

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů



**Mikrovlnný hypertermický aplikátor
pro intrakavitární a intersticiální léčbu**

Diplomová práce

červen 2023

Bc. Michaela Nečasová

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

Prohlášení

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

V Praze dne 26. 5. 2023

.....
Bc. Michaela Nečasová

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu práce, prof. Ing. Janu Vrbovi, CSc., za jeho trpělivost a za čas, který mé diplomové práci věnoval, ať už v podobě konzultací k tématu, nebo při realizaci simulací v programu Sim4Life. Zároveň bych také ráda poděkovala konzultantovi práce, Ing. Milanu Babákovi.

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Nečasová** Jméno: **Michaela** Osobní číslo: **507254**
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 hypertermický aplikátor pro intrakavitární a intersticiální léčbu

Název diplomové práce anglicky:

Microwave Hyperthermic Applicator for Intracavitary and Interstitial Treatment

Pokyny pro vypracování:

Prostudujte základní literaturu o mikrovlnné termoterapii. 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 takovýto mikrovlnný aplikátor určený pro léčbu menších nádorů (průměr 2 až 3 cm), umístěných pod povrchem pacientova těla. 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.: “Maticice 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: **19.09.2022** Termín odevzdání diplomové práce: **26.05.2023**

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2024**

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

Anotace

Tato diplomová práce se zabývá návrhem a numerickou modelací mikrovlnného intersticiálního aplikátoru. V rámci práce je v simulátoru EM pole Sim4Life navržen takový mikrovlnný aplikátor, který by byl vhodný pro léčbu menších nádorů pod povrchem pacientova těla, tj. 2 až 3 cm pod kůží. Výsledkem této práce je optimalizace vlastností tohoto aplikátoru na pracovní frekvenci 2,45 GHz. Zkoumanými parametry jsou komplexní činitel odrazu $|s_{11}|$ v pásmu 2-3 GHz a dále také 3D distribuce SAR při zadané rezonanční frekvenci. Po konfiguraci budící sondy v simulacích s předem definovaným prostředím agarového fantomu představujícím umělou svalovou tkáň a následné realizaci navrženého aplikátoru, je modelováno kontrolní laboratorní měření. V měřeních je používán připravený agarový fantom o průměru 10,5 cm, na kterém je v první fázi měřen koeficient odrazu reálného aplikátoru a v druhé fázi je porovnávána výsledná SAR distribuce s distribucí simulovanou. V závěru jsou výsledky vzájemně porovnány.

Klíčová slova: mikrovlnná termoterapie, lokální hypertermie, šroubovicová anténa, intersticiální aplikátor

Annotation

This diploma thesis deals with the design and numerical modelling of interstitial applicator. As part of the work, a microwave applicator is designed in the Sim4Life EM field simulator that would be suitable for treatment of small tumors below the surface of the skin, i.e., 2 to 3 cm under the skin. The aim of this work is to find optimal properties for this application at the operating frequency of 2450 MHz. The investigated parameters are the complex reflection coefficient $|s_{11}|$ in the 2-3 GHz band and the 3D SAR distribution at the specified resonance frequency. After the configuration of the excitation probe in simulations with a predefined agar phantom representing artificial muscle tissue and the implementation of the designed applicator, a control laboratory measurement is modeled. An agar phantom with a diameter of 10.5 cm is used for measurements. In the first phase, the reflection coefficient of the constructed applicator is measured, and the result from the measurement of the SAR distribution is compared with the simulated distribution in the second phase. The results from the whole measurement are compared to each other at the end.

Keywords: microwave thermotherapy, local hyperthermia, helical antenna, interstitial applicator

Obsah

Seznam použitých obrázků, tabulek a grafů.....	vii
Úvod.....	9
1 MIKROVLNNÁ TECHNIKA.....	10
1.1 Vývoj a historie mikrovlnné techniky.....	10
1.2 Lékařské aplikace mikrovlnné techniky.....	11
1.3 Biologické účinky.....	11
1.4 Interakce EM pole s biologickou tkání.....	12
1.5 Hygienické normy.....	14
2 MIKROVLNNÁ HYPERTERMIE.....	16
2.1 Termoterapeutická souprava.....	17
2.2 Aplikátory pro mikrovlnnou hypertermii.....	18
2.3 Intrakavitární aplikátory.....	19
2.4 Šroubovicový aplikátor.....	21
3 NÁVRH APLIKÁTORU.....	25
3.1 Numerické modelování a simulace v Sim4Life.....	28
3.2 Výroba aplikátoru.....	36
4 TESTOVÁNÍ APLIKÁTORU.....	38
4.1 Měření koeficientu odrazu.....	38
4.2 Měření 3D distribuce SAR.....	42
Závěr.....	46
5 POUŽITÁ LITERATURA.....	47

Seznam použitých obrázků, tabulek a grafů

Seznam obrázků:

Obrázek 1.1	Závislost výkonu P elektromagnetické vlny šířící se biologickou tkání.....	13
Obrázek 2.1	Průběh teploty ve zdravé a nádorové tkáni při stejných podmínkách ohřevu.	16
Obrázek 2.2	Reakce krevního řečiště na zvýšenou teplotu.....	16
Obrázek 2.3	Blokové schéma termoterapeutické soupravy.....	17
Obrázek 2.4	Přehled intrakavitárních aplikátorů.....	19
Obrázek 2.5	Vhodný průběh veličin $P(x)$ a ax podél apertury aplikátoru.....	20
Obrázek 2.6	Geometrické schéma ideálního intrakavitárního aplikátoru.....	20
Obrázek 2.7	Závislost efektivní hloubky ohřevu $\delta_{1/2}$ na poloměru R tělní dutiny.....	21
Obrázek 2.8	Ideální rozložení SAR podél koaxiálního intrakavitárního aplikátoru.....	21
Obrázek 2.9	Distribuce SAR vyvolaná ve fantomu pro simulaci hypertermického ohřevu.....	22
Obrázek 2.10	Geometrie šroubovice.....	22
Obrázek 2.11	Modifikovaná šroubovice pro výpočty v normálovém módu.	23
Obrázek 2.12	Ideální vyzařovací diagram šroubovice v normálovém módu, $\varphi = 0^\circ$	23
Obrázek 2.13	Varianty zapojení šroubovicového aplikátoru.....	24
Obrázek 3.1	Popis koaxiálního kabelu RG-178.....	25
Obrázek 3.2	Nákres navrženého aplikátoru pro realizaci v programu Sim4Life.....	26
Obrázek 3.3	Diagram závislosti módu vyzařování na rozměrech šroubovice.....	28
Obrázek 3.4	Názorná ukázka zobrazení voxelů ve studentské verzi programu.....	29
Obrázek 3.5	Ukázka modelu v prostředí Sim4Life, 1. verze.....	29
Obrázek 3.6	Detail propojení šroubovic v prostředí Sim4Life, 1. verze.	29
Obrázek 3.7	Rozložení SAR v rovině XY, verze 1.	32
Obrázek 3.8	Rozložení SAR v rovině ZX, verze 1.....	32
Obrázek 3.9	Finální rozložení SAR v rovině XY.....	34
Obrázek 3.10	Finální rozložení SAR v rovině ZX.....	34
Obrázek 3.11	Schématický postup výroby navrženého aplikátoru dle výše uvedených bodů.	36
Obrázek 3.12	Fotografická dokumentace realizace navrženého aplikátoru.....	37
Obrázek 4.1	Fotodokumentace aparatury pro měření koeficientu odrazu v laboratoři ČVUT.....	38
Obrázek 4.2	Teoretický průběh rozložení teploty pro šroubovicový aplikátor o délce 40 mm.....	42
Obrázek 4.3	Zjednodušené schéma zapojení pro měření distribuce SAR pomocí termokamery.....	42
Obrázek 4.4	Fotodokumentace vazebního článku Mini-Circuits a měřicí aparatury.....	43
Obrázek 4.5	Monitor s naměřenými parametry v průběhu měření.....	43
Obrázek 4.6	Fotodokumentace měření termogramu pomocí termokamery.....	44
Obrázek 4.7	Výsledné IR snímky z termokamery.....	45

Seznam tabulek:

Tabulka 1.1	Označení kmitočtových pásem dle IEEE.....	10
Tabulka 2.1	Komplexní účinky hypertermie a radioterapie při léčbě nádorových onemocnění.	17
Tabulka 3.1	Parametry koaxiálního kabelu RTG-178 (B/U).....	25
Tabulka 3.2	Závislost typického měrného útlumu na frekvenci.....	25
Tabulka 3.3	Hodnoty parametrů zadaných do programu Sim4Life pro jednotlivé části modelu.....	26
Tabulka 4.1	Tabulka k porovnání simulovaného a reálného aplikátoru.....	41

Seznam grafů:

Graf 3.1	Průběh parametru $ s_{11} $ pro aplikátor s různými délkami koaxiálního kabelu.....	30
Graf 3.2	Průběh parametru $ s_{11} $ pro aplikátor s různými vzdálenostmi šroubovic.....	30
Graf 3.3	Průběh parametru $ s_{11} $ pro aplikátor s různými stoupáními šroubovice 1.....	31
Graf 3.4	Průběh parametru $ s_{11} $ pro aplikátor s kombinacemi délek a stoupání šroubovic.....	31
Graf 3.5	Průběh parametru $ s_{11} $ pro optimalizovaný aplikátor.....	33
Graf 4.1	První série měření koeficientu odrazu (parametru $ s_{11} $) v závislosti na frekvenci.....	39
Graf 4.2	Druhá série měření koeficientu odrazu (parametru $ s_{11} $) v závislosti na frekvenci.....	39

Graf 4.3 Třetí série měření koeficientu odrazu (parametru $ s_{11} $) v závislosti na frekvenci.	40
Graf 4.4 Detailní průběh třetí série měření koeficientu odrazu (parametru $ s_{11} $).	40
Graf 4.5 Porovnání průběhu činitele odrazu $ s_{11} $ ze simulace a činitele naměřeného.	41

Úvod

V současné době je elektromagnetické (EM) pole v medicíně využíváno v různých dobře použitelných aplikacích. V onkologii při léčbě nádorových onemocnění se, kromě chirurgických zákroků a chemoterapie, běžně využívá radioterapie, která je založena právě na EM záření. Kromě již známých metod jsou nově zkoumány, resp. používány, inovativní metody využívající EM pole v oblasti frekvence mikrovln. Nové mikrovlnné metody pracují ve frekvenčním pásmu neionizujícího záření, tj. od 300 MHz do 300 GHz. V oblasti onkologické diagnostiky se setkáváme s mikrovlnným zobrazováním, k léčbě se používá metoda tzv. mikrovlnné hypertermie. Mikrovlnná hypertermie je doposud nejvýznamnější termoterapeutická metoda využívaná v oblasti onkologie. Tato fyzikální terapie využívá účinků zvýšené teploty, která je vyšší než teplota tělesná, jež si organismus udržuje svým termoregulačním systémem. Výsledkem léčebného účinku hypertermie je selektivní ničení nádorových buněk, které jsou méně odolné vůči tepelné zátěži. Tkáň se při působení elektromagnetických vln chová jako ztrátové dielektrikum, které absorbovanou energii přeměňuje na teplo. Nádorové buňky se při teplotě vyšší než 42 °C dostávají do apoptózy neboli buněčné smrti, zatímco zdravá tkáň je schopna přežít i teploty blízké se k 45 °C [1]. Tato práce se obecně zabývá tepelnými účinky elektromagnetického pole na biologickou tkáň, a to převážně u intrakavitárních a intersticiálních mikrovlnných aplikátorů.

Cíl práce

Cílem tohoto projektu je zpracovat základní informace o vlastnostech mikrovlnných aplikátorů používaných v léčebné hypertermii s navazující realizací optimalizovaného návrhu šroubovicového intrakavitárního aplikátoru na bázi šroubovicového dipólu. Navržený aplikátor je třeba pomocí simulací v prostředí Sim4Life optimalizovat tak, aby byla distribuce energie (SAR distribuce) co nejpřesnější a nedocházelo k nadbytečnému ohřevu zdravé tkáně., tj. na pracovní frekvenci 2450 MHz zahřívat 2-3 cm pod kůží. Zároveň by měl být činitel odrazu (parametr $|s_{11}|$) pod hranicí -10 dB. V simulacích je třeba modelovat reálnou situaci s agarovým fantomem nesoucím vlastnosti umělé svalové tkáně. V závěrečné fázi práce je třeba provést kontrolní měření parametru $|s_{11}|$ a měření SAR distribuce s vyrobeným aplikátorem zasunutým ve válcovitém agarovém fantomu o průměru 10,5 cm. Výsledky laboratorních měření je třeba porovnat s předešlými simulacemi.

1 MIKROVLNNÁ TECHNIKA

Vývojem a inovací principů používaných při mikrovlnné termoterapii se zabývá mnoho mladých technických oborů. V současné době dochází k velkému rozvoji převážně v oblasti mikrovlnné techniky a technologií používaných v medicíně. Mikrovlnná technika se využívá v mnoha dalších oborech např. v průmyslu, dopravě, navigačních a radiolokačních systémech. Těmto oborům se však v této práci věnovat nebudeme.

Frekvenční pásmo v mikrovlnné technice se pohybuje od 300 MHz do 3 THz, právě proto je její využití tak rozmanité. Vlnová délka v obecném mikrovlnném obvodu, resp. ve vedení vzduchovým dielektrikem je od 1 m do 0,1 mm. Rozdělení jednotlivých frekvenčních pásem viz Tabulka 1.1 [1].

Tabulka 1.1 Označení kmitočtových pásem dle IEEE. Převzato z [2].

Číslo pásma	Označení frekvenčního pásma	Frekvence	Vlnová délka
2	ELF (Extreme Low Frequency)	30-300 Hz	10-1 Mm
3	VF (Voice Frequency)	300-3000 Hz	1-0,1 Mm
4	VLF (Very Low Frequency)	3-30 kHz	100-10 km
5	LF (Low Frequency)	30-300 kHz	10-1 km
6	MF (Medium Frequency)	300-3000 kHz	1-0,1 km
7	HF (High Frequency)	3-30 MHz	100-10 m
8	VHF (Very High Frequency)	30-300 MHz	10-1 m
9	UHF (Ultra High Frequency)	300-3000 MHz	100-10 cm
10	SHF (Super High Frequency)	3-30 GHz	10-1 cm
11	EHF (Extreme High Frequency)	30-300 GHz	1-0,1 cm
12	Decimillimeter	300-3000 GHz	1-0,1 mm

Mezi hlavní výhody aplikací mikrovlnné techniky patří [1]:

- Využití méně zatěžovaných frekvenčních pásem.
- Realizace obvodů s vysokou přenosovou rychlostí.
- Vývoj miniaturních systémů z mikrovlnných prvků.
- Vysoká směrovost aplikace pomocí mikrovlnných antén.
- Využití pro dálkové snímání a přímočaré šíření energie.

1.1 Vývoj a historie mikrovlnné techniky

Základním stavebním kamenem pro mikrovlnnou techniku jsou výsledky Jamese Clerka Maxwella z roku 1873. Již v této době vznikla hypotéza o šíření elektromagnetických vln a s ní související poznatek, že i šíření světla má povahu elektromagnetických vln. Základy Maxwellovy teorie později v letech 1887 až 1891 experimentálně ověřil Heinrich Hertz.

Praktické experimenty v oblasti vlnové techniky se uskutečnily až v roce 1932, kdy Georg Southworth demonstroval šíření elektromagnetických vln kovovou trubicí vyplněnou vodou. Wilmer Lanier Barrow použil pro přenos signálu vlnovod z antén. V roce 1944 bylo vysokofrekvenční pole využito pro urychlování částic, došlo k rozvoji vlnovodné techniky [2].

Intenzivní výzkum v oblasti hypertermie započal okolo roku 1975, přestože první reakce nádorů na vyšší teploty zaznamenali již v dávné historii lidstva např. 3000 let př. n. l. v Egyptě či 2000 let př. n. l. v Indii. Zprávy o možnosti využití zvýšené teploty k léčbě nádorů jsou přisuzovány Wilhelmu Buschovi, který v roce 1866 zaznamenal zmenšení nádorů u pacientů s horečkami.

Ve 20. století došlo k velkému rozvoji poznatků v oblasti hypertermie. V roce 1915 byla teplota 45 °C označena jako jediná možnost, jak léčit velké nádory. Doporučeno bylo kombinovat hypertermii s ověřenou radioterapií. Zájem o mikrovlnnou hypertermii se zvýšil okolo roku 1970, kdy došlo

k velkému rozvoji elektroniky a ostatní onkologické metody dosáhly patrně svého vrcholu [1].

1.2 Lékařské aplikace mikrovlnné techniky

V současné době se význam mikrovlnné techniky v medicíně neustále zvětšuje, jelikož dochází k vývoji nových metod např. k léčbě zhoubných nádorů. Postupy v oblasti onkologie, tj. chemoterapie, chirurgie a radioterapie, jsou již známé, nicméně léčebné metody využívající tepelných účinků EM pole na biologickou tkáň jsou stále v rozvoji, jelikož samostatně či v kombinaci s uvedenými metodami mohou přinést lepší výsledky.

Stručný přehled používaných metod:

- Mikrovlnné senzory – Snímače tvořené mikrovlnnými senzory mají různá využití. Na principu Dopplerova efektu mohou měřit např. rychlost proudění krve.
- Mikrovlnná tomografie – Tento typ tomografie se neustále vyvíjí. V budoucnu by mohla nahradit tomografii na bázi ionizujícího záření.
- Mikrovlnná diatermie – Léčebný účinek je vyvolán ohřevem tkáně obvykle do 41 °C. Metoda je využívána především při rehabilitaci a fyzikální léčbě, tj. při revmatických a degenerativních onemocněních či k léčbě zánětů.
- Mikrovlnná hypertermie – Využívá se převážně v onkologii, jelikož funguje na principu vyšší citlivosti nádorových buněk na teplotu nad 42 °C. Jelikož zdravá buněčná tkáň přežívá změnu teploty až do 45 °C, dochází k selektivnímu ničení nádorových buněk. Použit je tzv. aplikátor s výkonovým generátorem, který definovaným způsobem převádí mikrovlnnou energii do léčené oblasti. Více o používaných aplikátorech v kapitole 2.2. V současné době je to nejvíce používaná metoda využívající mikrovlnnou energii, a to nejen díky tepelným účinkům, ale také díky přímým biologickým účinkům EM pole. Více o účincích na biologickou tkáň v kapitole 1.3.
- Mikrovlnná termokoagulace – Metoda nahrazuje komplikované operace např. v oblasti urologie, jelikož využívá teploty nad 45 °C. Dochází k nekróze tkáně.
- Mikrovlnná chirurgie – V kardiologii se využívá balonkový katetr s mikrovlnnou anténkou k odstranění sklerotických plátů, jedná se o tzv. mikrovlnnou angioplastiku. Dalším příkladem je mikrovlnný skalpel, který v řezu ohřívá povrchovou vrstvu tkáně, a tak dojde k vytvoření krusty neboli snížení krvácení v oblasti řezu.

Způsobů využití mikrovln v medicíně je mnoho, dochází k rozvoji i v léčebné diagnostice. Dále jsou zkoumány i vlivy vln na AIDS, HIV a další virová onemocnění. V neposlední řadě se vyvíjí i rostoucí implantáty, které předchází zbytečným operacím, jelikož je možné dosáhnout změny velikosti implantátu v těle vnějším mikrovlnným ohřevem [2].

1.3 Biologické účinky

Biologické účinky elektromagnetických vln na živý organismus jsou zkoumány nejen v České republice, ale po celém světě. Studie účinků jsou komplikované, jelikož experimenty nemohou být aplikovány na lidi, ale ověřují se na zvířatech. Nelze tedy všechny účinky elektromagnetických vln přenést na člověka. Studie biologických účinků mohou být prováděny formou experimentů „in vitro“ (tj. na kultuře exponovaných buněk ve zkumavce či experimentální nádobě) nebo „in vivo“ (tj. na živém objektu, kde se zpravidla jedná o experimentální zvířata).

Obecně lze účinky rozdělit na tepelné a netepelné, v praxi je jejich odlišení složité:

Netepelné účinky

Jde o skutečné účinky elektromagnetického pole, ke kterým dochází vždy, a to bez ohledu na energetickou úroveň pole. Pokusy „in vitro“ zatím neprokázaly jeho škodlivé účinky na živý organismus. Přesto se mohou objevit subjektivní potíže organismu, např. větší pocit únavy, bolest hlavy, nespavost apod. Jednoduchým příkladem je vystavení člověka účinkům elektromagnetického

pole při používání mobilního telefonu.

Tepelné účinky

K tepelným účinkům dochází při absorpci elektromagnetické energie o vyšší energetické úrovni. Tkáň je zahřívána na principu ztrátového dielektrika, toho je využito u výše zmíněných metod termoterapií [2].

Absorpce elektromagnetické energie tkání závisí na mnoha faktorech [2]:

- tvaru, rozměrech a dielektrických vlastnostech tkáně,
- kmitočtu, orientaci a polarizaci EM pole,
- zdroji EM pole, typu elektromagnetické vlny,
- podmínkách ozáření, intenzitě EM pole a délce trvání experimentu,
- nehomogenním trojrozměrném prostorovém rozložení tkání.

1.4 Interakce EM pole s biologickou tkání

Mikrovlnná termoterapie je obecně interakcí elektromagnetického pole s biologickou tkání. Při studování této interakce je třeba měřením nebo výpočtem určit rozložení veličin EM pole ve specifikované části biologické tkáně. Pomocí prostorového rozložení lze určit celkové množství energie absorbované objektem.

Základními rovnicemi elektrodynamiky jsou Maxwellovy rovnice. V integrálním tvaru popisují EM pole v prostorové oblasti. V praxi je používán zápis v diferenciálním tvaru, který popisuje EM pole v určitém bodě této oblasti. První Maxwellovy rovnice vyjadřují vazbu mezi elektrickým a magnetickým polem:

$$\operatorname{rot} \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{J}_v, \quad (1.1)$$

$$\operatorname{rot} \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}. \quad (1.2)$$

Z rovnic plyne, že pro časově proměnná pole je vírové elektrické pole buzeno časovou změnou pole magnetického a obráceně. Tzv. doplňující Maxwellovy rovnice určují počáteční a okrajové podmínky soustavy:

$$\operatorname{div} \vec{D} = \rho, \quad (1.3)$$

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0. \quad (1.4)$$

V nehomogenním prostředí nám umožňují řešit Maxwellovy rovnice tzv. materiálové rovnice:

$$\vec{D} = \varepsilon \cdot \vec{E}, \quad (1.5)$$

$$\vec{B} = \mu \cdot \vec{H}, \quad (1.6)$$

$$\vec{J}_v = \vec{J} + \sigma \cdot \vec{E}. \quad (1.7)$$

Ve výše uvedených rovnicích značí \vec{H} vektor intenzity magnetického pole, \vec{E} uvádí vektor intenzity elektrického pole, \vec{B} a \vec{D} jsou vektory indukce elektrického, resp. magnetického pole, \vec{J}_v značí vektor hustoty vodivého proudu a \vec{J} je zdrojová proudová hustota. Dále materiálové konstanty: ε je permitivita prostředí, μ značí permeabilita prostředí a σ uvádí měrnou elektrickou vodivost prostředí [3].

Interakce elektromagnetického pole s biologickou tkání spočívá v odezvě částic nesoucích elektrický náboj na působící pole. Odezva záporně nabitých částic se projevuje jejich posunem nebo deformací z ustálené polohy a zároveň vznikem dipólů:

- Elektronovou polarizací
- Atomovou polarizací
- Orientovanou polarizací
- Maxwell – Wagnerovou polarizací

Interakce elektromagnetického pole s biologickou tkání je velmi ovlivněna permitivitou tkáně ε_T , kterou uvažujeme v komplexním tvaru pro případ tkáně jakožto ztrátového dielektrika. Imaginární část permitivity reprezentuje ztráty, v tomto případě ohřev v dielektriku, v důsledku útlumu oscilací dipólů. Permitivita ztrátového prostředí je obecně závislá především na frekvenci f a na teplotě T .

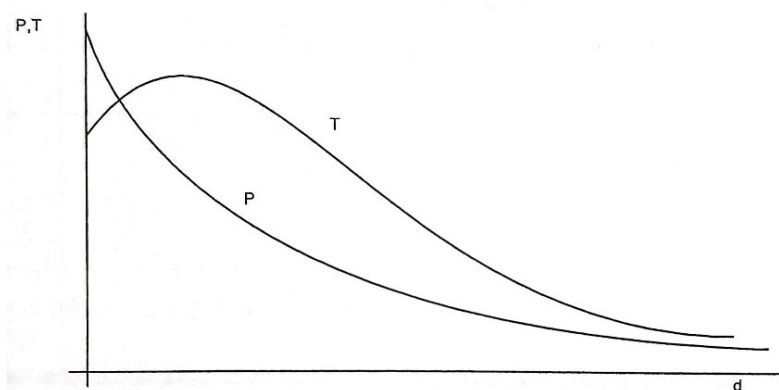
$$\varepsilon_T = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon^* = \varepsilon_0 \cdot (\varepsilon' - j\varepsilon'') = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon' (1 - j \tan \delta). \quad (1.8)$$

V základním vztahu pro komplexní permitivitu tkáně je ε_0 permitivita vakua, ε^* je komplexní relativní permitivita, ε' je reálná část komplexní relativní permitivity, ε'' je její imaginární část a $\tan \delta$ je činitel ztrát v daném dielektrickém prostředí [1].

Dle dielektrických vlastností lze jednotlivé typy biologických tkání rozdělit do skupin:

- **tkáně s nízkým obsahem vody** – např. tuk, kosti;
- **tkáně s vysokým obsahem vody** – např. sval, kůže, vnitřní orgány.

Při dopadu elektromagnetické vlny na povrch stejnorodé biologické tkáně se polovina výkonu P odrazí nazpět a zbytek přechází do biologické tkáně. Zde se výkon vlny, v důsledku vodivosti prostředí, postupně exponenciálně tlumí. Naopak teplota T nabývá maximálních hodnot až v určité hloubce pod povrchem, jelikož na povrchu dochází k ochlazování, viz Obrázek 1.1 **Obr. 1.1**.



Obrázek 1.1 Závislost výkonu P elektromagnetické vlny šířící se biologickou tkání a průběh teploty T v hloubce d pod povrchem biologické tkáně. Převzato z [1].

Vzhledem k existenci plošných přechodů mezi jednotlivými vrstvami biologických tkání, tj. změnou dielektrických parametrů, vznikají tzv. horká místa v oblasti mezi dvěma přechody. Dochází v nich k rezonancím elektromagnetické energie v důsledku podobné tloušťky vrstvy tkáně s délkou vysílané vlny.

Při interakci elektromagnetického pole s tkání je důležitá také efektivní hloubka vniku δ , hloubka vniku $d_{1/2}$ a komplexní koeficient odrazu $|s_{11}|$. Obecně platí, že čím nižší je použitá frekvence záření, tím větší je hloubka vniku. Podle té je následně zvolen typ léčby (povrchová, podpovrchová, hloubková).

Efektivní hloubka vniku je vzdálenost pod povrchem, kde je amplituda intenzity ztlumena na zhruba 37 % své hodnoty na povrchu. V biologických aplikacích se za 100% výkonovou hustotu bere úroveň 10 mm pod povrchem a hloubka vniku $d_{1/2}$ je poté vzdálenost pod povrchem, kde klesne výkonová hustota na 50 %. Definiční vztah [1]:

$$d_{1/2} = \frac{1}{e} \cdot \delta. \quad (1.9)$$

Koeficient odrazu je veličina, která svou absolutní hodnotou udává podíl amplitudy intenzity elektrického pole odražené a dopadající vlny. Při návrhu a optimalizaci mikrovlnných aplikátorů je důležité minimalizovat komplexní parametr $|S_{11}|$ navrženého dvojbranu. Tento vstupní koeficient odrazu získáme zakončením výstupu zařízení přizpůsobenou impedanční zátěží [3].

1.5 Hygienické normy

Hygienické normy udávají bezpečný limit hodnot veličin elektromagnetického pole. Normy se v různých zemích mohou lišit, ale v současné době se pro srovnání působení elektromagnetického pole na živé organismy používají tyto veličiny:

Hustota dopadajícího výkonu: p [W/kg]

Přestože se do biologické tkáně dostane pouze část výkonu vlny a veličina sama o sobě dostatečně nedefinuje expozici biologické tkáně elektromagnetickým polem, je vhodná pro mikrovlnnou část spektra a naše norma ji využívá.

Intenzita elektrického a magnetického pole: E [V/m] a H [A/m]

Veličiny jsou vhodné spíše pro vyjádření účinků elektromagnetického pole převážně pro oblast radiotechnických kmitočtů, tj. asi do 300 MHz. Lze také sledovat vliv prostorového rozložení intenzity magnetického pole.

Proudová hustota: J [A/m²]

Pokud známe intenzitu pole a vodivost zkoumané biologické tkáně, pak násobením těchto dvou veličin získáme i proudovou hustotu.

SAR (Specific Absorption Rate) [W/kg]

Elektromagnetickou energii absorbovanou tkání nejlépe vyjadřuje právě tato veličina. Jedná se o výkon absorbovaný na 1 kg tkáně. Zavedla ji a používá hygienická norma USA. Míra expozice biologické tkáně elektromagnetickým polem je definována přesně, ale její měření je obtížné:

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \cdot \left(\frac{\partial W}{\partial m} \right) = \frac{\partial}{\partial t} \cdot \left(\frac{\partial W}{\rho \cdot \partial V} \right) = \frac{\partial P}{\partial m} = \frac{\partial P}{\rho \cdot \partial V} \quad [\text{W/kg}], \quad (1.10)$$

kde W značí energii absorbovanou biologickou tkání, t je čas expozice, m je tkáňová hmota, ρ značí hustotu tkáně, V je objem tkáně a P je výkon vlny, která se šíří biologickou tkání. Další možná vyjádření:

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} \cdot \frac{[E(x,y,z)]^2}{2}, \quad (1.11)$$

$$SAR = c \cdot \frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t} = c \cdot \frac{\Delta T(x,y,z,t)}{\Delta t}. \quad (1.12)$$

V prvním případě se jedná o tvar, ve kterém figuruje prostorové rozložení intenzity elektrického pole $E(x, y, z)$. V druhém případě je zanedbáno vedení tepla v objektu, proto je veličina SAR definována

pomocí časové změny časově závislého prostorového rozložení teploty $T(x, y, z, t)$ v objektu. Měrné teplo biologické tkáně značí c .

ARD (Absorption Rate Density) [W/m³]

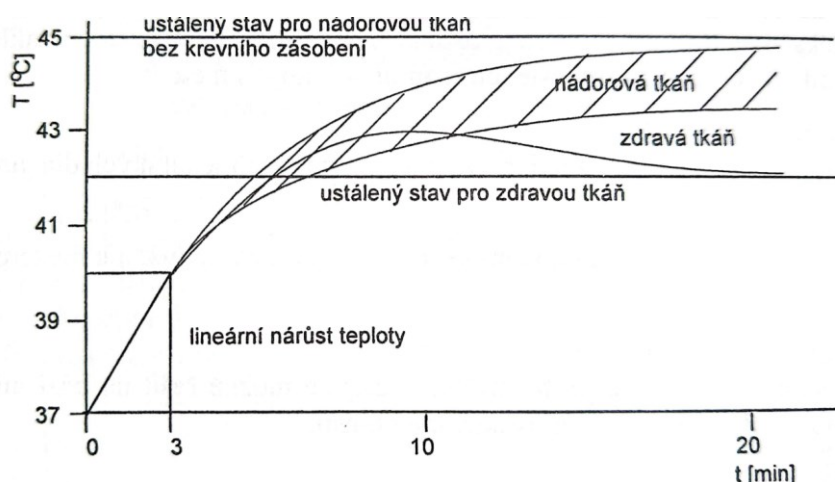
Fyzikálně se jedná o výkon absorbovaný na jednotku objemu [1], [3]:

$$ARD = \rho \cdot c \cdot \frac{\partial T(x,y,z)}{\partial t} = \rho \cdot c \cdot \frac{\Delta T(x,y,z)}{\Delta t}. \quad (1.13)$$

2 MIKROVLNNÁ HYPERTERMIE

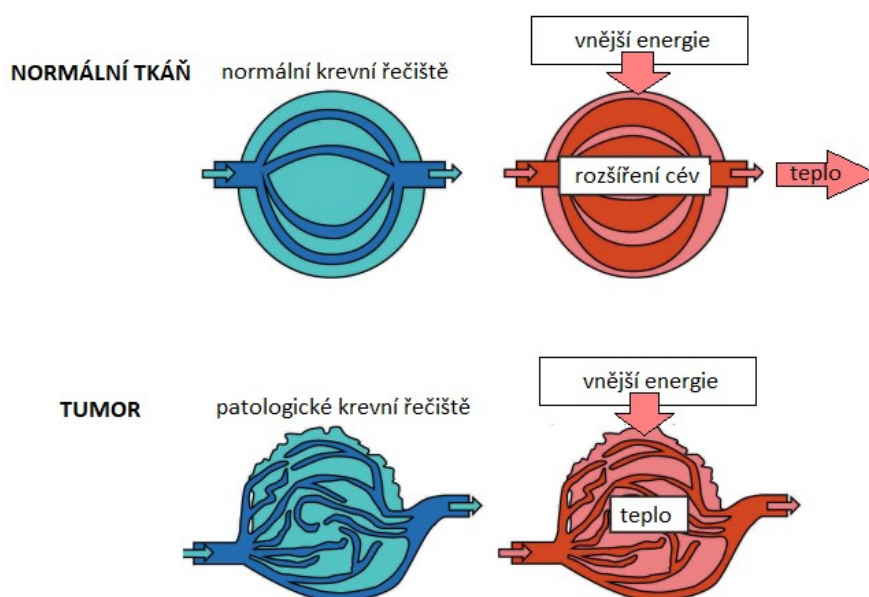
Hypertermie je doposud nejvýznamnější termoterapeutická metoda využívaná v oblasti onkologie. Podstatou léčebného účinku hypertermie je selektivní ničení nádorových buněk, které jsou méně odolné vůči tepelné zátěži. To je následkem současného působení více mechanismů na buněčné i tkáňové úrovni. K nejvýznamnějším faktorům se řadí:

- Rozdílná reakce zdravých a nádorových buněk na umělé navýšení teploty v určité oblasti. Průtok krve v podkoží a svalech se zvyšuje do 45 °C, tím se zdravá tkáň brání zahřívání a následnému poškození buněk. Tato vlastnost se nazývá termoregulace. U větších nádorů, zhruba nad 2 cm, se tento obranný mechanismus neaktivuje již od teploty 41 °C. Neschopnost nádorové tkáně se efektivně bránit rostoucí teplotě je dána vyživováním nádoru pomocí kapilár. Kapiláry jsou malé a chaoticky uspořádané cévy, které nejsou schopné rychlé reakce na teplotní změny.



Obrázek 2.1 Průběh teploty ve zdravé a nádorové tkáni při stejné ohřevnosti. Převzato z [1].

- Rychlejší zahřívání nádorové tkáně je způsobeno charakterem řečiště, které se zahřívá více než okolní tkáň. Proces se urychluje také nedostatkem výživných látek. V řečišti nádorů je kyselé prostředí, jelikož se hromadí kyselé metabolity, a zároveň je zde nedostatek kyslíku.



Obrázek 2.2 Reakce krevního řečiště na zvýšenou teplotu. Ve zdravé tkáni se cévy rozšíří a odvádí teplo pryč z organismu, patologická tkáň tuto schopnost nemá. Překresleno z [5].

Při léčbě je důležité stanovit vhodné terapeutické dávky. Dávku při hypertermii udáváme jako poměrnou část buněk poškozených přehřátím. Pro definování velikosti aplikované dávky při hypertermii je určujícím faktorem teplota T . V souvislosti s působením elektromagnetického pole lze vlivem cytotoxického tepelného efektu docílit destrukce nádorových buněk a obnažení buněčných struktur, které jsou uvolňovány do krevního systému. Proces může stimulovat imunitní systém organismu, dochází k jeho aktivaci. Aplikace hypertermie by měla probíhat maximálně jednou týdně, pokud by byla aplikace častější, mohlo by dojít k tzv. termotoleranci a účinnost léčby by poklesla. Zároveň by ke zvýšení teploty tkáně mělo dojít v časovém rozsahu 5 minut, aby si tělo nevytvořilo získanou imunitu proti zvýšené teplotě.

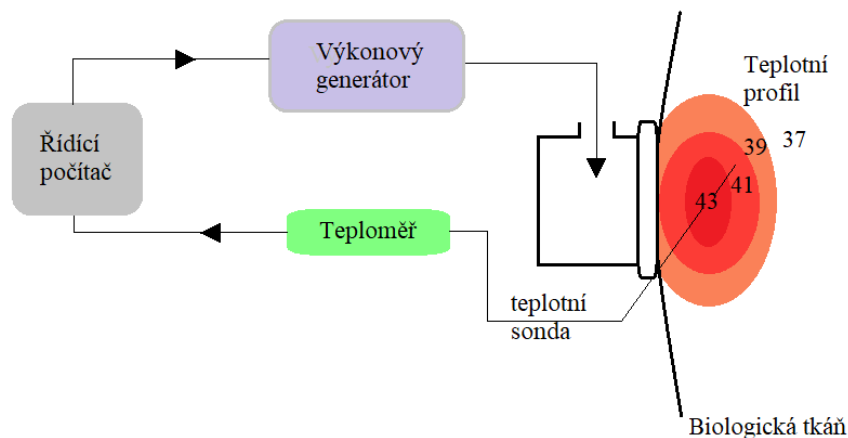
Metoda hypertermie jako jediná z onkologických léčebných metod nevykazuje sekundární karcinogenní účinky, proto je vhodná i pro dětskou onkologii. Velmi výhodné je však metodu hypertermie kombinovat s radioterapií. Snížená dávka ionizujícího záření v kombinaci s hypertermií dosahuje až dvakrát lepších výsledků. Účinky metod viz Tabulka 2.1 [1].

Tabulka 2.1 Komplexní účinky hypertermie a radioterapie při léčbě nádorových onemocnění. Převzato z [3].

Léčebná metoda	Hypertermie	Radioterapie
Velikost nádoru	Větší nádory se lépe ohřívají a déle kumulují teplo	Velké nádory jsou vůči radioterapii odolnější
Střed nádoru	Nejvyšší účinek	Kritická zóna pro radioterapii
Periferie nádoru	Pro lepší prokrvení se hůře ohřívá	Nejvyšší účinek

2.1 Termoterapeutická souprava

Termoterapeutická souprava je složena ze součástek, které by měly splňovat hygienické normy, viz obecné blokové schéma níže, Obrázek 2.3.



Obrázek 2.3 Blokové schéma termoterapeutické soupravy. Překresleno z [1].

Uvedené blokové schéma představuje typické uspořádání lokální termoterapie. Energie je z vysokofrekvenčního výkonového generátoru, 100-300 W, vedena k aplikátoru pomocí mikrovlnného vedení, zpravidla pomocí koaxiálního kabelu. Po vyzáření energie do biologické tkáně dojde k rozložení teplot v tkáni a vzniku tzv. izotermických teplotních křivek. Optimalizací teplotního profilu ozařování se budeme věnovat v praktické části této práce. Celý tento systém ovládá řídicí počítač, který řídí generátor tak, aby udržoval konstantně zvýšenou teplotu po celou dobu terapie, a zároveň čte data z centrálního teploměru, který přijímá snímané teploty z jednoho či více teplotních čidel (z termistorů, termočlánků či optických čidel). Důležitou součástí soustavy je také měřič rozptýleného výkonu, který snímá úroveň vř elektromagnetické energie rozptýlené do okolí soupravy, ta musí splňovat limity hygienických norem. Měřič bývá umístěn v místnosti s termoterapeutickou soustavou [3].

2.2 Aplikátory pro mikrovlnnou hypertermii

Pro přenos mikrovlnné energie mezi koaxiálním přívodem a biologickou tkání slouží tzv. mikrovlnný aplikátor. Jak už bylo zmíněno výše, aplikátor pro mikrovlnnou hypertermii je jedním z důležitých součástí hypertermické soupravy. Jeho hlavní funkcí je dodat optimální množství elektromagnetické energie do biologické tkáně, kde vytvoří požadované prostorové rozložení teploty a SAR. Parametry aplikátoru rozhodují o účinnosti přenosu elektromagnetické energie, charakteristice léčby a míře ohřevu tkáně [1].

Aplikátory lze dělit dle mnoha faktorů:

- Dle druhu vlny:
 - **rovinná vlna** – využívá se v lokální termoterapii, ohřev tkáně lze dále dělit podle efektivní hloubky vniku na: povrchový, podpovrchový a hloubkový
 - **válcová vlna** – vybuzení sbíhavé či rozbíhavé válcové vlny je užitečné pro realizaci intrakavitárních aplikátorů umístěných přímo v tělních dutinách a zároveň pro realizaci fokusovaných regionálních aplikátorů
- Dle specifického druhu léčby (rozsah exponované oblasti):
 - **lokální termoterapie** – povrchová, podpovrchová a hloubková
 - **intrakavitární termoterapie** – aplikátor je zaveden přímo do tělní dutiny
 - **intersticiální termoterapie** – přímý ohřev postižených tkání
 - **regionální termoterapie** – ohřev hluboko uložených nádorů
 - **celotělová termoterapie** – ohřev celého organismu, aktivace imunity
- Dle provedení aplikátoru:
 - **vlnovodné aplikátory** – dokáží přenést vysoký výkon, vhodný pro malé i velké nádory
 - **aplikátory tvořené úsekem vedení** – riziko vzniku horkých míst
 - **kapacitní aplikátory** – problém vzniku horkých míst u pacientů s obezitou, dochází k přehřívání tukových váčků, čehož lze pozitivně využít u estetických zákroků
 - **induktivní aplikátory**

U aplikátorů je důležité definovat parametry jednotlivých součástí přístroje. Koaxiální vedení, kterým je vedena vysokofrekvenční energie má hodnotu reálné impedance 50Ω , lidská tkáň má však impedanci komplexní. Aplikátor proto musí být nastaven na hodnotu této impedance. Impedance lidské tkáně se liší nejen v odlišných místech, ale také v jiné hloubce. Nelze tedy vytvořit takový aplikátor, který by byl správně přizpůsobený všem částem těla.

Velikostí nádoru a jeho umístěním úzce souvisí také s pracovní frekvencí aplikátorů. Lékařské frekvence schválené legislativou jsou typicky 433,92 MHz, 915 MHz a 2,45 GHz. Ohřev hlubších nádorů nebo malignomů o větším průměru bez invazivního zákroku je velmi náročný. Zde jsou uvedeny dvě techniky, které jsou používány k ohřevu nádoru bez poškození okolní tkáně:

- použití nižší frekvence elektromagnetického záření kvůli hlubší absorpci,
- použití několika antén, které obklopují pacienta.

Jednotlivé druhy aplikátorů mají své specifické vlastnosti. Aplikátory pro lokální hypertermii jsou vlnovodného typu, zároveň se zde využívá tzv. vodní bolus, který teplotně stabilizuje povrch léčené oblasti. Vlnovodné aplikátory dokáží přenést největší výkon s nejmenšími ztrátami. Lokální termoterapie využívá tyto tvary vlnovodů:

- obdélníkové – nejvýhodnější
- kruhové
- tvary písmene π
- tvary písmene H

Pro regionální léčbu se využívá kruhová či eliptická struktura. Soustava vznikne použitím více

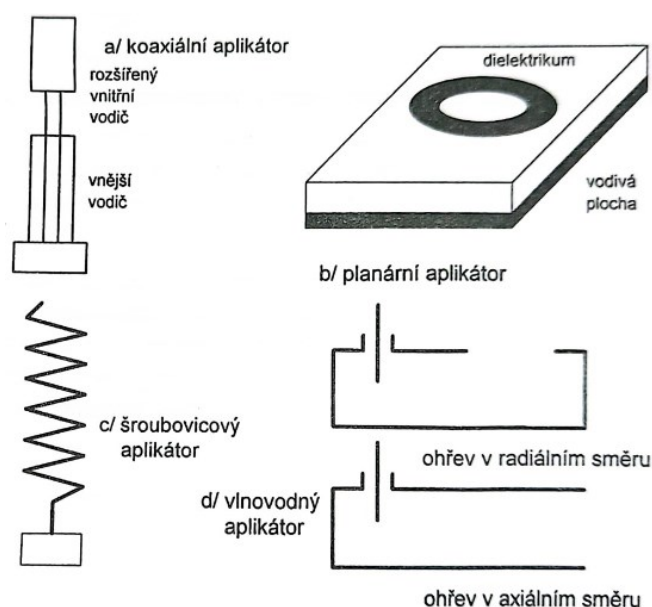
vlnovodných aplikátorů umístěných do tvaru elipsy či kruhu. Terapie se zaměřuje na fokusaci energie do specifického místa nádoru, např. hluboko pod povrchem. Fokusace je docílena pomocí nastavení amplitudy a fáze jednotlivých vlnovodů.

Intrakavitární aplikátory jsou hojně využívanými aplikátory např. k léčbě prostaty či karcinomu prsu. Obecně se používají k léčbě povrchu tělních dutin a jejich okolí. Aplikátor se vkládá přímo do tělní dutiny, čímž odpadají nedostatky spojené s regionálním hloubkovým ohřevem. Intrakavitární aplikátory mají oproti vlnovodným typům malé rozměry, proto se často volí válcový tvar.

2.3 Intrakavitární aplikátory

Již bylo zmíněno, že na rozdíl od vlnovodných aplikátorů musí mít intrakavitární aplikátory malé rozměry. V úvahu tedy přichází pouze válcový či velmi plochý tvar aplikátoru. Dle těchto podmínek lze aplikátory dělit na:

- koaxiální
- planární
- spirálové
- vlnovodné

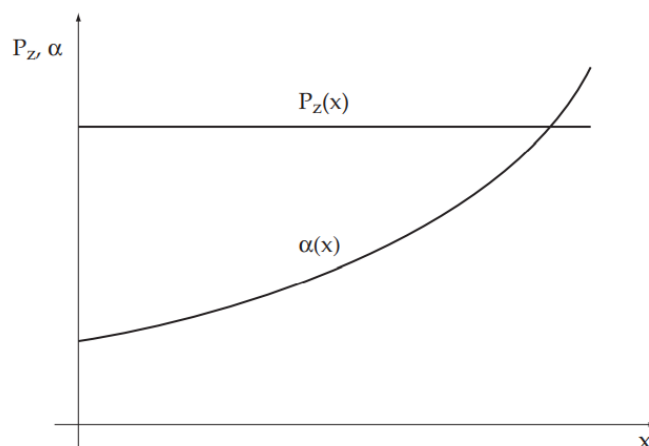


Obrázek 2.4 Přehled intrakavitárních aplikátorů: (a) koaxiální aplikátor; (b) planární aplikátor; (c) šroubovicový aplikátor; (d) vlnovodný aplikátor. Převzato z [1].

Měrný útlum intrakavitárního aplikátoru se pohybuje v desítkách až stovkách dB/m. Pokud je průběh útlumu podél apertury aplikátoru přibližně konstantní, nejvíce energie se přeměňuje na teplo v místě, kde je aplikátor připojen na výkonový napáječ. Tento jev považujeme za negativní, jelikož vznikají již zmíněná horká místa. Jev můžeme eliminovat pomocí nehomogenního vedení, kdy musí být průběh útlumu v místě vazby aplikátoru a napáječe menší, naopak směrem od této vazby se útlum musí vhodně zvětšovat. Výsledný vztah pro průběh ztraceného výkonu $P(x)$, resp. měrného útlumu $\alpha(x)$, který se přenáší podélně uvnitř apertury aplikátoru, vypadá takto:

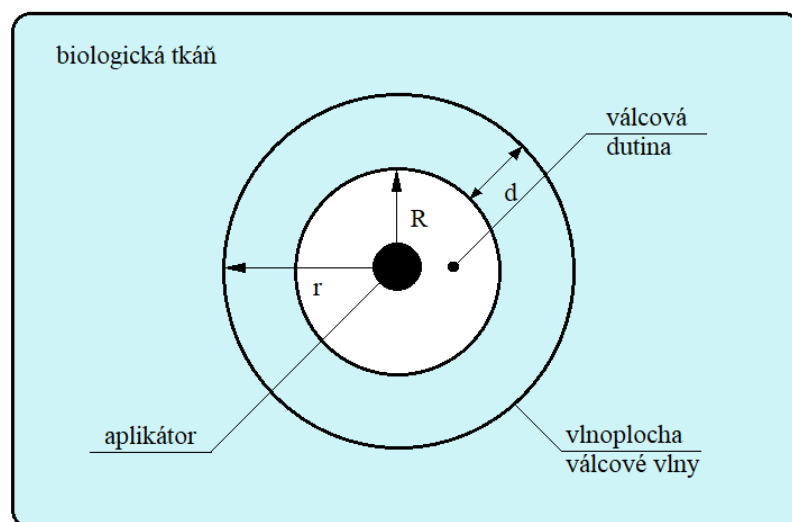
$$P(x) = P_0[1 - 0,23 \cdot \alpha(x_0) \cdot (x - x_0)], \quad (2.1)$$

kde $P(x)$ značí výkon přenášený podélně uvnitř aplikátoru, P_0 je výkon přiváděný z generátoru, $\alpha(x)$ značí měrný útlum na počátku apertury, x_0 je souřadnice počátku apertury a x je souřadnice vzdálenosti ve směru podél aplikátoru.



Obrázek 2.5 Vhodný průběh veličin $P(x)$ a $\alpha(x)$ podél apertury aplikátoru. Převzato z [1].

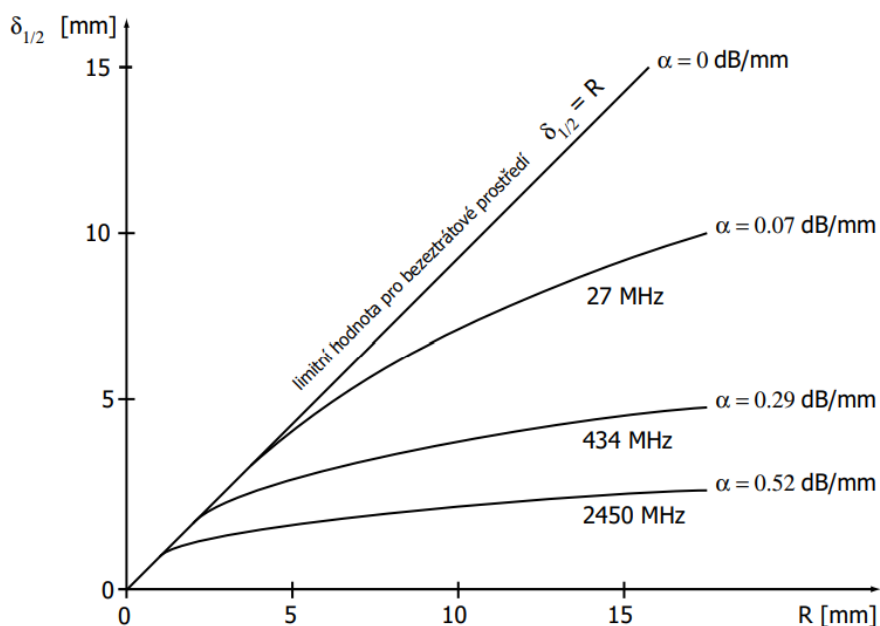
Stejně jako pro externí aplikátory je i pro intrakavitární aplikátory důležitá efektivní hloubka vniku. Vzdálenost 50% poklesu výkonové hustoty definuje hranici oblasti, ve které teplota dosáhne hodnot potřebných pro dosažení léčebných účinků. Hloubka vniku záleží na mnoha faktorech jako jsou: frekvence, rozměry aplikátoru, typ aplikátoru, prostorové rozložení biologické tkáně a další. Zjednodušený předpoklad, kterým lze nalézt efektivní hloubku ohřevu, je dostatečně dlouhý aplikátor válcového tvaru (vybuzení dokonalé vlny). Proud by měl vůči dutině protékat pouze podélným směrem a okolní tkáň by měla být v ideálním případě homogenní.



Obrázek 2.6 Geometrické schéma ideálního intrakavitárního aplikátoru budícího vlnu v dutině biologické tkáně. Překresleno z [1].

Obrázek 2.6 znázorňuje intrakavitární válcový aplikátor umístěný v homogenní biologické tkáni. V té se šíří dokonalá vlna. R značí poloměr válcové dutiny, r je radius vektor válcové souřadné soustavy, d je hloubka pod povrchem biologické tkáně. S vysokou přesností lze efektivní hloubku vniku řešit pomocí **Hankelovy funkce**. Zjednodušeně lze vycházet z úvahy, že pokles amplitudy vlny v závislosti na vzdálenosti od aplikátoru je dán nárůstem poloměru a délky válcové vlnoplochy a zároveň ztrátami dielektrika v biologické tkáni. V ideálním bezztrátovém prostředí po odvození platí, že pro pokles hustoty výkonu P na 50 % (tj. pro $R = d$) dostaneme efektivní hloubku vniku:

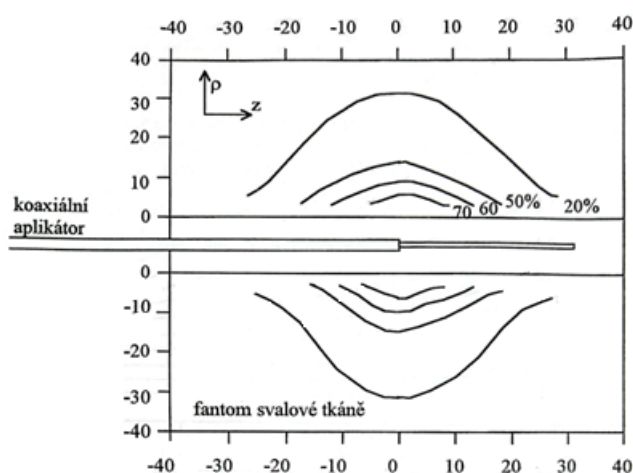
$$\delta_{1/2} = R. \tag{2.2}$$



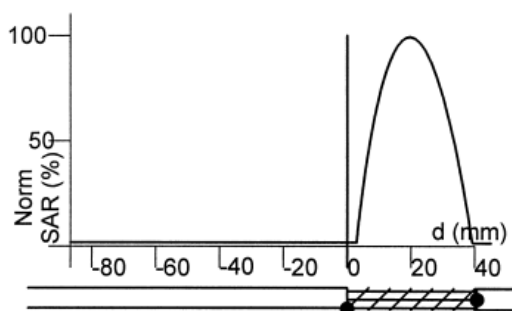
Obrázek 2.7 Závislost efektivní hloubky ohřevu $\delta_{1/2}$ ideálního intrakavitárního aplikátoru na poloměru R tělní dutiny. Jedná se o limitní hodnoty ve ztrátovém prostředí. Převzato z [3].

2.4 Šroubovicový aplikátor

Šroubovicový aplikátor je zjednodušeně šroubovicová anténa, která pracuje ve ztrátovém prostředí. Pokud je návrh správně optimalizován, dokáže oproti koaxiálním aplikátorům přesněji soustředit absorbovanou energii (distribuce SAR). Oproti šroubovicovým anténám jsou aplikátory mnohem menší, jelikož pracují na krátké vlnové délce, oproti klasickým mikrovlnným anténám. Samostatný popis vyzařovacích schopností šroubovicového aplikátoru je velmi složitý, pomocí experimentálních návrhů a numerických či analytických metod lze však dosáhnout kvalitních ozařovacích výsledků. Většina literatury zabývající se problematikou šroubovicových aplikátorů je v anglickém jazyce, zde je označována jako Helical (Helix) Antenna. Šroubovicovou anténu vynalezl John Daniel Kraus v roce 1947 [6], [7]. Více o daném tématu naleznete v jeho publikaci: [8] KRAUS, John Daniel a Ronald J. MARHEFKA. *Antennas for all applications*. 3rd ed. Boston: McGraw - Hill, c2001. ISBN 0-07-232103-2.



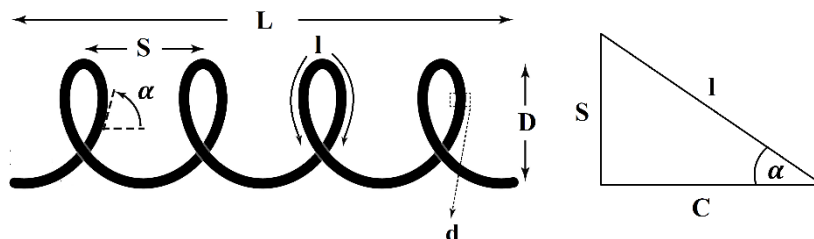
Obrázek 2.8 Ideální rozložení SAR podél koaxiálního intrakavitárního aplikátoru. V reálném případě však může zpětná vlna vytvořit další maximum v okolí koaxiálního kabelu. Převzato z [3].



Obrázek 2.9 Distribuce SAR vyvolaná ve fantomu pro simulaci hypertermického ohřevu optimalizovaným šroubovicovým aplikátorem. Převzato z [11].

Aplikátor se skládá z jednoho či více vodičů namotaných do tvaru šroubovice. Nyní si uvedeme základní parametry potřebné k návrhu šroubovice:

- D = průměr šroubovice (ze středu do středu); [m]
- C = obvod šroubovice, $C = \pi \cdot D$; [m]
- (2.3)
- S = rozteč mezi závity, $S = \sqrt{l^2 - C^2}$; [m]
- (2.4)
- α = úhel stoupání šroubovice, $\alpha = \tan^{-1} \frac{S}{\pi \cdot D}$; [°]
- (2.5)
- N = počet závitů; [/]
- L = délka celé šroubovice, $L = N \cdot S$; [m]
- (2.6)
- d = průměr vodiče šroubovice; [m]
- l = délka závitu; [m]



Obrázek 2.10 Geometrie šroubovice: Zobrazení vztahu mezi obvodem, roztečí, délkou závitu a úhlem stoupání.

V praxi se u šroubovicových antén využívají dva vyzařovací módy. Nejčastěji se v literatuře setkáváme s tzv. **axiálním (osovým) módem**, kdy je délka obvodu šroubovice srovnatelná s vlnovou délkou záření, $C \approx \lambda$. Maximum hlavního laloku vyzařovacího diagramu je ve směru osy šroubovice. Pro lékařské využití je axiální mód nevhodný kvůli rozměrům, využívá se tedy **normálního (radiálního) módu**, pro který platí $C \ll \lambda$, aplikátor je menší než vlnová délka záření. V tomto případě je maximum ve směru kolmém k ose šroubovice, minimum je ve směru osy struktur [8] [9].

Pro výpočty v normálním módu vyzařování lze uvažovat, že šroubovice je složena z malých smyček s průměrem D (průměr šroubovice) a krátkých dipólů o délce S (rozteč závitů šroubovice).



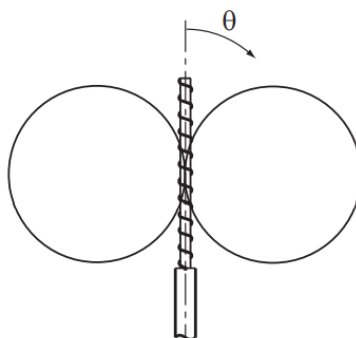
Obrázek 2.11 Modifikovaná šroubovice pro výpočty v normálovém módu. Převzato z [8].

Vzdálené pole krátkého dipólu má pouze složku E_θ a malá smyčka má pouze složku E_Φ . Vyzařovací diagram pak lze vyjádřit superpozicí elektrického pole smyček a dipólů zapojených do série:

$$E_\theta(r) = jZkI_d S \frac{\sin \varphi}{4\pi r} e^{-jkr}, \quad (2.7)$$

$$E_\Phi(r) = jZkI_l S \frac{\pi^2 D^2}{2\lambda} \frac{\sin \varphi}{4\pi r} e^{-jkr}, \quad (2.8)$$

kde Z značí impedanci prostředí, I_d a I_l jsou amplitudy protékajících proudů, k je konstanta šíření a S je rozteč závitů. Maximum vyzářeného výkonu nastává v kolmé rovině k ose šroubovice [12]. Složky mají tedy fázi posunutou o 90° , vzdálené pole šroubovice v normálovém módu bývá obecně většinou elipticky polarizované (druh vertikální polarizace).



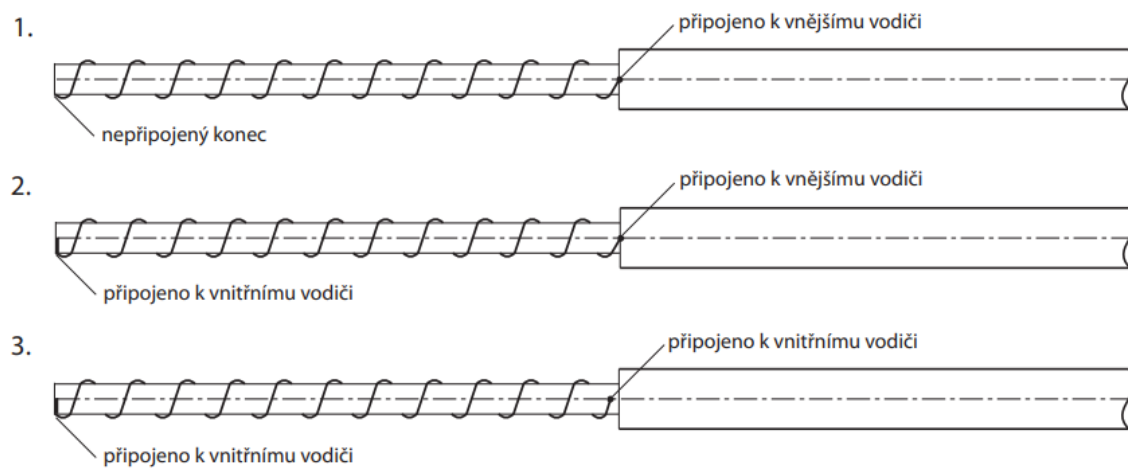
Obrázek 2.12 Ideální vyzařovací diagram šroubovice v normálovém módu, $\varphi = 0^\circ$. Převzato z [6].

Pro určení druhu polarizace je důležité znát osový poloměr AR :

$$AR = \frac{E_\theta}{E_\Phi}; [1], \quad (2.9)$$

z poloměru lze následně určit:

- Kruhově polarizované ($AR \rightarrow 1$): $\pi D = \sqrt{2S\lambda}$.
- Horizontálně polarizované ($AR \rightarrow 0$): $\pi D \gg \sqrt{2S\lambda}$.
- Vertikálně polarizované ($AR \rightarrow \infty$): $\pi D \ll \sqrt{2S\lambda}$.



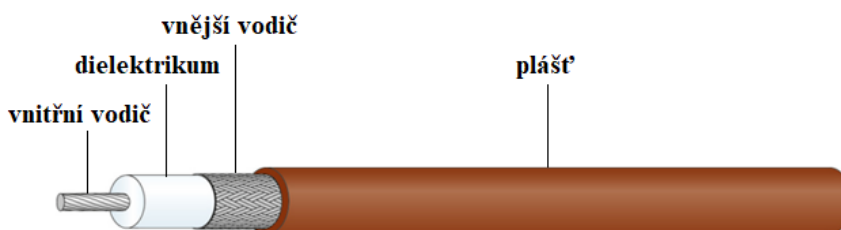
Obrázek 2.13 Varianty zapojení šroubovicového aplikátoru [6].

3 NÁVRH APLIKÁTORU

Při realizaci intrakavitárního aplikátoru je důležité zvolit vhodný koaxiální kabel. Kabel musí být impedančně přizpůsobený, charakteristická impedance musí být stejná jako u vysokofrekvenčního generátoru, který aplikátor napájí, tedy 50 Ω. Dalšími důležitými parametry jsou: průměr, materiál a vhodnost použití (zasunutí do tkáně). Kabel by měl splňovat požadavky na distribuci elektromagnetické energie. Pro simulaci a následnou realizaci byly vybrány vlastnosti kabelu RG-178. Tento koaxiální kabel má dostatečně malé rozměry a vhodné technické parametry (materiály) [13].

Tabulka 3.1 Parametry koaxiálního kabelu RTG-178 (B/U). Data Sheet [13].

Typ	Materiál	Průměr [mm]
Vnitřní vodič	Postříbřená a poměděná ocel	0,31
Dielektrikum	PTFE	0,83
Vnější vodič	Postříbřená měď	1,33
Plášť	FEP	1,8 ± 0,1



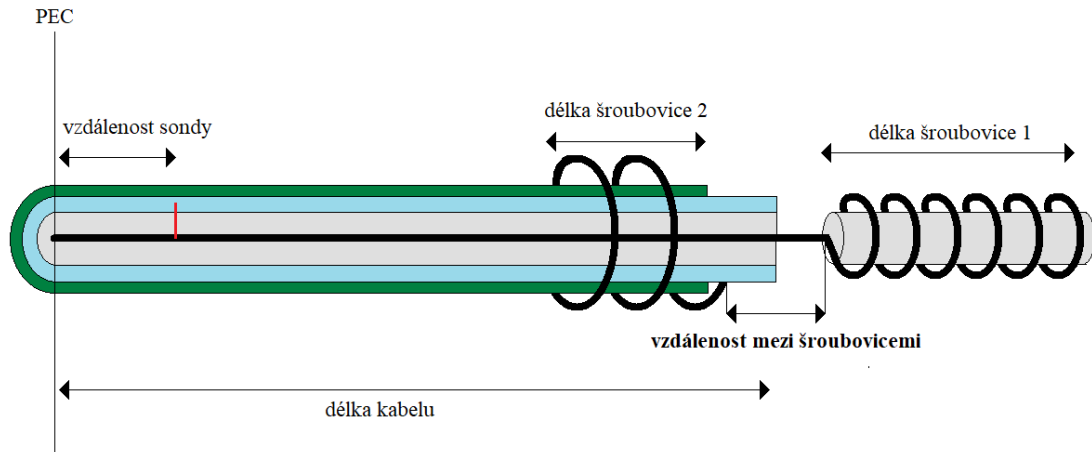
Obrázek 3.1 Popis koaxiálního kabelu RG-178 dle [13].

Kabel RG-178 má charakteristickou impedanci $50 \pm 2 \Omega$, frekvenční rozsah do 3 GHz, kapacitu vodiče 97 pF/m a teplotní rozsah od $-65 \text{ }^\circ\text{C}$ do $200 \text{ }^\circ\text{C}$.

Tabulka 3.2 Závislost typického měrného útlumu na frekvenci v nadmořské výšce 0 m a při teplotě $25 \text{ }^\circ\text{C}$ a maximálního výkonu při teplotě $40 \text{ }^\circ\text{C}$ [13].

Frekvence [GHz]	Typický měrný útlum [dB/m]	Maximální výkon [W]
1,95	2,31	37
2,1	2,41	36
2,25	2,51	35
2,4	2,61	34
2,55	2,7	33
2,7	2,79	32
2,85	2,88	31
3	2,97	30

Mikrovlnný aplikátor má být navržen na bázi šroubovicového dipólu. Příklady napojení šroubovic na vodiče jsou zobrazeny výše na Obrázek 2.13. V našem případě je jedna šroubovice připojena k vnitřnímu vodiči a druhá k vnějšímu vodiči. Obě jsou namotané z vnitřního vodiče. První šroubovice je tvořena přímo z navazujícího vnitřního vodiče. Mezi šroubovicemi je mezera, kterou vyplňuje rovný úsek středního vodiče. Druhá šroubovice je připojena k vnějšímu vodiči a namotána kolem obvodu pláště koaxiálního kabelu. Níže na Obrázek 3.2 je principiální schéma, které blíže objasňuje modelování v programu Sim4Life, ve kterém jsou prováděny všechny následné simulace a analýzy. Nákres neodpovídá poměrově, jedná se pouze o principiální schéma aplikátoru.



Obrázek 3.2 Návrh navrhovaného aplikátoru na bázi šroubovicového dipólu pro realizaci v programu Sim4Life.

Před návrhem aplikátoru je třeba vypočítat přibližné parametry jednotlivých proměnných sloužících k realizaci aplikátoru. Zároveň je důležité předem stanovit relativní permitivitu ϵ_r , elektrickou vodivost σ a hustotu ρ jednotlivých materiálů. Vše s ohledem na pracovní frekvenci aplikátoru: $f = 2,45 \text{ GHz}$.

Tabulka 3.3 Hodnoty parametrů zadaných do programu Sim4Life pro jednotlivé části modelu, hodnoty převzaty z [14] pro pracovní frekvenci 2450 MHz. PEC má hodnoty předdefinované programem.

Část modelu	Relativní permitivita [/]	Elektrická vodivost [S/m]	Hustota [kg/m ³]
Šroubovice 1 a 2, vodiče	ϵ_r (PEC)	σ_r (PEC)	ρ (PEC)
Dielektrikum, plášť, dielektrikum šroubovice 1 (katetr)	$\epsilon_{rdiel}, \epsilon_{rplast}, \epsilon_{rkatetr} = 2,1$	$\sigma_{rdiel} = 0$	$\rho_{diel} = 2200$
Fantom tkáně	$\epsilon_{rfantom} = 52,7$	$\sigma_{rfantom} = 1,76$	$\rho_{fantom} = 1090$

Výpočty významných proměnných [8]:

- Celková střední relativní permitivita:

$$\epsilon_{rs} = \frac{\epsilon_{rdiel} + \epsilon_{rfantom} + \epsilon_{rkatetr}}{3} = \frac{2,1 + 52,7 + 2,1}{3} = \mathbf{18,97} \text{ [/]}. \quad (3.1)$$

- Redukovaná vlnová délka v modelu:

$$\lambda_r = \frac{c}{f \cdot \sqrt{\epsilon_{rs}}} = \frac{3 \cdot 10^8}{2450 \cdot 10^6 \cdot \sqrt{18,97}} = \mathbf{28,1} \text{ mm}. \quad (3.2)$$

- Vlnová délka ve vakuu:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{3 \cdot 10^8}{2450 \cdot 10^6} = \mathbf{122,4} \text{ mm}. \quad (3.3)$$

- Průměr šroubovice na plášti, kde d_1 (průměr pláště) = 1,8 mm a d_2 (průměr vodiče) = 0,31 mm:

$$D_{\text{š.p}} = d_1 + 2 \cdot \frac{d_2}{2} = 1,8 \cdot 10^{-3} + 2 \cdot \frac{0,31 \cdot 10^{-3}}{2} = \mathbf{2,11} \text{ mm}. \quad (3.4)$$

- Průměr šroubovice na dielektriku, kde d_3 (průměr dielektrika) = 1,8 mm a d_2 (průměr vodiče) = 0,31 mm:

$$D_{\xi,d} = d_3 + 2 \cdot \frac{d_2}{2} = 0,83 \cdot 10^{-3} + 2 \cdot \frac{0,31 \cdot 10^{-3}}{2} = \mathbf{1,14 \text{ mm.}} \quad (3.5)$$

- Obvod šroubovice na plášti:

$$C_{\xi,p} = \pi D_{\xi,p} = \mathbf{6,63 \text{ mm.}} \quad (3.6)$$

- Obvod šroubovice na dielektriku:

$$C_{\xi,d} = \pi D_{\xi,d} = \mathbf{3,58 \text{ mm.}} \quad (3.7)$$

- Počet závitů pro stoupání šroubovice $S = 1$ mm, na plášti:

$$N = \frac{\lambda_r}{\sqrt{\pi^2 D_{\xi,p}^2 + S^2}} = \frac{28,1 \cdot 10^{-3}}{\sqrt{\pi^2 \cdot (2,11 \cdot 10^{-3})^2 + 0,001^2}} = \mathbf{4,19 \text{ závitů.}} \quad (3.8)$$

- Počet závitů pro stoupání šroubovice $S = 1,5$ mm, na dielektriku:

$$N = \frac{\lambda_r}{\sqrt{\pi^2 D_{\xi,d}^2 + S^2}} = \frac{28,1 \cdot 10^{-3}}{\sqrt{\pi^2 \cdot (1,14 \cdot 10^{-3})^2 + 0,001^2}} = \mathbf{7,24 \text{ závitů.}} \quad (3.9)$$

Ověření polarizace šroubovic:

Šroubovice 1 (na dielektriku):

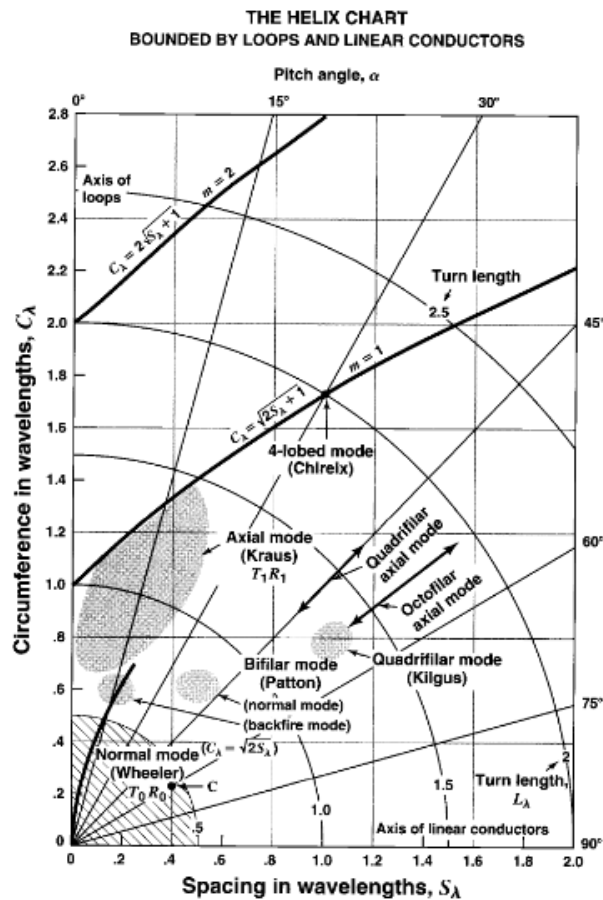
$$\pi \cdot D_{\xi,d} = \pi \cdot 1,14 = 3,58 \text{ mm}, \sqrt{2 \cdot S \cdot \lambda_R} = \sqrt{2 \cdot 1,5 \cdot 28,1} = 9,18 \text{ mm}$$

$$\pi \cdot D_{\xi,d} \ll \sqrt{2 \cdot S \cdot \lambda_R}, \text{ jedná se o vertikální polarizaci.}$$

Šroubovice 2 (na plášti):

$$\pi \cdot D_{\xi,p} = \pi \cdot 2,11 = 6,63 \text{ mm}, \sqrt{2 \cdot S \cdot \lambda_R} = \sqrt{2 \cdot 1 \cdot 28,1} = 7,5 \text{ mm}$$

$$\pi \cdot D_{\xi,p} < \sqrt{2 \cdot S \cdot \lambda_R}, \text{ jedná se opět o vertikální polarizaci.}$$



Obrázek 3.3 Diagram závislosti módu vyzařování na rozměrech šroubovice. Převzato z [8].

Obě šroubovice splňují podmínky pro práci v normálovém módu, kontrolně lze ověřit pomocí výše uvedeného vzorce (2.9).

3.1 Numerické modelování a simulace v Sim4Life

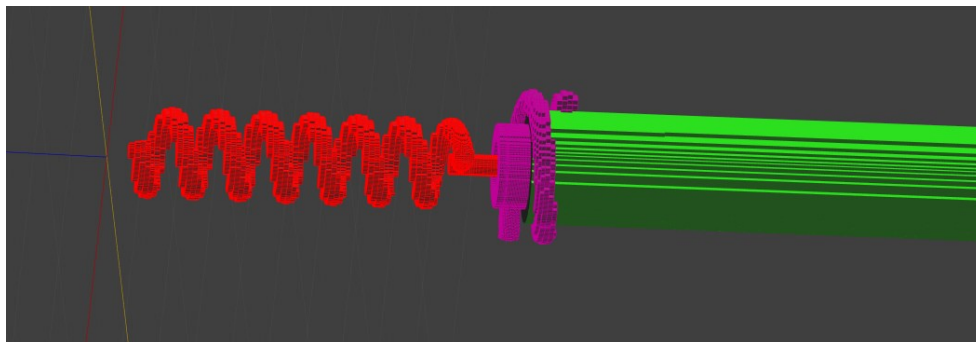
Program Sim4Life je založen na jazyce Python. Využívá metody FDTD neboli metody konečných diferencí v časové oblasti. Základní myšlenkou metody konečných diferencí je diskretní aproximace spojité úlohy. Zjednodušení parciálních diferenciálních rovnic na algebraické probíhá ve dvou krocích:

- Výběr vhodné množiny diskretních bodů, v nichž je hledané řešení.
- Aproximace diferenciálního operátoru diferenčním.

Při metodě FDTD nahrazujeme derivaci podle času i prostorových souřadnic diferencemi. Lze použít např. zpětné, dopředné či centrální diference. Více o daném tématu lze najít ve skriptech: Numerické metody v elektromagnetickém poli [4]. Při simulaci EM FDTD využívá program výchozí nastavení sítě s ohledem na generátor sítě. V závislosti na typu pevných částí (senzory, PEC/kovové předměty, dielektrika atd.) definuje nastavení chování mřížky.

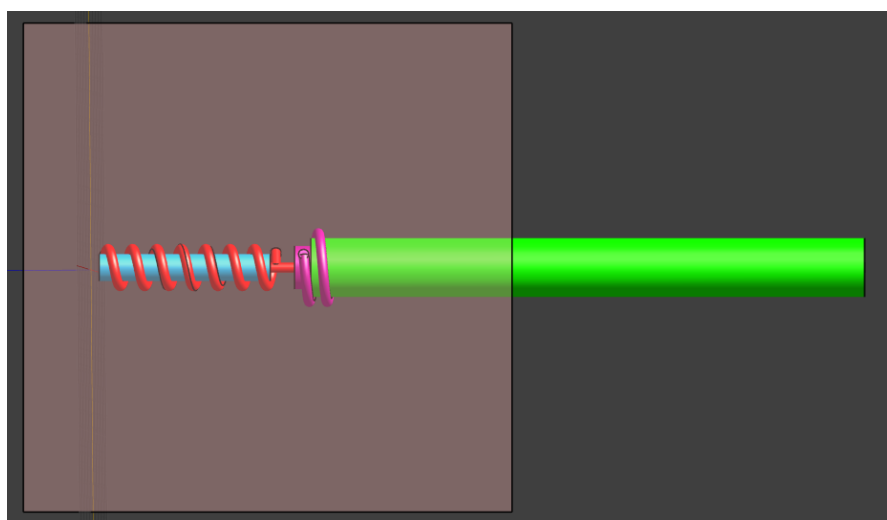
K návrhu aplikátoru byla použita studentská verze Sim4Life, proto například zobrazení voxelů není tak přesné jako u plné verze programu. Omezení studentské verze programu je na použití maximálně 0,99 milionu voxelů, což jsou malé kvádry, ze kterých je model tvořen. Aplikátor je vymodelován podél osy z. Model koaxiálního kabelu tvoří vrstvy válců (nabídka Tools), které jsou od sebe odečteny. Šroubovice jsou vytvořeny pomocí Xelix funkce, která se zobrazí v nabídce Templates po vytvoření úsečky (Lines). Propojení mezi šroubovicemi a vodiči bylo vytvořeno drobnými vodivými válci. Homogenní fantom z agaru má tvar krychle, přičemž má stejné parametry jako svalová tkáň,

viz Tabulka 3.3. Uvnitř šroubovice 1 je vytvořeno dielektrikum, které bude v praktické části realizováno pomocí plastu, viz Obrázek 3.2. Šroubovice a vodiče mají programem předdefinovaný materiál PEC (Perfect electric conductor).

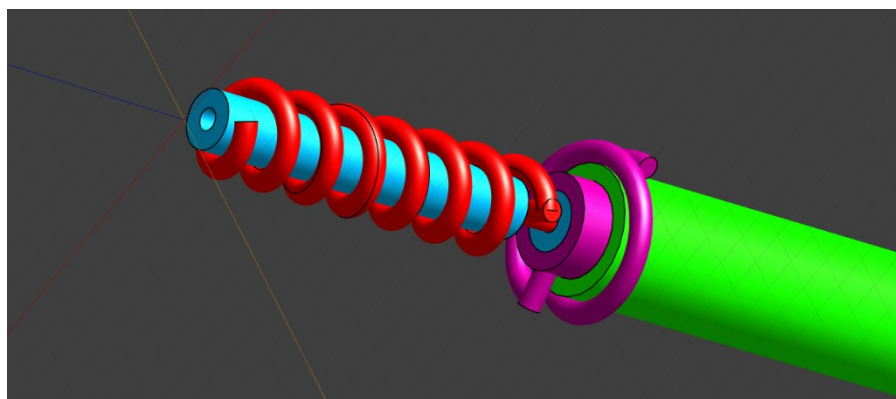


Obrázek 3.4 Názorná ukázka zobrazení voxelů ve studentské verzi programu, kdy jsou šroubovice viditelně tvořeny kvádry i při nejvyšším zjmenění zobrazení.

Před samotnou simulací je nutné nastavit meze (tzv. boundaries). Aplikátor napájí vytvořený edge source, který vysílá energii oběma směry, a proto se, bez nastavení mezí, ztrácí na otevřeném začátku koaxiálního kabelu téměř polovina výkonu. Právě proto je nutné nastavit mez Z low na PEC (viz Obrázek 3.2) a sondu (edge source) umístit do vzdálenosti zhruba $4/5 \lambda$ (22,4 mm) od začátku kabelu, a tedy i meze Z low. Díky tomuto nastavení se energie bude ve fázi odrážet zpět od PEC hranice (kovové desky).



Obrázek 3.5 Ukázka modelu v prostředí Sim4Life, 1. verze.

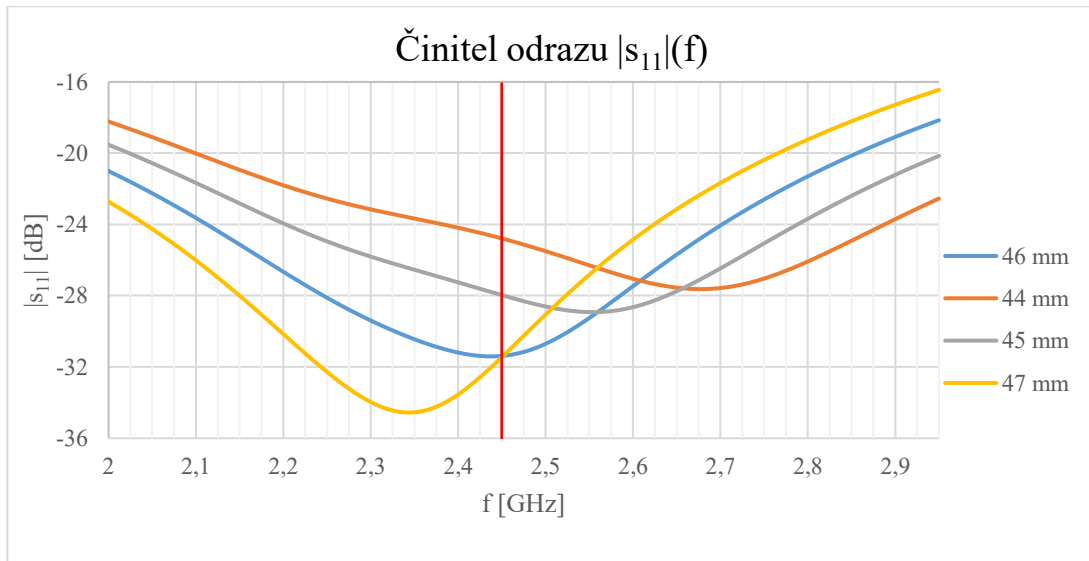


Obrázek 3.6 Detail propojení šroubovic v prostředí Sim4Life, 1. verze.

Zvolené počáteční parametry šroubovic:

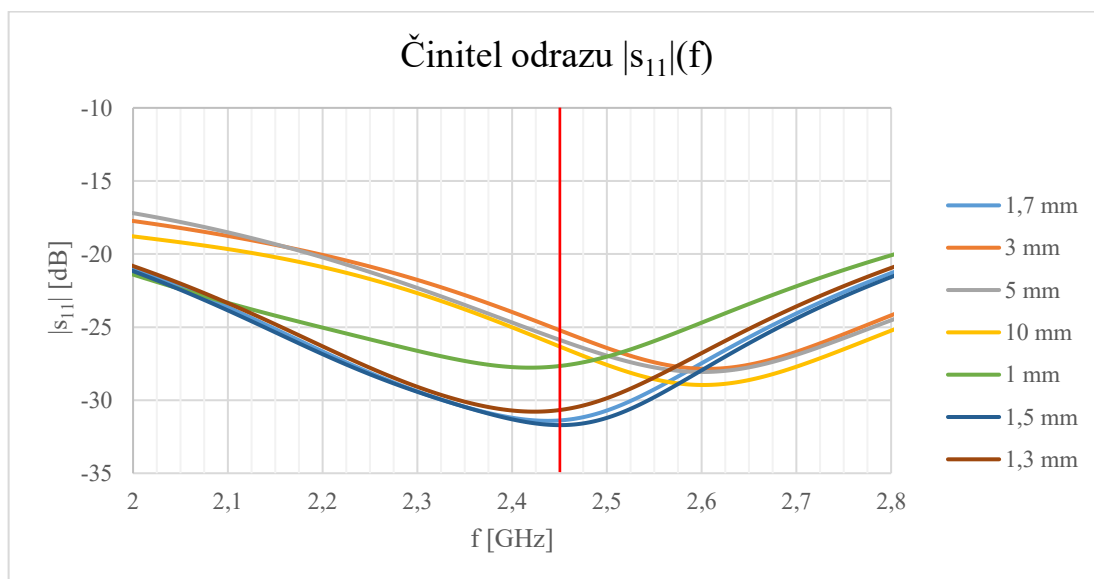
- Délka šroubovice 1: 10,5 mm
- Délka šroubovice 2: 1,5 mm
- Stoupání šroubovice 1: 1,5 mm (~7 závitů)
- Stoupání šroubovice 2: 1 mm (~1,5 závitů)
- Vzájemná vzdálenost šroubovic: 1,7 mm

V první fázi optimalizace návrhu byla měněna délka koaxiálního kabelu. V této fázi bylo zjištěno, že délka kabelu má zásadní vliv na posun rezonanční frekvence a velikost činitele odrazu, tedy na optimalizaci na pracovní frekvenci 2450 MHz. Rozdíl lze vidět níže v Graf 3.1.



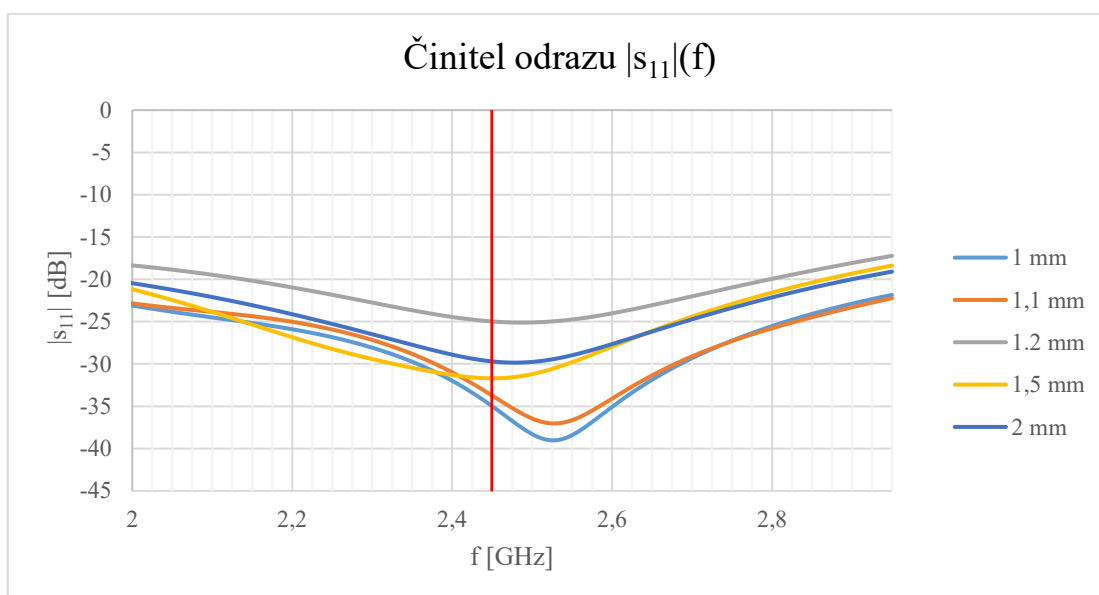
Graf 3.1 Průběh parametru $|s_{11}|$ (činitele vstupního odrazu) ve frekvenčním pásmu 2-3 GHz pro aplikátor s délkami koaxiálního kabelu: 44 mm, 45 mm, 46 mm a 47 mm. Vzdálenost sondy je stejná ($4/5 \lambda$).

Jelikož změny vzdáleností šroubovic ani změny jejich parametrů nemají takový vliv na činitele odrazu, v dalších fázích optimalizace již nebyla měněna délka koaxiálního kabelu, která činitel ovlivňuje zásadně. Délka koaxiálního kabelu byla ponechána na 46 mm. Měněny byly pouze parametry šroubovic a jejich vzájemná vzdálenost.



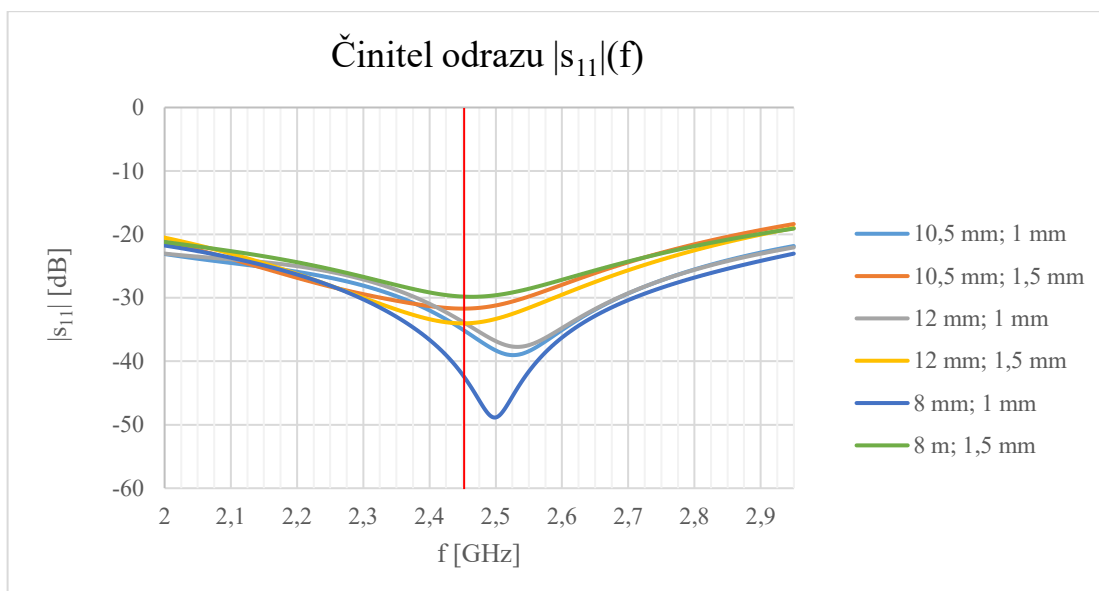
Graf 3.2 Průběh parametru $|s_{11}|$ (činitele vstupního odrazu) ve frekvenčním pásmu 2-2,8 GHz pro aplikátor s délkou koaxiálního kabelu 46 mm o různých vzdálenostech šroubovice 1 a šroubovice 2.

Přestože původní vzdálenost šroubovic v prvotní verzi návrhu byla 1,7 mm, z grafu je zřejmé, že ideální vzdálenost těchto šroubovic se pohybuje okolo 1,5 mm, i když ve výsledném činiteli není příliš velký rozdíl. Dalším zkoumaným parametrem je vliv stoupání šroubovice 1 na činitel odrazu, viz Graf 3.3 níže.



Graf 3.3 Průběh parametru $|s_{11}|$ (činitele vstupního odrazu) ve frekvenčním pásmu 2-2,9 GHz pro aplikátor s délkou koaxiálního kabelu 46 mm, vzájemnou vzdáleností šroubovic 1,5 mm a s různými stoupáními šroubovice 1. Vzdálenost sondy je stejná ($4/5 \lambda$).

Závěr optimalizace je zaměřen na kombinaci vlivu stoupání šroubovice 1 se změnou její délky. Jelikož pro délku šroubovice 10,5 mm se jako ideální ukázalo stoupání 1 mm (dostatečné je však i stoupání 1,5 mm), v následujícím grafu je zobrazeno stoupání 1 mm a 1,5 mm pro délky šroubovice 1: 8 mm, 10 mm a 12 mm.

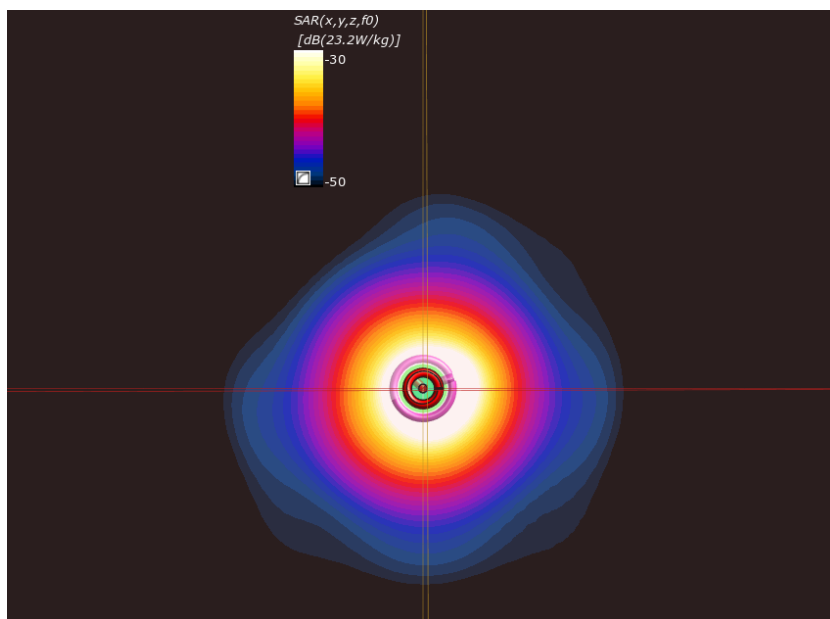


Graf 3.4 Průběh parametru $|s_{11}|$ (činitele vstupního odrazu) ve frekvenčním pásmu 2-2,95 GHz pro aplikátor s délkou koaxiálního kabelu 46 mm, vzdáleností šroubovic 1,5 mm a s různými kombinacemi stoupání šroubovice 1 a délky šroubovice 1. Vzdálenost sondy je stejná ($4/5 \lambda$).

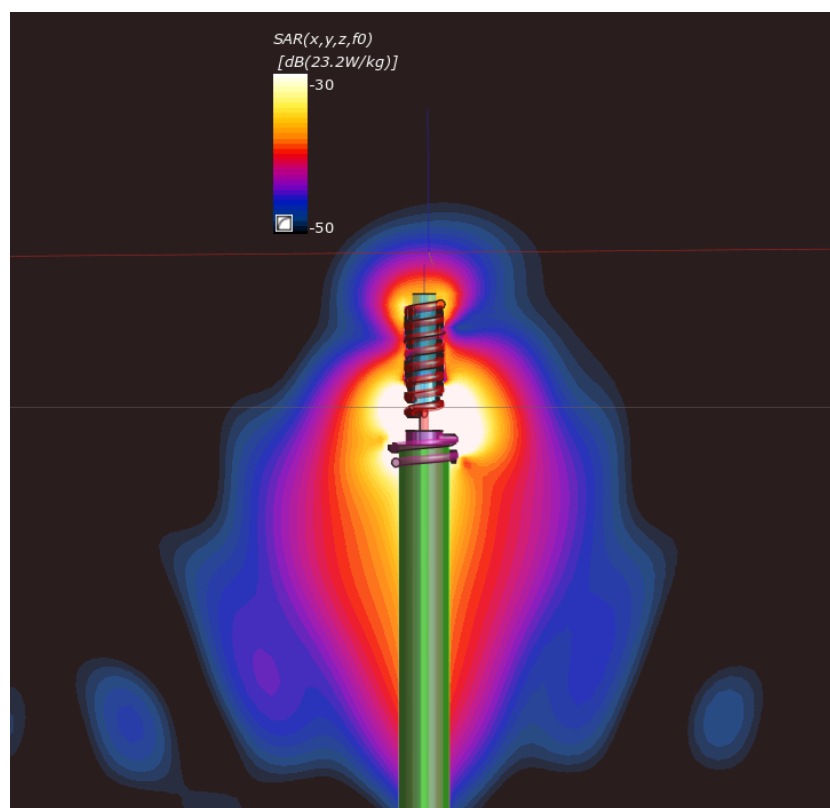
Ze závěrečného grafu je zřejmé, že nejlepšího činitele odrazu je dosaženo, když je délka šroubovice 1 rovna 8 mm a její stoupání je 1 mm. Kromě činitele odrazu ze simulací s Gaussovským

signálem, bylo v programu simulováno také rozložení distribuce SAR v okolí aplikátoru. Pro výsledné zobrazení distribuce SAR byl vybrán optimalizovaný návrh aplikátoru s parametry:

- Délka koaxiálního kabelu: 46 mm (Vzdálenost sondy je $4/5 \lambda$).
- Délka šroubovice 1: 8 mm
- Délka šroubovice 2: 1,5 mm
- Stoupání šroubovice 1: 1 mm (~8 závitů)
- Stoupání šroubovice 2: 1 mm (~1,5 závitů)
- Vzájemná vzdálenost šroubovic: 1,5 mm



Obrázek 3.7 Rozložení SAR v rovině XY, verze 1.



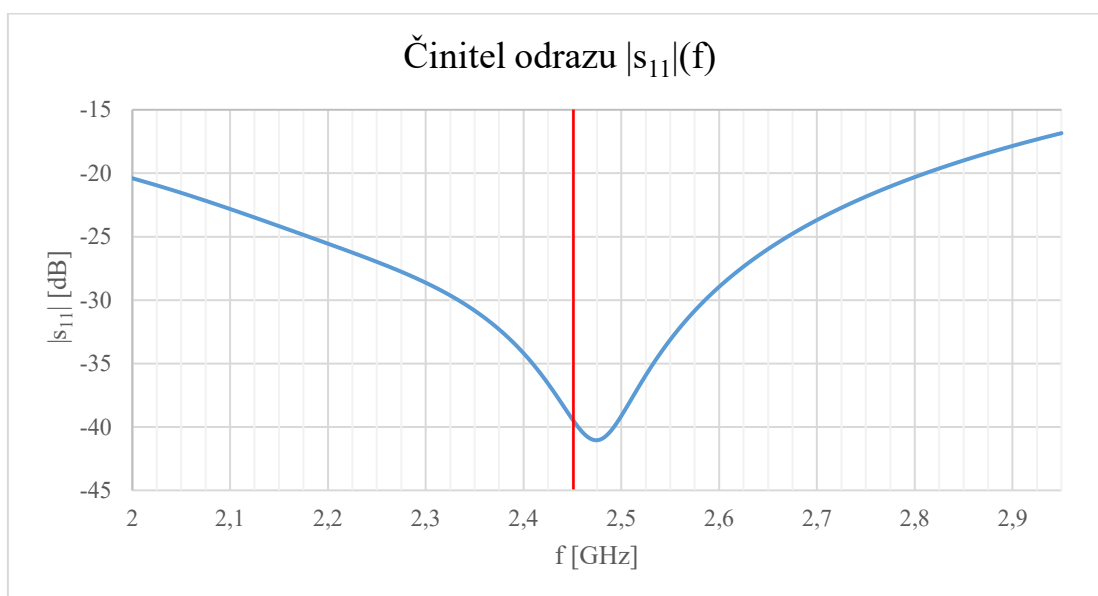
Obrázek 3.8 Rozložení SAR v rovině ZX, verze 1.

Simulace distribuce SAR potvrdila, že šroubovice aplikátoru pracují v normálovém módu, jelikož k vyzařování dochází v kolmém směru na osu šroubovice. Potvrdilo se, že s následujícími parametry aplikátoru lze pracovat i při finální optimalizaci návrhu.

Před samotnou realizací bylo třeba parametry aplikátoru optimalizovat tak, aby byly vhodné pro výrobu. Například dodržet vzdálenost šroubovic o velikosti 1,5 mm by mohlo být velice náročné a těžko dosažitelné, proto bylo třeba vzdálenost zvětšit. Zároveň byla optimalizována také SAR distribuce, aby se nevytvářela horká pole ve vzdálenějších oblastech tkáně a rozložení bylo v rámci možností souměrné dle os.

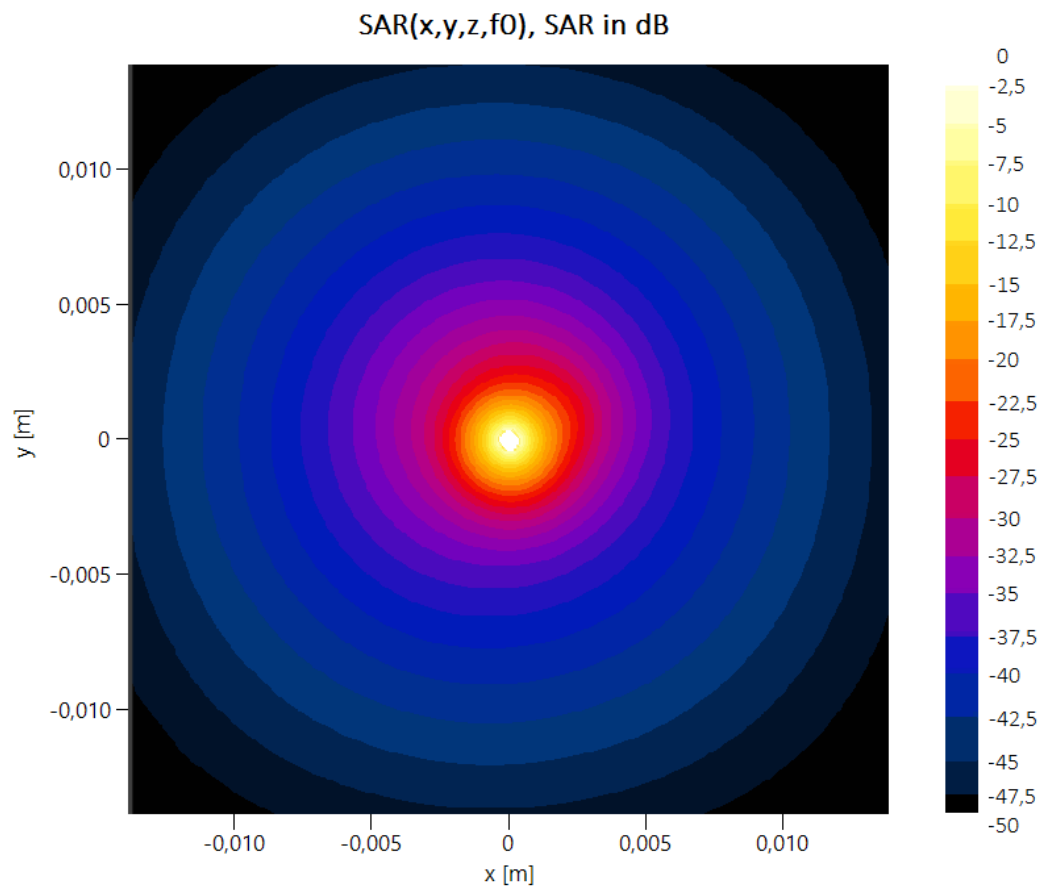
V konečném návrhu použitém k následné realizaci jsou dodrženy předchozí parametry šroubovic, délky a jejich stoupání jsou totožné s předešlým optimalizovaným návrhem. Vzájemná vzdálenost šroubovic je optimalizována na 5 mm. Délka kabelu je 47 mm a vzdálenost sondy je v programu Sim4Life zmenšena na 21,6 mm. Pro výsledné zobrazení distribuce SAR a následnou realizaci byl vybrán optimalizovaný návrh aplikátoru s parametry:

- Délka koaxiálního kabelu: 47 mm (Vzdálenost sondy je 21,6 mm).
- Délka šroubovice 1: 8 mm
- Délka šroubovice 2: 1,5 mm
- Stoupání šroubovice 1: 1 mm (~8 závitů)
- Stoupání šroubovice 2: 1 mm (~1,5 závitů)
- Vzájemná vzdálenost šroubovic: 5 mm

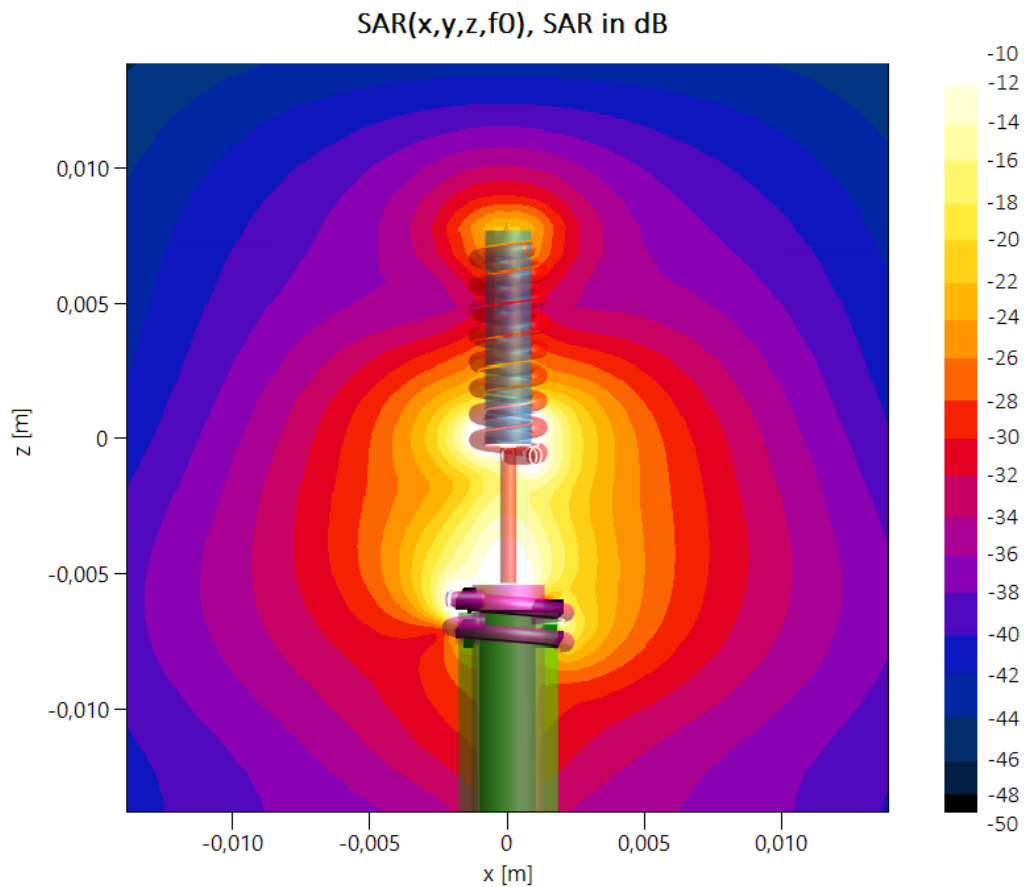


Graf 3.5 Průběh parametru $|s_{11}|$ (činitele vstupního odrazu) ve frekvenčním pásmu 2-2,95 GHz pro aplikátor s délkou koaxiálního kabelu 47 mm, se vzdáleností šroubovic 5 mm a vzdáleností sondy 21,6 mm.

Jak bylo již dříve uvedeno, všechny simulace proběhly ve studentské verzi programu Sim4Life. Impedanční přizpůsobení na vstupu aplikátoru (činitel odrazu) je přibližně $-39,4$ dB, cílem bylo optimalizovat výsledky pod hraniční hodnotu -10 dB na uvedené frekvenci 2,45 GHz. Obecně je třeba minimalizovat parametr $|s_{11}|$, aby nedocházelo k odrazu vlny zpět do generátoru. Po optimalizaci parametrů je zřejmé, že výsledky jsou pro výrobu tohoto aplikátoru dostačující, viz Graf 3.5 Průběh parametru $|s_{11}|$ (činitele vstupního odrazu) ve frekvenčním pásmu 2-2,95 GHz pro aplikátor s délkou koaxiálního kabelu 47 mm, se vzdáleností šroubovic 5 mm a vzdáleností sondy 21,6 mm..



Obrázek 3.9 Finální rozložení SAR v rovině XY.



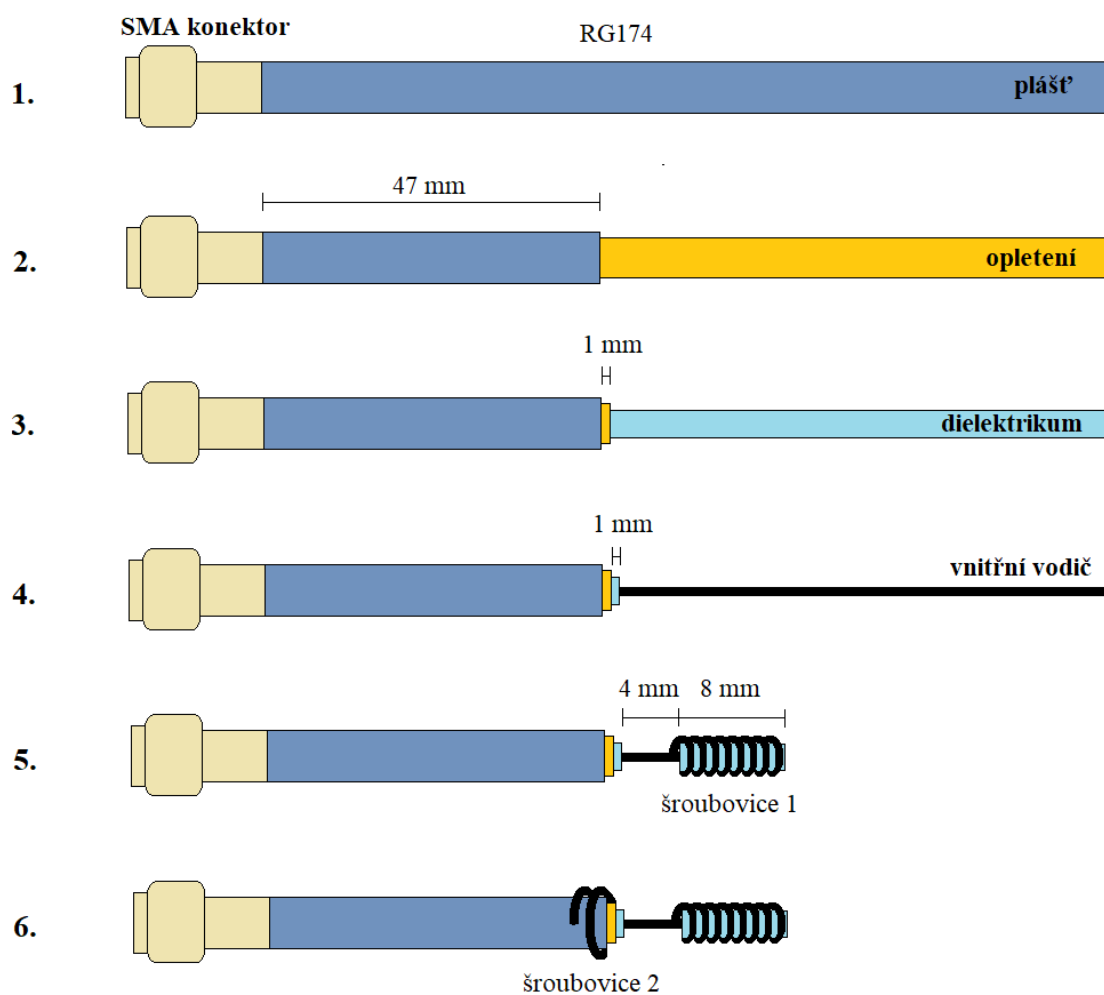
Obrázek 3.10 Finální rozložení SAR v rovině ZX.

Aplikátor byl v simulaci pro výpočet SAR distribuce umístěn do krychlového agarového fantomu s délkou hrany 30 mm. Na Obrázek 3.10 je průběh SAR na podélném řezu osou aplikátoru. Na Obrázek 3.9 je zobrazeno rozložení SAR v řezu kolmém na osu aplikátoru, kde je řez veden mezi šroubovicemi ve vzdálenosti 2,5 mm od obou šroubovic. Na podélném řezu je viditelné, že maximum absorpce se nachází mezi šroubovicemi, zároveň ale dochází k patrnému zúžení maxima absorpce. To může způsobovat rozložení proudu podél šroubovic či například interference odrazů záření uvnitř fantomu.

3.2 Výroba aplikátoru

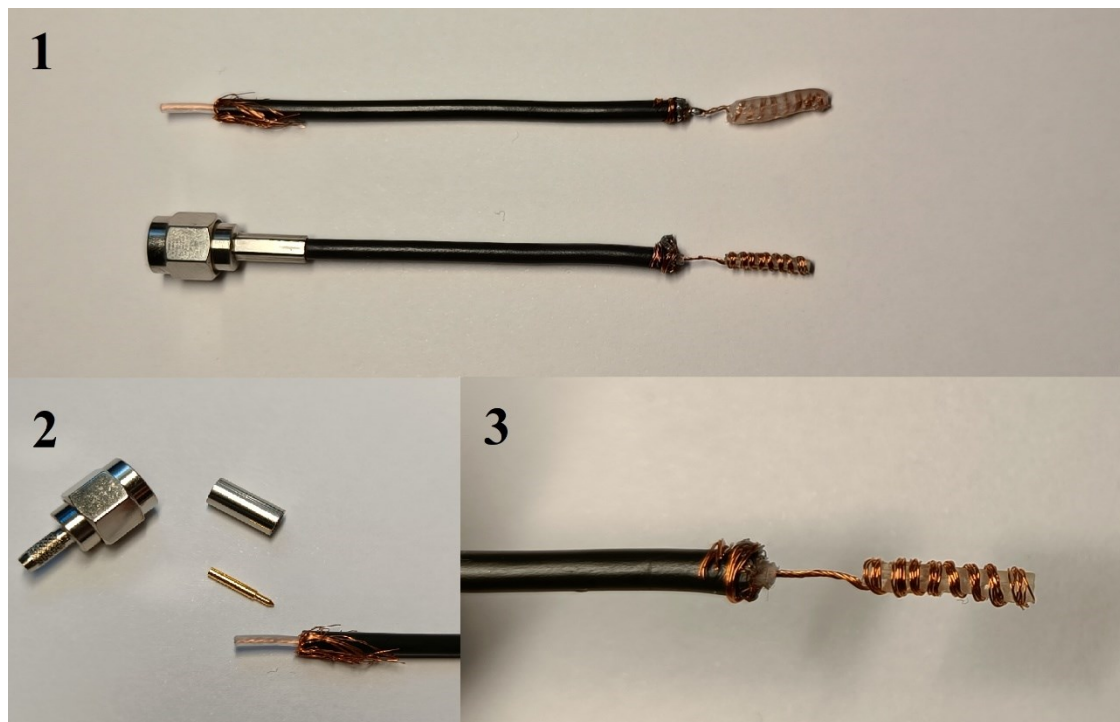
Nejen kvůli malým rozměrům aplikátoru byla realizace poměrně náročná. Aplikátor byl vyroben z koaxiálního kabelu RG-174. Prvotní návrh v simulaci byl modelován s koaxiálním kabelem RG-178, nicméně kvůli náročné dosažitelnosti tohoto typu kabelu byla zvolena verze RG-174, která má obdobné parametry. Při výrobě byl dodržován následující postup:

1. Nejdříve bylo třeba přidělat samčí konektor typu SMA (50Ω) na konec kabelu, ideálně za pomoci krimpovacích kleští.
2. Poté bylo odměřeno fixních 47 mm délky kabelu od konce SMA konektoru po část, kde byly později vytvořeny šroubovice aplikátoru. Následně byl ze zbytku kabelu odstraněn plášť.
3. V úseku bez pláště byl ponechán zhruba 1 mm opletení a zbytek kabelu byl oholen na dielektrikum.
4. V následujícím kroku byl v úseku bez opletení a pláště ponechán 1 mm dielektrika a zbývající úsek byl oholen na vnitřní vodič. Tento krok je velice podstatný. Pokud by dielektrikum nepřesahovalo hranici opletení (vnějšího vodiče), mohlo by dojít, při nepřesné realizaci, k propojení vodičů a následnému zkratování aplikátoru.
5. Následně byly odměřeny 4 mm vnitřního vodiče od proužku dielektrika a za tímto úsekem byl vnitřní vodič namotán se stoupáním 1 mm (8 závitů) na přebývající úsek dielektrika o velikosti 8 mm. Tím bylo docíleno realizace šroubovice 1 s předepsaným poloměrem.
6. Přebývající úsek vnitřního vodiče kabelu z realizace šroubovice 1 byl poté připájen cínem k milimetrovému úseku opletení a namotán do šroubovice 2 se stoupáním 1 mm a počtem závitů 1,5.



Obrázek 3.11 Schématický postup výroby navrženého aplikátoru dle výše uvedených bodů.

Při výrobě byla důležitá preciznost, jelikož lze lehce dosáhnout rozdílné jakosti činitele odrazu. Dle doporučení z některých dokumentací byly prvotní aplikátory izolovány za pomoci tavící pistole, nicméně vytvořit dostatečně tenkou vrstvu, aby nebyl příliš ovlivněn činitel odrazu, bylo téměř nemožné. Proto byl později postup změněn a použito bylo odstraněné dielektrikum z kabelu. Pro měření byly vyrobeny 3 stejné aplikátory. Nakonec byl vybrán pouze jeden, se kterým proběhlo měření parametru $|S_{11}|$ a zároveň i měření rozložení SAR ve vyrobeném fantomu.



Obrázek 3.12 Fotografická dokumentace realizace navrženého aplikátoru. Na fotografii 1 je zobrazen aplikátor zatavený tavící pistolí v porovnání s aplikátorem se šroubovicí namotanou na dielektriku. Na fotografii 2 je dokumentace přípravy montáže SMA konektoru a na fotografii 3 je detail obou šroubovic aplikátoru.

4 TESTOVÁNÍ APLIKÁTORU

Testování aplikátoru proběhlo ve dvou fázích. Nejdříve byl testován koeficient odrazu, aby byla ověřena přesnost návrhu a výroby aplikátoru. Měřením bylo třeba ověřit, jestli aplikátor vyzařuje (nikde nedochází ke zkratu) a na jaké frekvenci vyzařuje. Poté bylo provedeno měření 3D distribuce SAR, které mělo sloužit k porovnání SAR distribuce simulované v prostředí Sim4Life a reálného rozložení teploty ve vyrobeném fantomu.

Před jednotlivými měřeními bylo nutné vyrobit vlastní agarový fantom, který simuluje tepelné a elektrické parametry biologické svalové tkáně neboli tkáně s vysokým obsahem vody. Způsob výroby agarových fantomů existuje mnoho. Pro výrobu agarového fantomu k následujícím měřením byl použit postup z odborných publikací [15][16].

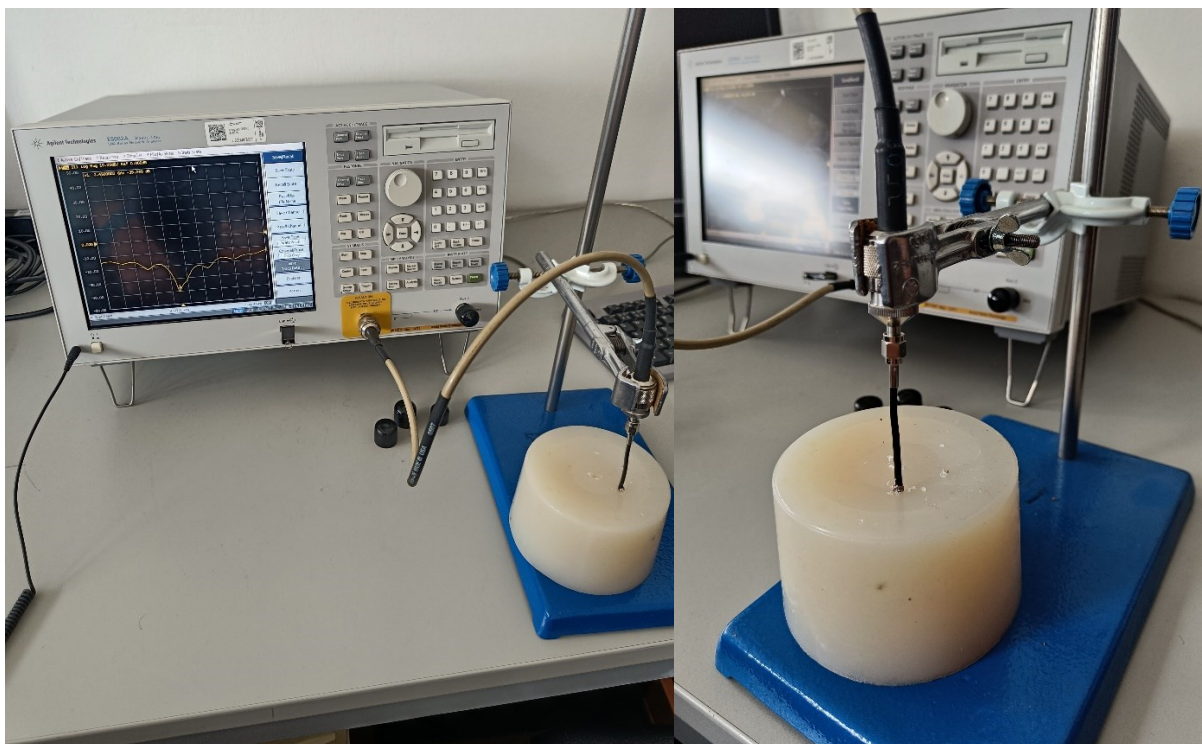
Poměr složek při výrobě fantomu:

- 1 litr destilované vody,
- 5 g NaCl,
- 40 g agarového prášku.

Nejdříve byla destilovaná voda smíchána se solí a zahřáta téměř na bodu varu (doporučeno 90 °C), aby vychlazený fantom správně zatuhnul a získal konzistenci biologické tkáně. Po zahřátí byl přidán práškový agar, který byl za stálého míchání zahříván asi 3 minuty. Následně byl zahříváný obsah přelit do válcové plastové nádoby s průměrem 10,5 cm a vychlazen.

4.1 Měření koeficientu odrazu

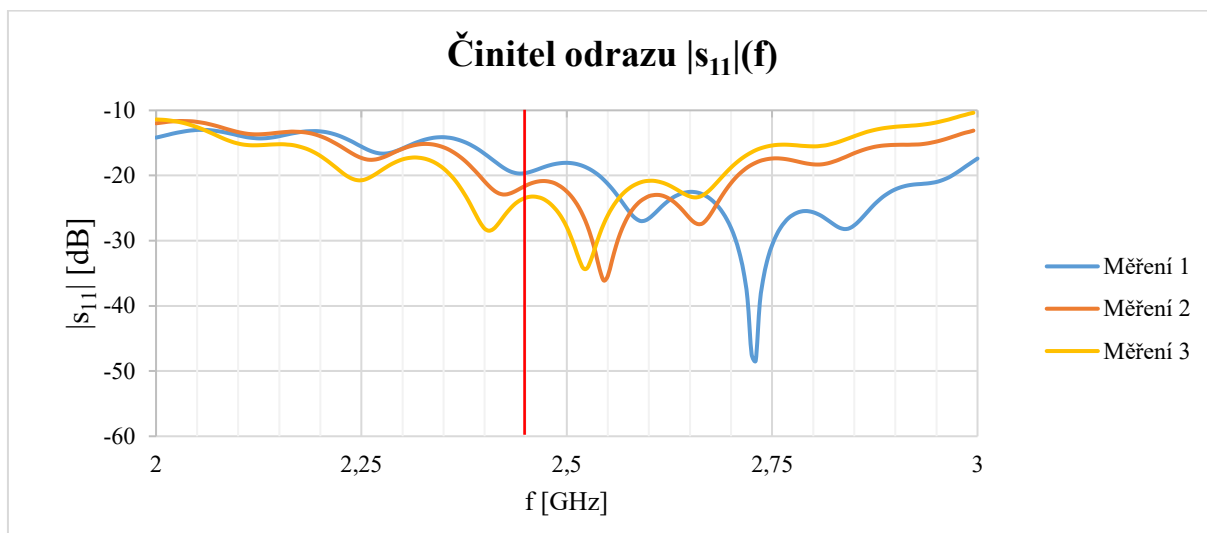
Měření koeficientu odrazu $|S_{11}|$ probíhalo na FEL ČVUT v Praze v laboratoři Katedry elektromagnetického pole. K měření byl použit dvouportový analyzátor *Agilent Technologies E5062A* s frekvenčním rozsahem od 300 kHz do 3 GHz. Před měřením proběhla kalibrace analyzátoru.



Obrázek 4.1 Fotodokumentace aparatury pro měření činitele odrazu v laboratoři ČVUT. Aplikátor byl upevněn k laboratornímu stojanu, aby byl při měření zafixován.

Koeficient byl měřen v rozsahu 2-3 GHz. Aplikátor byl po připojení k analyzátoru zaveden do

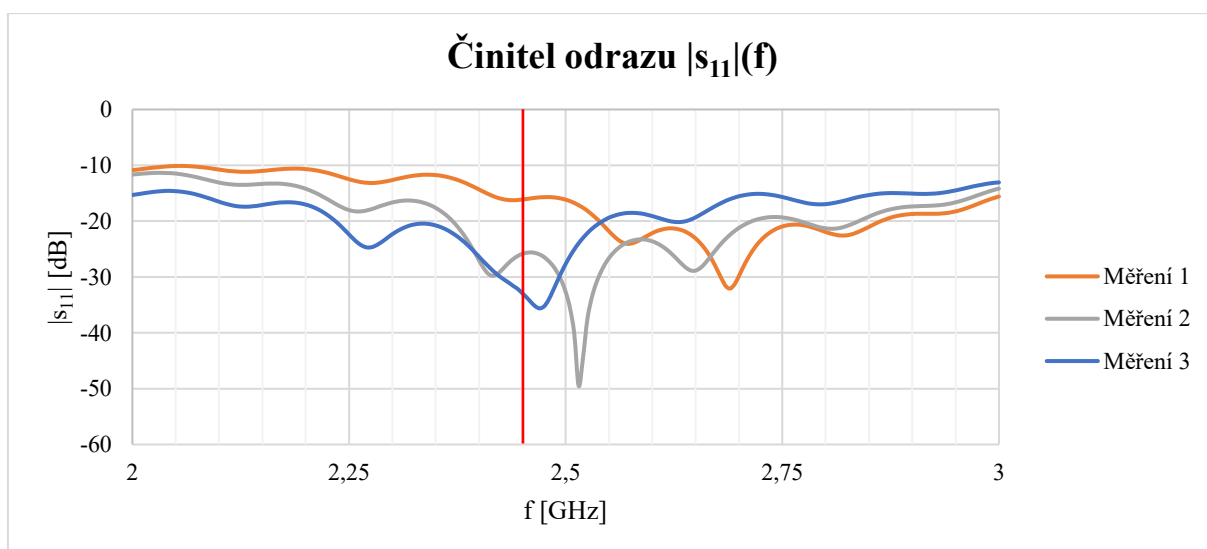
fantomu, přibližně 22,5 mm hluboko. Již zavedení přineslo první komplikace, jelikož aplikátor byl příliš křehký a nebylo možné ho samovolně vsunout do fantomu (tkáně). Hned první série měření byla velmi nepřesná, jelikož při zasouvání aplikátoru do fantomu došlo k jeho lehké deformaci. Koeficient odrazu se posunul k vyšším frekvencím, a přestože se výsledky měření při vysouvání aplikátoru zlepšovaly (došlo ke zpětné deformaci), bylo potřeba aplikátor opravit a měření opakovat.



Graf 4.1 První série měření koeficientu odrazu (parametru $|s_{11}|$) v závislosti na frekvenci.

Z Graf 4.1 lze vidět, že při kompresi šroubovic došlo k posunu frekvence vyzařování k vyšším frekvencím, k hodnotám vyšším než 2,75 GHz. Při vytahování a zpětné deformaci aplikátoru se frekvence posunula zpět k hodnotám okolo 2,5 GHz.

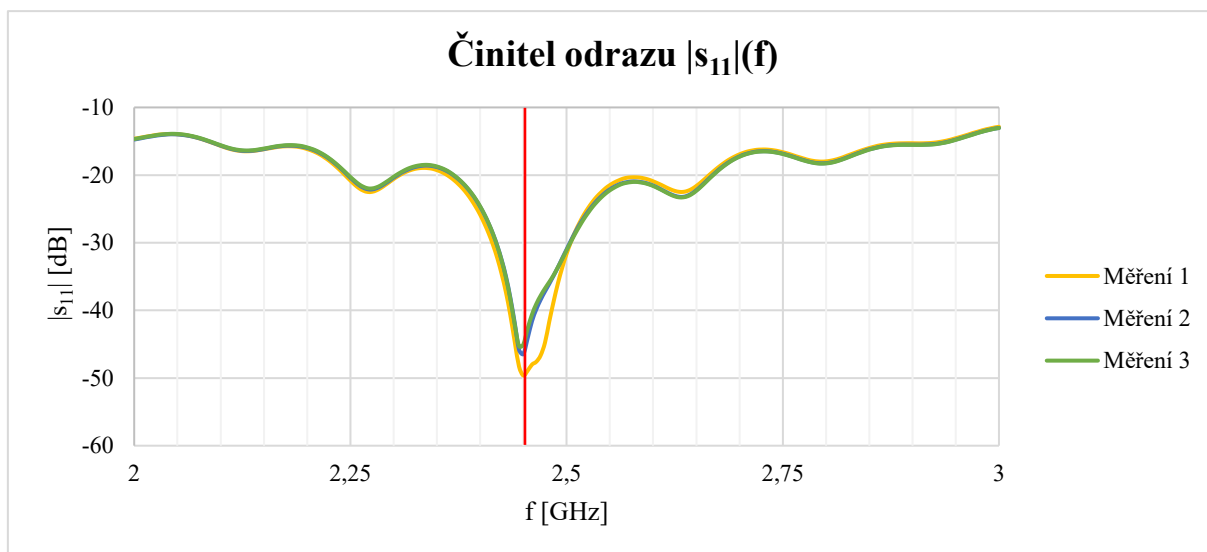
Po první sérii měření byl aplikátor opraven (rekonstrukce původních parametrů) a pomocí vrtáku s průměrem 4 mm byl vytvořen dostatečně veliký otvor ve fantomu. Druhá série měření proběhla lépe, jelikož nedošlo k deformaci aplikátoru, ale výsledky stále neodpovídaly simulacím. Z měření bylo zjištěno, že otvor byl pro aplikátor příliš veliký a aplikátor se v různých polohách souměrně nedotýkal celé plochy otvoru ve fantomu. Z Graf 4.2 níže lze vidět, že poloha aplikátoru v otvoru fantomu velice ovlivňovala posun činitele odrazu. Přestože jakost činitele odrazu byla při 3. měření druhé série dostačující a vrchol frekvence vyzařování se blížil 2,45 GHz dle zadání, proběhla i třetí série měření.



Graf 4.2 Druhá série měření koeficientu odrazu (parametru $|s_{11}|$) v závislosti na frekvenci.

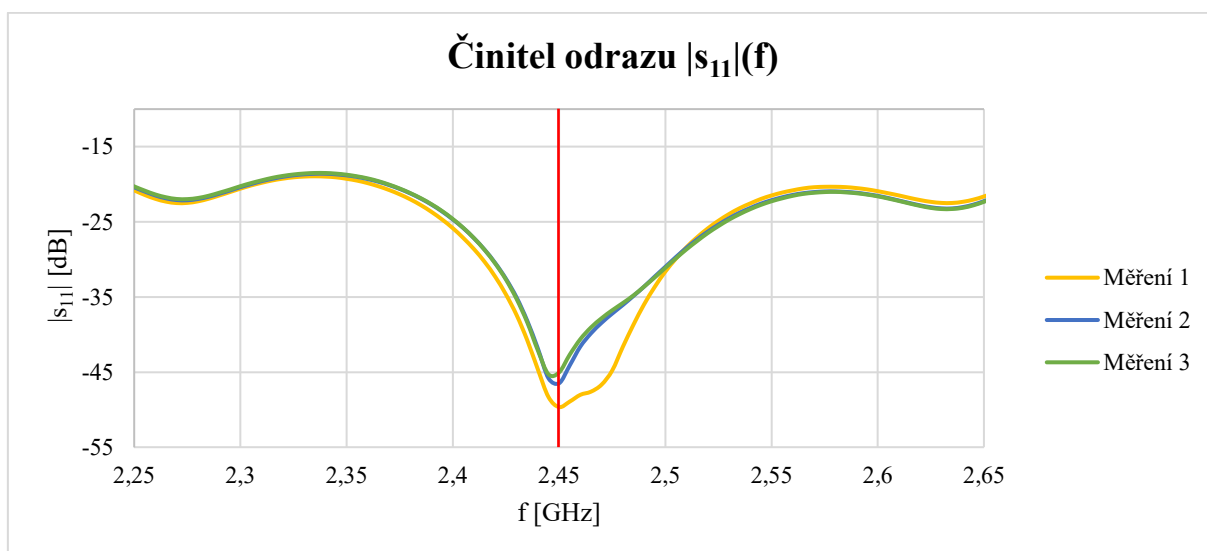
Před třetí sérií měření byl vrtákem o průměru 3 mm vytvořen nový otvor ve fantomu tak, aby

aplikátor nebyl deformován a zároveň se rovnoměrně dotýkal všech stran otvoru fantomu (nepohyboval se). Z Graf 4.3 je zřejmé, že vrchol vyzařovací frekvence činitele odrazu byl v třetí sérii měření optimalizován na frekvenci 2,45 GHz.

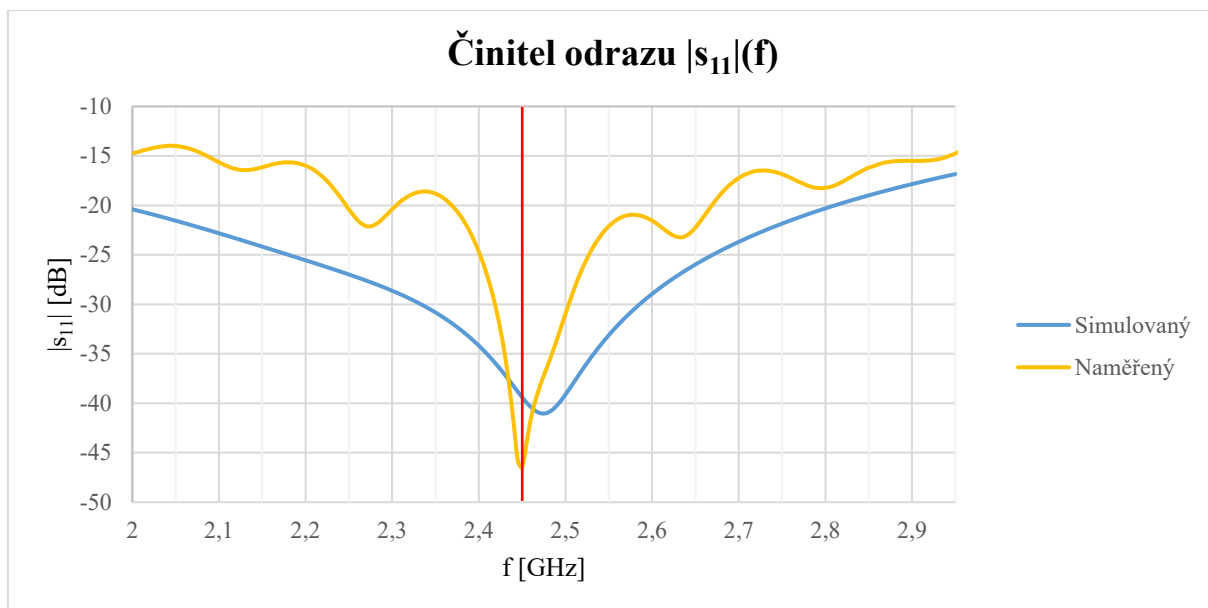


Graf 4.3 Třetí série měření koeficientu odrazu (parametru $|s_{11}|$) v závislosti na frekvenci.

Třetí série měření byla již ovlivňována pouze ohybem koaxiálního kabelu při malých posunech fantomu. Posun fantomu ovlivňoval již pouze jakost činitele odrazu a tvar výsledného grafu. Nejlepších výsledků bylo dosaženo u posledních dvou měření. Při frekvenci 2,45 GHz byla naměřena hodnota činitele odrazu $-46,5$ dB u druhého měření a -45 dB u třetího měření, viz Graf 4.4. Výsledky dalece předčily potřebnou hranici -10 dB a zároveň byly naměřené hodnoty o trochu lepší než předchozí simulace v Sim4Life, kde se hodnota parametru $|s_{11}|$ pohybovala okolo $-39,4$ dB. Porovnání simulace s naměřeným průběhem hodnot popisuje Graf 4.5.



Graf 4.4 Detailní průběh třetí série měření koeficientu odrazu (parametru $|s_{11}|$) v závislosti na frekvenci.



Graf 4.5 Porovnání průběhu činitele odrazu $|s_{11}|$ ze simulace v Sim4Life a průběhu činitele naměřeného v prostředí laboratoře.

Postupnou optimalizací měření bylo dosaženo přizpůsobení na frekvenci 2,45 GHz. Pro ideální impedanční přizpůsobení platí, že poměr stojatých vln PSV by měl být roven jedné. Jak bylo uvedeno již dříve, vhodné impedanční přizpůsobení je takové, pro které se hodnota parametru $|s_{11}|$ pohybuje pod hranicí -10 dB. K přepočtu mezi parametrem $|s_{11}|$ a PSV jsou předepsány vztahy [2]:

$$PSV = \frac{1+s_{11}}{1-s_{11}}, \quad (4.1)$$

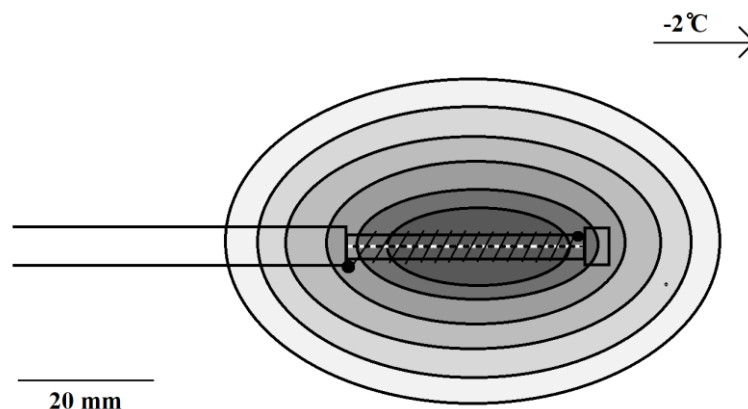
Tabulka 4.1 Tabulka k porovnání simulovaného a reálného aplikátoru.

	f_{rez} [MHz]	s_{11} [dB]	PSV [/]
Simulace v Sim4Life	2474	-39,4	1,052
Laboratorní měření	2450	-45	1,045

Ze shrnutých výsledků vyplývá, že v simulaci bylo dosaženo horšího impedančního přizpůsobení než při samotném měření s realizovaným aplikátorem. Nejen že je PSV laboratorního měření bližší k nule, ale také rezonanční frekvence se nachází přímo na frekvenci 2,45 GHz a má více úzkopásmový charakter. Zároveň bylo také dosaženo činitele odrazu menšího než -10 dB v celém měřeném rozsahu 2-3 GHz. Aplikátor by tak mohl být použit k ohřevu i na jiných frekvencích v tomto rozsahu a zároveň by mohl být použit k ohřevu různých druhů svalových tkání.

4.2 Měření 3D distribuce SAR

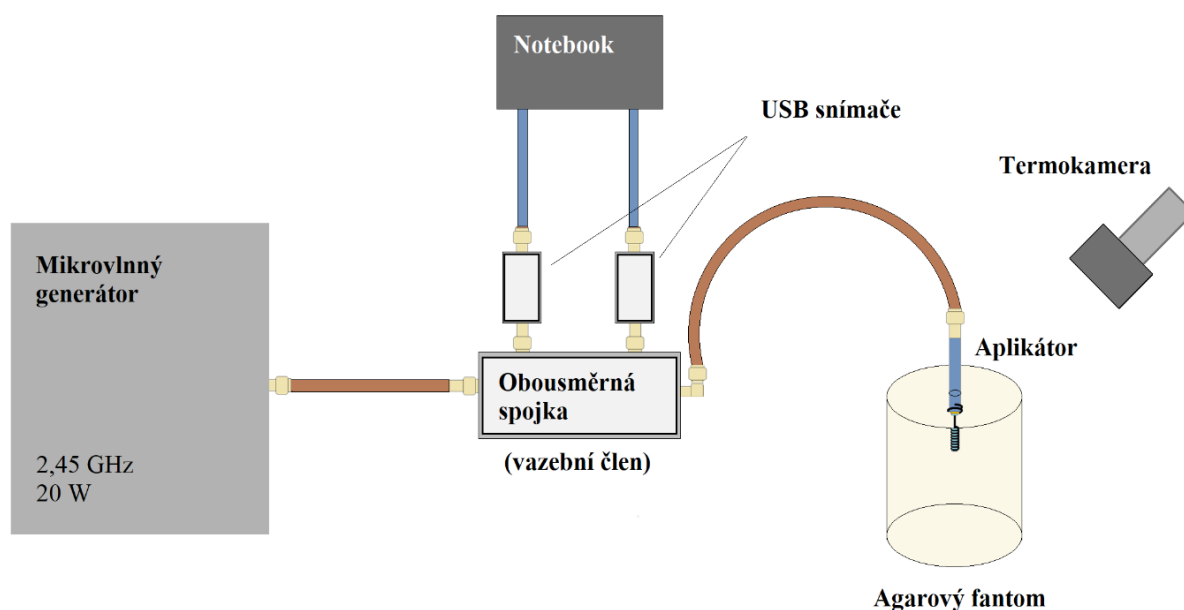
Po laboratorním měření impedančního přizpůsobení následovalo měření 3D distribuce SAR (Měření rozložení hustoty absorbovaného výkonu). Měření proběhlo v laboratořích na FBMI ČVUT v Kladně.



Obrázek 4.2 Teoretický průběh rozložení teploty pro šroubovicový aplikátor o délce 40 mm. Překresleno z [1].

Teplota je nejvyšší v těsné blízkosti aplikátoru (šroubovice), s vyšší vzdáleností teplota klesá. V okolí šroubovice se vytváří eliptické oblasti s konstantní teplotou, viz Obrázek 4.2.

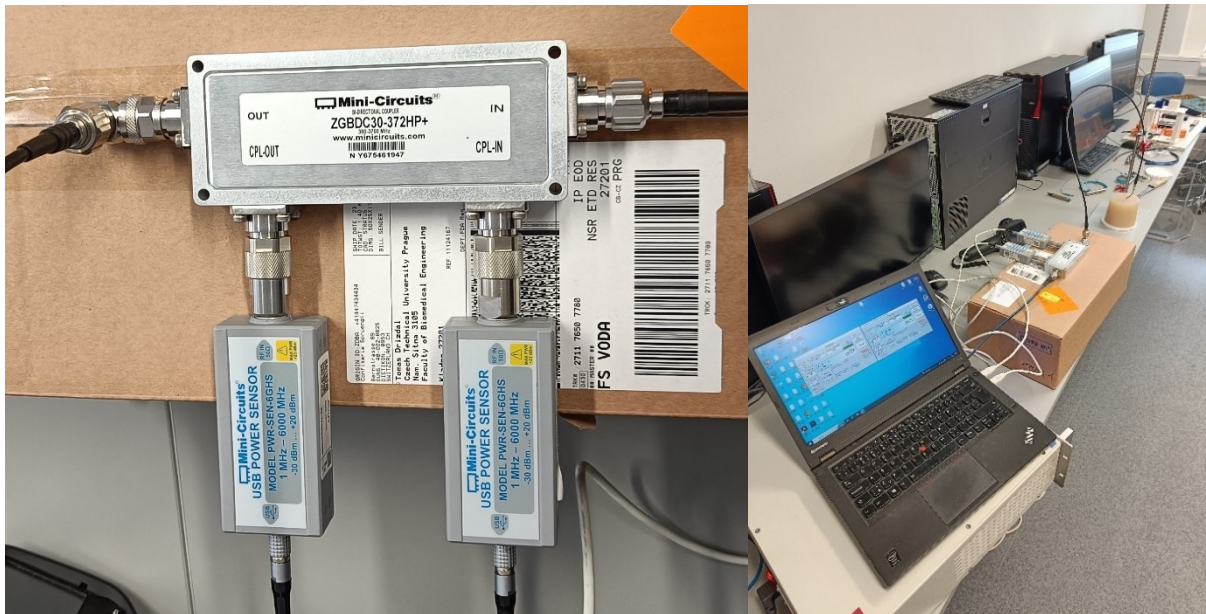
K měření byl použit mikrovlnný generátor od firmy Sairem s pracovním rozsahem 0-200 W pro frekvence v rozsahu 2400-2500 MHz. Před samotným měřením byl překontrolován koeficient odrazu pomocí spektrálního analyzátoru FSH8 od firmy Rohde&Schwarz s rozsahem od 100 kHz do 8 GHz. Pro aplikátor zasunutý do agarového fantomu byla před měřením zjištěna hodnota činitele odrazu $-23,54$ dB na rezonanční frekvenci 2,45 GHz. Poté bylo přistoupeno ke kalibraci pomocí obousměrného vazebního členu značky Mini-circuits, aby bylo následné měření co nejpřesnější. Jakmile došlo k vyvážení vedení pomocí uvedeného článku, bylo připraveno zapojení dle následujícího schématu, viz Obrázek 4.3.



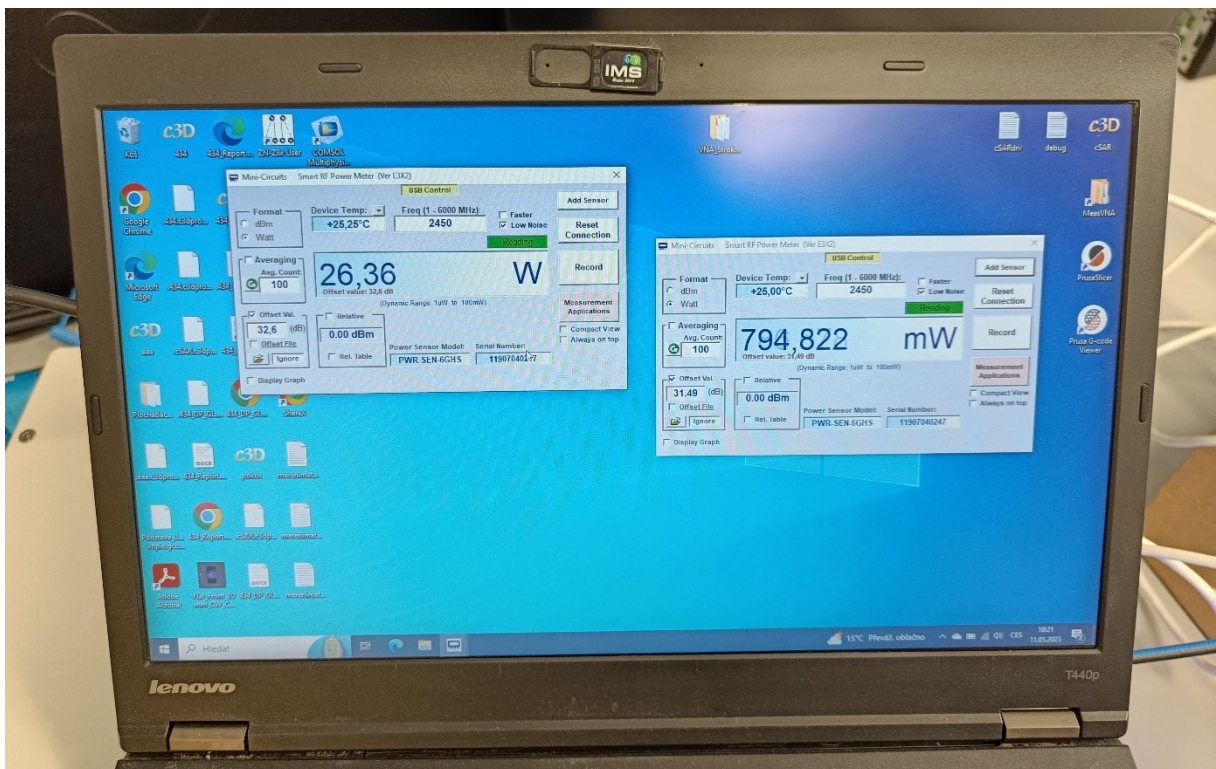
Obrázek 4.3 Zjednodušené schéma zapojení pro měření distribuce SAR pomocí termokamery.

Aplikátor byl přes vazební člen připojen k mikrovlnnému generátoru. Generátor byl připojen na

vstup členu (IN), aplikátor byl připojen k výstupu členu (OUT). Zbylé dva výstupy vazebního členu byly využity k propojení s notebookem (CPL-IN, CPL-OUT), viz Obrázek 4.4. Na generátor bylo nastaven požadovaný výstupní výkon 20 W a pracovní frekvence 2,45 GHz.



Obrázek 4.4 Fotodokumentace vazebního článku Mini-Circuits a měřící aparatury.



Obrázek 4.5 Monitor s naměřenými parametry v průběhu měření. Pro oba snímače jsou uvedeny offsetové hodnoty (32,6 dB a 31,49 dB). Dále lze zjistit také vysílací výkon 26,36 W a výkon odražený v reálném čase (794,822 W). Odraz se s postupným zahříváním zvyšoval.

Po krátké expozici byly pořízeny snímky pomocí termokamery FLIR E60. Pokud je expozice krátká, můžeme zanedbat některé okolní vlivy vedení tepla a lze tak výsledný termogram porovnávat se simulací. Při prvním měření byla mikrovlnná energie generována po dobu 75 sekund. Původní čas expozice byla nastaven na 90 sekund, ale agar začal s velikou teplotou velice rychle tát, proto byla expozice ukončena dříve. Druhá expozice byla nastavena na 60 sekund, aby nedošlo k tak výraznému

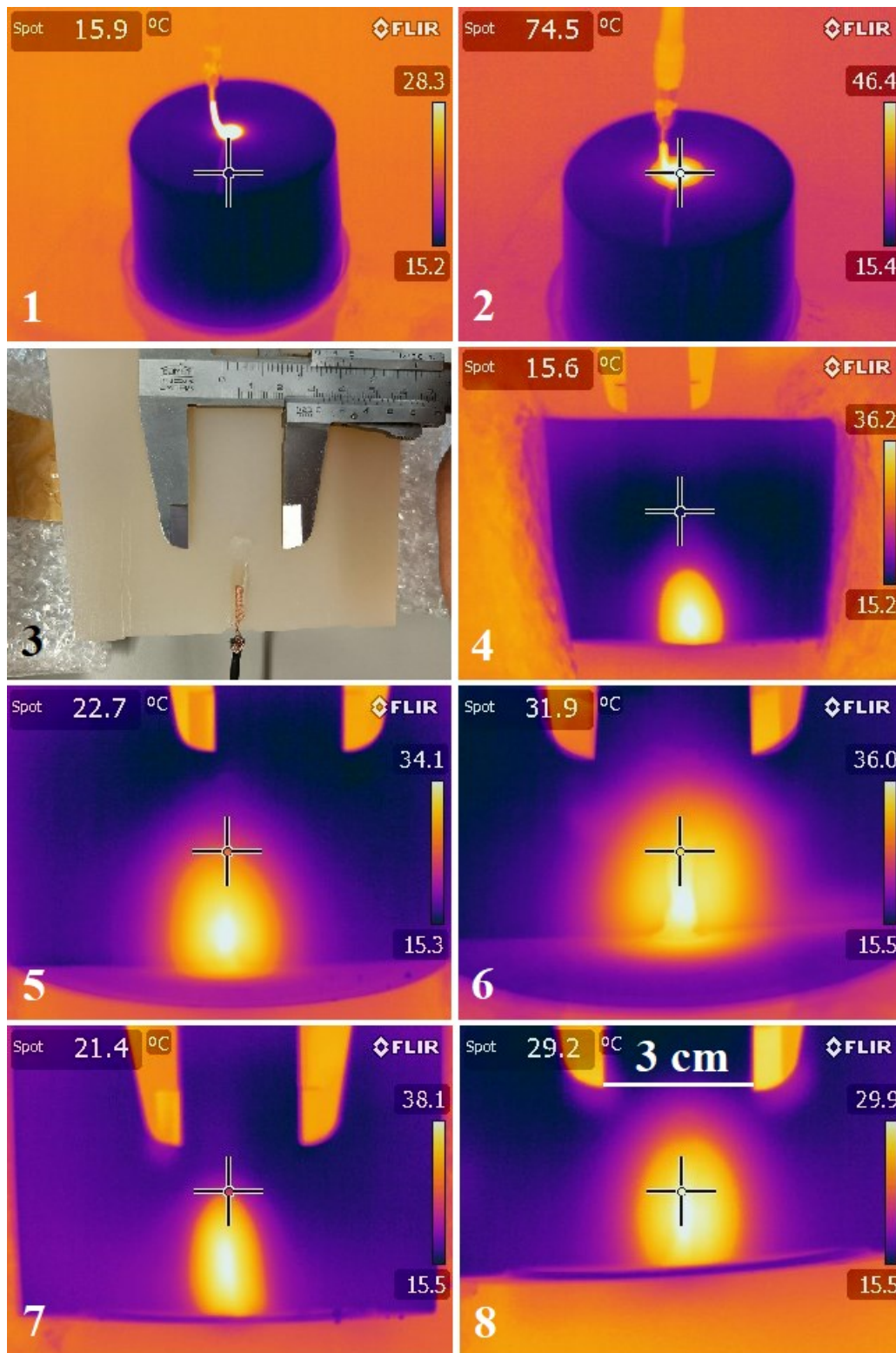
roztavení agaru, výsledky termogramů jsou na Obrázek 4.7.



Obrázek 4.6 Fotodokumentace měření termogramu pomocí termokamery a ukázka oblasti, která by měla být zahřívána aplikátorem, pomocí posuvného měřítka. Na fotografii vpravo je viditelně roztavený agar po zahřívání.

Počáteční teplota agarů se pohybovala mezi 15,6 °C uvnitř agaru (viz termogram 4 v Obrázek 4.7) a 15,9 °C na vnější ploše agaru (viz termogram 1 v Obrázek 4.7). Teplota fantomů byla nižší, jelikož byly noc před měřením umístěny v lednici. Během expozice byla teplota v okolí vyzářujícího aplikátoru zhruba 74,5 °C (viz termogram 2 v Obrázek 4.7). Během celého měření pomocí termokamery bylo k agaru přiloženo posuvné měřítko, aby byl dobře viditelný celkový rozsah zahřívání na termogramu (viz fotografie 3 v Obrázek 4.7).

Výsledky měření ukázaly, že při expozici 75 sekund došlo ke zvýšení teploty v blízkém okolí aplikátoru zasunutého do agaru z počátečních 15,6 °C na 31,9 °C v centru zahřívání a na 22,7 °C v periférii asi 1 cm od centra (viz termogram 5, 6 v Obrázek 4.7). Při druhé expozici dlouhé 60 sekund došlo ke zvýšení teploty v blízkém okolí aplikátoru z počátečních 15,6 °C na 29,2 °C v centru zahřívání a na 21,4 °C v periférii asi 1 cm od centra (viz termogram 7, 8 v Obrázek 4.7). Dle teoretických předpokladů klesá teplota se vzdáleností od centra zahřívání, od aplikátoru. Distribuce teploty má elipsovitý tvar. Návrh splňuje zadání pro zahřívání nádoru o velikosti 2-3 cm, jelikož nejvyšší teploty jsou soustředěny v elipse s hlavní poloosou okolo 3 cm.



Obrázek 4.7 Výsledné IR snímky z termokamery. Termogramy počátečních teplot agaru (1, 4), termogram vyžářujícího aplikátoru (2), fotografie po zahřívání (3), termogram distribuce SAR v ose ZX po expozici dlouhé 75 sekund (5, 6) a termogram distribuce SAR v ose ZX po expozici dlouhé 60 sekund (7, 8).

Závěr

Cílem diplomové práce byla výroba mikrovlnného intersticiálního aplikátoru, které předcházely návrh aplikátoru, optimalizace návrhu a následná simulace v prostředí programu Sim4Life. Aplikátor měl být optimalizovaný na pracovní frekvenci 2,45 GHz tak, aby sloužil k léčbě malých nádorů, tj. o průměru 2-3 cm, uložených přímo pod povrchem těla. Kromě samotného modelu mikrovlnného aplikátoru na bázi šroubovicového dipólu byl v programu vytvořen krychlový agarový fantom s délkou hrany 30 mm, do kterého byl aplikátor během simulací zanořený. Parametry fantomu byly nastaveny dle známých parametrů lidské svalové tkáně: hustota $\rho = 1090$ [kg/m³], relativní permitivita $\epsilon_r = 52,7$ [-] a elektrická vodivost $\sigma = 1,76$ [S/m].

Před návrhem modelu aplikátoru byly provedeny výpočty hodnot dle známých vzorců tak, aby byly určeny základní parametry obou šroubovic aplikátoru. Zvolen byl koaxiální kabel RG-178, z jehož parametrů se vycházelo. Následně byly parametry měněny na základě výsledných simulací za použití Gaussovského a harmonického signálu. V první fázi optimalizace bylo zjištěno, že hlavní vliv na posun rezonanční frekvence má délka přívodního kabelu. Naopak vzájemná vzdálenost šroubovic, jejich délka a stoupání mají spíše vliv na jakost činitele odrazu $|s_{11}|$. Jelikož se šroubovice vzájemně ovlivňují, bylo dobré měnit parametry pouze jedné ze šroubovic při stálých parametrech šroubovice druhé. Bylo zjištěno, že s přibližováním šroubovic se jakost činitele zvyšuje, nicméně pokud byly šroubovice příliš blízko u sebe, jakost se opět snižovala (nenastala rezonance). Po optimalizaci v simulacích byly parametry návrhu upraveny k následné realizaci.

Nejlepšího činitele odrazu a výsledků distribuce SAR bylo v simulacích dosaženo při těchto parametrech aplikátoru: délka koaxiálního kabelu = 47 mm, vzdálenost sondy = 21,6 mm, vzdálenost šroubovic = 5 mm, délka šroubovice 1 = 8 mm, stoupání šroubovice 1 = 1 mm (~8 závitů), délka šroubovice 2 = 1,5 mm, stoupání šroubovice 2 = 1 mm (~1,5 závitů). Bylo dosaženo koeficientu odrazu $s_{11} = -39,4$ dB a z rozložení distribuce SAR bylo zřejmé, že šroubovice aplikátoru pracují v normálovém módu, jelikož k vyzařování dochází v kolmém směru na osu šroubovice. Tkáň byla v simulaci zahřáta až do hloubky v okolí 15 mm, což splňuje podmínky pro nádory o průměru 2-3 cm.

Mikrovlnný aplikátor byl vyroben dle uvedených parametrů. K měření činitele odrazu $|s_{11}|$ byl použit dvouportový analyzátor s frekvenčním rozsahem od 300 kHz do 3 GHz. Vyrobený aplikátor byl zasunut asi 22,5 mm do agarového fantomu s dielektrickými vlastnostmi svalové tkáně. Po počátečních problémech s deformací aplikátoru byl naměřen činitel s jakostí -45 dB. Výsledky měření byly prokazatelně lepší než simulace, důkazem tomu byl i poměr stojatých vln $PSV = 1,045$. K měření SAR distribuce byl použit mikrovlnný generátor s pracovním rozsahem 0-200 W pro frekvence v rozsahu 2400-2500 MHz. Mikrovlnný aplikátor byl opět zaveden do agarového fantomu a generátor aplikátoru byl nastaven na pracovní výkon 20 W. Po expozici byly pořízeny snímky termokamerou. Výsledky termogramů ukázaly, že při expozici 60 sekund došlo ke zvýšení teploty v centru zahřívání o 13,6 °C (tolerance do 1 °C/min) a v periférii vzdálené 1 cm od centra asi o 5,8 °C. Distribuce měla elipsovitý tvar a došlo k zahřívání až do hloubky 3 cm, čímž byly splněny parametry zadání.

Před použitím aplikátoru na reálnou lidskou tkáň by muselo být doladěno mnoho parametrů. Výsledky by nemohly být tak průkazné, jelikož teplota lidské tkáně se pohybuje pod hranicí 37 °C. Zároveň by musel být aplikátor konstruován tak, aby nedocházelo k jeho deformaci a příliš nenarušoval okolní tkáň. V neposlední řadě by muselo docházet k ochlazení aplikátoru, jelikož při expozici docházelo k zahřátí až na teplotou 74,5 °C.

5 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vydání 1. Praha: ČVUT, 2003. 168 stran. ISBN 80-01-02705-8.
- [2] VRBA, Jan. *Úvod do mikrovlnné techniky*. Vyd. 2. přeprac. Praha: ČVUT, 2007. 170 s. ISBN 978-80-01-03670-9.
- [3] VRBA, Jan. *Mikrovlnné aplikátory pro lékařské účely*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1995. 178 s. ISBN 80-01-01359-6.
- [4] MACHÁČ, Jan et al. *Numerické metody v elektromagnetickém poli*. Vyd. 2. Praha: ČVUT, 2007. 72 s. ISBN 978-80-01-03753-9.
- [5] CHICHEL, Adam, Janusz SKOWRONEK, Magda KUBASZEWSKA a Marek KANIKOWSKI. *Hyperthermia – description of a method and a review of clinical applications. Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*. Elsevier Urban & Partner (Poland), 2007, ročník 12, č. Journal Article, s. 267-275. ISSN 15071367. Dostupné na DOI 10.1016/S1507-1367(10)60065-X.
- [6] HEJL, Miroslav. *Aplikátor pro mikrovlnnou intrakavitární termoterapii*. Praha: ČVUT, FEL, Katedra elektromagnetického pole, 2005, Vedoucí práce prof. Ing. Jan Vrba, CSc. Diplomová práce.
- [7] VOLAKIS, John Leonidas. *Antenna engineering handbook*. 4. vyd. New York: McGraw-Hill, 2007. ISBN 9780071475747.
- [8] KRAUS, John Daniel a Ronald J. MARHEFKA. *Antennas for all applications*. 3rd ed. Boston: McGraw - Hill, c2001. ISBN 0-07-232103-2.
- [9] PROCHÁZKA, Miroslav. *Antény*. 3. vyd. Praha: BEN-technická literatura, 2000. ISBN 9788073001667.
- [10] VOJÁČKOVÁ, Lucie. *Matice intersticiálních aplikátorů pro mikrovlnnou termoablaci*. Praha: ČVUT, FEL, Katedra elektromagnetického pole, 2013. Diplomová práce.
- [11] VRBA Jan, LAPEŠ Miroslav, OPPL Ladislav. *Technical aspects of microwave thermotherapy*. Bioelectrochem Bioenerg. 1999 April;48(2):305-9. doi: 10.1016/s0302-4598(99)00039-2. PMID: 10379544.
- [12] LAZZI, Gianluca, Om P. GANDHI. *On Modeling and Personal Dosimetry of Cellular Telephone Helical Antennas with the FDTD Code*. IEEE transactions on antennas and propagation vol. 46, no. 4, April 1998.
- [13] HUBERT+SUHNER. *Flexible RF cable RG_178_B/U: Data Sheet* [online]. 2020 [cit. 2022-12-29]. Dostupné z: https://ecatalog.hubersuhner.com/product/E-Catalog/Radio-frequency/Cables-and-cable-assemblies/Raw-cables/22510043/RG-178-B-U?gv_refer=catsearch.
- [14] IT'IS FOUNDATION. *Dielectric Properties* [online]. IT'IS Foundation [cit. 2022-12-29]. Dostupné z: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>
- [15] KATO H., ISHIDA T. *Development of an agar phantom adaptable for simulation of various tissues in the range 5-40 MHz*. Physics in Medicine & Biology. 1987 Feb;32(2):221-6. doi: 10.1088/0031-9155/32/2/006. PMID: 3562535.
- [16] KATO H., HIRAOKA M., ISHIDA T. *An agar phantom for hyperthermia*. Med Phys. 1986 May-Jun;13(3):396-8. doi: 10.1118/1.595882. PMID: 3724701.
- [17] HESSINGER C., KLOS S., KOCHANEK M., JAKOBY R. *Numerical Optimization of an Open-Ended Coaxial Slot Applicator for the Detection and Microwave Ablation of Tumors*. Biology (Basel). 2021 Sep 14;10(9):914. doi: 10.3390/biology10090914. PMID: 34571791; PMCID: PMC8467388.
- [18] AFAGHI P., LAPOLLA M., GHANDI K. *Percutaneous microwave ablation applications for liver tumors: recommendations for COVID-19 patients*. Heliyon. 2021 Mar 6;7(3):e06454. doi: 10.1016/j.heliyon.2021.e06454. PMID: 33748501; PMCID: PMC7966996.