



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Anténní element regionálního
hypertermického systému
pro léčbu v pánevní oblasti**

**Antenna element of regional hyperthermia
system for treatment in the pelvic region**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Markéta Grossová

Vedoucí diplomové práce: Ing. Tomáš Dřížd'al, Ph.D.

Kladno 2019



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Grossová** Jméno: **Markéta** Osobní číslo: **434195**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský inženýr**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Anténní element regionálního hypertermického systému pro léčbu v pánevní oblasti

Název diplomové práce anglicky:

Antenna element of regional hyperthermia system for treatment in the pelvic region

Pokyny pro vypracování:

Cílem této diplomové práce je navrhnout, vyrobit a ověřit funkčnost anténního elementu pro hypertermický regionální systém určený pro léčbu nádorových onemocnění v pánevní oblasti. Vytvořte anténní modely dipólu a vlnovodu pracujících na frekvenci 70 MHz v prostředí simulačního programu COMSOL Multiphysics, případně Sim4Life. K návrhu použijte plochý fantom s dielektrickými parametry svalové tkáně a 5-10 cm tlustou vrstvou vodního bolusu. Analyzujte a porovnejte specifický absorbovaný výkon (SAR) v obou řezech procházející středem dipólu a apertury vlnovodu a dále pak v 1 cm pod povrchem fantomu. Navrhněte anténní element s porovnatelnými SAR charakteristikami k dipólovému nebo vlnovodnému elementu. Navržený element musí dále zajistit dobré impedančním přizpůsobení ($S_{11} < -10$ dB) mezi mikrovlnným generátorem a povrchem fantomu pro tloušťku vodního bolusu v rozmezí 5-10 cm. Vybraný anténní element zrealizujte a porovnejte jeho predikované a měřené SAR a impedanční charakteristiky na plochém fantomu.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Margarethus M. Paulides, Development of a clinical head and neck hyperthermia applicator, 2007, ISBN 978-90-8891-009-8
- [2] Constantine A. Balanis, Modern antenna handbook, ed. 1st, WILEY, 2007, ISBN 9780470036341
- [3] Richard A. M. Canters, Optimization and control in deep hyperthermia, 2013, ISBN 978-90-8891-607-1
- [4] Jan Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1st, ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Tomáš Dřížďal, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.

Datum zadání diplomové práce: **18.02.2019**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2020**


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


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

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Anténní element regionálního hypertermického systému pro léčbu v pánevní oblasti“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně 15. 5. 2019

.....

Bc. Markéta Grossová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu Ing. Tomáši Dřížd'alovi, Ph.D. a konzultantovi doc. Dr.-Ing. Janu Vrbovi, M.Sc. za odborné vedení, věcné rady a pomoc při zpracování mé diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat své rodině za podporu a umožnění studovat na této vysoké škole.

ABSTRAKT

Anténní element regionálního hypertermického systému pro léčbu v pánevní oblasti

Cílem práce bylo navrhnout, vyrobit a ověřit anténní element pracující na frekvenci 70 MHz využívaný v regionálním hypertermickém systému pro léčbu nádorových onemocnění v pánevní oblasti, který se vyvíjí na FBMI, ČVUT v Praze. Dílčím cílem bylo porovnat vybraný anténní element s anténami užívanými v komerčních hypertermických systémech. Na základě odborné literatury byly navrženy a v programu Sim4Life light nasimulovány tři různé anténní elementy. Vybraná patch anténa měla oproti dipólu a vlnovodu nejlepší simulační výsledky, navíc měla výhodnější požadavky na výrobu. Patch anténa byla vyrobena a její vlastnosti podrobeny řadě měření. Naměřené výsledky se shodovaly s predikovanými hodnotami získanými ze série simulací. Z dosažených hodnot vyplynula správná funkčnost navržené patch antény, která zaručuje možnost integrace uvnitř navrženého regionálního hypertermického systému.

Klíčová slova

Mikrovlnná hypertermie, nádory v pánevní oblasti, anténní elementy, patch anténa.

ABSTRACT

Antenna element of a regional hyperthermia system for treatment in the pelvic region

The purpose of this work was to design an antenna element at 70 MHz used in a regional hyperthermia system for the treatment of cancer in the pelvic region which is under development at FBMI, CTU in Prague. The partial aim was to compare the selected antenna with antennas used in commercial hyperthermia systems. Based on the literature, three different antennas elements were designed and simulated in Sim4Life light. The selected patch antenna had the best simulation results compared to the dipole and waveguide and had the most favourable manufacturing requirements. The patch antenna was created and its characteristics were studied using series of measurements. Obtained results were consistent with the data predicted from series of simulations. Achieved values showed the correct functionality of the developed patch antenna which guarantee the possibility of integration inside developed regional hyperthermia system.

Keywords

Microwave hyperthermia, tumors in the pelvic area, antenna elements, patch antenna.

Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	8
1 Úvod.....	9
1.1 Mikrovlnná hypertermie	10
1.1.1 Regionální mikrovlnná hypertermie v pánevní oblasti	12
1.2 Anténní elementy používané v klinické praxi	13
1.3 Sim4Life light	14
1.4 Cíle práce	15
2 Metody	16
2.1 Anténní model dipólu	16
2.1.1 Návrh dipólu	16
2.1.2 Návrh dipólu v simulačním programu Sim4Life light	17
2.2 Anténní model vlnovodu	19
2.2.1 Návrh vlnovodu	19
2.2.2 Návrh vlnovodu v simulačním programu Sim4Life light	20
2.3 Anténní model patch antény	22
2.3.1 Návrh patch antény	22
2.3.2 Návrh patch antény v simulačním programu Sim4Life light	23
2.4 Výroba patch antény	24
2.5 Měření.....	26
3 Výsledky.....	31
3.1 Navržené modely anténních elementů.....	31
3.2 Porovnání anténních elementů	39
3.3 Porovnání predikovaných a naměřených výsledků patch antény	45
4 Diskuse	54
5 Závěr.....	58
Seznam použité literatury	59
Příloha A: Porovnání napájení	64
Příloha B: Získaná data z měření	66
Příloha C: Obsah příloženého CD	69

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
SAR	$\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$	Měrný absorbovaný výkon
ρ	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	Hustota látky
c	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1}$	Specifická tepelná kapacita tkáně
T	$^{\circ}\text{C}$	Teplota tkáně
k	$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1}$	Tepelná vodivost
Q	$\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$	Rychlost tvorby metabolického tepla
ω	$\text{mL}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$	Perfúze tkáně
λ	m	Vlnová délka
c_0	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	Rychlost šíření světla ve vakuu
f	Hz	Frekvence elektromagnetického vlnění
ϵ_r	(-)	Relativní permitivita prostředí
μ_r	(-)	Relativní permeabilita prostředí
σ	$\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$	Elektrická vodivost
f_c	Hz	Mezní frekvence dominantního vidu

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
TEM	Transverzálně elektromagnetická vlna
TE	Transverzálně elektrická vlna
TM	Transverzálně magnetická vlna
TE_{01}	Dominantní vid transverzálně elektrické vlny
PCB	Deska plošných spojů
FDTD	Metoda konečných diferencí v časové doméně
PEC	Dokonalý elektrický vodič
CPU	Centrální procesorová jednotka

1 Úvod

Ve vyspělých státech jsou druhou nejčastější příčinou úmrtí nádorová onemocnění, předchází jí pouze kardiovaskulární onemocnění [1]. Rakovina plic, prostaty, žaludku a jater bývá nejčastějším druhem onemocnění u muže [2]. U žen to bývají rakoviny prsu, děložního čípku, plic a také žaludku [2]. Česká republika navíc drží prvenství s největším výskytem rakoviny tlustého střeva. Kvůli obrovskému počtu rozšíření těchto onemocnění se v dnešní době hledají způsoby, jak zlepšit včasnou diagnostiku a samotnou léčbu nádorových onemocnění.

Chemoterapie, radioterapie a chirurgická léčba patří mezi konvenční metody léčby zhoubných nádorů [3, 4]. Za čtvrtou metodu léčby lze označit hypertermii. Zvýšená teplota jako léčebný způsob se používala již ve starověku. Z dochovaného záznamu z doby 1700 před naším letopočtem je dokázáno použití horkých předmětů při léčbě rakoviny prsu v Egyptě. Dále se zájem o hypertermii navýšil po objevu německého chirurga Busche, který ukázal na vliv vysoké teploty pouze na rakovinné buňky a zároveň neovlivnění zdraví pacienta. Otcem moderního užívání hypertermie je ale označován americký chirurg Coley, který vyvinul toxin aplikující se do nádorů a způsobující navýšení lokální teploty. Nevýhodou byla ale jeho nepředvídatelnost – každý pacient reagoval na podaný toxin odlišně. Následně byla hypertermie spojována s vysokofrekvenčními proudy. Fyzik Nikola Tesla odkazoval na ohřev tkání pomocí střídavého proudu nad určitou frekvenci. Tento objev vedl k rozvoji diatermie do klinických aplikací. Revoluce hypertermie přišla ale až po objevení mikrovlnného ohřevu. Vznikly tak lepší možnosti zaměření zvýšené teploty na lokální místa, navíc i na nádory nacházející se hluboko v lidském těle. I přes dlouhotrvající historii nabízí hypertermie stále mnoho oblastí na vývoj. Do dnešní doby nejsou zcela popsány všechny mechanismy zodpovědné za smrt rakovinných buněk. Nachází se stále nové možnosti a metody ohřevu orgánů především ve větší hloubce. [5]

Tato diplomová práce se zabývá anténními elementy regionálního hypertermického systému s cílem vytvořit funkční systém pro léčbu nádorových onemocnění v pánevní oblasti. První část práce představuje současný přehled o mikrovlnné hypertermii, léčbě nádorů v pánevní oblasti, dnešních anténních elementech a mikrovlnných soupravách a seznámení se se simulačním prostředím Sim4Life light, ve kterém dochází k návrhům jednotlivých anténních elementů. V následující metodice je poté teoreticky rozepsán postup tvorby dipólu, vlnovodu a patch antény. Popsána realizace vybraného anténního elementu a postup měření. V části výsledků dochází k porovnání jednotlivých anténních elementů z hlediska koeficientu odrazu, rozložení měrného absorbovaného výkonu (SAR) a teploty. Vhodný anténní element s porovnatelnými charakteristikami konvenčních anténních elementů je poté vybrán, vytvořen a následně pomocí experimentů ověřen na fantomu biologické tkáně.

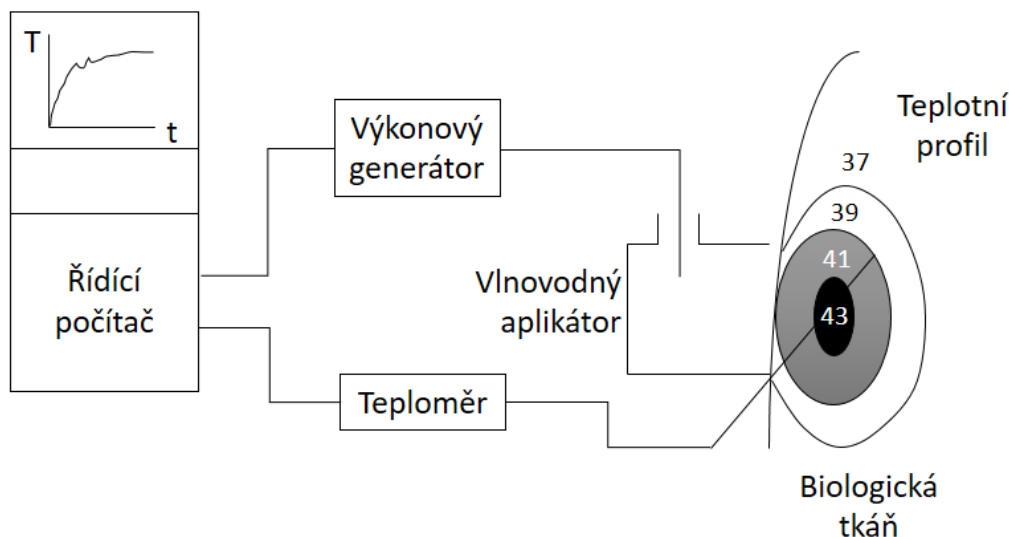
1.1 Mikrovlnná hypertermie

Mikrovlnná hypertermie patří mezi poměrně nové onkologické metody, která se již běžně používá v některých státech, jako je například Nizozemsko, Švýcarsko, Německo, USA, Čína nebo Japonsko [6]. V České republice došlo k rozvoji mikrovlnné hypertermie po roce 1981 a dnes probíhá léčba v Ústavu radiační onkologie v Praze 8 na Bulovce.

Mikrovlnná hypertermie využívá tepelné účinky mikrovlnného záření a rozdílné citlivosti nádoru a zdravé tkáně. Z elektromagnetického spektra jsou používány mikrovlny o vlnové délce desítky až tisíce MHz, kdy dochází k přeměně absorbované energie na teplo [7, 8]. Správná volba frekvence přitom hraje důležitou roli, neboť ovlivňuje hloubku ohřevu [7]. Při povrchové mikrovlnné hypertermii s využitím vyšších frekvencí dochází k ohřívání nádorů v nižší hloubce. Potenciální komplikace nastávají při použití mikrovlnné hypertermie u hluboko usazených nádorů, kdy je zvýšené riziko vzniku nežádoucího ohřátí okolní zdravé tkáně [9]. U takto usazených nádorů se využívá hloubková hypertermie, kdy je kolem pacientova těla rozmístěno několik antén a pomocí superpozice elektromagnetických vln od jednotlivých anténních elementů dochází ke zvýšení teploty na místě nádorového onemocnění. Při mikrovlnné hypertermii se ohřívá léčená oblast na teplotu 40 až 44 °C po dobu v rozmezí 60–90 minut. Princip léčby je založen na rozdílné citlivosti nádorových buněk, které reagují na teploty vyšší než 41 °C, zatímco zdravé lidské buňky začínají být citlivé až při teplotě vyšší než 45 °C [7]. Zdravé lidské tkáně se proti dalšímu zvyšování teploty a tepelnému poškození brání zvyšováním průtoku krve. Nádory ale tento obranný mechanismus ztrácí již při překročení teploty 41 °C. Navíc bylo experimentálně prokázáno snížení průtoku krve po překročení této teploty [8]. Dochází tak k rychlejšímu nárůstu teploty a mění se charakter řečiště, který způsobuje vyšší ohřev nádoru oproti zdravé tkáni [8].

Mezi hlavní výhody používání mikrovlnné hypertermie lze také zařadit nevznikání sekundárních karcinogenních účinků na rozdíl od ostatních konvenčních onkologických metod. Z toho důvodu se v dnešní době zařazuje mikrovlnná hypertermie i do dětské onkologie [8]. V onkologické léčbě se mikrovlnná hypertermie vždy používá v kombinaci s radioterapií nebo chemoterapií [3, 4]. V kombinaci s radioterapií se využívá zejména pro rekurentní nádory, kdy není možné aplikovat plnou dávku radioterapie z důvodu předchozí léčby ve stejné oblasti. Samotné rakovinné buňky jsou hypoxické, které se vyznačují zvýšenou odolností vůči radiačnímu záření. Při zvýšení teploty se nádor stává více citlivější na radiační záření. Mikrovlnná hypertermie zvyšuje cytotoxický účinek protirakovinných látek způsobený například ionizujícím zářením. Klinickými studiemi byla prokázána až dvojnásobná úspěšnost léčby při kombinaci hypertermie s radioterapií pro rekurentní nádory nebo chemoterapie pro léčbu nádorů měkkých tkání s hypertermií, i když došlo ke snížení dávek ionizujícího záření než při léčbě jen se samotnou radioterapií. [10, 11, 12, 13, 14]

Typická termoterapeutická souprava se skládá z řídicího počítače, výkonového generátoru a mikrovlnného aplikátoru (Obrázek 1.1). Sledování teploty ohřevu dochází zpravidla pomocí teplotních čidel umístěných na povrchu a pokud to léčená lokalita dovoluje, tak i uvnitř invazivních katetrů. Další možnost sledování je také pomocí magnetické rezonance [8]. Při mikrovlnné hypertermii se používá vodní bolus, který se vkládá mezi mikrovlnný aplikátor a povrch pacienta. Jeho hlavním úkolem je ochrana pacienta před vznikem nežádoucích horkých míst, úprava hloubky ohřevu a minimalizace odrazů mikrovlnné energie od biologické tkáně.



Obrázek 1.1: Schéma zapojení hypertermické soupravy [8].

Mikrovlnnou hypertermii lze rozdělit podle lokality ohřevu léčené tkáně na tři základní typy – povrchovou, regionální a celotělovou [4]. Při povrchové hypertermii dochází k ohřevu do hloubky několika centimetrů pod povrchem v závislosti na použité frekvenci. Regionální hypertermie se používá pro hlouběji uložené nádory. Využívá se u ní konstruktivní interference několika elektromagnetických vln v jednotlivých anténních elementech umístěných kolem těla. Vhodnou volbou amplitudy a fáze napájecích signálů jednotlivých anténních elementů lze zacílit léčenou oblast. K tomuto účelu se zpravidla používají v klinické praxi analytické výpočty na zjednodušených eliptických 2D modelech reprezentujících tělo pacienta. S rozvojem výpočetní techniky se v současné době do popředí dostávají výpočty elektromagnetického pole založené na specifických 3D modelech, jenž se vytvoří segmentací CT snímků. Tyto modely se umístí do modelu regionálního systému a následně se provede výpočet rozložení elektromagnetického pole jednotlivých anténních elementů. Následnou optimalizací amplitudy a fáze jejich vstupních signálů se maximalizuje SAR distribuce v léčené oblasti.

1.1.1 Regionální mikrovlnná hypertermie v pánevní oblasti

V roce 1996 vyšly výsledky nizozemské studie, která ukázala na zlepšení léčby a zvýšení šance přežití pro pacienty s nádory děložního čípku, kdy byla použita kombinovaná léčba radioterapie s hypertermií [15, 16]. Následné studie navíc prokázaly absenci vzniku akutních nebo pozdních vedlejších účinků při této kombinaci [10, 15, 17]. Do té doby patřila radioterapie, chemoterapie nebo jejich kombinace mezi klasické postupy léčby nádorů v pánevní oblasti. Od výsledků této studie se kombinace radioterapie a hypertermie stala standardní léčbou nádorů děložního čípku v Nizozemsku [15].

Při regionální hloubkové hypertermii pracují antény většinou na frekvenci 70 až 140 MHz [18]. Při ohřevu léčené oblasti v pánevní oblasti může dojít ke vzniku horkých míst, která jsou způsobená především nehomogenním prostředím. Typ tkáně ovlivňuje perfúzi tkání, tok krve, ale také hodnotu měrného absorbovaného výkonu [19]. Nádory nacházející se ve větší hloubce bývají ohřívány systémy s anténními elementy umístěnými kolem těla pacienta, u kterých lze individuálně ovládat fázi a amplitudu signálů jednotlivých antén. Tím dojde k potlačení vzniku horkých míst bez ovlivnění teploty v léčené oblasti [19].

Jako nejčastěji využívaná hloubková hypertermická souprava je BSD-2000, která může být v provedení BSD-2000 Sigma 60 se čtyřmi dipólovými anténami pracujícími na frekvenci 75 až 120 MHz, nebo variantu BSD-2000 Sigma-Eye s 12 dipólovými anténami využívajícími frekvenci 100 MHz [19]. Dalším příkladem jsou systémy vyvinuté na akademickém medicínském centru v Amsterdamu, v Nizozemsku, tj. AMC-4 skládající se ze čtyř obdélníkových vlnovodů pracujících na frekvenci 70 MHz [19, 20].

Hypertermické soupravy s anténami rozmístěnými kolem těla pacienta v jedné řadě umožňují ovládání SAR distribuce pouze ve 2D. Soupravy využívající několik anténních řad dokáží ovládat SAR ve 3D, a tím zaměřit maximální výkon pouze na nádor, u okolní zdravé tkáně přitom minimalizovat nárůst teploty a vyhnout se tak vzniku horkých míst. Lze u nich i zvýšit provozní frekvenci a docílit vyšší rozlišovací schopnosti, ale na úkor menší hloubky průniku. Mezi příklady 3D systému patří systém RHOCS s 18 anténami, 3D BSD-2000 Sigma-Eye s 12 dipóly rozmístěných do tří řad kolem pacienta nebo systém AMC-8 skládající se z osmi vlnovodů rozmístěných do dvou řad (Obrázek 1.2). [18]



Obrázek 1.2: Hypertermický systém AMC-8 [16].

1.2 Anténní elementy používané v klinické praxi

Anténní elementy by měly zajistit optimální rozložení teploty a SAR a dodat požadovanou energii, která je přeměněná na teplo do léčené oblasti. Volba aplikátoru ovlivňuje efektivní hloubku hypertermického ohřevu, která je závislá především na frekvenci elektromagnetické vlny, velikosti apertury aplikátoru a prostorovém rozložení různých typů biologických tkání [8]. Mezi klasické nedostatky antén patří vysoké náklady, velké rozměry, složitost a nekontrolovatelná dodávka energie [21].

Mezi typické mikrovlnné anténní elementy používané pro ohřev tkáně patří vlnovody, které umožňují přenos velkého výkonu s minimalizací ztrát přenášené elektromagnetické energie a potlačené vyzařování energie. Energie vlnovodu se může šířit formou TEM, TE nebo TM vidů. TEM je transverzálně elektromagnetická vlna, u které jsou složky elektrického i magnetického pole kolmé ke směru šíření. Druhý případ TE se nazývá transverzálně elektrická vlna, pro kterou je charakteristické elektrické pole obsahující pouze příčné části. Poslední typ TM je transverzálně magnetická vlna, jejíž magnetické pole naopak od TE obsahuje pouze příčnou složku, elektrické pole obsahuje jak podélnou, tak i příčnou složku [8]. Nevýhodou vlnovodů je jejich složitost při výrobě, velká objemnost a špatné přizpůsobení se anatomii člověka.

Mezi další typické aplikátory patří dipóly a patch antény, které stejně jako vlnovody nemají dostatečnou flexibilitu. Od vlnovodů se naopak liší jejich snadnější realizovatelností, menší velikostí, lehkostí a často i nižšími náklady na výrobu. Mezi nejnovější vývojové možnosti aplikátorů lze zařadit PCB (Printed Circuit Board)

antény, které nabízí větší rozměr ohřivací plochy a nízké náklady, antény s metamateriálními čočkami vyznačující se hluboce pronikajícím výkonem a nízkým povrchovým ohřevem. Další jejich výhodou jsou nízké náklady a kompatibilita s magnetickou rezonancí [21].

1.3 Sim4Life light

Program Sim4Life představuje simulační platformu, která umožňuje modelovat různé systémy podobné lidskému tělu a analyzovat reálné biologické jevy. Program vyvinula společnost ZMT (Zürich MedTech AG, Zürich, Švýcarsko), která se zabývá postupy aplikací ve vědě o živé přírodě, analyzuje a předvídá komplexní a biologické procesy a interakce.

Program Sim4Life light je rozdělen na tři sekce – modelování, simulace a analýza. V první části modelování se vytváří celkový realizovaný model a nastavují se jeho geometrické parametry. Druhým a zároveň nejdůležitějším krokem je simulace, kde se musí navolit vhodný simulační režim. Pro mikrovlnnou hypertermii se používá metoda konečných diferencí v časové doméně (Finite-Difference Time-Domain FDTD), která je přímým řešením časově závislých Maxwellových rovnic. Tyto rovnice jsou diskretizovány pomocí centrálně diferencní aproximace k prostorovým a časovým parciálním derivacím. Výsledná rovnice se řeší způsobem „přeskakování“. Složky elektrického a magnetického pole jsou rozmístěny v prostoru kartézských souřadnic. Nejprve jsou řešeny složky elektrického pole v dané krychli, poté složky magnetického pole v objemu posunutém o polovinu velikosti krychle. Proces se opakuje, dokud se celé elektromagnetické pole nebude chovat ustáleně. [22]

Dále se používají teplotní predikce. Při interakci elektromagnetického pole s biologickými tkáněmi vedou dielektrické ztráty ke tvorbě tepla, a tím dochází ke zvýšení teploty. Generovaná teplota se šíří v simulaci pomocí teplotní difúze. Výpočet teplotních simulací vychází z rovnice [23, 24]:

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho Q + \rho S - \rho_b c_b \rho \omega (T - T_b), \quad (1.1)$$

kde ρ představuje hustotu média v $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$, c je specifická tepelná kapacita tkáně měřená v $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{°C}^{-1}$, T představuje teplotu tkáně v °C , k vyjadřuje tepelnou vodivost udávanou ve $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{°C}^{-1}$, Q značí rychlost tvorby metabolického tepla ve $\text{W} \cdot \text{kg}^{-1}$, S představuje hodnotu SAR ve $\text{W} \cdot \text{kg}^{-1}$, ω je perfúze tkáně v $\text{mL} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ a index b označuje vlastnosti vztahující se ke krvi. Vyjádření $\rho_b c_b \rho \omega$ se nazývá rychlost přenosu tepla.

Po zvolení metody se přiřazují k jednotlivým částem modelu dané materiály. K dispozici je rozsáhlá knihovna nejrůznějších materiálů, která obsahuje například hustoty, elektrické vodivosti, relativní permitivity a permeability látek [25]. Uživatelé se tak usnadňují hledání vhodných parametrů, a navíc se redukuje chyba vzniklá lidským

faktorem. Dále se volí zdroj pro excitaci elektromagnetického pole a senzory, díky kterým lze zaznamenat extrakci parametrů a vizualizaci výsledků simulací. Následně uživatel vytváří mřížku neboli navolení bodů, kde dochází k výpočtům elektromagnetického pole. Zvolení vhodné velikosti mřížky je kompromisem mezi počítačovou náročností a dostatečnou přesností výpočtu. Studentská verze programu Sim4Life light je při tvorbě mřížky limitována použitím maximálně 20 miliónů buněk, jenž je postačující pro účely této diplomové práce. Posledním krokem v sekci simulace je vygenerování voxelů modelu pro FDTD výpočet.

Třetí částí je analýza, kde dochází k vizualizaci dosažených výsledků. Program Sim4Life light je navíc kompatibilní s dalšími programy a část výsledků lze převést do podoby vhodné pro práci v jiném programu.

Výhodou použití Sim4Life light je poměrně jednoduché a intuitivní vytvoření simulací biologických dějů. Program nabízí navíc knihovnu několika již vytvořených tutoriálů, kde jsou podrobně popsány postupy tvorby konkrétních modelů, nastavení jejich simulačních podmínek a vyhodnocení výsledků. Další výhodou je přehledné uživatelské prostředí, možnost vlastního přeorganizování hlavních bloků a zvolení vyhovujícího designu. V neposlední řadě je tato light verze poskytována bezplatně pro použití ve studentských pracích.

1.4 Cíle práce

Cílem diplomové práce je v programu Sim4Life light navrhnout, následně vyrobit a ověřit funkčnost anténního elementu, který by byl součástí hypertermického regionálního systému a sloužil by pro léčbu nádorů v pánevní oblasti. Výroba anténního elementu by měla být snadnější a levnější než vlnovody používané v dnešních komerčních soustavách.

Navržený anténní element by měl pracovat na frekvenci 70 MHz. Důležitým parametrem u anténního elementu je jeho koeficient odrazu, který by měl být menší než -10 dB mezi mikrovlnným generátorem a povrchem fantomu pro tloušťku vodního bolusu v rozmezí pět až deset centimetrů. Dalším důležitým parametrem je rozložení SAR a teploty ve fantomu s dielektrickými vlastnostmi svalové tkáně, které by mělo být porovnatelné s vlnovodnými anténními elementy.

Dílčím cílem práce je navrhnout v simulačním programu Sim4Life light anténní model dipólu a vlnovodu pracujících na stejné frekvenci jako vybraný anténní element. Tyto modely slouží pro porovnání s navrženou anténou v oblasti koeficientu odrazu, rozložení SAR hodnoty a určení samotné efektivnosti ohřevu.

2 Metody

Před tvorbou samotného anténního elementu a aplikací mikrovlnného výkonu bylo zapotřebí v simulačním prostředí Sim4Life light navrhnout tři anténní elementy, a to dipól, vlnovod a patch anténu, které všechny tři pracují na frekvenci 70 MHz a jejich koeficient odrazu se nachází pod hodnotou -10 dB. Následně tyto vytvořené modely navzájem srovnat, porovnat jejich koeficient odrazu a rozložení SAR hodnoty a teploty v horizontálních a vertikálních řezech. Na závěr anténní element, který splňoval podmínky a zároveň měl vhodné předpoklady na výrobu, byl vytvořen a byly porovnány jeho naměřené charakteristiky s predikovanými.

2.1 Anténní model dipólu

Mezi nejjednodušší anténní element na zrealizování lze zařadit dipól. Skládá se pouze ze zdroje elektromagnetického pole, dvou stejných ramen a symetrizačního členu zvaného balun, který má za úkol optimalizovat nesymetrické napájení jednotlivých ramen.

2.1.1 Návrh dipólu

Rozměry dipólu se odvíjely od hodnoty vlnové délky λ , která je závislá na pracující frekvenci dipólu. Její hodnota se vypočítá ze vzorce:

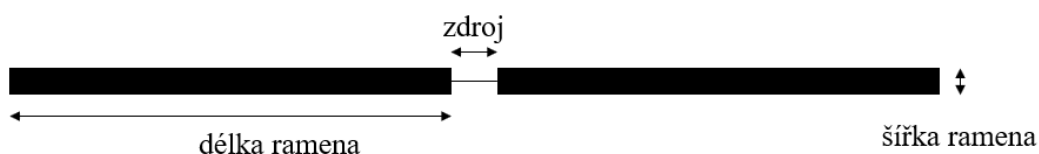
$$\lambda = \frac{c_0}{(f \cdot \sqrt{\epsilon_r})}, \quad (2.1)$$

kde c_0 představuje rychlost šíření světla ve vakuu dosazenou v $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$, f je frekvence v Hz, na které pracuje dipól, a ϵ_r je relativní permitivita prostředí, která je bezrozměrná veličina.

Do vzorce (2.1) bylo za hodnotu rychlost šíření světla ve vakuu dosazeno $3 \cdot 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, za frekvenci hodnota $70 \cdot 10^6 \text{ Hz}$ a za permitivitu prostředí průměr relativní permitivity vody a substrátu FR4. Výsledná teoretická vlnová délka dipólu následně vyšla 659 milimetrů.

$$\lambda = \frac{300\,000\,000}{(70\,000\,000 \cdot \sqrt{\frac{80+4.5}{2}})} = 0,659 \text{ m} = 659 \text{ mm}$$

Na Obrázku 2.1 jsou zobrazeny rozměry dipólu. Pro optimální výsledky by délka jednoho ramene měla odpovídat přibližně hodnotě $\lambda/4$ [26]. Pro dipól pracující na frekvenci 70 MHz byla tato hodnota 165 milimetrů. Šířka pásku dipólu by se naopak

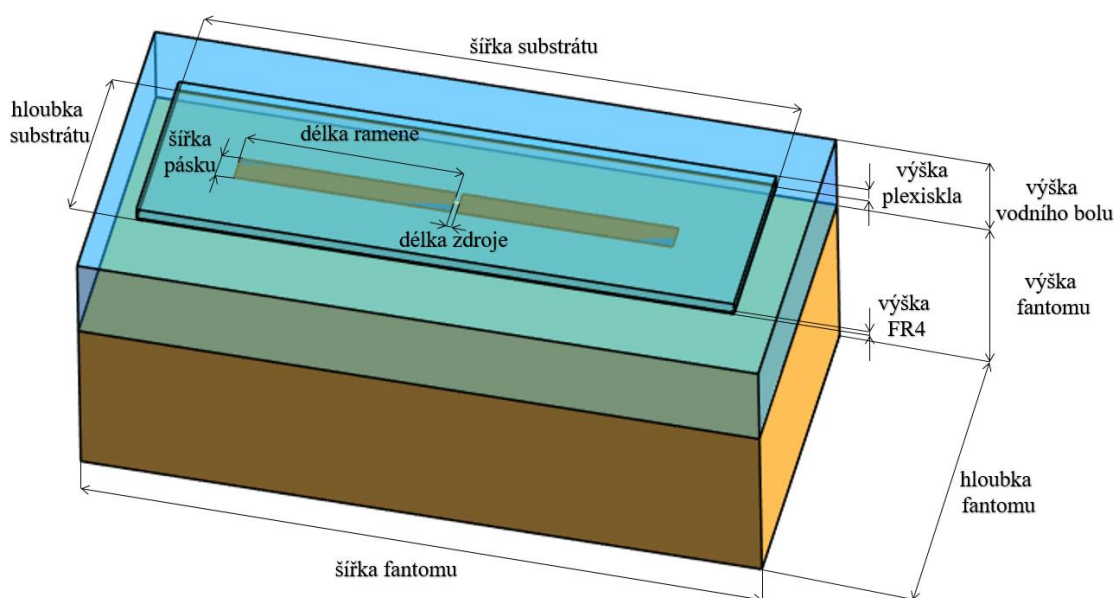


Obrázek 2.1: Rozměry dipólu.

měla přibližovat k hodnotě $\lambda/80$, tedy osm milimetrů. Tloušťka pásku ideálního dipólu se přibližovala k nulové hodnotě. Rozměr samotného napájecího zdroje dipólu by měl mít velikost pouze několik milimetrů, ale zároveň by se měl brát zřetel na jeho realizovatelnost. Klasický rozměr se používá pět milimetrů, neboť tato hodnota představuje vzdálenost vnitřního a vnějšího vodiče klasického N konektoru.

2.1.2 Návrh dipólu v simulačním programu Sim4Life light

V části modelování byl vytvořen samotný model dipólu, substrátu, vodního bolusu a fantomu (Obrázek 2.2), kdy byly zadány parametry všech jednotlivých částí. Prvotní rozměr dipólu vycházel z výpočtu délky v předchozí podkapitole. Následně ze série simulací byly získány optimální rozměry dipólu, které způsobily vhodný koeficient odrazu a rozložení SAR. Cílem bylo zvolit rozměry dipólové antény tak, aby rezonovala, tzn. aby se minimum koeficientu odrazu nacházelo na frekvenci 70 MHz.



Obrázek 2.2: Navržený model dipólu v simulačním prostředí Sim4Life light.

Dipól byl připevněn na substrát. Z ekonomického, ale především z výrobního hlediska byla jako substrát přiléhající na dipól zvolena tenká vrstva FR4. Na něj byl poté vložen druhý substrát představující polymethylmethakrylát, známý pod pojmem plexisklo, který měl větší tloušťku, neboť představoval plexisklovou část rámu nosné konstrukce regionálního hypertermického systému.

Velikost vodního bolusu a fantomu odpovídala rozměrům navržené hypertermické soustavy, které by měl být navržený dipól součástí. Šířka se rovnala velikosti 570 milimetrů a hloubka poté 275 milimetrů. Výška vodního bolusu a fantomu byla definována v zadání práce, kdy hodnoty byly zvoleny tak, aby nedocházelo k odrazu

elektromagnetické vlny od stěn. Výška vodního bolusu se nacházela v rozmezí 50 až 100 milimetrů a pro fantom to byla hodnota 150 milimetrů.

V následující sekci simulace byly k jednotlivým částem modelu přiřazeny materiály. Dipól představoval dokonale vodivý plátek kovu značený jako PEC (Perfect Electric Conductor). Fantom byl určen jako svalová lidská tkáň a vodní bolus jako demineralizovaná voda. K první vrstvě substrátu přiléhající k dipólu bylo přiřazeno FR4 a ke druhé poté plexisklo. V tomto bodě bylo důležité zkontrolovat, zda přiřazené materiály a jejich vlastnosti měly hodnoty přepočítané na frekvenci 70 MHz. Tento nedostatek mohl následně ovlivnit výsledky koeficientu odrazu, SAR a teplotní rozložení. Významné vlastnosti a jejich hodnoty pro jednotlivé materiály jsou zobrazeny v Tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Hustota ρ , elektrická vodivost σ , relativní permitivita ϵ_r , specifická kapacita c , teplotní vodivosti k a perfúze tkáně ω pro jednotlivé materiály při frekvenci 70 MHz [25, 27, 28]

Materiál	ρ $\left(\frac{kg}{m^3}\right)$	σ $\left(\frac{S}{m}\right)$	ϵ_r (-)	c $\left(\frac{J}{kg \cdot ^\circ C}\right)$	k $\left(\frac{W}{m \cdot ^\circ C}\right)$	ω $\left(\frac{mL}{min \cdot kg}\right)$
Substrát FR4	1 850,0	0,025	4,5	1 200	0,23	0
Plexisklo	1 180,0	0,003	2,6	1 470	0,19	0
Demineralizovaná voda	994,0	0,001	80,0	4 180	0,60	0
Svalová tkáň	1090,4	0,692	70,8	3 421	0,49	37
Vzduch	1,2	0,000	1,0	1 004	0,30	0

Po zvolení správných materiálů byla vytvořena v simulaci mřížka, kdy byl vybrán kompromis mezi dostatečnou přesností, výpočetní náročností a limitační hodnotou množství buněk mřížky. Pro dipólovou anténu byl zvolen maximální diskretizační krok 1,5 milimetru a pro fantom tři milimetry. Pro ostatní části modelu byl maximální krok nastaven pět milimetrů. Pro takto zvolenou mřížku trval výpočet na CPU přibližně čtyři hodiny.

U teplotní simulace byla navíc přiřazena k okolnímu prostředí počáteční teplota. Fantom představoval svalovou lidskou tkáň a počáteční hodnota byla zvolena 37 °C. U vodního bolusu bylo vycházeno z teploty 38 °C, navíc u něj byla udána hodnota součinitele prostupu tepla, která vyjadřuje ztrátu tepelné energie při prostupu

mikrovlnného záření skrz vodní bolus. Pro model s jednou anténou působící na vodní bolus byla tato hodnota $152 \text{ W}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{K}^{-1}$ [29].

2.2 Anténí model vlnovodu

Druhým vytvořeným anténím elementem v programu Sim4Life byl vlnovod. Na rozdíl od dipólu představuje již složitější strukturu, tím pádem i náročnější a dražší realizaci.

2.2.1 Návrh vlnovodu

Klasická skladba vlnovodu je z kovového materiálu obdélníkového průřezu. V obdélníkovém vlnovodu lze vybudit několik vidů, ale při zvolení dominantního vidu TE_{10} , tj. vidu s nejnižším mezním kmitočtem, lze poté přenášet největší výkon, použít nejmenší rozměry vlnovodu při dané budící frekvenci a přenášet energie samostatně bez vidového filtru [8].

Navržený vlnovod pracoval uprostřed pásma dominantního vidu TE_{10} na frekvenci 70 MHz. Mezní kmitočet dominantního vidu $f_{c,\text{TE}_{10}}$ je dán hodnotou $2/3$ frekvence. Z toho lze následně vypočítat rozměry ideálního vlnovodu. Šířku vlnovodu a lze získat ze vzorce [30]:

$$a = \frac{1}{2} \cdot \frac{c_0}{f_{c,\text{TE}_{10}} \cdot \sqrt{\mu_r \varepsilon_r}} = \frac{3}{4} \cdot \frac{c_0}{f \cdot \sqrt{\mu_r \varepsilon_r}} \quad (2.2)$$

kde c_0 představuje rychlost šíření světla ve vakuu dosazených v $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, $f_{c,\text{TE}_{10}}$ je mezní frekvence dominantního vidu v Hz. Parametr μ_r představuje relativní permeabilitu demineralizované vody uvnitř vlnovodu a ε_r poté relativní permitivitu této demineralizované vody. Obě tyto veličiny jsou bezrozměrné. Poslední veličinou je frekvence f dosažená v Hz, na které pracuje navržený vlnovod.

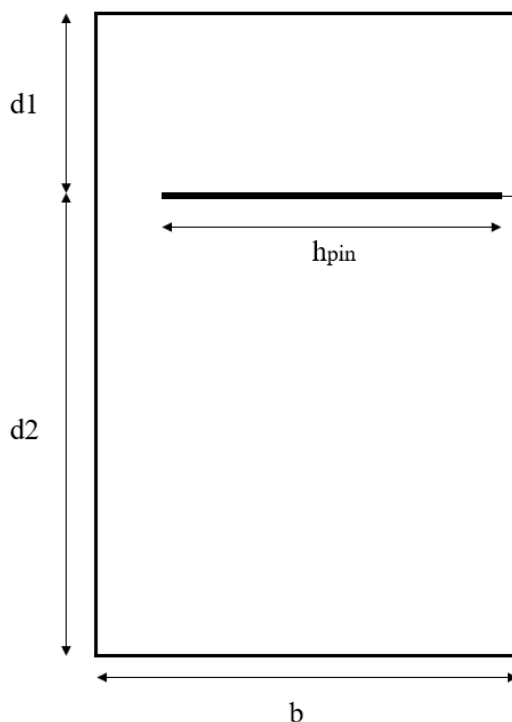
Do vzorce (2.2) bylo za hodnotu rychlosti šíření světla ve vakuu dosazeno $3 \cdot 10^8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, za frekvenci hodnota $70 \cdot 10^6 \text{ Hz}$, za součin relativní permeability a permitivity poté číslo 78. Výsledná teoretická šířka vlnovodu byla 363 milimetrů. Výška vlnovodu byla vypočtena ($b = a/2$) na hodnotu 182 milimetrů. Tloušťka stěny vlnovodu představovala rozměry kovu, tedy pouze několik milimetrů.

Pro výpočet zbývajících parametrů bylo nutné vypočítat vlnovou délku uvnitř vlnovodu dle vzorce [30]:

$$\lambda_v = \frac{\frac{c_0}{f}}{\sqrt{\mu_r \varepsilon_r} \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{f_{c,\text{TE}_{10}}}{f}\right)^2}}, \quad (2.3)$$

kde všechny proměnné jsou již známy. Po dosazení byla získána hodnota vlnové délky 651 milimetrů.

Mezi zbývající parametry charakterizující vlnovod patří rozměry d_1 , d_2 a h_{pin} , které jsou zobrazeny na Obrázku 2.3. Rozměr d_1 představuje vzdálenost mezi monopolem neboli napájecím prvkem a zadní zkratovou stranou vlnovodu. Ideální velikost d_1 by měla odpovídat $d_1 = \lambda/6$, tedy 109 milimetrů. Rozměr d_2 je poté vzdálenost mezi monopolem a začátkem vlnovodu. Jeho velikost by měla odpovídat hodnotě přibližně $d_2 = \lambda/2$, tedy 326 milimetrů. Poslední hodnota h_{pin} představuje délku monopolu uvnitř vlnovodu, jehož velikost by se měla přibližovat k číslu $h_{pin} = \lambda/4$, tedy 163 milimetrů. Monopol byl připojen na napájecí zdroj opět o rozměru 5 milimetrů.



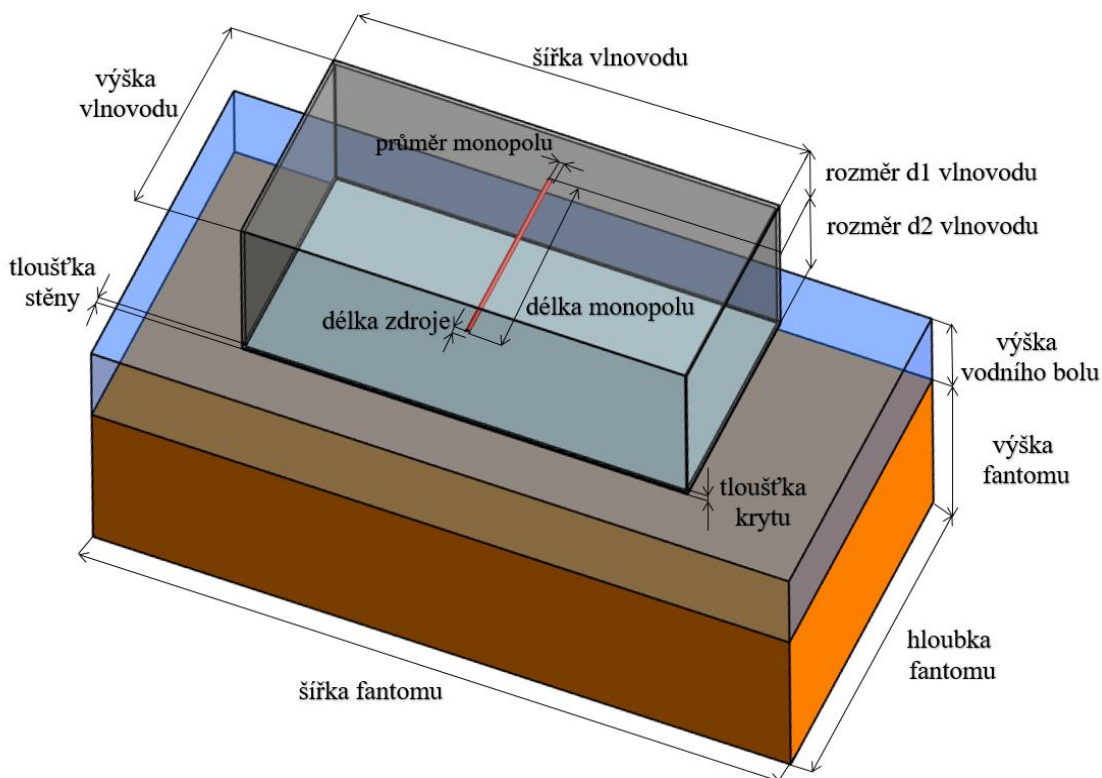
Obrázek 2.3: Průřez vlnovodu a zobrazení jeho rozměrů.

Začátek vlnovodu byl pokrytý vrstvou dielektrického materiálu známého pod pojmem plexisklo. Jeho hustota, elektrická vodivost a relativní permitivita umožňovaly vstup elektromagnetického záření bez většího ovlivnění. Byl zvolen také kvůli jeho průhlednosti, aby bylo možné kontrolovat vnitřní prostor vlnovodu, který byl vyplněn demineralizovanou vodou.

2.2.2 Návrh vlnovodu v simulačním programu Sim4Life light

Při návrhu vlnovodu v programu Sim4Life light bylo postupováno stejně jako v případě modelu dipólu. V první části modelování byl vytvořen samotný model vlnovodu, vodního bolusu a fantomu (Obrázek 2.4).

Rozměry vlnovodu vycházely z odvozených hodnot v předchozí kapitole. Jako prvotní rozměr byla odvozená šířka vlnovodu 363 milimetrů a výška vlnovodu 182 milimetrů. Díky těmto hodnotám byly poté získány prvotní rozměry d_1 a d_2 , kdy tyto hodnoty ještě nepředstavovaly výsledné rozměry vlnovodu. Cílem bylo dosáhnout minimum koeficientu odrazu na frekvenci 70 MHz. Následně bylo řešeno nalezení rozměru monopolu, tloušťky krytu a stěny vlnovodu. Nejnáročnější bylo nalézt konkrétní rozměry výšky, šířky, d_1 a d_2 tak, aby koeficient odrazu měl svůj extrém na hodnotě 70 MHz a zároveň jeho hodnota se nacházela opět pod -10 dB.



Obrázek 2.4: Navržený model vlnovodu v simulačním prostředí Sim4Life light.

Rozměry vodního bolusu a fantomu opět vycházely z velikosti hypertermické soupravy, které byly shodné s rozměry fantomu použitého pro návrh dipólu. V sekci simulace byl dodržován stejný postup jako u modelu dipólu, kdy bylo zapotřebí opět přiřadit materiály s vlastnostmi korespondujícími s frekvencí 70MHz a vytvořit vhodnou mřížku. Pro vlnovod byl zvolen maximální diskretizační krok pět milimetrů, pro napájení a kryt čtyři milimetry a pro ostatní části modelu byl nastaven krok šest milimetrů. Pro takto zvolenou mřížku trval výpočet přes tři hodiny. U teplotní simulace byly opět navoleny počáteční teploty a součinitel prostupu tepla.

2.3 Anténní model patch antény

Mezi další základní anténní element používaný v hypertermii lze zařadit patch anténu [31]. Její výhoda je lehkost, malé rozměry a relativně snadná konstrukce. Dále se zde nemusí realizovat symetrizační člen jako je tomu u dipólu.

2.3.1 Návrh patch antény

Patch anténa se skládá z vodivé pásky z dokonale vodivého kovu PEC o velikost L a šířky W , která se nachází ve vzdálenosti h od zemnicí roviny. Konektor je připojen ve vzdálenosti x_f od hrany patch antény (Obrázek 2.5).



Obrázek 2.5: Zobrazení rozměrů patch antény.

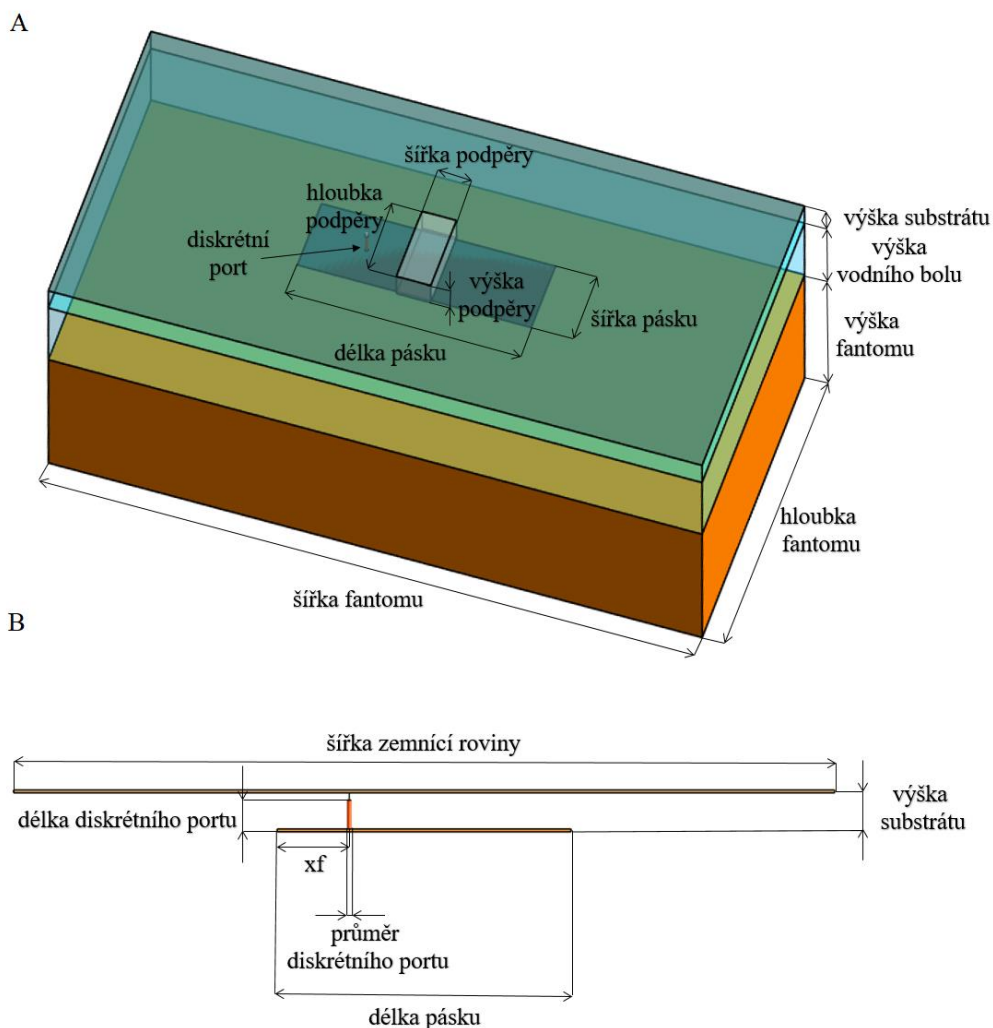
Velikost L ideální patch antény závisí na vlnové délce, která se počítá opět ze vzorce 2.1. Na rozdíl od dipólu bylo prostředí obklopující patch anténu pouze voda. Výsledná vlnová délka pro patch anténu vycházela 479 milimetrů.

$$\lambda = \frac{300\,000\,000}{(70\,000\,000 \cdot \sqrt{\frac{80+80}{2}})} = 0,479 \text{ m} = 479 \text{ mm}$$

Hodnota délky patch antény L poté byla $L = \lambda/2$, tedy přibližně kolem hodnoty 240 milimetrů [31]. Velikost W byla následně odvozena od rozměru L , kdy se poměr mezi $W:L$ přibližoval k 1:3 [31]. Označení h představuje výšku substrátu, který by měl být vysoký pouze několik milimetrů kvůli jeho realizovatelnosti. Při rozhodování, z jakého materiálu bude substrát vytvořen, bylo vycházeno z článku od Paulides a kol., kdy byla za substrát zvolena demineralizovaná voda [31]. Poslední vyznačená vzdálenost napájení patch antény od její hrany x_f byla důležitá z hlediska dosažení 50Ω , která byla shodná s impedancí napájecího kabelu patch antény. Pro urychlení procesu návrhu antény bylo koaxiální napájení v simulacích nahrazeno diskretním zdrojem.

2.3.2 Návrh patch antény v simulačním programu Sim4Life light

Obrázek 2.6 zobrazuje simulační model v Sim4Life light skládající se z patch antény, jejího napájení, substrátu, vodního bolusu a fantomu představující opět svalovou tkáň.



Obrázek 2.6: Navržený model patch antény v simulačním prostředí Sim4Life light.

Při modelování byla jako první styčný bod použita analyticky vypočítaná délka patch antény, a to 240 milimetrů. Následně byla vypočtena šířka antény, kdy její počáteční velikost představovala 80 milimetrů. V dalším kroku byla pomocí série simulací nalezena výsledná vzdálenost napájení od hrany patch antény. Napájení bylo složeno z napájecího zdroje a diskrétního portu. Délka napájecího zdroje byla zvolena opět pět milimetrů, u diskrétního portu byla jeho výška 20 milimetrů a průměr tři milimetry, který se shoduje s průměrem vnitřního vodiče N konektoru. Výška substrátu vycházela ze součtu délek monopolu a napájecího zdroje, tedy 25 milimetrů. Rozměry fantomu a vodního bolusu byly limitovány velikostí hypertermické soupravy. Jejich šířka byla 570 milimetrů a hloubka 275 milimetrů. Výška fantomu byla 150 milimetrů. Pro vodní bolus byly vytvořeny studie pro rozměry 50 až 100 milimetrů, kdy byl ověřen koeficient odrazu patch antény pro jednotlivé výšky.

Následně bylo postupováno obdobně jako u předchozích simulačních modelů. K materiálům byly opět přiřazeny hodnoty z Tabulky 2.1, které udávají vlastnosti materiálů na frekvenci 70 MHz. Dalším důležitým krokem bylo opět vytvoření vhodné výpočetní mřížky a voxelů. Kvůli následnému porovnání s vyrobenou anténou byla mřížka ve směru výšky fantomu jemnější. Diskretizační krok pro patch anténu byl nastaven na tři milimetry, pro ostatní části modelu byl maximální krok zvolen osm milimetrů a ve směru výšky fantomu tři milimetry. Pro takto navrženou mřížku trval výpočet simulace necelých pět hodin. V teplotní simulaci bylo postupováno obdobně.

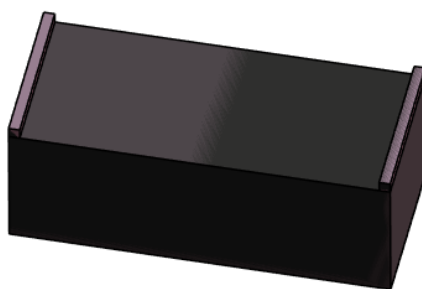
2.4 Výroba patch antény

Pro výrobu patch antény byl použit měděný plech o průměru 0,3 milimetry, který měl rozměry získané z výsledných simulací po nalezení optimální patch antény. Do plechu byl vyvrtán otvor pro diskretní port. Zemnicí rovina byla vyrobena z desek plošných spojů tvořených 0,03 milimetrovou měděnou fólií a 1,5 milimetrovou vrstvou kuprexitu. Jednotlivé desky byly spojeny pájením, a vytvořily tak zemnicí rovinu o daném rozměru. Skrz zemnicí rovinu byl vyvrtán otvor pro napájecí panelový N konektor (Rosenberger), jehož vnější vodič byl připojen k zemnicí rovině (Obrázek 2.7).



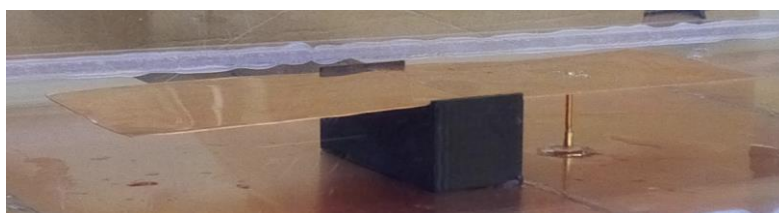
Obrázek 2.7: Vytvořená zemnicí rovina se zdrojem napájení.

Dalším krokem bylo vytvoření podpěry, která měla fixovat patch anténu v konkrétní výšce. Kvůli snaze minimalizovat vliv na vyzařovací charakteristiky antény se podpěra nacházela ve středu patch antény. Na 3D tiskárně byl z PET-G materiálů vytištěn blok o šířce 30 milimetrů. Výška odpovídala součtu velikosti napájení a diskretního portu, tedy 25 milimetrů. Hloubka a drážky na kraji podpěry přesahovaly přes okraje patch antény o dva milimetry z důvodu možné fixace patch antény v požadované poloze (Obrázek 2.8).



Obrázek 2.8: Model pro fixaci patch antény.

Poslední část tvorby patch antény představovalo připojení diskretního portu vytvořeného z kovového vodiče, který byl připájen mezi vnitřní vodič N konektoru a patch anténu (Obrázek 2.9).



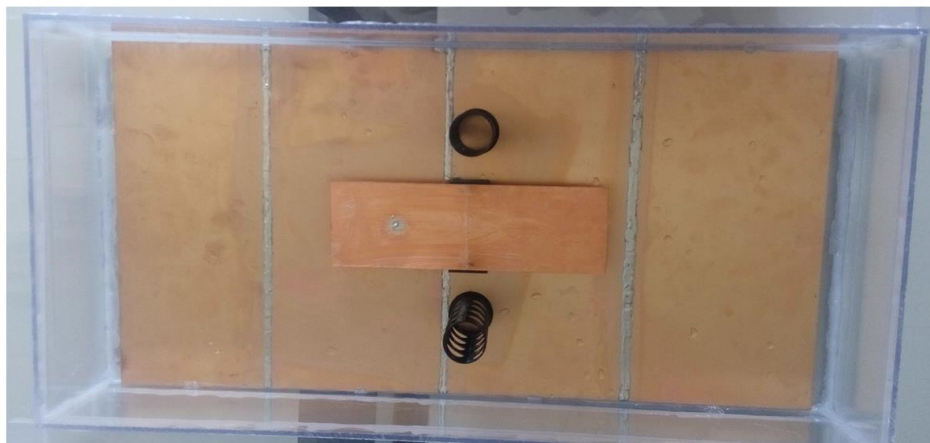
Obrázek 2.9: Vytvořená patch anténa.

Vytvořená zemnicí rovina s patch anténou byla vložena do boxu vyrobeného ze čtyř milimetrového plexiskla. Jednotlivé stěny byly k sobě přilepeny tavící pistolí. Kvůli stabilitě a větší odolnosti proti destrukci boxu po naplnění demineralizovanou vodou byly použity proužky plexiskla, které byly pomocí tavné pistole přidělány kolem obvodu boxu a zvýšily tak stabilitu celé konstrukce. Na dně boxu byl vyvrtán otvor pro napájecí N konektor. Výška boxu představovala 75 milimetrovou výšku vodního bolusu, 25 milimetrovou výšku patch antény nad zemnicí rovinou a uvažovaný desetimilimetrový prostor pod zemnicí rovinou, tedy 110 milimetrů (Obrázek 2.10).



Obrázek 2.10: Vytvořený box pro patch anténu tvořící zároveň vodní bolus.

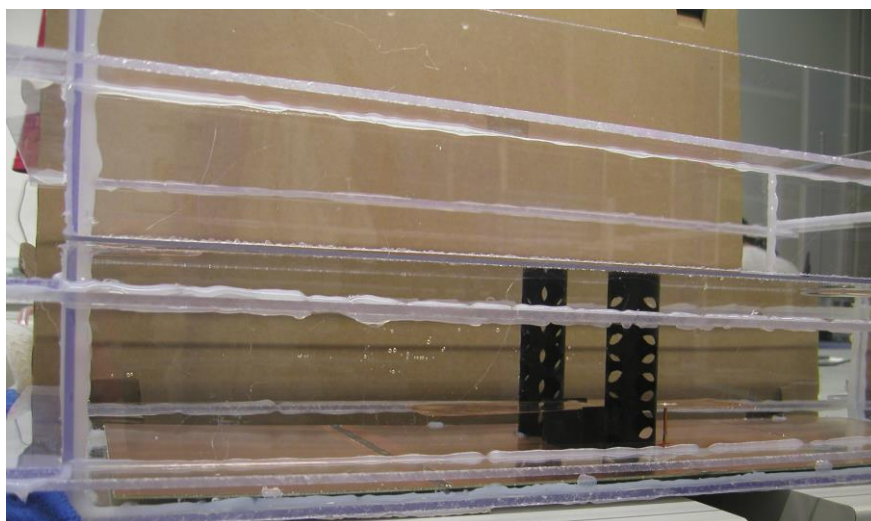
Na Obrázku 2.11 je zobrazena vytvořená patch anténa se zemnicí rovinou vložena do boxu pro vodní bolus. Prostor boxu byl při měření vyplněn demineralizovanou vodou. Mezi box a vytvořený agarový fantom bylo vloženo dvou milimetrové plexisklo. Kvůli zabránění deformaci plexiskla byly použity vytvořené podpory z 3D tiskárny z PET-G materiálu.



Obrázek 2.11: Vytvořená patch anténa vložena do boxu pro vodní bolus.

2.5 Měření

Během měření byly použity dva typy fantomů. Pro zjištění koeficientu odrazu byl využit tekutý fantom vytvořený pouze z vody a chloridu sodného, který svou elektrickou vodivostí představoval svalovou tkáň. Na box představující vodní bolus vyplněný destilovanou vodou byl vložen druhý box, který byl naplněn fantomem (Obrázek 2.12). Prostor okolo boxu byl navíc vyplněn nepropustnou vrstvou, která měla bránit úniku fantomu. Pro různé výšky tekutého fantomu byl pomocí přístroje RohdeSchwarz FSH8.28 Spectrum Analyzer změřen koeficient odrazu.



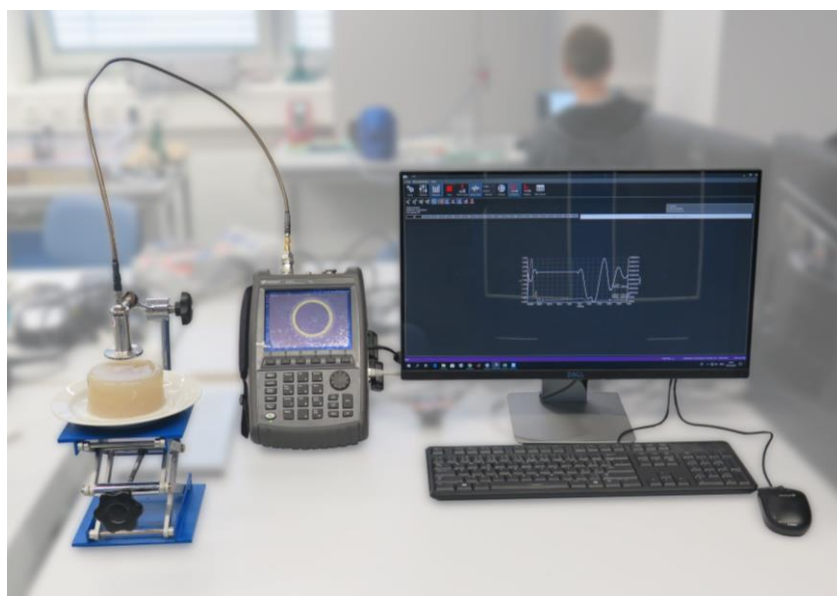
Obrázek 2.12: Měřicí souprava pro tekutý fantom.

Agarový fantom byl použit pro měření teplotního nárůstu s využitím výkonového mikrovlnného generátoru. Fantom představoval v experimentech lidskou svalovou tkáň a skládal se z destilované vody, agarové želatiny a chloridu sodného (Tabulka 2.2). Vyrobený fantom byl rozdělen na dvě části, které bylo možné od sebe oddělit. První část představovala desetimilimetrovou vrstvu, ze které byly následně získány snímky z termovizní kamery. Druhá část byl blok o výšce 80 milimetrů. Zbylé parametry, šířka a hloubka fantomu, se shodovaly se simulačními.

Tabulka 2.2: Složení směsi agarového fantomu představující vlastnosti svalové tkáně [32].

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

Před samotnými experimenty s mikrovlnným výkonovým generátorem bylo nutné měřením zjistit dielektrické vlastnosti použitých fantomů. Absorpci mikrovln ovlivňuje především relativní permitivita a vodivost. Pro získání těchto veličin byl použit vektorový analyzátor obvodů KEYSIGHT FieldFox N9923A, ke kterému byla připojena sonda SPEAG DAK-12. Měřicí souprava je zobrazena na Obrázku 2.13.



Obrázek 2.13: Měření dielektrických vlastností fantomu.

Před zahájením měření byla potřeba provést kalibrace sondy. Do softwaru nainstalovaného v počítači byla zadána frekvence, na které anténní element pracoval, a teplota kalibračního roztoku. První krok představoval připevnění měděného pásku

k sondě, čímž se způsobilo zkratování vnitřního a vnějšího vodiče sondy, a stisknutí tlačítka S (SHORT). Následně byla pochána sonda ve volném prostoru a stisklo se O (OPEN). Poslední krok spočíval v ponoření sondy do 0,1M roztoku chloridu sodného. Po úspěšné kalibraci bylo provedeno měření dielektrických vlastností fantomu. Probíhalo deset měření na náhodných místech fantomu, při kterých byla sonda zcela přitisknuta na povrch fantomu. Naměřená data byla poté statisticky vyhodnocena. Výrobce sondy udává rozšířenou nejistotu typu B s koeficientem rozšíření 2 pro frekvenční rozsah 20 MHz až 200 MHz pro relativní permitivitu 2,1 % a pro vodivost 2,4 %. Z nejistoty typu B a vypočítané nejistoty typu A byla vypočítána rozšířená nejistota typu C s koeficientem rozšíření 2.

Pro zjištění koeficientu odrazu vyrobené patch antény byl použit přístroj RohdeSchwarz FSH8.28 Spectrum Analyzer s možností provádět obvodovou analýzu (Obrázek 2.14). Prvním krokem měření bylo zadání požadované frekvence, na které anténní element pracoval. Následně byla provedena kalibrace měřícího zařízení. Pomocí koaxiálního kabelu (Huber+Suhner) byl k spektrálnímu analyzátoru připojen kalibrační standard ZV-Z2170 FEMALE a byly měněny jednotlivé sloty. OPEN-end představoval prostředí vzduchu, slot SHORT-end znamenal zkratování konce vedení a při třetím slotu LOAD docházelo k dopočtu vlivu kabelu na signál. Po úspěšné kalibraci byl na konec koaxiálního kabelu připojen N konektor patch antény a byl změřen koeficient odrazu anténního elementu.



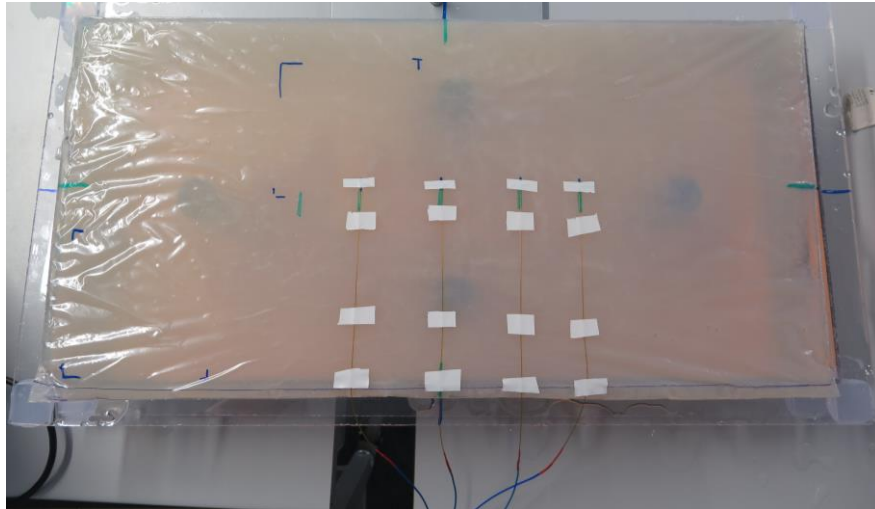
Obrázek 2.14: Měření koeficientu odrazu s agarovým fantomem.

K výkonovému generátoru 70 MHz byl pomocí koaxiálního kabelu (Huber+Suhner) připojen N konektor patch antény. Před měřením docházelo k ustálení teplot mezi desetimilimetrovou agarovou vrstvou a zbylým fantomem a k zjištění koeficientu odrazu. Následně byl termovizní kamerou FLIR E60 získán snímek povrchu agarového fantomu v horizontálním řezu nacházející se deset milimetrů pod povrchem před aplikací ohřevu pomocí výkonovému generátoru. Poté byla desetimilimetrová vrstva pokryta zbylým agarovým fantomem a docházelo k mikrovlnnému ohřevu po dobu čtyř minut (Obrázek 2.15). Následně bylo provedeno opětovné snímání desetimilimetrové vrstvy, a to do 30 vteřin po ukončení mikrovlnného ohřevu. Získané snímky z termovizní kamery byly vyhodnoceny v programovacím prostředí MATLAB. Snímky byly mezi sebou odečteny a byly získány změny teploty ve fantomu. Následně byl pomocí rovnice 1.1, ve které se neuvažoval metabolický ohřev, perfúze a z důvodu čtyř minutového ohřevu ani teplotní vodivost, převeden nárůst teploty na hodnotu SAR.



Obrázek 2.15: Aplikace mikrovlnného záření a aparatura pro snímání teploty.

Při mikrovlnném ohřevu pomocí výkonového generátoru docházelo k záznamu teploty pomocí čidel optického teploměru OPTOCON AG FTMS připevněných na desetimilimetrové vrstvě agarového fantomu (Obrázek 2.16). Čidla se nacházela nad středem a hranou patch antény a v místě očekávaného teoreticky nejvyššího ohřevu.



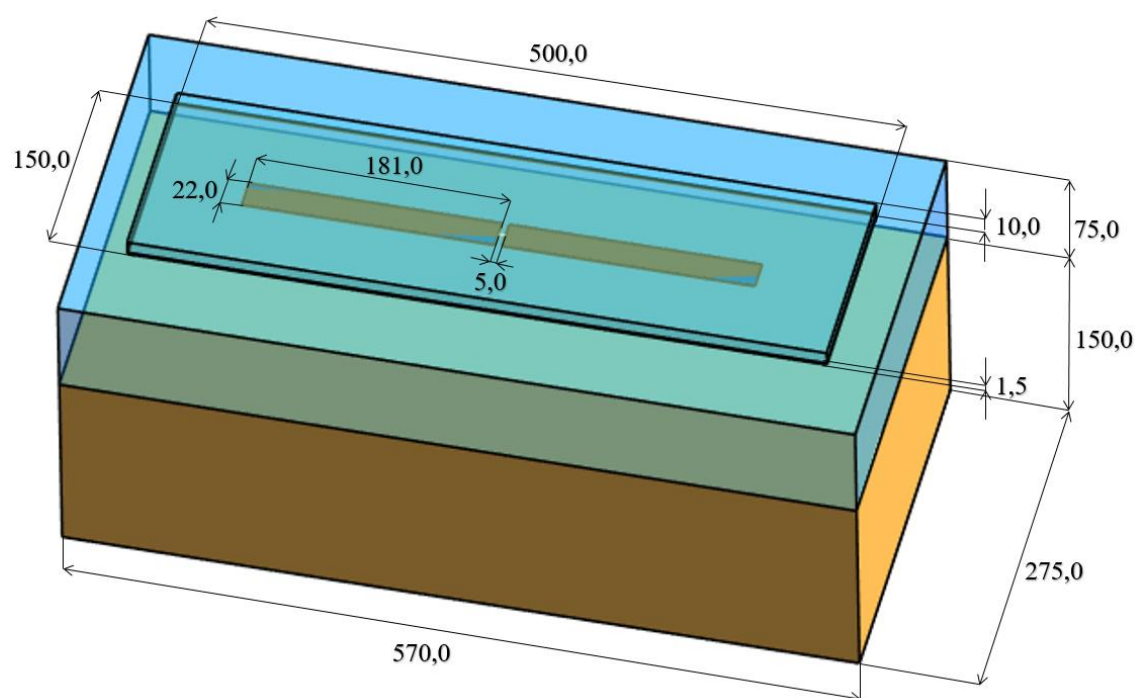
Obrázek 2.16: Umístění teplotních čidel na vrstvě agarového fantomu.

3 Výsledky

V následujících podkapitolách dochází ke shrnutí výsledků práce. Nejprve se pozornost věnuje navrženým modelům, další část porovnává charakteristiky jednotlivých anténních elementů mezi sebou a v závěru dochází k posouzení predikovaných a naměřených hodnot. Výsledné modely anténních elementů navržené v programu Sim4Life light jsou nahrány na přiloženém CD a v systému projects.

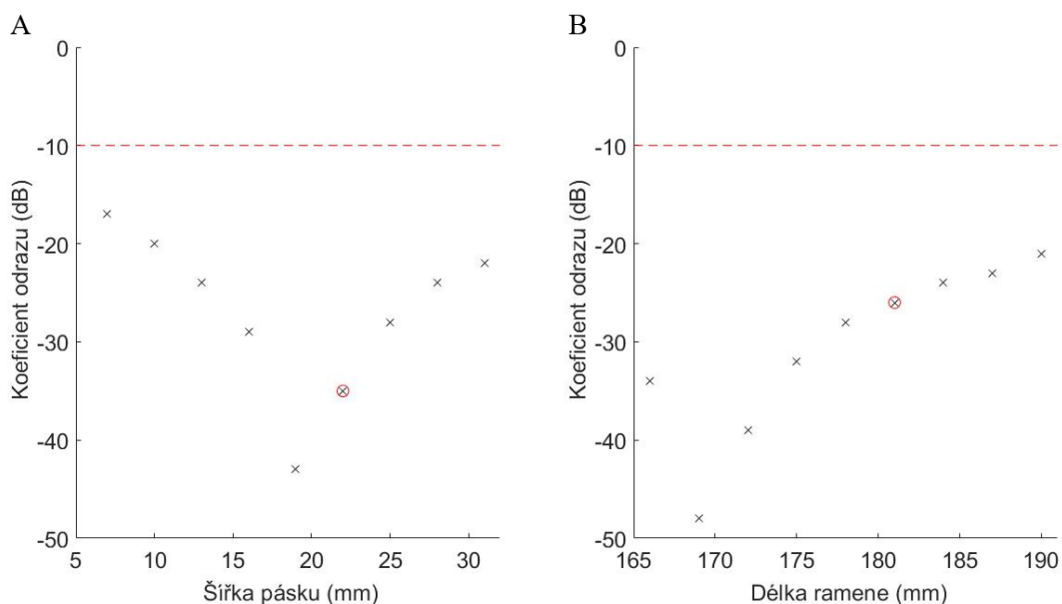
3.1 Navržené modely anténních elementů

Na Obrázku 3.1 jsou zobrazeny rozměry výsledného modelu navrženého dipólu pracujícího na frekvenci 70 MHz. Délka ramene dipólu se od teoreticky odvozené velikosti liší o necelých 20 milimetrů a výsledná hodnota je tedy 181 milimetrů. Šířka ramene vychází pomocí simulací jako trojnásobek predikované hodnoty, tzn. výsledných 22 milimetrů.

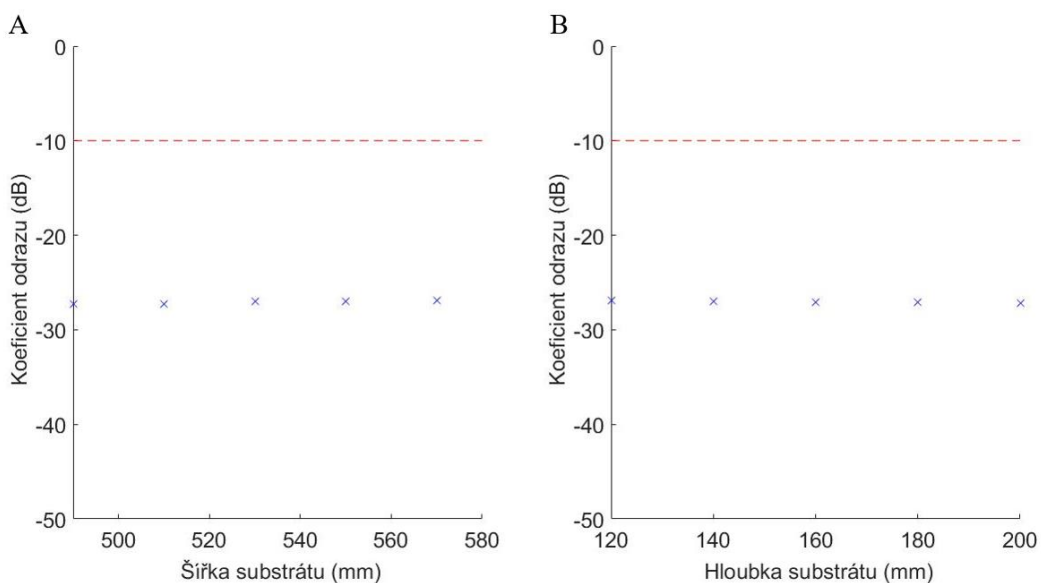


Obrázek 3.1: Výsledné rozměry modelu dipólu v Sim4Life light zadaných v milimetrech.

Na Obrázku 3.2 a 3.3 jsou zobrazeny závislosti koeficientu odrazu na změnách jednotlivých parametrů modelu dipólu. Zvolené parametry se nacházejí v úzkém rozmezí kolem teoreticky vypočítaného rozměru. U všech zvolených parametrů se nacházel extrém koeficientu odrazu pod požadovanou hodnotou -10 dB. Na Obrázku 3.2 A je červeně vyznačena výsledná šířka pásku dipólu a na Obrázku 3.2 B je znázorněna výsledná délka ramene dipólu, která ovlivňovala posunování rezonanční frekvence. Rozměry substrátu neovlivňovaly koeficient odrazu (Obrázek 3.3).

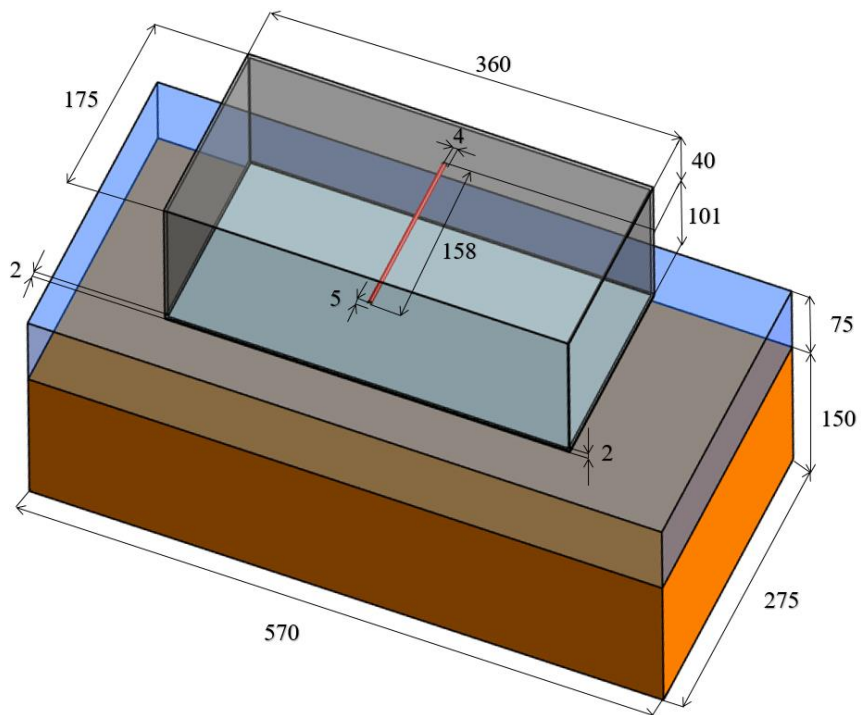


Obrázek 3.2: Závislost koeficientu odrazu na šířce pásku (A) a délce ramene (B) dipólu při jednotlivých simulacích s vyznačeným výsledným rozměrem modelu.



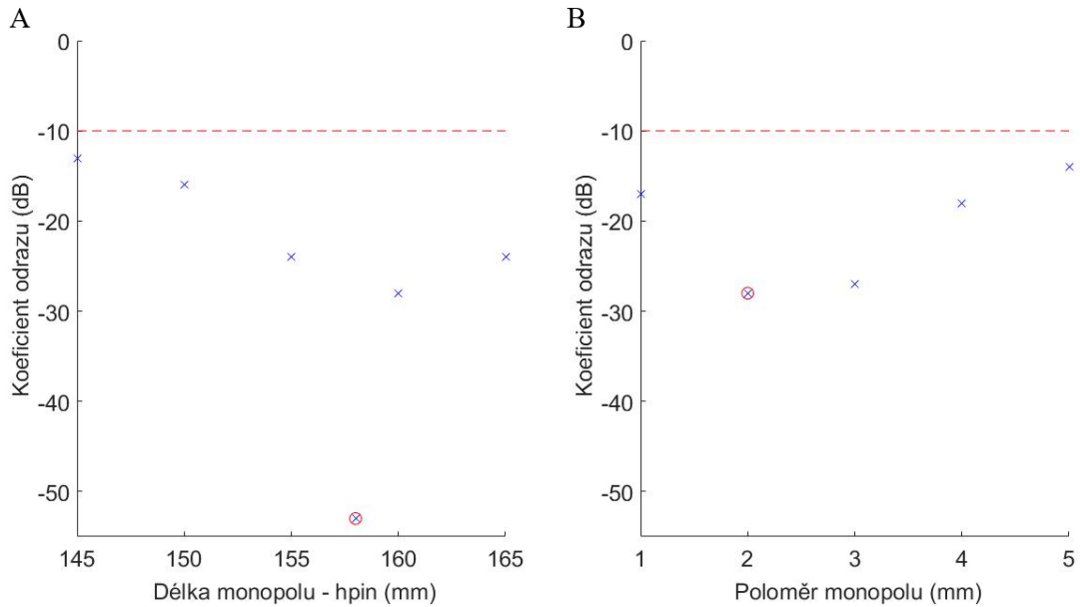
Obrázek 3.3: Závislost koeficientu odrazu na rozměrech šířce (A) a hloubce (B) substrátu.

Výsledné rozměry modelu druhého anténního elementu, tj. vlnovodu, jsou znázorněny na Obrázku 3.4. Výška a šířka vlnovodu koresponduje s teoreticky odvozenými hodnotami s rozdílem do 15 milimetrů. Největší odchylky od predikovaných hodnot se nachází u rozměru d_1 a d_2 . Rozměry vlnovodu byly výrazně zmenšeny kvůli snaze eliminovat výrobní náklady.

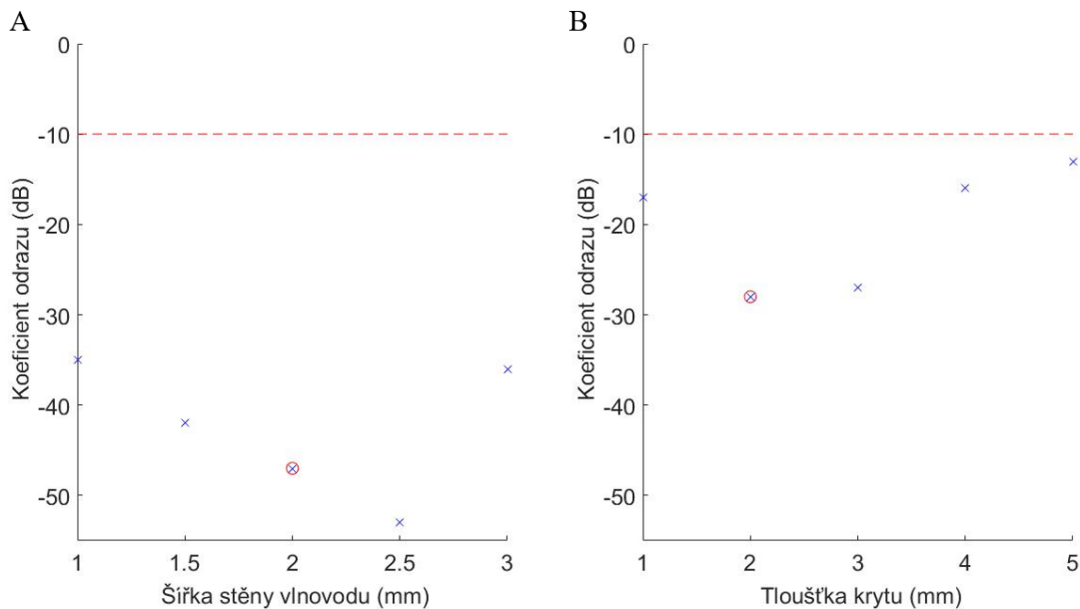


Obrázek 3.4: Výsledné rozměry modelu vlnovodu v Sim4Life light zadaných v milimetrech.

Ze série simulací jsou na Obrázku 3.5 a 3.6 zobrazeny závislosti koeficientu odrazu na změnách jednotlivých parametrů vlnovodu. U rozměru monopolu a krytu plexiskla odpovídají výsledné rozměry hodnotám, u kterých se zjistil nejnižší koeficient odrazu.

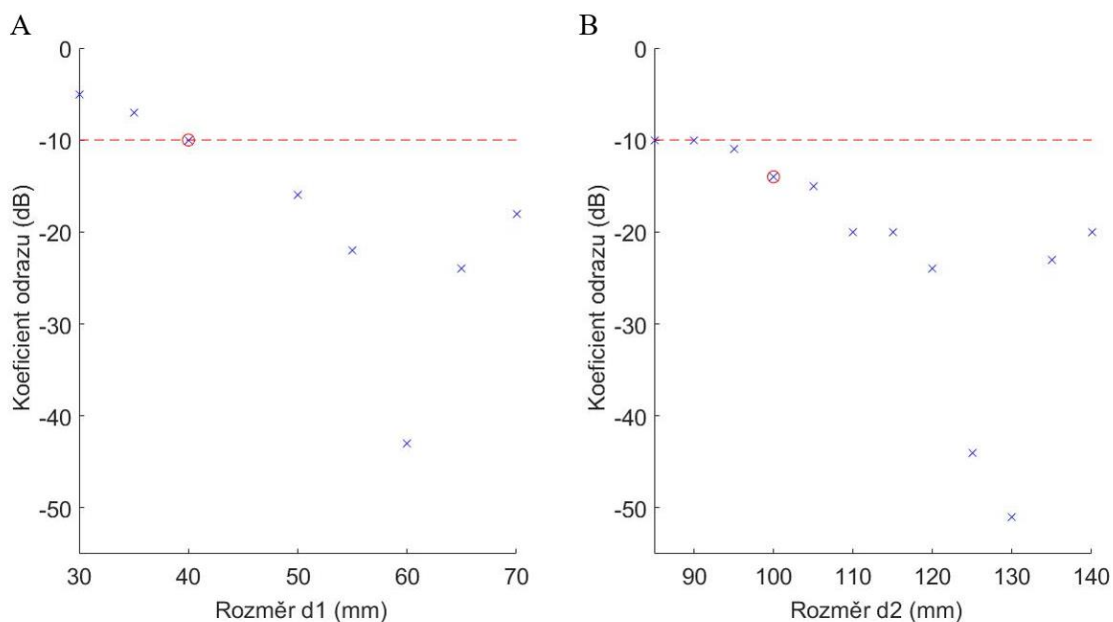


Obrázek 3.5: Závislost koeficientu odrazu na délce (A) a poloměru (B) monopolu s vyznačeným výsledným rozměrem.



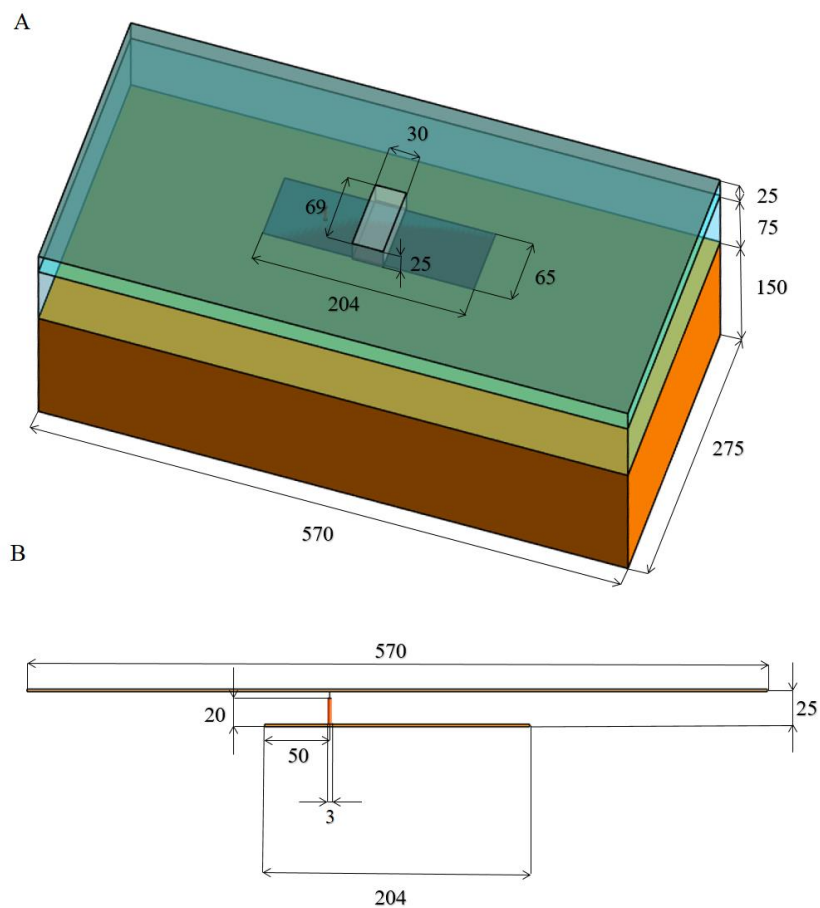
Obrázek 3.6: Závislost koeficientu odrazu na šířce stěny vlnovodu (A) a tloušťce krytu plexiskla (B) s vyznačeným výsledným rozměrem.

Rozměry d_1 a d_2 ovlivňovaly posunutí rezonanční frekvence, proto výsledné hodnoty nejsou zároveň ty, které představují nejlepší koeficienty odrazu. Jejich vhodnou kombinací vyznačenou na Obrázku 3.7 byla nastavena rezonanční frekvence na 70 MHz a zároveň byl dosažen výsledný extrém pod požadovanou hodnotu -10 dB (Obrázek 3.7).



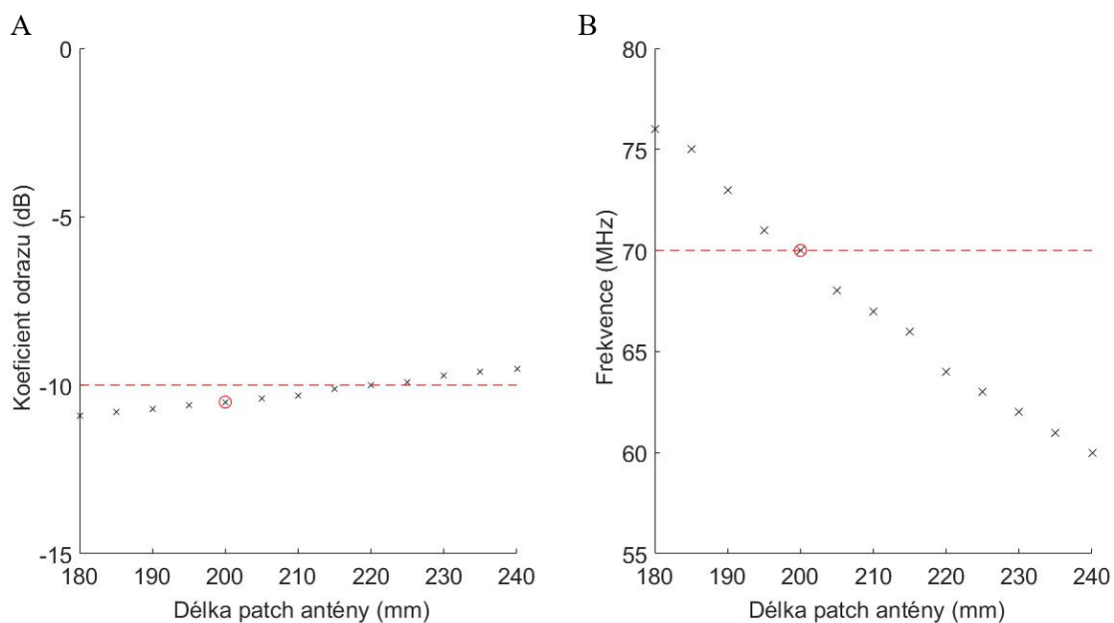
Obrázek 3.7: Závislost koeficientu odrazu na rozměru d_1 (A) a d_2 (B) vlnovodu s vyznačenými výsledným rozměrem.

Na následujícím Obrázku 3.8 jsou zobrazeny rozměry třetího anténního elementu, tj. patch antény. Výsledná délka má rozměr 204 milimetrů. Šířka představuje dle očekávání 1/3 délky pásku antény, tj. 65 milimetrů. Poslední nejdůležitější rozměr (vzdálenost napájecího zdroje od hrany antény) byl získán ze série simulací na hodnotu 50 milimetrů.

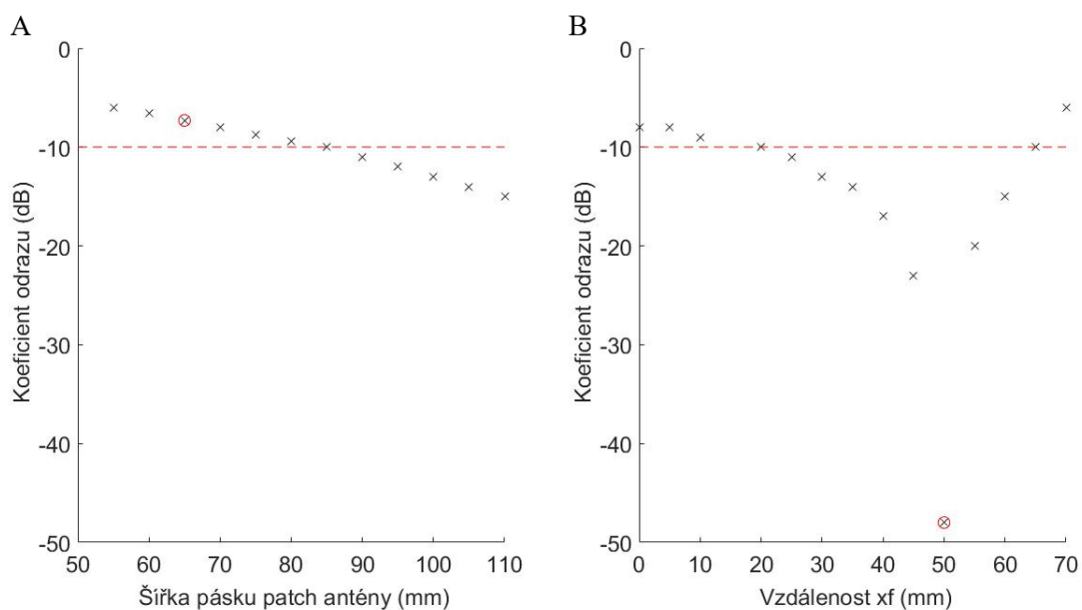


Obrázek 3.8: Výsledné rozměry modelu patch antény v Sim4Life light zadaných v milimetrech.

Na následujících Obrázcích 3.9 a 3.10 jsou zobrazeny série simulací k dosažení optimálních rozměrů patch antény. Délka pásku ovlivňovala získání frekvence na 70 MHz (Obrázek 3.9 B). Výsledná šířka pásku odpovídala teoreticky odvozené hodnotě (1/3 délky pásku), tedy 65 milimetrů, i když se nacházela nad hranicí -10 dB. Změnou vzdáleností napájecí zdroje od hrany antény se docílilo dosažení extrému koeficientu odrazu pod požadovanou hodnotu -10 dB (Obrázek 3.10 B).

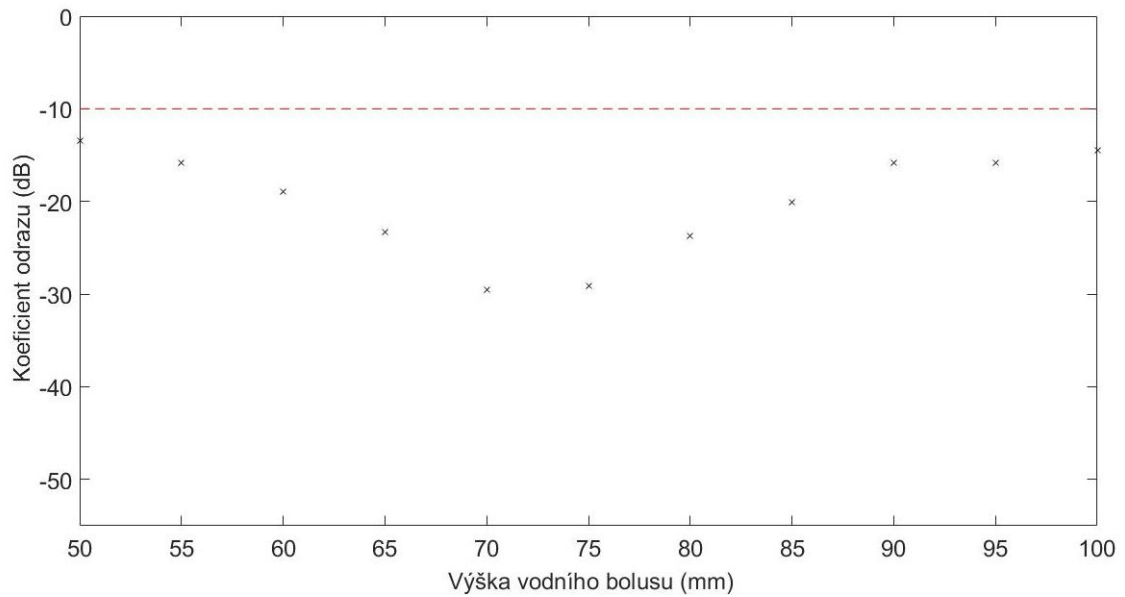


Obrázek 3.9: Závislost koeficientu odrazu (A) a frekvence (B) na rozměru délky pásku s vyznačeným výsledným rozměrem.



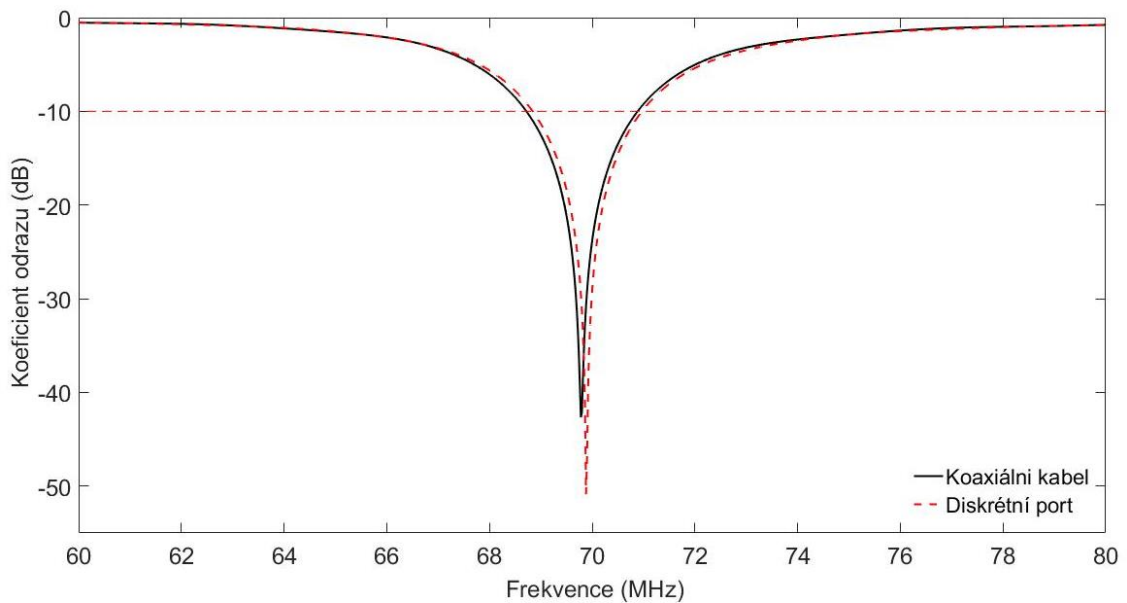
Obrázek 3.10: Závislost koeficientu odrazu na rozměru šířky pásku (A) a vzdálenost x_f (B) s vyznačeným výsledným rozměrem.

Na Obrázku 3.11 je znázorněna závislost koeficientu odrazu patch antény na výšce vodního bolusu, která se pro všechny hodnoty v zadání nacházela pod požadovanou hodnotou -10 dB.



Obrázek 3.11: Závislost koeficientu odrazu na výšce vodního bolusu.

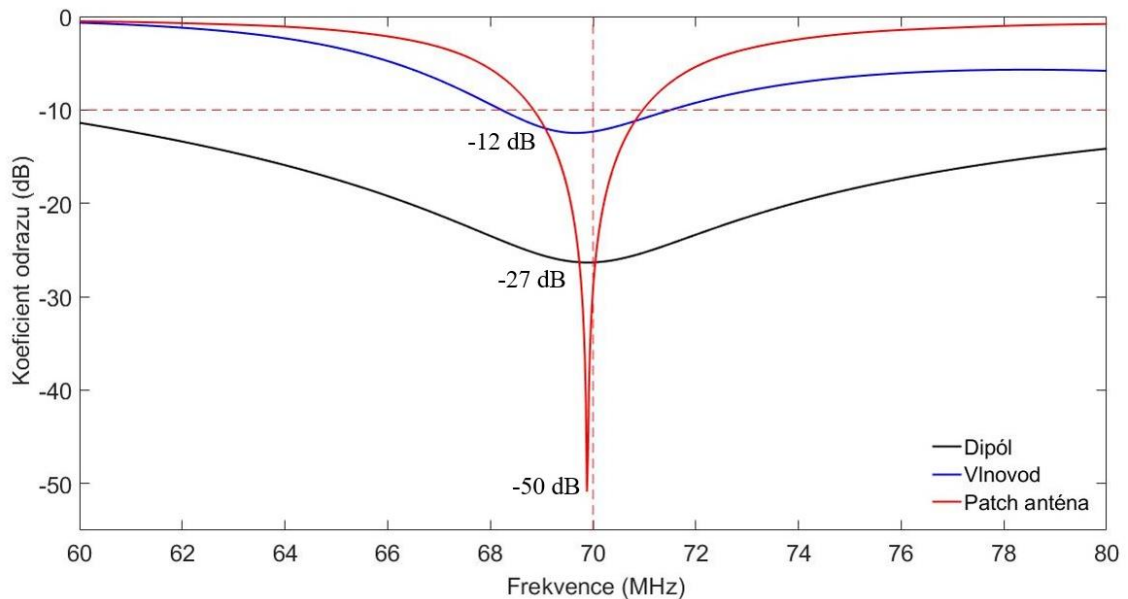
Při porovnání koaxiálního zapojení a diskretního portu u patch antény za stejných rozměrů modelu byl srovnán nejdříve koeficient odrazu obou soustav, u kterého se výsledný tvar křivek podobal (Obrázek 3.12). Byly porovnány i z hlediska rozložení hodnoty SAR v horizontálním a vertikálním řezu, kdy výsledky vykazovaly totožné průběhy. Prokázaly se shodné simulační účinky těchto dvou různých zapojení. Výsledné grafy rozložení hodnoty SAR jsou v příloze A.



Obrázek 3.12: Porovnání koaxiálního napájení s diskretním portem z hlediska koeficientu odrazu.

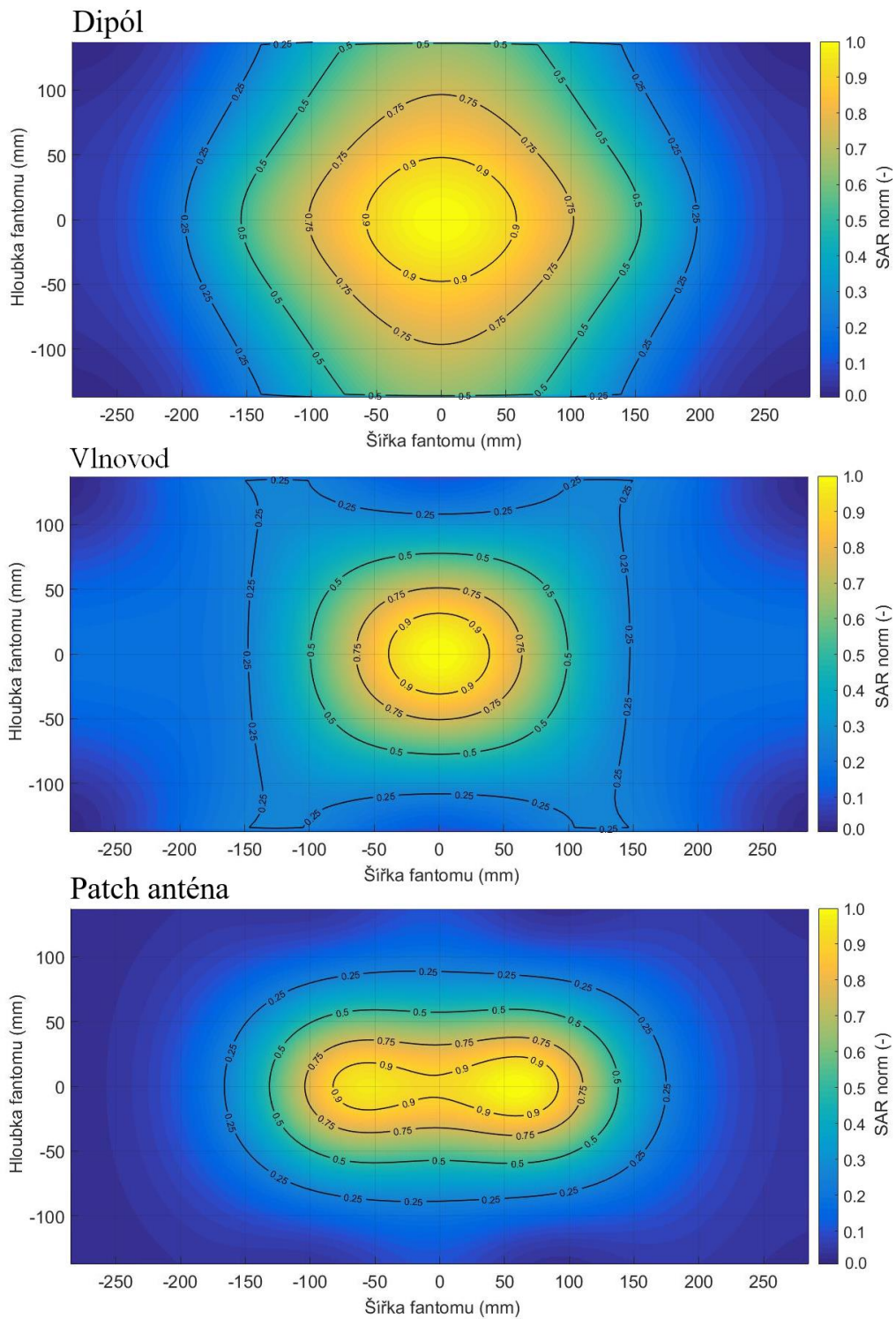
3.2 Porovnání anténních elementů

Nejdříve byl porovnán koeficient odrazu jednotlivých navržených antén. Nejlepší výsledek koeficientu odrazu patří patch anténě s hodnotou -50 dB (Obrázek 3.13). Extrém koeficientu odrazu pro dipól se nachází na hodnotě -27 dB. Nejhorší impedančně přizpůsobený je vlnovod s hodnotou -12 dB, nicméně i tato hodnota splňuje požadovaných -10 dB.



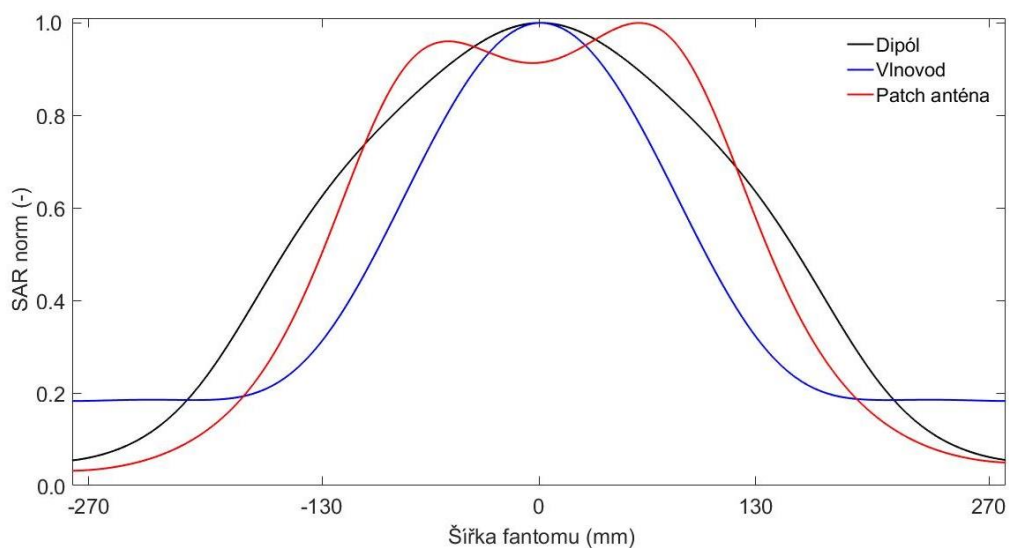
Obrázek 3.13: Koeficient odrazu jednotlivých anténních elementů.

Dále byly anténní elementy vzájemně porovnány i z hlediska rozložení hodnoty měrného absorbovaného výkonu v horizontálním řezu nacházejícím se deset milimetrů pod povrchem fantomu. Na Obrázku 3.14 jsou zobrazeny horizontální řezy pro jednotlivé anténní elementy.

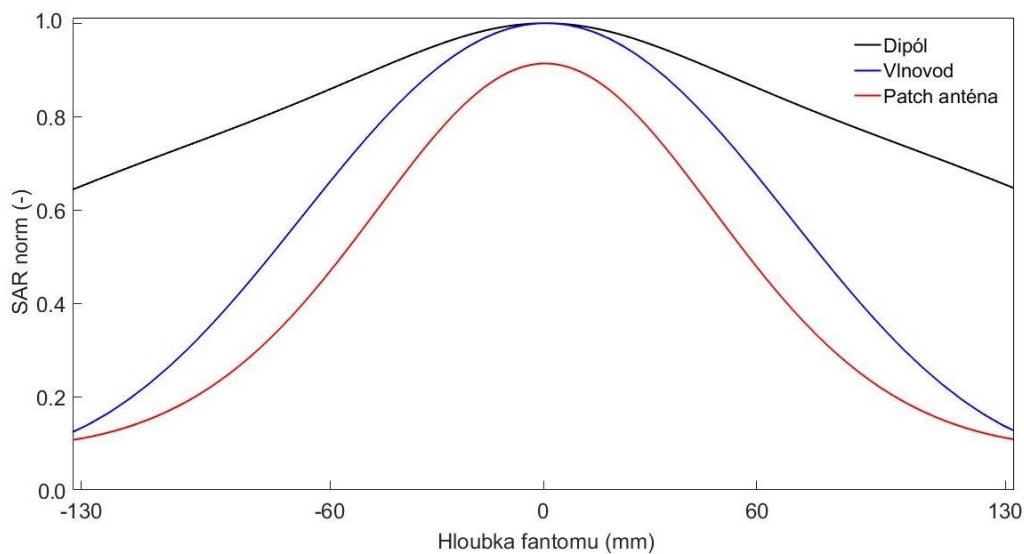


Obrázek 3.14: Rozložení SAR v horizontálním řezu nacházejícím se deset milimetrů pod povrchem agarového fantomu.

Z horizontálního řezu byla vytvořena porovnání rozložení normované SAR jednotlivých anténních elementů v liniích procházejících středem fantomu. Na Obrázku 3.15 je vidět symetrické rozložení SAR pro anténu dipólu a vlnovodu ve směru šířky fantomu. U patch antény dochází k vychýlení k jedné straně, které je způsobené pozicí napájecí sondy, která byla zvolena s ohledem na dosažení 50Ω . Na Obrázku 3.16 je zobrazen řez druhým horizontálním směrem skrz hloubku fantomu. Všechny tři antény mají symetrické rozložení SAR. Oproti ostatním anténám nabývá patch anténa maximální hodnoty normovaného SAR na 0,9, což vzniklo normováním maximální hodnotou nacházející se mimo středovou osu.

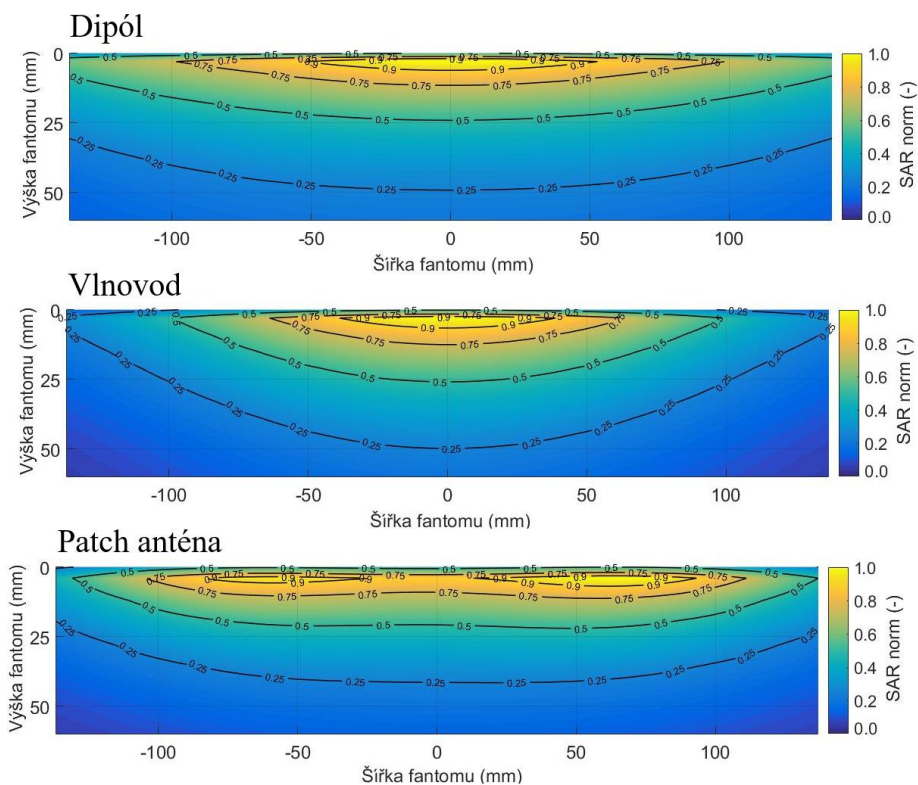


Obrázek 3.15: Porovnání normovaného SAR v horizontálním řezu ve směru šířky fantomu.

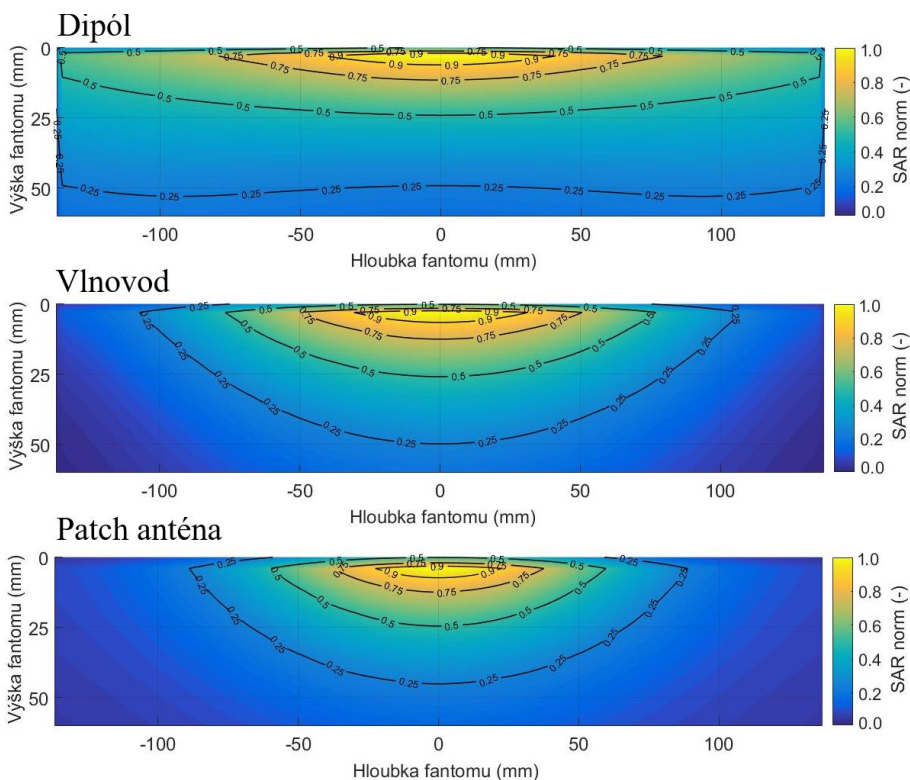


Obrázek 3.16: Porovnání normovaného SAR v horizontálním řezu ve směru hloubky fantomu.

Byly vytvořeny vertikální řezy normovaného SAR procházející ve směru šířky (Obrázek 3.17) a hloubky (Obrázek 3.18) fantomu.

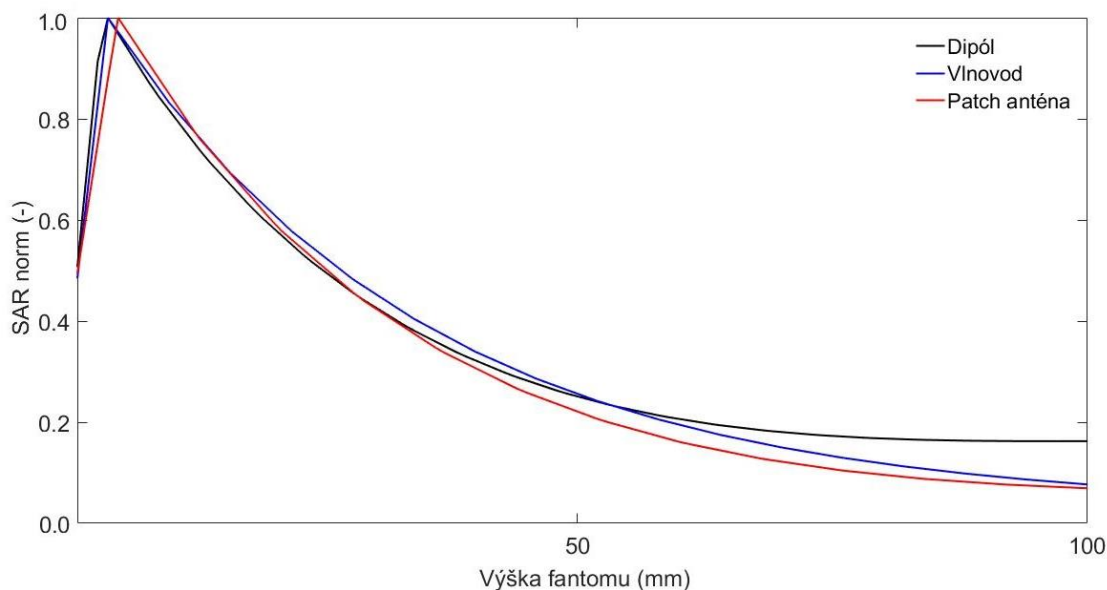


Obrázek 3.17: Rozložení normovaného SAR ve vertikálním řezu ve směru šířky fantomu.



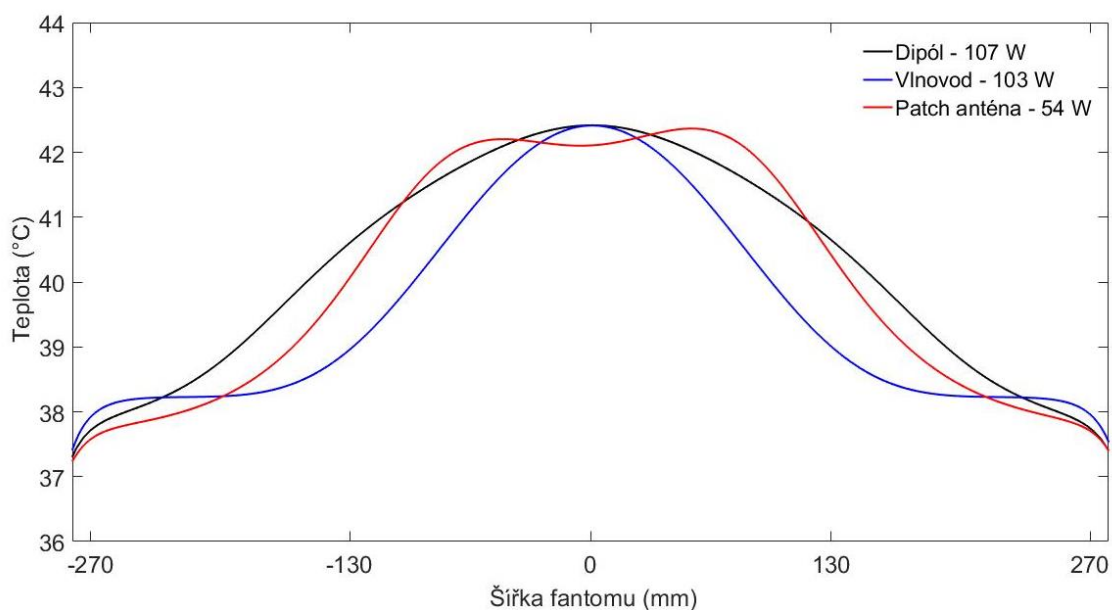
Obrázek 3.18: Rozložení normovaného SAR ve vertikálním řezu ve směru hloubky fantomu.

Vertikální řezy byly proloženy linií procházející středem fantomu, a vytvořilo se tak porovnání normovaného SAR jednotlivých antén ve výšce fantomu (Obrázek 3.19). Zjistila se hloubka ohřevu jednotlivých antén. Ve výšce deset milimetrů pod povrchem fantomu se odečetla hodnota normovaného SAR, která se následně dělila dvěma. K této hodnotě se našla pozice ve fantomu. Podle hloubky ohřevu antén byla data velmi podobná. Vlnovod vykazoal nejlepší výsledky s hodnotou 33 milimetrů, poté dipól s číslem 32 milimetrů a poslední anténa měla 30 milimetrů.

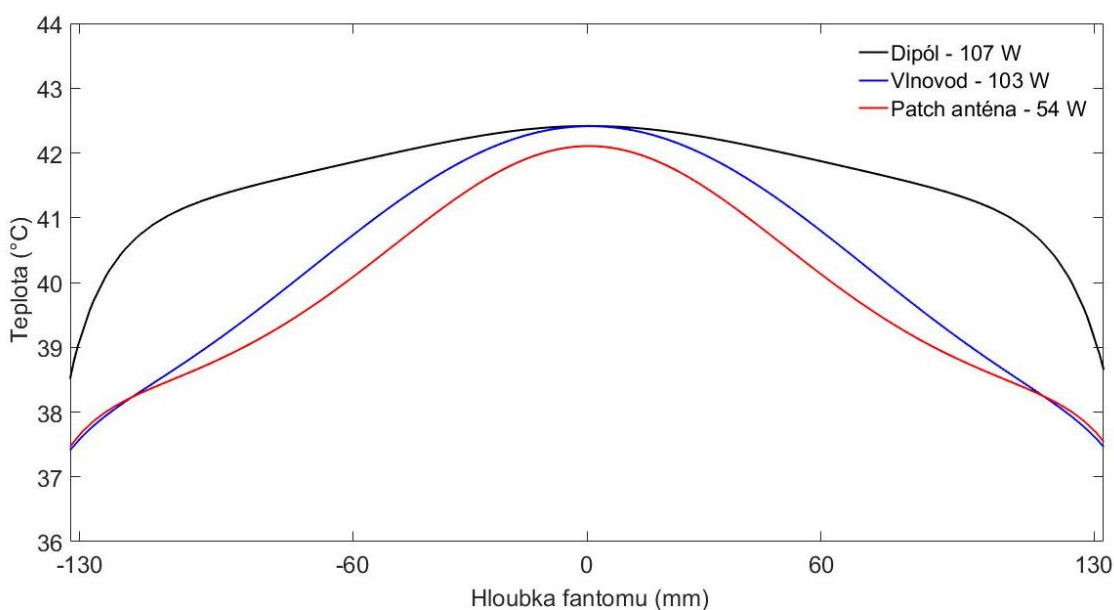


Obrázek 3.19: Porovnání normovaného SAR ve vertikálním řezu ve směru výšky fantomu.

Poslední porovnání bylo provedeno z hlediska rozložení teploty, kdy se postupovalo obdobně jako u hodnoty SAR. Cílem bylo najít aplikovaný výkon jednotlivých antén při dosažení stejné teploty ohřevu v horizontální rovině deset milimetrů pod povrchem fantomu. Z výsledků vychází nejlépe patch anténa, která měla k dosažení teploty 42,5 °C nejnižší výkon 54 Wattů (Obrázek 3.20 a 3.21). Naopak dipól k ohřátí tkáně na stejnou teplotu potřeboval dvojnásobný výkon patch antény, tj. 107 Wattů, a vlnovod 103 Wattů.

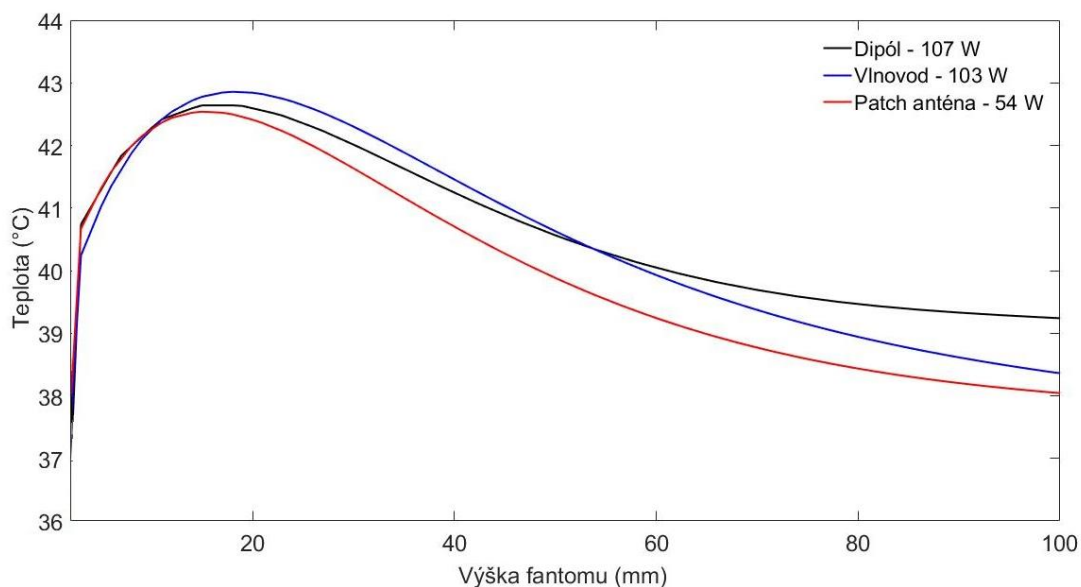


Obrázek 3.20: Porovnání teploty v horizontálním řezu ve směru šířky fantomu.



Obrázek 3.21: Porovnání teploty v horizontálním řezu ve směru hloubky fantomu.

Při porovnání teploty ve vertikálním směru (Obrázek 3.22) bylo zjištěno nejvyšší ohřátí fantomu přibližně 20 milimetrů pod povrchem.



Obrázek 3.22: Porovnání teploty ve vertikálním řezu ve směru výšky fantomu.

3.3 Porovnání predikovaných a naměřených výsledků patch antény

Při výrobě byly pozměněny rozměry zemnicí roviny a délky patch antény oproti modelu vzniklého v Sim4Life light. Kvůli limitačním rozměrům desek plošných spojů byla výsledná šířka zemnicí roviny 545 milimetrů a hloubka 270 milimetrů. Délka patch se ze 204 milimetrů zvětšila na 208 milimetrů, aby bylo možné případné ladění antény jejím krácením. Měděný pásek kvůli tloušťce 0,3 milimetru způsobil malou deformaci patch antény. Navíc byla přidána vrstva dvoumilimetrového plexiskla mezi agarový fantom a vodní bolus. Pro takto upravené provedení byly vytvořeny simulace, které se následně porovnaly s naměřenými hodnotami. Model navržený v Sim4Life light je na přiloženém CD a v systému projects.

Při ověřování navržených řešeních antény byla provedena čtyři různá měření. Při dvou byl použit tekutý fantom složený z vody a chloridu sodného, kdy na 500 milimetrů vody připadaly dva gramy chloridu sodného, a dvakrát stejný agarový fantom vyrobený podle Tabulky 2.2. Dielektrické vlastnosti fantomů a použité demineralizované vody jsou zobrazeny v Tabulce 3.1. Agarový fantom 2 představuje tři dny starý fantom. Jeho dielektrické vlastnosti byly porovnány s hodnotami získanými následující den po výrobě (Agarový fantom 1).

Tabulka 3.1: Dielektrické vlastnosti svalové tkáň, vyrobených fantomů a demineralizované vody na frekvenci 70 MHz.

Fantom	Relativní permitivita	Elektrická vodivost
	ϵ_r (-)	σ (S·m ⁻¹)
Svalová tkáň	70,80	0,692
Demineralizovaná voda	84,60	0,001
Tekutý fantom 1	76,85 ± 0,07	0,797 ± 0,012
Tekutý fantom 2	74,40 ± 0,17	0,625 ± 0,024
Agarový fantom 1	75,62 ± 0,58	0,491 ± 0,025
Agarový fantom 2	70,92 ± 1,00	0,413 ± 0,026
Použitá demineralizovaná voda	78,30 ± 0,03	0,001 ± 0,024

Následuje vzorový výpočet chyby měření pro tekutý fantom 1. Jednotlivé naměřené hodnoty, které se dosazují do vzorce, jsou zobrazeny v Tabulce B1, B2 a B3 nacházející se v příloze B. Nerozšířená nejistota typu A byla získána jako směrodatná odchylka z rovnice:

$$u_A = \sqrt{\frac{1}{n \cdot (n-1)} \cdot \sum_{i=1}^n (\Delta x_i)^2} \quad (3.1)$$

$$u_A = \sqrt{\frac{1}{10 \cdot 9} \cdot (77,0847 - 76,8541)^2 + \dots + (76,7827 - 76,8541)^2} = 0,0349$$

Nerozšířená nejistota typu B byla vypočítána z dat poskytnutých výrobcem, která se vydělila rozšiřujícím koeficientem $k = 2$:

$$u_B = \frac{u_{SB}}{k} = \frac{0,021}{2} = 0,0105 \quad (3.2)$$

Výsledná nejistota typu C byla získána z předchozích vypočtených nejistot jako geometrický součet vynásobený rozšiřujícím koeficientem $k = 2$.

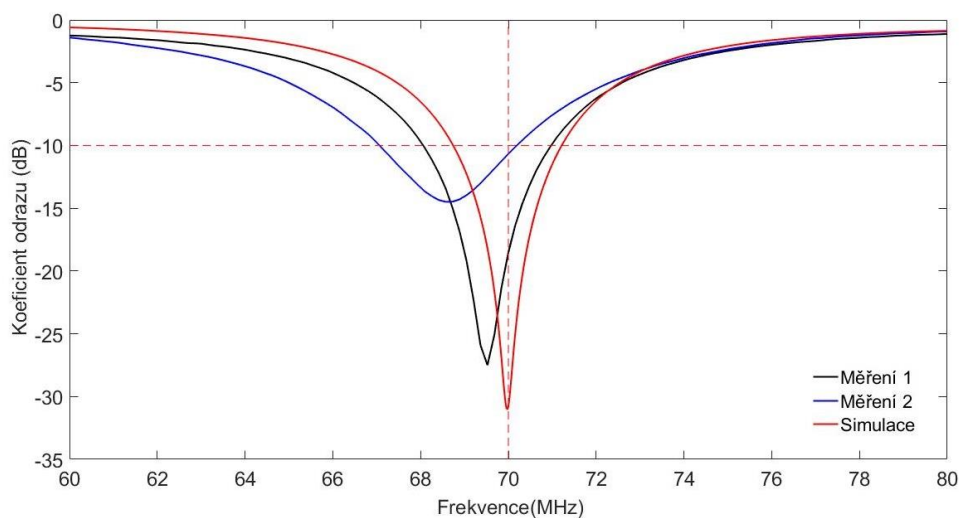
$$U = k \cdot \sqrt{u_A^2 + u_B^2} = 2 \cdot \sqrt{0,0349^2 + 0,0105^2} = 0,0729 \quad (3.3)$$

Na vodním fantomu byl měřen koeficient odrazu. Proběhla dvě různá měření. První měření bylo provedeno pro výšku fantomu od 20 milimetrů do 70 milimetrů, druhé měření pro rozmezí 10 až 100 milimetrů. K měřením byly vytvořeny simulace s totožnými parametry modelu. Větší délka patch antény způsobila posunutí extrému koeficientu odrazu pod hodnotu 70 MHz. V naměřených a nasimulovaných průbězích koeficientu odrazu byly nalezeny hodnoty na frekvenci 70 MHz, které jsou zobrazeny v Tabulce 3.2.

Tabulka 3.2: Hodnoty koeficientů odrazu na 70 MHz pro různou výšku fantomů.

Výška fantomu	Koeficient odrazu (dB)		
	Měření 1	Měření 2	Simulace
10	-	-2,3	-3,0
20	- 6,9	-3,4	-5,2
30	- 9,5	-4,0	-8,9
40	-12,3	-5,9	-12,1
50	-16,2	-7,6	-15,5
60	-18,9	-9,3	-21,2
70	-18,5	-10,7	-30,0
80	-	-12,0	-33,9
90	-	-12,5	-24,4
100	-	-13,2	-20,8

Na Obrázku 3.23 jsou zobrazeny koeficienty odrazu pro výšku fantomu 70 milimetrů. Všechny tři průběhy splňují podmínku koeficientu odrazu na 70 MHz pod hodnotou -10 dB.



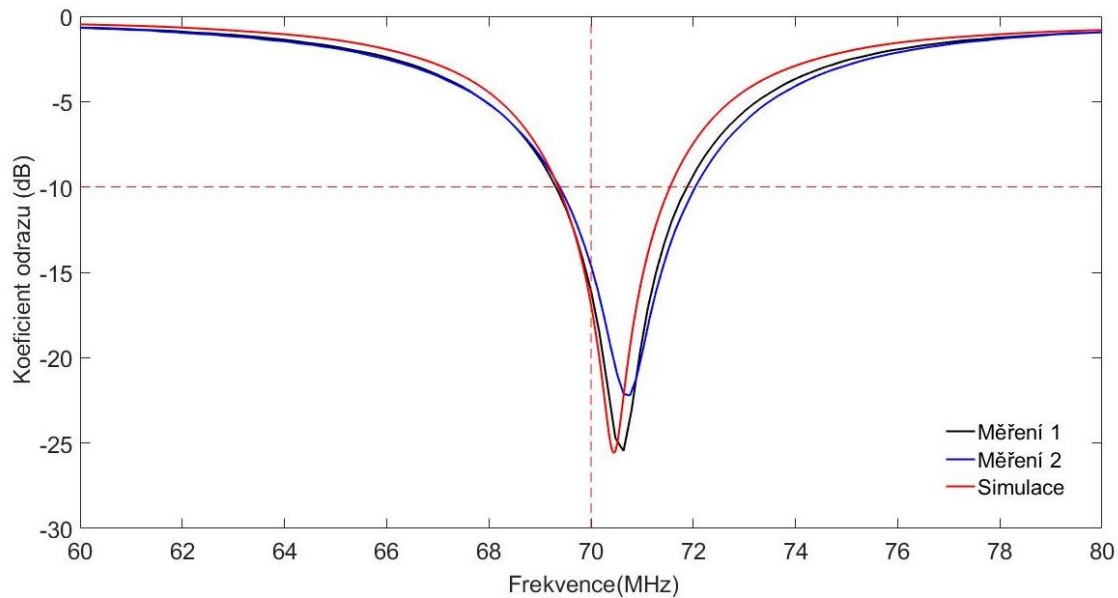
Obrázek 3.23: Porovnání měřeného a nasimulovaného koeficientu odrazu pro výšku fantomu 70 milimetrů.

Zvětšením délky patch antény se posunul extrém koeficientu odrazu pod hodnotu 70 MHz. V následující Tabulce 3.3 je zobrazeno porovnání měření a simulací z hlediska maximální hodnoty koeficientu odrazu na rezonanční frekvenci. U všech kombinací se nacházel koeficient odrazu při rezonanční frekvenci pod požadovanou hodnotou -10 dB.

Tabulka 3.3: Porovnání extrémů koeficientu odrazu a rezonanční frekvence pro různou výšku fantomu.

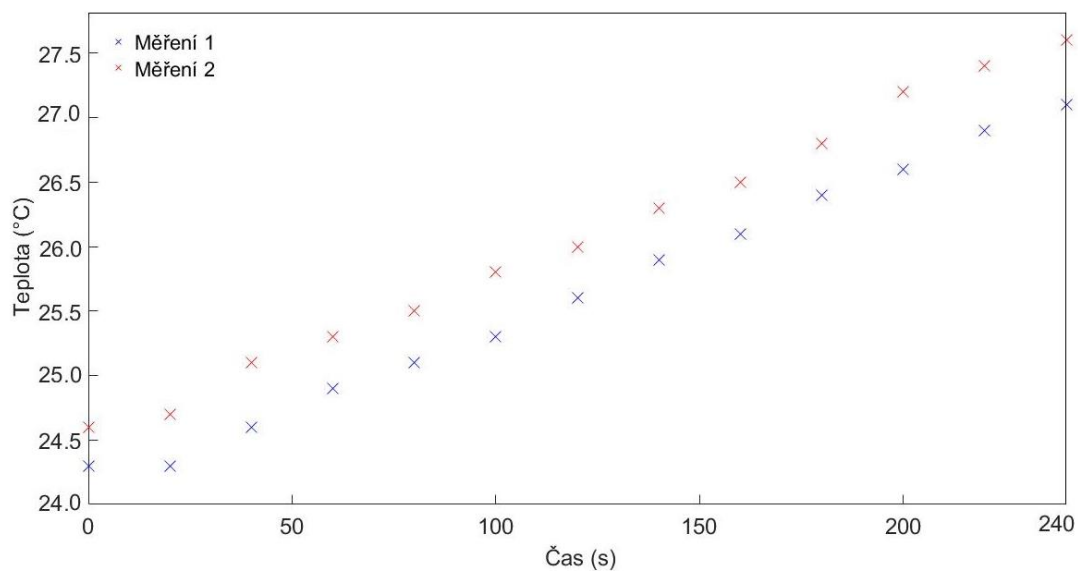
Výška fantomu	Měření 1		Měření 2		Simulace	
	Koeficient odrazu (dB)	Frekvence (MHz)	Koeficient odrazu (dB)	Frekvence (MHz)	Koeficient odrazu (dB)	Frekvence (MHz)
10	-	-	-10,3	66,5	-16,6	67,5
20	-25,1	67,5	-20,5	66,3	-18,0	67,7
30	-17,9	68,1	-24,6	66,5	-13,4	68,5
40	-18,1	68,9	-15,4	66,9	-13,9	69,4
50	-23,1	69,2	-12,9	67,5	-16,5	69,9
60	-32,5	69,5	-13,1	68,3	-21,3	70,0
70	-27,5	69,6	-14,5	68,7	-30,0	70,0
80	-	-	-17,9	68,8	-34,1	69,9
90	-	-	-23,1	68,9	-24,7	69,9
100	-	-	-27,1	69,0	-21,7	69,8

Před měřením na agarovém fantomu byl doladěn průhyb patch antény, který zůstal na jednom milimetru. Simulace v Sim4Life light byly opět upraveny podle aktuálních rozměrů patch antény. Výsledné porovnání měřeného a predikovaného koeficientu je na Obrázku 3.24, kdy se jednotlivé průběhy shodují.



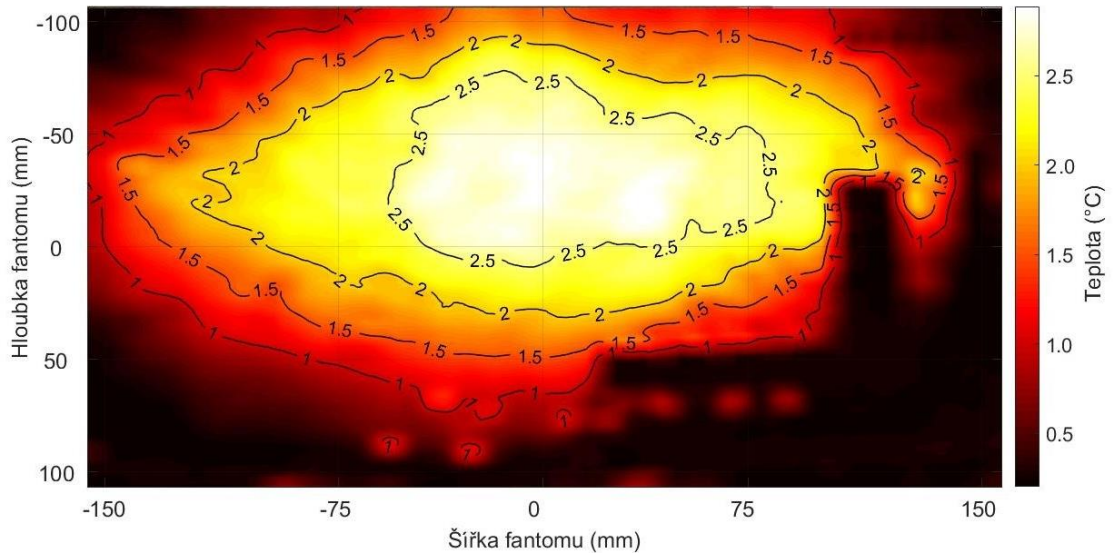
Obrázek 3.24: Porovnání měřeného a nasimulovaného koeficientu odrazu na agarovém fantomu.

Dále byl na agarový fantom aplikován ohřev pomocí výkonového generátoru po dobu čtyř minut. Z teplotních čidel byl zjištěn nejvyšší ohřev nacházející se blízko středu patch antény. Na Obrázku 3.25 je zobrazen záznam z teplotního čidla připevněného na agarové vrstvě nad středem patch antény. Při měření docházelo ke zvýšení teploty o necelé 3 °C. Nárůst měl lineární charakter.

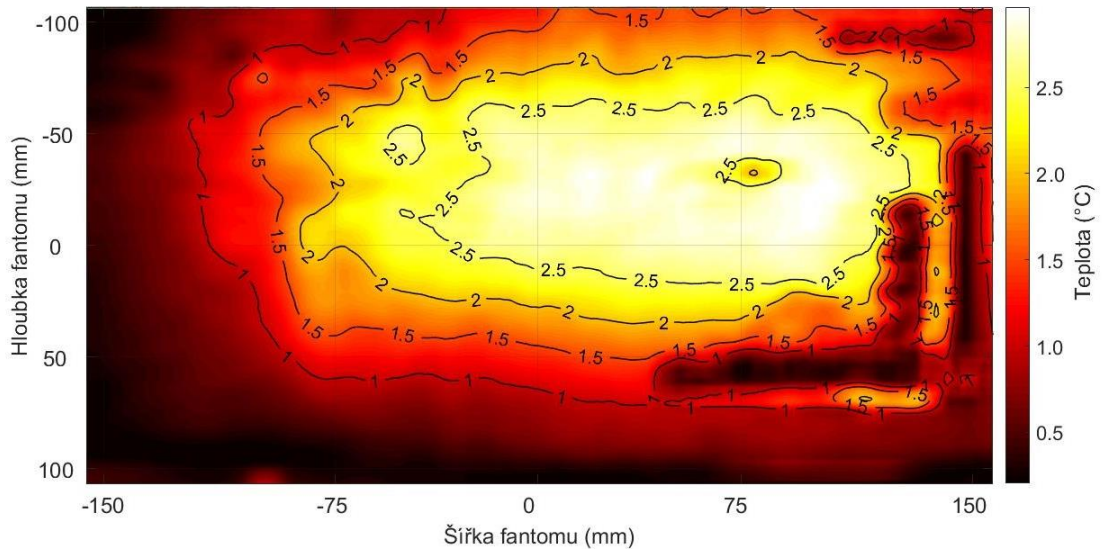


Obrázek 3.25: Záznam teploty z teplotního čidla nacházející nad středem patch antény.

Snímky po aplikaci a před aplikací ohřevu získaných z termovizní kamery byly od sebe odečteny a byl získán rozdíl teploty (Obrázek 3.26 a 3.27). Získané snímky z termovizní kamery jsou v příloze B.

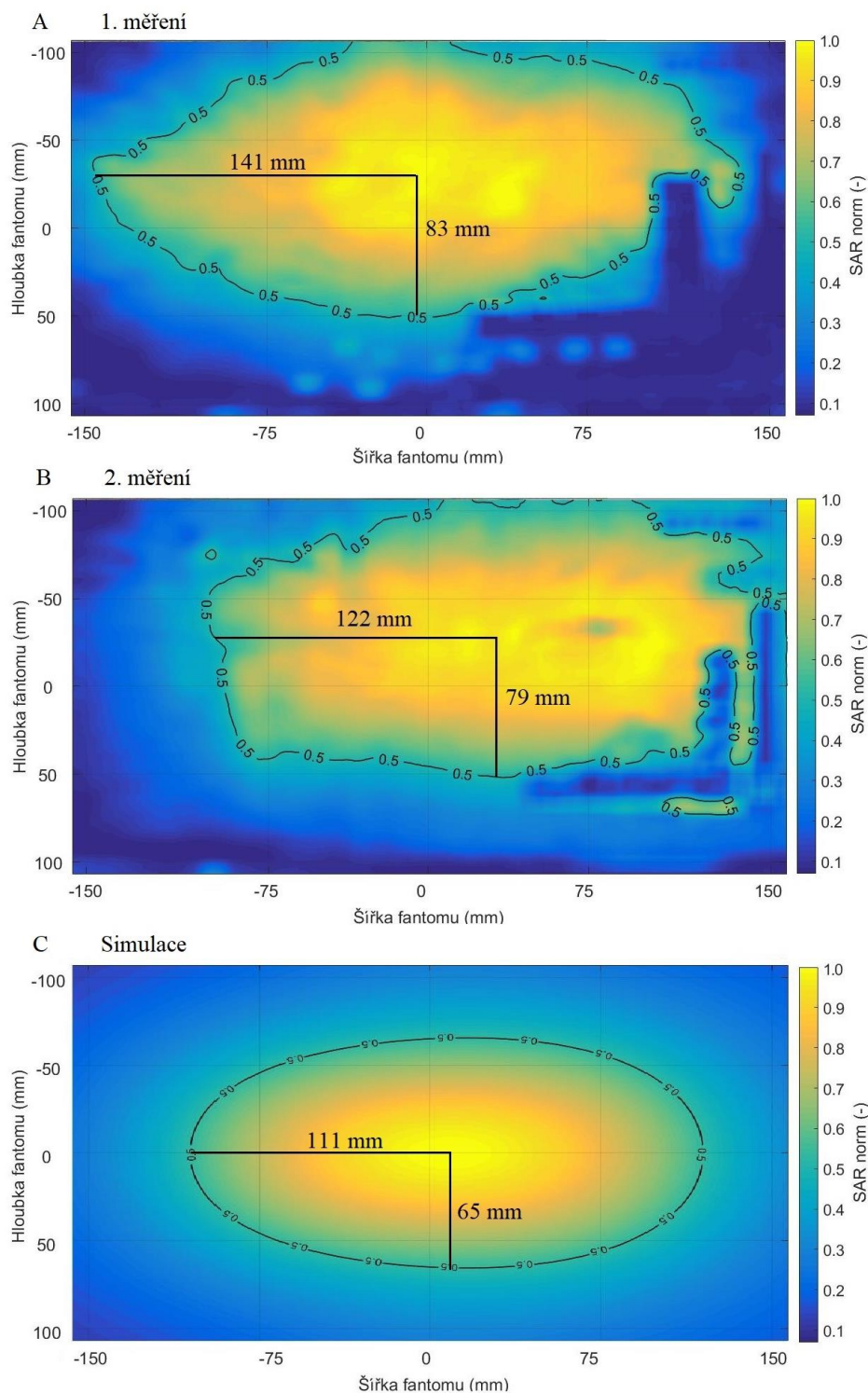


Obrázek 3.26: Změna teploty při prvním ohřevu pomocí výkonového generátoru.



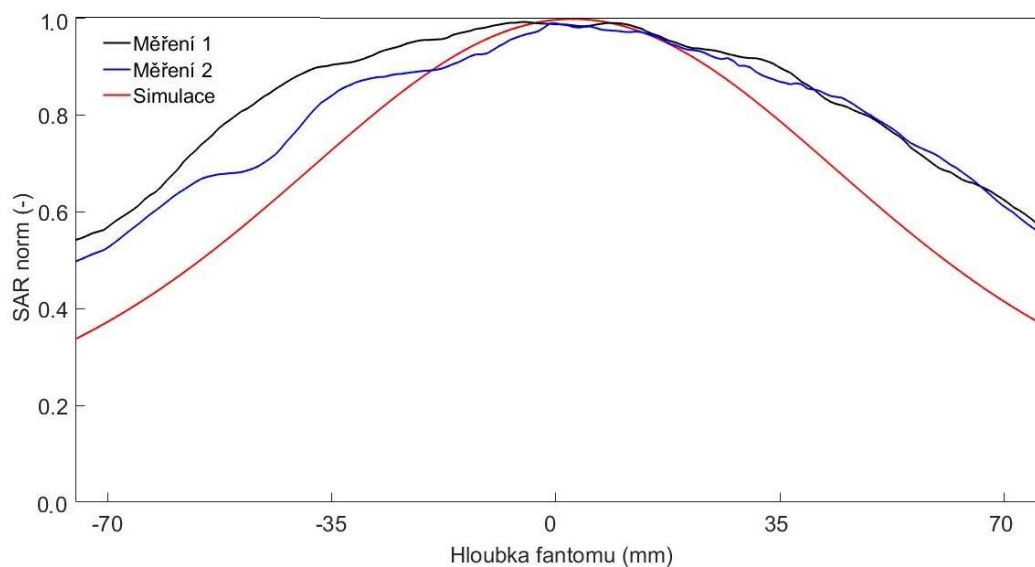
Obrázek 3.27: Změna teploty při druhém ohřevu pomocí výkonového generátoru.

Poslední krok představoval převod na hodnotu normovaného SAR a provedení horizontálního řezu skrz šířku a hloubku fantomu (Obrázek 3.28). Rozložení normovaného SAR při hodnotě 0,5 připomíná tvar elipsy při obou měření a také při vytvořené simulaci. Při měření docházelo k ohřevu větší části povrchu fantomu, což dokazují vyznačené rozměry na Obrázku 3.28.

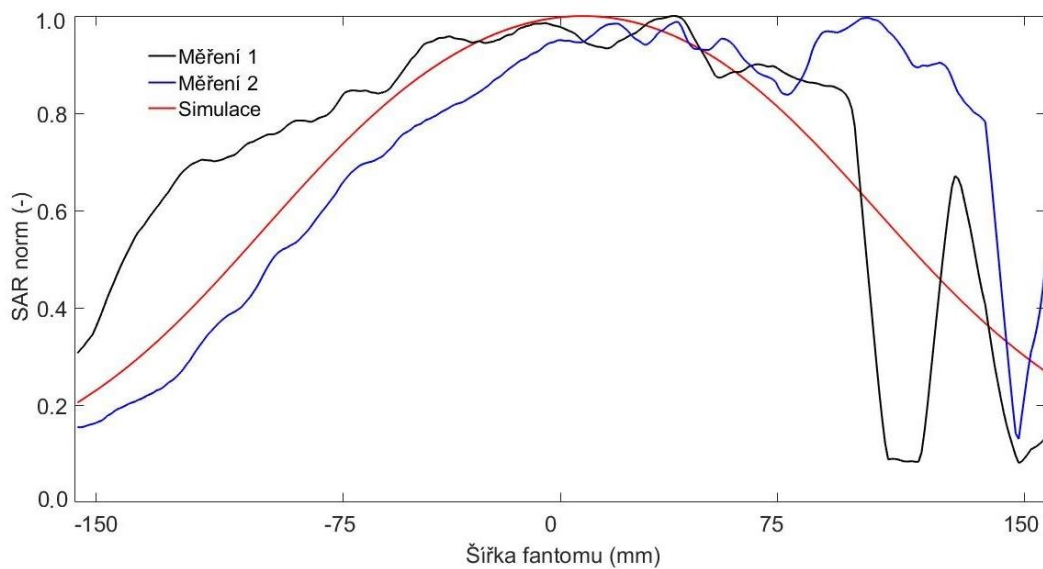


Obrázek 3.28: Rozložení normovaného SAR v horizontálním řezu s vyznačenými největšími vzdálenostmi ohřevu na hodnotě 0,5.

Při přidání dvoumilimetrového plexiskla došlo k odstranění vychýlení normovaného SAR k jedné straně, a vzniklo tak symetrické rozložení. Naměřené průběhy normovaného SAR měly podobný tvar (Obrázek 3.29 a 3.30). Ve fantomu nacházejícím se nad středem patch antény docházelo k nejvyšším nárůstům hodnot.



Obrázek 3.29: Průběh normovaného SAR v horizontálním směru ve směru hloubky fantomu.



Obrázek 3.30: Průběh normovaného SAR v horizontálním směru ve šířky fantomu.

4 Diskuse

V diplomové práci se úspěšně podařilo vytvořit a experimentálně ověřit funkčnost patch antény regionálního hypertermického systému na frekvenci 70 MHz. Vybraná patch anténa měla na rozdíl od porovnávaných konvenčních anténních elementů lepší simulační výsledky pro koeficient odrazu, nižší aplikovaný výkon a nejhodnější požadavky na výrobu.

V rámci práce byly nejdříve vytvořeny tři modely antén v programu Sim4Life light. Při simulaci první antény, dipólu, vycházely prvotní modely z teoreticky odvozené délky. Následně byla navržena nejhodnější kombinace šířky a délky pásku k dosažení koeficientu odrazu pod hodnotu -10 dB. Docházelo tak k maximálnímu odrazu elektromagnetické vlny pouze 10 %. Zároveň byl extrém přizpůsobení soustředěn na pracující frekvenci dipólu 70 MHz. Šířka ramene ovlivňovala hodnotu koeficientu odrazu. Změnou délky ramena dipólu se měnila jak hodnota koeficientu odrazu, tak především hodnota frekvence, na které koeficient odrazu nabýval extrémní hodnoty. Nejlepší koeficient odrazu se našel při délce dipólu 169 milimetrů na 74 MHz. Změnou délky ramene se upravila frekvence na 70 MHz a výsledný dipól nakonec představoval dvě ramena o velikosti 181 milimetrů a šířce 22 milimetrů. Tloušťka dipólu v simulaci byla zvolena nulová z důvodu výpočetní náročnosti. Navíc i samotný program byl limitován počtem buněk při tvorbě mřížky modelu. Velikost napájecího zdroje zůstala pět milimetrů, neboť tato hodnota odpovídá vzdálenosti vnitřního a vnějšího vodiče klasického N konektoru. Rozměry substrátu byly stanoveny po nalezení vhodných rozměrů dipólu. Substrát svými rozměry neovlivňoval koeficient odrazu antény, ani rozložení SAR a teploty. Jeho velikost byla nakonec zvolena o šest centimetrů přesahující přes ramena dipólové antény, a dipól se tak mohl na něj dobře připevnit. Na druhou stranu substrát nekopíroval rozměry vodního bolusu a fantomu z důvodu snahy minimalizovat finanční a výrobní náklady. Výsledný koeficient odrazu dipólu vycházel pro tyto konkrétní rozměry -27 dB.

Druhou anténou navrženou v programu Sim4Life light byl vlnovod. Z důvodu následné optimalizace výsledků byla zvolena výsledná tloušťka stěny vlnovodu dva milimetry, i když nejhodnější hodnoty byly při 2,5 milimetrech. Výška vlnovodu 175 milimetrů byla limitující pro nalezení hodnoty h_{pin} . Monopol se musel nacházet uvnitř vlnovodu a nedotýkat se jeho vnitřní stěny, navíc byl k němu z jedné strany připojen zdroj o velikosti 5 milimetrů. Výsledná délka monopolu s nejlepšími výsledky byla zvolena 158 milimetrů. Poloměr monopolu vycházel ze série simulací. Nejhodnější kombinace pro jeho danou délku odpovídala dvěma milimetrům. Následujícím krokem byl výpočet tloušťky krytu vyrobeného z plexiskla představující výslednou velikost opět dva milimetry. Posledním a zároveň časově nejnáročnějším krokem bylo nalezení přesných rozměrů vlnovodu tak, aby minimum koeficientu odrazu dominantního vidu se nacházel opět na hodnotě 70 MHz a pod hranicí -10 dB. Při jednotlivých simulacích

docházelo změnou rozměru d_1 k výraznému ovlivnění rozměru odpovídajícího d_2 pro dosažení rezonance na 70 MHz. Simulacemi byla vypočtena hodnota $d_1 = 150$ mm a $d_2 = 520$ mm s nejlepšími výsledky koeficientu odrazu. Z důvodu velkých rozměrů na výrobu vlnovodu byly simulacemi získány přijatelnější hodnoty, a to $d_1 = 40$ mm a $d_2 = 101$ mm. Postup pro získání těchto konkrétních hodnot vycházel ze zvolení hodnoty d_2 jako 190 milimetrů, poté byla nalezena hodnota pro d_1 s výsledky koeficientu odrazu nacházející se v blízkosti 70 MHz, a to $d_1 = 40$ mm. Posledním krokem bylo určení pozice koeficientu odrazu přesně na hodnotu 70 MHz pomocí rozměru d_2 . Na úkor minimalizace rozměrů vlnovodu byl získán extrém koeficientu odrazu na hodnotě -12 dB. Hodnota se stále nacházela pod zadanou minimální hranicí.

Posledním anténním elementem navrženým v Sim4Life light byla patch anténa. Rozměry pro prvotní simulace vycházely z odvozených hodnot pro délku antény. Při hledání vhodné šířky pásku bylo zjištěno neovlivňování frekvence, hodnota pouze mírně měnila hodnotu koeficientu odrazu. Vliv na nalezení koeficientu odrazu na hodnotě 70 MHz měla ale především délka pásku, kdy ideální rozměr byl nakonec 200 milimetrů. V dalším kroku byla zvolena šířka pásku jako třetinová hodnota délky, tedy přibližně 65 milimetrů, i když extrém koeficientu odrazu se nacházel nad hodnotou -10 dB. Nejvýraznější vliv na hodnotu koeficientu odrazu měla vzdálenost napájení od hrany patch antény, která extrém posunula opět pod požadovanou hodnotu. Nejlepší výsledky byly získány pro vzdálenost 50 milimetrů. Během simulací byla snaha minimalizovat rozměry zemnicí roviny kvůli nárokům na následnou výrobu. Ale výsledky, které nejsou součástí této diplomové práce, ukazovaly na výrazné ovlivnění koeficientu odrazu a především rozložení SAR, i když došlo pouze k nepatrnému zmenšení roviny. Výsledný koeficient odrazu na hodnotě 70 MHz simulované patch antény se nacházel na hodnotě -50 dB. Simulace byly navrženy s napájením představující diskretní port především kvůli méně náročnějšímu výpočtu. Nicméně došlo k porovnání s modelem patch antény obsahující koaxiální napájení a dosažené výsledky vykazovaly totožné průběhy. Z důvodu následné realizace patch antény se porovnály koeficienty odrazu pro výšku vodního bolusu vycházející ze zadání. Koeficienty odrazu pro všechny hodnoty mezi 50 až 100 milimetry se nacházely pod požadovanou hranicí -10 dB.

Dalším cílem této práce bylo jednotlivé anténní elementy porovnat z hlediska koeficientu odrazu, rozložení hodnoty měrného absorbovaného výkonu a teploty v horizontálních řezech nacházejících se deset milimetrů po povrchu fantomu a následně ve vertikálním řezu. Při porovnání koeficientu odrazu vykazovala nejlepší výsledky patch anténa s hodnotou na -50 dB, nejhůře poté vlnovod s extrémem na -12 dB. Druhé porovnání bylo z hlediska rozložení distribuce SAR, kdy pro dipól a vlnovod byl výsledný průběh symetrický dle středu fantomu. U patch antény se průběh mírně vychýlil od osy, což způsobila pozice napájecí sondy. Při vertikálním řezu se navíc porovnávala hloubka ohřevu. Z důvodu velmi podobných průběhů distribuce SAR vycházely i hodnoty velmi obdobně. Totožný průběh následoval i při porovnání teploty, kde se

porovnával aplikovaný výkon antény při ohřevu fantomu na stejnou hodnotu. Vycházelo se z horizontálního řezu deset milimetrů pod povrchem ve směru šířky fantomu, kdy na teplotu 42,5 °C potřebovala patch anténa výkon pouze 54 Wattů. Dipól naopak potřeboval dvojnásobnou hodnotu, a to 107 Wattů. Vlnovod se svou hodnotou 104 Wattů se přibližoval k dipólu. Teplota byla zvolena 42,5 °C kvůli zabránění překročení hraniční teploty 44 °C v místě nejvyššího ohřevu přibližně 20 milimetrů pod povrchem fantomu.

Při rozhodování, která anténa bude vyrobena, byl brán zřetel také na výrobní a finanční náklady. Vybrána byla patch anténa, a to z důvodu snadnější a levnější výroby oproti vlnovodu. Na rozdíl od dipólu nebylo potřeba vytvářet symetrizační člen. Tato varianta navíc obsahovala zemnicí rovinu, a tím docházelo k vyzařování elektromagnetické vlny pouze jedním směrem. Z předcházejících porovnání vykazovala patch anténa nejlepší koeficient odrazu a nejnižší aplikovaný výkon. Tento typ antény na frekvenci 434 MHz se navíc úspěšně využívá v klinické praxi pro hypertermickou hloubkovou léčbu v oblasti hlavy a krku [33].

Při výrobě byly limitační rozměry desek plošných spojů. Z toho důvodu byla šířka výsledné zemnicí roviny pouze 545 milimetrů a hloubka 270 milimetrů. Šířka pásku patch antény byla zachována na 65 milimetrech. Délka pásku, která ovlivňuje polohu koeficientu odrazu, byla kvůli možnosti následnému ladění vytvořena o čtyři milimetry větší. Z prvotních měření se zjistilo posouvání rezonanční frekvence s narůstající výškou fantomu, proto výsledná délka byla ponechána na 208 milimetrech. Měděný pásek tloušťky 0,3 milimetrů, ze kterého byla patch anténa vyrobena, vykazoval v podélném směru průhyb tři milimetry. Tento nedostatek byl zahrnut do simulací a výsledná porovnání při měření s tekutým fantomem vycházela z totožných modelů. Před měřením na agarovém fantomu se deformace pásku eliminovala na jeden milimetr. Také tento průhyb se následně zohlednil v simulacích.

Při porovnání predikovaných a naměřených koeficientů odrazu na tekutém fantomu vycházelo první měření podobně se simulacemi. Při druhém měření vznikla vzduchová vrstva mezi vodním bolusem a tekutým fantomem z důvodu částečné netěsnosti vyrobené plexisklové nádoby vodního bolusu. Tento nedostatek ovlivnil výslednou hodnotu koeficientu odrazu, která se nacházela na nižších hodnotách při totožné výšce fantomu. Navíc měly vliv na výsledky měření i rozdílné dielektrické vlastnosti jednotlivých fantomů, které se lišily v elektrické vodivosti o $0,17 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$. Koeficient odrazu ovlivňuje navíc i dielektrické vlastnosti a teplota použité destilované vody. Při obou měření byla použita totožná destilovaná voda skladovaná ve stejných podmínkách, ale nepatrný rozdíl v teplotě způsobený klimatickými podmínkami v laboratoři mohl ovlivnit pozici rezonanční frekvence. Z měření bylo zjištěno, že při výšce fantomu 70 milimetrů se koeficient odrazu na frekvenci 70 MHz nacházel během všech měření již pod požadovanou hodnotou -10 dB. Na rezonanční frekvenci patch antény se všechny extrémy koeficientu odrazu pro jednotlivé výšky tekutého fantomu nacházely také pod požadovanou hodnotou -10 dB.

Experimenty s využitím výkonového generátoru se prováděly na tři dny starém agarovém fantomu. Během uplynulé doby ztrácel agarový fantom vodu, což bylo eliminováno vložením fantomu do nepropustného obalu. Při porovnání změn jeho dielektrických vlastností během dvou dnů byla zjištěna změna relativní permitivity, která se snížila z hodnoty $75,62 \pm 0,58$ na $70,92 \pm 1,00$, a elektrické vodivosti, u které byl zaznamenán pokles z $0,491 \pm 0,025 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$ na hodnotu $0,413 \pm 0,026 \text{ S}\cdot\text{m}^{-1}$. Při porovnání naměřeného koeficientu odrazu s predikovanými výsledky byly získány totožné průběhy.

Během prvního měření s využitím ohřevu pomocí výkonového generátoru bylo opomenuto upravení rozsahu teplot na termovizní kameře. Rozdíl teplot byl zjištěn ze záznamu teplotních čidel, která byla připevněna na vrstvě agarového fantomu. Během druhého měření již byla tato chyba odstraněna. Při vyhodnocování výsledných kontur vznikla odchylka při získávání snímku po aplikaci mikrovlnného výkonu, kdy se objevila časová prodleva při odstraňování agarového bloku. Z nárůstu teplot bylo následně vypočteno normované rozložení SAR. Při zhotovení 2D řezů vykazují křivky tvar elipsy jak pro simulaci, tak i pro měření, při kterých docházelo k ohřevu větší části povrchu fantomu. Při simulaci, kdy do ní byla zahrnuta deformace patch antény, prodloužení její délky, přidavek dvoumilimetrového plexiskla a zmenšení rozměru zemnicí roviny, došlo ke změně průběhu SAR v horizontálním řezu. Zmizelo vychýlení k jedné straně a rozložení SAR mělo symetrický průběh. Na ztrátu vychýlení mělo vliv především vložené plexisklo, které z důvodu fixace agarového fantomu na vodní bolus nebylo možné vynechat. U vytvořené patch antény se maximální teploty a rozložení SAR nacházely také blíže ke středu. Jejich průběhy byly podobné, pouze při druhém měření byla křivka posunuta k nižším hodnotám. Posunutí bylo způsobené normováním maximální hodnotou nacházející se na místě měřítka.

5 Závěr

Diplomová práce se zabývala anténními elementy regionálního hypertermického systému, které by sloužily pro léčbu nádorových onemocnění v pánevní oblasti.

V práci se podařilo v programu Sim4Life light navrhnout tři různé anténní elementy pracující na frekvenci 70 MHz a následně je mezi sebou porovnat. Výsledná patch anténa s nejlepšími simulačními výsledky pro koeficient odrazu, nejnižším aplikovaným výkonem a nejvhodnějšími požadavky na výrobu byla následně vytvořena a podrobena řadě měření. Během měření byl opakovaně zjišťován koeficient odrazu patch antény pro různou výšku fantomu a rozložení teploty a SAR při aplikovaném výkonu. Získané hodnoty byly porovnány s výsledky ze simulací.

Z dosažených hodnot byla potvrzena správná volba řešení pomocí patch antény. Měřeními byla ověřena správná funkčnost navrženého a vyrobeného anténního elementu, čímž bylo splněno zadání této diplomové práce. Navržené řešení umožňuje další vědecký vývoj. Navržená patch anténa bude dále studována ve vyvíjeném regionálním systému s využitím komplexního systému pro plánování hypertermické léčby umožňující porovnání několika různých systémů a anténních konfigurací.

Seznam použité literatury

- [1] PERSSON, Mikael, Andreas FHAGER, Hana Dobsicek TREFNA et al. Microwave based diagnostics and treatment in practice. In: *2013 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)* [online]. IEEE, 2013, s. 1-3 [cit. 2019-03-06]. DOI: 10.1109/IMWS-BIO.2013.6756231. ISBN 978-1-4673-6096-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6756231/>
- [2] Cancer. *World Health Organization* [online]. Geneva, 2017 [cit. 2018-06-22]. Dostupné z: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/>
- [3] Hyperthermia: Microwaves as Cancer Treatment. *Engineering and Technology History Wiki* [online]. MediaWiki, b.r. [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: http://ethw.org/Hyperthermia:_Microwaves_as_Cancer_Treatment
- [4] Hyperthermia in Cancer Treatment. *National Cancer Institute* [online]. National Cancer Institute, b.r. [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <https://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types/surgery/hyperthermia-fact-sheet>
- [5] GAS, Piotr. Essential Facts on the History of Hyperthermia and their Connections with Electromedicine. *Przegląd elektrotechniczny*. 87. Warszawa, 2011, s. 37-40. ISSN 0033-2097.
- [6] *Pyrexar Medical - Hyperthermia products treat cancer* [online]. Salt Lake City: Pyrexar Medical, b.r. [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <http://pyrexar.com/>
- [7] CABANOVÁ, Zuzana. Biological effects of electromagnetic field. *Advances in Electrical and Electronic Engineering* [online]. 2004, 3(4), 24-29 [cit. 2017-04-22]. Dostupné z: <http://advances.utc.sk/index.php/AEEE/article/view/339/382>
- [8] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. ISBN 8001027058.
- [9] FHAGER, Andreas, Hana Dobsicek TREFNA, Pegah TAKOOK et al. Microwave technology in medical diagnostics and treatment. *2015 IEEE MTT-S 2015 International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)*. IEEE, 2015, , 133-134. DOI: 10.1109/IMWS-BIO.2015.7303814. ISBN 978-1-4799-8543-2. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7303814/>

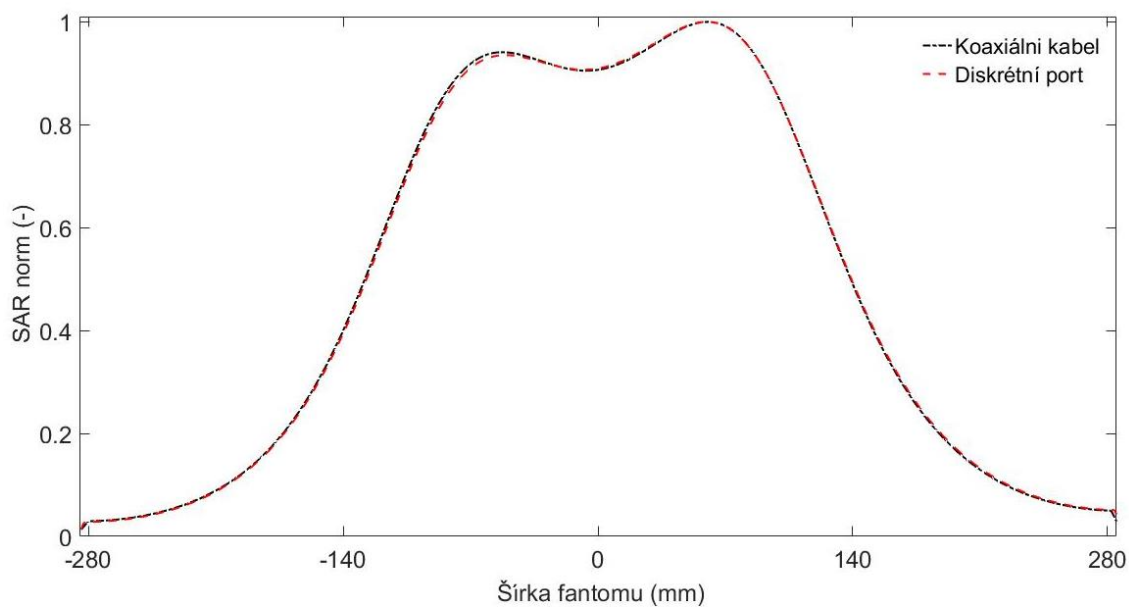
- [10] HURWITZ, Mark a Paul STAUFFER. Hyperthermia, Radiation and Chemotherapy: The Role of Heat in Multidisciplinary Cancer Care. *Seminars in Oncology*. 2014, **41**(6), 714-729. DOI: 10.1053/j.seminoncol.2014.09.014. ISSN 00937754. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0093775414002346>
- [11] OVERGAARD, J., S.M. BENTZEN, J. OVERGAARD, D. GONZALEZ GONZALEZ, M.C.C.M. HULSHOF, G. ARCANGELI, O. DAHL a O. MELLA. Randomised trial of hyperthermia as adjuvant to radiotherapy for recurrent or metastatic malignant melanoma. *The Lancet* [online]. 1995, **345**(8949), 540-543 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1016/S0140-6736(95)90463-8. ISSN 01406736. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673695904638>
- [12] JONES, Ellen, Donald THRALL, Mark W. DEWHIRST a Zeljko VUJASKOVIC. Prospective thermal dosimetry: The key to hyperthermia's future. *International Journal of Hyperthermia*. 2009, **22**(3), 247-253. DOI: 10.1080/02656730600765072. ISSN 0265-6736. Dostupné také z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02656730600765072>
- [13] CIHORIC, Nikola, Alexandros TSIKKINIS, Gerard VAN RHOON et al. Hyperthermia-related clinical trials on cancer treatment within the ClinicalTrials.gov registry. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2015, **31**(6), 609-614 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.3109/02656736.2015.1040471. ISSN 0265-6736. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/02656736.2015.1040471>
- [14] ISSELS, Rolf D., Lars H. LINDNER, Jaap VERWEIJ et al. Effect of Neoadjuvant Chemotherapy Plus Regional Hyperthermia on Long-term Outcomes Among Patients With Localized High-Risk Soft Tissue Sarcoma. *JAMA Oncology* [online]. 2018, **4**(4), 483-492 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1001/jamaoncol.2017.4996. ISSN 2374-2437. Dostupné z: <http://oncology.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jamaoncol.2017.4996>
- [15] FRANCKENA, Martine. *Hyperthermia for the treatment of locally advanced cervix cancer*. Rotterdam: Erasmus MC: University Medical Center Rotterdam, 2010. ISBN 978-90-8559-054-5.
- [16] MALLORY, Matthew, Emile GOGINENI, Guy C. JONES, Lester GREER a Charles B. SIMONE. Therapeutic hyperthermia: The old, the new, and the upcoming. *Critical Reviews in Oncology/Hematology* [online]. 2016, **97**, 56-64 [cit. 2019-03-08]. DOI: 10.1016/j.critrevonc.2015.08.003. ISSN 10408428. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1040842815300184>

- [17] BURCHARDT, Ewa a Andrzej ROSZAK. Hyperthermia in cervical cancer – current status. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy* [online]. 2018, **23**(6), 595-603 [cit. 2019-03-08]. DOI: 10.1016/j.rpor.2018.05.006. ISSN 15071367. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1507136718300634>
- [18] CREZEE, J., P.M.A. VAN HAAREN, H. WESTENDORP et al. Improving locoregional hyperthermia delivery using the 3-D controlled AMC-8 phased array hyperthermia system: A preclinical study. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2009, **25**(7), 581-592 [cit. 2019-03-23]. DOI: 10.3109/02656730903213374. ISSN 0265-6736. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/02656730903213374>
- [19] CREZEE, J., G. VAN STAM, J. SIJBRANDS, S. OLDENBORG, E. D. GEIJSEN, M. C. C. M. HULSHOF a H. P. KOK. Hyperthermia of deep seated pelvic tumors with a phased array of eight versus four 70 MHz waveguides. *2017 47th European Microwave Conference (EuMC)*. IEEE, 2017, , 876-879. DOI: 10.23919/EuMC.2017.8230984. ISBN 978-2-87487-047-7. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/8230984/>
- [20] ZWEIJE, Remko, H. Petra KOK, Akke BAKKER, Arjan BEL a Johannes CREZEE. Technical and Clinical Evaluation of the ALBA-4D 70MHz Loco-Regional Hyperthermia System. In: *2018 48th European Microwave Conference (EuMC)* [online]. IEEE, 2018, s. 328-331 [cit. 2019-03-08]. DOI: 10.23919/EuMC.2018.8541673. ISBN 978-2-87487-051-4. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8541673/>
- [21] STAUFFER, Paul R. a Paolo F. MACCARINI. Evolution of antenna performance for applications in thermal medicine. *Proceedings of the 5th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)* [online]. IEEE, 2011 [cit. 2019-03-08]. ISSN 978-88-8202-074-3. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5782232/references#references>
- [22] PAULIDES, Margarethus M., Paul R. STAUFFER, Esra NEUFELD et al. Simulation techniques in hyperthermia treatment planning. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2013, **29**(4), 346-357 [cit. 2019-04-29]. DOI: 10.3109/02656736.2013.790092. ISSN 0265-6736. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/02656736.2013.790092>
- [23] PENNES, Harry H. Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1948, **1**(2), 93-122 [cit. 2019-05-01]. DOI: 10.1152/jappl.1948.1.2.93. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1948.1.2.93>

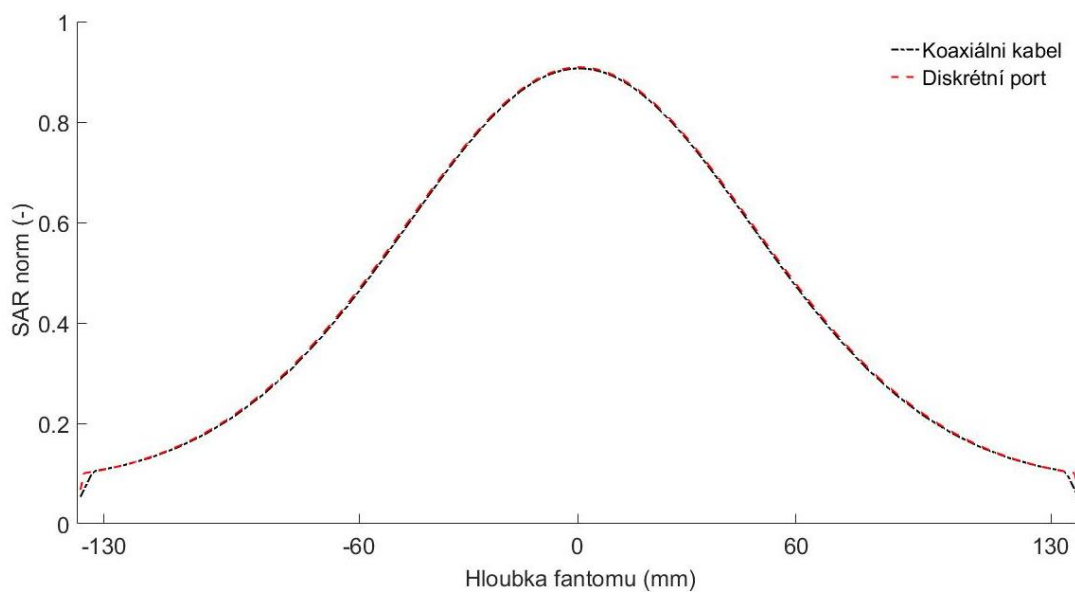
- [24] VERHAART, René F., Gerda M. VERDUIJN, Valerio FORTUNATI, Zef RIJNEN, Theo VAN WALSUM, Jifke F. VEENLAND a Margarethus M. PAULIDES. Accurate 3D temperature dosimetry during hyperthermia therapy by combining invasive measurements and patient-specific simulations. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2015, **31**(6), 686-692 [cit. 2019-05-03]. DOI: 10.3109/02656736.2015.1052855. ISSN 0265-6736. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/02656736.2015.1052855>
- [25] HASGALL, P. A., F. DI GENNARO, C. BAUMGARTNER et al. IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. *IT'IS Foundation* [online]. b.r. [cit. 2019-05-01]. DOI: 10.13099/VIP21000-04-0. Dostupné z: itis.swiss/database
- [26] SILVER, Samuel. *Microwave antenna theory and design*. London, UK: P. Peregrinus on behalf of the Institution of Electrical Engineers, 1984. ISBN 978-086-3410-178.
- [27] PLEXIGLAS® Technical Information. In: *PLEXIGLAS®* [online]. Germany, 2013 [cit. 2019-05-13]. Dostupné z: <https://www.plexiglas.net/sites/lists/pm/documentsap/211-1-plexiglas-gs-xt-en.pdf>
- [28] Thermal Properties for PCBs. In: *Thermal Design of Electronics* [online]. France: Frigus Primore, b.r. [cit. 2019-05-13]. Dostupné z: http://akemalhammar.fr/online/cond_pcb.html
- [29] VAN DER GAAG, M. L., M. DE BRUIJNE, T. SAMARAS, J. VAN DER ZEE a G. C. VAN RHOON. Development of a guideline for the water bolus temperature in superficial hyperthermia. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2009, **22**(8), 637-656 [cit. 2019-04-08]. DOI: 10.1080/02656730601074409. ISSN 0265-6736. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02656730601074409>
- [30] DRIZDAL, T., M.M. PAULIDES, J. VRBA a G.C. VAN RHOON. Waveguide-based applicators for superficial hyperthermia treatment: is tuning really required?. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications* [online]. 2013, **27**(6), 682-690 [cit. 2019-02-13]. DOI: 10.1080/09205071.2013.762609. ISSN 0920-5071. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09205071.2013.762609>
- [31] PAULIDES, Margarethus M., Jurriaan F. BAKKER, Nicolas CHAVANNES a Gerard C. VAN RHOON. A Patch Antenna Design for Application in a Phased-Array Head and Neck Hyperthermia Applicator. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2007, **54**(11), 2057-2063 [cit. 2019-05-01]. DOI: 10.1109/TBME.2007.895111. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4352062/>

- [32] 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.
- [33] TOGNI, P, Z RIJNEN, W C M NUMAN, R F VERHAART, J F BAKKER, G C VAN RHOON a M M PAULIDES. Electromagnetic redesign of the HYPERcollar applicator: toward improved deep local head-and-neck hyperthermia. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2013, **58**(17), 5997-6009 [cit. 2019-05-13]. DOI: 10.1088/0031-9155/58/17/5997. ISSN 0031-9155. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0031-9155/58/i=17/a=5997?key=crossref.d092f0a7a00861a4b20644a15cbf3cb1>

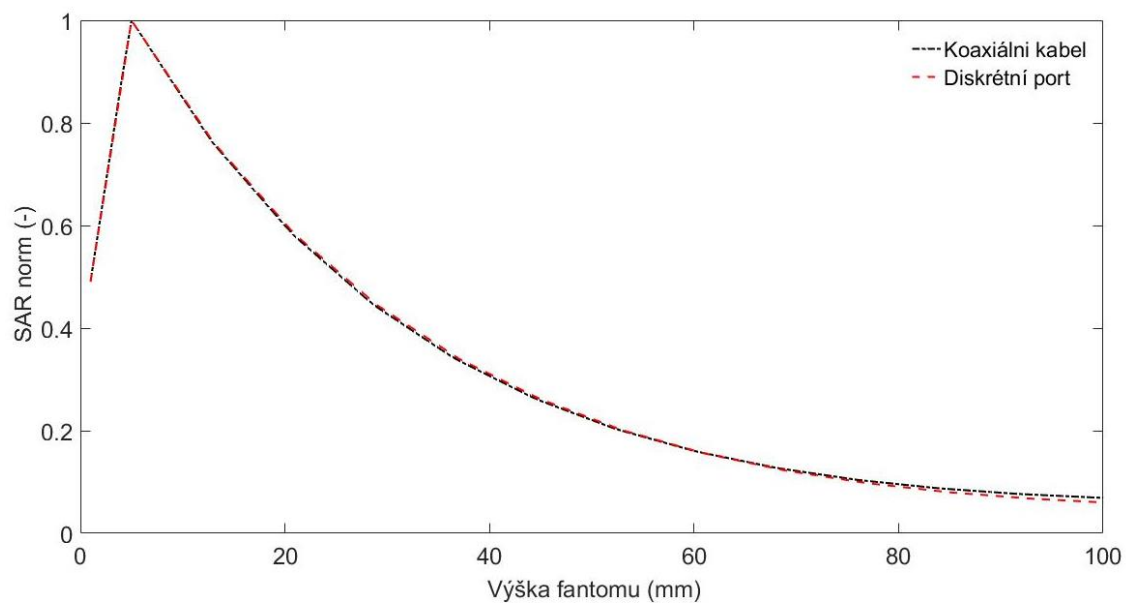
Příloha A: Porovnání napájení



Obrázek A.1: Porovnání koaxiálního napájení s diskretním portem u patch antény z hlediska rozložení SAR v horizontálním řezu ve směru šířky fantomu.



Obrázek A.2: Porovnání koaxiálního napájení s diskretním portem u patch antény z hlediska rozložení SAR v horizontálním řezu ve směru hloubky fantomu.



Obrázek A.3: Porovnání koaxiálního napájení s monopolem z hlediska rozložení SAR ve vertikálním řezu.

Příloha B: Získaná data z měření

Tabulka B.1: Naměřené dielektrické vlastnosti tekutých fantomů při frekvenci 70 MHz

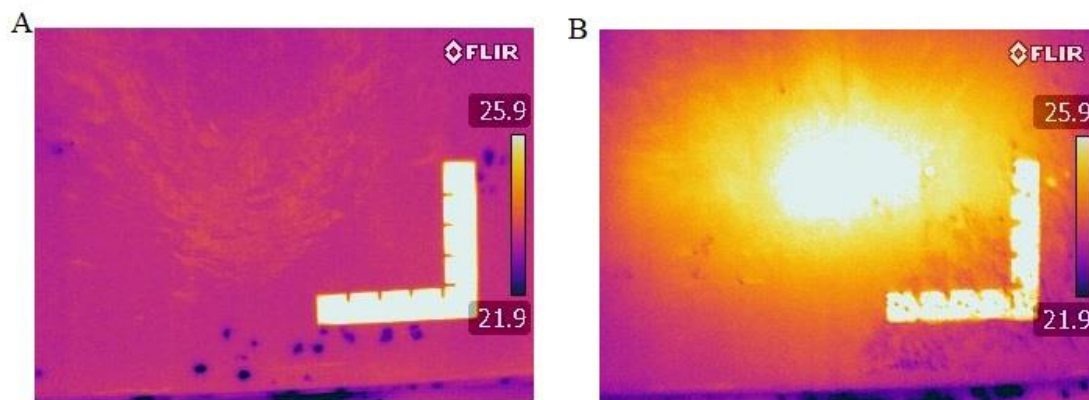
Měření	Tekutý fantom 1		Tekutý fantom 2	
	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Elektrická vodivost σ (S·m ⁻¹)	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Elektrická vodivost σ (S·m ⁻¹)
1	77,084 7	0,800 289	73,708 7	0,621 521
2	76,937 9	0,798 007	74,565 9	0,626 564
3	76,724 9	0,797 953	74,555 3	0,624 621
4	76,950 1	0,797 249	74,577 7	0,627 048
5	76,895 2	0,796 869	74,579 0	0,627 666
6	76,815 2	0,796 556	74,571 1	0,625 544
7	76,788 9	0,796 553	74,376 6	0,624 742
8	76,796 3	0,797 061	74,441 2	0,624 391
9	76,766 0	0,796 726	74,331 7	0,624 270
10	76,782 7	0,796 359	74,365 2	0,623 722

Tabulka B.2: Naměřené dielektrické vlastnosti agarových fantomů při frekvenci 70 MHz

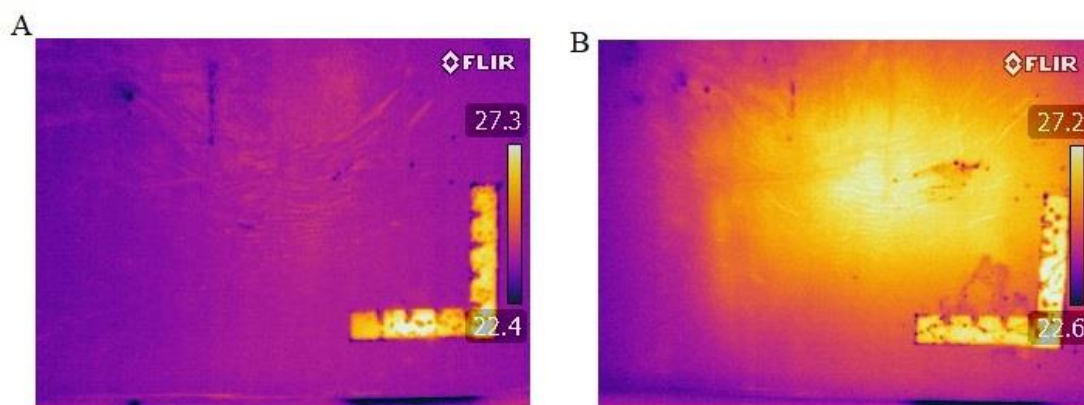
Měření	Agarový fantom 1		Agarový fantom 2	
	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Elektrická vodivost σ (S·m ⁻¹)	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Elektrická vodivost σ (S·m ⁻¹)
1	75,030 6	0,507 699	73,050 5	0,434 945
2	76,731 6	0,504 197	72,617 7	0,430 755
3	76,888 4	0,487 245	70,865 9	0,412 208
4	75,514 8	0,503 705	71,892 8	0,396 871
5	74,707 3	0,491 524	70,989 1	0,391 809
6	74,806 5	0,509 984	71,985 2	0,424 586
7	74,413 9	0,469 364	68,940 5	0,411 114
8	75,670 5	0,467 130	68,279 5	0,395 594
9	76,771 0	0,492 372	71,101 5	0,406 853
10	75,680 1	0,482 261	69,473 4	0,431 080

Tabulka B.3: Naměřené dielektrické vlastnosti použité demineralizované vody

Měření	Demineralizovaná voda	
	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Elektrická vodivost σ (S·m ⁻¹)
1	78,290 1	0,001 905 58
2	78,361 0	0,002 159 33
3	78,362 3	0,002 027 07
4	78,317 1	0,001 665 04
5	78,312 6	0,001 761 75
6	78,282 8	0,001 468 87
7	78,286 0	0,001 575 56
8	78,275 3	0,001 506 28
9	78,272 0	0,001 375 38
10	78,265 9	0,001 619 14



Obrázek B.1: Získané snímky z termovizní kamery před aplikací ohřevu (A) a po aplikaci ohřevu (B) během prvního měření.



Obrázek B.2: Získané snímky z termovizní kamery před aplikací ohřevu (A) a po aplikaci ohřevu (B) během druhého měření.

Příloha C: Obsah přiloženého CD

Abstrakt CZ

Abstrakt ENG

Klíčová slova

Zadání

Diplomová práce

Návrh dipólu, vlnovodu a patch antény v Sim4Life light

Upravené modely patch antény v Sim4Life light