



ČVUT

ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE

F3

**Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů**

Diplomová práce

Mikrovlnný aplikátor pro ablace v kardiologii

Kateřina Pavelková

Lékařská technika a bioinformatika

Květen 2024

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

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Pavelková** Jméno: **Kateřina** Osobní číslo: **519693**
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 ablace v kardiologii

Název diplomové práce anglicky:

Microwave Applicator for Ablation in Cardiology

Pokyny pro vypracování:

Prostudujte základní literaturu o mikrovlnných ablacích v kardiologii. Zaměřte se především na aplikátory pro intrakavitární a intersticiální hypertermickou léčbu, jejich základní funkce a jejich testování (numerické a experimentální ověření distribuce SAR v homogenním agarovém fantomu).

Navrhněte a numericky simulujte mikrovlnný aplikátor určený pro ablace v kardiologii. Pracovní frekvence $f = 2,45$ GHz. Optimalizujte základní vlastnosti tohoto aplikátoru (tj. činitel odrazu v pásmu 2 až 3 GHz a dále též 3D distribuci SAR při pracovní frekvenci) pomocí numerického modelování v simulátoru EM pole Sim4Life.

Optimalizovaný aplikátor realizujte a jeho vlastnosti ověřte experimentálně na agarovém fantomu: tj. změřte činitel odrazu realizovaného aplikátoru ve frekvenčním pásmu 2 až 3 GHz a také změřte 3D distribuci SAR tohoto aplikátoru pomocí infračervené kamery.

Seznam doporučené literatury:

[1] Vrba, J.: „Lékařské aplikace mikrovlnné techniky“. Skriptum ČVUT, Praha, 2003.

[2] Int. Journal of Hyperthermia, ESHO 1992 – 2016.

[3] Vojáčková, L.: “Matice intersticiálních aplikátorů pro mikrovlnnou termoablaci”. Diplomová práce FEL ČVUT, 2013.

[4] Znojilová, L.: “Metoda evaluace intersticiálního aplikátoru pro radiofrekvenční termoablaci nádoru jater”. Diplomová práce FEL ČVUT, 2014.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

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

Jméno a pracoviště druhého(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

Poděkování / Prohlášení

Děkuji vedoucímu práce prof. Ing. Janu Vrbovi, CSc. za pomoc a cenné rady při realizaci diplomové práce. Dále bych ráda poděkovala konzultantovi Ing. Milanu Babákovi za pomoc se simulacemi v programu Sim4Life a za rady ohledně stylistické stránky práce. Děkuji také výzkumnému týmu Bio-elektromagnetismus z Katedry biomedicínské techniky, ČVUT – FBMI, za zapůjčení měřicí techniky.

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 22. 5. 2024

.....

Abstrakt / Abstract

Diplomová práce se zabývá návrhem a testováním mikrovlnného aplikátoru vhodného pro provádění katetrizačních ablací v kardiologii. Součástí návrhu je numerická simulace v programu Sim4Life, v rámci které byly optimalizovány rozměry dvou typů intrakavitárních aplikátorů vzniklých modifikací konce koaxiálního vedení. První typ aplikátoru tvořený spirální strukturou je určen pro ablaci komorových arytmií. Druhý aplikátor ve tvaru ploché smyčky je navržen tak, aby vytvářel lézi po obvodu plicní žíly při léčbě fibrilace síní. Navržené aplikátory byly testovány ex vivo na agarovém fantomu. Výsledkem testování jsou změřené hodnoty koeficientu odrazu ve frekvenčním pásmu od 2 do 3 GHz a profil veličiny SAR ve fantomu nasnímaný pomocí termokamery. U spirálního aplikátoru byl na pracovní frekvenci 2,45 GHz naměřen koeficient odrazu $-16,29$ dB a u aplikátoru ve tvaru ploché smyčky $-44,33$ dB. Během ohřevu fantomu pomocí výkonového generátoru bylo u obou aplikátorů dosaženo požadovaného nárůstu teploty. Navržené aplikátory jsou tedy z hlediska efektivity i tvaru ablační zóny vhodné pro využití k léčbě srdečních arytmií.

Klíčová slova: termoterapie, mikrovlnná ablace, intrakavitární aplikátor, numerická simulace, fibrilace síní

The diploma thesis deals with design and testing of a microwave applicator suitable for performing catheter ablation in cardiology. Part of the design is a numerical simulation in the Sim4Life software, in which the dimensions of two types of intracavitary applicators created by modifying the end of the coaxial line were optimized. The first type of applicator formed by a spiral structure is intended for ablation of ventricular arrhythmias. A second applicator in the shape of a flat loop is designed to create lesion around the circumference of the pulmonary vein in the treatment of atrial fibrillation. The designed applicators were tested ex vivo on an agar phantom. Results are the measured values of the reflection coefficient in the frequency band from 2 to 3 GHz and the profile of the SAR values in the phantom taken with an infrared camera. At the working frequency of 2.45 GHz, the reflection coefficient was -16.29 dB for the spiral applicator and -44.33 dB for the flat loop applicator. During the heating of the phantom with a power generator, the required temperature increase was achieved with both applicators. The proposed applicators are therefore suitable to be used in the treatment of cardiac arrhythmias in terms of efficiency and the shape of the ablation zone.

Keywords: thermotherapy, microwave ablation, intracavitary applicator, numerical simulation, atrial fibrillation

Title translation: Microwave applicator for ablation in cardiology

/ Obsah

1 Úvod	1
2 Biologické účinky elektromagnetického pole	2
2.1 Interakce elektromagnetického pole s tkání	2
2.2 Biologické účinky mikrovln	4
2.3 Katetrizační ablace	6
3 Mikrovlnné termoterapeutické aplikátory	8
3.1 Vlastnosti mikrovlnného vedení	9
3.2 Impedanční přizpůsobení	11
3.3 Intrakavitární aplikátory	13
3.4 Intrakavitární aplikátory v kardiologii	16
3.5 Testování mikrovlnných aplikátorů	18
4 Návrh aplikátorů	22
4.1 Aplikátor ve tvaru spirály	23
4.2 Aplikátor ve tvaru ploché smyčky	27
5 Výroba aplikátorů	33
6 Měření na agarovém fantomu	35
6.1 Měření koeficientu odrazu	35
6.2 Měření profilu veličiny SAR	39
6.3 Měření relativní permitivity	40
7 Závěr	44
Literatura	46
A Použité symboly	49

Tabulky / Obrázky

4.1 Materiál a rozměry koaxiálního kabelu RG-174.....	22
6.1 Porovnání simulované a upravené délky vyzářovacích struktur	36
6.2 Rozdíl mezi relativními permitivitami prostředí srdce a agarového fantomu	43
2.1 Coleův diagram	3
2.2 Frekvenční závislost dielektrických konstant svalové tkáně ..	4
2.3 Závislost výkonu a teploty na hloubce ve tkáni.....	5
3.1 Náhradní schéma mikrovlnného obvodu aplikátoru	11
3.2 Impedance ve Smithově diagramu.....	12
3.3 Činitel odrazu ve Smithově diagramu	12
3.4 Závislost efektivní hloubky ohřevu na poloměru tělní dutiny a frekvenci.....	14
3.5 Způsoby realizace antény intrakavitárního aplikátoru	15
3.6 Základní typy koaxiálních aplikátorů	15
3.7 Různé typy omezovacích prvků ..	16
3.8 Šroubovicový intrakavitární aplikátor	16
3.9 Rozložení veličiny SAR v okolí aplikátoru s prodlouženým středním vodičem	17
3.10 Spirální anténa v nafouknutém balonu	18
3.11 Umístění smyčkové antény v plicní žíle	18
3.12 Aplikátor s nastavenou velikostí.....	19
3.13 Složky elektromagnetického pole v rámci voxelu	20
4.1 Konstrukce koaxiálního kabelu RG-174	22
4.2 Model spirálního aplikátoru - uložení ve tkáni a detail antény ..	23
4.3 Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci - širokopásmová simulace spirálního aplikátoru	25
4.4 Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro různé poloměry spirální struktury aplikátoru	25
4.5 Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro různý	

	počet závitů spirální struktury aplikátoru	26
4.6	Závislost koeficientu odrazu na frekvenci ve Smithově diagramu pro různý počet závitů spirální struktury aplikátoru	27
4.7	Rozložení veličiny SAR v okolí aplikátoru se spirální anténou ...	27
4.8	Rozložení veličiny SAR v příčné rovině před aplikátorem se spirální anténou	28
4.9	Rozložení teploty v srdeční tkáni v okolí aplikátoru ve tvaru spirály	28
4.10	Model aplikátoru ve tvaru ploché smyčky - uložení ve tkáni a detail antény	29
4.11	Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci - širokopásmová simulace aplikátoru ve tvaru ploché smyčky	29
4.12	Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro různé poloměry oblouku ploché smyčky	30
4.13	Porovnání závislosti koeficientu odrazu na frekvenci ve Smithově diagramu pro aplikátor ve tvaru spirály a ploché smyčky	31
4.14	Rozložení veličiny SAR v okolí aplikátoru s anténou ve tvaru ploché smyčky	31
4.15	Rozložení veličiny SAR v příčné rovině před aplikátorem ve tvaru ploché smyčky	32
4.16	Rozložení teploty v srdeční tkáni v okolí aplikátoru ve tvaru ploché smyčky	32
5.1	Pracoviště pro výrobu aplikátorů	33
5.2	Vyrobený aplikátor ve tvaru spirály	34
5.3	Vyrobený aplikátor ve tvaru ploché smyčky	34

6.1	Měření koeficientu odrazu aplikátoru ve tvaru spirály.....	36
6.2	Měření koeficientu odrazu aplikátoru ve tvaru ploché smyčky.....	36
6.3	Změřená závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro aplikátor ve tvaru spirály ...	37
6.4	Změřená závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro aplikátor ve tvaru ploché smyčky.....	37
6.5	Porovnání změřené a simulované závislosti modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro aplikátor ve tvaru spirály	38
6.6	Porovnání změřené a simulované závislosti modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro aplikátor ve tvaru ploché smyčky.....	38
6.7	Konfigurace pracoviště pro zahřívání agarového fantomu pomocí mikrovlnných aplikátorů ...	39
6.8	Termogramy pořízené po ohřevu na 120 W po 20 s pro aplikátor ve tvaru spirály	40
6.9	Termogramy pořízené po ohřevu na 120 W po 20 s pro aplikátor ve tvaru ploché smyčky....	40
6.10	Ohřev koaxiálního kabelu během zapnutého mikrovlnného generátoru	41
6.11	Sonda pro měření relativní permitivity	41
6.12	Závislost relativní permitivity na frekvenci pro agarový fantom	42
6.13	Závislost relativní permitivity na frekvenci pro kohoutkovou vodu	42

Kapitola 1

Úvod

Jedním z pilířů moderní medicíny je lékařská technika, která každým dnem pomáhá léčit a zvyšovat kvalitu života mnoha pacientů. Funkce lékařských přístrojů bývá založena na nejrůznějších fyzikálních principech, například mechanických či elektrických. V posledních desetiletích došlo k významnému rozvoji mikrovlnné techniky, což přináší mnoho zajímavých možností využití také pro elektromagnetické pole.

Kardiologie je jedním z nejdůležitějších odvětví medicíny, neboť srdce patří mezi životně důležité orgány. Slouží jako pumpa krevního oběhu, která zásobuje kyslíkem a živinami všechny orgány v těle. Princip funkce srdce spočívá v pravidelném stahování srdeční svaloviny, které je koordinováno tvorbou a přenosem elektrických vzruchů v převodním systému srdečním. Tyto elektrické impulzy se mohou snadno vychýlit z fyziologického směru šíření, nebo mohou být patologicky tvořeny přímo buňkami myokardu. Poruchy srdečního rytmu se nazývají arytmie. Nejčastější arytmií je fibrilace síní, při níž může docházet k závažným komplikacím, jako je například mozková mrtvice v důsledku embolie. Uvádí se, že prevalence této srdeční poruchy se pohybuje kolem 5 % osob ve věku nad 60 let. Při léčbě této i jiných typů arytmií se provádí tzv. katetrizační ablace, které dokáží izolovat ložisko arytmie nebo přerušit dráhu šíření patologických vzruchů tvorbou jizvy po nekróze tkáně [1]. K navození nekrózy lze použít různé formy energie, například radiofrekvenční elektrický proud, pulzní elektrické pole, nebo také energii mikrovlnného elektromagnetického pole.

V současné době se při ablačních zákrocích používá radiofrekvenční energie. Tato metoda je však zatížena vysokou pravděpodobností recidiv arytmií (20–30 %), neboť nelze zcela přesně kontrolovat vznik dostatečně hluboké léze. Podle statistik se u radiofrekvenční ablace vyskytnou závažnější komplikace v 0,5–2 % případů [2]. Použití mikrovlnné energie by mohlo přinést efektivnější a bezpečnější způsob léčby, neboť zde není tvorba léze ovlivněna změnami impedance tkáně a tlakem ablační elektrody na srdeční stěnu. Navzdory těmto výhodám představuje návrh mikrovlnných aplikátorů, narozdíl od jednoduchých ablačních elektrod, technologickou výzvu. Je třeba zkonstruovat dostatečně malou anténu, která bude impedančně přizpůsobena tak, aby byl přenos energie z mikrovlnného vedení do tkáně efektivní. Kromě impedančního přizpůsobení je také nutné optimalizovat profil absorbovaného výkonu ve tkáni tak, aby bylo dosaženo tvorby dostatečně lokalizované a hluboké léze.

První část diplomové práce bude věnována teoretickým základům, které se týkají elektromagnetického pole a jeho interakce s biologickou tkání. Tyto kapitoly budou zaměřeny hlavně na mikrovlnnou část spektra a na roli mikrovln při léčbě arytmií v rámci katetrizačních ablací. Další kapitoly budou věnovány vlastnostem, návrhu a testování mikrovlnných aplikátorů. Kromě shrnutí základních typů intrakavitárních aplikátorů používaných při ablacích nádorů v onkologii, bude text zaměřen především na aplikátory s potenciálním využitím pro ablaci v kardiologii.

Hlavním cílem diplomové práce je navrhnout a realizovat mikrovlnný aplikátor vhodný pro tvorbu ablačních lézí v srdeční svalovině. Nedílnou součástí návrhu bude numerická simulace za účelem optimalizace rozměrů aplikátoru tak, aby bylo dosaženo dostatečně nízkého koeficientu odrazu a vhodné distribuce veličiny SAR na pracovní frekvenci 2,45 GHz. Na základě výsledků simulací bude navržený aplikátor vyroben a jeho vlastnosti otestovány měřeními v laboratoři.

Kapitola 2

Biologické účinky elektromagnetického pole

Elektromagnetické pole je jedním ze základních fyzikálních jevů. Představuje spojení střídavého elektrického a magnetického pole, díky čemuž dokáže zprostředkovávat silové působení mezi elektrickými náboji i magnetickými dipóly. Teorie elektromagnetického pole je pokryta čtyřmi Maxwellovými rovnicemi. Dvě základní rovnice popisují vzájemnou indukci elektrického a magnetického pole:

$$\operatorname{rot}\vec{E} = -\frac{\partial\vec{B}}{\partial t} \quad (2.1)$$

$$\operatorname{rot}\vec{H} = \frac{\partial\vec{D}}{\partial t} + \vec{J}_v \quad (2.2)$$

kde \vec{E} je intenzita elektrického pole, \vec{B} je magnetická indukce, \vec{H} je intenzita magnetického pole, \vec{D} je elektrická indukce a \vec{J}_v je hustota vedeného proudu. Další dvě rovnice umožňují stanovit počáteční a okrajové podmínky, čímž určují jednoznačné řešení soustavy základních rovnic:

$$\operatorname{div}\vec{D} = \rho_V \quad (2.3)$$

$$\operatorname{div}\vec{B} = 0 \quad (2.4)$$

kde ρ_V představuje objemovou hustotu náboje.

Spektrum elektromagnetického pole můžeme rozdělit do několika oblastí na základě vlnové délky a frekvence. Mezi vlnovou délkou λ a frekvencí f panuje nepřímá úměra, což znamená, že krátké vlny mají vysoké frekvence a dlouhé vlny naopak nízké:

$$f = \frac{c_0}{\lambda} \quad (2.5)$$

c značí rychlost světla ve vakuu [3]. Diplomová práce se bude podrobně zabývat oblastí mikrovln, jejíž frekvenční pásmo začíná přibližně na 300 MHz a končí až na 3 THz. Tomuto rozmezí odpovídají vlnové délky od 1 m do 0,1 mm [4].

2.1 Interakce elektromagnetického pole s tkání

Obecně lze říci, že interakce vlnění s tkání spočívá v absorpci energie. Množství absorbované energie závisí na parametrech tkáně, typu elektromagnetické vlny a její frekvenci. Fyzikálně se interakce odehrává na úrovni nabitých částic a permanentních nebo indukovaných dipólů. Polarizované částice svým kmitáním, které závisí na frekvenci změn budící elektrické intenzity, způsobují energetické ztráty v dielektriku a ohřev tkáně.

Vznik indukovaných dipólů může být způsoben třemi základními mechanismy: elektronovou polarizací, atomovou polarizací nebo Maxwell–Wagnerovou polarizací. Zatímco elektronová polarizace je umožněna posunem elektronů vůči jádru atomu, atomová polarizace vzniká přesunem jader v rámci celých molekul. Maxwell–Wagnerova polarizace vzniká nahromaděním náboje na rozhraní mezi nehomogenními oblastmi.

Biologická tkáň se vůči elektromagnetickému poli chová jako ztrátové dielektrikum s topologicky i směrově nesourodými parametry. Těmito parametry jsou základní dielektrické konstanty, které se liší podle typu tkáně:

- elektrická permitivita ϵ
- magnetická permitivita μ
- měrná elektrická vodivost σ .

Vzhledem k tomu, že biologická tkáň je anizotropním prostředím, mají tyto konstanty podobu tenzorů, které určují jejich velikost v každém směru zvolené soustavy souřadnic.

Při působení střídavých polí kmitají ve tkáni přítomné nabitě částice s určitou rychlostí, přičemž se za změnami elektrické intenzity budícího pole více či méně zpožďují. Výše zmíněné dielektrické konstanty proto můžeme uvažovat v komplexním tvaru. Nejčastěji se v literatuře setkáme s komplexní permitivitou ϵ^* , kterou lze definovat vztahem

$$\epsilon^* = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (2.6)$$

Reálná složka ϵ' určuje posuvný (kapacitní) proud, jehož hustota \vec{J}_o je dána vztahem

$$\vec{J}_o = 2\pi f\epsilon_0\epsilon'\vec{E} \quad (2.7)$$

kde ϵ_0 je elektrická permitivita vakua. Imaginární složka ϵ'' je zodpovědná za vznik vedeného proudu nábojů \vec{J}_v , který dielektrikum ohřívá:

$$\vec{J}_v = 2\pi f\epsilon_0\epsilon''\vec{E} \quad (2.8)$$

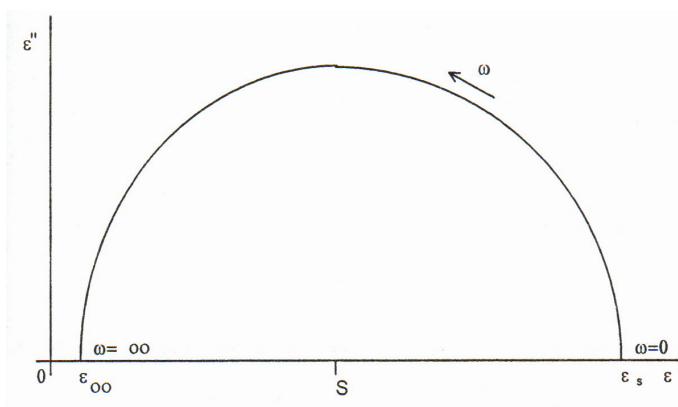
Výraz $2\pi f\epsilon_0\epsilon''$ odpovídá měrné elektrické vodivosti tkáně σ . Poměr hustot vedeného a posuvného proudu je roven tangentě ztrátového úhlu δ :

$$\frac{\vec{J}_v}{\vec{J}_o} = \frac{\epsilon''}{\epsilon'} = \operatorname{tg}\delta \quad (2.9)$$

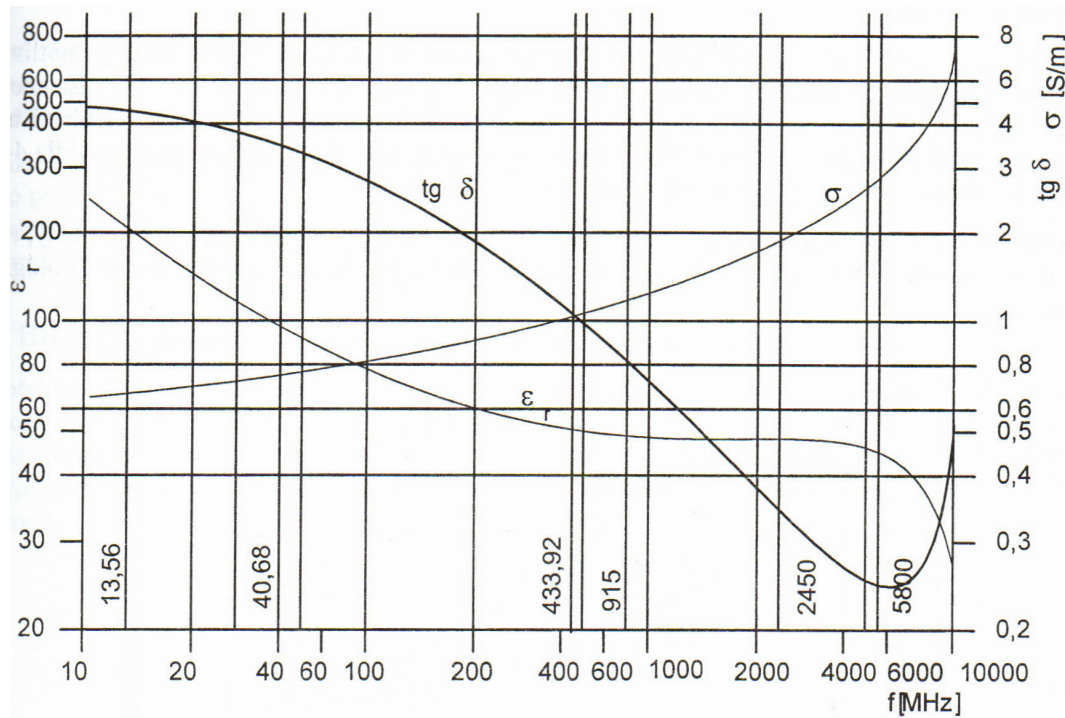
Závislost reálné a imaginární složky komplexní permitivity dielektrika má tvar půlkružnice a je označována jako Coleův diagram 2.1. Coleův diagram je ohraničen dvěma mezními frekvencemi, při kterých je imaginární složka rovna nule. Tato situace nastane tehdy, pokud je frekvence vlnění natolik nízká nebo vysoká, že se nabitě částice přestanou hýbat. Vrchol křivky se nachází na takové frekvenci $\omega_{\delta m}$, při které dosahuje ztrátový úhel svého maxima:

$$\omega_{\delta m} = \frac{1}{\tau} \sqrt{\frac{\epsilon_s}{\epsilon_\infty}} \quad (2.10)$$

kde τ je časovou konstantou nárůstu vektoru polarizace (tzv. relaxační konstanta).



Obrázek 2.1. Coleův diagram [5].



Obrázek 2.2. Frekvenční závislost dielektrických konstant svalové tkáně [5].

Rozdíl ve velikosti relativních permitivit různých tkání je dán poměrem velikosti náboje a hmotnosti částic prostředí. Platí, že tkáně s vysokým obsahem vody mají vyšší relativní permitivitu i měrnou elektrickou vodivost. Svalovou tkáň, spolu s kůží a vnitřními orgány, považujeme za tkáně s vysokým obsahem vody. Naopak kosti a tuk řadíme mezi tkáně s nízkým obsahem vody. Dielektrické parametry prostředí se mění také v závislosti na frekvenci. To znamená, že tkáně vykazují tzv. frekvenční disperzi. Frekvenční závislost velikosti dielektrických konstant pro svalovou tkáň ukazuje obrázek 2.2.

Na základě Maxwellových rovnic můžeme odvodit vlnové rovnice pro vektory elektrického a magnetického pole, které odpovídají tvaru vlny ve ztrátovém prostředí o určitých dielektrických parametrech:

$$\Delta \vec{E} - \sigma \mu \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} - \epsilon \mu \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} = 0 \quad (2.11)$$

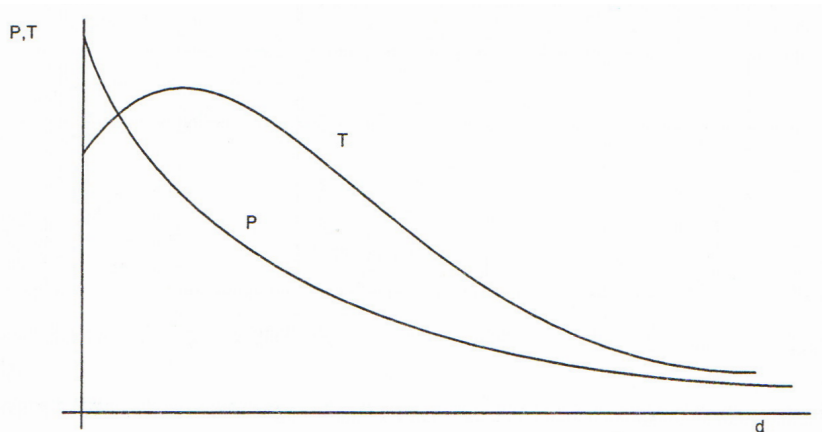
$$\Delta \vec{H} - \sigma \mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} - \epsilon \mu \frac{\partial^2 \vec{H}}{\partial t^2} = 0 \quad (2.12)$$

[5].

2.2 Biologické účinky mikrovln

Biologické účinky mikrovln můžeme rozdělit na tepelné a netepelné. Netepelné účinky vznikají přímým působením elektromagnetického pole a dochází k nim tehdy, pokud jde o vlnění s nízkou energií. Jedná se například o změny permeability buněčných membrán a membránových potenciálů, což implikuje zvýšenou dráždivost. Může také docházet ke změnám struktury molekul a nárůstu jejich reaktivity. Právě v oblasti mikrovln jsou však mnohem výraznější účinky tepelné. K disipaci energie dochází pohybem nabitých částic a kmitáním dipólových struktur. Míra absorpce energie je určena rozložením dielektrických parametrů v objemu tkáně, ale také intenzitou, orientací a frekvencí elektromagnetického pole. Kromě těchto faktorů hraje důležitou roli i doba expozice.

Pro stejnorodou biologickou tkáň platí, že výkon postupující elektromagnetické vlny exponenciálně tlumen. Prostorová závislost tlumeného výkonu určuje typické rozložení teploty ve tkáni, které je znázorněno na obrázku 2.3. Snížení teploty na povrchu tkáně může být dáno jeho ochlazováním např. proudící krví nebo přítomností vodního bolusu. Vodní bolus bývá během termoterapie aplikován právě za účelem posunout maximum ohřevu do větší hloubky bez zasažení zdravé tkáně. V praxi je však situace navíc komplikována odrazy mikrovlnného výkonu na rozhraní nesterjnorodých tkání, kde dochází ke změnám dielektrických parametrů. V některých případech, především pokud je vzdálenost dvou rozhraní srovnatelná s vlnovou délkou, může dojít k rezonancím a vzniku tzv. horkých míst.



Obrázek 2.3. Závislost výkonu P a teploty T na hloubce ve tkáni [5].

Dosah biologických účinků je omezen efektivní hloubkou vniku elektromagnetické vlny. Tato veličina se běžně definuje v radiotechnice jako hloubka, ve které poklesne intenzita elektrického pole na $1/e$ hodnoty na povrchu, kde e je základem přirozeného logaritmu. Fyzikálně lze efektivní hloubku vniku δ_{ef} definovat podle následujícího vztahu:

$$\delta_{ef} = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}}. \quad (2.13)$$

Platí, že čím vyšší bude použitá frekvence vlnění, tím menší bude hloubka jeho vniku.

Pro účely termoterapie je zavedena veličina efektivní hloubka hypertermického ohřevu $d_{1/2}$. Tato hloubka je definována v místě, kde poklesne výkonová hustota na 50% své původní hodnoty. Oproti efektivní hloubce vniku je hloubka hypertermického ohřevu přibližně třetinová:

$$d_{1/2} = 0,386\delta. \quad (2.14)$$

Obě výše zmíněné veličiny závisí na rozložení dielektrických vlastností tkáně, frekvenci vlnění a apertuře použitého mikrovlnného aplikátoru. Platí, že u tkání s vyšším obsahem vody (např. srdeční sval) je hloubka vniku i hloubka hypertermického ohřevu vyšší, nežli u tkání s nízkým obsahem vody. V průběhu termoterapie je nutné vzít v úvahu skutečnost, že při postupném zvyšování teploty tkáně dochází k posunu efektivní hloubky ohřevu hlouběji do tkáně [5].

Biologické účinky lze definovat na základě míry absorbované energie. Pro srovnání rozsahu těchto účinků je třeba najít vhodnou fyzikální veličinu. Snadno lze měřit kupříkladu hustotu dopadajícího výkonu p , která je definována jako výkon dopadající na jednotku plochy S :

$$p = \frac{\partial P}{\partial S}. \quad (2.15)$$

Tato veličina však bere v úvahu pouze energii dopadající na povrch tkáně, nikoli energii absorbovanou v oblasti zájmu pod povrchem. Vhodnější alternativou je proto veličina SAR (Specific Absorption Rate), která přesněji definuje míru expozice jako výkon absorbovaný v jednotce hmotnosti tkáně m :

$$SAR = \frac{\partial P}{\partial m}. \quad (2.16)$$

Nevýhodou však zůstává, že SAR nelze přímo změřit a je třeba použít komplikovanější postupy [5].

2.3 Katetrizační ablace

Tepelné biologické účinky mikrovln lze využít v medicíně při provádění katetrizačních ablací. Pojem ablace označuje léčebnou metodu, při které je dosaženo ireverzibilního poškození určité oblasti biologické tkáně. Vznik léze je podmíněn koagulační nekrózou v důsledku dosažení minimální teploty 50 °C. Existuje několik různých fyzikálních přístupů, kterými lze takové teploty dosáhnout. Kromě mikrovlnné energie je možné využít například laserové záření nebo radiofrekvenční elektrické pole. V opačném případě lze za účelem vyvolání poškození biologickou tkáň také ochladit, což je doménou metody kryoablace [6].

Ve většině případů se ablace využívají v onkologii pro léčbu nádorových onemocnění. Aplikátor na konci ablačního katetru zahřívá tumor na teplotu kolem 60 °C, což způsobuje apoptózu nádorových buněk. Takto lze léčit například nádory v oblasti slinivky břišní, plic, jater nebo tlustého střeva. Avšak hojněji používanou metodou pro léčbu nádorových onemocnění je mikrovlnná hypertermie, kdy je tkáň ohřívána na nižší teplotu (kolem 45 °C). Při takové teplotě selektivně umírají pouze nádorové buňky, přičemž ty zdravé jsou schopny krátkodobé přehřátí přežít [7].

Kromě léčby nádorových onemocnění lze katetrizační ablace využít také při léčbě srdečních arytmií v kardiologii. Arytmie jsou obecně definovány jako poruchy srdečního rytmu. Mohou se vyskytovat například u pacientů, kteří prodělali infarkt, zánět nebo fibrózu myokardu. Existují dva základní typy arytmií: reentry arytmie a fokální arytmie. Nejčastějším mechanismem vzniku jsou reentry arytmie, při kterých vzruch krouží srdeční svalovinou, což vede k nepravidelnému stahování srdečních dutin. Fokální arytmie jsou způsobeny výskytem lokálních patologických ložisek, která předčasně generují akční potenciál. To má za následek vznik extrasystol, které mohou přecházet v život ohrožující komorové tachyarytmie, jako je například fibrilace komor. Cílem ablace je tepelně poškodit konkrétní oblast myokardu, která umožňuje šíření reentry arytmie, anebo přímo generuje patologické vzruchy. Takto poškozená tkáň se zhojí jizvou, která patologické vzruchy izoluje od okolí nebo elektricky deaktivuje ložiska extrasystol.

Nejčastější klinicky významnou srdeční arytmií je fibrilace síní, která vzniká v oblasti ústí plicních žil do levé síně. Jedná se o velice rychlou reentry arytmií, při které vzruch chaoticky krouží svalovinou síní po měnících se drahách. Jejím důsledkem je dysfunkce levé síně, která představuje riziko vzniku mozkové mrtvice a srdečního selhávání [8]. Léčba fibrilace síní pomocí katetrizační ablace spočívá v úplné izolaci ústí plicní žíly nebo ve tvorbě lineární léze izolující větší oblast síně [9].

V případě radiofrekvenčního typu ablace je do tkáně pomocí elektrod dodáván střídavý elektrický proud o frekvenci v rozmezí 500–1000 kHz. Ablační katetr se při elektrofyzilogickém zákroku rutinně zavádí pod rentgenovou kontrolou skrze vena nebo arteria femoralis. Obvykle je prováděno 3D mapování srdečních dutin, při kterém je na monitoru pro lepší orientaci lékaře zobrazena jak anatomie srdečních dutin, tak také všechny používané katetry. Následně je na určitých místech proveden ohřev tkáně na teplotu 60–70 °C po dobu 40–50 sekund. Efektivita zákroku se ověřuje testováním vodivého propojení různých oblastí pomocí elektrické stimulace [10]. Podmínkou úspěšné léčby je dosažení transmuralní léze, která dostatečně izoluje patologické vzruchy od zbytku myokardu a zamezí tak

jejich šíření [9]. V souvislosti s požadovanou velikostí léze je třeba brát v úvahu tloušťku srdeční stěny, která v síních činí 2 až 4 mm. Svalovina komor je o něco širší – tloušťka stěny pravé komory se pohybuje v rozmezí 3 až 4 mm, zatímco levá komora je téměř třikrát tlustší (7 až 11 mm) [11].

Zatímco mechanismus ohřevu radiofrekvenční ablace je založen na čistě rezistivním principu, mikrovlny zahřívají tkáň na základě principů popsaných v kapitole 2.2. Potenciální benefity mikrovlnné energie spočívají ve větší hloubce ohřevu a tím dosažení větších ablačních objemů. Nárůst teploty ve tkáni je při mikrovlnné ablaci rychlejší, proto může zákrok trvat znatelně kratší dobu, což snižuje jeho invazivitu a celkovou náročnost. Velkou výhodou je také to, že mikrovlnný aplikátor se chová jako anténa. Proto není potřeba na záda pacienta aplikovat zemnicí elektrodu, která je při radiofrekvenční ablací nutná pro uzavření elektrického obvodu. Zemnicí elektroda představuje při špatném kontaktu s tělem pacienta nebezpečí vzniku popálenin [6]. Další limitací radiofrekvenční ablace je, že velikost léze velmi záleží na tlaku, kterým je ablační katetr přitisknut ke tkáni. V praxi se ukazuje, že příliš malá kontaktní síla nestačí k vytvoření dostatečně hluboké léze. Oproti tomu příliš velká kontaktní síla vede ke vzniku páry, která může náhlým nárůstem tlaku prorazit srdeční stěnu a způsobit závažné poranění [12]. Velikost léze způsobené radiofrekvenční ablací záleží kromě tlaku v místě kontaktu, dodávaném výkonu a době trvání aplikace také na změně impedance tkáně. Elektrická impedance v průběhu aplikace radiofrekvenční energie klesá. Při přílišném poklesu naroste dodávaný proud natolik, že dojde k přehřátí, které může vyústit opět ve tvorbu páry. V případě mikrovln záleží rozsah poškození tkáně pouze na dodávaném výkonu a trvání aplikace, což umožňuje lépe odhadnout velikost způsobené léze. U obou metod se obvykle používá výkon 25–30 W pro tvorbu síňových lézí a 35–50 W pro komorové léze. Doba trvání jedné ablace se nejčastěji pohybuje od 10 do 120 sekund [13].

Provádění ablačních výkonů je kompromisem mezi efektivitou a bezpečností. V případě použití mikrovlnné energie můžeme lépe predikovat velikost léze, neboť záleží na menším množství parametrů. Obecně lze tedy říci, že mikrovlnná ablace je bezpečnější a potenciálně efektivnější nežli radiofrekvenční ablace [6]. Navzdory tomu se však mikrovlny při provádění ablací za účelem léčby srdečních arytmií nepoužívají, a hlavní roli zde stále hraje radiofrekvenční elektrické pole [9].

Kapitola 3

Mikrovlnné termoterapeutické aplikátory

Termoterapeutický aplikátor lze obecně definovat jako zařízení, které požadovaným způsobem převádí a distribuuje energii do biologické tkáně. Aplikátor je vždy součástí termoterapeutického systému, který obsahuje také řídicí počítač, výkonový generátor a systém teplotních čidel zavedených do tkáně. Čidla poskytují zpětnou vazbu pro řídicí počítač, který v průběhu terapie reguluje výkon generátoru.

Mikrovlnné aplikátory slouží nejčastěji k léčbě nádorů metodou hypertermie, diatermického ohřevu a mikrovlnným ablacím. Na základě místa požadovaného účinku rozlišujeme následující typy termoterapie:

- povrchová lokální termoterapie
- podpovrchová lokální termoterapie
- hloubková lokální termoterapie
- intrakavitární termoterapie
- intersticiální termoterapie
- regionální termoterapie
- celotělová termoterapie.

Pro všechny formy lokální termoterapie se používá rovinná elektromagnetická vlna. Při povrchových aplikacích se nejčastěji používá vlna o frekvenci 2,45 GHz, která umožňuje ohřev pouze do hloubky kolem 1,5 cm. Pro podpovrchové aplikace je vhodné využít nižší kmitočty (433,92 MHz), který ohřeje tkáň do hloubky 2–4 cm. Na nejnižších frekvencích (např. 27,12 MHz) pracují aplikátory pro hloubkový ohřev s efektivní hloubkou ohřevu až do 8 cm. Pro intrakavitární a regionální formy terapie se používá válcová vlna. Při intrakavitární termoterapii je aplikátor umístěn přímo uvnitř tělní dutiny a vyzařovaná vlna má rozbíhavý charakter. Narozdíl od lokální termoterapie dosahuje velmi malých hloubek vniku v řádu jednotek milimetrů. Intersticiální aplikátory mají podobné vlastnosti, avšak narozdíl od intrakavitárních jsou zavedeny přímo do tkáně vnitřních orgánů. Při regionální termoterapii je vyzařovaná elektromagnetická vlna taktéž válcová, avšak její charakter je sbíhavý. To umožňuje soustředit energii pouze do místa nádoru bez přílišného ohřevu okolní tkáně. Soustavou několika takových vhodně umístěných aplikátorů lze dosáhnout násobného termického účinku.

Při různých formách termoterapie bývá vhodné použít určitý typ aplikátoru. Z hlediska technologie, která je určena k vyzáření energie do tkáně, rozlišujeme následující typy aplikátorů:

- vlnovodné aplikátory
- aplikátory tvořené úsekem vedení
- kapacitní aplikátory
- induktivní aplikátory [5].

Následující kapitoly se budou věnovat nejprve součástem mikrovlnného aplikátoru, který se skládá z mikrovlnného vedení a vyzařovacího elementu v podobě impedančně přizpůsobené antény. Následně budou popsány základní typy intrakavitárních aplikátorů a jejich konkrétní realizace určené pro ablaci srdečních arytmií v kardiologii.

3.1 Vlastnosti mikrovlnného vedení

Mikrovlnné vedení slouží k přenosu energie elektromagnetického vlnění od generátoru k anténě, která ji dokáže vyzářit do volného prostoru nebo biologické tkáně. Obecně řečeno považujeme taková vedení za struktury s rozloženými parametry. Rozložení elektromagnetického pole v obecném mikrovlnném vedení můžeme popsat pomocí Maxwellových rovnic, jejichž řešení se liší pro různé typy vln. Mikrovlnným vedením se mohou šířit následující typy vln:

- transverzálně elektrická vlna (TE)
- transverzálně magnetická vlna (TM)
- transverzálně elektromagnetická vlna (TEM).

Společná vlastnost vln TE a TM je ta, že mají podélnou složku ve směru šíření elektromagnetického pole. Pouze příčnou složku má u vlny TE pole elektrické a u vlny TM pole magnetické. Vlna TEM narozdíl od ostatních podélnou složku elektromagnetického pole postrádá. Pro vlnu TEM nazýváme přenosovou strukturu obecným vedením, u vln TE a TM se jedná o vlnovod. Platí, že pro obecné vedení s vlnou TEM závisí způsob šíření vlny pouze na dielektrických parametrech prostředí. V tomtéž vedení však může dojít také k vybuzení a šíření vln TE a TM, které závisí na rozměrech vedení. Pokud jsou v praxi požadovány malé rozměry vedení, je výhodné usilovat pouze o vybuzení vlny TEM.

Nejčastěji používanými typy mikrovlnných vedení jsou vlnovody, koaxiální kabely a pásková vedení. Liší se především svými elektrickými vlastnostmi, vahou a rozměry. Vlnovod je považován za vedení, které dokáže přenášet velké výkony s minimálními ztrátami energie. Jeho nevýhodou však je, že umožňuje přenášet pouze frekvence nad určitým mezním kmitočtem, který je dán jeho rozměry. Pro přenos nižších kmitočtů by byl vlnovod příliš velký, což představuje značné omezení pro mnoho medicínských aplikací. Oproti tomu hlavní výhodou koaxiálního vedení je schopnost přenášet libovolné frekvence, ovšem za cenu vyššího útlumu energie. Páskové vedení se používá nejčastěji v mikrovlnných integrovaných obvodech, především díky malým rozměrům a nízké ceně sériové výroby [4].

Koaxiální vedení lze považovat za obecné vedení s vlnou TEM, které dokáže přenášet jakékoli frekvence elektromagnetického vlnění. Tento typ vedení je vhodný pro realizaci intrakavitárních aplikátorů, neboť může mít malé rozměry a je flexibilní. Proto je možné s jeho pomocí realizovat minimálně invazivní aplikátory, které se vejdou do standardně používaných katetrů [5]. Z těchto důvodů je další text zaměřen spíše na koaxiální typ vedení.

Všechna mikrovlnná vedení můžeme charakterizovat pomocí několika základních veličin. Vlnová impedance Z_v je definována jako poměr vzájemně kolmých složek intenzity elektrického E_x a magnetického pole H_y :

$$Z_v = \frac{E_x}{H_y}. \quad (3.1)$$

Pro bezztrátové dielektrikum platí jednoduchý vztah:

$$Z_v = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}}. \quad (3.2)$$

Charakteristická impedance Z_o je definována jako podíl příčného napětí U_t k podélnému proudu I_l na vedení:

$$Z_o = \frac{U_t}{I_l}. \quad (3.3)$$

Narozdíl od vlnové impedance, charakteristická impedance závisí nejenom na dielektrických vlastnostech vedení, ale také na jeho rozměrech. Charakteristická impedance koaxiálního vedení je dána známým vztahem:

$$Z_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \ln \frac{b}{a} \quad (3.4)$$

kde b představuje průměr vnějšího vodiče a a průměr vnitřního vodiče. Charakteristickou impedanci lze vyjádřit také pomocí kapacity C_o a indukčnosti L_o daného koaxiálního vedení, vztahených na jednotku délky:

$$Z_o = \sqrt{\frac{L_o}{C_o}}. \quad (3.5)$$

Další důležitou veličinou, která charakterizuje mikrovlnné vedení, je přenesený výkon. V případě vedení s vlnou TEM jej lze určit integrací Poyntingova vektoru na průřezu vedení o ploše S :

$$P = \frac{1}{2} \operatorname{Re} \int (\vec{E} \times \vec{H}^*) \cdot \vec{n} dS \quad (3.6)$$

kde \vec{n} je normálový vektor k ploše S . Alternativou je výpočet na základě znalosti charakteristické impedance vedení:

$$P = \frac{1}{2} \frac{U_t^2}{Z_o}. \quad (3.7)$$

Pokud se jedná o koaxiální vedení, závisí maximální přenášený výkon na rozměrech vnitřního i vnějšího vodiče:

$$P = \frac{\pi a^2}{\sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}}} E_{r,max}^2 \cdot \ln \frac{b}{a}. \quad (3.8)$$

Je zřejmé, že čím větší je poloměr vnějšího vodiče, tím vyšší výkon dokáže vedení přenášet. Dále platí, že maximální výkon můžeme přenášet koaxiálním vedením, které bude mít při vzduchovém dielektriku vlnovou impedanci 30Ω .

Poslední ze základních veličin, které charakterizují mikrovlnná vedení, je útlum L . Tato veličina kvantifikuje ztrátu výkonu, která je způsobena absorpcí energie ve struktuře vedení. Pro libovolnou délku vedení l lze útlum vypočítat na základě měrného útlumu α :

$$L = \alpha l. \quad (3.9)$$

Měrný útlum tedy představuje pokles výkonu na jednotkové délce vedení. Skládá se z následujících složek: měrného útlumu vzniklého ztrátami na vodivém plášti vedení, měrného útlumu vzniklého ztrátami v dielektriku a měrného útlumu vzniklého vyzařováním z vedení. Budeme-li uvažovat vstupní výkon P_0 , můžeme pomocí měrného útlumu určit výkon P_1 ve vzdálenosti l m podél vedení:

$$P_1 = P_0 e^{-2\alpha l}. \quad (3.10)$$

Z tohoto vztahu lze následně vyjádřit celkový měrný útlum α :

$$\alpha = \frac{1}{2l} \ln \frac{P_0}{P_1}. \quad (3.11)$$

Měrný útlum koaxiálního vedení α_v lze vypočítat na základě vztahu

$$\alpha_v = \frac{8,68}{2} \frac{\rho_{vf}}{\sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}}} \frac{1}{b} \ln \frac{b}{a} + 1 \quad (3.12)$$

kde ρ_{vf} je vysokofrekvenční měrný odpor, který odpovídá reálné části charakteristické impedance. Měrný útlum se uvádí v jednotkách dB/m.

Kromě vidu TEM může být v koaxiálním vlnovodu vybuzen také vid TE_{11} . Jeho mezní vlnová délka λ_c je přibližně rovna poloměru středního mezikruží vnějšího a vnitřního vodiče:

$$\lambda_c = 2\pi \frac{b+a}{2} = \pi(b+a). \quad (3.13)$$

Pro tento vid lze také určit mezní kmitočet f_c :

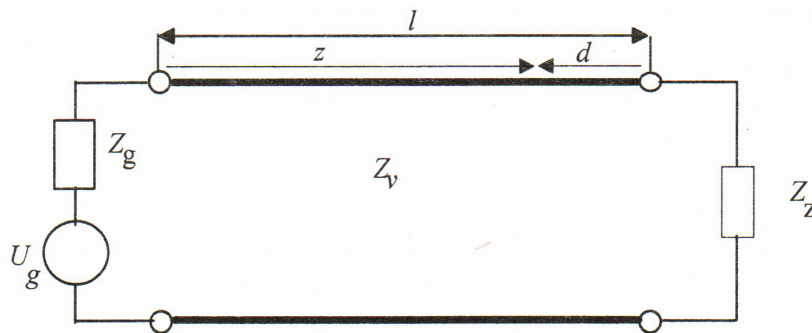
$$f_c = \frac{c_0}{\lambda_c \sqrt{\epsilon_r}}. \quad (3.14)$$

[4].

3.2 Impedanční přizpůsobení

Součástí každého termoterapeutického aplikátoru je vyzařovací anténa, která se nachází na konci mikrovlnného vedení. Účinnost přenosu energie mezi aplikátorem a tkání závisí na jejím impedančním přizpůsobení. Cílem impedančního přizpůsobení je navrhnout zakončovací impedanci tak, aby nedocházelo k odrazům energie zpět do vedení. Odražené vlny interferují s přímými vlnami a vytváří tak stojaté vlnění. V důsledku toho má potom přenosové vedení spíše charakter rezonanční struktury nežli zařízení pro transport energie [14].

Podle [4] můžeme celý mikrovlnný obvod aplikátoru modelovat náhradním schématem na obrázku 3.1. Mikrovlnné vedení o vlnové impedanci Z_v je z jedné strany připojeno na generátor s vnitřní impedancí Z_g a z druhé strany navázáno na zatěžovací impedanci Z_z .



Obrázek 3.1. Náhradní schéma mikrovlnného obvodu aplikátoru [4].

V libovolné rovině vedení můžeme určit amplitudu napětové a proudové vlny na základě rovnic

$$U = U^+ e^{-\lambda z} + U^- e^{+\lambda z} \quad (3.15)$$

$$I = I^+ e^{-\lambda z} + I^- e^{+\lambda z} \quad (3.16)$$

kde znaménko $+$ značí postupné vlny a znaménko $-$ ty vlny, které se odrazí od zakončovací impedance zpět ke generátoru. Amplituda napětí či proudu v libovolné referenční rovině vedení je tedy součtem fázorů postupné a odražené vlny. γ značí konstantu šíření, která má ve ztrátovém prostředí komplexní charakter a závisí jednak na měrném útlumu α , ale také na měrném fázovém posunu β :

$$\gamma = \alpha + j\beta. \quad (3.17)$$

Na základě poměru vln odražených od zátěže a postupných vln definujeme činitel odrazu ρ_z :

$$\rho_z = \frac{U^-}{U^+} = \frac{I^-}{I^+}. \quad (3.18)$$

Jelikož jsou fázory napětí a proudu funkcí polohy podél vedení, pak je také činitel odrazu transformován podél vedení. Známe-li činitele odrazu v místě zátěže ρ_z , můžeme určit činitel odrazu ρ_d v libovolné referenční rovině ve vzdálenosti d od zátěže:

$$\rho_d = \rho_z e^{-2\lambda d} \quad (3.19)$$

Činitel odrazu v místě zátěže lze vypočítat na základě znalosti impedance zátěže Z_z a vlnové impedance vedení Z_v :

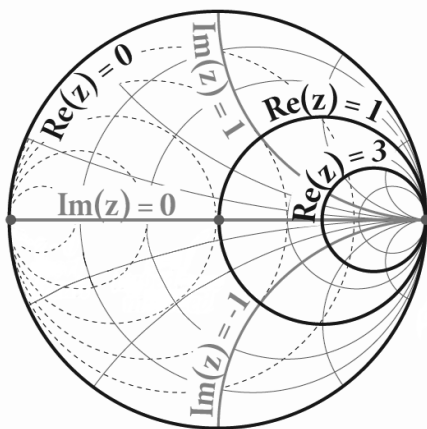
$$\rho_z = \frac{Z_z - Z_v}{Z_z + Z_v}. \quad (3.20)$$

Veličina, která přímo popisuje vzniklé stojaté vlnění se nazývá poměr stojatých vln (PSV) a je definována jako poměr maxima a minima napěťové stojaté vlny:

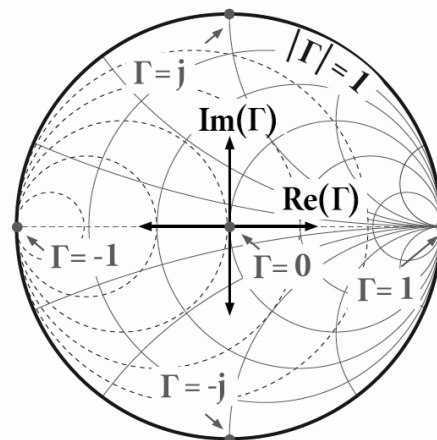
$$PSV = \frac{U_{max}}{U_{min}} = \frac{1 + |\rho_z|}{1 - |\rho_z|}. \quad (3.21)$$

Pokud jsou impedance Z_z a Z_v stejné, činitel odrazu je roven nule a nevzniká stojaté vlnění. Nedochozí tedy k odrazu energie a zátěž je dokonale impedančně přizpůsobena.

Z výše uvedených rovnic plyne, že pro konkrétní mikrovlnný obvod existuje jednoznačný vztah mezi činitelem odrazu a zakončovací impedancí (ve formě impedance normované vlnovou impedancí vedení). Proto lze zobrazit komplexní rovinu činitele odrazu a komplexní rovinu zakončovací impedance do jednoho grafu, který se nazývá Smithův diagram. V tomto grafu lze jednoduše vizualizovat impedanci v libovolném bodě přívodního vedení na různých frekvencích. Na obrázku 3.2 jsou na Smithově diagramu znázorněny kružnice konstantní reálné složky impedance a křivky konstantní imaginární složky impedance. Na obrázku 3.3 jsou ukázány mezní hodnoty činitele odrazu, značeného Γ . Platí, že v horním půlkruhu diagramu se zobrazují induktivní impedance a v dolním půlkruhu kapacitní impedance. Pomocí Smithova diagramu můžeme navrhovat impedanční přizpůsobení tak, že se přidáváním induktivní nebo kapacitní zátěže dostaneme do jeho středu, tedy tam, kde je činitel odrazu roven nule [15].



Obrázek 3.2. Impedance ve Smithově diagramu, upraveno [15].



Obrázek 3.3. Činitel odrazu ve Smithově diagramu, upraveno [15].

Obecně lze říci, že anténa intrakavitárního koaxiálního aplikátoru má podobu mikrovlnného rezonátoru, který je vytvořen z úseku vedení s vlnou TEM. Rezonátor je na obou stranách zakončen impedancemi, které odrazí přenášený výkon. Základní vlastnosti rezonančního obvodu jsou následující:

- úhlová rezonanční frekvence ω_r
- vstupní impedance Z
- činitel jakosti Q .

Úhlová rezonanční frekvence rezonátoru je určena na základě jeho kapacity C a indukčnosti L :

$$\omega_r = \frac{1}{\sqrt{LC}} = 2\pi f_r. \quad (3.22)$$

Vstupní impedance rezonátoru odpovídá na obrázku 3.1 impedanci antény Z_z . Pro sériový rezonanční obvod závisí na úhlové frekvenci podle vztahu:

$$Z = R + j\left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right). \quad (3.23)$$

Při rezonanci platí, že je vstupní impedance rovna pouze sériově řazenému odporu R . Poslední ze základních veličin charakterizujících mikrovlnný rezonátor je činitel jakosti Q , který je definován jako poměr energie W nahromaděné v rezonátoru a energie ztracené v jednom cyklu W_{zc} :

$$Q_z = 2\pi \frac{W}{W_{zc}}. \quad (3.24)$$

Jde o tzv. zatížený činitel jakosti, ke kterému přispívá vlastní činitel jakosti Q_o a externí činitel jakosti Q_e :

$$\frac{1}{Q_z} = \frac{1}{Q_o} + \frac{1}{Q_e}. \quad (3.25)$$

Vlastní činitel jakosti představuje výkon ztracený v samotném rezonátoru a externí činitel jakosti výkon ztracený vyzářením do vnějšího obvodu. V případě antény intrakavitárního aplikátoru se jedná o výkon ztracený vyzářením do tkáně. Je tedy žádoucí, aby byl tento výkon co nejvyšší [4].

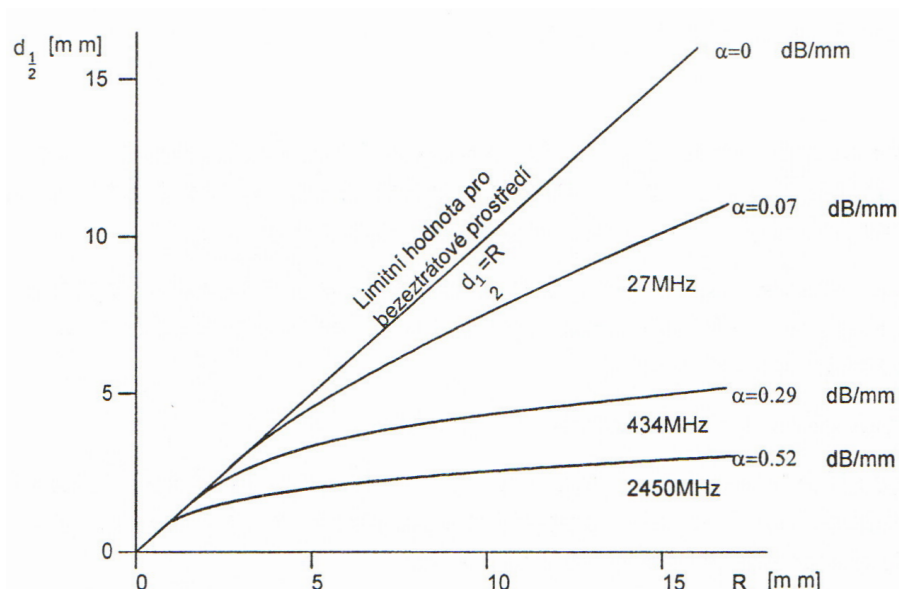
Pro design vyařovací antény aplikátoru je důležitá tzv. vlnová délka ve tkáni λ_t , která závisí na relativní elektrické permitivitě ϵ_r :

$$\lambda_t = \frac{c_0}{f\sqrt{\epsilon_r}}. \quad (3.26)$$

Antény bývají obvykle mnohem účinnější, pokud jsou jejich rozměry srovnatelné právě s touto vlnovou délkou. Vlnová délka mikrovln se pohybuje v řádu desítek centimetrů, což představuje omezení pro minimální rozměry antény. Nicméně v biologické tkáni se vlnová délka výrazně zkrátí, proto lze realizovat aplikátory použitelné při katetrizačních zákrocích [16].

3.3 Intrakavitární aplikátory

Intrakavitární aplikátory slouží k léčbě patologií uvnitř tělních dutin. Tento typ aplikátorů budí válcovou elektromagnetickou vlnu, která má rozbíhavý charakter. Dosahuje tak relativně malé efektivní hloubky ohřevu v řádu jednotek milimetrů. Tato hloubka závisí jednak na frekvenci vlny a rozměrech aplikátoru, ale také na prostorovém rozložení okolní tkáně a prokrvení léčené oblasti. Specifikem intrakavitárních aplikátorů je, že efektivní hloubka ohřevu je závislá na poloměru tělní dutiny. Tuto závislost ukazuje obrázek 3.4.



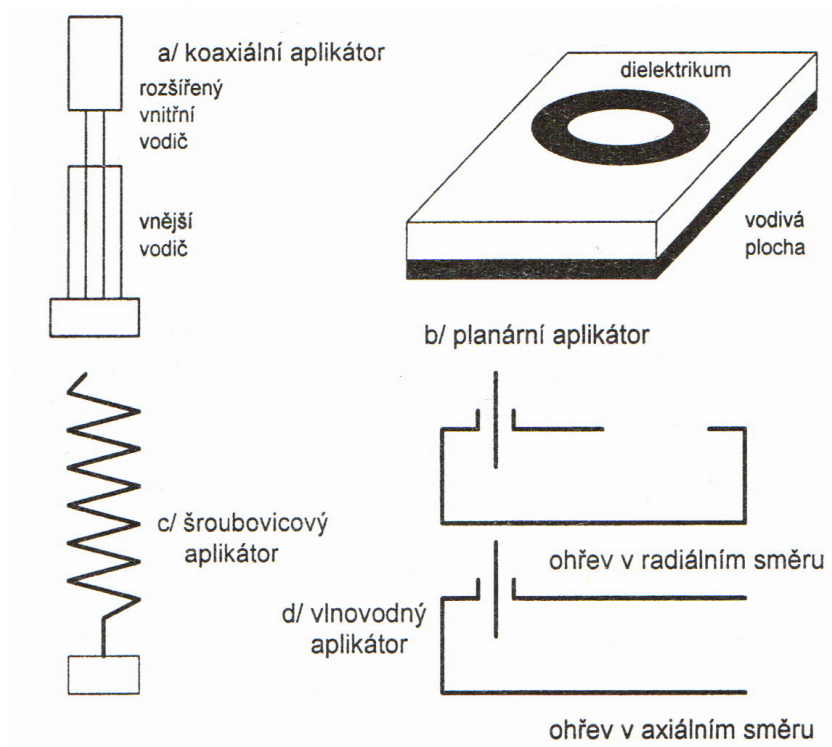
Obrázek 3.4. Závislost efektivní hloubky ohřevu na poloměru tělní dutiny a frekvenci [5].

Z grafu lze vyvodit, že efektivní hloubka ohřevu $d_{1/2}$ roste se zvětšujícím se poloměrem tělní dutiny R . Ve ztrátovém prostředí je navíc třeba zahrnout závislost na frekvenci elektromagnetického pole, která je patrnější především při použití nízkých frekvencí.

Anténa intrakavitárního aplikátoru může být realizována čtyřmi základními způsoby, které ukazuje obrázek 3.5. Koaxiální aplikátor je napájen zpravidla koaxiálním vedením, přičemž konec tohoto vedení je modifikován do podoby vyzařovací antény. Planární aplikátory lze využít při léčbě uvnitř lépe přístupných dutin (např. ústní dutina). Šroubovicové aplikátory jsou obdobou koaxiálních. Jejich výhodou bývá schopnost lépe fokusovat energii elektromagnetického pole. Vlnovodné aplikátory se pro intrakavitární léčbu používají zřídka, především kvůli jejich nedostatečné flexibilitě. Nejvhodnějším řešením jsou tedy aplikátory na bázi upraveného koaxiálního vedení [5].

Cílem správného návrhu intrakavitárního aplikátoru je dosažení dostatečné teploty pro vznik tepelného poškození patologické tkáně za současné minimalizace poškození okolní zdravé tkáně. Je proto potřeba dosáhnout určitého tvaru ablační zóny s dostatečně vysokou teplotou (minimálně $50\text{ }^{\circ}\text{C}$). Tvar ablační zóny je ovlivněn geometrií vyzařující antény, operační frekvencí aplikátoru a dielektrickými vlastnostmi okolních tkání. Značnou komplikací při návrhu je odvádění tepla proudící tekutinou v dobře prokrvených orgánech, což snižuje efektivitu ablace. Dalším nežádoucím efektem je ztráta výkonu v podobě zahřívání přírodního vedení. Dochází tak k deformaci ablační zóny ze sférického do kapkovitého tvaru [16].

Historicky prvními aplikátory navrženými pro katetrizační ablace byly monopólové, dipólové a slotové antény, vyrobené modifikací distálního konce semirigidního koaxiálního kabelu. Tyto základní typy aplikátorů jsou ukázány na obrázku 3.6. Dipólový aplikátor se skládá z rozšířené části středního vodiče koaxiálního kabelu bez dielektrika a mezery, která odděluje rozšířenou část od zbytku vedení. Jedná se o nevyvážený dipól, který vyzařuje maximální množství energie na úrovni mezery. Rozšířená část středního vodiče je typicky dlouhá čtvrtinu vlnové délky použitého elektromagnetického vlnění. Monopólový aplikátor je o něco jednodušší. Anténa je realizována pouze odstraněním vnějšího vodiče na distálním konci vedení. Délka středního vodiče obklopeného pouze dielektrikem je opět rovna čtvrtině vlnové délky. Zvláštním typem je slotový aplikátor, jehož anténu tvoří zkratovaný konec koaxiálního vedení s mezerou na vnějším vodiči. Hlavní nevýhodou těchto



Obrázek 3.5. Způsoby realizace antény intrakavitárního aplikátoru [5].



Obrázek 3.6. Základní typy koaxiálních aplikátorů [16].

aplikátorů je značné zahřívání přívodního vedení v důsledku vzniku zpětných proudů. Tímto způsobem dochází k deformaci tvaru ablační zóny a snížení efektivity terapie.

Řešením šíření zpětných proudů podél přívodního vedení je přidání omezovacích prvků na vnější vodič. Jedná se o tzv. obaly (sleeves), tlumivky (chokes) a krytky (caps). Konkrétní použití ukazuje obrázek 3.7. Obal je realizován úsekem vodiče, který je izolován od vnějšího vodiče pomocí dielektrika. Tlumivka je konstruována podobně, avšak narozdíl od obalu je přidán vodič s vnějším vodičem zkratován. Dalším rozdílem je délka přidaného vodiče, přičemž v případě obalu je to polovina vlnové délky, a v případě tlumivky pouze čtvrtina. Oba tyto omezovací prvky se umísťují na vedení aplikátoru do blízkosti antény. Krytky se umísťují na distální konec antény za účelem přesunutí maxima vyzařování na špičku aplikátoru. Tyto omezovací prvky sice přinášejí výhody spojené s tvarem ablační zóny, nicméně jejich implementací dochází ke zvětšování průměru aplikátoru, což je vzhledem k využití v intervenční medicíně nežádoucí.

Nejnovějším typem aplikátorů na bázi modifikovaného koaxiálního vedení jsou šroubovicové aplikátory. Anténa má podobu vodiče stočeného do tvaru šroubovice, spojeného s



Obrázek 3.7. Různé typy omezovacích prvků [16].

vnitřním vodičem koaxiálního vedení. Šroubovice představuje vedení se zpomalenou vlnou, které umožňuje lépe fokusovat vyzařovanou energii [5]. Příklad realizace šroubovicového aplikátoru je na obrázku 3.8. Tento typ aplikátoru lze provozovat jak v axiálním, tak normálovém módu. Pokud jsou průměr a stoupání šroubovice srovnatelné s vlnovou délkou, nachází se nejvyšší intenzita vyzařování ve směru osy antény (axiální mód). V normálovém módu je maximum vyzařování v rovině kolmé k ose antény. Toho lze dosáhnout mnohem menšími rozměry šroubovice ve srovnání s vlnovou délkou. Pro dosažení ideálního tvaru ablační zóny lze dále optimalizovat počet závitů, délku šroubovice a způsob jejího propojení s přívodním vedením [17].



Obrázek 3.8. Šroubovicový intrakavitární aplikátor [16].

3.4 Intrakavitární aplikátory v kardiologii

Termoterapeutické aplikátory se v kardiologii využívají nejčastěji při léčbě srdečních tachyarytmií, jako jsou například fibrilace nebo flutter síní. Jedná se o intrakavitární aplikátory, které jsou katetizačními metodami zaváděny přímo do srdečních dutin. Dnes v praxi hojně používanou metodou je radiofrekvenční ablace, která dosahuje poškození tkáně na základě toku proudu mezi elektrodou v katetru a zemnicí elektrodou na zádech pacienta. Tato metoda je velice úspěšná při léčbě supraventrikulárních tachyarytmií. Nicméně v případech, kdy potřebujeme ovlivnit rozsáhlejší oblasti tkáně do větší hloubky, jako je tomu při léčbě komorových arytmií, její efektivita klesá. Důsledkem může být nutnost provádět ablaci několikrát na stejných místech [18]. Opakování může vést ke vzniku edému a prodlužuje celkový čas zákroku [13]. Zejména v případě komorových ablací je důležité, aby byla vytvořená léze dostatečně hluboká i široká. Proto má mikrovlnná energie velký potenciál zvýšit efektivitu zákroků, snížit počet rekurencí a omezit výskyt komplikací [18]. Již několik studií potvrdilo, že mikrovlnné ablace mohou dosáhnout hlubších a širších lézí za kratší dobu aplikace energie [6][19][20].

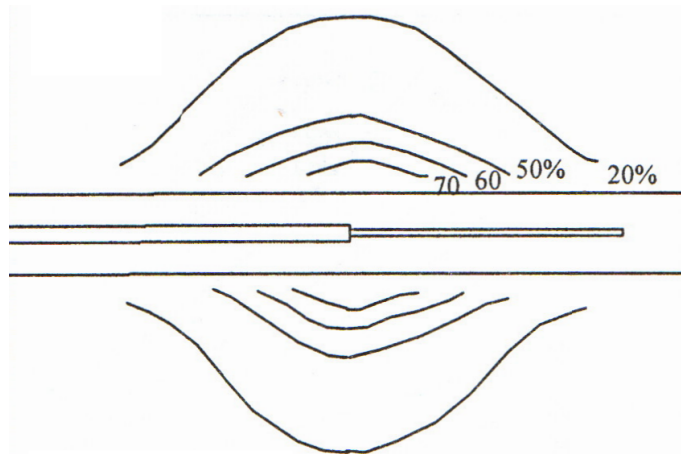
Pro mikrovlnné katetizační ablaci lze použít aplikátory, které pracují na frekvencích od 915 MHz do 2,45 GHz. Nejvýhodnější je designovat aplikátory na bázi koaxiálního vedení, jehož konec je modifikován do podoby vyzařovacího elementu. Podmínkou je, aby mělo zvolené koaxiální vedení dostatečně malý průměr, a vešlo se tak do standardně používaných katetrů. Například pokud chceme využít katetr o průměru 9 French, musíme zvolit

koaxiální kabel užší než 3 mm v průměru. Vyzařovací element nutně nemusí být v mezích rozměrů katetru, ale pouze pokud bude vhodně zkonstruován a vyroben z materiálu s tvarovou pamětí [7].

Při mikrovlnných ablacích v oblasti srdce hraje roli několik faktorů. Intrakardiální ablace je specifická tím, že ohřev záleží na rychlosti proudění krve, která ablační zónu a celý aplikátor aktivně ochlazuje. Záleží také na tom, jak je anténa na pohybujícím se myokardu umístěna. Předchozí výzkum prokázal, že formace léze může záviset také na změnách dielektrických vlastností prostředí v důsledku stoupající teploty. Jedná se například o změny vodivosti, měrné tepelné kapacity a teplotní vodivosti [9].

Aby bylo možné vytvořit lézi o požadovaných rozměrech, je potřeba použít dostatečně vysoký výkon a provádět ablací po dostatečně dlouhou dobu. Pokud by velikost léze překračovala tloušťku srdeční stěny, mohlo by dojít k poškození okolních struktur (např. jícnu). Při příliš nízkém nastaveném výkonu (méně než cca 40 W) musí být doba ablace relativně dlouhá a dochází ke tvorbě zbytečně široké léze, která poškodí také okolní zdravou tkáň. Při vysokém výkonu (více než cca 80 W) může docházet k přehřívání povrchu tkáně. Nicméně je třeba brát v úvahu, že tepelné účinky a velikost léze velmi závisí na typu a vlastnostech použitého aplikátoru [21].

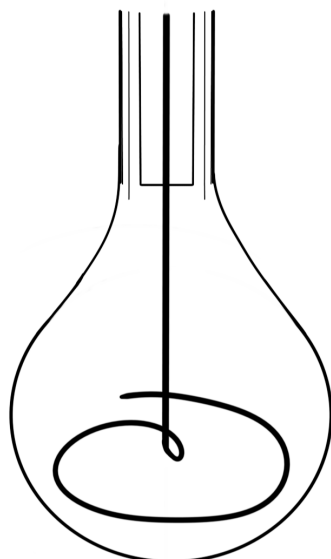
V minulosti bylo provedeno několik studií, které se věnovaly návrhu mikrovlnných aplikátorů určených pro provádění srdečních ablací [21][18][22][19][23][20]. Nejjednodušším typem takového aplikátoru je anténa s prodlouženým středním vodičem. Je navržena tak, aby při podélném přiložení ke tkáni umožňovala vytvořit dlouhé lineární léze při léčbě fibrilace síní. Profil veličiny SAR změřený na fantomu biologické tkáně ukazuje obrázek 3.9. Optimálně lze přidat tlumivku, která omezí zpětné šíření energie podél koaxiálního vedení [21].



Obrázek 3.9. Rozložení veličiny SAR v okolí aplikátoru s prodlouženým středním vodičem, upraveno [5].

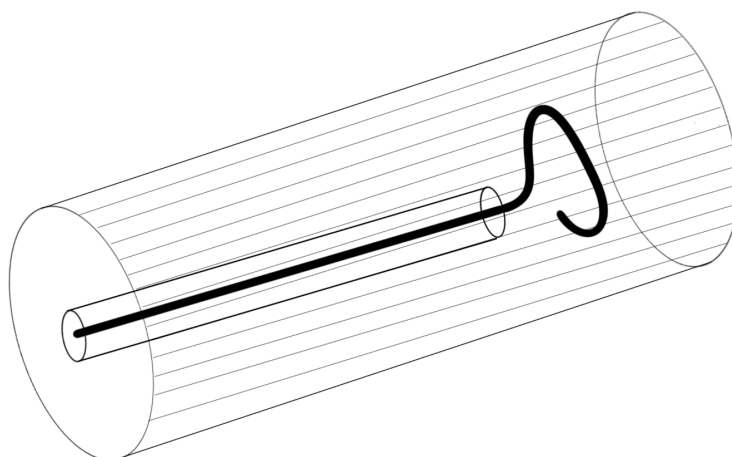
Za účelem vytvořit rozsáhlejší léze pro léčbu komorových arytmií byla navržena spirální anténa o průměru 1,5 cm. Takto navržená anténa pracuje na frekvenci 915 MHz. Spirála je tvořena vnitřním vodičem, který je v celém rozsahu pokryt vrstvou dielektrika. Aby bylo dosaženo požadovaného nárůstu teploty (ohřev minimálně o 13 °C), bylo třeba do antény dodávat výkon 100 W po dobu 30 sekund [18]. Spirální anténa může být modifikována vložením do nafouknutelného balonu, který umožňuje lépe přilnout k srdeční stěně a omezuje přehřívání povrchu tkáně [22][19]. Konstrukce aplikátoru s balonem je ukázána na obrázku 3.10. Balon může být naplněn nízkoztrátovým dielektrikem, jako je například vzduch nebo dusík [22].

Další vývoj aplikátorů pro mikrovlnné ablace srdečních arytmií směřuje k anténám, které mají vhodný tvar pro rychlou a efektivní izolaci plicních žil při léčbě fibrilace síní.



Obrázek 3.10. Spirální anténa v nafouknutelném balonu, upraveno [19].

Studie [23] uvádí smyčkovou anténu, která svým tvarem obemkne ústí plicní žíly a vytvoří kruhovou lézi po jejím obvodu. Umístění antény je schematicky znázorněno na obrázku 3.11. Výhodou je, že konstrukce ve tvaru smyčky neomezuje proudění krve plicní žilou [23].

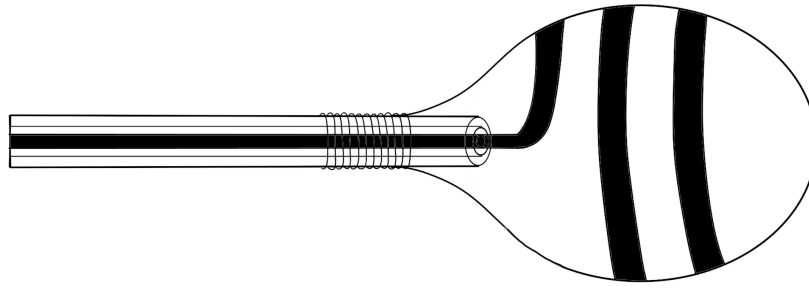


Obrázek 3.11. Umístění smyčkové antény v plicní žíle, upraveno [23].

Zajímavým řešením je také anténa ve tvaru spirály, která je připevněna ke stěně nafouknutelného balonu. Balon dokáže přizpůsobit velikost spirály tak, aby byla během ablace přitisknuta na stěnu plicní žíly. Prototyp aplikátoru je ukázán na obrázku 3.12. S objemem balonu ale dochází ke změně rozměrů spirály, což má dopad na impedanční přizpůsobení antény. Navrženým řešením je přidání dvou reflektorů napojených na vnější vodič koaxiálního vedení. Tyto reflektory mají podobu nafouknutelných balonů částečně pokrytých kovovou vrstvou ve tvaru disku. Se změnou objemu balonů se mění rozměry disků, což umožňuje impedančně přizpůsobit vyzařovací anténu [20].

3.5 Testování mikrovlnných aplikátorů

V rámci testování mikrovlnných aplikátorů je obvykle nejprve posuzována efektivita z hlediska přenosu energie do tkáně. Množství energie vyzařené do tkáně závisí na impe-



Obrázek 3.12. Aplikátor s nastavenou velikostí, upraveno [20].

dančím přizpůsobení antény, které bylo diskutováno v kapitole 3.2. Míru impedančního přizpůsobení lze kvantifikovat na základě poměru výkonu dodaného do antény P_i a výkonu odraženého zpět ke zdroji P_r . Tento poměr v logaritmickém měřítku udává veličina ztrátový činitel RL (Return Loss):

$$RL = 10 \log_{10} \frac{P_i}{P_r}. \quad (3.27)$$

Za dostatečnou je považována hodnota ztrátového činitele větší než 10 dB, což znamená, že se do tkáně vyzáří 90 % energie [16].

V praxi se však namísto ztrátového činitele obvykle měří koeficient odrazu. Vektorový analyzátor jej určuje na základě naměřeného s_{11} parametru, který je poměrem amplitud odražené a postupné napěťové vlny:

$$|s_{11}| = 20 \log_{10} \frac{U^+}{U^-}. \quad (3.28)$$

Modul koeficientu odrazu se opět udává v decibelech. Číselně je roven ztrátovému činiteli, ale má opačné znaménko [14].

Cílem dalšího testování mikrovlnných aplikátorů je ověřit, zdali je dosaženo dostatečně vysoké teploty pro léčebný efekt. V případě termoablace arytmií tedy usilujeme o navýšení na minimálně 50 °C v celém rozsahu tloušťky srdeční stěny. Oblast zasažené tkáně lze nejlépe posoudit na základě distribuce veličiny SAR, která určuje míru absorbované energie a odráží výsledné rozložení teploty. Distribuci veličiny SAR v okolí aplikátoru můžeme změřit v laboratoři, nebo jej simulovat pomocí výpočetního softwaru.

Existuje několik experimentálních přístupů, na základě kterých lze určit rozložení veličiny SAR. Lze například měřit rozložení intenzity elektrického pole, a následně dopočítat SAR podle vztahu

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho_t} \frac{|\vec{E}(x, y, z)|^2}{2} \quad (3.29)$$

kde ρ_t je hustota tkáně. Měření probíhá pomocí třech vzájemně ortogonálních dipólů, které snímají složky elektrické intenzity ve všech směrech soustavy souřadnic. Názornějším přístupem pro měření elektrické intenzity je rozmístění množství LED v umělém fantomu. Rozložení elektrické intenzity a tím pádem i SAR se potom promítne na svítivosti jednotlivých diod.

Jako nejvýhodnější se však ukazuje změřit přímo rozložení dosažených teplot, které vychází z veličiny SAR na základě vztahu

$$SAR = c \frac{\partial \vec{T}(x, y, z, t)}{\partial t} \quad (3.30)$$

kde c je měrná tepelná kapacita. K měření teploty lze využít systému termočlávkových nebo termistorových čidel, zavedených do tkáně. Neinvasivním přístupem pro měření teploty může být snímání pomocí termovize [24].

Testování mikrovlnných aplikátorů v laboratorních podmínkách může být prováděno přímo na biologické tkáni *ex vivo* nebo na agarovém fantomu. Tento typ fantomu se svými dielektrickými a teplotními vlastnostmi velmi podobá svalové tkáni. Agarový fantom může být připraven následujícím způsobem: Do vody je ve správném poměru přimíchán agarový prášek spolu se solí. Směs je potřeba zahřát na teplotu vyšší než 85 °C a následně nechat zchladnout. Agar se chová jako želírující látka, proto ztuhne a zachová tvar použité nádoby. Výhodou agarového fantomu je jeho pevnost a teplotní stálost, neboť drží tvar až do teploty 70 °C [25].

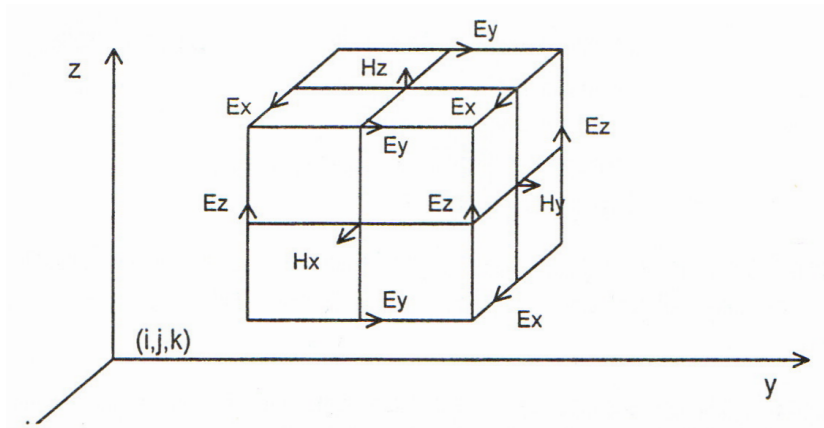
Numerické výpočetní metody dokáží simulovat hodnoty koeficientu odrazu i distribuci veličiny SAR u libovolného modelu aplikátoru. Nejčastěji využívají metodu konečných diferencí (FDTD), řešenou v časové oblasti. Dalšími numerickými metodami jsou například metoda konečných prvků, momentová metoda nebo metody integrálních rovnic.

Metoda konečných diferencí je implementována v dnes nepoužívanějších programech, jako jsou SEMCAD a Sim4Life. Software nejprve vytvoří mřížku, na základě které rozdělí modelovanou tkáň do elementárních objemů ve tvaru krychle. Vzniklé elementy (voxely) jsou definovány dielektrickými vlastnostmi příslušné tkáně. Program poté v diskrétních časových okamžicích pro všechny přítomné elementy vypočítá prostorové složky vektorů elektrického a magnetického pole na základě Maxwellových rovnic:

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial}{\partial t} \epsilon \vec{E} + \sigma_e \vec{E} \quad (3.31)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial}{\partial t} \mu \vec{H} - \sigma_h \vec{H} \quad (3.32)$$

[26]. Složky polí v jednom voxelu jsou ukázány na obrázku 3.13. Hodnoty složek pole v bodě následujícím se zpravidla počítají z hodnot složek pole v okolí. Algoritmus skončí tehdy, pokud již nedochází k signifikantním změnám veličin a tím pádem dojde k ustálení výsledných hodnot [5].



Obrázek 3.13. Složky elektromagnetického pole v rámci voxelu [5].

Software pracující na bázi metody konečných diferencí umožňuje provádět také teplotní simulace, jejichž výstupem je rozložení teploty v okolí aplikátoru. Vychází z distribuce veličiny SAR a teplotních charakteristik tkáně. Pro výpočet je využívána Pennova rovnice (Pennes Bioheat Equation):

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho Q + \rho S - \rho_b c_b \rho \omega (T - T_b) \quad (3.33)$$

kde k je teplotní vodivost, Q představuje teplo generované metabolismem a S je specifická absorpce tkáně, která vychází z hodnot SAR. Poslední člen rovnice bere v úvahu prokrvení

tkáně. Teplo se difuzí šíří do okolí, přičemž je generováno aplikací vnějšího elektromagnetického pole a metabolickými procesy. Cirkulace krve ve tkáni se naopak chová jako chladič [26].

Kapitola 4

Návrh aplikátorů

Ke zhotovení modelu a následné simulaci elektromagnetického pole byl použit program Sim4Life vyvíjený společností Zurich MedTech AG. Program je založen na numerických výpočtech metodou konečných diferencí (FDTD), která již byla stručně popsána v kapitole 3.5. Program Sim4Life je uzpůsobený pro simulace účinků polí na biologickou tkáň. Lze v něm provádět analýzu koeficientu odrazu a rozložení veličin, jako jsou intenzita elektrického a magnetického pole a SAR na různých pracovních frekvencích [26].

Před zahájením simulací bylo třeba vybrat vhodný koaxiální kabel, který by svými rozměry odpovídal velikosti katetrů běžně používaných při intervenčních zákrocích. Obvykle mají tyto katetry průměr do 9 F, proto musí být průměr koaxiálního kabelu o něco menší než 3 mm. Důležitá je také flexibilita kabelu, aby bylo možné jej ohýbat v souladu s tvarem cév. Dalším aspektem je charakteristická impedance kabelu, která musí být shodná s výstupní impedancí generátoru elektromagnetického pole (standardně 50 Ω). Zmíněná kritéria splňuje například kabel RG-174, proto byl vybrán pro simulaci a následnou realizaci aplikátoru. Konstrukce kabelu je ukázána na obrázku 4.1. Materiál a rozměry jednotlivých komponent jsou na základě údajů v datasheetu [27] uvedeny v tabulce 4.1.



Obrázek 4.1. Konstrukce koaxiálního kabelu RG-174 [27].

	Průměr (mm)	Materiál
Střední vodič	0,48	FeCu (mědí plátovaná ocel)
Dielektrikum	1,52	PE (polyethylen)
Vnější vodič	-	CuSn (pocínovaná měď)
Obal	2,8	PVC (polyvinylchlorid)

Tabulka 4.1. Materiál a rozměry koaxiálního kabelu RG-174 [27].

Model koaxiálního kabelu RG-174 byl vytvořen přímo v programu Sim4Life pomocí několika soustředných válců. Každému byl přiřazen materiál z databáze [28], která je k dispozici přímo v rámci programu Sim4Life. Databáze obsahuje různé typy tkání a materiálů s přesně definovanými dielektrickými parametry. Dále byly v rámci tvorby modelu po obvodu středního vodiče a dielektrika extrahovány dvě soustředné kružnice, které byly následně definovány jako vlnovodný zdroj elektromagnetického pole.

Program Sim4Life umožňuje dva základní typy simulací. První je simulace pomocí Gaussovského pulzu, který obsahuje definované pásmo frekvencí kolem zvolené centrální frekvence. Výsledkem Gaussovské simulace je závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci. Druhým typem simulace je simulace pomocí harmonické vlny o diskrétní frekvenci.

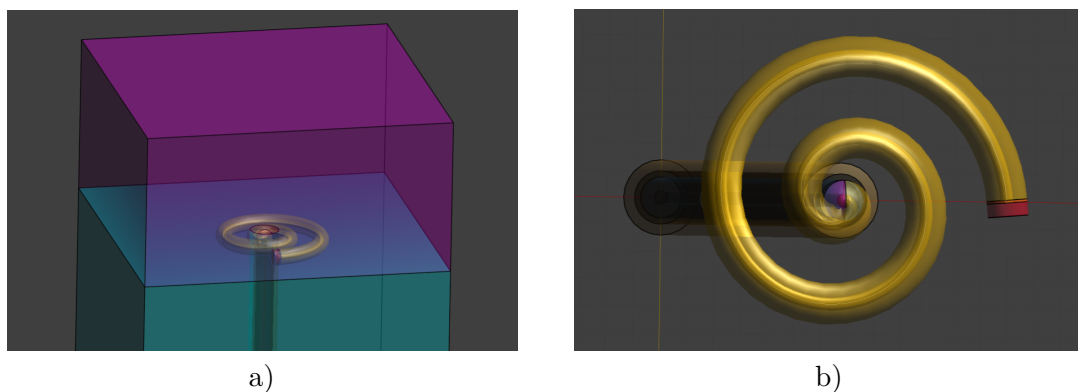
Výsledkem harmonické simulace je normalizovaná distribuce veličiny SAR, kterou lze zobrazit na barevné škále v různých rovinách řezu modelem [26]. Pro vlnovodný typ zdroje byla vždy zvolena Gaussovská simulace, přičemž bylo možné extrahovat pracovní frekvenci 2,45 GHz a zobrazit rozložení veličiny SAR. Vlnovodný zdroj byl nastaven tak, aby budil pouze TEM vlnu postupující směrem ke konci koaxiálního vedení. Dále bylo v rámci nastavení simulace potřeba definovat hraniční podmínky simulovaného prostoru jako absorpční, aby nedocházelo k nežádoucím odrazům energie a zkreslení výsledků. Aby bylo možné prostor rozložit na jednotlivé voxely, bylo třeba definovat mřížku. Hrubost mřížky udává počet voxelů, které program používá při výpočtech. Posledním krokem byla poté voxelizace, v rámci které lze nastavit priority pro různé součásti modelu, pokud dochází k jejich překrývání.

V následujících kapitolách jsou popsány provedené simulace pro oba typy navržených aplikátorů. Nejprve byl navržen aplikátor ve tvaru spirály, který je určen pro ablaci komorových arytmií. Dále byl simulován aplikátor ve tvaru ploché smyčky, který je určen k rychlé izolaci plicních žil při léčbě fibrilace síní.

4.1 Aplikátor ve tvaru spirály

Návrh aplikátoru ve tvaru spirály byl inspirován studií [18], ve které je podobný aplikátor testován na frekvenci 950 MHz. Podle autorů je jeho výhodou schopnost vytvořit dostatečně širokou a hlubokou lézi, což zkracuje trvání ablačního zákroku a zvyšuje efektivitu léčby.

Model aplikátoru se spirální anténou byl zhotoven rozšířením modelu koaxiálního kabelu. Spirální struktura byla vytvořena pomocí šablony, která je k dispozici přímo v rámci programu Sim4Life. Šablona ve tvaru spirály byla použita k modelování středního vodiče i dielektrika, kterým je vodič po celé délce obalen. Pro vytvoření 3D struktury o určitém poloměru byla využita funkce Thicken wire. Střední vodič spirály byl navázán na střední vodič kabelu ve vzdálenosti 1 mm od konce vnějšího vodiče. Obdobně bylo navázáno také dielektrikum. Dalším krokem bylo přidání válce o výšce poloměru dielektrika, který má za úkol izolovat konec středního vodiče od okolní tkáně. Nakonec byl spirální aplikátor přiložen na srdeční tkáň, která byla modelována pomocí kvádrů. Do okolí aplikátoru byl přidán ještě jeden kvádr, u kterého byly nastaveny dielektrické vlastnosti krve. Hotový model včetně detailu spirální antény je ukázán na obrázku 4.2.



Obrázek 4.2. Model spirálního aplikátoru. a) Uložení ve tkáni, b) Detail antény.

Bylo provedeno několik simulací pomocí Gaussovského pulzu, při kterých byly nastaveny různé parametry spirály. U spirální struktury lze optimalizovat jak poloměr, tak také počet závitů. Tyto parametry byly odvozeny na základě vlnové délky ve tkáni, která byla

vypočtena podle vzorce (3.26):

$$\lambda_t = \frac{c_0}{f\sqrt{\epsilon_r}} = \frac{299792458}{2,45 \cdot 10^9 \cdot \sqrt{58,2636}} = 16 \text{ mm} . \quad (4.1)$$

Za ϵ_r byla dosazena hodnota relativní permitivity srdeční tkáně převzatá z databáze [28].

Rezonanční frekvence mikrovlnného rezonátoru je ovlivněna především jeho délkou, v tomto případě tedy délkou úseku středního vodiče obaleného dielektrikem vystupujícího z koaxiálního kabelu [4]. Podle [29] lze tuto délku určit na základě vzorce pro výpočet délky s tzv. Archimédovy spirály:

$$s = r\left(1 + \frac{\alpha}{2}\right) \quad (4.2)$$

kde r je poloměr spirály (vzdálenost koncového bodu spirály od středu) a α představuje úhel, který opíše průvodič při pohybu po spirále až do koncového bodu. Pomocí násobků úhlu $\alpha = 2\pi$ lze do vzorce dosadit počet závitů spirály. Podle [4] by měla být délka mikrovlnného rezonátoru srovnatelná s vlnovou délkou ve tkáni, často s její polovinou nebo čtvrtinou. Každý rezonátor může mít více rezonančních frekvencí, které na základě teoretického odvození nastávají při délce rezonátoru o celočíselných násobcích těchto délek [4]. Poloměr spirály pro první simulaci byl tedy vyjádřen a spočten podle vzorce (4.2), přičemž za s byl dosazen dvojnásobek vlnové délky ve tkáni:

$$r = \frac{s}{1 + \frac{\alpha}{2}} = \frac{32}{1 + \frac{4\pi}{2}} = 4,39 \text{ mm} \quad (4.3)$$

Za velikost úhlu α byla dosazena hodnota odpovídající spirále o dvou závitech, tedy $\alpha = 4\pi$ rad.

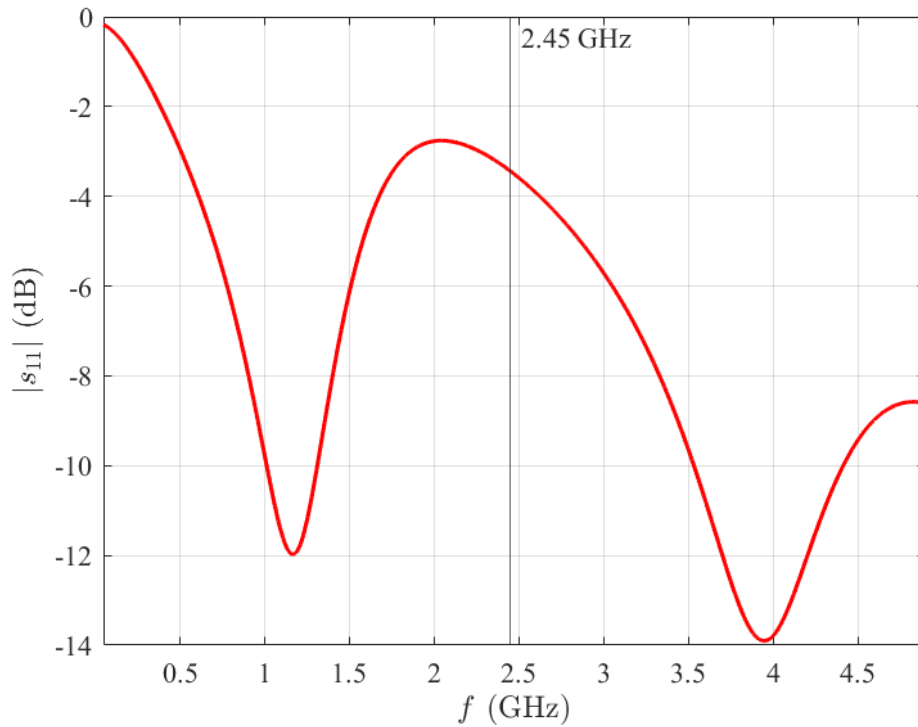
Na základě spočtených hodnot byl vymodelován spirální aplikátor. Dále byla provedena širokopásmová simulace pomocí Gaussovského pulzu tak, aby bylo možné odhadnout polohu rezonancí v závislosti na frekvenci (šířka pásma 4,9 GHz kolem centrální frekvence 2,45 GHz). Výslednou závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci ukazuje graf na obrázku 4.3. Z grafu je patrné, že se v pásmu frekvencí od 0 do 4,9 GHz nachází dvě rezonance. Pokud bychom chtěli posunout rezonanci kolem 1 GHz na frekvenci 2,45 GHz, museli bychom délku spirální struktury zmenšit. Takový aplikátor by však byl příliš malý pro účely ablací ventrikulárních arytmií. Proto bylo lepší volbou optimalizovat délku spirály tak, aby se na frekvenci 2,45 GHz posunula rezonance, která se nachází na vyšší frekvenci. V takovém případě je potřeba délku spirální struktury zvětšit.

Dalším krokem návrhu bylo zvětšit délku spirály tak, aby bylo dosaženo rezonance na pracovní frekvenci 2,45 GHz. Bylo tedy provedeno několik dalších simulací pomocí Gaussovského pulzu, tentokrát v užším pásmu frekvencí od 2 do 3 GHz. Porovnání výsledných koeficientů odrazu pro různé poloměry spirály je ukázáno na obrázku 4.4. Na grafu lze dobře pozorovat, že s různou velikostí poloměru spirály se mění jak její rezonanční frekvence, tak minimální hodnota modulu koeficientu odrazu. Na frekvenci 2,45 GHz bylo dosaženo koeficientu odrazu $-16,29$ dB, což odpovídá tomu, že se zpět do koaxiálního vedení odrazilo 2,35 % výkonu:

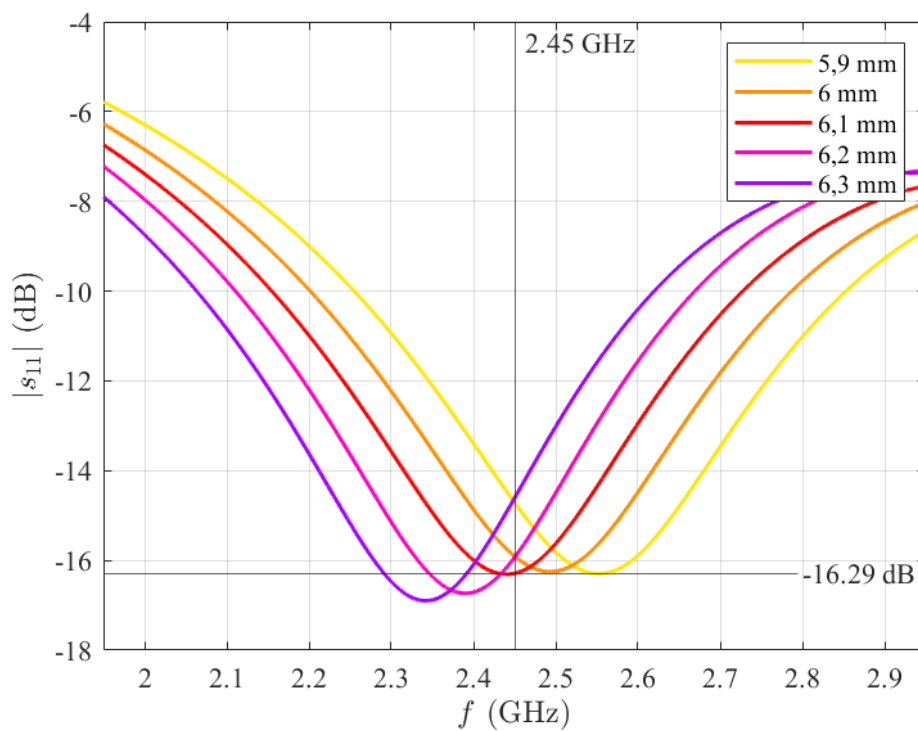
$$\frac{P_r}{P_i} = 10^{\frac{|s_{11}|}{10}} = 10^{\frac{-16,29}{10}} = 2,35 \% . \quad (4.4)$$

Nejlepší variantou je tedy aplikátor se spirálou o poloměru 6,1 mm, čemuž podle vzorce (4.2) odpovídá délka spirální struktury 44,43 mm:

$$s = r\left(1 + \frac{\alpha}{2}\right) = 6,1 \cdot \left(1 + \frac{4\pi}{2}\right) = 44,43 \text{ mm} . \quad (4.5)$$



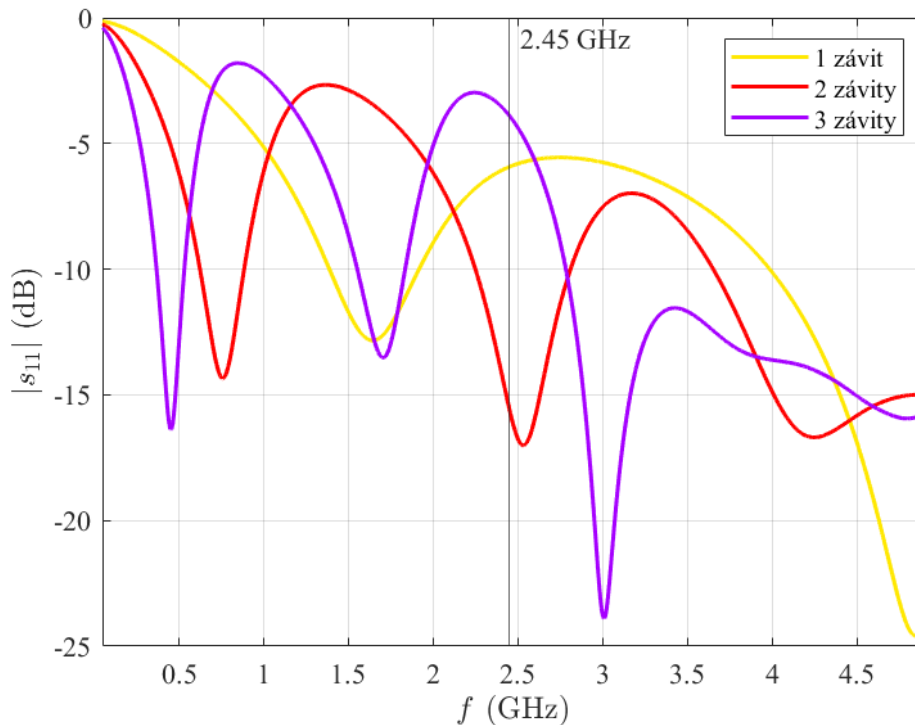
Obrázek 4.3. Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci - širokopásmová simulace spirálního aplikátoru.



Obrázek 4.4. Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro různé poloměry spirální struktury aplikátoru.

Graf na obrázku 4.5 ukazuje změnu modulu koeficientu odrazu v širším pásmu frekvencí pro stejnou délku spirály $s = 44,43$ mm s různým počtem závitů. Je zřejmé, že množ-

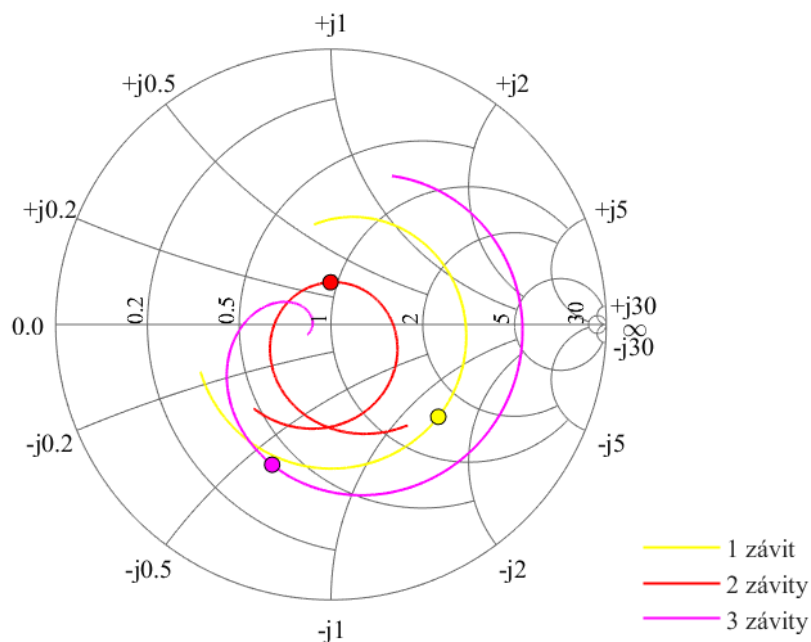
ství a poloha rezonancí se v závislosti na počtu závitů mění. Důvodem je to, že spirální struktura tvořící rezonátor mění své kapacitní a induktivní vlastnosti. Samotná spirála se chová jako indukčnost a mezi jejími závity vznikají kapacity. Chování koeficientu odrazu lze lépe zanalyzovat na základě Smithova diagramu, který jej zobrazuje v komplexní rovině. Smithův diagram pro případ spirály s délkou 44,43 mm s různým počtem závitů je vykreslen na obrázku 4.6. Bod na frekvenci 2,45 GHz je v diagramu vždy označen markerem. V případě spirály se dvěma závity se koeficient odrazu nejvíce blíží středu Smithova diagramu. To znamená, že je nejlépe impedančně přizpůsobena vůči ostatním variantám.



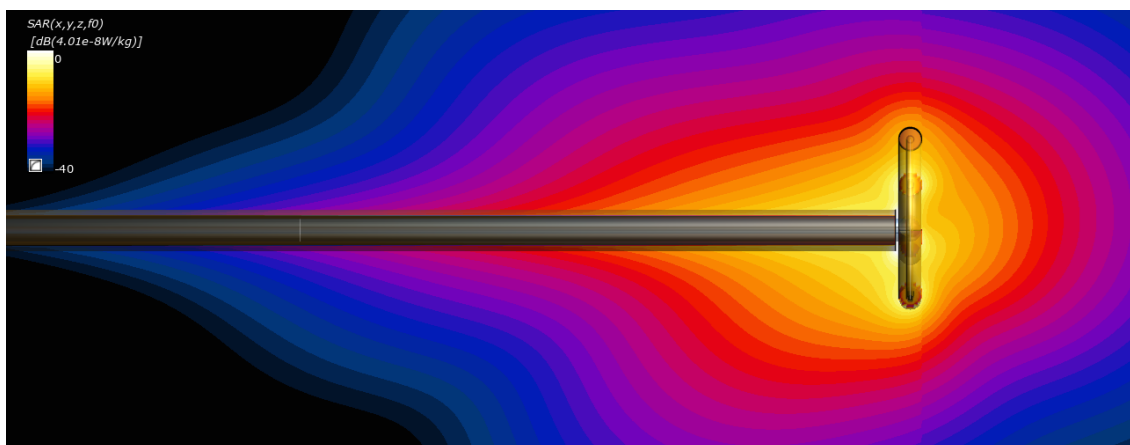
Obrázek 4.5. Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro různý počet závitů spirální struktury aplikátoru.

Aby bylo možné analyzovat biologické účinky aplikátoru, bylo třeba simulovat profil veličiny SAR ve tkáni. Rozložení SAR pro aplikátor s délkou spirály $s = 44,43$ mm a dvěma závity ukazuje obrázek 4.7. Obrázek 4.8 znázorňuje rozložení veličiny SAR v příčné rovině nad úrovní spirály. Z obrázků lze vyvodit, že se většina energie absorbuje před spirální strukturou aplikátoru, která vytváří symetrický profil SAR v široké oblasti tkáně.

Program Sim4Life umožňuje na základě simulovaných hodnot SAR vypočítat také rozložení teploty v okolí aplikátoru. Nicméně tento software bohužel neumožňuje do simulace zahrnout vliv proudící krve. Rozložení teploty lze však odhadnout za předpokladu, že krev proudí natolik rychle, aby povrch tkáně ochlazovala na původní teplotu. Proto byl model krve odstraněn a místo něj nastavena okrajová podmínka na 37°C . Výsledné rozložení teploty v srdeční tkáni je vykresleno na obrázku 4.9. Teploty 50°C bylo dosaženo do hloubky 5 mm nad úrovní spirální struktury. Proto lze konstatovat, že navržený spirální aplikátor může být použit pro léčbu komorových arytmií.



Obrázek 4.6. Závislost koeficientu odrazu na frekvenci ve Smithově diagramu pro různý počet závitů spirální struktury aplikátoru.

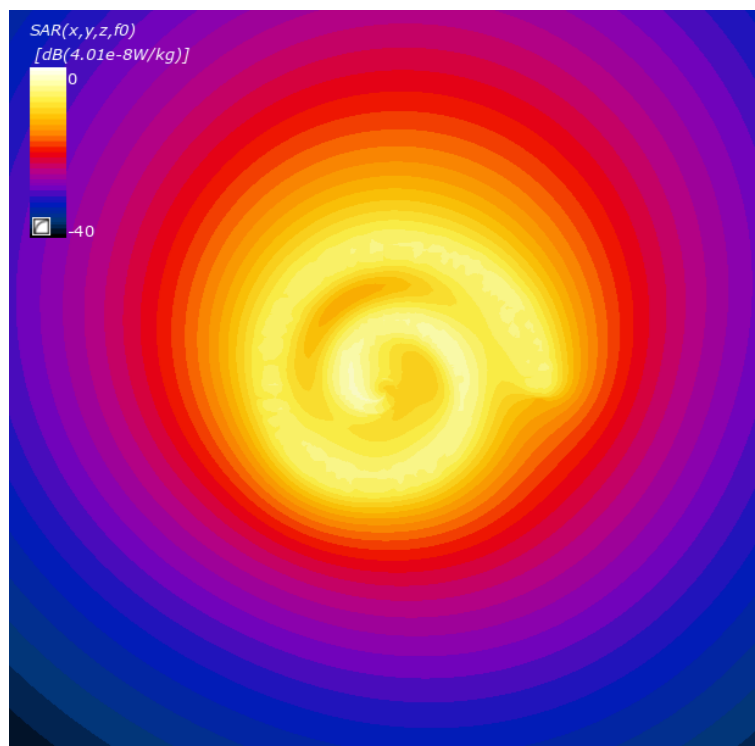


Obrázek 4.7. Rozložení veličiny SAR v okolí aplikátoru se spirální anténou.

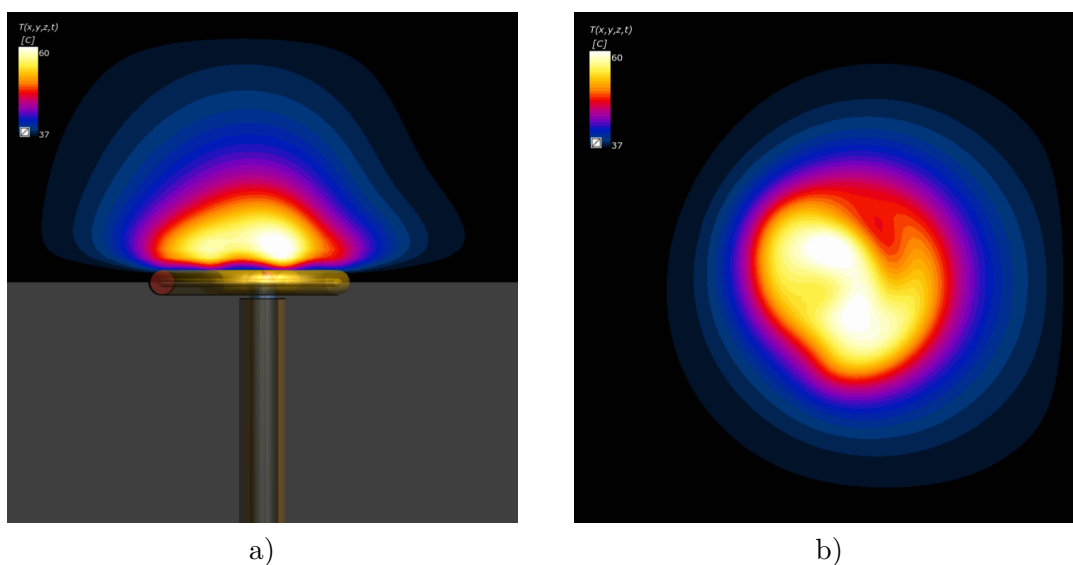
4.2 Aplikátor ve tvaru ploché smyčky

Návrh aplikátoru ve tvaru ploché smyčky byl inspirován studií [23]. Tento typ aplikátoru vytváří lézi po obvodu stěny plicní žíly, přičemž rychle a efektivně izoluje zdroj patologických vzruchů způsobující fibrilaci síní.

Podobně jako u antény ve tvaru spirály vychází model tohoto aplikátoru z modelu koaxiálního kabelu. Narozdíl od spirální struktury je střední vodič pokrytý dielektrikem po oblouku stočen do smyčky. K vytvoření 3D struktury z načrtnutého oblouku, který byl rovně propojen s koncem středního vodiče kabelu, byla opět použita funkce Thicken wire. Dále byl oblouk posunut do roviny 1 mm nad konec koaxiálního kabelu. Zakončení oblouku za účelem elektrické izolace středního vodiče od tkáně bylo provedeno pomocí válce z dielektrika. Dále byl pomocí dutého válce zhotoven model plicní žíly včetně srdeční stěny.



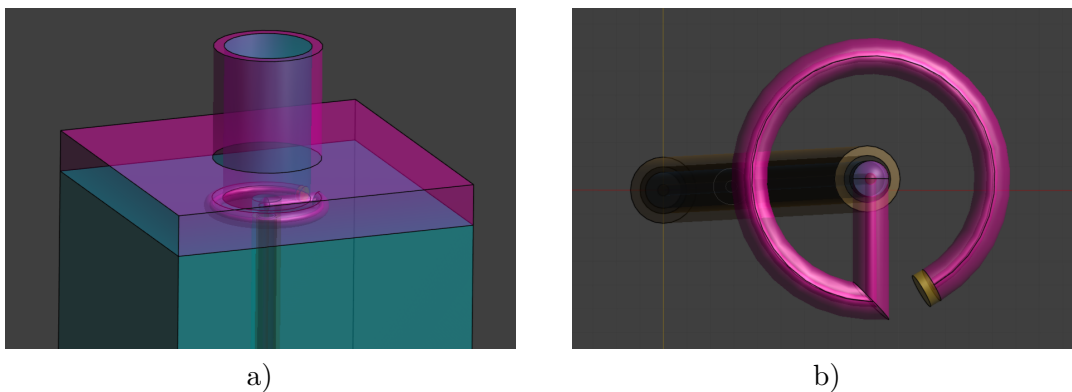
Obrázek 4.8. Rozložení veličiny SAR v příčné rovině před aplikátorem se spirální anténou.



Obrázek 4.9. Rozložení teploty v srdeční tkáni v okolí aplikátoru ve tvaru spirály. a) Teplota na řezu v podélné rovině, b) Teplota na řezu v příčné rovině (2 mm nad spirálou).

Tloušťka stěny srdeční síně (4 mm) a tloušťka stěny plicní žíly (1 mm) byly stanoveny na základě [11]. Je však nutné podotknout, že tyto rozměry mohou být individuální, podobně jako průměr ústí plicní žíly do levé síně. Hotový model včetně detailu antény ve tvaru ploché smyčky je ukázán na obrázku 4.10.

Opět bylo provedeno několik simulací pomocí Gaussovského pulzu. U navržené struktury ve tvaru ploché smyčky lze optimalizovat pouze poloměr oblouku. Podobně jako u spirálního aplikátoru byl poloměr oblouku pro první simulaci odvozen na základě vlnové délky ve tkáni. Celkovou délku úseku středního vodiče vystupujícího z koaxiálního kabelu lze vypočítat jako součet úseku o délce poloměru oblouku a části obvodu kružnice tvořící



Obrázek 4.10. Model aplikátoru ve tvaru ploché smyčky. a) Uložení ve tkáni, b) Detail antény.

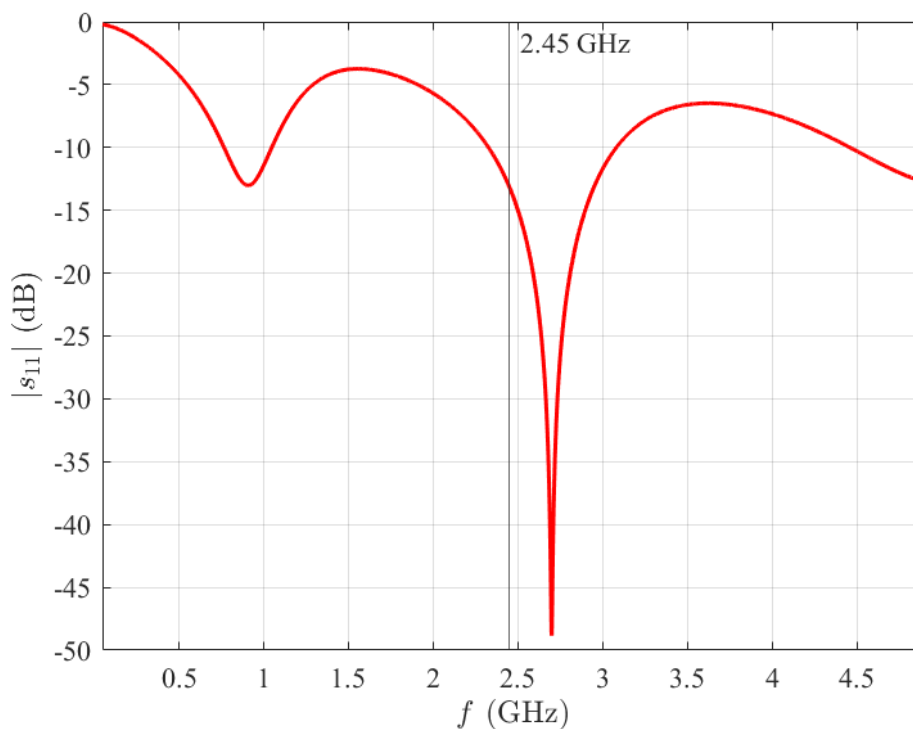
oblouk:

$$s = r + 2\pi r \cdot 0,88. \quad (4.6)$$

Obvod je násoben číslem 0,88, neboť oblouk tvoří 88% obvodu kružnice. Z této rovnice lze vyjádřit poloměr oblouku, který bude odpovídat délce úseku o dvojnásobku vlnové délky ve tkáni λ_t :

$$r = \frac{s}{1 + 2 \cdot 0,88\pi} = \frac{32}{1 + 2 \cdot 0,88\pi} = 4,9 \text{ mm}. \quad (4.7)$$

Na základě spočteného poloměru byl vymodelován aplikátor ve tvaru ploché smyčky. Nejprve byla provedena širokopásmová simulace pomocí Gaussovského pulzu s centrální frekvencí 2,45 GHz a šířkou pásma 4,9 GHz. Výsledná závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci je ukázána na obrázku 4.11. V grafu se nachází dvě rezonance na frekvencích kolem 1 a 2,7 GHz.



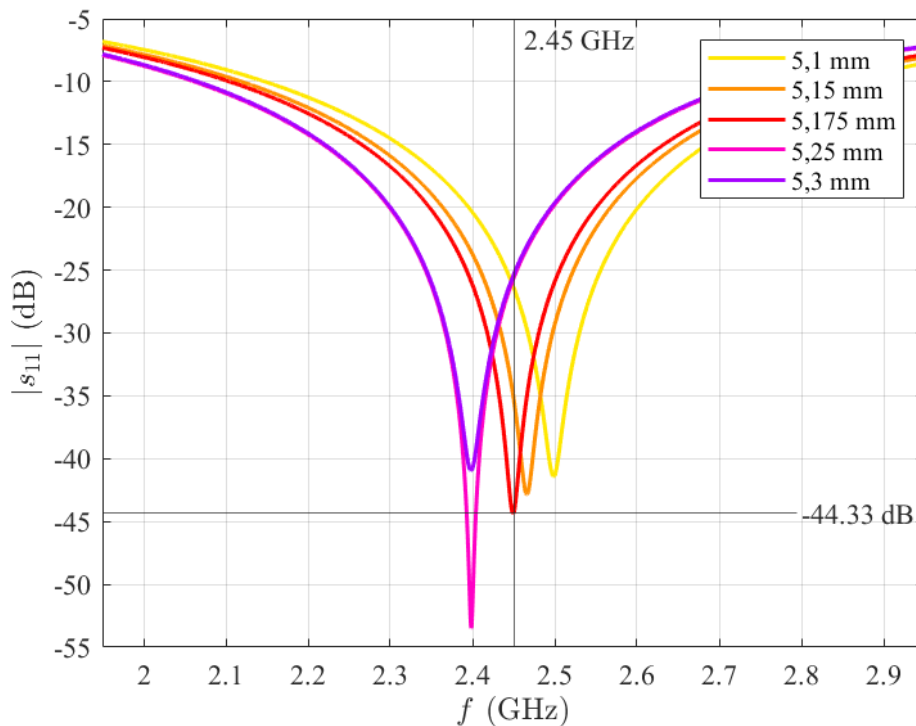
Obrázek 4.11. Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci - širokopásmová simulace aplikátoru ve tvaru ploché smyčky.

Cílem dalšího návrhu bylo optimalizovat poloměr smyčky tak, aby se rezonance na 2,7 GHz posunula na pracovní frekvenci aplikátoru. Na základě toho bylo provedeno několik dalších Gaussovských simulací, při kterých byl nastaven větší poloměr aplikátoru. Tyto simulace byly prováděny v užším pásmu frekvencí od 2 do 3 GHz, aby bylo dosaženo vyšší přesnosti výsledků. Porovnání koeficientů odrazu pro různé poloměry oblouku ploché smyčky je ukázáno na obrázku 4.12. Na pracovní frekvenci 2,45 GHz bylo dosaženo minimálního koeficientu odrazu $-44,33$ dB, což odpovídá tomu, že se zpět do koaxiálního kabelu odrazilo 0,037 % výkonu:

$$\frac{P_r}{P_i} = 10^{\frac{|s_{11}|}{10}} = 10^{\frac{-44,33}{10}} = 0,037 \% . \quad (4.8)$$

Nejlepší variantou je tedy aplikátor se smyčkou o poloměru 5,175 mm, čemuž podle vzorce odpovídá délka vystupujícího středního vodiče 33,79 mm:

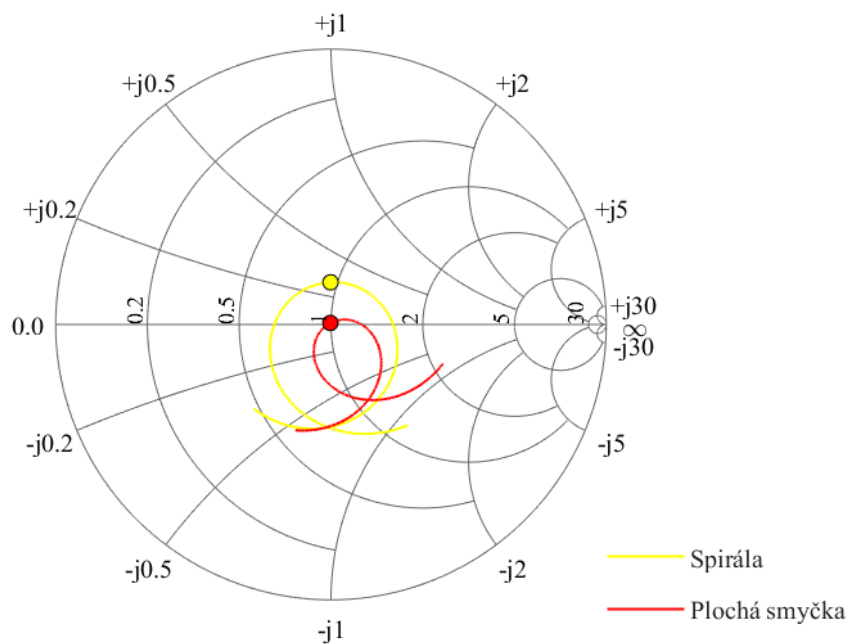
$$s = r + 2\pi r \cdot 0,88 = 5,175 + 2\pi \cdot 5,175 \cdot 0,88 = 33,79 \text{ mm} . \quad (4.9)$$



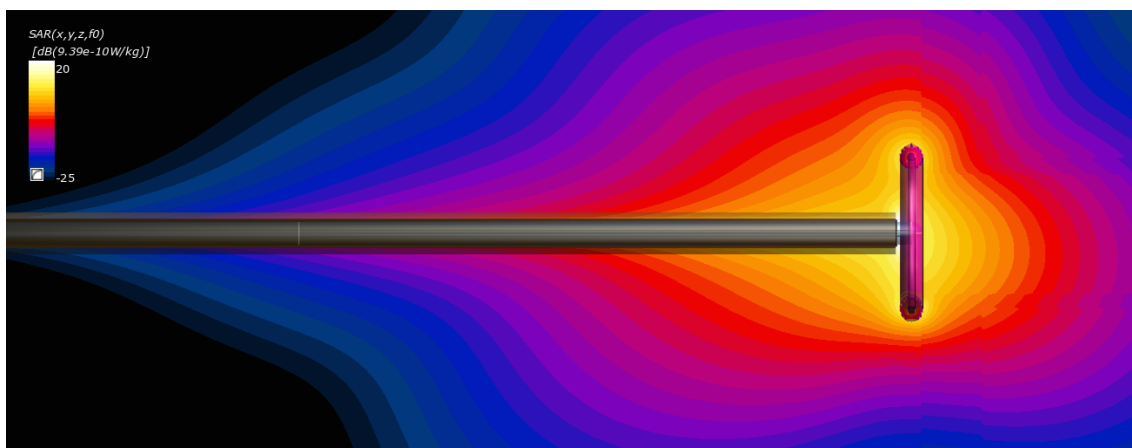
Obrázek 4.12. Závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro různé poloměry oblouku ploché smyčky.

Optimalizovaná délka antény ve tvaru ploché smyčky je výrazně odlišná od délky vystupujícího středního vodiče v případě spirálního aplikátoru. Důvodem je rozdílné imedanční chování obou aplikátorů. Různé tvary struktur mají rozdílné kapacitní a induktivní vlastnosti, které můžeme pro různé frekvence porovnat pomocí Smithova diagramu na obrázku 4.13. Body na frekvenci 2,45 GHz jsou v diagramu označeny markery. Je patrné, že strukturu ve tvaru ploché smyčky lze na pracovní frekvenci aplikátoru lépe imedančně přizpůsobit nežli spirální strukturu.

Dalším krokem při návrhu aplikátoru ve tvaru ploché smyčky byla simulace rozložení veličiny SAR na frekvenci 2,45 GHz. Distribuce SAR pro aplikátor s délkou smyčky $s = 33,79$ mm je ukázána na obrázku 4.14. Obrázek 4.15 znázorňuje rozložení veličiny SAR v příčné rovině nad úrovní smyčky.

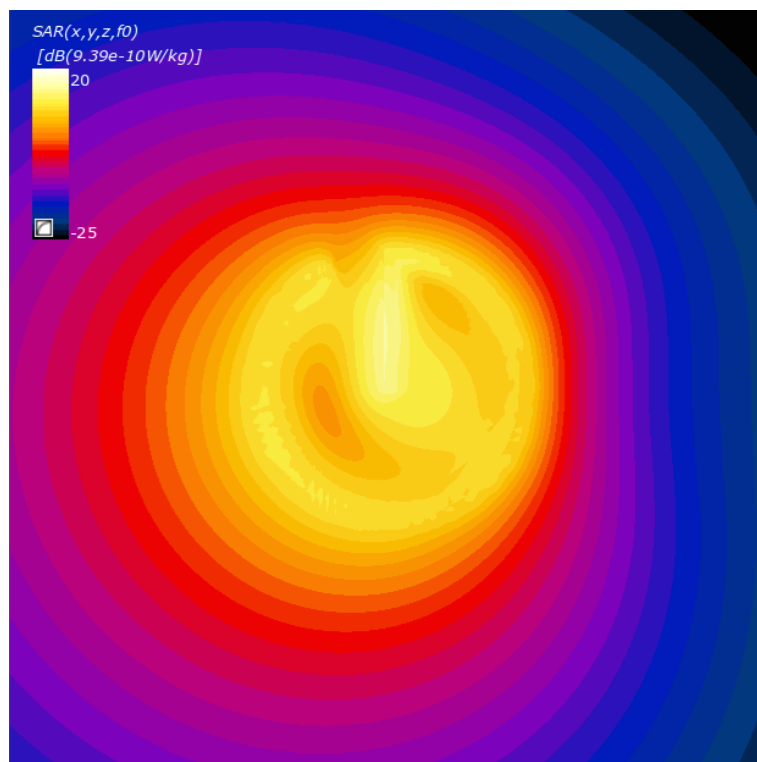


Obrázek 4.13. Porovnání závislosti koeficientu odrazu na frekvenci ve Smithově diagramu pro aplikátor ve tvaru spirály a ploché smyčky.

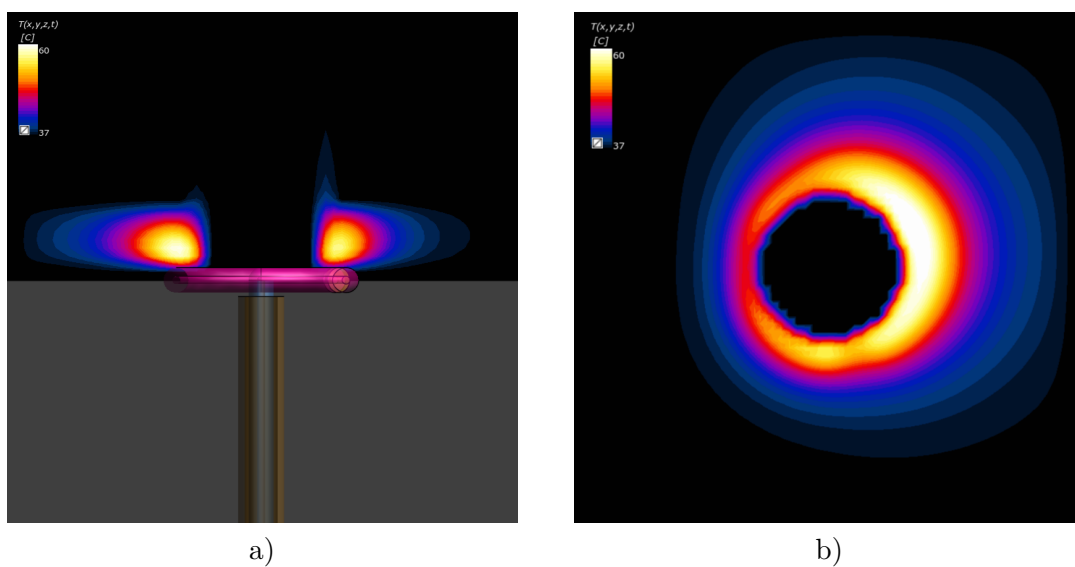


Obrázek 4.14. Rozložení veličiny SAR v okolí aplikátoru s anténou ve tvaru ploché smyčky.

Podobně jako u aplikátoru ve tvaru spirály byla provedena také teplotní simulace. Výsledné rozložení teploty v srdeční tkáni je vykresleno na obrázku 4.16. Teploty $50\text{ }^{\circ}\text{C}$ bylo dosaženo do hloubky $2,5\text{ mm}$ po celém obvodu plicní žíly. Z výsledků teplotní simulace je zřejmé, že navržený typ aplikátoru má potenciál izolovat plicní žílu a může být použit při léčbě fibrilace síní.



Obrázek 4.15. Rozložení veličiny SAR v příčné rovině před aplikátorem ve tvaru ploché smyčky.



Obrázek 4.16. Rozložení teploty v srdeční tkáni v okolí aplikátoru ve tvaru ploché smyčky. a) Teplota na řezu v podélné rovině, b) Teplota na řezu v příčné rovině (2 mm nad smyčkou).

Kapitola 5

Výroba aplikátorů

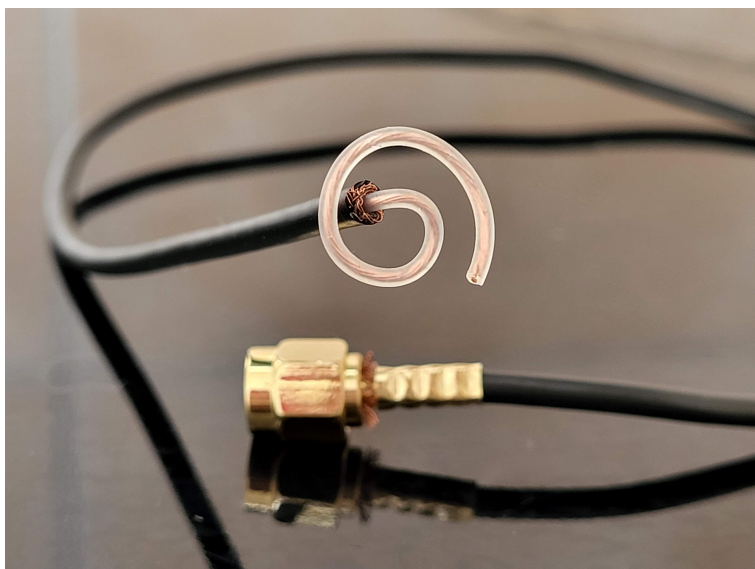
Na základě výsledků simulací byly vyrobeny dva typy ablačních aplikátorů: aplikátor ve tvaru spirály a aplikátor tvořený plochou smyčkou. K výrobě byl použit koaxiální kabel RG-174, jehož rozměry již byly popsány v kapitole 4. Na základě údajů v datasheetu [27] má tento kabel charakteristickou impedanci $50 \pm 2 \Omega$ a zeslabení 92 dB na 100 m na frekvenci 1 GHz. Maximální rozsah teplot je od -40 do $+70$ °C. Dále byly pro výrobu použity standardní SMA konektory, přímo určené pro typ koaxiálního kabelu RG-174.

Prvním krokem výroby bylo krimpování SMA konektorů. Byly ustřiženy dva úseky koaxiálního kabelu dlouhé 40 cm a na každý nakrimpován jeden konektor. Vzhledem k malému průměru koaxiálního kabelu bylo třeba při odstraňování jednotlivých vrstev postupovat opatrně, aby nedošlo k přestřižení. Jednotlivé drátky tvořící vnitřní vodič byly pro lepší kontakt potaženy cínem pomocí páječky. K přitlačení kovových objímek k vodičům byly použity speciální krimpovací kleště. Po nakrimpování byl každý konektor otestován pomocí multimetru. Bylo zjišťováno, zdali jsou oba konce vnějšího i vnitřního vodiče propojeny a zdali mezi vodiči nedošlo ke zkratu. Pracoviště pro výrobu aplikátorů je na fotografii 5.1.

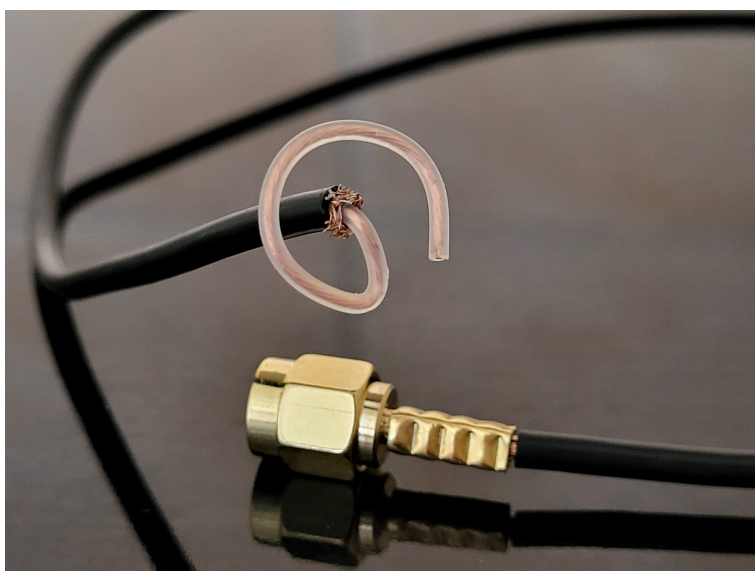


Obrázek 5.1. Pracoviště pro výrobu aplikátorů.

Dalším krokem výroby byla modifikace konce obou koaxiálních aplikátorů do navrženého tvaru antény. Úprava konce koaxiálního kabelu spočívala v odstranění obalu a vnějšího vodiče a následném vytvarování do požadovaného tvaru. Rozměry koncové části tvořené pouze středním vodičem obaleným dielektrikem byly určeny na základě výsledků simulací. V případě spirálního aplikátoru byla délka koncové části 44 mm a v případě aplikátoru ve tvaru ploché smyčky 33 mm. Závěrem byly oba konce antén zakápnuty vteřinovým lepidlem, aby byla vytvořena izolace mezi tkání a středním vodičem. Hotový aplikátor ve tvaru spirály je na obrázku 5.2. Aplikátor ve tvaru ploché smyčky je na obrázku 5.3.



Obrázek 5.2. Vyrobený aplikátor ve tvaru spirály.



Obrázek 5.3. Vyrobený aplikátor ve tvaru ploché smyčky.

Kapitola 6

Měření na agarovém fantomu

Vlastnosti obou vyrobených aplikátorů byly testovány in vitro měřením na agarovém fantomu. Postup přípravy fantomu byl inspirován odbornými publikacemi [5] a [25]. Podle [5] je optimální následující poměr ingrediencí:

- 0,33 % soli
- 95,67 % vody
- 4 % agarového prášku.

Pro přípravu cca dvou litrů agarového fantomu byl poměr vynásoben dvaceti. Do 1913 g kohoutkové vody bylo přimícháno 6,6 g kuchyňské soli a 80 g agarového prášku. Výsledná směs byla přivedena k varu a následně nechána mírně zchladnout. Poté byla nalita do tří nádob o výšce 5 cm, 4 cm a 3 cm. Nakonec byly agarové fantomy nechány přes noc ztuhnout.

Nejprve byl na agarovém fantomu změřen koeficient odrazu v pásmu od 2 do 3 GHz. Po optimalizaci rozměrů aplikátorů byla změřena také teplotní distribuce v agarovém fantomu, která odpovídá rozložení veličiny SAR. Nakonec byla změřena také relativní permitivita agarového fantomu a kohoutkové vody, která byla použita namísto krve.

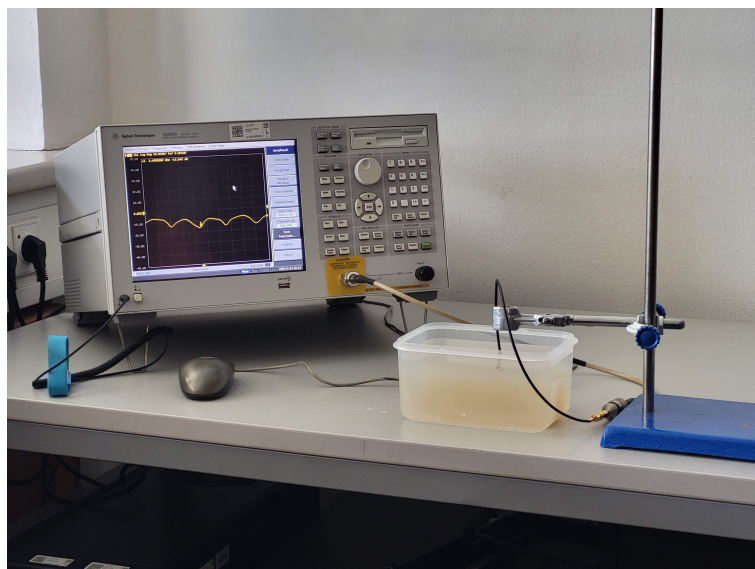
6.1 Měření koeficientu odrazu

Koeficient odrazu pro oba aplikátory byl změřen na Fakultě elektrotechnické ČVUT v Praze na Katedře elektromagnetického pole. K měření byl použit vektorový analyzátor Agilent Technologies E5062A s frekvenčním rozsahem od 300 kHz do 3 GHz. Tento analyzátor měří modul koeficientu odrazu $|s_{11}|$ na základě poměru amplitud přímé a odražené napěťové vlny. Měřicí signál má sinusový průběh a jeho výkon je 10 mW. Před samotným měřením bylo třeba vektorový analyzátor zkalibrovat pomocí kalibračních standardů, které představují otevřený konec, zkratovaný konec a přizpůsobenou zátěž.

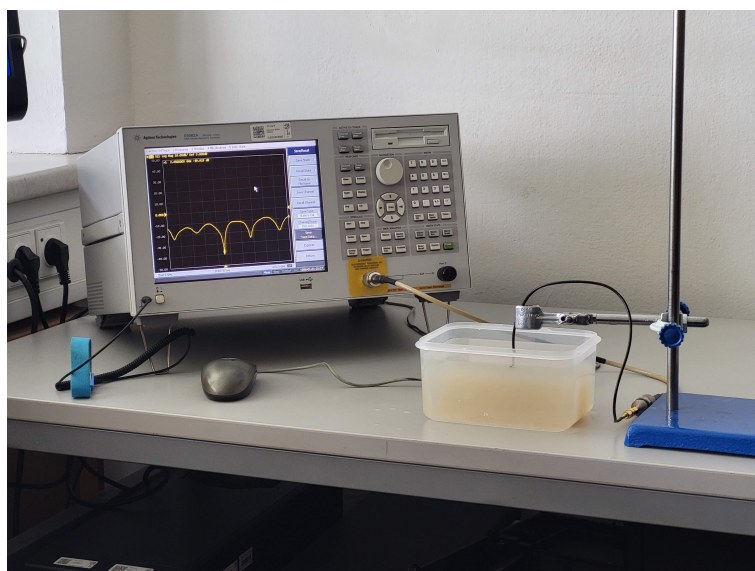
Měření koeficientu odrazu probíhalo vždy v pásmu od 2 do 3 GHz. Nejprve byl změřen koeficient odrazu aplikátoru ve tvaru spirály. Aplikátor byl pomocí laboratorního stojanu upevněn tak, aby doléhal na povrch agarového fantomu. Krev v okolí aplikátoru byla nahrazena kohoutkovou vodou. Měřicí aparatura včetně vektorového analyzátoru je vyfotografována na obrázku 6.1. Obdobným způsobem jako u spirálního aplikátoru byl změřen koeficient odrazu také u aplikátoru ve tvaru ploché smyčky. Fotografie měřicí aparatury pro tento typ aplikátoru je na obrázku 6.2.

Na základě prvních měření bylo zjištěno, že se rezonance nacházejí na vyšších frekvencích, než je pracovní frekvence aplikátorů. Proto bylo třeba koncové struktury vyrobit znovu, tentokrát s delším vyzařovacím úsekem. Dále byla pak délka spirály a ploché smyčky zkracována tak, aby se rezonance posunuly na frekvenci 2,45 GHz. Naměřený modul koeficientu odrazu v závislosti na frekvenci pro spirální aplikátor o délce $s = 45$ mm ukazuje graf na obrázku 6.3. Průběh koeficientu odrazu pro aplikátor ve tvaru ploché smyčky o délce $s = 40$ mm ukazuje graf na obrázku 6.4.

Bylo zjištěno, že naměřené koeficienty odrazu na frekvenci 2,45 GHz se pro stejnou délku antény liší od simulovaných koeficientů odrazu. To může být způsobeno tím, že



Obrázek 6.1. Měření koeficientu odrazu aplikátoru ve tvaru spirály.



Obrázek 6.2. Měření koeficientu odrazu aplikátoru ve tvaru ploché smyčky.

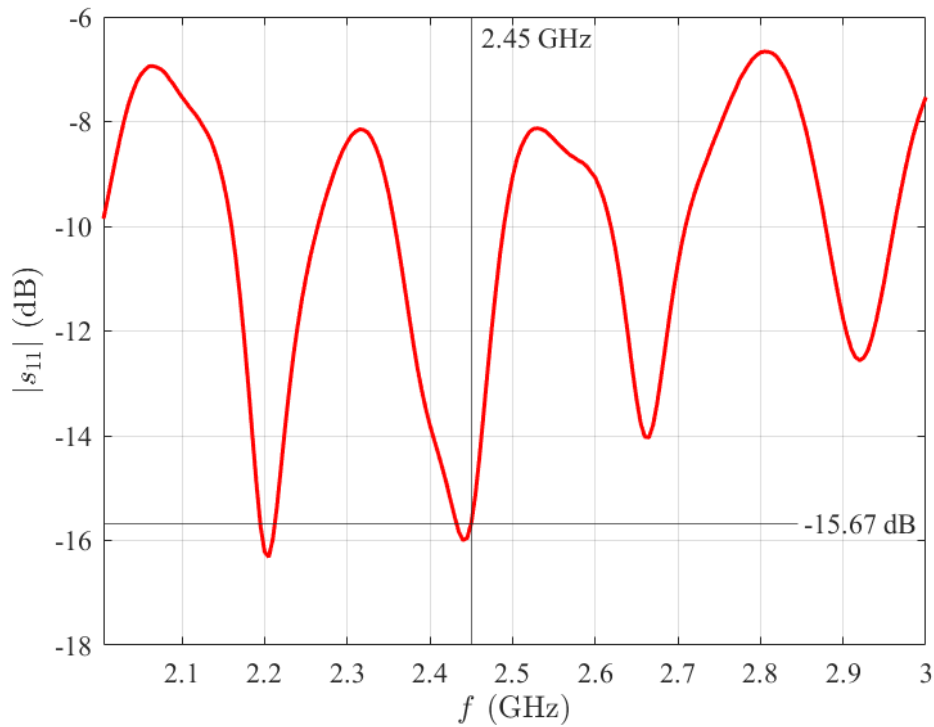
došlo k nepřesnostem během výroby aplikátorů. Další možnou příčinou jsou rozdíly v dielektrických parametrech prostředí mezi simulacemi a měřením. Zatímco v simulacích byly nastaveny dielektrické parametry srdeční tkáně a krve, během měření byla tato prostředí nahrazena agarovým fantomem a kohoutkovou vodou.

Pro lepší srovnání jsou simulované a upravené délky vyzařovacích struktur vyneseny v tabulce 6.1.

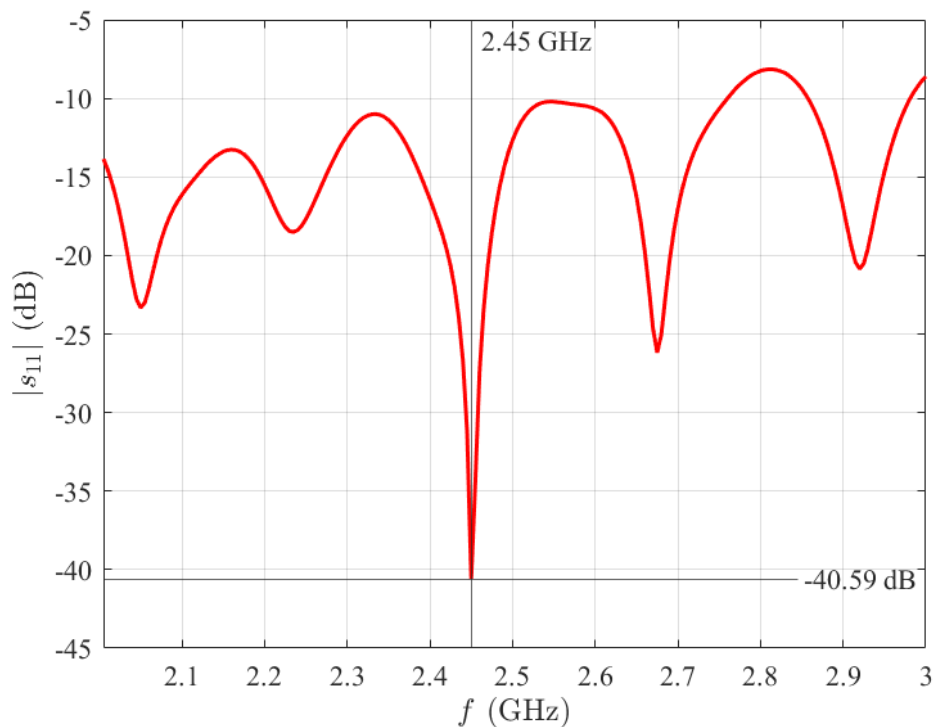
	Simulace	Měření
Spirála	44,35 mm	45 mm
Plochá smyčka	33,79 mm	40 mm

Tabulka 6.1. Porovnání simulované a upravené délky vyzařovacích struktur.

Porovnání simulovaného a naměřeného koeficientu odrazu pro spirální aplikátor je v grafu na obrázku 6.5. V tomto případě se upravená délka spirály téměř neliší od délky

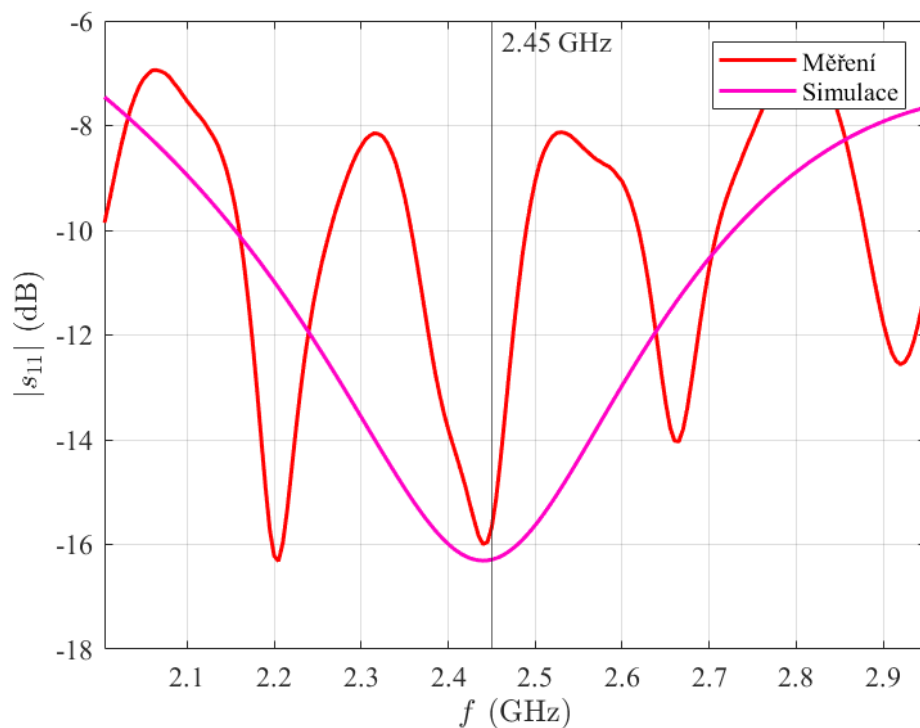


Obrázek 6.3. Změřená závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro aplikátor ve tvaru spirály.

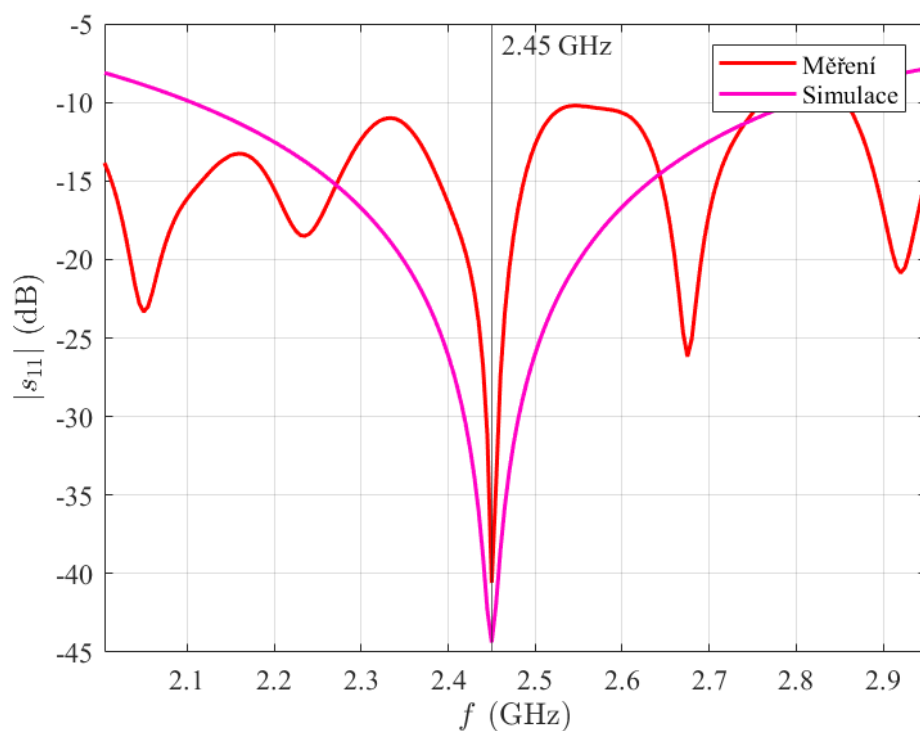


Obrázek 6.4. Změřená závislost modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro aplikátor ve tvaru ploché smyčky.

nastavené v simulacích. V případě ploché smyčky je však rozdíl těchto délek zřejmý. Porovnání simulovaného a naměřeného koeficientu odrazu pro aplikátor ve tvaru ploché



Obrázek 6.5. Porovnání změřené a simulované závislosti modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro aplikátor ve tvaru spirály.



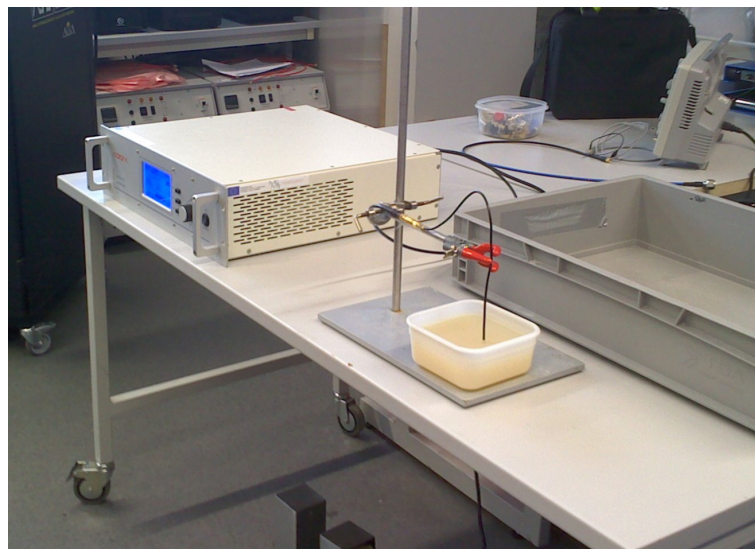
Obrázek 6.6. Porovnání změřené a simulované závislosti modulu koeficientu odrazu na frekvenci pro aplikátor ve tvaru ploché smyčky.

smyčky je v grafu na obrázku 6.6. Měřený koeficient odrazu se týká aplikátoru s upravenou délkou smyčky.

6.2 Měření profilu veličiny SAR

Dále byla v rámci testování aplikátorů měřena distribuce veličiny SAR v agarovém fantomu. Distribuci SAR odpovídá rozložení teploty ve tkáni, které bylo snímáno za použití termokamery FLIR E60. Měření tentokrát proběhlo v laboratoři na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Kladně.

Aplikátory byly k agarovému fantomu přiloženy obdobným způsobem jako při předchozích měřeních. Nejprve byly pro kontrolu změřeny koeficienty odrazu pomocí vektorového analyzátoru. Agarový fantom byl zahříván pomocí výkonového elektromagnetického generátoru od firmy Sairem. Tento generátor je schopen dodávat výkon až 200 W na frekvencích v pásmu od 2,4 do 2,5 GHz. Aparatura pro zahřívání agarového fantomu pomocí mikrovlnných aplikátorů je vyfotografována na obrázku 6.7. Vždy ihned po vypnutí generátoru byl aplikátor odstraněn a voda z povrchu fantomu vylita. Následně byl proveden řez fantomem v místě kontaktu s aplikátorem a byly pořízeny termogramy.

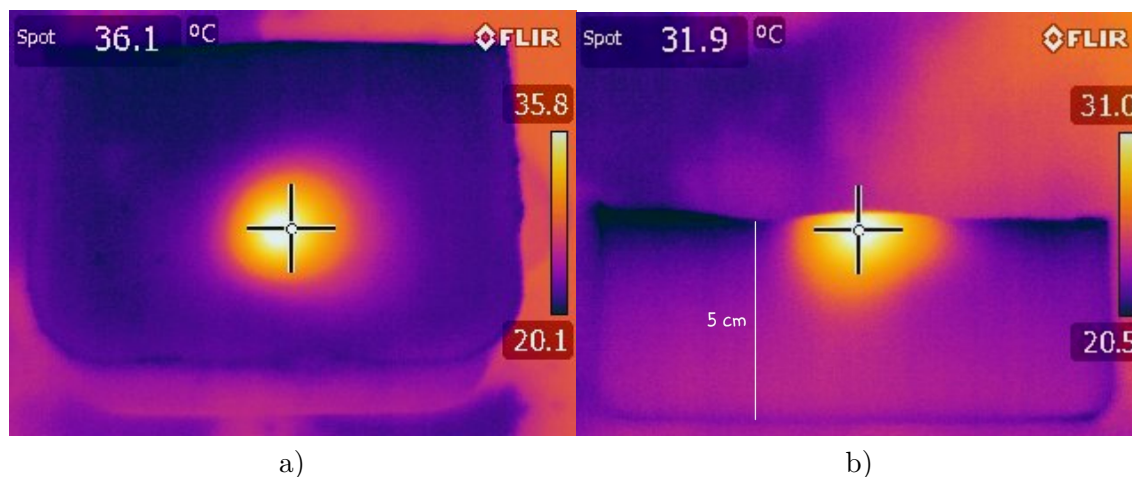


Obrázek 6.7. Konfigurace pracoviště pro zahřívání agarového fantomu pomocí mikrovlnných aplikátorů.

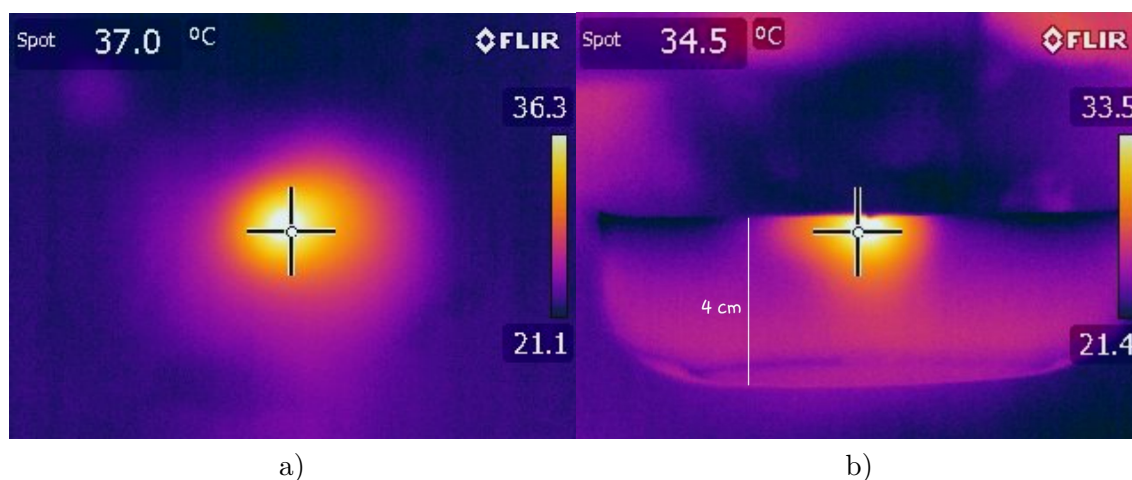
Aby bylo dosaženo ablačních účinků, musí být tkáň zahřáta minimálně na 50 °C. Teplota vnitřních orgánů lidského těla se pohybuje kolem 37 °C. Dosáhnout tepelného poškození tkáně tedy znamená zahřát ji o rozdíl teplot 13 °C. Jelikož měření probíhalo in vitro v laboratoři, agarový fantom měl na počátku pokojovou teplotu přibližně 21 °C. Proto bylo cílem jej ohřát alespoň na 34 °C.

Zahřívání agarového fantomu proběhlo u obou aplikátorů několikrát s různým nastaveným výkonem a dobou trvání, vždy na jiném místě fantomu. Parametry generátoru byly nejprve nastaveny na základě výsledků teplotních simulací popsanych v kapitolách 4.1 a 4.2. U aplikátoru ve tvaru spirály byl agarový fantom zahříván výkonem 50 W po dobu 10 sekund. Ukázalo se však, že tento výkon a doba trvání nestačí pro dosažení požadovaného rozdílu teplot. Fantom se ohřál pouze na teplotu 25 °C. Bylo tedy třeba postupně přidávat výkon až do 120 W, kdy byl fantom zahříván po dobu 20 sekund. Výsledkem byl ohřev povrchu fantomu na 36 °C a v řezu byla naměřena teplota 32 °C. Během snímání termogramů bylo zřejmé, že se agarový fantom poměrně rychle ochlazuje. Výsledné termogramy jsou ukázány na obrázku 6.8.

U aplikátoru ve tvaru ploché smyčky byl agarový fantom nejprve zahříván výkonem 80 W po dobu 10 sekund. Opět se ukázalo, že tento výkon nestačí k dosažení ablační teploty. Nakonec byl výkon zvýšen a doba trvání prodloužena na stejné hodnoty jako v



Obrázek 6.8. Termogramy pořízené po ohřevu na 120 W po 20 s pro aplikátor ve tvaru spirály. a) Povrch fantomu, b) Řez fantomem.



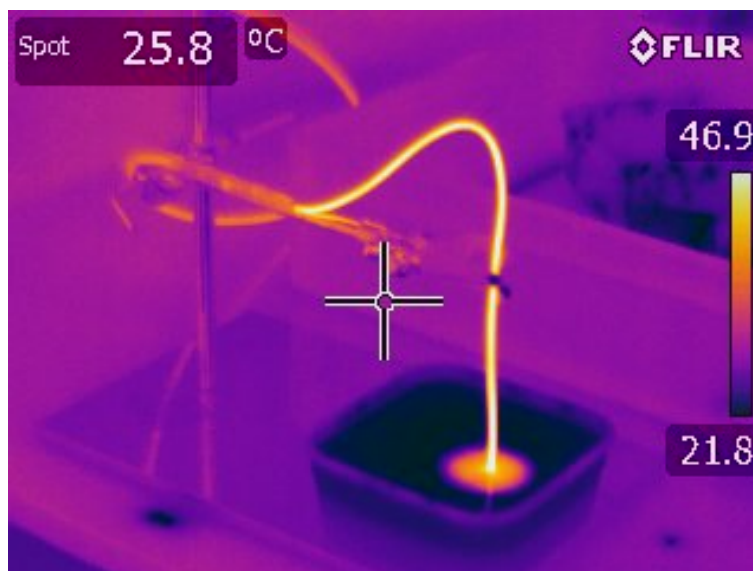
Obrázek 6.9. Termogramy pořízené po ohřevu na 120 W po 20 s pro aplikátor ve tvaru ploché smyčky. a) Povrch fantomu, b) Řez fantomem.

případě aplikátoru ve tvaru spirály. Výsledkem byl ohřev povrchu fantomu na 37 °C a v řezu byla naměřena teplota 34 °C. Výsledné termogramy jsou ukázány na obrázku 6.9.

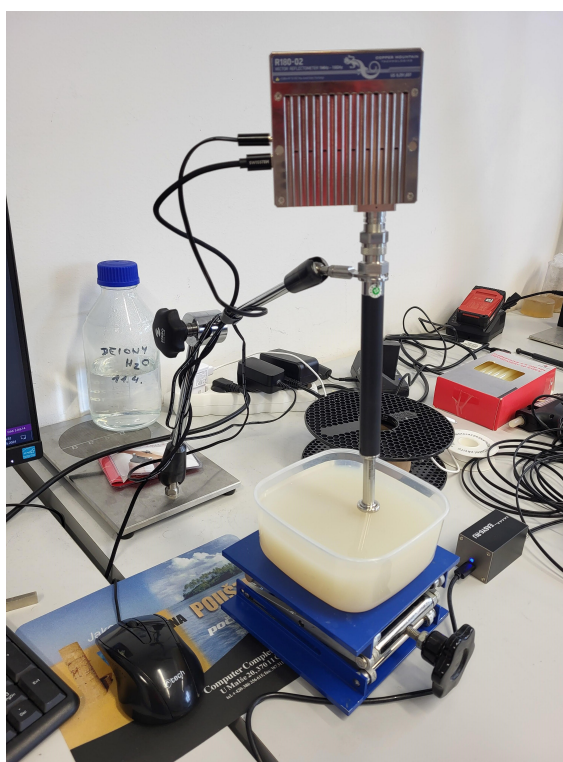
Nastavené parametry generátoru se lišily od parametrů, které byly v simulacích dostatečné pro dosažení požadované teploty. Jednou z příčin může být rychlé ochlazování fantomu, v důsledku kterého se nepodařilo zaznamenat skutečné dosažené teploty. Další možnou příčinou je ztráta výkonu v přívodním koaxiálním vedení, které se při zapnutém generátoru ztelně ohřívalo. Zahřívání koaxiálního kabelu je zdokumentováno na termogramu 6.10.

6.3 Měření relativní permitivity

Rozdíl mezi relativními permitivitami prostředí srdce a agarového fantomu má vliv na naměřené výsledky. Tento vliv se na základě vzorce (3.26) uplatní s druhou odmocninou z poměru hodnot permitivit. Proto bylo na závěr provedeno měření relativní permitivity agarového fantomu i kohoutkové vody. Byl použit vektorový analyzátor s koaxiální sondou R180 od firmy Copper Mountain Technologies. Před samotným měřením byla provedena kalibrace sondy pomocí otevřeného konce, zkratovaného konce a látky s referenčním modelem komplexní permitivity. Sonda přiložená na agarový fantom je vyfocena na obrázku 6.11.



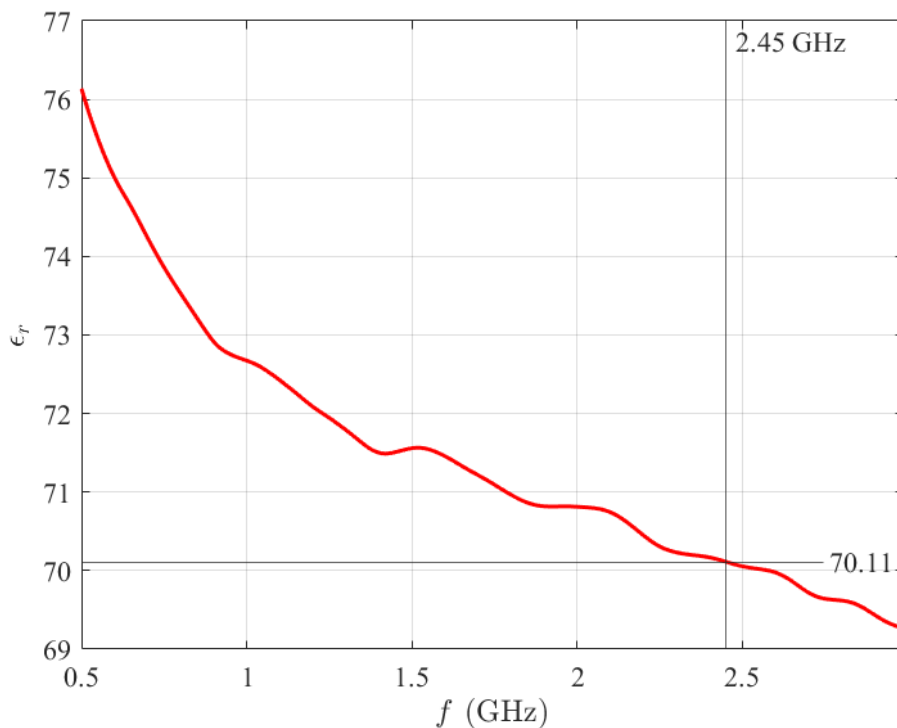
Obrázek 6.10. Ohřev koaxiálního kabelu během zapnutého mikrovlnného generátoru.



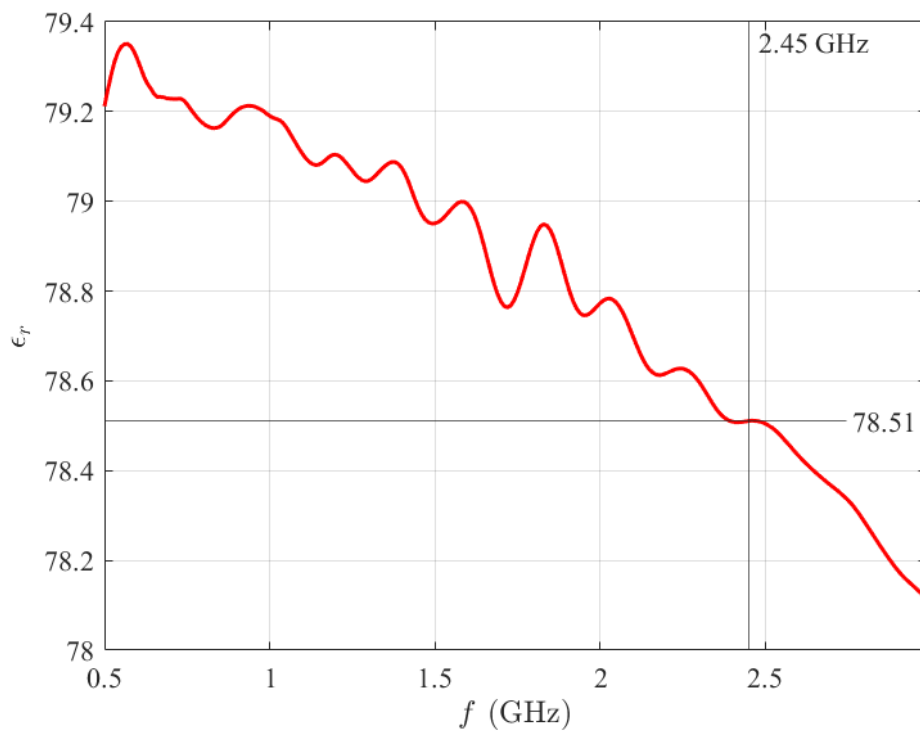
Obrázek 6.11. Sonda pro měření relativní permitivity.

Relativní permitivita byla změřena v rozsahu od 500 MHz do 3 GHz. Závislost relativní permitivity na frekvenci byla proměřena vždy desetkrát a vypočten průměr. Výsledný průběh závislosti pro agarový fantom je v grafu na obrázku 6.12. Závislost relativní permitivity na frekvenci pro kohoutkovou vodu je vynesena v grafu na obrázku 6.13.

Tabulka 6.2 ukazuje rozdíly mezi permitivitami nastavenými v simulacích a změřenými permitivitami na frekvenci 2,45 GHz.



Obrázek 6.12. Závislost relativní permitivity na frekvenci pro agarový fantom.



Obrázek 6.13. Závislost relativní permitivity na frekvenci pro kohoutkovou vodu.

Srdeční tkáň	54,81		Agarový fantom	70,11
Krev	58,26		Kohoutková voda	78,51

Tabulka 6.2. Rozdíl mezi relativními permitivitami prostředí srdce a agarového fantomu.

Kapitola 7

Závěr

V úvodní části diplomové práce byly shrnuty teoretické poznatky týkající se interakce elektromagnetického pole s biologickou tkání. Dále byly popsány výhody a nevýhody mikrovlnné energie oproti radiofrekvenčnímu elektrickému poli při využití za účelem katetrizačních ablací. Poté následovalo několik kapitol věnovaných mikrovlnným aplikátorům. Nejprve byly obecně popsány vlastnosti mikrovlnného vedení a základní aspekty impedančního přizpůsobení antény aplikátoru. Vzhledem k budoucímu návrhu aplikátoru byl kladen důraz na vlastnosti koaxiálního vedení a způsoby modifikace konce koaxiálního kabelu do podoby vyzařovacího elementu. Stručně byly popsány základní způsoby realizace intrakavitárních aplikátorů se zaměřením na konkrétní řešení využitelná při léčbě srdečních arytmií v kardiologii.

Hlavním cílem diplomové práce bylo navrhnout, vyrobit a otestovat mikrovlnný aplikátor vhodný pro katetrizační ablace v kardiologii. Návrh směřoval ke dvěma různým typům aplikátorů. Aplikátor ve tvaru spirály je určen pro ablace komorových arytmií, kdy je potřeba dosáhnout širší a hlubší léze. Aplikátor ve tvaru ploché smyčky je navržen pro rychlou izolaci arytmiického ložiska v oblasti plicní žíly při léčbě fibrilace síní. V rámci simulací v programu Sim4Life byly optimalizovány rozměry nejprve aplikátoru ve tvaru spirály, a následně aplikátoru ve tvaru ploché smyčky. U obou aplikátorů bylo dosaženo koeficientu odrazu nižšího než -10 dB, což znamená, že se do tkáně vyzáří více než 90 % dodaného výkonu. U spirální struktury byl minimální koeficient odrazu na pracovní frekvenci 2,45 GHz roven $-16,29$ dB, u ploché smyčky $-44,33$ dB. Profil veličiny SAR predikoval v obou případech nejvyšší míru absorpce energie nad úrovní vyzařovací struktury. Na závěr návrhu byly provedeny teplotní simulace, které potvrdily efektivitu ohřevu tkáně v požadovaných oblastech.

Navazující etapou diplomové práce byla výroba obou navržených ablačních aplikátorů. Pro realizaci byl vybrán tenký koaxiální kabel RG-174 spolu s příslušnými SMA konektory. V rámci přípravy na měření byly zhotoveny tři agarové fantomy, které se svými dielektrickými a teplotními vlastnostmi podobaly svalové tkáni.

Následovalo testování aplikátorů, při kterém byl nejprve změřen koeficient odrazu pomocí vektorového analyzátoru. Ukázalo se však, že změřený průběh koeficientu odrazu se znatelně odchyluje od simulovaného, především v případě aplikátoru ve tvaru ploché smyčky. Možnými příčinami mohly být nepřesnosti vzniklé při výrobě aplikátoru nebo odlišnost dielektrických parametrů agarového fantomu a parametrů nastavených v simulacích. V důsledku toho bylo nutné vyrobit koncové struktury aplikátorů znovu a optimalizovat jejich rozměry postupným zkracováním.

Další testovanou veličinou byl profil SAR v agarovém fantomu, který odpovídal rozložení teploty snímaného pomocí termokamery. Agarový fantom byl zahříván pomocí výkonového mikrovlnného generátoru a následně rozříznut za účelem pořízení termogramů. Ukázalo se, že pro dosažení požadovaného nárůstu teploty o 13 °C bylo třeba nastavit vyšší výkon a dobu ohřevu, než v teplotních simulacích. To mohlo být dáno tím, že v koaxiálním kabelu vznikaly příliš velké energetické ztráty. Na základě údajů v datasheetu je útlum koaxiálního kabelu RG-174 roven přibližně 1 dB/m. Z toho plyne, že při délce přívodního vedení aplikátoru 0,5 m bude vložný útlum zhruba 0,5 dB, což odpovídá výko-

nové ztrátě 10 %. Další možnou příčinou bylo rychlé ochlazení fantomu před nasnímáním termogramů.

Na závěr byla změřena dielektrická permitivita agarového fantomu a také kohoutkové vody, která nahrazovala krev uvnitř srdce. Měření proběhlo za pomoci otevřené koaxiální sondy připojené k vektorovému analyzátoru. Na frekvenci 2,45 GHz byla u agarového fantomu naměřena relativní permitivita 70,11, a u kohoutkové vody 78,51. Rozdíl v relativní permitivitě prostředí srdce nastavené v simulacích a permitivitě agarového fantomu může způsobit odchýlení hodnot koeficientu odrazu. Tento vliv se uplatňuje s druhou odmocninou z poměru obou permitivit. To však pravděpodobně není příčinou odlišných hodnot koeficientu odrazu pro simulované a vyrobené aplikátory, neboť s vyšší naměřenou permitivitou se vlnová délka ve tkáni zkracuje. Poté by bylo třeba délku antény zkrátit, ale v případě realizovaných aplikátorů ji bylo nutné prodloužit.

Výsledky testování ukázaly, že navržené aplikátory jsou dostatečně efektivní a dokáží vytvořit požadovaný tvar léze. Proto mají potenciál být použity při katetrizačních ablacích v rámci léčby srdečních arytmií. Avšak navzdory zřejmým výhodám mikrovlnné energie stále zůstává v praxi nejpoužívanější alternativou radiofrekvenční elektrické pole. Proto je úkolem budoucího vývoje navrhnout mikrovlnné aplikátory, které se lépe přizpůsobí jak individuálním rysům pacienta, tak také rukám lékaře.

Literatura

- [1] KAUTZNER, Josef. *Fibrilace síní*. Dostupné na <https://www.ikem.cz/cs/fibrilace-sini/a-436/>.
- [2] KAUTZNER, Josef. *Katetrizační ablace arytmií*. Dostupné na <https://www.ikem.cz/cs/katetrizacni-ablace-arytmii/a-406/>.
- [3] HALLIDAY, D., R. RESNICK a J. WALKER. *Fyzika*. Brno: Nakladatelství VUTIUM, 2019. ISBN 978-80-214-4123-1.
- [4] VRBA, Jan. *Úvod do mikrovlnné techniky*. 2. vyd. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03670-9.
- [5] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Praha: Nakladatelství ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-02705-9.
- [6] SIMON, C. J., D. E. DUPUY a W. W. MAYO-SMITH. Microwave ablation: principles and applications. *Radiographics*. 2005, ročník 25, č. 1, s. 69-83. Dostupné na DOI 10.1148/rg.25si055501.
- [7] CHIAO, J.-C. et al. Applications of Microwaves in Medicine. *IEEE Journal of Microwaves*. 2023, ročník 3, č. 1, s. 134-169. Dostupné na DOI 10.1109/JMW.2022.3223301.
- [8] RICHARD, Češka. *Interna*. 1 vyd. Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-629-6.
- [9] ZHANG, H., Q. NAN a Y. LIU. Thermal distribution of microwave antenna for atrial fibrillation catheter ablation. *International Journal of Hyperthermia*. 2013, ročník 29, č. 6, s. 582-589. Dostupné na DOI 10.3109/02656736.2013.803606.
- [10] KAUTZNER, Josef. Katetrizační ablace srdečních arytmií. *Kardiologická revue*. 2006, č. Suplementum, s. 4. ISSN 1801-8653.
- [11] HUDÁK, Radovan et al. *Memorix anatomie*. 1 vyd. Triton, 2017. ISBN 978-80-7553-420-0.
- [12] NAKAGAWA, H. a W. M. JACKMAN. The Role Of Contact Force In Atrial Fibrillation Ablation. *Journal of atrial fibrillation*. 2014, ročník 7, č. 1, s. 78-84. Dostupné na DOI 10.4022/jafb.1027.
- [13] WRIGHT, M. et al. Characteristics of Radiofrequency Catheter Ablation Lesion Formation in Real Time In Vivo Using Near Field Ultrasound Imaging. *J Am Coll Cardiol EP*. 2018, ročník 4, č. 8, s. 1062-1072. Dostupné na DOI 10.1016/j.jacep.2018.04.002.
- [14] BALANIS, Constantine A. *Antenna Theory - Analysis and Design*. 4. vyd. John Wiley & Sons, 2016. ISBN 978-1-118-64206-1.
- [15] GOVIND, Anitha. Antenna Impedance Matching – Simplified. In: 2021. Dostupné na <https://www.microwavejournal.com/articles/36748-antenna-impedance-matching-simplified>.
- [16] FALLAHI, H. a P. PRAKASH. Antenna Designs for Microwave Tissue Ablation. *Critical reviews in biomedical engineering*. 2018, ročník 46, č. 6, s. 495-521. Dostupné na DOI 10.1615/CritRevBiomedEng.2018028554.

- [17] VOJÁČKOVÁ, Lucie. *Matice intersticiálních aplikátorů pro mikrovlnnou termoablaci*. Dostupné na <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/15916>.
- [18] GU, Zeji et al. A 2 1/4-turn spiral antenna for catheter cardiac ablation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1999, ročník 46, č. 12, s. 1480-1482. Dostupné na DOI 10.1109/10.804576.
- [19] RAPPAPORT, C. Cardiac tissue ablation with catheter-based microwave heating. *International journal of hyperthermia*. 2004, ročník 20, č. 7, s. 769–780. Dostupné na DOI 10.1080/02656730412331286885.
- [20] GU, Zeji et al. A conformal microwave antenna applicator for circumferential ablation. In: *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*. 2003. s. 391-394. Dostupné na DOI 10.1109/MWSYM.2003.1210959.
- [21] CHIU, Heng M. et al. Analysis of a novel expanded tip wire (ETW) antenna for microwave ablation of cardiac arrhythmias. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 2003, ročník 50, č. 7, s. 890–899. Dostupné na DOI 10.1109/TBME.2003.813541.
- [22] GU, Zeji et al. Development and experimental verification of the wide-aperture catheter-based microwave cardiac ablation antenna. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2000, ročník 48, č. 11, s. 1892-1900. Dostupné na DOI 10.1109/22.883868.
- [23] CHIU, Heng M. et al. Novel parallel loop antenna for circumferential microwave ablation of the pulmonary veins. In: *Proceedings of the 2002 Interim International Symposium on Antennas and Propagation*. 2002. s. 331 - 334. Dostupné na DOI 10.34385/proc.10.2C3-1.
- [24] ZNOJLOVÁ, Lucie. *Metoda evaluace intersticiálního aplikátoru pro radiofrekvenční termoablaci nádoru jater*. Dostupné na <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/23295>.
- [25] KATO, H., M. HIRAOKA a T. ISHIDA. An agar phantom for hyperthermia. *Medical physics*. 1986, ročník 13, č. 3, s. 396–398. Dostupné na <https://doi.org/10.1118/1.595882>.
- [26] ZURICH MED TECH. Sim4Life Manual. In: 2023. Dostupné na <https://zmt.swiss/support/support/sim4life/sim4life-v8-0/>.
- [27] TECHNOKABEL SA. *Datasheet*. Dostupné na <https://www.technokabel.com.pl/en/coaxial-cables.html>.
- [28] IT'IS FOUNDATION. Tissue Properties Database V4-1. In: Dostupné na DOI 10.13099/VIP21000-04-1.
- [29] JAREŠOVÁ, Miroslava a Ivo VOLF. *Matematika křivek: studijní text pro soutěžící FO a ostatní zájemce o fyziku*. 1 vyd. Hradec Králové: MAFY, 2006. ISBN 80-86148-83-1.

Příloha A

Použité symboly

a	průměr vnitřního vodiče koaxiálního kabelu
α	měrný útlum
b	průměr vnějšího vodiče koaxiálního kabelu
\vec{B}	magnetická indukce
β	měrný fázový posun
c	měrná tepelná kapacita
c_0	rychlost světla ve vakuu
C	kapacita
d	vzdálenost referenční roviny
$d_{1/2}$	efektivní hloubka hypertermického ohřevu
\vec{D}	elektrická indukce
δ	ztrátový úhel
δ_{ef}	efektivní hloubka vniku
Δ	Laplaceův operátor
e	základ přirozeného logaritmu
\vec{E}	intenzita elektrického pole
ϵ	elektrická permitivita
ϵ_r	relativní permitivita
ϵ_0	elektrická permitivita vakua
ϵ^*	komplexní permitivita
ϵ'	reálná část komplexní permitivity
ϵ''	imaginární část komplexní permitivity
f	frekvence
f_c	mezní kmitočet
γ	konstanta šíření
Γ	činitel odrazu
\vec{H}	intenzita magnetického pole
I	elektrický proud
Im	imaginární část komplexního čísla
j	imaginární jednotka
\vec{J}_o	hustota posuvného proudu
\vec{J}_v	hustota vedeného proudu
l	délka vedení
L	indukčnost
L	útlum
λ	vlnová délka
m	hmotnost
μ	magnetická permeabilita
∇	operátor nabla
ω	úhlová frekvence
Ω	ohm
p	hustota dopadajícího výkonu

P	výkon
π	pi
Q	činitel jakosti
r	poloměr
R	poloměr tělní dutiny
Re	reálná část komplexního čísla
ρ	činitel odrazu
ρ_t	hustota tkáně
ρ_V	objemová hustota náboje
ρ_{vf}	vysokofrekvenční měrný odpor
s	délka antény
S	plocha
σ	měrná elektrická vodivost
t	čas
T	teplota
τ	časová konstanta
U	elektrické napětí
W	energie
x, y, z	prostorové souřadnice
Z_o	charakteristická impedance
Z_v	vlnová impedance