



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Určení polohy pacienta v regionálním hypertermickém systému pomocí UWB mikrovlnného radaru**

**Determination of patient location in the regional hyperthermic system using UWB microwave radar**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

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

**Bc. Kristýna Hejdová**

---

**Kladno 2020**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Hejdová** Jméno: **Kristýna** Osobní číslo: **456624**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínský inženýr**

## II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

**Určení polohy pacienta v regionálním hypertermickém systému pomocí UWB mikrovlnného radaru**

Název diplomové práce anglicky:

**Determination of patient location in the regional hyperthermic system using UWB microwave radar**

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte systém pro detekci polohy pacienta v průběhu regionální hypertermické léčby v pánevní oblasti založeného na principu širokopásmového (UWB) radaru. Pro určení polohy využijte UWB mikrovlnný radar pracující ve frekvenčním pásmu 1-6 GHz. V simulátoru elektromagnetického pole umístěte pole UWB antén kolem homogenního numerického fantomu. Pro tuto konfiguraci vytvořte algoritmus umožňující detekování pozice pacienta v transverzální rovině a vyhodnoťte její přesnost. Analyzujte vliv počtu a umístění antén na přesnost lokalizace pozice povrchu pacienta. Funkčnost systému ověřte na numerickém 3D modelu pacienta v simulátoru EM pole.

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] O. Fiser, M. Helbig, J. Sachs, S. Ley, I. Merunka, and J. Vrba, Microwave Non-Invasive Temperature Monitoring Using UWB Radar for Cancer Treatment by Hyperthermia, Progress In Electromagnetics Research, ročník 162, číslo 1, 2018, 14 s.
- [3] D.M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3rd, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

**Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

**Ing. Tomáš Dříždál, Ph.D.**

Datum zadání diplomové práce: **10.02.2020**

Platnost zadání diplomové práce: **19.09.2021**

Digitálně podepsal Peter  
Kneppo  
Datum: 2020.05.15 20:31:04  
+02'00'

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

Digitálně podepsal prof.  
MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
Datum: 2020.05.18  
12:55:59 +02'00'

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

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem **„Určení polohy pacienta v regionálním hypertermickém systému pomocí UWB mikrovlnného radaru“** vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně dne .....

.....

**Bc. Kristýna Hejdová**

## **Poděkování**

Ráda bych touto cestou vyjádřila poděkování svému vedoucímu panu Ing. Ondřeji Fišerovi, Ph.D., za metodickou a odbornou pomoc, vstřícnost, ochotu, cenné rady, doporučení a věcné připomínky, které mi v průběhu zpracování mé práce věnoval. Poděkování dále patří mým blízkým a především rodině, která mi umožnila studium na vysoké škole, poskytla láskyplné zázemí a podporovala mě nejen při psaní závěrečné práce, ale byla mi oporou po celou dobu mého vysokoškolského studia.

## Abstrakt

**Určení polohy pacienta v regionálním hypertermickém systému pomocí UWB mikrovlnného radaru:** Tato diplomová práce se zabývá návrhem systému, který je schopný detekovat pozici pánve při onkologické léčbě regionální mikrovlnnou hypertermií. Stanoveným cílem je navrhnout numerický model systému, který pomocí širokopásmového mikrovlnného radaru lokalizuje povrch pánve v transverzální rovině s přesností vyšší než 1 cm. V simulátoru elektromagnetického pole bylo navrženo šest prostorových konfigurací širokopásmových motýlkových antén. Na základě algoritmického zpracování diferenční odezvy byly detekovány silné odrazy vysokofrekvenčních impulsů. Následným vyhodnocením těchto odrazů byly lokalizovány body na povrchu homogenního numerického fantomu. Analýza vlivu prostorového rozložení systému byla provedena statistickým testováním odchylek stanovení od referenčních bodů tělesného povrchu. Navrženým řešením se podařilo dosáhnout požadované výstupní přesnosti. Ověření systému na numerických anatomických modelech pacientů poskytlo přesnost stanovení 0,5 cm a 0,7 cm. Statistické vyhodnocení navržené analytické metody nepotvrdilo vliv prostorové konfigurace systému na přesnost lokalizace povrchových bodů. Posouzením zachyceného plošného obsahu pánve v transverzálním řezu vůči zkoumanému modelu však byla prokázána zlepšená reprezentativnost detekovaných bodů pro větší množství implementovaných antén. Při zpracování výstupů byl také zjištěn významný vliv tloušťky vodního bolusu na správnost stanovení a byla určena hranice 16 cm pro zachování detekce s požadovanou přesností. Přínosem této práce je funkční návrh radarového lokalizačního systému, který by po experimentální validaci umožnil řešit klinický problém lokalizace pacienta při termoterapii.

## Klíčová slova

Regionální hypertermie, UWB mikrovlnný radar, detekce pozice pacienta.

## **Annotation**

**Determination of patient location in the regional hyperthermic system using UWB microwave radar:** This Master's thesis focuses on a realization of radar-based alignment system for patients during the oncological microwave therapy. The aim of this work is to propose and realize a numerical model of such system, where the transversal section of patient's pelvis is localized by the means of a microwave radar with accuracy higher than 1 cm. First, six different arrangements of wideband bow-tie antenna arrays were implemented in an electromagnetic field simulator. Based on the algorithmically processed differential response, strong reflections of high-frequency impulses were detected. These were used to localize points on the surface of homogeneous numerical model of the pelvic body region. The effect of spatial arrangement of the array was analysed statistically by comparing the differences between calculated and reference points on the model surface. The proposed solution achieved the desired spatial accuracy. By testing the system on numerical anatomical patient models, the accuracy of patient localization was determined to be 0.5 cm and 0.7 cm. Statistical evaluation of the results did not show significant effect of antenna array arrangement on the accuracy, however, it was determined that higher number of antennae provides improved representation of the inspected body shape. Further analysis revealed significant effect of water bolus thickness on localization accuracy, and the maximal thickness of the bolus to achieve required accuracy was determined as 16 cm. The proposed model of the radar-based patient localization system is the main contribution of this work, and with further experimental validation will enable to solve the issue of patient positioning during thermotherapy.

## **Key words**

Regional hyperthermia, UWB microwave radar, patient position detection.

# Obsah

<b>Seznam použitých symbolů a zkratk</b> . . . . .	<b>9</b>
<b>Seznam tabulek</b> . . . . .	<b>13</b>
<b>Seznam obrázků</b> . . . . .	<b>14</b>
<b>1 Úvod</b> . . . . .	<b>16</b>
<b>2 Přehled současného stavu</b> . . . . .	<b>18</b>
<b>3 Cíle práce</b> . . . . .	<b>23</b>
<b>4 Metody</b> . . . . .	<b>25</b>
4.1 Širokopásmový radar . . . . .	25
4.2 Detekce cíle pomocí UWB mikrovlnného radaru . . . . .	27
4.2.1 UWB mikrovlnná anténa . . . . .	27
4.2.2 Kompozice modelu v simulátoru elektromagnetického pole . . . . .	29
4.2.3 Šíření elektromagnetického vlnění . . . . .	31
4.2.4 Princip radarové detekce pozice a navrženého algoritmu . . . . .	34
4.3 Stanovení přesnosti radarové detekce povrchu pánve . . . . .	36
4.4 Detekce oblasti pánve v transverzální rovině . . . . .	41
4.4.1 Optimalizace systému pomocí homogenních numerických fantomů . . . . .	42
4.4.2 Verifikace systému pomocí anatomických numerických modelů . . . . .	45
<b>5 Výsledky</b> . . . . .	<b>50</b>
5.1 Radarová detekce vzdálenosti . . . . .	50
5.2 Detekce pozice homogenního numerického fantomu . . . . .	51
5.2.1 Implementace osmi antén kolem homogenního fantomu . . . . .	54
5.2.2 Posun fantomu v poli osmi antén . . . . .	56
5.2.3 Implementace dvanácti antén kolem homogenního fantomu . . . . .	58
5.2.4 Posun fantomu v poli dvanácti antén . . . . .	59
5.3 Vyhodnocení přesnosti detekce pozice . . . . .	61
5.4 Verifikace navrženého systému na anatomickém modelu . . . . .	65
<b>6 Diskuze</b> . . . . .	<b>69</b>
<b>7 Závěr</b> . . . . .	<b>74</b>

<b>Seznam použité literatury . . . . .</b>	<b>76</b>
<b>Příloha A: Pseudokód navrženého algoritmu . . . . .</b>	<b>89</b>
<b>Příloha B: Obsah přiloženého CD . . . . .</b>	<b>91</b>



## Seznam použitých symbolů a zkratek

Symbol	Jednotka	Význam
$\cap$	$[-]$	matematický symbol průniku
$\alpha$	$[-]$	hladina významnosti
BMI	$[kg \cdot m^{-2}]$	index tělesné hmotnosti
$c$	$[m \cdot s^{-1}]$	rychlost elektromagnetického vlnění ve vakuu
$\delta$	$[m]$	diference, tj. chyba v detekci
$\bar{\delta}$	$[m]$	průměrná diference v systému
$\delta_P$	$[m]$	korigovaná diference
$\delta_P$	$[m]$	průměrná korigovaná diference v systému
$\Delta$	$[m]$	přesnost navrženého radarového systému
$\Delta_{4L}$	$[m]$	přesnost pro systém čtyř antén (lichá konfigurace)
$\Delta_{4S}$	$[m]$	přesnost pro systém čtyř antén (sudá konfigurace)
$\Delta_{6L}$	$[m]$	přesnost pro systém šesti antén (lichá konfigurace)
$\Delta_{6S}$	$[m]$	přesnost pro systém šesti antén (sudá konfigurace)
$\Delta_P$	$[m]$	korigovaná přesnost systému
$\varepsilon$	$[F \cdot m^{-1}]$	permitivita
$\varepsilon'$	$[F \cdot m^{-1}]$	reálná část komplexní permitivity
$\varepsilon''$	$[F \cdot m^{-1}]$	imaginární část komplexní permitivity
$\varepsilon_0$	$[F \cdot m^{-1}]$	permitivita vakua, tzv. absolutní permitivita
$\varepsilon_c$	$[F \cdot m^{-1}]$	komplexní permitivita
$\varepsilon_{c(r)}$	$[-]$	komplexní relativní permitivita
$\varepsilon_r$	$[-]$	relativní permitivita (dielektrická konstanta)
$\varepsilon_r'$	$[-]$	reálná složka komplexní relativní permitivity
$\varepsilon_r''$	$[-]$	imaginární složka komplexní relativní permitivity
$\varepsilon_{r(kůže)}$	$[-]$	relativní permitivita kůže
$\varepsilon_{r(sval)}$	$[-]$	relativní permitivita svalové tkáně

Symbol	Jednotka	Význam
$\epsilon_{r(vakuum)}$	[–]	relativní permitivita vakua
$\epsilon_{r(voda)}$	[–]	relativní permitivita vody
$\epsilon_{r(vzduch)}$	[–]	relativní permitivita vzduchu
$f$	[Hz]	frekvence
$F$	[–]	vypočtená hodnota testovací statistiky ANOVA
$f_c$	[Hz]	centrální frekvence frekvenčního pásma
$f_H$	[Hz]	horní frekvence frekvenčního pásma
$f_L$	[Hz]	dolní frekvence frekvenčního pásma
$F_{kriticka}$	[–]	tabelovaná hodnota testovací statistiky ANOVA
$H_0$	[–]	nulová hypotéza
$j$	[–]	imaginární jednotka
$l$	[m]	skutečná vzdálenost pacienta
$l_d$	[m]	radarově detekovaná vzdálenost pacienta
$\lambda$	[m]	vlnová délka
$\lambda_0$	[m]	vlnová délka elektromagnetické vlny ve vakuu
$\lambda_{(voda)}$	[m]	vlnová délka elektromagnetické vlny ve vodě
$\mu$	[H · m <sup>-1</sup> ]	permeabilita
$\mu_0$	[H · m <sup>-1</sup> ]	absolutní permeabilita
$\mu_r$	[–]	relativní permeabilita
$\mu_{r(vakuum)}$	[–]	relativní permeabilita vakua
$\mu_{r(voda)}$	[–]	relativní permeabilita vody
$\mu_{r(vzduch)}$	[–]	relativní permeabilita vzduchu
$n$	[–]	počet řezů
$n'$	[–]	počet reprezentativních řezů
$N$	[–]	počet antén implementovaných v systému
$N'$	[–]	počet reprezentativních dat diferencí
$N_0$	[–]	počet odlehlých hodnot v jedné konfiguraci

Symbol	Jednotka	Význam
$N_\delta$	[–]	počet diferencí pro konfiguraci
$\nu$	[–]	počet hodnot v datovém souboru
$P$	[–]	relativní plošný obsah detekované plochy průřezu pánve
$P_r$	[–]	relativní obsah průniků ploch v jednom řezu
$r_s$	[–]	Spearmanův korelační koeficient
$r_{s(kriticka)}$	[–]	tabelovaná kritická hodnota Spearmanova koeficientu
$S$	[ $m^2$ ]	obsah skutečné plochy pánve v řezu
$S_d$	[ $m^2$ ]	obsah radarově detekované plochy pánve v řezu
$S_p$	[ $m^2$ ]	obsah průniku radarově detekované a skutečné plochy oblasti pánve v transverzálním řezu
$S_{11}$	[ $dB$ ]	vstupní činitel odrazu
$SAR$	[ $W \cdot kg^{-1}$ ]	specifická míra absorpce
$\sigma$	[ $S \cdot m^{-1}$ ]	měrná elektrická vodivost
$\sigma_{(voda)}$	[ $S \cdot m^{-1}$ ]	měrná elektrická vodivost vody
$\sigma_{(sval)}$	[ $S \cdot m^{-1}$ ]	měrná elektrická vodivost svalové tkáně
$t$	[ $s$ ]	čas
$T$	[ $^{\circ}C$ ]	teplota
$T_{N_\delta, \alpha}$	[–]	tabelovaná kritická hodnota testovacího kritéria $T$ na $\alpha$ hladině významnosti $N_\delta$ -prvkového souboru
$T_1$	[–]	testovací $T$ kritérium pro první hodnotu setříděné řady
$T_{N_\delta}$	[–]	testovací $T$ kritérium pro poslední hodnotu setříděné řady $N_\delta$ -prvkového souboru
$v$	[ $m \cdot s^{-1}$ ]	rychlost šíření elektromagnetického vlnění v jiném prostředí než ve vakuu (vzduchu)
$v_{(voda)}$	[ $m \cdot s^{-1}$ ]	rychlost šíření vlnění ve vodě
$\omega$	[ $rad \cdot s^{-1}$ ]	úhlová frekvence

Zkratka	Význam
2D .....	dvojměrný
3D .....	trojměrný
ADHD .....	hyperaktivita s poruchou pozornosti
ANOVA .....	analýza rozptylu
BW .....	šířka frekvenčního pásma
CT .....	počítačová tomografie
EM .....	elektromagnetické vlnění
EP .....	elektrické pole
FBMI .....	Fakulta biomedicínského inženýrství
FCC .....	Federální komunikační komise
FDTD .....	metoda konečných diferencí v časové doméně
FT .....	Fourierova transformace
GPR .....	georadar ( <i>Ground Penetrating Radar</i> )
HT .....	Hilbertova transformace
HTP .....	plánování léčby hypertermie
MRI .....	magnetická rezonance
pCT .....	protonová výpočetní tomografie
SD .....	výběrová směrodatná odchylka
UWB .....	ultra-širokopásmová technologie

## Seznam tabulek

5.1	Vliv nastavení velikosti mřížky na správnost stanovení. . . . .	52
5.2	Vzdálenosti lokalizující fantom systémem čtyř a osmi antén (Řez 0). . . . .	54
5.3	Vzdálenosti lokalizující fantom systémem šesti a dvanácti antén (Řez 0). . . . .	58
5.4	Přesnost $\Delta$ navržených systémů (začleněn soubor všech diferencí $\delta$ ). . . . .	61
5.5	Přesnost $\Delta$ navržených systémů (vyloučeny hrubé chyby). . . . .	61
5.6	Korigovaná přesnost $\Delta_P$ navržených systémů. . . . .	63
5.7	Vzdálenosti lokalizující anatomický model pacienta systémem osmi antén. . . . .	66
5.8	Vzdálenosti lokalizující anatomický model mladé pacientky systémem osmi antén (reálné rozměry gantry). . . . .	67
5.9	Vzdálenosti lokalizující anatomický model staré pacientky systémem osmi antén (reálné rozměry gantry). . . . .	68

## Seznam obrázků

4.1	Vyobrazení frekvenčního pásma mikrovlnného signálu. . . . .	26
4.2	Ideální frekvenční závislost parametru $S_{11}$ použité antény. . . . .	27
4.3	Model použité UWB motýlkové antény. . . . .	28
4.4	Průběhy aplikovaného UWB impulsu v časové a frekvenční doméně. . . . .	28
4.5	Struktura modelované situace. . . . .	29
4.6	Model vrstvy vody a svalové tkáně. . . . .	30
4.7	Frekvenční závislost $\epsilon_r$ a $\sigma$ pro deionizovanou vodu. . . . .	32
4.8	Frekvenční závislost $\epsilon_r$ a $\sigma$ pro svalovou tkáň. . . . .	32
4.9	Nosný díl pro umístění antén. . . . .	42
4.10	Model hypertermické léčby (fantom kruhového průřezu). . . . .	43
4.11	Model hypertermické léčby (fantom charakteristického průřezu). . . . .	43
4.12	Očekávaný výstup detekce centricky umístěného fantomu osmi anténami. . . . .	44
4.13	Očekávaný výstup detekce centricky umístěného fantomu dvanácti anténami. . . . .	44
4.14	Anatomický model numerického pacienta (Ella). . . . .	45
4.15	Model Ella umístěný do prostoru vodního bolusu. . . . .	46
4.16	Navoxelovaný výřez pánevní oblasti anatomického pacienta uvnitř bolusu. . . . .	46
4.17	Nosný díl pro umístění antén namodelovaný v SEMCAD X. . . . .	47
4.18	Teoretická modelace EM pole pro výběr ideální konfigurace antén. . . . .	48
4.19	Očekávaný výstup detekce fantomu v gantry reálných rozměrů. . . . .	49
4.20	Numerický model staré pacientky umístěný do gantry reálných rozměrů. . . . .	49
5.1	Časové průběhy nasnímaných signálů odezvy. . . . .	50
5.2	Normalizované napěťové průběhy transformovaných signálů odezvy. . . . .	51
5.3	Ovlivnění parametru $S_{11}$ nedostatečnou velikostí mřížky. . . . .	52
5.4	Ovlivnění parametru $S_{11}$ dostatečnou velikostí mřížky. . . . .	52
5.5	Lokalizovaný fantom kruhového průřezu systémem čtyř antén. . . . .	53
5.6	Frekvenční závislost parametru $S_{11}$ pro různě umístěné antény. . . . .	54
5.7	Lokalizovaný fantom systémem osmi antén ( <i>Řez 0</i> ). . . . .	55

5.8	Lokalizovaný fantom systému čtyř antén (Řez 0). . . . .	55
5.9	3D vizualizace dvou transverzálních rovin. . . . .	56
5.10	Lokalizovaný fantom lichou konfigurací čtyř antén (Řez 1 – 4). . . .	57
5.11	Lokalizovaný fantom sudou konfigurací čtyř antén (Řez 1 – 4). . . .	57
5.12	Lokalizovaný fantom systémem osmi antén (Řez 1 – 4). . . . .	57
5.13	Lokalizovaný fantom systémem dvanácti antén (Řez 0). . . . .	58
5.14	Lokalizovaný fantom systému šesti antén (Řez 0). . . . .	59
5.15	3D vizualizace tří transverzálních rovin. . . . .	59
5.16	Lokalizovaný fantom lichou konfigurací šesti antén (Řez 1 – 4). . .	60
5.17	Lokalizovaný fantom sudou konfigurací šesti antén (Řez 1 – 4). . .	60
5.18	Lokalizovaný fantom systémem dvanácti antén (Řez 1 – 4). . . . .	60
5.19	Graf relativních obsahů detekovaných ploch v řezech. . . . .	62
5.20	Graf průměrných relativních obsahů detekovaných ploch. . . . .	63
5.21	Porovnání přesnosti $\Delta$ a $\Delta_p$ . . . . .	64
5.22	Závislost $\delta$ na $l$ (všechny simulované vzdálenosti $l$ ). . . . .	65
5.23	Závislost $\delta$ na $l$ (detekovatelné vzdálenosti $l$ ). . . . .	65
5.24	Lokalizovaná oblast anatomického modelu pánve systémem osmi antén. . . . .	66
5.25	Lokalizovaná oblast pánve anatomického modelu mladé ženy systémem osmi antén (reálné rozměry gantry). . . . .	67
5.26	Lokalizovaná oblast pánve anatomického modelu staré ženy systémem osmi antén (reálné rozměry gantry). . . . .	68

# 1 Úvod

Nádorová onemocnění a jejich léčba již dlouhá desetiletí patří mezi největší výzvy lékařské vědy. Přestože bylo v medicíně dosaženo velkého pokroku, rakovina stále představuje jednu z nejčastějších příčin lidské smrti a existuje mnoho překážek, které je nutné řešit. Onkologický výzkum proto vynakládá velké úsilí na nalezení nových a účinných způsobů léčby, které mohou zmírnit kritické vedlejší účinky způsobené konvenční terapií. Jedním z těchto přístupů je hypertermie, která v klinické onkologii představuje selektivní zahřívání nádorové tkáně na teplotu 41 – 45 °C. Terapeutický přínos této adjuvantní léčby v kombinaci s chemoterapií a radioterapií byl prokázán v mnoha klinických studiích [1]. Důležitým aspektem je správná distribuce teploty a zahřívání celého objemu nádoru bez nežádoucího ohřevu zdravých tkání. V souvislosti s tím došlo k rozvoji plánování léčby, které přizpůsobí terapii individuálnímu profilu pacienta. Pro minimalizaci nežádoucích účinků aplikované terapie je ve vědecké sféře neustálá snaha zdokonalení plánování a eliminace odchylek od skutečné mikrovlnné expozice. Korektní fokusace aplikované energie je nutná zejména v oblastech citlivých na teplo, jakými jsou např. mozek, oči a mícha, jejichž neplánovaný ohřev by mohl být pro pacienta fatální. Zajištění maximální efektivity a bezpečnosti léčby je při terapii podmíněno shodou se stanoveným plánem. Žádoucí je kromě dodržení fyzikálních parametrů léčby i zachování očekávané polohy pacienta v exponovaném elektromagnetickém poli.

Tato diplomová práce řeší možnost lokalizace pacienta širokopásmovým mikrovlnným radarem. Kombinací jemného prostorového rozlišení a snadné detekce odrazů způsobených změnami dielektrických vlastností se použití těchto technologií v medicínských aplikacích stále rozšiřuje [2]. S ohledem na současné přístupy monitorace pozice pacienta v hypertermických systémech je motivací nalezení spolehlivého řešení, které by pro klinickou praxi poskytovalo kvalitní informaci o poloze cílového objemu. Cílem je návrh radarového systému, který detekcí pozice podpoří efektivní léčbu nádorových onemocnění v pánevní oblasti.

Podrobněji rozepsané cíle navazují v první části této práce na přehled současného stavu. Ten seznamuje s regionální mikrovlnnou hypertermií a procesem plánování léčby, jenž odkazuje na důležitý faktor umístění pacienta při termoterapii. Představeno je též využití širokopásmových radarů v biomedicínských aplikacích. V navazující metodice je vysvětlený princip



radarové detekce pozice objektu a navrženého algoritmu detekující pánev v transverzálním řezu. Součástí této kapitoly je i seznámení se simulátorem elektromagnetických polí SEMCAD X a modely, skrze které je provedena optimalizace a verifikace navrženého radarového systému. Popsán je postup stanovení přesnosti, který v kapitole výsledků přináší vyhodnocení výstupů z numerických simulací. V diskuzi jsou komentovány výsledky, řešeny limitace práce a navrženy podněty pro budoucí studie.

## 2 Přehled současného stavu

Nádorová onemocnění jsou každý rok diagnostikována desítkám milionů lidí a více než polovina z těchto pacientů nakonec umírá [3]. Popsáno bylo asi dvě stě druhů, jejichž vlastnosti a ošetření jsou různá. Druhy rakoviny se liší na základě orgánu, ze kterého vznikají, mikroskopického vzhledu rakovinných buněk a poškození na molekulární úrovni, která jsou základem onemocnění. Rozbor a zohlednění konkrétních charakteristik jsou spolu s individuálním profilem pacienta důležité pro zvolení účinné terapie. Z počátku radikální chirurgické přístupy byly postupně zdokonalovány se snahou co největší minimalizace destrukce zdravé tkáně. Kromě chirurgie byly do rutinní praxe zavedeny léčebné postupy jako chemoterapie, radioterapie, hormonální léčba a imunoterapie [4]. Tyto druhy léčby však nedokáží vždy zcela usmrtit a eliminovat všechny rakovinné buňky. Zároveň bylo prokázáno, že přináší mnoho vedlejších účinků [5, 6, 7].

Pro snížení dopadu nežádoucích účinků, zvýšení efektivity primární léčby a potlačení možnosti budoucího návratu onemocnění se základní terapie podporuje tzv. adjuvantní léčbou [8]. Využívá se například toho, že rakovinné buňky jsou citlivé na teplo. Takzvaná hypertermie, při které dochází k cílenému zahřívání postižené tkáně v teplotním rozmezí 41 – 45 °C po dobu několika desítek minut (typicky 40 – 90 min), je synergická s radioterapií a chemoterapií [9, 10]. V řadě klinických studií za posledních dvacet let bylo prokázáno, že tento léčebný postup zlepšuje odezvu nádoru [10, 11, 12, 13, 14, 15]. Hypertermie by se dle zacílení ohřevu dala klasifikovat na lokální, regionální a celotělovou. Zahřívání celého těla bylo v rámci studií realizováno ponořením pacienta do horké vodní lázně, roztaveného parafínu nebo umístěním do boxu s proudícím teplým vzduchem [16, 17]. Možnou alternativou je také regulace teploty krve mimotělním oběhem [18]. Regionální terapie prohřívá nádorovou tkáň i přilehlou oblast. Pomocí externích aplikátorů umístěných okolo těla lze regionálním zacílením léčit hluboko uložené tkáně. Využití najde při léčbě tělesných dutin a orgánů (např. žaludku, močového měchýře nebo prostaty).

K vyvolání termické změny v cílovém objemu lze využít různé formy energie včetně radiofrekvenční, mikrovlnné, ultrazvukové a laserové [19, 20, 21, 22, 23, 24]. Mikrovlnný ohřev je vhodný na léčbu rakovinné tkáně, která vykazuje vysoký obsah vody a její permitivita je přibližně o 10 – 30 % vyšší než u orgánů s přirozeně velkým zastoupením vody [25, 26]. Průchodem vlnění tkání

dochází k rozpohybování těchto molekul, vzniku tření a selektivnímu zahřívání tumoru bez velké devastace okolní tkáně. Klíčovou součástí mikrovlnných hypertermických systémů jsou aplikátory, které účinně dodávají do organismu požadovanou energii. Jedna z prvních studií popisujících tvorbu mikrovlnných aplikátorů a jejich aplikaci na maligní nádory se datuje do 80. let minulého století [27]. Od té doby došlo k velkému rozvoji a stále je snaha zvýšit efektivnost léčby za současného snížení zátěže zdravé tkáně [28, 29, 30]. Vedlejšími účinky může být krvácení, krevní sraženiny, popáleniny a poškození kůže, nervů a svalů v okolí ošetřované oblasti. Kromě konstrukčních inovací výzkumy sledují i vliv uspořádání a počtu hypertermických aplikátorů na výsledky terapie [31, 32, 33]. Rozmístěny bývají pravidelně kolem prohřívané oblasti. Kromě neinvazivních variant byly navrženy i invazivní aplikátory, které testováním na fantomech vykazují nižší difrakci [34, 35].

Aplikátory jsou při termoterapii umístěny v blízkosti pacienta, čímž dochází k nežádoucímu ohřevu povrchu těla a je nutné jej chladit. Kromě potlačení rizikového ohřevu odvedením povrchového tepla je potřeba zajistit vhodné médium pro šíření elektromagnetické (EM) energie mezi aplikátorem a tkání. V hypertermickém systému jsou uvedené požadavky řešeny cirkulací destilované nebo deionizované vody v plastovém nebo silikonovém vaku obklopující pacienta, tzv. vodní bolus. Bylo prokázáno, že velikost prohřáté oblasti je silně závislá na vzdálenosti mezi aplikátorem a zahříváním objektem. Studovány byly vlivy různého tvaru a velikosti bolusu na účinnost léčby prezentovanou tzv. specifickou mírou absorpce (SAR) [36, 37, 38, 39]. Výsledky studií též ukazují důležitost správné volby teploty cirkulující vody [40, 41, 42]. Teplota bolusu ovlivňuje distribuci aplikovaného tepla a vhodným zvolením maximalizuje účinnost léčby a snížení rizika přehřátí mimo cílový objem.

Bylo prokázáno, že klinická účinnost termoterapie je v souladu s aplikovanou tepelnou dávkou, tj. výsledným teplotně-časovým profilem, který je dosažen v objemu nádoru v průběhu léčby [43, 44]. Při ohřevu je důležité dbát na správné zacílení cílového objemu bez spalování zdravých tkání. Individuální terapie musí zohledňovat stadium, velikost, tvar, geometrii a proměnlivé umístění nádoru. V rámci procesu plánování léčby (HTP) je vytvořen virtuální model, který optimalizuje terapii s vysokou přesností [45]. Při HTP jsou nejprve počítačovou tomografií (CT) nebo magnetickou rezonancí (MRI) získány trojrozměrné (3D) projekce pacienta v poloze hypertermické léčby. Snahou preklinického výzkumu je co největší automatizace tvorby modelů z naskenovaných snímků, které zohledňují specifické vlastnosti tkání pro EM a tepelné

simulace [46, 47, 48, 49]. Mnoho studií zkoumalo nežádoucí účinky způsobené nepřesnostmi v HTP [50, 51]. Přesnost může být ovlivněna řadou faktorů. Nedostatečné namodelování vlastní tkáně a hypertermických aplikátorů může zanášet chybu. Zejména je však nepřesnost způsobená nekorektním zadáním (dielektrických a teplotních) parametrů a rozdílnou pozicí pacienta. Výstupem HTP je optimalizace fokusované energie do nádorové tkáně stanovením fyzikálních parametrů vztažených k modelovanému pacientovi. Vyvinutím optimalizačních metod zkvalitňující distribuci teploty v nádoru v procesu plánování je zkvalitněna i následná vlastní léčba [44, 52, 53]. Pro minimalizaci odchylky klinické léčby od plánem vytvořeného modelu je nutné zachování celkové kompozice a maximální shody s plánem aplikováním definovaných signálů a zachováním správné pozice pacienta vůči aplikátorům [54, 43, 44].

Nedodržením přesné polohy dochází k nežádoucí distribuci tepla, důsledkem čehož se snižuje účinnost léčby. Při radioterapii se pacient pozicuje pomocí individuálně zhotovených fixačních masek, které zajistí totožnou statickou pozici a ozařování tumoru s maximální přesností. Masky jsou však nepohodlné a zvyšují absorbovanou dávku kůže [55]. K umístění pacienta při termoterapii lze přistupovat dvěma způsoby. Polohováním pacienta na ošetřovacím stole nebo polohováním aplikátorů vůči pacientovi. Před zahájením léčby se může zajistit správná poloha pomocí cílového bodu vyznačeného na povrchu kůže, kterým je definován cílový objem uvnitř těla. Tento bod se používá k optimálnímu umístění vzhledem ke středu hypertermického systému. Další možností je napolohování pacienta provést nahmatáním kostních bodů (např. kyčelních trnů u terapie pánevní oblasti). Použití fixačních masek při hypertermické léčbě pánve je znemožněno přítomností vodního bolusu, který obklopuje ošetřovanou oblast.

I přes velký rozvoj hypertermie v posledních desetiletích je tento onkologický výzkum stále v poměrně rané fázi shromažďování vědeckých podkladů. Navzdory významnosti faktoru pozice proto ani nebylo provedeno mnoho studií, které by se zabývaly mírou ovlivnění účinnosti léčby různou polohou pacienta. Při onkologické léčbě je zejména důležitá správná poloha hlavy [56]. Ve studii z roku 2009 bylo měřením SAR v cílovém objemu tumoru experimentálně prokázáno, že umístění subjektu v radiofrekvenčním poli hypertermického systému má významný vliv na kvalitu prohřívání tkáně [54]. Chyba pozice by neměla překročit 1 cm pro zachování maximálně 5% odchylky SAR. Z toho plyne, že velmi malá odchylka od stanoveného plánu má velký vliv na přesnost a bezpečnost léčby. Pro termoterapii existují

různé bezkontaktní techniky, které poskytují dvojrozměrné (2D) i 3D obrazy sledující polohu pacienta uvnitř systému. Tyto senzory poskytují v reálném čase zpětnou vazbu řídicímu systému a umožňují okamžité nezbytné nápravy zabezpečující shodu s HTP modelem. Mezi nejčastěji využívané se řadí ultrazvukové měření vzdáleností a lasery. Ultrazvuk představuje mechanické vlnění a vykazuje dobrou odezvu od detekovaných objektů. Při detekci pozice však podléhá ztrátě signálu v důsledku překážek, nežádoucích odražených signálů a interferencí rušivými vysokofrekvenčními zvuky [57]. Ultrazvukové senzory jsou navíc citlivé na široký rozsah teplotních změn [58]. Laser je zdrojem téměř monochromatického a koherentního paprsku EM záření. Za účelem sledování pozice byl zahrnutý do vývoje prototypu bezkontaktního systému, který zajišťuje polohu hlavy a krku pomocí dvou půlkruhových aplikátorů s flexibilním vodním bolusem [59]. Integrovaný laser zohledňuje rotace hlavy pacienta a umožňuje polohu stanovit s přesností  $\pm 5$  mm. Výše uvedené ultrazvukové a laserové principy však nevykazují v klinické praxi zcela spolehlivé výsledky. Velkým problémem většiny zmiňovaných metod hlídání pozice je obtížnost měření po naplnění vodního bolusu. Nepřítomností některé z metod sledující pozici těla však dochází k proměnlivému umístění pacienta v průběhu terapie. Snahou je proto nalezení vhodné náhrady, jež by byla finančně dostupná a umožňovala lokalizovat pacienta s co nejvyšší přesností.

V rámci této práce bude poloha sledována pomocí mikrovlnného radarového systému, který dokáže rychle a s dostatečnou přesností detekovat pozici objektu. Studiemi bylo potvrzeno, že širokopásmový (UWB) impulsní radar je schopný detekovat lidské tělo [60, 61, 62]. Využití nachází například při sledování pohybu pacientů, bezkontaktním monitorování vitálních funkcí nebo v zobrazovacích metodách. Monitorovací funkce bylo využíváno při detekci pohybu pacientů s poruchou pozornosti s hyperaktivitou (ADHD) [63]. UWB sledovací systém byl vyvinut pro automatickou detekci pohybu pacientů v nemocničním prostředí [64]. Studie sledovaly možnosti monitorace kombinací infračervených senzorů hloubky a impulsně-radarových senzorů [65]. Bezkontaktní radarové snímání fyziologických funkcí nevyžaduje na rozdíl od konvenčních metod nutnost přímého připojení k tělu a zároveň vykazuje experimentálně vysokou přesnost pro stanovení srdečního rytmu a nachází uplatnění při sledování dechu [66, 67, 68, 69, 70, 71]. V rámci onkologické léčby radar poskytuje možnost sledování nádoru při radioterapii a prokazuje vyšší přesnost než konvenční invazivní metody [72]. CT a MRI zobrazovací metody mohou poskytovat obrazy těla pro lékařské diagnózy, jsou však zatíženy expozicí ionizujícím zářením nebo vysokým magnetickým polem. Tyto systémy také mají speciální

požadavky na instalaci a vysoké počáteční a provozní náklady. Na základě objektivního vyhodnocení limitací nejrozšířenějších zobrazovacích technik (rentgen, sonografie, CT, MRI) byly realizovány studie, ve kterých UWB technologie umožnily detekci rakoviny prsu [73, 74, 75]. Využití radarových systémů pro sledování polohy pacienta v hypertermickém systému však dle přehledu současného stavu doposud v klinické praxi zavedeno nebylo.

### 3 Cíle práce

Cílem této diplomové práce je návrh radarového systému, který bude schopný detekovat polohu pánve ošetřovaného pacienta uvnitř systému regionální mikrovlnné hypertermie. Bezkontaktní radarová detekce pozice bude využívat širokopásmových mikrovlnných antén, které pracují ve frekvenčním pásmu 1 – 6 GHz. Pro analytické řešení budou využity již vymyšlené antény navržené a validované pro radarové biomedicínské aplikace. Návrh řešení bude zpracován v simulátoru elektromagnetického pole SEMCAD X. Postup vedoucí ke splnění cílů práce lze rozdělit do následujících hlavních podcílů: návržení a vytvoření algoritmu lokalizující povrch pánve v transverzální rovině, optimalizace systému pomocí homogenního numerického fantomu, verifikace na anatomickém modelu numerického pacientu.

Algoritmus schopný lokalizovat pánev v hypertermickém systému bude vytvořen v programovacím prostředí MATLAB. Využíváno bude časových záznamů radarem detekované ozvěny od tělesné tkáně způsobené impedančními rozdíly. Algoritmus bude schopný vyhodnotit přesnost detekce bodů na povrchu pánve. Výstupem bude zároveň grafická prezentace detekované oblasti pánve v transverzálním řezu.

Pro optimalizaci systému, tj. výběr nejvhodnější prostorové konfigurace antén, bude navržen homogenní numerický fantom, který bude obklopen vodním bolusem. Po obvodu vrstvy vody budou kolem fantomu umístěny širokopásmové antény. Různým prostorovým uspořádáním anténních elementů budou získány různé prostorové konfigurace radarového systému. Antény budou sloužit zároveň jako zdroj i přijímač elektromagnetického vlnění. Mikrovlnné impulzy budou vyslány do prostoru vodního bolusu. Nasnímané ozvěny pak umožní nalézt hranici nehomogenity a skrze navržený a vytvořený algoritmus lokalizují povrch pánve v transverzálním řezu. Pro reprezentativní možnost vyhodnocení přesnosti bude jednotlivými konfiguracemi detekována poloha při posunu fantomu. Statistickými metodami pak bude analyzován vliv počtu a umístění antén na přesnost lokalizace povrchu pacienta.

Potvrzení schopnosti radarové detekce povrchu pánve s požadovanou přesností umožní návrh sestavy antén pro budoucí experimentální ověření, jehož samotná realizace není součástí této práce. Vytvořený návrh systému radarové lokalizace bude podkladem pro realizaci další modulární části nově

vyvíjeného regionálního hypertermického systému. Tento termoterapeutický systém v současné době vyvíjí vědecký tým Bio-elektromagnetizmu na Fakultě biomedicínského inženýrství (FBMI) ČVUT, který se zabývá biomedicínskými možnostmi aplikace mikrovln. Pro možnost navazujícího experimentálního ověření navrženého radarového systému bude při výběru rozložení antén zohledněn i reálný tvar hypertermického gantry, resp. nosného dílu pro umístění antén. V přesném měřítku bude konstrukce převedena do prostředí SEMCAD X a osazena radarovým systémem pro detekci pozice. V tomto simulátoru EM pole pak proběhne verifikace, tj. proces ověření, navrženého radarového sledování polohy pánve. Ověření bude realizováno namodelováním EM pole vybranou konfigurací mikrovlnných antén kolem numerického anatomického 3D pacienta, který bude umístěn do prostoru vodního bolusu a bude simulovat situaci při hypertermické léčbě. Tímto testováním bude zároveň potvrzena vhodnost radarové detekce pozice pro biomedicínskou aplikaci sledování pacienta při termoterapii.



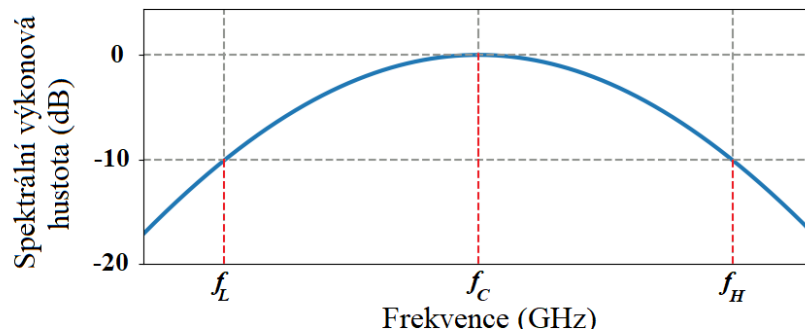
## 4 Metody

### 4.1 Širokopásmový radar

Termín radar byl odvozen v roce 1940 námořnictvem Spojených států z anglického slovního spojení „radio detection and ranging“[76]. Přesnost, rychlost, finanční dostupnost a spolehlivost metody vedly od původně výhradně vojenských účelů k obecnějšímu použití a díky řadě dalších výhod lze radarové systémy v dnešní době nalézt pro nejrůznější aplikace. Kromě tradičních použití, jakými jsou např. armádní účely, letecká bezpečnost a meteorologické služby, se dnes můžeme setkat s těmito principy v zařízeních běžného života. Mezi nová odvětví radarových aplikací lze řadit geofyziku (hojně využívaný georadar „GPR“), stavebnictví, automobilový průmysl, zabezpečení budov a mimo jiné i nejrůznější aplikace ve zdravotnických zařízeních.

Radarové systémy obecně používají modulované průběhy vln a směrové antény pro přenos EM energie prostorem, kde je snaha detekovat určitý cíl. Ve své nejjednodušší podobě se radarový systém skládá z antén, u kterých lze rozlišit dva subsystémy: vysílač a přijímač. Na základě průchodu vyslaného signálu nehomogenním prostředím dochází k odrazení části energie (odpověď, echo) zpět k místu vyslání. Tyto ozvěny jsou zpracovány radarovým přijímačem pro extrahování informací vedoucí k detekci vzdálenosti, rychlosti pohybu, úhlové poloze a dalších charakteristik pro identifikaci cíle. [77]

Systémy na bázi radaru dokáží pracovat v širokém frekvenčním rozmezí. Vzhledem ke své kmitočtové povaze spadá používané elektromagnetické vlnění do oblasti spektra radiových vln, které pokrývají frekvenční rozsah 3 kHz až 300 GHz [78]. Mikrovlny jsou specifickou kategorií radiových vln, které pokrývají frekvenční rozsah 1 GHz až přibližně 100 GHz [79]. Mikrovlnné signály mohou být charakterizovány šířkou pásma (BW) a centrální frekvencí  $f_c$ , která leží v jejím středu.



**Obrázek 4.1:** Vyobrazení frekvenčního pásma mikrovlnného signálu.

Šířka pásma popisuje rozsah frekvencí pokrytých mikrovlnným signálem s poklesem spektrální výkonové hustoty o 10 dB (viz Obrázek 4.1). Je definována vztahy 4.2 a 4.3, kde  $f_L$  je dolní frekvence a  $f_H$  je horní frekvence tohoto intervalu [80]. Na základě definovaných pojmů lze stanovit následující vztah 4.1 pro centrální frekvenci  $f_c$ :

$$f_c = \frac{f_H + f_L}{2} \quad (4.1)$$

$$\text{absolutní šířka pásma} = f_H - f_L \quad (4.2)$$

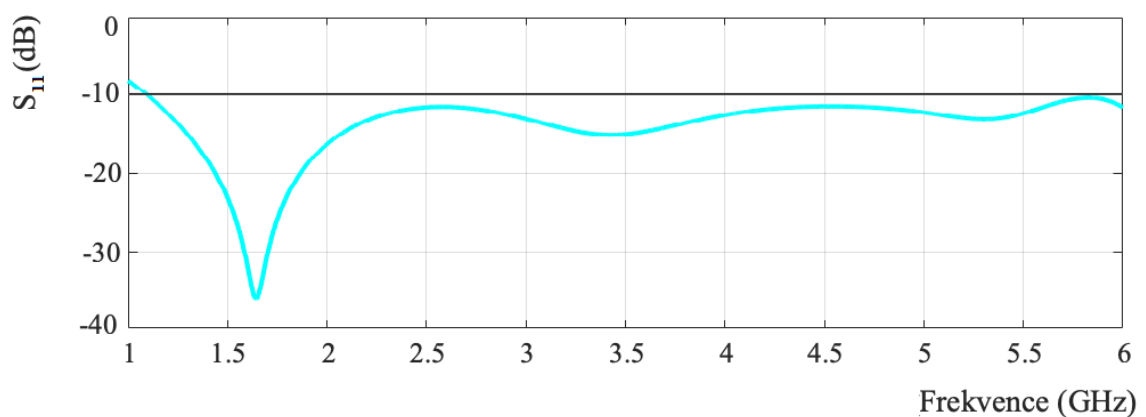
$$\text{relativní šířka pásma} = \frac{\text{absolutní šířka pásma}}{f_c} = \frac{2 \cdot (f_H - f_L)}{f_H + f_L} \quad (4.3)$$

V navrhovaném systému pro lokalizaci pánve je používána ultra-širokopásmová technologie. Impulsní UWB radar byl dle přehledu současného stavu identifikován jako optimální řešení pro lékařské aplikace. Vysílaný signál má nízký výkon, je robustní proti rušení, disponuje vysokým prostorovým rozlišením s přesností v rozsahu a schopností materiálového průniku, přesto pro lidské tělo představuje nízké riziko [81, 82, 83]. Obvykle se v rámci této soustavy přenášejí krátké impulsy s dobou trvání od subnanosekund až po několik nanosekund. Definice Federal Communications Commission (FCC) kategorizuje signál vysílaný anténou jako širokopásmový, pokud v 10dB spektrálním výkonovém hustotním poklesu zabírají frekvence v absolutní šířce pásma více než 500 MHz nebo v relativní minimálně 25 % kolem  $f_c$  [79]. UWB radarový signál tak může pokrývat frekvenční šířku pásma od několika stovek MHz do několika GHz. Tato šířka pásma signálu musí být zachycena radarovým přijímačem a nějakým způsobem digitalizována.

## 4.2 Detekce cíle pomocí UWB mikrovlnného radaru

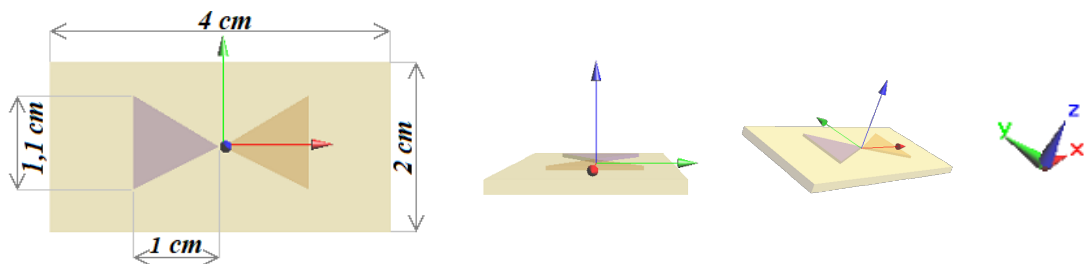
### 4.2.1 UWB mikrovlnná anténa

Absolutní šířka frekvenčního pásma používaného UWB mikrovlnného radaru je stanovena na 5 GHz ( $f_L = 1$  GHz,  $f_H = 6$  GHz), centrální frekvence  $f_c$  ležící ve středu vymezeného intervalu odpovídá 3,5 GHz. Vybrané pracovní pásmo 1 – 6 GHz je v souladu s požadovanou aplikací [2, 79]. Vhodně umístěný mikrovlnný element slouží jako vysílač pulsu o definovaných parametrech i jako přijímač odraženého vlnění vznikajícího vlivem šíření v nehomogenním prostředí. Elementy realizují antény, tj. převodník, který ve funkci vysílače převádí řízenou elektrickou energii z přenosového vedení na vyzařovanou EM energii do prostoru (ve funkci přijímače je tomu naopak) [84]. Parametr, který charakterizuje, jaké množství energie přivedené do antény bude vyzářeno (respektive odraženo zpět), se nazývá *vstupní činitel odrazu*  $S_{11}$ . Uvádí se ve formě útlumu, tj. záporných hodnotách dB, a je přímo ovlivněn impedančním přizpůsobením antény. V ideálním případě by odražená energie byla nulová a veškerá přivedená energie by byla anténou emitována. Pro  $S_{11} \leq -20$  dB dochází k maximálně 1% energetickému odrazu. Nejhorší případ nastává, nabývá-li  $S_{11}$  hodnoty 0 dB a dojde k totálnímu 100% odrazu. V praxi, stejně jako pro potřeby navrhovaného radarového systému, je anténa považována za efektivní v případě, kdy  $S_{11} \leq -10$  dB: 90 % energie je vyzářeno, 10 % se odrazí [85]. Ideální frekvenční závislost vstupního činitele odrazu použité UWB antény pro zadané 5GHz pásmo zobrazuje graf na Obrázku 4.2.



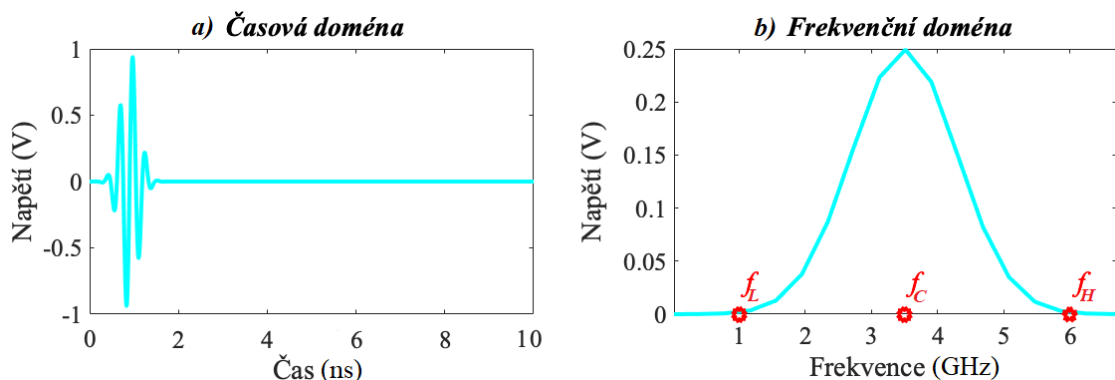
Obrázek 4.2: Frekvenční závislost parametru  $S_{11}$  použité antény v pásmu 1 – 6 GHz.

Při návrhu UWB radarového systému jsou použity tzv. motýlkové (z anglického „bow-tie“) antény. Návrh a konstrukce anténních elementů není předmět této práce. Využívána je anténa, která byla vyvinuta ve výzkumném týmu Bio-elektromagnetizmu FBMI [86]. Anténa je určena pro mikrovlnné zobrazovací metody v medicíně, disponuje UWB vlastnostmi a je ověřená pro radarovou biomedicínskou aplikaci. Širokopásmovost zajišťuje téměř neměnné elektrické vlastnosti, s případně velmi malými změnami, v širokém frekvenčním rozmezí charakterizující frekvenční BW. Tato dipólová struktura se skládá z dielektrického substrátu, na němž jsou dvě symetrická trojúhelníková ramena (vyobrazení anténního elementu namodelovaného v prostředí simulátoru SEMCAD X je na Obrázku 4.3) [87].



**Obrázek 4.3:** Model použité motýlkové antény. Šipky prezentují kladné poloosy 3D souřadnicového systému.

Zdroj vysokofrekvenční energie generuje signál, který je přiveden do vysílacího portu v místě styku obou ramen a anténou vyslán do volného prostoru. Schopnost detekce a prostorové rozlišení jsou ovlivněny tvarem vysílaného impulsu. Ze stanovených kmitočtových parametrů ( $f_c = 3,5$  GHz,  $f_L = 1$  GHz,  $f_H = 6$  GHz) použité antény je získán charakteristický tvar signálu. Zobrazeny jsou jeho průběhy v doméně časové (Obrázek 4.4 *a*) a frekvenční (Obrázek 4.4 *b*). Délka trvání emitovaného impulsu je cca 1,5 ns. Transformace do frekvenční domény je provedena aplikací Fourierovy transformace (FT).

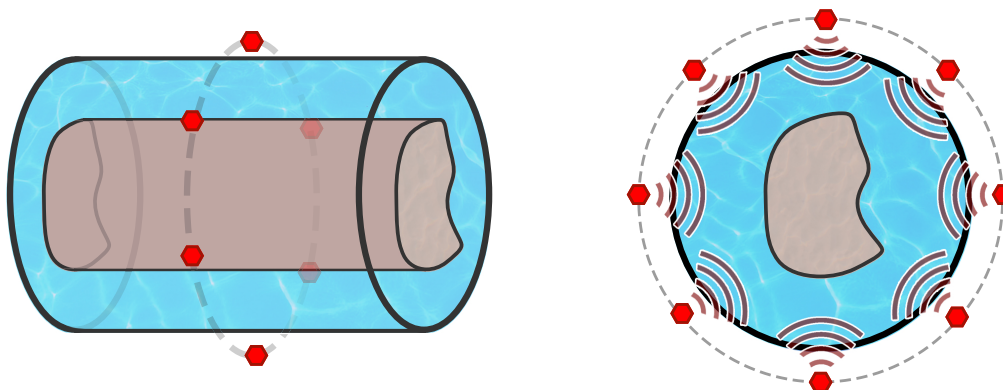


**Obrázek 4.4:** *a*) Normalizovaný napěťový průběh aplikovaného UWB impulsu v časové doméně. *b*) Napěťový průběh ve frekvenční doméně.

#### 4.2.2 Kompozice modelu v simulátoru elektromagnetického pole

Při optimalizaci radarového systému je pomocí řady simulací diskutován vliv polohy a počtu antén na přesnost stanovení povrchu studovaného objektu. Modelové simulace jsou vytvářeny v softwarovém prostředí simulátoru elektromagnetického pole SEMCAD X. Výpočty jsou založené na numerické metodě FDTD (*finite-difference time-domain method*, tj. metoda konečných diferencí v časové doméně), jejíž výhodou je přímé zpracování v čase bez nutnosti FT. Jedná se o způsob diferenciálního numerického modelování, které je založeno na prostorové a časové diskretizaci Maxwellových rovnic. FDTD vyžaduje prostorové rozdělení výpočetní oblasti do buněk (objemových prvků, tzv. voxelů). Pro vytvoření geometricky přesného numerické znázornění modelu není pro všechny simulace předdefinovaná jednotná síť. Pomocí integrovaného generátoru je nastavením jemnosti vykreslení vytvořena jedinečná prostorová mřížka, která se automaticky přizpůsobí specifickým detailům modelu. Přesnost simulace závisí na použité mřížce, proto je nutné zvolit dostatečný počet voxelů. Zohledněna musí být vlnová délka aplikovaného EM vlnění a schopnost reprezentativního vykreslení jednotlivých struktur. Nedostatečně přesné vykreslení negativně ovlivní vyzářovací schopnost a přizpůsobení modelovaných antén, důsledkem čehož zanechá výsledky chyby. Při nastavování však musí být dodržen i limit maximálního počtu voxelů. Množství objemových prvků odráží výpočetní náročnost simulace, která roste při zvyšování hustoty mřížky. [88]

Každý z navržených modelů charakterizující situaci při hypertermické léčbě se skládá ze tří hlavních komponent: pacienta umístěného v prostoru vodního bolusu, vrstvy cirkulující vody obklopující ošetřovanou oblast a různého počtu anténních elementů po obvodu bolusu. Teoretická struktura je na Obrázku 4.5.

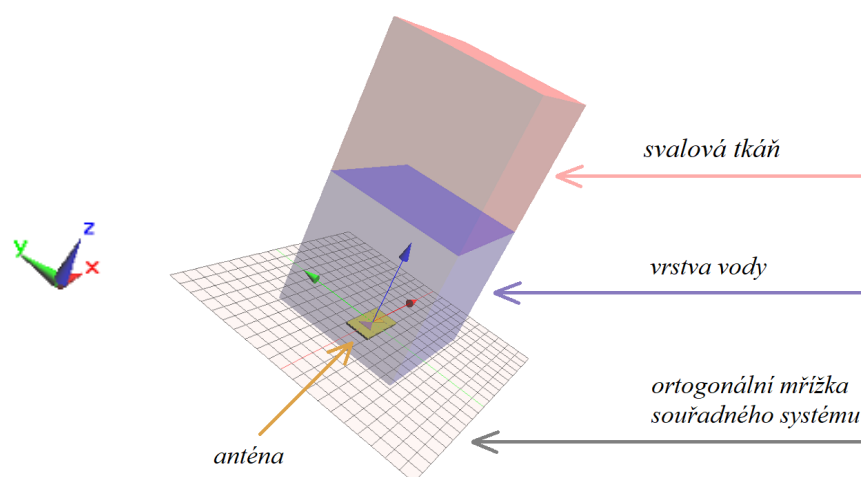


Obrázek 4.5: Struktura modelované situace.

Použitá UWB anténa motýlkového typu byla popsána v kapitole 4.2.1. Vodní bolus má při termoterapii dvě hlavní funkce: účinně chladí povrch těla, aby se zabránilo popálení nebo přehřátí, a zajišťuje médium (dobré impedanční přizpůsobení) mezi anténou a kůží. Funkčnost bolusu ovlivňuje médium výplně, tvar i teplota. Teplota cirkulující vody má vliv na efektivní povrchové chlazení i distribuci tepla a hloubku aplikované terapie. Dle literatury je v klinické praxi užívána teplota 20 – 40 °C [89]. Pro navržené simulace je uvažována teplota vody 30 °C.

Pro studování pozice pacienta vůči anténě lze v modelových úlohách charakterizovat člověka (fantom) jako celek homogenní oblastí. Z hlediska anatomie a materiálového složení lidského těla se nejedná o korektní popis, v této práci však nejde o zobrazování vnitřních struktur, ale o detekci povrchu těla. z principiálního hlediska radaru je primárně nutné zajistit impedanční rozdíl na rozhraní vodního bolusu a kůže, kde je odraz šířícího se EM vlnění největší. Odrazy od jednotlivých tkání by byly v porovnání s ním velmi malé, proto je možné je zanedbat.

První vytvořený model slouží k demonstraci principu radarového určování pozice a k testování navrženého algoritmu na výpočet vzdálenosti objektu od antény. Triviální model, jehož kompozici lze vidět na Obrázku 4.6, se skládá ze dvou objektů: vodní bolus o tloušťce 10 cm, který se dotýká svalové tkáně. Objekty jsou definovány rozdílnou charakteristickou relativní permitivitou a měrnou elektrickou vodivostí. Do tohoto modelu je implementována jedna motýlková anténa z vnější strany vodní vrstvy.



**Obrázek 4.6:** Model vrstvy vody a svalové tkáně. Implementována jedna motýlková anténa.

### 4.2.3 Šíření elektromagnetického vlnění

Anténa vyšle EM pulzy do média bolusu a následně čeká na odezvu. Odraz vzniká z důvodu rozdílu permitivit lidského těla a vody, skrz kterou EM vlnění prostupuje. V okamžiku změny prostředí nastávají na přechodu tyto jevy: část vlny prochází do druhého prostředí, zbytek je rozptýlen do prostoru roviny dopadu a určité množství z něj se vrací zpět k místu vyslání. Anténa ve funkci přijímače pak zaznamenává intenzitu odraženého signálu. Podstatou klasifikace cíle je analýza ozvěn a jejich variací v čase. Čas je přímo úměrný vzdálenosti, která je požadovaným výstupním parametrem navrhovaného systému. Je tedy nutné s ohledem na rychlost šíření přepočítat časovou osu na vzdálenostní. Šíření je závislé na povaze prostředí, které lze charakterizovat parametry *komplexní permitivity a permeability*.

Vliv prostředí na působící elektrické pole (EP) charakterizuje permitivita  $\epsilon$  (jednotka  $F \cdot m^{-1}$ ). Tato fyzikální veličina vyjadřuje míru polarizace materiálu způsobenou vnějším EP. Pro určité statické (stejnoseměrné) EP je skalární, v proměnném (střídavém) EP se jedná o tenzor vyjádřený komplexním tvarem – tzv. komplexní permitivita  $\epsilon_c$ . Mění se v závislosti na různých parametrech, mezi které patří např. teplota nebo frekvence. Relativní permitivita (dielektrická konstanta)  $\epsilon_r$  je bezrozměrná veličina, která pro médium udává poměr vztažený k vlastnostem vakua o tzv. absolutní permitivitě  $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} F \cdot m^{-1}$ . Pro vakuum je  $\epsilon_{r(vakuum)} = 1$ , pro všechny ostatní látky je  $\epsilon_r > 1$ . Vzduch má permitivitu jen nepatrně vyšší a lze brát vztah:

$$\epsilon_{r(vzduch)} \approx \epsilon_{r(vakuum)} = 1 \quad (4.4)$$

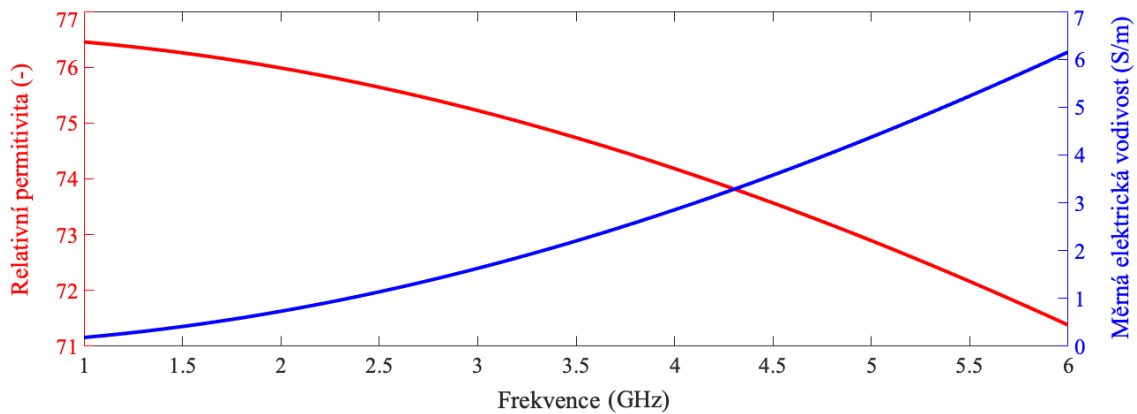
Pro komplexní relativní permitivitu  $\epsilon_{c(r)}$  v závislosti na úhlové frekvenci  $\omega$  platí:

$$\epsilon_{c(r)}(\omega) = \frac{\epsilon_c(\omega)}{\epsilon_0} = \frac{\epsilon'(\omega)}{\epsilon_0} - j \frac{\epsilon''(\omega)}{\epsilon_0} = \epsilon'_r(\omega) - j \cdot \epsilon''_r(\omega) = \epsilon'_r(\omega) - j \frac{\sigma(\omega)}{\omega \cdot \epsilon_0}, \quad (4.5)$$

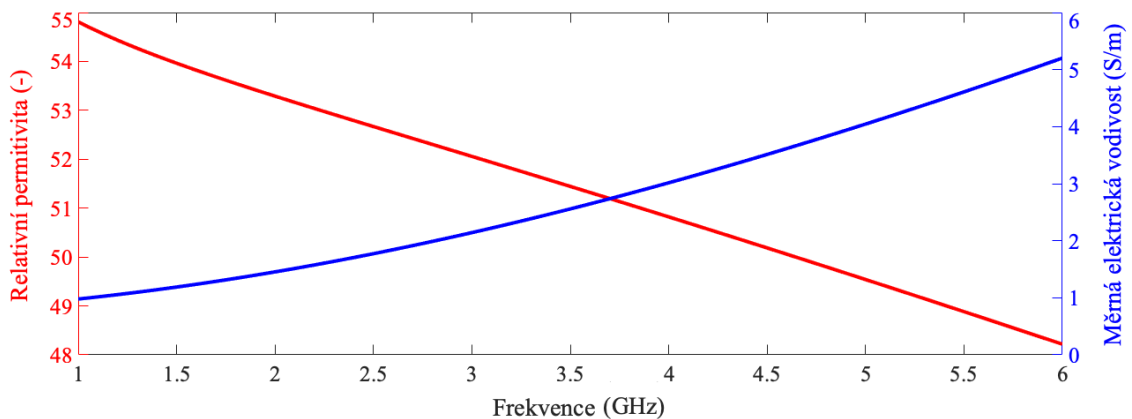
kde  $\epsilon_c$  je komplexní permitivita:  $\epsilon'$  její reálná a  $\epsilon''$  její imaginární složka,  $j^2 = -1$ ,  $\epsilon_0$  absolutní permitivita, úhlová frekvence  $\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$  ( $f$  je frekvence),  $\epsilon'_r$  reálná složka komplexní relativní permitivity,  $\epsilon''_r$  imaginární složka komplexní relativní permitivity,  $\sigma$  měrná elektrická vodivost.

Reálná složka komplexní relativní permitivity  $\epsilon_r'$  charakterizuje vlastní dielektrickou konstantu a je spojena s množstvím uložené elektrické energie. Imaginární složka  $\epsilon_r''$  určuje míru útlumu a je v ní zakomponovaná materiálová vodivost  $\sigma$ . Vyjádřením imaginární složky ze vztahu 4.5 lze odvodit vztah pro elektrickou vodivost v závislosti na frekvenci  $\sigma(\omega)$ :

$$\epsilon_r''(\omega) = \frac{\sigma(\omega)}{\omega \cdot \epsilon_0} = \frac{\sigma(\omega)}{2 \cdot \pi \cdot f \cdot \epsilon_0} \rightarrow \sigma(\omega) = \epsilon_r''(\omega) \cdot 2 \cdot \pi \cdot f \cdot \epsilon_0 \quad (4.6)$$



**Obrázek 4.7:** Frekvenční závislost  $\epsilon_r$  (červená křivka) a  $\sigma$  (modrá křivka) pro deionizovanou vodu. Hodnoty byly získané pomocí Ellisonova modelu [90].



**Obrázek 4.8:** Frekvenční závislost  $\epsilon_r$  a  $\sigma$  pro svalovou tkáň. Data byla převzata z [91].

Pro různá prostředí zobrazují Obrázek 4.7 a Obrázek 4.8 trendy frekvenčně závislých proměnných relativní permitivity  $\epsilon_r$  a (měrné) elektrické vodivosti  $\sigma$ . Hodnoty pro vykreslení závislosti  $\epsilon_r$  a  $\sigma$  deionizované vody byly vypočteny z Ellisonova modelu [90]. Ten skrze dostupná experimentální data permitivity destilované vody odvodil interpolační funkci, která přesně reprezentuje komplexní permitivitu  $\epsilon_c(f, T)$  při standardním atmosférickém tlaku, pro teploty



v rozmezí  $T \in \langle 0, 100 \rangle ^\circ\text{C}$  a frekvence  $f \in \langle 0, 25 \rangle$  THz. Pro modelované situace je vhodné uvést EM parametry studovaných prostředí, tj. vody při  $30^\circ\text{C}$  a svalové tkáně při  $37^\circ\text{C}$ . Pro cetrální frekvenci 3,5 GHz:  $\varepsilon_{r(\text{voda})} = 74,7$ ,  $\sigma_{(\text{voda})} = 2,2 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ ,  $\varepsilon_{r(\text{sval})} = 51,4$ ,  $\sigma_{(\text{sval})} = 2,56 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ . [92, 93, 94, 95]

Chování daného materiálu působením magnetického pole charakterizuje permeabilita  $\mu$  (jednotka  $\text{H} \cdot \text{m}^{-1}$ ). Tato materiálová konstanta vyjadřuje schopnost média ukládat magnetickou energii. Relativní permeabilita  $\mu_r$  je vztažena k absolutní permeabilitě vakua  $\mu_0 = 1,257 \cdot 10^{-6} \text{ H} \cdot \text{m}^{-1}$ . Vzhledem k nemagnetické povaze vzduchu i vody je  $\mu_r$  v obou případech rovna přibližně relativní permeabilitě vakua. [93, 94, 95]

$$\mu_{r(\text{vakuum})} = 1 \approx \mu_{r(\text{vzduch})} \approx \mu_{r(\text{voda})} \quad (4.7)$$

Pomocí permitivity a permeability lze vypočítat rychlost šíření EM vlnění specifickým prostředím. Rychlost šíření světla  $c$  je definována rychlostí šíření elektromagnetických vln ve vakuu a je definována vztahem 4.8, který platí i pro šíření EM vln vzduchem. Pokud však sledujeme šíření jiným prostředím, je nutné zohlednit dané materiálové vlastnosti [93]. Výpočet rychlosti  $v$  v prostředí o relativní permitivitě  $\varepsilon_r$  a relativní permeabilitě  $\mu_r$  je pak dán vztahem 4.9.

$$c = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 \cdot \mu_0}} = 3 \cdot 10^8 [\text{m} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (4.8)$$

$$v = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_r \cdot \mu_r}} \quad (4.9)$$

Vztah 4.10 stanovuje úměru mezi rychlostí vlnění  $c$  ve vzduchu a rychlostí  $v_{(\text{voda})}$  ve vodě, která tvoří výplň hypertermického bolusu a zprostředkovává šíření mikrovlnných impulzů. Vztah 4.7 uvažuje pro zkoumaná prostředí rovnost  $\mu_r$ , klíčovým parametrem ovlivňující rychlost šíření v různých médiích je  $\varepsilon_r$ . Doplněním hodnot vody do předpisu 4.9 získáme:

$$v_{(\text{voda})} = \frac{c}{\sqrt{74,7 \cdot 1}} \doteq \frac{c}{9} \quad (4.10)$$

Pokud  $\varepsilon_{r(\text{voda})} = 74,7$ , bude rychlost vlnění ve vodě přibližně devětkrát menší než ve vzduchu. Šíření  $v$  vlny prostředím souvisí také s její vlnovou délkou  $\lambda$  (vztah 4.11). V důsledku zmenšení rychlosti klesá pro konstantní

frekvenci vlnění  $f$ , jež je nositelkou energie, také vlnová délka rovinné vlny  $\lambda$  ( $\lambda_0$  je vlnová délka v prostředí vzduchu). Závislost vlnové délky na frekvenci uvádí vztah 4.11. Po dosazení parametrů vody je určen vztah 4.12, který pro vlnění o určité frekvenci procházející vodným prostředím krátí vlnovou délku ve stejném poměru jako rychlost (vztah 4.10). Zkrácením vlnové délky ve vodě se z nejednoznačně odděleného rozsahu mikrovlnných a radiových vln dostáváme jednoznačně do spektra mikrovln.

$$\lambda = \frac{v}{f} = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r \cdot \mu_r}} = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\epsilon_r \cdot \mu_r}} \quad (4.11)$$

$$\lambda_{(voda)} = \frac{\lambda}{9} \quad (4.12)$$

Odvozením 4.10 bylo určeno, že v prostředí vody rychlost šíření EM vlnění  $v_{(voda)}$  dosahuje devítinové hodnoty rychlosti oproti vzduchu  $c$ . Pro zjištění vzdálenosti  $l_d$  překážky detekované EM vlněním šířícím se rychlostí  $v$  časový okamžik  $t$  platí v radarovém systému vztah:

$$l_d = \frac{v_{(voda)} \cdot t}{2} = \frac{c \cdot t}{9 \cdot 2} \quad (4.13)$$

#### 4.2.4 Princip radarové detekce pozice a navrženého algoritmu

Pro možnost detekce objektu uvnitř hypertermického systému je využívána metoda difference. Ta vychází z rozdílů přijatých ozvěn průchodem signálu prostředím s překážkou, kterou chceme detekovat, a homogenním prostředím bez překážky. Pro možnost diferenční detekce pánve je proto v simulátoru pro každou modelovou situaci léčby vytvořena simulace reprezentující pozadí, kdy je proměřen prázdný systém bez pacienta. Zavedením souřadného systému jsou do vytvořených modelů na vybrané pozice implementovány mikrovlnné motýlkové antény. Každá zajišťuje aplikaci 1,5ns elektromagnetického UBW impulzu (viz kapitola 4.2.1) a zaznamenává odpověď.

V programovacím prostředí MATLAB je vytvořen algoritmus pro zpracování signálu z radarového přijímače vedoucí k extrakci informace o poloze [96]. Navržené signálové zpracování je v souladu se standardními postupy vyhodnocení signálů UWB radarů [71, 62]. V rámci toho je na diferenční signál (získaný jako rozdíl odpovědi systému s pacientem a bez pacienta)

aplikována Hilbertova transformace (HT), která generuje tzv. obálku signálu. HT je pro radarovou detekci užitečná pro jednoduché zobrazení oblastí silných odrazů. Maximální odraz se do obálky promítne jako hodnota nejvyšší špičky signálu. Matematicky se jedná o proces, kdy je provedena FT signálu s následnou úpravou spektra posunem fáze ( $0 \pm \frac{\pi}{2}$  dle polarity frekvence) a převedením zpět do časové domény inverzní FT [97]. Tímto postupem se z původního signálu vygeneruje upravený signál, který je zcela kladný a umožňuje lokalizovat distribuci elektromagnetické energie v průběhu času.

Aby však bylo možné odečíst vzdálenost studované překážky, je nutné korektně porovnat diferenční signál z přijaté odezvy s emitovaným EM impulzem. Vyslaný pulz se v případě dopadu na impedanční rozhraní odráží a vrací zpět k místu vyslání. Doba trvání mezi vysláním a přijutím totožné části impulzu je proto stanovena ze vzdálenosti lokalizovaných maximálních hodnot špiček obálek diferenčního signálu a zaznamenané odpovědi. V transformovaných signálech obou odpovědí (získané simulací prázdného nebo pacientem obsazeného systému) je dominantní vyslaný impulz s vysokou amplitudou (řádově desítky V). Vzhledem k rozdílnosti amplitudy difference (řádově desítky mV) je pro stanovení nulového časového okamžiku možné využít jak odpovědi na systém prázdný tak obsazený pacientem. S ohledem na malé napěťové hodnoty a pro snadnějšího porovnání je zavedena normalizace transformovaných signálů na jednotkovou hodnotu, jež odpovídá maximální obsazené amplitudě po normalizaci. Úsek mezi lokalizovanými maximy (též jednotkovými hodnotami normalizovaných signálů) představuje čas potřebný k návratu emitovaného impulzu. Vzdálenost překážky od antény se pak stanoví skrze rychlost šíření EM vln prostředím charakterizovaným dielektrickými parametry (viz vztahy uvedené v kapitole 4.2.3).

Ze znalosti souřadnic antén lze vztažením vypočtené vzdálenosti k odpovídající anténě v souřadném prostoru stanovit body na povrchu lidského těla. S ohledem na diagram vyzařování popisující směrové vlastnosti použité antény lze tvrdit, že maximální intenzita aplikovaného pole je v přímém směru šíření. Vypočtené vzdálenosti tedy reflektují body na povrchu objektu právě v tomto směru – přímo, pokud leží anténa na souřadných osách, nebo dopočítáním posunů ve směrech  $x$ ,  $y$  goniometrickými funkcemi. Lineární spojení detekovaných bodů poskytne teoretickou hranici pánve v transverzálním řezu. Nasnímáním více 2D řezů anténami umístěnými prstencovitě podél pacientova těla lze jejich prostorovým složením získat 3D představu o objemovém rozložení objektu v hypertermickém systému.

Algoritmus navržený a zpracovaný v programovacím prostředí MATLAB poskytuje na základě dostupných dat 2D nebo 3D vykreslení sledovaných transverzálních rovin. V Příloze A této práce je pseudokód navrženého algoritmu (prezentován je postup pro vyhodnocení jedné roviny). V pseudokódu je uveden robustnější způsob výpočtu úhlu, pod kterým je zavedena anténa do souřadného systému gantry a který umožňuje jednotně pro různé konfigurace prezentovat princip stanovení. Dle vstupních hodnot algoritmus vyhodnotí počet zobrazovaných rovin a implementovaných antén. Výše popsáním principem zpracování nasnímaných signálů z jednotlivých antén jsou vyhodnoceny pozice bodů na povrchu pánve. Výstupem je grafická vizualizace sledované situace v transverzálním řezu. Vyobrazen je vodní bolus, z jeho vnější strany jsou umístěné antény a uvnitř detekovanými body lokalizovaná oblast pánve. Zároveň je ze znalosti skutečné polohy očekávaných bodů vyhodnocena přesnost navrženého systému.

### 4.3 Stanovení přesnosti radarové detekce povrchu pánve

Pro možnost objektivního kvantitativního vyhodnocení metody se stanovuje její korektnost skrze správnost a pravdivost. Správnost představuje míru shody mezi hodnotou určenou (detekovaná vzdálenost  $l_d$ ) a pravou (skutečná vzdálenost  $l$ ) [98]. Pro každou anténu implementovanou v systému o  $N$  prvcích je správnost definována v podobě *diference*  $\delta$  charakterizující její absolutní chybu stanovení:

$$\delta = |l - l_d| \quad (4.14)$$

Přesnost poskytuje kvantitativní údaj o spolehlivosti metody. Vyjadřuje těsnost shody mezi nezávislými výsledky jednotlivých stanovení [98]. Pro tyto účely je posunem numerického fantomu v prostoru vodního bolusu pro každou konfiguraci  $N$  antén provedena sada simulací (v  $n$  řezech) za specifikovaných podmínek. Dle literatury [99] je charakteristikou přesnosti *směrodatná odchylka*. Jako bodový odhad pro reprezentativní výběrový soubor vzniklý konečným počtem stanovení se používá *výběrová směrodatná odchylka*  $SD$  (obecný vztah pro určení 4.15). Tento parametr vyjadřuje kvadratický průměr odchylek  $v$  porovnávaných hodnot  $x$  od jejich aritmetického průměru  $\bar{x}$  (vztah 4.16) a tím stanovuje míru vzájemné proměnlivosti chyby v detekci. Nižší proměnlivost posuzovaného znaku odpovídá menší směrodatné odchylce a odráží tak vyšší přesnost. V uvedených obecných zápisech vystupuje neznámá proměnná  $x$ .

Pro stanovení přesnosti detekce bodu na povrchu pánve je posuzovaným parametrem diference  $\delta$ , která dosazením do uvedených vztahů 4.15 a 4.16 poskytne pro navržený systém parametry *průměrné diference*  $\bar{\delta}$  a *přesnosti*  $\Delta$ .

$$SD = \sqrt{\frac{1}{\nu - 1} \sum_{i=1}^{\nu} (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.15)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{\nu} \sum_{i=1}^{\nu} x_i \quad (4.16)$$

Posuzované parametry byly zvoleny na základě rešerše relevantní literatury v oblasti zpracování obrazu a radarové lokalizace. Příkladem je využití směrodatné odchylky jako kritéria přesnosti detekce hrany v obraze, u níž dochází k pohybu v průběhu expozice [100]. Z jiné práce lze zmínit porovnání diferencí vzdáleností, které v daném případě slouží pro vyhodnocení prostorového rozlišení rekonstrukce filtrovanou zpětnou projekcí protonové výpočetní tomografie (pCT) [101]. Měření vzdálenosti mikrovlnným radarem je pro stanovení přesnosti synchronizace potlačující časový a frekvenční offset bezdrátových jednotek porovnáváno s laserovým systémem a vyhodnoceno průměrnou diferencí a směrodatnou odchylkou [102].

Posunem fantomu je pro každou konfiguraci simulováno  $n$  řezů, čímž je získán datový soubor  $N_\delta$  hodnot pro vyhodnocení přesnosti  $N$ -prvkového systému:

$$N_\delta = N \cdot n \quad (4.17)$$

Přesnost systému je charakterizována směrodatnou odchylkou  $\Delta$ , která reflektuje vliv náhodných chyb na výsledek. Z toho důvodu je pro reprezentativní vyhodnocení nutné garantovat absenci významně odlehlých hodnot způsobených hrubou chybou. Data proto podlehnou statistickému testování na 5% hladině významnosti  $\alpha$ . Ověření normality testovaných dat je provedeno Kolmogorovým–Smirnovým testem. Vyloučení extrémních hodnot z datové řady s normálním rozdělením je následně provedeno Grubbsovým testem. Ten dokáže potvrdit přítomnost statisticky významných odlehlých bodů a definovat jejich hodnoty. Test je aplikován na setříděnou řadu  $\delta$  v každém datovém souboru s  $N_\delta$  prvky příslušné konfigurace. Pro tyto soubory dat diferencí  $\delta$  jsou stanovena  $T$  kritéria, které jsou porovnány s tabelovanými kritickými hodnotami tohoto testovacího kritéria  $T_{N_\delta, \alpha}$ . Vztahy pro výpočet testovacích

kritérií Grubbsova testu jsou: 4.18 pro první a 4.19 pro poslední, tj.  $N_\delta$ -tou, ze seříděných hodnot:

$$T_1 = \frac{\bar{\delta} - \delta_1}{\Delta} \quad (4.18)$$

$$T_{N_\delta} = \frac{\delta_{N_\delta} - \bar{\delta}}{\Delta} \quad (4.19)$$

Nulová hypotéza  $H_0$  tvrdí, že hodnota nejmenší  $\delta_1$ , resp. největší  $\delta_{N_\delta}$  se významně neliší od ostatních hodnot datového souboru. V případě  $T_1 \geq T_{N_{\delta,\alpha}}$  nebo  $T_{N_\delta} \geq T_{N_{\delta,\alpha}}$ , dojde na stanovené hladině významnosti k zamítnutí  $H_0$  a vyloučení odpovídající hodnoty z datové řady. Postup se aplikuje opakovaně, dokud zbylý soubor hodnot po vyloučení extrémních bodů bude vyžadovat přijetí  $H_0$ . [103]

Vyloučení odlehlých hodnot, které znehodnocují vyhodnocení, následně umožňuje výpočet výsledné přesnosti  $\Delta$  radarového systému s proměnlivým počtem  $N$  implementovaných antén. Vyřazení  $N_0$  hodnot, u nichž byla detekce zatížená hrubou chybou, zajišťuje korekci chybovosti zkoumané konfigurace a reprezentativně hodnotí vliv antén na variabilitu chyby detekce povrchu. Simulování modelových situací antén v pěti ( $n = 5$ ) řezech s proměnlivou polohou numerického fantomu poskytuje pro jednotlivá prostorová rozložení celkem  $N'$  reprezentativních dat diferencí  $\delta$ :

$$N' = N_\delta - N_0 = (N \cdot n) - N_0 \quad (4.20)$$

Dosažením  $x = \delta$  (zahrnutý pouze neodlehlé hodnoty),  $\nu = N'$  do vzorců 4.15 a 4.16 je stanovena výsledná přesnost  $\Delta$  charakterizující navržený systém. Analýza vlivu počtu a umístění antén na přesnost lokalizace povrchu pánve je vyhodnocena statistickou metodou ANOVA (analýza rozptylu). Testování proběhne na datových sadách, ze kterých byly vyloučené odlehlé hodnoty nalezené popsáním Grubbsovým testem. Aby na reprezentativní datové výběry mohla být aplikována analýza rozptylu, je kromě podmínky normality a vzájemné nezávislosti nutné ověřit předpoklad o shodě rozptylů testovaných výběrů. Na 5%  $\alpha$  je pro toto ověření použitý Bartlettův test. Při potvrzení předpokladů je na ověřená data aplikována jednofaktorová (faktorem prostorová konfigurace antén) vícevýběrová ANOVA. Posuzovány jsou hodnoty  $F$  kritérií, které sledují, zda se střední hodnoty výběrů statisticky významně liší. V případě, že vypočtená hodnota testovací statistiky  $F$  je menší než tabelovaná  $F_{kriticka}$ ,

nelze potvrdit na stanovené  $\alpha$  statisticky významný vliv sledovaných faktorů, tj. že počet a poloha antén má vliv na přesnost lokalizace povrchu pacienta.

Jednou z příčin hrubé chyby je nezajištění vhodných podmínek měření. Zcela špatná detekce pozice může v případě navrhovaného radarového systému být zapříčiněna umístěním pacienta v nedetekovatelné vzdálenosti. Příliš velká vrstva vody mezi místem vyslání (příjmu) EM vlny a tělem pacienta zapříčiní útlum procházejícího vlnění. Míra závislosti chyby detekce na tloušťce vodní vrstvy je vyjádřena neparametrickým korelačním koeficientem  $r_s$ . Spearmanův koeficient vyjadřuje korelaci dat, u kterých nelze pro vyhodnocení předpokládat vzájemnou lineární závislost. Toto kritérium nepracuje přímo s hodnotami posuzovaného znaku, ale využívá pro výpočet statistické závislosti pořadí sledovaných veličin. Díky tomu nepodléhá zkreslení vlivem odlehklých hodnot. Parametr  $r_s$  nabývá hodnot na intervalu  $\langle -1; 1 \rangle$ . Pokud  $r_s = 0$ , mezi sledovanými veličinami není žádný vztah, v případě  $r_s = \pm 1$ , jedná se o lineární závislost. Porovnáním s tabelovanou  $r_{s(kriticka)}$  lze stanovit statistickou významnost. Vztah pro výpočet koeficientu  $r_s$  je:

$$r_s = \frac{(\sum_{i=1}^v x_{ri} \cdot y_{ri}) - (\bar{x}_r \cdot \bar{y}_r)}{(v-1) \cdot s_{xr} \cdot s_{yr}}, \quad (4.21)$$

kde  $\bar{x}_r$  je průměrná hodnota pořadí  $x_r$  vzestupně seříděných hodnot znaku  $x$  nezávislé náhodné veličiny  $X$  a  $s_{xr}$  odpovídající směrodatná odchylka. Obdobně jsou definovány parametry  $y, y_r, \bar{y}_r, s_{yr}$  pro závislou veličinu  $Y$ . [104]

Míra ovlivnění lokalizace pacienta různým umístěním antén je pro jednotlivé navržené systémy posuzována též parametrem *relativního obsahu*  $P$  (předpis 4.23). Hodnota parametru  $P$  je získána jako průměrné procentuální zastoupení správně detekovaných ploch v jednotlivých řezech  $P_r$  (řezy získány posunem numerického fantomu):

$$P_r = \frac{S_p}{S} = \frac{S \cap S_d}{S}, \quad (4.22)$$

kde  $S_p$  je obsah průniku oblasti radarově detekované  $S_d$  (vzniklé lineárním spojením detekovaných bodů) a skutečné oblasti pánve v transverzálním řezu  $S$ .

$$P = \frac{1}{n'} \sum_{i=1}^{n'} P_{ri} \quad (4.23)$$

Do vyhodnocení dle vztahu 4.23 jsou zahrnuty pouze řezy, které nejsou zatížené hrubou chybou ( $n'$  značí počet reprezentativních řezů, tj. nebyla v nich detekovaná žádná odlehlá hodnota). Výsledný údaj kvantifikuje zachycenou plochu radarovým systémem. Parametr vypovídá o reprezentativnosti stanovené oblasti vzhledem ke skutečnému plošnému rozložení pánve v transverzálním řezu.

Zjištění relativního pokrytí skutečné plochy pánve v příčném řezu umožňuje parametr  $P$  využít jako koeficient pro korekci stanovené přesnosti  $\Delta$ . Nová charakteristika přesnosti  $\Delta_P$  kombinuje přesnost, se kterou je soustava anténních elementů schopná lokalizovat bod na povrchu pánve, a odvozený poměrový obsah detekované plochy těmito body vymezenými. Pro zachování charakteru kvantifikované přesnosti je  $\Delta_P$  přímou úměrou ovlivněna velikostí chyby stanovení bodu na povrchu pacienta jednotlivými anténními elementy  $\Delta$  a nepřímou úměrou ovlivněna relativní velikostí obsahu správně detekované oblasti  $P$ :

$$\Delta_P = \frac{\Delta}{P} \quad (4.24)$$

Pro každý datový soubor diferencí  $\delta$  nezatížený hrubými chybami jsou jednotlivé hodnoty upraveny vzorcem 4.25. Tím je pro každou sadu antén vygenerován nový, parametrem  $P$  korigovaný, soubor hodnot diferencí  $\delta_P$ .

$$\delta_P = \frac{\delta}{P} \quad (4.25)$$

Dosazením  $x = \delta_P$  do vztahu 4.16 je získán aritmetický průměr  $\overline{\delta_P}$ , který je použitý pro výpočet *korigované přesnosti systému*  $\Delta_P$ . Dosazením do vzorce 4.15 pro výběrovou směrodatnou odchylku je získán vztah:

$$\Delta_P = \sqrt{\frac{1}{N' - 1} \sum_{i=1}^{N'} (\delta_{P_i} - \overline{\delta_P})^2} \quad (4.26)$$

Na data diferencí  $\delta_P$  je opětovně aplikována analýza rozptylu ANOVA na 5%  $\alpha$  a vyhodnocena statistická významnost prostorového uspořádání systému anténních aplikátorů na prostorovou detekci oblasti pánve v transverzálním řezu.



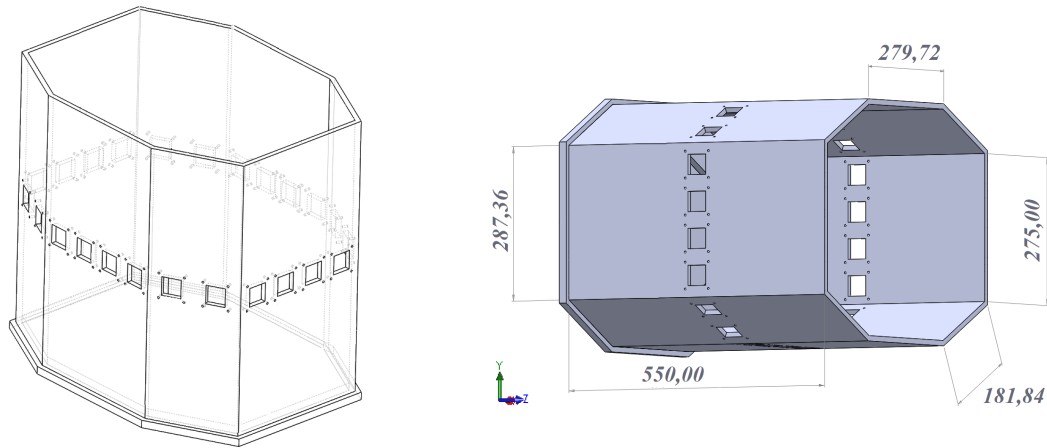
## 4.4 Detekce oblasti pánve v transverzální rovině

Použití většího počtu antén umožňuje lokalizovat homogenní hmotu o stejné permitivitě a rekonstruovat prostorovou pozici a tvar studovaného objektu. Navrhovaný radarový systém je konstruován pro hypertermickou léčbu pánevní oblasti, jejíž pozici je snaha detekovat. Navržený lokalizační systém by měl být implementován do nového systému regionální mikrovlnné hypertermie, který je v současné době vyvíjen na FBMI ČVUT. Snahou je skrze vyhodnocení přesnosti nalézt pro navrhovaný radarový systém detekce polohy optimální počet a rozmístění mikrovlnných antén tak, aby bylo dosaženo dostatečně kvalitní rekonstrukce pánve v transverzální rovině. Po konzultaci s odborníkem, který se zabývá hypertermickou léčbou, byla stanovena potřeba detekce tělesného povrchu. Důležitá je především správná detekce bodů na povrchu pánve, nikoliv celkový obsah oblasti v řezu. Studie prokázaly, že nepřesnosti polohy pacienta od předem stanoveného plánu menší než 1 cm nemají při termoterapii významný vliv na distribuci rozložení absorbovaného výkonu [44, 54]. Na základě toho byla stanovena požadovaná výstupní přesnost detekce povrchových bodů vyšší než 1 cm.

Studování vlivu počtu antén na přesnost detekce pozice je pro optimalizaci systému (podkapitola 4.4.1) provedeno modelováním různých polí UWB motýlkových antén kolem homogenního numerického fantomu v simulátoru elektromagnetického pole SEMCAD X. Ten je v celém objemu definován relativní permitivitou svalové tkáně pro centrální frekvenci 3,5 GHz  $\epsilon_{r(sval)} = 51,4$  [91]. Strukturu pacienta obklopuje vrstva vodního bolusu, z jejíž vnější strany jsou po obvodu rozmístěny antény. Aby se zamezilo vzájemnému rušení aktivních antén, funguje při simulacích (tj. aplikaci EM pulzu a čekání na odpověď) po vymezenou dobu pouze jedna anténa jako vysílač a zároveň přijímač. V průběhu simulace dojde postupně každou anténou k vyslání impulzu a nasnímání odezvy. Jako parametr charakterizující vyzařovací schopnost slouží  $S_{11}$ . U jednotlivých simulací je brán zřetel na to, aby pro všechny antény  $S_{11} \leq -10$  dB [85].

Dosažení požadované přesnosti stanovení různými konfiguracemi antén umožňuje navrhnout vhodnou sestavu, která v klinické praxi poskytne kvalitní informaci o poloze pánve ošetřovaného pacienta. V minulém akademickém roce byly obhájeny závěrečné práce, v rámci kterých byl řešen modulární vývoj zmiňovaného hypertermického systému pro léčbu pánevní oblasti [105, 106, 107, 108]. Vyrobený byl mimo jiné i nosný díl pro sestavu antén a přichycení bolusu

na vodu, jehož tvar bude také zohledněn při návrhu konfigurace pole UWB antén [106]. Obrázek 4.9 vykresluje konstrukci, která je převzata se souhlasem od kolegyně pracující pro svojí diplomovou práci na mikrovlnném monitorování teploty v léčené oblasti pánve.



**Obrázek 4.9:** Nosný díl pro umístění antén. Rozměrové kóty uvedené v jednotkách *mm*.

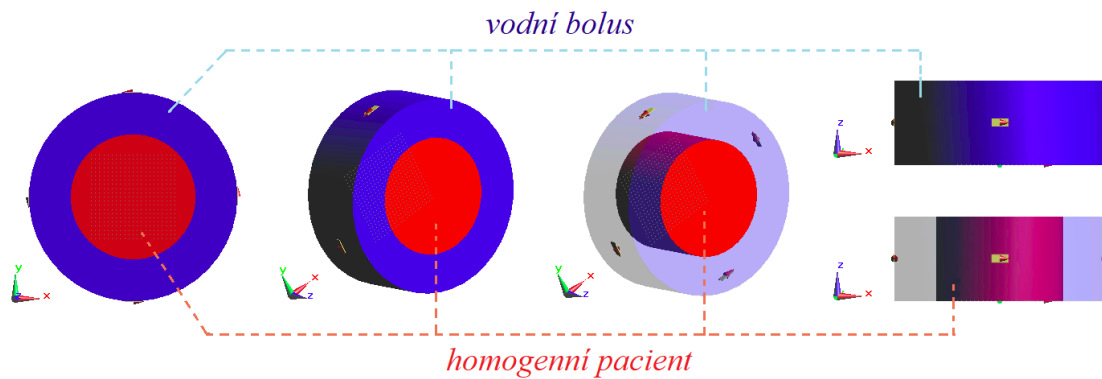
Vhodnost metody a verifikace navrženého lokalizačního systému pro biomedicínskou aplikaci je testována na modelu anatomického numerického pacienta, který vznikl nasnímáním živého dobrovolníka MRI (podkapitola 4.4.2). V tomto modelu je vyobrazeno reálné prostorové rozložení tělesné hmoty, jež zahrnuje struktury o odpovídajících elektromagnetických parametrech tkání lidského těla.

Ve všech vytvořených modelech v podkapitolách 4.4.1 a 4.4.2 jsou jako vysílač a přijímač EM pole implementovány motýlkové antény a nasnímané signály zpracovány vytvořeným algoritmem (strukturální kompozice a princip zpracování dat s následným vyhodnocením představuje kapitola 4.3). Na základě zpracování signálů získaných simulacemi je možné detekovat referenční body na povrchu těla a tím lokalizovat pacienta.

#### 4.4.1 Optimalizace systému pomocí homogenních numerických fantomů

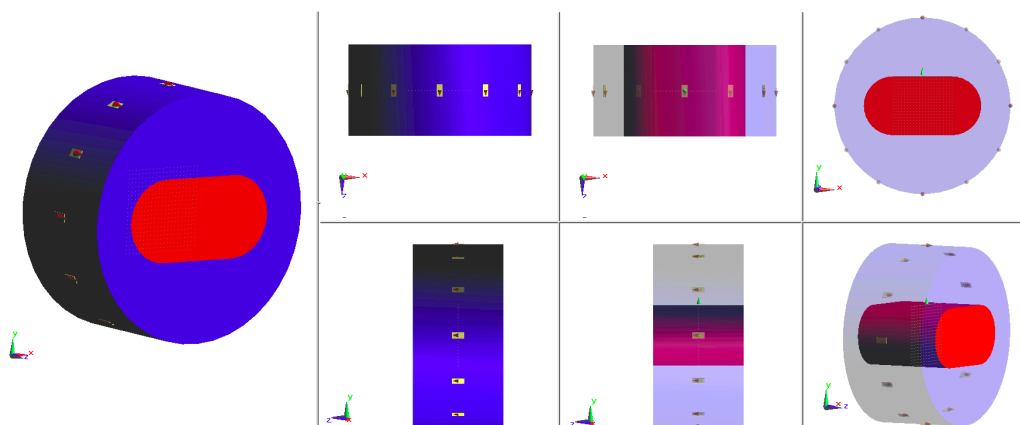
Pro prostorovou detekci studovaného předmětu je nejprve vytvořen model, ve kterém má fantom tvar válce s kruhovou podstavou o průměru 30 cm. Obklopen je vrstvou vody o tloušťce 10 cm, po jejímž obvodu jsou pravidelně pod úhlem  $90^\circ$  rozmístěny čtyři antény. Simulací tohoto modelu je testována funkčnost vytvořeného algoritmu pro prostorovou detekci pomocí několika

antén. Zároveň je studován vliv jemnosti vykreslovací voxelové mřížky na správnost stanovení očekávaného bodu na povrchu fantomu. Obrázek 4.10 prezentuje strukturu modelu.



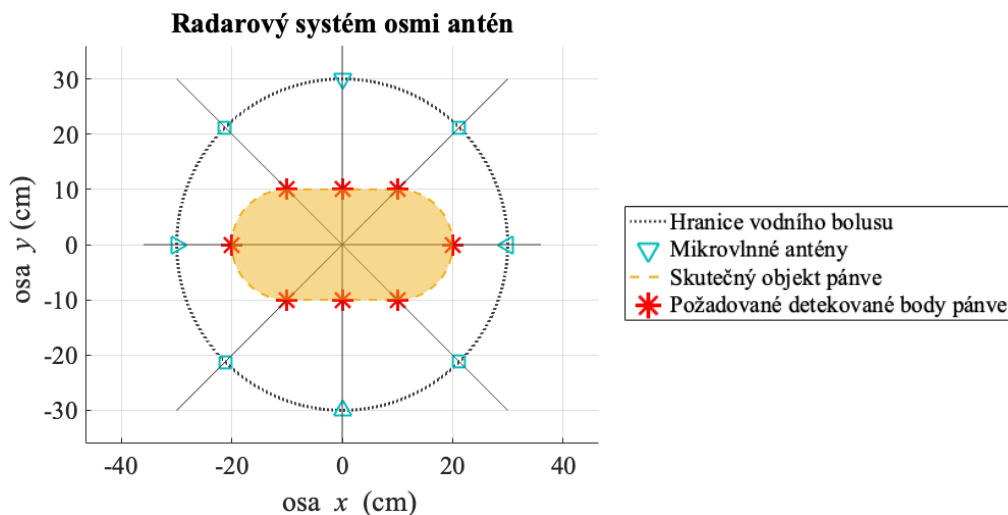
**Obrázek 4.10:** Model situace při léčbě vyobrazený z různých úhlů: pacient umístěný v prostoru vodního bolusu. Implementovány čtyři antény.

Druhý vytvořený model zahrnuje stejnou kombinaci struktur, avšak jiného prostorového rozvržení útvaru oblasti zájmu. Fantom nyní v transverzálním řezu nemá tvar kruhu. Pro bližší podobnost tvaru pánve je zvolen čtverec s hranou o velikosti 20 cm, jehož dvě protilehlé strany tvoří průměr přiléhajících půlkruhů. Fantom obklopuje kruhový vodní bolus o průměru 60 cm, jehož střed představuje zároveň střed souřadného systému. Pro tuto modelovou sestavu jsou vytvořeny simulace, do kterých jsou implementované pravidelně vzdálené čtyři, šest, osm nebo dvanáct antén. Ze zvoleného množství plyne, že každé dvě sousedící antény svírají vůči středu souřadného systému úhel  $90^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $45^\circ$  nebo  $30^\circ$ . Odpovídající 3D model, který je pro ukázkou osazen dvanácti anténami, je na Obrázku 4.11.

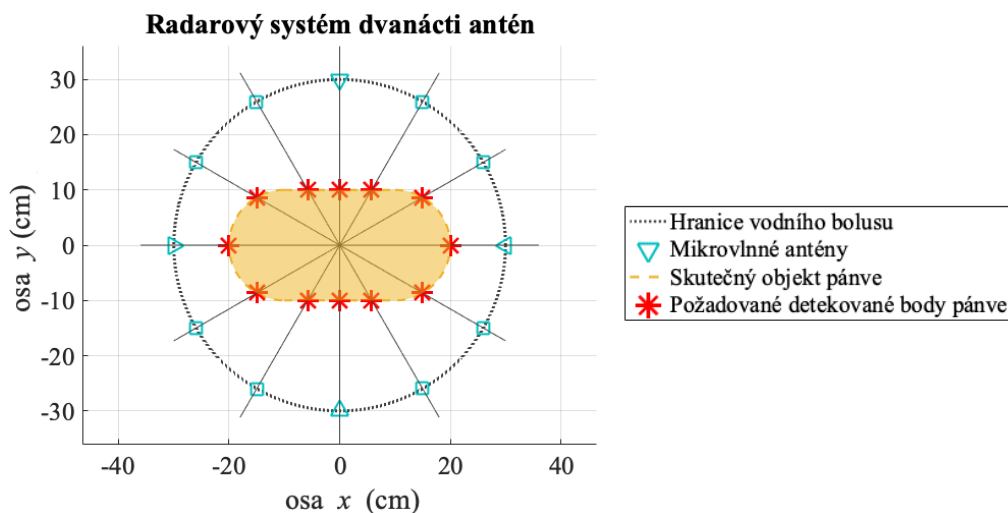


**Obrázek 4.11:** Trojrozměrný model situace při léčbě: vodní bolus (modrá struktura), obklopující tělo pacienta (červená struktura). Implementováno dvanáct antén.

Vyhodnocením výsledků navržených simulací je stanovena vhodná sestava antén. Data pro vyhodnocení přesnosti jsou generována příčným posouváním centricky umístěného objektu pacienta ve směru souřadných os  $x$  ( $-4$  cm,  $+5$  cm) a  $y$  ( $-6$  cm,  $+5$  cm). Pro každou konfiguraci antén je tak sledováno pět řezů s různou polohou pacienta. Obrázky 4.12 a 4.13 znázorňují navrženým algoritmem grafické 2D výstupy jednoho řezu modelové situace s osmi a dvanácti anténami (zobrazeny jsou očekávané body ve směru přímého šíření EM impulzu na obvodu oblasti pánve). Pro prezentovanou centrickou geometrii je střed fantomu totožný se středem bolusu (rovněž tedy středem soustavy souřadné).



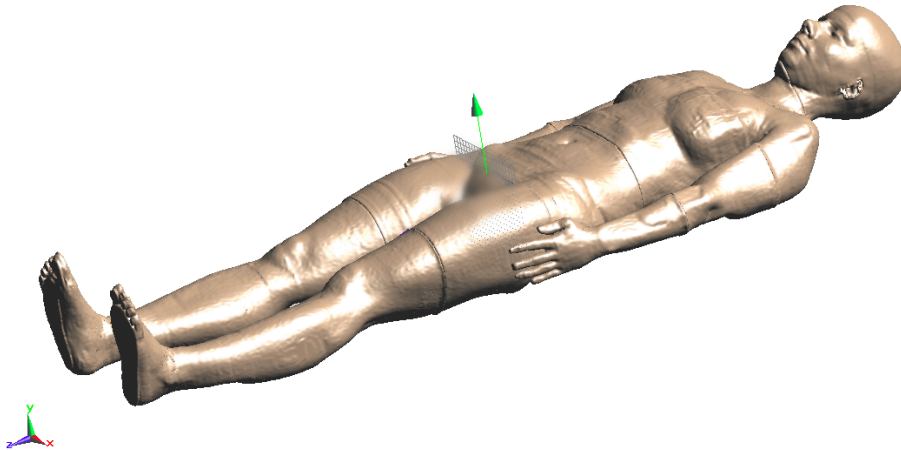
**Obrázek 4.12:** Grafické znázornění rozložení osmi antén kolem navržené modelové situace a vyznačení požadovaných detekovaných bodů na povrchu pánve.



**Obrázek 4.13:** Grafické znázornění rozložení dvanácti antén kolem navržené modelové situace a vyznačení požadovaných detekovaných bodů na povrchu pánve.

#### 4.4.2 Verifikace systému pomocí anatomických numerických modelů

Doposud byly simulace tvořeny a vyhodnocovány na zjednodušených modelech pánve. Reálné lidské tělo však nevykazuje dokonalou symetrii. Pro verifikaci navrhovaného polohového systému za účelem detekce pozice pacienta je proto využito realistický anatomický model „Ella“ (Obrázek 4.14) [109].



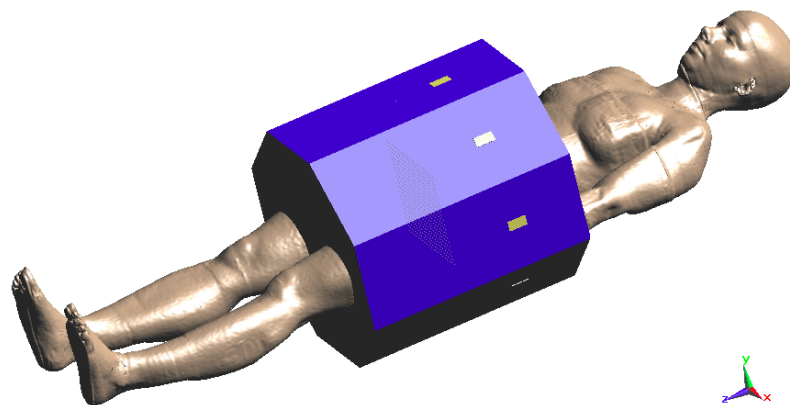
Obrázek 4.14: Anatomický model numerického pacienta (Ella).

Model 26leté ženy byl importován ze sady Virtuální rodiny [110]. Knihovna zahrnuje podrobné celotělové anatomické modely založené na obrazových datech MRI zdravých dobrovolníků různého věku i pohlaví. Tělesné proporce dospělých subjektů byly vybrány dle celosvětových průměrů výšky a indexu tělesné hmotnosti (BMI) [111]. Charakteristika pro Ellu je 160 cm, 58 kg, BMI 22,7 kg · m<sup>-2</sup>. Pozice snímaných jedinců vychází z polohy při MRI snímání. Ruce jsou rovnoběžné s tělem s mezerou několika centimetrů od boků, narovnané nohy se rovněž nedotýkají. Anatomické modely pacientů jsou optimalizovány pro využití v softwarovém prostředí SEMCAD X. Během segmentace bylo rozlišeno 76 různých typů tkání. Ty přinášejí autentické a přesné obrazy jednotlivých rysů těla umožňující v simulačním prostředí vyhodnocení elektromagnetické expozice. Za účelem stanovení polohy hranice mezi vodním bolusem přiléhajícím k tělu pacienta a povrchem léčené oblasti je zásadní impedanční rozdíl na rozhraní těchto prostředí. V modelu je proto zachována pouze nejsvrchnější tkáň, tj. kůže ( $\epsilon_r(kůže) = 37,0$ ), která je v přímém kontaktu s bolusem [91].

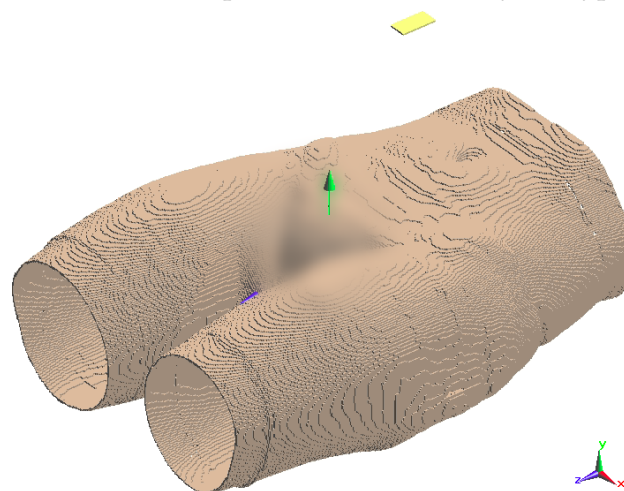
Kromě zařazení realistického lidského subjektu je pozměněn i tvar vodního bolusu. Při výběru ideálního počtu antén jsou zohledněny výsledky přesnosti získané v průběhu optimalizace, přihlíženo je však i na prostorové rozložení

reálné konstrukce pro umístění antén a uchycení bolusu, která je součástí FBMI vyvíjeného hypertermického systému (viz Obrázek 4.9). Zvolen je proto počet osmi mikrovlnných antén, které jsou schopné zobrazit polohu pacienta uvnitř gantry dostatečně kvalitně – a to vzhledem k přesnosti detekce bodů na povrchu těla, tak i relativnímu pokrytí obsahu detekované plochy pánve v transverzálním řezu.

První modelově navržený typ vodního bolusu proto v příčném řezu představuje pravidelný osmiúhelník, na jehož každé straně jsou po jedné umístěny antény. Rozměry byly zvoleny s ohledem na tělesné míry numerické pacientky (cca 35 cm mezi boky), vzdálenost protilehlých antén je 46 cm. V modelu Elly je v prostoru bolusu pozice rukou podél těla příliš blízko boků, proto je nutné pro možnost detekce pánve zajistit při voxelování jejich vynechání. Na Obrázku 4.15 je vyobrazen celý model, na Obrázku 4.16 pak odpovídající navoxelovaný tělesný povrch pánve.

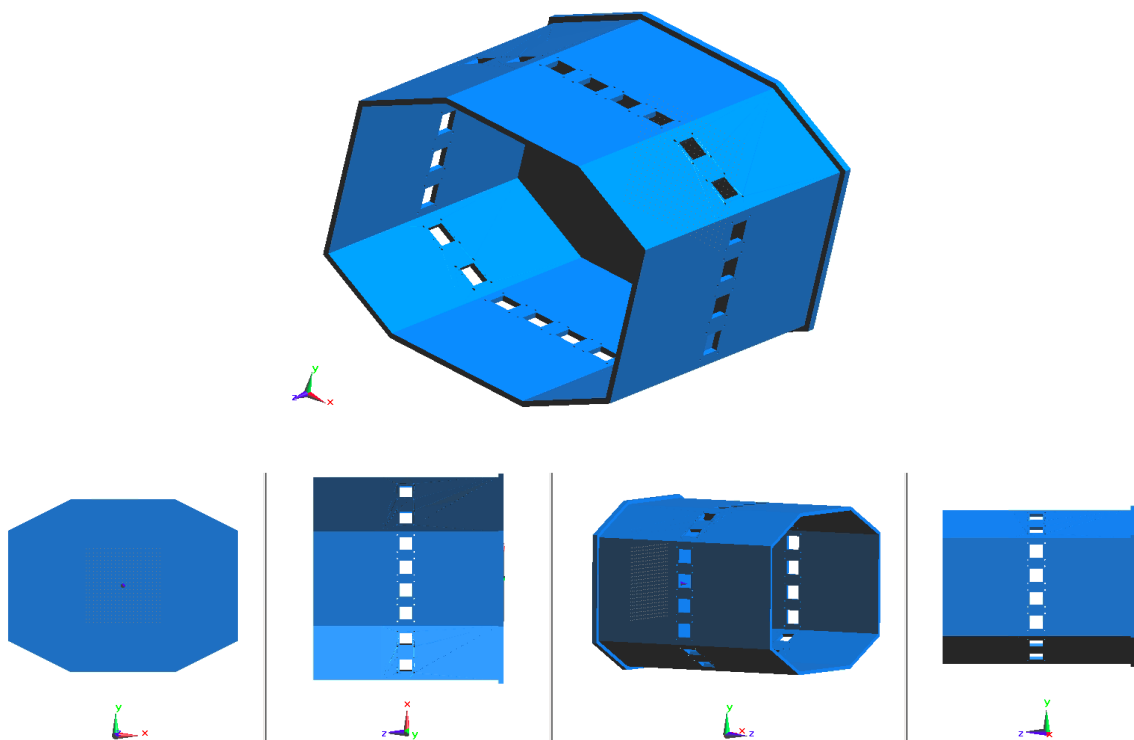


**Obrázek 4.15:** Model numerického pacienta Ella umístěný do hypertermického gantry.



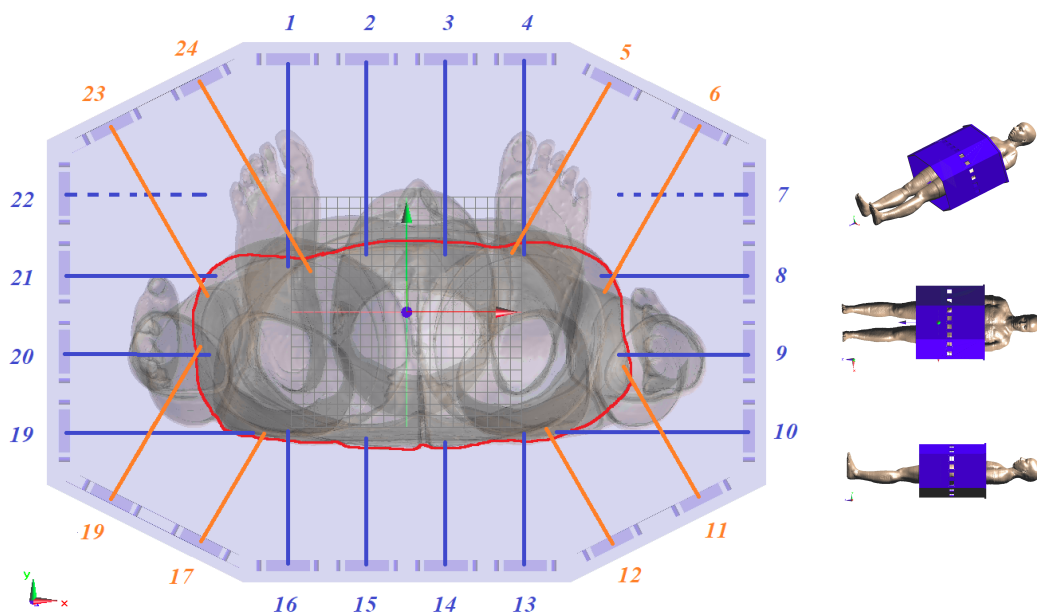
**Obrázek 4.16:** Navoxelovaný výřez pánevní oblasti anatomického pacienta uvnitř bolusu.

Co nejvíce reprezentativní verifikace navrženého radarového systému umožňující následnou experimentální realizaci a integraci do vyvíjeného termoterapeutického systému respektuje skutečný tvar gantry. Umístění pole mikrovlnných antén je přizpůsobené reálným prostorovým možnostem konstrukce, na které budou antény uchycené. Návrh již vyvinuté nosné konstrukce antén byl v přesném měřítku převeden do prostředí simulátoru SEMCAD X (Obrázek 4.17) [106]. V příčném řezu se jedná o osmiúhelník, který však není pravidelný, jako tomu bylo v uvažovaných předchozích teoretických modelech optimalizace.



**Obrázek 4.17:** Dle předlohy pro výrobu v přesném měřítku namodelovaný nosný díl antén hypertermického systému.

Na vizualizaci jsou viditelné otvory sloužící k umístění antén. Celkem jich lze po obvodu nalézt 24. Počet je navržen a přizpůsoben různým aplikacím mikrovlnných antén v hypertermickém systému. Vyrobena konstrukce totiž neslouží ve výzkumném týmu FBMI pouze pro jedinou aplikaci vztaženou k integraci radarového systému detekce pozice, ale i pro další dílčí práce na vývoji nového terapeutického přístroje. S ohledem na polohy otvorů musí být umístění antén přizpůsobeno možnostem rozložení. Rozhodování, které polohy mikrovlnných antén budou pro detekci oblasti pánve nejvhodnější, je provedeno skrze dále popsanou vzorovou situaci.

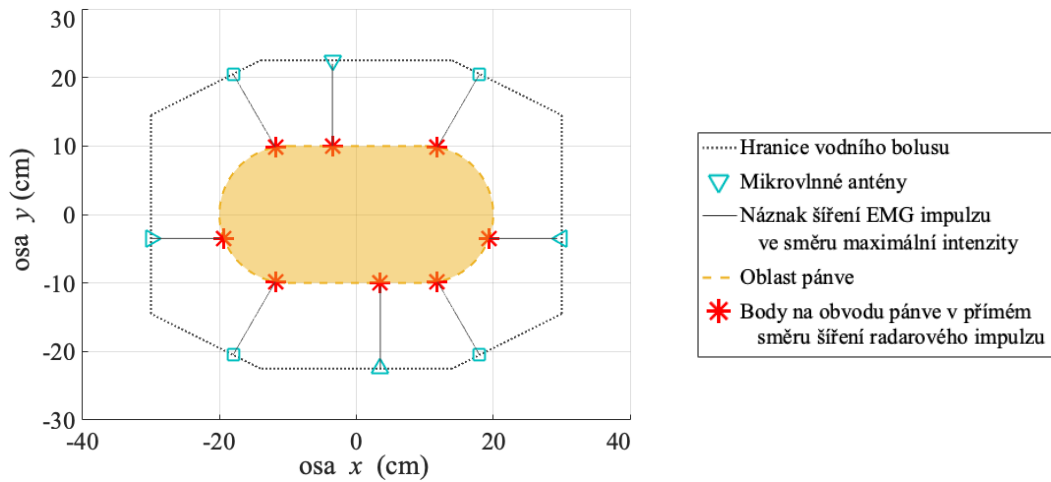


**Obrázek 4.18:** Model Ella umístěný do gantry reálných rozměrů. *Vlevo:* Teoretická modelace EM pole pro výběr konfigurace antén: pohled na pacienta v kaudálním směru s červeně vyznačenou oblastí pánve a naznačenými příkými směry šíření vyslaných EM impulzů.

Model Ella je vložen do hypertermického gantry. Všechny možné pozice otvorů pro umístění jsou obsazeny anténami (celkem 24 antén). Obrázek 4.18 zachycuje z různých úhlů 3D pohledy na celkovou modelovou situaci a 2D pohled na ležícího pacienta ve směru od temena hlavy k nohám. Na uvedeném 2D vyobrazení lze pozorovat příčný řez hypertermickou konstrukcí a překrývající se struktury lidského těla s vyznačenou přibližnou oblastí pánve v transverzálním řezu (červená křivka). Do této ilustrace bylo v kolmicích na strany umístěných antén (označeny čísly „1 – 24“ po směru hodinových ručiček) naznačeno šíření elektromagnetického impulzu v přímém směru, u kterého vzhledem k vyzařovacímu diagramu použité motýlkové antény lze předpokládat maximální intenzitu – vztaženo na zavedený souřadný systém jsou modře naznačeny pulzy rovnoběžné se souřadnými osami  $x$ ,  $y$ , oranžově pulzy na diagonálách. V některých případech lze pozorovat překryv a nevhodnou detekci, či celkovou absenci (antény 7, 22), interakce s hledaným objektem. Na každé stěně je zvolen jeden vyzařovací element, tj. čtyři přímé a čtyři umístěné na diagonálách, pro zachycení reprezentativní prostorové odezvy. Vybrány jsou antény 2, 5, 9, 12, 14, 17, 20, 24. Antény 5 a 24 svírají s kladnou hlavní poloosou  $y$  úhel  $30^\circ$ , obdobně pak antény 12 a 17 svírají úhel  $30^\circ$  se zápornou poloosou  $y$ . Zbylé čtyři antény jsou vzájemně pod úhlem  $90^\circ$  a leží rovnoběžně se souřadnými osami. Vybraná konfigurace i s teoretickým,

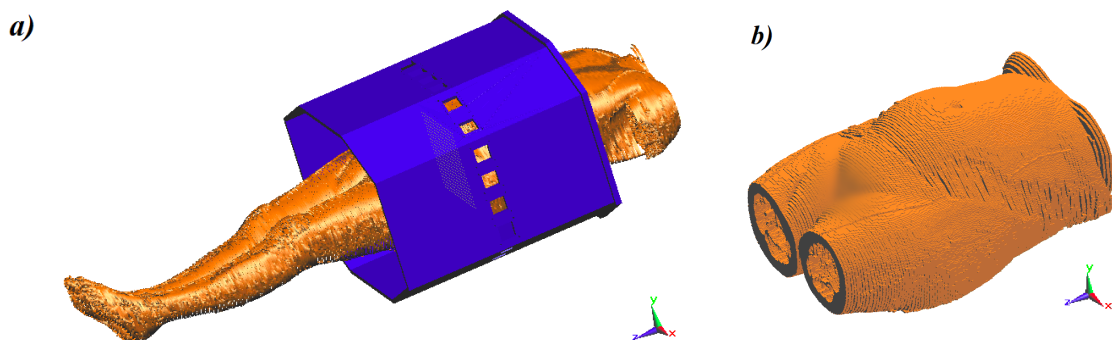


dříve při modelování použitým, symetrickým fantomem pánve je prezentován Obrázkem 4.19.



**Obrázek 4.19:** Grafické znázornění rozložení antén kolem gantry reálného tvaru a rozměrů. Oblast pánve vyobrazena pomocí dříve navrženého modelu.

Ověření funkčnosti navrženého systému lokalizace je realizována pomocí dvou různých anatomických pacientů. Jedním z využitých je již výše zmíněná Ella. Pro otestování větší variability proporcí je vybrán ještě realistický model 60leté ženy (Obrázek 4.20), která je rozdílné tělesné konstituce (162 cm, 88 kg, BMI 33,5 kg · m<sup>-2</sup>) [112]. Narozdíl od Elly nejsou vyobrazené ruce ani hlava. Na vizualizovaných modelech (Obrázky 4.18 a 4.20) si lze všimnout volného prostoru mezi tělem pacienta a hypertermickou konstrukcí. Jedná se pouze o přehlednější vizualizaci významné komponenty, tj. nosné konstrukce antén. Pro zajištění vhodného prostředí pro šíření EM pulzů je prostor, stejně jako v předchozích modelových situacích, vyplněn vodním bolusem přiléhajícím k tělu pacienta.

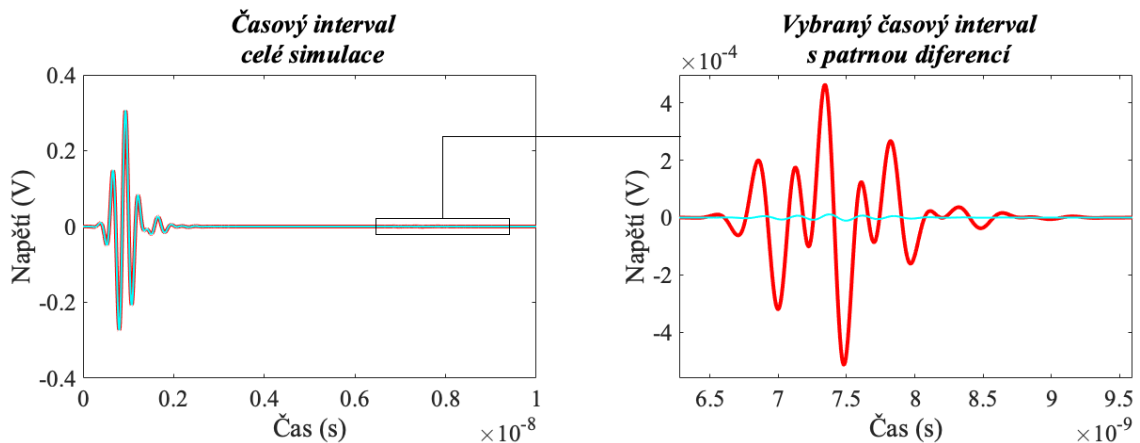


**Obrázek 4.20:** a) Numerický model staré pacientky umístěný do gantry reálných rozměrů. b) Navoxelovaný výřez pánevní oblasti uvnitř bolusu.

## 5 Výsledky

### 5.1 Radarová detekce vzdálenosti

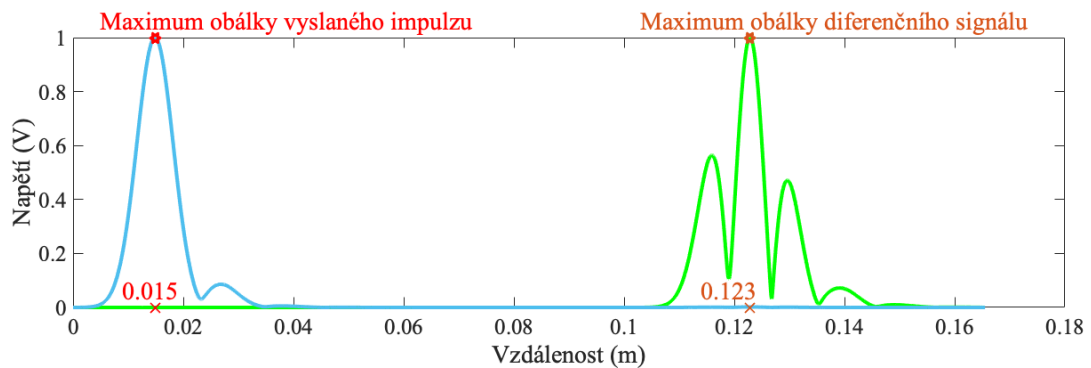
V programovacím prostředí MATLAB je vytvořen algoritmus, který umožňuje vypočítat vzdálenost objektu zájmu (vymezeného velkým impedančním rozhraním) na základě zpracování signálu z mikrovlnného radaru. Navržený princip (viz kapitola 4.2.4) je nejprve testován na jednoduchém modelu představující řez strukturou. Dílčí části respektují kompozici termoterapie – charakterizují vrstvu vodního bolusu (o tloušťce 10 cm), která se dotýká tkáně pacienta. Model pro simulaci pozadí (prázdného systému bez pacienta) je pak tvořen homogenním vodním objektem stejných rozměrů. V obou modelech vytvořených v simulátoru elektromagnetického pole SEMCAD X je zachován totožný počet 38 milionů voxelů. Doba pro obě simulace je nastavena na 10 ns, během které jeden implementovaný UWB (frekvenční  $BW = 5$  GHz) anténní element vyšle mikrovlnný impulz o době trvání cca 1,5 ns a zároveň čeká na odezvu. Obrázek 5.1 zachycuje časové průběhy nasnímaných signálů z obou simulací – 1) nehomogenní prostředí vodního bolusu a tkáně (červená křivka) a 2) homogenní prostředí vody (modrá křivka). Rozdílný průběh lze pozorovat od času cca 6,5 ns.



**Obrázek 5.1:** Časový průběh vysílaného impulsu a zachycené odezvy pro simulaci obsazeného (červená barva) a prázdného (modrá barva) systému.

Nasnímané signály jsou zpracovány navrženým algoritmem v prostředí MATLAB. Diferenční signál vzniklý rozdílem odezvy přijaté od patientské tkáně a pozadí je transformován Hilbertovou transformací. HT podlehne i signál zaznamenané odpovědi, který generuje obálku, jíž dominuje vyslaný impulz

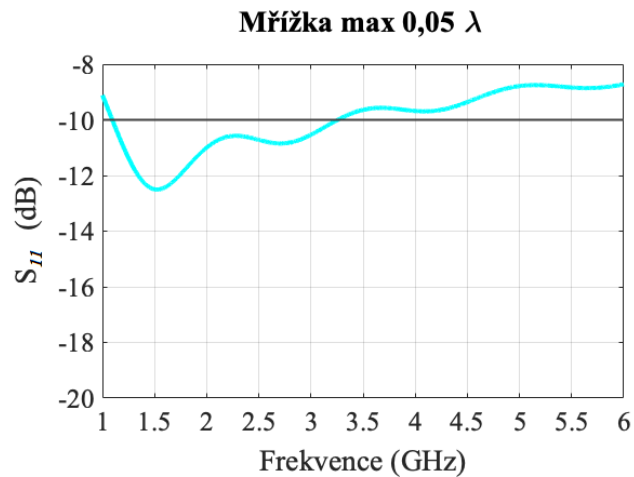
potřebný k možnosti porovnání. Z důvodu rozdílných napěťových hodnot jsou amplitudy obálek normalizovány. Ze stanovené rychlosti šíření EM vlnění prostředím vody  $v_{(voda)} = 3,4 \cdot 10^7 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  dojde k přepočtu časové osy na vzdálenosti. Vzájemná vzdálenost lokalizovaných maximálních hodnot transformovaných signálů popisuje vzdálenost detekovaného bodu v místě přechodu prostředí. Průběhy normalizovaných obálek signálů s vyznačenými špičkovými hodnotami zobrazuje Obrázek 5.2. Pro modelovou situaci s vodním bolusem tloušťky 10 cm byla vypočtena vzdálenost impedančního rozhraní 10,8 cm.



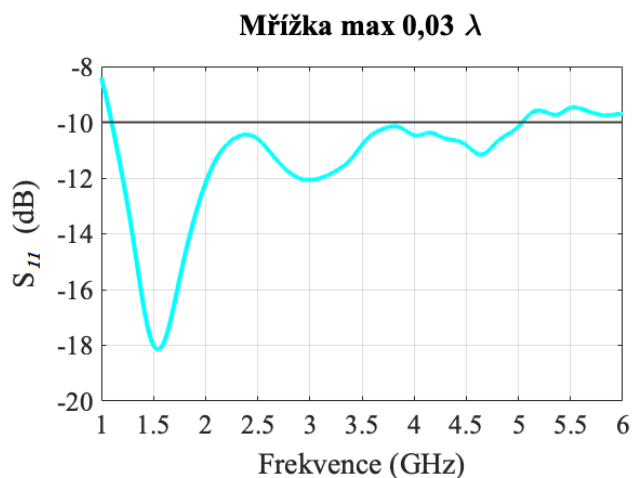
**Obrázek 5.2:** Normalizované napěťové průběhy transformovaných signálů s lokalizovanými maximy (modrá křivka charakterizuje vyslaný impuls, zelená charakterizuje diferenci).

## 5.2 Detekce pozice homogenního numerického fantomu

Na základě výše radarově stanovené vzdálenosti lze tvrdit, že princip zpracování nasnímaných signálů a vytvořený algoritmus poskytují validní výsledky. Metodu tedy lze použít pro optimalizaci systému lokalizující povrch pánve. K tomuto účelu jsou v SEMCAD X vytvořeny modely, kde homogenního numerického pacienta představují symetrické prostorové útvary. Detekce oblastí pánve v transverzální rovině je nejprve modelována pro torzo tvaru kolmého válce s kruhovou podstavou o průměru 30 cm. Mřížka vytvořeného 3D modelu se skládala z cca 60 milionů voxelů. Správné vykreslení dipólů antény pomocí stanovené ortogonální mřížky je posuzováno sledováním frekvenční závislosti parametru  $S_{11}$ . Následující obrázky ukazují trend vstupního činitele odrazu pro různě nastavené mřížky v modelu. U nedostatečné mřížky (Obrázek 5.3) je maximální krok velikosti  $0,005 \lambda$  EM vlnění. Pro efektivnější činnost antény je zvolen krok  $0,003 \lambda$  (Obrázek 5.4). Jemnější nastavení vykazuje kvalitní schopnost vyzáření přivedené energie a lze jej považovat za validní pro použití.



**Obrázek 5.3:** Frekvenční závislost parametru  $S_{11}$ , nastavená velikost mřížky  $0,05 \lambda$ .



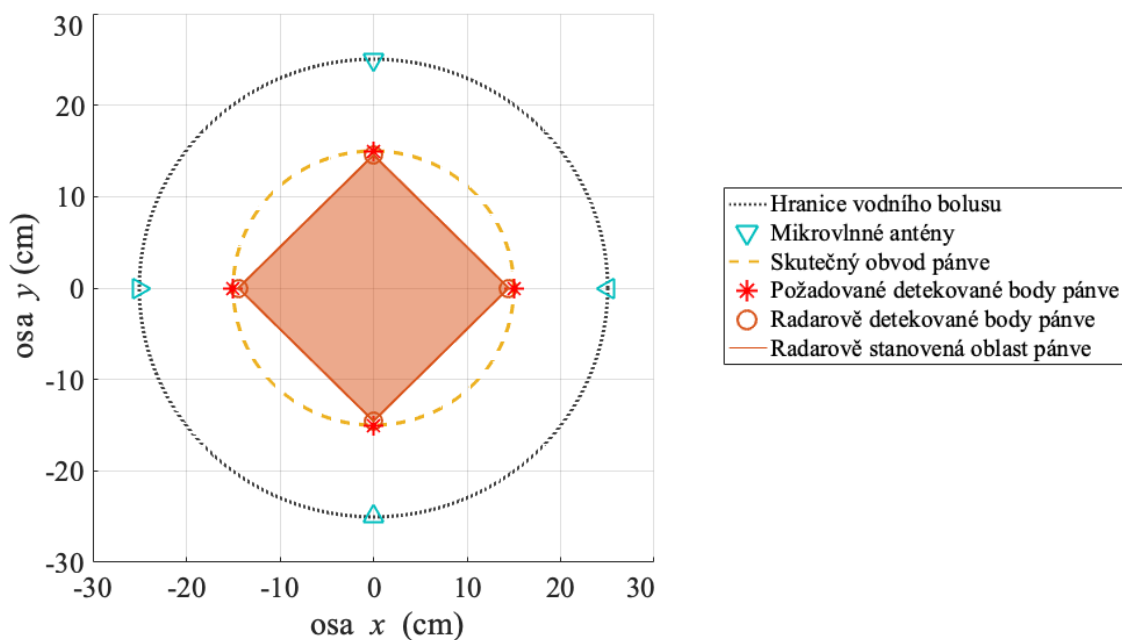
**Obrázek 5.4:** Frekvenční závislost parametru  $S_{11}$ , nastavená velikost mřížky  $0,03 \lambda$ .

Namodelováním čtyř motýlkových antén kolem fantomu ve tvaru rotačního válce kruhového průřezu jsou simulacemi získány signály odpovědi na aplikovaný UWB impulz. Vzhledem k symetrické řezu popsané modelové situace je pro všechny čtyři antény teoretická (správná) vzdálenost studovaného objektu  $l = 10$  cm. Tabulka 5.1 uvádí vzdálenosti  $l_d$  vyhodnocené algoritmem pro různá navoxelování implementovaných antén včetně chyby v podobě difference  $\delta = |l - l_d|$ .

**Tabulka 5.1:** Radarově stanovené vzdálenosti pro různé velikosti stran voxelů mřížky.

	Naměřená vzdálenost $l_d$ (cm)	Diference $\delta$ (cm)
<i>Max. velikost mřížky <math>0,005 \lambda</math></i>	10,775	0,775
<i>Max. velikost mřížky <math>0,003 \lambda</math></i>	10,533	0,533

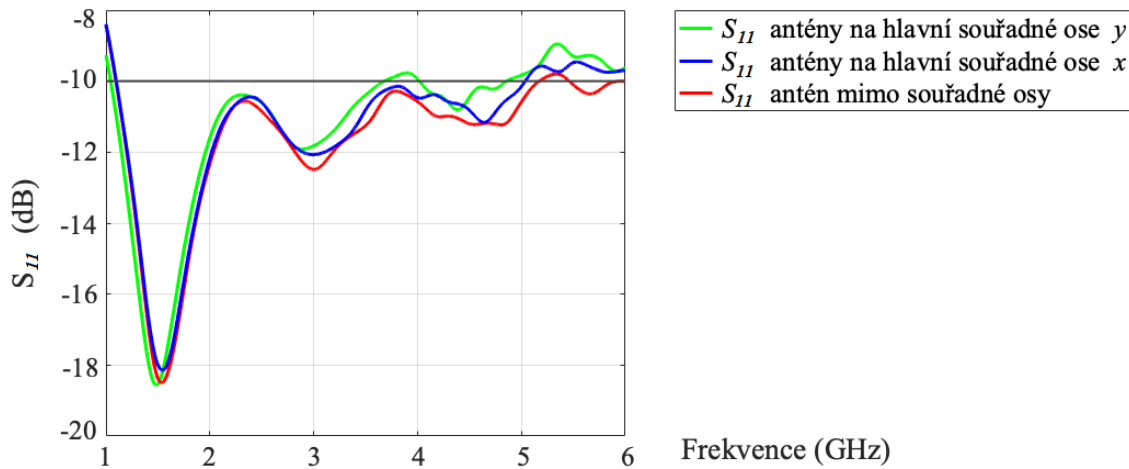
Zavedením soustavy souřadné je ze znalosti pozic antén možné odečíst polohu bodů na povrchu pánve. Součástí navrženého algoritmu vyhodnocující časové záznamy odpovědí na aplikovaný EM impuls je i grafické znázornění transverzálního řezu s vyznačením nalezené oblasti. Stanovená plocha o obsahu  $S_d$  vznikla lineárním spojením detekovaných bodů. Obrázek 5.5 zobrazuje nalezené prostorové rozložení řezu modelem vykresleného jemnější mřížkou (s maximální velikostí kroku  $0,003 \lambda$ ). Sledováním odezvy antén byl zjištěn také vliv jejich natočení. S ohledem na zářivé vlastnosti charakterizované diagramem vyzáření použité antény bylo pro optimalizaci systému zvoleno promítnutí vertikálního diagramu do roviny  $x, y$ .



**Obrázek 5.5:** Lokalizovaný fantom kruhového průřezu systémem čtyř antén.

Ve využitém modelu představují v řezu hranice bolusu a fantomu soustředné kružnice. Homogenní svalová tkáň je při této geometrii v přímém směru od všech antén v konstantní vzdálenosti vymezené šířkou vodní vrstvy. Z toho důvodu je vytvořen model jiné symetrie (uspořádání prezentuje Obrázek 4.11 uvedený v kapitole *Metody*), ve kterém fantom v příčném řezu více přibližuje skutečný tvar pánve. Detekované body již neleží na obvodu kruhu a dle polohy antén po obvodu gantry mají charakteristikou vzdálenost. Detekce hranice těla je stanovována různým počtem antén (konfigurace čtyř, šesti, osmi nebo dvanácti elementů). Při tvorbě simulací není z důvodu výpočetní náročnosti pro celkovou kompozici modelu možné zajistit shodné vykreslení antén ve všech směrech. Tím je způsobená jejich rozdílná vyzařovací schopnost, která ovlivňuje rozlišovací schopnost a přesnost detekce. Sledovaný je parametr  $S_{11}$ , jehož frekvenční

závislost je pro ukázkou převzata z výsledků jedné z nadcházejících simulací a uvádí jí Obrázek 5.6.



Obrázek 5.6: Frekvenční závislost parametru  $S_{11}$  pro různě umístěné antény.

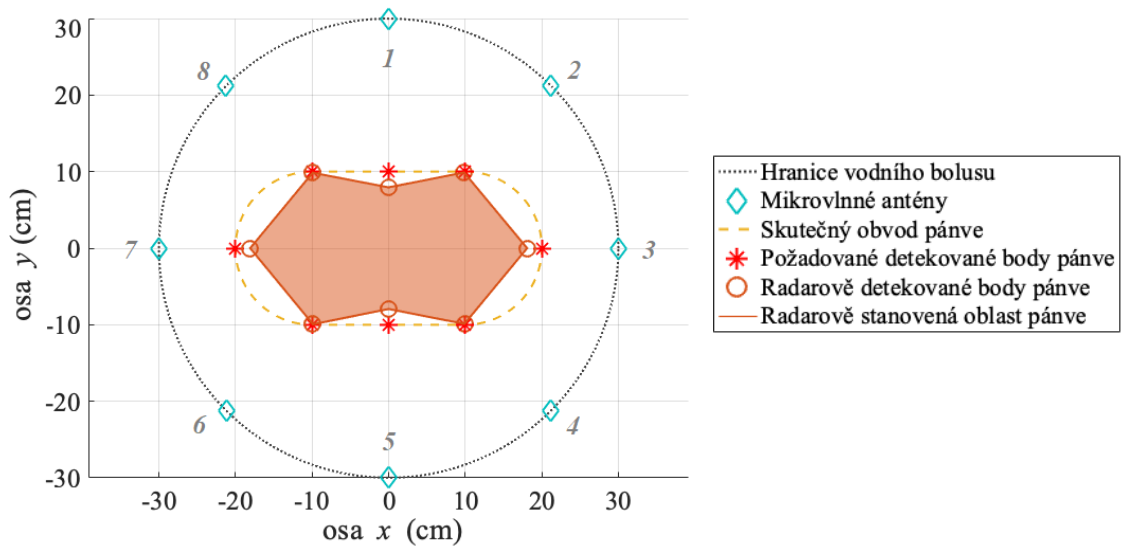
### 5.2.1 Implementace osmi antén kolem homogenního fantomu

Antény umístěné po obvodu kruhového bolusu jsou číslovány po směru hodinových ručiček. Úhel  $0^\circ$  odpovídá anténě č.1 umístěné na kladné poloose  $y$  (tj. ventrálně vůči ležícímu pacientovi). S ohledem na symetritu modelu v příčném řezu, detekované vzdálenosti při centrickém uložení fantomu (splývají středy objektů a soustavy souřadné) nabývají stejných hodnot v periodicky se opakující čtvrtinové výseči. Tabulka 5.2 prezentuje výsledky simulace modelu s osmi anténami s fantomem centricky umístěným v prostoru bolusu (tzv. Řez 0). Uvedené jsou skutečné vzdálenosti  $l$  pacienta od antén v přímém směru a odpovídající detekované vzdálenosti  $l_d$  včetně vzájemné diference  $\delta$ . Číselné údaje jsou zaokrouhlené na přesnost desetin milimetrů.

Tabulka 5.2: Vzdálenosti lokalizující fantom systémem čtyř a osmi antén (Řez 0).

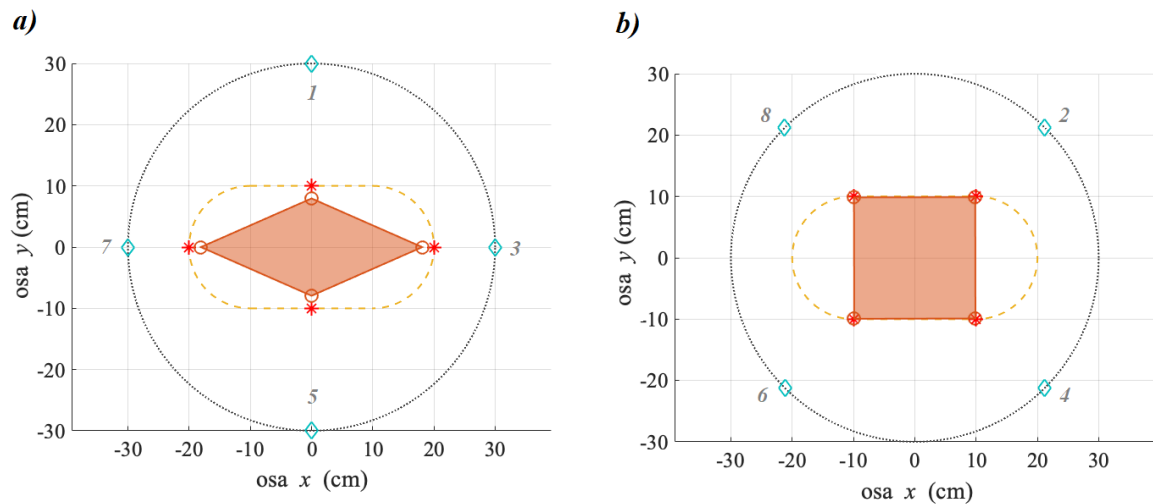
Pacient centricky umístěný v prostoru vodního bolusu (Řez 0)				
Označení antén (-)		1; 5	2; 4; 6; 8	3; 7
Vzdálenost (cm)	Skutečná $l$	20,00	15,86	10,00
	Naměřená $l_d$	22,05	16,00	11,92
	Diference $\delta$	2,05	0,15	1,92

Na základě zjištěných vzdáleností povrchu pacienta od antén je možné rekonstruovat teoretickou pozici pánve. Nalezená oblast detekovanými vzdálenostmi  $l_d$  osmi anténami je na Obrázku 5.7.



**Obrázek 5.7:** Lokalizovaný fantom (červené body) systémem osmi antén (Řez 0).

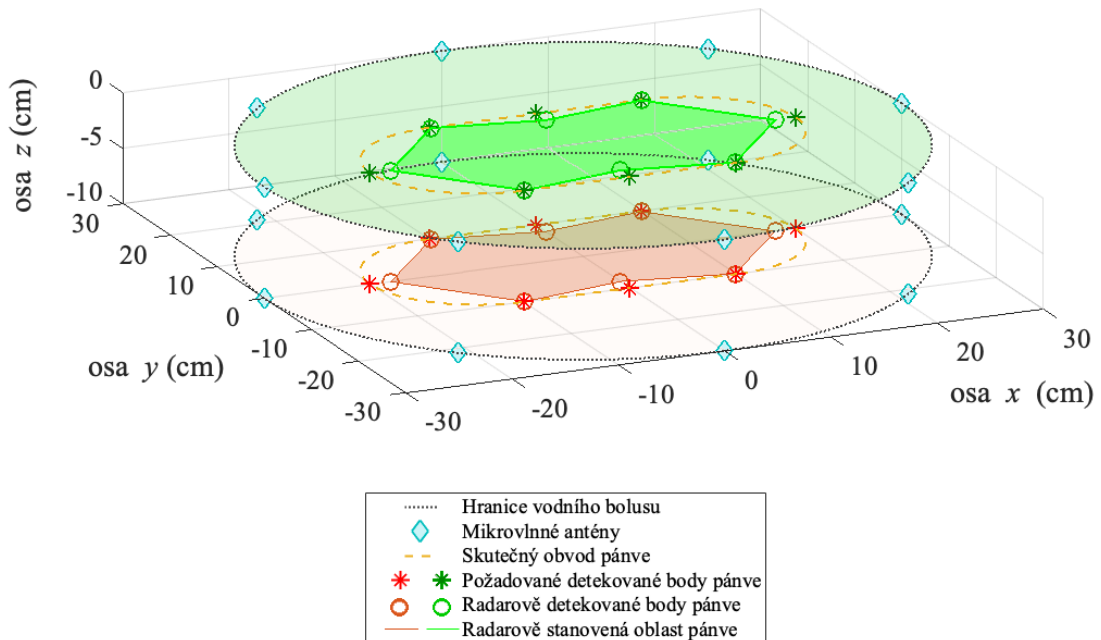
Dvě různé sestavy čtyř antén (viz Obrázek 5.8) byly vytvořeny tak, že se z implementovaných osmi antén pravidelně vybrala polovina, tzn. vzhledem k číselnému označení pouze sudé (Obrázek 5.8 *a*) nebo liché (Obrázek 5.8 *b*).



**Obrázek 5.8:** Lokalizovaný fantom (červené body) dvěma různými systémy čtyř antén (Řez 0). Legenda symbolů v diagramu odpovídá Obrázku 5.7.

*a)* Lichá konfigurace. *b)* Sudá konfigurace.

Vizualizace v jednotlivých transversálních rovinách (tj. roviny  $x, y$ ) podél osy  $z$  lze promítnout pod sebe do jednoho grafického vyjádření. Tím je možné získat jednoduchou představu o trojrozměrném rozložení sledovaného objektu. Takto seskládané zobrazení ze dvou dvojrozměrných vyobrazení (vzájemně vzdálených 10 cm) detekovaných osmi anténami je na Obrázku 5.9.



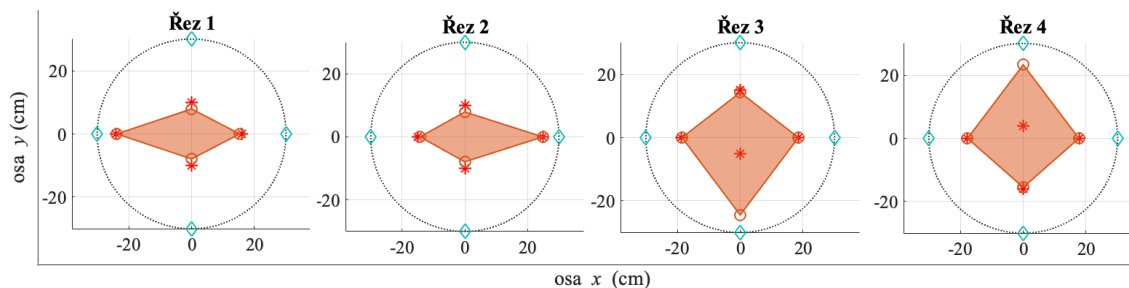
**Obrázek 5.9:** Trojrozměrná vizualizace detekované oblasti ve dvou transversálních rovinách. Celkem implementovaných šestnáct antén.

### 5.2.2 Posun fantomu v poli osmi antén

Pro možnost vyhodnocení přesnosti lokalizace pacienta různým počtem antén v různých pozicích jsou ke každému Řezu 0 dané konfigurace posunem pacienta po souřadných osách  $x, y$  vytvořeny čtyři další řezy. Střed soustavy souřadné je zachován ve středu gantry. Řez 1 vzniká posunem fantomu po ose  $x$  o  $-4$  cm, Řez 2 je vychýlen  $+5$  cm. V Řezu 3 je fantom přiblížen horní hraně posunem po ose  $y$   $+5$  cm a Řez 4 prezentuje zmenšení vzdálenosti od dolní hrany posunem po ose  $y$  o  $-6$  cm. Pro všechny řezy jsou výsledky prezentovány grafickým výstupem, ve kterém jsou zvýrazněné důležité body a plocha vymezená lineárním spojením radarově určených. Uvedený postup je aplikován na uvažované konfigurace čtyř a osmi antén.

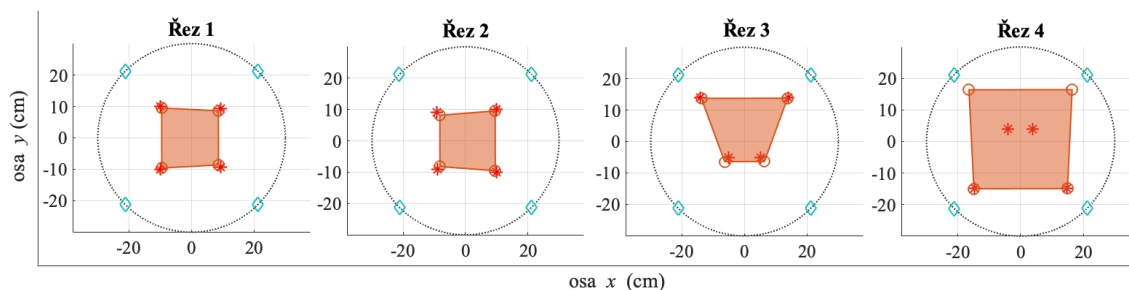


Při číselném popisu antén ve čtyřprvkových systémech je zachováno značení výchozí konfigurace osmi antén. V případě systému liché konfigurace čtyř antén (1, 3, 5, 7) anténa č. 1 leží na kladné poloose  $y$  a každé dvě sousedící vzájemně svírají úhel  $90^\circ$ . Vyobrazení detekovaného fantomu ve všech modelovaných situacích čtyřmi lichými anténami je na Obrázku 5.10.

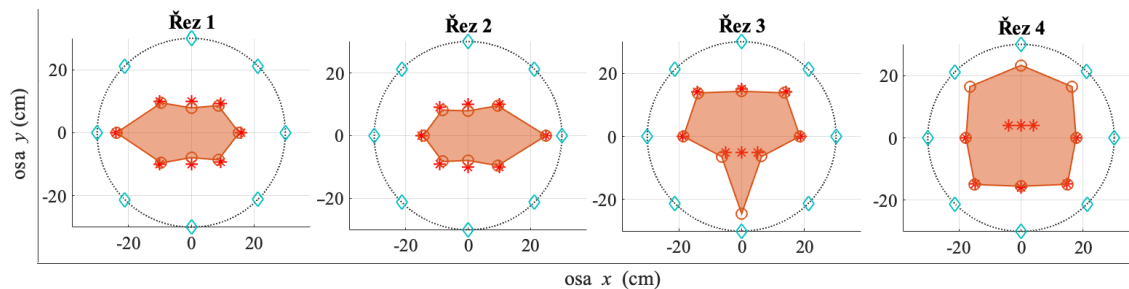


**Obrázek 5.10:** Lokalizovaný fantom (červené body) lichou konfigurací čtyř antén (Řez 1 – 4).

U sudého označení (2, 4, 6, 8) je po směru hodinových ručiček první číslována anténa č. 2 vůči kladné poloose  $y$  pod úhlem  $+45^\circ$ . Výstup je na Obrázku 5.11. Sloučení informací ze simulací obou konfigurací čtyř antén poskytne údaje pro vyhodnocení systému osmi elementů. Grafický výstup pro všechny translační řezy je na Obrázku 5.12.



**Obrázek 5.11:** Lokalizovaný fantom (červené body) sudou konfigurací čtyř antén (Řez 1 – 4).



**Obrázek 5.12:** Lokalizovaný fantom (červené body) systémem osmi antén (Řez 1 – 4).

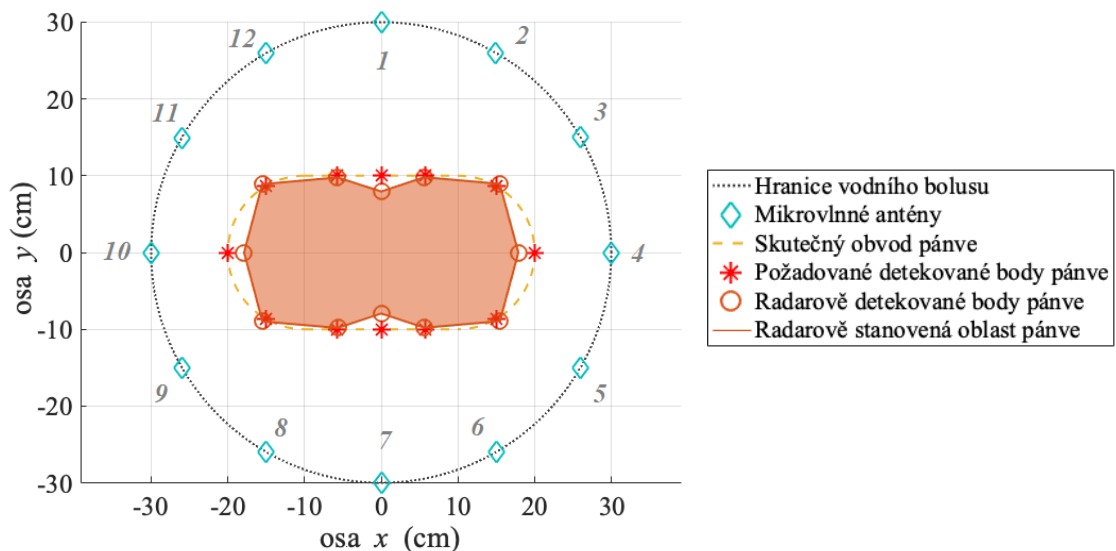
### 5.2.3 Implementace dvanácti antén kolem homogenního fantomu

Stejným postupem, jakým byly od osmiprvkové konfigurace antén odvozeny dvě sestavy čtyř antén, je postupováno při vytváření dalších prostorových rozložení pole mikrovlnných antén. Do modelu je nejprve implementováno pravidelně po obvodu bolusu dvanáct antén a z nich následně vybrány dvě různé kombinace šesti antén (lichá a sudá značení). Použitý je stejný numerický fantom. Pro fantom centricky umístěný jsou v Tabulce 5.3 zjištěné výsledky pro všechny pravidelně po  $30^\circ$  rozmístěné antény. Na Obrázku 5.13 je grafický výstup detekovaný dvanácti anténami.

**Tabulka 5.3:** Vzdálenosti lokalizující fantom systémem šesti a dvanácti antén (Řez 0).

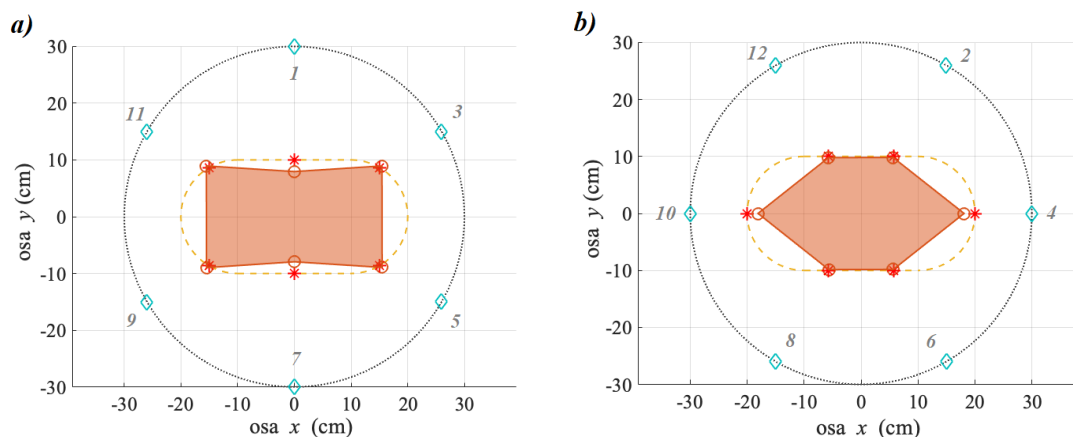
**Pacient centricky umístěný v prostoru vodního bolusu (Řez 0)**

Označení antén (-)	1; 7	2; 6; 8; 12	3; 5; 9; 11	4; 10
Vzdálenost (cm)				
Skutečná $l$	20,00	18,45	12,68	10,00
Naměřená $l_d$	22,05	18,67	12,11	11,92
Diference $\delta$	2,05	0,22	0,57	1,92



**Obrázek 5.13:** Lokalizovaný fantom (červené body) systémem dvanácti antén (Řez 0).

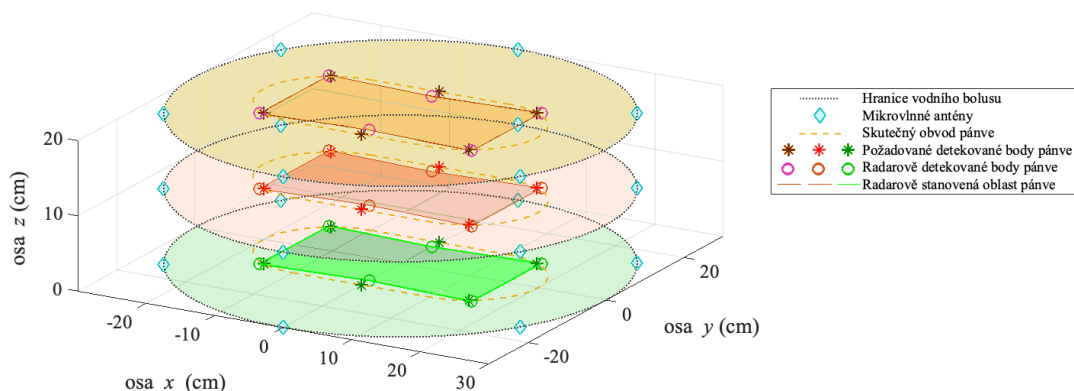
Opětovně výběrem prvků lichých a sudých označení vznikají další dvě sestavy polovičního počtu antén různého rozmístění (Obrázek 5.14). Jedna z těchto konfigurací je projekcí do třech rovnoběžných rovin využita k další ukázce možnosti 3D sestavení řezů (Obrázek 5.15).



**Obrázek 5.14:** Lokalizovaný fantom (červené body) dvěma systémy šesti antén (Řez 0).

Legenda symbolů v diagramu odpovídá Obrázku 5.13. *a)* Lichá konfigurace.

*b)* Sudá konfigurace.

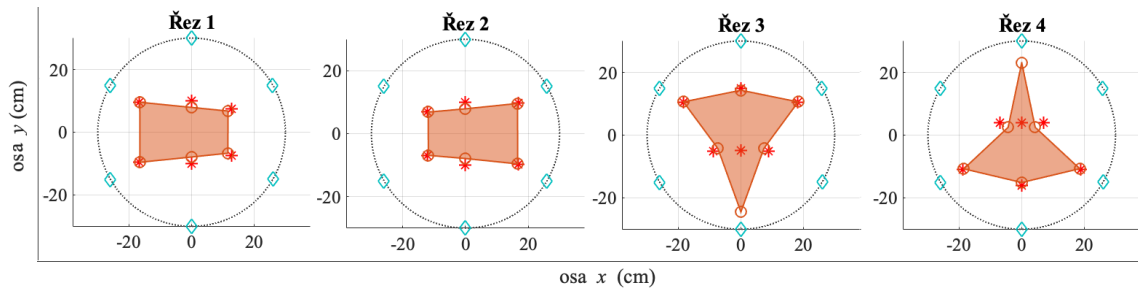


**Obrázek 5.15:** Trojrozměrná vizualizace detekované oblasti ve třech transverzálních rovinách. Celkem implementovaných osmnáct antén.

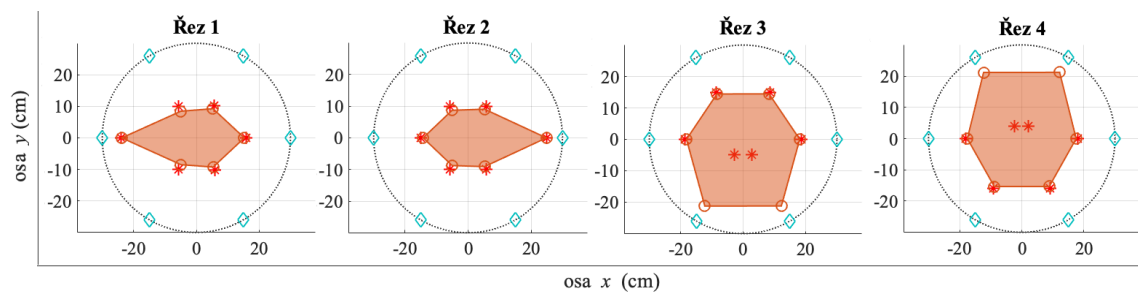
#### 5.2.4 Posun fantomu v poli dvanácti antén

Vytvořené systémy šesti a dvanácti antén jsou opět vyhodnocovány pro čtyři různé posuny fantomu v rovině  $x, y$ . Střed soustavy souřadné je stále zachován ve středu bolusu. Změny polohy fantomu z vycentrované pozice jsou ve zkoumaných transverzálních řezech stejné jako u simulací čtyř a osmi antén. Dochází tak k posunu fantomu ve čtyřech základních směrech souřadných os. První je odsimulovaný model se sestavou šesti antén (lichá konfigurace), kdy

anténa č. 1 je umístěna na kladné poloose  $y$ . Detekovaný výstup poskytuje Obrázek 5.16. Sudá konfigurace šesti antén má první element, tj. č. 2 v pozici vymezené  $+30^\circ$  ve směru hodinových ručiček od kladné poloosy  $y$ , každé dvě sousedící svírají  $60^\circ$ . Vyobrazení v Řezech 1 – 4 poskytuje Obrázek 5.17.

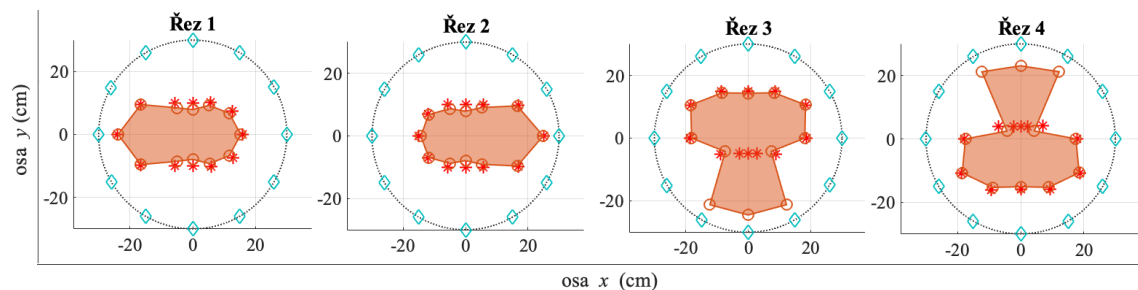


**Obrázek 5.16:** Lokalizovaný fantom (červené body) lichou konfigurací šesti antén (Řez 1 – 4).



**Obrázek 5.17:** Lokalizovaný fantom (červené body) sudou konfigurací šesti antén (Řez 1 – 4).

Lokalizace systémem dvanácti antén je získána sloučením signálů z uvedených šestiprvkových konfigurací. Grafický výstup lokalizované oblasti je na Obrázku 5.18.



**Obrázek 5.18:** Lokalizovaný fantom (červené body) systémem dvanácti antén (Řez 1 – 4).

### 5.3 Vyhodnocení přesnosti detekce pozice

Vyhodnocení přesnosti navržené metody radarové lokalizace je určeno výběrovou směrodatnou odchylkou  $\Delta$ . Tato charakteristika variability chyby (chyba vyjádřena diferencí  $\delta$ ) je vypočtena pro všechny modelované  $N$ -prvkové sestavy antén. Posunem numerického fantomu bylo vygenerováno v pěti řezech celkem  $N_\delta$  hodnot (výpočet vzorcem 4.17), u kterých je Kolmogorovým-Smirnovým testem na 5%  $\alpha$  potvrzena normalita. Vyhodnocení získaných datových řad uvádí Tabulka 5.4.

**Tabulka 5.4:** Vyhodnocení přesnosti navržených systémů (začleněn soubor všech chyb  $\delta$ ).

Počet antén $N$ (rozložení: $L$ lichá/ $S$ sudá) (-)	4 ( $L$ )	4 ( $S$ )	6 ( $L$ )	6 ( $S$ )	8	12
Počet dat $N_\delta$ (-)	20		30		40	60
Průměrná chyba $\bar{\delta}$ (cm)	2,95	2,40	2,36	3,30	2,67	2,83
Přesnost systému $\Delta$ (cm)	5,69	5,27	6,43	4,69	5,42	5,60

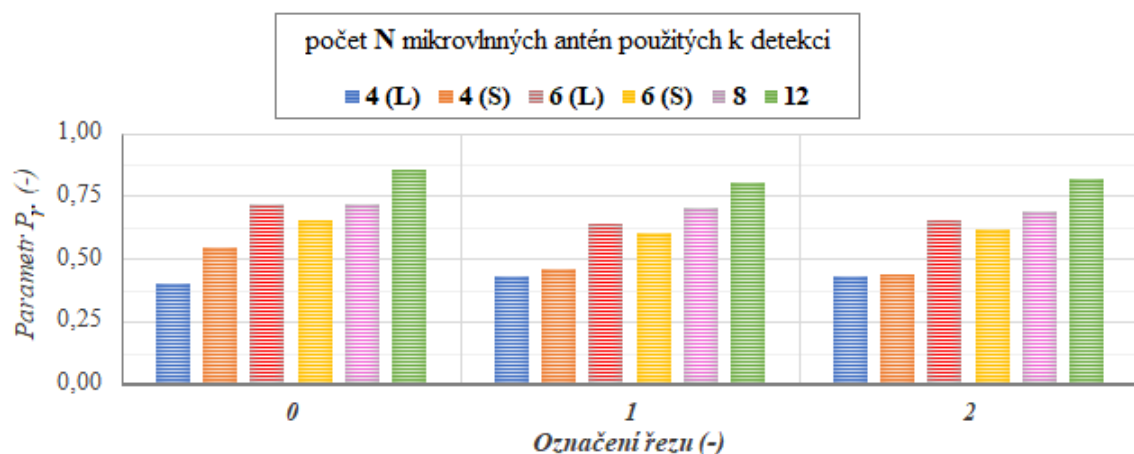
**Tabulka 5.5:** Vyhodnocení přesnosti navržených systémů (vyloučeny  $\delta$  zatížené hrubou chybou).

Počet antén $N$ (rozložení: $L$ lichá/ $S$ sudá) (-)	4 ( $L$ )	4 ( $S$ )	6 ( $L$ )	6 ( $S$ )	8	12
Počet dat $N' = N_\delta - N_0$ (-)	18		26		36	52
Průměrná chyba $\bar{\delta}$ (cm)	1,12	0,69	1,00	0,83	0,91	0,92
<b>Přesnost systému <math>\Delta</math> (cm)</b>	<b>0,88</b>	<b>0,55</b>	<b>0,75</b>	<b>0,54</b>	<b>0,73</b>	<b>0,64</b>

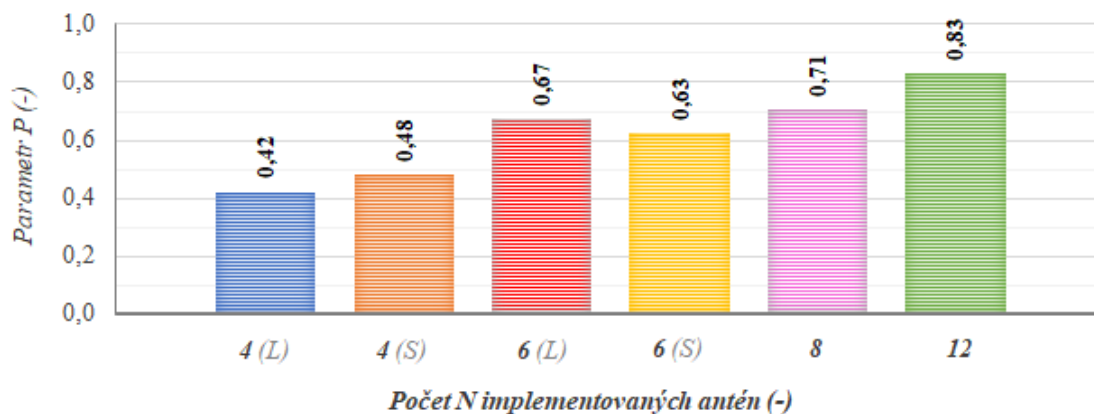
Pro korektní reprezentativní vyhodnocení přesnosti navrženého systému je nutné identifikovat a vyloučit odlehlé hodnoty zanesené hrubou chybou. Grubbsovým testem je pro každou konfiguraci antén nalezen počet  $N_0$  odlehlých bodů, které jsou z dalšího zpracování vyřazeny. Dle povahy testovaného souboru byly za odlehlé hodnocené  $\delta$  větší než cca 3 cm. Takové hodnoty byly nalezeny v Řezech 3 a 4, kde pacient posunem po ose  $y$  byl vůči některým anténám umístěn příliš daleko a velká vrstva vody neumožňovala detekci. Zbylých  $N'$  hodnot (vztah 4.20) je zpracováno dosazením do vztahů 4.15 a 4.16. Tím je získána reprezentativní charakteristika přesnosti  $\Delta$  (a průměrné chyby v detekci

jednou anténou systému  $\bar{\delta}$ ), která kvantifikuje míru přesnosti detekce pozice pánve. Výsledky vyhodnocení EM simulací přináší Tabulka 5.5. Reprezentativní datové soubory diferencí jednotlivých konfigurací antén jsou dále podrobeny testu ANOVA, před jehož aplikací byla ověřena shoda rozptylů Bartlettovým testem na 5%  $\alpha$ . Vypočtená testová statistika pro ANOVA  $F = 0,86$  není větší než tabelovaná  $F_{kriticka} = 2,27$ . Na základě tohoto výsledku nelze na stanovené  $\alpha$  zamítnout  $H_0$  a potvrdit statisticky významný vliv různého prostorového uspořádání antén na lokalizaci tělesného povrchu.

Detekce bodů na hranici ošetřované oblasti poskytuje s danou odchylkou informaci o poloze pacienta v hypertermickém systému. Se stanovenou přesností lze tvrdit, že očekávané body budou detekovány správně. Pro optimálně navržený systém je primárním požadavkem správně s dostatečnou přesností nalézt právě tyto sledované body povrchu pánve. Parametr, který lépe reflektuje vliv počtu použitých antén, je *relativní obsah*  $P$  detekované oblasti. Lineárním spojením radarově detekovaných bodů vzniká v transverzálním řezu oblast o obsahu  $S_d$ . Ze znalosti skutečného obsahu pánve v transverzálním řezu  $S$  lze následně jejich vzájemným průnikem stanovit obsah správně pokryté oblasti  $P_r$  (vztah 4.22). Pro všechny řezy (počet  $n'$ ), ve kterých není velikost nalezených ploch zkreslená odlehlými body, je oblast  $S_d$  zahrnuta do výpočtu  $P_r$  a následně využita ke stanovení výsledné průměrné hodnoty parametru  $P$  vzorcem 4.23. Sloupcové grafy prezentují pro testované  $N$ -prvkové systémy hodnoty relativních obsahů v jednotlivých reprezentativních řezech  $P_r$  (Obrázek 5.19) i výsledný průměr  $P$  (Obrázek 5.20), který charakterizuje radarový systém o různém počtu prvků zohledňující posuny fantomu po souřadných osách.



**Obrázek 5.19:** Graf relativních obsahů detekovaných ploch – vyneseny hodnoty parametru  $P_r$  navržených konfigurací v reprezentativních řezech.



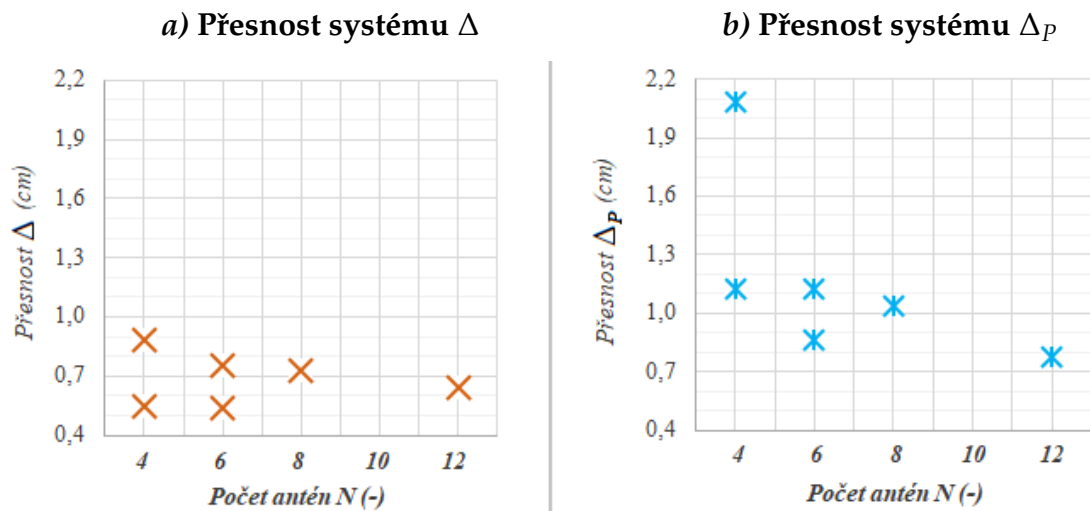
**Obrázek 5.20:** Graf průměrných relativních obsahů detekovaných ploch systémem – vyneseny hodnoty parametru  $P$  získané jako průměr  $P_r$  z reprezentativních řezů (viz Obrázek 5.19).

Vzhledem k tomu, že přesnost v podobě výběrové směrodatné odchylky  $\Delta$  nevykazuje statisticky významný rozdíl, je nalezený parametr  $P$  využit jako koeficient charakterizující prostorové rozložení radarového systému. Pro jednotlivá prostorová uspořádání různého počtu anténních elementů je tak stanovena *korigovaná přesnost*  $\Delta_p$ . Tato charakteristika přesnosti má stejný trend jako stanovená  $\Delta$ , avšak kromě pouhé chybovosti detekce bodu na obvodu pánevní oblasti v sobě zahrnuje pomocí parametru  $P$  ještě informaci o tom, do jaké míry je zachyceno rozložení tělesné plochy v transverzálním řezu. Pro každou navrženou konfiguraci mikrovlnných antén je známé průměrné relativní pokrytí sledované plochy (viz průměrné hodnoty v grafu na Obrázku 5.20), které dosazením do vzorce 4.25 přinese korigované chyby v detekci  $\delta_p$ . Výsledná korigovaná přesnost  $\Delta_p$  je stanovena skrze výpočet výběrové směrodatné odchylky (vzorcem 4.26) souborů hodnot  $\delta_p$ . Výsledky korigovaného vyhodnocení jsou uvedeny v Tabulce 5.6.

**Tabulka 5.6:** Korigované vyhodnocení přesnosti navržených systémů.

Počet antén $N$ (rozložení: L lichá/S sudá) (-)	4 (L)	4 (S)	6 (L)	6 (S)	8	12
Průměrná korigovaná chyba $\overline{\delta_p}$ (cm)	2,65	1,43	1,49	1,32	1,28	1,14
<b>Korigovaná přesnost systému <math>\Delta_p</math> (cm)</b>	<b>2,09</b>	<b>1,13</b>	<b>1,09</b>	<b>0,88</b>	<b>1,03</b>	<b>0,78</b>

Analýza vlivu prostorového rozložení antén na takto stanovenou přesnost detekce oblasti páneve je provedena analýzou rozptylu datových řad  $\delta_P$  testováním na 5%  $\alpha$ . Porovnáním získaných ANOVA testových kritérií  $F = 5,41$  a  $F_{kriticka} = 2,27$  lze zamítnout  $H_0$ , čímž je potvrzen statisticky významný vliv konfigurace radarového systému na prostorovou detekci pánevní oblasti. Srovnání obou výsledků přesnosti  $\Delta$  a  $\Delta_P$  v závislosti na prostorovém rozmístění antén je uvedeno na Obrázku 5.21.

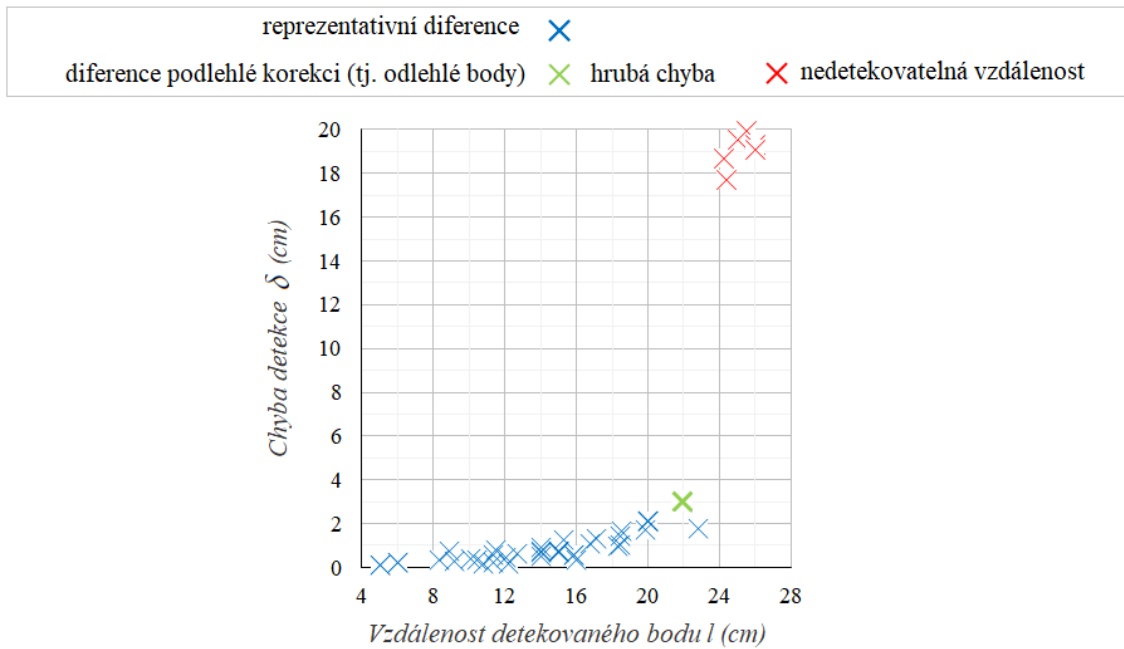


**Obrázek 5.21:** Vliv různého počtu a umístění antén na přesnost detekce pacienta.

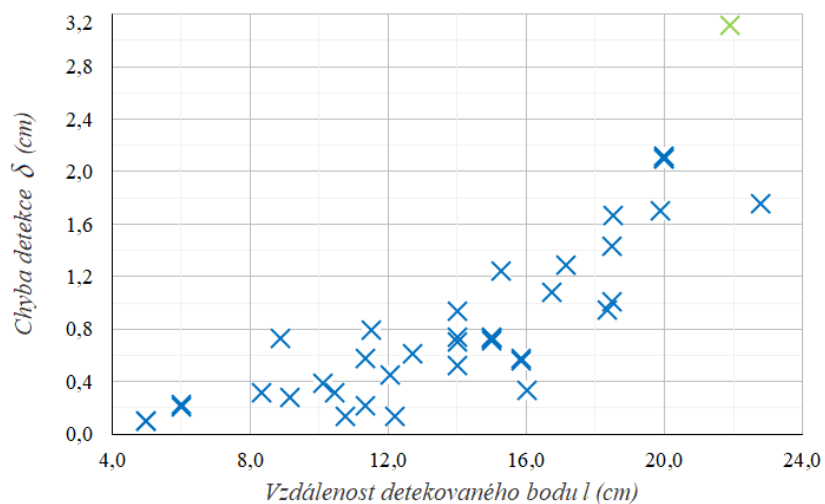
Porovnání parametrů  $\Delta$  a  $\Delta_P$ .

Při zpracování dat bylo z modelových situací hypertermické léčby zjištěno významné ovlivnění chybovosti detekce pozice pacienta vzdáleností vodní vrstvy, kterou prochází UWB impulz. Z tohoto důvodu je zkoumán vliv šířky vodního bolusu na přesnost stanovení polohy těla pacienta uvnitř hypertermického systému. Sloučením  $\delta$  z navržených radarových systémů byl dán dohromady dostatek dat pro možnost vyhodnocení závislosti  $\delta$  na vzdálenosti pacienta od místa vyslání elektromagnetického impulzu  $l$  (grafický výstup na Obrázku 5.22). Na tomto obrázku jsou barevně odlišeny hodnoty (zelené a červené), které byly statistickým testováním vyhodnoceny jako odlehlé body zatížené hrubou chybou. Je patrné, že většina z nich (vyznačené červeně) byly ovlivněny právě příliš velkou vrstvou vody. Stanovené chyby v detekovatelné vzdálenosti  $l$  jsou vyneseny do Obrázku 5.23. Pro míru vzájemné závislosti vynesných veličin ( $\delta$  v závislosti na  $l$ ) je výpočtem dle vztahu 4.21 stanovena hodnota Spearmanova korelačního koeficientu  $r_s = 0,62$ . Porovnání s  $r_{s(kriticka)}$  potvrzuje na 5%  $\alpha$  významnou korelaci.





**Obrázek 5.22:** Závislost chyby detekce  $\delta$  na tloušťce vodní vrstvy  $l$  (vynesena závislost pro všechny simulované vzdálenosti  $l$ ).



**Obrázek 5.23:** Závislost chyby detekce  $\delta$  na tloušťce vodní vrstvy  $l$  (vynesena závislost v rozsahu vzdáleností  $l$  schopných detekce).

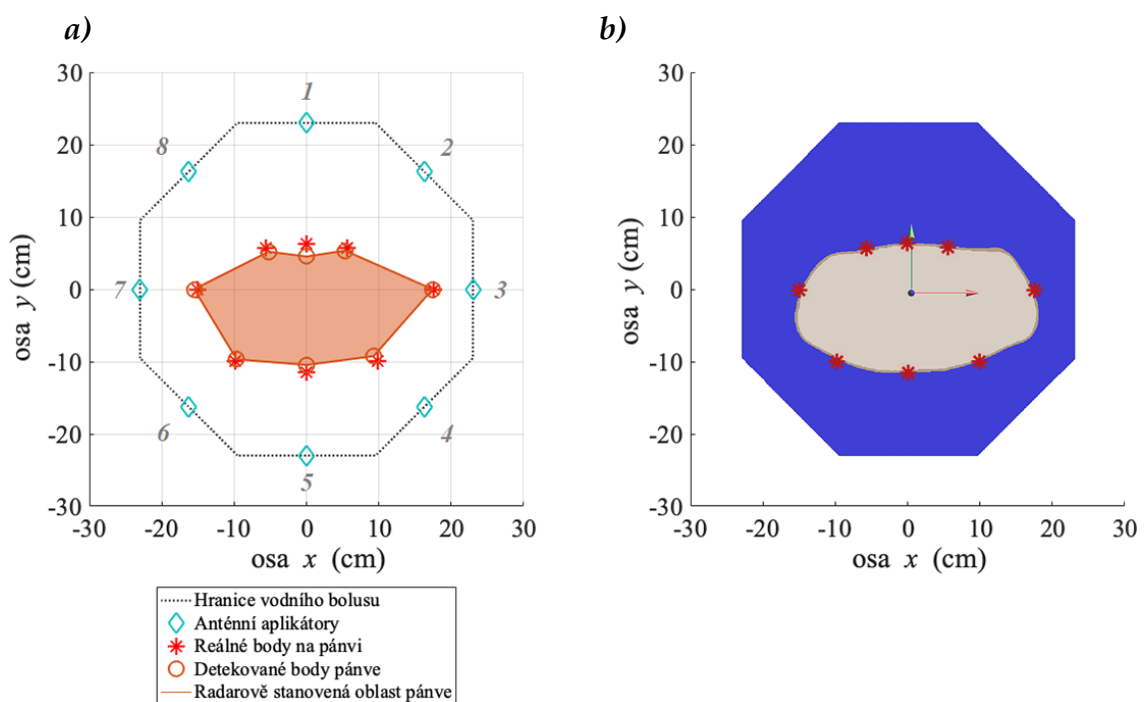
## 5.4 Verifikace navrženého systému na anatomickém modelu

S ohledem na stanovenou přesnost, lze tvrdit, že navržený radarový systém vykazuje kvalitní funkčnost pro detekci pozice homogenního numerického fantomu uvnitř hypertermického systému. Vybraný počet osmi UWB mikrovlnných antén je testován umístěním realistického subjektu Ella

do prostoru vodního bolusu v simulátoru SEMCAD X. Bolus je přizpůsoben velikosti anatomického pacienta a představuje v řezu pravidelný osmiúhelník. Střed soustavy souřadné je stále zachován ve středu bolusu. Na jednotlivé stěny jsou z vnější strany umístěny antény ve vzdálenosti 23 cm od středu ve vzájemných ekvidistantních intervalech pod úhlem  $45^\circ$ . Skutečný příčný řez modelovou situací s viditelnou konturou pánevní oblasti je zobrazen na Obrázku 5.24 *b*. Do této vizualizace získané z prostředí simulátoru jsou vyznačené body, které byly detekované algoritmem a jsou vyznačeny stejným způsobem v Obrázku 5.24 *a*, kde je nalezený výsledek lokalizovaného objektu vyhodnocením nasnímané odezvy. Vzdálenosti vztahující se k vyhodnocení uvádí Tabulka 5.7.

**Tabulka 5.7:** Vzdálenosti lokalizující anatomický model pacienta systémem osmi antén.

Označení antén (-)		1	2	3	4	5	6	7	8
Diference (cm)	$\delta$	1,7	0,5	0,1	0,9	1	0,3	0,5	0,6
	$\bar{\delta}$	0,70							
Přesnost systému $\Delta$ (cm)		0,50							

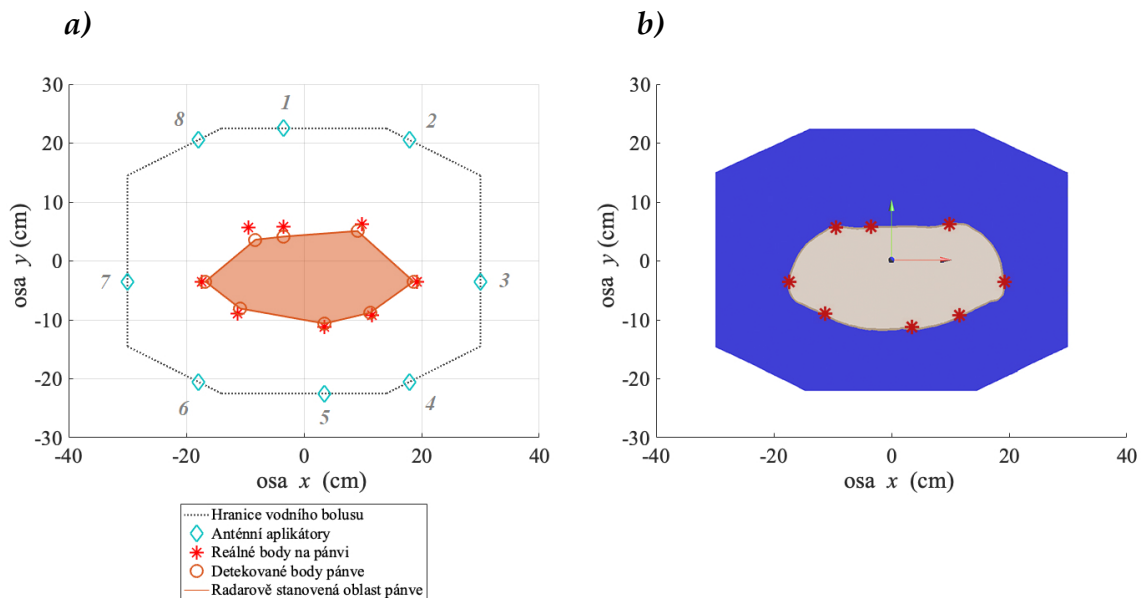


**Obrázek 5.24:** *a*) Lokalizovaná oblast pánve (červené body) anatomického modelu pacienta systémem osmi antén. *b*) Zobrazovaný transverzální řez modelu v SEMCAD X.

Reálné tvary a rozměry vyrobeného nosného dílu anténních elementů byly převedeny do prostředí simulátoru SEMCAD X. Ověření funkčnosti a přesnosti navrženého radarového systému pro budoucí integraci v reálném hypertermickém systému je pomocí simulačního rozhraní provedeno na dvou realistických numerických pacientech. První anatomický fantom, Ella, má tělesné proporce průměrné zdravé mladé ženy. Tento pacient byl umístěn do prostoru gantry (Obrázek 5.25 *a*) a na Obrázku 5.25 *b* je prezentován výsledek vyhodnocení detekce vztažený k odpovídajícímu transversálnímu řezu. Velikosti diferencí od předpokládaného stanovení bodu na hranici pánve jsou pro jednotlivé antény zapsány v Tabulce 5.8. Uvedená je také přesnost tohoto stanovení.

**Tabulka 5.8:** Vzdálenosti lokalizující anatomický model Ella systémem osmi antén (rozložení implementovaných antén odpovídá pozici ve vyvijeném hypertermickém gantry).

Označení antén (-)		1	2	3	4	5	6	7	8
Diference (cm)	$\delta$	1,7	1,4	0,7	0,6	0,6	1	0,6	2,4
	$\bar{\delta}$	1,13							
<b>Přesnost systému <math>\Delta</math> (cm)</b>		<b>0,66</b>							

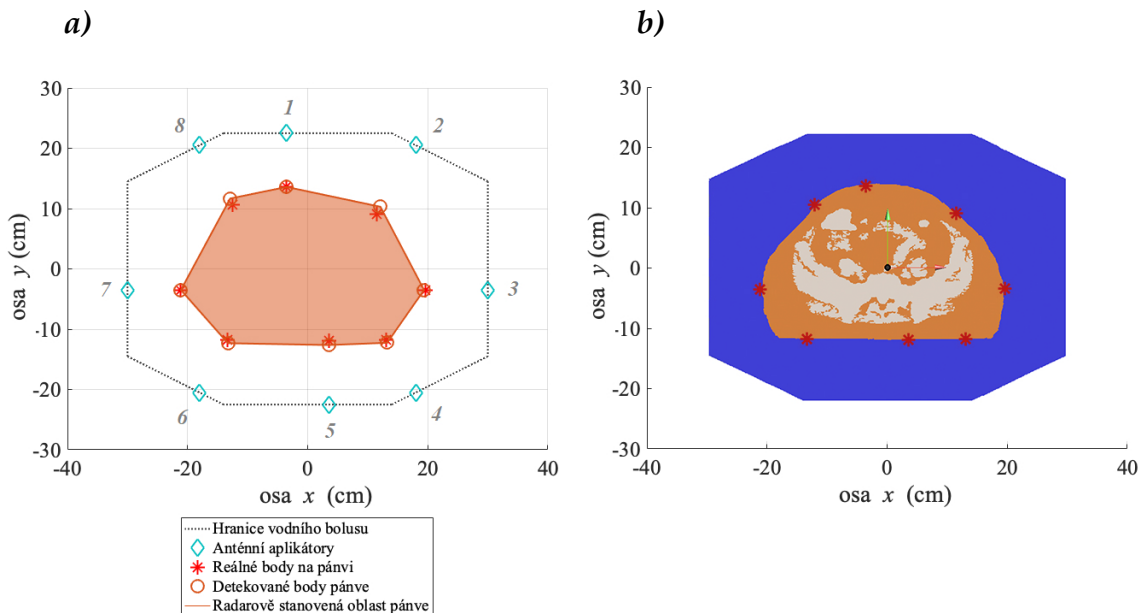


**Obrázek 5.25:** *a*) Lokalizovaná oblast pánve (červené body) anatomického modelu mladé ženy systémem osmi antén (reálné rozměry gantry).  
*b*) Zobrazovaný transversální řez modelu v SEMCAD X.

Druhým pacientem je žena seniorka, která má patologii srdce a vyšší procento tělesného tuku, než tomu bylo u předchozí mladé ženy. Transverzálním řezem modelem v simulačním prostředí (Obrázek 5.26 *b*) si lze všimnout, že implementovaný model pacienta nedovoluje separovat jednotlivé tkáně. Kromě vrstvy kůže a tuku byla proto zachována vnitřní struktura s orgány. Vzhledem k principu detekce založeném na odrazu EM impulsu od vnější vrstvy, kde je přechod impedancí největší, není znalost vnitřního prostředí významná. Chyby v detekci vzdálenosti v přímém směru šíření vyslaného impulsu uvádí spolu se zjištěnou přesností Tabulka 5.9. Související grafický výstup poskytuje Obrázek 5.26 *a*.

**Tabulka 5.9:** Vzdálenosti lokalizující anatomický model seniorky systémem osmi antén (rozložení implementovaných antén odpovídá pozici ve vyvíjeném hypertermickém gantry).

Označení antén (-)		1	2	3	4	5	6	7	8
Diference (cm)	$\delta$	0	1,4	0,2	0,4	0,6	0,6	0,1	1,1
	$\bar{\delta}$	0,55							
<b>Přesnost systému <math>\Delta</math> (cm)</b>		<b>0,49</b>							



**Obrázek 5.26:** *a*) Lokalizovaná oblast pánve (červené body) anatomického modelu staré ženy systémem osmi antén (reálné rozměry gantry).  
*b*) Zobrazovaný transverzální řez modelu v SEMCAD X.

## 6 Diskuze

Hlavním výstupem práce je funkční návrh radarového systému detekující povrch pánve s vysokou přesností. Studie publikované v prestižních vědeckých časopisech potvrdily ovlivnění SAR cílového objemu tvarem bolusu [36, 37, 38, 39]. Při sledování polohy navrženým radarovým systémem byl při frekvenčním pásmu 1 – 6 GHz zjištěn významný vliv vodní vrstvy i na přesnost detekce povrchu pacienta, která klesá s větší vzdáleností antény od těla. Ze souvisejícího Obrázku 5.22 je patrné, že umístění fantomu do vzdálenosti vyšší než 16 cm od antény vykazuje chybu stanovení  $\delta$  vyšší než požadovaný 1 cm, překonání hranice cca 23 cm pak už neumožňuje lokalizaci požadovaného bodu. Tento jev nastal při posunu fantomu po ose  $y$ , důsledkem čehož lze v Řezech 3 a 4 na Obrázcích 5.10–5.12 a Obrázcích 5.16–5.18 pozorovat detekci bodů zcela mimo očekávanou polohu. Vysvětlením je, že nadměrná vrstva vody utlumila aplikované EM vlnění dříve, než se dostalo zpět k anténě. Jakákoliv drobná změna v simulacích hypertermického systému prázdného a obsazeného fantomem přinesla pouze malé odrazy, které projektovaly falešná echa. V závislosti na konfiguraci antén se přesnost detekce  $\Delta$  pacienta, který byl od některé z antény systému příliš vzdálený, pohybovala v rozmezí přibližně 5 – 6 cm (viz Tabulka 5.4). Zjištěná průměrná chyba stanovení cca 3 cm byla silně ovlivněna odlehlými body. Pro klinickou praxi je pro dostatečně přesné určení polohy pacienta proto nutné zajistit detekovatelnou vzdálenost. S ohledem na rozměry těla pacienta a gantry hypertermického systému je tato podmínka dodržena v podstatě vždy a nepředstavuje tak pro klinický provoz velká omezení. Přizpůsoben tvaru pánve je i nosný díl antén vyvinutý pro hypertermický systém na FBMI, do něhož má být integrovaná radarová lokalizace [106]. Oproti gantry kruhového průřezu využívaného při optimalizaci je zmenšena vzájemná vzdálenost antén ležících na ose  $y$ , což zajistí lokalizovatelnost pacienta i při vertikálním posunu.

Tabulky 5.4 a 5.5 porovnávají vliv umístění pacienta. Zajištěním vhodné vrstvy bolusu se detekci  $\Delta$  podařilo zpřesnit v závislosti na konfiguraci anténa cca 0,5 – 0,9 cm (Tabulka 5.5). Tato výběrová směrodatná odchylka byla ovlivněná rozdílnou vyzařovací schopností implementovaných antén. Zajištěno bylo dostatečné přizpůsobení antény danému prostředí a zachována byla šířka přeneseného pásma (viz shodný trend frekvenční závislosti parametru  $S_{11}$  na Obrázku 5.6). Poloha anténního elementu v systému však ovlivnila jeho rozlišovací schopnost a to ze dvou důvodů: 1) každá anténa byla

vlivem prostorového natočení při nastavené mřížce voxelována odlišně, 2) před každou anténou byl jiný profil (různé vzdálenosti fantomu). Při studiu dvou různých umístění stejného počtu antén (*liché* a *sudé* konfigurace) lze sledovat znatelný rozdíl ve výsledné přesnosti detekce způsobený pouhým prostorovým umístěním. Z hodnot Tabulky 5.5 je patrné, že pro *sudé* sestavy ( $\Delta_{4S} = 0,55$  cm,  $\Delta_{6S} = 0,54$  cm) je přesnost výrazně vyšší než pro *liché* ( $\Delta_{4L} = 0,88$  cm,  $\Delta_{6L} = 0,75$  cm), ve kterých větší vzdálenosti  $l$  zanášely detekci vyšší nepřesností. Vliv vzdálenosti těla od antény se projevil i při verifikaci osmiprvkového systému dvěma anatomickými pacienty. Na základě modelace šíření EM impulzů na Obrázku 4.18 bylo zvoleno umístění antén. Přesnost by při realizaci měření byla změněna případnou jinou možnou konfigurací. Při návrhu jsem vycházela z toho, aby teoretický posun pacienta co nejvíce anténám zachoval detekovatelnou pozici. Umístěním numerických pacientů do prostoru bolusu bylo vybranou konfigurací dosaženo výstupní přesnosti  $\Delta$  0,7 a 0,5 cm (Tabulky 5.7 – 5.9). Nižší přesnost byla vyhodnocena z dat Tabulky 5.8, kde byla kontura těla od antén více vzdálená. Ve všech případech se však podařilo tělo lokalizovat s vysokou přesností, čímž byla potvrzena funkčnost navrženého systému.

V Tabulce 5.5 si lze všimnout, že oproti víceprvkovým konfiguracím vykazuje nižší počet antén sníženou variabilitu dat. To je mimo jiné způsobeno vyhodnocováním menšího počtu signálů. Vypočtená přesnost také mohla být ovlivněna limitací maximální výpočetní náročností v simulátoru SEMCAD X. Z toho důvodu byla výpočetní oblast omezena pouze na potřebnou část modelu a v případě simulací komplexně symetrických situací (*Řez 0*) byly navíc předpokládány shodné vzdálenosti ve čtvrtinových výsečích kruhového gantry. Opakovaným začleněním naměřených signálů mohlo být zkresleno vyhodnocené rozlišení  $N$ -prvkového systému. Reprezentativnost však byla zajištěna měřením signálů při posunu fantomu (*Řezy 2 – 4*) poskytující dostatečnou variabilitu dat. Zvolená metodika navržené optimalizace byla s ohledem na výslednou  $\Delta$  zvolena dostatečně přesně a byla schopná poskytnout kvalitní výsledky.

Radarový systém byl optimalizován pomocí šesti konfigurací antén, které tvořilo 4, 6, 8 nebo 12 ekvidistantně rozmístěných antén. Zvolené počty dokázaly kvalitně zachytit oblast pánve a poskytly reprezentativní možnost analýzy vlivu prostorového rozložení systému. Pro každou konfiguraci bylo v SEMCAD X simulováno pět proměnlivých pozic homogenního fantomu, které vygenerovaly data pro zpracování a následnou analýzu. Zpracování

signálů bylo provedeno navrženým a vytvořeným algoritmem v prostředí MATLAB lokalizující pánev v transversálních rovinách (princip uveden v kapitole 4.2.4, pseudokód v Příloze A). Potvrzena byla analytická úvaha, která důsledkem impedančního rozhraní předpokládala silný odraz EM vlnění od povrchu pacienta. Následná aplikace standardně užívané HT poskytla diferenčním porovnáním kvalitní detekci těchto silných odrazů a umožnila lokalizovat referenční body na povrchu pánve s průměrnou odchylkou  $\bar{\delta}$  přibližně 1 cm (viz Tabulka 5.5). Pro danou aplikaci se postup prokázal jako vhodně zvolený. Limitaci navrženého zpracování signálů vidím v ne zcela robustním řešení výpočtu souřadnic detekovaných bodů vůči proměnlivému počtu implementovaných antén. Modifikace skrze podmínky „if“ musely být vytvořeny pro následující případy: pro pravidelně umístěné elementy (viz Obrázky 4.12 a 4.13), kde vzájemný úhel mezi všemi sousedícími anténami 1) odpovídal nebo 2) neodpovídal úhlu mezi kladnou poloosou  $y$  a první anténou umístěnou po směru hodinových ručiček, 3) modifikace pro případ nepravidelně umístěných antén (např. Obrázek 4.19). Možné řešení bylo již navrženo v pseudokódu Přílohy A, kdy úhel není odvozený z počtu anténních elementů, jak tomu bylo využito v původním navrženém algoritmu, ale je stanoven goniometrickými funkcemi ze souřadnic odpovídající antény. Dále je pro použití v klinické praxi nutné zmínit, že výpočet je silně závislý na znalosti přesných dielektrických parametrů prostředí šíření EM vlnění (v hypertermických systémech zpravidla cirkulující voda). Pro možnost správné integrace do konkrétního hypertermického systému by tedy bylo nutné korektní přizpůsobení konkrétnímu médiu vyplňující bolus.

Analýza vlivu počtu a umístění antén na přesnost lokalizace pozice povrchu pacienta byla vyhodnocena odchylkami  $\delta$  v detekci očekávaných bodů, které však byly v některých případech zanesené hrubou chybou. Vyjma příliš vzdáleného fantomu od antény byly s ohledem na vysokou přesnost statistickým testem vyřazeny již chyby v detekci nad cca 3 cm. Tato hrubá chyba mohla být způsobena velikostí mřížky a nedokonalým přizpůsobením vysílacího portu motýlkové antény. Kvalitní vykreslení těchto detailů (zejména mimo souřadné osy) bylo z důvodu krychlového tvaru voxelů a nepřekročení limitací výpočetního objemu dat velmi pracné a i jemné nedokonalosti mohly zanechat další nepřesnosti. Pro reprezentativní datové sady  $\delta$  nebyl navrženou metodikou potvrzen statisticky významný vliv konfigurace antén na přesnost detekce povrchu. To je způsobeno tím, že v navrženém způsobu vyhodnocení jsou body na hranici pánve v transversálním řezu stanovovány vždy pouze jednou anténou. Tato anténa vyhodnocuje odezvu nasnímanou ve směru hlavního laloku

vyzařovacího diagramu, který pokryje většinu vysokofrekvenční energie a má osu orientovanou ve směru maximální intenzity. Ve chvíli, kdy jedna anténa vysílá UWB impulz, ostatní jsou v pasivní fázi. Aktivní je v daný moment vždy pouze jeden vysílací element, který je následně jediným elementem přijímacím odezvu. Výsledek analýzy rozptylu tedy odpovídá skutečnosti, že se jednotlivé elementy v přesnosti detekce bodu neovlivňují. I přesto bylo tímto způsobem dosaženo požadované přesnosti menší než 1 cm ve všech studovaných případech a lze navrženou metodiku považovat za funkční a poskytující spolehlivé výstupy. Do budoucna by další zpřesnění mohlo být provedeno ponecháním všech elementů v aktivním stavu přijímače. Po vyslání mikrovln jednou anténou by byla nasnímana odezva všemi implementovanými anténami a detekovaný bod by byl zpřesněn přiřazením odezvy z více směrů.

Pokud jde o snímání čistě bodu na povrchu pánve, není navrženým analytickým řešením dosaženo statisticky významného rozdílu v počtu implementovaných antén. Dle mého názoru by však více antén mělo zachytit lepší informaci o prostorovém rozložení pánve v transverzálním řezu. Tento předpoklad se podařilo prokázat sledováním relativního pokrytí skutečné plochy pánve v řezu, pro které byla grafická závislost vynesena do Obrázku 5.20. Již při použití čtyř antén byl systém schopný detekovat 42 % skutečného obsahu  $S$ . U *liché* konfigurace šesti antén lze ve všech řezech i získané průměrné hodnotě pozorovat vyšší hodnotu  $P$ , než by předpokládal trend zbylé řady hodnot. Tím je opětovně prokázáno, že na reprezentativní lokalizaci pacienta nemá vliv pouze počet antén, ale také jejich umístění v prostoru. Pro získání maximálního množství informací o snímané situaci je pro verifikaci zvolen počet osmi mikrovlnných antén umístěných po jedné na stěny nosného dílu vyvíjeného hypertermického systému [106]. Co se požadované výstupní přesnosti týče, podmínka detekce povrchu s maximálně 1cm odchylkou by byla zajištěna i při integraci např. čtyř antén. Více antén sice nemá významný vliv na přesnost stanovení bodu, ale větší množství signálů umožňuje lépe charakterizovat prostředí a snižuje ovlivnění výsledku hrubou chybou. Vhodně však musí být vyvážený poměr mezi získáním informací a složitostí systému. Složitější systém tvořený větším množstvím antén poskytuje více informací o monitorovaném objektu. Daní za vyšší komplexnost měřicího systému je však jeho náročnější údržba a zvýšené množství dat ke zpracování, které zvyšuje výpočetní náročnost potřebných numerických operací.

Získaná korigovaná přesnost  $\Delta_P$ , která zohledňuje kromě správné detekce povrchu také správně nalezenou plochu, vychází v rozmezí cca 0,8 – 2,1 cm



v závislosti na prostorovém rozložení systému (Tabulka 5.6). Analýza rozptylu korigovaných hodnot diferencí  $\delta_P$  potvrdila ovlivnění přesnosti lokalizace oblasti pánve různými konfiguracemi antén. Porovnání trendu přesností  $\Delta$  a  $\Delta_P$  je na Obrázku 5.21. Ze získaných hodnot  $\Delta_P$  (Tabulka 5.6) se může pro určité případy konfigurací jevit, že přesnost byla korekcí snížena. Dle konzultace s odborníkem na hypertermickou léčbu však bylo jasně stanoveno, že požadované je správně detekovat povrch pacienta. To koresponduje se současnými postupy v klinické praxi, které při termoterapii stanovují pozici pacienta právě skrze lokalizaci bodů na jeho povrchu. Směrodatná je tedy přesnost  $\Delta$ , korigovanou přesnost  $\Delta_P$  jsem do metodiky začlenila jako kvantitativní charakteristiku umožňující statistické zhodnocení prostorového rozlišení plochy v řezu.

## 7 Závěr

Umístění pacienta v EM poli ovlivní zacílení aplikované energie. Proto bylo snahou navrhnout metodu, která by léčbu dokázala co nejvíce zpřesnit. V této diplomové práci byl úspěšně navržen funkční radarový UWB systém, který dokázal polem mikrovlnných antén detekovat povrch pánve v transverzálním řezu s vysokou přesností. Navrženým numerickým modelem systému se podařilo dosáhnout požadované výstupní přesnosti stanovení vyšší než 1 cm. Tím by byla pro léčenou oblast zajištěna optimální distribuce EM energie.

V simulátoru EM polí byla modelována pole UWB antén kolem numerických pacientů. Vytvořen byl homogenní fantom, který zajistil hranici impedanční nehomogenity. Výstupy ze simulací byly zpracovány vytvořeným algoritmem, který vyhodnocením diferenční odezvy vysokofrekvenčních impulzů dokázal detekovat body na hranici pánve s průměrnou odchylkou cca 1 cm. Rozlišovací schopnost byla ovlivněna přizpůsobením antén a jejich vyzařovacími schopnostmi. Navrženo bylo celkem šest prostorových konfigurací. Všechny byly schopné lokalizovat body s požadovanou přesností. V budoucnu by stanovení detekce bodu na tělesném povrchu mohlo být ještě více zpřesněno přiřazením odezvy z více směrů. Přesná znalost charakteristik vnitřních tkání by mohla rozvinout navrženou radarovou lokalizaci a možným předmětem budoucí studie by mohla být i analýza příspěvku vnitřní tělesné struktury k přesnosti detekce. Při zvolené metodice nebyl potvrzen statisticky významný vliv polohy a počtu antén na přesnost lokalizace povrchu fantomu. Přínos integrace většího počtu antén byl potvrzen korigováním přesnosti správně detekovanou plochu v řezu. Funkčnost byla ověřena na dvou numerických anatomických pacientech, jejichž tělesný povrch se podařilo detekovat s přesností 0,5 a 0,7 cm.

Různým umístěním fantomu do prostoru vodního bolusu byl zjištěn významný vliv vrstvy vody na detekci. S větší vzdáleností pacienta od antény se snižuje správnost lokalizace. Při překročení 16 cm je chyba stanovení vyšší než požadovaný 1 cm, 23 cm je hranicí detekovatelné vzdálenosti.

Dle mého názoru byly beze zbytku splněny všechny body zadání a cíle práce. Výstupem analytické části návrhu systému pro detekci polohy pacienta je výběr vhodné konfigurace antén a stanovení přesnosti radarové lokalizace umožňující integritu do vyvíjeného hypertermického systému FBMI. V návaznosti na výstupy této diplomové práce bude provedena experimentální

realizace a ověření navrženého lokalizačního systému na fantomu biologické tkáně, které z důvodu karanténních opatření proti šíření nemoci COVID-19 bylo vyjmuto z původního zadání této práce. Porovnání výstupů z experimentálního měření s výstupy z numerických simulací umožní vyhodnotit teoretický přínos navrženého systému pro klinickou praxi. Navržená metoda detekce polohy by po experimentální validaci mohla integrací do termoterapeutických systémů v klinické praxi poskytnout bezpečné a ekonomické řešení potřeby lokalizace pacienta.

## Seznam použité literatury

- [1] Datta, N. R.; Rogers, S.; Klingbiel, D.; aj.: Hyperthermia and radiotherapy with or without chemotherapy in locally advanced cervical cancer: a systematic review with conventional and network meta-analyses. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 32, č. 7, aug 2016: s. 809–821, doi: 10.1080/02656736.2016.1195924. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1080/02656736.2016.1195924>
- [2] Taylor, J. D.: *Ultrawideband Radar*. Taylor & Francis Inc, 2012, ISBN 1420089862.
- [3] Siegel, R. L.; Miller, K. D.; Jemal, A.: Cancer statistics, 2020. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, ročník 70, č. 1, jan 2020: s. 7–30, doi:10.3322/caac.21590. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.3322/caac.21590>
- [4] Pardee, A. B.; Stein, G. S.: *The biology and treatment of cancer: understanding cancer*. Wiley-Blackwell, 2009, ISBN 978-0-470-00958-1.
- [5] Phillips, K.-A.; Bernhard, J.: Adjuvant Breast Cancer Treatment and Cognitive Function: Current Knowledge and Research Directions. *JNCI Journal of the National Cancer Institute*, ročník 95, č. 3, feb 2003: s. 190–197, doi:10.1093/jnci/95.3.190. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1093/jnci/95.3.190>
- [6] Eschenhagen, T.; Force, T.; Ewer, M. S.; aj.: Cardiovascular side effects of cancer therapies: a position statement from the Heart Failure Association of the European Society of Cardiology. *European Journal of Heart Failure*, ročník 13, č. 1, jan 2011: s. 1–10, doi:10.1093/eurjhf/hfq213. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1093/eurjhf/hfq213>
- [7] Suter, T. M.; Ewer, M. S.: Cancer drugs and the heart: importance and management. *European Heart Journal*, ročník 34, č. 15, jul 2012: s. 1102–1111, doi:10.1093/eurheartj/ehs181. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1093/eurheartj/ehs181>
- [8] Price, P.; Sikora, K.: *Treatment of cancer*. CRC Press, sixth edition vydání, 2015, ISBN 978-1-4822-1496-3 978-1-4822-1494-9.
- [9] Baronzio, G. F.: *Hyperthermia in cancer treatment a primer*. Landes Bioscience, Eureka.com, 2008, ISBN 978-0-387-33441-7.

- [10] Jha, S.; Sharma, P. K.; Malviya, R.: Hyperthermia: Role and Risk Factor for Cancer Treatment. *Achievements in the Life Sciences*, ročník 10, č. 2, 2016: s. 161–167, ISSN 20781520, doi:10.1016/j.als.2016.11.004. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1016/j.als.2016.11.004>
- [11] van der Zee, J.; González, D.; van Rhoon, G. C.; aj.: Comparison of radiotherapy alone with radiotherapy plus hyperthermia in locally advanced pelvic tumours: a prospective, randomised, multicentre trial. *The Lancet*, ročník 355, č. 9210, 2000: s. 1119–1125, ISSN 01406736, doi: 10.1016/S0140-6736(00)02059-6.
- [12] Takahashi, I.; Emi, Y.; Hasuda, S.; aj.: Clinical application of hyperthermia combined with anticancer drugs for the treatment of solid tumors. *Surgery*, ročník 131, č. 1, 2002: s. S78–S84, ISSN 00396060, doi:10.1067/msy.2002.119308.
- [13] Jones, E. L.; Oleson, J. R.; Prosnitz, L. R.; aj.: Randomized Trial of Hyperthermia and Radiation for Superficial Tumors. *Journal of Clinical Oncology*, ročník 23, č. 13, 2005: s. 3079–3085, ISSN 0732-183X, 1527-7755, doi:10.1200/JCO.2005.05.520. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1200/JCO.2005.05.520>
- [14] Overgaard, J.; Gonzalez, D. G.; Hulshof, M. C. C. H.; aj.: Hyperthermia as an adjuvant to radiation therapy of recurrent or metastatic malignant melanoma. A multicentre randomized trial by the European Society for Hyperthermic Oncology. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 12, č. 1, jan 1996: s. 3–20, doi:10.3109/02656739609023685.
- [15] Cihoric, N.; Tsikkinis, A.; van Rhoon, G.; aj.: Hyperthermia-related clinical trials on cancer treatment within the ClinicalTrials.gov registry. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 31, č. 6, may 2015: s. 609–614, doi:10.3109/02656736.2015.1040471. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.3109/02656736.2015.1040471>
- [16] Rossi Fanelli, A.; Cavaliere, R.; Mondovì, B.; aj.: *Selective Heat Sensitivity of Cancer Cells*. Springer Berlin Heidelberg, 1977, ISBN 978-3-642-81082-4.
- [17] Vertrees, R. A.; Leeth, A.; Girouard, M.; aj.: Whole-body hyperthermia: a review of theory, design and application. *Perfusion*, ročník 17, č. 4, 2002: s. 279–290, ISSN 0267-6591, doi:10.1191/0267659102pf588oa.

- [18] Skerritt, C.; Carton, E.: Venovenous extracorporeal membrane oxygenation in the management of malignant hyperthermia. *British Journal of Anaesthesia*, ročník 122, č. 6, 2019: s. 82–83, ISSN 00070912, doi:10.1016/j.bja.2019.03.014.
- [19] Diederich, C. J.: Thermal ablation and high-temperature thermal therapy: Overview of technology and clinical implementation. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 21, č. 8, 2005: s. 745–753, ISSN 0265-6736, doi:10.1080/02656730500271692. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1080/02656730500271692>
- [20] Posner, M. C.: Radiofrequency Ablation for Cancer: Current Indications, Techniques and Outcomes. *Annals of Surgery*, ročník 242, č. 6, 2005: str. 906, ISSN 0003-4932, doi:10.1097/01.sla.0000190052.94311.50.
- [21] Stauffer, P. R.: Evolving technology for thermal therapy of cancer. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 21, č. 8, 2005: s. 731–744, ISSN 0265-6736, doi:10.1080/02656730500331868. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1080/02656730500331868>
- [22] Hostiou, T.; Gelet, A.; Chapelon, J.-Y.; aj.: Salvage high-intensity focused ultrasound for locally recurrent prostate cancer after low-dose-rate brachytherapy: oncologic and functional outcomes. *BJU International*, 2019, ISSN 14644096, doi:10.1111/bju.14838.
- [23] Agnese, D. M.; Burak, W. E.: Ablative Approaches to the Minimally Invasive Treatment of Breast Cancer. *The Cancer Journal*, ročník 11, č. 1, 2005: s. 77–82, ISSN 1528-9117, doi:10.1097/00130404-200501000-00012.
- [24] Huston, T. L.; Simmons, R. M.: Ablative therapies for the treatment of malignant diseases of the breast. *The American Journal of Surgery*, ročník 189, č. 6, 2005: s. 694–701, ISSN 00029610, doi:10.1016/j.amjsurg.2005.03.011.
- [25] Gabriel, C.; Gabriel, S.; Corthout, E.: The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in Medicine and Biology*, ročník 41, č. 11, 1996: s. 2231–2249, ISSN 0031-9155, doi:10.1088/0031-9155/41/11/001.
- [26] Surowiec, A.; Stuchly, S.; Barr, J.; aj.: Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, ročník 35, č. 4, 1988: s. 257–263, ISSN 00189294, doi:10.1109/10.1374.

- [27] Paglione, R.; Sterzer, F.; Mendecki, J.; aj.: Microwave Applicators for Localized Hyperthermia Treatment of Malignant Tumors. *1980 IEEE MTT-S International Microwave symposium Digest*, ročník 80, 1980: s. 351–354, doi: 10.1109/MWSYM.1980.1124284.
- [28] Takook, P.; Persson, M.; Gellermann, J.; aj.: Compact self-grounded Bow-Tie antenna design for an UWB phased-array hyperthermia applicator. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 33, č. 4, jan 2017: s. 387–400, doi: 10.1080/02656736.2016.1271911.
- [29] Vrba, D.; Rodrigues, D. B.; (Jr.), J. V.; aj.: Metamaterial Antenna Arrays for Improved Uniformity of Microwave Hyperthermia Treatments. *Progress In Electromagnetics Research*, ročník 156, 2016: s. 1–12, doi:10.2528/pier16012702.
- [30] Takook, P.: *Optimising microwave hyperthermia antenna systems*. Goteborg, 2018. Disertační práce. Chalmers University of Technology, Department of Electrical Engineering, ISBN 978-91-7597-684-6.
- [31] Converse, M.; Bond, E.; Veen, B.; aj.: A computational study of ultra-wideband versus narrowband microwave hyperthermia for breast cancer treatment. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, ročník 54, č. 5, 2006: s. 2169–2180, ISSN 0018-9480, doi:10.1109/TMTT.2006.872790.
- [32] Merunka, I.; Fiser, O.; Vojackova, L.; aj.: Microwave hyperthermia treatment of neck cancer using eight UWB antennas. In *2014 44th European Microwave Conference*, IEEE, 2014, ISBN 978-2-87487-035-4, s. 790–793, doi:10.1109/EuMC.2014.6986553.
- [33] Togni, P.; Rijnen, Z.; Numan, W. C. M.; aj.: Electromagnetic redesign of the HYPERcollar applicator: Toward improved deep local head-and-neck hyperthermia. *Physics in Medicine and Biology*, ročník 58, č. 17, aug 2013: s. 5997–6009, doi:10.1088/0031-9155/58/17/5997.
- [34] Ito, K.; Saito, K.; Taniguchi, T.; aj.: Minimally invasive thermal therapy for cancer treatment by using thin coaxial antennas. In *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, ročník 4, IEEE, 2001, ISBN 978-0-7803-7211-5, s. 3314–3317, doi:10.1109/IEMBS.2001.1019534.

- [35] Debnath, O. B.; Ito, K.; Saito, K.; aj.: Design of invasive and non-invasive antennas for the combination of microwave-hyperthermia with radiation therapy. In *2015 IEEE MTT-S 2015 International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)*, IEEE, 2015, ISBN 978-1-4799-8543-2, s. 71–72, doi:10.1109/IMWS-BIO.2015.7303782.
- [36] de Bruijne, M.; Samaras, T.; Bakker, J. F.; aj.: Effects of waterbolus size, shape and configuration on the SAR distribution pattern of the Lucite cone applicator. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 22, č. 1, 2006: s. 15–28, ISSN 0265-6736, 1464-5157, doi:10.1080/02656730500384297. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1080/02656730500384297>
- [37] Ebrahimi-Ganjeh, M. A.; Attari, A. R.: Study of water bolus effect on sar penetration depth and effective field size for local hyperthermia. *Progress In Electromagnetics Research B*, ročník 4, 2008: s. 273–283, ISSN 1937-6472, doi:10.2528/PIERB08011403. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.2528/PIERB08011403>
- [38] Chakaravarthi, G.; Arunachalam, K.: A compact microwave patch applicator for hyperthermia treatment of cancer. In *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, 2014, ISBN 978-1-4244-7929-0, s. 5320–5322, doi:10.1109/EMBC.2014.6944827.
- [39] Arunachalam, K.; Maccarini, P. F.; Schlorff, J. L.; aj.: Design of a water coupling bolus with improved flow distribution for multi-element superficial hyperthermia applicators. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 25, č. 7, jan 2009: s. 554–565, doi:10.3109/02656730903124506. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.3109/02656730903124506>
- [40] Togni, P.; Vrba, J.; Vannucci, L.: Water bolus influence on temperature distribution of applicator for small melanoma tumors. *2009 European Microwave Conference (EuMC)*, 2009, doi:10.23919/EUMC.2009.5295957.
- [41] Gaag, M. L. V. D.; Bruijne, M. D.; Samaras, T.; aj.: Development of a guideline for the water bolus temperature in superficial hyperthermia. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 22, č. 8, jan 2006: s. 637–656, doi:10.1080/02656730601074409. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1080/02656730601074409>



- [42] Singh, S.; Sahu, B.; Singh, S. P.: Hyperthermia performance of conformal applicator for limb tumor in presence of water bolus. In *2017 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP)*, IEEE, oct 2017, doi:10.1109/isanp.2017.8228875.
- [43] Fenn, A. J.: *Adaptive phased array thermotherapy for cancer*. Artech House, 2009, ISBN 978-1-59693-379-8.
- [44] Canters, R. A. M.; Franckena, M.; Paulides, M. M.; aj.: Patient positioning in deep hyperthermia: influences of inaccuracies, signal correction possibilities and optimization potential. *Physics in Medicine and Biology*, ročník 54, č. 12, 2009: s. 3923–3936, ISSN 0031-9155, doi:10.1088/0031-9155/54/12/021.
- [45] Kok, H.; Wust, P.; Stauffer, P.; aj.: Current state of the art of regional hyperthermia treatment planning: a review. *Radiation Oncology*, ročník 10, č. 1, sep 2015, doi:10.1186/s13014-015-0503-8.
- [46] Verhaart, R. F.; Fortunati, V.; Verduijn, G. M.; aj.: The relevance of MRI for patient modeling in head and neck hyperthermia treatment planning: A comparison of CT and CT-MRI based tissue segmentation on simulated temperature. *Medical Physics*, ročník 41, č. 12, 2014: str. 123302, ISSN 00942405, doi:10.1118/1.4901270.
- [47] Dressel, S.; Gosselin, M.-C.; Capstick, M. H.; aj.: Novel hyperthermia applicator system allows adaptive treatment planning: Preliminary clinical results in tumour-bearing animals. *Veterinary and Comparative Oncology*, ročník 16, č. 2, sep 2017: s. 202–213, doi:10.1111/vco.12340.
- [48] Sumser, K.; Neufeld, E.; Verhaart, R. F.; aj.: Feasibility and relevance of discrete vasculature modeling in routine hyperthermia treatment planning. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 36, č. 1, jan 2019: s. 800–810, doi: 10.1080/02656736.2019.1641633. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1080/02656736.2019.1641633>
- [49] Schooneveldt, G.; Kok, H. P.; Balidemaj, E.; aj.: Improving hyperthermia treatment planning for the pelvis by accurate fluid modeling. *Medical Physics*, ročník 43, č. 10, sep 2016: s. 5442–5452, doi:10.1118/1.4961741.
- [50] de Greef, M.; Kok, H. P.; Correia, D.; aj.: Uncertainty in hyperthermia treatment planning: the need for robust system design. *Physics in Medicine and Biology*, ročník 56, č. 11, 2011: s. 3233–3250, ISSN 0031-9155, doi:10.1088/0031-9155/56/11/005.

- [51] Verhaart, R. F.; Rijnen, Z.; Fortunati, V.; aj.: Temperature simulations in hyperthermia treatment planning of the head and neck region: Rigorous optimization of tissue properties. *Strahlentherapie und Onkologie*, ročník 190, č. 12, 2014: s. 1117–1124, ISSN 0179-7158, doi:10.1007/s00066-014-0709-y.
- [52] Cheng, K.-S.; Stakhursky, V.; Craciunescu, O. I.; aj.: Fast temperature optimization of multi-source hyperthermia applicators with reduced-order modeling of ‘virtual sources’. *Physics in Medicine and Biology*, ročník 53, č. 6, 2008: s. 1619–1635, ISSN 0031-9155, doi:10.1088/0031-9155/53/6/008.
- [53] Kok, H. P.; van den Berg, C. A. T.; Bel, A.; aj.: Fast thermal simulations and temperature optimization for hyperthermia treatment planning, including realistic 3D vessel networks. *Medical Physics*, ročník 40, č. 10, 2013: str. 103303, ISSN 00942405, doi:10.1118/1.4821544.
- [54] Canters, R. A. M.; Paulides, M. M.; Franckena, M. F.; aj.: Implementation of treatment planning in the routine clinical procedure of regional hyperthermia treatment of cervical cancer: An overview and the Rotterdam experience. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 28, č. 6, 2012: s. 570–581, ISSN 0265-6736, doi:10.3109/02656736.2012.675630. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.3109/02656736.2012.675630>
- [55] Lee, N.; Chuang, C.; Quivey, J. M.; aj.: Skin toxicity due to intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck carcinoma. *International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics\*Physics*, ročník 53, č. 3, 2002: s. 630–637, ISSN 03603016, doi:10.1016/S0360-3016(02)02756-6.
- [56] Li, C.-H.; Capstick, M.; Neufeld, E.; aj.: Optimization of patient position in hyperthermia treatment for head and neck region. In *2009 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, IEEE, 2009, ISBN 978-1-4244-3647-7, s. 1–4, doi:10.1109/APS.2009.5171911.
- [57] Cook, D. J.; Das, S. K.: *Smart environments: technologies, protocols, and applications*. John Wiley, 2005, ISBN 978-0-471-54448-7.
- [58] Panda, K. G.; Agrawal, D.; Nshimiyimana, A.; aj.: Effects of environment on accuracy of ultrasonic sensor operates in millimetre range. *Perspectives in Science*, ročník 8, sep 2016: s. 574–576, doi:10.1016/j.pisc.2016.06.024. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1016/j.pisc.2016.06.024>

- [59] Rijnen, Z.; Togni, P.; Roskam, R.; aj.: Quality and comfort in head and neck hyperthermia: A redesign according to clinical experience and simulation studies. *International Journal of Hyperthermia*, ročník 31, č. 8, 2015: s. 823–830, ISSN 0265-6736, doi:10.3109/02656736.2015.1076893. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.3109/02656736.2015.1076893>
- [60] Immoreev, I.; Samkov, S.: Ultrawideband radar for remote detection and measurement of parameters of the moving objects on small range. In *2004 Second International Workshop Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signals (IEEE)*, IEEE, 2004, doi:10.1109/uwbus.2004.1388105.
- [61] Attiya, A.; Bayram, A.; Safaai-Jazi, A.; aj.: UWB applications for through-wall detection. In *IEEE Antennas and Propagation Society Symposium*, IEEE, 2004, doi:10.1109/aps.2004.1332029.
- [62] Liu, L.; Liu, Z.; Barrowes, B. E.: Through-Wall Bio-Radiolocation With UWB Impulse Radar: Observation, Simulation and Signal Extraction. *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*, ročník 4, č. 4, dec 2011: s. 791–798, doi:10.1109/jstars.2011.2157461.
- [63] Lee, W. H.; Cho, S. H.; Park, H. K.; aj.: Movement Measurement of Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder (ADHD) Patients Using IR-UWB Radar Sensor. In *2018 International Conference on Network Infrastructure and Digital Content (IC-NIDC)*, IEEE, 2018, ISBN 978-1-5386-6066-9 978-1-5386-6067-6, s. 214–217, doi:10.1109/ICNIDC.2018.8525709.
- [64] Khan, A.; Azeemi, N. Z.; Hameed, A.; aj.: Ultra Wide Band Radar Based Tamper-Resistant Clinical Asset Tracking System (ATS). In *2008 Cairo International Biomedical Engineering Conference*, IEEE, 2008, ISBN 978-1-4244-2694-2, s. 1–4, doi:10.1109/CIBEC.2008.4786102.
- [65] Mazurek, P.; Wagner, J.; Miekina, A.; aj.: Fusion of measurement data from impulse-radar sensors and depth sensors when applied for patients monitoring. In *2017 IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for Measurement Systems and Applications (CIVEMSA)*, IEEE, 2017, ISBN 978-1-5090-4253-1, s. 205–210, doi:10.1109/CIVEMSA.2017.7995327.
- [66] Cho, H.-S.; Park, Y.-J.; Lyu, H.-K.; aj.: Novel Heart Rate Detection Method Using UWB Impulse Radar. *Journal of Signal Processing Systems*, ročník 87, č. 2, 2017: s. 229–239, ISSN 1939-8018, doi:10.1007/s11265-016-1177-7.

- [67] Lee, Y.; Park, J.-Y.; Choi, Y.-W.; aj.: A Novel Non-contact Heart Rate Monitor Using Impulse-Radio Ultra-Wideband (IR-UWB) Radar Technology. *Scientific Reports*, ročník 8, č. 1, 2018: str. 13053, ISSN 2045-2322, doi:10.1038/s41598-018-31411-8. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1038/s41598-018-31411-8>
- [68] Yang, Z.; Bocca, M.; Jain, V.; aj.: Contactless Breathing Rate Monitoring in Vehicle Using UWB Radar. In *Proceedings of the 7th International Workshop on Real-World Embedded Wireless Systems and Networks - RealWSN'18*, ACM Press, 2018, ISBN 978-1-4503-6048-7, s. 13–18, doi:10.1145/3277883.3277884. Dostupné z: <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=3277883.3277884>
- [69] Shyu, K.-K.; Chiu, L.-J.; Lee, P.-L.; aj.: Detection of Breathing and Heart Rates in UWB Radar Sensor Data Using FVPIEF-Based Two-Layer EEMD. *IEEE Sensors Journal*, ročník 19, č. 2, 2019: s. 774–784, ISSN 1530-437X, doi: 10.1109/JSEN.2018.2878607.
- [70] Kim, J. D.; Lee, W. H.; Lee, Y.; aj.: Non-contact respiration monitoring using impulse radio ultrawideband radar in neonates. *Royal Society Open Science*, ročník 6, č. 6, 2019: str. 190149, ISSN 2054-5703, 2054-5703, doi:10.1098/rsos.190149. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1098/rsos.190149>
- [71] Kebe, M.; Gadhafi, R.; Mohammad, B.; aj.: Human Vital Signs Detection Methods and Potential Using Radars: A Review. *Sensors*, ročník 20, č. 5, mar 2020: str. 1454, doi:10.3390/s20051454. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.3390/s20051454>
- [72] Li, C.; Gu, C.; Li, R.; aj.: Radar motion sensing for accurate tumor tracking in radiation therapy. In *WAMICON 2011 Conference Proceedings*, IEEE, 2011, ISBN 978-1-61284-081-9, s. 1–6, doi:10.1109/WAMICON.2011.5872871.
- [73] Klemm, M.; Craddock, I. J.; Leendertz, J. A.; aj.: Radar-Based Breast Cancer Detection Using a Hemispherical Antenna Array—Experimental Results. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, ročník 57, č. 6, 2009: s. 1692–1704, ISSN 0018-926X, doi:10.1109/TAP.2009.2019856.
- [74] Fouad, S.; Ghoname, R.; Elmahdy, A. E.; aj.: Enhancing Tumor Detection in IR-UWB Breast Cancer System. *International Scholarly Research Notices*, ročník 2017, 2017: s. 1–10, ISSN 2356-7872, doi:10.1155/2017/4606580. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1155/2017/4606580>

- [75] Mahmud, M.; Islam, M.; Misran, N.; aj.: Ultra-Wideband (UWB) Antenna Sensor Based Microwave Breast Imaging: A Review. *Sensors*, ročník 18, č. 9, 2018: str. 2951, ISSN 1424-8220, doi:10.3390/s18092951. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.3390/s18092951>
- [76] Lapedes, D. N.: *McGraw-Hill Dictionary of Scientific and Technical Terms*. McGraw-Hill Education, 6 vydání, 1976, ISBN 978-0070423138, 2380 s.
- [77] Kinzie, N. J.: *Ultra-Wideband Pulse Doppler Radar for ShortRange Targets*. Colorado, 2011. Disertační práce. University of Colorado Boulder. Dostupné z: [http://ecee.colorado.edu/microwave/docs/theses/Kinzie-thesis\\_small.pdf](http://ecee.colorado.edu/microwave/docs/theses/Kinzie-thesis_small.pdf)
- [78] Dawoud, M. M.: *High Frequency Radiation and Human Exposure*. Electromagnetic Fields and Our Health, [online]. King Fahd University of Petroleum & Minerals. [vid. 12.12.2019]. Dostupné z: <https://www.who.int/peh-emf/meetings/archive/en/keynote5dawoud.pdf>
- [79] Technical Committees of the IEEE Societies: IEEE Standard Letter Designations for Radar-Frequency Bands. 1984, doi:10.1109/IEEESTD.1984.81588. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/29086/>
- [80] Commission, F. C.: Revision of Part 15 of the Commission's Rules Regarding Ultra-Wideband Transmission Systems. 2010, doi: 10.1109/IEEESTD.1998.87897. Dostupné z: [https://docs.fcc.gov/public/attachments/FCC-10-151A1\\_Rcd.pdf](https://docs.fcc.gov/public/attachments/FCC-10-151A1_Rcd.pdf)
- [81] *Medical Applications of Ultra-WideBand (UWB)*. [online]. Washington University of Missouri, St. Louis. [vid. 10.11.2019]. Dostupné z: <https://www.cse.wustl.edu/~jain/cse574-08/ftp/uwb.pdf>
- [82] Cianca, E.; Gupta, B.: FM-UWB for Communications and Radar in Medical Applications. *Wireless Personal Communications*, ročník 51, č. 4, 2009: s. 793–809, ISSN 0929-6212, doi:10.1007/s11277-009-9772-6.
- [83] Hamran, S.-E.: Radar Performance of Ultra Wideband Waveforms. In *Radar Technology*, editace G. Kouemou, InTech, 2010, ISBN 978-953-307-029-2, doi:10.5772/7171. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/radar-technology/radar-performance-of-ultra-wideband-waveforms>
- [84] Schantz, H.: Introduction to ultra-wideband antennas. In *IEEE Conference on Ultra Wideband Systems and Technologies, 2003*, IEEE, 2003, ISBN 978-0-7803-8187-2, s. 1–9, doi:10.1109/UWBST.2003.1267792.

- [85] Vrba, J.: *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vydavatelství ČVUT, 2007, ISBN 978-80-01-02705-9, 168 s.
- [86] Hrubý, V.: *Širokopásmová anténa pro mikrovlnné zobrazovací metody v medicíně*. Praha, 2019. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky.
- [87] Schmid and Partner Engineering AG: *SEMCAD X*. [software]. Verze 14.8.6.
- [88] *SEMCAD-X Reference Manual*. [online]. ITIS Foundation - Schmid & Partner Engineering AG. [vid. 12.12.2019]. Dostupné z: <https://www.eecs.wsu.edu/~schneidj/Tmp/semcad-x-manual.pdf>
- [89] Paulides, M.: *Development of a Clinical Head and Neck Hyperthermia Applicator*. UK, 2007. Disertační práce. Eindhoven University of Technology, 10 2007.
- [90] Ellison, W. J.: Permittivity of Pure Water, at Standard Atmospheric Pressure, over the Frequency Range 0-25THz and the Temperature Range 0-100C. *Journal of Physical and Chemical Reference Data*, ročník 36, č. 1, mar 2007: s. 1–18, doi:10.1063/1.2360986.
- [91] *Tissue Frequency Chart*. [online]. ITIS Foundation. [vid. 12.12.2019]. Dostupné z: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/tissue-frequency-chart/>
- [92] Fernández, D. P.; Mulev, Y.; Goodwin, A. R. H.; aj.: A Database for the Static Dielectric Constant of Water and Steam. *Journal of Physical and Chemical Reference Data*, ročník 24, č. 1, 1995: s. 33–70, ISSN 0047-2689, doi:10.1063/1.555977.
- [93] Ashish, M.; Ranjana, T.; Geetika, B. M.: *Antenna and wave propagation*. Scientific Publishers, 2011, ISBN 978-81-7233-692-9.
- [94] Karagianni, E. A.: Electromagnetic Waves under Sea: Bow-Tie Antenna Design for Wi-Fi Underwater Communications. *Progress In Electromagnetics Research M*, ročník 41, 2015: s. 189–198, ISSN 1937-8726, doi:10.2528/PIERM15012106. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.2528/PIERM15012106>
- [95] Technical Committees of the IEEE Societies: IEEE Standard Definitions of Terms for Radio Wave Propagation. 1998, doi:10.1109/IEEESTD.1998.87897. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/705931/>

- [96] The MathWorks, Inc.: *MATLAB*. [software]. Březen 2017. Verze 2017a.
- [97] Goodman, D.; Piro, S.: *GPR Remote Sensing in Archaeology*. Springer Berlin Heidelberg, 2013, ISBN 978-3-642-31857-3.
- [98] ČSN ISO 5725-1: *Přesnost (pravdivost a preciznost) metod a výsledků měření – Část 1: Obecné zásady a definice*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2018, 28 s., Třídící znak 01 0251.
- [99] Y. H. Hui, F. S.: *Handbook of Food Science, Technology, and Engineering - 4 Volume Set*. Taylor & Francis Inc, 2005, ISBN 9780849398476.
- [100] Hagara Miroslav, O. O.: Moving Edge Detection with Sub pixel Accuracy in 1-D Images. In *26th Conference Radioelektronika 2016*, Institute of Electronics and Photonics FEI STU Bratislava, IEEE, 4 2016, doi:10.1109/radioelek.2016.7477420.
- [101] Rit, S.; Dedes, G.; Freud, N.; aj.: Filtered backprojection proton CT reconstruction along most likely paths. *Medical Physics*, ročník 40, č. 3, feb 2013: str. 031103, doi:10.1118/1.4789589.
- [102] Roehr, S.; Vossiek, M.; Gulden, P.: Method for High Precision Radar Distance Measurement and Synchronization of Wireless Units. In *IEEE S International Microwave Symposium 2007*, IEEE, jun 2007, doi:10.1109/mwsym.2007.380436.
- [103] Bedson, P.; Farrant, T. J.; Ellison, S. L. R.; aj.: *Practical Statistics for the Analytical Scientist*. Royal Society of Chemistry, 2009, ISBN 0854041311.
- [104] *Biostatistika pro matematickou biologii (Kapitola 11: Základy korelační analýzy)*. [online]. Masarykova univerzita [vid. 12.12.2019], 2013. Dostupné z: [https://is.muni.cz/www/98951/41610771/43823411/43823458/44159634/44707073/Pavlik\\_-\\_Biostatistika\\_-\\_kapitola\\_11.pdf](https://is.muni.cz/www/98951/41610771/43823411/43823458/44159634/44707073/Pavlik_-_Biostatistika_-_kapitola_11.pdf)
- [105] Grossová, M.: *Anténní element regionálního hypertermického systému pro léčbu v pánevní oblasti*. Praha, 2019. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky.
- [106] Menclová, J.: *Nosný díl pro aplikátorové pole a vodní bolus pro regionální hypertermickou soupravu*. Praha, 2019. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky.

- [107] Blažková, J.: *Regionální hypertermická souprava - plánování léčby a generování malých signálů*. Praha, 2019. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky.
- [108] Míková, K.: *Fantom pánevní oblasti pro regionální hypertermický systém*. Praha, 2019. Bakalářská práce. ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky.
- [109] *Ella V3.0*. [online]. ITIS Foundation. [vid. 3.4.2020], doi:10.13099/VIP-ELLA-V3.0. Dostupné z: <https://itis.swiss/virtual-population/virtual-population/vip3/ella/>
- [110] Christ, A.; Kainz, W.; Hahn, E. G.; aj.: The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. *Physics in Medicine and Biology*, ročník 55, č. 2, dec 2009: s. 23–38, doi:10.1088/0031-9155/55/2/n01.
- [111] Group, D. P. C.: Weight-height relationships and body mass index: Some observations from the diverse populations collaboration. *American Journal of Physical Anthropology*, ročník 128, č. 1, 2005: s. 220–229, doi:10.1002/ajpa.20107.
- [112] Yanamadala, J.; Noetscher, G. M.; Louie, S.; aj.: Multi-purpose VHP-female version 3.0 cross-platform computational human model. *2016 10th European Conference on Antennas and Propagation EuCAP*, 4 2016, doi:10.1109/eucap.2016.7481298.



## Příloha A: Pseudokód navrženého algoritmu

Detekce bodu na povrchu pánve pro jeden transversální žez

```
%% Nacteni dat
% data: nacteni vektoru casu
load t from file(patient-t_1);

% prepocet casove osy na vzdalenostni ze znalost dielektrickych
% vlastnosti prostredi (c = rychlost svetla, eta_r = relativni
% permitivita, mi_r = relativni permeabilita)
v_H2O = c/sqrt(eta_r_H20*mi_r_H20);
s = v_H20*t/2; % deleni dvema kvuli detekci odrazu

% data: nacteni souradnic anten (kazda poloha obsahuje slozky x, y, z)
load souradnice_anten from file(souradnice_anteny);

% data: nacteni ocekavanych poloh bodu na povrchu panve
load souradnice_body from file(souradnice_body);

for A = 1 : PocetAnten % zpracovani odezvy pro jednotlivy anteny
    systemu
    % data: nacteni S11 parametru
    load S11 from file(vypoctene-S11_A);

    % data: nasnimana odezva na system obsazený pacientem
    load U_pacient from file(patient-U_A);

    % data: nasnimana odezva na prazdny system
    load U_pozadi from file(pozadi-U_A);

    %% Detekce vzdalenosti pacienta
    % vytvoreni obalky diferencniho signalu
    diference = U_pacient - U_pozadi;
    diff_HT = abs(hilbert(diference));

    % normalizace: diference - detekce prekazky
    diff_HT_norm = diff_HT/max(diff_HT);

    % normalizace: tkan - stanoveni nuloveho okamziku pro porovnaní
    U_pacient_HT = abs(hilbert(U_pacient));
    U_pacient_HT_norm = U_pacient_HT/max(U_pacient_HT);

    % vypocet vzdalenosti skrze lokalizovani spickovych hodnot signalu
    vzdalenost = findpeaks(diff_HT_norm)-findpeaks(U_pacient_HT_norm);

    % vypocet x, y polohy nalezeného bodu z vypocetne vzdalenosti pro danou
    % antenu
    ant_x = souradnice_anten(1,A);
    ant_y = souradnice_anten(2,A);
```

```

% podmínky pro výpočet vztaheny k umístění anteny na obvodu gantry
% 1) anteny na souřadných osách
if ant_x == 0 and ant_y > 0           % antena na kladné poloose x
souradnice_vypoctene = [0,ant_y-vzdalenost];
end

if ant_x == 0 and ant_y < 0           % antena na záporné poloose x
souradnice_vypoctene = [0,ant_y+vzdalenost];
end

if ant_y == 0 and ant_x > 0           % antena na kladné poloose y
souradnice_vypoctene = [ant_x-vzdalenost,0];
end

if ant_y == 0 and ant_x < 0           % antena na záporné poloose y
souradnice_vypoctene = [ant_x+vzdalenost,0];
end

% 2) anteny mimo souřadné osy
if ant_x > 0 and ant_y > 0           % antena v I. kvadrantu
uhel = atan(ant_y/ant_x);
souradnice_vypoctene=[ant_x-cos(uhel)*vzdalenost,
ant_y-sin(uhel)*vzdalenost];
end

if ant_x > 0 and ant_y < 0           % antena ve IV. kvadrantu
uhel = atan(-ant_y/ant_x);
souradnice_vypoctene=[ant_x-cos(uhel)*vzdalenost,
ant_y+sin(uhel)*vzdalenost];
end

if ant_x < 0 and ant_y < 0           % antena ve III. kvadrantu
uhel = atan(ant_y/ant_x);
souradnice_vypoctene=[ant_x+cos(uhel)*vzdalenost,
ant_y+sin(uhel)*vzdalenost];
end

if ant_x < 0 and ant_y > 0           % antena ve II. kvadrantu
uhel = atan(-ant_y/ant_x);
souradnice_vypoctene=[ant_x+cos(uhel)*vzdalenost,
ant_y-sin(uhel)*vzdalenost];
end

%% Vyhodnocení
rozdily(A) =
    EuclidovskaVzdalenost(souradnice_vypoctene,souradnice_body(A));
end                                     % konec zpracování odezvy z jednotlivých anten

prumerna_diference_rez = mean(rozdily);   % průměrná chyba stanovení
presnost_rez = std(rozdily);              % výsledná přesnost systému

```

## Příloha B: Obsah přiloženého CD

- klíčová slova v ČJ
- klíčová slova v AJ
- abstrakt práce v ČJ
- abstrakt práce v AJ
- naskenované zadání diplomové práce
- kompletní vypracování diplomové práce
- komprimovaný soubor *17PMBDP\_456624\_Kristyna\_Hejdova.zip* obsahující:
  - *readme.txt*: popis přiložených dat
  - ukázková data z numerických simulací pro radarový systém osmi anténních elementů (poskytují 2D i 3D vyobrazení transverzálních řezů numerickým fantomem)
  - *detectionPosition.m*: MATLAB algoritmus pro zpracování dat detekující povrch pánve v transverzálním řezu