

České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta biomedicínského inženýrství  
Katedra biomedicínské techniky



**Určení hodnot dielektrických vlastností  
zjednodušeného modelu lidské hlavy pomocí Zkreslené  
Bornovy iterační metody**

**Dielectric-properties values determination  
of human-head simplified model using Distorted  
Born Iterative Method**

Bakalářská práce

*Hana Mózerová*

Vedoucí práce: doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.

Odborný konzultant: Ing. David Vrba, Ph.D., Ing. Ilja Merunka

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Obor: Biomedicínský technik

17. května 2017

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

Student: **Hana Mózerová**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Určení hodnot dielektrických vlastností zjednodušeného modelu lidské hlavy pomocí Zkreslené Bornovy iterační metody**  
Téma anglicky: Dielectric-properties values determination of human-head simplified model using Distorted Born Iterative Method


### Zásady pro vypracování:

V prostředí MATLAB implementujte iterativní zkreslenou Bornovu metodu pro mikrovlnné zobrazování ve 2D. Přímo úlohu řešte v programu COMSOL Multiphysics. Uvažujte zjednodušený model lidské hlavy skládající se pouze z elipsy reprezentující hlavu a kruhové podoblasti reprezentující cévní mozkovou příhodu (CMP). Geometrii modelu uvažujte jako známou. Dále vytvořte numerický model zjednodušeného zobrazovacího systému obklopující model hlavy. Pomocí implementované metody a za využití syntetických dat určete hodnoty elektrické permitivity a vodivosti obou oblastí modelu hlavy. Implementovaný algoritmus proveďte na sérii 6 testovacích scénářů lišících se velikostí a polohou modelu CMP a typem CMP.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Matteo Pastorino, Microwave Imaging, ed. 1st, John Wiley & Sons, Inc., 2010, ISBN 978-0-470-27800-0
- [2] J. Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1st, ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8

Zadání platné do: 11.09.2018  
Vedoucí: doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.  
Konzultant: Ing. David Vrba, Ph.D., Ing. Ilja Merunka

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

# Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Určení hodnot dielektrických vlastností zjednodušeného modelu lidské hlavy pomocí Zkreslené Bornovy iterační metody“ vypracovala samostatně. Veškerou použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v přiloženém seznamu literatury.

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

V Kladně 17. května 2017

.....

Hana Mózerová

# Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu své bakalářské práce, doc. Dr.-Ing. Janu Vrbovi, M.Sc., a konzultantovi Ing. Davidu Vrbovi, Ph.D. a Ing. Iljovi Merunkovi za jejich cenné rady, pomoc, věnovaný čas a podporu během vypracovávání mé bakalářské práce.

# Abstrakt

## Určení hodnot dielektrických vlastností zjednodušeného modelu lidské hlavy pomocí Zkreslené Bornovy iterační metody

Práce se zabývá tvorbou numerického modelu a iterativní metodou rekonstrukce rozložení dielektrických vlastností v zobrazované oblasti pomocí mikrovlnného zobrazování. Cílem bylo rozšířit již existující algoritmus detekce cévní mozkové příhody (CMP) na iterativní variantu pomocí Zkreslené Bornovy metody a následně určit hodnoty dielektrických vlastností oblastí modelu hlavy. Již existující 2D model lidské hlavy postižené CMP byl upraven pro účely této práce. Dále byla implementována Zkreslená Bornova iterativní metoda, která byla testována na datech získaných z numerického modelu pro 12 testovacích scénářů lišících se typem, velikostí a umístěním CMP. Pro každý scénář bylo provedeno 10 iterací. Výsledky byly zobrazeny jako závislost průměrných hodnot permitivity a vodivosti pro oblasti hlavy na počtu iterací. Vyplývá z nich, že iterativní metoda byla úspěšně implementována a dle očekávání výrazně zpřesňuje výsledek získaný neiterativní variantou. Bylo otestováno, že algoritmus detekuje i oblast CMP s průměrem pouze 1 cm. Nejlépe algoritmus fungoval pro zobrazení permitivity, ty byly ve většině případů už v páté iteraci zobrazeny s chybou menší než 1 % .

### Klíčová slova

Cévní mozková příhoda, mikrovlnné zobrazování, Bornova aproximace, TSVD regularizace, Zkreslená Bornova iterativní metoda, numerický 2D model lidské hlavy

# Abstract

## **Dielectric-properties values determination of human-head simplified model using Distorted Born Iterative Method**

The thesis deals with the creation of a numerical model and an iterative method of reconstruction of the dielectric-properties distribution in the imaged area by microwave imaging. The aim was to extend the already existing brain stroke detection algorithm to an iterative version using the Distorted Born Method and subsequently to determine the dielectric properties of the head model areas. The already existing 2D model of the human head affected by stroke was modified for the purposes of this work. In addition, the Distorted Born iterative method was implemented, which was tested on data obtained from a numerical model for 12 testing scenarios that are different in type, size, and location of the stroke. For each scenario, 10 iterations were performed. The results were shown as dependence of average permeability and conductivity values of head regions on the number of iterations. It follows that the iterative method has been successfully implemented and, as expected, is significantly more accurate than an uniterative way. It was tested that the algorithm detects a stroke area with a diameter of only 1 cm. The best results were by imaging permittivity, which in most cases was imaged in the fifth iteration with an error of less than 1 %.

## **Keywords**

Brain stroke, Microwave Imaging, Born Approximation, TSVD Regularization, Distorted Born iterative method, numerical 2D model of the human head

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b>	<b>8</b>
<b>1 Úvod</b>	<b>9</b>
1.1 Přehled současného stavu . . . . .	10
1.1.1 Cévní mozková příhoda . . . . .	10
1.1.2 Současná diagnostika . . . . .	10
1.1.3 Využití MWI . . . . .	11
1.1.4 Stručný princip MWI mozku . . . . .	12
1.1.5 Numerický model . . . . .	12
1.1.6 Algoritmus rekonstrukce . . . . .	13
1.2 Cíle práce . . . . .	17
<b>2 Metody</b>	<b>18</b>
2.1 Numerický model . . . . .	18
2.2 Iterativní metody rekonstrukce . . . . .	21
2.2.1 Implementace DBIM . . . . .	21
2.3 Spojení modelu a algoritmu . . . . .	22
2.4 Testovací scénáře . . . . .	26
<b>3 Výsledky</b>	<b>27</b>
<b>4 Diskuze</b>	<b>39</b>
<b>5 Závěr</b>	<b>43</b>
<b>Seznam obrázků</b>	<b>48</b>
<b>Seznam příloh</b>	<b>51</b>

# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

---

$A$	$(\text{m}^2)$	oblast jednoho pixelu
$\mathbf{E}$	$(\text{V} \cdot \text{m}^{-1})$	intenzita elektrického pole
$N_T$	$(-)$	počet uvažovaných singulárních hodnot TSVD
$t$	$(\text{s})$	čas
$\epsilon$	$(\text{F} \cdot \text{m}^{-1})$	absolutní permitivita
$\epsilon_b$	$(\text{F} \cdot \text{m}^{-1})$	permitivita pracovního prostředí
$\epsilon_r$	$(-)$	relativní permitivita
$\epsilon_{r,b}$	$(-)$	relativní permitivita pracovního prostředí
$\epsilon_0$	$(\text{F} \cdot \text{m}^{-1})$	permitivita vakua
$\mu_0$	$(\text{H} \cdot \text{m}^{-1})$	permeabilita vakua
$\sigma$	$(\text{S} \cdot \text{m}^{-1})$	elektrická vodivost
$\tau$	$(\text{s})$	relaxační časová konstanta tkáně
$\omega$	$(\text{rad} \cdot \text{s}^{-1})$	úhlová rychlost

## Seznam zkratek

---

<b>MWI</b>	mikrovlnné zobrazování (microwave imaging)
<b>CMP</b>	cévní mozková příhoda
<b>CT</b>	výpočetní tomografie (computed tomography)
<b>MRI</b>	zobrazování pomocí magnetické rezonance (magnetic resonance imaging)
<b>TSVD</b>	zkrácený singulární rozklad (truncated singular value decomposition)
<b>BIM</b>	Bornova iterativní metoda
<b>DBIM</b>	Zkreslená Bornova iterativní metoda (distorted Born iterative method)



# Kapitola 1

## Úvod

Zobrazování pomocí mikrovln (MWI) vzbuzuje v současnosti velký zájem odborné komunity zabývající se aplikacemi elektromagnetického pole v medicíně. Mikrovlnné záření je považováno za silný elektromagnetický nástroj k získání informací o fyzických a elektrických vlastnostech prostupných nebo neprostupných objektů, následkem čehož je na této skutečnosti založeno velké množství studií. Mikrovlnné signály jsou schopné proniknout do dielektrických materiálů a s přiměřeným prostorovým rozlišením snímat vzdálené nebo nepřístupné objekty, což lze využít v mnoha odvětvích. Jejich využití je perspektivní např. v průmyslových, občanských nebo lékařských aplikacích. Pomocí mikrovln jsou testovány a vyhodnocovány průmyslové materiály [1] nebo mohou být detekovány objekty za stěnou [2]. V medicíně se tato metoda používá k neinvazivnímu měření glykémie u diabetiků [3]. Výzkum probíhá také v dalších odvětvích jako je neinvazivní monitorování teploty při hypertermii (metoda protinádorové léčby), raná detekce rakoviny prsu [4] nebo detekce cévní mozkové příhody.

Bakalářská práce se zabývá problémem v oblasti biomedicínského inženýrství a konkrétně zobrazováním mozku. Motivace spočívá v tom, že cévní mozková příhoda (CMP) je velmi časté onemocnění způsobující ve velkém množství případů ochrnutí nebo smrt. U léčby je naprosto nezbytná správná a včasná diagnostika. Momentálně existující a používané metody detekce jsou sice spolehlivé, ale pomalé a drahé. Proto by využití mikrovlnného zobrazování mohlo v diagnostice výrazně pomoci a mohlo by zlepšit péči o pacienty.

Ohledně detekce CMP bylo publikováno značné množství prací (např. [5, 6, 7]). Algoritmus zobrazování pomocí Bornovy aproximace již byl mimo jiné testován v předchozím projektu [8] a výsledky této aproximace byly poměrně nepřesné, proto je snaha o vylepšení

algoritmu. Jako možnost k vylepšení se jeví, v této práci aplikovaná, iterativní varianta Bornovy aproximace.

## 1.1 Přehled současného stavu

### 1.1.1 Cévní mozková příhoda

V současnosti je CMP celosvětově druhá nejčastější příčina náhlého úmrtí a nejčastější příčina neurologické dysfunkce s následkem trvalého postižení [9]. Kromě toho se očekává, že se výskyt CMP bude v budoucnu kvůli stárnutí populace zvyšovat [10]. Co se týče České republiky, ročně utrpí CMP přibližně 30 tisíc pacientů, přičemž z 80 % jde o ischemickou variantu [11]. CMP je způsobena selháním cirkulace krve v mozku v důsledku zablokování cévy nebo porušení cévní stěny [6]. Jestliže je céva zásobující mozek ucpána trombem (lokálně vytvořená sraženina) nebo embolem (ucpání cizím tělesem vzniklým v jiné části těla), vzniká ischemická mozková příhoda [12]. Naproti tomu hemoragická mozková příhoda se objevuje následkem prasknutí krevní cévy v mozku [12]. Krev se v něm poté hromadí a utlačuje okolní tkáň. Následně se mozkové tkáni nedostává kyslíku a glukózy a při nedostatečně rychlé lékařské pomoci odumírá. Lékařský zásah při ischemické mozkové příhodě je naprosto opačný než při příhodě hemoragické, a proto je nezbytná počáteční diagnostika. Bohužel na základě vnějších příznaků nelze určit druh CMP. Nedostatečné okysličení mozkové tkáně se projevuje necitlivostí a ochablostí obličeje nebo končetin (především na jedné straně těla), náhlým zmatením, problémy s řečí a jejím porozuměním, s viděním, chůzí, závratěmi, ztrátou rovnováhy nebo vážnými bolestmi hlavy [12]. Jmenované příznaky jsou typické pro oba typy CMP [12].

### 1.1.2 Současná diagnostika

Současná lékařská diagnostika CMP se spoléhá na vyšetření a určení diagnózy počítačovou tomografií (CT) nebo magnetickou rezonancí (MRI).

Primární diagnostická metoda, která určuje, zda se jedná o ischemickou nebo hemoragickou CMP, je výpočetní tomografie. Metoda dokáže zobrazit velikost a umístění abnormálních útvarů v mozku jako jsou např. porušené cévy nebo krevní sraženiny, ale není schopná ve všech případech poruchu zaznamenat. Například, pokud od nástupu prvních příznaků

uplynulo pouze pár hodin, pokud je oblast problému velmi malá nebo pokud se vyskytuje v mozkovém kmeni nebo mozečku. Co se týče doby vyšetření, celková procedura snímání signálů ze všech vrstev mozku trvá obvykle 20 až 60 minut. [13]

Zobrazování magnetickou rezonancí dokáže diagnostikovat CMP i tehdy, kdy výpočetní tomografie selhává. Její výhodou je také schopnost zobrazení měkkých tkání s vysokým rozlišením, tím pádem zachycení i malého ložiska CMP. Zároveň dokáže snímat řezy v téměř všech směrech. Vyšetření na MRI při diagnostice cévní mozkové příhody trvá v průměru 30 až 90 minut. [13]

CT a MRI jsou sice metody spolehlivé, ale pomalé, drahé a nepřenositelné, tudíž nemůžou být k dispozici týmům záchranné zdravotnické služby. Také nejsou přístupné malým zdravotnickým klinikám. Navíc s rozšiřujícím se použitím CT vyšetření rostou obavy z ionizujícího záření, které CT používá. [5]

Z těchto důvodů existuje snaha o vyvíjení nových pomocných technik, které by byly schopné překonat limity technik CT a MRI a zvýšit tak efektivitu lékařské péče.

### 1.1.3 Využití MWI

Díky důkazu [14], že existuje kontrast mezi zdravou tkání a tkání postiženou CMP (při ischemické CMP dochází k poklesu hodnot permitivity a vodivosti, při hemoragické naopak k nárůstu kvůli vyššímu obsahu vody s vyšší permitivitou a vodivostí), je možné k řešení problému využít mikrovlnné záření. Systém mikrovlnného zobrazování je založen na neionizujícím záření a sestavení zařízení pomocí bezdrátové komunikace je relativně nízkonákladové. Zařízení je přenosné, je bezpečné ho používat opakovaně, a dokonce může být nasazeno u lůžka pacienta. Proto může mikrovlnné zobrazování reprezentovat platný diagnostický nástroj pro sledování pokročilých stadií cévní mozkové příhody. [6]

Na druhou stranu načtení mapy elektromagnetických vlastností mozkových tkání z dat nasbíraných pomocí mikrovln vyžaduje řešení nelineárního, špatně definovaného problému. Jak je známo, postupy řešení těchto problémů jsou výpočetně náročné, tudíž nejsou vhodné pro provádění v reálném čase. Zároveň jsou ovlivněny chybnými výsledky, což velmi zhoršuje spolehlivost metody. Specifikací toho, co je pomocí MWI potřeba zobrazit, je možné tyto problémy odstranit. Cílem zobrazení je totiž většinou malá změna vlastností vůči předchozí diagnóze. Inverzní problém se tak dá aproximovat na lineární, jenž je spolehlivý a efektivní. [6]

### 1.1.4 Stručný princip MWI mozku

Při mikrovlnném zobrazování je určitý počet antén umístěn okolo sledovaného prostoru. V určitý okamžik jedna anténa vysílá sekvenčně slabé mikrovlnné signály směrem do mozku a ostatní antény přijímají odražené a dopadající signály. Tento postup je aplikován na všechny antény, čímž získáme matici S-parametrů, se kterými dál pracujeme.

Právě S-parametry dávají do souvislosti tři vlny - zdrojovou, odraženou a průchozí a používají se při aplikacích na mikrovlnné obvody, u kterých nejsou rozměry ve srovnání s vlnovou délkou dostatečně malé [15]. S-parametry můžeme vyjádřit pomocí rozptylové matice, která má v případě  $N$  antén velikost  $N \times N$  [16]. Na její hlavní diagonále se nacházejí činitele odrazu pro dané antény a ostatní prvky představují činitele přenosu mezi jednotlivými kombinacemi antén [16].

Účinná vysílací anténa je také účinnou anténou přijímací, takže lze obě antény zaměňovat. Hovoříme o principu reciprocity, který způsobí, že  $S_{mn} = S_{nm}$  a že matice je souměrná podle diagonály. [17]

U všech prvků se jedná o komplexní čísla, která nesou informaci o velikosti amplitudy a o fázi [16]. Při vysílání mikrovlnného záření do hlavy různé tkáně a struktury ovlivňují jeho rozptyl a odraz v závislosti na svých dielektrických vlastnostech. Díky těmto dějům může být pomocí MWI zrekonstruován obraz hlavy dle permitivit a konduktivit jejích oblastí, a jelikož patologická tkáň při mozkové příhodě mění své dielektrické vlastnosti [14], lze detekovat i tuto patologii.

### 1.1.5 Numerický model

V projektu [8] byl vytvořen zjednodušený model transversálního řezu hlavy, bylo k tomu využito prostředí COMSOL Multiphysics. Okolo modelu hlavy, obsahujícího struktury kůže, lebky, mozkomíšního moku, šedé a bílé hmoty mozkové a místa postiženého cévní mozkovou příhodou, bylo vytvořeno pracovní prostředí (matching medium) o určitých dielektrických vlastnostech ( $\epsilon_{r,b} = 24,5$ ,  $\sigma_b = 0,460 S/m$ ) a v něm 12 antén umístěných po  $30^\circ$  okolo modelu hlavy. Pomocí Cole-Cole modelu byly vypočteny permitivity a vodivosti fyziologických tkání a hodnoty pro ischemickou mozkovou příhodu byly zvoleny jako pokles o 10 % oproti bílé hmotě mozkové. U hemoragické mozkové příhody tomu bylo naopak, jednalo se tedy o nárůst dielektrických vlastností o 10 % oproti bílé hmotě mozkové. Pracovní frekvence

jednotlivých antén byla zvolena jako 1 GHz s výkonem 20 mW. Tato frekvence byla zvolena na základě literatury [7], která pásmo 1,5-4,0 GHz považuje za zakázané, hodnoty vyšší než 4,0 GHz za nevhodné kvůli nízké hloubce penetrace do vyšetřovaných tkání a hodnoty nižší než 600 MHz také za nevhodné, protože neumožňují požadované prostorové rozlišení zobrazení. Pracovní frekvence antén tedy byla vybrána z pásma nejvhodnějších frekvencí 0,6-1,5 GHz. Provedením simulace byly získány informace o rozložení elektrických polí všech antén a kompletní matice S-parametrů.

### 1.1.6 Algoritmus rekonstrukce

Rekonstrukční algoritmus pro tento problém [8] je řešen pomocí Bornovy aproximace a TSVD regularizace. Bornova aproximace se dá použít jak pro řešení přímého problému (výpočet elektrického pole ze znalosti objektu), tak pro řešení problému inverzního (rekonstrukce objektu ze znalosti polí) [18], což bylo využito v práci [8]. Rekonstrukční algoritmus se dá rozdělit do dvou fází. V první fázi je vypočten lineární operátor na základě elektrických polí jednotlivých antén v homogenním médiu a rozložen pomocí singulárního rozkladu. Tato fáze může proběhnout v předstihu samotného měření, proto nevadí, že je výpočetně, a tudíž i časově náročnější. V druhé fázi jsou měření získány matice S-parametrů, díky kterým je vypočtena tzv. objektová funkce popisující rozložení dielektrických vlastností zkoumaného objektu. Matematické postupy a formulace byly převzaty z odborných publikací [6, 18, 19] a pro pohodlí čtenáře jsou zde uvedeny. Integrální rovnice popisující šíření elektromagnetického pole v zobrazované oblasti je následující.

$$\mathbf{E}_{tot}(\mathbf{r}) = \mathbf{E}_{inc}(\mathbf{r}) + k_0^2 \int_{\Omega} (\bar{\mathbf{G}}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}') \mathbf{E}_{tot}(\mathbf{r}'))) dS' \Big|_{t=t_1}, \quad (1.1)$$

kde  $\mathbf{E}_{tot}$  je celkové a  $\mathbf{E}_{inc}$  dopadající elektrické pole,  $k_0$  je vlnové číslo v prostředí daného média,  $\bar{\mathbf{G}}$  je Greenova funkce pro referenční scénář a  $O(\mathbf{r}')$  je objektová funkce.  $k_0$ ,  $O(\mathbf{r}')$ ,  $\delta\epsilon_r$  a  $\delta\sigma$  je možné vyjádřit jako

$$k_0 = \omega \sqrt{\epsilon_b \mu_0} \quad (1.2)$$

$$O(\mathbf{r}') = \delta\epsilon_r(\mathbf{r}') - j \frac{\delta\sigma(\mathbf{r}')}{\omega\epsilon_b}, \quad (1.3)$$

$$\delta\epsilon_r(\mathbf{r}) = \frac{\epsilon(\mathbf{r}) - \epsilon_{r,b}\epsilon_0}{\epsilon_{r,b}\epsilon_0}, \quad (1.4)$$

$$\delta\sigma(\mathbf{r}) = \sigma(\mathbf{r}) - \sigma_b, \quad (1.5)$$

kde  $\epsilon(\mathbf{r})$ ,  $\epsilon_b$ ,  $\epsilon_{r,b}$ ,  $\sigma(\mathbf{r})$ ,  $\sigma_b$  je lokální permitivita, permitivita pracovního prostředí, relativní permitivita pracovního prostředí, lokální vodivost a vodivost pracovního prostředí.

Rozptylové elektrické pole je definováno jako rozdíl celkového a dopadajícího elektrického pole, což odpovídá rovnici

$$\mathbf{E}_{sca}(\mathbf{r}) = k_0^2 \int_{\Omega} (\bar{\mathbf{G}}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}')\mathbf{E}_{tot}(\mathbf{r}'))dS', \quad (1.6)$$

Uvažujme systém s N vysílači a M přijímači v pozorované oblasti okolo zobrazovaného objektu  $\Omega$ . Dopadající elektrické pole vyvolané n-tou vysílací anténou  $\mathbf{E}_{inc,n}$  je lineární funkcí komplexní amplitudy napěťové vlny dopadající na n-tou anténu  $a_n$ . Lze tedy psát  $\mathbf{E}_{inc,n} = \mathbf{e}_{inc,n}a_n$ . Ze stejného důvodu můžeme psát  $\mathbf{E}_{tot,n} = \mathbf{e}_{tot,n}a_n$ . Přijatá komplexní napěťová amplituda na m-té přijímací anténě  $b_m$  za předpokladu, že pouze n-tá anténa vysílá, může být vyjádřena jako

$$b_m = \mathbf{E}_{inc}(\mathbf{r}_m) + k_0^2 \int_{\Omega} (\bar{\mathbf{g}}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}')\mathbf{E}_{tot,n}(\mathbf{r}'))dS', \quad (1.7)$$

kde  $\bar{\mathbf{g}}$  je normalizovaná Greenova funkce. Pokud vydělíme obě strany rovnice 1.7  $a_n$ , získáme

$$S_{tot,m\ n} = \frac{b_m}{a_n} = \mathbf{e}_{inc}(\mathbf{r}_m) + k_0^2 \int_{\Omega} (\bar{\mathbf{g}}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}')\mathbf{e}_{tot,n}(\mathbf{r}'))dS', \quad (1.8)$$

Kvůli existenci Lorenzovy reciprocity může být Greenova funkce nahrazena celkovým polem, což vede k rovnici

$$S_{tot,m\ n} = \frac{b_m}{a_n} = \mathbf{e}_{inc}(\mathbf{r}_m) + k_0^2 \int_{\Omega} (\mathbf{e}_{tot,m}(\mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}')\mathbf{e}_{tot,n}(\mathbf{r}'))dS', \quad (1.9)$$

Princip mikrovlnného zobrazování tkví v zjišťování rozdílů S-parametrů v časech  $t_0$  a  $t_1$ . Tento rozdíl se dá vyjádřit jako

$$\Delta S_{m\ n} = \Delta S_{tot,m\ n}|_{t=t_0} - \Delta S_{tot,m\ n}|_{t=t_1} \quad (1.10)$$

Dosadíme-li do této rovnice rovnici v integrálním tvaru (1.9), získáme

$$\Delta S_{m\ n} = k_0^2 \int_{\Omega} (\mathbf{e}_{tot,m}(\mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}')\mathbf{e}_{tot,n}(\mathbf{r}'))))dS' \Big|_{t=t_0} - k_0^2 \int_{\Omega} (\mathbf{e}_{tot,m}(\mathbf{r}') \cdot (O(\mathbf{r}')\mathbf{e}_{tot,n}(\mathbf{r}'))))dS' \Big|_{t=t_1} \quad (1.11)$$

Pokud bude změna v dielektrických vlastnostech v časech  $t_0$  a  $t_1$  malá, bude malá změna i v objektových funkcích. Proto může být zanedbána a lze využít Bornovu aproximaci.

$$\Delta S_{m\ n} \approx k_0^2 \int_{\Omega} (\mathbf{e}_{inc,m}(\mathbf{r}')|_{t=t_0} \cdot (\delta O(\mathbf{r}')\mathbf{e}_{inc,n}(\mathbf{r}')|_{t=t_0}))dS' \quad (1.12)$$

Jakmile se rozdíly dielektrických vlastností začnou zvětšovat, mělo by být možné použít simulovaná pole místo normalizovaných a psát

$$\Delta S_{m\ n} \approx C \int_{\Omega} (\mathbf{E}_{inc,m}(\mathbf{r}')|_{t=t_0} \cdot (\delta O(\mathbf{r}')\mathbf{E}_{inc,n}(\mathbf{r}')|_{t=t_0}))dS' \quad (1.13)$$

kde  $C$  je konstanta vyjádřená jako

$$C = -\frac{\omega\epsilon_b}{4i} \quad (1.14)$$

Problém může být diskretizován s pomocí lineárního operátoru  $\mathbf{L}_e$ .

$$\Delta S_{m\ n} = \mathbf{L}_e \delta O(\mathbf{r})$$

$$\begin{bmatrix} \Delta S_{11} \\ \vdots \\ \Delta S_{M1} \\ \Delta S_{12} \\ \vdots \\ \Delta S_{M2} \\ \vdots \\ \Delta S_{MN} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{11,1} & \cdots & l_{11,N_c} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ l_{M1,1} & \cdots & l_{M1,N_c} \\ l_{12,1} & \cdots & l_{12,N_c} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ l_{M2,1} & \cdots & l_{M2,N_c} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ l_{MN,1} & \cdots & l_{MN,N_c} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \delta O(r_1) \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \vdots \\ \delta O(r_{N_c}) \end{bmatrix} \quad (1.15)$$

Jedná-li se o 2D problém jsou koeficienty lineárního operátoru počítány následujícím způsobem.

$$l_{m, n, n_c} = C \cdot A E_{inc, m}(r_{n_c})|_{t=t_0} E_{inc, m}(r_{n_c})|_{t=t_0}, \quad (1.16)$$

kde  $A$  je oblast jednoho pixelu. Odvozováním  $\delta O(r_1)$  pomocí rovnic 1.3, 1.4 a 1.5 získáme následující vztah

$$\Delta O(\mathbf{r}') = \frac{\Delta \epsilon(\mathbf{r})}{\epsilon_{r, b} \epsilon_0} - j \frac{\Delta \sigma(\mathbf{r})}{\omega \epsilon_{r, b} \epsilon_0} \quad (1.17)$$

$$\Delta \epsilon_r(\mathbf{r}) = \Re\{\delta O(\mathbf{r}')\}_{\epsilon_{r, b} \epsilon_0} \quad (1.18)$$

$$\Delta \epsilon_r(\mathbf{r}) = \Re\{\delta O(\mathbf{r}')\}_{\epsilon_{r, b}} \quad (1.19)$$

$$\Delta \sigma(\mathbf{r}) = \Im\{\delta O(\mathbf{r}')\}_{\omega \epsilon_{r, b} \epsilon_0} \quad (1.20)$$

Vyřešení rovnice 1.15 lze dosáhnout pomocí zkráceného singulárního rozkladu. Princip této regularizace spočívá v tom, že jsou zanedbány nejmenší singulární hodnoty komplikované matice s cílem snížit číslo podmíněnosti matice [18]. Pro rozklad SVD je v MATLABu přímo implementovaná funkce `svd()` [20].

Po rozložení lineárního operátoru je možné vyjádřit  $\delta O$  jako

$$\delta O = \sum_{p=1}^{N_T} \frac{U_p^H \Delta S_{m, n}}{\sigma_p} V_p, \quad (1.21)$$

kde  $U_p$  je  $p$ -tý sloupec matice  $\mathbf{U}$ ,  $V_p$  je  $p$ -tý sloupec  $\mathbf{V}^T$ ,  $\sigma_p$  je  $p$ -tý prvek diagonály matice  $\mathbf{S}$  a  $N_T$  je počet uvažovaných singulárních hodnot TSVD. Správné stanovení tohoto parametru je zásadní pro kvalitní výsledek a optimální řešení není vždy jednoduché najít [18]. Musí být nalezen kompromis mezi stabilitou rekonstrukce (s ohledem na rušení) a přesností výsledného obrazu (ve smyslu prostorového rozlišení)[18].



## 1.2 Cíle práce

Cílem bakalářské práce bylo vytvořit dvourozměrný model lidské hlavy, který by byl natolik zjednodušený, aby na něm aplikovaný rekonstrukční algoritmus byl dobře zřetelný. Tento model se měl tedy skládat pouze z elipsy reprezentující hlavu a kruhové podoblasti reprezentující cévní mozkovou příhodu. Měl být umístěn ve zjednodušeném zobrazovacím systému, tedy v pracovním prostředí obklopený anténami vysílajícími mikrovlnné signály. Pro výpočet přímé úlohy mělo být použito prostředí COMSOL Multiphysics.

Dalším cílem práce bylo v prostředí MATLAB implementovat iterativní Zkreslenou Bornovu metodu pro mikrovlnné zobrazování ve 2D. Jako základ měl být použit algoritmus využívající Bornovu aproximaci, který byl implementován v projektu [8]. Podcílem práce bylo vylepšit algoritmus z hlediska ořezávání oblastí pro výpočet. Měl být potvrzen předpoklad, že pokud bude lineární operátor vypočítáván pouze z dat v oblasti hlavy a nikoliv pracovního prostředí, budou výsledky přesnější.

Následně bylo cílem práce pomocí implementované metody určit hodnoty elektrické permitivity a vodivosti oblasti hlavy i cévní mozkové příhody modelu. Tento postup měl být aplikován na několika scénářích představujících ischemickou a hemoragickou CMP a lišících se velikostí ložiska a jeho polohou.

Cílem práce bylo potvrdit předpoklad, že iterativní varianta Bornovy metody bude lépe rekonstruovat obraz než Bornova aproximace a že se rekonstrukce bude s počtem iterací stále více blížit reálnému obrazu a vypočtené hodnoty dielektrických vlastností těm reálným. Také bylo cílem zjistit, jak malé ložisko ještě metoda dokáže identifikovat.

# Kapitola 2

## Metody

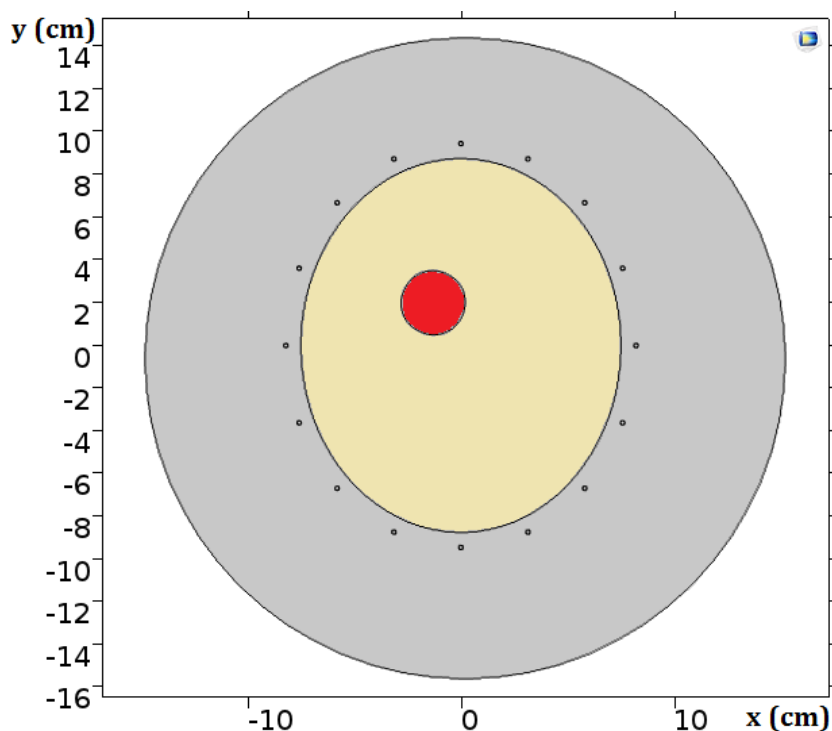
### 2.1 Numerický model

Dle zadání práce byl numerický model transverzálního řezu hlavy v prostředí COMSOL Multiphysics z projektu [8] pozměněn následujícím způsobem. Byly odstraněny struktury kůže, lebky, mozkomíšního moku a šedé hmoty mozkové. Model tedy představuje hlavu ve tvaru elipsy, která je celá tvořena bílou hmotou mozkovou a obsahuje místo cévní mozkové příhody ve tvaru kruhu. Zjednodušení proběhlo proto, že algoritmus nemusí být citlivý na úzké vrstvy odlišných dielektrických vlastností a do výsledku může být vnesena podstatná chyba. Práce se ale snaží testovat funkčnost algoritmu, tudíž nyní stačí takto zjednodušený model pro lepší názornost.

Další změna provedená v modelu je zvýšení počtu antén z původních dvanácti na šestnáct. Antény jsou kolem hlavy rozmístěny rovnoměrně, tudíž nyní ne po  $30^\circ$  jako v předchozí práci [8], ale po  $22,5^\circ$ . Obecně platí, že zvýšení počtu antén způsobuje větší přesnost výsledků a kvalitu obrazu, ale bohužel také výpočetní náročnost a náročnost na paměť, a tedy delší trvání výpočtu [5]. Je nutné najít kompromis mezi těmito dvěma parametry. Počet antén byl zvýšen vzhledem k tomu, že výsledky při použití dvanácti antén nebyly velmi dobré. Na druhou stranu výpočet simulačního programu nyní trvá cca 3 minuty, což není čas, který by se nedal investovat.

Změna byla také provedena v dielektrických vlastnostech pracovního prostředí. Použité hodnoty byly stanoveny pro jiný problém než pro detekci cévní mozkové příhody, proto byly optimalizovány. Podle literatury [7] může být pro frekvence od 0,6 do 1,5 GHz volena relativní

permitivita  $\epsilon_r$  libovolně v rozmezí 10-40. Zároveň je ale upřednostňována co nejvyšší možná relativní permitivita kvůli dosažitelnosti dostatečného prostorového rozlišení [7]. Hodnota použitá v této práci tedy byla zvolena 40. Hodnota vodivosti byla ponechána tak, jak byla použita dříve ( $\sigma_b = 0,460 \text{ S/m}$ ) [8]. Její hodnota totiž významně neovlivňuje koeficienty přenosu a může být volena libovolně [7]. Na obrázku 2.1 je znázorněná geometrie modelu pro případ CMP s oblastí problému velikosti 3 cm v průměru.



Obrázek 2.1: Geometrie numerického modelu řezu hlavy, béžová barva představuje bílou hmotu mozkovou, červená oblast cévní mozkové příhody a šedá pracovní prostředí

Výpočet relativní permitivity a vodivosti bílé hmoty byl proveden pomocí Cole-cole modelu 4. řádu, který popisuje závislost dielektrických vlastností na frekvenci elektromagnetického vlnění [21]

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + j\omega\tau_n^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon_0}, \quad (2.1)$$

kde  $n$  je stupeň Cole-cole modelu,  $\epsilon_\infty$  je permitivita při velmi vysoké frekvenci ( $\omega\tau \gg 1$ ),  $\Delta\epsilon_n$  je velikost disperze,  $\tau_n$  je relaxační časová konstanta,  $\alpha_n$  je distribuční parametr,  $\sigma$  je měrná vodivost a  $\epsilon_0$  je permitivita vakua.

Pro definování materiálů v modelu je nutné znát hodnoty pro bílou hmotu mozkovou a pro krev, pomocí níž budou počítány vlastnosti oblasti postižené hemoragickou mozkovou příhodou. Parametry dosazované do rovnice Cole-cole modelu byly převzaty z literatury [22] a jsou zobrazeny v tabulce 2.1.

Vlastnosti tkání byly zjišťovány při frekvenci, na které pracují antény v simulačním programu, a to 1 GHz. Relativní permitivita pro oblast ischemické CMP byla nastavena jako 0,9-násobek permitivity bílé hmoty, vodivost jako 0,5-násobek vodivosti bílé hmoty dle literatury [14]. Pro hemoragickou CMP potom jako aritmetický průměr vlastností bílé hmoty a krve.

Tabulka 2.1: Dielektrické parametry bílé hmoty mozkové a krve [22]

tkáň	bílá hmota	krev
$\epsilon_{\infty}$	4	4
$\Delta\epsilon_1$	32	56
$\tau_1(ps)$	7,96	8,377
$\alpha_1$	0,1	0,1
$\Delta\epsilon_2$	100	5200
$\tau_2(ns)$	7,96	132,629
$\alpha_2$	0,1	0,1
$\sigma(S/m)$	0,02	0,7
$\Delta\epsilon_3$	40000	0
$\tau_3(\mu s)$	53,1	159,155
$\alpha_3$	0,3	0,2
$\Delta\epsilon_4$	$4 \cdot 10^7$	0
$\tau_4(ms)$	7,96	15,915
$\alpha_4$	0,02	0

Protože je nutné s modelem průběžně pracovat a měnit ho, je velmi výhodné, aby program COMSOL Multiphysics spolupracoval s programovým prostředím MATLAB. Toto spojení je možné pomocí LiveLink<sup>TM</sup> for MATLAB. Programem COMSOL byl vyexportován model v souboru s příponou .m, který pracuje v programovém prostředí MATLAB. Příkazy nastavené v COMSOLu mají svůj vlastní programový příkaz v MATLABu, lze tedy libovolně měnit nastavení modelu pouze v prostředí MATLAB.

## 2.2 Iterativní metody rekonstrukce

Dvě metody, které by se dle dostupných zdrojů daly použít, se nazývají Bornova iterativní metoda (BIM) a Zkreslená Bornova iterativní metoda anglicky distorted Born iterative method (DBIM) [5]. Obě metody se spoléhají na inverzní řešení integrálního systému, ale liší se v tom, že při BIM jádro integrálu – Greenova funkce – zůstává konstantní, zatímco při DBIM je jádro obnovováno při každé iteraci [5]. Tato vlastnost DBIM zvětšuje výpočetní složitost algoritmu, proto se jako jednodušší na implementaci jeví BIM [5]. Zatímco je BIM odolnější k šumu, její nevýhodou oproti DBIM je pomalejší rychlost konvergence [23].

### 2.2.1 Implementace DBIM

Následující rovnice byly převzaty z literatury [24]. Zkreslená Bornova iterativní metoda předpokládá řešení Bornovy aproximace při každé iteraci.

$$E_s(r_n, r_m) = E(r_n, r_m) - E_b(r_n, r_m) = \omega^2 \mu \int_{\Omega} G_b(r_n, r) E_b(r, r_n) (\epsilon(r) - \epsilon_b(r)) dr \quad (2.2)$$

Dále vztahuje Greenovu funkci  $G_b$  k poli bodového zdroje vlnění.

$$G_b(r_n, r) = \frac{i}{\omega \mu} E_b(r, r_n) \quad (2.3)$$

Výslednou integrální rovnici po dosazení diskretizuje.

$$E_s(r_n, r_m) = i\omega \int_{\Omega} E_b(r, r_m) E_b(r, r_n) O(r) dr \quad (2.4)$$

$$b(\omega) = A(\omega) o$$

Následně je nelineární problém řešen iterativně.

$$\epsilon_{bi+1} = \epsilon_{bi} + \hat{O}_{i+1} \quad (2.5)$$

Na počátku je určena iniciální hodnota relativní permitivity profilu. V dalším kroku jsou vypočtena elektrická pole s Greenovými funkcemi při těchto podmínkách. Takto získáme tzv. řešení přímé úlohy. Integrální rovnice je následně diskretizována a je řešen lineární systém (tzv. řešení inverzní úlohy). Toto řešení, které je výsledkem aproximace, je přidáno k původnímu odhadu a celý postup se opakuje. [24]

## 2.3 Spojení modelu a algoritmu

Model vyexportovaný jako soubor v MATLABu byl vytvořený jako funkce, jejíž vstupní parametry jsou dielektrické vlastnosti bílé hmoty mozkové a místa, kde se vyskytuje cévní mozková příhoda. Jsou to tedy relativní permitivity a vodivosti. Při nastavení těchto parametrů začne simulátor počítat rozložení intenzit elektrických polí na ploše a vyexportuje je jako textové soubory do určené složky. Také je pomocí příkazu `mphevalglobalmatrix` [25] a pomocí dalších příkazů exportována matice S-parametrů přímo do pracovního prostředí MATLABu. Tato data jsou tedy výstupními parametry modelu.

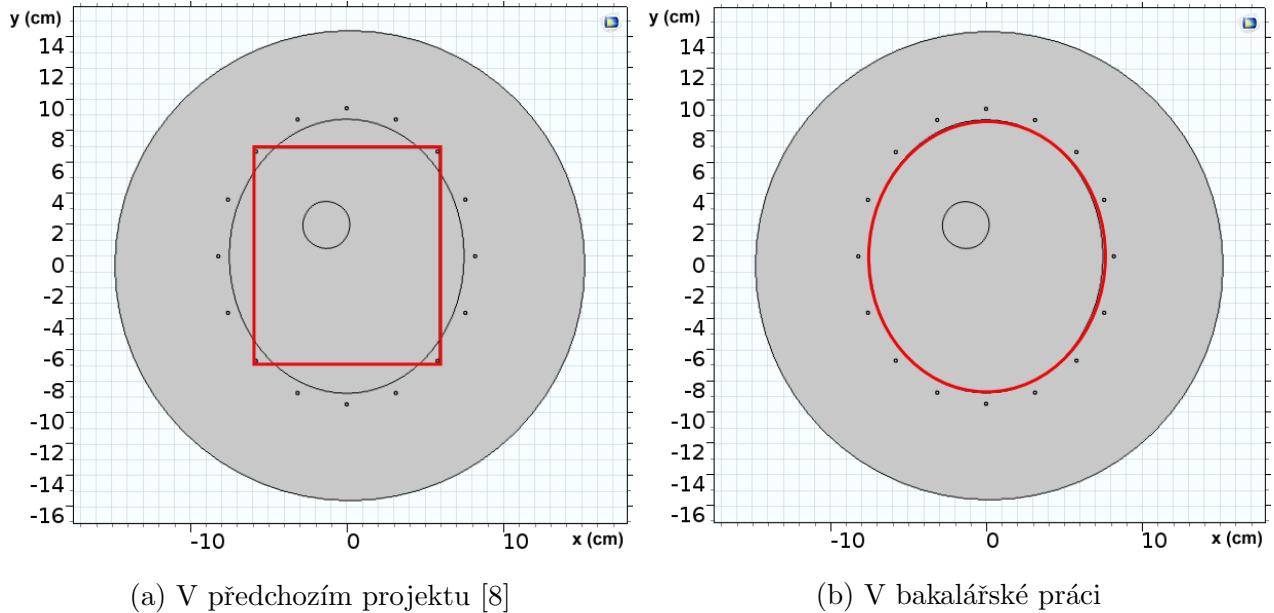
K výpočtu algoritmu je nutné na začátku provést simulaci měření pomocí mikrovln na zjednodušeném numerickém modelu, jehož dielektrické vlastnosti odpovídají hlavě postižené cévní mozkovou příhodou. Touto simulací je dostačující získání pouze rozptylové S-matice, rozložení elektrických polí nejsou exportována. Tento krok zastupuje měření, které by mohlo být provedeno reálným přístrojem na postiženém pacientovi. Provádí se pouze jednou a takto získaná S-matice je použita v každé iteraci znovu.

Hned poté je spuštěna simulace u modelu, který nemá odlišené oblasti bílé hmoty mozkové a oblasti problému. Dielektrické vlastnosti těchto oblastí neznáme, a tudíž jim přidělujeme vlastnosti okolního pracovního prostředí. Pro model je pomocí spojení s programem COMSOL vypočtena S-matice a zároveň jsou exportována rozložení elektrických polí.

Jakmile toto proběhne, jsou načítána rozložení elektrických polí. Z textového souboru je nutné odstranit úvodní hlavičku a další přebytečná data a zachovat pouze matici rozložení elektrického pole. Pro úspěšný výpočet je pak tato matice ořezávána tak, aby do výpočtu nebyly zahrnuty hodnoty napětí vyskytující se mimo oblast hlavy. V předchozím projektu byla elektrická pole oříznuta ve tvaru obdélníku, který má pouze na okrajích malé rohy náležící pracovnímu prostředí (viz červeně vyznačená oblast v obrázku 2.2a). Poměrně velké oblasti hlavy byly tedy oříznuty také.

Je snaha, aby do výpočtu nebyly zahrnuty žádné hodnoty z oblasti pracovního prostředí, protože tam dielektrické vlastnosti známe a nemusíme je počítat. Zahrnutím těchto hodnot do výpočtu pouze vzniká velká chyba na rozhraní pracovního prostředí a tkání. Zároveň se ale všechny pixely v oblasti hlavy působením elektrických polí stávají samy malými anténkami, a jestliže je nezahrneme do výpočtu, vzniká chyba také. Zároveň z hlediska detekce CMP nemůžeme nikdy vědět, kde problém nastane, a tudíž nemůžeme žádné oblasti z výpočtu vyloučit. Optimálním řešením se tedy jeví použít pouze pixely uvnitř elipsy, která představuje

hlavu (viz červeně vyznačená oblast v obrázku 2.2b). Byl vytvořen algoritmus, který tyto hodnoty mimo oblast hlavy ořezává. Pro možnost porovnání výsledků ale byla provedena simulace a výpočet s obdélníkovým výřezem také.



Obrázek 2.2: Vyznačení zobrazované oblasti

Tyto výpočty mohou být provedeny i v předstihu, neboť jsou hodnoty pracovního prostředí v první iteraci pořád stejné. Tímto způsobem se dá ušetřit výpočetní čas.

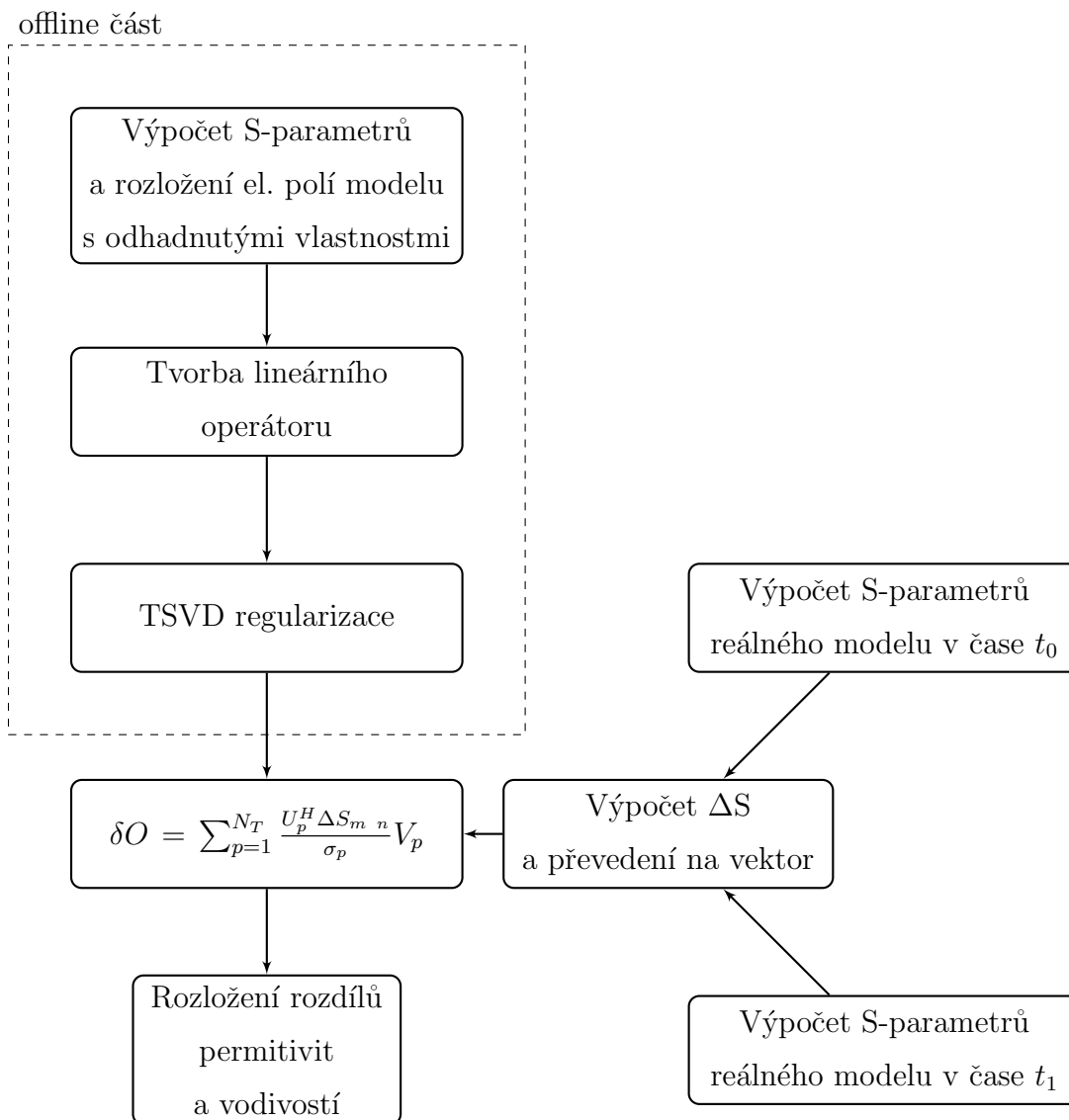
Po načtení a ořezání rozložení elektrických polí je z nich podle rovnice 1.16 vypočten lineární operátor  $L_e$ , S-matice konečného modelu je odečtena od S-matice odhadnutého modelu majícího vlastnosti pracovního prostředí a zjištěna tak  $\Delta S$  (rovnice 1.10). Při následném provádění regularizace TSVD byl počet uvažovaných singulárních hodnot TSVD ( $N_T$ ) zvolen 80, jelikož se tato hodnota jevila jako nejvýhodnější z možného intervalu 60-136, na základě vyzkoušených rekonstrukcí. Hranice intervalu jsou dány počtem antén a principem reciprocity mezi nimi. Matice je totiž symetrická podle diagonály, a maximální počet různých hodnot je tedy  $\frac{N(N+1)}{2}$ , kde N je počet antén. Podle rovnice 1.21 byla vypočtena objektová funkce, z níž již byly vypočteny rozdíly permitivit a vodivosti. Tyto rozdíly byly zobrazeny v grafech 3.1 a 3.2.

Aby bylo možné provést druhou iteraci, bylo potřeba získat novou hodnotu permitivity a vodivosti oblasti hlavy a oblasti CMP. V této práci byla využita znalost velikosti a umístění CMP v hlavě. Z matic rozložení  $\Delta\epsilon_r$  a  $\Delta\sigma$  byly vybrány pouze hodnoty odpovídající určité oblasti (definované elipsami) a z nich byl spočten aritmetický průměr. Podle rovnice 2.5

byly vypočtené hodnoty přičteny k původním parametrům modelu (v případě první iterace to byly hodnoty pro pracovní prostředí) zvláště pro oblast hlavy a zvláště pro CMP. Tyto nové hodnoty pak fungovaly jako vstupní parametry pro výpočet modelu v dalších iteracích. Opět byly simulací vypočteny S-parametry a rozložení elektrických polí (tentokrát pro model s novými dielektrickými vlastnostmi) a byl opakován výpočet z první iterace.

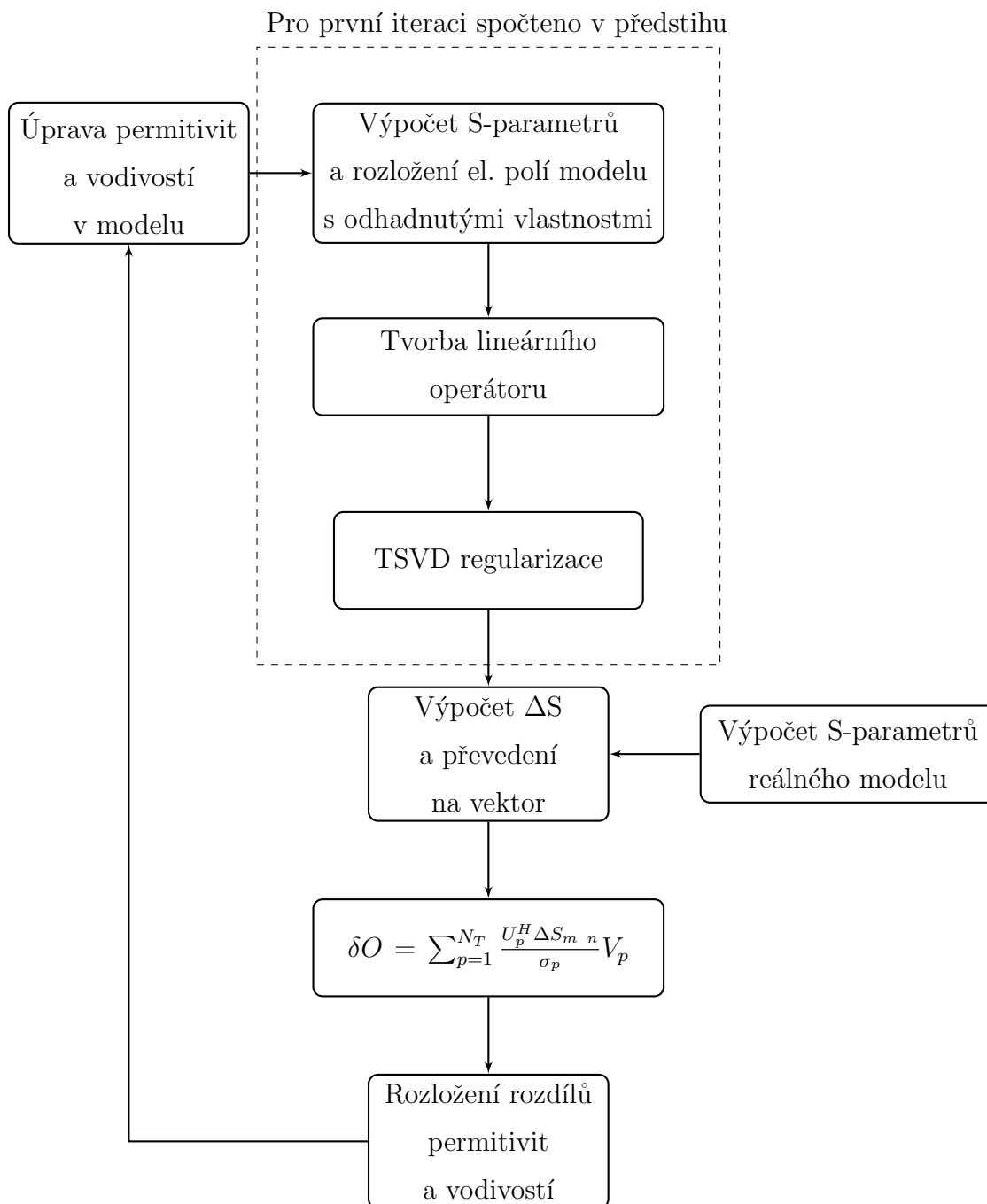
Kvůli možnosti sledování vývoje během iterací byly průběžné hodnoty dielektrických vlastností tkání ukládány a následně zobrazeny v grafech 3.4 až 3.19.

Byla vytvořena schémata 2.3 a 2.4, na nichž lze porovnat iterativní variantu algoritmu (DBIM) s algoritmem Bornovy aproximace z projektu [8], který byl poté rozvíjen v práci [26].



Obrázek 2.3: Schéma původního algoritmu rekonstrukce [26]





Obrázek 2.4: Schéma nově použitého iterativního algoritmu rekonstrukce

## 2.4 Testovací scénáře

Bylo vytvořeno několik následujících scénářů na testování algoritmu. Scénář ischemické CMP, kdy jsou hodnoty dielektrických vlastností nižší než u bílé hmoty mozkové a scénář hemoragické CMP, kdy je tomu naopak. U obou scénářů byla nastavena kruhová oblast CMP s průměrem 3,0 cm, jejíž střed byl umístěn do souřadnic  $[-1,3;2,0]$  cm vzhledem ke středu hlavy.

Další scénáře představují různé velikosti CMP. U obou scénářů tedy byly upraveny oblasti problému na průměr 1,0 cm, 2,0 cm a na 3,6 cm. Umístění od středu u nich zůstalo stejné.

V dalších testovacích scénářích byla ponechána střední velikost oblasti CMP a bylo změněno její umístění v hlavě. V jednom případě byly souřadnice středu CMP  $[2,5;-3,0]$  cm a v druhém  $[3,0;5,0]$  cm. Tyto scénáře byly provedeny jak pro ischemickou, tak pro hemoragickou CMP.

Pro lepší přehlednost byly scénáře zobrazeny v následující tabulce 2.2.

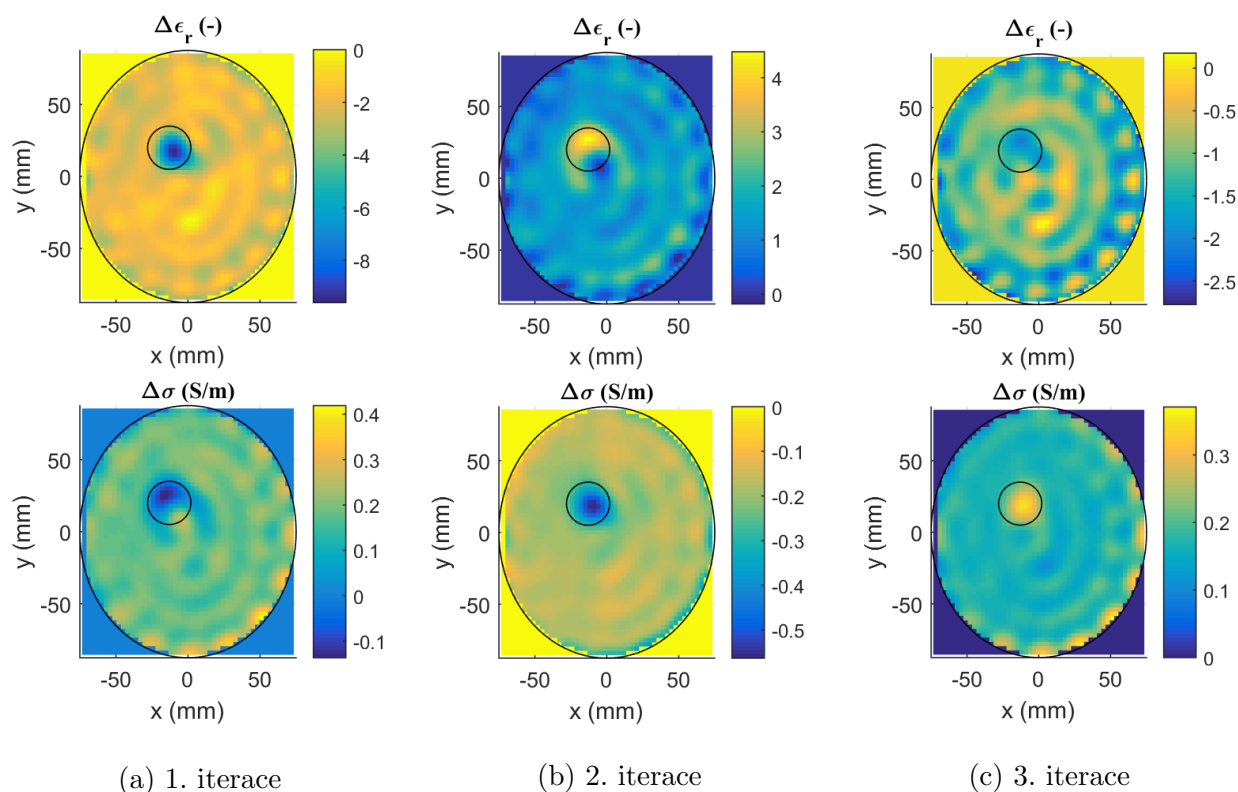
Tabulka 2.2: Seznam testovacích scénářů

číslo scénáře	typ CMP	průměr CMP (cm)	souřadnice středu CMP
1	ischemická	3,0	$[-1,3;2,0]$
2	hemoragická	3,0	$[-1,3;2,0]$
3	ischemická	1,0	$[-1,3;2,0]$
4	ischemická	2,0	$[-1,3;2,0]$
5	ischemická	3,6	$[-1,3;2,0]$
6	hemoragická	1,0	$[-1,3;2,0]$
7	hemoragická	2,0	$[-1,3;2,0]$
8	hemoragická	3,6	$[-1,3;2,0]$
9	ischemická	3,0	$[2,5;-3,0]$
10	ischemická	3,0	$[3,0;5,0]$
11	hemoragická	3,0	$[2,5;-3,0]$
12	hemoragická	3,0	$[3,0;5,0]$

Pro každý z těchto scénářů bylo provedeno 10 iterací na notebooku s procesorem AMD FX-7500 Radeon R7,10 Compute Cores 4C+6G 2.10 GHz.

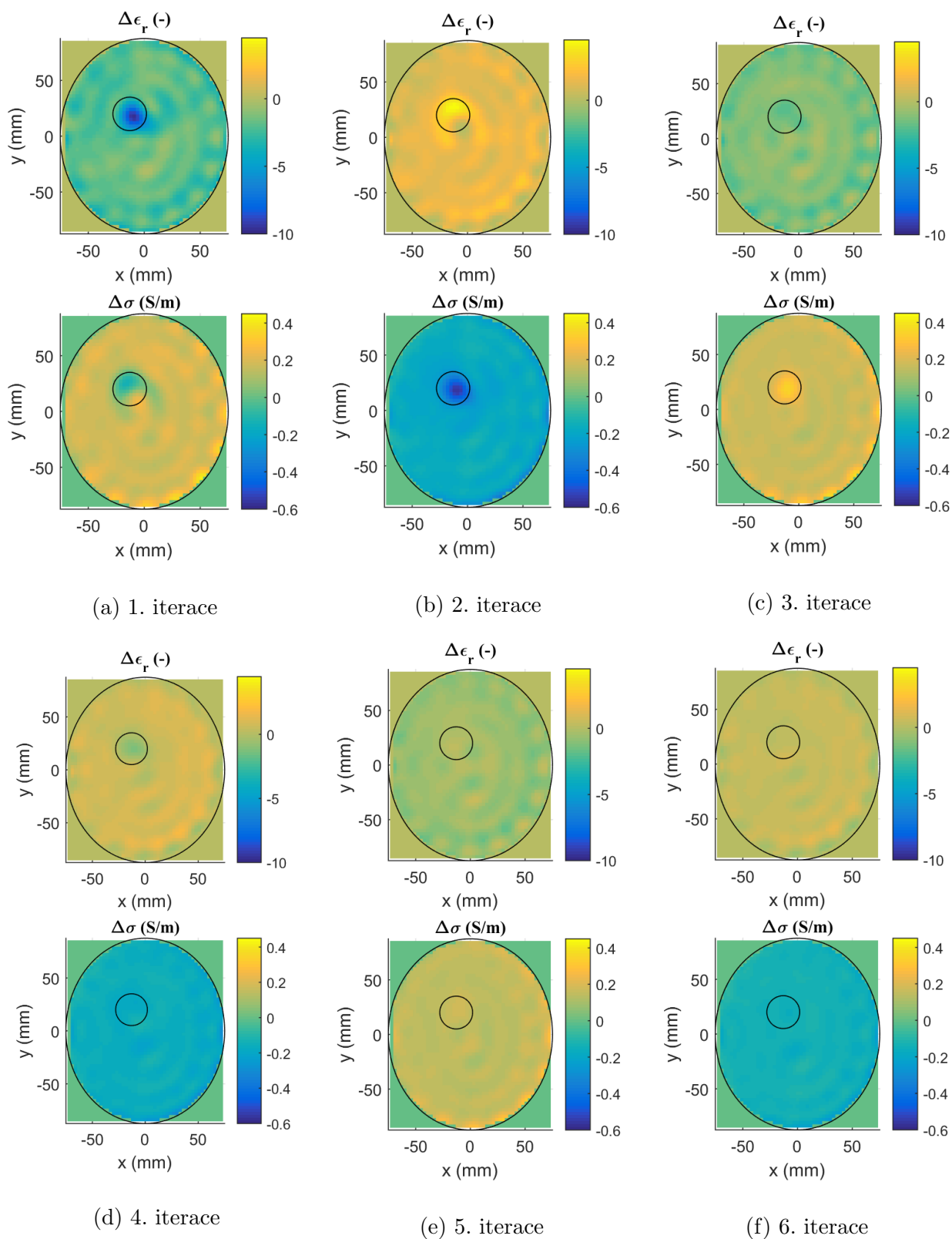
# Kapitola 3

## Výsledky

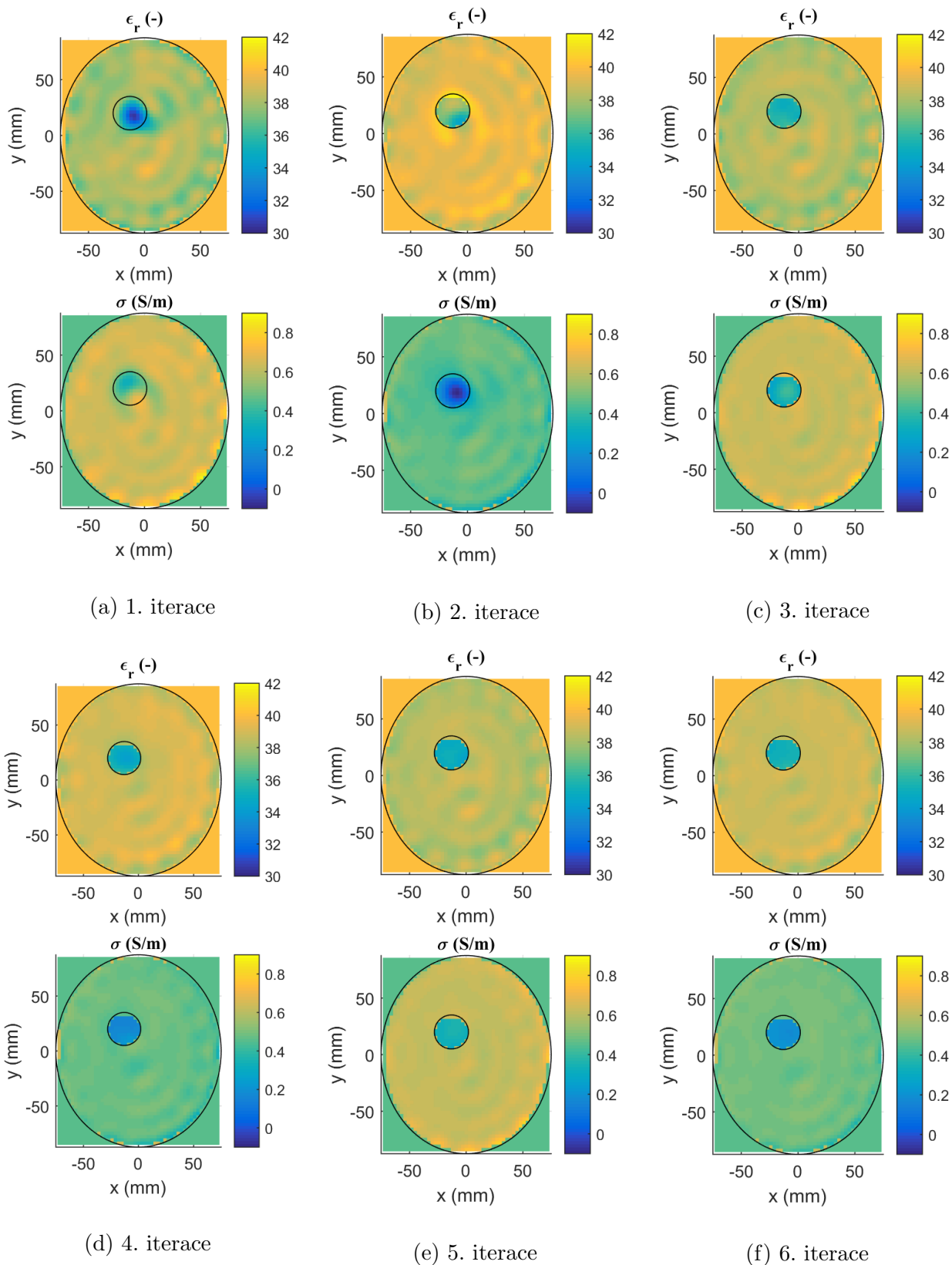


Obrázek 3.1: Ukázka rozložení  $\Delta\epsilon_r$  a  $\Delta\sigma$  v 1.-3. iteraci pro střední velikost ischemické CMP

Na obrázku 3.1 jsou zobrazeny rozložení rozdílů dielektrických vlastností oproti odhadnutým vlastnostem na začátku dané iterace. Grafy zobrazují, jak se liší dielektrické vlastnosti oproti předchozí iteraci. Na obrázcích 3.2 níže jsou zobrazené stejné veličiny, ale kvůli lepšímu porovnání mezi sebou jsou při stejných barevných škálách. Lze na nich vidět, jak se rozdíly s počtem iterací zmenšují.



Obrázek 3.2: Ukázka rozložení  $\Delta\epsilon_r$  a  $\Delta\sigma$  v 1.-6. iteraci pro střední velikost ischemické CMP při stejných barevných škálách



Obrázek 3.3: Rozložení  $\epsilon_r$  a  $\sigma$  v 1.-6. iteraci pro střední velikost ischemické CMP při stejných barevných škálách

Na obrázcích 3.3 jsou znázorněné rekonstruované rozložení dielektrických vlastností tkání, tedy to, jak hlava a ložisko CMP v ní vypadá.

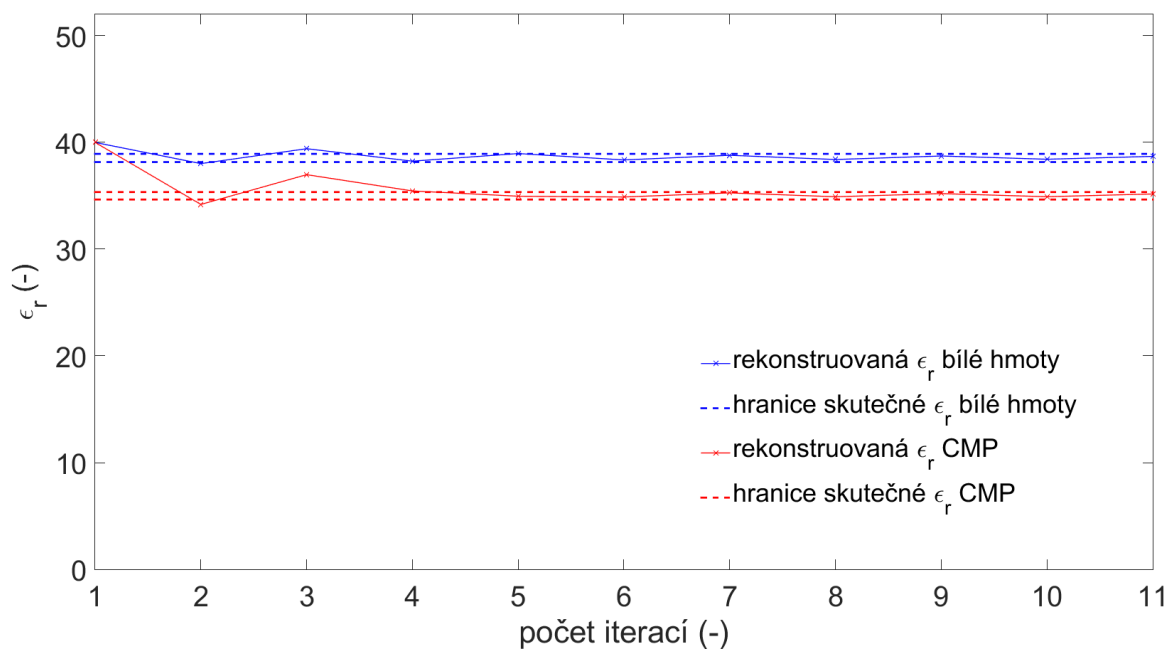
V grafech na následujících stranách je vidět vývoj vypočtené permitivity a vodivosti oblastí hlavy a CMP v každé z deseti provedených iterací. Hranice skutečných hodnot jsou nastavené tak, že za skutečnou hodnotu je považována maximální relativní chyba  $\pm 1\%$ . Pro scénáře, u kterých bylo používáno ořezávání dat podle elipsy, hodnoty permitivit konvergovaly velmi rychle. Naproti tomu u vodivostí je vidět kolísání kolem správné hodnoty s chybou mezi 10-20 %.

V grafech 3.4 a 3.5 vidíme srovnání ischemické a hemoragické CMP z hlediska permitivit a v grafech 3.6 a 3.7 z hlediska vodivostí. Pro srovnání byly použity limity osy y od nuly výše. Přiblížené grafy zaměřené na samotné křivky jsou zaznamenány v příloze.

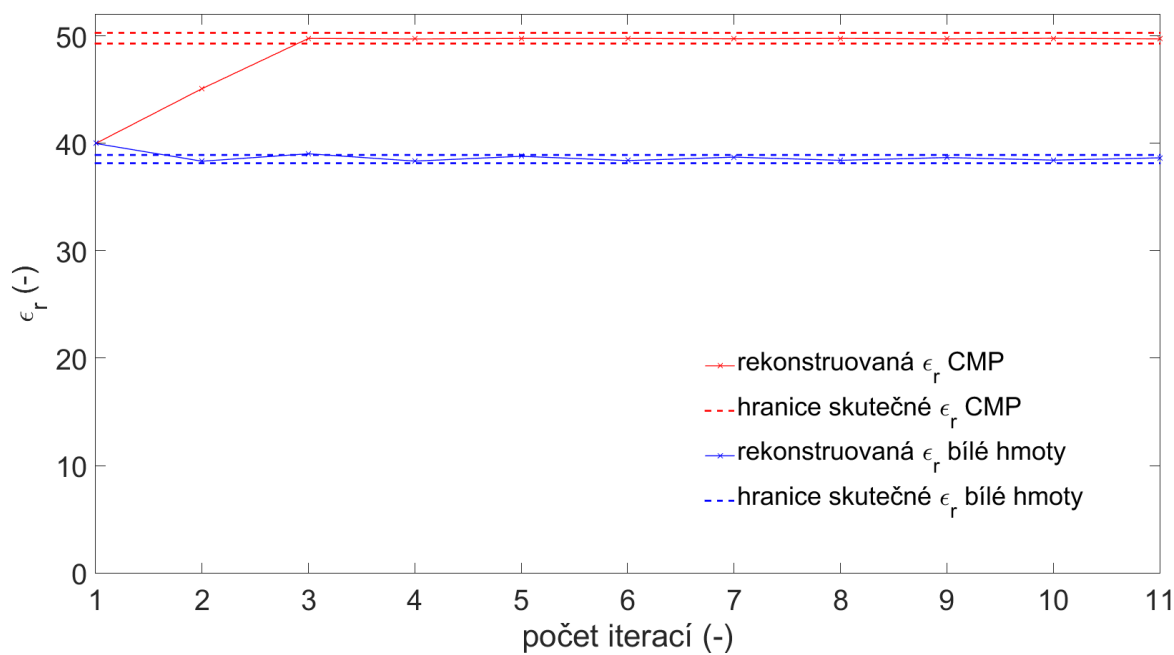
Na obrázcích 3.8, 3.9, 3.10 a 3.11 je možné vidět srovnání průběhů odhadů dielektrických vlastností v závislosti na počtu iterací jak pro ischemickou, tak pro hemoragickou cévní mozkovou příhodu pro různě velké oblasti problému. V případě nejmenšího ložiska CMP konverguje algoritmus ke správným hodnotám pomaleji.

Další série grafů (3.12, 3.13, 3.14 a 3.15) srovnávají výsledky z hlediska umístění ložiska v mozku. U těchto výsledků nebyl zaznamenán žádný trend, který by stanovoval, u kterého umístění bude konvergence ke správné hodnotě probíhat rychleji.

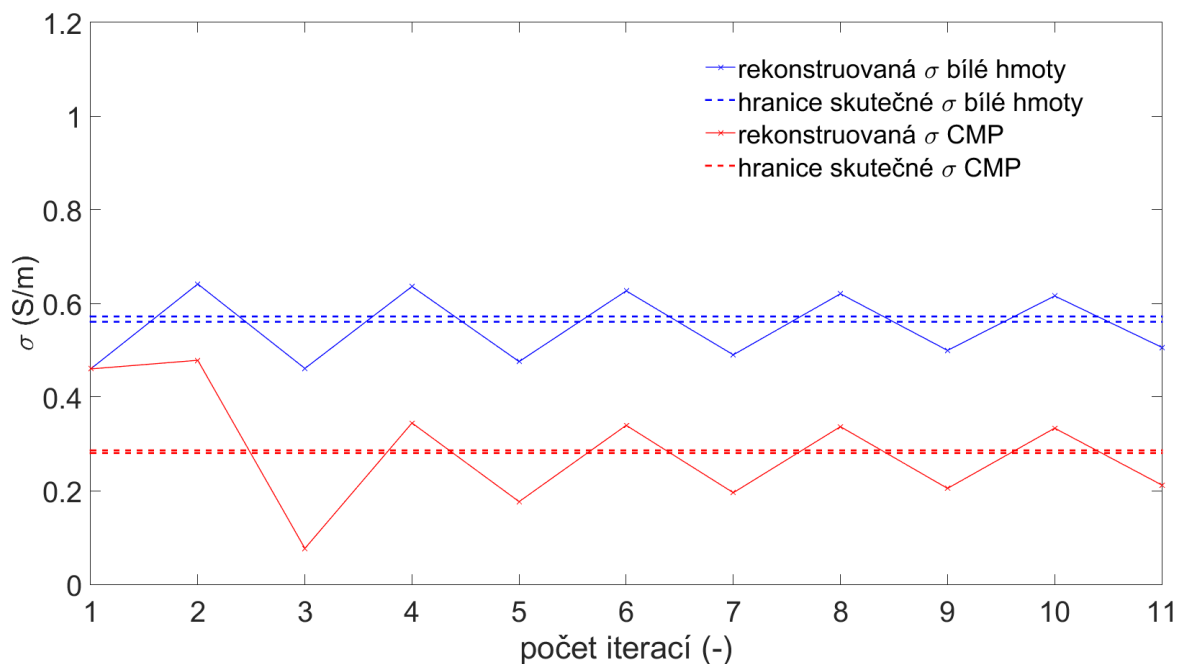
V posledních čtyřech grafech (3.16, 3.17, 3.18 a 3.19) lze pozorovat konvergenci hodnot vypočtených v jednotlivých iteracích algoritmem, který využívá k výpočtu data ořezaná obdélníkem. V případech, kdy se ložisko CMP vyskytuje uvnitř oblasti hlavy, výsledky konvergují opravdu velice rychle a přesně k hodnotám s téměř nulovou chybou. Byl ale také testován případ, kdy se ložisko nachází z poloviny mimo oblast, která je ořezávána, v souřadnicích  $[-6;0]$ cm. Tyto výsledky extrémně kolísají.



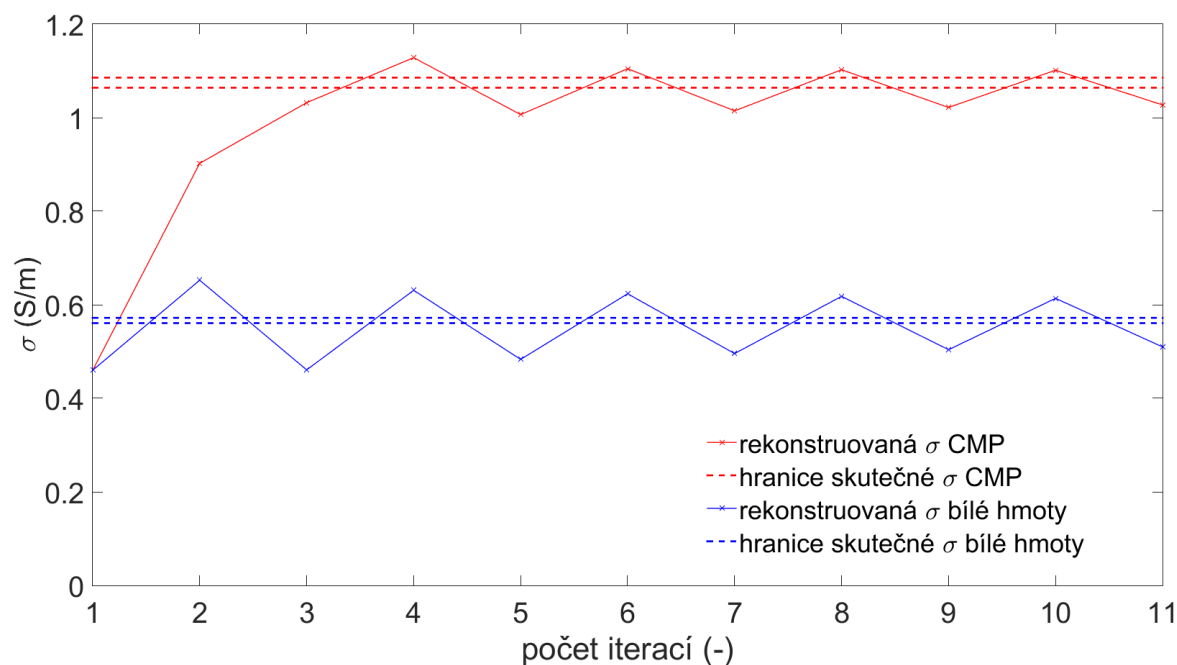
Obrázek 3.4: Průběžné hodnoty permitivit pro různé iterace pro scénář střední velikosti ischemické CMP (scénář č.1)



Obrázek 3.5: Průběžné hodnoty permitivity pro různé iterace hemoragické CMP (scénář č.2)

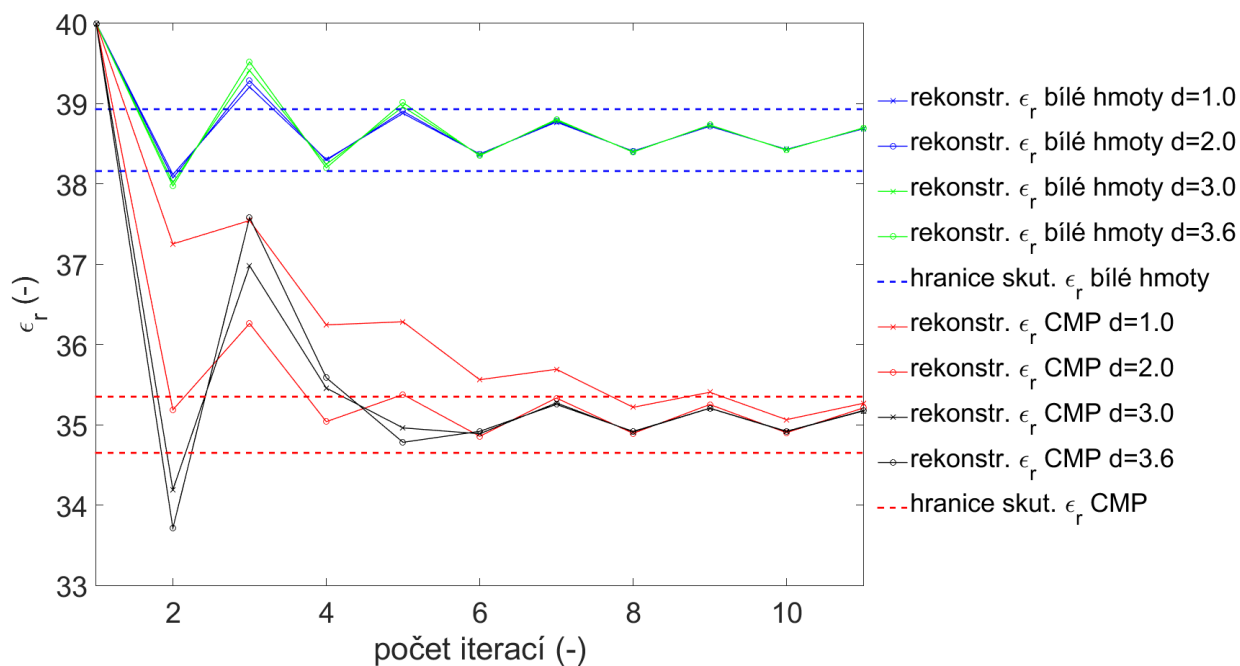


Obrázek 3.6: Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénář střední velikosti ischemické CMP (scénář č.1)

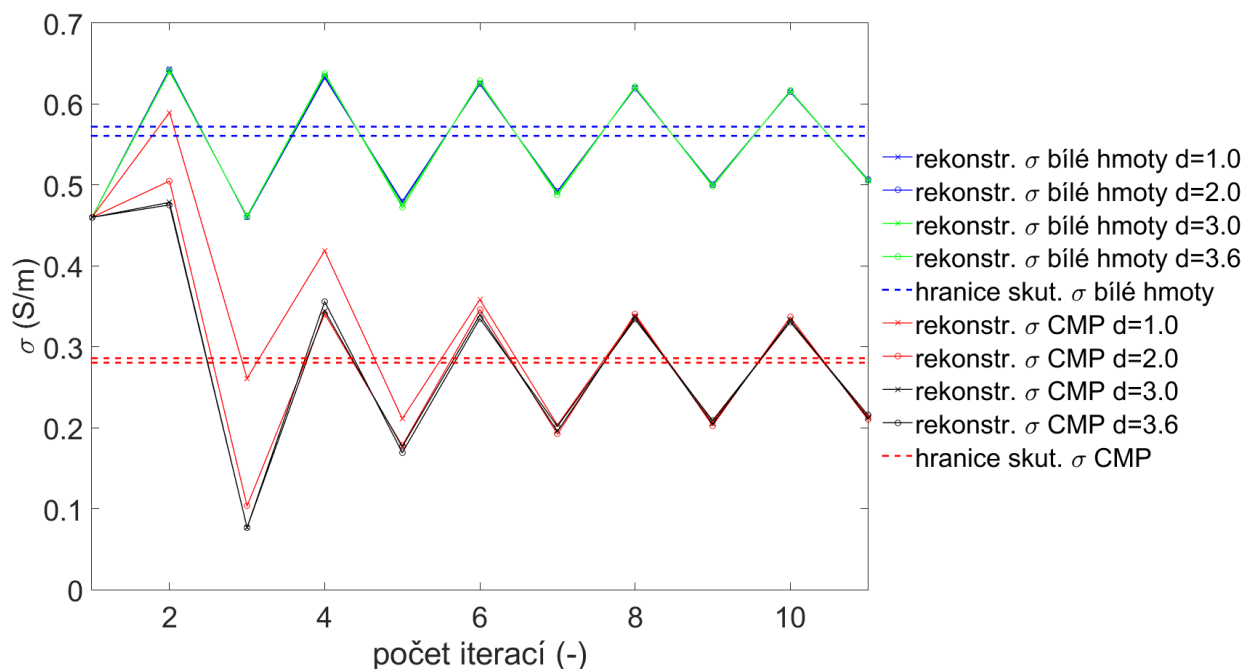


Obrázek 3.7: Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénář střední velikosti hemoragické CMP (scénář č.2)

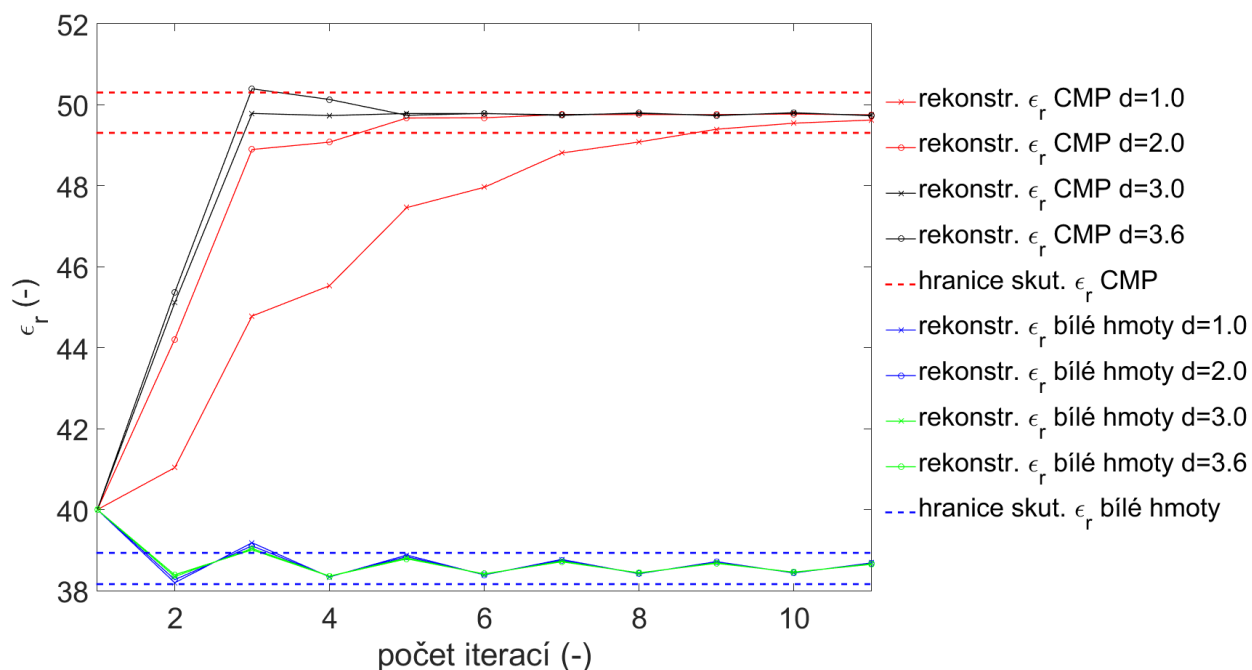




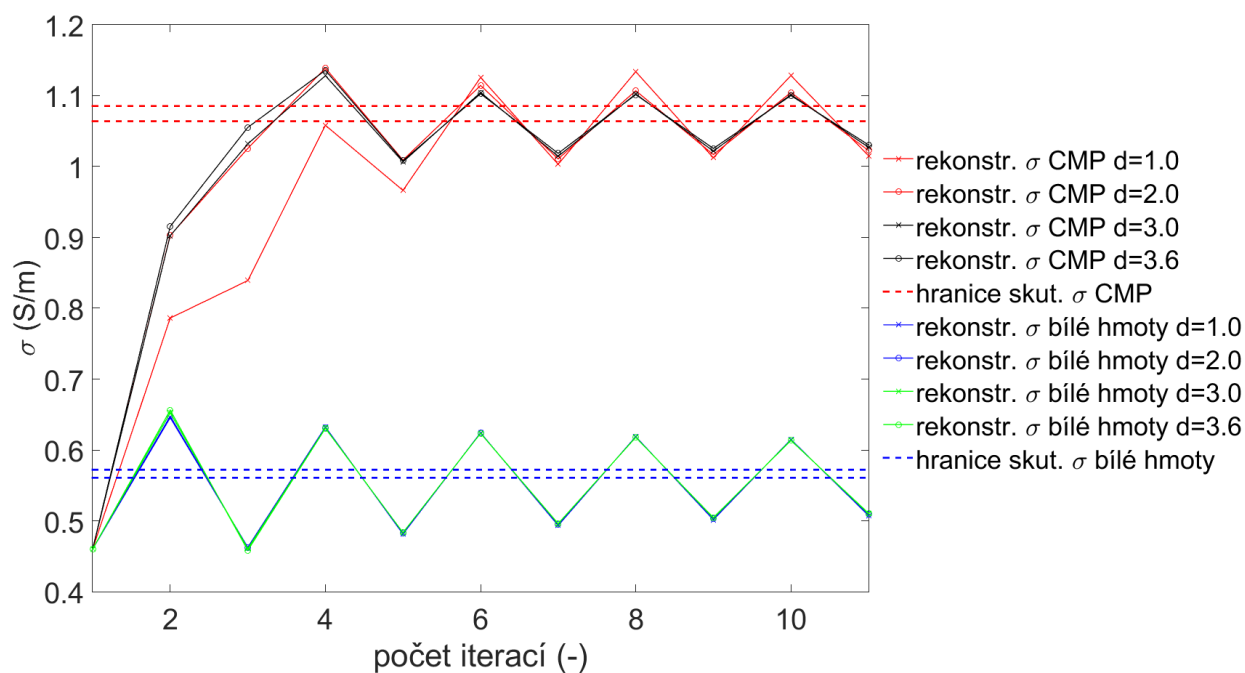
Obrázek 3.8: Průběžné hodnoty permitivit pro různé iterace pro scénáře různých velikostí ischemické CMP (scénář č.1, 3, 4 a 5)(velikosti průměrů jsou uvedeny v cm)



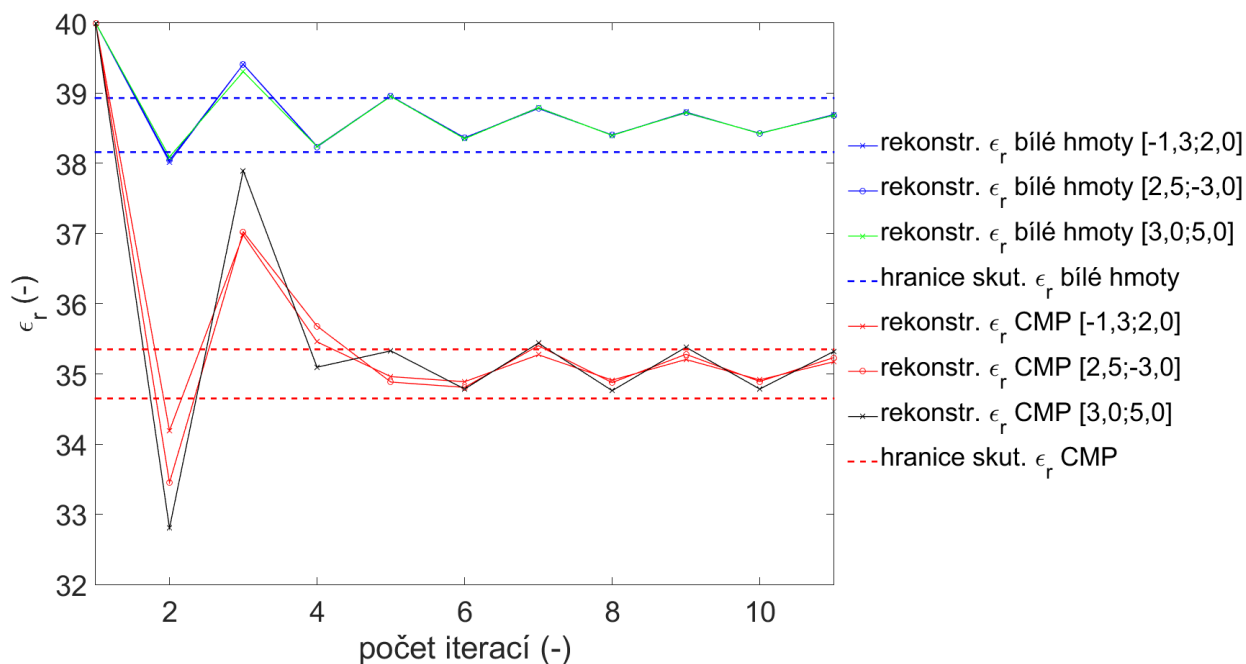
Obrázek 3.9: Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénáře různých velikostí ischemické CMP (scénář č.1, 3, 4, a 5)(velikosti průměrů jsou uvedeny v cm)



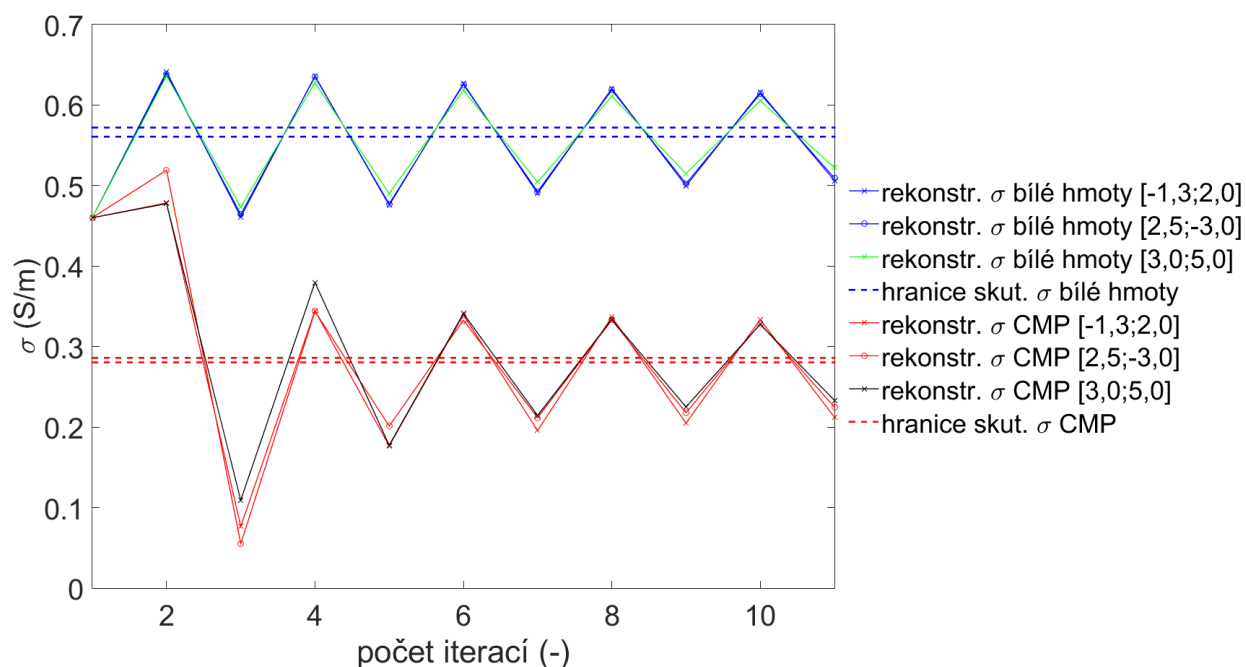
Obrázek 3.10: Průběžné hodnoty permitivit pro různé iterace pro scénáře různých velikostí hemoragické CMP (scénář č.2, 6, 7 a 8)(velikosti průměrů jsou uvedeny v cm)



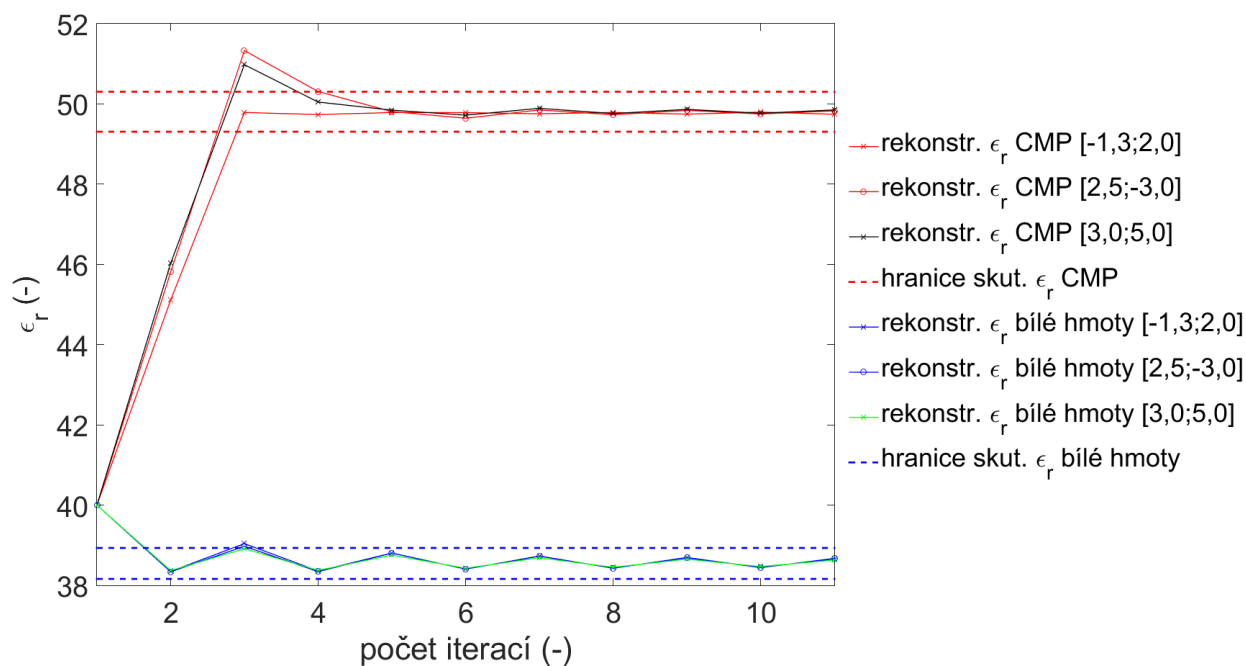
Obrázek 3.11: Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénáře různých velikostí hemoragické CMP (scénář č.2, 6, 7 a 8)(velikosti průměrů jsou uvedeny v cm)



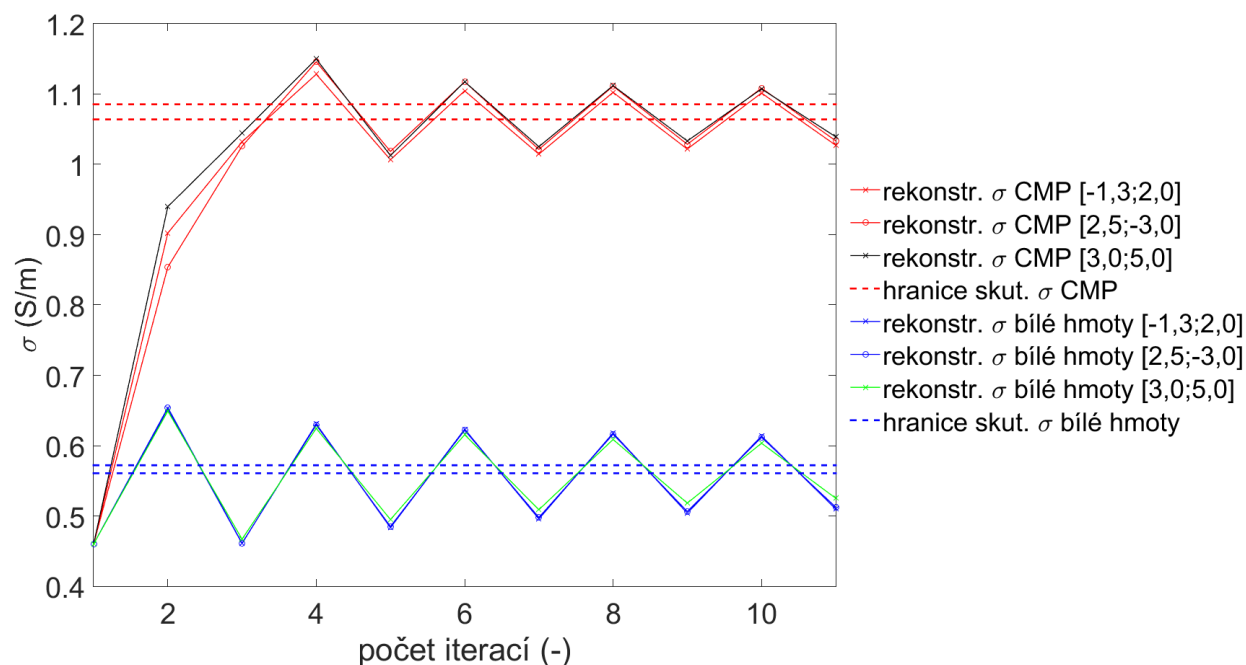
Obrázek 3.12: Průběžné hodnoty permitivity pro různé iterace pro scénáře různých umístění ischemické CMP (scénář č.1, 9 a 10)(souřadnice jsou uvedeny v cm)



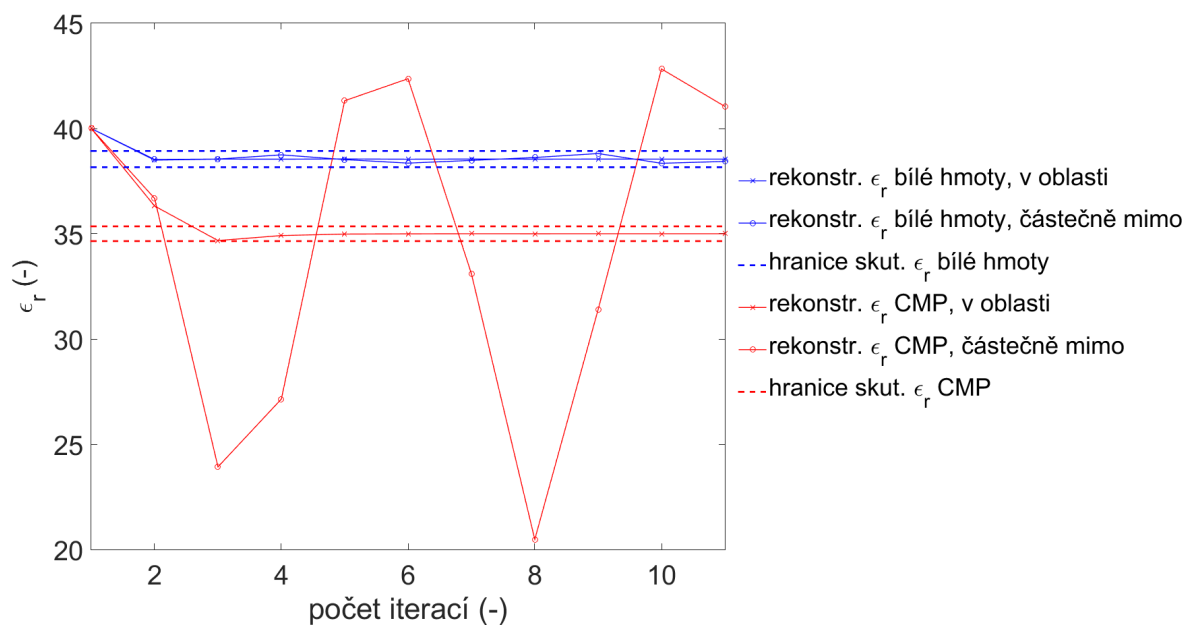
Obrázek 3.13: Průběžné hodnoty vodivosti pro různé iterace pro scénáře různých umístění ischemické CMP (scénář č.1, 9 a 10)(souřadnice jsou uvedeny v cm)



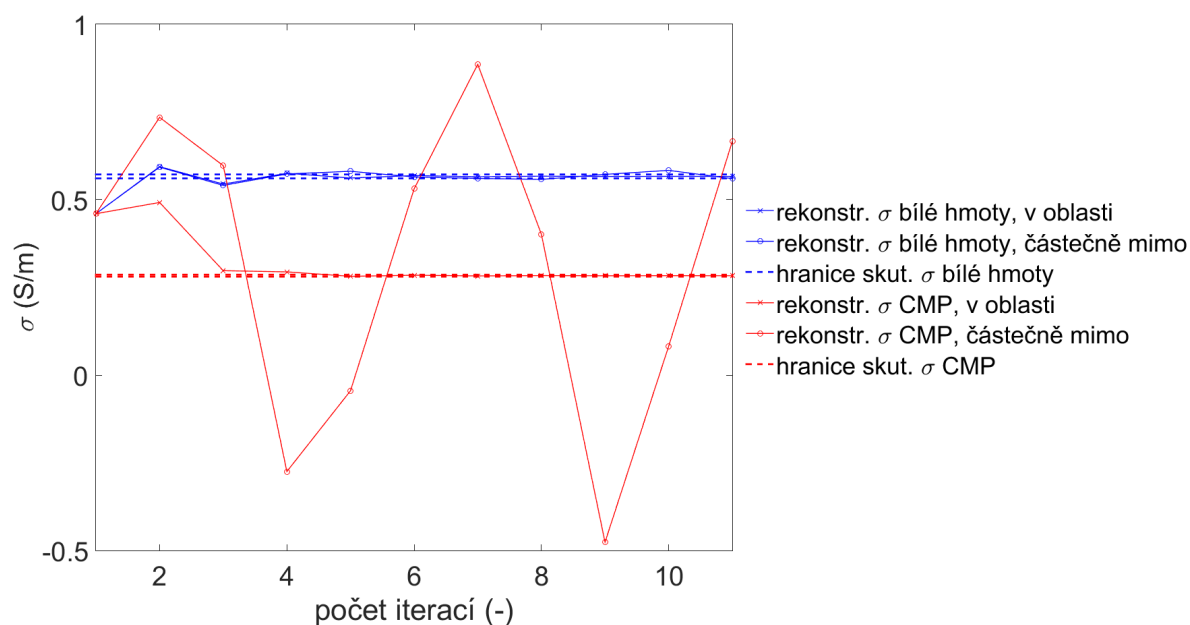
Obrázek 3.14: Průběžné hodnoty permitivit pro různé iterace pro scénáře různých umístění hemo-ragické CMP (scénář č.2, 11 a 12)(souřadnice jsou uvedeny v cm)



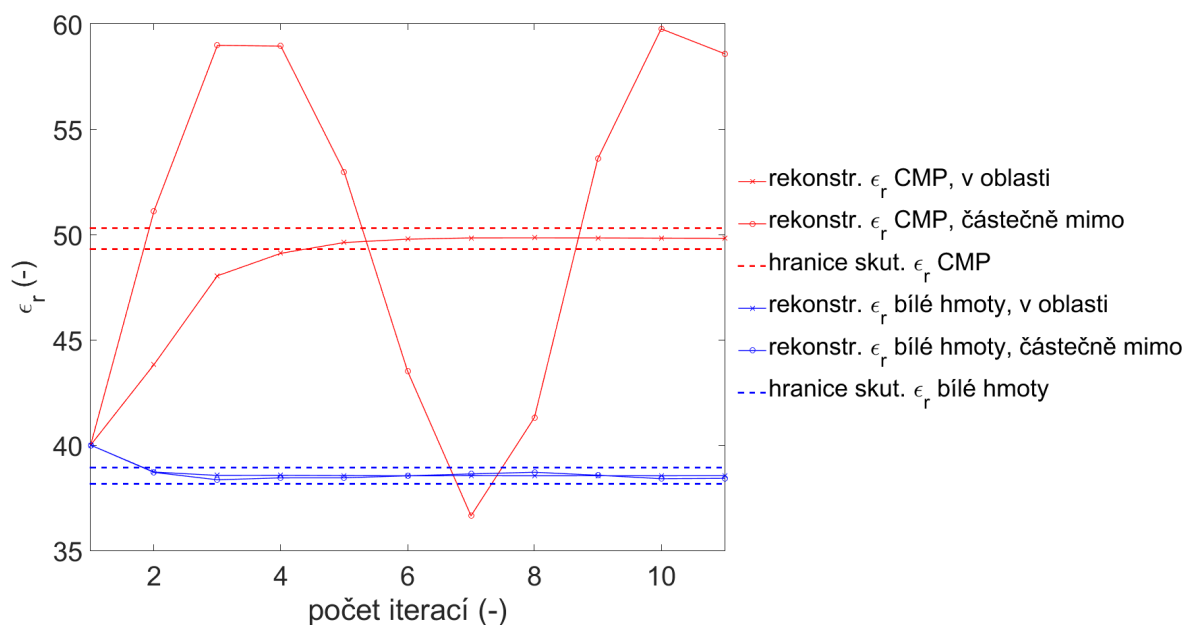
Obrázek 3.15: Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénáře různých umístění hemo-ragické CMP (scénář č.2, 11 a 12)(souřadnice jsou uvedeny v cm)



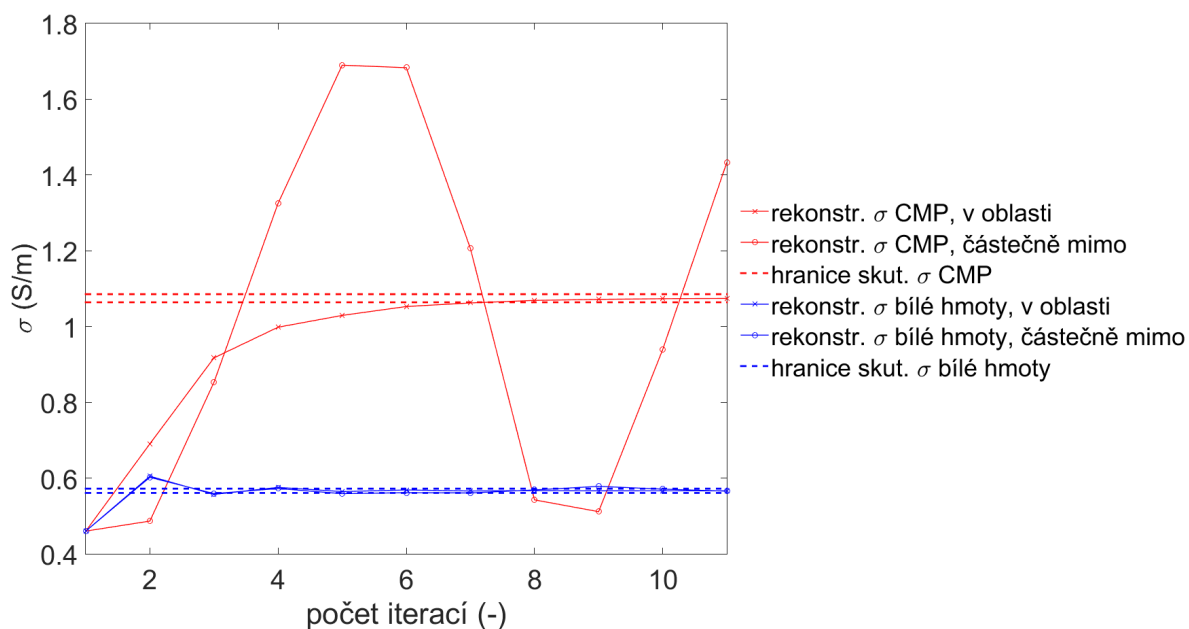
Obrázek 3.16: Průběžné hodnoty permitivit pro scénář ischemické CMP (scénář č.1) a pro posunutí CMP částečně mimo oblast ořezávaných dat  $[-6;0]$  cm při použití ořezávání dat ve tvaru obdélníku viz obrázek 2.2a



Obrázek 3.17: Průběžné hodnoty vodivostí pro scénář ischemické CMP (scénář č.1) a pro posunutí CMP částečně mimo oblast ořezávaných dat  $[-6;0]$  cm při použití ořezávání dat ve tvaru obdélníku viz obrázek 2.2a



Obrázek 3.18: Průběžné hodnoty permitivit pro scénář hemoragické CMP (scénář č.2) a pro posunutí CMP částečně mimo oblast ořezávaných dat  $[-6;0]$  cm při použití ořezávání dat ve tvaru obdélníku viz obrázek 2.2a



Obrázek 3.19: Průběžné hodnoty vodivosti pro scénář hemoragické CMP (scénář č.2) a pro posunutí CMP částečně mimo oblast ořezávaných dat  $[-6;0]$  cm při použití ořezávání dat ve tvaru obdélníku viz obrázek 2.2a

# Kapitola 4

## Diskuze

Hlavním zjištěním práce je, že algoritmus se Zkreslenou Bornovou iterativní metodou je schopen rekonstruovat rozložení dielektrických vlastností modelu hlavy. Tento algoritmus byl implementován s cílem detekce cévní mozkové příhody.

Na grafech 3.1 je názorně vidět, jak dokáže najít výrazný rozdíl dielektrických vlastností v oblasti hlavy. Všimneme-li si barevné škály u grafů, obsahuje zpravidla s každou iterací menší rozdíly maximální a minimální hodnoty. Dokazuje to, že se odhad pořád přibližuje skutečné hodnotě. Také lze vidět, že se v jedné iteraci pohybují výsledky rozdílů v záporných hodnotách a v další v kladných. To proto, jak odhad osciluje kolem správné hodnoty. Na grafech 3.2 jsou stejné výsledky znázorněné s totožnou barevnou škálou a u permitivity se už ve 4. iteraci hodnoty pohybují těsně kolem nuly, což naznačuje, že už metoda dospěla k správnému výsledku. U vodivosti jsou oscilace výraznější a pohybují se v rozmezí chyby 10-20 %. Na grafech 3.3 poté můžeme vidět rozložení relativních permitivit a vodivosti, pokud neuvažujeme průměrování a prosté nové odhady přidáváme k těm v předchozí iteraci. Výrazně velký rozdíl v hodnotě  $\epsilon_r$  byl zaznamenán už v prvním grafu, poté se hodnoty ustalovaly. Od čtvrté iterace jsou již grafy v podstatě totožné, což odpovídá i výsledkům v grafu 3.4. Ke znázornění správného rozložení vodivosti (do chyby 1 %) v provedených deseti iteracích nedošlo. Tato skutečnost také odpovídá grafu 3.6. Kolísání hodnot vodivosti je pravděpodobně způsobeno nižší citlivostí algoritmu na tuto veličinu.

Celkově lze říci, že dle očekávání se odhad dielektrických vlastností jednotlivých tkání v modelu s každou iterací výrazně přibližoval skutečné hodnotě. Co se týče modelů se střední velikostí CMP, relativní permitivity se pro ischemickou CMP ustálily již při čtvrté iteraci na hodnotě s relativní chybou menší než 1 % (viz obrázek 3.4). U modelu hemoragické

CMP k tomu došlo dokonce už ve 3. iteraci (obrázek 3.5). U vodivosti nebyly výsledky tak úspěšné, rekonstruované hodnoty se ustálily ve 4. iteraci na chybě 10-20 % (viz obrázek 3.6 a 3.7). I přesto jsou ale dvě oblasti hlavy navzájem oddělené, a je patrné, která z nich má vyšší vodivost. Oproti původnímu neiterativnímu algoritmu je vidět velký pokrok. Neboť ve druhé a dalších iteracích jsou výsledky přesnější než v iteraci první. U rekonstruované vodivosti CMP (obrázek 3.6) se dokonce hodnota na konci první iterace odchýlí od hodnoty skutečné a ve druhé se jí výrazně přiblíží. Z provedených simulací je jasně zřejmé, že lze jednoduše určit, zda se jedná o ischemickou nebo hemoragickou CMP, a také to, že pro detekci CMP je výhodnější použít relativní permitivitu tkáně.

Bylo testováno, jak je algoritmus citlivý k různým velikostem oblastí CMP. Dle očekávání byl algoritmus nejméně přesný u detekování nejmenších útvarů. V této práci měl nejmenší testovaný útvar průměr 1,0 cm. I u takhle malého útvaru výsledky konvergovaly k reálné hodnotě s trendem podobným exponenciále. Při sledování permitivit byla 1% chyba zaznamenána v 8.-9. iteraci (viz obrázky 3.8 a 3.10). U vodivostí se hodnoty ustálily v 6. iteraci na již zmíněné chybě 10-20 % (obrázky 3.9 a 3.11) Výsledky testovacích scénářů s průměrem CMP 2,0, 3,0 a 3,6 cm si byly velmi podobné. Zajímavým výsledkem byla permitivita u ischemické CMP, kde větší útvary vykazovaly větší kolísání v počátečních iteracích a poté přesnější výsledky v iteracích dalších. Lze konstatovat, že algoritmus je citlivý i na zobrazení jedno-centimetrových útvarů, jen je pro optimální výsledky nutné nechat proběhnout více iterací (v tomto případě to bylo 8).

V dalších testovacích scénářích byly porovnávány různá umístění cévní mozkové příhody v mozku (grafy 3.12, 3.13, 3.14 a 3.15). U výsledků nebyl zaregistrován žádný významný rozdíl, byly téměř totožné. Drobné kolísání bylo nejspíše způsobeno aproximací v algoritmu.

Byl testován předpoklad, že pokud bude lineární operátor ve výpočtu získáván pouze z rozložení elektrických polí uvnitř oblasti hlavy a ne pracovního prostředí, budou výsledky přesnější. Výsledky výpočtu, kdy byla uvažována obdélníková oblast (viz obrázek 2.2a) jsou v grafech 3.16, 3.17, 3.18 a 3.19. Tyto výsledky jsou velmi přesné, u permitivit je získáváme nejpozději v páté iteraci a i u vodivostí získáváme překvapivě poměrně rychle (nejpozději v 7. iteraci) výsledky s menší než 1% chybou. Předpoklad se tedy pro tento scénář nepotvrdil. U zobrazování dle vodivostí se tato metoda jeví mnohem spolehlivější než ořezávání podle elipsy (viz obrázek 2.2b). Nejspíše byla úspěšnost obdélníkového ořezu způsobena tím, že byl zjišťován menší počet bodů plochy, a tudíž neexistovalo tak velké množství možností. Zároveň



se průměr vypočtený z menší oblasti dosazoval do nové simulace, kde jím byl naplněn větší prostor, takže se zmírnilo kolísání výsledků. Výhodou obdélníkového ořezu také mohlo být to, že se lineární operátor nezjišťoval z dat v oblasti blízké anténám. V těchto místech bylo totiž kolísání hodnot největší. Zároveň bylo zjištěno, že pokud by se oblast CMP vyskytovala mimo oblast obdélníku, algoritmus by nebyl schopen dielektrické vlastnosti rekonstruovat. Vůbec by totiž nemohl změnit dielektrické vlastnosti oblasti CMP, která je z výpočetních dat oříznuta. Když se oblast problému nacházela na kraji zobrazované oblasti a přečínala mimo ni, odhad jejích dielektrických vlastností velmi kolísal. Můžeme konstatovat, že v takovýchto případech metoda ořezávání dat ve tvaru obdélníku velmi selhává. Potřebujeme-li spolehlivost ve smyslu, že systém nalezne CMP kdekoli v mozku, je metoda ořezávání podle elipsy významně lepší a předpoklad byl potvrzen.

Celkově lze z výsledků konstatovat, že iterativní algoritmus implementovaný v této práci je schopný detekovat cévní mozkovou příhodu, dokáže odlišit její typy a v případě relativní permitivity dokáže s 1% přesností vykreslit její rozložení na ploše. Pokud je cílem pouze zlepšit neiterativní variantu rekonstrukce a není důležité znát přesné hodnoty dielektrických vlastností, stačí použít pouze dvě iterace, avšak kvůli nejmenším útvarům by bylo při rekonstrukcích vhodné provádět iterací alespoň 6.

Dvourozměrný numerický model hlavy postižené cévní mozkovou příhodou byl vytvořen s cílem otestování rekonstrukčního algoritmu. Vzhledem k tomu, že obsahuje pouze oblast bílé hmoty mozkové a oblast CMP, není realistický a výsledky získané na něm se mohou velice lišit od těch získaných na opravdové lidské hlavě. V budoucnu by bylo vhodné využívat model více se blížící realitě, tzn. 3D model s více vrstvami tkání mozku. Při použití složitějšího modelu by pravděpodobně výsledky nebyly takto zřetelné a bylo by zajímavé je porovnat s těmi již získanými. Je možné, že by při jiné anatomii modelu bylo, kromě jiného, vhodné nastavit např. odlišné parametry pracovního prostředí.

Nevýhoda této metody v porovnání s neiterativní variantou je, že je výpočetně náročnější, a tudíž její provedení trvá déle. Inverzní úloha neboli rekonstrukce rozdílových matic dielektrických parametrů náročná na čas není, nejdéle se provádí výpočet přímé úlohy, tedy rozložení elektrických polí v simulátoru a S-matrice v něm vzniklé. Konkrétně v tomto případě při použití notebooku (vlastnosti viz strana 26) trvala samotná jedna iterace v průměru 3 minuty. Pokud bychom při vyšetření prováděli 6 iterací, trvalo by to tedy 18 minut. Limitace současných diagnostických metod mimo jiné spočívá v tom, že jsou časově náročné. Vyšetření

mozku pomocí CT trvá obvykle 20 až 60 minut, pomocí MRI 30 až 90 minut [13]. Už při použití takhle málo výkonného počítače (viz strana 26) bylo dosaženo kratší doby výpočtu, než trvá nejrychlejší vyšetření na CT, což je velmi pozitivní zjištění. Navíc lze očekávat výrazně lepší výpočetní čas na větším počtu výkonnějších zařízení. Vezmeme-li v potaz, že jedna iterace v sobě zahrnuje  $N$  simulací, kdy  $N$  je počet antén, a simulace jsou přitom na sobě naprosto nezávislé, je možné konstatovat, že pokud bychom použili  $N$  počítačů, můžeme výpočet  $N$ -krát zrychlit. Minimálně tedy při použití 16 počítačů můžeme délku jedné iterace zkrátit na šestnáctinu času, tedy v tomto případě na 11,25 s. 6 iterací by pak trvalo pouze 1,125 minuty. Pokud by byl problém řešen jako 3D a byl by použit stejný počet počítačů jako je počet antén, došlo by pravděpodobně k výraznému navýšení výpočetního času na jednotky minut v každé iteraci.

Tato práce se zatím nedá aplikovat v klinické praxi. V rekonstrukčním algoritmu byla využita znalost toho, kde se vyskytuje oblast postižená cévní mozkovou příhodou. Tuto informaci pochopitelně nelze u pacienta člověku získat, tudíž je výpočet v praxi neuskutečnitelný. V práci zatím na tuto skutečnost nebyl brán ohled, ale již nyní začínáme pracovat na implementaci postupu, kdy bude tento nedostatek odstraněn.

# Kapitola 5

## Závěr

V prostředí COMSOL Multiphysics byl vytvořen dvourozměrný model lidské hlavy skládající se z elipsy reprezentující hlavu a kruhové podoblasti reprezentující cévní mozkovou příhodu (CMP). Kolem něj byl vytvořen model zjednodušeného zobrazovacího systému šestnácti antén vysílajících mikrovlnné signály. Tento model byl využit k řešení přímé úlohy v simulačním programu, konkrétně pro vypočtení rozptylové matice S-parametrů a rozložení intenzity elektrického pole pro každou anténu.

V prostředí MATLAB byl implementován vylepšený algoritmus detekce CMP. Rekonstrukční algoritmus využívající Bornovu aproximaci použitý v předchozím projektu [8], který má za cíl detekovat cévní mozkovou příhodu, byl rozšířen na iterativní variantu - Zkreslenou Bornovu metodu pro mikrovlnné zobrazování ve 2D. Dále byla změněna metoda ořezávání dat pro výpočet rozložení permitivit a vodivostí z obdélníkového tvaru na tvar elipsy. Tím bylo zajištěno, že výpočet probíhá v celé neznámé oblasti hlavy a ve známé oblasti pracovního prostředí ne. Předpoklad, že tímto postupem budou získávány přesnější výsledky, se ale nepotvrdil. Pokud se ložisko CMP nacházelo uvnitř oblasti ořezávaného obdélníku, výsledky byly lepší hlavně u zobrazení rozložení vodivosti. Když se ale ložisko nacházelo mimo oblast obdélníku, metoda absolutně selhala, na rozdíl od nového způsobu ořezávání dat.

Pomocí implementované metody byly určeny hodnoty elektrické permitivity a vodivosti oblasti hlavy i cévní mozkové příhody modelu. Rekonstrukční algoritmus byl aplikován na dvanácti scénářích představujících ischemickou a hemoragickou CMP a lišících se velikostí ložiska problému a jeho umístěním v mozku. Metoda se projevila jako funkční, neboť byl potvrzen předpoklad, že iterativní varianta Bornovy metody rekonstruuje původní tes-

tovaný obraz a že ho rekonstruuje lépe než pouhá aproximace v jednom kroku. Ve všech testovaných případech se projevilo zlepšení výsledku ve druhé a dalších iteracích. Sledování elektrické permitivity tkáně se oproti elektrické vodivosti projevilo jako výhodnější a permitivita jako spolehlivější parametr. Její výpočet totiž dospěl téměř pokaždé nejpozději v páté iteraci k výsledku s maximální relativní chybou 1 %. Vypočtené hodnoty vodivosti kolísaly více a v desáté iteraci byla jejich relativní chyba vůči reálné hodnotě 10-20 %. Přesto ale bylo dokázáno, že algoritmus dokáže velice přesně odlišit ischemickou cévní mozkovou příhodu od hemoragické.

Algoritmus dokázal detekovat i CMP, která měla velikost pouze 1,0 cm v průměru. Její konvergence ke správné hodnotě sice byla pomalejší, ale v 9. iteraci se jednalo opět o chybu menší než 1 %.

# Seznam použité literatury

- [1] S. KHARKOVSKY a R. ZOUGHI, Microwave and millimeter wave nondestructive testing and evaluation - Overview and recent advances. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*. 2007, 10(2), 1-2.
- [2] SUSEK, Waldemar a Bronislaw STEC. Through-the-wall detection of human activities using a noise radar with microwave quadrature correlator. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*. 2015, 51(1), 759-764. DOI: 10.1109/TAES.2014.130003. ISSN 0018-9251. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=7073528>
- [3] A. GAL a I. HARMAN-BOEHM. *Calibration Schemes of a Truly Non-Invasive Glucose Monitor for Variety of Diabetics* [online]. In: . s. 1-2 [cit. 2016-03-11]. Dostupné z: <http://www.integrity-app.com/wp-content/uploads/2012/10/DTM-October-2013.pdf>
- [4] HAYNES, Mark, John STANG a Mahta MOGHADDAM. Microwave Breast Imaging System Prototype with Integrated Numerical Characterization. *International Journal of Biomedical Imaging*. 2012, 1-18. DOI: 10.1155/2012/706365. ISSN 1687-4188. Dostupné také z: <http://www.hindawi.com/journals/ijbi/2012/706365/>
- [5] BIALKOWSKI, Konstanty, David IRELAND a Amin ABBOSH. Microwave imaging for brain stroke detection using Born iterative method. *IET Microwaves, Antennas*. 2013, 7(11), 909-915. DOI: 10.1049/iet-map.2013.0054. ISSN 1751-8725. Dostupné také z: <http://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/iet-map.2013.0054>
- [6] SCAPATICCI, R., O. M. BUCCI, I. CATAPANO a L. CROCCO. Differential Microwave Imaging for Brain Stroke Followup. *International Journal of Antennas and Propagation*. 2014, 1-11. DOI: 10.1155/2014/312528. ISSN 1687-5869. Dostupné také z: <http://www.hindawi.com/journals/ijap/2014/312528/>

- [7] SCAPATICCI, R., L. DI DONATO, I. CATAPANO a L. CROCCO. A feasibility study on microwave imaging for brain stroke monitoring. *Progress In Electromagnetics Research B* [online]. 2012, 2012(40), 305–324 [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: <http://www.jpier.org/PIERB/pierb40/14.12022006.pdf>
- [8] HOLEK, Lukáš. *Kvalitativní metoda rekonstrukce pro mikrovlnné zobrazování*. Kladno, 2016. Týmový projekt. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.
- [9] DONNAN, Geoffrey A, Marc FISHER, Malcolm MACLEOD a Stephen M DAVIS. Stroke. *The Lancet* [online]. 2008, **371**(9624), 1612-1623 [cit. 2017-02-27]. DOI: 10.1016/S0140-6736(08)60694-7. ISSN 01406736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673608606947>
- [10] OLESEN, J., A. GUSTAVSSON, M. SVENSSON, H.-U. WITTCHEN a B. JÖNSSON. The economic cost of brain disorders in Europe. *European Journal of Neurology* [online]. 2012, **19**(1), 155-162 [cit. 2017-02-27]. DOI: 10.1111/j.1468-1331.2011.03590.x. ISSN 13515101. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1468-1331.2011.03590.x>
- [11] NEUMANN, Jiří. Současné možnosti péče o pacienta s akutní ischemickou cévní mozkovou příhodou. *Medicína Pro Praxi* [online]. 2007(1), 30–31 [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: <http://solen.cz/pdfs/med/2007/01/08.pdf>
- [12] *National Institut of Neurological Disorders and Stroke: Brain Basics: Preventing Stroke* [online]. Bethesda, USA, 2016 [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: <https://www.ninds.nih.gov/Disorders/Patient-Caregiver-Education/Preventing-Stroke>
- [13] The Internet Stroke Center. *UT Southwestern Medical Center Department of Neurology and Neurotherapeutics* [online]. Dallas, Texas, 2017 [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: <http://www.strokecenter.org/>
- [14] SEMENOV, S.Y., R.H. SVENSON, V.G. POSUKH, et al. Dielectrical spectroscopy of canine myocardium during acute ischemia and hypoxia at frequency spectrum from 100 kHz to 6 GHz. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. 2002, **21**(6), 703-707 [cit. 2017-02-27]. DOI: 10.1109/TMI.2002.800590. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1021938/>

- [15] PROCHÁZKA, Tomáš a Zdeněk BARTOŇ. *S-parametry* [online]. In: . Ústav mikroelektroniky, FEKT VUT, 2002 [cit. 2016-05-17]. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/clanky/02029/index.html>
- [16] VRBA, Jan. *Úvod do mikrovlnné techniky*. Vyd. 2., přepracováno Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 9788001036709.
- [17] PROCHÁZKA, Miroslav. Mikrovlnné díly a antény pro přenos vf energie na dm, dm a mm vlnách. *Konstrukční elektronika a Radio* [online]. 1999, (5) [cit. 2016-05-18]. Dostupné z: [http://om6bb.bab.sk/files/HAM Kniznica/Magaziny/Amaterske radio pro Konstruktery/1999-05.pdf](http://om6bb.bab.sk/files/HAM%20Kniznica/Magaziny/Amaterske%20radio%20pro%20Konstruktery/1999-05.pdf)
- [18] MATTEO PASTORINO. *Microwave imaging*. Hoboken, N.J: John Wiley, 2010. ISBN 9780470602492.
- [19] HAYNES, Mark, John STANG a Mahta MOGHADDAM. Real-time Microwave Imaging of Differential Temperature for Thermal Therapy Monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2014, 61(6), 1787-1797 [cit. 2016-05-18]. DOI: 10.1109/TBME.2014.2307072. ISSN 0018-9294. Dostupné z: [http://ieeexplore.ieee.org/document/6746099/ arnumber=6746099](http://ieeexplore.ieee.org/document/6746099/?arnumber=6746099)
- [20] Svd. *Mathworks, Help* [online]. [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/svd>
- [21] GABRIEL, C. a S. GABRIEL. Compilation of the dielectric properties of body tissue at RF and microwave frequencies. Final report for AFOSR/NL Bolling AFB DC 20332--0001. 1996. Dostupné z: <http://oai.dtic.mil/oai/oai?verb=getRecord & metadataPrefix=html & identifier=ADA309764>
- [22] IT'IS FOUNDATION. *Tissue Properties Database V3.0*. 2015, DOI: 10.13099/VIP21000-03-0. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/downloads/database-v3-0/>
- [23] CHEW, W. C. a Y. M. WANG. Reconstruction of Two-Dimensional Permittivity Distribution Using Distorted Born Iterative Method. *Transactions on medical imaging* [online]. 1990,9(2) [cit. 2016-05-18].

- [24] KOSMAS, Panagiotis a Lorenzo CROCCO. *Microwave imaging (MWI) for medical diagnostics: from theory to implementation*. Lisbon, Portugal: The 9th European Conference on Antennas and Propagation Workshop, 2015.
- [25] COMSOL Multiphysics. *LiveLink™ for MATLAB® User's Guide* [online]. 2012 [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <http://www.lmn.pub.ro/~daniel/ElectromagneticModeling-Doctoral/Books/COMSOL4.3/llmatlab/LiveLinkForMATLABUsersGuide.pdf>
- [26] HOLEK, Lukáš. *Algoritmus a numerický model mikrovlnného zobrazovacího systému pro identifikaci CMP*. Kladno, 2016. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.



# Seznam obrázků

2.1	Geometrie numerického modelu řezu hlavy, béžová barva představuje bílou hmotu mozkovou, červená oblast cévní mozkové příhody a šedá pracovní prostředí . . . . .	19
2.2	Vyznačení zobrazované oblasti . . . . .	23
2.3	Schéma původního algoritmu rekonstrukce [26] . . . . .	24
2.4	Schéma nově použitého iterativního algoritmu rekonstrukce . . . . .	25
3.1	Ukázka rozložení $\Delta\epsilon_r$ a $\Delta\sigma$ v 1.-3. iteraci pro střední velikost ischemické CMP	27
3.2	Ukázka rozložení $\Delta\epsilon_r$ a $\Delta\sigma$ v 1.-6. iteraci pro střední velikost ischemické CMP při stejných barevných škálách . . . . .	28
3.3	Rozložení $\epsilon_r$ a $\sigma$ v 1.-6. iteraci pro střední velikost ischemické CMP při stejných barevných škálách . . . . .	29
3.4	Průběžné hodnoty permitivit pro různé iterace pro scénář střední velikosti ischemické CMP (scénář č.1) . . . . .	31
3.5	Průběžné hodnoty permitivity pro různé iterace hemoragické CMP (scénář č.2)	31
3.6	Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénář střední velikosti ischemické CMP (scénář č.1) . . . . .	32
3.7	Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénář střední velikosti hemoragické CMP (scénář č.2) . . . . .	32
3.8	Průběžné hodnoty permitivit pro různé iterace pro scénáře různých velikostí ischemické CMP (scénář č.1, 3, 4 a 5)(velikosti průměrů jsou uvedeny v cm)	33
3.9	Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénáře různých velikostí ischemické CMP (scénář č.1, 3, 4, a 5)(velikosti průměrů jsou uvedeny v cm)	33

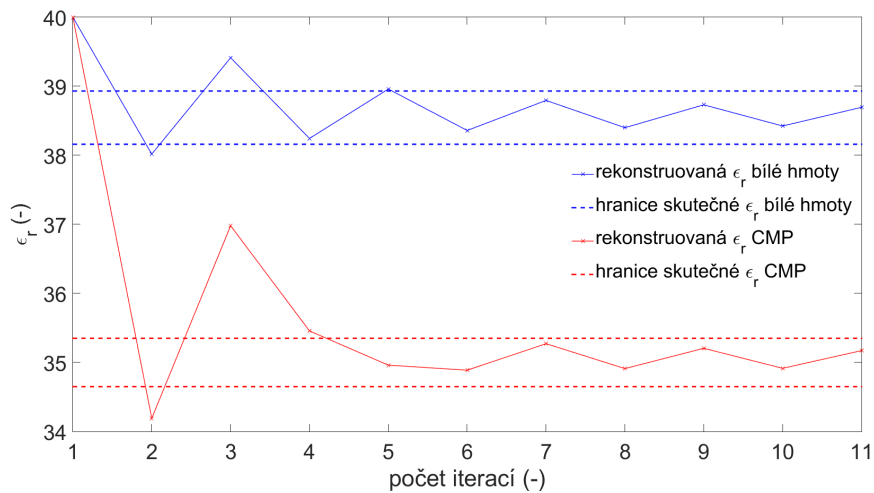
3.10 Průběžné hodnoty permitivit pro různé iterace pro scénáře různých velikostí hemoragické CMP (scénář č.2, 6, 7 a 8)(velikosti průměrů jsou uvedeny v cm)	34
3.11 Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénáře různých velikostí hemoragické CMP (scénář č.2, 6, 7 a 8)(velikosti průměrů jsou uvedeny v cm)	34
3.12 Průběžné hodnoty permitivity pro různé iterace pro scénáře různých umístění ischemické CMP (scénář č.1, 9 a 10)(souřadnice jsou uvedeny v cm) . . . . .	35
3.13 Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénáře různých umístění ischemické CMP (scénář č.1, 9 a 10)(souřadnice jsou uvedeny v cm) . . . . .	35
3.14 Průběžné hodnoty permitivit pro různé iterace pro scénáře různých umístění hemoragické CMP (scénář č.2, 11 a 12)(souřadnice jsou uvedeny v cm) . . . .	36
3.15 Průběžné hodnoty vodivostí pro různé iterace pro scénáře různých umístění hemoragické CMP (scénář č.2, 11 a 12)(souřadnice jsou uvedeny v cm) . . . .	36
3.16 Průběžné hodnoty permitivit pro scénář ischemické CMP (scénář č.1) a pro posunutí CMP částečně mimo oblast ořezávaných dat [-6;0] cm při použití ořezávání dat ve tvaru obdélníku viz obrázek 2.2a . . . . .	37
3.17 Průběžné hodnoty vodivostí pro scénář ischemické CMP (scénář č.1) a pro posunutí CMP částečně mimo oblast ořezávaných dat [-6;0] cm při použití ořezávání dat ve tvaru obdélníku viz obrázek 2.2a . . . . .	37
3.18 Průběžné hodnoty permitivit pro scénář hemoragické CMP (scénář č.2) a pro posunutí CMP částečně mimo oblast ořezávaných dat [-6;0] cm při použití ořezávání dat ve tvaru obdélníku viz obrázek 2.2a . . . . .	38
3.19 Průběžné hodnoty vodivostí pro scénář hemoragické CMP (scénář č.2) a pro posunutí CMP částečně mimo oblast ořezávaných dat [-6;0] cm při použití ořezávání dat ve tvaru obdélníku viz obrázek 2.2a . . . . .	38
5.1 Průběžné hodnoty permitivit pro scénář střední velikosti ischemické CMP . . . .	52
5.2 Průběžné hodnoty permitivity pro scénář střední velikosti hemoragické CMP . . . .	52
5.3 Průběžné hodnoty vodivostí pro scénář střední velikosti ischemické CMP . . . .	53
5.4 Průběžné hodnoty vodivostí pro scénář střední velikosti hemoragické CMP . . . .	53

# Seznam příloh

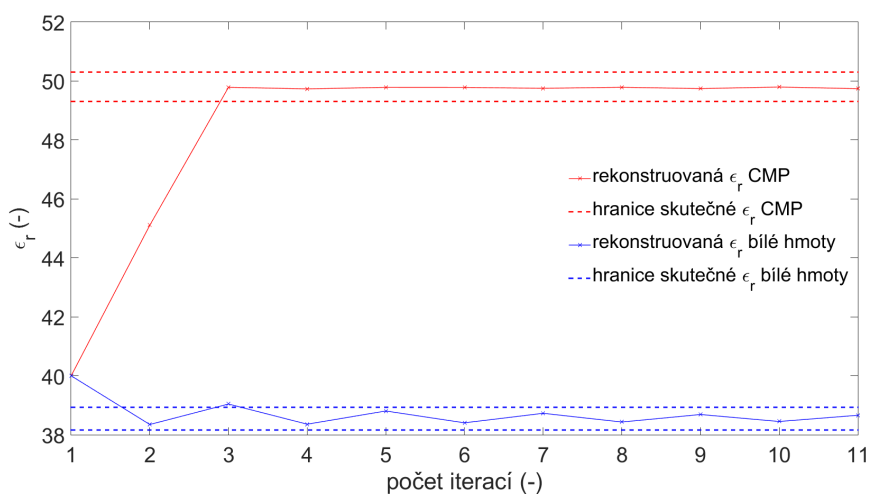
## Přílohy na CD

- Příloha 1** Klíčová slova česky (klicova\_slova.pdf)
- Příloha 2** Abstrakt česky (abstrakt.pdf)
- Příloha 3** Abstrakt anglicky (abstract.pdf)
- Příloha 4** Naskenované zadání BP (zadani.pdf)
- Příloha 5** Kompletní bakalářská práce (17PBBBBP\_434206\_Hana.Mozerova.pdf)
- Příloha 6** výpočetní skripty a modely:
  - reconstruction.m
  - head\_model.m
  - head\_model\_end.m
  - hdrload\_e\_fields.m
  - orezani\_poli2.m
  - head\_model.mph

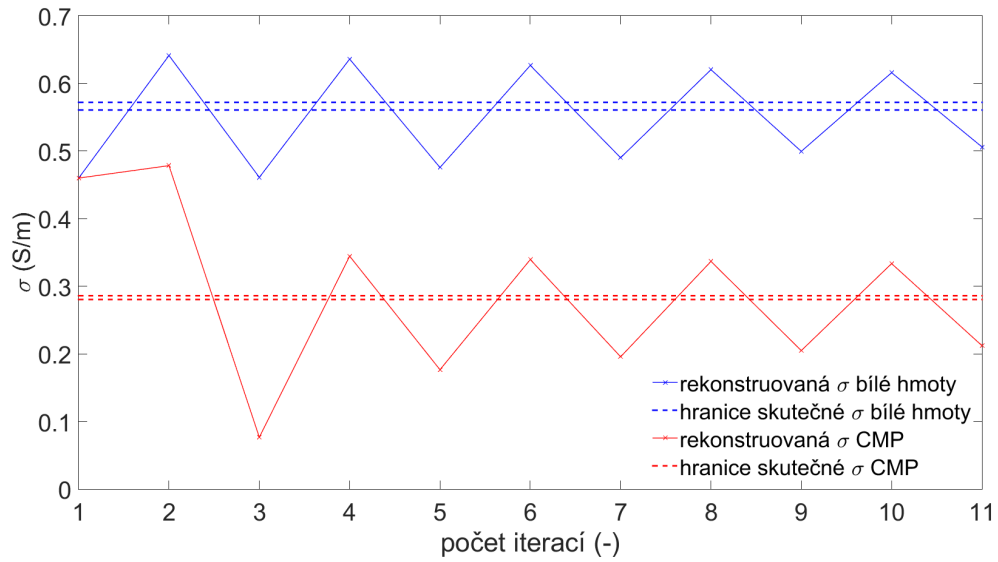
## Příloha A



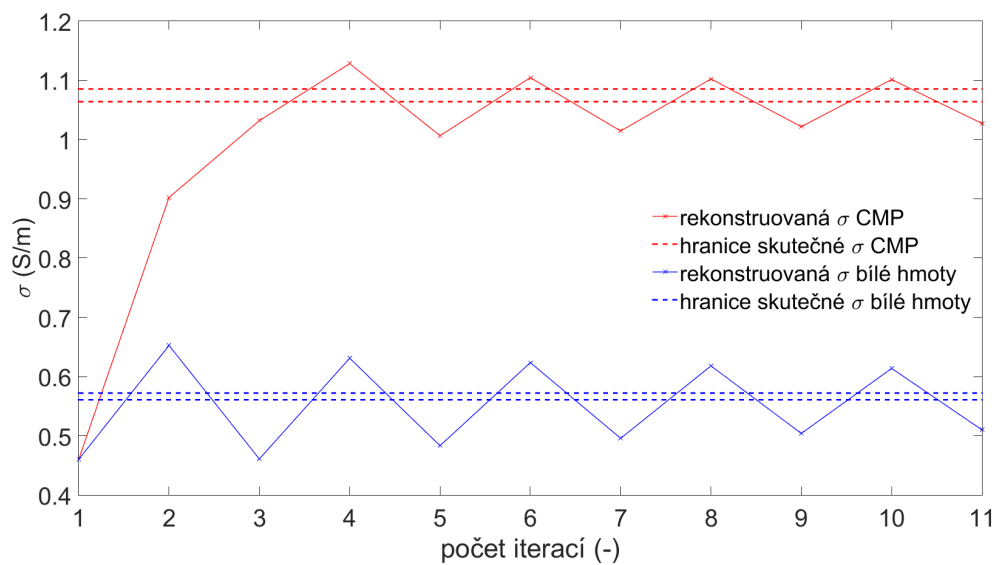
Obrázek 5.1: Průběžné hodnoty permitivit pro scénář střední velikosti ischemické CMP



Obrázek 5.2: Průběžné hodnoty permitivity pro scénář střední velikosti hemoragické CMP



Obrázek 5.3: Průběžné hodnoty vodivostí pro scénář střední velikosti ischemické CMP



Obrázek 5.4: Průběžné hodnoty vodivostí pro scénář střední velikosti hemoragické CMP