

Univerzita Karlova v Praze

1. lékařská fakulta

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví
Studijní obor: Zdravotnická technika a informatika



Bc. Miroslav Procházka

TEM aplikátor pro mikrovlnnou hypertermii

TEM applicator for microwave hyperthermia

Diplomová práce

Vedoucí závěrečné práce: Prof. Ing. Jan Vrba, CSc.

Datum obhájení práce:

Praha, 2010

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby tato závěrečná práce byla archivována v Ústavu vědeckých informací 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a zde užívána ke studijním účelům. Za předpokladu, že každý, kdo tuto práci použije pro svou přednáškovou nebo publikační aktivitu, se zavazuje, že bude tento zdroj informací řádně citovat.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v Digitálním repozitáři Univerzity Karlovy v Praze (<http://repozitar.cuni.cz>). Práce je zpřístupněna pouze v rámci Univerzity Karlovy v Praze

Souhlasím – Nesouhlasím *

V Praze, 29.08.2010

Miroslav Procházka

* **Nehodící se škrtnete**

Identifikační záznam:

Procházka, Miroslav. TEM aplikátor pro mikrovlnnou hypertermii. [*TEM applicator for microwave hyperthermia*]. Praha, 2010. 54 s.. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta 2010. Vedoucí závěrečné práce Prof. Ing. Jan Vrba, CSc.

Abstrakt: V práci je navržen, realizován a otestován mikrovlnný aplikátor s TEM vlnou pro lokální mikrovlnnou léčbu. Aplikátor je určen pro hypertermickou soupravu LUND 1040. Pracovní frekvence aplikátoru je 434 MHz a rozměry apertury 100 x 75 mm. K optimalizaci aplikátoru byl použit simulátor elektromagnetického pole SEMCAD.

Hodnota efektivní plochy ohřevu navrženého aplikátoru činí 55 %. Mnou navržený aplikátor dosahuje lepší efektivní plochy ohřevu o 15 % než u konvenčních aplikátorů. Aplikátor je vhodný k povrchové léčbě.

Abstract: In my study is designed, realized and tested microwave applicator with TEM wave to be used for local microwave treatment. Applicator is determined for hyperthermia system LUND 1040. Working frequency is 434 MHz and dimension of aperture is 100 x 75 mm. For optimization of the discussed applicator SEMCAD EM Simulator.

Effective area of treatment of by me designed applicator is 55%. It is better of more than 15% in comparison with conventional waveguide applicators. Applicator has been found convenient for patient treatment.

Klíčová slova: hypertermie, termoterapie, aplikátor pro mikrovlnnou hypertermii

Key words: hyperthermia, thermotherapy, applicator for microwave hyperthermia

Poděkování

Děkuji Prof. Ing. Janu Vrbovi, CSc. za odborné vedení mé práce, za ochotu a trpělivost, za hodnotné rady a připomínky, které mi velmi pomohly k jejímu napsání.

ABSTRAKT	3
OBSAH	6
SEZNAM ZKRATEK.....	8
1. ÚVOD	10
1.1. Úvod	10
1.2. Vývoj a využití hypertermie	11
1.3. Účinky mikrovlnné energie na lidský organismus	11
1.4. Přehled používaných veličin	12
1.5. Typy vln buzené z aplikátoru	14
1.6. Přístrojové vybavení k léčbě mikrovlnnou hypertermií	15
2. MIKROVLNNÉ APLIKÁTORY	16
2.1. Hlavní nároky na aplikátor	16
2.2. Aplikátory pro lokální termoterapii	17
2.3. Aplikátory tvořené obdélníkovým vlnovodem	18
2.4. Aplikátory tvořené kruhovým vlnovodem	21
2.5. Aplikátory tvořené propustným vlnovodem	23
2.6. Aplikátory tvořené zádržným vlnovodem	25
2.7. Aplikátory pro regionální léčbu a celotělovou hypertermii	28
3. METODY PRO EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ APLIKÁTORŮ	30
3.1. Měření termokamerou FLIR P25	30
3.2. Model biologické tkáně	31
4. NÁVRH APLIKÁTORU S TEM VLNOU	34
4.1. Návrh mikrovlnného aplikátoru	34
4.2. Výpočty	36
5. MĚŘENÍ NAVRŽENÉHO APLIKÁTORU	38
5.1. Schéma zapojení	38
5.2. Nastavení budící sondy	39
5.3. Výsledky přizpůsobení aplikátoru	40
5.4. Simulace v SEMCAD	43
5.4.1. Metoda konečných diferencí v časové oblasti	44

5.4.2. Výsledky simulace	47
6. MĚŘENÍ SAR	51
7.ZÁVĚR	53
8. POUŽITÁ LITERATURA	54

Seznam zkratek

a [m]	delší rozměry obdélníkového vlnovodu
ARD [W.m-3]	Absorption Rate Density
b [m]	delší rozměr obdélníkového vlnovodu
C [F]	kapacita
c [J .kg ⁻¹ .K ⁻¹]	měrné teplo tkáně
c_0 [m.s ⁻²]	rychlost světla ve vakuu
$d_{1/2}$ [m]	modifikovaná hloubka vniku
E [V.m ⁻¹]	vektor intenzity elektrického pole
EFS [m ⁻²]	efektivní plocha apertury
f [Hz]	frekvence elektromagnetické vlny
$f_{c,mn}$ [Hz]	mezní frekvence vidu TEM _n
G [S]	vodivost
H [A.m ⁻¹]	vektor intenzity magnetického pole
k_c [m ⁻¹]	konstanta příčného průřezu
L [H]	indukčnost
P [W]	výkon elektromagnetické vlny
p [W.m ⁻²]	hustota výkonu dopadající vlny
SAR [W.kg ⁻¹]	Specific Absorbtion Rate
T [K]	teplota
t [s]	čas ohřevu
V [m ³]	objem biologické tkáně
Y_c [S]	vlnová admitance
Y_b [S]	admitance biologické tkáně
α [dB.m ⁻¹]	měrný útlum
α_v [dB. m ⁻¹]	měrný útlum na kovovém plášti vlnovodu
α_d [dB. m ⁻¹]	měrný útlum způsobený ztrátami v dielektriku
β [m ⁻¹]	fázová konstanta šíření
δ [m]	ekvivalentní hloubka vniku

ε [F. m ⁻¹]	komplexní permitivita
ε_0 [F. m ⁻¹]	permitivita vakua
ε_r [-]	relativní permitivita
λ_v [m]	vlnová délka
λ_g [m]	vlnová délka ve vlnovodu
μ [H. m ⁻¹]	permeabilita
μ_0 [H. m ⁻¹]	permeabilita
μ_r [-]	relativní permeabilita
σ [S. m ⁻¹]	měrná elektrická vodivost
ρ [-]	činitel odrazu

1. ÚVOD

1.1. Úvod

Nádorová onemocnění jsou velmi častá onemocnění, které postihují obyvatele bez rozdílu věku. S neustále se prodlužující délkou života paradoxně narůstá i pravděpodobnost výskytu nádoru. Každoročně v ČR onemocní rakovinou přes 66 000 lidí. Za rok 2005 bylo do Národního onkologického registru hlášeno 71449 případů.

Ze statistik vyplývá, že zhoubné nádory novotvary jsou příčinou každého 4. úmrtí v ČR a každý 3. obyvatel je postižen tímto onemocněním. Za pozitivní lze považovat to, že úmrtnost na zhoubné nádory vykazuje opačný trend.

Česká republika si drží 1. místo na žebříčku v Evropě v četnosti výskytu rakoviny tlustého střeva a konečníku, odborně nazývaného kolorektální karcinom.

Spolu s kolorektálním karcinomem patří u mužů mezi nejčastější nádory karcinom plic, prostaty a kůže.

U žen převažuje výskyt karcinomu prsu, karcinom plic a naopak klesá výskyt karcinomu děložního čípku z důvodu preventivních prohlídek.

Léčba onkologických pacientů se skládá z několika modalit: chirurgická léčba, radiační léčba, hormonální léčba, chemoterapie, biologická léčba...

Chirurgie má dnes významné postavení v léčbě pacientů postižených solidními nádory. Uplatnění najde u více jak 30 000 pacientů ročně. Při včasném zachycení nádoru je chirurgický zákrok (kurativní zákrok) jediným řešením a další modalita léčby nejsou potřeba. Chirurgie má podíl také v paliativní péči, jejíž cílem je zlepšit prognózu.

U radioterapie je k léčbě nádorů používá aplikace ionizujícího záření. Touto léčbou je léčeno cca 50 % onkologických pacientů.

Účinnost jednotlivých modalit léčby lze zesílit jejich kombinací. Velmi vhodná a klinicky podložená se jeví kombinace radioterapie a hypertermie tzv. radioterapie. Při vzájemné kombinaci těchto dvou modalit lze dosáhnout až dvojnásobného účinku. Za pozitivní lze vyzdvihnout, že pacient je vystaven menší dávce ionizujícího záření než při samotné radioterapii.

1.2. Vývoj a využití hypertermie

První zprávy léčbou hypertermií začínají rokem 1866, kdy W. Busch pozoroval regresi nádorů u pacientů s horečnatým onemocněním.

Jensen a Cloves se začátkem tohoto století zasloužili o první experimenty na nádorových buňkách. Z experimentů vyplynulo, že nádorové buňky jsou citlivé na zvýšenou teplotu. Nádorové buňky přežijí vystavení teplotě 46 °C po dobu 5 min, ale nepřežijí po stejnou dobu teplotu 47 °C.

Citlivost nádoru na zvýšenou teplotu popsal Muller r. 1912. O 3 roky později Percy doporučil zkombinovat metodu hypertermie s radioterapií.

Hypertermie je dnes jedna ze standardně užívaných metod léčby u onkologických pacientů. Ze statistik ESHO (European Society for Hyperthermia Oncology) vyplývá, že v letech 1977 – 1984 se metodou hypertermie léčilo 11 000 pacientů a počátkem roku 1990 více než 30 000 onkologických pacientů. V současnosti se v Evropě, Japonsku a USA hypertermií léčí více než 100 000 pacientů.

1.3. Účinky mikrovlnné energie na lidský organismus

Netepelné účinky

Jedná se o přímé účinky elektromagnetické energie. Jsou to také účinky elektromagnetického pole, kdy nedojde k absorpci většího výkonu a tudíž nedojde ani ke zvýšení teploty exponovanému místu biologické tkáně. Probíhající studie a experimenty na buňku „in vitro“ neprokázaly škodlivé účinky na DNA, buněčné membrány ani enzymy.

Tepelné účinky

Těchto (nepřímých) účinků je využíváno při termoterapii. Při absorpci větší úrovně elektromagnetického pole dojde k zahřátí lidské tkáně. Tepelné účinky nepůsobí samostatně, ale bývají často doprovázeny i účinky elektromagnetického pole. Ve skutečnosti je velmi obtížné od sebe oddělit netepelné a tepelné účinky, proto se v poslední době od pojmu „tepelných a netepelných účinků“ upouští a nahrazují se pojmem „účinky na vysoké resp. nízké úrovni elektromagnetického pole“.

1.4. Přehled používaných veličin

Jsou to veličiny z hlediska hygieny, které popisují jaké hodnotě intenzity elektrického pole a jakému maximálnímu dopadajícímu výkonu smí být člověk vystaven aniž by došlo k jeho ohrožení.

- *Hustota dopadajícího výkonu*: p [W/m^2]

Tato veličina je dobře měřitelná, ale o expozici lidské tkáně nic nevyovídá. Při dopadu na lidskou tkáň dojde k částečné reflexi dopadajícího výkonu elektromagnetického pole, tudíž se do tkáně absorbuje jen malá část dopadajícího výkonu.

- *SAR (Specific Absorption Rate)* [W/kg]

Veličina přesně definuje míru expozice lidské tkáně, ale oproti předchozí veličině se špatně měří. Jedná se o výkon absorbovaný na 1 kg lidské tkáně. Veličinu vydal ANSI (American National Standard Institute).

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\partial m} \right) = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\rho \partial V} \right) = \frac{\partial P}{\partial m} = \frac{\partial P}{\rho \partial V} [\text{W} / \text{kg}] \quad (1.1)$$

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

Dalšími úpravami dostaneme prostorové rozložení intenzity elektrického pole $E(x,y,z)$.

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} \frac{|E(x,y,z)|^2}{2} \quad (1.2)$$

σ je elektrická vodivost lidské tkáně. Pokud zanedbáme vedení tepla v lidské tkáni nebo fantomu, potom můžeme veličinu SAR vyjádřit pomocí časově závislého prostorového rozložení teploty $T(x,y,z,t)$.

$$SAR = c \frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t} = c \frac{\Delta T(x,y,z,t)}{\Delta t} \quad (1.3)$$

c je měrné teplo lidské tkáně nebo jejího fantomu.

- *ARD (Absorption Rate Density)* [W/m^3]

Je to obdoba veličiny SAR, s tím rozdílem, že se jedná o výkon absorbovaný na jednotce objemu.

$$ARD = \rho c \frac{\partial T(x, y, z)}{\partial t} = \rho c \frac{\Delta T(x, y, z)}{\Delta t} \quad (1.4)$$

- *Intenzita elektrického pole:* E [V/m]

Tato veličina je spíše vhodná pro popis elektromagnetického pole rozsahu od stejnosměrné veličiny až po radiotechnické kmitočty tj. do 300 MHz. K přepočtení na hustotu výkonu lze použít výraz:

$$p = \frac{|E(x, y, z)|^2}{120\pi} \quad (1.5)$$

- *Intenzita magnetického pole:* H [A/m]

Je analogií předchozí veličiny.

$$p = 120\pi |H(x, y, z)|^2 \quad (1.6)$$

- *Efektivní hloubka vniku δ*

Je to vzdálenost pod povrchem těla, kdy se amplitudy intenzity elektrického pole sníží na 37 % své hodnoty na povrchu lidské tkáně.

- *Hloubka vniku $d_{1/2}$*

Veličina vhodná pro oblast termoterapie, oproti předchozí veličině, která se používá v teorii elektromagnetického pole. Jde o hloubku $d_{1/2}$ ve které klesne výkonová hustota na 50 % původní hodnoty na povrchu lidské tkáně.

Mezi oběma definicemi platí tento vztah:

$$d_{1/2} = 0,386 \cdot \delta \quad (1.7)$$

1.5. Typy vln buzené z aplikátoru:

- *a) Hlubkové vlny.*

Cílem je, aby maximum energie bylo vyzařováno tímto typem aplikátoru. Z místa aplikace se hlubkové vlny šíří do nitra tkáně a ohřívají ji svými dielektrickými ztrátami.

- *b) Povrchové vlny.*

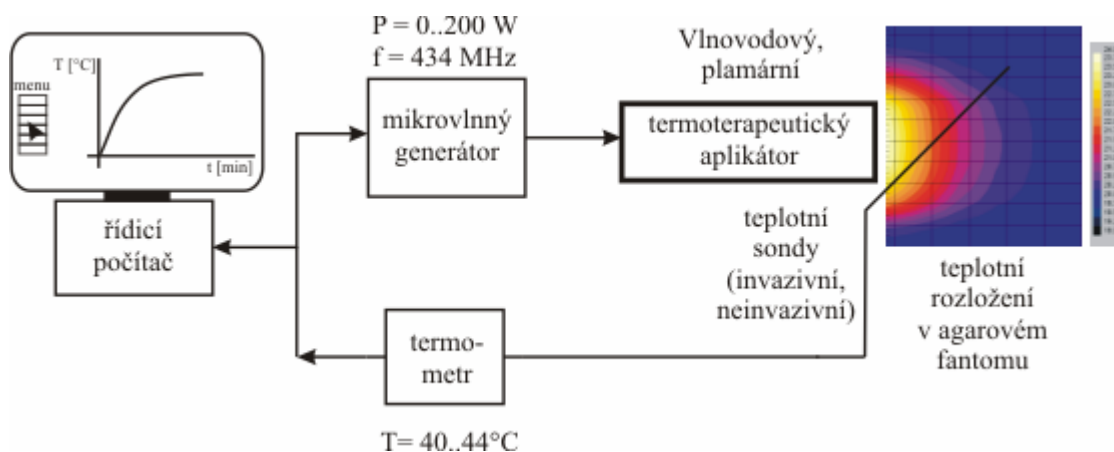
Směr jejich šíření je radiálně od místa aplikace. Maximum vyzařovaného výkonu je soustředěno na rozhraní ovzduší a tkáň. Dochází k mírnému ohřevu tkáně, ale jen do malé hloubky (10 mm) a někdy i ke vzniku *horkých míst*, nazývaných *hot spots*.

- *c) Vlny odražené nebo přímo vyzářené do ovzduší.*

Mohou škodlivě působit jak na pacienta, tak i na personál.

1.6. Přístrojové vybavení k léčbě mikrovlnnou hypertermií

V současnosti se k léčbě pacientů používá přístroj od švédské firmy LIND Science AB. Léčba onkologických pacientů probíhá na jediném místě v ČR ve Fakultní nemocnici Na Bulovce v Ústavu radiační onkologie. Celá souprava má označení *System 4010*. Souprava se skládá z výkonového generátoru, který je spojen s aplikátorem. Spojení je pomocí koaxiálního vedení, kterým se šíří vysokofrekvenční mikrovlnná energie. Vyzařováním mikrovlnné energie z aplikátoru dochází k ohřevu tkáně. Mezi pacientem a aperturou aplikátoru je umístěn vodní bolus. Vodní bolus má za úkol chránit pacienta před vznikem horkých míst a upravit požadovanou hloubku ohřevu. Teplota tkáně může být monitorována invazivními a neinvazivními čidly, termokaremou nebo dnes finančně nákladným nařízení, ale nepřesnějším měřením magnetickou rezonancí.



Obr.: 1.1. Schéma hypertermické soupravy.

Kmitočty (13,56; 27,12; 40,68; 433,92; 2450 MHz) k hypertermické léčbě musí být povoleny Českým radiokomunikačním úřadem.

2. MIKROVLNNÉ APLIKÁTORY

2.1. Hlavní nároky na aplikátor

Dodat co největší množství elektromagnetické energie do lidské tkáně a přitom zajistit optimální rozložení teploty a SAR je funkcí aplikátoru. Důležité je, aby nebyly překročeny hygienické limity mimo léčebnou oblast, což by mohlo mít negativní dopad na zdravotnický personál. Cílem těchto limitů je eliminovat dopad na zdravotnický personál.

Koaxiální vedení, přes který je vysokofrekvenční energie vedena má hodnotu reálné impedance 50Ω , ale lidská tkáň má impedanci komplexní. Aplikátor musí být nastaven na hodnotu této impedance. Lidská tkáň má nejen v různé hloubce, ale i v různých místech odlišnou impedanci. Není možné, aby byl aplikátor přizpůsoben na všech místech lidského těla správně.

Ať se jedná o neinvazivní nebo invazivní metodu měření, je podstatné, aby samotný aplikátor nezkrusoval výsledky měření teploty.

Dle níže uvedených kritérií dělíme aplikátory:

- Kategorizace podle druhu léčky:
 - a) Povrchová lokální termoterapie
 - b) Podpovrchová lokální termoterapie
 - c) Hlubková lokální termoterapie
 - d) Intrakavitární termoterapie
 - e) Intersticiální termoterapie
 - f) Regionální termoterapie
 - g) Celotělová termoterapie

- Kategorizace podle druhu aplikátorů:
 - a) Vlnovodné aplikátory
 - b) Aplikátory tvořené úsekem vedení
 - c) Kapacitní aplikátory
 - d) Induktivní aplikátory

- Kategorizace podle použití aplikátorů:
 - a) Léčba
 - b) Diagnostika
 - c) Ohřev tkáně po kryogenní léčbě
 - d) Diatermický ohřev
 - e) Jiné typy využití v medicíně

2.2. Aplikátory pro lokální termoterapii

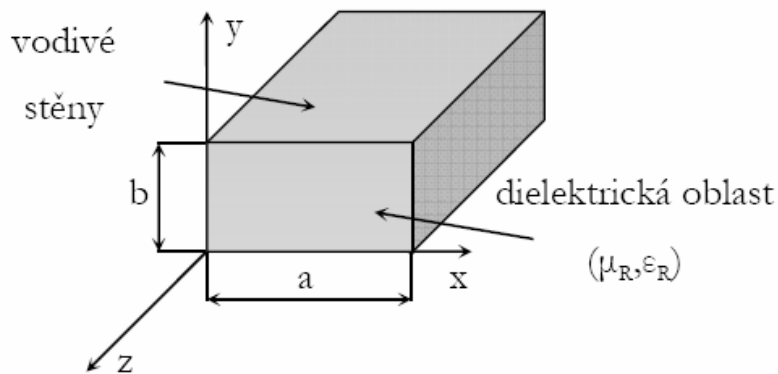
Použití těchto aplikátorů je pro léčbu malých i velkých nádorů. Nádory se většinou nacházejí subkutánně. Aplikátory jsou konstruovány tak, aby maximum energie bylo soustředěno do oblasti nádoru. Ideální případ je když na oblast nádoru dopadá rovinná elektromagnetická vlna. Rovinná vlna umožní dosáhnout, pro námi zvolnou frekvenci, nejvyšší hloubku ohřevu. Pokud přenášíme vlnovodem vysokofrekvenční elektromagnetickou vlnu o $f > f_m$ (f_m je mezní frekvence vlnovodu), téměř nedochází ke ztrátám energie a jejímu vyzařování do okolí. Pokud je však vlnovod buzen pod svou mezní frekvenci, elektromagnetické pole se podél vlnovodu exponenciálně tlumí (jedná se o evanescentní vlny). Hypertermické aplikátory můžeme rozdělit do dvou skupin:

- Aplikátory tvořené propustným vlnovodem ($f > f_m$)
- Aplikátory tvořené zádržným vlnovodem ($f < f_m$)

Vlnovodné mikrovlnné aplikátory bývají nejčastěji obdélníkové či kruhového tvaru. Pro některé účely však jsou výhodné i vlnovody eliptického či oválného tvaru, popř. vlnovody ve tvaru písmen H či Π.

2.3. Aplikátory tvořené obdélníkovým vlnovodem

Tyto aplikátory jsou nejčastěji používané. Mezi výhody obdélníkových vlnovodů patří: minimální vyzařování do okolí, široké přenášené pásmo nejmenší ztráty.



Obr.: 2.1. Obdélníkový vlnovod.

Jak je vidět na obr.2.1. stěny vlnovodu jsou tvořeny z vysoce vodivého materiálu např. Cu, Al, Ag nebo mosaz. Síla stěny by měla být pěti až desetinásobek efektivní hloubky vniku.

Šíření elektromagnetické energie se děje ve vlnovodu pomocí vidů. K vybuzení vidů dochází až když je jejich mezní kmitočet větší než je mezní kmitočet vlnovodu. Pro obdélníkový vlnovod platí, že může existovat nekonečně mnoho vidů, které se mohou tímto vlnovodem šířit.

Pro průřez ve vlnovodu obdélníkového typu platí mezní kmitočet

$$f_{c, mn} = \frac{c_0 k_{c, mn}}{2\pi \sqrt{\epsilon_r \mu_r}} [Hz] \quad (2.1)$$

kde m, n je označení vidu, $k_{c,m}$ je konstanta příčného průřezu vlnovodu a c_0 je rychlost světla ve vakuu.

Pro obdélníkový vlnovod je určena vztahem:

$$k_{c,m} = \sqrt{\left(\frac{m\pi}{a}\right)^2 + \left(\frac{n\pi}{b}\right)^2} \quad (2.2)$$

Kde a je delší a b je kratší strana vlnovodu.

Ze všech vidů, které existují ve vlnovodu nás zajímá jen vid dominantní. Tento dominantní vid má nejnižší mezní kmitočet $f_{c,mn}$. Ze vztahu 2.1. určíme, že dominantním videm u tohoto typu vlnovodu je vid TE_{10} s mezní vlnovou délkou

$$\lambda_m^{TE_{10}} = 2a \quad (2.3)$$

Pro rozložení elektromagnetického pole vln TE_{mn} můžeme uvést následující výrazy:

$$E_x = \frac{j\omega\mu}{k_{c,mn}^2} \frac{n\pi}{b} H_0 \cos\left(\frac{m\pi}{a}x\right) \sin\left(\frac{n\pi}{b}y\right) e^{-j\beta z} \quad (2.4)$$

$$E_y = -\frac{j\omega\mu}{k_{c,mn}^2} \frac{m\pi}{a} H_0 \cos\left(\frac{m\pi}{a}x\right) \cos\left(\frac{n\pi}{b}y\right) e^{-j\beta z} \quad (2.5)$$

$$E_z = 0 \quad (2.6)$$

$$H_x = \frac{j\beta}{k_{c,mn}^2} \frac{m\pi}{a} H_0 \sin\left(\frac{m\pi}{a}x\right) \cos\left(\frac{n\pi}{b}y\right) e^{-j\beta z} \quad (2.7)$$

$$H_y = \frac{j\beta}{k_{c,mn}^2} \frac{n\pi}{b} H_0 \cos\left(\frac{m\pi}{a}x\right) \sin\left(\frac{n\pi}{b}y\right) e^{-j\beta z} \quad (2.8)$$

$$H_z = H_0 \cos\left(\frac{m\pi}{a}x\right) \cos\left(\frac{n\pi}{b}y\right) e^{-j\beta z} \quad (2.9)$$

Ke ztrátám přenášené energie v obdélníkovém vlnovodu dochází na nedokonale vodivém plášti vlnovodu a dále v nedokonalém dielektriku. Celkový měrný útlum α_c pak lze určit jako součet měrného útlumu α_v způsobeného ztrátami na kovovém plášti vlnovodu a měrného útlumu α_d způsobeného ztrátami v dielektriku.

$$\alpha_c = \alpha_v + \alpha_d \quad (2.10)$$

Měrný útlum dominantního vidu obdélníkového vlnovodu v důsledku ztrát na plášti je potom určen výrazem

$$\alpha_v = 8,68 \frac{\rho_{vf}}{Z_0} \frac{\frac{1}{b} + \frac{\alpha^3}{2a^3}}{\sqrt{1 - \left(\frac{f_c}{f}\right)^2}} [dB/m] \quad (2.11)$$

Kde

ρ_{vf} je vysokofrekvenční měrný odpor [Ω/m^2]

Z_0 je charakteristická impedance volného prostoru [Ω]

a,b jsou rozměry vlnovodu [m]

f_c je mezní kmitočet vlnovodu [Hz]

Pokud je vlnovod vyplněn ztrátovým prostředím, pak je možné jeho komplexní permitivitu vyjádřit vztahem:

$$\varepsilon = \varepsilon' (1 - jtg\delta) \quad (2.12)$$

Pokud jsou ztráty v dielektriku malé ($\text{tg}\delta \ll 1$) platí

$$\alpha_d \cong \frac{k^2 \text{tg}\delta}{2\beta} \quad (2.13)$$

2.4. Aplikátory tvořené kruhovým vlnovodem

Stejně jako u obdélníkového vlnovodu tak i u kruhového vlnovodu vzniká nekonečně mnoho vidů. TE a TM. Každý vid je určen tzv. vidovými čísly m, n ($m = 0, 1, 2, \dots$) a vidové číslo n musí být různé od 0.

Pro mezní vlnové délky a mezní kmitočty vidu TM_{mn} vlnovodu kruhového průřezu platí

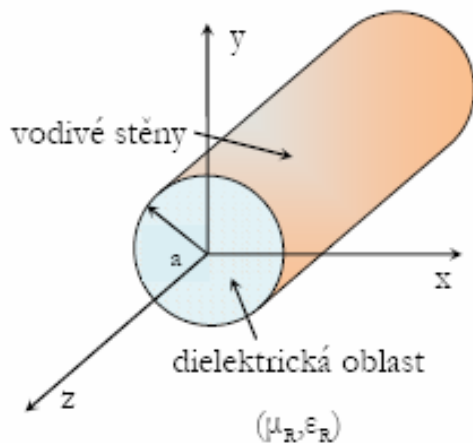
$$f_m^{TM} = \frac{1}{2\pi\sqrt{\epsilon\mu}} \frac{\alpha_{m,n}}{a} \quad (2.14)$$

$$\lambda_m^{TM} = \frac{2\pi a}{\alpha_{mn}} \quad (2.15)$$

pro vidy TE_{mn} platí

$$f_m^{TE} = \frac{1}{2\pi\sqrt{\epsilon\mu}} \frac{\alpha'_{m,n}}{a} \quad (2.16)$$

$$\lambda_m^{TE} = \frac{2\pi a}{\alpha'_{mn}} \quad (2.17)$$



Obr.: 2.2. Kruhový vlnovod

Kde a značí vnitřní poloměr vlnovodu. α_{mn} značí n -tý konec Besselovy funkce 1. druhu m -tého řádu a α'_{mn} značí hodnotu n -tého kořene derivace Besselovy funkce 1. druhu m -tého řádu. Tyto hodnoty můžeme určit z grafických průběhů funkcí nebo určit pomocí tabulky:

	n=1	
	α_{mn}	α'_{mn}
m=0	2,4048	3,8317
m=1	3,8317	1,8412
m=2	5,1356	3,0542
m=3	6,3802	4,2012

Tab.: 2.1. Kořeny Besselových funkcí prvního druhu jejich derivace

Z tabulky vyplývá, že nejmenší hodnotu má právě α'_{11} . Vid TE_{11} je dominantní vid s nejmenším mezním kmitočtem.

Z technického hlediska je mnohem výhodnější použít vlnovod obdélníkový než kruhový. Vlnovod kruhový se aplikuje pouze výjimečně a to např. na realizaci dílů pro vlnovody, jako jsou rotační spojka, polarizátory., atd. Aplikátor kruhový má velmi dobré upotřebení pro lékařské účely. Oproti vlnovodu kruhovému má odlišné rozložení hustoty výkonu ve své apertuře, z čehož plyne, že každý z nich bude vhodný pro jiný tvar léčené oblasti.

Aplikátory můžeme dále dělit, zda jsou či nejsou plněny dielektrikem. Vhodným dielektrikem docílíme snížení mezního kmitočtu vlnovodu. Mnohdy se jako vhodné dielektrikum používá destilovaná voda, která se svými parametry nejvíce podobá lidské tkáni.

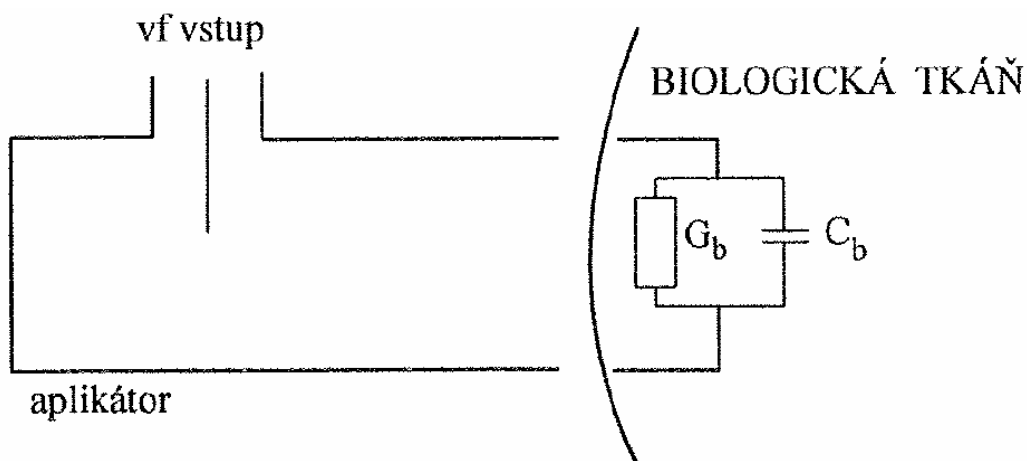
Pracuje-li aplikátor na rezonančním principu, bývá bez dielektrika nebo může být naplněn dielektrikem, které má velmi odlišné parametry od lidské tkáně. Na rozhraní mezi lidskou tkání a aplikátorem dochází k reflexím a ty mají za následek, že aplikátor má rezonanční charakter.

Aplikátory, které jsou naplněny dielektrikem, které má svými parametry nejvíce podobu lidské tkáně, pracují na nerezonančním principu. U těchto aplikátorů nedochází k žádným reflexím.

2.5. Aplikátory tvořené propustným vlnovodem

Tyto aplikátory se provozují na frekvenci, která je vyšší než mezní frekvence. Uplatňuje se především dominantního vidu, tj. vidu s nejnižší frekvencí. Vlnovod je z jedné strany zkratován a z druhé strany je jeho otevřený konec přiložen k bolusu nebo nádorové tkáni. Úkolem elektromagnetické energie, která vstupuje do aplikátoru přes koaxiální vedení je vybudit vlnovodný vid v aplikátoru.

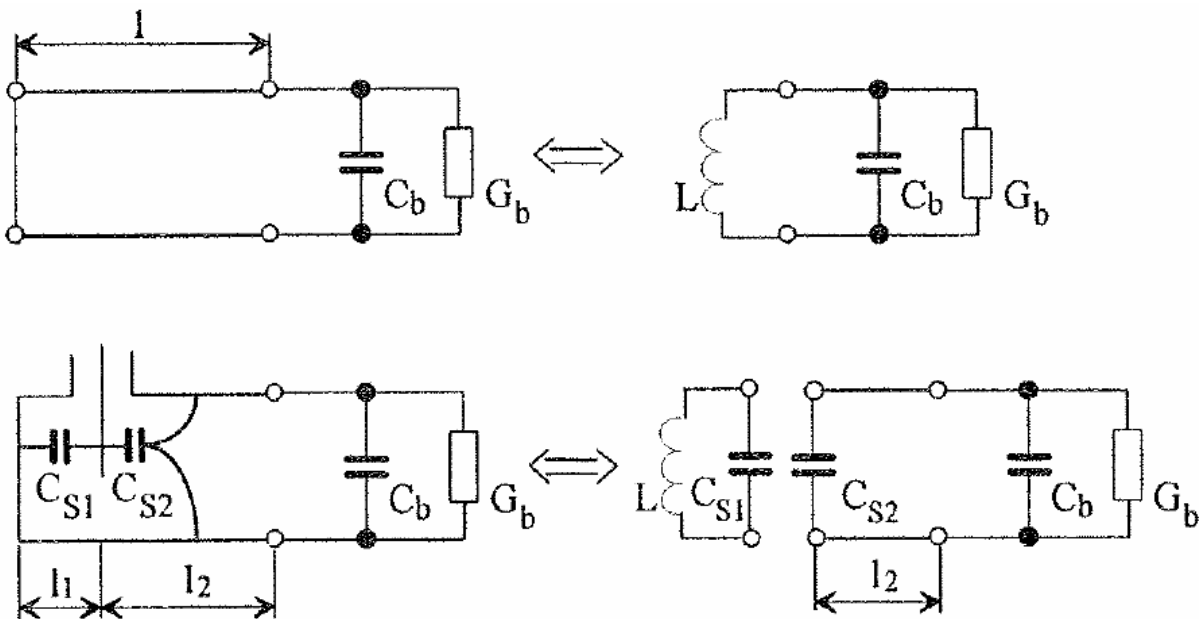
Impedance lidské tkáně je velmi nízká. Na rozhraní mezi lidskou tkání a aplikátorem dochází k reflexi dopadající energie zpět do aplikátoru, což má za následek vznik tzv. stojatých vln. Aplikátor má povahu dutinového rezonátoru. Dochází k přenosu elektromagnetické energie do lidské tkáně. Pokud je koaxiální napáječ připojen v místě, kde vstupní impedance vlnovodu je stejná jako impedance koaxiálního vedení, dochází pak k maximálnímu transferu vysokofrekvenční energie. Schéma aplikátoru, který je tvořen propustným vlnovodem je na obr. 2.3. Na obrázku je lidská tkáň suplována schématem.



Obr.: 2.3. Znárodnění biologické tkáně náhradním schématem.

Návrh aplikátoru vychází z teorie rezonátorů tvořených úsekem vedení na jednom konci zakončeném paralelní kapacitou a vodivostí a na druhém konci zkratovaném. Délka l je ovlivněna reaktancí vazebních prvků. Délka budící sondy je podle literatury rovná mezi $\lambda/8$ a $\lambda/4$.

Délka aplikátoru nesmí být příliš dlouhá, aby nedocházelo ke zhoršení činitele jakosti a tím i ke zhoršení impedančního přizpůsobení. Aplikátor zase nesmí být příliš krátký, protože by lidská tkáň mohla dále ovlivňovat vazbu mezi koaxiálním napáječem a aplikátorem.



Obr.: 2.4. Náhradní schéma vlnovodného aplikátoru.

2.6. Aplikátory tvořené zádržným vlnovodem

Jiný a častý název pro tyto aplikátory je *aplikátory s evanescentním videm*.

Vlnovody jsou buzeny pod svým mezní kmitočtem. Abychom dosáhli určité hloubky ohřevu, je potřeba snížit pracovní frekvenci. U aplikátorů se zádržným vlnovodem by se jednalo o zvětšení rozměrů. Větší rozměry znamenají horší manipulaci s aplikátorem a i jeho větší hmotnost. Jedním z řešení je použití dielektrické výplně. Tím s zvýší hmotnost i výrobní náklady. Principem evanescentních aplikátorů je vložit do úseku zádržného vlnovodu soustředěnou kapacitu C , která spolu s induktivní vlnovou admitancí Y_c vidu TE vytvoří rezonanční obvod. Přes ten se pak přenáší vysokofrekvenční energie do biologické tkáně. Pro vlnovou admitanci Y_c platí vztah

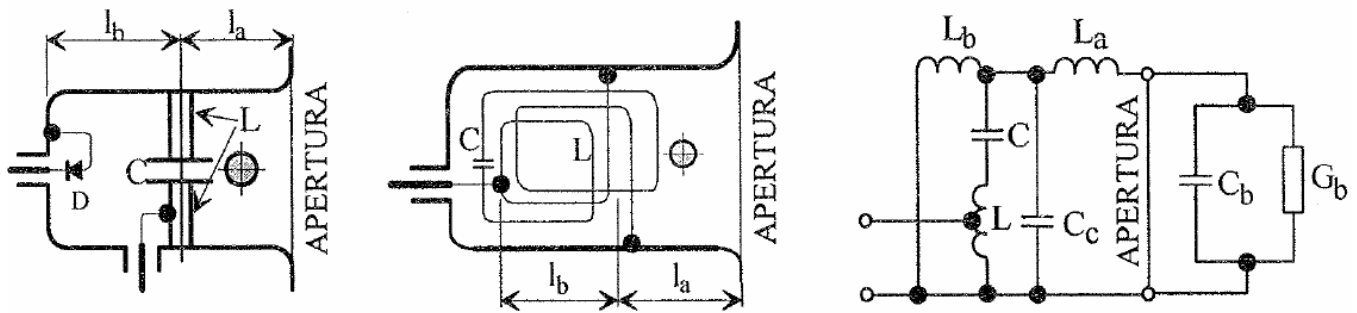
$$Y_c = -j2,654 \sqrt{\frac{f^2 m}{f^2} - 1} \quad (2.18)$$

Při nízkém kmitočtu f oproti meznímu kmitočtu f_m je admitance tkáně Y_b podobná s admitancí Y_c . Tím dojde ke snadnějšímu navázání na lidskou tkáň.

$$Y_b = G_b + jC_b \quad (2.19)$$

U takto uvažovaného rezonátoru máme dostatečně široké frekvenční pásmo a relativně vysokou hodnotu činitele jakosti. U rezonátorů lze dosáhnout účinnosti okolo 90 %.

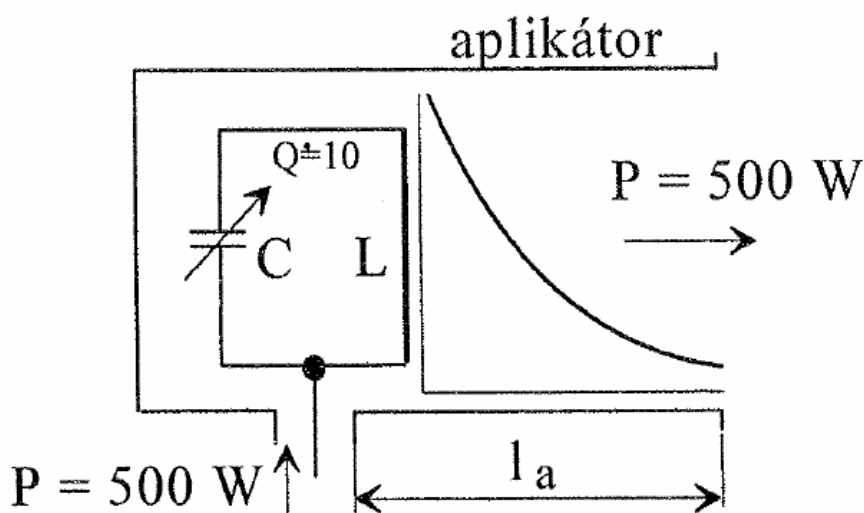
Při kmitočtech kolem 1 GHz lze potřebnou kapacitu vytvořit velmi jednoduchou kovovou nebo dielektrickou strukturou. Pro nižší kmitočty je nutný soustředěný kondenzátor. Z obr. 2.5. je patrné schematické uspořádání aplikátorů s evanescentním videm.



Obr.: 2.5. Typická uspořádání evanescentních aplikátorů:

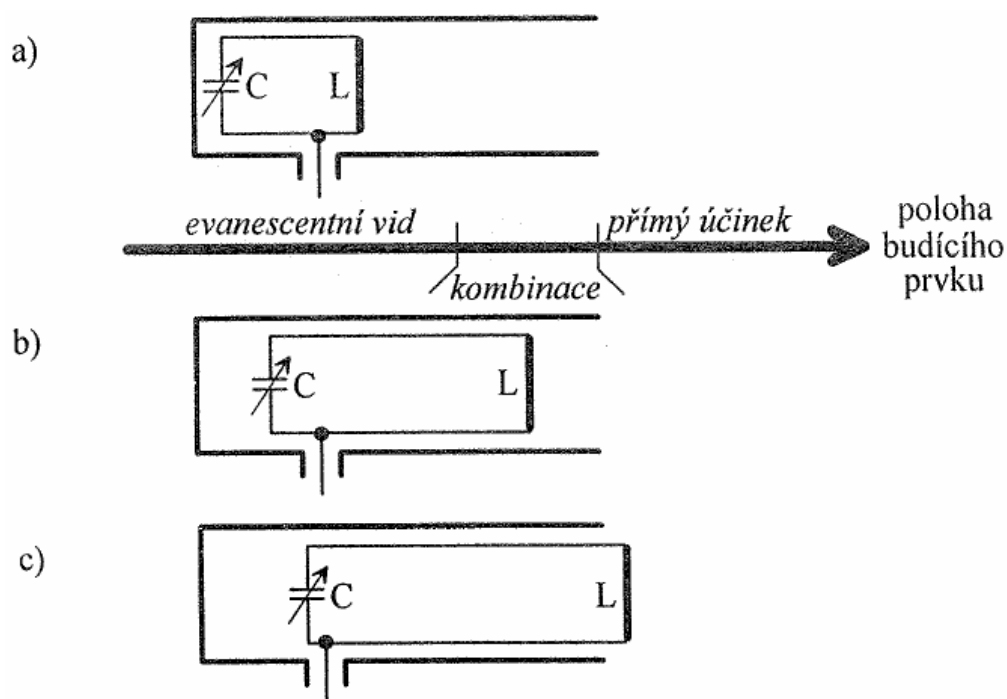
- a) pro kmitočty 439 nebo 915 MHz;
- b) pro pásma 13, 27 nebo 40 MHz;
- c) zjednodušený náhradní obvod.

Na obr. 2.5a je znázorněno vhodné provedení aplikátoru pro frekvenční pásmo 100 až 1000 MHz, tedy např. 434 MHz. Obr.2.5.b představuje uspořádání aplikátoru pro frekvenční pásmo 1 až 100 MHz, tj. např. 13, 27 a 40 MHz. V obou řešeních je použito kapacitního prvku zapojeného do zádržného vlnovodu přes induktivní prvek. Ten může být tvořen pro vyšší kmitočty úsekem vedení pro nižší kmitočty např. cívkou. Často se používají proměnlivé kondenzátory k jemnému doladění aplikátoru pro jednotlivá místa aplikace a typy tkáně. Umístění kapacitního prvku není tak důležité pro funkci aplikátoru, jako poloha induktivního prvku. Správnost naladění lze zkontrolovat indikátorem spojeným s usměrňovací diodou D umístěnou v aplikátoru.



Obr.: 2.6 Rozložení přenášeného výkonu podél evanescentního aplikátoru.

Funkce aplikátoru s evanescentním videm: energie dodávaná do aplikátoru se šíří z budícího prvku k apertuře. Tento průběh vykazuje exponenciální charakter. Měrný útlum je odrazného charakteru, proto se v aplikátoru průběžně část energie odráží zpět k budícímu prvku, což je základní fyzikální děj ve vlnovodu buzeném pod mezním kmitočtem. Délka l_a by měla být nastavena tak, aby došlo k těsnému navázání na dominantní vid. Pomocí této délky potlačujeme vyšší vidy, které mohou negativně ovlivnit rozložení pole v apertuře. Pokud délku l_a zmenšíme, dojde tak k přímému ohřevu pomocí budícího prvku. Při samotném dominantním vidu je efektivní plocha apertury zhruba poloviční než skutečná plocha apertury.



Obr.: 2.7. Poloha budícího prvku v evanescentním aplikátoru:

- buzení apertury evanescentním videm,
- kombinace evanescentního vidu a přímého ohřevu,
- ohřev pouze přímým účinkem budícího prvku.

Rozlišujeme 3 základní případy:

- Induktivní smyčky jsou uvnitř aplikátoru dostatečně vzdáleny od apertury. Pak aplikátor vyzařuje pouze dominantní vid a tomu odpovídá výsledný SAR.
- Induktivní smyčky jsou blíže k apertuře, ale stále uvnitř aplikátoru. Potom jak dominantní vid, tak i přímý účinek smyček přispívá k výslednému ohřevu tkáně.

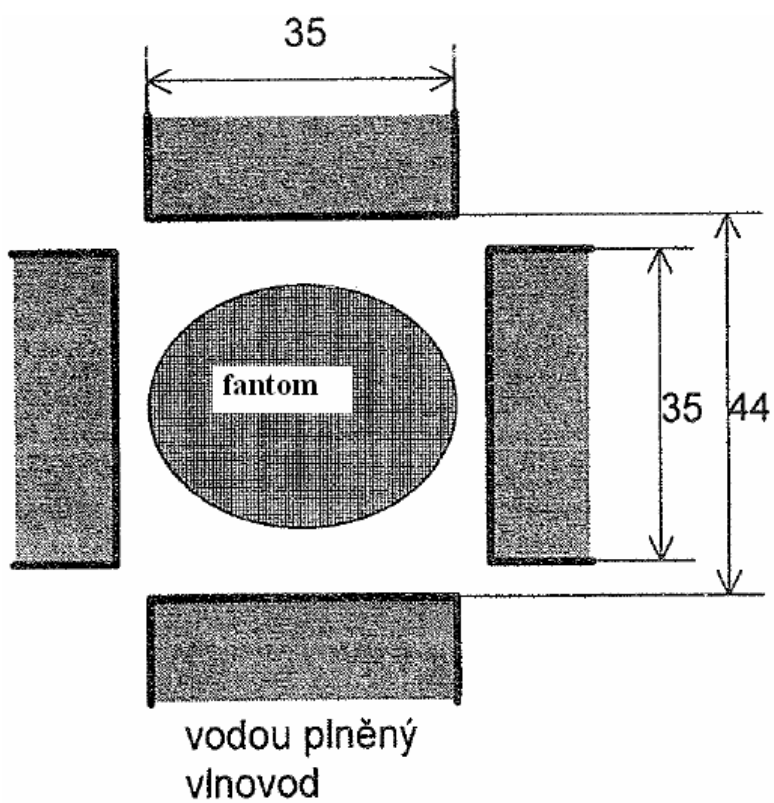
- c) Induktivní smyčky jsou vně aplikátoru. Biologickou tkáň pak ohřívá jen elektromagnetické pole vytvořené smyčkami.

2.7. Aplikátory pro regionální léčbu a celotělovou hypertermii

Jsou vhodné pro léčení rozsáhlejších oblastí lidského těla. Aplikátory využívají sbíhavou (resp. eliptickou) vlnu. Taková vlna se šíří směrem od povrchu dovnitř. Aplikátory mají vnitřní aperturu ve tvaru kruhového nebo eliptického válce. Kmitočet generované vlny volíme tak, aby teploty rostla směrem ke středu tkáně. Jak po klinické tak i technické stránce má k regionální terapii velice blízko celotělová termoterapie. Cílem celotělové termoterapie je ohřev pacientova těla na teploty v intervalu 40 až 41°C.

Výkon regionálního generátoru bývá nastaven na 1,5 až 2 kW. S tímto výkonem je nutné pracovat velmi opatrně. Lidské tělo do svého okolí vyzařuje zhruba výkon 100W. Výkony řádově 100 až 200 W, které jsou typické pro lokální i intrakavitární termoterapii, mohou způsobit jen minimální komplikace. Např. při neodborném zacházení je riziko vzniku tzv. lokálních povrchových horkých míst označovaných hot spots. Při neodborně aplikované regionální resp. celotělové termoterapii se mohou horká místa objevit i v hloubce léčené oblasti.

Regionální aplikátor, který je vytvořený ze čtyř lokálních aplikátorů je zachycen na obr. 2.8. Jedná se o aplikátor firmy LUND, která jej vyrábí pod názvem VERIPHASE 5000. Aplikátor byl vyvinut na AMC v Amsterdamu. Tyto čtyři aplikátory s aperturou 35 x 20 cm jsou naplněny destilovanou vodou a umístěny ve speciálním stojanu. Aplikátory fokusují energii do léčené oblasti. Pacient leží na speciálním dielektrickém lůžku, které je pohyblivé a zasouvá se do aplikátoru. Mezi aplikátorem a pacientem je umístěn vodní bolus.



Obr.: 2.8. Princip regionálního aplikátoru se čtyřmi vlnovody.

3. METODY PRO EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ APLIKÁTORŮ

Než začneme aplikátor používat na lidskou tkáň, je důležité ho správně otestovat. Potřebujeme znát rozložení teplotních polí jak na povrchu, tak i uvnitř lidské tkáně. Při testech je nutné v co nejkratší době (asi do 1 minuty) změřit v trojrozměrném prostoru uvnitř lidské tkáně nebo fantomu (modelu lidské tkáně) rozložení teploty.

Existují čtyři metody měření:

- a) Infračervená kamera (termokamera, termovize)
- b) Speciální fantomy do nichž je zabudovaný systém teflonových kanyl s pohyblivými teplotními čidly- termočlánky
- c) Vodní fantom
- d) Magnetická rezonance

3.1. Měření termokamerou FLIR P25

K testování můžeme použít kameru s označením FLIR P25. Kamera má minimální detekovatelný rozdíl teplot $0,08^{\circ}\text{C}$ při teplotě 30°C a provozní oblast $7,5 - 13 \mu\text{m}$. Vzdálenost termokamery a fantomu je při měření 1m. První snímek fantomu zaznamenáme termokamerou ještě před měřením. Po ohřevu fantomu pořizujeme další teplotní snímky fantomu, tzv. termogramy. Po ohřevu fantomu získáme teplotní profil jak v rovině rovnoběžné s intenzitou magnetického pole H, tak v rovině rovnoběžné s intenzitou elektrického pole E. Mezi výhody měření termokamerou patří, že neovlivňuje měřený objekt. Nevýhodou je, že teplotu objektu musíme snímat rychle , protože dochází k vyrovnávání teplot v objektu.

Kamera FLIR P 25 má následující parametry:

video výstup	NTSC/PAL(CCIR), 14bitový digitální výstup
LCD hledáček	1,5"barevný
rozsah měřených teplot	-40°C až +500°C (s filtrem do +2000°C)
spektrální pásmo	7,5μm až 13μm
detektor	nechlazený mikrobolometr 320x240 pixelů snímková frekvence 50Hz
teplotní citlivost	0,08°C při 30°C
nastavitelné parametry	emisivita, vzdálenost, teplota okolí, relativní vlhkost, typ objektu
hmotnost	2kg
ukládání obrázků	ATA Flash > 100MB

Tab.: 3.1. Technické parametry kamery FLIR P25:



Obr.: 3.1. Termokamera FLIR P25.

3.2. Model biologické tkáně

K testování hypertermických aplikátorů se často používají modely lidské tkáně nazývané fantomy. Tyto fantomy mají co nejpřesněji aproximovat dielektrické a tepelné parametry:

- a) Permittivity tkáně
- b) Elektrické vodivosti tkáně
- c) Teplotní vodivosti tkáně
- d) Měrného tepla tkáně
- e) Vlivu krevního řečiště
- f) Prostorového rozložení biologické tkáně v léčené oblasti

Dostí obtížné je u fantomů dodržení prvních čtyř parametrů. U posledních dvou je to prakticky nemožné.

Fantomy rozeznáváme *anatomické a geometrické*.

Z těchto fantomů jsou nejdokonalejší fantomy *anatomické*. Zcela dokonale simulují lidskou tkáň, avšak jejich výroba je velmi nákladná, pracná a doba použití těchto fantomů je přitom omezená. Jeden fantom navrhnout a vyrobit trvá mnohdy i měsíce. K výrobě je zapotřebí tým proškolených pracovníků se znalostí anatomie lidského těla. Fantomy málokdy simulují funkci krevního řečiště. Přípravují se na jediném místě na světě na Univerzitě v Římě.

U druhých typů fantomů se snažíme dodržet alespoň první dva parametry. Tepelná vodivost. Geometrické fantomy mají mít tepelnou vodivost co nejmenší. Za pomoci tohoto fantomu můžeme určit SAR a distribuci elektromagnetického pole před aperturou aplikátoru.

Každé pracoviště si připravuje svoje vlastní fantomy. Pro simulaci tkání s vysokým podílem vody, např. svalové tkáně se používá agarová želatina. Existují i různé přísady jako hliníkový prášek nebo sůl, které ovlivňují dielektrické vlastnosti tak, aby odpovídaly tkáni pro navržený kmitočet. Pro simulaci tkání s nízkým podílem vody, např. tukové tkáně můžeme použít obyčejný med.

Fantom, který simuluje svalovou tkáň je realizován na bázi želírujícího materiálu "TX 150" pod názvem „Superstuff“. Dielektrické vlastnosti fantomu „Superstuff“ zachycuje tab. 3.2. Jeho složení zaznamenává tab. 3.3.

f [MHz]	ϵ_r	λ_v [mm]
434	54	94
915	54	45
2450	52	17

Tab.: 3.2. Relativní permitivita ϵ_r a délka vlny λ_v ve fantomu „Superstuff“ pro základní frekvence.

60 %	Solný roztok (2,5 % NaCl, 97,5 % H ₂ O)
22,5 %	Cukr
17,5 %	TX 150 (Superstuff)

Tab.: 3.3. Složení fantomu biologické tkáně „Superstuff“.

Velmi často ve zdravotnictví používaný fantom na bázi agarového materiálu je pod názvem DUBLAGA. Vlastnosti tohoto materiálu jsou v tab. 3.4.

Vzorek	ϵ_r	tgδ	σ_{ss}
DUBLAGA	56,50	2,95	0,18
Sval-měření	103	3,42	0,24
Sval – dle literatury	118	3,50	0,1 – 0,2

Tab.: 3.4. Vlastnosti fantomu DUBLAGA.

4. NÁVRH APLIKÁTORU S TEM VLNOU

Cílem této diplomové práce je navrhnout, realizovat a otestovat mikrovlnný aplikátor v pomoci programu SEMCAD, což je simulátor elektromagnetického pole. Aplikátor má v hloubce 1 cm pod povrchem dosáhnout větší efektivní plochy ohřevu. EFS (Effective Field Size je plocha, kde poklesne SAR na polovinu maximální hodnoty v hloubce 1 cm pod povrchem.

4.1. Návrh mikrovlnného aplikátoru

Pro lepší navázání na biologickou tkáň je aplikátor naplněný destilovanou vodou. Destilovaná voda má relativní permitivitu $\epsilon_r=78,22$ a aplikátor je navržen na frekvenci 434 MHz. Rozměry aplikátoru jsme zvolil tak, aby se v něm šířil pouze vid TEM.

Materiál, ze kterého bude aplikátor vyroben musí splňovat jak budoucí funkční hledisko, tak i požadavek na elektrickou vodivost a mechanickou pevnost. Vybíral jsem mezi mosazí a mědí. Materiál, který jde snáze ohýbat a je dobře vodivý je měď. U mosazi se při větších úhlech ohybu mohou objevit trhlinky. Tloušťku volíme jako pětinasobek hloubky vniku δ za dostačující. Hloubka vniku je určena vztahem

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{2\pi f \mu \sigma}} \quad (4.1)$$

Velikost δ vypočítáme 3,55nm, pro $f=434$ MHz a $\sigma_{Cu}=5,81e^7$ S/m.

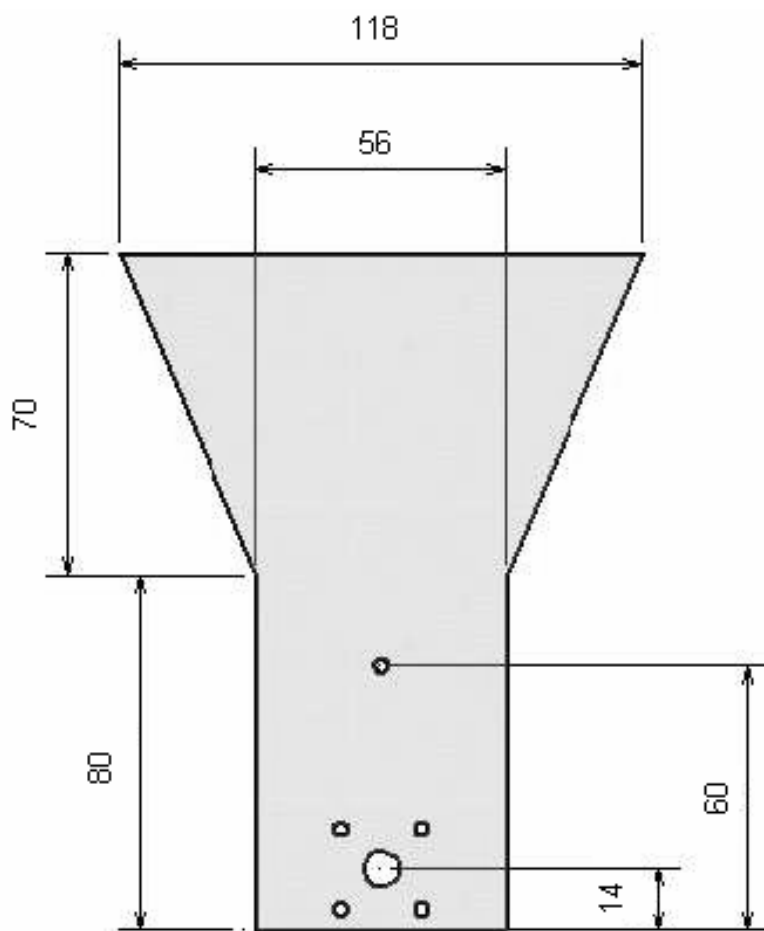
Tkoušťka jako pětinasobek hloubky vniku je $5\delta = 17,76$ nm

Jelikož strany aplikátoru budou z plexiskla, zvolil jsem nakonec tloušťku materiálu 1,5 mm.

Páskové vedení je vyrobeno z měděného plechu o tloušťce 1,5 mm. Pásek byl poté ohýbáním upraven do finální podoby. Aplikátor je vyroben z jednoho kusu mědi, tudíž má tu přednost, že nebudou nedokonalým napájením narušeny toky proudů. Měď tvoří koncový zkrat, dolní a horní stěnu vlnovodu, které jsou rovnoběžné s rovinou magnetického pole H a pokračují stěny rozbíhavého vlnovodu. Boční stěny, které jsou rovnoběžné s rovinou

elektrického pole H, jsou z plexiskla o tloušťce 2 mm. Mědění plech a plexisklo jsem spojil pomocí epoxidového lepidla Uhu metall.

Do pláště aplikátoru jsem vyvrtala otvory pro N konektor. Jelikož bude aplikátor naplněný destilovanou vodou, je potřeba do něho vyvrtat díry pro ventily. Abych co nejméně ovlivnil elektromagnetické pole aplikátoru, zvolil jsme napouštěcí i vypouštěcí ventil z umělé hmoty. Ventily mají průměr $\varnothing 3\text{M}$. Aplikátor jsem potáhnul gumovou blánou a připevnil ji k hranám aplikátoru pomocí lepicí pásky.



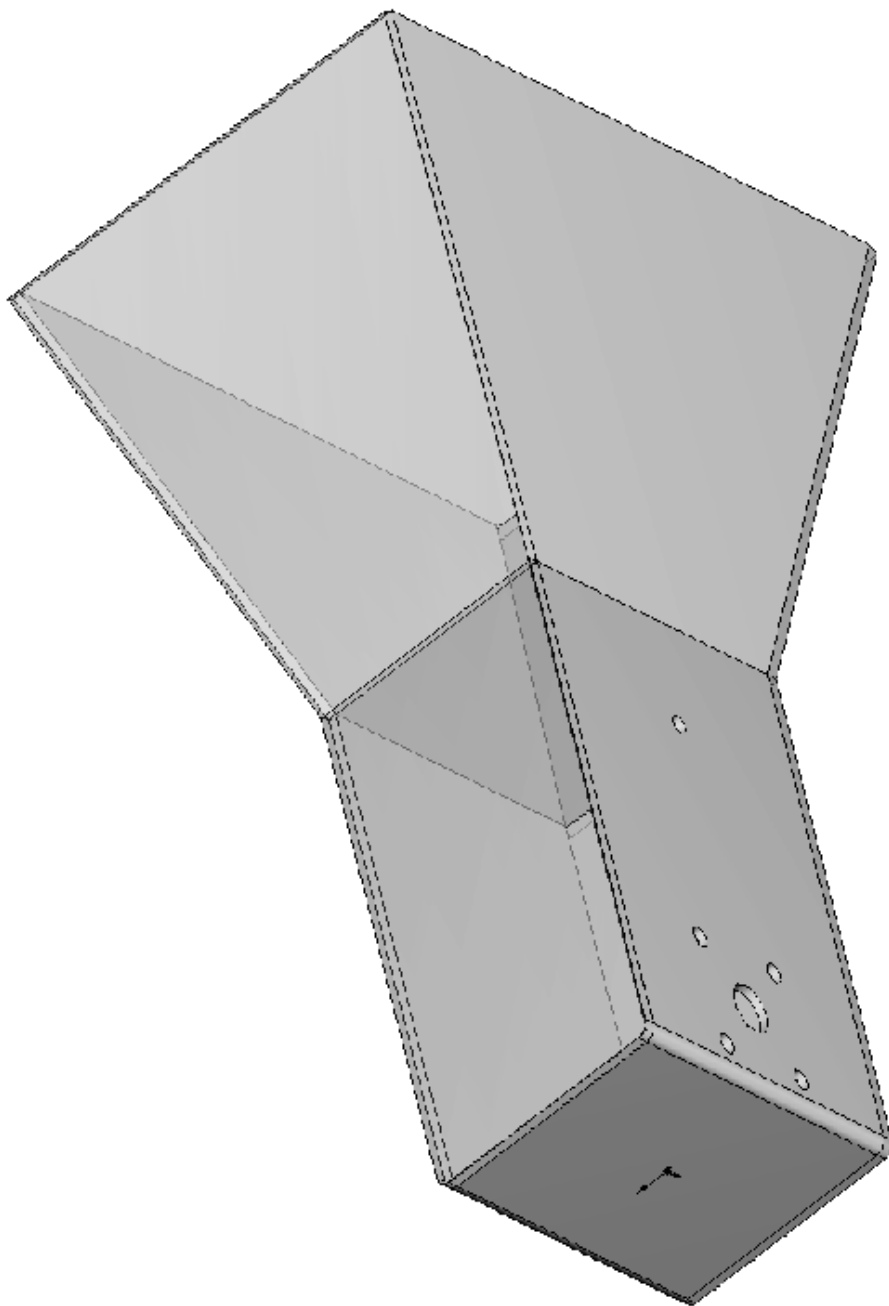
Obr.: 4.1. Pohled na aplikátor v rovině magnetického pole H.

4.2. Výpočty

Vlnová délka v aplikátoru závisí na relativní permitivitě dielektrika, což je destilovaná voda. Výpočet vlnové délky je následující

$$\lambda_v = \frac{c_0}{f \sqrt{\epsilon_r}} = \frac{3 \cdot 10^8}{434 \cdot 10^6 \sqrt{79}} = 0,077m \quad (4.2)$$

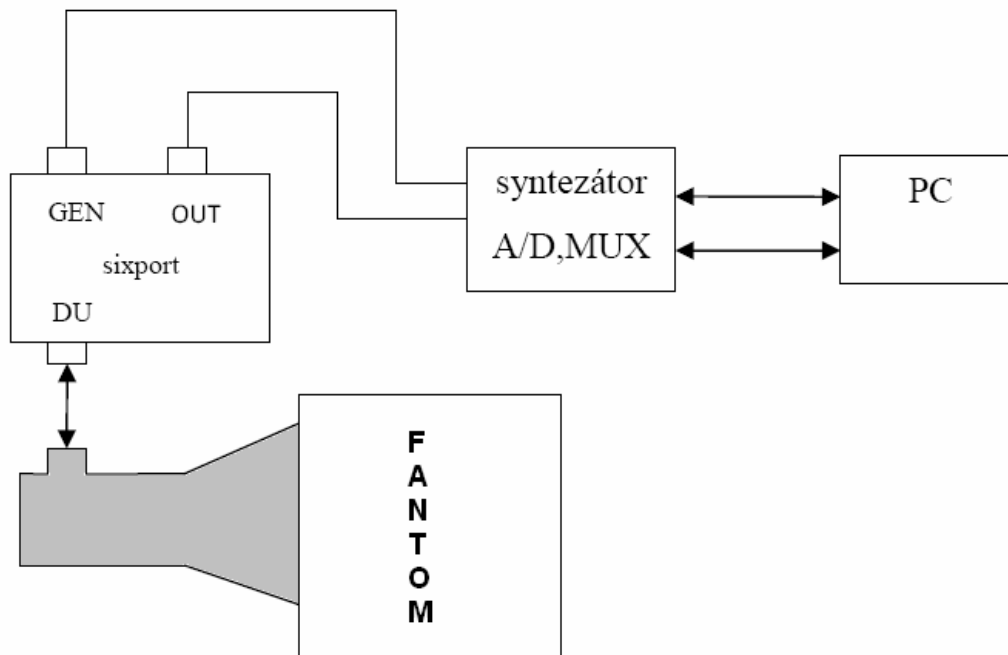
Vzdálenost budící sondy od zkratovaného konce vlnovodu je dle skript mezi $\lambda/8$ a $\lambda/4$. V našem případě tato vzdálenost mezi 10 až 20 mm. Rozměry vlnovodné a rozbíhavé části vlnovodu jsou následující: rozměry páskového vedení jsou 60 x 44 mm a délka $l_1 \cong \lambda_v = 80mm$. Divergentní část páskového vedení má délku $l_2 = 70mm$. Vzdálenost od ladícího šroubu k budící sondě je $0,6\lambda$. Rozměry apertury splňují zadání 100 x 75 mm.



Obr.: 4.2. Prostorový pohled na aplikátor typu páskový trychtýř.

5. MĚŘENÍ NAVRŽENÉHO APLIKÁTORU

5.1. Schéma zapojení



Obr.: 5.1. Schéma měření činitele odrazu.

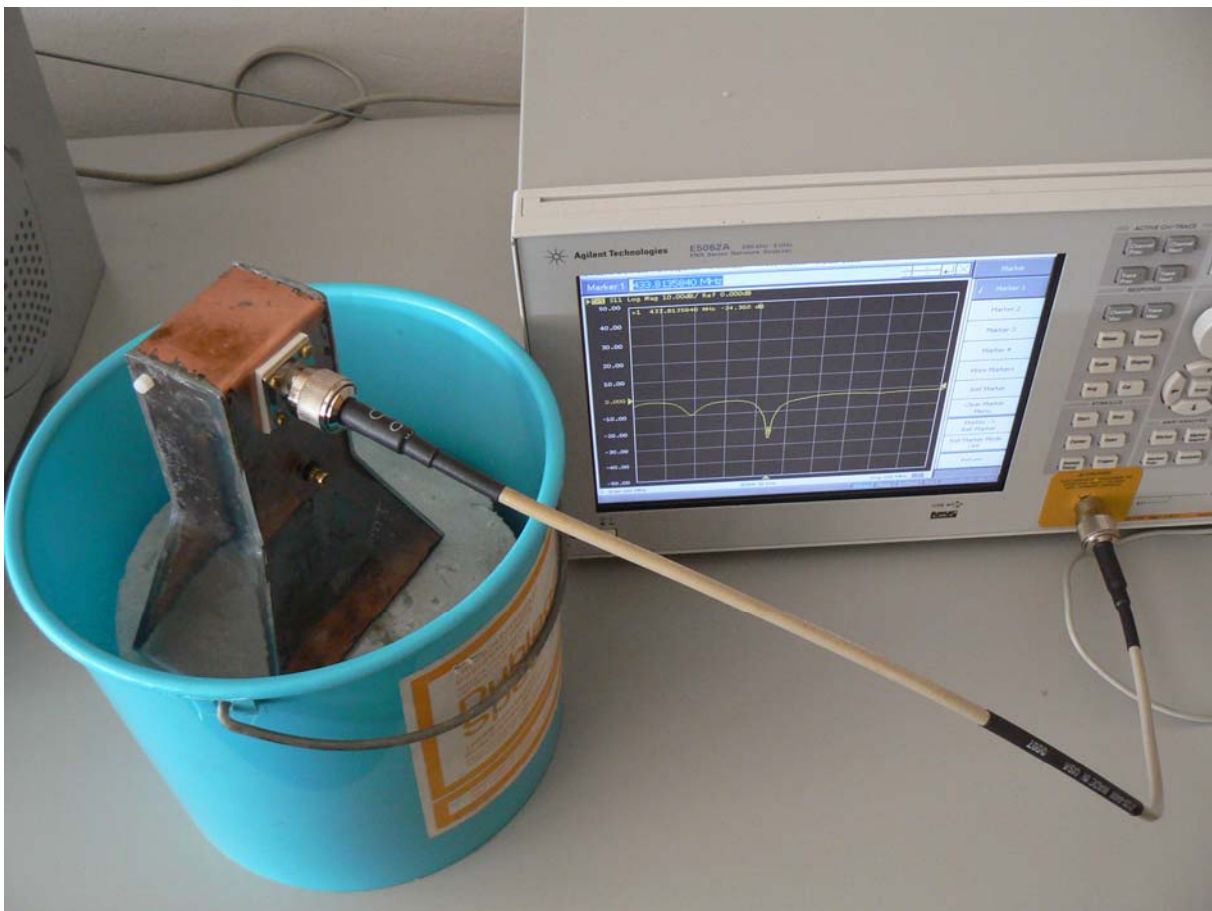
Systémy se sixporty přinášejí informace o amplitudě a fázi z vícenásobného skalárního měření. Mezi velké klady patří jednoduchost, k záporům patří náročné počítačové zpracování dat.

Sixport je lineární šestibran. Celý systém se skládá ze zásuvné karty, ve které je obsažen syntezátor v pásmu 10 – 2000MHz a A/D převodník pro sběr dat ze sixportu. Karta je zasunuta do PC, kde se provádí výpočet. Schéma celého systému se sixportem zachycuje obr. 5.1.

Sixport funguje tak, že se po připojení do generátoru a portu DUT detekují 4 výkony pro frekvenci $f = 434\text{MHz}$. Dále se tři naměřené výkony podělí jedním z nich a tím získám 3 rovnice kružnic pro tři neznámé. Proložíme-li tyto rovnice v komplexní rovině měli by se nám teoreticky střetnout v jednom bodě. Průsečík všech tří kružnic se rovná měřenému činiteli odrazu.

5.2. Nastavení budící sondy

Aplikátor je napájen pomocí koaxiálního kabelu přes konektor typu N. Při měření činitele odrazu bylo nejdůležitější nastavit délku budící sondy. Vzdálenost budící sondy o průměru 2 mm od zkratovaného konce aplikátoru jsem stanovil na 14 mm a její délku přibližně na 30 mm, na základě simulací v programu SEMCAD. V programu SEMCAD jsem také stanovil, že bude vhodné ve vzdálenosti $0,6\lambda_v$ od budící sondy dát ladící šroubek o průměru 3 mm.

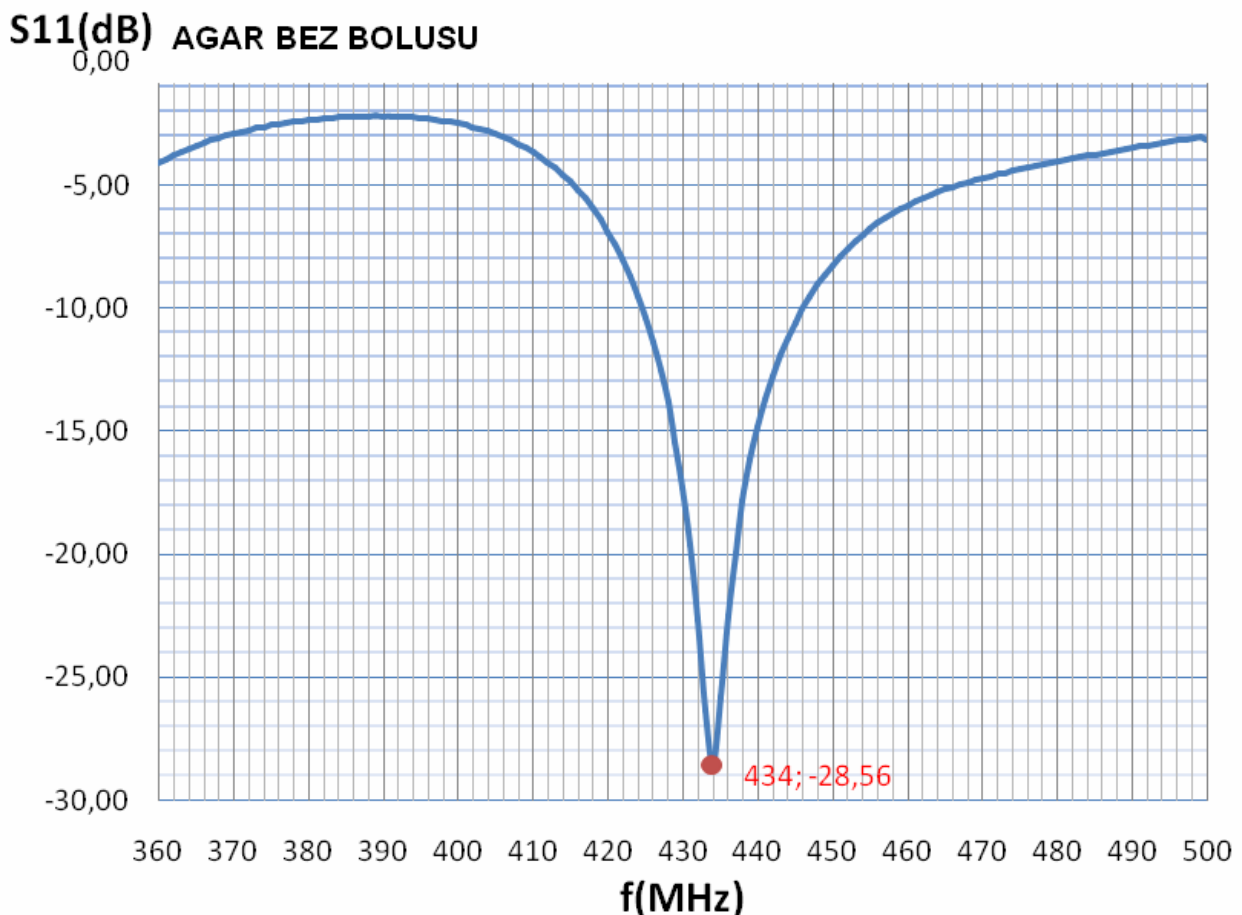


Obr.: 5.2. Měření činitele odrazu.

5.3. Výsledky přizpůsobení aplikátoru

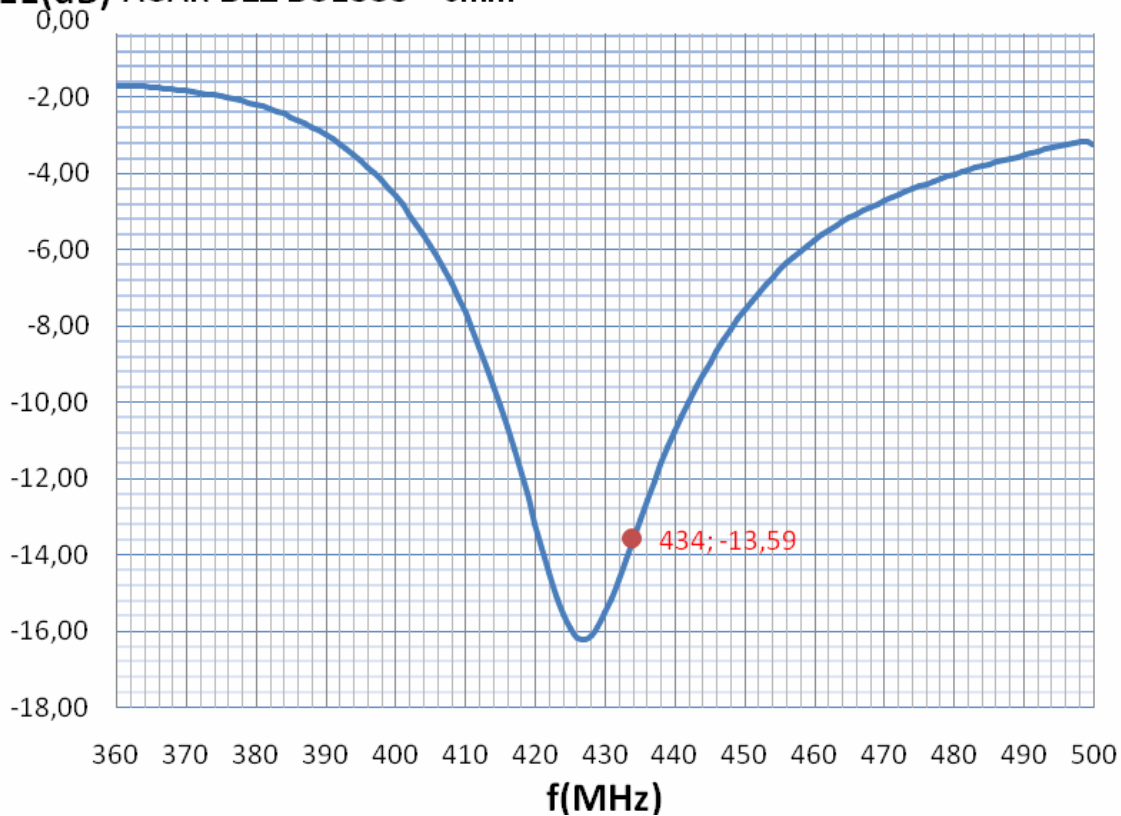
Na obr. 5.3. měříme činitel odrazu na agaru bez bolusu. Modul činitele odrazu na pracovní frekvenci je -28,56 dB. Dále si můžeme všimnout, že polohou regulačního šroubu značně ovlivňujeme činitel odrazu. Z obr. 5.4. a obr. 5.5. jsou patrné průběhy v závislosti na poloze regulačního šroubu. Na obr. 5.6. můžeme vidět měření agaru s bolusem. Hodnota činitele odrazu se téměř nemění. Na naší pracovní frekvenci 434 MHz je -23,3 dB. Hodnota PSV je menší na frekvenčním rozsahu od 424 do 445 MHz.

Na obr jsem zkoušel aplikátor při vyzařování do ruky. V obou případech s bolusem i bez bolusu jsou hodnoty činitele odrazu přibližně stejné. Bez bolusu měl činitel odrazu hodnotu -23,13 dB a s bolusem 26,31 dB.



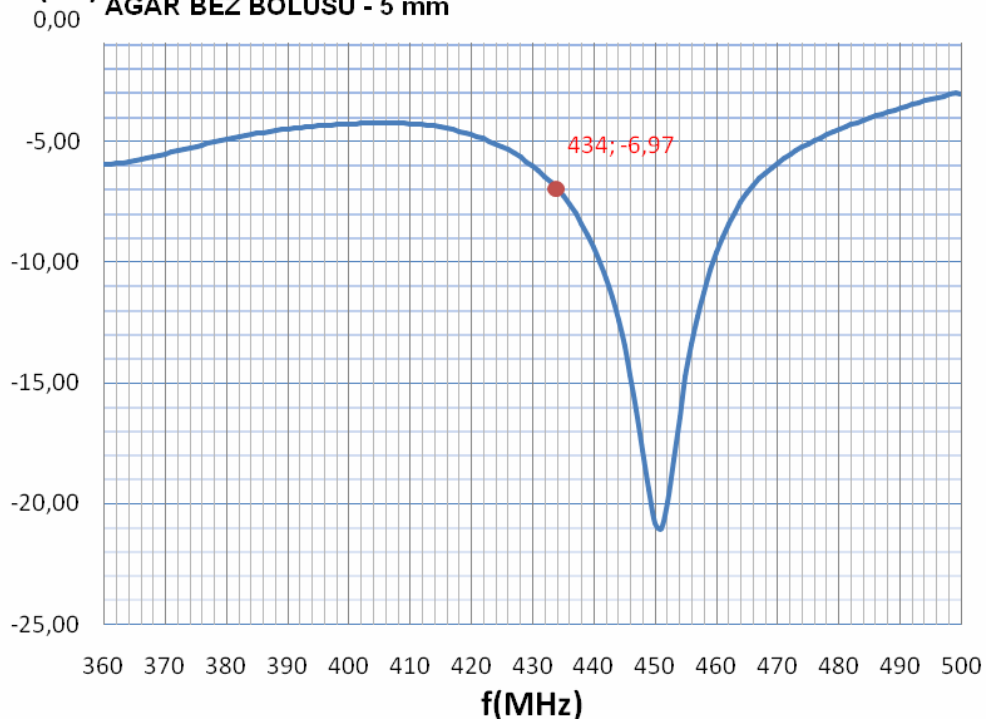
Obr.: 5.3. Činitel odrazu při vyzařování do agarového fantomu bez bolusu

S11(dB) AGAR BEZ BOLUSU + 5mm



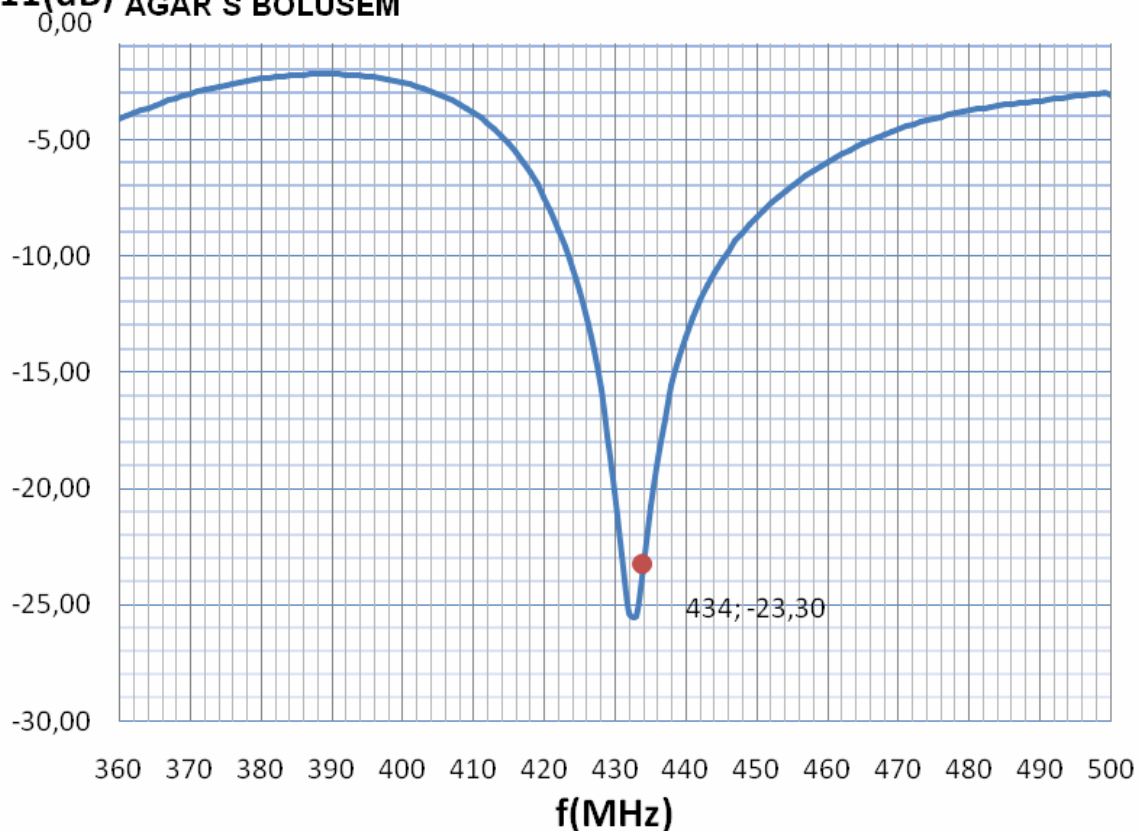
Obr.: 5.4. Činitel odrazu s11 při vyzařování do agarového fantomu bez bolusu při zašroubování šroubku o 5mm oproti optimální poloze.

S11(dB) AGAR BEZ BOLUSU - 5 mm



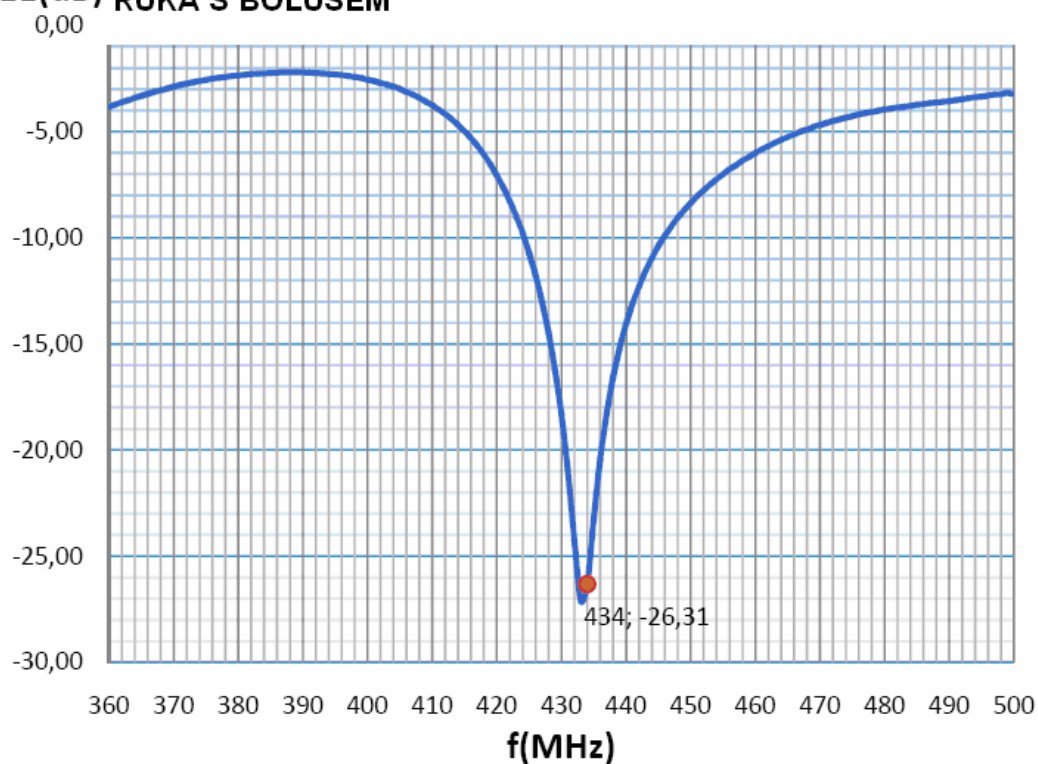
Obr.: 5.5 Činitel odrazu s11 při vyzařování do agarového fantomu bez bolusu při zašroubování šroubku o 5mm oproti optimální poloze.

S11(dB) AGAR S BOLUSEM

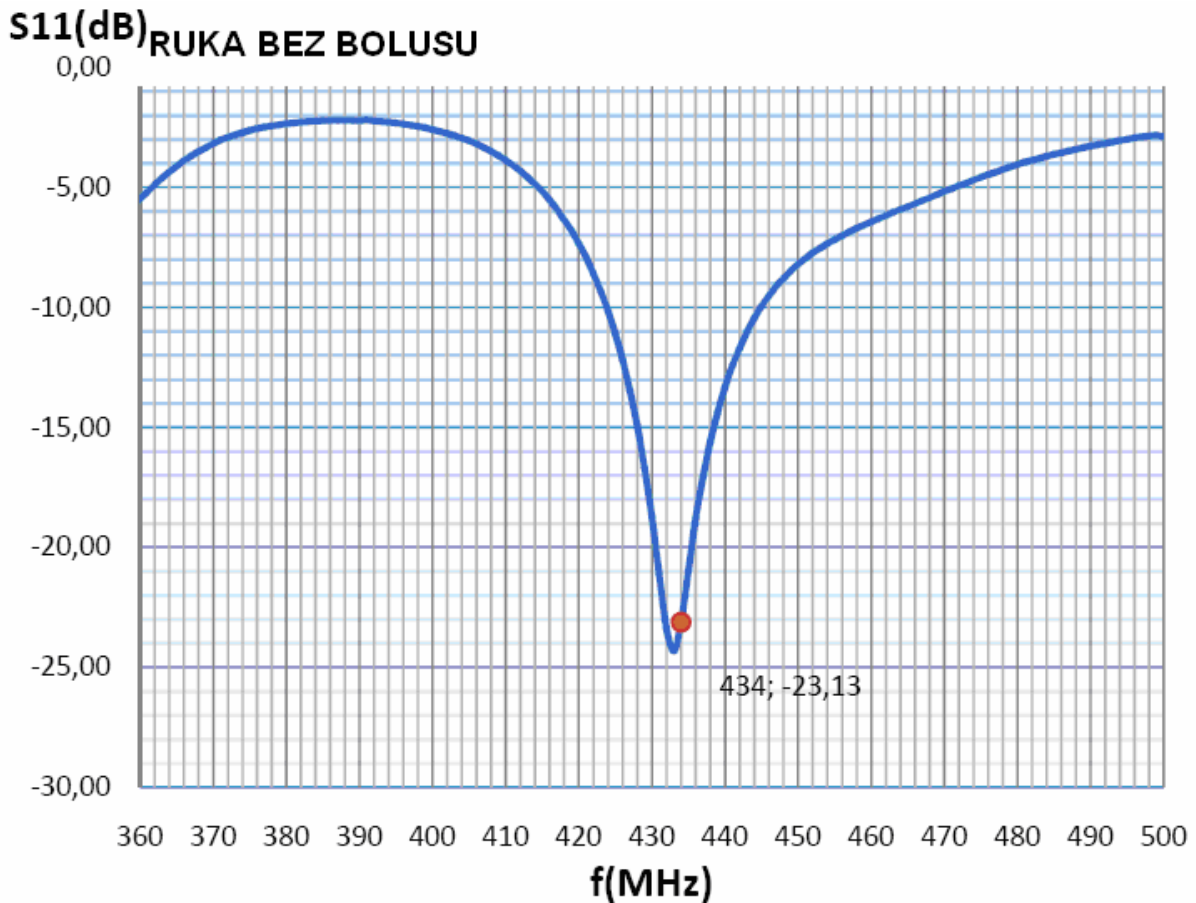


Obr.: 5.6. Činitel odrazu při vyzářování do agarového fantomu s bolusem.

S11(dB) RUKA S BOLUSEM



Obr.: 5.7. Činitel odrazu s11 při vyzářování do ruky s bolusem.



Obr.: 5.8. Činitel odrazu s11 při vyzařování do ruky bez bolusu.

5.4. Simulace v SEMCAD

K simulaci elektromagnetického pole dnes existuje celá řada programů. Programy se dělí podle toho, s jakou numerickou metodou pracují.

Z nejčastějších numerických metod to jsou: FIT (Finite Integration Technique) – označuje metodu konečných integrálů, FDTD (Finite Diference in Time Domain) – označuje metodu konečných diferencí v časové oblasti, FEM (Finite Element Method) – označuje metodu konečných prvků.

Mezi trojrozměrné simulátory elektromagnetického pole řadíme software IE3D firmy Zeland, CST (Computer Simulation Technology), Microwave studio a SEMCAD firmy Schmid & Partner Engineering AG, Zürich, Switzerland ve kterém jsme tvořil diplomovou práci.

5.4.1. Metoda konečných diferencí v časové oblasti

Pro návrh a simulaci jsme použil program SEMCAD X light verzi 11.0, která používá metodu FDTD.

Princip metody FDTD je takový, že se prostor rozdělí do 3D krychlové mřížky. Každá elementární oblast má svoje dielektrické parametry a má tři složky magnetického a elektrického pole.

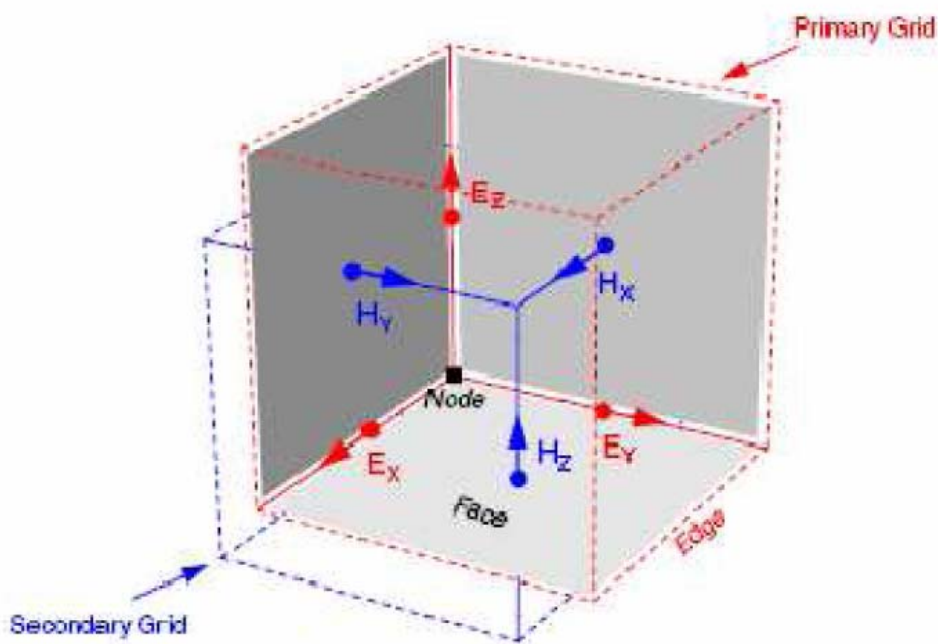
$$\text{rot}H = j + \frac{\partial D}{\partial t} \quad (5.1.)$$

$$\text{rot}E = - \frac{\partial B}{\partial t} \quad (5.2.)$$

Pro materiálové vztahy platí:

$$D = \epsilon E \quad (5.3)$$

$$B = \mu H \quad (5.4)$$



Obr.: 5.9. Složky magnetického pole E a H.

Tuto metodu navrhnul v roce 1966 prof. Yee. Jde o řešení Maxwellových rovnic v časové oblasti. Elektrické a magnetické složky pole je přidělena rovnoměrně rozložená síť v kartézském souřadném systému obr. 5.9. Složky pole E a H jsou aktualizovány při přeskoku užitím konečné diference. Přechodová pole můžeme spočítat pokud počáteční podmínky pole, hranic a zdroje jsou známy. Maxwellovy rovnice jsou diskretizovány užitím 2nd řádu konečných diferencí přiblížením v prostoru a v čase ve stejné vzdálenosti prostorové sítě. První částečná prostorová a časová derivace vede.

$$\frac{\partial F(i, j, k, n)}{\partial x} = \frac{F^n\left(i + \frac{1}{2}, j, k\right) - F^n\left(i - \frac{1}{2}, j, k\right)}{\Delta t} + 0\left[(\Delta x)^2\right] \quad (5.5)$$

$$\frac{\partial F(i, j, k, n)}{\partial t} = \frac{F^{n+1/2}(i, j, k) - F^{n-1/2}(i, j, k)}{\Delta t} + 0\left[(\Delta t)^2\right] \quad (5.6)$$

Kde F^n je H nebo E v čase $n \cdot \Delta t$, i, j a k jsou prostorové souřadnice, a $0\left[(\Delta x)^2\right]$ nebo $0\left[(\Delta t)^2\right]$ jsou chybové podmínky.

Při použití centrálními

$$\nabla_x H = \frac{\partial}{\partial t} \epsilon E + \sigma_E E \quad (5.7)$$

$$\nabla_x H = -\frac{\partial}{\partial t} \mu H - \sigma_H H \quad (5.8)$$

Rovnice (5.7) pro složku E_x

$$\frac{E_x\big|_{i,j,k}^{n+1} - E_x\big|_{i,j,k}^n}{\Delta t} = \frac{1}{\epsilon_{i,j,k}} \left(\frac{H_z\big|_{i,j+1/2,k}^{n+1/2} - H_z\big|_{i,j-1/2,k}^{n+1/2}}{\Delta y} - \frac{H_y\big|_{i,j+1/2,k-1/2}^{n+1/2} - H_y\big|_{i,j,k-1/2}^{n+1/2}}{\Delta z} - \sigma_{i,j,k} E_x\big|_{i,j,k}^{n+1/2} \right) \quad (5.9)$$

za předpokladu aproximace

$$E_x \Big|_{i,j,k}^{n+1/2} = \frac{E_x \Big|_{i,j,k}^{n+1} + E_x \Big|_{i,j,k}^n}{2} \quad (5.10)$$

rovnici (5.9) můžou redukovat na neznámou E_x^{n+1} v novém časovém kroku, který vynese

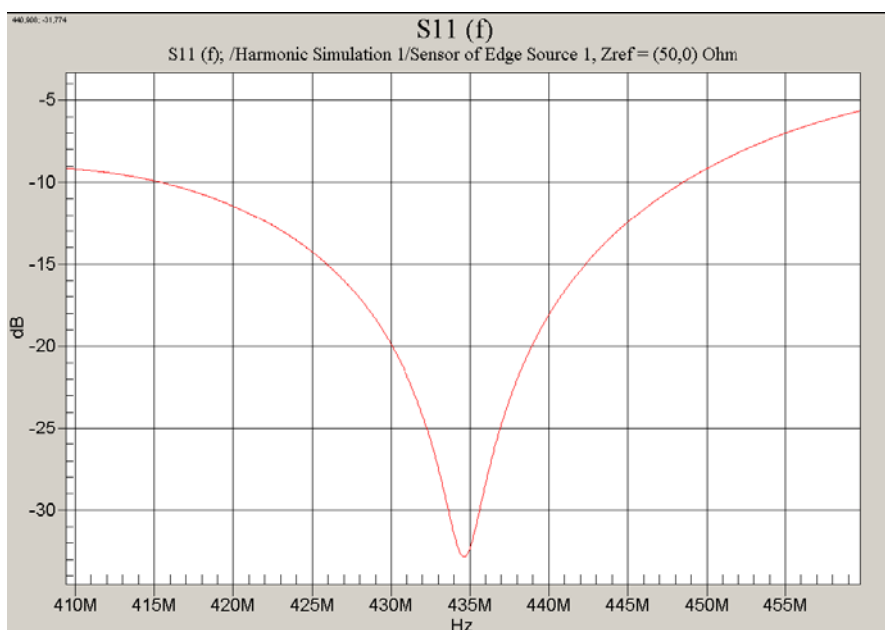
$$E_x \Big|_{i,j,k}^{n+1} = \left(\frac{1 - \frac{\Delta t \sigma_{i,j,k}}{2\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\Delta t \sigma_{i,j,k}}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) E_x \Big|_{i,j,k}^n + \left(\frac{\frac{\Delta t}{\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\Delta t \sigma_{i,j,k}}{\varepsilon_{i,j,k}}} \right) \left(\frac{H_Z \Big|_{i,j+1/2,k}^{n+1/2} - H_Z \Big|_{i,j-1/2,k}^{n+1/2}}{\Delta y} - \frac{H_Y \Big|_{i,j,k+1/2}^{n+1/2} - H_Y \Big|_{i,j,k-1/2}^{n+1/2}}{\Delta z} \right) \quad (5.11)$$

Následkem této procedury, můžou být Maxwellovy rovnice odvozeny a diskretizovány v jednoznačný výraz pro všech šest složek pole. Parametry charakterizující výpočet jsou velikosti diskretizačních konstant Δx , Δy , Δz a Δt .

Volba těchto parametrů hraje v simulaci velice důležitou roli, neboť ovlivňuje přesnost rychlost výpočtu. Aby byla zaručena stabilita simulace, je nutné dodržet Courant-Friedrich-Levy kritérium, které dává do souvislosti velikost prostorových diskretizačních konstant s velikostí časového kroku:

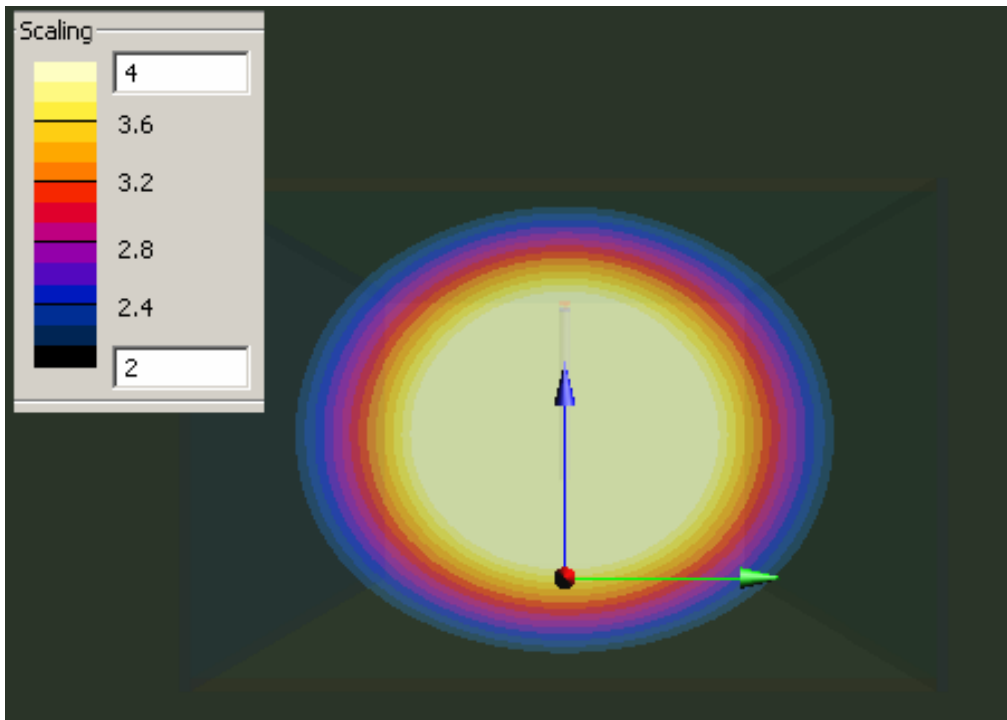
$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2}} \quad (5.12)$$

5.4.2. Výsledky simulace

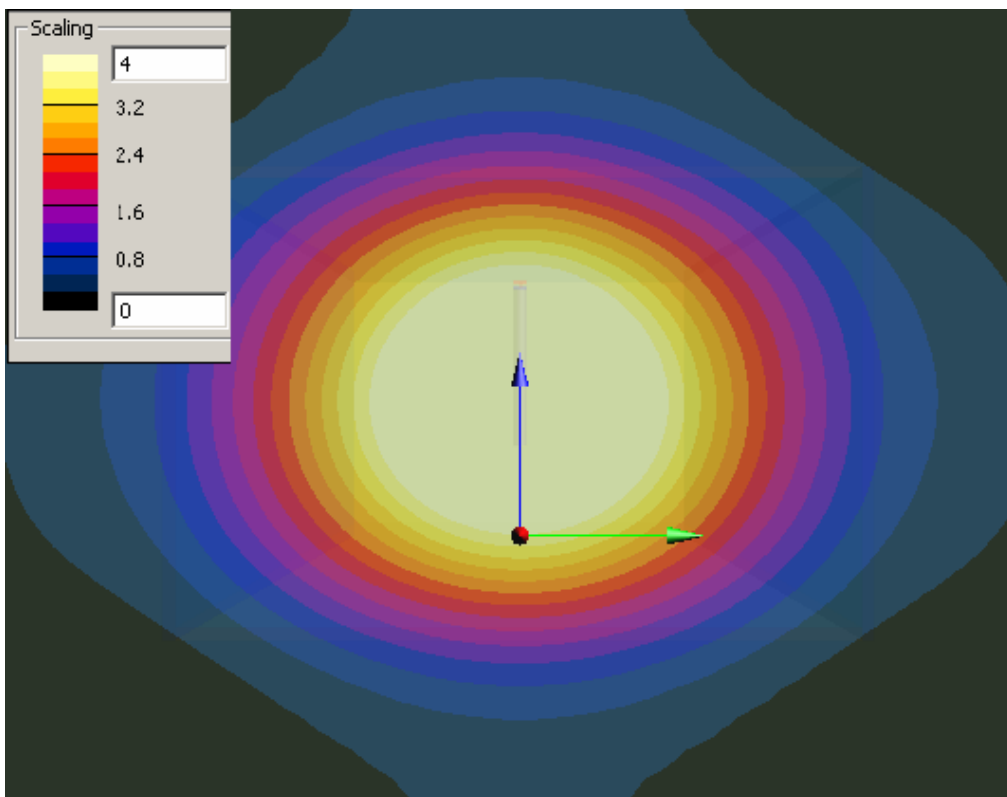


Obr.: 5.10 Činitel odrazu s_{11} při vyzařování do agaru.

Na obr. 5.10. je vidět, že činitel odrazu s_{11} je -31,415 dB. Vyrobený aplikátor měl činitel odrazu roven -28,56 dB. Je zde vidět jenom nepatrný rozdíl. Znamená to, že se nám podařilo vyrobit dostatečně přesný aplikátor, který se od svého modelu liší nepatrně. Nepatrná změna může být způsobena, kromě drobných nepřesností při výrobě taky nedokonalou vodivostí laditelného šroubku.

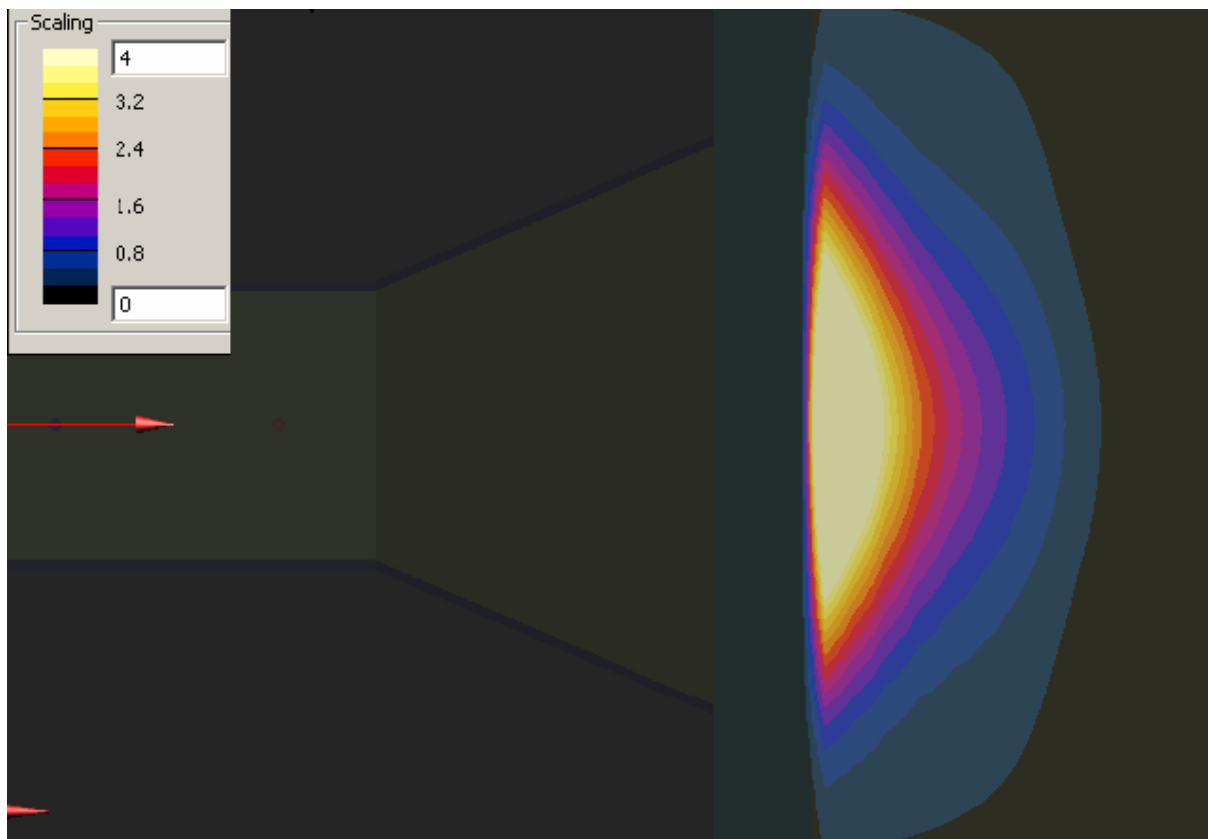


Obr.: 5.11. Rozložení SAR v rovině yz v hloubce 10mm pod povrchem tkáně.

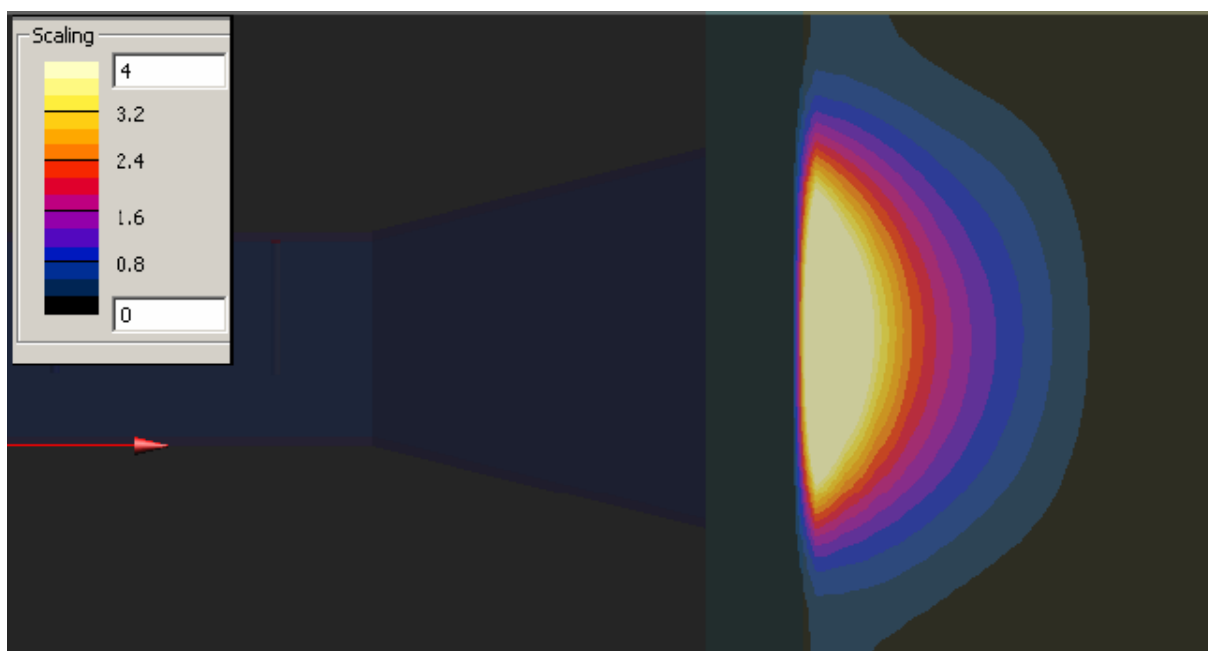


Obr.: 5.12. Rozložení SAR v rovině yz ve hloubce 10mm pod povrchem tkáně.

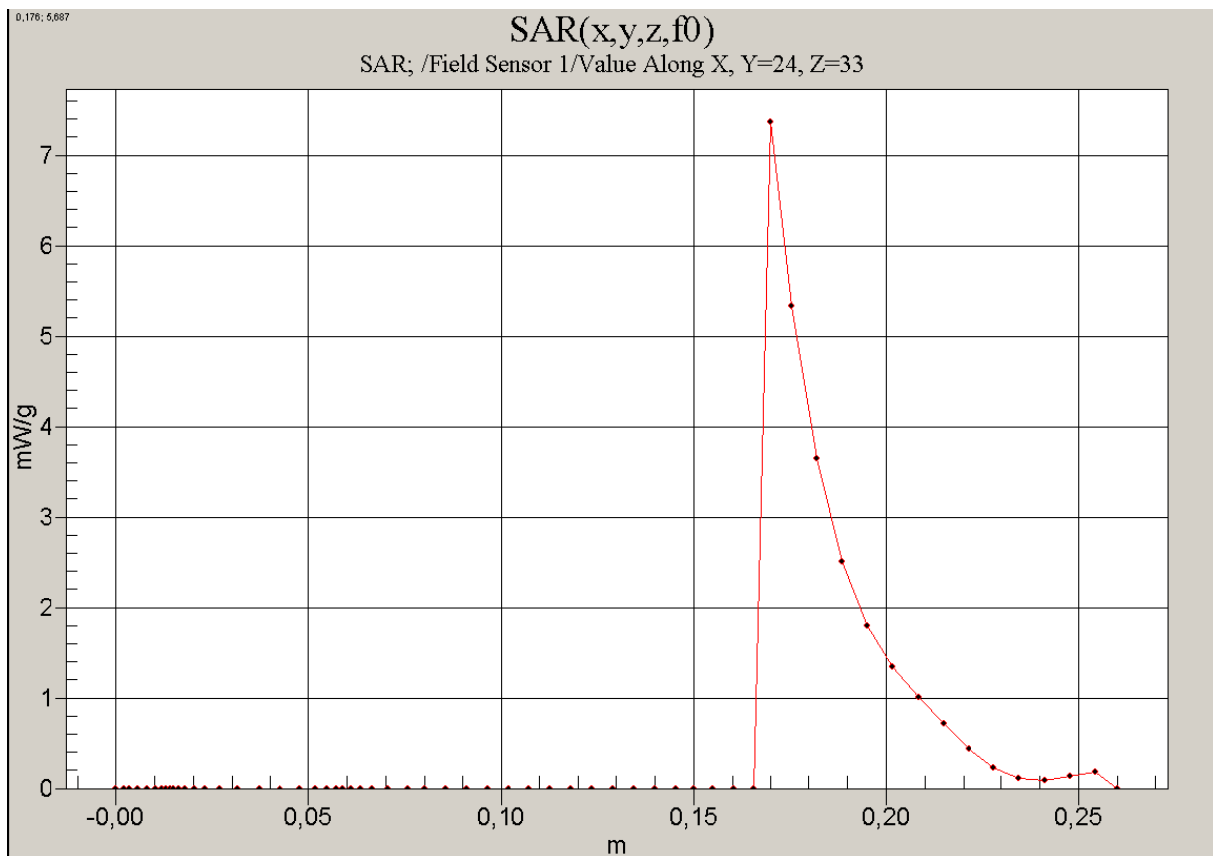
Na obr. 5.11. a 5.12. vidíme rozložení SAR v rovině yz ve hloubce 1 cm pod povrchem. Z obr.5.12 pak můžu snadno vypočítat hodnotu efektivní plochy ohřevu aplikátoru (EFS). Efektivní plocha ohřevu činí 55 %. Dosáhli jsme tedy větší plochy ohřevu než u konvenčních aplikátorů.



Obr.: 5.13. Rozložení SAR ve střední rovině H



Obr.: 5.14. Rozložení SAR ve střední rovině E.



Obr.: 5.15. Rozložení SAR ve střední rovině E.

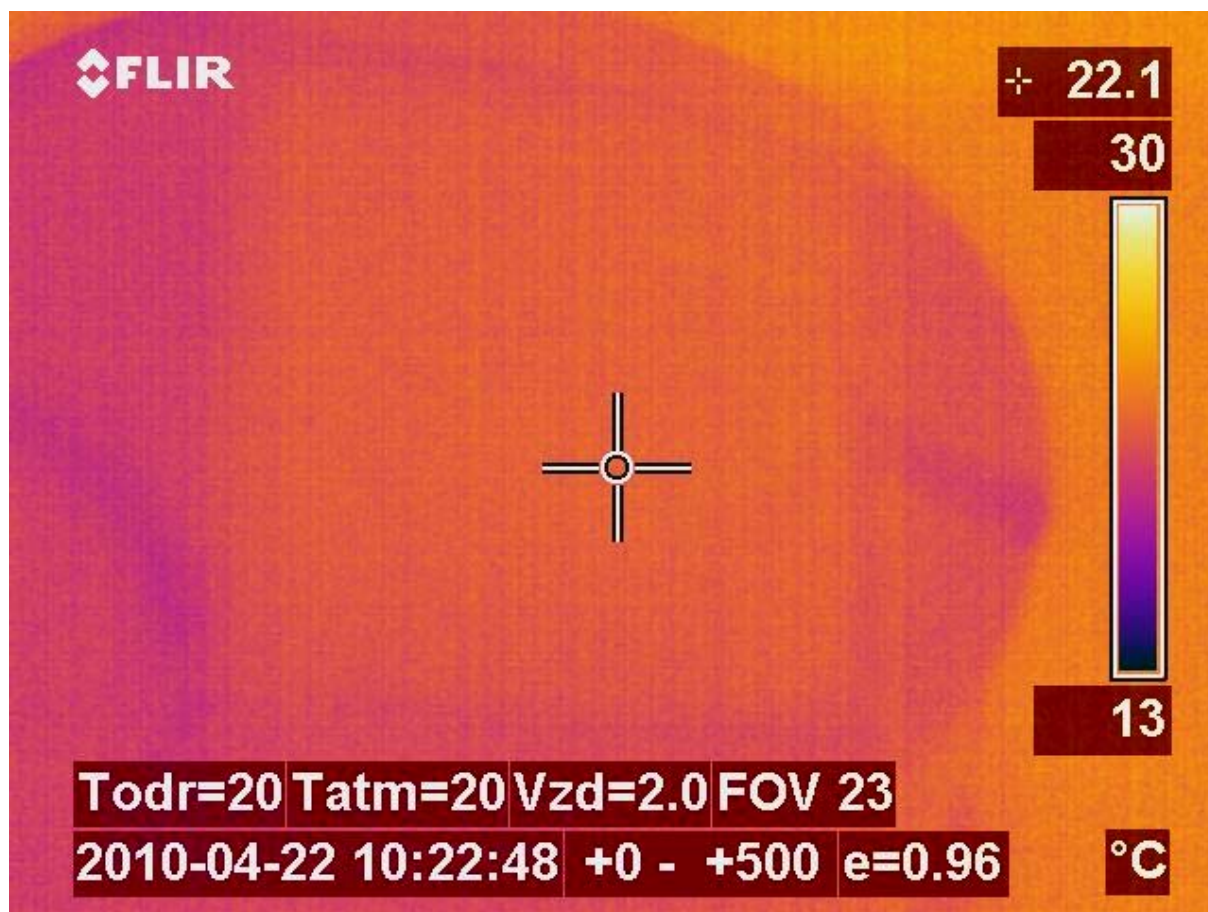
Na obr. 5.15. můžeme vidět rozložení SAR v rovině E. Z toho obrázku můžeme celkem snadno určit modifikovanou hloubku vniku $d_{1/2}$. Hodnota SAR ve hloubce 1 cm pod povrchem je 4,2 mW/g. 50% pokles SAR bude tedy 2,1 mW/g. Modifikovanou hloubku vniku určíme jako 1,24 cm.

6. MĚŘENÍ SAR

Měření teplotní distribuce pomocí termokamery FLIR P25 se provádí v Ústavu radiační onkologie ve fakultní nemocnici Na Bulovce. Souprava nese označení System 4010 a využívá výkonový modul PGI-100. Teplotu měříme pomocí neinvazivní termometrie. Místo lidské tkáně používáme fantom typu DUBLAGA ve tvaru válce. Výkonový modul PGI-100 měří odražený výkon s přesností na 1 W a kontroluje výstupní výkon generátoru. Modul je dále propojený s generátorem a zesilovačem.

Generátor pracuje na frekvenci 434 MHz a jeho výstupní výkon dosahuje hodnoty 50 W. K léčbě onkologických pacientů je zapotřebí výkon zhruba dvojnásobný řádově 100W, kterého se dosahuje pomocí zesilovače.

Po ohřevu fantomu pořídíme pomocí termokamery termogram.



Obr.: 6.1. Termogram.

Rychlost jakou je energie absorbována ve fantomu lze vyjádřit:

$$SAR = c \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (6.1)$$

Δt je doba ohřevu, $c=3000\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ měrné teplo fantomu a ΔT je přírůstek teploty.

7.ZÁVĚR

Dle zadání diplomové práce byl navržen, realizován a otestován mikrovlnný aplikátor s TEM vlnou na frekvenci 434 MHz a aperturou 100 x 75 mm.

Od konvenčních aplikátorů se liší v bočních stěnách, které jsou z plexiskla. Tímto nahrazením dojde ke zvýšení efektivní plochy aplikátoru. Znamená to, že k léčbě větších oblastí nádorů, můžu použít aplikátor s menší skutečnou aperturou.

Aplikátor je tvořen z mědi a plexiskla. Pro lepší navázání na lidskou tkáň je vyplněn destilovanou vodou.

Rozměry části aplikátoru, ve kterém je zasunuta budící sonda jsou 60 x 44 mm a jeho délka je 75 mm. Rozměry budící sondy jsou: v průměru 2 mm, vzdálenost od roviny zkratu 15 mm a hloubka zasunutí 30 mm. Druhá část aplikátoru má délku 70 mm a přechází na rozměry apertury 100x 75 mm. Při návrhu se ukázalo vhodné dát přibližně do vzdálenosti $l=0,6\lambda_v$ ladící šroub, který slouží k doladování aplikátoru.

Pro fantom, pro který byl aplikátor navržen, jsme měřením dosáhli hodnotu $PSV=1,09$. Touto hodnotou jsem splnili požadavek na $PSV < 2$.

Ze simulace v programu SEMCAD vyplývá, že aplikátor je vhodný k povrchové léčbě, protože hloubka vniku $d_{1/2}$ okolo 1,2 cm. Hodnota efektivní plochy apertury EFS u mnou navrženého aplikátoru činí 55 %. Mnou navržený aplikátor dosahuje lepší efektivní plochy ohřevu než konvenční aplikátory, u kterých EFS dosahuje sotva 40 %.

8. POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Vrba, J. : Úvod do mikrovlnné techniky. Skripta ČVUT, Praha 2000
- [2] Vrba, J. : Lékařské aplikace mikrovlnné techniky. Skripta ČVUT, Praha 2003
- [3] Vrba, J.,Lapeš, M. : Mikrovlnné aplikátory pro lékařské účely. Skripta ČVUT, Praha 1995
- [4] Schmid & Partner Engineering AG : SEMCAD – X Reference Manual, Zürich, Switzerland 2006
- [5] Novotný, K. : Teorie elektromagnetického pole II. Skripta ČVUT, Praha 1997
- [6] Dřížd'al, T. : Návod pro návrh vlnovodného aplikátoru pro lokální termoterapii v programu *SEMCAD* . Praha 2006
- [7] Česká onkologická společnost ČSL JEP, <http://www.linkos.cz/>
- [8] <http://www.hypertermie.cz/>
- [9] Macháč, J., Novotný, K.,Škvor, Z.,Vokurka, J. : Numerické metody v elektromagnetickém poli. Skripta ČVUT, Praha 2002
- [10] Kreidl, M. : Měření teploty – senzory a měřící obvody , BEN – technická literatura, Praha 2005
- [11] Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, http://www.uzis.cz/news.php?mnu_id=1100
- [12] Novotný K.: Elektromagnetické pole a vlny II, skriptum ČVUT, Praha 2002, dotisk 2. vydání.
- [13] Tysl V., Růžička V.:Teoretické základy mikrovlnné techniky SNTL, Praha, 1989
- [14] Kreidl, M.:Senzory, skripta ČVUT, Praha 1992