHz byla nejbližší hodnotu k pracovní frekvenci 1 GHz. Nelze předpokládat významný rozdíl mezi dielektrickými parametry pro 1 GHz a 900 MHz. Dielektrické parametry vybraného fantomu jsou průměrnými hodnotami z dielektrických parametrů jednotlivých částí lidské hlavy (kůže, tuk, kost, šedá a bílá kůra mozková, mozkomíšní mok).



### 5.3 Numerické simulace

Numerické simulace modelu systému pro sledování CMP potvrdili skutečnost, že při lokální změně dielektrických parametrů (simulace CMP) v prostředí fantomu lidského mozku, dojde ke změně šíření elektromagnetických vln skrze fantom, tj. změně hodnot prvků ( $S$  – parametrů)  $S$  – matice. Na základě této změny je možné rekonstruovat difference dielektrických parametrů. Na obr. 4.7 v kapitole 4.3 jsou zobrazeny prvky  $S$  – matic pro fantom lidské hlavy bez změny dielektrických parametrů (CMP), se změnou směrem k vyšším hodnotám (Hem CMP) a se změnou směrem k nižším hodnotám (ISHC CMP). Z obrázku je patrné, že existuje difference mezi  $S$  – parametry pro jednotlivé případy. CMP je pro všechny případy umístěna na pozici  $p_3$ , dle obrázku níže (obr. 3.12 z kapitoly 3.2.2).

Největší difference nastává právě pro  $S$  – parametry, které popisují přenos elektromagnetické vlny mezi anténami (červeně) obklopující simulovanou CMP. Tj.  $S_{13}$ ,  $S_{23}$ ,  $S_{24}$ ,  $S_{37}$ ,  $S_{38}$ . Naopak parametry jako  $S_{46}$ ,  $S_{56}$  atd. zůstávají stále stejné, nehledě na simulovanou CMP.



**Obr. 3.12** Zobrazení pozic  $p_1$ ,  $p_2$  a  $p_3$  pro umístění válce v souřadném systému  $xy$  a čísel kolem rozmístěných motýlkových antén (červeně)

To samé lze usoudit z obr. 4.8, kde je zobrazena diference mezi  $S$  – parametry pro dva různé průměry Hem CMP,  $d_1 = 20$  mm a  $d_2 = 30$  mm, při stejné pozici  $p_3$ . Pro větší průměr simulované CMP je snížen přenos výkonu z daného anténního páru (nižší hodnota  $S$  – parametru v dB), např. pár 13. Obr. 4.9 ukazuje, že při změně pozice simulované CMP dochází také ke vzniku rozdílu mezi hodnotami  $S$  - parametrů. Pro pozici CMP  $p_1$  ležící přímo mezi anténami č. 4 a 6 je přenos mezi těmito anténami  $S_{46} = -60$  dB. Naproti tomu, když je změna umístěna na pozici  $p_3$  přenos mezi těmito anténami je o 10 dB vyšší. V kapitole 4.3.1 jsou zobrazeny výsledky rekonstrukce změn dielektrických parametrů pro simulovaná data. Obr. 4.10 a obr. 4.11 potvrzují, že pomocí algoritmu lze rekonstruovat změnu dielektrických parametrů. Z obr. 4.11 je patrné, že při simulaci ISCH CMP, tj. snížení dielektrických parametrů oproti parametrům fantomu na pozici  $p_3$ , je tato diference jasně zobrazena směrem do záporných hodnot. Podobně na obr. 4.11, s tím rozdílem, že zde došlo ke zvýšení dielektrických parametrů (Hem CMP), a tedy rekonstruovaná změna je zobrazena do kladných hodnot. Výsledky rekonstrukcí využívajících syntetická data lze brát jako ideální a v reálném měření je těžké se k nim přiblížit.

Dále lze konstatovat, že kvalita rekonstruovaných změn dielektrických parametrů ze simulovaných dat by mohla být vyšší, například při zvýšení počtu antén systému. V případě navrhnutého systému pro anténní páry, které jsou umístěny na vzájemně protilehlých stěnách zobrazovacího systému, jsou vykazovány malé hodnoty změn koeficientů přenosu a tyto koeficienty nemají na rekonstrukci vliv. Pro další návrh systému bych proto doporučil vyšší počet antén, například 16 nebo 24 ve dvou nebo třech prokládaných rovinách.

## 5.4 Měřené dielektrické parametry

Změřené průběhy dielektrických parametrů ve frekvenčním rozmezí 10 MHz – 3 GHz jsou zobrazeny v kapitole 4.4, jak pro fantom lidské hlavy (obr. 4.12), tak pro vzorky CMP (obr. 4.13 a obr. 4.14), spolu s intervalem, ve kterém se s 95% pravděpodobností nachází skutečná měřená veličina. Z okometrického vyhodnocení je z grafů patrné, že tento interval je poměrně úzký, což ukazuje na přesnost a opakovatelnost měření, kterou potvrzují i hodnoty v tab. 4.2. Standardní nejistota typu A pro elektrickou vodivost je rovna nule, viz tab. 4.2. To znamená, že její hodnota byla tak malá, že po zaokrouhlení na dvě desetinná místa, ji nebylo možné zapsat. Pro výpočty nejistot však uvažována byla.

Vzorky CMP byly připravovány na základě předpokladu, že pro ISCH CMP se dielektrické parametry mozkové tkáně snižují a pro Hem CMP naopak zvyšují. Jak je vidět z tab. 4.1, tak tento předpoklad připravené vzorky splňují. V tab. 4.3 jsou porovnány výsledky změřených dielektrických parametrů připraveného fantomu lidské hlavy a jeho předpokládaných dielektrických parametrů, dle receptu z tabulky tab. 3.4. Skutečná hodnota změřené elektrické vodivosti se pohybuje v intervalu  $0,95 \pm 0,02 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ , což odpovídá předpokládané hodnotě vodivosti  $0,97 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ .

Skutečná hodnota změřené relativní permitivity se od předpokládané liší přibližně o jedna. Tento fakt je pravděpodobně způsoben rozdílnou teplotou okolí při měření dielektrických parametrů sondou DAK – 12, než je teplota pro, kterou je fantom lidské hlavy, resp. jeho dielektrické parametry, definován. Vzhledem k poklesu relativní permitivity bylo měřeno při vyšší teplotě okolí. Hodnota změřené relativní permitivity  $40,65 \pm 0,72$  není natolik odlišná od předpokládané hodnoty 41,8, aby ovlivnila přenos výkonu z motýlkových antén do fantomu. Antény budou i při těchto dielektrických parametrech excelentně přizpůsobeny.

## 5.5 Rekonstrukce dat získaných ze systému pro sledování CMP

Z důvodu neschopnosti systému pro sledování CMP změřit diferenci v dielektrických parametrech pro průměr CMP  $d_1 = 20$  mm, nejsou výsledky tohoto měření ve výsledcích v kapitole 4.5 uvedeny. Příkladem je obr. 4.15, kde je výsledek rekonstrukce změny dielektrických parametrů pro ICHS2 CMP (vzorek s nejvyšším kontrastem dielektrických parametrů vůči fantomu lidské hlavy  $\delta\epsilon_r = -21$  a  $\delta\sigma = -0,2$ ) umístěného na pozici p3 (černá kružnice). Z rozložení změn relativní permitivity je patrné, že systém nedokázal jednoznačně určit pozici CMP. Stejný pokles hodnot relativní permitivity je zobrazen i na opačném konci oblasti než je skutečně CMP umístěna. Nedošlo také ani k přiblížení se k zmíněné diferenci  $\delta\epsilon_r = -21$ . Změna elektrické vodivosti v oblasti nebyla vůbec zaznamenána. Obdobné výsledky se dostávaly i pro měření dalších vzorků CMP o průměrech  $d_1$ . Bez ohledu na druh CMP systém nedokázal ani rámcově difference v dielektrických parametrech rozpoznat. Tento fakt může být způsoben vnějšími vlivy prostředí anebo skutečností, že průměr změny je menší než polovina vlnové délky, se kterou se elektromagnetická vlna šíří skrze fantom, tj. 2,3 cm. Z tohoto důvodu bylo využito bezodrazových plátů (absorbérů), za účelem odstínění systému od vlivů okolního prostředí a byl zvětšen průměr CMP na  $d_2 = 30$  mm. Tyto dva kroky zajistily vyšší úspěšnost rekonstrukce dat. Použití absorbérů snížilo rozptyl měřených S - parametrů na jednu třetinu rozptylu oproti případu, kdy absorbéry použity nebyly. Každé měření S-parametrů odpovídající jedné situaci (kombinace konkrétní CMP, její polohy a průměru) bylo provedeno pět krát. Při rekonstrukci se tedy počítalo s S - parametry, které byly dány aritmetickým průměrem z pěti měření. Větší průměr oblasti reprezentující CMP zvýšil dosaženou změnu naměřených S - parametrů oproti S - parametrům systému bez CMP.

Na obrázku obr. 4.19 je zobrazena rekonstrukce ISCH2 CMP pro průměr  $d_2 = 30$  mm a pro případ využití absorbérů. Zde je viditelný rozdíl oproti obr. 4.15. Diference relativní permitivity je zde jednoznačně určena jak pozičně, tak hodnotou -15. Díky tomuto faktu byl pro další měření uvažován již pouze průměr změny  $d_2$  a přítomnost absorbérů. Pro toto uskupení byly v systému změřeny všechny vzorky CMP, tj. Hem2, Hem1 a ISCH1 – 3, viz obr. 4.16 - obr. 4.20. Vybrána byla pozice p3, jakožto pozice, která není vůči systému symetrická, viz dále.

Hemoragickou (Hem) CMP systém změřil pouze v jednom ze dvou případů. Pro Hem2 CMP dokázal systém změřit diferencii elektrické vodivosti a určit její pozici (obr. 4.16). Jak je vidět z obr. 4.16 (závislost difference elektrické vodivosti  $\delta\sigma$  na  $x$  souřadnici) nebo tabulky tab. 4.4 rekonstruovaná difference i odpovídala difference změřené komerčním systémem DAK – 12 od firmy SPEAG. Co se týče rozložení relativní permitivity, je na obrázku zobrazen kontrast jak směrem k vyšším hodnotám tak ale i k nižším. To znamená, že pomocí relativní permitivity nelze jednoznačně určit, o jaký druh CMP se jedná. Pro nižší kontrast dielektrických parametrů vůči fantomu lidské hlavy (Hem1 CMP) je ztracena i informace o difference elektrické vodivosti (obr. 4.7).

Pro opačný případ, tedy snížení dielektrických parametrů ve fantomu lidské hlavy (ISCH2 CMP) jsou výsledky uspokojivější. Na obr. 4.18 - obr. 4.20 jsou výsledky postupně pro všechny tři stupně změny dielektrických parametrů směrem k nižším hodnotám, než je hodnota fantomu. Zde hraje roli kontrast v rozložení relativní permitivity, na rozdíl od hemoragické CMP. Je zde lépe určena pozice a tvar ISCH2 CMP a i změřená difference relativní permitivity koreluje s difference určenou pomocí měření komerční sondou DAK - 12 (tab. 4.4). Největší rozdíl v relativní permitivitě oproti fantomu byl definován pro ISCH2 CMP, a to  $\delta\epsilon_r = -21$ . Na obr. 4.19 je rekonstruovaná změna relativní permitivity  $\delta\epsilon_r = -15$ , což je velice dobré přiblížení k reálné difference. Je zde také patrné, že rozptyl hodnot relativní permitivity mimo oblast CMP je méně než 50 % zobrazené změny v místě CMP.

Pro ISCH1 CMP a ISCH3 CMP jsou výsledky obdobné a jsou shrnuty v tab. 4.4. U všech tří ischemických změn není ovšem rekonstruována žádná informace a rozložení změn elektrické vodivosti. Náznak poklesu na pozici  $p_3$  sice existuje, ale zároveň je zde i lokální nárůst, a tak není možné určit dle difference elektrické vodivosti typ cévní mozkové příhody.

To, že systém není schopen změnu vodivosti změřit, může být způsobeno příliš malým poklesem vůči elektrické vodivosti fantomu. Při přípravě vzorků ISCH CMP nebylo možné ze substancí (voda, Propylenglykol, sůl) vytvořit takový vzorek, který by vykazoval relativní permitivitu 25 a méně a k tomu vodivost  $0,5 - 0,3 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ . Tedy vzorek, kdy by byla hodnota relativní permitivity a elektrické vodivosti snížena o stejné procento, vůči permitivitě a vodivosti fantomu lidské hlavy.

Výsledky rekonstruovaných změn dielektrických parametrů pro odlišnou pozici CMP jsou prezentovány na obr. 4.21 a obr. 4.22. Uvažována byla maximální změna dielektrických parametrů směrem nahoru (Hem2) a opačně (ISCH2) pro pozici  $p_1$ . Podobně jako v případě pozice  $p_3$  i zde je hemoragická CMP správně určena na základě změny elektrické vodivosti (obr. 4.21). Ovšem její pozice není jednoznačně dána. Z důvodu symetrie cévní mozkové příhody vzhledem k systému pro sledování CMP dochází ke snížení počtu nezávislých prvků v S – matici. To znamená, že přenos z antény č. 5 (dle obr. 3.12) na anténu č. 4 je stejný jako na anténu č. 6 atd. Dochází tedy ke ztrátě informace a zkrácení výsledného rekonstruovaného obrazu do podoby jako je na obr. 4.21. Pro ISCH2 CMP na pozici  $p_1$  platí stejný princip.

Z obecného pohledu lze schopnost systému změřit diferencí mezi dielektrickými parametry CMP a fantomu lidské hlavy hodnotit následovně. Pro čtyři z pěti případů (Hem2, ISCH1 – 3) byl systémem správně určen typ simulované CMP, jako nárůstu kontrastu dielektrických parametrů nebo naopak poklesu. U Hem CMP byl kontrast patrný na základě změny elektrické vodivosti, u ISCH naopak na základě změny relativní permitivity (tab. 4.4.). Pro všechny ISCH CMP jsou příliš malé změny elektrické vodivosti oproti elektrické vodivosti fantomu lidské hlavy na rozdíl od relativní permitivity, kterou systém detekoval.

Tyto případy správné detekce ovšem platily pouze pro průměr CMP  $d_2 = 30$  mm, nesymetrickou pozici vůči systému p3 a přítomnost bezodrazových plátů (absorbérů) rozmístěných kolem celého systému. Jestliže byl použit průměr CMP  $d_1 = 20$  mm, nebylo možné ze systému reprodukovat relevantní data (obr. 4.15). Při měření bez použití absorbérů, záležel zisk dat na stálosti okolního prostředí, zejména pak bylo třeba eliminovat pohyb osob v okolí systému. Z tohoto důvodu jsou v práci uvedeny výsledky měření pouze s absorbéry.

Výsledky rekonstruovaných změn dielektrických parametrů mohou být ovlivněny těmito skutečnostmi. Dielektrické parametry fantomu lidské hlavy a připravených vzorků CMP se mohou vlivem času měnit. Ze vzorků se odpařuje voda a tím pádem klesá jejich permitivita a naopak stoupá vodivost. Tím pádem vzniká odchylka hodnot dielektrických parametrů v době měření CMP proti době, kdy vzorky a fantom byly připraveny a změřeny systémem DAK - 12. Vlivem nedokonalosti 3D tisku vznikly v nádobě drobné netěsnosti, kterými docházelo k úniku kapaliny (fantomu). Proto byl celý systém opatřen tenkou vrstvou silikonu a umístěn do plastové nádoby (obr. 3.25). V některých místech docházelo ke styku vykapávající kapaliny s SMA konektory motýlkových antén, což mohlo mít negativní vliv na přenos signálu z konektoru na křídélka antény. V důsledku mírně unikající kapaliny (fantomu) mohly být mírně změněny podmínky měření, kdy po klesnutí hladiny pod stanovenou rysku, bylo potřeba fantom doplnit.

## 6. ZÁVĚR

Diplomová práce se zabývala metodou mikrovlnného zobrazování, konkrétně systémem pro sledování vývoje cévní mozkové příhody. Hlavní cílem práce bylo ověřit skutečnost, že pomocí mikrovlnného záření lze od sebe odlišit zdravou mozkovou tkáň a tkáň postiženou cévní mozkovou příhodou, ať už typu ischemického nebo hemoragického. Předpokladem je diference dielektrických parametrů pro zdravý mozek a mozek zasažený ischemií nebo krvácením. Ke splnění hlavního cíle práce se bylo potřeba vypořádat s dílčími úkoly, cíli práce.

Prvním dílčím cílem práce byl návrh a realizace systému pro sledování vývoje cévní mozkové příhody a výběr vhodného fantomu simulujícího lidskou hlavu. Systém byl navrhnut jako objemová nádoba s osmiúhelníkovou podstavou o rozměrech 20 a 16 cm. Pro tuto nádobu byl jako vhodný vybrán kapalinový fantom, který svými dielektrickými parametry simuluje lidskou hlavu. Systém byl realizován pomocí 3D tisku.

Druhým dílčím cílem práce byl návrh a realizace motýlkové antény, vhodné pro použití v navrhnutém systému pro sledování CMP. Předmětem návrhu bylo nalezení vhodných rozměrů antény, takových, aby byla anténa, pro danou pracovní frekvenci (1 GHz), dielektrické parametry fantomu lidské hlavy a použitý vysokofrekvenční substrát, co nejlépe impedančně přizpůsobena. Rozměry antény byly nalezeny pomocí parametrické studie provedené v komerčním simulátoru elektromagnetického pole COMSOL Multiphysics. Jejím výsledkem byl průběh koeficientu odrazu (dB) v závislosti na frekvenci (GHz). Výsledný návrh anténního prvku vykazoval pro pracovní frekvenci 1 GHz excelentní impedanční přizpůsobení s průměrnou hodnotou koeficientu odrazu - 28 dB.



Třetím dílčím cílem bylo realizování experimentu tvořeného zjednodušeným systémem pro sledování vývoje CMP (skládajícího se z osmiúhelníkové objemové nádoba, motýlkových antén a fantomu lidské hlavy) vektorovým analyzátozem obvodů (VNA) a přepínací maticí. Cílem experimentu bylo změřit pomocí VNA S – matice pro fantom lidského mozku se simulovanými pěti různými změnami dielektrických parametrů, relativní permitivity a elektrické vodivosti. Tyto změny napodobovaly oblasti mozku postižené CMP. Jestliže byly dielektrické parametry vzorku CMP vyšší než dielektrické parametry fantomu lidské hlavy, byla simulována hemoragická (Hem1 a Hem2) CMP, v opačném případě ischemická (ISCH1 - 3) CMP. Na základě těchto změn bylo možné změřená data rekonstruovat pomocí již existujícího algoritmu pro diferenciální mikrovlnné zobrazování a porovnat s dielektrickými parametry změřenými komerčně dostupným systémem. Tím zhodnotit schopnost systému změřit danou diferencii v dielektrických parametrech a rozeznat ischemie nebo krvácení. V systému bylo simulováno pět změn dielektrických parametrů (Hem1, Hem2 a ISCH1 – 3). S – matice byly nejprve změřeny pro homogenní fantom bez CMP (bylo provedeno vždy pět měření) a poté pro fantom se simulovanou CMP. Na základě vygenerovaných vektorů intenzity elektrického pole z numerických simulací pro fantom bez CMP a rozdílu měřených S – matic (pro fantom bez CMP a s CMP) byla pomocí algoritmu rekonstruována změna relativní permitivity a elektrické vodivosti v každém voxelu (pixelu) sledované oblasti.

Výsledky rekonstruovaných změn dielektrických parametrů hovoří takto. Systém je schopen změřit změnu relativní permitivity nebo elektrické vodivosti, avšak za přítomnosti několika podmínek.

- Systém nebyl schopen změřit jakoukoli změnu dielektrických parametrů, pokud oblast reprezentující CMP měla průměr  $d_1 = 20$  mm.
- Ze systému jsou získána věrohodnější data při přítomnosti bezodrazových plátů rozmístěných kolem systému.
- Výsledek rekonstruovaných změn závisí na pozici CMP. Pro symetrickou pozici CMP vůči systému jsou rekonstruované změny dielektrických parametrů zkresleny.

- Nejvěrohodnějších výsledků rekonstrukce je dosaženo pro průměr změny  $d_2 = 30$  mm, pozici p3 (asymetrická vůči systému) a přítomnost bezodrazových plátů

Pro tuto poslední podmínku jsou výsledky následující. Systém správně určil 4 z 5 simulovaných cévních mozkových příhod: Hem2, ISCH1, ISCH2 a ISCH3.

- Pozici hemoragické CMP (Hem2) byl schopen systém určit na základě difference v elektrické vodivosti. Rekonstruovaná změna je  $0,5 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ . Změřená změna elektrické vodivosti pomocí komerčně dostupného systému je  $0,6 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ .
- Pozici ischemické CMP (ISCH1) systém určil na základě difference relativní permitivity. Rekonstruovaná změna činila -11 a změřená -16.
- Pozici ischemické CMP (ISCH2) systém určil na základě difference relativní permitivity. Rekonstruovaná změna činila -15 a změřená -21.
- Pozici ischemické CMP (ISCH3) systém určil na základě difference relativní permitivity. Rekonstruovaná změna činila -9 a změřená -10.

K prezentovaným výsledkům je třeba dodat, že tento systém je prvním prototypem zjednodušeného systému pro mikrovlnné sledování CMP na ČVUT v Praze a dle námi dostupných informací i v ČR. Potenciál pro jeho zlepšení vidím ve většině parametrů systému. K použití anténních elementů bych navrhoval prvky omezující vyzařování mikrovln mimo zobrazovanou oblast, tj. planární antény se zemnicí rovinou nebo vlnodivé anténní prvky). Tyto anténní prvky by mohly eliminovat potřebu použití bezodrazných plátů. Navrhl bych také provést studii optimálního počtu a pozic anténních prvků v systému. Dalším prostorem pro zlepšení je 3D tisk nebo volba jiné technologie výroby. V neposlední řadě je třeba testovat další typy algoritmů jako BIM, DBM nebo DBIM.

Závěrem je třeba poznamenat, že všechny cíle práce byly splněny, a že i přes veškeré zjevné nedostatky tohoto systému jsou naměřená data velmi cenná a pomohou v budoucnu vývoji dalších prototypů, které budou lépe odpovídat reálné situaci a poskytovat lepší výsledky.

---

## SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] TICHÁČEK, MUDr. Milan a MUDr. Jarmila DRÁBKOVÁ. *Náhlé cévní mozkové příhody* [online]. Praha, 2001 [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: [www.cls.cz/dokumenty2/os/r034.rtf](http://www.cls.cz/dokumenty2/os/r034.rtf)
- [2] KALITA, Zdeněk. *Akutní cévní mozkové příhody: Patofyziologie, diagnostika, management*. Praha: Maxdorf, 2007. ISBN 978-80-8591-226-5.
- [3] BRUTHANS, CSc., FESC, MUDr. Jan. *Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod*. *Remedia* [online]. 2009 [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: <http://www.remedia.cz/Clanky/Prehledy-nazory-diskuse/Epidemiologie-a-prognoza-cevnych-mozkovych-prihod/6-F-Bn.magarticle.aspx>
- [4] KLÍMA, MUDr. Miroslav. *Akutní mozková hemoragie - Diagnostika a léčba* [online]. Praha, 2002 [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2002/06/13.pdf>
- [5] The European Stroke Organisation (ESO) Executive Committee and the ESO Writing Committee. *Guidelines for Management of Ischaemic Stroke and Transient Ischaemic Attack 2008* [online]. 2008 [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/Pdf/131083>
- [6] L. SAVER, MD, Jeffrey. *Time Is Brain—Quantified* [online]. Dallas, 2005 [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/37/1/263.full.pdf+html>
- [7] NEUMANN, MUDr. Jiří a kolektiv. *Doporučený postup pro intravenózní trombolýzu v léčbě akutního mozkového infarktu* [online]. Praha, 2014 [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: [http://cmp-manual.wbs.cz/-guidelines-/Stroke/4655\\_20606\\_doporuceny\\_postup\\_pro\\_ivt\\_definitivni\\_verze\\_unor\\_2014.pdf](http://cmp-manual.wbs.cz/-guidelines-/Stroke/4655_20606_doporuceny_postup_pro_ivt_definitivni_verze_unor_2014.pdf)
- [8] SMITH, MD, MPH, FAHA, Eric E. a Rudiger von KUMMER, MD ,FAHA. *Door-to-needle times in acute ischemic stroke: How low can we go?* [online]. 2012 [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: [http://www.heart.org/idc/groups/heart-public/@wcm/@mwa/documents/downloadable/ucm\\_453278.pdf](http://www.heart.org/idc/groups/heart-public/@wcm/@mwa/documents/downloadable/ucm_453278.pdf)
- [9] POUŠEK, Lubomír. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2000. ISBN 8001021521.

- [10] HAYNES, Mark, John STANG a Mahta MOGHADDAM. *Real-time Microwave Imaging of Differential Temperature for Thermal Therapy Monitoring* [online]. 2014 [cit. 2016-05-19]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6746099>
- [11] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fyzika - Vysokoškolská učebnice obecné fyziky*. Brno: VUTIUM, 2000. ISBN 80-214-1869-9.
- [12] PASTORINO, Matteo. *Microwave Imaging*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2010. ISBN 978-0-470-27800-0.
- [13] SEMENOV, Seguei Y. a Robert H. SVENSON. *Dielectric properties of canine acute and chronic myocardial infarction at a cell relaxation spectrum. 1. Experiments*. [online]. 1997 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org.dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=754504>
- [14] SEMENOV, Seguei Y. a Robert H. SVENSON. *Dielectrical Spectroscopy of Canine Myocardium During Acute Ischemia and Hypoxia at Frequency Spectrum From 100 kHz to 6 GHz* [online]. 2002 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org.dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1021938>
- [15] SEMENOV, Serguei Y. a Robert H. SVENSON. *MYOCARDIAL ISCHEMIA and INFARCTION CAN BE DETECTED by Microwave Spectroscopy. 1. Experiemntal Evidence* [online]. 1996 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org.dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=647454>
- [16] GABRIEL, S., R. W. LAU a C. GABRIEL. *The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues* [online]. 1996 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/41/11/003/pdf>
- [17] MOHAMMED, B., A. ABBOSH a D. IRELAND. *Directive Wideband Antenna for Microwave Imaging System for Brain Stroke Detection* [online]. 2012 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org.dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6421688>
- [18] MOHAMMED, B., A. ABBOSH, A. T. MOBASHSHER a S. MUSTAFA. *Ultra Wideband Antenna for Portable Brain Stroke Diagnostic System* [online]. 2013 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org.dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6756163>

- [19] TREFNÁ, Hana a Mikael PERSSON. *Antenna Array Design for Brain Monitoring* [online]. Göteborg, Švédsko, 2010 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog/cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4619683>
- [20] BALANIS, C.A. *Antenna theory: Analysis and design*. New York: John Wiley & Sons, INC., 1997. ISBN 0-471-59268-4.
- [21] S - Parameters. *Antenna Theory* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.antenna-theory.com/definitions/sparameters.php>
- [22] S - Parameters. *Microwaves101* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <https://www.microwaves101.com/encyclopedias/438-s-parameters-microwave-encyclopedia-microwaves101-com>
- [23] POZAR, David M. *Microwave Engineering*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2012. ISBN 978-0-470-63155-3.
- [24] SCHANTZ, Hans. *The Art and Science of Ultra-Wideband Antennas*. Londýn: Artech House, 2005. ISBN 1580538886.
- [25] MOBASHSHER, A. T., A. M. MOBASHSHER a Y. WANG. *Microwave System to Detect Traumatic Brain Injuries Using Compact Unidirectional Antenna and Wideband Transceiver With Verification on Realistic Head Phantom* [online]. 2014 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog/cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6873338>
- [26] MOHAMMED, B., A. M. ABBOSH, S. MUSTAFA a D. IRELAND. *Microwave System for Head Imaging* [online]. 2014 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog/cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6588310>
- [27] *Medfield Diagnostics* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.medfielddiagnostics.com/>
- [28] PERSSON, Mikael a Andreas FHAGER. *Microwave-Based Stroke Diagnosis Making Global Prehospital Thrombolytic Treatment Possible* [online]. 2014 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog/cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6832574>

- [29] KRISHNAN, Sarathy. *Microwave Measurements on Brain Phantom for Brain stroke Diagnosis* [online]. Göteborg, Švédsko, 2011 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/153304.pdf>. Diplomová práce. Chalmers University of Technology. Vedoucí práce Stefan Kidborg.
- [30] SCAPATICCI, R., L. DI DONATO, I. CAPATANO a L. CROCCO. *A Feasibility Study on Microwave Imaging for Stroke Monitoring* [online]. 2012 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://onlinewww.jpier.org/PIERB/pierb40/14.12022006.pdf>
- [31] SCAPATICCI, R., O. M. BUCCI, I. CAPATANO a L. CROCCO. *Robust Microwave Imaging for Brain Stroke Monitoring* [online]. 2013 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog.cvut.cz/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=6546218&queryText%3DRobust+microwave+imaging+for+brain+stroke+imaging>
- [32] IRISHINA, Natalia a Aurora TORRENTE. *Brain Stroke Detection by Microwaves Using Prior Information from Clinical Databases* [online]. 2013 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/aaa/2013/412638/abs/>
- [33] IRELAND, D. a M. BIALKOWSKI. *Microwave Head Imaging for Stroke Detection* [online]. 2011 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.jpier.org/PIERM/pierm21/12.11082907.pdf>
- [34] IRELAND, D., K. BIALKOWSKI a A. ABBOSH. *Microwave imaging for brain stroke detection using Born iterative method* [online]. 2013 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6583905>
- [35] SPURNÝ, Pavel. *Návrh, výroba a testování fantomů pro mikrovlnné zobrazování*. Kladno, 2014. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Dr. - Ing. Jan Vrba, M.Sc.
- [36] MOHAMMED, B., A. ABBOSH, B. HENIN a P. SHARPE. *Head Phantom for Testing Microwave Systems for Head Imaging* [online]. 2012 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6473320>
- [37] MOBASHSHER, A. T. a A. M. ABBOSH. *Three-Dimensional Human Head Phantom With Realistic Electrical Properties and Anatomy* [online]. 2014 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6860287>

- [38] TESAŘÍK, Jan. *UWB anténa pro mikrovlnné zobrazování*. Kladno, 2014. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze. Vedoucí práce Ing. David Vrba, Ph.D.
- [39] ŠKVOR, Zbyněk. *Impedanční přizpůsobení* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.skvor.cz/pdf/impmatch2.pdf>
- [40] RO4000® Series High Frequency Circuit Materials. *Rogers Corporation* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.rogerscorp.com/documents/726/acs/RO4000-LaminatesData-sheet.pdf>
- [41] DOUGLAS, Mark, Wolfgang KAINZ a a kol. *IEEE Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Head from Wireless Communications Devices: Measurement Techniques* [online]. 2013 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6589093>
- [42] MOBASHSHER, A. T. a A. M. ABBOSH. *Artificial Human Phantoms: Human proxy in testing microwave apparatus that have electromagnetic interaction with the human body* [online]. 2015 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7118329>
- [43] COMSOL, Multiphysics. *Introduction to COMSOL Multiphysics* [online]. 2015 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://cdn.comsol.com/documentation/5.1.0.180/IntroductionToCOMSOLMultiphysics.pdf>
- [44] *Humusoft: COMSOL Multiphysics* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.humusoft.cz/comsol/>
- [45] BLAHETA, Radim. *Matematické modelování a metoda konečných prvků* [online]. Ostrava, 2012 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: [http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/numericke\\_metody\\_2.pdf](http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/numericke_metody_2.pdf)
- [46] ROHDE & SCHWARZ. *R&S®ZNB/ZNBT User Manual* [online]. 2016 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: [https://cdn.rohde-schwarz.com/pws/dl/downloads/dl\\_common\\_library/dl\\_manuals/gb\\_1/z/znb\\_1/ZNB\\_ZNBT\\_UserManual\\_en\\_33.pdf](https://cdn.rohde-schwarz.com/pws/dl/downloads/dl_common_library/dl_manuals/gb_1/z/znb_1/ZNB_ZNBT_UserManual_en_33.pdf)

- [47] ROHDE & SCHWARZ. *R&S® ZN-Z84 Switch Matrix User Manual* [online]. 2016 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: [http://cdn.rohde-schwarz.com/pws/dl\\_downloads/dl\\_common\\_library/dl\\_manuals/gb\\_1/z/zn\\_zxxx/ZN-Z84\\_UserManual\\_en\\_02.pdf](http://cdn.rohde-schwarz.com/pws/dl_downloads/dl_common_library/dl_manuals/gb_1/z/zn_zxxx/ZN-Z84_UserManual_en_02.pdf)
- [48] BEGLEY, Shelley. *Electromagnetic Properties of Materials: Characterization at Microwave Frequencies and Beyond* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://cama-group.net/files/pdf/webinar.pdf>
- [49] DAKS-12: DAK System for 10 MHz – 3 GHz. *SPEAG* [online]. [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.speag.com/products/dak/dak-dielectric-probe-systems/daks-12/>
- [50] SCAPATICCI, R., O. M. BUCCI, I. CATAPANO a L. CROCCO. *Differential Microwave Imaging for Brain Stroke Followup* [online]. 2014 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/ijap/2014/312528/abs/>
- [51] CROCCO, L., I. CATAPANO, L. DI DONATO a T. ISERNIA. *The Linear Sampling Method as a Way to Quantitative Inverse Scattering* [online]. 2012 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog/cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6142024>
- [52] BAKER, Kirk. *Singular Value Decomposition Tutorial* [online]. 2013 [cit. 2016-05-09]. Dostupné z: [https://www.ling.ohio-state.edu/~kbaker/pubs/Singular\\_Value\\_Decomposition\\_Tutorial.pdf](https://www.ling.ohio-state.edu/~kbaker/pubs/Singular_Value_Decomposition_Tutorial.pdf)
- [53] ZAMANI, Ali, Amin M. ABBOSH a Almed T. MOBASHSHER. *Fast Frequency-Based Multistatic Microwave Imaging Algorithm With Application to Brain Injury Detection* [online]. 2016 [cit. 2016-05-10]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog/cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7383343>
- [54] 3D printer Renkforce RF1000 Single extruder, incl. Franzis Design CAD 3D. *Conrad* [online]. [cit. 2016-05-11]. Dostupné z: <http://www.conrad.com/ce/en/product/1007508/3D-printer---renkforce---RF1000---Single-extruder-incl-Franzis-Design-CAD-V24-3D->
- [55] FRANK, Ing. Petr. Metodika zabezpečování optimální přesnosti měření v souladu s metrologickou confirmací [online]. Brno, 2009 [cit. 2016-05-14]. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=19325](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=19325). Teze k disertační práci. Vysoké učení technické v Brně.



## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obr. 1.1</b>	Schématiké znázornění principu mikrovlnné tomografie, kde zelené body jsou 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, převzato a upraveno z [12] .....	6
<b>Obr. 1.2</b>	Schematické znázornění S – parametrů pro systém se dvěma porty (dvojbran), převzato a upraveno z [22].....	9
<b>Obr. 1.3</b>	Schématiké uspořádání systému pro mikrovlnné zobrazování dle [25] .....	12
<b>Obr. 1.4</b>	Znázornění experimentálního systému pro mikrovlnné zobrazování dle [26], tvořeného fantomem lidské hlavy, polem antén a vektorovým analyzátozem obvodů .....	13
<b>Obr. 1.5</b>	Zobrazení generací systémů pro detekci CMP, vlevo první generace helmy, vpravo čtvrtá generace (zavedena do praxe a komerčního prodeje) [28] [29].....	14
<b>Obr. 1.6</b>	Systém Strokefinder R10 situovaný u nemocničního lůžka [29] .....	14
<b>Obr. 1.7</b>	Příklad rekonstruovaného řezu mozkové tkáně s oblastí CMP [30] .....	15
<b>Obr. 1.8</b>	Příklad závislosti relativní permitivity $\epsilon_r$ (-) a elektrické vodivosti $\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ ) na frekvenci elektromagnetické vlny $f$ (MHz) .....	17
<b>Obr. 3.1</b>	Příklad podoby motýlkové antény vyleptané na substrátu [38] .....	19
<b>Obr. 3.2</b>	Motýlková anténa vymodelovaná v programu COMSOL Multiphysics, pohled shora .....	20
<b>Obr. 3.3</b>	Vymodelovaný koaxiální SMA port pro napájení motýlkové antény, pohled zdola .....	21
<b>Obr. 3.4</b>	Motýlková anténa s blokem simulující mozkovou tkáň.....	21
<b>Obr. 3.5</b>	Zobrazení parametrů $a$ , $b$ a $c$ (mm) popisujících geometrii motýlkové antény.....	23
<b>Obr. 3.6</b>	Podoba realizované motýlkové antény, pohled shora .....	25
<b>Obr. 3.7</b>	Napájecí SMA konektor motýlkové antény, pohled zdola.....	26
<b>Obr. 3.8</b>	Uvažovaný tvar lidské hlavy jako elipsy (řez v horizontální rovině) a rozmístění antén .....	28
<b>Obr. 3.9</b>	2D model systému pro sledování cévní mozkové příhody, rozmístění antén kolem pravidelného osmiúhelníku, pohled shora.....	28
<b>Obr. 3.10</b>	3D model systému pro sledování cévní mozkové příhody s motýlkovými anténami .....	29

<b>Obr. 3.11</b>	3D model systému pro sledování cévní mozkové příhody s motýlkovými anténami a různými pozicemi pro umístění válce simulujícího mozkovou příhodu (změnu dielektrických parametrů fantomu), vhléd shora .....	30
<b>Obr. 3.12</b>	Zobrazení pozic $p_1$ , $p_2$ a $p_3$ pro umístění válce v souřadném systému $xy$ a čísel kolem rozmístěných motýlkových antén (červeně) .....	31
<b>Obr. 3.13</b>	3D tiskárna Renkforce RF1000 [54] .....	32
<b>Obr. 3.14</b>	Prostředí 3D tisku včetně tiskárny Renkforce RF1000 a PC se softwarem Franzis DesignCAD 3D Print určeného pro ovládání tiskárny a nastavení parametrů tisku .....	33
<b>Obr. 3.15</b>	Detail realizovaného systému pro sledování vývoje CMP s připojenými motýlkovými anténami .....	33
<b>Obr. 3.16</b>	Modelovací strom programu COMSOL Multiphysics pro výpočty ve frekvenční oblasti elektromagnetického pole.....	34
<b>Obr. 3.17</b>	Detail výpočetní sítě pro model systému sledující vývoj cévní mozkové příhody .....	37
<b>Obr. 3.18</b>	Numerický model lidské hlavy jako pravidelného osmiúhelníku a kolem rozmístěných motýlkových antén dle rozměrů modelu systému pro sledování cévní mozkové příhody z kapitoly 3.2.1, umístění válce pro změnu dielektrických parametrů je možné, jako je zmíněno v kapitole 3.2.1 .....	39
<b>Obr. 3.19</b>	Vektorový analyzátor od firmy Rohde & Schwarz, typ ZNB 4 [46] .....	40
<b>Obr. 3.20</b>	Přepínací matice od firmy Rohde & Schwarz, typ ZN – Z84 [47] .....	41
<b>Obr. 3.21</b>	Zobrazení základního principu měření dielektrických parametrů otevřeným koncem koaxiálního vedení, převzato a upraveno z [48].....	42
<b>Obr. 3.22</b>	Prostředí měření charakteristik motýlkových antén pomocí VNA vlevo a kalibrační standard vpravo .....	43
<b>Obr. 3.23</b>	Prostředí měření dielektrických parametrů pomocí DAK Schmid & Partner Engineering AG, vpravo sonda otevřeného konce koaxiálního vedení, uprostřed VNA od firmy Keysight a vlevo počítač se softwarem pro zobrazení měřených dat.....	44
<b>Obr. 3.24</b>	Měřicí prostředí experimentu (VNA, přepínací matice a navržený systém pro sledování CMP).....	45
<b>Obr. 3.25</b>	Pohled na systém pro sledování CMP shora a příklad umístění válce (změna dielektrických parametrů) .....	45
<b>Obr. 3.26</b>	Zobrazení systému pro sledování vývoje CMP a kolem rozmístěných bezodrazových (absorpčních) plátů.....	48
<b>Obr. 4.1</b>	Výsledek první fáze parametrické studie pro motýlkovou anténu, jejíž rozměry jsou popsány parametry $a$ , $b$ , $c$ (mm). V grafu jsou znázorněny průběhy koeficientu odrazu $S_{11}$ (dB) v závislosti na frekvenci $f$ (GHz) .....	52

<b>Obr. 4.2</b>	Výsledek druhé fáze parametrické studie pro motýlkovou anténu, jejíž rozměry jsou popsány parametry $a, b, c$ (mm). V grafu jsou znázorněny průběhy koeficientu odrazu $S_{11}$ (dB) v závislosti na frekvenci $f$ (GHz) .....	53
<b>Obr. 4.3</b>	Výsledek třetí fáze parametrické studie pro motýlkovou anténu, jejíž rozměry jsou popsány parametry $a, b, c$ (mm). V grafu jsou znázorněny průběhy koeficientu odrazu $S_{11}$ (dB) v závislosti na frekvenci $f$ (GHz) .....	53
<b>Obr. 4.4</b>	Rozměry navrhnuté motýlkové antény dle výsledků parametrické studie (kapitola 3.1.2), kde parametr $a = 25$ mm, $b = 16,75$ mm a $c = 2$ mm.....	54
<b>Obr. 4.5</b>	Změřené průběhy koeficientu odrazu $S_{11}$ (dB) v závislosti na frekvenci $f$ (MHz) pro všech osm vyrobených motýlkových antén .....	55
<b>Obr. 4.6</b>	Porovnání změřeného průběhu koeficientu odrazu $S_{11}$ (dB) antén č. 5 a 8 s výsledkem numerických simulací (parametrická studie) .....	55
<b>Obr. 4.7</b>	Zobrazení S - parametrů $S_{ij}$ (dB) pro systém se simulovanou změnou dielektrických parametrů (CMP Hem a CMP ISCH) a bez změny v závislosti na $ij$ , kde $j$ je vysílací anténa systému a $i$ přijímací. Pozice změny $p_3$ a průměr změny 20 mm .....	56
<b>Obr. 4.8</b>	Zobrazení S - parametrů $S_{ij}$ (dB) pro systém se simulovanou změnou dielektrických parametrů (Hem CMP) o dvou odlišných průměrech, $d_1 = 20$ mm $d_2 = 30$ mm, v závislosti na $ij$ , kde $j$ je vysílací anténa systému a $i$ přijímací. Pozice změny $p_3$ .....	57
<b>Obr. 4.9</b>	Zobrazení S - parametrů $S_{ij}$ (dB) pro systém se dvěma pozicemi změny dielektrických parametrů (Hem CMP) $p_3$ a $p_1$ , pro průměr změny $d_2 = 30$ mm .....	58
<b>Obr. 4.10</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z výsledků numerických simulací pro ISCH CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_3$ , černým kruhem je zobrazena skutečná pozice CMP.....	59
<b>Obr. 4.11</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo), z výsledků numerických simulací pro Hem CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_3$ , černým kruhem je zobrazena skutečná pozice CMP.....	60
<b>Obr. 4.12</b>	Změřené průběhy dielektrických parametrů, relativní permitivity $\epsilon_r$ (-)(-) vlevo a elektrické vodivosti $\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ ) vpravo, v závislosti na frekvenci $f$ (MHz), pro připravený fantom lidské hlavy, dle tabulky 3.4. V obou grafech je pomocí $U_c$ zobrazen interval, ve kterém se s 95% pravděpodobností vyskytuje skutečná naměřená hodnota. ....	61
<b>Obr. 4.13</b>	Změřené průběhy dielektrických parametrů, relativní permitivity $\epsilon_r$ (-) (-) vlevo a elektrické vodivosti $\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ ) vpravo, v závislosti na frekvenci $f$ (MHz), pro připravené vzorky hemoragické CMP, Hem1 a Hem2. V obou grafech je pomocí $U_c$ zobrazen interval, ve kterém se s 95% pravděpodobností vyskytuje skutečná naměřená hodnota. ....	61

<b>Obr. 4.14</b>	Změřené průběhy dielektrických parametrů, relativní permitivity $\epsilon_r$ (-) (-) vlevo a elektrické vodivosti $\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ ) vpravo, v závislosti na frekvenci $f$ (MHz), pro připravené vzorky ischemické CMP, ISCH1, ISCH2 a ISCH3. V obou grafech je pomocí UCzobrazen interval, ve kterém se s 95% pravděpodobností vyskytuje skutečná naměřená hodnota. ....	62
<b>Obr. 4.15</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH2 CMP s průměrem $d_1$ na pozici $p_3$ , bez přítomnosti bezodrazových plátů .....	64
<b>Obr. 4.16</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro Hem2 CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_3$ .....	65
<b>Obr. 4.17</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro Hem1 CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_3$ .....	65
<b>Obr. 4.18</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH1 CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_3$ .....	66
<b>Obr. 4.19</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH2 CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_3$ .....	66
<b>Obr. 4.20</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH3 CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_3$ .....	67
<b>Obr. 4.21</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro Hem2 CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_1$ .....	67
<b>Obr. 4.22</b>	Zobrazení rekonstruovaných změn relativní permitivity (vlevo) a elektrické vodivosti (vpravo) z naměřených dat pro ISCH2 CMP s průměrem $d_2$ na pozici $p_1$ .....	68