

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů



Diplomová práce

Mikrovlnný aplikátor pro lokální hypertermii na bázi antény
typu “Bow-tie”.

Microwave applicator for local hyperthermia based on
a "bow-tie" antenna

Autor: Bc. Veronika Rošková

Vedoucí práce: prof. Ing. Jan Vrba, CSc.

Konzultant: Ing. Milan Babák

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Praha 2024

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Rošková** Jméno: **Veronika** Osobní číslo: **486995**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**
Specializace: **Lékařská technika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Mikrovlnný aplikátor pro lokální hypertermii na bázi antény typu "Bow-tie"

Název diplomové práce anglicky:

Microwave Applicator for Local Hyperthermia Based on a "Bow-tie" Antenna

Pokyny pro vypracování:

Prostudujte základní literaturu o mikrovlnné termoterapii. Ve Vaší diplomové práci se zaměřte na aplikátory pro lokální léčbu, jejich základní funkce a možnosti jejich testování (tj. numerické a experimentální ověření impedančního přizpůsobení a také na určení 3D distribuce SAR v homogenním agarovém fantomu).

Vaším úkolem je navrhnout a optimalizovat aplikátor pro mikrovlnnou hypertermii na bázi antén typu Bow-tie. 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 Sim4Life.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Vrba, J.: „Lékařské aplikace mikrovlnné techniky“. Skriptum ČVUT, Praha, 2007.
- [2] Int. Journal of Hyperthermia, ESHO 1992 – 2017.
- [3] Louda, V.: „Maticové uspořádání vlnovodných aplikátorů pro lokální termoterapii“. Diplomová práce FEL ČVUT, 2009.
- [4] Hrubý, V.: „Model regionálního aplikátoru na bázi osmi dipólů“. Bakalářská práce FEL ČVUT, 2017.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

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

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

Ing. Milan Babák katedra elektromagnetického pole FEL

Datum zadání diplomové práce: **16.10.2023**

Termín odevzdání diplomové práce: **24.05.2024**

Platnost zadání diplomové práce: **21.09.2025**

prof. Ing. Jan Vrba, CSc.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne

.....

Podpis autora práce

Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala prof. Ing. Janu Vrbovi, CSc. za podnětné rady a vstřícný přístup při vedení této diplomové práce. Dále děkuji Ing. Milanu Babákovi za konzultace a vysvětlení záludností simulátoru EM pole Sim4Life.

Abstrakt

Mikrovlnná hypertermie je jednou z metod léčby onkologických onemocnění. Nejčastěji se provádí společně s radioterapií. Její princip spočívá v ohřevu tkáně na 42 - 45 °C, což je teplota, při které nádorová tkáň odumírá, aniž by došlo k poškození tkáně zdravé.

V rámci této práce byl pomocí simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life navržen aplikátor vhodný pro lokální hypertermii. Tento aplikátor byl následně vyroben a otestován pomocí vektorového analyzátoru mikrovlnných obvodů a hypertermické soustavy ALBA.

Na vstupu aplikátoru byla hodnota činitele odrazu -17 dB. Vyroběný aplikátor dokázal při výkonu generátoru 100 W zvýšit za 10 minut teplotu agarového fantomu o 5 °C, čímž aplikátor vyhověl stanoveným požadavkům.

Klíčová slova: mikrovlnné hypertermie, lokální hypertermie, bow-tie aplikátor, SAR, činitel odrazu

Abstract

Microwave hyperthermia is one of the methods of cancer treatment. It is most often performed along with radiotherapy. Its principle is to heat the tissue to 42 - 45 °C, the temperature at which the tumour tissue dies without damaging healthy tissue.

In this work, an applicator suitable for local hyperthermia was designed using the Sim4Life electromagnetic field simulator. This applicator was then created and tested using a vector microwave circuit analyser and a hyperthermia system ALBA.

At the input of the applicator, the reflection coefficient was -17 dB. The created applicator was able to increase the temperature of the agar phantom by 5 °C in 10 minutes at a power of 100 W, thereby the applicator met the specified requirements.

Keywords: microwave hyperthermia, local hyperthermia, bow-tie applicator, SAR, reflection coefficient

Seznam použitých zkratk

DNA	deoxyribonukleonová kyselina	deoxyribonucleotic acid
E	intenzita elektrického pole	
EM	elektromagnetický	electromagnetic
FNB	Fakultní nemocnice Bulovka	
FDTD	Konečné diference v časové doméně	Finite-Difference Time Domain
ISM	průmysl, věda, lékařství	industry, science, medical
PEC	dokonalý elektrický vodič	perfect electric conductor
SAR	specifická míra absorpce	specific absorbtion rate
UV	ultrafialové	ultraviolet

Seznam obrázků

Obrázek 2.1 – schéma soustavy pro mikrovlnnou hypertermii, převzato z [10].....	8
Obrázek 2.2 – nákres bow-tie antény.....	9
Obrázek 3.1 – model svalu (žlutá) a vodního bolu (modrá) vytvořený v <i>Sim4Life</i>	13
Obrázek 3.2 – model bow-tie antény vytvořený v programu <i>Sim4Life</i>	14
Obrázek 3.3 – <i>sweep</i> vytvořený pro optimalizaci rozměrů a a b	14
Obrázek 3.4 – <i>sweep</i> vytvořený pro optimalizaci rozměrů a a b	15
Obrázek 3.5 – činitel odrazu pro $a=80$ a $b=30$	16
Obrázek 3.6 – <i>sweep</i> vytvořený pro optimalizaci vodního bolu.....	16
Obrázek 3.7 – SAR rozložení na úrovni aplikátoru.....	17
Obrázek 3.8 – simulace SAR rozložení 1 mm pod povrchem svalové tkáně.....	18
Obrázek 3.9 – simulace SAR rozložení příčného řezu svalové tkáně.....	18
Obrázek 3.11 – teplotní rozložení 1 mm pod povrchem fantomu.....	20
Obrázek 3.12 – teplotní rozložení 2 cm pod povrchem fantomu.....	20
Obrázek 3.13 – činitel odrazu pro různé tloušťky plechu pro výrobu ramen aplikátoru.....	21
Obrázek 3.14 – návrh modelu formy aplikátoru pro 3D tisk.....	22
Obrázek 3.15 – činitel odrazu pro $s = 2, 4, 6, 8$ a 10	22
Obrázek 3.16 – vyrobený aplikátor pro mikrovlnnou hypertermii.....	23
Obrázek 3.17 – povrch fantomu použitého pro měření.....	24
Obrázek 3.18 – vodní bolus vytvořený pomocí plastového polštáře.....	25
Obrázek 3.19 – vodní bolus vytvořený zalitím fantomu vodou do výšky 8 cm.....	25
Obrázek 3.20 – soustava pro měření činitele odrazu.....	26
Obrázek 3.21 – změřené hodnoty činitelů odrazu pro vodní bolus vytvořený pomocí plastového polštáře, bolus vytvořený zalitím fantomu vodou a porovnání s výsledkem výpočtu v rámci simulací.....	27
Obrázek 3.22 – soustava pro výsledné měření teplotního rozložení pomocí termokamery.....	28
Obrázek 3.23 – zkušební měření hypertermické soustavy ALBA pro vodní bolus tvořený plastovým polštář.....	28
Obrázek 3.24 – zkušební měření hypertermické soustavy ALBA pro vodní bolus vytvořením zalitím fantomu vodou.....	29
Obrázek 3.25 – povrch fantomu před měřením.....	29
Obrázek 3.26 – fantom s aplikátorem v průběhu měření.....	30
Obrázek 3.27 – povrch fantomu po ukončení zahřívání.....	30
Obrázek 3.28 – řez ohřátým fantomem.....	31

Obsah

1. Úvod.....	1
1.1. Šíření elektromagnetického záření.....	3
1.1.1. Permittivita prostředí.....	3
1.1.2. Permeabilita prostředí.....	3
1.1.3. Konduktivita.....	4
1.1.4. Účinky elektromagnetického pole.....	4
1.2. Šíření elektromagnetického pole v lidské tkáni.....	5
1.2.1. Rozložení teploty v biologické tkáni.....	5
1.2.2. SAR – specific absorption rate.....	5
1.2.3. Činitel odrazu.....	6
1.2.4. Efektivní hloubka ohřevu.....	7
1.2.5. FDTD.....	7
2. Soustava pro mikrovlnnou hypertermii.....	8
2.1. Aplikátory.....	9
2.1.1. Bow-tie anténa.....	9
2.1.2. Vodní bolus.....	10
2.1.3. Fantom.....	10
2.2. Termometrie.....	11
2.2.1. Neinvazivní termometrie.....	11
2.2.2. Invazivní termometrie.....	11
3. Proces výroby aplikátoru a jeho testování.....	12
3.1. Simulace.....	12
3.1.1. Fantom a vodní bolus.....	12
3.1.2. Bow-tie aplikátor.....	13
3.1.3. Tloušťka vodního bolu.....	16
3.1.4. SAR.....	17
3.1.5. Teplotní simulace.....	19
3.2. Výroba aplikátoru.....	21
3.3. Testování aplikátoru.....	24
3.3.1. Fantom.....	24
3.3.2. Činitel odrazu.....	26
3.3.3. Měření teplotního rozložení.....	27

4. Závěr.....	32
Použitá literatura	33

1. Úvod

Mikrovlnná hypertermie je metoda určená k léčbě onkologických onemocnění. Je založena na skutečnosti, že buňky nádorové tkáně nejsou schopny přežít teplotu vyšší než 41 °C, kdežto zdravá tkáň dokáže odolat teplotám až do 45 °C. Při lokální hypertermii proto nádorová je tkáň zahřívána na teplotu 42-45 °C, čímž dochází k apoptóze buněk nádorové tkáně, zdravá tkáň zůstává bez trvalého poškození. Doba jednoho sezení se většinou pohybuje v rozsahu 30-90 minut [1, 2]. Hypertermie bývá aplikována 1x týdně po dobu 4 až 6 týdnů, obvykle v kombinaci s radioterapií.

Použití mikrovlnného záření je vhodným způsobem léčby především větších nádorů, jelikož se v jejich středu tvoří pouze kapiláry, které nejsou schopny průtokem krve tkáň dostatečně ochladit. Kromě samotné apoptózy buněk může dojít k oslabení nádoru, narušení replikace DNA, či zvýšení senzitivity na radioterapii [3]. Vztah mezi regresí nádoru a zvýšenou teplotou byl prvně pozorován u pacientů, kteří trpěli horečnatými onemocněními. V Čechách se tato metoda začala klinicky používat v roce 1982 v radioterapeutickém ústavu v Praze (dnes ústav radiační onkologie FNB).

Mikrovlnná termoterapie se zpravidla nevyužívá jako samostatná metoda, ale spíše jako metoda doprovodná, a to v kombinaci s chemoterapií nebo radioterapií, případně jejich kombinací, v závislosti na typu nádoru. Při kombinaci s radioterapií pak hovoříme o radiotermoterapii. Při léčbě radiotermoterapií docházelo v mnoha případech k mnohem lepším výsledkům, než při léčbě samotnou radioterapií [4, 5]. Vhodnost kombinace metod je způsobena tím, že se mikrovlnná termoterapie zaměřuje především na zahřívání středu nádoru, přičemž prokrvené okraje musí být léčeny jinými prostředky.

Výhodou termoterapie je, na rozdíl od ostatních běžně používaných metod k léčbě nádorových onemocnění, její bezpečnost. Jedná se o metodu netoxickou, významně nezatěžující organismus pacienta. Dosud totiž nebyly prokázány negativní účinky vysokofrekvenčního elektromagnetického pole na DNA, přestože se jedná o široce probádanou oblast [6].

Pro lékařské aplikace hypertermie se doporučuje využívat frekvence z tzv. ISM pásma (Industry, Science, Medicine). Jde o frekvence, které jsou vyhrazené pro

průmyslové, vědecké a medicínské využití, aby se zabránilo rušení rádiových signálů využívaných např. pro komunikační účely. Tyto frekvence jsou mezinárodně uznávané, přičemž pro lokální mikrovlnnou hypertermii se nejčastěji používá 434, 915 a 2450 MHz [7].

Cílem této práce je prostudovat základní literaturu o mikrovlnné termoterapii, s bližším zaměřením na lokální aplikátory. Dále také navrhnout a optimalizovat aplikátor na bázi antény typu bow-tie pracující na frekvenci 434 MHz tak, aby byla hodnota činitele odrazu na vstupu aplikátoru menší než -10 dB.

1.1. Šíření elektromagnetického záření

V rámci teorie elektromagnetického (EM) pole nás budou zajímat především jeho účinky na lidský organismus a vzájemné interakce mezi tkání a elektromagnetickým polem. Je nezbytné znát rozložení veličin elektromagnetického pole v léčené oblasti.

Elektrické a magnetické vlastnosti elektromagnetického pole jsou popisovány řešením Maxwellových rovnic. Pro popis šíření EM vln v lidském těle je nutné znát permitivitu, permeabilitu a měrnou elektrickou vodivost (konduktivitu) všech typů tkání, které jsou v léčené oblasti.

1.1.1. Permitivita prostředí

Permitivita prostředí ε popisuje závislosti indukce elektrického pole \mathbf{D} na intenzitě elektrického pole \mathbf{E} .

$$\varepsilon = \frac{\mathbf{D}}{\mathbf{E}} \quad (1)$$

Relativní permitivita ε_r je bezrozměrná veličina popisující permitivitu daného prostředí normalizovanou vůči permitivitě vakua ε_0 ($\varepsilon_0 = \frac{10^7}{4\pi c^2}$ [F · m⁻¹]). Vakuum má nejmenší permitivitu, kterou můžeme uvažovat.

$$\varepsilon_r = \frac{\varepsilon}{\varepsilon_0} \quad (2)$$

1.1.2. Permeabilita prostředí

Permeabilita prostředí μ popisuje závislosti indukce magnetického pole \mathbf{B} na intenzitě elektrického pole \mathbf{E} .

$$\mu = \frac{\mathbf{B}}{\mathbf{E}} \quad (3)$$

Hodnota relativní permeability μ_r je určena poměrem permeability prostředí vzhledem k permeabilitě vakua μ_0 ($\mu_0 = 4\pi 10^{-7}$ [H · m⁻¹]). Na základě hodnoty relativní permeability jsou určeny magnetické vlastnosti materiálů.

1.1.3. Konduktivita

Další veličinou důležitou pro popis šíření elektromagnetického pole je konduktivita, která vyjadřuje schopnost prostředí vést elektrický proud. Varianty jejího výpočtu vidíme ve vzorci 4.

$$\sigma = \frac{1}{\rho} = \frac{J_v - J}{E} \quad (4)$$

$J_v - J$ je rozdíl hustoty vodivého proudu a zdrojové proudové hustoty. Konduktivita σ je také převrácenou hodnotou rezistivity ρ .

1.1.4. Účinky elektromagnetického pole

Účinky elektromagnetického pole se liší podle použité frekvence vyzařování.

Záření na frekvencích vyšších, než odpovídá tzv. UV pásma, je ionizační, dlouhodobé expozice jsou člověku nebezpečné [9].

Záření na frekvencích od 3 kHz až do UV pásma je neionizující, na lidský organismus nemá výrazně poškozující vliv. Od určité úrovně absorbovaného výkonu (cca 4 W/kg) má účinky tepelné, při nichž může docházet ke zvýšení teploty tkáně. Tyto účinky mají své využití nejen v onkologii, ale také v urologii, kardiologii či fyzioterapii.

Biologické účinky mikrovlnné energie závisí kromě frekvence vyzařované EM vlny například na intenzitě elektrického pole, dielektrických vlastnostech a rozměrech exponované tkáně, délce trvání ozařování či orientaci a polarizaci elektromagnetického pole. [10]

1.2. Šíření elektromagnetického pole v lidské tkáni

EM vlny vyzářené do léčené oblasti, které způsobují zvýšení teploty ve tkáni, nazýváme vlny hloubkové. Cílem vytvoření efektivního aplikátoru je navrhnout jej tak, aby se minimalizoval vznik povrchových vln, které se nedostanou hlouběji než 10 mm pod povrch léčené oblasti a přispívají ke tvorbě tzv. horkých míst (hot spots), jejichž vznik je nežádoucí. Zároveň je potřeba minimalizovat vlny rozptýlené do okolního prostoru, které by mohli poškodit zdraví pacienta či personálu. [10]

1.2.1. Rozložení teploty v biologické tkáni

V lidské tkáni dochází k postupné přeměně výkonu elektromagnetické vlny na teplo, jelikož biologické tkáně mají charakter ztrátového dielektrika [10]. Teplotu ve tkáni zvýšenou tímto jevem je nutné při klinické aplikaci hypertermie průběžně monitorovat.

Teplotní rozložení ve tkáni je možno v konkrétní oblasti spočítat řešením parciální diferenciální rovnice (tzv. Bio-heat equation)

$$\rho_t c_t \frac{\delta T}{\delta t} = q + \gamma_t \Delta T - V(T - T_{kr}) \quad (5)$$

ρ_t je hustota biologické tkáně, c_t měrné teplo, T je teplota, t čas a T_{kr} teplota přitékající krve. Energie dodávaná elektromagnetickým polem je q , γ_t je měrná tepelná vodivost tkáně a V závisí na veličinách charakterizujících krevní řečiště a na teplotní kapacitě v dané oblasti. [10]

1.2.2. SAR – specific absorbtion rate

Použití elektromagnetického záření se musí řídit pravidly a normami, aby se zamezilo možnému poškození zdraví lidí pohybujících se v blízkosti zdrojů záření. Specifická míra absorpce SAR je určena jako množství absorbované energie na jeden kilogram tkáně. Její limity jsou nastaveny hygienickými normami na $SAR = 0,4 \frac{W}{kg}$ [9]. V rozmezí 30-300 MHz dochází v lidském těle, interpretujeme-li jej jako dipól, k rezonancím, norma je tudíž v tomto rozmezí nastavena přísněji.

Některé z možností výpočtu SAR vidíme ve vzorci 6, kde t značí čas, m hmotu, W absorbovanou elektromagnetickou energii, ρ hustotu tkáně, V objem, P výkon, E prostorové rozložení intenzity elektromagnetického pole.

$$SAR = \frac{\delta}{\delta t} \left(\frac{\delta W}{\delta m} \right) = \frac{\delta P}{\rho \delta V} = \frac{\sigma |\mathbf{E}|^2}{\rho} \left[\frac{W}{kg} \right] \quad (6)$$

Uvážíme-li T jako činitel proniku elektromagnetické vlny do biologické tkáně, můžeme definovat intenzitu elektromagnetického pole uvnitř tkáně jako vzorec 7, kde E_i značí intenzitu dopadajícího elektromagnetického pole.

$$\mathbf{E}_t = T \mathbf{E}_i \quad (7)$$

Po dosazení vzorce 7 do vzorce 6 získáme přepis pro výpočet SAR v biologické tkáni.

$$SAR = \frac{\sigma (T \mathbf{E})^2}{\rho} \left[\frac{W}{kg} \right] \quad (8)$$

1.2.3. Činitel odrazu

Chování vln při průchodu soustavou popisují rozptylové parametry, které se označují jako S parametry (S je vzaté od slova scatter, rozptyl). Pro návrh antén, a tudíž i našeho aplikátoru, je podstatný především parametr S_{11} , přičemž je možné pro účely této práce parametr S_{11} označovat jako činitel odrazu.

S_{11} vyjadřuje množství výkonu odraženého od aplikátoru navázaného na léčenou oblast. Je definován jako poměr odražené napěťové vlny k napěťové vlně dopadající na aplikátor. Pro výpočet odraženého výkonu se tento parametr uplatní v kvadrátu.

Uvádíme-li činitel odrazu v decibelech, je velmi snadné jej interpretovat. Má-li hodnotu -10 dB, poté je více než 99 % výkonu EM vlny doručeno až k výstupu zařízení, v našem případě přímo do aplikátoru.

1.2.4. Efektivní hloubka ohřevu

V diplomové práci uvažujeme pro zjednodušení biologickou tkáň jako homogenní ztrátové dielektrikum s dielektrickými parametry svalové tkáně. Hloubka ohřevu bude tudíž záviset na velikosti aplikátoru a frekvenci elektromagnetického pole, která je v našem případě 434 MHz.

Hloubka vniku rovinné d vlny pro $2\pi f\epsilon' \ll \sigma$ je definována ve vzorci 9.

$$d = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (9)$$

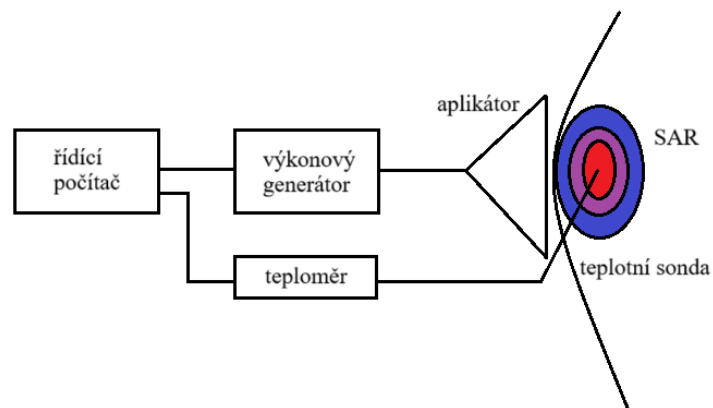
Přičemž f je frekvence vyzařování, ϵ' reálná část permitivity tkáně, μ permeabilita a σ konduktivita. V hypertermii ale zpravidla pro určení hloubky vniku uvažujeme následně upravenou definici. Stanovíme 100% výkonovou hustotu v 10 mm pod povrchem. Za $d_{1/2}$ uvažujeme hloubku, při které se výkonová hustota sníží na 50 %. $d_{1/2}$ poté definuje oblast, ve které bude docházet k nejefektivnějšímu nárstu teploty. [10]

1.2.5. FDTD

Metoda konečných diferencí v časové oblasti (Finite-Difference Time-Domain) je velmi často používána pro výpočet rozložení veličin elektromagnetického pole, jelikož dokáže vyřešit Maxwellovy rovnice v nemagnetických materiálech. Prostor, ve kterém je rozložení pole zjišťováno, je nutné rozdělit pomocí mřížky na menší krychlové podprostory, které jsou pro výpočet uvažovány jako homogenní celek. Spočívá v diskretizaci prostředí, přičemž při výpočtu bere v potaz nejbližší okolí řešeného podprostoru. Každá část mřížky má šest složek, přičemž tři jsou pro elektrické a tři pro magnetické pole. Přesnost výpočtu mimo jiné velmi závisí na hustotě mřížky i na okrajových podmínkách celého zkoumaného prostoru.

2. Soustava pro mikrovlnnou hypertermii

Zařízení pro mikrovlnnou hypertermii se skládá z řídicího počítače, výkonového generátoru a aplikátoru přiloženého na tkáň. Zároveň je nutné zařídit sledování teploty ve tkáni pomocí teploměru. Jednoduché schéma soustavy je zobrazeno na obrázku 2.1.



Obrázek 2.1 – schéma soustavy pro mikrovlnnou hypertermii, převzato z [10]

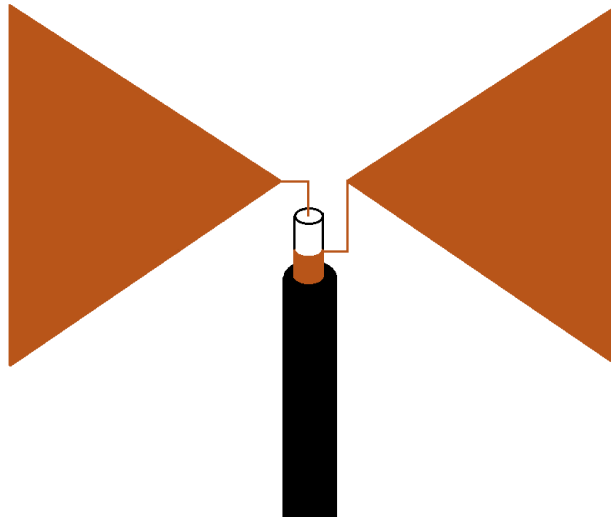
V případě, že se fokusovaná oblast nachází hlouběji v těle, používají se pro mikrovlnnou hypertermii často aplikátory oválného tvaru složené z několika antén, které jsou rozloženy na válcové ploše. Správným nastavením jednotlivých antén je možné dosáhnout lepší fokuzace mikrovlnných paprsků [11, 12]. Matice aplikátorů se také používají pro hypertermii nádorů situovaných hlouběji v těle, pro povrchové nádory je naopak vhodnější použití jednoho aplikátoru [13, 14].

2.1. Aplikátory

Aplikátorů pro mikrovlnnou hypertermii existuje nespočet. Můžeme mít aplikátory vlnovodné, tvořené úsekem vedení, kapacitní či induktivní. Různé typy aplikátorů se využívají na různé druhy léčby.

2.1.1. Bow-tie anténa

Bow-tie anténa je svojí konstrukcí i funkcí velmi podobná anténě dipólové, je však charakteristická svým tvarem. Skládá se ze dvou shodných rovnoramenných trojúhelníků, přičemž jeden z nich je zrcadlově převrácený vůči druhému. Nákres bow-tie antény můžeme vidět na obrázku 2.2.



Obrázek 2.2 – nákres bow-tie antény

Bow-tie antény mají více variant, výhody ve funkci mohou vzniknout zaoblením rohů trojúhelníků, změnou rozměrů a vzdáleností ramen či změnou náklonu jednotlivých ramen.

Ke zlepšení vlastností bow-tie antény dochází přidáním dielektrické vrstvy, což je možné pozorovat na činiteli odrazu, či rozložení **E** pole. [15].

2.1.2. Vodní bolus

Vodní bolus napomáhá prostupu elektromagnetického pole do tkáně, jelikož snižuje jeho rozptyl. Nachází se mezi aplikátorem a léčenou tkání. Je díky němu možné použít menší antény, což je pro lokální hypertermii výhodné. Zároveň tvoří ochrannou vrstvu, jelikož tkáň ochlazuje, minimalizuje riziko vzniku horkých míst.

Teplota vodního bolu ovlivňuje činitel odrazu, avšak záleží také na jeho tvaru či rychlosti cirkulace vody [16].

2.1.3. Fantom

Vlastnosti modelu biologické tkáně se mění na základě toho, zda chceme sledovat rozložení elektromagnetického pole ve tkáni, či přesné rozložení teploty. Požadavky na fantom v druhém případě jsou mnohem přísnější, jelikož musíme vzít v potaz i ochlazování tkáně pomocí krevního řečiště. [10]

Parametry, které by měl přesný fantom udržovat konstantní, jsou permitivita, elektrická a teplotní vodivost tkáně, její měrné teplo, přesné rozložení jednotlivých typů tkáně a vliv krevního řečiště. Nastavení těchto parametrů je obtížné při snaze o vytvoření fyzického fantomu, počítačové programy však dokáží tyto parametry nasimulovat poměrně věrně. Pro experimentální simulaci svalové tkáně v laboratoři je vhodný agarový fantom.

Při šíření elektromagnetického pole ve fantomu záleží na jeho rozměru a případném blízkém okolí. Odrazy od konce fantomu a okolního prostředí či nádoby, ve které je fantom umístěn, mohou velmi ovlivnit šíření vln a způsobit nežádoucí odrazy.

2.2. Termometrie

Měření teploty je nezbytnou součástí léčby mikrovlnnou hypertermií. Znat přesné rozložení teploty je klíčové pro úspěch a bezpečnost léčby. Měření teploty může probíhat invazivně či neinvazivně.

2.2.1. Neinvazivní termometrie

Neinvazivní termometrie se provádí například pomocí infračervené kamery. Hlavní nevýhodou tohoto měření je, že není schopné zobrazit rozložení teploty uvnitř tkáně. Při mikrovlnné hypertermii nachází využití především jako měření doprovodné. Provádět hypertermii bez znalosti teploty, která se nachází pod povrchem tkáně, je rizikové.

2.2.2. Invazivní termometrie

Měření teploty pomocí invazivních technologií je metodou, která je schopna zobrazit přesné rozložení teploty ve tkáni, což je pro provedení mikrovlnné hypertermie nezbytné. Jelikož není vhodné nádorovou tkáň narušovat invazivními zákroky, není zavedení invazivních sond bez rizika. V klinické praxi se vždy alespoň jedna sonda zavádí pod povrch tkáně. Na této sondě se zpravidla nachází několik teplotních čidel. [10]

3. Proces výroby aplikátoru a jeho testování

3.1. Simulace

Jednou z nejdůležitějších částí simulace bow-tie antény bylo určení jejich správných parametrů. Požadavkem bylo sestrojít aplikátor pracující na frekvenci 434 MHz, přičemž činitel odrazu na vstupu aplikátoru by měl být menší než -10 dB.

Použití frekvencí okolo 100 MHz je pro lokální hypertermii nevhodné, jelikož větší vlnové délky znamenají větší rozptyl záření. Při frekvenci 434 MHz je již možné docílit potřebné fokuzace svazku, čímž dojde k omezení nežádoucího zahřátí zdravé oblasti. [12]

Návrh a optimalizace aplikátoru byly prováděny v simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life. Pro výpočet rozložení veličin EM pole a i rozložení teploty využívá tento simulátor tzv. Finite-Difference Time-Domain (FDTD) metodu.

Při určení parametrů navrhované antény bylo vycházeno z výsledného činitele odrazu jednoduché dipólové antény, čímž byl odhadnut přibližný rozměr antény. Poté byly upraveny jednotlivé rozměry antény tak, aby byl činitel odrazu na vstupu aplikátoru menší než -10 dB. Výsledný model, podle kterého byl aplikátor vyráběn byl vytvořen v programu Sim4life. Nejdůležitější optimalizace rozměrů a vzdáleností jsou uvedeny níže. Dále byly také prováděny simulace aplikátoru, který byl zcela ponořený ve vodním bolu, nebo aplikátoru s nakloněnými rameny. Naklonění ramen aplikátoru ale nevedlo k lepším výsledkům, proto nebyl pro výrobu a další simulace tento typ dále zkoumán.

3.1.1. Fantom a vodní bolus

Výsledná velikost vodního bolu byla 100x100x8 cm, relativní permitivita 76,7 a konduktivita 0,00005 S/m. Hodnoty reprezentující elektromagnetické vlastnosti daného materiálu byly vybrány z databáze materiálů Sim4Life. Pro vodní bolus byl zvolen materiál *water (distilled)*. Na obrázku 3.1 je vodní bolus označen modrou barvou. Žlutou barvou je označena tkáň, která má nastavené parametry svalu (materiál

muscle). Relativní permitivita tkáně má hodnotu 56,9 a konduktivita je 0,805 S/m. Rozměry žlutého bloku jsou 100x100x20 cm.

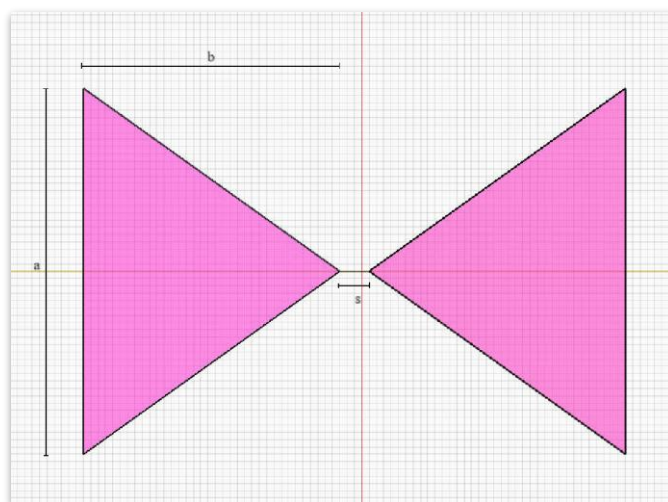


Obrázek 3.1 – model svalu (žlutá) a vodního bolu (modrá) vytvořený v *Sim4Life*

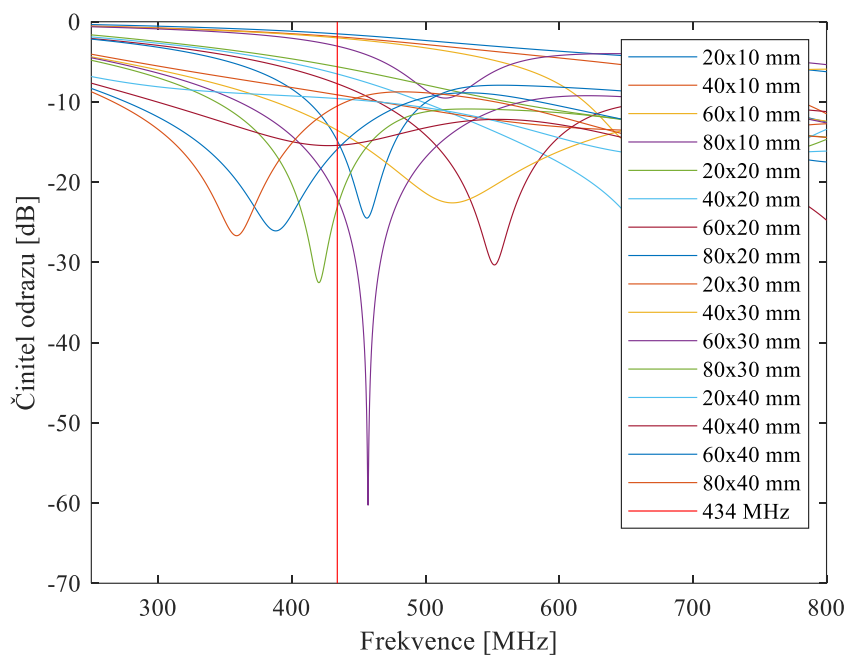
3.1.2. Bow-tie aplikátor

Samotný aplikátor se v simulaci skládá ze dvou ramen a zdroje budícího signálu. Síla materiálu, ze kterého jsou ramena simulována, byla nastavena na 0,5 mm. Při volbě tohoto rozměru byla uvažována skutečnost, že bude potřeba aplikátor vyrobit, a tudíž musí být takto silný materiál snadno dostupný. Při nastavení materiálů v simulátoru *Sim4Life* byl pro ramena antény vybrán materiál *PEC* (perfect electric conductor). S tímto materiálem nakládá *Sim4Life* jako s dokonalým elektrickým vodičem. Dále byla k aplikátoru na straně, která nebyla v kontaktu s vodním bolem, přidána tenká dielektrická vrstva. Tato vrstva sloužila ke zlepšení vlastností bow-tie antény. Zdroj je buzen Gaussovým pulzem s centrální frekvencí 434 MHz a nachází se mezi rameny aplikátoru.

Nejdůležitější částí diplomové práce bylo správné zvolení rozměrů a a b (obrázek 3.2). Tyto rozměry byly optimalizovány pomocí funkce *sweep*. Grafy některých z činitelů odrazu, které byly spočítány pro optimalizaci rozměrů ramen aplikátoru programem *Sim4Life* můžeme pozorovat na obrázku 3.3.



Obrázek 3.2 – model bow-tie antény vytvořený v programu Sim4Life

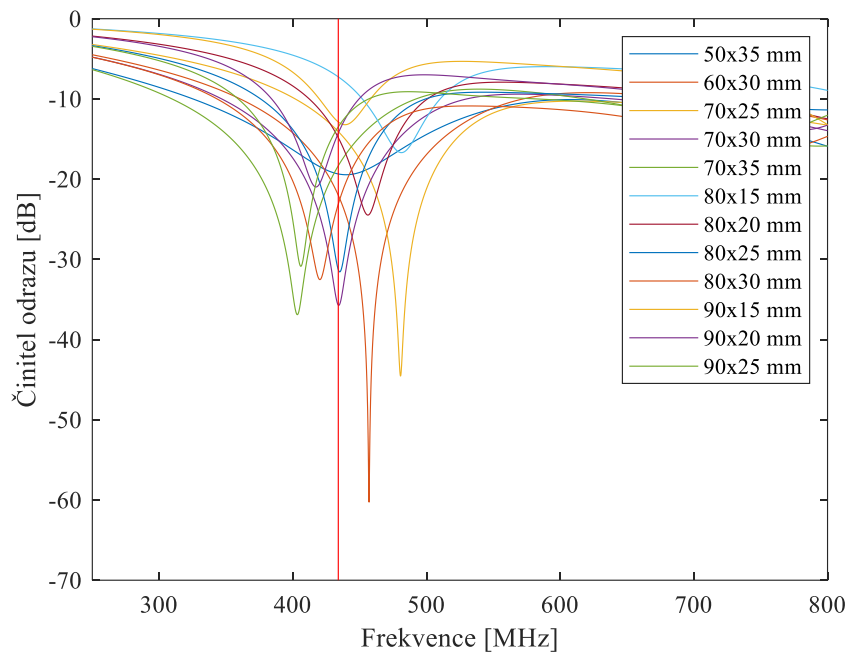


Obrázek 3.3 – *sweep* vytvořený pro optimalizaci rozměrů a a b

Nejvhodnějšími rozměry se zdají být hodnoty $a = 80$ a $b = 30$, resp. $a = 80$ a $b = 20$ nebo $a = 60$ a $b = 30$. Je vidět, že nejnižší bod frekvenční závislosti činitele odrazu pro tyto případy nastane přibližně při frekvenci 434 MHz, proto tyto rozměry mohou být vhodné pro výrobu aplikátoru.

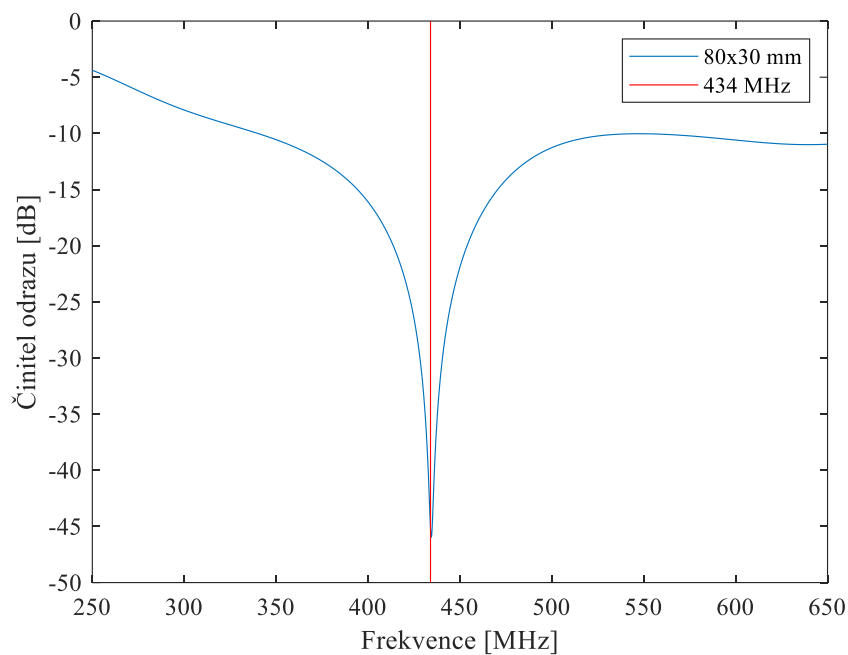
Pro bližší upřesnění rozměrů byl proveden další *sweep*, pro $a \in \langle 50, 90 \rangle$ a $b \in \langle 15, 35 \rangle$. Vybrané relevantní výsledky z toho *sweep* jsou zobrazeny

v obrázku 3.4. Nejlepší výsledek můžeme pozorovat pro $a = 70$ a $b = 30$. Toto však není konečný rozměr výsledného aplikátoru. Další *sweep* byl totiž proveden s jemnější mřížkou. Pro *source* a ramena antény byla při tvorbě mřížky vybrána jemnost *very fine*, čímž došlo k posunu činitele odrazu ve frekvenční oblasti k vyšším frekvencím. Při tomto nastavení byly rozměry s nejnižším činitelem odrazu na frekvenci 434 MHz $a = 80$ a $b = 30$.



Obrázek 3.4 – *sweep* vytvořený pro optimalizaci rozměrů a a b

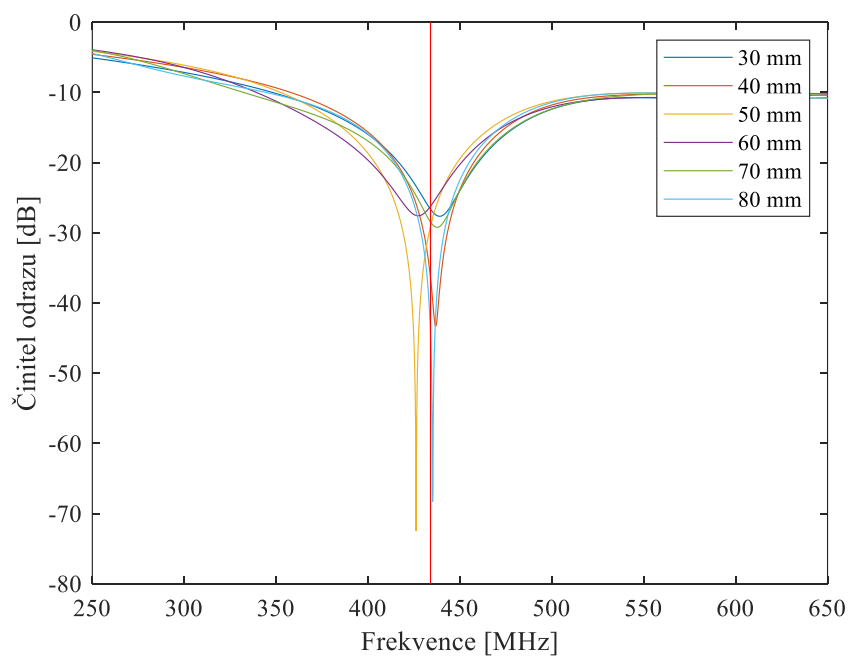
Funkce *sweep* byla použita i pro hodnoty velmi blízké hodnotám $a = 80$ a $b = 30$, pro samotnou výrobu aplikátoru však tyto výsledky postrádají smysl, jelikož při neprofesionální výrobě se nelze ubránit jemným nepřesnostem v rozměrech. Jelikož takto vypočtených hodnot bylo 49, jejich zobrazení v jednom grafu by bylo velmi nepřehledné. Ukážeme si tedy pouze výslednou hodnotu zobrazenou na obrázku 3.5. Činitel odrazu na frekvenci 434 MHz dosahuje hodnoty -45 dB. Tento výsledek se zdá velmi vhodný pro výrobu aplikátoru.



Obrázek 3.5 – činitel odrazu pro $a=80$ a $b=30$

3.1.3. Tloušťka vodního bolu

Kromě optimalizace rozměru s , která je dále rozvedena v kapitole 3.2, byla optimalizována i tloušťka vodního bolu. Jak můžeme pozorovat z obrázku 3.6, nejlépe vycházejí hodnoty pro 8 cm.

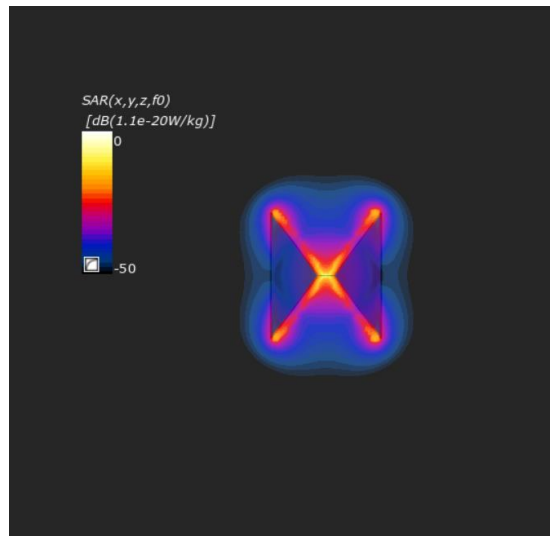


Obrázek 3.6 – *sweep* vytvořený pro optimalizaci vodního bolu

3.1.4. SAR

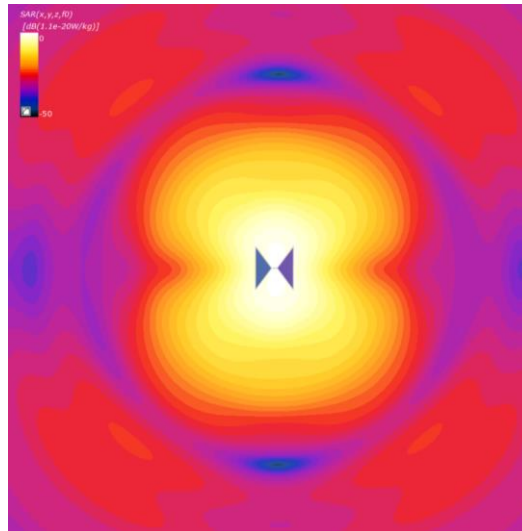
Zobrazení rozložení veličiny SAR je pro návrh aplikátoru velmi podstatné, jelikož může pomoci předpovědět teplotní rozložení. V místě, kde se soustředí výkon vyzářené EM vlny pak můžeme očekávat zvýšení teploty.

Na obrázku 3.7 pozorujeme SAR rozložení na úrovni samotného aplikátoru. Nejvyšších hodnot nabývá u zdroje energie a v okolí měděných plátů.



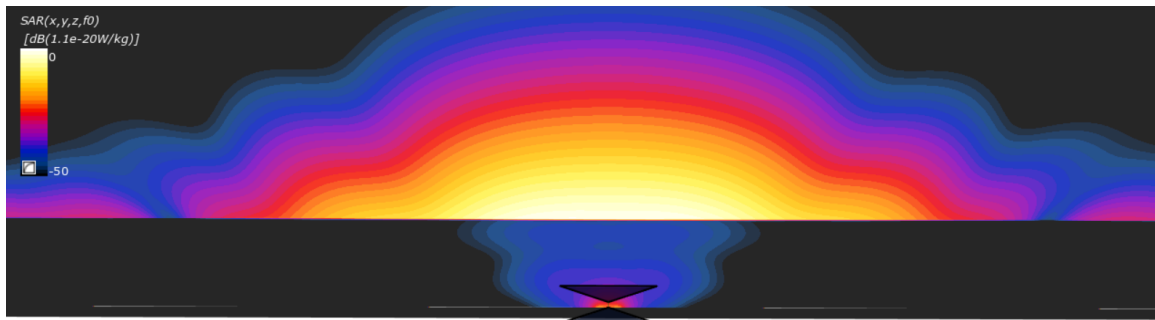
Obrázek 3.7 – SAR rozložení na úrovni aplikátoru

Na obrázku 3.8 vidíme hodnotu SAR rozložení 1 mm pod povrchem fantomu. Se zvětšující se hloubkou pronikání EM vlny hodnota veličiny SAR klesá. Zároveň v obrázku můžeme pozorovat odrazy od okrajů fantomu svalové tkáně.



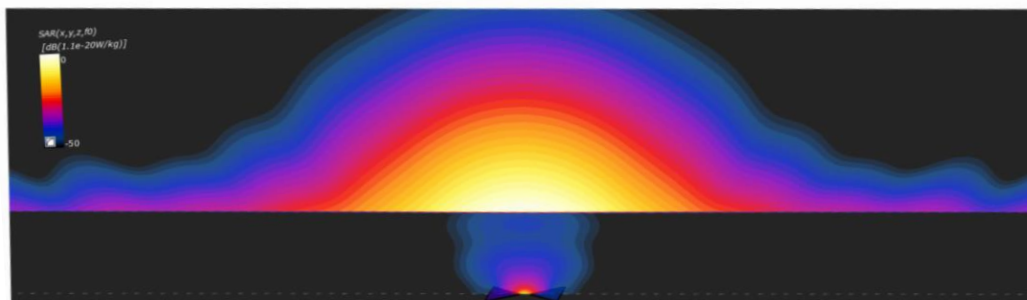
Obrázek 3.8 – simulace SAR rozložení 1 mm pod povrchem svalové tkáně

Obrázek 3.9 zobrazuje SAR rozložení příčného řezu fantomem ve středu aplikátoru. Nejvyšší hodnoty SAR se soustředí v blízkosti aplikátoru, přičemž nejvíce energie je absorbováno do hloubky 8 cm.



Obrázek 3.9 – simulace SAR rozložení příčného řezu svalové tkáně

Obrázek 3.10 pro úplnost zobrazuje SAR rozložení řezu fantomem ve středu aplikátoru, avšak v tentokrát v podélném směru.

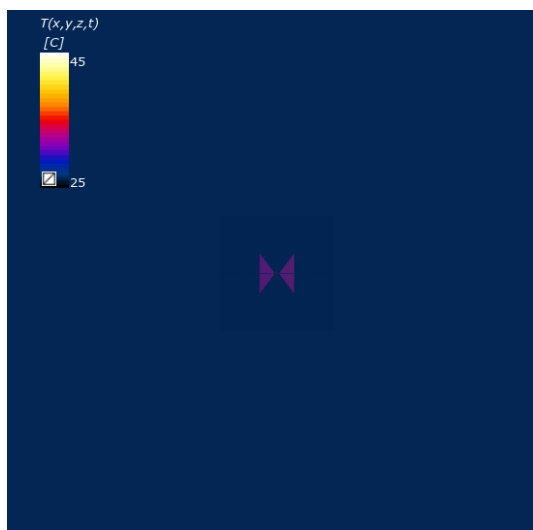


Obrázek 3.10– simulace SAR rozložení podélného řezu svalové tkáně

3.1.5. Teplotní simulace

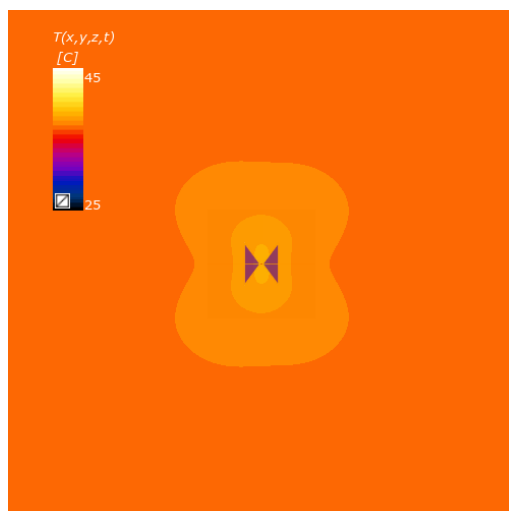
Při provedení teplotní simulace byl nastaven výstupní výkon na hodnotu 100 W. Teplota tkáně byla nastavena na 37 °C, teplota okolního prostředí, včetně vodního bolu byla 25 °C. Délka trvání simulace byla 10 minut, přičemž doba, po kterou byl zdroj sepnutý byla pouze 3 minuty.

Obrázek 3.11 zobrazuje teplotu 1 mm pod povrchem svalové tkáně po ukončení simulace. Tento obrázek je zajímavý především ve srovnání s obrázkem 3.8, ve kterém vidíme největší hodnoty SAR, přitom v teplotní simulaci je tkáň v této hloubce téměř nezahřívá. Tento fakt je způsobený chlazením pomocí vodního bolu, ve kterém se v rámci simulace teplota nemění. Svalová tkáň se proto zahřívá až ve větší hloubce, na kterou již nemá chlazení vodním bolem vliv.



Obrázek 3.11 – teplotní rozložení 1 mm pod povrchem fantomu

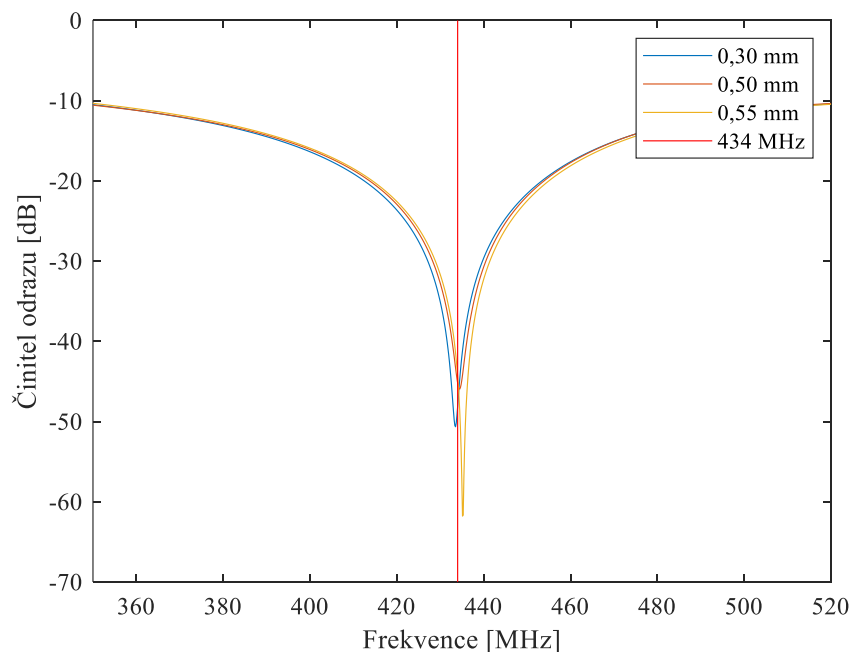
Obrázek 3.12 zobrazuje řez nejteplejší částí simulované svalové tkáně, která se nachází 2 cm pod povrchem fantomu.



Obrázek 3.12 – teplotní rozložení 2 cm pod povrchem fantomu

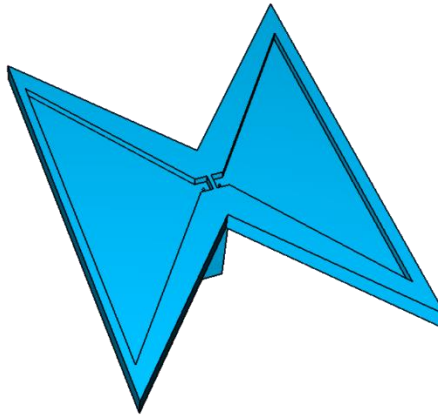
3.2. Výroba aplikátoru

Pro výrobu ramen aplikátoru byly k dispozici dva plechy lišící se silou materiálu. Síly měděných plechů byly 0,30 a 0,55 mm. V simulátoru elektromagnetického pole Sim4life byly proto provedeny simulace pro tyto síly ramen (obrázek 3.13), z nichž se ukázalo, že použitím 0,55 mm silného plechu dochází k větší absorpci záření než u plechu silného 0,30 mm. Pro výrobu ramen aplikátoru byl tudíž použit měděný plech o síle 0,55 mm. Nejnižší hodnota činitele odrazu se nachází na hodnotě 435 MHz, což je velmi blízko požadované frekvenci 434 MHz.



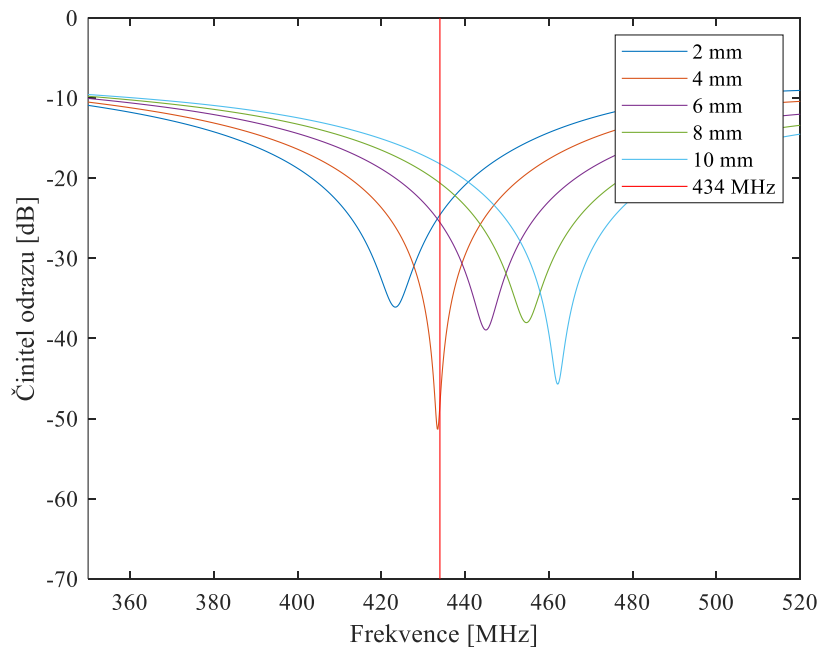
Obrázek 3.13 – činitel odrazu pro různé tloušťky plechu pro výrobu ramen aplikátoru

Ramena o rozměru určeného simulací ($a = 80$ cm, $b = 30$ cm) byla z plechu vystřižena a pro zvýšení přesnosti dobroušena pomocí elektrické pásové brusky na požadované rozměry. Aby bylo možné udržet jednotlivé části aplikátoru pevně na místě, byla pomocí 3D tisku vytištěna forma, do které byla ramena vložena (obrázek 3.14). tato forma byla opatřena i praktickou rukojetí, která umožňovala kromě zakrytí odhalených částí koaxiálního kabelu i jeho ochranu proti vytržení. Dále byla využita pro upevnění aplikátoru do stojanu při samotném testování.



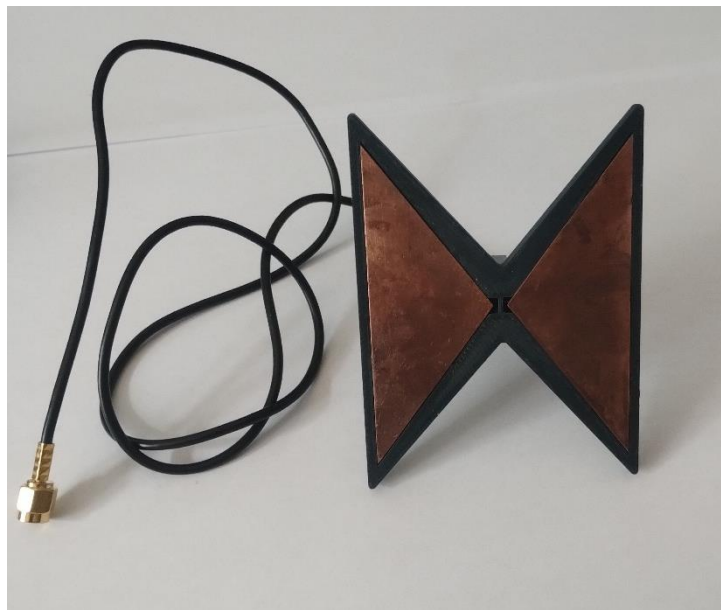
Obrázek 3.14 – návrh modelu formy aplikátoru pro 3D tisk

Jedním z klíčových rozměrů, který bylo nutno s vysokou přesností dodržet byla vzdálenost mezi rameny, jelikož velmi ovlivňuje frekvenci, na které dochází k absorpci záření. Cílem bylo udržet vzdálenost na $s = 4$ mm. Změny v činitele odrazu pro $s = 2, 4, 6, 8$ a 10 mm můžeme pozorovat na obrázku 3.15. Nejnižší hodnota činitele odrazu se posouvá se zvětšením vzdálenosti mezi rameny na vyšší frekvence. Zároveň je hodnota činitele odrazu pro $s = 4$ mm nejnižší.



Obrázek 3.15 – činitel odrazu pro $s = 2, 4, 6, 8$ a 10

Pro výrobu aplikátoru byl použit koaxiální kabel RG174 a konektor SMA-012RP. Nejprve byl konektor pomocí krimpovacích kleští připevněn na kabel. Přes jeden otvor ve formě byl protažen střední vodič a přes druhý opletení dielektrika. Detail zapojení je možné vidět na obrázku 2.2. Měděné dráty protažené konkrétním otvorem byly připájeny k danému ramenu aplikátoru. Pro kontrole funkčnosti celé soustavy byla ramena přilepena do formy a zároveň byl zbytek kabelu pevně upevněn k formě tak, aby nemohlo jednoduše dojít k jeho vytržení. Hotový aplikátor můžeme vidět na obrázku 3.16.



Obrázek 3.16 – vyrobený aplikátor pro mikrovlnnou hypertermii

3.3. Testování aplikátoru

Pro otestování funkčnosti aplikátoru a určení toho, zda byly rozměry určené simulací vhodné pro realizaci byl na vektorovém analyzátoru změřen činitel odrazu. Dále proběhla simulace ohřevu agarového fantomu svalové tkáně připojením aplikátoru na hypertermickou soustavu ALBA (při výstupním výkonu 100 W).

3.3.1. Fantom

Lidská tkáň byla při laboratorním ověření navržené antény simulována pomocí agarového fantomu, ten svými dielektrickými i tepelnými vlastnostmi velmi dobře simuluje svalovou tkáň.

Pro přípravu fantomu byly použity 4 l vody, 167 g agaru a 14 g soli. Poměr jednotlivých látek je uveden v tabulce 3.1. Nejprve bylo 3,5 l osolené vody přivedeno k varu, ve zbytku vody byl rozmíchán agar. Agarová směs byla vlita do vroucí vody a krátce povařena. Dále byla vzniklá tekutina přelita do předem připravených nádob, ve kterých za několik hodin ztuhla. Výsledný fantom, který byl nakonec pro měření použit, byl válcového tvaru. Měl průměr 19,5 cm a byl vysoký 9 cm (obrázek 3.17).

Tabulka 3.1 – složení agarového fantomu, převzato z [10]

H₂O	95,67 %
agar	4 %
NaCl	0,33 %

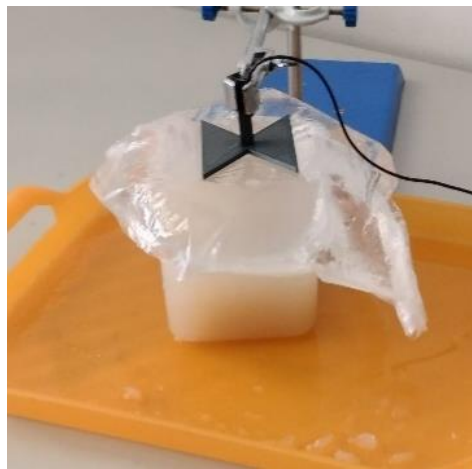


Obrázek 3.17 – povrch fantomu použitého pro měření

Změřená relativní permitivita takového fantomu pro 500 MHz byla 75,33 a hodnota konduktivity 0,68 S/m. Dá se předpokládat, že hodnoty dielektrických vlastností pro

434 MHz se nebudou příliš odlišovat. Bohužel nebylo možné vlastnosti fantomu pro toto frekvenční pásmo změřit, jelikož frekvenční rozsah speciální koaxiální sondy, které bylo pro měření využito, je 500-2990 MHz.

Pro simulaci vodního bolu byl nejprve použit plastový polštář naplněný destilovanou vodou (obrázek 3.18). K tomuto bolu však aplikátor přiléhal poměrně nepřesně primárně kvůli skladům plastového polštáře. Nakonec byl vodní bolus vytvořen zalitím fantomu vodou (obrázek 3.19). Výška vodního bolu byla 8 cm, což je v souladu s nejlepším výsledkem simulací.



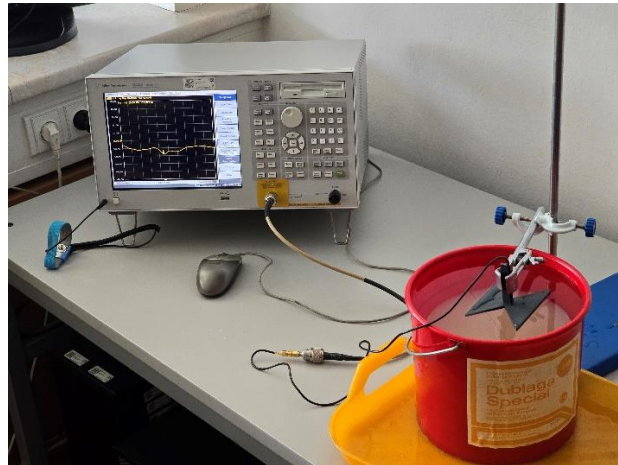
Obrázek 3.18 – vodní bolus vytvořený pomocí plastového polštáře



Obrázek 3.19 – vodní bolus vytvořený zalitím fantomu vodou do výšky 8 cm

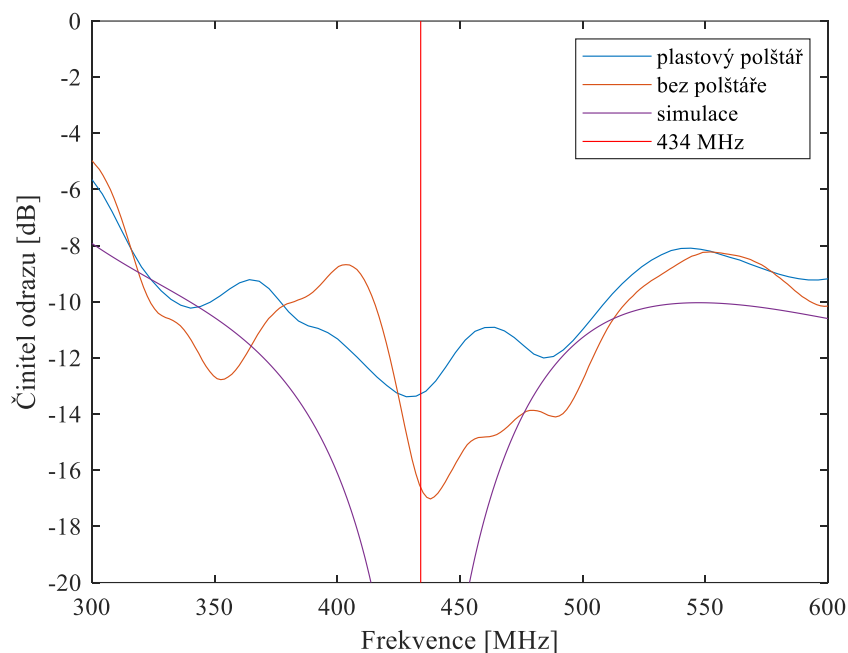
3.3.2. Činitel odrazu

Činitel odrazu byl měřen na vektorovém analyzátoru mikrovlnných obvodů Agilent E5062A. Tento analyzátor disponuje frekvenčním rozsahem od 300 kHz do 3 GHz a byl před měřením patřičně zkalibrován. Soustava pro měření činitele odrazu je zobrazena na obrázku 3.20.



Obrázek 3.20 – soustava pro měření činitele odrazu

Měření činitele odrazu bylo provedeno dvakrát. Poprvé byl změřen agarový fantom s vodním bolem vytvořeným pomocí plastového polštáře naplněného destilovanou vodou, hodnota činitele odrazu pro 434 MHz byla -13 dB. V druhém případě je fantom vodou přímo zalit a aplikátor je položený přímo na hladině. Je vidět, že zjednodušením prostředí dochází ke snížení činitele odrazu, který má pro 434 MHz hodnotu -16,5 dB. Na obrázku 3.21 můžeme pozorovat i ideální průběh nasimulovaný v programu Sim4Life, který dále pokračuje až k hodnotě -45 dB. Pro lepší rozlišení v diagramu zde tento průběh není znázorněn celý, není to zapotřebí.



Obrázek 3.21 – změřené hodnoty činitelů odrazu pro vodní bolus vytvořený pomocí plastového polštáře, bolus vytvořený zalitím fantomu vodou a porovnání s výsledkem výpočtu v rámci simulací

3.3.3. Měření teplotního rozložení

Pro měření byl použit výkon 100 W, který byl aplikován po dobu deseti minut. Poté bylo výsledné rozložení teploty ve fantomu zaznamenáno termokamerou Flir P25. Přípravená soustava na měření je na obrázku 3.22. Skládá se z hypertermické soustavy ALBA, která je schopná generovat výkon až do 100 W, (což bylo pro tuto práci dostačující), IR kamery a vyrobeného aplikátoru.



Obrázek 3.22 – soustava pro výsledné měření teplotního rozložení pomocí termokamery

ALBA nejprve provede zkušební měření, kdy je do aplikátoru přiveden výkon pouze 10 W. Na obrázku 3.23 můžeme vidět, že aplikátor odráží 26 % generovaného výkonu. V tomto případě je vodní bolus tvořený vodou naplněným plastovým polštářem. Na obrázku 3.24 můžeme pozorovat hodnotu odraženého výkonu na úrovni 5 %, bolus je v tomto případě tvořen vodou zalitým fantomem.

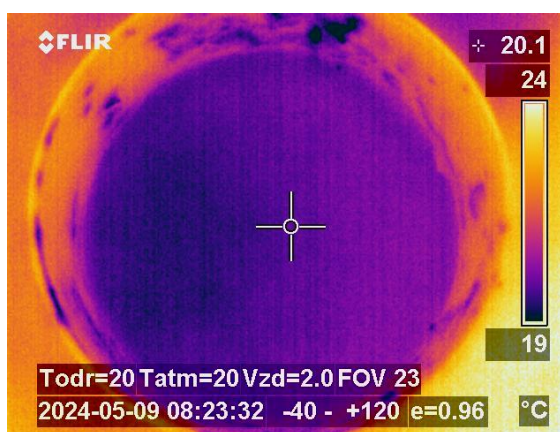


Obrázek 3.23 – zkušební měření hypertermické soustavy ALBA pro vodní bolus tvořený plastovým polštář



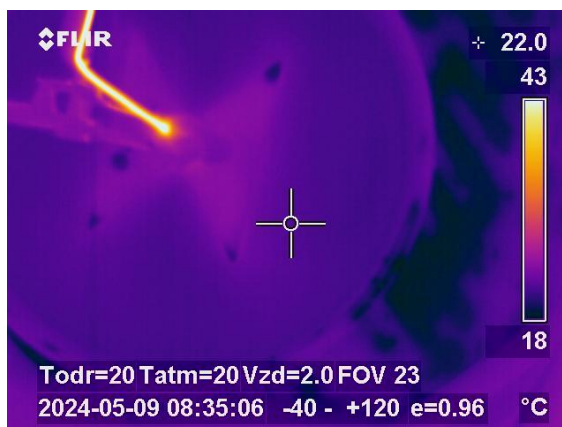
Obrázek 3.24 – zkušební měření hypertermické soustavy ALBA pro vodní bolus vytvořením zalitím fantomu vodou

Na obrázku 3.25 vidíme povrch fantomu před mikrovlnným ohřevem. Jeho teplota je 20 °C.



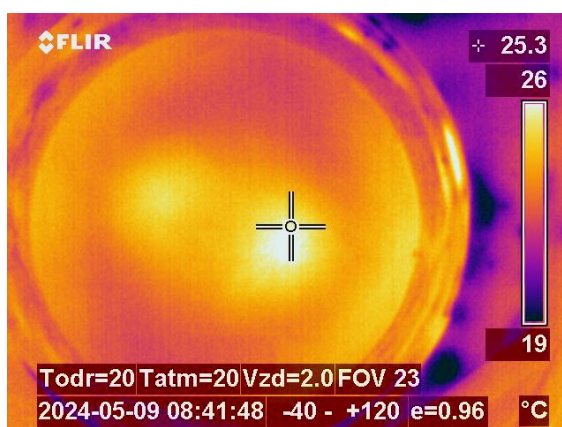
Obrázek 3.25 – povrch fantomu před měřením

Na obrázku 3.26 je zobrazen termogram pořízený v průběhu měření. Ohřev koaxiálního kabelu na 43 °C je zde dán především volbou kabelu, který není určen pro dlouhodobý přenos velkých výkonů. Pro naše účely však zcela vyhověl.



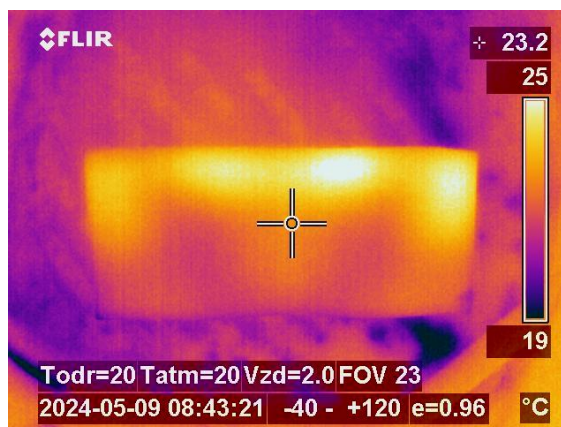
Obrázek 3.26 – fantom s aplikátorem v průběhu měření

Obrázek 3.27 zobrazuje povrch fantomu ihned po ohřevu. Pozorujeme výsledné zahřátí na teplotu 25 °C, za deset minut tak došlo k nárůstu teploty o 5 stupňů.



Obrázek 3.27 – povrch fantomu po ukončení zahřívání

Z obrázku 3.28 také pozorujeme, že k největšímu nárůstu teploty došlo ve hloubce 0,5-2,25 cm. Toho, že je samotný povrch agarového fantomu ochlazený, jsme docílili pomocí vodního bolu. Nejen, že se chladí povrch fantomu, ale ochlazuje se zároveň i aplikátor. V případě, že bychom vodní bolus neměli, došlo by k významnému zahřátí aplikátoru a ke vzniku horkých míst přímo na fantomu. Je také zřejmé, že se energie centralizovala do dvou míst, což je způsobené charakterem a rozměry aplikátoru. Dále také pozorujeme teplejší skvrny u okrajů fantomu, které budou pravděpodobně způsobeny odrazy od stěn nádoby.



Obrázek 3.28 – řez ohřátým fantomem

Jelikož však došlo k zahřátí fantomu o 5 °C, považujeme měření aplikátoru za úspěšné. Jsme tím schopni simulovat zvýšení teploty z 37 °C na 42 °C. Dalšího zvýšení teploty by bylo možné docílit zvýšením výkonu generátoru či prodloužením doby ohřevu.

4. Závěr

V rámci této diplomové práce byl pomocí simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life navržen bow-tie aplikátor, který by mohl najít využití při lokální mikrovlnné hypertermii. Nejvhodnější vlastnosti aplikátor vykazoval pro rozměry $a = 80$ mm, $b = 30$ mm a $s = 4$ mm.

Aplikátor s těmito rozměry byl vyroben a pomocí vektorového analyzátoru mikrovlnných obvodů a hypertermické soustavy i otestován v laboratoři Katedry elektromagnetického pole. Pro experimentální ověření vlastností tohoto aplikátoru byl vyroben agarový fantom, který simuluje dielektrické i teplotní vlastnosti svalové tkáně. Hodnota odraženého výkonu při ohřevu agarového fantomu výkonem 10 W byla na úrovni 5 %. Po ohřevu fantomu jsme termokamerou Flir P25 zaznamenali vzniklé teplotní rozložení. Za 10 minut ohřevu při výstupním výkonu 100 W došlo ke zvýšení teploty ve fantomu až o 5 °C.

Použitá literatura

- [1] NIZAM-UDDIN, N., Wazie M. ABDULKAWI, Ibrahim ELSHAFIEY a Abdel-Fattah A. SHETA. Towards an efficient system for hyperthermia treatment of breast tumors. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2022, **71**. ISSN 17468094. Dostupné z: doi:10.1016/j.bspc.2021.103084
- [2] TAKOOK, Pegah, Mikael PERSSON, Johanna GELLERMANN a Hana Dobšiček TREFNÁ. Compact self-grounded Bow-Tie antenna design for an UWB phased-array hyperthermia applicator. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2017, **33**(4), 387–400. ISSN 0265-6736. Dostupné z: doi:10.1080/02656736.2016.1271911
- [3] CHENG, Yi, Shanshan WENG, Linzhen YU, Ning ZHU, Mengyuan YANG a Ying YUAN. *The Role of Hyperthermia in the Multidisciplinary Treatment of Malignant Tumors* [online]. B.m.: SAGE Publications Inc. 2019. ISSN 1552695X. Dostupné z: doi:10.1177/1534735419876345
- [4] VRBA, Jan. *Biologické účinky elektromagnetického pole*. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta elektrotechnická, 2010.
- [5] CHENG, Yi, Shanshan WENG, Linzhen YU, Ning ZHU, Mengyuan YANG a Ying YUAN. The Role of Hyperthermia in the Multidisciplinary Treatment of Malignant Tumors. *Integrative Cancer Therapies* [online]. 2019, **18**. ISSN 1534-7354. Dostupné z: doi:10.1177/1534735419876345
- [6] WHO. Radiation: Electromagnetic fields. *dostupné z: <https://www.who.int/news-room/questions-and-answers/item/radiation-electromagnetic-fields>*.
- [7] ALTINTAS, Gulsah, Ibrahim AKDUMAN, Aleksandar JANJIC a Tuba YILMAZ. A novel approach on microwave hyperthermia. *Diagnostics* [online]. 2021, **11**(3). ISSN 20754418. Dostupné z: doi:10.3390/diagnostics11030493

- [8] PAULIDES, M. M., J. F. BAKKER, E. NEUFELD, J. van der ZEE, P. P. JANSEN, P. C. LEVENDAG a G. C. VAN RHOON. The HYPERcollar: A novel applicator for hyperthermia in the head and neck. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2007, **23**(7), 567–576. ISSN 0265-6736. Dostupné z: doi:10.1080/02656730701670478
- [9] IEEE. *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz* [online]. Dostupné z: doi:10.1109/IEEESTD.1992.101091
- [10] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. B.m.: ČVUT v Praze, Nakladatelství ČVUT, 2007.
- [11] TREFNÁ, Hana Dobšíček, Jan VRBA a Mikael PERSSON. Time-reversal focusing in microwave hyperthermia for deep-seated tumors. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2010, **55**(8), 2167–2185. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/55/8/004
- [12] TAKOOK, Pegah, Mikael PERSSON, Johanna GELLERMANN a Hana Dobšíček TREFNÁ. Compact self-grounded Bow-Tie antenna design for an UWB phased-array hyperthermia applicator. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2017, **33**(4), 387–400. ISSN 0265-6736. Dostupné z: doi:10.1080/02656736.2016.1271911
- [13] MUKAI, Yusuke a Minyoung SUH. Design and characterization of a cotton fabric antenna for on-body thermotherapy. *Journal of Industrial Textiles* [online]. 2022, **51**(1), 1627S-1644S. ISSN 15308057. Dostupné z: doi:10.1177/15280837221107160
- [14] ASILI, Mustafa, Pu CHEN, Aaron Z. HOOD, Anna PURSER, Robert HULSEY, Layne JOHNSON, Adarsh Venkataraman GANESAN, Utkan DEMIRCI a Erdem TOPSAKAL. Flexible Microwave Antenna Applicator for Chemo-Thermotherapy of the Breast. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2015, **14**, 1778–1781. ISSN 15361225. Dostupné z: doi:10.1109/LAWP.2015.2423655

- [15] TAKOOK, Pegah. *Towards a microwave hyperthermia system for head and neck tumors*. Goteborg, 2016. CHALMERS UNIVERSITY OF TECHNOLOGY.
- [16] VAN DER GAAG, M. L., Maarten 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]. 2006, **22**(8), 637–656. ISSN 02656736. Dostupné z: doi:10.1080/02656730601074409