

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická
Katedra elektromagnetického pole



Bakalářská práce

Model regionálního aplikátoru na bázi osmi dipólů
Model of Regional Applicator Based on Eight Dipoles

Vypracoval: Vojtěch Hrubý
Vedoucí práce: prof. Ing. Jan Vrba, CSc.

Květen 2017

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Hrubý** Jméno: **Vojtěch** Osobní číslo: **407255**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra elektromagnetického pole**
Studijní program: **Komunikace, multimédia a elektronika**
Studijní obor: **Komunikační technika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Model regionálního aplikátoru na bázi osmi dipólů

Název bakalářské práce anglicky:

Model of Regional Applicator Based on Eight Dipoles

Pokyny pro vypracování:

Prostudujte základní literaturu o mikrovlnné termoterapii. Ve Vaší bakalářské práci se zaměřte na aplikátory pro regionální léčbu, jejich základní funkce a možnosti jejich testování (tj. numerické a experimentální ověření impedančního přizpůsobení a také distribuce SAR v homogenním agarovém válcovém fantomu).

Vaším úkolem je navrhnout a optimalizovat model regionálního aplikátoru pro lokální mikrovlnnou termoterapii sestavený z osmi dipólů (rozdělených na 4 dvojice se stejným buzením amplitudy i fáze). Technická specifikace: frekvence 434 MHz, příkon 100 W, činitel odrazu na vstupu aplikátoru by měl být menší než -10 dB. Pro optimalizaci tohoto aplikátoru použijte simulátor elektromagnetického pole.

Navržený aplikátor realizujte a otestujte, tj. změřte činitel odrazu navrženého aplikátoru ve frekvenčním pásmu 300 až 600 MHz a při pracovní frekvenci 434 MHz změřte 3D distribuci SAR a rozložení teploty v homogenním agarovém válcovém fantomu (průměr 10 cm).

Seznam doporučené literatury:

1. Vrba, J.: Lékařské aplikace mikrovlnné techniky. Skriptum ČVUT, Praha, 2007
2. Int. Journal of Hyperthermia, ESHO 1992, 2016.
3. Pšíkal, V.: Fokující vodou plněný aplikátor pro lokální termoterapii. Diplomová práce FEL ČVUT, 2009.
4. Louda, V.: Maticové uspořádání vlnovodných aplikátorů pro lokální termoterapii. Diplomová práce FEL ČVUT, 2009.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

prof. Ing. Jan Vrba CSc., katedra elektromagnetického pole FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **24.01.2017**

Termín odevzdání bakalářské práce: **26.05.2017**

Platnost zadání bakalářské práce: **25.05.2018**

Podpis vedoucí(ho) práce

Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

Podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem Bakalářskou práci "Model regionálního aplikátoru na bázi osmi dipólů" vypracoval samostatně, a že výpis zdrojů uvedený v této práci je úplným výpisem všech použitých zdrojů.

V Praze dne

Podpis

Poděkování

Děkuji vedoucímu práce prof. Ing. Janu Vrbovi, CSc., Ing. Ondřejovi Fišerovi a Ing. Iljovi Merunkovi za cenné rady, připomínky a čas, který mi věnovali při vypracování této bakalářské práce.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem modelu aplikátoru na bázi osmi dipólů pro regionální hypertermii, optimalizací návrhu za použití numerických simulací a následné realizace a měření modelu aplikátoru. Pozornost je věnována zejména optimalizaci rozměrů a prostorového uspořádání dílčích dipólů aplikátoru, za účelem dosažení dobrého impedančního přizpůsobení aplikátoru na pracovní frekvenci, a tím efektivního přenosu vysokofrekvenční energie z generátoru do zahřívaného fantomu. Dále jsou uvedeny výsledky numerických simulací rozložení veličiny SAR a změřené rozložení teploty v homogenním agarovém fantomu, který byl vystaven elektromagnetickému poli vyzářeném navrženým aplikátorem.

Abstract

This bachelor thesis deals with the design of an 8-dipole applicator model for regional hyperthermia, optimization of design using numeric simulations and subsequent implementation and measurement of the applicator. Particular attention is paid to the optimization of the dimensions and the spatial arrangement of the applicator, in order to achieve a good impedance matching of the applicator at the working frequency, thereby effectively transferring the microwave power from the generator to the heated phantom. The results of numerical simulations of SAR distribution and measured temperature distribution in homogenous agar phantom, which was exposed to the electromagnetic field radiated by the proposed applicator, are presented.

Obsah

1	Úvod	1
2	Onkologické aplikace mikrovlnné hypertermie	3
3	Interakce biologické tkáně s vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem	5
3.1	Ohřev biologické tkáně elektromagnetickým polem	6
4	Aplikátory pro regionální léčbu	9
5	Návrh aplikátoru	11
5.1	Návrh dílčího dipólu aplikátoru	11
5.2	Návrh a optimalizace 8-dipólového modelu aplikátoru	16
6	Simulace rozložení veličiny SAR ve fantomu	19
6.1	Rozložení SAR - jednodipólový aplikátor	19
6.2	Rozložení SAR - osmidipólový aplikátor	20
7	Výroba aplikátoru	23
7.1	Výroba dílčího dipólu	23
8	Výroba agarového fantomu	25
9	Měření modulu parametru s11 aplikátoru	27
9.1	Měření modulu parametru s11 jednodipólového aplikátoru	27
9.2	Měření modulu parametru s11 osmidipólového aplikátoru	28
10	Měření distribuce SAR v agarovém fantomu	33
10.1	Metody měření distribuce SAR ve fantomu	33
10.2	Měření distribuce teploty v agarovém fantomu	34
11	Závěr	37

Seznam obrázků

1	Přežití buněk v zahřívané oblasti (procentuelní zastoupení přeživších buněk v tkáni) v závislosti na teplotě a době ohřevu tkáně [1].	4
2	Typická závislost poklesu výkonu neseného elektromagnetickou vlnou vnikající do biologické tkáně, na vzdálenosti od povrchu tkáně. Dále také typický průběh teploty (při odvodu tepla z povrchu tkáně)[1].	6
3	Schématický obrázek aplikátorů SIGMA-60 a SIGMA-Eye soupravy BSD 2000 s planárními dipóly [8].	12
4	Vliv průměru vodiče dipólu d_{dip} na velikost vyzařovacího odporu dipólu R_{dip} při rezonanci (Pro případ volného prostoru). Přerušovanou čarou je vynesena závislost R_{dip} při rezonanci na poměru vyzářené vlny λ ku d_{dip} [3].	13
5	Model dipólu pro numerické simulace, nárys a půdorys.	13
6	Vliv délky ramen dipólu na modul parametru s_{11} a polohu rezonanční frekvence (l je délka dipólu).	14
7	Model soustavy (aplikátoru, fantomu a vodního bolusu) pro optimalizaci jednodipólového aplikátoru. Půdorys a podélný řez středem aplikátoru.	15
8	Model aplikátorové soupravy (aplikátoru, fantomu a vodního bolusu) pro optimalizaci osmidipólového aplikátoru. Půdorys a detail tubusu, který umožňuje natočení dipólové čtveřice (Úhel značí natočení dipólové čtveřice).	17
9	Vliv natočení dipólové čtveřice na modul parametru s_{11} . ϕ je úhel natočení dipólové čtveřice (viz obr. 8).	18
10	Doladění aplikátoru na pracovní frekvenci prodloužením ramen dílčích dipólů (l je délka dipólu).	18
11	Rozložení SAR v homogenním fantomu při vystavení elektromagnetickému poli jednodipólového aplikátoru, který byl napájen výkonem 1W na frekvenci 434 MHz. Vlevo nahoře řez středem fantomu v rovině yz ($x=0$). Vpravo nahoře řez v rovině xz ($y=15$ mm). Dole řez středem fantomu v rovině xy ($z=0$). . .	21

12	Rozložení SAR v homogenním fantomu při vystavení elektromagnetickému poli osmidipólového aplikátoru, který byl napájen výkonem 8x1W na frekvenci 434 MHz. Vlevo nahoře řez středem fantomu v rovině xz ($y=60$). Vpravo nahoře řez středem fantomu v rovině yz ($x=0$). Dole řez středem fantomu v rovině xy ($z=0$).	22
13	Vyrobený dílčí dipól aplikátoru.	24
14	Měření modulu parametru s11 na jednodipólovém aplikátoru, zapojení. . . .	28
15	Modul parametru s11 na jednodipólovém aplikátoru v závislosti na frekvenci. Změřená závislost.	29
16	Modul parametru s11 na osmidipólovém aplikátoru v závislosti na frekvenci, při jednom nezapojeném T-děliči výkonu. Změřená závislost.	30
17	Měření modulu parametru s11 na osmidipólovém aplikátoru, zapojení.	31
18	Závislost spektrální hustoty intenzity vyzařování elektromagnetického vlnění na vlnové délce a na teplotě [11].	34
19	Termogramy dokumentující rozložení teploty v agarovém fantomu. Celý fantom, příčný řez jeho středem a podélný řez středem fantomu.	35
20	Termogramy soupravy aplikátoru při ohřívání fantomu.	36

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem Bakalářskou práci "Model regionálního aplikátoru na bázi osmi dipólů" vypracoval samostatně, a že výpis zdrojů uvedený v této práci je úplným výpisem všech použitých zdrojů.

V Praze dne

Podpis

Kapitola 1

Úvod

Tato práce se zabývá návrhem regionálního aplikátoru na bázi osmi dipólu pro regionální termoterapii. Termoterapie je souhrnný název léčebných metod, které k léčbě pacienta využívají ohřev nebo podchlazení biologické tkáně. Z hlediska dosavadního využití termoterapie patří významné místo hypertermii.

Hypertermii lze definovat jako kontrolované zvýšení teploty v určité oblasti tkáně, nebo i celého těla [4]. Intenzivní výzkum hypertermie začal v 70. létech minulého století, mimo jiné díky rozvoji elektroniky a techniky vůbec. Významné uplatnění našla hypertermie v onkologické léčbě, kde se přes veškerou snahu nedařilo dále výrazněji zlepšovat výsledky klasických metod léčby, a tak byly hledány nové metody umožňující více efektivní léčbu rakoviny [1]. Nádorová onemocnění lze principiálně léčit hypertermií samotnou, v praxi se však nejčastěji kombinuje hypertermická léčba s dalšími onkologickými metodami, přičemž jsou využívány některé jevy nastávající při zahřívání biologické tkáně v teplotním rozsahu 41° - 45° C [4][6].

V léčbě regionální hypertermií lze k ohřevu tkáně využívat ultrazvukových (tedy akustických) vln nebo častěji mikrovlnného (MW) elektromagnetického vlnění. Dále byla v nedávné době zkoumána magnetická hypertermie (magnetic fluid hyperthermia), využívající střídavého magnetického pole a nanočástic oxidu železa [7]. Všechny tyto metody ohřevu umožňují, díky schopnosti příslušného druhu vlnění pronikat do biologické tkáně, rovnoměrný ohřev jejího většího objemu. V této práci je soustředěna pozornost na ohřev MW elektromagnetickým polem.

Podle charakteru vyzářené vlny lze dělit MW elektromagnetickou hypertermii na lokální terapii, využívající rovinnou vlnu, intrakavitální (či intersticiální) využívající vlnovou či eliptickou rozbíhavou vlnu a regionální využívající vlnovou či eliptickou sbíhavou vlnu. Při regionální terapii jsou aplikátory rozmístěny mimo pacientovo tělo a umožňují fokusovat elektromagnetickou energii tak, že její intenzita sílí směrem do léčené oblasti.

Typická souprava pro léčbu hypertermií s MW ohřevem se skládá z řídicího počítače, systému pro měření teploty ohřívání tkáně, výkonového MW generátoru, aplikátoru a nejčastěji

koaxiálního vedení, které slouží k propojení generátoru a aplikátoru. Přivedenou elektromagnetickou energii z generátoru aplikátor vyzařuje do tkáně, kde se její část přeměňuje na tepelnou energii. Zpětnou vazbu o teplotě v zahřívané tkáni poskytuje řídicímu počítači systém pro měření teploty [1].

K měření teploty tkáně se využívají invazivní metody (katetry s tepelnými sondami), minimálně invazivní metody (měření sondami v referenčních bodech dosažitelných minimální invazí), nebo zcela neinvazivní metody (měření teploty magnetickou rezonancí) [5].

Kapitola 2

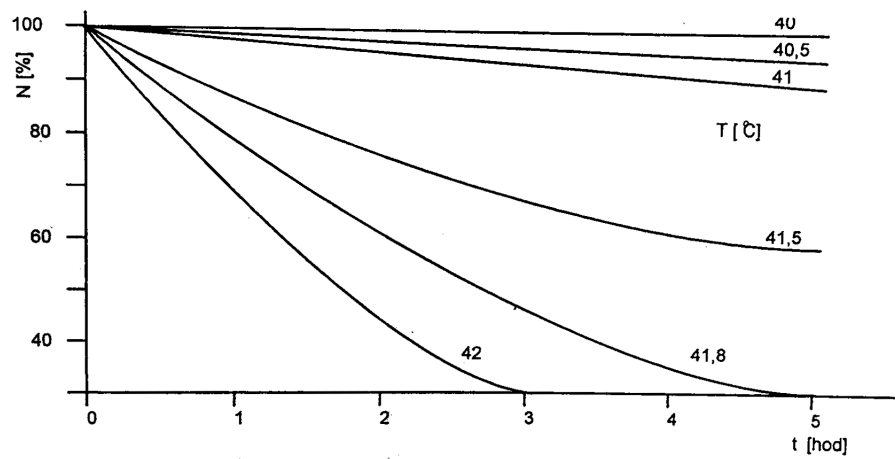
Onkologické aplikace mikrovlnné hypertermie

Onkologická léčba využívá některých důležitých jevů nastávající při aplikaci hypertermie. Mezi tyto jevy patří chemosenzitivizace, radiosenzitivizace a rozdílná teplotní odolnost zdravé a nádorové tkáně.

Chemosenzitivizace znamená zvýšené vstřebávání medikamentů v zahřívané oblasti (nádoru), nejčastěji v důsledku zvýšení prokrvení zahřívané tkáně (využití při léčbě chemoterapií). Radiosenzitivizace je zvýšení účinku radioterapie v důsledku prokysličení zahřívané oblasti (využití při léčbě radioterapií). Zásadní je pak rozdílná teplotní odolnost zdravé a nádorové tkáně, kdy lze selektivně ničit nádorovou tkáň jejím zahřáním [4].

Teplotní odolnost nádorových buněk samotných se neliší od odolnosti zdravých buněk. Nádorová tkáň jako celek je však na ohřev citlivější. Chaotická síť krevního řečiště nádorové tkáně vytváří oblasti s hypoxií (oblasti s nedostatečnou dodávkou kyslíku) a nízkými hodnotami pH, které se ve zdravé tkáni nevyskytují. Tyto oblasti jsou pak na zvýšení teploty senzitivnější. Slabé zásobení zahřívané nádorové tkáně navíc znemožňuje efektivní odvod tepla krevním oběhem, což vede k dalšímu nárůstu teploty v oblasti tumoru [4]. Přitom platí, že se zvětšující se velikostí tumoru, se v jeho středu hromadí větší množství tepelné energie a efektivita tepelné destrukce nádorových buněk roste. Naopak malé nádory, a okrajové oblasti tumoru, jsou proti hypertermické léčbě kvůli dobrému prokrvení rezistivnější. Vzhledem ke komplementárním vlastnostem hypertermie a radioterapie, je zejména kombinace těchto dvou léčebných metod v onkologii populární [1].

Dodávka tepelné energie potřebné k ukončení života buňky byla shledána úzce spjata s množstvím energie potřebným pro denuraci buněčných bílkovin. Cytotoxický efekt hypertermie je tedy zřejmě založen na denuraci nukleotických, cytoplazmatických a membránových proteinů [4]. Jak vyplývá z předchozího, úmrtnost buněk vlivem jejich přehřátí není pouze funkcí teploty, ale také času. Typickou závislost přežití buněk ukazuje obrázek 1.



Obrázek 1: Přežití buněk v zahřívání oblasti (procentuelní zastoupení přeživších buněk v tkáni) v závislosti na teplotě a době ohřevu tkáně [1].

Kapitola 3

Interakce biologické tkáně s vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem

Vysokofrekvenční (VF) elektromagnetické pole má schopnost pronikat do biologické tkáně a šířit se v ní. Při vniku elektromagnetické energie do tkáně, která se chová jako ztrátové dielektrikum, dochází k exponenciálnímu poklesu výkonové hustoty i intenzity elektrického a magnetického pole s narůstající vzdáleností od povrchu.

V radiotechnice byla pro vyjádření míry tlumení elektromagnetické vlny vnikající do materiálu zavedena tzv. efektivní hloubka vniku δ_v , která udává vzdálenost od povrchu materiálu, na které klesne intenzita elektrického pole na $1/e$ hodnoty na povrchu (e značí Eulerovo číslo)[10].

Tedy pokud E_0 je amplituda intenzity elektrického pole na povrchu materiálu a α je měrný útlum elektromagnetické vlny v materiálu, pak

$$\delta_v = \frac{1}{\alpha} \quad (3.1)$$

Měrný útlum lze vyjádřit

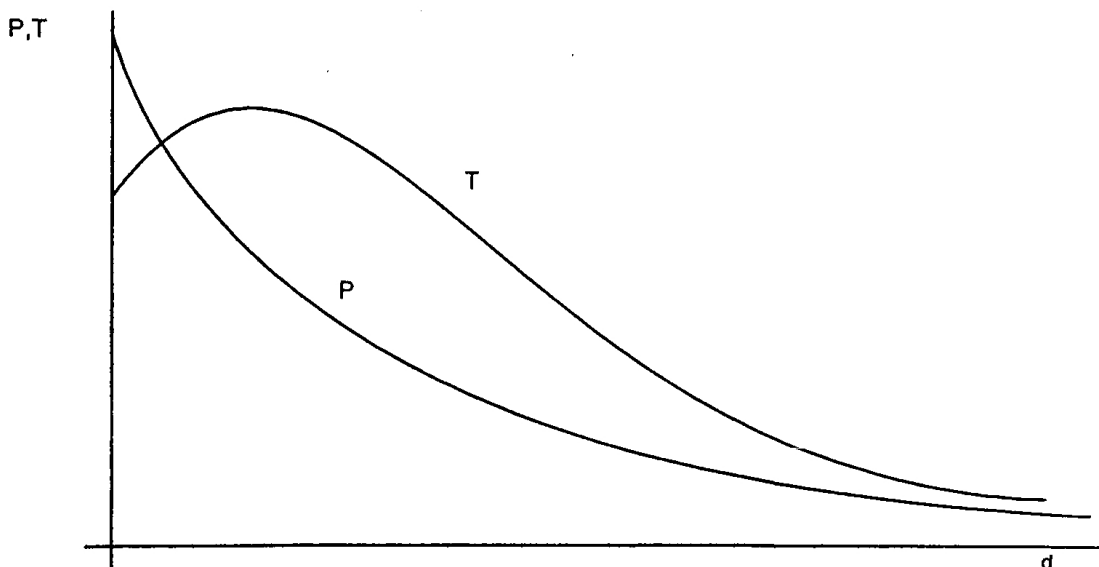
$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu\varepsilon}{2} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\varepsilon}\right)^2} - 1 \right)} \quad (3.2)$$

a amplitudu intenzity el. pole $E(z)$ ve vzdálenosti z pod povrchem dielektrika

$$E(z) = E_0 e^{-\alpha z} \quad (3.3)$$

kde σ je měrná vodivost, μ permeabilita prostředí a ε permitivita prostředí [10].

Typickou závislost výkonu neseného elektromagnetickou vlnou na vzdálenosti od povrchu ukazuje obrázek 2.



Obrázek 2: Typická závislost poklesu výkonu neseného elektromagnetickou vlnou vnikající do biologické tkáně, na vzdálenosti od povrchu tkáně. Dále také typický průběh teploty (při odvodu tepla z povrchu tkáně)[1].

Při vystavení lidského těla vysokofrekvenčnímu (VF) elektromagnetickému poli, můžeme sledovat buďto jeho netepelné účinky (přímé), nebo účinky tepelné. Tepelné účinky jsou způsobeny přeměnou elektromagnetické energie na tepelnou při šíření elektromagnetické vlny lidskou tkání, která má elektrické parametry ztrátového dielektrika.

3.1 Ohřev biologické tkáně elektromagnetickým polem

Princip ohřevu ztrátových dielektrik VF elektromagnetickým polem spočívá v polarizaci elektrických nábojů (dipólů) v dielektriku, při vložení do VF elektromagnetického pole.

Vyvolaná polarizace nedokáže zcela sledovat rychlé změny intenzity elektrického pole, vektor polarizace \mathbf{P} se za vektorem intenzity el. pole \mathbf{E} fázově opožďuje, čímž vzniká posuvný proud (úměrný derivaci $\frac{d\mathbf{P}}{dt}$), obsahující složku, která je ve fázi s vektorem intenzity el. pole. To způsobí transformaci elektromagnetické energie na tepelnou.

Polarizované, elektricky nabitě částice (dipóly), jejichž natáčením se tkáň ohřívá, vznikají různým způsobem. Dipóly vznikají elektronovou, atomovou, orientovanou, nebo Maxwell - Wagnerovou polarizací.

Elektronová polarizace vzniká posunem těžiště záporně nabitých elektronů vůči těžišti kladně nabitého jádra atomu. El. dipóly se objevují až při vložení do elektrického pole (bez jeho přítomnosti jsou atomy v kompenzovaném stavu). Atomová a orientovaná po-

larizace je způsobena el. dipóly, jejichž existence není podmíněna přítomností vnějšího elektrického pole. Atomová polarizace vzniká posunem jader atomů, jako důsledek nesymetrického rozložení náboje v molekule, zatímco orientovaná polarizace (vlastní polárnímu dielektriku) je výsledkem nesymetrického uspořádání opačných nábojů v molekulách látky. Maxwell - Wagnerova polarizace pak spočívá v existenci nahromaděného náboje na rozhraních v heterogenním prostředí.

Elektrický moment dipólu \mathbf{m}_i lze vyjádřit velikostí náboje q a posunutím náboje \mathbf{x}_i

$$\mathbf{m}_i = q_i \mathbf{x}_i \quad (3.4)$$

Polarizaci dielektrika pak vektorem polarizace \mathbf{P} v objemu dV s počtem dipólů N

$$\mathbf{P} = \frac{d(\sum_{i=1}^N q_i \mathbf{x}_i)}{dV}, \quad (3.5)$$

Vektor polarizace lze dále vyjádřit pomocí intenzity elektrického pole

$$\mathbf{P} = (\varepsilon_r - 1)\varepsilon_0 \mathbf{E} = \chi \varepsilon_0 \mathbf{E} \quad (3.6)$$

kde ε_r je relativní permitivita, ε_0 je permitivita vakua χ je elektrická susceptibilita.

Komplexní permitivita

Pro ztrátová dielektrická prostředí, jakým je i biologická tkáň, je vhodné vyjádřit permitivitu dielektrika v komplexním tvaru. Tato permitivita je pak závislá především na kmitočtu a na teplotě. Komplexní permitivitu ε^* lze vyjádřit

$$\varepsilon^* = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad (3.7)$$

kde imaginární část permitivity reprezentuje ztráty způsobené tlumeným kmitáním dipólů. Pokud nelze zanedbat ztráty vzniklé vodivostí prostředí, pak

$$\varepsilon_\sigma^* = \varepsilon' - j\varepsilon'' = \varepsilon^* - j\frac{\sigma}{\omega} = \varepsilon'(1 - j\text{tg}\delta) \quad (3.8)$$

kde $\text{tg}\delta$ je činitel ztrát daného prostředí, a lze rozepsat

$$\text{tg}\delta = \frac{\varepsilon''}{\varepsilon'} = \frac{(\omega\varepsilon'' + \sigma)}{\omega\varepsilon'} \quad (3.9)$$

Reálná část komplexní permitivity ε' , která odpovídá velikosti polarizačního náboje dipólu, tedy reprezentuje složku kmitů elektrických částic ve fázi s budící intenzitou elektrického pole \mathbf{E} . Imaginární část komplexní permitivity ε'' , která odpovídá přemísťované hmotě částic, reprezentuje složku kmitů o 90° opožděnou, způsobující ztráty resp. ohřívání dielektrika.

V podkapitole "Ohřev biologické tkáně elektromagnetickým polem" bylo čerpáno z [1].

Kapitola 4

Aplikátory pro regionální léčbu

Aplikátory pro regionální léčbu, při které je zahřívána větší oblast lidské tkáně, jsou obvykle konstruovány jako soustava aplikátorů, která umožňuje vytvořit válcovou či eliptickou sbíhavou vlnu. Ta se k ohřevu větší oblasti tkáně, často hluboko pod povrchem těla, jeví jako nejvhodnější. Byly navrhнутy a realizovány i aplikátory, které tuto koncepci nenaplňovaly (např. Lagendijkův koaxiální aplikátor), jejich použití je však kvůli absenci možnosti fokusovat energii do určitého místa tkáně velmi omezené [1].

Nejběžnější regionální aplikátory jsou tvořeny soustavou vlnovodů, nebo úseků vedení, obvykle rozmístěných na apertuře kruhového nebo eliptického tvaru, který dobře kopíruje tvar lidského trupu. Vlnovodné aplikátory, které jsou velmi výhodné z hlediska efektivního přenosu energie z generátoru do lidské tkáně, jsou poměrně rozměrné. Jejich velikost znesnadňuje manipulaci s aplikátorem a znemožňuje využití neinvazivních metod měření rozložení teploty v těle pacienta při léčbě termoterapií. Příkladem populárního vlnovodného aplikátoru pro regionální termoterapii je aplikátor soustavy BSD 1000 [1].

Ze zmíněných důvodů je v současnosti pozornost při návrhu regionálních aplikátorů směřována především na soustavy aplikátorů tvořené úseky vedení. Při jejich návrhu je však potřeba vzít do úvahy i množství energie vyzářené mimo pacientovo tělo do okolí. Vzhledem k velkým výkonům generátorů soustav používaných pro regionální termoterapii (až 2 kW) může být vzniklé elektromagnetické pole v okolí aplikátoru velmi nepříjemné zejména pro obsluhu zařízení, která je po dlouhodobě vystavena. Mezi nejpopulárnější aplikátory pro regionální termoterapii patří v současnosti aplikátory SIGMA 60 a SIGMA EYE soustavy BSD 2000, které tvoří soustava dipólů rozmístěných na válcové ploše (viz obr. 3)[1].

Kapitola 5

Návrh aplikátoru

Při návrhu aplikátoru bylo nejprve potřeba překlenout některá technická úskalí spojená především s fyzickou realizací modelu. Problematická byla především vodotěsnost soupravy aplikátoru, při současném požadavku na možnost měnit prostorové uspořádání dipólů nebo vyjimatelnost dipólů ze soupravy. Podrobněji jsou tyto problémy a jejich řešení popsány v kapitole "výroba aplikátoru". Znalost přesného tvaru, rozměrů a materiálu jednotlivých komponent aplikátoru byla důležitou vstupní informací pro numerické simulace, využitě při optimalizaci aplikátoru.

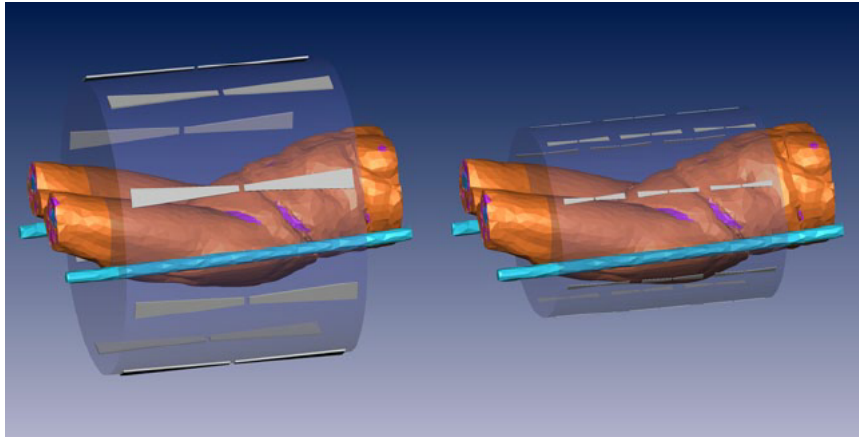
5.1 Návrh dílčího dipólu aplikátoru

Návrh dílčího dipólu zahrnoval volbu tvaru ramen a optimalizaci jejich rozměrů tak, aby bylo dosaženo dobrého přizpůsobení v co nejširším frekvenčním pásmu v okolí pracovní frekvence 434 MHz ($|s_{11}| < -10\text{dB}$). Podmínka dobrého přizpůsobení je zásadní pro efektivní přenos VF elektromagnetické energie z generátoru do fantomu, zabraňuje návratu energie do generátoru a vzniku rezonancí na napájecím vedení, vznikajících při vícenásobném odrazu vlny od nepřizpůsobených konců vedení. Dále bylo potřeba navrhnout držák ramen dipólu, který by negativně neovlivňoval jeho vyzařovací impedanci.

Pro navrhovaný model aplikátoru byly použity půlvlnné dipóly, s rameny vytvořenými z úseků vodiče o konstantním kruhovém průřezu. Výhoda této varianty spočívá v možnosti ladění rezonanční frekvence vyrobeného modelu aplikátoru zkracováním ramen dílčích dipólů. Další výhodou byla také menší náročnost návrhu a snazší fyzická realizace. V praxi se však častěji používají planární dipóly vyráběné na substrátu, které dosahují dobrého impedančního přizpůsobení v širším pásmu frekvencí (viz obr. 3).

Odhad délky dipólu

Při návrhu dílčího dipólu byla nejprve odhadnuta celková délka dipólu l_{dip} , tedy polovina vlnové délky λ na vedení.



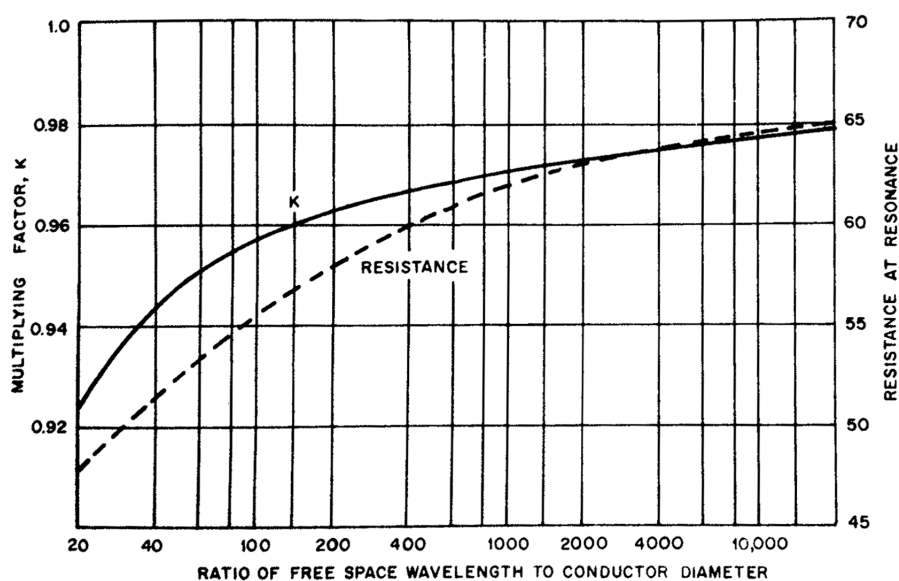
Obrázek 3: Schématický obrázek aplikátorů SIGMA-60 a SIGMA-Eye soupravy BSD 2000 s planárními dipóly [8].

$$l_{\text{dip}} = \frac{\lambda}{2} \quad \lambda = \frac{v_f}{f} \quad v_f = \frac{c}{\sqrt{\mu_r \epsilon_{\text{rd}}}} \quad (5.1)$$

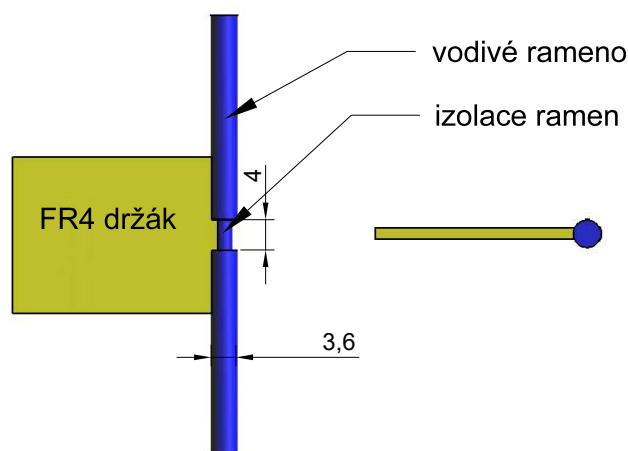
kde c je rychlost světla ve vakuu, ϵ_{rd} relativní permitivita destilované vody, μ_r relativní permeabilita prostředí ($\mu_r=1$), f frekvence elektromagnetické vlny (zde $f = 434$ MHz), a v_f fázová rychlost vlny na vedení [2].

Vzhledem k umístění dipólů v soupravě (viz obr. 7), byla pro výpočet vlnové délky na vedení použita relativní permitivita destilované vody (tvořící vodní bolus). Hodnota ϵ_{rd} je podle [9] při pokojové teplotě 78 [-]. Vzhledem k relativně tenké vrstvě bolusu a tedy vzduchu (s permitivitou řádově nižší) v blízkém okolí aplikátoru se však dalo předpokládat, že reálná délka λ bude o něco větší.

Mezera mezi rameny dipólu v místě připojení buzení byla stanovena na 4 mm s ohledem na snadnou realizaci fyzického modelu (Snadné připájení vodičů koaxiálního kabelu k ramenům dipólů, při současné izolaci těchto vodičů resp. ramen dipólu). Průměr ramen byl volen podle běžně dostupných průměrů instalačních vodičů. Pro první simulace byl zvolen průměr 2.3 mm (průměr vodiče CY 4). V numerických simulacích byl poté průměr ramen optimalizován spolu s jejich délkou. Vliv průměru vodiče dipólu na vyzařovací odpor dipólu při rezonanci (pro případ volného prostoru) ukazuje obrázek 4.



Obrázek 4: Vliv průměru vodiče dipólu d_{dip} na velikost vyzářovacího odporu dipólu R_{dip} při rezonanci (Pro případ volného prostoru). Přerušovanou čarou je vynesena závislost R_{dip} při rezonanci na poměru vyzářené vlny λ ku d_{dip} [3].



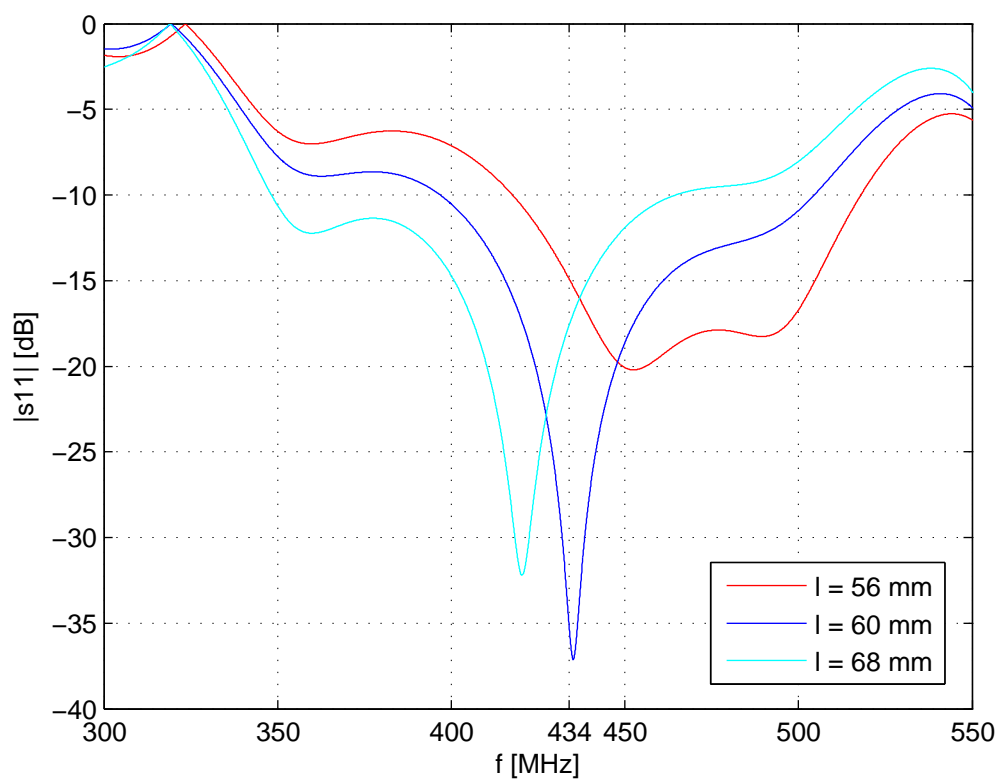
Obrázek 5: Model dipólu pro numerické simulace, nárys a půdorys.

Optimalizace rozměrů dipólu

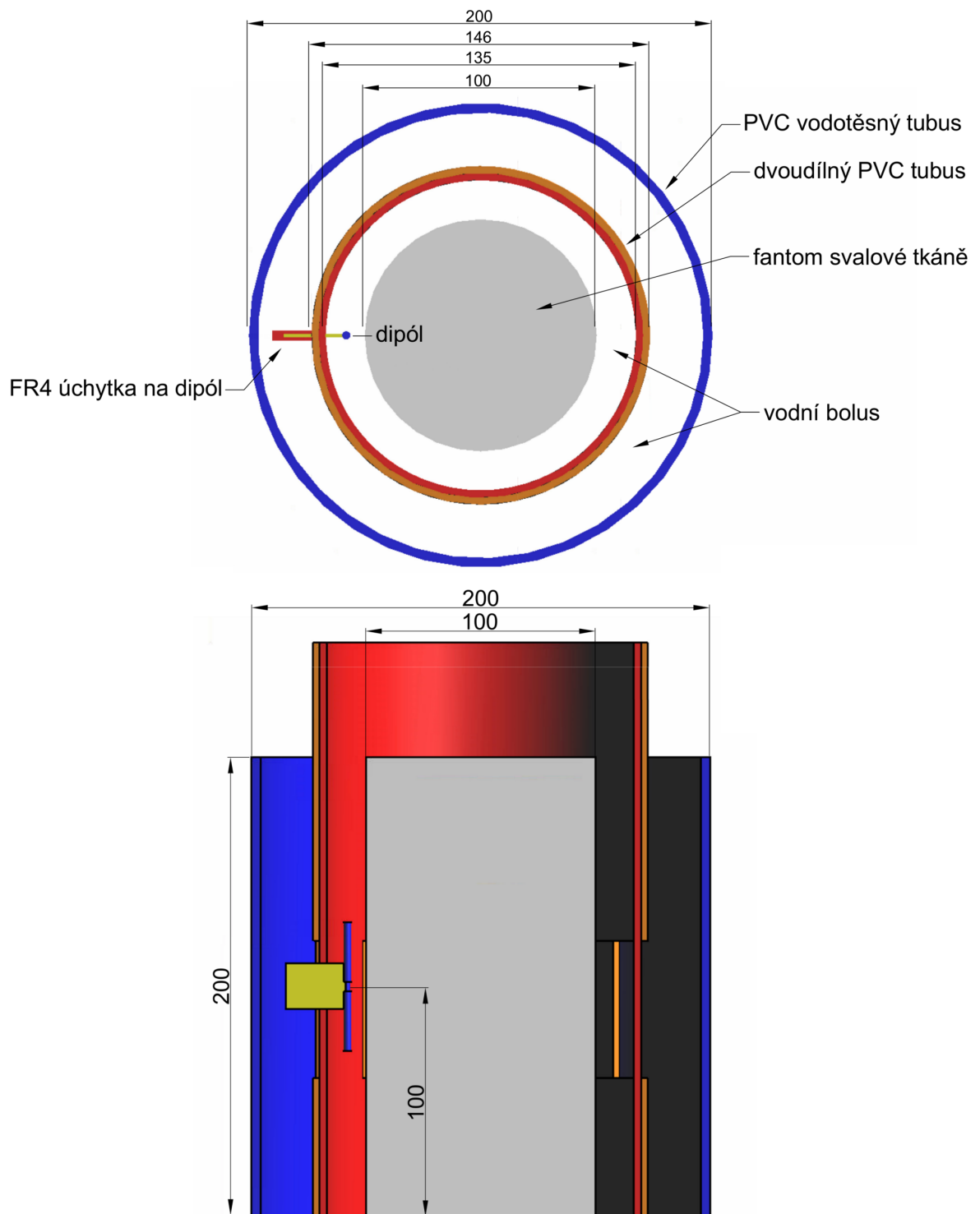
V druhém kroku návrhu byla optimalizována odhadnutá délka a zvolený průměr ramen dipólu v simulátoru elektromagnetického pole SEMCAD X. Optimalizace probíhala pomocí širokopásmové simulace modulu parametru s_{11} a impedance na vstupu dipólu. Odhadnutá délka dipólu podle vztahů 5.1 byla dle předpokladu příliš malá. V simulacích byla prodlužována a nakonec optimalizována na 28 mm (viz obrázek 6).

Současně s optimalizací délky probíhala i změna průměru ramen dipólu, která měla podle předpokladu značný vliv na velikost vyzařovací impedance dipólu při rezonanci. 50Ω (impedance napájecího zdroje) se na 434 MHz nejvíce přiblížila impedance dipólu s rameny o průměru 3,6 mm (průměr vodiče CY 10). Změna průměru ramen také ovlivňovala rezonanční frekvenci, takže s každou její změnou bylo nutné znovu doladit i délku ramen.

V rámci prvních simulací byl testován i vliv různých tvarů držáku ramen dipólů. Jako vhodný úchyt, příliš neovlivňující vyzařování dipólu, se ukázal pásek vyrobený ze substrátu FR4, na jehož konci byly přilepeny ramena dipólu. FR4 byl vhodným materiálem z hlediska mechanické pevnosti, a také dobře definovaných elektrických parametrů. Model dipólu použitý v simulacích ukazuje obrázek 5. Model celé soupravy aplikátoru znázorňuje obrázek 7 a dále obrázek 8.



Obrázek 6: Vliv délky ramen dipólu na modul parametru s_{11} a polohu rezonanční frekvence (l je délka dipólu).



Obrázek 7: Model soustavy (aplikátoru, fantomu a vodního bolusu) pro optimalizaci jedno-dipólového aplikátoru. Půdorys a podélný řez středem aplikátoru.

5.2 Návrh a optimalizace 8-dipólového modelu aplikátoru

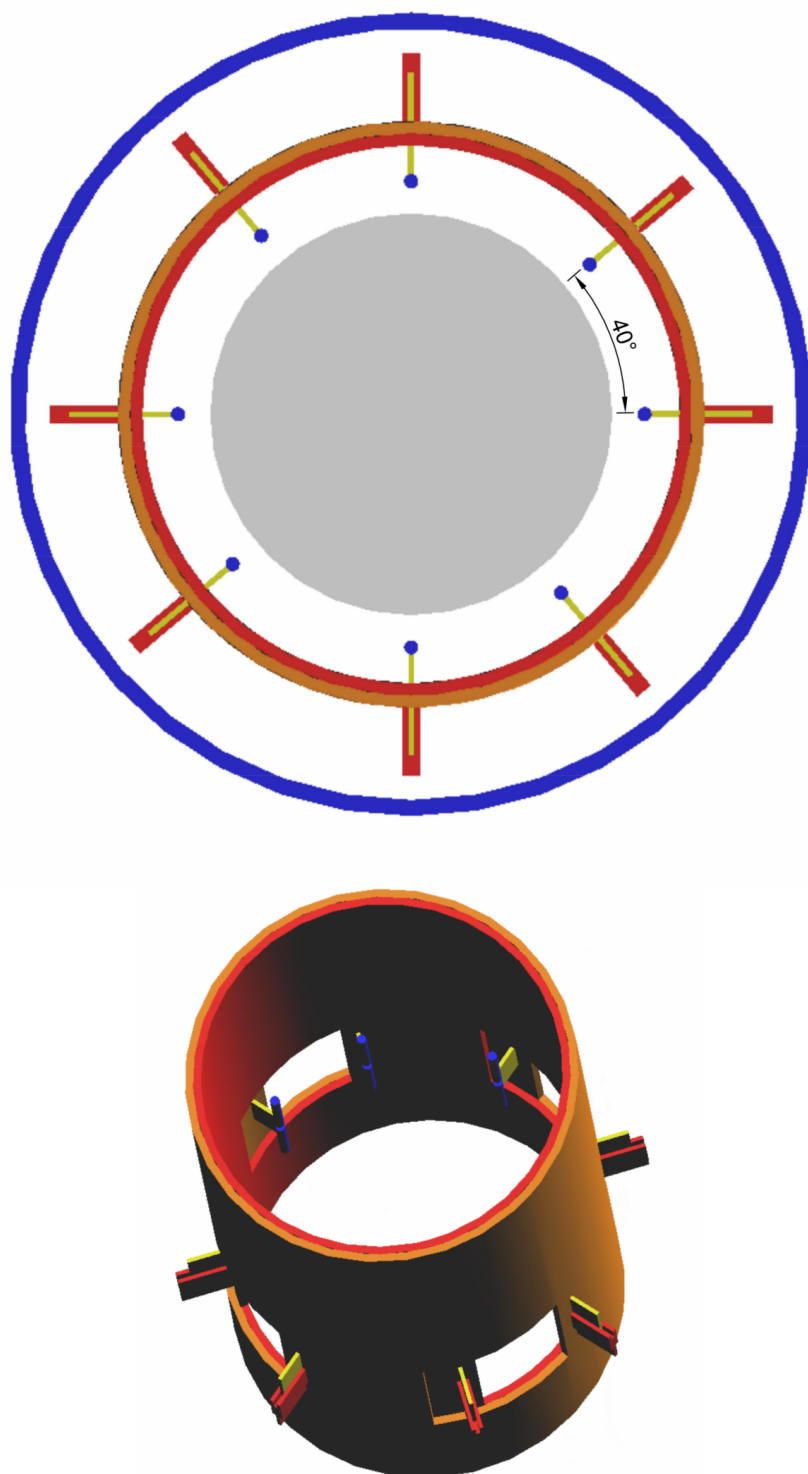
Vzhledem k válcovému tvaru fantomu, byla volena apertura aplikátoru tvaru kruhu, na jejímž obvodu jsou jednotlivé dipóly rozmístěny. K sestavení aplikátoru byly použity dipóly s rozměry optimalizovanými v simulacích s jedním dipólem, které byly ve výchozí poloze pravidelně rozmístěny po obvodu apertury. V tomto uspořádání byl opět širokopásmově simulován modul parametru s_{11} na vstupu aplikátoru. Rezonanční frekvence aplikátoru se v tomto uspořádání zvýšila o více než 150 MHz.

Možnosti snížit rezonanční frekvenci aplikátoru zpět na 434 MHz byly v zásadě dvě. První možnost spočívala ve výrazném prodlužování ramen dipólů a v důsledku (změna vyzařovacího odporu v rezonanci) i změnu průměru ramen všech dipólů. Druhá možnost byla experimentovat s rozmístěním dipólů na obvodu apertury. Vzhledem k tomu, že se běžně dostupné vodiče s průměrem větším než doposud použitý (3,6 mm) vyrábí ve velkých rozestupech, nejevila se první možnost jako vhodná. Zbývalo tedy zkusit ovlivnit rezonanci aplikátoru změnou rozmístění dílčích dipólů.

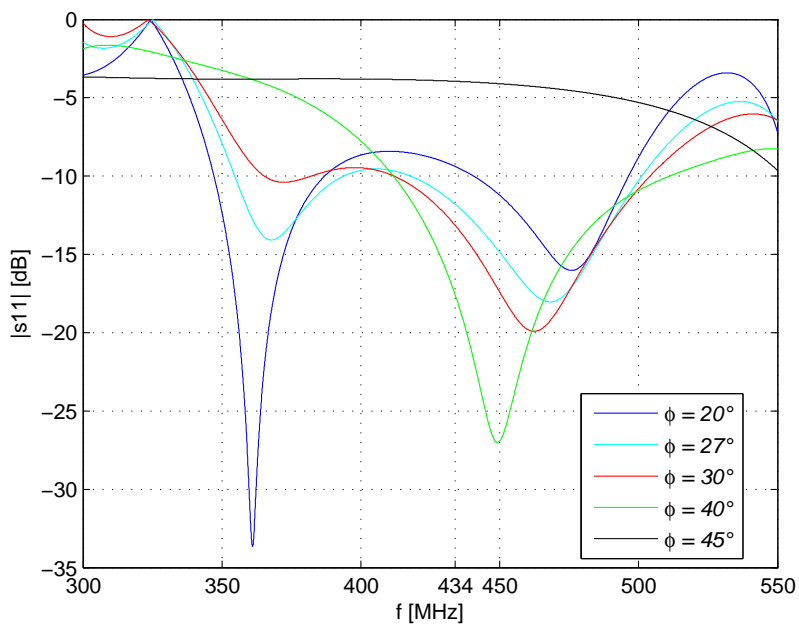
Vzhledem k zadání, které umožňovalo napájet vždy dva dipólové páry se stejnou amplitudou a fází, byla osmice dipólů rozdělena na dvě čtveřice, které byly v simulacích vzájemně natáčeny okolo podélné osy fantomu, čímž vznikly 4 vzájemně bližší páry dipólů (Natáčení znázorňuje obrázek 8). Při tomto natáčení vznikaly dvě rezonanční frekvence (viz obrázek 9). Nižší rezonance byla v okolí 360 MHz, vyšší pak na 450 MHz. Jako řešení se tedy nabízelo, nasměrovat jednu z těchto frekvencí do pracovní oblasti.

Jako vhodnější se jevila rezonance na 450 MHz, a to hned z několika důvodů. Byla blíže pracovní frekvenci, takže eventuální prodloužení dipólů (potřebné k poklesu rezonanční frekvence) bylo minimální. Navíc úhel svíraný dipólovým párem a podélnou osou fantomu byl při této rezonanci 40° oproti 20° při rezonanci na 360 MHz. Dalo se tedy předpokládat symetričtější vyzařování elektromagnetické energie aplikátorem do fantomu.

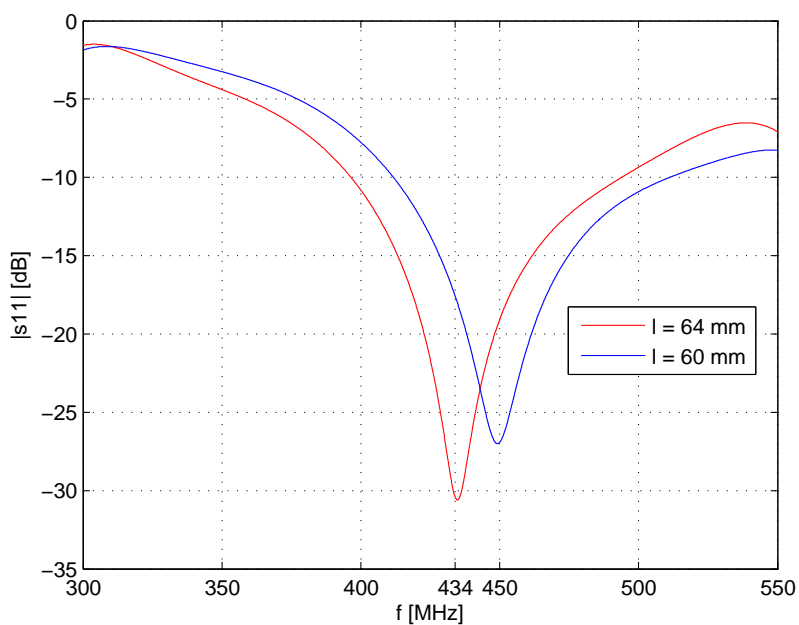
V uspořádání s rezonancí na 450 MHz byly prodlužovány ramena dipólů při zachování jejich průměru tak, aby rezonanční frekvence klesla do oblasti pracovní frekvence 434 MHz. To se podařilo prodloužením dipólu z 60 mm na 64 mm (prodloužení obou ramen o 2 mm). Posun rezonanční frekvence aplikátoru prodloužením znázorňuje obrázek 10.



Obrázek 8: Model aplikátorové soupravy (aplikátoru, fantomu a vodního bolusu) pro optimalizaci osmidipólového aplikátoru. Půdorys a detail tubusu, který umožňuje natočení dipólové čtveřice (Úhel značí natočení dipólové čtveřice).



Obrázek 9: Vliv natočení dipólové čtveřice na modul parametru s_{11} . ϕ je úhel natočení dipólové čtveřice (viz obr. 8).



Obrázek 10: Doladění aplikátoru na pracovní frekvenci prodloužením ramen dílčích dipólů (l je délka dipólu).

Kapitola 6

Simulace rozložení veličiny SAR ve fantomu

Měrný absorbovaný výkon (SAR) je míra, se kterou je energie absorbována v tkáni, nebo obecněji ve hmotě. Je definována jako výkon absorbovaný ve tkáni o jednotkové hmotnosti. SAR je vhodná veličina pro vyjádření míry expozice biologické tkáně elektromagnetickým polem, zejména pak při aplikaci numerických výpočtů. SAR lze měřit různými metodami na fantomech, avšak její prostorové měření v živých organismech je prakticky nemožné (lze ji měřit jen v několika diskretních bodech)[1]. SAR lze matematicky vyjádřit

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{dP}{dm} = \frac{dP}{\rho dV}. \quad (6.1)$$

Tento vztah lze dále upravit tak, aby v něm figurovala intenzita elektrického pole

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} \frac{|\mathbf{E}(x, y, z)|^2}{2}, \quad (6.2)$$

Vztah SAR a teploty zahřívání oblasti T lze vyjádřit následujícím výrazem

$$SAR = c \frac{\partial T}{\partial t} - \frac{k}{\rho} \Delta T \quad (6.3)$$

kde W je energie elektromagnetického pole absorbovaná v tkáni, t čas, m hmotnost objemu tkáně, V objem tkáně, ρ hustota tkáně, P výkon elektromagnetické vlny šířící se tkání, $\mathbf{E}(x, y, z)$ vektor intenzity elektrického pole v měřeném objemu, σ vodivost tkáně, k teplotní vodivost a c měrné teplo tkáně [1].

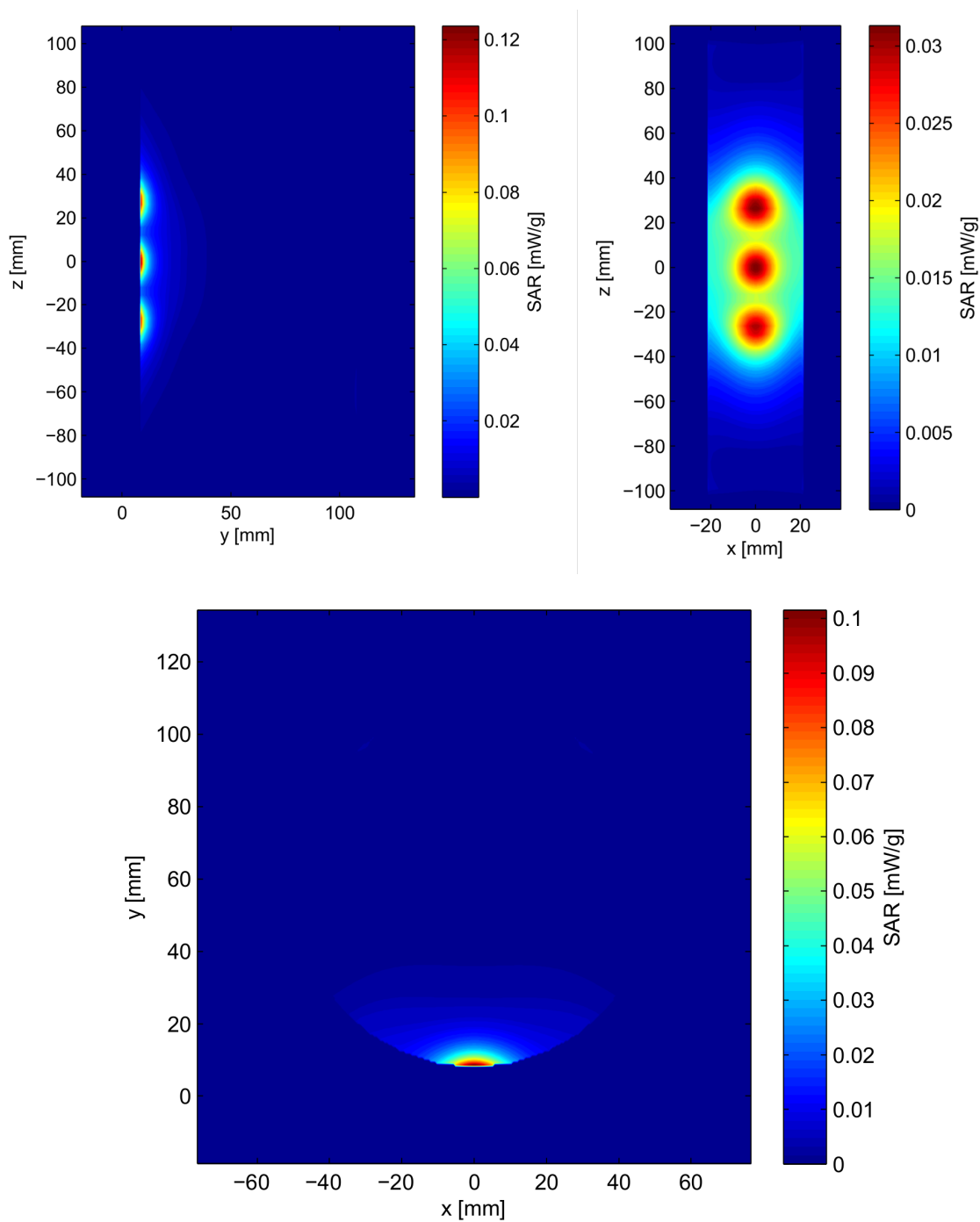
6.1 Rozložení SAR - jednodipólový aplikátor

Nejprve bylo simulováno rozložení SAR v homogenním fantomu vystavenému VF elektromagnetickému poli vyzářeném jednodipólovým aplikátorem. Výsledky ukazuje obr. 11. Absorbovaný výkon v příčné rovině fantomu exponenciálně klesal se vzdáleností od dipólu.

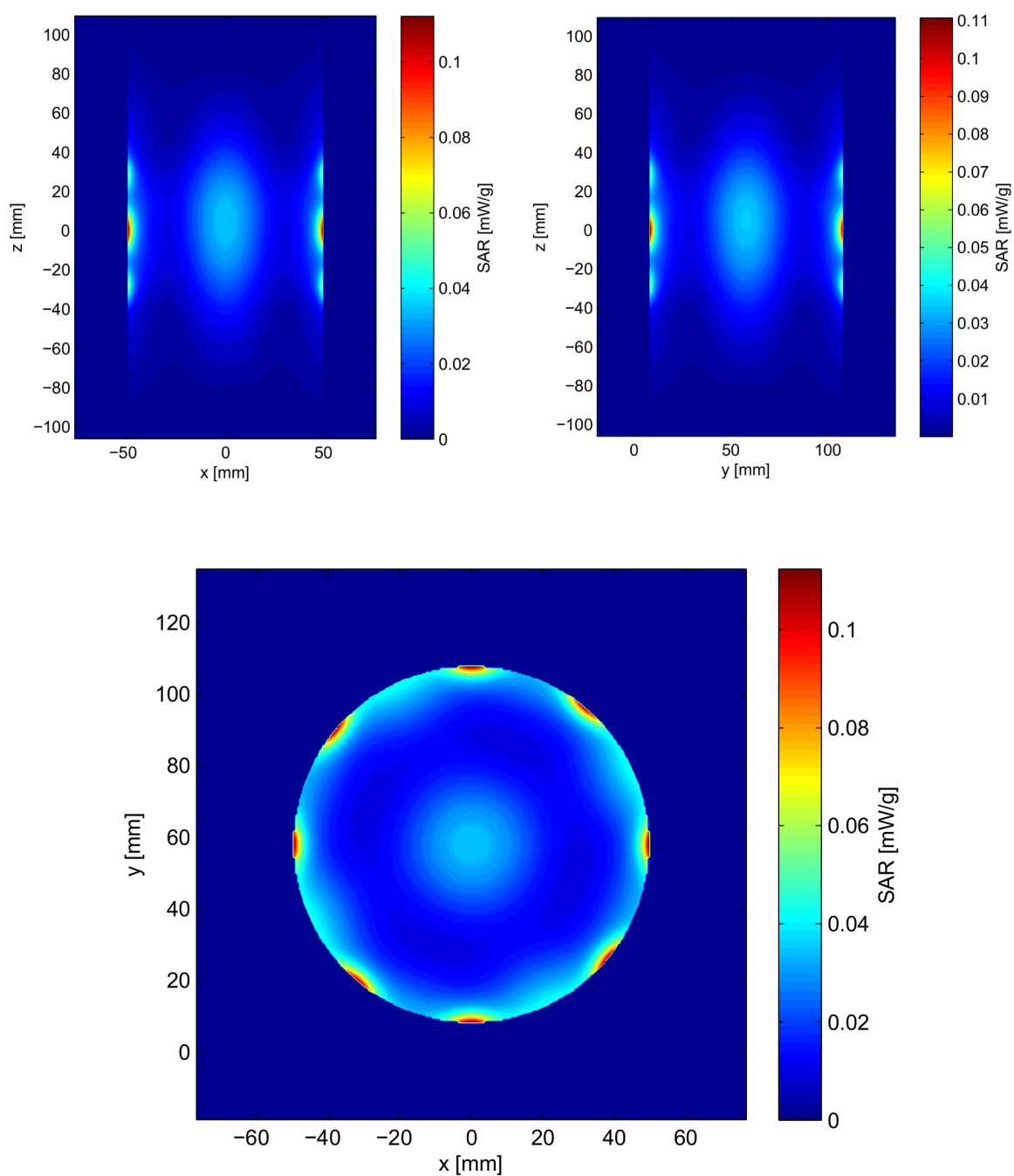
To odpovídá exponenciálnímu poklesu výkonové hustoty i intenzity elektrického a magnetického pole při vniku vlny do ztrátového dielektrika (viz 3.1). Dále jsou patrné vysoké hodnoty veličin elektromagnetického pole na povrchu fantomu v blízkosti konců ramen a středu dipólu.

6.2 Rozložení SAR - osmidipólový aplikátor

Následně bylo simulováno rozložení SAR v homogenním fantomu vystavenému VF elektromagnetickému poli vyzářeném osmidipólovým aplikátorem. Z obrázku 12 je patrný vznik sbíhavé válcové vlny interferencí příspěvků dílčích dipólů. Vyšší intenzita elektrického pole ve středu fantomu způsobuje nárůst SAR, a tedy i nárůst teploty fantomu v této oblasti (při předpokladu nízké tepelné vodivosti fantomu). Nejvyšší intenzita el. pole byla pochopitelně opět na povrchu fantomu v blízkosti dílčích dipólů. Vysoké hodnoty SAR na povrchu fantomu však nejsou problémem. Teplo generované v blízkosti povrchu lze efektivně odvádět vodním bolusem.



Obrázek 11: Rozložení SAR v homogenním fantomu při vystavení elektromagnetickému poli jednodipólového aplikátoru, který byl napájen výkonem 1W na frekvenci 434 MHz. Vlevo nahoře řez středem fantomu v rovině yz ($x=0$). Vpravo nahoře řez v rovině xz ($y=15$ mm). Dole řez středem fantomu v rovině xy ($z=0$).



Obrázek 12: Rozložení SAR v homogenním fantomu při vystavení elektromagnetickému poli osmidipólového aplikátoru, který byl napájen výkonem $8 \times 1 \text{ W}$ na frekvenci 434 MHz. Vlevo nahoře řez středem fantomu v rovině xz ($y=60$). Vpravo nahoře řez středem fantomu v rovině yz ($x=0$). Dole řez středem fantomu v rovině xy ($z=0$).

Kapitola 7

Výroba aplikátoru

Pro navrhovaný aplikátor byla vzhledem k válcovému tvaru fantomu volena kruhová apertura aplikátoru. Při aplikaci regionální termoterapie je zpravidla využíván vodní bolus k odvodu tepla z povrchu tkáně. Bylo tedy potřeba vyrobit vodotěsný plášť a zároveň konstrukci, na které budou dipóly aplikátoru uchyceny.

Počáteční idea spočívala v návrhu tubusu, který by plnil funkci vodotěsného pláště a zároveň i funkci aperturové konstrukce. Požadavek na možnost vyjímat dipóly při stavu, kdy byl aplikátor naplněn vodou, se však ukázal při této koncepci jako obtížně řešitelný. Proto bylo voleno řešení s vnějším vodotěsným pláštěm a vnitřním tubusem umožňujícím nastavitelné uchycení dipólů.

Vzhledem k postupu, zvoleném při optimalizaci modulu parametru s_{11} v numerických simulacích, bylo nutné umožnit vzájemnou rotaci dipólových čtveřic (viz obr. 8). To umožnila kombinace dvou na sebe nasazených PVC tubusů s vyříznutými okénky, které byly široké tak, aby bylo možné natáčet dipólovou čtveřicí mezi stavem pravidelného rozmístění dipólů po apertuře až po stav maximálního přiblížení dipólových dvojic. Na tyto tubusy byly přilepeny úchytky vyrobené z materiálu FR4, které plnily funkci nastavitelného uchycení dipólů na tubus. Poloměr dvoudílného tubusu byl volen s ohledem na průměr fantomu (100 mm) a možnost změny vzdálenosti dipólů od povrchu fantomu. K tomu se dobře hodila průmyslově vyráběná PVC trubka o vnitřním průměru 135 mm.

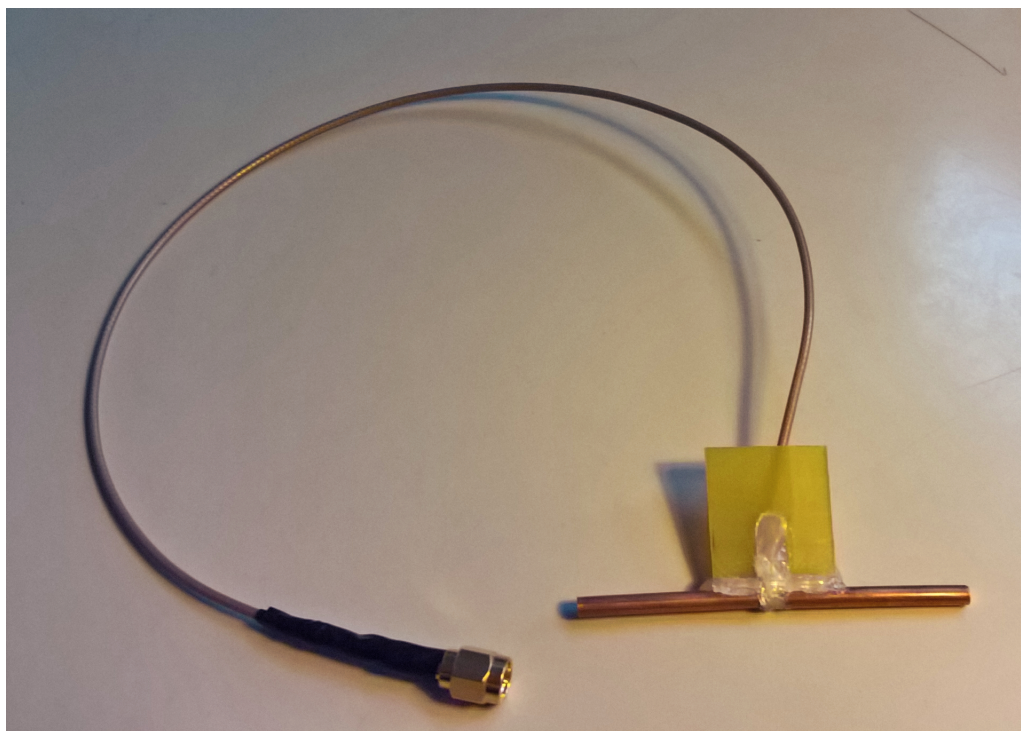
Vodotěsný obal byl pak vyroben z PVC trubky o vnějším průměru 200 mm. (Širší průměr byl nutný při použití způsobu uchycení dipólů.) Výchozí vzdálenost dipólů od povrchu fantomu byla 10 mm, tedy výchozí průměr kruhové apertury aplikátoru byl 110 mm.

7.1 Výroba dílčího dipólu

Ramena dílčích dipólů aplikátoru byla vyrobena z průmyslově vyráběného plného Cu vodiče s průměrem 3.6 mm (instalační vodič CY 10). Tento rozměr vodiče byl volen s ohledem na výsledky numerických simulací modulu parametru s_{11} . S ohledem na přípravná měření

(měření s agarovou kostkou), která ukázala, že vyrobený aplikátor má tendenci rezonovat na vyšších frekvencích, než které byly získány simulacemi, byl vyroben dipól o 7 milimetrů delší, než byla délka optimalizovaná v simulacích (viz 6). Délka vyrobeného dipólu tedy byla 67 mm.

Ramena vodiče byla připájena k napájecímu koaxiálnímu kabelu RG-178 B/U délky 40 cm, který byl na opačném konci opatřen SMA koncovkou. Ústí kabelu a ramena dipólů byly izolovány v místě připojení tavným lepidlem, kterým byly rovněž uchyceny dipóly na páskový držák vyrobený ze substrátu FR4.



Obrázek 13: Vyrobený dílčí dipól aplikátoru.

Kapitola 8

Výroba agarového fantomu

Testování aplikátorů pro termoterapii se provádí pomocí fantomů biologické tkáně. Fantomy mohou být pevné nebo kapalné. Jsou vyráběné tak, aby jejich elektrické a tepelné parametry (v daném rozsahu frekvencí) dostatečně přesně aproximovaly parametry biologické tkáně. Parametry tkání vyskytujících se v lidském těle jsou různé. Pro daný typ tkáně je tedy třeba zvolit i správný druh fantomu, respektive volit správně poměry látek při jeho výrobě.

Pro měření modulu parametru s_{11} aplikátoru a měření rozložení teploty v ohřívané tkáni, byl použit agarový fantom, jehož elektrické parametry by se při složení, které udává tabulka 8.2, měly podle [1] blížit elektrickým parametrům svalové tkáně.

Při přípravě agarového fantomu je důležité postupně vsypávat agarový prášek za současného míchání do zahřívajícího solného roztoku. Tím lze dosáhnout dobré homogenity vyrobeného fantomu. Po rozmíchání následuje zahřívání na teplotu okolo 90°C , kdy začne zahřívána agarová tekutina značně houstnout. V tuto chvíli je tekutina nalita do formy, kde při chladnutí mění skupenství z kapalného na pevné, čímž je vytvořen pevný agarový fantom.

Elektrické parametry svalové tkáně na frekvenci 434 MHz udává tabulka 8.1, procentuální zastoupení látek v agarovém fantomu svalové tkáně udává tabulka 8.2

relativní permitivita $\epsilon_r[-]$	měrná vodivost $[\sigma/\text{m}]$	efektivní hloubka vniku δ [cm]
53	1.2	3.6

Tabulka 8.1: Elektrické parametry svalové tkáně na 434 MHz [1].

hmotnostní zastoupení [%]	látka
95.67	destilovaná voda
4	agarový prášek
0.33	NaCl

Tabulka 8.2: Složení agarového fantomu svalové tkáně [1].

Kapitola 9

Měření modulu parametru s_{11} aplikátoru

Na vyrobeném aplikátoru byl v jednodipólové i osmidipólové variantě širokopásmově měřen modul parametru s_{11} . Osmidipólový aplikátor byl dále použit pro ohřev agarového fantomu, ve kterém byla pomocí termokamery změřena teplotní distribuce.

9.1 Měření modulu parametru s_{11} jednodipólového aplikátoru

Pro měření modulu parametru s_{11} (dále jen $|s_{11}|$) byl použit vektorový analyzátor obvodů Agilent technologies E5062A. Před měřením jednodipólového aplikátoru byla provedena kalibrace pomocí úseku koaxiálního kabelu RG-178 B/U (stejně délky, jako napájecí kabel dipólu) opatřeného na konci SMA koncovkami a kalibračního standardu připojeného na konec kabelu. Tím se referenční rovina měření $|s_{11}|$ přiblížila maximálně k samotnému dipólovému aplikátoru.

Dipól vykázal v měření značnou širokopásmovost. Šířka pásma splňující podmínku $|s_{11}| < -10$ dB byla 180 MHz, zároveň na pracovní frekvenci 434 MHz, která ležela téměř ve středu tohoto pásma, bylo přizpůsobení dobré, hodnota $|s_{11}|$ byla -19,6 dB (viz 15).

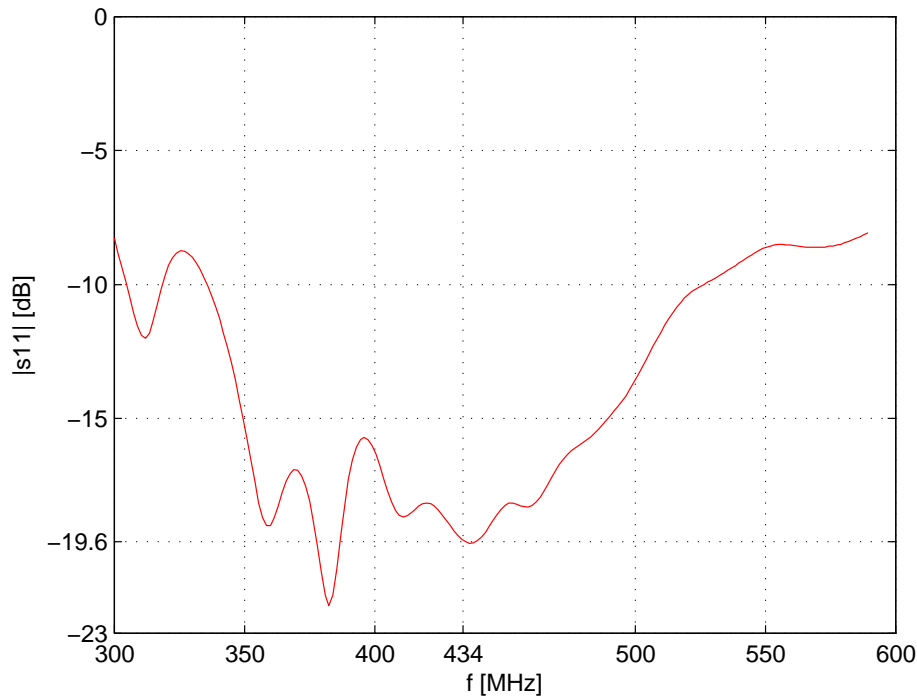
Změřená závislost $|s_{11}|$ na frekvenci v pásmu 300 - 600 MHz se výsledkům získaným simulacemi příliš nepodobala. Tato diference mezi výsledky simulace a výsledky měření mohla být způsobena zjednodušeným modelováním aplikátoru a zanedbáním vlivu okolního prostředí v simulacích. Zejména vynechání koaxiálního kabelu přivádějící výkon do aplikátoru, při modelování soupravy aplikátoru pro numerické simulace, mohlo mít významný vliv na jejich výsledek (Při měření se ukázalo, že pohyb kabelu způsobuje značné změny $|s_{11}|$).



Obrázek 14: Měření modulu parametru s_{11} na jednodipólovém aplikátoru, zapojení.

9.2 Měření modulu parametru s_{11} osmidipólového aplikátoru

Při měření osmidipólového aplikátoru proběhla opět nejprve kalibrace, avšak s tím rozdílem, že byla provedena na výstup vektorového analyzátoru. Volba této referenční roviny byla vhodná vzhledem k budoucímu připojení mikrovlnného generátoru místo analyzátoru při měření rozložení teploty ve fantomu.



Obrázek 15: Modul parametru s_{11} na jednodipólovém aplikátoru v závislosti na frekvenci. Změřená závislost.

Na aplikátoru byl nejprve měřen $|s_{11}|$ jednotlivých dipólů (při kompletním osazení). Hodnota $|s_{11}|$ se pohybovala od -9,3 dB u nejméně přizpůsobeného dipólu do -18,6 dB u dipólu přizpůsobeného nejlépe. Rozdíl v přizpůsobení vyrobených dipólů mohl být způsoben vnikem vody do ústí kabelu, které nemuselo být u některých dipólů dokonale utěsněno. (Utěsnění kabelu bylo zajištěno zalitím ústí tavným lepidlem.) Nelze však vyloučit i možnost, že odlišnost parametrů vznikla jejich výrobou.

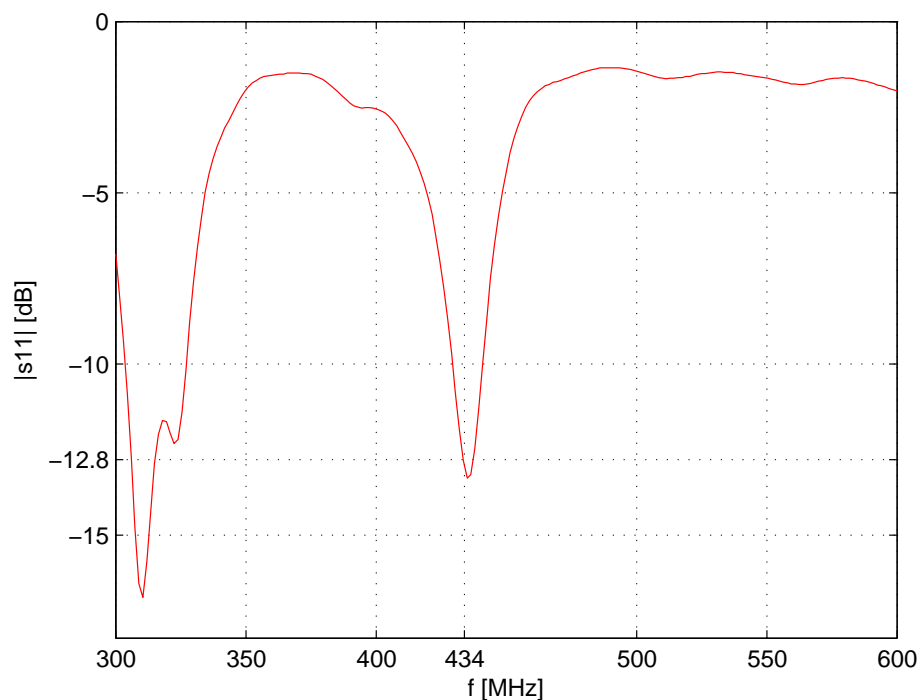
Aby bylo možné změřit činitel odrazu na celém aplikátoru, bylo potřeba sestavit výkonový dělič, který by umožnil připojení všech osmi antén aplikátoru k výstupu vektorového analyzátoru. Dělič byl realizován pomocí sedmi koaxiálních T-článekových děličů výkonu (N-konektorových). Pro připojení dipólů byly použity přechodky N-SMA.

Aplikátor připojený na takto sestavený dělič vykazoval velmi špatné přizpůsobení ($|s_{11}|$ v okolí -5 dB). Modul parametru s_{11} navíc téměř nereagoval na změnu natočení dipólové čtveřice, a na měřené křivce se neobjevil ani jediný výraznější rezonanční peak.

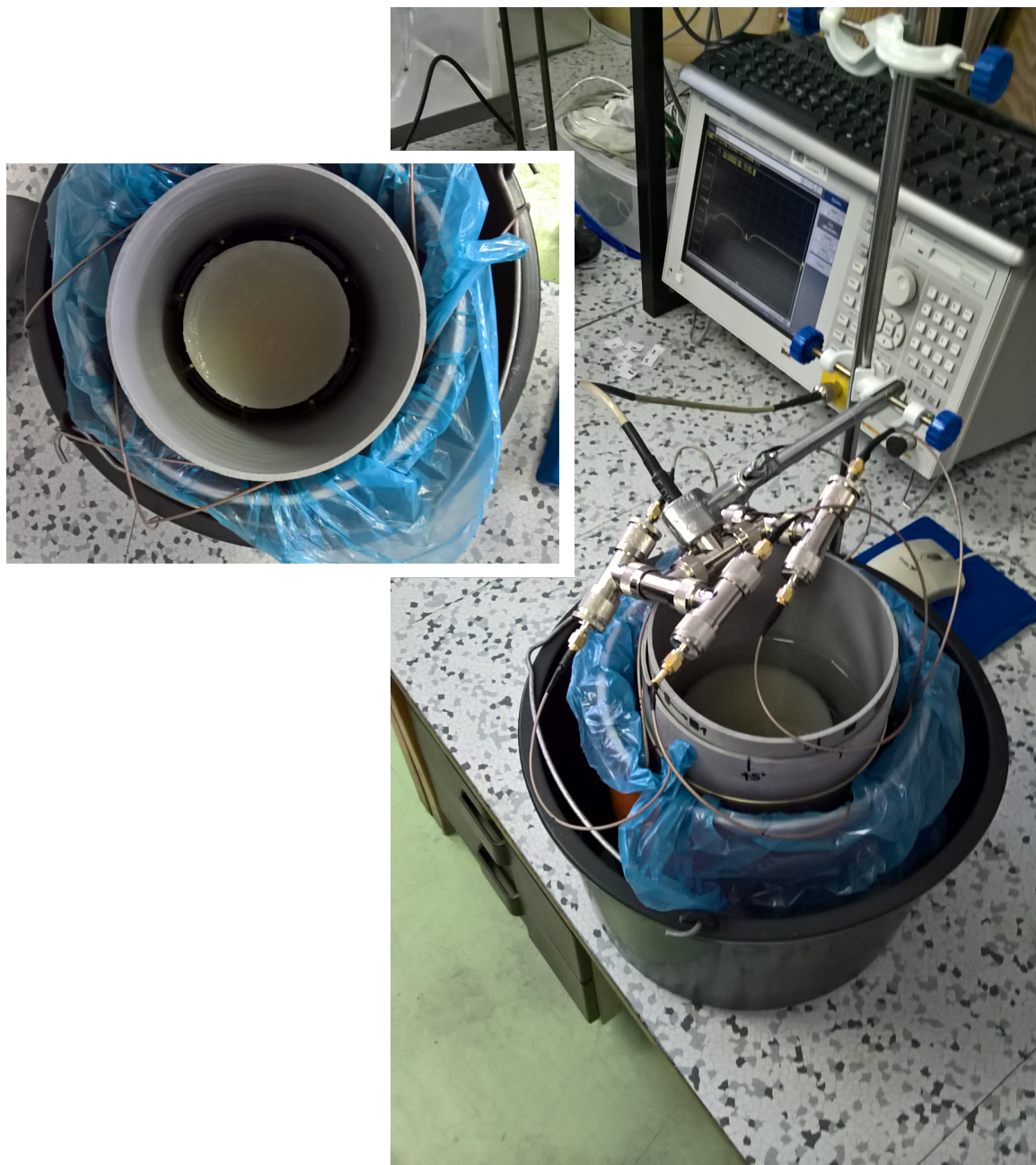
Ve snaze nalézt problematické místo, byla testována pouze dvojice dipólů připojených na jeden T-článek. Při připojení jednoho dipólu bylo přizpůsobení dobré (hodnoty $|s_{11}|$ obdobné jako při měření jednotlivých dipólů přímo připojených bez T-člátku). Při připojení druhého dipólu se ale hodnota $|s_{11}|$ zvýšila na hodnotu okolo -8dB, nezávisle na volbě testo-

vané dipólové dvojice. Při připojení bezodrazových SMA koncovek místo dvojice dipólů byl výsledek obdobný. Příčinou tohoto chování byly pravděpodobně použité T-děliče výkonu, na nichž vznikal odraz v důsledku změny impedance při dělení výkonu do dvou větví. Analýza celého sestaveného děliče nebyla možná, protože nebyl k dispozici dostatečný počet SMA bezodrazových koncovek.

Vzhledem k tomu, že návrh děliče výkonu nebyl náplní této bakalářské práce a nebyl k dispozici ani jiný dělič, bylo experimentováno se zapojením dipólů do sestaveného děliče, při současném sledování modulu parametru s_{11} na vektorovém analyzátoru. Takto bylo zjištěno dobré přizpůsobení v zapojení, kde byly na jednom T-článku děliče ponechány otevřené konce (volba dipólů, které zůstaly nezapojeny, neměla na hodnotu $|s_{11}|$ téměř vliv). Při takovém zapojení bylo dosaženo $|s_{11}| = -12,8$ dB, což byla hodnota umožňující připojení na mikrovlnný generátor a tudíž i testování rozložení teploty ve fantomu při takto zapojeném aplikátoru.



Obrázek 16: Modul parametru s_{11} na osmidipólovém aplikátoru v závislosti na frekvenci, při jednom nezapojeném T-děliči výkonu. Změřená závislost.



Obrázek 17: Měření modulu parametru s_{11} na osmidipólovém aplikátoru, zapojení.

Kapitola 10

Měření distribuce SAR v agarovém fantomu

Ačkoli lze v současnosti, díky dobré přesnosti simulátorů elektromagnetického pole, navrhovat a optimalizovat aplikátory pomocí numerických simulací, je potřeba tyto výsledky před uvedením aplikátoru do klinické praxe ověřit reálným měřením.

10.1 Metody měření distribuce SAR ve fantomu

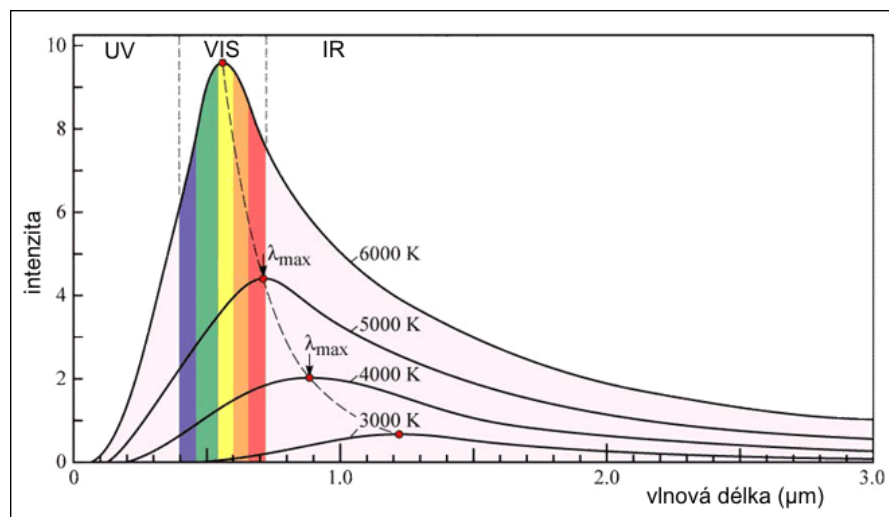
Rozložení SAR ve fantomu lze získat měřením rozložení teploty nebo měřením veličin elektromagnetického pole (nejčastěji velikosti intenzity elektrického pole) v objemu fantomu. Při měření distribuce SAR měřením teploty je třeba vzít v úvahu tepelnou vodivost fantomu. Teplotu je tedy třeba snímat v co nejkratším intervalu po zahřátí (v případě že metoda neumožňuje měření při zahřívání), a nelze jí použít, pokud by bylo vedení tepla ve fantomu příliš velké, nebo pokud by zahřívání fantomu probíhalo příliš pomalu. Tuto situaci lze matematicky vyjádřit tak, že je pravý člen rovnice 6.3 nezanedbatelný.

Výhodou měření rozložení SAR pomocí velikosti intenzity el. pole je možnost měřit při malých hodnotách veličin elektromagnetického pole, a také nezátíženost výsledku chybou, vznikající vedením tepla při měření teplotního rozložení ve fantomu. Nevýhodou tohoto postupu je nutnost měřit velikost el. intenzity v každém bodě ve třech směrech (Pokud orientace intenzity el. pole není známa). K měření intenzity el. pole lze použít elementárních dipólů nebo LED diod, které při vložení do el. pole generují světlo, jehož jas závisí na síle intenzity elektrického pole v měřeném bodu prostoru.

Pro měření distribuce SAR jsou používány především následující tři metody: měření infračervenou kamerou, použití speciálních fantomů s implantovanými teplotními čidly nebo měření ve vodním fantomu. V této práci byla pro měření distribuce SAR ve fantomu použita infračervená kamera.

Infračervená kamera pracuje na principu analýzy spektrální hustoty intenzity vyzařování

elektromagnetického vlnění H , které do okolí vyzařuje těleso s určitou teplotou. Tělesa s vyšší teplotou vyzařují do okolí více energie a vlnová délka maxima H se s rostoucí teplotou zkracuje (viz obr. 18)[12].



Obrázek 18: Závislost spektrální hustoty intenzity vyzařování elektromagnetického vlnění na vlnové délce a na teplotě [11].

Měření rozložení teploty ve fantomu se infračervenou kamerou provádí po ukončení zahřívání fantomu, nasnímáním termogramů povrchu fantomu a jeho řezů. Výhodou této metody je její nenáročnost a jednoduchost, nevýhodou je pak spotřeba fantomů, které po rozříznutí nelze použít pro další měření.

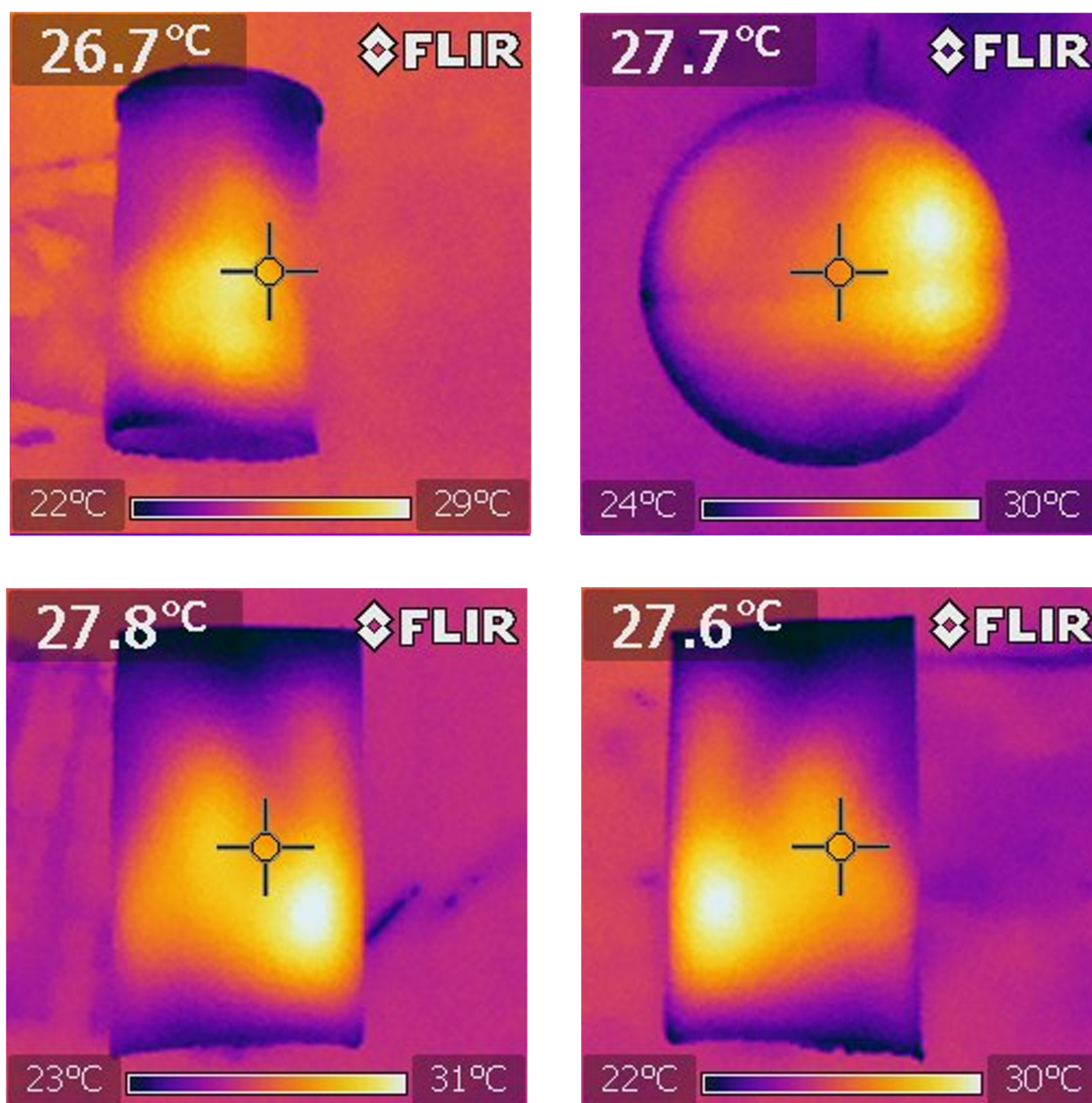
10.2 Měření distribuce teploty v agarovém fantomu

V zapojení s šesti aktivními dipóly s dobrým přizpůsobením na pracovní frekvenci (experimentálně nalezeném při měření $|s_{11}|$) byl aplikátor připojen na mikrovlnný generátor, který dodával na frekvenci 434 MHz po dobu 10 minut výkon 115 W. Generátor měřil odražený výkon lehce přes 0,5 W, tedy modul parametru s_{11} byl tedy zhruba -23 dB.

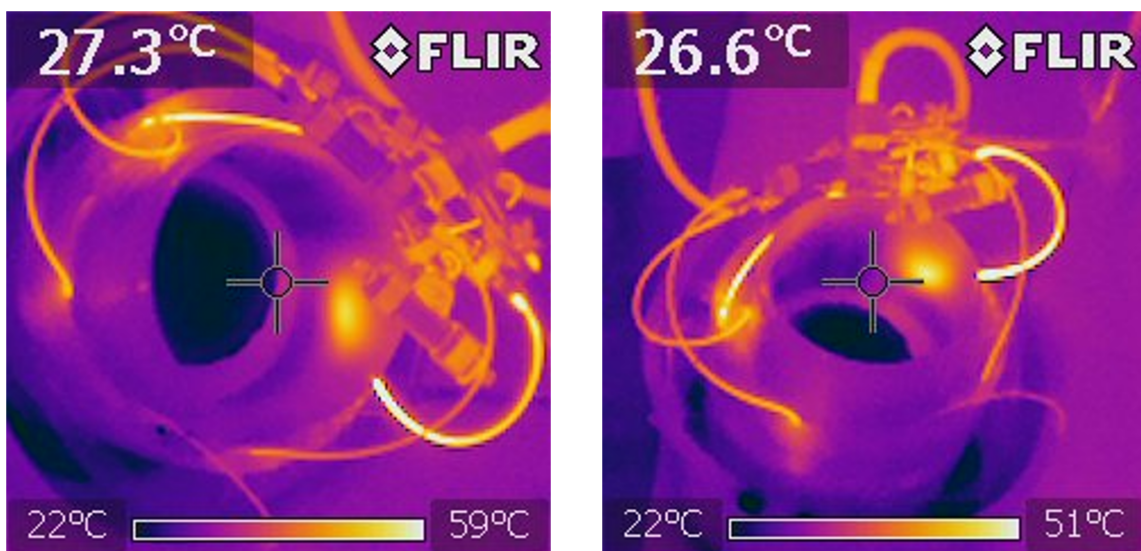
Aplikátor byl při zatížení nasnímán termokamerou viz obrázek 20. Z termogramu je patrná nesymetrie toku výkonu do aplikátoru, která se projevila na rovněž nesymetrickém rozložení teploty v agarovém fantomu.

Termogramy rozložení teploty ve fantomu (viz obrázek 19) byly infračervenou kamerou pořízeny okamžitě po vypnutí generátoru a vyjmutí fantomu z aplikátoru. Byly pořízeny snímky povrchu fantomu a dále příčného a podélného řezu středem fantomu. Ačkoli byl původní záměr dosažení symetrického rozložení teploty, v praxi je potřeba elektromagnetickou energii fokusovat na specifické místo (místo výskytu tumoru). K tomu lze využít buzení

různou amplitudou nebo i fází. Zde tedy bylo otestováno jedno možné schéma buzení s různou amplitudou a stejnou fází.



Obrázek 19: Termogramy dokumentující rozložení teploty v agarovém fantomu. Celý fantom, příčný řez jeho středem a podélný řez středem fantomu.



Obrázek 20: Termogramy soupravy aplikátoru při ohřívání fantomu.

Kapitola 11

Závěr

Cílem této práce bylo navrhnout model aplikátoru pro regionální termoterapii. Aplikátor se skládá z osmi dílčích dipólů uchycených na dvoudílném tubusu, který umožňuje přibližování dipólových dvojic. Nejprve byl navržen a optimalizován jednodipólový aplikátor, a na jeho základě byl poté navržen aplikátor osmidipólový. Osmidipólový aplikátor byl pomocí numerických simulací optimalizován, tak aby splnil zadanou podmínku impedančního přizpůsobení. Na pracovní frekvenci 434 MHz bylo dosaženo přizpůsobení, kdy byl modul parametru s_{11} na vstupu aplikátoru menší než -30 dB.

Numerickými simulacemi bylo dále vypočteno rozložení veličiny SAR v objemu homogenního fantomu, při vystavení vysokofrekvenčnímu elektromagnetickému poli vyzářeném navrženým aplikátorem. Cílem bylo vytvoření sbíhavé válcové/eliptické vlny, která by způsobila nárůst SAR ve středu fantomu. To se podařilo při buzení dílčích dipólů osmidipólového aplikátoru stejnou amplitudou a fází.

Model aplikátoru optimalizovaný v simulacích byl vyroben a testován. Nejprve byl měřen modul parametru s_{11} na vstupu aplikátoru na pracovní frekvenci 434 MHz. Na jednodipólovém aplikátoru byla hodnota $|s_{11}| = -19.6$ dB. Na osmidipólového aplikátoru, byla naměřena hodnota $|s_{11}| = -5$ dB. Experimentálně pak bylo nalezeno zapojení aplikátoru s šesti aktivními dipóly, kde $|s_{11}|$ na vstupu aplikátoru byl -12.8 dB.

Aplikátor byl v tomto zapojení připojen na mikrovlnný generátor, který dodal do aplikátoru výkon potřebný k zahřátí agarového fantomu. Ten byl po ukončení ohřevu nasnímán termokamerou. Termogramy ukázaly nesymetrické rozložení teploty v objemu fantomu, což byl výsledek odpovídající nesymetrickému toku výkonu do aplikátoru plynoucí z jeho zapojení.

Literatura

- [1] Vrba, J. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. České vysoké učení technické v Praze, Praha, 2003.
- [2] Vrba, J. *Úvod do mikrovlnné techniky*. České vysoké učení technické v Praze, Praha, 2007.
- [3] Hall G. *The ARRL Antenna Book*. The American Radio Relay League, 1991.
- [4] Issels R. D. *Hyperthermia adds to chemotherapy*. University of Munich, Munich, 2008.
- [5] Wust P., Cho C.H., Hildebrandt B., Gellerman J. *Thermal monitoring: Invasive, minimal-invasive and non-invasive approaches*. Clinic for radiation Medicine, Berlin, 2006.
- [6] Wahid P. F., Hagmann M. J., Gandhi O.P. Multidipole applicators for regional and whole-body hyperthermia. *Proceedings of the IEEE*, vol. 70, no. 3, 1982.
- [7] Laurent S., Dutz S., Häfeli U. O., Mahmoudi M. *Magnetic fluid hyperthermia: Focus on superparamagnetic iron oxide nanoparticles*. University of Mons, 2011.
- [8] Canters R. A., Paulides M.M. *Benefit of replacing the Sigma-60 by the Sigma-Eye applicator: A Monte Carlo-based uncertainty analysis*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, 2012.
- [9] Ellison W.J., Lamkaouchi K. *Water: A dielectric reference*. *Journal of Molecular Liquids* 68, 1996.
- [10] Pechač P., Zvánovec S. *Základy šíření vln pro plánování pozemních rádiových spojů, studijní verze 1.0*. České vysoké učení technické v Praze, Praha.
- [11] *Laboratorní moduly* [online]. [cit. 10.5.2017]. Katedra fyziky FEL ČVUT v Praze. Dostupné z WWW: http://www.aldebaran.cz/lab/planck/2_cteni_2.php
- [12] Reichl J., Všeticka M. *Encyklopedie fyziky* [online]. [cit. 10.5.2017]. Dostupné z WWW: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/538-zareni-absolutne-cerneho-telesa>