



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Návrh mikrovlnného zobrazovacího systému pro
testování detekce cévní mozkové příhody na 3D
fantomu lidské hlavy

Design of microwave imaging system for testing of
brain stroke detection on 3D phantom of human
head

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Josef Hrnčír

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jan Tesařík

Kladno 2017



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Hrnčíř** Jméno: **Josef** Osobní číslo: **434196**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský inženýr**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Návrh mikrovlnného zobrazovacího systému pro testování detekce cévní mozkové příhody na 3D fantomu lidské hlavy

Název diplomové práce anglicky:

Design of microwave imaging system for testing of brain stroke detection on 3D phantom of human head

Pokyny pro vypracování:

Cílem této diplomové práce je navrhnout a realizovat mikrovlnný zobrazovací (MWI) systém vhodný pro testování detekce cévní mozkové příhody (CMP) na 3D fantomu lidské hlavy. Pro geometrii MWI systému upravte již existující anténní elementy z hlediska vnějších rozměrů a elementy zadejte do výroby. Geometrii MWI systému vytiskněte na 3D tiskárně, osadte anténami a realizujte součást systému zajišťující kontakt anténních elementů s fantomem hlavy skrze přizpůsobovací kapalinu. Dále navrhnete a realizujete 3D fantom lidské hlavy takový, aby obsahoval proměnnou geometrii fantomu CMP. Provedte měření S - parametrů pro různé polohy a velikosti CMP. Naměřená data rekonstruuje pomocí již existujícího algoritmu pro diferenciální mikrovlnné zobrazování. Následně je porovnejte s daty měřeními pomocí komerčně dostupné koaxiální sondy, které statisticky vyhodnoťte pomocí nejistot měření. Jako poslední diskutujte schopnost MWI systému sledovat CMP ve fantomu lidské hlavy.

Seznam doporučené literatury:

- [1] M. Pastorino, Microwave Imaging, ed. 1, Wiley John + Sons, 2010, ISBN 978-0470278000
- [2] D. M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788
- [3] Jan Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1, ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Jan Tesařík

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.

Datum zadání diplomové práce: **27.02.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2020**


prof. Ing. Peter Kneppo, DrSc.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Návrh mikrovlnného zobrazovacího systému pro testování detekce cévní mozkové příhody na 3D fantomu lidské hlavy“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně 16.5. 2019

.....

Josef Hrnčíř

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu diplomové práce Ing. Janu Tesaříkovi za poskytnuté konzultační hodiny, za cenné rady a trpělivost při zpracování této práce na téma „Návrh mikrovlnného zobrazovacího systému pro testování detekce cévní mozkové příhody na 3D fantomu lidské hlavy“.

ABSTRAKT

Cílem této práce bylo navrhnutí mikrovlnného zobrazovacího systému (MWI) pro testování detekce cévní mozkové příhody na 3D fantomu lidské hlavy. V dílčích krocích byla navržena a vyrobeny H slotové antény, geometrie sloužící k uchycení těchto antén a fantom lidské hlavy obsahující proměnnou geometrii hemoragické i ischemické CMP. K návrhu veškerých komponent byl použit CAD nástroj, ať už Autodesk Inventor Professional 2020, tak i tento modul obsažený v programu Comsol Multiphysics. Program Comsol Multiphysics byl také použit k numerickým simulacím při návrhu antén i simulaci realizovaného MWI systému skládajícího se z 24 antén. Antény byly vyrobeny firmou Pragoboard s.r.o. a geometrie k uchycení antén spolu s fantomem lidské hlavy pomocí 3D tiskárny Original Prusa i3 mk2 z materiálu PETG. K vytvoření fantomů lidské hlavy a hemoragické a ischemické CMP byly namíchány roztoky, mající odpovídající dielektrické parametry (relativní permitivita (-) a elektrická vodivost ($S \cdot m^{-1}$)). V dalším kroku byl realizován systém zajišťující kontakt antén s fantomem lidské hlavy skrze přizpůsobovací kapaliny. Tuto přizpůsobovací kapalinu bylo do systému možné nalít díky plavecké čepici, který byla připevněna ke geometrii MWI, čímž vznikl uzavřený prostor. Jako přizpůsobovací kapalina byl využit roztok fantom lidské hlavy, pro který byly vyrobené antény impedančně přizpůsobeny. Takto sestavený MWI systém byl použit k naměření S – parametrů v 19 různých situacích. Jednalo se o jedno měření s prázdným systémem, a měření systému s hemoragickou a ischemickou CMP. Ke zpracování naměřených dat byl využit již existující rekonstrukční algoritmus, který využíval diferenční metodu zobrazování. Bohužel se pomocí tohoto algoritmu nepodařilo zrekonstruovat rozložení komplexní permitivity. Je tedy nutné se v budoucnu více zaměřit na limitace a možnosti rekonstrukčního algoritmu využívajícího metody Bornovi aproximace a TSVD pro komplexní 3D MWI systémy. V závěru je třeba zmínit, že se jednalo o realizaci prvního 3D MWI systému v ČR.

Klíčová slova

Mikrovlnný zobrazovací systém, cévní mozkové příhody, dielektrické parametry, anténní element, rekonstrukční algoritmus,

ABSTRACT

The main goal of this work was to design and realize microwave imaging system for testing of brain stroke detection on the 3D phantom of human head. As first was designed and produced H slot antennas, then the geometry used to attach these antennas and phantom of human head with variable geometry to both hemorrhagic and ischemic CMP. CAD softwares such as Autodesk Inventor 2020 and Comsol Multiphysics were used for design all of the parts of the system. Comsol Multiphysics was used for numerical simulations and design of implementation and realization of realized MWI system consisting of 24 antennas. The antennas were manufactured by Pragoboard s.r.o. and geometry to attach antennas along with the human head phantom were printed by Original Prusa i3 mk2 3D printer from material PETG. To create phantom of the human head and haemorrhagic and ischemic stroke have been mixed different substances which had dielectric parameters (relative permittivity (-) and electrical conduction($S \cdot m^{-1}$)) of real tissues. This matching medium was injected into a system which, thanks to the bathing cap created contact between antennas and phantom of human head. As matching medium was used substance of phantom of human brain same like in the phantom of the human head. The MWI system thus assembled was used to measure S-parameters in 19 different situations. It was a single measurement with an empty system, and a measurement of the hemorrhagic and ischemic CMP system. An existing reconstruction algorithm using a differential imaging method was used to process the measured data. Unfortunately, this algorithm failed to reconstruct the distribution of complex permittivity. It is therefore necessary to focus more on the limitations and possibilities of the reconstruction algorithm using the Born approximation and TSVD methods for complex 3D MWI systems in the future. In conclusion, it should be mentioned that it was the realization of the first 3D MWI system in the Czech Republic.

Keywords

Microwave imaging system, stroke, dielectric parameters, antenna element, reconstruction algorithm

Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	10
Seznam symbolů.....	10
Seznam zkratek.....	11
1 Úvod	12
1.1 Přehled současného stavu.....	12
1.1.1 Cévní mozková příhoda.....	12
1.1.2 Dělení cévních mozkových příhod a léčba.....	13
1.1.3 Konvenční metody.....	14
1.1.4 Dielektrické vlastnosti lidských tkání	16
1.1.5 Antény a S-parametry.....	19
1.1.6 Rekonstrukční algoritmy	23
1.1.7 Aktuálně dostupné systémy.....	25
1.2 Cíle práce.....	32
2 Metody	33
2.1 Návrh a realizace antény	33
2.1.1 Návrh anténního elementu.....	33
2.1.2 Výroba motýlkové antény	36
2.2 Návrh a realizace systému a fantomu lidské hlavy	40
2.2.1 Návrh systému MWI	40
2.2.2 Návrh fantomu lidské hlavy s proměnnou geometrií CMP.....	43
2.2.3 Realizace MWI systému a fantomu lidské hlavy	47
2.3 Zajištění kontaktu antén s fantomem lidské hlavy	51
2.4 Numerické simulace	52
2.4.1 Modelovací strom.....	53
2.4.2 Sledované parametry	55
2.5 Technické zajištění systému.....	56

2.5.1	Vektorový analyzátor R&S® FSH8	56
2.5.2	Vektorový analyzátor obvodů R&S ZNB 4	57
2.5.3	Přepínací matice R&S® ZN – Z84	58
2.5.4	Speag DAK – 12	58
2.6	Měření	59
2.6.1	Měření dielektrických parametrů roztoků	59
2.6.2	Měření charakteristik vyrobených antén	60
2.6.3	Měření pomocí realizovaného MWI systému	60
2.7	Zpracování naměřených dat	63
2.7.1	Rekonstrukční algoritmus	64
2.7.2	Statistické zpracování měřených dat	65
3	Výsledky	66
3.1.1	Návrh H slotové antény	66
3.1.2	Měření charakteristik realizovaných antén	67
3.1.3	Měření dielektrických parametrů	69
3.1.4	Měření S – parametrů pomocí MWI systému	71
3.1.5	Rekonstrukce rozložení relativní permitivity ϵ_r a elektrické vodivosti σ 73	
3.1.6	Rekonstrukce syntetických dat	74
4	Diskuse	76
4.1	H slotové antény	76
4.2	Geometrie pro uchycení antén	77
4.3	Fantom lidské hlavy s proměnlivým CMP	78
4.4	Zajištění kontaktu antén s fantomem lidské hlavy	79
4.5	Numerické simulace MWI systému	79
4.6	Měření dielektrických parametrů	80
4.7	Měření pomocí MWI systému	80

5 Závěr	82
Seznam použité literatury	84
Seznam obrázků	88

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
E_{inc}	V/m	Celková intenzita vstupního elektrického pole
E_{sca}	V/m	Celková intenzita odraženého elektrického pole
E_{tot}	V/m	Celková intenzita elektrického pole
ϵ_r	-	Relativní permitivita
σ	S/m	Elektrická vodivost
f	Hz	Frekvence
$\hat{\epsilon}$	-	Komplexní permitivita
ϵ'	-	Reálná část komplexní permitivity
ϵ''	-	Imaginární část komplexní permitivity
ϵ_0	-	Permitivita vakua
ω	Rad/s	Úhlová frekvence
a_1	V	Komplexní napěťová vlna
b_1	V	Komplexní napěťová vlna
S_{11}	dB	Koeficient odrazu
S_{21}	dB	Koeficient přenosu
Z_0	Ω	Impedance koaxiálního vedení
Z_L	Ω	Impedance zátěže
h	mm	Tloušťka substrátu
λ	m	Vlnová délka
c	m/s	Rychlost světla
u_b	-	Nejistota měření typu B
u_a	-	Nejistota měření typu A
u_c	-	Nejistota měření typu C
U_A	-	Rozšířená nejistota měření typu A
U_B	-	Rozšířená nejistota měření typu B
U_C	-	Rozšířená nejistota měření typu C
k_r	-	Koeficient krytí

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
CMP	Cévní mozková příhoda
WHO	World health organisation
AHA	Umělá plicní ventilace
MRI	Magnetická rezonance
CT	Výpočetní tomografie
CTA	Výpočetní tomografie – angiografie
ZZS	Zdravotnická záchranná služba
MWI	Mikrovlnný zobrazovací systém
MWT	Mikrovlnná tomografie
VNA	Vektorový analyzátor obvodů
DT	Difrakční tomografie
BAM	Bornova aproximace
BIM	Bornova iterace
CAD	Computer aided design
DAK	Dielectrical assesment kit
OSL	Open short load and through calibration
TSVD	Truncated singular value decomposition

1 Úvod

Tato diplomová práce je zaměřena na návrh a realizaci mikrovlnného zobrazovacího, který poslouží k testování detekce cévní mozkové příhody na 3D fantomu lidské hlavy a optimalizovat geometrii celého systému tak, aby jej bylo v budoucnu možné instalovat do zdravotnických záchranných vozů. Všechny druhy cévní mozkové příhody jsou hodnoceny jako urgentní stav, při jehož léčbě má přednemocniční neodkladná péče svůj významný podíl [1]. Správné a včasné rozpoznání druhu CMP a stádia poškození mozku je důležitým aspektem, který rozhoduje o životě a kvalitě života pacienta v budoucnu. Dle studie [2] každou minutu, kdy není CMP léčena, degeneruje zhruba 1,9 milionů neuronů. Právě z tohoto důvodu je nezbytné, aby se doba, za kterou se CMP správně diagnostikuje a následně je aplikována léčba, co nejvíce zkrátila.

1.1 Přehled současného stavu

1.1.1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) neboli iktus je stav, kdy dojde k poškození určité části mozku z důvodu narušení správného fungování mozkového krevního oběhu. Cévní mozková příhoda je druhou nejčastější příčinou úmrtí jak v rozvojových, tak rozvinutých zemích a podle odhadů WHO tomu tak bude i v roce 2020 [3].

V České republice se pohybuje počet případů okolo 300 CMP na 100 000 obyvatel za rok, přičemž úmrtnost je až dvojnásobná oproti evropskému průměru, zejména u 40–65letých mužů. Do jednoho roku po iktu umírá přibližně 40 % pacientů. Česká republika tak patří k zemím s nejvyšší mortalitou a morbiditou u nemocných s cévní mozkovou příhodou a problém je o to významnější, že současné epidemiologické studie v evropských zemích i USA prokazují stoupající trend morbidit této nemoci ve střední a mladší věkové kategorii. [4].

Z globálního hlediska je cévní mozková příhoda vnímána nejen jako klinický a veřejný zdravotní problém, ale také hraje důležitou roli v rámci ekonomického rozvoje. Odhaduje se, že CMP je druhou nejčastější příčinou úmrtí a třetím hlavním důvodem poškození pacientů v následujících letech [3] [5].

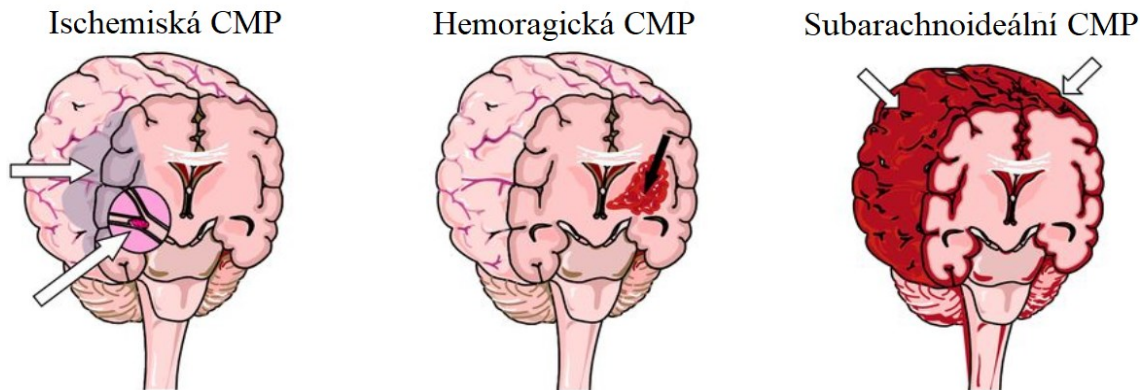
Dle americké srdeční asociace (AHA, American Heart Association) 7 miliónů američanů starších 20 let utrpělo CMP. Téměř 18 % populace starších 45 let přiznalo minimálně jeden symptom ukazující na CMP. Předpověď ukazuje, že v roce 2030 dalších 3,4 milionu amerických dospělých občanů starších 18 let, což představuje 3,9 % dospělé populace utrpí cévní mozkovou příhodu. To představuje 20,5% nárůst prevalence od roku 2012. Každý rok v USA má přibližně 795 000 lidí novou zkušenost s CMP. To znamená, že každých 40 sekund v USA někdo utrpí CMP a v průměru každých 222 sekund někdo zemře na toto onemocnění. [6]

Dle studie [7] z 15 milionů pacientů, kteří utrpěli cévní mozkovou příhodu, celosvětově 5 milionů lidí zemře a dalších 5 milionů trpí doživotními následky. Z pacientů, kteří tuto příhodu přežijí trpí 20 % z nich následnými dysfunkcemi, ale nejvíce z těch, kteří mrtvici utrpěli, jsou doživotně limitováni některým stupněm postižení. Evropské roční náklady na přibližně 800 000 pacientů po cévní mozkové příhodě se odhadují na více než 60 milionů dolarů. Jedním z faktorů, které přispívají k takto vysokým nákladům je ten, že většina pacientů je nedostatečně vyšetřena, což závisí na nedostatku rychlé a spolehlivé diagnostiky.

1.1.2 Dělení cévních mozkových příhod a léčba

CMP můžeme rozdělit dle mechanismu jejich vzniku na ischemické, hemoragické a subarachnoidální. V některých případech se hemoragická a subarachnoidální příhoda řadí společně do skupiny hemoragické CMP s rozdílem místa vzniku, tedy intracerebrální nebo subarachnoidální. Pro cévní mozkovou příhodu existuje několik synonym, mezi ně patří například mozková mrtvice, z latinského výrazu pro slovo rána „ictus“ nebo anglický výraz „stroke“. Nejčastěji bývá CMP původem ischemická, v rozmezí 77 – 88 %, následuje CMP hemoragická neboli krvácivá, v rozmezí 10 – 15 % a nejmenší podíl má CMP subarachnoidální, zhruba 6 – 8 % dle [8]. Ischemická CMP je způsobena sníženým průtokem krve zapříčiněným zúžením či úplným ucpaním mozkové cévy a následně dochází k ischemizaci mozkové tkáně. Příčinou může být řada onemocnění, např. ateroskleróza, trombóza či infekce. Hemoragické a subarachnoidální CMP jsou způsobeny intrakraniálním krvácením do mozkového parenchymu nebo do komorového systému. Příčinou těchto dvou typů CMP může být přítomnost patologicky změněných, křehkých cév, jež mohou být způsobené cerebrální amyloidovou angiopatií, cévními malformacemi nebo poruchou srážlivosti krve [9], [10]. Druhy cévních mozkových

příhod s rozdílem typu vzniku a lokace jsou zobrazeny na Obrázek 1: Druhy cévních mozkových příhod – zleva ischemická, hemoragická a subarachnoideální, upraveno a převzato z [11]



Obrázek 1: Druhy cévních mozkových příhod – zleva ischemická, hemoragická a subarachnoideální, upraveno a převzato z [11]

K léčbě ischemické CMP se používá tzv. léčba intravenózní trombolýzou, u které je důležité, aby byla poskytnuta v jejím terapeutickém okně. Dle [12] musí být léčba provedena do 4 a půl hodiny od prvních příznaků CMP, aby byla účinná. Zároveň je ovšem velmi důležité, aby byla tato léčba aplikována na správnou formu nemoci, neboť v případě použití při hemoragické CMP následky mohou být fatální a vést až ke smrti pacienta. V případě, že se jedná o CMP hemoragické je snaha o snížení vysokého krevního tlaku, případně úprava srážlivosti krve. Při subarachnoideální CMP se léčba provádí tak, že je zdroj krvácení odstraněn chirurgicky, či radiologicky.

1.1.3 Konvenční metody

Aby bylo možné zahájit vhodnou léčbu, je nutné správné a co nejrychlejší diagnostikování CMP. Nejčastějším vyšetřením pro detekci, rozpoznání druhu a místa postižení jsou konvenční metody, zejména se jedná o výpočetní tomografii (CT, Computed Tomography) a magnetickou rezonanci (MR, MRI, Magnetic Resonance Imaging), jenž jsou považované za „zlatý standard“ [13]. Tuto informaci potvrzuje také tzv. Návod, jak postupovat u pacientů s akutním ischemickým CMP [14]. Dle [15] je použití CTA (Computed Tomography angiography) vhodné při zobrazování hemoragické CMP a MRI při CMP ischemické. V případě, že je u člověka stanoven klinický obraz CMP pomocí běžných vyšetření jako je měření krevního tlaku, saturace kyslíku,

neurologického vyšetření či laboratorních vyšetření jako je stanovení krevního obrazu, je následně pacient podroben vyšetření hlavy pomocí CT nebo MRI a v individuálních případech kombinací CT a MRI s například angiografií nebo DSA (digitální substrakční angiografie) [16]. Tyto zobrazovací metody mohou být případně doplněné o angiografii, ultrazvukové vyšetřovací metody a další. Tyto přístroje mají své výhody i nevýhody. Hlavní výhodou představuje vysoké rozlišení obrazu. Ovšem při počítačové tomografii (CT) je nevýhodou samotný princip metody, a to využití ionizujícího rentgenového záření, kdy pacient při tomto vyšetření absorbuje dávku záření. Proto tato metoda nemůže být použita např. pro kontinuální monitorování mozku. Nevýhodou magnetické rezonance (MR) je časová náročnost a také její nevhodnost pro pacienty s kardiostimulátory, endoprotézami, jinými kovovými předměty v těle a dalšími kontraindikacemi. Společnou nevýhodou těchto metod je ovšem fakt, že nejsou přenosné a je tedy nutné dopravit pacienta do zdravotnického zařízení disponujícího těmito přístroji. Ovšem ne všechna zdravotnická zařízení tyto zobrazovací systémy vlastní, poněvadž jsou to velmi drahá zařízení a také je u nich požadavek na speciálně upravené prostory. Z přehledu zdravotnické techniky, který je veden pod Ministerstvem zdravotnictví ČR se v České republice aktuálně nachází 83 magnetických rezonancí a 149 výpočetních tomografií [17]. Na Obrázek 2 je uvedena mapa České republiky s umístěním a počtem magnetických rezonancí v jednotlivých okresech. V případě, že je nutnost dopravit pacienta s podezřením na CMP do zařízení disponujícího potřebným vybavením, hraje mimo jiné roli dojezdový čas vozů zdravotnické záchranné služby (ZZS), který je v České republice ukotven v zákoně č. 374/2011 Sb. O zdravotnické záchranné službě, ve znění pozdějších úprav, který uvádí, že dojezdová doba od okamžiku převzetí pokynu k výjezdu by neměla překročit 20 minut. Na internetových stránkách ZZS je k dispozici interaktivní mapa [18], ve které je uveden průměrný dojezdový čas ke 103968 případům v roce 2019 ke dni 6. května 2019, který je 8 minut a 56 sekund. Tento udávaný čas může být ovšem kritický v případě, kdy se jedná o oblast, kde je nízká hustota obyvatel vůči její rozloze. Proto by bylo v těchto situacích vhodné, aby vozy ZZS disponovaly právě mikrovlnným zobrazovacím systémem, který by mohl být použit v co nejzazší době od přivolání ZZS.



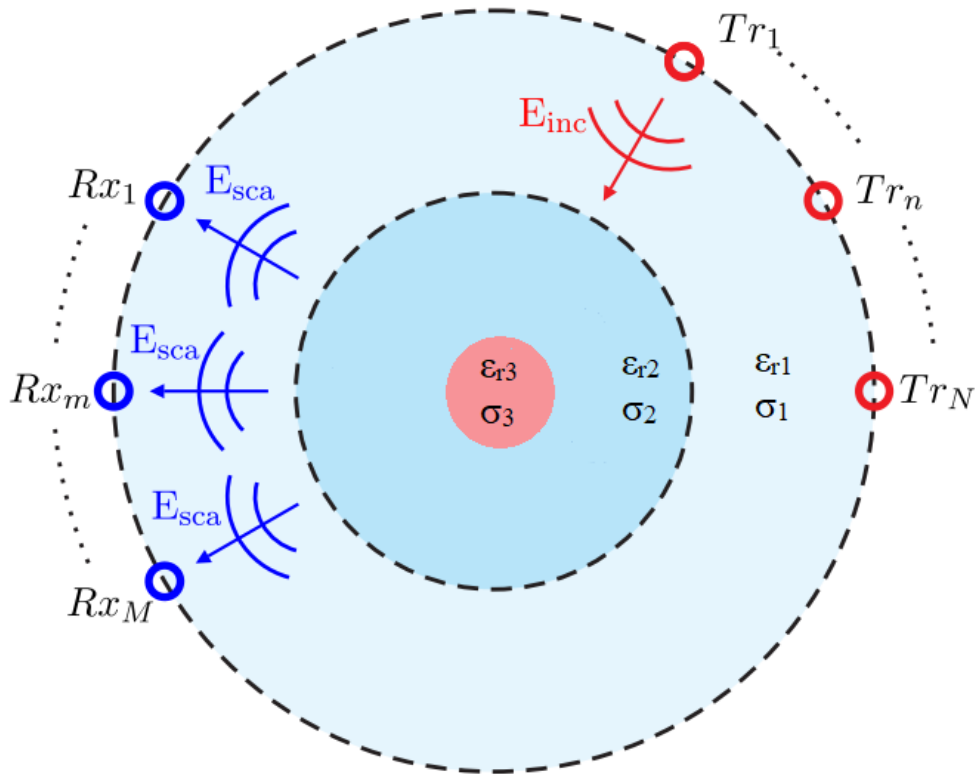
Obrázek 2: Počet a rozložení MR v okresech České republiky, převzato z [19]

Z těchto uvedených důvodů je tedy vhodné najít takovou metodu, která by byla dostupná a zároveň bezpečná pro všechny pacienty. Takovou metodou by mohl být právě mikrovlnný zobrazovací systém (MWI, Microwave Imaging), také nazývaný mikrovlnná tomografie (MWT, Microwave Tomography) řadící se mezi nekonvenční metody. MWI patří mezi neinvazivní zobrazovací metody, který využívá stejně jako výpočetní tomografie (CT) elektromagnetické záření, ale z mikrovlnné oblasti, to znamená o frekvencích od 300 MHz do 300 GHz [20]. Tato zobrazovací technika spočívá v přenosu mikrovlnného signálu do testované oblasti a poté měření účinků, které oblast měla na vyslaný signál [21]. MWI využívá podobný princip jako výše zmiňované konvenční metody. Zatímco výpočetní tomografie (CT) využívá měření změny intenzity prošlého rentgenového záření pacientem, mikrovlnná tomografie využívá vlastnosti tkání vést elektromagnetické vlny, tedy měření dielektrických vlastností tkání, jako je elektrická vodivost nebo relativní permitivita.

1.1.4 Dielektrické vlastnosti lidských tkání

Mikrovlnná diagnostika je založena na existenci rozdílných dielektrických parametrech mezi zdravými tkáněmi a lézemi. Mezi tyto parametry patří relativní permitivita, elektrická vodivost a relativní permeabilita. Poslední zmiňovaný parametr, tedy relativní permeabilita, se vynechává z důvodu nemagnetických vlastností tkání [5]. Díky rozdílu těchto dielektrických vlastností tkání se jimi mikrovlny různě odrážejí,

absorbují nebo jsou tkáněmi propouštěny. Princip mikrovlnného zobrazovacího systému využívajícího dielektrických vlastností tkání je zobrazen na Obrázek 3.

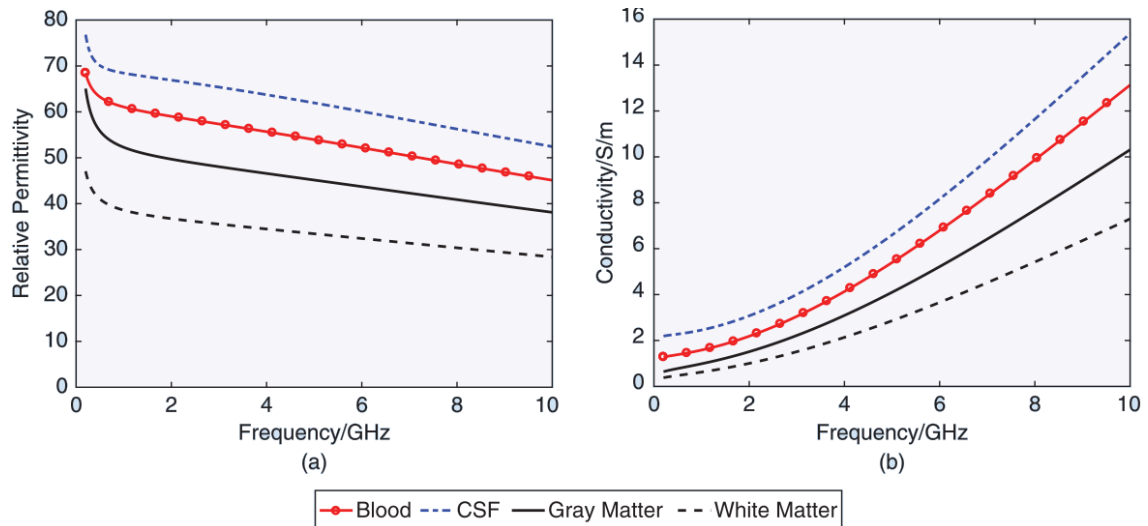


Obrázek 3: Princip Mikrovlnného zobrazovacího systému, červené body představují vysílající antény, modré body představují antény přijímací, E_{inc} ($V \cdot m^{-1}$) je intenzita elektrického pole vyzařovaná vysílací anténou, E_{sca} ($V \cdot m^{-1}$) je intenzita elektrického pole dopadajícího na přijímací anténu, ϵ_r (-) je relativní permitivita tkáně a σ ($S \cdot m^{-1}$) je elektrická vodivost, převzato a upraveno z [22]

Fakt, že tkáně, z nichž se skládá lidský mozek, mají různé dielektrické parametry prokazují různé studie a publikace. Rozdílem dielektrických vlastností bílé hmoty mozkové a edémem mozku se zabývá studie [23], která prokazuje vzájemnou korelaci permitivity a množství vody obsažené v mozku. Již v roce 1975 tým okolo profesora Lina [24] experimentálně změřil dielektrické konstanty lidských, primátových, psích, ovčích a vepřových mozkových tkání. Při měření v této studii vyšlo, že v rozmezí frekvencí 2,25-3,95 GHz se dielektrická konstanta, respektive elektrická vodivost mozkových tkání savců pohybuje v rozmezí 30-35 respektive 1,1-3,1. Dielektrickými vlastnostmi lidských tkání se také zabýval tým z London King's college [25], který změřil dielektrické vlastnosti pro několik typů lidských tkání včetně tkání mozku ve frekvenčním rozmezí 10 Hz až 20 GHz. Dielektrické vlastnosti mozku měřil také tým z Vídeňské univerzity

v experimentu [26], kdy tyto vlastnosti byly změřeny u 20 vzorků mozkových tkání ihned po vyjmutí z těla zemřelých před méně než 10 hodinami pro frekvence v rozmezí 0,8 – 2,45 GHz. Hodnoty dielektrických vlastností lidských tkání jsou také k dispozici v databázi americké federální komise pro komunikaci [27]. Dielektrickými vlastnostmi mozkové tkáně při cévní mozkové příhodě se zabýval tým okolo profesora Semenova v roce 2017 [28], kdy v této studii za použití živých prasat prokázali, že akutní ischemická CMP způsobuje okamžitou změnu dielektrických vlastností tkání mozku. Studie také ukázala, že po obnovení krevní průchodnosti postiženým místem, se dielektrické vlastnosti tkáně vrátily k původním hodnotám.

Při vývoji mikrovlnných zobrazovacích systémů je také třeba nějakým způsobem ověřit jejich správnou funkčnost. Z výše zmíněného popisu CMP vyplývá, že testovat tyto systémy ve fázích vývoje je značně nebezpečné, jelikož pacienti s podezřením na CMP ať už ischemickou nebo hemoragickou jsou v přímém ohrožení života. Proto je velmi důležitou částí výroba fantomů, které by svými anatomickými rozměry a elektromagnetickými vlastnostmi napodobily skutečné lidské tkáně. Fantomy můžeme rozdělit dle několika aspektů. Můžeme je rozdělovat například z pohledu jejich struktury a vlastností, tedy na homogenní a heterogenní nebo například dle materiálu z něhož jsou vyrobeny. Homogenní fantom si můžeme představit jako jednolitý a ve většině případů se používá k napodobení pouze jednoho druhu tkáně. Oproti tomu fantom heterogenní je složen z několika různých vrstev, kdy každá má různé dielektrické vlastnosti, které mohou představovat různé tkáně, jako například u fantomu hlavy kůži, lebku a šedou a bílou kůru mozkovou apod. Při dělení fantomů podle materiálu z něhož jsou připraveny se dají rozdělit nejčastěji na tři druhy, a to kapalinové, silikonové či agarové [29]. V dnešní době existuje několik týmů, které se výrobě fantomů hlavy věnují. Například ve studii [30] se věnují výrobě fantomu hlavy, který se skládá z materiálu reprezentujícího lebeční kosti a je vyplněn hustou kapalinou, která svými dielektrickými vlastnostmi reprezentuje bílou a šedou hmotu mozkovou a krev. V bakalářské práci [29] se zase věnují výrobě heterogenního vrstveného fantomu lidské hlavy, který by mohl být použit k testování mikrovlnného zobrazovacího systému. Fantom používané při mikrovlnném zobrazování jsou popisovány dielektrickými vlastnostmi, elektrickou vodivostí σ ($S \cdot m^{-1}$) a relativní permitivitou ϵ_r (-). Tyto fyzikální veličiny jsou frekvenčně a teplotně závislé, příklad frekvenční závislosti elektrické vodivosti a relativní permitivity je vidět na Obrázek 4.



Obrázek 4: Vlevo závislost relativní permitivity ϵ_r (-) na frekvenci, vpravo závislost elektrické vodivosti σ ($\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$) na frekvenci f (GHz) pro krev, mozkomíšní mok a šedou a bílou hmotu mozkovou, převzato z [5]

Pro obecný popis ztrátového prostředí lze použít tzv. komplexní permitivitu, která v sobě zahrnuje právě relativní permitivitu v reálné části a elektrickou vodivost v části imaginární. Komplexní permitivita se dá popsat rovnicí 1.

$$\hat{\epsilon} = \epsilon' - j\epsilon'' = \epsilon_r \epsilon_0 - j \cdot \frac{\sigma}{\epsilon_0 \omega}, \quad (1)$$

kde $\epsilon'(-)$ je reálná část komplexní permitivity, $\epsilon''(-)$ je imaginární část komplexní permitivity, $\epsilon_r(-)$ relativní permitivita, $\epsilon_0(-)$ relativní permitivita vakua, σ ($\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$) elektrická vodivost a ω ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$) je úhlová frekvence elektromagnetického záření [31].

1.1.5 Antény a S-parametry

Rozvoj systémů založených právě na využití mikrovln a dielektrických vlastnostech tkání je od začátku 21. století na velkém vzestupu. Existuje několik vědeckých týmů po celém světě, které se tímto tématem zabývají. Nejčastěji se tyto týmy zaměřují na využití mikrovlnného zobrazovacího systému při detekci rakoviny prsu, a právě detekci a rozlišení typu cévní mozkové příhody.

Všechny vědecké týmy při konstrukci MWI systémů používají k vysílání i přijímání mikrovlnných signálů anténní elementy. Návrh a realizace těchto antén je popsán například ve studii [32], kde se tým z Istanbulské technické univerzity zabýval širokopásmovými anténami pro mikrovlnné zobrazování CMP. Ve článku [33] se tým okolo profesora Guoa věnuje výrobě tištěné monopolární anténě navrhnuté pro použití

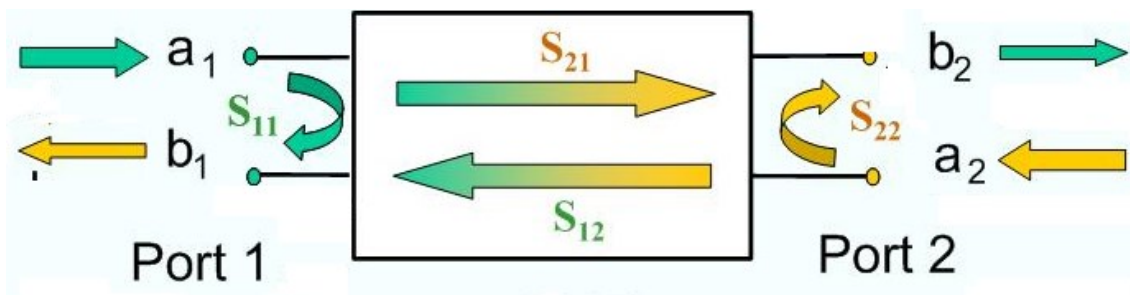
v mikrovlnném detektoru hlavy. Zajímavým řešením anténních elementů se také zabývala skupina E-Wireless research group na Edinburské univerzitě [34], která se zaměřila na výrobu flexibilních anténních elementů uzpůsobených pro nasazovací MWI systém určený taktéž k detekci CMP.

Při návrhu a realizaci anténních elementů hraje důležitou roli několik parametrů. Nejdůležitější částí při výrobě antén je jejich tzv. impedanční přizpůsobení pro konkrétní prostředí ve kterém budou použity, materiál neboli substrát, ze kterého budou vyrobeny a frekvence při jaké budou používány. Při této činnosti se tedy hledají ideální rozměry anténního elementu, právě proto, aby byla anténa impedančně přizpůsobena dle našich požadavků. Při impedančním přizpůsobení antén je snaha eliminovat v co největší míře odraz vyslané energie z antény zpět k jejímu zdroji. Právě pro popis těchto vlastností antén se používají tzv. S-parametry (Scattering parametres).

V případě, že chceme popisovat mikrovlnné obvody, jsme schopni určit pouze dva parametry, a to výkon a frekvenci. Proto se v rámci popisování vlastností v mikrovlnné technice používají právě S-parametry, které popisují tok výkonu mezi jednotlivými branami mnohobranu, v tomto případě tok výkonu mezi jednotlivými porty antén v systému [35]. S-parametry jsou uloženy pro N-počet antén v matici o rozměru N^2 . Pomocí této S-matice můžeme popisovat velmi složité systémy jako jednoduché tzv. „černé skřínky“ [36]. Matice S-parametrů je zobrazena na Obrázek 5. S-parametry jsou komplexní čísla, složená z reálné a imaginární části. Princip S-parametrů je znázorněn na Obrázek 6.

$$\begin{bmatrix} S_{11} & \cdots & S_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{N1} & \cdots & S_{NN} \end{bmatrix}$$

Obrázek 5: Matice S-parametrů, převzato a upraveno z [37]



Obrázek 6: Znázornění S-parametrů při použití systému s dvěma porty neboli dvojbran, převzato a upraveno z [38]

Na Obrázek 6 můžeme vidět čtyři S-parametry, což odpovídá výše zmíněnému pravidlu o velikosti matice, tedy N^2 počtu S-parametrů pro systém s dvěma porty. První z nich označovaný jako S_{11} (-), popisuje poměr signálu, který je vyslán z portu 1 a signálu, který je k němu zpět odražen. Tento S-parametr se označuje jako vstupní koeficient odrazu a můžeme ho vypočítat dle rovnice 2.

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1}, \quad (2)$$

kde S_{11} je S-parametr, b_1 představuje vlnu odrážející se z port 1 a a_1 vlnu dopadající na port 1.

Dalším S-parametrem je S_{21} (-), který vyjadřuje kolik z vyslané vlny bylo předáno z portu 1 na port 2. Tento parametr se označuje jako přenosový koeficient a vypočítá se podle rovnice 3.

$$S_{21} = \frac{b_1}{a_2} \quad (3)$$

Obdobně můžeme určit i poslední dva S-parametry, tedy S_{12} nazývaný jako zpětný přenosový koeficient a S_{22} výstupní koeficient odrazu. Výsledná S-matice pro Obrázek 6 je vyobrazena na Obrázek 7.

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix}$$

Obrázek 7: S-matice pro výše použitý dvojbran, převzato z [39]

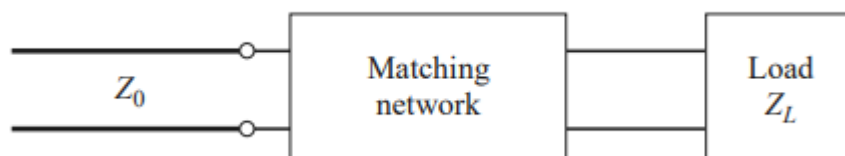
V případě, že chceme stanovit parametry S_{11} a S_{21} je třeba na port 2 připojit impedančně přizpůsobenou zátěž, tím zaručíme to, že signál $a_2 = 0$. Obdobně můžeme připojením impedančně přizpůsobené zátěže na port 1 stanovit parametry S_{22} a S_{12} , jelikož se v tomto případě bude $a_1 = 0$ [40].

Při použití S-parametrů se tyto konstanty také vyjadřují pomocí decibelů. K vyjádření S-parametrů ve formě decibelů se používá následující rovnice 4.

$$s_{ij} = 20 \cdot \log |s_{ij}|, \quad (4)$$

kde S_{ij} představuje S-parametr vyjádřený v decibelech pro i-tou vysílající a j-tou přijímací anténu a $|S_{ij}|$ je modul S-parametru S_{ij} [36].

Aby byly výše zmíněné vztahy platné, je nutné znát hodnoty referenčních impedančních portů. V případě měřicí techniky se nejčastěji používá $Z_0 = 50 \Omega$ [37]. Při tzv. impedančním přizpůsobení je snaha o přiblížení Z_0 , tedy impedance v koaxiálním vedení a Z_L představující impedanci zátěže, složené anténou a prostředím do kterého vysíláme. Schématické znázornění impedančního přizpůsobení je vyobrazeno na Obrázek 8.



Obrázek 8: schéma impedančního přizpůsobení, převzato z [37]

Toto přizpůsobení by mělo zajistit co nejvyšší přenos elektromagnetické vlny do námi uvažované oblasti a minimalizaci odrazu energie zpět ke generátoru, tedy ztrátového výkonu. Abychom docílili $Z_0 \cong Z_L$, je třeba zvolit vhodné rozměry anténních elementů [41]. Pro určení toho, jak je systém impedančně přizpůsoben, se používá již zmiňovaný S-parametr S_{11} (dB). V Tabulce 1 se nachází rozdělení stupňů impedančního přizpůsobení právě dle S-parametru S_{11} (dB).

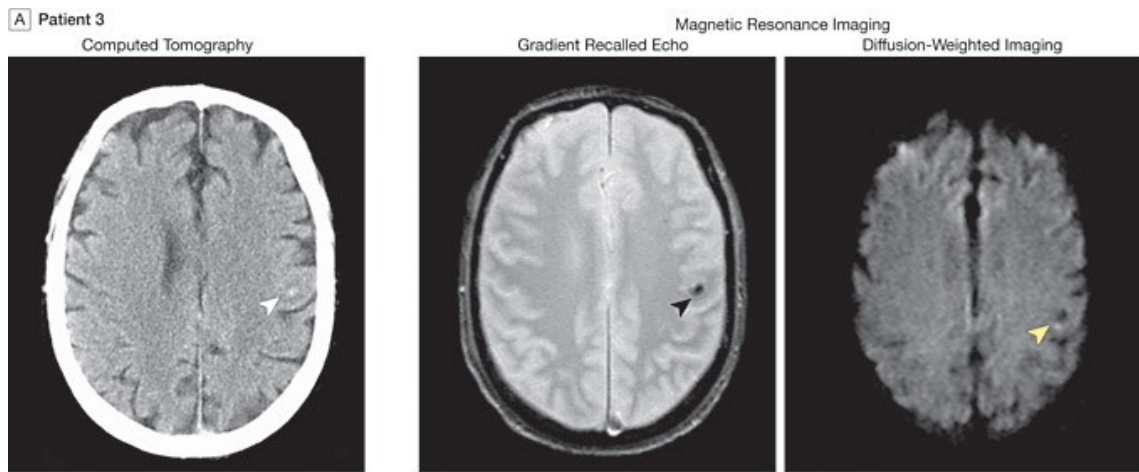
Tabulka 1: Stupně impedančního přizpůsobení dle S_{11} (dB), převzato z [41]

Stupeň impedančního přizpůsobení	S_{11} (dB)
Okrajové	-6
Dobré	-10
Vynikající	-14
Excelentní	-20

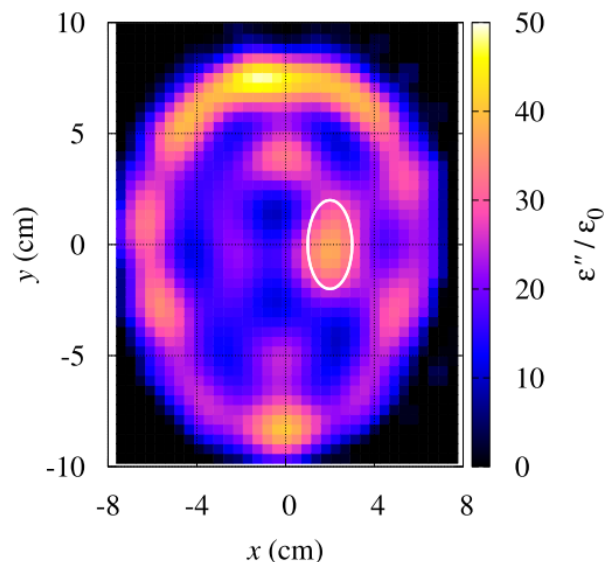
1.1.6 Rekonstrukční algoritmy

Další částí, kterou musely všechny vědecké týmy zabývající se mikrovlnnými zobrazovacími systémy řešit je konstrukce samotného systému. U MWI systémů se zpravidla liší počet použitých anténních elementů pro každý vědecký tým. Společným rysem většiny aktuálních řešení systému MWI je přítomnost vektorového analyzátoru obvodů a počítače. Vektorový analyzátor obvodů neboli VNA (Vector Network Analyzer) je přístroj, který se využívá k měření S-parametrů systému. Jen malý počet týmů vektorový analyzátor nepoužívalo, ale k měření dat využilo například kombinaci softwarově definovaného rádia a spínané sítě. Rozdílnou část u jednotlivě vyvíjených mikrovlnných systémů tvoří způsob zpracování výsledného obrazu.

Tato část představuje důležitou roli, avšak v aktuální době nejsou vyvinuty takové algoritmy, které by mohly konkurovat v rekonstrukci obrazu konvenčně používaným systémům. Největším nedostatkem MWI systémů oproti konvenčním přístrojům je rozlišení výsledného obrazu, který je nejčastěji prezentován ve formě 2D řezů. Pro znázornění rozdílů mezi MWI systémy a konvenčními přístroji, tedy MRI a CT jsou na Obrázek 9 zobrazeny řezy z MRI a CT systémů a na Obrázek 10 zobrazen rekonstruovaný obraz MWI systému.



Obrázek 9: Řezy z konvenčních přístrojů při detekci hemoragické CMP, vlevo CT, uprostřed a vpravo MRI, převzato z [42]



Obrázek 10: Rekonstruovaný obraz imaginární části relativní permitivity při frekvenci 0,6 GHz, převzato z [43]

Používané rekonstrukční algoritmy se dají rozdělit na dvě kategorie. První z nich se označují jako lineární kvalitativní rekonstrukční metody, mezi které patří například difrakční tomografie (DT), metoda Bornovy aproximace (BAM) a metoda Bornovy iterace (BIM). Druhou kategorií představují rekonstrukční algoritmy nazvané nelineární kvantitativní metody. Do této kategorie pak spadají algoritmy založené na iterativních metodách, principem kterých je minimalizace velikosti chyby mezi odhadovanými a měřenými hodnotami rozptýlených elektrických polí [44]. V kapitole 2 bude poté diskutován podrobněji použitý rekonstrukční algoritmus využitý k interpretaci naměřených dat v této diplomové práci.

1.1.7 Aktuálně dostupné systémy

Jak už bylo zmíněno výše, existuje několik vědeckých týmů zabývajících se vývojem MWI systémů po celém světě. Tyto týmy se dají rozdělit na týmy okolo profesora Mikaela Perssona ze švédské technické univerzity v Göteborgu (Chalmers University of technology), tým Serguei Semenova působícího ve Vídni ve firmě EMTensor GmbH, tým z australské Univerzity Queensland z města Sv. Lucie, Italský tým okolo Lorenca Crocchia a Rosa Scapaticciho a týmy z Istanbulské technické Univerzity (ITO), londýnské King's college a Edinburské univerzity z britských ostrovů a v neposlední řadě tým z Českého vysokého učení technického v Praze z fakulty biomedicínského inženýrství. Na následující řádcích budou popsány pokroky dvou týmů, které jsou se svými výsledky nejdále.

Tým okolo profesora Mikaela Perssona a Andrease Fhagera dosáhl ve vývoji MWI systému největších pokroků. Jejich práce na technické univerzitě v Göteborgu při vývoji systému pro detekci CMP dala za vznik firmě Medfield Diagnostics AB, kterou založil právě profesor Mikael Persson a Andreas Fhager [45]. Tato firma aktuálně disponuje nejnovější verzí komerčního systému s názvem Medfield Strokefinder MD100. Tento přístroj navazuje na studie prováděné v posledních 10 letech, kdy v diplomové práci Sarathy Krishnanové [46] a studiích [47] [5] je vidět pokrok mezi několika generacemi MWI systému. Jejich systém je složen z helmy, na které je upevněno 12 antén a ty jsou připojeny k VNA a PC. Generace těchto přístrojů jsou zobrazeny na Obrázek 11 a Obrázek 12.



Obrázek 11: Vlevo 1. generace, vpravo 2. generace MWI systému z technické univerzity v Göteborgu, převzato z [47]



Obrázek 12: 3. generace MWI systému - Strokefinder R10, převzato z [48]

Nejnovější generace, kterou představuje přístroj Medfield Strokefinder MD100 je oproti předešlým generacím značně pozměněna. Tento systém obsahuje baterii, z níž je napájen, váží přibližně 6 kg a obsahuje pouze 8 antén, využívajících frekvenční rozmezí

1-3 GHz. Jedno kompletní vyšetření tímto systémem zabere přibližně 3 minuty [5].
Přístroj Strokefinder MD100 je zobrazen na Obrázek 13.



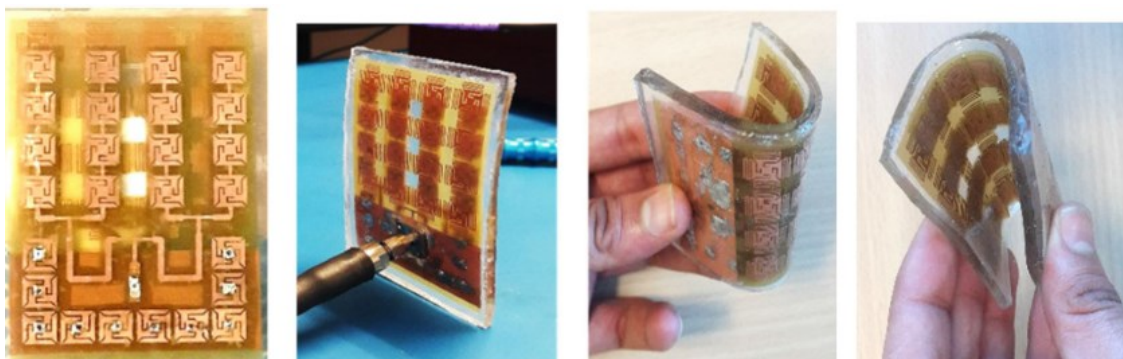
Obrázek 13: Nejnovější generace systému - Strokefinder MD100, převzato z [45]

Dalším vědeckým týmem, kterému se podařilo v rámci detekce CMP dosáhnout velkých úspěchů je tým firmy EMTensor GmbH okolo profesora S. Semenova. Tato firma vyvinula již druhou generaci mikrovlnného zobrazovacího systému pro detekci CMP s názvem EMTensor G4. Tento systém využívá 177 keramických antén, které jsou seřazeny do kružnic v několika úrovních a jsou přizpůsobeny na frekvenci okolo 1 GHz [49] [5]. Tento systém by měl být vhodný k použití ve zdravotnických záchranných vozech, měl by umožnit jeho dopravu k pacientovi díky jeho rozměrům a být schopen fungovat ve 24hodinovém režimu zobrazování. Aktuálně firma EMTensor provádí klinické zkoušky ve spolupráci s několika rakouskými nemocnicemi a dle [50] by měl být v roce 2019 uveden na trh jejich první elektromagnetický tomografický skener hlavy. Nejnovější generace tohoto systému je zobrazena na Obrázek 14

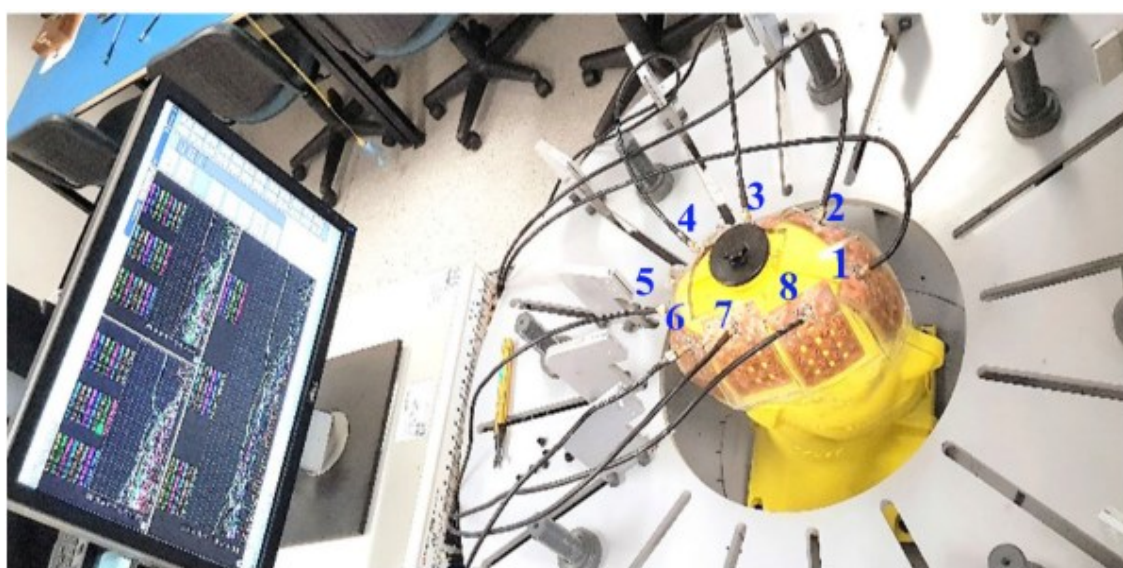


Obrázek 14: Nejnovější generace MWI systému od firmy EMTensor, převzato a upraveno z [50]

Posledním popisovaným týmem na světě, který se vývojem MWI zabývá dlouhou dobu je australský tým z University of Queensland okolo vědců Abboshe a Mobashshera. Aktuálně tým disponuje již čtvrtou generací systému, který nově používá flexibilní antény, kdy se anténa skládá z 8 vyzařujících elementů a pracuje ve frekvenčním pásmu 1,16 – 1,94 GHz. Detail na flexibilní anténu se nachází na Obrázek 15. Celý systém se skládá z 8 flexibilních antén, které jsou připojeny k VNA a počítači. K testování systému je použit 3D fantom lidské hlavy reálných rozměrů, který je vyplněn homogenním materiálem, který reprezentuje dielektrické i elektrické parametry všech tkání, které lidská hlava obsahuje. Výsledný obraz je následně zpracován pomocí konfokálního zobrazovacího algoritmu a poskytuje přesnou detekci zranění hlavy [51]. Na Obrázek 16 je zobrazena čtvrtá generace systému.



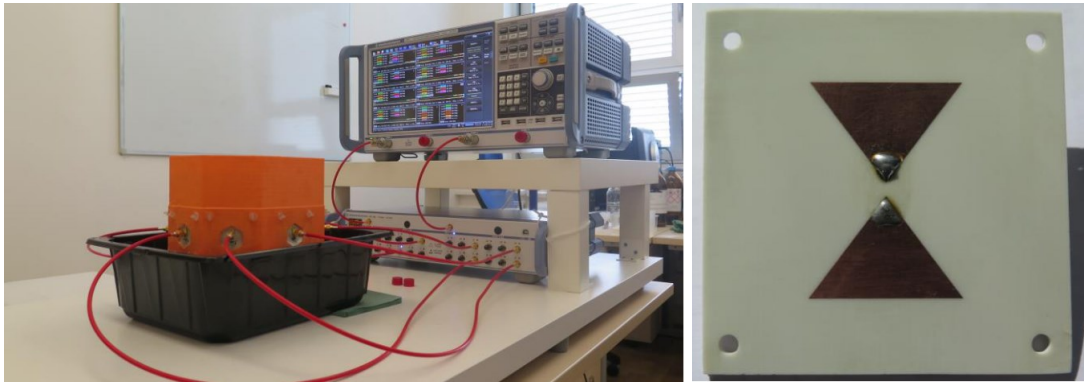
Obrázek 15: Detail flexiibilní antény, převzato a upraveno z [51]



Obrázek 16: MWI systém Univerzity of Queensland. Převzato a upraveno z [51]

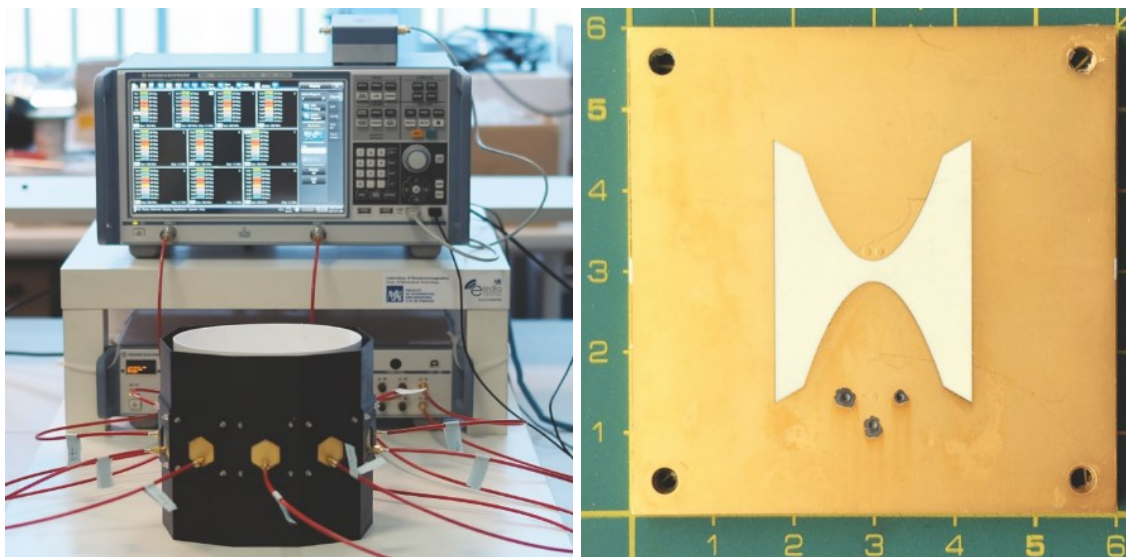
V České republice se aktuálně mikrovlnnými zobrazovacími systémy pro biomedicínské aplikace zabývá jediné pracoviště, které se nachází na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Kladně. První generace MWI systému výzkumného týmu okolo docentů Jana a Davida Vrby je popsána ve článku [52]. Tento systém sestává z jediného kusu, který má tvar osmiúhelníku, kdy v každé stěně je použita jedna motýlková anténa a tento celý prostor je vyplněn kapalinou, imitující dielektrické vlastnosti. Do vnitřní části osmiúhelníku může být vložen válcový fantom CMP vyplněný opět odpovídající kapalinou. Další generací se zabývá diplomová práce Ing. Jana Tesaříka [41], která se zaměřuje na ověření hypotézy, že MWI systémy jsou vhodné k rozlišení zdravé tkáně od tkáně postižené CMP. Dílčími cíli pak byl návrh motýlkové antény využívající frekvenci 1 GHz, která bude vhodná k použití v obdobné geometrii

systemu, jako byl použit u generace první. System druhé generace se nachází na Obrázek 17, kde je vidět geometrie systému obsahující motýlkové antény, která je připojena koaxiálními kabely s přepínací maticí a VNA. Detail na použité motýlkové antény je zobrazen rovněž na Obrázek 17.

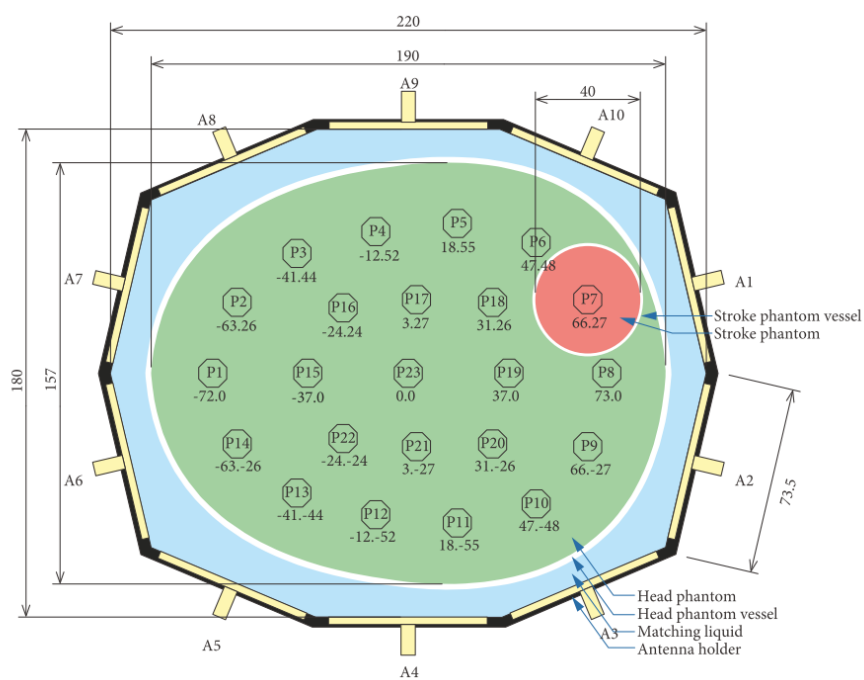


Obrázek 17: Druhá generace MWI systému pracoviště na ČVUT FBMI s detailem na použité motýlkovou anténou, převzato z [41]

V roce 2019 výzkumný tým v čele s Ing. Iljou Merunkou vydal publikaci týkající se již třetí generace jejich systému. Tento systém je složen z nově navržených motýlkových antén, které jsou vsazeny do desetiúhelníkové geometrie, dále pak se v systému nalézají 2,5D fantom lidské hlavy, který obsahuje fantom CMP s proměnnou geometrií. Konkrétně může být fantom CMP umístěn na 23 různých pozic v systému a zároveň může být použita různá velikost fantomů. Ke zpracování naměřených dat je využit Gaussův-Newtonův iterační rekonstrukční algoritmus [53]. Tento systém se nachází na Obrázek 18 a detail 23 různých pozic fantomu CMP je znázorněn na Obrázek 19.



Obrázek 18: Třetí generace MWI systému ČVUT FBMI s detailem použité motýlkové antény, převzato z [53]



Obrázek 19: Detail různých pozic fantomu CMP v MWI systému třetí generace, převzato z [53]

1.2 Cíle práce

Motivací pro tuto diplomovou práci mohou rozdělit na dvě části. První část vychází z výše popsaného současného stavu týkajícího se vývojem mikrovlnných zobrazovacích systémů, z něhož plyne, že tato metoda má potenciál eliminovat možné zdravotní následky způsobené. Druhou představuje možnost navázání na předešlý výzkum mikrovlnného zobrazovacího systému na fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT a jeho rozšíření ze současného 2D systému na systém 3D.

Hlavním cílem diplomové práce je navrhnout a realizovat mikrovlnný zobrazovací systém (MWI) vhodný pro testování detekce cévní mozkové příhody (CMP) na 3D fantomu lidské hlavy. Pro splnění tohoto cíle bylo potřeba rozdělit si práci na několik podcílů.

- Prvním podcíl představují anténní elementy, které budou používány současně jako antény vysílací i přijímací. Tyto antény je tedy třeba navrhnout, impedančně přizpůsobit pro prostředí ve kterém budou používány a následně je vyrobit.
- Další podcíl představuje návrh a realizace geometrie pro uchycení anténních elementů a zároveň možnost nasazení na 3D fantom lidské hlavy.
- K ověření funkčnosti mikrovlnného zobrazovacího systému je třeba vyrobit fantom lidské hlavy. U tohoto fantomu, je předpoklad, že bude svými rozměry, tvary a vlastnostmi napodobovat lidskou hlavu. V případě použití systému k detekci CMP je nutné, aby fantom lidské hlavy obsahoval proměnnou geometrii fantomu CMP. Aby byl tento cíl splněn, je třeba vyřešit to, jak tento fantom vyrobit a jak zajistit dielektrické vlastnosti takové, jaké mají skutečné lidské tkáně hlavy.
- Aby byla zajištěna správná funkčnost systému je třeba zajistit kontakt anténních elementů se zobrazovaným objektem, tedy fantomem lidské hlavy. K zajištění kontaktu se předpokládá použití přizpůsobovací kapaliny. Proto je třeba vyřešit otázku, jak tento kontakt zrealizovat.
- Po splnění předchozích pod úkolů bude provedeno měření S-parametrů pro různé polohy a velikosti CMP navrženého mikrovlnného zobrazovacího systému. Naměřená data budou použita k rekonstrukci rozložení komplexní permitivity, tj. relativní permitivity ϵ_r (-) a elektrické vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$) na základě naměřených dat pomocí již existujícího algoritmu pro diferenciální mikrovlnné zobrazování.

- Následně naměřená data porovnat s hodnotami naměřenými pomocí komerčně dostupného systému.

2 Metody

Tato kapitola má za cíl seznámit s jednotlivými postupy, principy a metodami, které byly využity k realizaci cílů této diplomové práce, tedy k vytvoření mikrovlnného zobrazovacího systému vhodného k testování detekce CMP na 3D fantomu lidské hlavy. Kapitola začíná popisem návrhu a realizace anténních elementů, dále pak návrhem a realizací geometrie systému a následně navazuje popisem tvorby 3D fantomu lidské hlavy. Poté je popsáno řešení zajištění kontaktu MWI systému osazeného anténami s fantomem hlavy. Za těmito podkapitoly následuje další, která se zabývá numerickými simulacemi. Tyto podkapitoly zaštiťuje část, která popisuje zajištění prováděných experimentů z hlediska technického. Nakonec je popsán proces měření a následně jsou popsány metody, použité ke zpracování naměřených dat.

2.1 Návrh a realizace antény

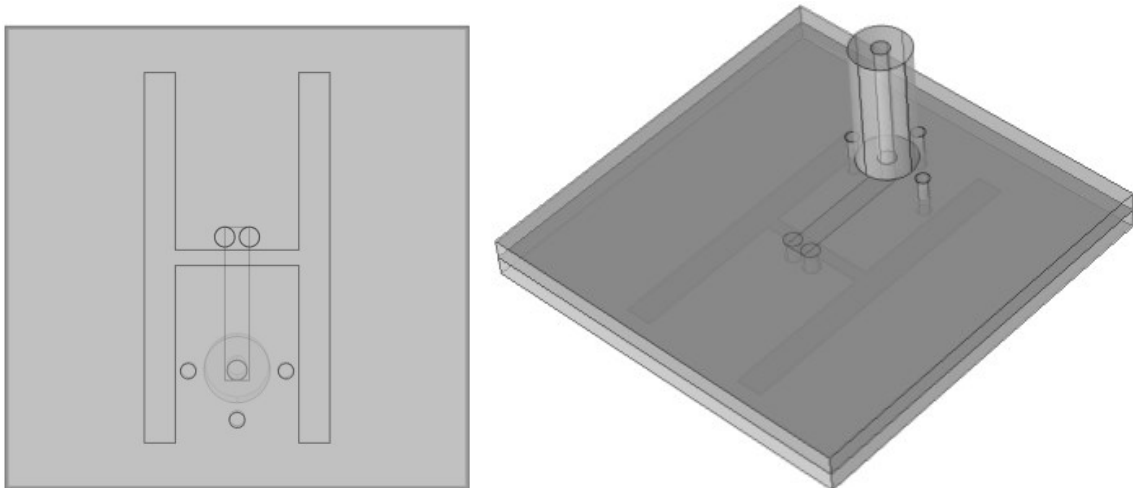
Jak již bylo několikrát zmíněno výše, nedílnou součástí celého MWI systému jsou anténní elementy, které jsou používány k vysílání a přijímání mikrovlnného signálu. Při výběru antény pro použití v MWI systému realizovaném v této diplomové práci byly inspirací články [53] a [54]. Inspirací byla slotová anténa dle článku [53] s cílem zmenšit její rozměry jak bude popsáno dále.

K navržení správné geometrie slotové antény byl použit simulační software Comsol Multiphysics (Comsol, Stockholm, Švédsko), ve kterém bylo využito parametrických studií k optimalizaci antény.

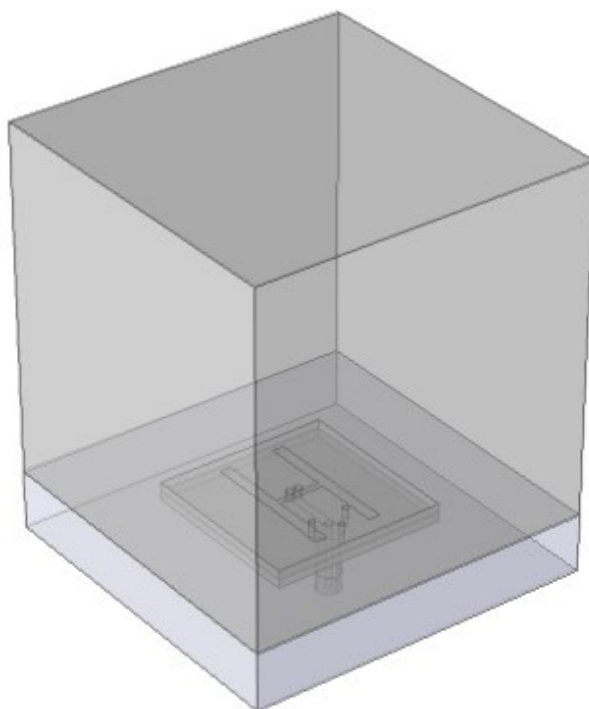
2.1.1 Návrh anténního elementu

V multifyzikálním simulačním softwaru Comsol Multiphysics byl k návrhu geometrie využit grafický editor, jenž využívá CAD nástroje. V tomto editoru byla navržena geometrie antény, sestávající ze vzoru antény tvaru H, který se nachází na dolní straně dvou nosných substrátů s celkovou šířkou $h = 3,048$ mm ve tvaru čtverce s délkou

strany $a = 30$ mm, dále pak z vodivého pásu o rozměrech $10 \times 1,6$ mm nacházejícího se ve střední vrstvě mezi substráty a na horní straně koaxiálního SMA portu sloužícího k napájení, viz. Obrázek 20. SMA port je složen z vnitřního (signálového) vodiče o průměru 1,3 mm a vnějšího (zemního) vodiče o průměru 4,34 mm, tyto rozměry by měly být stejné jako u použitého SMA portu u vyrobené antény. Samotný vzor antény, tedy jeho rozměry, byl předmětem parametrických simulací v Comsol Multiphysics. Ke správnému průběhu simulace byly vymodelovány dva kvádry, menší reprezentující svými dielektrickými vlastnostmi, tedy relativní permitivitou ϵ_r (-) a elektrickou vodivostí σ ($S \cdot m^{-1}$) vzduch a větší představující opět dielektrickými vlastnostmi tkáň průměrného lidského mozku. Kompletně vymodelovaná anténa společně s kvádry je vyobrazeny na Obrázek 21.



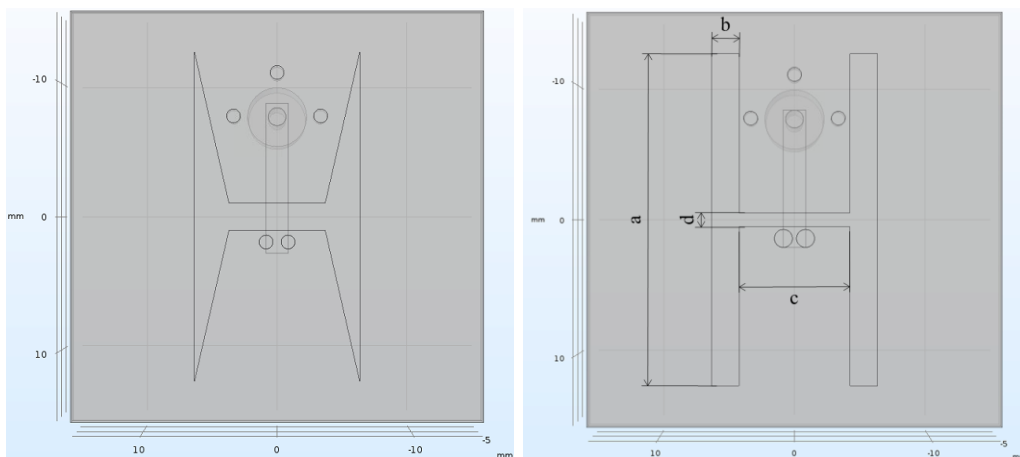
Obrázek 20: Navržená geometrie H slotové antény v prostředí Comsol Multiphysics, vlevo pohled na horní stranu antény s vzorem antény ve tvaru H a vpravo pohled na spodní část antény s viditelným SMA portem



Obrázek 21: Navržená geometrie antény s kvádry reprezentujícími vzduch a fantom lidské hlavy v prostředí Comsol Multiphysics

V rámci optimalizace slotové antény inspirované výše zmíněnými články bylo za cíl upravit její velikost na rozměr 30x30 mm při zachování jejího impedančního přizpůsobení pro frekvenci 1 GHz v prostředí s dielektrickými vlastnostmi průměrného lidského mozku a také symetričnosti vyzařovaného elektromagnetického pole, respektive jeho intenzity. V ideálním případě bylo motivací přizpůsobit anténu tak, aby při frekvenci 1 GHz byla hodnota S_{11} parametru menší než -10 dB.

V první fázi optimalizace byla uvažována motýlková anténa z článku [53], u které byl vzor této antény upraven na tvar zjednodušené motýlkové antény, jelikož původní anténa obsahovala složitý tvar vzoru, který byl obtížný pro nákres a výrobu. Po provedených parametrických studiích byl následně i tento vzor změněn. Nakonec byl vybrán tvar šterbiny písmene H, u kterého byla následně taktéž provedena parametrická studie k vybrání finální verze H slotové antény. Na Obrázek 22 jsou zobrazeny obě verze antén, které byly podrobeny parametrické studii, na anténě vpravo jsou naznačeny měněné rozměry. Při těchto studiích byl sledován průběh S-parametru S_{11} , u kterého byla snaha dosáhnout podmínek stanovených výše.

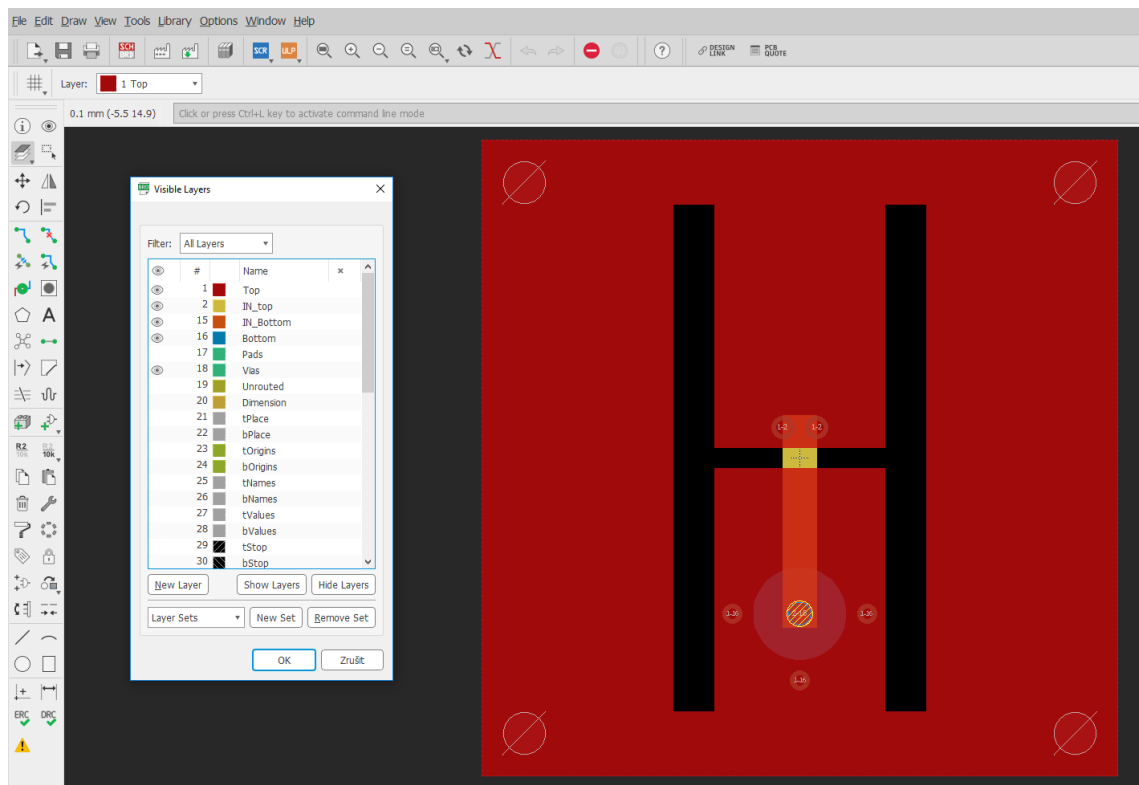


Obrázek 22: Návrhy antén, vpravo finální anténa s vyznačenými rozměry, které byly podrobeny parametrické studii

2.1.2 Výroba motýlkové antény

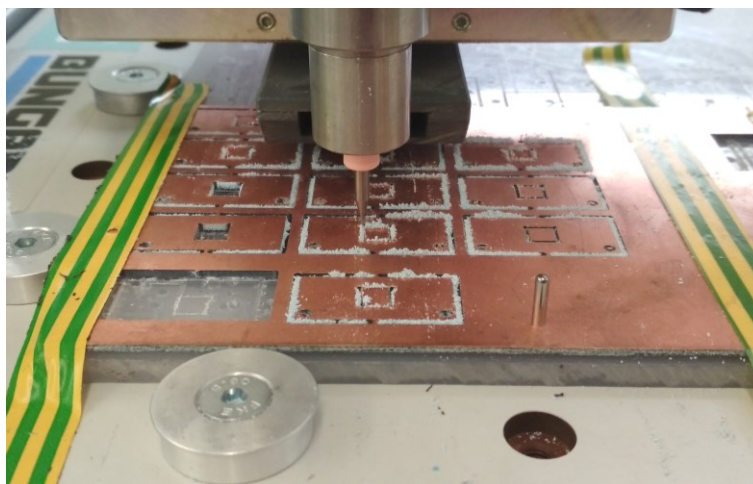
Poté co byla pomocí parametrických simulací vybrána finální verze rozměrů motýlkové antény, bylo třeba zrealizovat samotnou výrobu. K výrobě 40 kusů antén bylo využito služeb firmy Pragoboard s.r.o., která se zabývá výrobou jednovrstvých a vícevrstvých plošných spojů. Z celkového počtu pak bude 24 antén použito a zbylých 16 využito v budoucnu. K výrobě nosné části antén byl použit substrát Rogers 4350B o tloušťce $h = 1,524$ mm a relativní permitivitě $\epsilon_r = 3,48$ [55].

K výrobě navržených antén bylo potřeba vygenerovat potřebná data, která byla nutná dodat výrobcí. Jednalo se o tzv. *gerber data* a *cam* soubory, které se využívají právě při výrobě např. plošných spojů nebo v tomto případě antén. K tomuto účelu byl využit software Autodesk Eagle, ve kterém bylo nejdříve nutné do odpovídajících vrstev vytvořit geometrii jednotlivých částí antény. Ve vrstvě Dimension byl definován rozměr nosného substrátu. Do vrchní (Top) vrstvy byl nakreslen vzor antény, který v této vrstvě bude nepokryt mědí, do spodní (Bottom) vrstvy byl nakreslen prostor, který bude pokryt mědí s kruhovitým místem bez mědi, který bude sloužit po přidělení SMA portu k izolaci středního vodiče SMA portu od spodní vrstvy antény. Do střední vrstvy (In-top) byl nakreslen vodivý plíšek, který slouží k vodivému spojení vrchní vrstvy se spodní a ve vrstvě Vias a Holes byly nadefinovány jednotlivé vodivé a nevodivé otvory, která slouží právě k vodivému propojení vrchní a spodní vrstvy a otvory, nacházející se v rozích antény, sloužící k upevnění antén do navržené geometrie MWI systému. Rozměry jednotlivých částí ze všech vrstev byly zmíněny v podkapitole 2.1.1. Prostředí tohoto programu s namodelovanými vrstvami antény se nacházejí na Obrázek 23.

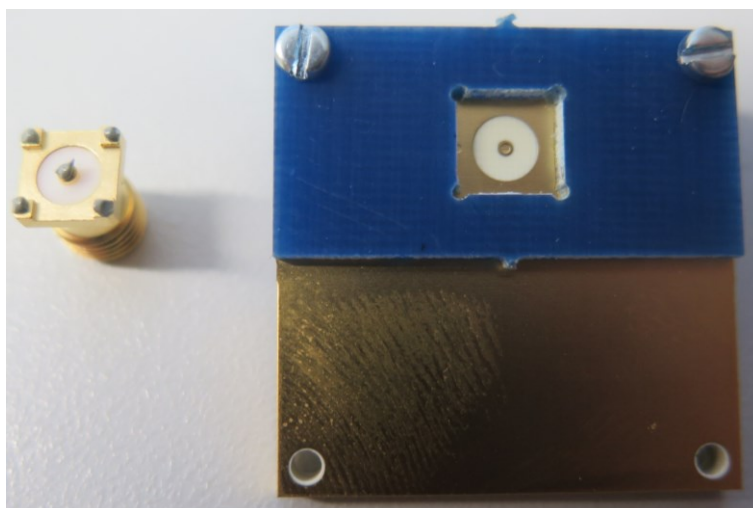


Obrázek 23: Prostředí Autodesk Eagle s navrženou H slot anténou

Poté co byly antény vyrobeny, bylo potřeba k nim připájet SMA port sloužící k napájení. Byly vybrány SMA porty značky Rosenberger typu 32K 10A-40M L5, které jsou specifikovány v datasheetu výrobce [56]. Z nutnosti umístění SMA portů u všech 24 antén na stejnou pozici nebylo možné SMA porty připájet k anténám ručně, jelikož mohlo dojít k nepřesnému připájení a tím mohlo dojít k rozdílné funkčnosti jednotlivých antén. Proto bylo při tomto procesu postupovat jinak. K zajištění přesného umístění SMA portů na jednotlivých anténách bylo pomocí CNC frézy vyrobeno několik kusů šablon, které byly navrženy také v programu Autodesk Eagle. Tyto šablony byly vyrobeny, resp. vyříznuty, ze substrátu a poté metodou chemického leptání byla odstraněna vrstva mědi. Šablony obsahují otvory se stejným umístěním a velikostí jako otvory antén, pomocí nichž byly antény s šablonou k sobě pevně upevněny. Výroba šablon CNC frézou je zobrazen na Obrázek 24. Detail SMA portu a šablony připevněné k anténě se nachází na Obrázek 25.

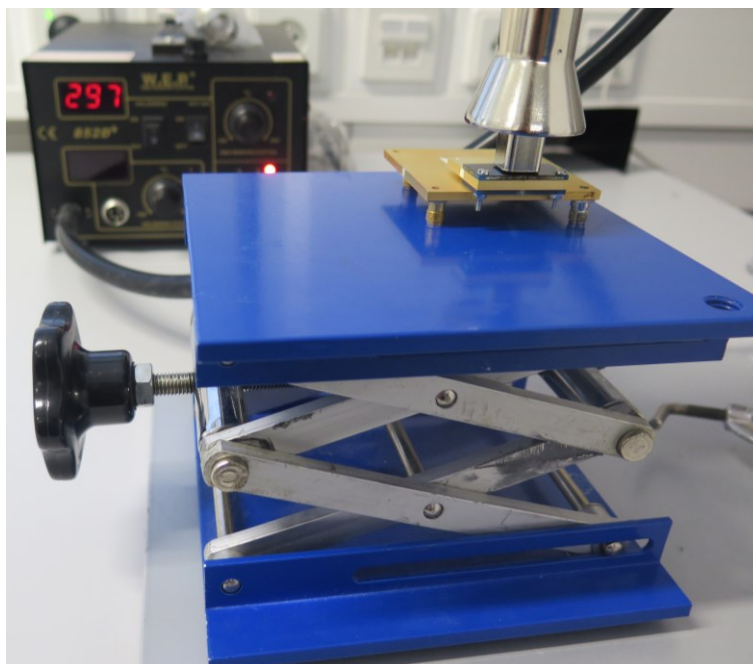


Obrázek 24: Výroba šablon pro pájení SMA portů pomocí CNC frézy



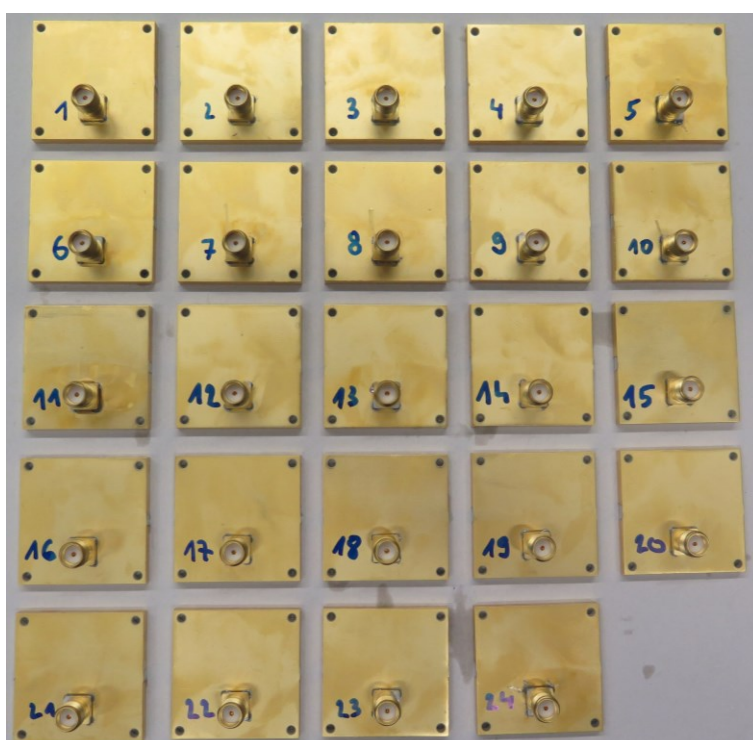
Obrázek 25: Detail SMA portu a šablony připevněné k anténě

K přesnému osazení 24 antén SMA porty byla použita pájecí pasta Microprint p2006 s teplotou tání 217 °C, která byla zahřívána pomocí horkovzdušného zařízení obsaženého v pájecí stanici WEP 852D+. Zahřívání probíhalo po dobu 6 minut při nastavené teplotě vzduchu přibližně 300 °C. Proces pájení SMA portů k anténám se nachází na Obrázek 26.

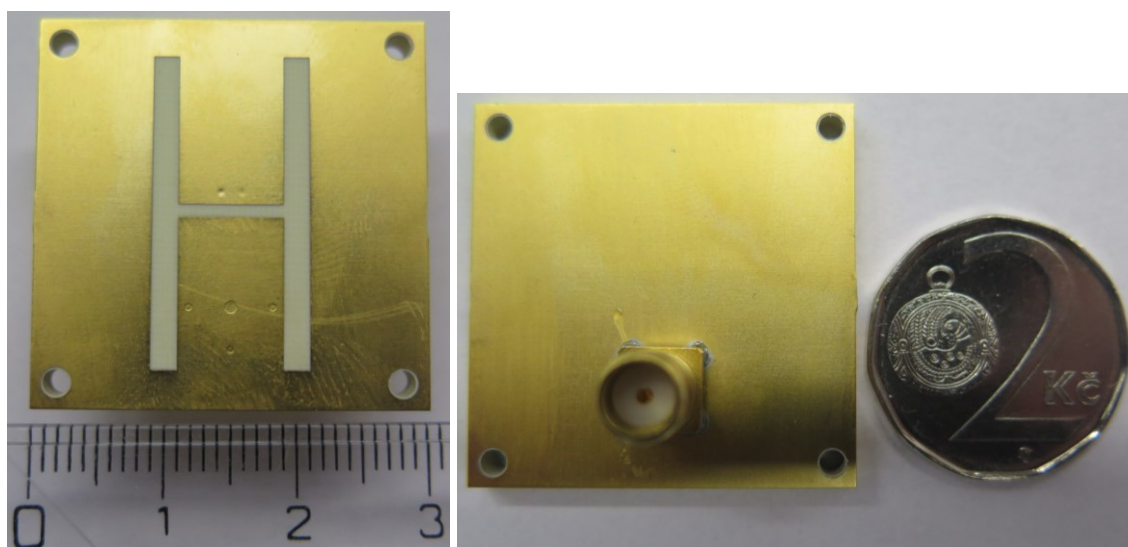


Obrázek 26: Připojení SMA portů k anténě metodou pájení horkým vzduchem, v pozadí přístroj WEP 852D+ s nastavenou teplotou 297 °C a na stojánku podložená anténa s přidělanou šablonkou a SMA portem vloženým do nástavce vývodu horkého vzduchu

Finální podoba všech 24 antén je zachycena na Obrázek 27 a na následujících Obrázek 28 se nachází detailní pohled na anténu z přední i zadní strany s porovnáním velikosti s mincí.



Obrázek 27: Finální podoba 24 antén



Obrázek 28: Vlevo detail vzoru vyrobené H slot antény, vpravo pohled na druhou stranu obsahující připájený SMA port v porovnání s mincí

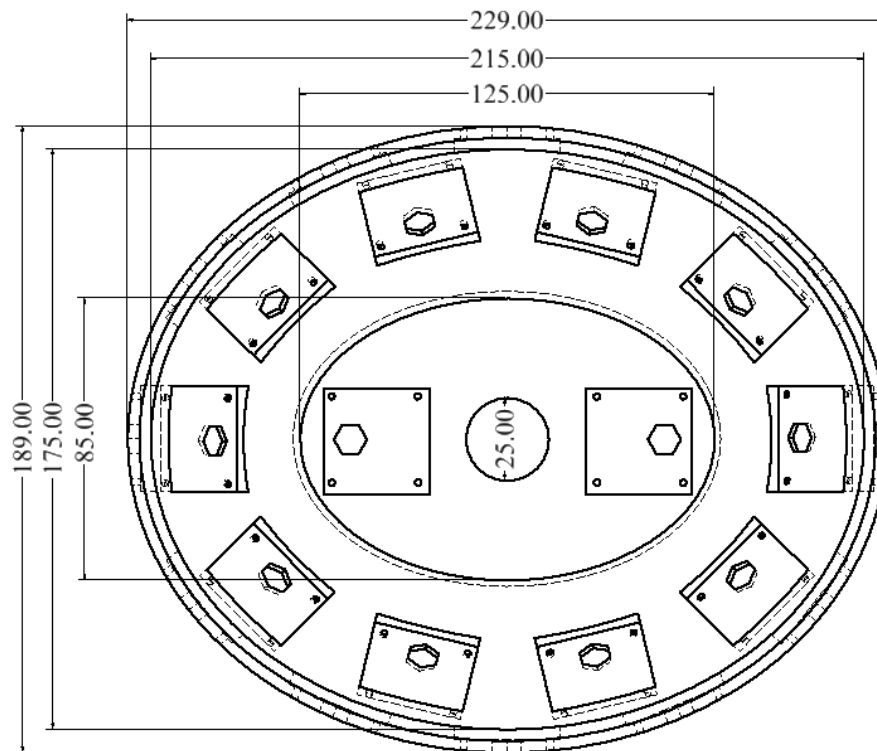
2.2 Návrh a realizace systému a fantomu lidské hlavy

Další důležitou součástí mnou navrhovaného MWI systému byla tzv. helma, kterou by bylo možné osadit vyrobenými anténami a nasadit ji na lidskou hlavu či její fantom. K účelu návrhu a následné výroby byly použity programy Autodesk Inventor Professional 2020 a 3D Builder.

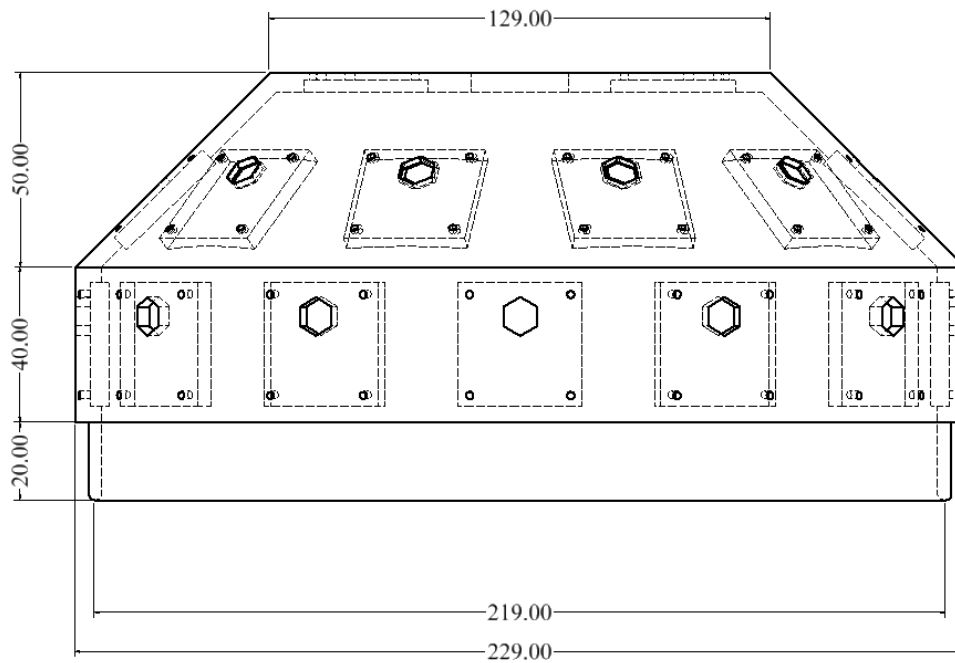
2.2.1 Návrh systému MWI

Při navrhování vhodného tvaru a rozměru systému byl zohledněn tvar lidské hlavy, to znamená, že byla snaha systém uzpůsobit tak, aby ho bylo možné nasadit ať už na lidskou hlavu či pouze fantom lidské hlavy o reálných velikostech. Jako ideální geometrie byl vybrán tvar elipsy, který je lidské hlavě v řezu nejpodobnější. Snahou bylo taktéž tento systém vytvořit takový, aby bylo možné do něj implementovat vyrobené antény alespoň ve dvou úrovních. Celkový počet antén, kterými bude tento systém osazen je 24, a to z důvodu plného využití přepínací matice, která disponuje 24 porty. V systému je tedy vytvořeno 24 „oken“ do kterých se dají vsadit jednotlivé antény. 12 antén je umístěno v první rovině, 10 antén v rovině druhé, která je pod úhlem 45° a zbylé dvě se nacházejí v horní části. V každém tomto „okně“ jsou potom čtyři otvory pro upevnění antén šroubky a jeden velký otvor ve tvaru šestiúhelníku pro vsazení SMA portu tak, aby

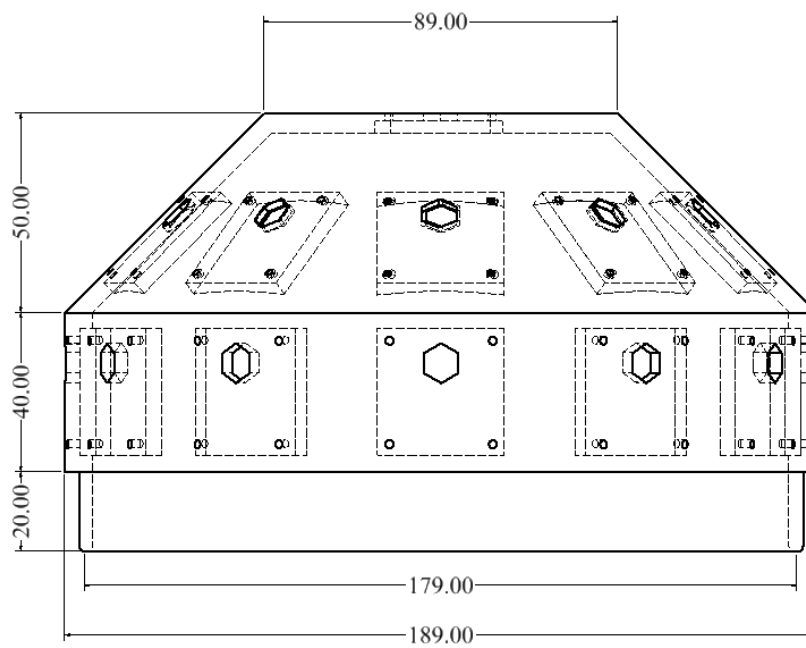
k němu bylo možné připojit koaxiální kabel. Ve vrchní části se krom 2 antén také nachází otvor pro vložení válce, který slouží k plnění systému přizpůsobovací kapalinou, která bude diskutována v podkapitole 2.4. Celá spodní hrana je zúžena tak, aby bylo možné na ní nasadit část systému obsahující přizpůsobovací kapalinu. Rozměry tohoto systému se pak nacházejí na Obrázek 29, Obrázek 30, Obrázek 31 a Obrázek 32:



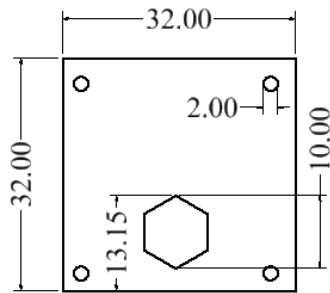
Obrázek 29: Navržená helma s kótami, pohled zdola



Obrázek 30: Navržená helma s kótami, pohled zleva



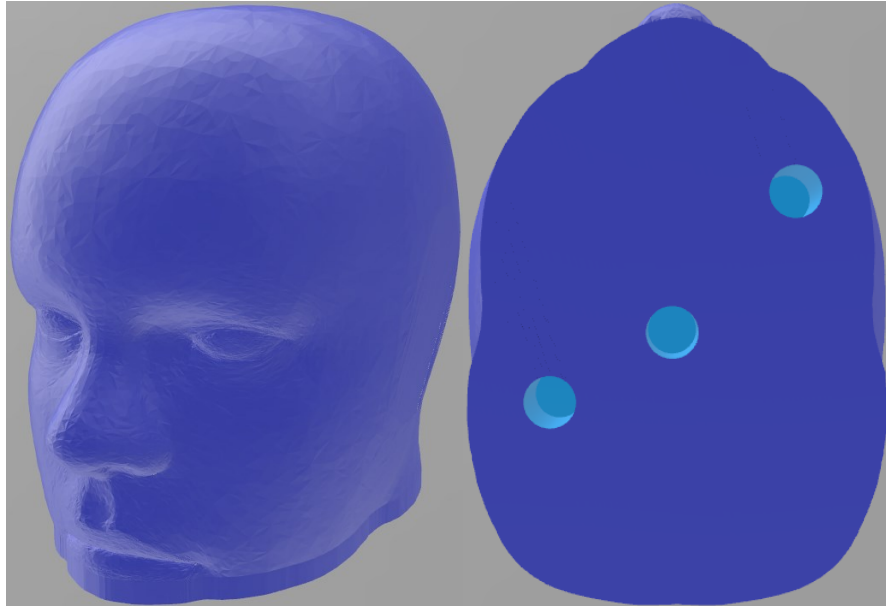
Obrázek 31: Navržená helma s kótami, pohlad zepředu



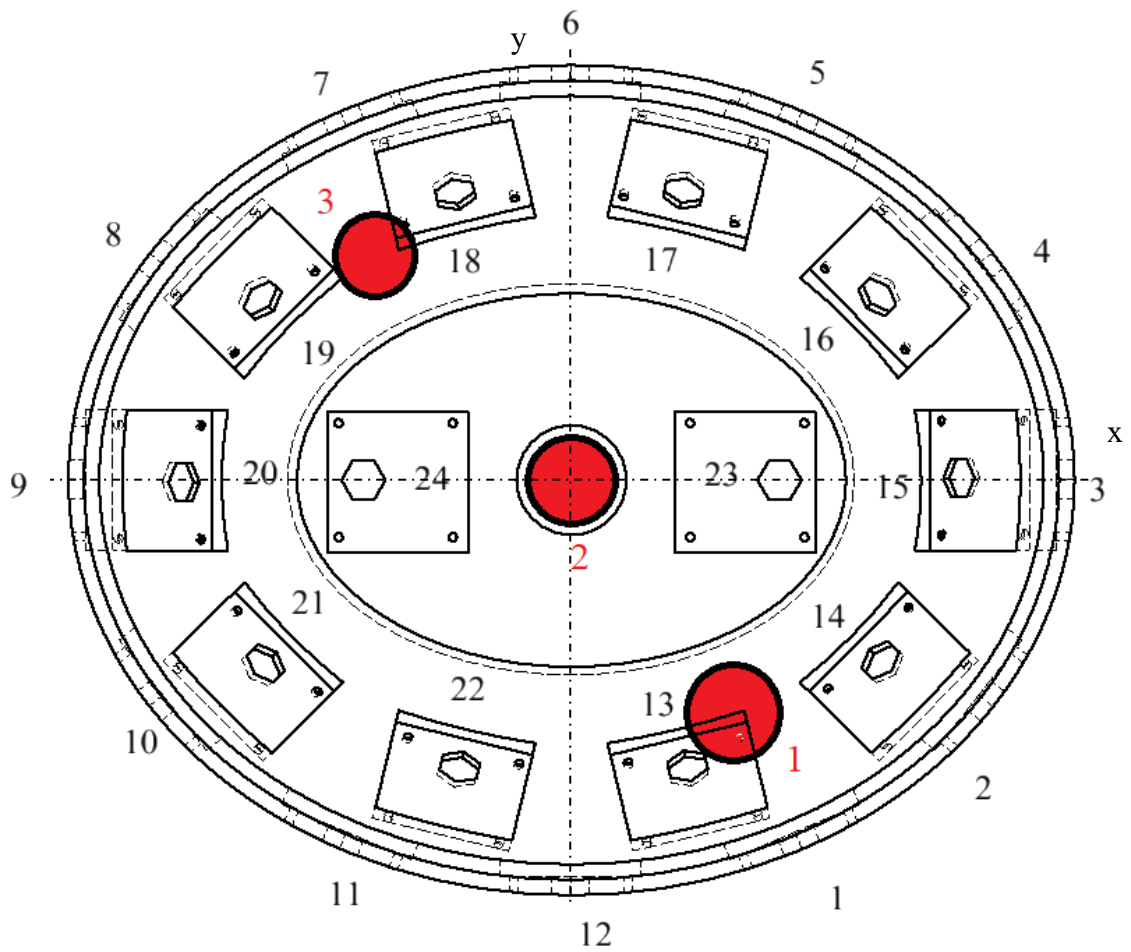
Obrázek 32: Detail na okénko pro vložení antény

2.2.2 Návrh fantomu lidské hlavy s proměnnou geometrií CMP

K testování mikrovlnného systému bylo zapotřebí využít fantom lidské hlavy, který obsahuje pozičně a velikostně proměnlivou cévní mozkovou příhodu. K návrhu samotného fantomu hlavy byla využita internetová knihovna GrabCAD [57], která obsahuje širokou databázi různých volně dostupných CAD souborů a 3D modelů vhodných k 3D tisku. Z této databáze byla použita lidská hlava skutečných rozměrů, která byla dále upravena. Z výrobních důvodů musel být tento model lidské hlavy mírně uříznut v oblasti krku a také byly odstraněny z modelu uši. Do spodní části modelu hlavy byly vytvořeny tři otvory, sloužící ke vkládání fantomu CMP. Fantom lidské hlavy má na výšku 20 cm, šířku 16 cm, délku 21 cm a otvory mají průměr 1,5 cm. Model této lidské hlavy s detailem umístění otvorů je pak k vidění na Obrázek 33. Na Obrázku 34 se nachází umístění otvorů pro vložení fantomu CMP a přesné souřadnice těchto 3 pozic se nacházejí v Tabulce 2.



Obrázek 33: Vlevo pohled na model lidské hlavy použitý jako její fantom, vpravo pohled na spodní stranu hlavy s třemi otvory pro vložení fantomu CMP



Obrázek 34: Číselné označení antén a pozic CMP

Tabulka 2: Zaznamenané souřadnice jednotlivých pozic fantomu CMP

Pozice	Souřadnice x (mm)	Souřadnice y (mm)
1	-3,0	-2,5
2	0	0
3	5	6,5

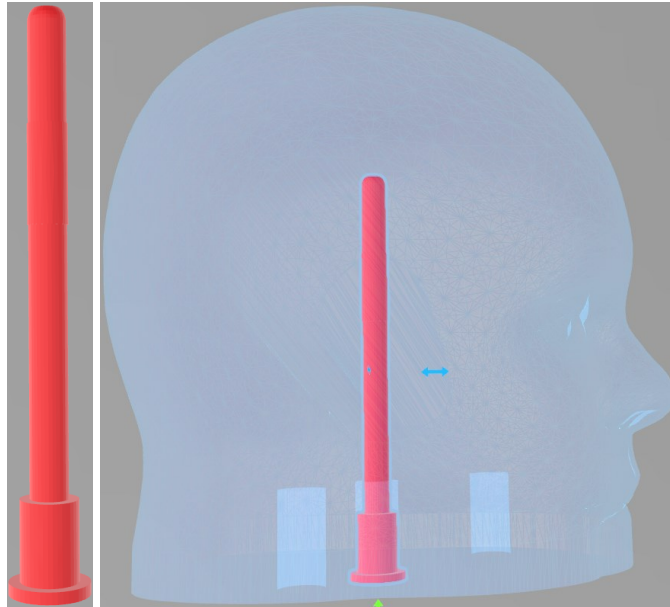
Samotný model byl po utěsnění a vložení fantomu CMP vyplněn kapalným roztokem představujícím lidský mozek. U této kapaliny byla podmínka, aby měla známé či změřitelné dielektrické parametry průměrného lidského mozku při frekvenci 1 GHz. Pro tento účel byl zvolen postup přípravy takového roztoku dle [41], kdy hodnota relativní permitivity je $\epsilon_r = 41,8$ (-) a elektrické vodivosti $\sigma = 0,97$ ($S \cdot m^{-1}$) pro frekvenci 1 GHz. Složení tohoto roztoku je pak zaznamenáno v Tabulce 2. Tento fantom lidské hlavy se řadí mezi homogenní kapalně.

Tabulka 3: Složení roztoku s dielektrickými parametry fantomu lidské hlavy pro frekvenci 1 GHz, s $\epsilon_r = 41,8$ (-) a $\sigma = 0,97$ ($S \cdot m^{-1}$), [41]

Druh chemikálie	Hmotnostní procenta (%)
Propylenglykol	64,81
NaCl	0,79
Deionizovaná a destilovaná voda	34,40

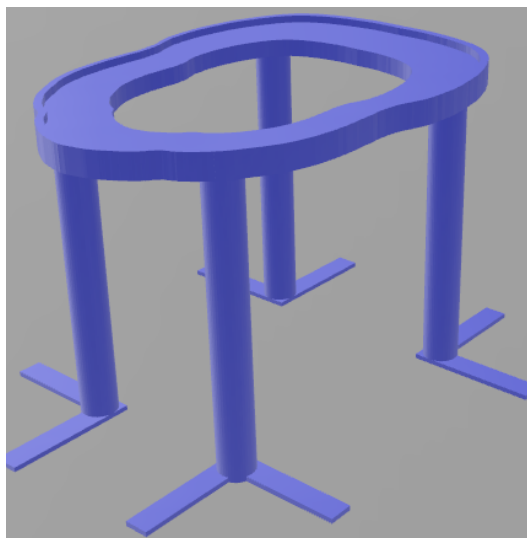
Pro splnění jednoho z podcílů, bylo třeba vymyslet, jak do popsaného fantomu lidské hlavy implementovat fantom CMP, který by měl proměnnou pozici, velikost a bylo by možné jej použít jako CMP ischemické i hemoragické. Řešení, které by tyto podmínky splňovalo bylo realizováno pomocí dutého válce, na který je na jednom konci připevněn balónek, který je možné plnit z druhé strany válce, kde se nachází závit k našroubování injekční stříkačky. Stejně jako u fantomu lidské hlavy, je i zde použit kapalný fantom mající dielektrické vlastnosti buďto ischemické nebo hemoragické CMP. Dle článku [58], který se zabýval měřením dielektrických parametrů mozku na živých prasatech, se relativní permitivita i elektrická vodivost při výskytu ischemické CMP snížila o 10-20 %. Oproti tomu dielektrické parametry hemoragické CMP, jsou o přibližně 20 % vyšší, což je nejspíše způsobeno tím, že při hemoragické CMP je v místě obsaženo vyšší množství krve, která má výrazně vyšší dielektrické parametry než tkáň lidského mozku. Tato kapalina byla připravena obdobně jako výše popsaná kapalina fantomu lidského mozku. Bylo do ní ovšem přidáno větší, respektive menší množství destilované vody a NaCl k dosažení dielektrických parametrů odpovídajících hemoragické, respektive ischemické

CMP. Tento fakt je popsán v publikaci [5]. Návrh válce, sloužící k realizaci fantomu CMP je zobrazen na Obrázek 35.



Obrázek 35: Vlevo se nachází navržený válec pro fantom CMP, vpravo je tento válec umístěn do navrženého fantomu lidské hlavy

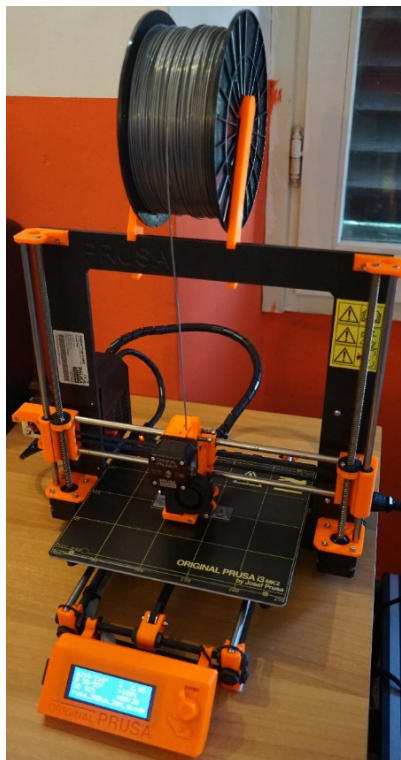
Pro stabilní umístění s přístupem do spodní části fantomu lidské hlavy s nasazeným MWI systémem byl také navrhnout stojan. Tento stojan sestával z podstavy, která věrně kopírovala spodní část fantomu lidské hlavy a čtyř nohou zajišťujících právě stabilitu celého systému. Podoba navrhnutého stojanu se nachází na Obrázek 36.



Obrázek 36: Navržený stojan pro MWI systém

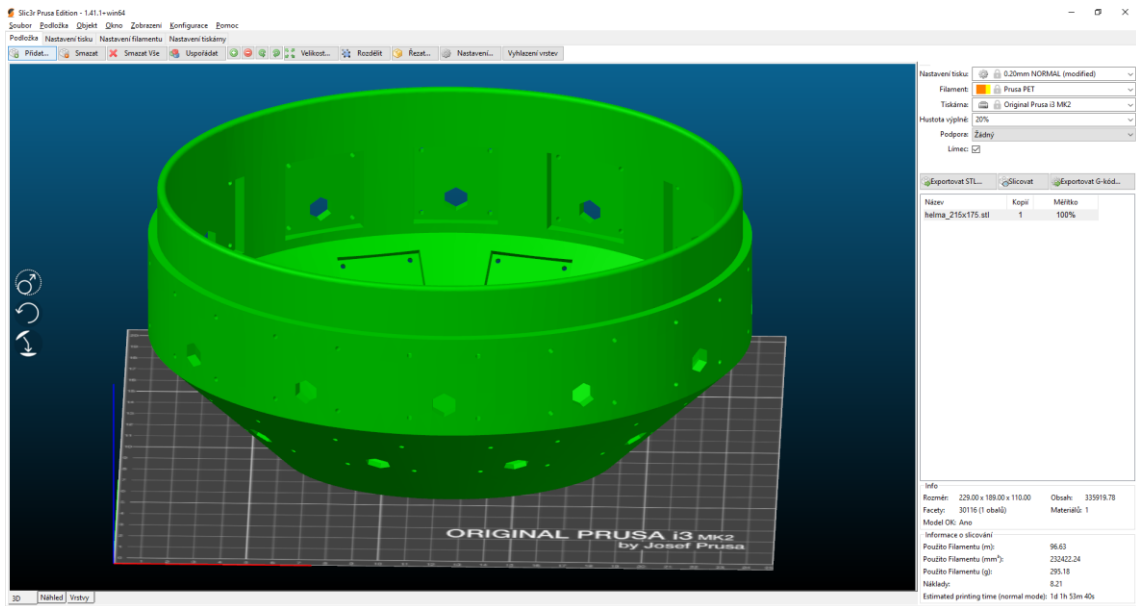
2.2.3 Realizace MWI systému a fantomu lidské hlavy

K výrobě výše popsaných navržených objektech, MWI systému a fantomu lidské hlavy s proměnnou geometrií CMP byla zvolena metoda 3D tisku. Tato metoda přináší několik výhod. Největší výhodou při výrobě bylo to, že Fakulta Biomedicínského inženýrství těmito tiskárnami disponuje. Další výhodou představuje možnost snadné opakovatelnosti tisku při nutnosti různých úprav. Nevýhodou může představovat například složitější nastavení tisku při podmínce vodotěsnosti vytisknutých objektů. K tisku byla použita 3D tiskárna Original Prusa i3 mk2 České firmy Prusa3d, která se nachází na Obrázek 37. Materiálem, ze kterého byly vytisknuty veškeré komponenty, byl zvolen PRUSA PETG (Polyethylene Terephthalate Glycol) filament, jenž je vhodný k výrobě větších modelů



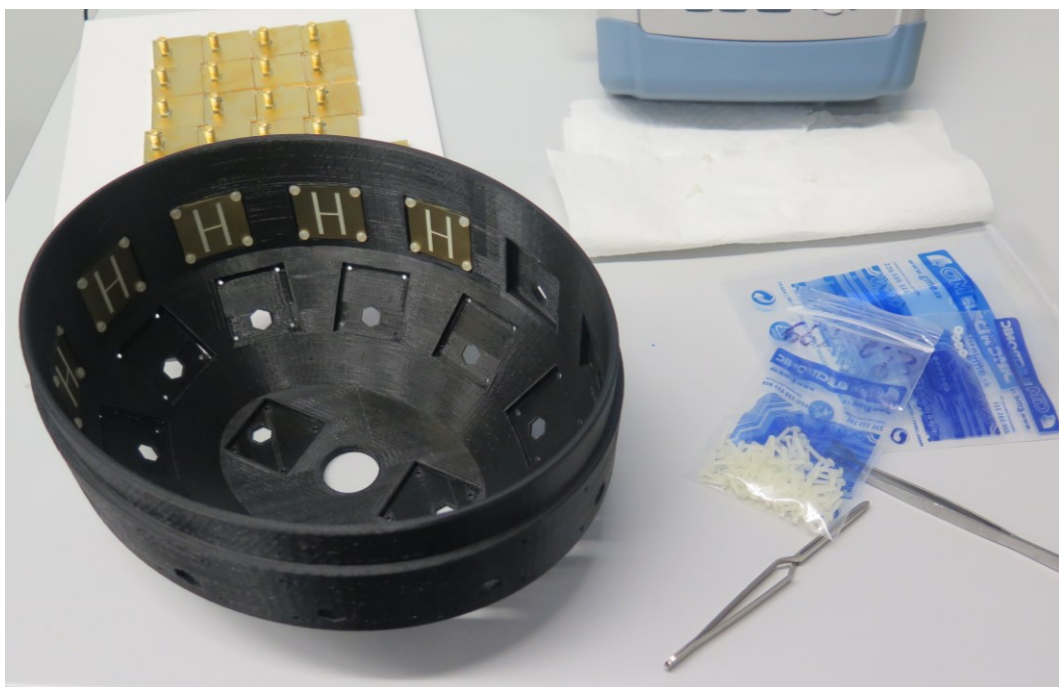
Obrázek 37: 3D tiskárna Original Prusa i3 mk2, převzato z [59]

K samotnému tisku bylo zapotřebí využít ovládací software k vytvoření potřebných dat tzv. G-code. K tomuto účelu byl použit software SLIC3R PE, kam bylo nutné importovat .stl soubory jednotlivých objektů a poté bylo potřeba nadefinovat různé parametry tisku. Prostředí tohoto programu je zachyceno na Obrázek 38.

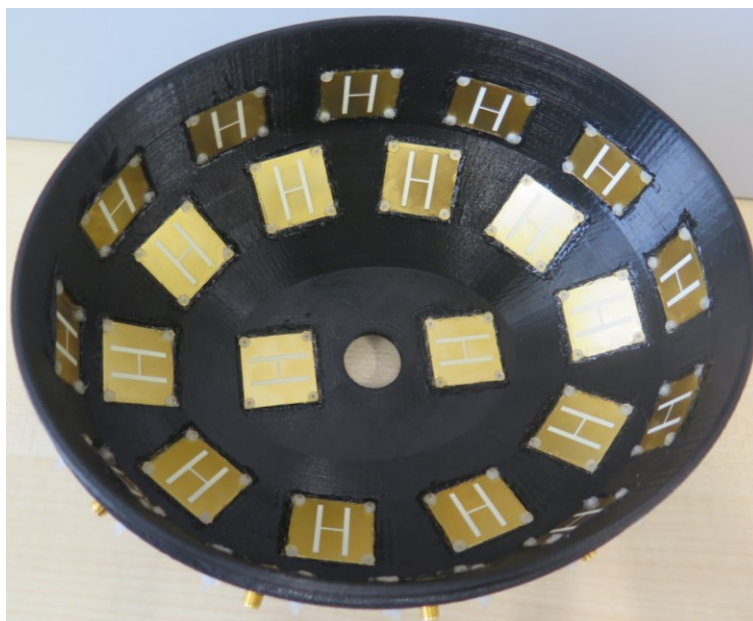


Obrázek 38: Nastavení tisku MWI systému v programu SLIC3R PE

Poté co byla tiskem vyrobena geometrie helmy MWI systému, došlo k osazení helmy vyrobenými anténami, které byly upevněny plastovými šroubky a vzniklé prostory, jimiž by mohla z helmy kapalina, byly utěsněny kombinací silikonového a dvousložkového epoxidového lepidla. Proces osazování helmy anténami je znázorněn na Obrázek 39 a výsledná osazená helma vyrobenými H slot anténami je k vidění na Obrázek 40.



Obrázek 39: Proces osazování helmy MWI systému H slot anténami



Obrázek 40: Výsledná helma MWI systému osazená anténami

Následně byl vytisknut fantom lidské hlavy, který byl stejně jako helma MWI systému utěsněn výše zmiňovanou kombinací lepidel a tavicí pistolí a do bočních stran ve spodní části byly vloženy válce, sloužící k plnění a vypouštění kapalného fantomu lidského mozku. Výsledný fantom lidské hlavy se nachází na Obrázek 41.



Obrázek 41: Vyrobený fantom lidské hlavy s hadicí k napouštění a vypouštění fantomu lidského mozku

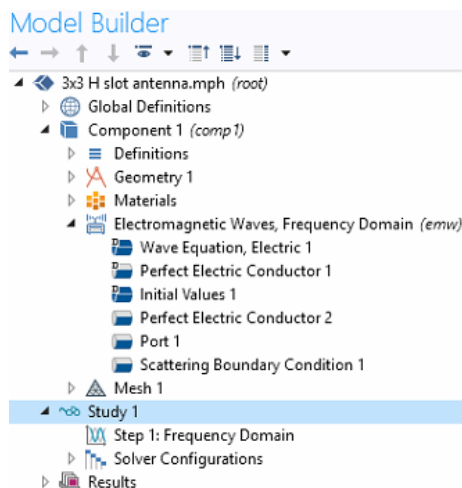
K fantomu lidské hlavy byly dále vyrobeny válce sloužící k vytvoření fantomu CMP. K těmto válcům byly na jednu stranu nasazeny balónky a na stranu druhou byl přidělán závit k našroubování plnicí injekční stříkačky. Fantomy CMP byly následně utěsněny těsnící a lepící páskou a kombinací lepidel. Vyrobený fantom CMP s pomůckami k jeho výrobě je zachycen na Obrázek 42.



Obrázek 43: MWI systém s řešením kontaktu mezi anténami a fantomem lidské hlavy

2.4 Numerické simulace

Jak již bylo zmíněno v kapitole 2.1 k návrhu v CAD editoru a optimalizaci antén použitých v MWI systému byl použit multifyzikální simulační program Comsol Multiphysics. Jedná se o nástroj, jehož hlavním účelem je modelování a simulace různých fyzikálních jevů. K těmto účelům je v tomto programu implementováno několik modulů, které se zaměřují na jednotlivé fyzikální jevy jako jsou například jevy elektromagnetické, strukturální a akustické, proudění tekutin a výměna tepla nebo jevy chemické a samozřejmě je možné jevy mezi sebou kombinovat. Tento software využívá k výpočtům zadaných úloh Finite element method (metoda konečných prvků) jež patří mezi numerické metody, založených na diskretizaci spojitých úloh do konečného počtu prvků, kdy právě zjišťované parametry jsou určeny v těchto jednotlivých uzlech [60][61]. Proces vytváření veškerých úloh, ať už se jedná o kterýkoli ze zmiňovaných fyzikálních jevů či jejich kombinaci je poměrně snadný a vždy probíhá obdobně. Hlavním klíčem k tvorbě každé úlohy je tzv. modelovací strom [62]. Tento modelovací strom s řešením v oblasti elektromagnetických jevů je znázorněn na Obrázek 44. Dílčí kroky vycházející z tohoto modelovacího stromu budou popsány v následující podkapitole.



Obrázek 44: Modelovací strom z prostředí programu Comsol Multiphysics

2.4.1 Modelovací strom

Prvním krokem po vytvoření nové studie je vytvoření geometrie (Geometry 1) zkoumaného modelu. Tato část se dá provést jak přímo v CAD editoru programu Comsol Multiphysics, viz. kapitola 2.1.1, tak lze geometrii importovat například v podobě .stl souboru či přímo modulem sloužícím k propojení CAD programu jako je například Autodesk Inventor Professional 2020. V mém případě byla použita kombinace implementovaného CAD editoru, ve kterém byly vytvořeny antény a import modelu helmy ve formátu .stl pomocí něhož mohli být jednotlivé antény umístěny na správnou pozici tak, aby věrně kopírovali svoje rozložení v realizovaném modelu.

Navazující část představuje nastavení a přiřazení fyzikálních vlastností jednotlivým komponentám vybráním odpovídajícího materiálu v položce Materials. Program Comsol Multiphysics obsahuje širokou knihovnu materiálů a pro případ nedohledaného materiálu v této knihovně je možnost materiál nastavit ručně. Při simulování systému MWI k detekci CMP bylo potřeba definovat oblasti, které budou mít vlastnosti dielektrických parametrů průměrné mozkové tkáně do které budou antény vysílat, teflonu, z něhož je vyrobena část SMA portu, substrátu Rogers 4350b použitého k výrobě H slotových antén.

Další krok představuje nastavení okrajových podmínek modelu (Electromagnetic Waves, Frequency domain (emw)), které představují nejzásadnější část simulace. V mém případě byly okrajové podmínky nastavovány z důvodu vymezení oblastí, ve kterých budou výpočty probíhat pro šíření elektromagnetického pole. Byly nastavovány části modelu, které budou mít vlastnosti ideálního vodiče (Perfect electric conductor 1 a 2), to znamená vybrání všech kovových částí modelu. Dále pak bylo potřeba nastavit místo,

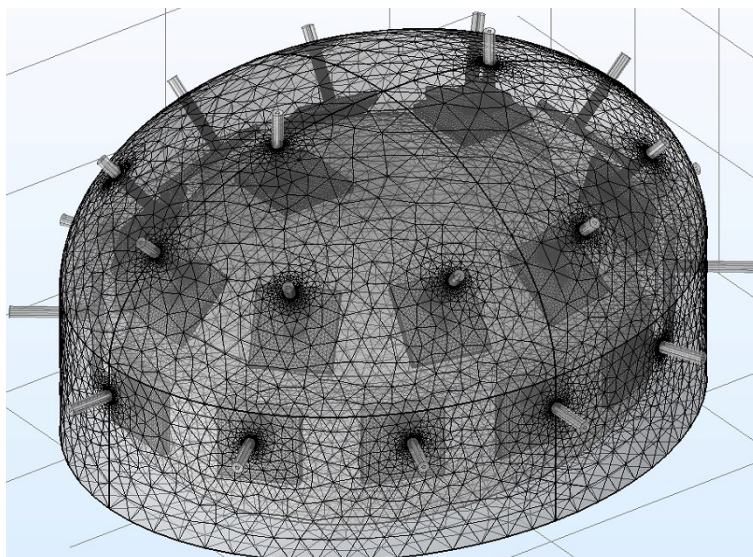
odkud se bude generovat elektromagnetické pole (Port1). V poslední části (Scattering boundary condition 1) bylo nutné nastavit oblast, kde na jejich stěnách bude docházet k minimálnímu odrazu dopadajících elektromagnetických vln [41]. Zbylé okrajové podmínky jsou již předdefinované (Initial values 1), tyto okrajové podmínky určují to, v jakém stavu se bude model nacházet před spuštěním zadané simulace. V mém případě se jednalo o nastavení vektoru intenzity elektrického pole $\vec{E}(x, y, z) = 0$. Poslední okrajové podmínky jsou definovány v části vlnové rovnice (Wave equation 1), kde je předdefinovaná rovnice šíření vlny.

Poté co byli zadané geometrii modelu přiřazeny fyzikální vlastnosti a definovány okrajové podmínky, je třeba vytvořit tzv. výpočetní síť (mesh). Tato část odpovídá z úvodu popsané metodě, která je využívána v programu Comsol Multiphysics. Jedná se o zmiňovanou metodu konečných prvků. Vytvořením výpočetní sítě, dojde k diskretizaci modelu na konečný počet uzlů, prvků. V těchto jednotlivých uzlech jsou poté vypočteny parametry, v tomto případě rozložení intenzity elektrického pole. Nastavení této výpočetní sítě je možné provádět buďto automaticky, či manuálně, což umožňuje vytvoření různě hustých výpočetních sítí, tedy možnost definovat velikost nejmenšího prvku sítě pro jednotlivé oblasti modelu. Na Obrázek 45 se nachází vytvořená výpočetní síť v programu Comsol Multiphysics. Minimální velikost prvků sítě s (mm) se liší u různých materiálů, v tomto případě použitého vzduchu, teflonu, kovu, substrátu a tkáň mozku. Minimální velikost prvků sítě je totiž závislá na vlnové délce λ elektromagnetické vlny, která se šíří daným materiálem. Tento vztah, tedy výpočet minimální velikosti prvků sítě určuje nerovnice 5, vycházející z rovnice 6 definující vztah pro výpočet vlnové délky elektromagnetické vlny, za podmínky zanedbání elektrické vodivosti σ [41].

$$\lambda = \frac{c}{f \cdot \sqrt{\epsilon_r}}, \quad (5)$$

kde c ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) je rychlost světla, f (Hz) je frekvence elektromagnetické vlny v tomto případě 1 GHz a ϵ_r (-) relativní permitivita prostředí, jímž vlna prochází, v tomto případě tkáň lidského mozku.

$$s \leq \frac{\lambda}{5}. \quad (6)$$



Obrázek 45: výpočetní síť (mesh) MWI systému v prostředí Comsol Multiphysics

Po zadání veškerých předešlých informací zbývá nastavit v posledním kroku samotnou studii (study1). V této části se nachází záložka Step 1: Frequency Domain, ve které se nastavuje rozmezí frekvencí, pro něž bude studie navrženého modelu vypočtena. V případě, že je potřeba provést parametrickou studii, je možné použít tzv. Parametrickou studii, ve které se dá nastavit proměnlivý parametr v různém rozsahu a program automaticky proměří veškeré kombinace zvolených parametrů. Díky této studii je pak snadné porovnat chování navrženého modelu pro různě zvolené parametry. V mém případě byla parametrická studie využita například při optimalizaci H slotových antén, kdy se měnili čtyři různé rozměry, jak je uvedeno v kapitole 2.1.1, viz. Obrázek 22.

Po úspěšném provedení studie, jsou vypočtená data uložena pod záložkou výsledků (Results), ve které je možné využít různé nástroje k interpretaci výsledných dat. Jedná se například v mém případě o 3D zobrazení intenzity elektrického pole nebo zobrazení závislosti vypočtených S_{11} (dB) na zadané frekvenci pomocí grafu.

2.4.2 Sledované parametry

Program Comsol Multiphysics byl v mé případě použit ke dvěma různým studiím. První studie byla využita k návrhu optimálních rozměrů antény, který byla využita v MWI systému. K hledání optimálních rozměrů antény bylo využito parametrické studie, ve které byly definovány čtyři proměnné rozměry, které byly v různých kombinacích simulovány pro frekvenční rozmezí 700-1300 MHz. Při této simulaci byly sledovány dva parametry. Na jedné straně byl sledován parametr S_{11} (dB), u kterého bylo

za cíl dostat jeho hodnotu při frekvenci $f = 1$ GHz, na hodnotu menší než -10 dB. Na straně druhé byla také snaha o to, aby vysílaná elektromagnetická vlna byla z antény vysílána se symetrickým elektromagnetickým polem.

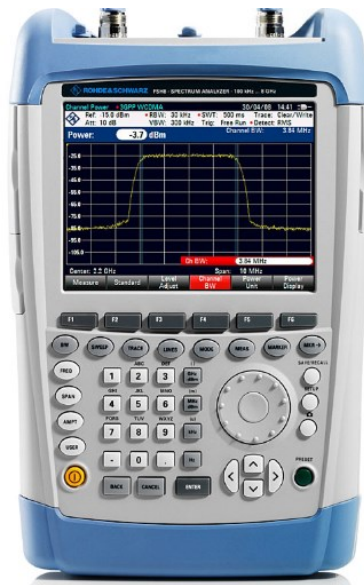
Druhá studie potom byla provedeno pro model, který věrně kopíruje rozložení a rozměry antén ve realizovaném MWI systému. To znamená, že tento model sestává z 24 antén, zjednodušené geometrie helmy a fantomu lidské hlavy. Tato studie má veliký význam, z důvodu použití rekonstrukčního algoritmu na naměřená data. V této simulaci byla opět využita parametrická studie, která byla nastavena tak, že proměnným parametrem bylo číslo SMA portu jednotlivých antén. Takto nastavená simulace vypočítala S – matici při frekvenci $f = 1$ GHz pro všechny možné kombinace antén, kdy nastavený proměnlivý parametr udával, který port v danou chvíli bude zapnut jako vysílač, zatímco ostatní budou pracovat jako přijímač.

2.5 Technické zajištění systému

Tato kapitola slouží k popsání jednotlivých přístrojů, které byly použity při přípravě nebo průběhu měření pomocí MWI systému. U každého přístroje pak bude popsán přesný účel a popsány metody, jak byly těmito přístroji měřeny odpovídající parametry, ke kterým byl přístroj určen.

2.5.1 Vektorový analyzátor R&S® FSH8

Přístroj Rohde&Schwarz FSH8 se řadí mezi tzv. vektorové analyzátory obvodů, kdy základním použitím těchto přístrojů je měření závislosti S – parametrů na frekvenci. Konkrétně se pak využívá měření koeficientů odrazu a přenosu, kterými se dá definovat, jak dobře je přenášena elektromagnetická energie z generátoru do daného prostředí, aniž bychom znaly vnitřní struktury generátoru elektromagnetické energie. Tento konkrétní přístroj umožňuje měření těchto parametrů ve frekvenčním spektru od 9 KHz do 8 GHz o rozlišení 1 Hz a disponuje dvěma porty [63]. Tento přístroj se nachází na Obrázek 46.



Obrázek 46: Spektrální analyzátor firmy Rohde&Schwarz, model FSH8, převzato z [64]

2.5.2 Vektorový analyzátor obvodů R&S ZNB 4

Použití vektorového analyzátoru bylo popsáno výše v podkapitole 2.5.1. VNA firmy Rohde&Schwarz ZNB 4 na rozdíl od výše zmíněného VNA FSH8 obsahuje čtyři porty, jedno měření mu zabere 4 ms při 401 bodech a měření parametrů je možné v širším frekvenčním rozmezí, konkrétně od 9 KHz do 40 GHz. Na Obrázek 47 je zobrazen Rohde&Schwarz ZNB 4.



Obrázek 47: VNA firmy Rohde&Schwarz, model ZNB 4, převzato z [64]

2.5.3 Přepínací matice R&S® ZN – Z84

Přepínací matice Rohde&Schwarz ZN – Z84 je především využita k rozšíření počtu portů u vektorového analyzátoru obvodů R&S ZNB 4 a následné přepínání mezi nimi. Tato přepínací matice umožňuje rozšíření počtu VNA na 24, bez nutnosti úpravy samotného VNA. V rámci mnou navrhovaného MWI systému se předpokládá využití všech 24 portů. Přepínací matice R&S ZNB 4 je znázorněna na Obrázek 48.



Obrázek 48: Přepínací matice Rohde&Schwarz ZN - Z84, převzato z [64]

2.5.4 Speag DAK – 12

DAK (Dielectric assesment kit) firmy Speag je sonda, určená k měření dielektrických parametrů, relativní permitivity a elektrické vodivosti. Tato sonda využívá tzv. metodu open-ended koaxiálního vedení. Jedná se o metodu, která pomocí měření koeficientu odrazu měřeného předmětu, následovně tento koeficient přepočítá na admitanci, kterou vykazuje sonda v referenční rovině rozhraní sondy a měřeného předmětu. U admitance platí, že je závislá na dielektrických parametrech materiálu, které jsou z ní za pomoci algoritmů vypočteny [41]. Sonda DAK – 12 se nachází na Obrázek 49.



Obrázek 49: Sonda DAK – 12, převzato z [65]

Před každým měřením je nutné tuto sondu zkalibrovat. Tato kalibrace spočívá ve třech krocích a je označována jako OSL (Open, Short, Load) kalibrace. V prvním kroku

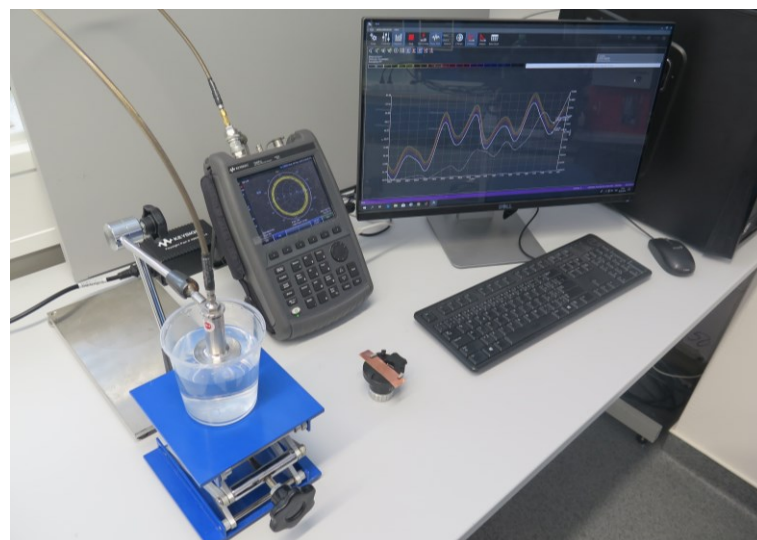
je sonda odkryta do okolního prostředí, následovně je k sondě připevněn zkratovací člen, a nakonec je sonda vložena do kalibračního roztoku, kterým je 0,1M roztok NaCl [66].

2.6 Měření

V této kapitole budou popsány metody a principy použité při měření dielektrických parametrů použitých roztoků ve fantomu lidské hlavy a CMP, dále pak měření charakteristik vyrobených antén a následně měření vyrobeným MWI systémem.

2.6.1 Měření dielektrických parametrů roztoků

K měření dielektrických parametrů připravených roztoků použitých jak k naplnění MWI systému, fantomu lidské hlavy i fantomu CMP byla použita sonda DAK – 12, připojená k VNA a stolnímu počítači. Touto metodou byl tedy proměřen roztok, sloužící k vyplnění fantomu lidské hlavy, který byl zároveň použit jako přizpůsobovací kapalina uvnitř MWI systému. Dále byly proměřeny dielektrické parametry u dvou roztoků, připravených k naplnění fantomu CMP, z nichž jeden byl připraven jako CMP ischemické a druhý hemoragické. Každý vzorek roztoku byl změřen desetkrát ve frekvenčním rozmezí 500–1500 MHz. Sestava použitá k měření dielektrických parametrů připravených roztoků je na Obrázek 50.



Obrázek 50: Sestava pro měření dielektrických parametrů roztoků, použitých v MWI systému, vlevo se nachází potopená sonda DAK – 12 v měřeném roztoku, uprostřed VNA a vpravo počítač s obrazovkou s viditelným prostředím ovladače VNA

2.6.2 Měření charakteristik vyrobených antén

Poté co byly zhotoveny H slotové antény, bylo třeba proměřit jejich chování v prostředí, pro které byly impedančně přizpůsobeny. K měření byl použit výše zmíněný spektrální analyzátor R&S FSH8 popsaný v kapitole 2.5.1, který byl před měřením zkalibrován metodou OSL za pomoci kalibračního členu R&S ZV – Z170, nacházejícího se na Obrázek 51. Poté byla každá anténa připojena ke spektrálnímu analyzátoru a byla ponořena do kapaliny fantomu lidského mozku, pro nějž byla impedančně přizpůsobena. V takto připravené sestavě byly proměřeny závislosti S_{11} parametru na frekvenci v rozmezí od 700-1300 KHz pro každou anténu. Prostředí pro měření charakteristik vyrobených antén je zobrazeno na Obrázek 51.

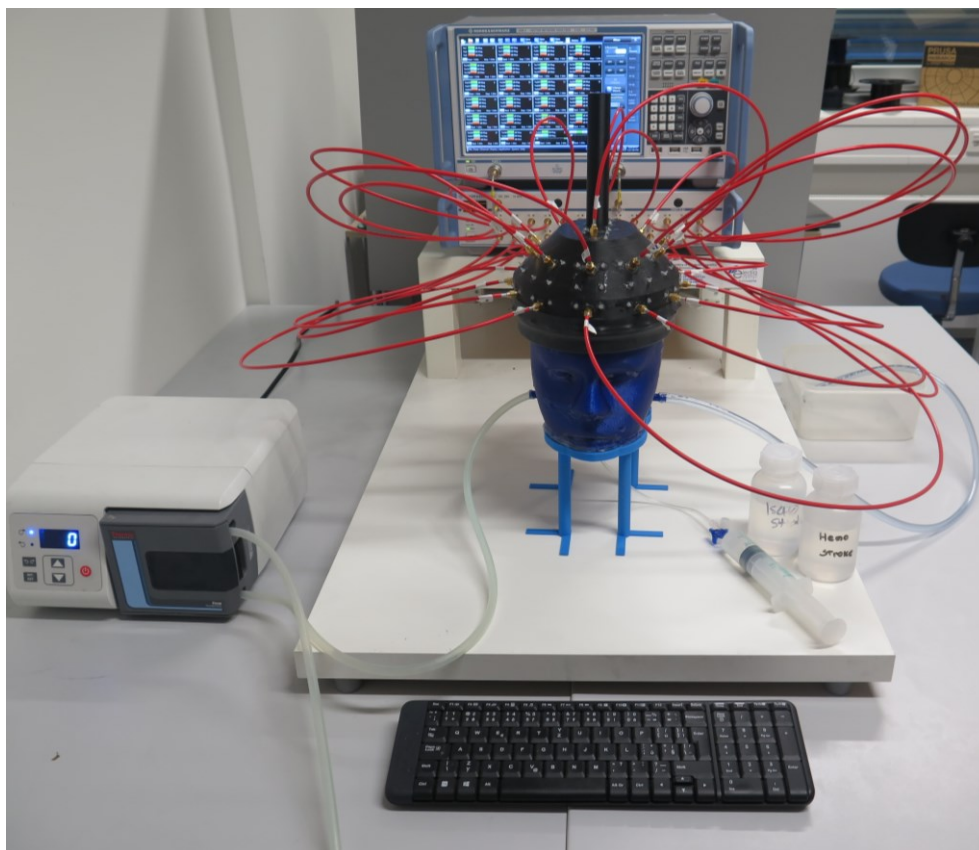


Obrázek 51: Vlevo je zobrazen proces kalibrace VNA pomocí kalibračního členu R&S ZV - Z170, jenž je detailně zobrazen vpravo

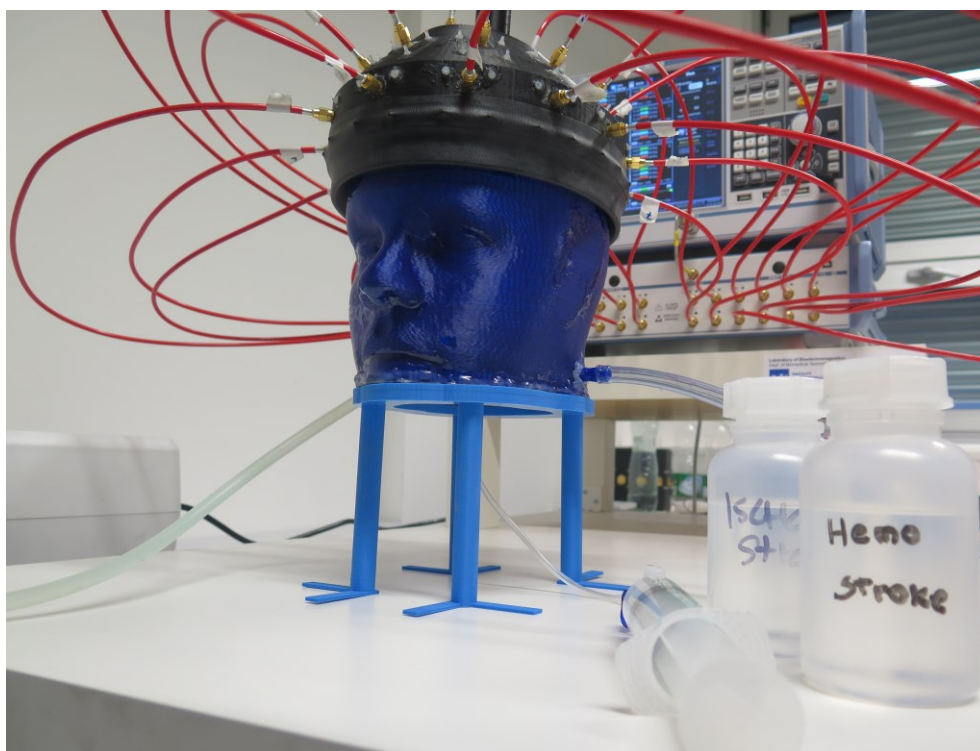
2.6.3 Měření pomocí realizovaného MWI systému

MWI systém připravený k měření dat se skládá z helmy, osazené 24 H slotovými anténami, které jsou koaxiálními kabely připojeny k výše zmíněné prepínací matici, jenž je propojena s vektorovým analyzátozem obvodů R&S ZNB 4. Tento systém je poté nasazen na fantom lidské hlavy, ke kterému je připevněna peristaltická pumpa k plnění a odčerpávání fantomu lidského mozku. Do tohoto fantomu lidské hlavy je zaveden fantom CMP s přišroubovanou injekční stříkačkou obsahující kapalinu, představující CMP ischemické či hemoragické. Z druhé strany hlavy, je vyvedena hadička, sloužící k odvodu kapaliny v případě nafouknutí balónku, jenž představuje CMP. Celý tento systém je pak umístěn na stabilní stojan, aby byl umožněn přístup ke spodní straně hlavy, k zajištění

rychlé výměny pozice a velikosti fantomu CMP. Celý MWI systém i s fantomem lidské hlavy a CMP se nachází na Obrázek 52. Na Obrázek 53 je pak k vidění detail systému a fantomu lidské hlavy s umístěným fantomem CMP a injekční stříkačkou.



Obrázek 52: MWI systém připravený k měření



Obrázek 53: Detail na MWI systém, fantom lidské hlavy se zavedeným fantomem CMP a injekční stříkačkou

Při měření bylo postupováno tak, že byl nejprve změřen MWI systém s fantomem lidské hlavy bez CMP a poté byly proměřeny oba dva druhy fantomu CMP, tedy ischemický i hemoragický. Pro každý roztok, byly proměřeny tři pozice se třemi velikostmi CMP. Dohromady tedy bylo provedeno 19 různých měření. Před samotným měřením byly dle objemu kapaliny v balónku stanoveny tři jeho velikosti a byly změřeny jeho průměry. Tyto hodnoty jsou v Tabulka 4.

Tabulka 4: Rozměry fantomu CMP

Velikost CMP	Objem kapaliny V (ml)	Průměr balónku d (mm)
Malá	10	26,3
Střední	20	32,9
Velká	30	37,4

Měření probíhalo pouze na nastavené frekvenci $f = 1$ GHz a měřenými parametry byly hodnoty S – parametrů, k čemuž byl použit právě vektorový analyzátor obvodů. Princip měření spočívá v systematickém přepínání antén, kdy vždy jedna anténa vysílá elektromagnetický signál o zadané frekvenci a ostatních 23 antén tento signál přijímají. Po změření všech možných kombinací antén systému jsou data uložena v podobě S –

matice obsahující 24^2 S – parametrů. Díky principu reciprocity není nutné provádět měření pro všechny kombinace. Tento princip říká, že když anténa 1 je v režimu vysílání, na anténě 2 je změřen přijatý signál a tím je dán parametr S_{21} , který je roven parametru S_{12} , tudíž není nutné nyní anténu 2 využít jako vysílací a anténu 1 naopak jako přijímací. Díky tomuto faktu, je pak měření S – parametrů takovým systémem zjednodušeno, jelikož oproti původním 576 různým S – parametrům je jich nutno změřit pouze 300. S – matice, a právě v ní obsažené jednotlivé S – parametry popisují šíření vyslaného elektromagnetického signálu skrz fantom lidského mozku. Při vložení fantomu CMP s jinými dielektrickými vlastnostmi do prázdného fantomu lidského mozku, mělo by dojít ke změně šíření elektromagnetického signálu skrze tento fantom a tím by měla být S – matice odlišná od S – matice z měření prázdného fantomu lidského mozku. Tyto změny jsou následně rekonstrukčními algoritmy zrekonstruovány.

Kvůli náročnosti měření, zejména z důvodu dlouhé doby jednoho měření bylo každé měření provedeno pětkrát. Výkon, jenž je přiváděn vektorovým analyzátozem obvodů na antény je zvolen na 13 dBm, což je maximální možná hodnota. Velikost pásma mezifrekvenčního filtru byla zvolena na 10 Hz.

Před zahájením prvního měření bylo zapotřebí VNA s připojenými koaxiálními kabely zkalibrovat. Kalibrace stejně jako u ostatních popisovaných vektorových analyzátorů obvodů probíhá opět metodou OSLT. Po nadefinování S – matic pro každý jednotlivý port, byly poté jednotlivé porty koaxiálními kabely připojeny ke kalibrační jednotce R&S ZN-Z15x. Tato kalibrační jednotka obsahuje šest portů, ke kterým je při kalibraci systematicky připojován určitý počet koaxiálních kabelů připojených k VNA a provede automatickou kalibraci, což znamená, že sama přepíná mezi jednotlivými kroky metody OSLT.

2.7 Zpracování naměřených dat

V této kapitole budou popsány metody a principy použité při zpracování naměřených dat. V první řadě bude popsán algoritmus použitý k rekonstrukci naměřených dat ze systému MWI při měření s i bez CMP. Dále pak budou popsány metody vyhodnocení z měření dielektrických parametrů roztoků, použitých ať už jako fantom lidského mozku nebo CMP či jako přízpůsobovací kapalina.

2.7.1 Rekonstrukční algoritmus

K interpretaci naměřených dat systémem MWI byl použit již existující rekonstrukční algoritmus, který byl implementován v týmu bioelektromagnetismu již dříve pro rekonstrukce dat získaných z 2D MWI systémů. Jedná se o algoritmus využívající k rekonstrukci takto naměřených dat diferenciální zobrazování, což znamená, že data jsou rekonstruována na základě měnících se dielektrických parametrů, které jsou odlišné pro zdravou tkáň lidského mozku a tkáň CMP. Tato změna dielektrických parametrů, tedy relativní permitivity ε_r a elektrické vodivosti σ je při měření uložena právě v S – matici obsahující S – parametry.

Tento rekonstrukční algoritmus využívá tzv. Bornovu aproximaci (BA) a regularizaci pomocí tzv. Truncated singular value decomposition (TSVD). Popis těchto funkcí se nachází například v [22]. Rekonstruovaný obraz má pak podobu 2D řezů, ve kterých je barevnou škálou vyznačena změna dielektrických parametrů. Pomocí diskretizace a linearizace dat je vytvořen tzv. Lineární operátor L. Ten je vytvořen pomocí dat z numerických simulací MWI systému vyplněném pouze fantom lidské hlavy a přízpusobovací kapalinou bez přítomnosti fantomů CMP, z kterých je pro každou anténu vypočtena intenzita elektrického pole $\vec{E}(x,y,z)$. Celková intenzita elektrického pole $\vec{E}(x,y,z)$ pro celou oblast systému při použití 24 antén je popsána 76 vektory, z kterých je následně lineární kombinací vytvořen lineární operátor L, popisující rozložení intenzity elektromagnetického pole v dané oblasti. Po vytvoření lineárního operátoru L, je třeba zajistit nalezení hodnot, které budou mít změněné dielektrické parametry po vložení fantomu CMP [41][67]. K tomu slouží následující rovnice 7.

$$\Delta S = L \cdot \delta O, \quad (7)$$

kde ΔS je rozdíl S – matic naměřené pro systém bez fantomu CMP a s vloženým fantomem CMP, L je lineární operátor a δO je vektor prvků hledaných změn komplexní permitivity ε' v každém bodě sledované oblasti. Rozměr vektoru δO je jeden sloupec a různý počet řádků, závislý na požadovaném prostorovém rozlišení ve voxidech rekonstruovaného obrazu [68].

V následujícím kroku vzniká ovšem problém s vyšším počtem neznámých hodnot než proměnných. Ve vektoru ΔS je uloženo 24^2 hodnot a oproti tomu ve vektoru δO je hodnot například $60 \times 60 \times 60$ při zvoleném rozlišení 60 pixelů na 60 pixelů [41]. Z tohoto důvodu se využívá právě metoda zkráceného singulárního rozkladu (TSVD).

2.7.2 Statistické zpracování měřených dat

K porovnání změřených dielektrických parametrů měřených za pomoci běžně dostupné sondy DAK – 12 a realizovaného MWI systému bylo třeba je statisticky vyhodnotit. Ke statistickému zhodnocení naměřených dat byly použity nejistoty měření, kdy se výsledek určí jako aritmetický průměr naměřené hodnoty \pm nejistota měření. Samotná nejistota měření v sobě obsahuje informaci o tom, v jakém intervalu a s jakou pravděpodobností se odhadovaná hodnota shoduje s hodnotou skutečnou. Nejistoty měření pak rozdělujeme na standardní nejistotu typu A u_A , standardní nejistotu typu B u_B a kombinovanou nejistotu typu C u_C [67].

Standardní nejistota typu A je pak stanovena statistickým zpracováním po sobě se opakujícím počtu měření. Při zvyšujícím se počtu měření tato nejistota klesá. Výpočet probíhá dle rovnic 8 a 9.

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2, \quad (8)$$

$$u_A = s, \quad (9)$$

kde s^2 je výběrový rozptyl, s výběrový odhad směrodatné odchylky, n (-) je počet měření, x_i naměřená hodnota a \bar{x} hodnota průměrná.

Standardní nejistota typu B je určena specifikací použitého přístroje, v tomto případě sondou DAK – 12. Lze vypočítat jako podíl rozšířené nejistoty typu B U_B a koeficientu krytí $k_r = 2$ pro 95% pravděpodobnostní hladinu [41]. Dle výrobce sondy DAK – 12 se tato rozšířená nejistota liší dle rozsahu měření frekvence a relativní permitivity.

Kombinovaná nejistota typu C je pak vypočtena jako kombinace nejistot typu A a B dle rovnice 10.

$$u_c = \sqrt{u_a^2 + u_b^2}, \quad (10)$$

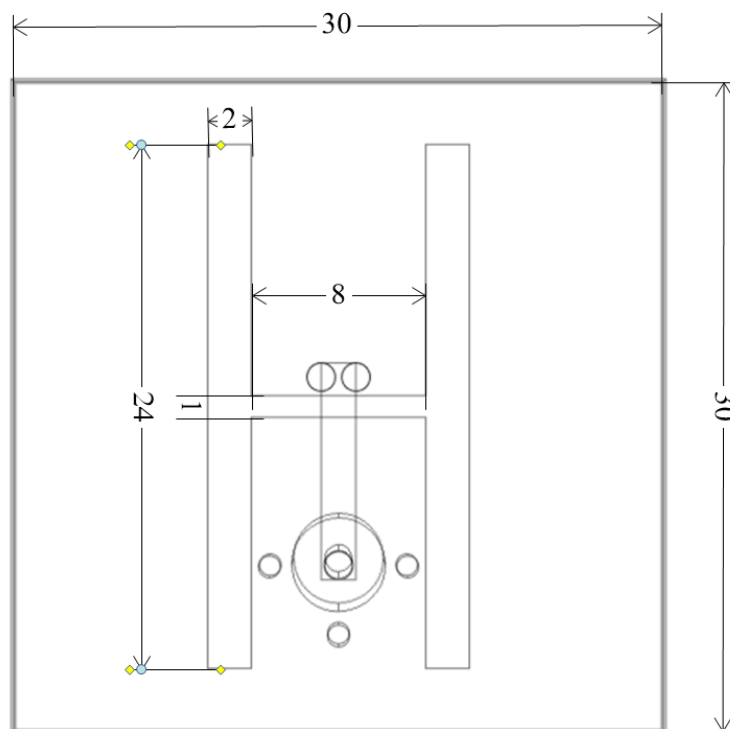
po vynásobení kombinované nejistoty typu C u_c koeficientem krytí $k_r = 2$ vzniká rozšířená nejistota typu C U_C , u které je definován interval, kde se s 95% pravděpodobností nachází skutečná hodnota [67].

K vypočtení a následnému vykreslení výše zmíněných typů nejistot měření byl použit program MATLAB.

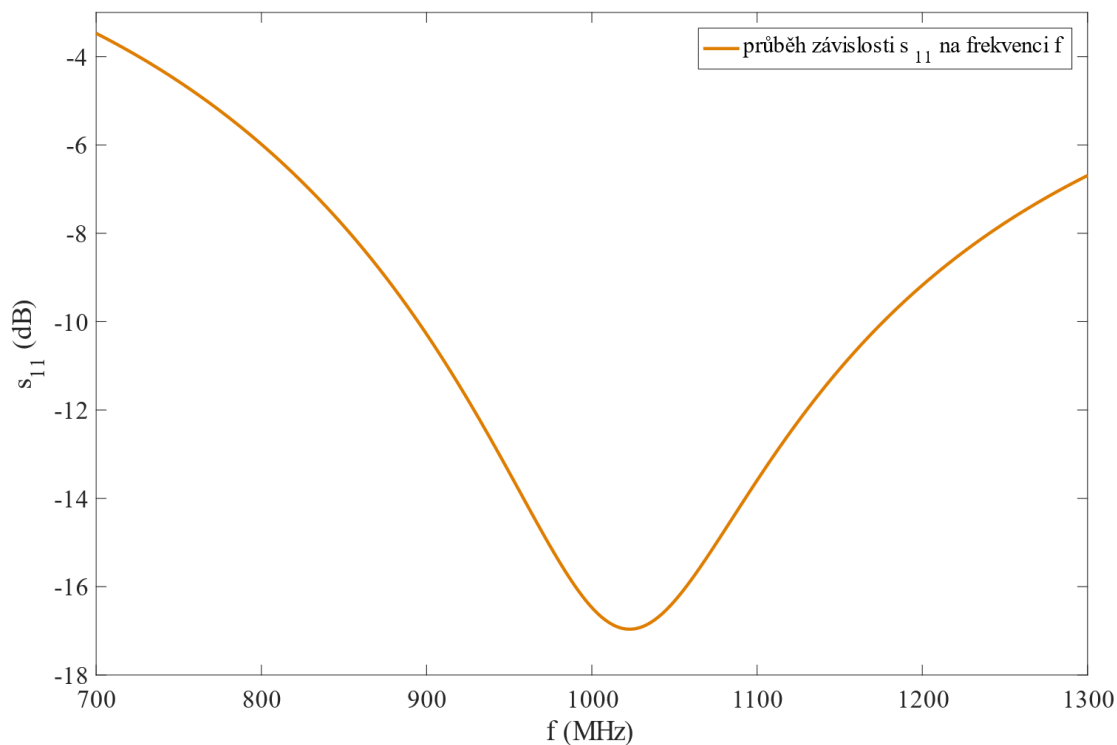
3 Výsledky

3.1.1 Návrh H slotové antény

V Obrázku 54 se nacházejí rozměry výsledného vzoru použitého u H slotové antény, které jsem vyznačeny na Obrázku 22 v kapitole 2.1.1. Dále je na Obrázek 55 zobrazen průběh závislosti S_{11} (dB) na f (MHz) ve frekvenčním rozmezí 700 – 1300 MHz pro finální navrženou H slotovou anténu.



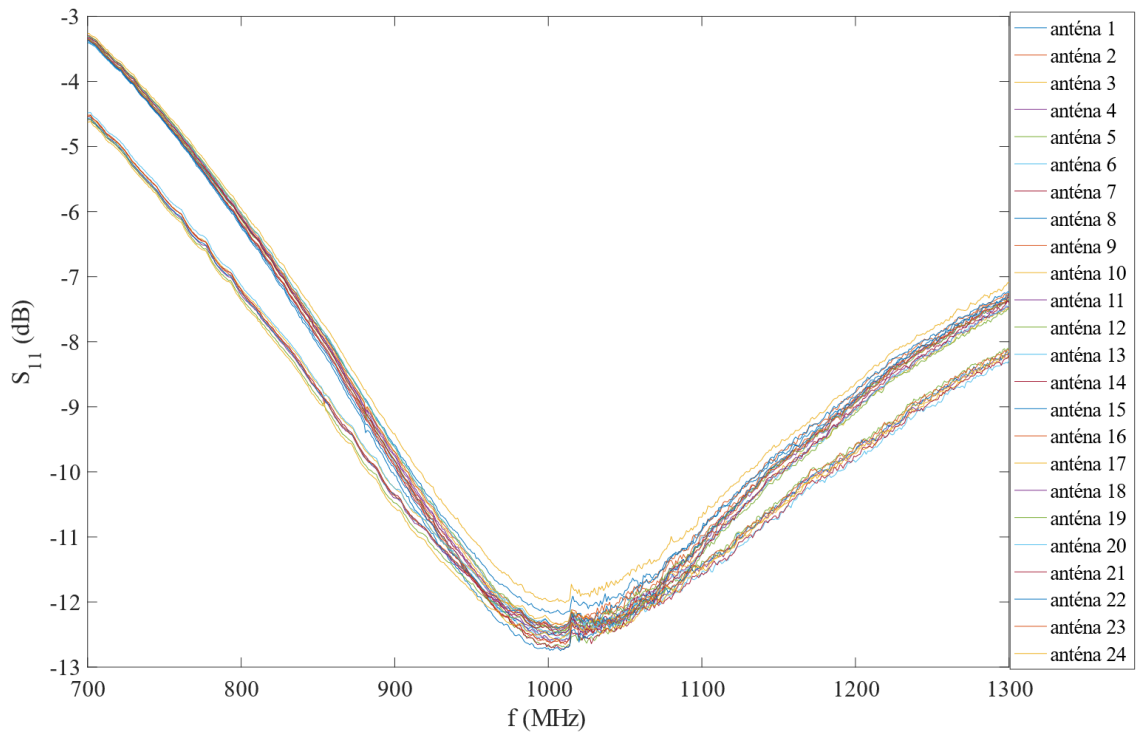
Obrázek 54: Rozměry vyrobené H slotové antény



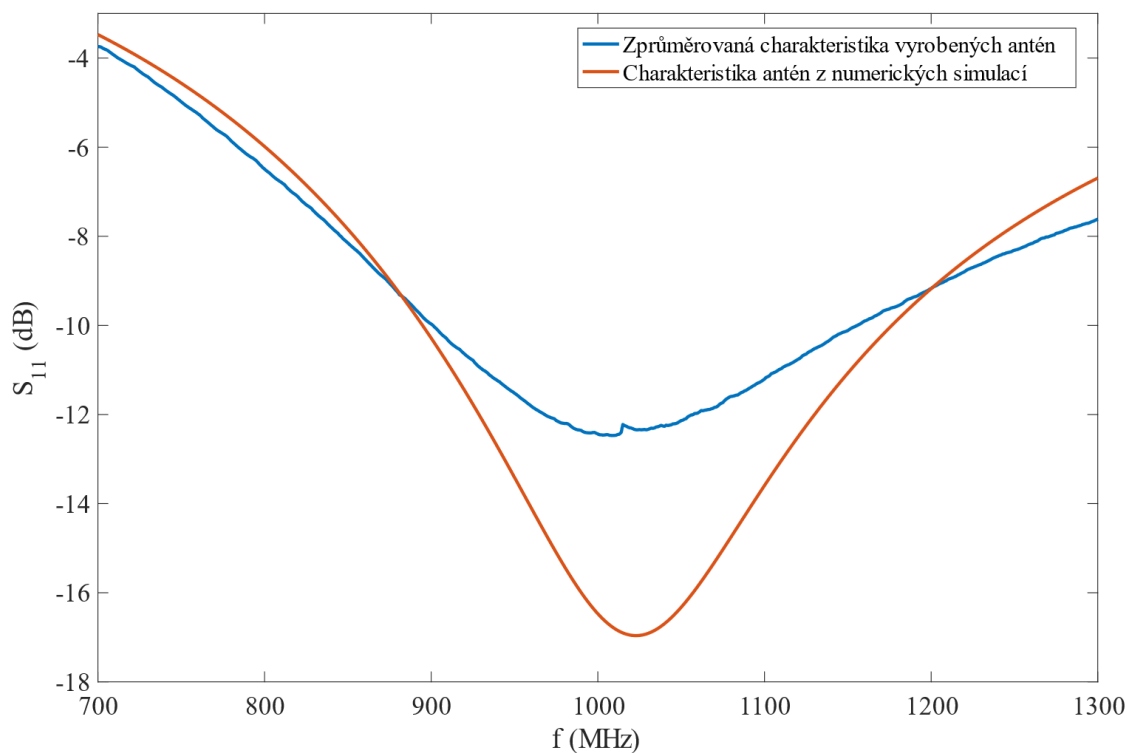
Obrázek 55: průběh závislosti s_{11} (dB) na frekvenci f (MHz) antény simulované v programu Comsol Multiphysics

3.1.2 Měření charakteristik realizovaných antén

Na Obrázek 56 se nachází závislost změřených koeficientů S_{11} (dB) na frekvenci f (MHz) v rozmezí od 700 MHz do 1300 MHz pro 24 vyrobených antén. Pro přehlednost byly dále tyto průběhy zprůměrovány a zobrazeny s předpokládaným průběhem této závislosti z numerických simulací do Obrázek 57.



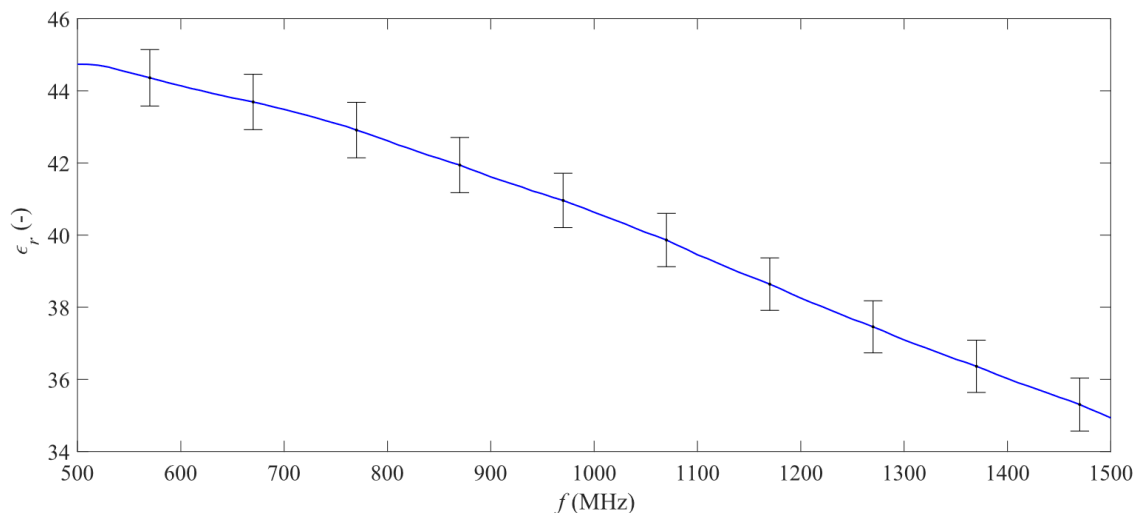
Obrázek 56: Závislost S_{11} na frekvenci f pro všech 24 antén



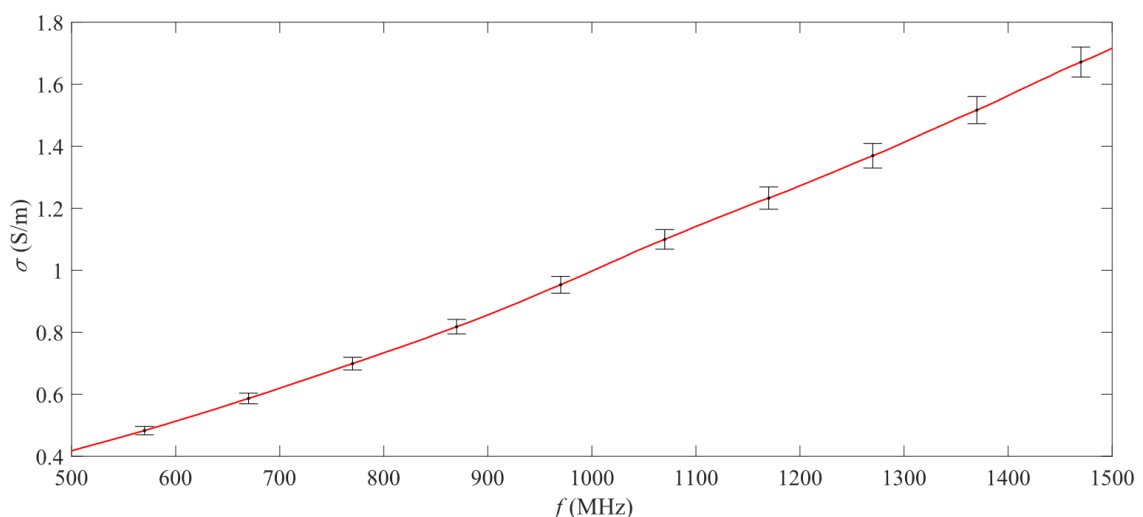
Obrázek 57: Průměrná charakteristika vyrobených antén v porovnání s předpokládanou charakteristikou z numerických simulací

3.1.3 Měření dielektrických parametrů

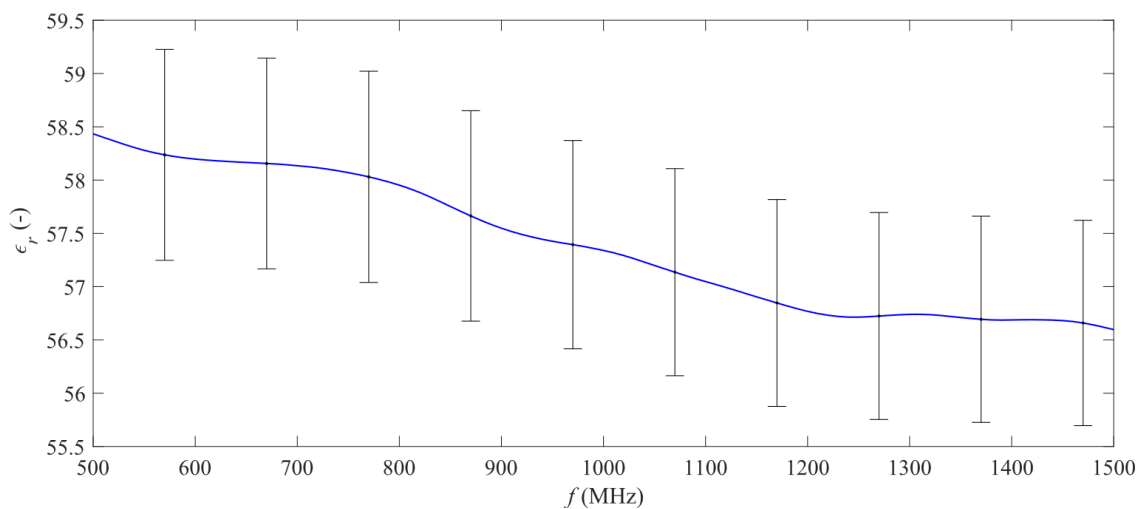
Na následující Obrázcích se nacházejí naměřené závislosti relativních permitivit ϵ_r (-) a elektrických vodivostí σ ($\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok průměrného lidského mozku, použitého při plnění fantomu lidské hlavy a jako přizpůsobovací kapalině a roztoky použité jako fantom CMP hemoragické respektive ischemické. K měření byla použita komerčně dostupná sonda DAK – 12 a metoda měření je popsána v kapitole 2.6.1.



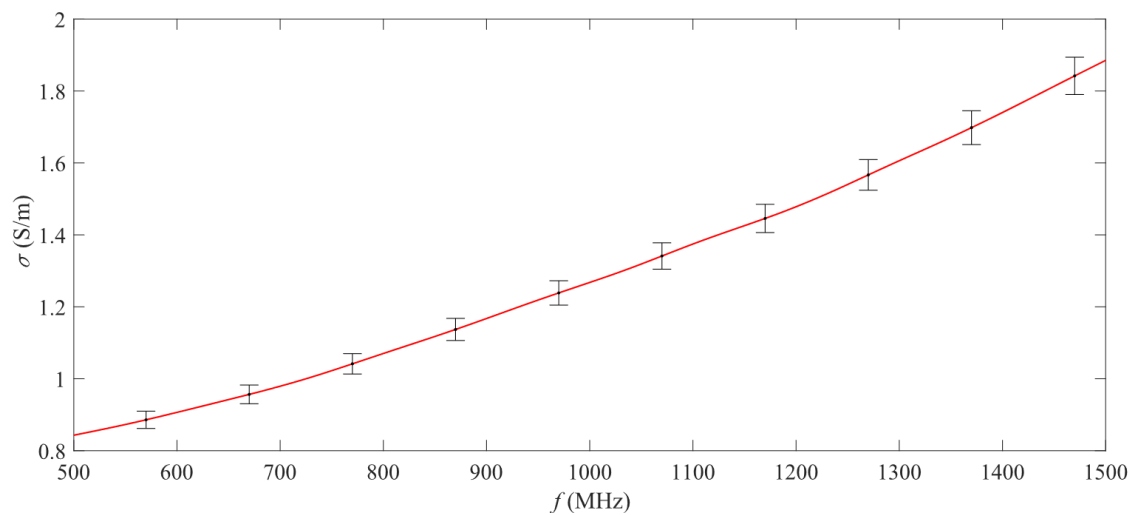
Obrázek 58: Naměřený průběh závislosti relativní permitivity ϵ_r (-) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok průměrného lidského mozku



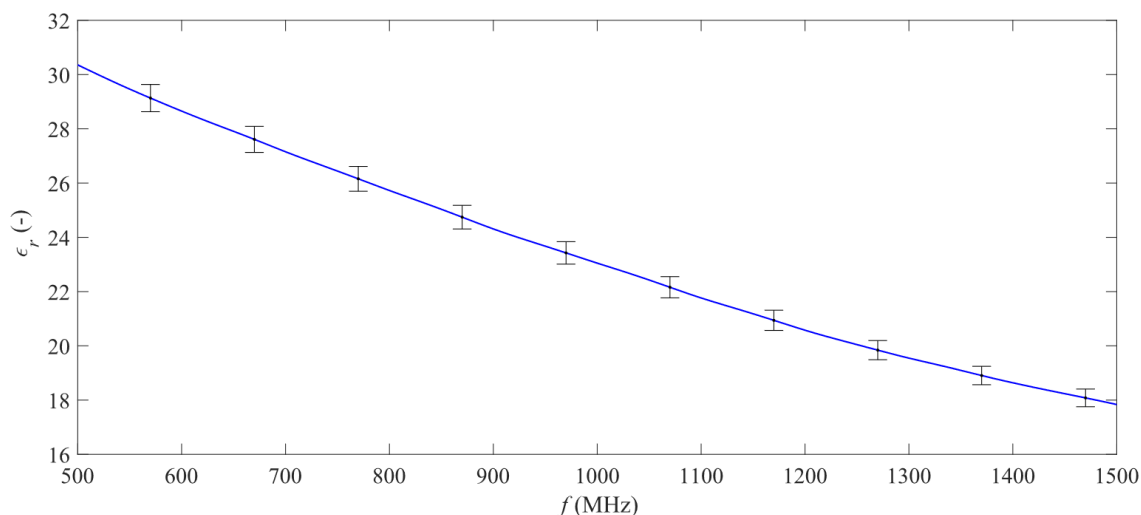
Obrázek 59: Naměřený průběh závislosti elektrické vodivosti σ ($\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok průměrného lidského mozku



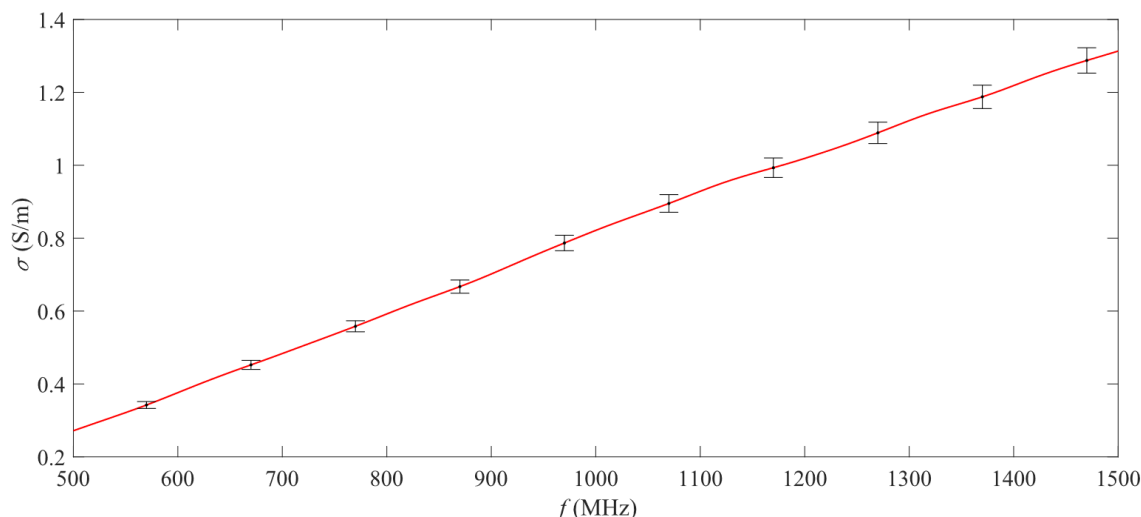
Obrázek 60: Naměřený průběh závislosti relativní permitivity ϵ_r (-) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok hemoragické CMP



Obrázek 61: Naměřený průběh závislosti elektrické vodivosti σ (S·m⁻¹) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok hemoragické CMP



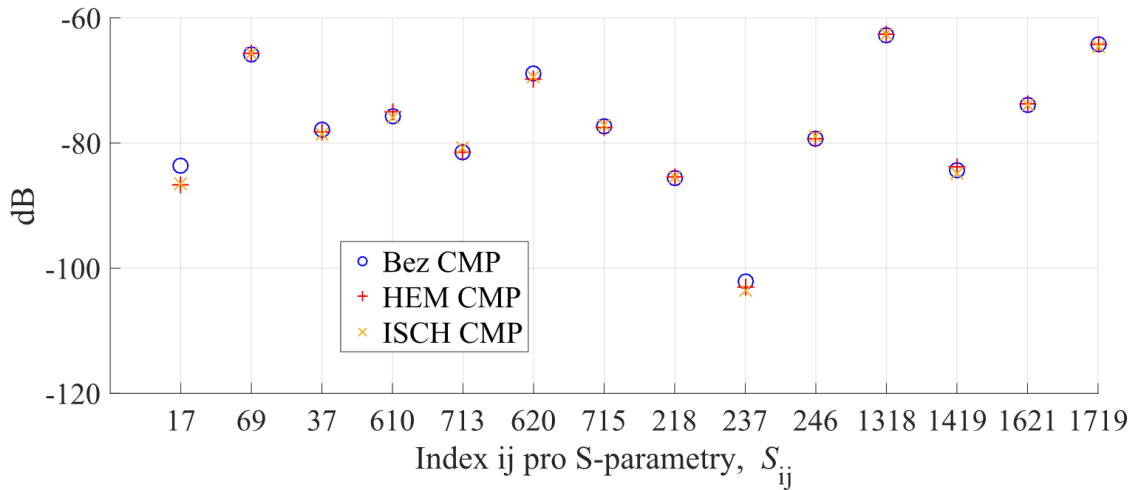
Obrázek 62: Naměřený průběh závislosti relativní permitivity $\epsilon_r (-)$ na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok ischemické CMP



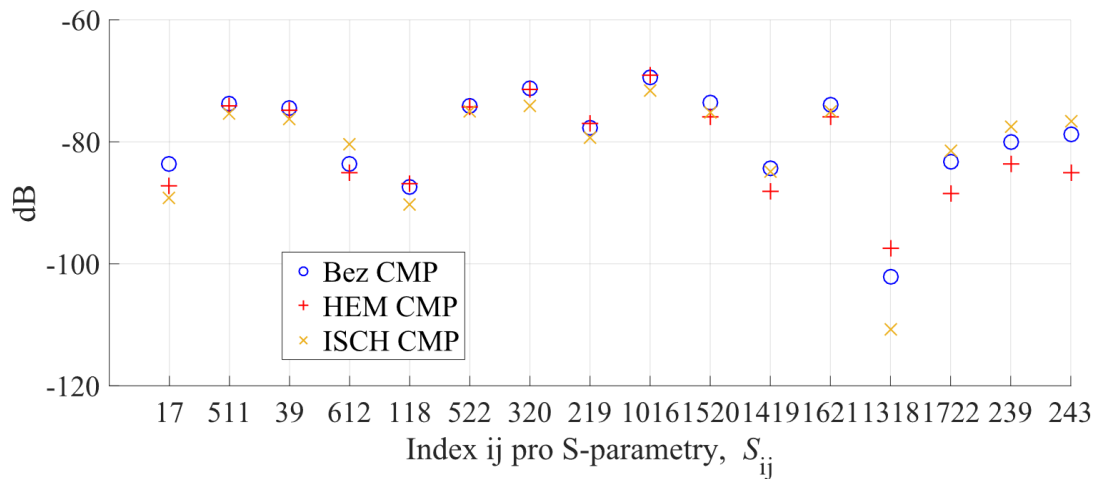
Obrázek 63: Naměřený průběh závislosti elektrické vodivosti $\sigma (S \cdot m^{-1})$ na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok ischemické CMP

3.1.4 Měření S – parametrů pomocí MWI systému

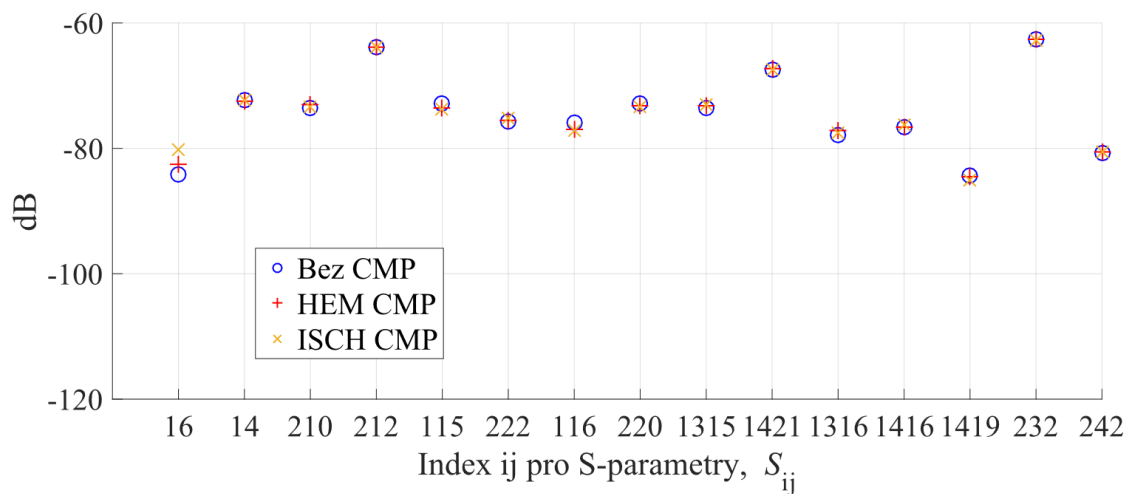
Na Obrázcích 65, 66 a 67 se nacházejí vykreslené S – parametry pro vybrané dvojice antén i a j pro tři různé pozice a jednu velikost CMP, kdy na každé pozici je porovnává situace bez CMP, s hemoragickou CMP a CMP ischemickou. Vybrané S - parametry korespondují s pozicemi antén, které se nacházejí v blízkosti fantomu CMP, u kterých lze právě očekávat největší změnu jejich hodnot oproti situaci kdy ve fantomu lidské hlavy není fantom CMP přítomen. Pozice antén a fantomu CMP je zobrazena na Obrázku 64. V Tabulce 4 se potom nachází souřadnice jednotlivých pozic CMP.



Obrázek 64: Zobrazení S - parametrů s_{ij} pro první pozici pro systém bez CMP, s hemoragickou CMP a s CMP ischemickou



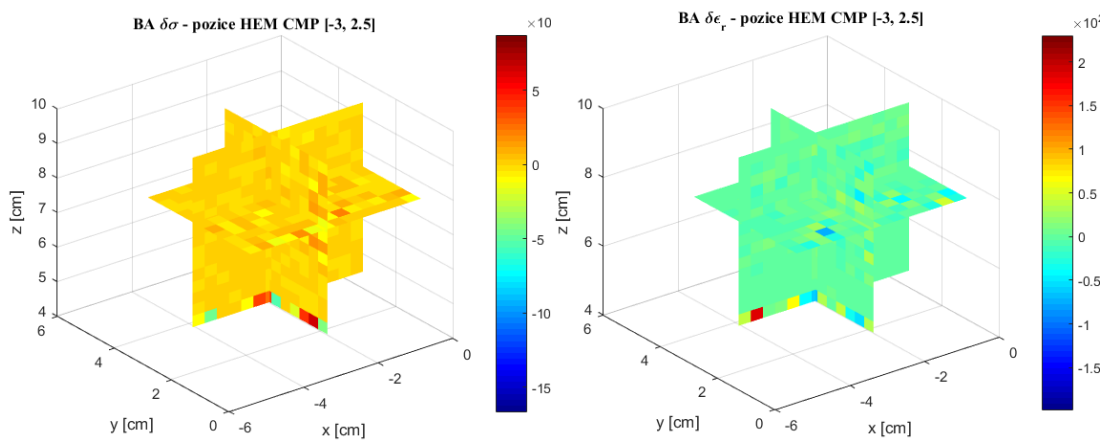
Obrázek 65: Zobrazení S - parametrů s_{ij} pro druhou pozici a systém bez CMP, s hemoragickou CMP a s CMP ischemickou



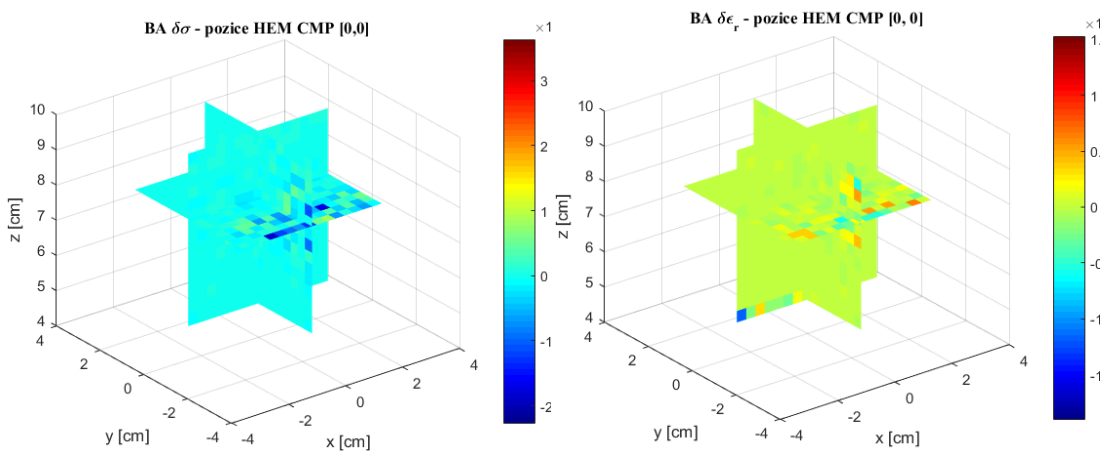
Obrázek 66: Zobrazení S - parametrů s_{ij} pro třetí pozici a systém bez CMP, s hemoragickou CMP a s CMP ischemickou

3.1.5 Rekonstrukce rozložení relativní permitivity ϵ_r a elektrické vodivosti σ

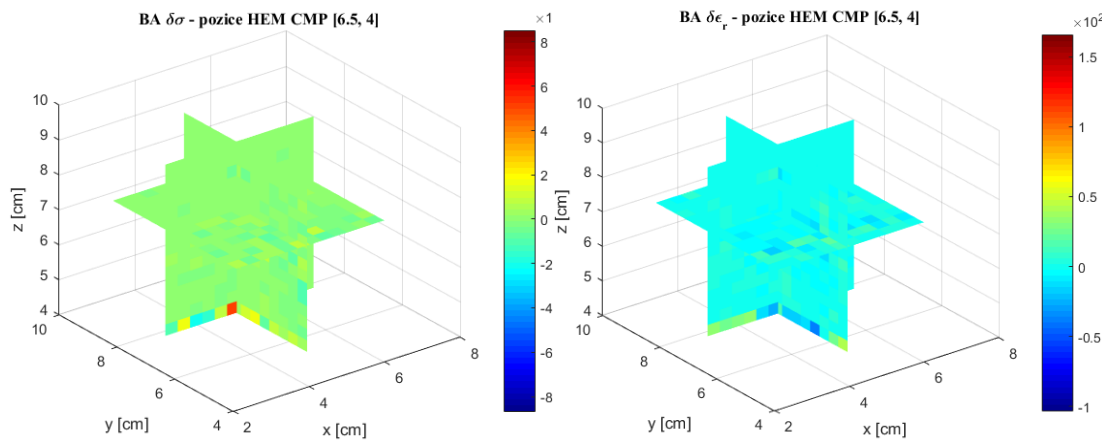
Na Obrázcích 68 – 71 se nacházejí rekonstruovaná rozložení relativní permitivity ϵ_r (-) a elektrické vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$) jednotlivých pozic a druhů CMP. Na Obrázku 66 je tedy zobrazeno rozložení těchto parametrů pro hemoragickou CMP na pozici 1. Dále pak na Obrázku 69 a 70 pro hemoragickou CMP na pozicích 2 a 3. Na posledním Obrázku 71 se potom nachází rozložení těchto parametrů pro CMP ischemickou 2.



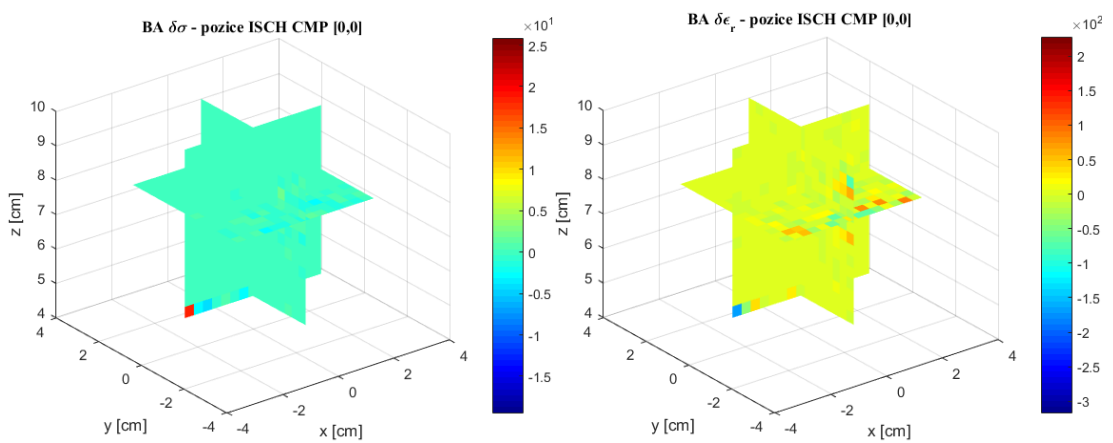
Obrázek 67: Rekonstruované změny vlevo elektrické vodivosti, vpravo relativní permitivity z naměřených dat pro hemoragickou CMP na pozici 1



Obrázek 68: Rekonstruované změny vlevo elektrické vodivosti, vpravo relativní permitivity z naměřených dat pro hemoragickou CMP na pozici 2



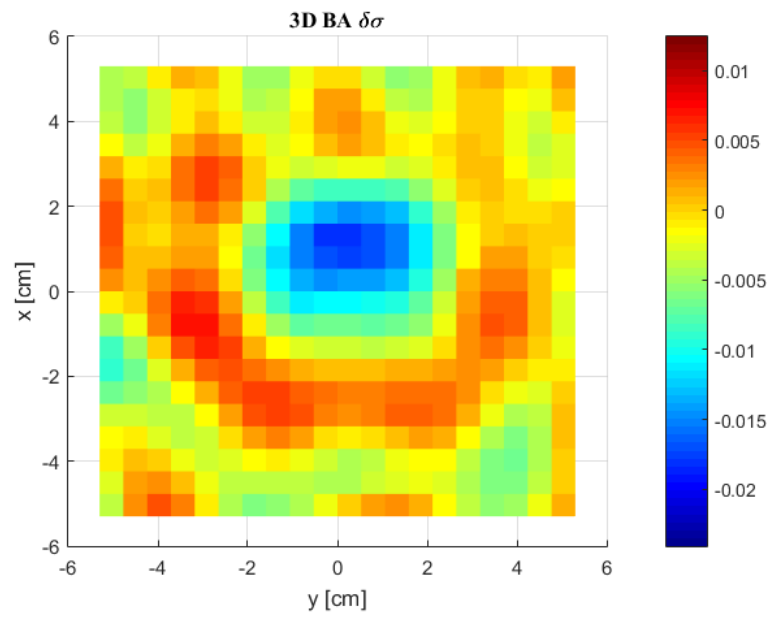
Obrázek 69: Rekonstruované změny vlevo elektrické vodivosti, vpravo relativní permitivity z naměřených dat pro hemoragickou CMP na pozici 3



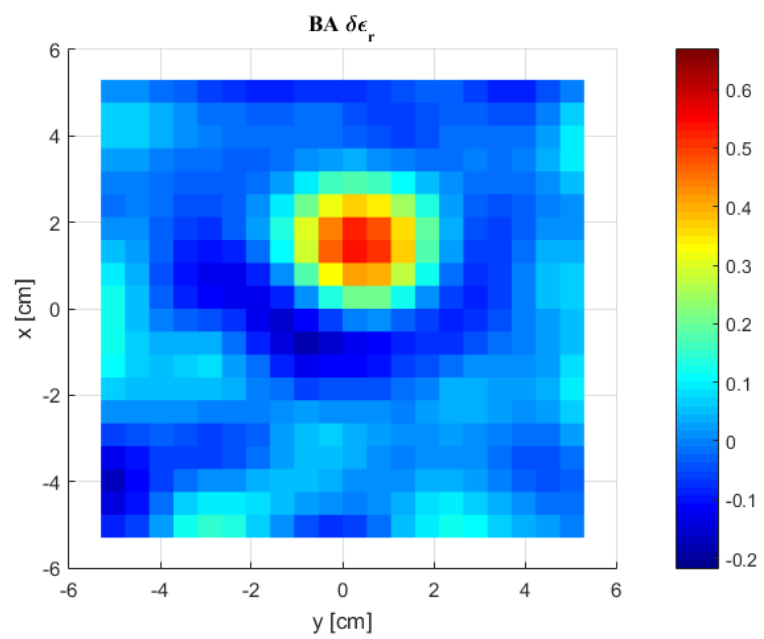
Obrázek 70: Rekonstruované změny vlevo elektrické vodivosti, vpravo relativní permitivity z naměřených dat pro ischemickou CMP na pozici 2

3.1.6 Rekonstrukce syntetických dat

Na Obrázcích 71 a 72 se nachází rekonstruované změny dielektrických parametrů pro syntetická data z dřívějších experimentů na ČVUT FBMI.



Obrázek 71: Rekonstruované změny elektrické vodivosti syntetických dat



Obrázek 72: Rekonstruované změny relativní permitivity syntetických dat

4 Diskuse

V rámci této diplomové práce byla navržena třetí generace MWI systému na FBMI umožňující testování detekce CMP na 3D fantomu lidské hlavy. Pro tento systém byly navrženy a otestovány nové anténní elementy, stejně jako byl navržen a realizován 3D fantom lidské hlavy s možností umístit do něj proměnou geometrii fantomu CMP. Pomocí MWI systému byly provedeny série měření na daném fantomu pro různé pozice a velikosti fantomu CMP. Změřená data byla využita jako vstup pro existující rekonstrukční algoritmus s cílem rekonstruovat změny dielektrických parametrů uvnitř fantomu lidské hlavy a detekovat tedy pozici a typ fantomu CMP.

4.1 H slotové antény

V první části diplomové práce byly navrženy H slotové antény v multifyzikálním simulovacím programu Comsol Multiphysics pomocí parametrických studií. Cílem těchto studií bylo nalézt ideální rozměry antény, inspirované anténou z článku [53], která by po zmenšení původních rozměrů rezonovala na frekvenci 1 GHz s co nejlepším koeficientem odrazu S_{11} (dB) a zároveň by vyzařované elektromagnetické pole bylo symetrické. Měněné rozměry antény jsou naznačeny na Obrázek 22. Takovéto rozměry byly nalezeny a nacházejí se v Tabulce 4 v kapitole 3.1.1. Tato anténa byla impedančně přizpůsobena pro tkáň průměrného lidského mozku s dielektrickými parametry relativní permitivitou $\epsilon_r = 41,8$ a elektrickou vodivostí $\sigma = 0,97 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$. Na Obrázku 22 se nachází graf závislosti S_{11} (dB) na frekvenci v rozmezí 700 – 1300 MHz pro navrženou anténu. Z grafu je patrné, že rezonanční frekvence se nachází na hodnotě 1,025 GHz, na této frekvenci je parametr $S_{11} = -16,96 \text{ dB}$, což dle Tabulky 1 odpovídá vynikajícímu impedančnímu přizpůsobení. Výroba takovéto antény je velmi náročná, zejména při výrobě požadovaného počtu 40 kusů. Proto byla k výrobě navržených antén využita firma Pragoboard s.r.o. K vyrobeným anténám bylo následně třeba připájet SMA porty, jelikož tuto část firma Pragoboard s.r.o. neposkytuje. K zajištění správné pozice SMA portu pro všechny antény byly vyrobeny šablony, které bylo možné připevnit na jednotlivé antény. K připájení SMA portů byla využita pájecí pasta, která byla zahřívána horkým vzduchem. Celý tento proces je popsán v kapitole 2.1.2. a nachází se na Obrázcích 24, 25 a 26. Vyrobene antény s připájenými SMA porty jsou k vidění na Obrázcích 27 a 28. Poté co

byly připájeny SMA porty, bylo proměřeno pomocí VNA 24 antén. Z obrázku 55 je patrné, že všech 24 antén vykazovalo stejný průběh S_{11} parametru (dB) na frekvenci (MHz). Při porovnání změřených a simulovaných průběhů S_{11} je patrné, že rezonanční frekvence v obou případech je 1,025 GHz. Rozdílná je ovšem hodnota S_{11} parametru, kdy oproti simulacím, tedy $S_{11} = -16,96$ dB, je průměrná hodnota proměřených 24 antén -12,47 dB. Rozdíl těchto hodnot může být způsoben nepřesným připájením SMA portů u některých antén, což by mohlo způsobovat zhoršený přenos elektromagnetické energie z generátoru na anténu. Dalším možným vlivem, který způsobil tento rozdíl mohou být rozdílné hodnoty dielektrických parametrů uvažovaných v simulacích a reálně připraveném fantomu. Dielektrické parametry připravených roztoků budou diskutovány níže.

4.2 Geometrie pro uchycení antén

Následně byla navržena geometrie pro uchycení antén ve tvaru helmy v CAD programu Autodesk Inventor Professional 2020, s rozměry umožňujícími její nasazení na průměrnou lidskou hlavu. Z počátku byl uvažován tvar kruhu, ale po nasazení modelu této geometrie na model lidské hlavy bylo zjištěno, že u takového systému vzniká příliš mnoho místa mezi modelem hlavy a navrhovanou geometrií. Proto byl jako vhodný tvar vybrána elipsa, která se nejvíce podobá tvaru lidské hlavy v řezu. Aby bylo možné do této geometrie upevnit vyrobené antény, byly do geometrie nejprve navrženy velká „okénka“, kam bylo možné antény vsadit. Toto řešení mělo ovšem nevýhodu, jelikož bylo složité v tomto případě zajistit následnou vodotěsnost. Proto byly okénka předělána, a nakonec byly navrženy jen prohlubně se 4 otvory na šroubky a jedním šestiúhelníkovým otvorem sloužícím k prostrčení SMA portu. V geometrii bylo vytvořeno celkem 24 pozic k připevnění antén, a to z důvodu plného využití prepínací matice, která disponuje maximálně 24 porty. Počet antén byl oproti zdvojnásoben oproti počtu v minulých generacích MWI systémů navržených na FBMI. Antény byly rozmístěny ve 3 rovinách, v první jich bylo 12, v další rovině 10 pod úhlem 45° a v poslední, kolmé rovině, zbylé dvě. Výroba této helmy byla provedena pomocí 3D tisku na tiskárně Original Prusa i3 mk2 z materiálu PETG. K zajištění ideálních vlastností takto vytištěného dílu, tedy například vodotěsnosti, či pevnosti, bylo potřeba nastavit tisk tak, aby splňoval tyto předpoklady a zároveň nebyl časově náročný. Takovýto systém po nastavení tisku, byl vyroben po zhruba 24 hodinách od spuštění. Rozměry vyrobené geometrie sloužící

k uchycení antén se nachází na Obrázcích 29 – 32. Poté co byla tato „helma“ vyrobena, byly do ní pomocí šroubků upevněny antény. Vzniklé prostory, jimiž by mohla protékat kapalina bylo třeba utěsnit. K utěsnění byl použit nejprve transparentní silikon, jímž byly zevnitř zalepeny vzniklé spáry mezi anténami a geometrií k uchycení. Následně byly z vnější strany zalepeny šroubky a otvory kolem SMA portů pomocí dvousložkového epoxidového lepidla. Tento proces bylo třeba několikrát zopakovat, jelikož se vždy objevilo místo, kudy kapalina mohla protéct. Výsledná geometrie osazená anténami je vyobrazena na Obrázku 39.

4.3 Fantom lidské hlavy s proměnlivým CMP

Z internetové knihovny GrabCAD disponující velkým množstvím různých modelů vhodných k 3D tisku byl stažen volně přístupný model lidské hlavy. Tento model byl následně upraven tak, aby ho bylo možné vytisknout v reálné velikosti průměrné lidské hlavy. Upravený model byl poté vyroben pomocí již zmiňované 3D tiskárny z materiálu PETG. Pro takto vyrobený model byla následně připravena kapalina s dielektrickými parametry průměrného lidského mozku, tedy relativní permitivitou $\epsilon_r = 41,8$ a elektrickou vodivostí $\sigma = 0,970 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$. Složení této kapaliny se nachází v Tabulce 2. V kapitole 3.1.3 se na Obrázku 57 a 58 nacházejí grafy naměřené závislosti relativní permitivity ϵ_r respektive elektrické vodivosti σ na frekvenci v rozmezí 700 – 1300 MHz. Z těchto grafů je patrné, že naměřené $\epsilon_r = 40,63$ a $\sigma = 0,997 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$.

Dále byl navrhnout fantom CMP, který byl realizován z několika částí. Pomocí 3D tiskárny byl vytisknut válec, na jehož konce, se z jedné strany umístil balónek, zajišťující proměnou velikost a ze strany druhé byl přidělán závit, sloužící k našroubování injekční stříkačky, kterou bylo zajištěno plnění kapalinou s dielektrickými vlastnostmi odpovídajícími CMP ischemické a hemoragické. Tyto kapaliny byly vyrobeny obdobně jako kapalina fantomu lidského mozku. K docílení správných dielektrických parametrů bylo upraveno množství jednotlivých látek, ze kterých se kapalina připravovala. Změřené hodnoty závislosti dielektrických parametrů hemoragické, respektive ischemické CMP se nacházejí na Obrázcích 59 – 62.

Pro správnou funkčnost výše popsaných fantomů bylo nezbytné zajistit jejich vodotěsnost. K tomu bylo opět využito dvousložkového epoxidového lepidla v kombinaci s tavící pistolí. I přes snahu zalepit veškerá kritická místa, kudy by mohlo

docházet k úniku kapaliny, docházelo zejména u fantomu lidské hlavy k malým únikům. K zajištění úplné vodotěsnosti by bylo zapotřebí se detailněji zaměřit na nastavení 3D tisku, popřípadě použít jinou metodu jak vytisknutý model utěsnit.

Z důvodu zajištění stability celého systému, tedy osazené helmy anténami nasazené na fantomu lidské hlavy obsahujícím fantom CMP byl opět pomocí 3D tiskárny vyroben stojan, který mimo jiné umožňoval snadný přístup k dolní straně fantomu lidské hlavy, kudy byl vkládán fantom CMP.

4.4 Zajištění kontaktu antén s fantomem lidské hlavy

K zajištění kontaktu mezi anténami a fantomem lidské hlavy byl navržen postup, využívající nasazenou plaveckou čepici na vytištěnou geometrii osazenou anténami, čímž bylo docíleno toho, že tento systém bylo možné naplnit přízpůsobovací kapalinou, která měla stejné dielektrické parametry jako kapalina fantomu lidského mozku. Pro tuto přízpůsobovací kapalinu byly při návrhu antény impedančně přizpůsobeny. Takto zrealizovaný systém bylo poté možné nasadit na fantom lidské hlavy. Je nutné ovšem zmínit, že při takovéto realizaci, bylo obtížné čepici nasadit na fantom lidské hlavy tak, aby nedocházelo ke vzniku míst vyplněných vzduchem. Proto bylo nutné fantom lidské hlavy usadit do systému tak, aby byla čepice co nejvíce napnutá.

4.5 Numerické simulace MWI systému

Pro zajištění správné funkce rekonstrukčního algoritmu zpracovávajícího naměřená data MWI systémem, bylo třeba nejprve takovýto systém podrobit numerické simulaci, na základě, které byly vypočteny intenzity elektrických polí ve směru x , y a z pro každou z antén pro frekvenci 1 GHz. V kapitole 2.4 je podrobněji popsáno nastavení a sledované parametry numerické simulace. Při nastavování numerické simulace mnou navrženého MWI systému, skládajícího se z výše popisovaných částí, bylo nutné tento systém zjednodušit z důvodu výpočetní a časové náročnosti. Pro představu zjednodušená geometrie osazená 24 anténami byla simulována po dobu přibližně 28 hodin.

4.6 Měření dielektrických parametrů

Měření dielektrických parametrů probíhalo nejprve u roztoku, který byl použit jako fantom průměrného lidského mozku a zároveň jako přizpůsobovací kapalina zajišťující kontakt antén s fantom lidské hlavy. Měření těchto parametrů probíhalo ve frekvenčním rozmezí 500 – 1500 MHz. Na obrázcích 57 a 58 se nacházejí grafy s průběhy relativní permitivity ϵ_r (-) a elektrické vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$). V grafech je taktéž vypočten interval, v němž se s 95% pravděpodobností nachází skutečná naměřená hodnota. Na první pohled je z grafů patrné, že tyto intervaly jsou poměrně úzké, z čehož můžeme usuzovat, že měření bylo přesné. Například hodnoty na frekvenci 1 GHz jsou $\epsilon_r = 40,63 \pm 0,75$ a $\sigma = 0,997 \pm 0,028 S \cdot m^{-1}$. Tyto hodnoty se přibližují teoretickým, tedy jsou $\epsilon_r = 41,8$ a $\sigma = 0,97 S \cdot m^{-1}$ a nemělo by tedy docházet k ovlivnění antén.

Stejným postupem byly následovně změřeny dielektrické parametry v závislosti na frekvenci pro kapaliny, využitě jako fantom hemoragické a ischemické CMP. Tyto kapaliny byly připraveny s dielektrickými hodnotami dle [57], která uvádí, že dielektrické parametry ischemické CMP jsou nižší o 10 – 20 % než hodnoty pro průměrný lidský mozek a oproti to jsou o přibližně 20 % vyšší pro CMP hemoragickou. Na Obrázcích 59 – 62 se nachází grafy s průběhy relativní permitivity ϵ_r (-) a elektrické vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$). V grafech je opět vypočten interval, v němž se s 95% pravděpodobností nachází skutečná naměřená hodnota. Na první pohled můžeme usoudit, že tyto intervaly jsou úzké, až na graf na Obrázku 59. Na první pohled širší interval oproti ostatním mohl být způsoben například rozdílnou teplotou kapaliny oproti teplotě pro kterou byla měřící sonda kalibrována nebo přítomností vzduchových bublin na měřící sondě, nebo špatným promícháním kapaliny. Všechny změřené kapaliny však splňují fakt z článku [57], tudíž byly připraveny správně a je možné je použít ke stanoveným účelům.

4.7 Měření pomocí MWI systému

Pomocí kompletně sestrojeného MWI systému, který se nachází na Obrázku 51 a 52 proběhlo měření na fantomu lidské hlavy s proměnnou geometrií hemoragické a ischemické CMP. Celkem bylo připraveno 19 měření, tedy jedno měření bez přítomnosti CMP, dále pak měření tří různých průměrů CMP, které se nacházely na třech různých

pozicích. Celé měření proběhlo dvakrát, tedy pro přítomnost hemoragické i ischemické CMP.

Z naměřených dat byly vykresleny vybrané S-parametry pro každou ze tří pozic, kdy v každé této pozici byla porovnány naměřené S – parametry pro systém bez CMP, s hemoragickým CMP a CMP ischemickým. Pro každou pozici byl zvolen rozdílný počet S – parametrů z důvodu vybrání pouze těch parametrů, které popisují šíření EM vlny v blízkosti fantomu CMP. Tyto S – parametry se nacházejí na Obrázcích 63, 64 a 65. Je z nich patrné, že se S – parametry pro případ bez CMP, s hemoragickou CMP a ischemickou CMP od sebe liší. Největší změny hodnot S-parametrů jsou patrné mezi anténami, které se nachází kolem dané pozice fantomu CMP. Naopak téměř nulové změny byly viditelné mezi anténami, které byly umístěny mimo oblast fantomu CMP. Číselné označení jednotlivých antén a znázorněné 3 pozic CMP se nacházejí na Obrázek 34. Souřadnice těchto pozic jsou popsány v Tabulka 2: Zaznamenané souřadnice jednotlivých pozic fantomu CMP.

Dále pak se na Obrázcích 66, 67 a 68 nacházejí rekonstruované dielektrické parametry pro hemoragické CMP. Na Obrázku 69 jsou zobrazeny rekonstruované dielektrické parametry pro ischemické CMP. Z těchto obrázků je patrné, že i přes vyřiznutí konkrétní oblasti, tedy omezení rekonstrukce pouze na oblast, kde byl umístěn fantom CMP, nebyl rekonstrukční algoritmus schopen zrekonstruovat změny dielektrických parametrů v dané oblasti. Barevné artefakty na těchto obrázcích jsou způsobeny nízkým počtem použitých pixelů, jelikož byla vyřiznuta velmi malá oblast z celku. Neúspěšná rekonstrukce rozložení dielektrických parametrů ve fantomu lidské hlavy mohla být způsobena několika faktory. Prvním možným faktorem, jenž měl vliv na samotná naměřená data, je způsob kalibrace celého MWI systému. Při této kalibraci bylo možné do kalibračního členu zapojit vždy nanejvýš 6 antén z celkového počtu 24. K tomu nebylo možné využít ideálně dlouhé koaxiální kabely, což znamená, že při kalibraci musely být tyto kabely různě ohýbány a krouceny, což by mohlo způsobit nepřesnosti při měření. Dalším důvodem, proč nebylo dosaženo požadované rekonstrukce obrazu je fakt, že použitý rekonstrukční algoritmus byl doposud testován na experimentálních datech pro systémy s maximálně 8 anténami, nacházejícími se pouze v jedné rovině kolem 2,5D eliptického kapalného fantomu lidské hlavy viz předešlé MWI systémy navržené na FBMI. Nicméně pro byl úspěšně testován pro obdobná zobrazování s využitím 3D systémů a syntetických dat. Další faktor představuje sama složitost systému, kdy je třeba

správně přiřadit k jednotlivým anténám ve vyrobeném MWI systému stejné číslování jako v numerických simulacích, aby byla simulovaná data a data měřená zároveň kompatibilní, tedy aby simulovaná elektrická pole a S-matice odpovídala měřené S-matici. Porty antén při reálném měření byly připojeny k portům prepínací matice, kdy je zřejmé, že nemohlo být dodrženo číslování Port1 MWI systém = Port1 prepínací matice. V této reorganizaci a přiřazování portů mohl hrát roli lidský faktor, tím pádem by měřená S-matice nekorespondovala s maticí simulovanou, což by mělo za následek neschopnost algoritmu rekonstruovat rozložení dielektrických parametrů uvnitř fantomu lidské hlavy. Na měření pomocí MWI systému mohlo mít také vliv okolní prostředí, kdy je známo z předchozích experimentů s MWI systémy, že měření s nimi je velmi citlivé na rušení z okolního prostředí jako například pohyb osob nebo činnost jiným elektronických zařízeních. V mém případě ovšem nebylo možné odstínit systém absorpčními pláty jako tomu bylo v předchozích, jelikož byl systém velmi rozměrný a koaxiální kabely vedoucí z prepínací matice na porty antén systému neumožnil umístění plátů. Lidský faktor mohl hrát také roli ve využití existujícího algoritmu, který musel být pro danou aplikaci mírně upraven a je zřejmé, že i přesto, že algoritmus již byl vytvořený dříve a testovaný, tak jeho úprava nemusí být triviální úlohou. Ovšem z Obrázků 71 a 72 v kapitole 3.1.6 je patrné, že při aplikaci algoritmu na již dříve získaná syntetická data na FBMI, by algoritmus schopen rekonstruovat rozložení relativní permitivity a elektrické vodivosti.

5 Závěr

Cílem diplomové práce bylo navrhnout a realizovat MWI systém, který by byl vhodný k testování detekce CMP na 3D fantomu lidské hlavy. Prvním podcílem bylo upravit již existující anténní element z hlediska vnějších rozměrů a ten poté vyrobit. Dále pak navrhnout a realizovat geometrii sloužící k uchycení antén pomocí 3D tisku. K testování MWI systému bylo zapotřebí vytvořit fantom lidské hlavy s proměnnou geometrií CMP. Dalším podcílem poté bylo zajistit kontakt mezi anténními elementy a fantomem lidské hlavy. Následně pak tímto MWI systémem provést měření S – parametrů a naměřená data rekonstruovat ve smyslu rozložení relativní permitivity a elektrické vodivosti pomocí existujícího algoritmu pro diferenciální mikrovlnné

zobrazování využívaného na FBMI. Nakonec pak porovnat rekonstruované dielektrické parametry s dielektrickými parametry změřenými pomocí komerčně dostupné sondy DAK -12 (Speag, Švýcarsko) a statisticky je vyhodnotit pomocí nejistot měření.

Byla navržena a poté vyrobena H slotová anténa, u které byl předpoklad impedančního přizpůsobení pro danou přizpůsobovací kapalinu a rezonanční frekvencí 1 GHz. Tento předpoklad se splnil, všechny antény na dané rezonanční frekvenci vykazovaly S_{11} přibližně -13 dB. Firmou Pragoboard s.r.o. bylo vyrobeno celkem 40 antén, kdy k 24 z nich byly připájeny SMA porty a bylo je tedy možné použít v MWI systému. Rozměry výsledné antény jsou uvedeny se nacházejí na Obrázek 54: Rozměry vyrobené H slotové antény a vyrobené antény se nacházejí na Obrázek 27aObrázek 28.

Následně pak byla navržena v programu Autodesk Inventor Professional 2020 geometrie systému, sloužící k uchycení vyrobených antén. Tato geometrie byla vyrobena 3D tiskárnou Original Prusa i3 mk2 z materiálu PETG. Rozměry této geometrie se nacházejí na Obrázku 29 – 32. Dále pak byla tato geometrie osazena vyrobenými anténami. Osazená geometrie se nachází na Obrázku 39.

Pomocí 3D tisku byl také realizován model lidské hlavy, který byl vyplněn fantomem lidského mozku, který představovala připravená kapalina s odpovídajícími dielektrickými parametry. K tomuto fantomu lidské hlavy byly vyrobeny také fantomy CMP. Ty byly vyrobeny opět pomocí 3D tisku, balónku a injekční stříkačky. Oba tyto fantomy byly vyrobeny tak, aby bylo možné zajistit tři různé pozice se 3 různými velikostmi CMP. Jako náplň fantomu CMP, byly připraveny dvě kapaliny s dielektrickými parametry odpovídajícími CMP hemoragické a ischemické. Výsledný fantom lidské hlavy a fantomu CMP je znázorněn například na Obrázku 34 a 52.

K zajištění kontaktu antén s fantomem lidské hlavy bylo využito plavecké čepice, který byla nasazena na osazenou geometrii MWI systému, čímž vznikl uzavřený prostor, jenž bylo možné napustit přizpůsobovací kapalinou, pro níž byly antény impedančně přizpůsobeny. Takovýto systém, bylo pak možné nasadit na fantom lidské hlavy.

Poté co byl celý systém sestaven, viz. Obrázek 51, bylo možné jej využít k měření dat. Byly naměřeny data pro 19 různých případů. Konkrétně pro systém bez CMP, systém s hemoragickým a ischemickým CMP. Každé měření s CMP bylo realizováno pro tři různé pozice a tři různé velikosti. Z naměřených dat byly zobrazeny S – parametry S_{ij} , které se nachází na Obrázcích 63, 64 a 65. K rekonstrukci změn dielektrických parametrů

byl použit již existující algoritmus využívající diferenční mikrovlnné zobrazování. I přes veškerou snahu nebyla bohužel aplikace tohoto algoritmu úspěšná, což je vidět na Obrázcích 66 – 69. Nepodařilo se správně rekonstruovat rozložení relativní permitivity a elektrické vodivosti uvnitř fantomu lidské hlavy a tím pádem odlišit fantom CMP od okolního prostředí fantomu lidské hlavy. Faktory, které tuto skutečnost mohly způsobit, byly popsány v kapitole 4.7. Z důvodu neúspěchu rekonstrukce byl algoritmus otestován na již dříve získaných syntetických datech na FBMI viz 71 a 72, kde byla prokázána jeho funkčnost. Je tedy nutné se v budoucnu více zaměřit na limitace a možnosti rekonstrukčního algoritmu využívajícího metody Bornovi aproximace a TSVD pro komplexní 3D MWI systémy.

Závěrem je nutné konstatovat, že všechny cíle diplomová práce byly splněny. Cíl využít již existující algoritmus pro diferenční mikrovlnné zobrazování a rekonstruovat rozložení relativní permitivity a elektrické vodivosti byl splněn pouze částečně. Algoritmus byl použit, ale rekonstrukce rozložení dielektrických parametrů nebyla úspěšná tím pádem nebylo možné porovnat rekonstruovaná data s daty naměřenými pomocí komerčně dostupné koaxiální sondy DAK- 12.

V budoucnu je zapotřebí ještě další vývoj těchto zobrazovacích systémů. Z dosavadních prací je ovšem nutné říci, že tato metoda má velký potenciál, vzhledem k jejím výhodám, které převyšují nevýhody. Pro další rozvoj těchto systémů je zapotřebí testovat pokročilejší rekonstrukční algoritmy. Je nutné podotknout, že tato diplomová práce se věnuje prvnímu MWI systému pro lékařskou diagnostiku v ČR, který je možné umístit na 3D fantom lidské hlavy a nebo i na lidskou hlavu samotnou.

Seznam použité literatury

- [1] Mud. M. a Mud. J. D. TICHÁČEK, „Náhlé cévní mozkové příhody“, roč. Praha, 2001.
- [2] J. L. Saver, „Time Is Brain—Quantified“, *Stroke*, roč. 37, č. 1, s. 263–266, led.

- 2006.
- [3] P. Ševčík, *Intenzivní medicína*, 3. vydání. Galén, 2014.
 - [4] I. biostatistiky a analýzy M. Univerzity, „Cévní mozková příhoda - iktus“, 2019. [Online]. Dostupné z: <http://www.ikta.cz/index.php?pg=home--cevni-mozkova-prihoda-iktus>.
 - [5] A. Fhager, S. Candefjord, M. Elam, a M. Persson, „Microwave Diagnostics Ahead: Saving Time and the Lives of Trauma and Stroke Patients“, *IEEE Microw. Mag.*, roč. 19, č. 3, s. 78–90, kvě. 2018.
 - [6] E. J. Benjamin *et al.*, „Heart Disease and Stroke Statistics—2019 Update: A Report From the American Heart Association“, *Circulation*, roč. 139, č. 10, s. e56–e528, bře. 2019.
 - [7] M. Persson, J. P. A. Fhager, Y. Yu, T. McKelvey, J.-E. Karlsson, a M. Elam, „Pre-hospital care for stroke and trauma“, in *2014 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-Bio2014)*, 2014, s. 1–1.
 - [8] M. M. KALINA, „AKUTNÍ MOZKOVÁ HEMORAGIE – DIAGNOSTIKA A LÉČBA“, *SOLEN Med. Educ.*, 2002.
 - [9] Wikiskripta, „Cévní mozkové příhody/PGS“, 2019. [Online]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Cévní_mozkové_příhody/PGS.
 - [10] Wikiskripta, „Hemoragické cévní mozkové příhody“, 2018. [Online]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Hemoragické_cévní_mozkové_příhody.
 - [11] A. Anderson, „Stroke“, 2018. [Online]. Dostupné z: <https://slideplayer.com/slide/14635893/>.
 - [12] A. Fhager *et al.*, „Microwave technology in medical diagnostics and treatment“, in *2015 IEEE MTT-S 2015 International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)*, 2015, s. 133–134.
 - [13] P.-H. Tournier *et al.*, „Microwave tomography for brain stroke imaging“, in *2017 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation & USNC/URSI National Radio Science Meeting*, 2017, s. 29–30.
 - [14] V. C. William J. Powers, MD, FAHA, Chair; Alejandro A. Rabinstein, MD, FAHA *et al.*, „2018 Guidelines for the Early Management of Patients With Acute Ischemic Stroke“, 2018.
 - [15] M. Wintermark *et al.*, „Imaging recommendations for acute stroke and transient ischemic attack patients: A joint statement by the American Society of Neuroradiology, the American College of Radiology, and the Society of NeuroInterventional Surgery.“, *AJNR. Am. J. Neuroradiol.*, roč. 34, č. 11, s. E117–27, 2013.
 - [16] A. Bourek a V. Beneš, *Programy kvality a standardy léčebných postupů : praktická příručka pro nemocnice, polikliniky a ambulantní péči*. Dashöfer, 2001.
 - [17] Ministerstvo zdravotnictví České republiky, *Přehled zdravotnické techniky podle kategorií*. 2019.
 - [18] „Interaktivní mapa - ZZS hl. m. Praha“. [Online]. Dostupné z: <https://samizdat.cz/data/sanitky-dojezdy-praha/www/#0>. [Viděno: 06-kvě-2019].
 - [19] Česká televize, „Vyšetření CT a MRI“. [Online]. Dostupné z: <https://ct24.ceskatelevize.cz/domaci/2447407-na-vysetreni-ct-nebo-rezonanci-lide-cekaji-az-pulrok-nejhur-jsou-na-tom-na-vysocine-a>. [Viděno: 15-kvě-2019].
 - [20] „Microwaves and Application Areas“. [Online]. Dostupné z: <https://www.microwaveroad.se/microwaves-and-application-areas.html>. [Viděno:

- 05-kvě-2019].
- [21] A. E. Stancombe a K. S. Bialkowski, „Portable Biomedical Microwave Imaging Using Software- Defined Radio", in *2018 Asia-Pacific Microwave Conference (APMC)*, 2018, s. 572–574.
 - [22] J. Vrba, „Mikrovlňná diagnostika a terapie, Mikrovlňné zobrazování", 2019. .
 - [23] H. P. Kao, E. R. Cardoso, a E. Shwedyk, „Correlation of permittivity and water content during cerebral edema.", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, roč. 46, č. 9, s. 1121–8, zář. 1999.
 - [24] J. C. Lin, „Microwave Properties of Fresh Mammalian Brain Tissues at Body Temperature", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, roč. BME-22, č. 1, s. 74–76, led. 1975.
 - [25] S. Gabriel, R. W. Lau, a C. Gabriel, „The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", *Phys. Med. Biol.*, roč. 41, č. 11, s. 2251–2269, lis. 1996.
 - [26] G. Schmid, G. Neubauer, a P. R. Mazal, „Dielectric properties of human brain tissue measured less than 10 h postmortem at frequencies from 800 to 2450 MHz", *Bioelectromagnetics*, roč. 24, č. 6, s. 423–430, zář. 2003.
 - [27] „Body Tissue Dielectric Parameters | Federal Communications Commission". [Online]. Dostupné z: <https://www.fcc.gov/general/body-tissue-dielectric-parameters>. [Viděno: 29-dub-2019].
 - [28] S. Semenov, T. Huynh, T. Williams, B. Nicholson, a A. Vasilenko, „Dielectric properties of brain tissue at 1 GHz in acute ischemic stroke: Experimental study on swine", *Bioelectromagnetics*, roč. 38, č. 2, s. 158–163, úno. 2017.
 - [29] M. Kasal, „Heterogenní vrstvený fantom lidské hlavy pro testování mikrovlňného zobrazovacího systému", 2018.
 - [30] M. Otterskog, N. Petrovic, a P. O. Risan, „A multi-layered head phantom for microwave investigations of brain hemorrhages", in *2016 IEEE Conference on Antenna Measurements & Applications (CAMA)*, 2016, s. 1–3.
 - [31] J. Vorlíček, „MĚŘENÍ KOMPLEXNÍ PERMITIVITY BIOLOGICKÉ TKÁNĚ", 2010.
 - [32] T. Yilmaz, M. Cayoren, M. Acar, a I. Akduman, „Wideband Antennas for Microwave Brain Stroke Imaging", in *2018 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation & USNC/URSI National Radio Science Meeting*, 2018, s. 1143–1144.
 - [33] W. Guo, S. Ahsan, M. He, M. Koutsoupidou, a P. Kosmas, „Printed Monopole Antenna Designs for a Microwave Head Scanner", in *2018 18th Mediterranean Microwave Symposium (MMS)*, 2018, s. 384–386.
 - [34] M. S. R. Bashri, T. Arslan, a W. Zhou, „Flexible antenna array for wearable head imaging system", in *2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)*, 2017, s. 172–176.
 - [35] Josef Havlín, „Základní vysokofrekvenční a mikrovlňné prvky a obvody, jejich popis pomocí rozptylových prvků", 2006.
 - [36] „Microwaves101 | S-parameters". [Online]. Dostupné z: <https://www.microwaves101.com/encyclopedias/s-parameters>. [Viděno: 30-dub-2019].
 - [37] Jan Vrba, „S-parametry", 2019.
 - [38] P. telekomunikační institutu, „Measured Quantities - S-parameters". [Online]. Dostupné z: http://www.av.it.pt/Medidas/data/Manuais & Tutoriais/40b - VNA - ZVB20/CD/documents/Help_Files/WebHelp_ZVT/Start.htm#System_Overview/Measurement_Parameters/S-Parameters.htm.

- [39] „S-Parameters in MATLAB and Simulink - MATLAB & Simulink". [Online]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/discovery/s-parameter.html>. [Viděno: 05-kvě-2019].
- [40] T. Procházka, „S-parametry".
- [41] J. Tesařík, „Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody", České vysoké učení technické v Praze, 2016.
- [42] C. S. Kidwell *et al.*, „Comparison of MRI and CT for Detection of Acute Intracerebral Hemorrhage", *JAMA*, roč. 292, č. 15, s. 1823, říj. 2004.
- [43] I. Bisio, A. Fedeli, F. Lavagetto, M. Pastorino, A. Randazzo, a A. Sciarrone, „Brain stroke detection by means of complex dielectric permittivity reconstruction at microwaves", in *2017 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on Advanced Materials and Processes for RF and THz Applications (IMWS-AMP)*, 2017, s. 1–3.
- [44] I. J. Tesařík, „MEDICAL DIAGNOSTIC BASED ON APPLICATION OF ELECTROMAGNETIC FIELD", 2019.
- [45] „Medfield Diagnostics | Company". [Online]. Dostupné z: <http://www.medfielddiagnostics.com/en/company/>. [Viděno: 02-kvě-2019].
- [46] S. Krishnan, „Microwave Measurements on Brain Phantom for Brain stroke Diagnosis", 2011.
- [47] M. Persson *et al.*, „Microwave-Based Stroke Diagnosis Making Global Prehospital Thrombolytic Treatment Possible", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, roč. 61, č. 11, s. 2806–2817, lis. 2014.
- [48] „Using a PXI-Based System to Rapidly Detect Stroke Types and Enable Fast Treatment - Solutions - National Instruments". [Online]. Dostupné z: <http://sine.ni.com/cs/app/doc/p/id/cs-14095>. [Viděno: 16-kvě-2019].
- [49] M. Hopfer, R. Planas, A. Hamidipour, T. Henriksson, a S. Semenov, „Electromagnetic Tomography for Detection, Differentiation, and Monitoring of Brain Stroke: A Virtual Data and Human Head Phantom Study.", *IEEE Antennas Propag. Mag.*, roč. 59, č. 5, s. 86–97, říj. 2017.
- [50] „EMTensor". [Online]. Dostupné z: <http://www.emtensor.com/>. [Viděno: 02-kvě-2019].
- [51] A. S. M. Alqadami, K. S. Bialkowski, A. T. Mobashsher, a A. M. Abbosh, „Wearable Electromagnetic Head Imaging System Using Flexible Wideband Antenna Array Based on Polymer Technology for Brain Stroke Diagnosis", *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, roč. 13, č. 1, s. 124–134, úno. 2019.
- [52] M. Salucci, J. Vrba, I. Merunka, a A. Massa, „Real-time brain stroke detection through a learning-by-examples technique-An experimental assessment", *Microw. Opt. Technol. Lett.*, roč. 59, č. 11, s. 2796–2799, lis. 2017.
- [53] I. Merunka, 2 David Vrba 1 Andrea Massa, 2 3 Ondrej Fiser, 3 Marco Salucci, a and J. V. 3, „Microwave Tomography System for Methodical Testing of Human Brain Stroke Detection Approaches", *Int. J. Antennas Propag.*, roč. 2019, s. 9, 2019.
- [54] I. Merunka, J. Vrba, O. Fiser, a D. Vrba, „Comparison of Bowtie Slot and Rectangular Waveguide-Based Antennas for Microwave Medical Imaging", in *12th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2018)*, 2018, s. 477 (5 pp.)-477 (5 pp.).
- [55] R. Corporation, „RO4000® Series, High Frequency Circuit Materials", 2015. [Online]. Dostupné z: <https://pragoboard.cz/download/ro4350b.pdf>.
- [56] Rosenberger Hochfrequenztechnik GmbH & Co., „Rosenberger SMA datasheet".

- [57] a S. solution GrabCAD, „GrabCAD Library”, 2019. [Online]. Dostupné z: <https://grabcad.com/library>.
- [58] S. Semenov, T. Huynh, T. Williams, B. Nicholson, a A. Vasilenko, „Dielectric properties of brain tissue at 1 GHz in acute ischemic stroke: Experimental study on swine”, *Bioelectromagnetics*, roč. 38, č. 2, s. 158–163, úno. 2017.
- [59] Matt3o.com, „First steps in 3D printing with an Original Prusa i3 MK II”, 2016. [Online]. Dostupné z: https://matt3o.com/first-steps-in-3d-printing-with-an-original-prusa-i3-mk-ii/?fbclid=IwAR1sFh6aqT19KdSQ0iKbvW8MU7UGMODGVfz7l8IiucbJo_3_Dv3cNaijMa4.
- [60] „COMSOL Multiphysics® Software - Understand, Predict, and Optimize”. [Online]. Dostupné z: <https://www.comsol.com/comsol-multiphysics>. [Viděno: 14-kvě-2019].
- [61] Wikipedia, „Finite element method”, 2019. [Online]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Finite_element_method.
- [62] „COMSOL Multiphysics | Humusoft”. [Online]. Dostupné z: <https://www.humusoft.cz/comsol/details/>. [Viděno: 14-kvě-2019].
- [63] „R&S®FSH handheld spectrum analyzer | Rohde & Schwarz”. [Online]. Dostupné z: https://www.rohde-schwarz.com/id/product/fsh-productstartpage_63493-8180.html. [Viděno: 14-kvě-2019].
- [64] „Group Home | Rohde & Schwarz”. [Online]. Dostupné z: https://www.rohde-schwarz.com/in/home_48230.html. [Viděno: 14-kvě-2019].
- [65] S. Begley, „Electromagnetic Properties of Materials: Characterization at Microwave Frequencies and Beyond”. [Online]. Dostupné z: http://www.keysight.com/upload/cmc_upload/All/materialPropertiesApril2009webinar.ppt.
- [66] A. La Gioia *et al.*, „Open-Ended Coaxial Probe Technique for Dielectric Measurement of Biological Tissues: Challenges and Common Practices”, *Diagnostics*, roč. 8, č. 2, s. 40, čer. 2018.
- [67] D. Dr-Ing Jan Vrba, „Elektrická měření - Nejistoty měření”.
- [68] L. Crocco, I. Catapano, L. Di Donato, a T. Isernia, „The Linear Sampling Method as a Way to Quantitative Inverse Scattering”, *IEEE Trans. Antennas Propag.*, roč. 60, č. 4, s. 1844–1853, dub. 2012.

Seznam obrázků

Obrázek 1: Druhy cévních mozkových příhod – zleva ischemická, hemoragická a subarachnoideální, upraveno a převzato z [11] 14

Obrázek 2: Počet a rozložení MR v okresech České republiky, převzato z [19] 16

Obrázek 3: Princip Mikrovlnného zobrazovacího systému, červené body představují vysílající antény, modré body představují antény přijímací, E_{inc} ($V \cdot m^{-1}$) je intenzita elektrického pole vyzařovaná vysílací anténou, E_{sca} ($V \cdot m^{-1}$) je intenzita elektrického pole

dopadajícího na přijímací anténu, ϵ_r (-) je relativní permitivita tkáně a σ ($S \cdot m^{-1}$) je elektrická vodivost, převzato a upraveno z [22]	17
Obrázek 4: Vlevo závislost relativní permitivity ϵ_r (-) na frekvenci, vpravo závislost elektrické vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$) na frekvenci f (GHz) pro krev, mozkomíšni mok a šedou a bílou hmotu mozkovou, převzato z [5]	19
Obrázek 5: Matice S-parametrů, převzato a upraveno z [37]	20
Obrázek 6: Znázornění S-parametrů při použití systému s dvěma porty neboli dvojbran, převzato a upraveno z [38]	21
Obrázek 7: S-matice pro výše použitý dvojbran, převzato z [39]	21
Obrázek 8: schéma impedančního přizpůsobení, převzato z [37]	22
Obrázek 9: Řezy z konvenčních přístrojů při detekci hemoragické CMP, vlevo CT, uprostřed a vpravo MRI, převzato z [42]	24
Obrázek 10: Rekonstruovaný obraz imaginární části relativní permitivity při frekvenci 0,6 GHz, převzato z [43]	24
Obrázek 11: Vlevo 1. generace, vpravo 2. generace MWI systému z technické univerzity v Göteborgu, převzato z [47]	26
Obrázek 12: 3. generace MWI systému - Strokefinder R10, převzato z [48]	26
Obrázek 13: Nejnovější generace systému - Strokefinder MD100, převzato z [45]	27
Obrázek 14: Nejnovější generace MWI systému od firmy EMTensor, převzato a upraveno z [50]	28
Obrázek 15: Detail flexibilní antény, převzato a upraveno z [51]	29
Obrázek 16: MWI systém Univerzity of Queensland. Převzato a upraveno z [51].	29
Obrázek 17: Druhá generace MWI systému pracoviště na ČVUT FBMI s detailem na použitou motýlkovou anténou, převzato z [41]	30
Obrázek 18: Třetí generace MWI systému ČVUT FBMI s detailem použité motýlkové antény, převzato z [53]	31
Obrázek 19: Detail různých pozic fantomu CMP v MWI systému třetí generace, převzato z [53]	31

Obrázek 20: Navržená geometrie H slotové antény v prostředí Comsol Multiphysics, vlevo pohled na horní stranu antény s vzorem antény ve tvaru H a vpravo pohled na spodní část antény s viditelným SMA portem	34
Obrázek 21: Navržená geometrie antény s kvádry reprezentujícími vzduch a fantom lidské hlavy v prostředí Comsol Multiphysics	35
Obrázek 22: Návrhy antén, vpravo finální anténa s vyznačenými rozměry, které byly podrobeny parametrické studii.....	36
Obrázek 23: Prostředí Autodesk Eagle s navrženou H slot anténou	37
Obrázek 24: Výroba šablon pro pájení SMA portů pomocí CNC frézy.....	38
Obrázek 25: Detail SMA portu a šablony připevněné k anténě	38
Obrázek 26: Připojení SMA portů k anténě metodou pájení horkým vzduchem, v pozadí přístroj WEP 852D+ s nastavenou teplotou 297 °C a na stojánku podložená anténa s přidělanou šablonkou a SMA portem vloženým do nástavce vývodu horkého vzduchu	39
Obrázek 27: Finální podoba 24 antén	40
Obrázek 28: Vlevo detail vzoru vyrobené H slot antény, vpravo pohled na druhou stranu obsahující připájený SMA port v porovnání s mincí	40
Obrázek 29: Navržená helma s kótami, pohled zdola	41
Obrázek 30: Navržená helma s kótami, pohled zleva.....	42
Obrázek 31: Navržená helma s kótami, pohled zepředu	42
Obrázek 32: Detail na okénko pro vložení antény.....	43
Obrázek 33: Vlevo pohled na model lidské hlavy použitý jako její fantom, vpravo pohled na spodní stranu hlavy s třemi otvory pro vložení fantomu CMP	44
Obrázek 34: Vlevo se nachází navržený válec pro fantom CMP, vpravo je tento válec umístěn do navrženého fantomu lidské hlavy.....	46
Obrázek 35: Navržený stojan pro MWI systém	46
Obrázek 36: 3D tiskárna Origianl Prusa i3 mk2, převzato z [59].....	47
Obrázek 37: Nastavení tisku MWI systému v programu SLIC3R PE.....	48

Obrázek 38: Proces osazování helmy MWI systému H slot anténami	48
Obrázek 39: Výsledná helma MWI systému osazená anténami	49
Obrázek 40: Vyroběný fantom lidské hlavy s hadicí k napouštění a vypouštění fantomu lidského mozku.....	50
Obrázek 41: Proces výroby fantomů CMP, uprostřed hotový fantom CMP	51
Obrázek 42: MWI systém s řešením kontaktu mezi anténami a fantomem lidské hlavy	52
Obrázek 43: Modelovací strom z prostředí programu Comsol Multiphysics.....	53
Obrázek 44: výpočetní síť (mesh) MWI systému v prostředí Comsol Multiphysics	55
Obrázek 45: Spektrální analyzátor firmy Rohde&Schwarz, model FSH8,převzato z [64].....	57
Obrázek 46: VNA firmy Rohde&Schwarz, model ZNB 4, převzato z [64].....	57
Obrázek 47: Přepínací matice Rohde&Schwarz ZN - Z84, převzato z [64]	58
Obrázek 48: Sonda DAK – 12, převzato z [65].....	58
Obrázek 49: Sestava pro měření dielektrických parametrů roztoků, použitých v MWI systému, vlevo se nachází potopená sonda DAK – 12 v měřeném roztoku, uprostřed VNA a vpravo počítač s obrazovkou s viditelným prostředím ovladače VNA.....	59
Obrázek 50: Vlevo je zobrazen proces kalibrace VNA pomocí kalibračního členu R&S ZV - Z170, jenž je detailně zobrazen vpravo.....	60
Obrázek 51: MWI systém připravený k měření	61
Obrázek 52: Detail na MWI systém, fantom lidské hlavy se zavedeným fantomem CMP a injekční stříkačkou.....	62
Obrázek 54: Rozměry vyrobené H slotové antény	66
Obrázek 55: průběh závislosti S_{11} (dB) na frekvenci f (MHz) antény simulované v programu Comsol Multiphysics.....	67
Obrázek 56: Závislost S_{11} na frekvenci f pro všech 24 antén	68

Obrázek 57: Průměrná charakteristika vyrobených antén v porovnání s předpokládanou charakteristikou z numerických simulací.....	68
Obrázek 58: Naměřený průběh závislosti relativní permitivity ϵ_r (-) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok průměrného lidského mozku.....	69
Obrázek 59: Naměřený průběh závislosti elektrické vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok průměrného lidského mozku.....	69
Obrázek 60: Naměřený průběh závislosti relativní permitivity ϵ_r (-) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok hemoragické CMP.....	70
Obrázek 61: Naměřený průběh závislosti elektrické vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok hemoragické CMP	70
Obrázek 62: Naměřený průběh závislosti relativní permitivity ϵ_r (-) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok ischemické CMP	71
Obrázek 63: Naměřený průběh závislosti elektrické vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$) na frekvenci f v rozmezí 500 – 1500 MHz pro roztok ischemické CMP	71
Obrázek 64: Číselné označení antén a pozic CMP	Chyba! Záložka není definována.
Obrázek 65: Zobrazení S - parametrů s_{ij} pro první pozici pro systém bez CMP, s hemoragickou CMP a s CMP ischemickou	72
Obrázek 66: Zobrazení S - parametrů s_{ij} pro druhou pozici a systém bez CMP, s hemoragickou CMP a s CMP ischemickou	72
Obrázek 67: Zobrazení S - parametrů s_{ij} pro třetí pozici a systém bez CMP, s hemoragickou CMP a s CMP ischemickou	72
Obrázek 68: Rekonstruované změny vlevo elektrické vodivosti, vpravo relativní permitivity z naměřených dat pro hemoragickou CMP na pozici 1	73
Obrázek 69: Rekonstruované změny vlevo elektrické vodivosti, vpravo relativní permitivity z naměřených dat pro hemoragickou CMP na pozici 2	73
Obrázek 70: Rekonstruované změny vlevo elektrické vodivosti, vpravo relativní permitivity z naměřených dat pro hemoragickou CMP na pozici 3	74
Obrázek 71: Rekonstruované změny vlevo elektrické vodivosti, vpravo relativní permitivity z naměřených dat pro ischemickou CMP na pozici 2.....	74

Přílohy

Obrázek 1: Druhy Cévních mozkových příhod – zleva Ischemická, hemoragická a subarachnoideální, upraveno a převzato z [11]	14
Obrázek 2: Počet a rozložení MR v okresech České republiky.....	16
Obrázek 3: Princip Mikrovlnného zobrazovacího systému, červené body představují vysílající antény, modré body představují antény přijímací, E_{inc} je intenzita elektrického	

pole vyzařovaná vysílací anténou, E_{sca} je Intenzita elektrického pole dopadajícího na přijímací anténu, ϵ je relativní permitivita tkáně a σ je elektrická vodivost, převzato a upraveno z [20]	17
Obrázek 4: Vlevo závislost relativní permitivity ϵ na frekvenci, vpravo závislost elektrické vodivosti σ na frekvenci pro krev, mozkomíšní mok a šedou a bílou hmotu mozkovou, převzato z [5]	19
Obrázek 5: Matice S-parametrů, převzato a upraveno z [32]	20
Obrázek 6: Znárodnění S-parametrů při použití systému s dvěma porty neboli dvojbran, převzato a upraveno z [33]	21
Obrázek 6: S-matice pro výše použitý dvojbran, převzato z [34]	21
Obrázek 7: schéma impedančního přizpůsobení	22
Obrázek 8: Řezy z konvenčních přístrojů při detekci hemoragické CMP, vlevo CT, uprostřed a vpravo MRI, převzato z [37].....	24
Obrázek 9: Rekonstruovaný obraz imaginární části relativní permitivity při frekvenci 0,6 GHz, převzato z [38].....	24
Obrázek 10: Vlevo 1. generace, vpravo 2. generace MWI systému z univerzity Chalmers, převzato z [41]	26
Obrázek 11: 3. generace MWI systému - Strokefinder R10, převzato z [40].....	26
Obrázek 12: Nejnovější generace systému - Strokefinder MD100, převzato z [39]	27
Obrázek 13: Nejnovější generace MWI systému od firmy EMTensor, převzato a upraveno z [43]	28
Obrázek 14: Detail fleixibilní antény, převzato a upraveno z [44].....	29
Obrázek 15: MWI systém univerzity v Queensland. Převzato a upraveno z [44]...	29