

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů



**Planární aplikátor pro lokální
mikrovlnnou hypertermii**

**Planar Applicator for Local
Microwave Hyperthermia**

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vypracovala: Bc. Magdalena Schreierová
Vedoucí práce: Ing. Ladislav Oppl, Ph.D.

květen 2024

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Schreierová** Jméno: **Magdalena** Osobní číslo: **491931**
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:

Planární aplikátor pro lokální mikrovlnnou hypertermii

Název diplomové práce anglicky:

Planar Applicator for Local Microwave Hyperthermia

Pokyny pro vypracování:

Prostudujte základní literaturu o mikrovlnné hypertermii. Zaměřte se především na mikrovlnné aplikátory pro lokální léčbu. Navrhněte planární aplikátor pro lokální hypertermii, jehož pracovní frekvence bude 434 MHz a činitel odrazu s11 menší než -10 dB při zatížení biologickou tkání nebo jejím fantomem. V simulátoru elektromagnetického pole vytvořte model tohoto aplikátoru včetně vodního bolu a simulujte prostorové rozložení veličiny SAR, resp. teploty, před aperturou aplikátoru a ověřte splnění zadané podmínky pro činitel odrazu. Podle tohoto návrhu aplikátor realizujte, změřte jeho činitel odrazu s11 a prostorové rozložení veličiny SAR. Výsledky měření porovnejte s výsledky simulace a zhodnoťte je.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Vrba, J.: Lékařské aplikace mikrovlnné techniky. Praha, Vydavatelství ČVUT, 2003, ISBN 80-01-02705-8
- [2] Mehdizadeh, M.: Microwave/RF Applicators and Probes for Material Heating, Sensing, and Plasma Generation. Elsevier, 2010, ISBN-13: 978-0-8155-1592-0
- [3] Balanis, C. A.: Antenna Theory: Analysis and Design. John Wiley & Sons, Inc., 1997, ISBN 0-471-59268-4

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Ladislav Oppl, Ph.D. katedra elektromagnetického pole FEL

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

Datum zadání diplomové práce: **24.01.2024**

Termín odevzdání diplomové práce: **24.05.2024**

Platnost zadání diplomové práce: **21.09.2025**

Ing. Ladislav Oppl, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

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

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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Prohlášení

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

V Praze dne

.....
Bc. Magdalena Schreierová

Poděkování

Děkuji Ing. Ladislavu Opplovi, Ph.D. za odborné vedení a rady při zpracování této práce. Děkuji Ing. Milanu Švandovi, Ph.D. a Ing. Josefu Krškovi za cenné rady a pomoc při praktické realizaci.

Bc. Magdalena Schreierová

Abstrakt:

Hledání efektivních terapeutických metod v oblasti nádorových onemocnění je klíčové pro zlepšení prognózy pacientů a kvality jejich života. Lokální hypertermie využívá k léčbě povrchových nádorových onemocnění zahřívání tkání tumoru, které vede k jeho poškození, či dokonce zničení. Mikropáskové antény jsou levné, snadno se vyrábějí a mají nízkou hmotnost, tedy pacient není během léčby zatěžován. Aplikátory malých rozměrů mohou být dobře uspořádány jako prvky pole, které může kvalitně kopírovat tvar nádoru. Práce poskytuje teoretický úvod do problematiky, diskutuje návrh a simulaci aplikátorů za použití softwaru *CST Studio Suite 2023*, zaměřuje se především na jejich impedanční přizpůsobení a na prostorové rozložení veličiny SAR (*Specific Absorption Rate*). Dále prezentuje a diskutuje výsledky realizace vybraných aplikátorů.

Klíčová slova:

hypertermie, planární aplikátor, činitel dorazu S_{11} , rozložení SAR, vodní bolus

Abstract:

The search for effective therapeutic methods in the field of cancer is crucial for improving the prognosis of patients and their quality of life. Local hyperthermia uses heating of the tumour tissue to treat superficial cancer, which leads to its damage or even destruction. Microstrip antennas are inexpensive, easy to fabricate and low in weight, so the patient is not stressed during treatment. The small size applicators can be well arranged as array elements that can copy the shape of the tumor well. This paper provides a theoretical introduction to the subject, discusses the design and simulation of applicators using *CST Studio Suite 2023* software, focusing mainly on their impedance matching and the spatial distribution of SAR (*Specific Absorption Rate*). It also presents and discusses the results of the implementation of selected applicators.

Keywords:

hyperthermia, planar applicator, reflection factor S_{11} , SAR distribution, water bolus

Obsah

Seznam použitých zkratk	xi
Seznam obrázků	xii
Úvod	1
I Teoretický úvod	3
1 Účinky elektromagnetického pole na biologickou tkáň	5
1.1 Interakce biologické tkáně s vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem	5
1.1.1 Elektromagnetický ohřev biologické tkáně	6
1.1.2 Efektivní hloubka vniku elektromagnetické vlny	7
1.2 Veličiny sledované hygienickými normami	7
2 Termoterapie	9
2.1 Hypertermie	10
2.2 Biologický princip léčby	10
2.2.1 Účinky na úrovni tkání	10
2.3 Hypertermie jako podpůrná léčba	13
2.4 Klinická hypertermie	13
2.4.1 Vybavení pro hypertermii	14
2.4.2 Lokální hypertermie	14
II Praktická část	15
3 Návrh aplikátoru	17
3.1 Planární aplikátor	17
3.2 Anténní prvek	18
3.3 Anténa se zkratem	20
4 Simulace	23
4.1 Panasonic R-1566s	24
4.2 Astra MT77	27
4.3 Pěnová deska	30
4.4 Shrnutí simulací	33
5 Výroba aplikátorů	35
6 Měření	37
6.1 Parametr S_{11}	37
6.2 Rozložení teploty	40

6.2.1	Kruhový aplikátor	42
6.2.2	Čtvercový aplikátor	43
6.2.3	Obdélníkový aplikátor	44
Závěr		45
Bibliografie		47

Seznam použitých zkratek

EM	Elektromagnetické
VF	Vysokofrekvenční
SAR	<i>Specific Absorption Rate</i> , Specifická míra absorpce
ARD	<i>Absorption Rate Density</i>
DNA	<i>Deoxyribonucleic acid</i> , Deoxyribonukleová kyselina
RNA	<i>Ribonucleic acid</i> , Ribonukleová kyselina
TLM	<i>Transmission-line model</i>
HSP	<i>Heat-shock</i> proteiny

Seznam obrázků

1.1	Typický průběh výkonu P elektromagnetické vlny šířící se do biologické tkáně. Typický průběh teploty T v hloubce d pod povrchem biologické tkáně [1]	6
2.1	Vliv teploty na přežití buněk a produkci heat-shock proteinů [9, 10] .	10
2.2	Srovnání zdravé a nádorové tkáně při zvyšování teploty. Ve zdravé tkáni (nahore) se při fyziologickém nebo umělém zahřátí rozšíří cévy a dojde tak ke zvýšení průtoku krve danou oblastí a tedy i snížení její teploty. V nádoru (dole) se naopak patologické cévy nemohou dilatovat. Některé z nich kolabují, takže dodávané teplo nemůže být odvedeno krevním oběhem a kumuluje se uvnitř nádoru. Intratumorální teplota se zvyšuje. [15, 9]	11
2.3	Průběh teploty ve zdravé a nádorové tkáni při stejných podmínkách ohřevu [1]	11
2.4	Závislost přežití buněk N na teplotě T a době ohřevu t . [1]	12
2.5	Fáze dělení buňky. [1]	12
2.6	Typické blokové uspořádání soupravy pro hypertermii (podle [1]) . . .	14
3.1	Mikropásková anténa (dle [20])	17
3.2	Různé tvary anténních prvků (dle [20])	17
3.3	Mikropásková anténa s koaxiálním napájením (dle [22])	18
3.4	Anténní prvek - zobrazení modelování dle TLM [21]	18
3.5	Zobrazení zkratované mikropáskové antény [18]	20
3.6	Nákres optimalizovaných parametrů	21
4.1	Parametr S_{11} ; čtvercový aplikátor panasonic R-1565s	24
4.2	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; čtvercový aplikátor panasonic R-1565s	24
4.3	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; čtvercový aplikátor panasonic R-1565s	24
4.4	Parametr S_{11} ; kruhový aplikátor panasonic R-1565s	25
4.5	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; kruhový aplikátor panasonic R-1565s	25
4.6	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; kruhový aplikátor panasonic R-1565s	25
4.7	Parametr S_{11} ; obdélníkový aplikátor panasonic R-1565s	26
4.8	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; obdélníkový aplikátor panasonic R-1565s	26
4.9	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; obdélníkový aplikátor panasonic R-1565s	26
4.10	Parametr S_{11} ; čtvercový aplikátor Astra MT77	27

4.11	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; čtvercový aplikátor Astra MT77 .	27
4.12	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; čtvercový aplikátor Astra MT77	27
4.13	Parametr S_{11} ; kruhový aplikátor Astra MT77	28
4.14	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; kruhový aplikátor Astra MT77 . .	28
4.15	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; kruhový aplikátor Astra MT77 .	28
4.16	Parametr S_{11} ; kruhový aplikátor Astra MT77	29
4.17	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; obdélníkový aplikátor Astra MT77	29
4.18	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; obdélníkový aplikátor Astra MT77	29
4.19	Parametr S_{11} ; čtvercový aplikátor; pěnový substrát	30
4.20	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; čtvercový aplikátor; pěnový substrát	30
4.21	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; čtvercový aplikátor; pěnový sub- strát	30
4.22	Parametr S_{11} ; kruhový aplikátor; pěnový substrát	31
4.23	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; kruhový aplikátor; pěnový substrát	31
4.24	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; kruhový aplikátor; pěnový sub- strát	31
4.25	Parametr S_{11} ; obdélníkový aplikátor; pěnový substrát	32
4.26	Rozložení veličiny SAR; příčný řez; obdélníkový aplikátor; pěnový substrát	32
4.27	Rozložení veličiny SAR; podélný řez; obdélníkový aplikátor; pěnový substrát	32
5.1	Cameo Silhouette Plotter	35
5.2	Hotové aplikátory ze strany zemnicí roviny	36
5.3	Hotové aplikátory ze strany anténního prvku	36
6.1	Měření parametru S_{11} vektorovým analyzátozem Agilent technologies E5071C. Na obrázku je čtvercový aplikátor zatížený vodním bolem a fantomem tkáně	38
6.2	Graf naměřených hodnot parametru S_{11} . Černý kříž označuje poža- dované pramatery, pracovní frekvenci 434 MHz a maximální hodnotu parametru $S_{11} -10$ dB.	38
6.3	Graf závislosti parametru S_{11} na výšce vodního bolu	39
6.4	Graf závislosti parametru S_{11} na velikosti přesahu vodního bolu oproti aplikátoru	39
6.5	Měření teplotního rozložení; Hypertermická souprava ALBA (vpředu, vpravo); Termokamera (vzadu, vlevo)	40
6.6	Výřez obrazovky hypertermické soustavy ALBA zobrazující dodávaný a odražený výkon pro jednotlivá měření	40
6.7	Měření teplotního rozložení; Nastavení měření	41
6.8	Měření rozložení teploty, kruhový aplikátor	42
6.9	Měření rozložení teploty, čtvercový aplikátor	43
6.10	Měření rozložení teploty, obdélníkový aplikátor	44

Úvod

Nádorová onemocnění představují jednu z velkých výzev v oblasti zdravotnictví. Hypertermie patří k novým přístupům v oblasti léčby nádorů. I když jsou tepelné účinky elektromagnetického pole na nádorovou tkáň známé už od 70. let 20. století, jejich využití v medicíně stále není rozšířené.

Hypertermie využívá k léčbě nádorového onemocnění zahřívání tkání tumoru, které vede k jeho poškození, či dokonce zničení. Jelikož jsou nádorové buňky na teplo citlivější než buňky zdravé, poškozuje hypertermie především buňky nádoru, zatímco zdravé buňky jsou zatíženy minimálně, na rozdíl od konvenčních metod jako je chemoterapie či radioterapie. Hypertermie se nejčastěji používá jako podpůrná ostatním metodám, jelikož zvýšená teplota vede k potenciaci účinků obou běžně používaných metod. Například při kombinaci radioterapie s hypertermií se její účinnost zvyšuje až o 30 %.

Lokální hypertermie se používá pro léčbu nádorů, které se nachází při povrchu těla. Neinvazivní aplikátory, jako jsou mikropáskové antény, představují levnou a kompaktní možnost elektromagnetického ohřevu biologických tkání. Mají zároveň velmi nízkou hmotnost a proto pacienta příliš nezatěžují.

Práce se nejprve stručně věnuje účinkům elektromagnetického pole na biologickou tkáň. Je zde popsán ohřev biologické tkáně a především způsob hodnocení vlivu elektromagnetického pole pomocí specifických veličin. Také je popsán princip hypertermie samotné a je definováno základní vybavení pro léčbu pomocí hypertermie.

Dále bylo navrženo několik aplikátorů a byly vytvořeny jejich modely za použití softwaru *CST Studio Suite 2023*. Pomocí simulace byly zvoleny jejich optimální parametry tak, aby splňovaly zadané podmínky, tedy aby na pracovní frekvenci 434 MHz byl činitel odrazu S_{11} menší než -10 dB při zatížení biologickou tkání nebo jejím fantomem.

U navržených aplikátorů je hodnoceno přizpůsobení na zadané pracovní frekvenci a možnost jejich skutečného použití. Rozložení veličiny SAR (*Specific absorption rate*) a velikost zahřívané plochy jsou proto důležité parametry.

Na závěr je popsána výroba zvolených aplikátorů a ověření jejich vlastností. Parametr S_{11} byl měřen vektorovým analyzátozem. Pro sledování teplotního rozložení byla použita termokamera a k dodání výkonu byl použit výkonový generátor hypertermické soustavy ALBA.

Část I
Teoretický úvod

Kapitola 1

Účinky elektromagnetického pole na biologickou tkáň

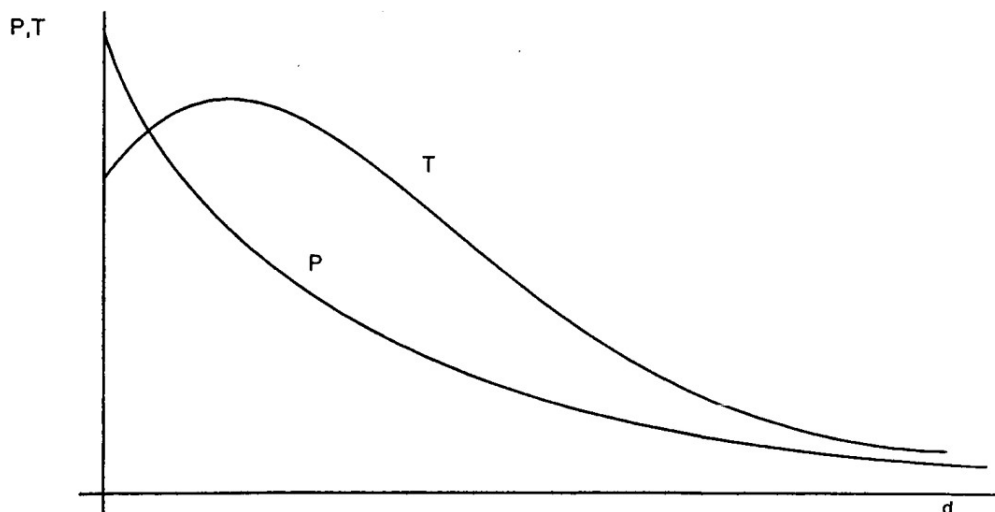
Vliv elektromagnetického (EM) pole na člověka se stal předmětem výzkumu v mnoha zemích především po té, co se elektronika stala nedílnou součástí každodenního života. Studium účinků je však problematické nejen proto, že se EM pole zcela přirozeně vyskytuje v přírodě [1]. V literatuře je zvykem dělit účinky elektromagnetického pole na tepelné a netepelné.

- *Netepelné účinky* – jedná se o vlastní účinky elektromagnetického pole, ke kterým dochází ve chvíli, kdy nedojde k absorpci většího výkonu ani ke zvýšení teploty dané tkáně a tepelné účinky jsou tedy zanedbatelné.
- *Tepelné účinky* – jsou důsledkem absorpce většího množství EM energie, kdy již dojde k ohřevu biologické tkáně. Těchto účinků využívá termoterapie.

1.1 Interakce biologické tkáně s vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem

Vysokofrekvenční (VF) elektromagnetické pole má schopnost pronikat do lidského těla a šířit se v něm formou elektromagnetické vlny. Biologická tkáň je z pohledu elektromagnetického pole ztrátové dielektrikum, proto při průchodu EM energie tkání dochází k absorbování energie a její přeměně na teplo. Výkonová hustota a intenzita elektrického i magnetického pole exponenciálně klesá s narůstající vzdáleností od povrchu. Míra absorpce EM vlny a tedy i následné zvýšení teploty ozařované oblasti závisí na [1, 2]:

- typu elektromagnetické vlny (rovinná, válcová, kulová, atd.),
- frekvenci EM vlny,
- prostorovém rozložení biologické tkáně,
- dielektrických a tepelných parametrech tkáně (permitivita prostředí ϵ).



Obrázek 1.1: Typický průběh výkonu P elektromagnetické vlny šířící se do biologické tkáně. Typický průběh teploty T v hloubce d pod povrchem biologické tkáně [1]

Pro případ biologické tkáně jakožto ztrátového dielektrika je permitivita prostředí udávána v komplexním tvaru. Imaginární část popisuje ztrátovou složku prostředí, která souvisí se změnou polarizace dielektrika. Do značné míry je závislá na teplotě prostředí a především na kmitočtu vlny procházející dielektrikem. Reálná část popisuje tvorbu elektrického pole. Imaginární část permitivity se často nazývá ztrátový faktor prostředí.[3]

Podle dielektrických vlastností dělíme biologické tkáně do dvou základních skupin:

- tkáně s vysokým obsahem vody, jako jsou např. sval, kůže a vnitřní orgány,
- tkáně s nízkým obsahem vody, to je např. tuk či kosti.

Pokud EM vlna dopadá na homogenní biologickou tkáň z vnějšího prostředí zhruba polovina výkonu se odrazí nazpátek a zbytek přechází do tkáně. Výkon postupující vlny P se v důsledku vodivosti prostředí exponenciálně tlumí. Tento průběh zobrazuje obrázek 1.1. Na obrázku je také zobrazeno typické rozložení teploty T , její pokles blízko povrchu je způsoben chlazením. Pomocí chlazení zpravidla vodním bolem se dosahuje maxima teploty v požadované hloubce pod povrchem. Dále do hloubky teplota exponenciálně klesá. [1]

1.1.1 Elektromagnetický ohřev biologické tkáně

Principem ohřevu biologické tkáně je odezva jejich částic s elektrickým nábojem na vnější EM pole. Posunem nebo deformací těchto částic oproti jejich neutrální poloze vznikají elektrické dipóly, které následně reagují na působící vnější EM pole.

Samotný ohřev tkáně pak spočívá v následujícím ztrátovém mechanismu: Vyvolaná polarizace není schopna sledovat rychlé změny intenzity elektrického pole. Vektor polarizace se tak fázově opožďuje za vektorem intenzity elektrického pole. V důsledku tohoto zpoždění vzniká posuvný proud (úměrný časové derivaci vektoru polarizace), tento proud obsahuje složku, která je ve fázi s intenzitou elektrického pole. To způsobí transformaci EM energie na teplo a následný ohřev tkáně. [2, 1]

1.1.2 Efektivní hloubka vniku elektromagnetické vlny

V radiotechnice je pro vyjádření míry tlumení elektromagnetické vlny vnikající do materiálu používána efektivní hloubka vniku δ . Ta udává vzdálenost od povrchu materiálu, kde klesne intenzita elektrického pole na $1/e$ hodnoty na povrchu, tedy zhruba na 37 % původní hodnoty. V termoterapii se zavádí vhodnější definice efektivní hloubky vniku $d_{1/2}$, což je vzdálenost, kde výkonová hustota poklesne na polovinu své původní hodnoty. Tato definice umožňuje určit hloubku, kde bude od začátku aplikace termoterapie minimálně 50 % maximálního nárůstu teploty v biologické tkáni. V důsledku vedení tepla však časem dojde ke zvýšení teploty i ve větší hloubce. Skutečná hranice nárůstu teploty na 50 % tedy bude mezi $d_{1/2}$ a δ . Vztah mezi těmito parametry je následující [1, 2]:

$$d_{1/2} = 0,386 \cdot \delta \quad (1.1)$$

1.2 Veličiny sledované hygienickými normami

Z hlediska hygieny je třeba stanovit maximální hodnoty intenzity elektrického pole nebo maximální hodnoty dopadajícího (resp. absorbovaného) výkonu, kterým smí být člověk vystaven, bez toho aniž by došlo k ohrožení jeho zdraví. V současné době se ke stanovení limit používá několik veličin, hustota dopadajícího výkonu, *specific absorption rate* (SAR) a *absorption rate density* (ARD). [4, 5, 1]

Hustota dopadajícího výkonu [$\frac{W}{m^2}$]

Jedná se o dobře měřitelnou veličinu, která ale nerozlišuje kolik výkonu se od tkáně odráží a kolik je skutečně absorbováno. Část dopadajícího výkonu se od povrchu odráží a do tkáně tedy vstupuje jen jeho část. Tuto veličinu používá hygienická norma ČR.

Specific Absorption Rate (SAR) [$\frac{W}{kg}$]

Tato veličina přesně definuje míru expozice biologické tkáně elektromagnetickým polem, je však obtížně měřitelná. Jedná se o absorbovaný výkon na 1 kg tkáně.

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial W}{\partial m} = \frac{\partial}{\partial t} \frac{\partial W}{\rho \partial V} = \frac{\partial P}{\partial m} = \frac{\partial P}{\rho \partial V} \quad (1.2)$$

kde W je elektromagnetická energie absorbovaná v lidské tkáni, t značí čas a m hmotu. P je výkon elektromagnetické vlny, která se šíří biologickou tkání, ρ je hustota tkáně a V její objem.

Absorption Rate Density (ARD) [$\frac{W}{m^3}$]

Fyzikálně jde o výkon absorbovaný na jednotce objemu. Používá se pro dozimetrii aplikátorů, tj. pro vyhodnocení hloubky vniku a velikost pole účinného ohřevu.

$$ARD = \rho \cdot c \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} \approx \rho \cdot c \frac{\Delta T(x, y, z, t)}{\Delta t} \quad (1.3)$$

Kapitola 2

Termoterapie

Termoterapie je léčebná metoda využívající ohřev biologické tkáně k její léčbě. Je založena na skutečnosti, že se vysokofrekvenční elektromagnetické pole šíří v biologické tkáni formou elektromagnetické vlny. Jelikož je biologická tkáň z pohledu teorie elektromagnetického pole ztrátovým dielektrikem, dochází k absorpci elektromagnetické vlny a její energie se mění v teplo. Termoterapii dělíme podle velikosti místa působení na lokální a regionální, dále můžeme zvláště hovořit o různých typech termoterapie podle teploty, které chceme dosáhnout v léčené oblasti:

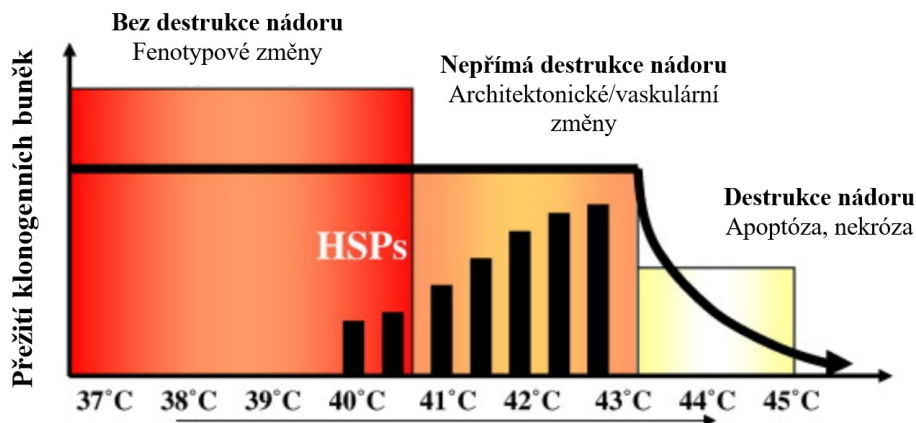
- Fyzioterapie, 38 – 41 °C
- Hypertermie, 41 – 45 °C
- Koagulace, 50 – 60 °C
- Tepelná ablace, 60 – 90 °C

[6]

Mikrovlnného ohřevu se využívá v různých oblastech medicíny, mezi které patří například:

- *Mikrovlnná hypertermie v onkologii* – více viz následující podkapitola,
- *Mikrovlnná diatermie* – využívá teplot do 41°C pro léčbu bolestí u některých revmatických a degenerativních onemocnění a pro léčbu chronických zánětů rezistentních na antibiotika,
- *Mikrovlnný skalpel* – do konstrukce mikrovlnného skalpelu je zabudován speciální rezonátor umožňující vyzářit energii do operované tkáně. Absorpce této energie způsobuje zahřátí povrchové vrstvy tkáně řezu a vzniká tenká křusta, díky které je sníženo krvácení a ztráta krve pacienta,
- *Mikrovlnná angioplastika, rostoucí implantáty, mikrovlnná rezonance atd.*

[5] [7]



Obrázek 2.1: Vliv teploty na přežití buněk a produkci heat-shock proteinů [9, 10]

2.1 Hypertermie

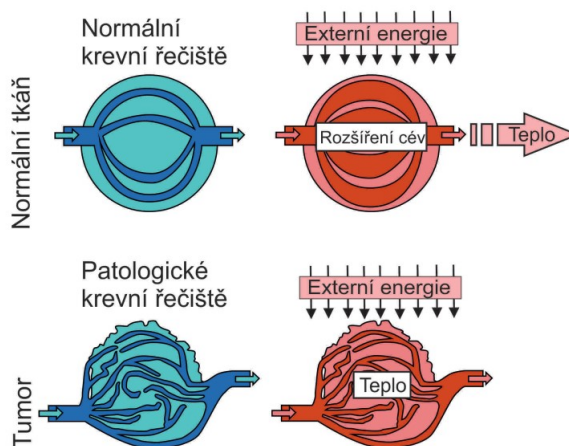
Hypertermie se pro léčbu nádorových onemocnění používá od 70. let 20. století. Jedná se o jedinou onkologickou léčebnou metodu bez sekundárních karcinogenních účinků. Nádorové buňky reagují na ohřev dříve než ty zdravé, jelikož jsou citlivé už na teploty od 42 °C na rozdíl od zdravých buněk, které odolávají teplotám až do 45 °C bez poškození (s výjimkou některých tkání s nižším prahem, např. mozková tkáň). V důsledku toho se negativní účinek projevuje na zdravých buňkách jen minimálně na rozdíl od jiných onkologických léčivých metod. [5] [6]. Nádorové buňky obsahují větší množství vody a iontů ve srovnání s normálními buňkami. Vykazují tak vyšší vodivost a tedy i vyšší absorpci EM energie. Dále napomáhá akumulaci tepla v nádoru i nedostatečné prokrvení. [8]

2.2 Biologický princip léčby

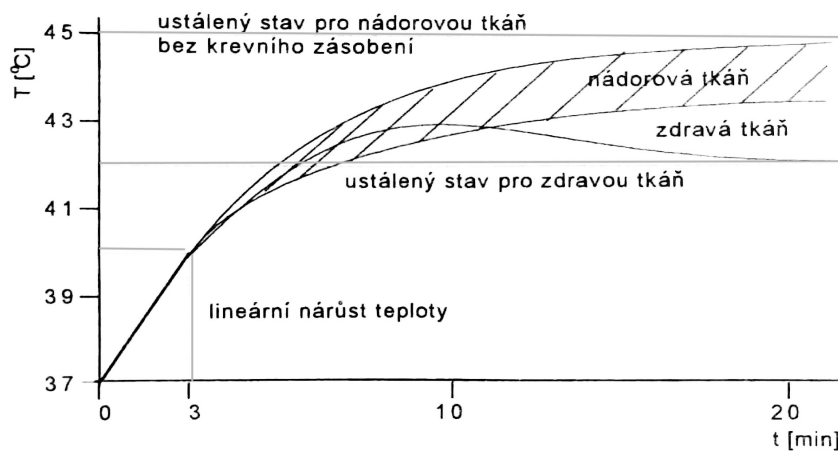
Účinky hypertermie na buněčné a molekulární úrovni se zabývalo již mnoho prací ([11, 10, 12, 13, 14]). Hypertermie u buněk narušuje transport látek, způsobuje změny v syntéze proteinů, jejich denaturaci a tedy následnou nefunkčnost. Naopak vede k indukci syntézy *heat-shock* proteinů (HSP). U nukleových kyselin narušuje, či přímo zastavuje syntézu RNA a DNA a dále inhibuje opravné enzymy. Usuzuje se, že největší vliv na indukci apoptózy (= programovaná buněčná smrt) má denaturace proteinů a indukce heat-shock proteinů. Na obrázku 2.1 je zobrazen vliv teploty na přežití buňky a vliv na produkci heat-shock proteinů. [10, 9, 11]

2.2.1 Účinky na úrovni tkání

Jedním z nejdůležitějších principů hypertermické léčby je skutečnost, že zdravá a nádorová tkáň reagují rozdílně na umělé zvýšení teploty v dané oblasti. Zatímco zdravá tkáň zvyšuje svůj průtok krve až do 45 °C a tím se tedy brání dalšímu zvyšování teploty a teplotnímu poškození, nádorová tkáň u nádorů s průměrem větším než 2 cm tento obranný mechanismus ztrácí již při teplotě 41 °C. V nádorové tkáni se dokonce dalším zvyšováním teploty průtok krve ještě snižuje a tak teplota uvnitř nádoru stoupá rychleji a po krátké době dojde k poškození tkáně.



Obrázek 2.2: Srovnání zdravé a nádorové tkáně při zvyšování teploty. Ve zdravé tkáni (nahore) se při fyziologickém nebo umělém zahřátí rozšíří cévy a dojde tak ke zvýšení průtoku krve danou oblastí a tedy i snížení její teploty. V nádoru (dole) se naopak patologické cévy nemohou dilatovat. Některé z nich kolabují, takže dodávané teplo nemůže být odvedeno krevním oběhem a kumuluje se uvnitř nádoru. Intratumorální teplota se zvyšuje. [15, 9]

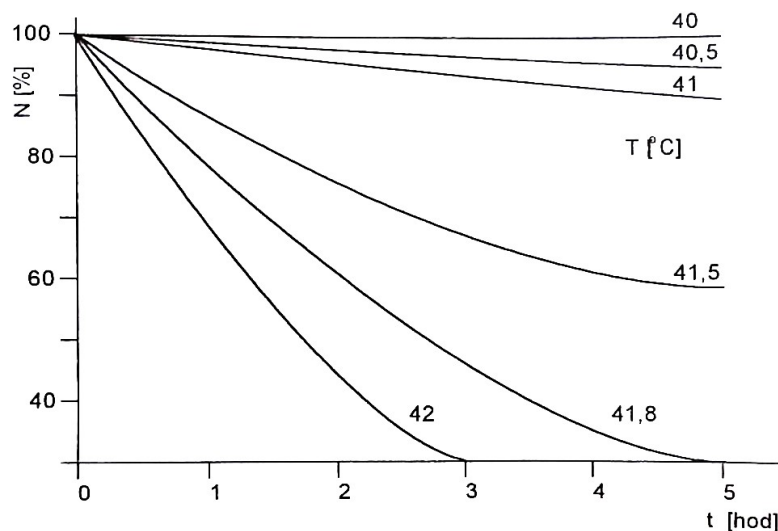


Obrázek 2.3: Průběh teploty ve zdravé a nádorové tkáni při stejných podmínkách ohřevu [1]

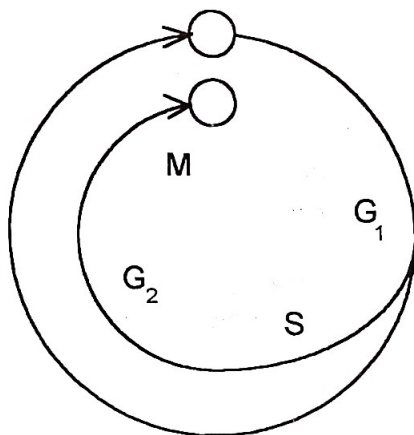
Neschopnost nádoru bránit se zvyšování teploty pomocí zvýšeného průtoku krve vysvětlujeme tím, že vlastností nádoru je pouze tvorba kapilárního řečiště neschopného reflektoricky reagovat na vyšší teplotu [1]. Na obrázku 2.2 je zobrazeno chování krevního řečiště v nádoru a ve zdravé tkáni při ohřevu.

Díky špatnému průtoku krve je v kapilárním řečišti nádoru nedostatek výživných látek a kyslíku. Hromaděním metabolitů dále dochází k poklesu pH faktoru, což také přispívá k dalšímu zvyšování teploty.

Na obrázku 2.3 je znázorněn průběh teploty ve zdravé a nádorové tkáni při stejných podmínkách ohřevu. Zdravá tkáň v reakci na zvýšení teploty zvýší cirkulaci krve, což vede k mírnému poklesu teploty, zatímco nádorová tkáň se stále zahřívá. [15, 9]



Obrázek 2.4: Závislost přežití buněk N na teplotě T a době ohřevu t . [1]



Obrázek 2.5: Fáze dělení buňky. [1]

Důležitým faktorem je kromě aplikované teploty také doba působení. Tyto veličiny určují terapeutickou dávku, kterou pacient obdrží. Na obrázku 2.4 můžeme vidět závislost přežití buněk na teplotě a době ohřevu. Čím delší je ohřev, tím více buněk umírá.

Citlivost buněk na zvyšování teploty je dále závislá na fázi dělení, ve které se buňka nachází. Na obrázku 2.5 jsou znázorněny fáze dělení buňky.

- G_1 (= *Gap phase*, 1. růstová fáze) - buňka roste a připravuje se na dělení. Vysoká odolnost vůči zvýšené teplotě.
- S (= syntetická fáze) – buňka zdvojnásobuje obsah jaderné DNA. Pozoruje se největší teplotní citlivost.
- G_2 (2. růstová fáze) – buňka přeruší dělicí proces, roste a připravuje se na dělení. Citlivost na zvýšenou teplotu.
- M (= myotická fáze) – buňka se dělí. Menší teplotní citlivost.

Podobně se mění i citlivost na jiné léčebné metody. Např. radioterapie má nejnižší účinek na buňky ve fázi S . [9, 1]

2.3 Hypertermie jako podpůrná léčba

Jako velmi výhodná se v klinické praxi ověřila kombinace hypertermie s jinými metodami jako je radioterapie a chemoterapie. Některé nádory či jejich části jsou různě citlivé na různé typy léčby a proto se v praxi často metody kombinují. Například větší nádory lépe a déle kumulují teplo, ale jsou odolnější vůči ionizujícímu záření. Naopak okraje větších nádorů či nádory menší se díky většímu prokrvení hůře zahřívají, ale radioterapie má u nich nejvyšší účinek.

Kromě výše uvedených důvodů se hypertermie používá v kombinaci s jinými typy léčby, protože zvyšuje účinky daných metod. Nejlepších účinků se dosahuje při kombinaci hypertermie s radioterapií. Potenciace radioterapie zřejmě spočívá ve snížení syntézy DNA a buňčných proteinů, ve změnách konformace proteinů (především reparačních enzymů), což vede k horší schopnosti reparace poškozené DNA nádorové buňky a tím i k vyšší pravděpodobnosti spuštění apoptózy nebo ztráty schopnosti růstu a dělení buňky. Kombinací radioterapie s hypertermií se její účinnost zvyšuje až o 30 % [6], [9]. Další studie [16] ukazuje, že bylo prokázáno dvojnásobné zvýšení dvouletého přežití (z 15 % na 31 %) při kombinaci léčby hypertermie s radioterapií oproti samotné radioterapii.

Pokud hypertermií doplníme chemoterapii, ovlivníme farmakokinetiku léků, jejich koncentraci v nádoru, průnik skrz buněčnou membránu a jejich metabolizaci. Dále může hypertermie obnovit citlivost nádoru na některá cytostatika.

Při použití hypertermie jako podpůrné léčby dochází k její aplikaci těsně po léčebné metodě, kterou chceme podpořit [6].

2.4 Klinická hypertermie

Existují tři hlavní klinické metody hypertermie používané k léčbě nádorových onemocnění. Použití metod je závislé na cílovém orgánu, stádiu rakoviny a technice, kterou je energie distribuována. Metody jsou následující:

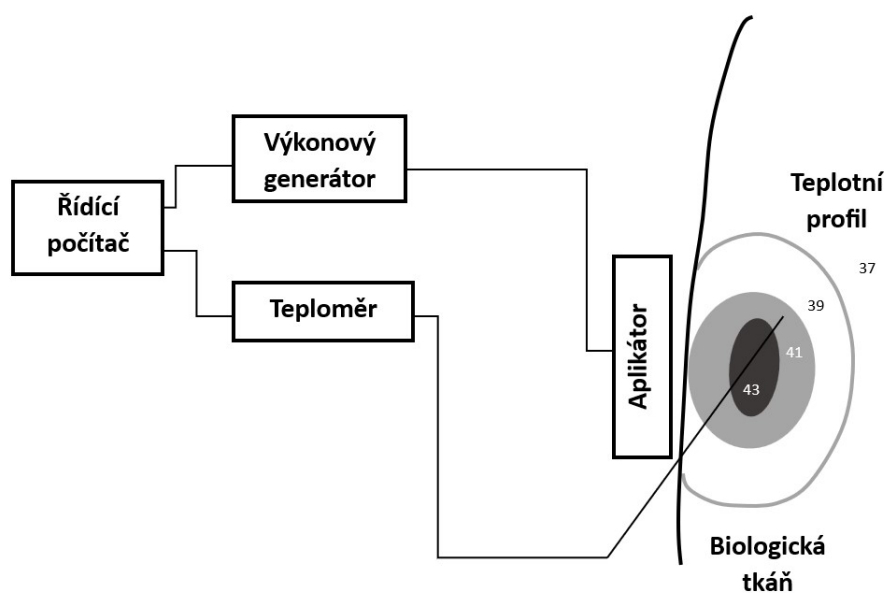
- celotělová hypertermie – používá se pro rakovinu uloženou hluboko v těle a nebo pokud je rakovina rozprostřená po celém těle
- regionální hypertermie – používá se na progresivní tumory
- lokální hypertermie – malé nádorové tkáně uložené blízko povrchu těla [17]

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

Tabulka 2.1: Komplementární účinky hypertermie a radioterapie při léčbě nádorových onemocnění [5]

2.4.1 Vybavení pro hypertermii

Na obrázku 2.7 je vyobrazeno typické blokové uspořádání soupravy pro aplikaci lokální příp. regionální hypertermie. Do aplikátoru je vysokofrekvenční elektromagnetická energie vedena mikrovlnným vedením, zpravidla koaxiálním kabelem. Biologická tkáň absorbuje vyzářenou elektromagnetickou energii a vytvoří se v ní znázorněné rozložení teplot. Jedním nebo více teplotními čidly je sledován průběh teplot v centru a na okrajích ohřívané oblasti. Řídící počítač čte data z centrálního teploměru, na který jsou napojena všechna teplotní čidla, a řídí výkon vysokofrekvenčního generátoru tak, aby se teplota v léčené oblasti zvýšila na předepsanou hodnotu a byla na této úrovni udržována po požadovanou dobu. [1]



Obrázek 2.6: Typické blokové uspořádání soupravy pro hypertermii (podle [1])

2.4.2 Lokální hypertermie

Lokální hypertermie se věnuje relativně malým nádorům, které jsou umístěné při povrchu těla. Součástí povrchového aplikátoru je i vodní bolus, jehož úkolem je ochránit pacienta před vznikem horkých míst (právě na povrchu tkáně dochází k největší ztrátě energie) a upravit požadovanou hloubku ohřevu [4], [3]. Neinvazivní antény, jako jsou mikropáskové antény, představují levnou a kompaktní možnost elektromagnetického ohřevu biologických tkání. Jejich výroba není finančně nákladná ani složitá. Mají nízkou hmotnost a tak pacienta během léčby nezatěžují. Další výhodou je, že se dají použít jako prvek v konfiguraci pole [18, 19].

Část II
Praktická část

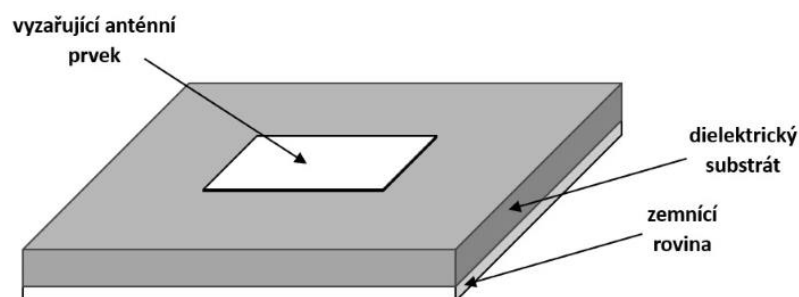
Kapitola 3

Návrh aplikátoru

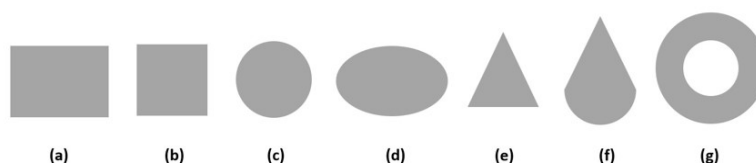
Cílem práce bylo navrhnout planární aplikátor na pracovní frekvenci 434 MHz s činitelem odrazu S_{11} menším než -10 dB při zatížení biologickou tkání nebo jejím fantomem. Aplikátor byl navržen jako mikropásková anténa jejíž rozměry byly odhadnuty pomocí modelu vedení TLM (Transmission-line model) a následně upraveny pomocí simulací v programu CST Studio Suite 2023 tak, aby odpovídaly požadovaným parametrům.

3.1 Planární aplikátor

Mikrovlnný planární aplikátor je mikropásková anténa, která se skládá z vodivého anténního prvku, z dielektrického substrátu a z vodivé zemnicí desky. Konfigurace mikropáskové antény je zobrazena na obrázku 3.1 [20]. Anténní prvek může mít různé tvary (obrázek 3.2). Obecně nejpoužívanější tvary (nejen v hypertermii) jsou obdélník a kruh.



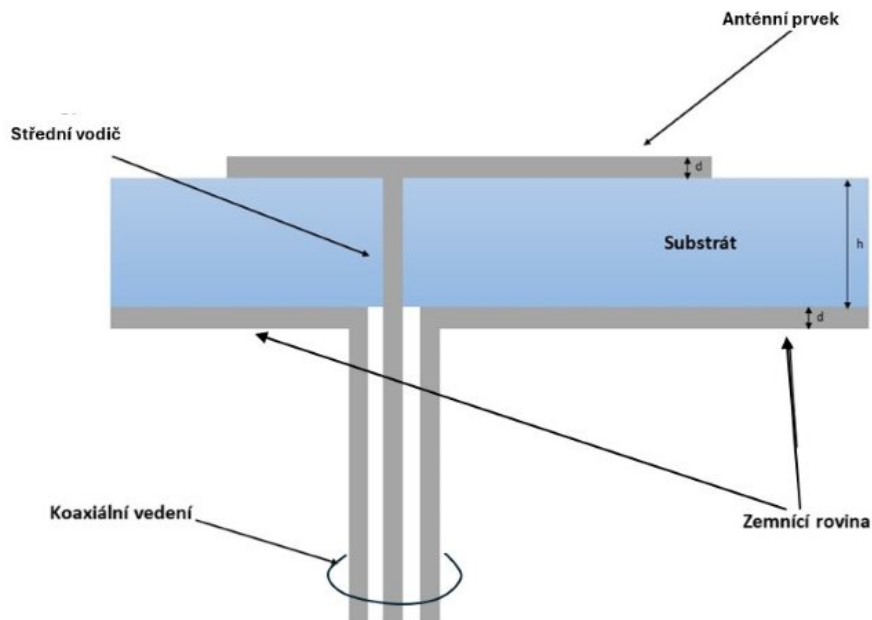
Obrázek 3.1: Mikropásková anténa (dle [20])



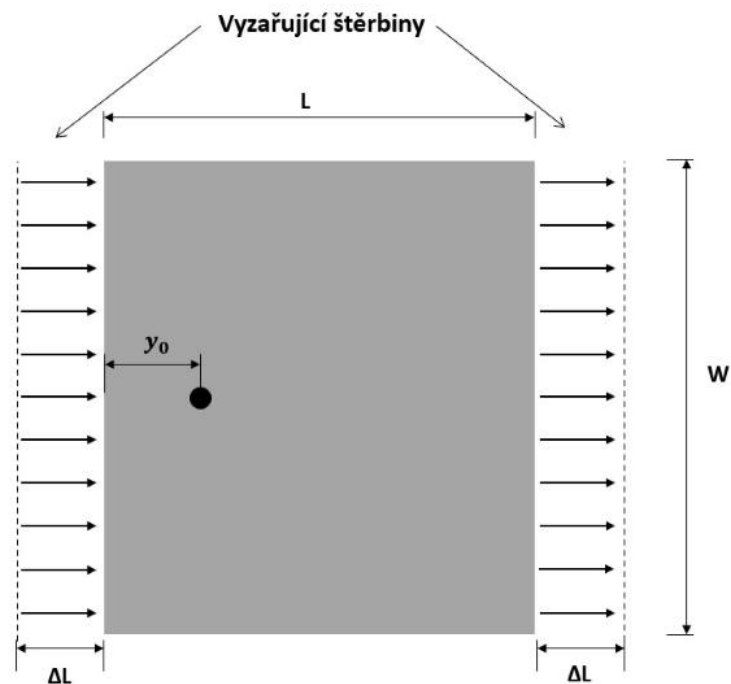
Obrázek 3.2: Různé tvary anténních prvků (dle [20])

3.2 Anténní prvek

Jak již bylo zmíněno, anténní prvek může mít různý tvar. Rozměry obdélníkového prvku můžeme vypočítat pomocí modelu vedení TLM. Mikropásková anténa je modelována jako dvojice vyzařujících štěrbin, z nichž každá má šířku W a výšku h , spojených širokým úsekem mikropáskového vedení délky $L \sim \lambda/2$ [21]. Na obrázcích 3.3 a 3.4 jsou na nákresu mikropáskové antény označeny jednotlivé parametry.



Obrázek 3.3: Mikropásková anténa s koaxiálním napájením (dle [22])



Obrázek 3.4: Anténní prvek - zobrazení modelování dle TLM [21]

Postup návrhu pomocí TLM je dle [21] následující.

1. Určíme požadovanou rezonanční frekvenci antény f_r (v Hz).
2. Vybereme substrát s určitou relativní permitivitou ε_r a tloušťkou h .
3. Vypočítáme šířku W , která vede k dobré účinnosti:

$$W = \frac{v_0}{2 \cdot f_r} \cdot \sqrt{\frac{2}{\varepsilon_r + 1}}, \quad (3.1)$$

kde v_0 je rychlost světla ve volném prostoru.

4. Určíme efektivní dielektrickou konstantu ε_{eff} :

$$\varepsilon_{eff} = \frac{\varepsilon_r + 1}{2} + \frac{\varepsilon_r - 1}{2} \cdot \sqrt{1 + 12 \frac{h}{W}}. \quad (3.2)$$

5. Určíme zdánlivé prodloužení délky ΔL :

$$\Delta L = h \cdot 0.412 \cdot \frac{(\varepsilon_{eff} + 0.3) \cdot (\frac{W}{h} + 0.264)}{(\varepsilon_{eff} - 0.258) \cdot (\frac{W}{h} + 0.8)}. \quad (3.3)$$

6. Určíme skutečnou délku L :

$$L = \frac{v_0}{2 \cdot f_r \cdot \sqrt{\varepsilon_{eff}}} - 2 \cdot \Delta L. \quad (3.4)$$

Typické délky anténních prvků se pohybují v intervalu

$$L \in [0.47, 0.49] \cdot \frac{\lambda}{\sqrt{\varepsilon_r}}. \quad (3.5)$$

Dalším důležitým parametrem je poloha napájecího kabelu. Hledáním ideálního napájecího bodu dosáhneme impedančního přizpůsobení antény a tím i nejlepší hodnoty parametru S_{11} .

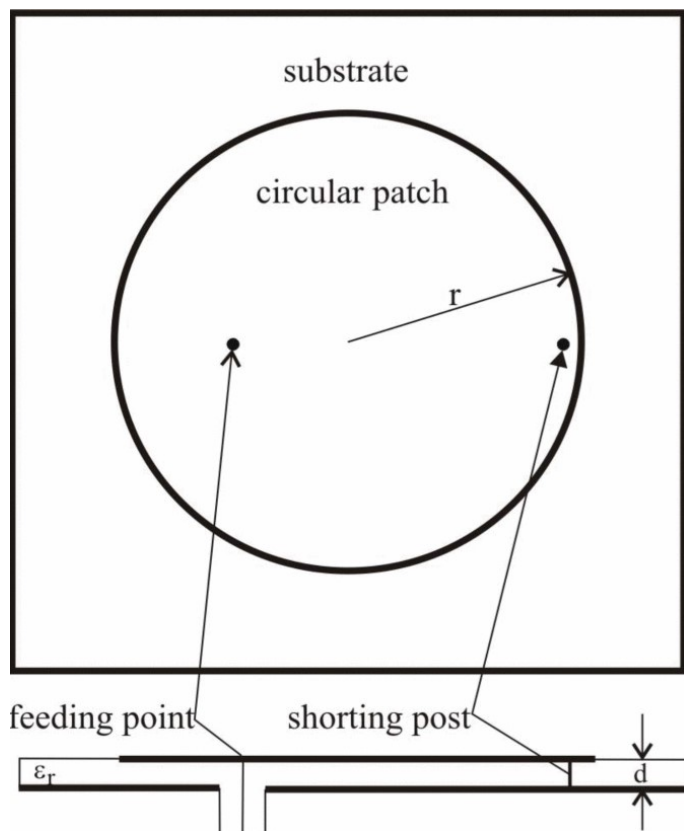
Vstupní impedance R_{in} v krajním bodu antény se pro tenký, uzemněný substrát, kde $h \ll \lambda$, aproximuje jako:

$$R_{in} = 90 \cdot \frac{(\varepsilon_r)^2}{\varepsilon_r - 1} \cdot \frac{L}{W}. \quad (3.6)$$

Pro napájecí bod s polohou y_0 pak bude vstupní impedance R_{in} následující:

$$R_{in}(y = y_0) = R_{in}(y = 0) \cdot \cos^2\left(\frac{\pi}{L} \cdot y_0\right) \quad (3.7)$$

3.3 Anténa se zkratem



Obrázek 3.5: Zobrazení zkratované mikropáskové antény [18]

Pokud je potřeba dosáhnout jiných vlastností antény, jako je například změna velikosti, je možné použít prokovení neboli zkrat. Pokud tuto metodu použijeme, pak dle [23] budou rozměry anténního prvku zhruba čtvrtinové oproti výpočtu pomocí TLM. Na obrázku 3.5 je zobrazena zkratovaná anténa s kruhovým anténním prvkem. Zkratovací kolík je umístěn ve stejné rovině s napájecím bodem. V tomto případě se anténa ladí nejen pomocí rozměrů anténního prvku, ale také pomocí přesné pozice prokovení.

Pro potřeby této práce byly vybrány tři materiály o třech různých permitivitách:

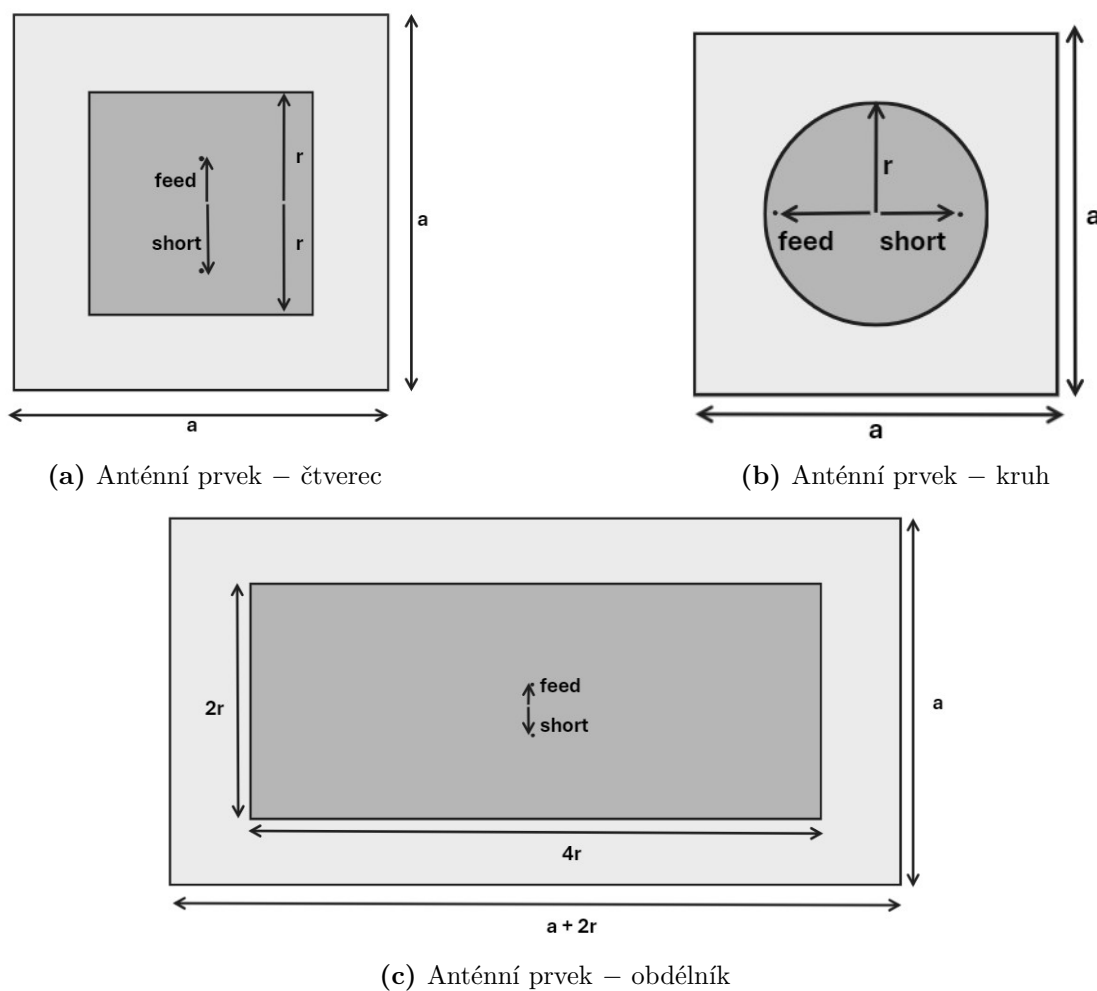
- panasonic R-1566s; $\epsilon_{\text{panasonic}} = 4,7$; $h = 1,5$ mm,
- ASTRA MT77; $\epsilon_{\text{astra}} = 3$; $h = 1,524$ mm,
- oboustranná lepící pěnová deska (od firmy 3M); $\epsilon_{\text{pěna}} = 1,3$; $h = 1$ mm.

Pro všechny typy materiálů byly navrženy a přizpůsobeny tři rovinné aplikátory s různými tvary anténních prvků: čtverec, kruh a obdélník.

U všech modelů byly parametry nejprve odhadnuty pomocí modelu vedení TLM a následně vyladěny s využitím simulace. Optimalizovanými parametry byly:

- r – poloměr pro kruhový anténní prvek / polovina strany čtvercového anténního prvku / polovina kratší strany obdélníkového anténního prvku
- a – délka strany zemnicí roviny / pro obdélník délka kratší strany zemnicí roviny
- feed – poloha napájecího bodu
- short – poloha zkratovacího bodu

Pro obdélníkové aplikátory jsou kratší a delší strana anténního prvku v poměru 1:2. Nákres optimalizovaných parametrů je na obrázku 3.6.



Obrázek 3.6: Nákres optimalizovaných parametrů

Kapitola 4

Simulace

Aplikátory byly optimalizovány a hodnoceny na fantomu s vlastnostmi podobnými svalové tkáni. Při pracovní frekvenci 434 MHz má fantom elektrickou vodivost $\sigma = 0.8 \frac{S}{m}$, permitivitu $\varepsilon_{fantom} = 54$ a hustotu $\rho = 1000 \frac{kg}{m^3}$. Teplotní závislost parametrů biologické tkáně nebyla uvažována, protože při hypertermii teplota nepřesahuje rozmezí 43 – 45 °C [18]. Mezi fantom a aplikátor byl vložen vodní bolus o tloušťce 2 cm a permitivitě $\varepsilon_{voda} = 78$. Aplikátor byl simulován jako substrát s oboustranným pokovením o tloušťce 0.035 mm a příslušných rozměrech. Zkratován byl vodivým válcem o průměru 1,28 mm. Koaxiální vedení o impedanci 50 Ω bylo simulováno jako 2 válce o průměrech 1,28 a 4,09 mm a jako dielektrikum byl uvažován teflon.

Pro substrát panasonic R-1566s byly anténní prvky přizpůsobeny na následující rozměry: poloměr kruhu 22 mm, čtverec 44 × 44 mm a obdélník 40 × 80 mm.

Pro substrát Astra MT77 byly anténní prvky přizpůsobeny na následující rozměry: poloměr kruhu 20 mm, čtverec 52 × 52 mm a obdélník 40 × 80 mm.

Pro pěnový substrát byly anténní prvky přizpůsobeny na následující rozměry: poloměr kruhu 55 mm, čtverec 100 × 100 mm a obdélník 68 × 136 mm.

Všechny optimalizované parametry zobrazuje tabulka 4.1. Následující podkapitoly zobrazují výsledky jednotlivých simulací všech aplikátorů.

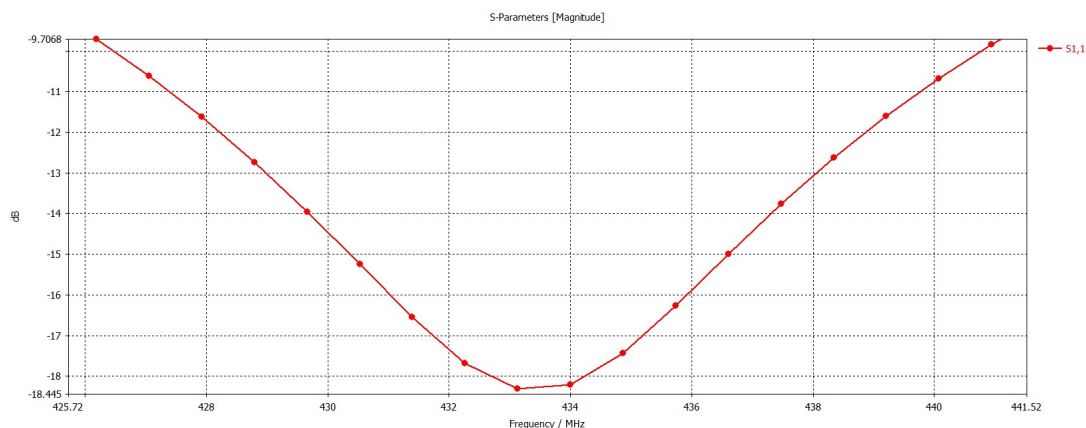
substrát	anténní prvek	a [mm]	r [mm]	short [mm]	feed [mm]
Panasonic R-1566s	čtverec	78	22	0	20
	kruh	78	22	10	17
	obdélník	57	16	5	5
Astra MT77	čtverec	86	27	11	19
	kruh	84	20	15	10
	obdélník	70	20	1	19
Pěnový substrát	čtverec	122	50	5	5
	kruh	120	55	16	10
	obdélník	90	34	8	15

Tabulka 4.1: Optimalizované parametry aplikátorů

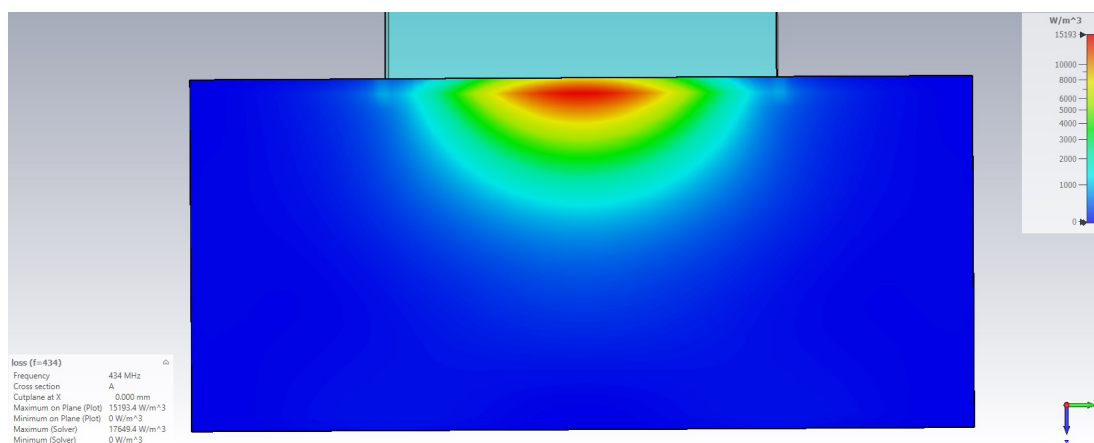
4.1 Panasonic R-1566s

Antennní prvek – čtverec

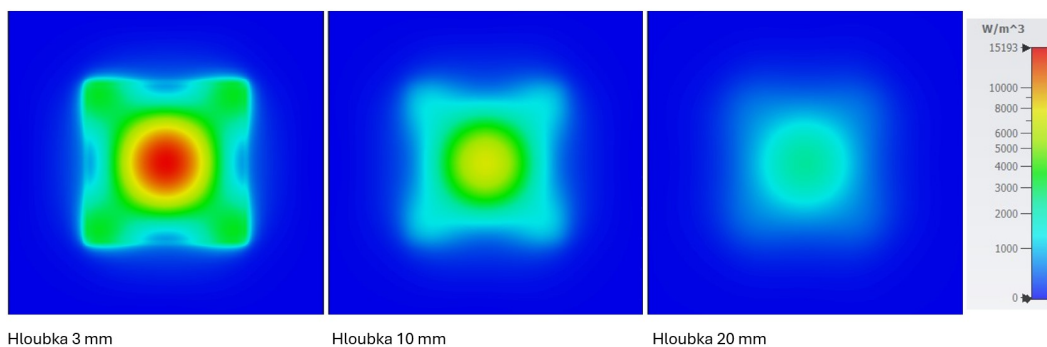
Na obrázku 4.1 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro čtvercový aplikátor. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -18 dB. Obrázek 4.2 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu je na obrázku 4.3.



Obrázek 4.1: Parametr S_{11} ; čtvercový aplikátor panasonic R-1565s



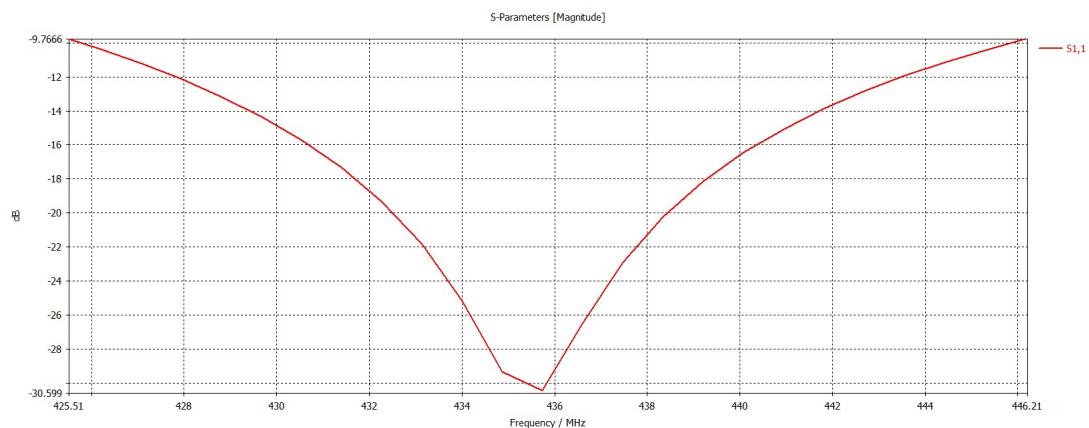
Obrázek 4.2: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; čtvercový aplikátor panasonic R-1565s



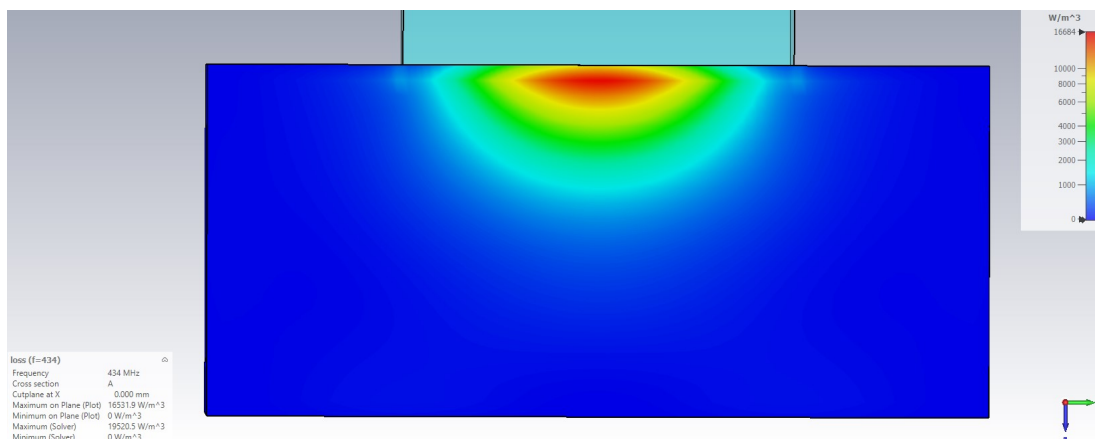
Obrázek 4.3: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; čtvercový aplikátor panasonic R-1565s

Anténní prvek – kruh

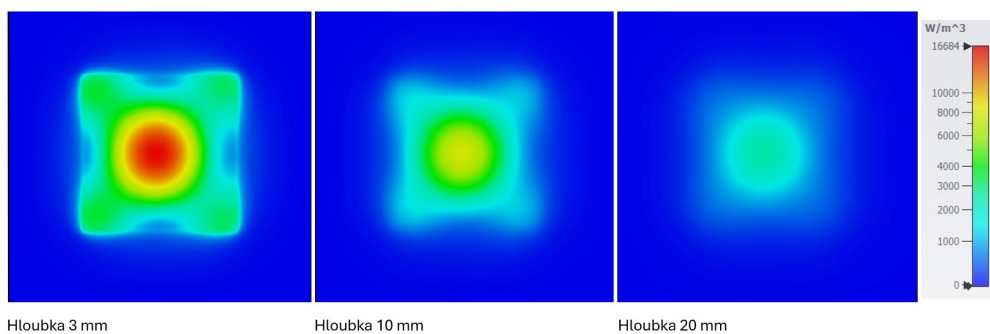
Na obrázku 4.4 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro aplikátor s kruhovým anténním prvkem. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -24 dB. Obrázek 4.5 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu je na obrázku 4.6.



Obrázek 4.4: Parametr S_{11} ; kruhový aplikátor panasonic R-1565s



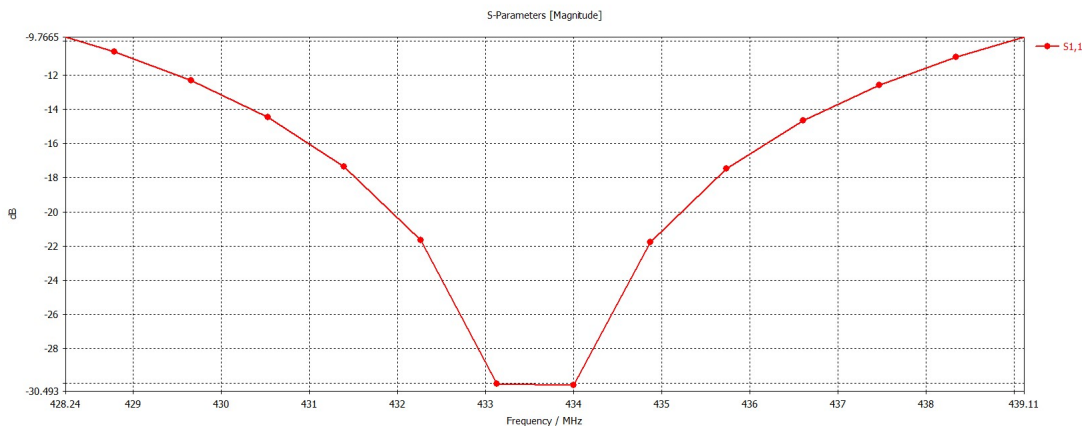
Obrázek 4.5: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; kruhový aplikátor panasonic R-1565s



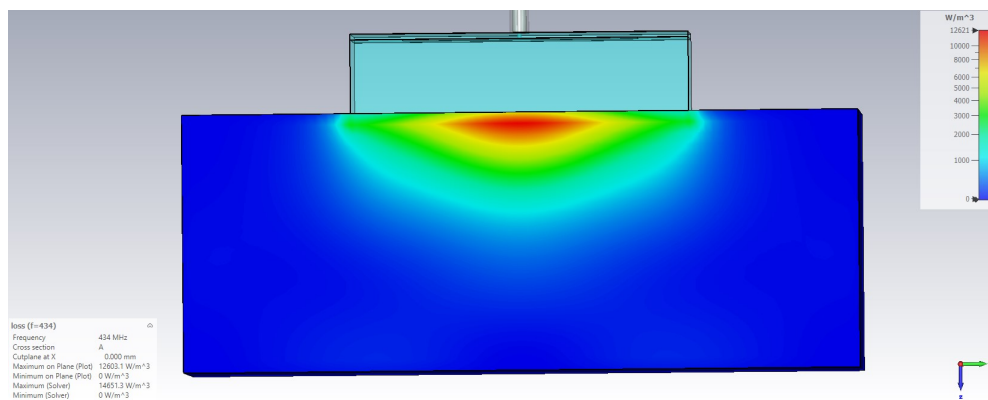
Obrázek 4.6: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; kruhový aplikátor panasonic R-1565s

Anténní prvek – obdélník

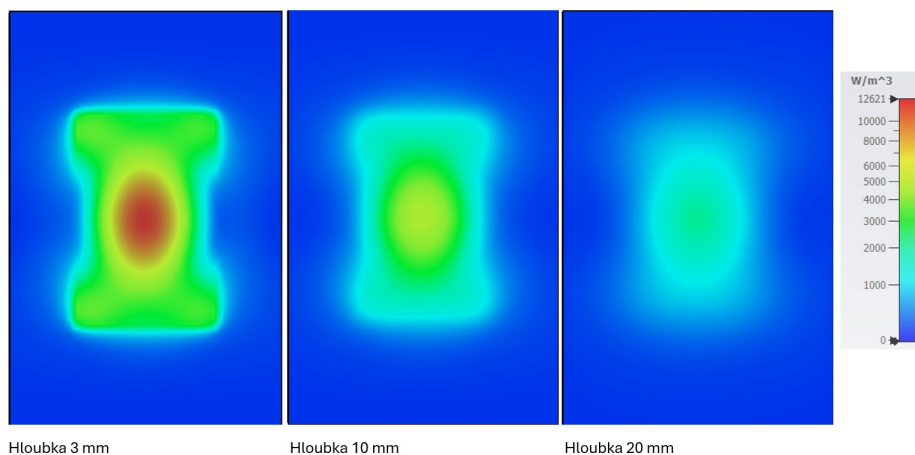
Na obrázku 4.7 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro obdélníkový aplikátor. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -29 dB. Obrázek 4.8 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu na obrázku 4.9.



Obrázek 4.7: Parametr S_{11} ; obdélníkový aplikátor panasonic R-1565s



Obrázek 4.8: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; obdélníkový aplikátor panasonic R-1565s

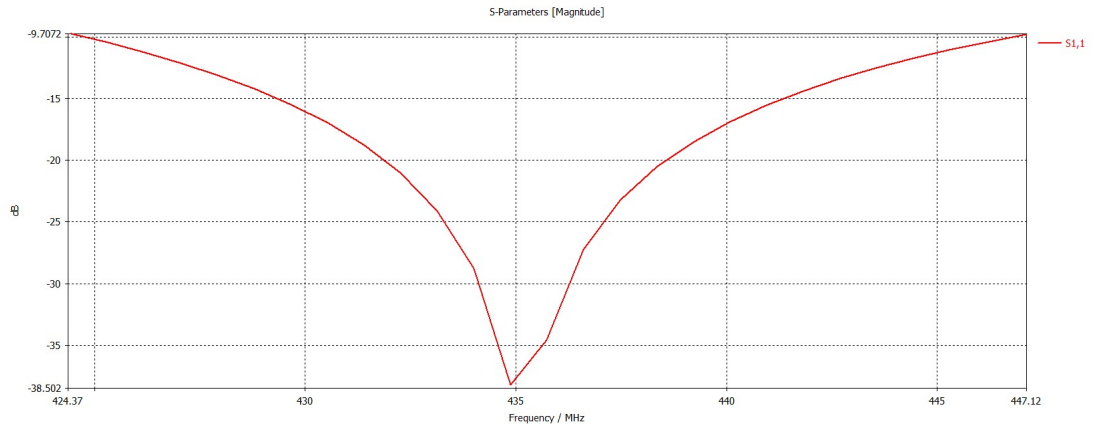


Obrázek 4.9: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; obdélníkový aplikátor panasonic R-1565s

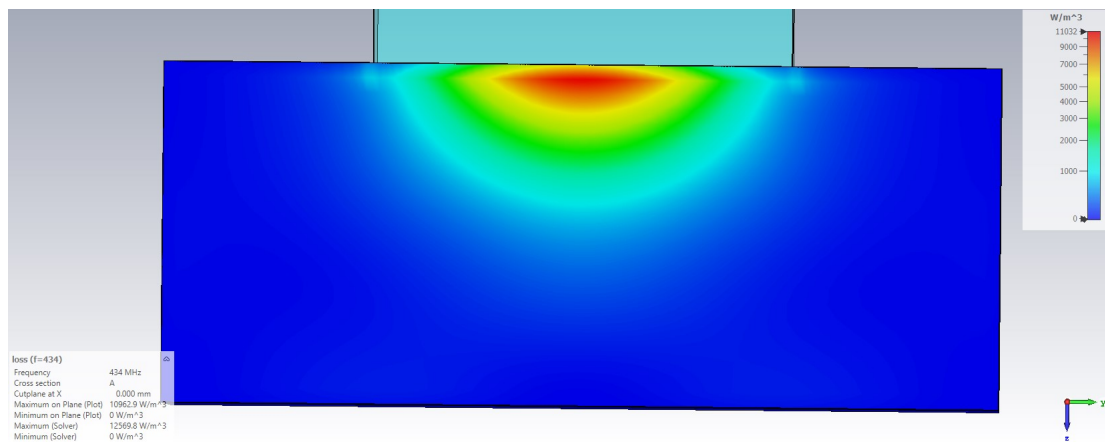
4.2 Astra MT77

Antennní prvek – čtverec

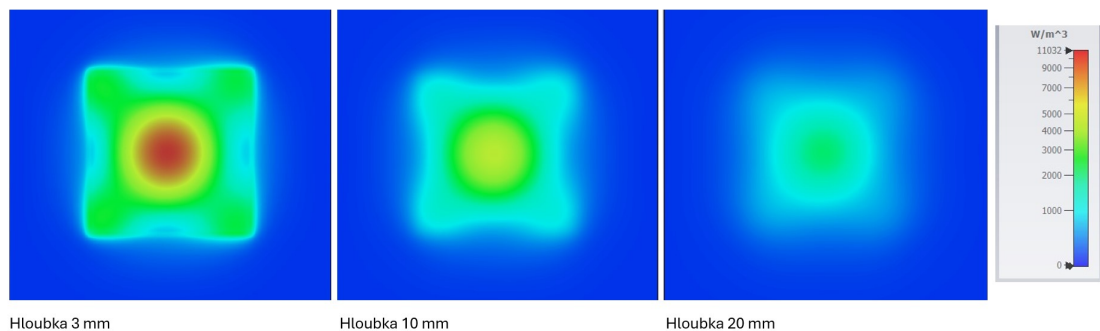
Na obrázku 4.10 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro čtvercový aplikátor. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -28 dB. Obrázek 4.11 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu je na obrázku 4.12.



Obrázek 4.10: Parametr S_{11} ; čtvercový aplikátor Astra MT77



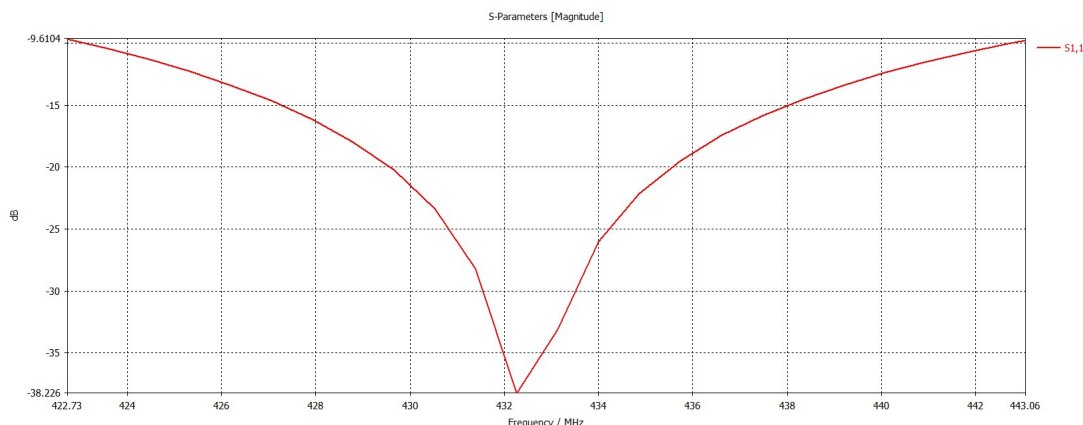
Obrázek 4.11: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; čtvercový aplikátor Astra MT77



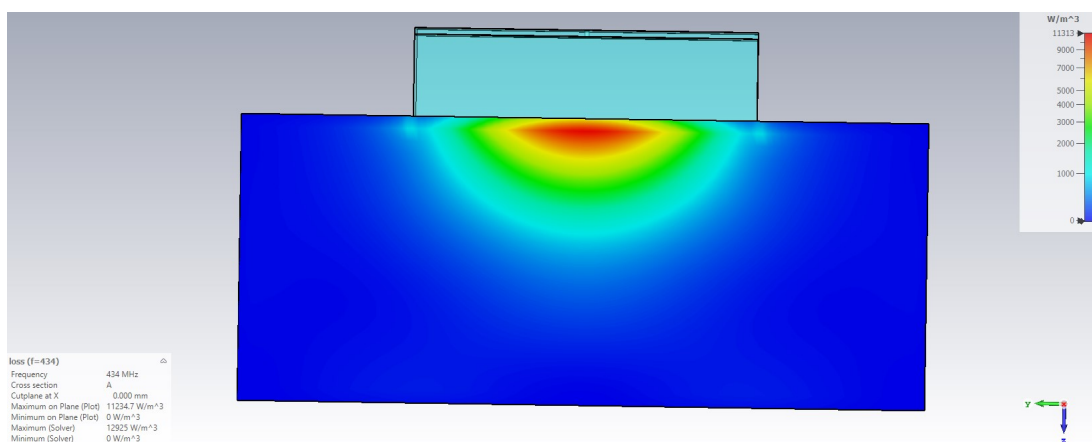
Obrázek 4.12: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; čtvercový aplikátor Astra MT77

Anténní prvek – kruh

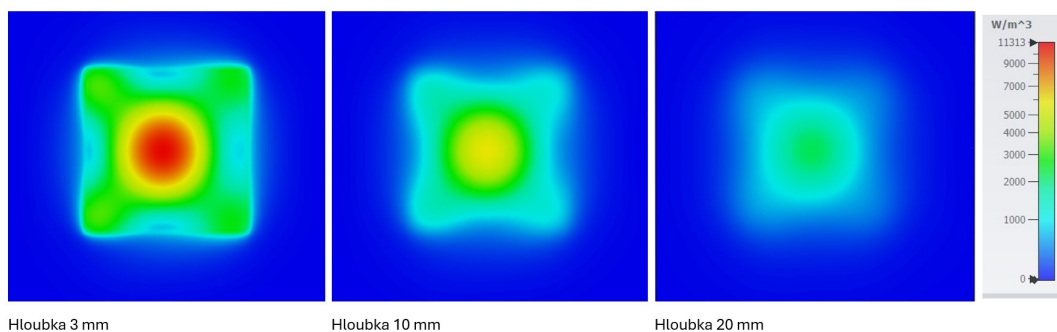
Na obrázku 4.13 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro aplikátor s kruhovým anténním prvkem. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -25 dB. Obrázek 4.14 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu je na obrázku 4.15.



Obrázek 4.13: Parametr S_{11} ; kruhový aplikátor Astra MT77



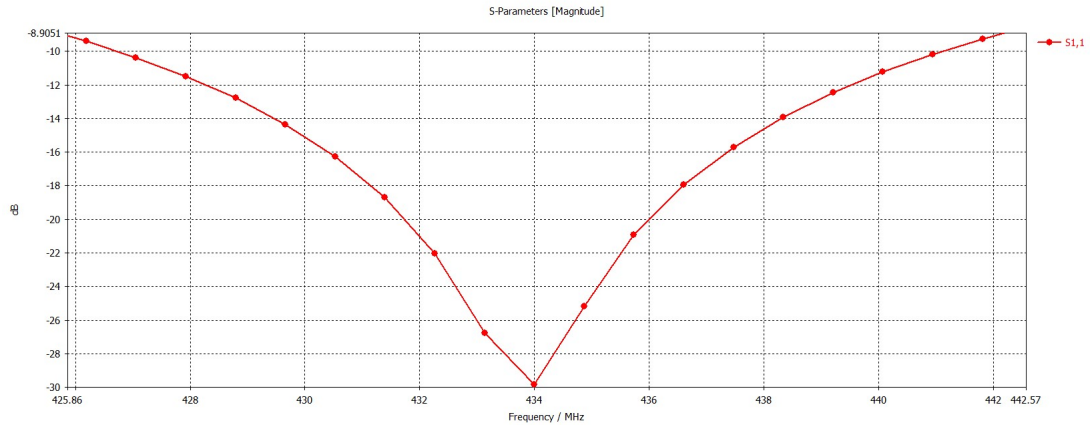
Obrázek 4.14: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; kruhový aplikátor Astra MT77



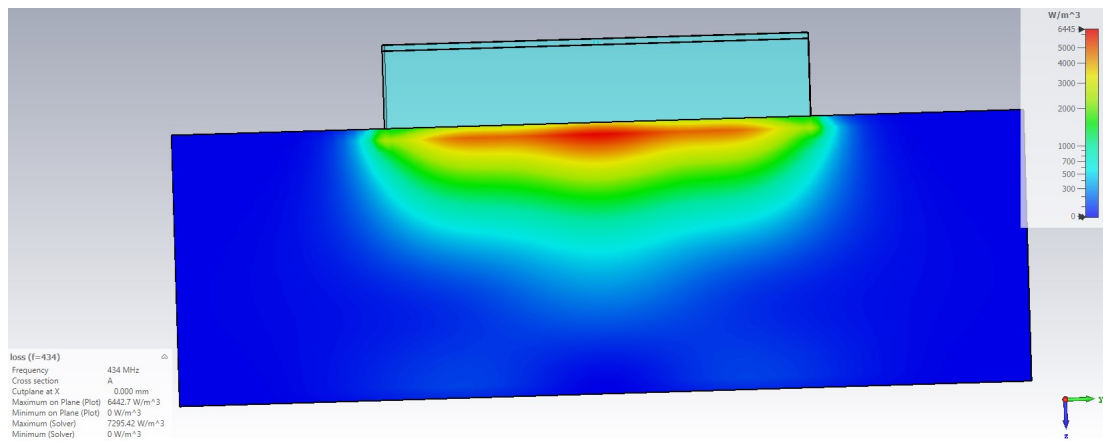
Obrázek 4.15: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; kruhový aplikátor Astra MT77

Antennní prvek – obdélník

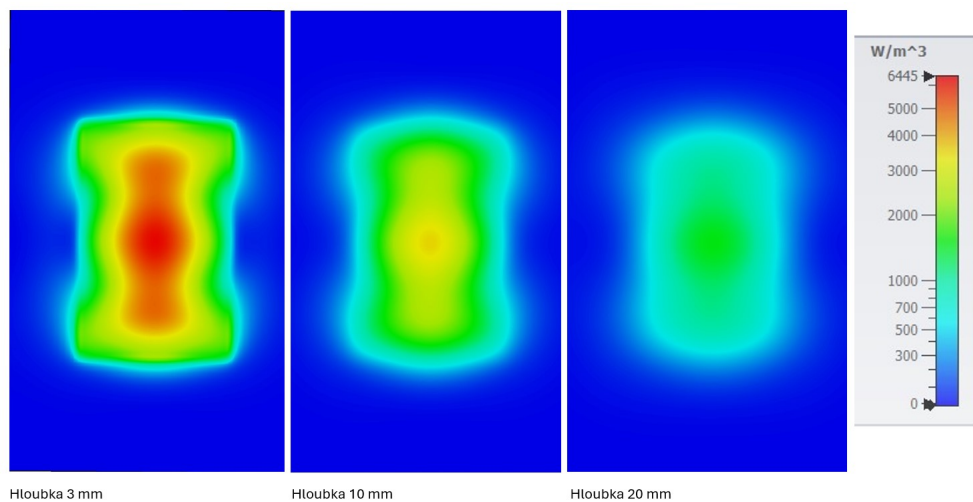
Na obrázku 4.16 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro obdélníkový aplikátor. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -29 dB. Obrázek 4.17 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu je na obrázku 4.18.



Obrázek 4.16: Parametr S_{11} ; kruhový aplikátor Astra MT77



Obrázek 4.17: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; obdélníkový aplikátor Astra MT77

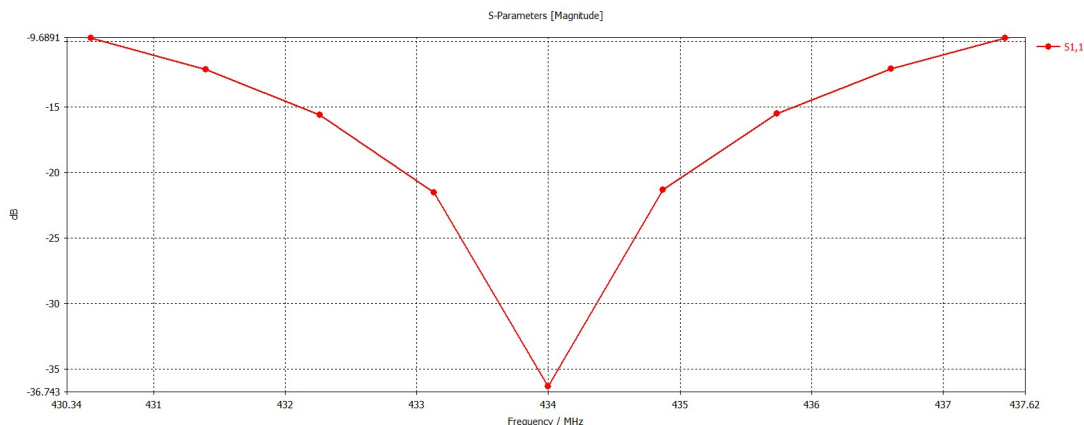


Obrázek 4.18: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; obdélníkový aplikátor Astra MT77

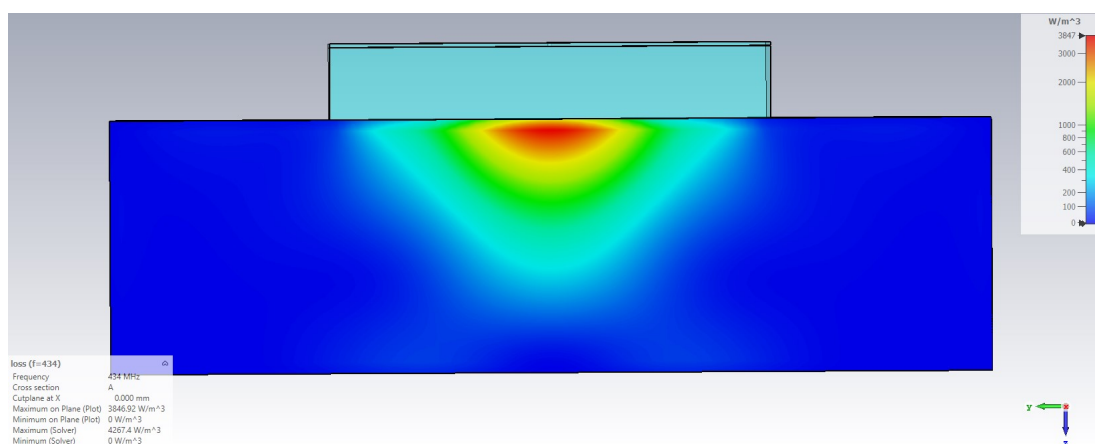
4.3 Pěnová deska

Anténní prvek – čtverec

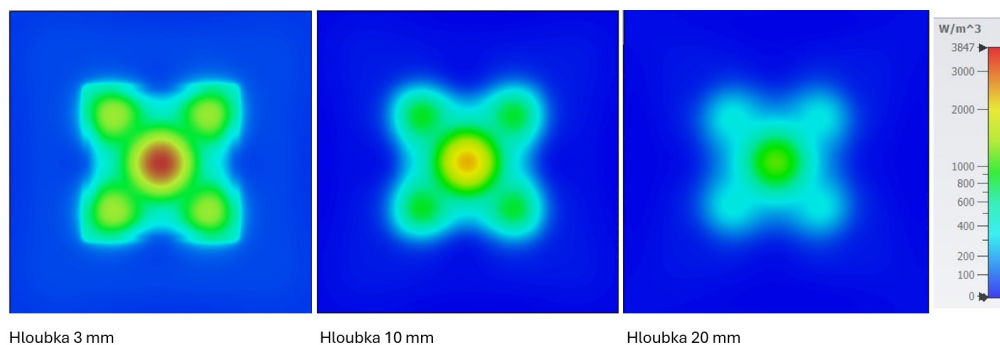
Na obrázku 4.19 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro čtvercový aplikátor. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -35 dB. Obrázek 4.20 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu je na obrázku 4.21.



Obrázek 4.19: Parametr S_{11} ; čtvercový aplikátor; pěnový substrát



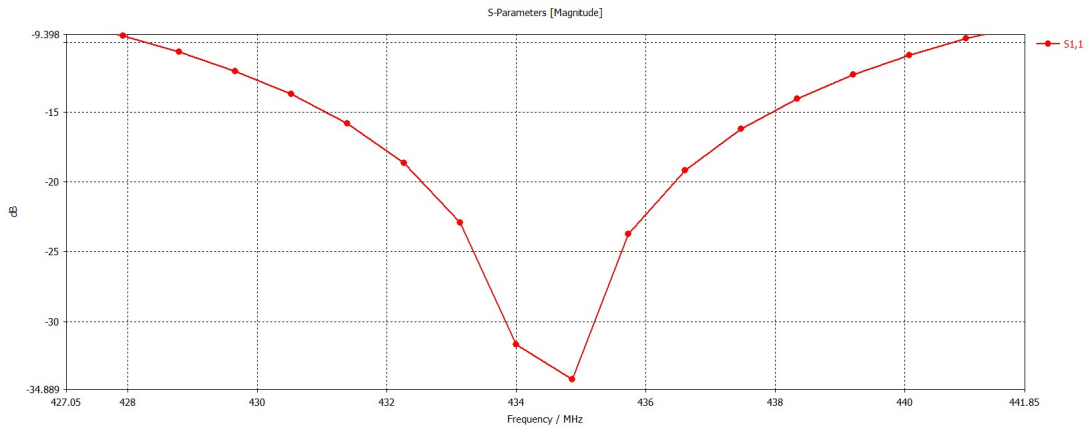
Obrázek 4.20: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; čtvercový aplikátor; pěnový substrát



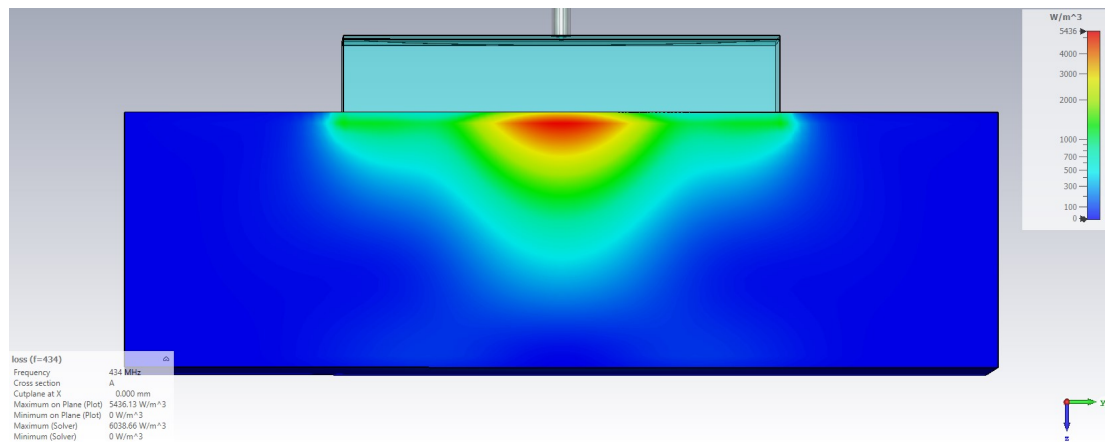
Obrázek 4.21: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; čtvercový aplikátor; pěnový substrát

Anténní prvek – kruh

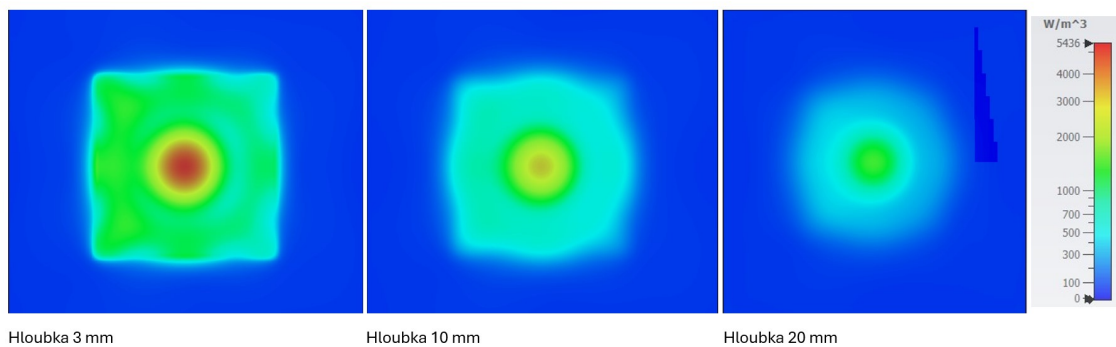
Na obrázku 4.22 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro aplikátor s kruhovým anténním prvkem. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -30 dB. Obrázek 4.23 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu je na obrázku 4.24.



Obrázek 4.22: Parametr S_{11} ; kruhový aplikátor; pěnový substrát



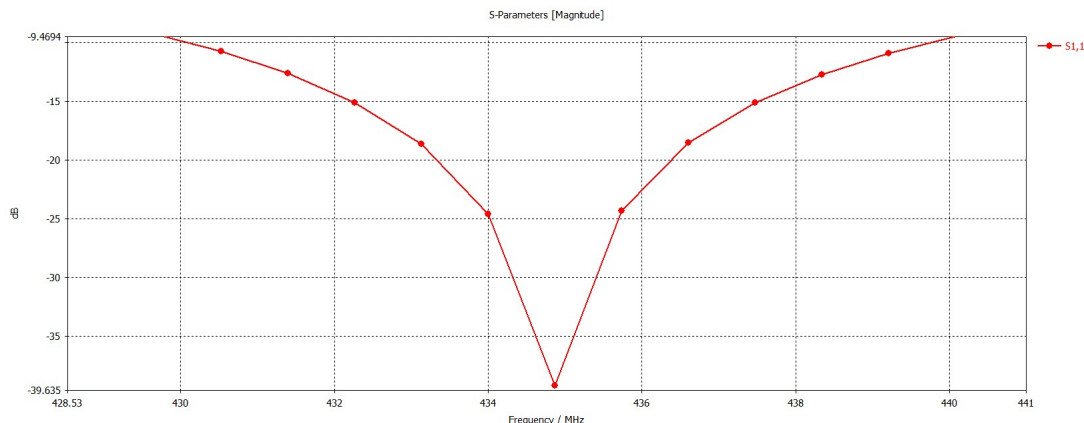
Obrázek 4.23: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; kruhový aplikátor; pěnový substrát



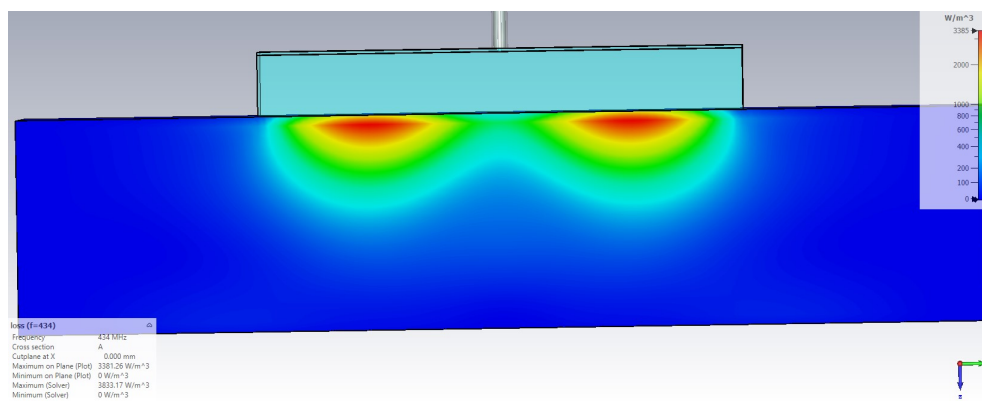
Obrázek 4.24: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; kruhový aplikátor; pěnový substrát

Anténní prvek – obdélník

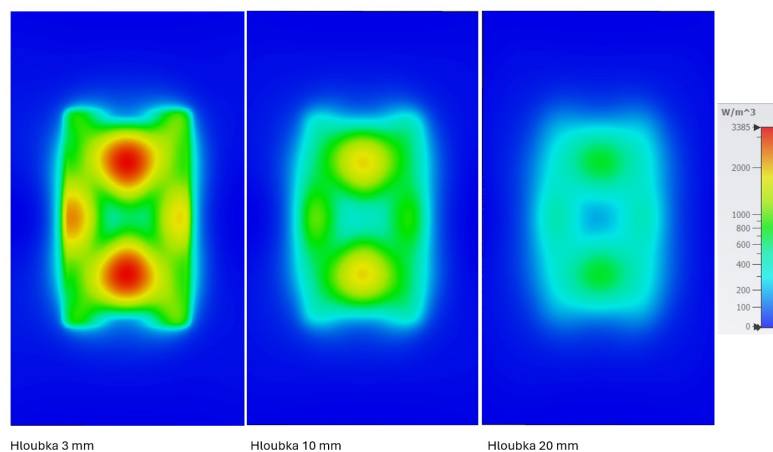
Na obrázku 4.25 je zobrazen průběh parametru S_{11} pro obdélníkový aplikátor. Jeho hodnota je na frekvenci 434 MHz menší než -24 dB. Obrázek 4.26 zobrazuje rozložení veličiny SAR v příčném řezu a v podélném řezu je na obrázku 4.27.



Obrázek 4.25: Parametr S_{11} ; obdélníkový aplikátor; pěnový substrát



Obrázek 4.26: Rozložení veličiny SAR; příčný řez; obdélníkový aplikátor; pěnový substrát



Hloubka 3 mm

Hloubka 10 mm

Hloubka 20 mm

Obrázek 4.27: Rozložení veličiny SAR; podélný řez; obdélníkový aplikátor; pěnový substrát

4.4 Shrnutí simulací

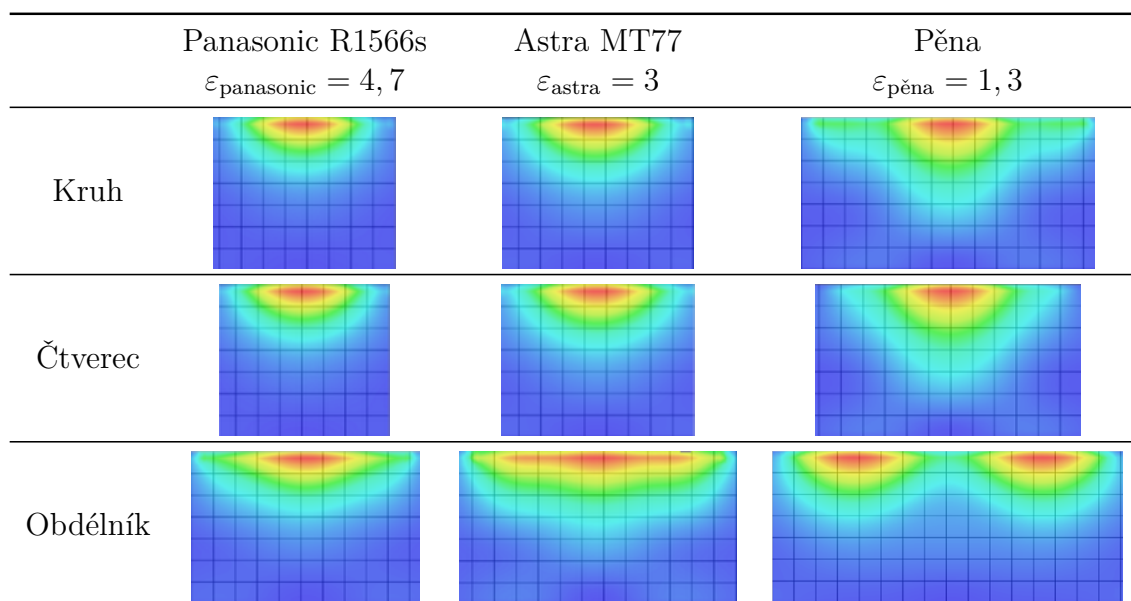
Všechny navržené aplikátory se povedlo přizpůsobit na frekvenci 434 MHz. Parametr S_{11} je u všech modelů menší než zadaných -10 dB, u většiny dokonce i menší než -25 dB (viz souhrn v tabulce 4.2). Homogenního rozložení veličiny SAR s jedním středem bylo dosaženo u všech zkratovaných aplikátorů, kromě rovného obdélníkového aplikátoru s pěnovým substrátem, který měl rozložení asi jako dva čtvercové aplikátory vedle sebe. Velikost aplikátorů se podle očekávání liší v závislosti na substrátu. Panasonic R-1566s má nejvyšší permitivitu $\varepsilon_{\text{panasonic}} = 4.7$ a tedy dle očekávání aplikátory s tímto substrátem mají nejmenší rozměry. Aplikátory s pěnovým substrátem s permitivitou $\varepsilon_{\text{pěna}} = 1.3$ mají oproti tomu zhruba 1.5 krát větší rozměry (viz porovnání v tabulce 4.3).

	Panasosic R-1566s	Astra MT77	Pěnový substrát
kruh	-25	-26	-31
čtverec	-18	-28	-36
obdélník	-30	-29	-25

Tabulka 4.2: Souhrn simulovaných hodnot parametru S_{11} [dB]

	Panasonic R-1566s	Astra MT77	Pěnový substrát
Kruh	78×78 mm	84×84 mm	120×120 mm
čtverec	78×78 mm	86×86 mm	122×122 mm
obdélník	57×89 mm	70×110 mm	90×158 mm

Tabulka 4.3: Porovnání velikosti oblasti pod aplikátorem



Tabulka 4.4: Porovnání rozložení veličiny SAR pod aplikátorem v podélném řezu fantomem. Mřížka je centimetrová. Zobrazení veličiny SAR je logaritmické.

Při hodnocení veličiny SAR je důležitý její profil. Absolutní hodnoty nejsou tolik důležité, protože se dají upravit dodaným výkonem. V tabulce 4.4 jsou jednotlivé profily uspořádány dle použitého substrátu a tvaru anténního prvku. Strana čtverce sítě překrývající daná zobrazení odpovídá jednomu centimetru.

Můžeme pozorovat, že s klesající permitivitou roste dosah v tkáni. Substráty s vyšší permitivitou (Panasonic R-1566s a Astra MT77) mají podobné tvary, především u kruhového a čtvercového anténního prvku, kde mají kruhový charakter. Aplikátory s pěnovým substrátem mají spíše trojúhelníkový profil a oblasti s vyššími hodnotami dosahují větší hloubky.

U obdélníkových aplikátorů se jednotlivá rozložení veličiny SAR značně liší. Pro aplikátor se substrátem Panasonic R-1566s je zachován spíše kruhový charakter, zatímco u substrátu Astra MT77 je vidět změna na elipsovité tvar. Obdélníkový aplikátor s pěnovým substrátem se nezdá být nikterak výhodný, jelikož profil rozložení veličiny SAR odpovídá dvěma aplikátorům vedle sebe.

Kapitola 5

Výroba aplikátorů

Pro výrobu byly vybrány aplikátory s pěnovým substrátem. Oblasti s větším ohřevem u nich zasahovaly do větší hloubky, než u ostatních substrátů. Postup výroby byl následující:

1. anténní prvky i zemní roviny byly pomocí plotteru vyříznuty z lepicí měděné fólie o tloušťce $35 \mu\text{m}$,
2. z pěnové fólie byly vyříznuty příslušné tvary,
3. na pěnovou fólii byly nalepeny nejprve zemní roviny a pak anténní prvky,
4. na příslušných místech byly napájeny zkratovací kolíky (měděný drát o průřezu 1,28 mm) a konektory (SMA konektor 128/409).



Obrázek 5.1: Cameo Silhouette Plotter



Obrázek 5.2: Hotové aplikátory ze strany zemnicí roviny



Obrázek 5.3: Hotové aplikátory ze strany anténního prvku

Kapitola 6

Měření

Vlastnosti aplikátorů, tedy paramter S_{11} a rozložení veličiny SAR pod aperturou, byly měřeny na agarovém fantomu tkáně vyrobeného dle [1]. Jeho elektrické vlastnosti odpovídající svalové tkáni zobrazuje tabulka 6.1. Složení agarového fantomu je následující:

- 0,33 % $NaCl$,
- 95,67 % H_2O ,
- 4 % agar.

Uvedenou směs je třeba přivést těsně pod bod varu a v požadované formě nechat vychladnout na pokojovou teplotu.

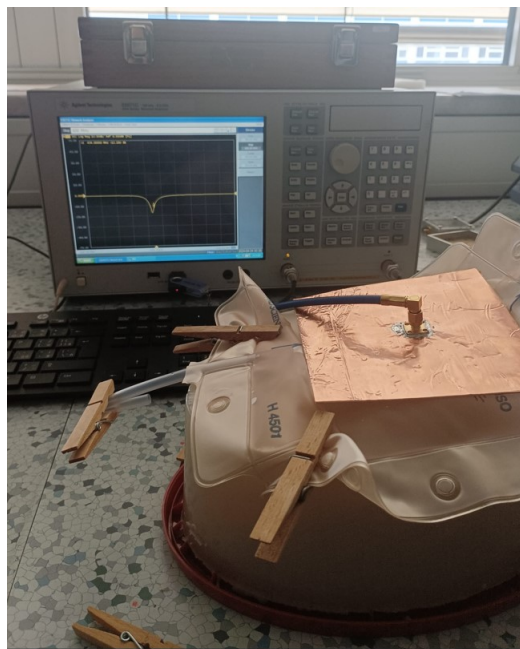
6.1 Parametr S_{11}

Paramter S_{11} byl měřen pomocí vektorového analyzátoru. Před měřením byla provedena kalibrace. Parametr byl měřen v rozsahu 300 až 600 MHz. Na obrázku 6.1 je vidět měření čtvercového aplikátoru. Parametr S_{11} byl měřen na aplikátorech zatížených vodním bolem a fantomem.

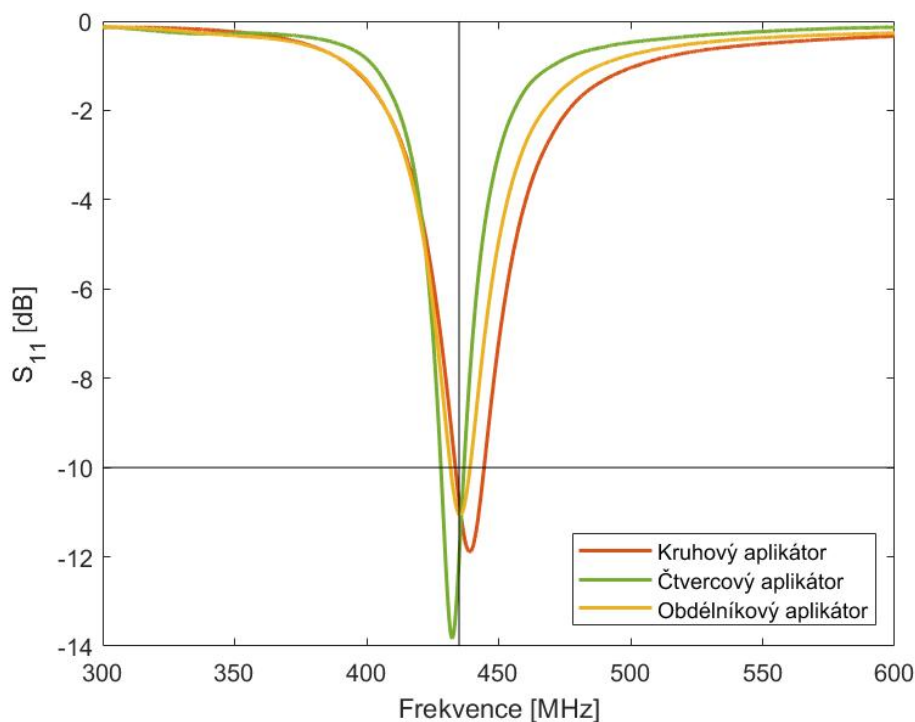
Pro všechny tři měřené rovné aplikátory se podařilo dosáhnout hodnoty nižší než -10 dB. Naměřené hodnoty zobrazuje graf na obrázku 6.2. Černý kříž označuje zadané parametry, tedy -10 dB pro parametr S_{11} a pracovní frekvenci 434 MHz. Je tedy vidět, že zadané parametry byly splněny u všech třech aplikátorů.

Relativní permitivita $\varepsilon_r[-]$	Měrná vodivost $[\frac{\sigma}{m}]$	Efektivní hloubka vniknutí δ [cm]
$\varepsilon_r[-]$	$[\frac{\sigma}{m}]$	δ [cm]
53	1.2	3.6

Tabulka 6.1: Elektrické parametry svalové tkáně na 434 MHz

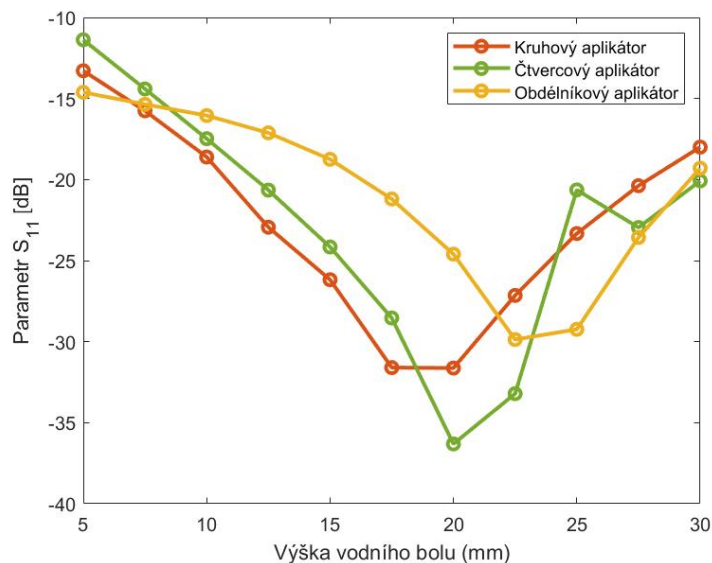


Obrázek 6.1: Měření parametru S_{11} vektorovým analyzátozem Agilent technologies E5071C. Na obrázku je čtvercový aplikátor zatížený vodním bolem a fantomem tkáně

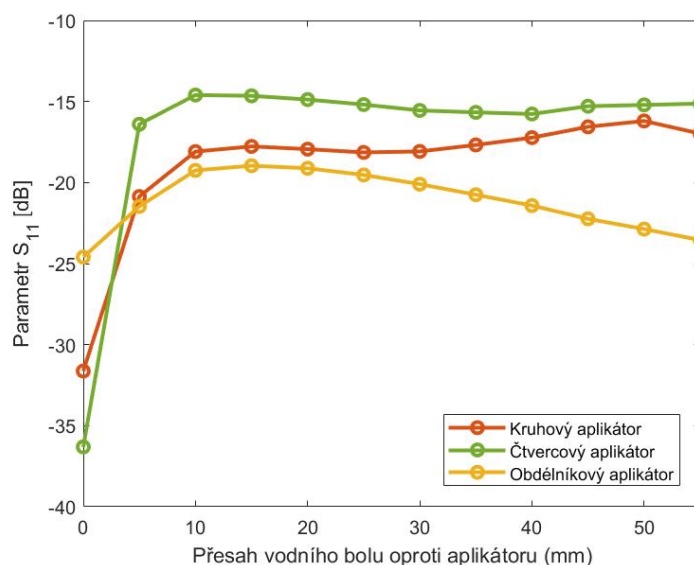


Obrázek 6.2: Graf naměřených hodnot parametru S_{11} . Černý kříž označuje požadované parametry, pracovní frekvenci 434 MHz a maximální hodnotu parametru S_{11} -10 dB.

Oproti simulacím (S_{11} menší než -25 dB) je však skutečná hodnota mnohem horší. Toto zhoršení lze vysvětlit nepřesností výroby, ale také vodním bolem použitým při měření. Simulace byly provedeny s vodním bolem, který kopíroval velikost aplikátoru, avšak při měření byl použit vodní bolus mnohem větších rozměrů. Také nebylo možno zajistit přesnou výšku bolu ve všech bodech pod aplikátorem.



Obrázek 6.3: Graf závislosti parametru S_{11} na výšce vodního bolu

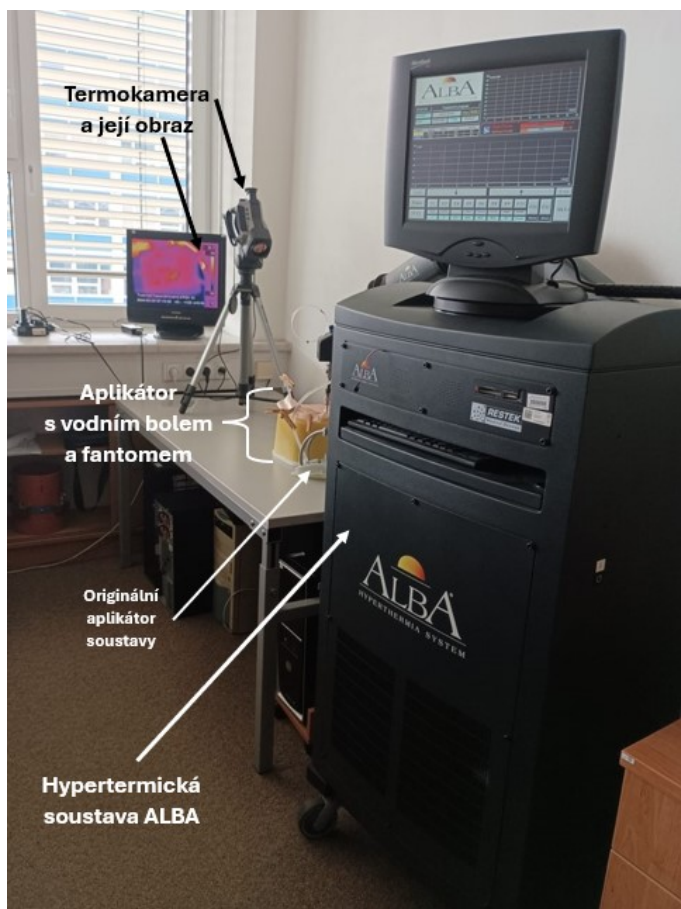


Obrázek 6.4: Graf závislosti parametru S_{11} na velikosti přesahu vodního bolu oproti aplikátoru

Dodatečně byly provedeny simulace ověřující vliv velikosti vodního bolu. Na obrázcích 6.3 a 6.4 jsou grafy závislosti parametru S_{11} na výšce vodního bolu a na velikosti jeho přesahu oproti aplikátoru. Z grafu na obrázku 6.4 je jasné, že zvětšením vodního bolu oproti aplikátoru se hodnoty parametru S_{11} zhorší. Ke značnému zhoršení dochází už při přesahu o půl centimetru.

Nedodržení výšky vodního bolu nemá na parametr S_{11} takový vliv jako přesah přes aplikátor. Z křivek pro obdélníkový aplikátor můžeme soudit, že při měření byl vodní bolus spíše nedostatečně napuštěn, tedy jeho výška byla nižší než simulované dva centimetry. Na obrázku 6.3 je vidět, že pro tento aplikátor by vyšší bolus vedl na zlepšení parametru. Také na obrázku 6.4 je vidět, že na obdélníkový aplikátor má zvětšení vodního bolu menší vliv než na ostatní aplikátory.

6.2 Rozložení teploty



Obrázek 6.5: Měření teplotního rozložení; Hypertermická souprava ALBA (vpředu, vpravo); Termokamera (vzadu, vlevo)



(a) Kruhový aplikátor



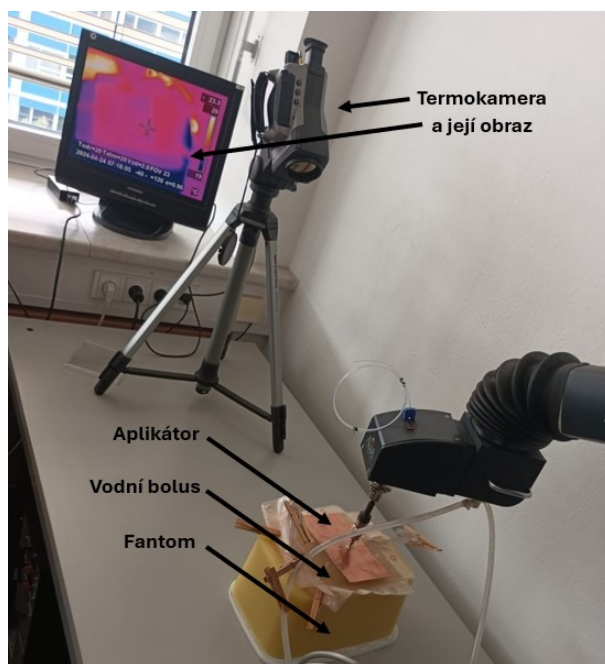
(b) Čtvercový aplikátor



(c) Obdélníkový aplikátor

Obrázek 6.6: Výřez obrazovky hypertermické soustavy ALBA zobrazující dodávaný a odražený výkon pro jednotlivá měření

Pro měření rozložení teploty byla použita termokamera a k dodání výkonu byl využit výkonový generátor z hypertermické soupravy ALBA (viz obrázek 6.5). Po dobu 10 minut byl do aplikátoru dodáván výkon 50 W.



Obrázek 6.7: Měření teplotního rozložení; Nastavení měření

Výřezy snímků obrazovky na obrázku 6.6 hypertermické soustavy ukazují dodávaný a odražený výkon při jednotlivých měřeních. Tabulka 6.2 pak zobrazuje odražený a skutečný výkon jednotlivých aplikátorů.

Termokamera byla nastavena tak, aby po expozici bylo s fantomem potřeba manipulovat co nejméně (viz obrázek 6.7). Fantom byl tedy ještě před expozicí rozříznut napříč, aby bylo možné sledovat i hlubkové rozložení teploty. Vždy byla pořízena fotografie shora a v řezu. Termogramy byly pořízeny ihned po expozici.

Aplikátor	Odražený výkon	Skutečný výkon
Kruh	0 W	50 W
Čtverec	3,8 W	46,2 W
Obdélník	7,2 W	42,8 W

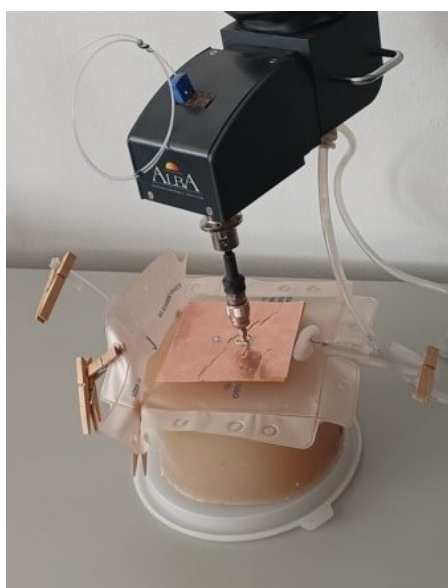
Tabulka 6.2: Odražený a dodaný výkon jednotlivých aplikátorů

6.2.1 Kruhový aplikátor

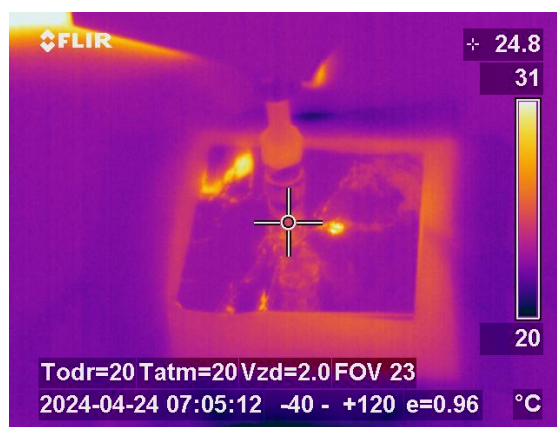
Kruhový aplikátor byl měřen na oválném agarovém fantomu s výškou 8 cm. Obrázek 6.8a zobrazuje nastavení experimentu. Vzhledem k odraženému výkonu byl aplikátoru dodáván po dobu expozice výkon 50 W. Na obrázku 6.8b je celá měřená soustava na konci expozice vyfocena termokamerou. Je vidět zahřátí vodního bolu.

Na obrázku 6.8c je zobrazen povrch fantomu pod vodním bolem. V nejteplejším místě se fantom podařilo ohřát přibližně o 8 °C oproti původní teplotě. Stejně jako v simulacích je rozložení teploty homogenní, kruhového charakteru s teplotním maximem v místě pod středem aplikátoru. Zahřátá oblast odpovídá oblasti pod aplikátorem, stejně jako v simulaci.

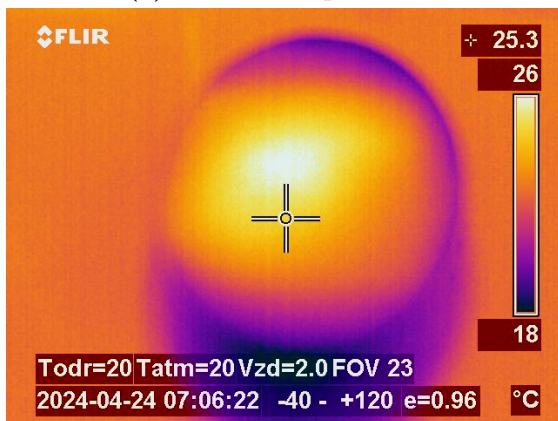
Obrázek 6.8d ukazuje teplotní rozložení v řezu. Tvar opět odpovídá simulacím. Teplotní maximum se nachází u povrchu a teplota se směrem od středu snižuje, přičemž ohřátá oblast odpovídá oblasti pod aplikátorem.



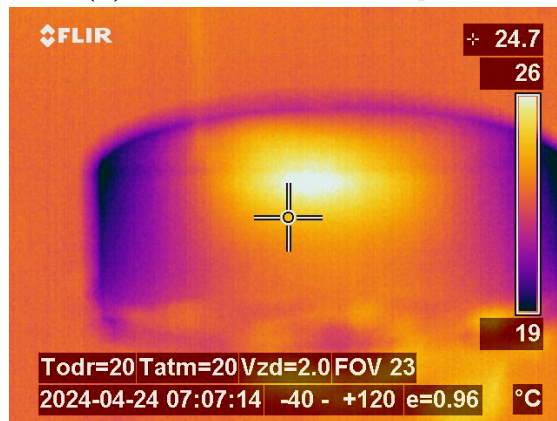
(a) Nastavení experimentu



(b) Celá sestava na konci expozice



(c) Pohled shora



(d) Řez fantomem

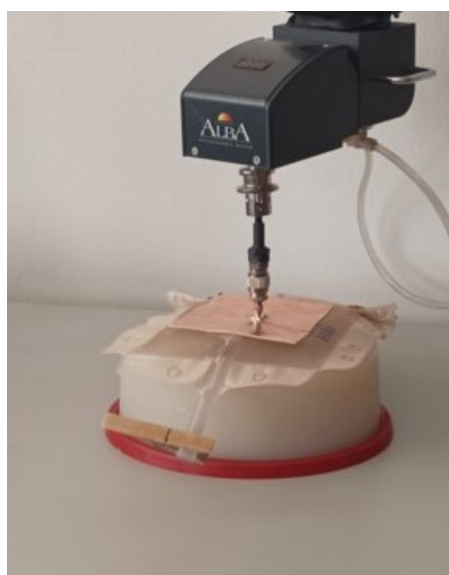
Obrázek 6.8: Měření rozložení teploty, kruhový aplikátor

6.2.2 Čtvercový aplikátor

Čtvercový aplikátor byl měřen na kruhovém fantomu s výškou 10 cm. Obrázek 6.9a zobrazuje nastavení experimentu. Vzhledem k odraženému výkonu byl aplikátorem dodáván výkon 46,2 W. Na obrázku 6.9b je termokamerou vyfocená měřená sestava na konci expozice, kde je vidět zahřátí vodního bolu.

Na obrázku 6.9c je zobrazen fantom při pohledu shora. Místo největšího ohřevu se nachází pod středem aplikátoru, což odpovídá simulaci. V tomto místě je teplota opět o 8 °C vyšší než původní teplota fantomu. Tvar rozložení teploty opět odpovídá simulaci, tedy rozložení je homogenní, kruhového charakteru s teplotou klesající směrem od středu aplikátoru. Ohřátá oblast odpovídá oblasti pod aplikátorem.

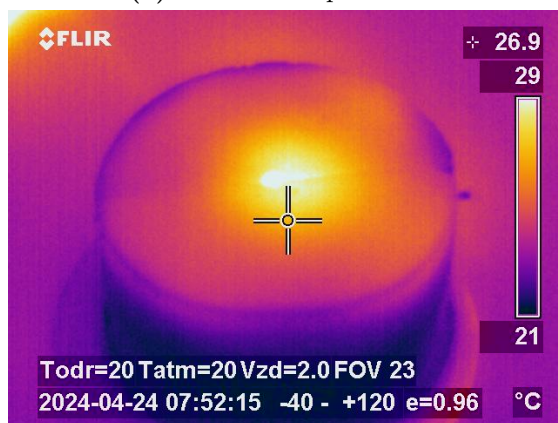
Obrázek 6.9d ukazuje rozložení teploty v řezu fantomu, které odpovídá simulaci. Oblast, která se ohřála alespoň o 4 °C, odpovídá přibližně půlkruhu s poloměrem 3 cm (oblast od bílé po oranžovou). Ukazatel termokamery je přibližně v hloubce 4 cm a zde teplota dosáhla 23.1 °C.



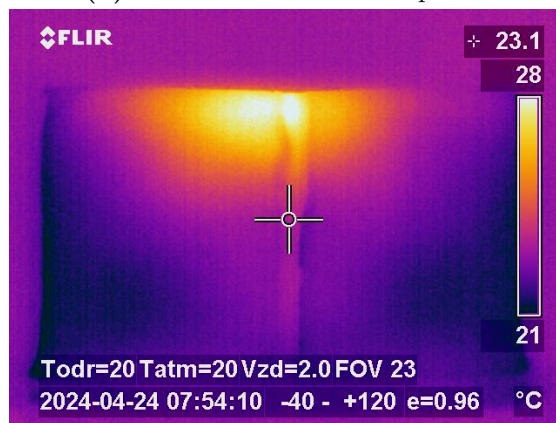
(a) Nastavení experimentu



(b) Celá sestava na konci expozice



(c) Pohled shora



(d) Řez fantomem

Obrázek 6.9: Měření rozložení teploty, čtvercový aplikátor

6.2.3 Obdélníkový aplikátor

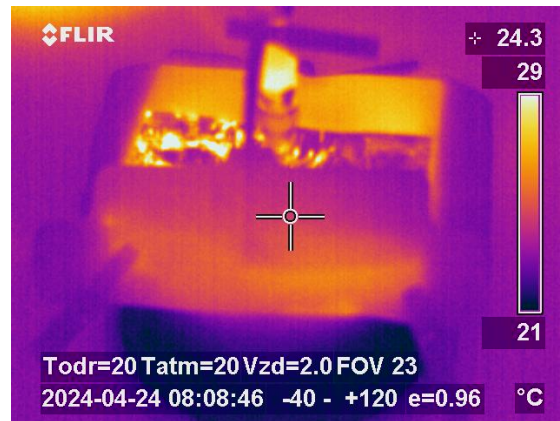
Obdélníkový aplikátor byl měřen na kruhovém fantomu s výškou 10 cm. Obrázek 6.10a zobrazuje nastavení experimentu. Vzhledem k odraženému výkonu byl aplikátorem dodáván výkon 42,8 W. Obrázek 6.10b ukazuje celou sestavu po expozici. Opět vidíme zahřátí vodního bolu.

Při použití tohoto aplikátoru bylo již u simulací zřejmé, že tento aplikátor bude mít o něco horší vlastnosti, než ostatní aplikátory, především co se hloubky prohřátí týká. Při pohledu na řez fantomem (obrázek 6.10d) je vidět, že oblast, která se ohřála nejvíce, se ohřála pouze o přibližně 2 až 3 °C. Přičemž tato oblast zasahuje maximálně do hloubky 2 cm.

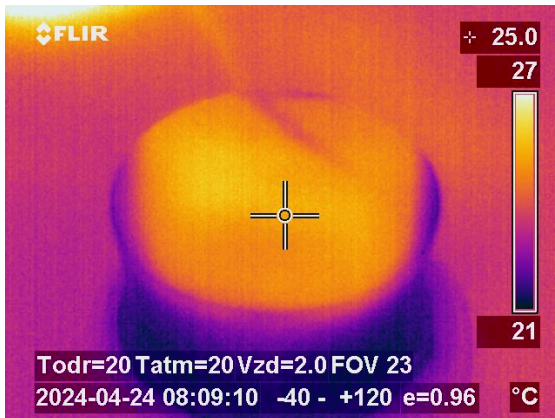
Oproti původní teplotě fantomu, tj. 21 °C, se povrch ohřál v nejteplejším místě o 4 °C (viz obrázek 6.10c).



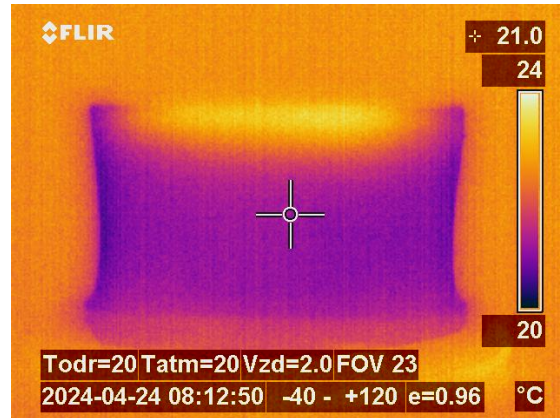
(a) Nastavení experimentu



(b) Celá sestava na konci expozice



(c) Pohled shora



(d) Řez fantomem

Obrázek 6.10: Měření rozložení teploty, obdélníkový aplikátor

Závěr

Celkem bylo navrženo devět planárních aplikátorů pro lokální mikrovlnnou hypertermii, z nichž tři byly vybrány pro výrobu a následná měření. Aplikátory byly navrhovány jako mikropáskové antény se zkratem tak, aby na pracovní frekvenci 434 MHz byl činitel odrazu S_{11} menší než -10 dB. Sledováno bylo také rozložení veličiny SAR (*Specific absorption rate*), respektive teplotní rozložení pod aplikátorem, pro které byla třeba zajistit vhodnost použití k léčbě. Ke stanovení rozměrů jednotlivých aplikátorů byl nejprve použit model vedení TLM (*Transmission line model*) a k výsledné optimalizaci všech parametrů byl použit software CST Studio Suite 2023.

Aplikátory byly navrženy se třemi různými substráty o různých permitivitách: Panasonic R1566s ($\varepsilon_{\text{panasonic}} = 4, 7$), Astra MT77 ($\varepsilon_{\text{astra}} = 3$) a oboustranná lepící pěnová deska (od firmy 3M) ($\varepsilon_{\text{pěna}} = 1, 3$). Pro všechny tři substráty byly navrženy tři aplikátory s různými tvary anténního prvku: kruh, čtverec a obdélník. Všechny aplikátory se podařilo navrhnout tak, aby jejich činitel odrazu S_{11} byl menší než -10 dB.

Simulované rozložení veličiny SAR bylo velmi podobné pro substráty Panasonic R-1566s a Astra MT77. Pro čtvercový a kruhový anténní prvek je u obou substrátů tvar rozložení téměř shodný. V hloubkovém průřezu fantomem je homogenní rozložení kruhového charakteru. Pro obdélníkový aplikátor je výhodnější substrát Astra MT77 jelikož rozložení teploty skutečně odpovídá obdélníku, ale u substrátu Panasonic R-1566s má i obdélníkový aplikátor teplotní rozložení nepříliš odlišné od čtvercového či kruhového aplikátoru.

Při použití pěnového substrátu bylo dosaženo větších rozměrů, což odpovídá nižší permitivitě. Zároveň u čtvercového a kruhového aplikátoru dosahují teplejší oblasti hlouběji než u zbylých dvou substrátů. Rozložení veličiny SAR má spíše trojúhelníkovitý než kruhový tvar.

Pro realizaci byly vybrány aplikátory s oboustrannou lepící pěnovou deskou, jelikož u nich bylo dosaženo lepšího rozložení veličiny SAR než u ostatních substrátů. Byly vyrobeny a testovány všechny tři simulované tvary anténních prvků. Parametr S_{11} měřený pomocí vektorového analyzátoru byl horší oproti simulacím. Při simulacích bylo dosaženo u kruhového aplikátoru -31 dB, u čtvercového aplikátoru -36 dB a u obdélníkového aplikátoru -25 dB. Při měření vyrobených aplikátorů se však hodnota paramteru S_{11} dostala sotva pod požadovaných -10 dB. To bylo vysvětleno tím, že vodní bolus při simulacích kopíroval velikost aplikátoru, zatímco pro měření byl použit vodní bolus větších rozměrů. Simulacemi bylo ověřeno, že použitím většího vodního bolu se parametr S_{11} značně zhorší. Avšak i s tímto vodním bolem bylo u všech testovaných aplikátorů dosaženo hodnoty paramteru S_{11} nižší než -10 dB.

Teplotní rozložení pod aplikátory bylo pozorováno po desetiminutové expozici fantomu svalové tkáně, kdy byl aplikátoru dodáván výkon 50 W. Aplikátory s kruhovým a se čtvercovým anténním prvkem vytvořily teplotní rozložení odpovídající simulacím a v nejteplejším místě ohřály fantom o 8 °C. Byly tedy vyhodnoceny jako vhodné pro léčbu. Obdélníkový aplikátor ohřál fantom v nejteplejším místě pouze o 4 °C a jeho dosah v tkáni byl menší než u ostatních aplikátorů, což odpovídalo simulacím. Byl tedy vyhodnocen jako nepříliš vhodný pro léčbu.

Bibliografie

1. LAPEŠ, Miroslav; VRBA, Jan. *Mikrovlnné aplikátory pro lékařské aplikace*. Praha: ČVUT, 1997. ISBN 80-01-01359-6.
2. HRUBÝ, Vojtěch. *Model regionálního aplikátoru na bázi osmi dipólů: bakalářská práce*. Praha: ČVUT, fakulta elektrotechnická, 2017. Dostupné také z: <https://core.ac.uk/download/pdf/84833322.pdf>.
3. BRUNÁT, Matouš. *Porovnání aplikátorů pro mikrovlnnou hypertermii používaných v klinické praxi: bakalářská práce*. Kladno: ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství, 2017. Dostupné také z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/74708>.
4. PROCHÁZKA, Miroslav. *TEM aplikátor pro mikrovlnnou hypertermii: diplomová práce*. Praha: Univerzita Karlova v Praze; 1. lékařská fakulta, 2010. Dostupné také z: https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/34356/DPTX_2009_2__0_202092_0_90546.pdf?sequence=1&isAllowed=y.
5. VRBA, Jan. *Biologické účinky elektromagnetického pole*. Skripta ČVUT, 2010.
6. ZOUL, Zdeněk. Hypertermie v léčbě nádorových onemocnění. *Medical Tribune* [online]. 2012 [cit. 2023-11-30]. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/archiv/hypertermie-v-lecbe-nadorovych-onemocneni/>.
7. VRBA, Jan. *Úvod do mikrovlnné techniky*. 2. přeprac. Praha: ČVUT, 2007. ISBN 978-80-01-03670-9.
8. SINGH, S. P. Microwave applicators for hyperthermia treatment of cancer: An overview. In: *2018 3rd International Conference on Microwave and Photonics (ICMAP)* [online]. 2018, s. 1–3 [cit. 2023-12-02]. Dostupné z DOI: 10.1109/ICMAP.2018.8354467.
9. KANTOVÁ, Michaela. *Intersticiální mikrovlnný aplikátor pro hypertermii na bázi šroubovicového dipólu: bakalářská práce*. Praha: ČVUT, fakulta elektrotechnická, 2017. Dostupné také z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/68415>.
10. ISSELS, Rolf D. Hyperthermia adds to chemotherapy. *European Journal of Cancer* [online]. 2008, roč. 44, č. 17, s. 2546–2554 [cit. 2023-11-29]. ISSN 0959-8049. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejca.2008.07.038>.
11. HILDEBRANDT, Bert; WUST, Peter; AHLERS, Olaf; DIEING, Annette; SREENIVASA, Geetha; KERNER, Thoralf; FELIX, Roland; RIESS, Hanno. The cellular and molecular basis of hyperthermia. *Critical Reviews in Oncology/Hematology* [online]. 2002, roč. 43, č. 1, s. 33–56 [cit. 2023-11-29]. ISSN 1040-8428. Dostupné z DOI: [https://doi.org/10.1016/S1040-8428\(01\)00179-2](https://doi.org/10.1016/S1040-8428(01)00179-2).

12. KOK, H. Petra et al. Heating technology for malignant tumors: a review. *International Journal of Hyperthermia* [online]. 2020, roč. 37, č. 1, s. 711–741 [cit. 2023-11-30]. Dostupné z DOI: 10.1080/02656736.2020.1779357.
13. O., Szasz; M., Szasz; C., Minnaar; A., Szasz. Heating Preciosity—Trends in Modern Oncological Hyperthermia. *Open Journal of Biophysics* [online]. 2017, č. 7, s. 116–144 [cit. 2023-12-01]. Dostupné z DOI: 10.4236/ojbiphy.2017.73010.
14. BETTAIEB, Ahmed; WRZAL, Paulina K.; AVERILL-BATES, Diana A. Hyperthermia: Cancer Treatment and Beyond. In: RANGEL, Letícia (ed.). *Cancer Treatment*. Rijeka: IntechOpen, 2013, kap. 12. Dostupné z DOI: 10.5772/55795.
15. CHICHEŁ, Adam; SKOWRONEK, Janusz; KUBASZEWSKA, Magda; KANIKOWSKI, Marek. Hyperthermia – description of a method and a review of clinical applications. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* [online]. 2007, roč. 12, č. 5, s. 267–275 [cit. 2023-12-01]. ISSN 1507-1367. Dostupné z DOI: [https://doi.org/10.1016/S1507-1367\(10\)60065-X](https://doi.org/10.1016/S1507-1367(10)60065-X).
16. REDR, Jan; POKORNY, Tomas; DRIZDAL, Tomas; FISER, Ondrej; BRUNAT, Matous; VRBA, Jan; VRBA, David. Microwave Hyperthermia of Brain Tumors: A 2D Assessment Parametric Numerical Study. *Sensors*. 2022, roč. 22, č. 16. ISSN 1424-8220. Dostupné z DOI: 10.3390/s22166115.
17. BEHROUZKIA, Zhaleh et al. *Hypertermia: How Can It Be Used?* 2016. Dostupné z DOI: 10.5001/omj.2016.19.
18. DRIZDAL, T.; TOGNI, P.; VRBA, J. Microstrip Applicator for Local Hyperthermia. In: *2007 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications* [online]. 2007, s. 1047–1049 [cit. 2023-12-06]. Dostupné z DOI: 10.1109/ICEAA.2007.4387489.
19. CHOUDHARY, Rahul; ARUNACHALAM, Kavitha. Redesign of 434 MHz Cavity Backed Patch Antenna for Hyperthermia Treatment of Cancer. In: *2022 URSI Regional Conference on Radio Science (URSI-RCRS)*. 2022, s. 1–4. Dostupné z DOI: 10.23919/URSI-RCRS56822.2022.10118443.
20. JANEČKA, Radek. *Rozbor vlastností anténních prvků typu patch*. Pardubice: Univerzita Pardubice; Fakulta elektrotechniky a informatiky: diplomová práce, 2016. Dostupné také z: https://dk.upce.cz/bitstream/handle/10195/64919/JaneckaR_RozborVlastnostiAntennichPrvkuTypuPatch_VZ_2016.pdf?sequence=2&isAllowed=y.
21. BALANIS, Constantine A. *Antenna theory: analysis and design*. Wiley-Interscience, 2005.
22. *Coaxial-fed rectangular patch antenna* [online]. [cit. 2024-02-15]. Dostupné z: <https://optics.ansys.com/hc/en-us/articles/360042538213-Coaxial-fed-rectangular-patch-antenna>.
23. WONG, Kin-Lu. *Compact and broadband microstrip antennas*. Canada: John Wiley & Sons, 2004. ISBN 0-471-41717-3.