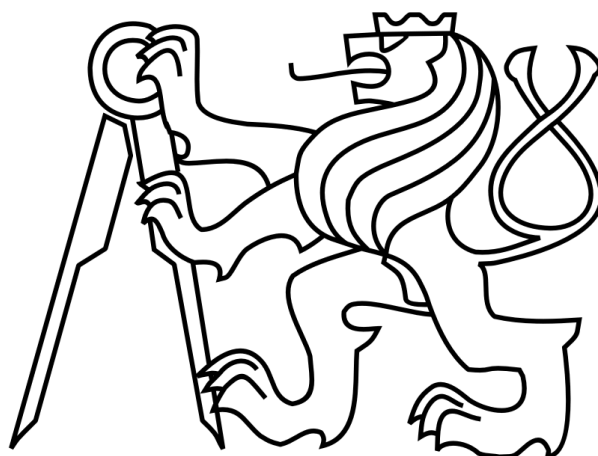


**České vysoké učení technické v Praze**  
**fakulta elektrotechnická**  
**katedra telekomunikační techniky**



**Diplomová práce**

**Osmiúhelníkový štěrbinový aplikátor pro mikrovlnnou termoterapii**

**Autor:** Bc. Lucie Bartoňová

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

**2014**

České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta elektrotechnická

katedra telekomunikační techniky

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Bc. Bartoňová Lucie**

Studijní program:  
Obor: Sítě elektronických komunikací

Název tématu: **Osmiúhelníkový štěrbinový aplikátor pro mikrovlnnou termoterapii**

Pokyny pro vypracování:

Vaším úkolem je navrhnout a pomocí simulátoru EM pole SEMCD X Light optimalizovat osmiúhelníkový štěrbinový aplikátor pro mikrovlnnou lokální termoterapii. Rozměry motivu této struktury volte s ohledem na homogenitu rozložení veličiny SAR a na efektivní hloubku profilu veličiny SAR minimálně 15 mm. Technická specifikace: frekvence 434 MHz, výstupní výkon mikrovlnného generátoru 50 W, úroveň odraženého výkonu méně než 1%.

Dále je vaším úkolem navrženou matici štěrbinových planárních rezonátorů realizovat a experimentálně ověřit na planárním agarovém fantomu. Technická specifikace: frekvence 434 MHz, příkon 100 W, PSV na vstupu aplikátoru menší než 2.

Testování aplikátoru:

- změřte činitel odrazu planárního mikrovlnného aplikátoru,
- změřte 3D distribuci SAR pomocí infračervené kamery.

Seznam odborné literatury:

1. Vrba, J.: Lékařské aplikace mikrovlnné techniky. Skriptum ČVUT, Praha, 2007
2. Vrba, J.: Úvod do mikrovlnné techniky. Skriptum ČVUT, Praha, 2007
3. Int. Journal of Hyperthermia, ESHO 1992 – 2013.

Vedoucí: prof. Ing. Jan Vrba, CSc.

Platnost zadání: do konce zimního semestru 2014/2015

prof. Ing. Boris Šimák, CSc.  
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
děkan

V Praze dne 20. 11. 2013

## Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem zadanou diplomovou práci „Osmiúhelníkový štěrbinový aplikátor pro mikrovlnnou termoterapii“ zpracovala sama s přispěním vedoucího práce a používala jsem pouze literaturu uvedenou na konci práce. Souhlasím se zapůjčováním práce a jejím zveřejňováním.

V Praze dne 12. 5. 2014

.....

podpis

## **Poděkování**

Tímto bych ráda vyjádřila poděkování vedoucímu mé diplomové práce, panu prof. Ing. Jan Vrbovi, CSc., za ochotnou spolupráci a za důležité rady a připomínky, které pomohly ke zdárné realizaci osmiúhelníkového štěrbinového aplikátoru pro lokální mikrovlnnou termoterapii.

## **Abstrakt**

Cílem této diplomové práce je návrh a realizace osmiúhelníkového štěrbínového aplikátoru pro mikrovlnnou lokální termoterapii pracujícího na frekvenci 434 MHz a schopného dodat do léčené oblasti výkon až 100 W. Aplikátor je tvořen maticí štěrbínových planárních rezonátorů ve tvaru osmiúhelníku. V první části se zabýváme popisem základních poznatků o mikrovlnné termoterapii. V druhé části se zabýváme návrhem aplikátoru, výsledky numerických simulací EM pole diskutovaného aplikátoru s důrazem na rozložení veličiny SAR, realizací a výsledky experimentálního ověření funkce diskutovaného aplikátoru.

## **Abstract**

The main aim of this master thesis is to design and implement the Octagon slotted line applicator for local microwave thermotherapy with a working frequency of 434 MHz and deliver up to 100 W to the treated area. Applicator is created by a matrix of four octagonal planar slotted line resonators. In the first part of the thesis we deal with the description of basic information about microwave hyperthermia. In the second part of this thesis there is a description of the design of the Octagon slotted line applicator for local microwave thermotherapy, the results and numerical simulation with respect to SAR distribution, followed by the description of implementation of the discussed applicator and results of its experimental evaluation.

## Obsah

|   |           |
|---|-----------|
| <b>1. Úvod .....</b>  | <b>9</b>  |
| 1.1. Termoterapie .....   | 9         |
| 1.2. Hypertermie.....   | 10        |
| 1.3. Biologické účinky hypertermie .....                                | 10        |
| 1.4. Zařízení pro hypertermii .....                                     | 13        |
| 1.5. Hygienické normy elektromagnetického pole .....                    | 15        |
| 1.6. Sonda pro měření hygienických limitů .....                         | 16        |
| <b>2. Základní rovnice elektromagnetického pole .....</b>               | <b>18</b> |
| 2.1. Interakce elektromagnetického pole s biologickou tkání.....        | 19        |
| 2.2. Komplexní permitivita biologické tkáně.....                        | 20        |
| <b>3. Biologické účinky mikrovlnné energie.....</b>                     | <b>23</b> |
| 3.1. Veličiny vhodné pro definování hygienické normy.....               | 24        |
| <b>4. Aplikátory pro mikrovlnnou termoterapii.....</b>                  | <b>26</b> |
| 4.1. Testování mikrovlnných aplikátorů .....                            | 27        |
| 4.2. Model biologické tkáně.....  | 27        |
| 4.3. Měření teplotní distribuce pomocí termokamery.....                 | 28        |
| <b>5. Návrh a simulace aplikátoru pro mikrovlnnou termoterapii.....</b> | <b>30</b> |
| 5.1. Impedanční přizpůsobení aplikátoru .....                           | 32        |
| 5.2. Určení rozměrů aplikátoru .....                                    | 33        |
| <b>6. Výsledky simulace.....</b>  | <b>36</b> |
| <b>7. Praktická realizace .....</b>                                     | <b>40</b> |
| <b>8. Zhodnocení .....</b>  | <b>47</b> |
| <b>9. Závěr .....</b>   | <b>48</b> |
| <b>10. Použitá literatura .....</b>                                     | <b>49</b> |

## Seznam obrázků

|  |    |
|--|----|
| Obr. 1.1 – Průběh teploty ve zdravé a nádorové tkáni (převzato z [2]).   | 11 |
| Obr. 1.2 – Porovnání výsledků léčby RT s HT s léčbou pomocí samotné RT [4].  | 12 |
| Obr. 1.3 – Závislost přežití buněk vystavených zvýšené teplotě za čas $t$ (převzato z [1]).  | 13 |
| Obr. 1.4 – Schéma vyzařování elektromagnetické energie do biologické tkáně.  | 14 |
| Obr. 1.5 – Hypertermické systémy a aplikátory.   | 14 |
| Obr. 1.6 – Hygienická norma ANSI (USA) pro vysokofrekvenční EM pole (převzato z [1]).  | 15 |
| Obr. 1.7 – Evropská norma pro povolenou expozici EM polem, nově platí i v ČR [1].  | 16 |
| Obr. 1.8 – Schematické znázornění izotropní sondy (převzato z [2]).  | 17 |
| Obr. 2.1 – Závislost výkonu $P$ elektromagnetické vlny šířící se do biologické tkáně a též typický průběh teploty $T$ v hloubce $d$ pod povrchem biologické tkáně. | 22 |
| Obr. 4.1 – Testování aplikátorů pomocí infračervené kamery.  | 29 |
| Obr. 5.1 – Struktura výsledného maticového osmiúhelníku.   | 30 |
| Obr. 5.2 – Prostorové rozložení elektromagnetického pole v okolí štěrbin.  | 31 |
| Obr. 5.3 – Struktura osmiúhelníkového rezonátoru.  | 33 |
| Obr. 5.4 – Model vrstev pro simulaci aplikátoru.   | 34 |
| Obr. 5.5 – Rozměry rezonátoru.   | 35 |
| Obr. 6.1 – Model aplikátoru v simulátoru SEMCAD.   | 36 |
| Obr. 6.2 – Výsledný koeficient odrazu ze simulace.   | 37 |
| Obr. 6.3 – Povrchové rozložení veličiny SAR.   | 38 |
| Obr. 6.4 – Prostorové rozložení SAR v rovině řezu, kde dosahuje maximální hodnoty.   | 38 |
| Obr. 6.5 – Povrchové rozložení veličiny SAR.   | 39 |
| Obr. 6.6 – Prostorové rozložení SAR v rovině řezu, kde dosahuje maximální hodnoty.   | 39 |
| Obr. 7.1 – Rozměry aplikátoru tvořeného maticí čtyř osmiúhelníkových rezonátorů.   | 40 |
| Obr. 7.2 – Fotografie vyrobeného aplikátoru.   | 41 |
| Obr. 7.3 – Průběh měření impedančního přizpůsobení jednotlivých aplikátorů i celé matice.  | 42 |
| Obr. 7.4 – Průběh měření veličiny SAR celé matice pomocí IR kamery FLIR P25.   | 43 |
| Obr. 7.5 – Termogram povrchu agarového fantomu před expozicí.  | 43 |
| Obr. 7.6 – Pohled na přístroje udávající výkon dodávaný generátorem i výkon odražený.  | 44 |
| Obr. 7.7 – Termogram povrchu agarového fantomu a na něm umístěného aplikátoru v průběhu expozice.  | 45 |
| Obr. 7.8 – Termogram povrchu agarového fantomu po expozici.  | 45 |
| Obr. 7.9 – Termogram řezu agarového fantomu po expozici.   | 46 |

## Seznam tabulek

|   |    |
|---|----|
| Tabulka 1.1 - Přípustné hodnoty expozice EM polem.  | 17 |
| Tabulka 1.2 - Přípustná denní resp. směnová dávka mikrovlnného záření pro pracovníky obsluhující mikrovlnná zařízení. | 17 |
| Tabulka 2.1 - Dielektrické vlastnosti biologické tkáně v závislosti na kmitočtu, určení efektivní hloubky ohřevu.     | 21 |
| Tabulka 5.1 - Rozměry rezonátoru.   | 35 |
| Tabulka 6.1 – Model aplikátoru.   | 36 |

## Seznam použitých symbolů a zkratek

| Symbol             | Jednotka             | Název   |
|--------------------|----------------------|---|
| $a$                | (m)                  | rozměr strany aplikátoru                            |
| $B$                | (T)                  | indukce magnetického pole                           |
| $c$                | (m/s)                | rychlost světla                                     |
| $c'$               | (°C)                 | měrné teplo tkáně                                   |
| $D$                | (C/m <sup>2</sup> )  | indukce elektrického pole                           |
| $d$                | (m)                  | šířka štěrbin v rohu aplikátoru                     |
| $d_{1/2}$          | (m)                  | efektivní hloubka vniku definovaná pro termoterapii |
| $E$                | (V/m)                | intenzita elektrického pole                         |
| $E_i$              | (V/m)                | intenzita dopadajícího elektrického pole            |
| $E_t$              | (V/m)                | intenzita elektrického pole v biologické tkáni      |
| $f$                | (Hz)                 | frekvence   |
| $H$                | (A/m)                | intenzita magnetického pole                         |
| $h$                | (m)                  | výška substrátu                                     |
| $J$                | (A/m <sup>2</sup> )  | zdrojová proudová hustota                           |
| $J_0$              | (A/m <sup>2</sup> )  | hustota posuvného proudu                            |
| $J_v$              | (A/m <sup>2</sup> )  | hustota vodivého proudu                             |
| $m$                | (kg)                 | hmotnost  |
| $N$                | (%)                  | procento přežívajících buněk                        |
| $P$                | (W)                  | výkon   |
| $p$                | (kg/m <sup>3</sup> ) | výkonová hustota                                    |
| $P_0$              | (W)                  | příkon  |
| PSV (SWR)          | (-)                  | poměr stojatých vln                                 |
| $s$                | (m)                  | vzájemná vzdálenost prvků výsledné matice           |
| $s_{11}, \rho, RL$ | (dB, dB, -)          | koeficient odrazu, resp. útlum odrazu               |
| SAR                | (W/kg)               | absorbovaný výkon v jednom kilogramu tkáně          |
| $T$                | (°C)                 | teplota   |
| $t$                | (s)                  | čas   |
| $t$                | (m)                  | tloušťka vrstvy pokovení na substrátu               |
| $T'$               | (kg/m <sup>3</sup> ) | míra prostoupení energie                            |
| $tg\delta$         | (-)                  | činitel ztrát                                       |
| $U$                | (V)                  | napětí  |
| $U_{max}$          | (V)                  | maximální hodnota napětí stojatého vlnění           |
| $U_{min}$          | (V)                  | minimální hodnota napětí stojatého vlnění           |
| $U_o$              | (V)                  | napětí odražené vlny                                |
| $U_p$              | (V)                  | napětí postupné vlny                                |
| $V$                | (m <sup>3</sup> )    | objem   |
| $v_f$              | (m/s)                | fázová rychlost                                     |



# 1. Úvod

## 1.1. Termoterapie

Jednou z nejstarších forem fyzioterapie v lidské historii je termoterapie, jejím principem je působit tepelnými účinky na lidské tělo. Pojem termoterapie se poprvé objevuje v první dochované učebnici z Číny, která je z roku 2837 před naším letopočtem. Avšak první použití této metody bylo pravděpodobně mnohem dříve, než bylo písemně zaznamenáno.

Termoterapii dělíme podle několika faktorů, nejdůležitějším z parametrů je používaná teplota. O tzv. pozitivní termoterapii mluvíme, působíme-li na léčenou oblast teplými a horkými podněty za účelem ohřevu. O negativní termoterapii mluvíme, působíme-li na léčenou oblast studenými podněty. Další dělení je podle způsobu aplikace, jako je například aplikace přímým kontaktem nebo bezkontaktně.

### **Regionální termoterapie**

Při tomto typu termoterapie je regionální aplikátor umístěn vně oblasti, která má být léčena. Tento aplikátor obvykle vytvoří elektromagnetickou vlnou, která se šíří do léčené oblasti z vnější apertury. Pak dojde k fokusování elektromagnetické energie do oblasti nádorové tkáně. Tohoto efektu lze docílit pomocí soustavy dvou nebo i více aplikátorů respektive pak i jedním integrálním regionálním aplikátorem. Efektivní hloubka ohřevu je pak srovnatelná s rozměry lidského těla.

### **Intrakavitární termoterapie**

Z aplikátoru umístěného do některé z tělních dutin se vyzařuje vlnová vlna na stěnu, na niž má být aplikována termoterapie. V tomto případě se elektromagnetická vlnová vlna šíří z intrakavitárního aplikátoru ven do léčeného okolní biologické tkáně. Efektivní hloubka ohřevu je relativně malá - v řádu několika milimetrů, maximálně kolem jednoho centimetru.

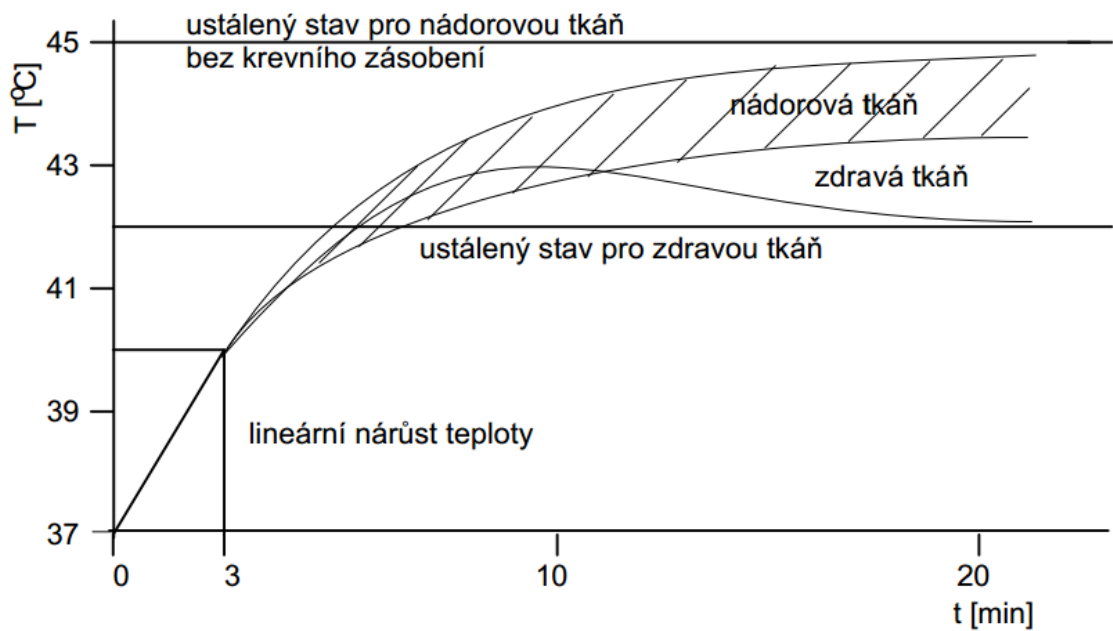
## 1.2. Hypertermie

Vlivu hypertermie na léčbu zhoubných nádorů si poprvé všimnul již Hippokrates. Již v jeho době bylo zjištěno zmenšení zhoubného nádoru při dlouhodobě vysokých teplotách – horečnatých onemocněních. Účinky hypertermie se začaly blíže zkoumat již v průběhu 19. století. Avšak k rozvinutí hypertermie jako léčebné metody došlo až v posledních desítkách let. Impuls k tomu dala první konference o Hypertermii, která byla ve Washingtonu v roce 1975, kde poprvé zazněl výrok o tom, že hypertermie poškozuje významně nádorové buňky. Po této době dochází k neustálému rozvoji této léčebné metody. V zemích EU, v USA, Japonsku a dalších rozvinutých zemích je hypertermie standardní součástí onkologické léčby, aplikuje se na mnoha špičkových onkologických klinikách. Tyto kliniky jsou vybaveny potřebným zařízením tak i specializovaným personálem, který tyto zařízení obsluhuje. Zdravotní pojišťovny těchto zemí přispívají na léčbu hypertermií – např. v Německu jde o částku cca 650 EUR za léčbu jednoho pacienta.

V České republice se hypertermie pravidelně aplikuje od r. 1981 na Ústavu radiční onkologie FN Bulovka, bylo tam léčeno již více než 1000 pacientů. Avšak zatím bohužel tato léčba nepřišla do širšího povědomí odborných lékařů na jiných onkologických klinikách v ČR, a tudíž se zatím nestala běžnějším standardem při léčbě v dnešní době. Je to asi také dáno tím, že v ČR zdravotní pojišťovny zatím léčbu termoterapií neproplácejí.

## 1.3. Biologické účinky hypertermie

Hypertermii dělíme podle velikosti léčené oblasti do několika základních skupin. V praxi se nejčastěji používá lokální nebo regionální hypertermie, která se zaměřuje na konkrétní místa na lidském těle. Existuje i tzv. celotělová hypertermie, při níž dochází k přehřívání celého organismu pacienta na teplotu vyšší než 41 °C v průběhu několika hodin. Tato metoda je ale silně zatěžující pro pacienta, v průběhu její aplikace musí být kontrolovány jeho základní fyziologické funkce. Na obrázku 1.1 (viz níže) můžeme vidět porovnání průběhu teploty v nádorové a zdravé tkáni při ohřevu elektromagnetickým polem.



Obr. 1.1 – Průběh teploty ve zdravé a nádorové tkáni (převzato z [2]).

Slovo hypertermie pochází z řeckých slov hyper a thermo, které označují záměrné zvýšení teploty celého lidského těla nebo jen jeho určitých částí. Je využívána ke zvýšení efektu radioterapie nebo chemoterapie na nádorové buňky při léčbě zhoubných nádorových onemocnění [4]. Efektu je možné dosáhnout zevním zvýšením teploty na 41° až 45°C při této teplotě ještě není EM polem exponovaná tkáň poškozena (dochází k tzv. apoptóze), při vyšší teplotě už dochází k termální destrukci tkání (dochází k tzv. nekróze). Během výsledků jedné z prvních studií bylo zjištěno, že aplikace samotné radioterapie má úspěšnost léčby cca 35% a úspěšnost léčby samotné hypertermie cca 25%. Při aplikaci obou léčebných metod je úspěšnost léčby cca 70%, tj. správně aplikovaná hypertermie může zvýšit účinek radioterapie o více než 30 % [4]. Na obrázku 1.2 je přehled klinických studií, porovnávajících účinky radioterapie (RT) v kombinaci s hypertermií (HT) s léčbou pomocí samotné radioterapie [4].

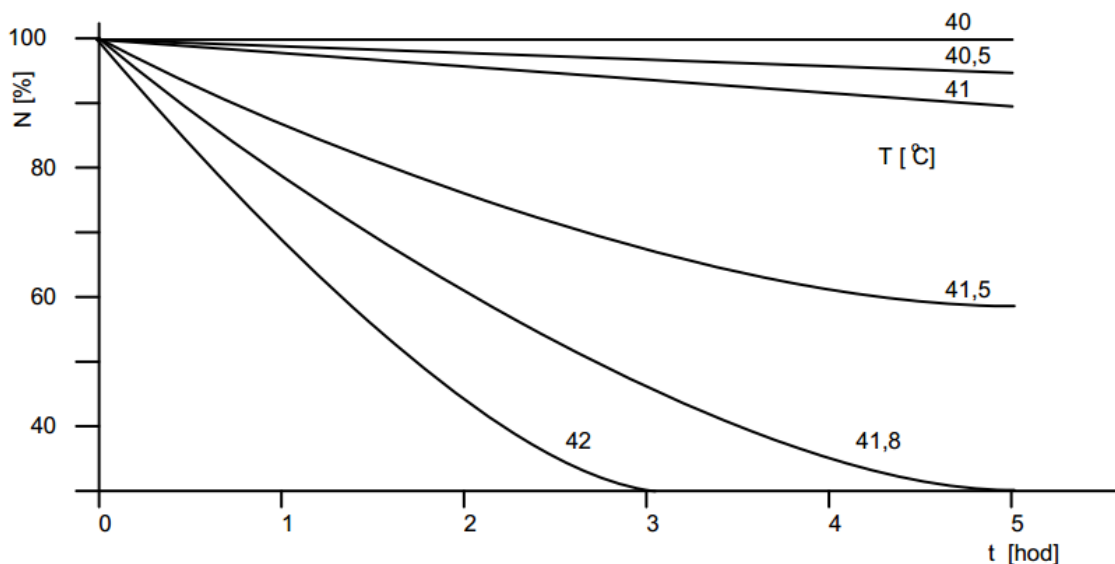
**Přehled randomizovaných, klinických studií ukazujících statisticky významné zlepšení výsledků léčby při kombinaci RT a HT, oproti RT samostatné**

| <b>Autor studie, rok publikace</b> | <b>Nádor</b>                           | <b>Počet pacientů</b> | <b>Sledované parametry</b>                   | <b>Účinnost RT + HT</b> | <b>Účinnost RT</b>  |
|------------------------------------|--|-----------------------|--|-------------------------|---------------------|
| Valdagni, 1993                     | hlava a krk                            | 41                    | CR<br>5letá lok. kontrola<br>5leté přežívání | 83 %<br>69 %<br>53 %    | 41 %<br>24 %<br>0 % |
| Datta, 1990                        | hlava a krk                            | 65                    | CR<br>DFI v 1,5 roku                         | 83 %<br>33 %            | 41 %<br>19 %        |
| Overgaard, 1996                    | maligní melanom                        | 70                    | CR<br>2letá lok. kontrola                    | 62 %<br>46 %            | 35 %<br>28 %        |
| Vernon, 1996                       | karcinom prsu                          | 306                   | CR   | 59 %                    | 41 %                |
| Sneed, 1998                        | glioblastoma multiforme                | 68                    | medián přežívání<br>2leté přežívání          | 85 týdnů<br>31 %        | 76 týdnů<br>15 %    |
| Van der Zee, 2000                  | močový měchýř, konečník, čípek děložní | 298                   | CR<br>3leté přežívání                        | 55 %<br>30 %            | 39 %<br>24 %        |
| Bedrow, 1990                       | konečník                               | 115                   | 5leté přežívání                              | 36 %                    | 7 %                 |
| Datta, 1987                        | čípek děložní                          | 64                    | CR   | 55 %                    | 31 %                |
| Egawa, 1989                        | povrchové nádory                       | 92                    | CR + PR                                      | 82 %                    | 63 %                |
| Harima, 2001                       | čípek děložní                          | 40                    | CR   | 85 %                    | 50 %                |
| Wang, 1996                         | jícen                                  | 125                   | 3leté přežívání                              | 42 %                    | 24 %                |
| You, 1993                          | konečník                               | 122                   | CR   | 23 %                    | 5 %                 |

*Obr. 1.2 – Porovnání výsledků léčby RT s HT s léčbou pomocí samotné RT [4]*

V dnešní době má medicína k dispozici přístroje s vyspělou technologií, tyto přístroje umožní cílenou léčbu hypertermií. Účinky tepla nádorové buňky mění, imunitní systém je tak může od zdravé tkáně odlišit. Při aplikaci této metody nastává problém u stanovení vhodné dávky energie pro pacienta. Na obr. 1.3 je zobrazena závislost přežití buněk při vystavení určité teplotě za určitý čas. Z průběhu můžeme vidět, že metoda začíná být účinná při teplotě přibližně od 41,5 °C, pro nižší teploty je procento přežití buněk dlouhodobě stále vysoké.

Nejvíce zkušeností v praxi s hypertermií je u maligního melanomu, metastáz na kůži, karcinomu prsu a při zhoubných onemocněních hlavy. V poslední době byl prokázán kladný vliv při užití této metody jako součásti radikální primární léčby dohromady s radioterapií u karcinomu děložního čípku.



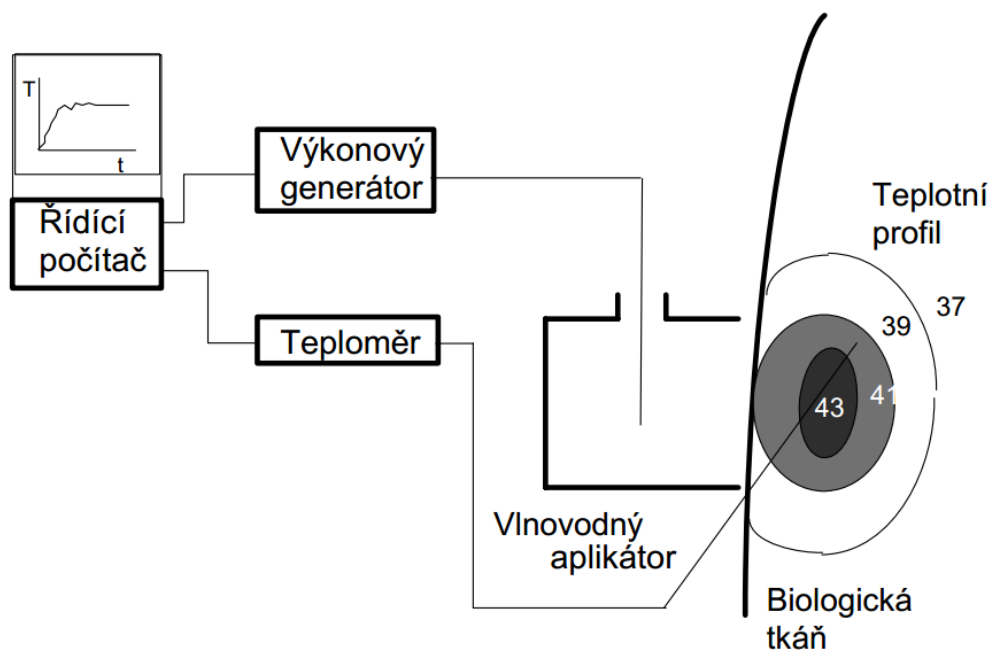
Obr. 1.3 – Závislost přežití buněk vystavených zvýšené teplotě za čas  $t$  (převzato z [1]).

Jedna z obzvláště výhodných vlastností hypertermie je ta, že při správném postupu nenastávají prakticky žádné vážnější komplikace. Pokud ji budeme porovnávat s většinou jiných léčebných forem, je velmi šetrná z hlediska náročnosti léčby a i z hlediska zátěže pro pacienta. Vedlejší účinky jsou velmi malé a projevují se jako lehké poruchy kůže a podkoží, které je způsobeno rostoucí teplotou v tkáních, po ukončení léčby tato porucha během krátké doby odezní. Někdy se může vyskytnout lehké zčervenání kůže, ale to také vždy rychle odezní. Aby se předešlo během léčby popáleninám, je vhodné použít vodní bolus, kterým ochlazujeme povrch léčené oblasti.

Nežádoucí účinky se vyskytují hlavně u pacientů s umělou kloubní náhradou a u pacientů s kardiostimulátory.

#### 1.4. Zařízení pro hypertermii

Zařízení pro hypertermii (viz blokové schéma na obr. 1.4) se skládá z aplikátoru, který je přikládán k léčené oblasti, a který je připojen k výkonovému generátoru koaxiálním kabelem. Zdrojem elektromagnetické energie je generátor, ten je připojen na řídicí počítač, který ovládá veškerou činnost hypertermického systému během léčby tak, aby byla dosažena požadovaná teplota. K počítači je také připojena sada teplotních senzorů, jež mají za úkol monitorovat průběh teploty v léčené oblasti. Díky aplikaci této zpětné vazby lze pak přizpůsobovat léčbu aktuálním podmínkám. Hloubka vniku do tkáně je dána pracovní frekvenci 434 MHz a činí až 5 cm, hloubkový ohřev při frekvenci např. 70 MHz bývá až 8 cm. Příklad léčebných souprav používaných na zahraničních klinikách je uveden na obr. 1.5.



Obr. 1.4 – Schéma vyzařování elektromagnetické energie do biologické tkáně.

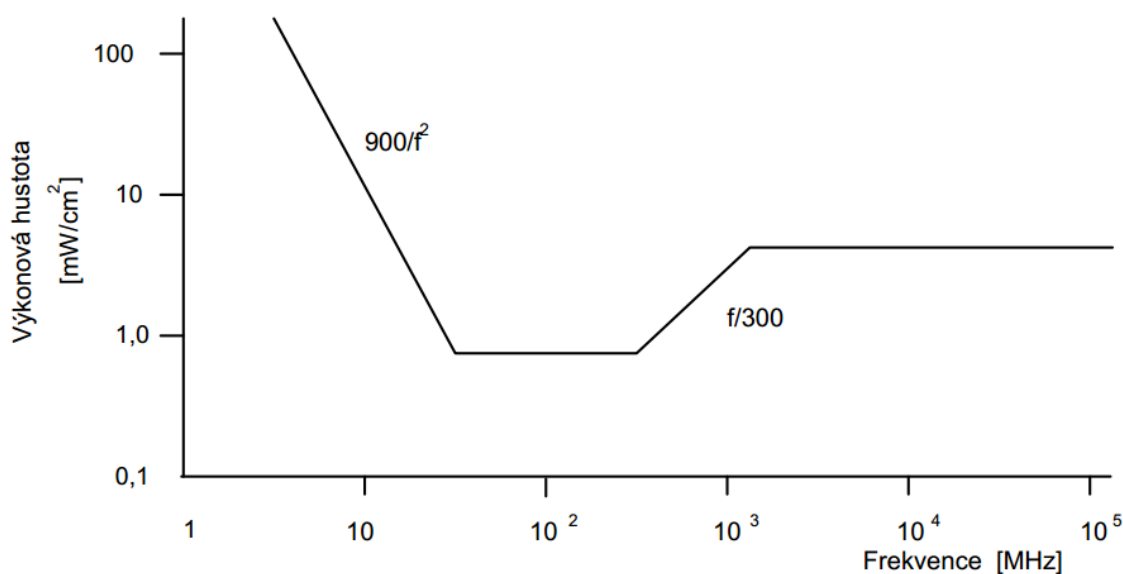
Na tomto obrázku je vidět i plastový bezztrátovou vodou (tj. destilovanou nebo i deionizovanou vodou) plněný polštář nazývaný vodní bolus. Ten má chránit tkáň před povrchovými tzv. „hot-spoty“ (tj. horkými místy, kde teplota překročí 45 °C). Je umístěn mezi tkáň, která je ozařována a zdroj EM záření. Na obr. 1.5 jsou vidět hypertermické aplikátory jak pro regionální léčbu (dole) tak i pro lokální léčbu (nahore).



Obr. 1.5 – Hypertermické systémy a aplikátory

## 1.5. Hygienické normy elektromagnetického pole

Při použití mikrovlnné techniky je nutné dodržení hygienických norem. Obzvláště v lékařství, kde se využívá vyšší výkon a může zde dojít k dlouhodobějšímu ohrožení obsluhy zařízení. Ve směrnících ANSI (American National Standards Institute) jsou obsaženy hygienické normy pro vyzařování elektromagnetického pole. Hranice absorpce, která je bezpečná v biologické tkáni či organismu, je rovna  $SAR = 4 \text{ W / kg}$ . Norma proto pracuje s úrovní  $SAR = 0,4 \text{ W / kg}$ . Také musí být zohledněna frekvence, na které je vyzařována energie. Hodnoty SAR na frekvencích, u kterých dochází k rezonanci lidského těla (v rozsahu od 30 do 300MHz), jsou velice přísné (to souvisí s vlnovou délkou a rozměry lidského těla) [7]. Maximální hodnota expozice člověka podle hygienické normy ANSI je frekvenčně závislá a je znázorněna na obr. 1.6, pro hodnoty normy Evropské unie [6].

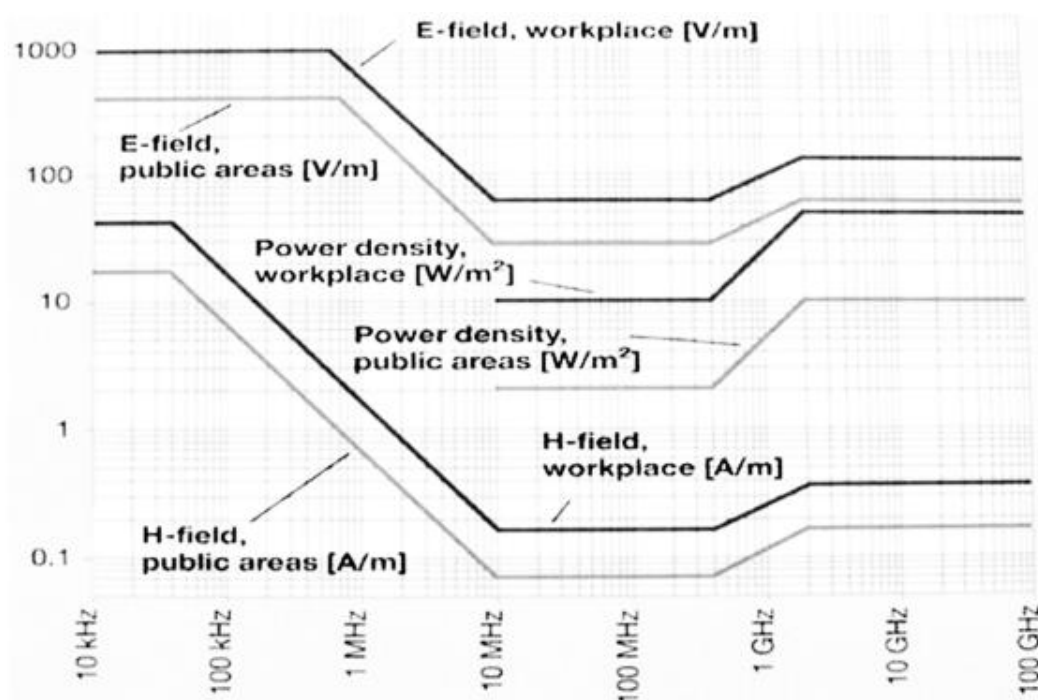


Obr. 1.6 – Hygienická norma ANSI (USA) pro vysokofrekvenční EM pole (převzato z [1]).

Na obr. 1.7 je znázorněna hygienická norma Evropské unie. Z diagramu je možné odečíst nejen maximální úroveň dopadající energie, ale taky limitní hodnoty pro další veličiny elektromagnetického pole.

Výnos hlavního hygienika reprezentuje normu z roku 1990, platnost normy ale končí se vstupem ČR do Evropské unie. Norma je definována jako součin hustoty výkonu elektromagnetického pole s dobou, po kterou na živý organismus působí. V

současné době mikrovlnné a radiofrekvenční kmitočtové spektrum dělíme do třech kmitočtových pásem, kde jsou definovány maximální přípustné hodnoty součinu elmag. pole s dobou, po kterou na živý organismus působí [1], [6]. Dělení bylo určeno občanům, kteří neabsolvuji pravidelné kontroly u lékaře a pro občany, kteří jsou kontrolováni pravidelně, pro ty jsou hodnoty mnohonásobně vyšší.

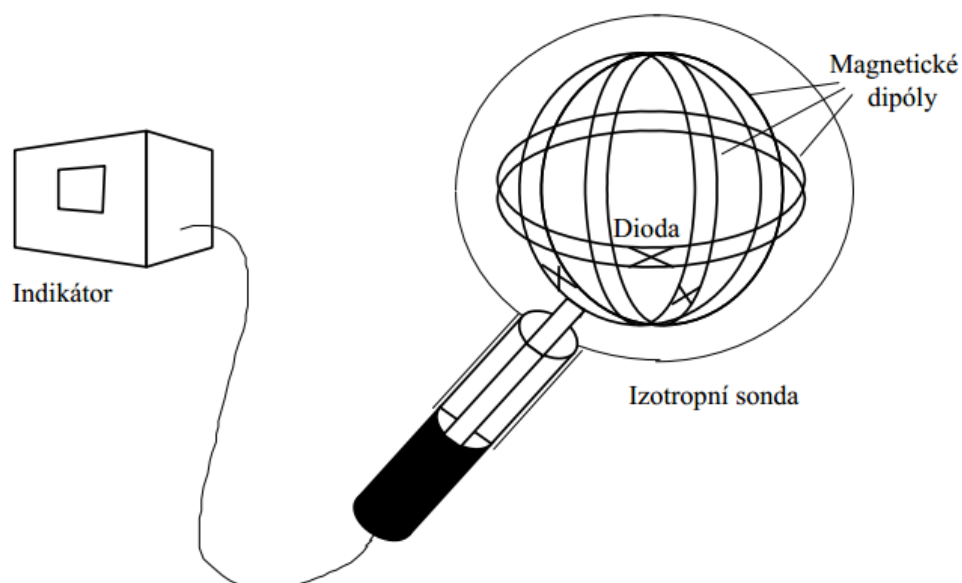


Obr. 1.7 – Evropská norma pro povolenou expozici EM polem, nově platí i v ČR (převzato z [1])

### 1.6. Sonda pro měření hygienických limitů

Pro měření veličin definujících hygienické limity je zapotřebí použít speciální sondu, která umožní měřit tyto veličiny anebo aspoň některé z nich. Tato sonda by měla obsahovat tři vzájemně kolmé prvky pro snímání pro tři vzájemně kolmých složek elektromagnetického pole. Těmito prvky jsou zejména tři elementární dipóly pro měření intenzity elektrického pole, nebo tři magnetické dipóly ve formě tří uzavřených smyček viz obr. 1.8.





Obr. 1.8 – Schematické znázornění izotropní sondy (převzato z [2])

Z tabulky 1.1 můžeme vyčíst hodnoty ozáření elektromagnetickým polem pro obyvatelstvo, které není pravidelně kontrolováno.

| Kmitočtové pásmo (MHz) | $( E ^2 \cdot t)_{\max}$ ( $V^2 \cdot m^{-2} \cdot h$ ) | $(p \cdot t)_{\max}$ ( $mW \cdot h \cdot cm^{-2}$ ) |
|------------------------|---|---|
| < 30                   | 700   | 1,87  |
| $30 < f < 300$         | 100   | 0,27  |
| $300 < f$              | 45  | 0,12  |

Tabulka 1.1 - Přípustné hodnoty expozice EM polem.

V následující tabulce 1.2 můžeme vidět vyšší dávku ozáření elektromagnetickým polem pro skupinu pracovníků obsluhujících mikrovlnná zařízení, kteří jsou pravidelně lékařsky kontrolováni.

| Kmitočtové pásmo (MHz) | $( E ^2 \cdot t)_{\max}$ ( $V^2 \cdot m^{-2} \cdot h$ ) | $(p \cdot t)_{\max}$ ( $mW \cdot h \cdot cm^{-2}$ ) |
|------------------------|---|---|
| $f < 30$               | 7000  | 18,7  |
| $30 < f < 300$         | 800   | 2,16  |
| $300 < f$              | 300   | 0,8   |

Tabulka 1.2 - Přípustná denní resp. směnová dávka mikrovlnného záření pro pracovníky obsluhující mikrovlnná zařízení.

## 2. Základní rovnice elektromagnetického pole

Při analýze a aplikaci mikrovlnných zařízení jsou velmi důležité vztahy popisující elektromagnetického pole. Níže jsou uvedeny základní rovnice, které budeme dále používat.

Výpočet veličin elektromagnetického pole řešíme pomocí Maxwellových rovnic, jsou to základní rovnice elektrodynamiky. Uvedeme nejprve zápis rovnic v diferenciálním tvaru, které uvedeme pro obecnou časovou závislost. Jde o rovnice, kde první dvě Maxwellovy rovnice vyjadřují vazbu mezi elektrickým a magnetickým polem.

$$\operatorname{rot} H = \frac{\partial D}{\partial t} + J_v \quad (2.1)$$

$$\operatorname{rot} E = - \frac{\partial B}{\partial t} \quad (2.2)$$

První rovnice je zobecněním Biot-Savartova zákona, druhá je pak odvozena od Faradayova zákona. Řešení problémů elektromagnetického pole znamená řešit soustavu těchto rovnic.

Další dvě rovnice bývají nazývány jako tzv. doplňující Maxwellovy rovnice. Umožňují určit počáteční a okrajové podmínky a tím i jednoznačné řešení soustavy prvních dvou rovnic.

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

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

Další tři rovnice tzv. materiálové, umožňují řešení v tzv. nehomogenním prostředí

$$D = \varepsilon E \quad (2.5)$$

$$B = \mu H \quad (2.6)$$

$$J_v = J + \sigma E \quad (2.7)$$

Maxwellův přínos k teorii elektromagnetického pole spočívá především v tom, že jako první pochopil vazbu mezi uvedenými rovnicemi, které byly již v té době

samostatně známé. Po nutných úpravách jednotlivých rovnic, vytvořil uvedenou soustavu rovnic, která nese jeho jméno.

V uvedených rovnicích nazýváme vektor  $H$  vektorem intenzity magnetického pole, vektor  $E$  značí vektor intenzity elektrického pole,  $B$ , resp.  $D$  jsou vektory indukce elektrického, resp. magnetického pole.  $J_v$  je vektor hustoty vodivého proudu,  $t$  je čas a  $\rho$  je hustota volného prostorového náboje. Důležitou roli mají tzv. materiálové konstanty:

$\sigma$  je měrná elektrická vodivost prostředí

$\mu$  permeabilita prostředí

$\varepsilon$  permitivita prostředí

Hodnotu permitivity a permeability můžeme dále rozepsat:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \quad (2.8)$$

kde  $\varepsilon_0$  je permitivita vakua a  $\varepsilon_r$  je relativní permitivita daného prostředí.

$$\varepsilon_0 = \frac{10^7}{4\pi c^2} = 8,854188 \cdot 10^{-12} \text{ (F.m}^{-1}\text{)}$$

Dále pak  $\mu_0$  je permeabilita vakua a  $\mu_r$  je relativní permeabilita daného prostředí.

$$\mu = \mu_0 \cdot \mu_r \quad (2.9)$$

$$\mu_0 = 4\pi 10^{-7} = 1,256637 \cdot 10^{-6} \text{ (H.m}^{-1}\text{)}$$

## 2.1. Interakce elektromagnetického pole s biologickou tkání

Interakci elektromagnetického pole s biologickou tkání určujeme pomocí výpočtu nebo měření rozložení veličin elektromagnetického pole v uvažované oblasti tkáně, abychom určili prostorové rozložení energie absorbované v daném biologickém objektu a také hodnotu, která byla celkem absorbována.

Následující výraz je označován jako komplexní permitivita:

$$\varepsilon^* = \varepsilon' (1 - jt g \delta) \quad (2.10)$$

kde  $tg\delta = \frac{\omega\varepsilon'' + \sigma}{\omega\varepsilon'}$  je činitel ztrát v dielektrickém prostředí.

Komplexní charakter bude mít v obecném případě i permeabilita, která je vyjádřena následovně:  $\mu = \mu' - j\mu''$ .

## 2.2. Komplexní permitivita biologické tkáně

Biologická tkáň a její interakce s elektromagnetickým polem je ovlivněna permitivitou tkáně  $\varepsilon$ , uvažujeme ji v komplexním tvaru pro případ tkáně jako ztrátového dielektrika. Je do značné míry závislá na teplotě  $T$  a obecně závislá především na kmitočtu  $f$ . Zanedbatelná je závislost na tlaku a vektoru intenzity elektrického pole  $E$ . Měrnou elektrickou vodivost tkáně  $\sigma$  můžeme vyjádřit ve tvaru:

$$\sigma = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon'' \quad (2.11)$$

Pohyb volných elektronů a iontů, polarizaci atomů, molekul a taky rotaci molekul, které jsou vázány do dipólů, vyvolá v biologické tkáni elektrické pole. Vedený proud vznikne účinkem elektrického pole na volné náboje v biologické tkáni, jeho hustota je pak dána výrazem:

$$J_v = \sigma E = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon'' E \quad (2.12)$$

Interakce s vázanými náboji vyvolá posuvný (kapacitní) proud a jeho hustotu vyjádříme vztahem:

$$J_0 = \varepsilon_0 \varepsilon' \frac{\partial E}{\partial t} = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon' E \quad (2.13)$$

Tangentou ztrátového úhlu  $\delta$  je dán vztah mezi hustotou vedeného a posuvného proudu:

$$\frac{J_v}{J_0} = \frac{\sigma}{2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon'} = \frac{\varepsilon''}{\varepsilon'} = tg\delta \quad (2.14)$$

V důsledku následujícího mechanismu ztrát se elektromagnetická energie mění na tepelnou. Kmitající elektrické částice se opozdí při působení elektrického pole za budící intenzitu elektrického pole, proud není ve fázi s intenzitou elektrického pole. Pohyb elektronu pomyslně rozložíme na složku ve fázi s potenciálním rozdílem na elektrodách

a na složku, která sleduje intenzity elektrického pole, abychom respektovali matematicky tuto fázovou skutečnost.

Střídavé ztráty závisí na objemu a hmotnosti přemísťované částice, relativní permitivita závisí na velikosti polarizačního náboje dipólu. Poměrem náboje částice a její hmoty je dána jakost dielektrika, to je poměr převrácený k poměru veličin.

Jednotlivé typy biologické tkáně můžeme rozdělit do dvou skupin podle jejich biologických vlastností: Mezi tkáně s nízkým obsahem vody, řadíme například, tuk a kosti. Tkáně, které mají vysoký obsah vody, jsou například svaly, kůže, vnitřní orgány.

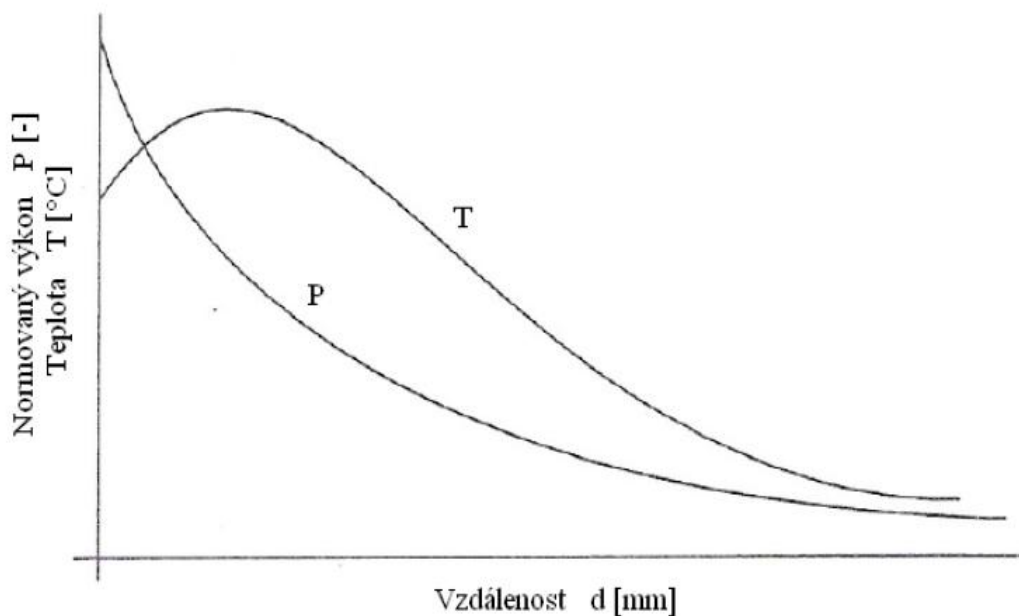
Biologické tkáně mají několik vrstev a liší se nejen z biologického hlediska, ale i díky dielektrickým parametrům. Přibližně polovina výkonu se odrazí nazpátek a zbytek přejde do biologické tkáně při dopadu elektromagnetické vlny z volného prostoru na povrch.

V tabulce 2.1 jsou uvedeny dielektrické vlastnosti obou biologických typů tkáně pro kmitočty typické pro léčbu hypertermií.

| Frekvence<br>f (MHz) | Relativní<br>permitivita $\epsilon_r$ (-) | Měrná vodivost<br>$\sigma$ (S/m) | Efektivní<br>hloubka vniku $\delta$<br>(cm) | Efektivní<br>hloubka vniku<br>$d_{1/2}$ (cm) |
|----------------------|---|----------------------------------|---|--|
| 13,56                | 160 / -                                   | 0,62 / -                         | 20 / -                                      | 7,7 / -                                      |
| 27,12                | 113 / 20                                  | 0,65 / 0,02                      | 14 / 200                                    | 5,4 / 77                                     |
| 40,68                | 97 / 14                                   | 0,72 / 0,03                      | 11 / 200                                    | 4,2 / 46                                     |
| 433,92               | 53 / 5,6                                  | 1,20 / 0,08                      | 3,6 / 30                                    | 1,4 / 11,5                                   |
| 2450                 | 49 / 5,5                                  | 2,21 / 0,16                      | 1,7 / 10                                    | 0,7 / 3,9                                    |

*Tabulka 2.1 - Dielektrické vlastnosti biologické tkáně v závislosti na kmitočtu, určení efektivní hloubky ohřevu*

Výkon postupující vlny se exponenciálně tlumí v důsledku vodivosti prostředí, jak můžeme vidět na obrázku 2.1.



Obr. 2.1 – Závislost výkonu  $P$  elektromagnetické vlny šířící se do biologické tkáně a též typický průběh teploty  $T$  v hloubce  $d$  pod povrchem biologické tkáně.

V obrázku 2.1 je znázorněna teplota  $T$  a její typické rozložení ve stejnorodé tkáni. Chlazením povrchu buď cirkulujícím vzduchem, pocením, nebo tzv. vodním bolusem s termostatovanou vodou vznikne pokles teploty při povrchu. V určité hloubce pod povrchem tak dojde k vytvoření maxima teploty, hlouběji tato teplota exponenciálně klesá.

Mezi jednotlivými vrstvami biologických tkání jsou však výpočty značně komplikovány existencí plošných přechodů, jelikož se na nich odráží zpět energie. Někdy tak může docházet k rezonancím elektromagnetické energie v oblasti mezi dvěma přechody, a tím ke vzniku horkých míst, jev nastává při překročení povolené teploty (okolo 44 - 45 °C) u zdravé tkáně v určité části léčené oblasti.

### **3. Biologické účinky mikrovlnné energie**

V této oblasti je publikováno již několik tisíc prací, výsledky některých prací jsou protichůdné, jelikož samotná realizace není jednoduchá, zabránit rušivým jevům je velmi obtížné, někdy až nemožné. Absorpce a její účinky jsou závislé na biologických vlastnostech tkání. Zejména na faktorech, jako jsou například dielektrické vlastnosti tkáně, geometrický tvar a rozměr tkáně, trojrozměrném nehomogenním prostorovém rozložení tkání, orientaci a polarizaci EM pole, kmitočtu EM pole, zdroji vyzařování EM pole, podmínkách expozice, délce trvání experimentu. Biologické účinky dělíme na tepelné účinky a na netepelné účinky.

#### **Tepelné účinky**

Nuceně zvýšená teplota při absorpci vyšší úrovně elektromagnetické energie, tak jsou chápány tepelné účinky, při nichž dochází k ohřevu biologické tkáně. Těchto účinků se využívá při termoterapii. Tyto tepelné účinky mohou být doprovázeny i vlastními účinky elektromagnetického pole. Výsledný efekt tepelných a netepelných účinků je pak velmi obtížné vyhodnotit odděleně. Pojem tepelné a netepelné účinky pole se pozvolna v poslední době nahrazujeme pojmem účinky na vysoké resp. nízké úrovni EM pole.

#### **Netepelné účinky**

Netepelné účinky jsou přímé účinky elektromagnetického pole při nízké energetické úrovni, kde nedochází k absorpci většího výkonu, a také ke zvýšení teploty pozorované biologické tkáně.

“In vitro“ studium vlivu elektromagnetického pole na buňku neprokázalo škodlivé účinky na enzymy, DNA, buněčnou membránu, ani jiné části buněk.

Všeobecné studie ukazují na určitý vliv elektromagnetických polí na člověka. Například mezinárodní studie ukazují prokazatelné zvýšení doby reakce uživatele mobilního telefonu v průběhu používání, kdy tento efekt trvá i po ukončení hovoru. Dále se diskutují subjektivní potíže jako pocit větší únavy, zhoršená paměť, atp., otázkou ale však je, do jaké míry se zde uplatňuje tzv. fobie z elektromagnetického záření.

### 3.1. Veličiny vhodné pro definování hygienické normy

Maximální hodnoty dopadajícího výkonu nebo maximální hodnoty intenzity elektrického pole jsou konkrétním výsledkem dosavadního výzkumu hygienických norem, jejichž účinkům může být člověk vystaven, aby nedošlo k poškození zdraví. Tyto normy se liší v různých zemích světa, ale Evropská unie pracuje na jejich sjednocení v rámci mezinárodních výzkumných programů.

Abychom mohli porovnat působení elektromagnetického pole na živé organismy je zapotřebí najít vhodnou veličinu. V současné době jsou nejpoužívanější následující veličiny:

#### Hustota dopadajícího výkonu $\rho$ (W/m<sup>2</sup>)

Veličina, která je vhodná pro mikrovlnnou část kmitočtového spektra. Je dobře měřitelná, ale nedefinuje expozici biologické tkáně dost přesně. Biologická tkáň totiž odrazí část dopadajícího výkonu a do tkáně se dostane jen část dopadajícího výkonu. Tato veličina je využívána naší hygienickou normou.

#### SAR (Specific Absorption Rate) (W/kg)

Pomocí veličiny SAR definujeme absorbovaný výkon na 1 kg tkáně. Veličina definuje velmi přesně míru expozice biologické tkáně elektromagnetickým polem, měření je ale obtížné. Využívá ji a zavádí USA norma, kterou vydal ANSI (American National Standard Institute).

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial W}{\partial m} \right) = \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial W}{\rho \partial V} \right) = \frac{\partial P}{\partial m} = \frac{\partial P}{\rho \partial V} \text{ (W/kg)} \quad (3.1)$$

Kde  $W$  je elektromagnetická energie absorbovaná v biologické tkáni,  $t$  značí čas,  $m$  vyjadřuje hmotnost,  $\rho$  hustotu tkáně,  $V$  její objem a veličina  $P$  je výkon elektromagnetické vlny. Dalším odvozením můžeme předchozí výraz upravit do tvaru, ve kterém bude obsaženo prostorové rozložení intenzity elektrického pole  $E(x, y, z)$ .

$$SAR = \frac{\sigma |E(x, y, z)|^2}{2} \quad (3.2)$$

Kde  $\sigma$  je elektrická vodivost uvažované tkáně. Pokud můžeme zanedbat vedení tepla v biologickém objektu, který studujeme, resp. jeho modelu – fantomu, potom lze



vyjádřit SAR pomocí časové změny (derivace, difference) časově závislého prostorového rozložení teploty  $T(x, y, z, t)$  ve studovaném objektu.

$$SAR = c \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} = c \frac{\Delta T(x, y, z, t)}{\Delta t} \quad (3.3)$$

Kde  $c$  je měrné teplo biologické tkáně nebo jejího fantomu.

### **ARD (Absorption Rate Density)**

Jde o veličinu povahově blízkou veličině SAR, fyzikálně jde o výkon, který je absorbován na jednotku objemu:

$$ARD = \rho c \frac{\partial T(x, y, z)}{\partial t} = \rho c \frac{\Delta T(x, y, z)}{\Delta t} \quad (3.4)$$

### **Intenzita elektrického pole $E$ (V/m)**

Je vhodná pro vyjádření účinků elektromagnetického pole pro rozsah působení od stejnoměrné veličiny až po oblast radiotechnických kmitočtů. Přepočet na hustotu výkonu  $p$  lze vyjádřit následujícím výrazem.

$$p = \frac{|E(x, y, z)|^2}{120\pi} \quad (3.5)$$

### **Intenzita magnetického pole $H$ (A/m)**

K předchozí veličině někdy také sledujeme vliv prostorového rozložení intenzity magnetického pole.

$$p = 120\pi |H(x, y, z)|^2 \quad (3.6)$$

### **Proudová hustota $J$ (A/m<sup>2</sup>)**

Pro proudovou hustotu  $J$  platí následující známý vztah:

$$J = \sigma E \quad (3.7)$$

Pokud známe vodivost biologické tkáně ve studované oblasti a rozložení intenzity elektromagnetického pole, můžeme určit proudovou hustotu.

Vztah mezi veličinou SAR a hustotou dopadajícího výkonu  $p$  lze odvodit následovně: Intenzitu elektrického pole uvnitř biologické tkáně si označíme jako  $E_t$  a intenzitu dopadajícího elektrického pole si označíme  $E_i$ . Pro tyto veličiny platí vztah:

$$E_t = TE_i \quad (3.8)$$

Kde  $T$  nazýváme činitelem průniku elektromagnetické vlny do biologické tkáně, dosazením dostane vztah:

$$SAR = \left(\frac{\sigma}{2\rho}\right)(TE_i)^2 \quad (3.9)$$

#### 4. Aplikátory pro mikrovlnnou termoterapii

Zpravidla dobře jsou u hypertermických souprav dořešeny výkonové generátory a také řízení celé soupravy výkonnými počítači. Ve specifických prvcích hypertermických souprav je prostor pro další vývoj, a to v oblasti termometrie a aplikátorů. Podle kritérií dělíme aplikátory do několika skupin:

##### **Druh aplikátoru:**

- a) Vlnovodné aplikátory
- b) Aplikátory tvořené úsekem vedení
- c) Induktivní aplikátory
- d) Kapacitní aplikátory

##### **Druh léčby:**

- a) Lokální termoterapie (povrchová, podpovrchová, hloubková)
- b) Regionální a celotělová termoterapie
- c) Intrakavitární a intersticiální termoterapie

### **Použití aplikátoru:**

- a) Léčba nádorů (hypertermický ohřev)
- b) Fyzioterapie (diatermický ohřev)
- c) Angioplastika
- d) Diagnostika
- e) Ohřev tkáně po kryogenní léčbě
- f) Jiné způsoby využití v medicíně

#### **4.1. Testování mikrovlnných aplikátorů**

Jednou ze základních podmínek pro další vývoj a konstrukci mikrovlnných aplikátorů je znalost rozložení teplotních polí ohřívané tkáně na povrchu i směrem do hloubky různými aplikátory při hypertermickém ohřevu. Při testování je nutné v krátkém čase přibližně do minuty po ohřevu změřit rozložení teploty s co nejjemnějším rozlišením v trojrozměrném prostoru uvnitř tzv. fantomu biologické tkáně. Pro realizaci tohoto měření máme tři možnosti realizace:

- a) Měřením ve vodním fantomu
- b) Použitím tzv. infračervené kamery
- c) Realizací speciálních fantomů (je do nich zabudovaný systém teflonových kanyl s pohyblivými teplotními čidly)

#### **4.2. Model biologické tkáně**

Pro testování hypertermických aplikátorů jsou často používány tzv. modely (fantomy) biologické tkáně a měly by aproximovat její následující tepelné a dielektrické parametry:

- a) Teplotní vodivost tkáně
- b) Permittivitu tkáně
- c) Měrné teplo tkáně
- d) Elektrickou vodivost tkáně
- e) Prostorové rozložení biologické tkáně v léčené oblasti

- f) Vliv krevního řečiště (ochlazování tkáně přiváděnou krví a respektování obranné reakce biologického systému)

Dodržet správné hodnoty u prvních čtyř parametrů fantomů biologické tkáně je dosti obtížné, poslední dva parametry je prakticky nemožné dobře modelovat. Pokud potřebujeme velmi přesné měření nebo ověřit činnost hypertermické soupravy musíme místo fantomu použít experimentální zvířata.

Zvážíme-li, že z hlediska šíření elektromagnetické vlny se uplatní dielektrické parametry úměrně odmocnině svojí hodnoty, pak je zřejmé, že i fantomy, které jsou méně přesné, mohou dobře plnit svůj účel.

Potřebujeme dva odlišné typy fantomů obecně pro testování hypertermických aplikátorů:

**Fantom pro měření distribuce elektromagnetického pole resp. SAR před aperturou testovaného aplikátoru.**

Tepelná vodivost má být co nejmenší a měrné teplo nemusí odpovídat biologické realitě, tyto dva parametry nám stačí dodržet, nemusíme tak simulovat vliv krevního řečiště.

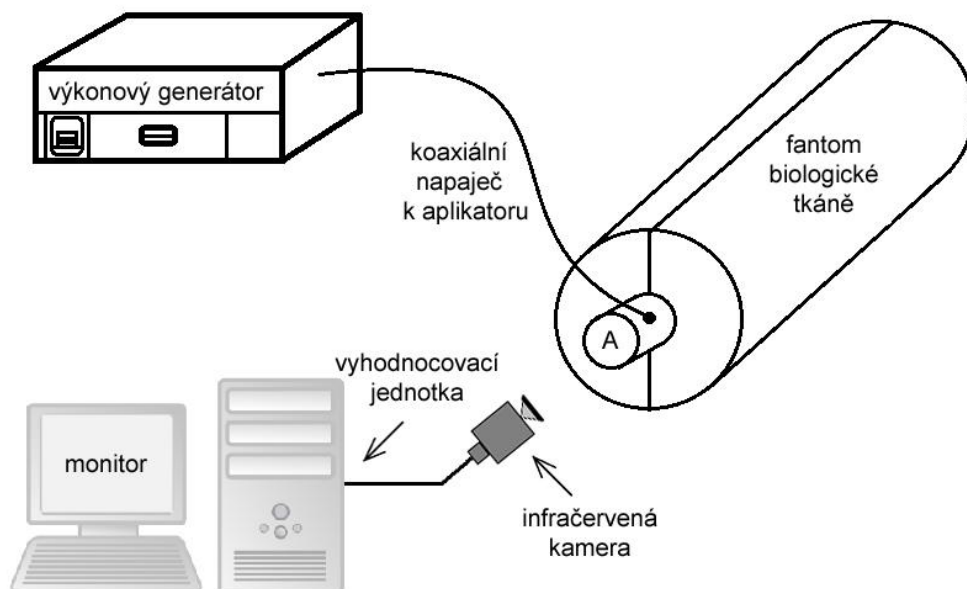
**Fantom pro dokonalé modelování biologické tkáně i hypertermického ohřevu.**

V tomto případě je zapotřebí co nejlépe dodržet všechny parametry uvedené výše. Pokud simulujeme např. svalové tkáně, které mají vysoký obsah vody, je používána agarová želatina. Její dielektrické parametry můžeme upravovat různými přísadami (např. hliníkovým práškem a solí), aby pro zadaný kmitočet odpovídaly dané tkáni. Mnoho dostupných látek lze použít při realizaci fantomů s nízkým obsahem vody. Medem můžeme například velmi dobře simulovat tukovou tkáň.

#### **4.3. Měření teplotní distribuce pomocí termokamery**

Použitím infračervené kamery dostáváme představu o teplotním rozložení v testovaném fantomu. Aplikátor přiložíme na agarový fantom, který je rozpůlený a po ohřevu můžeme vidět na jednotlivých polovinách teplotní profil, z nihož můžeme zjistit, jakých teplot můžeme v dané hloubce dosáhnout. Využít můžeme například kameru FLIR P25, kde je pracovní oblast od 7,5  $\mu\text{m}$  do 13  $\mu\text{m}$ . Detekovaný minimální teplotní rozdíl je méně než 0,1  $^{\circ}\text{C}$  při teplotě 30  $^{\circ}\text{C}$ . Vliv na měřený objekt je minimální, což je

velkou výhodou. Zpětnovazební sondy, které slouží k ovlivňování výsledného měření, není nutno zavádět. Po aplikaci aplikátoru musejí být ihned zachyceny snímky, protože ve fantomu dochází k vyrovnávání teplot. Schéma měřicího pracoviště je zobrazeno na obr. 4.1.

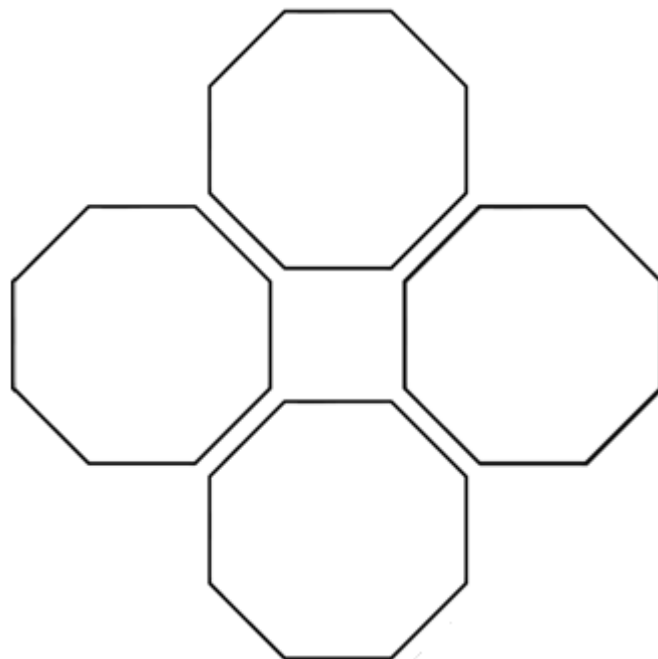


*Obr. 4.1 – Testování aplikátorů pomocí infračervené kamery*

## 5. Návrh a simulace aplikátoru pro mikrovlnnou termoterapii

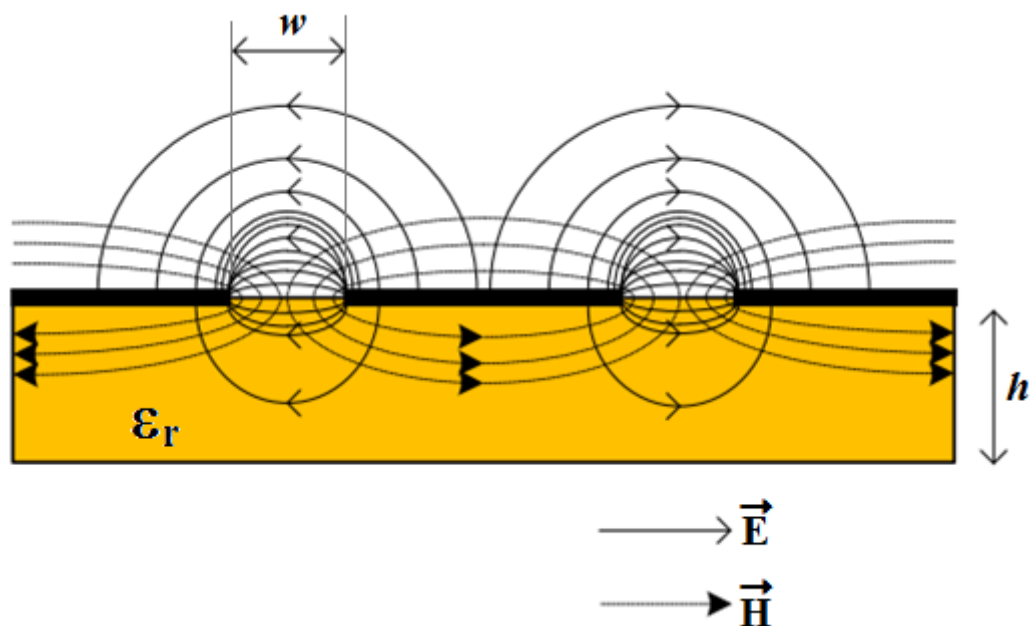
V této kapitole se budeme zabývat návrhem a simulací diskutovaného aplikátoru pomocí simulátoru elektromagnetického pole SEMCAD X Light a také optimalizací osmiúhelníkového štěrbinového aplikátoru pro mikrovlnnou lokální termoterapii. Aplikátor je tvořen maticí štěrbinových rezonátorů ve tvaru osmiúhelníku, jak můžeme vidět na obr. 5.1. Černou čarou jsou vyznačeny cca milimetrové štěrbinové ve vodivém materiálu.

Technické specifikace: Frekvence  $f = 434$  MHz, výstupní výkon mikrovlnného generátoru 100 W, PSV  $\leq 1\%$ .



*Obr. 5.1 – Struktura výsledné matice z osmiúhelníků.*

Rezonanční část se nachází na pokovené straně, potom navazuje dielektrická část. Vrchní pokovená strana je rozdělena na osmiúhelníkový patch a na okolní zemní rovinu, oddělení těchto částí je uskutečněno pomocí úzké štěrbinové, která plní funkci vyzařovače elektromagnetické energie do biologické tkáně. K vyzaření dojde napětím mezi patchem a zemní rovinou, při předpokladu vhodného impedančního přizpůsobení, kdy se vybudí dominantní vid. Přes štěrbinu se pak uzavírají siločáry elektromagnetického pole, jak můžeme vidět na obr. 5.2 níže.



Obr. 5.2 – Prostorové rozložení elektromagnetického pole v okolí štěrbiny

Nad patchem je elektrické pole tvořeno převážně normálovými složkami a nad štěrbinou převážně tečnými složkami. U této struktury nastává problém s vyzařováním, kdy do dielektrického substrátu vyzařuje část elektromagnetické energie. Substrát má vzhledem k okolnímu prostředí odlišné vlastnosti, což je značná komplikace pro analýzu planárních otevřených struktur. U těchto struktur nemůže existovat „čistá“ vlna TEM, a také se v nich nemůžou šířit ani vidy TM a TE, jelikož nesplňují samostatně okrajové podmínky na rozhraní substrát - vzduch a na povrchu vodičů. V této struktuře je schopna existovat hybridní vlna HEM, která je dána superpozicí vidů TE a TM. HEM vlna má podélnou elektrickou složku a magnetickou složku nenulovou. Složky intenzit musí být odvozeny z tolika vlnových rovnic, kolik existuje různých dielektrických materiálů obsažených v příčném řezu struktury. Nalezení přesného řešení je velice obtížné (analytický popis často ani neexistuje) a v praxi nevede zpravidla k výrazům vhodným k výpočtu vlnové délky a vlnové impedance. Využívá se zjednodušení, kde zanedbáme podélné složky magnetického i elektrického pole. HEM přejde při nízkých frekvencích na vlnu kvazi-TEM.. Tato aproximace poskytuje relativně jednoduché a dostatečně přesné výsledky, a proto je často využívána v praxi.

## 5.1. Impedanční přizpůsobení aplikátoru

Základní funkcí aplikátoru je pokud možno co nejlepší distribuce mikrovlnné energie do biologické tkáně. Postupná vlna se šíří na vedení směrem k zátěži. Není-li vedení ideálně impedančně přizpůsobené zátěži, dojde k odrazu vlny a po vedení směrem zpět ke zdroji se začne šířit odražená vlna. Superpozicí odražené a postupné vlny je dáno napětí  $U$  v libovolném místě vedení:

$$U(z) = U_p e^{-\gamma z} + U_0 e^{\gamma z} \quad (5.1)$$

Ve vztahu uvedená  $\gamma$  je nazývána konstantou šíření a je definována vztahem  $\gamma = \alpha + j\beta$ , kde  $\alpha$  je měrný útlum,  $\beta$  fázová konstanta a  $z$  je vzdálenost od zátěže. Stojatou vlnu vytvoříme superpozicí postupné a odražené vlny na vedení. Napětí stojaté vlny podél vedení se mění od minimální hodnoty  $U_{\min}$  až po maximální hodnotu  $U_{\max}$ .

PSV (poměr stojatých vln) udává poměr těchto dvou hodnot.

$$PSV = \frac{U_{\max}}{U_{\min}} \quad (5.2)$$

Ze vztahu je zřejmé, že musí platit následující interval:

$$1 \leq PSV \leq \infty$$

Pro zhodnocení stojatých vln se v praxi používá činitel odrazu  $\rho$ , resp. modul činitele odrazu, který je definovaný poměrem postupné a odražené vlny [8]:

$$\rho(z) = \frac{U_0^- e^{\gamma z}}{U_0^+ e^{-\gamma z}} \quad (5.3)$$

$$|\rho| = \frac{U_0^-}{U_0^+} = \frac{Z_z - Z_v}{Z_z + Z_v} \quad (5.4)$$

Koeficient odrazu nabývá hodnot  $0 \leq |\rho| \leq 1$ . Pokud máme nulový koeficient odrazu, nedojde k odrazu postupné vlny a veškerá energie se dostane do zátěže. Koeficient odrazu se často vyjadřuje v decibelech (jako útlum odrazu), viz následující vzorec [8]:

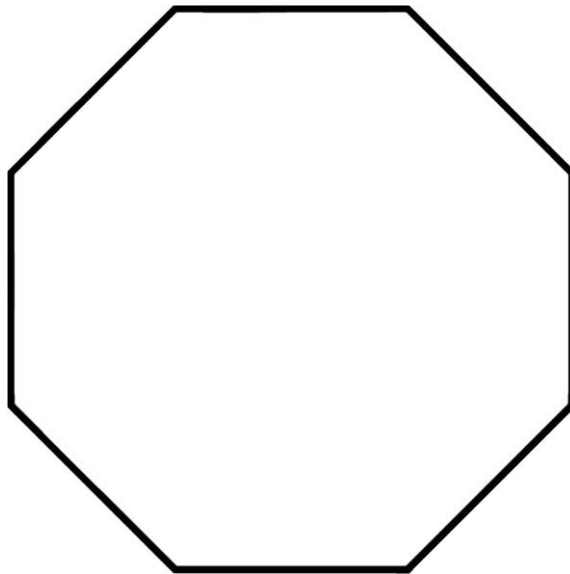
$$RL = -20 \log |\rho| \text{ (dB)} \quad (5.5)$$



Ze vztahů vyplývá, že vedení je impedančně přizpůsobeno, je-li zajištěno  $Z_z = Z_v$ . Pro tento případ bude nulový činitel odrazu a hodnota PSV bude nabývat hodnoty 1. Impedanční přizpůsobení má za úkol minimalizovat odraz postupné vlny a zajistit požadovanou distribuci mikrovlnného výkonu do cílové oblasti. Je zapotřebí udělat optimalizaci rozměrů navrhovaného aplikátoru, protože hodnota  $Z_z$  závisí přímo na geometrických rozměrech aplikátoru.

## 5.2. Určení rozměrů aplikátoru

Nejdříve jsme navrhli jednoduchou strukturu tvořenou osmiúhelníkovým rezonátorem obr. 5.3. Tento návrh jsme potom použili ve výsledném maticovém uspořádání osmiúhelníku.



Obr. 5.3 – Struktura osmiúhelníkového rezonátoru.

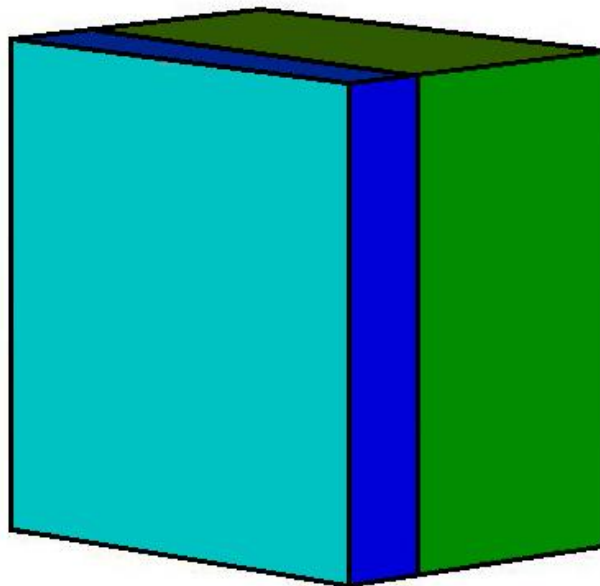
V aplikátoru je zapotřebí na požadované frekvenci 434 MHz vybudit dominantní vid elektromagnetického pole. Pokud bude vlnová délka na vedení  $\lambda$  shodná s délkou štěrbiny, podél které se šíří elektromagnetické pole, vytvoříme ve struktuře dominantní vid. Vlnovou délku určíme podle následujícího vztahu:

$$\lambda_g = \frac{v_f}{f_r} = \frac{c}{f_r \sqrt{\epsilon_{ef}}} \quad (5.6)$$

Ve vztahu je  $f_r$  kmitočtem elektromagnetické vlny,  $v_f$  je fázová rychlost šíření elektromagnetické vlny v daném prostředí,  $\epsilon_{ef}$  je efektivní permitivita,  $c$  je rychlost šíření světla ve vakuu, je definována jako  $c = 3 \cdot 10^8$  ( $\text{ms}^{-1}$ ). Zavedením efektivní permitivity výpočet zpřesní, zohledňuje totiž skutečnost, že elektromagnetická vlna prostupuje dvěma prostředími. Jedním prostředím je biologická tkáň, která má relativní permitivitu  $\epsilon_{r2}$ , druhým prostředím je substrátové dielektrikum  $\epsilon_{r1}$ . Ze vztahu (5.7) určíme hodnotu efektivní permitivity.

$$\epsilon_{ef} \approx \frac{\epsilon_{r1} + \epsilon_{r2}}{2} \quad (5.7)$$

Na obrázku 5.4 je vyobrazen model struktury pro výpočet rozložení elektromagnetického pole. Modrá část zobrazuje vodní bolus, fantom biologické tkáně je zobrazen zelenou barvou. Světle modrou barvou je zobrazen substrát.



Obr. 5.4 – Model vrstev pro simulaci aplikátoru.

Na výrobu substrátu bude použit kuprextit s relativní permitivitou  $\epsilon_{sub} = 4,2$ . Dále bude následovat vodní bolus (za účelem zabránění zvýšení teploty na povrchu tkáně) s relativní permitivitou  $\epsilon_{bol} = 81$ . Poté je umístěna svalová tkáň s permitivitou  $\epsilon_{tkáň} = 54$ . Efektivní permitivita bude určena následujícím vztahem:

$$\epsilon_{ef} = \frac{\frac{\epsilon_{tkáň} + \epsilon_{bol}}{2} + \epsilon_{sub}}{2} = \frac{\frac{54 + 81}{2} + 4,2}{2} = 35,85$$

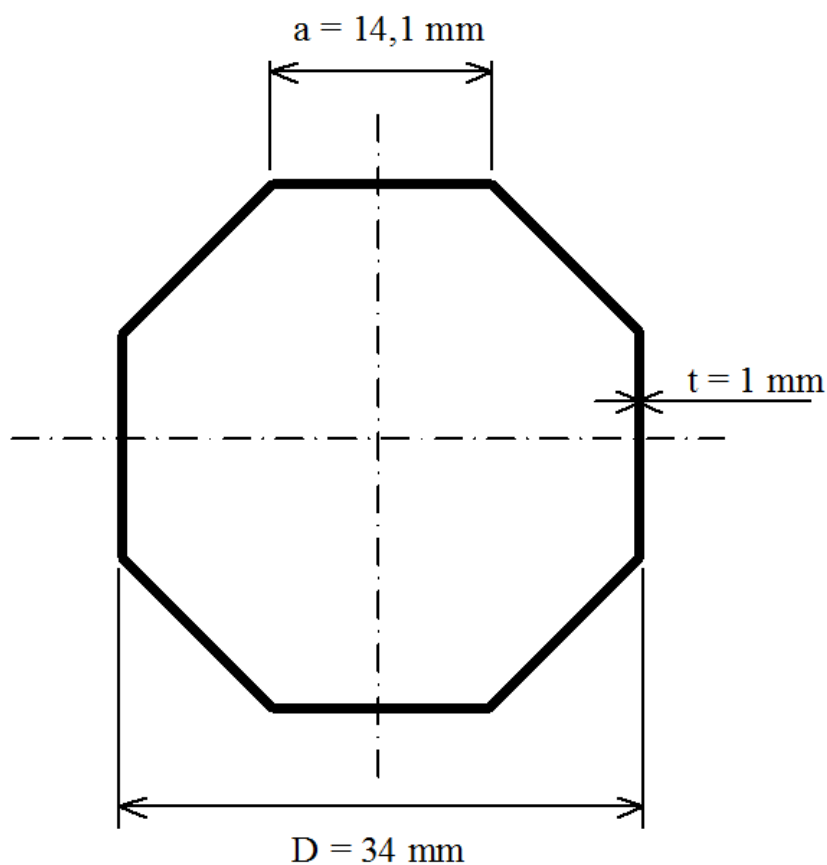
Z následujícího vztahu lze přibližně určit vlnovou délku:

$$\lambda_g = \frac{c}{f\sqrt{\varepsilon_{ef}}} = \frac{3 \cdot 10^8}{434 \cdot 10^6 \sqrt{35,85}} = 115,44 \text{ mm}$$

Tato hodnota vlnové délky slouží jen jako prvotní odhad a odpovídá střední délce štěrbin, hodnota bude dále ověřena a optimalizována. Optimalizace vypočtených hodnot byla provedena na základě simulací a byly zjištěny hodnoty, uvedené v následující tabulce:

| Struktura         | Rozměr   |
|-------------------|----------|
| Výška kuprextitu  | 1,5 mm   |
| Tloušťka pokovení | 0,035 mm |
| D                 | 34 mm    |
| a                 | 14,1 mm  |
| t                 | 1 mm     |

Tabulka 5.1 - Rozměry rezonátoru



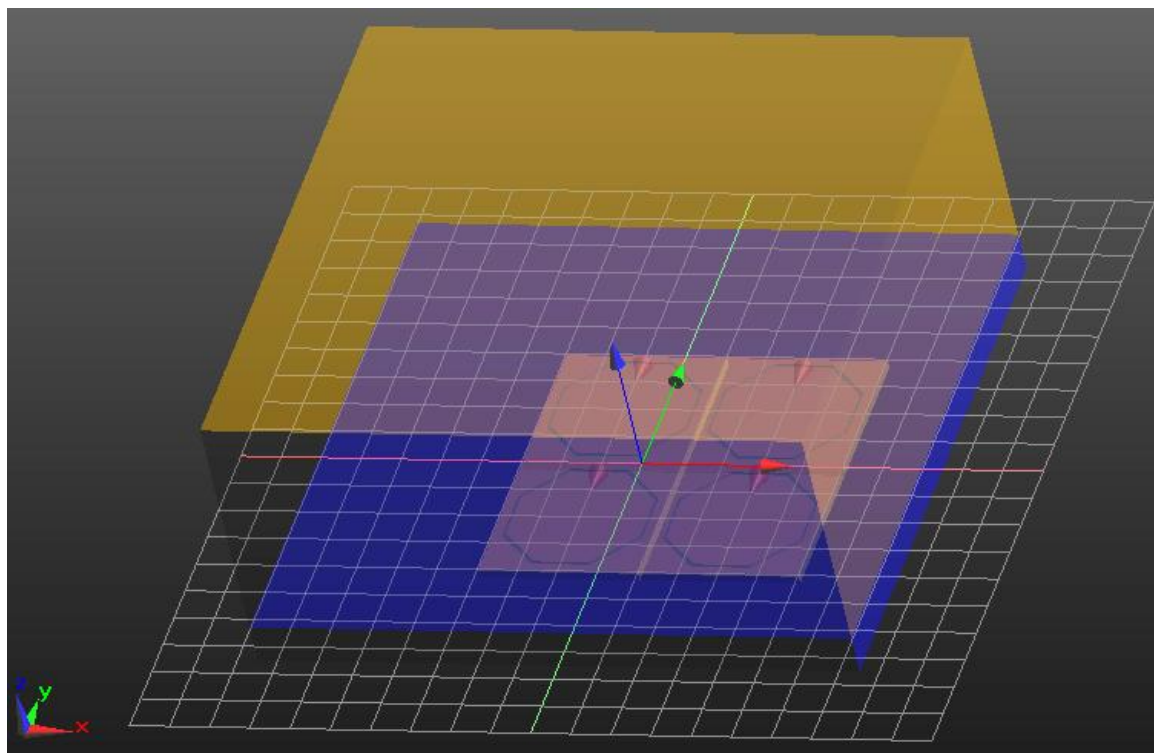
Obr. 5.5 – Vyznačení rozměrů rezonátoru

## 6. Výsledky simulace

Nejprve jsme se zabývali simulacemi jen jednoho osmiúhelníkového aplikátoru, v další etapě pak byla studována matice vytvořená čtyřmi takovými aplikátory. Na obrázku 6.1 vidíme model aplikátoru v prostředí SEMCAD X light. Je složen z vrstvy vodního bolusu, svalové tkáně a z vrstvy dielektrického substrátu. Na obrázku jsou vyobrazeny osy souřadnicového systému. Parametry, které jsme nastavili v simulaci jsou uvedeny v tabulce 6.1.

| Část modelu           | Relativní permitivita $\epsilon_r$ | Vodivost (S/m) | Hustota ( $\text{kg/m}^3$ ) |
|-----------------------|------------------------------------|----------------|-----------------------------|
| Biologická tkáň       | 54                                 | 0.9            | 1000                        |
| Vodní bolus           | 81                                 | -              | 1000                        |
| Dielektrický substrát | 4,2                                | -              | -                           |

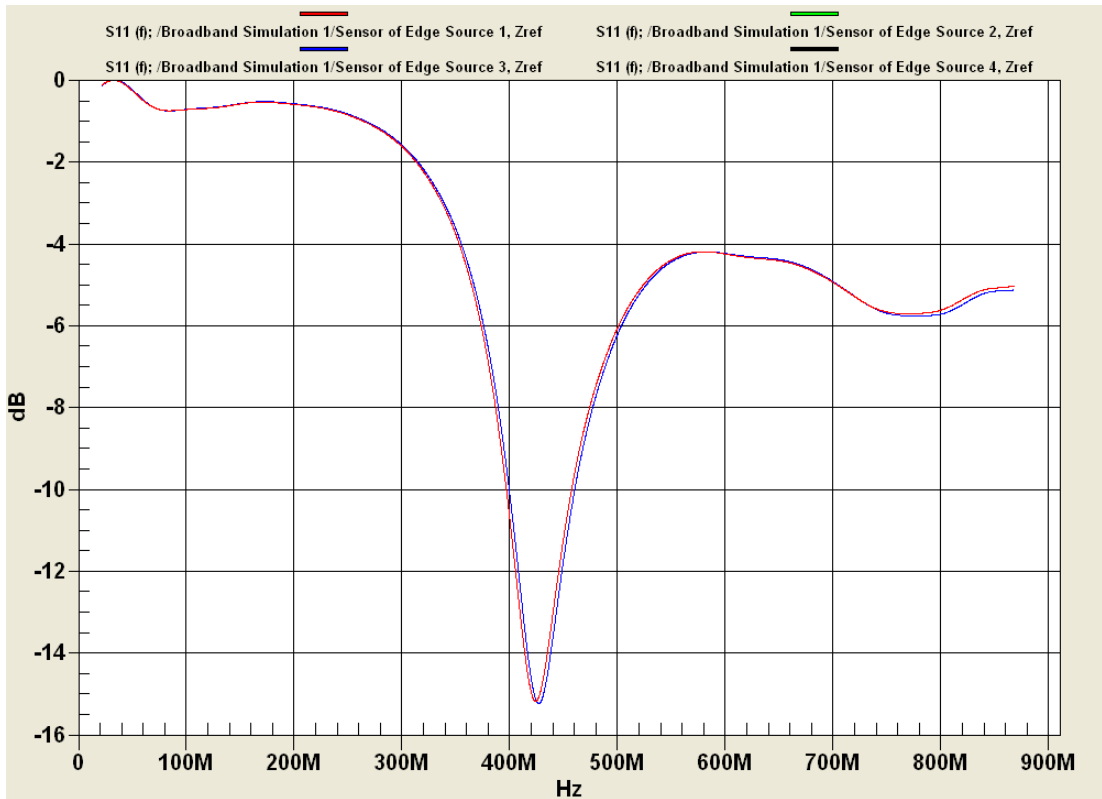
Tabulka 6.1 – Model aplikátoru.



Obr. 6.1 – Model aplikátoru v simulátoru SEMCAD

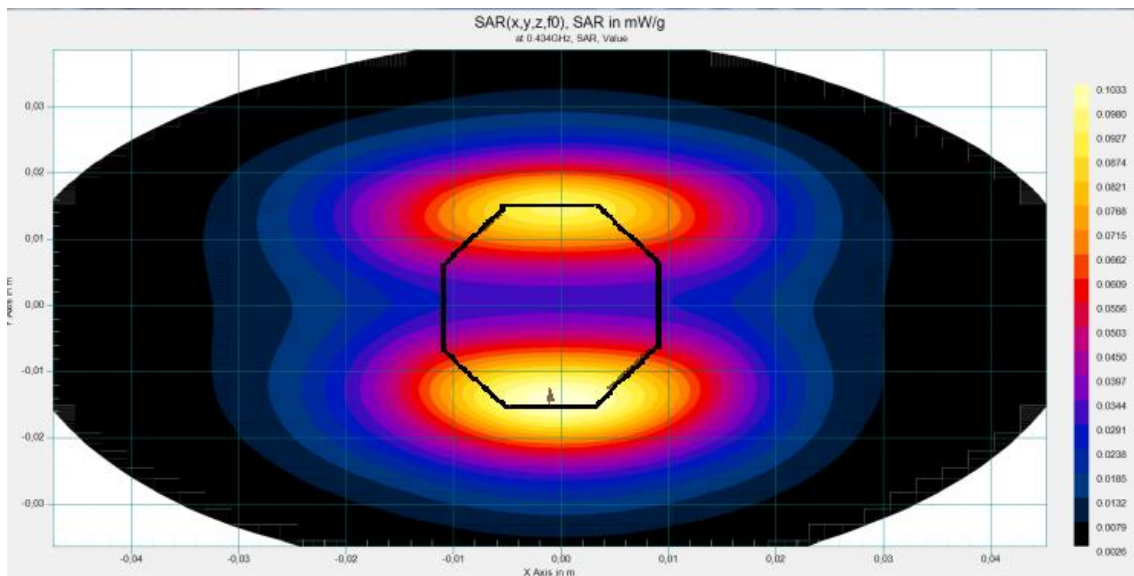
Z obrázku 6.2 je patrné, že navržený aplikátor dosahuje na požadované frekvenci  $f = 434$  MHz hodnoty koeficientu odrazu  $s_{11} < -15$  dB, a tak tedy splňuje podmínku zadání  $s_{11} < -10$  dB. Podle vztahu (5.2) určíme PSV, tj. poměr stojatých vln:

$$\text{PSV} = \frac{1 + |s_{11}|}{1 - |s_{11}|} = \frac{1 + |0,178|}{1 - |0,178|} = 1,43$$

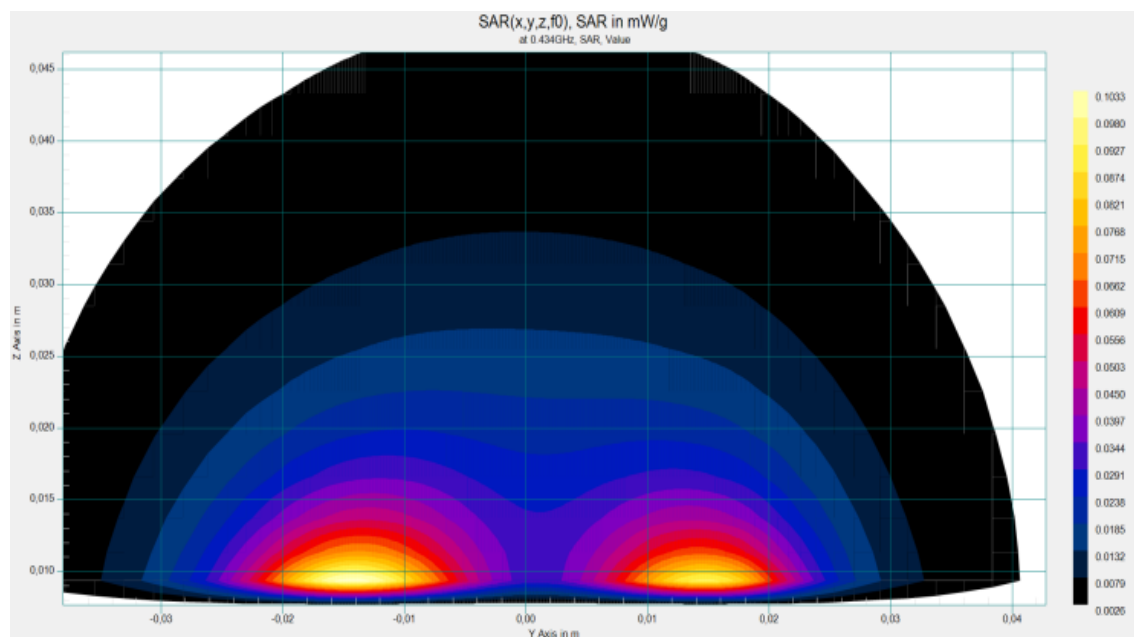


Obr. 6.2 – Výsledný koeficient odrazu ze simulace.

Pomocí parametrů PSV a  $s_{11}$  ověříme impedanční přizpůsobení aplikátoru, jeho funkčnost ověří parametr SAR, ze kterého odhadneme rozložení teploty. Rozložení SAR je zobrazeno v následujících obrázcích v jednotlivých řezech. Jsou zde patrná dvě maxima ve zobrazených rozložení absorbovaného výkonu, jedno na protější straně štěrbinového rezonátoru v  $\lambda/2$  a další je v okolí budícího konektoru, viz obr. 6.3.



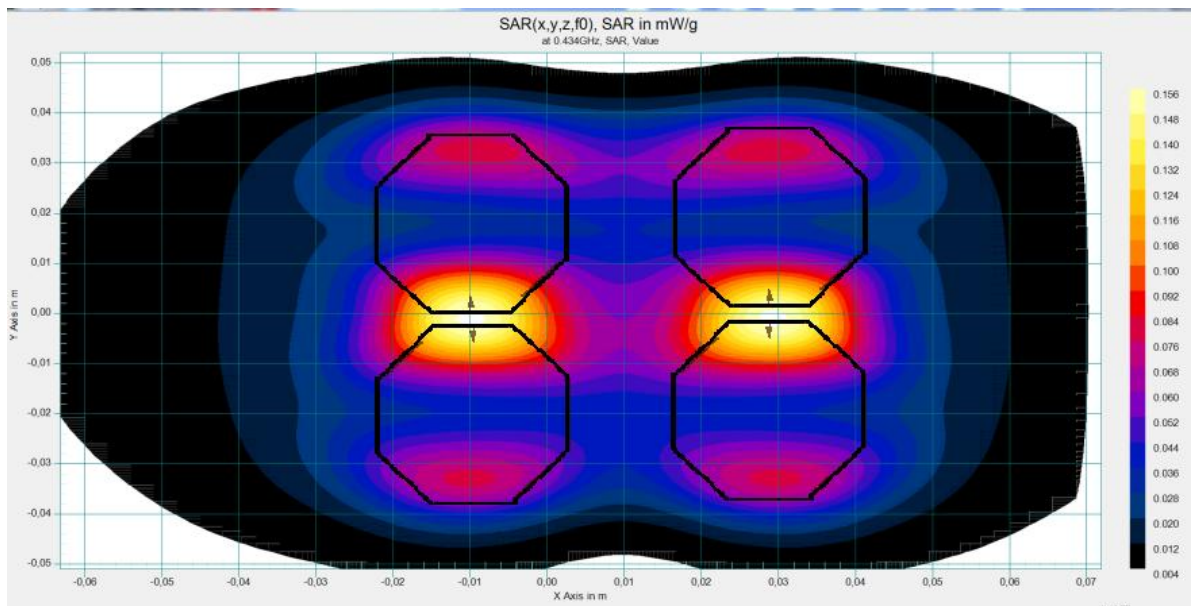
Obr. 6.3 – Povrchové rozložení veličiny SAR.



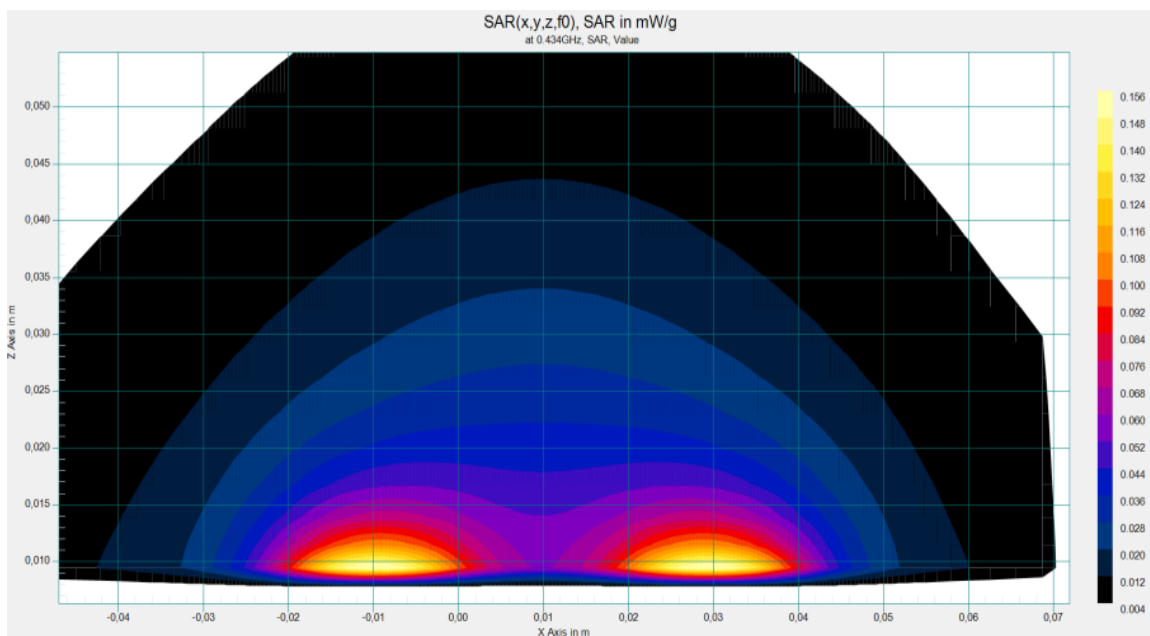
Obr. 6.4 – Prostorové rozložení SAR v rovině řezu, kde dosahuje maximální hodnoty.

Rozložení absorbovaného výkonu (SAR) v hloubce 10 mm pod povrchem biologické tkáně je znázorněno na obr. 6.4. Z tohoto obrázku lze určit efektivní oblast ohřevu - plocha (resp. křivka) kde SAR klesá na polovinu svého maxima.

V další etapě byla studována matice vytvořená čtyřmi osmiúhelníkovými aplikátory, viz následující obrázky. Obr. 6.5 a 6.6 ukatují povrchové resp. prostorové uspořádání veličiny SAR.



*Obr. 6.5 – Povrchové rozložení veličiny SAR.*

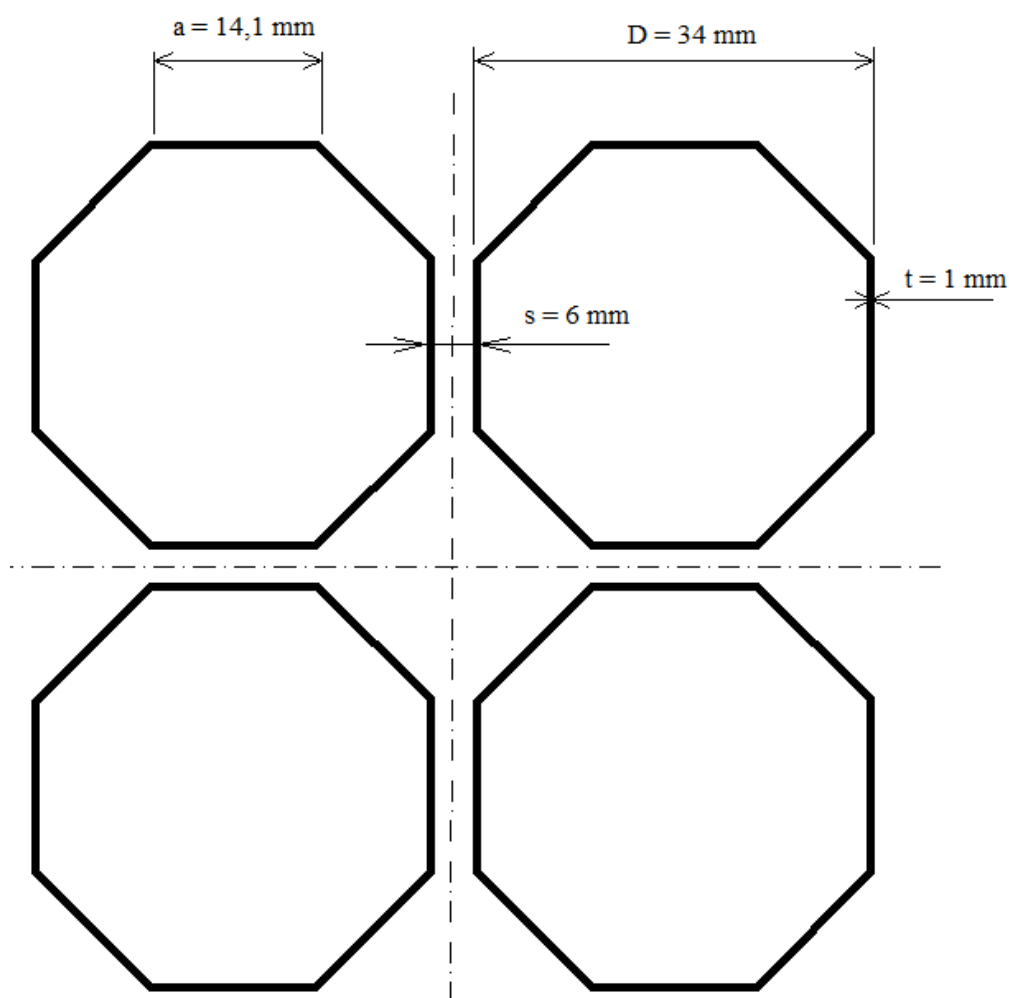


*Obr. 6.6 – Prostorové rozložení SAR v rovině řezu, kde dosahuje maximální hodnoty.*

## 7. Praktická realizace

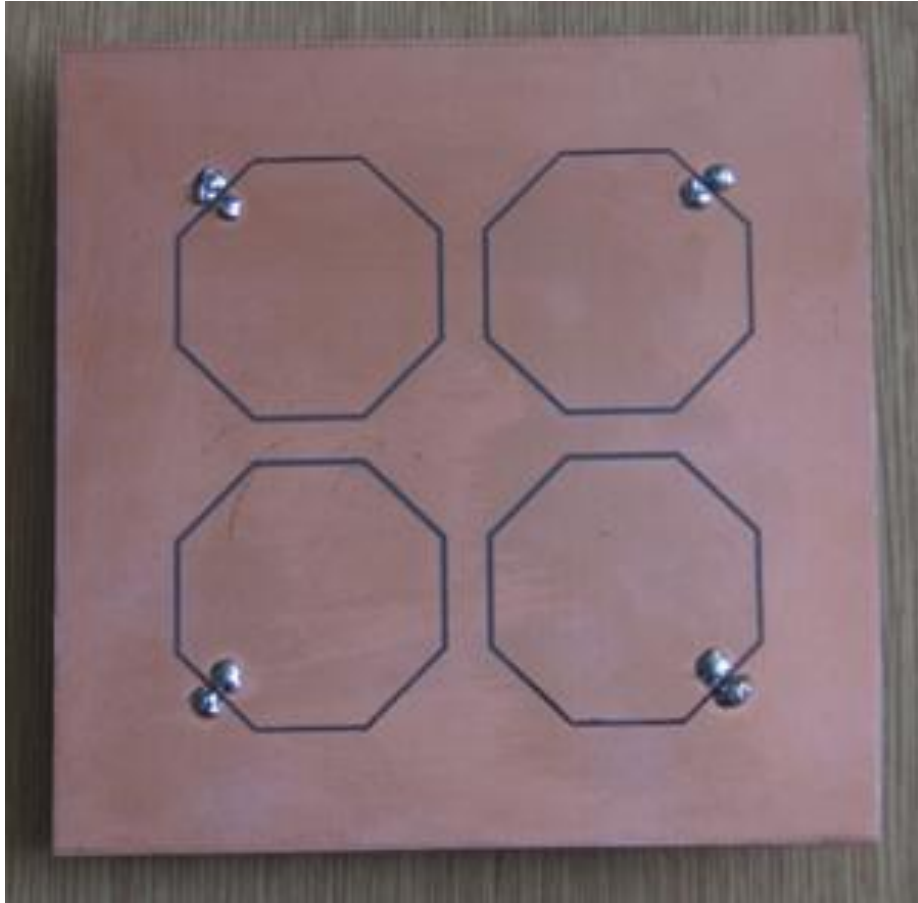
Na základě výsledků simulací jsme vyrobili aplikátor tvořený maticí osmiúhelníkových štěrbinových rezonátorů. Jako substrát jsme použili kuprexit, pro který jsme provedli simulace a optimalizace. Tloušťka pokovení je  $t_p = 0,035$  mm, výška substrátu je  $h = 1,5$  mm.

Na obrázku 7.1 jsou znázorněny rozměry vyrobeného aplikátoru. Při výrobě jsme na kuprexitovou desku opatřenou fotocitlivou vrstvou přiložili masku s motivem aplikátoru, poté jsme provedli expozici ultrafialovým světlem a nakonec byla destička vložena do roztoku NaOH, kde došlo k vyvolání motivu. Leptání bylo provedeno v roztoku chloridu železitého.



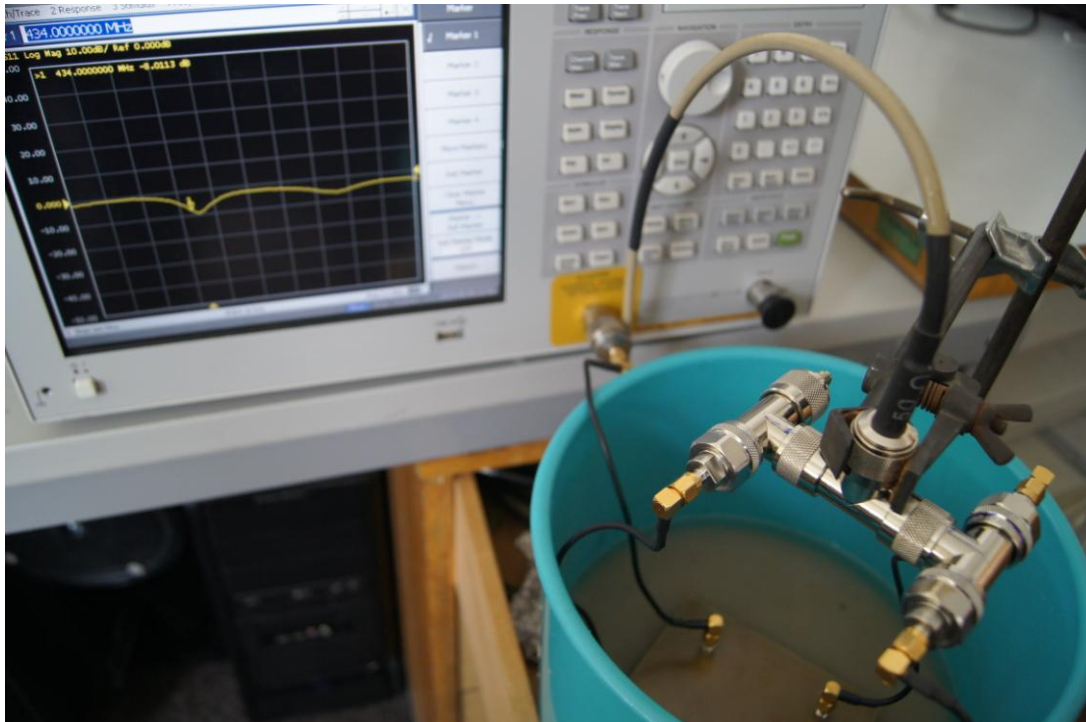
Obr. 7.1 – Rozměry aplikátoru tvořeného maticí čtyř osmiúhelníkových rezonátorů (tmavá čára tloušťky 1 mm znázorňuje štěrbinu v okolní pokovené vrstvě)





*Obr. 7.2 – Fotografie vyrobeného aplikátoru*

Na námi vyrobeném aplikátoru (obr. 7.2) jsme provedli ověření koeficientu odrazu [9], (viz obr. 7.3). Výsledek tohoto měření ukázal, že jen malá část výkonu se odráží od aplikátoru zpět ke zdroji. V průběhu měření rozložení veličiny SAR nám pak generátor při výstupním výkonu 100 W indikoval odražený výkon jen na úrovni cca 3,5 W (viz obr. 7.6).

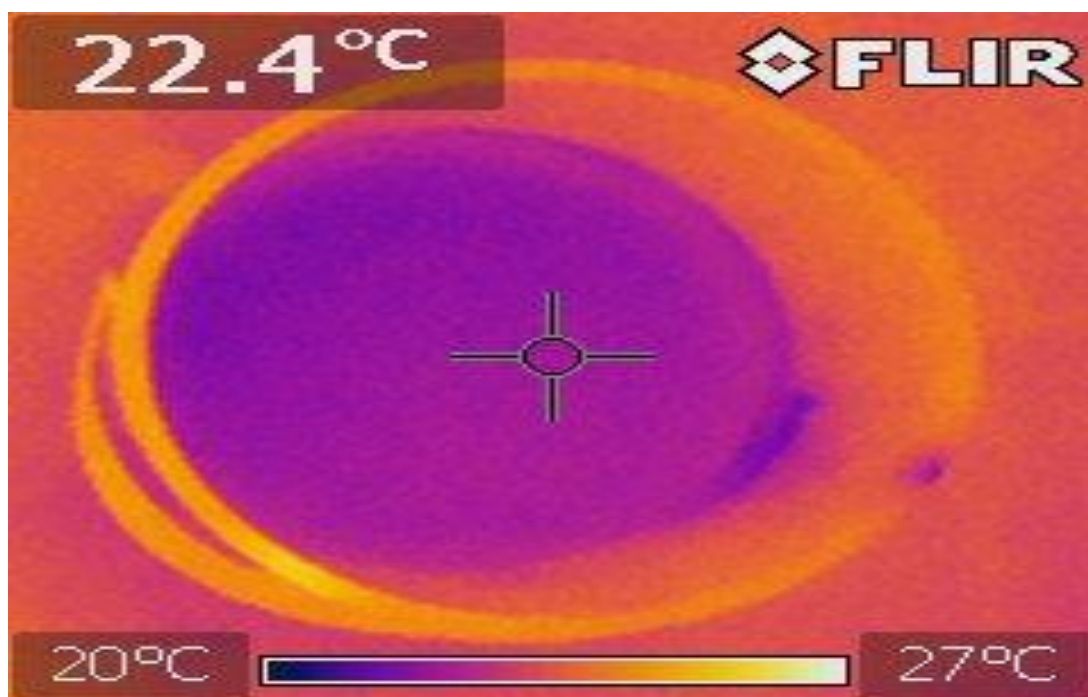


Obr. 7.3 – Průběh měření impedančního přizpůsobení jednotlivých aplikátorů i celé matice.

Po tom, co jsme ověřili kvalitní impedanční přizpůsobení, následovalo měření teplotního profilu v agarovém fantomu, jak můžeme vidět na obr. 7.4. Rozložení teploty na povrchu fantomu jsme zaznamenali termokamerou před expozicí a po expozici elektromagnetickým polem, abychom zaznamenali rozdíl (viz obr. 7.5 a 7.8). Na fotografii (obr. 7.4) je vidět i výkonový generátor, ze kterého jsme do aplikátoru dodávali výkon 100 W po dobu 2 minut. Na snímku je pak vidět i dvoustupňový systém děličů výkonu (výkon 100 W z generátoru je nutné rozdělit na 4 x 25 W, tj. dodáváme 25 W do každého ze čtyř osmiúhelníků).



Obr. 7.4 – Průběh měření veličiny SAR celé matice pomocí IR kamery FLIR P25.



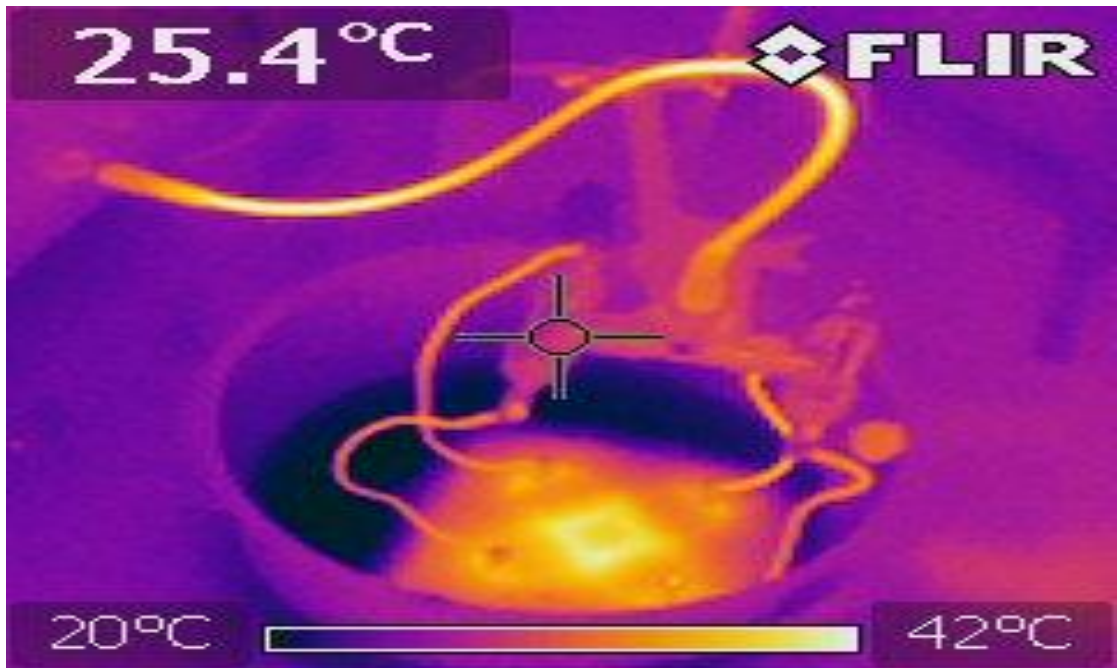
Obr. 7.5 – Termogram povrchu agarového fantomu před expozicí.



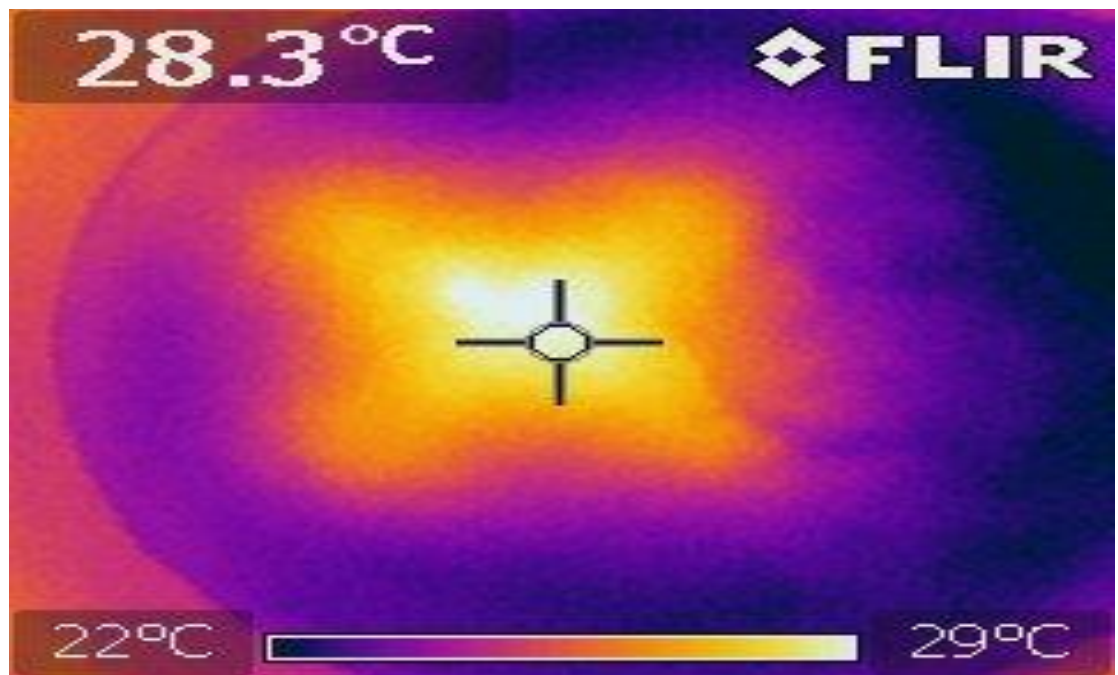
Obr. 7.6 – Pohled na přístroje udávající výkon dodávaný generátorem i výkon odražený.

Na následujícím termogramu (obr. 7.7) je vidět ohřev jednotlivých částí laboratorního systému včetně aplikátoru umístěného na povrchu agarového fantomu. I zde je pak vidět dvoustupňový systém děličů výkonu, je možno pozorovat i mírný ohřev koaxiálních kabelů propojujících výkonový generátor a jednotlivé sektory popisovaného aplikátoru.

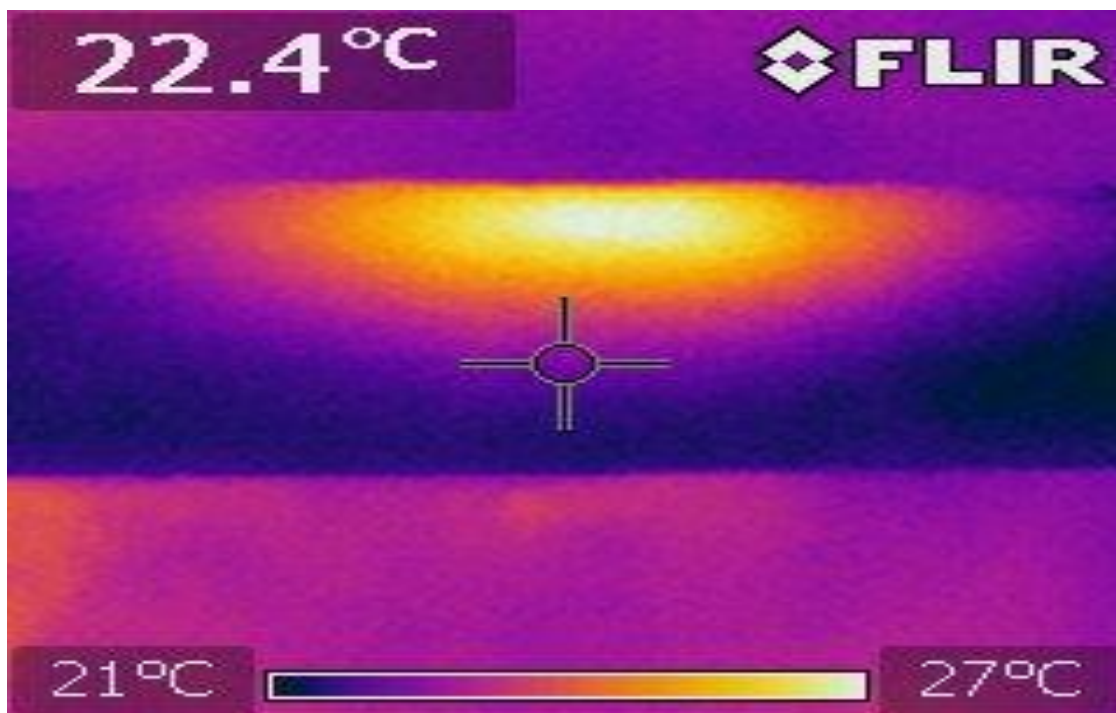
Na obr. 7.8 je pak vidět výsledný termogram povrchu agarového fantomu po expozici. A na obr. 7.9 pak je vidět výsledný termogram řezu agarového fantomu po expozici.



Obr. 7.7 – Termogram povrchu agarového fantomu a na něm umístěného aplikátoru v průběhu expozice.



Obr. 7.8 – Termogram povrchu agarového fantomu po expozici.



*Obr. 7.9 – Termogram řezu agarového fantomu po expozici.*

## 8. Zhodnocení

Cílem práce bylo navrhnout a zhotovit osmiúhelníkový štěrbinový aplikátor pro mikrovlnnou lokální termoterapii, pracující na frekvenci 434 MHz s příkonem 100 W, kde  $PSV < 2$ . Nejprve byl pomocí programového vybavení SEMCAD X Light navržen jeden osmiúhelníkový štěrbinový aplikátor a byly optimalizovány jeho rozměry tak, aby rozložení veličiny SAR bylo homogenní. Dalším optimalizačním kritériem bylo dosažení efektivní hloubky profilu veličiny SAR (min. 15 mm), což bylo též splněno. Po úspěšné simulaci jednoho rezonátoru byla vytvořena matice planárních rezonátorů o velikosti  $2 \times 2$  s vhodnou vzájemnou vzdáleností prvků ( $s = 6$  mm). Strukturu se podařilo optimalizovat do takové míry, že povrchové a prostorové rozložení veličiny SAR bylo v souladu s požadavky zadání a na základě výsledků simulace bylo přistoupeno k návrhu fyzické struktury.

Struktura byla zhotovena vyleptáním motivu v kuprexitu a následně byla opatřena koaxiálními přívody. Poté byl pomocí vektorového analyzátoru změřen činitel odrazu jednotlivých prvků i celé maticové struktury. Koeficient odrazu (resp. vypočtený PSV) vycházel v souladu s požadavky zadání.

Po ověření hodnoty činitele odrazu byla struktura připojena k vysokofrekvenčnímu generátoru schopnému dodat dostatečný výkon ( $> 100$  W). Struktura vyzařovala vysokofrekvenční energii do agarového fantomu simulujícího biologickou tkáň. Zprvu nebyly výsledky měření uspokojivé, příčina byla v tom, že okolní teplota (teplota v místnosti) byla relativně vysoká a ovlivňovala vlastnosti agarového fantomu. Po eliminaci tohoto faktoru (měřeno v jiný den) byly výsledky již v souladu s očekáváním. Dodávaný výkon činil přibližně 100 W, odražený výkon byl pouhých cca 3,5 W. Ohřev agarového fantomu (a jemu odpovídající 3D distribuce veličiny SAR) byl měřena pomocí infračervené kamery. Analýzou získaných termogramů bylo zjištěno, že teploty v daných místech fantomu je v souladu s požadavky.

## 9. Závěr

V této práci se podařilo v souladu se zadáním navrhnout a simulovat strukturu osmiúhelníkové štěrbinového planárního aplikátoru. Na základě simulací byl aplikátor fyzicky zhotoven na kuprexitové destičce. Následné měření na vektorovém analyzátoru potvrdilo nízké hodnoty činitele odrazu (resp. PSV) požadovaného v zadání. Dále byl pomocí zhotoveného štěrbinového aplikátoru zahříván agarový fantom, reprezentující vlastnosti biologické tkáně. Hodnoty teploty ve fantomu a jim odpovídající rozložení absorbovaného výkonu SAR byly analyzovány termokamerou a byly v souladu s předpoklady.

Struktura osmiúhelníku dovoluje vytvoření i víceprvkových matic – např. aplikátoru s 3 x 3 rezonátory. Do budoucna by bylo zajímavé porovnání aplikátorů složených z matic o různém počtu prvků, především z hlediska rozložení veličina SAR.



## 10. Použitá literatura

- [1] VRBA, J.: *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vyd. 1. Praha: ČVUT, 2003. 168 s. ISBN 80-01-02705-8
- [2] VRBA, J.: *Biologické účinky elektromagnetického pole*. Praha: ČVUT, 2010.
- [3] BROZINO, J., D., DONALD, R., P.: *Biomedical Engineering Fundamentals*. Third edition. CRC Press, 2006
- [4] ZOUL, Z., MUDr., Ph. D.: *Hypertermie v léčbě nádorových onemocnění*, 11/2012, Medical Tribune, dostupné online: <<http://www.tribune.cz/clanek/28524-hypertermie-v-lecbe-nadorovych-onemocneni>> (cit. 6.4.2013)
- [5] STAM, R.: *Comparison of international policies on electromagnetic fields (power frequency and radiofrequency fields)*, National Institute for Public Health and the Environment, the Netherlands 5/2011, RIVM 118/2011 LSO
- [6] PEKÁREK, L.: *Informace NRL č. 9/2001 k nařízení o ochraně zdraví před neionizujícím zářením*, SZÚ, dostupné online: <[http://www.szu.cz/uploads/documents/cpl/NRL\\_Eletromag/NRL\\_09.pdf](http://www.szu.cz/uploads/documents/cpl/NRL_Eletromag/NRL_09.pdf)> (cit. 2.4.2013),
- [7] ICNIRP: *Guidelines for limiting exposure to time-varying Electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*, Health Physics 74(4):494-522, 1998
- [8] GEBS, B., A.: *Reflection Coefficient Applications in Test Measurements*, Belden Electronics Division, 12/2002
- [9] DUNSMORE, J.: *Network Analyzer Basics*, Lectures EECS142, Berkeley, 2007