



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Systém pre navigáciu katétra pri RFA ablácii pečene

Catheter navigation system for RFA liver ablation

Bakalárska práca

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

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

Jakub Kollár

Kladno 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kollár** Jméno: **Jakub** Osobní číslo: **492239**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

System pro navigaci katétru při RFA ablaci jater

Název bakalářské práce anglicky:

Catheter navigation system for RFA liver ablation

Pokyny pro vypracování:

Proveďte numerickou studii proveditelnosti metody určení přesné polohy katétru při ablační léčbě nádorů jater založené na využití širokopásmového (UWB) radaru. Do numerického simulátoru EM pole Sim4life implementujte pole UWB antén, které připevníte na homogenní fantom tvaru torza lidského těla. S využitím tohoto modelu proveďte sérii simulací pro celkem pět pozic ablačního katétru v oblasti jater. Dále implementujte vhodný algoritmus pro rekonstrukci pozice katétru a navrhnete metodiku určení přesnosti rekonstrukce. Otestujte vliv šířky pásma (v rozmezí 1-10 GHz), počtu antén a jejich pozice na přesnost detekce pozice katétru. Na základě výsledků vyberte nejvhodnější konfiguraci pozice antén a vhodné frekvenční pásmo. Dále do simulátoru EM pole Sim4life implementujte 3D anatomický model torza pacienta, které bude obsahovat věrohodný model jater a nejbližších struktur. Do tohoto modelu umístíte optimalizované pole antén. Simulace opakujte pro identických pět pozic katétru, které byly simulovány v rámci homogenního modelu. Optimalizovaný systém realizujte a proveďte měření na homogenním fantomu pro tři pozice katétru s využitím UWB radaru. Výsledky rekonstrukcí získaných ze simulací a měření porovnejte.

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
- [3] Jan Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1 st., ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Tomáš Dřížďal, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
vedoucí katedry

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

PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že som bakalársku prácu s názvom „Systém pre navigáciu katétra pri RFA ablácii pečene“ vypracoval samostatne a použil k tomu úplný výpočet citácií použitých prameňov, ktoré uvádzam v zozname priloženom k bakalárskej práci.

Nemám závažný dôvod proti požitiu tohto školského diela v zmysle § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov.

V Kladne dňa

.....

Jakub Kollár

POĎAKOVANIE

Rád by som sa poďakoval svojmu vedúcemu bakalárskej práce Ing. Ondřeji Fišerovi, Ph.D. za metodické a odborné vedenie a cenné rady, ktoré som si odniesol z konzultácií a vďaka ktorým bolo možné vypracovanie tejto bakalárskej práce. Vďaka patrí aj konzultantovi tejto práce Ing. Tomáši Dřížd'alovi, Ph.D. za pomoc pri tvorbe modelov v prostredí S4L. Taktiež by som sa rád poďakoval tímu Bio-elektromagnetizmu za poskytnutie technického zázemia, bez ktorého by nebolo vypracovanie tejto práce možné.

ABSTRAKT

System pre navigáciu katétra pri RFA ablácii pečene:

Táto bakalárska práca sa zaoberá numerickou štúdiou uskutočniteľnosti metódy detekcie presnej polohy katétra pri ablačnej liečbe hepatocelulárnych karcinómov za použitia ultra-širokopásmového (UWB) radarového systému a následnej realizácii numericky takto optimalizovaného systému. V úvode do súčasného stavu je stručne opísaná problematika týkajúca sa navigačných technológií v medicíne a taktiež problematika mikrovlnného zobrazovania. Metódy sú rozdelené na dve časti, pričom prvá je venovaná samotnej numerickej štúdii uskutočniteľnosti. Zvláštna pozornosť je venovaná popisu princípu detekcie ako vzdialenosti, tak aj polohy zobrazovaného objektu pomocou radaru, na základe ktorého je vytvorený algoritmus v prostredí MATLAB. Druhá časť sa venuje rôznym aspektom týkajúcim sa realizácie experimentálneho modelu. Navrhnutým rekonštrukčným algoritmom boli spracované dáta z numerických simulácií a merania za vzniku grafickej reprezentácie polohy ablačného katétra. Boli vytvorené dve metódy určovania presnosti zobrazovania navrhnutým systémom, ktorými boli spracované výstupy z rekonštrukčného algoritmu. Priemerná presnosť určená metódou počtu maxím v ploche katétra s rozširujúcim pásmom bola pre homogénny antropomorfný model na úrovni $\bar{\vartheta} = 53,2 \%$, heterogénny model $\bar{\vartheta} = 62 \%$ a pre experimentálny homogénny model $\bar{\vartheta} = 34,67 \%$. Priemerná presnosť bola určená taktiež metódou priemernej vzdialenosti maxím od osi katétra, v rámci ktorej boli dosiahnuté hodnoty pre homogénny antropomorfný model $\bar{d}_{max} = 4,69 \pm 1,33$ mm, pre heterogénny model $\bar{d}_{max} = 3,64 \pm 1,15$ mm a pre experimentálny homogénny model $\bar{d}_{max} = 6,13 \pm 0,66$ mm. Výsledky simulácií s homogénnym modelom naznačujú vhodnosť využitia frekvenčného pásma 1 – 6 GHz. V diskusii a závere sú slovné zhodnotené dosiahnuté výsledky.

Kľúčové slová

UWB radar, určenie polohy katétra, mikrovlnná ablácia, rádiovfrekvenčná ablácia, hepatocelulárny karcinóm, delay-and-sum

ABSTRACT

Catheter navigation system for RFA liver ablation:

This bachelor thesis deals with a numerical feasibility study of a method for detecting the exact position of a catheter in the ablation treatment of hepatocellular carcinomas using an ultra-wideband (UWB) radar system and the subsequent implementation of a numerically optimized system. The introduction to the current state briefly describes the issues related to navigation technologies in medicine and the issue of microwave imaging. The methods are divided into two parts, the first of which is dedicated to the numerical feasibility study itself. Special attention is paid to the description of the principle of detection of both the distance and the position of the displayed object using radar, on the basis of which an algorithm is created in the MATLAB environment. The second part deals with various aspects related to the implementation of the experimental model. The proposed reconstruction algorithm processed data from numerical simulations and measurements to create a graphical representation of the position of the ablation catheter. Two methods for determining the accuracy of the display designed by the system, which processed the outputs of the reconstruction algorithm, were developed. The average accuracy determined by the method of the number of maxima in the area of the catheter with the extended area was $\bar{\vartheta} = 53,2 \%$ for the homogeneous anthropomorphic model, $\bar{\vartheta} = 62 \%$ for the heterogeneous model and $\bar{\vartheta} = 34,67 \%$ for the experimental homogeneous model. The average accuracy was also determined by the method of the average point (maximum) to line (the catheter axis) distance, within which the values for the homogeneous anthropomorphic model $\bar{d}_{max} = 4,69 \pm 1,33$ mm, for the heterogeneous model $\bar{d}_{max} = 3,64 \pm 1,15$ mm and for the experimental homogeneous model $\bar{d}_{max} = 6,13 \pm 0,66$ mm. The results of simulations with a homogeneous model indicate the suitability of using the frequency band 1 - 6 GHz. In the discussion and conclusion, the achieved results are verbally evaluated.

Keywords

UWB radar, catheter position determination, microwave ablation, radiofrequency ablation, hepatocellular carcinoma, delay-and-sum

Obsah

Zoznam symbolov, skratiek a obrázkov	9
1 Úvod	16
2 Prehľad súčasného stavu.....	17
2.1 Termoterapia.....	17
2.2 Termálna ablácia	18
2.3 Navigačné techniky pri ablácii.....	19
2.4 Mikrovlnné zobrazovanie	20
2.4.1 Mikrovlnná tomografia	21
2.4.2 UWB radar.....	21
2.5 Parametre prostredia.....	24
3 Ciele práce	27
4 Metódy	28
4.1 UWB anténa.....	28
4.1.1 Model antény pre numerické simulácie	28
4.1.2 Parametre antény.....	29
4.1.3 Budenie UWB radaru	29
4.2 Určovanie vzdialenosti ablačného katétra	31
4.2.1 Popis simulačného modelu	31
4.2.2 Princíp určenia vzdialenosti ablačného katétra.....	33
4.2.3 Presnosť metódy	37
4.3 Určovanie presnej polohy ablačného katétra	38
4.3.1 Popis simulačného modelu	38
4.3.2 Elektromagnetická povrchová vlna a určenie priemernej permitivity heterogénneho modelu.....	42
4.3.3 Princíp určenia polohy ablačného katétra	48
4.3.4 Presnosť metódy	52
4.4 Návrh a realizácia optimalizovaného UWB radarového systému	54
4.4.1 Anténne elementy	54
4.4.2 Model torza reálneho pacienta.....	57
4.4.3 Tekutý fantóm pečňového tkaniva	59

4.4.4	Meranie vektorovým analyzátorom	60
5	Výsledky	61
5.1	Určenie vzdialenosti ablačného katétra	61
5.1.1	Presnosť metódy	62
5.2	Určenie polohy ablačného katétra	63
5.2.1	Testovací homogénny model	63
5.2.2	Homogénny antropomorfný model	65
5.2.3	Elektromagnetická povrchová vlna a určenie priemernej permitivity heterogénneho modelu	67
5.2.4	Výsledný heterogénny model	70
5.3	Experimentálny homogénny model	73
5.4	Presnosť metódy	78
5.4.1	Homogénny antropomorfný model	78
5.4.2	Heterogénny model	79
5.4.3	Experimentálny model	82
5.4.4	Výsledná presnosť navrhnutého UWB radarového systému	83
6	Diskusia	84
7	Záver	89
	Zoznam použitej literatúry	91
	Príloha A: Tabuľky	96
	Príloha B: Algoritmus na určovanie vzdialenosti katétra (MATLAB)	99
	Príloha C: Algoritmus na určovanie polohy katétra (MATLAB)	101
	Príloha D: Funkcia <i>permittivity</i> (MATLAB)	105
	Príloha E: Algoritmus na určovanie presnosti detekcie polohy katétra metódou počtu maxím v ploche katétra s rozširujúcim pásmom (MATLAB)	105
	Príloha F: Algoritmus na určovanie presnosti detekcie polohy katétra metódou priemernej vzdialenosti maxím od osi katétra (MATLAB)	107
	Príloha G: Obsah priloženého ZIP súboru	109

Zoznam symbolov, skratiek a obrázkov

Zoznam symbolov

Symbol	Jednotka	Význam
A	-	Nulová matica
A	-	Bod A na osi katétra
a	m	Dĺžka hrany kocky
a_{ij}	-	Prvky nulovej matice A
\mathbf{B}	T	Vektor magnetickej indukcie
B	Hz	Šírka pásma
B	-	Bod B na osi katétra
B_f	-	Frakčná šírka pásma
b	-	Filtračný exponent
c	$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$	Rýchlosť svetla
\mathbf{D}	$\text{C} \cdot \text{m}^{-2}$	Vektor elektrickej indukcie
D	-	Matica jednotkových vzdialeností
d	m	Skutočná vzdialenosť katétra od antény
d_{elem}	m	Rozmer jedného elementu zobrazovacej roviny
d_{ij}	-	Prvky matice jednotkových vzdialeností D
d_{max}	m	Priemerná vzdialenosť maxim od osi katétra
d_{model}	m	Rozmer modelu v osi x
d_s	m	Simulačne získaná vzdialenosť katétra od antény
Δt	s	Doba od vyslania impulzu do prijatia odrazeného impulzu
δ	m	Absolútna chyba určovania vzdialenosti
$\bar{\delta}$	m	Priemerná absolútna chyba
δ_r	-	Relatívna chyba určovania vzdialenosti
$\bar{\delta}_{r(1\text{ mm})}$	-	Priemerná relatívna chyba určovania vzdialenosti katétra
$\bar{\delta}_{r(2\text{ mm})}$	-	Priemerná relatívna chyba určovania vzdialenosti katétra
\mathbf{E}	$\text{N} \cdot \text{C}^{-1}$	Vektor intenzity elektrického poľa
$E(x, y, z, t)$	$\text{V} \cdot \text{m}^{-1}$	Rozloženie intenzity EM poľa v čase
ε	$\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$	Komplexná permitivita
ε'	$\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$	Reálna zložka komplexnej permitivity
ε''	$\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$	Imaginárna zložka komplexnej permitivity
$\bar{\varepsilon}$	$\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$	Tenzor permitivity
ε_0	$\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$	Permitivita vákua

ε_r	-	Relatívna permitivita
ε_r'	-	Reálna zložka komplexnej relatívnej permitivity
ε_r''	-	Imaginárna zložka komplexnej relatívnej permitivity
$\varepsilon_{r(sval)}$	-	Relatívna permitivita svalu
ϑ	%	Presnosť detekcie polohy katétra
f	Hz	Frekvencia
f_c	Hz	Centrálna frekvencia
f_H	Hz	Horná frekvencia
f_L	Hz	Dolná frekvencia
φ	rad	Fázový posun
\mathbf{H}	$A \cdot m^{-1}$	Vektor intenzity magnetického poľa
$H(u)$	-	Hilbertova transformácia signálu u
$I(k)$	norm.	Intenzita diferenčného signálu v čase k
$I(k(i, j))$	norm.	Intenzita signálu elementu projekčnej matice
$I_{filtr}(k(i, j))$	norm.	Filtrovaná intenzita v diskretnom čase $k(i, j)$
i	-	Koeficient polohy v matici
$\lambda_{1/2}$	m	Fyzikálna rozlišovacia schopnosť, polovica vlnovej dĺžky
\mathbf{J}	$A \cdot m^{-2}$	Hustota elektrického prúdu
j	-	Imaginárna jednotka, koeficient polohy v matici
$k(i, j)$	-	Diskrétna doba, za ktorú EM vlnenie dospeje k elementu
l_x	m	Maximálny rozmer bunky v ose x
l_y	m	Maximálny rozmer bunky v ose y
l_z	m	Maximálny rozmer bunky v ose z
M_i	-	Bod označujúci i -té maximum
m	-	Počet pixelov zobrazovacej roviny v osi x
n	-	Počet pixelov zobrazovacej roviny v osi y
N_{in}	-	Počet maxím nachádzajúcich sa v ploche pokrytej
N_{max}	-	Celkový počet maxím využitých v rámci určovania
μ	$H \cdot m^{-1}$	Komplexná permeabilita
μ'	$H \cdot m^{-1}$	Reálna zložka komplexnej permeability
μ''	$H \cdot m^{-1}$	Imaginárna zložka komplexnej permeability
$\bar{\mu}$	$H \cdot m^{-1}$	Tenzor permeability
μ_0	$H \cdot m^{-1}$	Permeabilita vákua
μ_r	-	Relatívna permeabilita
$\mu_{r(sval)}$	-	Relatívna permeabilita svalu

$\mu_r(\text{tkanivo})$	-	Relatívna permeabilita tkaniva
$\mu_r(\text{voda})$	-	Relatívna permeabilita vody
$\mu_r(\text{vzduch})$	-	Relatívna permeabilita vzduchu
o	-	Funkcia Hilbertovej obálky
PSD	dB	Spektrálna výkonová hustota
pH	-	Vodíkový exponent
π	-	Ludolfovo číslo
\vec{r}	-	Polohový vektor
S_{11}	dB	Vstupný koeficient odrazu
σ	$S \cdot m^{-1}$	Merná elektrická vodivosť
$\bar{\sigma}$	$S \cdot m^{-1}$	Tenzor mernej elektrickej vodivosti
$\sigma(\text{sval})$	$S \cdot m^{-1}$	Merná elektrická vodivosť svalu
T_{vz}	s	Periódna vzorkovania
$t_{\text{delay}}(i)$	s	Oneskorenie i -tej aktívnej antény
$t(i, j)$	s	Doba, za ktorú EM vlnenie dospeje k elementu matice
$t_{\text{init}}(i)$	s	Čas vyslania budiaceho impulzu z i -tej aktívnej antény
t_{sim}	s	Doba simulácie
t_0	s	Čas maxima obálky vyslaného signálu
t_1	s	Čas maxima obálky odrazeného signálu
$\tan \delta_e$	-	Elektrický stratový tangens
$\tan \delta_m$	-	Magnetický stratový tangens
u	-	Časová funkcia signálu pred Hilbertovou transformáciou
\hat{u}	-	Hilbertov obraz signálu u
v	$m \cdot s^{-1}$	Rýchlosť šírenia EM vlnenia v danom prostredí
ω	$rad \cdot s^{-1}$	Uhlová frekvencia
w	%	Hmotnostný zlomok v percentách
x	m	Súradnica polohového vektora, súradnica v karteziánskom
y	m	Súradnica v karteziánskom súradnicovom systéme
y	-	Analytická funkcia
z	m	Súradnica polohového vektora, súradnica v karteziánskom

Zoznam skratiek

Skratka	Význam
1D	Jednorozmerný
2D	Dvojrozmerný
3D	Trojrozmerný
CBCT	Výpočtová tomografia využívajúca úzky kužeľovitý lúč
CT	Výpočtová tomografia
CTF	Výpočtovo tomografická fluoroskopia
CUDA	Compute Unified Device Architecture
DARPA	Agentúra ministerstva obrany pre pokročilé výskumné projekty
DAS	Delay-and-sum algoritmus
DFT	Diskrétna Fourierova transformácia
EM	Elektromagnetický
FCC	Federálna komunikačná komisia
FDM	Fused Deposition Modeling
FDTD	Metóda konečných diferencií v časovej oblasti
FFT	Rýchla Fourierova transformácia
HCC	Hepatocelulárny karcinóm
HT	Hilbertova transformácia
IEEE	Inštitút elektrotechniky a elektronického inžinierstva
IFFT	Inverzná Fourierova transformácia
IPA	Izopropylalkohol (izopropanol)
IR	Intervenčná rádiológia
MW	Mikrovlnné
MWA	Mikrovlnná ablácia
MWI	Mikrovlnné zobrazovanie
PEC	Dokonalý vodič elektrického prúdu
PET	Polyethylentereftalát
PET-G	Polyethylentereftalát s pridaným modifikovaným glykolom
RCS	Radar cross-section
RFA	Rádiofrekvenčná ablácia
RTG	Röntgenový
S4L	Simulátor Sim4Life
STD	Smerodajná odchýlka
TBA	Trojuholníkový bowtie antény element
TBARC	Trojuholníkový bowtie antény element so zaguľatenými rohmi
US	Ultrasonografia
UWB	Ultra-širokopásmová technológia
VNA	Vektorový analyzátor

Zoznam obrázkov

OBRÁZOK 2.1: VPLYV TEPLoty TKANIVA NA JEHO PATOLOGICKÚ REAKCIU. PREVZATÉ Z [4].	17
OBRÁZOK 2.2: TREND VÝVOJA VEKOVO ŠTANDARDIZOVANEJ ÚMRTNOSTI NA RAKOVINU PEČENE. PREVZATÉ Z [2].	18
OBRÁZOK 2.3: SCHEMATICKÁ ILUSTRÁCIA INTERAKCIE ELEKTRICKEJ ZLOŽKY EM VLNENIA S MOLEKULAMI VODY. PREVZATÉ Z [6].	19
OBRÁZOK 2.4: MULTIVIEW-MULTISTATIC SYSTÉM. PREVZATÉ Z [22].	21
OBRÁZOK 2.5: ŠÍRKA PÁSMA V ZÁVISLOSTI OD ROZLOŽENIA PSD.	22
OBRÁZOK 2.6: SCHEMATICKÁ ILUSTRÁCIA RADAROVEJ DETEKcie VZDIALENOSTI OBJEKTU	23
OBRÁZOK 4.1: MODEL TBA ANTÉNY	28
OBRÁZOK 4.2: PŮDORYS ANTÉNY (HORE) A NÁRYS ANTÉNY (DOLE). ROZMERY SÚ UVEDENÉ V MM.	28
OBRÁZOK 4.3: FREKVENČNÁ ZÁVISLOSŤ MODULU $ S_{11} $ PARAMETRA BOWTIE ANTÉNY	29
OBRÁZOK 4.4: PRIEBEH BUDIACEHO IMPULZU V ČASOVEJ DOMÉNE PRE DANÉ FREKVENČNÉ PÁSMA	30
OBRÁZOK 4.5: PRIEBEH BUDIACEHO IMPULZU VO FREKVENČNEJ DOMÉNE PRE DANÉ FREKVENČNÉ PÁSMA	30
OBRÁZOK 4.6: KOMPOZÍCIA SIMULAČNÉHO MODELU	32
OBRÁZOK 4.7: MODEL V KARTEZIÁNSKOM SÚRADNICOVOM SYSTÉME	33
OBRÁZOK 4.8: ROZLOŽENIE KATÉTROV S PRIEMEROM 1 MM (VĽAVO) A S PRIEMEROM 2MM (VPRAVO)	34
OBRÁZOK 4.9: BUDIACI IMPULZ A JEHO HILBERTOVA OBÁLKA.	36
OBRÁZOK 4.10: ZÁKLADNÝ TESTOVACÍ MODEL S KOVOVOU GUĽOU	38
OBRÁZOK 4.11: ROZMERY TESTOVACIEHO MODELU, POLOHA KOVOVEJ GULE A OZNAČENIE JEDNOTLIVÝCH ANTÉNNYCH ELEMENTOV. ROZMERY SÚ UVEDENÉ V MM.	39
OBRÁZOK 4.12: POPIS HOMOGENÉNEHO MODELU S ABLAČNÝM KATÉTROM	40
OBRÁZOK 4.13: POLOHY ABLAČNÝCH KATÉTROV V HOMOGENOM ANTIPOMORFNOM MODELI	41
OBRÁZOK 4.14: MODEL PACIENTA (VĽAVO) A MODEL OBLASTI ZÁUJMU (VPRAVO)	41
OBRÁZOK 4.15: POPIS SIMULAČNÉHO MODELU S REÁLNYM PACIENTOM	42
OBRÁZOK 4.16: URČENIE MAXÍM VYSLANÉHO A PRIJATÉHO SIGNÁLU PRE ÚČEL ZÍSKANIA PRIEMERNEJ PERMITIVITY PROSTREDIA	43
OBRÁZOK 4.17: POPIS HETEROGENÉNEHO MODELU S BARIÉRAMI	44
OBRÁZOK 4.18: POPIS HETEROGENÉNEHO MODELU SO SEPARÁTNÝMI BLOKMI MATCHING LIQUID	45
OBRÁZOK 4.19: SIMULAČNÝ MODEL S POPISOM (VĽAVO) A REZ MODELOM ZOBRAZUJÚCI POLOHU KATÉTRU A PRIHLÁHÉ ŠTRUKTÚRY (VPRAVO) PRE SIMULÁCIU VO FREKVENČNOM PÁSME 1 – 4 GHz	46
OBRÁZOK 4.20: POLOHY KATÉTROV 1 AŽ 3 PRE SIMULÁCIU VO FREKVENČNOM PÁSME 1 – 6 GHz	46
OBRÁZOK 4.21: POLOHY KATÉTROV 4 AŽ 6 PRE SIMULÁCIU VO FREKVENČNOM PÁSME 1 – 6 GHz	47
OBRÁZOK 4.22: HETEROGENÝ MODEL S VÝREZOM SIMULOVANEJ OBLASTI	47
OBRÁZOK 4.23: 1D SIGNÁL TRANSFORMOVANÝ DO ZOBRAZOVANEJ PLOCHY	48
OBRÁZOK 4.24: POPIS URČENIA ONESKORENIA V RÁMCI ALGORITMU DAS	49
OBRÁZOK 4.25: POPIS TVORBY MATICE JEDNOTKOVÝCH VZDIALENOSTÍ	49
OBRÁZOK 4.26: GRAFICKÉ ZNÁZORNENIE SUMÁCIE PLOŠNÝCH PROJEKCIÍ SIGNÁLOV ZÍSKANÝCH V RÁMCI JEDNEJ SINGLEPORT SIMULÁCIE Z JEDNOTLIVÝCH ANTÉNNYCH ELEMENTOV.	51
OBRÁZOK 4.27: PLOCHA KATÉTRU SO ZNÁZORNENÍM ROZŠIRUJÚCEHO PÁSMA	53
OBRÁZOK 4.28: PRINCIPÁLNÉ ZNÁZORNENIE METÓDY PRIEMERNEJ VZDIALENOSTI MAXÍM OD OSI KATÉTRU	53

OBRÁZOK 4.29: MODEL TBARC ANTÉNNĚHO ELEMENTU. POHLAD SPREDU(A) A POHLAD ZBOKU (B). PREVZATÉ Z [42]. ROZMERY SÚ UVEDENÉ V MM.	54
OBRÁZOK 4.30: UPRAVENÝ MODEL TBARC ANTÉNNĚHO ELEMENTU SO SPÁJACÍMI ČASŤAMI. ROZMERY ANTÉNNĚHO ELEMENTU (A) A SPÁJACÍCH ČASŤÍ (B), CELKOVÝ POHLAD (C). ROZMERY SÚ UVEDENÉ V MM.....	55
OBRÁZOK 4.31: JEDNOTLIVÉ ČASŤI ANTÉNNĚHO ELEMENTU. SPRAVA RAMENÁ ANTÉNNĚHO ELEMENTU, SPÁJACIE ČASŤI, BALUN S SMA KONEKTOROM A PODPORNÉ ČASŤI.	55
OBRÁZOK 4.32: TBARC ANTÉNNY ELEMENT	56
OBRÁZOK 4.33: VŠETKY ZOSTAVENÉ ANTÉNNĚ ELEMENTY	56
OBRÁZOK 4.34: ROZMERY A DIZAJN DRŽIAKOV ANTÉNNYCH ELEMENTOV. PŔODORYS (A), NÁRYS (B) A CELKOVÝ POHLAD (C). ROZMERY SÚ UVEDENÉ V MM.	57
OBRÁZOK 4.35: VÝSLEDNÝ MODEL TORZA PACIENTA PO ÚPRAVÁCH. POHLAD SPREDU(A), POHLAD ZBOKU (B) A CELKOVÝ POHLAD (C).	58
OBRÁZOK 4.36: POLOHOVÝ MODEL. CELKOVÝ POHLAD (VLAVO) A POHLAD SPREDU (VPRAVO).	58
OBRÁZOK 4.37: FREKVENČNÁ ZÁVISLOSŤ DIELEKTRICKÝCH PARAMETROV.....	59
OBRÁZOK 5.1: POROVNANIE PRIEBEHU SIGNÁLU S KATÉTROM A BEZ KATÉTRU (CLUTTER)	61
OBRÁZOK 5.2: NORMALIZOVANÝ BUDIACI A ODRAZENÝ SIGNÁL A ICH OBÁLKY	61
OBRÁZOK 5.3: POROVNANIE SKUTOČNÝCH VZDIALENOSTÍ A VZDIALENOSTÍ URČENÝCH UWB RADAROM (VLAVO) A ZÁVISLOSŤ ABSOLÚTNEJ CHYBY NA REÁLNEJ VZDIALENOSTI D (VPRAVO)	62
OBRÁZOK 5.4: POROVNANIE PRESNOSTI MERANIA VZDIALENOSTI V ZÁVISLOSTI NA PRIEMERE KATÉTRA	63
OBRÁZOK 5.5: VÝSTUP ZOBRAZOVACIEHO ALGORITMU (VLAVO) A FÚZIA VÝSTUPU Z ALGORITMU S REZOM HOMOGENÝM MODELOM (VPRAVO).....	64
OBRÁZOK 5.6: HILBERTOVE OBÁLKY DIFERENČNÝCH SIGNÁLOV ZACHYTENÝCH AKTÍVNÝMI ANTÉNNYMI ELEMENTAMI (ZNAČENIE ANTÉNNYCH ELEMENTOV PODĽA OBRÁZKU 4.12)	64
OBRÁZOK 5.7: VÝSTUP ZOBRAZOVACIEHO ALGORITMU (VLAVO) A FÚZIA VÝSTUPU Z ALGORITMU S REZOM HOMOGENÝM ANTROPOMORFNÝM MODELOM (VPRAVO) PRE POLOHY 1 A 2.....	65
OBRÁZOK 5.8: VÝSTUP ZOBRAZOVACIEHO ALGORITMU (VLAVO) A FÚZIA VÝSTUPU Z ALGORITMU S REZOM HOMOGENÝM ANTROPOMORFNÝM MODELOM (VPRAVO) PRE POLOHY 3 AŽ 5.....	66
OBRÁZOK 5.9: VPLYV EXPONENTU B NA VÝSLEDNÝ OBRAZ	67
OBRÁZOK 5.10: REZ MODELOM (VLAVO) A ZOBRAZENIE INTENZITY EM POĽA V ČASE $T = 10$ NS V TOMTO REZE – ZÁKLADNÝ HETEROGENÝ MODEL (A), MODEL S BARIÉRAMI (B) A MODEL SO SEPARÁTNÝMI BLOKMI MATCHING LIQUID (C).....	68
OBRÁZOK 5.11: ABSOLÚTNA A RELATÍVNA ODCHÝLKA FUNKCIOU URČENEJ PRIEMERNEJ PERMITIVITY OD SKUTOČNEJ HODNOTY	70
OBRÁZOK 5.12: VÝSTUP ZOBRAZOVACIEHO ALGORITMU (VLAVO) A FÚZIA VÝSTUPU Z ALGORITMU S REZOM HETEROGENÝM MODELOM (VPRAVO) – FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 4 GHz (POLOHA 3)	70
OBRÁZOK 5.13: VÝSTUP ZOBRAZOVACIEHO ALGORITMU (VLAVO) A FÚZIA VÝSTUPU Z ALGORITMU S REZOM HETEROGENÝM MODELOM (VPRAVO) – FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 6 GHz (POLOHA 1 AŽ 4)	71
OBRÁZOK 5.14: VÝSTUP ZOBRAZOVACIEHO ALGORITMU (VLAVO) A FÚZIA VÝSTUPU Z ALGORITMU S REZOM HETEROGENÝM MODELOM (VPRAVO) – FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 6 GHz (POLOHA 5 A 6)	72
OBRÁZOK 5.15: POROVNANIE POČTU ANTÉNNYCH ELEMENTOV VYUŽITÝCH NA REKONŠTRUKCIU POLOHY KATÉTRA V HETEROGENNOM MODELI NA PRESNOŠŤ ZOBRAZOVANIA	73
OBRÁZOK 5.16: MODEL TORZA PACIENTA REALIZOVANÝ 3D TLAČOU	74

OBRÁZOK 5.17: MODUL S_{11} PRE VŠETKY ANTÉNNÉ ELEMENTY UMIESTNENÉ NA FANTÓM PEČENE	74
OBRÁZOK 5.18: MODEL TORZA S OSADENÝMI ANTÉNNYMI ELEMENTAMI	75
OBRÁZOK 5.19: REALIZOVANÝ POLOHOVÝ MODEL S MODELMI KATÉTROV V POLOHÁCH 1, 3 A 4	75
OBRÁZOK 5.20: EXPERIMENTÁLNY MODEL PRI MERANÍ S-PARAMETROV	76
OBRÁZOK 5.21: VÝSTUP ZOBRAZOVACIEHO ALGORITMU (VĽAVO) A FÚZIA VÝSTUPU ALGORITMU ZO SKUTOČNOU POLOHOU KATÉTROV V HOMOGENNOM EXPERIMENTÁLNOU MODELI (VPRAVO) – POLOHY 1 A 3	76
OBRÁZOK 5.22: VÝSTUP ZOBRAZOVACIEHO ALGORITMU (VĽAVO) A FÚZIA VÝSTUPU ALGORITMU ZO SKUTOČNOU POLOHOU KATÉTROV V HOMOGENNOM EXPERIMENTÁLNOU MODELI (VPRAVO) – POLOHA 4	77
OBRÁZOK 5.23: GRAFICKÉ POROVNANIE VÝSLEDKOV URČOVANIA POLOHY ABLAČNÉHO KATÉTRA V EXPERIMENTÁLNOU A NUMERICKOM MODELI	77
OBRÁZOK 5.24: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV V HOMOGENNOM ANTROPOMORFNOM MODELI URČENÁ RELATÍVNOU METÓDOU (POLOHA 1 – 5)	78
OBRÁZOK 5.25: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV V HOMOGENNOM ANTROPOMORFNOM MODELI URČENÁ ABSOLÚTNOU METÓDOU (POLOHA 1 – 5)	79
OBRÁZOK 5.26: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTRA V HETEROGENNOM MODELI URČENÁ RELATÍVNOU METÓDOU PRE FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 4 GHz (POLOHA 3)	79
OBRÁZOK 5.27: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTRA V HETEROGENNOM MODELI URČENÁ ABSOLÚTNOU METÓDOU PRE FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 4 GHz (POLOHA 3)	80
OBRÁZOK 5.28: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV V HETEROGENNOM MODELI URČENÁ RELATÍVNOU METÓDOU PRE FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 6 GHz (POLOHA 1, 2 A 5)	80
OBRÁZOK 5.29: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV V HETEROGENNOM MODELI URČENÁ RELATÍVNOU METÓDOU PRE FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 6 GHz (POLOHA 3, 4 A 6)	81
OBRÁZOK 5.30: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV V HETEROGENNOM MODELI URČENÁ ABSOLÚTNOU METÓDOU PRE FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 6 GHz (POLOHA 1, 2 A 5)	81
OBRÁZOK 5.31: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV V HETEROGENNOM MODELI URČENÁ ABSOLÚTNOU METÓDOU PRE FREKVENČNÉ PÁSMO 1 – 6 GHz (POLOHA 3, 4 A 6)	82
OBRÁZOK 5.32: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV V EXPERIMENTÁLNOU MODELI URČENÁ OBOMI METÓDAMI	82
OBRÁZOK 5.33: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV UWB RADAROVÝM SYSTÉMOM URČENÁ RELATÍVNOU METÓDOU	83
OBRÁZOK 5.34: PRESNOŠŤ DETEKIE KATÉTROV V EXPERIMENTÁLNOU MODELI URČENÁ ABSOLÚTNOU METÓDOU	83

1 Úvod

Napriek značnému pokroku v liečbe nádorových ochorení na následky rakoviny každoročne zomiera značné množstvo populácie [1]. Je preto veľká snaha vo vývoji nových metód, ktoré by vykazovali väčšiu úspešnosť v boji s rakovinou v porovnaní so štandardnými metódami [2]. Pomerne novou metódou je termoterapia spoliehajúca na citlivosť nádorových buniek na teploty mimo rozsahu fyziologickej teploty daného organizmu [3, 4]. Hypertermiu, ako terapeutickú metódu pracujúcu s teplotami vyššími v porovnaní s fyziologickými hodnotami, je možné rozdeliť do niekoľkých kategórií v závislosti od konkrétnej teploty, ktorú využíva na liečbu v určenej oblasti [3, 4, 5]. Jednou z takýchto kategórií je termálna ablácia, ktorá za pomoci katétra dokáže koncentrovať tepelnú energiu do konkrétnej oblasti [3, 4, 5]. Terapeutického efektu je pri ablácii dosiahnuté vďaka teplotám vyšším ako 46 °C [3, 4, 5]. Vďaka pokrokom v tejto oblasti je realizácia termálnej ablácie možná pomocou viacerých fyzikálnych princípov [3, 4, 5, 6, 7]. Termálna ablácia sa vo všeobecnosti spolieha na úspešnosť liečby, ktorá je podmienená presným umiestnením katétra do liečenej oblasti. [8, 9]. Z toho dôvodu sa kladie veľký dôraz na rozvoj v oblasti navádzacích techník, ktoré umožňujú pomerne presné zavádzanie katétra na potrebné miesto [8, 10]. Je taktiež veľká snaha o kombináciu viacerých zobrazovacích metód s inými metódami na určovanie pozície katétra počas ablačných procedúr [8, 10]. Výskum v tejto oblasti je zameraný na vývoj nových navigačných metód, ale aj na vytvorenie jedného komplexného systému na navádzanie katétra, pričom vhodnou kombináciou jednotlivých navigačných metód, je možné dosiahnuť elimináciu nedostatkov jednotlivých metód [8, 10].

Táto práca sa zaoberá možným využitím ultra-širokopásmového (UWB) radaru na určenie polohy intersticiálneho ablačného katétra. V prehľade súčasného stavu bude podrobnejšie opísaná problematika týkajúca sa hypertermie, rádiovfrekvenčnej a mikrovlnnej ablácie, navigačných techník pri ablácii, ich použitie a prípadné limitácie, mikrovlnného zobrazovania a s tým úzko súvisiace parametre prostredia. V metódach v rámci numerickej časti budú opísané modely pacienta, katétra a UWB antény vytvorené v simulátore elektromagnetického poľa Sim4Life (S4L), princíp radarovej detekcie katétra a s tým spojený algoritmus na určenie polohy katétra v modeli pacienta implementovaný v programe MATLAB a nakoniec metodika určovania presnosti detekcie polohy katétra navrhnutým systémom. Druhá časť metód sa zaoberá realizáciou numericky optimalizovaného UWB radarového systému. Ďalšia časť bude prezentovať výsledky numerických simulácií z prostredia S4L a taktiež výsledky získané rekonštrukčným algoritmom ako z numerických simulácií, tak aj z merania na realizovanom systéme. Prezentovaná bude aj presnosť určovania polohy katétra. V diskusii bude zhrnuté vyhodnotenie dát, ich význam a prípadné limitácie. V časti záver bude zhodnotenie dosiahnutých cieľov.

2 Prehľad súčasného stavu

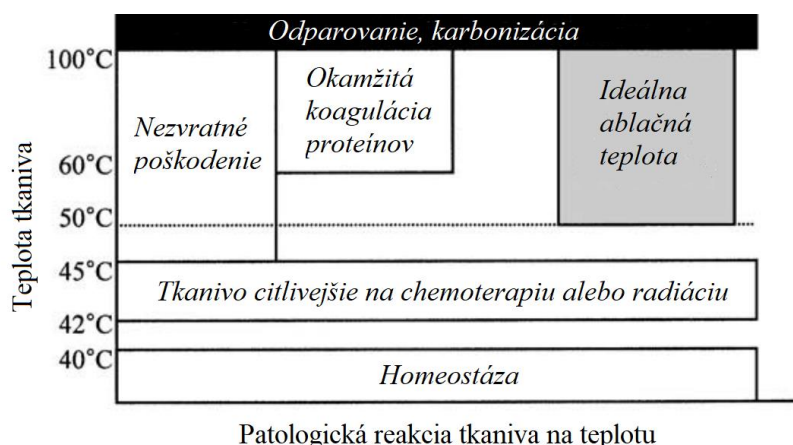
2.1 Termoterapia

Rakovina je celosvetovo jedno z najsmrteľnejších ochorení. Celková úmrtnosť na rakovinu však rok od roku klesá [1]. K tomuto klesajúcemu trendu prispieva aj fakt, že od roku 1990 medicína zaznamenala množstvo pokrokových techník v liečbe rakoviny [2]. Jednou z takýchto pokrokových techník je aj termoterapia. Jej princíp spočíva v prenose tepelnej energie z prístroja do liečenej oblasti. V súčasnosti sa využívajú viaceré metódy termoterapie, pracujúce s rôznymi teplotnými rozsahmi a dobami aplikácie (viď Tabuľka 2.1), pričom každý z týchto parametrov má iný fyzikálny, fyziologický a terapeutický účinok.

Tabuľka 2.1: Metóda termoterapie, využívaný teplotný rozsah a doba aplikácie. Prevzaté z [3].

Metóda termoterapie	Teplotný rozsah (°C)	Doba aplikácie
Hypertermia s nízkou teplotou	40–41	6 až 72 hodín
Hypertermia so strednou teplotou	42–45	15 až 60 minút
Vysokoteplotná termálna ablácia	50–110	4 až 6 minút

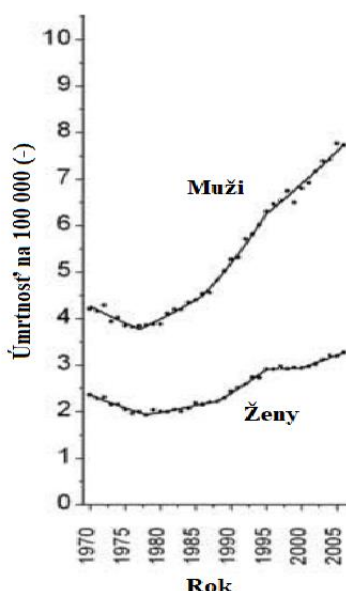
Hypertermia pri nízkych a stredných teplotách spôsobuje zvýšenú perfúziu krvi, metabolickú aktivitu a zmenu pH, čo je využívané na podpornú terapiu pri iných typoch liečby rakoviny, ako napríklad chemoterapia alebo rádioterapia [3]. Zohrievanie tkanív na teplotu 50–55 °C spôsobuje nezvratné poškodenie buniek, pričom teploty v rozmedzí 60–100 °C majú za následok poškodenie mitochondrií a enzýmov v cytosóle bunky a teploty vyššie ako 100 °C okamžite odparujú alebo dokonca karbonizujú tkanivo [4]. Vplyv teploty tkaniva na jeho patologickú reakciu zachytáva Obrázok 2.1.



Obrázok 2.1: Vplyv teploty tkaniva na jeho patologickú reakciu. Prevzaté z [4].

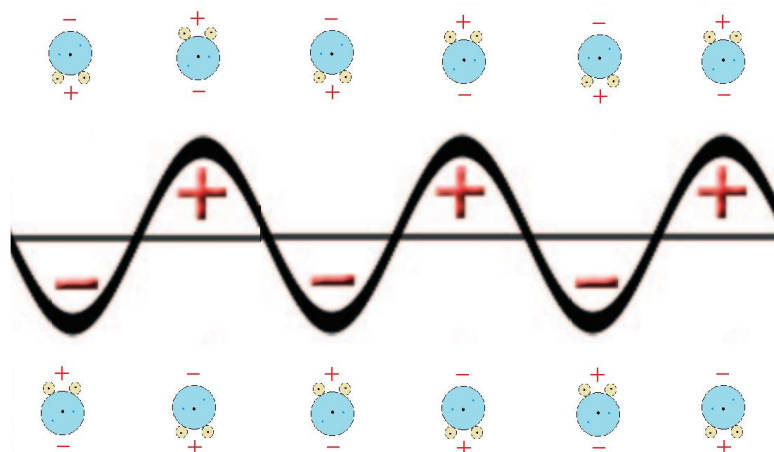
2.2 Termálna ablácia

Bežne používanou metódou v liečbe mnohých onkologických ochorení je termálna ablácia. Je možné využiť viacero metód termálnej ablácie (rádiofrekvenčná ablácia (RFA), mikrovlnná ablácia (MWA), laserová ablácia a pod.). Termálna ablácia za použitia intersticiálnych katétrov je využívaná na liečbu nádorov v rôznych orgánoch, ako napríklad pečeň, pľúca, obličky, prípadne nádory kostí a prsníkov [5]. Táto práca však bude zameraná na jeden z prípadov, pri ktorom sa v praxi mnohokrát využíva termoterapia, a to hepatocelulárny karcinóm (HCC). HCC je piatym najčastejšie sa vyskytujúcim zhubným nádorom, pričom štandardnou liečbou HCC je chirurgická resekcia [11]. Väčšina pacientov však nie je vhodná na chirurgickú resekciu, a teda ďalšou možnou liečbou je práve ablácia [4, 11]. Zhubnosť nádorov pečene dokazuje aj Obrázok 2.2 zachytávajúci trend vývoja vekovo štandardizovanej úmrtnosti na rakovinu pečene v USA.



Obrázok 2.2: Trend vývoja vekovo štandardizovanej úmrtnosti na rakovinu pečene. Prevzaté z [2].

V porovnaní s RFA a zvyšnými typmi termálnej ablácie je MWA pomerne novou ablačnou metódou, pričom sa jedná o metódu, ktorou je možné liečiť HCC podobne, ako za použitia RFA. MWA využíva mikrovlnné (MW) vlnenie, vo frekvenčnom pásme od 900 do 2450 MHz [5, 6]. Táto metóda, tak ako každá termoablačná metóda, má za cieľ zohriať okolie katétra na požadovanú teplotu, pričom tohoto efektu je dosiahnuté vďaka polárnemu charakteru molekuly vody. Molekula vody v premenlivom EM poli mení svoju priestorovú orientáciu na základe EM poľa v danom mieste a momente. Tento jav má za následok zvýšenie kinetickej energie molekúl vody, čo sa vďaka treniu medzi jednotlivými molekulami navonok javí ako zvýšenie teploty. Interakcia medzi molekulami vody a elektrickou zložkou EM vlnenia, resp. intenzitou elektrického poľa je znázornená na Obrázku 2.3.



Obrázok 2.3: Schematická ilustrácia interakcie elektrickej zložky EM vlnenia s molekulami vody. Prevzaté z [6].

RFA má v praxi viacero limitácií, ako napríklad poloha liečenej oblasti v blízkosti veľkých ciev, ktoré ochladzujú samotný nádor, a tým znižujú efektivitu liečby. Značné množstvo z týchto problémov rieši MWA. RFA je založená na tepelných účinkoch vysokofrekvenčného prúdu, resp. Joulovom teple priamo úmernom druhej mocnine prúdovej hustoty v tkanive, pričom jej frekvencia je rádovo stovky kHz. Týmto spôsobom je možné aktívne ohriať oblasť v blízkom okolí samotnej elektródy, avšak prúdová hustota ďalej od elektródy je výrazne nižšia, čo značne komplikuje ohrev týchto prevažne pasívne, tepelným vedením, ohrievaných oblastí. Pomocou metódy MWA je možné aktívne ohrievať tkanivo vo väčšej vzdialenosti od katétra, a teda je možné použitie tejto metódy aj pri väčších léziách vyskytujúcich sa u pacientov s HCC. Ďalšími nepochybnými výhodami je dosahovanie potrebných ablačných teplôt v kratšom čase a možnosť použitia viacerých tzv. maticových aplikátorov, a tým dosiahnutie uniformnejšieho rozloženia teploty v liečenej oblasti. [5, 6, 7]

2.3 Navigačné techniky pri ablácii

Veľmi významnou súčasťou týchto metód je katéter, ktorý je využívaný ako pri RFA, tak aj pri MWA, pričom pri liečbe HCC sa jedná najčastejšie o tzv. intersticiálny ablačný katéter, ktorý sa do liečenej oblasti zavádza perkutánne, teda invazívne. Obe metódy si však vyžadujú systém na monitorovanie polohy katétra, čo sprevádza viacero problémov, predovšetkým nie príliš optimálne zobrazovacie modalita využívané na určenie presnej pozície katétra počas jeho zavádzania [12, 13]. Na poli intervenčnej rádiológie (IR), je určenie presnej pozície ablačného katétra vzhľadom k liečenej oblasti kľúčové z hľadiska úspešnosti liečby. Z tohto dôvodu je veľká snaha vyvíjať čoraz presnejšie navigačné systémy, aby sa rádiológovia nemuseli spoliehať na vlastnú zručnosť a nepresné zobrazovacie metódy, a z toho vyplývajúce neisté výsledky ablačnej terapie [8]. Medzi najčastejšie používané navigačné metódy patrí ultrasonografia (US) predovšetkým v

móde B a výpočtovo tomografická fluoroskopia (CTF) [9, 14]. Každá z týchto metód má svoje výhody a nevýhody. Výhodou US oproti CTF v navigácii RFA katétra je najmä cena a jeho prenosnosť. K hlavným výhodám patrí fakt, že US nepracuje s ionizujúcim žiarením a čo je najdôležitejšie, US poskytuje zobrazovanie v reálnom čase [9]. K jeho nevýhodám by sme mohli zaradiť nie príliš jednoduchú manipuláciu, predovšetkým ak sa chirurg musí súčasne starať o zavádzanie katétra a správne nasmerovanie US sondy [14]. CTF zase ponúka lepšie zobrazenie tkanív, ktoré US zobrazíť nedokáže [14]. Hlavnou nevýhodou navádzania katétra pomocou systémov založených na CT zobrazovaní je radiačná záťaž ako pacienta, tak aj personálu na sále, ktorý je vystavený značným dávkam radiácie počas celého zákroku [15, 16].

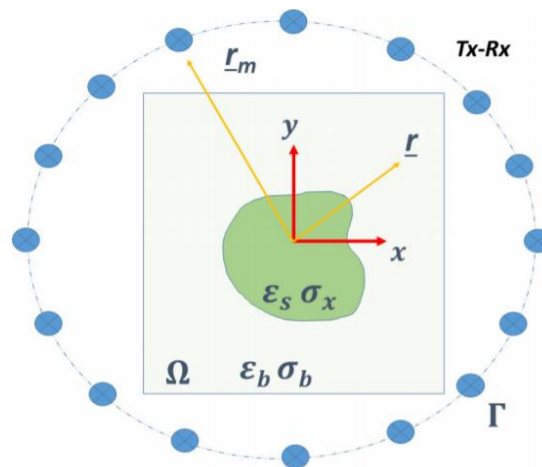
Je zrejmé, že výhody jedného zobrazovacieho systému sú zároveň nevýhodami toho druhého a naopak. Z tohto dôvodu sa vyvíjajú a testujú rôzne multimodálne navigačné systémy, ktoré sú schopné kombinovať silné stránky každej zobrazovacej metódy, ktorá je súčasťou tejto fúzie [8, 10]. Napríklad multimodálny navigačný systém, ktorý je založený na fúzii US a CT kombinuje rozlíšenie, ktoré poskytuje CT a výhodu US zobrazovania v reálnom čase. Využívanie multimodálnych systémov umožnilo vývoj nových navigačných metód. Príkladom je elektromagnetické sledovanie polohy katétra tzv. EM tracking, ktorého princíp popísali viacerí autori. [8, 10]. Výhodou tohto systému je sledovanie katétra v reálnom čase, avšak dokáže sledovať len koniec ablačného katétra, v ktorom je umiestnená cievka. Ďalšími nevýhodami je obmedzený pracovný priestor, a častý výskyt artefaktov z veľkých kovových predmetov v okolí, zo zdrojov RTG a detektorov [8]. Vďaka možnosti využívať multimodálne systémy pri navigácii RFA príp. MWA katétrov sa otvárajú rôzne možnosti vývoja nových zariadení, ktoré by prispeli k čo najlepším výsledkom ablačnej terapie v onkológii.

2.4 Mikrovlnné zobrazovanie

Ako sľubná metóda sa javí využitie ultra-širokopásmového (UWB) radaru v medicíne. Momentálne prebiehajú rôzne štúdie, či už na fantómoch alebo na pacientoch, ktoré sa zaoberajú neinvazívnym monitorovaním teploty tkaniva UWB radarom pri hypertermii [17], mikrovlnnou detekciou nádorov prsníkov [18, 19, 20], prípadne UWB radarovou tomografiou [21]. Na základe značného pokroku v radarovom zobrazovaní sa dá predpokladať, že by táto technológia mohla byť využívaná na určenie presnej pozície ablačného katétra v tele pacienta. UWB radarové sledovanie katétra, by malo značné výhody, ako napríklad sledovanie polohy v reálnom čase. S využitím matice UWB anténnych elementov je možné lokalizovať katéter v celej jeho dĺžke, čo predstavuje značnú aplikačnú výhodu. Ďalšou výhodou je pomerne nízka cena potrebná na konštrukciu takéhoto zariadenia. Pri fúzii UWB radarovej navigácie s ďalšou vhodnou technológiou by mohol vzniknúť multimodálny navigačný systém s mnohými nezanedbateľnými výhodami. V nasledujúcej časti preto budú popísané princípy dvoch základných metód mikrovlnného zobrazovania.

2.4.1 Mikrovlnná tomografia

Mikrovlnná tomografia je jednou z dvoch základných metód mikrovlnného zobrazovania (MWI). Mikrovlnná tomografia je metóda, ktorej snahou je rekonštruovať profil zobrazovanej oblasti na základe rozloženia dielektrických parametrov v nej, čo dovoľuje vytvorenie mapy rozloženia mernej elektrickej vodivosti a relatívnej permitivity v tejto oblasti [20]. Základom tejto zobrazovacej metódy môže byť jedna anténa slúžiaca ako vysielateľ a prijímač rotujúca okolo zobrazovanej oblasti alebo viacero anténnych elementov rozložených rovnomerne okolo danej oblasti, s určitým počtom vysielacích antén, ktoré emitujú EM pole dopadajúce do zobrazovanej oblasti a antén v móde prijímača, ktoré prijímajú celkové EM pole, ktoré je superpozíciou dopadajúceho a v zobrazovanej oblasti rozptýleného EM poľa [22]. Systém pozostávajúci z viacerých statických anténnych elementov tzv. multiview-multistatic systém je zobrazený na Obrázku 2.4.



Obrázok 2.4: Multiview-multistatic systém. Prevzaté z [22].

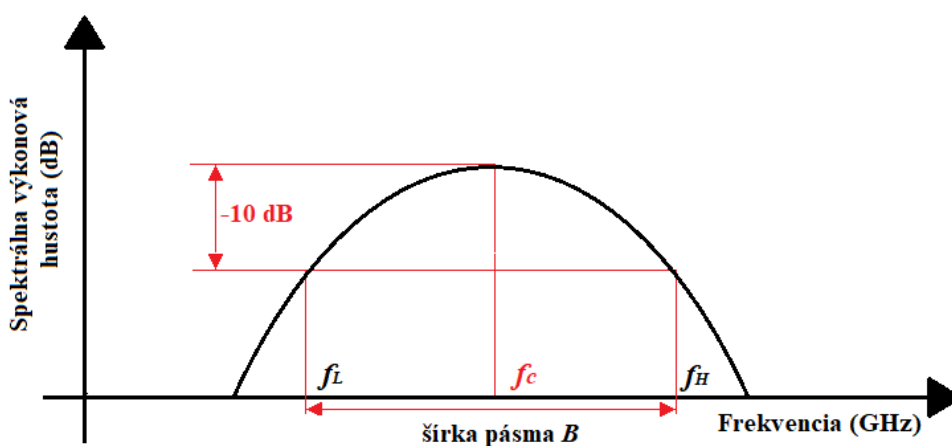
Zobrazovanie pomocou mikrovlnnej tomografie je následne možné získaním objektivej funkcie, popisujúcej rozloženie dielektrických parametrov v zobrazovanej oblasti. Matematickú formuláciu problému inverzného rozptylu popisujú viacerí autori [22, 23, 24].

2.4.2 UWB radar

Prvé demonštrácie UWB radarovej technológie sa datujú do 80. a začiatku 90. rokov minulého storočia, kedy americká Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) začala sponzorovať programy podporujúce rozvoj technológií, ktoré demonštrovali funkčnosť UWB systémov na detekcii vozidiel ukrytých vo vizuálne nepriaznivom prostredí. Ďalšie demonštrácie poukazovali na schopnosť tejto technológie zobrazovať objekty vo vysokom rozlíšení. Terajšie experimenty vykonávané v obmedzených priestoroch na špecifické účely využívajúce vysokovýkonné signály sa

nakoniec ukázali ako úspešné, čo vyvolalo značné ohlasy vo vedeckej komunite a následne sa začali objavovať nové výskumy produkujúce poznatky o možnom komerčnom využití UWB radaru. Hromadné nelicencované a neregulované využívanie tejto technológie vyústilo k potrebe regulácie, na čo v roku 2003 American Federal Communications Commission (FCC) stanovila emisné limity pre zariadenia využívajúce UWB technológiu, čím otvorila cestu k vývoju nových radarových aplikácií v rôznych oblastiach, ku ktorým patrilo aj zobrazovanie v medicíne. Objavila sa taktiež potreba štandardizovať jednotlivé pojmy a definície týkajúce sa UWB radarovej technológie, na čo reagoval Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) vydaním štandardu definujúceho ultra-širokopásmový radar (IEEE Std 1672-2006). [25]

Tento dokument prezentuje základné pojmy týkajúce sa UWB radaru, ktorými je možné následne charakterizovať jednotlivé systémy. Jednou zo základných charakteristík je šírka pásma B , teda rozsah frekvencií pokrytých signálom s poklesom spektrálnej výkonovej hustoty (PSD) o 10 dB [26]. Toto pásmo sa nachádza na intervale ohraničenom dolnou frekvenciou f_L a hornou frekvenciou f_H . Závislosť šírky pásma od rozloženia PSD je zobrazená na Obrázku 2.5.



Obrázok 2.5: Šírka pásma v závislosti od rozloženia PSD

Šírka pásma je teda rozdiel medzi hornou frekvenciou f_H a dolnou frekvenciou f_L [26]:

$$B = f_H - f_L \quad (2.1)$$

Frekvenčné pásmo je taktiež možné popísať centrálnou frekvenciou f_c , nachádzajúcou sa v strede frekvenčného pásma medzi frekvenciami f_H a f_L . Jej hodnota je aritmetickým priemerom týchto frekvencií [26]:

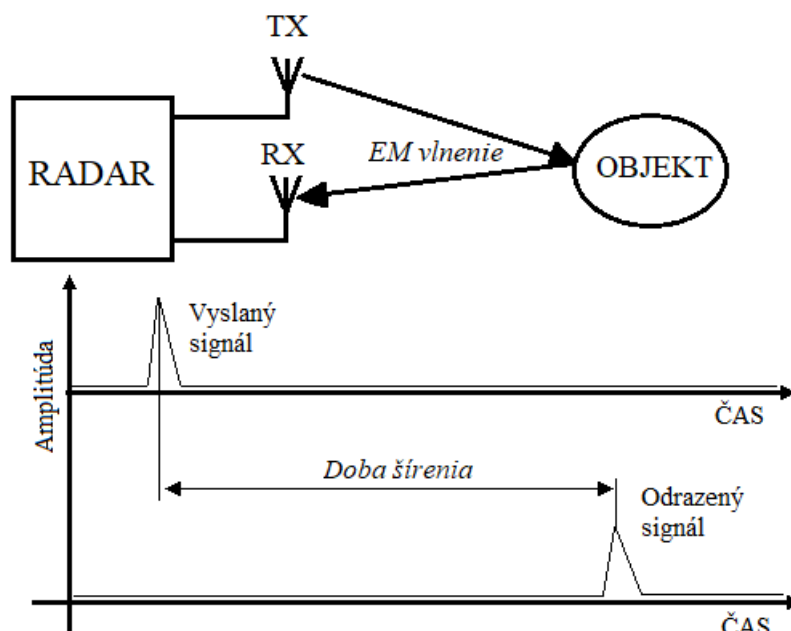
$$f_c = \frac{f_H + f_L}{2} \quad (2.2)$$

Frakčná šírka pásma B_f je pomer šírky pásma B ku centrálnej frekvencii f_c [26]:

$$B_f = \frac{B}{f_c} = \frac{2(f_H - f_L)}{f_H + f_L} \quad (2.3)$$

Zo znalosti definícií jednotlivých charakteristík je teda možné definovať UWB radar ako zariadenie pracujúce s UWB signálmi, teda každé zariadenie, ktorého emisie majú frakčnú šírku pásma $B_f \geq 0,2$ (podľa FCC) alebo zaberajú viac ako 500 MHz spektra (FCC) [26].

Princíp radaru vo všeobecnosti je pomerne jednoduchý. Základným predpokladom je anténa prípadne viacero antén vyžarujúcich EM energiu do priestoru a detekujúcich odraz od objektov v tomto priestore. Informácie o objekte sú extrahované z povahy odrazeného signálu. Informáciu o vzdialenosti objektu od radaru je možné získať zo znalosti rýchlosti šírenia EM vlnenia v priestore a doby od vyslania signálu do prijatia odrazeného signálu. Vzdialenosť objektu od radaru je teda priamo úmerná tejto dobe a konštantou úmernosti je práve rýchlosť šírenia EM vlnenia. Tento princíp ilustruje Obrázok 2.6.



Obrázok 2.6: Schematická ilustrácia radarovej detekcie vzdialenosti objektu

Podobný princíp využíva aj radarové zobrazovanie používané v medicíne, pričom odrazu je dosiahnuté na základe dielektrického kontrastu medzi tkanivami. Pre tieto aplikácie je potrebné dosiahnutie pomerne vysokého rozlíšenia, aby bolo možné zobrazovať aj malé objekty v dostatočnej kvalite, čo si vyžaduje určitú šírku pásma [27]. Potreba pomerne širokého pásma je dôležitým predpokladom na využitie ultra-širokopásmovej technológie.

2.5 Parametre prostredia

Ako bolo uvedené v predchádzajúcej kapitole, mikrovlnné zobrazovacie techniky sú založené na interakcii EM vlnenia s biologickými tkanivami. Nevyhnutnou podmienkou pre radarové zobrazovanie je odraz vznikajúci na rozhraní dvoch prostredí na základe dielektrického kontrastu a mikrovlnná tomografia je dokonca založená na zobrazovaní dielektrických parametrov v zobrazovanej oblasti. Z tohto dôvodu je potrebné popísať šírenie EM vlnenia v danom materiáli, na čo nám slúžia tri základné parametre definujúce materiál z hľadiska jeho správania sa v EM poli. Tieto základné parametre popisujú tzv. materiálové rovnice. [28]

a) Komplexná permitivita

Permitivita je vlastnosť materiálu popisujúca jeho mieru polarizovateľnosti v závislosti na aplikovanom elektrickom poli. Platí teda, že materiál s vyššou permitivitou sa v elektrickom poli polarizuje viac ako materiál s menšou permitivitou, čo znamená, že daný materiál je schopný akumulovať väčšie množstvo energie. Táto veličina teda popisuje vzťah medzi indukciou elektrického poľa \mathbf{D} a jeho intenzitou \mathbf{E} . Pre monochromatickú vlnu v lineárnom prostredí platí vzťah [29]:

$$\mathbf{D} = \bar{\epsilon} \cdot \mathbf{E}, \quad (2.4)$$

kde $\bar{\epsilon}$ je permitivita v tvare zväčša frekvenčne závislého tenzora.

Pre izotropné prostredie je možné tenzor permeability redukovať na komplexný skalár [29]:

$$\epsilon = \epsilon' - j\epsilon'', \quad (2.5)$$

kde ϵ' je reálna časť permitivity a ϵ'' je zložka permitivity zodpovedná za straty v materiáli.

Tieto straty v materiáli popisuje veličina elektrický stratový tangens $\tan \delta_e$ [29]:

$$\tan \delta_e = \frac{\epsilon''}{\epsilon'} \quad (2.6)$$

Tak ako pri popise vlastností materiálu v magnetickom poli, aj pri správaní konkrétneho materiálu v elektrickom poli je výhodné zaviesť veličinu popisujúcu vzťah permitivity materiálu ϵ s permitivitou vákua $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$. Takto normalizovanou veličinou je relatívna permitivita ϵ_r :

$$\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0} \quad (2.7)$$

Komplexná permitivita je závislá na uhlovej frekvencii ω , pričom pre relatívnu permitivitu platí:

$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon_r'(\omega) - j\varepsilon_r''(\omega) = \varepsilon_r'(\omega) - j\frac{\sigma(\omega)}{\omega \cdot \varepsilon_0}, \quad (2.8)$$

kde ε_r' je reálna časť relatívnej permitivity, ε_r'' je imaginárna zložka relatívnej permitivity a σ merná elektrická vodivosť.

b) Merná elektrická vodivosť

Merná elektrická vodivosť je materiálový parameter, popisujúci schopnosť daného materiálu viesť elektrický prúd. V najobecnejšom prípade, teda v prípade anizotropných materiálov, je potrebné na definovanie elektrickej vodivosti použiť tenzor-vektorovú formu Ohmovho zákona vyjadrujúcu vzťah medzi prúdovou hustotou \mathbf{J} a intenzitou elektrického poľa \mathbf{E} [29]:

$$\mathbf{J} = \bar{\bar{\sigma}} \cdot \mathbf{E}, \quad (2.9)$$

kde $\bar{\bar{\sigma}}$ je merná elektrická vodivosť v tvare zväčša frekvenčne závislého tenzora.

Pre prípady izotropného média platí vzťah (2.16), pričom tenzor elektrickej vodivosti je možné redukovať na komplexný skalár elektrickej vodivosti σ .

Zo vzťahu (2.14) je zrejmé, že medzi imaginárnou zložkou relatívnej permitivity ε_r'' a elektrickou vodivosťou σ je určitá závislosť, ktorú je možné definovať vzťahom:

$$\varepsilon_r''(\omega) = \frac{\sigma(\omega)}{\omega \cdot \varepsilon_0} \rightarrow \sigma(\omega) = \varepsilon_0 \omega \varepsilon_r''(\omega) \quad (2.10)$$

Vo výskume zaoberajúcom sa šírením EM vlnenia v biologických tkanivách sa kladie veľký dôraz na čo najpresnejšie určenie dielektrických parametrov, ktorých znalosť je dôležitá nielen v diagnostike a terapii, ale aj v oblasti pracujúcej s numerickým modelovaním rôznych prípadov interakcie EM vlnenia s tkanivami. Preto sú vyvíjané a ďalej vylepšované rôzne techniky na meranie týchto parametrov tkanív [30]. Taktiež existujú rôzne analytické modely, ktoré na základe niekoľkých parametrov popisujú frekvenčnú závislosť týchto parametrov [31]. V neposlednom rade stále vychádzajú nové štúdie popisujúce parametre konkrétnych tkanív získané meraním ex vivo prípadne in vivo [32, 33].

c) Komplexná permeabilita

Permeabilita je vlastnosť materiálu popisujúca mieru magnetizácie v závislosti na aplikovanom magnetickom poli. Určuje teda vzťah medzi indukciou magnetického poľa \mathbf{B} a jeho intenzitou \mathbf{H} . Pre monochromatickú vlnu v lineárnom prostredí platí vzťah [29]:

$$\mathbf{B} = \bar{\bar{\mu}} \cdot \mathbf{H}, \quad (2.11)$$

kde $\bar{\bar{\mu}}$ je permeabilita v tvare zväčša frekvenčne závislého tenzora.

Pre izotropné médium je možné tenzor permeability redukovať na komplexný skalár [29]:

$$\mu = \mu' - j\mu'', \quad (2.12)$$

kde μ' je reálna časť permeability a μ'' je zložka permeability zodpovedná za straty v materiáli.

Tieto straty v materiáli popisuje veličina magnetický stratový tangens $\tan \delta_m$ [29]:

$$\tan \delta_m = \frac{\mu''}{\mu'} \quad (2.13)$$

Pre popis vlastností materiálov bola zavedená veličina relatívna permeabilita μ_r definujúca permeabilitu daného materiálu μ pomocou permeability vákua $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ H} \cdot \text{m}^{-1}$, pričom platí [29]:

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} \quad (2.14)$$

Pre materiály ako vzduch, prípadne voda pre relatívnu permitivitu platí [28]:

$$\mu_{r(\text{voda})} \approx \mu_{r(\text{vzduch})} \approx \mu_{r(\text{tkanivo})} = 1 \quad (2.15)$$

Keďže väčšina tkanív v ľudskom tele sa skladá z veľkej časti z vody, ktorej permitivita je približne rovná jednej, je možné uvažovať relatívnu permitivitu tkaniva [28]:

$$\mu_{r(\text{tkanivo})} \approx 1 \quad (2.16)$$

Vďaka faktu, že relatívna permeabilita tkanív je približne rovná jednej, sa vo všeobecnosti význam permeability ako takej pri mikrovlnnom zobrazovaní v medicíne zanedbáva, keďže neposkytuje požadovaný kontrast medzi jednotlivými tkanivami. V radarovej technológii sa relatívna permeabilita využíva na určenie rýchlosti šírenia EM vlnenia v danom prostredí, avšak pri UWB zobrazovaní v medicíne, kde značná časť zobrazovaných objektov obsahuje veľké množstvo vody nezohráva takmer žiadnu rolu. V tejto špecifickej oblasti sa mikrovlnné zobrazovanie zameriava najmä na permitivitu a elektrickú vodivosť danej látky.

3 Ciele práce

Prvým hlavným cieľom tejto práce je numerická štúdia uskutočniteľnosti metódy určovania presnej polohy katétra pri ablačnej liečbe hepatocelulárnych karcinómov za použitia ultra-širokopásmového (UWB) radarového systému. V simulátore elektromagnetického poľa S4L bude implementované pole UWB anténnych elementov navrhnutých v rámci tímu Bio-elektromagnetizmu. Tieto antény budú upevnené na numerický antropomorfný homogénny model ľudskeho tela, pričom bude vykonaná séria simulácií pre celkovo päť rôznych polôh ablačných katéetrov umiestnených v tomto modeli. V tejto práci bude taktiež do simulátora elektromagnetického poľa S4L implementovaný 3D model pacienta obsahujúci model pečene a najbližších štruktúr. V modeli pacienta bude umiestnený jednoduchý model ablačného katétra so štandardnými rozmermi na piatich identických polohách ako v prípade homogénneho modelu. V rámci simulácií bude testovaný vplyv šírky pásma, pričom na testovanie budú využité tri rôzne frekvenčné pásma v rozmedzí 1 – 10 GHz a taktiež vplyv počtu anténnych elementov, prípadne ich rozmiestnenie na presnosť detekcie.

Získané signály budú následne analyzované, na základe čoho bude vyhodnotená poloha pre všetky prípady umiestnenia katéetrov. Na analýzu a vyhodnotenie bude využité prostredie MATLAB, v ktorom bude vytvorený algoritmus schopný načítať dáta zo simulácie a následne určiť polohu katétra v modeli pacienta. Výstupom z algoritmu bude 2D grafická reprezentácia polohy ablačného katétra, ktorá bude porovnaná so skutočnou polohou katétra v danom modeli.

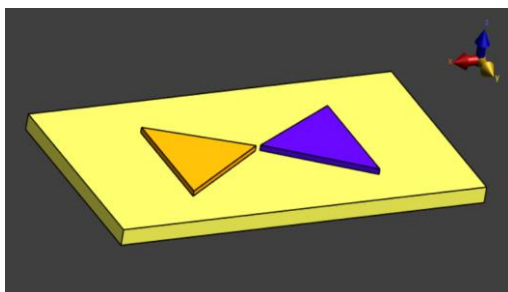
Optimalizovaný UWB radarový systém bude následne realizovaný a budú vykonané merania na homogénnom fantóme pre celkovo tri pozície katétra za použitia UWB radarového systému. Výsledky obrazových rekonštrukcií získaných zo simulácií a meraní budú porovnané.

4 Metódy

4.1 UWB anténa

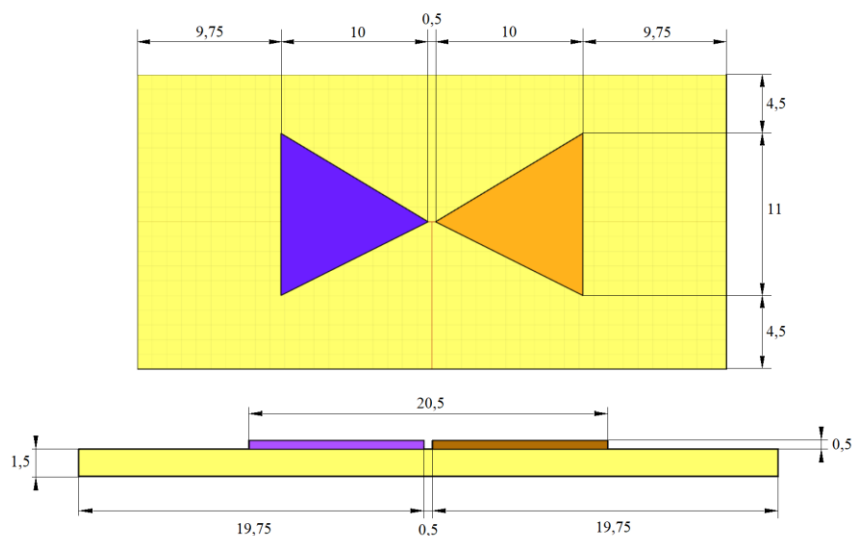
4.1.1 Model antény pre numerické simulácie

Táto práca nemá za cieľ návrh anténneho elementu vhodného na biomedicínske aplikácie, teda konkrétne na UWB radarovú detekciu vzdialenosti katétra od antény. Z tohto dôvodu bude využívaná UWB anténa navrhnutá a optimalizovaná v rámci výskumného tímu Bio-elektromagnetizmu. Existuje niekoľko typov antén vhodných na UWB aplikácie, avšak v rámci numerickej časti bude použitá, pre simulačné účely zjednodušená tzv. trojuholníková motýliková (bowtie) anténa (TBA), ktorej numerický model je zobrazený na Obrázku 4.1.



Obrázok 4.1: Model TBA antény

Táto anténa pozostáva z dvoch ramien tvorených rovnoramennými vzájomne oddelenými trojuholníkmi. Ramená antény sú v praxi zväčša realizované tenkou vrstvou medi, avšak pre účely tejto simulácie nahradíme tento materiál dokonalým vodičom (PEC). Pod ramenami sa nachádza vrstva substrátu. V tomto prípade bol použitý substrát Rogers 4003, ktorého relatívna permitivita $\epsilon_r = 3,38$ a merná elektrická vodivosť $\sigma = 1 \cdot 10^{-4}$ S/m [34]. Rozmery použitej antény možno vidieť na Obrázku 4.2.



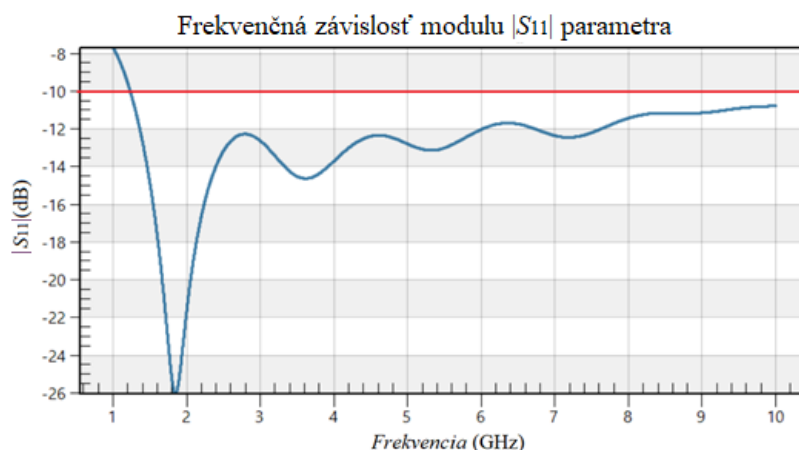
Obrázok 4.2: Pôdorys antény (hore) a nárys antény (dole). Rozmery sú uvedené v mm.

4.1.2 Parametre antény

V prípade detekcie vzdialenosti katétra od radaru je využívaný ultra-širokopásmový radar, čo znamená, že radar pracuje v určitom frekvenčnom pásme s danými charakteristikami, ktorými sú šírka pásma B , frakčná šírka pásma B_f , centrálna frekvencia f_c , okolo ktorej sa dané frekvenčné pásmo rozprestiera, dolná frekvencia f_L a horná frekvencia f_H , ktoré tvoria hranicu frekvenčného pásma. Navrhnutý UWB radarový systém v tomto prípade pracuje s tromi testovanými frekvenčnými pásmami, avšak vhodnosť danej antény pre všetky testované pásma najlepšie demonštruje najširšie pásmo v rozmedzí 1 – 10 GHz so šírkou pásma $B = 9$ GHz, centrálnou frekvenciou $f_c = 5,5$ GHz, dolnou frekvenciou $f_L = 1$ GHz a hornou frekvenciou $f_H = 10$ GHz. Frakčná šírka pásma bola určená na základe vzťahu (2.3):

$$B_f = \frac{B}{f_c} = \frac{9}{5,5} = 1,64$$

Šírka pásma bola vyhodnotená ako frekvenčný interval, na ktorom $S_{11} \leq -10$ dB. Fakt, že bowtie anténa je vhodná na aplikácie v UWB radarovej technológii podporuje aj Obrázok 4.3, na ktorom je vyobrazená frekvenčná závislosť modulu $|S_{11}|$ parametra použitej bowtie antény priloženej na fantóm svalového tkaniva. Na základe Obrázka 4.3 je taktiež možné konštatovať, že daná anténa je vhodná na použitie ako pre frekvenčné pásmo v rozsahu 1 – 10 GHz, tak aj pre zvyšné frekvenčné pásma, a to pásmo v rozsahu 1 – 6 GHz a 1 – 4 GHz.

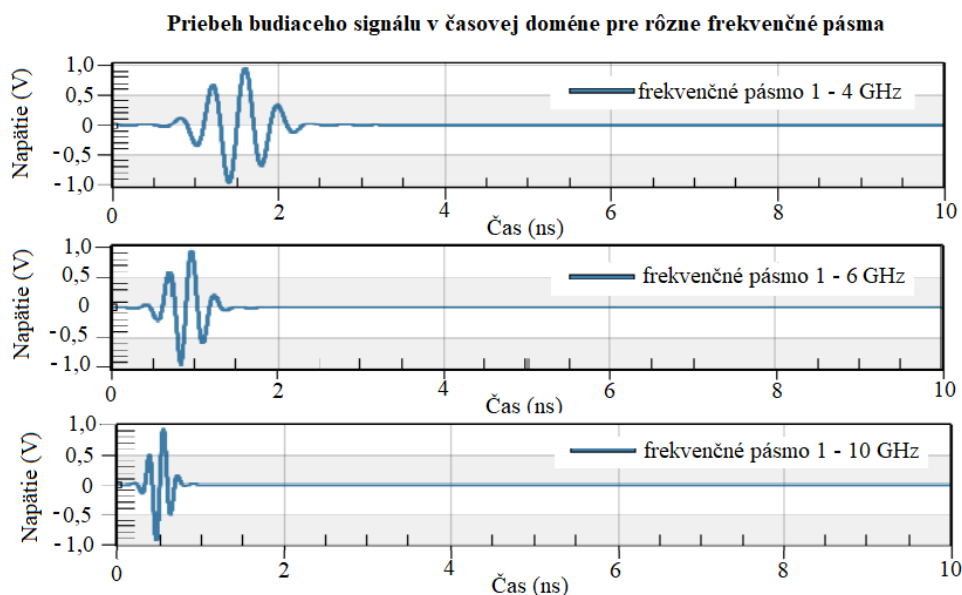


Obrázok 4.3: Frekvenčná závislosť modulu $|S_{11}|$ parametra bowtie antény

4.1.3 Budenie UWB radaru

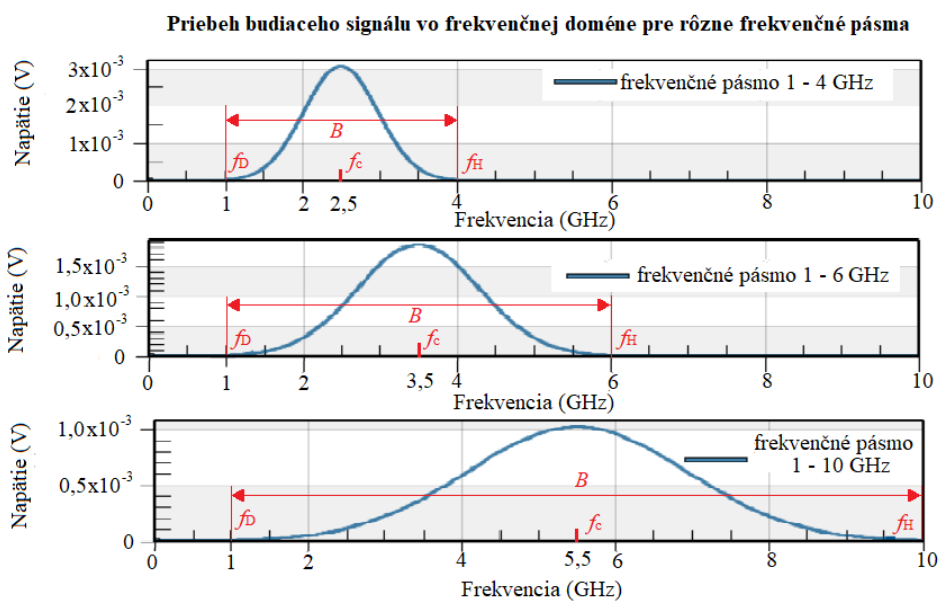
Navrhovaný systém na detekciu vzdialenosti katétra od antény využíva impulzný typ UWB radaru, čo znamená, že radar je na rozdiel od radaru využívajúceho kontinuálne harmonické vlnenie budený impulzom Gaussovského typu. Impulzný signál je následne privádzaný koaxiálnym vedením až k samotnej anténe, pričom v simulácii je tohto

dosiahnuté určitým zjednodušením, pozostávajúcim z vytvorenia zdroja impulzného signálu medzi ramenami bowtie antény. Na Obrázku 4.4 je zobrazený časový priebeh budiaceho impulzu pre tri frekvenčné pásma.



Obrázok 4.4: Priebeh budiaceho impulzu v časovej doméne pre dané frekvenčné pásma

Z časových priebehov jednotlivých impulzov je možné pozorovať skracovanie impulzov so vzrastajúcou šírkou pásma, čo má za následok vyššie priestorové rozlíšenie. Zatiaľ čo pri pásme 1 – 4 GHz má pulz dĺžku cca 2,21 ns, pri pásme 1 – 10 GHz je táto dĺžka takmer trikrát menšia, a to konkrétne 0,73 ns. Využitím rýchlej Fourierovej transformácie (FFT), ktorá je integrovaná v programe S4L na výpočet diskretnej Fourierovej transformácie (DFT) dostávame transformovaný impulzný signál do frekvenčnej domény, vid' Obrázok 4.5.



Obrázok 4.5: Priebeh budiaceho impulzu vo frekvenčnej doméne pre dané frekvenčné pásma

Vo frekvenčnej doméne je následne možné pozorovať jednotlivé charakteristiky impulzu (B , f_c , f_D a f_H), ktoré sú uvedené v Tabuľke 4.1. Taktiež je možné pozorovať tvar impulzného signálu vo frekvenčnej oblasti typický pre Gaussovu krivku.

Tabuľka 4.1: Parametre impulzov pre jednotlivé frekvenčné pásma.

Rozsah frekvenčného pásma (GHz)	Parameter impulzu			
	B (GHz)	f_c (GHz)	f_D (GHz)	f_H (GHz)
1 – 4	3	2,5	1	4
1 – 6	5	3,5	1	6
1 – 10	9	5,5	1	10

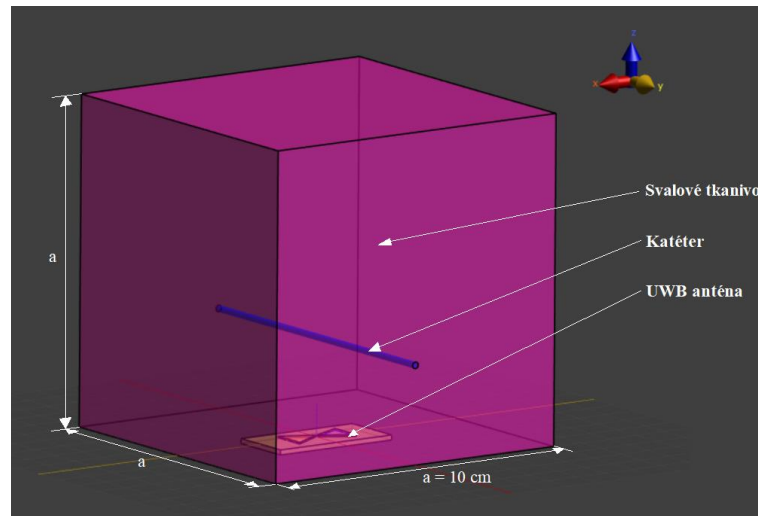
4.2 Určovanie vzdialenosti ablačného katétra

4.2.1 Popis simulačného modelu

Všetky simulácie tejto práce sú uskutočnené v prostredí multi-fyzikálneho numerického simulátora Sim4Life (S4L), pričom pre potreby radarovej detekcie vzdialenosti katétra je využívaná len fyzika elektromagnetického poľa. Hlavným dôvodom pre použitie daného simulátora je fakt, že S4L je založený na numerickej metóde konečných diferencií v časovej oblasti (FDTD), ktorá ponúka možnosť simulovať daný frekvenčný rozsah v rámci jednej simulácie. Princíp simulácii EM poľa pomocou FDTD spočíva v diskretizácii časovo závislých Maxwellových rovníc pomocou konečných diferencií aproximujúcich parciálne derivácie v jednotlivých Maxwellových rovniciach. Diskretizácia simulačného modelu spočíva vo vytvorení mriežky, pričom pri 3D modeloch je potrebné definovať mriežku v osi x , y aj z . Taktiež je možné optimalizovať rozmery mriežky pre jednotlivé objekty simulačného modelu podľa potrieb. Samozrejme platí, že čím menšie rozmery má mriežka, tým presnejší bude numerický výpočet rozloženia EM poľa, avšak je potrebné doplniť, že veľkosť jednotlivých buniek vytvorených mriežkou úzko súvisí s potrebným výpočtovým výkonom, a teda trvaním simulácie. Numerický simulátor je taktiež obmedzený počtom buniek, ktoré dokáže vytvoriť. Následne je pomocou definovanej mriežky vytvorená objemová štruktúra modelu, ktorej najmenšia jednotka je v 3D modelovaní nazývaná voxel.

V simulátore je teda najskôr vytvorená geometria modelu antény, ktorá je podrobnejšie popísaná v časti 4.1.1. Model fantómu svalu je pre potreby simulácie možné zjednodušiť, a teda namiesto komplikovanej geometrie konkrétneho svalu použiť kocku s dĺžkou hrany $a = 10$ cm. Taktiež model katétra bol zjednodušený, pričom katéter v modeli predstavuje valec s priemerom 1 a 2 mm, ktorým je reprezentovaný rozsah bežne používaných ablačných katétrov v rámci RFA. Dĺžka zjednodušeného modelu

katétru je totožná s dĺžkou hrany a modelu fantómu svalového tkaniva. Na Obrázku 4.6 je zobrazená celá kompozícia simulačného modelu.



Obrázok 4.6: Kompozícia simulačného modelu

Ďalej bolo potrebné nastaviť parametre samotnej simulácie, čo si okrem iného vyžaduje nastavenie dielektrických parametrov jednotlivých častí modelu. Katéter, ramená antény a taktiež zdroj EM vlnenia (Edge Source) nachádzajúci sa medzi ramenami sú v simulácii definované ako ideálne elektrické vodiče (PEC). Parametre PEC sú preddefinované samotným v software S4L. Čo sa týka potrebných parametrov na simuláciu EM poľa, jedná sa o relatívnu permitivitu ϵ_r , mernú elektrickú vodivosť σ a relatívnu permeabilitu μ_r . Keďže je simulovaná interakcia EM poľa s biologickými tkanivami je predpokladaná relatívna permeabilita svalu $\mu_{r(sval)} \approx 1$.

V rámci simulácie sú použité dielektrické parametre pre centrálnu frekvenciu impulzného signálu $f_c = 3,5$ GHz, pričom pre túto frekvenciu je relatívna permitivita svalu $\epsilon_{r(sval)} = 51,4$ a merná elektrická vodivosť svalu $\sigma_{(sval)} = 2,56 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ [35]. Model sa skladá z rôznych súčastí, pričom každá z nich si vyžaduje inú veľkosť buniek, preto je vo viacerých prípadoch zvolené manuálne nastavenie mriežky. V Tabuľke 4.2 sú uvedené maximálne rozmery mriežky pre os x l_x , os y l_y a os z l_z pre každú súčasť modelu.

Tabuľka 4.2: Maximálne rozmery mriežky pre os x l_x , os y l_y a os z l_z pre každú časť modelu.

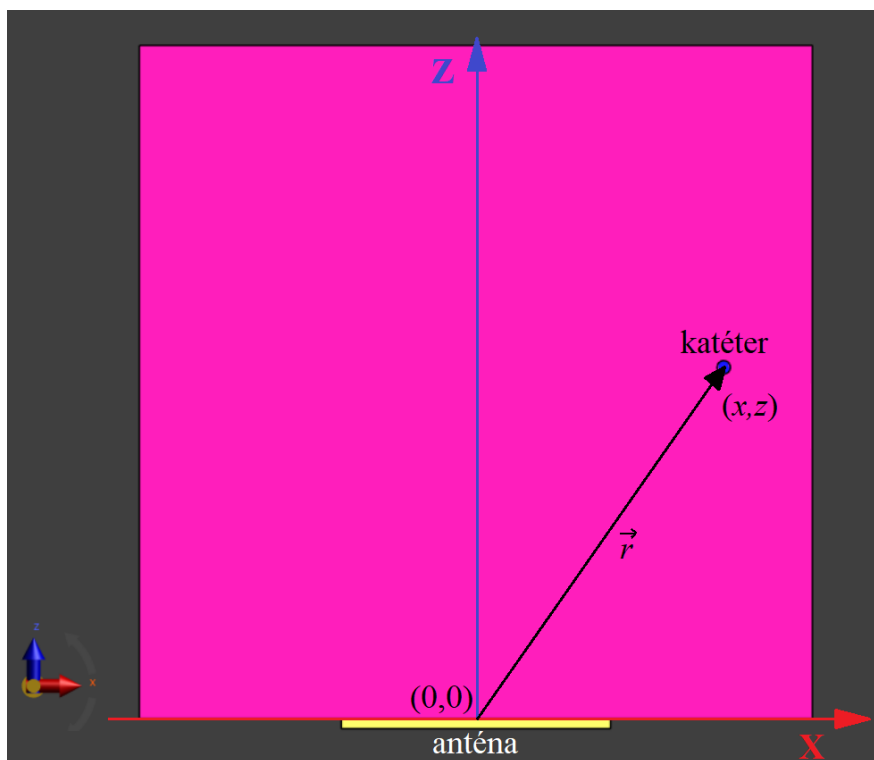
Časť modelu	Maximálny rozmer bunky		
	l_x (mm)	l_y (mm)	l_z (mm)
Substrát	auto*	auto*	auto*
Ramená antény	0,5	0,5	0,5
Edge Source	auto*	auto*	auto*
Svalové tkanivo	1,5	1,5	1,5
Katéter	0,05	0,2	0,05

*maximálny rozmer nastavený automaticky pomocou software S4L

Na základe uvedených parametrov týkajúcich sa rozmerov jednotlivých častí modelu a zároveň maximálnych rozmerov buniek software následne vypočítal celkový počet buniek na cca 14 miliónov, pričom tento počet sa líši v závislosti od konkrétneho modelu, čo je pravdepodobne zapríčinené automatickým nastavením maximálnych rozmerov buniek v jednotlivých osiach pre niektoré časti modelu.

4.2.2 Princíp určenia vzdialenosti ablačného katétra

Ešte pred vyhodnotením vzdialenosti určenej radarom je dôležité popísať spôsob, akým bola určená skutočná vzdialenosť ablačného katétra od UWB antény. Obrázku 4.7 je možné pozorovať nárys modelu v karteziánskom súradnicovom systéme, ktorého počiatok je definovaný bodom (0,0) umiestneným v strede medzi ramenami antény.



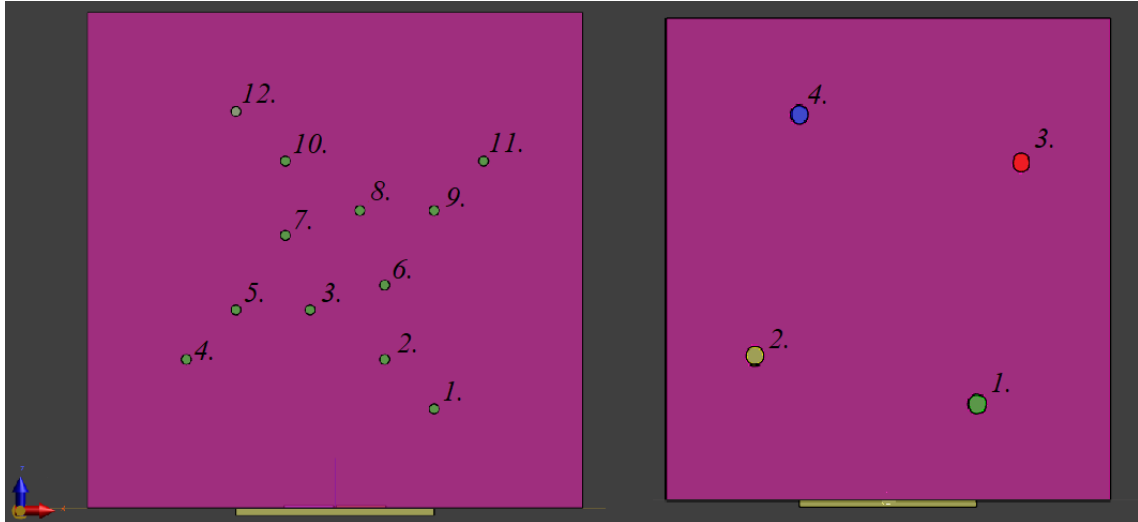
Obrázok 4.7: Model v karteziánskom súradnicovom systéme

Modrý kruh zobrazený na Obrázku 4.7 predstavuje model katétru, pričom poloha stredu plochy prierezu katétru je jednoznačne určená polohovým vektorom \vec{r} so súradnicami [x, z], ktorý je viazaný k počiatku súradnicovej sústavy. Následne je teda pomerne jednoduché určiť vzdialenosť katétra od antény, pričom táto vzdialenosť d je vyjadrená vzťahom:

$$d = |\vec{r}| = \sqrt{x^2 + z^2} \quad (4.1)$$

Celkovo bude vykonaných 12 simulácií s rôznymi polohami katétra s priemerom 1 mm. Na Obrázku 4.8 (vľavo) je vidieť rozloženie katétrov a ich označenie, na základe

ktorého je možné nájsť súradnice konkrétneho katétra v Tabuľke A.1, ktorá je v Prílohe A. Boli taktiež vytvorené 4 simulačné modely pre rôzne polohy katétra s priemerom 2 mm. Poloha týchto katétrov je zobrazená na Obrázku 4.8 (vpravo), pričom sú taktiež označené a ich jednotlivé súradnice sú uvedené v Prílohe A v Tabuľke A.2.



Obrázok 4.8: Rozloženie katétrov s priemerom 1 mm (vľavo) a s priemerom 2mm (vpravo)

Radarová detekcia vzdialenosti objektu od antény je vo všeobecnosti založená na princípoch šírenia EM vlnenia v priestore. V tomto prípade, ako bolo uvedené v časti 4.1.3, sa jedná o impulzný typ UWB radaru, čo znamená, že je v určitom okamihu vyslaný krátky impulz s dĺžkou cca 1,6 ns v definovanom frekvenčnom pásme. Následne je rovnakou anténou prijatý odrazený signál. Keďže existuje vzťah medzi dobou od vyslania impulzu do prijatia odrazeného signálu a vzdialenosťou katétra od antény je možné na základe merania tejto doby získať vzdialenosť. Konštantou úmernosti v tomto vzťahu je rýchlosť šírenia EM vlnenia v danom materiáli. Rýchlosť šírenia EM vlnenia vo vákuu prípadne vo vzduchu vyplýva z vlnovej rovnice, ktorá je jedným s riešení Maxwellových rovníc, pričom je daná parametrami vákua:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 \cdot \mu_0}} = 299\,792\,458 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}, \quad (4.2)$$

kde c je rýchlosť EM vlnenia vo vákuu, ε_0 je permitivita vákua a μ_0 je permeabilita vákua.

V prípade detekcie vzdialenosti katétra vo fantóme svalového tkaniva sa však rýchlosť šírenia EM vlnenia nerovná rýchlosti EM vlnenia vo vákuu. Na určenie tejto vzdialenosti je preto nevyhnutné počítať s rýchlosťou šírenia danou vzťahom:

$$v = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_r \cdot \mu_r}} \quad (4.3)$$

Keďže relatívnu permeabilitu μ_r uvažujeme približne rovnú jednej je možné vzťah (4.3) zjednodušiť:

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} = \frac{c}{\sqrt{51,4}} \quad (4.4)$$

Na základe znalosti rýchlosti šírenia EM vlnenia vo svalovom tkanive je možné určiť vzdialenosť katétra d_s od antény, pričom je dôležité mať na vedomí, že EM vlnenie prejde vzdialenosť d_s celkovo dvakrát, teda je potrebné túto skutočnosť zohľadniť pri definovaní vzťahu na určenie vzdialenosti d_s :

$$d_s = \frac{v \cdot \Delta t}{2}, \quad (4.5)$$

kde d_s je vzdialenosť antény od katétra, v rýchlosť šírenia EM vlnenia v svalovom tkanive a Δt je doba od vyslania impulzu do prijatia odrazeného impulzu.

Na základe znalosti všetkých potrebných vzťahov na určenie vzdialenosti d_s bol následne vytvorený algoritmus v programovom prostredí MATLAB (viď Príloha B). Tento algoritmus načíta exportované dáta zo simulátoru S4L, čo dovoľuje ich analýzu. Základom sú dva priebehy napätí v časovej oblasti. Prvý z nich vyjadruje tzv. clutter, čo je termín využívaný najmä v radarovej technike, označujúci (nežiaduci) šum prostredia, prípadne šum vyvolaný elektronickými súčiastkami daného systému. Tento signál je získaný tak, že je simulované vysielanie impulzného signálu do prázdneho fantómu svalového tkaniva, teda bez katétra. Druhý zo signálov potrebných na analýzu je signál zo simulačného modelu obsahujúceho katéter, a teda tento signál už obsahuje informáciu o odraze od katétra. Jednoduchým odčítaním signálu obsahujúceho informáciu o odraze a priebehu clutter signálu je možné získať časový priebeh zachytávajúci len odrazený signál. Vyslaný aj odrazený signál majú v časovej doméne približne priebeh zachytený na Obrázku 4.4, čo značne komplikuje detekciu stredu týchto signálov, ktorého znalosť je nevyhnutná na určenie časového odstupe, a teda na výpočet vzdialenosti d_s . Pre tento účel sa využíva Hilbertova transformácia (HT), pomocou ktorej je možné určiť tzv. Hilbertovu obálku budiaceho aj odrazeného impulzu. V prostredí MATLAB je táto matematická transformácia reprezentovaná funkciou hilbert, ktorej výsledkom je analytický signál y . Analytický signál má v každom čase tvar komplexného čísla. Reálnu časť y tvorí hodnota pôvodného signálu u a imaginárnu časť jeho Hilbertov obraz $H(u)$:

$$y = u + j\hat{u} \quad (4.6)$$

kde j označuje imaginárnu jednotku a \hat{u} je označenie pre Hilbertov obraz signálu u .

Hilbertov obraz \hat{u} pôvodného signálu u vzniká tak, že je vytvorená FFT pôvodného signálu u a následne je vykonaný posun fáze o $\pm j$ v závislosti od toho či je frekvencia kladná alebo záporná, pričom platí [36]:

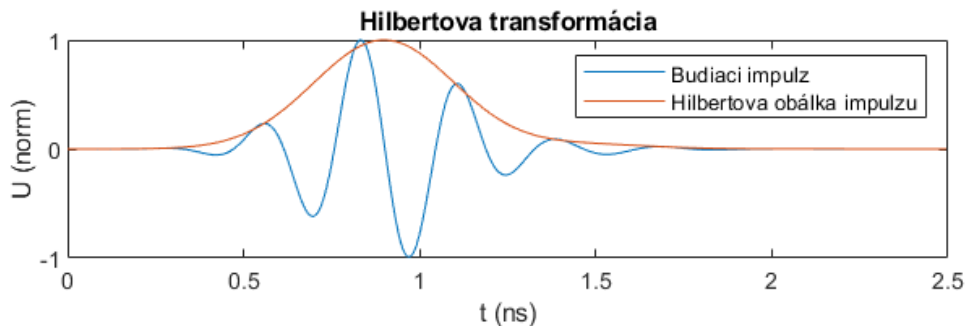
$$H(f) \begin{cases} \varphi = -j \text{ pre } f > 0 \\ \varphi = 0 \text{ pre } f = 0, \\ \varphi = j \text{ pre } f < 0 \end{cases} \quad (4.7)$$

kde φ je fázový posun a f je frekvencia.

Použitím inverznej FFT je možné previesť signál z frekvenčnej do časovej domény, čím je získaný Hilbertov obraz pôvodného signálu. Hilbertova obálka o budiaceho signálu je v nasledujúcom kroku vypočítaná ako absolútna hodnota analytického signálu y :

$$o = |y| = \sqrt{u^2 + \hat{u}^2} \quad (4.8)$$

Na Obrázku 4.9 je zobrazený budiaci impulz a jeho obálka získaná pomocou Hilbertovej transformácie.



Obrázok 4.9: Budiaci impulz a jeho Hilbertova obálka

Vďaka tejto transformácii je možné presne určiť stred signálu použitím funkcie v prostredí MATLAB, ktorá detekuje maximum obálky. Maximum budiaceho impulzu je teda v určitom bode, ktorý nesie informáciu o čase t_0 , v ktorý bude vo výpočtoch reprezentovať čas vyslania impulzu. To isté platí pre maximum obálky odrazeného signálu nastávajúcom v čase t_1 . Z týchto údajov je možné určiť dobu od vyslania impulzu do prijatia odrazeného signálu Δt :

$$\Delta t = t_1 - t_0 \quad (4.9)$$

Zo znalosti doby Δt je možné pomocou vzťahu (4.5) určiť vzdialenosť ablačného katétru od antény d_s .

4.2.3 Presnosť metódy

Žiadna metóda na určovanie, resp. meranie vzdialenosti nie je dokonale presná. Z tohto dôvodu je dôležitou časťou každého merania, prípadne simulácie stanovenie presnosti. V prípade nastavenia simulácie, tak ako je to opísané v časti 4.2, nie je možné získať pre viacero simulácií tej istej polohy katétra vo fantóme rôzne hodnoty vzdialenosti d_s , a teda by sa prakticky jednalo o viacnásobné simulovanie presne toho istého modelu s totožnými výstupmi. Výstupom simulácie sú signály bez akéhokoľvek šumu, a teda nie je možné na meranie jednej vzdialenosti aplikovať poznatky z Gaussovej teórie chýb. V tomto prípade je teda simulovaných viacero modelov pre rôzne skutočné vzdialenosti d , pomocou ktorých bude určovaná absolútna a relatívna chyba vzdialenosti d_s získanej simuláciou na následnú analýzu simulačných výstupov v prostredí MATLAB.

Absolútnou chybou δ sa rozumie odchýlka nameranej hodnoty, resp. hodnoty d_s získanej simuláciou od skutočnej hodnoty d [37]:

$$\delta = |d - d_s| \quad (4.10)$$

Relatívna chyba hodnoty d_s je definovaná vzťahom [37]:

$$\delta_r = \frac{\delta}{d} (\cdot 100 \%), \quad (4.11)$$

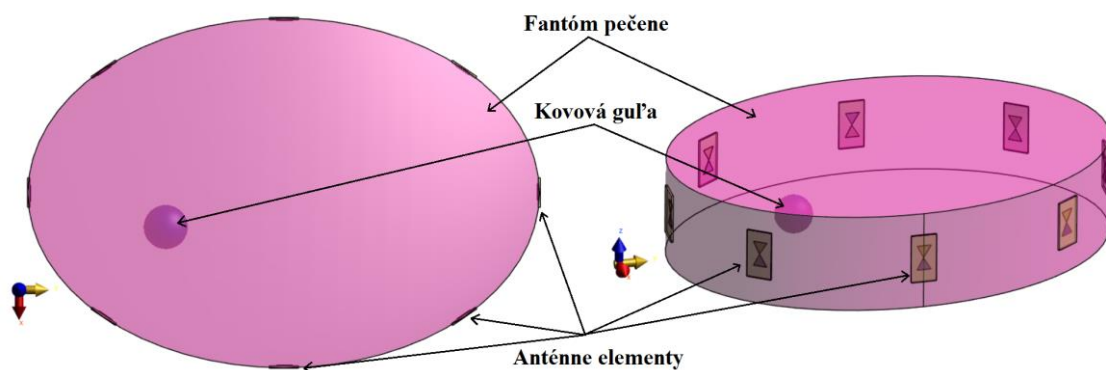
4.3 Určovanie presnej polohy ablačného katétra

4.3.1 Popis simulačného modelu

V kapitole 4.2 bol popísaný simulačný model pre prípad určovania vzdialenosti ablačného katétra na základe analýzy odrazeného signálu od jednej UWB antény, čo predstavuje 1D reprezentáciu polohy katétra v modeli. V tejto časti venujúcej sa určovaniu polohy ablačného katétra, teda 2D reprezentácii polohy je potrebné vytvoriť sériu nových modelov, ktoré budú vhodné na tento účel. Všetky modely, ktoré budú v tejto kapitole popísané, boli vytvorené v prostredí simulátora S4L.

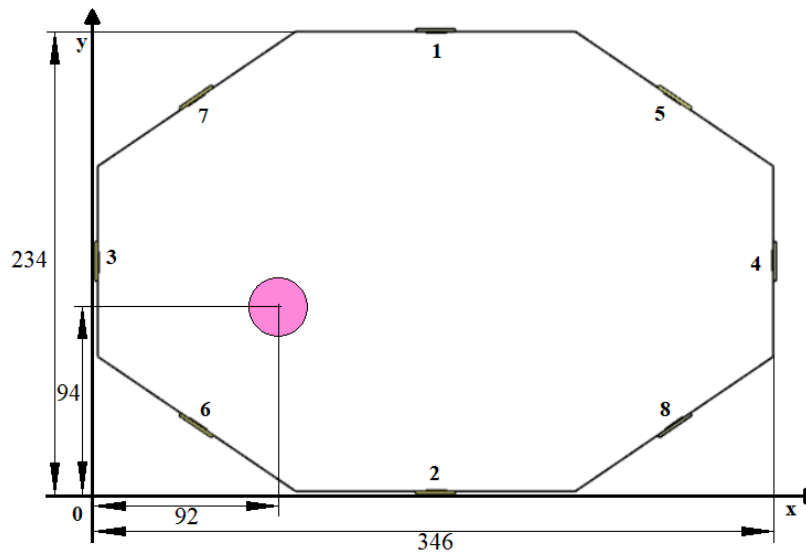
a) Testovací homogénny model

Určovanie polohy katétra si vyžaduje vytvorenie algoritmu, ktorý bude analyzovať signály získané zo simulácie. Algoritmus bolo nutné validovať na jednoduchom modeli, pričom na tento účel bol vytvorený homogénny model s kovovou guľou s priemerom 3 cm, umiestnenou vo fantóme pečenevého tkaniva. Popis základného testovacieho modelu je zachytený na Obrázku 4.10.



Obrázok 4.10: Základný testovací model s kovovou guľou

Model pozostáva z ôsmich anténnych elementov s rozmermi a dielektrickými parametrami opísanými v časti 4.1.1, ktoré sú symetricky rozmiestnené okolo modelu. Keďže pre správne fungovanie zobrazovacieho algoritmu je nevyhnutná znalosť polohy jednotlivých anténnych elementov, bolo zvolené ich symetrické rozloženie. Toto rozloženie má za následok jednoduchšie určenie polohy antén, ktoré sú umiestnené v stredoch strán splošteného osemuholníka. Rozmery modelu, poloha kovovej gule a označenie jednotlivých anténnych elementov sú zachytené na Obrázku 4.11

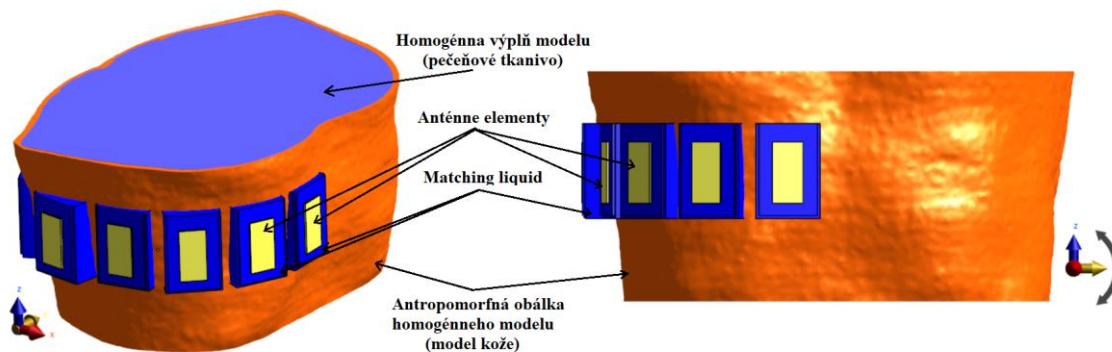


Obrázok 4.11: Rozmery testovacieho modelu, poloha kovovej gule a označenie jednotlivých anténnych elementov. Rozmery sú uvedené v mm.

Dielektrické parametre fantómu pečenevého tkaniva boli určené simulátorom využívajúcim databázu IT'IS [35] na základe použitého frekvenčného pásma, konkrétne relatívna permitivita pečenevého tkaniva $\epsilon_r = 38,55$ a merná elektrická vodivosť $\sigma = 2 \text{ S/m}$. Vodivosť bola znížená na túto hodnotu z dôvodného predpokladu, že intenzita odrazených signálov zachytených jednotlivými anténami by bola príliš malá na ďalšie spracovanie, a teda validácia algoritmu by nebola možná. Zmenou v porovnaní so simuláciami opísanými v kapitole 4.2 je druh simulácie. Na určenie presnej polohy je potrebných viacero anténnych elementov, v tomto prípade osem, pričom je využívaná tzv. multiport simulácia, čo znamená, že v rámci jednej takejto simulácie je celkovo vykonaných osem jednotlivých tzv. singleport simulácií. Počas singleport simulácie je vždy aktívna, teda vysielacia, len jedna anténa a zvyšné pasívne sú v móde prijímača. V prijímacom móde je po vyslaní impulzu aj samotná aktívna anténa. V každej nasledujúcej simulácii je v aktívnom režime vždy iná anténa, pričom z takto konštruovanej multiport simulácie získame celkovo 64 signálov. Čo sa parametrov použitého budiaceho impulzu týka, pri simulácii v homogénnych modeloch je použitý signál s najširším frekvenčným pásmom 1 – 10 GHz. Jednotlivé charakteristiky použitého impulzu sú zachytené v Tabuľke 4.1 a na Obrázku 4.4 a 4.5 je vidieť priebeh tohto signálu v časovej a frekvenčnej doméne. Parametre mriežky, pomocou ktorej bol model diskretizovaný, sú uvedené v Prílohe A v Tabuľke A.4. Na základe rozmerov mriežky bol určený celkový počet objemových elementov na 18,8 miliónov voxelov.

b) Homogénny antropomorfný model

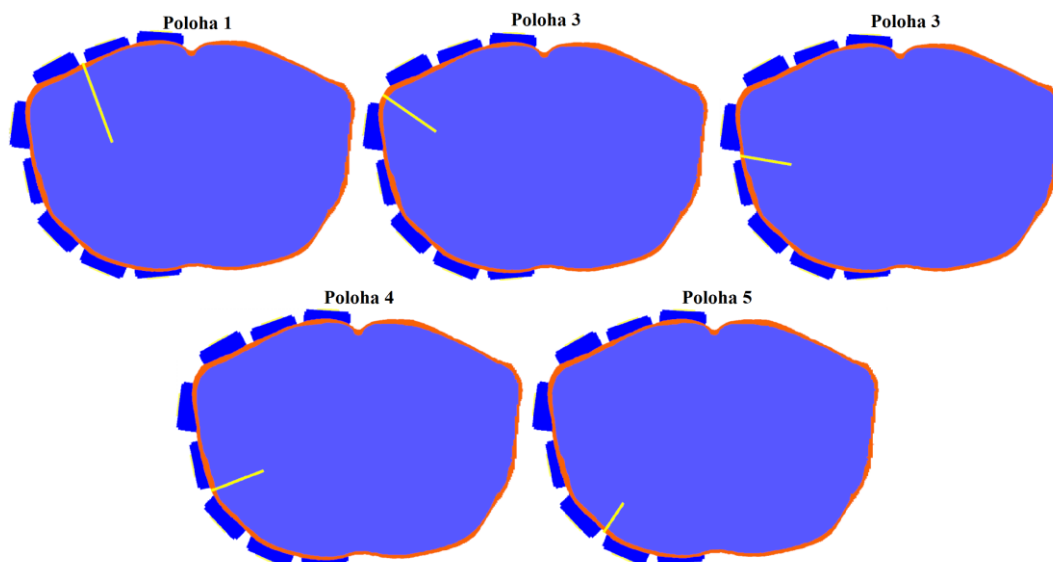
Keďže cieľom práce je zobrazovanie polohy ablačného katétra, bol vytvorený druhý homogénny antropomorfný model obsahujúci model ablačného katétra umiestneného v modeli nádoru, čím sa model čiastočne približuje skutočnej situácii pri ablačnej liečbe HCC. Popis homogénneho modelu s ablačným katétrom je zachytený na Obrázku 4.12.



Obrázok 4.12: Popis homogénneho modelu s ablačným katétrom

Ako naznačuje názov, tento model disponuje rozmermi reálneho pacienta [38]. Anténne elementy neboli umiestnené priamo na pokožku modelu, ale na tzv. matching liquid, čo je tekutina, ktorej úlohou je vykompenzovať prirodzené nerovnosti ľudského tela a pokožky, čím je zabránené tvorbe vzduchových bublín medzi anténymi elementami a pacientom, a tým sú vytvorené priaznivejšie podmienky pre šírenie elektromagnetického vlnenia medzi anténou a pacientom. Permittivita matching liquid bola totožná s permitivitou pečenej tkaniva a merná elektrická vodivosť $\sigma = 0,1 \text{ S/m}$. Homogénnej výplni tkaniva boli pridelené dielektrické parametre pečenej tkaniva z dôvodu, že majoritnú plochu transverzálneho rezu touto oblasťou, v prípade reálneho pacienta, pokrýva práve pečeň. Permittivita a merná elektrická vodivosť má reálnu hodnotu pri danej frekvencii, teda $\epsilon_r = 41,4$ a $\sigma = 2,47 \text{ S/m}$. Model ablačného katétra je dlhý tenký valec s priemerom 2,1 mm, pričom tento rozmer bol zvolený s ohľadom na skutočné rozmery bežne používaných RFA katétrov podľa [39, 40]. Rozdiel je v porovnaní s testovacím modelom aj v použítom frekvenčnom pásme (1 – 6 GHz) a v rozložení anténnych elementov, ktoré sú umiestnené len v ľavej časti modelu. Keďže skúmaná oblasť sa týka nádorov v pečeni, je vhodné umiestniť antény v bezprostrednom okolí pečene. Asymetrickým umiestnením antén by mohla byť dosiahnutá väčšia intenzita odrazených impulzov v porovnaní s intenzitou signálov v modeli so symetrickým rozložením antén, v ktorom je priemerná vzdialenosť anténneho elementu od zobrazovaného objektu relatívne veľká. Simulácia bola v režime multiport, pričom parametre impulzu boli totožné s parametrami v testovacom modeli. Parametre mriežky, pomocou ktorej bol model diskretizovaný, sú uvedené v Prílohe A v Tabuľke A.5. Celkový počet voxelov bol v priemere 58 miliónov. Pre takto

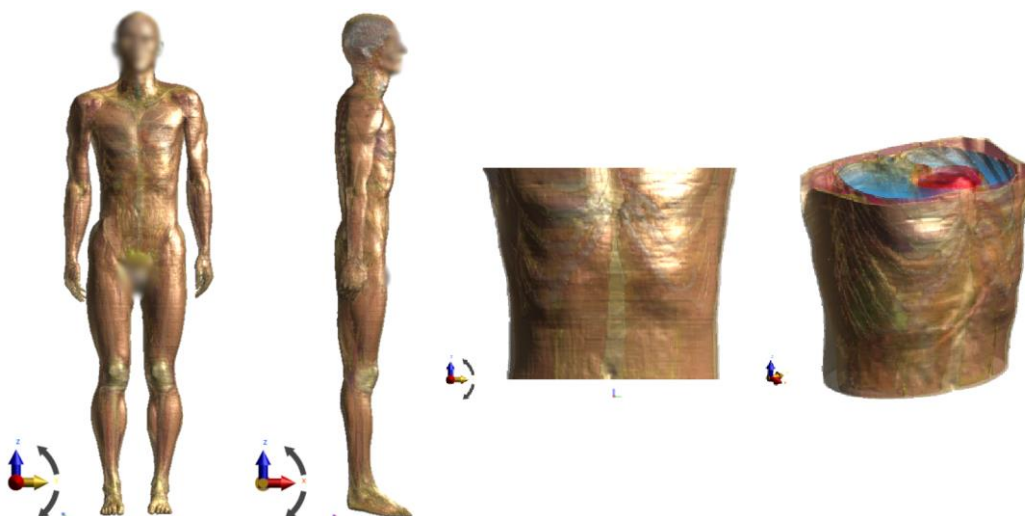
vytvorený model s definovanými parametrami bolo vytvorených viacero verzií líšiacich sa len polohou ablačného katétra. Celkovo bolo vytvorených 5 modelov s rozličnou polohou katéetrov, pričom ich konkrétne polohy sú prezentované rezmi zobrazovanou rovinou zachytenými na Obrázku 4.13



Obrázok 4.13: Polohy ablačných katéetrov v homogénnom antropomorfnom modeli

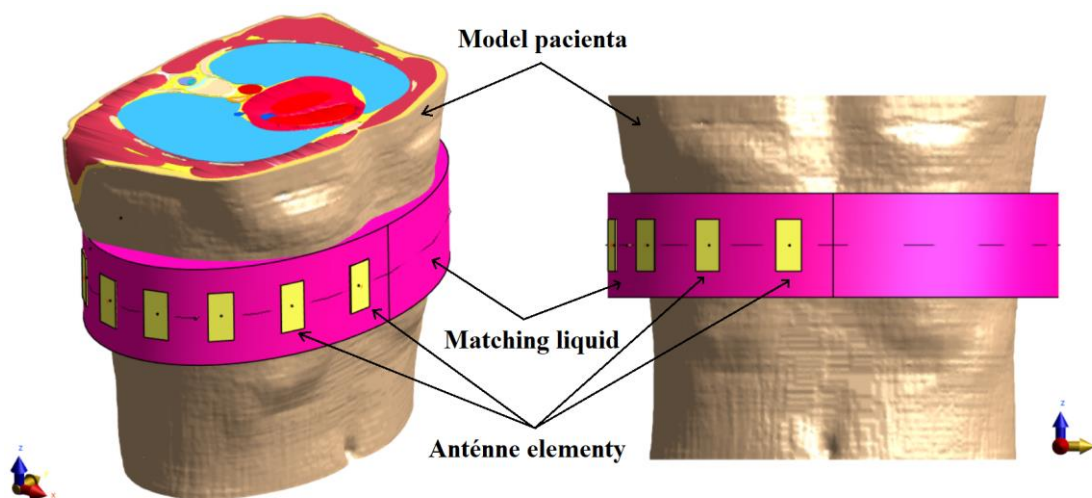
c) Testovací heterogénny model

Jedným z cieľov práce je vytvoriť model reálneho pacienta. Na tento účel je využitý komerčne dostupný, vopred segmentovaný model pacienta [38]. Model je vytvorený na základe morfológie reálneho pacienta mužského pohlavia vo veku 34 rokov s výškou 177 cm a hmotnosťou 70,3 kg. Keďže simulácia celého modelu pacienta by bola značne výpočtovo náročná, bolo nevyhnutné model zjednodušiť, čoho bolo dosiahnuté využitím len určitej oblasti z celkového modelu pacienta. Pôvodný model pacienta a upravený model oblasti záujmu sú na Obrázku 4.14.



Obrázok 4.14: Model pacienta (vľavo) a model oblasti záujmu (vpravo)

Po importovaní a upravení modelu boli v okolí pečene umiestnené anténne elementy, pričom neboli umiestnené priamo na pokožku modelu, ale na matching liquid, podobným spôsobom ako v prípade homogénneho antropomorfného modelu. Čo sa dielektrických parametrov matching liquid týka, permitivita bola taktiež totožná s permitivitou pečeneového tkaniva a merná elektrická vodivosť $\sigma = 0,1 \text{ S/m}$. Do modelu pečene je umiestnený model tumoru a ablačného katétra s totožnými rozmermi ako pri homogénnom modeli. Dielektrické parametre jednotlivých tkanív boli pridelené simulátorom S4L na základe simulovaného frekvenčného pásma. S4L využíva databázu dielektrických parametrov tkanív *IT'IS Database* [35]. Popis simulačného modelu je zachytený na Obrázku 4.15.



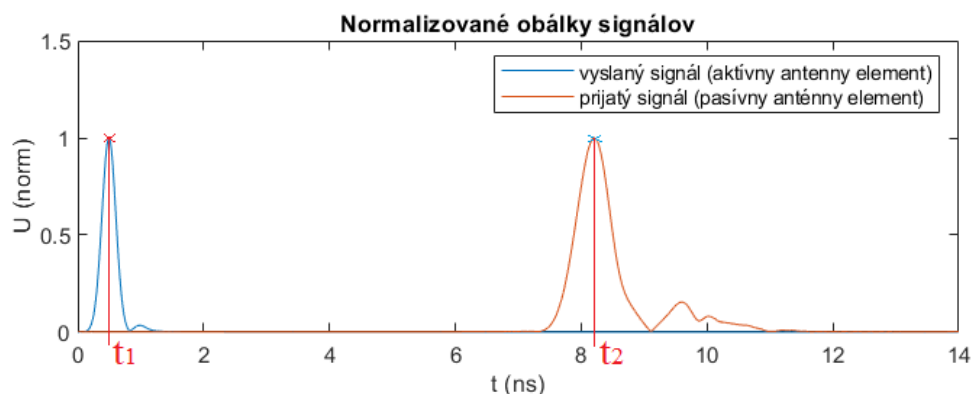
Obrázok 4.15: Popis simulačného modelu s reálnym pacientom

Na takto vytvorenom modeli je testovaná ako presnosť zobrazovania ablačného katétra UWB radarovým systémom, tak aj vplyv frekvenčného pásma na túto presnosť. Vplyv frekvenčného pásma bol testovaný za použitia budiacich signálov opísaných v časti 4.1.3.

4.3.2 Elektromagnetická povrchová vlna a určenie priemernej permitivity heterogénneho modelu

Tak ako na určenie vzdialenosti katétra od anténneho elementu (vid' časť 4.2) aj na detekciu jeho presnej polohy v modeli pacienta je nevyhnutné poznať základné parametre, popisujúce šírenie elektromagnetickej vlny v stratovom prostredí. V takomto prostredí, akým sú aj mäkké tkanivá, sa EM vlnenie šíri rýchlosťou menšou ako je rýchlosť svetla vo vákuu. Zo vzťahu (4.4) je zrejmé, že určenie správnej rýchlosti šírenia EM vlnenia je podmienené znalosťou permitivity daného prostredia. Pri simulovaní a následnej analýze signálov z homogénnych modelov bola permitivita v rámci celého modelu konštantná, čiže do algoritmu bola zadaná jednoducho hodnota permitivity zo simulátoru. Pri heterogénnych modeloch je táto situácia o poznanie zložitejšia. Impulzný signál pri šírení sa modelom prechádza viacerými druhmi tkanív od pokožky, cez kosti

a iné tkanivá až po samotnú pečeň. Tento fakt komplikuje určenie priemernej permitivity, pričom existuje niekoľko riešení. Prvým možným riešením je určenie pomerného zastúpenia jednotlivých tkanív na trajektórii impulzu, ktoré je pre každé tkanivo určené ako pomer dĺžky trajektórie impulzu prechádzajúceho cez dané tkanivo ku celkovej dráhe impulzu. Na základe znalosti pomerného zastúpenia tkanív je možné určiť priemernú permitivitu ako vážený priemer permitív, kde váhovacím koeficientom, bude práve pomerné zastúpenie tkaniva. Druhou a zároveň elegantnejšou metódou, je získanie priemernej permitivity na základe určenia doby šírenia impulzu medzi aktívnou a niektorou pasívnou anténou a zo znalosti vzdialenosti medzi nimi. Táto metóda je elegantnejšia, pretože nie je nutné určovanie pomerných zastúpení jednotlivých tkanív, čo je mimochodom ešte komplikovanejšie v prípade živého pacienta. Pri využití druhej metódy je taktiež výhodou jej robustnosť, jednoduchá aplikovateľnosť v rámci zobrazovacieho algoritmu a navyše si nevyžaduje dodatočné vstupné dáta, teda úplne postačujú dáta zo samotnej simulácie, príp. merania. Metóda využíva signály po Hilbertovej transformácii, takže je jednoduché určiť maximá daných signálov. V prvom kroku je určené maximum obálky vyslaného impulzu aktívnou anténou a taktiež maximum obálky zachyteného impulzu niektorou z pasívnych antén. Tento krok je graficky znázornený na Obrázku 4.16.



Obrázok 4.16: Určenie maxim vyslaného a prijatého signálu pre účel získania priemernej permitivity prostredia

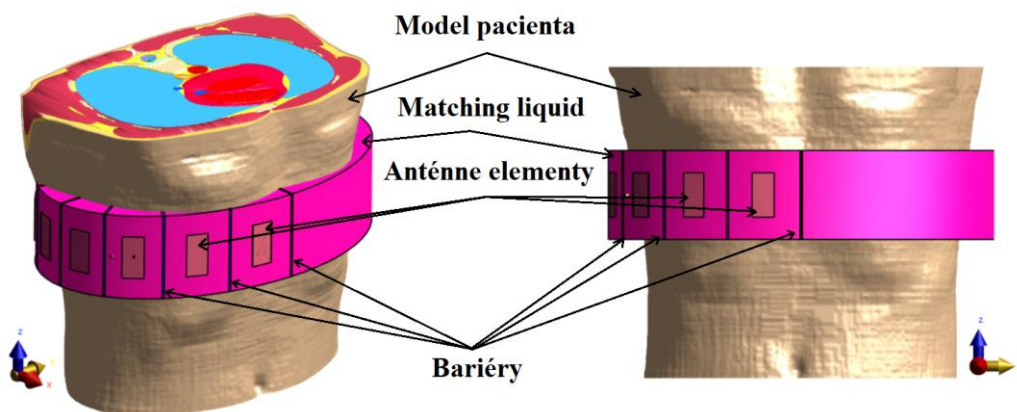
Jednotlivým maximám je pridelený čas, v ktorých boli zaznamenané a z ich rozdielu je na základe vzťahov (4.4 a 4.5) a známej vzdialenosti antén určená hodnota permitivity predstavujúca priemernú permitivitu, potrebnú pre ďalšie spracovanie signálov a následné zobrazenie samotného ablačného katétra.

Z predbežných výsledkov testovacej simulácie s modelom pacienta ale vyplýva, že signál sa nešíril priamo od aktívneho anténneho elementu k pasívnej prijímacej anténne, ale jeho trajektória bola zakrivená. Tento fakt mohol byť spôsobený jednak elektromagnetickou povrchovou vlnou šíriacou sa na rozhraní matching liquid a vzduchu, prípadne viacnásobným odrazom pod kritickým uhlom od tohto rozhrania, čo by

spôsobovalo šírenie EM vlnenia paralelne s týmto rozhraním okolo modelu pacienta. Keďže matching liquid má nastavenú veľmi nízku vodivosť, predstavuje nízkostrátové prostredie pre šírenie impulzu z aktívneho elementu a zároveň jeho zachytenie pasívnym elementom v intenzite porovnateľnej s intenzitou vyslaného signálu. Tento fakt má za následok znemožnenie detekcie signálu šíriaceho sa modelom, ktorý má prirodzene rádovo nižšiu intenzitu, keďže sa šíri pomerne vodivým prostredím ľudského tela. Tento signál je však základom danej metódy určovania priemernej permitivity, a preto bolo nutné pristúpiť k určitým úpravám heterogénneho modelu.

Vysvetlenie pozorovaných javov v predchádzajúcom odseku je v tejto časti len hypotetické a jeho správnosť je nutné overiť. Preto bolo vytvorených viacero modelov, ktorých cieľom bolo tento jav eliminovať, pričom efektívnosť vykonaných úprav bola otestovaná v simulátore pomocou zobrazenia rozloženia intenzity EM podľa $E(x,y,z,t)$ v čase. Pre porovnanie bola vykonaná simulácia rozloženia intenzity EM podľa v pôvodnom heterogénnom modeli (viď Obrázok 4.15). Táto simulácia mala taktiež pomôcť porozumeniu príčin vzniku tohto javu.

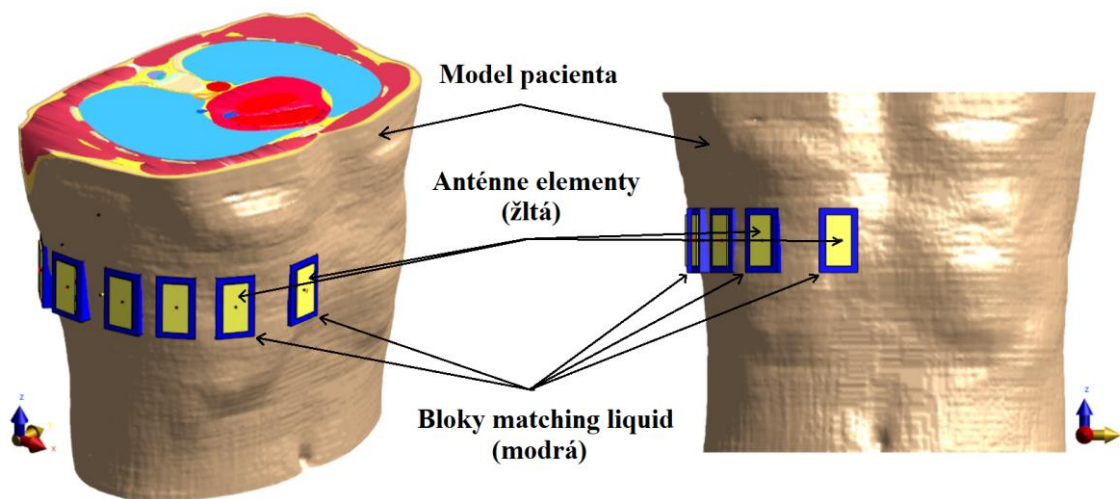
Pri riešení daného problému bola pozornosť upriamená na vnútorné prostredie matching liquid a jeho úpravu, z čoho vyplýva prvá modifikácia modelu, a to spôsobom, že medzi jednotlivé anténne elementy budú vložené 2 mm tenké bariéry s permitivitou totožnou s hodnotou pri matching liquid a pomerne vysokou vodivosťou $\sigma = 7 \text{ S/m}$. Permitivita na úrovni matchig liquid by mala zaručiť, že na rozhraní bariéry a matching liquid nebudú vznikať nežiaduce odrazy a vysoká vodivosť by mala utlmiť EM vlnenie prechádzajúce bariérou. Tento model a jeho popis je zobrazený na Obrázku 4.17.



Obrázok 4.17: Popis heterogénneho modelu s bariérami

Druhé potenciálne riešenie sa zameriava na modifikáciu samotnej geometrie matching liquid, pričom táto úprava pozostáva z rozdelenia matching liquid na osem separátnych hranolov umiestnených v tesnej blízkosti jednotlivých anténnych elementov. Touto úpravou simulačného modelu by mal byť problém eliminovaný, pretože nežiaduce šírenie EM vlnenia bolo na základe pôvodného predpokladu spájané s geometriou

použitej matching liquid. Popis modelu so separátnymi blokmi matching liquid sa nachádza na Obrázku 4.18.



Obrázok 4.18: Popis heterogénneho modelu so separátnymi blokmi matching liquid

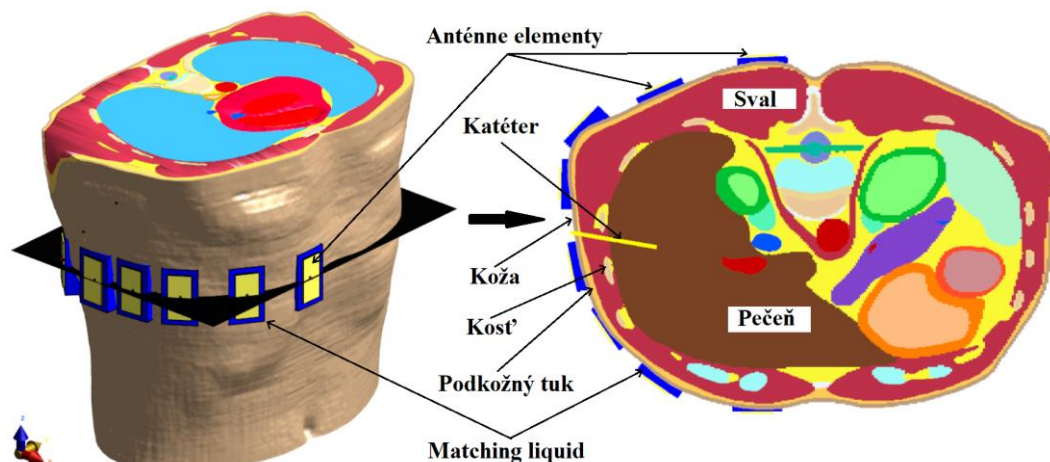
Po vytvorení opísaných modelov bolo možné pristúpiť k samotnej simulácii rozloženia intenzity EM poľa. Budiaci signál bol harmonický s frekvenciou 2 GHz z dôvodu potreby kontinuálneho monitorovania šírenia EM vlnenia. Parametre jednotlivých materiálov boli opäť určené automaticky simulátorom. Poslednou zmenou v porovnaní s predchádzajúcimi simuláciami bolo pridanie Field senzoru zaznamenávajúceho rozloženie intenzity EM poľa v priebehu celého simulačného času, teda $t_{sim} = 15$ ns.

a) Výsledný heterogénny model

Z modelov vytvorených v časti 4.3.2 bolo potrebné zvoliť jeden model, na ktorom budú vykonané simulácie rôznych polôh ablačných katétrov a taktiež vplyv použitých frekvenčných pásiem, pričom výsledky týchto simulácií budú následne analyzované v zobrazovacom algoritme s cieľom určiť polohu katétra. Pre účel týchto simulácií bol zvolený model so separátnymi blokmi matching liquid. Dôvodom tohto výberu je lepšia potenciálna aplikovateľnosť daného riešenia na prípadné reálne experimenty na fyzických fantómoch tkanív.

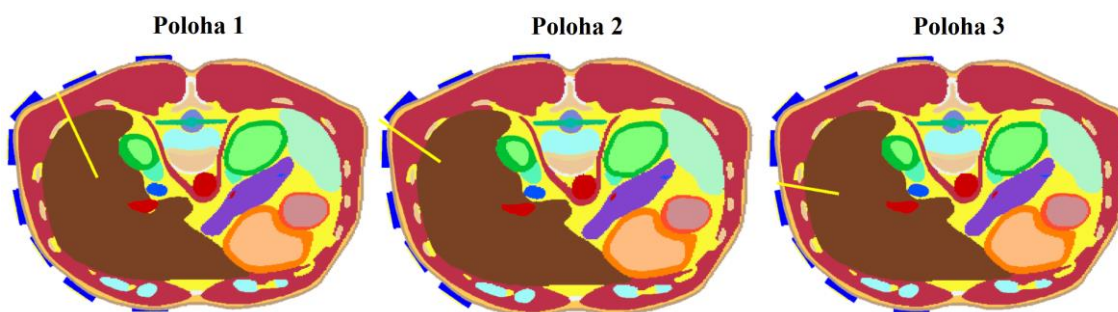
Simulácie boli rozdelené na tri skupiny, podľa použitého frekvenčného pásma. Prvé pásmo bolo v rozmedzí 1 – 4 GHz. Vonkajší vzhľad modelu je totožný s modelom opísaným v časti 4.3.2 na Obrázku 4.18, a preto bude v tejto časti zobrazený len transverzálny rez oblasti, v ktorej sa nachádza katéter. Tieto rezy budú zároveň východiskom na určenie skutočnej polohy. Na Obrázku 4.19 je zachytený simulačný

model, na ktorom je naznačená oblasť rezu a vedľa je zobrazený samotný rez spolu s popisom dôležitých častí modelu.

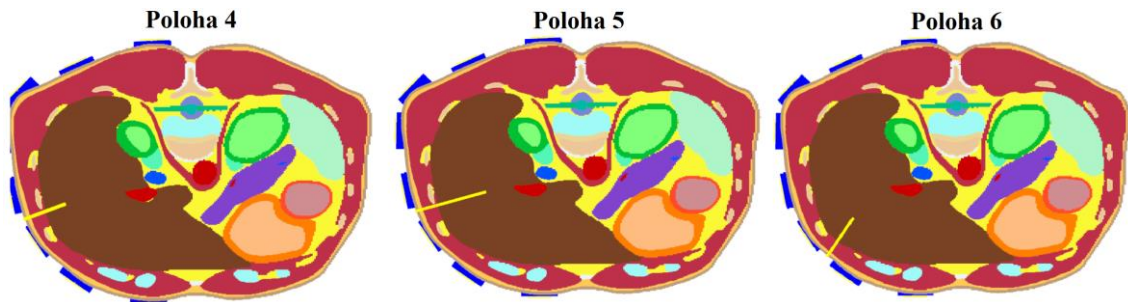


Obrázok 4.19: Simulačný model s popisom (vľavo) a rez modelom zobrazujúci polohu katétru a príslušné štruktúry (vpravo) pre simuláciu vo frekvenčnom pásme 1 – 4 GHz

Podobne boli zostrojené aj modely pre simulácie s budiacim impulzom vo frekvenčnom pásme 1 – 6 GHz. Na tomto pásme bol testovaný UWB radarový systém a jeho schopnosť zobrazovať ablačný katéter v celkovo šiestich polohách v rámci modelu. Je dôležité podotknúť, že katéter bol pri každej simulácii približne paralelne so zobrazovanou rovinou, aby bola dosiahnutá čo možno najväčšia efektívna plocha odrazu tzv. radar cross-section (RCS), vďaka čomu by teoreticky mal byť katéter detekovaný v celej svojej dĺžke. Toto pásmo bolo zvolené na testovanie rôznych polôh na základe predpokladu, že bude dosiahnuté optimálnej rozlišovacej schopnosti a zároveň, že merná vodivosť jednotlivých tkanív bude v tomto pásme dostatočne nízka, aby bolo možné zachytenie odrazených impulzov v detekovateľnej intenzite. V prípade testovania UWB radarového systému na heterogénnom modeli boli použité v rámci možností totožné polohy katérov použité v simuláciách s homogénnym antropomorfným modelom. Polohy katérov v jednotlivých simuláciách sú zachytené na Obrázku 4.20 a 4.21.



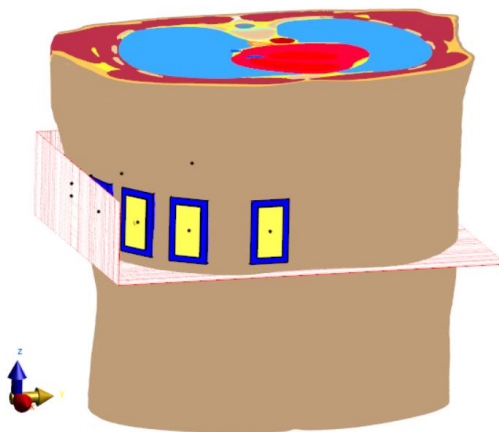
Obrázok 4.20: Polohy katérov 1 až 3 pre simulácie vo frekvenčnom pásme 1 – 6 GHz



Obrázok 4.21: Polohy katérov 4 až 6 pre simulácie vo frekvenčnom pásme 1 – 6 GHz

Najširšie testované frekvenčné pásmo bolo pásmo v rozmedzí 1 – 10 GHz, pričom bol predpoklad, že dané pásmo by mohlo poskytovať najlepšiu rozlišovaciu schopnosť z dôvodu menšej vlnovej dĺžky EM vlnenia v tomto pásme. Vplyv tohto pásma na presnosť detekcie bol testovaný na modeli s polohou katétra totožnou s polohou v modeli pre pásmo 1 – 4 GHz (poloha 3 vid' Obrázok 4.20). Totožná poloha bola zvolená, aby bolo možné porovnanie presnosti na detekcie pri všetkých frekvenčných pásmach na rovnakom modeli.

Posledným parametrom, ktorý bolo nutné nastaviť bola diskretizačná mriežka a jej maximálne rozmery. Tieto rozmery sú pre každú časť modelu uvedené v Prílohe A Tabuľke A.6. Na základe týchto parametrov boli vytvorené jednotlivé voxely, pričom pri voxelovaní celého modelu bol ich počet takmer 65 miliónov. Preto bolo nutné model zjednodušiť resp. zmenšiť simulačnú oblasť. Táto úprava modelu je zobrazená na Obrázku 4.22, na ktorom je vidieť celý model a simulačnú oblasť ohraničenú mriežkou.



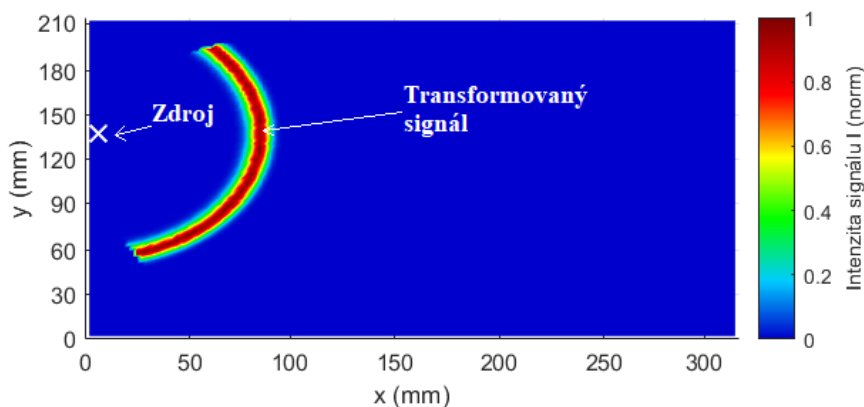
Obrázok 4.22: Heterogénny model s výrezom simulovanej oblasti

Úprava zabezpečila redukciu počtu voxelov na cca 30 miliónov. Simulácia s takýmto počtom voxelov je výpočtovo pomerne náročná, preto bol v rámci simulácie zvolený kernel CUDA (Compute Unified Device Architecture) umožňujúci vykonávať akcelerované výpočty pomocou grafických procesorov, čím bol značne redukovaný

potrebný výpočtový čas. Doba výpočtu (pri použití kernelu CUDA) jednej singleport simulácie bola cca 52 minút, a teda výpočtová doba celej simulácie s ôsmimi aktívnymi anténami bola približne 7 hodín.

4.3.3 Princíp určenia polohy ablačného katétra

Princíp určovania polohy ablačného katétra sa vo svojej podstate nelíši od princípu určovania vzdialenosti, ktorý bol popísaný v časti 4.2.2. Na začiatku sú zo simulácie exportované dáta pomocou skriptu v programovacom jazyku Python. V prostredí MATLAB sú načítané dáta zo simulácie obsahujúcej zobrazovaný objekt (katéter alebo kovová guľa v prípade validačného modelu) a taktiež zo simulácie bez tohto objektu. Tieto signály sú následne vzájomne odčítané za vzniku diferenčného signálu. Na všetky signály je aplikovaná Hilbertova transformácia, čím získavame ich Hilbertove obálky. Zobrazovací algoritmus (vid' Príloha C) následne nezisťuje priamo vzdialenosť medzi anténou a zobrazovaným objektom, ale pokračuje v analýze samotných signálov. Základom zobrazovacieho algoritmu je „Delay-and-sum“ (DAS), ktorého cieľom je transformovať 1D diferenčné signály nesúce informáciu o vzdialenosti vznikajúcich odrazov do 2D reprezentácie zobrazovanej roviny. Jednorozmerný signál však neobsahuje informáciu o smere, z ktorého bol anténou zachytený. Algoritmus teda transformuje signál do plochy tak, že zobrazí množstvo potenciálnych polôh, ktoré odpovedajú dobe šírenia po odraze, z čoho vyplýva, že do plochy sa premietne kružnica s polomerom odpovedajúcim vzdialenosti anténneho elementu od miesta odrazu s farebne kódovanou intenzitou. Teoretický výsledok transformácie je možné pozorovať na Obrázku 4.23



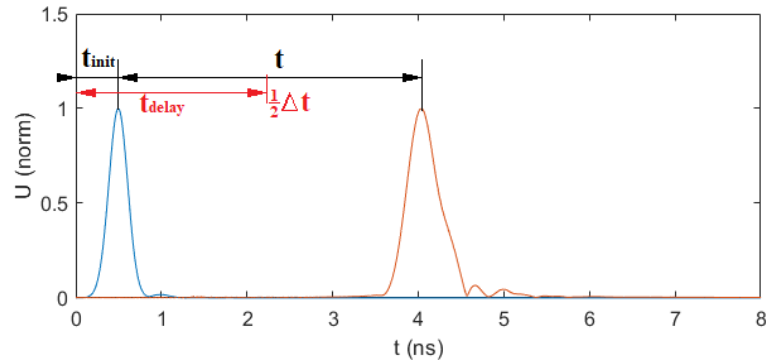
Obrázok 4.23: 1D signál transformovaný do zobrazovanej plochy

Aby bola vzdialenosť od zdroja impulzu k miestu odrazu zobrazená správne, je nutné signál upraviť. Touto úpravou je práve „delay“, teda v preklade oneskorenie. Ako bolo už spomenuté, na zobrazovanie objektu je využitá multiport simulácia, ktorá sa skladá z viacerých singleport simulácií. V rámci jednej singleport simulácie je aktívny jeden element a zvyšné sú v režime prijímača, a zachytávajú odrazy od zobrazovaného objektu viditeľné v diferenčnom signáli. „Delay“ teda spočíva v oneskorení $t_{delay}(i)$

diferenčných signálov zachytených jednotlivými elementami o polovicu doby šírenia $\Delta t(i)$ impulzu od i -tej aktívnej antény k miestu odrazu a naspäť a o dobu od začiatku simulácie po vyslanie budiaceho signálu $t_{init}(i)$. Koeficient i predstavuje i -tú singleport simuláciu, keďže $t_{delay}(i)$ je konštantný v rámci jednej takejto simulácie, pričom jeho hodnota je daná vzťahom:

$$t_{delay}(i) = \frac{1}{2} \Delta t(i) + t_{init}(i) \quad (4.12)$$

Grafické znázornenie jednotlivých časov sa nachádza na Obrázku 4.24.



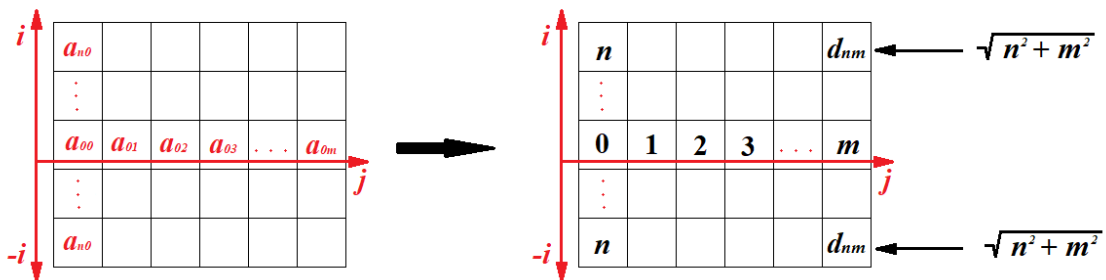
Obrázok 4.24: Popis určenia oneskorenia v rámci algoritmu DAS

Vďaka oneskoreniu signálov o čas t_{delay} , teda predovšetkým o dobu šírenia sa impulzu od aktívnej antény k miestu odrazu, je možné pozerat' sa na oneskorený signál zachytený pasívnou anténou ako na signál, ktorého zdrojom je práve miesto odrazu. Až takto upravené signály sú vhodné na transformáciu do 2D projekcie.

Je taktiež dôležité, popísať samotnú projekčnú rovinu, ktorá je vo forme matice. V prvom kroku je vytvorená nulová matica A s prvkami a_{ij} , pričom na základe koeficientov daného prvku je vytvorená matica jednotkových vzdialeností D , ktorej prvky d_{ij} predstavujú vzdialenosť konkrétneho prvku anténneho elementu ležiaceho v prvku s koeficientami $i = j = 0$ projekčnej roviny. Táto vzdialenosť je určená na základe vzťahu:

$$d_{ij} = \sqrt{i^2 + j^2} \quad (4.13)$$

Graficky je tento krok prezentovaný na Obrázku 4.25



Obrázok 4.25: Popis tvorby matice jednotkových vzdialeností

Táto matica je následne upravená tak, aby reprezentovala reálne vzdialenosti simulovaného modelu. Zo znalosti rozmerov modelu, teda konkrétne dĺžky d_{model} v osi x a počtu vzorkov m projekčnej matice je možné určiť rozmer jedného elementu d_{elem} tejto matice zo vzťahu:

$$d_{elem} = \frac{d_{model}}{m} \quad (4.14)$$

Z matice jednotkových vzdialeností je potom možné vytvoriť maticu predstavujúcu dobu šírenia EM vlnenia v projekčnej rovine, čoho dosiahneme na základe vzťahu:

$$t(i, j) = \frac{\sqrt{\varepsilon_r \cdot d_{elem}}}{c} \cdot d(i, j), \quad (4.15)$$

kde $t(i, j)$ je doba, za ktorú EM vlnenie dospeje k elementu matice s koeficientami i, j v prostredí s relatívnou permitivitou ε_r , pričom c je rýchlosť svetla vo vákuu.

Aby bolo možné projekciu diskretného diferenčného signálu dokončiť je nutné diskretizovať aj čas $t(i, j)$ zo znalosti vzorkovacej periódy T_{vz} tohto signálu podľa vzťahu:

$$k(i, j) = \frac{t(i, j)}{T_{vz}}, \quad (4.16)$$

kde $k(i, j)$ predstavuje rovnakú veličinu ako $t(i, j)$ len diskretizovanú.

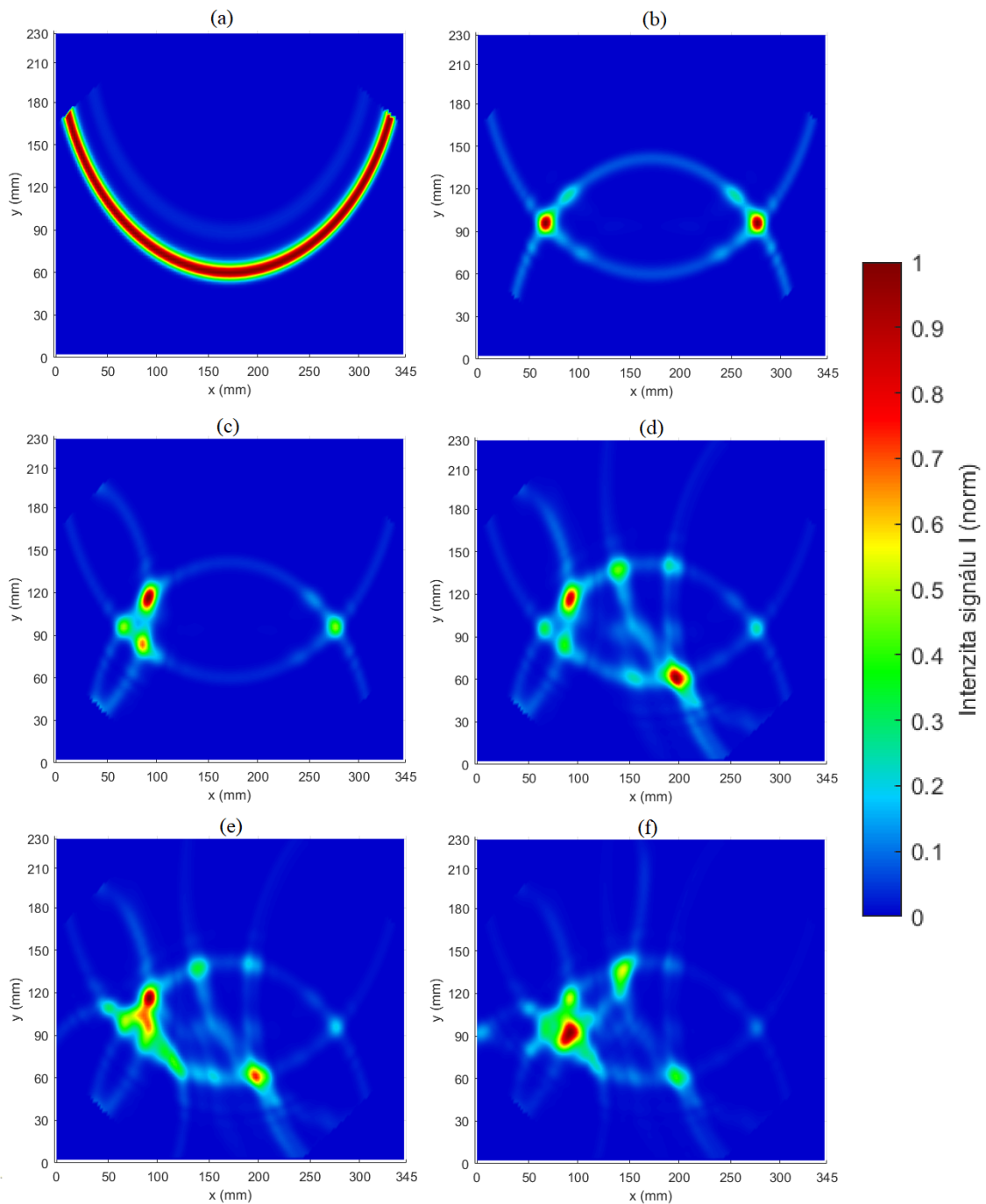
Výsledkom týchto úprav je vznik matice obsahujúcej diskretné hodnoty času, na základe ktorých je možné pridelenie hodnoty intenzity $I(k)$ diferenčného signálu v konkrétnom čase k , elementom zo zobrazovacej roviny s totožným časom $k(i, j)$ a teda platí:

$$I(k(i, j)) = I(k), \quad (4.17)$$

kde $I(k(i, j))$ je intenzita signálu elementu projekčnej matice s koeficientami i, j a diskretným časom $k(i, j)$.

Príklad výslednej matice je zachytený na Obrázku 4.23 s farebným kódovaním intenzity.

Ako je možné na Obrázku 4.23 pozorovať, transformácia jedného signálu do zobrazovanej plochy neprináša dostatočné informácie na určenie tvaru a polohy zobrazovaného objektu v danej rovine. Je teda nutné pristúpiť k transformácii viacerých signálov zachytených jednotlivými anténnymi elementami a ich následnej sumácii. Postupnú sumáciu oneskorených signálov získaných z jednej singleport simulácie v plošnej projekcii je možné pozorovať na Obrázku 4.26



Obrázok 4.26: Grafické znázornenie sumácie plošných projekcií signálov získaných v rámci jednej singleport simulácie z jednotlivých anténnych elementov.

Na Obrázku 4.26 (a) je projekcia len jedného signálu, zatiaľ čo na obrázku (f) je výsledok sumácie projekcií signálov zo všetkých anténnych elementov vrátane aktívneho.

Týmto spôsobom sú vytvorené sumácie v rámci každej singleport simulácie. V poslednom kroku je vytvorená celková sumácia sumácií z týchto simulácií za vzniku výslednej projekcie obsahujúcej informáciu o polohe, prípadne tvare zobrazovaného objektu.

4.3.4 Presnosť metódy

V rámci určovania vzdialenosti ablačného katétra (viď časť 4.2) bola vytvorená metodika určovania presnosti na základe porovnania radarom určenej a skutočnej vzdialenosti. Využitie tohto spôsobu je vhodné na zobrazované objekty, ktorých plocha prierezu v zobrazovanej rovine má tvar podobný kruhu. Pre takéto objekty je pomerne jednoducho definovateľná taktiež ich poloha v rovine. V časti 4.3 venujúcej sa určovaniu polohy je preto možné túto metodiku využiť predovšetkým pri testovaní presnosti určovania polohy objektu zobrazovanému v testovacom homogénnom modeli. Poloha kovovej gule umiestnenej v tomto modeli je definovaná súradnicami $[x, y]$ v karteziánskom súradnicovom systéme určujúcimi polohu stredu kruhu. Polohu kruhu v testovacom modeli je zachytená na Obrázku 4.11 v časti 4.3.1. Presnosť radarom určenej polohy je získaná na základe vzťahov v časti 4.2.3, a to osobitne pre súradnicu v osi x a osi y .

a) Metóda počtu maxim v ploche katétra (relatívna metóda)

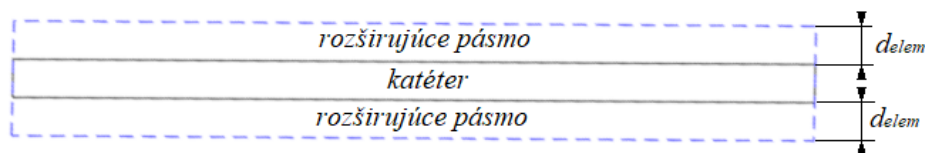
Problém s validáciou výsledkov nastáva pri zobrazovaní polohy objektov s náročnejšie definovateľnou polohou v zobrazovacej rovine, akými je napríklad aj katéter. Z toho dôvodu bola použitá metodika porovnávajúca dáta zo zobrazovacieho algoritmu s reálnymi polohami [41]. Metóda spočíva v určení polohy N_{max} maxim intenzity v rekonštruovanom obraze, pričom je určený počet maxim N_{in} nachádzajúcich sa v ploche, ktorú pokrýva model katétra v simulovanom modeli. Zo znalosti celkového počtu maxim a počtu tých, ktoré sa nachádzajú v skutočnej ploche pokrytej katétrom je určená presnosť ϑ určenia polohy katétra UWB radarovým systémom, a to na základe vzťahu:

$$\vartheta = \frac{N_{in}}{N_{max}} \cdot 100\%, \quad (4.18)$$

Je nutné poznamenať, že v prípade dokonalej rozlišovacej schopnosti, by boli maximá rozmiestnené na rozhraní katétra a tkaniva, z dôvodu úplného odrazu od tohto rozhrania. Z toho dôvodu je plocha úspešnej detekcie polohy katétra rozšírená o určité pásmo. Šírka tohto pásma je odvodená na základe znalosti fyzikálnej rozlišovacej schopnosti pre maximálnu frekvenciu frekvenčného pásma pulzu použitého na detekciu polohy katétra. Fyzikálna rozlišovacia schopnosť $\lambda_{1/2}$ vychádza zo vzťahu:

$$\lambda_{1/2} = \frac{c}{2 \cdot f_H \cdot \sqrt{\epsilon_r}} \quad (4.19)$$

Pre pásmo 1 – 6 GHz a relatívnu permitivitu pečene $\epsilon_r = 37,8$ je rozlišovacia schopnosť, tak ako je definovaná vzťahom (4.18) $\lambda_{1/2} = 4,06$ mm. Rozširujúce pásmo je teda vzhľadom na hodnotu $\lambda_{1/2}$ a taktiež rozmer pixelu $d_{elem} \approx 2,1$ mm obrazovej rekonštrukcie definované ako plocha pokrytá katétrom, pričom priemer katétra je zväčšený o dvojnásobok hodnoty d_{elem} . Plocha katétra so znázornením rozširujúceho pásma je zachytená na Obrázku 2.27

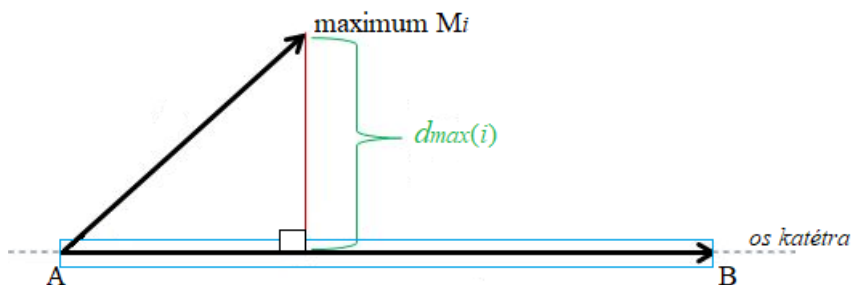


Obrázok 4.27: Plocha katétra so znázornením rozširujúceho pásma

Presnosť detekcie je teda určovaná na základe vzťahu (4.18), ale N_{in} označuje počet bodov nachádzajúcich sa v ploche katétra a v ploche pokrytej rozširujúcim pásmom.

b) Metóda priemernej vzdialenosti maxím od osi katétra (absolútna metóda)

Metóda opísaná v predchádzajúcej časti slúži predovšetkým na porovnanie úspešnosti detekcie medzi jednotlivými polohami v rámci jedného modelu a následne medzi jednotlivými modelmi navzájom. Pre zhodnotenie presnosti detekcie bola vytvorená iná metóda využívajúca určovanie kolmej vzdialenosti jednotlivých maxím od osi katétra. Určovanie vzdialenosti maxima od osi vychádza zo znalosti polohy maxima M_i , polohy počiatočného bodu A a konečného bodu B osi katétra, ktoré je možné pozorovať na principiálnom znázornení metódy na Obrázku 4.28.



Obrázok 4.28: Principiálne znázornenie metódy priemernej vzdialenosti maxím od osi katétra

Zo znalosti polohy týchto bodov je možné určiť celkovú presnosť určovania polohy katétra na základe vzťahu:

$$d_{max} = \frac{1}{N_{max}} \cdot \sum_{i=1}^{N_{max}} \frac{\|\overline{AM}_i \times \overline{AB}\|}{\|\overline{AB}\|} \quad (4.20)$$

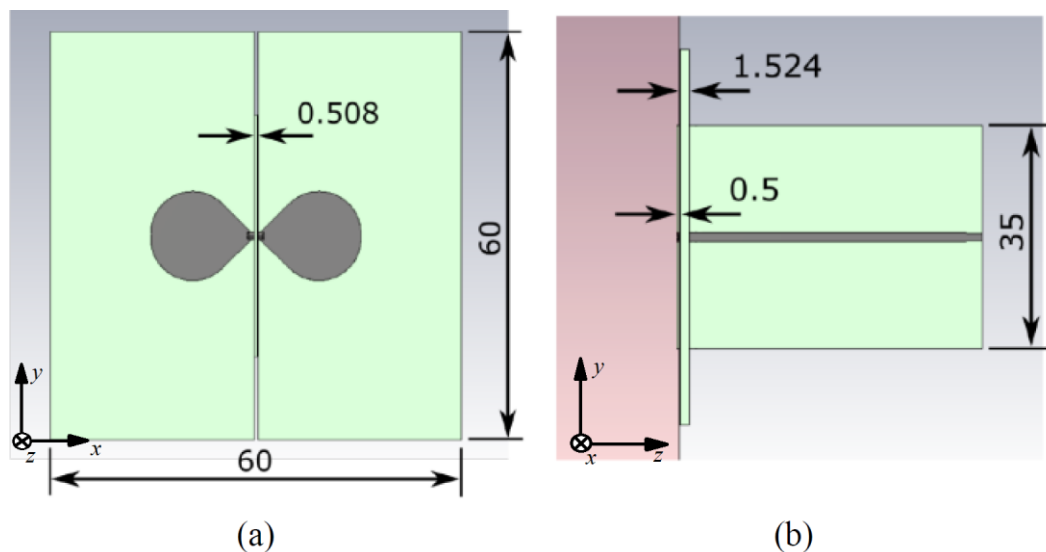
Obe metódy sú implementované v prostredí MATLAB (vid' Príloha E a F), kde je možné spracovanie dát z viacerých simulácií, resp. viacerých polôh katétrov. Výstupom skriptov je jednak presnosť detekcie polohy katétra a taktiež grafická reprezentácia presnosti určovania opísanými metódami.

4.4 Návrh a realizácia optimalizovaného UWB radarového systému

V tejto kapitole bude opísaná tvorba geometrie modelu torza reálneho pacienta a jeho následná realizácia. Taktiež budú popísané anténne elementy, využívané na výsledné meranie. Nemenej dôležitou súčasťou výsledného experimentálneho modelu bude použitý tekutý fantóm pečenej tkaniva. V poslednej časti tejto kapitoly bude popísané meranie vektorovým analyzátorom a následné spracovanie nameraných dát. Na zobrazovanie ablačného katétra umiestneného do takto zostaveného modelu bude využitý algoritmus, opísaný v časti 4.3.3 a na následné určenie presnosti obrazovej rekonštrukcie budú využité metódy popísané v časti 4.3.4.

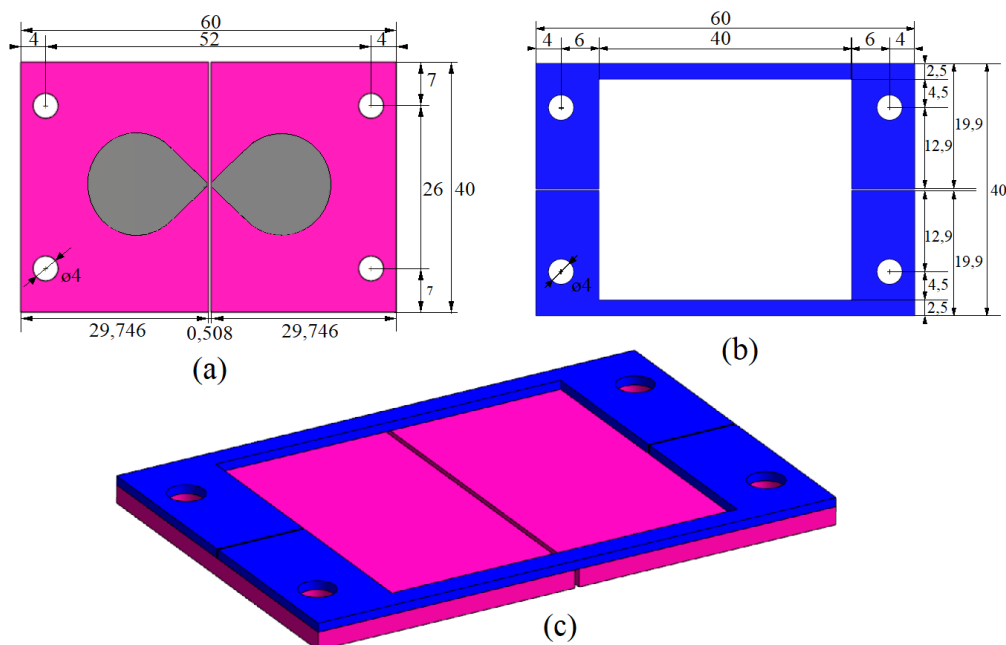
4.4.1 Anténne elementy

Vo všetkých simuláciách boli použité trojuholníkové bowtie anténne elementy (TBA) opísané v časti 4.1.1, avšak v rámci experimentálneho UWB radarového systému budú použité vylepšené trojuholníkové bowtie antény so zaguľatenými rohmi (TBARC) popísané v [42]. Dôvodom využitia tejto antény je, že bola primárne vyvinutá pre účely MWI vo frekvenčnom pásme používanom pri zobrazovaní UWB radarom. Táto anténa sa v porovnaní s TBA anténou využitou v simuláciách líši pridaním tzv. UWB balanced-to-unbalanced symetrizačného obvodu (balun), ktorá je kľúčovou súčasťou pri dosahovaní symetrického vyžarovacieho vzoru. TBARC anténa nebola využitá v rámci simulácie z dôvodu jej geometrickej zložitosti, spôsobenej jednak zaguľatenými rohmi a taktiež pridaním balun obvodu, s čím sú spojené neporovnateľne väčšie nároky na výpočtový výkon v porovnaní so simuláciami s pôvodnou TBA anténou. Rozmery a dizajn TBARC anténneho elementu opísaného v [42] sú zachytené na Obrázku 4.29.



Obrázok 4.29: Model TBARC anténneho elementu. Pohľad spredu(a) a pohľad z boku (b). Prevzaté z [42]. Rozmery sú uvedené v mm.

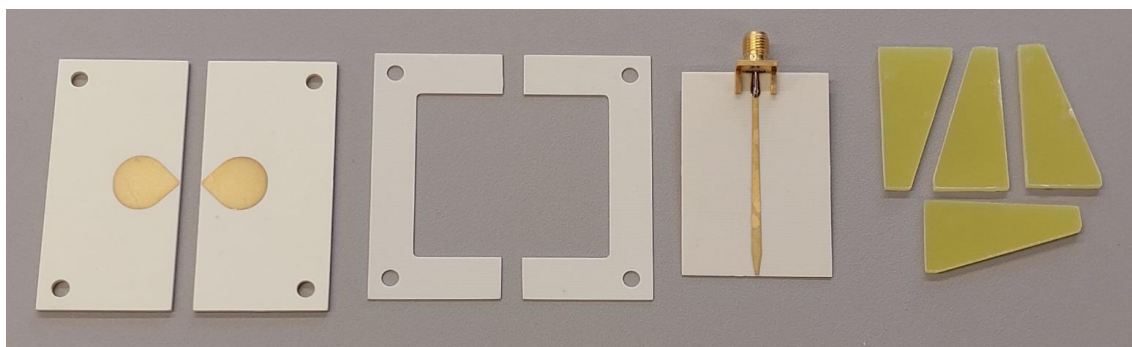
Antény s rozmermi uvedenými na Obrázku 4.29 však nevyhovovali geometrii modelu torza pacienta, a teda by nebolo možné umiestniť celkovo 8 anténnych elementov okolo ľavej časti modelu tak, aby nedochádzalo k ich vzájomnému prekryvaniu. Bolo nutné upraviť rozmery substrátu v ose y. Upravené rozmery substrátu a spájacích častí sú prezentované na Obrázku 4.30.



Obrázok 4.30: Upravený model TBARC anténneho elementu so spájacími časťami. Rozmery anténneho elementu (a) a spájacích častí (b), celkový pohľad (c). Rozmery sú uvedené v mm.

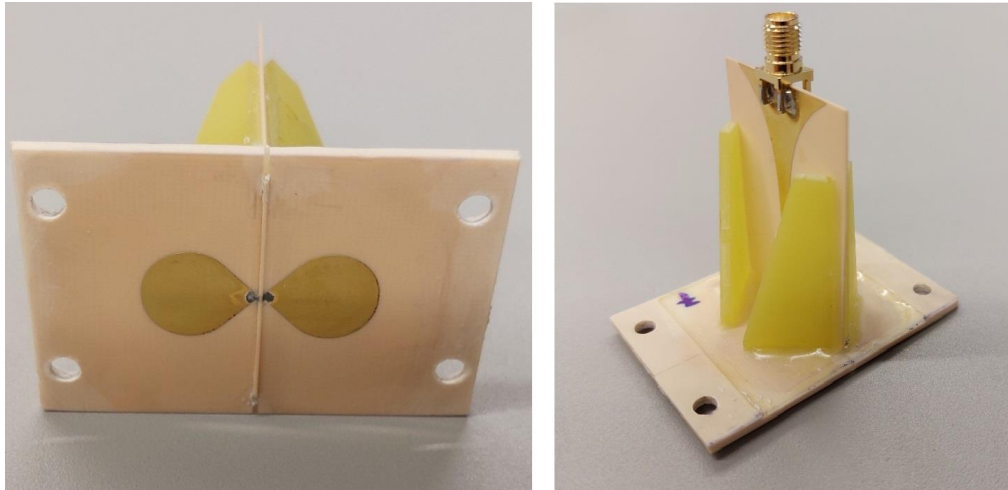
S upravenými anténnymi elementmi zachytenými na Obrázku 4.30 boli vykonané simulácie potvrdzujúce, že tieto úpravy nijako významne neovplyvnili ich vlastnosti prezentované v [42].

Každý anténny element sa skladá z niekoľkých plošných častí, konkrétne z dvoch kovových ramien nanesených na substráte Rogers RO4003C, dvoch spájacích častí (viď Obrázok 4.30), balun obvodu a podporných častí (Isola DURAVER 104). Pripojenie antény je zabezpečené štandardným SMA konektorom. Všetky tieto časti pred samotným zostavením anténnych elementov sú zachytené na Obrázku 4.31.

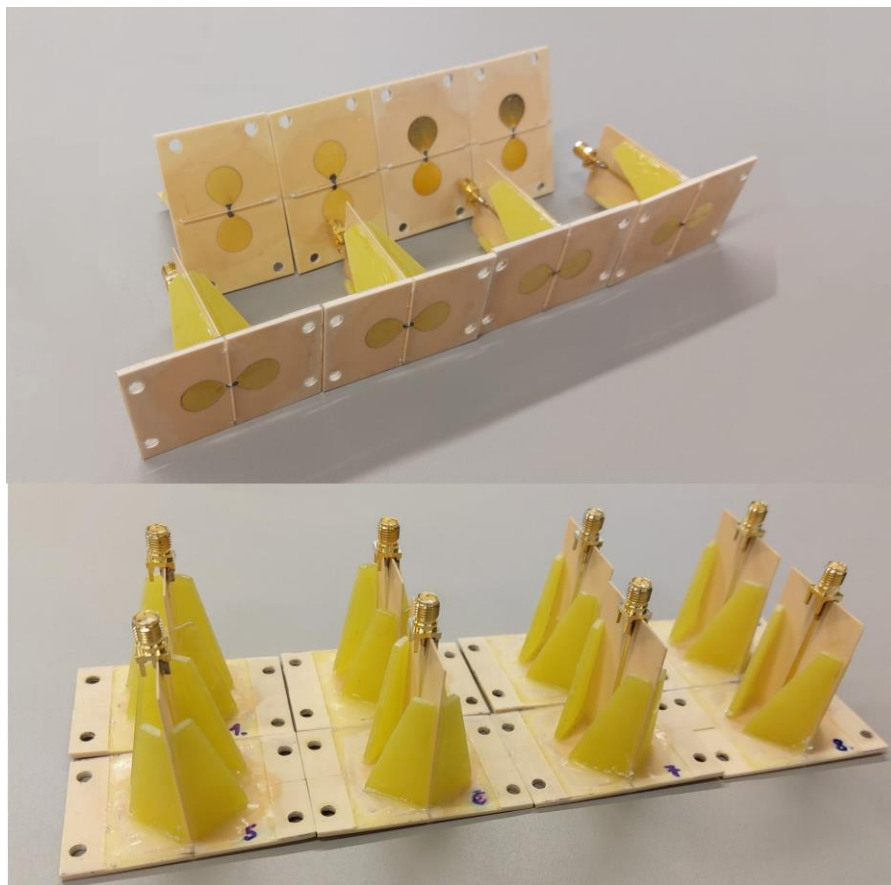


Obrázok 4.31: Jednotlivé časti anténneho elementu. Sprava ramená anténneho elementu, spájacie časti, balun s SMA konektorom a podporné časti.

Všetky kovové časti, pri ktorých je nutné zabezpečiť vodivé prepojenie spojené spájkovaním. Na spojenie kovových ramien na substráte do výsledného tvaru sú použité spájacie časti, ktorými sú ramená fixované pomocou epoxidového lepidla. Balun je fixovaný k ramenám pomocou podporných častí taktiež epoxidovým lepidlom. Takto zostavené anténne elementy sú zachytené na Obrázku 4.32 a 4.33.



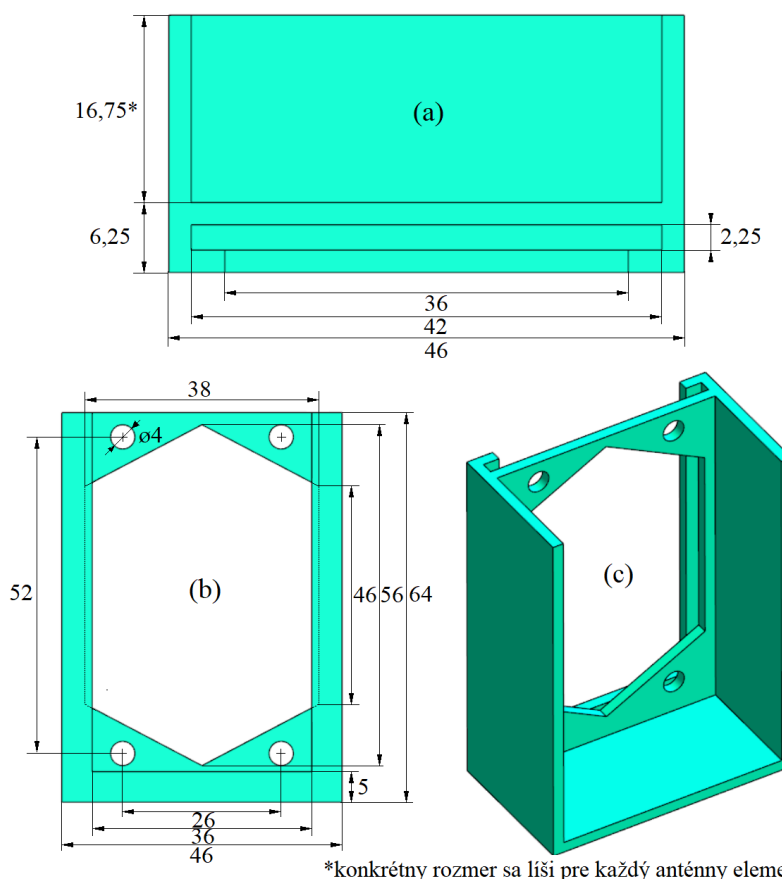
Obrázok 4.32: TBARC anténny element



Obrázok 4.33: Všetky zostavené anténne elementy

4.4.2 Model torza reálneho pacienta

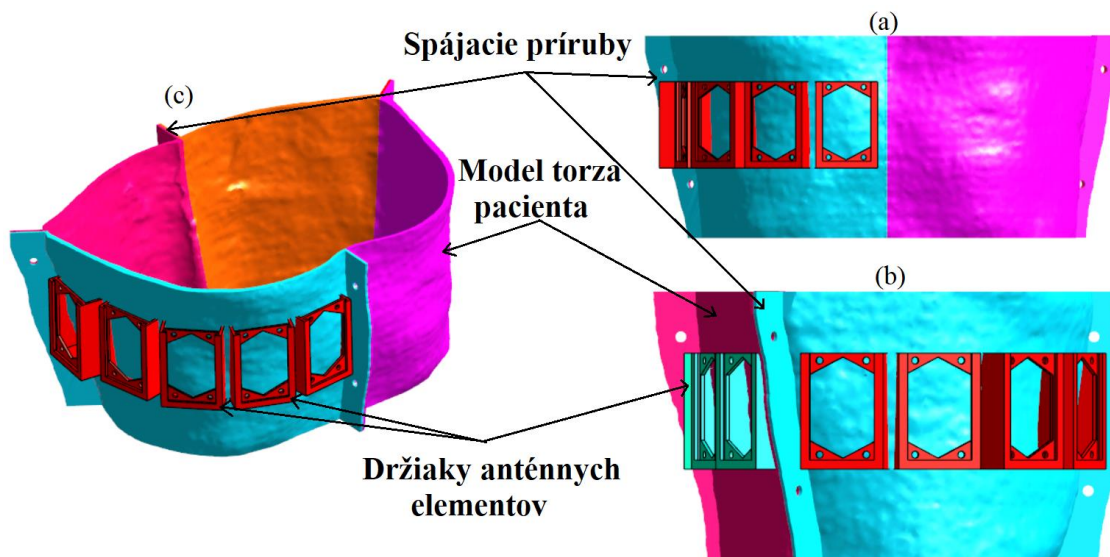
Experimentálny model využitý na meranie je vytvorený na základe geometrie homogénneho antropomorfného modelu opísaného v časti 4.3.1, z dôvodu následnej možnosti porovnania presnosti dát zo simulácie a merania. Bolo však nutné vykonať niekoľko úprav. Prvou nevyhnutnou úpravou bolo vytvorenie držiakov na anténne elementy tak, aby bola zabezpečená ich presná poloha v rámci modelu a bolo možné využitie matching liquid. Rozmery a dizajn držiakov boli zvolené s ohľadom na rozmery použitých anténnych elementov a sú zachytené na Obrázku 4.34.



*konkrétny rozmer sa líši pre každý anténny element
Obrázok 4.34: Rozmery a dizajn držiakov anténnych elementov. Pôdorys (a), nárys (b) a celkový pohľad (c). Rozmery sú uvedené v mm.

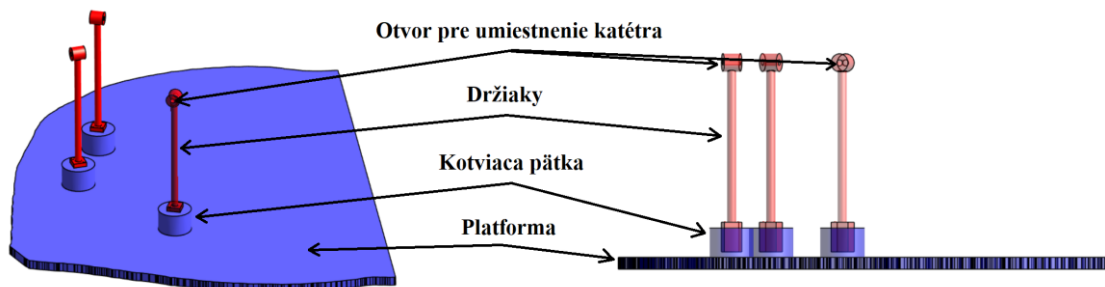
Na vytvorenie torza reálneho pacienta je využitá technológia 3D tlače za použitia tlačiarne Original Prusa i3 MK3S+, ktorá využíva technológiu označovanú ako FDM (Fused Deposition Modeling), založenú na nanášaní spojitého vlákna z termoplastického materiálu v tomto prípade PET-G, kde „PET“ označuje polyethylentereftalát, čo je bežne používaný plast najmä v potravinárstve. „G“ značí prídanie modifikovaného glykolu, čím sú kladne ovplyvnené materiálové vlastnosti výsledného produktu. 3D tlačiareň, ktorá je použitá na výrobu torza má maximálne rozmery tlače 250×210×210 mm, čo ale zďaleka nepostačuje na tlač celého modelu v jednom kuse. Z toho dôvodu bolo nutné pristúpiť k rozdeleniu modelu na celkovo 4 časti. Tieto časti budú následne vytlačené a prilepené

za vzniku výsledného modelu torza reálneho pacienta. Všetky úpravy modelu boli vykonané v prostredí simulátoru S4L. Na Obrázku 4.35 sú zachytené tieto úpravy pôvodného homogénneho heterogénneho modelu tak, aby bolo model možné vytlačiť pomocou dostupnej 3D tlačiarne.



Obrázok 4.35: Výsledný model torza pacienta po úpravách. Pohľad spredu(a), pohľad z boku (b) a celkový pohľad (c).

V rámci numerických simulácií navrhnutého systému na homogénnom antropomorfnom modeli boli definované určité polohy ablačných katétrov. Keďže meranie bude využívať totožné polohy ablačných katétrov, bolo nutné zabezpečiť ich presnú polohu v rámci torza pacienta. Pre tento účel bol navrhnutý polohový model slúžiaci na presné umiestnenie katétrov pri meraní tak, aby bolo možné následné porovnanie presnosti merania a numerických simulácií. Tento model bude podobne ako torzo pacienta vytlačený pomocou 3D tlače. V rámci merania budú detekované celkovo tri polohy katétrov, a to konkrétne polohy 1, 3 a 4 (vid' Obrázok 4.13). Popis polohového modelu pre tri definované polohy katétrov je zachytený na Obrázku 4.36.



Obrázok 4.36: Polohový model. Celkový pohľad (vľavo) a pohľad spredu (vpravo).

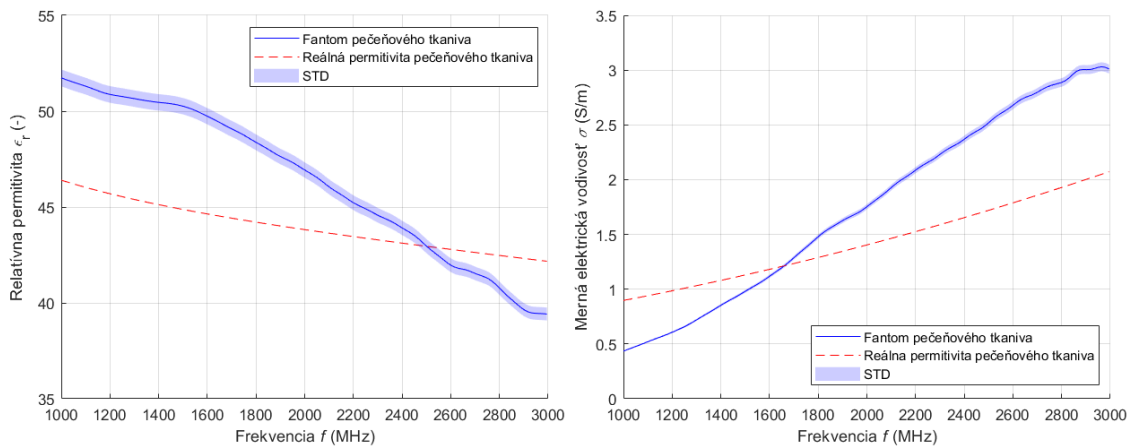
4.4.3 Tekutý fantóm pečňového tkaniva

Na testovanie systémov v MW diagnostike a terapii sa veľmi často využívajú tekuté fantómy, ktoré sa svojimi dielektrickými parametrami podobajú skutočným tkanivám. Základnými látkami využívanými pri príprave tekutých fantómov ľudských tkanív je deionizovaná voda, izopropanol a chlorid sodný (kuchynská soľ). Základom je deionizovaná voda s pomerne vysokou relatívnou permitivitou, ktorú je možné znižovať použitím izopropanolu (IPA). Merná elektrická vodivosť deionizovanej vody je naopak relatívne nízka a jej zvýšenie je možné pridaním chloridu sodného. V tomto prípade bolo nutné namiešať roztok z týchto látok imitujúci dielektrické parametre tkaniva pečene a taktiež matching liquid, s čo najmenšou možnou mernou vodivosťou a permitivitou pečňového tkaniva. Teoretické hodnoty dielektrických parametrov pečene boli prevzaté z [35]. Dielektrické parametre takto vytvoreného tekutého fantómu boli otestované komerčným systémom SPEAG DAK-12 pozostávajúceho zo sondy DAK-12 pripojenej k vektorovému analyzátoru (VNA) Keysight N9913A. Tento systém dokáže merať frekvenčnú závislosť dielektrických parametrov vo frekvenčnom pásme 0,2 – 3 GHz. Keďže centrálna frekvencia, s ktorou pracuje navrhnutý UWB radarový systém je 3,5 GHz bola zvolená frekvencia 2,5 GHz, na ktorej boli dielektrické parametre tekutého fantómu prispôbené teoretickým hodnotám. Výsledné množstvá základných látok v hmotnostných percentách w sú uvedené v Tabuľke 4.3.

Tabuľka 4.3: Výsledné množstvá látok na prípravu fantómu

Typ fantómu	Deionizovaná voda w (%)	IPA w (%)	Chlorid sodný w (%)
Pečeň	59,78	40,22	0
Matching liquid	59,78	40,22	0

Po pripravení tekutých fantómov bola pomocou opísanej meracej sústavy určená frekvenčná závislosť dielektrických parametrov, ktorá je zachytená na Obrázku 4.37.



Obrázok 4.37: Frekvenčná závislosť dielektrických parametrov

Celkovo bolo vykonaných 10 meraní, aby bolo možné určiť smerodajnú odchýlku (STD) nameraných dát.

4.4.4 Meranie vektorovým analyzátorom

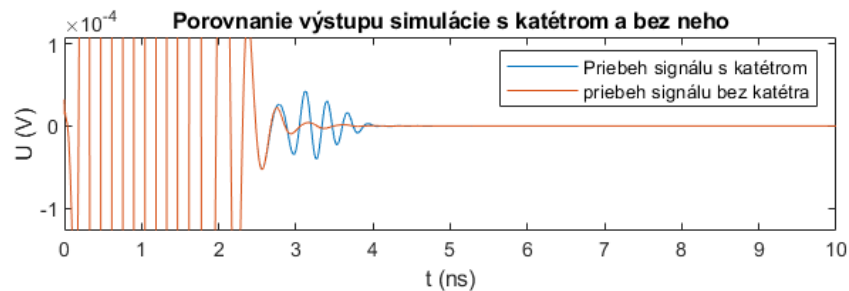
Po vytvorení torza pacienta pomocou 3D tlače, skonštruovaní anténnych elementov a realizácii tekutého fantómu pečenevého tkaniva bude možné prejsť k meraniu pomocou vektorového analyzátoru (VNA). Všetkých 8 anténnych elementov bude umiestnených do držiakov na torze pacienta. Na meranie bude využitý VNA Rohde&Schwarz ZNB 8 pracujúci vo frekvenčnom pásme 9 kHz – 8,5 GHz, čím je pokryté frekvenčné pásmo navrhnutého UWB radarového systému. VNA má len dva pracovné porty, a preto bude prepojený s prepínacou maticou Rohde&Schwarz ZN – Z84, ktorá má 24 portov, vďaka čomu je možné meranie S-parametrov celého radarového systému s 8 anténnymi elementami bez nutnosti manuálneho prepájania koaxiálnych káblov medzi jednotlivými elementami. Anténne elementy budú pripojené k portom prepínacej matice pomocou semirigidných koaxiálnych káblov zakončených štandardnými SMA konektormi. Napriek tomu, že to pri diferenčnom zobrazovaní nie je nutné, bude vykonaná kalibrácia pomocou kalibračnej jednotky Rohde&Schwarz ZN Z152.

Do torza pacienta bude umiestnený tekutý fantóm pečenevého tkaniva a do držiakov matchig liquid. Do polohového modelu vytvoreného pomocou 3D tlače budú umiestnené modely katétrov vytvorené z medeného drôtu s priemerom 2 mm. Dĺžka jednotlivých medených drôtov je zvolená s ohľadom na ich dĺžku v homogénnom antropomorfnom modeli (pre polohu 1 - 70 mm, polohu 3 - 42 mm a pre polohu 4 - 45 mm). Celkovo budú vykonané merania pre tri polohy katétrov, pričom pre každú polohu budú uskutočnené dve merania, jedno s katétrom umiestneným v definovanej polohe a druhé bez katétra, s cieľom získať diferenčný signál. VNA pri meraniach určí S-parametre pre všetkých 8 portov, ktoré budú prevedené do časovej oblasti využitím IFFT, čím je možné ich spracovanie navrhnutým rekonštrukčným algoritmom.

5 Výsledky

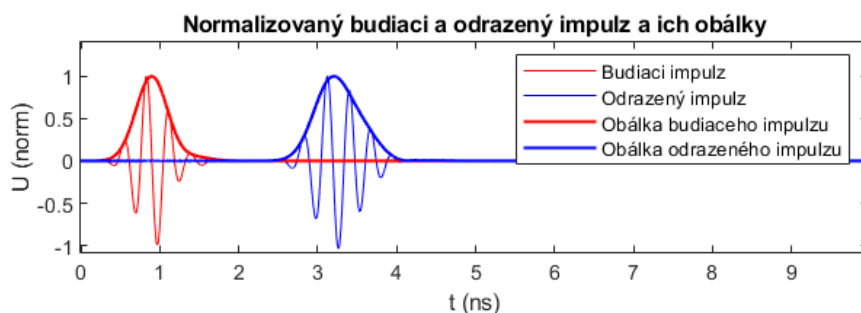
5.1 Určenie vzdialenosti ablačného katétra

Pre účel validácie metódy na určovanie vzdialenosti ablačného katétra od UWB bol vytvorený model, ktorého jednotlivé časti boli popísané v predchádzajúcej kapitole (viď časť 4.2.). Pre každý katéter bola vykonaná simulácia, pričom bol vyslaný budiaci impulz s danými parametrami a následne bol prijatý impulz odrazený od katétra. Výsledný signál zo simulácie preto obsahuje priebeh napätia na anténe, teda priebeh ako budiaceho, tak aj odrazeného signálu. Taktiež bola vykonaná simulácia pre každú polohu katétra, ktorá ale katéter neobsahovala. Táto simulácia mala totožné parametre ako simulácia s katétrom, musí teda byť zachovaný rovnaký počet voxelov. Výsledný signál z tejto simulácie je označovaný ako clutter. Tieto signály boli exportované a následne načítané algoritmom v prostredí MATLAB, pomocou ktorého bolo možné vykonať ich analýzu. Na Obrázku 5.1 je zobrazený priebeh signálu s katétrom a clutter.



Obrázok 5.1: Porovnanie priebehu signálu s katétrom a bez katétru (clutter)

Na Obrázku 5.1 je možné si všimnúť značný rozdiel amplitúd budiaceho a odrazeného signálu spôsobeného šírením v stratovom prostredí. Tieto dva signály sú základom nevyhnutným na extrakciu priebehu odrazeného signálu bez prítomnosti budiaceho signálu. Signály sú následne odčítané a signál vytvorený týmto spôsobom je možné označiť za odraz od katétru. Aby bolo možné určiť oneskorenie odrazeného od budiaceho impulzu bolo potrebné upraviť signály zachytené na Obrázku 5.2 pomocou Hilbertovej transformácie, ktorá je implementovaná do algoritmu v prostredí MATLAB. Normalizované signály po HT sú taktiež zachytené na Obrázku 5.2

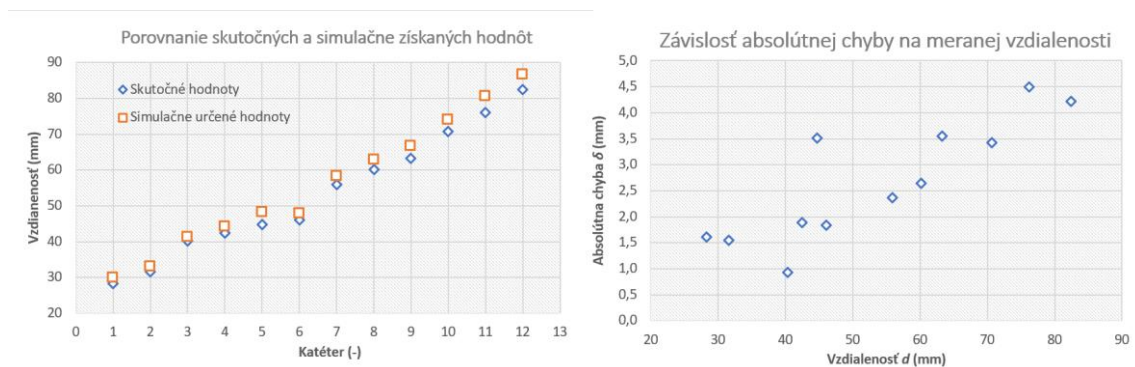


Obrázok 5.2: Normalizovaný budiaci a odrazený signál a ich obálky

Takto upraveným obálkam bolo následne určené lokálne maximum, ktoré je v určitých bodoch nesúcich informáciu o čase, v ktorom je jednotlivých maxím dosiahnuté. Podľa vzťahu (4.9) bola určená doba od vyslania budiaceho impulzu do prijatia odrazeného impulzu. Na základe zvyšných vzťahov z časti 4.3, ktoré boli taktiež implementované do algoritmu v prostredí MATLAB bolo možné určiť vzdialenosť d_s jednotlivých katérov od UWB antény. Opísaný postup spracovania signálov zo simulácie bol vykonaný pre každú polohu katétra. Výsledné vzdialenosti sú v grafickej forme prezentované na Obrázku 5.3 v nasledujúcej časti a v číselnej podobe v Tabuľke A.1 pre katétre s priemerom 1 mm a pre katétre s priemerom 2 mm v Tabuľke A.2.

5.1.1 Presnosť metódy

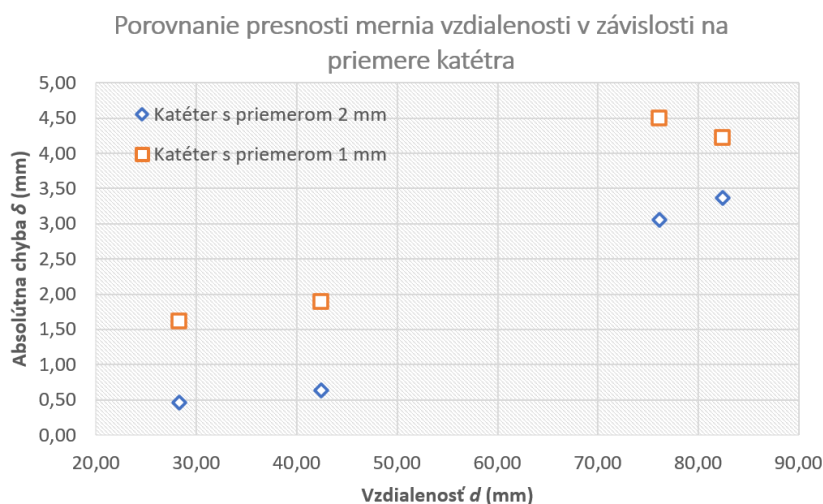
Keďže každá metóda je zaťažená istým typom nepresnosti, táto časť sa bude venovať porovnaniu skutočných dát s dátami získanými simuláciou. Na Obrázku 5.3 (vľavo) je zachytené porovnanie skutočných d vzdialeností získaných na základe určenia veľkosti polohového vektora podľa vzťahu (4.1) pre každý katéter s priemerom 1 mm a vzdialeností d_s získaných analýzou signálov z jednotlivých simulácií. Následne bola určená absolútna chyba δ podľa vzťahu (4.10) pre každú vzdialenosť d_s v porovnaní s reálnou vzdialenosťou d , pričom priemerná absolútna chyba je určená na hodnotu $\bar{\delta} = 2,67$ mm. Jednotlivé hodnoty sú uvedené v Tabuľke A.1 a graficky prezentuje závislosť absolútnej chyby na reálnej vzdialenosti d Obrázok 5.3 (vpravo). Na tomto obrázku je možné pozorovať nárast absolútnej chyby so zväčšujúcou sa vzdialenosťou detekovaného objektu, na základe čoho je možné predpokladať, že presnosť radarového systému bude nižšia pre väčšie vzdialenosti.



Obrázok 5.3: Porovnanie skutočných vzdialeností a vzdialeností určených UWB radarom (vľavo) a závislosť absolútnej chyby na reálnej vzdialenosti d (vpravo)

Podľa vzťahu (4.11) bola určená relatívna chyba δ_r merania vzdialenosti každého katétra. Jednotlivé hodnoty relatívnych chýb pre katéter s priemerom 1 mm sú uvedené v Tabuľke A.1 a pre katéter s priemerom 2 mm v Tabuľke A.2. Priemerná relatívna chyba $\bar{\delta}_{r(1\text{ mm})}$ pre určovanie vzdialenosti katétra s menším priemerom je $\bar{\delta}_{r(1\text{ mm})} = 4,94$ %.

Polohy katéetrov s priemerom 2 mm sa zhodujú s polohami 4 vybraných katéetrov s priemerom 1 mm. Zhodná poloha katéetrov s väčším a menším priemerom bola zvolená z dôvodu možnosti porovnania absolútnej a relatívnej chyby metódy určovania vzdialenosti katéetra v závislosti od jeho priemeru. V Tabuľke A.2 sú uvedené výsledné hodnoty absolútnej δ a relatívnej δ_r chyby pre katéetra s priemerom 2 mm a v Tabuľke A.3 sú tieto hodnoty uvedené pre katéetre s rovnakou polohou, ale menším priemerom (1 mm). Následne je určená priemerná relatívna chyba pre katéetre s obomi priermi. Priemerná relatívna chyba určovania vzdialenosti vybraných katéetrov s priemerom 1 mm je $\bar{\delta}_{r(1\text{ mm})} = 5,30\%$, pričom pre katéetre s priemerom 2 mm je táto hodnota $\bar{\delta}_{r(2\text{ mm})} = 2,81\%$. Porovnanie absolútnej chyby určovania vzdialenosti UWB radarom v závislosti od vzdialenosti katéetra s parametrom priemeru je zachytené na Obrázku 5.4.

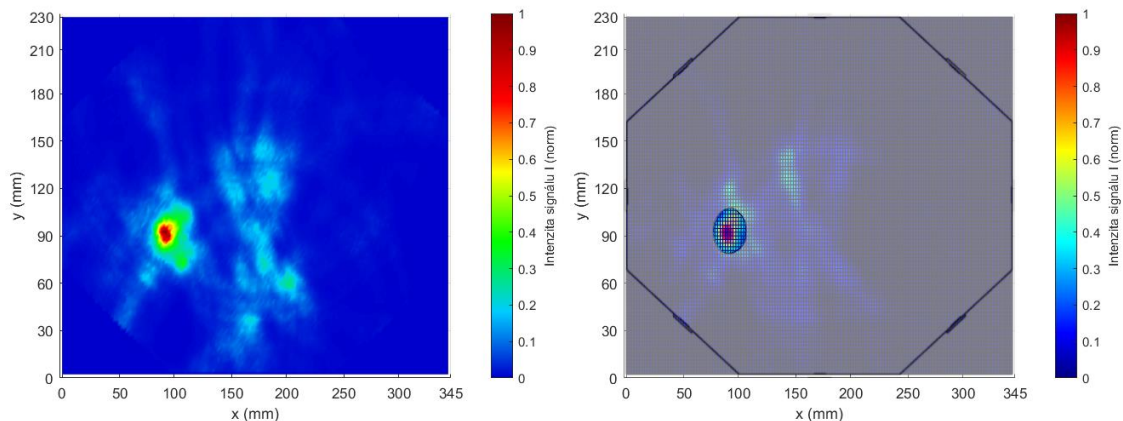


Obrázok 5.4: Porovnanie presnosti merania vzdialenosti v závislosti na priemere katéetra

5.2 Určenie polohy ablačného katéetra

5.2.1 Testovací homogénny model

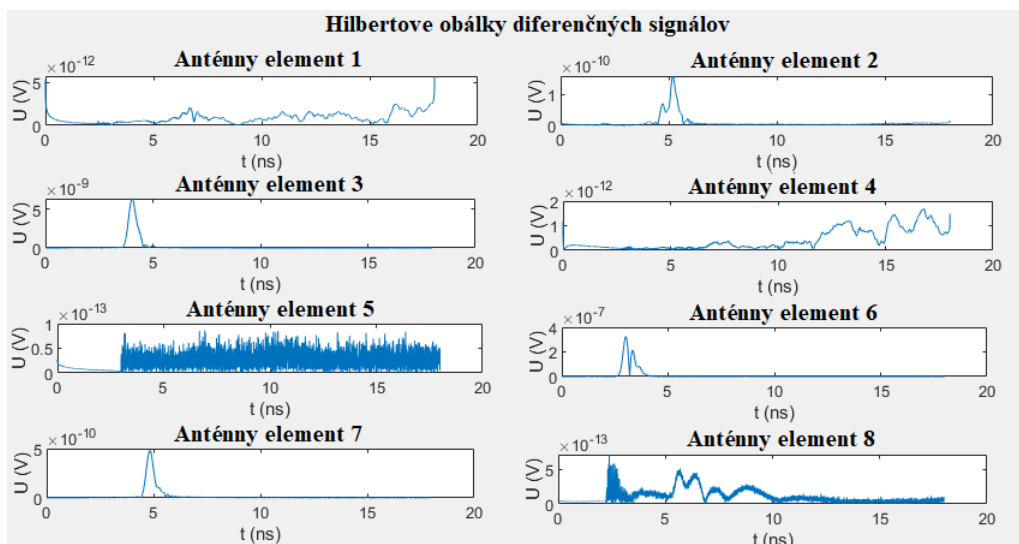
Prvým modelom vytvoreným na testovanie UWB radarového systému bol homogénny model s kovovou guľou, ktorý bol popísaný v časti 4.3.1. Po ukončení simulácie s kovovou guľou a bez nej boli výsledky exportované za použitia skriptu v programovacom jazyku Python, ktorý je podporovaný simulátorom S4L. Tieto výsledky boli spracované algoritmom implementovaným v prostredí MATLAB, ktorého základom je metóda DAS. Výstupom algoritmu je 2D reprezentácia polohy katéetra v zobrazovanej rovine. Výsledok určovania polohy navrhnutým radarovým systémom je zobrazená na Obrázku 5.5.



Obrázok 5.5: Výstup zobrazovacieho algoritmu (vľavo) a fúzia výstupu z algoritmu s rezom homogénnym modelom (vpravo)

Na tomto obrázku je možné vidieť jednak formu výstupu, ktorou je prezentovaná poloha zobrazovaného objektu a taktiež porovnanie výstupu s reálnou polohou objektu. Algoritmus taktiež určil polohu maxima intenzity signálu v danom súradnicovom systéme predstavujúcu polohu stredu kruhu, ktorý je rezom zobrazovanej kovovej gule. Poloha maxima určená algoritmom je vo forme súradníc $[x; y]$, konkrétne $[92,89; 90,56]$ mm.

Algoritmus obsahuje časť, ktorá zabezpečuje vyradenie signálov s veľmi malou intenzitou, z dôvodu šírenia EM vlnenia v stratovom prostredí. Takéto signály totiž nenesú informáciu o odrazoch od zobrazovaného objektu. Hilbertove obálky diferenciálnych signálov z jednotlivých aktívnych anténnych elementov sú zachytené na Obrázku 5.6.

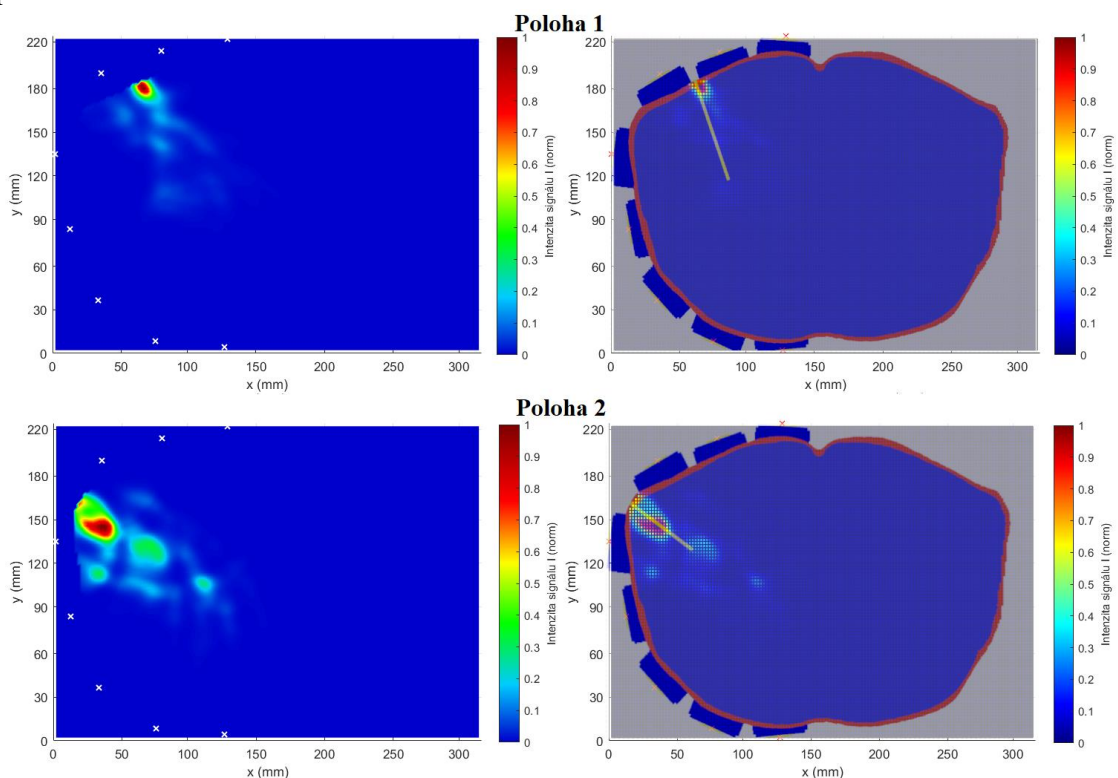


Obrázok 5.6: Hilbertove obálky diferenciálnych signálov zachytených aktívnymi anténnymi elementami (značenie anténnych elementov podľa Obrázku 4.11)

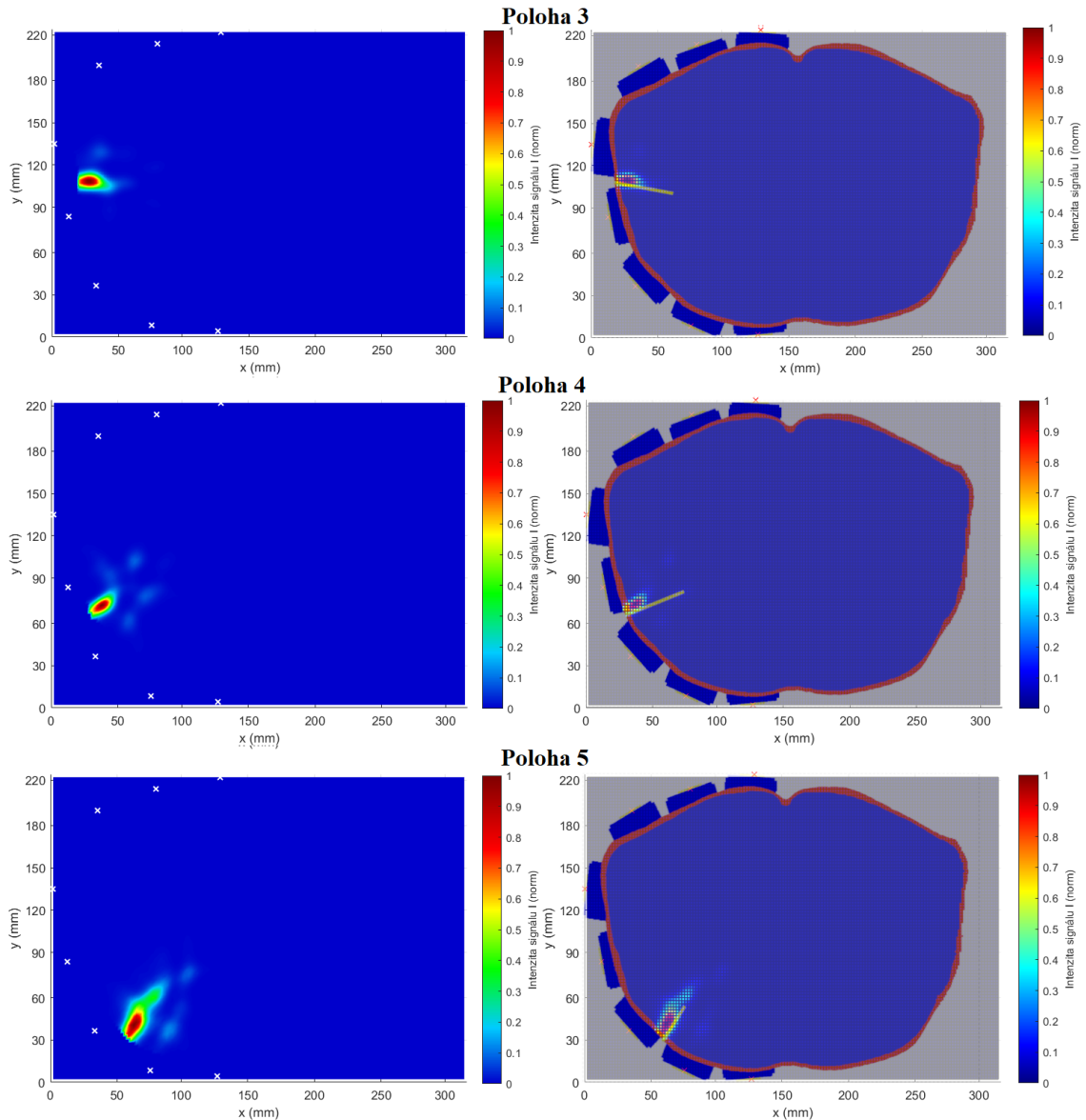
Na tomto obrázku je možné vidieť, že antény 1, 4, 5 a 8 zachytávajú signály s minimálne o 2 rády nižšou intenzitou v porovnaní so zvyšnými anténami, kde signál z antény 5 je možné označiť za numerický šum, dôsledkom čoho je strata informácií o odraze od zobrazovaného objektu. Signály s nižšou intenzitou pochádzajú zo vzdialenejších antén, pričom najvzdialenejším anténym elementom, ktorého signál bol použitý na rekonštrukciu výsledného obrazu je antény element 2 so vzdialenosťou od stredu kovovej gule 123 mm. Antény element 1, ktorý je vo vzdialenosti 163 mm od stredu kovovej gule už ale nenesie žiadne informácie o polohe zobrazovaného objektu, na základe čoho je možné usúdiť, že hranica, z ktorej je možné zobrazovaný objekt zachytiť v danom prostredí sa nachádza na intervale 123 – 163 mm. Kritériom na vyradenie antén z procesu rekonštrukcie bola práve hodnota intenzity maxima diferenčného signálu, pričom hranica bola na základe výsledkov určená na hodnotu $1 \cdot 10^{-11}$ V.

5.2.2 Homogénny antropomorfný model

Na základe výsledkov z homogénneho modelu s kovovou guľou, ktoré potvrdili správnu funkčnosť algoritmu, bolo možné prejsť k simuláciám s katétrom v rôznych polohách umiestnených v homogénnom antropomorfnom modeli. Zo simulácie boli exportované výsledky a tie boli následne spracované rovnako, ako výsledky z testovacieho modelu. Výstup zo zobrazovacieho modelu bol následne fúzovaný s obrázkom rezu modelom pacienta, aby bolo možné graficky prezentovať presnosť zobrazovania katétrov navrhnutým systémom. Výstup a obrazovú fúziu pre jednotlivé polohy je možné pozorovať na Obrázku 5.7 a 5.8.



Obrázok 5.7: Výstup zobrazovacieho algoritmu (vľavo) a fúzia výstupu z algoritmu s rezom homogénnym antropomorfným modelom (vpravo) pre polohy 1 a 2



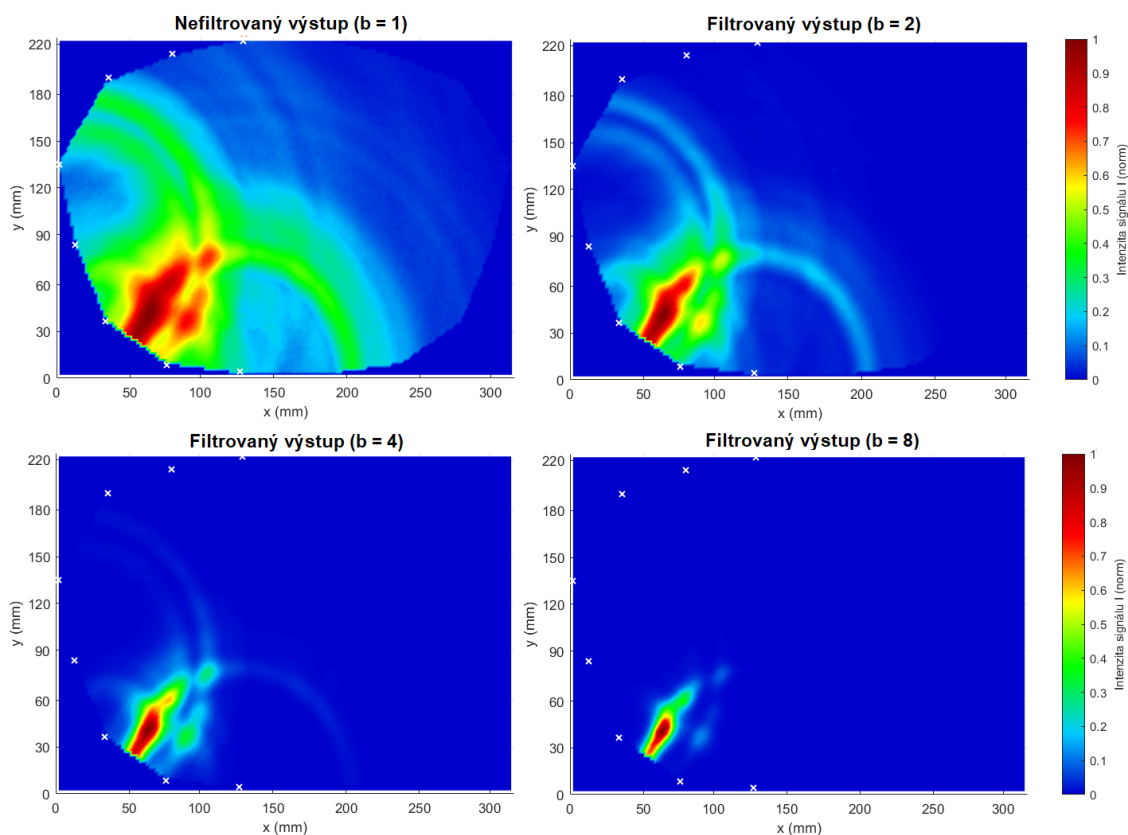
Obrázok 5.8: Výstup zobrazovacieho algoritmu (vľavo) a fúzia výstupu z algoritmu s rezom homogénnym antropomorfným modelom (vpravo) pre polohy 3 až 5

Výstup zo zobrazovacieho algoritmu, tak ako je prezentovaný na Obrázku 5.7 prešiel určitým typom filtrovania. Filtrovanie spočíva v umocňovaní týchto výstupov exponentom b podľa vzťahu:

$$I_{filtr}(k(i, j)) = I^b(k(i, j)), \quad (5.1)$$

kde $I_{filtr}(k(i, j))$ je filtrovaná intenzita v diskretnom čase $k(i, j)$ a $I^b(k(i, j))$ je pôvodná intenzita signálu umocnená exponentom b , ktorého hodnota má vplyv na výsledný rekonštruovaný obraz. Hodnota exponentu použitá na rekonštrukciu závisí od toho, aký kontrast medzi zobrazovaným objektom a pozadím je žiaduce dosiahnuť. V prípade porovnania výsledkov z rôznych simulácií je nutné exponent zafixovať na jednej hodnote, aby bolo možné pozorovať rozdiely v rekonštruovanom obraze, v závislosti od zmien

parametrov samotnej simulácie (frekvenčné pásmo budiaceho signálu, poloha katétra, atď.). Vplyv exponentu na výsledný rekonštruovaný obraz je zachytený na Obrázku 5.9.



Obrázok 5.9: Vplyv exponentu b na výsledný obraz

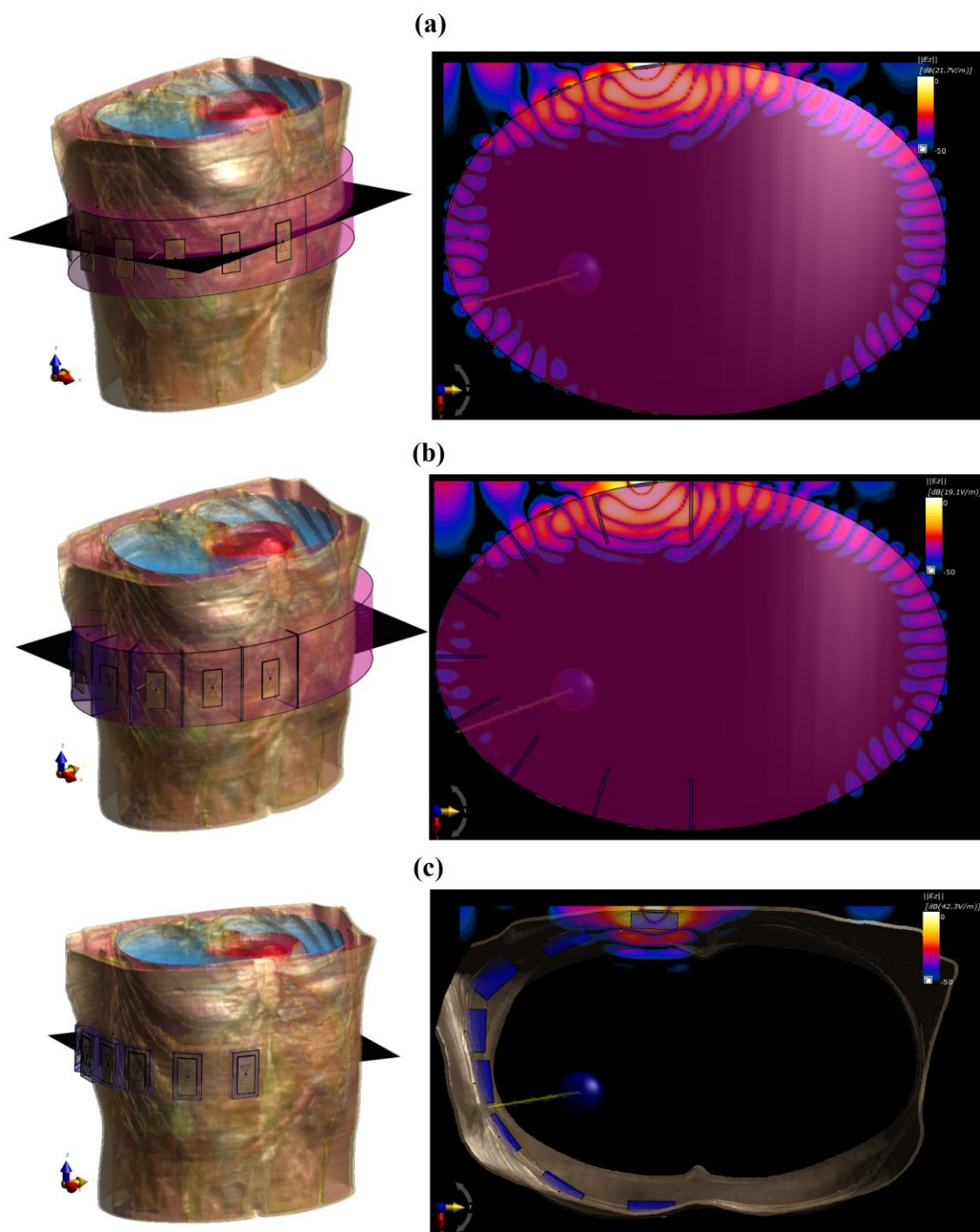
5.2.3 Elektromagnetická povrchová vlna a určenie priemernej permitivity heterogénneho modelu

V tejto časti budú popísané výsledky simulácií rozloženia intenzity EM poľa v rámci modelov navrhnutých v časti 4.3.2 slúžiacich na odstránenie nežiaduceho šírenia EM vlnenia modelom. Následne bude validovaná metóda určovania priemernej permitivity na homogénnom modeli.

a) Simulácie rozloženia intenzity EM poľa

Elektromagnetická povrchová vlna, resp. odraz od rozhrania matching liquid a vzduchu spôsobil problémy s určovaním priemernej permitivity v simuláciách s heterogénnym modelom. Na základe čoho boli vytvorené dva modely, ktoré by mohli mať potenciál tieto problémy odstrániť. Pre tieto modely boli následne vytvorené simulácie rozloženia intenzity $E(x, y, z, t)$ EM poľa v čase t , avšak zobrazovaný bude modul intenzity v ose z $|E_z(t)|$ v čase t . Prvá simulácia sa týkala modelu bez úprav, aby bolo možné pozorovať, či navrhnuté modely skutočne zabraňujú nežiaducemu šíreniu EM vlnenia. Na Obrázku 5.10 je zobrazený rez modelom pacienta predstavujúci rovinu,

v ktorej je modul intenzity EM poľa zobrazený (vľavo) a taktiež samotné rozloženie EM poľa v čase $t = 10$ ns pre všetky tri modely.



Obrázok 5.10: Rez modelom (vľavo) a zobrazenie intenzity EM poľa v čase $t = 10$ ns v tomto reze – základný heterogénny model (a), model s bariérami (b) a model so separátnymi blokmi matching liquid (c)

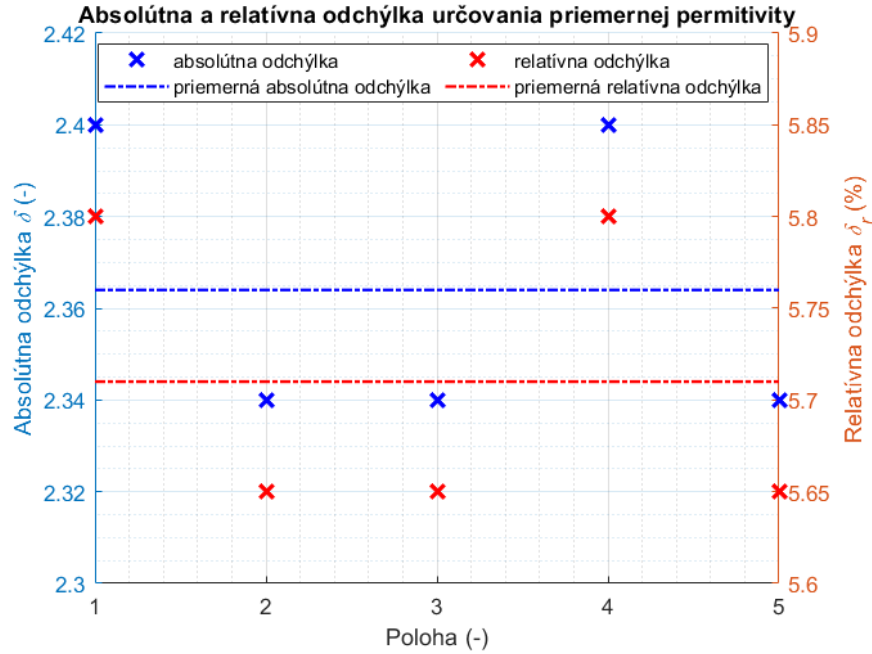
Na Obrázku 5.10 je možné pozorovať, že riešenie s izolačnými bariérami napriek miernemu útlmu nežiaduceho šírenia EM vlnenia na ľavej strane modelu neprinieslo požadovaný efekt v porovnaní s pôvodným modelom bez úprav. Na základe výsledkov simulácie modelu so separátnymi blokmi matching liquid je možné potvrdiť, že toto riešenie úplne odstránilo problém nežiaduceho šírenia EM vlnenia, a teda model je vhodný na ďalšie simulácie.

Napriek odstráneniu šírenia EM vlnenia po obvode modelu stále pretrvával problém s šírením vzduchom. Po vyslaní signálu z aktívneho elementu sa EM vlnenie šíri okrem prostredia pacienta taktiež priestorom okolo neho. V takomto prostredí, teda vo vzduchu sa EM vlnenie šíri takmer rýchlosťou svetla, a čo je najdôležitejšie takmer bezstratovo v porovnaní s šírením v tele pacienta. Tento fakt komplikoval separáciu signálu prechádzajúceho pacientom od rádovo silnejšieho signálu šíriaceho sa voľne vzduchom. Na riešenie problému bolo využité práve faktu, že EM vlnenie sa šíri vzduchom násobne rýchlejšie v porovnaní s tkanivami ľudského tela. Zo signálu zachyteného pasívnou anténou bol vyseparovaný len určitý úsek, ktorý časovo odpovedal šíreniu sa pacientom.

b) Validácia metódy určovania priemernej permitivity

Na určenie priemernej permitivity bola do zobrazovacieho algoritmu implementovaná funkcia *permittivity* (viď. Príloha D), ktorá v prvom kroku zabezpečila separáciu časti signálu obsahujúceho informáciu o predpokladanej dobe šírenia sa EM vlnenia pacientom z aktívnej k pasívnej anténe. Predpokladaná doba šírenia EM vlnenia bola určená na základe intervalu očakávaných hodnôt permitív. V druhom kroku určila priemernú permitivitu modelu reálneho pacienta na základe princípu opísaného v časti 4.3.2.

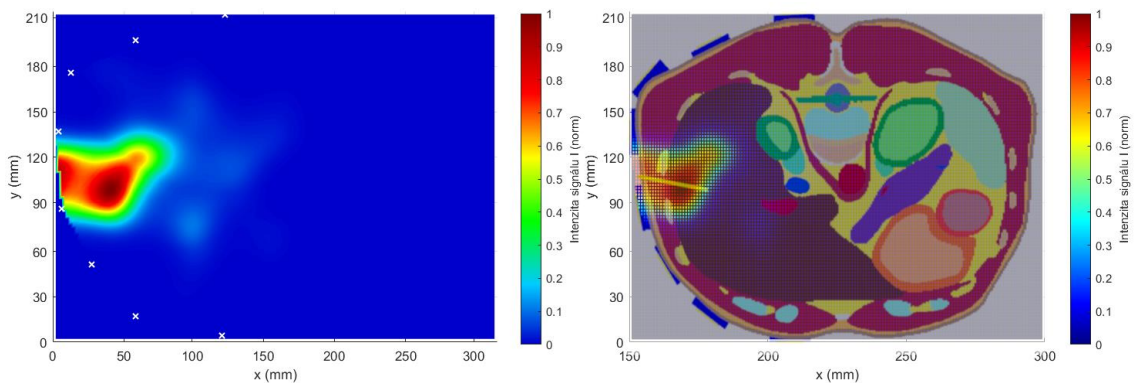
Táto metóda bola použitá najmä pri určovaní priemernej permitivity heterogénneho modelu, ktorej znalosť je následne využitá zobrazovacím algoritmom. Keďže skutočná hodnota priemernej permitivity heterogénneho modelu nie je známa, bola metóda validovaná na homogénnom antropomorfnom modeli, v rámci ktorého je permitivita v celom jeho objeme konštantná. Relatívna permitivita homogénnej výplne tohto modelu bola na úrovni $\epsilon_r = 41,4$. Interval predpokladaných hodnôt priemernej permitivity bol ohraničený hodnotami 40 a 60. V rámci tohto intervalu boli analyzované signály zo všetkých simulácií vykonaných na homogénnom antropomorfnom modeli, teda zo simulácií pre polohy katétrov 1 – 6. Do funkcie boli taktiež zadané indexy aktívneho a pasívneho anténneho elementu a vzdialenosť medzi nimi. Validácia metódy spočívala v určení priemernej permitivity v danom modeli a následnom stanovení absolútnej a relatívnej odchýlky porovnaním funkciou určenej hodnoty s konštantnou hodnotou využitou v rámci jednotlivých simulácií. Grafická prezentácia absolútnej a relatívnej odchýlky je zachytená na Obrázku 5.11 a číselné hodnoty sú uvedené v Prílohe A v Tabuľke A.7.



Obrázok 5.11: Absolútna a relatívna odchýlka funkciou určenej priemernej permitivity od skutočnej hodnoty

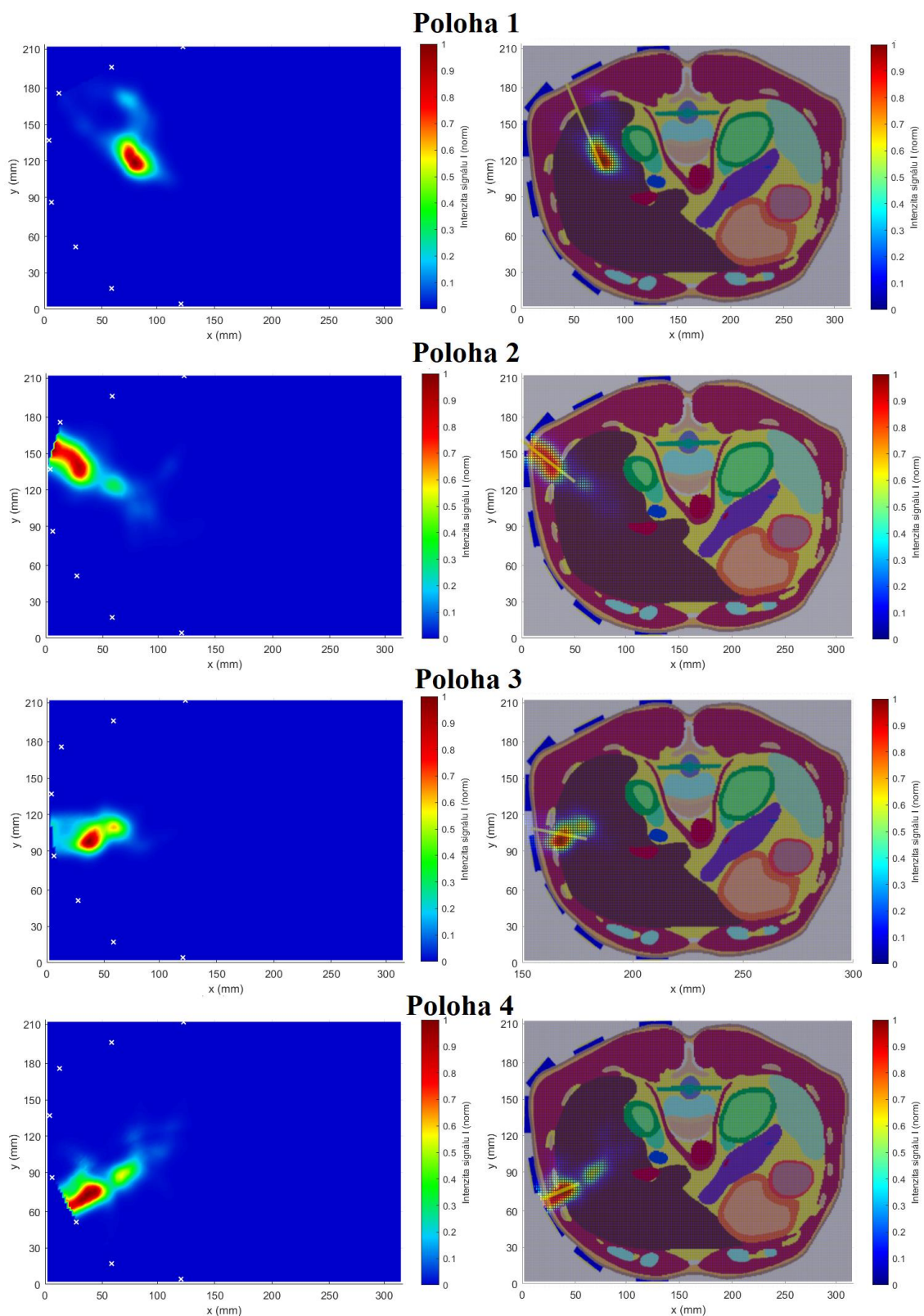
5.2.4 Výsledný heterogénny model

Výsledný model, v rámci ktorého bol testovaný UWB radarový systém na určenie polohy ablačného katétra, je model so separátnymi blokmi matching liquid. Na tomto modeli bol testovaný taktiež vplyv použitého frekvenčného pásma na presnosť zobrazovania danou metódou. Prvým testovaným frekvenčným pásmom bolo pásmo v rozsahu 1 – 4 GHz. Na testovanie tohto pásma bol použitý model s katétrom v polohe 3 (viď časť 4.3.2 Obrázok 4.20, resp. 4.21). Čo sa parametrov zobrazovacieho algoritmu týka, permitivita bola určená metódou popísanou v časti 4.3.2. Na filtrovanie výstupov bol použitý filter s exponentom $b = 8$ a to z dôvodu, aby bolo možné pozorovať rozdiel vo výsledných výstupoch v rámci jednotlivých frekvenčných pásiem. Výsledný obraz zo zobrazovacieho algoritmu a fúzia tohto obrazu s rezom modelu obsahujúcim katéter je prezentovaný na Obrázku 5.12.

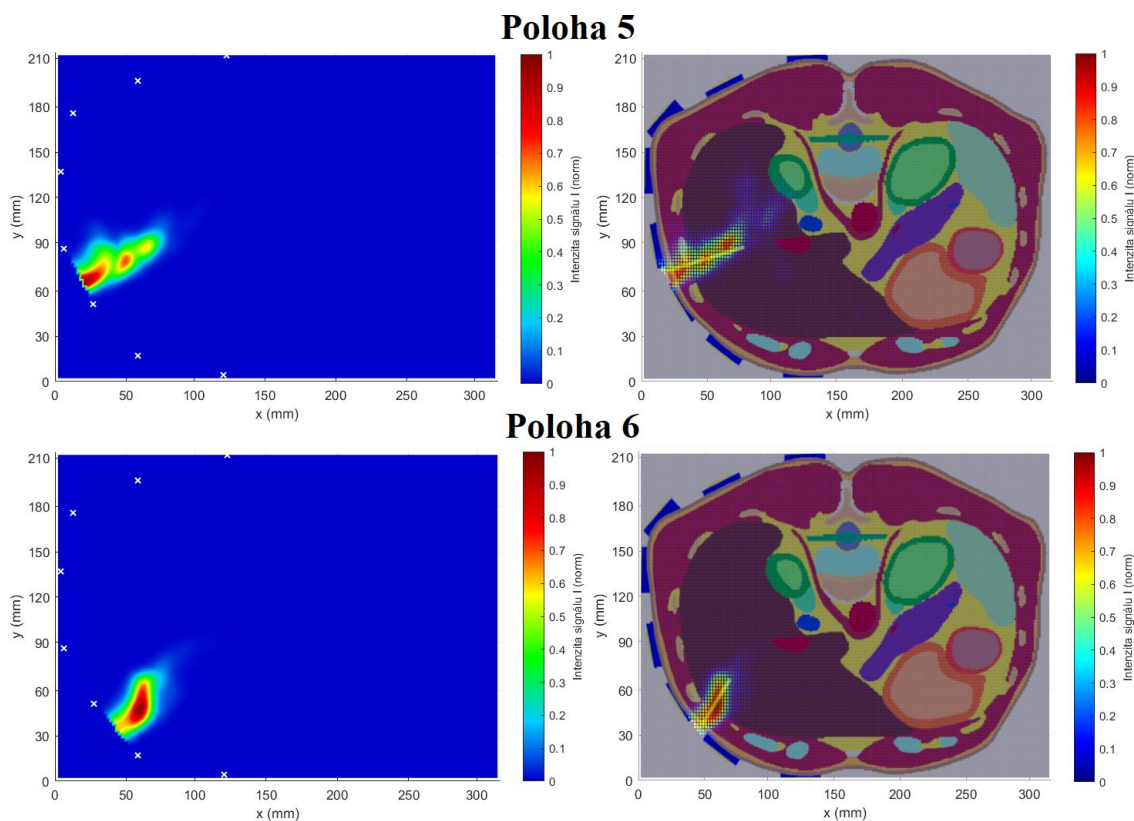


Obrázok 5.12: Výstup zobrazovacieho algoritmu (vľavo) a fúzia výstupu z algoritmu s rezom heterogénnym modelom (vpravo) – frekvenčné pásmo 1 – 4 GHz (poloha 3)

Rovnakým spôsobom boli dosiahnuté i výsledky zo simulácie za použitia frekvenčného pásma 1 – 6 GHz, pričom v tomto pásme bolo odsimulovaných celkovo 6 simulácií pre rôzne polohy katétrov. Výstupy a taktiež fúzie výstupov sú zachytené na Obrázkoch 5.13 a 5.14.



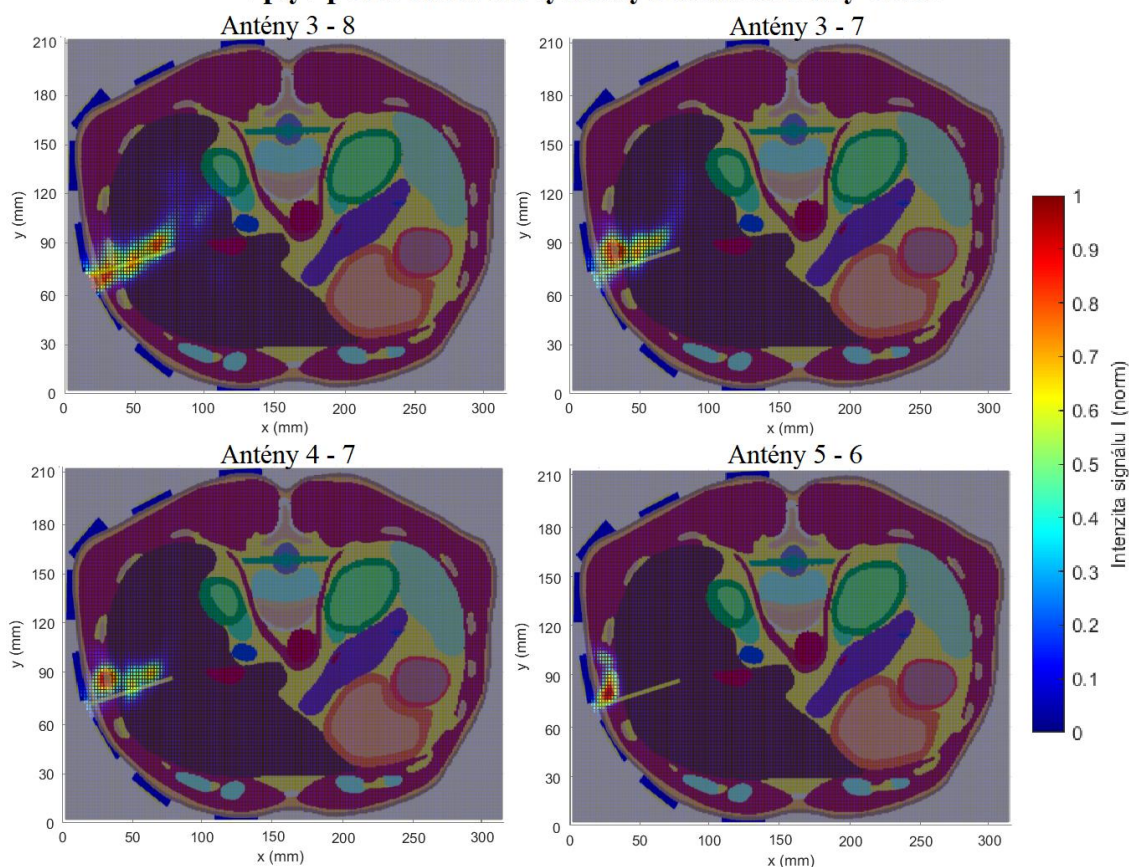
Obrázok 5.13: Výstup zobrazovacieho algoritmu (vľavo) a fúzia výstupu z algoritmu s rezom heterogénnym modelom (vpravo) – frekvenčné pásmo 1 – 6 GHz (poloha 1 až 4)



Obrázok 5.14: Výstup zobrazovacieho algoritmu (vľavo) a fúzia výstupu z algoritmu s rezom heterogénnym modelom (vpravo) – frekvenčné pásmo 1 – 6 GHz (poloha 5 a 6)

V rámci dát získaných zo simulácií vo frekvenčnom pásme 1 – 6 GHz bol testovaný vplyv počtu anténnych elementov využitých na rekonštrukciu výsledného obrazu. Na tento účel boli využité dáta zo simulácie modelu s katétrom v polohe 5. Na rekonštrukciu výsledkov na Obrázku 5.14 poloha 5 boli použité anténne elementy 3 – 8, čo sú anténne elementy v okolí katétra, keďže signály zachytené zvyšnými anténami boli pomerne zašumené, resp. odraz bol utlmený vplyvom šírenia EM vlnenia v stratovom prostredí. Podobne boli vyradené aj signály z niektorých anténnych elementov pri zobrazovaní zvyšných polôh katétrov, avšak vždy bol počet využitých antén väčší ako 5. Vplyv počtu využitých anténnych elementov na kvalitu, resp. presnosť zobrazovania katétra je prezentovaný na Obrázku 5.15 s uvedením označenia konkrétnych anténnych elementov, ktoré boli na danú rekonštrukciu využité.

Vplyv počtu antén na výsledný rekonštruovaný obraz

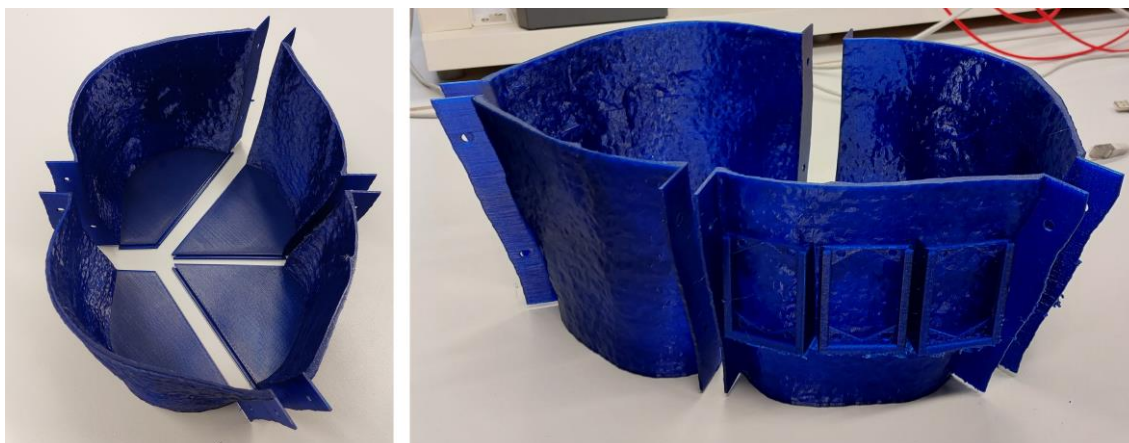


Obrázok 5.15: Porovnanie počtu anténnych elementov využitých na rekonštrukciu polohy katétra v heterogénnom modeli na presnosť zobrazovania

Určenie polohy katétra za použitia frekvenčného pásma v rozsahu 1 – 10 GHz nebol možný, a to z dôvodu zarušenia väčšiny signálov, ktoré niesli v podstate žiadnu informáciu o charaktere odrazu, vďaka čomu nebolo možné vykonať rekonštrukciu polohy katétra v heterogénnom modeli.

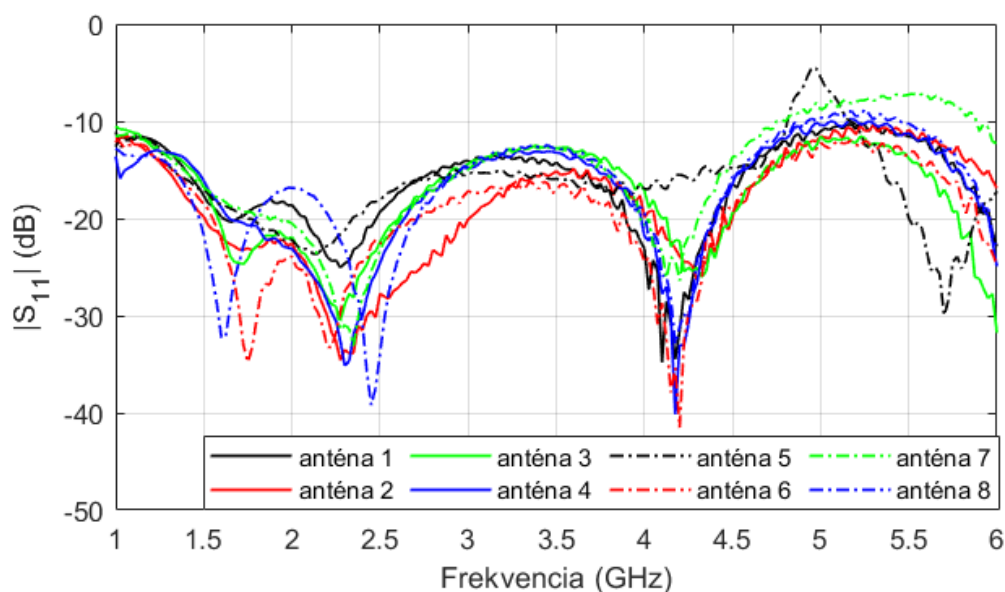
5.3 Experimentálny homogénny model

V rámci definovaného cieľa v časti 4.4 bol vytvorený model torza pacienta založený na pôvodnom heterogénnom antropomorfnom modeli. Model bol následne realizovaný pomocou 3D tlače, z ktorej vznikli celovo 4 časti modelu zachytené na Obrázku 5.16. Tieto časti boli spojené pomocou skrutiek vyrobených z polyamidu, aby nedochádzalo k nežiaducim odrazom od skrutiek kovových. Pred samotným spojením jednotlivých častí modelu bolo na spájacie príruby a drážky v spodnej časti nanosené komerčne dostupné dvojsložkové epoxidové lepidlo. Z dôvodu zvýšenia tesnosti bol celý model z vnútornej strany natretý epoxidovou živcou.



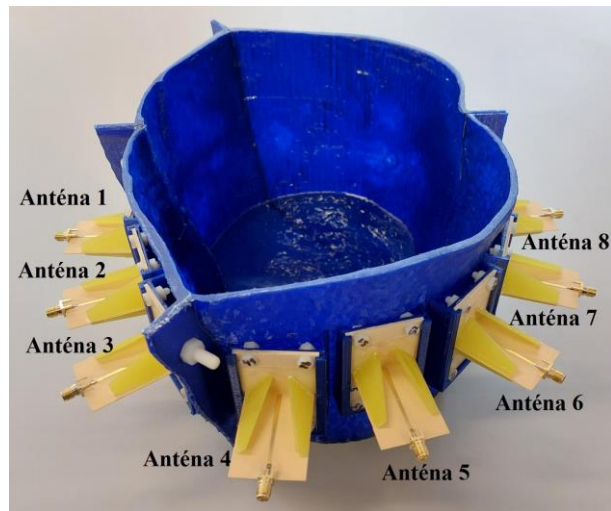
Obrázok 5.16: Model torza pacienta realizovaný 3D tlačou

Predtým ako mohol byť model osadený modifikovanými anténnymi elementami optimalizovanými pre účely MWI, boli tieto elementy otestované. Cieľom testovania bolo preukázať, že každý element dokáže pracovať vo frekvenčnom pásme 1 – 6 GHz, a teda že modul S_{11} parametra pre každú anténu je pod úrovňou -10 dB v definovanom frekvenčnom pásme, čo je prezentované graficky na Obrázku 5.17.



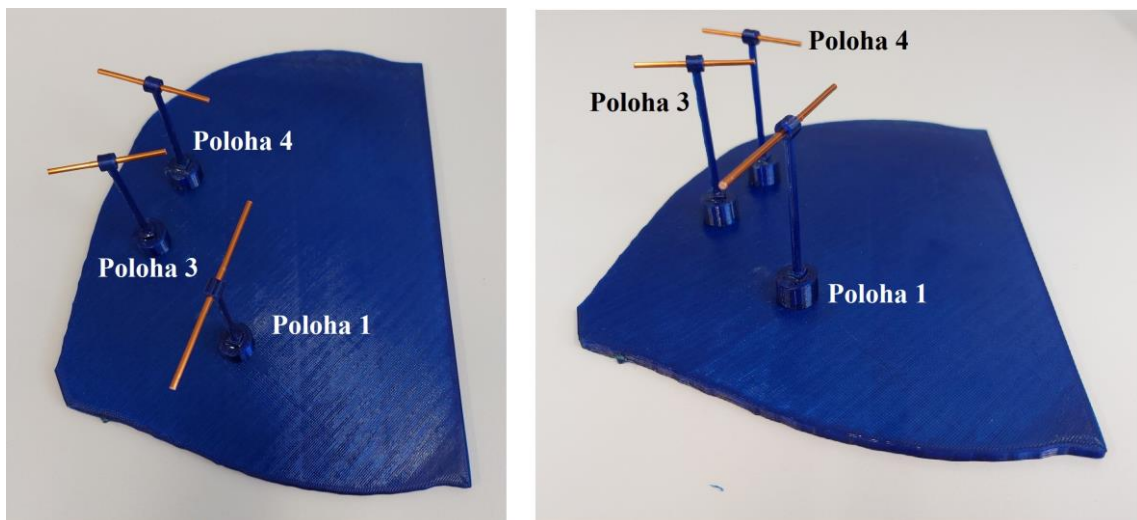
Obrázok 5.17: Modul S_{11} pre všetky anténne elementy umiestnené na fantóm pečene

Po otestovaní anténnych elementov bolo možné prejsť k ich osadeniu do modelu torza pacienta. Anténne elementy boli vsadené do drážky a následne upevnené polyamidovými skutkami. Model torza vytvorený spojením štyroch častí s osadenými anténnymi elementami je zachytený na Obrázku 5.18.



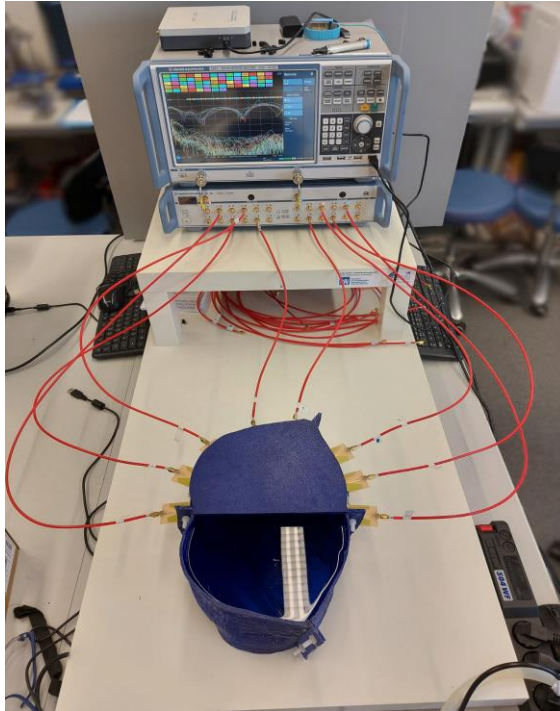
Obrázok 5.18: Model torza s osadenými anténnymi elementami

Do modelu torza pacienta boli umiestnené modely ablačných katétrov vytvorených z medeného drôtu na polohy 1, 3 a 4, definované v rámci homogénneho antropomorfného modelu. Umiestnenie katétrov do presných pozícií bolo zabezpečené vytvorením polohového modelu. Realizovaný polohový model s umiestnenými modelmi ablačných katétrov je zachytený na Obrázku 5.19.



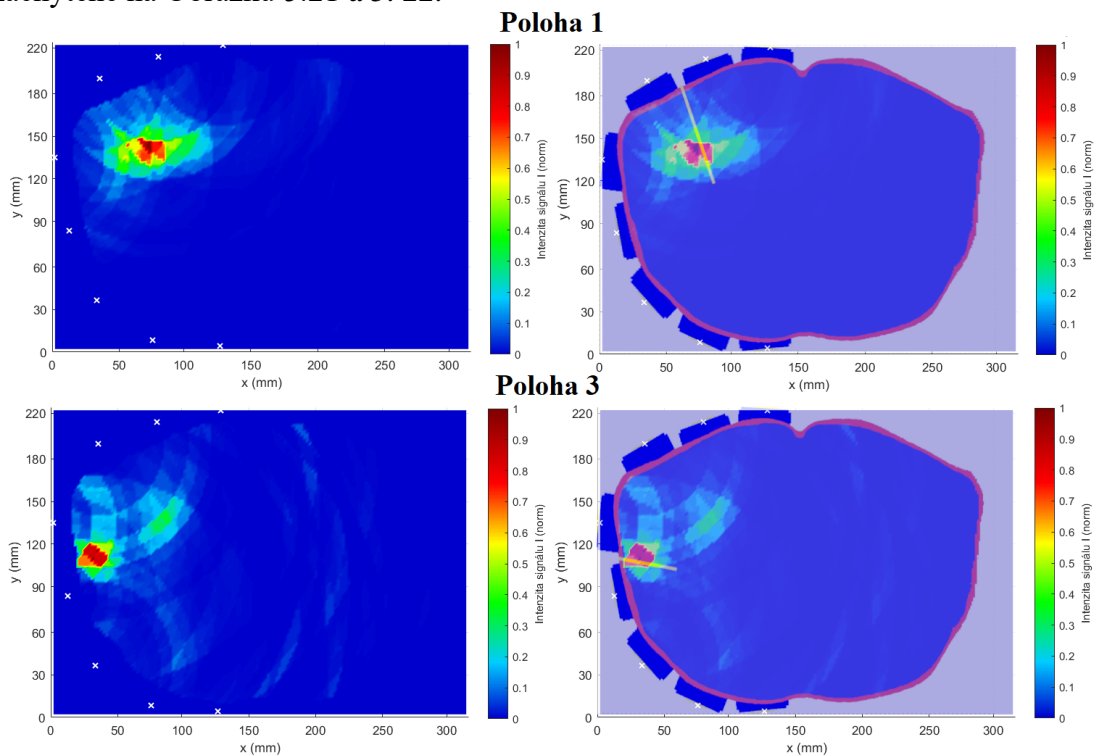
Obrázok 5.19: Realizovaný polohový model s modelmi katétrov v polohách 1, 3 a 4

Do modelu torza pacienta a držiakov anténných elementov boli umiestnené príslušné fantómy imitujúce dielektrické parametre tkanív. Na vrchnú časť bol umiestnený polohový model s modelom katétra v závislosti od konkrétneho merania. Po kalibrácii VNA boli anténne elementy pripojené semirigidnými koaxiálnymi káblami. Celý experimentálny model pri meraní je zachytený na Obrázku 5.20.

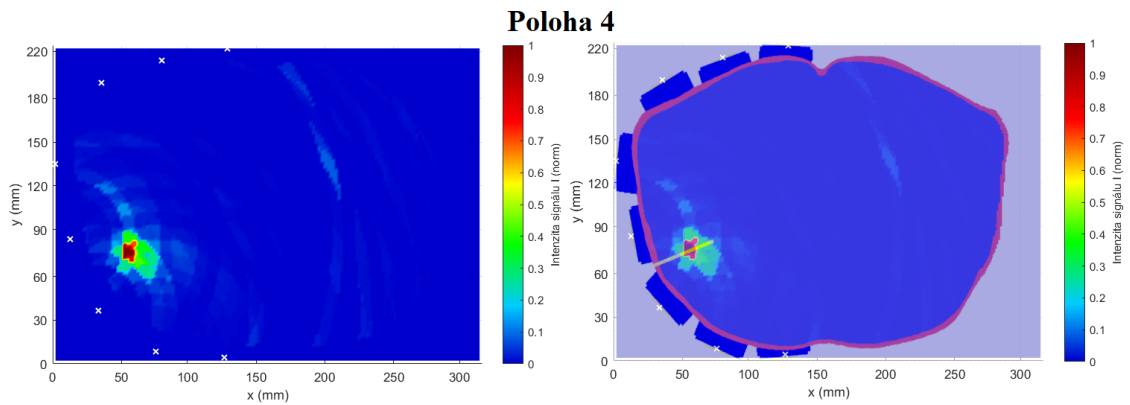


Obrázok 5.20: Experimentálny model pri meraní S-parametrov

Pomocou VNA boli určené S-parametre pre všetky anténne elementy, pričom boli pomocou IFFT transformované z frekvenčnej do časovej oblasti. Takto upravené signály boli spracované rekonštrukčným algoritmom. Výstupy z rekonštrukčného algoritmu a obrazová fúzia výstupov zo skutočnou polohou pre celkovo tri polohy katétra sú zachytené na Obrázku 5.21 a 5. 22.

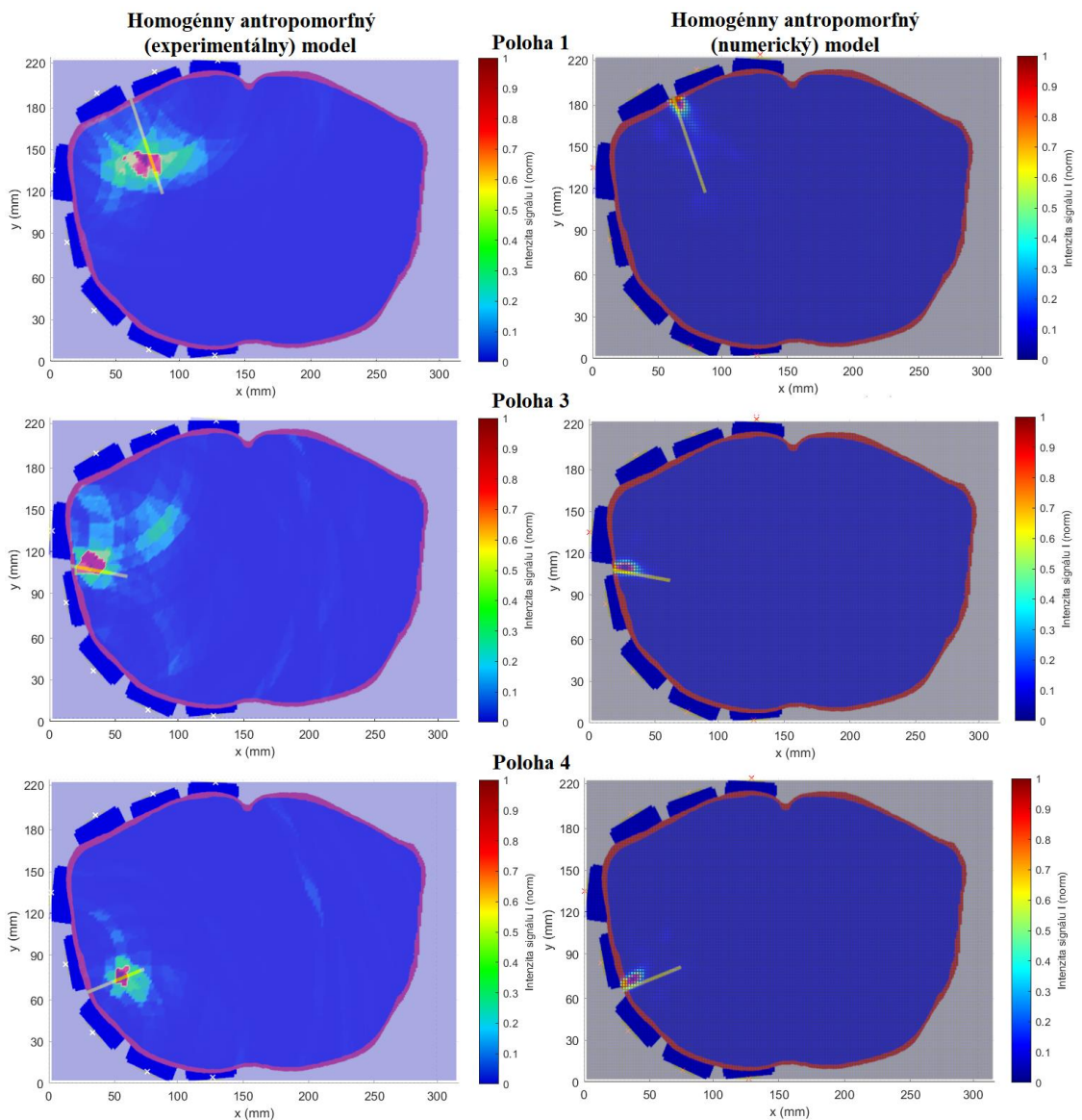


Obrázok 5.21: Výstup zobrazovacieho algoritmu (vľavo) a fúzia výstupu algoritmu zo skutočnou polohou katéetrov v homogénnom experimentálnom modeli (vpravo) – polohy 1 a 3



Obrázok 5.22: Výstup zobrazovacieho algoritmu (vľavo) a fúzia výstupu algoritmu zo skutočnou polohou katétrov v homogénnom experimentálnom modeli (vpravo) – poloha 4

Keďže experimentálny a homogénny antropomorfný model sú totožné, je možné grafické porovnanie výsledných rekonštrukcií polôh katétrov, ktoré je zachytené na Obrázku 5.23.



Obrázok 5.23: Grafické porovnanie výsledkov určovania polohy ablačného katétra v experimentálnom a numerickom modeli.

5.4 Presnosť metódy

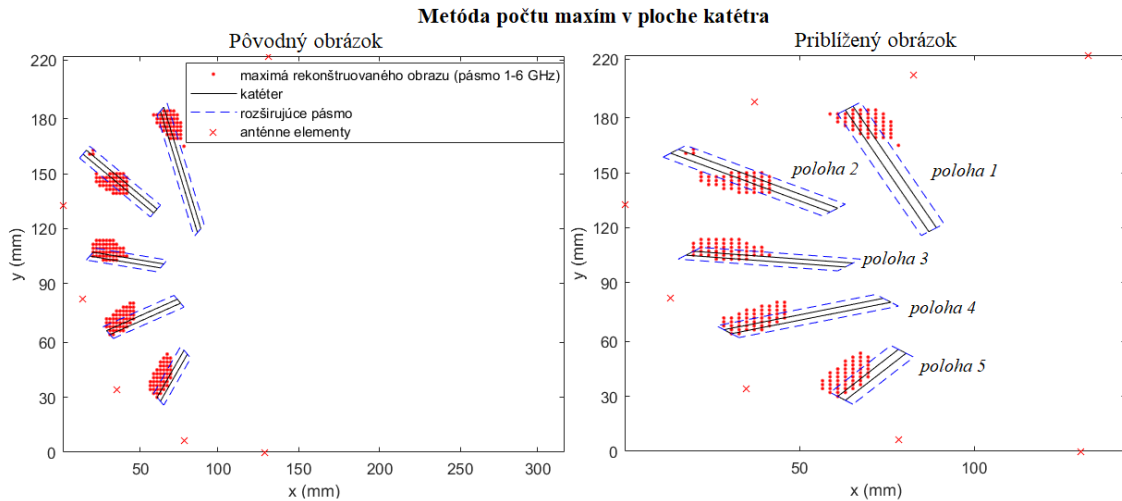
Po vykonaní simulácií a spracovaní dát zobrazovacím algoritmom je dôležité pristúpiť k validácii použitého UWB radarového systému na určovanie polohy ablačného katétra. Na validáciu testovacieho homogénneho modelu bola využitá metóda určovania presnosti založená na porovnaní radarom určenej polohy v rámci osi x a osi y s reálnou polohou v tomto modeli. Z porovnania oboch polôh bola následne určená absolútna a relatívna chyba pre jednotlivé osi. Výsledné hodnoty sú uvedené v Tabuľke 5.1

Tabuľka 5.1: Výsledné hodnoty presnosti detekcie polohy kovovej gule v homogénnom modeli

Os	Hodnota		Chyba	
	Radarom určená	Skutočná	absolútna δ (mm)	relatívna δ_r (%)
x (mm)	92,89	92	0,89	0,97
y (mm)	90,56	94	3,44	3,66
Priemer			2,17	2,32

5.4.1 Homogénny antropomorfný model

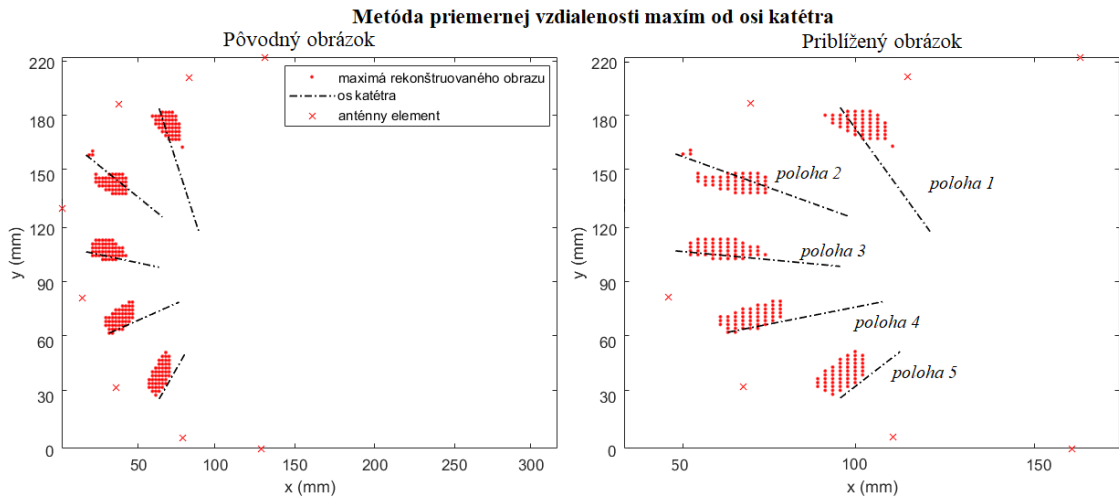
Presnosť detekcie katétra v homogénnom antropomorfnom modeli bola najprv určená (relatívnou) metódou počtu maxim nachádzajúcich sa v ploche pokrytej katétrom opísanej v časti 4.3.4. Grafická prezentácia určenia presnosti zobrazovania polohy katétra UWB radarovým systémom je zachytená na Obrázku 5.24.



Obrázok 5.24: Presnosť detekcie katétra v homogénnom antropomorfnom modeli určená relatívnou metódou (poloha 1 – 5)

Metóda v tomto konkrétnom prípade využíva 50 maxim, pričom skript v prostredí MATLAB obsahuje kód určujúci počet maxim N_{in} nachádzajúcich sa v ploche, ktorú pokrýva katéter a katéter s rozširujúcim pásmom. Následne je skriptom určená presnosť metódy ϑ podľa vzťahu (4.18.) Presnosť metódy pre jednotlivé polohy katétra je uvedená v Prílohe A v Tabuľke A.8.

Presnosť detekcie polohy bola taktiež testovaná (absolútnou) metódou priemernej vzdialenosti maxim od osi katétra. Osi katétra a jednotlivé maximá pre všetky polohy katérov simulovaných v rámci homogénneho antropomorfného modelu je možné pozorovať na Obrázku 5.25.

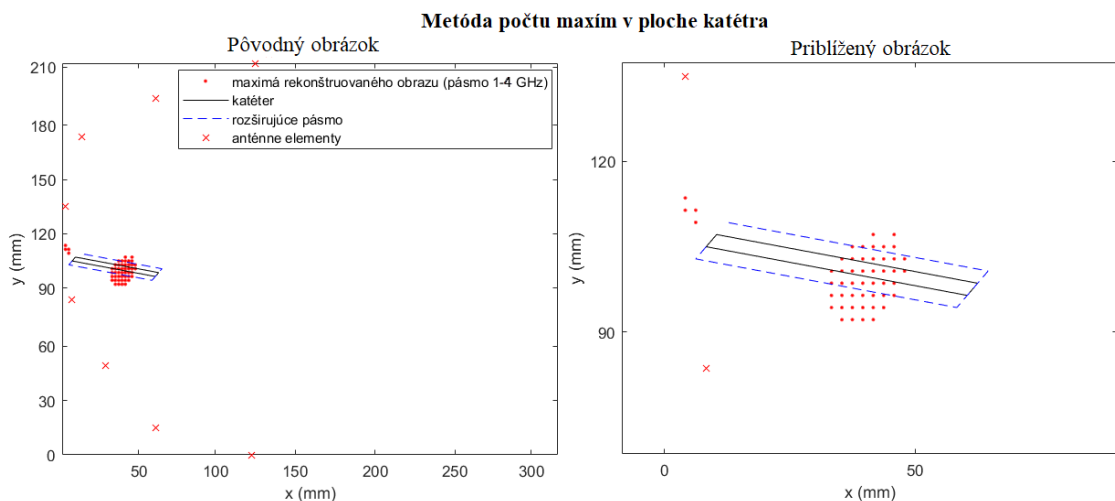


Obrázok 5.25: Presnosť detekcie katérov v homogénnom antropomorfnom modeli určená absolútnou metódou (poloha 1 – 5)

Metóda v tomto prípade využíva taktiež 50 maxim, pričom skript v prostredí MATLAB určuje priemernú vzdialenosť maxim od osi daného katétra na základe vzťahu (4.20). Výsledné hodnoty priemernej vzdialenosti maxim d_{\max} od osi katétra sú uvedené v Prílohe A v Tabuľke A.9.

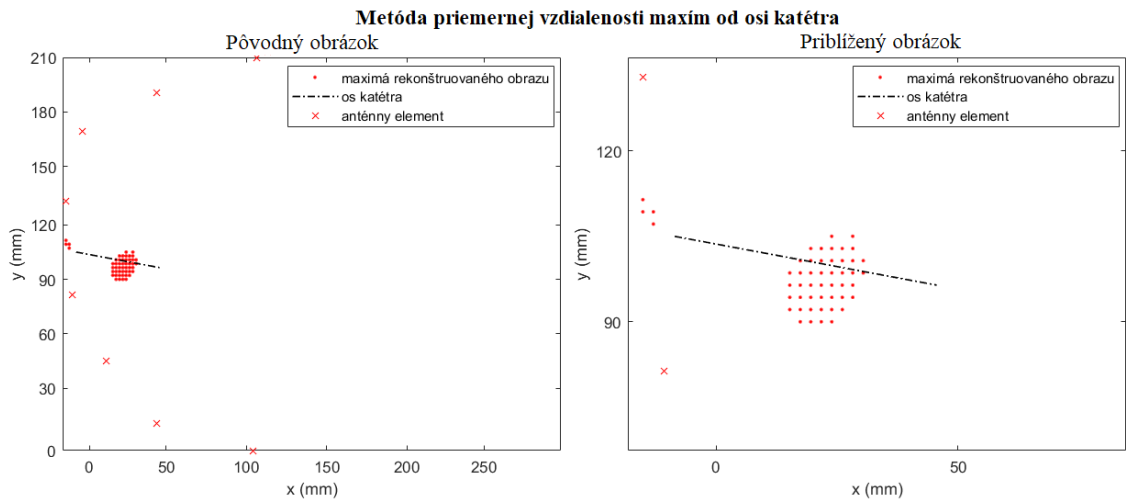
5.4.2 Heterogénny model

Rovnakými metódami bola určená aj presnosť detekcie katétra v heterogénnych modeloch. Grafická prezentácia určenia presnosti detekcie katétra relatívnou metódou pre model s frekvenčným pásmom 1 – 4 GHz je zachytená na Obrázku 5.26.



Obrázok 5.26: Presnosť detekcie katétra v heterogénnom modeli určená relatívnou metódou pre frekvenčné pásmo 1 – 4 GHz (poloha 3)

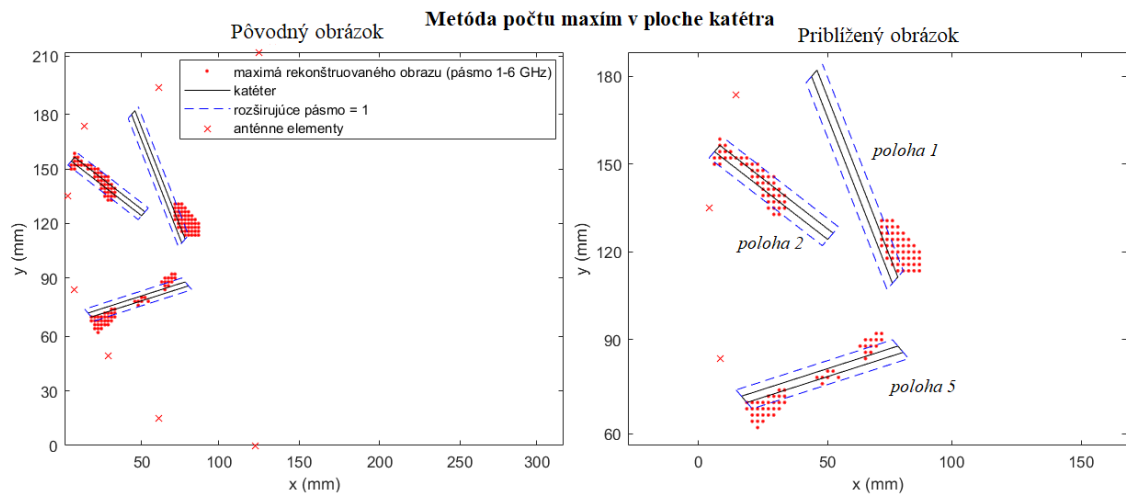
Na Obrázku 5.27 sú prezentované výsledky určovania presnosti absolútnou metódou.



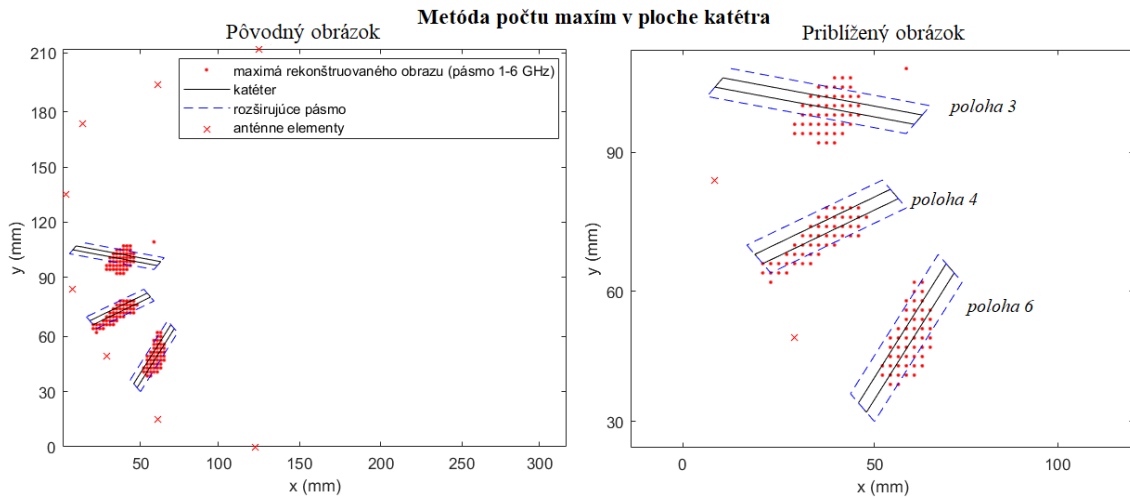
Obrázok 5.27: Presnosť detekcie katétra v heterogénnom modeli určená absolútnou metódou pre frekvenčné pásmo 1 – 4 GHz (poloha 3)

Obe metódy využívajú počet maxim 50, pričom presnosť detekcie katétra v prípade relatívnej metódy bola určená na $\vartheta = 16\%$ a v prípade použitia rozširujúceho pásma $\vartheta = 48\%$. Hodnota presnosti určenej absolútnou metódou je $d_{\max} = 4,19$ mm.

Následne bola určovaná presnosť v prípade modelu využívajúceho frekvenčné pásmo 1 – 6 GHz pre všetkých 6 polôh. Najprv bola určená presnosť relatívnou metódou, ktorej grafická prezentácia je zachytená na Obrázku 5.28 a Obrázku 5.29.



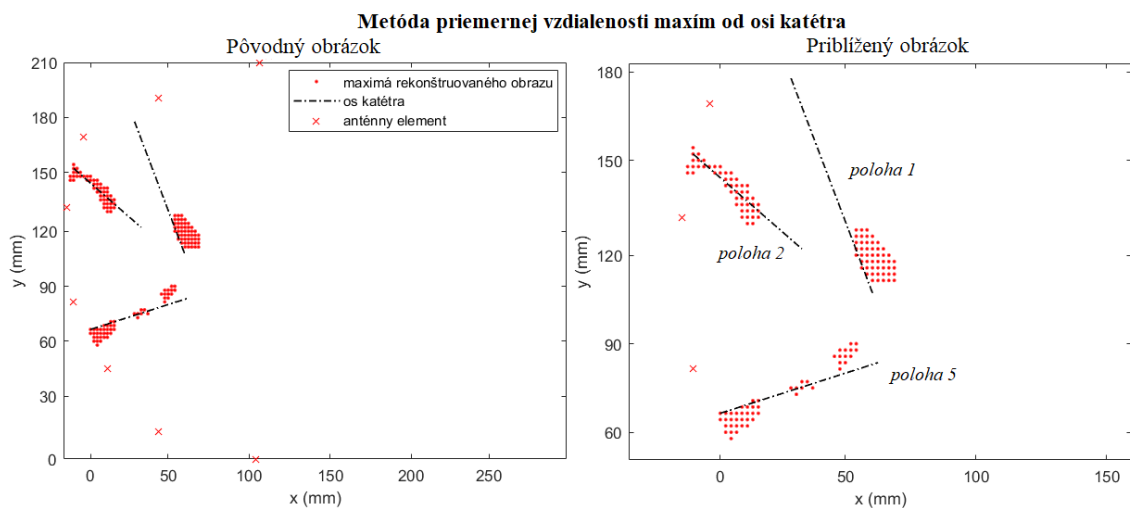
Obrázok 5.28: Presnosť detekcie katétra v heterogénnom modeli určená relatívnou metódou pre frekvenčné pásmo 1 – 6 GHz (poloha 1, 2 a 5)



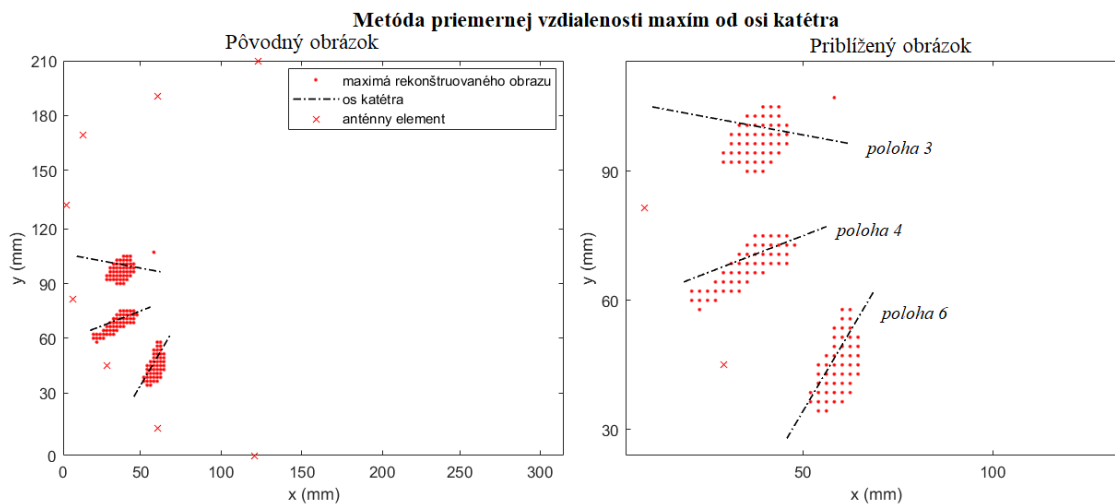
Obrázok 5.29: Presnosť detekcie katétra v heterogénnom modeli určená relatívnou metódou pre frekvenčné pásmo 1 – 6 GHz (poloha 3, 4 a 6)

Výsledné hodnoty presnosti detekcie polohy katétra v heterogénnom modeli na základe relatívnej metódy pre počet maxím 50 sú uvedené v Prílohe A v Tabuľke A.10.

Presnosť pre určovania polohy katétra v heterogénnom modeli bola určená taktiež pomocou absolútnej metódy, čoho grafická reprezentácia je zachytená na Obrázku 5.30 a Obrázku 5.31. Využitie je 50 maxím a výsledné hodnoty priemernej vzdialenosti týchto maxím d_{\max} od osi katétra pre všetky polohy v rámci simulácií využívajúcich frekvenčné pásmo 1 – 6 GHz sú uvedené v Prílohe A v Tabuľke A.11.

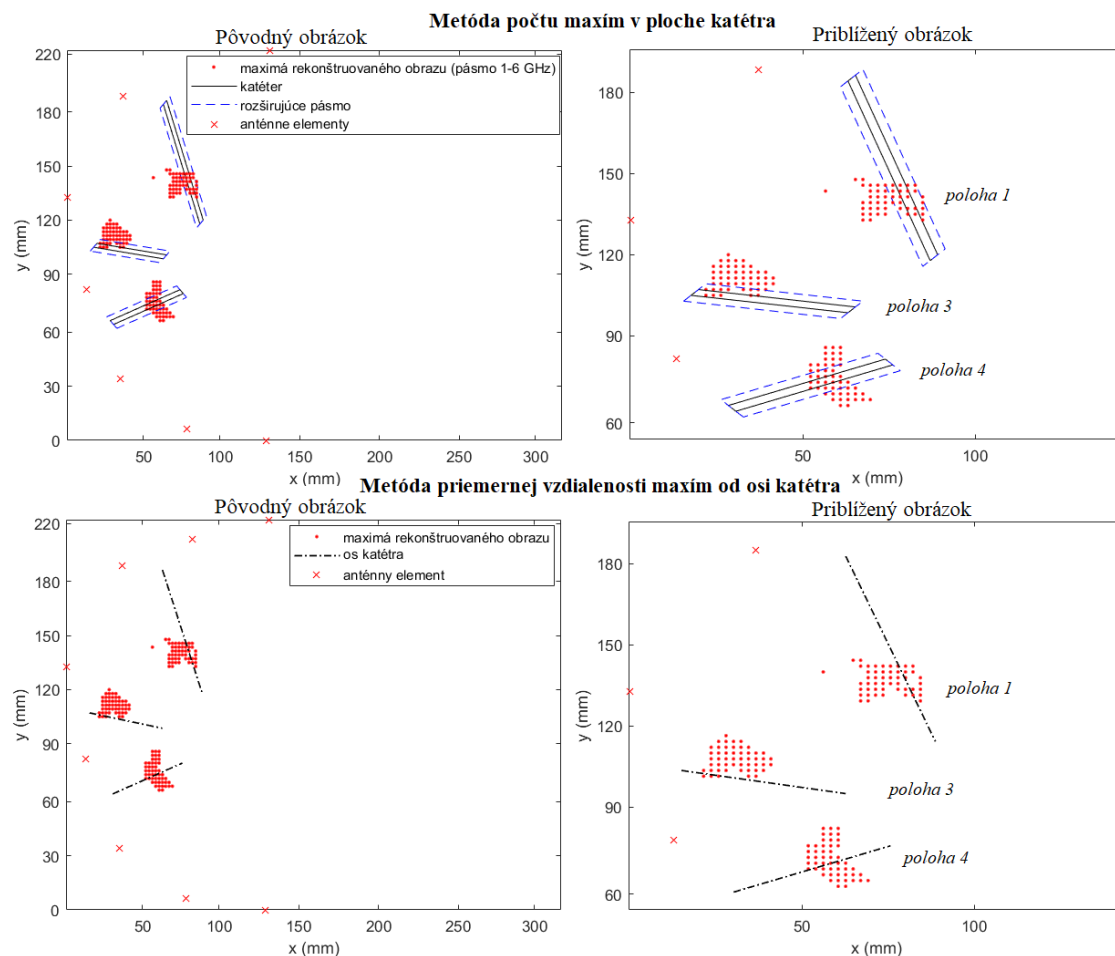


Obrázok 5.30: Presnosť detekcie katétra v heterogénnom modeli určená absolútnou metódou pre frekvenčné pásmo 1 – 6 GHz (poloha 1, 2 a 5)



5.4.3 Experimentálny model

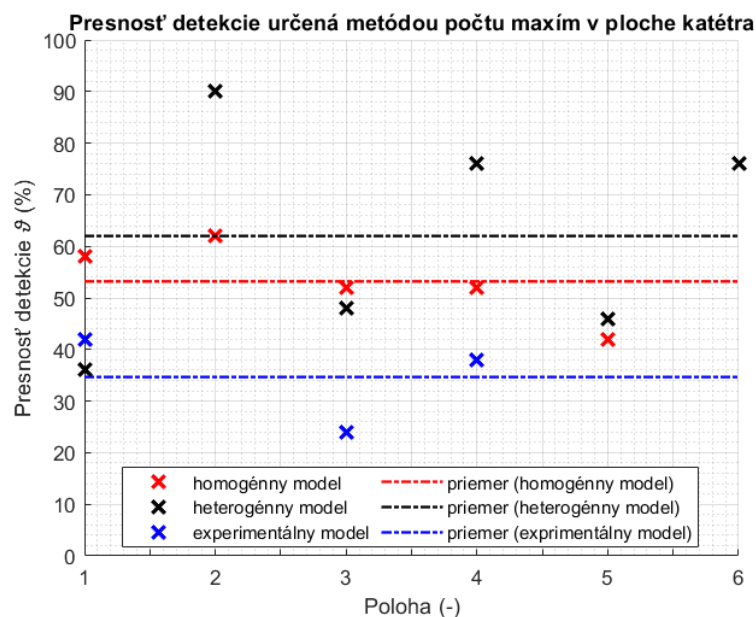
Presnosť detekcie polôh ablačných katétra umiestnených v experimentálnom modeli, bola vykonaná taktiež pomocou totožných metód opísaných v predchádzajúcich častiach, s využitím 50 maxim je graficky prezentovaná na Obrázku 5.32.



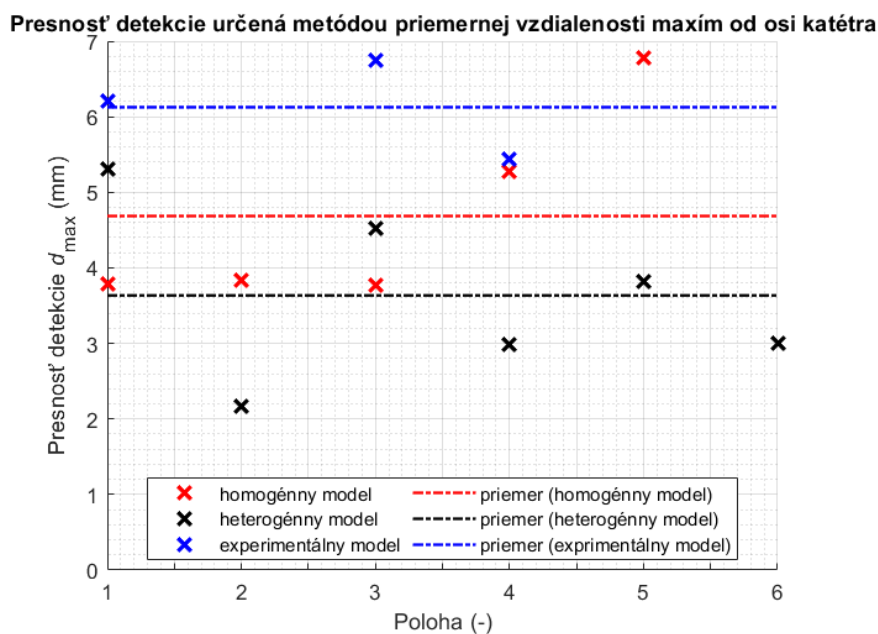
Výsledné hodnoty presnosti detekcie polohy katétra v experimentálnom modeli na základe oboch metód sú zachytené v Prílohe A v Tabuľke A.12.

5.4.4 Výsledná presnosť navrhnutého UWB radarového systému

Navrhnutý UWB radarový systém bol testovaný v rámci numerickej časti na homogénnom antropomorfnom a heterogénnom modeli a následne bol realizovaný. Výsledné presnosti určovania polohy UWB radarovým systémom ablačných katérov v jednotlivých modeloch pre obe metódy určovania presnosti sú zachytené na Obrázku 5.33 a Obrázku 5.34.



Obrázok 5.33: Presnosť detekcie katérov UWB radarovým systémom určená relatívnou metódou



Obrázok 5.34: Presnosť detekcie katérov v experimentálnom modeli určená absolútnou metódou

6 Diskusia

Výstupom tejto bakalárskej práce je model UWB radarového systému na detekciu polohy ablačného katétra. Tento model využíva viacero anténnych elementov na určenie polohy katétra. Po exporte simulačných a nameraných dát a ich následnej analýze v prostredí MATLAB, ktorá je podrobne popísaná v predchádzajúcich častiach, boli získané obrazové rekonštrukcie jednotlivých polôh katétrov.

Bakalárska práca bola rozdelená na dve hlavné časti. V prvej bola vykonaná numerická štúdia uskutočniteľnosti určovania polohy navrhnutým radarový systémom. Numerická časť by sa následne dala rozdeliť na jednoduché určovanie vzdialenosti objektu a komplexnejšie určovanie polohy na základe obrazovej rekonštrukcie, v rámci ktorej bola vykonaná optimalizácia systému s cieľom určiť ideálny počet anténnych elementov, ich polohu a frekvenčné pásmo, ktoré využívajú.

Hodnotiacim kritériom úspešnosti určovania vzdialenosti je porovnanie tejto hodnoty so skutočnou vzdialenosťou katétra umiesteného vo fantóme svalového tkaniva. Toto porovnanie je zachytené na Obrázku 5.3 (vľavo), kde je možné si všimnúť odchýlky skutočných a simulačne určených vzdialeností. Keďže jednotlivé katétre sú zoradené podľa vzdialenosti vzostupne, je možné pozorovať zväčšovanie nepresnosti metódy v závislosti od vzdialenosti detekovaného katétra. Avšak vzhľadom na to, že tieto odchýlky sú pomerne malé, bola do grafu na Obrázku 5.3 (vpravo) vynesena absolútna chyba v závislosti od meranej vzdialenosti pre katétre s priemerom 1 mm. Pre malé vzdialenosti sa táto chyba pohybovala na úrovni $\delta = 1,5$ mm, pričom následne je zaznamenaný exponenciálny nárast nepresnosti, ktorý pravdepodobne súvisí s exponenciálnym útlmom EM poľa v takom stratovom prostredí, akým je svalové tkanivo. Priemerná relatívna chyba určovania vzdialenosti katétrov s priemerom 1 mm bola učená na hodnotu $\bar{\delta}_{r(1\text{ mm})} = 4,94$ % a priemerná absolútna chyba je $\bar{\delta} = 2,67$ mm.

Následne bola porovnávaná presnosť určovania polohy katétra v závislosti od jeho priemeru, kde relatívna chyba určovania polohy katétra s priemerom 1 mm bola $\bar{\delta}_{r(1\text{ mm})} = 5,30$ % a priemerom 2 mm $\bar{\delta}_{r(2\text{ mm})} = 2,81$ %, pričom boli použité modely s rovnakými polohami jednotlivých katétrov. Na základe týchto hodnôt je možné usúdiť, že presnosť určovania vzdialenosti je vyššia pre katétre s väčším priemerom. Je možné, že na výsledky mal vplyv aj počet voxelov, keďže maximálne rozmery buniek boli zhodné pre obe simulácie, a teda väčší katéter mal väčší počet voxelov.

Priemery ablačných katétrov boli určené na základe v praxi používaných rozmerov katétrov, kde hodnota priemeru 1 mm je hraničnou hodnotou, a teda menšie katétre sa v klinickej praxi používajú len zriedka. Napriek z tohto pohľadu extrémnym podmienkam, boli dosiahnuté hodnoty prakticky porovnateľné z inými navigačnými metódami. Je teda možné predpokladať, že pre v praxi najpoužívanejšie rozmery katétrov bude presnosť vyššia než pri určovaní vzdialenosti katétrov s priemerom len 1 mm.

V rámci numerickej časti zaoberajúcej sa určovaním polohy katétra bol UWB radarový systém využitý v podmienkach vo väčšej miere pripomínajúcich zobrazovanie ablačného katétra v prostredí skutočného pacienta. Avšak skôr než bolo možné využiť novonavrhnutý UWB radarový systém na heterogénnych modeloch, bol systém testovaný na testovacom homogénnom modeli. Zobrazovaným objektom bola kovová guľa, ktorá sa zdala byť vhodným objektom na testovanie zobrazovacieho algoritmu. Simulácie na tomto modeli prebehli v podstate ideálnych podmienkach, pretože dielektrické parametre a predovšetkým merná elektrická vodivosť boli na pomerne nízkej hodnote ($\sigma = 2 \text{ S/m}$) v porovnaní s hodnotou vodivosti reálneho pečňového tkaniva pri použití frekvenčnom pásma 1 – 10 GHz, ktorej hodnota je $\sigma = 4,33 \text{ S/m}$ [35]. Čo sa presnosti detekcie týka, bola dosiahnutá priemerná relatívna chyba detekcie zobrazovaného objektu, ktorá vychádza z aritmetického priemeru relatívnych chýb pre polohy v jednotlivých osiach zobrazovacej roviny, pričom jej hodnota bola $\bar{\delta}_r = 2,32 \%$. Pri vyhodnocovaní dát zo simulácie s kovovou guľou v homogénnom modeli bolo taktiež zistené, že na rekonštrukcii polohy zobrazovaného objektu sa podieľajú len anténne elementy v blízkom okolí tohto objektu. Signál zo zvyšných anténnych elementov bol nepoužiteľný, a to z dôvodu útlmu EM vlnenia v stratovom prostredí modelu. Z toho dôvodu bolo umiestnenie antén upravené, pričom v ďalších modeloch sú umiestnené len po obvodu ľavej polovice modelu (časť, v ktorej sa vyskytuje pečňa), v ktorej sa katéter pri ablačných procedúrach, týkajúcich sa ablácie HCC vyskytuje.

Druhým testovaným modelom bol homogénny antropomorfný model, na ktorom bolo vykonaných celkovo 5 simulácií, každá pre inú polohu ablačného katétra. V rámci simulácií bolo využité frekvenčné pásmo 1 – 6 GHz, pričom dielektrické parametre homogénnej výplne mali hodnoty odpovedajúce reálnym hodnotám daného tkaniva na základe použitého frekvenčného pásma. Presnosť detekcie katétra bola určená ako relatívnou metódou s výslednou priemernou presnosťou $\bar{\vartheta} = 53,2 \%$, tak aj absolútnou metódou s priemernou výslednou presnosťou $\bar{d}_{max} = 4,69 \pm 1,33 \text{ mm}$. Presnosť detekcie je taktiež graficky zachytená na obrazovej fúzii výstupu z algoritmu s reálnou polohou v rámci modelu na Obrázku 5.7 a 5.8.

Pri testovaní pôvodného heterogénneho modelu bolo zistené, že nie je možné určiť priemernú permitivitu modelu, z toho dôvodu boli vytvorené dva modely, ktorých úlohou bolo vyriešiť problém s elektromagnetickou povrchovou vlnou, a tak umožniť určenie priemernej permitivity. Z výsledkov simulácie rozloženia intenzity EM poľa v čase vyplýva, a to konkrétne zo simulácie so základným modelom bez úprav, že pôvodný predpoklad nežiaduceho šírenia EM vlnenia na rozhraní matching liquid a vzduch bol potvrdený, a takéto šírenie sa v modeli skutočne vyskytuje. Úspešnosť riešení na potlačenie tohto javu bola prezentovaná v kapitole Výsledky, na základe ktorých je možné potvrdiť buď čiastočné odstránenie tohto javu v prípade riešenia s bariérami, alebo úplné potlačenie nežiaduceho šírenia EM vlnenia v prípade modelu so separátnymi blokmi matching liquid. Riešenie s bariérami zabezpečilo mierny útlm EM vlnenia, čo

možno pozorovať na Obrázku 5.10, na ktorom je zachytená nižšia intenzita EM poľa na ľavej strane, teda na strane, na ktorej sú umiestnené bariéry. Na druhej strane model so separátnymi blokmi matching liquid úplne vyriešil daný problém. Pri určovaní permitivity sa vyskytol taktiež problém, ktorý spôsobilo takmer bezstratové šírenie sa EM vlnenia vzduchom v okolí modelu a následná interferencia tohto vlnenia, zachytená anténnym elementom, s EM vlnením šíriacim sa pacientom v pomerne vysokostratovom prostredí s výslednou nižšou intenzitou v porovnaní s vlnením šíriacim sa vzduchom. Tento problém bol vyriešený vytvorením funkcie *permittivity*, princíp ktorej je popísaný v kapitole 5.2.3. Táto funkcia po zadaní niekoľkých parametrov dokázala určiť priemernú permitivitu nielen v rámci heterogénneho modelu. Táto metóda bola validovaná na homogénnom antropomorfnom modeli, ktorého permitivita bola známa. Priemerná absolútna odchýlka funkciou určenej permitivity modelu od jej skutočnej hodnoty bola $\bar{\delta} = 2,36$ a priemerná relatívna odchýlka $\bar{\delta}_r = 5,71$ %. Na základe týchto hodnôt možno konštatovať, že metóda určuje priemernú permitivitu modelu s presnosťou postačujúcou, minimálne na účely, na ktoré je využitá v rámci tejto práce.

Model so separátnymi blokmi matching liquid bol využitý v nosných simuláciách práce, na ktorých bol testovaný aj vplyv frekvenčného pásma na presnosť detekcie ablačného katétra v modeli pacienta UWB radarovým systémom. V rámci tohto testovania boli použité tri frekvenčné pásma. V prvom testovanom pásme (1 – 4 GHz) bola vykonaná jedna simulácia pre katéter v polohe 3, pričom presnosť detekcie katétra bola v prípade relatívnej metódy $\vartheta = 48$ %. Hodnota presnosti určenej absolútnou metódou je $d_{max} = 4,19$ mm. Pri testovaní pásma 1 – 6 GHz bolo vytvorených 6 modelov s rozdielnymi polohami ablačných katérov. Priemerná dosiahnutá presnosť detekcie relatívnou metódou pri použití frekvenčného pásma 1 – 6 GHz bola $\bar{\vartheta} = 62$ % a absolútnou metódou $\bar{d}_{max} = 3,64 \pm 1,15$ mm.

Výstupom testovania využitia frekvenčného pásma v rozsahu 1 – 10 GHz síce nebola obrazová rekonštrukcia polohy katétra, ktorej presnosť by bolo možné kvantifikovať použitím relatívnej a absolútnej metódy, avšak i na základe získaných dát je možné prakticky vylúčiť použitie tohto pásma na detekciu objektov v stratovom prostredí ľudského tela, teda minimálne vo vzdialenostiach, ktoré boli testované. Porovnanie presnosti detekcie katétra v polohe 3 relatívnou a absolútnou metódou za použitia pásiem 1 – 4 a 1 – 6 GHz neprinieslo výsledky, z ktorých by bolo zrejmé, ktoré pásmo je vhodnejšie na zobrazovanie polohy ablačného katétra, avšak na základe výstupov zo zobrazovacieho algoritmu je zrejmé (viď Obrázok 5.12 a 5.13), že pásmo 1 – 4 GHz má nižšiu rozlišovaciu schopnosť. Z toho dôvodu je možné konštatovať, že pásmo 1 – 6 GHz je vhodným kompromisom medzi pomerne nízkou rozlišovacou schopnosťou pozorovanou pri pásme 1 – 4 GHz a výrazným útlmom EM vlnenia pri použití pásma 1 – 10 GHz.

Bol taktiež testovaný vplyv počtu anténnych elementov na presnosť detekcie, ktorá je prezentovaná na Obrázku 5.15, pričom z týchto výsledkov vyplýva, že vyšší počet

anténnych elementov účastniacich sa na obrazovej rekonštrukcii má pozitívny vplyv na presnosť detekcie ablačného katétra v modeli. Na základe tohto zistenia je možné predpokladať, že v budúcnosti bude zvýšený počet anténnych elementov, prípadne bude upravená ich poloha tak, aby bol čo najvyšší počet elementov v blízkosti vstupu ablačného katétra do ľudského tela.

V rámci druhej hlavnej časti bol realizovaný numericky optimalizovaný UWB radarový systém na detekciu ablačného katétra. Bol vytvorený experimentálny model reálneho pacienta vychádzajúci z homogénneho antropomorfného modelu využitého v numerickej časti. Bol taktiež navrhnutý polohový model na zabezpečenie zachovania presnej polohy v rámci torza, ktorá je totožná s polohou daného katétra v homogénnom antropomorfnom modeli. Bol upravený model už existujúceho anténneho elementu vhodného na mikrovlnné zobrazovanie. Nezanedbateľnou časťou experimentálneho modelu boli aj fantómy tkanív, ktoré boli vytvorené tak, aby imitovali dielektrické parametre pečňového tkaniva, teda minimálne pri určitej frekvencii použitého pásma. Experimentálny model pozostávajúci zo spomínaných častí bol následne skompletovaný a mohlo prebehnúť samotné meranie pomocou VNA. Priemerná presnosť detekcie polohy ablačných katétrov určená realizovaným numericky optimalizovaným UWB radarovým systémom bola určená ako relatívnou metódou na hodnotu $\bar{\vartheta} = 34,67 \%$, tak aj absolútnou metódou, s výslednou priemernou presnosťou detekcie $\bar{d}_{max} = 6,13 \pm 0,66 \text{ mm}$.

Presnosť zobrazovania ablačného katétra v rámci experimentálneho modelu bola porovnaná s výsledkami z numerickej časti, konkrétne z homogénneho antropomorfného modelu. Na základe grafického porovnania (viď Obrázok 5.23) nie je možné posúdiť, v prípade ktorého modelu bola dosiahnutá vyššia úspešnosť. Viac informácií je však možné získať z výsledkov metód určovania presnosti, zachytených na Obrázku 5.33 a 5.34, z ktorých vyplýva, že vyššia presnosť bola dosiahnutá v rámci numerického modelu. Tento fakt je pravdepodobne spôsobený nie príliš dokonalým fantómom pečňového tkaniva. Tento fantóm bol pripravený tak, aby imitoval permitivitu pečene pri frekvencii 2,5 GHz. Problémom však je merná elektrická vodivosť, ktorej hodnoty boli značne vyššie v porovnaní s reálnym tkanivom, a to už od frekvencie približne 1,7 GHz, pričom pri frekvencii 3 GHz dosahovala hodnotu až 3 S/m. Je taktiež predpoklad, že pre ešte vyššie frekvencie pásma 1 – 6 GHz by tieto hodnoty ďalej narastali. Je zrejmé, že tieto hodnoty vodivosti spôsobili značný útlm EM vlnenia vo fantóme, čo malo za následok, že na výslednú obrazovú rekonštrukciu boli využité signály zachytené maximálne tromi, katétru najbližšie umiestnenými anténnymi elementami. Na základe týchto zistení bude pravdepodobne v budúcnosti nutné využitie iných materiálov na vytvorenie fantómu tkaniva pečene, čím by mohla byť priaznivo ovplyvnená aj presnosť zobrazovania radarovým systémom.

Hodnoty presnosti detekcie získané metódou počtu maxím v ploche katétra s rozširujúcim pásmom sú relatívne, a teda slúžia na porovnanie výsledkov z jednotlivých

modelov v rámci navrhnutého UWB radarového systému, nie sú vhodné na porovnanie presnosti detekcie polohy katétra navrhnutým systémom s inými navigačnými technikami. Pri vyhodnocovaní výsledkov zobrazovacieho algoritmu na základe relatívnej metódy bolo taktiež pozorované, že metóda nie príliš dokonale rozpoznáva, či bol katéter algoritmom zobrazený v celej dĺžke alebo len jeho časť. Tento jav možno pozorovať pri hodnotení presnosti detekcie katétra v polohe 5, kde zobrazovací algoritmus zachytil katéter v celej dĺžke, avšak presnosť detekcie bola len 46 %. Využitie hodnôt získaných absolútnou metódou na porovnanie s inými navigačnými metódami sa však javí ako vhodnejšie. Presnosť EM trackingu sa v závislosti od metód jednotlivých experimentov pohybovala na hodnotách $3,2 \pm 2,1$ mm a presnosť CBCT bola $3,83 \pm 1,92$ mm [10]. Je však potrebné podotknúť, že tieto hodnoty boli získané na základe experimentov s reálnymi navigačnými systémami a s použitím presnejších fantómov pacientov, prípadne na živých pacientoch.

Na základe získaných výsledkov je možné konštatovať, že metóda detekcie ablačného katétra za použitia UWB radarového systému má istý potenciál, ktorý predpokladá ďalšie štúdium tejto metódy a jej následné vylepšovanie s cieľom byť nápomocnou pri detekcii polohy katétra pri ablačných procedúrach. Tento systém je možné v budúcnosti vylepšiť tak, že bude možné kontinuálne sledovať nielen polohu ablačného katétra, ale taktiež veľkosť ablovanej oblasti na základe zmeny dielektrických parametrov tkaniva vplyvom zvýšenej teploty tejto oblasti.

7 Záver

Na poli intervenčnej rádiológie je určenie presnej polohy ablačného katétra kľúčové z hľadiska úspešnosti liečby, je preto nevyhnutné investovať úsilie do vývoja navigačných metód. Cieľom tejto práce bolo navrhnúť UWB radarový systém na určenie polohy ablačného katétra, navrhnúť vhodný zobrazovací algoritmus schopný rekonštruovať polohu ablačného katétra na základe dát získaných zo simulácie a taktiež otestovať vplyv použitého frekvenčného pásma na presnosť detekcie, počet anténnych elementov účastniacich sa na obrazovej rekonštrukcii na presnosť detekcie, pričom bolo vytvorených niekoľko modelov s rôznymi polohami ablačných katétrov.

Na začiatku numerickej časti bol vytvorený model v simulátore S4L, ktorý obsahoval jeden anténny element a model katétra umiestneného v modeli fantómu svalového tkaniva. Údaje zo simulácie boli následne spracované v prostredí MATLAB, v ktorom bol vytvorený algoritmus, na základe ktorého mohla byť táto vzdialenosť určená. Následne bola určená presnosť takto navrhnutého systému porovnaním jeho výsledkov s realitou. Priemerná relatívna chyba určovania vzdialenosti pre katétre s priemerom 1 mm bola učená na hodnotu $\bar{\delta}_{r(1\text{ mm})} = 4,94\%$ a priemerná absolútna chyba je $\bar{\delta} = 2,67\text{ mm}$.

Taktiež bola porovnaná presnosť určovania vzdialenosti pre dva rôzne priemery katétrov umiestnených v zhodných polohách v rámci fantómu svalového tkaniva, ktorú sme v tomto prípade určovali na základe relatívnej chyby v porovnaní s reálnymi vzdialenosťami. Relatívna chyba určovania polohy katétra s priemerom 1 mm bola $\bar{\delta}_{r(1\text{ mm})} = 5,30\%$ a priemerom 2 mm $\bar{\delta}_{r(2\text{ mm})} = 2,81\%$.

UWB radarový systém bol v pokročilejších simuláciách, pričom v testovacom homogénnom modeli s kovovou guľou bolo dosiahnuté detekovanie polohy tohto objektu s relatívnou chybou na úrovni $\bar{\delta}_r = 2,32\%$. Následne bol radarový systém testovaný na homogénnom antropomorfnom modeli pre 5 rôznych polôh katétrov, v ktorom bola dosiahnutá priemerná presnosť detekcie relatívnou metódou $\bar{\vartheta} = 53,2\%$ a priemerná presnosť absolútnou metódou $\bar{d}_{max} = 4,69 \pm 1,33\text{ mm}$. V ďalšej časti bol radarový systém testovaný na heterogénnom modeli, pričom sa objavil problém s určením priemernej permitivity, ktorý bol vyriešený na základe úprav modelu za použitia separátnych blokov matching liquid a následného spracovania signálov funkciou *permittivity*. Tento upravený model bol využitý na kľúčové simulácie práce, v ktorých bol otestovaný vplyv použitého frekvenčného pásma budiaceho impulzu na presnosť detekcie, pričom z výsledkov vyplýva, že na zobrazovanie ablačného katétra je najvhodnejšie frekvenčné pásmo v rozsahu 1 – 6 GHz. V tomto pásme sa priemerná presnosť detekcie určenej na základe relatívnej metódy pohybovala na úrovni $\bar{\vartheta} = 62\%$ a absolútnou metódou na úrovni $\bar{d}_{max} = 3,64 \pm 1,15\text{ mm}$. Pri frekvenčnom pásme 1 – 4 GHz bola dosiahnutá presnosť detekcie relatívnou metódou $\bar{\vartheta} = 48\%$ a absolútnou metódou $d_{max} = 4,19\text{ mm}$. Pri poslednom testovanom pásme 1 – 10 GHz

nebolo možné na základe značného útlmu EM vlnenia spôsobeného vysokou mernou elektrickou vodivosťou získať výsledok zo zobrazovacieho algoritmu, čím bola vylúčená možnosť použitia tohto pásma na detekciu katétra UWB radarovým systémom. Testovaný bol aj vplyv počtu a polohy anténnych elementov využitých na rekonštrukciu polohy na celkovú presnosť detekcie katétra, pričom bolo zistené, že väčší počet anténnych elementov v blízkosti zobrazovaného objektu výrazne zlepšuje kvalitu výslednej obrazovej rekonštrukcie.

V druhej časti bol realizovaný experimentálny model optimalizovaného radarového systému, na ktorom boli vykonané merania pre tri rôzne polohy ablačných katétrov. Na realizáciu experimentálneho modelu bolo nutné vytvoriť torzo pacienta a polohový model na zachovanie totožných polôh katétrov, ktoré boli použité v rámci homogénneho antropomorfného modelu v numerickej časti, upraviť a následne zhotoviť už optimalizované anténne elementy, vytvoriť tekuté fantómy pre pečeň a matching liquid a vykonať meranie pomocou VNA. Z dát spracovaných pomocou vytvorených funkcií a algoritmov bola vytvorená obrazová rekonštrukcia polôh katétrov, pričom bolo dosiahnuté priemernej presnosti detekcie určenej relatívnou metódou $\bar{\vartheta} = 34,67\%$ a absolútnou metódou $\bar{d}_{max} = 6,13 \pm 0,66$ mm.

Zadaním a cieľom tejto práce bola v prvej časti numerická štúdia uskutočniteľnosti určovania presnej polohy katétra pri ablačnej liečbe nádorov pečene s využitím širokopásmového (UWB) radaru, v rámci ktorej bolo vytvorených niekoľko modelov. Na testovacom homogénnom modeli bol validovaný navrhnutý rekonštrukčný algoritmus a zároveň bol pozorovaný vplyv polohy anténnych elementov na presnosť zobrazovania. Navrhnutý UWB radarový systém bol testovaný na homogénnom antropomorfnom modeli pre celkovo 5 polôh katétrov a na heterogénnom modeli pre 6 rôznych polôh katétrov. Na heterogénnom modeli bol taktiež testovaný vplyv šírky pásma a počtu anténnych elementov využitých na výslednú obrazovú rekonštrukciu na presnosť detekcie polohy zobrazovaného objektu. Bola taktiež navrhnutá metodika určovania presnosti detekcie polohy katétra radarovým systémom, vďaka ktorej bolo možné porovnanie výsledkov zo simulácie, resp. merania. V druhej časti bol realizovaný numericky optimalizovaný UWB radarový systém. V rámci tejto časti bol vytvorený model torza reálneho pacienta, anténne elementy a tekuté fantómy. Z jednotlivých častí bol skonštruovaný experimentálny model, na ktorom bolo vykonané meranie pre tri polohy ablačných katétrov. Na základe uvedených skutočností je možné skonštatovať, že zadanie práce bolo splnené do posledného bodu. Navrhnutá metóda by vďaka sľubným výsledkom, samozrejme po v budúcnosti plánovaných vylepšeniach tohto systému, mohla byť prínosom na poli vývoja perspektívnych navigačných metód používaných nielen v intervenčnej rádiológii. Tieto vylepšenia sa budú týkať predovšetkým hľadania lepšej alternatívy fantómov využitých pri meraní a úpravou systému tak, aby bolo možné kontinuálne sledovanie polohy ablačného katétra počas zavádzania a následné monitorovanie teploty ablovanej oblasti v priebehu samotného výkonu.

Zoznam použitej literatúry

- [1] SIEGEL, Rebecca L., Kimberly D. MILLER a Ahmedin JEMAL. Cancer statistics, 2020. *CA: A Cancer Journal for Clinicians* [online]. 2020, **70**(1), 7-30 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0007-9235. Dostupné z: doi:10.3322/caac.21590
- [2] JEMAL, Ahmedin, Elizabeth WARD, Michael THUN a J. Jaime MIRANDA. Declining Death Rates Reflect Progress against Cancer. *PLoS ONE* [online]. 2010, **5**(3) [cit. 2021-03-14]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0009584
- [3] STAUFFER, P. R. a S. N. GOLDBERG. Introduction: Thermal ablation therapy. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2009, **20**(7), 671-677 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0265-6736. Dostupné z: doi:10.1080/02656730400007220
- [4] RHIM, Hyunchul, S. Nahum GOLDBERG, Gerald D. DODD, Luigi SOLBIATI, Hyo Keun LIM, Massimo TONOLINI a On Koo CHO. Essential Techniques for Successful Radio-frequency Thermal Ablation of Malignant Hepatic Tumors. *RadioGraphics* [online]. 2001, **21**(1), 17-35 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/radiographics.21.suppl_1.g01oc11s17
- [5] TAMMAM, Emad, Ashraf M. SAID, Ahmed A. IBRAHIM a Ahmed I. A. GALAL. About the Interstitial Microwave Cancer Ablation: Principles, Advantages and Challenges. *IEEE Access* [online]. 2020, **8**, 49685-49694 [cit. 2021-03-22]. ISSN 2169-3536. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2020.2978210
- [6] WOOD, Bradford J., Jochen KRUECKER, Nadine ABI-JAOUDEH et al. Navigation Systems for Ablation. *Journal of Vascular and Interventional Radiology* [online]. 2010, **21**(8), 257-263 [cit. 2021-03-14]. ISSN 10510443. Dostupné z: doi:10.1016/j.jvir.2010.05.003
- [7] CHO, Yun Ku, Hyunchul RHIM a SangIk NOH. Radiofrequency Ablation versus Surgical Resection as Primary Treatment of Hepatocellular Carcinoma Meeting the Milan Criteria: A Systematic Review. *Journal of Gastroenterology and Hepatology* [online]. 2011, **26**(9), 1354-1360 [cit. 2021-03-14]. ISSN 08159319. Dostupné z: doi:10.1111/j.1440-1746.2011.06812.x
- [8] SIMON, Caroline J., Damian E. DUPUY a William W. MAYO-SMITH. Microwave Ablation: Principles and Applications. *RadioGraphics* [online]. 2005, **25**(suppl_1), S69-S83 [cit. 2021-03-20]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.25si055501

- [9] SJØLIE, E., T. LANGØ, B. YSTGAARD, G.A. TANGEN, T.A. NAGELHUS HERNES a R. MØRVIK. 3D ultrasound-based navigation for radiofrequency thermal ablation in the treatment of liver malignancies. *Surgical Endoscopy* [online]. 2003, **17**(6), 933-938 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0930-2794. Dostupné z: doi:10.1007/s00464-002-9116-z
- [10] TAKAYASU, K, Y MURAMATSU, S ASAI, Y MURAMATSU a T KOBAYASHI. CT fluoroscopy-assisted needle puncture and ethanol injection for hepatocellular carcinoma: a preliminary study. *American Journal of Roentgenology* [online]. 1999, **173**(5), 1219-1224 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/ajr.173.5.10541092
- [11] BRACE, Christopher L. Microwave Ablation Technology: What Every User Should Know. *Current Problems in Diagnostic Radiology* [online]. 2009, **38**(2), 61-67 [cit. 2021-03-20]. ISSN 03630188. Dostupné z: doi:10.1067/j.cpradiol.2007.08.011
- [12] MICHEL, Fabrice, Véronique BREVAUT-MALATY, Rémi PASQUALI et al. Comparison of ultrasound and X-ray in determining the position of umbilical venous catheters. *Resuscitation* [online]. 2012, **83**(6), 705-709 [cit. 2021-03-14]. ISSN 03009572. Dostupné z: doi:10.1016/j.resuscitation.2011.11.026
- [13] KLOECKNER, Roman, Daniel Pinto dos SANTOS, Jens SCHNEIDER, Levent KARA, Christoph DUEBER a Michael B. PITTON. Radiation exposure in CT-guided interventions. *European Journal of Radiology* [online]. 2013, **82**(12), 2253-2257 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0720048X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejrad.2013.08.035
- [14] NAWFEL, Richard D., Philip F. JUDY, Stuart G. SILVERMAN, Stuart HOOTON, Kemal TUNCALI a Douglass F. ADAMS. Patient and Personnel Exposure during CT Fluoroscopy-guided Interventional Procedures. *Radiology* [online]. 2000, **216**(1), 180-184 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiology.216.1.r00j139180
- [15] ABI-JAOUDEH, Nadine, Jochen KRUECKER, Samuel KADOURY, Hicham KOBEITER, Aradhana M. VENKATESAN, Elliot LEVY a Bradford J. WOOD. Multimodality Image Fusion–Guided Procedures: Technique, Accuracy, and Applications. *CardioVascular and Interventional Radiology* [online]. 2012, **35**(5), 986-998 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0174-1551. Dostupné z: doi:10.1007/s00270-012-0446-5

- [16] CHA, Charles H., Fred T. LEE, Jonathan M. GURNEY, Brian K. MARKHARDT, Thomas F. WARNER, Frederick KELCZ a David M. MAHVI. CT Versus Sonography for Monitoring Radiofrequency Ablation in a Porcine Liver. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2000, **175**(3), 705-711 [cit. 2021-03-14]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/ajr.175.3.1750705
- [17] FISER, Ondrej, Marko HELBIG, Juergen SACHS, Sebastian LEY, Ilja MERUNKA a Jan VRBA. MICROWAVE NON-INVASIVE TEMPERATURE MONITORING USING UWB RADAR FOR CANCER TREATMENT BY HYPERTHERMIA. *Progress In Electromagnetics Research* [online]. 2018, **162**, 1-14 [cit. 2021-03-14]. ISSN 1559-8985. Dostupné z: doi:10.2528/PIER17111609
- [18] HELBIG, M., K. DAHLKE, I. HILGER, M. KMEC a J. SACHS. UWB microwave imaging of heterogeneous breast phantoms. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* [online]. 2012, **57**(SI-1-Track-B), 486-489 [cit. 2021-03-14]. ISSN 1862-278X. Dostupné z: doi:10.1515/bmt-2012-4237
- [19] WÖRTGE, Dennis, Jochen MOLL, Viktor KROZER, Babak BAZRAFESHAN, Frank HÜBNER, Clara PARK a Thomas VOGL. Comparison of X-ray-Mammography and Planar UWB Microwave Imaging of the Breast: First Results from a Patient Study. *Diagnostics* [online]. 2018, **8**(3) [cit. 2021-03-14]. ISSN 2075-4418. Dostupné z: doi:10.3390/diagnostics8030054
- [20] KWON, Sollip a Seungjun LEE. Recent Advances in Microwave Imaging for Breast Cancer Detection. *International Journal of Biomedical Imaging* [online]. 2016, **2016**, 1-26 [cit. 2021-03-14]. ISSN 1687-4188. Dostupné z: doi:10.1155/2016/5054912
- [21] SHIN, Hee Jung, Ram M. NARAYANAN, Mark A. ASMUTH a Muralidhar RANGASWAMY. Ultrawideband Noise Radar Tomography: Principles, Simulation, and Experimental Validation. *International Journal of Microwave Science and Technology* [online]. 2016, **2016**, 1-21 [cit. 2021-03-14]. ISSN 1687-5826. Dostupné z: doi:10.1155/2016/5787895
- [22] PAVONE, Santi Concetto, Gino SORBELLO a Loreto DI DONATO. On the Orbital Angular Momentum Incident Fields in Linearized Microwave Imaging. *Sensors* [online]. 2020, **20**(7) [cit. 2021-5-2]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s20071905
- [23] POZAR, David M. *Microwave Engineering*. 4th ed. John Wiley, 2011. ISBN 978-0-470-63155-3.

- [24] CONCEIÇÃO, R. C., J.J. MOHR a M. O'HALLORAN. *An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection*. Ed. 1 st. Switzerland: Springer International Publishing, 2016. ISBN 978-3-319-27865-0.
- [25] TAYLOR, James D. *Ultrawideband Radar: Applications and Design*. CRC Press, 2012. ISBN 9781420089868.
- [26] 1672-2006 - IEEE Standard for Ultrawideband Radar Definitions. *IEEE* [online]. 2007, , 1-19 [cit. 2021-5-4]. Dostupné z: doi:10.1109/IEEESTD.2007.359972.
- [27] SKOLNIK, Merrill I. *Radar Handbook*. Second Edition. McGraw-Hill, 1990. ISBN 9780070579132.
- [28] POLK, Charles. *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Field*. Ed. 1 st. CRC Press, 2017. ISBN 978-1315891910.
- [29] IEEE Standard Definitions of Terms for Radio Wave Propagation. *IEEE Std 211-1997* [online]. 1997, 1-44 [cit. 2021-5-5]. Dostupné z: doi:10.1109/IEEESTD.1997.8638365
- [30] VENKATESH, M.S. a G.S.V RAGHAVAN. An overview of dielectric properties measuring techniques. *Canadian Biosystems Engineering* [online]. 2005, **47**(7), 15-30 [cit. 2021-5-5].
- [31] SALAHUDDIN, Saqib, Emily PORTER, Finn KREWER a Martin O'HALLORAN. *Optimised analytical models of the dielectric properties of biological tissue* [online]. 2017, **43**, 103-111 [cit. 2021-5-5]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2017.01.017
- [32] SALAHUDDIN, Saqib, Alessandra La GIOIA, Muhammad Adnan ELAHI, Emily PORTER, Martin O'HALLORAN a Atif SHAHZAD. Comparison of in-vivo and ex-vivo dielectric properties of biological tissues. *2017 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA)* [online]. IEEE, 2017, 2017, , 582-585 [cit. 2021-5-5]. ISBN 978-1-5090-4451-1. Dostupné z: doi:10.1109/ICEAA.2017.8065312
- [33] O'ROURKE, Ann P, Mariya LAZEBNIK, John M BERTRAM, Mark C CONVERSE, Susan C HAGNESS, John G WEBSTER a David M MAHVI. Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: in vivo and ex vivo measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2007, **52**(15), 4707-4719 [cit. 2021-5-5]. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/52/15/022
- [34] ROGERS CORPORATION. RO4000® Series High Frequency Circuit Materials [online]. USA, 2018 [cit. 2022-01-07]. Dostupné z: <https://rogerscorp.com/>

/media/project/rogerscorp/documents/advanced-electronics-solutions/english/data-sheets/ro4000-laminates-ro4003c-and-ro4350b---data-sheet.pdf

- [35] HASGALL, PA, F DI GENNARO, C BAUMGARTNER, et al. *IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues* [online]. 2018, (Version 4.0) [cit. 2021-5-9]. Dostupné z: doi:10.13099/VIP21000-04-0
- [36] Hilbert transform: Relationship with the Fourier transform. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2022-01-07]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Hilbert_transform
- [37] KUTÍLEK, Patrik a Jan MIKŠOVSKÝ. *Fyzikální praktikum I, II*. V Praze: České vysoké učení technické, 2009. ISBN 978-80-01-04477-3.
- [38] IT'IS Foundation. (2015). Duke cV3.1. IT'IS Foundation. <https://doi.org/10.13099/VIP11001-03-1>
- [39] KARABULUT, Koray, Federico AUCEJO, Hizir Yakup AKYILDIZ, Allan SIPERSTEIN a Eren BERBER. Resection and radiofrequency ablation in the treatment of hepatocellular carcinoma: a single-center experience. *Surgical Endoscopy* [online]. 2012, 26(4), 990-997 [cit. 2021-12-22]. ISSN 0930-2794. Dostupné z: doi:10.1007/s00464-011-1983-8
- [40] BERBER, E., N. L. HERCEG, K. J. CASTO a A. E. SIPERSTEIN. Laparoscopic radiofrequency ablation of hepatic tumors: Prospective clinical evaluation of ablation size comparing two treatment algorithms. *Surgical Endoscopy* [online]. 2004, 18(3), 390-396 [cit. 2021-12-22]. ISSN 0930-2794. Dostupné z: doi:10.1007/s00464-003-8911-5
- [41] MERUNKA, Ilja, Andrea MASSA, David VRBA, Ondrej FISER, Marco SALUCCI a Jan VRBA. Microwave Tomography System for Methodical Testing of Human Brain Stroke Detection Approaches. *International Journal of Antennas and Propagation* [online]. 2019, 2019, 1-9 [cit. 2021-12-27]. ISSN 1687-5869. Dostupné z: doi:10.1155/2019/4074862
- [42] FISER, Ondrej, Vojtech HRUBY, Jan VRBA, Tomas DRIZDAL, Jan TESARIK, Jan VRBA a David VRBA. UWB Bowtie Antenna for Medical Microwave Imaging Applications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation (Early Access)* [online]. 1-1 [cit. 2022-04-03]. ISSN 0018-926X. Dostupné z: doi:10.1109/TAP.2022.3161355

Príloha A: Tabuľky

Tabuľka A.1: Výsledné hodnoty pre katétre s priemerom 1 mm

Katéter (1 mm)	Polohový vektor \vec{r}_x [x,z]	Súradnica		Vzdialenosť		Chyba	
		x (mm)	z (mm)	d (mm)	d_s (mm)	absolútna δ (mm)	relatívna δ_r (%)
1.	[20,20]	20	20	28,28	29,90	1,62	5,712
2.	[10,30]	10	30	31,62	33,17	1,55	4,893
3.	[-5,40]	-5	40	40,31	41,24	0,93	2,304
4.	[-30,30]	-30	30	42,43	44,32	1,89	4,463
5.	[-20,40]	-20	40	44,72	48,24	3,52	7,868
6.	[10,45]	10	45	46,10	47,94	1,84	3,996
7.	[-10,55]	-10	55	55,90	58,27	2,37	4,237
8.	[5,60]	5	60	60,21	62,85	2,64	4,388
9.	[20,60]	20	60	63,25	66,79	3,54	5,604
10.	[-10,70]	-10	70	70,71	74,14	3,43	4,850
11.	[30,70]	30	70	76,16	80,65	4,49	5,899
12.	[-20,80]	-20	80	82,46	86,68	4,22	5,115
Priemer						2,67	4,94

Tabuľka A.2: Výsledné hodnoty pre katétre s priemerom 2 mm

Katéter (2 mm)	Polohový vektor \vec{r}_x [x,z]	Súradnica		Vzdialenosť		Chyba	
		x (mm)	z (mm)	d (mm)	d_s (mm)	absolútna δ (mm)	relatívna δ_r (%)
1.	[20,20]	20	20	28,28	28,75	0,47	1,647
2.	[-30,30]	-30	30	42,43	43,06	0,63	1,493
3.	[30,70]	30	70	76,16	79,21	3,05	4,008
4.	[-20,80]	-20	80	82,46	85,83	3,37	4,084
Priemer						1,88	2,81

Tabuľka A.3: Výsledné hodnoty pre vybrané katétre s priemerom 1 mm

Katéter (1 mm)	Polohový vektor \vec{r}_x [x,z]	Súradnica		Vzdialenosť		Chyba	
		x (mm)	z (mm)	d (mm)	d_s (mm)	absolútna δ (mm)	relatívna δ_r (%)
1.	[20,20]	20	20	28,28	29,90	1,62	5,712
4.	[-30,30]	-30	30	42,43	44,32	1,89	4,463
11.	[30,70]	30	70	76,16	80,65	4,49	5,899
12.	[-20,80]	-20	80	82,46	86,68	4,22	5,115
Priemer						3,05	5,30

Tabuľka A.4: Maximálne rozmery mriežky pre os x l_x , os y l_y a os z l_z pre každú časť testovacieho homogénneho modelu.

Časť modelu	Maximálny rozmer bunky		
	l_x (mm)	l_y (mm)	l_z (mm)
Substrát	0,75	0,75	0,75
Ramená antény	0,3	0,3	0,3
Edge Source	auto*	auto*	auto*
Fantóm pečene	3	3	3
Kovová guľa	1	1	1

*maximálny rozmer nastavený automaticky pomocou software S4L

Tabuľka A.5: Maximálne rozmery mriežky pre os x l_x , os y l_y a os z l_z pre každú časť homogénneho antropomorfného modelu s katétrom

Časť modelu	Maximálny rozmer bunky		
	l_x (mm)	l_y (mm)	l_z (mm)
Substrát	0,6	0,6	0,6
Ramená antény	0,4	0,4	0,4
Edge Source	auto*	auto*	auto*
Fantóm pečene	3	3	3
Tumor (HCC)	2	2	2
Ablačný katéter	0,4	0,4	0,4

*maximálny rozmer nastavený automaticky pomocou software S4L

Tabuľka A.6: Maximálne rozmery mriežky pre os x l_x , os y l_y a os z l_z pre každú časť výsledného heterogénneho modelu

Časť modelu	Maximálny rozmer bunky		
	l_x (mm)	l_y (mm)	l_z (mm)
Substrát	0,6	0,6	0,6
Ramená antény	0,4	0,4	0,4
Edge Source	auto*	auto*	auto*
Matching liquid	2,5	2,5	2,5
Tumor (HCC)	2	2	2
Vnútorne orgány	3	3	3
Kosti	2,5	2,5	2,5
Tkanivá typu sval, tuk a koža	3	3	3
Ablačný katéter	0,4	0,4	0,4

*maximálny rozmer nastavený automaticky pomocou software S4L

Tabuľka A.7: Výsledné hodnoty určovania priemernej relatívnej permitivity vrátane absolútnej a relatívnej odchýlky od skutočnej hodnoty

Poloha katétra (-)	Priemerná relatívna permitivita ϵ_r (-)		Odchýľka	
	skutočná	určená funkciou	absolútna δ (-)	relatívna δ_r (%)
1	41,4	43,8	2,4	5,80
2	41,4	43,74	2,34	5,65
3	41,4	43,74	2,34	5,65
4	41,4	43,8	2,4	5,80
5	41,4	43,74	2,34	5,65
Priemer	41,4	43,76	2,36	5,71

Tabuľka A.8: Výsledné hodnoty presnosti detekcie polohy katétra v homogénnom antropomorfnom modeli určené metódou počtu maxim v ploche katétra s rozširujúcim pásmom

Poloha katétra (-)	Presnosť detekcie polohy ϑ (%)	
	Plocha katétra	Plocha katétra s rozširujúcim pásmom
1	20	58
2	22	62
3	22	52
4	22	52
5	16	42

Tabuľka A.9: Výsledné hodnoty priemernej vzdialenosti maxim od osi katétra v homogénnom antropomorfnom modeli

Poloha katétra (-)	1	2	3	4	5
d_{\max} (mm)	3,78	3,83	3,77	5,27	6,78

Tabuľka A.10: Výsledné hodnoty presnosti detekcie polohy katétra v heterogénnom modeli určené metódou počtu maxim v ploche katétra s rozširujúcim pásmom

Poloha katétra (-)	Presnosť detekcie polohy ϑ (%)	
	Plocha katétra	Plocha katétra s rozširujúcim pásmom
1	10	36
2	42	90
3	16	48
4	26	76
5	16	46
6	28	76

Tabuľka A.11: Výsledné hodnoty priemernej vzdialenosti maxim od osi katétra v heterogénnom modeli

Poloha katétra (-)	1	2	3	4	5	6
d_{\max} (mm)	5,31	2,16	4,53	2,99	3,82	3,00

Tabuľka A.12: Výsledné hodnoty presnosti detekcie polohy katétra v experimentálnom modeli určené obomi metódami

Poloha katétra (-)	Presnosť detekcie polohy ϑ (%)		Priemerná vzdialenosť maxim od osi katétra d_{\max} (mm)
	Plocha katétra	Plocha katétra s rozširujúcim pásmom	
1	14	42	6,20
3	8	24	6,75
4	14	38	5,43

Príloha B: Algoritmus na určovanie vzdialenosti katétra (MATLAB)

```

%% Autor kódu : Jakub Kollár

close all
clear all
clc

% výber analýzy dát :
% sim = 1 pre dáta z katétra (1,3) - 1 mm priemer
% sim = 2 pre dáta z katétra (1,4,5) - 1 mm priemer
% sim = 3 pre dáta z katétra (-2,8) - 1 mm priemer
% sim = 4 pre dáta z katétra (-2,8)- 2 mm priemer

sim = 1;

%% NAČÍTANIE DÁT ZO SIMULÁCIE
%=====dáta z katétra (1,3)=====
if sim == 1
    r_kat_minusY = readtable('radarkateter-y(1,3).csv');
    r_bg_minusY = readtable('radarpozadie-y(1,3).csv');
    r_kat_minusX = readtable('radarkateter-x(1,3).csv');
    r_bg_minusX = readtable('radarpozadie-x(1,3).csv');
    r_kat_plusY = readtable('radarkateter+y(1,3).csv');
    r_bg_plusY = readtable('radarpozadie+y(1,3).csv');
    r_kat_plusX = readtable('radarkateter+x(1,3).csv');
    r_bg_plusX = readtable('radarpozadie+x(1,3).csv');
%=====dáta z katétra (1,4,5)=====
elseif sim == 2
    r_kat_minusY = readtable('radarkateter-y(1,4,5).csv');
    r_bg_minusY = readtable('radarpozadie-y(1,4,5).csv');
    r_kat_minusX = readtable('radarkateter-x(1,4,5).csv');
    r_bg_minusX = readtable('radarpozadie-x(1,4,5).csv');
    r_kat_plusY = readtable('radarkateter+y(1,4,5).csv');
    r_bg_plusY = readtable('radarpozadie+y(1,4,5).csv');
    r_kat_plusX = readtable('radarkateter+x(1,4,5).csv');
    r_bg_plusX = readtable('radarpozadie+x(1,4,5).csv');
%=====dáta z katétra (-2,8)=====
elseif sim == 3
    r_kat_minusY = readtable('radarkateter-y(-2,8).csv');
    r_bg_minusY = readtable('radarpozadie-y(-2,8).csv');
    r_kat_minusX = readtable('radarkateter-x(-2,8).csv');
    r_bg_minusX = readtable('radarpozadie-x(-2,8).csv');
    r_kat_plusY = readtable('radarkateter+y(-2,8).csv');

```

```

r_bg_plusY = readtable('radarpozadie+y(-2,8).csv');
r_kat_plusX = readtable('radarkateter+x(-2,8).csv');
r_bg_plusX = readtable('radarpozadie+x(-2,8).csv');
%=====dáta z katétra (-2,8) dia=2mm =====
elseif sim == 4
r_kat_minusY = readtable('radarkateter-y(-2,8)-2mm_dia.csv');
r_bg_minusY = readtable('radarpozadie-y(-2,8)-2mm_dia.csv');
r_kat_minusX = readtable('radarkateter-x(-2,8)-2mm_dia.csv');
r_bg_minusX = readtable('radarpozadie-x(-2,8)-2mm_dia.csv');
r_kat_plusY = readtable('radarkateter+y(-2,8)-2mm_dia.csv');
r_bg_plusY = readtable('radarpozadie+y(-2,8)-2mm_dia.csv');
r_kat_plusX = readtable('radarkateter+x(-2,8)-2mm_dia.csv');
r_bg_plusX = readtable('radarpozadie+x(-2,8)-2mm_dia.csv');
end

% určenie počtu vzorkov pre každú anténu
rozsah_minusY = size(r_kat_minusY);
rozsah_minusX = size(r_kat_minusX);
rozsah_plusY = size(r_kat_plusY);
rozsah_plusX = size(r_kat_plusX);
rozsah_mat = [rozsah_minusY(1) rozsah_minusX(1) rozsah_plusY(1) rozsah_plusX(1)];

%výber najmenšieho počtu vzorkov
rozsah = min(rozsah_mat);

%% NAČÍTANIE VEKTORU AMPLITÚDY A ČASU

% výber počtu hodnôt na základe rozsahu najmenšieho vektoru dát zo simulácie
rkx_minusY = r_kat_minusY{2:rozsah,{'Var1'}};
rky_minusY = r_kat_minusY{2:rozsah,{'Var2'}};
rbx_minusY = r_bg_minusY{2:rozsah,{'Var1'}};
rby_minusY = r_bg_minusY{2:rozsah,{'Var2'}};

rkx_minusX = r_kat_minusX{2:rozsah,{'Var1'}};
rky_minusX = r_kat_minusX{2:rozsah,{'Var2'}};
rbx_minusX = r_bg_minusX{2:rozsah,{'Var1'}};
rby_minusX = r_bg_minusX{2:rozsah,{'Var2'}};

rkx_plusY = r_kat_plusY{2:rozsah,{'Var1'}};
rky_plusY = r_kat_plusY{2:rozsah,{'Var2'}};
rbx_plusY = r_bg_plusY{2:rozsah,{'Var1'}};
rby_plusY = r_bg_plusY{2:rozsah,{'Var2'}};

rkx_plusX = r_kat_plusX{2:rozsah,{'Var1'}};
rky_plusX = r_kat_plusX{2:rozsah,{'Var2'}};
rbx_plusX = r_bg_plusX{2:rozsah,{'Var1'}};
rby_plusX = r_bg_plusX{2:rozsah,{'Var2'}};

% uloženie dát do vektoru
rkx = [rkx_minusY rkx_minusX rkx_plusY rkx_plusX];
rky = [rky_minusY rky_minusX rky_plusY rky_plusX];
rbx = [rbx_minusY rbx_minusX rbx_plusY rbx_plusX];
rby = [rby_minusY rby_minusX rby_plusY rby_plusX];

%% VÝPOČET ROZDIELU SIGNALU S KATÉTROM A BEZ NEHO

ry = rky - rby;

%% HILBEROVA TRANSFORMÁCIA

ht_rky = hilbert(rky);
ht_ry = hilbert(ry);

% Výpočet Hilbertovej obálky
obalka_rky = abs(ht_rky);
obalka_ry = abs(ht_ry);

%% GRAFICKÁ REPREZENTÁCIA VÝSLEDKOV

figure_name = ["Anténa -Y", "Anténa -X", "Anténa Y", "Anténa X"];

for i=1:4
figure('name', figure_name(i))
subplot(5,1,1)
plot(rkx(:,i), rky(:,i))
title('Budiaci signál')

```

```

xlabel('t (ns)')
ylabel('U (V)')

subplot(5,1,2)
plot(rbx(:,i),rby(:,i))
title('Clutter')
xlabel('t (ns)')
ylabel('U (V)')

subplot(5,1,3)
plot(rbx(:,i),ry(:,i))
title('Odraz od katétra')
xlabel('t (ns)')
ylabel('U (V)')

subplot(5,1,4)
plot(rbx(:,i),obalka_rky(:,i))
title('Hilbertova obálka budiaceho signálu')
xlabel('t (ns)')
ylabel('U (V)')

subplot(5,1,5)
plot(rbx(:,i),obalka_ry(:,i))
title('Hilbertova obálka odrazeného signálu')
xlabel('t (ns)')
ylabel('U (V)')
end

%% VÝPOČET DELTA T

% nájdenie polohy maxima pre obálky vyslaného a odrazeného impulzu
max_rky = find(abs(obalka_rky - max(obalka_rky)) < 0.000000000000001);
max_ry = find(abs(obalka_ry - max(obalka_ry)) < 0.000000000000001);

% nájdenie hodnôt na časovej osi pre jednotlivé maxima
t1 = rkx(max_rky);
t2 = rkx(max_ry);

% výpočet doby od vyslania do prijatia signálu
delta_t_ns = t2 - t1;
delta_t = delta_t_ns * 10 ^ (-9);
%% VÝPOČET VZDIALENOSTI

% konštanty
epsilon = 51.4; %pre 3.5 GHz
c = 299792458;

% určenie rýchlosti šírenia EM vlnenia pre svalové tkanivo
c_prostredie = c / sqrt(epsilon);
vzdialenost_mm = c_prostredie * (delta_t / 2) * 1000;
%% TEXTOVÁ PREZENTÁCIA VÝSLEDKOV

antena = ["antény -Y", "antény -X", "antény Y", "antény X"];
formatSpec = 'vzdialenosť katétra od %s je %5.4f mm \n';

for i=1:4
    fprintf(formatSpec,antena(i),vzdialenost_mm(i))
end

```

Príloha C: Algoritmus na určovanie polohy katétra (MATLAB)

```

%% Autor kódu : Jakub Kollár

clc
close all
clear
%% NAČÍTANIE DÁT

```

```

Data_K = load('EM_DataS.mat');
Data_B = load('EM_DataB.mat');

ant_sum = 8; % počet anténnych elementov

for i = 1:ant_sum^2
Amp_K(i,:) = Data_K.Data.Sensors_Data{i}.U_t.amplitude;
Amp_B(i,:) = Data_B.Data.Sensors_Data{i}.U_t.amplitude;
end
% časový vektor
time = Data_K.Data.Sensors_Data{1}.U_t.time;
% diferenčný signál
Amp_diff = Amp_K - Amp_B;

%% HILBERTOVA TRANSFORMÁCIA

for i = 1:ant_sum^2
hilbert_amp_K(i,:) = hilbert(Amp_K(i,:));
hilbert_amp_diff(i,:) = hilbert(Amp_diff(i,:));
envelope_amp_K(i,:) = abs(hilbert_amp_K(i,:));
envelope_amp_diff(i,:) = abs(hilbert_amp_diff(i,:));
end

%% DETEKCIA SIGNALOV S NIZKYM SNR

% odstránenie signálov na základe prahu určeného z maxima signálu
for i = 1:min(size(Amp_diff))
max_amp_diff(i) = max(Amp_diff(i,:));
if max_amp_diff(i) < 9.99*10^(-12)
Amp_diff(i,:) = 0;
envelope_amp_diff(i,:) = 0;
end
end

% Odstránenie signálov na základe FFT
% for i = 1:ant_sum^2
% fft_amp_diff(i,:) = fftshift(abs(fft(Amp_diff(i,:))));
% k_fft_HF(i) =
max(fft_amp_diff(i,:)/max(fft_amp_diff(i,(5/8)*max(size(Amp_diff)):end)));
% if k_fft_HF(i) < 5*10^2
% Amp_diff(i,:) = 0;
% envelope_amp_diff(i,:) = 0;
% end
% end

%% DELAY
for i = 1:ant_sum
edge_env_ampK(i) = min(find(abs(envelope_amp_K(i*9-ant_sum,:) -...
(1/1.5)*max(envelope_amp_K(i*(ant_sum+1)-ant_sum,:)) <...
10^(round(log10(max(envelope_amp_K(i*(ant_sum+1)-ant_sum,:))-2,0)))));
if max(envelope_amp_diff(i*(ant_sum+1)-ant_sum,:)) == 0
edge_env_ampdiff(i) = 0;
else
edge_env_ampdiff(i) = 100+min(find(abs(envelope_amp_diff(i*9-ant_sum,100:end) -...
(1/1.5)*max(envelope_amp_diff(i*(ant_sum+1)-ant_sum,100:end))) <...
10^(round(log10(max(envelope_amp_diff(i*(ant_sum+1)-ant_sum,:))-1,0)))));
end
end

for i = 1:ant_sum
seq = i*ant_sum-(ant_sum-1):i*ant_sum;
if edge_env_ampdiff(i) == 0
envelope_amp_diff(seq,:) = 0;
end
end

% normalizácia
for i = 1:ant_sum^2
max_env(i) = max(envelope_amp_diff(i,:));
max_env_celk = max(max_env);
norm_koef(i) = max_env_celk/max_env(i);
end
norm_koef = max_env_celk./max_env;
for i = 1:ant_sum^2
if norm_koef(i) > 10^100
norm_koef(i) = 0;
end
envelope_amp_diff(i,:) = envelope_amp_diff(i,:).*norm_koef(i)./max_env_celk;

```

```

end

%% GRAFY

for i=1:ant_sum^2

figure(i)
    subplot(5,1,1)
    plot(time.*10^9,Amp_K(i,:))
    title('Budiaci signál')
    xlabel('t (ns)')
    ylabel('U (V)')

    subplot(5,1,2)
    plot(time.*10^9,Amp_B(i,:))
    title('Clutter')
    xlabel('t (ns)')
    ylabel('U (V)')

    subplot(5,1,3)
    plot(time.*10^9,Amp_diff(i,:))
    title('Odraz od katétra')
    xlabel('t (ns)')
    ylabel('U (V)')

    subplot(5,1,4)
    plot(time.*10^9, envelope_amp_K(i,:))
    title('Hilbertova obálka budiaceho signálu')
    xlabel('t (ns)')
    ylabel('U (V)')

    subplot(5,1,5)
    plot(time.*10^9, envelope_amp_diff(i,:))
    title('Hilbertova obálka odrazeného signálu')
    xlabel('t (ns)')
    ylabel('U (V)')

end

%% KONŠTANTY

cut_win = imread('okno_skin.bmp'); % okno definujúce zobrazovanú oblasť
cut_win_norm = rot90(cut_win(:, :, 1) ./ 255, 2); % normalizované okno
cutwin_size = size(cut_win_norm);
max_model_dist = 223; % [mm], rozmer modelu v ose y
eps_ant_dist = 223; % [mm], vzdialenosť anténnych elementov pre funkciu permittivity
eps_ant_index = [1 8]; % anténne elementy pre funkciu permittivity [aktívna, pasívna]
element_size = max_model_dist / (cutwin_size(1) + 1); % rozmer pixelu

c = 299792458; % rýchlosť svetla
epsilon = 40; % voliteľná hodnota permittivity pre prípad jej znalosti
% výpočet priemernej permittivity
epsilon = permittivity(envelope_amp_K, time, eps_ant_dist, eps_ant_index, 40, 60);

c_prostredie = c / sqrt(epsilon); % rýchlosť šírenia v danom prostredí
time_element = (element_size * 0.001) / (c_prostredie);
T_vzork = time(1000) / 1000;

% polohy anténnych elementov v projekčnej matici
pos_ant = [0 61; 5 38; 12 17; 38 0; 62 6; 85 16; 98 36; 101 60];
ant_sum = numel(pos_ant) / 2;
center_distwin = [cutwin_size(1), cutwin_size(2)];

% matica jednotkových vzdialeností
for i = 1:2*cutwin_size(1)-1
    for j = 1:2*cutwin_size(2)-1
        dist_win_norm(i, j) = sqrt((i - center_distwin(1))^2 + ...
            (j - center_distwin(2))^2);
    end
end

time_win = dist_win_norm .* time_element;

% matica s prvkami t(i, j)
for z = 1:ant_sum
    for i = 1:cutwin_size(1)-1
        for j = 1:cutwin_size(2)-1
            timewin_ant(i, j, z) = time_win(i + pos_ant(z, 1), j + pos_ant(z, 2));
        end
    end
end

```

```

end
end

for i = 1:ant_sum
    for j = 1:ant_sum
        timeWIN(:,:,i+(j*ant_sum-ant_sum)) = timewin_ant(:,:,i);
    end
end

timewin_vzork_ant = timeWIN;
timewin_vzork = zeros(cutwin_size(1)-1,cutwin_size(2)-1,ant_sum^2);

% matica s prvkami k(i,j) s implementovaným delay
for i = 1:ant_sum
    if edge_env_ampdiff(i) == 0
        timewin_vzork(:,:,i*ant_sum-(ant_sum-1):i*ant_sum) = ...
            timewin_vzork(:,:,i*ant_sum-(ant_sum-1):i*ant_sum);
    else
        timewin_vzork(:,:,i*ant_sum-(ant_sum-1):i*ant_sum) = ...
            timewin_vzork_ant(:,:,i*ant_sum-(ant_sum-1):i*ant_sum) + ...
            repmat(time(round((edge_env_ampdiff(i)-edge_env_ampK(i))/2,0)), [cutwin_size(1)-
1,cutwin_size(2)-1,ant_sum]) + ...
            repmat(time(edge_env_ampK(i)), [cutwin_size(1)-1,cutwin_size(2)-1,ant_sum]);
    end
end

timewin_vzork =
round(timewin_vzork./T_vzork,0).*repmat(double(cut_win_norm(1:cutwin_size(1)...
-1,1:cutwin_size(2)-1)), [1,1,ant_sum^2]);

% transformácia 1D diferenčných signálov do matice s prvkami k(i,j)
for k=1:ant_sum^2
    for i=1:cutwin_size(1)-1
        for j=1:cutwin_size(2)-1
            koef = timewin_vzork(i,j,k);
            if koef == 0 || koef > max(size(envelope_amp_diff))
                grafic(i,j,k) = 0;
            else
                grafic(i,j,k) = envelope_amp_diff(k,koef);
            end
        end
    end
end

% váhové koeficienty pre jednotlivé anténne elementy
vah_koef = [1 1 1 1 1 1 1];

for i = 1:ant_sum
    for j = 1:ant_sum
        grafic_vah(:,:,i+(j*ant_sum-ant_sum)) = ...
            grafic(:,:,i+(j*ant_sum-ant_sum)).*vah_koef(i);
    end
end

% sumácia
grafic_sum = sum(grafic_vah,3);

% možný výber anténnych elementov účastniacich sa na rekonštrukcii
% ant_elem_SUM = [1:8;9:16;17:24;25:32;33:40;41:48;49:56;57:64];
% grafic_sum = sum(grafic_vah(:,:,ant_elem_SUM(1:8,1:8)),3);

b = 8; % filtračný koeficient

% výstup zobrazovacieho algoritmu
figure
surf((grafic_sum./max(max(grafic_sum))).^b)
hold on
plot(cutwin_size(2)-pos_ant(:,2),cutwin_size(1)-pos_ant(:,1),'rx')
load('colormapfinal.mat')
colormap(CustomColormapfinal);
view([180 -90])
axis([0 cutwin_size(2) 0 cutwin_size(1)])
xlabel('x (mm)')
ylabel('y (mm)')
color = colorbar;
color.Label.String = 'Intenzita signálu I (norm)';
xticks([8 31 55 79 103 126 150])
xticklabels({'300','250','200','150','100','50','0'})

```



```
yticks([0 14 28 43 57 71 85 100])
yticklabels({'0','30','60','90','120','150','180','210'})
shading interp
```

Príloha D: Funkcia *permittivity* (MATLAB)

```
function [epsilon] =
permittivity(envelope_amp_K,time,eps_ant_dist,eps_ant_index,eps_min,eps_max)
%permittivity function
%   epsilon

% Autor kódu : Jakub Kollár

c = 299792458; % rýchlosť svetla

eps_envelope_K(1:numel(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:))) = 0;

% určenie pásma predpokladaného výskytu maxima signálu prechádzajúceho
% pacientom
eps_envelope_K(round(((numel(time)/time(end))*((eps_ant_dist/1000)/...
(c/sqrt(eps_min))+time(find(abs(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:) -...
max(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:))) < 10^(-20))))):...
round(((numel(time)/time(end))*((eps_ant_dist/1000)/(c/sqrt(eps_max))+...
time(find(abs(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:) - ...
max(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:))) < 10^(-20))))))= ...
envelope_amp_K(eps_ant_index(2),round(((numel(time)/time(end))*...
((eps_ant_dist/1000)/(c/sqrt(eps_min))+time(find(abs(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:).
...
- max(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:))) < 10^(-
20))))):round(((numel(time)/time(end))...
*((eps_ant_dist/1000)/(c/sqrt(eps_max))+time(find(abs(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:)
...
- max(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:))) < 10^(-20))))));

% výpočet permittivity
epsilon = ((c)/((eps_ant_dist*0.001)/(time(find(abs(eps_envelope_K...
- max(eps_envelope_K) < 10^(-20))))...
- time(find(abs(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:))...
- max(envelope_amp_K(eps_ant_index(1),:))) < 10^(-20))))))^2;

% grafická prezentácia
% figure()
%
%   plot(time.*10^9,eps_envelope_K)
%   title('Signál po úprave')
%   xlabel('t (ns)')
%   ylabel('U (V)')
end
```

Príloha E: Algoritmus na určovanie presnosti detekcie polohy katétra metódou počtu maxim v ploche katétra s rozširujúcim pásmom(MATLAB)

```
%% Autor kódu : Jakub Kollár
clc
close all
clear all
%% Načítanie dát
```

```

data_poloha1 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha1.mat');
data_poloha1 = data_poloha1.grafic_sum;
data_poloha2 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha2.mat');
data_poloha2 = data_poloha2.grafic_sum;
data_poloha3 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha3.mat');
data_poloha3 = data_poloha3.grafic_sum;
data_poloha4 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha4.mat');
data_poloha4 = data_poloha4.grafic_sum;
data_poloha5 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha4.mat');
data_poloha5 = data_poloha5.grafic_sum;
data_poloha6 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha5.mat');
data_poloha6 = data_poloha6.grafic_sum;

%% Poloha bodov jednotlivých katétrov
%realna poloha katetrov
kateter_poloha1 = [14 29;13 30;44 41;45 40;14 29];
kateter_poloha2 = [25 6;24 7;39 28;40 27;25 6];
kateter_poloha3 = [51 8;50 9;53 30;54 29;51 8];
kateter_poloha4 = [72 14;71 13;65 26;66 27;72 14];
kateter_poloha5 = [71 14;70 13;62 34;63 35;71 14];
kateter_poloha6 = [88 29;87 28;75 36;76 37;88 29];
pos_ant = [0 61;5 38;12 17;38 0;62 6;85 16;98 36;101 60]; % poloha anténnych elementov
%pasma x*priemer katetra
pasma = 1;
kateter_poloha11 = [14+pasma 29-pasma;13-pasma 30+pasma;44-pasma 41+pasma;45+pasma 40-
pasma;14+pasma 29-pasma];
kateter_poloha22 = [25+pasma 6-pasma;24-pasma 7+pasma;39-pasma 28+pasma;40+pasma 27-
pasma;25+pasma 6-pasma];
kateter_poloha33 = [51+pasma 8-pasma;50-pasma 9+pasma;53-pasma 30+pasma;54+pasma 29-
pasma;51+pasma 8-pasma];
kateter_poloha44 = [72+pasma 14+pasma;71-pasma 13-pasma;65-pasma 26-pasma;66+pasma
27+pasma;72+pasma 14+pasma];
kateter_poloha55 = [71+pasma 14+pasma;70-pasma 13-pasma;62-pasma 34-pasma;63+pasma
35+pasma;71+pasma 14+pasma];
kateter_poloha66 = [88+pasma 29+pasma;87-pasma 28-pasma;75-pasma 36-pasma;76+pasma
37+pasma;88+pasma 29+pasma];
[size_a size_b] = size(data_poloha1);

%% Výber Nmax maxim
Nmax = 50; % pocet maxim
[Avec1,Ind1] = sort(data_poloha1(:,1),'descend');
max_values1 = Avec1(1:Nmax);
[ind_row1,ind_col1] = ind2sub(size(data_poloha1),Ind1(1:Nmax));
[Avec2,Ind2] = sort(data_poloha2(:,1),'descend');
max_values2 = Avec2(1:Nmax);
[ind_row2,ind_col2] = ind2sub(size(data_poloha2),Ind2(1:Nmax));
[Avec3,Ind3] = sort(data_poloha3(:,1),'descend');
max_values3 = Avec3(1:Nmax);
[ind_row3,ind_col3] = ind2sub(size(data_poloha3),Ind3(1:Nmax));
[Avec4,Ind4] = sort(data_poloha4(:,1),'descend');
max_values4 = Avec4(1:Nmax);
[ind_row4,ind_col4] = ind2sub(size(data_poloha4),Ind4(1:Nmax));
[Avec5,Ind5] = sort(data_poloha5(:,1),'descend');
max_values5 = Avec5(1:Nmax);
[ind_row5,ind_col5] = ind2sub(size(data_poloha5),Ind5(1:Nmax));
[Avec6,Ind6] = sort(data_poloha6(:,1),'descend');
max_values6 = Avec6(1:Nmax);
[ind_row6,ind_col6] = ind2sub(size(data_poloha6),Ind6(1:Nmax));

%% Grafická prezentácia metódy
Figure
hold all
plot(ind_col1,ind_row1,'r.')
plot(size_b-kateter_poloha1(:,2),size_a-kateter_poloha1(:,1),'k')
plot(size_b-kateter_poloha11(:,2),size_a-kateter_poloha11(:,1),'b--')
plot(ind_col2,ind_row2,'r.')
plot(size_b-kateter_poloha2(:,2),size_a-kateter_poloha2(:,1),'k')
plot(size_b-kateter_poloha22(:,2),size_a-kateter_poloha22(:,1),'b--')
plot(ind_col3,ind_row3,'r.')
plot(size_b-kateter_poloha3(:,2),size_a-kateter_poloha3(:,1),'k')
plot(size_b-kateter_poloha33(:,2),size_a-kateter_poloha33(:,1),'b--')
plot(ind_col5,ind_row5,'r.')
plot(size_b-kateter_poloha5(:,2),size_a-kateter_poloha5(:,1),'k')
plot(size_b-kateter_poloha55(:,2),size_a-kateter_poloha55(:,1),'b--')
plot(ind_col6,ind_row6,'r.')
plot(size_b-kateter_poloha6(:,2),size_a-kateter_poloha6(:,1),'k')

```

```

plot(size_b-kateter_poloha66(:,2),size_a-kateter_poloha66(:,1),'b--')
plot(size_b-pos_ant(:,2),size_a-pos_ant(:,1),'rx')
hold off
view([180 -90])
axis([0 size_b 0 size_a])
legend('maximá rekonštruovaného obrazu (pásmo 1-6 GHz)', 'katéter', ...
      'rozširujúce pásmo = 1', 'anténne elementy')
xlabel('x (mm)')
ylabel('y (mm)')
xticks([8 31 55 79 103 126 150])
xticklabels({'300', '250', '200', '150', '100', '50', '0'})
yticks([0 14 28 43 57 71 85 100])
yticklabels({'0', '30', '60', '90', '120', '150', '180', '210'})

ind_col = [ind_col1 ind_col2 ind_col3 ind_col5 ind_col6];
ind_row = [ind_row1 ind_row2 ind_row3 ind_row5 ind_row6];
kateter_poloha = [kateter_poloha11 kateter_poloha22 kateter_poloha33...
      kateter_poloha55 kateter_poloha66];

%% určenie presnosti detekcie theta ablačného katétra
for i = 1:min(size(ind_col));
in(:,i) = inpolygon(ind_col(:,i),ind_row(:,i),size_b-kateter_poloha(:,i*2),size_a-
kateter_poloha(:,i*2-1));
elements_in(i) = numel(find(in(:,i))==1));
presnost(i) = elements_in(i)*100/Nmax;
end
avg_presnost = mean(presnost)

```

Príloha F: Algoritmus na určovanie presnosti detekcie polohy katétra metódou priemernej vzdialenosti maxím od osi katétra(MATLAB)

```

%% Autor kódu : Jakub Kollár
clc
close all
clear all

%% Načítanie dát
data_poloha1 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha1.mat');
data_poloha1 = data_poloha1.grafic_sum;
data_poloha2 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha2.mat');
data_poloha2 = data_poloha2.grafic_sum;
data_poloha3 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha3.mat');
data_poloha3 = data_poloha3.grafic_sum;
data_poloha4 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha4.mat');
data_poloha4 = data_poloha4.grafic_sum;
data_poloha5 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha4.mat');
data_poloha5 = data_poloha5.grafic_sum;
data_poloha6 = load('grafic_sum_okno_skin_poloha5.mat');
data_poloha6 = data_poloha6.grafic_sum;

%% Poloha bodov osí jednotlivých katétrov
%realna poloha osí katetrov
kateter_poloha1 = [13 29 0;45 41 0];
kateter_poloha2 = [25 7 0;41 30 0];
kateter_poloha3 = [50 7 0;54 29 0];
kateter_poloha4 = [72 14 0;66 27 0];
kateter_poloha5 = [71 14 0;63 35 0];
kateter_poloha6 = [88 29 0;76 37 0];
pos_ant = [0 61;5 38;12 17;38 0;62 6;85 16;98 36;101 60]; % poloha anténnych elementov
kateter_poloha = [kateter_poloha1; kateter_poloha2; kateter_poloha3; kateter_poloha4;
kateter_poloha5; kateter_poloha6];
[size_a size_b] = size(data_poloha1);

%% Výber Nmax maxím
Nmax =50; % počet maxím
points = zeros(Nmax,3,6);
[Avecl,Indl] = sort(data_poloha1(:,1),'descend');
max_values1 = Avecl(1:Nmax);
[points(:,1,1),points(:,2,1)] = ind2sub(size(data_poloha1),Indl(1:Nmax));

```

```

[Avec2,Ind2] = sort(data_poloha2(:,1),'descend');
max_values2 = Avec2(1:Nmax);
[points(:,1,2),points(:,2,2)] = ind2sub(size(data_poloha2),Ind2(1:Nmax));
[Avec3,Ind3] = sort(data_poloha3(:,1),'descend');
max_values3 = Avec3(1:Nmax);
[points(:,1,3),points(:,2,3)] = ind2sub(size(data_poloha3),Ind3(1:Nmax));
[Avec4,Ind4] = sort(data_poloha4(:,1),'descend');
max_values4 = Avec4(1:Nmax);
[points(:,1,4),points(:,2,4)] = ind2sub(size(data_poloha4),Ind4(1:Nmax));
[Avec5,Ind5] = sort(data_poloha5(:,1),'descend');
max_values5 = Avec5(1:Nmax);
[points(:,1,5),points(:,2,5)] = ind2sub(size(data_poloha5),Ind5(1:Nmax));
[Avec6,Ind6] = sort(data_poloha6(:,1),'descend');
max_values5 = Avec6(1:Nmax);
[points(:,1,6),points(:,2,6)] = ind2sub(size(data_poloha6),Ind6(1:Nmax));

points(:,1,:) = size_a - points(:,1,:);
points(:,2,:) = size_b - points(:,2,:);

%% Určenie priemernej vzdialenosti maxim od osi daného katétra pomocou funkcie
point_to_line
for j = 1:6
for i = 1:Nmax

    dist(i,j) = point_to_line(points(i,:,j), kateter_poloha(1+(j-1)*2,:),
kateter_poloha(2+(j-1)*2,:));

end
end

average_ant_dist = mean(dist)*2.1 %mm
average_dist = mean(average_ant_dist)

%% Grafická prezentácia
hold all
plot(points(:,2,1),points(:,1,1),'r.')
plot(kateter_poloha1(:,2),kateter_poloha1(:,1),'k-.','LineWidth',1)
plot(points(:,2,2),points(:,1,2),'r.')
plot(kateter_poloha2(:,2),kateter_poloha2(:,1),'k-.','LineWidth',1)
plot(points(:,2,3),points(:,1,3),'r.')
plot(kateter_poloha3(:,2),kateter_poloha3(:,1),'k-.','LineWidth',1)
plot(points(:,2,5),points(:,1,5),'r.')
plot(kateter_poloha5(:,2),kateter_poloha5(:,1),'k-.','LineWidth',1)
plot(points(:,2,6),points(:,1,6),'r.')
plot(kateter_poloha6(:,2),kateter_poloha6(:,1),'k-.','LineWidth',1)
plot(pos_ant(:,2),pos_ant(:,1),'rx')
hold off
view([0 -90])
axis([0 size_b 0 size_a])
legend('maximá rekonštruovaného obrazu','katéter',...
'anténny element')
xlabel('x (mm)')
ylabel('y (mm)')
xticks([8 31 55 79 103 126 150])
xticklabels({'300','250','200','150','100','50','0'})
yticks([0 14 28 43 57 71 85 100])
yticklabels({'0','30','60','90','120','150','180','210'})

%% funkcia point_to_line
function d = point_to_line(M, A, B)
    a = A-B;
    b = M-B;
    d = norm(cross(a,b))/norm(a);
end

```

Príloha G: Obsah priloženého ZIP súboru

- Bakalárska práca
 - 17PBBBBP_492239_Jakub_Kollar.pdf
- Abstrakt v slovenskom jazyku
 - abstrakt.pdf
- Abstrakt v anglickom jazyku
 - abstract.pdf
- Kľúčové slová v slovenskom jazyku
 - klucove_slova.pdf
- Kľúčové slová v anglickom jazyku
 - keywords.pdf
- Zadanie bakalárskej práce
 - zadanie_BP.pdf
- Ukážka vytvorenia obrazovej rekonštrukcie pre každý model
 - rekonstrukcny_algoritmus
 - experimentalny_model_poloha1
 - colormapfinal.mat
 - MeasData_poloha1_b.mat
 - MeasData_poloha1_s.mat
 - okno_skin.bmp
 - permittivity.m
 - rekonstrukcny_algoritmus.m
 - sprocess.m
 - heterogenny_model_poloha2
 - colormapfinal.mat
 - EM_DataB.mat
 - EM_DataS.mat
 - okno.png
 - permittivity.m
 - rekonstrukcny_algoritmus.m
 - homogenny_model_poloha2
 - colormapfinal.mat
 - EM_DataB.mat
 - EM_DataS.mat
 - okno_skin.bmp
 - permittivity.m
 - rekonstrukcny_algoritmus.m