



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

System pro určení pozice mozkové příhody pomocí UWB radaru

Stroke positioning system using UWB radar

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Vedoucí práce: Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.

Bc. Filip Müller

Kladno 2021



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Müller** Jméno: **Filip** Osobní číslo: **456274**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský inženýr**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Systém pro určení pozice mozkové příhody pomocí UWB radaru

Název diplomové práce anglicky:

Stroke positioning system using UWB radar

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte systém pro určení pozice cévní mozkové příhody (CMP) v lidském mozku využívající mikrovlnný širokopásmový (UWB) radar ve frekvenčním pásmu 1-6 GHz. V simulátoru elektromagnetického pole namodelujte zjednodušený model lidské hlavy, který bude obsahovat kůži, lebku, šedou a bílou mozkovou hmotu. Do modelu hlavy dále namodelujte CMP (uvažujte ischemickou i hemorrhagickou CMP). Kolem modelu hlavy rozmístěte pole již navržených UWB antén, které budou umístěny v jedné rovině. Implementujte rekonstrukční algoritmus „Delay and Sum“. Analyzujte vliv počtu antén a velikost frekvenčního pásma na přesnost určení pozice cévní mozkové příhody. Výsledný systém poté realizujte a proveďte měření na tekutém fantomu hlavy s vloženou CMP. Výsledky poté porovnejte s výsledky z numerických simulací. Výsledky měření dále statisticky vyhodnoťte.

Seznam doporučené literatury:

- [1] R. C. Conceição, J. J. Mohr, and M. O'Halloran, An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection, ed. 1 st, Springer International Publishing, 2016, ISBN 978-3-319-27865-0
- [2] D.M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3rd, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.

Datum zadání diplomové práce: **15.02.2021**

Platnost zadání diplomové práce: **18.09.2022**

Doc. Ing.
Martin
Rožánek, Ph.D.

Digitálně podepsal Doc.
Ing. Martin Rožánek,
Ph.D.
Datum: 2021.03.03
22090810100

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr.
Jozef Rosina,
Ph.D., MBA

Digitálně podepsal prof. MUDr.
Jozef Rosina, Ph.D., MBA
Datum: 2021.03.04 11:56:55
+0100

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „**Systém pro určení pozice mozkové příhody pomocí UWB radaru**“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně dne

.....

Bc. Filip Müller

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu panu Ing. Ondřeji Fišerovi, Ph.D., za ochotu, vstřícnost a cenné rady poskytované po celou dobu vedení mé diplomové práce. Poděkování patří i celému týmu Bioelektromagnetismu na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT za poskytnutí laboratorních prostor a umožnění přístupu k výkonné výpočetní technice. Velký dík taktéž patří mé rodině, blízkým a přátelům, kteří mi byli oporou po celou dobu studia na vysoké škole.

ABSTRAKT

System pro určení pozice mozkové příhody pomocí UWB radaru:

Hlavním cílem této diplomové práce bylo navrhnout a implementovat systém schopný detekovat CMP s využitím mikrovlnného UWB radaru. Analyzovat vliv počtu použitých antén a šířky použitého frekvenčního pásma při rekonstrukci detekované pozice CMP. Za tímto účelem byl implementován rekonstrukční algoritmus, založený na metodě „Delay & Sum“ ve vývojovém prostředí MATLAB. Dále v simulátoru elektrického pole Sim4Life, byly simulovány vytvořené numerické simulace, na které byl uplatněn vytvořený rekonstrukční algoritmus a následně byly získány mapy s rekonstruovanou pozicí CMP. Prokázalo se, že při klesajícím počtu antén klesá i schopnost rekonstrukčního algoritmu správně detekovat pozici CMP. Obdobná závislost se prokázala i při zužování frekvenčního pásma, kolem centrální frekvence 3,5 GHz. Následně bylo provedeno měření na vytvořeném reálném fantomu lidské hlavy a byla provedena porovnání s numerickými simulacemi.

Klíčová slova

Mikrovlnný UWB radar, cévní mozková příhoda, detekce CMP

ABSTRACT

Stroke positioning system using UWB radar:

The main goal of this diploma thesis was to design and implement a system capable of detecting CMP using a microwave UWB radar. Analyze the effect of the number of antennas used and the bandwidth used in the reconstruction of the detected CMP position. For this purpose, a reconstruction algorithm based on the "Delay & Sum" method was implemented in the MATLAB development environment. Furthermore, in the Sim4Life electric field simulator, the created numerical simulations were simulated, to which the created reconstruction algorithm was applied, and subsequently maps with the reconstructed CMP position were obtained. It has been shown that as the number of antennas decreases, the ability of the reconstruction algorithm to correctly detect the position of the CMP also decreases. A similar dependence was demonstrated when narrowing the frequency band, around the central frequency of 3.5 GHz. Subsequently, measurements were performed on the created real phantom of the human head and comparisons were made with numerical simulations.

Keywords

Microwave UWB radar, stroke, stroke detection

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1 Úvod	14
2 Přehled současného stavu	16
2.1 Radar	16
2.1.1 Stručná historie radarového zobrazování	16
2.1.2 Mikrovlnný radar	17
2.2 Dielektrické vlastnosti lidských tkání	18
2.2.1 Struktura lidské hlavy	19
2.3 Cévní mozková příhoda	20
2.3.1 Hemoragická a ischemická CMP	20
2.3.2 Diagnostika	22
2.3.3 Léčba CMP	25
3 Cíle práce	26
4 Metody	28
4.1 Návrh modelu v simulátoru el.mag. pole	28
4.1.1 UWB anténa	28
4.1.2 Kruhové modely hlavy	30
4.1.3 Eliptický model hlavy	40
4.1.4 Parametry simulací	43
4.1.5 Výstupní činitel odrazu	49
4.2 Návrh, tvorba a komplementace reálného modelu	50
4.2.1 Návrh a tvorba nádob pro tekutý fantom	50
4.2.2 Míchání tekutého média pro iCMP, hCMP a mozek	54
4.2.3 Kalibrace a měření na vektorovém analyzátoru	55
4.3 Hodnocení rekonstrukčního algoritmu	59
5 Výsledky	60
5.1 Vytvoření rekonstrukčního algoritmu	60
5.2 Vytvoření reálného fantomu lidské hlavy	60
5.3 Vliv počtu použitých antén na přesnost rekonstrukčního algoritmu	61

5.4	Vliv šířky použitého frekvenčního pásma na přesnost rekonstrukčního algoritmu.....	66
5.5	Porovnání výsledků z numerických simulací s reálným měřením.....	68
6	Diskuse	72
7	Závěr	75
	Seznam použité literatury	77
	Příloha A: Zdrojový kód pro rekonstrukční algoritmus	81
	Příloha B: Rekonstruované mapy pozice CMP pro zbylé anténní systémy	83
	Příloha C: Tabulky s daty pro hodnocení rekonstrukčního algoritmu.	89
	Příloha D: Části pseudokódu	91

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
	°	Úhlová míra
ε_k	$F \cdot m^{-1}$	Komplexní permitivita
ε'	$F \cdot m^{-1}$	Reálná část komplexní permitivity
ε''	$F \cdot m^{-1}$	Imaginární část komplexní permitivity
ε'_r	(-)	Relativní permitivita
ε_0	$F \cdot m^{-1}$	Permitivita vakua
σ	$S \cdot m^{-1}$	Měrná elektrická vodivost
σ_S	$S \cdot m^{-1}$	Statická elektrická vodivost
π	(-)	Matematická konstanta (3,14159...)
f	Hz	Frekvence
f_c	Hz	Centrální frekvence
BW	Hz	Šířka frekvenčního pásma
f_{Max}	Hz	Horní hranice frekvenčního pásma
f_{Min}	Hz	Spodní hranice frekvenčního pásma
f_{rel}	(-)	Relativní šířka pásma
$U_{diferenční}$	V	Diferenční napěťový signál
U_{CMP}	V	Napěťový signál, získaný z modelu s nehomogenitou
$U_{bez\ CMP}$	V	Napěťový signál, získaný z modelu bez nehomogenity
c	$m \cdot s^{-1}$	Rychlost světla ve vakuu
μ_0	$H \cdot m^{-1}$	Permeabilita vakua
μ_r	(-)	Relativní permeabilita
Δt	s	Časová změna
R	Ω	Elektrický odpor
TP	mm^2	True positive – Správně detekovaná plocha
FP	mm^2	False positive – Chybně detekovaná plocha
FN	mm^2	False negative – Chybně nedetekovaná plocha

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
2D	Dvourozměrný
3D	Třírozměrný
CAD	Computer aided design - počítačem podporované projektování
CMP	Cévní mozková příhoda
CPU	Computer processing unit - Jednotka zpracovávající výpočetní operace
CT	Computed tomography - Výpočetní tomografie
CUDA	Computed unified device architecture - softwarová architektura umožňující spouštět programy na grafických procesorech
ČR	Česká republika
ČVUT	České vysoké učení technické
el.mag	Elektromagnetické záření
EM	Elektromagnetické záření
FBMI	Fakulta biomedicínského inženýrství
FDTD	Finite difference time domain simulační metoda počítající v časové oblasti
FT	Fourierova transformace
GPU	Graphic processing unit - Grafická jednotka
hCMP	Hemoragická CMP
HT	Hilbertova transformace
iCMP	Ischemická cévní mozková příhoda
IFT	Inverzní Fourierova transformace
M3	Značení spojovacího materiálu
MA	Moving average – plovoucí průměr
MRI	Magnetic resonance imaging – zobrazování magnetickou resonancí
MWI	Microwave imaging – mikrovlnné zobrazování
PEC	Perfect electric conductor – kovový vodič
PLA	Polylactic acid – druh plastu použitý při výrobě modelu
R&S	Rohde & Schwarz – výrobce mikrovlnné měřicí techniky
RTG	Rentgenové záření
SMA	Značení konektorů
UWB	Ultra-wideband – ultra širokopásmový

Seznam obrázků

OBRÁZEK 2.1 ELEKTROMAGNETICKÉ SPEKTRUM [4]	17
OBRÁZEK 2.2 TRANSVERZÁLNÍ ŘEZ LIDSKOU LEBKOU [9]	19
OBRÁZEK 2.3 SCHÉMA VZNIKU HEMORAGICKÉ CMP [11]	20
OBRÁZEK 2.4 SCHÉMA VZNIKU ISCHEMICKÉ CMP [13]	21
OBRÁZEK 2.5 ANGIOGRAFICKÉ RTG SNÍMKY VÝRAZNÉ STENÓZY A. CAROTIS INTERNA (A) A JEJÍ NAPROSTÉ UZAVŘENÍ (B) PŘEVZATO A UPRAVENO Z [1]	22
OBRÁZEK 2.6 CT ŘEZ HLAVOU KDE NA OBRÁZKU (A) JE ŠÍPKAMI ZVÝRAZNĚNÁ MÍRNĚ TMAVŠÍ OBLAST, KTERÁ REPREZENTUJE MOZKOVOU TKÁŇ POSTIŽENOU ISCHEMICKOU CMP. NA OBRÁZKU (B) JE VIDĚT CMP ZPŮSOBENÁ HEMORAGIÍ, JEŽ SE NA CT SNÍMKU PROJEVUJE JAKO VÝRAZNĚ SVĚTLEJŠÍ ČÁST MOZKU.[1]	23
OBRÁZEK 2.7 SNÍMEK Z TRANSFONTANELÁRNÍ SONOGRAFIE, KDE V PRAVÉ ČÁSTI OBRÁZKU LZE VIDĚT ISCHEMICKÉ POSTIŽENÍ MOZKOVÉ TKÁŇE. [18]	23
OBRÁZEK 2.8 SNÍMEK Z TRANSKRANIÁLNÍ SONOGRAFIE WILLISNOVA OKRUHU S DOPPLEROVSKÝM MODULEM. PŘEVZATO Z [19]	24
OBRÁZEK 2.9 MRI T2 VÁŽENÝ SNÍMEK S JASNĚ VIDITELNOU HEMORAGICKOU ISCHEMICKOU CÉVNÍ MOZKOVOU PŘÍHODOU. PŘEVZATO Z [20]	24
OBRÁZEK 4.1 GRAF SPEKTRÁLNÍ VÝKONOVÉ HUSTOTY V ZÁVISLOSTI NA FREKVENCI S VYZNAČENÝMI PARAMETRY DEFINUJÍCÍ ŠÍŘKU FREKVENČNÍHO PÁSMU	29
OBRÁZEK 4.2 MODEL DIPÓLOVÉ MIKROVLNNÍ BOWTIE ANTÉNY PRO BIOMEDICÍNSKÁ APLIKACE V SIMULÁTORU EL.MAG. POLE SIM4LIFE.	29
OBRÁZEK 4.3 HOMOGENNÍ MODEL HLAVY KRUHOVÉ PODSTAVY S KULOVITÝM CMP (ZNÁZORNĚNOU MODŘE) A SYSTÉMEM OSMI ANTÉN POHLED Z BOKU	30
OBRÁZEK 4.4 HOMOGENNÍ MODEL HLAVY KRUHOVÉ PODSTAVY S KULOVITÝM CMP (ZNÁZORNĚNOU MODŘE) A SYSTÉMEM OSMI ANTÉN POHLED ZEŠIKMA.....	31
OBRÁZEK 4.5 ZJEDNODUŠENÝ PSEUDOKÓD POPISUJÍCÍ JEDNOTLIVÉ KROKY.....	32
OBRÁZEK 4.6 VYKRESLENÉ SIGNÁLY NORMALIZOVANÉHO NAPĚTÍ V ZÁVISLOSTI NA ČASE. SHORA SIGNÁL Z MODELU BEZ VYMODELOVANÉ CMP, SIGNÁL Z MODELU S VYMODELOVANOU CMP, DIFERENČNÍ SIGNÁL ZÍSKANÝ ROZDÍLEM PŘEDEŠLÍCH DVOU, HT Z DIFERENČNÍHO SIGNÁLU S VYZNAČENÝM MAXIMEM (MAXIMUM ZVÝRAZNĚNO ČERVENOU HVĚZDOU).....	33
OBRÁZEK 4.7 MODEL HLAVY KRUHOVÉ PODSTAVY S VÝRAZNÝMI HLAVOVÝMI STRUKTURAMI A SYSTÉMEM DVANÁCTI ANTÉN PO JEHO OBVODU. POHLED ZBOKU.	35
OBRÁZEK 4.8 MODEL HLAVY KRUHOVÉ PODSTAVY S VÝRAZNÝMI HLAVOVÝMI STRUKTURAMI A SYSTÉMEM DVANÁCTI ANTÉN PO JEHO OBVODU. POHLED ZEŠIKMA.	35
OBRÁZEK 4.10 MAPA LOKALIZACE UMÍSTĚNÉ CMP V KRUHOVÉM FANTOMU VZNIKLÁ SUMACÍ VYKRESLOVANÝCH SIGNÁLŮ V MÍSTĚ JEJICH PRŮNIKU. ČERVENÝM KRUHEM JE ZVÝRAZNĚNA POZICE REÁLNÉ POLOHY CMP A ZELENÉ HVĚZDICE ZNÁZORŇUJÍ POZICI STŘEDU ANTÉN V SOUŘADNÉM SYSTÉMU X, Y.	37
OBRÁZEK 4.9 DEMONSTRATIVNÍ GRAF NORMALIZOVANÉHO SIGNÁLU PO HILLBERTOVĚ TRANSFORMACI V ZÁVISLOSTI NA ČASE (PRO ANTÉNU 4) S VYZNAČENOU HLADINOU POKLESU MAXIMA SIGNÁLU Z HT NA HODNOTU 0,5.	37
OBRÁZEK 4.11 VYKRESLENÝ SIGNÁL S RUŠENÍM A RŮZNÉ ZPŮSOBY JEHO FILTROVÁNÍ.....	38

OBRÁZEK 4.12 MAPA LOKALIZACE UMÍSTĚNÉ CMP V KRUHOVÉM FANTOMU VZNIKLÁ SUMACÍ VYKRESLOVANÝCH FILTROVANÝCH SIGNÁLŮ V MÍSTĚ JEJICH PRŮNIKU. ČERVENÝM KRUHEM JE ZVÝRAZNĚNA POZICE REÁLNÉ POLOHY CMP A ZELENÉ HVĚZDICE ZNÁZORŇUJÍ POZICI STŘEDU ANTÉN V SOUŘADNÉM SYSTÉMU X, Y.	39
OBRÁZEK 4.13 ELIPTICKÝ MODEL HLAVY S VLOŽENOU CMP (POHLED ZEŠIKMA)	40
OBRÁZEK 4.14 ZOBRAZENÍ ROZMÍSTĚNÍ CMP VE FINÁLNÍM ELIPTICKÉM MODELU	41
OBRÁZEK 4.15 FINÁLNÍ MAPA ZOBRAZUJÍCÍ POZICI REÁLNÉ CMP (ČERVENÝ KRUH), POZICE JEDNOTLIVÝCH ANTÉN (ZELENÉ HVĚZDY) A BODY DETEKOVANÉ JAKO CMP (MODRÉ TEČKY)	42
OBRÁZEK 4.16 SCHÉMA ŠÍŘENÍ POLE VYZAŘOVANÉHO ANTÉNOU	43
OBRÁZEK 4.17 SIMULAČNÍ MENU S JEDNOTLIVÝMI NASTAVITELNÝMI PODSLOŽKAMI.....	44
OBRÁZEK 4.18 TVAR ZDROJOVÉHO SIGNÁLU VYSÍLANÉHO MIKROVLNNOU ANTÉNOU V ČASOVÉ A FREKVENČNÍ OBLASTI	46
OBRÁZEK 4.19 NAVRŽENÁ VOXELIZAČNÍ MŘÍŽKA S JEMNOU VOXELIZACÍ PRO TŘI ANTÉNY	47
OBRÁZEK 4.20 SCHÉMA VOXELIZACE MODELU V IDENTICKÉM ŘEZU, KDY DOŠLO KE SPRÁVNÉMU NAVOXELOVÁNÍ ANTÉNY (OBRÁZEK A) A ŠPATNÉMU NAVOXELOVÁNÍ ANTÉNY (OBRÁZEK B).	48
OBRÁZEK 4.21 GRAF ZÁVISLOSTI S ₁₁ PARAMETRU POUŽITÉ ANTÉNY NA FREKVENCI 1-6 GHz.....	49
OBRÁZEK 4.22 NÁDOBA REPREZENTUJÍCÍ ELIPSOVITÝ MODEL HLAVY S VYTVOŘENÝMI VÝŘEZY VE STĚNĚ PRO POLE DVANÁCTI ANTÉN A DNEM S VÝBĚŽKY PRO PŘESNÉ UMÍSTĚNÍ CMP	50
OBRÁZEK 4.23 MODEL VÁLCOVITÉ NÁDOBY REPREZENTUJÍCÍ NEHOMOGENITU. OBRÁZEK A POHLED SHORA DO NÁDOBY. OBRÁZEK B POHLED ZESPOD NÁDOBY, KDE JE PATRNÝ OTVOR SLOUŽÍCÍ K NASAZENÍ NEHOMOGENITY NA VÝBĚŽKY V MODELU HLAVY	51
OBRÁZEK 4.24 SCHÉMA 3D TISKU METODOU FDM. PŘEVZATO A UPRAVENO Z [29]	52
OBRÁZEK 4.25 NEGATIV PRO TVORBU DESKY PLOŠNÝCH SPOJŮ	52
OBRÁZEK 4.26 REALIZOVANÁ ANTÉNA	53
OBRÁZEK 4.27 TVORBA NÁDOBY PRO TEKUTÝ FANTOM LIDSKÉ HLAVY, KTERÁ BYLA OSAZENA 12 DIPÓLOVÝMI ANTÉNAMI ...	53
OBRÁZEK 4.28 APARATURA K MĚŘENÍ DIELEKTRICKÝCH VLASTNOSTÍ.....	55
OBRÁZEK 4.29 PROCES KALIBRACE PRACOVNÍCH KANÁLŮ VEKTOROVÉHO ANALYZÁTORU ROHDE&SCHWARZ ZNB 8	56
OBRÁZEK 4.30 SCHÉMA PROMĚŘENÝCH POZIC CMP V MODELU.	57
OBRÁZEK 4.31 ZAPOJENÍ MĚŘICÍ SESTAVY.....	57
OBRÁZEK 4.32 ČÁST REKONSTRUKČNÍHO ALGORITMU ZODPOVĚDNÁ ZA VYKRESLENÍ PRŮBĚHU CELÉHO SIGNÁLU Z ANTÉN DO MAPY	58
OBRÁZEK 4.33 SCHÉMA ROZVRŽENÍ PLOCH PRO VYHODNOCOVÁNÍ PŘESNOSTI REKONSTRUKČNÍHO ALGORITMU.....	59
OBRÁZEK 5.1 FANTOM LIDSKÉ HLAVY S POLEM DVANÁCTI ANTÉN, VYROBENÝ ZA POMOCI 3D TISKU.....	60
OBRÁZEK 5.2 REKONSTRUOVANÉ MAPY PRO ČTYŘI RŮZNÉ POZICE HEMORAGICKÉ CMP, PŘI VYUŽITÍ SYSTÉMU S DVANÁCTI ANTÉNAMI.	61
OBRÁZEK 5.3 REKONSTRUOVANÉ MAPY PRO ČTYŘI RŮZNÉ POZICE HEMORAGICKÉ CMP, PŘI VYUŽITÍ SYSTÉMU S ČTYŘMI ANTÉNAMI.	62
OBRÁZEK 5.4 REKONSTRUOVANÉ MAPY PRO ČTYŘI RŮZNÉ POZICE ISCHEMICKÉ CMP, PŘI VYUŽITÍ SYSTÉMU S DVANÁCTI ANTÉNAMI.	63
OBRÁZEK 5.5 REKONSTRUOVANÉ MAPY PRO ČTYŘI RŮZNÉ POZICE ISCHEMICKÉ CMP, PŘI VYUŽITÍ SYSTÉMU S ČTYŘMI ANTÉNAMI.	64
OBRÁZEK 5.6 GRAF ZÁVISLOSTI SCHOPNOSTI REKONSTRUKČNÍHO ALGORITMU SPRÁVNĚ DETEKOVAT POZICI HEMORAGICKÉ CMP NA POČTU ANTÉN POUŽITÝCH PRO REKONSTRUKCI.	65

OBRÁZEK 5.7 GRAF ZÁVISLOSTI SCHOPNOSTI REKONSTRUKČNÍHO ALGORITMU SPRÁVNĚ DETEKOVAT POZICI ISCHEMICKÉ CMP NA POČTU ANTÉN POUŽITÝCH PRO REKONSTRUKCI.	65
OBRÁZEK 5.8 REKONSTRUOVANÉ MAPY PRO TŘI ZVOLENÉ ŠÍŘKY FREKVENČNÍHO PÁSMU, PŘI HEMORAGICKÉ I ISCHEMICKÉ CMP, ZA VYUŽITÍ SYSTÉMU S DVANÁCTI ANTÉNAMI.	66
OBRÁZEK 5.9 GRAF ZÁVISLOST SCHOPNOSTI REKONSTRUKČNÍHO ALGORITMU, SPRÁVNĚ URČIT POZICI CMP NA ZVOLENÉ ŠÍŘCE FREKVENČNÍHO PÁSMU, PŘI ZACHOVÁNÍ CENTRÁLNÍ FREKVENCE 3,5 GHz.	67
OBRÁZEK 5.10 POROVNÁNÍ REKONSTRUOVANÝCH MAP POZICE CMP Z NUMERICKÝCH SIMULACÍ S MAPAMI POZICE CMP REKONSTRUOVANÝCH Z DAT NAMĚŘENÝCH NA REÁLNÉM FANTOMU LIDSKÉ HLAVY. PRO POZICI CMP [0,0]	68
OBRÁZEK 5.11 POROVNÁNÍ REKONSTRUOVANÝCH MAP POZICE CMP Z NUMERICKÝCH SIMULACÍ S MAPAMI POZICE CMP REKONSTRUOVANÝCH Z DAT NAMĚŘENÝCH NA REÁLNÉM FANTOMU LIDSKÉ HLAVY. PRO POZICI CMP [X,0]	69
OBRÁZEK 5.12 POROVNÁNÍ REKONSTRUOVANÝCH MAP POZICE CMP Z NUMERICKÝCH SIMULACÍ S MAPAMI POZICE CMP REKONSTRUOVANÝCH Z DAT NAMĚŘENÝCH NA REÁLNÉM FANTOMU LIDSKÉ HLAVY. PRO POZICI CMP [0,Y]	70
OBRÁZEK 5.13 POROVNÁNÍ REKONSTRUOVANÝCH MAP POZICE CMP Z NUMERICKÝCH SIMULACÍ S MAPAMI POZICE CMP REKONSTRUOVANÝCH Z DAT NAMĚŘENÝCH NA REÁLNÉM FANTOMU LIDSKÉ HLAVY. PRO POZICI CMP [X,Y]	71
OBRÁZEK 0.1 REKONSTRUKČNÍ ALGORITMUS ČÁST 1/3	81
OBRÁZEK 0.2 REKONSTRUKČNÍ ALGORITMUS ČÁST 2/3	81
OBRÁZEK 0.3 REKONSTRUKČNÍ ALGORITMUS ČÁST 3/3	82
OBRÁZEK 0.1 MAPA REKONSTRUKCE HEMORAGICKÉ CMP PRO SYSTÉM S DESETI ANTÉNAMI	83
OBRÁZEK 0.2 MAPA REKONSTRUKCE HEMORAGICKÉ CMP PRO SYSTÉM S OSMI ANTÉNAMI	84
OBRÁZEK 0.3 MAPA REKONSTRUKCE HEMORAGICKÉ CMP PRO SYSTÉM S ŠESTI ANTÉNAMI	85
OBRÁZEK 0.4 MAPA REKONSTRUKCE ISCHEMICKÉ CMP PRO SYSTÉM S DESETI ANTÉNAMI	86
OBRÁZEK 0.5 MAPA REKONSTRUKCE ISCHEMICKÉ CMP PRO SYSTÉM S OSMI ANTÉNAMI	87
OBRÁZEK 0.6 MAPA REKONSTRUKCE ISCHEMICKÉ CMP PRO SYSTÉM S ŠESTI ANTÉNAMI	88
OBRÁZEK 0.2 ZJEDNODUŠENÝ PSEUDOKÓD PRO URČENÍ POZICE CMP NA KRUHOVÉM MODELU HLAVY S VÝZNAMNÝMI HLAVOVÝMI STRUKTURAMI (ČÁST 2/2)	91
OBRÁZEK 0.1 ZJEDNODUŠENÝ PSEUDOKÓD PRO URČENÍ POZICE CMP NA KRUHOVÉM MODELU HLAVY S VÝZNAMNÝMI HLAVOVÝMI STRUKTURAMI (ČÁST 1/2)	91
OBRÁZEK 0.3 PSEUDOKÓD DEFINUJÍCÍ A VYKRESLUJÍCÍ BODY URČENÉ JAKO CMP DO MAPY	92

1 Úvod

Cévní mozková příhoda (CMP) patří mezi jednu z nejčastějších příčin úmrtí, nejen v České republice, ale i v celosvětovém měřítku. CMP se dle způsobu vzniku dělí na dvě kategorie. Ischemická CMP, která je zapříčiněna zneprůchodněním cévy distribuující okysličenou krev s látkami, zabezpečujícími správné fungování mozkové tkáně. Jakmile je mozková tkáň bez přísunu okysličené krve dochází velmi rychle k jejímu odumírání a velmi často k nevratným degenerativním změnám. Druhý typ CMP je způsoben rupturou cévy, při které dochází ke vzniku intracerebrálního krvácení. Tato CMP se nazývá hemoragická. Je méně častá než CMP ischemického typu, avšak úmrtnost při hemoragické mozkové příhodě je několikanásobně vyšší. Oba typy CMP mají naprosto odlišný způsob léčby, kdy při záměně typu CMP a nasazení léčby, vhodné pro druhý typ CMP, dochází k velmi výraznému zhoršení stavu pacienta, který je již samotnou CMP ohrožen na životě. Proto je velmi důležitá přesná a rychlá diagnostika pacientů s CMP. [1]

Současné systémy, které dokážou detekovat CMP a rozlišit její typ, jsou založeny na sonografii, která má využití především u novorozenců, kde se provádí vyšetření mozkové tkáně přes fontanelu. Využití sonografie u dospělých pro diagnostiku CMP, je poměrně omezené, neboť provádíme diagnostiku přes lebeční kost, která výrazně ovlivňuje mechanické vlnění použité při sonografii. Mnohem častěji se využívá magnetické rezonance (MRI) či systémů používajících ionizující záření (RTG, CT) [2]. Avšak tyto diagnostické systémy jsou centralizovány pouze v nemocničních zařízeních, z důvodu prostorové náročnosti a vysokých pořizovacích nákladů. Pacient se musí dopravovat k těmto diagnostickým systémům a dochází tak, k navýšení celkového času, potřebného k úspěšné diagnostice CMP a zahájení odpovídající léčby. Snahou v medicínské technice je vývoj systému, který by dokázal diagnostikovat CMP již v sanitce při převozu pacienta do nemocničního zařízení.

Jako vhodným diagnostickým prostředkem se jeví využití mikrovlnných systémů, které využívají neionizující elektromagnetické záření ve frekvenčním pásmu 300 MHz až 300 GHz. Mikrovlnné systémy na základě interakce vyslaného záření s tkání o specifických dielektrických vlastnostech dokážou určit o jakou tkáň se jedná a v případě mikrovlnné tomografie vykreslit řez tkání. Avšak tyto postupy jsou výpočetně velmi náročné.

Cílem této diplomové práce je vyvinout mikrovlnný diagnostický systém, který by dokázal rychle detekovat pozici CMP za využití mikrovlnného širokopásmového radaru a společně s ostatními systémy mikrovlnného zobrazování, vyvíjenými výzkumným týmem elektromagnetismu Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT, by vytvořil tzv. „hybridní systém“, jež by predikoval typ tkáně pouze v místě detekované pozice CMP,

čímž by došlo k výraznému zrychlení a zlepšení současných možností této diagnostické metody.

2 Přehled současného stavu

2.1 Radar

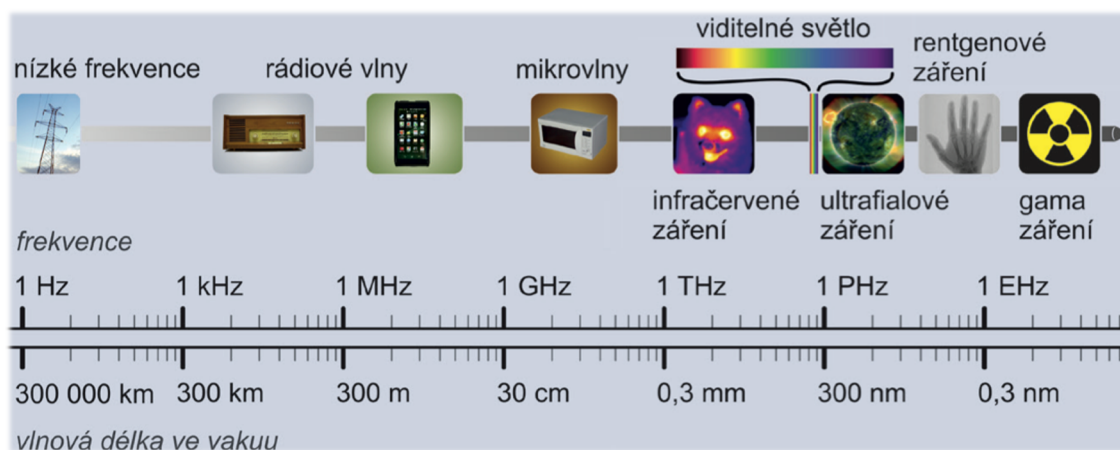
2.1.1 Stručná historie radarového zobrazování

Radar, slovo popisující zařízení schopné detekovat objekty na základě odrazu elektromagnetické vlny od jejich povrchu. Bylo odvozené ve 40. letech 20. století armádou Spojených států amerických z anglických slov „Radio Detection and Ranging“. Jelikož při detekci objektů radarem je využíváno elektromagnetických vln, můžeme vystopovat jeho počátky až k průkopníku elektromagnetismu Jamesi Clerku Maxwellovi, který sloučil rovnice pro magnetické a elektrické pole, čímž položil základy pro mnoho odvětví a technologií, bez kterých si již dnes nedovedeme představit náš běžný život. Pokud se však zaměříme čistě na radarovou technologii, tak jak ji známe dnes, velký technologický posun vpřed nastal za 2. světové války, kde došlo během poměrně krátkého časového úseku, k extrémnímu zmenšení anténních systémů od tzv. „Chain Home“ systému, což byla soustava vysílačů na pobřeží Velké Británie, která varovala Brity před přicházejícím leteckým útokem, až k palubním radarům, které byly montovány do stíhacích letounů. Dále došlo k objevu nových technologií, které umožňovaly vysílat elektromagnetické vlnění řádově až v desítkách GHz. Vývoj radaru byl po válce převeden na mírové aplikace. Za zmínku především stojí zkvalitnění navigačních systémů pro komerční lodní a letadlovou dopravu a vytvoření systémů pro prevenci kolizí mezi loděmi. Příchodem studené války a spuštěním závodů ve zbrojení mezi národy se otevřely některé výzkumné projekty, které po druhé světové válce přestaly být financovány. Díky této skutečnosti, se radarové technologie opět dočkaly několika podstatných vylepšení, které vedlo ke zlepšení citlivosti a rozšíření aplikačního použití radaru. Například o měření frekvenčního a fázového posunu odraženého signálu, což umožňovalo měřit rychlost sledovaného objektu (Dopplerův jev). Také došlo k pokroku v metodách zpracování signálu a potlačení šumu, což přineslo zvýšení efektivního dosahu radaru a rozšířilo použití této technologie a mnoho různých aplikací. [3]

Díky těmto pokrokům a rozšíření schopností radarového zobrazování se radarové technologie dostávají i do odvětví, jako je medicína. Kde díky svému využití neionizujícího záření na mikrovlnných frekvencích (mikrovlnné zobrazování), nacházejí stále větší oblibu. V současnosti se mikrovlnné zobrazování zaměřuje na oblast vyšetřování karcinomu prsu a oblast detekce cévní mozkové příhody a určení jejího podtypu.

2.1.2 Mikrovlnný radar

Specifické zastoupení v radarových technologiích má mikrovlnný radar, který může vysílat na frekvenčním pásmu, nacházejícím se v mikrovlnném spektru, které je definováno hraničními frekvencemi 300 MHz a 300 GHz viz obr. 1. [4] Toto záření je specifické pro svoji interakci s lidskou tkání. Kdy část vyzářeného signálu anténou je tkání absorbována, další část prochází a z části dochází k odrazu vyslaného signálu na rozhraní mezi tkáněmi (prostředími). Při interakci vyzářeného záření s tkání, dochází k projevu tepelných i netepelných účinků elektromagnetického pole. Avšak tepelné účinky jsou pro mikrovlnné zobrazování používané v medicíně zanedbatelné, protože se používají velmi nízké vyzařovací výkony, které se pohybují řádově v jednotkách mW.



Obrázek 2.1 Elektromagnetické spektrum [4]

Mikrovlnných radarů, jak již bylo zmíněno, se využívá i při mikrovlnném zobrazování (Microwave Imaging - MWI), které se rozděluje do dvou podkategorií. Mikrovlnná tomografie, což je neinvazivní zobrazovací metoda, při které je kolem zobrazovaného prostoru pacienta umístěno pole antén v jedné (2D), či více (3D) rovinách. Při většině zobrazovacích scénářů je v každém kroku právě jedna anténa nastavena jako vysílač a ostatní, jako přijímač, v dalších krocích dojde k postupnému přepínání mezi anténami, až dojde k proměření všech potřebných kombinací mezi anténami. Na základě naměřených signálů na přijímacích anténách a faktu že signál procházející přes tkáň je pozměněn v závislosti na vlastnostech dané tkáně, lze na tento signál uplatnit algoritmy zpracování signálu a získaná data ukládat do matice. Výslednou matici lze zobrazit, jako řez tkání rovinou, v které leží antény.

2.2 Dielektrické vlastnosti lidských tkání

Velmi významnou roli, jak při mikrovlnném zobrazování, tak i v ostatních mikrovlnných aplikacích, jako je například při lokalizaci cévní mozkové příhody (CMP) hrají dielektrické vlastnosti lidské tkáně. Neboť právě na rozhraní tkání s odlišnými dielektrickými vlastnostmi dochází k odrazům a rozptylu vyslané elektromagnetické vlny. Podobně jako je tomu u sonografie, kdy dochází k odrazům akustického vlnění na rozhraních tkání s odlišnou densitou. Dále každá tkáň díky svým dielektrickým vlastnostem jinou mírou posouvá fázi a absorbuje mikrovlnné záření. Což vnáší do signálu informaci o tkáni, kterou prošel. Veličiny, které se používají pro popis dielektrických vlastností látek obecně jsou permitivita a elektrická vodivost.

Komplexní permitivita je fyzikální veličina, kterou lze popsat, jako schopnost látky polarizovat se. Tedy jak je látka schopna odolávat elektrickému poli. Ve fyzice je označována malým řeckým písmenem epsilon ε a její jednotkou je farad na metr $F \cdot m^{-1}$. Komplexní permitivita je definována vztahem 2.1.[5]

$$\varepsilon_k = \varepsilon' + j\varepsilon'' \quad (2.1)$$

Kde komplexní permitivita ε_k je dána součtem reálné části permitivity ε' a imaginární části $j\varepsilon''$, která je dána ztrátami, které vznikají fázovým posunem mezi vektory intenzity elektrického pole a elektrickou indukcí. Reálnou část komplexní permitivity můžeme popsat vztahem 2.2.[6]

$$\varepsilon' = \varepsilon'_r \cdot \varepsilon_0 \quad (2.2)$$

Kde absolutní permitivita je dána součinem relativní permitivity ε'_r (-) a permitivity vakua ε_0 , jehož hodnota se považuje za konstantu a její tabulková hodnota je $8,85 \cdot 10^{-12} F \cdot m^{-1}$. [7]

Ztráty vzniklé v tkáni jsou popsány veličinou elektrická vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$) a jsou definovány následujícím vztahem 2.3.

$$\sigma = 2 \cdot \pi \cdot f \cdot \varepsilon_0 \cdot \varepsilon'' + \sigma_S \quad (2.3)$$

Ze kterého jasně vyplývá ona frekvenční závislost. Tedy že elektrická vodivost σ ($S \cdot m^{-1}$) je dána součtem statické elektrické vodivosti σ_S ($S \cdot m^{-1}$) a součinem dvojnásobku

konstanty π , frekvence f (Hz), permitivity vakua ϵ_0 ($F \cdot m^{-1}$) a imaginární částí komplexní permitivity.

Pro názornost jsou níže vypsány hodnoty permitivity a elektrické vodivosti některých biologických tkání na několika frekvencích v uvažovaném frekvenčním pásmu vytvářené aplikace.

Tabulka 2.1 Dielektrické parametry vybraných tkání lidské hlavy na frekvencích 1, 3, 5 GHz [8]

Druh tkáně	Relativní permitivita (-)			El. vodivost ($S \cdot m^{-1}$)		
	1 GHz	3 GHz	5 GHz	1 GHz	3 GHz	5 GHz
Kůže	40,9	37,5	35,8	0,9	1,74	3,06
Lebka (kortikální kost)	12,4	11,1	10,0	0,16	0,51	0,96
Šedá hmota mozková	52,3	48	45,1	0,99	2,22	4,10
Bílá hmota mozková	38,6	35,5	33,4	0,62	1,51	2,86

2.2.1 Struktura lidské hlavy

Lidský mozek je velmi složitý orgán. Nejen co se týče funkce, kterou v lidském organismu vykonává nýbrž i jeho strukturou. Jak je možno vidět na řezu lidskou hlavou (obrázek 2.2), lidská hlava se skládá převážně z šedé a bílé hmoty mozkové, která je v sobě do jisté míry propletena a společně s několika dalšími částmi tvoří mozek. Ten je obklopen mozkomíšním mokem a umístěn uvnitř lebky na které se nachází nejsvrchnější druh tkáně, pokožka.



Obrázek 2.2 Transverzální řez lidskou lebkou [9]

2.3 Cévní mozková příhoda

Jedním z nejčastějších důvodů k hospitalizaci v nemocničním zařízení je nejen v České republice cévní onemocnění mozku. Roční výskyt cévní mozkové příhody (CMP-ictus-stroke) se pro ČR pohybuje mezi 200-400 pacienty na 100 000 obyvatel. I přes stále se zlepšující životní styl lidí, dřívější podchycování civilizačních onemocnění s včasnou léčbou, jako je například hypertenze, s ní spojené onemocnění srdce a celkovým zvýšením povědomí lidí, o rizikových faktorech, se CMP řadí na pozici 3. nejčastější příčina úmrtí v ČR hned po srdečním onemocnění a rakovině. [15]

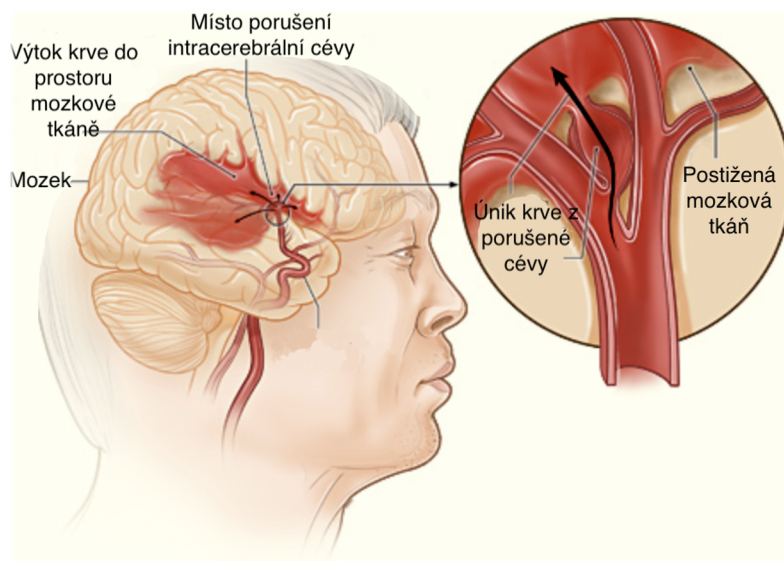
Cévní mozková příhoda může být definována jako stav akutního, fokálního či globálního postižení mozkové tkáně s poruchou mozkové funkce trvající více než 24 hodin (event. do smrti) způsobený poruchou cévního řečiště. Cévní mozkovou příhodu lze rozdělit na dva podtypy, které se naprosto liší svojí léčbou.

2.3.1 Hemoragická a ischemická CMP

Z hlediska vzniku cévní mozkové příhody dělíme CMP na dvě kategorie hemoragická CMP (hCMP) a ischemická CMP (iCMP). Kde iCMP se v populaci vyskytuje přibližně v 80 % případů ze všech diagnostikovaných CMP. [10, 15]

Hemoragická CMP

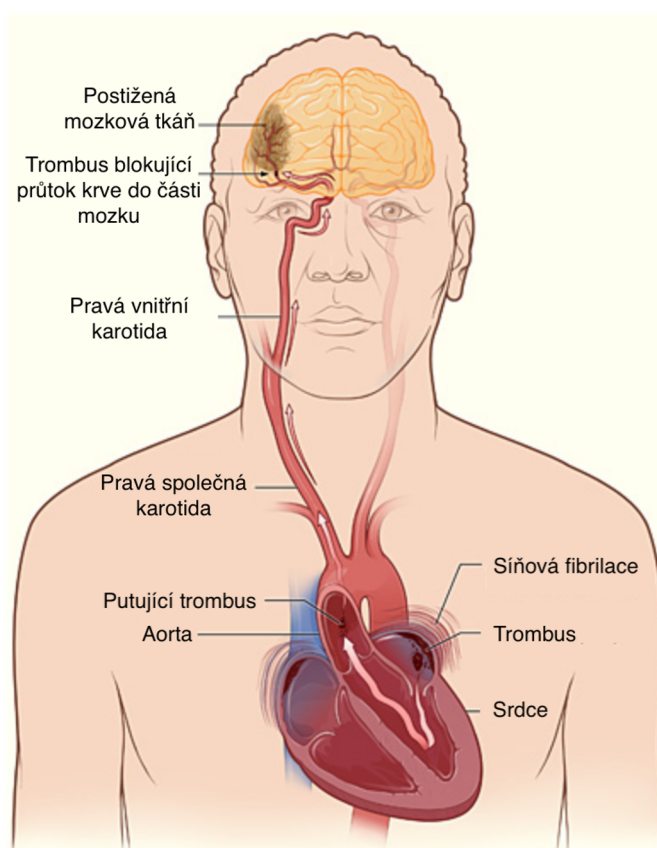
Cévní mozková příhoda hemoragického typu je charakteristická únikem krve nejčastěji z porušené intracerebrální cévy do mozkové tkáně, jak je možné vidět na obrázku 2.3 (méně časté intraventriculární či subarachnoideální). Při kterém vzniká lokální zvýšení tlaku a dochází k utlačování mozkové tkáně okolo porušené cévy. Přítomnost krve v mozkové tkáni společně se zvýšením lokálního tlaku vede k trvalým degenerativním změnám této tkáně, následně k její disfunkci a až k stavu neslučitelným se životem.



Tento druh cévní mozkové příhody vzniká buďto spontánní cestou, kdy jsou nejčastějšími příčinami vzniku CMP např. aneurysma, vedlejší účinek antikoagulační léčby, krvácivé projevy infekcí atd., popřípadě jejich kombinace. K hCMP může dojít i traumatickou cestou, kde ke vzniku dochází při pádu na hlavu, či jinak způsobeným tupým úderem do hlavy, při kterém dojde k ruptuře cévy v mozku. [12]

Ischemická CMP

Ischemickou cévní mozkovou příhodu lze charakterizovat jako stav, kdy dochází k nekrotickým změnám mozkové tkáně. Příčinou těchto nevratných změn je omezení proudění krve do určité oblasti mozku důsledkem snížení či dokonce uzavření průchodnosti některé z cév, která přivádí okysličenou krev s potřebnými živinami. Toto snížení průchodnosti cévy může být postupné, zapříčiněné aterosklerotickými změnami v cévách. Či náhlé, způsobené uvíznutím zaneseného trombu, který byl na postižené místo odnesen cévním řečištěm (nejčastěji z levé síně, při její fibrilaci). Viz schéma průběhu vzniku iCMP znázorněné na obrázku 2.4.[13]



Obrázek 2.4 Schéma vzniku ischemické CMP [13]

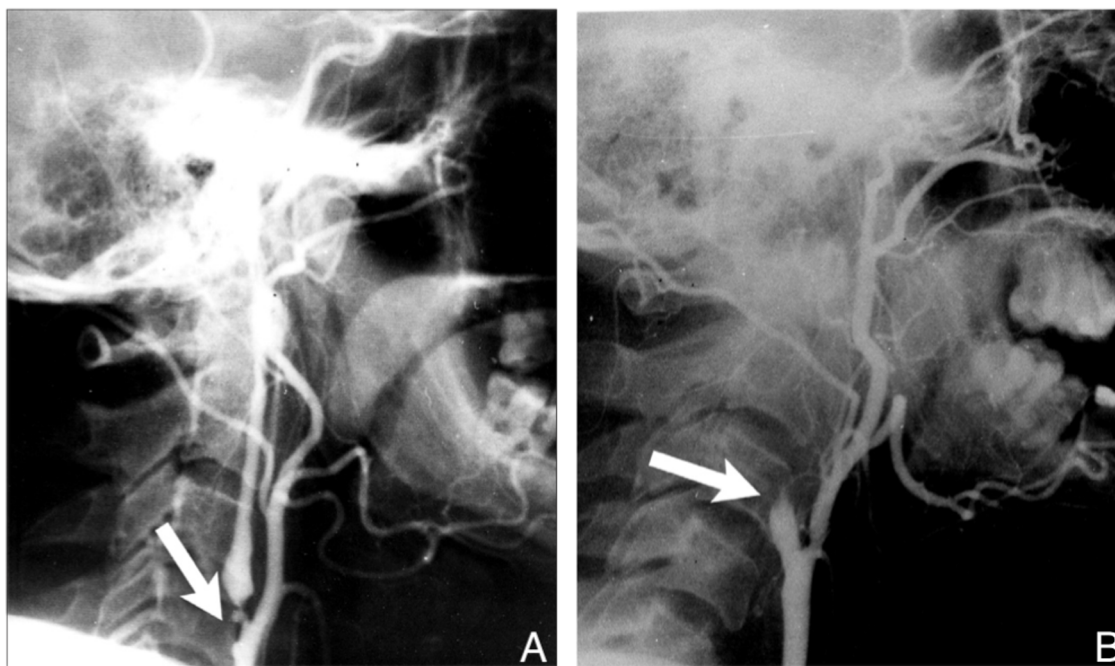
Ischemická cévní mozková příhoda i přes její čtyřkrát větší četnost výskytu oproti hCMP má výrazně menší mortalitu, a to až pětinasobně. Jak iCMP, tak hCMP jsou časově progresivní onemocnění, kde každé má velmi rozdílný způsob jejich vzniku, ale finální dopad na člověka je podobný. CMP jak ischemická, tak i hemoragická je typická svým

postupným odumíráním mozkové tkáně, kde každou minutu postižený člověk přichází až o dva miliony neuronů. Což může, poměrně rychle, vést u dospělých lidí s nízkou plasticitou mozku k velmi vážným až nevratným postižením ať už fyzickým, tak i mentálním. Z tohoto důvodu je velmi podstatná včasná diagnostika typu mozkové příhody a zahájení odpovídající léčby.[13]

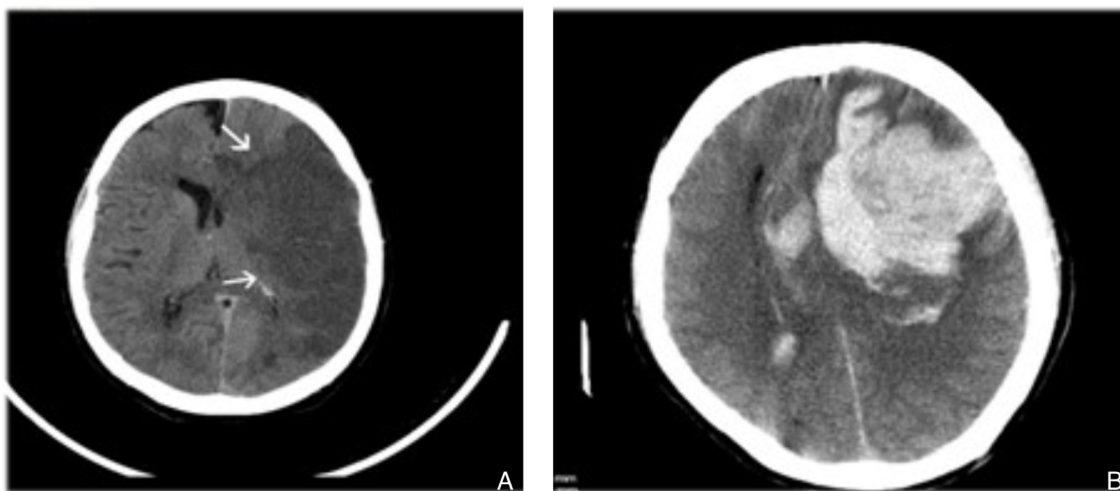
2.3.2 Diagnostika

Dnešní medicína má několik diagnostických zobrazovacích metod, které lze využít pro zobrazení CMP. Kdy každá z nich má své výhody a některé negativní vlastnosti.

Jedny z nejčastěji využívaných diagnostických metod, díky jejich rychlosti získání snímků, rozšířením napříč nemocničními zařízeními a pro proškolený personál relativně snadným vyhodnocením vzniklých výstupů jsou metody založené na využití průchodu ionizujícího záření zkoumaným objektem. Například RTG snímkování, či získání řezů objektu za využití výpočetní tomografie (CT). Problémem u těchto technologií, je použití ionizujícího typu záření, které při vyšších dávkách může vést k nežádoucímu zvýšení rizika výskytu rakovinového onemocnění [17]. Snímky vzniklé za využití těchto technologií jsou vidět na obrázcích 2.5 a 2.6.[16]

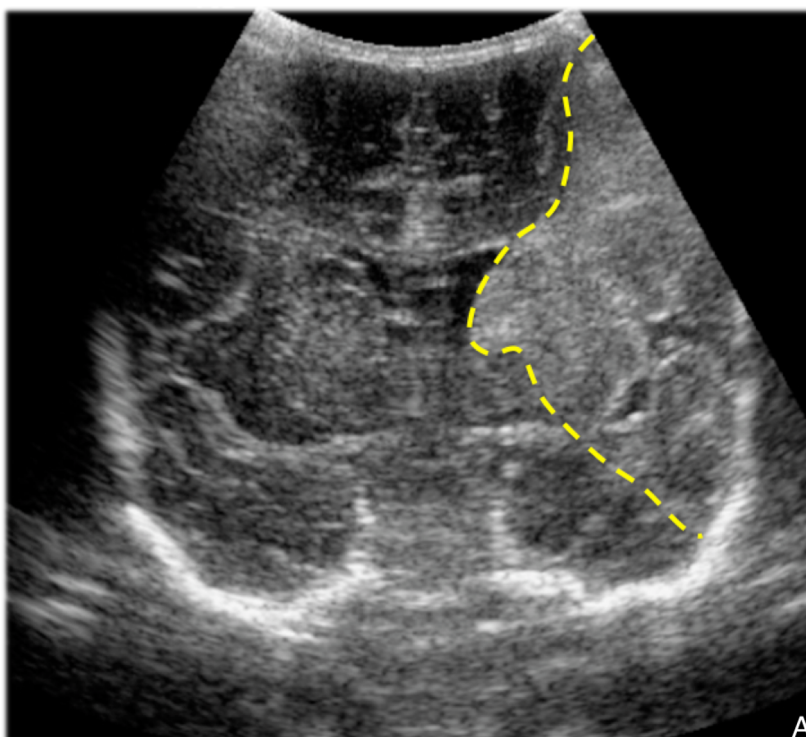


Obrázek 2.5 Angiografické RTG snímky výrazné stenózy a. carotis interna (A) a její naprosté uzavření (B) Převzato a upraveno z [1]



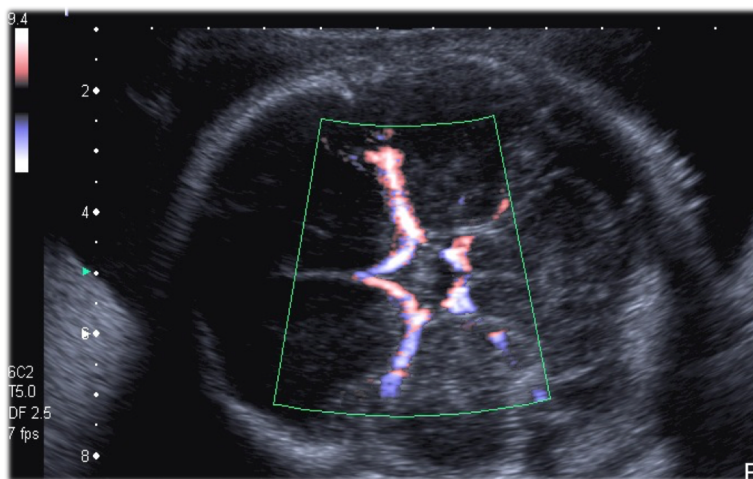
Obrázek 2.6 CT řez hlavou kde na obrázku (A) je šipkami zvýrazněná mírně tmavší oblast, která reprezentuje mozkovou tkáň postiženou ischemickou CMP. Na obrázku (B) je vidět CMP způsobená hemoragií, jež se na CT snímku projevuje jako výrazně světlejší část mozku.[1]

Další metodou, jak lze diagnostikovat typ CMP je za pomoci sonografie. Což je poměrně rychlá a velmi bezpečná neinvazivní metoda. Avšak kvalitně ji lze využít pouze u novorozenců, kde mozkové části vyšetřujeme přes neuzavřenou fontanelu viz obr. 2.7.



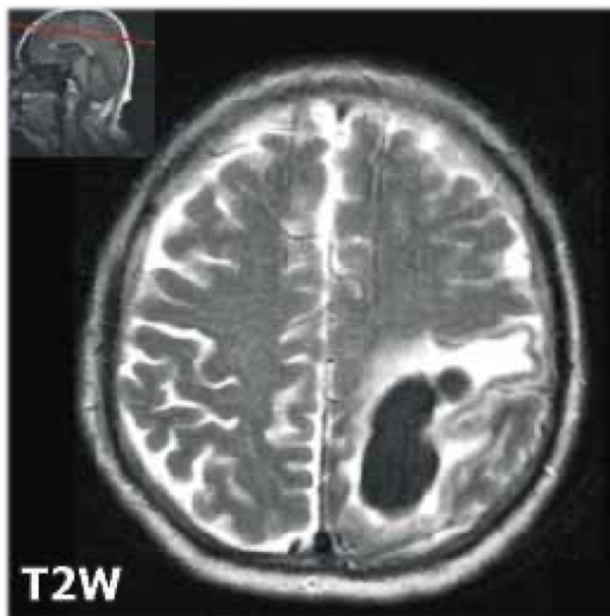
Obrázek 2.7 Snímek z transfontanellární sonografie, kde v pravé části obrázku lze vidět ischemické poškození mozkové tkáně. [18]

U dospělých ji lze využít pouze na diagnostiku krčních cév. Popřípadě za použití dopplerovského modulu, který dokáže určit rychlost a směr proudění krve v cévách lze s jistým omezením provést i transkraniální sonografii obr. 2.8. Klasické zobrazení řezu v obrazové kvalitě, jako například u sonografie plodu, není možné kvůli lebeční kosti, jež má oproti ostatním částem hlavy výrazně jinou densitu. Z tohoto důvodu je úspěšnost diagnostiky, pomocí této metody, značně ovlivněna schopnostmi lékaře.[19]



Obrázek 2.8 Snímek z transkraniální sonografie Willisnova okruhu s dopplerovským modulem. Převzato z [19]

Velmi kvalitní způsob diagnostiky CMP je za pomoci magnetické rezonance (MRI), kdy dostáváme velmi hezky zobrazené řezy hlavou, s jasně viditelnou postiženou oblastí. Avšak tato metoda zobrazování je poměrně časově náročná a její vysoká pořizovací cena a z tohoto důvodu není tolik rozšířená, jako například již zmíněné vyšetření za pomoci CT, což snižuje dostupnost v případě akutní příhody, čímž dochází k časové prodlevě a včasnému zahájení správné léčby.



Obrázek 2.9 MRI T2 vážený snímek s jasně viditelnou hemoragickou ischemickou cévní mozkovou příhodou. Převzato z [20]

2.3.3 Léčba CMP

Jelikož je cévní mozková příhoda progresivní onemocnění a prognóza u pacientů s CMP není vůbec dobrá, jelikož až 40 % pacientů umírá do 1 roku po prodělání příhody a 50 % pacientů zůstává invalidních, z čehož 25 % těžce. Pro zlepšení prognózy pacientů postižených CMP velmi záleží na včasnosti poskytnutí lékařské péče a zahájení léčby. Vzhledem k rozdílným principům vzniku iCMP a hCMP se i výrazně liší jejich léčba.

V případě CMP ischemického typu je zásadní co nejdříve od propuknutí iCMP nasadit antikoagulační a antiagregační léky, které rozpustí krevní sraženinu a obnoví se tak cirkulace krve mozkovou tkání. Pokud dochází k zahájení léčby přibližně až po šesti hodinách, často se přikračuje k chirurgickému a mechanickému zprůchodnění ucpaných cév. Kdežto u hemoragické CMP je snahou docílit zastavení krvácení za pomoci konzervativní medicíny, jako je hypotermická terapie, podáním léků podporující koagulaci, podáním léků na snižování nitrolebečního tlaku, popřípadě chirurgického zásahu, kde je snahou uzavřít cévu mechanicky (záleží na umístění a přístupu k cévě), či snížit nitrolebeční tlak dekompresní kraniektomií. [12,13]

Jelikož je způsob léčby iCMP a hCMP tak diametrálně rozdílný, je velmi podstatné, aby co nejdříve od propuknutí CMP u pacienta bylo zjištěno, o jaký z dvou stavů se jedná. Při špatném vyhodnocení příčiny vzniku CMP a zahájení nevhodné léčby by došlo k velmi závažnému zhoršení, již tak život ohrožující situace. Z tohoto důvodu je apelováno na kvalitní technické vybavení, jež by usnadnilo, zrychlilo a zpřesnilo diagnostiku CMP v praxi.

3 Cíle práce

Hlavním cílem této diplomové práce je navrhnout, realizovat a otestovat mikrovlnný systém, který bude vhodný pro detekci pozice cévní mozkové příhody a bude využívat technologii založenou na principu radarové detekce. Tento systém bude využívat pole ultra-širokopásmových dipólových (bowtie typ) mikrovlnných antén umístěných v jedné rovině okolo modelu, které pracují na frekvenčním pásmu 1-6 GHz. Pro měření budou využity již navržené a otestované dipólové bowtie antény, které jsou vhodné pro použití v biomedicínských mikrovlnných aplikacích. Jako simulátor elektromagnetického pole, ve kterém bude probíhat návrh systému, bude využit program Sim4Life od společnosti Zurich Med Tech (Švýcarsko). Následně pro implementaci rekonstrukčního algoritmu „Delay & Sum“ a následné statistické vyhodnocení získaných dat bude použito programovací prostředí MATLAB.

Jednotlivé kroky vedoucí ke splnění hlavního cíle této diplomové práce se dají rozdělit do následujících podcílů.

Prvním podcílem po rešeršní studii je implementace a přizpůsobení samotného rekonstrukčního algoritmu pro radarovou metodu, od něhož se odvíjí úspěšnost detekce pozice cévní mozkové příhody ve fantomu lidské hlavy. Tento rekonstrukční algoritmus bude založen na detekčních principech metody „Delay & Sum“. Testování a ladění tohoto algoritmu bude probíhat na velmi zjednodušeném homogenním modelu lidské hlavy, a to v simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life.

Následně implementaci a ověření správné funkce tohoto algoritmu bude přikročeno k tvorbě přesnějšího modelu hlavy, který bude respektovat anatomický tvar hlavy a zohledňovat jednotlivé hlavové struktury, včetně jejich rozdílných dielektrických vlastností. V tomto modelu bude umístěna, celkem na čtyřech různých pozicích CMP o průměru 3 cm. A dojde k optimalizaci rekonstrukčního algoritmu.

Dalším krokem bude realizace onoho přesnějšího fantomu, který bude odpovídat numerickému modelu. Pro tento účel bude využita technologie 3D tisku. Bude vyrobena forma elipsovitého tvaru, jež se naplní kapalinou s dielektrickými vlastnostmi odpovídajícími dielektrickým vlastnostem lidských tkání v mozkové oblasti. CMP bude umístěna na stejných pozicích, jako CMP při simulacích v simulátoru elektromagnetického pole. Pro měření budou uvažovány dielektrické vlastnosti, jak hemoragické CMP, tak ischemické CMP.

Na naměřená data bude aplikován již v předešlém kroku navržený a optimalizovaný rekonstrukční algoritmus. Následně bude porovnána úspěšnost určení CMP vzhledem ke skutečné poloze a provede se porovnání mezi daty simulovanými a reálně naměřenými. Dále bude analyzován vliv počtu antén na přesnost určení pozice CMP.

Tato práce navazuje, na výzkum Bio-elektromagnetického týmu Fakulty biomedicínského inženýrství (FBMI) ČVUT. Zabývají se mikrovlnou tomografií a určováním dielektrických vlastností tkáně a tím její morfologické určení. Avšak k tomuto jednoznačnému určení se využívá složitých matematických postupů, které jsou výpočetně a časově náročné, protože se určují z celého prostoru hlavy, řešením je lokalizovat pozici CMP a aplikovat tyto postupy pouze na detekovanou část, čímž by se urychlil celkový proces.

4 Metody

4.1 Návrh modelu v simulátoru el.mag. pole

Tato kapitola pojednává, jakým způsobem bylo přistupováno k tvorbě fantomu lidské hlavy a potřebných antén ve virtuálním prostředí a popisuje krok po kroku jeho návrh, implementaci a základní nastavení.

4.1.1 UWB anténa

UWB je zkratkou anglických slov „Ultra Wide Band“ a jak již tedy z názvu vyplývá UWB anténa je zařízení, které je schopno vysílat a přijímat signály v širokém pásmu vlnových frekvencí. Tyto systémy mohou být charakterizovány za pomoci absolutní šířky pásma (BW) a centrální frekvence (f_c), jež odpovídá středu BW.

Dle definice je pro UWB systémy minimální absolutní šířka pásma, popsána vztahem (4.1), dána hranicí 500 MHz nebo v relativním šířkou pásma (4.3) minimálně 20 % (4.2). [37]

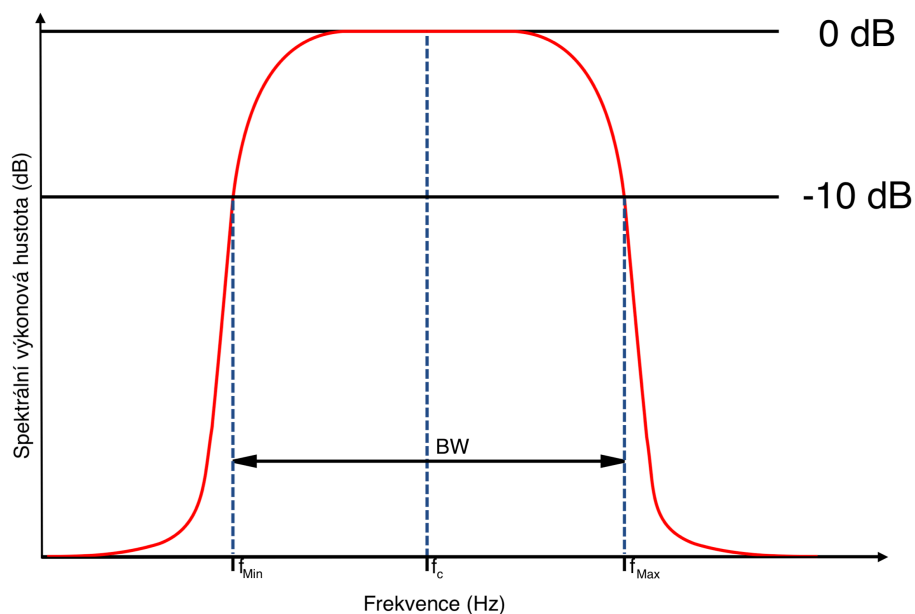
$$BW = f_{Max} - f_{Min} \quad (4.1)$$

Kde absolutní šířka pásma BW (Hz) se rovná rozdílu frekvencí f_{Max} (Hz) a f_{Min} (Hz) při poklesu spektrální výkonové hustoty na hodnotu -10 dB. Viz obrázek 4.1.

$$f_c = \frac{f_{Max} + f_{Min}}{2} \quad (4.2)$$

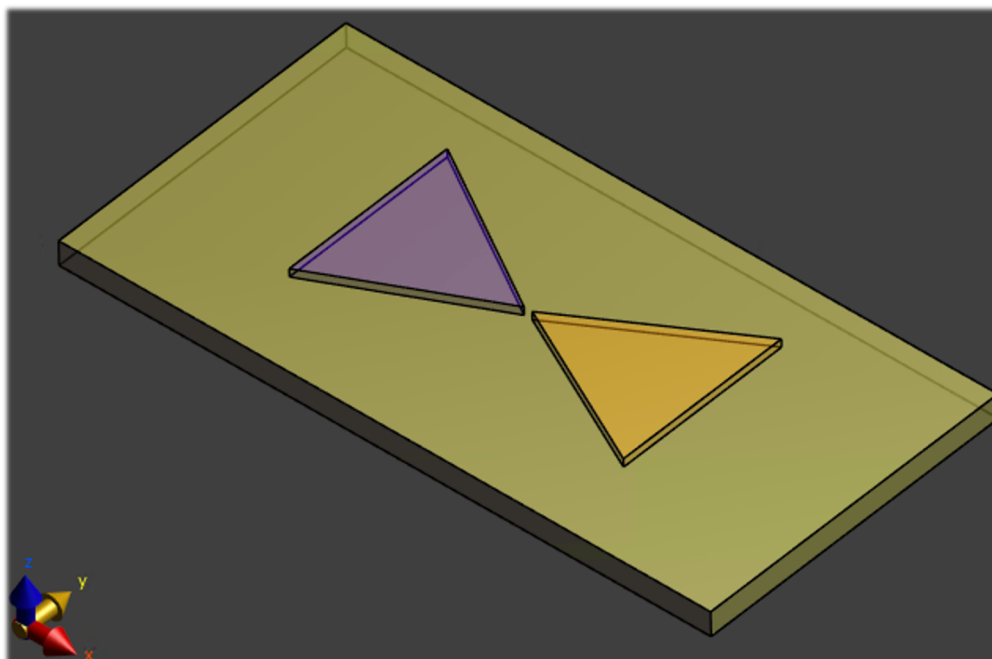
Ze vztahu (4.1) a (4.2) vychází vztah (4.3), který popisuje relativní šířku pásma f_{rel} (-). Která je dána podílem absolutní šířky pásma BW (Hz) a centrální frekvence f_c (Hz).

$$f_{rel} = \frac{BW}{f_c} = \frac{2 \cdot (f_{Max} - f_{Min})}{f_{Max} + f_{Min}} \quad (4.3)$$



Obrázek 4.1 Graf spektrální výkonové hustoty v závislosti na frekvenci s vyznačenými parametry definující šířku frekvenčního pásma

Konkrétně v této práci bylo použito již navržených a odzkoušených dipólových bowtie antén vhodných pro použití v biomedicínských aplikacích. Tento typ antény je umístěn na substrátu Rogers (4003) s rozměry 40 mm x 20 mm x 2 mm (X x Y x Z) a symetrická vyzařovací kovová křídélka mají rozměr 10 mm měřeno od soustředného vrcholu k protilehlé hraně jež je 11 mm dlouhá. Vymodelovanou anténu v simulátoru el.mag. pole Sim4Life je možné vidět na obrázku 4.2.



Obrázek 4.2 Model dipólové mikrovlnní bowtie antény pro biomedicínská aplikace v simulátoru el.mag. pole Sim4Life.

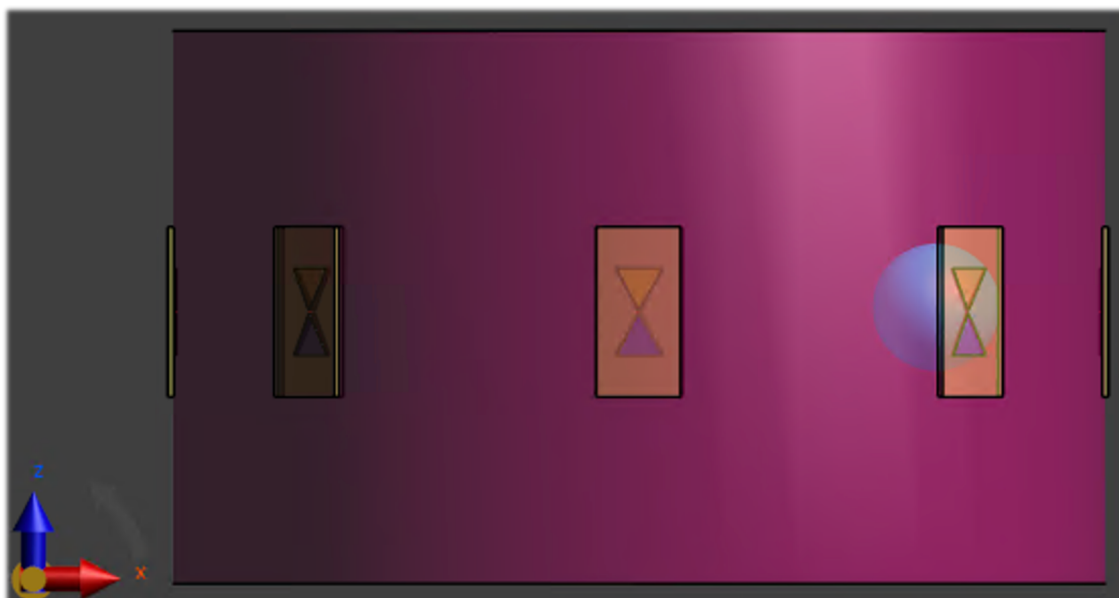
Tato anténa je navržena tak, aby byla schopna efektivně vysílat ve frekvenčním pásmu 1–8 GHz, což bezpečně splňuje frekvenční rozsah, který byl stanoven v zadání této diplomové práce. Bližší informace o použité vysílací frekvenci a tvaru signálu jsou v kapitole 4.1.4.

4.1.2 Kruhové modely hlavy

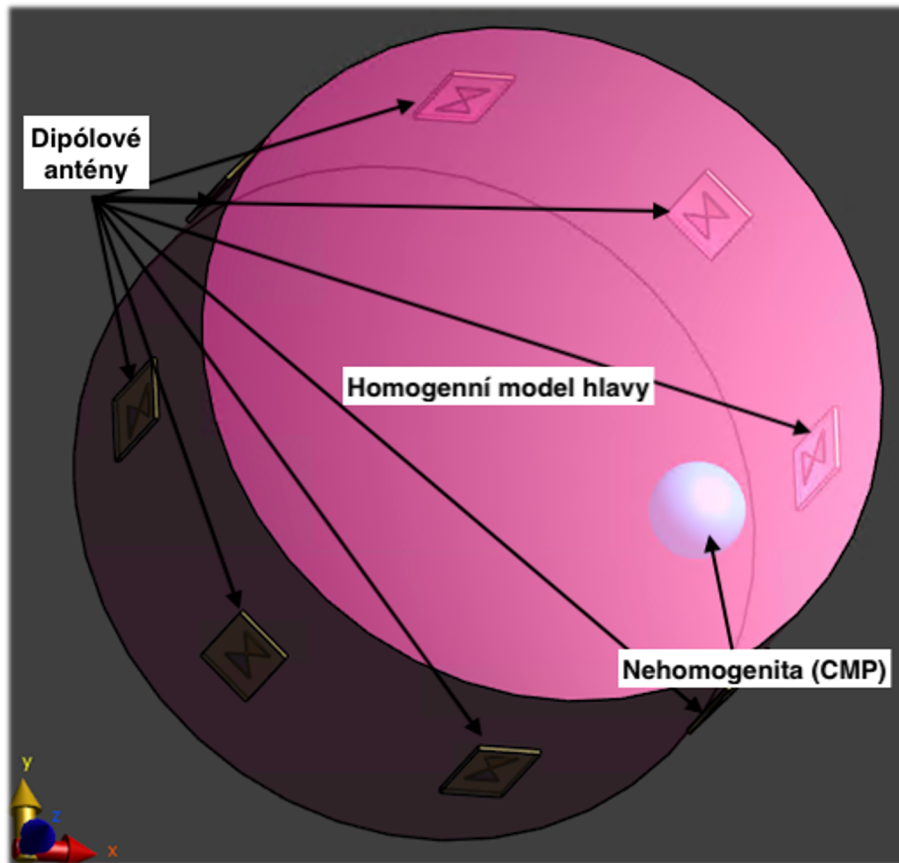
Homogenní model hlavy

K vytvoření elementárních signálů, na kterých byl vyvíjen a testován rekonstrukční algoritmus byl vytvořen jednoduchý model hlavy, který byl osazen anténami popsány v předchozí kapitole 4.1.1.

Tento jednoduchý model se skládal z válce kruhové podstavy o rozměru $d = 200$ mm s výškou 120 mm, což reprezentuje průměrnou velikost mužské hlavy v mozkové části, měřeno od glabely po nejposteriornější část týlní kosti [21]. Pro jednoduchost bylo počítáno s jednotným homogenním prostředím a průměrnými dielektrickými vlastnostmi lidské hlavy viz kapitola 4.1.4. Kolem tohoto modelu bylo umístěno 8 antén v ekvidistantních krocích, tak aby těsně naléhaly na vytvořený model, a tak s ním byly ve vodivém kontaktu. Toto umístění antén je velmi důležité kvůli optimalizaci ladění antény, aby nedocházelo k příliš velkému nežádoucímu odrazu a vzniku rušení na rozhraních anténa x vzduch x tkáň (blíže popsáno v kapitole 4.1.4). Do tohoto modelu byla dále vmodelována cévní mozková příhoda kulovitěho tvaru o průměru 30 mm, což s drobným zaokrouhlením odpovídá průměrné ischemické CMP [37]. Viz obrázky 4.3 a 4.4.



Obrázek 4.3 Homogenní model hlavy kruhové podstavy s kulovitým CMP (znázorněnou modře) a systémem osmi antén pohled z boku



Obrázek 4.4 Homogenní model hlavy kruhové podstavy s kulovitým CMP (znázorněnou modře) a systémem osmi antén pohled zešikma

Na takto vytvořeném modelu proběhlo celkem 16 simulací. Kde každé z antén náležely dvě simulace. První simulace proběhla pouze na homogenním modelu bez vmodelované CMP. Mikrovlonný signál byl vyslán z jedné antény a následně byla přepnuta do režimu přijímače. Tímto způsobem byl získán referenční signál prostředí bez CMP. Následovalo druhé měření pro stejnou anténu, kde došlo k jediné změně a sice k zahrnutí nehomogenity (CMP) do modelace. Díky částečnému odrazu mikrovlonného signálu od této nehomogenity a následně odečtení získaného signálu od referenčního signálu, došlo k získání diferenčního signálu dle vztahu 4.4, se zvýrazněnou informací o poloze CMP.

$$U_{diferenční} = U_{CMP} - U_{bez\ CMP} \quad (4.4)$$

Tvorba rekonstrukčního algoritmu (kruhový model)

Pro tento homogenní model by vytvořen skript ve vývojovém prostředí MATLAB, který lze rozložit do několika kroků. První část kódu zahrnuje načtení surových dat. Kde výsledky simulací, ze simulátoru el.mag. pole Sim4Life, byly vyexportovány v tabulkovém souboru obsahující dva sloupce. V prvním sloupci byla obsažena informace

o čase a v druhém sloupci informace o napětí. Z těchto informací lze rekonstruovat signál v MATLABu a dále s ním pracovat. V rámci části kódu zabývající se zpracováním signálu došlo k vytvoření diferenčních napěťových signálů ze simulace pro model bez CMP a simulace pro model s CMP. Na takto vytvořené signály, z každé antény zvlášť, byla aplikována Hilbertova transformace (HT). Tato matematická operace úpravy vychází z Fourierovi transformace (FT), kdy po převedení signálu do frekvenční oblasti dochází k úpravě spektra, posunu fáze o $\pm\pi/2$, v závislosti na polaritě frekvence a převedení signálu zpět do časové oblasti pomocí zpětné FT [38]. Díky této úpravě diferenčního signálu získáme jeho obálku, která hraje klíčovou roli při lokalizaci oblastí se silnými odrazy mikrovlnného záření a celkově podává informaci o rozložení distribuce výkonové hustoty v čase. Lze tedy předpokládat, že největší hodnotu bude obálka diferenčního signálu, získaná pomocí HT, nabývat ve dvojnásobku času odrazu od skutečné nehomogenity, neboť signál musel urazit dvojnásobnou vzdálenost (cestu k nehomogenitě a zase zpět) než je skutečná vzdálenost nehomogenity.

Postup získání obálky v jednotlivých výše popsáných krocích je možno vidět na obrázku 4.5. v podobě zjednodušeného pseudokódu.

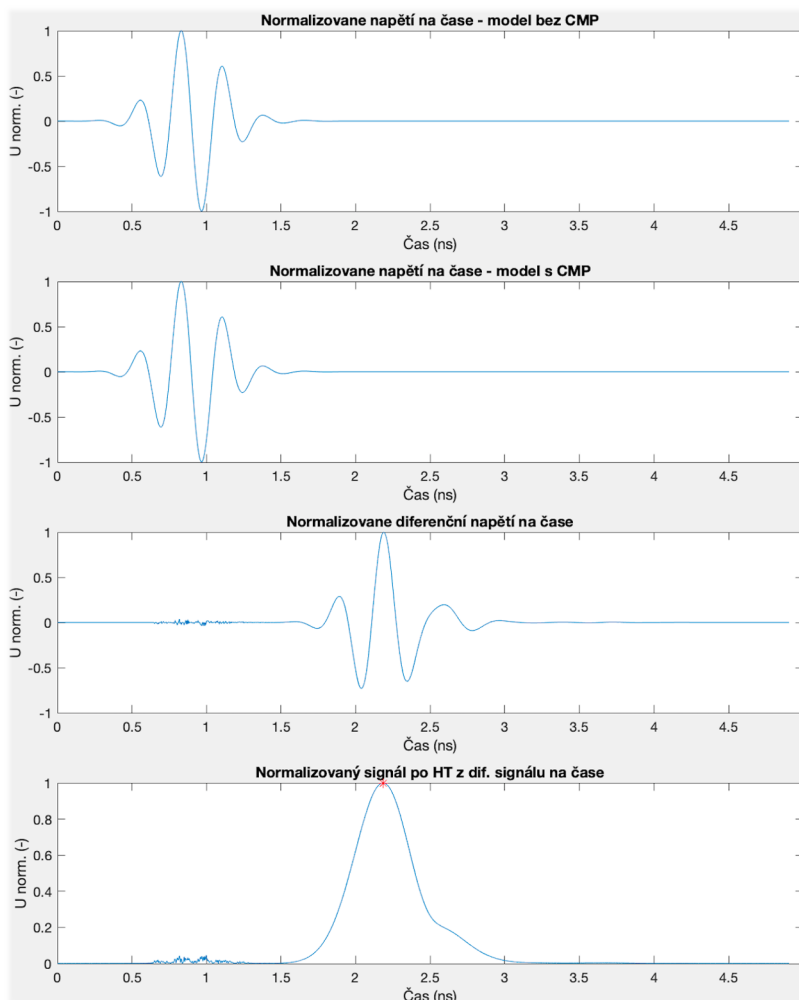
```

1
2 -   clc;clear all;close all;
3   %%%%%%%%%% Diplomová práce – Müller Filip %%%%%%%%%%
4
5   %% definování známých hodnot
6 -   c= 3e8;
7 -   eps=37.4;
8   %% načtení surových dat
9 -   TabBez= readtable("Antena_bez.csv"); %nacteni dat bez CMP
10 -  tbez=TabBez.Var1(2:end);
11 -  Ubez=TabBez.Var2(2:end);
12 -  TabCMP= readtable("Antena_CMP.csv"); %nacteni dat s CMP
13 -  tCMP=TabCMP.Var1(2:end);
14 -  UCMP=TabCMP.Var2(2:end);
15  %% Vytvoření diferenčního signálu
16 -  dif= UCMP-Ubez;
17 -  dif_norm=dif/(max(dif)); %normalizace diferenčního signálu
18  %% provedení HT a následná normalizace
19 -  H=hilbert(dif);
20 -  H_norm = abs(H)/max(abs(H));

```

Obrázek 4.5 Zjednodušený pseudokód popisující jednotlivé kroky

Na obrázku 4.6. je možné vidět vykreslené signály z jednotlivých kroků v pseudokódu z obrázku 4.5.



Obrázek 4.6 Vykreslené signály normalizovaného napětí v závislosti na čase. Shora signál z modelu bez vymodelované CMP, signál z modelu s vymodelovanou CMP, diferenční signál získaný rozdílem předešlých dvou, HT z diferenčního signálu s vyznačeným maximem (maximum zvýrazněno červenou hvězdou)

Díky známým elektromagnetickým vlastnostem modelu, bylo možné vypočítat střední rychlost šíření el.mag. vlnění modelem, potažmo jakýmkoliv prostředím. Rychlost šíření el.mag vlny v daném prostředí je odvozena od rychlosti šíření el.mag. vlny ve vakuu, jež popisuje vztah (4.5)

$$c = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 \cdot \mu_0}} = 3 \cdot 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \quad (4.5)$$

Kde rychlost světla ve vaku c ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) je dána převrácenou hodnotou odmocniny součinu permitivity vakua ε_0 ($\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$) a permeability vakua μ_0 ($\text{H} \cdot \text{m}^{-1}$).

Avšak pro konkrétní prostředí s konkrétními hodnotami relativní permitivity ϵ_r a relativní permeability μ_r dostáváme konkrétní rychlost šíření el.mag. vlny pro dané prostředí. Tato rychlost byla získat úpravou vztahu 4.5 a je popsána vztahem 4.6

$$\text{rychlost šíření el. mag. vlny} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r \cdot \mu_r}} \quad (4.6)$$

Tento vztah bylo možno dále zjednodušit, pokud jsme předpokládali šíření el.mag. vlny v prostředí, které nevykazuje magnetické vlastnosti. Pro tato prostředí, do kterých spadají i lidské tkáně, lze uvažovat vztah (4.7)

$$\mu_r(\text{vzduch}) \approx \mu_r(\text{lidské tkáně}) \approx \mu_r(\text{vakuum}) = 1 \quad (4.7)$$

Dosazením vztahu hodnoty relativní permeability vakua do vztahu (4.6), získáme zjednodušený vztah, pro výpočet rychlosti šíření el.mag. vlny lidskou tkání popsany vztahem 4.8.

$$\text{rychlost šíření vlny} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (4.8)$$

Ze znalosti rychlosti šíření el.mag. vlny modelem, časové informaci o maximální intenzitě odrazu mikrovlnného záření od nehomogenity v modelu a známé pozici antény v souřadném systému bylo možné dopočítat v jaké vzdálenosti od antény došlo k odrazu [23]. Tato vzdálenost byla vypočítána dle vztahu (4.9).

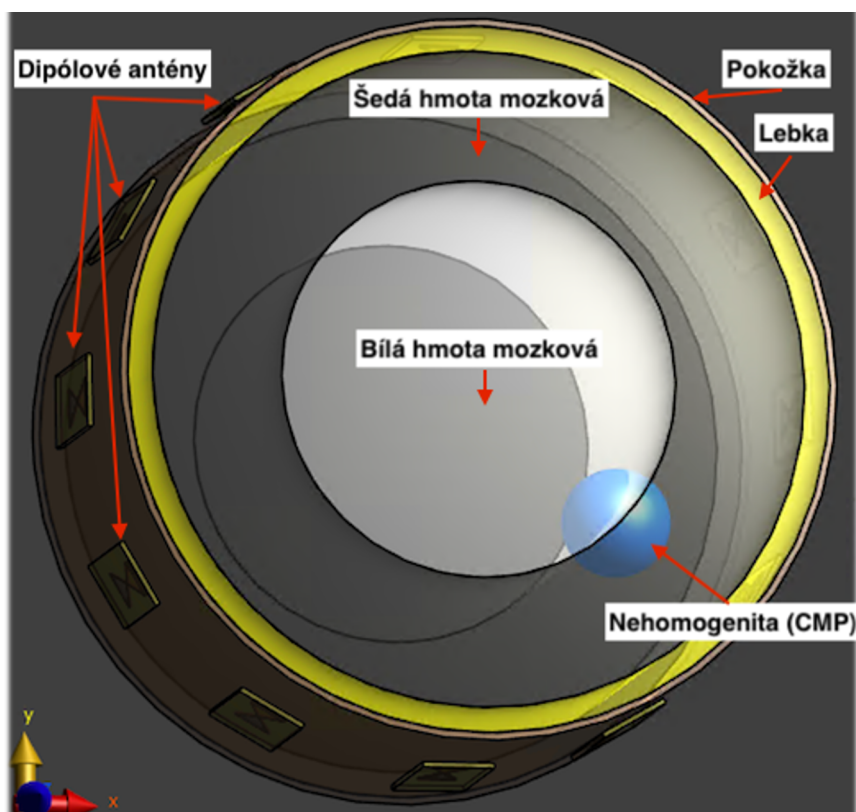
$$\text{vzdálenost} = \frac{\text{rychlost šíření vlny} \cdot \text{čas maxima HT}}{2} \quad (4.9)$$

Model hlavy s významnými hlavovými strukturami

Po ověření funkčnosti schopnosti rekonstrukčního algoritmu určovat vzdálenost mezi jednotlivými anténami a místem odrazu vyslaného mikrovlnného signálu, bylo přikročeno k tvorbě modelu hlavy s kruhovou podstavou, který zohledňoval i významné hlavové struktury. Dále došlo k rozšíření anténního systému o další 4 antény. Tento model, se tedy skládal celkem ze 4 významných hlavových struktur, jež byly do sebe vnořeny a systému dvanácti antén, viz obrázek 4.7 a 4.8.



Obrázek 4.7 Model hlavy kruhové podstavy s výraznými hlavovými strukturami a systémem dvanácti antén po jeho obvodu. Pohled z boku.



Obrázek 4.8 Model hlavy kruhové podstavy s výraznými hlavovými strukturami a systémem dvanácti antén po jeho obvodu. Pohled ze šikma.

Jak je možné vidět na obrázku 4.8, model hlavy byl složen ze 3 prstenců nasazených na centrálním válci. Tloušťka prstenců a průměr vnitřního válce odpovídá, průměrným hodnotám tloušťky lidských hlavových struktur. Pokožka (okrový prsteneček) s tloušťkou 3 mm, lebeční kost (znázorněna žlutým prstencem) s tloušťkou stěny 7 mm. Zbývající vnitřní prostor byl rozdělen mezi šedou hmotu mozkovou (šedý prsteneček) a bílou hmotu mozkovou (bílý válec) v poměru 40 % ku 60 % ve prospěch bílé hmoty mozkové. Dále byla do modelu umístěna CMP o průměru 30 mm. [24, 25, 26]

Dielektrické vlastnosti jednotlivých tkání jsou blíže popsány v kapitole 4.1.4.

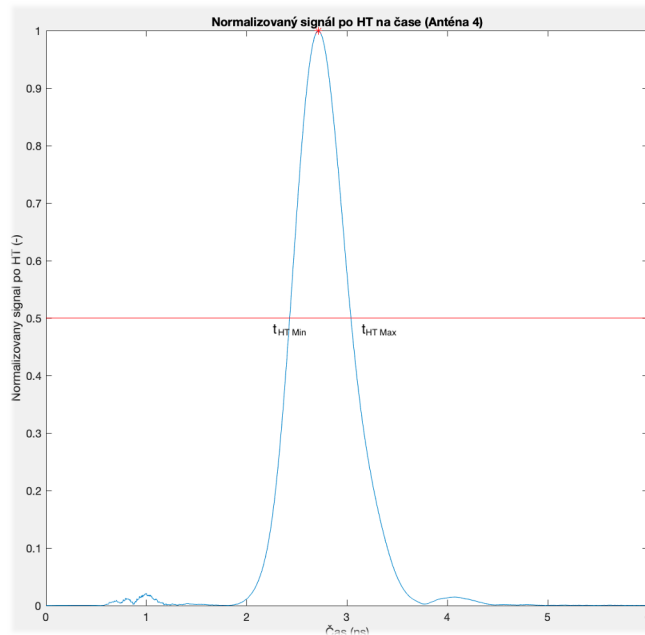
Průběh simulací na tomto upřesněném modelu lidské hlavy, byl obdobný, jako na homogenním kruhovém modelu lidské hlavy prezentovaném v předchozí kapitole. Kdy právě jedna anténa byla nastavena jako vysílač a po vyslání signálu přepnuta do režimu přijímač a zaznamenávala odrazy vyslaného signálu od nehomogenit. Tento postup simulace proběhl pro všechny antény v systému. Stejně jako pro předchozí model hlavy, i zde proběhly dvě měření pro každou anténu. První simulace proběhla bez přítomnosti CMP a byla tak nasnímána referenční data pro každou anténu. Poté se do modelu umístila CMP a při zachování simulačních parametrů (rozměry voxelizační mřížky, doba trvání simulace atd. viz kapitola 4.1.4) proběhlo druhé měření.

Tvorba rekonstrukčního algoritmu (Realističtější kruhový model)

V rekonstrukčním algoritmu došlo k několika dalším úpravám. Jednou z úprav, rozšiřující schopnosti rekonstrukčního algoritmu. Bylo vypracování části kódu, který zodpovídal za vykreslení pásma ve vzdálenosti vypočtené ze vztahu (4.6) od aktivní antény.

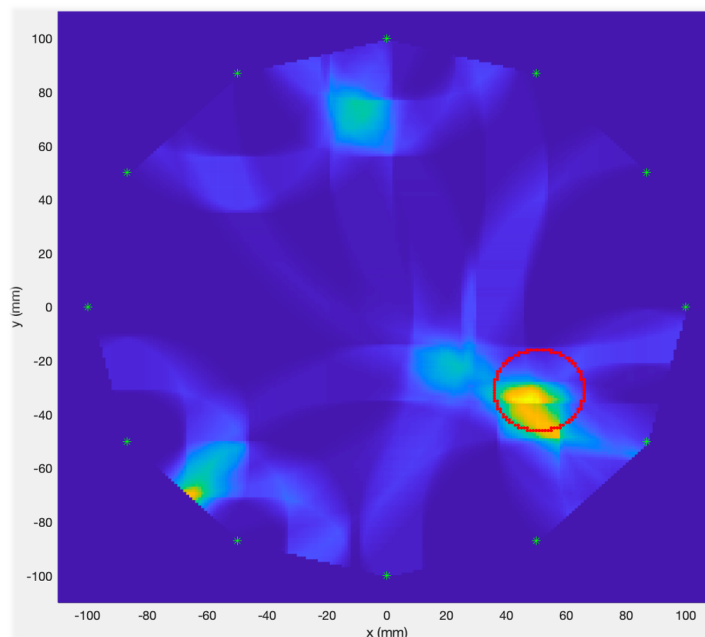
$$\text{šířka vykresleného pásma} = \text{rychlost šíření vlny} \cdot \Delta t_{HT_{max-3 \text{ dB}}} \quad (4.7)$$

Šířka tohoto vykresleného pásma se stanovila z průměrných hodnot velikosti rozdílu času, při poklesu maxima HT o -3 dB (tedy na hodnotu 0.5). Viz obr 4.9.



Obrázek 4.10 Demonstrativní graf normalizovaného signálu po Hillbertově transformaci v závislosti na čase (pro anténu 4) s vyznačenou hladinou poklesu maxima signálu z HT na hodnotu 0,5.

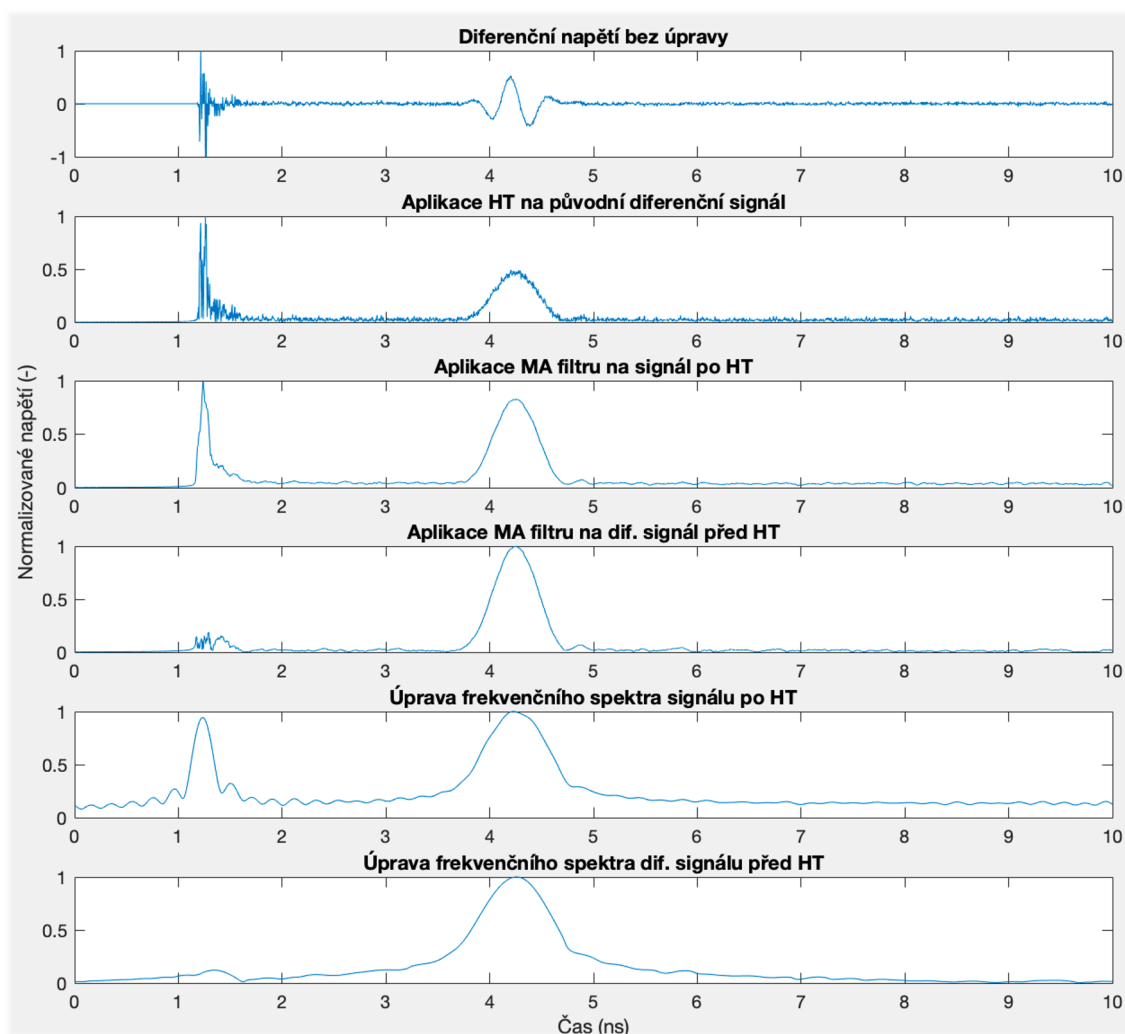
Poté co byla zjištěna šířka vykreslovaného pásma ze vztahu (4.7), bylo přikročeno k zanesení pásma do prázdné mapy, ve vzdálenosti vypočteného odrazu vyslaného mikrovlnného signálu na fázovém rozhraní mezi mozkovou tkání a CMP od aktivní antény dle vztahu (4.6). Takto byl postupně vykreslen získaný odraz každé z antény. V místech, kde se jednotlivá vykreslená pásma protínaly, došlo k sumaci signálu a zvýraznění detekované struktury. Jak je možné vidět na obrázku 4.10.



Obrázek 4.9 Mapa lokalizace umístění CMP v kruhovém fantomu vzniklá sumací vykreslovaných signálů v místě jejich průniku. Červeným kruhem je zvýrazněna pozice reálné polohy CMP a zelené hvězdičky znázorňují pozici středu antén v souřadném systému x, y.

Kromě správně zvýrazněné detekované struktury na obrázku 4.10. Jsme pozorovali i několik oblastí, kde vykreslený signál nekorespondoval se skutečnou pozicí CMP (horní středová a levá spodní část obrazu) – tzv. falešná echa. Po bližším prozkoumání signálu, bylo zjištěno, že potřebná informace o pozici CMP obsažena v signálu, byla potlačena šumem. Tento šum pravděpodobně vznikl, při procesu simulování, kdy dochází k výpočtům parametrů jednotlivých voxelů v modelu. Díky limitaci použitých numerických metod a jejich zaokrouhlovacích chyb.

K potlačení tohoto šumu a získání požadované informace ze signálu bylo navrženo několik filtračních metod, jejichž výsledky můžete vidět na obrázku 4.11.



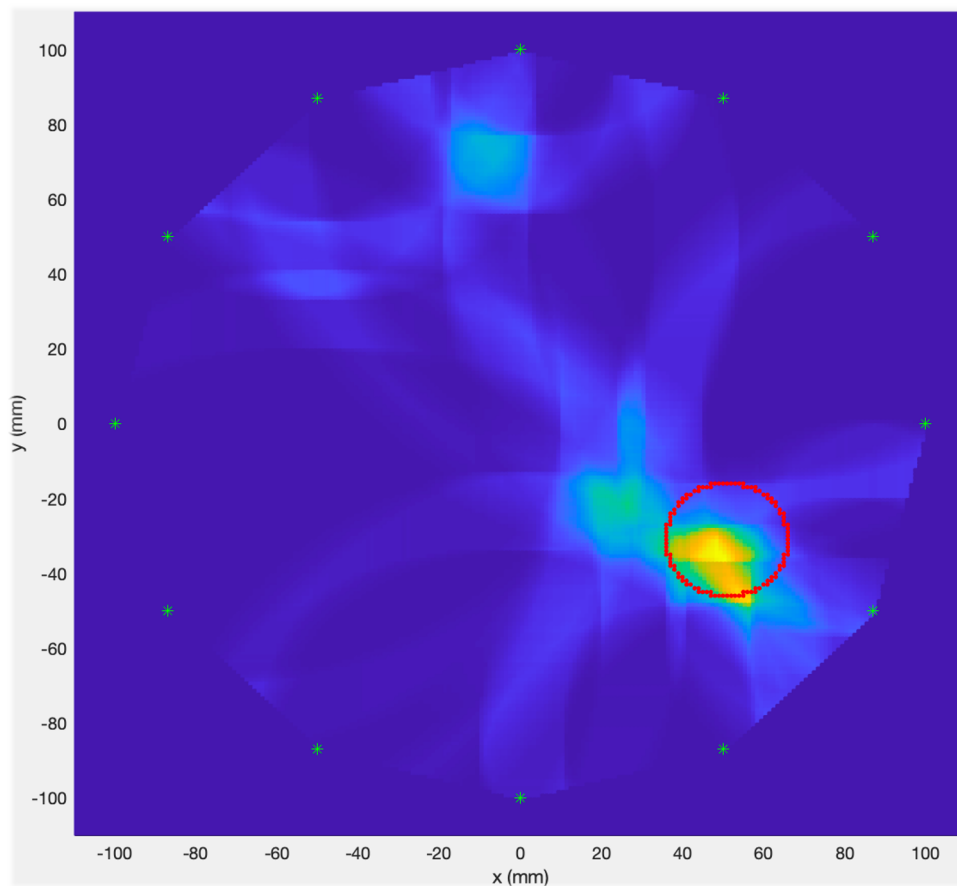
Obrázek 4.11 Vykreslený signál s rušením a různé způsoby jeho filtrování

Prvním testovaným filtračním způsobem, bylo filtrování signálů, které obsahovaly signifikantní míru rušení (menší odstup signálu od šumu) pomocí MA (moving average) filtru s velikostí okna 21 vzorků. Tento filtr byl aplikován na signál získaný po provedení HT, viz 3. graf shora na obrázku 4.11 a na diferencní signál před HT, viz 4. graf shora na obrázku 4.11. Dalším navrženým způsobem filtrování signálů bylo pomocí úpravy frekvenčního spektra signálu. Signál byl převeden za pomoci FT do frekvenční oblasti a následně byly vysoké frekvenční složky způsobující šum vynulovány a signál pomocí

IFT převeden zpět do časové oblasti. Tento druh filtrace byl aplikován, podobně jako MA filtr, na signál po HT, viz 5. graf shora na obrázku 4.11 a na diferenční signál, ještě před provedením HT, viz poslední graf shora na obrázku 4.11. [27, 28]

Z provedeného testování vyšel, jako nejlepší způsob filtrace, který dostatečně zvýraznil hledanou informaci v signálu. Filtrováním pomocí MA filtru aplikovaného na diferenční signál před provedením HT. MA filtr má výhodu oproti filtru upravující frekvenční spektrum, že neovlivní frekvenční charakteristiku signálu vzniklého při HT.

Aplikací tohoto filtru na získané signály ze simulací, bylo dosaženo zlepšení výsledků rekonstrukčního algoritmu. Viz obr. 4.12.



Obrázek 4.12 Mapa lokalizace umístění CMP v kruhovém fantomu vzniklá sumací vykreslovaných filtrovaných signálů v místě jejich průniku. Červeným kruhem je zvýrazněna pozice reálné polohy CMP a zelené hvězdičky znázorňují pozici středu antén v souřadném systému x, y .

Postup vykreslení pozice získaných odrazů do mapy se zavedeným souřadným systémem. Vyznačenými pozicemi antén a vyznačenou skutečnou pozicí CMP v modelu. Je možné vidět ve zjednodušeném pseudokódu pro jednu anténu, na obrázcích v příloze D.

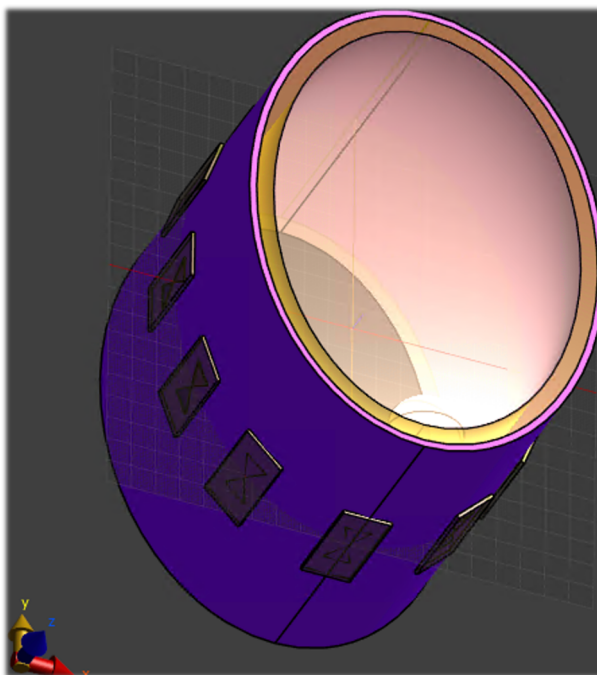
4.1.3 Eliptický model hlavy

Po inovaci rekonstrukčního algoritmu o filtrační algoritmy, zavedení souřadného systému s počátkem [0,0] ve středu modelu a vykreslení pozice CMP do vzniklé mapy, bylo přikročeno k tvorbě finálního modelu, který by respektoval i anatomický tvar hlavy. Tento model se skládal z válce elipsovité podstavy. Která ve směru delší osy měřila 200 mm (glabella – týlní kost) a ve směru vedlejší osy (kratší) měřila 146 mm (mezi spánkovými kostmi). [21]

Jelikož samotný simulátor elektromagnetického pole Sim4Life umožňuje pouze modelaci základních objemových struktur, jako je válec, krychle, kvádr. Bylo nutné vytvořit model v jiném modelačním softwaru. K řešení tohoto problému posloužil strojírenský 3D CAD software SolidWorks, v kterém byly namodelovány všechny potřebné struktury a následně exportovány do Sim4Life.

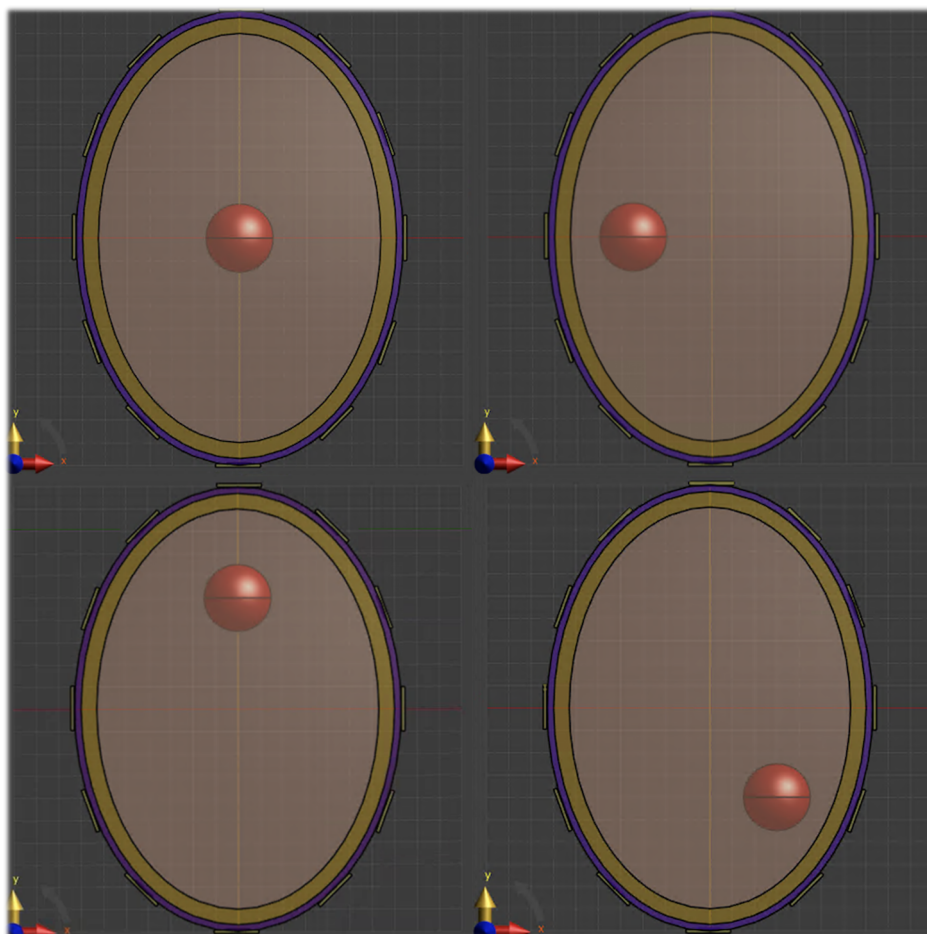
Dále došlo k zpřesnění modelace mozku. Jelikož je šedá a bílá hmota mozková anatomicky a tvarově velmi složitě propletena mezi sebou. Bylo by nevhodné je brát, jako dva oddělené prstence a bylo tedy lepší uvažovat mozkovou tkáň, jako jednu celistvou homogenní hmotu, s respektováním jejich poměru, při přiřazování dielektrických parametrů této hmotě.

V modelu bylo uvažováno celkem se čtyřmi pozicemi mozkové příhody. V počátku souřadného systému, tedy uprostřed modelu. Dále při posunu ve směru osy X, poté v posunu ve směru osy Y a poslední pozicí CMP byla kombinace posunů v obou osách. Viz obrázek 4.13 a 4.14.



Obrázek 4.13 Eliptický model hlavy s vloženou CMP (pohled zešikma)

Dále bylo kolem tohoto modelu s eliptickou základnou umístěno pole dvanácti mikrovlnných, dipólových antén (popsaných v kapitole 4.1.1) Antény byly umístěny v jedné rovině s ekvidistantním krokem, tak aby mezi sebou zaujímalý stejné mezery.

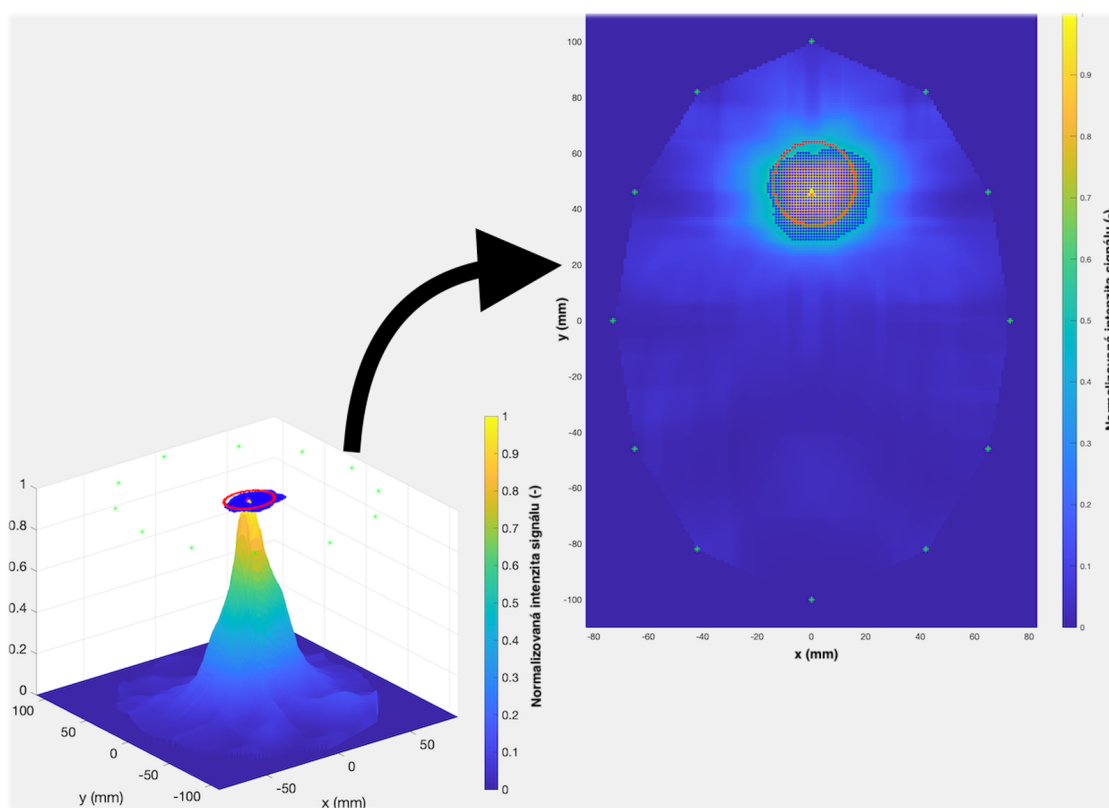


Obrázek 4.14 Zobrazení rozmístění CMP ve finálním eliptickém modelu

Jak je patrné na obrázku 4.13 a 4.14 finální model se skládal ze 2 prstenců, reprezentujících pokožku s tloušťkou stěny 3 mm a lebeční kost s tloušťkou stěny 7 mm. Dále z homogenního vnitřního válce, reprezentujícího mozkovou hmotu, v kterém byla umístěna CMP.

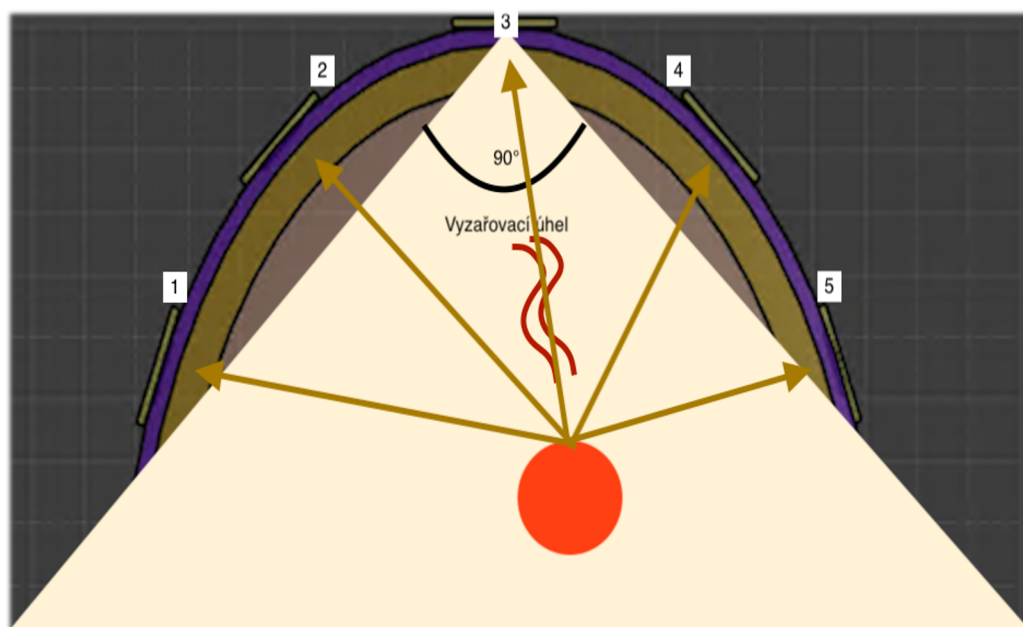
Tvorba rekonstrukčního algoritmu (Eliptický model)

V rámci eliptického modelu, došlo k vylepšení rekonstrukčního algoritmu o sekvenci kódu vyhodnocující počty bodů, které byly správně detekovány v místě skutečné pozice CMP a v místech mimo ni, tedy chybně detekovány. Detekční limit v tomto vyhodnocovacím algoritmu, byl nastaven na pokles původní úrovně signálu o 3 dB. Jinými slovy, jakmile poklesla úroveň signálu v normalizované mapě, vzniklé sumací vykreslených signálů, z míst odrazu vyslaného mikrovlnného záření, pod hodnotu 50 % z maxima signálu, přestaly být tyto oblasti v mapě detekovány, jako oblasti s CMP. Pro ilustraci přiložen obrázek 4.15 na kterém jsou modrými tečkami vyobrazené oblasti detekované jako CMP a je zřetelné, jak došlo k výběru konkrétních bodů.



Obrázek 4.15 Finální mapa zobrazující pozici reálné CMP (červený kruh), pozice jednotlivých antén (zelené hvězdy) a body detekované jako CMP (modré tečky)

Dále byl rekonstrukční algoritmus rozšířen o detekování odrazů vyslaného mikrovlnného záření z aktivní antény od nehomogenit, na anténách v jejím těsném okolí. Dle literatury je možné považovat za kvalitně nasnímaný odraz mikrovlnného záření pouze na anténách, které nespádají do 90° vyzařovacího pole v ose vyzařování aktivní antény viz obrázek 4.16.



Obrázek 4.16 Schéma šíření pole vyzařovaného anténou

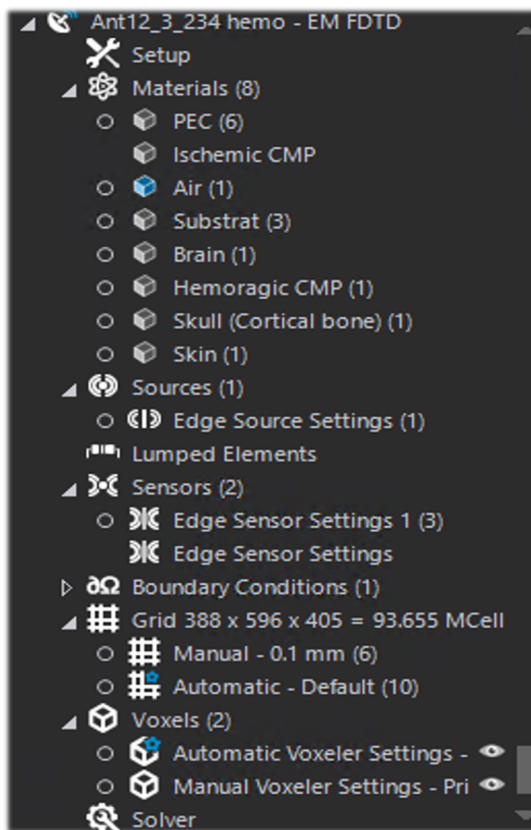
V případě tohoto eliptického modelu podmínku pro kvalitní snímání odrazů splňovalo celkem pět antén, jak je možné vidět na obrázku 4.16. Avšak antény označené čísly 1 a 5 se nacházely velmi blízko hranice pro kvalitní snímání odrazů mikrovlnného záření od nehomogenit, a proto se v algoritmu neuvažovaly a vyhodnocovaly se odrazy nasnímané pouze na anténě vysílající mikrovlnný signál do modelu a na anténách přímo sousedících s vysílací anténou (na obrázku označené čísly 2, 3 a 4). Díky této skutečnosti bylo získáno třikrát větší množství odrazů vyslaného mikrovlnného signálu od nehomogenit a bylo dosaženo výrazně lepší přesnosti při detekci CMP. Dále bylo dosaženo větší schopnosti potlačit zarušený signál, který se nepodařilo odfiltrovat.

Kód vykreslující body určené, jako pozice CMP a algoritmus určující počty správně a špatně určených bodů lze vidět v podobě pseudokódu na obrázcích v příloze D.

4.1.4 Parametry simulací

Správné nastavení simulačních parametrů bylo klíčové, pro získání validních a reprezentativních dat, na které se následně aplikoval navržený rekonstrukční algoritmus. Prvním krokem byl výběr typu samotné simulace. Jako nejvhodnější typ simulace, z možností, které simulátor elektromagnetického pole Sim4Life nabízel, byl single EM

FDTD (Electro Magnetic Finite Difference Time Domain). Tato metoda umožňovala výpočet prostupu elektromagnetického vlnění tkání ve zvoleném frekvenčním pásmu a vše bylo počítáno v časové doméně. Po vybrání vhodného typu simulace, pro naši aplikaci, bylo nutné nastavit její jednotlivé záložky. Na obrázku 4.17 je znázorněno menu EM FDTD simulace, pro jednu anténu, včetně jednotlivých záložek.



Obrázek 4.17 Simulační menu s jednotlivými nastavitelnými podsložkami.

První záložkou bylo obecné nastavení simulace Setup, kde bylo nutné nastavit, po jaký časový interval bude simulace probíhat a zda bude docházet k automatickému vypnutí simulace, pokud amplituda signálu poklesne pod určitou úroveň.

Čas, po který probíhala simulace byl nastaven na hodnotu 10 ns. Tato hodnota byla experimentálně získána, jako dvojnásobek času potřebného k průchodu signálu mezi dvěma nejvzdálenějšími anténami a přidáním drobné rezervy. Delší čas simulace by zapříčinil nárůst celkového času potřebného pro numerický výpočet celé simulace, který se již pohyboval mezi 40 až 60 minutami v závislosti na počtu voxelů.

Následovalo nastavení materiálových vlastností a přiřazení jednotlivých vymodelovaných struktur popsaných v kapitolách 4.1.2 a 4.1.3 k definovaným materiálům.

V rámci modelace bylo vytvořeno devět materiálů, z kterých byl tvořen model hlavy s anténním systémem. Všem materiálům (krom PEC) byly nastaveny dielektrické parametry odpovídající materiálovým vlastnostem při frekvenci 3,5 GHz. Kdy tato

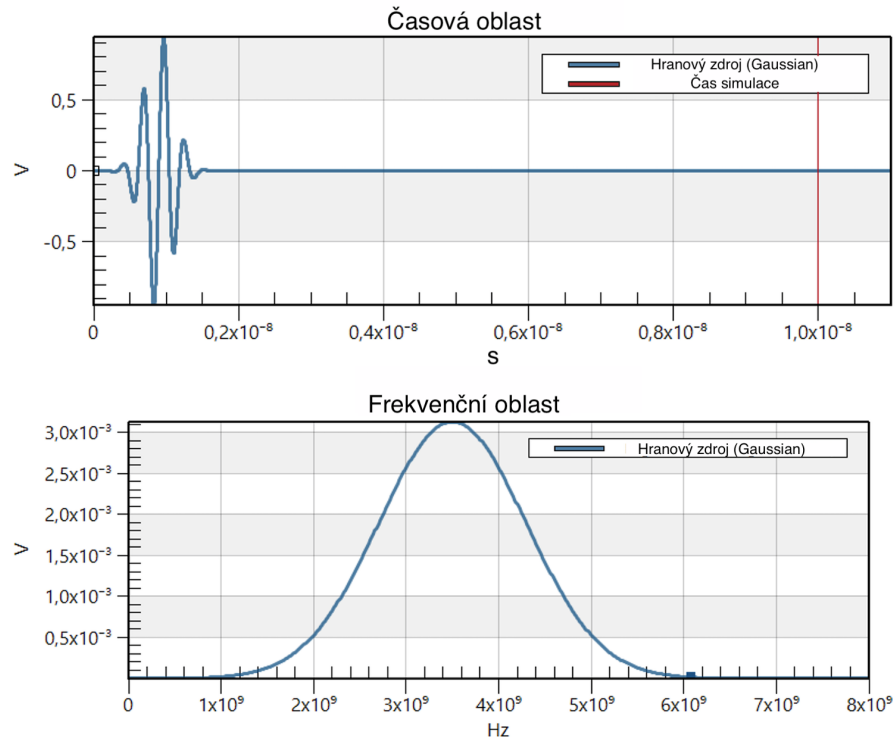
frekvence odpovídá centrální frekvenci frekvenčního pásma uvažovaného v této aplikaci. Materiálu PEC (perfect electric conductor), jak již název napovídá, byly nastaveny parametry ideálního vodiče. Hodnoty ostatních dielektrických materiálových vlastností při frekvenci 3,5 GHz jsou vyneseny v tabulce 4.1.

Tabulka 4.1 Přehled dielektrických parametrů použitých materiálů, při frekvenci 3,5 GHz. [5]

Materiál	Relativní permitivita (-)	Elektrická vodivost ($S \cdot m^{-1}$)
Vzduch	1	0
Substrát	3,38	0
Kůže	37,00	2.02
Lebeční kost	10,80	0,62
Mozková tkáň	39,92	2,14
Hemoragická CMP	47,90	2,56
Ischemická CMP	31,94	1,71

Dielektrické vlastnosti mozkové tkáně byly určeny, jako vážený průměr dielektrických vlastností šedé hmoty mozkové (40 %) a bílé hmoty mozkové (60 %). Následně z takto vypočtené hodnoty relativní permitivity a elektrické vodivosti byly určeny i hodnoty pro hemoragickou a ischemickou CMP. Kdy se pro hemoragickou CMP navýšily dielektrické vlastnosti mozkové tkáně o 20 % a pro ischemickou CMP došlo k jejich snížení o 20 %. [32, 33]

V záložce Source byly definovány vlastnosti vysílače a tyto vlastnosti přiřazeny ke konkrétní anténě. Jako zdroj signálu byl zvolen hranový zdroj, na který jsou uzpůsobeny antény použité v modelu. Mezi hlavní nastavované vlastnosti zdrojového signálu patří tvar frekvenčního spektra (zobrazený na obrázku 4.18), definování frekvenčního pásma, pomocí centrální frekvence (3,5 GHz) a šířky pásma (5 GHz). Dále bylo důležité nastavit celkový odpor zdroje signálu, kvůli plánované realizaci reálného modelu. V komunikační technice je standardizován odpor vedení na hodnotu 50 Ω . Připojením zdroje signálu k anténě s jiným impedančním přizpůsobením bychom dosáhli velkého odrazu signálu na přechodu vedení/anténa a tím zkreslení dat.

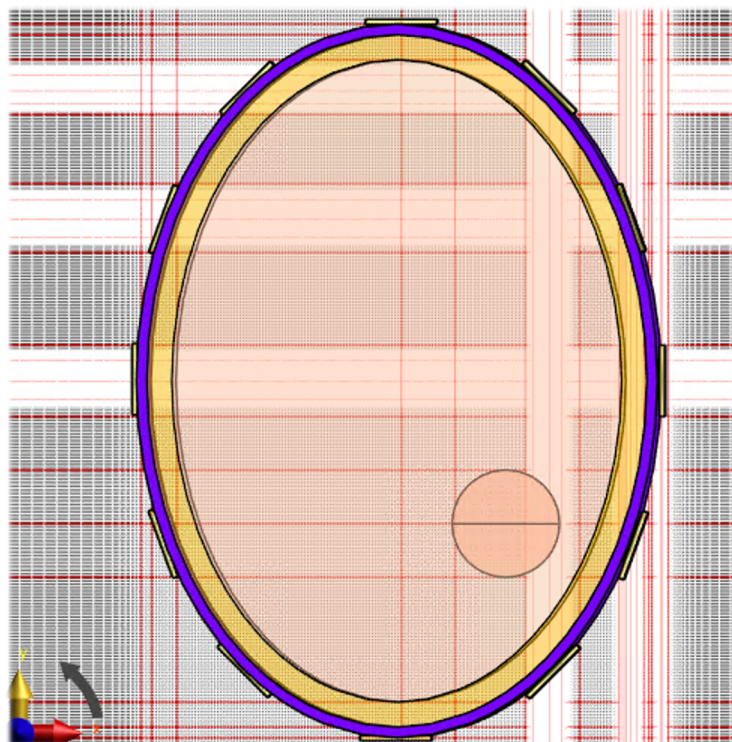


Obrázek 4.18 Tvar zdrojového signálu vysílaného mikrovlnnou anténou v časové a frekvenční oblasti

Jak je možné vidět na obrázku 4.18 ve frekvenční oblasti byl spektrální výkon rozložen do frekvenčního pásma 1 GHz až 6 GHz s maximem v centrální frekvenci 3,5 GHz.

V záložce s nastavením senzorů se definovaly jednotlivé přijímací antény, aby po celou dobu simulace snímaly signály. Díky čemuž z nich mohl být následně vyčtena žádoucí data.

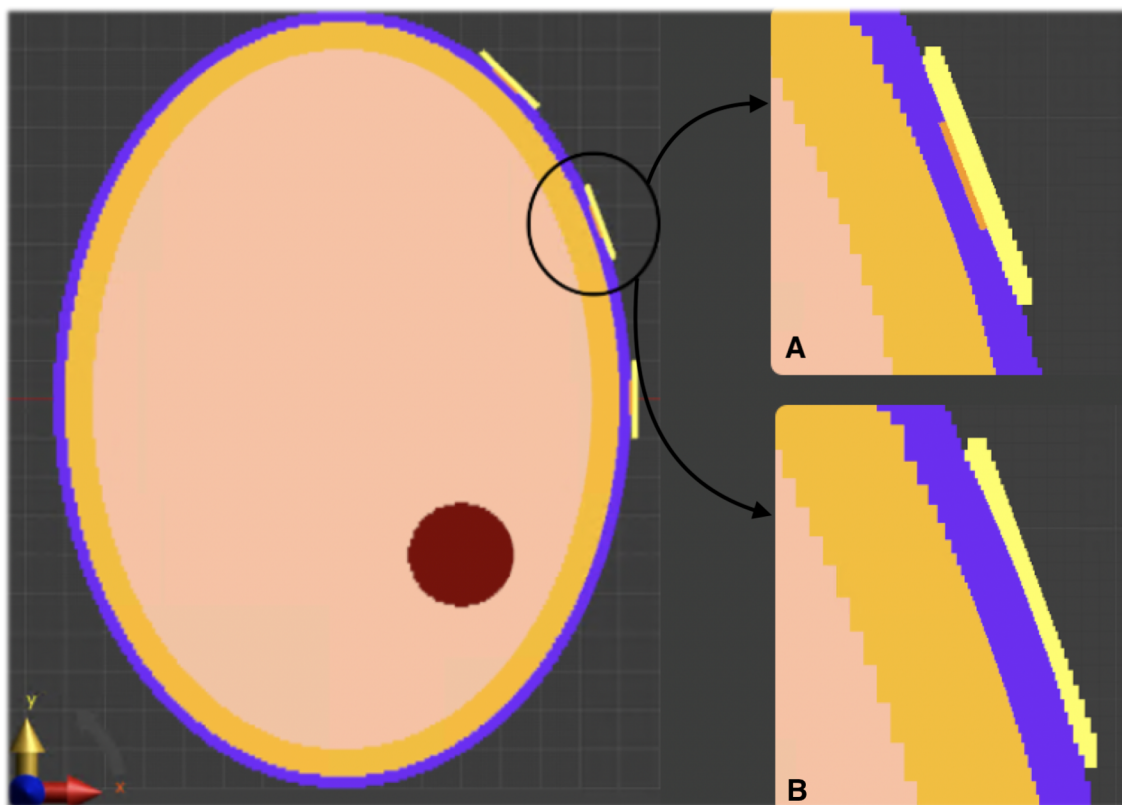
Další důležitou záložkou, kterou bylo nutné vhodně nastavit byla voxelizační mřížka (Grid). Kde bylo definováno z jak velkých a jakého počtu voxelů, se bude výsledný model skládat. V části antény, kde se nacházely kovové plošky, bylo nutné dosáhnout velmi jemné voxelizace, z důvodu dobrého vymodelování části antény, která má na svědomí samotné vyzáření energie v podobě signálu do tkáně. Pro tuto část antény byl nastaven voxelizační krok 0,1 mm, který zaručoval dostatečnou jemnost. Zbytek voxelizační mřížky v modelu byl ponechán automatickému algoritmu, který optimálně nastavil velikost jednotlivých voxelů s respektováním významnosti pozice v modelu. Na obrázku 4.19 je možné vidět navrženou voxelizační mřížku.



Obrázek 4.19 Navržená voxelizační mřížka s jemnou voxelizací pro tři antény

Díky těmto optimalizacím počtu voxelů, který se pro model pohyboval okolo 90 milionů, bylo dosaženo nejkratšího možného časového úseku pro výpočet numerické simulace, při zachování dostatečně jemné voxelizační mřížky k získání validních dat ze simulace.

V následujících záložce (Voxels) byla přiřazena priorita jednotlivým strukturám v modelu, tak aby se v případě přesahu do sebe (viz obrázek 4.20) vykreslovala významnější struktura. V tomto případě anténa. Na obrázku 4.20 je znázorněn případ správné voxelizace (A) a špatné (B), kdy dojde k převoxelizování anténních extrudérů modelem hlavy.



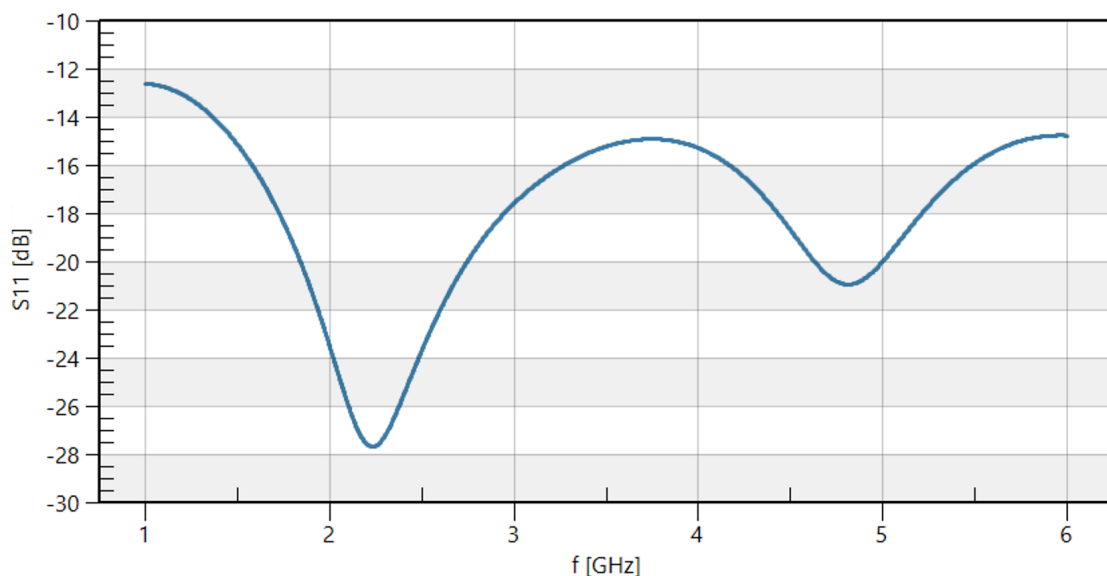
Obrázek 4.20 Schéma voxelizace modelu v identickém řezu, kdy došlo ke správnému navoxelování antény (obrázek A) a špatnému navoxelování antény (obrázek B).

V poslední záložce (Solver) byl nastaven jakým systémovým jádrem (Kernel) se bude numerická modelace zpracovávat, zda za pomoci CPU či GPU. Jelikož numerické simulace probíhaly na PC s vysokým grafickým výkonem byla zvolena možnost kernelu CUDA (Compute Unified Device Architecture), který umožňuje spouštět aplikace napsané např. v jazyce C, OpenCL atp. na vybraných GPU.[34]

4.1.5 Výstupní činitel odrazu

Jako klíčový parametr, který reflektoval správné nastavení a navození antén, pro získání validních dat ze simulace, byl parametr *výstupní činitel odrazu* S_{11} (dB). Parametr S_{11} je vyjádřen ve formě útlumu (záporné hodnotě dB) a popisuje, jak velké množství energie přivedené na anténu bylo anténou skutečně vyzářeno (respektive odraženo zpět). Výstupní činitel odrazu je velmi ovlivňován správným impedančním přizpůsobením zátěže (antény) a zdroje (generátor pulzu). Pokud činitel odrazu zátěže i zdroje jsou komplexně sdruženy, nastává situace, kdy nedochází ke vzniku stojatého vlnění, které by degradovalo kvalitu vysílaného signálu [35]. Pro absolutně neúčinnou anténu by platilo $S_{11} = 0$ dB, což by znamenalo, že veškerá dodaná energie zdrojem byla od antény odražena a nic nebylo vyzářeno. V opačném případě pro ideální anténu by platilo, že odražená energie by byla nulová a veškerá dodaná energie zdrojem, by byla vyzářena anténou. Bohužel v reálném světě ideální zářič neexistuje a pro praxi (včetně této aplikace) se považuje za efektivní anténu, taková, která má výstupní činitel odrazu ≤ -10 dB (90% energie bylo anténou vyzářeno a zbylých 10 % odraženo zpět).

Na obrázku 4.21 je možné vidět průběh výstupního činitele odrazu S_{11} v závislosti na frekvenci, pro správně použité dipólové antény.



Obrazek 4.21 Graf závislosti S_{11} parametru použité antény na frekvenci 1-6 GHz

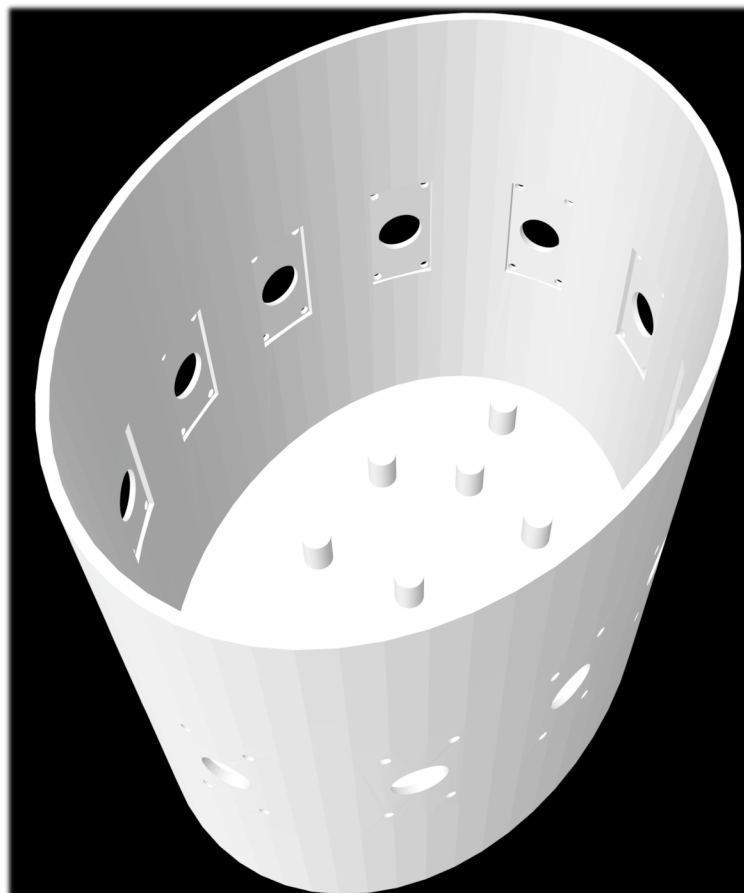
4.2 Návrh, tvorba a komplementace reálného modelu

Součástí diplomové práce byl i návrh reálného tekutého fantomu hlavy, který vycházel z eliptického modelu popsáno v kapitole 4.1.3.

4.2.1 Návrh a tvorba nádob pro tekutý fantom

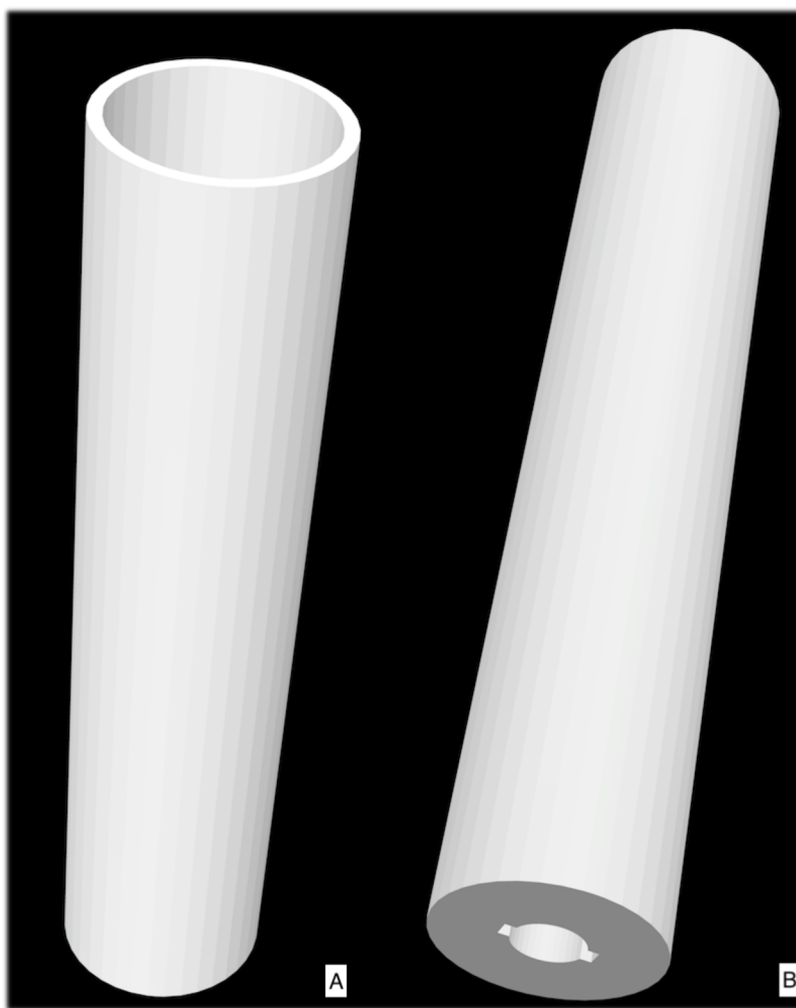
Návrh nádob pro hlavu a CMP

Prvním krokem při tvorbě reálného fantomu hlavy, byl návrh samotné nádoby, do které bylo následně umístěno tekuté médium s dielektrickými vlastnostmi odpovídajícími hlavovým tkáním. K návrhu nádoby byl použit strojírenský 3D CAD software SolidWorks. Nádoba byla tvořena tenkostěnným válcem elipsovité podstavy s tloušťkou stěny 4 mm, do které byly vyhloubeny výřezy, o rozměrech 21 x 41 mm, pro následné umístění pole dvanácti dipólových antén, popsanych v kapitole 4.1.1. Dále byly do stěny modelu vyhloubeny otvory, pro plastový spojovací materiál, kterým byly antény pevně přichyceny k stěně modelu hlavy a otvory pro konektor, kterým byly antény připojeny k vektorovému analyzátoru. Na dně této nádoby byly umístěny drobné výstupky, které umožňovaly přesné umístění CMP a tím přesné určení její pozice v souřadném systému. Navržený model je možné vidět na obrázku 4.22.



Obrázek 4.22 Nádoba reprezentující elipsovité model hlavy s vytvořenými výřezy ve stěně pro pole dvanácti antén a dnem s výběžky pro přesné umístění CMP

Dále v rámci návrhu nádoby pro tekutý fantom hlavy, bylo navrženo nehomogenitu představující CMP. Tato nehomogenita byla vytvořena pomocí tenkostěnného válce, umístěvaného na drobné výstupky na dně nádoby reprezentující hlavu. Tento dutý válec měl vnitřní průměr 30 mm a byl plněn tekutinou s požadovanými dielektrickými vlastnostmi odpovídajícími hCMP či iCMP. Model tohoto válce vytvářejícího nehomogenitu v modelu hlavy je možné vidět na obrázku 4.23.

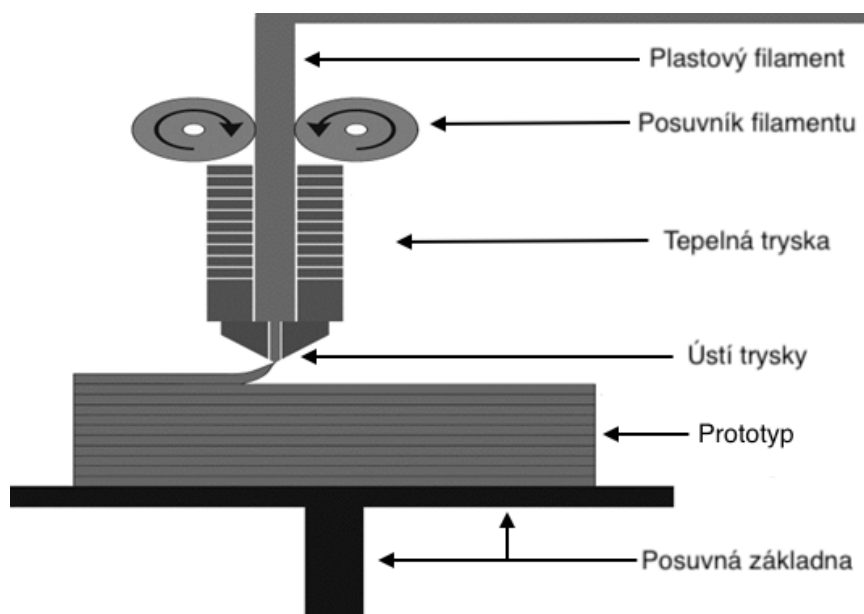


Obrázek 4.23 Model válcovité nádoby reprezentující nehomogenitu. Obrázek A pohled shora do nádoby. Obrázek B pohled zespod nádoby, kde je patrný otvor sloužící k nasazení nehomogenity na výběžky v modelu hlavy

Navržené modely nádob reprezentující fantom hlavy a fantom CMP byly převedeny z virtuálního prostředí do reálné podoby za pomoci 3D tisku na tiskárně ORIGINAL PRUSA I3 MK3S+.

3D tisk je technologický postup, kdy zhotovujeme navržený objekt postupným nanášením vrstev materiálu na sebe a tím tiskneme objekt do 3. rozměru. V současné době existuje několik metod nanášení materiálových vrstev. Zřejmě nejpoužívanější z nich je metoda FDM (Fusion Deposition Modeling), která je založena na postupném

nanášení roztaveného plastového materiálu tavicí tryskou. Schéma FDM metody 3D tisku je možné vidět na obrázku 4.24. [30]

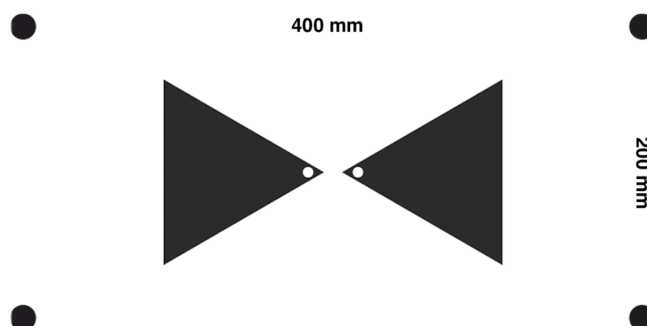


Obrázek 4.24 Schéma 3D tisku metodou FDM. Převzato a upraveno z [29]

Jako tiskový materiál na výrobu modelů hlavy a CMP, byl použit PLA (Polylactic acid) plast, který má přívětivé vlastnosti, co se týče relativně nízké teploty tisku, která se pohybuje mezi 180°C a 220°C. Dobrými pevnostními vlastnostmi a oproti ostatním materiálům má lepší biodegradabilitu, což z něj dělá ekologičtější materiál. [31]

Výroba a kompletace antén

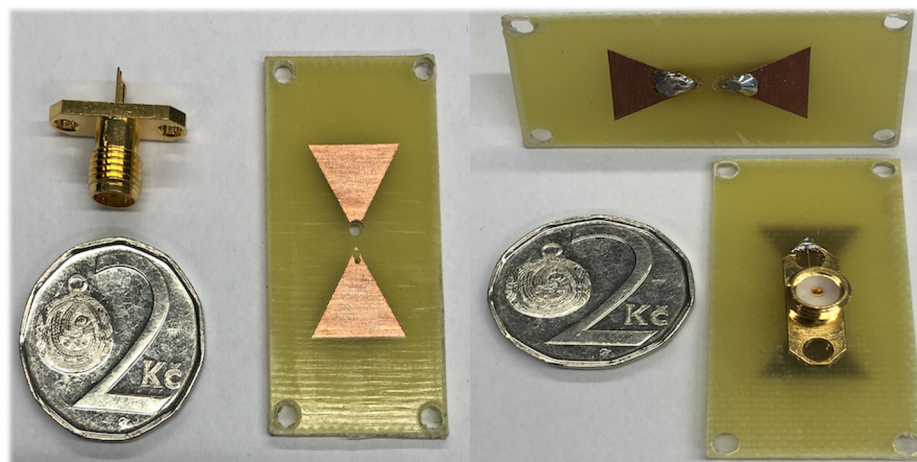
Anténa se skládala z desky plošných spojů, která byla zhotovena u externí firmy dle negativu obrázek 4.25 a SMA koaxiálního konektoru, kterým se anténa připojovala za pomoci koaxiálního kabelu k vektorovému analyzátoru.



Obrázek 4.25 Negativ pro tvorbu desky plošných spojů

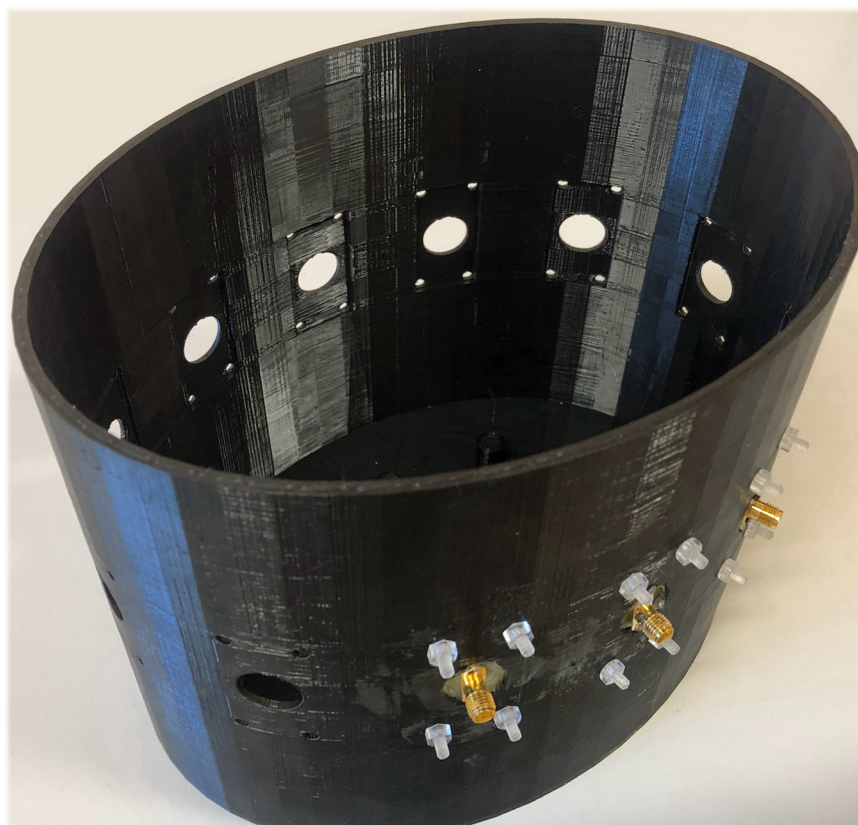
Po příchodu vyleptaných desek plošných spojů od externí firmy, bylo nutné vyvrtat otvory pro samotný SMA konektor a pro spojovací materiál, kterým se anténa v rozích přichytila ke stěně modelu.

Po zhotovení všech potřebných otvorů, bylo přikročeno k vodivému propojení konektoru s anténou pomocí pájení. Jednu z vytvořených antén je možné vidět na obrázku 4.26.



Obrázek 4.26 Realizovaná anténa

Po zhotovení všech dvanácti antén a ověření jejich funkčnosti, byly antény vsazeny do stěny vytisknutého 3D modelu, utěsněny pomocí transparentního sklářského silikonu a pevně přichyceny ke stěně plastovým spojovacím materiálem. Jako spojovací materiál byly zvoleny plastové šroubky s maticemi o rozměru M3, které zabezpečily dostatečnou pevnost a stabilitu antény při vytvrzování sklářského tmelu. Vytvořený fantom je zobrazen na obrázku 4.27.



Obrázek 4.27 Tvorba nádoby pro tekutý fantom lidské hlavy, která byla osazena 12 dipólovými anténami

4.2.2 Míchání tekutého média pro iCMP, hCMP a mozek

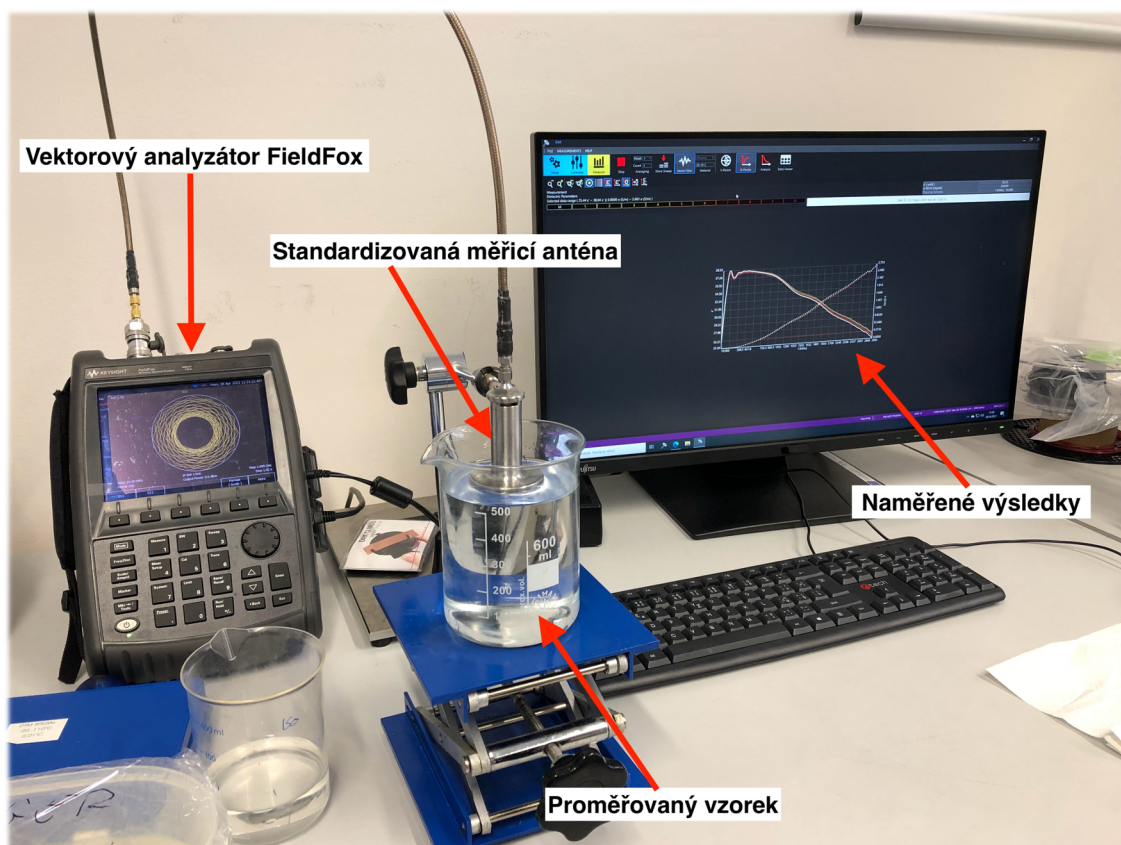
Jako médium sloužící k plnění tekutého fantomu hlavy s potřebnými dielektrickými vlastnostmi sloužila vhodně namíchaný roztok destilované vody, jejíž relativní permitivita je poměrně vysoká a isopropanolu, jehož relativní permitivita je naopak nízká.

Následně byly změřeny dielektrické vlastnosti roztoku na vektorovém analyzátoru FieldFox N9923A, se standardizovanou anténou určenou k měření dielektrických parametrů. Avšak dostupný vektorový analyzátor měřící dielektrické vlastnosti byl schopen měřit maximálně pro frekvenci 3 GHz (centrální frekvence kterou jsme uvažovali pro naši aplikaci odpovídala 3,5 GHz). Tudíž bylo nutné vytvořit roztoky pro iCMP, hCMP a mozkovou tkáň, které odpovídají dielektrickým parametrům na kalibrační křivce těchto tkání při frekvenci spadající do měřitelných možností použitého vektorového analyzátoru dle [5]. Pro tento účel byla zvolena frekvence 2 GHz. Po namíchání destilované vody a isopropanolu ve vhodných poměrech, byly desetkrát změřeny hodnoty pro roztoky odpovídající konkrétním tkáním. Výsledky byly statisticky vyhodnoceny a vyneseny s rozšířenou nejistotou typu C do tabulky 4.2. Průběh měření s měřicí aparaturou je možné vidět na obrázku 4.28.

Tabulka 4.2 Vypočtené a naměřené hodnoty relativní permitivity pro uvažované tkáně

Typ tkáně	Relativní permitivita (-)				Poměr voda/isoprop.
	Teoreticky přesná hodnota při 3,5 GHz	Teoreticky přesná hodnota při 2 GHz	\bar{x} z deseti měření	Dosažená hodnota	
Mozek	39,92	39,08	38,94	$38,94 \pm 0,02$	1:1
hCMP	47,90	46,89	46,10	$46,10 \pm 0,01$	21:25
iCMP	31,94	31,27	31,46	$31,46 \pm 0,05$	32:23

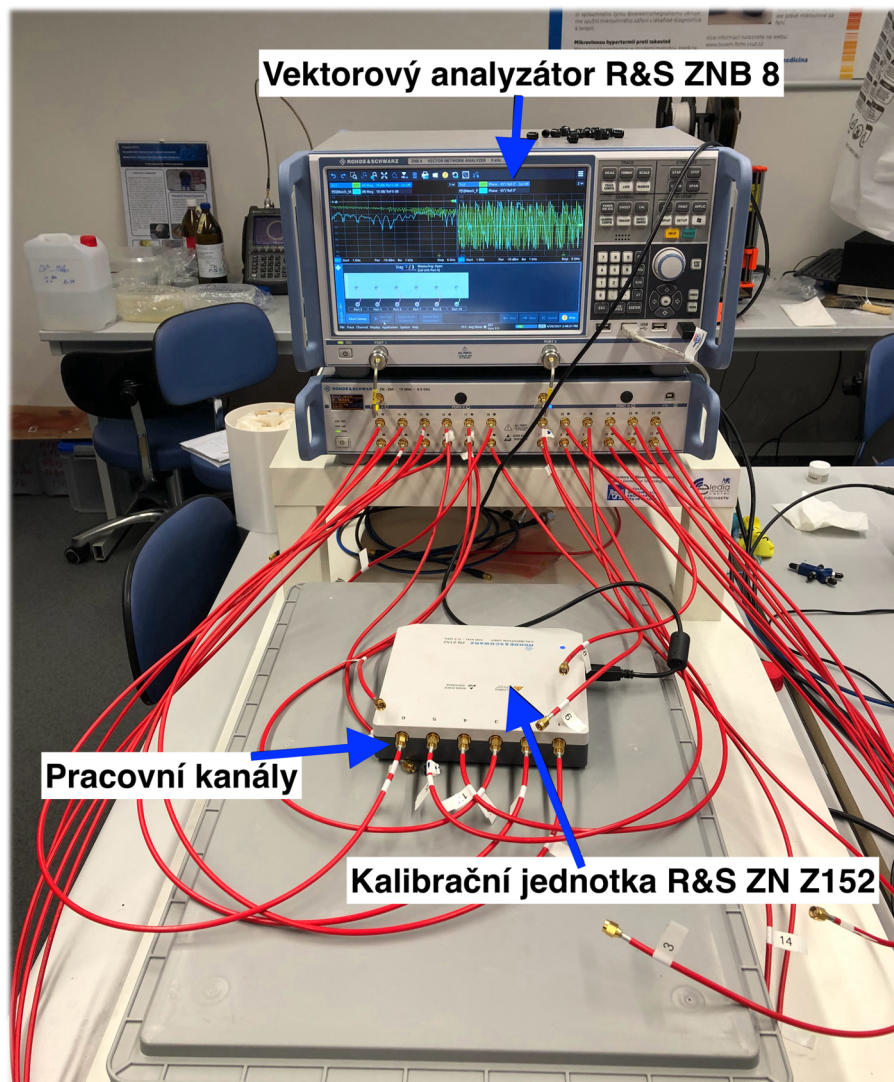
Kde dielektrické vlastnosti mozkové tkáně byly vypočteny, jako vážený průměr všech tkáňových struktur uvažovaných v eliptickém modelu, který je popsán v kapitole 4.1.3. Dielektrické vlastnosti nehomogenity reprezentované iCMP a hCMP byly vypočteny na základě [32], jako pokles (u iCMP) či nárůst (u hCMP) dielektrických vlastností mozkové tkáně o 20 %.



Obrázek 4.28 Aparatura k měření dielektrických vlastností

4.2.3 Kalibrace a měření na vektorovém analyzátoru

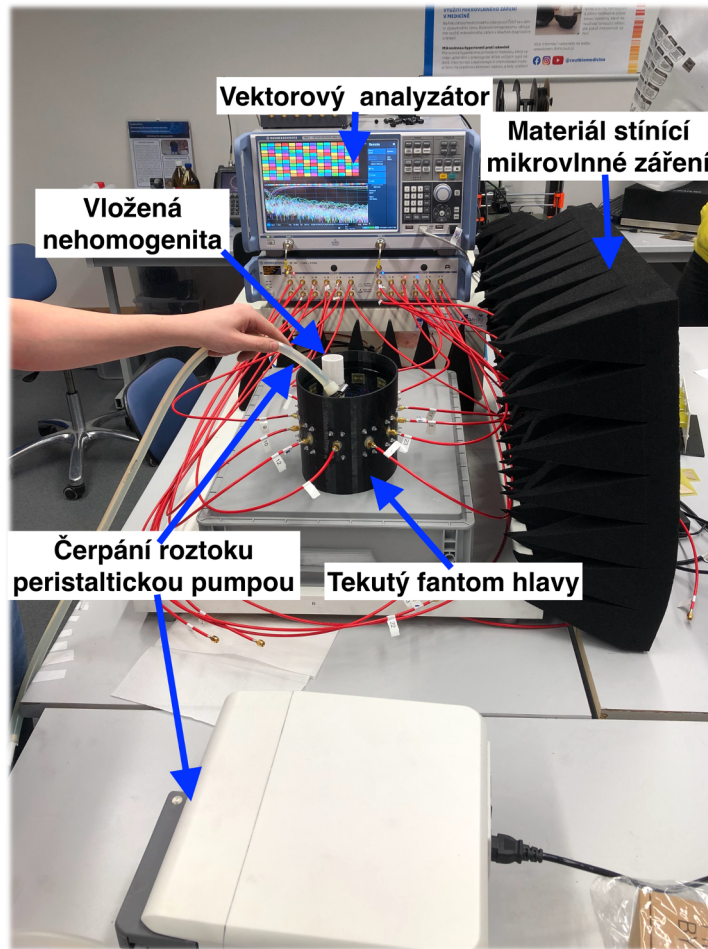
Po vytvoření fantomu lidské hlavy s vestavěným polem dvanácti dipólových antén a vytvoření roztoků s odpovídajícími dielektrickými vlastnostmi jednotlivých tkání následovalo již samotné měření. K měření byl využit vektorový analyzátor od společnosti Rohde&Schwarz ZNB 8, který byl schopen pracovat ve frekvenčním rozsahu 9 kHz až 8,5 GHz, což bezpečně pokrylo frekvenční rozsah vyvíjeného radarového systému. Použité kanály vektorového analyzátoru se musely nejprve kalibrovat, kde ke kalibraci byla použita šestiportová kalibrační jednotka Rohde&Schwarz ZN Z152, ke které se postupně připojovaly všechny pracovní kanály a navzájem se mezi sebou kalibrovaly. Postup kalibrace je možné vidět na obrázku 4.29.



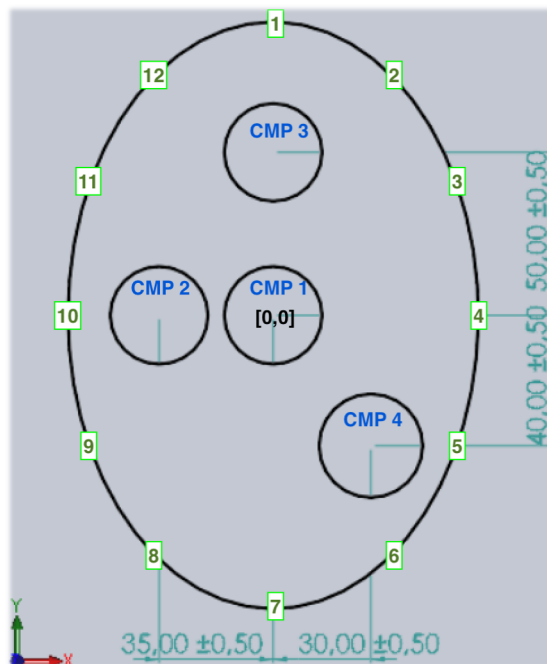
Obrázek 4.29 Proces kalibrace pracovních kanálů vektorového analyzátoru Rohde&Schwarz ZNB 8

Po kalibraci používaných pracovních kanálů vektorového analyzátoru, bylo již přikročeno k měření na vytvořeném tekutém fantomu lidské hlavy.

Anténní systém ve stěně nádoby tekutého fantomu, byl připojen k vektorovému analyzátoru a nádoba pro tekutý fantom hlavy byla naplněna namíchaným roztokem s dielektrickými vlastnostmi reprezentujícím hlavové struktury pomocí peristaltické pumpy, díky čemuž došlo k pozvolnému plnění nádoby tekutinou bez vzniku nežádoucích bublin, které by mohly způsobovat nepřesnosti v měření. Následně byl připravený fantom s namíchaným roztokem o definovaných dielektrických vlastnostech, obložen materiálem schopným pohlcovat mikrovlnné záření, aby nedocházelo k nežádoucím odrazům od objektů mimo oblast zájmu. Sestavu, na které bylo prováděno měření je možné vidět na obrázku 4.30. Měření bylo provedeno pro 4 různé pozice mozkové příhody. Kdy pozice CMP a pozice jednotlivých antén jsou definovány ve schématu na obrázku 4.31 a v tabulce 4.3.



Obrázek 4.31 Zapojení měřicí sestavy.



Obrázek 4.30 Schéma proměřených pozic CMP v modelu.

Tabulka 4.3 Definování pozic CMP a antén ze schématu na obrázku 4.31

Prvek ve schématu	Pozice v ose X (mm)	Pozice v ose Y (mm)
CMP 1	0	0
CMP 2	-35	0
CMP 3	0	50
CMP 4	30	-40
Anténa 1	0	100
Anténa 2	42	82
Anténa 3	65	46
Anténa 4	73	0
Anténa 5	65	-46
Anténa 6	42	-82
Anténa 7	0	-100
Anténa 8	-42	-82
Anténa 9	-65	-46
Anténa 10	-73	0
Anténa 11	-65	46
Anténa 12	-42	82

Tvorba rekonstrukčního algoritmu (Reálný model)

Při tvorbě rekonstrukčního algoritmu muselo být uvažováno s relativně vysokým rušením, protože všude přítomný elektromagnetický smog z mobilních telefonů, rádiového přenosu a ostatních bezdrátových sítí, se na anténě projevil jako nežádoucí signál. Z tohoto důvodu bylo velmi složité detekovat přesný peak, vzniklý na odrazu od nehomogenity, proto bylo přikročeno k vykreslování průběhu celého signálu, kde došlo k zprůměrování naindukovaného rušení a došlo k zvýraznění požadované oblasti. Část algoritmu zodpovědná za vykreslení průběhu celého signálu v 360° rozsahu okolo antény je znázorněna v pseudokódu na obrázku 4.32.

```

% Vykreslení celého průběhu signálu z antén do mapy
for j=1:n
for d=1:30
imshow(Map)
Antena1_12ROI = drawcircle('Center', [Anteny(j,2),Anteny(j,1)], 'Radius', round(distance(1,d)), 'Color', 'Red');
Antena1_12Circle = [round(Antena1_12ROI.Vertices(:,1)) round(Antena1_12ROI.Vertices(:,2))];
close;
for i=1:length(Antena1_12Circle)
Map(Antena1_12Circle(i,1),Antena1_12Circle(i,2))=Map(Antena1_12Circle(i,1),Antena1_12Circle(i,2))+Anteny_abs_bm_norm(d,j);
end
end

```

Obrázek 4.32 Část rekonstrukčního algoritmu zodpovědná za vykreslení průběhu celého signálu z antén do mapy

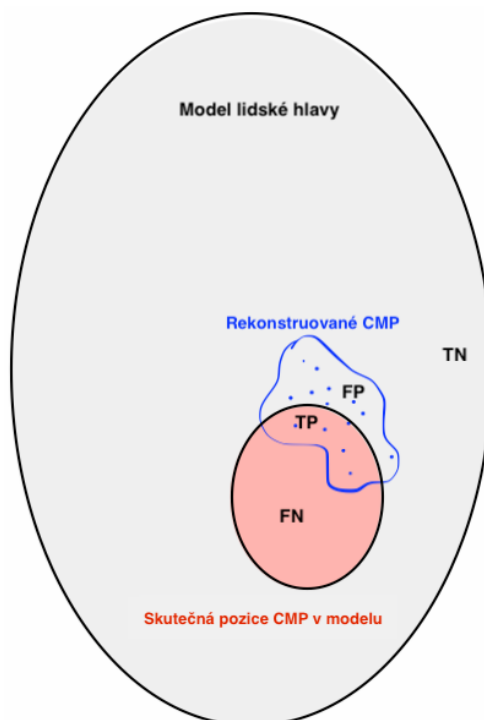
4.3 Hodnocení rekonstrukčního algoritmu

Vyhodnocování úspěšnosti rekonstrukčního algoritmu detekovat cévní mozkovou příhodu ve vytvořených mapách spočívalo v určení, jak velká plocha detekovaná rekonstrukčním algoritmem jako CMP, odpovídala skutečné pozici CMP nacházející se v modelu. K tomuto účelu byl definován koeficient, který je daný vztahem 4.10.

$$\text{Koeff. přesnosti rekons. algoritmu} = \frac{TP-FP}{TP+FN} \quad (4.10)$$

Kde TP (true positive) vyjadřuje plochu určenou rekonstrukčním algoritmem jako CMP a tato plocha skutečně odpovídá pozici CMP v modelu. FP (false positive) vyjadřuje plochu detekovanou jako CMP, avšak tato plocha se nenachází na pozici CMP v modelu. FN (false negative) vyjadřuje plochu na pozici CMP v modelu, která nebyla detekována jako CMP. Viz schéma na obrázku 4.39.

Poměr těchto ploch nám dává představu o schopnosti algoritmu úspěšně detekovat pozici CMP. Ideálním případem by bylo, pokud by koeficient přesnosti rekonstrukčního algoritmu nabýval hodnoty 1, což by odpovídalo detekování celé plochy CMP na pozici odpovídající pozici CMP v modelu. Při hodnotě koeficientu přesnosti = 0, by se plocha detekovaná jako CMP, z poloviny nacházela na pozici odpovídající pozici CMP v modelu a z poloviny mimo ni. Záporných hodnot by koeficient přesnosti nabýval pokud by se plocha detekovaná jako CMP, nacházela ve větší míře mimo pozici odpovídající pozici CMP v modelu.



Obrázek 4.33 Schéma rozvržení ploch pro vyhodnocování přesnosti rekonstrukčního algoritmu

5 Výsledky

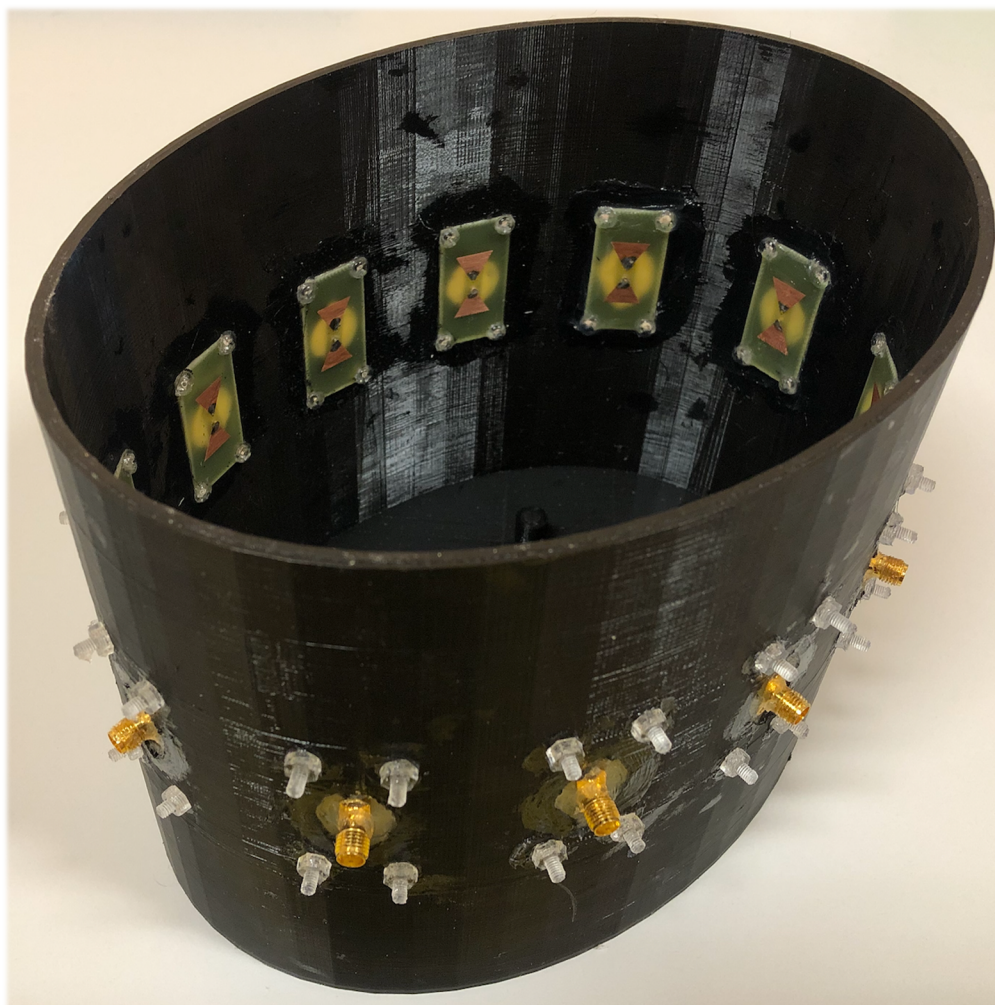
5.1 Vytvoření rekonstrukčního algoritmu

V rámci této diplomové práce, byl implementován rekonstrukční algoritmus „Delay&Sum“, který dokázal rekonstruovat pozici cévní mozkové příhody z dat, získaných při aplikaci širokopásmového mikrovlnného systému na tekutý fantom hlavy, a to jak při numerických simulacích, tak při měření na reálném fantomu lidské hlavy.

Zdrojový kód rekonstrukčního algoritmu je kompletně k dispozici v přílohách (Příloha A).

5.2 Vytvoření reálného fantomu lidské hlavy

Dále byl vytvořen reálný fantom lidské hlavy s polem 12 dipólových antén, vhodný pro opakovatelné měření a určený pro plnění tekutým médiem. Fantom lidské hlavy je znázorněn na obrázku 5.1.

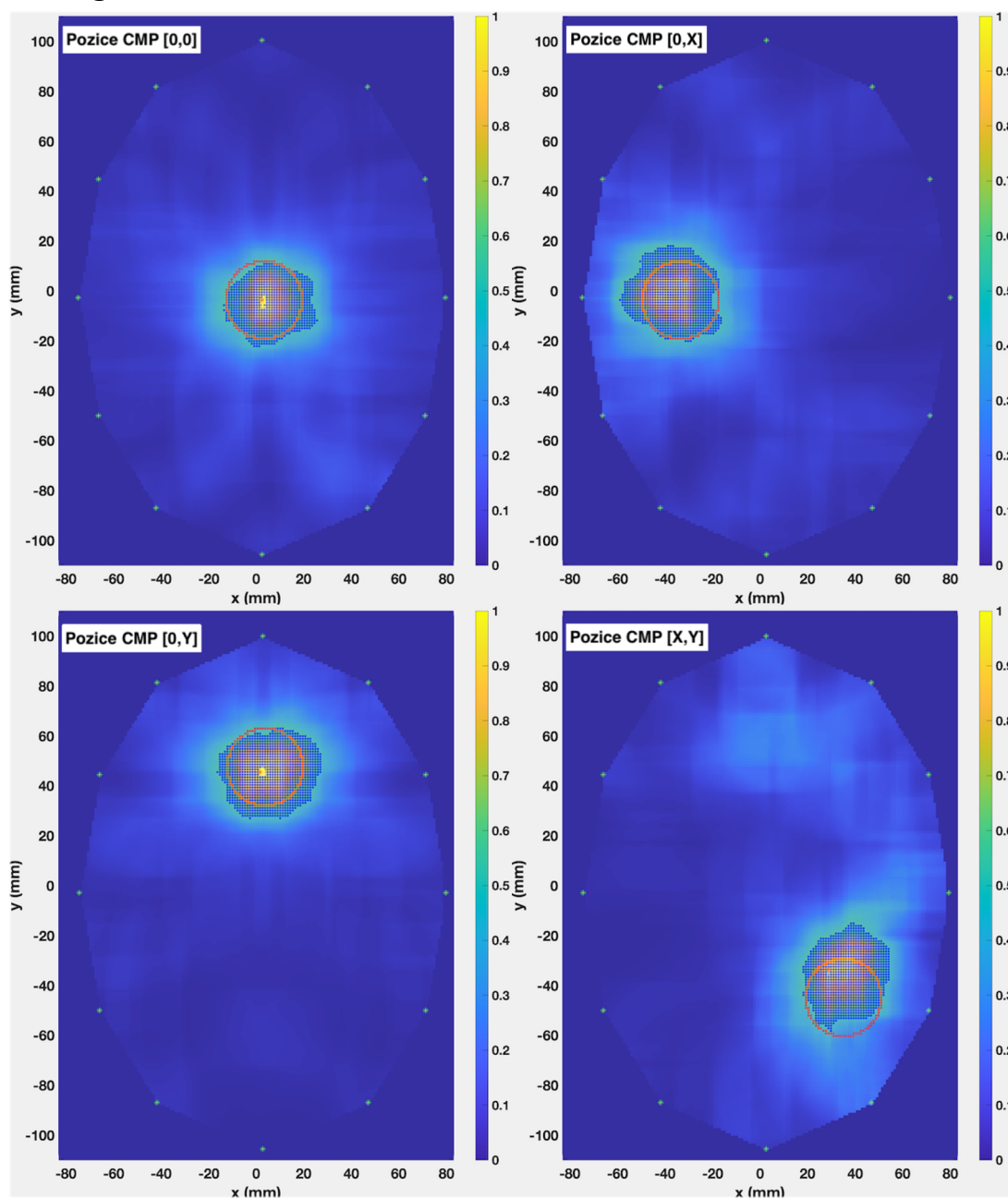


Obrázek 5.1 Fantom lidské hlavy s polem dvanácti antén, vyrobený za pomoci 3D tisku.

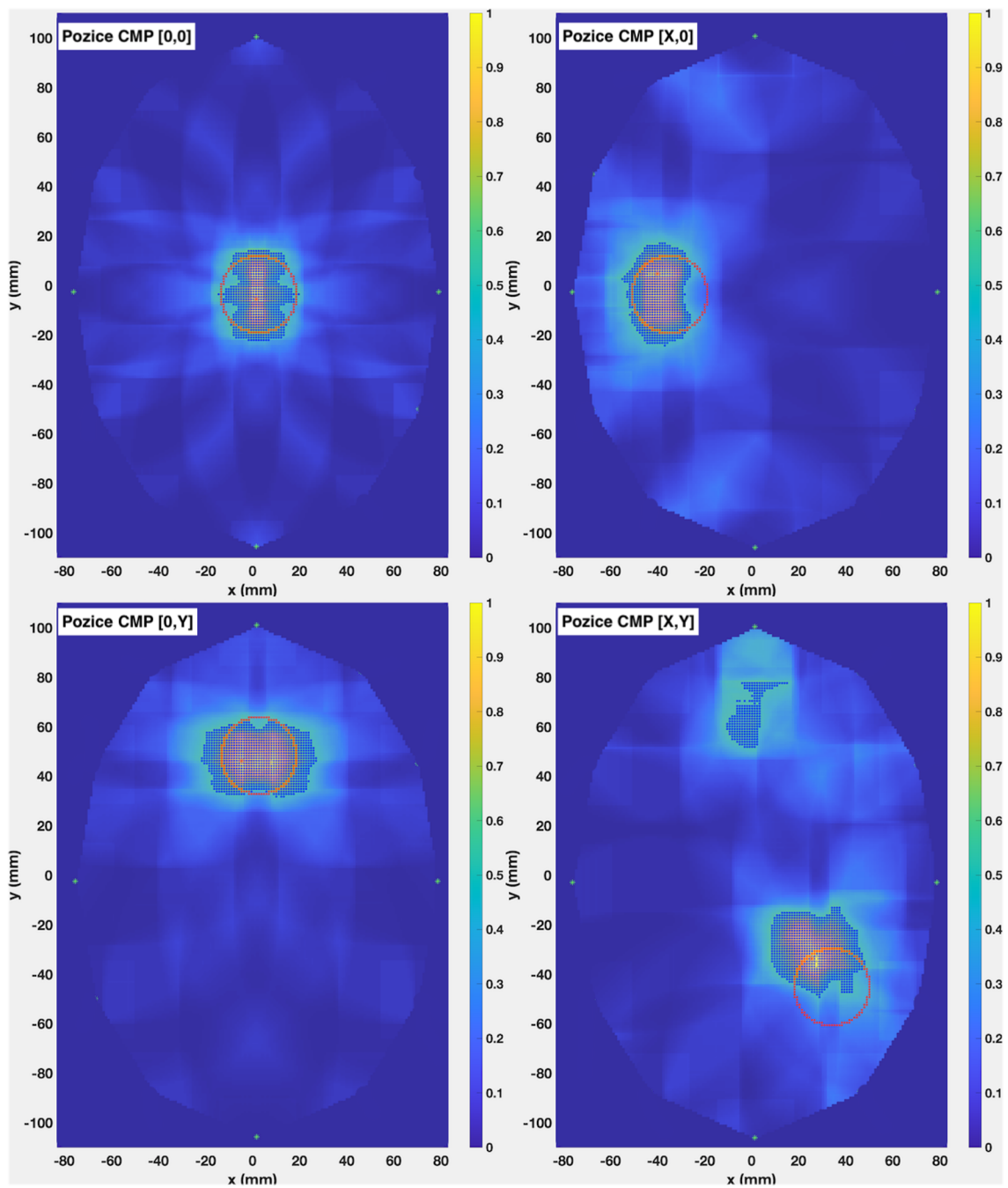
5.3 Vliv počtu použitých antén na přesnost rekonstrukčního algoritmu

Na obrázcích níže (obrázek 5.2, 5.3, 5.4 a 5.5) jsou uvedeny rekonstruované mapy vzniklé zpracováním dat, získaných při simulacích, za pomoci vytvořeného rekonstrukčního algoritmu. Pro přehlednost jsou uvedeny mapy pouze pro systém dvanácti antén a systém čtyř antén (pro hemoragickou, tak i pro ischemickou CMP). Rekonstruované mapy pro anténní systémy s deseti, osmi a šesti anténami jsou k dispozici v příloze B.

Hemoragická CMP

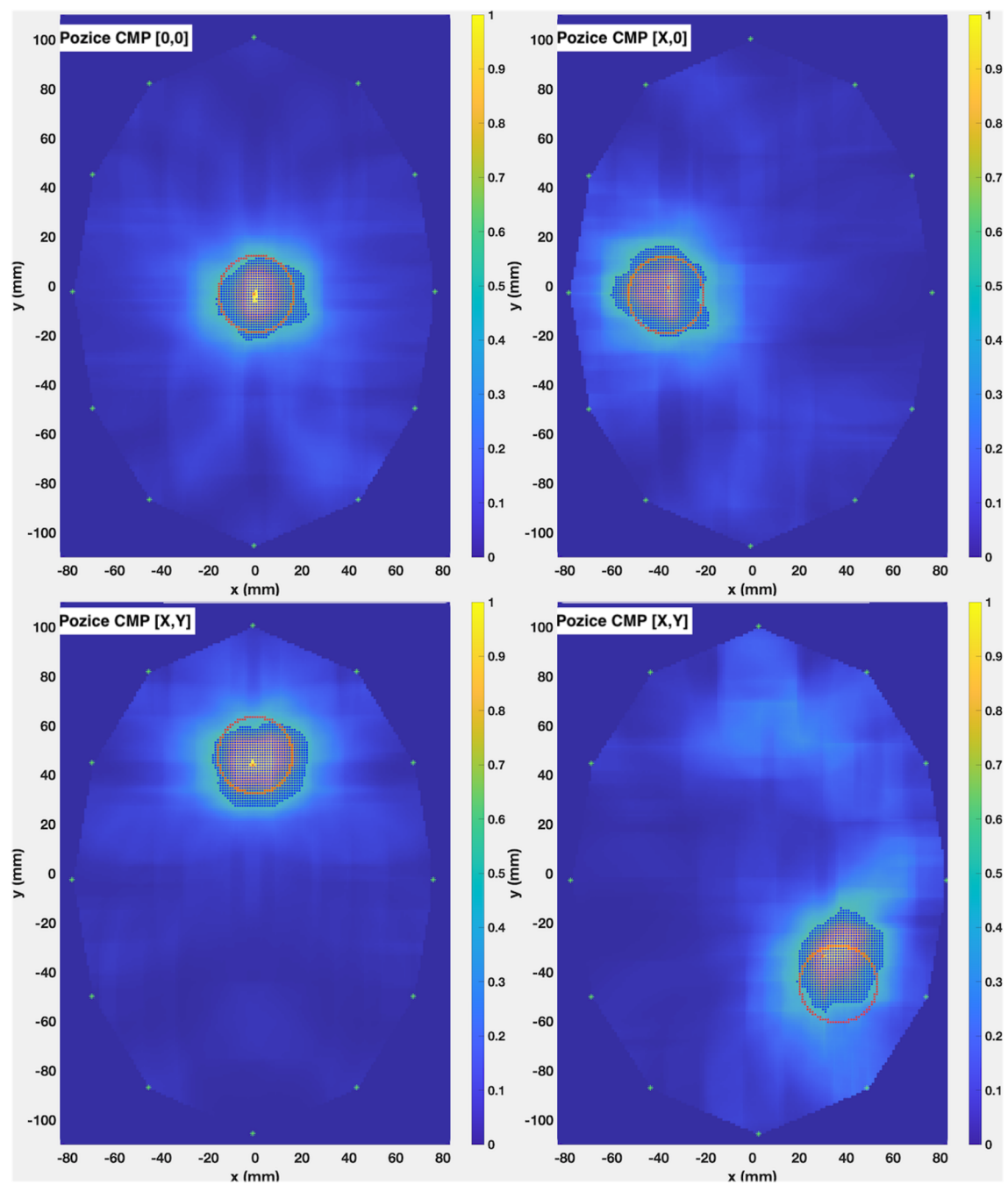


Obrázek 5.2 Rekonstruované mapy pro čtyři různé pozice hemoragické CMP, při využití systému s dvanácti anténami.

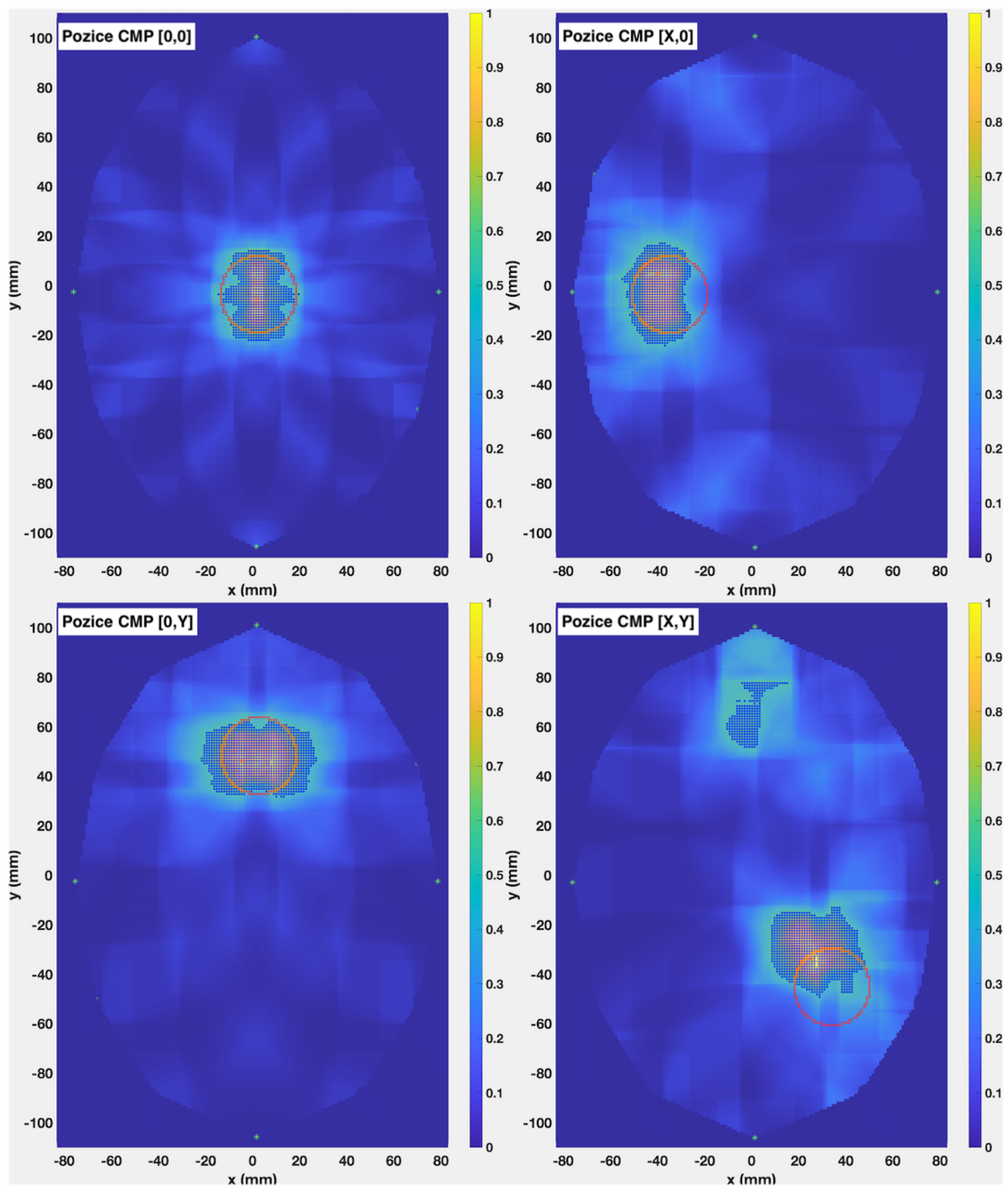


Obrázek 5.3 Rekonstruované mapy pro čtyři různé pozice hemorragické CMP, při využití systému s čtyřmi anténami.

Ischemická CMP



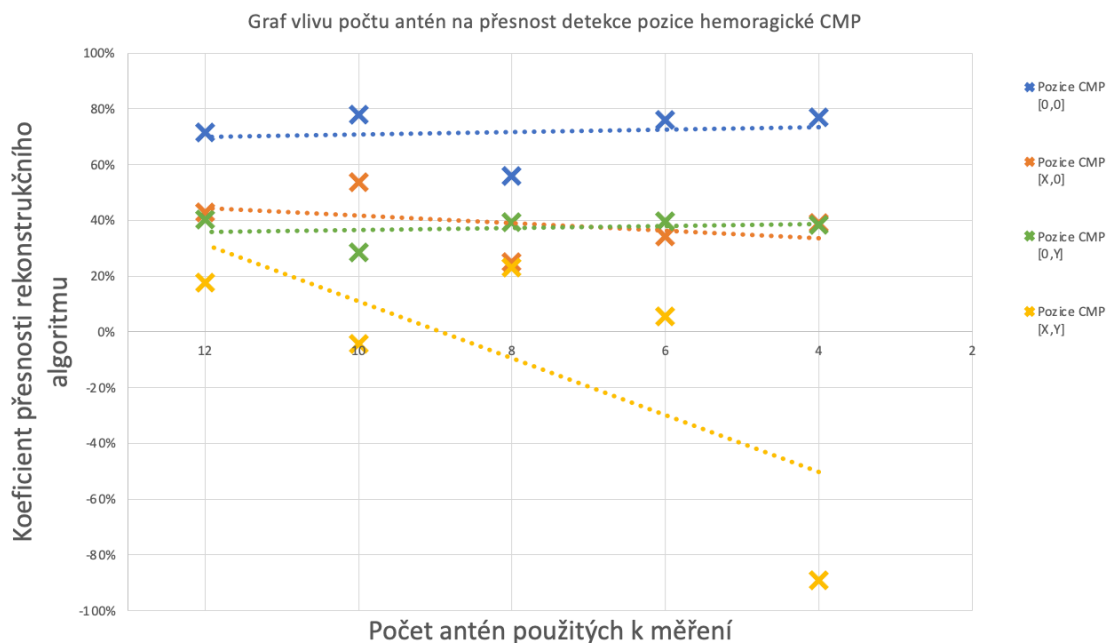
Obrázek 5.4 Rekonstruované mapy pro čtyři různé pozice ischemické CMP, při využití systému s dvanácti anténami.



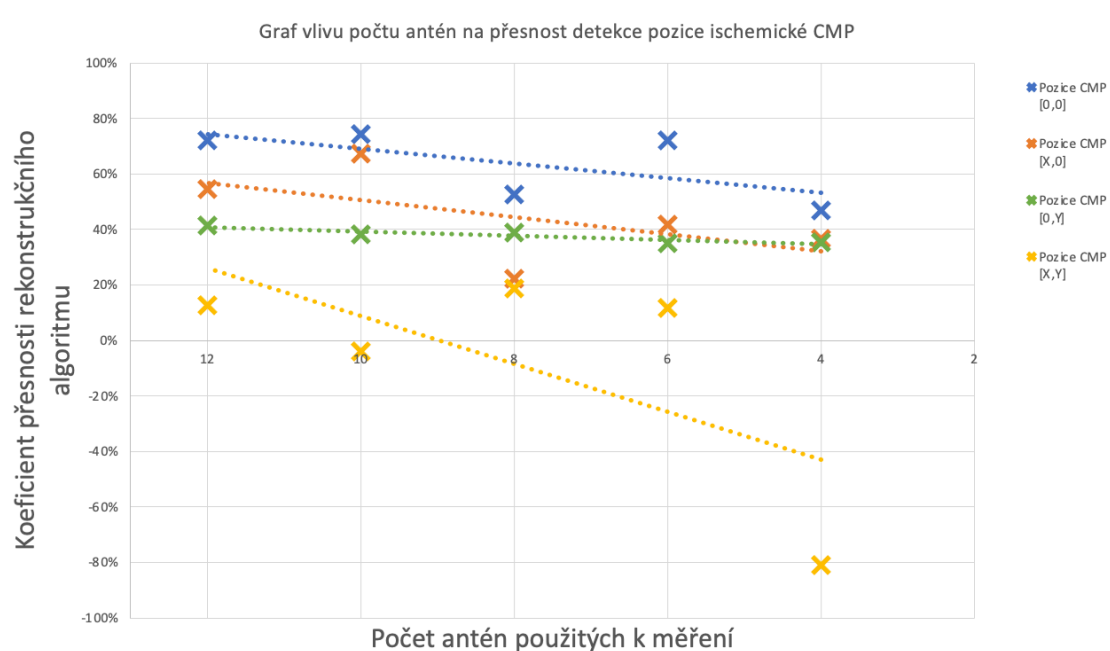
Obrázek 5.5 Rekonstruované mapy pro čtyři různé pozice ischemické CMP, při využití systému s čtyřmi anténami.

V grafech (obrázek 5.6 a 5.7) níže, je vynesena závislost schopnosti rekonstrukčního algoritmu správně detekovat pozici CMP na počtu použitých antén pro rekonstrukci.

Veškerá výchozí data pro vytvoření grafů jsou k dispozici v příloze C.



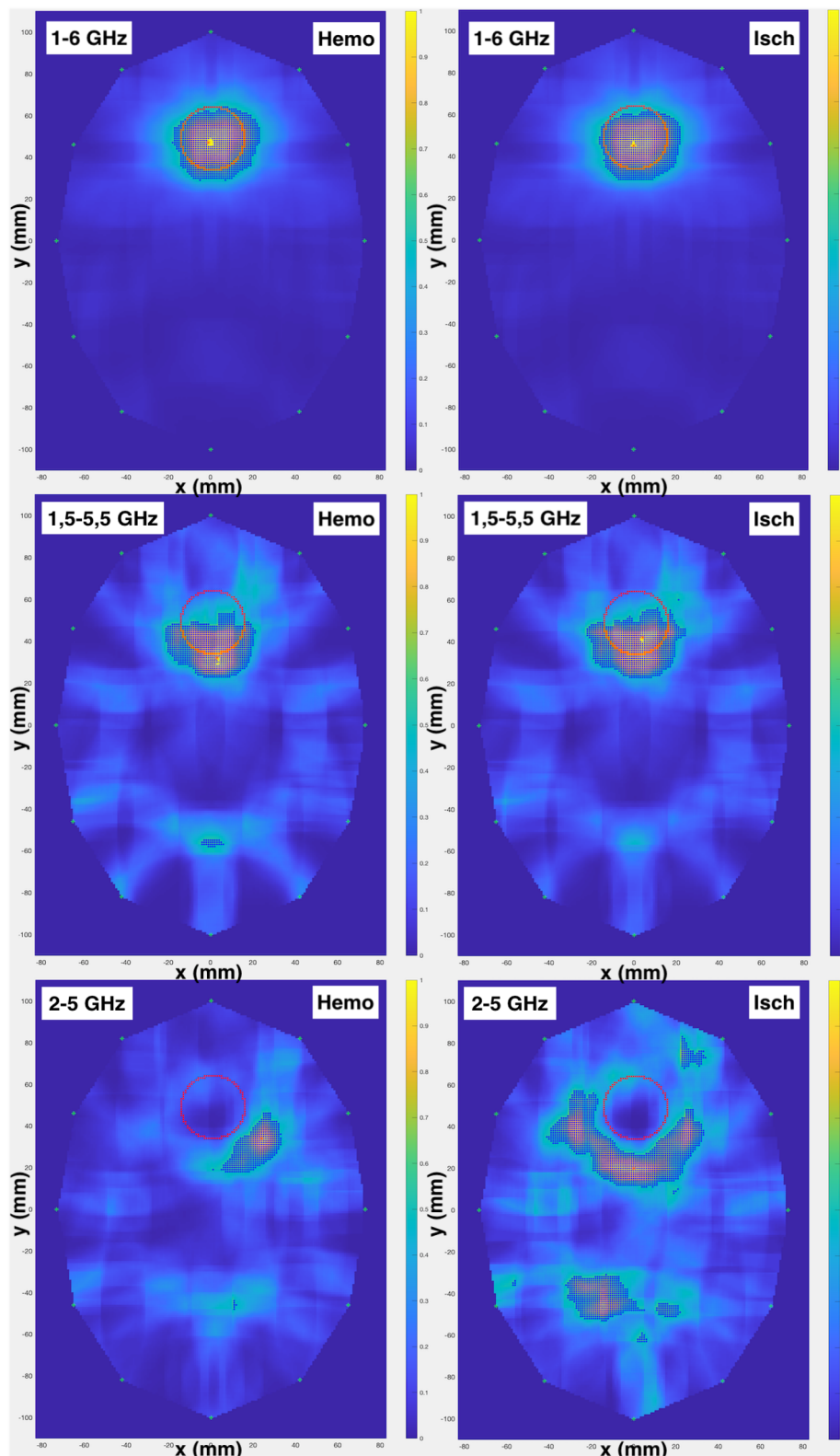
Obrázek 5.6 Graf závislosti schopnosti rekonstrukčního algoritmu správně detekovat pozici hemoragické CMP na počtu antén použitých pro rekonstrukci.



Obrázek 5.7 Graf závislosti schopnosti rekonstrukčního algoritmu správně detekovat pozici ischemické CMP na počtu antén použitých pro rekonstrukci.

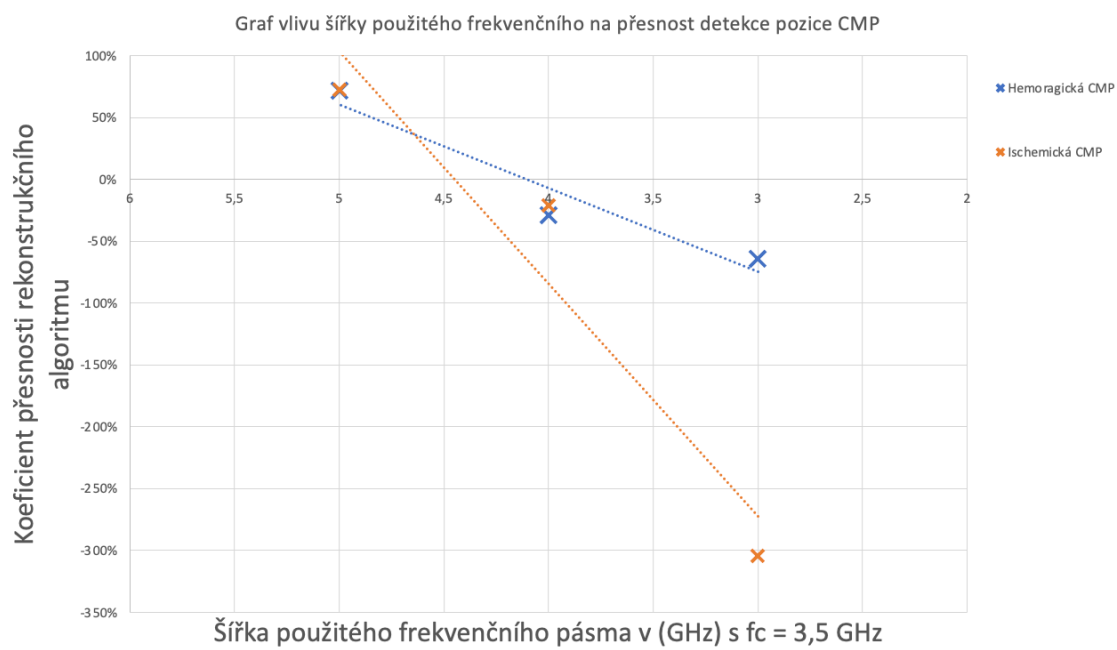
5.4 Vliv šířky použitého frekvenčního pásma na přesnost rekonstrukčního algoritmu

Na obrázku 5.8 je znázorněn vliv zvoleného frekvenčního pásma, na schopnosti rekonstrukčního algoritmu správně detekovat a zobrazit pozici CMP.



Obrázek 5.8 Rekonstruované mapy pro tři zvolené šířky frekvenčního pásma, při hemoragické i ischemické CMP, za využití systému s dvanácti anténami.

V grafu na obrázku 5.9 je vynesena závislost schopnosti rekonstrukčního algoritmu, správně detekovat pozici CMP na zvolené šířce frekvenčního pásma, při zachování centrální frekvence 3,5 GHz.

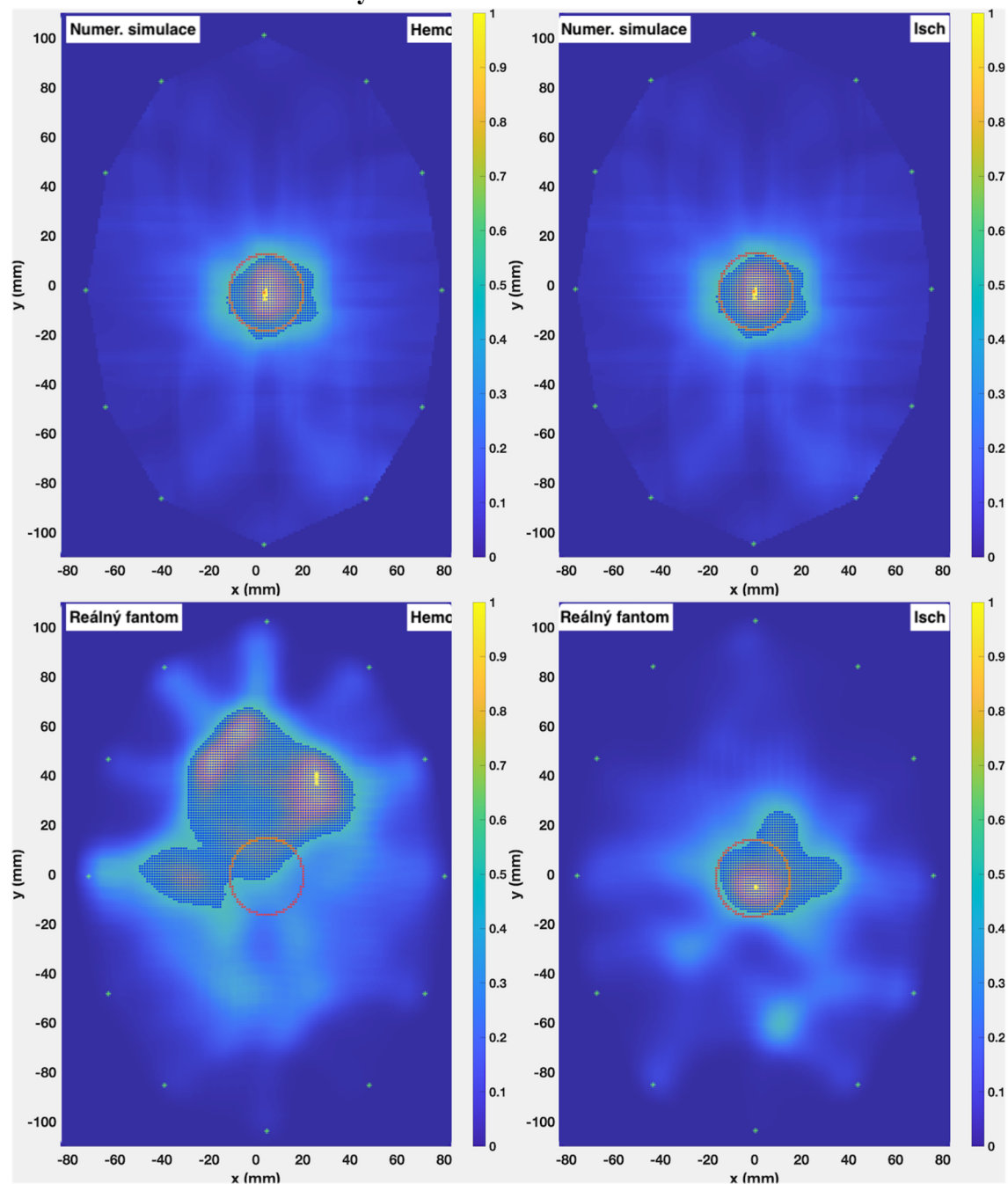


Obrázek 5.9 Graf závislost schopnosti rekonstrukčního algoritmu, správně určit pozici CMP na zvolené šířce frekvenčního pásma, při zachování centrální frekvence 3,5 GHz.

5.5 Porovnání výsledků z numerických simulací s reálným měřením

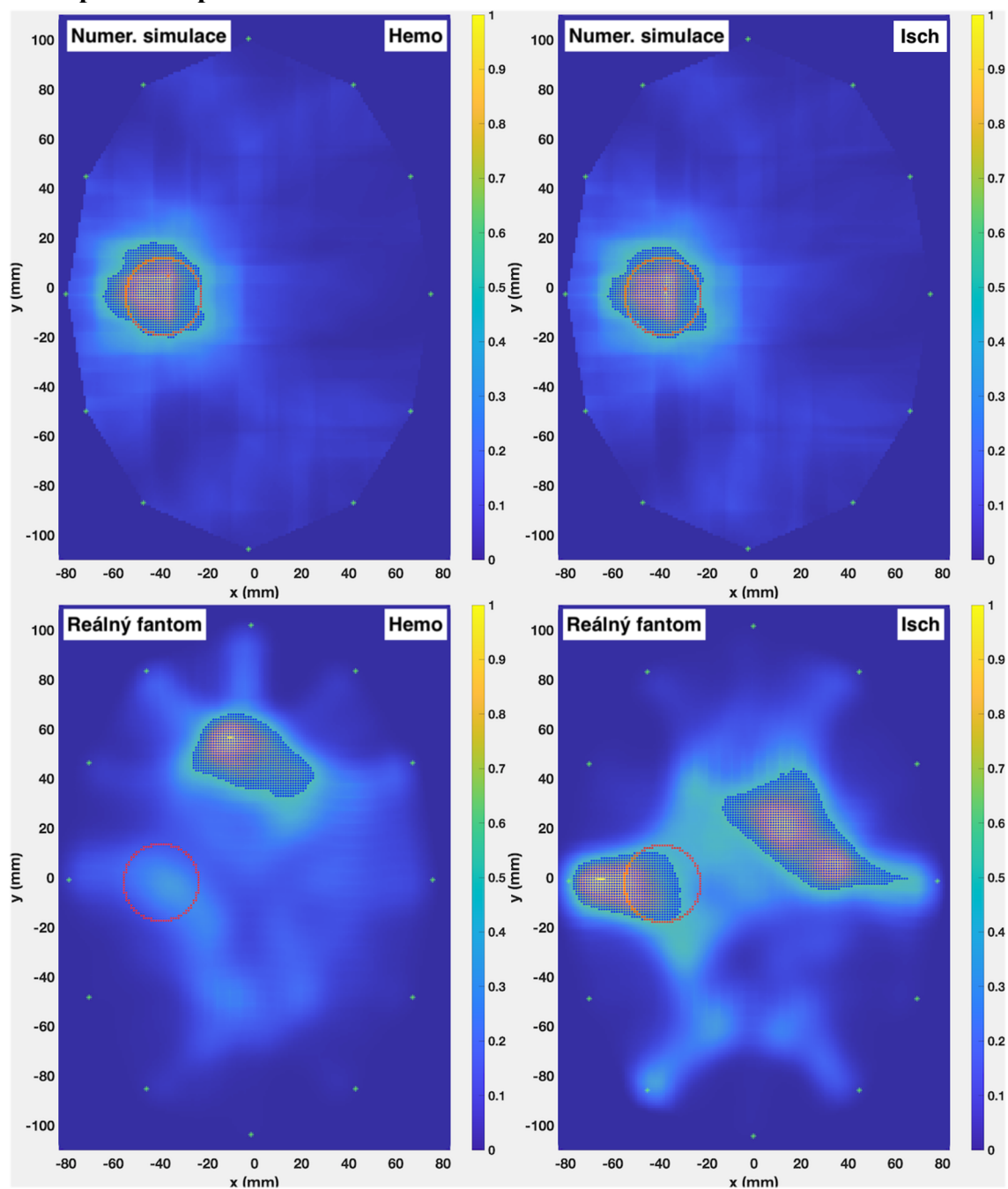
Na obrázcích 5.10, 5.11, 5.12 a 5.13 jsou vyobrazeny zrekonstruované mapy pozice CMP z numerických simulací, v porovnání s mapami vzniklými při rekonstrukci signálů získaných při měření na reálném fantomu lidské hlavy.

CMP ve středu souřadného systému



Obrázek 5.10 Porovnání zrekonstruovaných map pozice CMP z numerických simulací s mapami pozice CMP zrekonstruovaných z dat naměřených na reálném fantomu lidské hlavy. Pro pozici CMP [0,0]

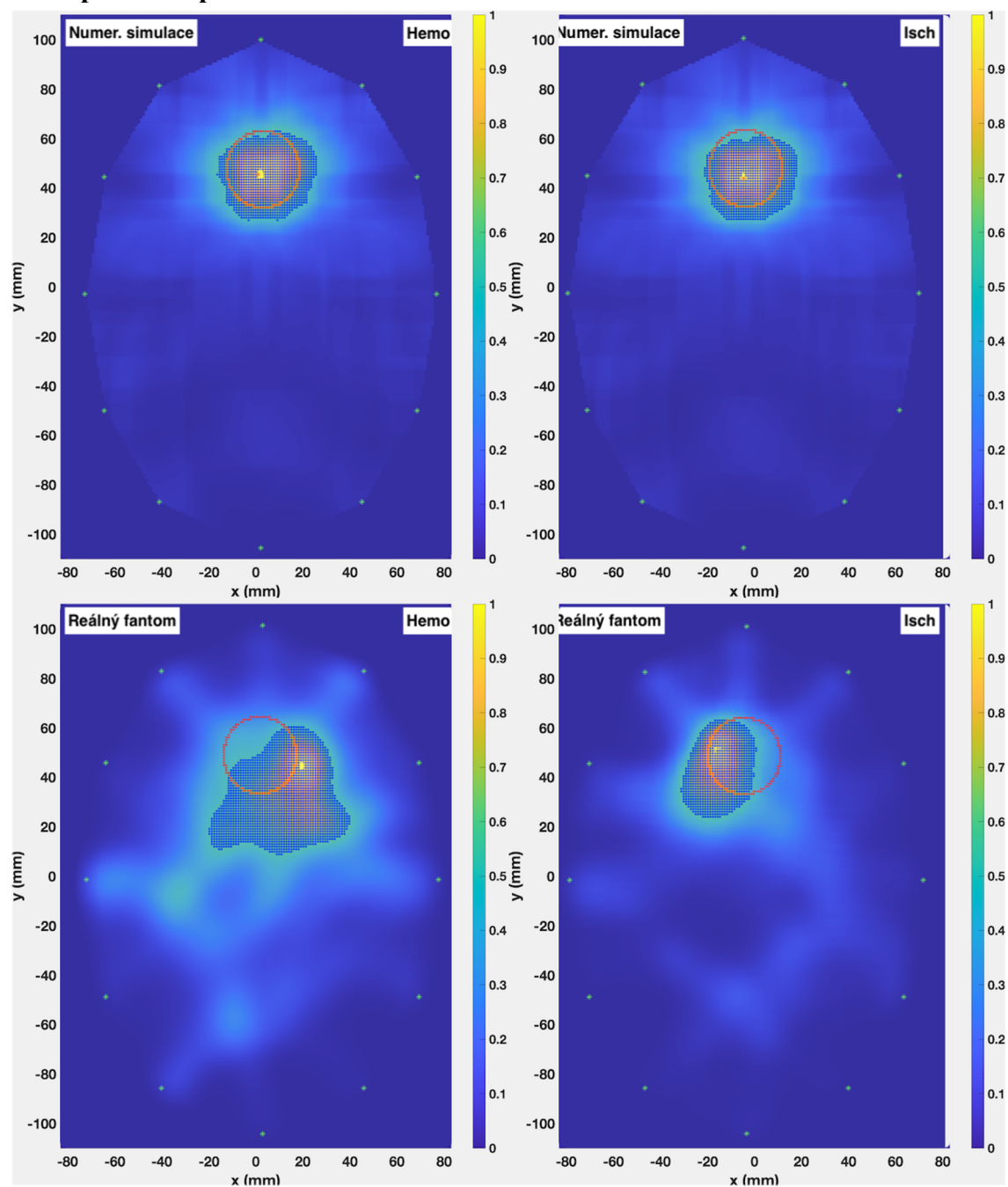
CMP posunuta po ose X



Obrázek 5.11 Porovnání rekonstruovaných map pozice CMP z numerických simulací s mapami pozice CMP rekonstruovaných z dat naměřených na reálném fantomu lidské hlavy. Pro pozici CMP [X,0]

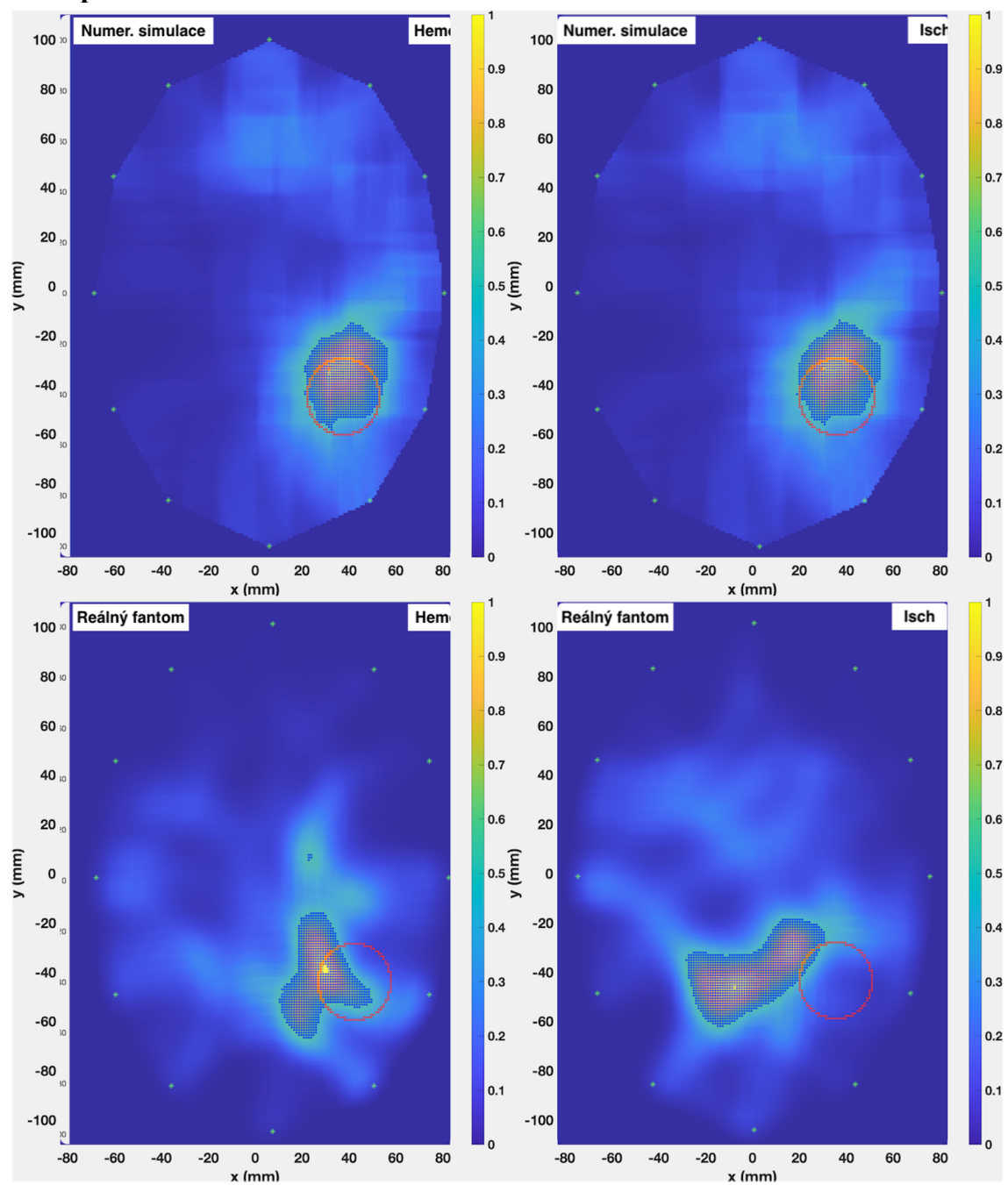
Při měření posunu hemoragické CMP na reálném fantomu, došlo k nepozornosti a CMP se posunula ve směru osy Y, viz detekovaná oblast v mapě na obrázku 5.11 (Reálný fantom Hemo).

CMP posunuta po ose Y



Obrázek 5.12 Porovnání rekonstruovaných map pozice CMP z numerických simulací s mapami pozice CMP rekonstruovaných z dat naměřených na reálném fantomu lidské hlavy. Pro pozici CMP [0,Y]

CMP posunuta v obou osách



Obrázek 5.13 Porovnání rekonstruovaných map pozice CMP z numerických simulací s mapami pozice CMP rekonstruovaných z dat naměřených na reálném fantomu lidské hlavy. Pro pozici CMP [X,Y]

6 Diskuse

Hlavním výsledkem mé diplomové práce je vytvoření funkčního systému pro určení pozice cévní mozkové příhody, a to jak ischemického, tak hemoragického typu. Který pracuje na principu UWB mikrovlnného radaru ve frekvenčním pásmu 1–6 GHz.

Součástí diplomové práce byl i návrh rekonstrukčního algoritmu ve vývojovém prostředí MATLAB, který byl založen na metodě „Delay&Sum“ a tvorba tekutého fantomu lidské hlavy v reálném prostředí.

Při řešení cílů této diplomové práce byl postupováno od elementárních úkonů, jako například vytvoření jednoduchého homogenního modelu lidské hlavy, na kterém proběhlo ověření schopnosti antén, detekovat odraz vyslaného mikrovlnného signálu do tkáně od nehomogenity, zapříčiněné cévní mozkovou příhodou. Následovala tvorba složitějších modelů lidské hlavy, které v sobě obsahovaly i významné tkáňové struktury lidské hlavy, jakými jsou pokožka, lebka, šedá a bílá hmota mozková (modely jsou blíže popsány v kapitole 4.1). Se stoupající komplexností vytvořeného modelu lidské hlavy s umístěnou CMP, docházelo i k postupné evoluci rekonstrukčního algoritmu, který byl rozšířen o funkce filtrující signál získaný ze simulací, funkce vyhlazování a zesílení intenzity nakumulovaného signálu v rekonstruované mapě, odpovídající odrazu mikrovlnného vlnění od nehomogenity. Dále byla přidána funkce vyhodnocující rozlohu plochy ve vzniklé mapě, detekovanou jako CMP, díky které bylo následně možné vyhodnotit schopnost rekonstrukčního algoritmu úspěšně detekovat CMP. Bližší popis hodnocení úspěšnosti rekonstrukčního algoritmu je popsán v kapitole 4.3.

Numerické simulace byly tvořeny a vypočítávány pomocí simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life, ve kterém se vymodelovaným strukturám přiřazovaly parametry odpovídající reálným tkáním pro odpovídající frekvence a samotná simulace byla nastavena tak, aby odpovídala požadované aplikaci. Především byla vhodně nastavena šířka použitého frekvenčního pásma signálu vysílaného anténami a voxelizační mřížka pro dostatečně přesné vykreslení všech prvků modelu (obzvláště extruderu antén), a tím získání validních simulovaných dat. Velikostí voxelizační mřížky, byl určen i celkový počet voxelů modelu, a tím i časová náročnost průběhu numerické simulace, která se pro eliptický model (kapitola 4.1.3) pohybovala okolo 50 minut. Pro představu při počtu 180 simulací (pouze pro eliptický model) dostáváme čistý čas potřebný k výpočtům numerických simulací 7,5 dne.

Na data získaná z numerických simulací byl aplikován implementovaný rekonstrukční algoritmus, čímž byly vytvořeny mapy s pozicí detekované nehomogenity, vzniklé vložením CMP do modelu. Rekonstruované mapy jsou prezentovány v kapitole 5 a v příloze B.

Dále byl analyzován vliv počtu antén použitých pro získání rekonstruované mapy, na schopnosti algoritmu správně detekovat nehomogenitu. Mapy vzniklé při použití systému s dvanácti a čtyřmi anténami jsou zobrazeny na obrázcích 5.2, 5.3, 5.4 a 5.5. Mapy vzniklé při použití systémů využívajících deset, osm a šest antén jsou vyneseny v příloze B. Z grafů na obrázcích 5.6 a 5.7, které dávají v souvislost koeficient přesnosti rekonstrukčního algoritmu (popsán v kapitole 4.3) a počet použitých antén, jasně vyplývá, že s klesajícím počtem použitých antén pro měření, klesá i schopnost systému úspěšně rekonstruovat CMP (ischemického i hemoragického typu) na pozici odpovídající skutečné pozici CMP. A to výrazně při snížení počtu použitých antén pod šest antén.

Následně byla provedena analýza vlivu výběru šířky použitého frekvenčního pásma na schopnost algoritmu správně detekovat nehomogenitu. Rekonstruované mapy pro hemoragickou i ischemickou CMP při šířkách frekvenčních pásma 1-6 GHz, 1,5-5,5 GHz a 2-3 GHz jsou k dispozici na obrázku 5.8. Z grafu navazujícího na rekonstruované mapy (obrázek 5.8) jasně plyne trend, při kterém dochází k poklesu schopnosti rekonstrukčního algoritmu správně detekovat pozici CMP, se zmenšující se šířkou frekvenčního pásma zasazeného okolo centrální frekvence 3,5 GHz. Tento jev je pravděpodobně spojený s dielektrickými vlastnostmi lidské tkáně, která méně tlumí signály na nižších frekvencích. Při použití frekvenčního pásma na vyšších frekvencích dojde sice ke zvýšení rozlišovací schopnosti a tím umožnění detailnější detekci, avšak na úkor prostupnosti signálu do větších hloubek, což zapříčiní falešná echa a chybné detekce CMP. Proto je vhodnější používat širší frekvenční spektrum, kde složky s nižší frekvencí přináší informaci o strukturách tkáně z větší hloubky a vyšší frekvenční složky obsahují informace o detailních strukturách v malé hloubce.

Ke kvalitní analýze vlivu počtu použitých antén a šířky použitého frekvenčního pásma, na schopnost rekonstrukčního algoritmu správně detekovat CMP, bylo potřeba statistického vyhodnocení získaných rekonstruovaných map. Toto statistické vyhodnocení probíhalo za pomoci již zmíněného koeficientu přesnosti rekonstrukčního algoritmu, který je definován vztahem 4.10 a blíže popsán v kapitole 4.3. Kde se dává do poměru rozdíl správně a chybně detekovaných ploch jako CMP, vytvořeným rekonstrukčním algoritmem, s celkovou plochou, které odpovídala skutečná pozice CMP v modelu.

Dále v rámci diplomové práce by realizován fantom lidské hlavy vhodný pro opakovatelná měření s tekutým médiem (výsledný fantom je vidět na obrázku 5.1). Tento fantom byl vytvořen za pomoci 3D tisku a byl osazen systémem dvanácti dipólových antén umístěných s ekvidistantními mezerami v jedné rovině. Fantom se plnil tekutým médiem s dielektrickými vlastnostmi odpovídající dielektrickým vlastnostem lidského mozku, ischemické CMP a hemoragické CMP. Tato tekutá média byla tvořena roztokem destilované vody a isopropanolu v poměrech dle tabulky 4.2. Na vytvořeném tekutém fantomu lidské hlavy se následně uskutečnila série měření za pomoci vektorového analyzátoru Rohde & Schwarz ZNB 8. Popis průběhu měření, včetně popisu všech

podstatných součástí měřicí aparatury, je detailně rozebrán v kapitole 4.2. Na data získaná při měření na reálném fantomu, byl aplikován upravený rekonstrukční algoritmus, který vytvářel mapy s rekonstruovanou pozicí CMP. Tato měření proběhla celkem pro čtyři různé pozice hemoragické i ischemické CMP. Výsledné rekonstruované mapy, je možné vidět na obrázcích 5.10, 5.11, 5.12 a 5.13. Kde se mapy získané rekonstrukcí naměřených dat na reálném fantomu, porovnávají s mapami vytvořenými z dat získaných při numerických simulacích.

Na první pohled je zřejmé, že mapy vzniklé rekonstrukcí dat z numerických simulací jsou mnohem přesnější a lépe odráží skutečnou pozici vsazené nehomogenity do modelu. Tento jev se dal očekávat již od samého počátku, neboť dáváme do poměru simulace, v kterých se počítá s ideálním prostředím bez jakýchkoliv rušivých vlivů a jedinou limitací jsou výpočetní hranice samotných numerických metod (zaokrouhlovací chyba atp.) s reálným prostředím, které je vystaveno značnému množství rušivých faktorů. Jako je například všudypřítomný elektromagnetický smog, jež se indukoval na anténách v podobě rušení. Nedokonalosti v těsnění antén kolem konektoru a tím způsobené drobné úniky kapaliny z fantomu, které mohly negativně ovlivnit získaná data. Falešné odrazy vyslaného mikrovlnného signálu od hladiny/dna tekutého fantomu a mnoho dalšího, včetně lidského faktoru, který lze pozorovat na obrázku 5.11 (hemoragická CMP). Kde mělo dojít k posunu CMP ve směru osy X, avšak s největší pravděpodobností byla CMP posunuta ve směru osy Y, čemuž by odpovídala rekonstruovaná pozice CMP ve vzniklé mapě. Avšak i přes všechna úskalí spojená s reálným měřením, s kterými se bylo nutné vypořádat, byly získány mapy s rekonstruovanou pozicí CMP, která zhruba odpovídala skutečné pozici CMP umístěné ve fantomu. A tím byla potvrzena funkčnost vytvořeného systému při detekování CMP v reálném prostředí.

7 Závěr

V rámci této diplomové práce byl navržen a realizován funkční systém schopný detekovat cévní mozkovou příhodu, a to jak ischemického, tak i hemoragického typu. Který využívá širokopásmový (UWB) mikrovlnný radar, pracující ve frekvenčním pásmu 1-6 GHz. Tento systém společně s výzkumy zabývajícími se mikrovlnnou tomografií, vyvíjenými výzkumným týmem Bioelektromagnetismu na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT, dopomůže k tvorbě tzv. „Hybridního systému“ a tím urychlí diagnostiku CMP v praxi.

K vytvoření tohoto systému, bylo nutné provést simulace v simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life. V tomto simulátoru byly vytvářeny zjednodušené modely hlavy od elementárního homogenního modelu s kruhovou podstavou, až po model respektující anatomický tvar hlavy a struktury reprezentující významné hlavové tkáně, jako je kůže, lebka, šedá a bílá hmota mozková. Dále byl do modelu implementován systém dvanácti dipólových antén umístěných v jedné rovině. Pro vytvoření funkčního systému schopného detekovat pozici CMP, bylo nutné vytvořit i rekonstrukční algoritmus, založený na metodě „Delay&Sum“. K tvorbě rekonstrukčního algoritmu došlo k vývojovému prostředí MATLAB.

Součástí diplomové práce byla i analýza vlivu počtu antén (12, 10, 8, 6 a 4) použitých pro rekonstrukci pozice CMP, na schopnost rekonstrukčního algoritmu správně detekovat skutečnou pozici CMP. Obdobně tomu bylo i pro šířku frekvenčního pásma, která se pohybovala od 5 GHz do 3 GHz rozložených okolo centrální frekvence 3,5 GHz. Následně byl vytvořen reálný fantom lidské hlavy osazený dvanácti dipólovými anténami, vhodný pro plnění tekutým médiem a na něm byla provedena série měření. Na naměřená data byl následně aplikován rekonstrukční algoritmus a byly rekonstruovány mapy s detekovanou pozicí CMP.

Výsledky vlivu počtu použitých antén a použité šířky frekvenčního pásma byly statisticky zpracovány a vyhodnoceny v podobě přehledných grafů, z kterých je jasně patrný trend vývoje přesnosti rekonstrukčního algoritmu, při změně analyzovaných parametrů.

Výsledné mapy s detekovanou pozicí CMP, získané z dat naměřených na reálném modelu byly přehledně vyneseny v kontrastu s mapami vzniklými z dat získaných při numerických simulacích, tak aby je bylo možné snadno porovnat.

Do budoucna by bylo vhodné přikročit k pokročilým formám analýzy a zpracování signálu nad rámec této diplomové práce, a jejich následné implementaci do vzniklého rekonstrukčního algoritmu, čímž by se dále zpřesnily schopnosti správně detekovat CMP

v reálných podmínkách a tím by došlo ke zlepšení schopností včasné detekce CMP vyvíjených hybridních systémů.

Seznam použité literatury

[1] SEIDL, Zdeněk a Jiří OBENBERGER. Neurologie pro studium i praxi. Praha: Grada, 2004. ISBN 8024706237.

[2] DUFEK, Michal, et al. Cévní mozkové příhody, obecný úvod a klasifikace. Interní medicína pro praxi, 2002, 6: 5-10.

[3] CHENEY, Margaret; BORDEN, Brett. Fundamentals of radar imaging. Society for Industrial and Applied Mathematics, 2009.

[4] Elektromagnetické spektrum. Elektromagnetická pole živých buněk [online]. Serifa®, 2014 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.ufe.cz/sites/default/files/Media/vkn-elektromagneticka_pole_zivych_bunek.pdf

[5] CHEN, Lin-Feng, et al. Microwave electronics: measurement and materials characterization. John Wiley & Sons, 2004.

[6] GUNNARSSON, Tommy, MÄLARDALENS HÖGSKOLA a INSTITUTIONEN FÖR DATAVETENSKAP OCH ELEKTRONIK. Microwave imaging of biological tissues: applied toward breast tumor detection [online]. Västerås, 2007. Department of Computer Science and Electronics, Mälardalen University. Dostupné z: <http://mdh.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2%3A120655&dswid=8046>

[7] Coulombův zákon a permitivita prostředí. *Wikiskripta* [online]. ČR: Wikiskripta, 2021 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Coulombův_zákon_a_permitivita_prostřed%C3%AD

[8] ITIS Foundation [online]. Zurich: IT'IS Foundatios, 2021 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/tissue-frequency-chart/>

[9] Cortical folds and white matter in horizontal bisection of head. Wikipedia [online]. US: National Library of Medicine, 2008 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Human_brain#/media/File:Visible_Human_head_slice.jpg

[10] Cévní mozkové příhody – diagnostika, léčba, prevence, aktuality. Ikta [online]. Jihlava: Ikta [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://www.ikta.cz/res/file/seminare/2015-05-13-jihlava/skoda-cmp-jihlava-2015.pdf>

- [11] Hemoragický infarkt. Wikipedia [online]. ČR: Wikiskripta, 2018 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Hemoragické_cévn%C3%AD_mozkové_př%C3%ADhody/PGS/diagnostika#/media/File:Stroke_hemorrhagic.jpg
- [12] Wikipedia. Hemoragické cévní mozkové příhody [online]. ČR: Wikipedia, 2018 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Hemoragické_cévn%C3%AD_mozkové_př%C3%ADhody/PGS/diagnostika
- [13] VARGHESE, B., R. XAVIER, V.C. MANOJ, M.K. ANEESH, P.S. PRIYA, A. KUMAR a V.K. SREENIVASAN. Magnetic resonance imaging spectrum of perinatal hypoxic–ischemic brain injury B, Xavier R, Manoj V C, Aneesh M K, Priya P S, Kumar A, Sreenivasan V K - Indian J Radiol Imaging. nedatováno, 2016(3), 26.
- [14] Wikipedia. Cévní mozkové příhody [online]. ČR: Wikipedia, 2021 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Cévn%C3%AD_mozkové_př%C3%ADhody
- [15] VARGHESE, B., R. XAVIER, V.C. MANOJ, M.K. ANEESH, P.S. PRIYA, A. KUMAR a V.K. SREENIVASAN. Magnetic resonance imaging spectrum of perinatal hypoxic–ischemic brain injury B, Xavier R, Manoj V C, Aneesh M K, Priya P S, Kumar A, Sreenivasan V K - Indian J Radiol Imaging. nedatováno, 2016(3), 26.
- [16] Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod. Remedia [online]. ČR: Remedia [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <http://www.remmedia.cz/Clanky/Prehledy-nazory-diskuse/Epidemiologie-a-prognoza-cevnich-mozkovych-prihod/6-F-Bn.magarticle.aspx>
- [17] American Cancer Society [online]. US: American Cancer Society [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://www.cancer.org/cancer/cancer-causes/radiation-exposure/x-rays-gamma-rays/do-xrays-and-gamma-rays-cause-cancer.html>
- [18] Ischemic stroke. Mayesr [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://epos.myesr.org/posterimage/esr/ecr2019/148455/mediagallery/834505>
- [19] Možnosti využití TCCS [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.cmp.cz/public/64/66/63/4588_20081__10_Bar.pdf
- [20] Interní medicína [online]. 2004: Interní medicína, 2004 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2004/10/05.pdf>
- [21] Human head. Wikipedia [online]. Wikipedia, 2021 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Human_head
- [22] YADAVA, R. L. Antenna and wave propagation. PHI Learning Pvt. Ltd., 2011

- [23] AFTANAS, Michal, et al. Through wall imaging of the objects scanned by M-sequence UWB radar system. In: 2008 18th International Conference Radioelektronika. IEEE, 2008
- [24] WIJNHOU, Annemarie D., et al. Inadequate acoustical temporal bone window in patients with a transient ischemic attack or minor stroke: role of skull thickness and bone density. *Ultrasound in medicine & biology*, 2008, 34.6: 923-929.
- [25] WENDEL, Katrina, et al. Measuring tissue thicknesses of the human head using centralized and normalized trajectories. 2009.
- [26] MY-MS. My-MS [online]. My-MS, 2021 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://my-ms.org/anatomy_brain_part3.htm
- [27] Moving Average Filters [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/dsp-book/dsp_book_Ch15.pdf
- [28] He Fundamentals of FFT-Based Signal Analysis and Measurement [online]. US: National Instruments Corporation, 2000 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.sjsu.edu/people/burford.furman/docs/me120/FFT_tutorial_NI.pdf
- [29] EVALUATION OF SURFACE INTEGRITY AND STRENGTH CHARACTERISTICS OF ELECTROPLATED ABS PLASTICS DEVELOPED USING FDM PROCESS - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: https://www.researchgate.net/figure/Schematic-of-an-FDM-3D-printer-Reproduced-with-permission-from-12_fig1_292985550 [accessed 11 May, 2021]
- [30] Základy 3D tisku s Josefem Průšou. ČR: Prusa Research a.s, 2019. Dostupné z : <https://www.prusa3d.cz/wp-content/uploads/zaklady-3d-tisku.pdf>
- [31] ROXER, Adam. Návrh kruhově polarizované antény ve vlnovodu s využitím 3D tiskárny. 2016. Master's Thesis. České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum.
- [32] TESARIK, Jan; POKORNY, Tomas; VRBA, Jan. Dielectric sensitivity of different antennas types for microwave-based head imaging: numerical study and experimental verification. *International Journal of Microwave and Wireless Technologies*, 2020, 12.10: 982-995.
- [33] HOLEK, Lukáš. Fantom hlavy novorozence pro účely testování mikrovlnného zobrazovacího systému. 2018.
- [34] CUDA Toolkit Documentation [online]. NVIDIA Developer. nVIDIA Corporation, rev. 2018-01-24 [cit. 2018-02-13]

[35] Impedanční přizpůsobení [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://www.skvor.cz/pdf/impmatch2.pdf>

[36] UWB [online]. ČR: elektrosmog [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: https://www.elektrosmog-zony.cz/download/uwb_princip_a_rizika.pdf

[37] SIMS, John R., et al. ABC/2 for rapid clinical estimate of infarct, perfusion, and mismatch volumes. *Neurology*, 2009, 72.24: 2104-2110.

[38] MIK, Šimon. Výpočet okamžitého kmitočtu [online]. Brno, 2009 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/3010>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky. Vedoucí práce Radek Kubásek.

Příloha A: Zdrojový kód pro rekonstrukční algoritmus

```

1 - clc;clear all;close all;
2 - %%%%% DP Müller Filip - 10.5.2021 %%%%%%%%%
3 - %% Definování proměnných
4 - n = 12; %pocet anten (rozmer s_matice)
5 - N = 50; %pocet kroků po které bereme vzdálenost... 50 odpovídá cca 30 cm od anteny při eps 39
6 - eps=39;
7 - CMPx=0;
8 - CMPy=50;
9 - %% Načtení dat z vektor analyzátoru
10 - %načtení referenčních dat bez CMP
11 - load('Data1.mat')
12 - for i=1:12
13 -     Anteny_s11_bez1(1:201,i)=data.measurement_s_mat(i,i,1:201);
14 - end
15 - %načtení dat s CMP
16 - load('Data6.mat')
17 - for i=1:n
18 -     %získání časového vektoru
19 -     [~,t]=func_ifft(Anteny_s11_bez1(:,1),data.info.freqVect);
20 -     % provedení zpětné fft
21 -     for i=1:12
22 -         response_bez(:,i) = ifft(Anteny_s11_bez1(1:201,i));
23 -     end
24 -     for i=1:n
25 -         %získání reálné části z načtených dat
26 -         Anteny_s11_CMP_real=real(response_CMP);
27 -         Anteny_s11_bez_real=real(response_bez);
28 -         % Získání diferenčního signálu
29 -         Anteny_s11_dif=Anteny_s11_CMP_real - Anteny_s11_bez_real;
30 -         % Zkrácení signálu na oblast zájmu (do 30 cm od antény)
31 -         Anteny_s11_dif_short(1:N-4,:)=Anteny_s11_dif(5:N,:);
32 -         %normalizace dat
33 -         for j=1:n
34 -             Anteny_s11_dif_short(:,j)=Anteny_s11_dif_short(:,j)/max(abs(Anteny_s11_dif_short(:,j)));
35 -         end
36 -         %vytvoření blackmanova okna a provedení konvoluce tímto oknem
37 -         blackwin=blackman(12);
38 -         for i=1:n
39 -             Anteny_s11hemo_dif_short_blackman_conv(:,i)=conv(Anteny_s11_dif_short(:,i),blackwin);
40 -             Anteny_s11hemo_dif_short_blackman(1:N-4,i)=Anteny_s11hemo_dif_short_blackman_conv(6:end-6,i);
41 -         end
42 -         %normalizace po blackmanovi
43 -         for i=1:n
44 -             Anteny_s11hemo_dif_short_blackman_norm(:,i)=Anteny_s11hemo_dif_short_blackman(:,i)/max(abs(Anteny_s11hemo_dif_short_blackman(:,i)));
45 -         end
46 -         %vytvoření vektoru vzdáleností
47 -         distance= ((t.*(3e8/sqrt(eps))))/2)*1000;%vzdálenosti v mm
48 -         % absolutní hodnota z normalizovaného signálu po blackmanovi
49 -         Anteny_abs_bm_norm = abs(Anteny_s11hemo_dif_short_blackman(:,1:12))./max(abs(Anteny_s11hemo_dif_short_blackman(:,1:12)));
50 -         % nulování vadných antén

```

Obrázek 0.1 Rekonstrukční algoritmus část 1/3

```

55 - Anteny_abs_bm_norm(:,4)=0; %Vynulování zarušené antény (natekla do ní voda)
56 - %vynulování rušení na přechodu zdroj/anténa (v konektoru)
57 - Anteny_abs_bm_norm(1:8,:)=0;
58 - %% Definování mapy, pozice antén, CMP a vykreslení signálů z antén do mapy
59 - Mapisch= zeros(1001);
60 - % Pozice antén a CMP[x,y]
61 - Anteny = [0 -100;42 -82;65 -46;73 0;65 46;42 82;0 100;-42 82;-65 46;-73 0;-65 46;-42 82]+501;% +501 posunutí pozice anten na střed mapy
62 - CMP = [CMPx CMPy]+501; % +501 posunutí CMP na střed mapy
63 - Ant=12;
64 - % definování pozice CMP v mapě
65 - imshow(Mapisch)
66 - CMPROI = drawcircle('Center',[CMP(1,1),CMP(1,2)],'Radius',15,'Color','Red');
67 - CMP_Circle = [round(CMPROI.Vertices(:,1)) round(CMPROI.Vertices(:,2))];
68 - close;
69 - % vykreslování signálů z antén do mapy
70 - for j=1:Ant
71 -     for d=1:30
72 -         imshow(Mapisch)
73 -         Antena1_12ROI = drawcircle('Center',[Anteny(j,2),Anteny(j,1)],'Radius',round(distance(1,d)),'Color','Red');
74 -         Antena1_12Circle = [round(Antena1_12ROI.Vertices(:,1)) round(Antena1_12ROI.Vertices(:,2))];
75 -         close;
76 -         for i=1:length(Antena1_12Circle)
77 -             Mapisch(Antena1_12Circle(i,1),Antena1_12Circle(i,2))=Mapisch(Antena1_12Circle(i,1),Antena1_12Circle(i,2))+Anteny_abs_bm_norm(d,j);
78 -         end
79 -     end
80 - end
81 - %% Úpravy vzniklé mapy
82 - % vyhlazení mapy pomocí konvoluce
83 - Mask2D = ones(11);%vytvoření konv masky
84 - Mapisch=conv2(Mapisch,Mask2D);
85 - Mapisch=Mapisch(6:1006,6:1006);
86 - % vytvoření masky na vynulování mapy mimo oblast hlavy
87 - BW_obrysAnten = roipoly(Mapisch,Anteny(:,1),Anteny(:,2));
88 - % definování souřadného systému v rozměrech mapy
89 - X = (-500:1:500)*-1;
90 - Y = (-500:1:500)*-1;
91 - % Úpravy mapy pro lepší zobrazení vytvořených dat
92 - Map= (Mapisch.^4).*BW_obrysAnten;
93 - Map=conv2(Map,Mask2D);
94 - Map=Map(6:1006,6:1006);
95 - % normalizace mapy vykreslí a definování zobrazení os
96 - NormMap= Map./max(max(Map));
97 - mesh(X,-Y,NormMap,'Facecolor','flat')
98 - axis([-83 83 -110 110])
99 - % vykreslení antén, CMP do mapy a definování popisků os

```

Obrázek 0.2 Rekonstrukční algoritmus část 2/3

```

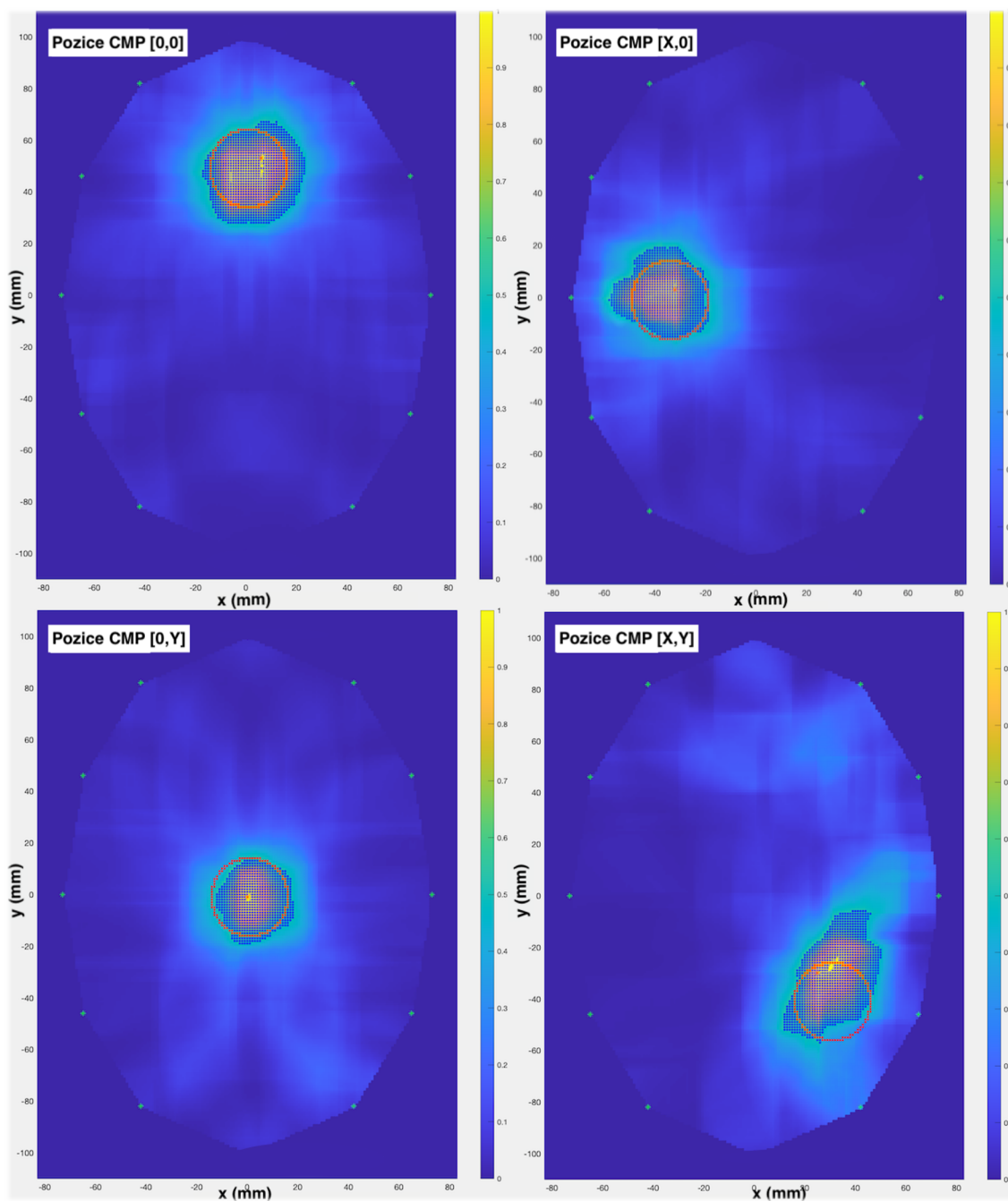
99 % vykreslení antén, CMP do mapy a definování popisků os
100 hold on
101 for k=1:length(CMP_Circle)
102     plot3(CMP_Circle(k,1)-501,(CMP_Circle(k,2))-501,1,'.r')
103 end
104 xlabel('x (mm)');
105 ylabel('y (mm)');
106 for j=1:12
107     plot3(Anteny(j,1)-500,Anteny(j,2)-500,1,'*g')
108 end
109 % Zobrazení bodů pro statistické vyhodnocení
110 BH=0.5;
111 for m=1:length(NormMap)
112     for n=1:length(NormMap)
113         if (NormMap(m,n)>BH)
114             plot3((-n)+501,(m)-501,0.99,'.b')
115         end
116     end
117 end
118 hold off
119
120 % Vypocet kolik bodu je vně a kolik mimo CMP
121 BW_ROI = roipoly(NormMap,CMP_Circle(:,1),CMP_Circle(:,2));
122 Body_uvnitr=length(nonzeros((BW_ROI.*NormMap)>=0.5));
123 Body_venku=length(nonzeros((~BW_ROI.*NormMap)>0.5));
124 hold off
125 Body_uvnitr_celkem=length(nonzeros((BW_ROI.*(NormMap+1))));
126 Body_venku_celkem=length(nonzeros((~BW_ROI.*(NormMap+1))));
127 Body_matice_celkem = Body_uvnitr_celkem+Body_venku_celkem;

```

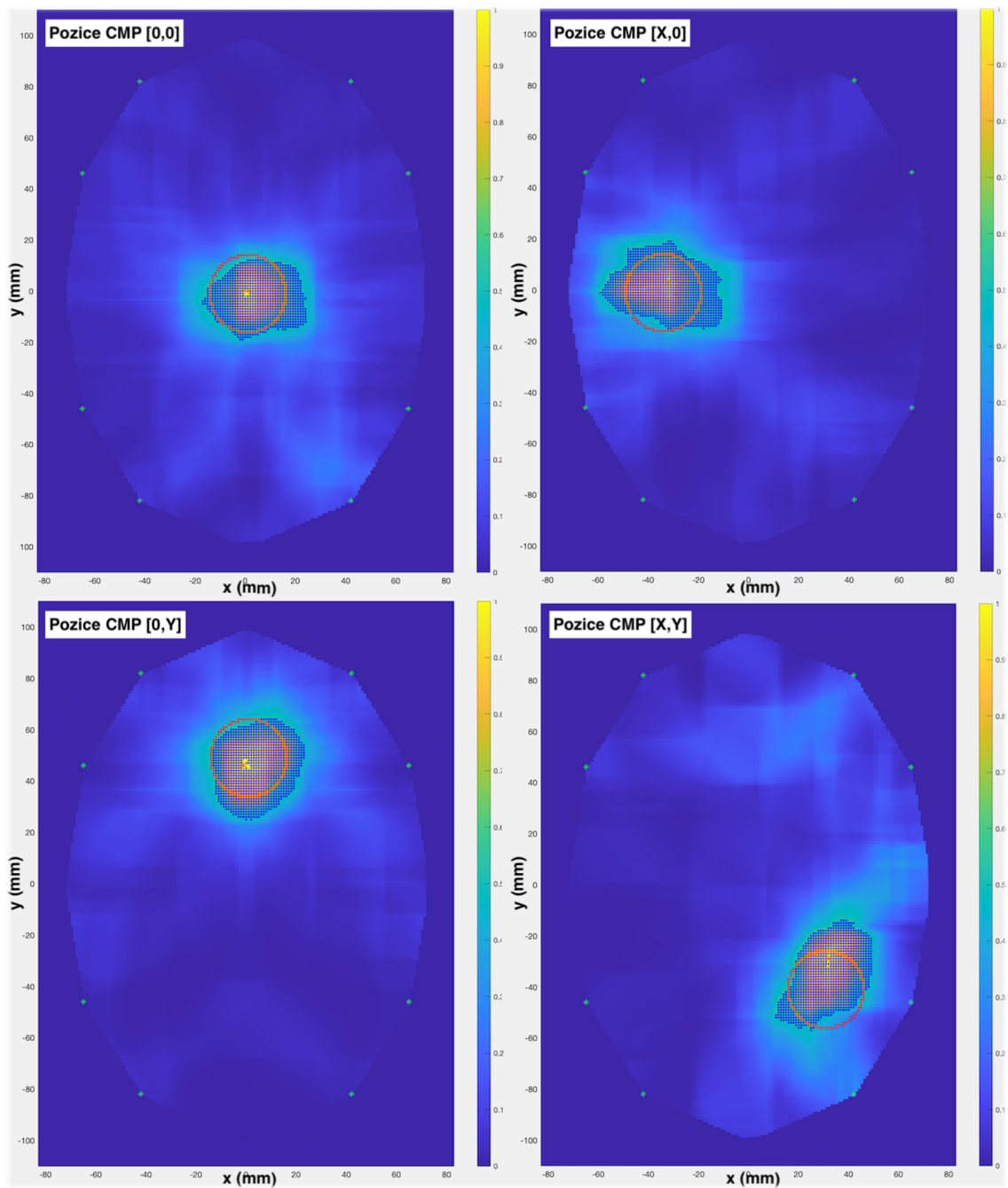
Obrázek 0.3 Rekonstrukční algoritmus část 3/3

Příloha B: Rekonstruované mapy pozice CMP pro zbylé anténní systémy

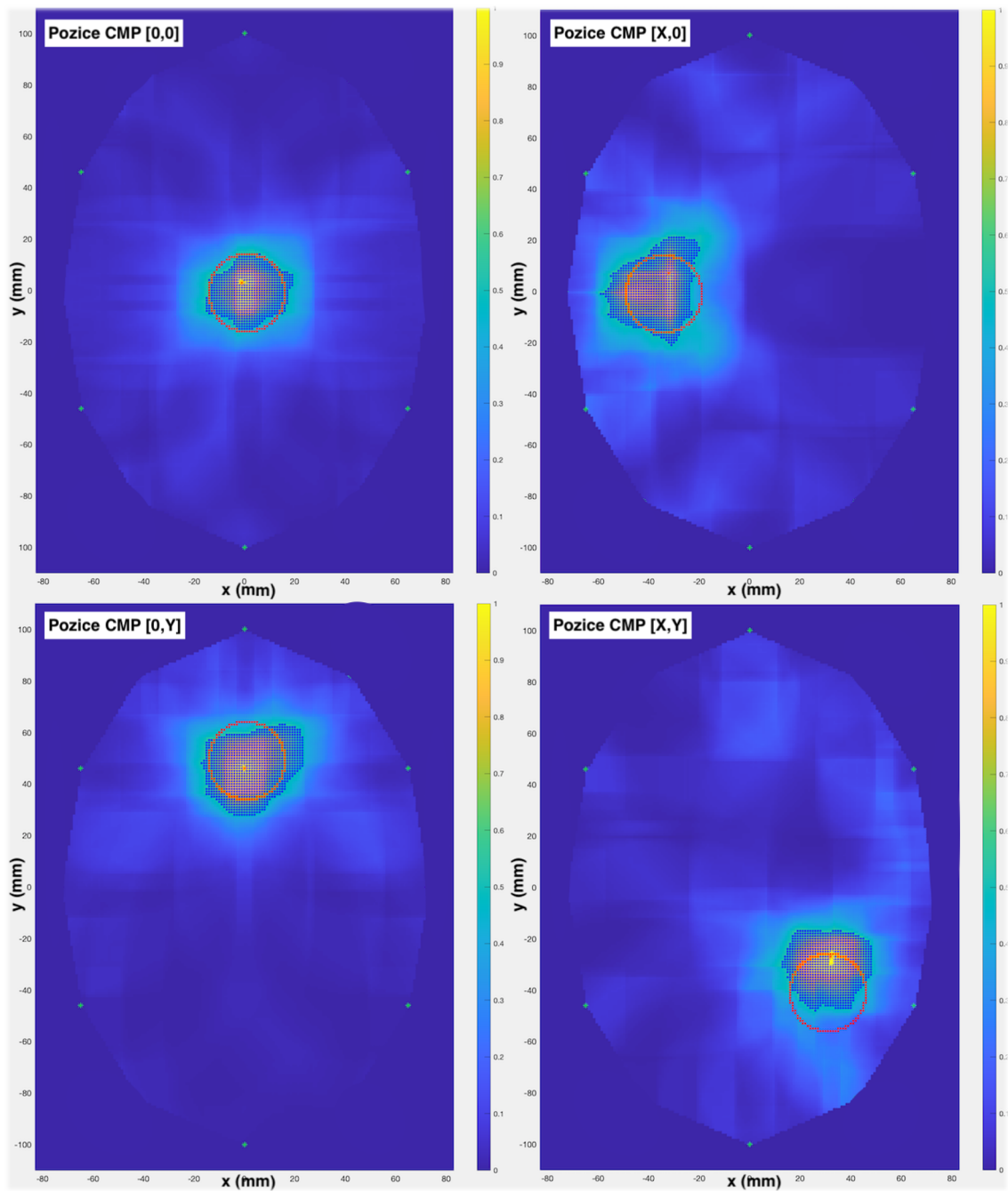
Hemoragické CMP



Obrázek 0.1 Mapa rekonstrukce hemoragické CMP pro systém s deseti anténami

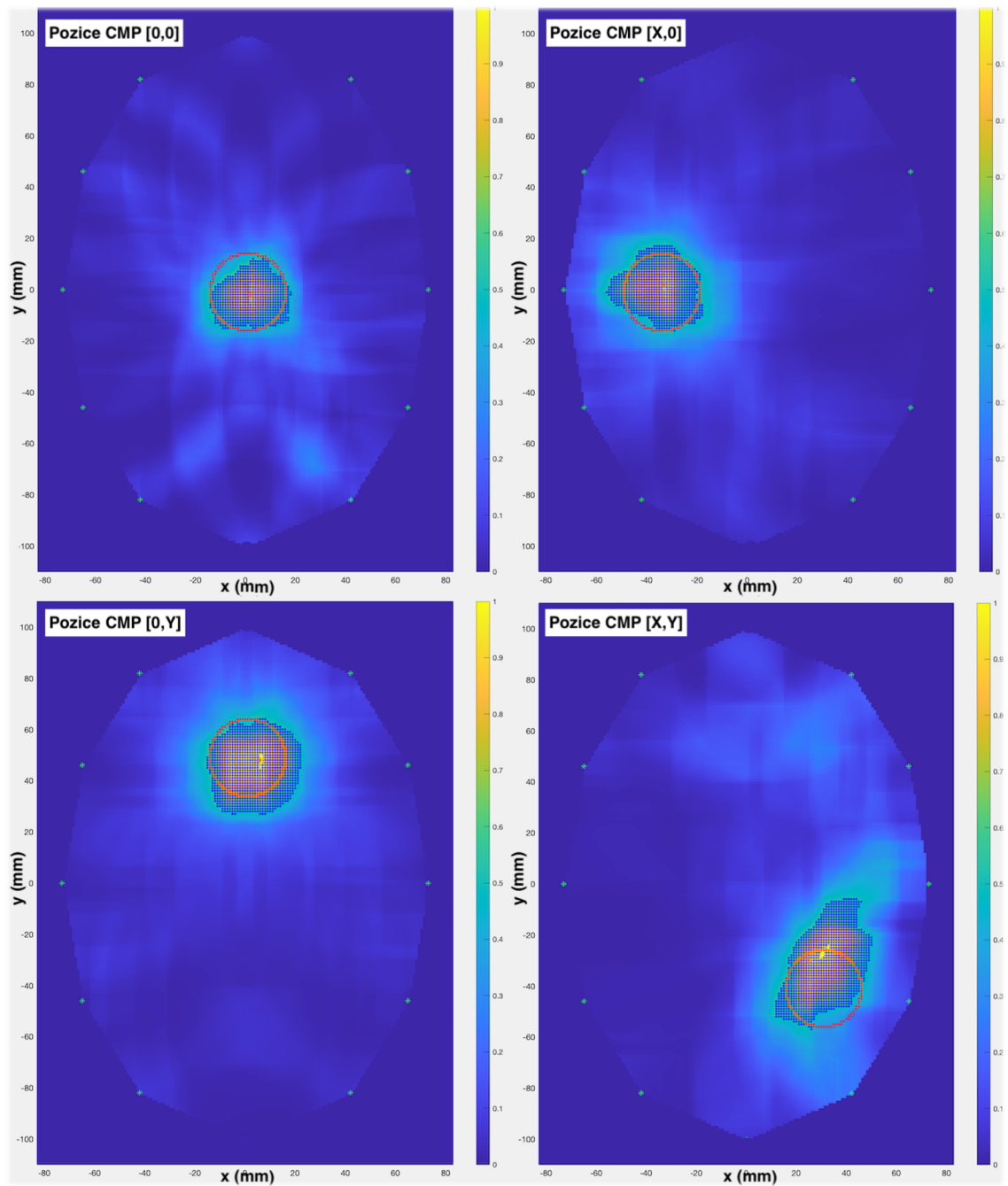


Obrázek 0.2 Mapa rekonstrukce hemoragické CMP pro systém s osmi anténami

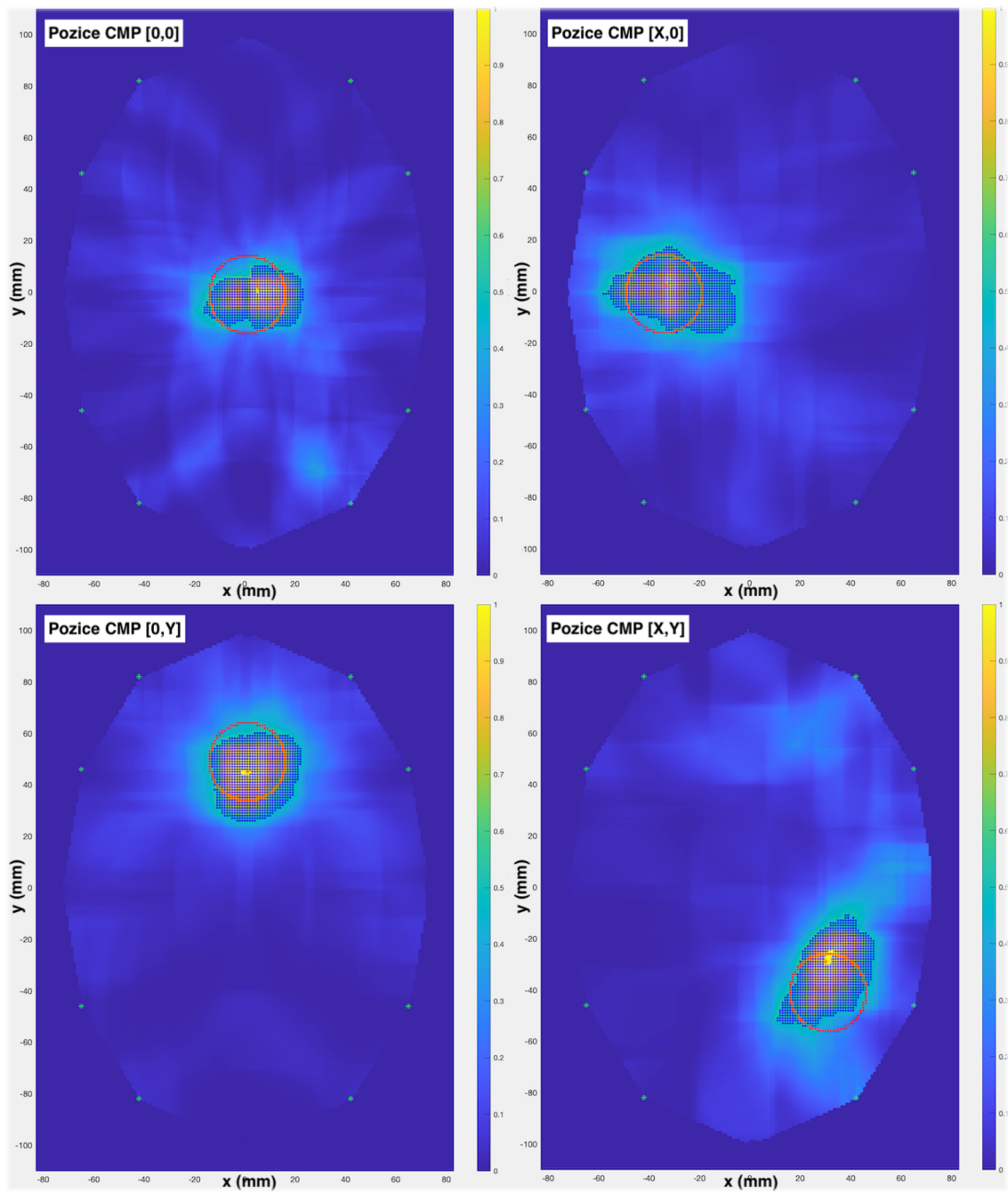


Obrázek 0.3 Mapa rekonstrukce hemoragické CMP pro systém s šesti anténami

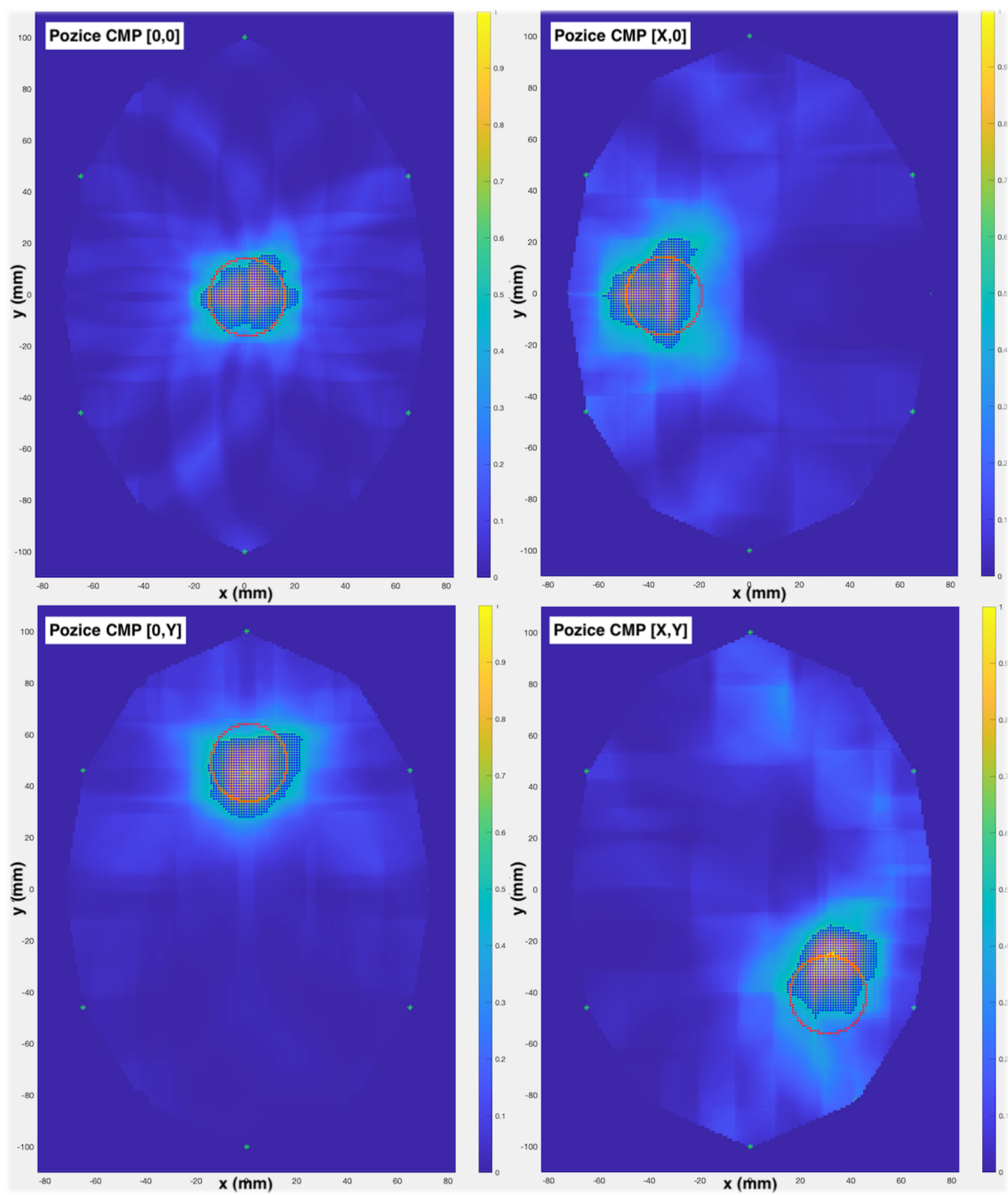
Ischemické CMP



Obrázek 0.4 Mapa rekonstrukce ischemické CMP pro systém s deseti anténami



Obrázek 0.5 Mapa rekonstrukce ischemické CMP pro systém s osmi anténami



Obrázek 0.6 Mapa rekonstrukce ischemické CMP pro systém s šesti anténami

Příloha C: Tabulky s daty pro hodnocení rekonstrukčního algoritmu.

Tabulka 0.1 Rozloha rekonstruovaných CMP ploch z numerických simulací (mm²)

Specifikace anténního systému a pozice CMP					
Pozice CMP	Typ CMP	Počet antén v systému	Správně určené (TP)	Chybně určené (FP)	FN
0;0	Isch	12	648	129	72
0;0	Hemo	12	695	181	25
0;0	Isch	10	603	67	117
0;0	Hemo	10	666	105	54
0;0	Isch	8	552	173	168
0;0	Hemo	8	676	273	44
0;0	Isch	6	636	117	84
0;0	Hemo	6	646	98	74
0;0	Isch	4	499	161	221
0;0	Hemo	4	673	120	47
X;0	Isch	12	697	305	23
X;0	Hemo	12	697	388	23
X;0	Isch	10	678	194	42
X;0	Hemo	10	688	301	32
X;0	Isch	8	667	508	53
X;0	Hemo	8	667	486	53
X;0	Isch	6	634	334	86
X;0	Hemo	6	636	389	84
X;0	Isch	4	510	247	210
X;0	Hemo	4	554	273	166
0;Y	Isch	12	677	379	43
0;Y	Hemo	12	708	418	12
0;Y	Isch	10	704	429	16
0;Y	Hemo	10	720	515	0
0;Y	Isch	8	647	367	73
0;Y	Hemo	8	698	415	22
0;Y	Isch	6	642	390	78
0;Y	Hemo	6	673	388	47
0;Y	Isch	4	684	430	36
0;Y	Hemo	4	680	403	40
X;Y	Isch	12	536	444	184
X;Y	Hemo	12	589	461	131
X;Y	Isch	10	602	630	118
X;Y	Hemo	10	636	667	84
X;Y	Isch	8	588	454	132
X;Y	Hemo	8	622	456	98
X;Y	Isch	6	482	397	238
X;Y	Hemo	6	464	423	256
X;Y	Isch	4	328	912	392
X;Y	Hemo	4	335	977	385

Tabulka 0.2 Rozloha rekonstruovaných CMP ploch při analyzování vlivu šířky použitého frekvenčního pásma

Šířka pásma (GHz)	Typ CMP	TP	FP	FN
1-6	Isch	677	379	43
1-6	Hemo	708	418	12
1.5-5,5	Hemo	390	596	330
1,5-5,5	Isch	449	603	271
2-5	Hemo	0	460	720
2-5	Isch	0	2189	720

Příloha D: Části pseudokódu

```

1 -   clc;clear all;close all;
2 -   %%%%%%%%%% Diplomová práce - Müller Filip %%%%%%%%%%
3 -   %% definování známých hodnot
4 -   c= 3e8;
5 -   eps=37.4;
6 -   SP=10; % šířka vykreslovaného perimetru
7 -   %% Načtení dat, vytvoření dif. signálu a jeho normalizace (viz předchozí pseudokód)
8 -   % { [..%]}
20 -  %% Výpočet rychlosti šíření el.mag. vlny v prostředí
21 -  wave_velocity = c/sqrt(eps);
22 -  %% Filtrování signálu (moving average) za pomoci konvoluce
23 -  MaskMA = [1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1]; %konvoluční maska
24 -  difUcon = conv(difUisch1_12,MaskMA); %provedení konvoluce
25 -  difUcon=difUcon(11:end-10); %vymazání redundantních dat vzniklých při konvoluci
26 -  %% Provedení Hilbertovi transformace
27 -  H_norm_n = abs(hilbert(difUcon));
28 -  %% Určení pozice maxima
29 -  [~,x_n] = max(H_norm_n);
30 -  %% Určení vzdálenosti maxima z HT od antény
31 -  t_reflection_n = t(x_n)*1e-9; %čas v nanosekundách
32 -  distance_n = ((wave_velocity*t_reflection_n)/2)*1000; %vzdálenost vyjádřená v mm
33 -  %% Vytvoření prázdné mapy
34 -  Map0= zeros(251);
35 -  %% Vytvoření pozic antén a CMP[x,y]
36 -  Anteny = [126 26;168 44;191 80;199 126;191 172;168 208;126 226;84 208;61 172;53 126;61 80;84 44];
37 -  CMP = [156 166];
38 -  %% Vykreslení pásma okolo místa odrazu
39 -  %Antena_n
40 -  %Aktivace mapy
41 -  imshow(Map0)
42 -  %Určení kruhu v mapě s počátkem na pozici antény a získání jeho souřadnic
43 -  Antena_n_ROI = drawcircle('Center',[Anteny(n,2),Anteny(n,1)], 'Radius',round(distance_n), 'Color','Red');
44 -  Antena_n_Circle = [round(Antena_n_ROI.Vertices(:,1)) round(Antena_n_ROI.Vertices(:,2))];
45 -  close;
46 -  % vynulování pozic kruhu mimo definovanou mapu

```

Obrázek 0.2 Zjednodušený pseudokód pro určení pozice CMP na kruhovém modelu hlavy s významnými hlavovými strukturami (část 1/2)

```

46 -  % vynulování pozic kruhu mimo definovanou mapu
47 -  for i=1:length(Antena_n_Circle)
48 -  if Antena_n_Circle(i,1)<SP+1||Antena_n_Circle(i,2)<SP+1||Antena_n_Circle(i,1)>250-SP||Antena_n_Circle(i,2)>250-SP
49 -     Antena_n_Circle(i,1)=SP+1;
50 -     Antena_n_Circle(i,2)=SP+1;
51 -  end
52 -  end
53 -  %% Přičtení konstanty k Mapě na pozicích definovaných šířkou pásma z HT a vzdáleností odrazu od antény
54 -  for i=1:length(Antena_n_Circle)
55 -  Map0(Antena_n_Circle(i,1)-SP:Antena_n_Circle(i,1)+SP,Antena_n_Circle(i,2)-SP:Antena_n_Circle(i,2)+SP)=...
56 -  Map0(Antena_n_Circle(i,1)-SP:Antena_n_Circle(i,1)+SP,Antena_n_Circle(i,2)-SP:Antena_n_Circle(i,2)+SP)+10;
57 -  end
58 -  %% Vykreslení reálné pozice CMP
59 -  imshow(Mapisch)
60 -  CMPROI = drawcircle('Center',[CMP(1,1),CMP(1,2)], 'Radius',15, 'Color','Red');
61 -  CMP_Circle = [round(CMPROI.Vertices(:,1)) round(CMPROI.Vertices(:,2))];
62 -  close;
63 -  %% Vytvoření masky pro vynulování dat mimo oblast hlavy
64 -  BW_obrysAnten = roipoly(Map0,Anteny(:,1),Anteny(:,2));
65 -  %% Korekce pozice anten a CMP tak aby byl bod 0,0 uprostřed modelu
66 -  Anteny = [0 100;42 82;65 46;73 0;65 -46;42 -82;0 -100;-42 -82;-65 -46;-73 0;-65 46;-42 82];
67 -  %% Vynulování dat mimo oblast hlavy, úprava mapy os a jejich mapy
68 -  NormMap= (Mapisch/max(max(Mapisch)).^2).*BW_obrysAnten;
69 -  X = -125:1:125;
70 -  Y = (-125:1:125)*-1;
71 -  %%Zobrazení vzniklé mapy a vykreslení pozice CMP v modelu a pozice antén
72 -  figure (1)
73 -  mesh(X,Y,NormMap, 'Facecolor','flat');
74 -  axis([-110 110 -110 110])
75 -  hold on
76 -  for k=1:length(CMP_Circle)
77 -  plot3(CMP_Circle(k,1)-125,-(CMP_Circle(k,2)-125),1, 'r')
78 -  end
79 -  xlabel('x (mm)');
80 -  ylabel('y (mm)');
81 -  for j=1:12
82 -  plot3(Anteny(j,1),Anteny(j,2),1, '*g')
83 -  end

```

Obrázek 0.1 Zjednodušený pseudokód pro určení pozice CMP na kruhovém modelu hlavy s významnými hlavovými strukturami (část 2/2)

```

%% Zobrazení vzniklé mapy, vykreslení pozice CMP v modelu a pozice antén
figure (1)
mesh(X,Y,NormMap,'Facecolor','flat');
axis([-83 83 -110 110])
hold on
for k=1:length(CMP_Circle)
    plot3(CMP_Circle(k,1)-125,-(CMP_Circle(k,2)-125),1, '.r')
end
xlabel('x (mm)');% popisky os
ylabel('y (mm)');
for j=1:12
    plot3(Anteny(j,1),Anteny(j,2),1, '*g') %vyplotění antén zelenou hvězdou
end
% Vykreslení modrých teček na pozicích v mapě kde amplituda mapy překračuje hranici 0.5
for m=1:length(NormMap)
    for n=1:length(NormMap)
        if (NormMap(m,n)>0.5)
            plot3((n-125),-(m-125),0.99, '.b')
        end
    end
end
end
%% Vypocet kolik bodu je vně a kolik mimo CMP
% Vytvoření logické mapy kde na pozicích skutečné CMP jsou 1 a v ostatních částech 0
BW_ROI = roipoly(NormMap,CMP_Circle(:,1),CMP_Circle(:,2));
% Počet správně určených bodů
Body_uvnitr=length(nonzeros((BW_ROI.*NormMap)>BH));
% Počet špatně určených bodů
Body_venku=length(nonzeros((~BW_ROI.*NormMap)>BH));
hold off

```

Obrázek 0.3 Pseudokód definující a vykreslující body určené jako CMP do mapy