



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Metodika testování aplikátorů  
pro povrchovou mikrovlnnou hypertermii**

**Testing methodology of applicators  
for superficial microwave hyperthermia**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Markéta Grossová

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

---

**Kladno 2017**

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

Student:           **Markéta Grossová**  
Obor:                Biomedicínský technik  
Téma:               **Metodika testování aplikátorů pro povrchovou mikrovlnnou hypertermii**  
Téma anglicky:    Testing methodology of applicators for superficial microwave hyperthermia


### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

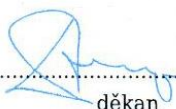
Navrhnete kompletní metodiku pro testování aplikátorů pro povrchovou mikrovlnnou hypertermii z hlediska vytvořeného teplotního pole ve fantomu léčné oblasti a koeficientu odrazu. Metodiku testujte na existujícím aplikátoru a hypertermickém systému a proveďte opakovatelnost měření. Vytvořte také metodiku pro zpracování a vyhodnocení naměřených dat termovizní kamerou, vektorovým analyzátozem obvodů a systémem pro měření elektrické permitivity a vodivosti fantomu.

### Seznam odborné literatury:

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

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

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Metodika testování aplikátorů pro povrchovou mikrovlnnou 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).

V Kladně 16. 5. 2017

.....

Markéta Grossová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych touto cestou poděkovala svému vedoucímu mé bakalářské práce doc. Dr.-Ing. Janu Vrbovi, M.Sc., a konzultantovi Ing. Davidu Vrbovi, Ph.D. za jejich cenné rady, podporu a pomoc během vypracování mé bakalářské práce.

## **ABSTRAKT**

### **Metodika testování aplikátorů pro povrchovou mikrovlnnou hypertermii**

Bakalářská práce se zabývá mikrovlnnou hypertermií, která se využívá jako léčebná metoda v medicíně. Cílem práce je vytvořit metodiku, kterou lze použít při testování aplikátorů pro povrchovou mikrovlnnou hypertermii. Dalším cílem práce je vytvořit postup pro zpracování a vyhodnocení naměřených dat z termovizní kamery, pro práci s vektorovým analyzátozem obvodů měřícím koeficient odrazu a se systémem pro měření dielektrických vlastností fantomu. Následně vytvořené metodiky otestovat na existujícím aplikátoru.

V práci byl vytvořen podrobný návod, jak postupovat při tvorbě agarových fantomů, aby aproximovaly dielektrické vlastnosti konkrétní biologické tkáně. Dále byl vypracován postup při měření elektrické permitivity a vodivosti fantomů, při práci s vektorovým analyzátozem obvodů a termovizní kamerou. Došlo k analýze problémových faktorů vznikajících při měřeních. Všechny vytvořené metodiky byly v práci otestovány na konkrétním aplikátoru a výsledná naměřená data byla zpracována v programovacím prostředí MATLAB.

Z výsledků vyplývá, že vytvořené metodiky lze využít při testování nově vyvíjených mikrovlnných aplikátorů a anténních elementů, které se využívají při mikrovlnné hypertermii, diatermii, termoablaci, tomografii a další.

### **Klíčová slova**

Mikrovlnná hypertermie. Metodika testování. Mikrovlnný aplikátor. Agarový fantom. Termovizní kamera.

## **ABSTRACT**

### **Testing methodology of applicators for superficial microwave hyperthermia**

Bachelor thesis deals with microwave hyperthermia, which is used as a therapeutic method in medicine. The aim of the thesis is to create a methodology that can be used in the testing of applicators for superficial microwave hyperthermia. Another aim is to create a procedure for the processing and evaluation of measured data from a thermal imaging camera, for working with a vector network analyzer and a system for measuring dielectric properties of the phantom. Then the created methodologies are tested on an existing applicator.

In the thesis, detailed instructions have been prepared on how to proceed with the formation of agar phantoms to approximate the dielectric properties of a particular biological tissue. In addition, there was developed the procedure for measurement of electrical permittivity and conductivity of phantoms, for working with a vector network analyser and a thermal imaging camera. An analysis of the problem factors arising from the measurements was made. All the created methodologies were tested at an existing applicator and the resulting measured data was processed in the programming environment MATLAB.

The results show that the created methodologies can be used to test newly developed microwave applicators and antenna elements used in microwave hyperthermia, diathermy, ablation, tomography and so on.

### **Keywords**

Microwave hyperthermia. Testing methodology. Microwave applicator. Agar phantom. Thermal imaging camera.

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>9</b>
<b>Seznam tabulek</b> .....	<b>10</b>
<b>Seznam obrázků</b> .....	<b>11</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>13</b>
1.1 Mikrovlnná hypertermie.....	14
1.1.1 Souprava pro mikrovlnnou hypertermii .....	14
1.1.2 Mikrovlnné aplikátory .....	15
1.2 Fantomy.....	16
1.2.1 Dělení fantomů podle struktury.....	16
1.2.2 Dělení fantomů podle složení.....	16
1.2.3 Dielektrické vlastnosti fantomů.....	17
1.3 Termografie a termovizní kamera .....	18
1.3.1 Teorie termovizní kamery .....	18
1.3.2 Parametry ovlivňující snímání teploty.....	19
1.4 Cíle práce.....	20
<b>2 Metodika</b> .....	<b>21</b>
2.1 Výroba agarového fantomu.....	21
2.2 Měření dielektrických vlastností fantomu.....	22
2.3 Měření koeficientu odrazu .....	25
2.4 Snímání distribuce teploty pomocí termovizní kamery .....	28
2.4.1 Před snímáním .....	28
2.4.2 Aplikace mikrovlnného záření .....	30
2.4.3 Snímání agarového fantomu po aplikaci mikrovlnného záření .....	30
2.4.4 Snímání agarového fantomu bez aplikace mikrovlnného záření.....	30
2.5 Vyhodnocení získaných dat .....	31
2.6 Použité přístroje a pomůcky .....	32
<b>3 Výsledky</b> .....	<b>33</b>
3.1 Zhotovení agarových fantomů .....	33
3.2 Dielektrické vlastnosti fantomu .....	34
3.3 Naměřený koeficient odrazu .....	35

3.4	Aplikace mikrovlnného záření a získání snímků z termovizní kamery .....	36
3.5	Vyhodnocení dat .....	36
<b>4</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>45</b>
<b>5</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>47</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>48</b>
	<b>Příloha A: Termovizní snímky .....</b>	<b>51</b>
	<b>Příloha B: Obsah přiloženého CD .....</b>	<b>53</b>



## Seznam symbolů a zkratek

$f$	(Hz)	frekvence
$E$	(V·m <sup>-1</sup> )	intenzita elektrického pole
$H$	(A·m <sup>-1</sup> )	intenzita magnetického pole
$\varepsilon_k$	(F·m <sup>-1</sup> )	komplexní permitivita
$\varepsilon'$	(F·m <sup>-1</sup> )	reálná část komplexní permitivity
$\varepsilon''$	(F·m <sup>-1</sup> )	imaginární část komplexní permitivity
$\varepsilon_0$	(F·m <sup>-1</sup> )	permitivita vakua
$\sigma$	(S·m <sup>-1</sup> )	měrná vodivost
$E_{0\lambda}$	(W·m <sup>-3</sup> )	spektrální hustota zářivého toku černého objektu do poloprostoru
$T$	(K)	termodynamická teplota
$c_1$	(W·m <sup>2</sup> )	konstanta v Planckově vyzařovacím zákoně
$c_2$	(K·m)	konstanta v Planckově vyzařovacím zákoně
$\lambda$	(m)	vlnová délka
$\lambda_{max}$	(m)	maximální vlnová délka
$I_0$	(W·m <sup>-2</sup> )	intenzita vyzařování dokonale černého tělesa
$I$	(W·m <sup>-2</sup> )	intenzita vyzařování reálného tělesa
$\sigma_0$	(W·m <sup>-2</sup> ·K <sup>-4</sup> )	Stefan-Boltzmannova konstanta
$\varepsilon$	(-)	emisivita
$m$	(g)	hmotnost
$S_{11}$	(dB)	koeficient odrazu
$a$	(cm)	šířka vytvořených fantomů
$b$	(cm)	šířka vytvořených fantomů
$h$	(cm)	výška vytvořených fantomů
$TX\ 150$		směs na výrobu fantomu „Superstuff“
$NaCl$		chlorid sodný

## Seznam tabulek

Tabulka 1.1: Hodnoty relativní permitivity a vodivosti při frekvenci 434 MHz pro různé druhy biologických tkání. ....	18
Tabulka 2.1: Složení směsi agarového fantomu zastupující vlastnosti tkáně s vyšším obsahem vody. ....	21
Tabulka 2.2: Rozšířené nejistoty typu B určené výrobcem koaxiální sondy.....	24
Tabulka 2.3: Seznam použitých přístrojů a pomůcek. ....	32
Tabulka 3.1: Reálné hmotnosti přísad při výrobě agarových fantomů. ....	33
Tabulka 3.2: Naměřené dielektrické vlastnosti agarového fantomu při frekvenci 434 MHz. ....	34
Tabulka 3.3: Porovnání dielektrických vlastností svalové tkáně a naměřeného agarového fantomu při frekvenci 434 MHz. ....	34

## Seznam obrázků

Obrázek 1.1: Blokové schéma termoterapeutické soupravy.....	15
Obrázek 2.1: Vektorový analyzátor obvodů KEYSIGHT FieldFox N9923A.....	22
Obrázek 2.2: Sonda SPEAG DAK-12. ....	22
Obrázek 2.3: Souprava pro měření dielektrických vlastností fantomu.....	23
Obrázek 2.4: Přístroj Rohde&Schwarz FSH8 Spectrum Analyzer. ....	25
Obrázek 2.5: Kalibrační standard .....	26
Obrázek 2.6: Měřicí souprava pro měření koeficientu odrazu. ....	27
Obrázek 2.7: Termovizní kamera FLIR E60. ....	29
Obrázek 2.8: Měřicí aparatura pro snímání teploty. ....	29
Obrázek 2.9: Souprava při aplikaci mikrovlnného záření .....	30
Obrázek 3.1: Rozměry vytvořených fantomů.....	33
Graf 3.1: Naměřený koeficient odrazu při prvním měření.. ....	35
Graf 3.2: Naměřený koeficient odrazu při druhém měření.....	35
Obrázek 3.2: Povrch agarového fantomu při prvním měření. ....	37
Obrázek 3.3: Povrch agarového fantomu při druhém měření.....	37
Obrázek 3.4: Kontury na povrchu agarového fantomu při prvním měření. ....	38
Obrázek 3.5: Kontury na povrchu agarového fantomu při druhém měření.....	38
Obrázek 3.6: Rovina H agarového fantomu při prvním měření. ....	39
Obrázek 3.7: Rovina H agarového fantomu při druhém měření.....	39
Obrázek 3.8: Kontury v rovině H agarového fantomu při prvním měření. ....	40
Obrázek 3.9: Kontury v rovině H agarového fantomu při druhém měření.....	40
Obrázek 3.10: Povrch agarového fantomu po odečtení při prvním měření.....	41
Obrázek 3.11: Povrch agarového fantomu po odečtení při druhém měření. ....	41
Obrázek 3.12: Kontury na povrchu agarového fantomu po odečtení při prvním měření. .....	42
Obrázek 3.13: Kontury na povrchu agarového fantomu po odečtení při druhém měření. .....	42
Obrázek 3.14: Rovina H agarového fantomu po odečtení při prvním měření.....	43
Obrázek 3.15: Rovina H agarového fantomu po odečtení při druhém měření. ....	43

Obrázek 3.16: Kontury v rovině H agarového fantomu po odečtení při prvním měření. .....	44
Obrázek 3.17: Kontury v rovině H agarového fantomu po odečtení při druhém měření. .....	44
Obrázek A1: Snímek povrchu z termovizní kamery při prvním měření.. .....	51
Obrázek A2: Snímek roviny H z termovizní kamery při prvním měření. ....	51
Obrázek A3: Snímek povrchu z termovizní kamery při druhém měření.....	51
Obrázek A4: Snímek v rovině H z termovizní kamery při druhém měření.....	52
Obrázek A5: Snímek povrchu fantomu pro odečtení získaný z termovizní kamery. ....	52
Obrázek A6: Snímek roviny H fantomu pro odečtení získaný z termovizní kamery. ....	52

# 1 Úvod

Nádorová onemocnění patří mezi nejčastější příčiny úmrtí ve světě a Česká republika se navíc řadí mezi země s nejvyšším výskytem rakoviny tlustého střeva [1, 2]. Při léčbě zhoubných nádorů v onkologii se dnes mezi základní léčebné postupy řadí radiační léčba, chemoterapie a chirurgická léčba. Výše zmíněné postupy jsou v dnešní době velmi dobře známé a jakékoliv jejich malé zlepšení stojí především mnoho financí a času. Proto se v poslední době věnuje pozornost hledání nových léčebných metod. Zde dostává prostor mikrovlnná hypertermie.

V onkologii se při léčbě nádorových onemocnění využívá mikrovlnná hypertermie souběžně s radiační léčbou a chemoterapií [3, 4]. Při snížení dávek ionizujícího záření na jednu polovinu dávky, která by se aplikovala při samotné radioterapii, lze dosáhnout pomocí mikrovlnné hypertermie zvýšení úspěšnosti celkové léčby oproti léčbě pouze radioterapií [5, 6]. Je to způsobeno tím, že obě dvě tyto metody se navzájem doplňují – jak na buněčné, tak i na tkáňové úrovni [7]. A na rozdíl od ostatních onkologických léčebných metod nevykazuje mikrovlnná hypertermie sekundární karcinogenní účinky, proto se zavádí i do dětské onkologie [7].

Bakalářská práce se zabývá tvorbou metodiky pro testování konkrétního aplikátoru pro povrchovou mikrovlnnou hypertermii. Protože je tato léčebná metoda poměrně mladá, nabízí se zde široký prostor pro hledání nových postupů, které samotnou aplikaci mikrovlnného záření do lidské tkáně více zefektivní.

První část práce se zaměřuje na současný přehled o mikrovlnné hypertermii. Pojednává se zde o mikrovlnných aplikátorech, fantomech a o jejich rozdělení, výrobě a důležitých dielektrických vlastnostech. Dále se práce zabývá také termografií a termovizní kamerou, která slouží pro snímání rozložení teploty v objektu, na který bylo aplikováno mikrovlnné záření. V teoretické části je poté vytvořena podrobná metodika testování aplikátorů na fantomu. Jsou zde zaznamenány doporučené postupy při tvorbě agarových fantomů, měření jejich dielektrických vlastností a při práci s vektorovým analyzátozem obvodů pro měření koeficientu odrazu použitého mikrovlnného aplikátoru. Následuje vytvořená metodika pro aplikaci mikrovlnného záření na fantom, získání snímků z termovizní kamery a pro zpracování a vyhodnocení naměřených dat. Ve druhé části práce je poté prostor věnován experimentálním měřením, která byla provedena pomocí vytvořených postupů.

Celá metodika je vedena k tomu, aby získaná data co nejvíce odpovídala skutečnosti a aby vytvořené postupy mohly být použity při testování mikrovlnných aplikátorů, které se využívají při mikrovlnné hypertermii.

## 1.1 Mikrovlnná hypertermie

Mikrovlnná hypertermie je založena na tepelných účincích mikrovlnného záření. Jsou využívány mikrovlny o vlnové délce od 433 MHz do 2 450 MHz [7]. Volba frekvence je přitom velmi důležitá, neboť umožňuje regulovat hloubku ohřevu, a tím předejít poškození zdravé tkáně pod nádorem. Při nižších kmitočtech se hloubka ohřevu nachází mezi 3,5 – 4 cm, při 2,5 GHz už jen 2,5 – 3 cm [8]. Mikrovlnná hypertermie dále využívá poznatku, že nádorové buňky jsou citlivé na vyšší teplotu než je 42 stupňů Celsia, naopak zdravá lidská tkáň začíná být citlivá až při teplotě vyšší 45 stupňů Celsia [7]. Je to způsobené tím, že zdravé tkáně se pomocí zvýšení průtoku krve brání proti dalšímu zvyšování teploty a teplému poškození [7]. Nádory ale již při 41 stupních Celsia ztrácí tento obranný mechanismus [7]. Průtok krve se dokonce snižuje, teplota tak stoupá ještě rychleji a tím dochází kvůli odlišnému charakteru řečiště k vyššímu ohřevu nádorové tkáně než u buněk zdravé tkáně [7]. Z tohoto důvodu se léčená oblast zahřívá na teplotu 42 až 45 stupňů Celsia.

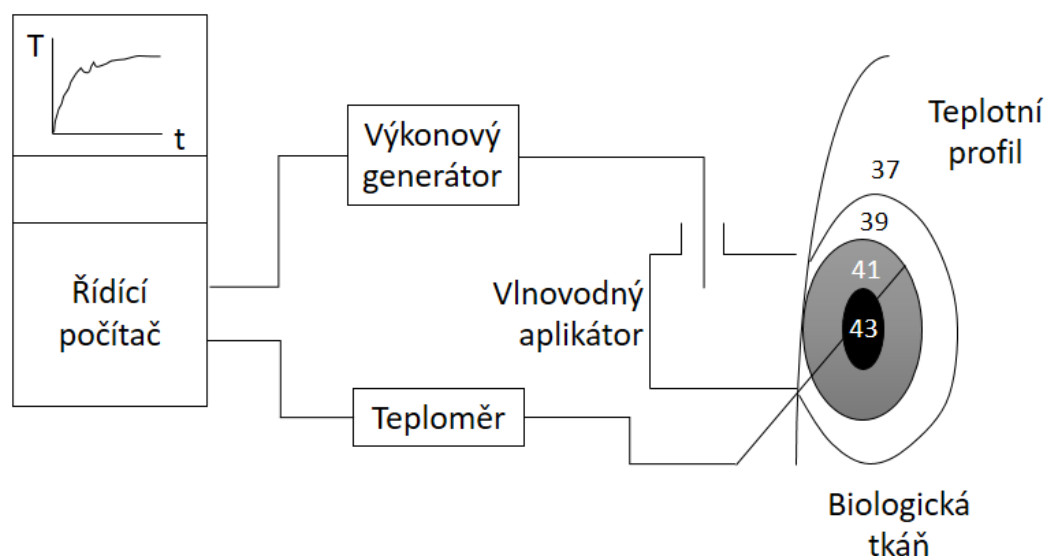
Mikrovlnná hypertermie se dělí na lokální, regionální a celotělovou [4]. První typ se využívá u nádorů, které mají velikost maximálně 6 cm v nejširším průměru. Při regionální a celotělové mikrovlnné hypertermii se již zahřívá velká část lidského těla. Nevýhodou je zde, že tento způsob hypertermie již silně zatěžuje pacienta a může s sebou nést nežádoucí účinky. [9]

Výše uvedená metoda má široké uplatnění v některých evropských státech, jako je například Německo, Holandsko, Švýcarsko, Itálie a Švédsko a mimo Evropu pak zejména USA a Japonsko [10]. V České republice probíhá léčba pouze v Ústavu radiční onkologie v Praze 8 na Bulovce.

### 1.1.1 Souprava pro mikrovlnnou hypertermii

Na Obrázku 1.1 je vyobrazeno typické blokové schéma termoterapeutické soupravy, která se využívá pro lokální termoterapii.

Skládá se z řídicího počítače, výkonového generátoru a z aplikátoru, který je spojen s generátorem pomocí koaxiálního vedení. Mezi aplikátor a léčenou tkáň se navíc vkládá vodní bolus, který chrání pacienta před nežádoucím vznikem horkých míst, navíc upravuje požadovanou hloubku ohřevu a slouží také jako přizpůsobovací médium, které minimalizuje odrazy mikrovlnné energie od biologické tkáně (zlepšuje tedy pronikání elektromagnetických vln do léčené oblasti). Teplota tkáně se monitoruje pomocí teplotních čidel, termokamerou nebo magnetickou rezonancí. [7]



Obrázek 1.1: Blokové schéma termoterapeutické soupravy [7].

### 1.1.2 Mikrovlnné aplikátory

Z hypertermických souprav jsou na dostačující technické úrovni výkonové generátory a výkonné řídicí počítače, proto je věnován prostor na zlepšování termometrie a mikrovlnných aplikátorů.

Hlavní nároky mikrovlnných aplikátorů jsou dodání požadované energie a tepla do léčené tkáně a zajištění optimálního rozložení teploty. Navíc je důležité, aby aplikátor nezkrusoval výsledky měření teploty.

Mikrovlnné aplikátory se dělí dle literatury [7]:

- Podle druhu aplikátoru
  - Vlnovodné aplikátory
  - Planární aplikátory
  - Kapacitní aplikátory
  - Induktivní aplikátory
  
- Podle druhu léčby
  - Povrchová lokální termoterapie
  - Podpovrchová lokální termoterapie
  - Hlubková lokální termoterapie
  - Intrakavitární termoterapie
  - Intersticiální termoterapie
  - Regionální termoterapie
  - Celotělová termoterapie

- Podle použití aplikátoru
  - Léčba nádorů
  - Fyzioterapie
  - Léčba BPH
  - Angioplastika
  - Diagnostika
  - Ohřev tkáně po kryogenní léčbě
  - Jiné typy využití v medicíně

## 1.2 Fantomy

Před použitím aplikátoru na živé lidské tkáni je potřeba nejdříve samotný aplikátor vyzkoušet na modelech, které dobře aproximují dielektrické vlastnosti jednotlivých tkání. Takové modely se nazývají fantomy.

Za nejdokonalejší typy fantomů se považují anatomické [7]. Jejich úkolem je dokonalá simulace určité oblasti lidského těla se všemi nehomogenitami. Nevýhodou je ovšem vysoká pracnost, příprava i několik měsíců a při výrobě se požadují lidé s dokonalou znalostí anatomie lidského těla. Naopak výhodou kromě přesné simulace lidského těla je také to, že na anatomické fantomy lze použít všechny typy aplikátorů [7].

Fantomy se dělí podle jejich struktury nebo podle jejich složení.

### 1.2.1 Dělení fantomů podle struktury

Dle struktury se fantomy rozlišují na homogenní a nehomogenní. První zmíněné mají za úkol aproximovat vlastnosti pouze jediné tkáně. Vyznačují se většinou jednoduchou přípravou. Homogenní fantomy se dále dělí na vodní nebo suché. Mezi nejjednodušší vodní fantom lze zařadit solný roztok vytvořený z vody a chloridu sodného. Vodní fantom představující sval se vyrábí pomocí agarové želatiny.

Další příklad fantomu, který se často využívá pro modelování svalové tkáně, představuje „Superstuff“. Tento fantom je realizován na bázi želírujícího materiálu TX 150 a je tvořen solným roztokem, cukrem a směsí TX 150 [7]. Pro realizaci tukové nebo kostní tkáně se naopak využívá fantom tvořený ze solného roztoku, oleje a mouky.

Druhý typ fantomů, heterogenní, vzniká uspořádáním jednotlivých homogenních fantomů. Nese s sebou výhody jako je vytvoření antropometrického uspořádání dané části těla a bližší přiblížení se k dielektrickým vlastnostem.

### 1.2.2 Dělení fantomů podle složení

Druhá skupina fantomů zahrnuje fantomy vodní a suché. Vodní fantomy obsahují jako hlavní složku pro výrobu vodu nebo olej.



U suchých fantomů hovoříme o látkách, které nejsou kapalné. Dokáže se s nimi často jednoduše tvarovat a smíchávat s různými příměsemi. Jako základní látka pro suché fantomy se využívá izolant a jako příměs se bere keramický, grafitový nebo hliníkový prášek. Na rozdíl od vodních fantomů tento typ vykazuje soudržnost, neomezenou možnost opakovaného použití a také trvanlivost. Naopak je ale jejich výroba nákladnější a často i náročnější [12].

### 1.2.3 Dielektrické vlastnosti fantomů

Při dopadu elektromagnetické vlny na rozhraní vzduch-fantom se část energie pohltí a zbytek se odrazí. Biologická tkáň se přitom chová jako ztrátové dielektrikum, kdy tkáň část elektromagnetické energie absorbuje a přemění jí na teplo [7]. Díky tomu dochází k tomu, že biologická tkáň se v místě ozáření začíná zahřívat.

Hlavní roli přitom hrají dielektrické vlastnosti tkáně vodivost a permitivita. Při tvorbě fantomů se klade důraz na to, aby hodnoty jejich dielektrických vlastností byly v ideálním případě totožné s hodnotami dielektrických vlastností biologických tkání.

Jak už bylo řečeno, permitivita tkáně ovlivňuje interakci elektromagnetického pole s biologickou tkání/fantomem. Její hodnota je ovlivněna především kmitočtem  $f$  a také částečně teplotou  $T$ , naopak není důležitá závislost na tlaku a na vektoru intenzity elektrického pole  $E$  [7, 13].

V biomedicínských aplikacích jsou pro nekovové materiály jeho dielektrické vlastnosti popisovány na základě hodnoty komplexní permitivity dle vztahu [14]:

$$\varepsilon_k = \varepsilon' - j\varepsilon'', \quad (1.1)$$

kde  $\varepsilon_k$  představuje komplexní permitivitu,  $\varepsilon'$  je relativní permitivita popisující polarizační účinky molekul částic ve tkáni a zastupuje zde reálnou část.  $\varepsilon''$  zde poté představuje imaginární část permitivity a určuje ztráty v dielektriku v důsledku oscilací dipólů [14].

Protože se biologická tkáň chová jako dielektrikum, proto ztráty lze popsat pomocí měrné vodivosti  $\sigma$  [14]:

$$\sigma = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon'', \quad (1.2)$$

kde  $f$  představuje frekvenci,  $\varepsilon_0$  permitivitu vakua a  $\varepsilon''$  je ztrátový činitel [14].

V následující Tabulce 1.1 jsou vyjádřeny hodnoty vodivosti a relativní permitivity pro tři různé biologické tkáně. Dielektrické vlastnosti jsou vztaženy k frekvenci 434 MHz.

Tabulka 1.1: Hodnoty relativní permitivity a vodivosti při frekvenci 434 MHz pro různé druhy biologických tkání [15].

Biologická tkáň	Relativní permitivita (-)	Vodivost (S·m <sup>-1</sup> )
Sval	56,70	0,805
Tuk	5,57	0,042
Kůže	46,10	0,702

### 1.3 Termografie a termovizní kamera

Při řešení dalšího vývoje a vhodných konstrukcí mikrovlnných aplikátorů jsou důležitá testování, při kterých se měří především rozložení teplotních polí jak na povrchu fantomů, tak i v jejich hloubce. Nejpřesnější metoda monitorování teploty je pomocí magnetické rezonance, která je ale na úkor své přesnosti velmi nákladná [7]. Alternativní metodu při zaznamenání teplot představují například termovizní kamery.

#### 1.3.1 Teorie termovizní kamery

Bezkontaktní metoda měření teploty se zakládá na poznatku, že každé těleso, které má povrchovou teplotu vyšší než absolutní nulu, vysílá elektromagnetické záření o vlnové délce odpovídající jeho teplotě [16]. O tomto zjištění hovoří Planckův vyzařovací zákon, který lze vyjádřit jako:

$$E_{0\lambda} = \frac{(c_1 \cdot \lambda^{-5})}{\exp\left(\frac{c_2}{\lambda} \cdot T\right) - 1}, \quad (1.3)$$

kde  $E_{0\lambda}$  je spektrální hustota zářivého toku černých objektů do poloprostoru, T je teplota objektu,  $\lambda$  je vlnová délka záření a konstanta  $c_1$  je  $3,74 \cdot 10^{-16} \text{ W}\cdot\text{m}^2$  a  $c_2$  je  $1,44 \cdot 10^{-2} \text{ K}\cdot\text{m}$  [17].

Druhým důležitým zákonem pro bezkontaktní měření teploty je Stefan-Boltzmannův zákon. Ten udává celkovou vyzařenou energii za jednotku času z jednotkové plochy tělesa [16]. Pro dokonale černé těleso je hustota zářivého toku úměrná čtvrté mocnině absolutní teploty tělesa [16]:

$$I_0 = \sigma \cdot T^4, \quad (1.4)$$

kde  $I_0$  je intenzita vyzařování dokonale černého tělesa v  $\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$ ,  $\sigma_0$  představuje Stefan-Boltzmannovu konstantu  $\sigma_0 = 5,670400 \cdot 10^{-8} \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-4}$  a  $T$  je termodynamická teplota v K [16].

Ve skutečnosti se ale reálné těleso nechová jako dokonale černé. Proto je nutné počítat s emisivitou tělesa  $\varepsilon$  [16]:

$$I = \varepsilon \cdot \sigma_0 \cdot T^4, \quad (1.5)$$

kde  $I$  je intenzita vyzařování reálného tělesa v  $\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$ ,  $\varepsilon$  je emisivita tělesa (-),  $\sigma_0$  představuje Stefan-Boltzmannovu konstantu  $\sigma_0 = 5,670400 \cdot 10^{-8} \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-4}$  a  $T$  je termodynamická teplota v K [16].

Třetí, Wienův, zákon hovoří o tom, že s rostoucí teplotou zářiče se posouvá maximální hodnota spektrální hustoty zářivého toku  $E_{0\lambda}$  ke kratším vlnovým délkám [17]. Tohle zjištění lze vyjádřit rovnicí:

$$\lambda_{max} \cdot T = 2,8978 \cdot 10^{-3}, \quad (1.6)$$

Pro úplnou znalost týkající se teorie snímání teploty je nutné ještě počítat s prvním a druhým Kirchhoffovým zákonem. První Kirchhoffův zákon se zabývá interakcí záření s objektem a hovoří, že součet záření, které projde tělesem, záření, které bylo odraženo ostatními tělesy v okolí, a záření, které vysílá měřený objekt, je vždy roven jedné [17, 18]. Druhý Kirchhoffův zákon následně říká, že podle schopnosti pohlcovat záření se určuje, jak je objekt dokonalým zářičem [17].

### 1.3.2 Parametry ovlivňující snímání teploty

Pro co nejpřesnější určení teploty při snímání hraje hlavní roli správné určení emisivity měřeného objektu [19]. Emisivita se vyjadřuje jako poměr množství záření emitovaného objektem a záření dokonale černého tělesa [20]. Její hodnoty se nachází v rozmezí

od 0 do 1, kdy nejvyšší hodnotu představuje dokonale černé těleso. Emisivita závisí na charakteru povrchu objektu a u některých materiálů také na teplotě samotného měřeného tělesa [18].

S emisivitou úzce souvisí také zdánlivě odražená teplota. Se snižující se hodnotou emisivity dochází ke zvýšení vlivu odražené teploty na stanovení výsledné povrchové teploty [20].

Získané výsledky dále může ovlivnit vzdálenost mezi objektivem termovizní kamery a objektem. Při volbě menší vzdálenosti může vzniknout problém, že termovizní kamera nedokáže zaostřit objekt nebo se snímáný objekt nevejde do zorného pole [19]. Naopak při volbě větší vzdálenosti může naopak dojít k zániknutí určitých detailů [19].

Důležité je také zohlednit atmosféru, neboť není v celém pásmu infračerveného záření propustná [20]. Také je nutné brát v úvahu relativní vlhkost vzduchu nebo teplotu prostředí.

## 1.4 Cíle práce

Cílem bakalářské práce je navrhnout kompletní metodiku pro testování aplikátorů pro povrchovou mikrovlnnou hypertermii z hlediska vytvořeného teplotního pole ve fantomu léčené oblasti. Vytvořená metodika by měla být výchozím bodem pro další měření prováděných na Fakultě biomedicínského inženýrství. Práce má také za úkol se zaměřit na analýzu možných problémových faktorů, se kterými se lze setkat během měření, a na navržení jejich minimalizace.

Dalším bodem je také vytvoření postupu při měření dielektrických vlastností fantomů. Proto jedním z podcílů bakalářské práce je také zaměření na tvorbu samotných fantomů představujících určitou biologickou tkáň.

Za úkol je také vypracování metodiky pro práci s vektorovým analyzátozem obvodů, pomocí kterého se změří koeficient odrazu použitého mikrovlnného aplikátoru. Poslední cíl práce představuje vypracování postupu při aplikaci mikrovlnného záření z generátoru na fantom, použití termovizní kamery a zpracování získaných snímků z kamery.

Poslední bodem práce je vytvořené metodiky otestovat na existujícím aplikátoru a hypertermickém systému a prověřit opakovatelnost měření.

## 2 Metodika

Před samotným experimentálním měřením bylo zapotřebí vytvořit podrobnou metodiku, která by zahrnovala přípravu fantomů a měření jejich vlastností, postup při získávání dat z vektorového analyzátoru obvodu a termovizní kamery. Bylo nutné se zaměřit i na analýzu možných problémových faktorů při měření a jejich následnou minimalizaci.

### 2.1 Výroba agarového fantomu

Mikrovlnné záření se aplikuje pomocí mikrovlnného aplikátoru na fantom, který by svými vlastnostmi měl dobře aproximovat dielektrické vlastnosti konkrétní biologické tkáně. Pokud by se podcenila výroba agarového fantomu, výsledná data získaná z následného měření by neodpovídala skutečnosti.

Pro měření se použijí fantomy představující svalovou lidskou tkáň. Jejich složení je vyjádřené v Tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Složení směsi agarového fantomu zastupující vlastnosti tkáně s vyšším obsahem vody [21].

Hmotnostní zastoupení (%)	Příspěvky
95,67	Destilovaná voda
4,00	Agarová želatina v prášku
0,33	Chlorid sodný NaCl

Všechny zmíněné ingredience se společně smíchají a za občasných míchání, aby nedošlo k usazení agaru, dochází k jejich ohřívání. V bodě varu mění agarová želatina svou viskozitu, proto je zapotřebí těsně před bodem varu vylít směs do připravené formy.

Rozměry fantomu by měly v ideálním případě přesahovat 5 cm přes okraj apertury použitého aplikátoru. Jejich výška by měla vykazovat vyšší hodnoty než 10 cm, aby nedocházelo k prostupu mikrovlnného záření až na samé dno, nevznikaly tak odrazy a následné zkreslení výsledků. Jejich zhotovení by mělo být minimálně 12 hodin před samotným měřením a uchování v chladném prostředí, ideálně v lednici.

Kvůli měření distribuce teploty se musí před měřením zhotovit dva totožné agarové fantomy kvůli následnému porovnávání termovizních snímků prvního fantomu, na který se aplikuje mikrovlnné záření, a druhého fantomu bez aplikace mikrovln. Změří se tím nárůst teploty díky samotné aplikaci mikrovlnného záření.

## 2.2 Měření dielektrických vlastností fantomu

Při aplikaci mikrovlnného záření na vyrobený fantom hrají důležitou úlohu jeho dielektrické vlastnosti, které ovlivňují absorpci mikrovln. Veličiny, které tyto vlastnosti popisují, se nazývají relativní permitivita a vodivost. Pro sval je známá hodnota relativní permitivity při 434 MHz  $\epsilon' = 56,9$  a hodnota vodivosti při stejné frekvenci se udává  $\sigma = 0,805 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$  [15].

Pro jejich měření se použije vektorový analyzátor obvodů KEYSIGHT FieldFox N9923A zobrazený na Obrázku 2.1, ke kterému se připojí koaxiálním kabelem sonda SPEAG DAK-12 (Obrázek 2.2). Je důležité dbát na to, aby při manipulaci s koaxiálním kabelem nedocházelo k jeho ohybu a předešlo se tak k jeho zničení. Data jsou poté přenášena do softwaru DAK\_2.2.0.584 SPEAG nainstalovaného v počítači, kde dochází k převodu naměřeného koeficientu odrazu na permitivitu a vodivost.



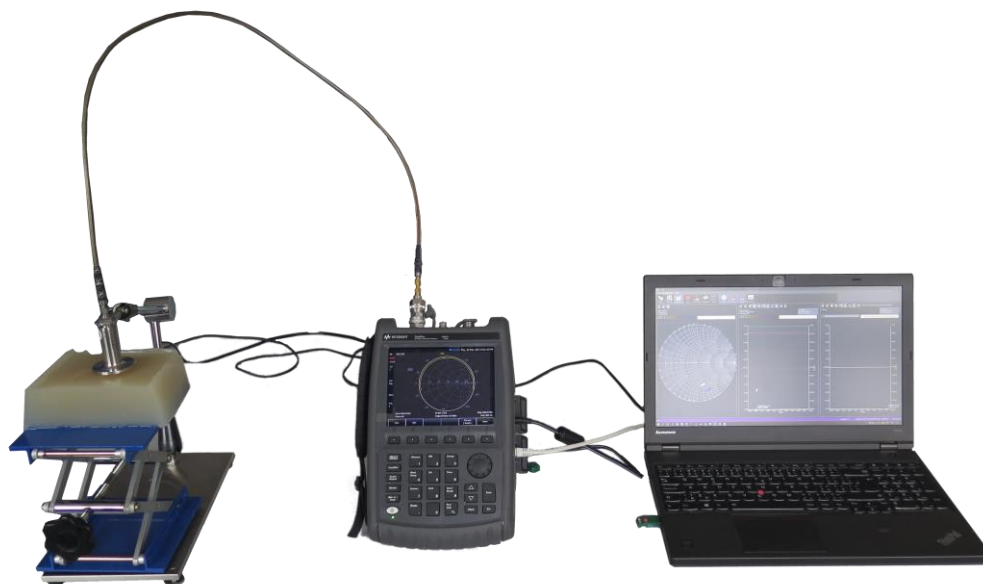
Obrázek 2.1: Vektorový analyzátor obvodů KEYSIGHT FieldFox N9923A [22].



Obrázek 2.2: Sonda SPEAG DAK-12 [23].

Před měřením je potřeba provést kalibraci sondy. Do softwaru je nutné zadat frekvenční rozsah měření zahrnující pracovní frekvenci testovaného aplikátoru, např. 434 MHz, na které se požaduje měřit. Následně se zadá teplota roztoku, se kterým se bude provádět kalibrace. Kvůli citlivosti samotné sondy se nejdříve začíná krokem, kdy se na sondu přiloží vodivý pás, který způsobí zkratování vnějšího a vnitřního vodiče koaxiální odrazné sondy. V softwaru se stiskne tlačítko S (SHORT). Ve druhém kroku se sonda ponechá ve volném prostoru a stlačí se tlačítko O (OPEN). Poslední bod představuje ponoření sondy do 0,1 M roztoku chloridu sodného. Kvůli snaze o co nejpřesnější kalibraci se od počátku kalibrace přes provádění měření se sondou a přívodním koaxiálním kabelem nesmí hýbat. Použije se proto vypodložení roztoku tak, aby konec sondy byl v něm celý ponořený. Zároveň se dbá na to, aby se pod sondou nenacházela žádná vzduchová bublina, která by celou kalibraci znehodnotila. Připravený roztok se skládá z chloridu sodného, jehož množství se naváží na analytických vahách. Roztok se doplní destilovanou vodou v takovém objemu, aby výsledná kapalina měla koncentraci 0,1 M. Po ponoření se následně stiskne tlačítko L (LOAD).

Po kalibraci sondy se zaznamená teplota okolí a provede se minimálně pět měření na náhodných místech agarového fantomu, aby mohly být výsledky statisticky vyhodnoceny. Vždy se klade důraz na co nejtěsnější přitisknutí sondy na fantom. Sonda by měla být celou svou plochou přitisknuta na fantom a mezi jednotlivými měřeními je vždy nutné kontrolovat, jestli se na sondě neuchytila kapka vody, která by jinak musela být odstraněna. Celá měřicí souprava je zobrazena na Obrázku 2.3.



Obrázek 2.3: Souprava pro měření dielektrických vlastností fantomu.

Naměřená data se poté statisticky vyhodnotí. Z jednotlivých výsledků se vypočítá nerozšířená nejistota typu A. Následně podle hodnot z katalogového listu koaxiální sondy

uvedených v Tabulce 2.2 také nerozšířené nejistota typu B. Na závěr se z vypočtených nejistot typu A a B vypočítá rozšířená nejistota typu C s koeficientem rozšíření  $k = 2$ .

Tabulka 2.2: Rozšířené nejistoty typu B určené výrobcem koaxiální sondy [24].

Měřená veličina	Rozmezí permitivity, vodivosti a frekvence	Rozšířená nejistota typu B ( $k = 2$ )
Permitivita	$\varepsilon = 35 - 100$	2,1 %
	$\sigma = 0,1 - 1$	
	$f = 20 \text{ MHz} - 200 \text{ MHz}$	
Permitivita	$\varepsilon = 35 - 100$	1,7 %
	$\sigma = 1 - 10$	
	$f = 200 \text{ MHz} - 3 \text{ GHz}$	
Vodivost	$\varepsilon = 35 - 100$	2,7 %
	$\sigma = 1 - 10$	
	$f = 200 \text{ MHz} - 3 \text{ GHz}$	

Celý postup pro měření dielektrických vlastností je shrnutý v následujících bodech:

- Provedení kalibrace sondy
  - Zadání rozsahu měření zahrnující pracovní frekvenci testovaného aplikátoru
  - Zaznamenání teploty roztoku, se kterým se bude provádět kalibrace
  - Přiložení vodivého pásu
  - Stisknutí tlačítka S (SHORT)
  - Ponechání sondy ve volném prostoru
  - Stisknutí tlačítka O (OPEN)
  - Ponoření sondy do 0,1 M roztoku chloridu sodného – během měření nehýbat se sondou a ani s koaxiálním kabelem. Vypodložení roztoku tak, aby konec sondy byl celý ponořen. Zkontrolovat, zda se pod sondou nenachází žádná vzduchová bublina
  - Stisknutí tlačítka L (LOAD)
- Zaznamenání teploty okolí
- Provedení minimálně pět měření na náhodných místech agarového fantomu – kladen důraz na co nejtěsnější přitisknutí sondy na fantom, přiložení sondy celou svou plochou na fantom a odstranění uchycených kapek vody na sondě
- Výpočet rozšířené nejistoty typu C



## 2.3 Měření koeficientu odrazu

Před samotným aplikováním mikrovlnného záření na agarový fantom je zapotřebí změřit koeficient odrazu, který se provádí pomocí přístroje Rohde&Schwarz FSH8.28 Spectrum Analyzer s rozšířením o možnost provádět obvodovou analýzu (Obrázek 2.4). Naměřený koeficient udává, kolik vyzařovaného výkonu se odrazí od vstupního konektoru aplikátoru. Hodnoty odraženého výkonu by měly být co nejmenší. Tím by se zajistilo, že většina vyzařovaného výkonu by se dostala do léčené oblasti.



Obrázek 2.4: Přístroj Rohde&Schwarz FSH8.28 Spectrum Analyzer [25].

Po spuštění přístroje je nejdříve zapotřebí navolit požadovanou frekvenci pomocí tlačítka **FREQ**. Díky tlačítku **Start Freq** se zadá počáteční frekvence s požadovanými jednotkami, **Stop Freq** naopak koncová hodnota frekvence.

V dalším kroku se použije tlačítko **MEAS**. Následně je zapotřebí zvolit pouze jeden průběh. V nabídce **Trade** se zvolí **Result Display** a odškrtně se **ShowTrace 2**.

Po počátečních krocích je zapotřebí provést kalibraci měřícího zařízení. K přístroji se připojí koaxiálním kabelem kalibrační standard **ZV-Z2170 FEMALE**, kdy je přitom kladen důraz na co nejmenší ohyb kabelu. Kalibrační standard je zobrazen na Obrázku 2.5. Pomocí tlačítka **Calibration** se zvolí **Reflection port 1**. Zkontroluje se, zda odpovídá název **Calibration Kit** použitému standardu a pokračuje se tlačítkem **Continue**. Dále se mění jednotlivé sloty kalibračního standardu podle instrukcí na přístroji. Nejdříve se připojí slot **OPEN-end**, což představuje prostředí vzduchu na otevřeném konci kabelu. Tlačítkem **Continue** následuje další slot **SHORT-end**, který naopak znamená zkratování konce vedení. Opět přes **Continue** se dostane k poslednímu, třetímu, slotu **LOAD**, při kterém dojde k dopočítání vlivu kabelu na signál. Pomocí tlačítka **Continue** se dokončí celá kalibrace přístroje.



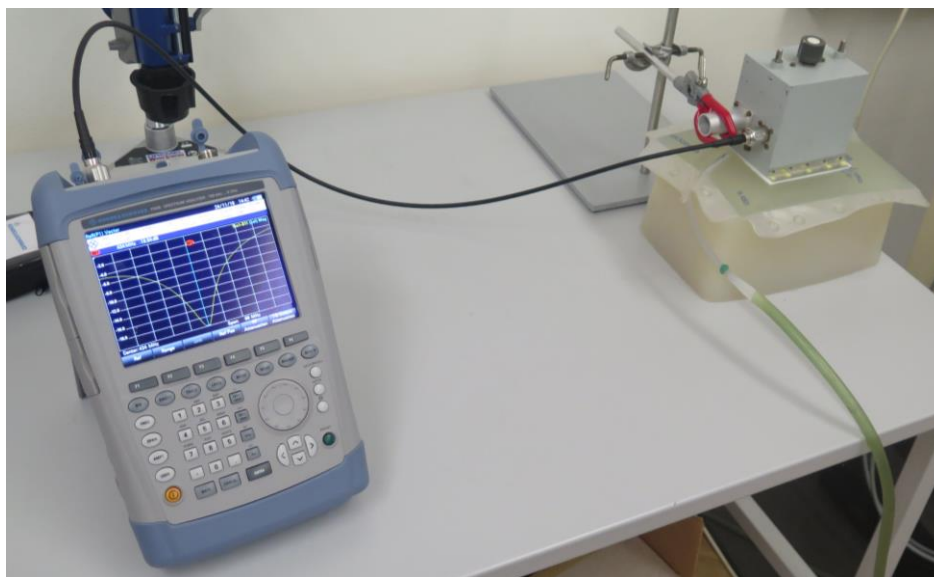
Obrázek 2.5: Kalibrační standard [12].

Po kalibraci přístroje se provádí ještě kontrola samotné kalibrace, při které se postupuje stejně jako při prvotní kalibraci. Při připojení slotu SHORT a OPEN by se hodnoty měly lišit maximálně v rozmezí 0,01 amplitudy a při slotu LOAD by se měla hodnota nacházet v rozmezí -40 dB a níže.

Po provedení úspěšné kalibrace přístroje se odpojí kalibrační standard a na konec koaxiálního kabelu se připojí samotný aplikátor upevněný na stojanu. Kvůli předejití zničení koaxiálního kabelu nesmí být kabel nijak ohýbán. Mikrovlnný aplikátor se nasadí na koaxiální kabel a šroubováním se utáhne. Síla by měla být zvolena taková, aby nedošlo k přeručování kabelu, a zároveň taková, aby mikrovlnný aplikátor dostatečně držel na koaxiálním kabelu. Mezi aplikátor a agarový fantom lze vložit vodní bolus, který se při mikrovlnné hypertermii vkládá mezi tělo pacienta a aplikátor kvůli eliminaci vzniku tzv. horkých míst. Vodní bolus navíc přináší další výhodu, a to vyšší prostupnost mikrovlnného záření, neboť mezi aplikátorem a agarovým fantomem nevznikne tak velký rozdíl mezi indexy lomu. Mezi aplikátorem a agarovým fantomem by měla být mezera přibližně 10 mm (vyplněná vodním bolem), aby byla zachována cirkulace vody ve vodním bolusu.

U aplikátoru používaného na Fakultě biomedicínského inženýrství se pomocí kolečka nacházejícího se na aplikátoru navolí průběh křivky tak, aby hodnota koeficientu odrazu vykazovala minimum pro pracovní frekvenci testovaného aplikátoru. V posledním bodě se pomocí tlačítka SAVE/RECALL uloží koeficient odrazu.

Na následujícím Obrázku 2.6 je vyobrazena celá měřící souprava pro měření koeficientu odrazu.



Obrázek 2.6: Uspořádání pro měření koeficientu odrazu.

Následuje shrnutý návod při měření koeficientu odrazu:

- Spuštění přístroje
- Navolení požadované frekvence pomocí tlačítka **FREQ** (Start Freq zadání počáteční frekvence, Stop Freq koncová hodnota frekvence)
- Stisknutí tlačítka **MEAS**
- Zvolení pouze jednoho průběhu (nabídka Trade > Result Display > odškrtnutí ShowTrace 2)
- Provedení kalibrace měřícího přístroje
  - Připojení koaxiálním kabelem kalibrační standard **ZV-Z2170 FEMALE**
  - Zvolení Reflection port 1 pomocí tlačítka **Calibration**
  - Zkontrolování, zda odpovídá název Calibration Kit použitému standardu
  - Stisknutí tlačítka **Continue**
  - Měnění slotů dle instrukcí na přístroji - připojení slotu **OPEN-end**
  - Stisknutí tlačítka **Continue**
  - Změna na další slot **SHORT-end**
  - Stisknutí tlačítka **Continue**
  - Změna na poslední slot **LOAD**
  - Stisknutí tlačítka **Continue**
- Kontrola kalibrace – postup jako při prvotní kalibraci. Při připojení slotu **SHORT** a **OPEN** rozdíl hodnot v rozmezí 0,01 amplitudy, při slotu **LOAD** se hodnota nachází v rozmezí -40 dB a níže
- Odpojení kalibračního standardu a připojení aplikátoru upevněného na stojanu

- Vložení vodního bolusu mezi aplikátor a agarový fantom - mezi aplikátorem a agarovým fantomem zachována mezera přibližně 10 mm (vyplněná vodním bolem)
- Pomocí kolečka nacházejícího se na aplikátoru navolení průběhu křivky tak, aby hodnota koeficientu odrazu vykazovala minimum pro pracovní frekvenci testovaného aplikátoru.
- Uložení koeficientu odrazu pomocí tlačítka SAVE/RECALL
- Zobrazení koeficientu odrazu v programovacím prostředí MATLAB

Na přiloženém CD a v systému projects je uložen skript, díky kterému se v MATLABu zobrazí graf reprezentující koeficient odrazu. Vstupní data jsou ve formátu .txt, která se získají z přístroje Rohde&Schwarz FSH8.28 Spectrum Analyzer. Pro zobrazení výsledných grafů je zapotřebí si nainstalovat Xpdf a export\_fig.

## 2.4 Snímání distribuce teploty pomocí termovizní kamery

Aby získaná data z termovizní kamery byla co nejvíce přesná a do měření byly zaneseny co nejmenší odchylky od skutečných teplot, je nutné mít jednotlivé kroky předem naplánované. Nejdůležitější bod představuje rychlost snímání agarového fantomu po aplikaci mikrovlnného záření.

### 2.4.1 Před snímáním

Před samotným snímáním teploty hraje důležitou roli připravenost pracovní plochy. Nejdříve je nutné se zaměřit na fixaci samotné termovizní kamery. Je vhodné použít stojan, se kterým lze pohybovat. Zajistí se tak vhodné nastavení vzdálenosti mezi termovizní kamerou a objektem. Navíc umožní snadnou a především rychlou manipulaci s kamerou těsně před snímáním, neboť během samotné aplikace mikrovlnného záření nesmí být v nejbližším okolí žádná elektrická zařízení. Je vhodné si vytvořit značky umístění stojanu, aby bylo zajištěno stejné postavení a vzdálenost po přemístování stojanu.

Termovizní kamera se poté na stojan pomocí stahovacích či lepících pásek zafixuje do stálé polohy, aby byla zajištěna stejná vzdálenost a stejný úhel po celou dobu snímání. Nejvýhodnější úhel je kolmý na zvolenou měřicí plochu. Zajistí se tak eliminace významnějších radiálních odrazů od okolí na povrchu fantomu, které by mohly ovlivnit výsledné nasnímané hodnoty. Před snímáním je také nutné zajistit, aby se v okolí měření nenacházel zdroj záření a ani aby nedocházelo k dopadu slunečních paprsků na pracovní plochu.

Na Fakultě biomedicínského inženýrství se používá termokamera FLIR E60, která je zobrazena na Obrázku 2.7.

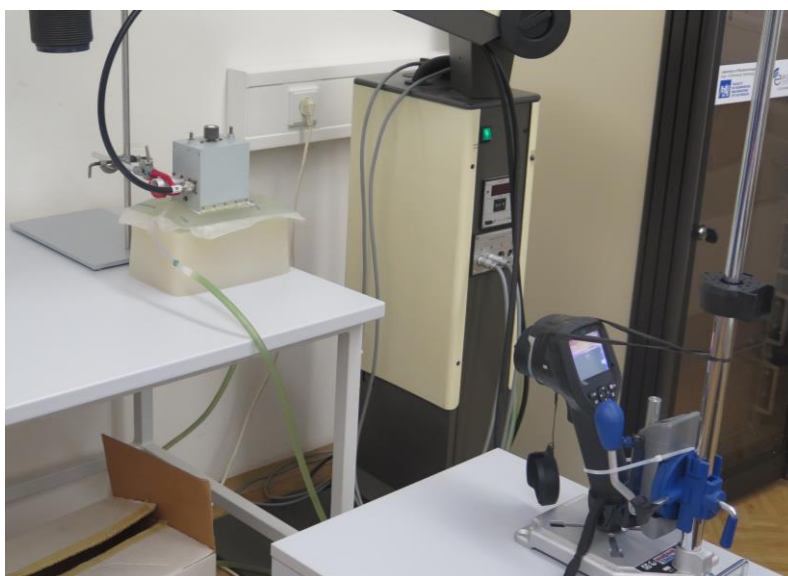
Do termovizní kamery je nutné před snímáním zadat emisivitu měřící látky, vzdálenost mezi objektem a kamerou. Také upravit rozsah pro oblast teplot, aby se předešlo problému, že nasnímaná teplota se v tomto rozmezí teplot nebude nacházet. Je nezbytné dbát na to, aby na displeji nebyl vyznačen středový kříž, který je v závislosti na konkrétním druhu termovizní kamery automaticky vkládán do výsledného termografu a kvůli kterému poté dojde k znehodnocení získaných výsledků.



Obrázek 2.7: Termovizní kamera FLIR E60 [26].

Po celou dobu, co se manipuluje s termovizní kamerou, by se mělo dbát na to, aby nedošlo k dotyku optiky objektivu rukama ani jinými předměty. Při porušení tohoto pravidla by mohlo dojít k poškození ochranné vrstvy [17].

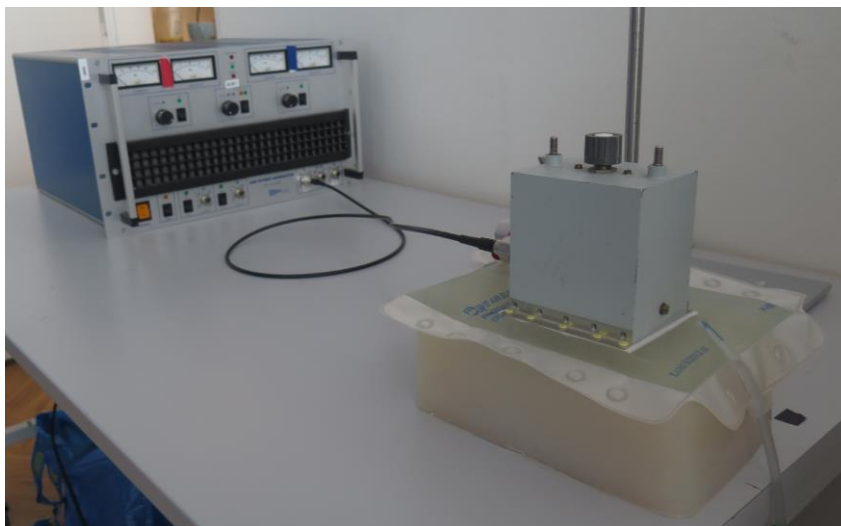
Na následujícím Obrázku 2.8 je zobrazeno upevnění termovizní kamery při snímání teploty.



Obrázek 2.8: Měřící aparatura pro snímání teploty.

## 2.4.2 Aplikace mikrovlnného záření

Stojan i s termovizní kamerou se odsune z nejbližšího okolí. Mikrovlnný aplikátor se připojí pomocí koaxiálního kabelu k výkonovému generátor UHF-POWER-GENERATOR PG 70.150.2. Soupravu zapojení lze vidět na Obrázku 2.9. Při aplikaci mikrovlnného záření je potřeba určit výkon generátoru a dobu aplikace samotného záření.



Obrázek 2.9: Souprava při aplikaci mikrovlnného záření.

## 2.4.3 Snímání agarového fantomu po aplikaci mikrovlnného záření

Nejdůležitější roli hraje rychlost získání snímků agarového fantomu, protože dochází k rychlému vyrovnávání teploty fantomu s okolím. Snímky by měly být získány do jedné minuty od skončení aplikace záření. Doporučuje se účast dvou osob, kdy jedna vypíná generátor, odstraňuje stojan s mikrovlnným aplikátorem, vodní bolus. Druhá osoba mezitím přemístí stojan s termovizní kamerou na místo, které je přesně dané vytvořenými značkami.

Při získání snímků se nejdříve snímá povrch agarového fantomu. Je důležité dbát na to, aby snímky byly dostatečně ostré. Zaostření se provádí manuálně pomocí otočení předního kolečka kolem čočky termovizní kamery. Následně se fantom svisle rozřízne a proběhne stejné nasnímání, nyní ale v rovině H, která představuje rovinu rovnoběžnou s intenzitou magnetického pole [7].

## 2.4.4 Snímání agarového fantomu bez aplikace mikrovlnného záření

Po získání snímků z agarového fantomu, na který bylo aplikováno mikrovlnné záření, se tento postup snímání teplot opakuje i na druhý připravený fantom, na který ale nebylo aplikováno záření. Tyto snímky se následně použijí v programovacím prostředí MATLAB pro vyhodnocení výsledků.

Postupuje se obdobně jako u předchozího agarového fantomu. Nejdříve se získá snímek povrchu agarového fantomu. Poté se fantom opět svisle rozřízne a vytvoří se snímek v rovině H.

## 2.5 Vyhodnocení získaných dat

K vyhodnocování termovizních snímků dochází v programovacím prostředí MATLAB, kde se jednotlivé snímky nejdříve upraví tak, aby na nich byl jen samotný fantom. Jednotlivé výřezy fantomů se poté převedou na odstín šedi a použije se funkce colormap, díky které dojde k barevnému rozlišení jednotlivých teplot na snímcích.

Poté se od snímků fantomů po aplikaci mikrovlnného záření odečtou snímky fantomů bez aplikace mikrovlnného záření. Dojde tak k získání diferencí teplot ve fantomu. Na získaná data po odečtení se použije funkce contour a vytvoří se tak rozložení teploty v agarovém fantomu. Rozestupy izolinií se stejnou teplotou se zvolí po jednom stupni Celsia. Stejná funkce se použije i na výřezy agarových fantomů, na které bylo aplikováno mikrovlnné záření, ale nedošlo k odečtení druhých snímků agarových fantomů bez aplikace záření.

Následuje popis snímání distribuce pomocí termovizní kamery shrnutý do jednotlivých bodů:

- Fixace termovizní kamery na stojan pomocí stahovacích či lepících pásků
  - Nejvýhodnější kolmý úhel mezi čočkou termovizní kamery a měřicí plochou
  - Zvolit vzdálenost tak, aby byl snímám co nejvíce samotný fantom a co nejméně okolí
- Odstranění zdrojů záření z blízkého okolí, zamezení dopadu slunečních paprsků na měřicí plochu, vyvarování se lesklých předmětů
- Do termovizní kamery zadat emisivitu měřicí látky, vzdálenost mezi objektem a kamerou, upravit rozsah pro oblast teplot, popřípadě odstranit středový kříž z termografu
- Po celou dobu měření se nedotýkat optiky objektivu rukama ani jinými předměty
- Aplikace mikrovlnného záření – připojení mikrovlnného aplikátoru pomocí koaxiálního kabelu k výkonovému generátoru. Určení výkonu generátoru a dobu aplikace záření
- Získání snímků do jedné minuty po skončení aplikace záření
  - Snímek povrchu agarového fantomu
  - Svislé rozříznutí agarového fantomu
  - Snímek v rovině rovnoběžné s intenzitou magnetického pole

- Získání snímků z agarového fantomu bez aplikace mikrovlnného záření
  - Snímek povrchu agarového fantomu
  - Svislé rozříznutí agarového fantomu
  - Snímek v rovině rovnoběžné s intenzitou magnetického pole
- Vyhodnocení dat v programovacím prostředí MATLAB

Soubor, ve kterém je vytvořený celý postup při vyhodnocování snímků v programovacím prostředí MATLAB, je vložen na příloženém CD a nahrán v systému projects. Jako vstupní data se použijí snímky z termovizní kamery ve formátu .jpg.

## 2.6 Použité přístroje a pomůcky

V následující Tabulce 2.3 jsou vypsány všechny přístroje, se kterými se zacházelo při měření.

Tabulka 2.3: Seznam použitých přístrojů a pomůcek.

Přístroj/pomůcka	Typ
Analyzátor obvodů	Rohde&Schwarz FSH8.28 Spectrum Analyzer
Kalibrační standard	ZV-Z2170 FEMALE
Aplikátor	
Vodní bolus	LUND SCIENCE AB H 4501 od Hyperthermia systém 4010
Přístroj pro měření koeficientu	KEYSIGHT FieldFox N9923A
Koaxiální sonda	SPEAG DAK-12
Software	DAK_2.2.0.584 SPEAG
Generátor	UHF-POWER-GENERATOR PG 70.150.2
Termovizní kamera	FLIR E60
Váha	
Teploměr	
Koaxiální kabel	



### 3 Výsledky

Podle předchozí metodiky byla provedena dvě experimentální měření.

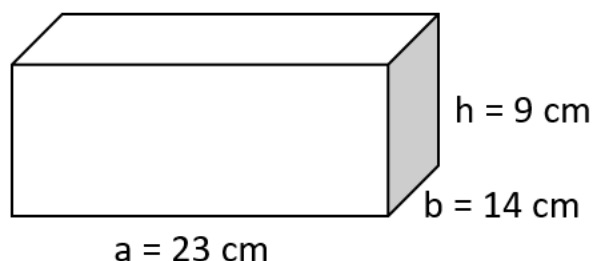
#### 3.1 Zhotovení agarových fantomů

Rozměry agarových fantomů vycházely z velikosti mikrovlnného aplikátoru, který měl rozměry 10x7,5 cm. Podle Tabulky 2.1 byl vždy na každé měření vytvořen agarový fantom, na který bylo aplikováno mikrovlnné záření. Poté byl vytvořen jeden fantom, který sloužil pro odečtení fantomů v programovacím prostředí MATLAB, a jeden, na kterém se měřily dielektrické vlastnosti. Reálné hmotnosti použitých přísad pro jednotlivé fantomy jsou vyjádřeny v tabulce 3.1.

Tabulka 3.1: Reálné hmotnosti přísad při výrobě agarových fantomů.

Přísady	Fantom pro aplikaci MV 1	Fantom pro aplikace MV 2	Fantom pro diferenci	Fantom pro dielektrické vlastnosti
	Hmotnost $m$ (g)	Hmotnost $m$ (g)	Hmotnost $m$ (g)	Hmotnost $m$ (g)
Destilovaná voda	4001,0	4001,0	4000,0	4002,0
Chlorid sodný	13,8	13,8	13,8	13,8
Agarová želatina	167,3	167,3	167,2	167,3

Všechny agarové fantomy byly připraveny při totožném postupu 16 hodin před samotným měřením a uchovány v lednici při teplotě 15 stupňů Celsia. Jejich výška  $h$  byla 9 cm a šířka fantomu  $a$  se rovnala 23 cm a šířka fantomu  $b$  byla 14 cm. Rozměry fantomů jsou zobrazeny na Obrázku 3.1:



Obrázek 3.1: Rozměry vytvořených fantomů.

## 3.2 Dielektrické vlastnosti fantomu

Následně se u fantomu pro dielektrické vlastnosti změřila dle výše vytvořené metodiky jeho relativní permitivita a vodivost. Jejich hodnoty při jednotlivých měřeních jsou zaznamenány v Tabulce 3.2.

Tabulka 3.2: Naměřené dielektrické vlastnosti agarového fantomu při frekvenci 434 MHz.

Měření	Relativní permitivita $\varepsilon'$ (-)	Vodivost $\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ )
1	70,9832	0,510050
2	71,4550	0,510345
3	70,7326	0,519427
4	69,4053	0,505110
5	72,3597	0,527930
6	69,9110	0,504052

V Tabulce 3.3 je porovnání s hodnotami dielektrických vlastností svalové tkáně udanými v tabulkách a s naměřenými hodnotami.

Tabulka 3.3: Porovnání dielektrických vlastností svalové tkáně a naměřeného agarového fantomu při frekvenci 434 MHz.

Dielektrická vlastnost	Sval	Fantom
Relativní permitivita $\varepsilon'$ (-)	56,90	$70,81 \pm 0,87$
Vodivost $\sigma$ ( $S \cdot m^{-1}$ )	0,805	$0,513 \pm 0,028$

Následuje postup pro vzorový výpočet chyby měření. Nerozšířená nejistota měření typu A ( $u_A$ ) se vypočetla jako směrodatná odchylka. Nerozšířená nejistota typu B ( $u_B$ ) se vypočetla z dat zadaných v katalogovém listu vyděleným rozšiřujícím koeficientem  $k = 2$ . Výsledná rozšířená nejistota typu C ( $U$ ) se poté získala jako geometrický součet nejistoty A a B vynásobená rozšiřujícím koeficientem  $k = 2$ .

$$u_A = \sqrt{\frac{1}{n \cdot (n - 1)} \cdot \sum_{i=1}^n (\Delta x_i)^2} =$$

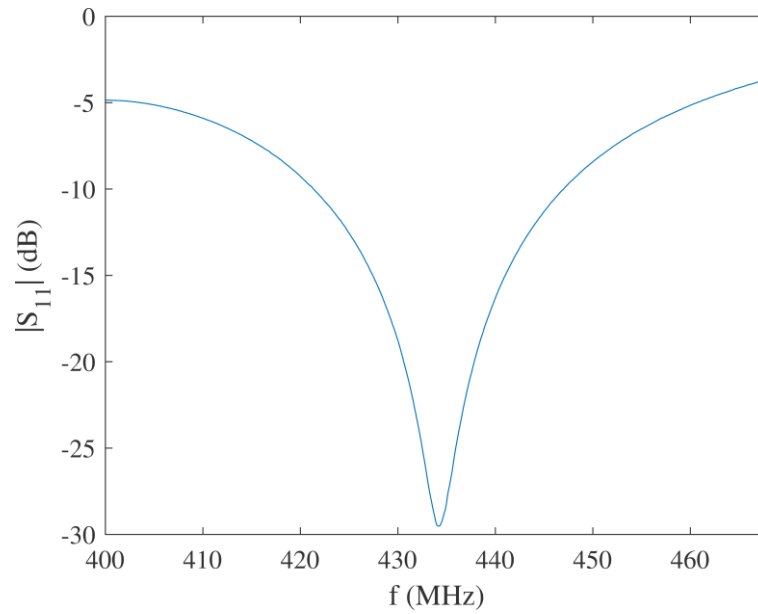
$$= \sqrt{\frac{1}{30} \cdot (70,9832 - 70,8078)^2 + \dots + (69,9110 - 70,8078)^2} = 0,4334 \quad (3.1)$$

$$u_B = \frac{u_{SB}}{2} = \frac{0,019}{2} = 0,0095 \quad (3.2)$$

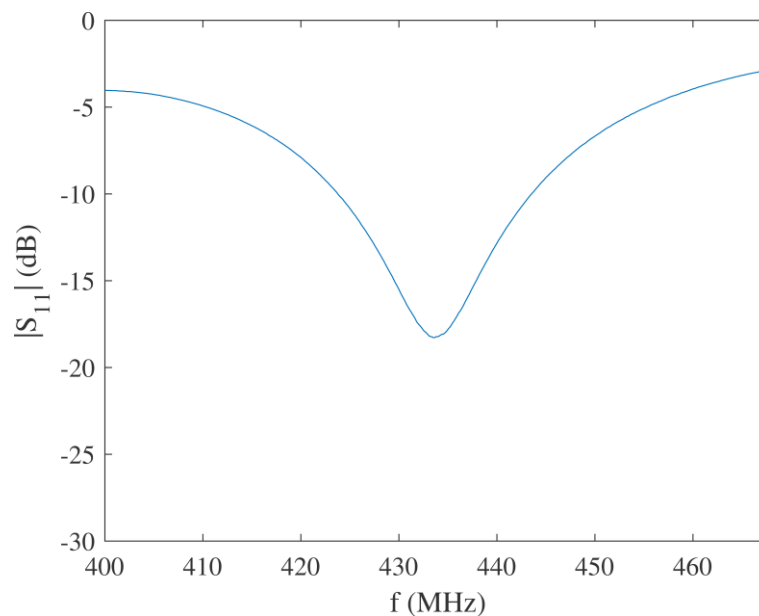
$$U = k \cdot \sqrt{u_A^2 + u_B^2} = 2 \cdot \sqrt{0,4334^2 + 0,0095^2} = 0,8670 \quad (3.3)$$

### 3.3 Naměřený koeficient odrazu

Při obou experimentech se měřila hodnota koeficientu odrazu při vyzařování do agarového fantomu. Při prvním měření vyšla hodnota pro fantom 1 při frekvence 434 MHz -29,47 dB (Graf 3.1) a pro fantom 2 hodnota -18,22 dB (Graf 3.2).



Graf 3.1: Naměřený koeficient odrazu při prvním měření.



Graf 3.2: Naměřený koeficient odrazu při druhém měření.

### **3.4 Aplikace mikrovlnného záření a získání snímků z termovizní kamery**

Poté se aplikovalo při obou měřeních mikrovlnné záření po dobu 120 sekund, kdy výkon generátoru byl nastaven na 139 W, z toho se 4 W odrazily od aplikátoru zpět ke generátoru. Proto přímý výkon generátoru byl nakonec 135 W.

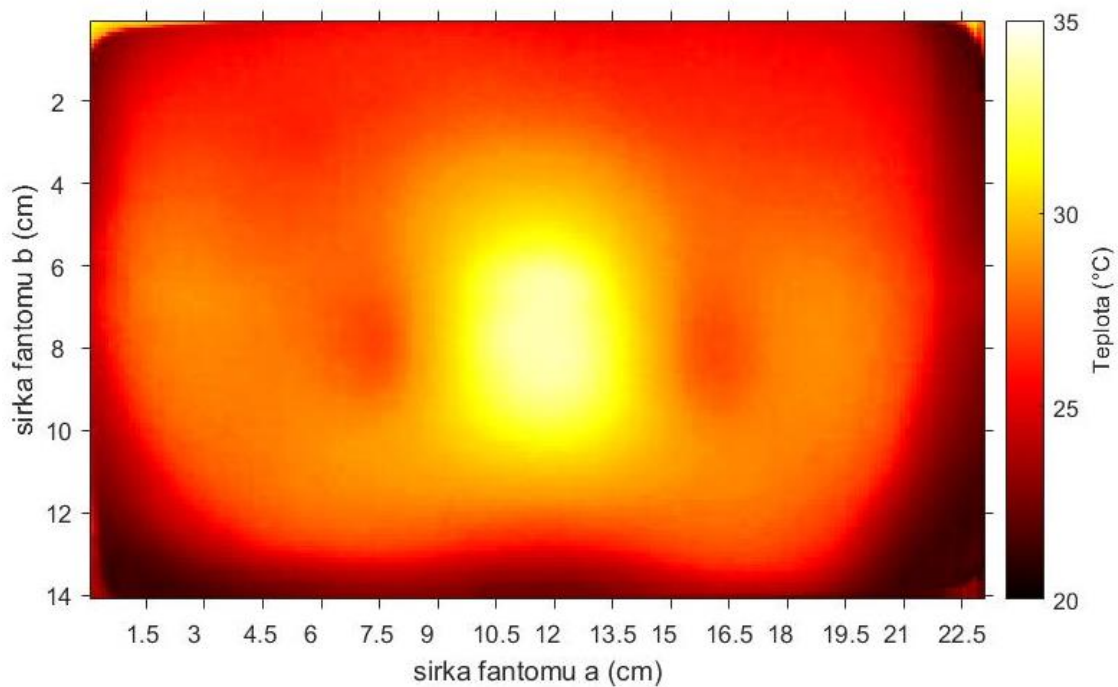
Pro snímání teploty se vzdálenost mezi agarovým fantomem a termovizní kamerou zvolila 70 cm. Snímky jsou v Příloze A.

### **3.5 Vyhodnocení dat**

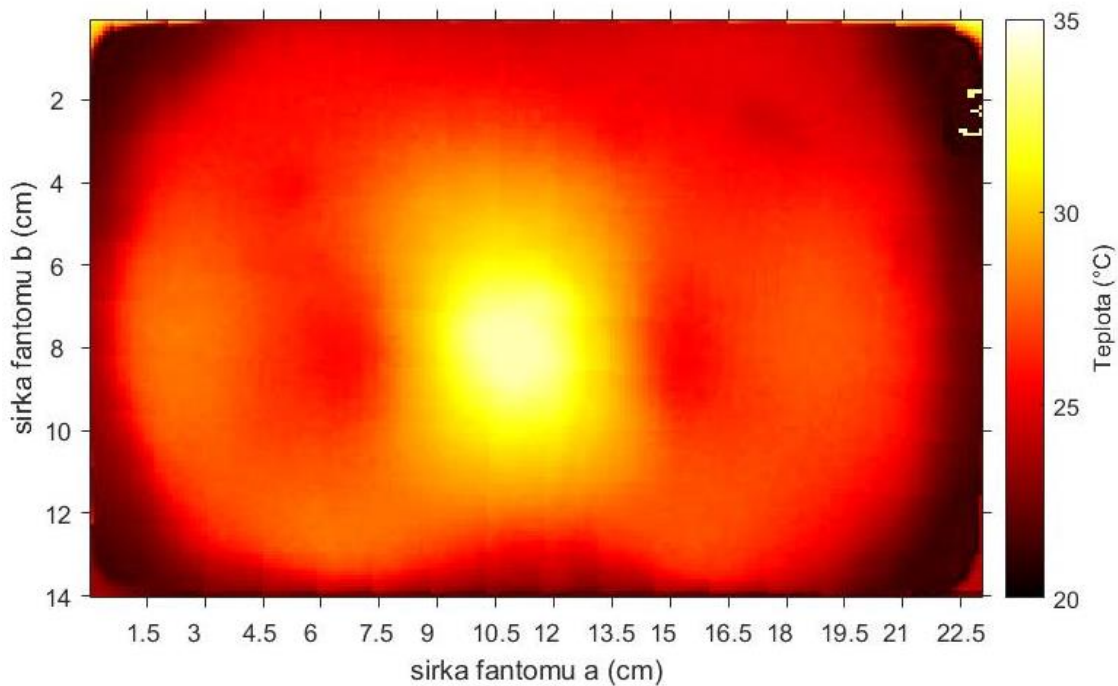
V programovacím prostředí MATLAB se poté snímky agarových fantomů z termovizní kamery upravily tak, aby byl zobrazen pouze výřez fantomu.

Následně se výřezy fantomů převedly na odstín šedi, aby na ně mohla být použita funkce colormap. Docílilo se tak barevného rozlišení jednotlivých teplot v agarových fantomech zobrazených ve stupních Celsia.

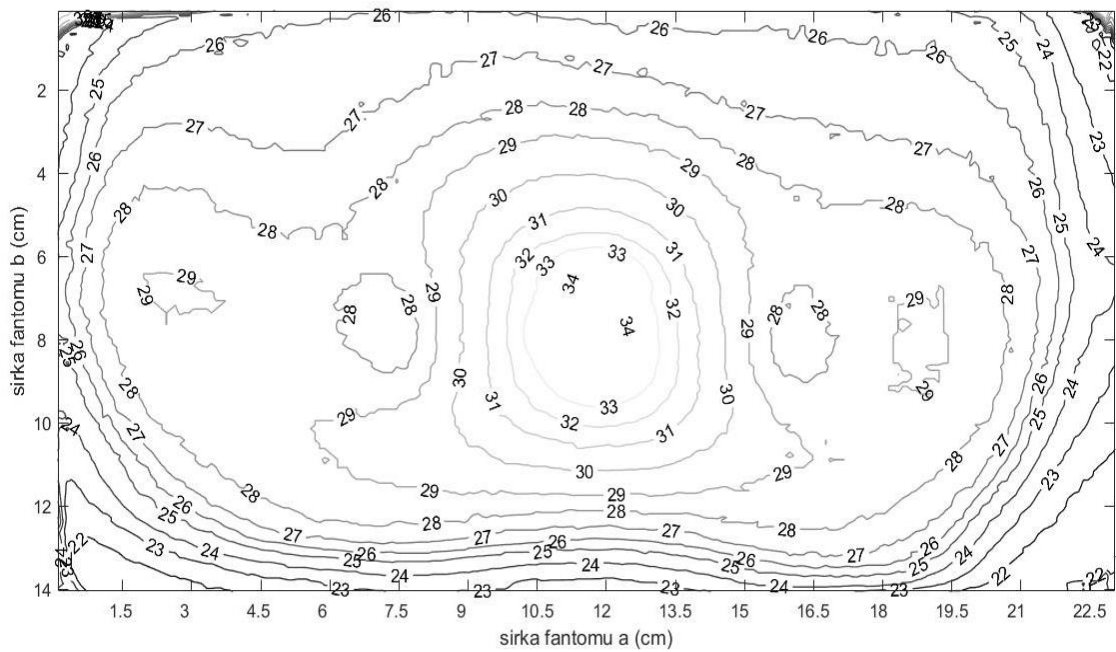
Na Obrázcích 3.2 a 3.3 jsou zobrazeny povrchy agarových fantomů při prvním a druhém měření. Na následujících Obrázcích 3.4 a 3.5 jsou poté pomocí funkce contour vytvořena teplotní rozložení na povrchu agarových fantomů, kdy jednotlivé kontury jsou od sebe vzdáleny po jednom stupni Celsia.



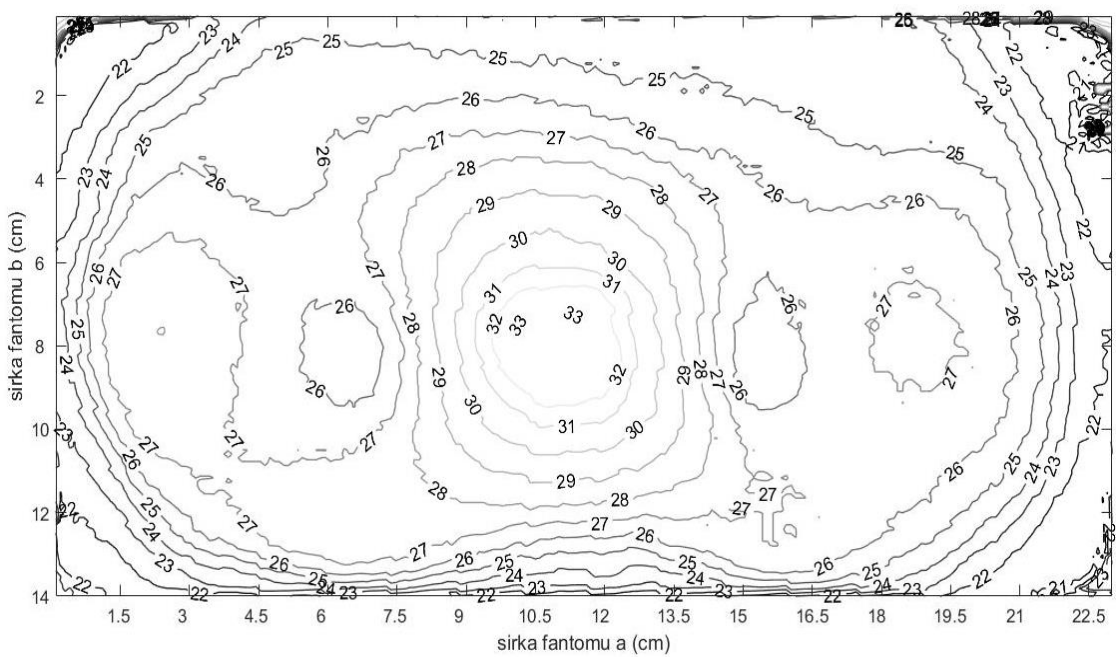
Obrázek 3.2: Povrch agarového fantomu při prvním měření.



Obrázek 3.3: Povrch agarového fantomu při druhém měření.

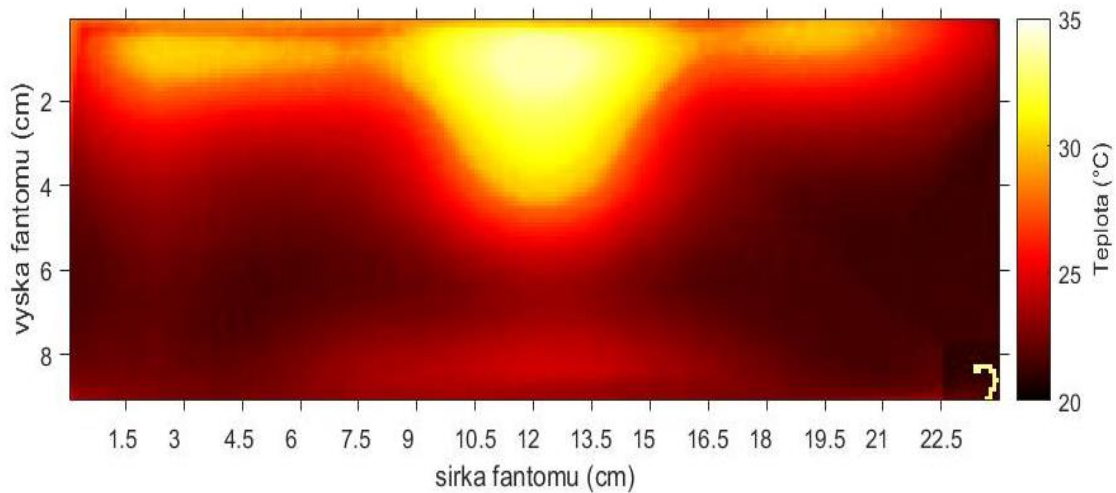


Obrázek 3.4: Kontury na povrchu agarového fantomu při prvním měření.

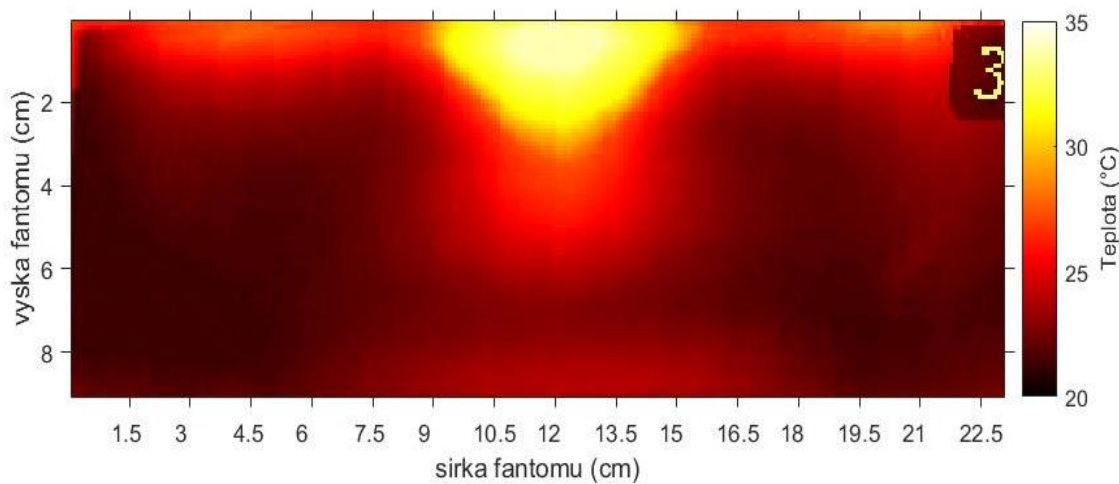


Obrázek 3.5: Kontury na povrchu agarového fantomu při druhém měření.

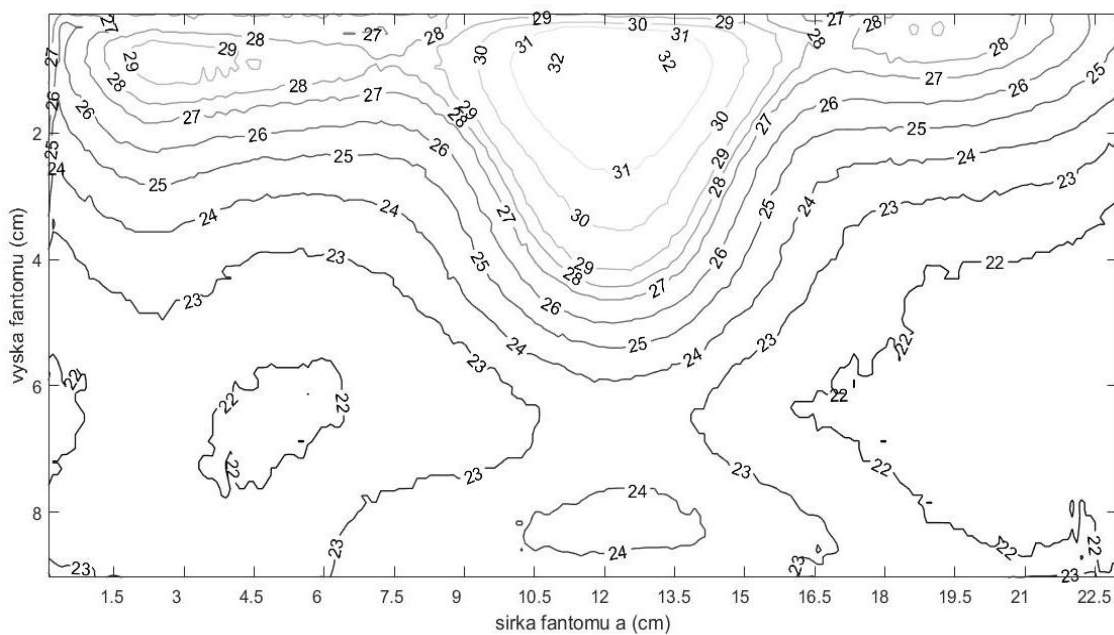
Stejně se postupovalo v rovině rovnoběžné s magnetickou indukcí. Snímky agarového fantomu jsou zobrazeny na Obrázku 3.6 a 3.7. Vytvořené teplotní kontury jsou poté na Obrázku 3.8 a 3.9.



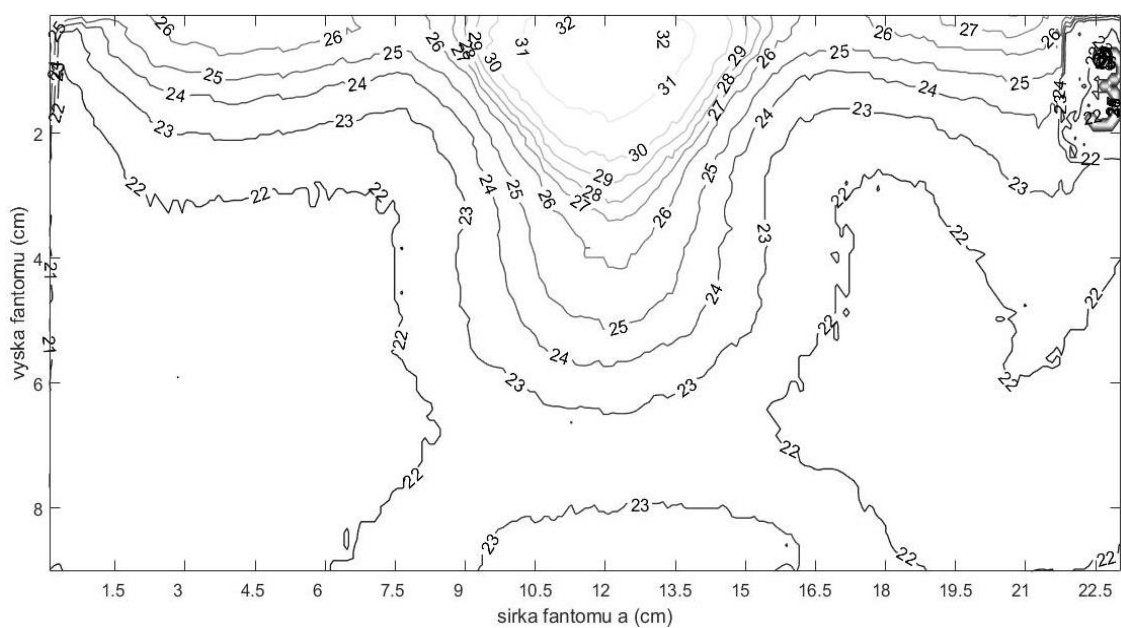
Obrázek 3.6: Rovina H agarového fantomu při prvním měření.



Obrázek 3.7: Rovina H agarového fantomu při druhém měření.



Obrázek 3.8: Kontury v rovině H agarového fantomu při prvním měření.

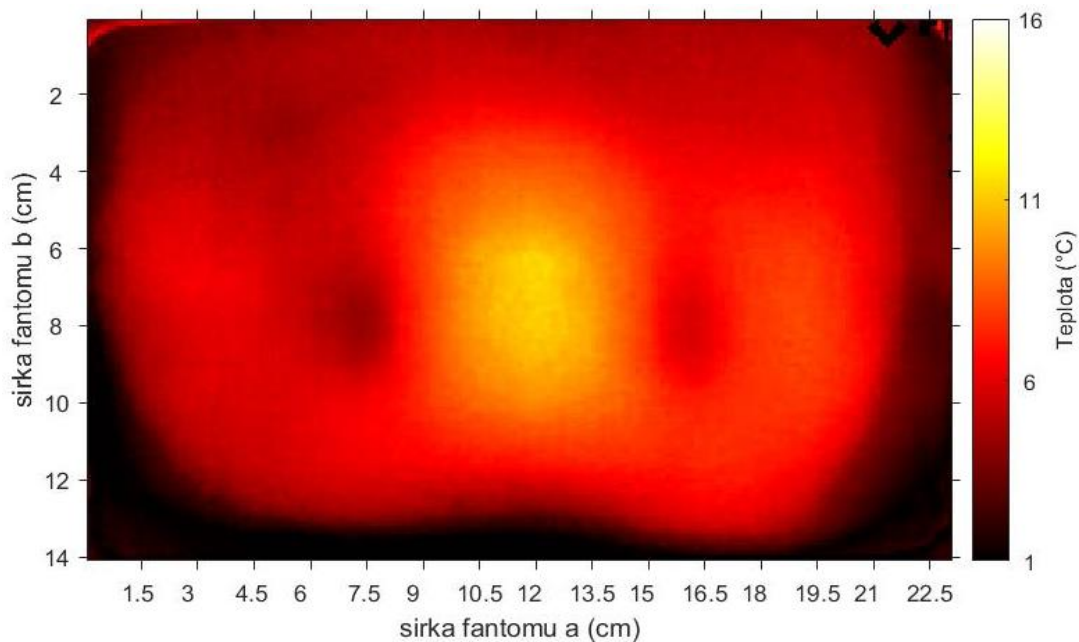


Obrázek 3.9: Kontury v rovině H agarového fantomu při druhém měření.

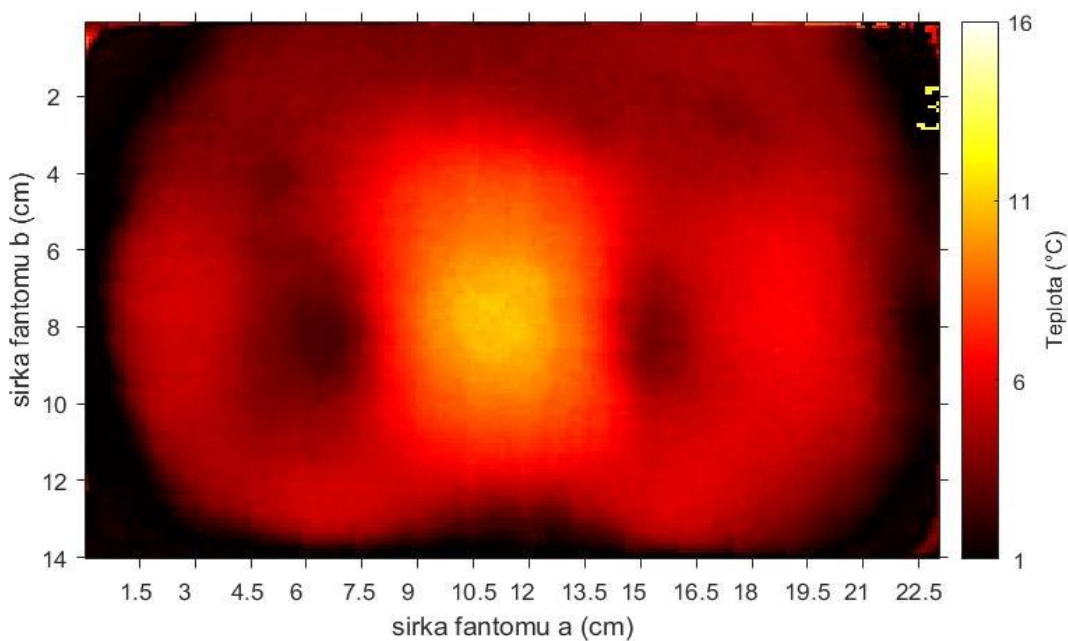


V dalším kroku se použila diference mezi snímky a od snímku po aplikaci mikrovlnného záření se odečetl snímek bez aplikace mikrovlnného záření. Vznikly tak data, která představují pouze změnu teplot.

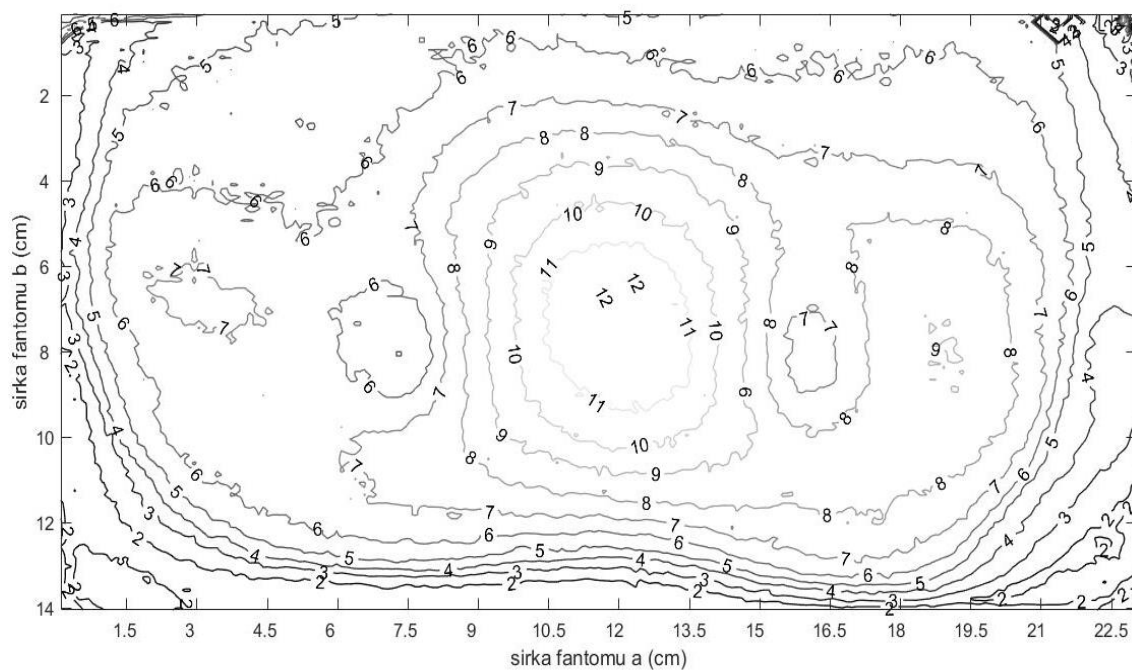
Na Obrázku 3.10 a 3.11 jsou zobrazeny povrchy agarových fantomů při prvním a druhém měření po odečtení snímků. Na následujících Obrázcích 3.12 a 3.13 jsou poté pomocí funkce contour vytvořena teplotní rozložení na povrchu agarových fantomů.



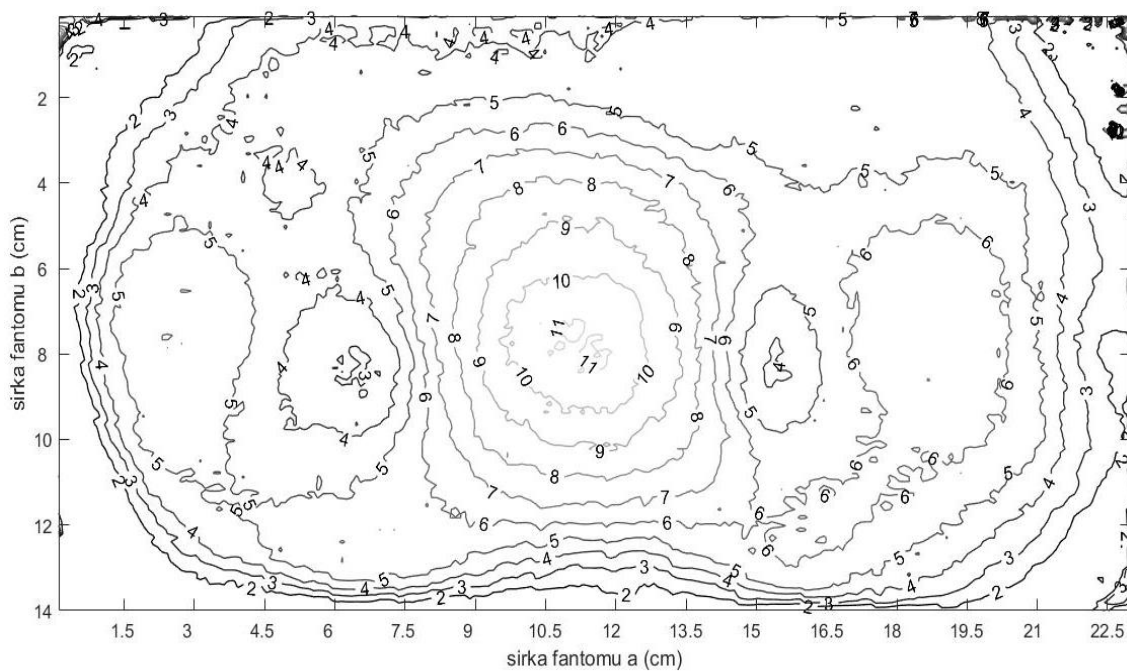
Obrázek 3.10: Povrch agarového fantomu po odečtení při prvním měření.



Obrázek 3.11: Povrch agarového fantomu po odečtení při druhém měření.

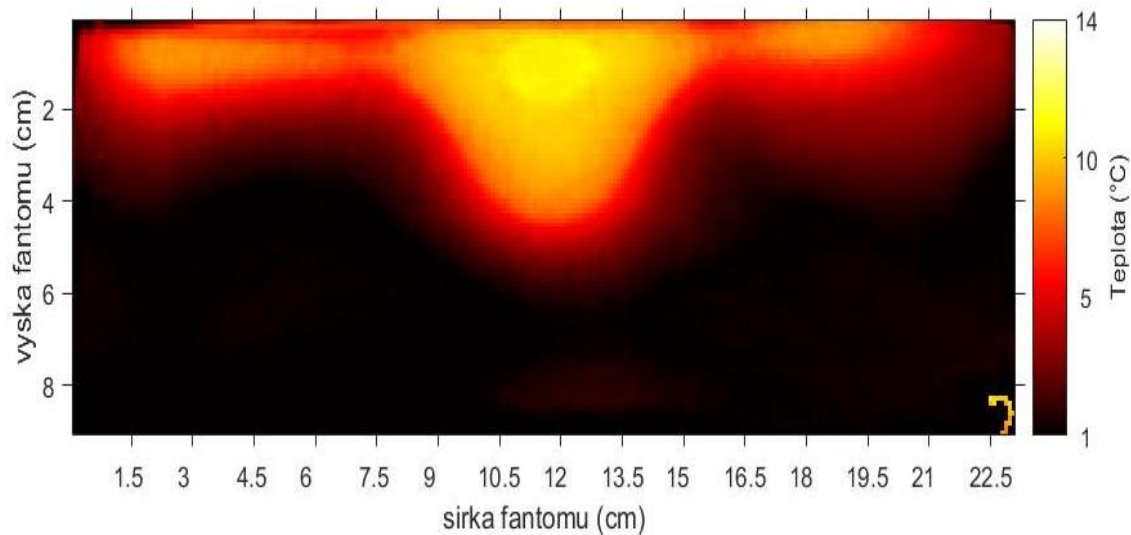


Obrázek 3.12: Kontury na povrchu agarového fantomu po odečtení při prvním měření.

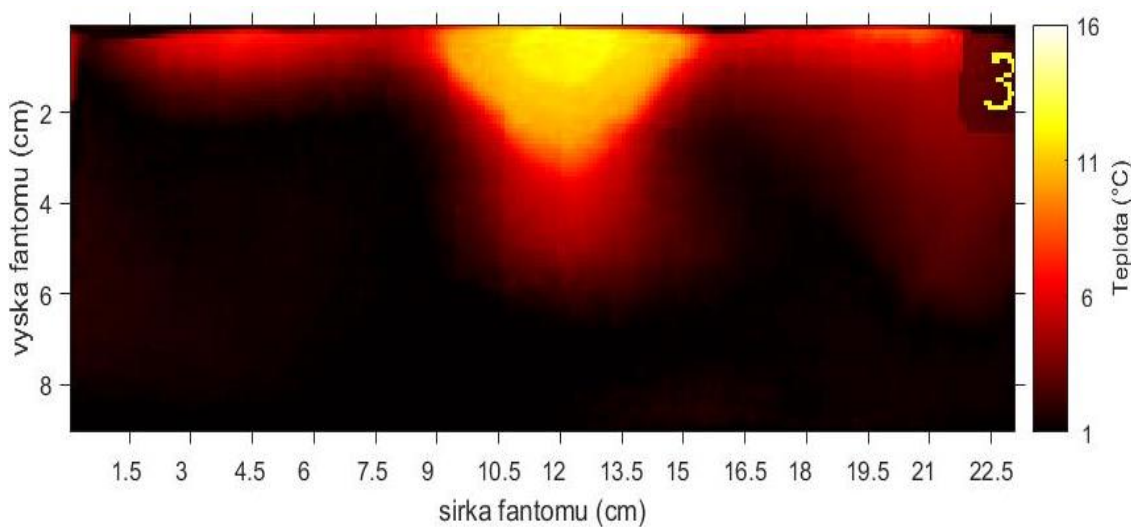


Obrázek 3.13: Kontury na povrchu agarového fantomu po odečtení při druhém měření.

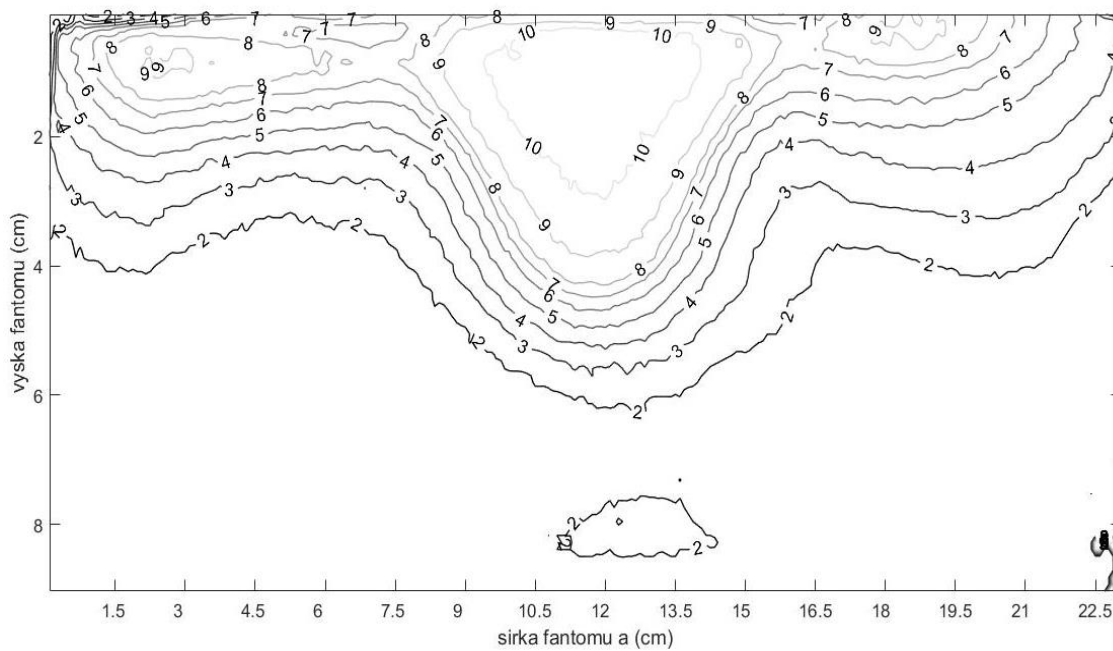
Obdobně je to zobrazeno v rovině rovnoběžné s magnetickou indukcí. Snímky agarového fantomu po odečtení jsou zobrazeny na Obrázku 3.14 a 3.15. Vytvořené teplotní kontury odstupňované po jednom stupni Celsia jsou poté zobrazeny na Obrázku 3.16 a 3.17



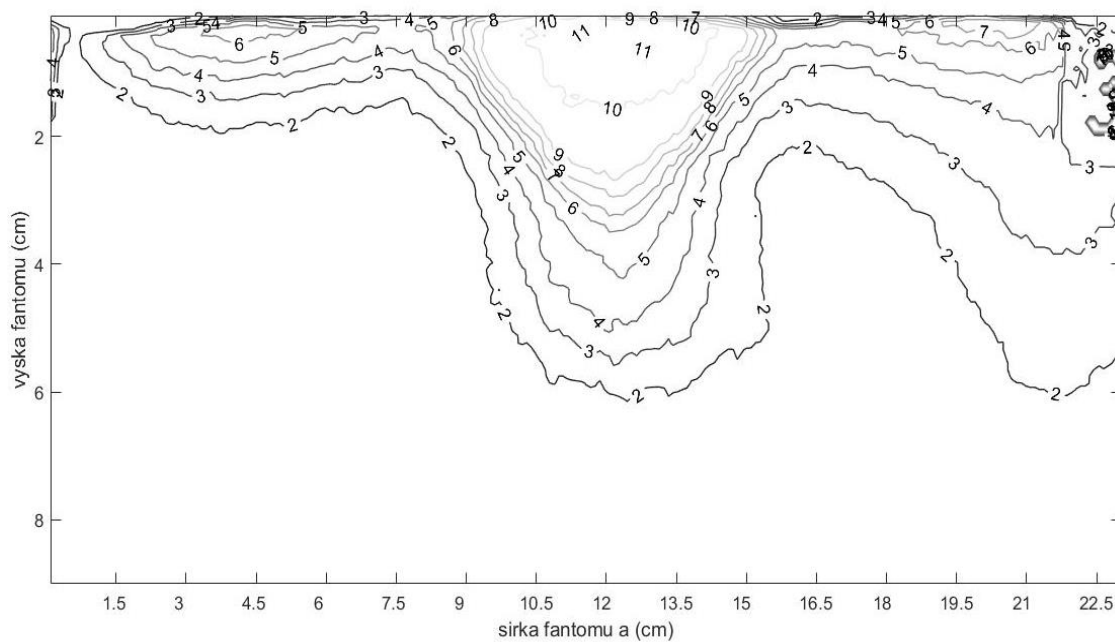
Obrázek 3.14: Rovina H agarového fantomu po odečtení při prvním měření.



Obrázek 3.15: Rovina H agarového fantomu po odečtení při druhém měření.



Obrázek 3.16: Kontury v rovině H agarového fantomu po odečtení při prvním měření.



Obrázek 3.17: Kontury v rovině H agarového fantomu po odečtení při druhém měření.

## 4 Diskuse

Výroba agarových fantomů představuje důležitý krok, který je nutné nepodcenit a dodržovat určitý postup, který bude pro všechna vytváření totožný. Pro měření byly vždy použity fantomy se stejnou gramáží jednotlivých přísad.

Při měření dielektrických vlastností vyšla hodnota relativní permitivity agarového fantomu vyšší a hodnota vodivosti nižší, než jsou hodnoty stanovené literaturou pro sval. Vzniklé odchylky byly nejspíše způsobené tím, že použitý fantom neměl zcela ideální konzistenci. Chyba byla způsobená při přípravě samotného agarového fantomu, kdy nebylo dosaženo bodu varu a agarová želatina tak dostatečně neztuhla. Vliv měla také teplota agarového fantomu, která byla nižší, než má sval ve fyziologickém stavu.

Z Tabulky 2.2 je také vidět, že při výpočtu rozšířené nejistoty typu B vyvstal problém, že výrobce uvádí nejistoty jen pro určité intervaly hodnot, které nezahrnují námi naměřené hodnoty. V tomto ohledu bude zapotřebí kontaktovat výrobce, aby údaje o nejistotách doplnil. Výrobce v katalogovém listu neuvádí hodnotu rozšířené nejistoty typu B pro frekvenci v rozmezí 200 MHz – 3 GHz, permitivitu 35–100 a vodivost v rozmezí 0,1–1 S/m. Při vhodném rozmezí permitivity a vodivosti se hodnota neshoduje s rozmezím frekvence. V druhém případě při vhodné frekvenci a permitivitě nastává problém při zařazení do rozmezí vodivosti. Proto výsledná hodnota rozšířené nejistoty typu B se v práci určila jako aritmetický průměr z hodnot 2,1 % a 1,7 %, tedy 1,9 %. Podobný problém se nachází u vodivosti, kdy výrobce nezadal hodnoty pro vodivost v rozmezí 0,1–1 S/m. Jediná hodnota rozšířené nejistoty typu B se nachází u hodnoty vodivosti 1–10 S/m, která se následně použila pro určení nejistot.

Agarové fantomy použité při aplikaci mikrovlnného záření měly již na rozdíl od fantomu použitého pro měření dielektrických vlastností konzistenci, která byla předpokládána.

Naměřený koeficient odrazu při prvním měření vyšel -29,47 dB, při druhém měření vyšel vyšší, tedy -18,22 dB. První hodnota odpovídá odraženému výkonu pouze 0,1 % a u druhé hodnoty stále vynikajících 1,5 %. Obě hodnoty byly tedy vyhovující a znamenalo to, že naprostá většina generovaného výkonu byla vyzářena do agarového fantomu.

I přes snahu zajistit co nejrychlejší snímání agarového fantomu po aplikaci mikrovlnného záření se nedokázaly zcela eliminovat několika vteřinové časové prodlevy, které měly za následek mírné vyrovnání teploty agarového fantomu s okolním prostředím.

Vyšší pozornost by se měla věnovat rozříznutí fantomu po ohřevu při snímání teplotního pole v rovině H. Stálo by za uvážení vytvořit přípravek na přesné provedení řezu, neboť rozdíly v termogramech pro tyto řezy se s největší pravděpodobností mohou lišit polohou řezu.

Při aplikaci mikrovlnného záření do fantomu byly použity dva fantomy, které měly totožné rozměry, stejný postup přípravy a stejné časy uchování. Navzájem se pouze lišily o jeden stupeň Celsia, který byl způsoben odlišnými klimatickými podmínkami v laboratoři. Fantom, který sloužil pro odečtení, byl nasnímám při prvním měření.

Z výsledných dat je proto kvůli rozdílným teplotám jednotlivých fantomů před aplikací mikrovlnného záření vidět rozdíl jeden stupeň v maximálních dosažených hodnotách.

Při vyhodnocování termovizních snímků pomocí odečtení snímků s aplikací a bez aplikace mikrovlnného záření se setkala s problémem, že fantomy na prvním měření neměly totožnou teplotu v celém svém objemu. Při přípravě měřicí aparatury byly agarové fantomy svisle uchovány v nádobě a kvůli proudícímu vzduchu tak měly jednu polovinu nepatrně teplejší. To nevadilo při vyhodnocování snímků z prvního měření, neboť nesymetrie byla způsobená u obou fantomů a při odečtení tato nesrovnalost zmizela. Ale pro fantom použitý při druhém měření se jako odečítací fantom použil fantom z prvního měření. V praxi je běžné, že při prezentaci výsledných dat se vyjadřuje nárůst teplot ve fantomu díky aplikaci mikrovlnného záření, nikoliv maximální hodnoty. Tento postup mohl být bez problémů použit u prvního měření. Díky odečtení totožných agarových fantomů došlo k odstranění teplot, které nesouvisely s nárůstem (Obrázek 3.12 a 3.16). Z výsledných dat je proto více zřejmé, kde mělo mikrovlnné záření největší vliv na agarový fantom a kde naopak teplotu již nezvýšilo.

Při druhém měření, kdy agarový fantom neměl totožné rozložení teplot před aplikací mikrovlnného záření jako agarový fantom použitý pro odečtení, je z Obrázku 3.17 vidět, že v jedné polovině byly teploty nepatrně vyšší a ohřev fantomu nebyl ve středové části v celé výšce fantomu. Přitom ostatní výsledky ukazují, že teplotní ohřátí v rovině H vychází symetrické kolem roviny procházející středem a dochází ke zvýšení teploty po celé výšce fantomu. Proto pro prezentaci výsledného rozložení teplot je vhodné použít snímky bez odečtení, tedy Obrázek 3.5 a 3.9.

Z výsledků lze ale vyčíst, že při obou měření docházelo ke stejnému rozložení teplot. Nejvyšší hodnoty se na povrchu nacházely ve středu agarového fantomu. Jednotlivé kontury jsou symetricky rozloženy kolem středu. Kolem středového bodu se poté nachází další dvě ohniska, která ale vykazují nižší hodnoty teplot než ohnisko primární. Nejnižší teploty se vyskytují na krajích agarového fantomu.

Ze snímků v rovině rovnoběžné s magnetickou indukcí lze vidět, že ke zvýšení teploty docházelo skrze celou výšku fantomu ve středové části. Teplotní ohnisko se zde nachází přibližně 1 centimetr pod povrchem agarového fantomu. Kolem této osy je poté symetrické ohřátí do obou stran fantomu. V provedených experimentech se prokázal určitý ohřev u spodní části agarového fantomu značící stále ještě nedostatečnou hloubku fantomu. Proto je zapotřebí doporučit pro další experimenty navýšit výšku fantomu na 15 cm.

## 5 Závěr

Bakalářská práce se zabývala metodikou testování aplikátorů pro povrchovou mikrovlnnou hypertermii.

Podařilo se vytvořit podrobný návod, podle kterého lze postupovat při testování mikrovlnného aplikátoru z hlediska vytvořeného teplotního pole ve fantomu léčené oblasti. Byla také vytvořena metodika pro zpracování a vyhodnocení naměřených dat termovizní kamerou, systémem pro měření dielektrických vlastností fantomu a přístrojem pro měření koeficientu odrazu.

Vytvořené metodiky se opakovaně otestovaly na konkrétním aplikátoru a hypertermickém systému. Z výsledných dat, které z jednotlivých měření vycházely obdobně, lze předpokládat, že vytvořené metodiky jsou vhodné pro testování nově vyvíjených mikrovlnných aplikátorů a anténních elementů, které se využívají v mikrovlnné hypertermii, diatermii, ablaci, tomografii a další.

## Seznam použité literatury

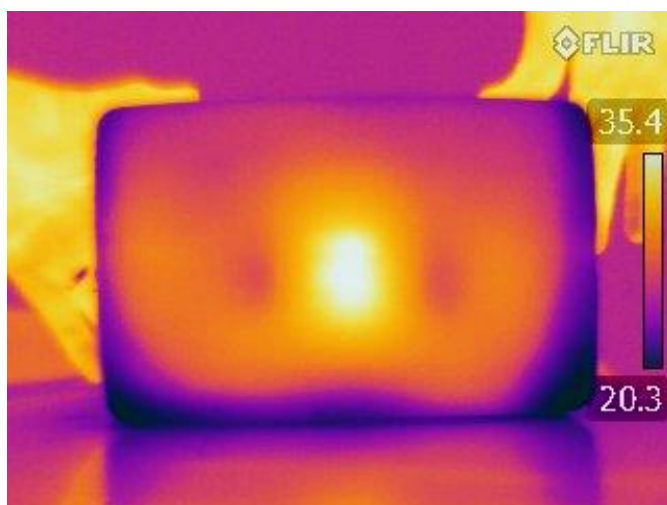
- [1] Cancer. *World Health Organization* [online]. Geneva, 2017 [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>
- [2] *Epidemiologie zhoubných nádorů v České republice* [online]. Masarykova univerzita: Dušek, Mužík, Kubásek, Koptíková, Žaloudík, Vyzula, 2005 [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <http://www.svod.cz>
- [3] Hyperthermia: Microwaves as Cancer Treatment. *Engineering and Technology History Wiki* [online]. MediaWiki [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: [http://ethw.org/Hyperthermia:\\_Microwaves\\_as\\_Cancer\\_Treatment](http://ethw.org/Hyperthermia:_Microwaves_as_Cancer_Treatment)
- [4] Hyperthermia in Cancer Treatment. *National Cancer Institute* [online]. National Cancer Institute [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <https://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types/surgery/hyperthermia-fact-sheet>
- [5] ZOUL, Zdeněk. Hypertermie v léčbě nádorových onemocnění. In: *MEDICAL TRIBUNE CZ* [online]. Praha: MEDICAL TRIBUNE CZ, c2000-2017 [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/clanek/28524-hypertermie-v-lecbe-nadorovych-onemocneni>
- [6] Hyperthermia overview. *ALBA Hyperthermia system* [online]. Rome, ©2016 [cit. 2016-11-08]. Dostupné z: <http://www.albahyperthermia.com/hyperthermia-overview.html>
- [7] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. ISBN 8001027058.
- [8] CABANOVÁ, Zuzana. Biological effects of electromagnetic field. *Advances in Electrical and Electronic Engineering* [online]. 2004, **3**(4), 24 - 29 [cit. 2016-11-08]. Dostupné z: <http://advances.utc.sk/index.php/AEEE/article/view/339/382>
- [9] CHICHEŁ, Adam, Janusz SKOWRONEK, Magda KUBASZEWSKA a Marek KANIKOWSKI. Hyperthermia - description of a method and a review of clinical applications. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* [online]. 2007, **12**(5), 267 - 275 [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S150713671060065X>
- [10] *Pyrexar Medical - Hyperthermia products treat cancer* [online]. Salt Lake City: Pyrexar Medical [cit. 2016-11-08]. Dostupné z: <http://pyrexar.com/>



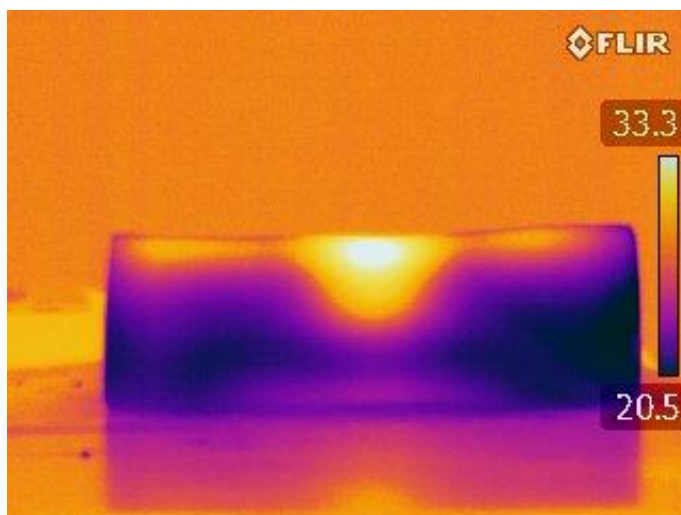
- [11] VRBA, David, Jan VRBA a Paul STAUFFER. Novel microwave applicators based on zero-order mode resonance for hyperthermia treatment of cancer. In: *2014 IEEE Benjamin Franklin Symposium on Microwave and Antenna Sub-systems for Radar, Telecommunications, and Biomedical Applications (BenMAS)* [online]. IEEE, 2014, s. 1-3 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.1109/BenMAS.2014.7529479. ISBN 978-1-4799-6311-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7529479/>
- [12] L. F. CHEN .. [ET AL.]. *Microwave Electronics Measurement and Materials Characterization*. Chichester: John Wiley, 2004. ISBN 9780470020456.
- [13] SPURNÝ, Pavel. *Návrh, výroba a testování fantomů pro mikrovlnné zobrazování*. Kladno, 2014. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Dr.-Ing. Jan Vrba, MSc.
- [14] GUNNARSSON, Tommy. *Microwave imaging of biological tissues: applied toward breast tumor detection*. Västerås: Department of Computer Science and Electronics, Mälardalen University, 2007. ISBN 9789185485437.
- [15] Tissue properties. *IT'IS Foundation* [online]. Switzerland: IT'IS Foundation, 2017 [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/overview/>
- [16] HALFAR, Tomáš. *Využití termovizní kamery pro měření teploty elektrických strojů*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Doc. Dr. Ing Hana Kuchyňková
- [17] PAVELEK, Milan. *Teorie termovizních měření* [online]. Brno [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <http://ottp.fme.vutbr.cz/~pavelek/optika/0700-z01.pdf>. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojní, Ústav termomechaniky.
- [18] Průvodce termografií. *Termokamera testo* [online]. Praha: Testo, c2015 [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <http://termokamera.com/prirucka-termografie/>
- [19] *Introduction to thermography principles*. Orland Park, Ill.: American Technical Publishers/Snell Group, c2009. ISBN 9780826915351.
- [20] ŠTAJNRT, Pavel. *Úvod do práce s termokamerou Flir i7* [online]. Opava, 2014 [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: [http://dk.spsopava.cz:8080/docs/pdf/stavebni\\_laborator/termokamera/Prace\\_s\\_termokamerou.pdf](http://dk.spsopava.cz:8080/docs/pdf/stavebni_laborator/termokamera/Prace_s_termokamerou.pdf)
- [21] KŘIVSKÝ, Jan. *Aplikátor pro lokální termoterapii*. Praha, 2006. Bakalářská práce. ČVUT FEL. Vedoucí práce Prof. Ing. Jan Vrba, CSc.

- [22] N9923A FieldFox Handheld RF Vector Network Analyzer, 4 GHz and 6 GHz. In: *Keysight Technologies* [online]. Santa Rosa: Keysight Technologies, c2000-2017 [cit. 2017-04-30]. Dostupné z: <http://www.keysight.com/en/pdx-x201782-pn-N9923A/fieldfox-handheld-rf-vector-network-analyzer-4-ghz-and-6-ghz?cc=CZ&lc=eng>
- [23] DAK - Dielectric Assessment Kit Product Line. *SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG* [online]. Zurich: Schmid, 2017 [cit. 2017-04-30]. Dostupné z: <https://www.speag.com/products/dak/dielectric-measurements/>
- [24] *Calibration certificate: DAK\_12 – SN: 1100*. Zurich: Schmid & Partner Engineering AG, 2016.
- [25] R&S®FSH Handheld Spectrum Analyzer. *Rohde & Schwarz* [online]. Munich: Rohde & Schwarz, c2017 [cit. 2017-04-30]. Dostupné z: [https://www.rohde-schwarz.com/us/product/fsh-productstartpage\\_63493-8180.html](https://www.rohde-schwarz.com/us/product/fsh-productstartpage_63493-8180.html)
- [26] Exx-Series and Exx-Series bx Infrared Cameras. *FLIR Systémes: Thermal Imaging, Night Vision and Infrared Camery Systems* [online]. Wilsonville: FLIR Systems, c2017 [cit. 2017-04-30]. Dostupné z: <http://www.flir.eu/instruments/display/?id=56911>

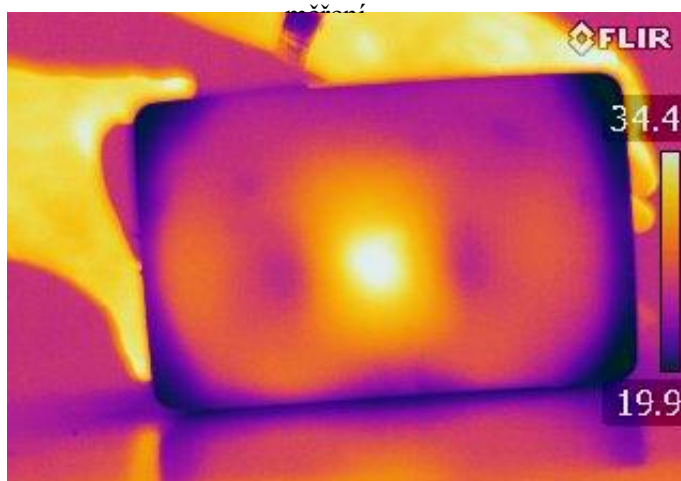
## Příloha A: Termovizní snímky



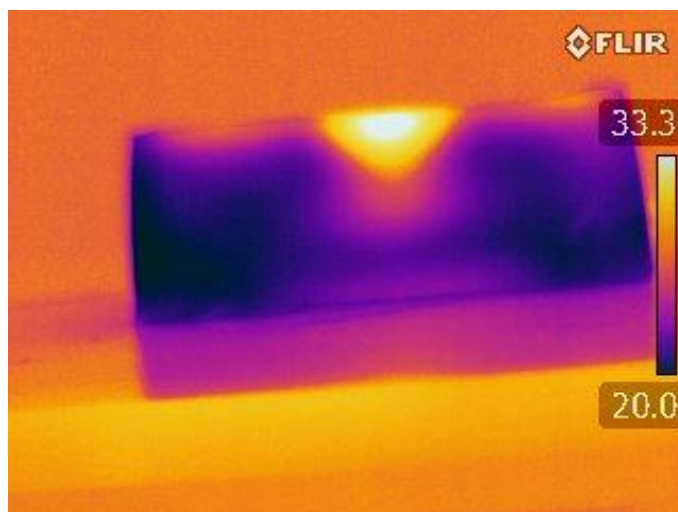
Obrázek A1: Snímek povrchu z termovizní kamery při prvním měření.



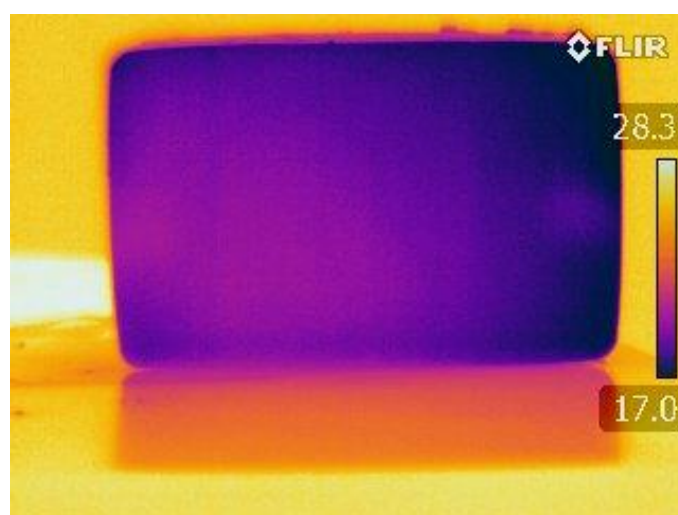
Obrázek A2: Snímek roviny H z termovizní kamery při prvním měření.



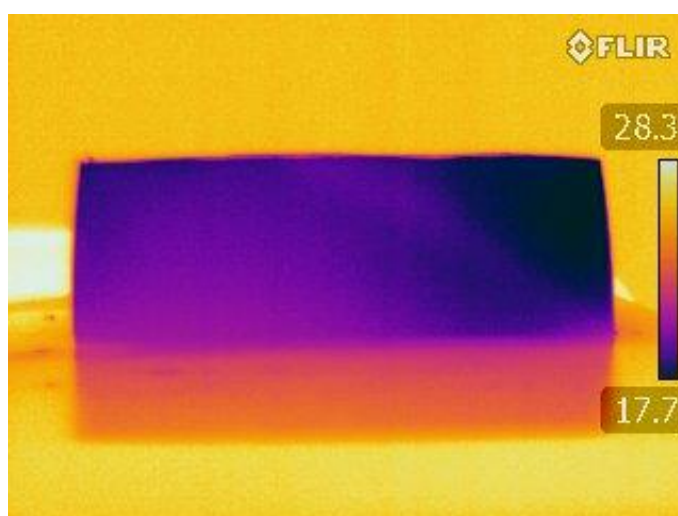
Obrázek A3: Snímek povrchu z termovizní kamery při druhém měření.



Obrázek A4: Snímek v rovině H z termovizní kamery při druhém měření.



Obrázek A5: Snímek povrchu fantomu pro odečtení získaný z termovizní kamery.



Obrázek A6: Snímek roviny H fantomu pro odečtení získaný z termovizní kamery.

## **Příloha B: Obsah přiloženého CD**

- Abstrakt\_CZ.pdf
- Abstrakt\_ENG.pdf
- Klicova\_slova.pdf
- Zadani.pdf
- Bakalarska\_prace.pdf
- Skript Namereny\_S11
- Skript Zpracovani\_snimku\_z\_termovizni\_kamery
- Soubory získané z přístroje Rohde&Schwarz FSH8.28 Spectrum Analyzer
- Snímky z termovizní kamery FLIR E60