



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

Algoritmus a numerický model mikrovlnného zobrazovacího systému pro identifikaci CMP

Algorithm and Numerical Model of Microwave Imaging System for Stroke Identification

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Lukáš Holek

Vedoucí bakalářské práce: Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.

Odborný konzultant: Ing. David Vrba, Ph.D., Ing. Ondřej Fišer

Kladno 2016

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2015/2016

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

Student: **Lukáš Holek**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Algoritmus a numerický model mikrovlnného zobrazovacího systému pro identifikaci CMP**
Téma anglicky: Algorithm and Numerical Model of Microwave Imaging System for Stroke Identification

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

Implementujte v prostředí MATLAB lineární metodu rekonstrukce pro mikrovlnné zobrazování ve 2D. Dále vytvořte numerický model v programu COMSOL Multiphysics pro řešení přímé úlohy. Provéřte implementovaný algoritmus na sérii testovacích scénářů odpovídající detekci a identifikaci cévní mozkové příhody. Dále vytvořte numerický model již existujícího zjednodušeného zobrazovacího systému s podélně homogenním fantomem, přizpůsobte algoritmus 3D geometrii a otestujte jej na syntetických datech.


Seznam odborné literatury:

- [1] C. A. Balanis, *Advanced Engineering Electromagnetics*, ed. Solution Manual, Wiley, 1989, Chapter 2, ISBN 0471621943
- [2] Dennis M. Sullivan, *Electromagnetic Simulation Using the FDTD Method*, ed. 1st, IEEE Press, 2000, ISBN 0-7803-4747-1
- [3] Matteo Pastorino, *Microwave Imaging*, ed. 1st, John Wiley & Sons, Inc., 2010, ISBN 978-0-470-27800-0

zadání platné do: 30.09.2017

Vedoucí: Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.

Konzultant: Ing. David Vrba, Ph.D., Ing. Ondřej Fišer


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Algoritmus a numerický model mikrovlnného zobrazovacího systému pro identifikaci CMP“ vypracoval/a samostatně. Veškerou použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v příloženém seznamu literatury.

V Kladně 18. 5. 2016

.....

Lukáš Holek

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu bakalářské práce, Dr.-Ing. Janu Vrbovi, MSc., a konzultantům Ing. Davidu Vrbovi, Ph.D., a Ing. Ondřeji Fišerovi, za jejich cenné rady, pomoc, věnovaný čas a podporu během vypracovávání mé bakalářské práce.

Také bych rád poděkoval kolegovi Bc. Janu Tesaříkovi za poskytnuté informace a pomoc při tvorbě 3D modelu v programu COMSOL.

Název bakalářské práce:

Algoritmus a numerický model mikrovlnného zobrazovacího systému pro identifikaci CMP

Abstrakt:

Práce se zabývá tvorbou numerických modelů a lineární metodou rekonstrukce pro 2D a 3D mikrovlnné zobrazování cévní mozkové příhody.

Cílem práce je implementace lineární metody rekonstrukce pro mikrovlnné zobrazování do programu MATLAB, vytvoření numerického 2D modelu v programu COMSOL Multiphysics a následné ověření implementovaného algoritmu na sérii testovacích scénářů odpovídající cévní mozkové příhodě. Dalším cílem je vytvoření 3D numerického modelu již existujícího mikrovlnného systému s podélně homogenním fantomem, přizpůsobení a testování rekonstrukčního algoritmu na této 3D geometrii.

Teoretická část se zabývá problematikou cévní mozkové příhody, zejména současným stavem diagnostických metod včetně nejnovějších výsledků mikrovlnného zobrazování cévní mozkové příhody. Tato část se dále zabývá popisem dielektrických vlastností biologických tkání a mikrovlnného záření.

V praktické části se práce zabývá tvorbou numerických modelů. Zároveň se práce zabývá implementací lineární metody rekonstrukce založené na Bornově aproximaci a TSVD regularizaci a její otestování na syntetických datech získaných z numerických modelů.

Klíčová slova:

Cévní mozková příhoda, mikrovlnné zobrazování, Bornova aproximace, TSVD regularizace, 2D realistický model lidské hlavy, 3D podélně homogenní fantom

Bachelor's Thesis title:

Algorithm and Numerical Model of Microwave Imaging System for Stroke Identification

Abstract:

The project follow up the creation of numerical models and linear method of reconstruction for 2D and 3D microwave imaging of stroke.

The main goal is to implement the linear reconstruction method for microwave imaging in MATLAB, creating 2D numerical model in COSMOL Multiphysics and after that verification of implemented algorithm on a series of testing scenarios corresponding to detection and identification of stroke. Another goal is to create a 3D numerical model of the existing microwave system with the longitudinally homogenous phantom, adaptation and testing the reconstruction algorithm on the 3D geometry.

The theoretical part of thesis describes issue of stroke, especially the current state of diagnostic methods including the most recent results of stroke diagnosis with microwave imaging. It also describes the dielectric properties of biological tissues and microwave radiation.

The practical part of thesis contains design of numerical models. This section describes the implementation of the linear reconstruction method based on the Born approximation and TSVD regularization and testing on synthetic data obtained from numerical models.

Key words:

Stroke, Microwave Imaging, Born Approximation, TSVD regularization, Realistic Numerical 2D Model of Human Head, 3D longitudinally homogenous phantom

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	1
Úvod.....	3
1 Cévní mozková příhoda	4
1.1 Ischemická CMP	5
1.1.1 Léčba.....	5
1.2 Hemoragická CMP	5
1.2.1 Léčba.....	5
2 Současný technický stav diagnostiky CMP	6
2.1 CT vyšetření	6
2.2 MRI vyšetření.....	7
2.3 Digitální subtrakční angiografie (DSA).....	7
2.4 Ultrazvukové vyšetření	8
2.5 EKG vyšetření.....	9
2.6 Experimentální metody	9
3 Možnosti péče a léčby akutní CMP	10
3.1 Přednemocniční a nemocniční péče	10
3.2 Iktová centra.....	10
3.3 Trombolýza	11
3.3.1 Použití rt-PA	11
4 Mikrovlnné záření.....	13
4.1 Maxwellovy rovnice.....	13
4.1.1 Zákon celkového proudu	13
4.1.2 Zákon elektromagnetické indukce	13
4.1.3 Gaussova věta elektrostatiky	13
4.1.4 Gaussova věta magnetismu.....	14
4.2 Rozptyl	14
4.2.1 S-parametry.....	14
4.3 Mikrovlnné zobrazování	14
4.3.1 Princip mikrovlnného zobrazování.....	15
4.3.2 Přehled nejnovějších výsledků mikrovlnného zobrazování CMP	15
5 Dielektrické vlastnosti biologických tkání	19
5.1 Struktura lidské hlavy	19

5.2	Veličiny popisující dielektrické vlastnosti materiálů	19
5.2.1	Permitivita	20
5.2.2	Komplexní permitivita a měrná vodivost	20
5.3	Model dielektrických vlastností tkání	20
6	Vytvoření numerického modelu	23
6.1	Metoda konečných prvků	23
6.2	Obecný postup vytváření modelu v COMSOLu	23
6.3	Numerický model zobrazovacího systému a lidské hlavy ve 2D	24
6.4	Postup vytvoření 2D modelu	25
6.4.1	Vytvoření geometrie	25
6.4.2	Výběr fyzikálního prostředí	27
6.4.3	Nastavení parametrů	27
6.4.4	Přidání materiálů	28
6.4.5	Nastavení portů	29
6.4.6	Nastavení okrajových podmínek	29
6.4.7	Vytvoření sítě	30
6.4.8	Výsledky	30
6.4.9	Výpočet	31
6.5	Postup vytvoření 3D modelu	31
6.5.1	Výběr fyzikálního prostředí	31
6.5.2	Nastavení parametrů	31
6.5.3	Vytvoření geometrie	31
6.5.4	Přidání materiálů	36
6.5.5	Nastavení portů	36
6.5.6	Vygenerování sítě	37
6.5.7	Výsledky	37
7	Kvalitativní metoda rekonstrukce	38
7.1	Matematická formulace a implementace algoritmu	38
7.2	Regularizace TSVD (truncated singular value decomposition)	40
8	Výsledky	42
8.1	2D model mikrovlnného zobrazovacího systému	42
8.2	2D rekonstrukce obrazu	42
8.2.1	Ischemická CMP	43
8.2.2	Hemoragická CMP	45

8.3	3D model mikrovlnného zobrazovacího systému	47
8.4	3D rekonstrukce obrazu	47
8.4.1	Ischemická CMP	48
8.4.2	Hemoragická CMP	50
9	Diskuze	52
10	Závěr	54
	Seznam použité literatury	55
	Seznam obrázků.....	59
	Seznam tabulek	60
	Seznam příloh	61

Seznam symbolů a zkratek

BA		Born approximation
<i>B</i>	(<i>T</i>)	magnetická indukce
CMP		cévní mozková příhoda
CT		výpočetní tomografie (Computed Tomography)
DBA		Distorted Born Approximation
DSA		digitální subtrakční angiografie
<i>D</i>	($C \cdot m^{-2}$)	elektrická indukce
<i>E</i>	($V \cdot m^{-1}$)	intenzita elektrického pole
ECASS		evropské sdružení pro studii akutních CMP (European Cooperative Acute Stroke Study)
EHF		Extremely High Frequency
EKG		elektrokardiografie
<i>f</i>	(<i>Hz</i>)	frekvence
<i>H</i>	($A \cdot m^{-1}$)	intenzita magnetického pole
ICH		intracerebrální krvácení (Intra Cerebral Hemorrhage)
MKP		metoda konečných prvků
MRI		magnetická rezonance (Magnetic Resonance Imaging)
MWI		mikrovlnné zobrazování (Microwave Imaging)
PCT		perfuzní výpočetní tomografie (Perfusion Computed Tomography)
RAM		Random Access Memory
rt-PA		rekombinantní tkáňový aktivátor plazminogenu
SDT		čas od příznaku CMP do příjezdu do nemocnice (symptom-to-door time)
SHF		Super High Frequency
SITS		registr iktových center pro státy Evropské unie (Safe Implementation of Treatment in Stroke)
<i>t</i>	(<i>s</i>)	čas
TEE		jícnový echokardiogram
TSVD		Truncated Singular Value Decomposition
TTE		transtorakální echokardiogram
UHF		Ultra High Frequency

WHO		World Health Organization (Světová zdravotnická organizace)
ZZS		zdravotnická záchranná služba
ε	$(F \cdot m^{-1})$	absolutní permitivita
ε''	$(F \cdot m^{-1})$	ztrátový činitel
ε_{∞}	$(F \cdot m^{-1})$	spodní limitní hodnota reálné složky komplexní permitivity
ε_0	$(F \cdot m^{-1})$	permitivita vakua
ε_r	(-)	relativní permitivita
$\Delta\varepsilon$	$(F \cdot m^{-1})$	horní limitní hodnota reálné složky komplexní permitivity
μ_0	$(H \cdot m^{-1})$	permeabilita vakua
μ_r	(-)	relativní permeabilita
ρ	$(kg \cdot m^{-3})$	hustota tkáně
σ	$(S \cdot m^{-1})$	elektrická vodivost
τ	(s)	relaxační časová konstanta tkáně
ω	$(rad \cdot s^{-1})$	úhlová rychlost

Úvod

Na základě zájmu o vývoj a zkoumání nových metod, jenž by se mohly uplatnit v oblasti biomedicínského inženýrství, jsem si vybral tuto práci, jenž se zabývá problematikou detekce a identifikace cévních mozkových příhod pomocí mikrovlnného zobrazování. Tato metoda mě zaujala především proto, že využívá k zobrazování neionizujícího záření. Další výhodou mikrovlnného systému je jeho prostorová nenáročnost, poměrně rychlé získání výsledného obrazu a cena. Cévní mozková příhoda může být způsobena krvácením do mozkové tkáně nebo ucpáním příslušné mozkové cévy. Právě tyto dva typy je důležité co nejrychleji rozlišit, neboť jejich léčba je diametrálně odlišná. Při cévní mozkové příhodě je tedy kladen důraz na rychlost rozlišení mezi těmito dvěma typy. Zde se otevírá možnost pro mikrovlnný zobrazovací systém, který by mohl být ve vozech zdravotnické záchranné služby a mohla by tak být provedena diagnostika, respektive léčba již v přednemocniční péči.

V mé práci se především zabývám tvorbou numerických modelů reprezentujících vývoj cévní mozkové příhody v různých časech. Tyto modely slouží pro testování zobrazovacích mikrovlnných systémů. Dále se zabývám samotnou kvalitativní rekonstrukční metodou, jenž by mohla detekovat a identifikovat cévní mozkové příhody.

Cílem práce je teoreticky pochopit princip mikrovlnného zobrazování, vytvořit numerický model, jehož dielektrické vlastnosti odpovídají dielektrickým vlastnostem skutečných biologických tkání a následně data získaná pomocí simulace využít v rekonstrukčním algoritmu, který bude implementován do prostředí MATLAB.

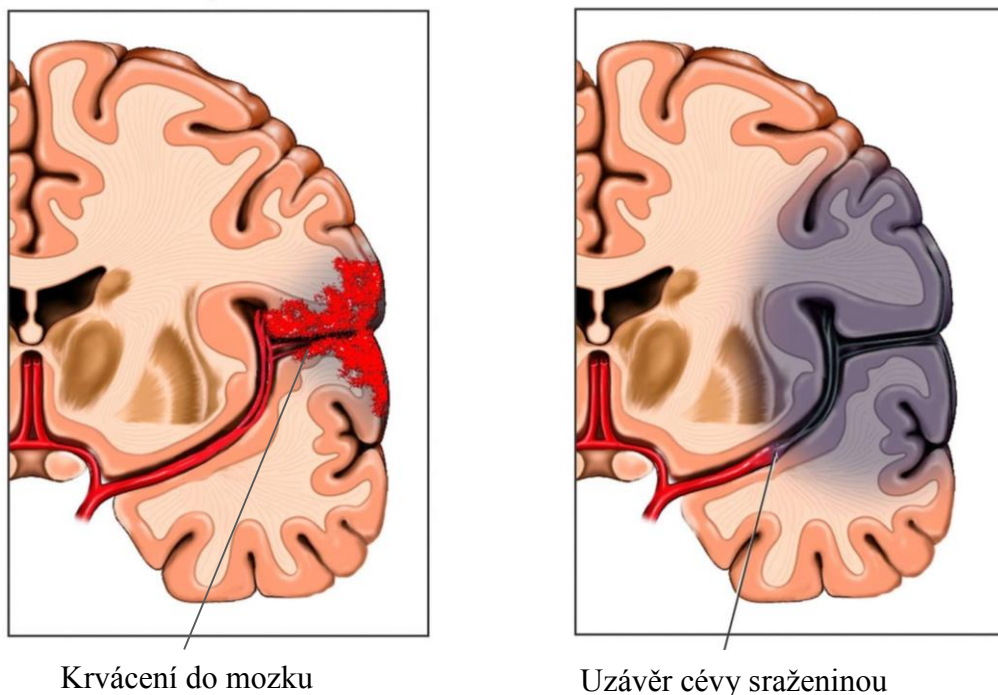
V první části mé práce se zaměřuji na problematiku cévních mozkových příhod z hlediska úmrtnosti, diagnostiky, péče a léčby. Na tuto část navazuje kapitola popisující problematiku mikrovlnného záření počínaje od používaných veličin, principu mikrovlnného zobrazování až po dosavadní výsledky detekce cévní mozkové příhody. Další část práce pojednává o dielektrických vlastnostech biologických tkání lidské hlavy.

Praktická část se zejména zabývá tvorbou numerických modelů v programu COMSOL. V této části je popsána tvorba anatomicky realistického 2D modelu transversálního řezu lidské hlavy a 3D modelu již existujícího mikrovlnného zobrazovacího systému. Dále je v této části popsán rekonstrukční algoritmus založený na Bornově aproximaci a TSVD regularizaci.

Výsledky práce ukazují výsledné numerické modely vytvořené v prostředí COMSOL a výsledné obrázky reprezentující změny dielektrických vlastností v důsledku cévní mozkové příhody, jenž jsou získané pomocí rekonstrukčního algoritmu implementovaného v MATLABu.

1 Cévní mozková příhoda

Pojem cévní mozková příhoda (CMP) obsahuje několik život ohrožujících stavů, které jsou způsobené poruchou cerebrální cirkulace. Cévní mozková příhoda může být způsobena uzávěrem mozkové cévy (ischemická CMP) nebo porušením stěny mozkové cévy (hemoragická CMP)[1]. Schematicky jsou tyto situace znázorněny na obrázku 1.



Obrázek 1: Hemoragická (vlevo) a ischemická (vpravo) CMP [2]

Pro CMP existuje několik synonym, např. mozková mrtvice, mozkový infarkt, mozková hemoragie či iktus (z latinského ictus neboli rána). V anglicky mluvících zemích se používá termín „stroke“ [3].

Mezi nejčastější projevy akutní CMP patří motorický deficit (82 %), senzitivní deficit (45 %), bolest hlavy (27 %), porucha řeči (24 %), porucha chůze (11 %), dvojité vidění (6 %), křeče (4 %) a závratě (2 %). Tyto údaje jsou výsledkem z celkem 474 potvrzených CMP, kromě subarachnoidální hemoragie, která zaujímá samostatnou problematiku [1].

V České republice je počet cévních mozkových příhod poměrně vysoký. Dle registru IKTA ČR se v roce 2015 jednalo o 300 případů na 100 000 obyvatel. Mortalita je přitom až dvakrát větší než je evropský průměr. U 70 % pacientů, kteří CMP přežili, jsou patrné trvalé následky a u zbylých 30 % se jedná o těžkou invaliditu [4]. V České republice představuje cévní mozková příhoda druhou nejčastější příčinu kardiovaskulárních úmrtí a významně se také podílí na invalidizaci, zejména u starších lidí. U většiny přeživších pacientů zasažených CMP se vyskytují deprese a další problémy, které souvisí s psychikou. Dle WHO přibližně 40 % pacientů postižených CMP umírá do jednoho roku. Celosvětově na cévní mozkovou příhodu zemře ročně okolo 5 milionů lidí. Když bychom měli porovnat všechna

onemocnění, tak CMP mají jeden z největších zdravotnických, ale i socioekonomických dopadů na celou společnost [5].

1.1 Ischemická CMP

Do této skupiny spadá většina cévních mozkových příhod, konkrétně se udává 80-85 %. Normální průtok krve mozkovou tkání je přibližně 100 ml na 100 g tkáně/min. V místě ischemie však průtok klesne na 0 – 10 ml na 100 g tkáně/min. Kolem tohoto místa je vytvořena oblast (tzv. penumbra), ve které je průtok krve snížen na 10 – 20 ml na 100 g tkáně/min. V této oblasti dochází k zásadním změnám mozkové tkáně (např. pokles elektrické vodivosti) [6].

1.1.1 Léčba

U ischemické CMP je nutné odstranit v postižené cévě překážku, která zabraňuje nebo omezuje průtok krve. Tuto překážku lze odstranit podáním látky zvané rekombinantní tkáňový aktivátor plazminogenu (rtPA), která urychluje rozpad trombu nebo embolu a tudíž obnovuje proud krve danou cévou. Dále je možnost mechanického odstranění sraženiny, kdy se jedná o chirurgický zákrok. Musíme si však uvědomit, že každou minutu během ischemické CMP odumírají přibližně dva miliony neuronů, které už nebudou nikdy nahrazeny. Rychlost diagnostiky a následné léčby je tedy pro pacienta víc než důležitá [6].

1.2 Hemoragická CMP

Hemoragické cévní mozkové příhody se dělí na dvě skupiny, které se částečně spolu vyskytují. Jedná se o krvácení intracerebrální (vyskytuje se v 17 % případů) a krvácení intraventrikulární či subarachnoidální (přibližně 3 % případů). Hemoragická cévní mozková příhoda je spojena s vyšší úmrtností ve srovnání s ischemickou [6].

1.2.1 Léčba

Krvácení se zastavuje endovaskulárním nebo neurochirurgickým zákrokem, na základě včasného CT vyšetření mozku (tzn. v průběhu prvních dvanácti hodin, při starším krvácení se doporučuje vyšetření pomocí magnetické rezonance). Pokud je CT obraz negativní, ale z klinického hlediska přetrvává podezření na subarachnoidální krvácení, je nutné provést lumbální punkci [6].

2 Současný technický stav diagnostiky CMP

V dnešní době již existuje několik zobrazovacích metod, které bezpečně dokáží určit přesnou lokalizaci a typ CMP. Mezi hlavní zobrazovací metody patří při diagnostice CMP nukleární magnetická rezonance (MRI) a výpočetní tomografie (CT). Tyto přístroje jsou však robustní a manipulace s nimi, natož přeprava k pacientovi (např. ve vozech zdravotnické záchranné služby) je takřka nemožná. I když jako novinka se v USA představilo několik vozidel s mobilním CT systémem. Stále je však takových vozidel málo a navíc je toto řešení poměrně finančně náročné. Proto se otevírá prostor pro další zobrazovací techniky, včetně mikrovlnného zobrazování, pomocí kterých by bylo možné vytvořit levný a kompaktní systém pro diagnostiku CMP.

2.1 CT vyšetření

CT vyšetření je obvykle jeden z prvních testů, kterým se hodnotí CMP a to především během akutní fáze CMP. Tato metoda umožňuje zobrazit abnormality v mozkové tkáni a může tak pomoci určit, zda jsou tyto změny způsobeny nedostatečným průtokem krve (ischemické CMP) nebo porušenou cévou (hemoragické CMP). V současnosti je CT vyšetření primárním způsobem určení typu CMP (viz obrázek 2). Avšak existují případy, kdy ani CT vyšetření není schopno odhalit CMP. V mnoha případech se však v prvních hodinách postižená část mozkové tkáně nejeví jako abnormální, takže pomocí CT v takovém případě nemůžeme tuto CMP diagnostikovat. Dalším důvodem může být příliš malá zasažená část mozkové tkáně, kterou nejsme schopni pomocí CT vyšetření rozlišit. Také když se zasažená část nachází v částech mozku (mozeček, mozkový kmen), kde jsou vzniklé abnormality pomocí CT vyšetření jen špatně detekovatelné [7].

Po vyloučení krvácení lze využít perfuzní vyšetření výpočetní tomografií (PCT). Při použití této metody jsme schopni detekovat akutní ischemii a zjistit i rozsah postižené mozkové tkáně již v prvních minutách po vzniku ischemické CMP. To je tedy značný pokrok oproti nativnímu CT. V závislosti na výsledcích získaných z CT snímků může ošetřující lékař přistoupit k dalším diagnostickým metodám [6].



Obrázek 2: CT ischemické CMP, uzávěr bazilární tepny [7]

2.2 MRI vyšetření

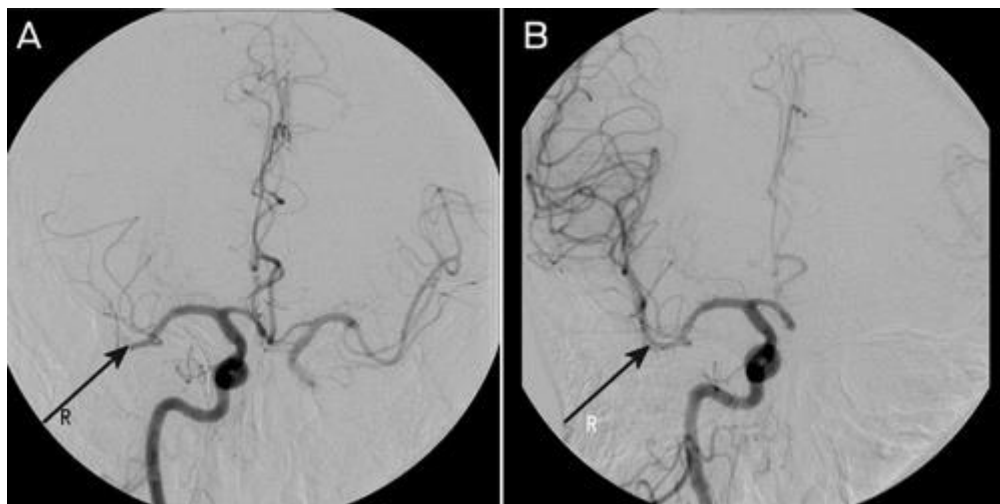
Pomocí MRI můžeme získat velmi přesné snímky mozkové tkáně a jejího cévního zásobení a to bez použití ionizujících rentgenových paprsků. Tato diagnostika je vhodná na detekci širokého spektra mozkových a cévních poruch. Navíc je tato metoda schopná stanovit přesně oblast výskytu ischemického nebo hemoragického ložiska, včetně jeho rozsahu, umístění a intenzity poškození tkáně. MRI je velmi užitečné k zobrazování měkkých tkání, protože poskytuje velmi podrobné snímky snímané tkáně a umožňuje tak odhalit nepatrný rozdíl a to i mezi oblastmi, které mají podobné vlastnosti (viz obrázek 3). MRI se často používá k zjištění abnormalit, které jsou příliš malé nebo v takových místech, kde jsou jen těžko rozpoznatelné pomocí CT snímků. MR snímek tedy podává kvalitnější tkáňový kontrast, umožňující rozeznat menší detaily tvaru a menší rozdíly odlišných tkání. Existuje několik typů sekvencí MR snímků. Každá sekvence zdůrazňuje různé vlastnosti mozkové tkáně. Některé sekvence (např. difúzí váhované MR) jsou zvláště vhodné pro detekci změn mozkové tkáně v prvních hodinách po ischemické CMP. Nevýhodou této metody je déle trvající vyšetření a větší náchylnost k pohybovým artefaktům neklidných pacientů. Nezanedbatelným faktem MR zobrazování je také vysoká cena.



Obrázek 3: MR zobrazení ischemické CMP, uzávěr bazilární tepny, T2 váhování [7]

2.3 Digitální subtrakční angiografie (DSA)

Mezi zlatý standard se v zobrazování cévního řečiště řadí digitální subtrakční angiografie. Tato metoda je založena na digitalizaci skiaskopického obrazu a subtrakci snímků před a po podání kontrastní látky. Ve výsledném obrazu jsou tedy odečteny nativní struktury a můžeme tak zobrazit samotné cévy, respektive jejich obsah [8]. Pomocí této metody tak můžeme přesně lokalizovat problematické místo nebo zkontrolovat výsledek rekanalizace (viz obrázek 4).

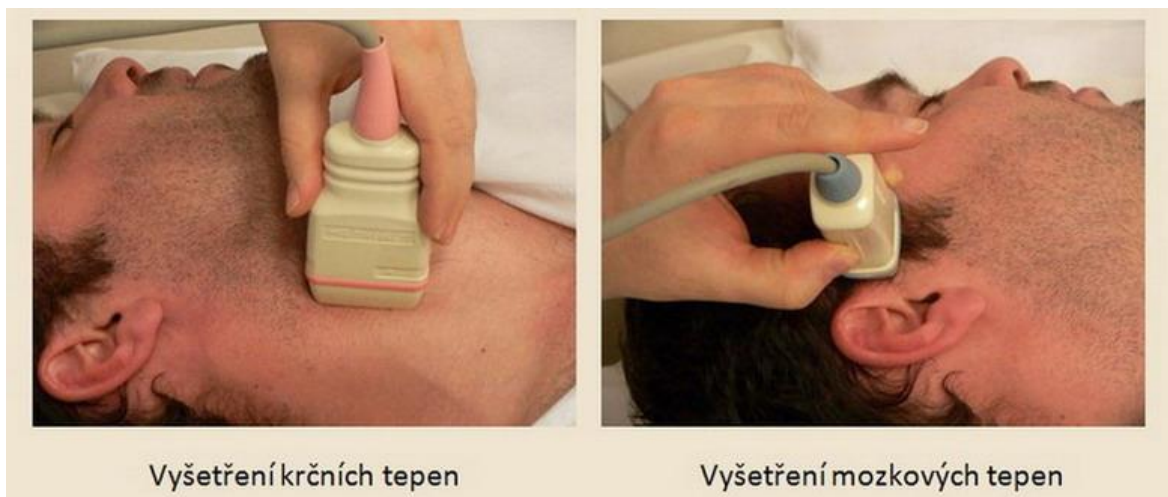


Obrázek 4: Uzávěr střední mozkové tepny (šipka) zobrazený pomocí DSA před a po rekanalizaci [9]

2.4 Ultrazvukové vyšetření

Vyšetřením karotického řečiště zjistíme, v jakém stavu jsou krční tepny. Vidíme tak cévní stěny a jejich strukturální změny (aterosklerotické pláty nebo disekce) a v neposlední řadě získáváme údaje o hemodynamice (rychlost krevního toku a periferní rezistenci). Takto získané údaje o stavu cév mohou signalizovat příčinu vzniku ischemické CMP nebo říci, zda je pacient tímto stavem ohrožen či nikoliv [6]. Průběh vyšetření můžeme vidět na obrázku 5.

Pomocí echokardiografie můžeme zjistit, jestli je srdce v normálním stavu nebo vykazuje určité abnormality, jenž by mohly vést ke vzniku CMP. V principu máme dvě možnosti získání echokardiogramu. Jedná se o přístup přes hrudník (tzv. transthorakální echokardiogram - TTE) nebo přes jícn (tzv. jícnový echokardiogram – TEE). Pomocí tohoto vyšetření získáme tedy obraz o velikosti srdeční komory, pohybu srdeční stěny, pohybu srdečních chlopní a změnách ve struktuře srdeční tkáně. Toto vyšetření často používají lékaři u pacientů, u nichž existuje podezření, že za vzniklé potíže je zodpovědná krevní sraženina (v tomto případě srdeční embolie). Echokardiogram je tak užitečný při léčbě (součást vyhodnocení ischemické CMP) nebo prevenci CMP [7].



Obrázek 5: Ultrazvukové vyšetření krčních a mozkových tepen [10]

2.5 EKG vyšetření

EKG vyšetření je prováděno tak často a rutinně, že ho většina lidí nepovažuje za speciální. Nicméně z EKG křivky může vyzorovat informaci o pravidelnosti srdeční činnosti. V důsledku nesprávné srdeční činnosti (např. fibrilace síní, srdeční arytmie) může být pacient ohrožen CMP. Vyšetření EKG je tedy důležitým nástrojem pro hodnocení CMP. Při nesprávném srdečním rytmu mohou vznikat krevní sraženiny, které mohou později doputovat až do cévního řečiště zásobující mozkovou tkáň a způsobit tak CMP.

2.6 Experimentální metody

Do současnosti bylo zkoušeno mnoho dalších způsobů, jak rychle a spolehlivě určit o jaký typ cévní mozkové příhody (hemoragická nebo ischemická CMP) se jedná. Hlavní myšlenka u těchto alternativních způsobů je mobilita diagnostického přístroje, díky níž by mohla být provedena diagnostika již v přednemocniční péči. Jako jednou z metod pro detekci CMP byla navržena elektrická impedanční tomografie. Z výsledků testování na zvířecích modelech vyplývá, že tato technologie by mohla detekovat intracerebrální krvácení (ICH – Intra Cerebral Hemorrhage) [11].

Dále se z výsledků testování impedanční spektroskopie ukazuje, že by tato metoda mohla být nadějný nástroj pro detekci CMP. Využívá se zde vzniklé asymetrie mozkové tkáně při CMP [11].

V neposlední řadě je nutné zmínit metodu mikrovlnného zobrazování. Oproti zmíněným technologiím má mikrovlnné záření, jenž je v lékařské diagnostice zatím méně rozvinuté, výhodu poměrně snadného pronikání skrz lebeční kost [11]. Tato metoda je podrobněji popsána v následujících částech.

3 Možnosti péče a léčby akutní CMP

Pro určení způsobu léčby je v první řadě nutné zjistit o jaký typ CMP se jedná. Vzhledem k tomu, že mozková tkáň je velice náchylná na deficit kyslíku (proto heslo „time is brain“), je nutná co nejrychlejší hospitalizace v adekvátním lůžkovém oddělení (ideálně na iktové jednotce) a co nejrychlejší zahájení příslušné léčby. Při léčbě CMP je tedy nutná velmi kvalitní péče o pacienta v nemocniční, ale i v přednemocniční péči [6].

3.1 Přednemocniční a nemocniční péče

K zajištění podmínek včasné hospitalizace pacienta zasaženého CMP je přivolání zdravotnické záchranné služby (ZZS). Znalosti veřejnosti jsou však v oblasti CMP velmi nízké. V důsledku neznalosti závažnosti a příznaků se CMP často podceňuje a ztrácí se tak zbytečně drahocenný čas, po který postupně odumírá mozková tkáň. Důvodem pozdní léčby může být to, že CMP vznikne ve spánku, nebo když rozhodovací úroveň nemocného je ovlivněna CMP natolik, že si není schopen sám přivolat pomoc. Další ohrožení života je při poruše řeči a omezené pohyblivosti, když je pacient odkázán sám na sebe, což zahrnuje přibližně třetinu nemocných.

Ke včasné hospitalizaci a zajištění kvalitní péče je nutný informovaný pacient, zviditelnění závažnosti CMP široké veřejnosti, špičková organizace záchranné služby a úzká spolupráce zdravotnické záchranné služby s nemocnicemi. Mírou kvality této péče je čas od začátku příznaku CMP do příjezdu do nemocnice (symptom-to-door time, SDT). Tento čas by neměl překročit 90 minut, avšak v současné době je v této době přijímáno jen malé procento pacientů. Podle statistik se jedná o maximálně 25 % pacientů s CMP, kteří se dostanou do nemocnice do 3 hodin od vzniku [6].

Organizace léčby je velmi důležitá také na samotných lůžkových odděleních, kde bezkonkurenčně nejlepším řešením jsou specializovaná neurologická zařízení v iktových centrech. V současnosti je však takových center nedostatek a pacienti s CMP jsou tak často hospitalizováni na standartních pokojích neurologie nebo interny. Tyto oddělení však nedokáží pro pacienta s CMP zajistit péči na nejvyšší úrovni [6].

3.2 Iktová centra

Iktová centra jsou specializovaná pracoviště zabývající se léčbou a prevencí CMP. Tyto centra mohou nabídnout vysokou úroveň organizace léčby a odbornost ošetřujícího personálu. Existuje několik typů těchto iktových center. Od center, kde jsou pacienti s těžkou CMP (stroke intensive care unit) až po centra, kde se pacienti rehabilitují po prodělané CMP (stroke rehabilitation unit). Iktová centra se na doporučení dělí na dva typy. Jedná se o primární iktová centra (primary stroke center) a centra vyššího typu (comprehensive stroke center). Posláním primárních iktových center je poskytnout specializovanou terapii pro většinu CMP, zabezpečit základní stupeň intenzivní péče, zajistit diagnostiku pomocí CT, neurologické vyšetření a základní terapii (např. intravenózní trombolytická léčba). Centra vyššího typu jsou určena pro pacienty, kteří vyžadují vyšší stupeň péče, specifický monitoring, dokonalejší diagnostiku a specializované chirurgické a endovaskulární zákroky. Tato centra také slouží jako konzultační místa pro primární centra a jako vzdělávací

a vědecké místo v oblasti CMP. Samozřejmostí takovýchto specializovaných center je zajištění dostatečného množství kvalifikovaných pracovníků a odpovídajících lékařských přístrojů. Odborná úroveň centra je doložena danou certifikací [6].

V čele týmu na iktové jednotce (stroke team) stojí neurolog, který musí mít, stejně jako ostatní lékaři v týmu, odpovídající znalosti z oblasti diagnostiky a léčby CMP. Dále jsou součástí týmu logoped, dietolog, psycholog, argoterapeut, fyzioterapeut, rehabilitační lékař, sociální pracovník a v neposlední řadě tým specializovaný tým zdravotních sester. Samotný pacient i jeho rodina je také součástí iktového týmu. Je zde také důležitá těsná spolupráce s internistou–angiochirurgem, neurochirurgem, kardiologem a neuroradiologem. Pomocí stanovených protokolů se vykonávají veškeré diagnostické a terapeutické postupy. Dále by měly být dostupné do 2 hodin příslušné neurochirurgické a endovaskulární intervenční metody a do 25 minut CT vyšetření. Jedním z důležitých prvků je, aby byla iktová centra zapojena v registrech (registr pro státy Evropské unie SITS), neboť lze zhodnotit kvalitu poskytnuté péče, získat statistické údaje a porovnat je s klinickou praxí [6].

Nejvyspělejší péče léčby CMP je ve skandinávských zemích, kde dosahuje počet léčených pacientů s CMP 80 %. V České republice je v iktových centrech léčeno přibližně 5 – 10 % akutních CMP. Existují také mobilní iktové týmy, kteří poskytují poradenství zejména na standartních oddělení interny a neurologie. Léčba v iktových centrech je však preferovanější, neboť je daleko přínosnější. Už jen proto, že léčba intravenózní trombolýzou je omezená jen na určité malé procento pacientů a u ostatních se musí přistoupit k některému z intervenčních zákroků, jako jsou např. intraarteriální trombolýza nebo mechanická rekanalizace. Tyto zákroky jsou však velmi náročné na přístrojové a personální vybavení. Navíc jsou časově poměrně náročné a mohou je provázet různé komplikace vyplývající ze samotného endovaskulárního zákroku [12][6].

3.3 Trombolýza

Jedny z hlavních příčin regionální mozkové ischemie jsou trombóza a embolie. Tyto překážky v cévách je nutné nějakým způsobem odstranit. Nejrychlejším řešením je podání látky, která tuto sraženinu bránící průtoku krve rozpustí. Cílem je pomocí spontánních dějů organismu převážit pro- a antikoagulační děje na stranu rozpouštění. Nutno podotknout, že podání takovéto látky musí být v takové dávce, která ještě nepoškodí cévní stěny a nevyvolá krvácivé účinky [13].

3.3.1 Použití rt-PA

Výhodné vlastnosti rekombinantního tkáňového aktivátoru plazminogenu (rt-PA) jsou důvodem, proč se k léčbě používá právě tato látka. Jde především o to, že rt-PA je schopno se navázat na fibrin, čímž se začne rozpouštět uzávěr dané cévy. Konečný produkt plazmin však může způsobit poškození matrice cévní stěny. To znamená, že touto látkou můžeme způsobit rekanalizaci cévy, ale i hemoragickou transformaci v červenou malacii (malacie – změknutí a odumření mozkové tkáně). Proto je důležité splnit několik zásadních podmínek při aplikaci rt-PA. Tato látka se může podávat jen v tzv. časovém oknu (doba od nástupu CMP), ve stanoveném množství a s příslušnou rychlostí aplikace. Mnoho studií se zabývalo právě optimalizací podávání rt-PA. Nejnovější studie z roku 2008 ECAS III se zabývala

možností podání rt-PA v delším časovém oknu. Před touto studií bylo povoleno podávat rt-PA jen do 3 hodin od vzniku ischemické CMP. Ve studii ECASS III (European Cooperative Acute Stroke Study) byly však sledovány osoby, které byly ošetřeny v době od 3 do 4,5 hodin od nástupu CMP. Bylo sledováno 418 osob s podáním rt-PA a 403 s podáním placebo. Při vyhodnocení v 90 dnech dosáhlo příznivého výsledku 52,4 % osob léčených rt-PA oproti 45,2 % pacientů s podáním placebo. Ve skupině léčené s rt-PA bylo větší procento mozkových hemoragií, ale celková mortalita vyzněla ve prospěch skupiny (7,7 % oproti 8,4 %), jenž byla léčena rt-PA. Výsledky tedy ukazují, že posunutí časové hranice na 4,5 hodiny nese jistou šanci na snížení poškození pacienta s CMP. Avšak zůstává fakt, že čím rychleji je rt-PA podán, tím větší šance na uzdravení existuje. V České republice se v roce 2007 zvýšil počet trombolýz na dvojnásobek oproti roku 2006. Konkrétně se jednalo o 587 trombolýz, což odpovídalo 2,5 % pacientů s ischemickou CMP [6].

4 Mikrovlnné záření

Stejně jako viditelné světlo je mikrovlnné záření součástí elektromagnetického spektra, jenž spadá do oblasti radiových vln o vysoké frekvenci. Mikrovlnné záření tedy odpovídá frekvencím od 300 MHz do 300 GHz. Jedná se tedy o pásma Ultra High Frequency (UHF), Super High Frequency (SHF), Extremely High Frequency (EHF) [14].

Mikrovlnné záření se šíří přímým směrem. Při průchodu prostředím však může narazit na určitou překážku a od ní se může odrazit nebo může být danou látkou absorbováno. Nekovové látky (umělá hmota, sklo) jsou pro mikrovlnné záření průchozí. Látky obsahující vodu (biologické tkáně, velké množství potravin) toto záření absorbují a dochází tak k produkci tepla. Kovové látky jsou pro mikrovlnné záření neprostupné, a proto u nich dochází k úplnému odrazu mikrovlnného záření [15].

Využití mikrovlnného záření má význam v mnoha odvětvích (např. medicínské obory, průmysl, doprava). V medicínské oblasti se jedná zejména o metody mikrovlnné hypertermie, mikrovlnné termokoagulace, mikrovlnné angioplastiky a v neposlední řadě rozvíjejícího se mikrovlnného zobrazování [16].

4.1 Maxwellovy rovnice

Pro popis elektromagnetického pole lze použít Maxwellovy rovnice, které lze zapsat v integrálním nebo v diferenciálním tvaru. Pro popis elektromagnetického pole v jisté oblasti slouží rovnice v integrálním tvaru a pro popis v určitém bodu ve tvaru diferenciálním [18]. Čtyři základní fyzikální zákony v diferenciálním tvaru znějí následovně.

4.1.1 Zákon celkového proudu

$$\operatorname{rot} \mathbf{H} = \mathbf{j} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}. \quad (4.1)$$

Rotace intenzity magnetického pole \mathbf{H} je způsobena hustotou elektrického proudu \mathbf{j} nebo časovou změnou elektrické indukce \mathbf{D} [17].

4.1.2 Zákon elektromagnetické indukce

$$\operatorname{rot} \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}. \quad (4.2)$$

Rotace intenzity elektrického pole \mathbf{E} je způsobena záporně vzatou časovou derivací magnetické indukce \mathbf{B} [17].

4.1.3 Gaussova věta elektrostatiky

$$\operatorname{div} \mathbf{D} = \rho. \quad (4.3)$$

Zdrojem elektrické indukce \mathbf{D} jsou elektrické náboje s objemovou hustotou ρ [17].

4.1.4 Gaussova věta magnetismu

$$\operatorname{div} \mathbf{B} = 0. \quad (4.4)$$

Tato rovnice říká, že magnetické pole je nezářivé. To znamená, že neexistují magnetické náboje. Magnetické pole je tedy vždy vírové [17].

4.2 Rozptyl

Rozptyl mikrovlnného záření je fyzikální proces, jenž je způsoben nedokonalostí spojení dvou a více vodičů. K rozptylu dochází, pokud mikrovlnné záření dopadá na určitou překážku nebo při průchodu prostředím, které má různé dielektrické vlastnosti.

4.2.1 S-parametry

Rozptylové parametry (zkráceně S-parametry z anglického Scattering Parametres) slouží k popisu toku výkonu mezi jednotlivými branami mnohobranu. S-parametry se používají především pro popis systémů pracujících v oblasti mikrovlnných frekvencí. Vztah mezi vstupními a výstupními veličinami využitím S-parametrů můžeme vyjádřit pomocí soustavy rovnic nebo pomocí rozptylové matice. Máme-li N -portů, tak S-matice má velikost $N \times N$ a na její hlavní diagonále se nachází činitel odrazu pro daný port. Prvky nacházející se mimo hlavní diagonálu popisují přenos mezi jednotlivými porty. Každý prvek této matice (S-parametr) je popsán komplexním číslem, jenž vyjadřuje velikost amplitudy a úhel fáze. S-parametry jsou závislé na frekvenci mikrovlnného záření [18].

4.3 Mikrovlnné zobrazování

Mikrovlnné zobrazování (MWI – Microwave Imaging) skrývá potenciál efektivní neinvazivní diagnostické metody, která využívá rozdílné dielektrické vlastnosti nekovových materiálů. V posledních letech se dostává tato metoda do stále většího podvědomí výzkumných týmů [11].

Zobrazování pomocí mikrovlnného záření (MWI – Microwave Imaging) je pro biomedicínské účely zkoumáno téměř tři desetiletí. Kvůli rozptylu, který přirozeně vzniká při průchodu mikrovlnného záření nehomogenním prostředím, jsou používané algoritmy výpočetně velmi náročné. Teprve posledních pět až deset let je relativně lehce dostupný požadovaný výpočetní výkon a právě v posledních letech byly získány první významné výsledky [11]. Největší úsilí bylo věnováno vývoji mikrovlnnému zobrazování, pomocí něž by se mohlo detekovat nádorové onemocnění prsu. V současnosti se systémy využívající mikrovlnného záření nachází v počátečních fázích klinických testů [19] a [20], v nichž byly získány velmi nadějně výsledky. Zobrazování pomocí mikrovlnného záření je závislé na rozdílu dielektrických vlastností mezi jednotlivými tkáněmi. V řadě studií byla provedena měření dielektrických vlastností lidských tkání, ze kterých vyplývá značný rozdíl mezi dielektrickými vlastnostmi krve a šedou či bílou hmotou mozkovou [21][22][23]. Navíc ani rozdíl mezi částí zasaženou ischemickou CMP a zdravou mozkovou tkání není zanedbatelný. Rozdíl je sice podstatně nižší než u hemoragické CMP, ale i tak lze v rozumných mezích rozlišit změny ve tkáni. Tento fakt je stěžejní pro možnost zkonstruování mikrovlnného

zařízení, jenž by mohlo rozlišit zdravou mozkovou tkáň od tkáně zasažené hemoragickou nebo ischemickou CMP [11].

V tomto důsledku konstrukce takového zařízení přitahuje stále více výzkumných pracovníků. V posledních letech ukazují numerické a fantomové studie jednotlivých výzkumných týmů velice zajímavé výsledky zobrazování a detekce CMP [24]. Cílem by tedy měl být zobrazovací systém, který by byl schopen rozlišit, o jaký typ CMP se jedná už ve vozech zdravotnické záchranné služby. Poměrně jednoduchý a rozměrově nenáročný diagnostický systém založený na mikrovlnném záření by tedy mohl umožňovat použití v již přednemocniční péči u pacientů s podezřením na CMP. V současné době již existuje vozidlo s mobilním CT přístrojem, jenž je schopen v přednemocniční péči rozhodnout, o jaký typ CMP se jedná [25]. Ačkoli se jedná o velký technický úspěch, tak toto zařízení může být řešením především pro země, kde je na patřičné úrovni rozvinut systém zdravotní péče včetně jejího financování. Dále tento projekt počítá především s nasazením v hustě obydlených částech, které mají odpovídající dopravní a telekomunikační infrastrukturu.

Pro země, které nespĺňují tyto zmíněné podmínky, však zůstane prioritou cenově dostupný a snadno přenositelný systém, jenž by mohl detekovat CMP. Metoda má potenciál stát se nákladově velmi efektivní, neboť potřebné komponenty se neustále zlevňují a zlepšují. Vedle přednemocniční péče se může mikrovlnný systém používat k monitorování pacientů podstupující trombolytickou léčbu nebo u pacientů hospitalizovaných v důsledku přechodných ischemických ataků [11].

4.3.1 Princip mikrovlnného zobrazování

Pomocí mikrovlnného záření dostáváme rekonstrukcí snímky, jenž umožňují zobrazit danou strukturu v závislosti na dielektrických vlastnostech daného materiálu, které ovlivňují parametry mikrovlnného záření. Při průchodu elektromagnetické vlny heterogenním prostředím dochází ke značnému rozptylu této elektromagnetické vlny. V důsledku tohoto faktu jsou požadovány vyšší nároky na výpočetní výkon, neboť rekonstrukční algoritmy jsou poměrně náročné [26].

Princip zobrazení CMP pomocí mikrovlnného záření spočívá v tom, že jednotlivé antény vysílají sekvenčně slabé mikrovlnné signály směrem do mozku. Ve stejné době přijímací antény přijímají odražené a dopadající signály. Různé struktury a tkáně, ze kterých se skládá lidská hlava, ovlivňují rozptyl a odraz mikrovlnného záření různě. Přijaté signály dávají komplexní vzor, který je řešen pomocí pokročilých algoritmů. Na základě těchto získaných údajů by mohl mikrovlnný zobrazovací systém diagnostikovat a rozlišit CMP způsobenou krvácením nebo sraženinou.

4.3.2 Přehled nejnovějších výsledků mikrovlnného zobrazování CMP

Zobrazovací metoda využívající mikrovlnné záření se v posledních letech setkává se stále větším zájmem vědeckých týmů, neboť nabízí několik pozitivních vlastností. Mezi přednosti zobrazování pomocí mikrovlnného záření patří to, že se nejedná o ionizující záření, takže z tohoto hlediska je pro diagnostiku pacienta šetrnější. Navíc se při zobrazování využívá poměrně nízkých výkonů vysílacích antén. Ve studii [11] má vysílací anténa výkon 1 mW, což je přibližně 100krát nižší než maximální průměrný vysílací výkon 125 mW, jenž

je vysílán mobilním terminálem [27]. V neposlední řadě je MWI výhodné z finanční stránky, neboť náklady na hardwarové vybavení jsou v dnešní době velice příznivé. Ve srovnání s dnes používanými diagnostickými přístroji jako jsou CT či MRI jsou takřka zanedbatelné, takže mikrovlnný systém umožňující diagnostiku by byl, mimo jiné, určitou možností pro země nebo oblasti, kde si nemohou dovolit CT a MRI. Jako další výhoda je prostorová nenáročnost mikrovlnného zobrazovacího systému. Takový přístroj by se měl snadno vejít do vozu zdravotnické záchranné služby a mohla by tak být provedena diagnostika už během transportu do nemocničního zařízení.

Ve studii [28] se zabývají detekcí a identifikací CMP pomocí získaných syntetických dat z 2D a 3D antropomorfního modelu lidské hlavy. Pro rekonstrukci byla v této práci využita upravená Bornova aproximace (DBA – Distorted Born Approximation) a regularizace využívající zkrácený singulární rozklad (TSVD – Truncated Singular Value Decomposition). Při získání syntetických dat byly simulovány situace, které mohou nastat při reálném měření (např. nepřesné měření vlivem různého umístění antén mezi dvěma různými měřeními). Pracovní frekvence je v této práci zvolena 1 GHz a je použito celkem 32 antén. Model hlavy je obklopen pracovním médiem s hodnotami $\epsilon_r = 40$ a $\sigma = 0,4 S/m$. Práce uvádí, že medium s těmito dielektrickými vlastnostmi lze snadno vytvořit pomocí vody a Tritonu X100. Výsledky jednotlivých rekonstrukcí jsou poměrně zdařilé. U rekonstrukce ve 3D není rozlišení výsledného obrazu optimální, ale postižená oblast je i tak dobře patrná.

Ve studii [29] je použit numerický model mikrovlnného systému využívající 32 antén, které mají pracovní frekvenci od 0,5 Hz do 2 Hz. V rekonstrukčním algoritmu byla použita nelineární Newtonova metoda. Rekonstrukční algoritmus v této práci pracuje se syntetickými daty získaných z jednoduchého 2D numerického modelu lidské hlavy. Rekonstrukční algoritmus je multifrekvenční. To znamená, že rekonstrukce obrazu se vytvoří pomocí několika různých rekonstrukcí při různých frekvencích. Výsledky práce uvádí, že multifrekvenční rekonstrukční algoritmus má potenciál zlepšení zobrazovacích výsledků.

Ve studii [30] jsou pro získání syntetických dat použity anatomicky realistické numerické modely lidských hlav a tyto data jsou použity k rekonstrukci pomocí Bornovy iterační metody. Pracovní frekvence je v této práci rovna 850 MHz. Model použitého zobrazovacího systému obsahuje celkem 32 antén a výsledky této rekonstrukce jsou zdařilé. Pomocí zobrazení dielektrických parametrů jsou dobře zviditelněny jednotlivé struktury realistického modelu lidské hlavy. Výpočty byly prováděny na osobním počítači se šestijádrovým procesorem Intel Xeon X5650 2,67 GHz a 48 GB paměti RAM. K rekonstrukci bylo využito padesáti iterací. Jedna iterace zabrala v průměru pět minut.

Nejvýznamnější výsledky v oblasti detekce a rozlišení CMP ukazuje studie [31] zabývající se konstrukcí mikrovlnného zobrazovacího systému prezentovaným pod názvem Stroke Finder. Tento systém se skládá ze tří hlavních částí. Jedná se o soustavu antén tzv. mikrovlnnou helmu, ve které je připevněno deset antén a je umístěná na hlavě pacienta, mikrovlnnou jednotku a počítač pro kontrolu zařízení, sběr dat a zpracování signálu. Systém je multi-statický. To znamená, že jednotlivé antény jsou ve funkci vysílače i přijímače zároveň. Vždy když jedna anténa vysílá, tak ostatní přijímají včetně té, která v daném

okamžiku vysílala. Jako vysílací a přijímací prvek byl použit obvodový analyzátor. Problém, který při pokusech nastal, byl ten, že byla mikrovlnná helma příliš tuhá. Přičemž tvar a velikost hlavy pacientů se liší. Tento problém byl vyřešen připevněním sáčků, jenž se přizpůsobily tvaru a velikosti hlavy pomocí přívodu kapaliny z vnějšku mikrovlnné helmy. Účelem těchto sáčků není tedy jen vyplnit prostor mezi hlavou a anténami, ale i provést impedanční přizpůsobení.

Pro účely zpracování naměřeného signálu vyvinul tento tým statistický třídící algoritmus. Měření bylo provedeno jak na zdravích dobrovolnících, tak na pacientech zasažených CMP. Porovnání naměřených dat mezi zdravými dobrovolníky a pacienty byla použita k vytvoření algoritmu, který může být použit k diagnostice pacientů. Poslední klinické studie Strokefinderu potvrzují, že mikrovlnné zobrazování je velmi významné pro rychlou a přesnou diagnózu CMP. Strokefinder umožňuje včasnou diagnózu, které se pomocí běžně používaných metod (CT, MRI) nedá dosáhnout. V nedávné době byly prezentovány výsledky z počátečních studií na pacientech, které byly dokončeny v předchozích letech. Do studie bylo zahrnuto celkem 45 pacientů (viz níže) a výsledky ukazují, že tato technika může s velkou jistotou odlišit oba typy CMP. Tyto dosažené výsledky ukazují, že je možné zvýšit počet rychlé optimální léčby pacientů s CMP, pokud by byl přístroj používán již ve voze zdravotnické záchranné služby, kde by provedl rychlou diagnostiku. Možnost diagnostiky CMP již v sanitce by bylo velmi významné a přínosné v oblasti péče a zdraví pacienta [31].

V prvním klinickém testování Stroke Finderu bylo zkoumáno 20 pacientů s CMP v časovém okně od 7 do 132 hodin. Celkem 11 pacientů trpělo ischemickou a 9 hemoragickou CMP. Systém spolehlivě určil všech 9 pacientů s hemoragickou CMP. U ischemické CMP už výsledek nebyl tak přesvědčivý, systém odlišil jen 7 pacientů ze skupiny s krvácením. Zbýlé čtyři pacienty s ischemickou CMP systém chybně zařadil do skupiny s hemoragickou CMP [11].

Ve druhém klinickém testování Stroke Finderu bylo zkoumáno 25 pacientů s CMP (10 pacientů s hemoragickou a 15 s ischemickou CMP) v časovém okně od 4 do 27 hodin od vzniku. Dále bylo do studie zahrnuto 65 zdravých osob (věková skupina 23-74 let), z nichž 36 bylo mužského pohlaví. Opět bylo jednoznačně určeno všech 10 pacientů s hemoragickou CMP a u skupiny pacientů s ischemickou CMP došlo k jednomu špatnému určení. Ze studie je také patrné, že roste variabilita výsledků u měření CMP po 10 hodinách od jejich vzniku [11].

Ve studii [11] byl proměřen široký rozsah frekvencí a z výsledků vyplývá, že nejlepší šíření signálu skrz lidskou hlavu je při frekvencích od 1 GHz do 1,5 GHz. V prvním prototypu mikrovlnné helmy byla použita cyklistická helma, do které bylo instalováno 10 vysílacích/přijímacích antén a zmíněné sáčky, které tvořily impedanční přizpůsobení. Tento počítačem řízený zobrazovací systém byl postavený na dvou portovém síťovém analyzátoru (Agilent E8362B PNA) a multiplexeru 2:32 (Cytec CXM / 128-S-W). V dalším kroku byl vytvořen realistický model, v němž bylo cílem vytvořit krvácení různých velikostí a následně tyto změny měřit a kvalifikovat. Fantom, který byl vytvořen za pomoci cukru, soli, vody a agaru reprezentoval skutečné dielektrické vlastnosti šedé hmoty mozkové. Stejně pak byl vytvořen fantomový materiál nahrazující krev. Měření byla provedena

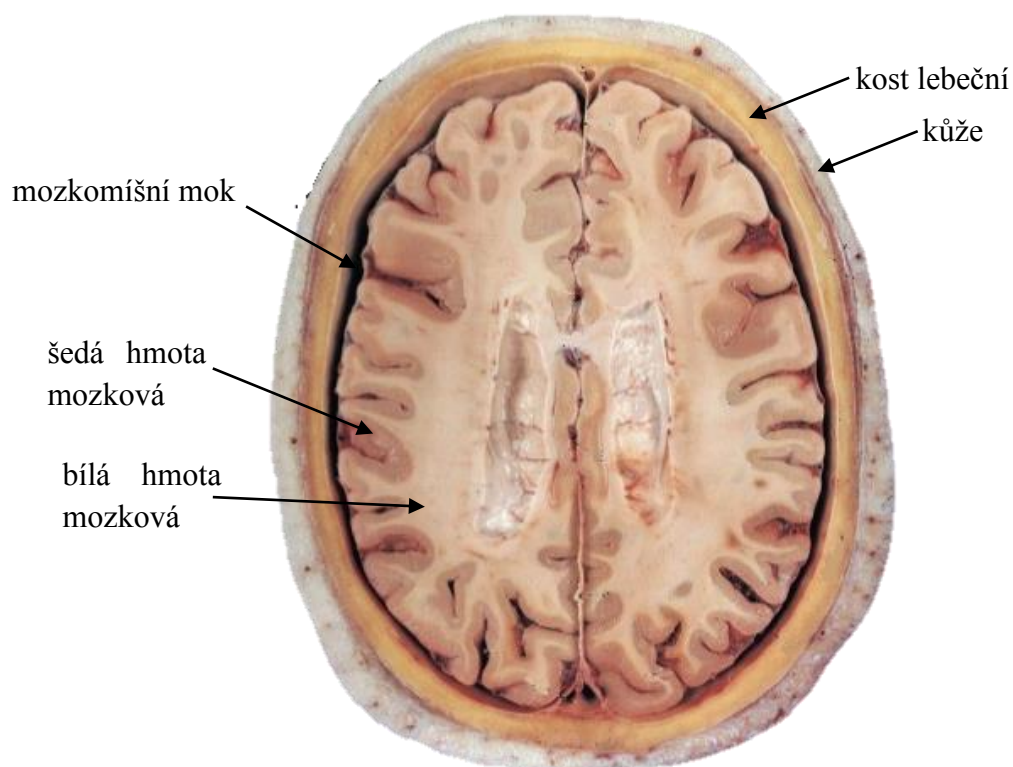
na modelu bez a s objemy reprezentující oblast s krvácením, které byly 1, 3, 5 a 10 ml. Výsledky měření ukazují detekovatelnou změnu v signálu před aplikací a po aplikaci „krve“. První prototyp měl několik nedostatků. Hlavně se jednalo o malou mechanickou pevnost konstrukce, na které byly připevněny antény. Ve druhé studii byla postavena přilba s robustnější konstrukcí s 12 anténami.

5 Dielektrické vlastnosti biologických tkání

Právě rozdílné dielektrické vlastnosti, jako jsou permitivita a vodivost, umožňují zobrazování pomocí mikrovlnného záření. K vytvoření numerického modelu, který má představovat co nejméně skutečnou biologickou tkáň, je potřeba znát co nejpřesněji vlastnosti dané tkáně.

5.1 Struktura lidské hlavy

Abychom mohli vytvořit model lidské hlavy, je potřeba znát její strukturu. Budeme uvažovat, že se lidská hlava skládá z kůže, lebeční kosti, mozkomíšního moku, šedé hmoty mozkové a bílé hmoty mozkové (viz obrázek 6).



Obrázek 6: Vnitřní struktura lidské hlavy [32]

5.2 Veličiny popisující dielektrické vlastnosti materiálů

Biologická tkáň se chová jako ztrátové dielektrikum a v důsledku absorbování energie elektromagnetického záření dochází v místě ozáření k jejímu ohřevu. V případě mikrovlnného zobrazování je však ohřev zanedbatelný. Jako dielektrikum se označuje nevodivá látka, která je schopna polarizace. Pomocí několika následujících dielektrických veličin lze popsat ztráty v biologické tkáni.

5.2.1 Permitivita

Fyzikální veličina permitivita udává, jak je daná látka schopna se při vystavení elektrickému poli polarizovat, respektive zeslabovat elektrické pole. Tato veličina popisuje vztah mezi vektory intenzity elektrického pole a elektrické indukce dle vztahu:

$$\varepsilon = \frac{\mathbf{D}}{\mathbf{E}}, \quad (5.1)$$

kde ε ($F \cdot m^{-1}$) je absolutní permitivita daného materiálu, \mathbf{D} ($C \cdot m^{-2}$) označuje elektrickou indukci a \mathbf{E} ($V \cdot m^{-1}$) intenzitu elektrického pole [17].

Absolutní permitivitu lze vypočítat pomocí permitivity vakua $\varepsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-9} F \cdot m^{-1}$ a relativní permitivity ε_r , která vyjadřuje poměr, kolikrát zeslabuje elektrické pole daná látka v porovnání s vakuem. Jde tedy o materiálovou konstantu. Relativní permitivita je bezrozměrná veličina a vždy je větší než jedna. Vztah mezi relativní permitivitou a permitivitou vakua popisuje rovnice [17]:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r. \quad (5.2)$$

5.2.2 Komplexní permitivita a měrná vodivost

Rekonstrukce pomocí mikrovlnného záření je založena na rozdílech komplexní permitivity, jež je charakterizována vztahem [26]:

$$\varepsilon_k = \varepsilon' - j\varepsilon'', \quad (5.3)$$

kde ε_k ($F \cdot m^{-1}$) je komplexní permitivita, ε' označuje permitivitu, která zde zastupuje reálnou část, ε'' reprezentuje ztráty fázovým posunem v důsledku posunutí proudů generovaných aplikovaným elektromagnetickým polem a jedná se o imaginární část komplexní permitivity. Vzhledem k tomu, že je biologická tkáň chápána jako ztrátové dielektrikum, tak se často popisují ztráty pomocí měrné vodivosti σ ($S \cdot m^{-1}$), která je definovaná pomocí rovnice [26]:

$$\sigma = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon'' + \sigma_s, \quad (5.4)$$

kde f (Hz) je frekvence elektromagnetického záření, ε_0 ($F \cdot m^{-1}$) je permitivita vakua, ε'' je ztrátový činitel a σ_s popisuje statickou elektrickou vodivost.

5.3 Model dielektrických vlastností tkání

Dielektrické modely nám slouží k usnadnění práce, neboť umožňují vypočítat dielektrické vlastnosti látek v širokém frekvenčním spektru a to ze známosti několika parametrů. K jedním z nejznámějších patří Cole-Cole model, jehož výsledky se velmi blíží

reálným dielektrickým vlastnostem jednotlivých biologických tkání. Tento model je popsán následující rovnicí [33]:

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum_n \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + j\omega\tau_n^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\varepsilon_0}, \quad (5.5)$$

kde n je stupeň Cole-Cole modelu, ε_{∞} je permitivita při vysoké frekvenci, $\Delta\varepsilon_n$ je velikost disperze, τ_n je relaxační časová konstanta, α_n je parametr, který umožňuje rozšíření disperze a σ_s je statická vodivost [34].

Hodnoty jednotlivých parametrů, které jsou potřebné pro výpočet dielektrických parametrů pomocí rovnice (5.5), jsou uvedeny v tabulce 1 [23].

Dielektrické vlastnosti oblasti mozkové tkáně, která byla zasažena cévní mozkovou příhodou byly určeny pro hemoragickou CMP jako aritmetický průměr dielektrických vlastností bílé hmoty mozkové a krve. Jsou tedy rovny $\varepsilon_r = 49,8507$ a $\sigma = 1,1062 S/m$. Pro oblast zasaženou ischemickou CMP byly zvoleny hodnoty relativní permitivity a vodivosti jako $\varepsilon_r = 34,7219$ a $\sigma = 0,5666 S/m$. Tyto hodnoty odpovídají poklesu o 10 % vůči bílé hmotě mozkové. Pro 3D podélně homogenní fantom se tyto hodnoty vypočítají obdobně, jen jsou vztaženy k průměrné hodnotě mozkové tkáně (viz tabulka 3).

Tabulka 1: Parametry Cole-Cole modelu pro jednotlivé tkáně [23]

Parametr	Kůže	Lebka	Mozkomíšní mok	Šedá mozková	Bílá mozková
ε_{∞}	4,0	2,5	4,0	4,0	4,0
$\Delta\varepsilon_1$	32	10	65	45	32
τ_1 (ps)	7,324	13,263	7,958	7,958	7,958
α_1	0,0	0,2	0,1	0,1	0,1
$\Delta\varepsilon_2$	1100	180	40	400	100
τ_2 (ns)	32,481	79,577	1,592	15,915	7,958
α_2	0,20	0,20	0,00	0,15	0,10
σ_s (S/m)	0,0002	0,0200	2,0000	0,0200	0,0200
$\Delta\varepsilon_3$	0	5000	0	200000	40000
τ_3 (μs)	159,155	159,155	159,155	106,103	53,052
α_3	0,20	0,20	0,00	0,22	0,30
$\Delta\varepsilon_4$	0	100000	0	45000000	35000000
τ_4 (ms)	15,915	15,915	15,915	7,958	7,958
α_4	0,20	0,00	0,00	0,00	0,02

Tabulka 2: Vypočítané hodnoty dielektrických vlastností tkání dle rovnice (5.5)

Tkáň	ϵ_r (-)	σ (S/m)
Kůže	40,9338	0,8991
Lebeční kost	12,3618	0,3358
Mozkomíšni mok	68,4392	2,4555
Šedá hmota mozková	52,2853	0,9942
Bílá hmota mozková	38,5799	0,6296
Krev	61,1214	1,5828

6 Vytvoření numerického modelu

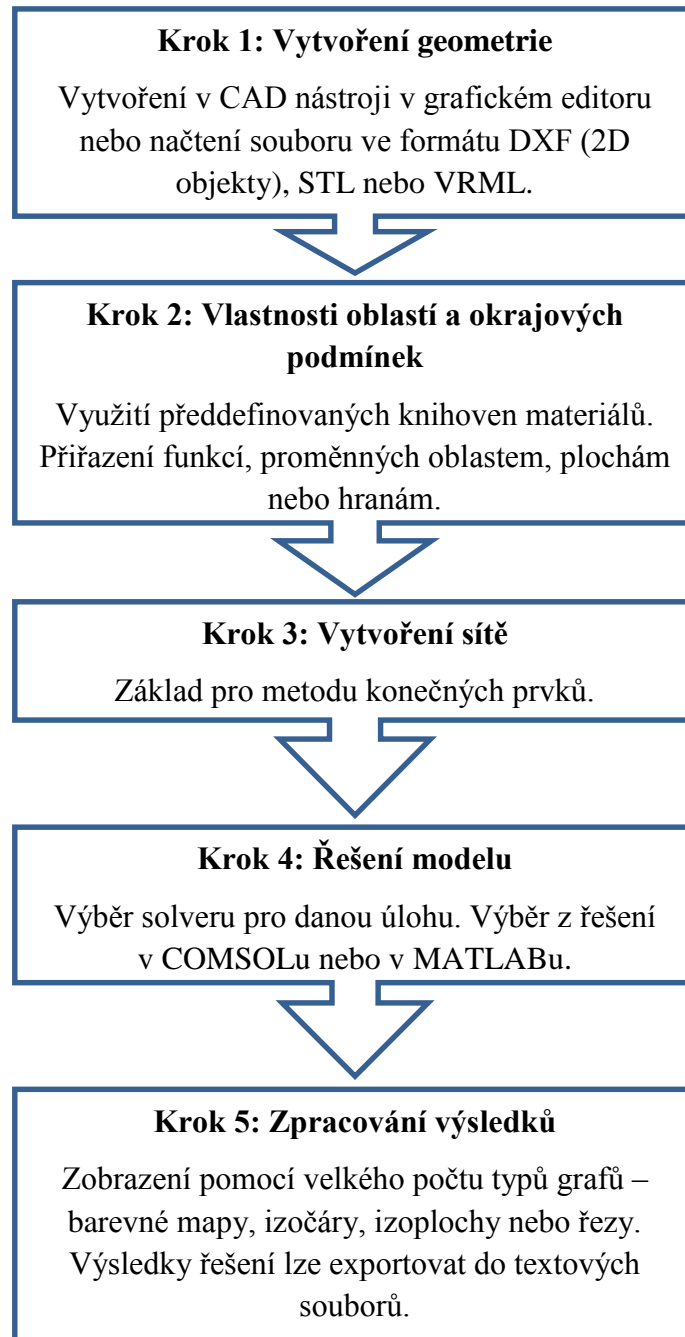
K vytvoření numerického modelu byl zvolen program COMSOL Multiphysics[®] 5.1 [35], jenž umožňuje modelování a simulaci fyzikálních procesů popsaných pomocí diferenciálních parciálních rovnic metodou konečných prvků. V programu je dostupných několik specializovaných modulů, v nichž jsou definované patřičné parciální diferenciální rovnice. Program COMSOL dále zahrnuje generátor geometrie, sítí a umožňuje také importovat geometrii daného objektu z programového prostředí CAD. Nespornou výhodou je komunikace s programovým prostředím MATLAB, jenž je umožněna pomocí speciálního nadstavbového modulu. Pomocí funkcí MATLABu si tak můžeme vytvořit geometrické tvary, definovat vlastnosti materiálů, vygenerovat výpočetní síť nebo řešit konečné zpracování výsledků.

6.1 Metoda konečných prvků

Metoda konečných prvků (MKP nebo FEM z anglického Finite Element Method) je numerická metoda pro řešení velkého množství problémů v inženýrství (řešení proudění kapalin a plynů, vedení tepla, elektromagnetických problémů, akustiky atd.). Podstatou MKP je rozdělení řešené oblasti na konečný počet podoblastí tzn., že v daném modelu tělesa musíme vytvořit síť, díky níž získáme konečný počet prvků. Pro každý takto získaný prvek je charakteristická poloha a počet tzv. uzlů. Právě tyto uzly jsou důležité pro nalezení neznámých parametrů daného řešení. Na kvalitě získaných výsledků se velkou částí podílí uspořádání a množství prvků, respektive uzlů sítě. Pomocí MKP jsme schopni řešit danou problematiku i na poměrně složitých objektech. To v případě analytického řešení není možné, neboť jsme schopni řešit jen elementární tělesa. MKP má však poměrně vysoké nároky na výpočetní výkon a z toho vyplývající časové nároky na výpočet. Získané výsledky se vztahují jen na konkrétní případ a v případě jakýchkoliv změn (optimalizace, úpravy atd.) se musí provést znovu nový výpočet [36].

6.2 Obecný postup vytváření modelu v COMSOLu

Při vytváření modelu a následném řešení postupujeme v programovém prostředí COMSOL v několika základních krocích, jenž tvoří oporné body a které dle potřeby doplňujeme (viz obrázek 7).

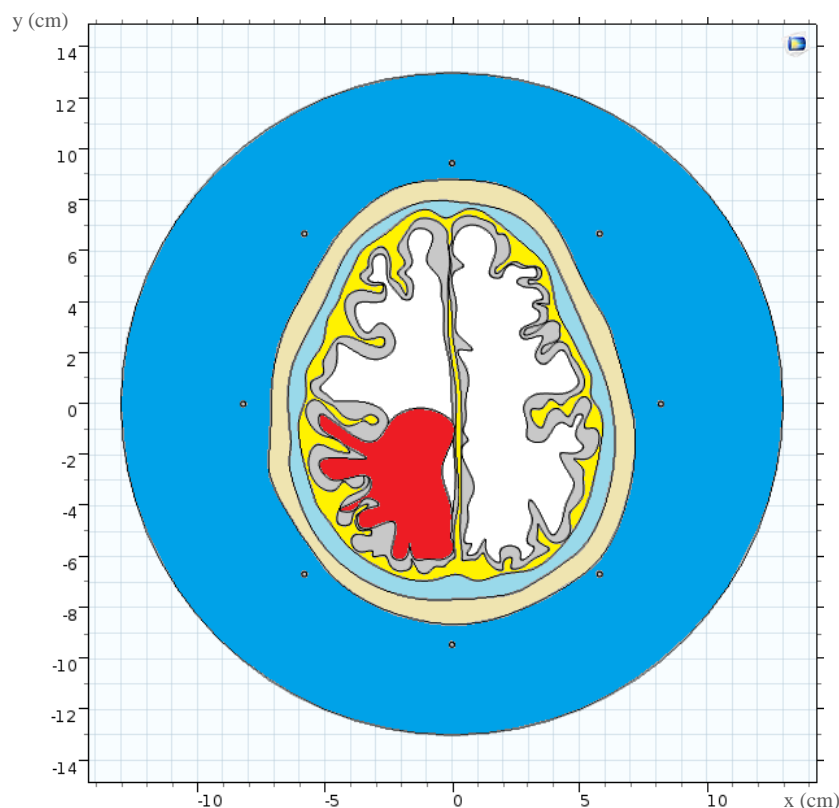


Obrázek 7: Postup tvorby numerického modelu v programu COMSOL

6.3 Numerický model zobrazovacího systému a lidské hlavy ve 2D

Model se skládá celkem z osmi antén a samotné geometrie transversálního řezu lidské hlavy. Tyto části jsou umístěny do tzv. pracovního media, které slouží k impedančnímu přizpůsobení. Celkem tedy získáme 64 S-parametrů. Samotný transversální řez lidské hlavy je tvořen pěti, respektive šesti různými vrstvami tkání (kůže, lebeční kost, mozkomíšní mok, šedá hmota mozková, bílá hmota mozková a šestá vrstva představuje zasaženou oblast CMP). Geometrie jednotlivých vrstev byla vytvořena v programu AutoCad z volně dostupného snímku z magnetické rezonance [7]. Byl tak vytvořen 2D model, který

věrohodně napodobuje řez skutečnou lidskou hlavou. Jednotlivé dielektrické vlastnosti tkání byly vypočítány pomocí Cole-Cole modelu při frekvenci mikrovlnného záření 1 GHz (viz kapitola 5). Na obrázku 8 můžeme vidět schématické uspořádání mikrovlnného zobrazovacího systému, jenž je tvořen osmi anténami, pracovním prostředím (tmavě modrá barva) a transverzálním řezem hlavy (světlé hnědá barva - kůže, světle modrá - lebeční kost, žlutá - mozkomíšní mok, šedá - šedá hmota mozková, bílá - bílá hmota mozková a červená – postižená oblast)



Obrázek 8: Schématický náčrt uspořádání 2D modelu v programu COMSOL

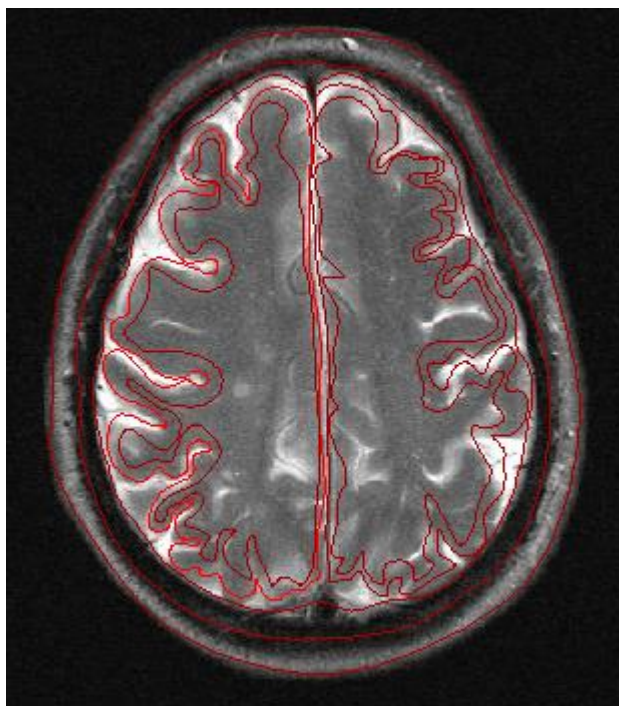
6.4 Postup vytvoření 2D modelu

V této části je uveden konkrétní postup vytvoření 2D modelu transverzálního řezu lidské hlavy. Při vytváření modelu budeme vycházet z výše uvedených kroků.

6.4.1 Vytvoření geometrie

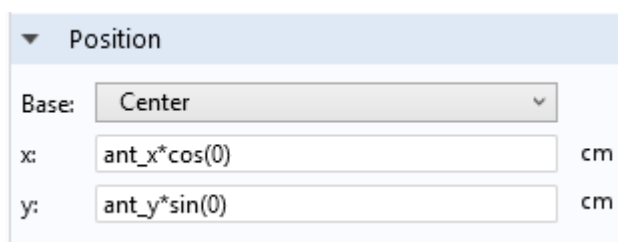
Jako nástroj pro vytvoření geometrie transverzálního řezu lidskou hlavou byl použit program AutoCad 2009 [37]. Dle snímku z magnetické rezonance, jenž byl použit jako předloha, byla nakreslena geometrie, která věrně kopíruje anatomické tvary lidské hlavy.

V programu AutoCad v záložce *Bloky a reference* zvolíme možnost *Obrázek*, pomocí níž načteme předlohu pro vytvoření 2D geometrie transverzálního řezu lidské hlavy. V záložce *Kresli* vybereme možnost *Oblouk* a obkreslíme tvary viditelné na předloze (viz obrázek 9). Po dokončení kreslení přejdeme do záložky *Export* a vybereme typ souboru *.dxf*, jenž je možno importovat do prostředí COMSOL.

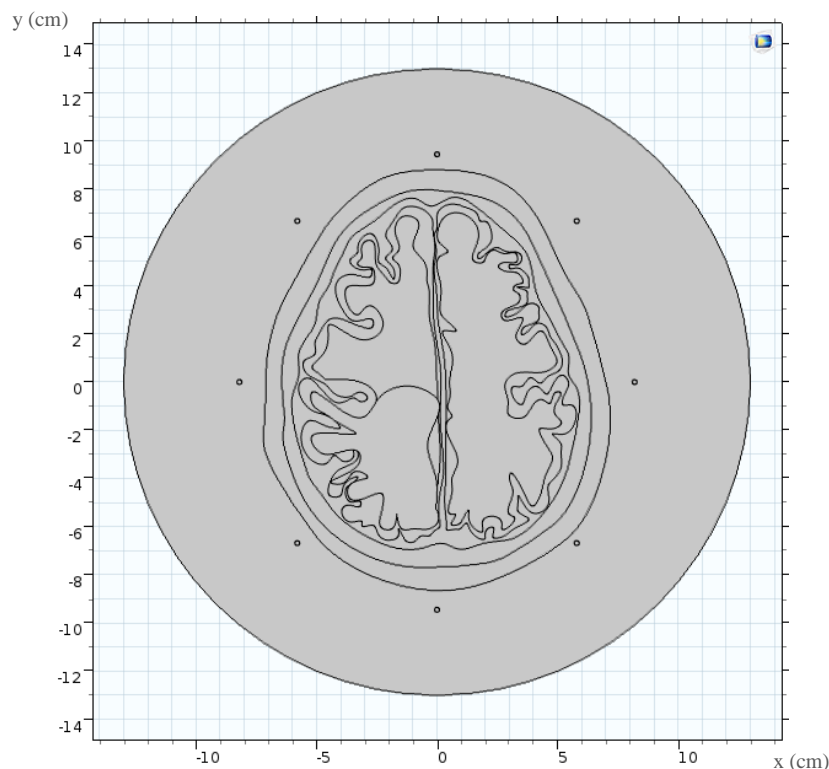


Obrázek 9: Geometrie vytvořená pomocí předlohy v programu AutoCad

Importování této geometrie provedeme kliknutím pravého tlačítka myši na položku *Geometry* a z nabídky vybereme možnost *Import*. V položce *Import* zadáme do pole *Filename* cestu k vyexportované geometrii z programu AutoCad. Jednotlivé antény jsou rozmístěny na elipse s délkou hlavní poloosy 9,45 cm a délkou vedlejší poloosy 8,2 cm. Antény jsou na této elipse rozmístěny po 45°. Antény vytvoříme pomocí kružnic o poloměru 1 mm, které přidáme do záložky *Geometry*, opět vybráním z nabídky pomocí kliknutí pravým tlačítkem na záložku *Geometry*. Rozmístění antén určíme zadáním hlavní nebo vedlejší poloosy násobené funkcí kosinus nebo sinus do záložky *Position* v nastavení jednotlivých kružnic (viz obrázek 10). Celý systém je umístěn v kružnici o poloměru 13 cm, jenž představuje pracovní prostředí (viz obrázek 11).



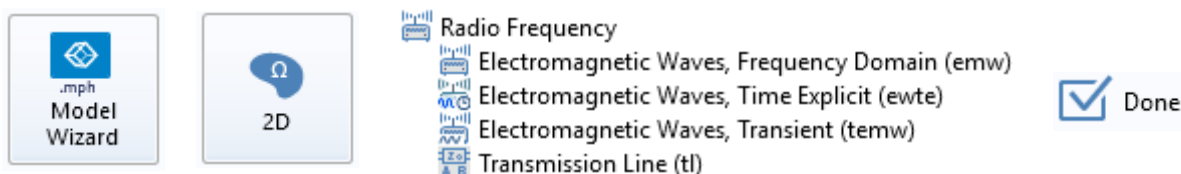
Obrázek 10: Příklad nastavení pozice antén



Obrázek 11: Vytvořená geometrie zobrazovacího systému a řezu hlavy

6.4.2 Výběr fyzikálního prostředí

V záložce *Model Wizard* vybereme možnost 2D. Z nabídky modulů vybereme ze záložky *Radio Frequency* možnost *Electromagnetic Waves, Frequency Domain*. Výběr potvrdíme ikonou *Done* (viz obrázek 12).



Obrázek 12: Nastavení modulu v programu COMSOL

6.4.3 Nastavení parametrů

Důležitým krokem je definování parametrů modelu. Výhodné je parametrické zadávání, neboť jsou všechny potřebné parametry v jedné přehledné tabulce, ke které máme snadný přístup a můžeme tedy pohodlně provádět jednotlivé úpravy daných parametrů. Mezi nastavované parametry patří geometrické rozměry, nastavení pracovní frekvence, vyzařovací výkonu antén a další potřebné parametry jako jsou např. vlastnosti nově definovaných materiálů. Jednotlivé parametry můžeme tedy přímo zapsat do přehledné tabulky v záložce *Global Definitions* do položky *Parameters*. Jednotlivé parametry mají svůj název, pomocí kterého se na ně dále odkazujeme (viz obrázek 13).

Global Definitions → Parameters →

Name	Expression	Value
a	1[mm]	0.001 m
b	1.5	1.5
ant_x	8.2	8.2
ant_y	9.45	9.45

Obrázek 13: Příklad definování parametrů v COMSOLu

Dále v položce *Global Definitions* máme možnost volání předem vytvořených funkcí v MATLABu. Toto je v našem případě výhodné při definování nových materiálů, u kterých nastavujeme relativní permitivitu a vodivost, neboť tyto vlastnosti jsou frekvenčně závislé a přepočítání při změně frekvence provede funkce v MATLABu automaticky. Tuto možnost nám umožní kliknutí pravým tlačítkem myši na položku *Global Definitions*, z níž vybereme položku *Functions* a v ní možnost *MATLAB*. Tato možnost byla při vytváření modelu využita. Argumentem těchto volaných funkcí je pracovní frekvence (viz obrázek 14).



Obrázek 14: Postup volání funkce vytvořené v MATLABu

6.4.4 Přidání materiálů

V případě potřeby specifických materiálů, v tomto případě tkání, je nutné do modelu přidat vlastní materiály. Přidání vlastního materiálu se provede v několika následujících krocích. Kliknutím pravým tlačítkem myši na položku *Materials* vybereme možnost *Blank Material*. Tím se vytvoří v seznamu materiálů položka nového materiálu. Po jeho vybrání se otevře nastavení tohoto materiálu. V položce *Material Properties* zvolíme možnost *Basic Properties* a ze seznamu vybereme *Electrical conductivity*, *Relative permeability* a *Relative permittivity*. Po přidání těchto vlastností můžeme zadat jejich konkrétní hodnoty. Využijeme přitom výše zmíněných funkcí vytvořených v MATLABu. V nastavení daného materiálu v položce *Material Contents* napíšeme do políčka *Value* název příslušné funkce zapsané v záložce *Definitions* v položce *Variables* (viz obrázek 16 a obrázek 17). Dále budeme používat názvy zvolené v této položce. Hodnoty dielektrických vlastností uvažovaných tkání jsou uvedeny v tabulce 2 v kapitole 5. Použité materiály jsou na obrázku 15.

- Materials
 - skin (mat1)
 - bone (mat2)
 - csf (mat3)
 - grey (mat4)
 - white (mat5)
 - problem (mat6)
 - matching_medium (mat7)

Obrázek 15: Souhrn použitých materiálů

Variables		
Name	Expression	Unit
ST_eps_r	skin_tissue_eps_r(freq)	
ST_cond	skin_tissue_cond(freq)	
BT_eps_r	bone_tissue_eps_r(freq)	
BT_cond	bone_tissue_cond(freq)	
CSF_eps_r	csf_eps_r(freq)	
CSF_cond	csf_cond(freq)	
GT_eps_r	grey_tissue_eps_r(freq)	
GT_cond	grey_tissue_cond(freq)	
WT_eps_r	white_tissue_eps_r(freq)	
WT_cond	white_tissue_cond(freq)	

Obrázek 16: Definování použitých funkcí vytvořených v MATLABu

Property	Name	Value	Unit	Property group
Relative permittivity	epsilon_r	ST_eps_r	1	Basic
Relative permeability	mu_r	1	1	Basic
Electrical conductivity	sigma	ST_cond	S/m	Basic

Obrázek 17: Příklad nastavení vlastností vytvořeného materiálu

6.4.5 Nastavení portů

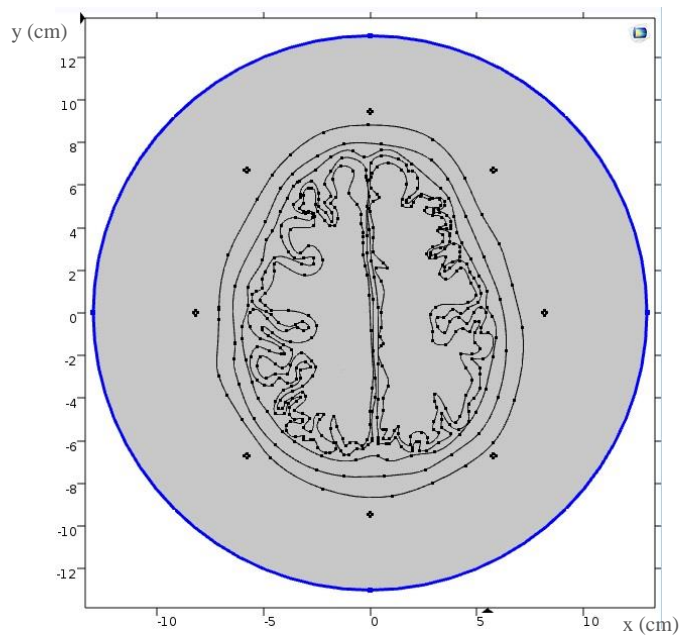
Nastavení provedeme kliknutím pravým tlačítkem myši na položku *Electromagnetic Waves, Frequency Domain*, kde ze seznamu vybereme možnost *Port*. Pro každou anténu musí být nastaven individuální port. V našem případě používáme osm antén, takže budeme potřebovat osm položek portů (*Port 1* až *Port 8*). Po přidání jednotlivých portů se musí dle potřeb upravit jejich nastavení. Po otevření vlastností daného portu vybereme oblast daného portu a zapíšeme v položce *Electric mode field* do políčka *z* (složka elektrické pole ve směru *z*) číslo jedna. Dále v položce *Propagation constant* zapíšeme fázovou podmínku ve tvaru $\beta = 2\pi f \cdot \sqrt{\epsilon_0 \cdot \epsilon_{r,b} \cdot \mu_0}$, kde ϵ_0 permitivita vakua, $\epsilon_{r,b}$ relativní permitivita pracovního prostředí a μ_0 permeabilita vakua. Toto nastavení provedeme pro každý port. V záložce *Electromagnetic Waves, Frequency Domain* zvolíme v položce *Port Sweep Setting* možnost *Activate port sweep*. Dále v této záložce určíme cestu, kam se bude ukládat S-matice (v položce *Touchstone file export*). Pro dokončení nastavení antén musíme v záložce *Study* v položce *Parametric Sweep* udělat nastavení (viz obrázek 18).

Parameter name	Parameter value list	Parameter unit
PortName	1 2 3 4 5 6 7 8	

Obrázek 18: Nastavení položky *Parametric Sweep*

6.4.6 Nastavení okrajových podmínek

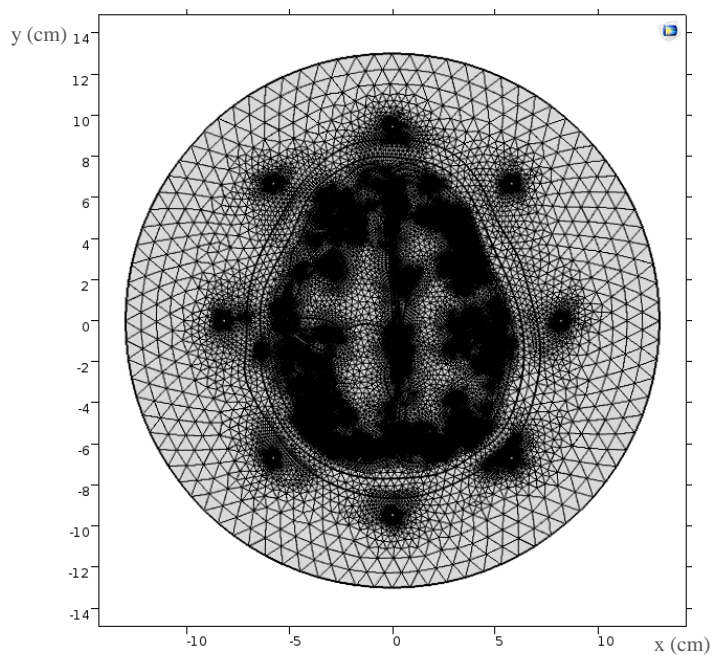
Nastavení okrajových podmínek je dalším krokem při vytváření modelu. Tímto nastavením určíme, v jaké oblasti se bude provádět výpočet (viz modré ohraničení na obrázku 19).



Obrázek 19: Ukázka nastavení okrajových podmínek

6.4.7 Vytvoření sítě

Síť pro výpočet metodou konečných prvků vytvoříme v položce *Mesh*, kde zvolíme typ sítě z rozbalovacího seznamu *Element size*. Vygenerovaná síť je na obrázku 20.



Obrázek 20: Vygenerovaná síť typu *Finer*

6.4.8 Výsledky

V záložce *Results* klikneme pravým tlačítkem myši na položku *Derived Values* a zvolíme možnost *Global Matrix Evaluation*. V jejím nastavení vybereme v záložce *Expression* možnost *S-parameter*. Dále v této záložce zvolíme položku *Export*, v níž

vytvoříme (opět stisknutím pravého tlačítka a vybráním ze seznamu možnost *Data*) osm tabulek, ve kterých se budou exportovat jednotlivá rozložení elektrických polí.

6.4.9 Výpočet

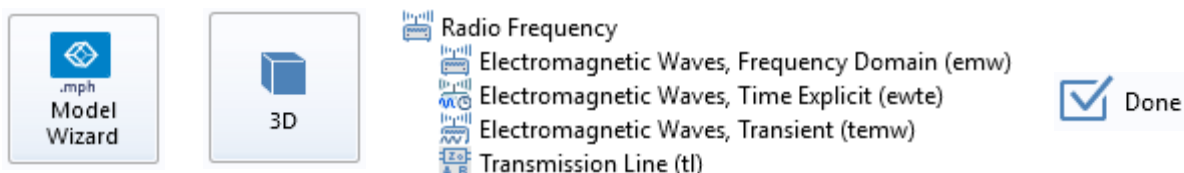
Konečné řešení modelu získáme stisknutím ikony *Compute* v záložce *Study*. V záložce *Results* klikneme pravým tlačítkem na položku *Derived Values* a vybereme možnost *Global Matrix Eval*, kde se uloží vypočítané S-parametry. Dále v položce *Export* nastavíme pro jednotlivé porty vygenerování hodnot elektrického pole do textových souborů, které následně použijeme pro rekonstrukci obrazu. Kliknutím pravým tlačítkem na položku *Export* vybereme možnost *Data*. Po výběru této možnosti se objeví nastavení, ve kterém zvolíme, jaký port a složku elektrického pole požadujeme, v našem případě složku ve směru osy z.

6.5 Postup vytvoření 3D modelu

V této části je uveden konkrétní postup vytvoření 3D modelu již existujícího zobrazovacího systému (viz příloha A, obrázek A.3). Při vytváření modelu budeme vycházet z výše uvedených kroků. Základní rozměry podélně homogenního fantomu a motýlkové antény jsou uvedeny v příloze A (obrázek A.1, A.2).

6.5.1 Výběr fyzikálního prostředí

V záložce *Model Wizard* vybereme možnost *3D*. Z nabídky modulů vybereme ze záložky *Radio Frequency* možnost *Electromagnetic Waves, Frequency Domain*. Výběr potvrdíme ikonou *Done* (viz obrázek 21).



Obrázek 21: Nastavení modulu v programu COMSOL

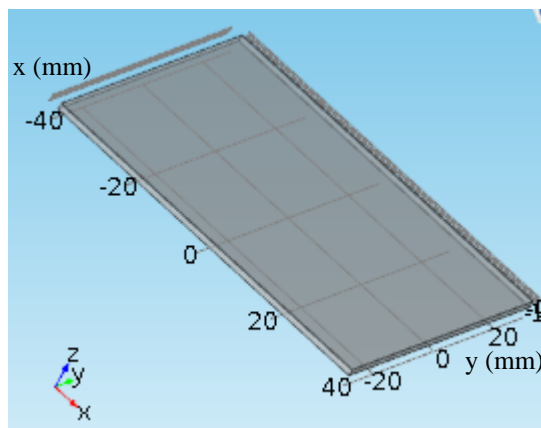
6.5.2 Nastavení parametrů

Nastavování parametrů se provádí stejně, jako tomu bylo v případě 2D modelu (viz kapitola 6.4.3). V tomto 3D modelu je vhodné zadávat jednotlivé geometrické rozměry parametricky, neboť se používá mnoho rozměrů. Při tomto zadávání máme všechny hodnoty v jedné přehledné tabulce, takže při úpravách modelu nemusíme složitě vyhledávat jednotlivé parametry. V další části uvádím konkrétní číselné údaje, jež jsou v modelu zadány parametricky.

6.5.3 Vytvoření geometrie

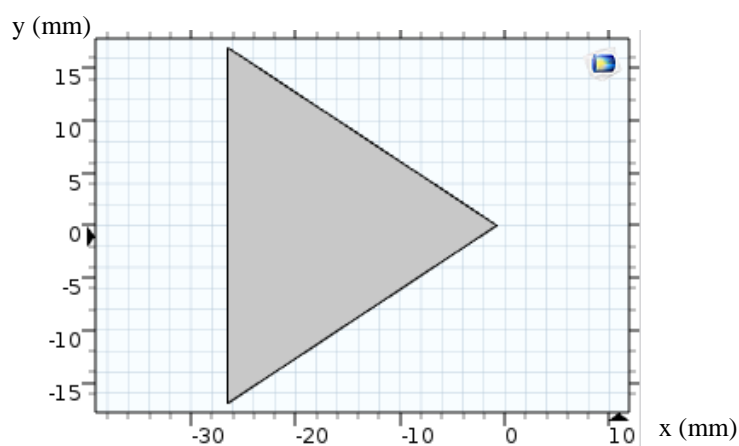
Postup vytváření geometrie popisuje vytvoření zjednodušeného modelu již existujícího mikrovlnného zobrazovacího systému. Jednotlivé rozměry byly převzaty z již existujícího zobrazovacího systému.

Začneme vytvořením substrátu pro anténu. Kliknutím pravým tlačítkem myši na položku *Geometry* vybereme ze seznamu položku *Block*. V nastavení této položky zvolíme typ objektu *Solid*, v záložce *Size* napíšeme do políčka *Width* 80 mm, do políčka *Depth* 60 mm a do políčka *Height* 1,5 mm. Vytvořená destička substrátu je na obrázku 22.



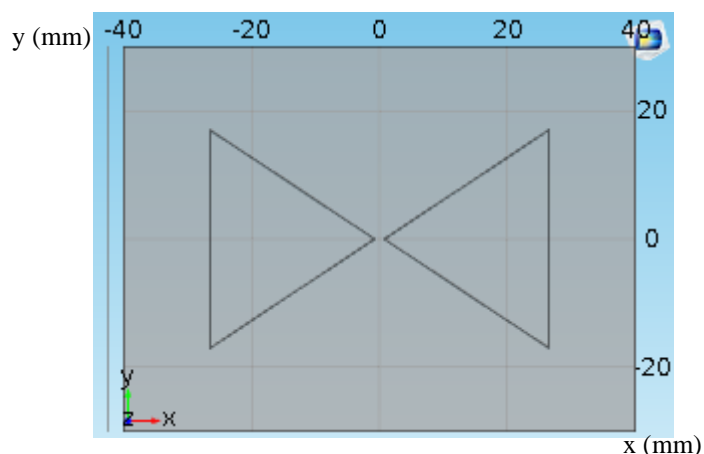
Obrázek 22: Vytvořený substrát antény

Dále vytvoříme samotnou motýlkovou anténu, jenž je použita v zobrazovacím systému. V záložce *Geometry* vybereme ze seznamu možnost *Work Plane*. Po rozbalení nově vzniklé záložky *Work Plane* vybereme položku *Plane Geometry*. Kliknutím pravým tlačítkem myši na tuto položku vybereme ze seznamu možnost *Polygon*. Po jejím vybrání se otevře nastavení, kde pomocí vektoru zadáme souřadnice vrcholů antény. Konkrétně v poli *Coordinates* vybereme možnost zadávání *Vectors* a do políčka *xw* zadáme $-c/2, -c/2-b, -c/2-b$ a do políčka *yw* $0, -a/2, a/2$ (rozměr $a=34$ mm, rozměr $b=25,75$ mm a $c=1,5$ mm). V položce *Type* zvolíme *Solid* (viz obrázek 23).



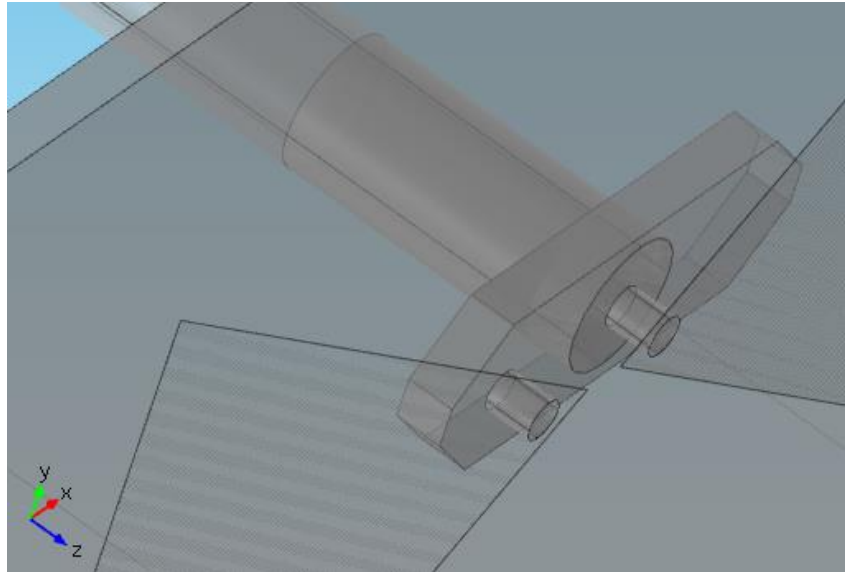
Obrázek 23: Část motýlkové antény

Druhou část antény vytvoříme pomocí přidáním položky *Mirror*, pomocí níž vybereme již vytvořenou část motýlkové antény a v poli *Normal Vector to Plane of Reflection* zadáme do políčka *x* číslo 1 (viz obrázek 24).



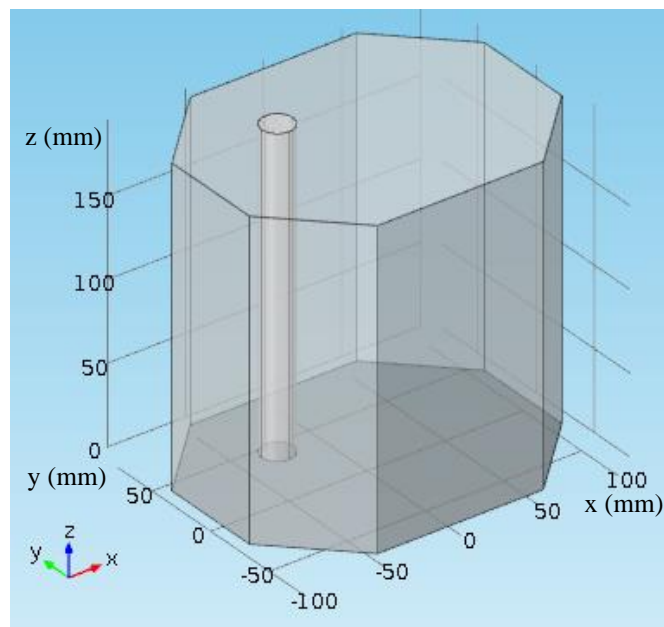
Obrázek 24: Motýlková anténa

Dalším krokem je vytvoření koaxiálního kabelu. Začneme vytvořením vnitřního vodiče. Do *Work Plane* přidáme *Cylinder*. V jeho nastavení zadáme v poli *Size and Shape* do políčka *Radius* 0,65 mm, do políčka *Height* 10 mm a v poli *Position* do políčka *x* 5,5 mm (střední vzdálenost pinu), do políčka *y* hodnotu 0 mm a do políčka *z* hodnotu -11,5 mm. Dalším krokem je vytvoření vodivého povrchu koaxiálního kabelu. Přidáme si další *Cylinder* a v jeho nastavení napíšeme v poli *Size and Shape* do políčka *Radius* 2,17 mm a do políčka *Height* 100 mm. Dále v poli *Position* zadáme do políčka *x* 2,75 mm, *y* 0 mm a do *z* -101,5 mm. Dále přidáme část reprezentující dielektrikum koaxiálního kabelu. Přidáme další *Cylinder*, který má totožné vlastnosti s předchozím, kromě políčka *Height*, kde se nastaví 10 mm a do políčka *z*, kde se nastaví -11,5 mm. Nyní už zbývají vytvořit jen piny a konektor pro připojení antény. Piny vytvoříme pomocí *Cylinderů*. Pro každý pin využijeme jeden. Nastavení jednoho cylinderu je následující. V poli *Size and Shape* napíšeme do políčka *Radius* hodnotu 0,65 mm a do políčka *Height* 1,5 mm. Dále do pole *Position* napíšeme do políčka *x* -2,75 mm, do *y* 0 mm a do políčka *z* -11,5 mm. Nastavení pro druhý pin se liší jen ve vyplnění políčka *x*, do kterého se napíše 2,75 mm. Tělo konektoru vytvoříme pomocí prvku *Block*. V nastavení napíšeme do pole *Size* do políčka *Width* 16 mm, *Depth* 5,34 mm, *Height* 1,5 mm. V poli *Position* napíšeme do políčka *x* 2,75 mm, *y* 0 mm a do *z* 2,25 mm. Konektor dokončíme přidáním prvku *Chamfer*. Vybráním příslušných stran a nastavením parametru *Radius* na hodnotu 2 mm vytvoříme konektor (viz obrázek 25).



Obrázek 25: Detail konektoru antény

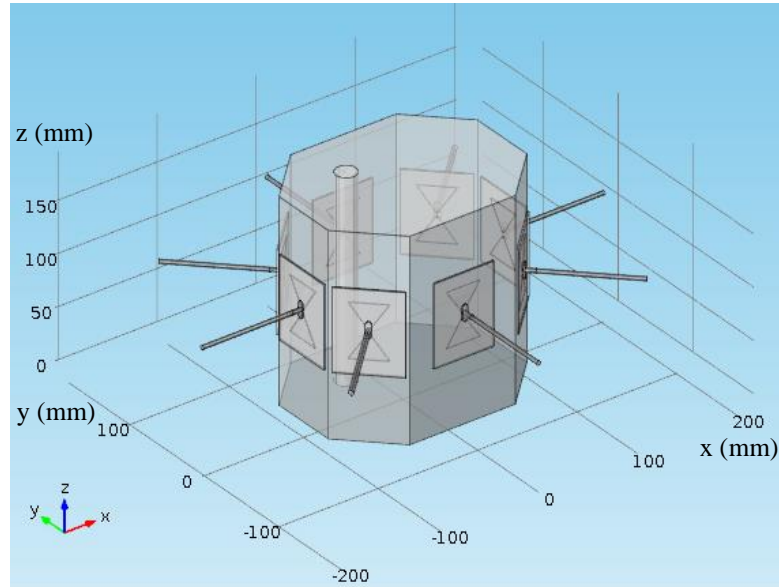
Po vytvoření antény můžeme přistoupit k dalšímu kroku a to k tvorbě modelu podélně homogenního fantomu. Přidáme se do projektu další *Work Plane* a do něj přidáme prvek *Rectangle*. Zapsáním hodnoty 200 mm do políčka *Width* a 160 mm do políčka *Height* docílíme požadované velikosti. Tento obdélník dále upravíme pomocí prvku *Chamfer*, v jehož nastavení se do položky *Radius* napíše hodnota 46,863 mm. Pomocí funkce *Extrude* vytvoříme z tohoto 2D obrazu 3D těleso. Samotnou oblast, jenž má reprezentovat postižené místo cévní mozkovou příhodou vytvoříme pomocí nástroje *Cylinder*, jehož pozici a velikost volíme podle potřeby (viz obrázek 26).



Obrázek 26: Vytvořený podélně homogenní fantom

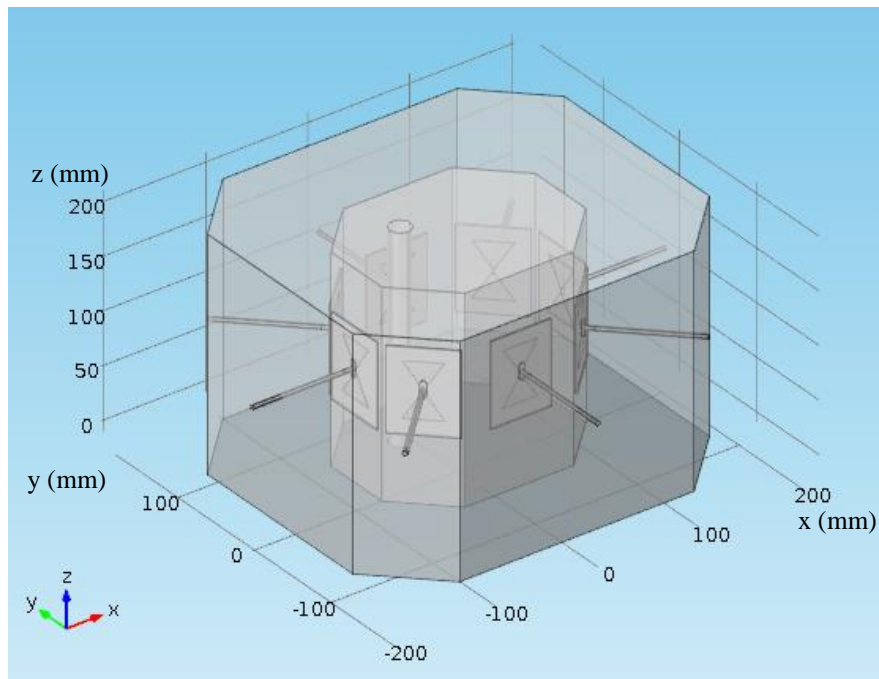
Nyní použijeme vytvořenou anténu k vytvoření mikrovlnného zobrazovacího systému. K rozmístění jednotlivých antén využijeme funkce *Rotate*, *Move* a *Mirror*. Funkce *Rotate* slouží k natočení daného prvku, v našem případě antény, do daného směru. V tomto modelu je použito natočení o 45° nebo 90°, aby byly jednotlivé antény rovnoběžné s danou

stěnou fantomu. Tyto hodnoty se zapíší do políčka *Rotation* v nastavení funkce *Rotate*. Funkce *Move* slouží k posouvání jednotlivých prvků. V našem případě je tato funkce využita k přesunu jednotlivých antén k dané stěně fantomu. Funkce *Mirror* se používá k zrcadlovému kopírování objektů podle jednotlivých os (viz obrázek 27).



Obrázek 27: Podélně homogenní fantom se systémem antén

Model dokončíme přidáním nového *Work Plane*, ve kterém nakreslíme podstavu pracovního prostředí, ze které pomocí funkce *Extrude* vytvoříme 3D těleso. Toto těleso reprezentuje vzduch (viz obrázek 28).



Obrázek 28: Hotový 3D model mikrovlnného zobrazovacího systému

6.5.4 Přidání materiálů

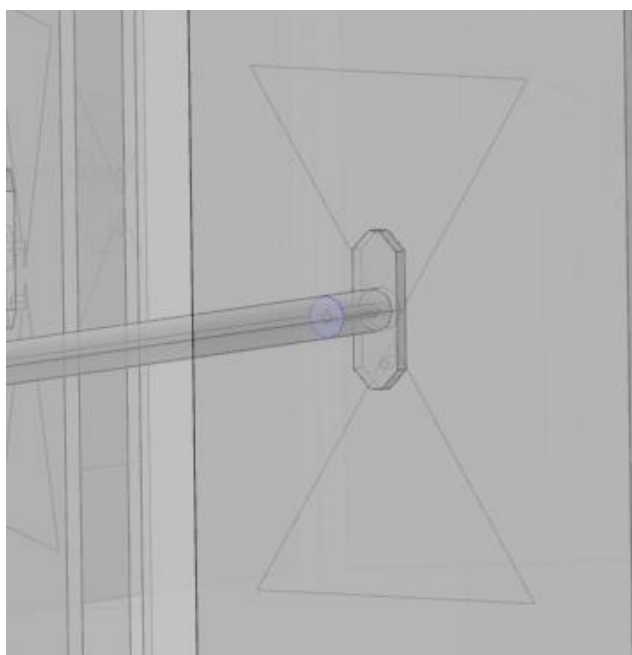
Přidání vlastních materiálu se provede stejně jako v kapitole 6.4.4. V 3D modelu je použito celkem pět různých materiálů. Jedná se o vzduch, dielektrikum koaxiálního kabelu, substrát desky antén, oblast reprezentující cévní mozkovou příhodu a oblast s průměrnou hodnotou dielektrických vlastností mozkové tkáně (viz tabulka 3).

Tabulka 3: Dielektrické vlastnosti použitých materiálů ve 3D modelu

Materiál	ϵ_r (-)	σ (S/m)
Mozek	41,81	0,97
Ischemická CMP	37,62	0,87
Hemoragická CMP	51,47	1,27
Substrát	3,55	0,00
Dielektrikum coax. kabelu	2,10	0,00

6.5.5 Nastavení portů

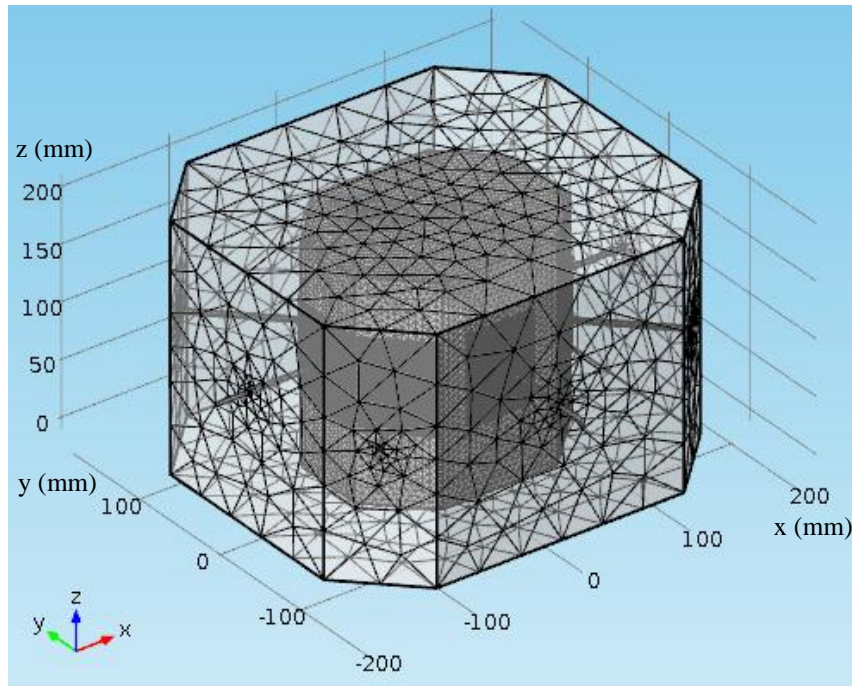
V záložce *Electromagnetics Waves, Frequency Domain* zaškrtneme možnost *Activate port sweep*. Dále v této záložce v položce *Perfect Electric Conductor* označíme všechny elektricky vodivé části v modelu (konektory, piny, elektricky vodivé části koaxiálního kabelu). V položce *Scattering Boundary Condition* nastavíme hranice, kde se bude vykonávat výpočet. V tomto případě se bude vypočítávat vše, co je umístěno ve vytvořené vzduchové oblasti. Také musíme v této záložce definovat pro každou anténu *Port*. Po přidání portu vybereme v jeho nastavení možnost *Coaxial* a vybereme danou oblast (viz obrázek 29). V záložce *Study* v položce *Parametric Sweep* musíme provést stejné nastavení jako v kapitole 6.4. V položce *Step: Frequency domain* nastavíme pracovní frekvenci 1 GHz.



Obrázek 29: Definování oblasti portu (modrá plocha)

6.5.6 Vygenerování sítě

Vzhledem k výpočetní náročnosti je vhodné rozdělit model do několika částí. Pro každou část je pak možné volit rozdílnou hustotu sítě. Hustota sítě je v tomto frekvenčním pásmu a pro tuto numerickou metodu vždy vyšší než je vlnová délka v daném prostředí [38]. Dochází tak určité redukci výpočetní náročnosti. Pro síť vytvořenou ve fantomu byla nastavena maximální velikost elementu na 6 mm. Síť vytvořena okolo zobrazovacího systému má maximální velikost elementu nastavenou na 50 mm. U ostatních částí byla zvolena kvalita sítě *Extra fine*. Vytvořené sítě jsou na obrázku 30.



Obrázek 30: Vytvořené sítě v programu COMSOL

6.5.7 Výsledky

V záložce *Results* klikneme pravým tlačítkem myši na položku *Derived Values* a zvolíme možnost *Global Matrix Evaluation*. V jejím nastavení vybereme v záložce *Expression* možnost *S-parameter*. Dále v této záložce zvolíme položku *Export*, v níž vytvoříme (opět stisknutím pravého tlačítka a vybráním ze seznamu možnost *Data*) 24 tabulek, ve kterých se budou exportovat jednotlivá rozložení elektrických polí. Pro každou složku elektrického pole (x, y, z) osm tabulek. V nastavení jednotlivých tabulek se zvolí příslušná složka elektrického pole a velikost (myšleno počet bodů na osách) elektrického pole. V tomto nastavení také zadáváme cestu, kam se budou jednotlivá data ukládat.

7 Kvalitativní metoda rekonstrukce

Ve vědecké literatuře se pojem kvalitativní používá v zásadě k popisu dvou skupin rekonstrukčních metod. V prvním případě jsou to přístupy na získání pouze některých informací o zkoumaném objektu. Tyto metody nejsou obvykle schopny získat rozložení neznámých elektromagnetických parametrů (např. permitivitu, vodivost, permeabilitu), ale poskytují informace, které umožňují určit tvar a polohu daného tělesa. Ve druhém případě je stejný pojem používán k označení rekonstrukčních metod, které jsou založené na aproximacích (např. na Bornově či Rytovově aproximaci), pomocí kterých můžeme získat informaci o rozhraní jednotlivých materiálů s různými dielektrickými vlastnostmi nebo detekovat změnu těchto dielektrických parametrů v čase. Tento přístup lze použít jen v případě, že se jedná o objekt, který slabě rozptyluje elektromagnetické záření vzhledem k prostředí, kterým se záření šíří [40].

I přes určité limity použitelnosti jsou kvalitativní metody velmi zajímavé pro jejich vysokou výpočetní efektivnost, jenž umožňuje rychlou a robustní rekonstrukci v poměrně krátkém čase.

7.1 Matematická formulace a implementace algoritmu

Použitý algoritmus rekonstrukce využitý k zobrazování pomocí mikrovlnného záření je založený na Bornově aproximaci. Bornova aproximace může být jak pro řešení přímé úlohy (tj. výpočet ze známého objektu) tak pro řešení inverzní úlohy (tj. rekonstrukce neznámého objektu) [40]. Jednotlivé matematické operace a formulace byly převzaty z odborných článků z oblasti biomedicínského inženýrství. V této části jsou popsány matematické postupy z [40][28].

Vycházíme z následující rovnice:

$$\mathbf{E}_{tot}(\mathbf{r}) = \mathbf{E}_{inc}(\mathbf{r}) + k_0^2 \int_{\Omega} (\bar{\mathbf{G}}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}') \mathbf{E}_{tot}(\mathbf{r}')))) dS', \quad (7.1)$$

kde \mathbf{E}_{tot} je celkové elektrické pole, \mathbf{E}_{inc} je dopadající elektrické pole, k_0 je vlnové číslo v daném prostředí a je rovno $k_0 = \omega \sqrt{\varepsilon_b \mu_0}$. \mathbf{G} je Greenova funkce pro referenční scénu. Objektová funkce $O(\mathbf{r}')$ a velikost $\delta\varepsilon_r$ a $\delta\sigma$ jsou definovány jako

$$O(\mathbf{r}') = \delta\varepsilon_r(\mathbf{r}') - j \frac{\delta\sigma(\mathbf{r}')}{\omega\varepsilon_b}, \quad (7.2)$$

$$\delta\varepsilon_r(\mathbf{r}) = \frac{\varepsilon(\mathbf{r}) - \varepsilon_b}{\varepsilon_b} = \frac{\varepsilon(\mathbf{r}) - \varepsilon_{r,b}\varepsilon_0}{\varepsilon_{r,b}\varepsilon_0}, \quad (7.3)$$

$$\delta\sigma(\mathbf{r}) = \delta\sigma(\mathbf{r}) - \sigma_b, \quad (7.4)$$

kde $\varepsilon(\mathbf{r})$ je lokální permitivita, ε_b permitivita pracovního prostředí, $\varepsilon_{r,b}$ relativní permitivita pracovního prostředí, $\sigma(\mathbf{r})$ lokální konduktivita a σ_b konduktivita pracovního prostředí. Rozptylové elektrické pole je definováno jako

$$\mathbf{E}_{sca}(\mathbf{r}) = k_0^2 \int_{\Omega} (\bar{\mathbf{G}}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}') \mathbf{E}_{tot}(\mathbf{r}')))) dS'. \quad (7.5)$$

Uvažujme systém s N vysílači a M přijímači v pozorované oblasti Γ okolo zobrazovaného objektu Ω . Dopadající elektrické pole vyvolané n -tou vysílací anténou $\mathbf{E}_{inc,n}$ je lineární funkcí komplexní amplitudy napěťové vlny dopadající na n -tou anténu \mathbf{a}_n . Tomu odpovídá $\mathbf{E}_{inc,n} = \mathbf{e}_{inc,n} \mathbf{a}_n$. Podobně je definováno celkové elektrické pole jako $\mathbf{E}_{tot,n} = \mathbf{e}_{tot,n} \mathbf{a}_n$. Přijatá komplexní amplituda na m -té přijímací anténě \mathbf{b}_m , když n -té anténa vysílá, může být vyjádřena jako

$$\mathbf{b}_m = \mathbf{E}_{inc}(\mathbf{r}_m) + k_0^2 \int_{\Omega} (\bar{\mathbf{g}}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}') \mathbf{E}_{tot,n}(\mathbf{r}')))) dS', \quad (7.6)$$

kde $\bar{\mathbf{g}}$ je normalizovaná Greenova funkce. Po vydělení obou stran rovnice (7.6) \mathbf{a}_n získáme

$$\mathbf{S}_{tot,mn} = \mathbf{e}_{inc,n}(\mathbf{r}_m) + k_0^2 \int_{\Omega} (\bar{\mathbf{g}}_m(\mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}') \mathbf{e}_{tot,n}(\mathbf{r}')))) dS'. \quad (7.7)$$

$\mathbf{S}_{tot,mn}$ může být rozděleno na $\mathbf{S}_{sca,mn}$ a $\mathbf{S}_{inc,mn}$. Greenova funkce $\bar{\mathbf{g}}_m(\mathbf{r}')$ může být nahrazena celkovým polem $\mathbf{e}_{tot,m}(\mathbf{r}')$. Můžeme tak psát:

$$\mathbf{S}_{tot,mn} = \mathbf{e}_{inc,n}(\mathbf{r}_m) + k_0^2 \int_{\Omega} (\mathbf{e}_{tot,m}(\mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}') \mathbf{e}_{tot,n}(\mathbf{r}')))) dS'. \quad (7.8)$$

Metoda zobrazování je založena na změně S-parametrů v jednotlivých měřených časech. Pro jejich rozdíl můžeme psát:

$$\Delta \mathbf{S}_{mn} = \Delta \mathbf{S}_{tot,mn}|_{t=t_0} - \Delta \mathbf{S}_{tot,mn}|_{t=t_1}. \quad (7.9)$$

Pomocí integrálního popisu má rovnice (7.6) následující tvar:

$$\Delta \mathbf{S}_{mn} = k_0^2 \int_{\Omega} (\mathbf{e}_{tot,m}(\mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}') \mathbf{e}_{tot,n}(\mathbf{r}')))) dS'|_{t=t_0} - k_0^2 \int_{\Omega} (\mathbf{e}_{tot,m}(\mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}') \mathbf{e}_{tot,n}(\mathbf{r}')))) dS'|_{t=t_1}. \quad (7.10)$$

Uvažujme, že rozdíl mezi $O(\mathbf{r}')$ v prvním čase a v druhém čase je malý, takže výše uvedené změny v elektrických polích lze zanedbat [41]. Z tohoto předpokladu vychází Bornova aproximace (BA – Born Approximation) a můžeme tedy rovnici (7.10) přepsat do následujícího tvaru:

$$\Delta \mathbf{S}_{mn} \approx k_0^2 \int_{\Omega} (\mathbf{e}_{inc,m}(\mathbf{r}')|_{t=t_0} \cdot (\delta O(\mathbf{r}') \mathbf{e}_{inc,n}(\mathbf{r}')|_{t=t_0})) dS' \quad (7.11)$$

Vztah (7.11) může být pak diskretizován pomocí vztahu:

$$\Delta \mathbf{S}_{mn} = \mathbf{L}_e \delta O(\mathbf{r}) \quad (7.12)$$

$$\begin{bmatrix} \Delta \mathbf{S}_{11} \\ \vdots \\ \Delta \mathbf{S}_{M1} \\ \Delta \mathbf{S}_{s12} \\ \vdots \\ \Delta \mathbf{S}_{M2} \\ \vdots \\ \Delta \mathbf{S}_{MN} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{11,1} & \cdots & l_{11,N_c} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ l_{M1,1} & \cdots & l_{M1,N_c} \\ l_{12,1} & \cdots & l_{12,N_c} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ l_{M2,1} & \cdots & l_{M2,N_c} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ l_{MN,1} & \cdots & l_{MN,N_c} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta O(\mathbf{r}_1) \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \delta O(\mathbf{r}_{N_c}) \end{bmatrix}$$

Pro případ rekonstrukce 2D geometrie se element lineárního operátoru vypočítá jako

$$l_{m n, n_c} = C \cdot A \cdot \mathbf{E}_{inc, m}(\mathbf{r}_{n_c})|_{t=t_0} \mathbf{E}_{inc, n}(\mathbf{r}_{n_c})|_{t=t_0}. \quad (7.13)$$

Symbol A označuje oblast jednoho pixelu. Pro 3D geometrii je nahrazen symbolem V, jenž reprezentuje velikost jednoho voxelu. C je konstanta vypočítaná podle vztahu:

$$C = -\frac{\omega \varepsilon_b}{4i}. \quad (7.14)$$

Objektová funkce je definovaná jako:

$$\begin{aligned} \delta O(\mathbf{r}') &= \left(\delta \varepsilon_r(\mathbf{r}') - j \frac{\delta \sigma(\mathbf{r}')}{\omega \varepsilon_b} \right) |_{t=t_0} - \left(\delta \varepsilon_r(\mathbf{r}') - j \frac{\delta \sigma(\mathbf{r}')}{\omega \varepsilon_b} \right) |_{t=t_1} \\ &= \left(\frac{\varepsilon(\mathbf{r}) - \varepsilon_{r,b} \varepsilon_0}{\varepsilon_{r,b} \varepsilon_0} - j \frac{\sigma(\mathbf{r}) - \sigma_b}{\omega \varepsilon_{r,b} \varepsilon_0} \right) |_{t=t_0} - \left(\frac{\varepsilon(\mathbf{r}) - \varepsilon_{r,b} \varepsilon_0}{\varepsilon_{r,b} \varepsilon_0} - j \frac{\sigma(\mathbf{r}) - \sigma_b}{\omega \varepsilon_{r,b} \varepsilon_0} \right) |_{t=t_1} \\ &= \frac{\varepsilon_r(\mathbf{r})|_{t=t_0} - \varepsilon_r(\mathbf{r})|_{t=t_1}}{\varepsilon_{r,b} \varepsilon_0} - j \frac{\sigma(\mathbf{r})|_{t=t_0} - \sigma(\mathbf{r})|_{t=t_1}}{\omega \varepsilon_{r,b} \varepsilon_0} \\ &= \frac{\Delta \varepsilon(\mathbf{r})}{\varepsilon_{r,b} \varepsilon_0} - j \frac{\Delta \sigma(\mathbf{r})}{\omega \varepsilon_{r,b} \varepsilon_0}, \end{aligned} \quad (7.15)$$

$$\Delta \varepsilon(\mathbf{r}) = \Re\{\delta O(\mathbf{r}')\}_{\varepsilon_{r,b} \varepsilon_0},$$

$$\Delta \varepsilon_r(\mathbf{r}) = \Re\{\delta O(\mathbf{r}')\}_{\varepsilon_{r,b}},$$

$$\Delta \sigma(\mathbf{r}) = \Im\{\delta O(\mathbf{r}')\}_{\omega \varepsilon_{r,b} \varepsilon_0}.$$

7.2 Regularizace TSVD (truncated singular value decomposition)

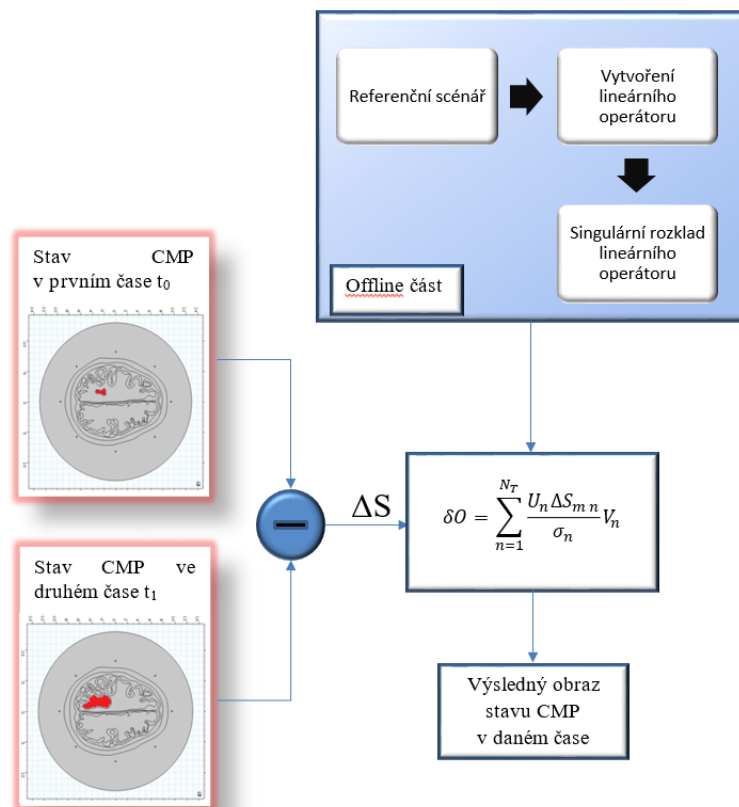
Cílem je určit δO vyřešením rovnice (7.9), ve které $\delta O = [\delta O_1, \delta O_2, \dots, \delta O_{N_c}]^T$ je vektor s rozměry $N_c \times 1$, $\Delta \mathbf{S}_{m n}$ je vektor o rozměrech $N^2 \times 1$ (N Přijímačů a N vysílačů).

Použitím singulárního rozkladu (SVD – singular value decomposition) můžeme rozložit lineární operátor \mathbf{L}_e ($N^2 \times N_c$ matice) na $\mathbf{L}_e = \mathbf{U} \mathbf{S} \mathbf{V}^T$, \mathbf{U} je $N^2 \times N^2$, \mathbf{S} má velikost $N^2 \times N_c$ a \mathbf{V} má velikost $N_c \times N_c$. δO pak může být vyjádřena jako

$$\delta O = \sum_{n=1}^{N_T} \frac{U_n \Delta S_{m n}}{\sigma_n} V_n, \quad (7.16)$$

kde U_n je n -tý sloupec U , V_n je n -tý sloupec V^T a σ_n je n -tý prvek diagonály matice S . Index zkrácení N_T je parametr regularizace a jeho hodnota musí splňovat kompromis mezi stabilitou rekonstrukce (s ohledem na rušení) a přesností výsledného obrazu (ve smyslu rozlišení). Parametr N_T musí být nastavován pro každou rekonstrukci zvlášť, aby byl zajištěn co nejlepší výsledek rekonstrukce. Pro singulární rozklad lineárního operátoru L_e se v prostředí MATLAB využije funkce `svd()`. Postup pro generování dat byl vytvořen a algoritmus pro zobrazování byl implementován v rámci [42] a adaptován v rámci této bakalářské práce pro účely zobrazování cévních mozkových příhod. Rekonstrukční skript implementovaný v prostředí MATLAB je na příloženém CD (příloha F). K rekonstrukci byl využit MATLAB R2015a [39].

System rekonstrukce se skládá ze dvou částí. Výpočetně náročné části rekonstrukce jsou vypočítány v offline části a samotné snímání obrazu je uskutečněno v reálném čase (viz obrázek 31).



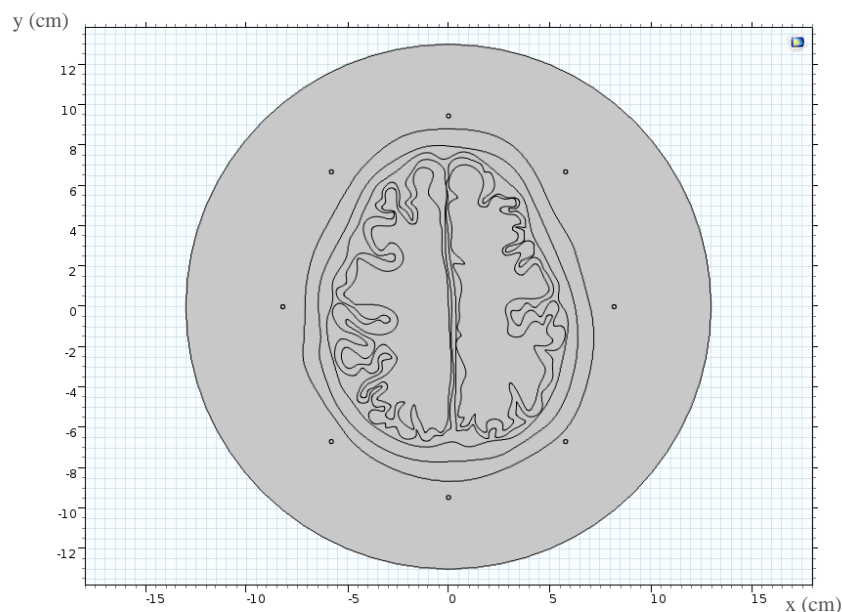
Obrázek 31: Vývojový diagram sledování CMP pomocí mikrovlnného zobrazování

8 Výsledky

V této části jsou zahrnuty výsledky mé bakalářské práce, jenž zahrnují vytvoření modelů v programu COMSOL (příloha E) a výsledky rekonstrukční kvalitativní metody, která je založena na Bornově aproximaci a TSVD regularizaci. K simulaci numerických modelů a výpočtům byl využit výpočetní počítač s procesorem Intel® Core™ i7-3820 CPU @ 3,60 GHz, 128 GB RAM, Microsoft Windows 10 Enterprise.

8.1 2D model mikrovlnného zobrazovacího systému

Vytvořený 2D model transversálního řezu lidské hlavy zhotovený pomocí snímku z magnetické rezonance, jenž sloužil jako předloha a mikrovlnný zobrazovací systém tvořený osmi anténami umístěnými v pracovním médiu ($\epsilon_r = 40$ a $\sigma = 0,4 S/m$) můžeme vidět na obrázku 32. Jednotlivé scénáře jsou uvedeny v příloze B (obrázek B.1 až B.4).



Obrázek 32: Výsledný 2D model mikrovlnného zobrazovacího systému

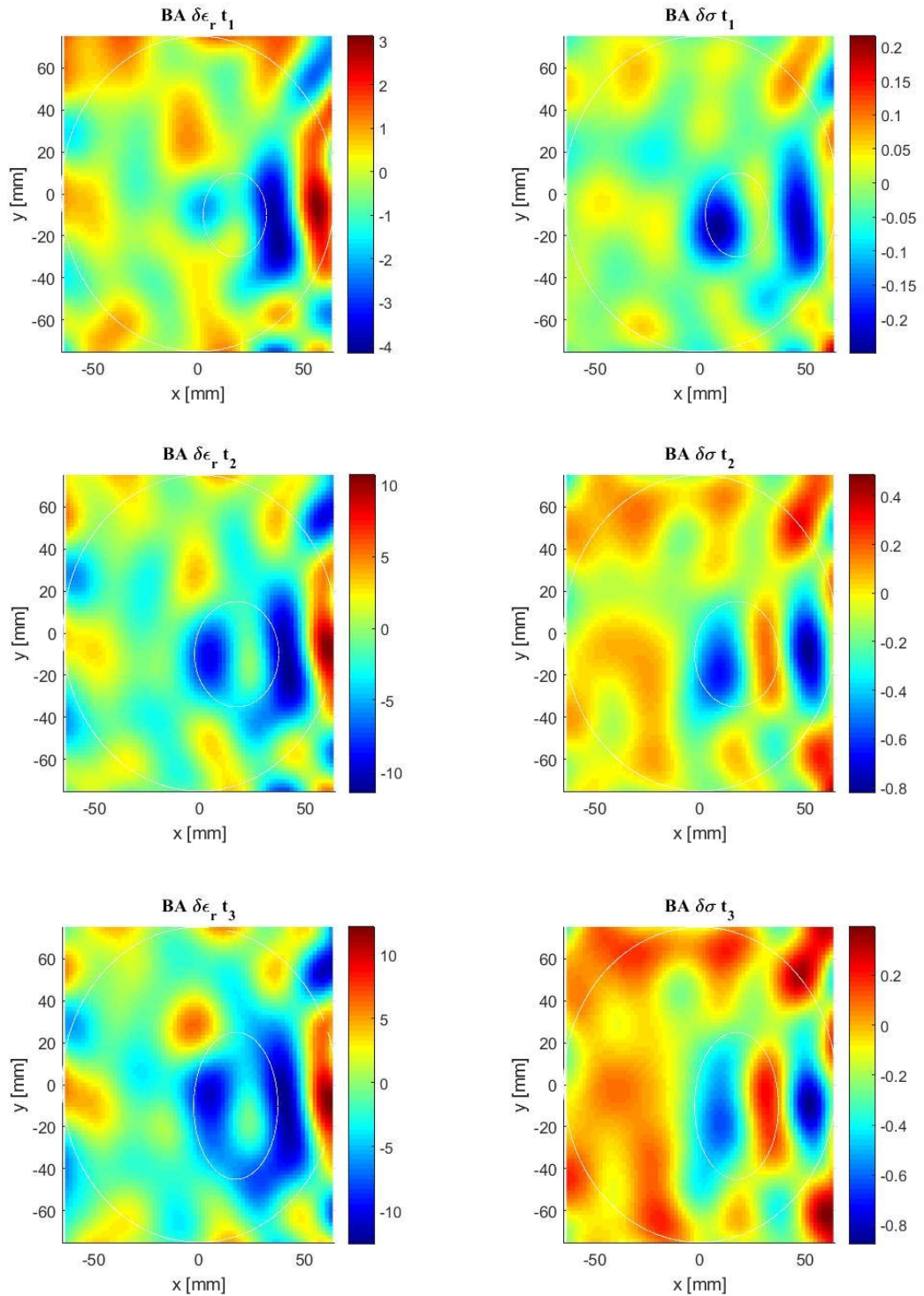
8.2 2D rekonstrukce obrazu

K 2D rekonstrukci byl využit 2D model transversálního řezu lidské hlavy v programu COMSOL, z něhož byly k dispozici hodnoty elektrického pole a S-parametrů.

8.2.1 Ischemická CMP

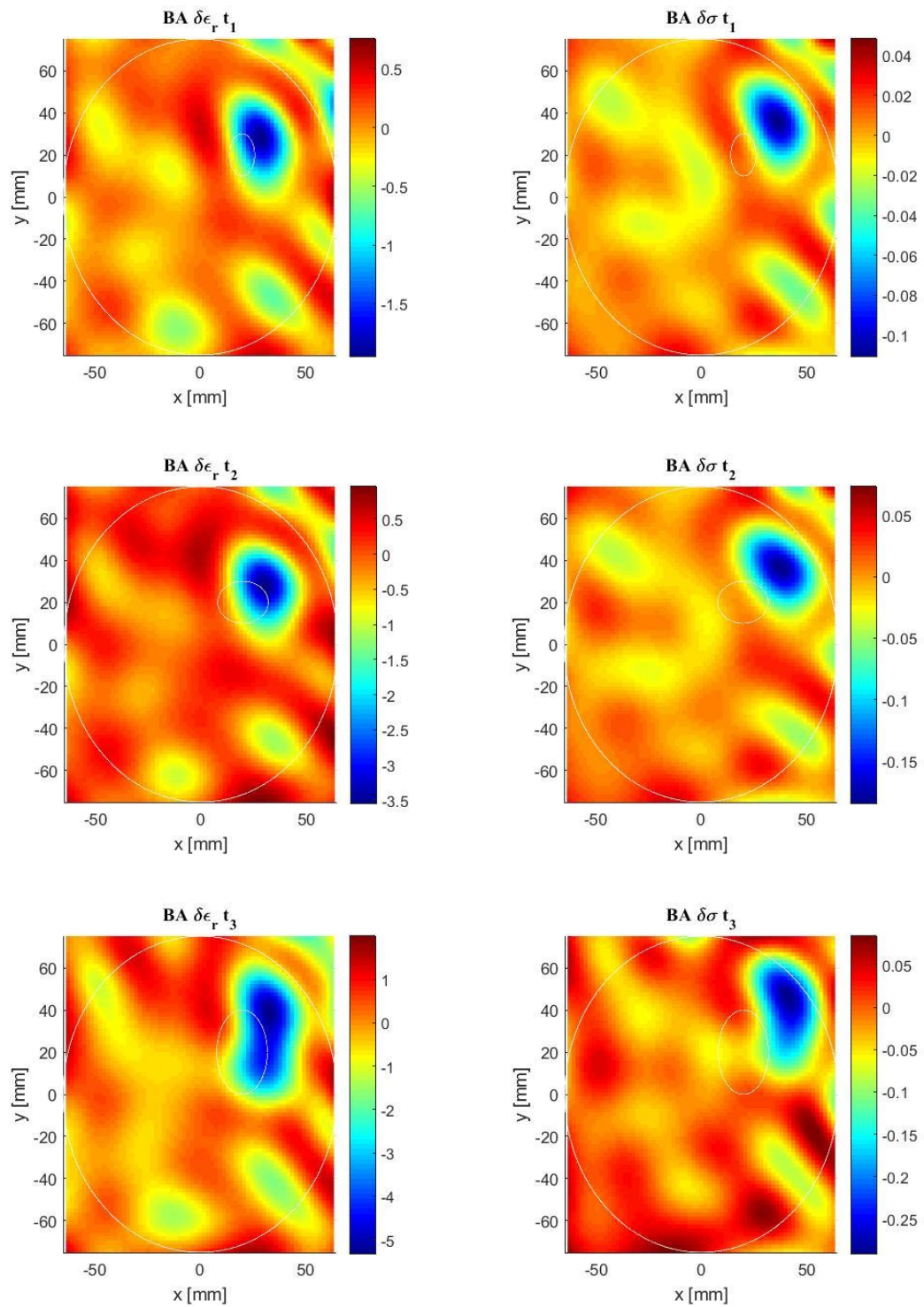
Práh regularizace TSVD byl nastaven na hodnotu 36.

Poloha 1: Zasažená oblast se středem v bodě S [17,5 mm; -10 mm].



Obrázek 33: Vývoj ischemické CMP v čase

Poloha 2: Zasažená oblast se středem v bodě S [20 mm; 20 mm].

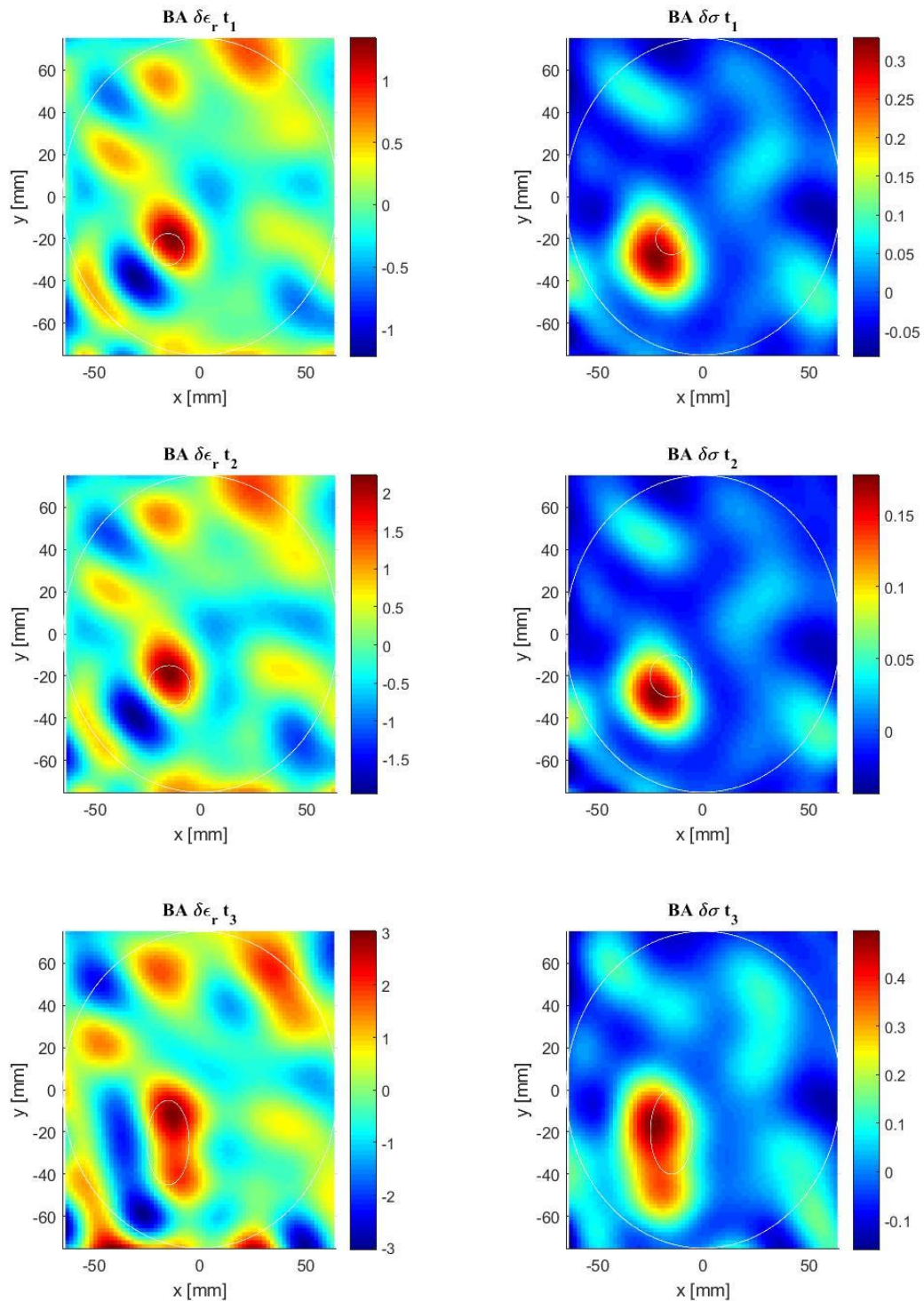


Obrázek 34: Vývoj ischemické CMP v čase

8.2.2 Hemoragická CMP

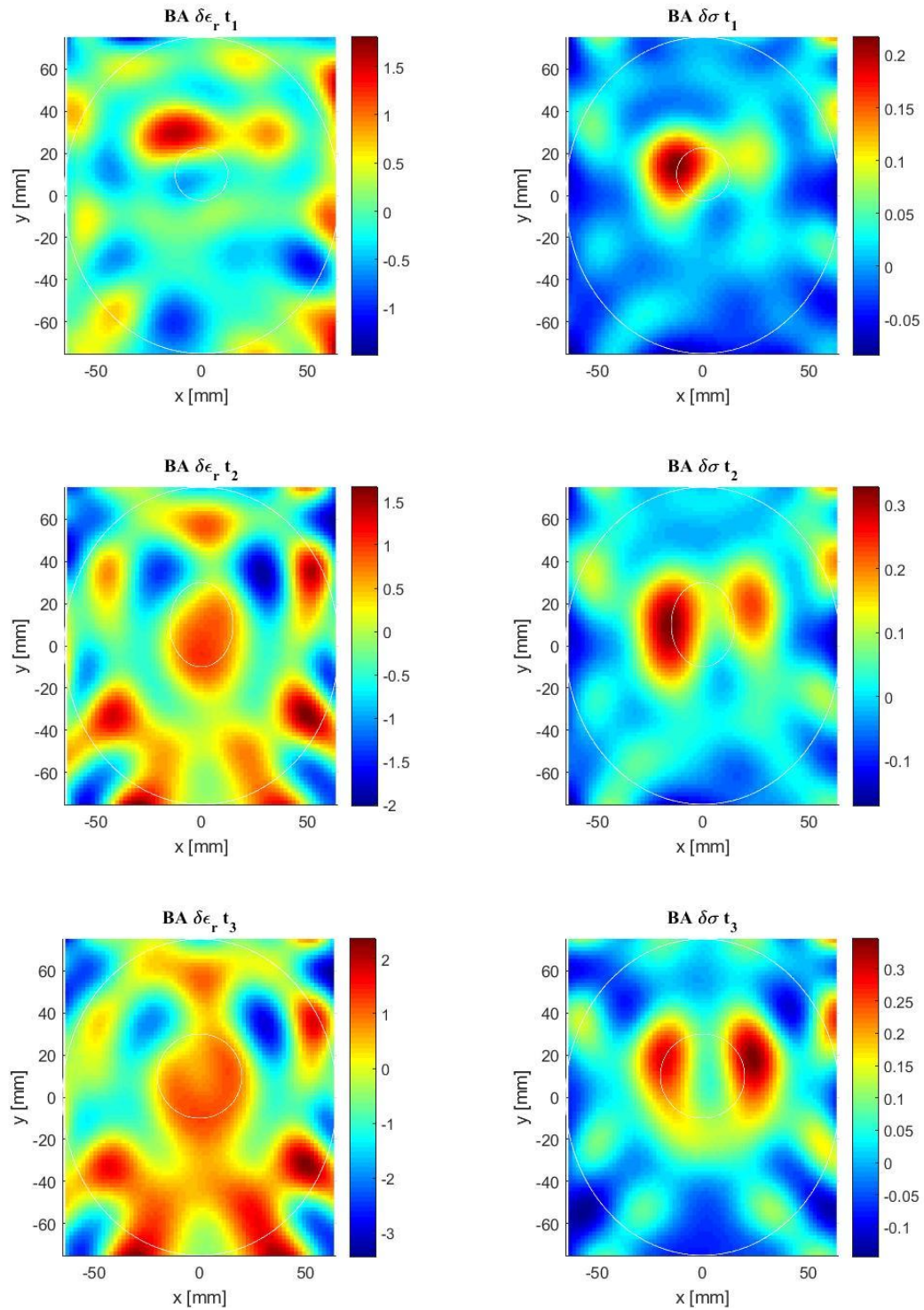
Práh regularizace byl nastaven na hodnotu 30.

Poloha 1: Zasažená oblast se středem v bodě S [-15 mm; -20 mm].



Obrázek 35: Vývoj hemoragické CMP v čase

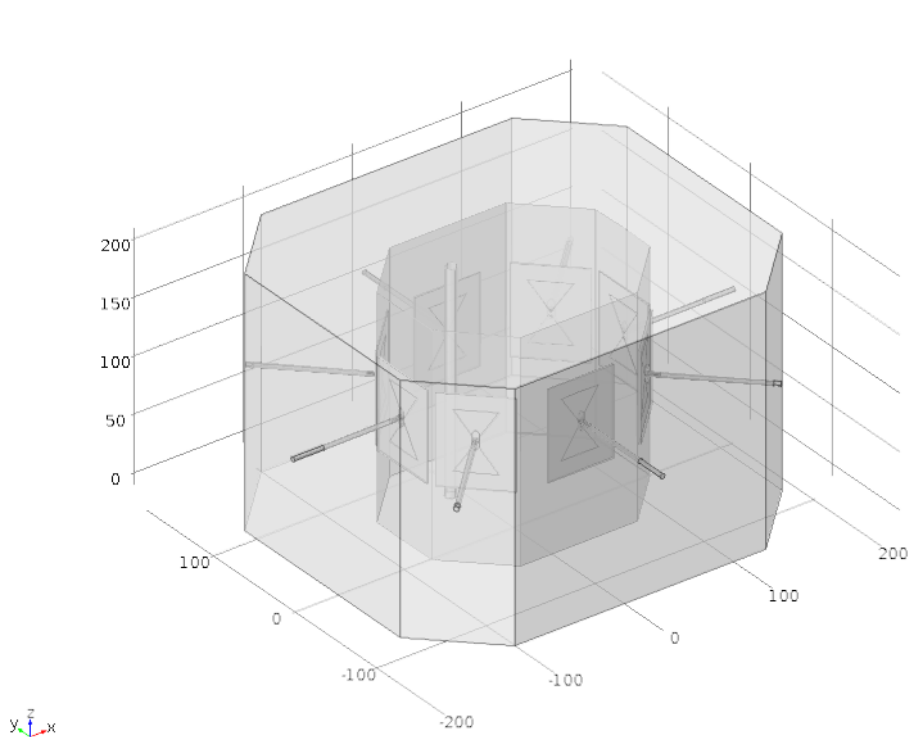
Poloha 2: Zasažená oblast se středem v bodě S [0 mm; 10 mm].



Obrázek 36: Vývoj hemoragické CMP v čase

8.3 3D model mikrovlnného zobrazovacího systému

Vytvořený 3D model (viz obrázek 37) představuje zjednodušený model již existujícího reálného mikrovlnného zobrazovacího systému. Pomocí tohoto modelu bylo vytvořeno několik scénářů reprezentující CMP v různých polohách a v různých velikostech (viz příloha C, obrázek C.1 až C.3).



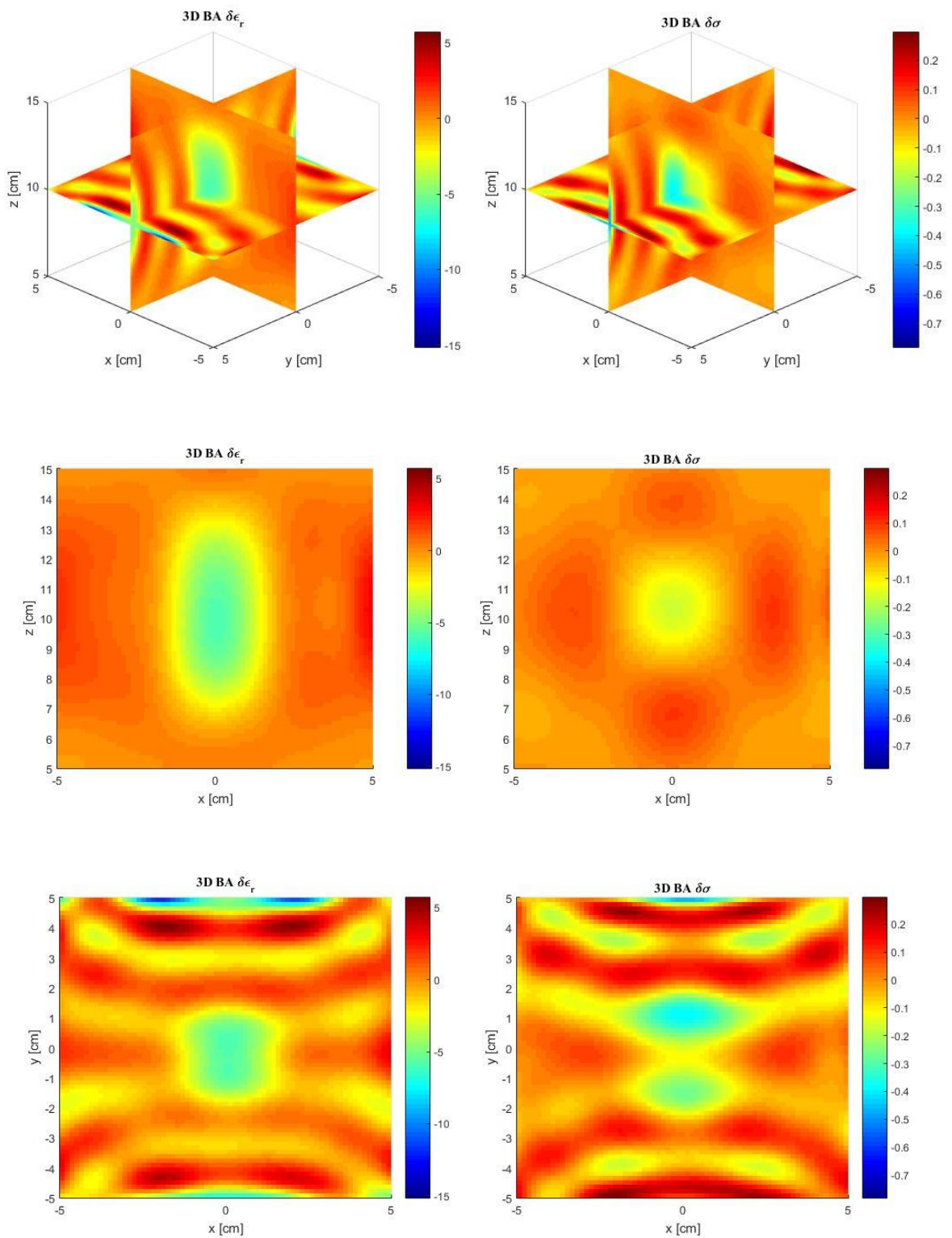
Obrázek 37: Výsledný 3D model mikrovlnného zobrazovacího systému

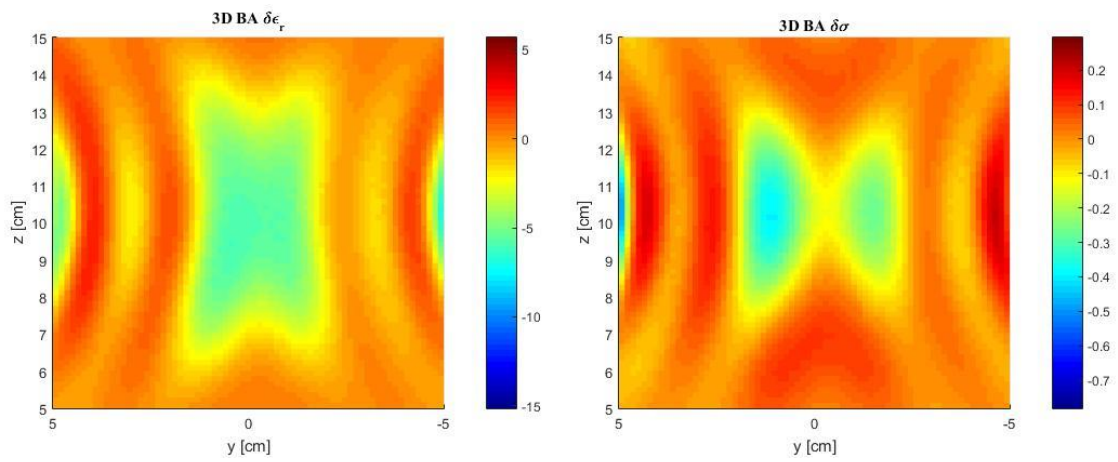
8.4 3D rekonstrukce obrazu

K 3D rekonstrukci obrazu byl využit 3D model v programu COMSOL již existujícího mikrovlnného zobrazovacího systému. K rekonstrukci byly použity hodnoty rozložení elektrického pole ve třech osách a S-parametry získané simulací v programu COMSOL. Oblast CMP reprezentuje válec o výšce 200 mm.

8.4.1 Ischemická CMP

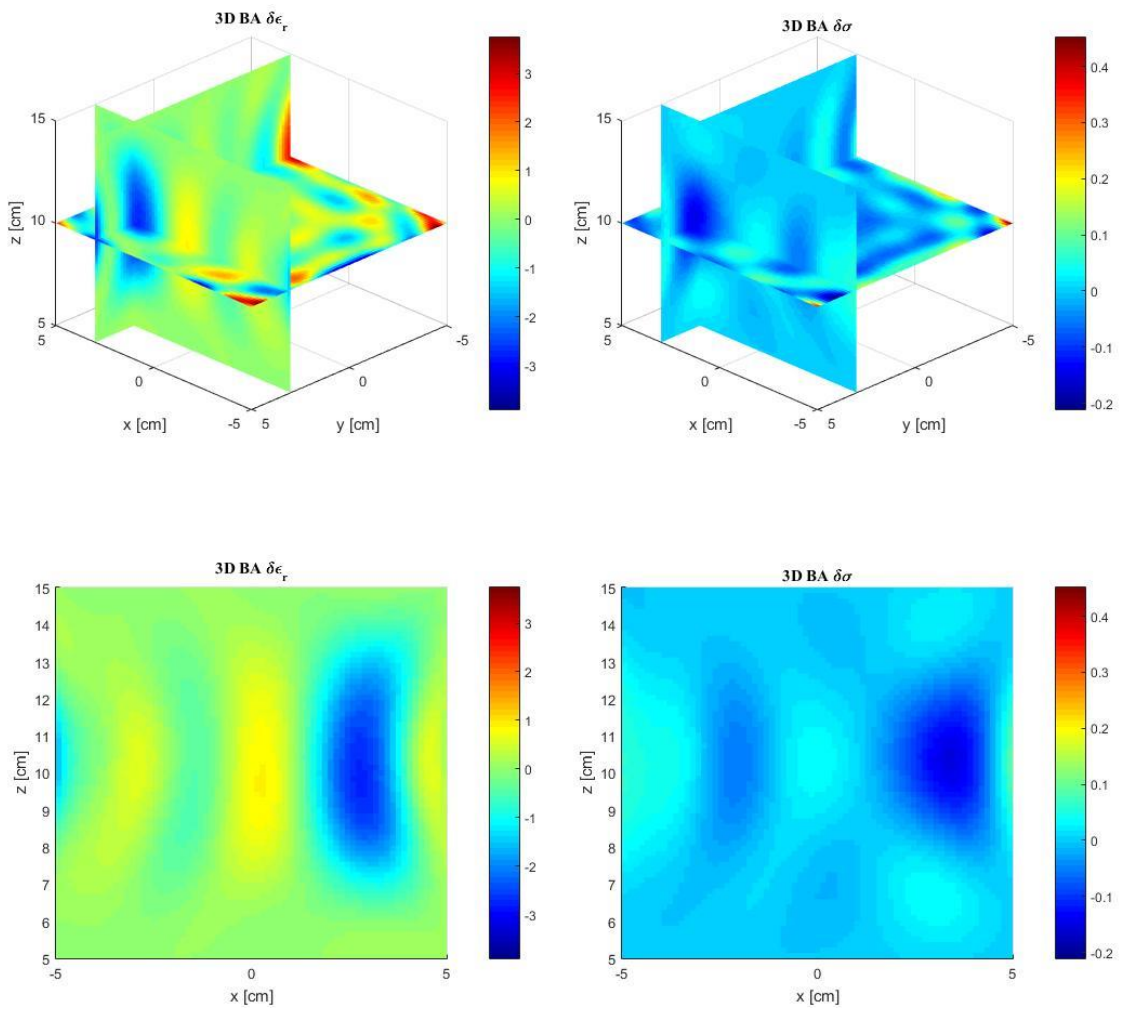
Poloha 1: Zasažená oblast se středem v bodě S [0 mm; 0 mm].

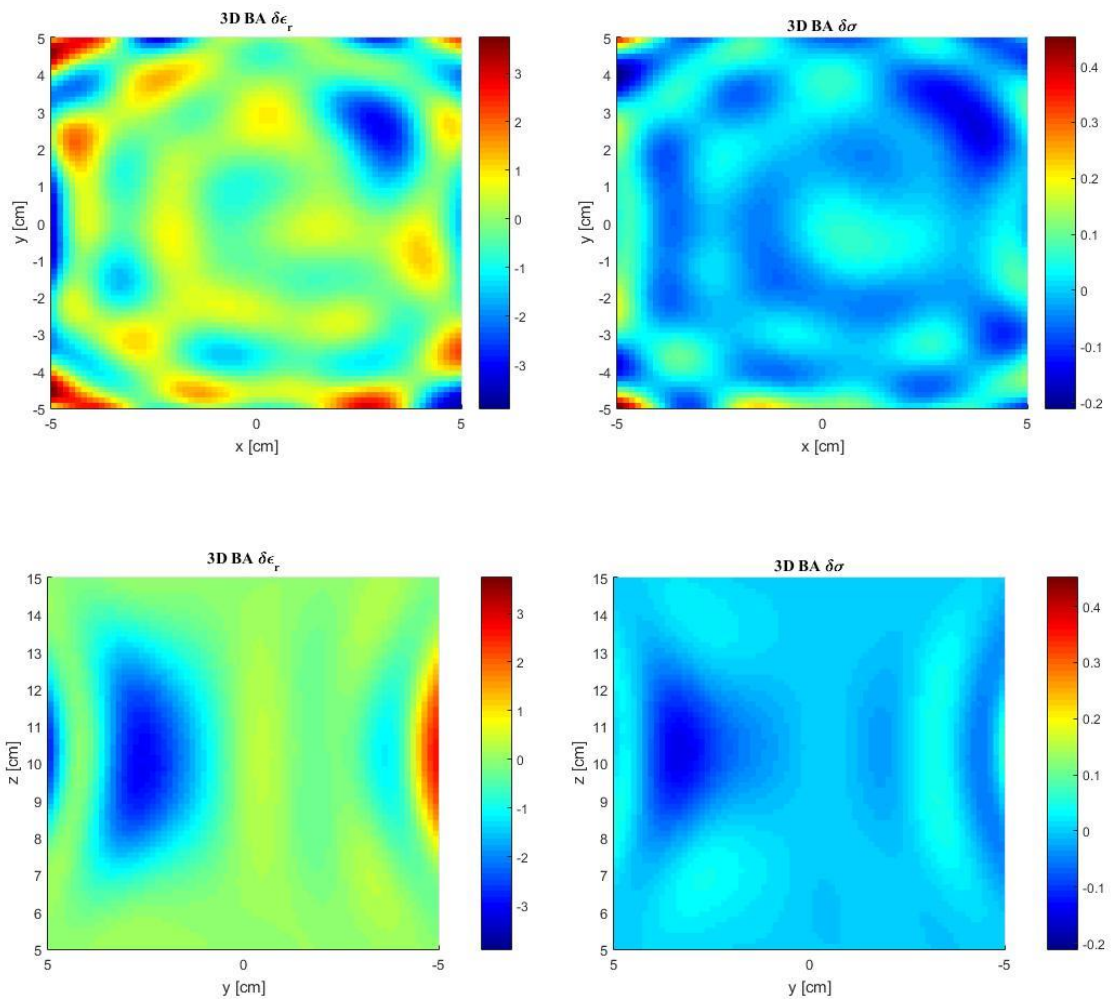




Obrázek 38: Ischemická CMP s poloměrem zasažené oblasti 15 mm v souřadnicích $x=0$ mm a $y=0$ mm

Poloha 2: Zasažená oblast se středem v bodě S [25 mm; 30 mm].

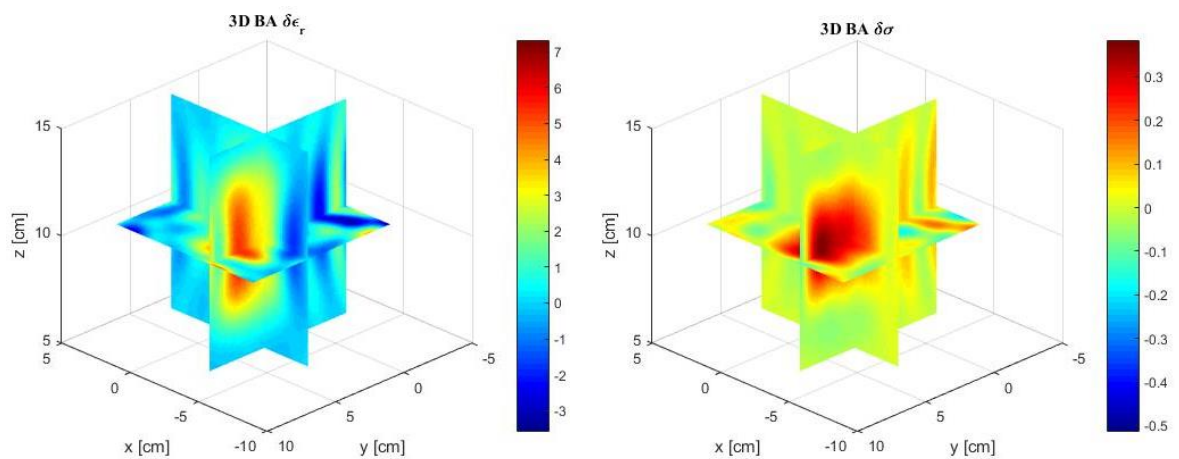


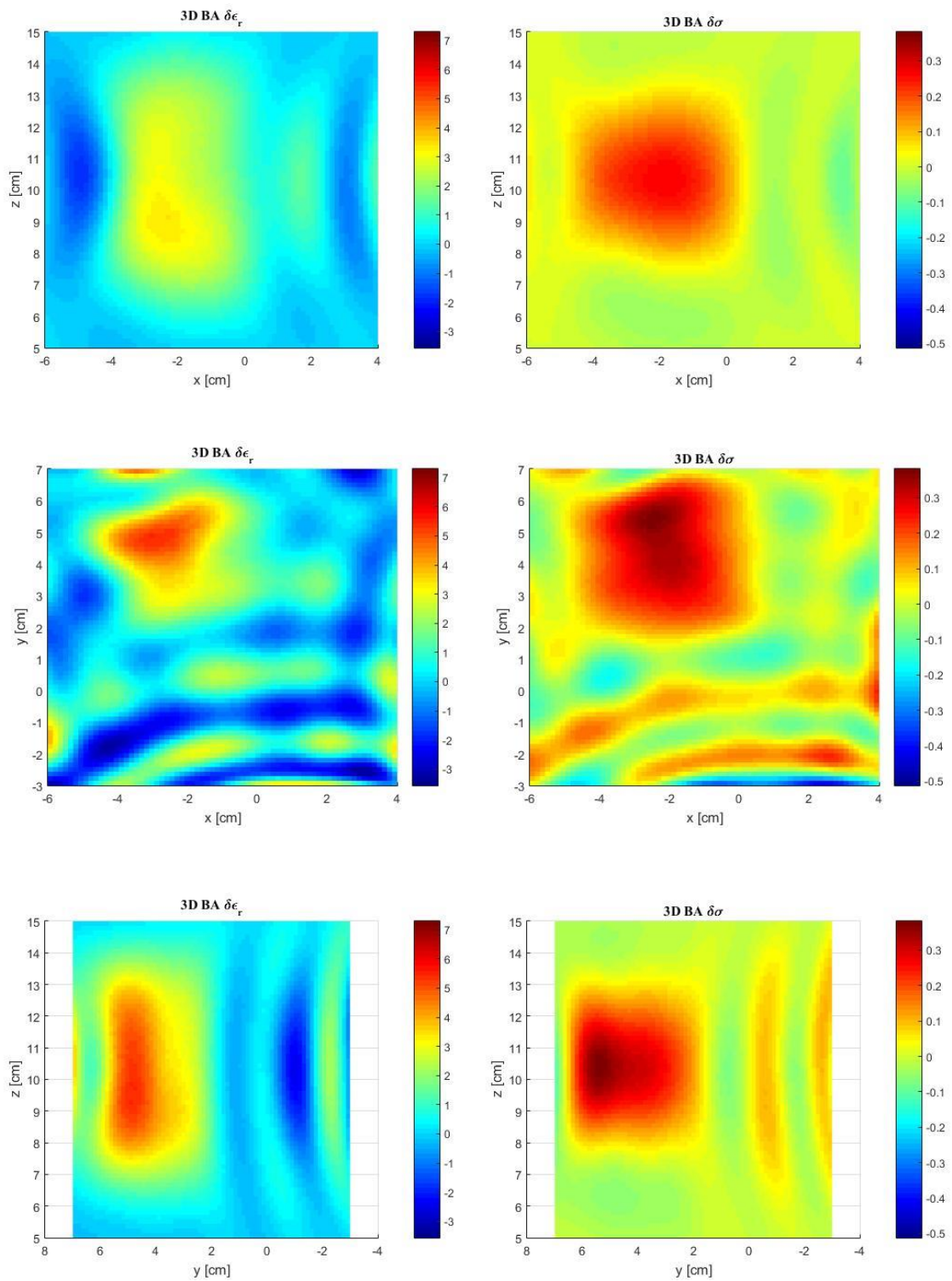


Obrázek 39: Ischemická CMP s poloměrem zasažené oblasti 10 mm v souřadnicích $x=25$ mm a $y=30$ mm

8.4.2 Hemoragická CMP

Poloha 1: Zasažená oblast se středem v bodě S [30 mm; 30 mm].





Obrázek 40: Hemoragická CMP s poloměrem zasažené oblasti 20 mm v souřadnicích $x=-30$ mm a $y=40$ mm

9 Diskuze

Mezi největší výhodou použité kvalitativní metody rekonstrukce je rychlost získání výsledku, neboť výpočetně náročné části jako je vytvoření lineárního operátoru a jeho singulární rozklad se vypočítají jen jednou a v reálném čase se poté provádí méně náročný výpočet, ve kterém se řeší rozdíl rozptylových parametrů.

Prezentované výsledky 2D rekonstrukce ukazují, že je systém schopný detekovat oblast, která je zasažena cévní mozkovou příhodou. Tyto oblasti jsou ve výsledných obrázcích dobře, ale i hůře patrné. Toto zejména ovlivňuje velikost oblasti cévní mozkové příhody v čase prvního měření.

V poloze 1 u ischemické CMP byla zvolena velikost oblasti CMP při prvním měření jako elipsa o velikost hlavní poloosy 1,5 cm a vedlejší poloosy 1 cm. Výsledky v tomto případě tak jednoznačné nejsou, ale z poklesu vodivosti můžeme usoudit, že se jedná o ischemickou CMP (viz obrázek 33). V poloze 2 u ischemické CMP byla zvolena velikost oblasti CMP při prvním měření jako elipsa o velikost hlavní poloosy 0,35 cm a vedlejší poloosy 0,25 cm. Obrázky získané z této série jednoznačně ukazují ohraničení zasažené oblasti a pokles vodivosti a relativní permitivity, jenž indikuje ischemickou CMP, je významný (viz obrázek 34).

U hemoragické CMP v poloze 1 byla zvolena velikost oblasti CMP při prvním měření jako kruh s poloměrem 0,5 cm. Z výsledných obrázků můžeme vidět (viz obrázek 35), že pomocí změny relativní permitivity nemůžeme rozhodnout, o jaký typ CMP se jedná. V obrázcích se nachází vedle sebe dvě oblasti. Jedna s poklesem relativní permitivity a druhá z jejím nárůstem. Naopak obrázky změny vodivosti dávají zajímavý výsledek, ze kterého můžeme usoudit, že se jedná o krvácení, neboť krvácení je charakterizováno nárůstem relativní permitivity a vodivosti. U hemoragické CMP v poloze 2 byla zvolena velikost oblasti CMP při prvním měření také jako kruh s poloměrem 0,5 cm. Opět z výsledků vychází hůře zobrazení změn relativní permitivity. Změny vodivosti jsou opět průkazné a signalizují krvácení (viz obrázek 36).

Z výsledků 3D rekonstrukce můžeme vidět, že je možná detekce zasažené oblasti cévní mozkovou příhodou. Rekonstrukce 3D obrazu je poměrně výpočetně náročná, proto byl pro rekonstrukci vybrán jen prostor v blízkosti oblasti s CMP.

Z rekonstrukce 3D ischemické CMP v poloze 1 můžeme vidět znatelnou oblast poklesu relativní permitivity a vodivosti (viz obrázek 38). Při zobrazení změny relativní permitivity jsou lépe patrné obrysy oblasti s cévní mozkovou příhodou, ale znatelnější pokles je při zobrazení změny vodivosti. V poloze 1 byl střed oblasti CMP, jenž je reprezentována válcem o výšce 200 mm, umístěn do souřadnice $x=0$ mm a $y=0$ mm. Tato oblast měla průměr 30 mm. V poloze 2 ischemické CMP ve 3D měla oblast reprezentující CMP průměr 20 mm a její střed byl umístěn do souřadnice $x=25$ mm a $y=35$ mm. V této poloze můžeme také poměrně dobře vidět pokles permitivity i vodivosti (viz obrázek 39). V poloze 1 i v poloze 2 měla oblast při prvním měření průměr 10 mm.

Z rekonstrukce 3D hemoragické CMP v poloze 1 můžeme vidět znatelný nárůst vodivosti i relativní permitivity. Opět při zobrazení změny relativních permitivit jsou lépe

patrné skutečné obrysy oblasti s CMP. Nicméně je nárůst patrný u vodivosti i u relativní permitivity (viz obrázek 40). Tento nárůst signalizuje krvácení.

Výsledky rekonstrukce jsou schopny většinou rozlišit ischemickou CMP od hemoragické. Avšak pro pokračování tohoto zobrazování by bylo vhodné, aby se vyvinul algoritmus, který by automaticky rozpoznal, jaká oblast označuje CMP a jaká nikoliv, neboť ve výsledných obrázcích se často vyskytují oblasti s nárůstem či poklesem dielektrických parametrů, které nejsou způsobeny cévní mozkovou příhodou.

Možné zlepšení výsledků nabízí metody rozšiřující Bornovu aproximaci (BA). Jedná se o upravenou Bornovu aproximaci (DBA – Distorted Born Approximation) a o iterativní BA případně DBA. DBA byla na několika scénářích pro 2D rekonstrukci vyzkoušena a výsledky rekonstrukce jsou přesnější než u metody BA (viz příloha D, obrázek D.1 až D.4). Jedná se zejména o přesnější určení polohy zasažené oblasti a o její vyšší kontrast oproti zdravé tkáni. Tato metoda však potřebuje znát referenční scénář, který odpovídá geometrii a složení dané lidské hlavy. To je pro každého člověka individuální a bylo by tak potřeba získat pro každého člověka tyto údaje buď samotným měřením pomocí mikrovlnného zobrazovacího systému, nebo pomocí MRI, případně CT snímků.

10 Závěr

V mé bakalářské práci jsem se zabýval problematikou zobrazování cévních mozkových příhod pomocí mikrovlnného záření.

Provedl jsem poměrně rozsáhlou rešerši o léčbě, péči a diagnostice cévních mozkových příhod, včetně nejnovějších výsledků mikrovlnného zobrazování. Dále jsem se zaměřil na dielektrické vlastnosti tkání, konkrétně na tkáň, z níž se skládá lidská hlava. Také jsem se zabýval tvorbou numerických modelů v programovém prostředí COMSOL a kvalitativními metodami rekonstrukce, pomocí kterých lze určit změny dielektrických vlastností v čase.

Teoretická část mé bakalářské práce se zabývala problematikou cévní mozkové příhody z hlediska typu (hemoragická nebo ischemická), diagnostiky, péče a léčby v současnosti. Na tuto část navazovala kapitola o mikrovlnném záření, která obsahuje popis základních veličin používaných v mikrovlnném záření, princip mikrovlnného zobrazování a přehled nejnovějších výsledků zobrazování cévních mozkových příhod pomocí mikrovlnného zobrazování. Po této kapitole následovala část zabývající se dielektrickými vlastnostmi tkání, zejména těch, ze kterých se skládá lidská hlava.

V praktické části práce je popsána tvorba numerických modelů. Nejprve je popsán 2D model zobrazovacího mikrovlnného systému s transversálním řezem lidské hlavy a následně je popsána tvorba numerického 3D modelu již existujícího mikrovlnného zobrazovacího systému s podélně homogenním fantomem. Pomocí jednotlivých modelů bylo vytvořeno několik scénářů, jež reprezentovaly ischemickou nebo hemoragickou cévní mozkovou příhodu. Pomocí těchto modelů byla následně získána syntetická data, která se použila při rekonstrukci obrazu. V této části je dále popsána matematická formulace a implementace kvalitativní metody rekonstrukce, kde byla využita Bornova aproximace a regularizace TSVD.

Výsledky rekonstrukce obrazu ukazují, že se jedná o nadějnou metodu, pomocí níž by bylo nejspíše v budoucnu možné diagnostikovat cévní mozkovou příhodu. Toto by byl velký pokrok, neboť mikrovlnný systém by se mohl pohodlně převážet ve vozech zdravotnické záchranné služby a bylo by tak možné zahájit např. léčbu již v přednemocniční péči a tím zvýšit šanci na co nejmenší poškození mozkové tkáně pacienta. Avšak je potřeba v budoucnu testovat další algoritmy, které mají potenciál zlepšit výsledky rekonstrukce (např. iterativní metody založené na Bornově aproximaci).

Seznam použité literatury

- [1] BEDNAŘÍK, Josef, Zdeněk AMBLER a Evžen RŮŽIČKA. *Klinická neurologie*. Vydání 1. Praha: Triton, 2010. ISBN 9788073873899.
- [2] Ischemic Stroke. *University of Virginia: Health System*[online]. Charlottesville: University of Virginia, 2015 [cit. 2016-05-04]. Dostupné z: <https://neurosciences.uvahealth.com/services/stroke-center/stroke>
- [3]ORSZÁGH, Jan a Svatopluk KÁŠ. *Cévní příhody mozkové*. 3. přepr. vyd. Praha: Brána, 1995. ISBN 8090178383.
- [4]Stav registru. *IKTA.CZ* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2016 [cit. 2016-03-24]. Dostupné z: <http://www.ikta.cz/index.php?pg=home--narodni-registr-cevnich-mozkovych-prihod-ikta-cz--stav-registru>
- [5] Global Health Observatory data. *World Health Organization* [online]. Switzerland: WHO, 2015 [cit. 2016-03-24]. Dostupné z: <http://www.who.int/gho/en/>
- [6] KALVACH, Pavel. *Mozkové ischemie a hemoragie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2010. ISBN 9788024727653.
- [7] *The Internet Stroke Center: an independent web resource for information about stroke care and research* [online]. Dallas: UT Southwestern Medical Center Department of Neurology and Neurotherapeutics, 2016 [cit. 2016-04-07]. Dostupné z: <http://www.strokecenter.org/>
- [8] Zobrazovací metody: Digitální subtrakční angiografie. *Cerebrovaskulární manuál* [online]. Brno: Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně, 2010 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://cmp-manual.wbs.cz/740-DSA.html>
- [9] MOEY, Andrew W, Simon A. KOBLAR, Steve CHRYSSIDIS, Martin ROBINSON a Jim JANNES. Endovascular therapy after stroke in a patient treated with dabigatran [online]. [cit. 2016-04-18]. DOI: 10.5694/mja11.11617. ISBN 10.5694/mja11.11617. Dostupné z: <https://www.mja.com.au/journal/2012/196/7/endovascular-therapy-after-stroke-patient-treated-dabigatran>
- [10] Ultrazvukové vyšetření. Cerebrovaskulární ambulance [online]. Brno, 2013 [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.cmp-brno.cz/Ultrazvukove-vysetreni.html>
- [11] PERSSON, Mikael, Andreas FHAGER, Hana DOBŠÍČEK TREFNÁ, Yinan YU, Tomas MCKELVEY, Gören PEGENIUS a Jan-Erik KARLSSON. Microwave-Based Stroke Diagnosis Making Global Prehospital Thrombolytic Treatment Possible. *IEEE* [online]. 2014, 2806-2817 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://80.ieeexplore.ieee.org/dialog.cvut.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=683257>
- [12] European Stroke Initiative Recommendations for Stroke Management – Update 2003. *Cerebrovascular Diseases* [online]. 2003, **16**(4), 311-337 [cit. 2016-04-27]. DOI: 10.1159/000072554. ISSN 1421-9786. Dostupné z: <http://www.karger.com/doi/10.1159/000072554>

- [13] GOLDEMUND, D., R. MIKULÍK a M. REIF. Trombolytická terapie mozkového infarktu. *Kardiologická revue*. 2008, 10(4): 168-176.
- [14] VRBA, Jan. *Biologické účinky elektromagnetického pole* [online]. 1. Praha: Fakulta elektrotechnická ČVUT v Praze, 2010 [cit. 2016-04-28]. Dostupné z: https://www.ib.cvut.cz/sites/default/files/Studijni_materialy/BUP/A5M17BUP_Vrba_skripta.pdf
- [15] Fyzika v mikrovlnné troubě. *KMD při SOŠ a Gymnázium, Liberec* [online]. Liberec, 2014 [cit. 2016-04-27]. Dostupné z: <http://kmdsosag.wikifoundry.com/page/Fyzika+v+mikrovlenn%C3%A9+troub%C4%9B>
- [16] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. ISBN 8001027058.
- [17] Elekřina a magnetismus. *Encyklopedie fyziky* [online]. Praha: Jaroslav Reichl, 2012 [cit. 2016-05-14]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/219-elekřina-a-magnetismus>
- [18] VRBA, Jan. *Úvod do mikrovlnné techniky*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 9788001036709.
- [19] MEANEY, Paul M., Margaret W. FANNING, Timothy RAYNOLDS, Colleen J. FOX, Qianqian FANG, Christine A. KOGEL, Steven P. POPLACK a Keith D. PAULSEN. Initial Clinical Experience with Microwave Breast Imaging in Women with Normal Mammography. *HHS Author Manuscripts* [online]. Academic Radiology, 2007(2), 207–218 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1832118/>
- [20] POPLACK, S. P., T. D. TOSTESON, W. A. WELLS, et al. *Electromagnetic breast imaging: results of a pilot study in women with abnormal mammograms*. [online]. Lebanon, USA, 2007, Radiology(2), 350-359 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17400760>
- [21] Peyman, A., S. J. Holden, S. Watts, R. Perrott, and C. Gabriel, “Dielectric properties of porcine cerebrospinal tissues at microwave frequencies: In vivo, in vitro and systematic variation with age,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, no. 8, pp. 2229–2245, 2007.
- [22] Gabriel, S., R.W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2251–2269, 1996.
- [23] HASGALL, P., E. NEUFELD, M. GOSELIN, A. KLINGENBÖCK a N. KUSTER. IT'IS database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. [Online]. 2015. Dostupné z: <http://www.itis.ethz.ch/database>
- [24] FHAGER, A., Yinan YU, T. MCKELVEY a M. PERSSON. Stroke diagnostics with a microwave helmet. In: *2013 7th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP): 2013 7th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*. 2013, s. 845–846.

- [25] Mercy St. Vincent's CereTom-equipped Mobile Stroke Unit Treats Northwestern Ohio Patients Right Where They Are: When Minutes Count, New Technology Enables Faster Treatment. *Business Wire* [online]. Ohio: Samsung Neurologica, 2015 [cit. 2016-03-24]. Dostupné z: <http://www.businesswire.com/news/home/20160217006489/en/Mercy-St.-Vincent%E2%80%99s-CereTom-equipped-Mobile-Stroke-Unit>
- [26] GUNNARSSON, Tommy. *Microwave imaging of biological tissues: applied toward breast tumor detection*. Västerås: Department of Computer Science and Electronics, Mälardalen University, 2007. ISBN 9789185485437.
- [27] BEČVÁŘ, Zdeněk, Pavel MACH a Ivan PRAVDA. Mobilní sítě [CD-ROM]. Vyd. 1. V Praze: České vysoké učení technické, 2013. ISBN 978-80-01-05305-8.
- [28] SCAPATICCI, R., O. M. BUCCI, I. CATAPANO a L. CROCCO. Differential Microwave Imaging for Brain Stroke Followup. *International Journal of Antennas and Propagation* [online]. 2014, 1-11 [cit. 2016-05-02]. DOI: 10.1155/2014/312528. ISSN 16875869. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/ijap/2014/312528/>
- [29] SEMENOV, Serguei Y. a Douglas R. CORFIELD. Microwave Tomography for Brain Imaging: Feasibility Assessment for Stroke Detection. *International Journal of Antennas and Propagation* [online]. 2008, 1-8 [cit. 2016-05-03]. DOI: 10.1155/2008/254830. ISSN 16875869. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/ijap/2008/254830/>
- [30] BIALKOWSKI, Konstanty, David IRELAND a Amin ABBOSH. Microwave imaging for brain stroke detection using Born iterative method. *IET Microwaves, Antennas & Propagation* [online]. 2013, 7(11), 909-915 [cit. 2016-05-03]. DOI: 10.1049/iet-map.2013.0054. ISSN 17518725. Dostupné z: <http://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/iet-map.2013.0054>
- [31] Stroke Finder. *Chalmers* [online]. Gothenburg: Chalmers university of technology, 2014 [cit. 2016-03-24]. Dostupné z: <https://www.chalmers.se/en/Projects/Pages/Strokefinder.aspx>
- [32] ELLIS, Harold, B. M. LOGAN a Adrian K. DIXON. *Human sectional anatomy: pocket atlas of body sections, CT and MRI images* [online]. 3rd ed. London: Hodder Arnold, c2009 [cit. 2016-05-09]. ISBN 978-0-340-98516-8.
- [33] GABRIEL, Sami a Camelia GABRIEL. *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies* [online]. London: King's College, 1996 [cit. 2016-04-27]. Dostupné z: <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/Report.html>
- [34] KARACOLAK, TUTKU, ELAINE C. MORELAND a ERDEM TOPSAKAL. Cole-Cole Model for Glucose-Dependent Dielectric Properties of Blood Plasma for Continuous Glucose Monitoring [online]. Mississippi: Mississippi State University, 2010, s. 4. Dostupné z: <http://www.ursi.org/proceedings/procGA08/papers/BCKp6.pdf>
- [35] COMSOL Inc., *COMSOL Multiphysics 5.1* [software]. Duben 2015. [přístup 15.4.2015]. Dostupné z: <https://www.comsol.com/products>. Požadavky na systém: operační

paměť alespoň 1 GB (doporučeny 4GB), volné místo na disku 1 až 5 GB, operační systém Microsoft Windows Vista, 7, 8, 8.1, 10.

[36] VRBKA, Martin. *Metoda konečných prvků* [online]. Brno: Ústav konstruování, 2012 [cit. 2016-05-02]. Dostupné z: http://old.uk.fme.vutbr.cz/kestazeni/MKP/prednaska1_mkp.pdf

[37] Autodesk Inc., *AutoCAD 2009* [software]. Březen 2008. [přístup 18.3.2008].

Dostupné z: <http://www.autodesk.com/products/autocad/free-trial>. Požadavky na systém: operační paměť alespoň 2 GB, volné místo na disku 750 MB, operační systém Microsoft Windows XP, Vista, 7, 8.

[38] *COMSOL Multiphysics User's Guide* [online]. Burlington, USA: COMSOL Multiphysics [cit. 2016-05-15]. Dostupné z: <http://people.ee.ethz.ch/~fieldcom/pps-comsol/documents/User%20Guide/COMSOLMultiphysicsUsersGuide.pdf>

[39] The MathWorks Inc., *Matlab R2015a* [software]. Březen 2015. [přístup 11.3.2015].

Dostupné z: http://www.mathworks.com/products/?s_tid=gn_ps. Požadavky na systém: operační paměť alespoň 2 GB, volné místo na disku 1 a 4 GB, operační systém Microsoft Windows XP, Vista, 7, 8, 8.1, 10.

[40] MATTEO PASTORINO. *Microwave imaging*. Hoboken, N.J: John Wiley, 2010. ISBN 9780470602492.

[41] SEMENOV, Serguei Y. a Douglas R. CORFIELD. Microwave Tomography for Brain Imaging: Feasibility Assessment for Stroke Detection. *International Journal of Antennas and Propagation* [online]. 2008, 1-8 [cit. 2016-05-02]. DOI: 10.1155/2008/254830. ISSN 16875869. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/ijap/2008/254830/>

[42] Vrba, J., "Initialization of development of combined microwave imaging and hyperthermia system", *Zavěrečná zpráva projektu STSM v rámci COST MiMED TD1301*, 2015

Seznam obrázků

Obrázek 1: Hemoragická (vlevo) a ischemická (vpravo) CMP [2]	4
Obrázek 2: Ischemická CMP, uzávěr bazilární tepny [7]	6
Obrázek 3: Ischemická CMP, uzávěr bazilární tepny, T2 váhování [7]	7
Obrázek 4: Uzávěr střední mozkové tepny (šipka) zobrazený pomocí DSA před a po rekanalizaci [9]	8
Obrázek 5: Ultrazvukové vyšetření krčních a mozkových tepen [10]	9
Obrázek 6: Vnitřní struktura lidské hlavy [32]	19
Obrázek 7: Postup tvorby numerického modelu v programu COMSOL	24
Obrázek 8: Schématický náčrt uspořádání 2D modelu v programu COMSOL	25
Obrázek 9: Geometrie vytvořená pomocí předlohy v programu AutoCad	26
Obrázek 10: Příklad nastavení pozice antén	26
Obrázek 11: Vytvořená geometrie zobrazovacího systému a řezu hlavy	27
Obrázek 12: Nastavení modulu v programu COMSOL	27
Obrázek 13: Příklad definování parametrů v COMSOLu	28
Obrázek 14: Postup volání funkce vytvořené v MATLABu	28
Obrázek 15: Souhrn použitých materiálů	28
Obrázek 16: Definování použitých funkcí vytvořených v MATLABu	29
Obrázek 17: Příklad nastavení vlastností vytvořeného materiálu	29
Obrázek 18: Nastavení položky <i>Parametric Sweep</i>	29
Obrázek 19: Ukázka nastavení okrajových podmínek	30
Obrázek 20: Vygenerovaná síť typu <i>Finer</i>	30
Obrázek 21: Nastavení modulu v programu COMSOL	31
Obrázek 22: Vytvořený substrát antény	32
Obrázek 23: Část motýlkové antény	32
Obrázek 24: Motýlková anténa	33
Obrázek 25: Detail konektoru antény	34
Obrázek 26: Vytvořený podélně homogenní fantom	34
Obrázek 27: Podélně homogenní fantom se systémem antén	35
Obrázek 28: Hotový 3D model mikrovlnného zobrazovacího systému	35
Obrázek 29: Definování oblasti portu (modrá plocha)	36
Obrázek 30: Vytvořené sítě v programu COMSOL	37
Obrázek 31: Vývojový diagram sledování CMP pomocí mikrovlnného zobrazování	41
Obrázek 32: Výsledný 2D model mikrovlnného zobrazovacího systému	42
Obrázek 33: Vývoj ischemické CMP v čase	43
Obrázek 34: Vývoj ischemické CMP	44
Obrázek 35: Vývoj hemoragické CMP	45
Obrázek 36: Vývoj hemoragické CMP	46
Obrázek 37: Výsledný 3D model mikrovlnného zobrazovacího systému	47
Obrázek 38: Ischemická CMP s poloměrem zasažené oblasti 15 mm	49
Obrázek 39: Ischemická CMP s poloměrem zasažené oblasti 10 mm	50
Obrázek 40: Hemoragická CMP s poloměrem zasažené oblasti 20 mm	51

Seznam tabulek

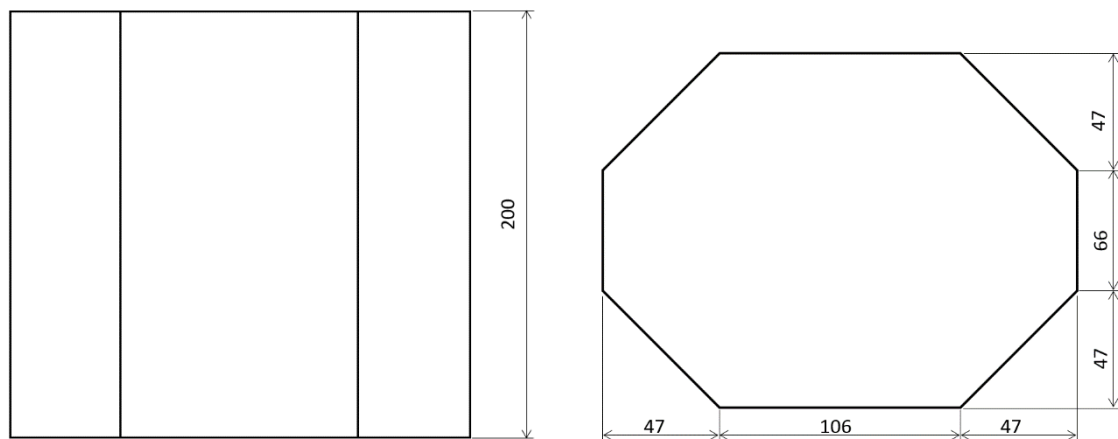
Tabulka 1: Parametry Cole-Cole modelu pro jednotlivé tkáně [23].....	21
Tabulka 2: Vypočítané hodnoty dielektrických vlastností tkání dle rovnice (5.5).....	22
Tabulka 3: Dielektrické vlastnosti použitých materiálů ve 3D modelu.....	36

Seznam příloh

A	Mikrovlňný zobrazovací systém	i
A.1	Rozměry podélně homogenního fantomu	i
A.2	Rozměry motýlové antény	i
A.3	Reálný mikrovlňný zobrazovací systém	ii
B	Scénáře CMP 2D model	iii
B.1	Ischemická CMP	iii
B.2	Hemoragická CMP	iv
C	Scénáře CMP 3D model	v
C.1	Ischemická CMP	v
C.2	Hemoragická CMP	vi
D	Rekonstrukce pomocí DBA	vii
D.1	Ischemická CMP	vii
D.2	Hemoragická CMP	ix
E	Vytvořené numerické modely v COMSOLu	xi
F	Vytvořené skripty v MATLABu	xi

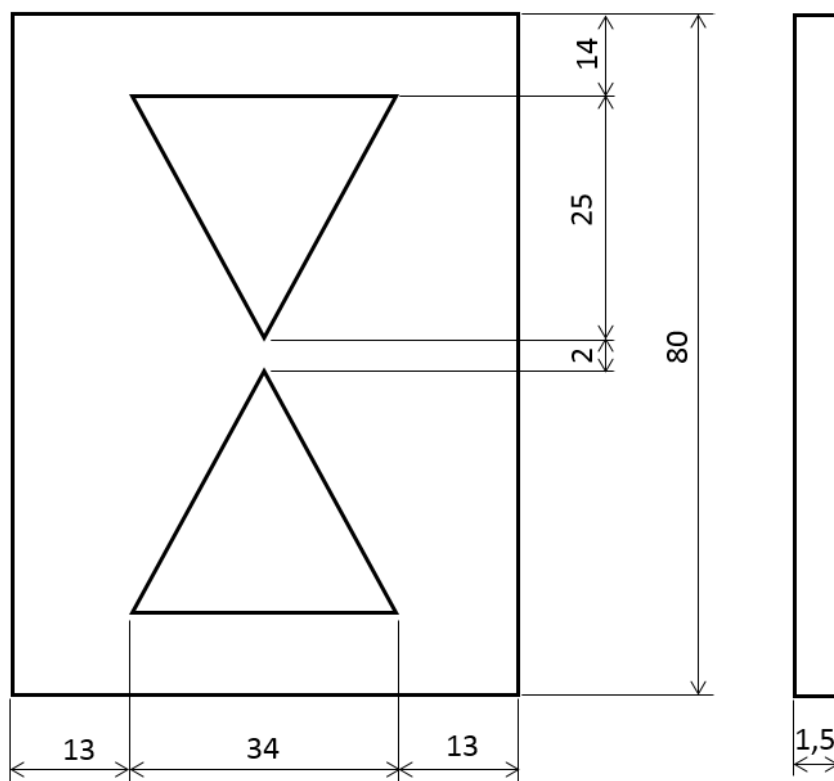
A Mikrovlnný zobrazovací systém

A.1 Rozměry podélně homogenního fantomu



Obrázek A.1: Nárys a půdorys podélně homogenního fantomu

A.2 Rozměry motýlkové antény



Obrázek A.2: Nárys a bokorys motýlkové antény

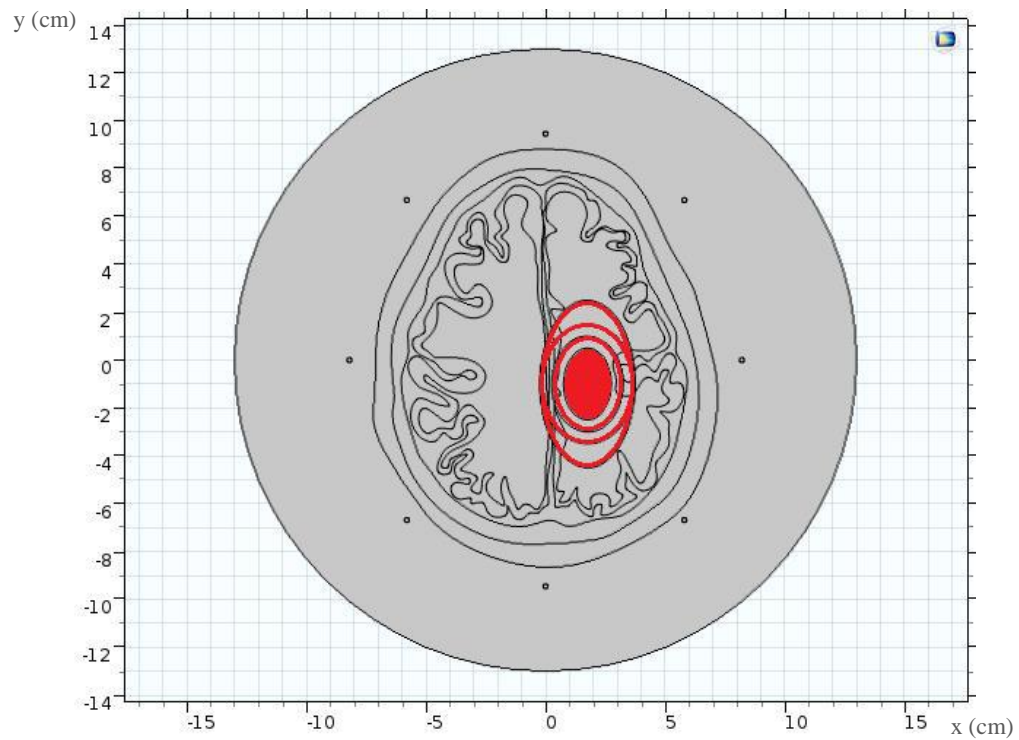
A.3 Reálný mikrovlnný zobrazovací systém



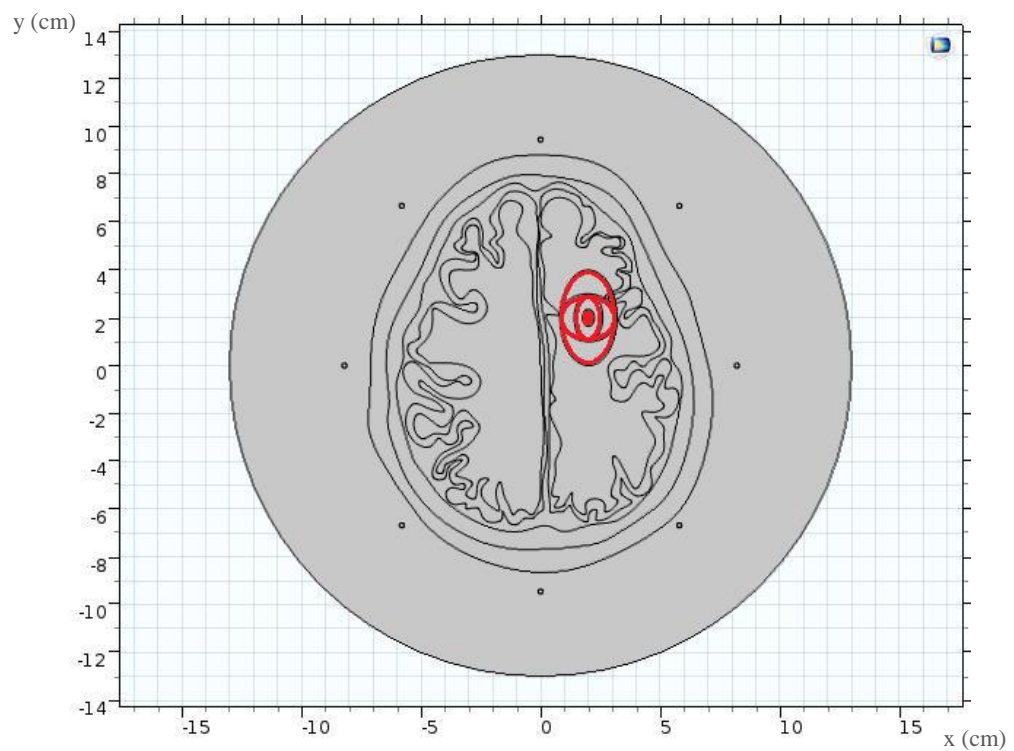
Obrázek A.3: Mikrovlnný zobrazovací systém. *Foto: Ing. Ondřej Fišer*

B Scénáře CMP 2D model

B.1 Ischemická CMP

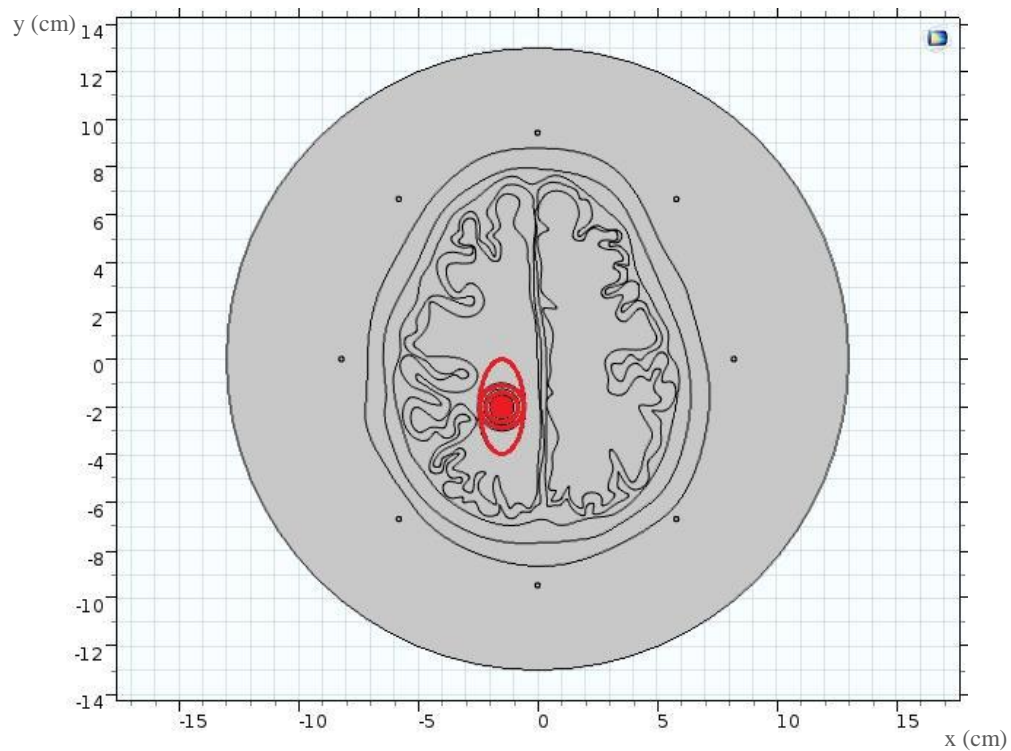


Obrázek B.1: Scénář ischemické CMP, poloha 1

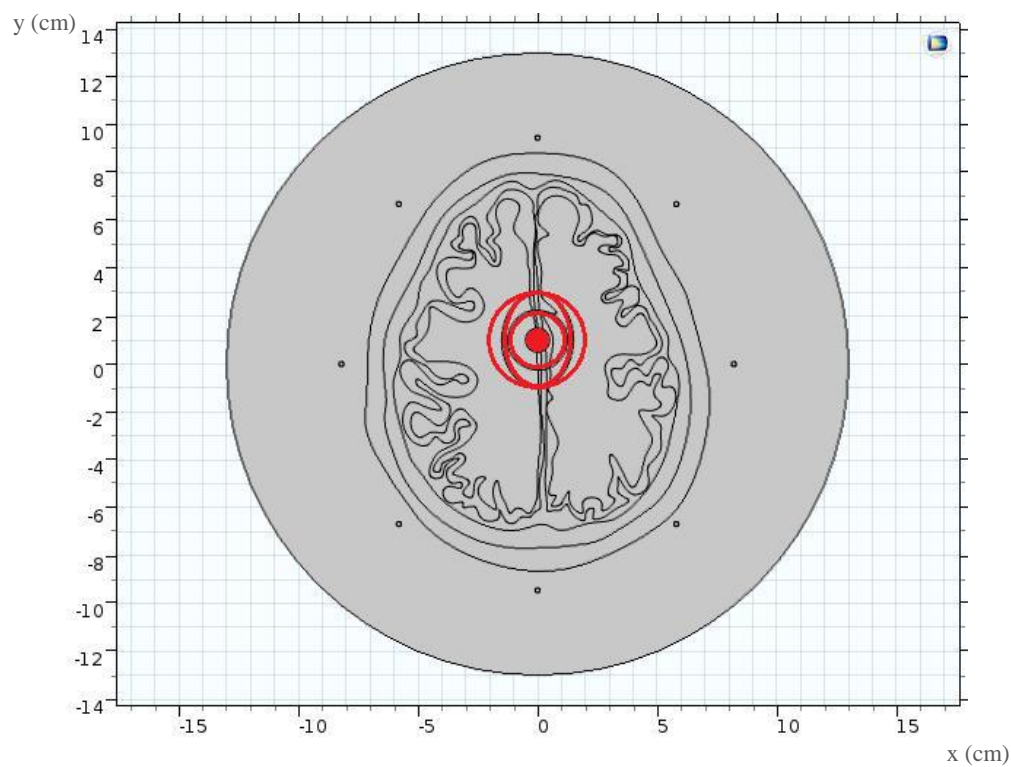


Obrázek B.2: Scénář ischemické CMP, poloha 2

B.2 Hemoragická CMP



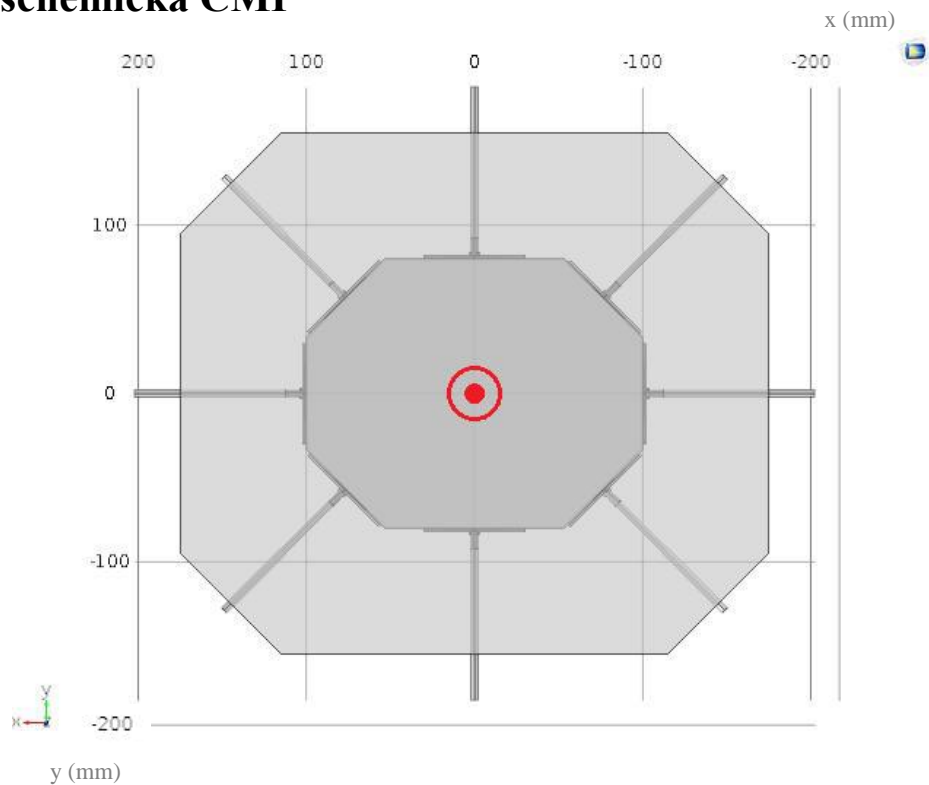
Obrázek B.3: Scénář hemoragické CMP, poloha 1



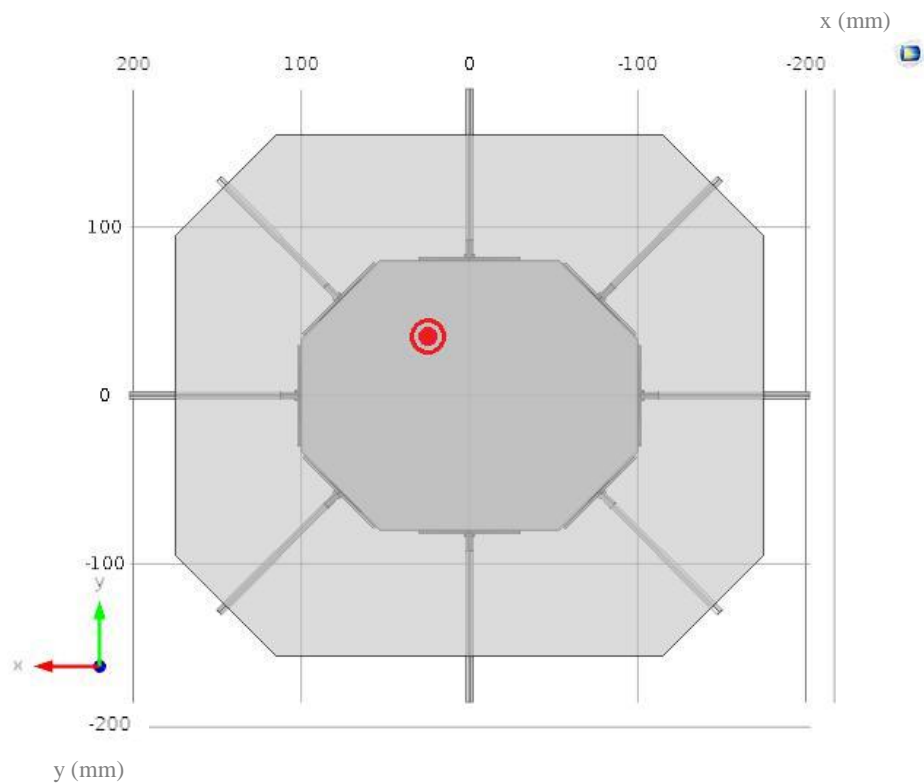
Obrázek B.4: Scénář hemoragické CMP, poloha 2

C Scénáře CMP 3D model

C.1 Ischemická CMP

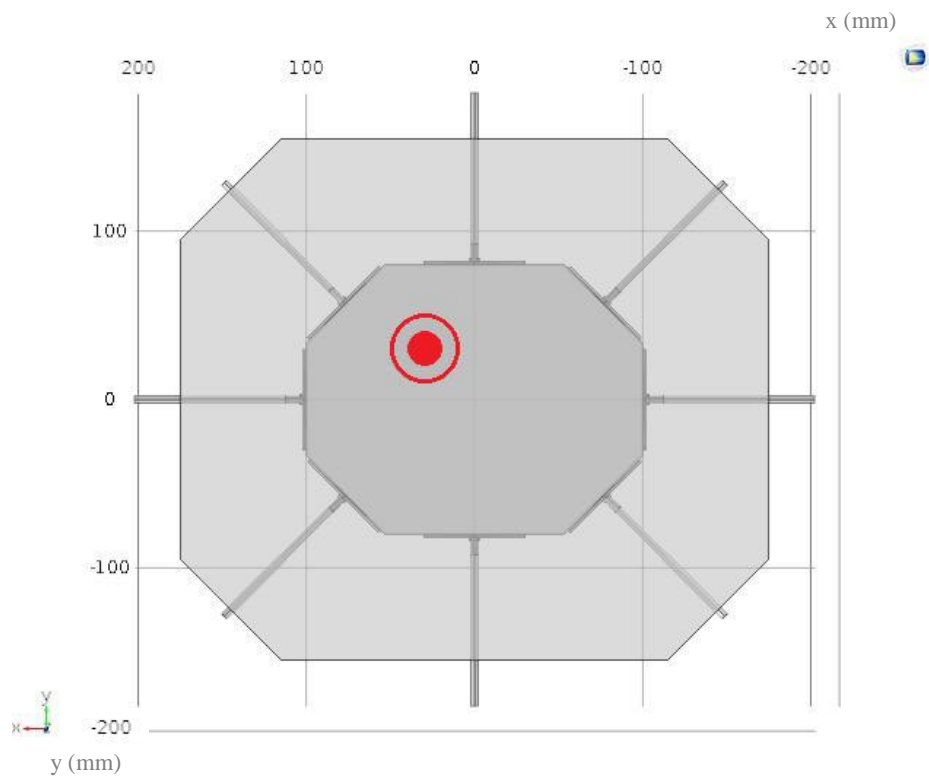


Obrázek C.1: Scénář ischemické CMP, poloha 1



Obrázek C.2: Scénář ischemické CMP, poloha 2

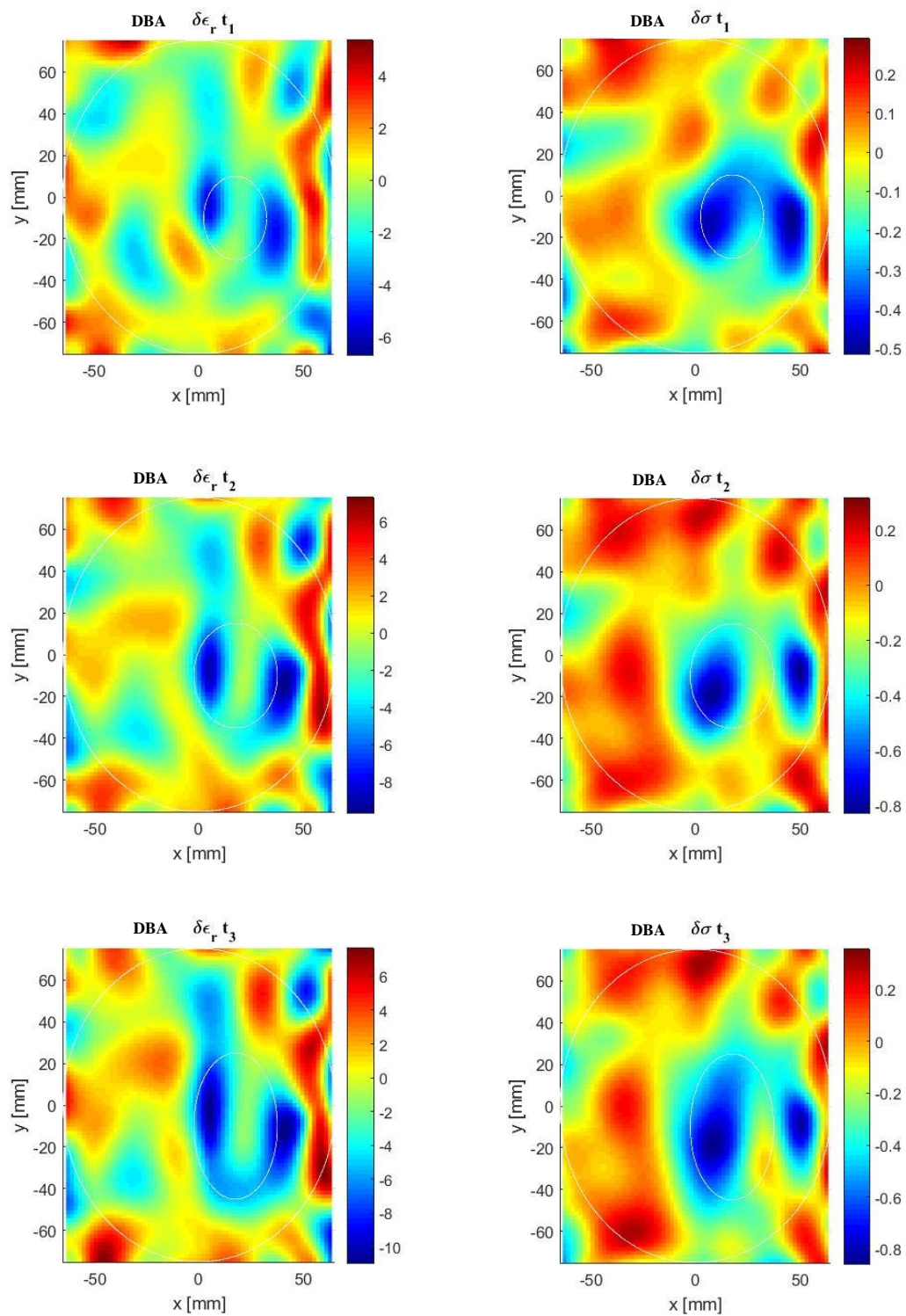
C.2 Hemoragická CMP



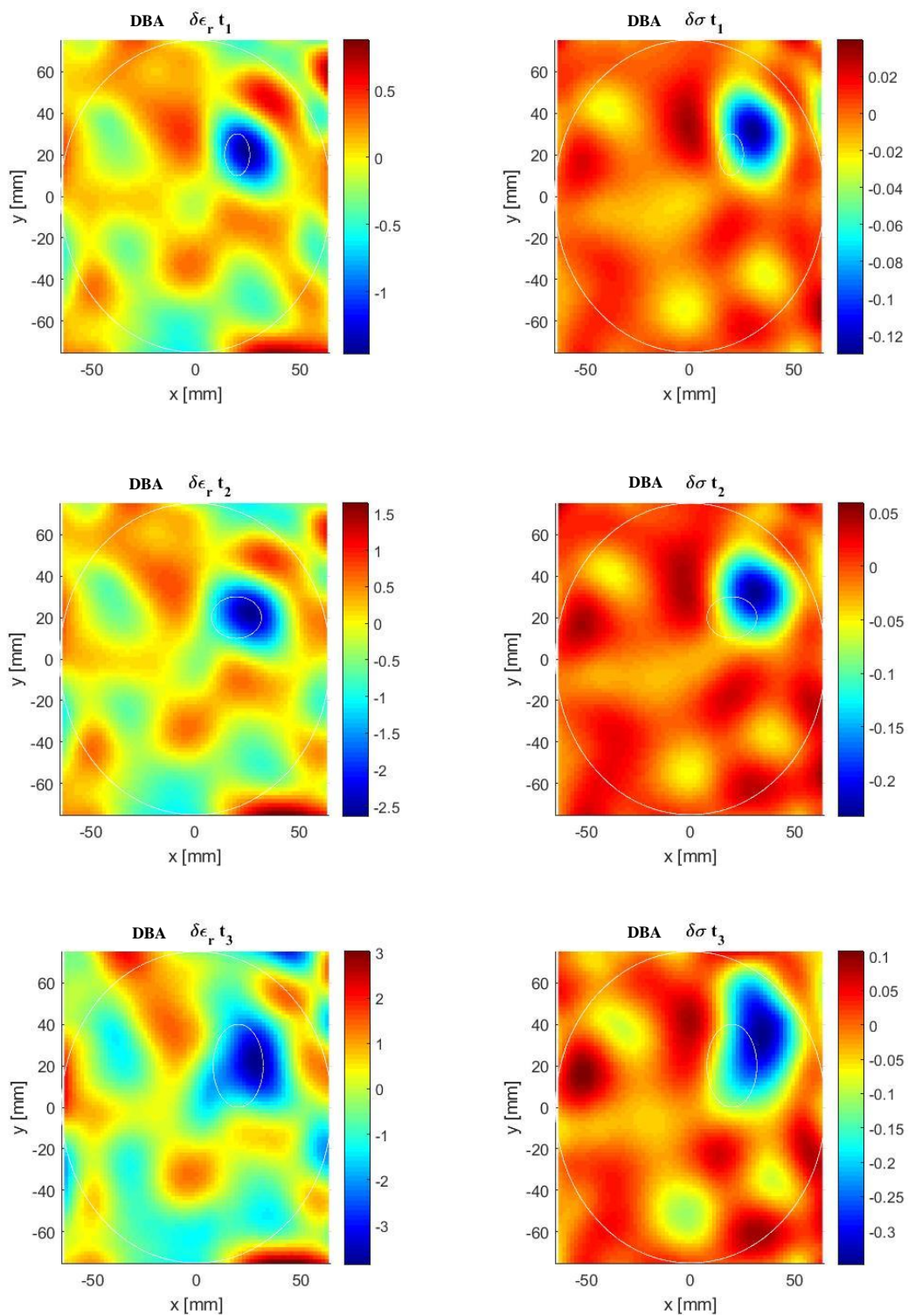
Obrázek C.3: Scénář hemoragické CMP

D Rekonstrukce pomocí DBA

D.1 Ischemická CMP

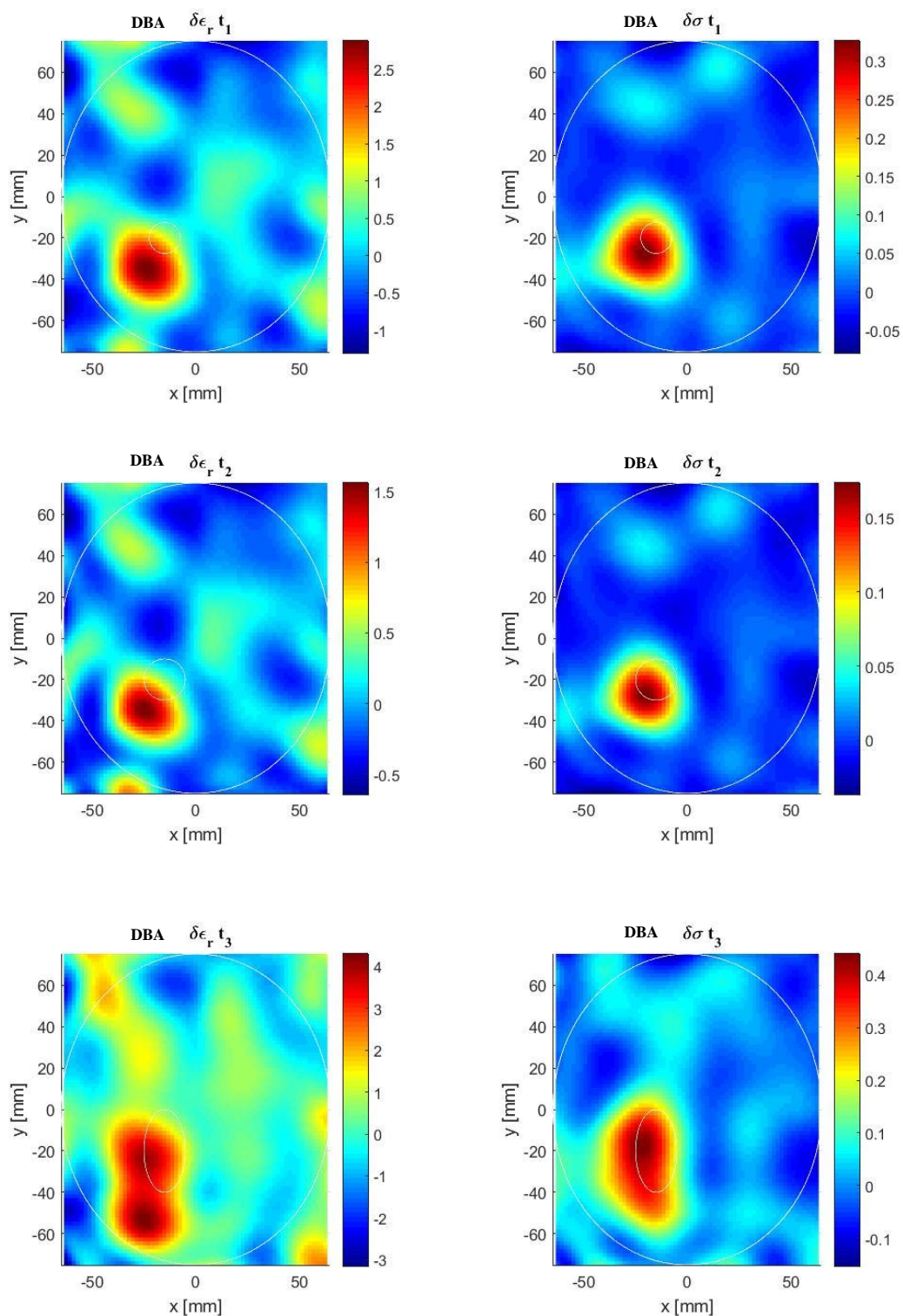


Obrázek D.1: Vývoj ischemické CMP, poloha 1

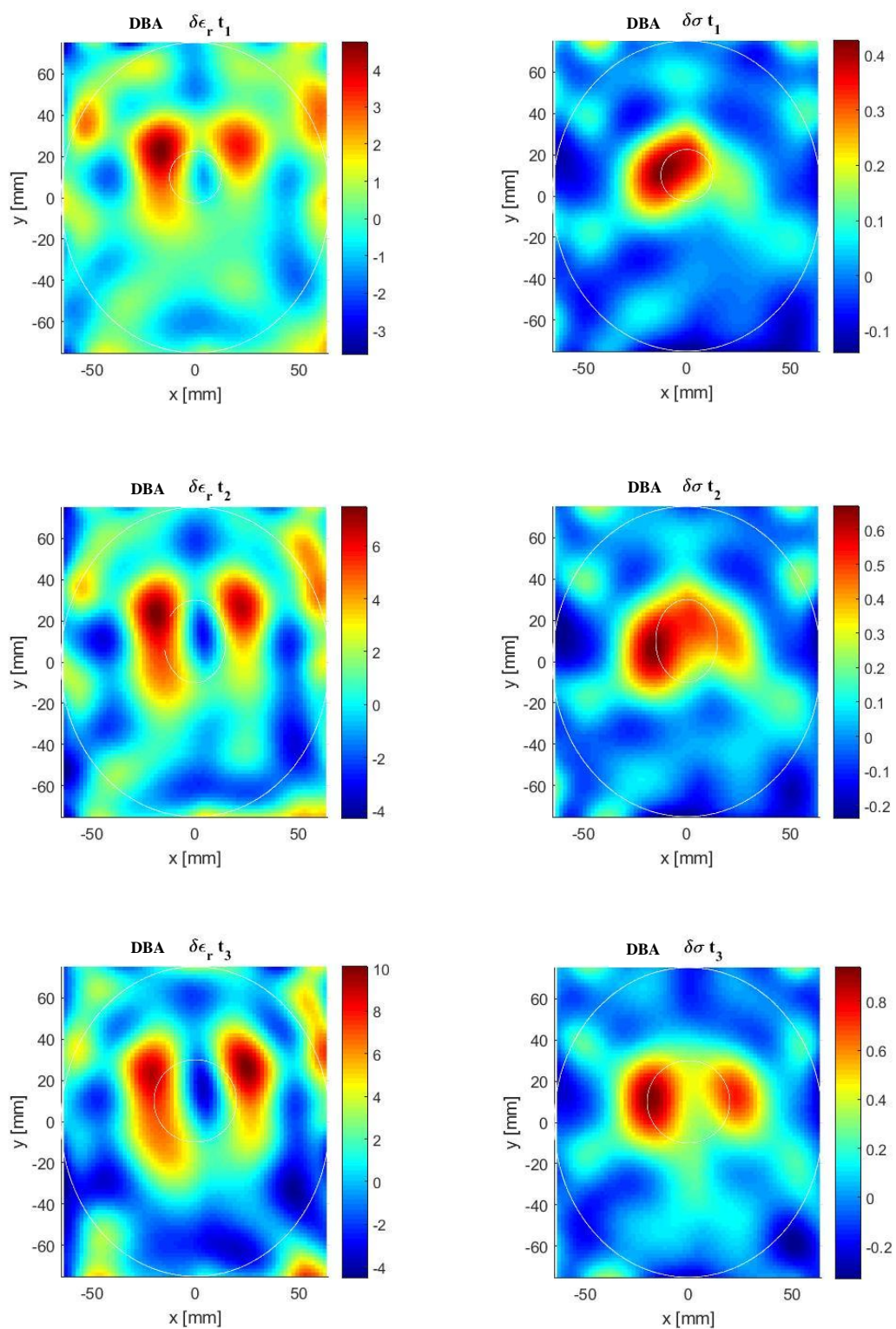


Obrázek D.2: Vývoj ischemické CMP, poloha 2

D.2 Hemoragická CMP



Obrázek D.3: Vývoj hemoragické CMP, poloha 1



Obrázek D.4: Vývoj hemoragické CMP, poloha 2

E Vytvořené numerické modely v COMSOLu

mwi_2D_realistic_CMP.mph

mwi_3D_CMP.mph

F Vytvořené skripty v MATLABu

rekonstrukce_3D.m

hdrload_e_fields_3D.m

S_matrix_load_3D.m

rekonstrukce_2D.m

hdrload_e_fields_2D.m

S_matrix_load_2D.m