



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Katedra biomedicínské techniky**

**Studie možnosti měření teploty pomocí širokopásmového radaru  
při mikrovlnné hypertermii**

**Feasibility study of temperature measurement using  
ultrawideband radar during microwave hyperthermia**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika  
Studijní obor: Biomedicínský technik

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

**Kristýna Holková**

---

**Kladno 2020**



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Holková** Jméno: **Kristýna** Osobní číslo: **465464**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Studie možnosti měření teploty pomocí širokopásmového radaru při mikrovlnné hypertermii**

Název bakalářské práce anglicky:

**Feasibility study of temperature measurement using ultrawideband radar during microwave hyperthermia**

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte vrstevnatý numerický model fantomu svalové tkáně, ve kterém bude možné lokálně zvyšovat teplotu. Uvažujte rozsahy teplot, které se využívají při mikrovlnné hypertermii nádorových tkání. Tento model implementujte do vhodného simulátoru elektromagnetického pole. V numerických simulacích uvažujte dvě širokopásmové (UWB - ultrawideband) antény, které budou v přímém kontaktu s modelem svalové tkáně. Analyzujte odražený signál v časové doméně od tkáně se zvýšenou teplotou a diskutujte závislost jeho intenzity na změnu teploty. Dále navrhněte experiment vhodný pro měření odrazů vysokofrekvenčního signálu od lokálně ohřáté tkáně a pomocí 3D tisku vyrobte nádobu, která bude vhodná pro tento experiment.

Seznam doporučené literatury:

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

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Ondřej Fišer, Ph.D.**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

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

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

Peter Kneppo

Digitálně podepsal Peter Kneppo  
Datum: 2020.04.20 14:59:51 +02'00'

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

prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
Digitálně podepsal prof.  
MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
Datum: 2020.04.23 11:25:29  
+02'00'

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

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Studie možnosti měření teploty pomocí širokopásmového radaru při mikrovlnné hypertermii“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské 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 10.5.2020

.....

Kristýna Holková

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu práce, Ing. Ondřeji Fišerovi, Ph.D., za odborné vedení práce a cenné rady, za ochotu, trpělivost a čas, který mi byl ochoten věnovat v průběhu celého vypracování práce.

## **ABSTRAKT**

### **Studie možnosti měření teploty pomocí širokopásmového radaru při mikrovlnné hypertermii:**

Hlavním cílem této práce bylo analyzovat vztah mezi změnou intenzity odraženého signálu a změnou teploty v místě odrazu. Tyto poznatky by v budoucnu mohly umožnit neinvazivní měření teploty lidského těla širokopásmovým radarem při mikrovlnné hypertermii.

Byly vytvořeny dva numerické modely lokálně ohřáté svalové tkáně v simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life. První numerický model byl zjednodušený a dokázalo se jím správné nastavení simulací. Druhý numerický model reprezentoval reálnou situaci při hypertermické léčbě. Pro tyto modely byly vytvořeny simulace o maximálních teplotách spadajících do běžného rozmezí teplot používaných při hypertermické léčbě: 41 °C, 43 °C a 45 °C. Z jedné strany numerického fantomu byly připevněny dvě širokopásmové antény. Vysílací anténa Tx emitovala širokopásmový pulz ve frekvenčním pásmu 1–6 GHz a přijímací anténa Rx poté přijímala odražený signál. Pro oba modely byly vybrány tři body v grafu průběhů napětí odražených signálů a pro tyto body byl analyzován vztah změny intenzity odraženého signálu na změně teploty. Tento vztah byl lineární s přímou úměrou ve všech případech kromě jednoho chybného. Dále byl navržen experiment lokálního ohřevu svalové tkáně a byla pro něj navržena speciální nádoba. Tato nádoba byla následně vyrobena na 3D tisku, aby ji bylo možné použít pro reálné měření navrženého experimentu.

Výsledky simulací potvrdily dříve formulovaný předpoklad lineární závislosti změny intenzity odraženého signálu na změně teploty v místě odrazu. V budoucnu by bylo vhodné realizovat navržený experiment pro hlubší analýzu změny intenzity odraženého signálu v závislosti na teplotě.

### **Klíčová slova**

Mikrovlnná hypertermie, UWB radar, širokopásmový radar, neinvazivní měření teploty.

## **ABSTRACT**

### **Feasibility study of temperature measurement using ultrawideband radar during microwave hyperthermia:**

The main aim of this work was to analyze the relation between the change in the intensity of the reflected signal and the change in temperature at the point of the reflection. These findings could in the future enable non-invasive temperature measurement of human body during microwave hyperthermia using ultrawideband radar.

Two numerical models of locally heated muscle tissue were created in electromagnetic field simulator Sim4Life. The first numerical model was simplified, and it proved the correct setting of simulations. The second numerical model represented the real situation in hyperthermia treatment. Simulations with maximum temperatures falling within the normal temperature range of hyperthermia treatment: 41 °C, 43 °C and 45 °C, were created for both numerical models. Two broadband antennas were attached to one side of the model. The transmitting antenna Tx emitted a pulse in the 1–6 GHz frequency band, and the receiving antenna Rx then received the reflected signal. For both numerical models, three points in the graph of signal intensity changes were selected. For each point, the relation between the change in the intensity of the reflected signal and the change in temperature was analyzed. Regarding the analyzed results, the investigated dependence was linear with a direct proportion in all of the selected points except one. Subsequently, an experiment of local heating of muscle tissue was proposed and a special container was designed for it. The special container was made on 3D printer so that it could be used for the real measurement of the proposed experiment.

The results of the simulations confirmed the previously formulated assumption of the linear dependence of the change in the intensity of the reflected signal on the temperature change at the point of reflection. In the future, it would be appropriate to realize the designed experiment for a deeper analysis of the change in the intensity of the reflected signal as a function of temperature.

### **Keywords**

Microwave hyperthermia, UWB radar, ultra-wideband radar, non-invasive temperature measurement.

# Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
<b>1 Úvod .....</b>	<b>10</b>
<b>2 Přehled současného stavu.....</b>	<b>11</b>
2.1 Měření rozložení teploty v lidském těle .....	11
2.1.1 Invazivní metody .....	11
2.1.2 Neinvazivní metody.....	11
2.2 Použití radaru v medicíně.....	13
2.2.1 Mikrovlnný radar.....	13
2.2.2 Detekce nádoru prsu .....	14
2.2.3 Odhad teploty lidského těla pomocí UWB radaru .....	15
2.3 S-parametry .....	15
<b>3 Cíle práce.....</b>	<b>17</b>
<b>4 Metody .....</b>	<b>18</b>
4.1 Princip měření teploty UWB radarem.....	18
4.2 Numerické modely lokálně ohřáté svalové tkáně .....	19
4.2.1 Návrh numerických modelů svalové tkáně .....	20
4.2.2 Nastavení parametrů numerických modelů svalové tkáně .....	22
4.2.3 Použité antény .....	24
4.3 Simulace ohřevu svalové tkáně .....	26
4.3.1 Způsob zpracování výsledků simulací.....	26
4.4 Návrh experimentu ohřevu svalové tkáně.....	28
4.4.1 Návrh nádoby pro experiment ohřevu svalové tkáně.....	29
<b>5 Výsledky.....</b>	<b>32</b>
5.1 Simulace lokálně ohřáté svalové tkáně pro jednoduchý numerický model ...	32
5.1.1 3D model lokálně ohřáté svalové tkáně vytvořený v programu Sim4Life.....	32
5.1.2 Výsledky simulací a jejich analýza .....	33
5.2 Simulace lokálně ohřáté svalové tkáně pro numerický model s přechodnou teplotní částí.....	37
5.2.1 3D model lokálně ohřáté svalové tkáně vytvořený v programu Sim4Life.....	37

5.2.2	Výsledky simulací a jejich analýza .....	38
5.3	Realizace nádoby navržené pro experiment ohřevu svalové tkáně.....	42
<b>6</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>44</b>
<b>7</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>46</b>
	<b>Příloha A: Zpracování výsledků z jednoduchého numerického modelu v programu MATLAB.....</b>	<b>51</b>
	<b>Příloha B: Zpracování výsledků z numerického modelu s přechodnou teplotní částí v programu MATLAB.....</b>	<b>55</b>
	<b>Příloha C: Obsah přiloženého CD/DVD.....</b>	<b>59</b>



# Seznam symbolů a zkratk

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$S_{xx}$	dB	Koeficient odrazu
$S_{xy}$	dB	Koeficient přenosu
$x$	-	Číslo antény přijímající signál
$y$	-	Číslo antény emitující signál
$a$	-	Signál vyslaný danou anténou
$b$	-	Signál přijatý danou anténou
$T$	°C	Teplota
$\epsilon_r$	-	Relativní permitivita
$\sigma$	$S \cdot m^{-1}$	Specifická vodivost
$T_0$	°C	Počáteční teplota
$\alpha$	-	Koeficient růstu teploty
$s$	m	Vzdálenost od antény
$c$	$m \cdot s^{-1}$	Rychlost světla ve vakuu
$v$	$m \cdot s^{-1}$	Rychlost šíření elektromagnetické vlny
$t$	s	Čas
$U$	V	Napětí
$k$	-	Koeficient k (směrnice přímky)
$q$	-	Koeficient q (posun na ose y)
$R$	-	Pearsonův korelační koeficient

## Seznam zkratk

Zkratka	Význam
UWB	Ultra-širokopásmový ( <i>Ultra-Wideband</i> )
MR	Magnetická rezonance ( <i>Magnetic Resonance</i> )
CT	Výpočetní tomografie ( <i>Computed Tomography</i> )
RTG	Rentgenový
Tx	Vysílací anténa ( <i>Transmit Antenna</i> )
Rx	Přijímací anténa ( <i>Receive Antenna</i> )
PEC	( <i>Perfect Electrical Conductor</i> )
FDTD	Konečné diference v časové oblasti ( <i>Finite-Difference Time Domain</i> )
3D	Trojrozměrný ( <i>Three-dimensional</i> )

# 1 Úvod

Jednou z největších hrozeb pro zdraví člověka jsou ve vyspělých zemích v současné době nádorová onemocnění. V posledních desetiletích dochází ke stálému nárůstu těchto onemocnění. Od roku 1980 došlo k více než dvojnásobnému nárůstu incidence novotvarů v České republice a v posledním desetiletí došlo k nárůstu až o 200 nových onemocnění na 100 000 obyvatel. [1] Možností léčby však není mnoho. Léčba pacienta je většinou uskutečněna chirurgickým zákrokem, chemoterapií nebo radioterapií. Tyto metody však mají své nevýhody, a proto je v posledních letech snaha je nahradit novými nebo kombinovat vícero metod pro co nejefektivnější léčbu. Jsou tedy vyvíjeny nové metody spočívající na zcela jiných principech. [2]

Jednou z novějších metod léčby nádorů je například hypertermie, kterou lze aplikovat buď samostatně nebo v kombinaci s již konvenčně zavedenými metodami. Jedná se o metodu léčby nádorů, kdy zahřátím nádorové tkáně dochází k jejímu poškození, až apoptóze buněk. V kombinaci s jinými metodami je hypertermie schopna nádor oslabit a zefektivnit pak následnou chemoterapii nebo radioterapii. [3; 4] Při mikrovlnné hypertermii se tkáň zahřívá na 41–45 °C [5]. Při této teplotě se uplatňuje rozdílná fyziologie nádorové a zdravé tkáně. Pro nádorovou tkáň jsou tyto teploty cytotoxické a dochází k jejímu poničení. Naopak zdravá tkáň není na zvýšení teploty tak náchylná a je schopna tyto teploty přežít bez poškození (pokud není této teplotě vystavena dlouhodobě). [3; 4]

Pro dostatečnou efektivitu léčby a zároveň bezpečnost pacienta je důležité sledovat, jestli se léčba pohybuje v léčebně účinném rozmezí teplot a jestli je aplikována na správnou oblast. Detekce teploty je tedy v hypertermii esenciální. V případě hypertermie se při detekci teploty pohybujeme v rozmezí 37–45 °C. [6; 7] Monitorování teploty během celé procedury je důležitou zpětnou vazbou, bez které by mohlo snadno dojít k přílišnému navýšení teploty a poničení zdravé tkáně. Naopak při příliš nízké teplotě by léčba nebyla dostatečně efektivní. Díky detekci teploty je možné jednodušeji zaznamenávat změny v tkáni a tím lépe nastavit probíhající léčbu. [6] Současné metody monitorování teploty během hypertermické léčby jsou však pro pacienta značně diskomfortní. Aktuálním trendem je tedy vývoj neinvazivních metod záznamu teploty, z nichž výhodné se jeví použití širokopásmového radaru. Této metodě se věnuje předložená bakalářská práce. [8]

## 2 Přehled současného stavu

### 2.1 Měření rozložení teploty v lidském těle

V dnešní době existuje několik metod sledování změn teploty v lidské tkáni při mikrovlnné hypertermii. Tyto metody lze rozdělit do dvou základních skupin:

- Invazivní metody
  - Optické katetry
- Neinvazivní metody
  - Magnetická rezonance
  - Výpočetní tomografie
  - Ultrazvuková metoda
  - Mikrovlnná radiometrie
  - Mikrovlnná diferenční tomografie
  - Širokopásmový radar

Jednotlivé metody jsou detailněji popsány v kapitolách 2.1.1 a 2.1.2, kde jsou diskutovány jejich výhody a nevýhody. [7; 8]

#### 2.1.1 Invazivní metody

V současnosti je nejčastěji používané invazivní měření teploty v nádorové tkáni, při kterém se vpichují sondy (optické katetry) přímo do těla pacienta. Jedná se o metodu rychlou a levnou. Touto metodou však nelze monitorovat teplotu napříč celou tkání, ale pouze v jednotlivých bodech, do kterých jsou katetry zavedeny. [6] Vzhledem k tomu, že se jedná o metodu invazivní, způsobuje také nepohodlí a bolest. Jejím hlavním problémem je zvýšené riziko infekce způsobené vpichem sondy. Z tohoto hlediska jsou tedy výhodnější metody neinvazivní. [8]

#### 2.1.2 Neinvazivní metody

V současné době se nejvíce používá zobrazování rozložení teploty magnetickou rezonancí, mikrovlnnou radiometrií, ultrazvukem a mikrovlnnou diferenční tomografií. Alternativou k těmto metodám je širokopásmový (UWB) radar. Hlavní výhodou těchto metod je jejich bezkontaktnost, a tedy i větší pohodlí pacienta. Dokáží také zprostředkovat informaci o rozložení teploty v daném řezu či objemu. [8]

Měření teploty pomocí magnetické rezonance (MR) je založené na detekci MR parametrů citlivých na změny teploty, z nichž nejpoužívanějšími je rezonanční frekvence protonů a relaxační čas T1. Výhodou použití relaxačního času T1 je jeho velká citlivost na změnu teploty. Nicméně při přítomnosti lipidů v tkáni se jeho silná závislost na typu tkáně jeví jako nevýhoda, kvůli které dochází k signifikantním artefaktům. Naopak rezonanční frekvence protonů není na typu tkáně tak závislá a je významná svou

lineární souvislosti s teplotou. Její nevýhodou jsou pohybové artefakty. [9] Hlavním přínosem monitorování teploty pomocí magnetické rezonance je možnost zobrazení prostorového rozložení teploty ve sledované oblasti. Jedná se však o metodu finančně velmi nákladnou, a proto jsou pro detekci teploty preferovány jiné, méně nákladné, metody. [9; 10]

Základním principem monitorování teploty pomocí výpočetní tomografie (CT) je teplotní závislost fyzikálních parametrů, které ovlivňují Comptonův rozptyl procházejících rentgenových paprsků, jejichž výsledná intenzita závisí na koeficientu útlumu. Zásadním negativem této metody je použití rentgenového záření, a tedy expozice pacienta ionizujícímu záření a tím zvýšení radioaktivní dávky. Z tohoto důvodu se již studie zkoumající CT k určení teploty v lidském těle neprovádí. [11]

Při ultrazvukové metodě se pomocí ultrazvukové sondy umístěné na tělo pacienta vysílají do těla vysokofrekvenční zvukové vlny. Tyto vlny pak interagují s tkání a část jejich energie se odrazí zpět do sondy. Pomocí časových rozdílů mezi odraženým a přijatým impulzem je pak možné určit vlastnosti prostředí, kterým signál procházel. Hlavním pozitivem je všeobecná a cenová dostupnost této metody. Při ultrazvukové metodě se nevyzařuje ionizující ani elektromagnetické záření. V porovnání s magnetickou rezonancí má však nižší rozlišení, které se dá využít pouze u některých aplikací v medicíně. [11]

Mikrovlňná radiometrie funguje na principu Planckova vyzařovacího zákona. Lidská tkáň spontánně emituje elektromagnetické záření, jehož intenzita závisí na teplotě. Pomocí radiometru lze zachytit výkon tepelného šumu, který je přímo úměrný teplotě daného tělesa. Tato metoda je však pouze v počátcích výzkumu. [8; 12]

Další alternativou je mikrovlňná tomografie, která využívá závislost dielektrických parametrů na teplotě a frekvenci. Nejdříve je nutné zrekonstruovat rozložení komplexní permitivity v tkáni a následně je možné vytvořit teplotní pole. Kolem objektu je rozmístěné pole antén, z nichž jedna emituje signál a ostatní jsou v přijímacím módu. Přijímací antény detekují signál a systém následně vyhodnocuje jeho parametry. S využitím vhodného rekonstrukčního algoritmu jsou zrekonstruována rozložení dielektrických parametrů v zobrazovaném objektu. [9]

Jako potenciálně výhodná metoda měření teploty nádorové tkáně se jeví širokopásmový (UWB) radar, jehož hlavní výhodou jsou především neionizující vlastnosti mikrovln a cenová dostupnost metody, díky čemuž je vhodnou alternativou k velmi nákladným metodám používajícím MR. Problematika radaru a jeho použití v medicíně je blíže představena v samostatné kapitole 2.2. [7; 8]

## 2.2 Použití radaru v medicíně

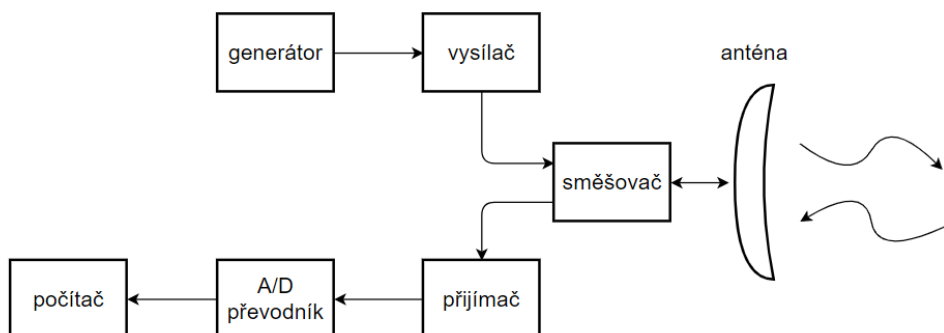
Radar je elektrický systém, který vysílá elektromagnetické vlny směrem ke zkoumanému objektu, od kterého se část vln odráží zpět a radar je detekuje. Vlastnosti odraženého signálu zprostředkovávají informace o daném předmětu. Ze znalosti rychlosti šíření elektromagnetické vlny v daném prostředí a z času, který je potřeba na to, aby signál doputoval k předmětu a vrátil se zpět, lze vypočítat vzdálenost předmětu. Moderní radarové systémy však již dokáží mnohem více než pouhou detekci předmětů. Radarové zobrazování patří do skupiny mikrovlnných zobrazovacích systémů. Radar tedy spadá do mikrovlnného spektra, které se pohybuje ve frekvenčním rozmezí 300 MHz až 300 GHz. Toto frekvenční rozpětí umožňuje mikrovlnám proniknout do mnoha oku nepřístupných oblastí, čehož se využívá ve vojenství, v průmyslu a v posledních desetiletích se začíná využívat také v medicíně. [13]

Využití mikrovlnného zobrazování v medicíně je v současnosti stále atraktivnější především kvůli jeho potenciálu získat informace nejen o anatomické struktuře lidské tkáně, ale také o fyzickém stavu jedince. Elektromagnetické vlny jsou schopny proniknout do lidského těla a šířit se v něm. Radarem jsme schopni získat velké množství informací z lidského těla, aniž bychom ho podrobili riziku zvýšení radioaktivní dávky. [14] Z těchto důvodů by se radarové zobrazování mohlo stát velkým konkurentem například typických mamografů využívajících rentgenové (RTG) záření. Mikrovlnné zobrazování založené na principu širokopásmového radaru je slibnou alternativou díky jeho schopnosti zaznamenat i drobné změny dielektrických parametrů. [15] UWB radar dokáže vysílat velmi široké pásmo elektromagnetických vln v rozmezí několika GHz. Právě široké frekvenční pásmo umožňuje UWB radaru jednoduše překonávat překážky a proniknout do lidské tkáně a zároveň si udržet velice dobré rozlišení v rámci centimetrů až milimetrů. [16] Radarové systémy dokáží také kontinuálně monitorovat rozhraní vzduchu, kůže a lidských tkání uvnitř těla. Radarem je tedy možné rozpoznat nádorové tkáně od zdravých nebo bezkontaktně monitorovat fyziologické funkce jako dýchání a pohyby srdce. [15]

### 2.2.1 Mikrovlnný radar

Radarových systémů existuje celá řada a jejich principy i základní komponenty se liší. Všechny radarové systémy však obsahují vysílač, anténu a přijímač, viz obrázek 2.1. Vysílač generuje elektromagnetickou vlnu o dané frekvenci či pásmu, která se pomocí vysílací antény (Tx) dostává do propagačního prostředí. Vysílač je připojen ke směšovači (duplexer), který zprostředkuje spojení mezi anténou a vysílačem a zároveň mezi anténou a přijímačem. Zároveň však zajišťuje dostatečnou izolaci mezi vysílačem a přijímačem tak, aby nedošlo k poškození citlivých částí přijímače silným napětím ve vysílači. Vyslaný signál se šíří prostředím ke zkoumanému objektu, od něhož se část elektromagnetických vln odráží zpět a přijímací anténa (Rx) je detekuje. Vlastnosti odraženého signálu silně závisí nejen na objektu, od kterého se odráží, ale také

na prostředí, kterým se signál šíří. Podle vlastností prostředí může dojít k většímu nebo menšímu utlumení signálu. Signál se může odrazet i od ostatních předmětů, které nejsou u dané aplikace primární. Tyto nechtěné signály jsou nazývány tzv. pozadí (background). Přijímací anténa zachytí odražený signál, v přijímači je analogový (spojitý) signál zesílen a poté je pomocí A/D převodníku digitalizován, aby mohl být zobrazen v počítači. [13; 17]



**Obrázek 2.1: Blokové schéma radaru s jednou anténou. Převzato z [17] a upraveno.**

## 2.2.2 Detekce nádoru prsu

V současné době je nejpoužívanější metodou při detekci nádoru prsu tzv. RTG mamograf. Jedná se o přístroj používající pro detekci nádoru prsu RTG záření. Nicméně, tato metoda nádor neodhalí až ve 20 % případů. [15] K největší chybovosti vyšetření mamografem dochází především u mladších žen anebo pokud se jedná o nádor v raném stádiu. Tkáň nádoru se vyznačuje větší koncentrací krve než zdravá tkáň. Zároveň tkáň prsu má u mladších žen větší koncentraci vody. RTG záření obtížně prochází tkáněmi s větší koncentrací vody, kvůli čemuž je u mladších žen obtížnější nádor odhalit. [15; 18] Další nevýhodou mamografů je použité ionizující záření. I přesto, že je dávka vysílaná mamografy v současné době relativně nízká, dochází k zvyšování radioaktivní dávky do těla pacientky, což zvyšuje riziko vzniku rakoviny. Z výše uvedených důvodů je mikrovlnné zobrazování výhodnou alternativou. Jedná se o relativně levnou metodu, při které nedochází k ozařování ionizujícím zářením, což by mohlo umožnit provádění častějších preventivních kontrol, které u mamografu z důvodu ionizujícího záření nemohou být zavedeny. [18] Použitím širokopásmového radaru dostáváme optimální kombinaci dobrého rozlišení a citlivosti na změnu dielektrických parametrů. Mikrovlnné zobrazování je založeno na principu rozdílného odražení signálu od nádorových a zdravých tkání. Nádorová tkáň se vyznačuje vysokým prokrvením, a tedy i větší koncentrací vody. Nádorová tkáň má tedy výrazně vyšší hodnoty relativní permitivity a vodivosti než zdravá tkáň. Zdravá tkáň prsu je tvořena především tukem, který má velmi nízkou relativní permitivitu i vodivost. Tyto rozdíly v dielektrických parametrech zajišťují dostatečný kontrast mezi nádorovou a zdravou tkání. [18; 19] Dostatečné rozdíly mezi nádorovou a zdravou tkání umožňují detekci nádorů v již raném stádiu. [15] Někteří

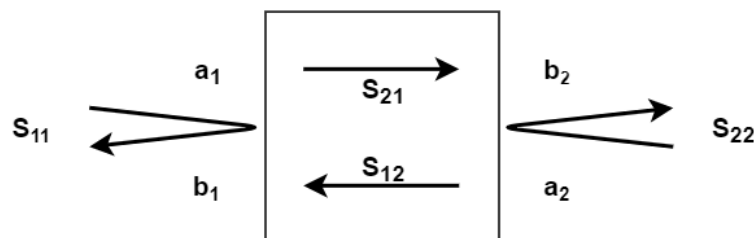
autoři poukazují na výraznou nehomogenitu tkáně prsu, kdy kontrast mezi zdravou a nádorovou tkání není dostatečný. [20] Tento problém lze řešit použitím kontrastních látek, které se hromadí v nádoru a zvyšují tak rozdíly mezi permitivitou nádoru a okolní tkáně. [21]

### 2.2.3 Odhad teploty lidského těla pomocí UWB radaru

V posledních letech se také vyvíjí systémy, které využívají mikrovlnného radaru pro měření rozložení teploty v lidském těle. Předchozí studie dokázaly závislost dielektrických parametrů jako specifické vodivosti a relativní permitivity na teplotě a na frekvenci aplikované do tkáně. Ve studii [22] byl formulován matematický vztah popisující tuto závislost v lidské tkáni. V této bakalářské práci budu vycházet ze studie [23], ve které byl formulován předpoklad lineární závislosti změny teploty na změně intenzity odraženého signálu.

## 2.3 S-parametry

S-parametry (rozptylové parametry) byly zavedeny z důvodu lepší přehlednosti při analýze signálů z více antén. Jsou definovány obecně pro vícebrany. Pro popis S-parametru se používá označení  $S_{xy}$ . Za písmeno x se dosadí číslo antény, která přijímá signál a za písmeno y se dosadí číslo antény, která signál emituje. V této práci budou použity dvě antény. Pro model s dvěma anténami lze popsat čtyři S-parametry:  $S_{11}$ ,  $S_{12}$ ,  $S_{21}$  a  $S_{22}$ , které jsou znázorněny na obrázku 2.2.



**Obrázek 2.2: Principiální schéma S-parametrů pro model se dvěma anténami. Převzato z [24] a upraveno.**

Na obrázku 2.2 jsou pro lepší přehlednost znázorněny S-parametry pomocí šipek. Dále jsou na obrázku znázorněny parametry  $a_1$  a  $a_2$ , které představují signály vyslané anténou 1 a 2. Parametry  $b_1$  a  $b_2$  znázorňují signály přijaté danými anténami. Označení S-parametrů je vysvětleno v tabulce 2.1.

**Tabulka 2.1: S-parametry pro model s dvěma anténami.**

$S_{11}$	Signál vyslaný anténou 1 a zachycený anténou 1
$S_{12}$	Signál vyslaný anténou 2 a zachycený anténou 1
$S_{21}$	Signál vyslaný anténou 1 a zachycený anténou 2
$S_{22}$	Signál vyslaný anténou 2 a zachycený anténou 2

Parametry  $S_{xx}$  se nazývají koeficienty odrazu a parametry  $S_{xy}$  se nazývají koeficienty přenosu. Koeficienty přenosu záleží na vzdálenosti a materiálu, kterým prochází, a vyjadřují, jak vlna po průchodu interaguje s materiálem.  $S_{xx}$  parametr popisuje koeficient odrazu antény x. Je to základní parametr každé antény, který popisuje schopnost její vysílané energie proniknout do měřeného objektu (v případě této práce do měřené tkáně). [24] Tato hodnota by měla dosahovat méně než -10 dB, aby kvalita antény byla uznána jako efektivně vyzařující. [5] Hodnotu  $S_{xx}$  parametru získáme z následujícího vztahu:

$$S_{xx} = \frac{b_x}{a_x}, \quad (2.1)$$

kde  $a_x$  je pulz vyslaný z antény x a  $b_x$  je odražený signál přijatý stejnou anténou. [24]



### 3 Cíle práce

Cílem této práce je vytvořit numerický model lokálně ohřáté svalové tkáně, kde bude teplota postupně přecházet z 37 °C na maximální teplotu. Pro tento model budou simulovány tři různé situace, ve kterých budou nastaveny tři různé maximální teploty z typického rozmezí pro mikrovlnnou hypertermii: 41 °C, 43 °C a 45 °C. Díky tomu bude možné mezi sebou porovnat chování signálu pro jednotlivé teploty a odhadnout, jak se změní intenzita odraženého signálu při změně teploty.

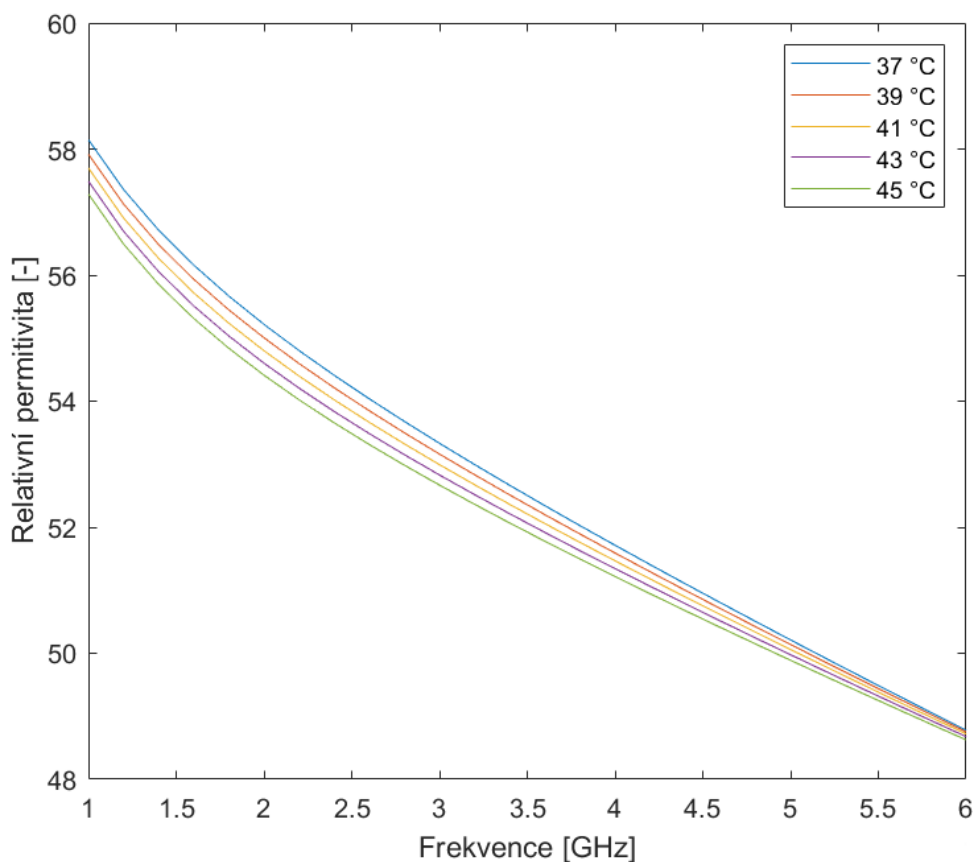
Hlavním cílem této práce je prozkoumat vztah mezi změnou intenzity odraženého signálu a změnou teploty v místě odrazu. Tyto poznatky by v budoucnu mohly umožnit měření teploty lidské tkáně širokopásmovým radarem při mikrovlnné hypertermii.

Dalším cílem této práce je navrhnout experiment lokálního ohřevu svalové tkáně a navrhnout a vyrobit nádobu určenou pro tento experiment.

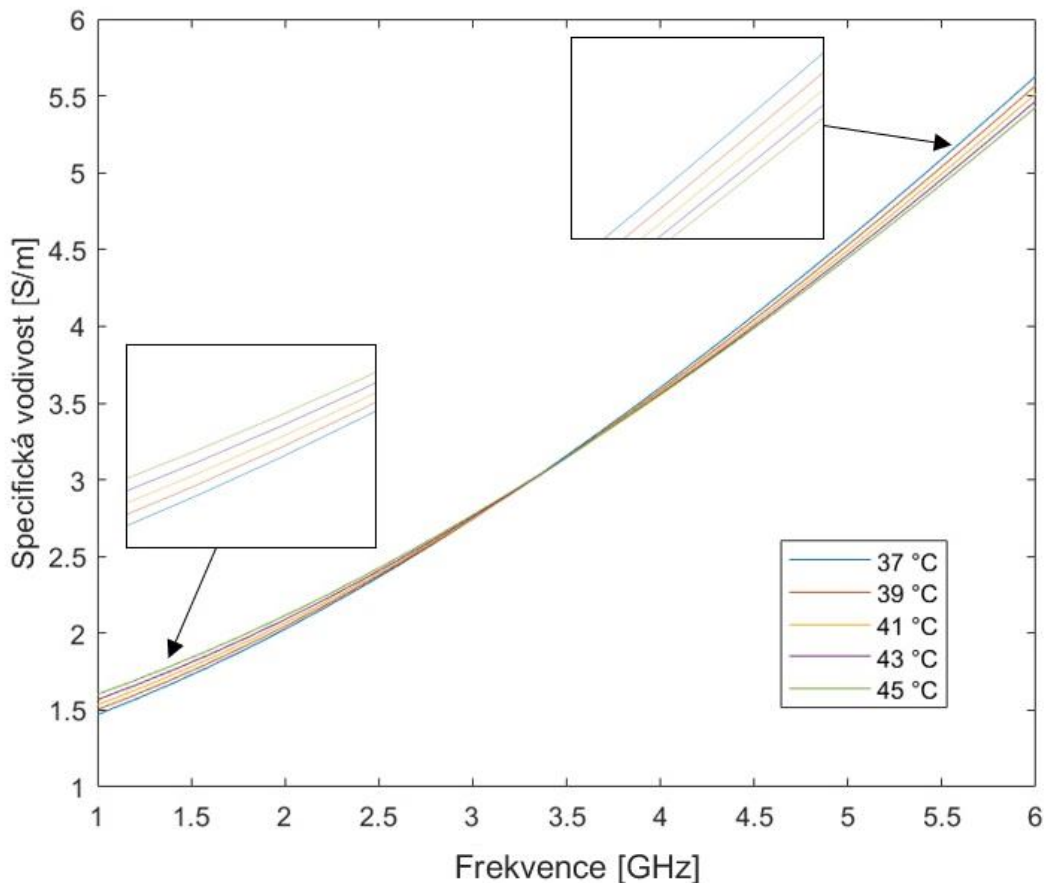
## 4 Metody

### 4.1 Princip měření teploty UWB radarem

Při změně teploty v lidském těle dochází zároveň ke změně dielektrických parametrů jako relativní permitivita a specifická vodivost. Tyto dielektrické parametry jsou teplotně a frekvenčně závislé. Při různých hodnotách těchto dielektrických parametrů zároveň dostáváme rozdílné intenzity odraženého signálu z tkáně. Po vyslání signálu do tkáně tedy lze pozorovat rozdílné chování odraženého signálu pro různé teploty lidského těla. Aby bylo možné odhadnout teplotu v měřené oblasti, je nejprve nutné znát závislost specifické vodivosti a relativní permitivity na teplotě a frekvenci. Ve studii [22] bylo zjištěno, jak se tyto parametry mění v závislosti na teplotě a frekvenci ve svalové tkáni, tuku, krvi a játrech v teplotním rozmezí 30–50 °C. Z výsledků této studie bylo tedy možné získat závislost relativní permitivity a specifické vodivosti na frekvenci pro teploty sledované při hypertermii (37–45 °C) ve svalové tkáni, viz obrázek 4.1 a obrázek 4.2. Zobrazené závislosti budou využity v této práci. Pokud známe frekvenci vysílanou do tkáně, je teoreticky možné odhadnout její teplotu. Nejprve je však nutné zjistit závislost změny intenzity odraženého signálu na teplotě v místě odrazu. Změny jsou velmi malé, ale dle studie proveditelnosti publikované v [7] jsou tyto změny měřitelné radarovými systémy.



Obrázek 4.1: Závislost relativní permitivity na frekvenci a teplotě ve svalové tkáni



**Obrázek 4.2: Závislost specifické vodivosti na frekvenci a teplotě ve svalové tkáni**

Dle dohledané literatury zatím však radarem není možné odhadnout absolutní teplotu ve sledované tkáni, ale pouze tzv. rozdílovou teplotu. Lze tedy sledovat pouze změny signálu, ke kterým dochází po ohřevu tkáně na určitou teplotu. Aby bylo možné získat informace o změně intenzity odraženého signálu v závislosti pouze na změně teploty, je nutné eliminovat všechny ostatní vlivy, které by mohly chování signálu pozměnit. Toho se docílí vytvořením tzv. pozadí signálu, tedy vysláním signálu do modelu o konstantní teplotě před zahřátím tkáně. Tzv. pozadí signálu se následně odečítá od signálů, které se do modelu vysílají již při změně teploty v tkáni. Tímto způsobem je možné sledovat změnu intenzity signálu závislou pouze na změně teploty a z této závislosti následně formulovat matematický vztah, na základě kterého bude možné odhadnout změnu teploty v daném místě ze změny intenzity signálu.

## 4.2 Numerické modely lokálně ohřáté svalové tkáně

Pro návrh a tvorbu numerických modelů byl zvolen simulátor elektromagnetického pole Sim4Life [25], který využívá algoritmus FDTD (konečných diferencí v časové oblasti). V tomto simulátoru následně probíhaly také elektromagnetické simulace. Díky metodě FDTD je možné simulovat chování radarového signálu. Numerické modely lokálně

ohřáté svalové tkáně by měly být zjednodušenou reprezentací reálného měření při hypertermické léčbě. Teploty modelů budou nastaveny tak, aby se co nejvíce podobaly používaným hodnotám teplot při hypertermické léčbě, které se pohybují v rozmezí 37–45 °C.

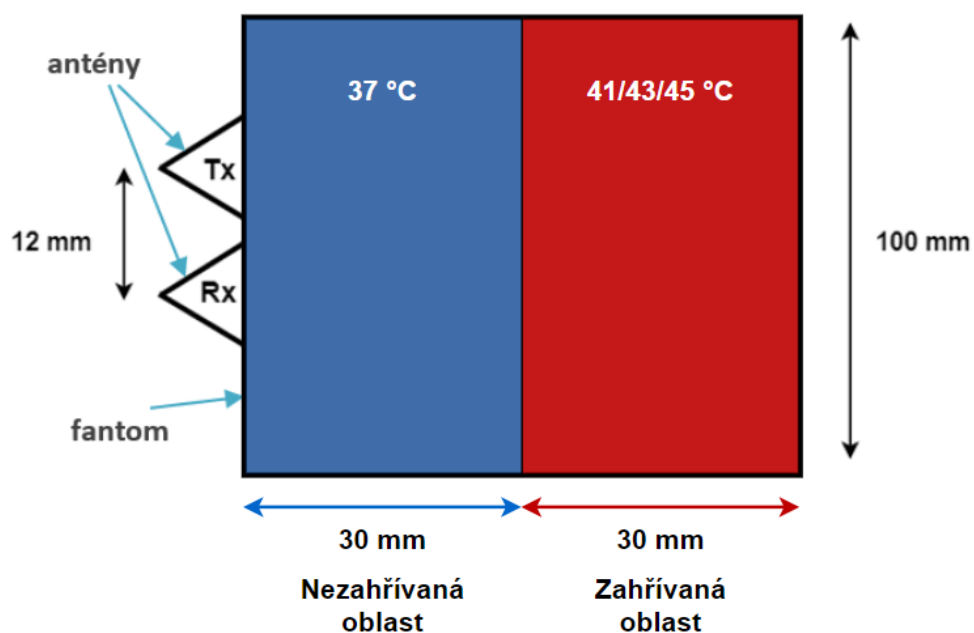
Vytvořením numerického modelu lokálně ohřáté svalové tkáně je umožněno sledovat chování signálu v lidské tkáni a zjistit, jestli mezi změnami intenzity odraženého signálu a změnou teploty existuje nějaký vztah. Ve studii [7] byl formulován předpoklad lineární závislosti mezi těmito dvěma veličinami. Použitím podobného numerického modelu navrženého ve zmíněné studii [7] by tedy měly být získány relevantní výsledky, které budou moci být později porovnány s reálným měřením.

#### 4.2.1 Návrh numerických modelů svalové tkáně

Budou vytvořeny dva numerické modely lokálně ohřáté svalové tkáně:

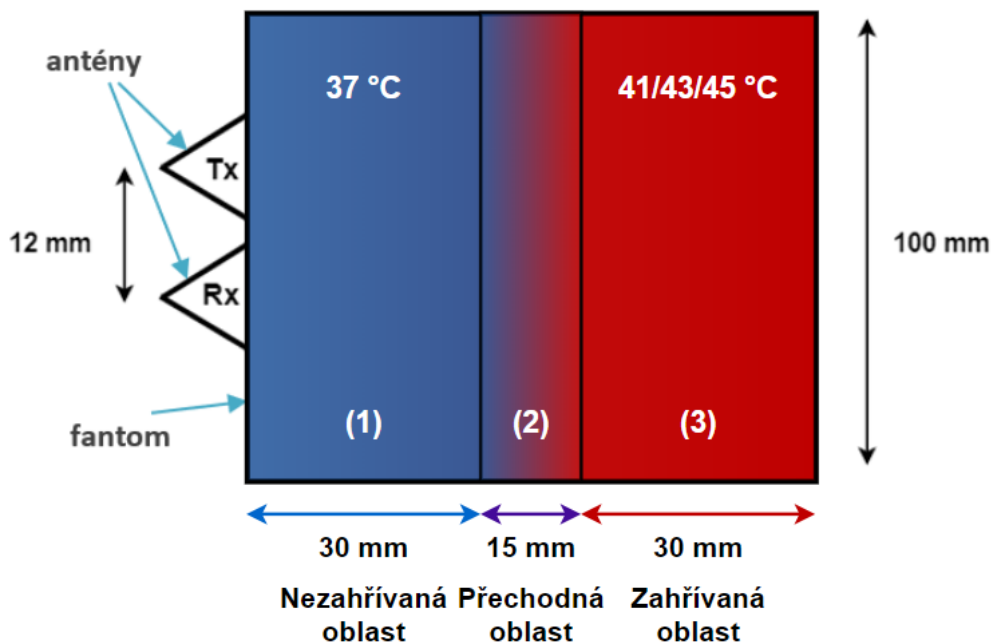
- Jednoduchý numerický model.
- Numerický model s přechodnou teplotní částí.

Jednoduchý numerický model je idealizovaný numerický fantom skládající se ze dvou částí, viz obrázek 4.3. V první části bude teplota nastavena na normální teplotu lidského těla 37 °C. V druhé části budou teploty postupně nastavovány na hodnoty 41 °C, 43 °C a 45 °C. Tento model je idealizovaný, jelikož teplota numerického modelu svalové tkáně nepřechází postupně z 37 °C na maximální teplotu, jak by tomu bylo v reálné situaci. Dochází tu k náhlé změně teploty bez postupného oteplování. Tento model slouží především k otestování, zda jsou simulace navrženy správně a vycházejí dle očekávání.



Obrázek 4.3: Schéma jednoduchého modelu lokálně ohřáté svalové tkáně

Následně bude vytvořen složitější numerický model, do něhož bude zahrnuta oblast s postupným růstem teploty, viz obrázek 4.4. Jedná se tedy o model reprezentující reálnější situaci při hypertermické léčbě. Tento model je pro lepší porozumění popsán detailněji. Numerický model lokálně ohřáté svalové tkáně s přechodnou teplotní oblastí je rozdělen do tří částí, viz obrázek 4.4. Pro lepší orientaci jsou jednotlivé části modelu označeny číslicemi jako část 1, část 2 a část 3.



**Obrázek 4.4:** Schéma modelu lokálně ohřáté svalové tkáně s přechodnou teplotní částí

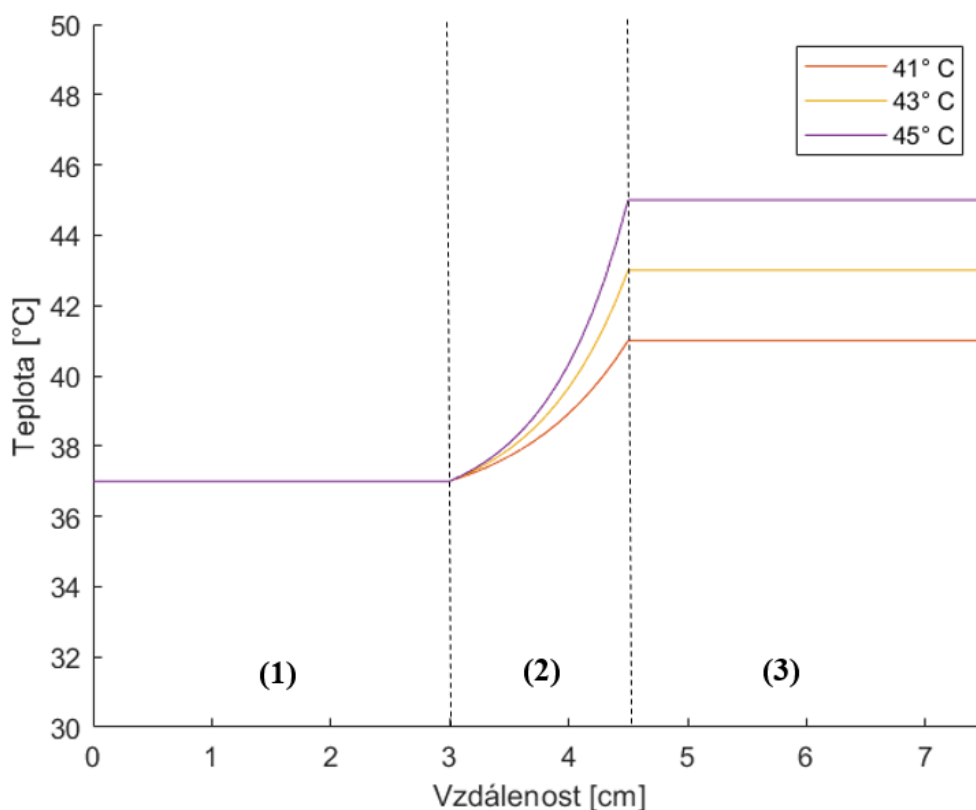
Část 1 reprezentuje nezahřátou část tkáně a má tedy normální teplotu lidského těla 37 °C. Část 2 modelu je tzv. přechodná oblast o délce 15 mm, ve které teplota postupně přechází z 37 °C na teplotu v části 3, viz obrázek 4.5. Část 3 modelu reprezentuje zahřívanou oblast svalové tkáně a budou pro ni simulovány čtyři různé situace, viz tabulka 4.1. V první simulaci bude teplota části 3 nastavena na 41 °C, ve druhé na 43 °C a ve třetí na 45 °C. Bude nutné také vytvořit simulaci pro nezahřátý model, aby bylo možné vytvořit tzv. pozadí signálu, které je blíže vysvětlené v kapitole 4.1. Pro nezahřátý model se uvažuje konstantní teplota, tedy normální teplota těla 37 °C napříč celým numerickým modelem.

**Tabulka 4.1:** Maximální teplota pro jednotlivé simulace v části 3 modelu.

Simulace	Teplota části (3) $T$ (°C)
1. simulace	41
2. simulace	43
3. simulace	45
Nezahřátý model	37

Simulace tří různých maximálních teplot umožní porovnat chování odraženého signálu pro jednotlivé teploty a z toho vyvodit, jestli existuje vztah mezi změnou intenzity odraženého signálu a teplotou v místě odrazu.

Část 2, tedy přechodná teplotní část modelu, je dále rozdělena do 30 vrstev, z nichž každá má 0,5 mm. Šířka vrstev 0,5 mm byla zvolena tak, aby radar tuto přechodnou část nerozeznal jako jednotlivé vrstvy, ale jako souměrnou tkáň s postupným vzrůstem teploty. Naopak příliš malá šířka vrstev by výrazně zvýšila výpočetní náročnost simulace.



**Obrázek 4.5: Graf rozložení teploty napříč numerickým modelem pro simulace s maximální teplotou 41 °C, 43 °C a 45 °C**

#### 4.2.2 Nastavení parametrů numerických modelů svalové tkáně

Jak již bylo popsáno v kapitole 4.1, měření teploty UWB radarem je závislé na dielektrických parametrech jako relativní permitivita a specifická vodivost. Nastavením hodnot těchto dielektrických parametrů v programu Sim4Life je tedy možné definovat teplotu jednotlivých částí modelu.

Při tvorbě numerického modelu lokálně ohřáté svalové tkáně je využito závislosti teploty na změně zmíněných dielektrických parametrů. V dříve zmíněné studii [22] byl definován matematický vztah, na základě kterého je možné z aplikované frekvence a požadované teploty dopočítat hodnoty relativní permitivity a specifické vodivosti v daném místě. Hodnoty těchto parametrů byly upravovány tak, aby odpovídaly realitě

a aplikaci. Základní materiály a jejich parametry použité v simulacích jsou uvedené v tabulce 4.2.

**Tabulka 4.2:** Použité materiály a jejich základní parametry.

Materiál	Relativní permitivita $\varepsilon_r$ (-)	Specifická vodivost $\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ )
Vzduch	1	0
Svalová tkáň pro 37 °C	52,50	3,16
Svalová tkáň pro 41 °C	52,21	3,14
Svalová tkáň pro 43 °C	52,06	3,14
Svalová tkáň pro 45 °C	51,92	3,15

V tabulce 4.2 nejsou uvedeny použité materiály pro jednotlivé vrstvy v přechodné teplotní části 2 modelu, protože se tyto parametry pro každou simulaci a pro každou vrstvu liší. Parametry v jednotlivých vrstvách přechodné části byly nastavovány pro každou vrstvu zvlášť, a to tím způsobem, aby se teplota v této části zvyšovala exponenciálně, viz obrázek 4.5. Nejprve bylo nutné odvodit exponenciální rovnice, podle kterých teplota v jednotlivých simulacích rostla. Exponenciální rovnice, podle kterých se zvyšovala teplota v části 2 modelu, byly odvozeny z následujícího vztahu:

$$T = (T_0 - 1) + \alpha^s, \quad (4.1)$$

kde  $\alpha$  je hledaný koeficient, podle kterého se teplota v dané simulaci zvyšovala,  $T$  je maximální teplota, které chceme dosáhnout a  $T_0$  je počáteční teplota. Od teploty  $T_0$  se odečítá 1, aby byl exponenciální růst co nejvíce pozvolný.  $s$  je délka části 2 modelu udané v centimetrech. Hodnoty pro dosazení do vztahu (4.1) jsou pro jednotlivé simulace uvedeny v tabulce 4.3.

**Tabulka 4.3:** Hodnoty pro výpočet koeficientu  $\alpha$  ze vztahu (4.1).

Simulace	$T$ (°C)	$T_0$ (°C)	$s$ (cm)
1. simulace	41	37	1,5
2. simulace	43	37	1,5
3. simulace	45	37	1,5

Získáním koeficientu  $\alpha$  byly získány exponenciální rovnice, podle kterých bylo možné následně dopočítat teplotu nastavovanou zvlášť pro každou vrstvu přechodné teplotní části 2 modelu. Použité exponenciální rovnice jsou uvedené v tabulce 4.4.

**Tabulka 4.4:** Exponenciální rovnice s dopočítaným koeficientem  $\alpha$  pro jednotlivé simulace.

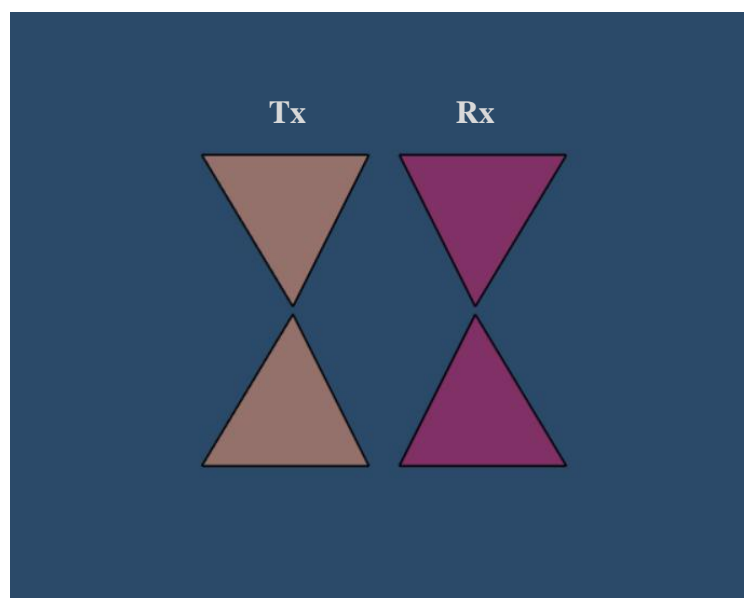
Simulace	Exponenciální rovnice
1. simulace	$T = 36 + 2,924^s$
2. simulace	$T = 36 + 3,659^s$
3. simulace	$T = 36 + 4,327^s$

$T$  je hledaná teplota dané vrstvy a  $s$  je její vzdálenost od počátku přechodné teplotní části 2 modelu dosazená v centimetrech.

Teploty všech vrstev byly spočítány a aby bylo možné přesně tyto teploty v modelu nastavit, bylo nutné dopočítat odpovídající hodnoty relativní permitivity a specifické vodivosti pro každou z teplot. Pomocí matematického modelu ze studie [22] byly získány hodnoty relativní permitivity a specifické vodivosti pro všechny části a vrstvy modelu svalové tkáně. Tyto parametry se poté nastavovaly každé vrstvě tak, aby odpovídaly požadované teplotě v této vrstvě.

### 4.2.3 Použité antény

K části 1 modelu byly připevněny dvě širokopásmové antény vzdálené od sebe 12 mm, viz obrázky 4.3 a 4.4, kde jsou antény vyznačeny. Jedna byla použita jako vysílací anténa (Tx) a druhá jako přijímací anténa (Rx). Antény jsou zobrazeny na obrázku 4.6.

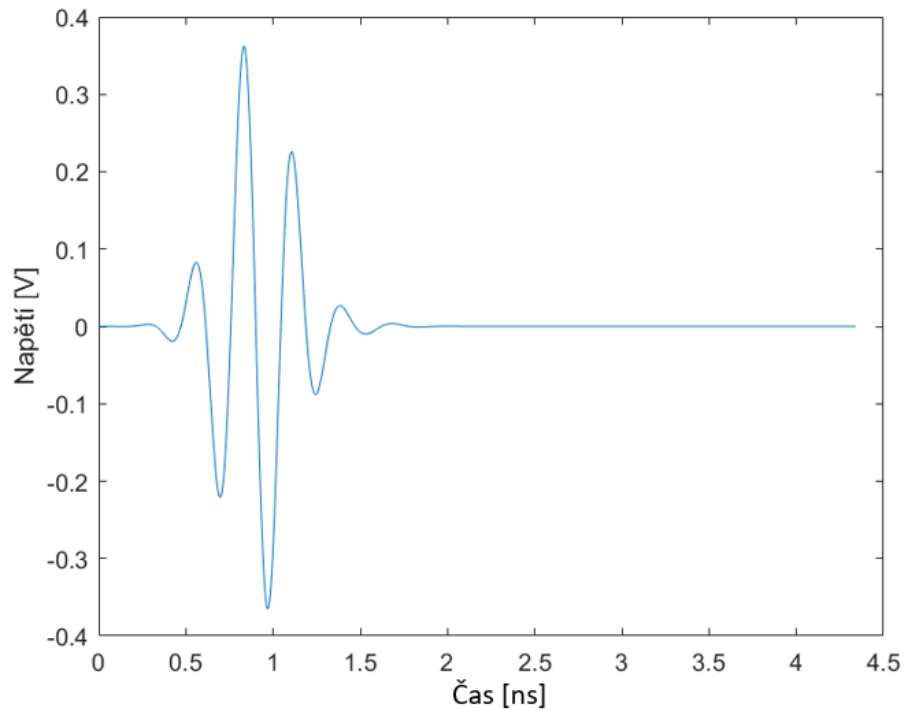


**Obrázek 4.6:** Širokopásmové antény Tx a Rx použité v simulacích

Tx anténa vysílá širokopásmový pulz ve frekvenčním pásmu 1–6 GHz. Časový pulz je zobrazen na obrázku 4.7. Toto frekvenční pásmo zajišťuje dostatečnou citlivost

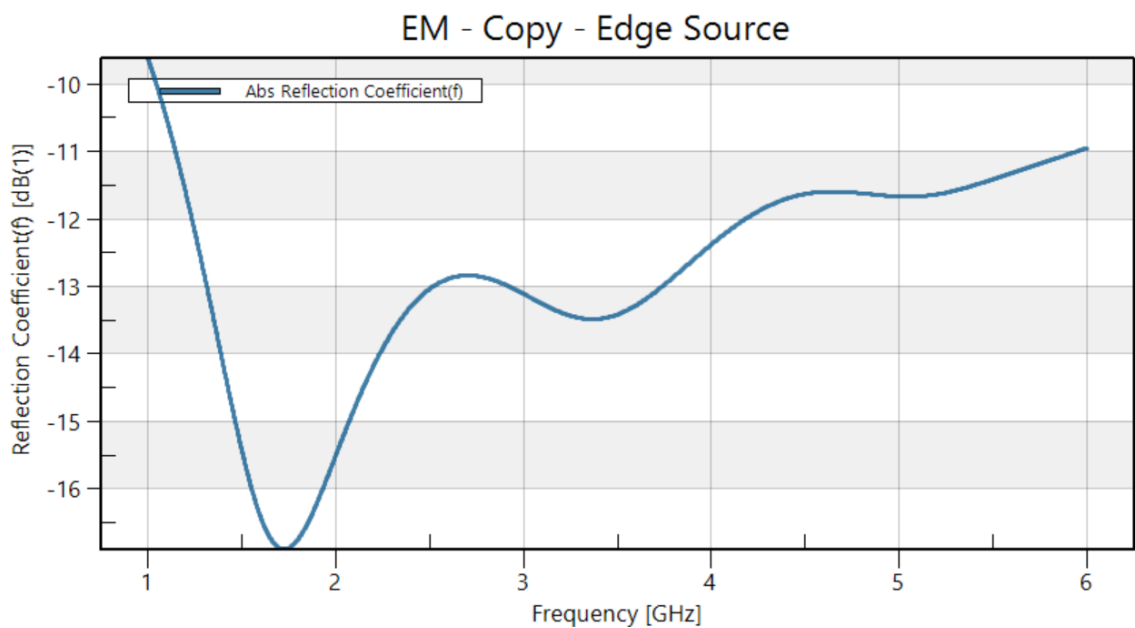


na teplotní změnu i prostorové rozlišení k tomu, aby bylo možné získat dostatek informací z měřené tkáně.



**Obrázek 4.7: Pulz vysílaný anténou Tx**

Vzhledem k tomu, že jsou antény totožné, je dostatečné sledovat pouze S-parametr  $S_{11}$ , který je stejný jako S-parametr  $S_{22}$ . Impulz vysílá pouze jedna anténa Tx, budou tedy sledovány S-parametry  $S_{11}$  a  $S_{21}$ .  $S_{11}$  parametr je koeficient odrazu antény Tx a udává její schopnost proniknout do svalové tkáně. Hodnota tohoto parametru dosahuje -17 dB, viz obrázek 4.8. Tato hodnota odpovídá dostatečné kvalitě antény. Hodnoty koeficientu odrazu antén obecně musí dosahovat  $\leq -10$  dB. [5]



**Obrázek 4.8: Koeficient odrazu antény Tx**

### 4.3 Simulace ohřevu svalové tkáně

Budou uskutečněny tři simulace pro tři různé teploty ohřevu: 41 °C, 43 °C a 45 °C, viz tabulka 4.1. Výsledky simulací, časové průběhy napětí na přijímací anténě Rx, budou analyzovány pro jednotlivé teploty a budou mezi sebou porovnány. Díky tomu bude možné analyzovat změny chování odraženého signálu při změně teploty. Simulace budou provedeny dvakrát. První simulace budou provedeny pro jednoduchý numerický model z obrázku 4.3. Druhé simulace budou provedeny pro numerický model zobrazený na obrázku 4.4, v němž teplota postupně roste z 37 °C na teplotu v části 3 modelu. Bude vytvořena také simulace pro nezahřátý model, aby bylo možné vytvořit tzv. pozadí signálu, viz kapitola 4.1. Pro nezahřátý model se uvažuje konstantní teplota před zahřátím tkáně, tedy normální teplota těla 37 °C napříč celým numerickým modelem. Všechny provedené simulace jsou pro větší přehlednost vypsány v tabulce 4.5.

**Tabulka 4.5:** Teplota částí modelu pro jednotlivé simulace.

Simulace	Teplota v části 1 $T$ (°C)	Teplota v části 2 $T$ (°C)	Teplota v části 3 $T$ (°C)
1. simulace*	37	-	41
2. simulace*	37	-	43
3. simulace*	37	-	45
Nezahřátý model*	37	-	37
1. simulace#	37	$T = 36 + 2,924^s$	41
2. simulace#	37	$T = 36 + 3,659^s$	43
3. simulace#	37	$T = 36 + 4,327^s$	45
Nezahřátý model#	37	37	37

Symbol \* značí simulace pro jednoduchý model. Symbol # značí simulace pro numerický model s přechodnou teplotní částí 2.

#### 4.3.1 Způsob zpracování výsledků simulací

Dle dohledané literatury zatím není možné UWB radarem měřit absolutní teplotu, ale pouze tzv. rozdílovou teplotu, viz kapitola 4.1. Po vyslání elektromagnetického pulzu do numerického modelu se tato vlna v prostředí šíří. Jakmile dopadne na rozhraní s vyšší teplotou, a tedy jinou komplexní permitivitou, dojde k jejímu odrazu. Odražená vlna je následně zachycena přijímací anténou Rx. Intenzita těchto odrazů je poté analyzována v závislosti na změně teploty. Předpokladem vyplývajícím ze studie [23] je lineární závislost s přímou úměrou, kterou je však nutné ověřit.

Nejprve je nutné provést simulaci pro nezahřátý model. Pro nezahřátý model je uvažována normální teplota těla 37 °C, tedy teplota tkáně, než dojde k jejímu ohřevu. Pro tuto simulaci je uvažována konstantní teplota 37 °C napříč celým modelem svalové tkáně, viz tabulka 4.5. Provedením simulace pro nezahřátý model se vytvoří tzv. pozadí signálu. Tzv. pozadí signálu v sobě obsahuje nechtěné odrazy, které by zkreslily analýzu sledovaného signálu. Toto pozadí signálu se tedy odečítá od jednotlivých průběhů signálů, čímž jsou eliminovány všechny nechtěné vlivy, které by mohly změnu intenzity ovlivnit. Tímto způsobem je tedy získána změna intenzity odraženého signálu závisící pouze na změně teploty. Koncept diferenciálního signálu závislého pouze na změně teploty lze vyjádřit následujícím vztahem:

$$\Delta y(\Delta T) = y(T) - y_0(T_0), \quad (4.2)$$

kde  $\Delta y$  je diferenciální signál, jehož intenzita je ovlivněna rozdílovou teplotou  $\Delta T$  (změnou teploty),  $y$  je signál, jehož intenzita je ovlivněna teplotou  $T$  a  $y_0$  je tzv. pozadí signálu, jehož intenzita je vyvolána teplotou  $T_0$ .

Z takto získaných dat pro jednotlivé simulace se v programovém prostředí MATLAB vytvoří pomocí Hilbertovy transformace tzv. obálka jednotlivých signálů. Ty se následně normují na maximální hodnotu 1 V, aby je bylo možné mezi sebou porovnat. Stejným postupem se upraví i signál z nezahřátého modelu. Časová osa je následně převedena na osu vzdálenostní, aby bylo možné v grafu detekovat jednotlivé části modelu z obrázku 4.3 a 4.4, ze kterých se signál odrážel. Díky znalosti střední frekvence radaru je možné z matematického modelu [22] získat relativní permitivitu pro dané prostředí. Následně se ze znalosti rychlosti šíření elektromagnetické vlny v daném prostředí a relativní permitivity tohoto prostředí dopočítá odhad vzdálenosti podle vztahů (4.3) a (4.4):

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}}, \quad (4.3)$$

kde  $c$  je rychlost elektromagnetického záření ve vakuu a  $\epsilon_r$  je relativní permitivita daného prostředí, kterým se elektromagnetická vlna šíří rychlostí  $v$ . K přepočtu časové osy na vzdálenostní osu se využije následující vztah:

$$s = \frac{v \cdot t}{2}, \quad (4.4)$$

kde  $s$  je vzdálenost,  $t$  je čas a  $v$  je rychlost šíření elektromagnetické vlny. Vzdálenost je nutné dělit dvěma, protože signál putuje k předmětu a zpět – tzn. vlna projde prostředím dvakrát. Vzdálenost od radaru k objektu tedy představuje polovinu uražené vzdálenosti.

Porovnáním maximálních amplitud průběhů jednotlivých simulací s průběhem signálu z nezahřátého modelu bude detekováno, kde se v grafu průběhu signálů nachází jednotlivé části modelu. Budou zvoleny tři body, pro které se bude analyzovat závislost změny intenzity signálu na změně teploty.

- Pro jednoduchý numerický model bez přechodné teplotní části budou tyto tři body vybírány ze zahřívání oblasti, tedy oblasti s maximální teplotou ohřevu, viz obrázek 4.3. Tímto způsobem bude možné sledovat změnu intenzity signálu závislou na náhlé změně teploty.
- Pro numerický model s přechodnou teplotní částí budou tyto tři body vybrány z oblasti 2, viz obrázek 4.4. V této oblasti se teplota postupně zvyšuje a bude tedy možné sledovat změnu intenzity odraženého signálu způsobenou mírnou změnou teploty.

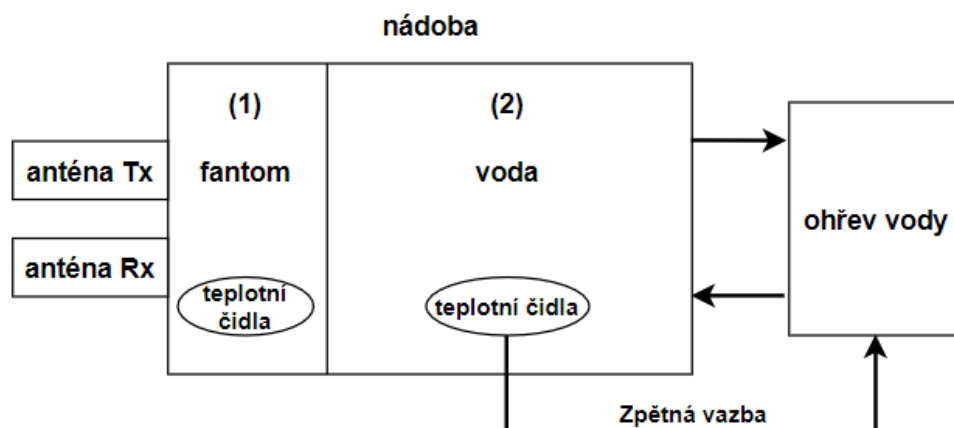
V programovém prostředí MATLAB budou vytvořeny grafy závislosti změny intenzity odraženého signálu na změně teploty, kde na osu x budou vyneseny teploty, kterých bylo dosaženo v daném bodě v jednotlivých simulacích. Na osu y budou vyneseny hodnoty napětí odraženého signálu z dané vzdálenosti pro jednotlivé simulace. Poté budou v programu MATLAB získány předpisy přímk závislosti změny intenzity odraženého signálu na změně teploty a hodnota Pearsonova korelačního koeficientu.

#### 4.4 Návrh experimentu ohřevu svalové tkáně

Aby bylo možné považovat výsledky simulací za správné, je třeba je ověřit experimentem, který bude simulované procesy reprezentovat v reálném měření. Je tedy třeba, aby se průběh experimentu co nejvíce přibližoval reálné situaci při hypertermické léčbě a zároveň musí být navržen podobně jako numerické simulace provedené v simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life. Díky tomu bude možné vzájemně porovnat výsledky simulací s reálným měřením a tyto poznatky v budoucnu využít k dalšímu výzkumu, který by potenciálně umožnil monitorování teploty lidské tkáně UWB radarem.

Na obrázku 4.9 je zobrazeno blokové schéma návrhu experimentu. Hlavním komponentem, který bylo třeba navrhnout a vyrobit, je nádoba navržená v programu Sim4Life pro použití v tomto experimentu. Nádoba je rozdělena do dvou částí. Do části 1 nádoby bude umístěn fantom svalové tkáně. Do této části nádoby budou umístěna teplotní čidla monitorující teplotu fantomu. Část 2 bude naplněna destilovanou vodou o požadované teplotě, která bude monitorována optickými teplotními čidly. Tyto dvě části jsou oddělené tenkou stěnou, aby mohlo docházet k lokálnímu ohřevu fantomu svalové tkáně. Na část 2 nádoby se napojí hadice umožňující cirkulaci vody a na dno této části budou umístěna optická teplotní čidla podávající informaci o teplotě vody v nádobě. Tato čidla budou napojena na termostat, který bude pomocí zpětné vazby z teplotních čidel umístěných v nádobě automaticky upravovat cirkulaci vody tak, aby teplota vody

v nádobě byla udržována na požadované konstantní hodnotě anebo teplotu dle potřeby upraví.



**Obrázek 4.9: Blokové schéma experimentu**

Do stěny nádoby budou připevněny dvě širokopásmové antény, viz obrázek 4.9. Do fantomu bude vysílán signál z UWB radaru ve frekvenčním rozsahu 1–6 GHz. Jedna anténa bude ve vysílacím (Tx) a druhá v přijímacím módu (Rx).

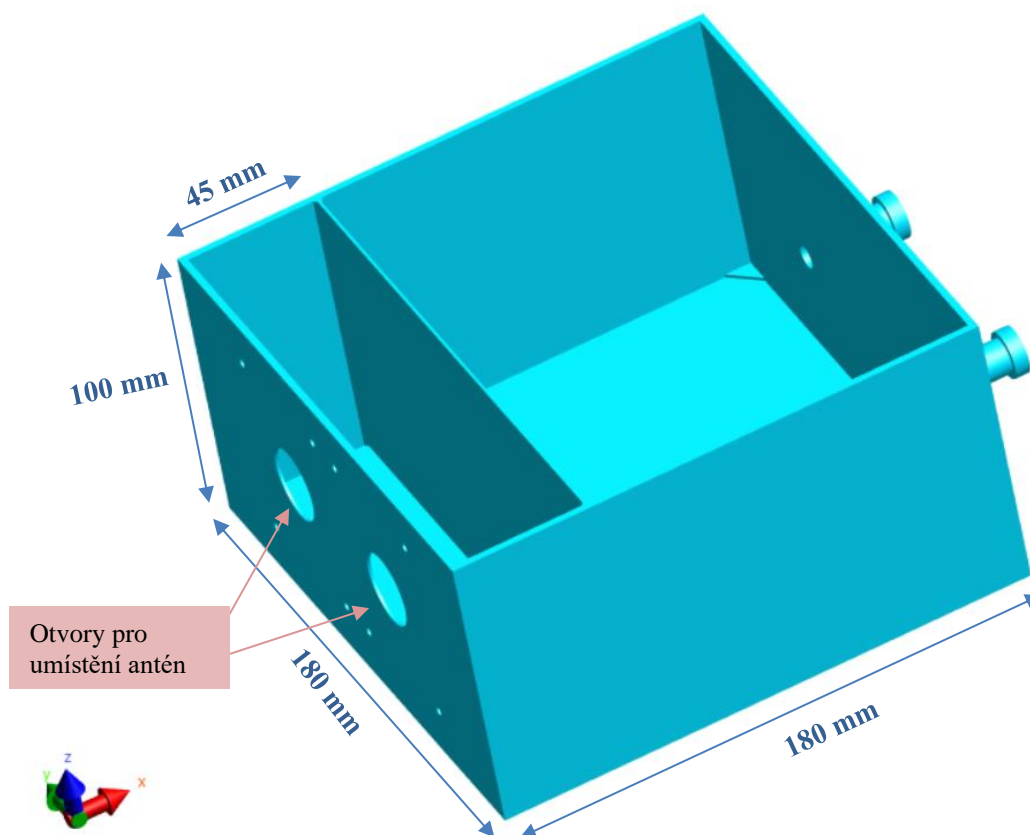
Před provedením jednotlivých měření se celý fantom uvede na konstantní teplotu 37 °C, což reprezentuje nezahřátý model svalu, tedy model s konstantní teplotou těla. Do tohoto modelu s konstantní teplotou bude vyslán UWB radarový signál, čímž se vytvoří tzv. pozadí signálu. Tento postup je shodný s postupem zvoleným u provedených simulací, viz kapitola 4.3. Poté bude část 2 nádoby naplněna destilovanou vodou o stejných teplotách jako nastavované hodnoty teplot části 3 na obrázcích 4.3 a 4.4 v numerických simulacích v programu Sim4Life, viz tabulka 4.5. Díky tomu bude možné reálné měření porovnat s výsledky simulací. Voda ohřívá na definované teploty reprezentuje lokální ohřev svalové tkáně při hypertermické léčbě. Po naplnění nádoby vodou o definované teplotě se do fantomu opět vyšle signál UWB radaru a bude získán průběh napětí v čase. Výsledky se následně zpracují podobně jako u numerických simulací, viz kapitola 4.3.1. Takto zpracované výsledky bude možné porovnat s numerickými simulacemi a prozkoumat tak lépe vztah mezi změnou intenzity odraženého signálu a změnou teploty v místě odrazu.

#### **4.4.1 Návrh nádoby pro experiment ohřevu svalové tkáně**

Reálné měření ohřevu svalové tkáně bude probíhat v nádobě, která byla navržena pro tento experiment v programu Sim4Life. Nádoba musí splňovat následující požadavky:

- Musí do ní být možné umístit fantom svalové tkáně.
- Musí být uzpůsobena lokálnímu ohřevu fantomu.
- Nesmí ovlivnit signál vyslaný radarem.
- Teplota vody v nádobě musí být monitorována a udržována na konstantní hodnotě.

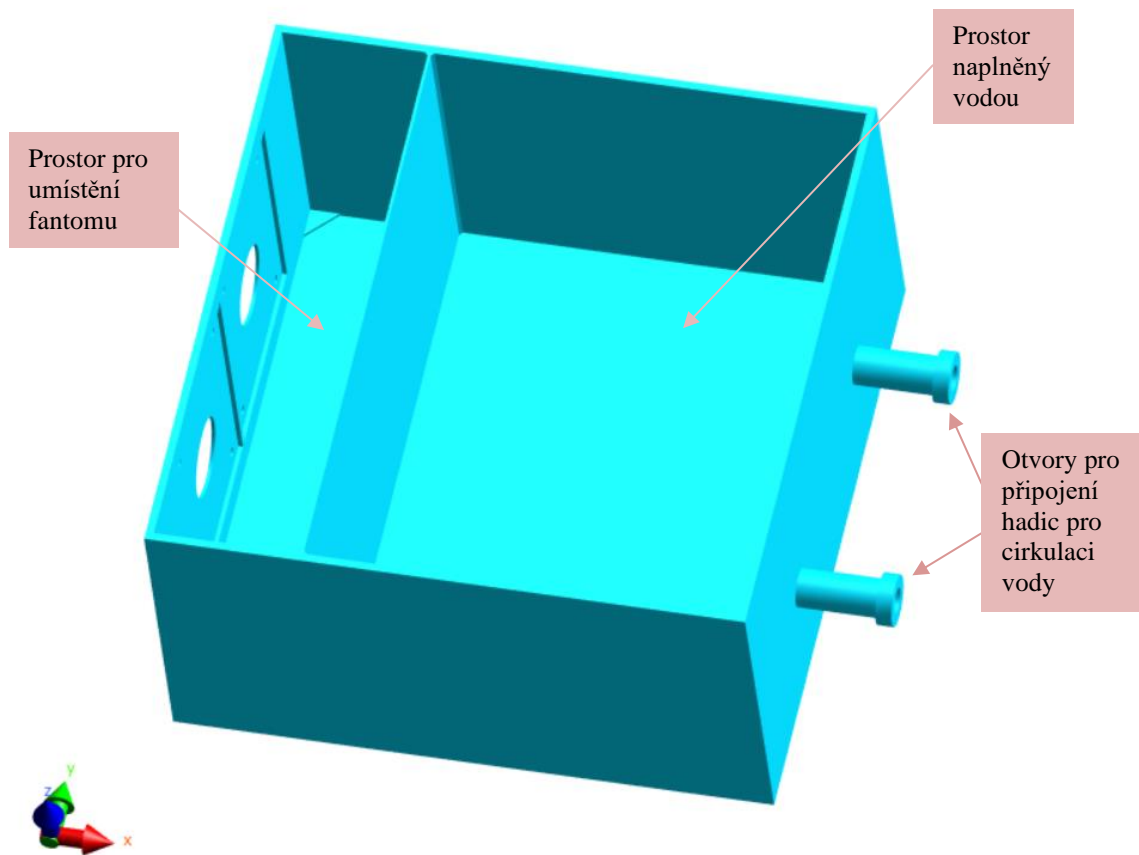
Nádoba byla zhotovena na 3D tiskárně Průša MK3. Je vyrobena z plastu, který je schopen odolat teplotám až 80 °C. Rozměry nádoby byly nataveny tak, aby odpovídaly rozměrům numerického modelu použitého v simulacích. Šířka nádoby je 180 mm a výška je 100 mm, stejně jako výška numerických modelů. Délka nádoby je 180 mm, přičemž část nádoby určená pro fantom má délku 45 mm, tedy délku nezahřáté a přechodné teplotní části numerického modelu, viz obrázek 4.4. Nádoba se skládá ze dvou hlavních částí, které jsou odděleny tenkou stěnou. Tato stěna je 1 mm tenká, aby neovlivnila měření radarem. Ostatní stěny nádoby jsou 2,5 mm tenké, aby byla zajištěna dostatečná pevnost a vodotěsnost nádoby. V části 1 nádoby jsou otvory pro umístění dvou širokopásmových motýlkových antén, viz obrázek 4.10.



**Obrázek 4.10: Návrh nádoby na provedení experimentu**

Do nádoby bude nalit speciální typ fantomu, který reprezentuje vlastnosti svalové tkáně. Tento fantom je popsán ve studii [26]. Změny jeho dielektrických parametrů v závislosti na změně teploty odpovídají změnám v lidské svalové tkáni. Na obrázku 4.11 je vyznačen prostor pro umístění fantomu. Tato část je oddělena tenkou stěnou od druhé části nádoby, která bude naplněna destilovanou vodou o definovaných teplotách. Z této části nádoby jsou vyvedeny dva otvory, ke kterým budou připevněny hadice vedoucí

k termostatu, viz obrázek 4.11. Voda ohřátá na definované maximální teploty reprezentuje lokální ohřev při hypertermické léčbě.



**Obrázek 4.11: Návrh nádoby pro experiment – pohled shora**

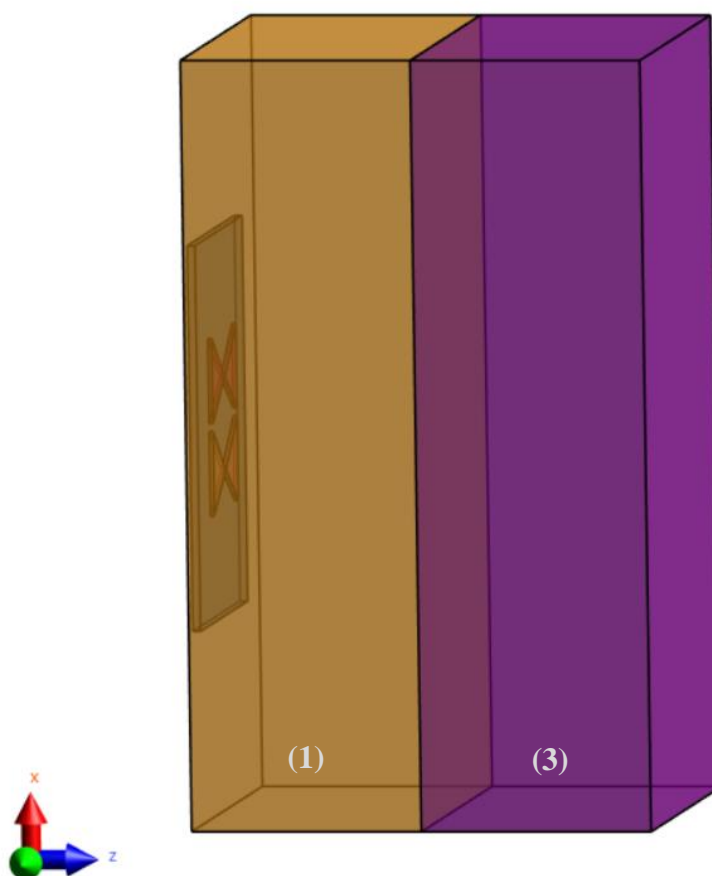
## 5 Výsledky

### 5.1 Simulace lokálně ohřáté svalové tkáně pro jednoduchý numerický model

Návrh numerického modelu bez přechodné teplotní části je prezentován na obrázku 4.3. Jedná se o zjednodušený model, na jehož výsledcích simulací jsou lépe pozorovatelné změny intenzity odraženého signálu způsobené náhlou změnou teploty.

#### 5.1.1 3D model lokálně ohřáté svalové tkáně vytvořený v programu Sim4Life

V simulátoru elektromagnetického pole byl vytvořen numerický model svalové tkáně z obrázku 4.3. Numerický model lokálně ohřáté svalové tkáně bez přechodné teplotní části vytvořený v programu Sim4Life je zobrazen na obrázku 5.1. Tento model se skládá ze dvou částí. Ze strany části 1 jsou připevněny dvě širokopásmové antény popsané v kapitole 4.2.3. Část 2 – přechodná teplotní oblast v tomto modelu není. Část 1 tedy bezprostředně přechází v část 3 s maximální teplotou ohřevu.

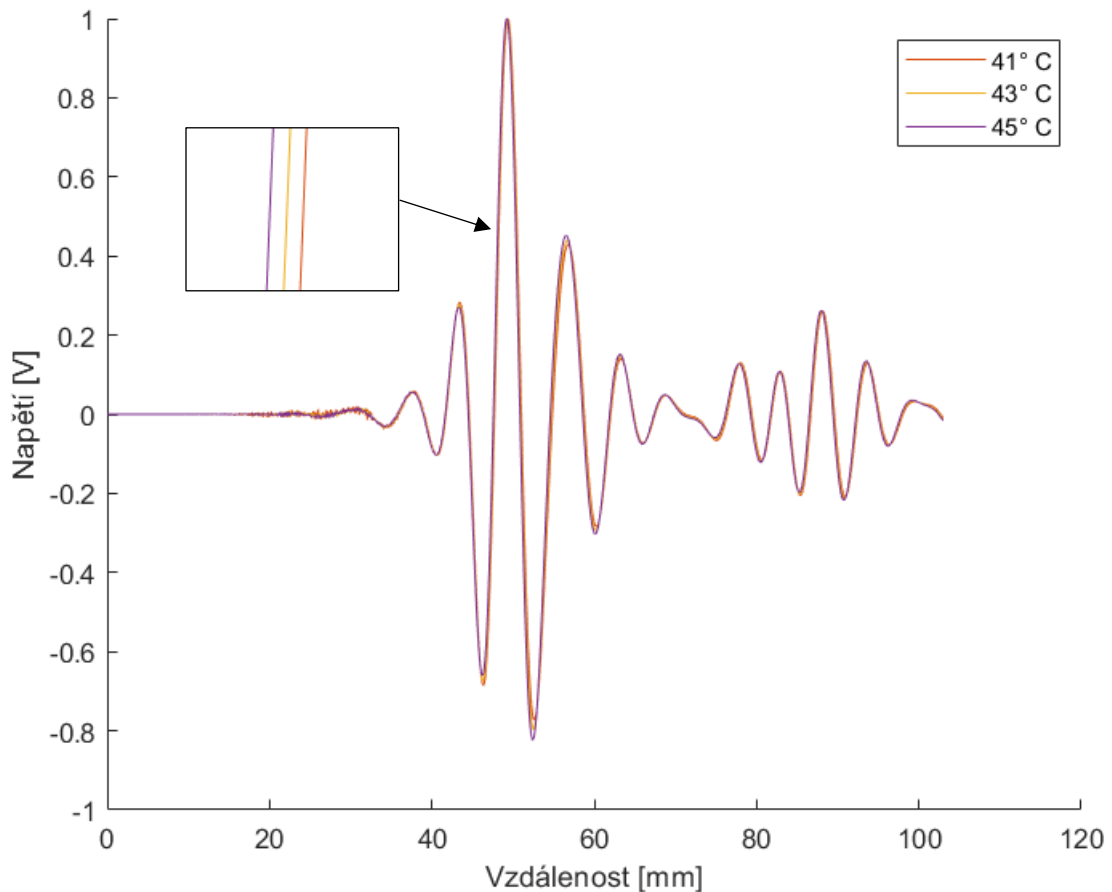


**Obrázek 5.1: Numerický model lokálně ohřáté svalové tkáně vytvořený v programu Sim4Life bez přechodné části**



### 5.1.2 Výsledky simulací a jejich analýza

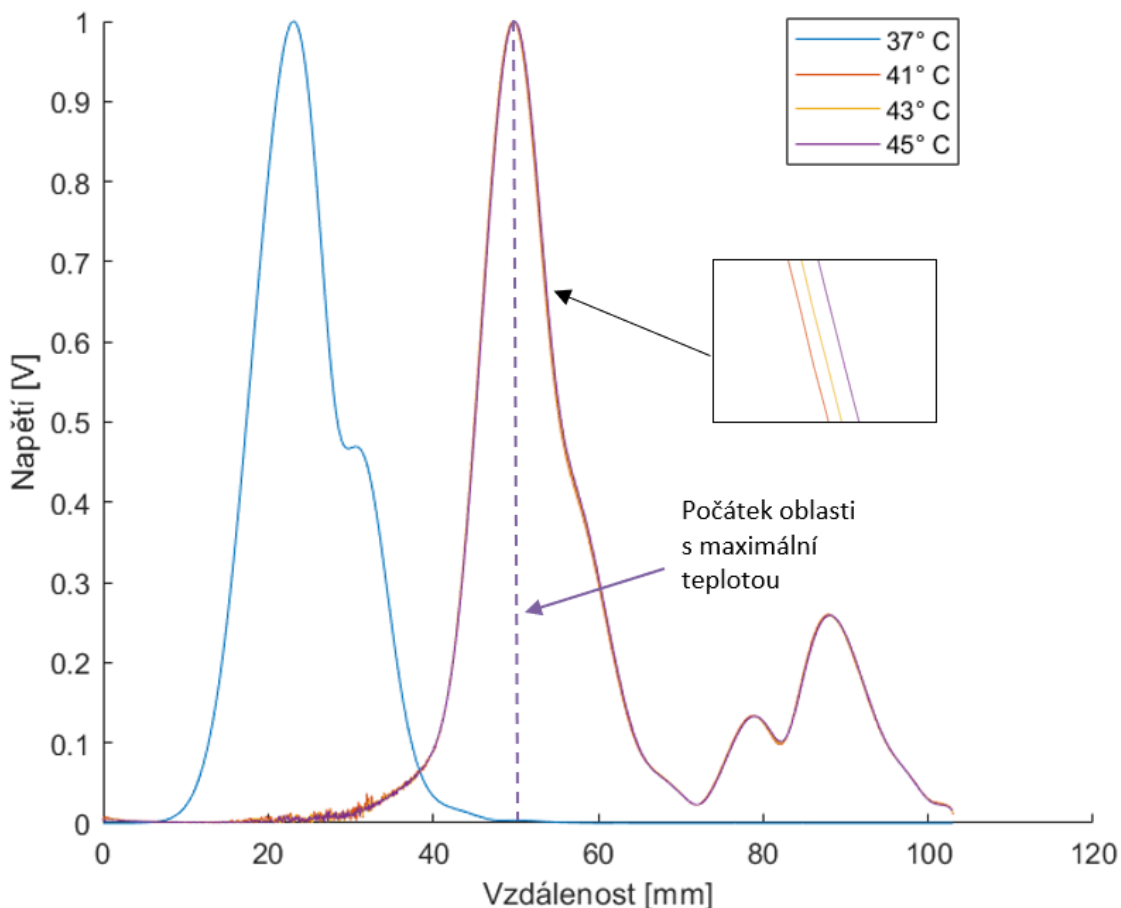
Výsledky simulací byly zpracovány způsobem popsaným v kapitole 4.3.1. Provedením simulací uvedených v tabulce 4.5 pro jednoduchý numerický model bez přechodné teplotní části byly z programu Sim4Life exportovány změny napětí v čase zachycené přijímací anténou Rx. Výsledné průběhy napětí jednotlivých simulací závislé na vzdálenostní ose jsou zobrazeny v grafu na obrázku 5.2.



**Obrázek 5.2: Závislost napětí signálů pro 41 °C, 43 °C a 45 °C na vzdálenostní ose**

Na obrázku 5.2 jsou prezentovány výsledné průběhy rozdílových signálů. Každá barva křivky odpovídá dané simulaci, viz legenda. Aby byly mírné rozdíly signálu lépe zřetelné, je v grafu průběh signálu přiblížen. I přesto, že jsou rozdíly takto nepatrné, je možné je detekovat širokopásmovým radarem.

Porovnáním maximálních amplitud průběhů normovaných signálů jednotlivých simulací s průběhem signálu z nezahřátého modelu bylo možné určit, kde se v grafu nachází jednotlivé části modelu. Na obrázku 5.3 je vyznačen počátek části 3 modelu, ve které je maximální teplota ohřevu, viz legenda.



**Obrázek 5.3: Závislost napětí signálů pro 37 °C, 41 °C, 43 °C a 45 °C na vzdálenostní ose normované na 1 V**

Z oblasti za přerušovanou čarou značící počátek části 3 byly následně vybrány tři body v různých vzdálenostech od antény. Pro tyto body byla analyzována závislost změny intenzity signálu na změně teploty v tomto místě. Tyto body byly od antény vzdálené:

- 28,24 mm
- 31,68 mm
- 34,49 mm

Pro každý z vybraných bodů byly vytvořeny grafy závislosti změny intenzity odraženého signálu na změně teploty, viz obrázek 5.4 pro vzdálenost 28,24 mm od antény, obrázek 5.5 pro vzdálenost 31,68 mm od antény a obrázek 5.6 pro vzdálenost 34,49 mm od antény. Způsob získání těchto grafů je popsán v kapitole 4.3.1. V programu MATLAB byly získány předpisy přímek závislostí zobrazených v grafech

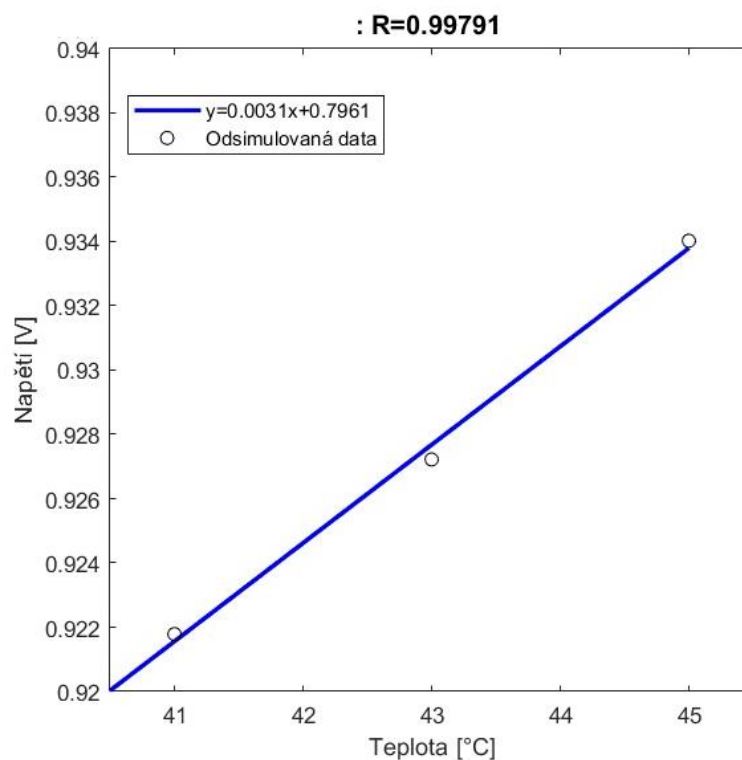
na obrázcích 5.4, 5.5 a 5.6 a hodnota Pearsonova korelačního koeficientu. Předpisy přímek popisuje následující vztah:

$$U = k \cdot t + q, \quad (5.1)$$

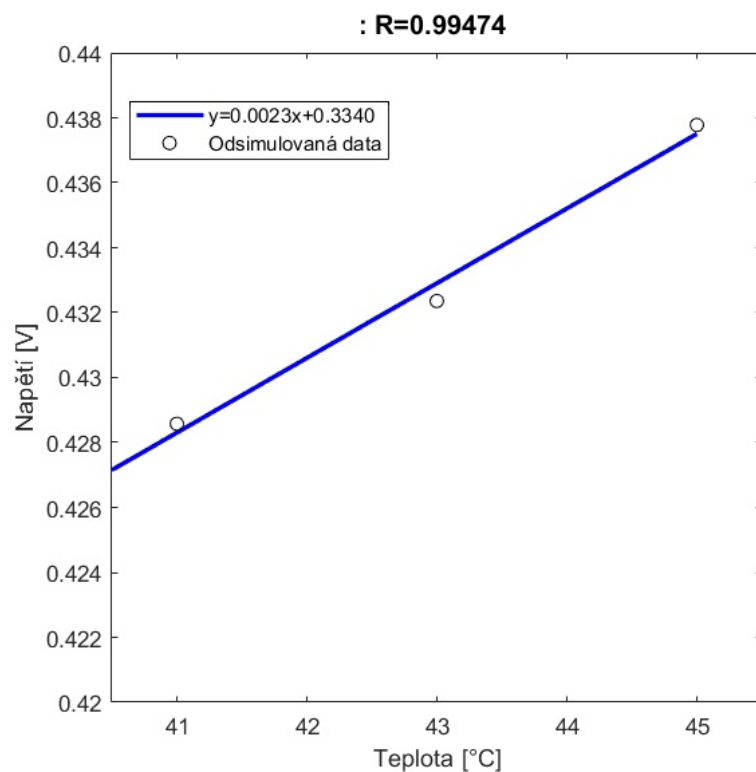
kde  $U$  je napětí a  $t$  je čas. Získané hodnoty směrnice přímky  $k$  a koeficientu  $q$  jsou zapsány v tabulce 5.1, kde je také uveden získaný Pearsonův korelační koeficient  $R$ . Data jsou uvedena pro každý vybraný bod zvlášť.

**Tabulka 5.1:** Předpisy přímek a hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu.

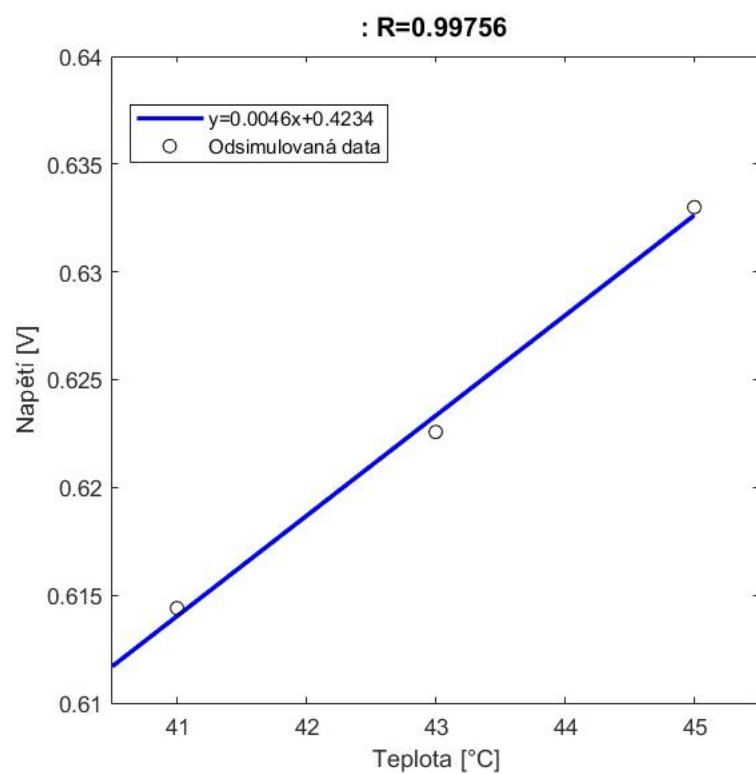
Analyzovaný signál ve vzdálenosti (mm)	$k$	$q$	$R$
28,24	0,0031	0,7961	0,998
31,68	0,0023	0,3340	0,995
34,49	0,0046	0,4234	0,998



**Obrázek 5.4:** Závislost změny intenzity odraženého signálu na teplotě ve vzdálenosti 28,24 mm



**Obrázek 5.5: Závislost změny intenzity odraženého signálu na teplotě ve vzdálenosti 31,68 mm**



**Obrázek 5.6: Závislost změny intenzity odraženého signálu na teplotě ve vzdálenosti 34,49 mm**

## 5.2 Simulace lokálně ohřáté svalové tkáně pro numerický model s přechodnou teplotní částí

Návrh numerického modelu s přechodnou teplotní částí je zobrazen na obrázku 4.4. Tento model reprezentuje reálnější situaci a jeho výsledky jsou uvedeny v této kapitole.

### 5.2.1 3D model lokálně ohřáté svalové tkáně vytvořený v programu Sim4Life

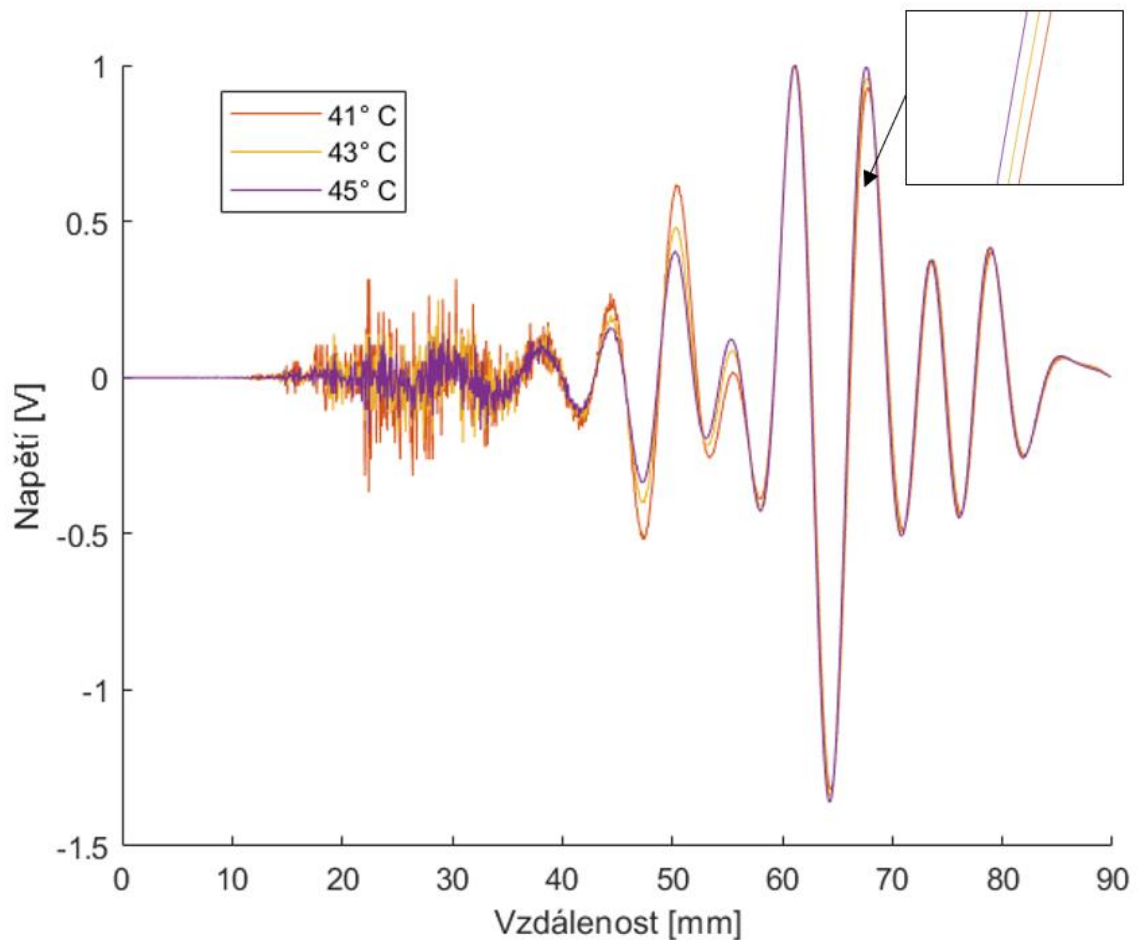
V simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life byl podle schématu na obrázku 4.4 vytvořen numerický model lokálně ohřáté svalové tkáně, viz obrázek 5.7. Na obrázku lze rozlišit jednotlivé části modelu. Jednotlivé oblasti jsou stejně jako na obrázku 4.4 označeny číslicemi jako část 1, část 2 a část 3. Ze strany nezahřáté části 1 jsou připevněny dvě širokopásmové antény. V přechodné části je patrné, že se nejedná o jednu vrstvu, ale že je tato část rozdělena do menších vrstev, díky kterým dochází k postupnému růstu teploty v přechodné části 2.



Obrázek 5.7: Numerický model lokálně ohřáté svalové tkáně vytvořený v programu Sim4Life

## 5.2.2 Výsledky simulací a jejich analýza

Po provedení simulací zobrazených v tabulce 4.5 pro numerický fantom s přechodnou teplotní částí 2 z obrázku 4.4 byly z programu Sim4life exportovány změny napětí v čase zachycené přijímací anténou Rx. Postupem popsaným v kapitole 4.3.1 byly získány průběhy napětí jednotlivých simulací závislých na vzdálenostní ose. Výsledné průběhy napětí jsou zobrazeny v grafu na obrázku 5.8.

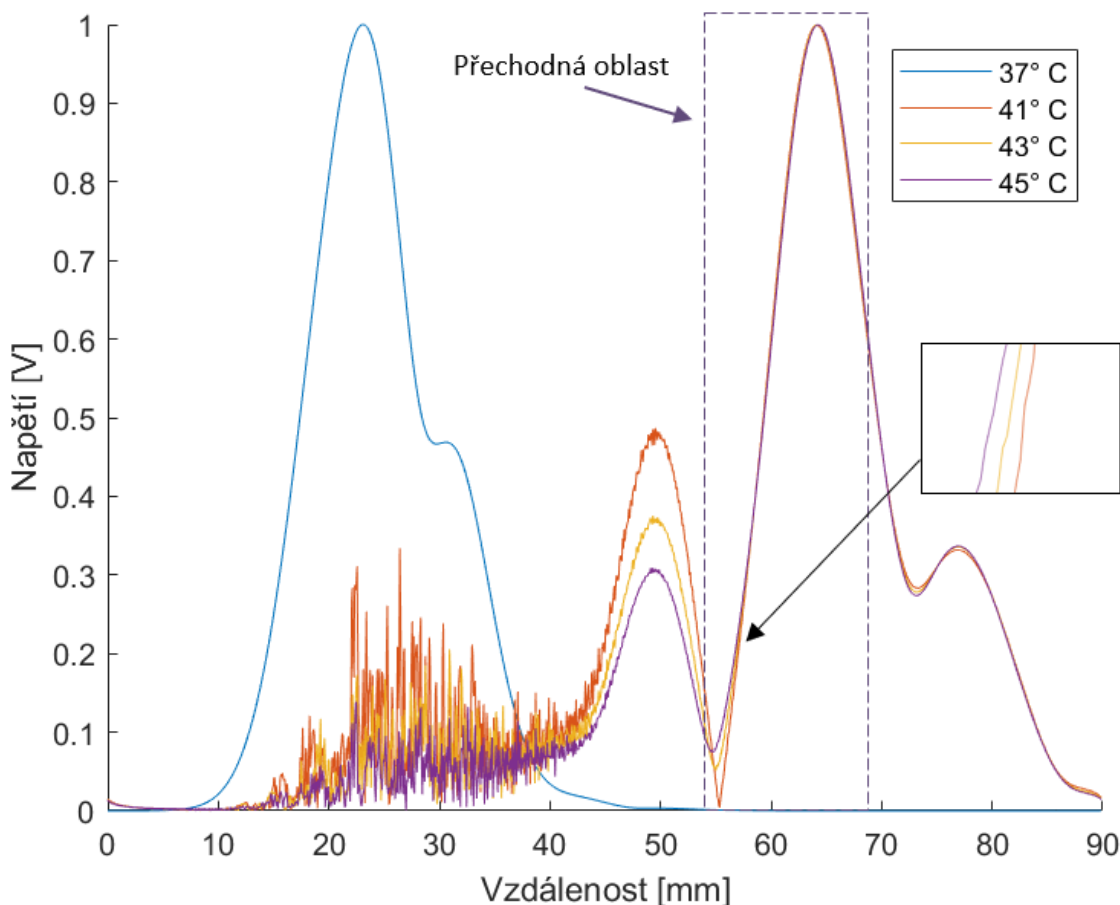


**Obrázek 5.8: Závislost napětí signálů pro 41 °C, 43 °C a 45 °C na vzdálenostní ose**

Na obrázku 5.8 jsou prezentovány výsledné rozdílové průběhy signálů. Každá barva křivky odpovídá dané simulaci, viz legenda. V grafu jsou přiblíženy průběhy signálů, aby byly lépe zřetelné mírné rozdíly mezi nimi.

Signály z grafu na obrázku 5.8 byly dále zpracovány podle kapitoly 4.3.1. Normované signály na hodnotu 1 V jsou zobrazeny na obrázku 5.9. V grafu na obrázku 5.9 je fialově vyznačena část signálu odraženého z přechodné teplotní oblasti

– části 2 modelu. Z této oblasti byly následně vybrány tři různé body, v nichž byla sledována závislost změny intenzity odraženého signálu na teplotě.



**Obrázek 5.9: Závislost napětí signálů pro 37 °C, 41 °C, 43 °C a 45 °C na vzdálenostní ose normované na 1 V**

Určení umístění jednotlivých částí modelu v grafu průběhu signálů umožnilo detekovat přechodnou teplotní oblast modelu. Z přechodné oblasti byly vybrány tři body v různých vzdálenostech od antény. Pro každý bod zvlášť byla poté analyzována závislost napětí odraženého signálu na teplotě. Tyto body byly vzdálené od antény:

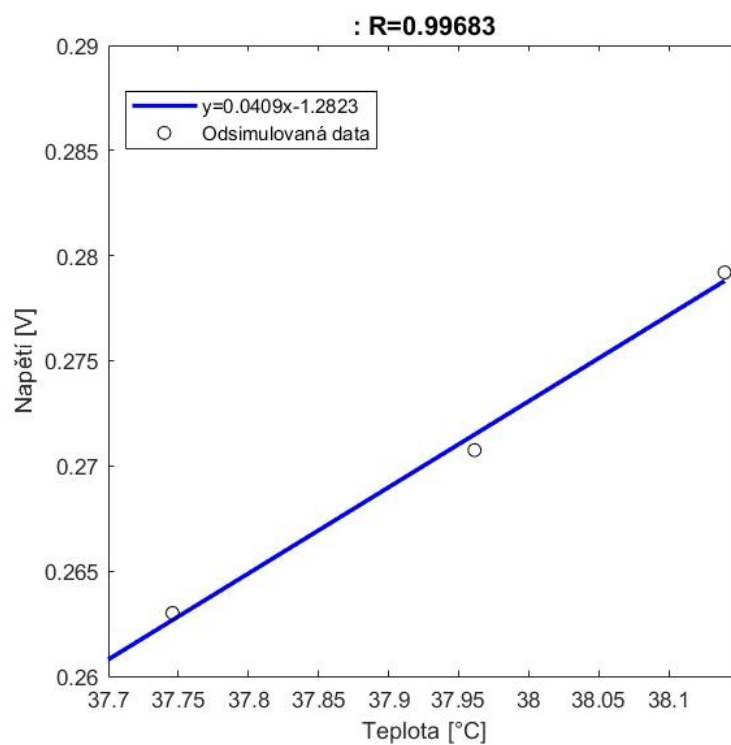
- 35,19 mm
- 38,71 mm
- 42,92 mm

Závislost změny intenzity odraženého signálu na změně teploty je zobrazena na obrázku 5.10 pro vzdálenost 35,19 mm od antény, na obrázku 5.11 pro vzdálenost 38,71 mm od antény a na obrázku 5.12 pro vzdálenost 42,92 mm od antény. Grafy byly získány způsobem popsáním v kapitole 4.3.1. Předpisy přímků závislostí zobrazených v grafech na obrázcích 5.10, 5.11 a 5.12 získané v programu MATLAB popisuje vztah (5.1). Získané hodnoty směrnice přímků  $k$  a koeficientu  $q$  jsou zapsány

v tabulce 5.2, kde je také uveden Pearsonův korelační koeficient  $R$ . Data jsou uvedena pro každý zvolený bod zvlášť.

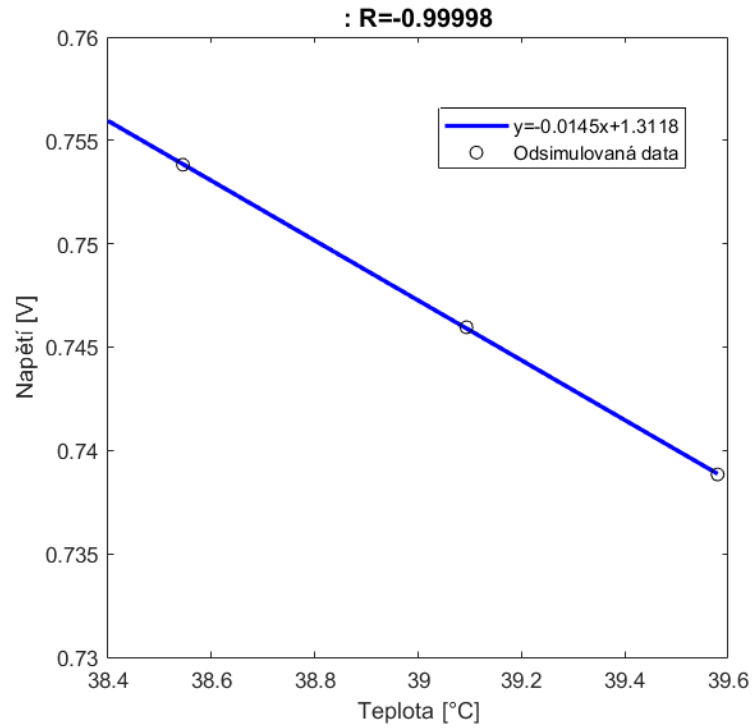
**Tabulka 5.2:** Předpisy příemek a hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu.

Analyzovaný signál ve vzdálenosti (mm)	$k$	$q$	$R$
35,19	0,0409	-1,2823	0,997
38,71	-0,0145	1,3118	-1,000
42,92	0,0033	0,8293	0,999

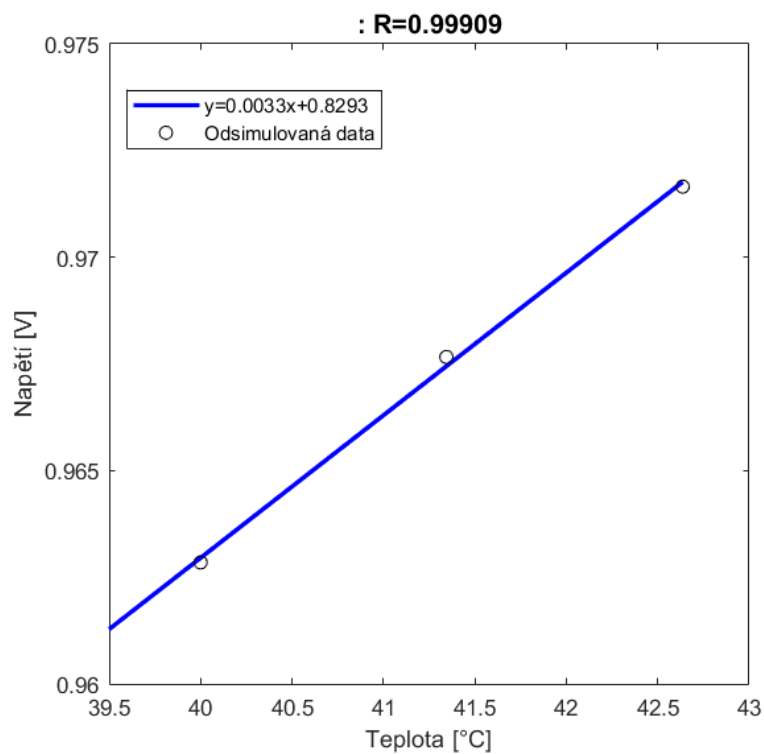


**Obrázek 5.10:** Závislost změny intenzity odraženého signálu na teplotě ve vzdálenosti 35,19 mm





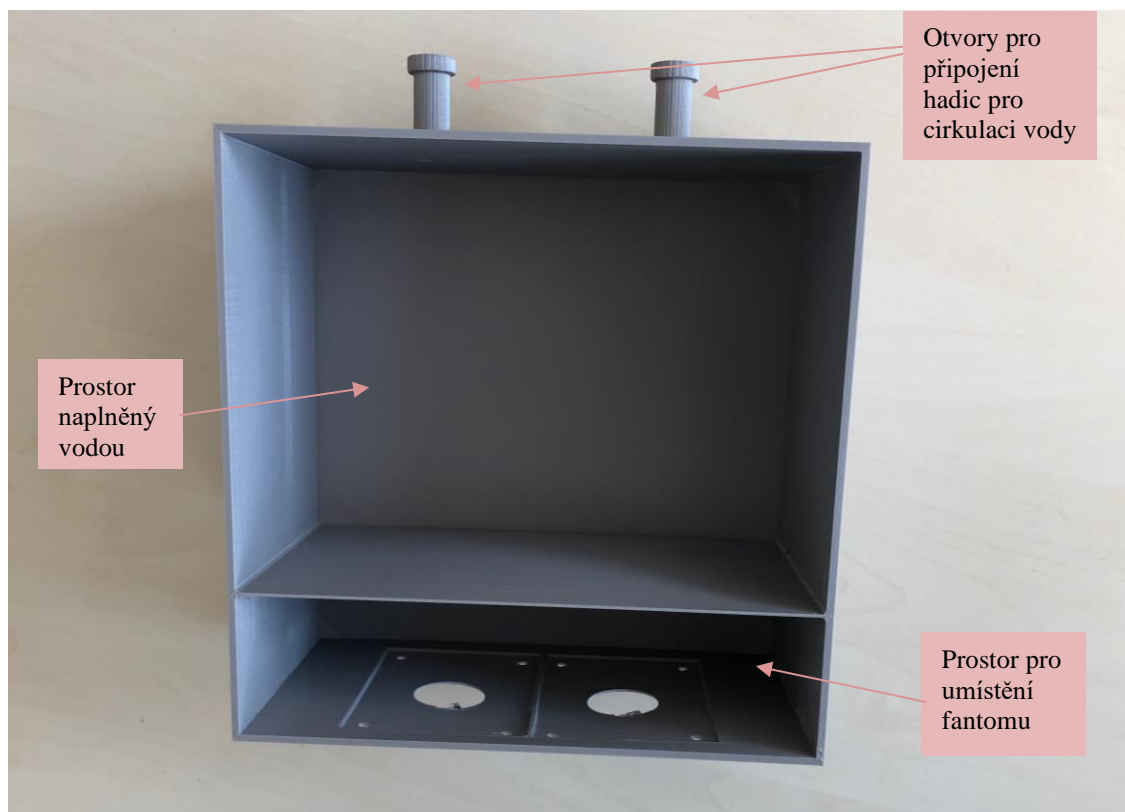
**Obrázek 5.11: Závislost změny intenzity odraženého signálu na teplotě ve vzdálenosti 38,71 mm**



**Obrázek 5.12: Závislost změny intenzity odraženého signálu na teplotě ve vzdálenosti 42,92 mm**

### 5.3 Realizace nádoby navržené pro experiment ohřevu svalové tkáně

Nádoba pro experiment byla vytištěna na 3D tiskárně Průša MK3 podle návrhu modelu vytvořeného v programu Sim4Life a popsaného v kapitole 4.4.1. Na obrázku 5.13 je zobrazena vytištěná nádoba shora.

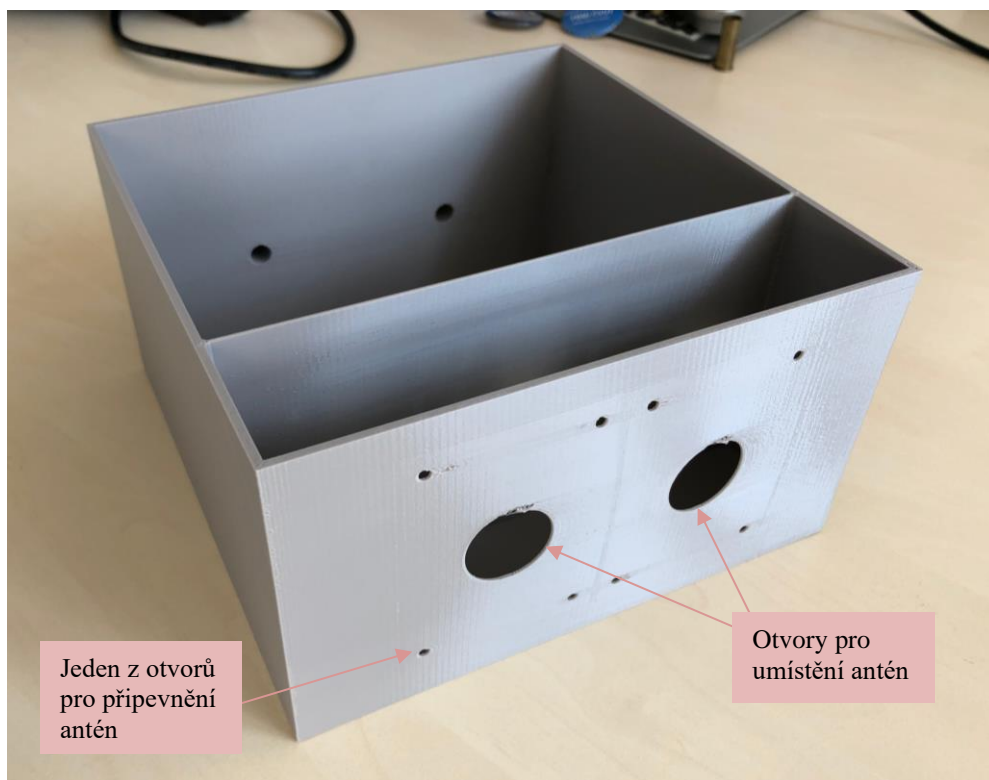


**Obrázek 5.13: Nádoba vytištěná na 3D tiskárně určená pro navržený experiment – pohled shora. Fotografie: autor**

Na obrázku 5.13 je vyznačený prostor pro umístění fantomu, který je oddělen tenkou stěnou od části určené pro vodu. Na obrázku jsou také vyznačeny otvory pro připojení hadic zajišťujících cirkulaci vody z nádoby k termostatu a od termostatu zpět do nádoby.

Na obrázku 5.14 je nádoba zobrazena tak, aby byly dobře viditelné otvory pro připevnění antén. V nádobě jsou dva větší otvory, do kterých se umístí dvě širokopásmové antény Tx a Rx podle schématu na obrázku 4.9. Kolem každého z těchto

otvorů pro vložení antén jsou čtyři menší otvory určené pro přišroubování antén ke stěně nádoby.



**Obrázek 5.14: Nádoba vytištěná na 3D tiskárně určená na experiment – pohled zředu. Fotografie: autor**

## 6 Diskuse

V této práci jsem se zabývala analýzou odraženého signálu z lokálně ohřáté svalové tkáně v závislosti na změně teploty v místě odrazu. Hlavním zjištěním této práce je důkaz, že závislost změny intenzity odraženého signálu na změně teploty je lineární s přímou úměrou.

Pro tvorbu numerických modelů lokálně ohřáté svalové tkáně byl použit simulátor elektromagnetického pole Sim4Life. Schéma návrhu jednoduchého numerického modelu je zobrazeno na obrázku 4.3 a schéma numerického modelu s přechodnou teplotní částí je zobrazeno na obrázku 4.4. Na obrázku 4.5 je zobrazeno rozložení teploty napříč numerickým modelem s přechodnou teplotní částí.

Jednoduchý numerický model je tvořen dvěma částmi, přičemž teplota modelu přechází z 37 °C bezprostředně na maximální teplotu ohřevu, viz obrázek 4.3. Výsledný numerický fantom vytvořený v programu Sim4Life je zobrazen na obrázku 5.1. Cílem tohoto zjednodušeného modelu bylo dokázat, že jsou simulace nastaveny správně a že vycházejí dle očekávání. Předpokladem vycházejícím ze studie [23] byla lineární závislost s přímou úměrou změny intenzity odraženého signálu na změně teploty. Analýza získaných signálů byla provedena způsobem popsaným v kapitole 4.3.1. Závislost změny napětí na změně teploty byla analyzována ve třech zvolených bodech, které byly ve vzdálenostech 28,24 mm, 31,68 mm a 34,49 mm od antény. Ve všech třech případech vyšla závislost změny napětí odraženého signálu na změně teploty lineární s přímou úměrou s Pearsonovým koeficientem vyšším než  $R = 0,99$ . Výsledky těchto simulací tedy dokazují silnou lineární závislost s přímou úměrou a zároveň potvrzují, že jsou simulace správně nastaveny a vycházejí dle očekávání. Následně bylo tedy možné provést a analyzovat simulace pro složitější model s přechodnou teplotní částí.

Numerický model s přechodnou teplotní oblastí je tvořený celkem třemi částmi, viz obrázek 4.4. Simulací modelů pro tři různé maximální teploty byly získány průběhy napětí, které bylo možné porovnat a sledovat chování signálu při změně teploty. Výsledný numerický model vytvořený v programu Sim4Life je zobrazen na obrázku 5.7. Získané časové signály byly upraveny v programovém prostředí MATLAB tak, aby bylo možné vyhodnotit změnu intenzity odraženého signálu v závislosti na změně teploty. Byly získány diferenciální (rozdílové) průběhy signálů, viz obrázek 5.8. Detekcí jednotlivých částí modelu v grafu na obrázku 5.9 byla vyznačena oblast, ve které docházelo k odrazům signálů z přechodné teplotní části modelu, tedy z části, kde se teplota postupně zvyšovala. V této části byly zvoleny tři body ve vzdálenosti 35,19 mm, 38,71 mm a 42,92 mm od antény. V těchto bodech byla následně analyzována závislost změny intenzity odraženého signálu na změně teploty v tomto místě. Pro body ve vzdálenosti 35,71 mm a 42,92 mm byl získán Pearsonův korelační koeficient vyšší než  $R = 0,99$ , což značí

silný lineární vztah s přímou úměrou mezi zkoumanými veličinami. Předpoklad lineární závislosti daných veličin byl tedy těmito simulacemi potvrzen. Ve vzdálenosti 38,71 mm od antény byl Pearsonův korelační koeficient záporný  $R = -1$ , což značí lineární závislost s nepřímou úměrou, tedy zcela opačný výsledek, než jaký byl předpoklad, viz obrázek 5.11. Na začátku a na konci přechodné teplotní části se tedy signál chová dle očekávání. Nicméně uprostřed této oblasti nevychází dle předpokladů. Tento jev mohl být způsoben mnohačetnými odrazy signálu mezi jednotlivými vrstvami této části modelu. Důvodem těchto odrazů mohlo být nastavení teploty přechodné teplotní oblasti numerického modelu rozdělením na 30 tenkých vrstev. V každé z nich byla nastavena teplota mírně vyšší než v předchozí vrstvě, takže se teplota zvyšovala exponenciálně, viz obrázek 4.5. Mohlo tedy docházet k mnohačetným odrazům na rozhraní těchto vrstev a tím mohl být ovlivněn výsledný průběh napětí signálů. Výsledky simulací a následná analýza však potvrdily předpoklad lineární závislosti s přímou úměrou zkoumaných veličin.

Dalším úkolem bylo navrhnout experiment lokálního ohřevu svalové tkáně. Bylo vytvořeno blokové schéma experimentu zobrazené na obrázku 4.9 a byla navržena nádoba, ve které bude tento experiment probíhat. Tato nádoba byla vytištěna na 3D tiskárně, viz obrázek 5.13 a 5.14. Experiment byl navržen podobným způsobem jako numerické simulace, aby bylo možné výsledky navzájem porovnat. V navržené nádobě je umožněn lokální ohřev fantomu svalové tkáně. Šířka stěn nádoby je upravena tak, aby neovlivnila radarový signál. K nádobě budou připevněny antény, z nichž jedna, anténa Tx, bude vysílat stejné frekvenční pásmo jako bylo použito v numerických simulacích. Celý návrh experimentu je popsán v kapitole 4.4. Experiment bohužel nemohl být realizován z důvodu karanténních opatření před šířením nemoci Covid-19. Nádoba však byla úspěšně vyrobena a bude ji tedy možné použít v budoucím reálném měření navrženého experimentu.

Hlavním přínosem této práce je důkaz, že závislost intenzity odraženého signálu na diferenciální teplotě je lineární s přímou úměrou. V budoucnu by bylo vhodné tuto závislost dále analyzovat a potažmo vytvořit matematický model, který by byl na základě této závislosti schopný určit diferenční teplotu v daném bodě dle změny intenzity odraženého signálu z daného místa a tím umožnit neinvazivní měření teploty lidského těla širokopásmovým radarem. Zvýšením počtu antén a následným použitím vhodného rekonstrukčního algoritmu by mohlo být zobrazeno prostorové rozložení teploty uvnitř tkáně. Dalším přínosem této práce je návrh experimentu, jehož realizace pomůže k pochopení chování odraženého signálu při změně teploty. K realizaci tohoto experimentu bude možné použít nádobu navrženou a zhotovenou v této práci.

## 7 Závěr

Cílem této práce bylo analyzovat vztah mezi změnou intenzity odraženého signálu a změnou teploty v místě odrazu. Byly vytvořeny dva numerické modely lokálně ohřáté svalové tkáně v simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life. Pro oba numerické modely byly provedeny simulace lokálního ohřevu tkáně pro tři různé maximální teploty: 41 °C, 43 °C a 45 °C. Výsledky simulací byly zpracovány v programovém prostředí MATLAB. Byly zvoleny tři body v grafu průběhů napětí z jednoduchého numerického modelu, pro které byla analyzována závislost změny intenzity odraženého signálu na změně teploty v daných bodech. Ve všech třech bodech byl získán Pearsonův korelační koeficient vyšší než 0,99, což značí silnou lineární závislost s přímou úměrou. Poté byly zvoleny tři body v grafu průběhů napětí z numerického modelu s teplotní přechodnou částí, pro které byla analyzována závislost změny intenzity odraženého signálu na změně teploty v místě odrazu. Ve dvou případech byl Pearsonův korelační koeficient vyšší, než 0,99, což značí silnou lineární závislost s přímou úměrou. V jednom případě byl Pearsonův korelační koeficient -1, což značí lineární závislost s nepřímou úměrou. Tento jev mohl být způsoben mnohačetnými odrazy signálu na pomezí jednotlivých vrstev přechodné teplotní části numerického modelu. Výsledky simulací a následná analýza však potvrdily předpoklad lineární závislosti s přímou úměrou zkoumaných veličin.

Následně byl navržen experiment pro měření lokálního ohřevu svalové tkáně. Bylo vytvořeno blokové schéma experimentu zobrazené na obrázku 4.9 a byla navržena nádoba, ve které bude tento experiment probíhat. Nádoba byla vytištěna na 3D tiskárně Průša MK3 a je připravena pro navazující experimenty.

Hlavním přínosem této práce je důkaz lineární závislosti s přímou úměrou změny intenzity odraženého signálu na změně teploty. Do budoucna by bylo vhodné závislost změny intenzity odraženého signálu na změně teploty dále analyzovat a uskutečnit navržený experiment, který v této práci nebylo možné realizovat z důvodu karanténních opatření před šířením nemoci Covid-19. Pro tento experiment lze využít nádobu navrženou a zhotovenou v této práci.

## Seznam použité literatury

- [1] Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR [online]. ČR: ÚZIS ČR, 2010-2019 [cit. 2019-12-10]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/category/tematicke-rady/zdravotnicka-statistika/novotvary>
- [2] KUBEŠ, Jiří. *Imunomodulační účinky hypertermie v léčbě nádorů*. Praha, 2007.. Dizertační práce. 3. lékařská fakulta, Univerzita Karlova.
- [3] VAN DER ZEE, J. Heating the patient: a promising approach?. *Annals of Oncology* [online]. 2002, **13**(8), 1173-1184 [cit. 2019-11-11]. DOI: 10.1093/annonc/mdf280. ISSN 09237534. Dostupné z: <https://academic.oup.com/annonc/article-lookup/doi/10.1093/annonc/mdf280>
- [4] SONG, C., H. PARK, C. LEE a R. GRIFFIN. Implications of increased tumor blood flow and oxygenation caused by mild temperature hyperthermia in tumor treatment. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2011, **21**(8), 761-767 [cit. 2019-11-10]. DOI: 10.1080/02656730500204487. ISSN 0265-6736. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02656730500204487>
- [5] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. ISBN 80-010-2705-8.
- [6] SCHENA, Emiliano, Daniele TOSI, Paola SACCOMANDI, Elfed LEWIS a Taesung KIM. Fiber Optic Sensors for Temperature Monitoring during Thermal Treatments: An Overview. *Sensors*. 2016, **16**(7). DOI: 10.3390/s16071144. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/16/7/1144>
- [7] FIŠER, Ondřej, Vojtěch HRUBÝ, Sebastian LEY, Marko HELBIG, Jürgen SACHS a Jan VRBA. Numerical Study of Differential Temperature Measurement in Human Muscle Tissue using UWB Radar. *13th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)* [online]. 2019 [cit. 2019-11-10]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8740020?>
- [8] FISER, Ondrej, Marko HELBIG, Juergen SACHS, Sebastian LEY, Ilja MERUNKA a Jan VRBA. Microwave non-invasive temperature monitoring using UWB radar for cancer treatment by hyperthermia. *Progress In Electromagnetics Research*. 2018, **162**(-), 1-14. DOI: 10.2528/PIER17111609. ISSN 1559-8985. Dostupné z: <http://www.jpier.org/PIER/pier.php?paper=17111609>

- [9] FRICH, Lars. *Non-invasive thermometry for monitoring hepatic radiofrequency ablation*. 2009, **15**(1), 18-25. DOI: 10.1080/13645700500470025. ISSN 1364-5706. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/13645700500470025>
- [10] DENIS DE SENNEVILLE, B., B. QUESSON a C. MOONEN. Magnetic resonance temperature imaging. *International Journal of Hyperthermia*. 2009, **21**(6), 515-531. DOI: 10.1080/02656730500133785. ISSN 0265-6736. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02656730500133785>
- [11] SACCOMANDI, Paola, Emiliano SCHENA a Sergio SILVESTRI. Techniques for temperature monitoring during laser-induced thermotherapy: An overview. *International Journal of Hyperthermia*. 2013, **29**(7), 609-619. DOI: 10.3109/02656736.2013.832411. ISSN 0265-6736. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/02656736.2013.832411>
- [12] DUBOIS, L., J.-P. SOZANSKI, V. TESSIER, J.C. CAMART, J.-J. FABRE, J. PRIBETICH a M. CHIVE. Temperature control and thermal dosimetry by microwave radiometry in hyperthermia. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1996, **44**(10), 1755-1761. DOI: 10.1109/22.539932. ISSN 00189480. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/539932/>
- [13] RICHARDS, M., Jim SCHEER, William HOLM a William MELVIN. *Principles of modern radar*. Raleigh, NC: SciTech Pub., 2014. ISBN 978-161-3532-010.
- [14] PETROVIĆ, Nikola. *Measurement System for Microwave Imaging Towards a Biomedical Application*. Sweden, 2014.. PhD Thesis. Mälardalen University.
- [15] PISA, Stefano, Erika PITTELLA a Emanuele PIUZZI. A survey of radar systems for medical applications. *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine* [online]. 2016, **31**(11), 64-81 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.1109/MAES.2016.140167. ISSN 0885-8985. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7771668/>
- [16] STADERINI, E.M. UWB radars in medicine. *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine* [online]. 2002, **17**(1), 13-18 [cit. 2020-03-28]. DOI: 10.1109/62.978359. ISSN 08858985. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/978359/>
- [17] SKOLNIK, Merrill I. *Radar Handbook*. 2. ed. New York: McGraw-Hill Publishing Company, 1990. ISBN 00-705-7913-X.



- [18] DI MEO, S., P.F. ESPIN-LOPEZ, A. MARTELLOSIO et al. Dielectric properties of breast tissues: experimental results up to 50 GHz. *12th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2018)* [online]. Institution of Engineering and Technology, 2018, , 5725-5725 [cit. 2020-04-02]. DOI: 10.1049/cp.2018.0931. ISBN 978-1-78561-816-1. Dostupné z: <https://digital-library.theiet.org/content/conferences/10.1049/cp.2018.0931>
- [19] FIŠER, Ondřej. *Microwave Hyperthermia for Treatment of Head and Neck Tumors Controlled by Non-invasive Temperature Monitoring Based on UWB Radar*. Prague, 2018.. Doctoral thesis. Czech Technical University in Prague.
- [20] LAZEBNIK, Mariya, Leah MCCARTNEY, Dijana POPOVIC et al. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2007, **52**(10), 2637-2656 [cit. 2020-03-12]. DOI: 10.1088/0031-9155/52/10/001. ISSN 0031-9155. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/52/10/001>
- [21] HELBIG, M., J. SACHS, F. TANSI a I. HILGER. Experimental feasibility study of contrast agent enhanced UWB breast imaging by means of M-sequence sensor systems. *The 8th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2014)* [online]. IEEE, 2014, , 311-315 [cit. 2020-04-02]. DOI: 10.1109/EuCAP.2014.6901755. ISBN 978-8-8907-0184-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6901755/>
- [22] LEY, Sebastian, Susanne SCHILLING, Ondrej FISER, Jan VRBA, Jürgen SACHS a Marko HELBIG. Ultra-Wideband Temperature Dependent Dielectric Spectroscopy of Porcine Tissue and Blood in the Microwave Frequency Range. *Sensors* [online]. 2019, **19**(7) [cit. 2019-12-27]. DOI: 10.3390/s19071707. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/7/1707>
- [23] FISER, Ondrej, Marko HELBIG, Sebastian LEY, Jurgen SACHS a Jan VRBA. Feasibility study of temperature change detection in phantom using M-sequence radar. *2016 10th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)* [online]. IEEE, 2016, , 1-4 [cit. 2020-04-02]. DOI: 10.1109/EuCAP.2016.7481310. ISBN 978-8-8907-0186-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7481310/>
- [24] HOFFMANN, Karel a Přemysl HUDEC. *Vysokofrekvenční a mikrovlnná měření*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2006. ISBN 80-010-3442-9.

- [25] *User Manual: Sim4Life light V5.0* [online]. Sim4Life, 2018 [cit. 2019-12-19]. Dostupné z: <https://zmt.swiss/support/support/sim4life-light/>
- [26] FISER, Ondrej, Sebastian LEY, Marko HELBIG, Jürgen SACHS, Michaela KANTOVA a Jan VRBA. Temperature dependent dielectric spectroscopy of muscle tissue phantom. *International Journal of Microwave and Wireless Technologies* [online]. 2020, , 1-7 [cit. 2020-05-07]. DOI: 10.1017/S1759078720000203. ISSN 1759-0787. Dostupné z: [https://www.cambridge.org/core/product/identifier/S1759078720000203/type/journal\\_article](https://www.cambridge.org/core/product/identifier/S1759078720000203/type/journal_article)

# Příloha A: Zpracování výsledků z jednoduchého numerického modelu v programu MATLAB

```
% Autor: Kristýna Holková
% Datum: 20.5.2020
% Téma bakalářské práce: Studie možnosti měření teploty pomocí
% širokopásmového radaru při mikrovlnné hypertermii

clear all;
close all;
clc

A=readmatrix('37a.csv');
velikost=size(A);
tt=A(2:velikost(1),1);
y0=A(2:velikost(1),2);

B=readmatrix('41a.csv');
velikost1=size(B);
tt=B(2:velikost1(1),1);
y1=B(2:velikost1(1),2);

C=readmatrix('43.csv');
velikost1=size(C);
tt=C(2:velikost1(1),1);
y2=C(2:velikost1(1),2);

D=readmatrix('45.csv');
velikost1=size(D);
tt=D(2:velikost1(1),1);
y3=D(2:velikost1(1),2);

SensorZmena(:,1)=y1-y0;
SensorZmena(:,2)=y2-y0;
SensorZmena(:,3)=y3-y0;
%figure
%plot(t,y01);

%% Hilbertova transformace
t=tt*10^-9;          %prevod casu

Sensor37H=hilbert(y0);
h(:,1)=abs(Sensor37H);
figure
hold on
plot(t,h(:,1));

SensorH=hilbert(SensorZmena(:,1));
h(:,2)=abs(SensorH);
SensorH=hilbert(SensorZmena(:,2));
h(:,3)=abs(SensorH);
```

```

SensorH=hilbert(SensorZmena(:,3));
h(:,4)=abs(SensorH);

figure
plot(t,h(:,2));

%% normovani grafu

maximum37=max(h(:,1));
norm37=(h(:,1))/maximum37;

maximum41=max(h(:,2));
norm41=(h(:,2))/maximum41;

maximum43=max(h(:,3));
norm43=(h(:,3))/maximum43;

maximum45=max(h(:,4));
norm45=(h(:,4))/maximum45;

figure
hold on
plot(t,norm37);
plot(t,norm41);
plot(t,norm43);
plot(t,norm45);
legend('37° C','41° C','43° C','45° C');

%% prepocet z casu na vzdalenost

svetlo=3e8; %rychlost svetla
Er=52.5025;
odmocnina=sqrt(Er);
v=svetlo/odmocnina; %v=c/odmocnina z relativni
permittivity
s=((v*t)/2)*1000;
figure
hold on
plot(s,norm37);
plot(s,norm41);
plot(s,norm43);
plot(s,norm45);
legend('37° C','41° C','43° C','45° C');
set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Vzdálenost [mm]');
%title('Sensor');

%%
anormt=37; %normalni teplota

%vzdalenost prvku 732
szacatek=[23.1158538463453];
prvek732=s(732,1);
svzdalenost=prvek732-szacatek

```

```

%vzdalenost prvku 770
szacatek=[22.3431510814358];
prvek770=s(770,1);
svzdalenost=prvek770-szacatek

%vzdalenost prvku 810
szacatek=[22.3431510814358];
prvek810=s(810,1);
svzdalenost=prvek810-szacatek

%pro prvek 732
xx732=[41 43 45];
yy732=[norm41(732,1) norm43(732,1) norm45(732,1)];

%pro prvek 770
xx770=[41 43 45];
yy770=[norm41(770,1) norm43(770,1) norm45(770,1)];

%pro prvek 810
xx810=[41 43 45];
yy810=[norm41(810,1) norm43(810,1) norm45(810,1)];

%% regresni primka pro prvek 732

[r1,m1,b1]=regression(xx732,yy732)
figure
plotregression(xx732,yy732)

set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Teplota [°C]');
legend('','y=0.0031x+0.7961','Odsimulovaná data');
axis([40.5 45.5 0.92 0.94])

%% regresni primka pro prvek 770

[r2,m2,b2]=regression(xx770,yy770)
figure
plotregression(xx770,yy770)
set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Teplota [°C]');
legend('','y=0.0046x+0.4234','Odsimulovaná data');
axis([40.5 45.5 0.61 0.64])

%% regresni primka pro prvek 810

[r3,m3,b3]=regression(xx810,yy810)
figure
plotregression(xx810,yy810)
set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');

```

```
xlabel('Teplota [°C]');  
legend('','y=0.0023x+0.3340','Odsimulovaná data');  
axis([40.5 45.5 0.42 0.44])  
  
%% kontrola spravneho vypoctu koeficientu  
coefficients = polyfit([xx810(1), xx810(2),xx810(3)], [yy810(1),  
yy810(2),yy810(3)], 1);  
k3 = coefficients (1)  
q3 = coefficients (2)
```

# Příloha B: Zpracování výsledků z numerického modelu s přechodnou teplotní částí v programu MATLAB

```
% Autor: Kristýna Holková  
% Datum: 20.5.2020  
% Téma bakalářské práce: Studie možnosti měření teploty pomocí  
% širokopásmového radaru při mikrovlnné hypertermii
```

```
clear all;  
close all;  
clc
```

```
A=readmatrix('Sensor37.csv');  
velikost=size(A);  
tt=A(2:velikost(1),1);  
y0=A(2:velikost(1),2);
```

```
B=readmatrix('Sensor41.csv');  
velikost1=size(B);  
tt=B(2:velikost1(1),1);  
y1=B(2:velikost1(1),2);
```

```
C=readmatrix('Sensor43.csv');  
velikost1=size(C);  
tt=C(2:velikost1(1),1);  
y2=C(2:velikost1(1),2);
```

```
D=readmatrix('Sensor45.csv');  
velikost1=size(D);  
tt=D(2:velikost1(1),1);  
y3=D(2:velikost1(1),2);
```

```
SensorZmena(:,1)=y1-y0;  
SensorZmena(:,2)=y2-y0;  
SensorZmena(:,3)=y3-y0;
```

```
%% obalka signalu  
t=tt*10^-9;          %prevod casu
```

```
Sensor37H=hilbert(y0);  
h(:,1)=abs(Sensor37H);  
figure  
hold on  
plot(t,h(:,1));
```

```
SensorH=hilbert(SensorZmena(:,1));  
h(:,2)=abs(SensorH);  
SensorH=hilbert(SensorZmena(:,2));  
h(:,3)=abs(SensorH);
```

```

SensorH=hilbert (SensorZmena (:,3));
h(:,4)=abs (SensorH);

figure
plot (t,h(:,2));

%% normovani grafu

maximum37=max (h (:,1));
norm37=(h (:,1))/maximum37;

maximum41=max (h (:,2));
norm41=(h (:,2))/maximum41;

maximum43=max (h (:,3));
norm43=(h (:,3))/maximum43;

maximum45=max (h (:,4));
norm45=(h (:,4))/maximum45;

figure
hold on
plot (t,norm37);
plot (t,norm41);
plot (t,norm43);
plot (t,norm45);
legend ('37° C', '41° C', '43° C', '45° C');

%% prepocet z casu na vzdalenost

svetlo=3e8; %rychlost svetla
Er=52.5025;
odmocnina=sqrt (Er);
v=svetlo/odmocnina; %v=c/odmocnina z rel permittivity
s=((v*t)/2)*1000;
figure
hold on
plot (s,norm37);
plot (s,norm41);
plot (s,norm43);
plot (s,norm45);
set (gcf, 'Color', 'w');
legend ('37° C', '41° C', '43° C', '45° C');

%%
anormt=37; %normalni teplota

%vzdalenost prvku 820
szacatek=[22.3431510814358];
prvek820=s (820,1);
svzdalenost=prvek820-szacatek

%vzdalenost prvku 870
szacatek=[22.3431510814358];
prvek870=s (870,1);
svzdalenost=prvek870-szacatek

```



```

%vzdalenost prvku 930
szacatek=[22.3431510814358];
prvek930=s(930,1);
svzdalenost=prvek930-szacatek

%pro prvek 820
xx820=[37.7458 37.9614 38.1398];
yy820=[norm41(820,1) norm43(820,1) norm45(820,1)];

figure
A820=plot(xx820,yy820,'-x');
set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Teplota [°C]');

%pro prvek 870
xx870=[38.5448 39.0934 39.5795];
yy870=[norm41(870,1) norm43(870,1) norm45(870,1)];

figure
plot(xx870,yy870,'-x');
set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Teplota [°C]');

%pro prvek 930
xx930=[39.9999 41.3440 42.6368];
yy930=[norm41(930,1) norm43(930,1) norm45(930,1)];

figure
plot(xx930,yy930,'-x');
set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Teplota [°C]');

%% regresni primka pro prvek 820

[r1,m1,b1]=regression(xx820,yy820)
figure
plotregression(xx820,yy820)

set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Teplota [°C]');
legend('','y=0.0409x-1.2823','Odsimulovaná data');
axis([37.7 38.15 0.26 0.29])

%% regresni primka pro prvek 870

[r2,m2,b2]=regression(xx870,yy870)
figure
plotregression(xx870,yy870)

```

```

set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Teplota [°C]');
legend('','y=-0.0145x+1.3118','Odsimulovaná data');
axis([38.4 39.6 0.73 0.76])

%% regresni primka pro prvek 930

[r3,m3,b3]=regression(xx930,yy930)
figure
plotregression(xx930,yy930)
set(gcf,'Color','w');
ylabel('Napětí [V]');
xlabel('Teplota [°C]');
legend('','y=0.0033x+0.8293','Odsimulovaná data');
axis([39.5 43 0.96 0.975])

%% kontrola spravnych vysledku koeficientu
coefficients = polyfit([xx930(1), xx930(2),xx930(3)], [yy930(1),
yy930(2),yy930(3)], 1);
k3 = coefficients (1)
q3 = coefficients (2)

```

## **Příloha C: Obsah přiloženého CD/DVD**

1. Zadání bakalářské práce.pdf
2. Bakalářská práce.pdf
3. Abstrakt.pdf
4. Abstract.pdf
5. Klíčová slova, keywords.pdf
6. Analyza\_signalu\_jednoducheho\_numerického\_modelu.m
7. Analyza\_signálu\_numerickeho\_modelu\_s\_prechodnou\_teplozni\_casti.m
8. Příklad numerického modelu.smash
9. Návrh nádoby.stl