



---

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  
**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

# **Vliv kovových implantátů na léčbu nádorů pomocí mikrovlnné hypertermie**

**Metal implants influence on tumor treatment using  
microwave hyperthermia**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Nikita Mazalova

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Ondřej Fišer

---

**Kladno 2018**

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student:           **Nikita Mazalova**  
Obor:                Biomedicínský technik  
Téma:               **Vliv kovových implantátů na léčbu nádorů pomocí mikrovlnné hypertermie**  
Téma anglicky:    Metal implants influence on tumor treatment using microwave hyperthermia

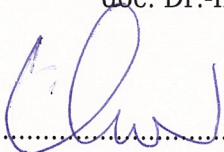
### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

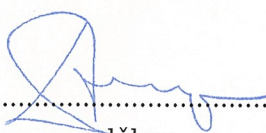
Analyzujte vliv kovových implantátů na rozložení měrného absorbovaného výkonu (SAR) a teploty při povrchové mikrovlnné hypertermické léčbě. Pro analýzu použijte vlnovodný aplikátor, jehož pracovní frekvence je 434 MHz. Provedte numerickou analýzu léčby nádoru jak na homogenním fantomu svalu, tak i na 3D anatomickém modelu člověka pro různé polarizace vektoru intenzity elektrického pole. Dále navrhnete a realizujete měření distribuce SAR v homogenním agarovém fantomu s vloženým kovovým implantátem. Získané výsledky porovnejte s výsledky z numerických simulací. Parametry pro mikrovlnný ohřev jsou následující: čas ohřevu 120 s a výkon generátoru 100 W.

### Seznam odborné literatury:

- [1] Jan Vrba, Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, ed. 1 st., ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8  
[2] D.M. Pozar, Microwave Engineering, ed. 3rd, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788

Zadání platné do:   20.09.2019  
Vedoucí:            Ing. Ondřej Fišer  
Konzultant:        doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Vliv kovových implantátů na léčbu nádorů pomocí mikrovlnné hypertermie“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 18.05.2018

.....

Mazalova Nikita

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala Ing. Ondřejovi Fišerovi za vedení bakalářské práce a doc. Ing. Mgr. Patrikovi Kutílkovi, Ph.D. za zapůjčení pomůcek pro měření.

## **ABSTRAKT**

Záměrem této práce je výzkum vlivu kovových implantátů na rozložení měrného absorbovaného výkonu (*SAR*) a teploty při povrchové hypertermii, při níž se k ohřevu nádorových tkání užívá mikrovlnné ozáření o frekvenci 434 MHz. Výzkum byl proveden prostřednictvím numerických simulací za použití homogenního agarového fantomu a 3D anatomického modelu člověka a následujícího měření teploty v agarových fantomech s vloženými modely kovových implantátů s cílem zjištění distribuce *SAR*. Pomocí analýzy výsledků simulací a měření při dvou různých polarizacích vektoru intenzity elektrického pole se podařilo prokázat výraznější vliv na vzestup hodnot teploty a *SAR* v případě paralelní polarizace elektrického pole vůči větším povrchům implantátů.

### **Klíčová slova**

Povrchová mikrovlnná hypertermie, kovové implantáty, *SAR*, elektromagnetická a tepelná simulace v SEMCAD X.

## **ABSTRACT**

The purpose of this work is to investigate the effect of metal implants on the distribution of specific absorbed power (*SAR*) and the local hyperthermia temperature using microwave radiation with a frequency of 434 MHz to heat tumor tissues. The study was carried out by numerical simulations using a homogeneous agar phantom and a three-dimensional human anatomical model and subsequent temperature measurement in agar phantoms with embedded metal implants to determine the *SAR* distribution. Analyzing the results of simulations and measurements with two different polarizations of the field strength vector, a sharper effect on the increase in temperature and *SAR* values was demonstrated in the case of parallel polarization of the electric field on larger implant surfaces.

### **Keywords**

Local microwave hyperthermia, metal implants, *SAR*, electromagnetic and thermal simulation in SEMCAD X.

# Obsah

Seznam symbolů a zkratk .....	9
<b>1 Úvod .....</b>	<b>11</b>
1.1 Přehled současného stavu .....	11
1.2 Cíle práce .....	12
<b>2 Metody .....</b>	<b>13</b>
2.1 Účinky elektromagnetického pole na biologické objekty a kovy .....	13
2.2 Tři základní typy vln .....	13
2.2.1 Hlubkové vlny .....	14
2.2.2 Povrchové vlny .....	14
2.2.3 Odražené vlny .....	14
2.3 Elektromagnetická indukce .....	14
2.4 Krátký úvod do principu hypertermické léčby .....	15
2.5 Technické vybavení pro termoterapeutickou léčbu .....	16
2.6 Typy mikrovlnného vedení .....	16
2.7 Aplikátor pro lokální hypertermii .....	18
2.8 Numerický fantom .....	20
2.9 Přehled veličin souvisejících s předmětem práce .....	20
2.9.1 Hustota dopadajícího výkonu: $p$ ( $W/m^2$ ) .....	20
2.9.2 $S_{11}$ (koeficient odrazu) (dB) .....	20
2.9.3 SAR (Specific Absorption Rate) ( $W/kg$ ) .....	21
2.9.4 ARD (Absorption Rate Density) ( $W/m^3$ ) .....	22
2.9.5 Efektivní hloubka ohřevu (m) .....	22
2.10 Simulátorelektromagnetického pole .....	22
2.10.1 Distribuce SAR .....	22
2.10.2 Tepelné rozložení .....	24
2.11 Postup práce v programu SEMCAD X .....	24
2.12 Postrojení modelu implantátů .....	25
2.12.1 Femorální protéza .....	25
2.12.2 Stent pro jícn .....	26
2.12.3 Šrouby pro páteřní obratle .....	26
2.13 Měření .....	28
2.13.1 Vytváření modelu protéz .....	28
2.13.2 Příprava agarového fantomu .....	29

2.13.3	Použité přístroje .....	31
<b>3</b>	<b>Výsledky .....</b>	<b>31</b>
3.1	Výsledky simulace s použitím agarového fantomu .....	31
3.1.1	Vstupní koeficient odrazu $S_{11}$ .....	32
3.1.2	Měrný absorbovaný výkon $SAR$ .....	38
3.1.3	Výsledky teplotních simulací.....	47
3.2	Výsledky simulace s použitím 3D modelu člověka .....	51
3.2.1	Výsledky simulace parametru $S_{11}$ .....	52
3.2.2	Výsledky simulace distribuce $SAR$ .....	55
3.2.3	Výsledky teplotních simulací.....	59
3.2.4	Impedanční přizpůsobení aplikátoru.....	62
3.2.5	Rozložení teploty .....	66
3.3	Výpočet hodnot $SAR$ z termogramu .....	70
<b>4</b>	<b>Diskuze.....</b>	<b>72</b>
<b>5</b>	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>75</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>77</b>
	<b>Příloha A: Dielektrické a teplotní parametry, použité při simulacích.....</b>	<b>80</b>
	<b>Příloha B: Obsah přiloženého CD .....</b>	<b>81</b>



# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$\Phi$	Wb	Tok magnetické indukce
$B$	T	Vektory magnetické indukce
$S$	m <sup>2</sup>	Plocha průchodu toku magnetické indukce
$\alpha$	°	Úhel mezi normálovým vektorem plochy a $B$
$\varepsilon_F$	V	Elektromotorické napětí
$t$	s	Čas
$L$	H	Indukčnost
$I$	A	Elektrický proud
$S_{11}$	dB	Koeficient odrazu
$U_m e^{j\varphi}$	V	Amplituda fázoru napětí odražené vlny
$U_{0m} e^{j\varphi}$	V	Amplituda fázoru napětí vstupní vlny
$Z_L$	$\Omega$	Impedance zátěže
$Z_0$	$\Omega$	Charakteristická impedance zdroje
$S_{110}$	dB	Hraniční hodnota koeficientu odrazu
$SAR$	W/kg	Měrný absorbovaný výkon
$W$	J	Elektromagnetická energie
$P$	W	Výkon elektromagnetické vlny
$m$	kg	Hmota
$\rho$	kg/m <sup>3</sup>	Hustota
$V$	m <sup>3</sup>	Objem
$\sigma$	S/m	Měrná elektrická vodivost
$E$	V/m	Intenzita elektrického pole
$c_t$	J/kg/K	Tepelná kapacita lidské tkáně
$T$	°C	Teplota
$ARD$	W/m <sup>3</sup>	Výkon absorbovaný v jednotce objemu
$d$	m	Hloubka vniku rovinné vlny
$f$	Hz	Frekvence
$\mu$	H/m	Permeabilita tkáně
$d_{1/2}$	m	Efektivní hloubka vniku pro termoterapie
$H$	A/m	Vektor intenzity magnetického pole
$E$	V/m	Vektor intenzity elektrického pole
$c$	m/s	Rychlost světla ve vakuu
$k$	W/m/K	Tepelná vodivost tkání
$P_b$	ml/s	Koeficient perfúze krve
$Q_{metabolismus}$	J	Teplo generované osobním metabolismem

$Q_{\text{externi}}$	J	Teplo z vnějšího zdroje
$w_b$	K	Hmotnostní průtok krve na objemovou jednotku tkáně
$c_b$	J/kg/K	Tepelná kapacita krve
$T_b$	°C	Teplota krve

### Seznam zkratk

EM	Elektromagnetický
E-Pole	Elektrické pole
TE	Transverzálně elektrická vlna (Transverse electric mode)
TEM	Transverzálně elektromagnetická vlna (Transverse electromagnetic mode)
TM	Transverzálně magnetická vlna (Transverse magnetic mode)

# 1 Úvod

Hypertermická léčba nádorových onemocnění je v současné době významnou metodou, která se používá po celém světě. Princip této metody spočívá v zahřívání nádoru v rozmezí 41-45 °C. V rámci této práce budu věnovat pozornost především dosažení požadovaného efektu pomocí vlivu elektromagnetického pole. Již od první poloviny 20. století se v oblasti diagnostiky a medicíny používá teorie elektromagnetického pole. Během vývoje moderních technologií v oblasti protetické opravy se však objevily problémy, které se týkají nežádoucích účinků interakce elektromagnetického pole a kovových implantátů. Z tohoto důvodu je použití hypertermie u pacientů s kovovými implantáty kontraindikováno.

## 1.1 Přehled současného stavu

V současné době jsou technologie založené na využití elektromagnetického pole rozšířené do mnoha oblastí, jimiž jsou například spojovací technika, průmysl, doprava, medicína a další. Antény a mikrovlnné obvody se používají pro konstrukci různých vědeckých přístrojů a navigačních a radiolokačních zařízení. Často se používají i v domácnosti, a to hlavně ve formě satelitních přijímačů a indukčních desek. V konkrétním případě je důležité to, že fyzikálně-technický princip anténní a mikrovlnné techniky umožňuje její použití v lékařské diagnostice a léčbě, neboť mnohé z těchto metod jsou založeny na tom, že vlastní rezonance atomů a molekul jsou ve vyšší frekvenční části mikrovlnného spektra. Oblast mikrovlnné techniky se nachází ve frekvenčním pásmě přibližně od 300 MHz do 3 THz. Jednou z možností využití mikrovlnné techniky v oblasti medicíny je léčba nádorových onemocnění pomocí hypertermie. Jak už bylo řečeno dříve, nevýhodou této metody je však omezení pro použití u pacientů s kovovými protézami kvůli riziku nadměrného ohřevu tkání kolem implantátů a komplikacím, které jsou způsobené dobrými vodivostními vlastnostmi kovů. Dalším nežádoucím účinkem kovových implantátů je jejich vliv na předpokládanou distribuci elektromagnetického pole.

Oba medicínské zákroky, tj. jak implantování kovových protéz, tak i použití hypertermie jsou běžné a důležité, a proto řešení problému, které je základem mé práce, je velmi aktuální [1].

V případě, když chceme provést podrobné hodnocení změn koeficientu odrazu, rozložení SAR a zvýšení teploty kolem implantátů, k nimž může docházet během léčební hypertermie, je zpravidla nutné provést komplexní analýzu a vzít přitom do úvahy rozmanitost tvarů, velikostí a poloh protéz v těle člověka, které způsobují existenci velkého množství variant interakce kovového implantátu s mikrovlnami [2]. Ve většině vědeckých prací věnovaných problematice interakce kovových implantátů

s elektromagnetickým vlněním byly uvažovány aplikace provedené na frekvencích 900, 1800 nebo 2450 MHz [3,4].

Nejčastěji je použití těchto frekvencí předmětem prací, které zkoumají vliv mobilních telefonů na změnu *SAR* a teploty za přítomnosti protéz v hlavě člověka. Na základě těchto výzkumů lze dojít k několika zásadním závěrům. Pro mou práci jsou důležité dva z nich: zejména paralelní poloha vůči vyzářovacímu zdroji energie, ale také i malá hloubka umístění představují potenciální nebezpečí pro lidský organizmus [5,6].

Ve své práci jsem se soustředila na sledování změn parametru  $S_{11}$ , *SAR* a teploty při použití menší frekvence, tj. 434 MHz. Je všeobecně známo, že se při zmenšení frekvence zvětšuje vlnová délka, kvůli čemuž vyzářené vlnění proniká hlouběji do tkáně. Tato skutečnost může způsobit větší změny chování vlnění procházejícího tkání, do níž jsou vloženy kovové materiály, oproti těm změnám, které se objevovaly při použití záření o kratších vlnových délkách.

Další úlohou dané bakalářské práce je vytvoření takového modelu pro ověření výsledků numerických simulací, aby jeho vodivé vlastnosti co nejvíce odpovídaly stejným vlastnostem svalové tkáně [3]. Porovnání výsledků numerických simulací s výsledky měření by potom mělo vypovídat o spolehlivosti použití simulačních programů při předpovídání možného rozložení sledovaných parametrů.

## 1.2 Cíle práce

Cílem této práce je zaprvé modelování několika typů kovových implantátů v simulačním programu SEMCAD X, provedení elektromagnetické (sledování změny parametrů *SAR*,  $S_{11}$ ) a tepelné (sledování změn teploty) simulace vlivu implantátů na rozložení EM pole pro různé polarizace vektoru intenzity elektrického pole na homogenním fantomu za použití každé namodelované protézy a provedení stejných druhů simulace, ale s využitím 3D anatomického modelu člověka. Druhou úlohou je návrh a realizace měření distribuce *SAR* v agarovém fantomu s kovovými implantáty vloženými do něj. Souhrnem provedené práce je porovnání výsledků měření s výsledky z numerických simulací (viz Zadání bakalářské práce).

## 2 Metody

### 2.1 Účinky elektromagnetického pole na biologické objekty a kovy

Účinky působení vysokofrekvenčního záření mohou být jak pozitivní, tak i negativní. To záleží na parametrech samotného záření, tzn. na jakosti, hustotě, frekvenci a úhlu dopadu a na charakteristikách materiálu, na něhož EM vlnění dopadá. Jedním z nejdůležitějších parametrů EM pole je jeho intenzita, neboť určuje charakter biologického efektu, a to buď tepelného nebo netepelného. Kritériem takového rozdělení je teplota biologického objektu, který je elektromagnetickému vlnění exponován. Účinek elektromagnetického pole se považuje za netepelný v případě, že teplota nestoupá více než o 0,1 K. Jelikož jsou pro mě podstatnější tepelné účinky, soustředím se právě na jejich mechanismu. Tepelné účinky těsně souvisí s netepelnými účinky, převažují při velkých intenzitách energie a výrazně rostou se stoupající frekvencí. Jak už jsem zmínila dříve, základem mechanismu teplotních změn je částečná absorpce elektromagnetického výkonu látkou, která způsobuje zrychlení pohybu volně pohybujících se částic (vzestup kinetické energie). Během srážek částic se při jejich chaotickém pohybu přeměňuje část mechanické energie v energii tepelnou [7].

Malá hloubka vniku mikrovln (v případě hypertermie jde o maximálně 3-4 cm při lokálním ohřevu) je daná jejich velkým útlumem v tkáních. Z toho vyplývá, že chování elektromagnetického pole je velmi závislé na takových materiálových charakteristikách, jako jsou elektrická vodivost, hustota a homogenita, na nichž pak částečně záleží hodnoty permitivity a permeability. Značný rozdíl mezi hodnotami kovů a těmito parametry biologických tkání, konkrétně svalů, je příčinou vzniku komplikací při léčbě pacientů s kovovými protézami pomocí hypertermie. Mřížková struktura kovů a výskyt delokalizovaných elektronů v kovech umožňují snadnou elektronickou vodivost tohoto materiálu. Za změny magnetického toku se přes povrch kovového implantátu v něm indukuje elektrické napětí a začíná jim procházet indukovaný proud. V důsledku zvětšení počtu srážek se mezi pohybujícími se elektrony přeměňuje část kinetické energie na vnitřní energii a vnitřní energie se přeměňuje na tepelnou energii. Tímto způsobem vzniká lokální ohřev tkání kovem. Přesáhne-li teplota tohoto ohřevu 60 stupňů, dojde k ablaci [8,9].

### 2.2 Tři základní typy vln

Vlny se podle charakteru šíření ze vnějšího aplikátoru do biologické tkáně rozdělují na hloubkové, povrchové a odražené.

### 2.2.1 Hloubkové vlny

Tento typ vlnění svým šířením ohřívá tkáň dielektrickými ztrátami. Účinek hloubkových vln se právě využívá pro hypertermii.

### 2.2.2 Povrchové vlny

Povrchové vlny se šíří podél povrchu pevného tělesa nebo podél rozhraní s jinými středami. Jsou rozděleny do dvou typů: vlny s vertikální polarizací a vlny s horizontální polarizací.

### 2.2.3 Odražené vlny

Tento typ vln se nedá využít, a to také z důvodu, že odražené vlny mohou mít škodlivé účinky na personál a pacienta [8].

## 2.3 Elektromagnetická indukce

Jev elektromagnetické indukce objevil v roce 1831 anglický chemik a fyzik Michael Faraday. Princip jevu spočívá ve vzniku indukčního elektrického proudu ve vodiči během změny magnetického toku, jenž jím prochází. Kromě velikosti magnetické indukce pole, magnetický tok závisí na tom, jak velkou plochou a pod jakým úhlem k její normále prochází vektor magnetické indukce:

$$\Phi = \mathbf{B} \cdot \mathbf{S} \cdot \cos \alpha, \quad (2.1)$$

kde  $\Phi$  je tok magnetické indukce,  $\mathbf{B}$  představuje vektory magnetické indukce,  $S$  je plocha průchodu toku magnetické indukce a  $\cos \alpha$  je úhel mezi normálovým vektorem plochy a  $\mathbf{B}$ .

Experimentálně se zjistilo, že se při změně magnetického toku objevuje ve vodiči elektromotorické napětí indukce, které se rovná rychlosti změny magnetického toku přes povrch vodiče a snaží se tyto změny kompenzovat:

$$\mathcal{E}_F(t) = -\frac{d\Phi}{dt}, \quad (2.2)$$

kde  $\mathcal{E}_F$  elektromotorické napětí indukci a  $t$  je čas průchodu magnetického toku  $\Phi$  povrchem vodiče.

Magnetický tok je zároveň úměrný proudu, který se ve vodiči indukuje. Tato úměrnost je daná indukčností vodiče:

$$\Phi = L \cdot I, \quad (2.3)$$

Takovým způsobem lze vyjádřit elektromotorické napětí vznikající ve vodiči pomocí jeho vztahu k této veličině [10]:

$$\mathcal{E}_F(t) = -L \frac{dI}{dt}, \quad (2.4)$$

## 2.4 Krátký úvod do principu hypertermické léčby

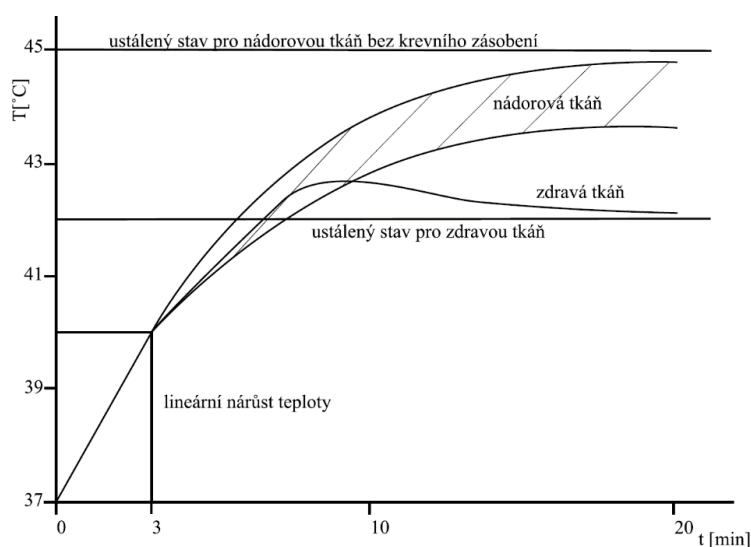
Podstatou hypertermické metody je ničení nádorových buněk, které nejsou schopné odolávat tepelnou zátěž vyšší než 42 stupňů, na rozdíl od buněk zdravé tkáně, jež dokážou přežít teplotní působení až do 45 stupňů Celzia. Kvůli svému intenzivnějšímu prokrvení se nádorová tkáň ohřívá rychleji než tkáň zdravá (viz Obr. 2.1). Efektivita léčby je ovlivněna i velikostí nádoru. Pokud velikost nádoru přesahuje cca 2 cm, průtok krve se při teplotách od 40 °C snižuje. Takto vzniká deficit výživových látek, okyselení a nedostatek kyslíku. Pro další zvýšení účinku léčby je možné použít vhodné medikamenty. Hypertermie se podle rozsahu ošetřované oblasti rozlišujeme na lokální, regionální a celotělovou. Efektivní teploty pro související rozsah ohřevu jsou:

40 až 42 °C – pro celotělovou hypertermii

42 až 43 °C – pro regionální hypertermii

42 až 45 °C – pro lokální hypertermii

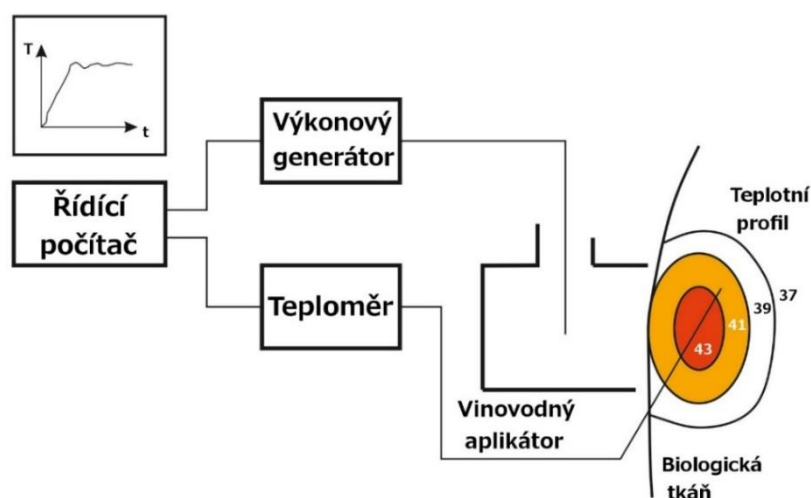
Účinnost léčby nádorových onemocnění se zvyšuje při kombinaci několika její modalit. V klinické praxi je prokázána výhoda použití radioterapie spolu s hypertermií, tzv. radiotermoterapie [11]. Úspěšnost této kombinace je dvakrát vyšší v porovnání se samotnou radioterapií. Při provedení lokální radiotermoterapie, o níž ve své práci uvažuji, doba aplikace hypertermie je cca 45 minut [12].



**Obr. 2.1:** Průběh teploty v čase ve zdravé a nádorové tkáni za stejných podmínek ohřevu [13].

## 2.5 Technické vybavení pro termoterapeutickou léčbu

Termoterapeutická souprava (viz Obr. 2.2) v sobě zahrnuje univerzální řídicí jednotku, tj. počítač, který řídí výkon vysokofrekvenčního generátoru tak, že se teplota léčené oblasti zvyšuje na určitou hodnotu a pak zůstává stejnou po celou plánovanou dobu aplikace. Izotermické křivky na obrázku udávají míru teplotního rozložení, které vzniklo v důsledku absorbování elektromagnetické energie. Pro sledování časových změn teploty lze použít teplotní čidlo napojené na centrální teploměr. Abych nepřekročila stanovenou hygienickou normu úrovně rozptýlené vysokofrekvenční energie, potřebuji změřit i tento parametr. K vyzáření elektromagnetické energie do léčené oblasti se volí vlnovody aplikátor, který je pro daný typ hypertermie vhodný.



Obr. 2.2: Blokové schéma termoterapeutické soupravy.

## 2.6 Typy mikrovlnného vedení

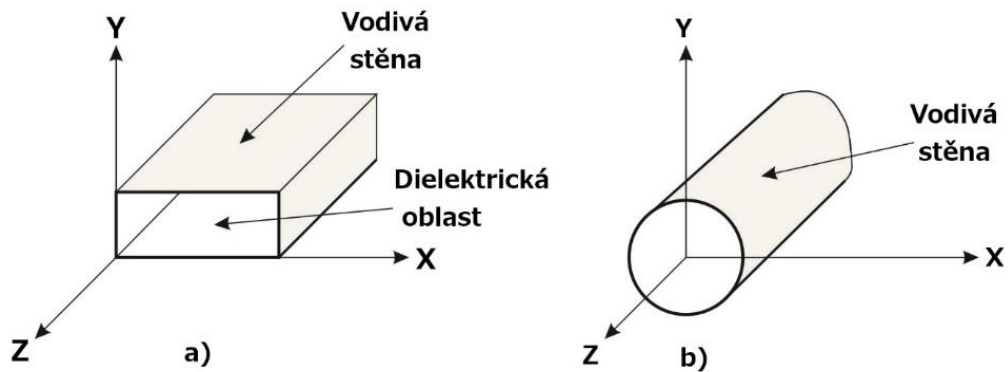
Mikrovlnou energii je možné přenášet mnoha různými způsoby. Nejčastěji se k tomuto účelu používají:

- vlnovody;
- koaxiální vedení;
- páskové vedení.

Vlnovody lze rozlišovat podle druhů. Nejběžnější jsou obdélníkové a kruhové vlnovody (Obr. 2.3). Jsou tvořené kovovou trubkou, která umožňuje přenášet EM vlnění až nad mezním kmitočtem. Výhodami použití tohoto typu vedení jsou nejmenší ztráty energie, široký rozsah přenášených frekvencí a dobrý útlum vyzařování energie do okolí. Nevýhoda vlnovodu spočívá ve velkých nákladech při výrobě, které jsou především spojené se závislostí velikosti vlnovodu na přenášených kmitočtech. Pro přenos energie o nižších kmitočtech je potřeba vyrábět velké vlnovody, které nejsou vhodné pro běžné použití. Malé vlnovody, které jsou schopné přenést kmitočtová pásma

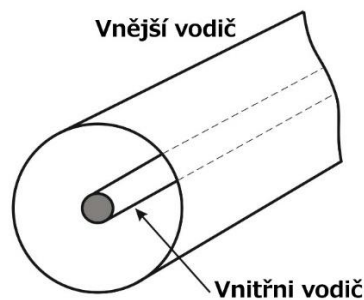


nad 100 GHz, mají velikost desítek milimetrů, kvůli čemuž je jejich výroba dost komplikovaná.



Obr. 2.3: a) obdélníkový a b) kruhový vlnovody.

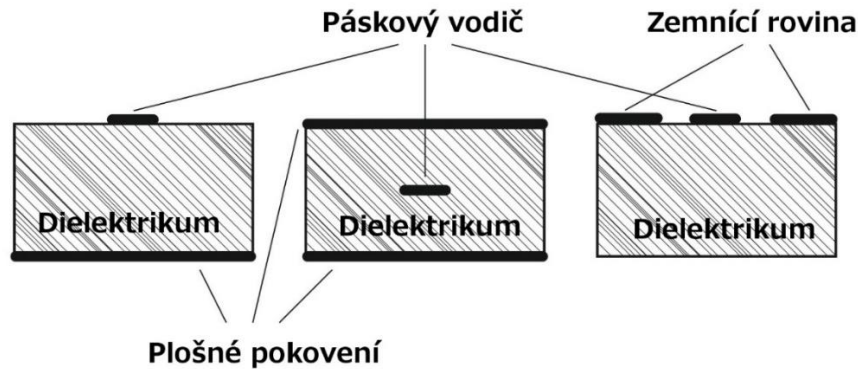
Koaxiální vedení (viz Obr. 2.4) umožňuje přenášet celé frekvenční spektrum, ale má větší útlum v porovnání s vlnovody.



Obr. 2.4: Koaxiální vedení.

Páskové vedení nabízí možnost miniaturizace obvodu za současného zvýšení jejich spolehlivosti. Útlum páskového vedení je značně vyšší oproti vedením, o nichž bylo zmíněno dříve.

Tento typ je výhodný pro realizaci mikrovlnných integrovaných obvodů (MIO). Ze třech možných variant, tj. mikropáskového, symetrického a koplanárního vedení (viz Obr. 2.5) se nejčastěji používá první druh.



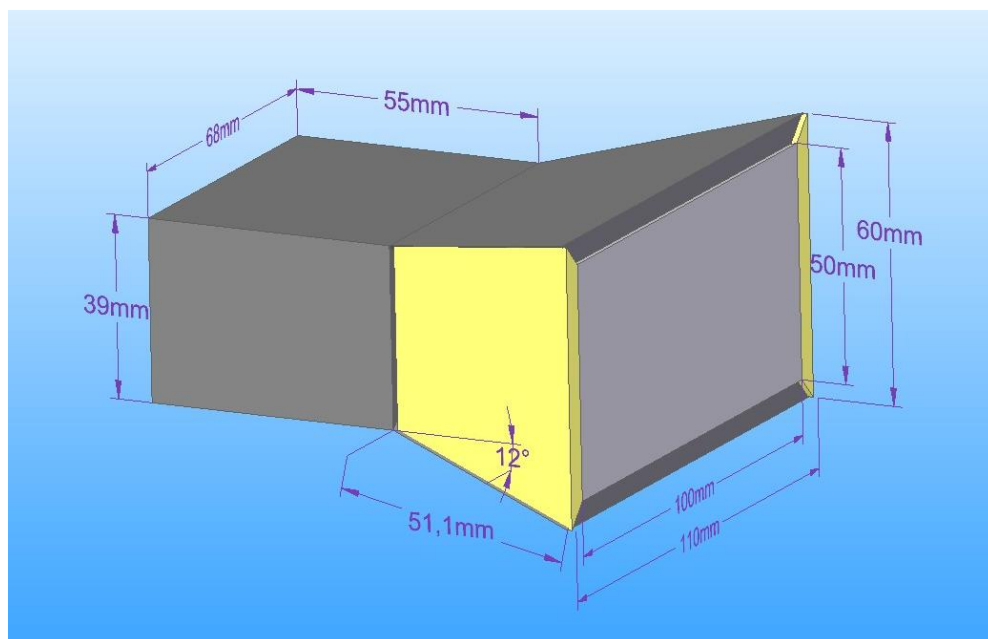
**Obr. 2.5:** Zleva doprava: mikropáskové, symetrické páskové a koplanární vedení.

Forma vlny přenášená vedením je označována jako TEM (transverzálně elektromagnetická vlna). Obě složky elektromagnetického pole jsou polarizované pouze kolmo ke směru šíření vlnění a nemají podélné polarizace.

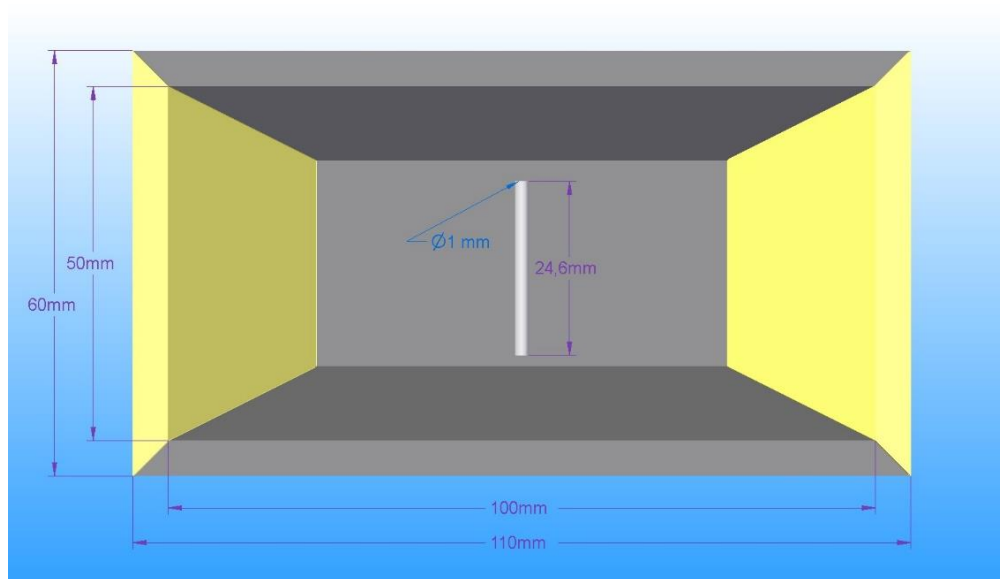
Pomocí aplikátoru se přenášejí TE a TM formy vlnění. V prvním případě obsahuje elektrické pole jenom příčnou složku, zatímco magnetické pole má obě složky, příčnou a podélnou. V druhém případě je tomu naopak [13].

## 2.7 Aplikátor pro lokální hypertermii

Aplikátor, který budu v této práci používat, má rohový otvor s mikropáskem a je naplněn vodou. Důvodem použití tohoto aplikátoru je to, že v případě dominantního typu TE vyzařuje přímé záření s maximální energií ve středu apertury. Dalším důvodem k jeho použití je to, že daný aplikátor má také schopnost přenášet maximální energii s velmi nízkými ztrátami energie a bez ozáření okolí [14]. Páskové vedení umožňuje zvýšení efektivní apertury o velikosti  $100 \times 50$  mm a homogenizaci pole před aplikátorem. Deionizovaná voda, kterou je aplikátor naplněn, se používá k minimalizaci jeho velikosti a také přispívá k tomu, aby se prostředí uvnitř aplikátoru přizpůsobilo prostředí v biologické tkáni co nejvíce. Aplikátor je tvořen propustným vlnovodem z hliníku. Tento typ vlnovodu pracuje na vyšší frekvenci než je frekvence mezní. Vhodná pracovní frekvence pro tento typ aplikace je 434 MHz. Výběr frekvence je opodstatněn tím, že se nachází ve volném ISM pásmu. Pásmem ISM (industrial, scientific and medical) v ČR je pásmo 433,05-434,79 MHz pro průmyslové, vědecké a lékařské použití [12].



**Obr. 2.6:** Model vlnovodného aplikátoru (pohled ze strany).



**Obr. 2.7:** Model vlnovodného aplikátoru (pohled zepředu).

Elektromagnetické pole lze směřovat pomocí kombinace amplitudy a fáze několika aplikátorů, a to za účelem dosažení pokrytí větší části ošetřované oblasti. Jinou součástí soustavy je vodný bolus, který slouží k ochlazení pokožky pacienta a umožňuje vyhnout se přehřátí. Dalšími výhodami použití vodného bolusu jsou „homogenizace“ oblasti mezi aperturou a tkání (snižuje se hodnota rozptýleného výkonu) a také lepší navázání EM vln na tělo pacienta, čím se usnadňuje jejich přechod od aplikátoru do biologické tkáně [9,15].

## 2.8 Numerický fantom

Prvním krokem simulace bude vymodelování jednoduchého fantomu v programu SEMCAD X, který odpovídá vlastnostem a pokrývá velikost ošetřované oblasti. V konkrétním případě je potřeba zadat parametry svalové tkáně. Všechny dielektrické parametry lze najít v databázi základních materiálů IT'IS (Information Technologies in Society) [16]. Dále bude namodelováno několik typů kovových implantátů: stent pro jícen, kortikální šrouby zakotvené v obratlích páteře a femorální implantát. Důvodem tohoto výběru je snaha zajistit analýzu protéz, které se mezi sebou liší co nejvíce, a to jak vlastními parametry, tzn. velikostí a formou, tak i polohou v těle pacienta. To je také jeden z nejčastěji používaných typů implantátů, s nimiž se můžeme setkat u pacientů. Každá protéza bude následně umístěna do fantomu za účelem provedení simulace. Dalším krokem je simulace na 3D anatomickém modelu člověka.

## 2.9 Přehled veličin souvisejících s předmětem práce

Jelikož při hypertermii jde o přímý kontakt člověka s elektromagnetickým polem, jsou pro ni stanovené hygienické normy, v nichž jsou účinky EM pole popsány pomocí intenzity elektrického a magnetického pole, vstupního odrazu dodávané energie, hustoty dopadajícího výkonu, *ARD*, *SAR* a hloubky vniku.

### 2.9.1 Hustota dopadajícího výkonu: $p$ ( $W/m^2$ )

Hustotu dopadajícího výkonu lze snadno změřit. Tato veličina ale definuje expozici biologické tkáně elektromagnetickým polem nedostatečně přesně. Z dopadajícího výkonu se do tkáně dostane jen jeho část, a to kvůli tomu, že se velké množství dopadajícího výkonu odráží od biologické tkáně [13].

### 2.9.2 $S_{11}$ (koeficient odrazu) (dB)

Z analýzy hodnoty vstupního koeficientu odrazu zjistím, nakolik je generátor impedančně přizpůsoben. Tento parametr je důležitý z hlediska účinnosti přenosu energie z generátoru do biologické tkáně.

Pro jednorozměrnou matici je vstupní koeficient odrazu charakterizován poměrem amplitud fázorů napětí odrážené a vstupní vlny:

$$S_{11} = \frac{U_m e^{j\varphi}}{U_{0m} e^{j\varphi}} = \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0}, \quad (2.5)$$

kde  $U_m e^{j\varphi}$  je amplituda fázoru odrážené vlny,  $U_{0m} e^{j\varphi}$  je amplituda fázoru napětí vstupní vlny,  $Z_L$  je impedance zátěže (těla pacienta) a  $Z_0$  – charakteristická impedance zdroje (50 Ohm).

Pokud vedení směrem k zátěži není k ní dokonale přizpůsobeno, dochází k odrazu vysílané vlny zpět k aplikátoru. Tento odraz způsobuje nehomogenitu prostředí, kterým se vlna šíří. Aby se odrazům elektromagnetické energie, neměla by hodnota  $S_{11}$  přesáhnout -10 dB, což činí méně než 1 % pracovního výkonu podle následujícího vzorce:

$$|S_{11_0}| = 20 \log|S_{11}|, \quad (2.6)$$

kde  $S_{11}$  je skutečný koeficient odrazu a  $S_{11_0}$  je hraniční hodnota tohoto parametru. Koeficient odrazu ověřím tak, že v SEMCADu nastavím simulované frekvenční pásmo širokopásmového impulzu na hodnotu 0,8 GHz za frekvence 434 MHz [17].

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

SAR je zkratkou pojmu „Specific Absorption Rate“, což v překladu z angličtiny znamená „specifická míra absorpce“ neboli měrný absorbovaný výkon. To je fyzikální veličina udávající míru absorpce výkonu živé tkáně, která je vystavena elektromagnetickému poli. Jednotkou SAR je W/kg (výkon absorbovaný v jednom kilogramu tkáně).

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial W}{\partial m} \right) = \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial W}{\rho \partial V} \right) = \frac{\partial P}{\partial m} = \frac{\partial P}{\rho \partial V}, \quad (2.7)$$

kde  $W$  je elektromagnetická energie absorbovaná v biologické tkáni,  $t$  je čas,  $m$  je hmota,  $P$  je výkon elektromagnetické vlny,  $\rho$  je hustota tkáně a  $V$  je objem.

Tento parametr je vypočten z intenzity elektrického pole pomocí simulačního programu. Vztah mezi těmito veličinami lze vyjádřit pomocí prostorového rozložení intenzity elektrického pole:

$$SAR = \frac{\sigma \cdot |E|^2}{2 \cdot \rho}, \quad (2.8)$$

kde  $E$  je intenzita elektrického pole,  $\sigma$  je elektrická vodivost tkáně,  $\rho$  je hustota dopadajícího výkonu.

Abych z tohoto parametru získala více užitečných informací, je nutné simulovat jeho hodnoty v závislosti na různých polohách aplikátoru vůči implantátům.

Během provedení teplotní simulace zjistím změnu teploty ohřívané části těla. Souvislost mezi intenzitou pole, specifickou mírou absorpce a teplotou udává vztah:

$$SAR = \frac{\sigma \cdot |E|^2}{2 \cdot \rho} = c \cdot \frac{\Delta T}{\Delta t}, \quad (2.9)$$

kde  $c_t$  je tepelná kapacita lidské tkáni a  $\Delta t$  je doba.

Hygienické normy měrného absorbovaného výkonu lze najít v nařízení vlády č. 1/2008 Sb. Hodnota SAR ve frekvenčním pásmu od 100 kHz do 10 GHz pro zaměstnané

osoby je 0,4 W/kg, pro ostatní činí 0,08 W/kg. V případě, že se jedná o oblast 10 g zvolenou ve tvaru krychle, pracovní norma se pak zvyšuje na 10 W/kg, hodnota SAR pro veřejnost činí v tomto případě 2 W/kg.

### 2.9.4 ARD (Absorption Rate Density) (W/m<sup>3</sup>)

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

$$ARD = \rho c_t \frac{\partial T(x,y,z)}{\partial t} = \rho c_t \frac{\Delta T(x,y,z)}{\Delta t}, \quad (2.10)$$

### 2.9.5 Efektivní hloubka ohřevu (m)

Pro léčební hypertermií je také důležitým parametrem efektivní hloubka vniku elektromagnetického vlnění do biologické tkáně. Tento parametr je ovlivněn především frekvencí elektromagnetické vlny, velikostí apertury aplikátoru a prostorovým uspořádáním různých typů biologické tkáně. S rostoucí vzdáleností od povrchu tkáně klesají hustota a intenzita obou složek EM pole exponenciálně. Hloubka vniku je teoreticky definovaná jako vzdálenost, na níž poklesne intenzita elektrického pole o  $1/e$  její hodnoty na povrchu. Vzorec pro hloubku vniku rovinné vlny pak je:

$$d = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}}, \quad (2.11)$$

kde  $f$  je frekvence,  $\mu$  - permeabilita a  $\sigma$  - měrná vodivost biologické tkáně.

V případě použití pro hypertermickou léčbu se výše uvedená definice upravuje: za 100 % se považuje hustota výkonu v hloubce 10 mm pod povrchem pokožky [13]. Důvodem k tomu je snaha o vyloučení možných složitých jevů na rozhraní dvou střed (aplikátorem a biologickou tkání), které mohou vést ke vzniku horkých míst. Vzdálenost, na níž se hodnota hustoty zmenší o polovinu, pak určuje efektivní hloubku vniku  $d_{1/2}$ .

## 2.10 Simulátorelektromagnetického pole

### 2.10.1 Distribuce SAR

V dnešní době existuje velké množství programů pro simulaci elektromagnetického pole. Jejich klasifikace závisí na numerické metodě zpracování. K těmto metodám patří: FEM (Finite Element Method) - metoda konečných prvků, FIT (Finite Integration Technique) – metoda konečných integrálů a FDTD (Finite Diference in Time Domain) – metoda konečných diferencí v časové oblasti. Simulace pro tuto práci se budou provádět v trojrozměrném simulátoru SEMCAD, v němž je používána metoda FDTD.

Tato metoda, jejíž základní algoritmus představil v roce 1966 matematik Kane S. Yee, funguje na principu aproximace Maxwellových rovnic v časové oblasti. Výchozí rovnice jsou:

$$\text{rot}\mathbf{H} = \sigma\mathbf{E} + \varepsilon \frac{\partial\mathbf{E}}{\partial t}, \quad (2.12)$$

$$\text{rot}\mathbf{E} = \mu \frac{\partial\mathbf{H}}{\partial t} \quad (2.13)$$

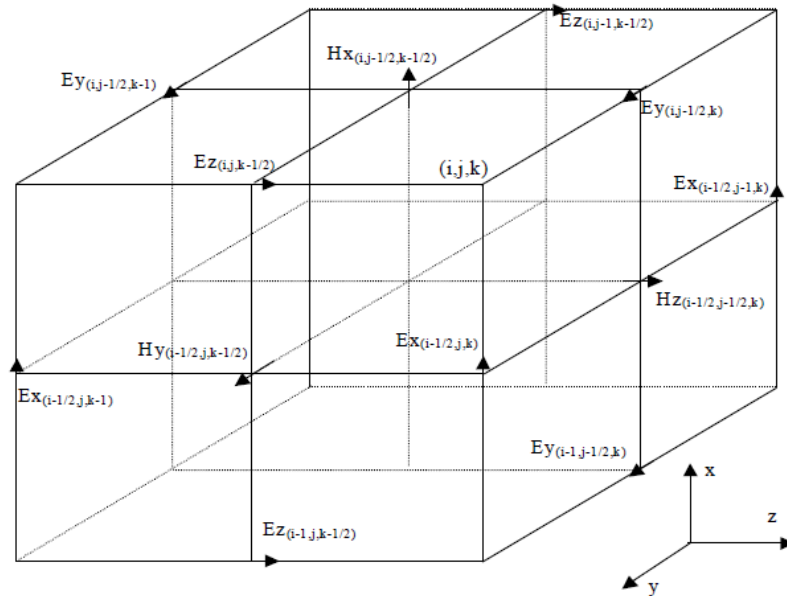
kde  $\mathbf{H}$  je vektor intenzity magnetického pole a  $\mathbf{E}$  je vektor intenzity elektrického pole. Pro řešení těchto rovnic je potřeba vyjádřit vektory  $\mathbf{E}$  a  $\mathbf{H}$  v kartézském souřadnicovém systému:

$$\mathbf{E} = E_x(t, x, y, z)X + E_y(t, x, y, z)Y + E_z(t, x, y, z)Z, \quad (2.14)$$

$$\mathbf{H} = H_x(t, x, y, z)X + H_y(t, x, y, z)Y + H_z(t, x, y, z)Z, \quad (2.15)$$

kde  $E_x, E_y, E_z, H_x, H_y, H_z$  jsou projekcemi vektorů na souřadnicové osy a  $X, Y, Z$  jsou jednotkové vektory.

Pro každý bod prostoru rozděleného do trojrozměrné mřížky metodou konečných definic se spočítávají hodnoty vektorů  $E_x, E_y, E_z, H_x, H_y, H_z$ . Fragment mřížky je uveden na obr. 4.



**Obr. 2.8:** Složky elektromagnetického pole zobrazené na elementárním jevu ve tvaru krychle [18].

Všechny komponenty jsou navzájem nezávislé, což znamená, že každému z nich je možné přiřadit své vlastní elektrické (pro  $E$ ) a magnetické (pro  $H$ ) parametry.

Prostorové souřadnice každého vektoru  $x$ ,  $y$  a  $z$  jsou vyjádřeny čísly buněk  $i$ ,  $j$  a  $k$ , čas  $t$  je vyjádřen v krocích  $n$ :

$$x = i\Delta x, \quad (2.16)$$

$$y = j\Delta, \quad (2.17)$$

$$z = k\Delta z, \quad (2.18)$$

$$t = n\Delta t, \quad (2.19)$$

Pole  $E$  a  $H$  jsou navzájem posunuty o  $\frac{\pi}{2}$ . Označení zavedené Yee je následující:  $E^n$  je hodnota pole  $E$  v kroku, který byl vypočten dříve;  $E^{n+1}$  je hodnota pole  $E$  v časovém kroku, který byl vypočten teď.  $H^{n-1/2}$  je hodnota pole  $H$  v právě vypočítaném kroku;  $H^{n+1/2}$  je hodnota pole v aktuálně vypočítávaném poločase.

Procedura diskretizace Maxwellových rovnic končí, když už dojde k jenom zanedbatelně malým změnám hodnot počítaných veličin, tudíž k ustálení stavu daného průběhu [13, 19].

Kritérium stability práce při využití dané metody vypadá takto:

$$v_{max}\Delta t \leq \sqrt{\left(\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}\right)} \quad (2.20)$$

kde  $v_{max} = c$  je rychlost světla ve vakuu.

## 2.10.2 Tepelné rozložení

Rozložení teploty v biologické tkáni lze simulovat v programu SEMCAD X pomocí teplotního řešiče. Výpočty se provádějí prostřednictvím Pennovy rovnice:

$$\rho c_t \frac{\partial T(x,t)}{\partial t} - k \frac{\partial^2 T(x,t)}{\partial x^2} = P_b + Q_{metabolismus} + Q_{externí}, \quad (2.21)$$

kde  $c_t$  je tepelná kapacita lidské tkáně,  $T(x, t)$  je teplota ve vzdálenosti  $x$  a čase,  $t$ ,  $k$  je tepelná vodivost tkání,  $Q_{metabolismus}$  je teplo generované osobním metabolismem,  $Q_{externí}$  je teplo z vnějšího zdroje,  $P_b$  je koeficient perfúze krve, jehož lze vyjádřit takto:

$$P_b = w_b c_b (T_b - T), \quad (2.22)$$

kde  $w_b$  je hmotnostní průtok krve na objemovou jednotku tkáně,  $c_b$  je tepelná kapacita krev a  $T_b$  je teplota krve.

Zdrojem dat v této simulaci posloužily výsledky elektromagnetické simulace distribuce SAR [20].

## 2.11 Postup práce v programu SEMCAD X

Práce v programu SEMCAD můžeme rozdělit do několika kroků [4,5]:



- 1) Vytvoření geometrického modelu použitím tvaru a funkcí, které systém nabízí.
- 2) Generování diskretizační mříže. Změna její velikosti, nastavení maximálního kroku.
- 3) Zvolení materiálových parametrů, okrajových podmínek, frekvenčního rozsahu, buzení apod.
- 4) Spouštění simulace.

V simulátoru elektromagnetického pole SEMCAD X existují dvě možnosti simulace, a to elektromagnetická a termická.

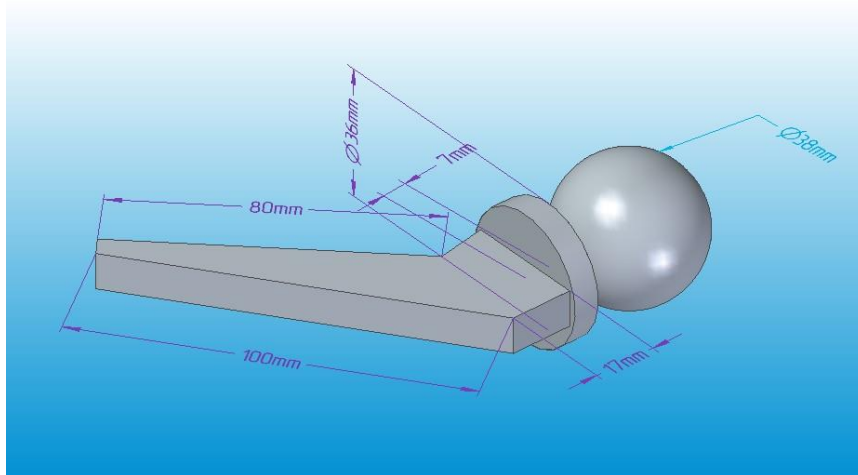
Elektromagnetickou simulaci můžeme zase rozdělit na „Broadband simulation“ a „Harmonic simulation“. První typ EM simulace umožňuje kromě dalších parametrů sledování impedančního přizpůsobení aplikátoru (parametr  $S_{11}$ ). Druhý typ je zajímavý díky své možnosti kontrolovat rozložení absorbovaného výkonu ( $SAR$ ). V prvním případě budícím signálem je Gaussovský impulz. Pro svou simulaci jsem zvolila šířku pásma 800 MHz kolem pracovní frekvence 434 MHz, v EM simulaci rozložení  $SAR$  bylo nutné nastavit sinusový signál.

Dále jsem provedla teplotní simulace, jelikož pro výpočet jejich výsledků používá program data z elektromagnetických simulací. Na začátku každé teplotní simulace se teplota tkání nastavuje na 37 °C a teplota vodního bolusu se nastavuje na 25 °C. Hodnotu součinitelů prostoupení tepla mezi lidským tělem a vodní vrstvou je potřeba nastavit na 65 (W /m<sup>2</sup>/K) [21, 22].

## 2.12 Postrojení modelu implantátů

### 2.12.1 Femorální protéza

Na obrázku (viz Obr. 2.9) je zobrazen model kyčelní protézy, kterou jsem vytvořila. S ohledem na to, že se velikosti různých částí implantátu mohou lišit v závislosti na individuálních anatomických zvláštностech, jsou v mých modelech nepatrné odchylky od modelů, které jsem našla na webové stránce výrobce a použila jako příklad [23-25].

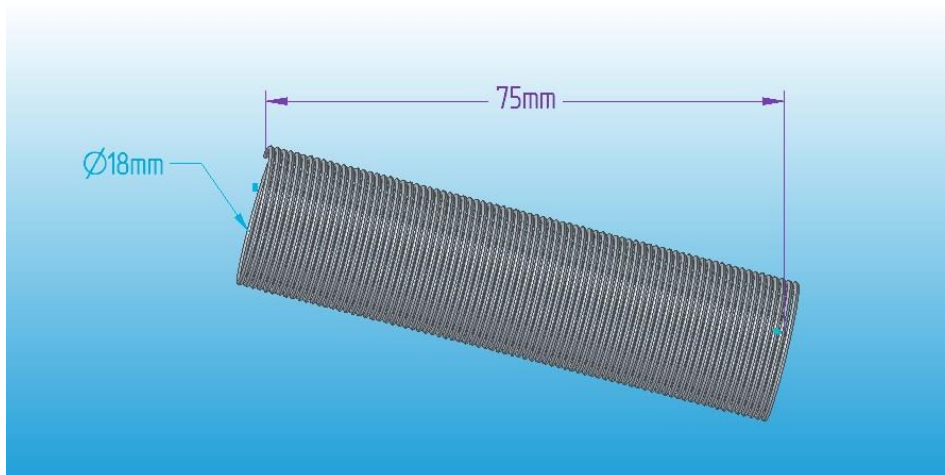


**Obr. 2.9:** Model endoprotézy.

Femorální protéza, která slouží k náhradě kloubů dolních končetin, se může nacházet v oblasti ohřevu při léčbě nádorů lymfatických uzlin v slabinách.

### 2.12.2 Stent pro jícen

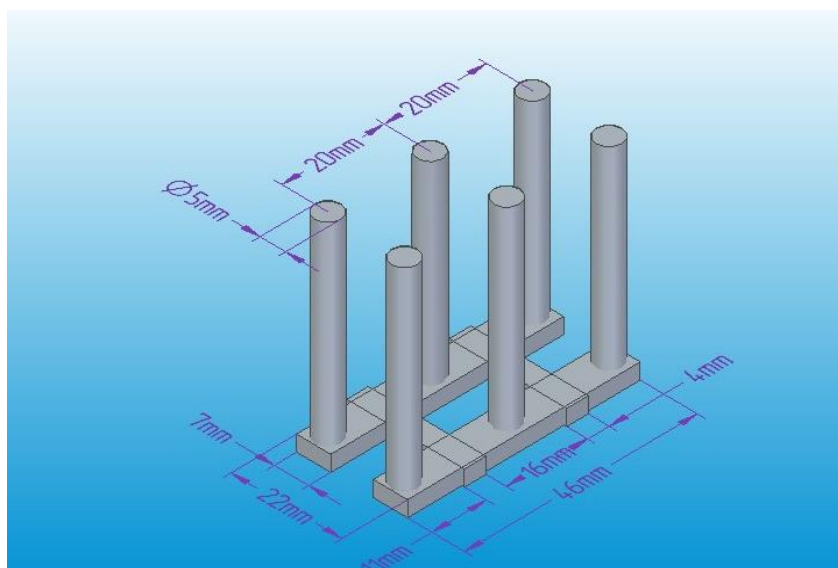
Stent pro jícen se používá v případě zúžení tohoto orgánu, které by mohlo být způsobeno nádorem nebo poraněním. Kromě samotného stentu (viz Obr. 2.10) obsahuje model válec umístěný uvnitř a sloužící k simulaci vzduchu. Takovým způsobem jsem se snažila vytvořit podmínky, které odpovídají anatomii lidského těla.



**Obr. 2.10:** Model stentu pro jícen.

### 2.12.3 Šrouby pro páteřní obratle

Vytvořený v simulačním programu model šroubů sloužících k zakotvení do krčních obratlí je uveden na obrázku níže (Obr. 2.11).



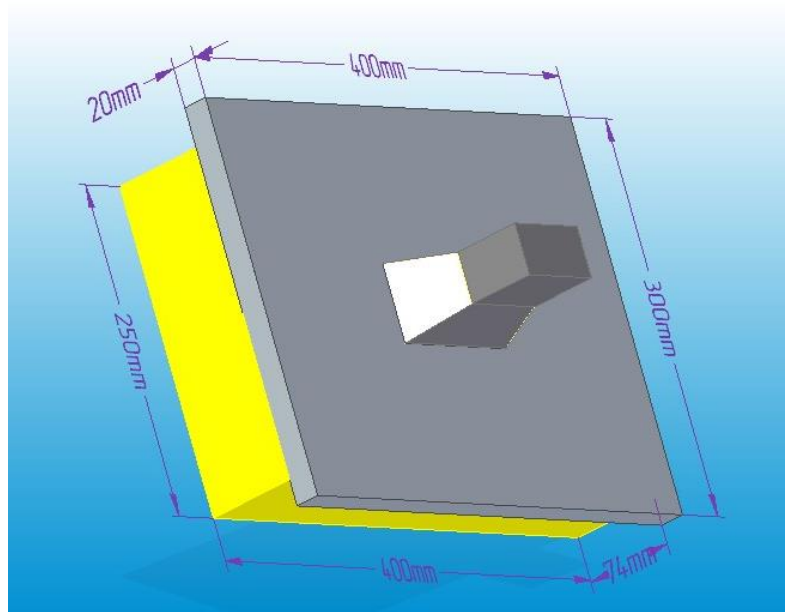
**Obr. 2.11:** Model šroubů zakotvených v obratlích páteře.

Implantáty tohoto typu jsou určeny k fixaci poraněných nebo zlomených obratlů a mohou se nacházet v ohřivaném místě v případě hypertermické léčby rakoviny páteře. Šrouby jsou vyvrtané přes tělo obratle a jsou navzájem propojené tyčemi.

Větší část nebo i celek těchto protéz je převážně vyroben z titanu, proto je nutné označit všechny implantáty jako perfektně vodivé materiály PEC/Metal. Zokrouhlené hodnoty relativní permitivity a specifická vodivost všech částí modelu jsou uvedené v tabulce (viz Tabulka 2.1). Model s aplikátorem, vodným bolusem a agarem, který simuluje svalovou tkáň je zobrazen na obrázku (viz Obr. 2.12).

**Tabulka 2.1:** Relativní permitivita a specifická vodivost jednotlivých částí fantomu

Část modelu	Relativní permitivita	Specifická vodivost
	$\epsilon_r(-)$	$\sigma$ (MS/m)
Vlnovod	PEC/Metal	PEC/Meta
Voda	81	0
Membrána	2,4	0
Bočnice	3,4	0
Napájecí sonda	PEC/Metal	PEC/Meta
Agar	54	0,8
Vodní bolus	81	0



**Obr. 2.12:** Model aplikátoru a homogenního agarového fantomu.

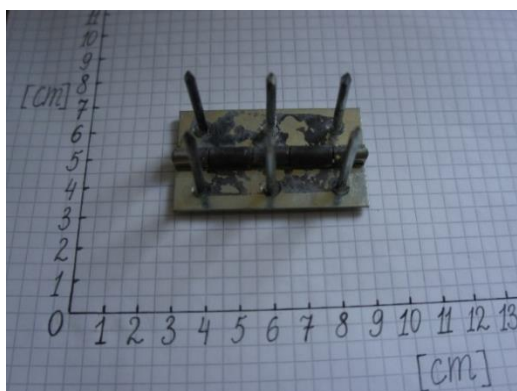
Výběr hustoty diskretizační sítě závisí na složitosti struktury. Pro všechny simulace jsem si zvolila maximální hodnotu kroku diskretizace 0,07 (nebo 7 % vlnové délky), s výjimkou stentu pro esofagus, jehož navoxlování bylo nutné provádět při maximálním kroku: 0,001.

Jak už jsem zmínila dříve, pro harmonickou simulaci má být v záložce „Sources“ zvolen sinusový signál. Pro širokopásmovou simulaci má být zvolen Gaussovský impulz.

## 2.13 Měření

### 2.13.1 Vytváření modelu protéz

Kyčelní protézu jsem si půjčila od pana profesora Kutílka. Modely ostatních implantátů jsem měla vytvořit z vhodných materiálů. Stent pro jícn jsem udělala z měďného drátu. Pro vytváření podoby obratlových šroubů s částí, která je spojuje, jsem použila hřeby o délce 35 mm a průměru 3 mm, které jsem upevnila k závěsu do dveří. Výsledné konstrukce spolu s femorální protézou jsou znázorněné na obrázcích (viz Obr. 2.13 – 2.15).



**Obr. 2.13:** Vytvořená model páteřních šroubů.



**Obr. 2.14:** Vytvořená model stentu pro jícen.



**Obr. 2.15:** Kyčelní endoprotéza.

### 2.13.2 Příprava agarového fantomu

Materiál, jenž má vlastnosti, které jsou shodné se svalovou tkání, je možné připravit z agaru. Pro dosažení stejné permitivity, jakou má svaly, je potřeba rozmíchat agarový prášek v sloním roztoku při dodržení poměru 1: 24. Solný roztok má obsahovat 0,33 %  $NaCl$  a 95,67 %  $H_2O$ . Jeden litr vody tedy obsahuje 40 g agaru a 3 g soli. Pro fixaci protéz v připraveném agaru jsem nejdříve do vhodné plastové nádoby zalila takové množství směsi, aby její úroveň v nádobě odpovídala předpokládané vzdálenosti protézy od pokožky pacienta. Po zhuštění tohoto původního množství připravené směsi jsem na ní umístila protézy v požadované poloze a dodala jsem do nádoby tolik agaru, aby tyto protézy úplně pokryl.

Proces přípravy a dokončené fantomy lze vidět na obrázku dolů (viz Obr. 2.16, 2.17).



**Obr. 2.16:** Postup přípravy agarových fantomů.



**Obr. 2.17:** Připravené agarové fantomy.

V tabulce (viz Tabulka 2.2) jsou uvedené velikosti připravených agarových fantomů.

**Tabulka 2.2:** Parametry agarových fantomu.

Parametr	Model		
	S páteřními šrouby	S jícnovým stentem	S endoprotézou
Délka (cm)	17	17	-
Šířka (cm)	12	12	-
Výška (cm)	7	7	7
Průměr (cm)	Horní	-	20
	Dolní	-	14

### 2.13.3 Použité přístroje

Pro měření parametru  $S_{11}$  jsem použila mikrovlnný analyzátor KEYSIGHT FieldFox N9923A s měřicím rozsahem do 4 GHz. Pro ověření rozložení teploty v agaru po expozici záření byl použit vysokovýkonný UHF generátor PG 70.150.2. Následné měření teploty se provádělo IR kamerou FLIR P25 o měřitelném tepelném rozsahu 40 °C až 120 °C. Všechna zařízení je vidět na obrázcích (Obr. 2.18-2.10).



Obr. 2.18: Mikrovlnný analyzátor KEYSIGHT FieldFox.



Obr. 2.19: Termokamera FLIR P25 [26].



Obr. 2.10: Vysokovýkonný UHF generátor PG 70.150.2

## 3 Výsledky

### 3.1 Výsledky simulace s použitím agarového fantomu

Z Faradayova zákona, o němž bylo zmíněno v kapitole o elektromagnetické indukce, víme, že čím menší je tok intenzity magnetického pole procházející plochou vodiče, tím menší je hodnota elektromotorického napětí, které je v něm indukováno, a zmenšuje se

tak i hodnota indukčností kovu. Nabízím tak následující řešení problému této léčební metody: umístit aplikátor takovým způsobem, aby siločáry elektrického pole generovaného budící sondou aplikátoru dopadaly k povrchu implantátu kolmo. Vliv polohy aplikátoru vůči implantátům se v skutečnosti může kombinovat s jinými faktory, mezi nimiž jsou velikost, tvar a hloubka umístění protéz. Proto je předpověď výsledků simulace poměrně komplikovaná úloha.

Pro ověření platnosti předpokladu, o němž jsem zmínila výše, byla provedena simulace při různých polarizacích elektrického pole.

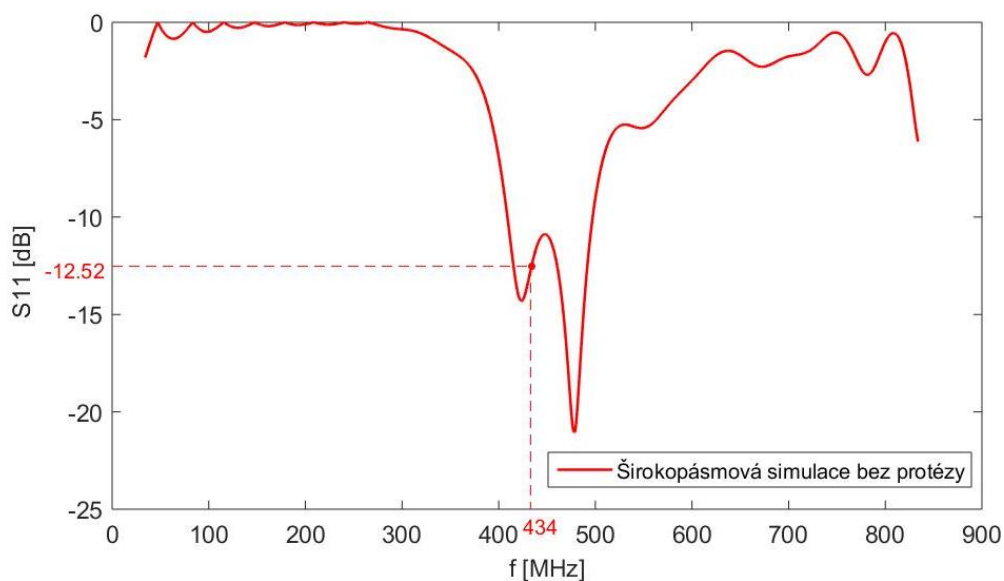
Vzhledem k tomu, že ani jedna z použitých protéz nemá v žádném směru aspoň zhruba zanedbatelnou tloušťku, simulaci se rozhodlo provádět tak, že v jednom případě směřovaly sonda aplikátoru, a tedy i siločáry elektrického pole vůči větší ploše implantátů paralelně, v druhém případě byla tato plocha naopak nejmenší.

### 3.1.1 Vstupní koeficient odrazu $S_{11}$

Je nutné vyhnout se zvýšení vstupního koeficientu odrazu v tom případě, když tento parametr překročí požadovanou bezpečnou hodnotu, tzn. -10 dB, když je energie odražená a činí podle rovnice (2.6) více než 1 % vysílané energie.

Z pohledu účinnosti léčby by to znamenalo, že se do těla pacienta nedostane požadované množství energie, a tudíž nebude dosažena efektivní léčebná teplota. Kromě toho by existovalo velké riziko poškození zdraví zdravotního personálu.

Níže na obrázku jsem uvedla graf (viz Obr. 3.1) zobrazující průběh činitelů odrazu při měření na agarovém fantomu bez vložených protéz.

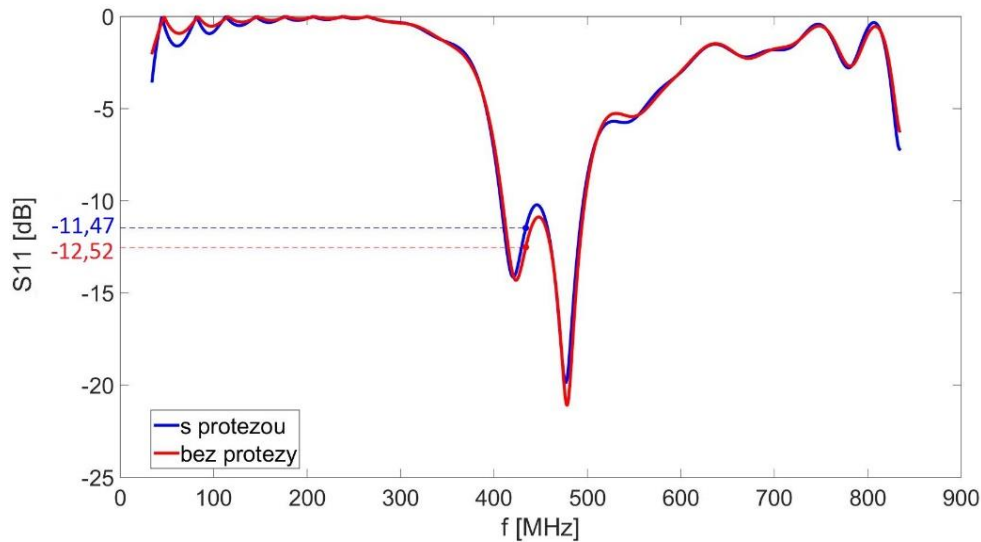


**Obr. 3.1:** Koeficient odrazu ze simulace bez protéz.



Z grafu je patrné, že se hodnota parametru  $S_{11}$  na pracovní frekvenci rovná -12,52 dB čili činí podle vzorce (2.6) přibližně 0,3 % vysílané energie. Aplikátor je nejvíce přizpůsoben zátěži na frekvencích 424 MHz (-14,31 dB) a 478 MHz (-21,08 dB).

Ze všech následujících grafů znázorňujících výsledky simulace  $S_{11}$  s protézami ve dvou polarizacích, které jsou navzájem kolmé, je zřejmé, že přítomnost kovu způsobuje odraz od povrchu vyzářeného vlnění a tím i změnu koeficientu odrazu.

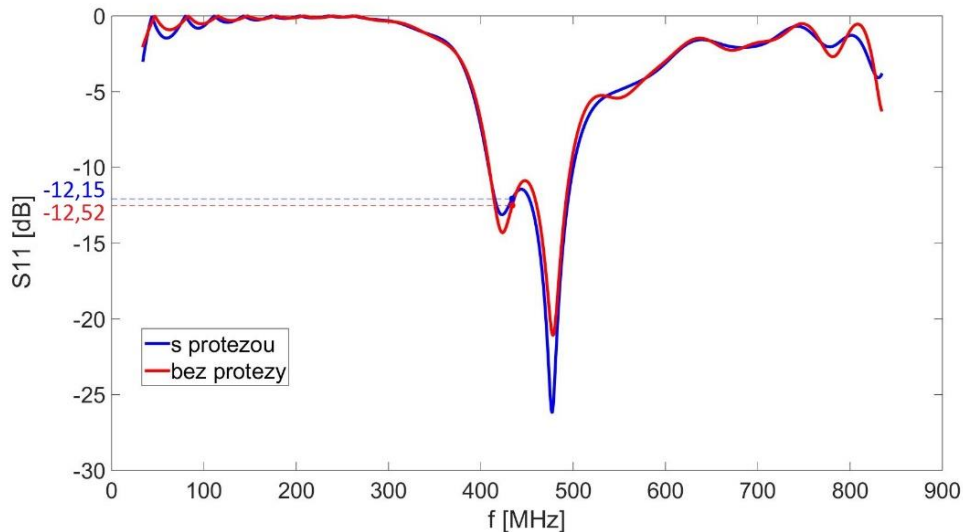


**Obr. 3.2:** Koeficient odrazu ze simulace s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 30 mm pod povrchem fantomu.

Na obrázku (viz Obr. 3.2) je znázorněna změna činitelů odrazu s kyčelní endoprotézou umístěnou paralelně budící sondě, a tedy i vektoru intenzity elektrického pole. Protéza byla umístěna v hloubce 30 mm.

Změny, které jsem při této simulaci získala, jsou nejmenší ze všech provedených simulací tohoto parametru. Křivka rozložení parametru  $S_{11}$  skoro kopíruje křivku, kterou jsem získala ze simulace bez protéz, malé zhoršení přizpůsobení se ale objevilo na pracovní frekvenci: hodnota  $S_{11}$  se zvýšila na -11,47 dB.

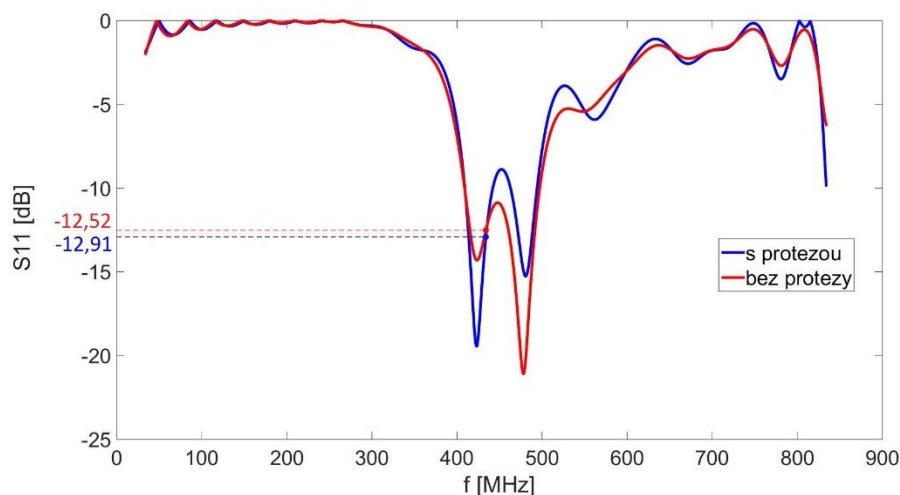
V hrotových bodech, které jsou nevýrazně posunuté (421 a 477 MHz) směrem k nižším kmitočtům, činí  $S_{11}$  -14,14 dB a -19,86 dB.



**Obr. 3.3:** Koeficient odrazu ze simulace s endoprotézou umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 30 mm pod povrchem fantomu.

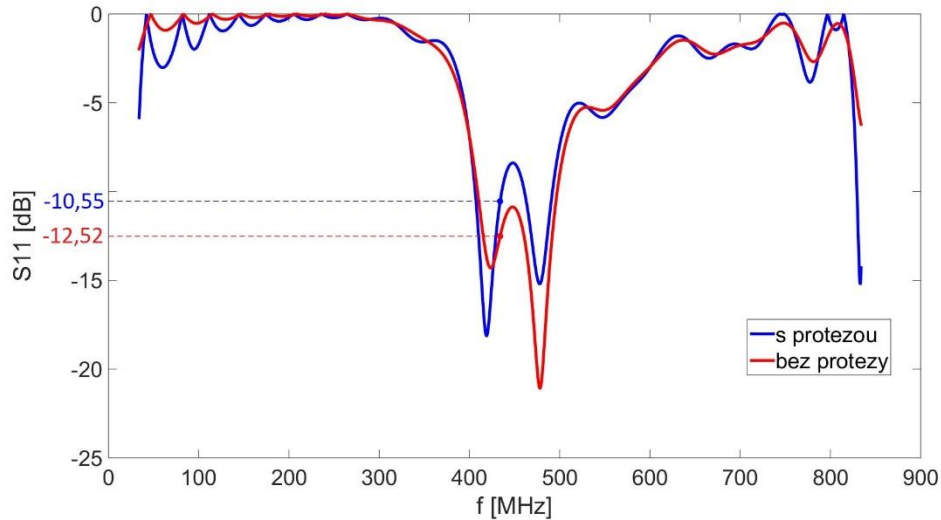
Po analýze výsledků simulace se změnou polarizace (viz Obr. 3.3) můžeme říct, že se implantát nacházel v dostatečné hloubce, aby jeho vliv nebyl tolik výrazný. Během simulace se hodnota parametru  $S_{11}$  na pracovní frekvenci 434 MHz trochu zvýšila: z -12,52 dB na -12,15 dB a zároveň nedošlo k žádnému frekvenčnímu posunu.

Za účelem podrobnějšího výzkumu změn parametrů  $S_{11}$  v případě dané protézy jsem navíc provedla simulace s umístěním implantátů do menší hloubky, 17 mm. Důvody k provedení tohoto výzkumu jsem popsala v kapitole věnované výsledkům simulace měrného absorbovaného výkonu. Na následujících obrázcích (viz Obr. 3.4, 3.5), které znázorňují výsledky těchto simulací, lze vidět značné změny oproti předchozím simulacím.



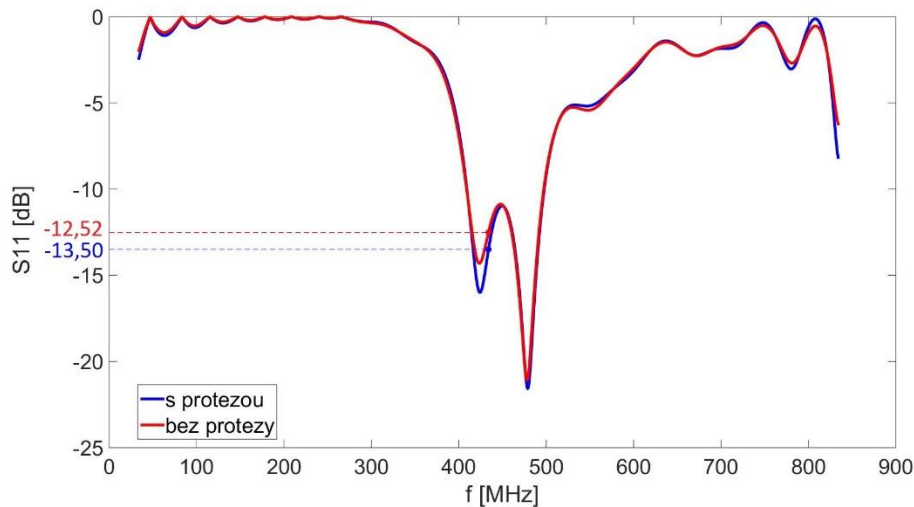
**Obr. 3.4:** Koeficient odrazu ze simulace s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 17 mm pod povrchem fantomu.

Z výsledků simulací s femorální protézou umístěnou paralelně ploše polarizace elektrického pole (viz Obr. 3.4) plyne, že hodnota  $S_{11}$  na frekvenci 434 MHz je -12,91 dB, což není oproti výsledkům simulací bez protézy moc významná změna. Teď je aplikátor nejvíce přizpůsoben zátěži na frekvencích 423 MHz (-19,44) a 481 MHz (-15,26).



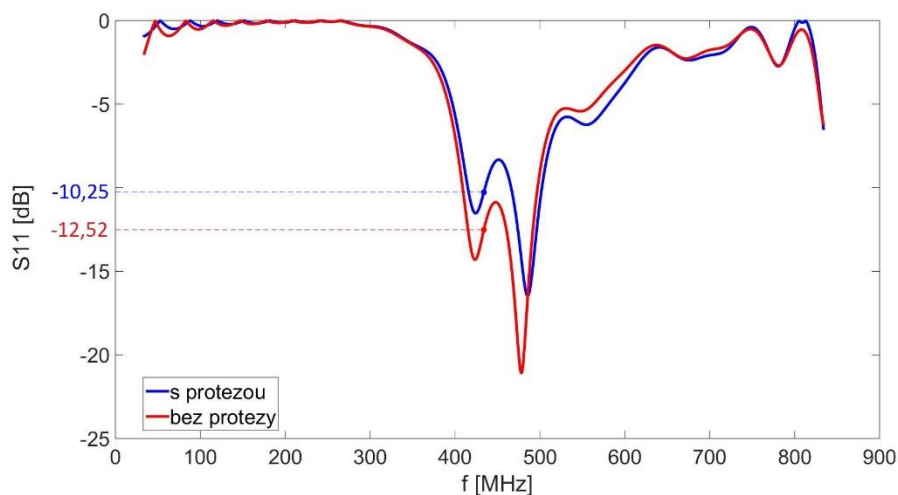
**Obr. 3.5:** Koeficient odrazu ze simulace endoprotézou umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 17 mm pod povrchem fantomu.

Z grafu (viz Obr. 3.5) je vidět, že se hodnota simulovaného parametru zvýšila v tomto případě na -10,55 dB neboli podle vzorce (2.6) na zhruba 0,8 %. Charakter přizpůsobení je podobný jako v předchozí simulaci: k nejmenšímu odrazu vyzářené energie dochází na frekvencích 419 MHz (-18,13 dB) a 478 MHz (-15,21 dB).



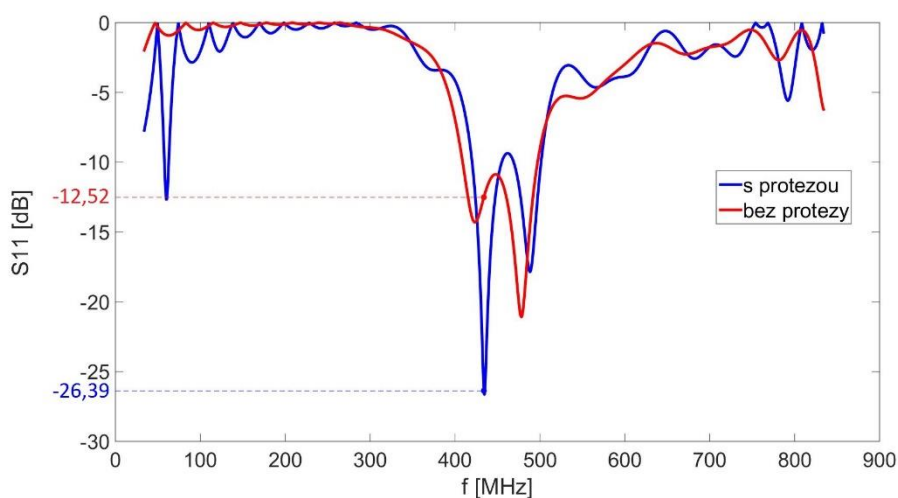
**Obr. 3.6:** Koeficient odrazu ze simulace se stentem pro jícen umístěným paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Na obrázku (viz Obr. 3.6) jsou představené výsledky simulace s esofagiálním stentem v poloze souběžné s elektrickým polem. Graf přehledně znázorňuje dosažení nejmenších změn ve srovnání s původními výsledky simulace bez protězy, s výjimkou výraznějšího přizpůsobení na frekvenci 424 (16,00 dB) a poněkud většího přizpůsobení na pracovní frekvenci. Na frekvenci 434 MHz se hodnota koeficientu odrazu rovná -13,50 dB.



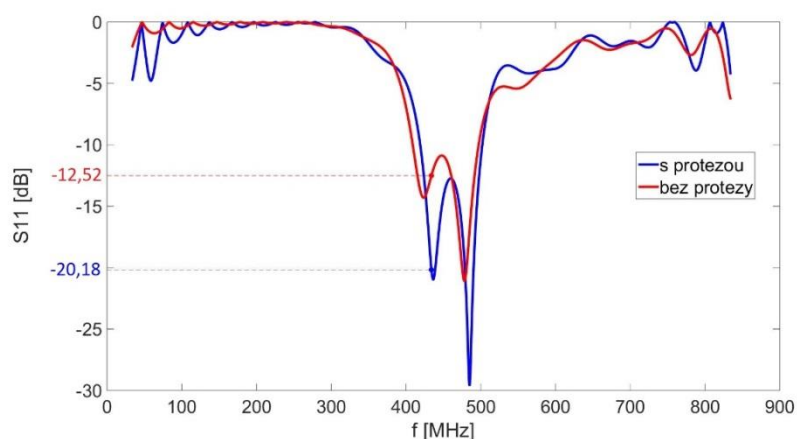
**Obr. 3.7:** Koeficient odrazu ze simulace se stentem pro jícen umístěným perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

V případě simulace se stejnou protézou v jiné polarizaci (viz Obr. 3.7) jsem pozorovala větší změny. Přizpůsobení aplikátoru na frekvencích 424 MHz a 486 MHz je charakterizováno hodnotami koeficientu odrazu -11,52 dB a -16,46 dB. Výrazný je také nárůst hodnoty  $S_{11}$  na pracovní frekvenci, který činí -10,26 dB.



**Obr. 3.8:** Koeficient odrazu ze simulace s protézou pro páteřní obratle umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Předchozí obrázek (viz Obr. 3.8) znázorňuje rozložení parametru  $S_{11}$  při simulaci se šrouby zakotvenými do horních krčních obratlů za umístění budící sondy aplikátoru paralelně vůči k nim. V důsledku frekvenčního posunu, maximální přizpůsobení se teď objevilo na frekvencích 435 MHz (-26,65 dB) a 488 MHz (-17,85 dB). Jak z toho, tak i z následujícího grafu (viz Obr. 3.9) je zřejmé, že v tomto případě se hodnota koeficientu odrazu na frekvenci, která se pro léčbu používá, dosáhla svého minima v porovnání se všemi předchozími simulacemi: -26,38 dB pro paralelní a -20,18 dB pro perpendikulární polohu protézy vůči elektrickému poli. V druhém případě se aplikátor nejvíce přizpůsobil zátěži na frekvencích 436 MHz (-20,96 dB) a 485 MHz (-29,60 dB).



**Obr. 3.9:** Koeficient odrazu ze simulace s protezou pro páteřní obratle umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

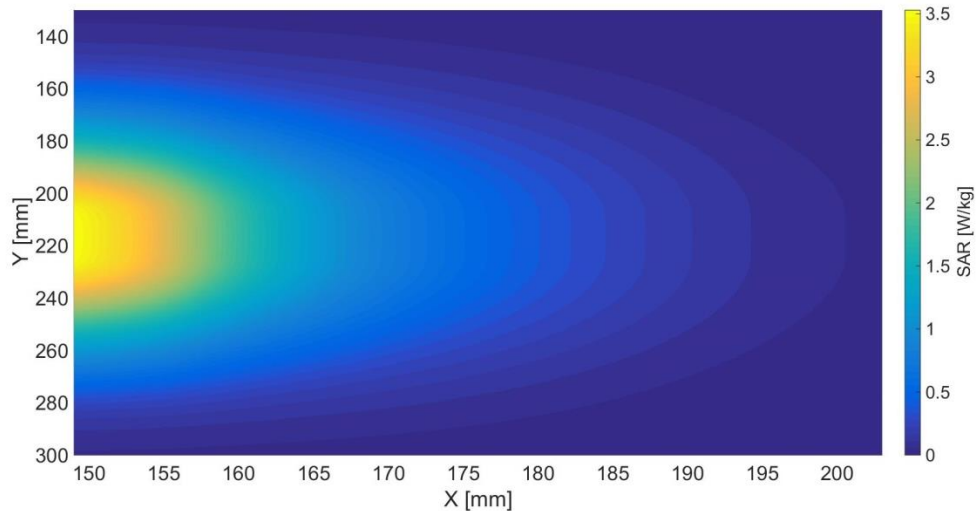
Shrnutí výsledků hodnot parametru  $S_{11}$  získaných během simulací při různých polarizacích vektoru elektrické indukce a rozdíly mezi těmito hodnotami pro každou protézu jsou uvedeny v tabulce (viz Tabulka 3.1).

**Tabulka 3.1:** Hodnoty parametru  $S_{11}$  získané na homogenním fantomu při různých polarizacích vektoru elektrické intenzity a rozdíly mezi těmito hodnotami pro každou protézu.

Protéza	$S_{11}$ (dB)		Rozdíl (dB)
	Paralelní polarizace $E$ vůči větší části protézy	Perpendikulární polarizace $E$ vůči větší části protézy	
Endoprotéza			
hloubka 30 mm	-11,47	-12,15	0,68
hloubka 17 mm	-12,91	-10,55	2,36
Páteřní šrouby	-26,39	-20,18	6,21
Jícnový stent	-13,50	-10,26	3,24

### 3.1.2 Měrný absorbovaný výkon SAR

Aby výsledek hodnocení vlivu implantátů na hypertermickou léčbu byl kompletní, je nezbytné zanalyzovat další důležitý parametr, a to měrný absorbovaný výkon. Rozložení absorbovaného výkonu při simulaci na agarovém fantomu bez implantátů je znázorněno na obrázku

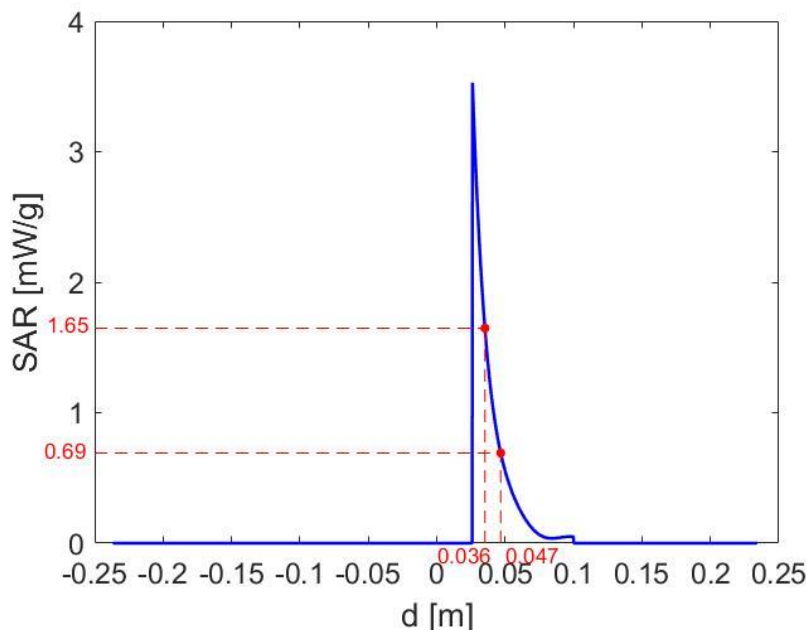


**Obr. 3.10:** 2D obraz rozložení parametru SAR bez protéz.

Maximální hodnota měrného absorbovaného výkonu při této simulaci je 3,53 W/kg.

Tento obrázek (viz Obr. 3.10) ukazuje rozložení sledovaného parametru v střední rovině XY. Tato rovina je rovnoběžná s intenzitou magnetického pole  $H$ .

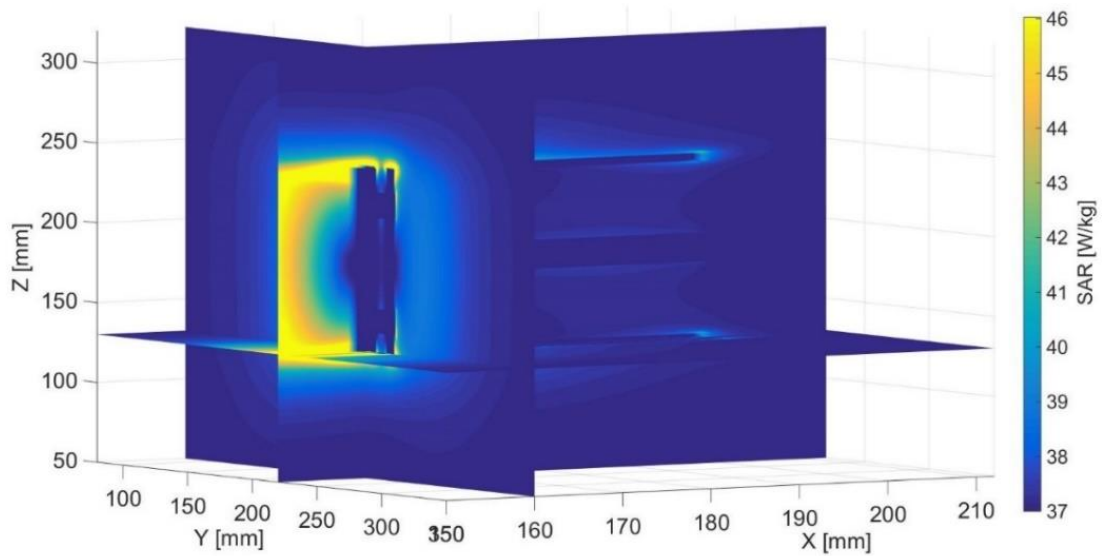
Jak je vidět z předchozího a následujícího obrázku, efektivní hloubka vniku záření je 1 cm. Celková hloubka od povrchu agarového fantomu je cca 2 cm.



**Obr. 3.11:** Hloubka vniku ohřevu  $d_{1/2}$ .

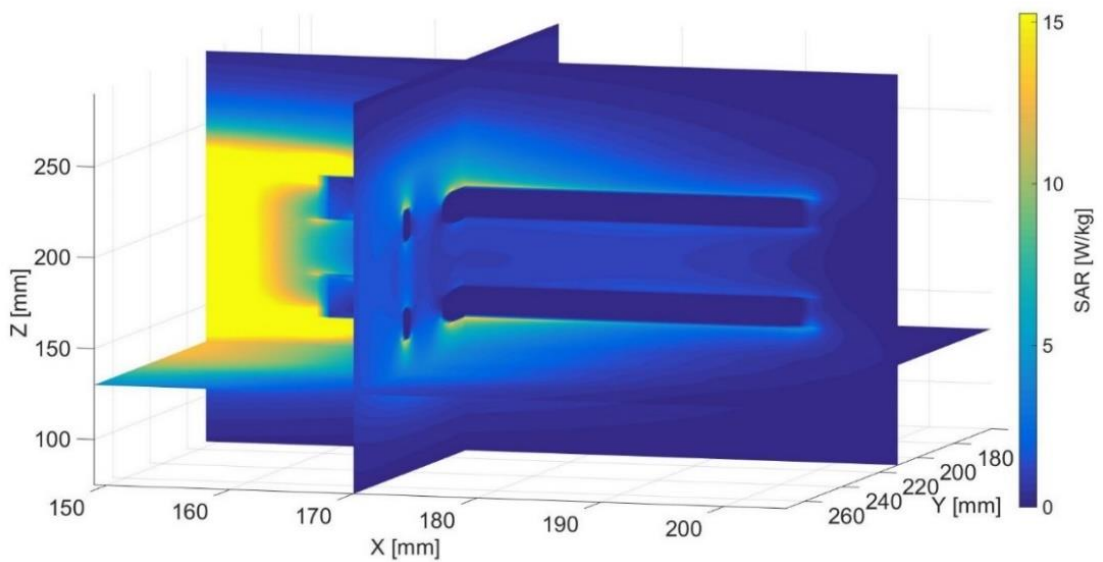
Pro přehlednost jsou některé výsledky simulace *SAR* uvedené spolu s příslušnými obrázky, které znázorňují vzájemnou polohu aplikátoru a protéz v SEMCADu X. Tyto obrázky (viz Obr. 3.15, 3.17, 3.20, 3.22 ) byly získány pomocí 3D typu zobrazení „Iso Surface Viewer“, který umožňuje udělat obraz rozložení sledovaného parametru (buď elektrického/magnetického pole nebo *SAR* jako v mém případě) o zvolené hodnotě. Abych zjistila polohu míst (na obrázcích jsou označena červenou barvou), která nejvíce absorbují záření, jsem pro zobrazení výsledků každé simulace nastavila takové hodnoty *SAR*, které byly přibližné k maximálním hodnotám.

Jak se očekávalo, při simulacích se šrouby pro páteř byly hodnoty *SAR* větší v těch případech, kdy siločáry elektrického pole směřovaly vůči větší ploše implantátů paralelně, tzn. kdy byla tato plocha souběžná s plochou YZ. Z obrázku (viz Obr. 3.12 ) je patrné, že největší hodnoty *SAR* jsou soustředěné u dolního a horního okraje povrchu ploché části implantátů a také kolem šroubů nacházejících se za těmito částí. Jak je vidět z obrázků (viz Obr. 3.12, 3.13), místa fantomu, která absorbují nejvíce, přiléhají k úhlům a jsou koncentrované převážně podél malých povrchů nacházejících se v ploše XY, zatímco u povrchů paralelních ploše XZ nárůst hodnot *SAR* nebyl natolik výrazný, jak se předpokládalo.



**Obr. 3.12:** Simulace rozložení *SAR* s protézou pro páteřní obratle umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Maximální hodnota *SAR* pro paralelně umístěnou protézu je 20,00 W/kg oproti 15,7 W/kg pro její perpendikulární polohu vůči ploše polarizaci E-pole.

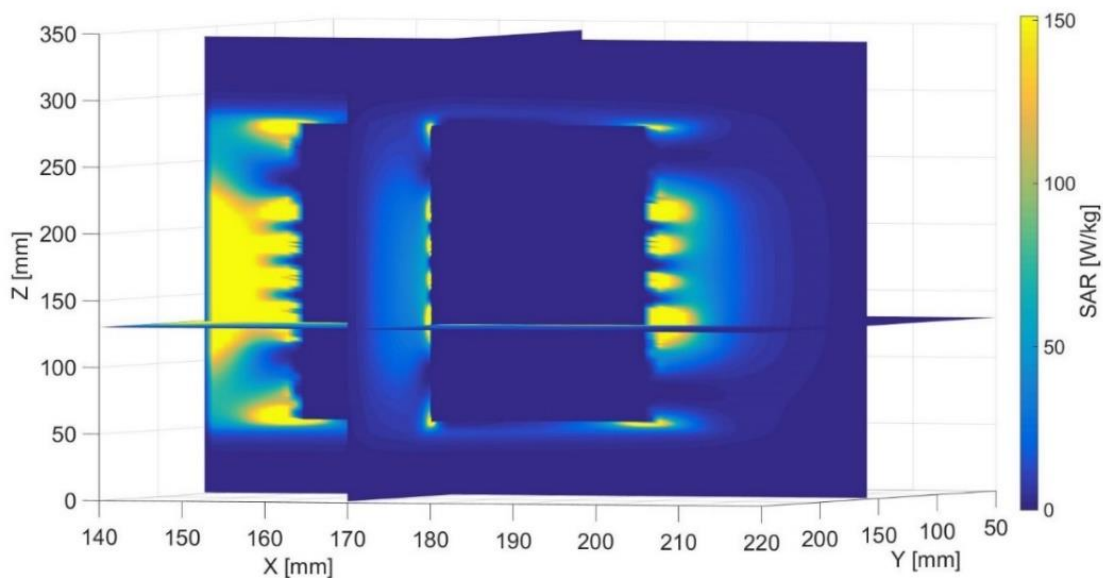


**Obr. 3.13:** Simulace rozložení *SAR* s protézou pro páteřní obratle umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

Na obrázcích (viz Obr. 3.14-3.17) jsou zobrazena rozložení parametru *SAR* při simulacích s esofagiální protézou. V tomto případě se také objevily významnější změny při poloze větší plochy implantátů souběžné vůči ploše polarizace elektrického pole.



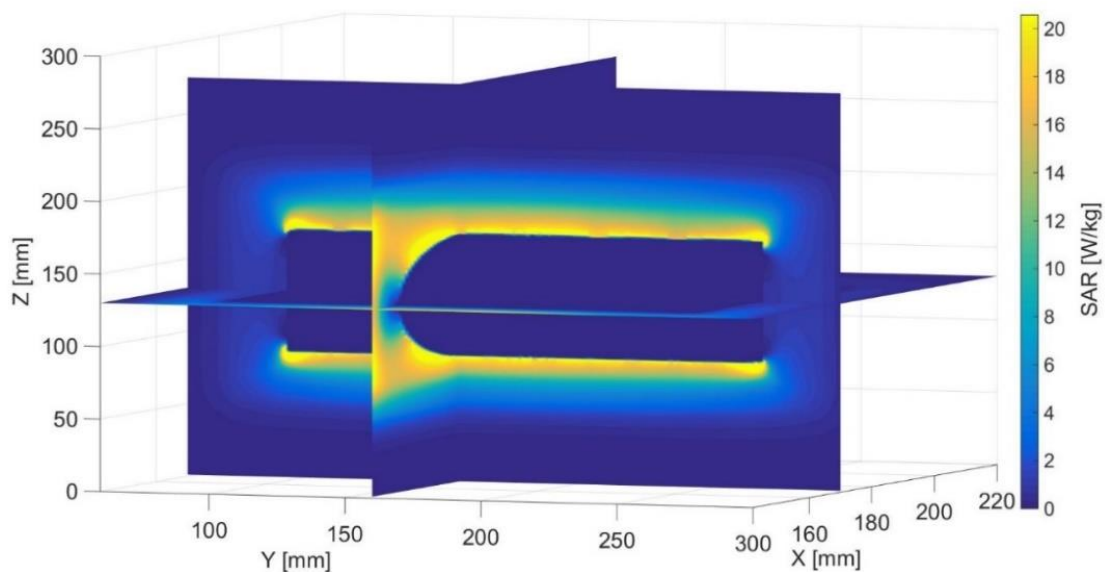
Kvůli tomu, že stent pro jícen má tvar cívky, je jeho interakce se sondou aplikátoru největší ze všech provedených simulací. Velký vzestup hodnot SAR se objevil v mezerách mezi závitů protězy, kde hustota elektrického pole je největší a také na její okrajích. Maximální hodnota pro perpendikulární umístění je 20,60 W/kg, pro paralelní umístění – 151,00 W/kg.



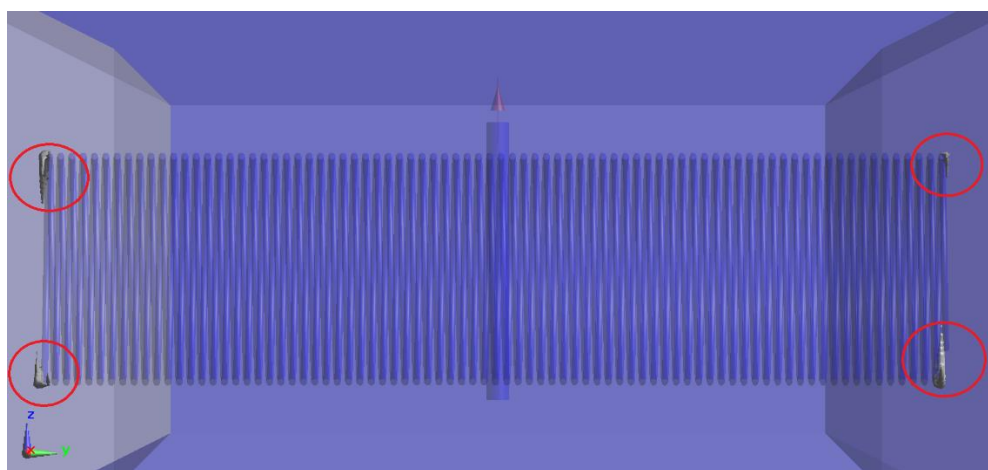
**Obr. 3.14:** Simulace rozložení SAR s protézou pro esofagus umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.



**Obr. 3.15:** Maximální hodnoty SAR při simulaci s protézou pro esofagus umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

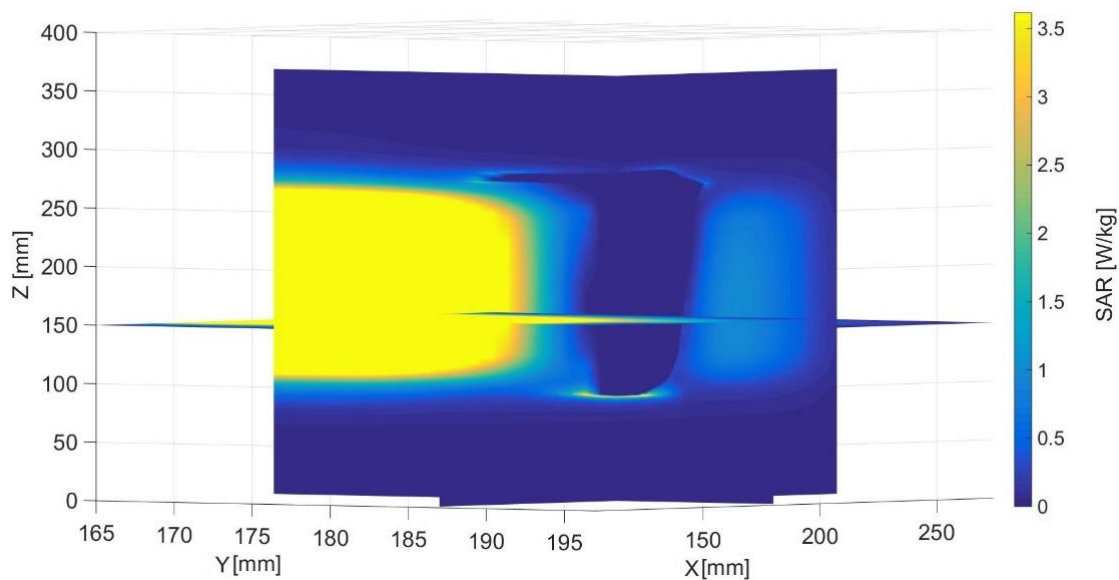


**Obr. 3.16:** Simulace rozložení SAR s protézou pro esofagus umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.



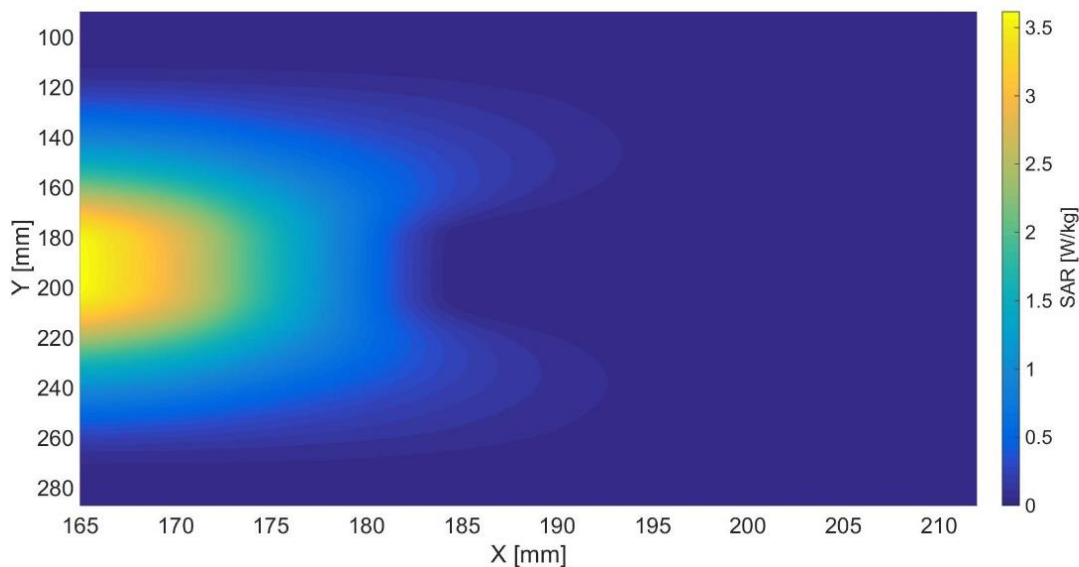
**Obr. 3.17:** Maximální hodnoty SAR při simulaci s protézou pro esofagus umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

Protože velikost implantátů ve směru osy  $X$  není zanedbatelná, a proto je třeba vzít v úvahu vzdálenost protézy od povrchu agaru. Moje očekávání ohledně vlivu změny polarizace na hodnotu SAR při simulaci s kyčelním implantátem se potvrdila jenom při umístění této protézy tak, že její přímá část, která navazovala na kloub, se nacházela v hloubce 17 mm. Při umístění protézy déle do hloubky 30 mm, během čehož byla protéza kolmá k vektoru intenzity elektrického pole, se oproti mému předpokladu objevily větší hodnoty.

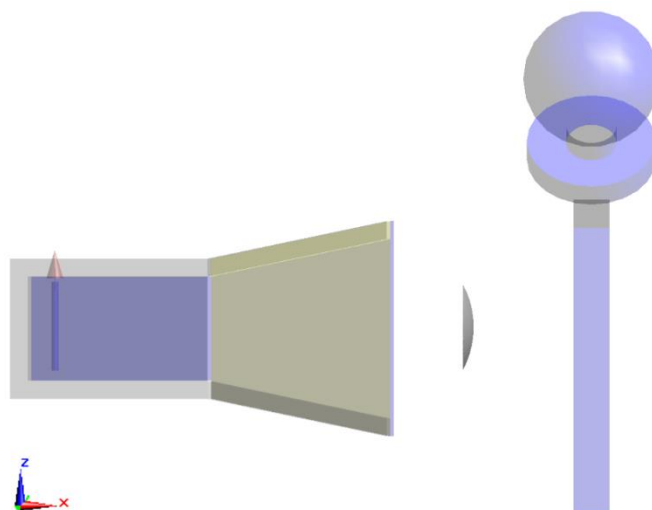


**Obr. 3.18:** Simulace rozložení *SAR* s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 30 mm pod povrchem fantomu.

Pro názornost dále jsem uvedla obrázek (Obr. 3.19) který znázorňuje rozložení *SAR* v rovině XZ, tedy v té rovině, která je kolmá k vektoru polarizaci elektrické intenzity.

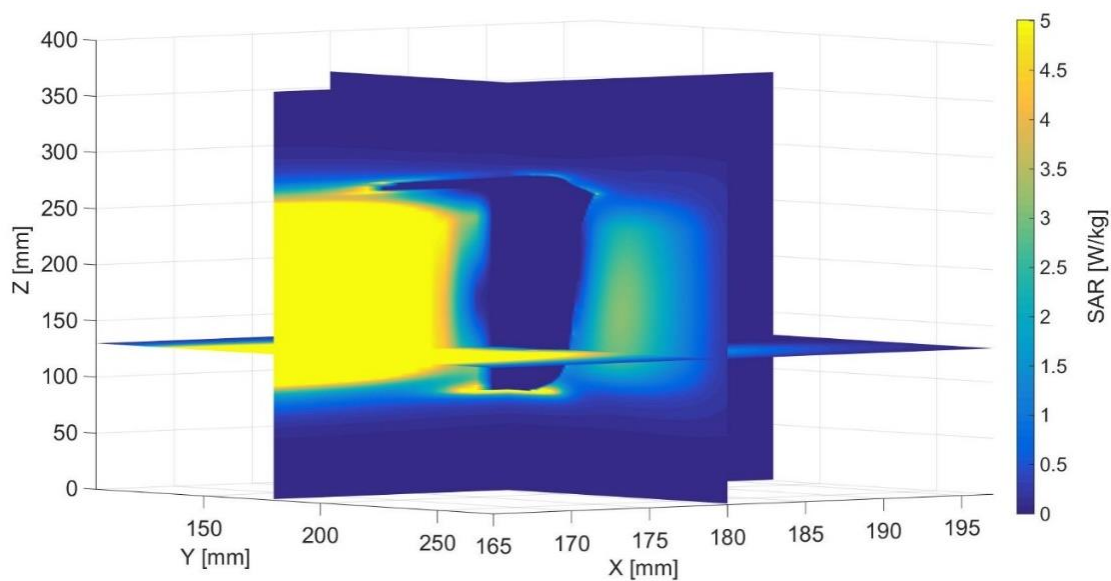


**Obr. 3.19:** 2D obraz rozložení parametru *SAR* s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 30 mm pod povrchem fantomu.

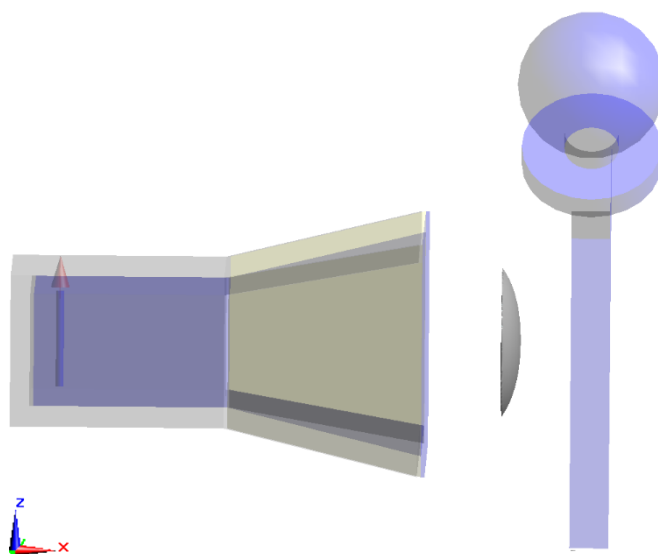


**Obr. 3.20:** Maximální hodnoty *SAR* při simulaci s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 30 mm pod povrchem fantomu.

Hodnoty *SAR* pro protézu souběžnou s vektorem polarizace a nacházející se v hloubce 3 cm je 3,63 W/kg, v případě menší hloubky stoupla hodnota parametru na 5,01 W/kg.

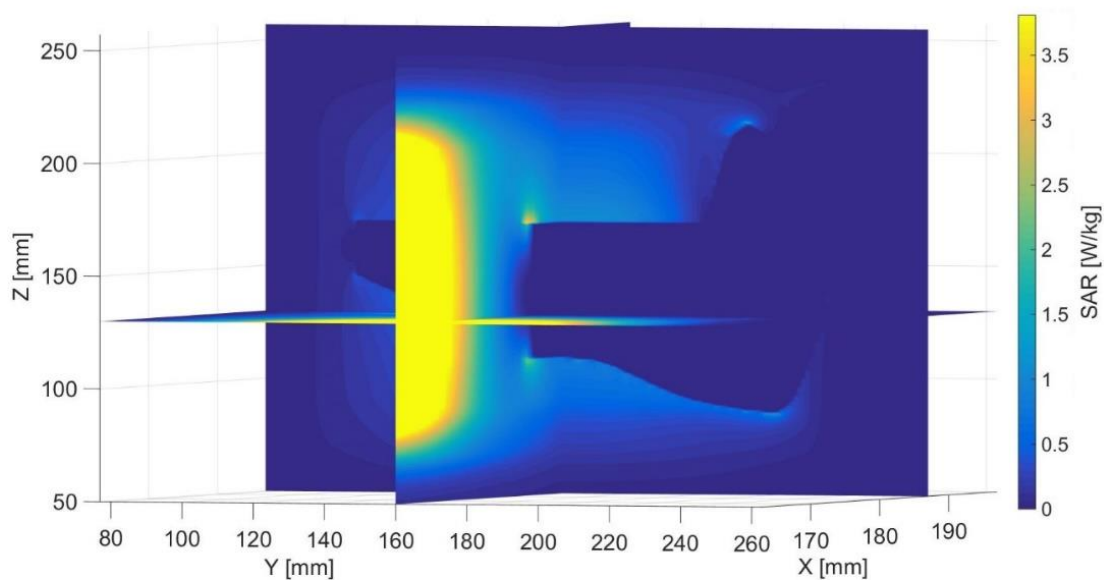


**Obr. 3.21:** Simulace rozložení *SAR* s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 17 mm pod povrchem fantomu.

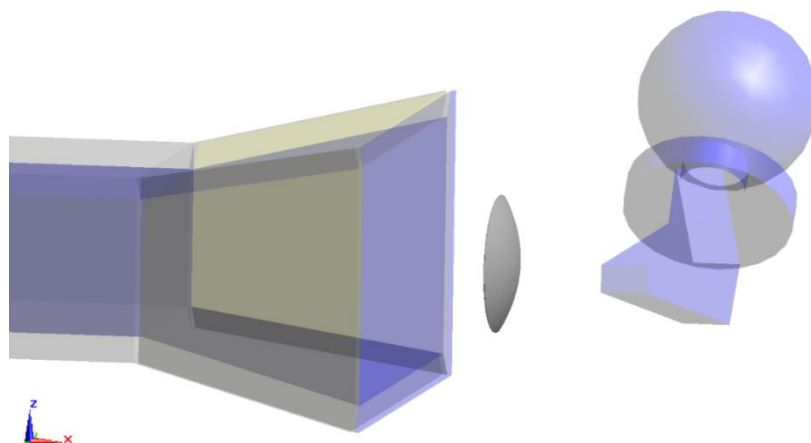


**Obr. 3.22:** Maximální hodnoty *SAR* při simulaci s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 17 mm pod povrchem fantomu.

Při změně polohy protézy vůči ploše polarizace E-pole (viz Obr. 3.23, 3.24) a po simulaci s implantátem, který se nacházel hlouběji, se hodnota *SAR* rovnala 3,82 W/kg. Získala jsem skoro stejnou hodnotu pro femorální protézu, která se nacházela v 17 mm od povrchu fantomu: 3,90 W/kg (viz Obr.3.25, 3.26).



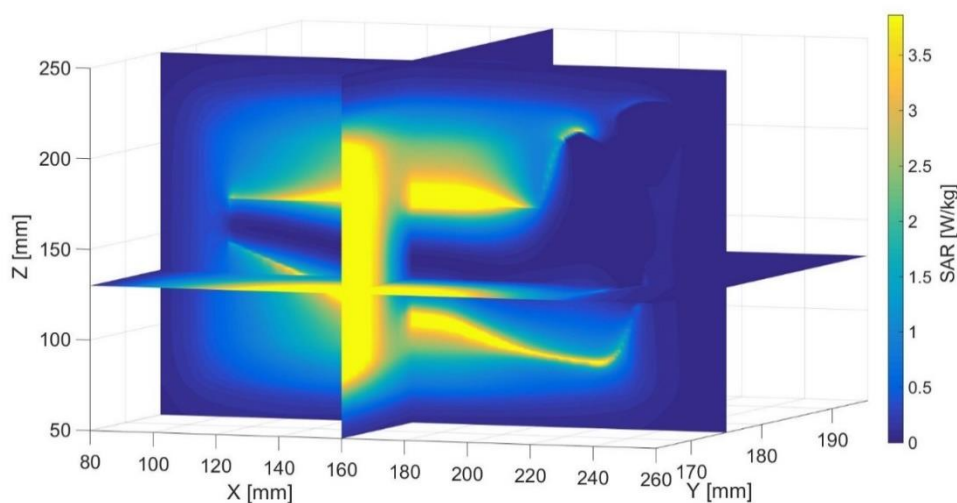
**Obr. 3.23:** Simulace rozložení *SAR* s endoprotézou umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 30 mm pod povrchem fantomu.



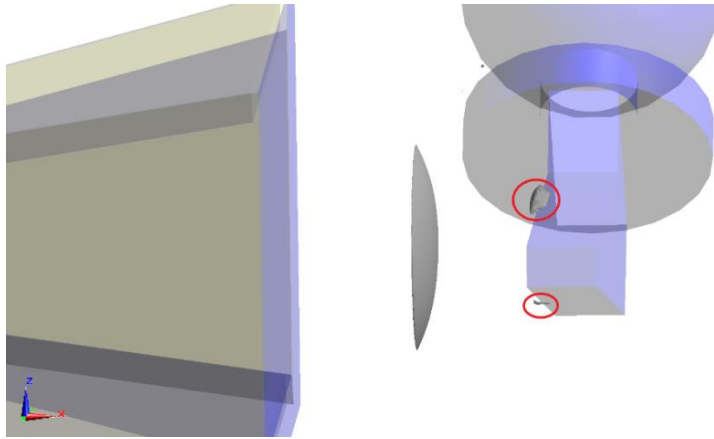
**Obr. 3.24:** Maximální hodnoty *SAR* při simulaci s endoprotézou umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 30 mm pod povrchem fantomu.

Čím blíže ke zdroji elektrického vlnění se kov nachází, tím výrazněji je jeho vliv na tvar rozložení tohoto pole. Siločáry elektrického pole se v blízkosti implantátů ohýbají kolmo k jeho povrchu. Je-li povrchová plocha menší než  $1 \text{ cm}^2$ , jak je tomu v případě femorální protézy (viz Obr. 3.23, 3.24), která je perpendikulárně umístěna do větší hloubky, a obratlové protézy se může v blízkosti rohů těchto implantátů vyskytnout elektrické pole o hustší intenzitě, což se nestane v případě protézy, která je stejně vzdálená, ale je souběžná s plochou polarizace E-pole (viz Obr. 3.18-3.20) [11].

Perpendikulární protéza, která se nachází blízko povrchu fantomu, má tak kolem povrchu souběžného s osou Y elektrické pole o rovnoměrnějším rozložení než protéza, která je stejně otočená, ale je více ponořená do hloubky protézy, jejíž jeden úhel i bez ohledu na přesáhnutí efektivní hloubky vniku koncentruje v svém okolí E-pole se skoro stejnou intenzitou.



**Obr. 3.25:** Simulace rozložení *SAR* s endoprotézou umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 17 mm pod povrchem fantomu.



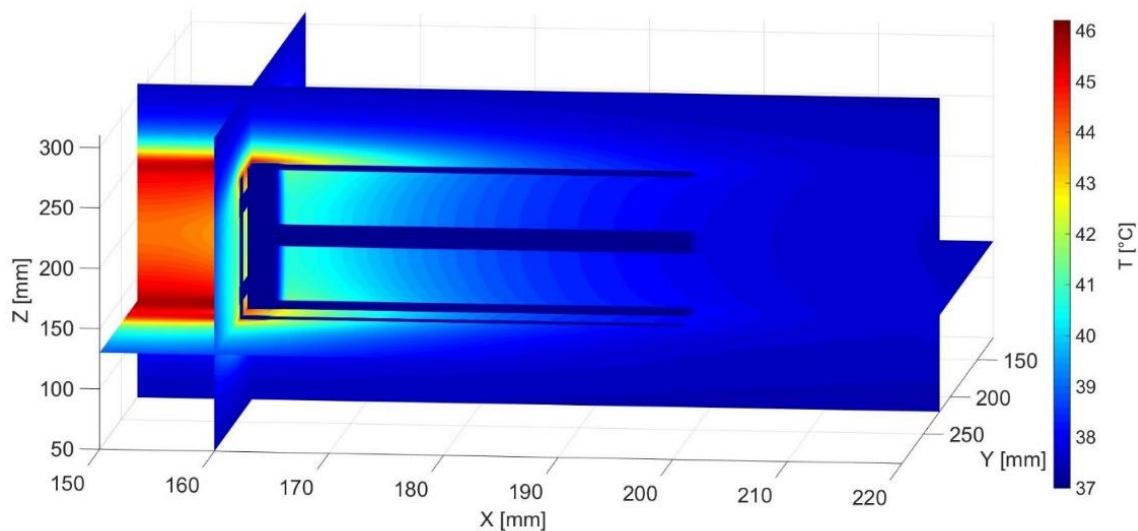
**Obr. 3.26:** Maximální hodnoty *SAR* při simulaci s endoprotézou umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole v hloubce 17 mm pod povrchem fantomu.

### 3.1.3 Výsledky teplotních simulací

Na obrázcích níže (viz Obr. 3.28 - 3.31) jsou zobrazené výsledky teplotních simulací, z nichž je patrné, že charakter změn teploty je pro každou protézu stejný s výsledky simulace *SAR*, což je pochopitelné s ohledem na vztah (viz. Vzorec (2.3)) těchto dvou veličin. Hodnoty teploty, na niž by se podle numerické simulace měl agarový fantom zahřát, jsou uvedené v tabulce (viz Tabulka 3.2).

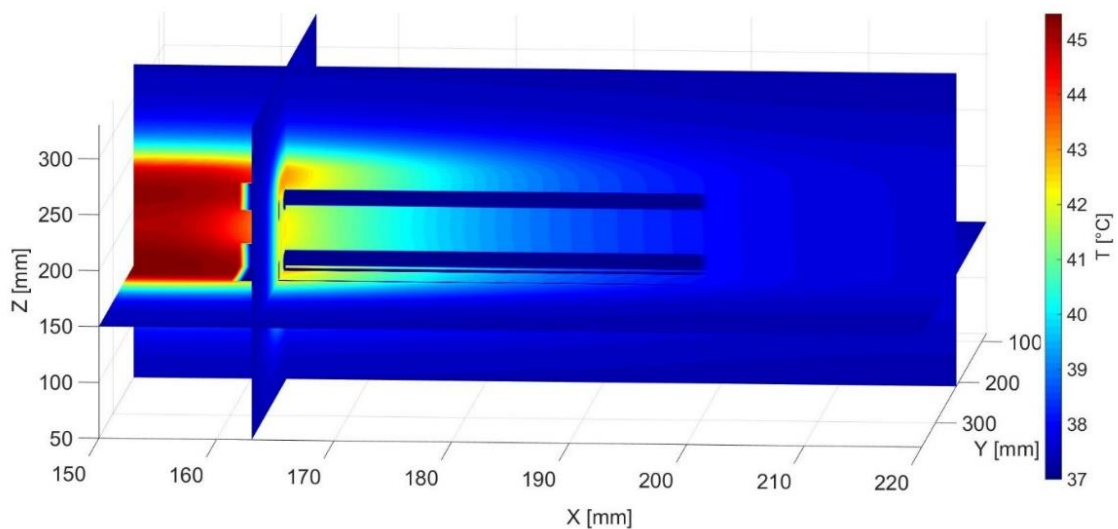
**Tabulka 3.2: Teploty ohřevu agarového fantomu a rozdíl mezi nimi při paralelní a perpendikulární polarizaci vektoru elektrické intenzity vůči větší části protéz.**

Protéza	T (°C)		Rozdíl (°C)
	Paralelně vůči $E$	Perpendikulárně vůči $E$	
Pátevní šrouby	46,2	45,5	0,7
Jícnový stent	46,5	45,7	0,8
Endoprotéza	45,6	45,8	0,2



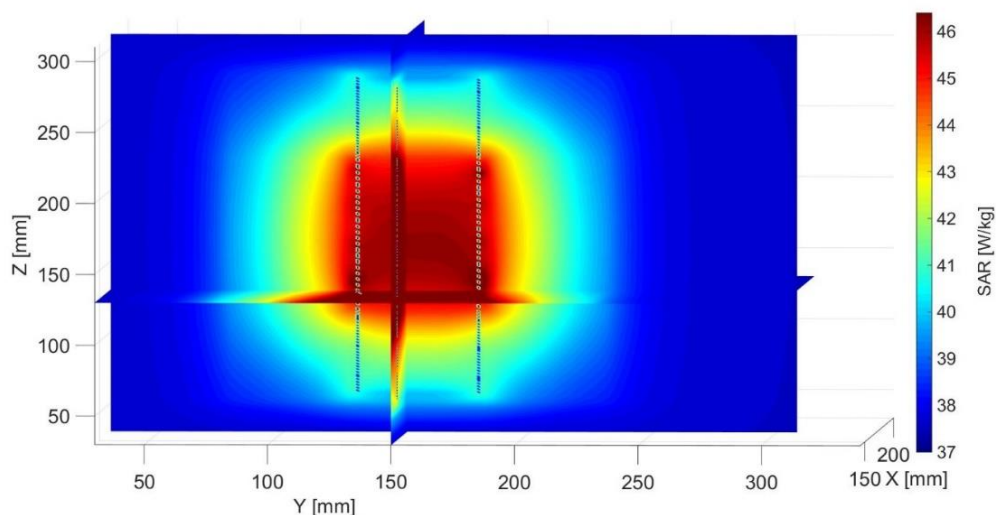
**Obr. 3.27:** Simulace rozložení teploty s protézou pro páteřní obratle umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Z obrázků (viz Obr. 3.27) můžeme vidět, že příčinou vzniku větších teplot u protézy paralelně umístěné k vektoru elektrické intenzity je lokalizace teploty kolem jejich špičkových bodů. Rozložení teploty v případě jene polarity je rovnoměrnější (viz Obr. 3.28).



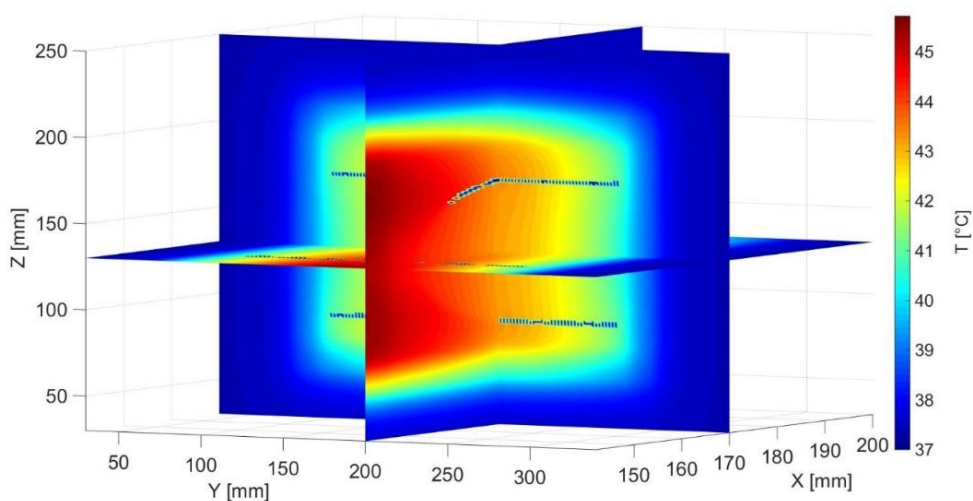
**Obr. 3.28:** Simulace rozložení teploty s protézou pro páteřní obratle umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.



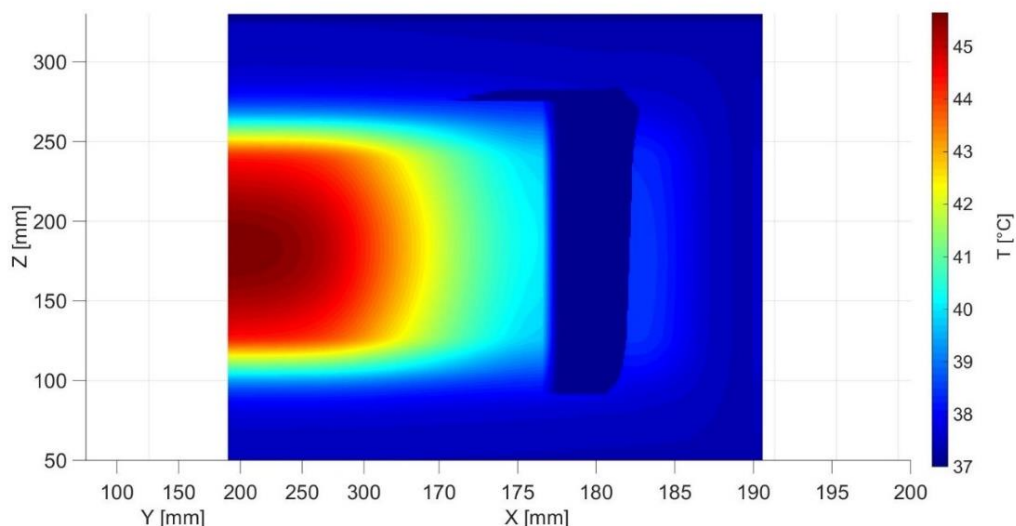


**Obr. 3.29:** Simulace rozložení teploty s protézou pro esofagus umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Rozdíl mezi distribucemi teploty při paralelní a perpendikulární polarizaci intenzity elektrického pole spočívá v tom, že horká místa jsou v prvním případě lokalizovaná v prostorech mezi závitů poblíž centru protézy (viz Obr. 3.29), zatímco v druhém případě se teplota rozkládá podél těch stran stentu, jež mají tečnu, která je souběžná s rovinou XY (viz Obr. 3.30).

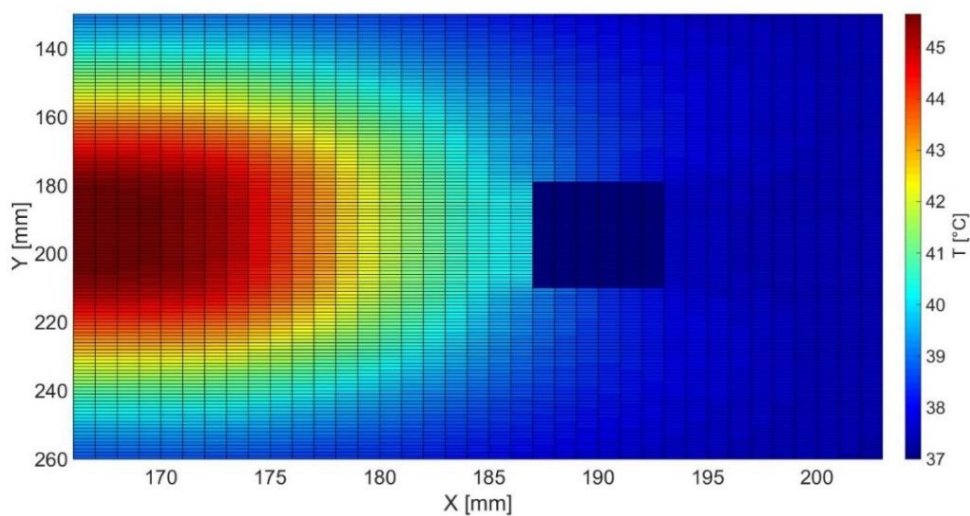


**Obr. 3.30:** Simulace rozložení teploty s protézou pro esofagus umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

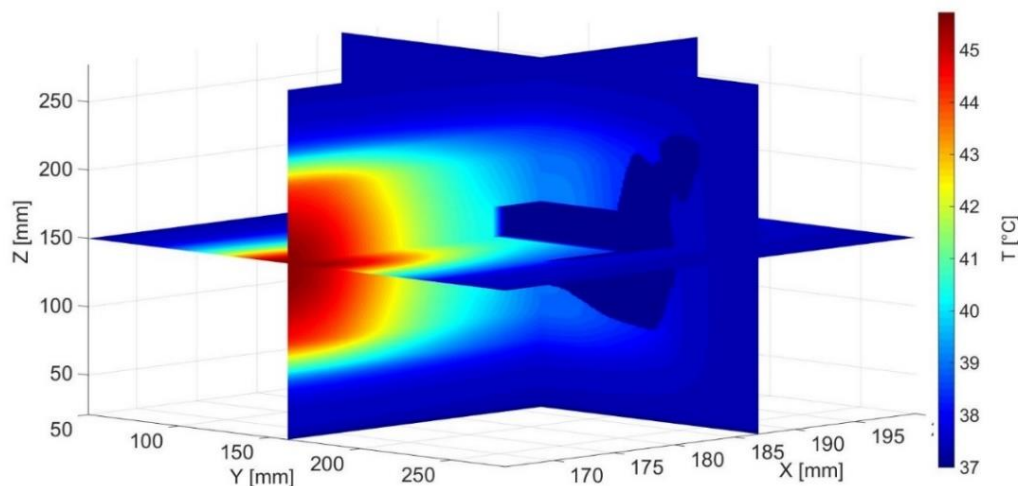


**Obr. 3.31:** Simulace rozložení teploty s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

2D obrázek (viz Obr. 3.32), znázorněný níže, přesněji ukazuje povahu změn teploty v blízkosti implantátů. Rozložení měrného absorbovaného výkonu se mění kvůli interakci kovu s elektromagnetickým polem, stejně tak se mění i rozložení teploty.



**Obr. 3.32:** 2D zobrazení výsledků simulací rozložení teploty s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

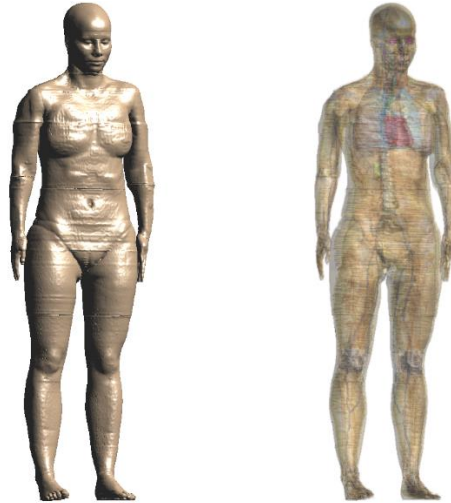


**Obr. 3.33:** Simulace rozložení teploty s endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Tepelná simulace s kyčelní protézou v hloubce 17 mm se neprováděla, jelikož existence takového modelu ve skutečnosti není pravděpodobná.

### 3.2 Výsledky simulace s použitím 3D modelu člověka

V případě praktického využití hypertermie se jedná o vyzařování elektromagnetického vlnění do nehomogenního prostředí. Aby simulace co nejvíce odpovídala realitě, je vhodné použít 3D anatomický fantom člověka. Jak už jsem zmínila v metodické části této práce, fantom „Ella“ byl převzat z databáze základních materiálů IT'IS, která nabízí k výzkumným účelům celou virtuální populaci (ViP) zahrnující také modely lidského těla (viz Obr.3.34). Sada detailních anatomických modelů je vytvořena z obrazových dat magnetických rezonancí dobrovolníků. [16]



**Obr. 3.34:** 3D anatomický model člověka „Ella“.

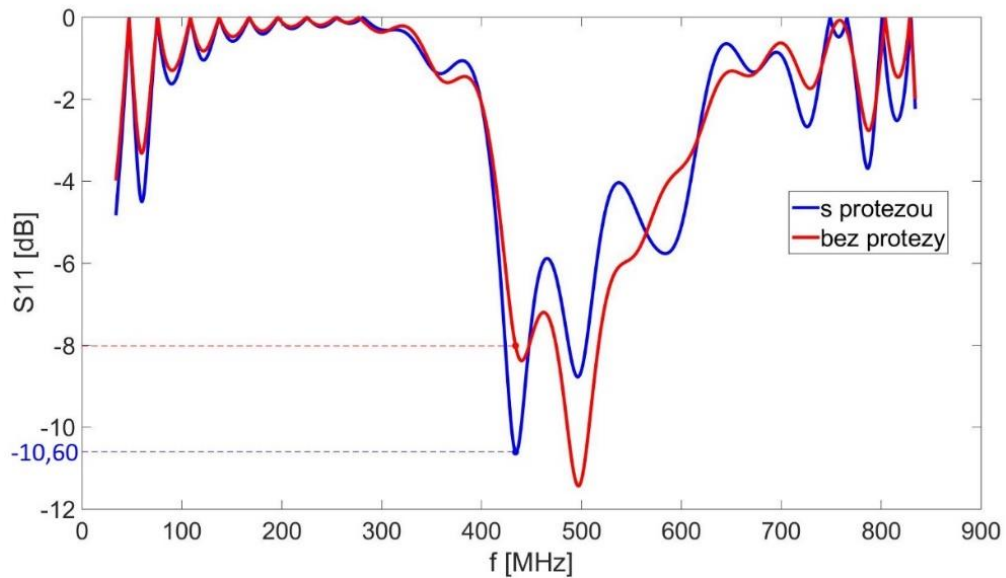
Dielektrické a teplotní parametry některých biologických tkání a orgánů, které jsou důležité pro provedené mnou simulace, jsou uvedené v tabulkách (viz Tabulka A.3, A.2) [16]. Uvedené hodnoty platí pro frekvence 434 MHz.

Vzhledem k tomu, že výraznější změny, které by teoreticky mohly negativně ovlivnit hypertermickou léčbu, se objevily při měření s protézami v páteři a jícnu, rozhodla jsem se provést simulaci na 3D modelu člověka s použitím těchto implantátů.

### **3.2.1 Výsledky simulace parametru $S_{11}$**

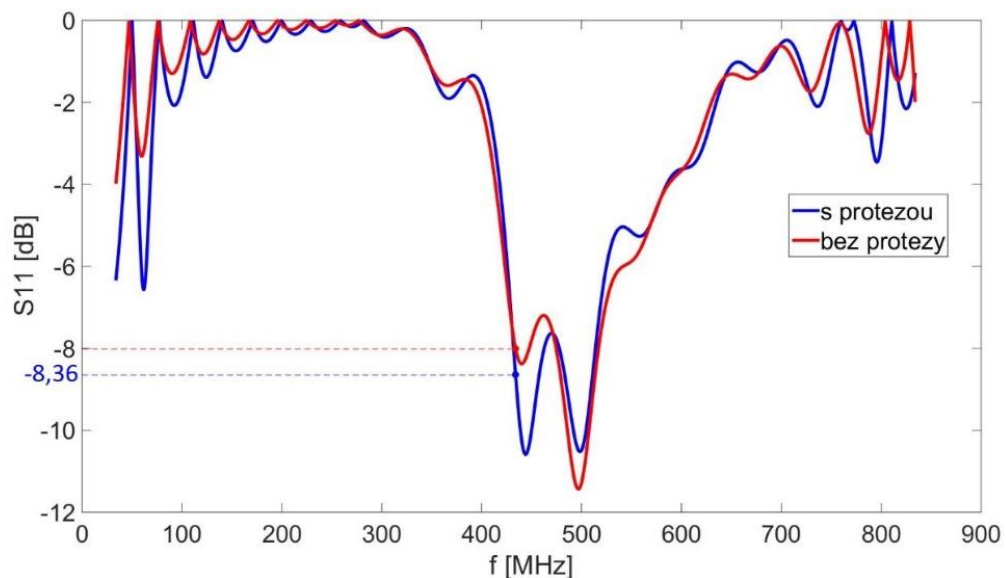
Kvůli tomu, že všechny parametry (viz Tabulka 3.3), které mají měnit se frekvencí, nejsou jednotné, rozložení  $S_{11}$  má složitější charakter.

Výsledky, které jsem získala ze simulace koeficientu odrazu s použitím anatomického modelu člověka, jasně ukazují, že kvůli nehomogenitě biologické tkáně dochází k většímu odrazu vysílané energie, než je tomu v případě vyzařování mikrovln do homogenního prostředí.



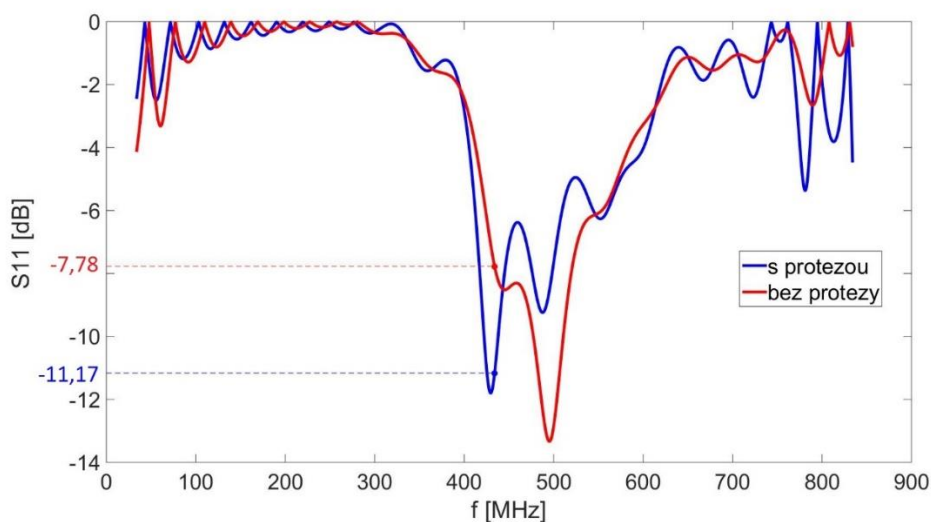
**Obr. 3.35:** Koeficient odrazu ze simulace na modelu člověka s protézou pro páteřní obratle umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Z výsledků simulace bez protéz při aplikaci elektromagnetického vlnění do přední části krku plyne, že se aplikátor na pracovní frekvenci nepřizpůsobil dost dobře, neboť hodnota parametru  $S_{11}$  činí na této frekvenci -8,02 dB. Při umístění páteřní protézy do lidského fantomu se ale přizpůsobení aplikátoru značně zlepšilo a činilo na frekvenci 434 MHz -10,60 dB (viz Obr. 3.35). Polarizace vektoru elektrické intenzity vůči větší ploše implantátů byla v tomto případě paralelní.



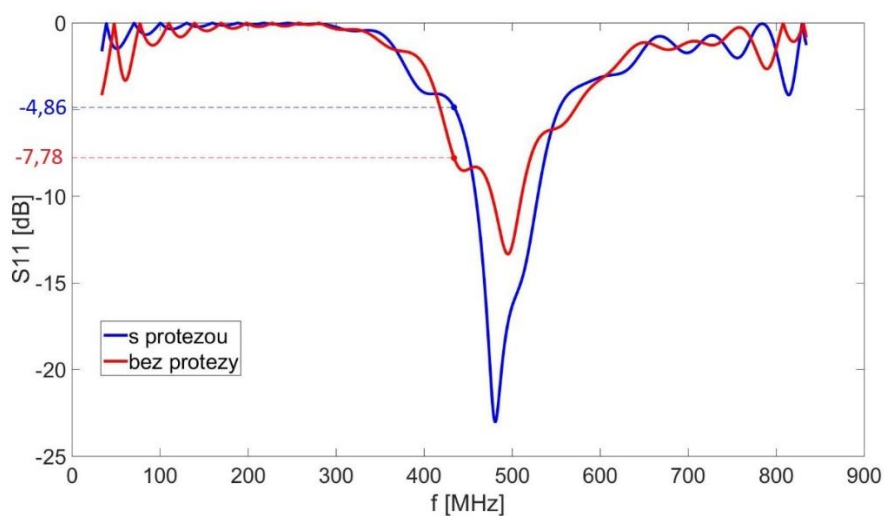
**Obr. 3.36:** Koeficient odrazu ze simulace na modelu člověka s protézou pro páteřní obratle umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

Při perpendikulární polarizaci intenzity elektrického pole činila hodnota parametru  $S_{11}$  na pracovní frekvenci -8,05, což je lepší než při simulaci bez protéz, ale je stále pod kritickou hodnotou -10 dB.



**Obr. 3.37:** Koeficient odrazu ze simulace na modelu člověka s protézou pro jícen umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Prizpůsobení aplikátoru na pracovní frekvenci bez přítomnosti protéz při aplikaci mikrovlnění do zadní části krku je skoro stejné jako v předchozím případě: hodnota parametru  $S_{11}$  činí -7,78 bB. Povaha rozložení koeficientu odrazu pro případ paralelně umístěného stentu vůči polarizaci elektrické intenzity je podobná té, kterou jsem získala při stejné polarizaci u páteřních šroubů. Teď je aplikátor přizpůsoben na pracovní frekvenci více než při ostatních simulacích:  $S_{11}$  se rovná -11,17.



**Obr. 3.37:** Koeficient odrazu ze simulace na modelu člověka s protézou pro jícen umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

Rovnoměrnější rozložení simulovaného parametru jsem získala u stentu při změně polarity, ale kvůli frekvenčnímu posunu se aplikátor nejvíce přizpůsobil na frekvenci 487 MHz (-23,92 dB), zatímco na pracovní frekvenci je přizpůsobení minimální ze všech předchozích simulací: -4,86 dB.

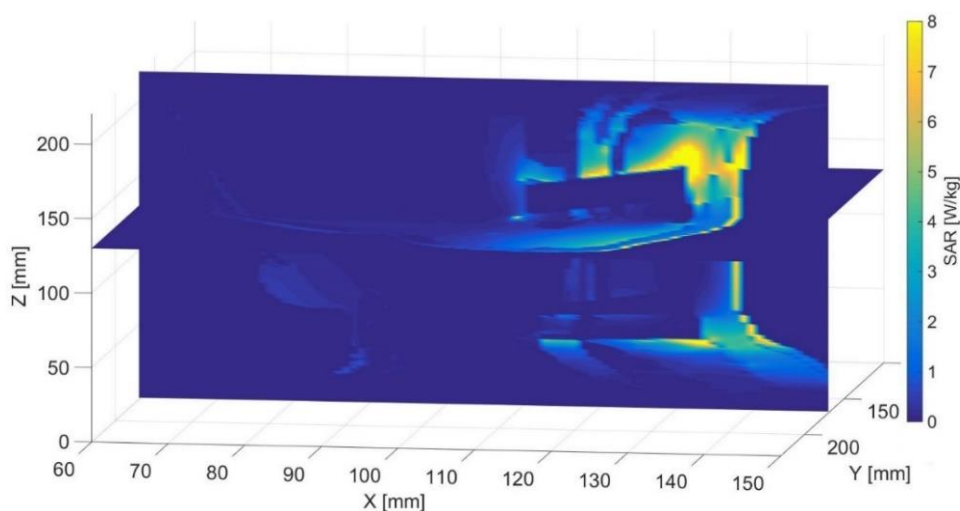
Data získaná během simulací jsou zhrnuta do tabulky (viz Tabulka 3.3).

**Tabulka 3.3:** Hodnoty parametru  $S_{11}$  získané při simulacích na fantomu člověka při různých polarizacích vektoru elektrické intenzity a rozdíly mezi těmito hodnotami pro každou protézu.

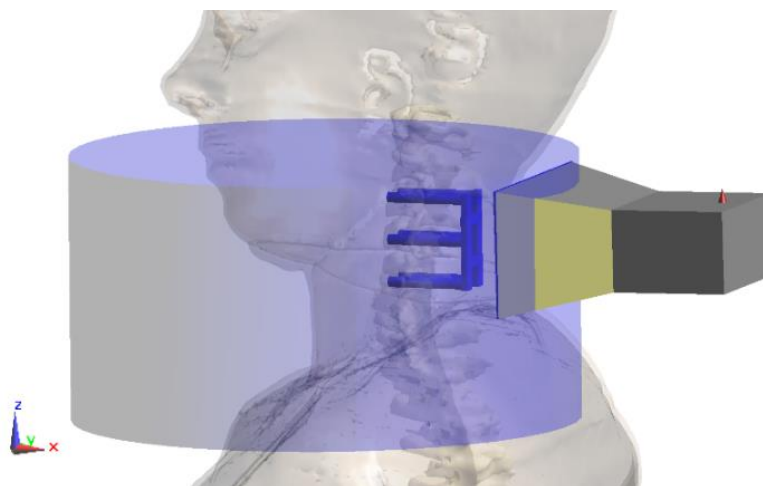
Protéza	$S_{11}$ (dB)		Rozdíl (dB)
	Paralelní polarizace $E$ vůči větší části protézy	Perpendikulární polarizace $E$ vůči větší části protézy	
Páteřní	-10,60	-8,36	2,24
Jícnový stent	-11,17	-4,86	6,31

### 3.2.2 Výsledky simulace distribuce SAR

Obrázky znázorňující rozložení měrného absorbovaného výkonu (viz Obr. 3.39, 3.41, 3.43, 3.45) jsou uvedeny spolu z obrázky ze SEMCADu X (viz Obr. 3.40, 3.42, 3.43, 3.44), aby bylo možné vidět vzájemnou polohu součástí modelu.

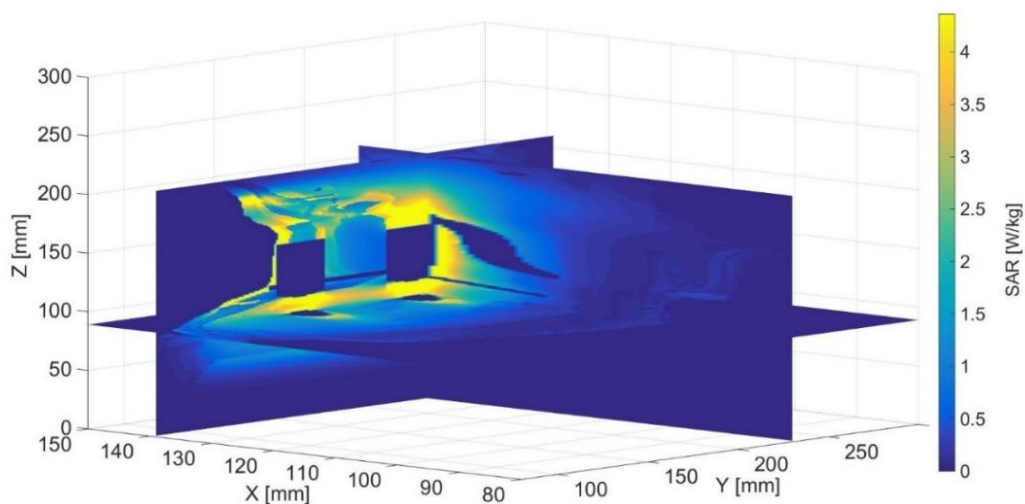


**Obr. 3.39:** Simulace rozložení SAR na modelu člověka s protézou pro páteřní obratle umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.



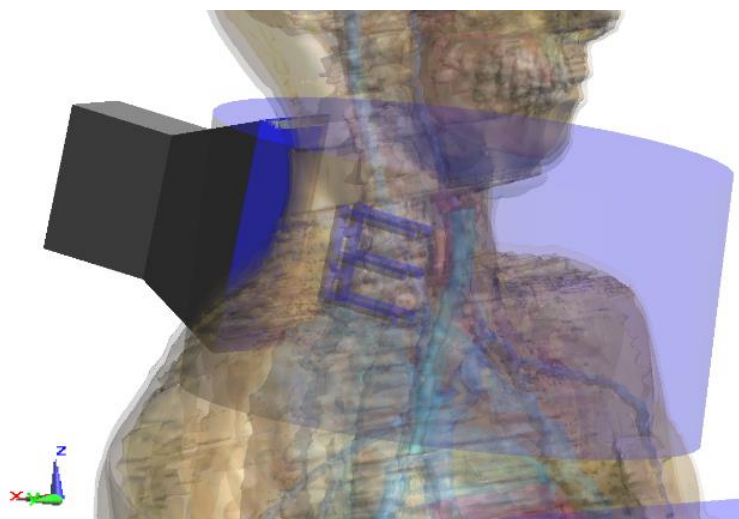
**Obr. 3.40:** Vzájemná poloha částí modelu při simulaci rozložení *SAR* s protézou pro páteřní obratle umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Z obrázku (viz Obr. 3.39) plyne, že v případě, že poloha protézy je souběžná s vektorem polarizace elektrické intenzity, maximální vzestup hodnot *SAR* se objevuje u jejího dolního a horního okraje, stejně jako v předchozích simulacích. Při perpendikulární polarizaci (viz Obr. 3.41) lze pozorovat objev větších hodnot *SAR* i u povrchu, který je s plochou *XZ* souběžný.



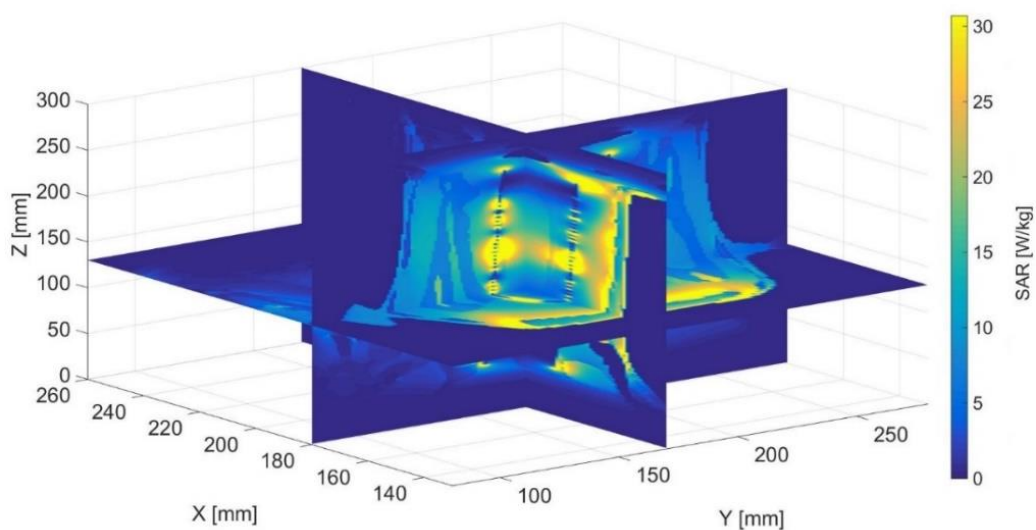
**Obr. 3.41:** Simulace rozložení *SAR* na modelu člověka s protézou pro páteřní obratle umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.



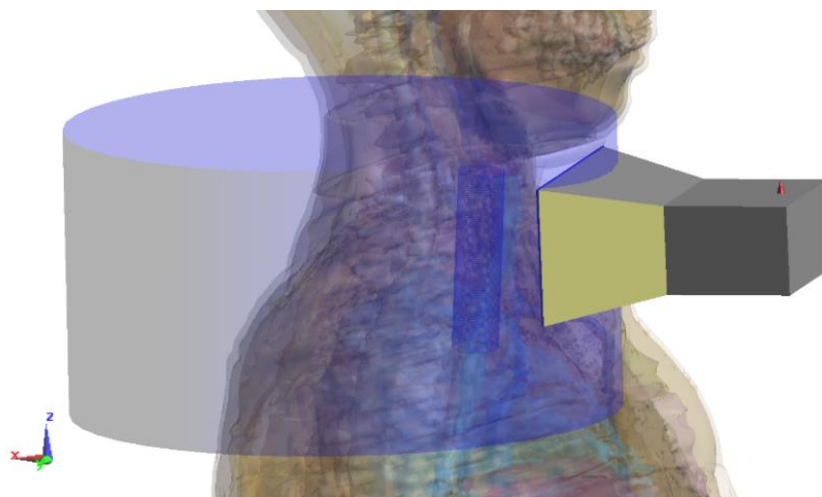


**Obr. 3.42:** Vzájemná poloha částí modelu při simulaci rozložení *SAR* s protézou pro páteřní obratle umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

V případě stentu pro jícnu umístěného vůči vektoru elektrické indukce do 3D modelu člověka paralelně (viz Obr. 3.43) horká místa jsou mezi závitů rovnoměrně po celé délce stentu a také na jeho okrajích, stejně jako u výsledků simulace na homogenním fantomu.

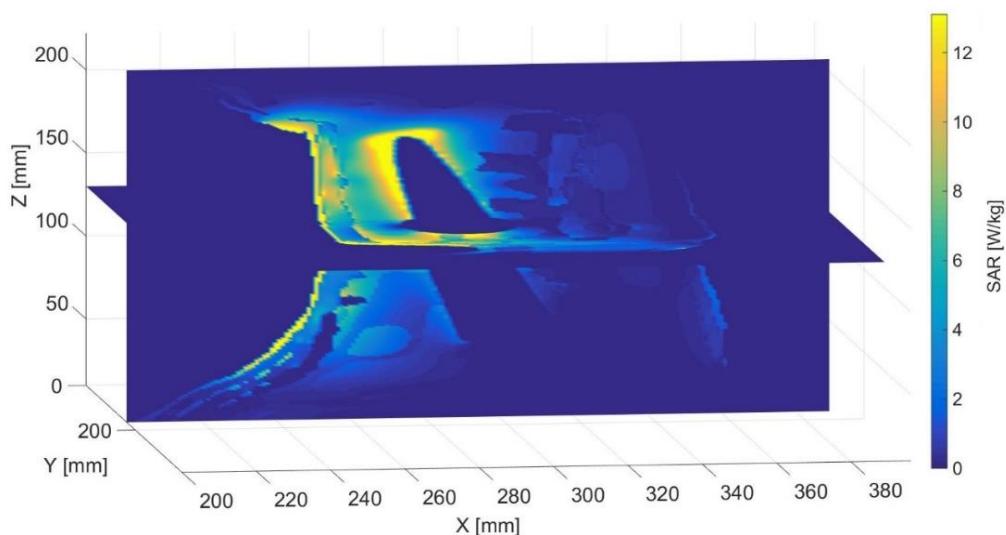


**Obr. 3.43:** Simulace rozložení *SAR* na modelu člověka s protézou pro jícnu umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

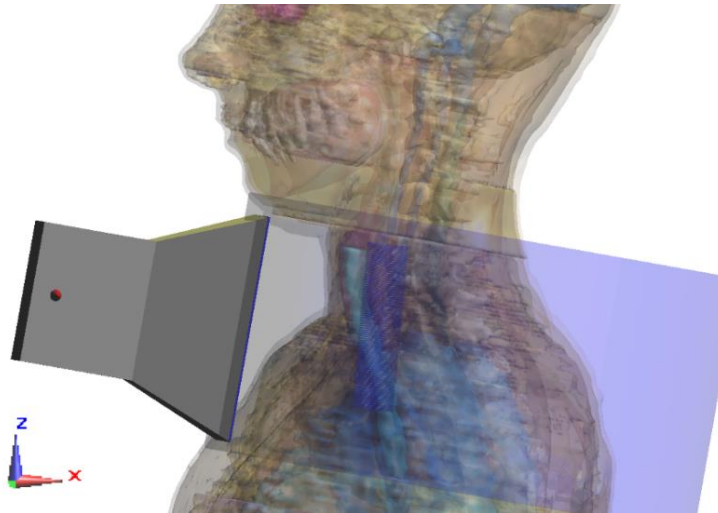


**Obr. 3.44:** Vzájemná poloha částí modelu při simulaci rozložení *SAR* na modelu člověka s protézou pro jícen umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Z obrázku znázorňujícího výsledky simulace s jinou polarizací (Obr. 3.45), je zřejmé, že velké hodnoty měrného absorbovaného výkonu jsou vedle povrchu, jenž má tečnu v ploše *XZ*, tj. v té ploše, která je protínána siločáry elektrického pole pod přímým úhlem. Část protézy s tečnou v ploše *YZ* naopak nemá kolem sebe tak velké změny, jako v předchozí simulaci právě proto, že je souběžná s vektorem polarizace elektrického pole. Horká místa se také objevila na okrajích protézy, jak tomu bylo v homogenním fantomu při stejné polarizaci.



**Obr. 3.45:** Simulace rozložení *SAR* na modelu člověka s protézou pro jícen umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

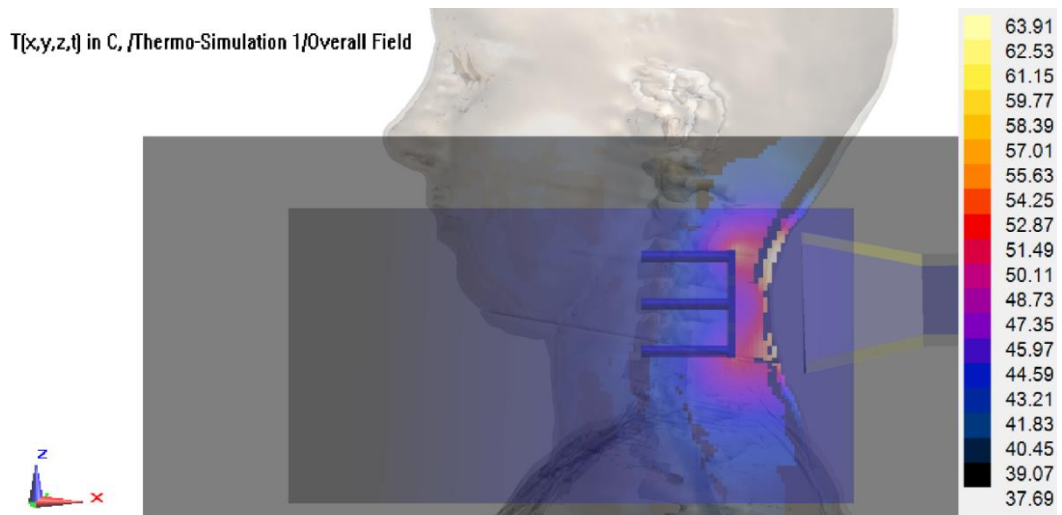


**Obr. 3.46:** Vzájemná poloha částí modelu při simulaci rozložení SAR na modelu člověka s protézou pro jícen umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

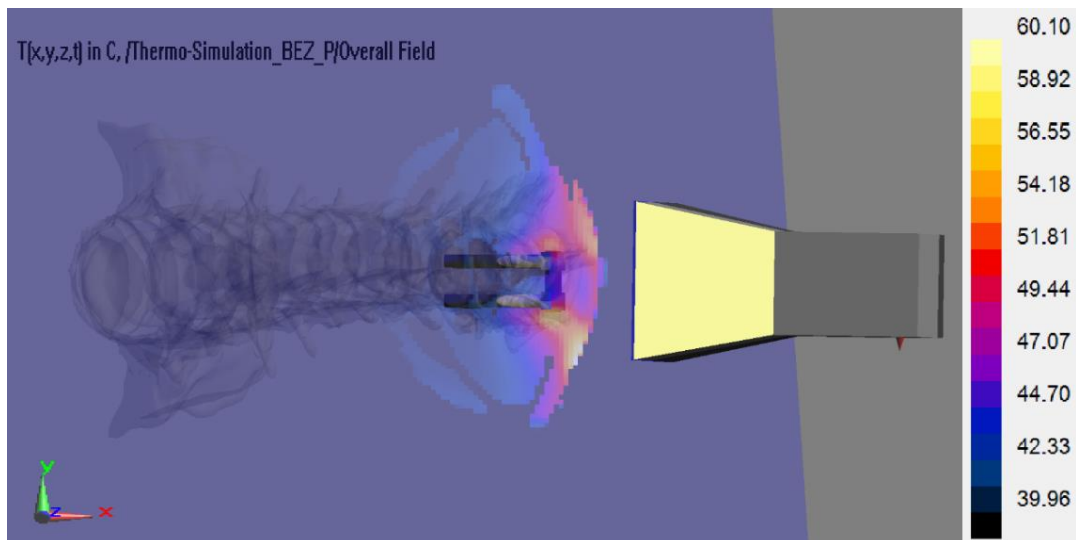
Po provedení simulace mohou říct, že došlo k větším odrazům energie při jejím překonávání středu o různých hodnotách permitivity. Horká místa se objevila nejenom v blízkosti implantátu, ale také i na povrchu pokožky lidského modelu. Bez ohledu na vzniklé změny rozložení energie, způsobující pokles hodnot SAR, byly tendence při změně polarizace vektoru intenzity elektrického pole stejné jako v případě simulací na homogenním fantomu: maximální hodnota pro krční protézu umístěnou paralelně je 31,33 W/kg, pro páteřní šrouby se tato hodnota rovná 8,01 W/kg. Při simulacích s protézami, které se vůči ploše polarizaci nacházely perpendikulárně, v případě esofagiálního stentu dosáhla maximální hodnota SAR 13,00 W/kg, v případě šroubů pro obratle – 4,32 W/kg.

### 3.2.3 Výsledky teplotních simulací

Během teplotní simulace s použitím 3D modelu lidského těla, ve všech případech se objevil značný ohřev oblasti kolem implantátu. Na rozdíl od simulace rozložení SAR, kde SEMCAD X provádí automatickou normalizaci vstupního výkonu na 1 W, při nastavení teplotních simulací jsem zvolila hodnotu výkonu, která je potřebná pro ohřev ozařované oblasti modelu bez protéz na 45 °C. Horká místa se ve tkáních modelu člověka objevila kolem stejných oblastí implantátů jako v homogenním fantomu.

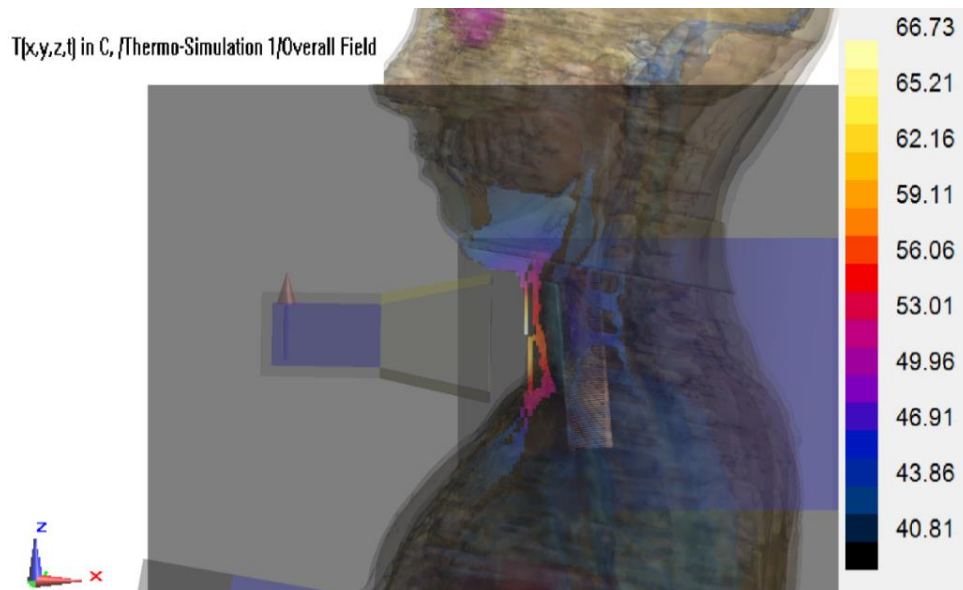


**Obr. 3.47:** Simulace rozložení teploty na modelu člověka s protézou pro páteřní obratle umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.



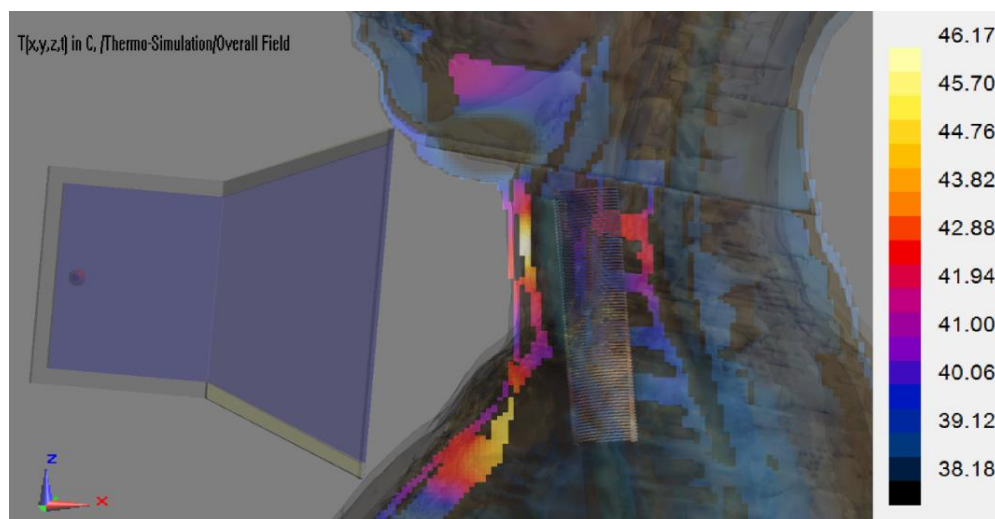
**Obr. 3.48:** Simulace rozložení teploty na modelu člověka s protézou pro páteřní obratle umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole (pohled z hlavy modelu dolů).

Na obrázku (viz Obr. 3.48) je dobře vidět, že distribuce teploty u povrchů souběžných s osou XZ, jejichž délka je 46 mm, je rovnoměrná stejně jako v případě předchozích simulací s použitím homogenního fantomu, a to na rozdíl od případu paralelní polarizace (viz Obr. 3.47), ve kterém je ohřev vzniklý kolem míst s délkou 7 mm vyšší.



**Obr. 3.49:** Simulace rozložení teploty na modelu člověka s protézou pro jícn umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Nejmenší vzestup teploty se tentokrát objevil u stentu pro jícn při jeho perpendikulární poloze vůči vektoru elektrické intenzity (viz Obr. 3.50). To se stalo pravděpodobně kvůli delšímu umístění aplikátoru od pokožky lidského modelu. Takové umístění bylo vybráno, aby se zabránilo kontaktu pokožky s bočními stěnami aplikátoru.



**Obr. 3.50:** Simulace rozložení teploty na modelu člověka s protézou pro jícn umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

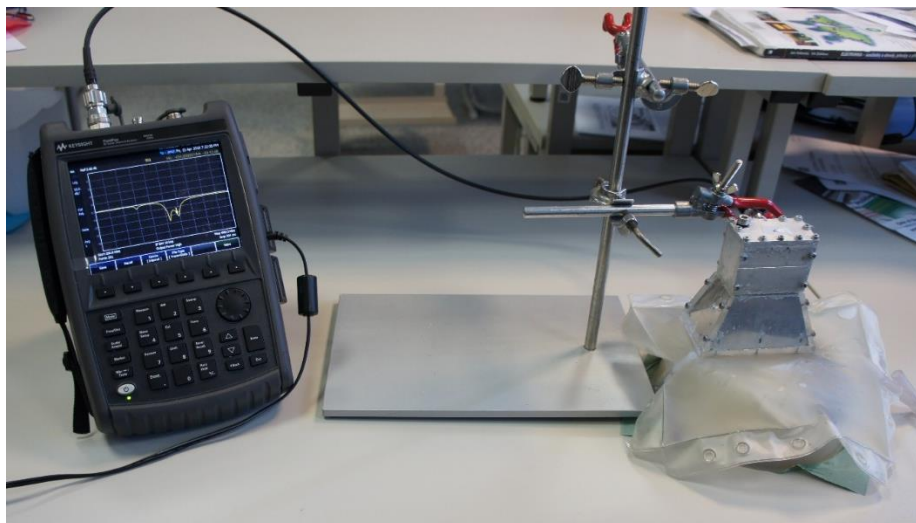
V tabulce (viz Tabulka 3.4) jsou uvedené maximální hodnoty teploty získané při simulacích na fantomu člověka a rozdíly mezi teplotami v případech paralelního a perpendikulárního umístění větších částí implantátů vůči vektoru elektrické intenzity.

**Tabulka 3.4:** Teploty ohřevu agarového fantomu a rozdíl mezi nimi při paralelní a perpendikulární polarizaci vektoru elektrické intenzity vůči větší části protéz.

Protéza	T (°C)		Rozdíl (°C)
	Paralelně vůči $E$	Perpendikulárně vůči $E$	
Páteční šrouby	63,9	60,1	3,8
Jícnový stent	66,7	46,2	20,5

### 3.2.4 Impedanční přizpůsobení aplikátoru

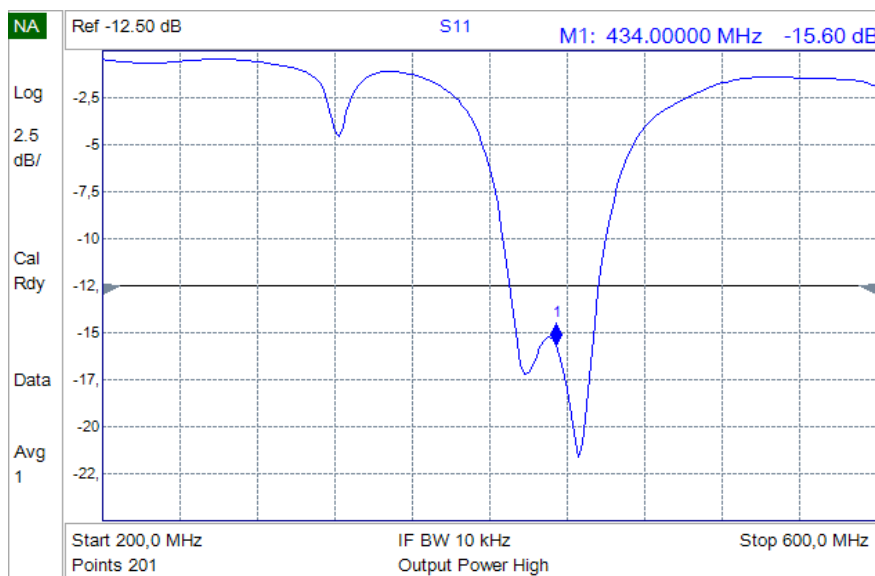
Před provedením měření rozložení teploty v fantomu bylo nutné se ubezpečit, že aplikátor je dostatečně dobře přizpůsoben zátěži. Vlnovodný aplikátor jsem pomocí koaxiálního kabele připojila k síťovému analyzátoru a změřila jsem vstupní koeficient odrazu. Celková soustava pro měření je na obrázku (viz Obr. 3.51). Aplikátor je přiložen k vodnímu bolusu, který jej od agarového fantomu odděluje, a je zapojen koaxiálním kabelem s mikrovlnným analyzátozem.



**Obr. 3.51:** Souprava pro měření parametru  $S_{11}$ .

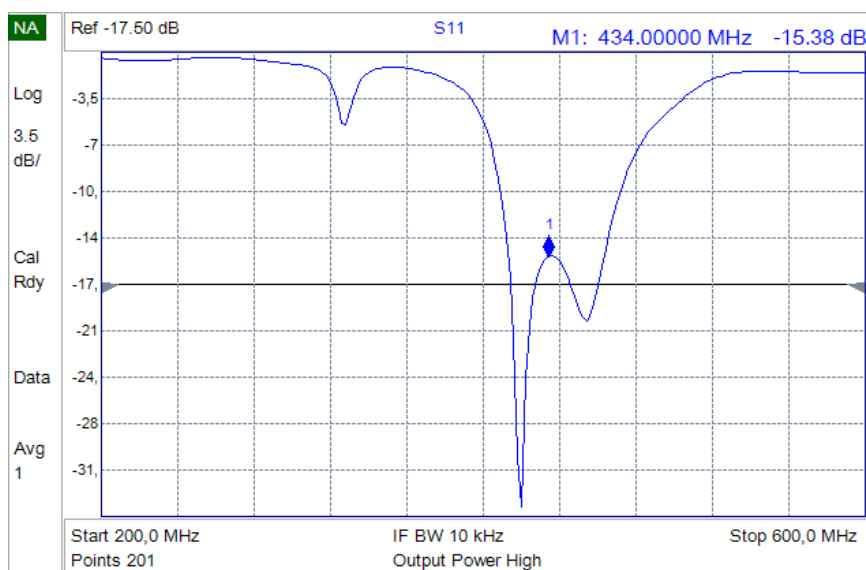
Výsledné hodnoty tohoto parametru pro každou protézu jsou na obrázcích (viz Obr. 3.48-3.54).

Nejprve bylo provedeno měření parametru  $S_{11}$  bez protéz (viz Obr. 3.52), během něhož byl aplikátor naladěn na hodnotu -15,60 dB, což znamená, že při takovém přizpůsobení dostává do agarového fantomu skoro všechna vysílaná energie a jenom méně než 0,1 % energie se odráží zpět od aplikátoru. Můžeme si také všimnout, že tvar křivky je velmi podobný tomu tvaru, jehož měl parametr  $S_{11}$  v případě simulace na homogenním fantomu.



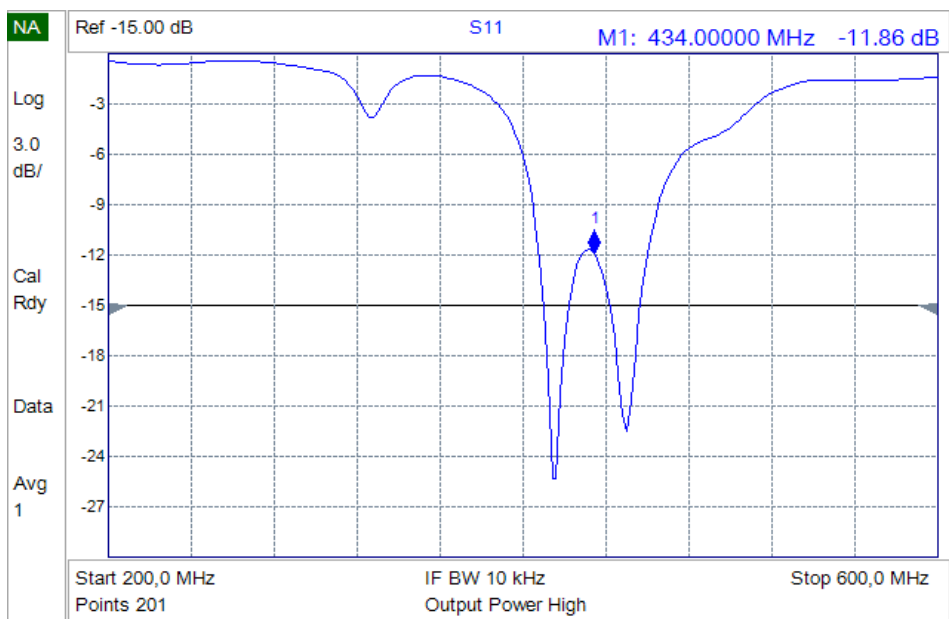
**Obr. 3.52:** Koeficient odrazu z měření bez protéz.

Z následujícího obrázku (viz Obr. 3.53) je patrné, že při měření s páteří protézou umístěnou paralelně k vektoru elektrické intenzity došlo k většímu přizpůsobení převážně na jedné frekvenci, která je nižší než frekvence pracovní.



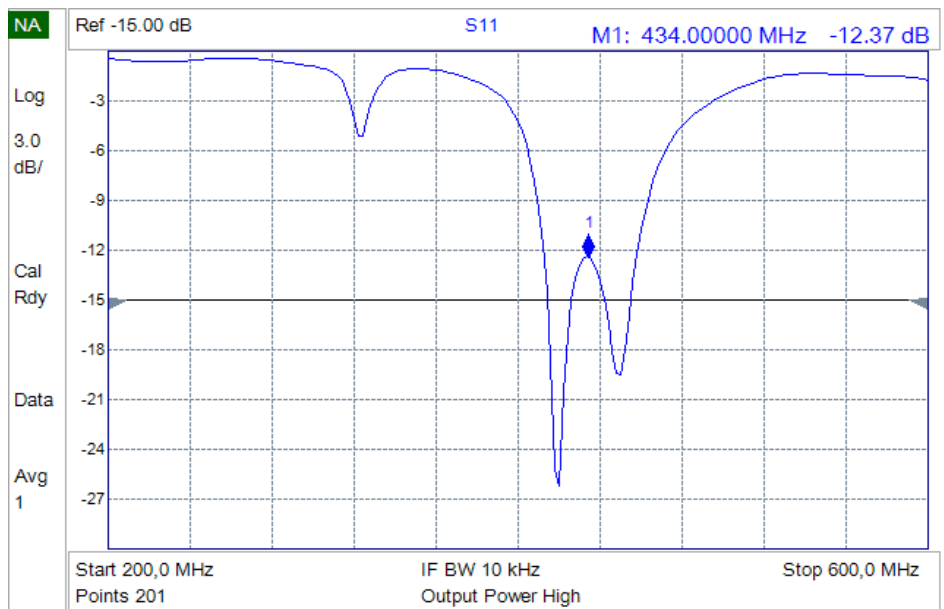
**Obr. 3.53:** Koeficient odrazu z měření s protézou pro páteří obratle umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.

Při změně polarizace intenzity elektrického pole (viz Obr. 3.54) se aplikátor lépe přizpůsobil zátěži na dvou frekvencích, které se nacházely pod a nad hodnotou 434 MHz. Z výsledků měření s modelem pro páteří obratle je patrné, že pod kritickou hodnotou -10 dB je elektromagnetické pásmo širší než při měřeních z jinými protézami.



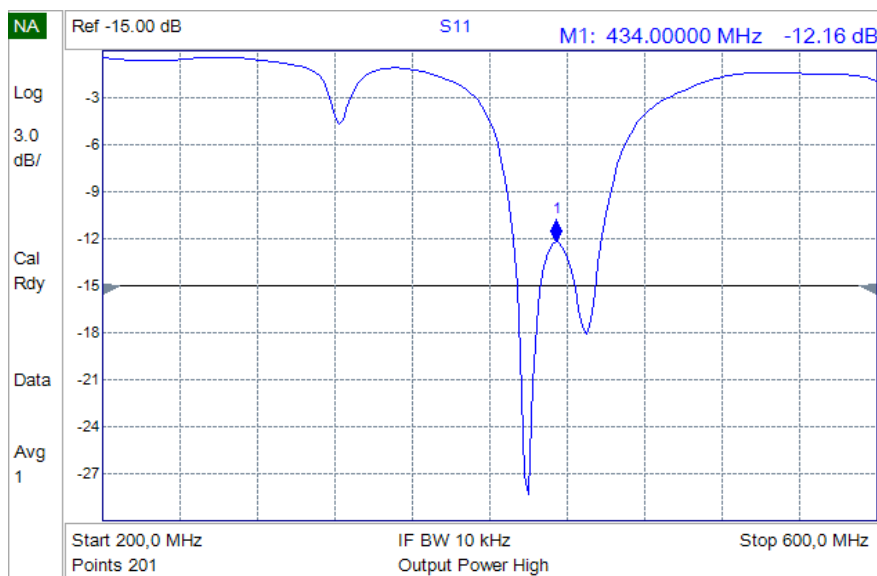
**Obr. 3.54:** Koeficient odrazu z měření s protézou pro páteřní obratle umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

Jak je vidět z výsledků měření parametru  $S_{11}$  s modelem stentu pro jícen (viz Obr. 3.55, 3.56), jsem při obou polarizacích získala větší přizpůsobení na nižší frekvenci, než je frekvence používaná pro lokální hypertermii.



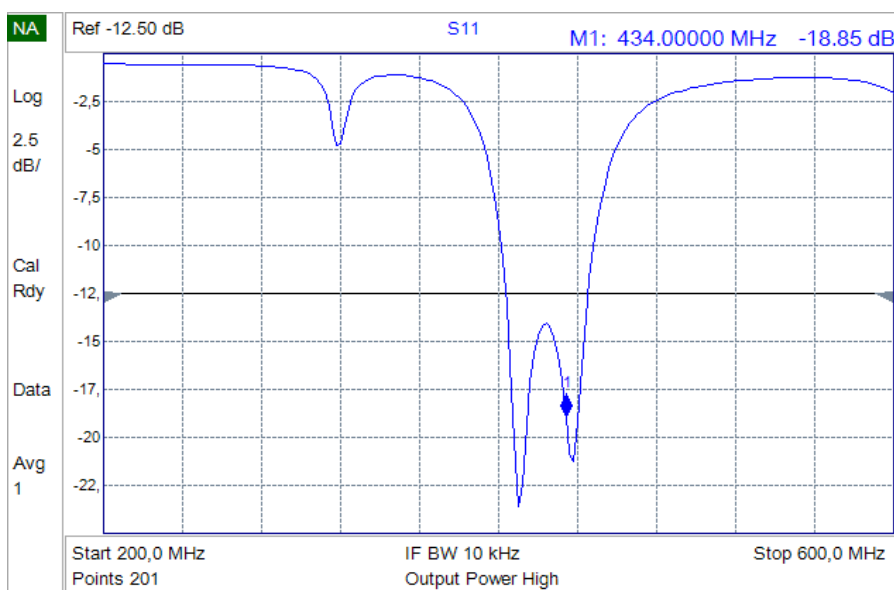
**Obr. 3.55:** Koeficient odrazu z měření se stentem pro jícen umístěným paralelně vektoru polarizace elektrického pole.



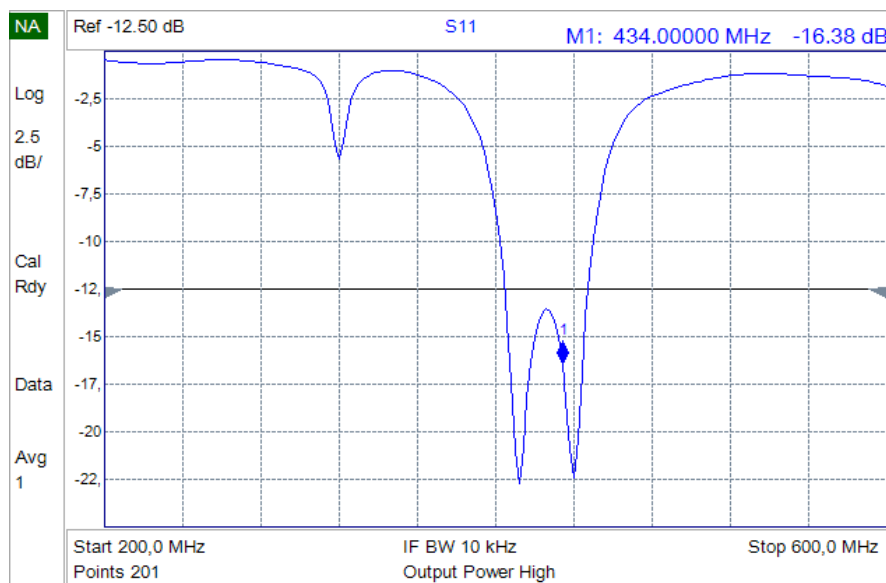


**Obr. 3.56:** Koeficient odrazu z měření se stentem pro jícen umístěným perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

Tvar křivek, které znázorňují rozložení koeficientu odrazu na různých frekvencích při měření s kyčelní endoprotézou (viz Obr. 3.57, 3.58), velice podobá křivkám ze simulace na agarovém fantomu s toutéž protézou.



**Obr. 3.57:** Koeficient odrazu z měření s kyčelní endoprotézou umístěnou paralelně vektoru polarizace elektrického pole.



**Obr. 3.58:** Koeficient odrazu z měření s kyčelní endoprotézou umístěnou perpendikulárně vektoru polarizace elektrického pole.

Výsledky hodnot parametru  $S_{11}$  získaných při měření s různými polarizacemi vektoru intenzity elektrického pole a rozdíly mezi těmito hodnotami pro každou protézu jsou uvedeny v tabulce (viz Tabulka 3.5).

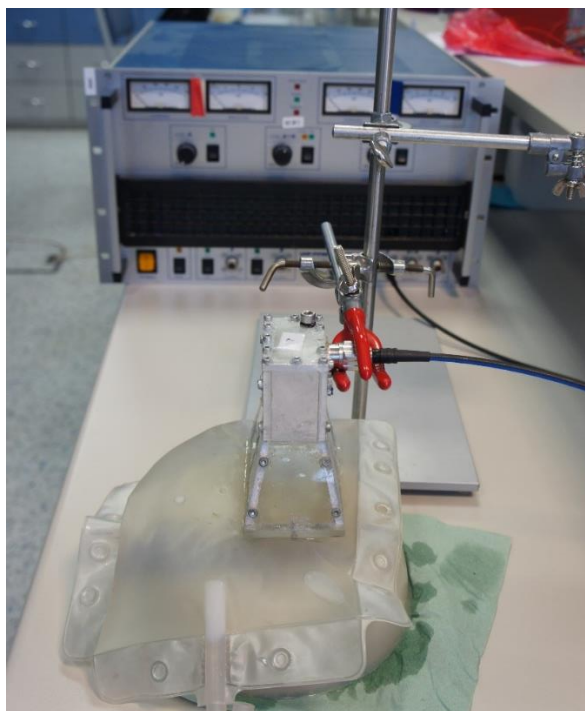
**Tabulka 3.5:** Změřené hodnoty parametru  $S_{11}$  získané při různých polarizacích vektoru elektrické intenzity a rozdíly mezi těmito hodnotami pro každou protézu.

Protéza	$S_{11}$ (dB)		Rozdíl (dB)
	Paralelní polarizace $E$ vůči větší části protézy	Perpendikulární polarizace $E$ vůči větší části protézy	
Páteční šrouby	-15,38	-11,86	3,52
Jícnový stent	-12,37	-12,16	0,21
Endoprotéza	-16,38	-15,60	0,78

Jelikož při každém měření parametru  $S_{11}$  jsem provedla naladění aplikátoru, všechny získané hodnoty koeficientu odrazu se stále nacházejí značně pod kritickou hodnotou - 10 dB.

### 3.2.5 Rozložení teploty

Na obrázku (viz Obr. 3.59) je znázorněna soustava, kterou jsem pro ozařování fantomu vyhotovila. Teď je aplikátor připojen k generátoru stejným způsobem, a to místo vlnovodného analyzátoru.



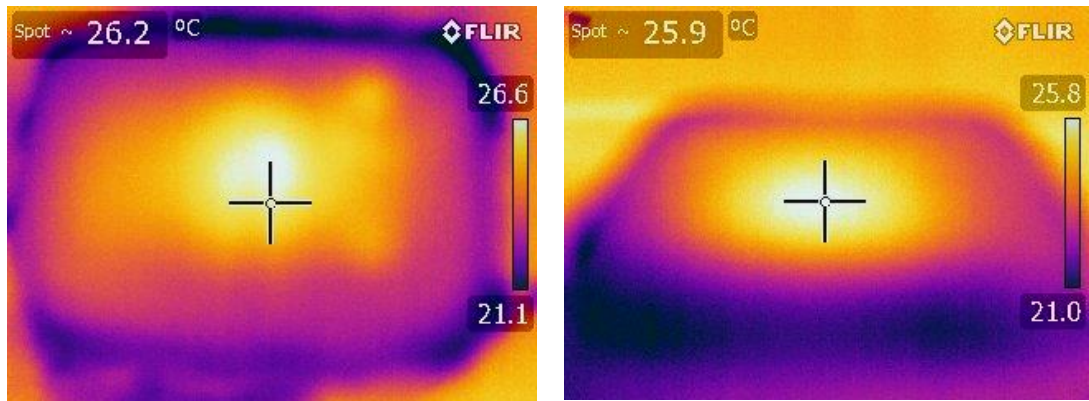
**Obr. 3.59:** Souprava pro ozařování fantomu elektromagnetickým zářením o frekvenci 434 MHz.

Pro zajištění reprezentativnosti výsledků měření bylo nutné vyhnout se během jejich provedení dotykům těch předmětů, které mají větší teplotu než je teplota okolí. V opačném případě by pak naměřené teploty neměly žádný vztah k vyzáření elektromagnetického vlnění do agarového fantomu, ale vypovídaly by o teplotě těch předmětů, kterými byly ohřáté při kontaktu s nimi.

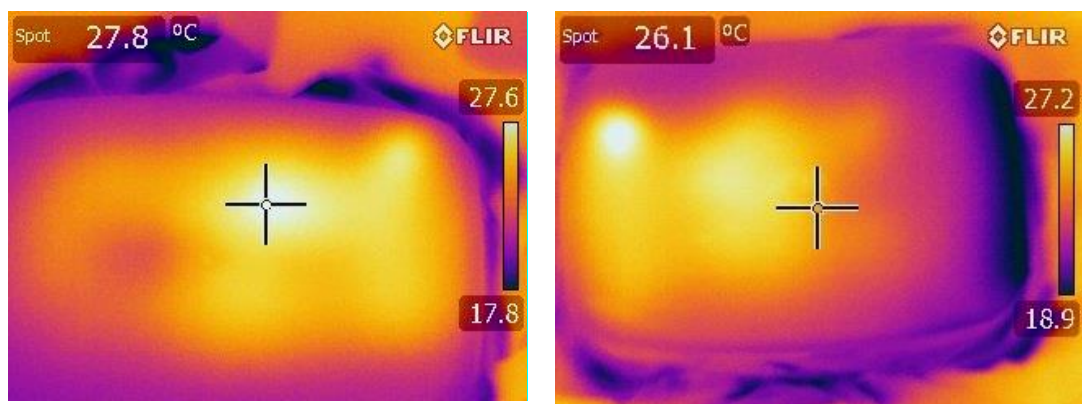
Po ozařování fantomu s protézou minuty pomocí generátoru s nastaveným výkonem 100 W po dobu jedné minuty jsem nejprve zaznamenala hodnoty teploty na povrchu modelu.

Pak bylo nutné odříznout část agaru, která těsně přiléhala ke kovu. Provést měření teploty jsem se snažila co nejrychleji, aby nedošlo k ochlazení fantomu.

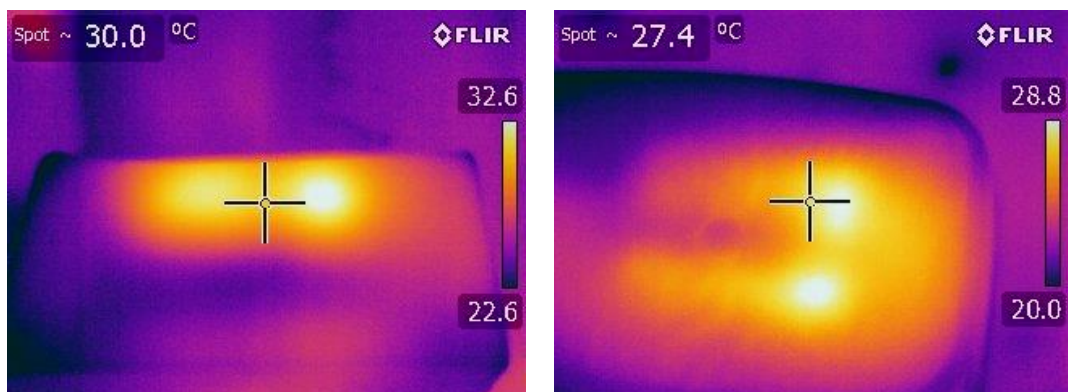
Výsledné termogramy, které znázorňují rozložení teploty na povrchu a v řezech fantomů, jsou uvedené na obrázcích (viz Obr. 3.60-3.66).



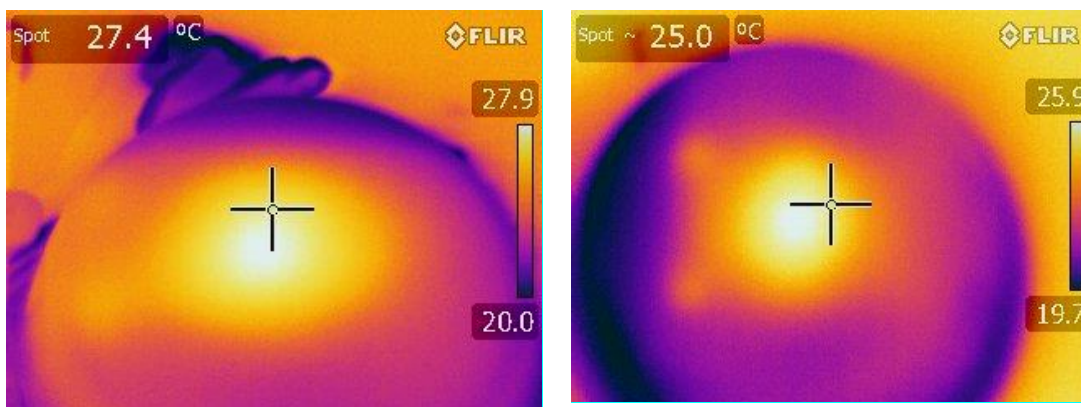
**Obr. 3.60:** Termogramy povrchu (zleva) a řezů fantomu (zprava) bez protéz.



**Obr. 3.61:** Termogramy povrchu fantomů s modelem protézy pro páteř umístěným paralelně (zleva) a perpendikulárně (zprava) k vektoru intenzity elektrické intenzity  $E$ .

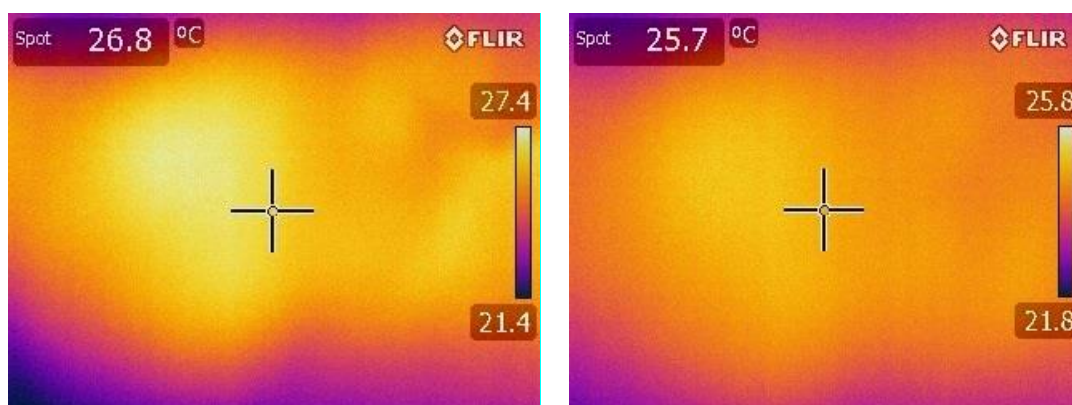


**Obr. 3.62:** Termogramy povrchu fantomů s modelem esofagiální protézy umístěným paralelně (zleva) a perpendikulárně (zprava) k vektoru intenzity elektrické intenzity  $E$ .



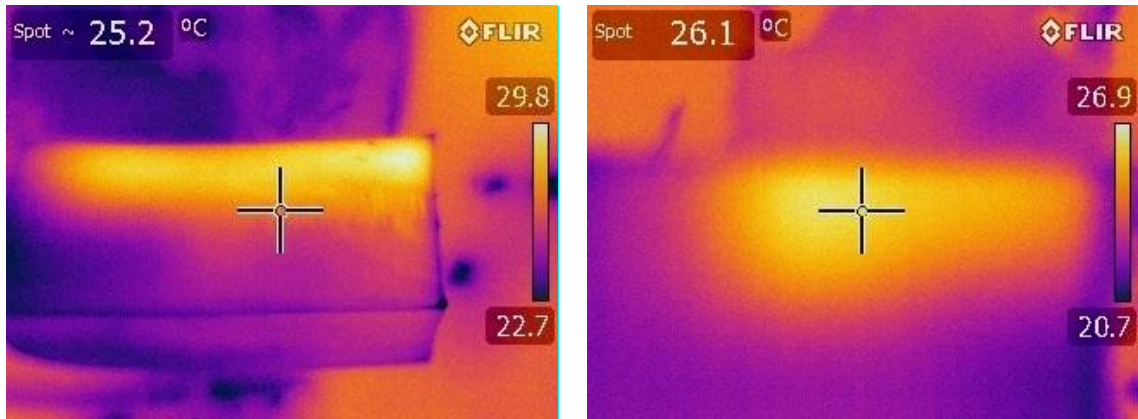
**Obr. 3.63:** Termogramy povrchu fantomů s modelem protézy pro páteř umístěnou paralelně (zleva) a perpendikulárně (zprava) k vektoru intenzity elektrické intenzity  $E$ .

Z výše uvedených termogramů (viz Obr. 3.60-3.63) je patrné, že nejvíce se ohřívají oblasti, které se nacházejí uprostřed před aperturou alokátoru a také oblasti nad okraji protézy. Na obrázku (viz Obr.3.64) jsou uvedené vrstvy agarů odříznuté nad plochou částí páteřní protézy.



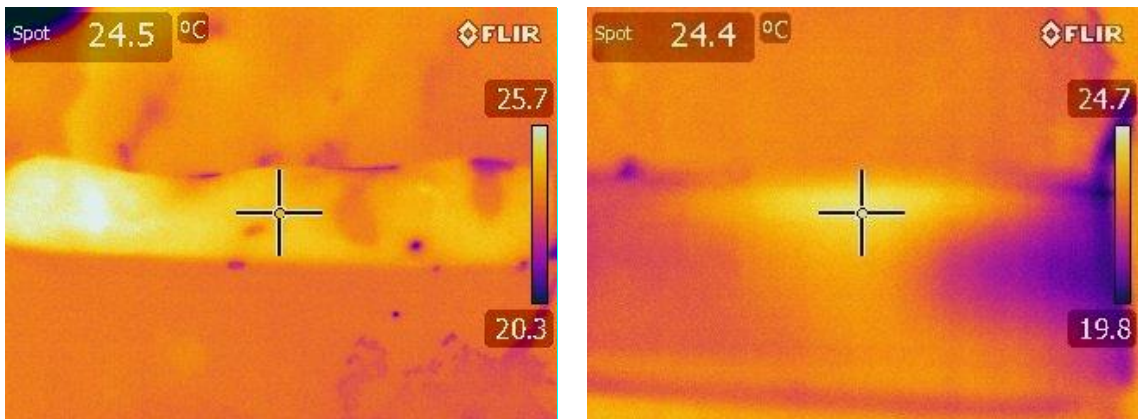
**Obr. 3.64:** Termogramy řezů fantomů s modelem protézy pro páteř umístěným paralelně (zleva) a perpendikulárně (zprava) k vektoru intenzity elektrické intenzity  $E$ .

Další termogramy (viz Obr. 3.65) znázorňují rozložení teploty v řezech udělaných podél esofagiální protézy. Na termogramu zleva lze pozorovat velký vzestup teploty v oblasti mezi protézou a aplikátorem, a to v místě, kde se podařilo zaznamenat teplotu vrstvy, která přímo přiléhá k modelu stentu.



**Obr. 3.65:** Termogramy řezů fantomů s modelem esofagiální protézy umístěným paralelně (zleva) a perpendikulárně (zprava) k vektoru intenzity elektrické intenzity  $E$ .

Na obrázku (viz Obr.3.66) jsou znázorněny termogramy oblastí, které přiléhají k protáhlé části femorální protézy.



**Obr. 3.66:** Termogramy řezů fantomů s modelem protézy pro páteř umístěným paralelně (zleva) a perpendikulárně (zprava) k vektoru intenzity elektrické intenzity  $E$ .

Jako při simulacích se během měření s kyčelní protézou objevil za paralelní polarizace vektoru elektrické intenzity značný nárůst teploty kolem horní a dolní části protézy. Při perpendikulární polarizaci se teplota zvýšila i u bočních stran implantátu, protínaných siločárami elektrického pole pod přímým úhlem.

Z termogramu je vidět, že se minimální nárůst teploty objevil při měření s femorální protézou umístěnou perpendikulárně vektoru elektrické intenzity. Maximální vzestup byl zaznamenán při měření s implantátem pro jícen za jeho paralelního umístění vůči vektoru elektrické indukce.

### 3.3 Výpočet hodnot SAR z termogramu

Pomocí výsledků měření ohřevu agarových fantomů lze podle vzorce (2.9) spočítat hodnotu měrného absorbovaného výkonu. Budeme-li považovat tepelnou kapacitu lidské tkáně za  $3022 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$  [16], čas ohřevu za dvě minuty a vzestup teploty

zaznamenaný na povrchu za 5,5 °C podle obrázku termogramu (viz Obr. 3.56), vypadá pak ukázkový výpočet v případě měření bez protéz takto:

$$SAR = c \cdot \frac{\Delta T}{\Delta t} = 3022 \cdot \frac{5,5}{120} = 138,51 \text{ W/kg}$$

Hodnota *SAR* vypočítaná pro řez fantomu bez protéz je 120,88 W/kg.

Hodnoty teplotní změny a vypočteného parametru *SAR* ze všech měření změřené na povrchu a v řezech jsou uvedeny v tabulkách (viz Tabulka 3.6, 3.7).

**Tabulka 3.6:** Naměřené změny teploty na povrchu agarových fantomů a vypočtené hodnoty *SAR*.

Protéza	Paralelně vůči <i>E</i>		Perpendikulárně vůči <i>E</i>	
	<i>T</i> (°C)	<i>SAR</i> (W/kg)	<i>T</i> (°C)	<i>SAR</i> (W/kg)
Páteřní šrouby	9,8	246,80	8,3	209,02
Jícnový stent	10,0	251,83	8,8	221,61
Endoprotéza	7,9	198,95	7,9	196,43

**Tabulka 3.7:** Naměřené změny teploty v řezech agarových fantomů a vypočtené hodnoty *SAR*.

Protéza	Paralelně vůči <i>E</i>		Perpendikulárně vůči <i>E</i>	
	<i>T</i> (°C)	<i>SAR</i> (W/kg)	<i>T</i> (°C)	<i>SAR</i> (W/kg)
Páteřní šrouby	6,0	151,10	5,0	125,92
Jícnový stent	7,1	178,80	6,2	156,14
Endoprotéza	5,4	135,99	4,9	123,40

## 4 Diskuze

V simulátoru elektromagnetického pole jsem namodelovala tři různé protézy: kyčelní endoprotézu, esofagiální šroub a stent pro horní krční obratle. Následně jsem s těmito protézami provedla simulace, abych zanalyzovala vliv kovových implantátů na změnu simulovaných parametrů a zaměřila jsem se přitom na zjištění role polohy protéz vůči vektoru intenzity elektrického pole v těchto změnách. Simulace parametru  $S_{11}$ , napěťového koeficientu odrazu, s použitím homogenního agarového fantomu ukázaly, že největší odchylku tohoto parametru na pracovní frekvenci 434 MHz od kontrolního měření bez protéz jsem získala v případě měření s páteří protézou: -26,38 dB v případě paralelní a -20,18 dB v případě perpendikulární polohy protéz vůči elektrickému poli (tady a dále je pořadí zmínek vzájemné polohy polarizace vektoru elektrické indukce a větší plochy protézy stejné) a esofagiálním stentem: -13,50 dB a -10,26 dB. Změny, které se objevily v simulacích s kyčelní endoprotézou, byly méně výrazné. Hodnoty napěťového činitele odrazu na pracovní frekvenci při hloubce umístění protézy 30 mm pod povrchem agarového fantomu jsou -12,15 dB a -11,47 dB. Je zřejmé, že ve všech případech, v nichž byla poloha protéz s rovinou polarizace elektrické intenzity souběžná, je přizpůsobení aplikátoru lepší. Je tomu tak stejně v případě simulace na fantomu člověka. Avšak na rozdíl od simulace na agarovém fantomu překročila hodnota parametru  $S_{11}$  kritickou hodnotu -10 dB kvůli velkým odrazům energie, a to v případě nehomogenního prostředí biologické tkáně při perpendikulární poloze implantátu vůči vektoru elektrické intenzity.

Během simulace distribuce  $SAR$  v léčené oblasti se podařilo prokázat předpoklad o tom, že paralelní umístění větší části protéz vůči rovině polarizace vektoru elektrického pole způsobuje významnější lokální vzestup hodnoty  $SAR$  kolem implantátů v porovnání s případy, kdy vzájemná poloha vektoru intenzity elektrického pole byla kolmá vůči protéze oproti simulaci bez protéz, kdy získaná hodnota  $SAR$  činila 3,53 W/kg. Při provedení simulací se šrouby pro páteř se hodnoty  $SAR$  zvýšily na 20,00 W/kg při paralelní a 15,7 W/kg při perpendikulární poloze větší části protézy vůči polarizaci intenzity elektrického pole. Poněkud výraznější rozdíl ve dvou různých polarizacích se objevil mezi výsledky simulací s esofagiálním stentem: 151,00 W/kg oproti 20,60 W/kg. Druh tohoto implantátu byl hlavní příčinou tak velkého vzestupu hodnot  $SAR$ . Siločáry elektrického pole, které jsou souběžné s prodlouženou částí protézy cívkové podoby, nejenom tvoří oblasti o větší hustotě elektrického pole kolem malých okrajových povrchů protézy, ale i snadno indukují proud uvnitř ní, vyvolává se tak vznik sekundárního EM pole, což také přispívá ke zvýšení absorpce energie tkání.

Mohou se ale objevit faktory, jejichž vliv bude převazovat i přes umístění implantátů nejvýhodnějším způsobem z hlediska polarizace elektrického pole, a tím se předpokládaná distribuce  $SAR$  výrazně změní. Právě to se stalo při provedení simulace



s protézou pro kyčel, když kombinace vzdálenější polohy, při níž vzniká menší rozptyl vyzářené energie poblíž centrální plochy ležící ve směru šíření vlnění a přítomnost rohových povrchů svírajících přímý úhel se siločárami elektrického pole způsobily větší změny *SAR* při perpendikulární poloze protézy vůči vektoru intenzity elektrického pole. Přítomnost protézy se stejnou polarizací, která byla umístěna blíže, zabezpečila ve více homogenní oblasti pole její rovnoměrnější rozložení podél šířky implantátu.

Simulace s využitím 3D anatomického fantomu člověka ukázaly stejný charakter změn jako simulace na homogenním fantomu, které ale nebyly natolik výrazné v případě simulace distribuce *SAR* kvůli velkému odrazu energie, který se objevil při dříve zmíněných simulacích parametru  $S_{11}$ . Snížení hodnoty *SAR* v porovnání se simulací na homogenním fantomu může být také způsobeno velkou perfuzí krve tkání v krční oblasti. Maximální rozdíl ve dvou různých polarizacích byl znovu získán při simulacích se stentem: u protézy souběžné s vektorem elektrické intenzity jsem zaznamenala 31 W/kg a po otočení aplikátoru o 90 stupňů jsem zaznamenala 13 W/kg.

Při nastavení teplotních simulací jsem volila takové hodnoty vstupního výkonu, při kterých by se modely neobsahující protézy ohřály na 45 °C. Proto na rozdíl od simulace rozložení *SAR*, během níž se normalizace vstupního výkonu automaticky provádí programem na hodnotu 1 W, hodnoty teploty získané během termické simulace více odpovídaly předpokládaným hodnotám. To platí jak pro simulaci na homogenním fantomu, tak i na anatomickém modelu člověka.

Abych dosáhla požadované teploty 45 °C, zvolila jsem při simulacích na fantomu člověka kvůli větším odrazům energie hodnotu výkonu 56 W, zatímco při použití agarového fantomu byla hodnota výkonu nastavena na 16 W. Takto se vysvětluje velký rozdíl mezi teplotami, jehož jsem dosáhla při použití homogenního a nehomogenního fantomu. Největší ohřev se objevil u stentu. Teplota ohřevu homogenního fantomu při paralelní polarizaci vektoru elektrické intenzity vůči stentu je 46,5 °C, při kolmé polarizaci je 45,7 °C. Teplota získaná při simulaci na nehomogenním fantomu lidského těla při paralelní polarizaci intenzity E-pole je 66,7 °C, při změně polarizace činí naopak 46,2 °C.

Odraz energie, který je spojen s tím, že tkáň překonává permitivitu o různých hodnotách, je také důvodem vzniku horkých míst u pokožky a prokazuje výhodu použití vodného bolusu. Dané výsledky se liší od výsledků prací [14], v nichž ozáření energie o větších kmitočtech nevyvolávalo u pokožky vznik vyšší lokalizace ohřevu.

Některé další rozdíly mezi rozložení *SAR* a teplotami při simulacích na různých modelech mohou být zdůvodněny složitostí dodržení vzájemné polohy aplikátoru a protézy, které jsou zvolené pro agarový fantom, a to kvůli nepohyblivosti lidského modelu.

Při porovnání výsledků numerických simulací s měřeními jsem zaznamenala rozdíl mezi počítačovými modely a agarovými fantomy určenými k měření. Za prvé, velikosti implantátů v obou případech nejsou stejné. Za druhé, ani dodržování správného postupu během přípravy agaru negarantuje absolutní shodu jeho vlastností s vlastnostmi svalové tkáně. Nakonec nikdy není možné vyhnout se určitým odchylkám při použití aplikační a měřicí techniky. Přestože se mi podařilo získat výsledky, jejichž obecný charakter se docela shoduje s očekávanými výsledky po provedených simulacích.

Během měření koeficientu odrazu se ukázalo, že při paralelní poloze implantátů vůči intenzitě elektrické indukce je aplikátor přizpůsoben zátěži více než v případě měření při jiné polarizace. Stejně tak tomu bylo i při provedení simulace s páteří protézou a esofagiálními šrouby. Výjimečné změny neshodující se s mým očekáváním se ale tentokrát při měření s kyčelní endoprotézou neobjevily: větší přizpůsobení jsem získala také u protézy, jejíž větší plocha se nacházela paralelně k vektoru elektrického pole. Naladěním aplikátoru jsem dosáhla toho, že se hodnoty parametru  $S_{11}$  nacházely pod kritickou hodnotou -10 dB. Důvodem přizpůsobení bylo to, že na rozdíl od simulací bylo při měření nutné vyhnout se velkému odrazu energie, aby se aplikátor nepřehřál.

Při sledování vztahu mezi výsledky měření  $S_{11}$  a rozložením teploty samozřejmě najdeme určité zákonitosti, které byly objevené při simulacích. Vyšší změny teploty se totiž objevují u protéz souběžných s vektorem elektrické indukce, tedy při těch měřeních, během nichž je impedanční přizpůsobení lepší. Výrazně se ohřály především povrchové vrstvy. Maximální vzestup teploty 10°C zaznamenaný na povrchu fantomu jsem získala při měření se stentem pro jícn, který byl umístěn paralelně k polarizaci elektrické intenzity. Největší změna teploty 7,1 °C změřená ve řezu se objevila při tomtéž měření. Přizpůsobení, které jsem zaznamenala na začátku měření, je hodně závislé na poloze aplikátoru vůči fantomu s protézou, a proto i neznámé pohyby by mohly způsobit jeho velkou změnu, a tedy i větší odraz energie. Odraz energie může poté být příčinou výskytu větších hodnot teploty na povrchu ozařované oblasti.

Tendence při změně polarizace jsou tentokrát stejné i v případě femorální protézy, v čem se právě výsledky měření a simulací trochu liší. Pravděpodobně příčinou je to, že zajištění stejné polohy aplikátoru vůči proteze jako při simulacích se komplikovalo nejenom neprůhledností agaru, ale i složitostí přesného určení tloušťky vodního bolusu a zachování stejné tloušťky v rozsahu plochy membrány aplikátoru. Daný fakt také ovlivnil polohu horkých míst, která se kolem kritických oblastí implantátů rozložila méně symetricky než při simulacích.

Vypočtené z výsledků teplotních měření hodnoty SAR více odpovídají realitě kvůli již zmíněné automatické normalizace vstupního výkonu simulačním programem. Pro jícnový stent, u něhož se objevil největší vzestup teploty, umístěný paralelně k vektoru polarizace elektrické intenzity činí hodnota SAR změřená na povrchu 246,8 W/kg a ve řezu činí hodnota tohoto parametru 151,1 W/kg.

## 5 ZÁVĚR

Hypertermická léčba nádorových onemocnění je v současné době významnou metodou, která se používá po celém světě. Avšak existují omezení pro její využití. Základem této práce je kontraindikace použití hypertermie u lidí s kovovými protézami, což je dáno specifickými vlastnostmi kovů, které negativně ovlivňují průběh léčby. Mezi faktory, které způsobují nežádoucí změny rozložení měrného absorbovaného výkonu a teploty, mě především zajímal vliv polarizace vektoru intenzity elektrického pole na tyto parametry. Simulace a měření s protézou se proto prováděly při jejich dvou různých polohách vůči vektoru polarizace elektrického pole.

Pro provedení numerických simulací všechny tři namodelované mnou protézy (šrouby pro páteř, esofagiální stent a kyčelní endoprotéza) byly nejprve umístěny do agarového fantomu, který simuloval svalovou tkáň. Sledování parametru  $S_{11}$  ukázalo, že vyšší přizpůsobení na pracovní frekvenci 434 MHz, které může následně způsobit zvýšení absorbce tkání přiléhajících k protéze, je charakteristické pro případ souběžné polohy větší části implantátu vůči vektoru intenzity elektrického pole. Nejpráhlednějším způsobem potvrzují tento závěr výsledky simulací a měření s jícnovým stentem. Hodnota měrného absorbovaného výkonu, kterou jsem získala při simulaci distribuce SAR v případě paralelního umístění stentu vůči vektoru intenzity elektrického pole, činila 151 W/kg oproti 21 W/kg zaznamenaných při změně polarizace.

Případy, v nichž přítomnost rohových míst o ploše menší než 1 cm<sup>2</sup> způsobila u implantátu výraznější nárůst SAR a teploty ve tkáních, které k tímto částem přiléhají, jsou výjimečné. Tento vliv zvláštnosti tvaru protéz přehledně ukazuje výsledek rozložení SAR s femorální protézou umístěnou do hloubky 3 cm, protože vyšší hodnota SAR se na rozdíl od výsledků simulací s ostatními protézami objevila u té protézy, jejíž větší plocha byla kolmá ke směru polarizace. Rozdíl v hodnotách SAR při různých polarizacích elektrické intenzity ale nebyl moc velký (3,63 a 3,82 W/kg), a to kvůli dost hlubokému ponoření protézy do agaru.

Stejně jako u homogenního fantomu jsem dostala výraznější vzestup hodnoty SAR ze simulací na 3D anatomickém fantomu člověka při paralelní polarizace elektrického pole vůči protézám. Ten rozdíl, jako i samotný nárůst hodnoty zmíněného parametru, byl o něco menší díky různorodé struktuře tkání a velkému prokrvení krční oblasti. Při simulaci teploty vyžadovala tato skutečnost nastavení většího vstupního výkonu u lidského modelu (56 W) oproti agarovému fantomu (16 W), což ale v prvním

případě způsobilo vznik většího ohřevu tkání. Hodnoty teploty při simulacích na 3D modelu člověka činily 66,7 a 63,9 pro jícnový stent a páteřní implatát umístěné vůči polarizaci intenzity elektrického pole paralelně. Jak bylo uvedeno v metodické části této práce, docáází při takových nárustech teploty k ablaci biologické tkáně. Hodnoty, které přesahují rozsah ohřevu léčební hypertermie, se objevily i při teplotní simulaci na agarovém fantomu (46,2 °C u implatátů pro páteř a 46,5 °C u stentu pro jícen umístěných vůči vektoru intenzity elektrického pole paralelně), ale jejich vzestup byl z již zmíněných důvodů mírnější.

Při měření rozložení teploty mnou byl zaznamenán největší vzestup její hodnoty, který činil 9,8 °C a 10,0 °C oproti běžným při lokální hypertermii hodnotám, které činí – 8 °C), u týchž protéz. I bez ohledu na to, že femorální protéza, jejíž umístění přesahuje celkovou hloubku vniku záření 2 cm, způsobila nejmenší vzestup hodnoty SAR a teploty jak při simulacích, tak i při měřeních, není její vliv na rozložení těchto parametrů zanedbatelný, jelikož změna distribuce vyvolaná přítomností endoprotézy v těle může způsobit nedostatečný ohřev léčené oblasti. Tento závěr potvrzuje větší vliv záření s frekvencí 434 MHz na protézy umístěné dále od povrchu ošetřované oblasti oproti záření s kratšími vlnovými délkami.

Díky analýze praktických měření lze říct, že i když matematické modelování pomocí 3D elektromagnetických simulátorů neposkytuje přesné výsledky, jeho provedení však ve většině případů umožňuje zjistit očekávanou distribuci aplikované energie. Změna teploty byla během měření trochu nižší než při simulacích, ale i přesto její vzestup zejména u povrchu fantomů a při paralelní polarizaci elektrické intenzity vůči implatátům přesáhl hodnoty využívané pro lokální hypertermii. Z tohoto důvodu mohu říct, že má očekávání ohledně vlivu polohy polarizace se při měření po provedených numerických simulacích potvrdila. Teplota zaznamenaná u agarového fantomu při měření s kyčelní protézou, a tedy i vypočítaná hodnota SAR byla tentokrát také větší při paralelní polarizaci vektoru elektrické intenzity s polohou protézy než během měření s toutéž protezou. Tento rozdíl potvrzuje nutnost uvažování o možnosti objevu náhodných změn sledovaných parametrů, které jsou k poloze aplikátoru vůči implantátu velice citlivé.

## Seznam použité literatury

- [1] Overgaard, J.: *Hypertermic Oncology*. Taylor -Francis, 1984.
- [2] Anderson V, McIntosh R. *Guidelines for the RF exposure assessment of metallic implants. The international EMF dosimetry handbook*. [Online]. [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: <http://www.emfdosimetry.org>.
- [3] McIntosh RL, Anderson V, McKenzie RJ. *A numerical evaluation of SAR distribution and temperature changes around a metallic plate in the head of a RF exposed worker*. *Bioelectromagnetics* 2005;26:377—88.
- [4] Matikka H, Keshvari J, Lappalainen R. *Temperature changes associated with radiofrequency exposure near authentic metallic implants in the head phantom—a near field simulation study with 900, 1800 and 2450 MHz dipole*. *Phys Med Biol* 2010;55:5867.
- [5] Cooper, J. Hombach V, Cooper J, Hombach V. *Increase in specific absorption rate in human heads arising from implantations*. *Electron. Lett. IET*; 1996 Nov;32:2217–2219.
- [6] Parazzini M, Sibella F, Ravazzani P. *Effect of a Cochlear Implant on the SAR distribution of the head exposed to 2.4 GHz. 20th Int. Zurich Symp. Electromagn. Compat. Ieee*; 2009. p. 245–248.
- [7] В.М. Перельпутерб В.А. Чуприкова. *Медико-биологические аспекты взаимодействия электромагнитных волн с организмом*. Издательство Томского политехнического университета 2009. [Online]. [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: [http://portal.tpu.ru:7777/departments/otdel/publish/izdaniya\\_razrabotanye\\_v\\_ramkah\\_IOP/Tab/mediko\\_biologich\\_aspekts\\_zac.pdf](http://portal.tpu.ru:7777/departments/otdel/publish/izdaniya_razrabotanye_v_ramkah_IOP/Tab/mediko_biologich_aspekts_zac.pdf)
- [8] Vrba, J. *Úvod do mikrovlnné techniky..* Skripta ČVUT, Praha 1999.
- [9] O. Fiser, I. Merunka, L. Vojackova, and J. Vrba. *Study of Hot Spots by Oncological Patients with Metal Implants in Head and Neck Region*.
- [10] Открытая физика. Чфсть II. Глава 2. *Электромагнитные колебания и волны*. [Online]. [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: <https://physics.ru/textbook1/content.html>
- [11] J. van der Zee, D. Gonzalez Gonzalez, G. C. van Rhooon, J. D. P. van Dijk, W. L. J. van Putten, and A. A. M. Hart. *Comparison of radiotherapy alone with radiotherapy plus hyperthermia in locally advanced pelvic tumours: a prospective, randomised, multicentre trial*. *Lancet*, vol. 355, no. 9210, p. 1119, 4/1/2000 2000.
- [12] VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2003. ISBN 80-010-2705-8.

- [13] Vrba, J.: *Biologické účinky elektromagnetického pole*. Skripta ČVUT, Praha 2010
- [14] O. Fiser, J. Vrba, „*Oriented Array of Waveguide Applicators for Local Thermotherapy*“, in 8th European Conference on Antennas and Propagation, 2014. EuCAP 2014, 2014, pp. 2169-2172, 2014.
- [15] Fiser, Ondrej, Ilja Merunka and Jan Vrba. *Waveguide Applicator System for Head and Neck Hyperthermia Treatment*. (2016).
- [16] P. Hasgall, E. Neufeld, M. Gosselin, A. Klingenböck, and N. Kuster. (2011) *IT'IS database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues*. [Online]. [cit. 2018-05-07].  
Dostupné z: [www.itis.ethz.ch/database](http://www.itis.ethz.ch/database).
- [17] Tomáš Procházka, Zdeněk Bartoň. *S-parametry*. [Online]. [cit. 2018-05-07].  
Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/clanky/02029/index.html>
- [18] Optiwave Photonic Software. TDTD Basics [online]. [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: <https://optiwave.com/optifdtd-manuals/fdtd-fdtd-basics/>
- [19] STRNAD, Jan.: *Využití volně dostupných programů pro výpočet pole v elektromagnetické kompatibilitě*. Zlín: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 2009.
- [20] SPEAG AG, SEMCAD X Reference Guide. [Online]. Dostupné z: <http://download.speag.com/releases/semcad/1485/documentation/SEMCA D-X-Manual.pdf>
- [21] Dřížd'al, T.: *Návod pro návrh vlnovodného aplikátoru pro lokální termoterapii v programu SEMCAD*. Praha 2006
- [22] C. Boutelier, L. Bougues, and J. Timbal, *Experimental study of convective heat transfer coefficient for the human body in water*. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, vol. 42, no. 1, pp. 93-100, Jan. 1977.
- [23] Goldin E, Beyar M, Safra T, Globerman O, Cracium I, Wengrower D, Fich A (1994): A new self-expandable, nickel-titanium coil stent for esophageal obstruction: a preliminary report. Gastrointest Endosc 40, P.64–68.
- [24] LINK, výrobce protéz. [Online]. [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: <https://www.linkorthopaedics.com>
- [25] IMAGE ORTHO SURGICAL PVT. LTD. [Online]. [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: <http://www.imageorthosurgical.com/bone-screw.html>

[26] Ivy Tools. FLIR E60bx Infrared Thermal Imaging Camera 64501-0702. [Online]. [cit. 2018-05-07]. Dostupné z: <https://www.ivytools.com/FLIR-E60bx-Infrared-Thermal-Imaging-Camera-p/flir-e60bx.htm>

## Příloha A: Dielektrické a teplotní parametry, použité při simulacích

**Tabulka A.1:** Dielektrické a teplotní parametry biologických tkání a organu, použité při simulacích na anatomickém fantomu člověka.

Materiál	Relativní permitivita $\epsilon_r(-)$	Specifická vodivost $\sigma$ (MS/m)
Jícen	64.8	1.23
Kosti	13.1	0.09
Kůže	40.9	0.89
Mícha	32.2	0.59
Obratle	13.1	0.09
Pojivová tkáň	47.1	0.56
Průdušnice	43.9	0.8
Svaly	56.9	0.79
Tepny	61	1.58
Tuk	11.6	0.08
Žíly	61	1.59

**Tabulka A.2:** Dielektrické a teplotní parametry biologických tkání a organu, použité při simulacích na anatomickém fantomu člověka.

Materiál	Tepelná vodivost (W/m/K)	Výroba tepla (W/kg)	Tepelná kapacita (J/kg/K)
Jícen	3500	0.52	2.94
Kosti	1312	0.32	0.15
Kůže	3390	0.37	1.65
Mícha	3630	0.51	2.48
Obratle	1312	0.32	0.15
Pojivová tkáň	2372	0.39	0.58
Průdušnice	3568	0.48	0.54
Svaly	3421	0.49	0.96
Tepny	3617	0.51	-
Tuk	2348	0.21	0.51
Žíly	3617	0.52	-



## Příloha B: Obsah příloženého CD

1. Klíčová slova (čj, aj)
2. Abstrakt česky
3. Abstract in English
4. Zadání
5. Bakalářská práce
6. Zdrojové kódy v programovém prostředí MATLAB:  
S11\_clovek\_srouby\_paralelne.m, S11\_clovek\_srouby\_perpendikularne.m,  
S11\_clovek\_stent\_paralelne.m, S11\_clovek\_stent\_perpendikularne.m,  
S11\_endoproteza\_paralelne\_mensi\_hloubka.m,  
S11\_endoproteza\_paralelne\_vetsi\_hloubka.m,  
S11\_endoproteza\_perpendikularne\_mensi\_hloubka.m,  
S11\_endoproteza\_perpendikularne\_vetsi\_hloubka.m, S11\_srouby\_paralelne.m,  
S11\_srouby\_perpendikularne.m.
7. Data získaná ze simulací koeficientu odrazu ( $S_{11}$ ) v elektromagnetickém a teplotním simulátoru SEMCAD X: S11\_clovek\_srouby\_paralelne.txt,  
S11\_clovek\_srouby\_perpendikularne.txt, S11\_clovek\_stent\_paralelne.txt,  
S11\_clovek\_stent\_perpendikularne.txt, S11\_endoproteza\_paralelne\_mensi\_hloubka.txt,  
S11\_endoproteza\_paralelne\_vetsi\_hloubka.txt,  
S11\_endoproteza\_perpendikularne\_mensi\_hloubka.txt,  
S11\_endoproteza\_perpendikularne\_vetsi\_hloubka.txt, S11\_srouby\_paralelne.txt,  
S11\_srouby\_perpendikularne.txt.
8. Data získaná z měření koeficientu odrazu ( $S_{11}$ ): S11\_mereni\_bez\_protez.STA,  
S11\_mereni\_endoproteza\_paralelne.STA,  
S11\_mereni\_endoproteza\_perpendikularne.STA, S11\_mereni\_srouby\_paralelne.STA,  
S11\_mereni\_srouby\_perpendikularne S11\_mereni\_stent\_paralelne.STA,  
S11\_mereni\_stent\_paralelne S11\_mereni\_stent\_perpendikularne.STA,  
S11\_mereni\_stent\_perpendikularne.STA.