



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Porovnání aplikátorů pro mikrovlnou  
hypertermii používaných v klinické praxi**

**Comparison of microwave hyperthermia  
applicators used in clinical practice**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor práce: Matouš Brunát

Vedoucí práce: Ing. David Vrba, Ph.D.

---

**Kladno 2017**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

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

Student: **Matouš Brunát**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Porovnání aplikátorů pro mikrovlnou hypertermii používané v klinické praxi**  
Téma anglicky: Comparison of microwave hyperthermia applicators used in clinical practice

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

V numerickém simulátoru elektromagnetické pole proveďte porovnání nejběžnějších aplikátorů používaných v klinické praxi. Porovnání provádějte jak pro jednotlivé aplikátory, tak pro pole aplikátorů. Parametr pro porovnání zvolte efektivní velikost pole a efektivní velikost teplotního pole. U teplotní analýzy předpokládejte dvě různé teploty vodního bolusu a dvě různé hodnoty proudění krve. Pro jeden typ aplikátoru založeného na planární a vlnodné technologii porovnejte výsledky numerických simulací s experimenty.

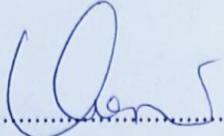
Seznam odborné literatury:

- [1] D. M. Pozar, *Microwave Engineering*, ed. 3, Wiley John + Sons, 2004, ISBN 0471448788
- [2] J. Vrba, *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*, ed. 1st, ČVUT Praha, 2003, ISBN 80-01-02705-8
- [3] D. Vrba, D. B. Rodrigues, J. Vrba (Jr.), and P. R. Stauffer, *Metamaterial Antenna Arrays for Improved Uniformity of Microwave Hyperthermia Treatments*, ed. Vol. 156, 1-12, , 2016, *Progress In Electromagnetics Research*, 1559-8985

Zadání platné do: 11.09.2018

Vedoucí: Ing. David Vrba, Ph.D.

Konzultant: doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem semestrální projekt s názvem „Porovnání aplikátorů pro mikrovlnou hypertermii používaných v klinické praxi“ vypracoval samostatně a použil 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 14. 5. 2017

Matouš Brunát

## PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu Ing. Davidu Vrbovi, Ph.D., za ochotu, přístup k mé práci a za rady k mým problémům. Také bych chtěl poděkovat fakultě FBMI za poskytnutí přístupu k softwaru COMSOL Multiphysics, který byl pro návrh aplikátoru použit.

## ABSTRAKT

Zadání práce: Porovnání aplikátorů pro mikrovlnou hypertermii používaných v klinické praxi.

Rakovina je v dnešní době jedna z nejnebezpečnějších nemocí. Hypertermie nabízí jednu z možných cest, jak zlepšit léčení, především v kombinaci s ozařováním nebo chemoterapií. V této práci jsou porovnávány aplikátory pro mikrovlnou hypertermii podle efektivní velikosti pole, podle velikosti léčebného pole a podle rozložení tepelného pole. Výsledky jsou simulovány pro dvě hodnoty prokrvení tkáně a pro dvě teploty vodního bolusu, který funguje jako chlazení. Simulace jsou prováděny v programu COMSOL multiphysics a správnost je testována na agarových fantomech v laboratoři.

Klíčová slova:

Hypertermie, porovnání aplikátorů, TTA, EFS, rozložení terapeutické teploty

## ABSTRACT

The title of the Thesis: Comparison of microwave hyperthermia applicators used in clinical practice.

Cancer might be the most dangerous disease in the world today. Hyperthermia offers a way to better the treatment especially if combined with radiotherapy or chemotherapy. In this bachelor thesis applicators for microwave hyperthermia are compared by an effective field size, by a therapeutic thermal area and thermal field distribution itself. Results were simulated for two values of blood perfusion and two values of water cooling temperature. Simulations were made in a COMSOL Multiphysics and the correctness tested on an agar phantom in a laboratory.

Keywords: Hyperthermia, applicators comparison, TTA, EFS, therapeutic thermal area

# Obsah

<b>1</b>	<b>Seznam symbolů a zkratek .....</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>Úvod .....</b>	<b>11</b>
2.1	Přehled současného stavu .....	12
2.1.1	Současné metody hypertermie .....	12
2.1.2	Hypertermie celého těla .....	13
2.1.3	Regionální hypertermie .....	13
2.1.4	Lokální hypertermie .....	13
<b>3</b>	<b>Princip léčby .....</b>	<b>14</b>
3.1	Biologický pohled .....	14
3.1.1	Samotná hypertermie .....	14
3.1.2	Hypertermie jako podpůrná léčba .....	14
3.2	Fyzikální pohled .....	15
3.2.1	Typy aplikátorů .....	16
3.3	Cíle práce .....	16
<b>4</b>	<b>Metody .....</b>	<b>17</b>
4.1	Metody hodnocení .....	17
4.1.1	TTA a EFS .....	17
4.2	Společné vlastnosti aplikátorů .....	18
4.2.1	Frekvence a mesh (sít') .....	18
4.2.2	Vodiče (materiál) .....	19
4.2.3	Zdroj energie .....	19
4.2.4	Výkon .....	21
4.2.5	Fantom tkáně a vodní bolus .....	21
4.3	Stavba aplikátorů .....	25
4.3.1	Vlnovodný aplikátor .....	25
4.3.2	LCA .....	27

4.3.3	Archimédova spirála.....	29
4.3.4	Kruhová matice ze spirál .....	32
4.3.5	Obdélníková matice ze spirálových aplikátorů .....	33
4.3.6	Štěrbínový kruhový aplikátor .....	34
4.3.7	Matice kruhových aplikátorů.....	36
4.3.8	Štěrbínový čtvercový aplikátor.....	37
4.4	Experiment .....	39
4.4.1	Příprava agaru.....	39
4.4.2	Testování .....	39
<b>5</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>40</b>
5.1	Výsledky pro jednotlivé aplikátory .....	41
5.1.1	Vlnovod .....	41
5.1.2	LCA .....	42
5.1.3	Spirálový aplikátor .....	44
5.1.4	Kruhová matice ze spirálových aplikátorů .....	45
5.1.5	Obdélníková matice ze spirálních aplikátorů .....	47
5.1.6	Štěrbínový aplikátor čtvercového tvaru.....	48
5.1.7	Štěrbínový aplikátor kruhového tvaru .....	50
5.1.8	Matice ze štěrbinových kruhových aplikátorů .....	51
5.2	Porovnávání aplikátorů mezi sebou .....	53
5.3	Výsledky testů na agaru .....	56
<b>6</b>	<b>Diskuse.....</b>	<b>58</b>
<b>7</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>61</b>
<b>8</b>	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>62</b>
<b>9</b>	<b>Příloha: .....</b>	<b>64</b>
9.1	Vlnovod.....	64
9.2	LCA.....	68



9.3	Spirálový aplikátor .....	72
9.4	Kruhová matice ze spirálových aplikátorů .....	76
9.5	Obdélníková matice ze spirálových aplikátorů .....	80
9.6	Štěrbínový čtvercový aplikátor .....	86
9.7	Štěrbínový kruhový aplikátor .....	93
9.8	Matice z kruhových štěrbinových aplikátorů .....	99

# 1 Seznam symbolů a zkratek

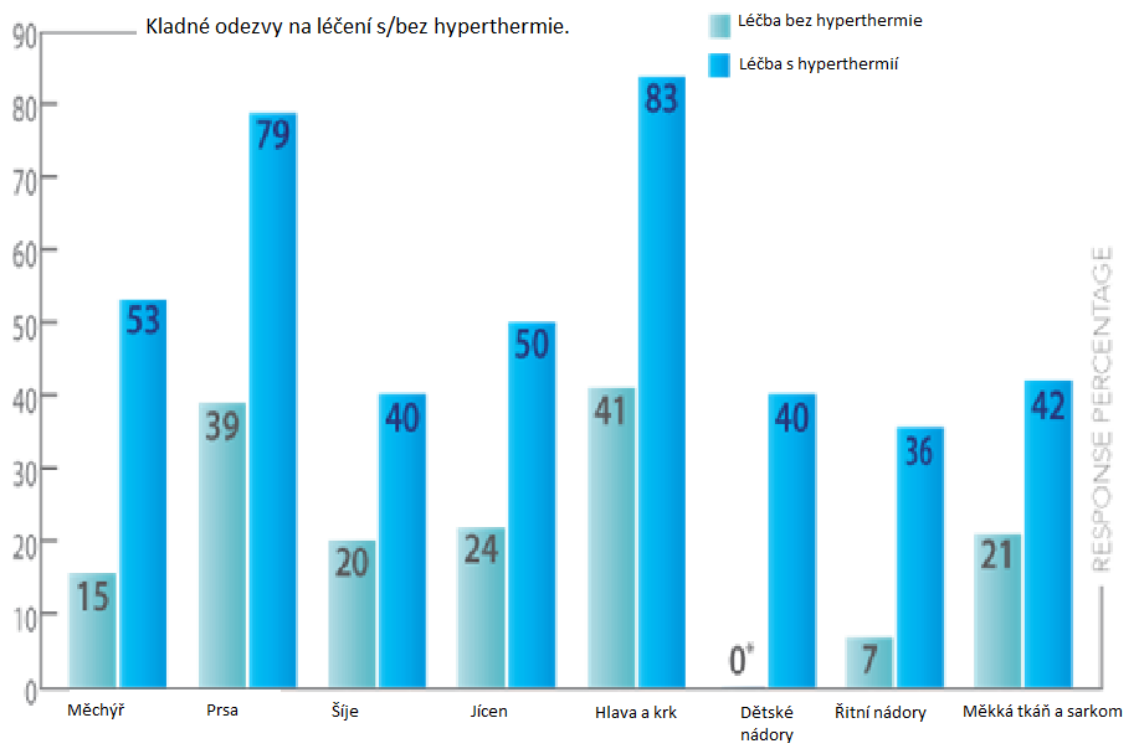
## Seznam zkratek

Zkratka	Význam
TTA	Plocha s terapeutickou teplotou (therapeutic thermal area)
EFS	Efektivní velikost pole
LCA	Lucite cone applicator
SMA	SubMiniature version A (koaxiální kabel)

## 2 Úvod

Termoterapie (také nazývaná hypertermie) je v dnešní době velmi hojně používána jako léčba proti různým nádorovým onemocněním. Při léčbě rakoviny je nutné ničit rakovinné buňky, ale vyhnout se přitom zdravým buňkám všude okolo. Právě vyvarování se okolním ztrátám je pro chemoterapie velmi obtížné. Jednou z hlavních výhod termoterapie je, že ony okolní buňky nejsou zvýšenou teplotou nijak poškozovány (za předpokladu správného provedení).

Mechanismy, kterými nádor reaguje na zvýšenou teplotu, jsou známy již celá století, i když ne z molekulárního hlediska. Kolem roku 1950 se tímto tématem začala poprvé zabývat věda a byly přinášeny první zprávy o mizejících nádorech u lidí, kteří měli zároveň horečnaté stavy. Od té doby se začaly provádět desítky experimentů majících za účel použít teplo v boji proti nádorům. Vývoj pak zrychlil s příchodem elektroniky a jejím rozvojem v sedmdesátých letech. Z těchto všech experimentů začalo být zřejmé, že nejlepších výsledků dosahují léčby v kombinacích. V podstatě každá léčba, která je zkombinována s hypertermií prokazuje značné zvětšení šance na uzdravení pacienta. Nejlepší je pak kombinace termoterapie a ozařování. Zde je možno ukázat na radiorezistentní nádory, při kterých je účinnost léčby při použití samotných léčebných metod mezi 25 % až 40 %. Pokud na stejné nádory bude použita kombinovaná léčebná metoda, úspěšné a úplné vyléčení se dá očekávat u poloviny pacientů a u dalších 40 % jsou vidět známky zlepšení. [1]



Graf (1): Graf znázorňující jednotlivé zlepšení účinnosti při použití hypertermie jako doplňující léčby. Na horizontální ose je umístění nádorů. (v procentech). [2]

## 2.1 Přehled současného stavu

### 2.1.1 Současné metody hypertermie

Dnes existují tři hlavní klinické metody léčby rakoviny, které se používají pro vysokoteplotní aplikace. Volba mezi těmito metodami záleží na místě, které je léčeno, fázi, ve které se rakovina nachází, a technice, kterou je energie distribuována. Jedná se o celkovou hypertermii, která se používá při rakovině hluboko v těle či rakovině rozptýlené po celém těle, regionální hypertermii, která se používá na tumory progresivní a pro tuto práci nejrelevantnější lokální hypertermii, která se používá na malé nádorové tkáně. [3, 4]

### **2.1.2 Hypertermie celého těla**

Celková tělesná hypertermie zvedá tělesnou teplotu na teplotu kolem 41 °C, přičemž obvykle funguje jako zdroj tepla horká voda či zářič ultrafialového záření. Někdy je také teplo aplikováno pomocí indukčních příkrývek nebo tepelných komor. Je možné i zahřívát pacienta pomocí mimotělních oběhů krve. Kdy je krev zahřívána mimo tělo, opět pomocí horké vody či horkého vzduchu a vracena do těla s požadovanou teplotou. [4]

Dlouhodobé udržování těla v takto vysokých teplotách je nebezpečné, a proto trvají maximálně čtyři hodiny při nižších teplotách (okolo 41 °C) a maximálně hodinu při teplotě 44 °C. [4]

### **2.1.3 Regionální hypertermie**

Dalším typem hypertermie je regionální hypertermie, která bývá aplikovaná pomocí mimotělních oběhů, kdy je krev zahřívána na požadovanou teplotu a pumpována do léčeného místa, nebo pomocí elektromagnetického záření o frekvencích mezi 70 - 150 MHz, vyzařovaného z dipólových antén rozestavených okolo pacienta. Regionální hypertermie je často kombinována s léky proti rakovině, kterým násobně zvyšuje účinnost. Obvyklá teplota při tomto typu bývá mezi 41 až 42 °C. Na rozdíl od lokální hypertermie je regionální hypertermie značně komplikovanější, protože spolu s žádaným zahříváním nádorové tkáně je zahříváno i široké okolí a bývá těžší naplánovat léčbu tak, aby byly zároveň minimalizovány vedlejší účinky léčby. Při léčení se musí započítávat fyziologické faktory okolních tkání, které by mohly například absorbovat více tepla, a tím snížit účinnost léčby. [4]

### **2.1.4 Lokální hypertermie**

Lokální hypertermie je pro tuto práci nejpodstatnější, jelikož jako jediná používá mikrovlnné záření. Je aplikována pro relativně malé nádory (v řádu centimetrů), a také musí tyto nádory být těsně pod povrchem těla, popřípadě pod povrchem dostupným tělní dutinou. Pokud není, je ještě možné aplikovat invazivní lokální hypertermií, která s sebou samozřejmě přináší všechny nevýhody invazivních zákroků.

Lokální hypertermie může využívat více zdrojů tepelné energie. Pro tuto práci jsou nejpodstatnější vlnovodný aplikátor, LCA (lucite cone applicator) a planární aplikátory, které využívají právě mikrovlnné záření pro přenos energie. Ostatní aplikátory

jsou: proudová příkrývka či sondové aplikátory pro invazivní termoterapii. Invazivní aplikátory také na rozdíl od neinvazivních vyžadují uspání pacienta. [4]

## **3 Princip léčby**

U témat, kde se kombinuje medicína s fyzikou, je velmi často vidět rozdělení z pohledu fyzika a z pohledu biologa (spíše doktora). Pro přehlednost a ucelenost budou ukázány oba pohledy. Pohled fyzika se od pohledu doktora liší především zkoumanými jevy. Fyzik bude především pojednávat o všem, co se děje při hypertermii do momentu absorpce energie a doktor bude především řešit, co se děje po tomto momentu, tedy jaké účinky ohřívání tkáně má.

Tato práce se zabývá především fyzikální částí, ale není možné zanedbat biologickou část, jelikož právě ta určuje požadavky, které jsou na aplikátor kladeny.

### **3.1 Biologický pohled**

Jak již bylo zmíněno, biologický aspekt hypertermie je to, jaký účinek má vstřebání mikrovlonné energie. Principy, kterými hypertermie pomáhá, se rozdělují do více oblastí. Samotná hypertermie léčí apoptózou nádorových buněk, jako podpůrná léčba ničí části nádorových buněk, které odolávají ostatním léčbám.

#### **3.1.1 Samotná hypertermie**

Obecně se dá říci, že není veliký rozdíl mezi nádorovými buňkami a zdravými buňkami. Rozdíl se však nachází v uskupení těchto buněk. Zdravé buňky mají mnohem efektivnější architekturu, na rozdíl od chaotické architektury buněk nádorových, což zapříčiňuje hypoxii a snížené pH u buněk nádorových při nerušených podmínkách. Tyto podmínky samy o sobě snižují schopnost nádorových buněk odolávat vyšším teplotám a při přivedení k teplotám vyšším než 41 °C okolní buňky přežijí přibližně hodinu, na rozdíl od buněk nádorových, které umírají dříve. [5]

#### **3.1.2 Hypertermie jako podpůrná léčba**

Při léčbě ozařováním pomáhá hypertermie mnohými mechanismy. Již zmíněné faktory hypoxie a snížené pH v nádorových buňkách mohou pomáhat odolávat

nádorovým buňkám při ozařování. Hypertermie nádorové buňky zvyšuje prokrvenost a tím i zvyšuje pH a snižuje hypoxii, což zapříčiní vyšší senzitivitu pro ozařování. [6]

Nejdůležitějším faktorem je při kombinaci s ozařováním ovšem negativní účinek na regeneraci buněk po samotném ozařování. Přesněji na regeneraci poničené DNA. DNA pro svou regeneraci potřebuje proteiny, které ke správnému fungování vyžadují určitou stálou teplotu a tu právě termoterapie zvyšuje. [4, 6]

Velkým přínosem je termoterapie i při chemoterapii. Opět se termoterapie projevuje více různými podpůrnými účinky, ale nejdůležitějšími jsou dva mechanismy. První je zvýšení prokrvení zahřívané nádorové oblasti, čímž se zvýší i množství léků, které danou oblastí proudí a druhé je zvýšení škod, které vznikají na DNA. Velmi často také efektivita léků závisí na teplotě rozpouštědla (krve), a tak zvýšením teploty vzroste aktivita podávaných látek. [7]

## 3.2 Fyzikální pohled

Fyzikální pohled je část, která se zabývá vším, co se stane před absorpcí energie. Tělo pacienta, jak bylo již zmíněno, může být zahříváno více způsoby, ale pro tuto práci bude probíráno jen zahřívání elektromagnetickým polem.

Elektromagnetické vlny jsou při průchodu prostředím pohlcovány. Míra pohlcení záleží na frekvenci procházejícího záření, na teplotě a na permitivitě prostředí.

Obyčejně je permitivita udávána v komplexním tvaru, kdy imaginární část této permitivity je brána jako ztrátová složka související se změnou polarizace dielektrika a reálná část je zodpovědná za tvorbu pole. Imaginární část permitivity se obvykle nazývá ztrátový faktor prostředí. [8]

Polarizací jsou zde myšleny její tři druhy. Iontová polarizace, která popisuje mírný pohyb iontů v molekulách ve směru elektrického pole. Orientovaná polarizace, kde se jedná o natáčení celých molekul ve směru elektrického pole. A Maxwell-Wagnerova polarizace, která hraje roli v nehomogenním prostředí, kde jsou na rozhraní jednotlivých prostředí nahromaděné náboje. [8]

Elektromagnetická energie může být přenášena před vstupem do tkáně pomocí mnohých médií, jako jsou například optické kabely, koaxiální kabely, vlnovody či kroucená dvoulinka.

### 3.2.1 Typy aplikátorů

Mezi mikrovlnnými aplikátory dominují především dva typy. Jsou jimi aplikátory vlnovodné a planární (neboli rovinné). Planární aplikátory se dále dělí podle svých tvarů a způsobu přenášení energie, například na štěrbinové aplikátory různých tvarů, spirálové aplikátory. Vlnovodné aplikátory se také dělí podle různých tvarů, ale díky svým fyzikálním vlastnostem je vlnovod s obdélníkovým průřezem nejpoužívanější. Vlnovodné aplikátory mohou mít také kruhový průřez, který se ovšem používá méně. Mezi vlnovodné aplikátory by se dal řadit i lucite cone applicator (LCA), který je v podstatě vlnovod s plastovými prvky přidanými ve snaze lépe rozložit elektromagnetickou energii. [9, 10, 11]

### 3.3 Cíle práce

Nejdůležitějším posláním je objektivně zhodnotit vytvořené aplikátory dle stejných kritérií a ve stejném programovacím prostředí. Tato potřeba vzniká z nepřeberného množství vytvořených typů a tvarů aplikátorů hodnocených pomocí různých parametrů. Některé aplikátory jsou hodnocené zcela bez prokrvení, jiné s nejsilnějším možným prokrvením, a tím se liší jak maximální hloubka léčené oblasti, tak i rozložení tepelného pole. Dále je většina probíraných aplikátorů laděna spíše pro vstupní parametry nikoli pro výstupní.

- 1) Vybrat nejvhodnější aplikátory pro srovnávání.
- 2) Vymyslet, jak nejlépe hodnotit a porovnávat aplikátory mezi sebou.
- 3) Zkonstruovat aplikátory v programu COMSOL multiphysics. Vytvořit tak funkční modely, které budou následně testovány pomocí metody konečných prvků.
- 4) Provést simulace pro všechny aplikátory a u každého aplikátoru provést simulace opakovaně pro více hodnot teploty vodního bolusu a pro různé hodnoty proudění krve.
- 5) Zpracovat všechny naměřené hodnoty do grafů, které se dají porovnávat mezi sebou.
- 6) Připravit a provést experiment s již existujícími aplikátory, které budou dokazovat správnost numerických simulací. Porovnat výsledky z experimentu s hodnotami dosaženými při simulacích.



## 4 Metody

### 4.1 Metody hodnocení

Dle zadání je nutné porovnávat jak samotné aplikátory, tak jejich pole. Jelikož každý aplikátor se hodí na jiný typ léčení, není jednoduché definitivně zhodnotit, jaký je „lepší“. Proto se v této práci vyvaruji kvalitativních tvrzení a pouze prodiskutuji faktické hodnoty ať už naměřené, či převzaté.

Pokud je možné něco kvalitativního o aplikátorech napsat, je to při poměrování polí. Zde je ale nutné vyvarovat se ztracené informaci, které s sebou tyto kvantitativní měření přináší. Z grafů a hodnot vypovídajících o rozložení pole není možné určit tvar tohoto pole. Pouze poměřovat mezi sebou, jak bude dále vysvětleno. Toto hodnocení přináší riziko, že pole bude dosahovat dobrých výsledků, ale například bude mít uprostřed zahřívané oblasti prázdné místo, kde léčení neprobíhá. Kvůli této logice je nutné studovat rozložení polí i pomocí obrázků a průřezů tepelným polem.

#### 4.1.1 TTA a EFS

Therapeutic thermal area (TTA) a Effective field size (EFS) jsou hlavními parametry pro porovnávání aplikátorů.

- Effective field size neboli efektivní velikost pole, vyjadřuje, jak velká je léčená plocha v řezu určitou hloubkou tkáně. Tato plocha je následně vztažená na velikost výstupní plochy aplikátoru (například u spirálového aplikátoru počítán z vnějšího poloměru spirály).

$$EFS = \frac{P}{A}, \quad (4.1)$$

kde P je plocha, na které je výkon měněný na tepelnou energii větší než 25 % maximálního výkonu přeměňovaného na energii. Tento maximální ztrátový výkon je vypočítán pro účely této práce v hloubce jednoho cm a následně použit na výpočty u všech ostatní průřezů tkání. „A“ je výstupní plocha aplikátoru. [11]

- Therapeutic thermal area neboli plocha terapeutické teploty, je plocha řezu tkání, která má teplotu vyšší než 41 °C. Při této teplotě nádor přestává být schopen snižovat svou teplotu a je poškozován.

$$TTA = \frac{R}{A}, \quad (4.2)$$

kde „R“ je plocha v průřezu tkání v určité hloubce s teplotou vyšší než 41 °C a „A“ je opět výstupní plocha aplikátoru.

Jelikož jsou obě veličiny vztaženy na jednu konkrétní hloubku řezu kolmého na přiložený aplikátor, je nutné vytvořit více těchto řezů v různých hloubkách rozmístěných po pěti mm. Ze získaných hodnot je následně možné vytvořit graf pro každý aplikátor a ty vzájemně porovnávat. Takto získané grafy umožní kvantitativně hodnotit rozložení elektromagnetického a tepelného pole. Jak bylo již zmíněno, jediným kvalitativním hodnocením je porovnání těchto grafů. Obecně se dá říci, že graf s méně strmým průběhem je „lepší“ pro termoterapii, jelikož energie pak lépe prostupuje do hlubších vrstev tkáně. Ideálním případem by bylo, kdyby průběh TTA a EFS v grafu byl rovnoběžný s osou x.

## 4.2 Společné vlastnosti aplikátorů

Nejprve je nutné aplikátory vytvořit. Pro vyvarování opakujících se informací bude nejprve vypsáno vše, co mají aplikátory společné, a platí tedy pro všechny z nich.

### 4.2.1 Frekvence a mesh (sít')

Nezákladnějším parametrem pro mikrovlnné aplikátory je frekvence záření. Jelikož každá frekvence má jiné průnikové vlastnosti, je naprosto nezbytné všechny aplikátory porovnávat na stejné frekvenci. Touto frekvencí je 434 MHz.

Na frekvenci, nebo spíše vlnové délce, záleží velikost sítě, která bude použita při numerickém zpracování. Program používá metodu konečných prvků, ve které je potřeba nastavit nejmenší a největší možnou velikost takového dále neděleného celku. V programu COMSOL se obecně doporučuje použít za největší úseky velikost 0,1 vlnové délky. Vzhledem k frekvenci 434 MHz, vychází podíl rychlosti světla a frekvence na

přibližně 70 cm. Z tohoto lze usuzovat, že největší možný díl je kolem sedmi cm. Opačně je nutné určit nejmenší možný úsek. Tento úsek byl pokusy stanoven na 0,195 mm. Toto odpovídá v COMSOLu nastavení mesh jemnosti na „extra fine“. S takto malými dílky je možné velmi dobře zachovat detaily koaxiálního kabelu a zároveň zajistit rozumnou výpočetní dobu. Vnitřní vodič koaxiálního kabelu bývá část aplikátoru s nejjemnějšími detaily.

#### 4.2.2 Vodiče (materiál)

Pro zlepšení výpočetní doby je nutné zanedbat některé detaily. Jedním z takových nedostatků je materiál vodiče. Reálný materiál by byla měď s vodivými vlastnostmi velmi blízkými dokonalému vodiči. Ve zde vytvořených modelech bude každý vodič brán jako dokonalý vodič (perfect electric conductor – PEC). PEC se nastavuje v podobě rozhraní mezi různými materiály, a tudíž není potřeba řešit praktické věci jako je například tloušťka vodivých materiálů, ze kterých jsou tvořeny aplikátory či antény. Všechny vodiče jsou tak brány jen jako dvou rozměrné, někdy zakřivené, plochy.

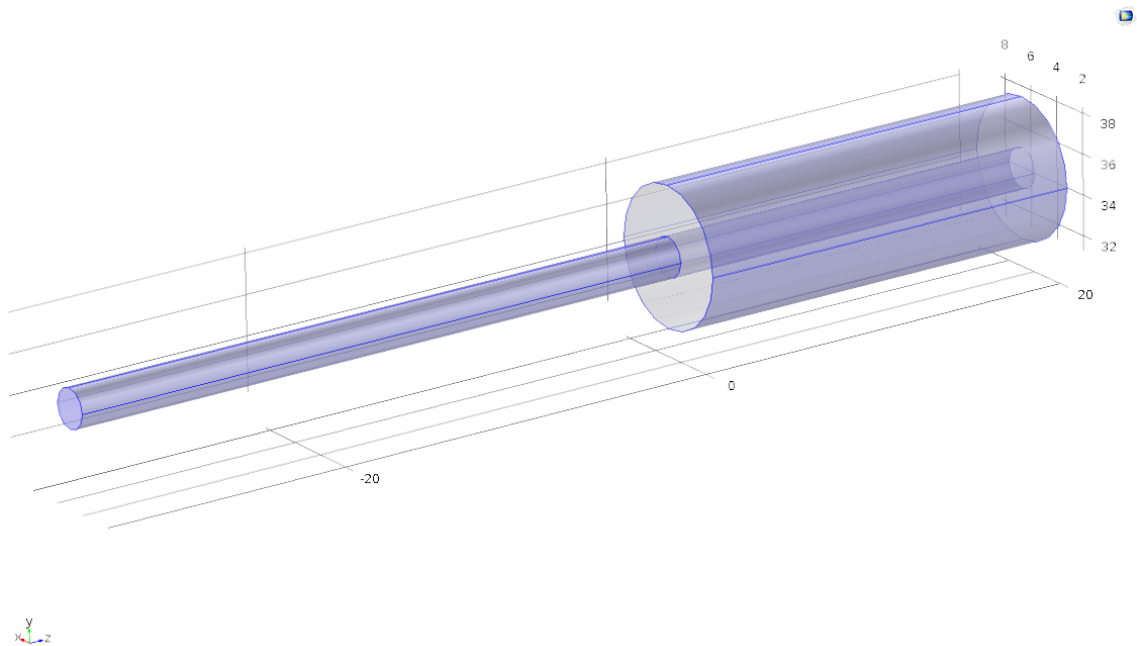
#### 4.2.3 Zdroj energie

Do všech aplikátorů je přiváděna energie pomocí koaxiálního kabelu. Rozměry koaxiálního kabelu a jeho elektrické vlastnosti jsou uvedeny v tabulce 4.1.

Tabulka 4.1: Rozměry koaxiálního kabelu

Vnitřní poloměr (mm)	1
Vnější poloměr (mm)	3,5
Elektrická vodivost dielektrika	0
Relativní permeabilita dielektrika	1
Relativní permitivita dielektrika	2,1

Jelikož program COMSOL umožňuje pracovat s rozhráním, koaxiální kabel je vytvořen pomocí dvou válců (dielektrika a vnitřního vodiče).

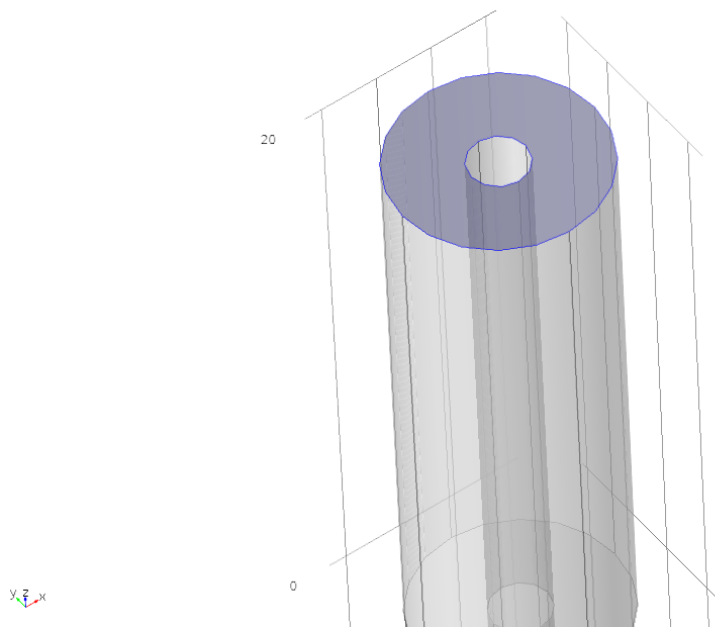


Obr 4.2.1: Vytvořený koaxiální kabel. Obecný model použitý ve všech modelech s rozdílem pouze v délce vysunutí vnitřního vodiče z dielektrika (například ve vlnovodu slouží vysunutí vnitřního vodiče jako anténa samo o sobě, na rozdíl od planárních aplikátorů, kde přivádí elektrickou energii k různě tvarovaným dipólům). (jednotky na osách jsou v mm)

Koaxiální kabel se skládá ze dvou válců, přičemž jsou jejich krajní podmínky nastaveny jako PEC viz. kapitola 4. 2. 2. Jediné, kde PEC není nastaven, jsou obě podstavy širšího válce, jelikož by tak došlo ke zkratu mezi vnitřním a vnějším vodičem.

Vnitřek silnějšího válce je nastaven jako dielektrikum s již zmíněnými vlastnostmi a vnitřek vnitřního vodiče je ponechán nedefinovaný, jelikož intenzita elektromagnetického pole se přenáší mezi PEC okrajovými podmínkami.

Další okrajovou podmínkou je takzvaný „port“ neboli vstup. Tato podmínka slouží jako informace pro program, kudy přichází energie, v jaké podobě a s jakým výkonem.



Obr 4.2.2: Vstup (port) koaxiálního kabelu (modře vyznačen). (jednotky na osách jsou v mm)

Jelikož se tato práce zabývá výstupní charakteristikou jednotlivých aplikátorů, není nutné řešit do detailů, jaký typ koaxiálního kabelu je použit, stejně jako není nutné řešit do detailů jeho umístění. Tyto záležitosti ovlivňují pouze vstupní charakteristiky, jakými jsou například impedanční přizpůsobení a S-parametry.

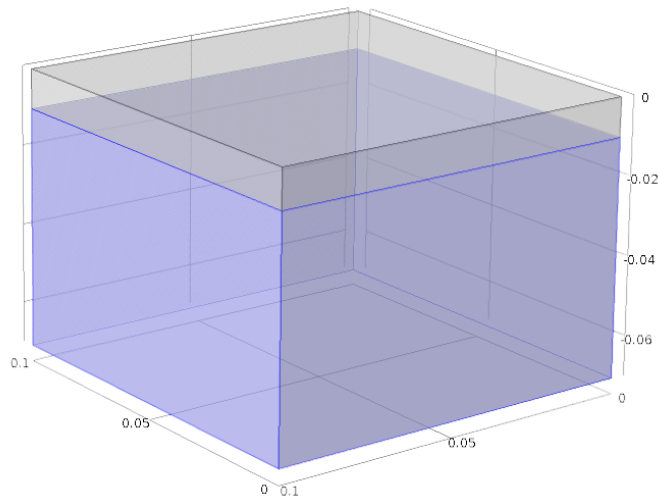
#### 4.2.4 Výkon

Jak je již zmíněno v předchozí kapitole, pro účely této práce není podstatné poměřovat vstupní charakteristiky aplikátorů. Tyto charakteristiky ovlivňují především jak efektivně je přenášen výkon ze vstupu aplikátoru do tkáně. V této práci je ale spotřeba energie kompletně irelevantní. Jediným důležitým mezním parametrem je maximální teplota, která činí 45 °C. Znalost maximální možné teploty, které může tkáň dosáhnout, je klíčovou znalostí pro porovnávání rozložení teplotního pole. Příkon aplikátoru je tedy nastaven tak, aby po ustálení teploty ve fantomu tkáně žádné místo nepřesahovalo onu horní teplotní mez.

#### 4.2.5 Fantom tkáně a vodní bolus

Dalším společným faktorem mezi aplikátory je samotný fantom tkáně, na kterém jsou aplikátory porovnávány, a tedy i poměřovány. Velikost fantomu není nijak pevně

stanovena, ale okraje fantomu by neměly zasahovat do tepelného pole s terapeutickou teplotou ani do plochy, která je započítávána ve výpočtu EFS. Tímto se zajistí, že aplikátory velikost fantomu tkáně nijak neovlivní.



Obr. 4.2.3: Fantom svalové tkáně a vodního bolusu. Modře je vyznačen fantom a šedá část je vodní bolus. Rozměry tkáně se mohou mezi aplikátory lišit, avšak výška (souřadnice z) vodního bolusu zůstává konstantní u všech aplikátorů. (jednotky na osách jsou v m)

Pro porovnávání byla zvolena svalová tkáň, bez kůže a jiných členění. Tyto členění opět nehrají roli na vyzařovací vlastnosti jednotlivých aplikátorů a pouze by komplikovaly výsledky.

Tabulka 4.2: Tabulka s vlastnostmi svalové tkáně ze zdroje [12], kde je možné nalézt dielektrické vlastnosti. Tepelné vlastnosti jsou v programu COMSOL automaticky nastaveny:

Tepelná kapacita	3421 J/(kg·K)
Hustota	1090 kg/m <sup>3</sup>
Tepelná vodivost	0,49 W/(m·K)
Elektrická vodivost	5.5E-6 S/m
Relativní permeabilita	1
Relativní permitivita	56,865

Tkáň je také jediná část všech modelů aplikátorů, která je zahrnuta pod fyzikální modul „Bioheat transfer.“ Tento modul umožňuje přiblížit vlastnosti fantomu opravdové lidské tkáni. Je v něm možné nastavit hodnoty reprezentující prokrvení a metabolický zdroj tepla. Program přidává/odebírání teplo z biologický zdrojů podle rovnice:

$$Q = \rho \cdot C \cdot \omega \cdot (T - t) + M \quad (4.3)$$

Kde  $T$  je teplota arteriální krve v kelvinech, což je teplota krve při vstupu do kapilárního řečiště. Proměnná  $t$  je teplota tkáně opět v kelvinech, která závisí na počátečních podmínkách a na vlivech z okolí v průběhu času.  $C$  je měrná tepelná kapacita krve ( $J/(kg \cdot K)$ ), která popisuje množství energie potřebné pro změnu teploty o jeden stupeň na jednotku váhy.  $\rho$  je hustota krve a  $Q$  je metabolický zdroj tepla ( $W/m^3$ ).  $\omega$  je průtok krve krevním řečištěm, a tedy vyjadřuje kolik kg krve proteče metrem krychlovým tkáně za časový úsek ( $kg/s/m^3$ ). [13]

Zde se ukazuje velmi podstatný parametr pro tuto práci. Jelikož je nutné studovat a porovnávat rozložení teplotního pole v závislosti na prokrvení, je nutné používat pro model tkáně více hodnot prokrvení. Po dohodě s vedoucím byly zvoleny dvě hodnoty prokrvení. Tyto hodnoty odpovídají maximálnímu a průměrnému prokrvení, které je běžné v živých tkáních. [11]

Tabulka 4.3: Tabulka popisující vlastnosti tkáně důležité pro připodobnění k biologické tkáni. Dvě prokrvení tkáně jsou důsledkem zadání práce a aplikátory budou pozorovány na obou hodnotách.

Teplota arteriální krve	37 °C
Teplota tkáně (počáteční podmínka)	37 °C
Měrná tepelná kapacita krve	3617 J/kg/K
Hustota krve	1050 kg/m <sup>3</sup>
Prokrvení tkáně	0,75 kg/s/m <sup>3</sup> a 5,0 kg/s/m <sup>3</sup>

Jelikož je dle zadání nutné tkáň testovat i v reálných situacích, pro kontrolu numerických výpočtů, tkáň má nastaveny své okrajové podmínky jako v případě

testování na agaru v laboratoři. To znamená, že čtyři okraje tkáně, který by byly v kontaktu se stěnou nádoby, jsou nastaveny jako přechodové podmínky pro přenos tepla vedením s teplotou 25 °C (pokojovou teplotu). Spodní strana je nastavena na teplotu 37 °C, jelikož se předpokládá, že model v reálném světě bude postaven na podložce fungující jako izolant.

Vodní bolus funguje jako svod pro přebytečné teplo. Nachází se mezi svalem a aplikátorem a má za úkol regulovat povrchovou teplotu tkáně, jelikož právě na povrchu tkáně se ztrácí největší množství energie. Díky vodnímu bolusu je možné prohřívát hlubší části tkáně bez poškození svrchních částí. Tepelný svod vodního bolusu je v COMSOLu vyřešen opět pomocí okrajových podmínek. Samotný vodní bolus je vynechán z fyzikálního modulu pro zahřívání. Chladicí efekt vodního bolusu je nahrazen okrajovou podmínkou mezi tkání a vodním bolusem. Použitá okrajová podmínka „Heat flux“ umožňuje nastavit proudění tepla obdobné jako kdyby byla tkáň chlazená vodním bolusem.

Zde opět vystupuje druhá část zadání práce pro rozložení tepelného pole. Bude zkoumáno jeho rozložení při dvou teplotách vodního bolusu. (30 a 41°C)

Samotná doména vodního bolusu musí být také definována pro elektromagnetické záření, které jej prochází.

Tabulka 4.4: Parametry vodního bolusu pro průchod elektromagnetického záření. (Zdroj hodnot [12])

Elektrická vodivost	$5,5 \cdot 10^{-6}$ S/m
Relativní permeabilita	1
Relativní permitivita	78

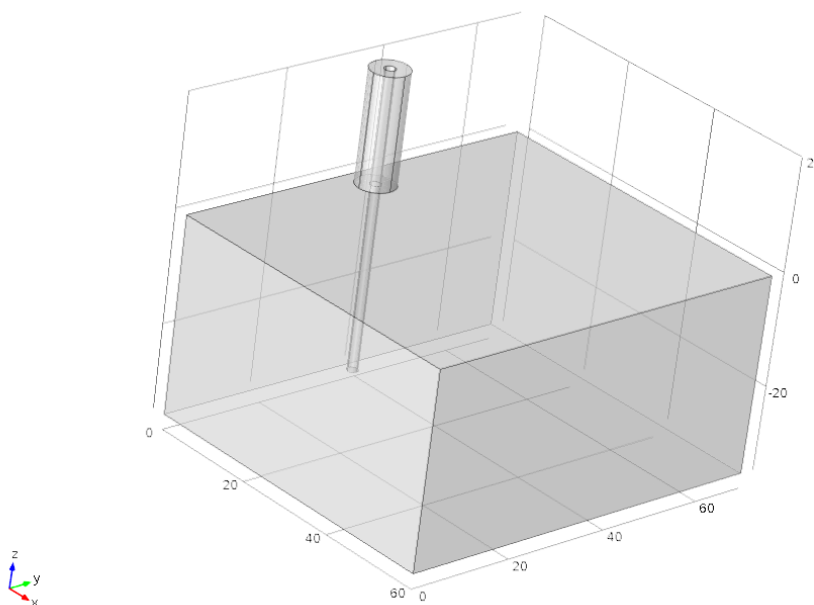
Výška vodního bolusu (vzdálenost mezi aplikátorem a tkání) je vždy 1 cm.



## 4.3 Stavba aplikátorů

### 4.3.1 Vlnovodný aplikátor

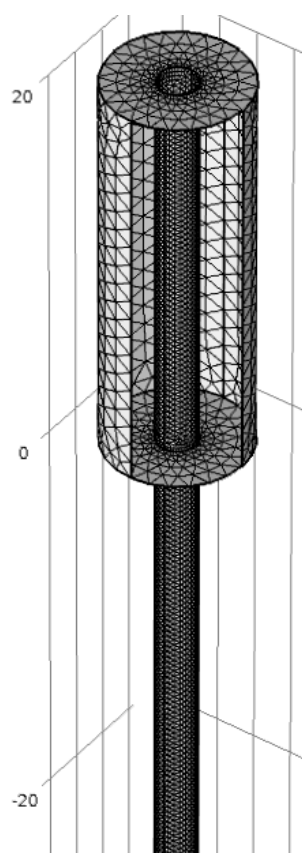
Vlnovodný aplikátor je pravděpodobně nejlehčí aplikátor pro výpočet, díky jeho jednoduché konstrukci. V klinické praxi je velmi často využíván především díky svým nízkým výrobním nákladům a velmi dobrým přenosovým vlastnostem. Aplikátor se skládá v podstatě z úseku vlnovodného (rozměrově přizpůsobené dle frekvence záření) a z koaxiálního zapojení. Vlnovodné aplikátory obecně nabízí tyto výhody: Přenáší největší výkon mezi aplikátory, žádná energie není vyzářena do okolí, velmi snadná výroba a široké přenesené frekvenční pásmo. [8]



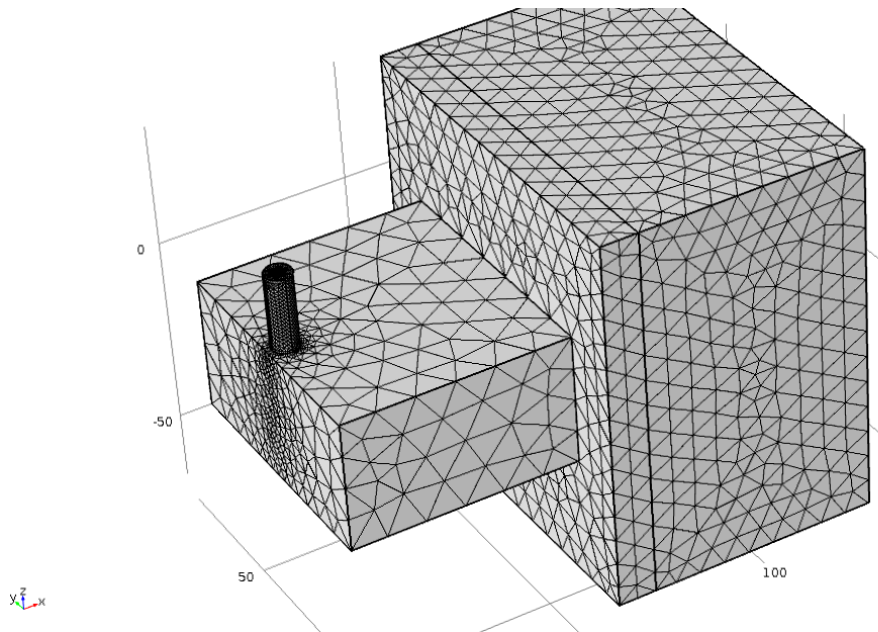
Obr. 4.3.1: Geometrie vlnovodného aplikátoru optimalizovaného pro 434 MHz. Výstupní okraj kolmý na osu x (plocha s x souřadnicí 60 mm) je ponechán prázdný. Právě tudy bude procházet energie do vodního bolusu a do tkáně. Ostatní okraje jsou specifikovány pro program jako PEC. Vnitřek je vyplněn vodou se stejnými vlastnostmi, jako má voda ve vodním bolusu. Voda funguje jako médium pro přenos energie. Koaxiální kabel je zapojen u nejbližšího kraje od výstupu aplikátoru. Vnitřní vodič koaxiálního kabelu je zapuštěn do aplikátoru a funguje jako budicí anténa. (jednotky na osách jsou v mm)

Tabulka 4.5: Rozměry aplikátoru převzaté z [16]

Rozměr vlnovodu x	60 mm
Rozměr vlnovodu y	69,6 mm
Rozměr vlnovodu z	34,8 mm
Vzdálenost koaxiálního kabelu od okraje	4,9 mm
Hloubka zapuštění vnitřního vodiče	32,9 mm



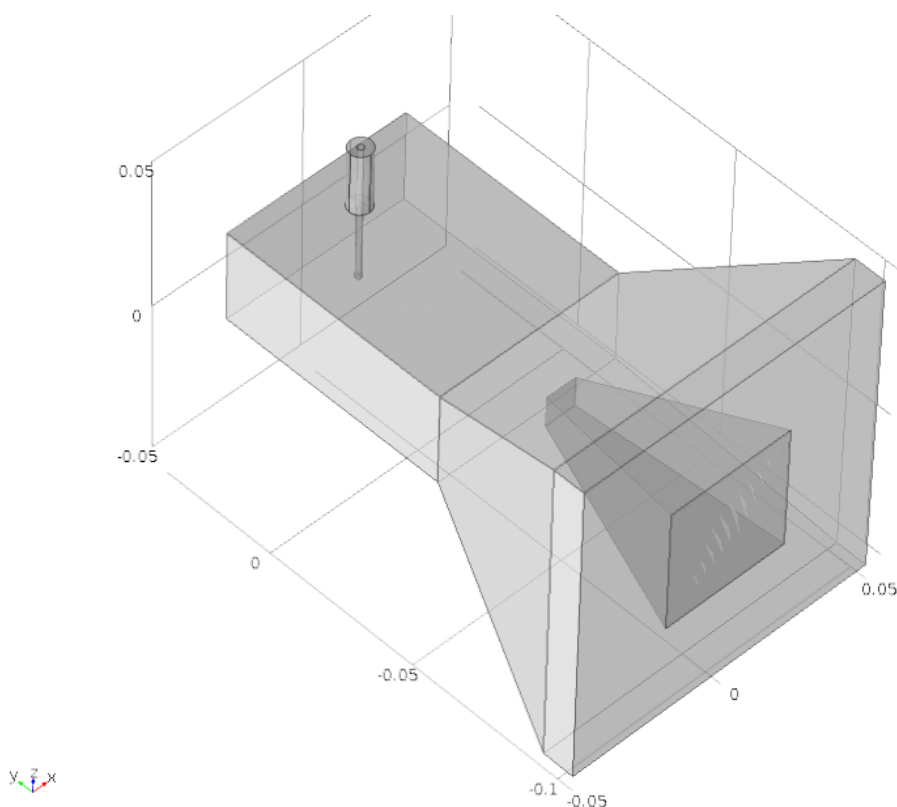
Obr. 4.3.2: Detail sítě pro numerický výpočet pomocí metody konečných prvků. Pro lepší viditelnost jsou zneviditelněny některé strany. (jednotky na osách jsou v mm)



Obr. 4.3.3: Model vlnovodného aplikátoru i s vodním bolusem a fantomem tkáně připraveného pro simulaci. (měřítko os je v mm)

### 4.3.2 LCA

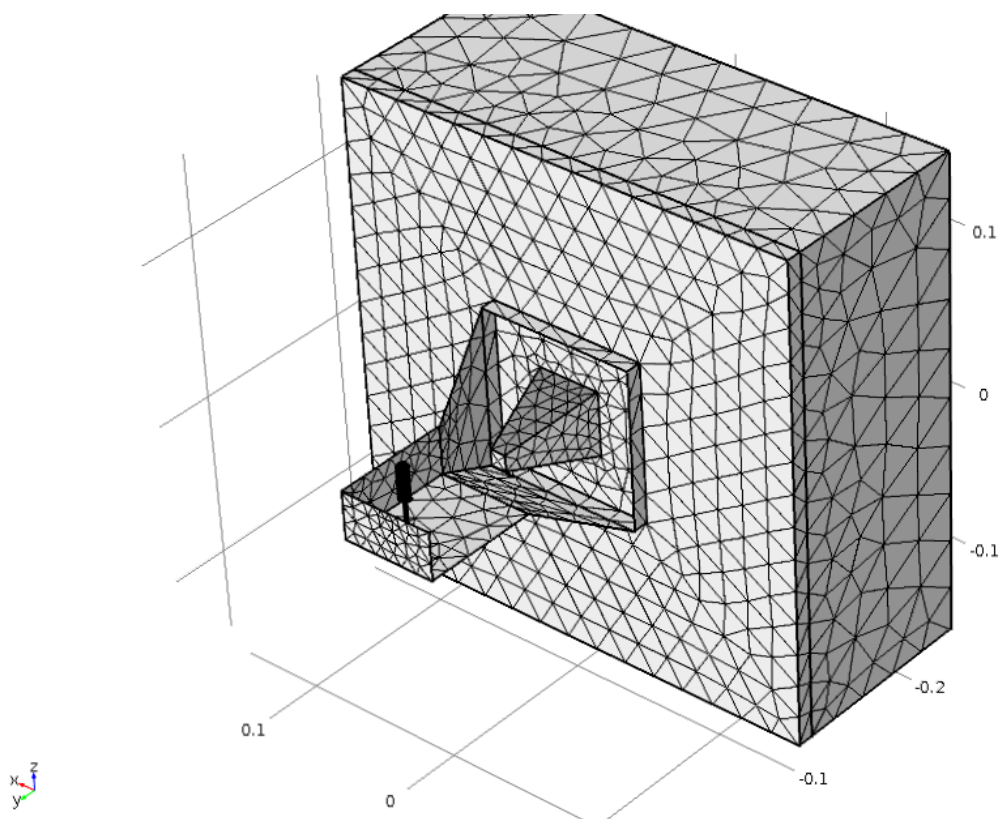
Z logické návaznosti na vlnovodný aplikátor vychází LCA neboli lucite cone applicator. Tento aplikátor se snaží zlepšit vlastnosti obyčejného vlnovodného aplikátoru, který je v podstatě jeho budící součástí. Lucite cone aplikátorů je mnoho druhů a liší se mezi sebou jen drobnostmi, a proto je v této práci zastoupen pouze jednou. Rozdíly mezi nimi jsou především ve tvaru vloženého kuželu či příbuzného tvaru (jehlanu, kuželu bez špičky atd....). Tyto drobnosti by neměly mít na celkové výstupní charakteristiky zásadní vliv.



Obr. 4.3.4: Návrh LCA. Model je převzatý z manuálu (3.3.2 Superficial Hyperthermia using a Lucite Pyramid Applicator — Sim4Life 3.0 documentation) a upravený pro prostředí COMSOL. Na obrázku je vidět koaxiální kabel přicházející do vlnovodu mírně rozdílného od zde testovaného (viz tabulka níže). Vlnovod vyústí do divergentní části, která má uprostřed pyramidu. Pyramida sama o sobě je vytvořena z plastu, a dále jsou z plastu také obě boční stěny (oběma prochází osa x) divergentní části aplikátoru. Celkové vyústění aplikátoru je opět otevřené a bude k němu přiřazen vodní bolus a fantom tkáně.

Tabulka 4.6: Rozměry LCA převzaté z programu Sim4life 3.0.

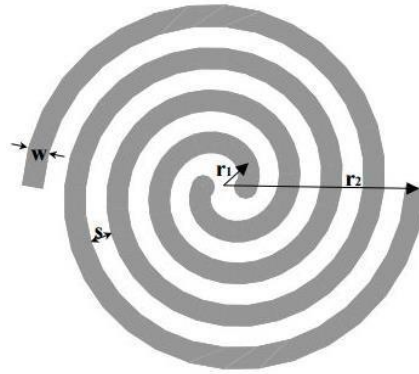
Vlnovod (x rozměr)	30 mm
Vlnovod (y rozměr)	74 mm
Vlnovod (z rozměr)	60 mm
Divergentní část – výška	58 mm
Vyústění (x rozměr)	100 mm
Vyústění (z rozměr)	100 mm
Pyramida – strana podstavy	40 mm
Pyramida – strana špičky	10 mm
Pyramida – výška	57 mm



Obr 4.3.5: Celkový model připravený k numerické simulaci. Některé stěny jsou pro přehlednost zneviditelněny. Na obrázku je vidět použitá síť. Detail koaxiálního kabelu není potřeba, jelikož je stejný jako u vlnovodu. (jednoty os jsou v m)

### 4.3.3 Archimédova spirála

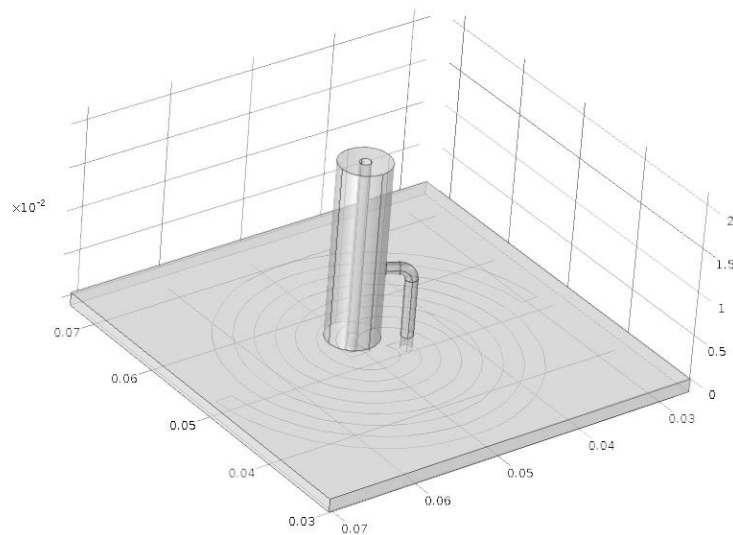
První z planárních aplikátorů je spirálový aplikátor. Konstrukce spirály byla vymyšlena již za dob Archiméda z jeho knihy „O závitnicích“, kde spirálu popisuje jako množinu bodů, která tvoří trajektorii složenou ze dvou pohybů. Prvním z nich je pohyb polopřímky, která se otáčí stále stejnou rychlostí kolem svého počátku a druhým pohybem je pohyb bodu putující po polopřímce od jejího počátku rovnoměrnou rychlostí [14]. Tato spirála se nazývá Archimédova spirála. Dvě tyto spirály otočené o  $180^\circ$  vytvoří širokopásmový dipól s rameny stočenými do spirály. [15]



Obr. 4.3.6: Dvojitá Archimedova spirála převzata z [15].  $r_1$  je vnitřní poloměr spirály, který určuje, jak daleko od středu dvojitě spirály bude začínat prostředek ramen spirály.  $r_2$  je vnější poloměr spirály, který určuje, jak daleko od středu spirály bude střed konce ramene.  $s$  je vzdálenost mezi spirálami a  $w$  je jejich šířka. Na obrázku není znázorněno  $N$ , které je rovno počtu závitů spirály.

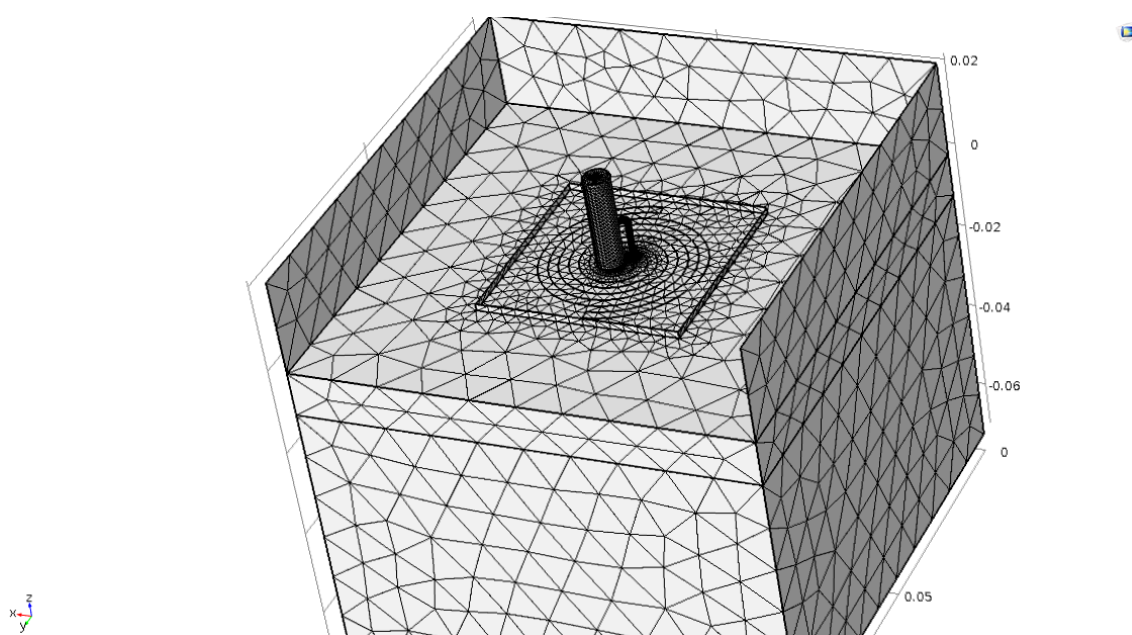
Tabulka 4.7: Parametry spirály převzaté z [15, 9]

Vnější poloměr spirály	18,8 mm
Vnitřní poloměr spirály	2,1 mm
Počet závitů	2
Šířka vodiče	2,1 mm
Šířka mezery mezi vodiči	2,1 mm



Obr. 4.3.7: Návrh geometrie převzat od [15]. Spirála je vidět skrze prosvítající dielektrikum. Dielektrikum funguje jako izolant, ve kterém je spirála zapuštěna, a je spojeno s dielektrikem v koaxiálním kabelu. Vnitřní vodič koaxiálního kabelu je protažen dielektrikem a spojen s jednou větví dvojitě spirály. Zemní vodič koaxiálního kabelu je spojen balunem (symetrickým napájením) s druhým ramenem spirály. (jednotky os jsou v m)

Protože COMSOL pracuje s přechodovými podmínkami a nelze v něm efektivně simulovat velmi drobné hrany, je spirála pouze dvourozměrná. Toto zanedbání by nemělo mít valný vliv na výsledné rozložení pole, ale značně zkrátí výpočetní dobu. Tento postup je preferován i v manuálech a ukázkových aplikacích programu COMSOL. Spirála by v tomto případě měla výšku (velikost ve směru osy z) v řádu jednotek mikrometrů a bylo by proto potřeba nastavit zcela jinak velikost sítě. Toto nastavení bylo také vyzkoušeno, ale výpočetní doba se prodloužila na dvě hodiny a přineslo to zcela stejné výsledky, co se rozložení pole týče. Spirála je tedy pouze dvourozměrné PEC rozhraní na povrchu vodního bolusu.

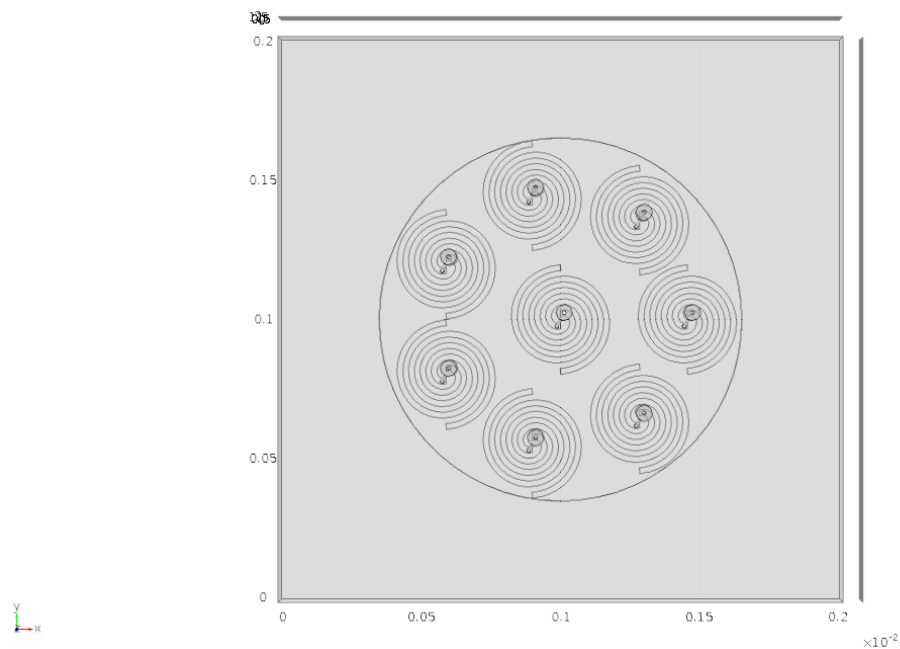


Obr. 4.3.8: Ukázka aplikátoru i s fantomem. Aplikátor je zde zasazen ve vzduchu, kterému byly zneviditelněny dvě strany. Tudiž od shora dolů lze pozorovat vzduch, vodní bolus a svalovou tkáň. Přípravený model k simulaci. (jednotky os v m)

#### 4.3.4 Kruhová matice ze spirál

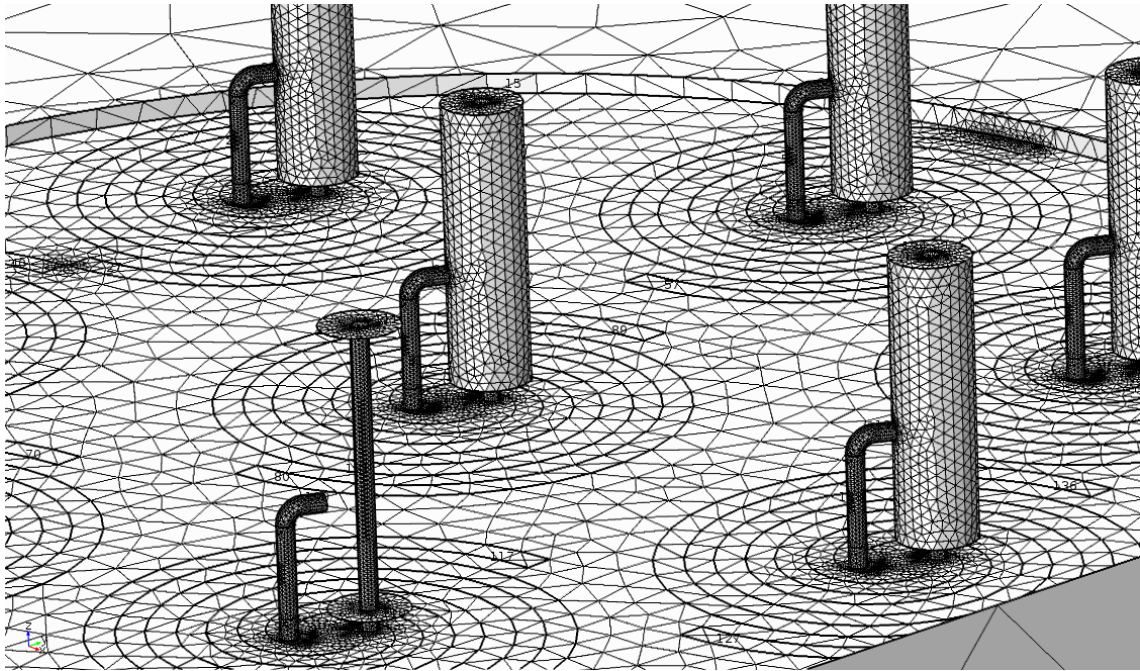
Kruhová matice ze spirál je dalším z planárních aplikátorů. Tento typ je používán firmou Pyrexar HT z řady BSD (Pyrexar Medical, Salt Lake City, USA). Aplikátor je v podstatě maticí osmi spirálových aplikátorů. Všechny spirálové aplikátory v matici jsou nastaveny stejně jako spirálový aplikátor z předchozího modelu (4.3.3).

Matice z aplikátorů mají ovšem jedno nastavení navíc. Kdyby jednotlivé spirály měly stejný výkon, vznikne uprostřed matice tepelné ohnisko, kde teplota vzroste rychle nad mez 45 °C. K tomuto jevu dochází, protože prostřední matice je jako jediná obestoupena ze všech směrů jinými spirálami, které tkáň pod střední maticí také z části ohřívají. Tento problém byl vyřešen pomocí snížení výkonu střední spirály. Výsledné rozložení výkonu je vidět na obrázku 5.1.5.



Obr 4.3.9: Návrh matice aplikátorů v kruhovém uspořádání. Je zneviditelněn horní okraj vzduchu a horní okraj dielektrika, ve kterém je matice zapuštěna. Zároveň je vidět přesné uspořádání matic. Všechny matice jsou natočeny ve stejném úhlu a středy okruhových matic vytváří přesný sedmiúhelník. (jednotky os jsou v m)

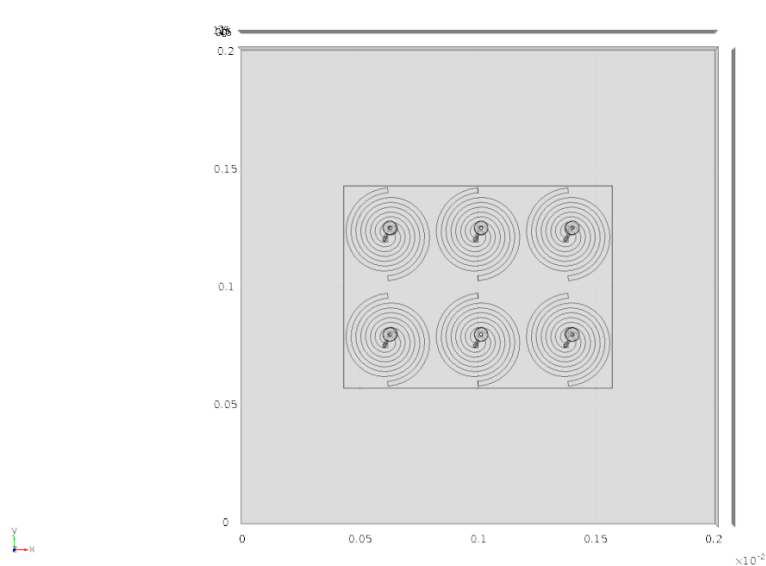




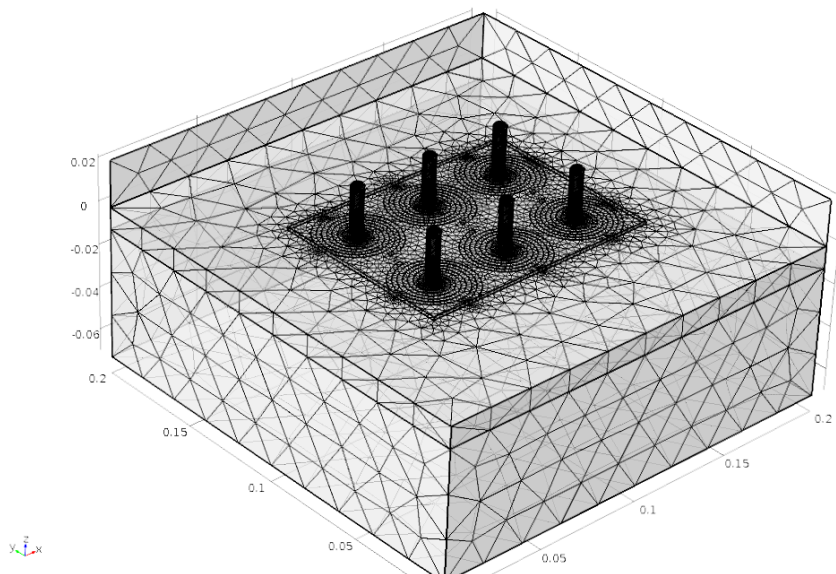
Obr 4.3.10: Detail sítě použité pro výpočet. Opět jsou zneviditelněny některé strany pro lepší přehlednost. Jemnost je nastavena jako na všech modelech „extra fine“.

### 4.3.5 Obdélníková matice ze spirálových aplikátorů

Tento aplikátor je opět od firmy Pyrexar HT z řady BSD. Není nutné ho více popisovat, jelikož vše je nastaveno stejně jak při kruhové matici ze spirál. Stejně jako tomu bylo u kruhové matice, je nutné snížit výkon na obou středních spirálách pro dosažení lepšího rozložení elektromagnetického výkonu ve tkáni. Výsledné rozložení výkonu je vidět na obrázku 5.1.6.



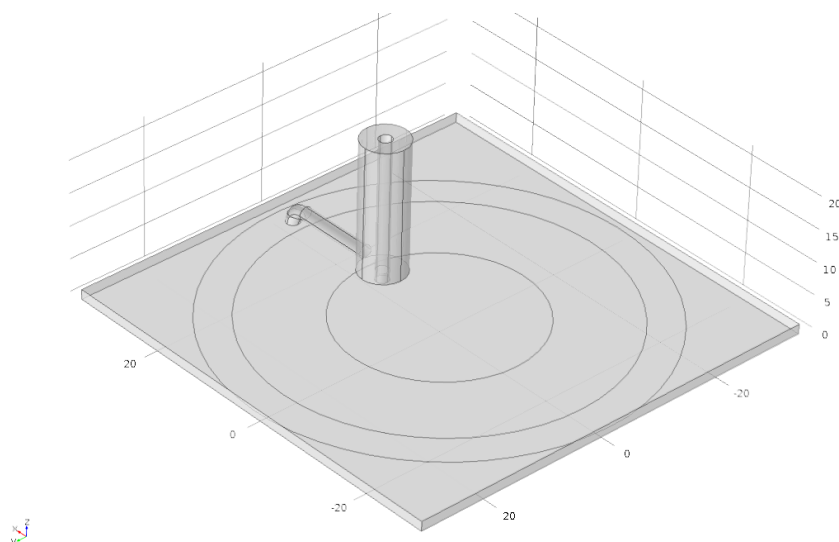
Obr. 4.3.11: Obdélníková matice složená ze šesti spirálových aplikátorů. (Rozměry na osách jsou v m.)



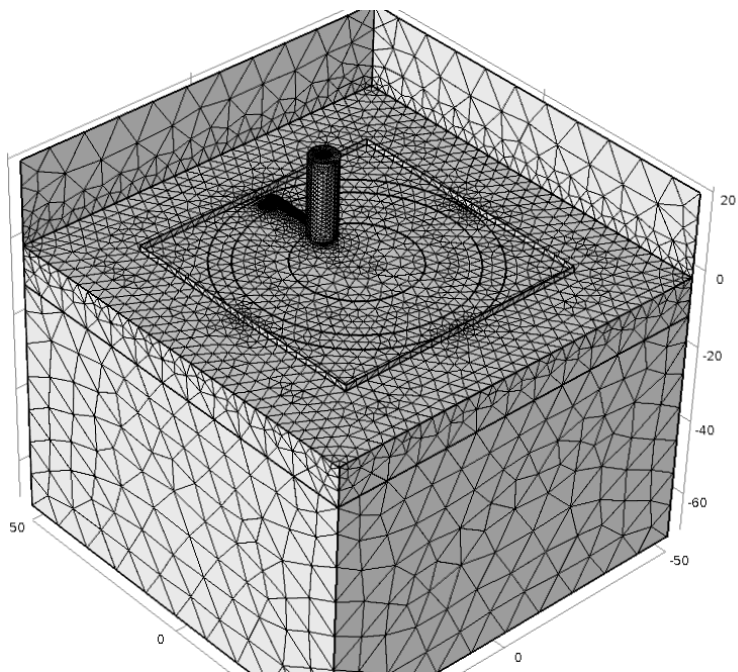
Obr. 4.3.12: Matice ze spirálových aplikátorů i s vodním bolusem a fantomem. Připraveno k numerické simulaci. (jednotky na osách v m)

### 4.3.6 Štěrbinový kruhový aplikátor

Posledním typem testovaných aplikátorů je skupina štěrbinových aplikátorů. Stejně jako spirálový aplikátor, řadí se štěrbinové aplikátory mezi planární aplikátory. Štěrbinový aplikátor získal název od štěrbině mezi budícím a zemnicím vodičem. Oba vodiče nabývají různých tvarů a stejně jako se spirálovými aplikátory se z nich často tvoří matice.



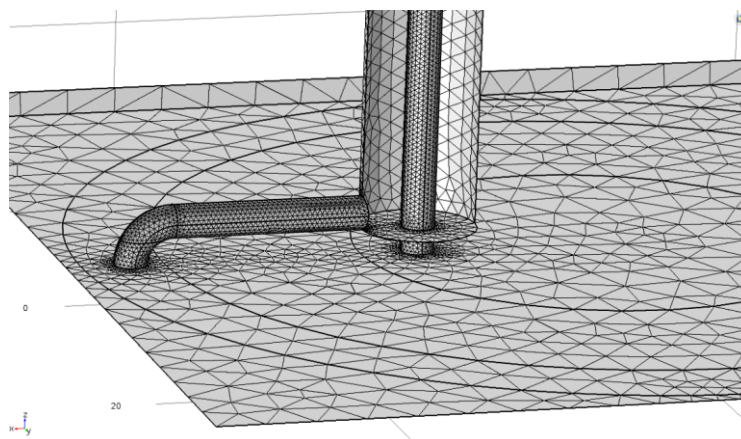
Obr. 4.3.13: Kruhový štěrbinový aplikátor převzatý z [10]. Vnitřní vodič koaxiálního kabelu přivádí energii do budící části aplikátoru, kterou je v tomto případě vnitřní kruh. Okolo budící části (vnitřního kruhu) je štěrbině, která je vyplněná dielektrikem, do kterého je opět celá kovová konstrukce zapuštěna. Vnější mezikruží je vodivě spojeno se zemnicí částí koaxiálního kabelu. (měřítko na osách je v mm)



Obr. 4.3.14: Síť použitá pro simulaci. Na obrázku je vodní bolus i svalová tkáň. Celý aplikátor je opět obklopen vzduchem. (měřítko v mm)

Tabulka 4.8: Rozměry kruhového aplikátoru dle [10].

Poloměr aplikátoru (zemnicího vodiče)	31,5 mm
Velikost mezery mezi vodiči	12 mm
Poloměr budícího vodiče	14,5 mm

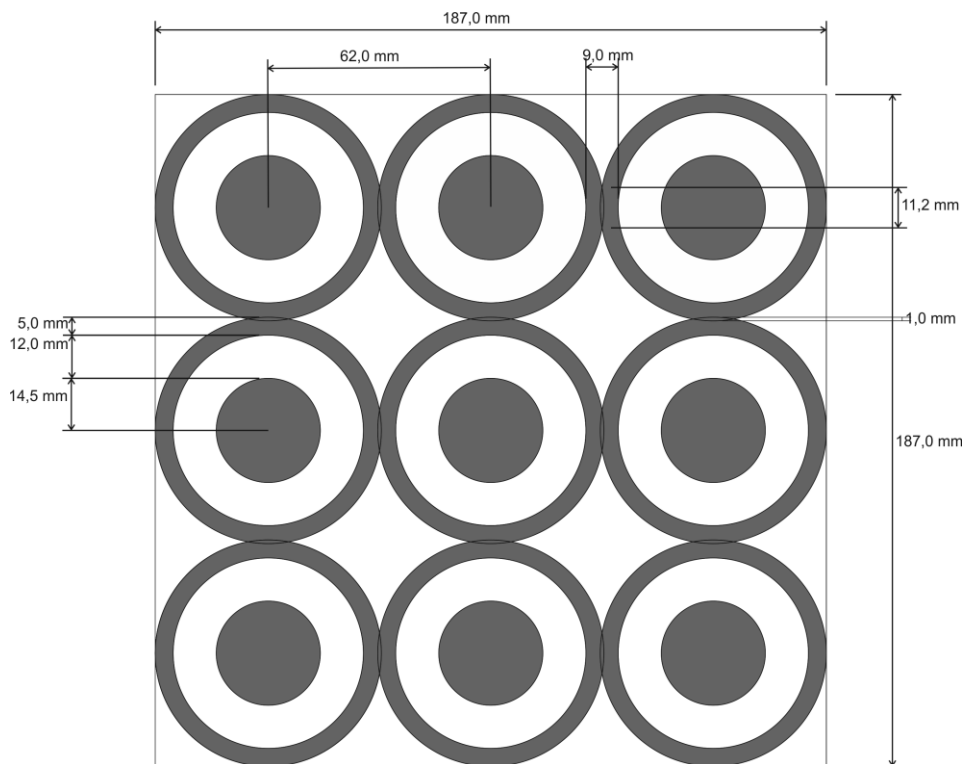


Obr. 4.3.15: Detail vodivých spojení koaxiálního kabelu a PEC rozhraní kruhového aplikátoru.

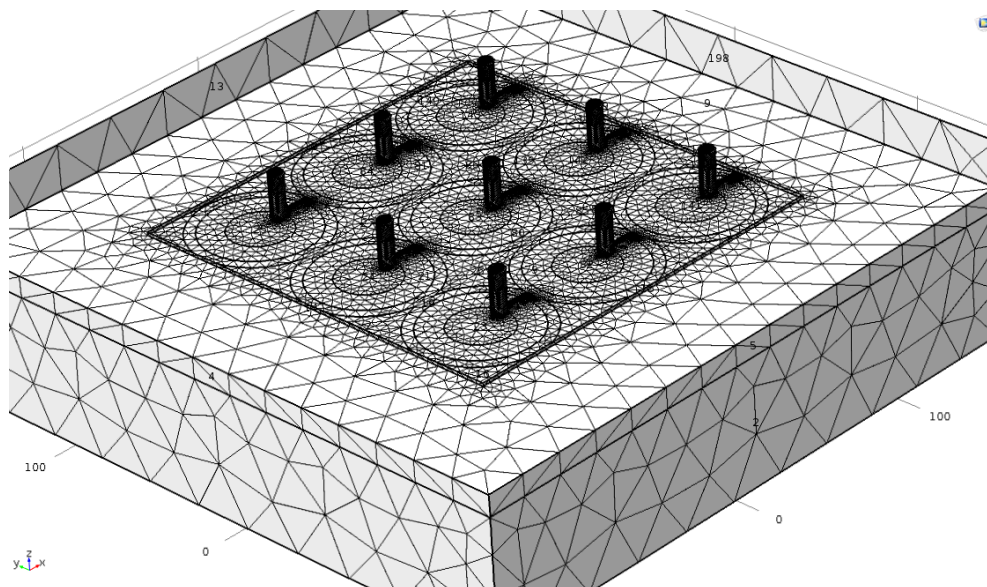
### 4.3.7 Matice kruhových aplikátorů

Dalším postaveným aplikátorem je matice z kruhových aplikátorů. Stejně jak tomu bylo u spirálových aplikátorů, i tato matice je složena z přesných kopií šterbinové kruhové matice. Jediným rozdílem je mírné překrývání jednotlivých aplikátorů. Toto překrývání vodivě spojuje všechny zemnicí vodiče jednotlivých aplikátorů.

Aplikátoru je opět nutné nastavit různé výkony vnitřních matic pro dosažení optimálního rozložení elektromagnetického pole. Výsledné rozložení je zobrazeno na obrázku 5.1.9.



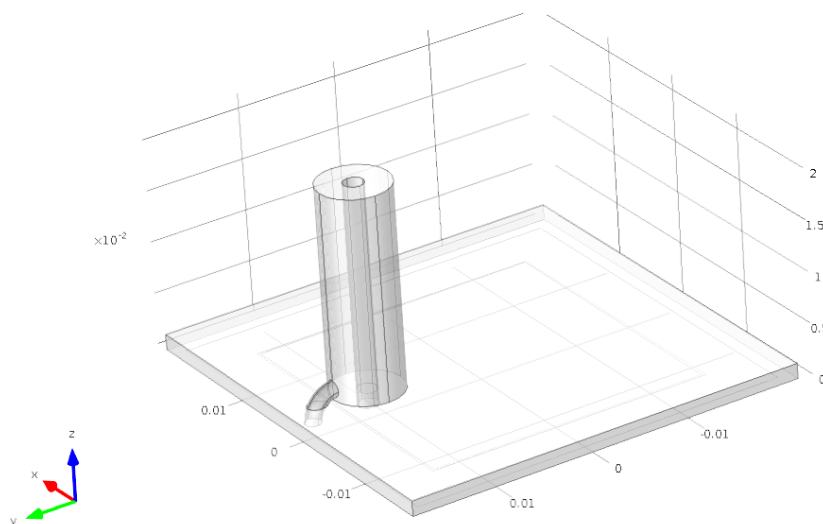
Obr. 4.3.16: Rozměry matice z kruhových aplikátorů. Převzato z [10]



Obr 4.3.17: Ukázka připraveného aplikátoru pro numerickou simulaci. (jednotky na osách jsou v mm)

### 4.3.8 Štěrbínový čtvercový aplikátor

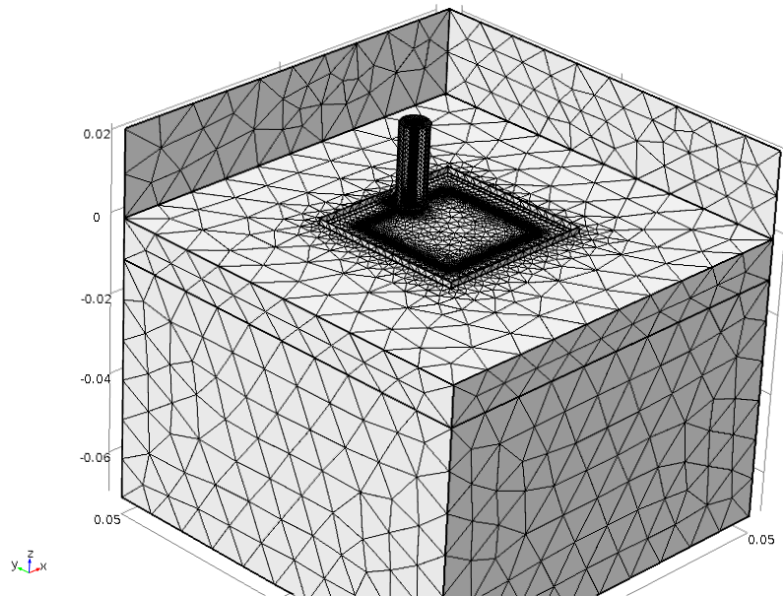
Posledním testovaným aplikátorem byl štěrbinový aplikátor, kterého základní geometrie byla převzata z [17]. Tento aplikátor je přiložen pro zkoumání, jaký rozdíl hraje tvar planárního aplikátoru ve srovnání s kruhovým aplikátorem.



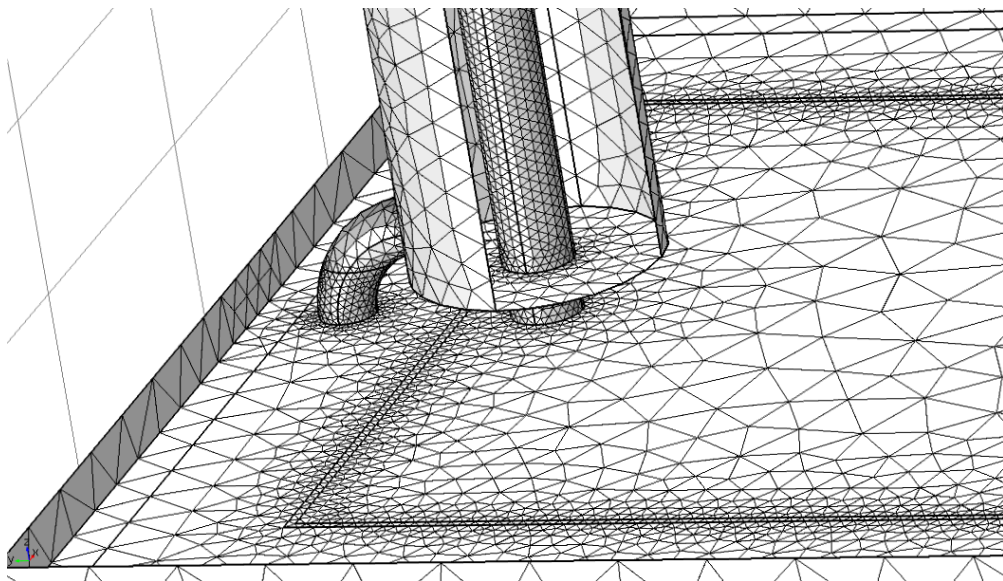
Obr 4.3.18: Návrh planárního aplikátoru se čtvercovým tvarem. Aplikátor je opět zapuštěn v dielektriku, které je spojené s dielektrikem v koaxiálním kabelu a má i stejné dielektrické vlastnosti. Vnitřní vodič koaxiálního kabelu je spojen s budící částí aplikátoru a kovový plášť koaxiálního kabelu je spojen se zemnicím vodičem okolo budící části. Mezi vodiči aplikátoru je štěrbina, která umožňuje průchod elektromagnetické energie do tkáně. (Jednotky na osách jsou v m)

Tabulka 4.9: Detailní rozměry štěrbinového aplikátoru ve tvaru čtverce. [17]

Velikost štěrbiny mezi vodiči	0,5 mm
Okrajová velikost zemnicího (vnějšího) vodiče	37,5 mm
Velikost budícího (vnitřního) vodiče	27,9 mm



Obr 4.3.19: Obrázek finálního aplikátoru připraveného pro simulaci. Na obrázku je vidět jak vodní bolus, tak fantom svalové tkáně. Aplikátor je opět obklopen vzduchem, kterému jsou pro lepší přehlednost zneviditelněny tři strany. (Jednotky na osách jsou v m)



Obr 4.3.20: Detail koaxiálního zapojení. Zneviditelněny jsou dvě strany. Část pláště koaxiálního kabelu a svrchní část dielektrika. (Jednotky na osách jsou v m)

## 4.4 Experiment

V zadání práce je, že je nutné simulace v programu COMSOL Multiphysics ověřit reálnými testy. Experimenty měly původně být postaveny na měření vlnovodného a planárního aplikátoru. Bohužel vlnovodný aplikátor nebyl nalezen, a proto místo vlnovodného aplikátoru budou použity dva planární aplikátory.

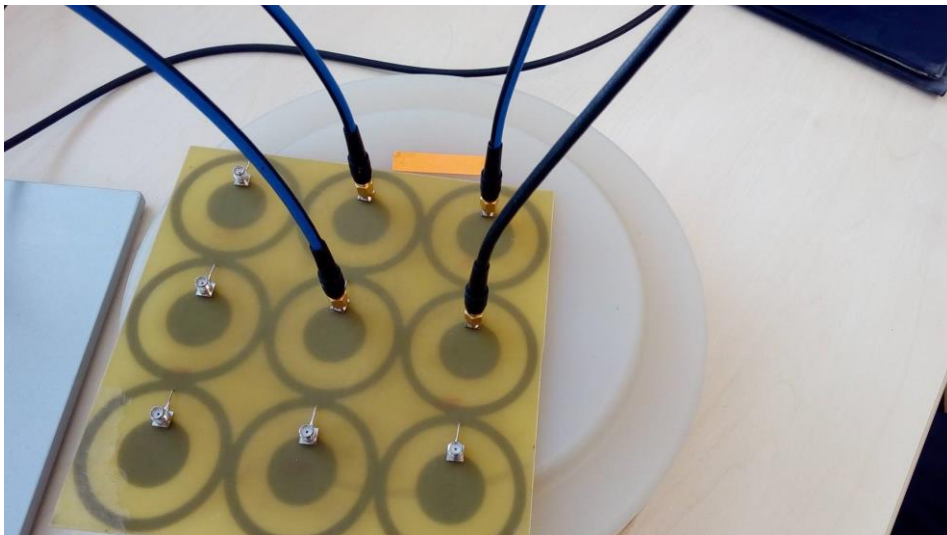
### 4.4.1 Příprava agaru

Jako fantom lidské tkáně byl použit agar rozpuštěný ve vodě s přidanou solí. Poměr byl zvolen 95,7 % vody, 0,3 % sůl a 4 % agar [9]. Agar se smísí s horkou vodou a se solí, přivede se k varu, naleje se do nádoby a nechá se vychladnout. Při zchlazení pod teplotu 40 °C agar ztuhne a je možné na něm testovat aplikátory.

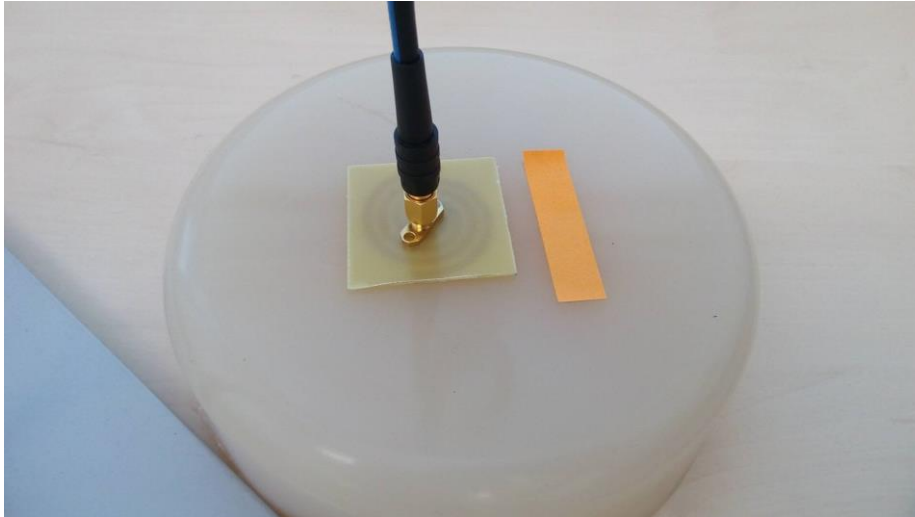
### 4.4.2 Testování

Pro testování byly zvoleny dva aplikátory. Jednoduchý spirálový aplikátor a matice z kruhových aplikátorů.

Na fantomu tkáně není možné vytvořit prokrvení a ostatní biologické vlastnosti tkáně, a proto je experiment brán pouze jako potvrzení, že numerické simulace fungovaly správně. Také není nutný vodní bolus, jelikož by pouze zanášel nepřesnost do experimentu a teploty přesahující 45 °C nejsou v tomto experimentu žádný problém.



Obr. 4.4.1: Příprava testování maticového aplikátoru. Použité byly pouze čtyři šterbinové aplikátory z matice, jelikož na otestování správnosti výsledků je to dostačující. Aplikátor leží na agaru a je napojen na čtyři SMA koaxiální kabely. Šterbinový aplikátor byl spuštěn po 150 sekund s výkonem 50 W. Oranžový papírek pro porovnání s délkou 5 cm.



Obr. 4.4.2: Příprava testování spirálového aplikátoru. Spirálový aplikátor byl spuštěn po dobu 5 minut s výkonem 5 W. Oranžový papírek na obrázku je dlouhý 5 cm.

## 5 Výsledky

Množství výsledků, především počet obrázků, vyžaduje rozdělit výsledky na hlavní část, jako jsou grafy TTA a EFS a základní rozložení výkonu elektromagnetického pole a část uvedenou v příloze, podrobně se zabývající rozložením všech polí.

Výsledky jsou rozloženy do skupin nejprve podle aplikátoru, na kterém byly výsledky získány a na konci pro přehlednost porovnány výsledky jednotlivých aplikátorů při testování mezi sebou za konkrétních podmínek.

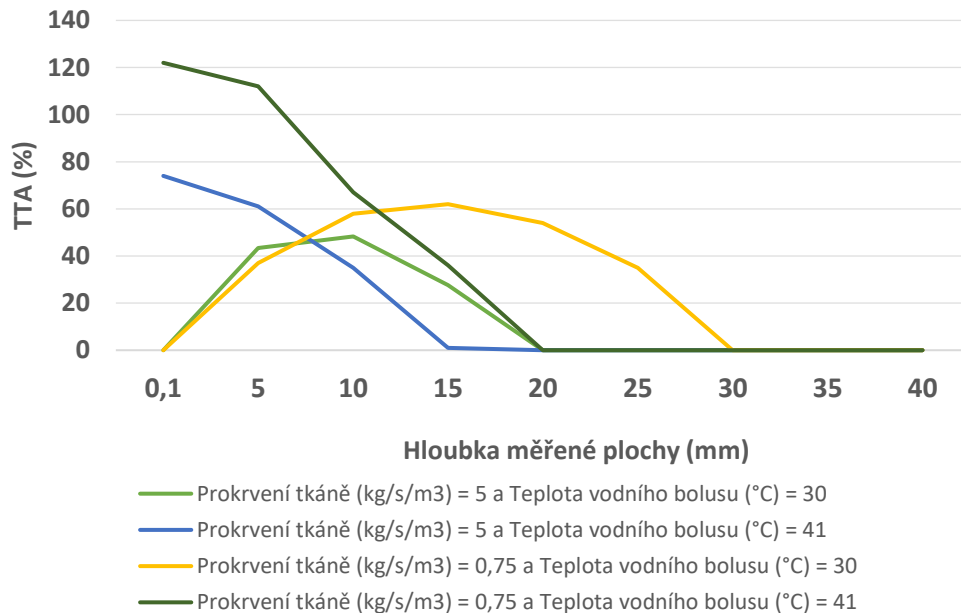
V grafech jsou prezentovány výsledky TTA a EFS v rovinách rozmístěných po peti milimetrech hloubky tkáně s výjimkou prvních hodnot, které jsou od této hodnoty mírně posunuty. Důvodem, proč data nezačínají přímo od okraje tkáně, je omezení programu COMSOL, který na této hranici nemůže rozlišit, zdali je od něho požadováno vypisovat teploty vodního bolusu či ohřívané tkáně.

Naměřené hodnoty u každého aplikátoru jsou vždy ve dvou grafech (TTA a EFS v různých hloubkách tkáně) a jednom obrázku (rozložení výkonu elektrického pole v hloubce 1 cm ve tkáni).

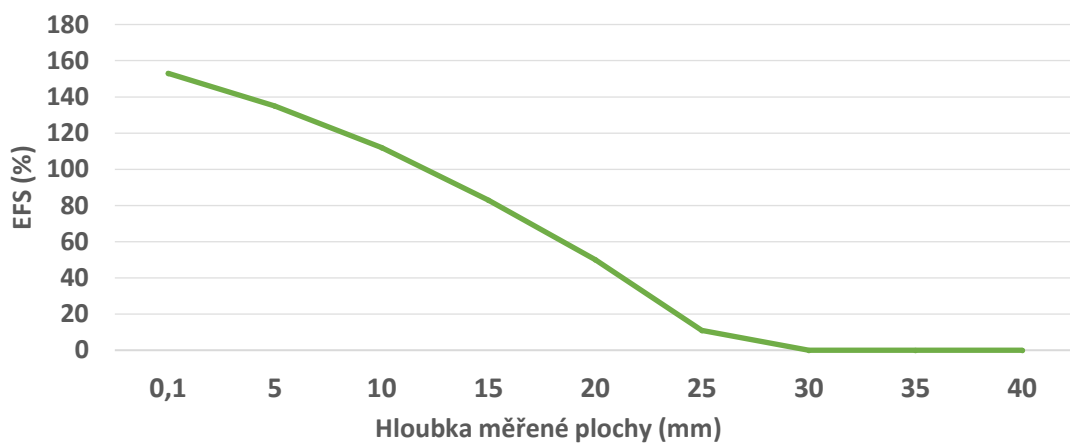


## 5.1 Výsledky pro jednotlivé aplikátory

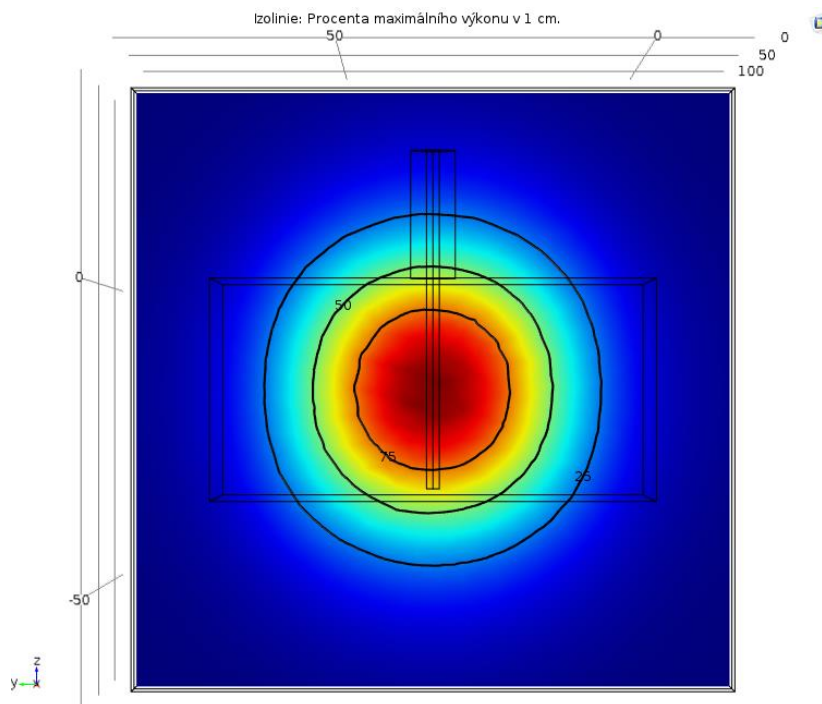
### 5.1.1 Vlnovod



Graf 5.1.1: Výsledky rozložení teplotního pole pro vlnovodný aplikátor. Různé barvy určují různé parametry prokrvení a teplotu vodního bolusu.

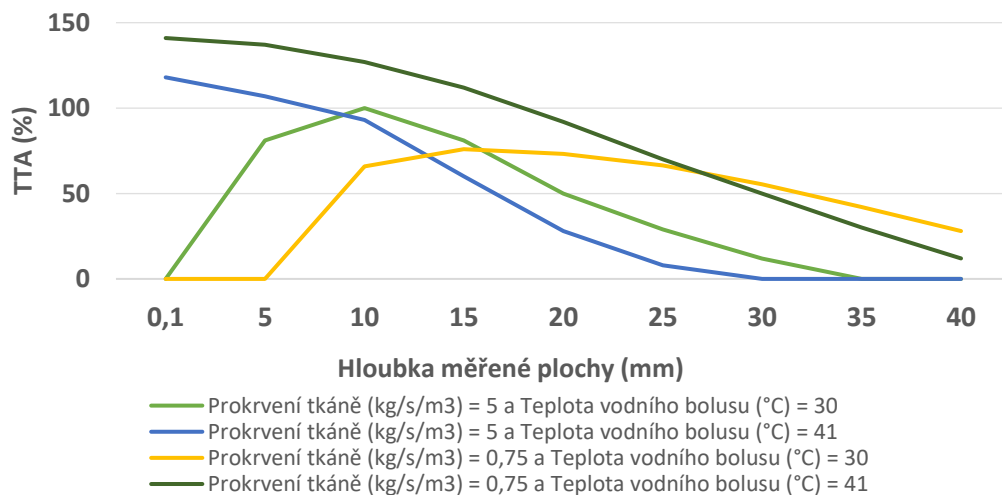


Graf 5.2: Výsledky rozložení elektromagnetického pole pro vlnovodný aplikátor.

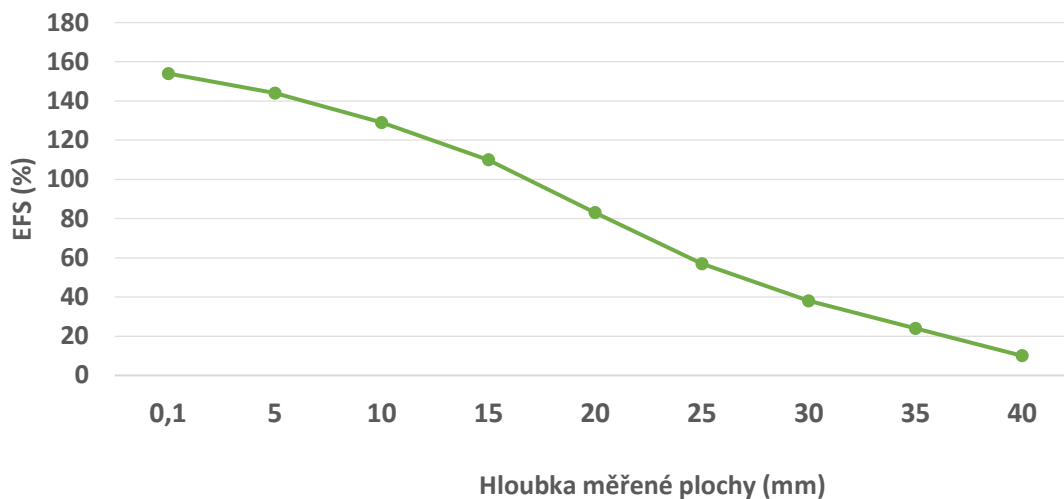


Obr. 5.1.2: Obrázek ukazuje rozložení ztrát elektromagnetické energie. Jedná se o rovinu ve tkáni 1 cm pod povrchem. Izolinie jsou spojnicí bodů, kde je 75%, 50% a 25% výkon v poměru k maximálnímu výkonu. (jednotky na osách jsou v mm)

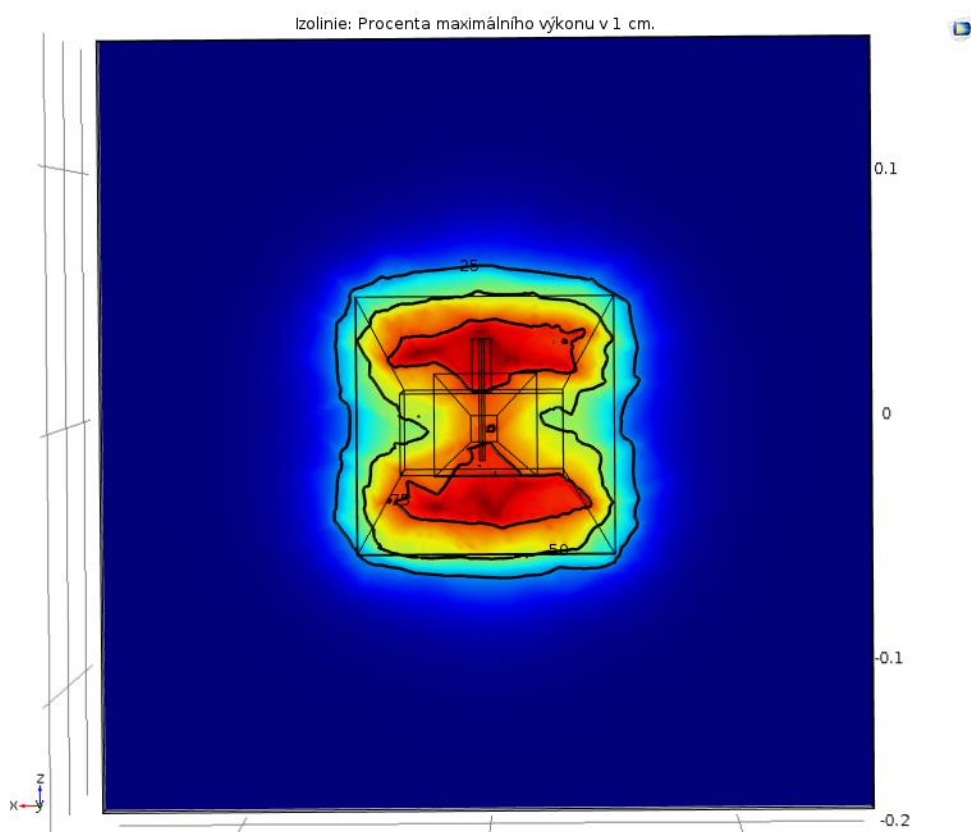
### 5.1.2 LCA



Graf 5.3: Výsledky rozložení teplotního pole pro lucide cone applicator. Různé barvy určují různé parametry prokrvení a teplotu vodního bolusu.

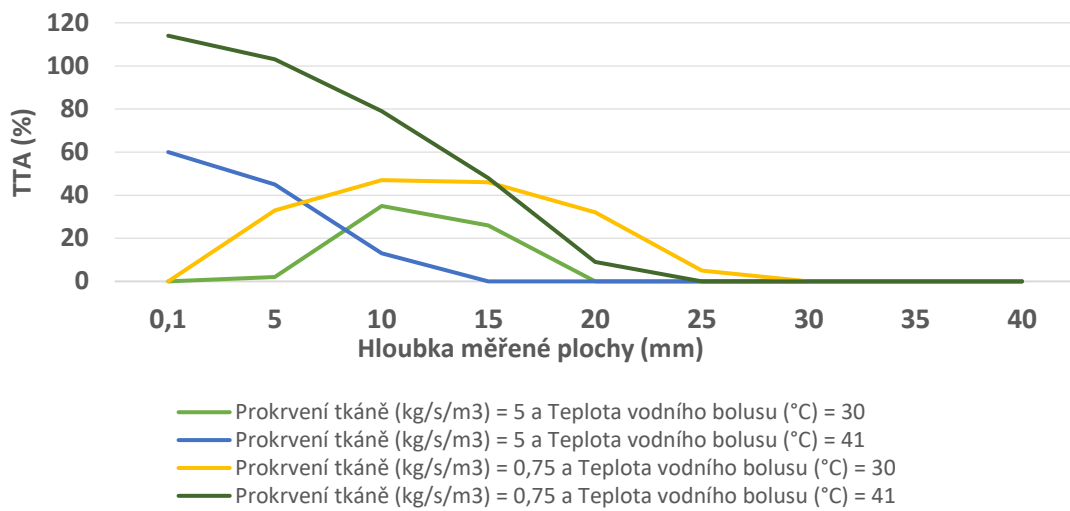


Graf 5.4: Výsledky rozložení elektromagnetického pole pro LCA.

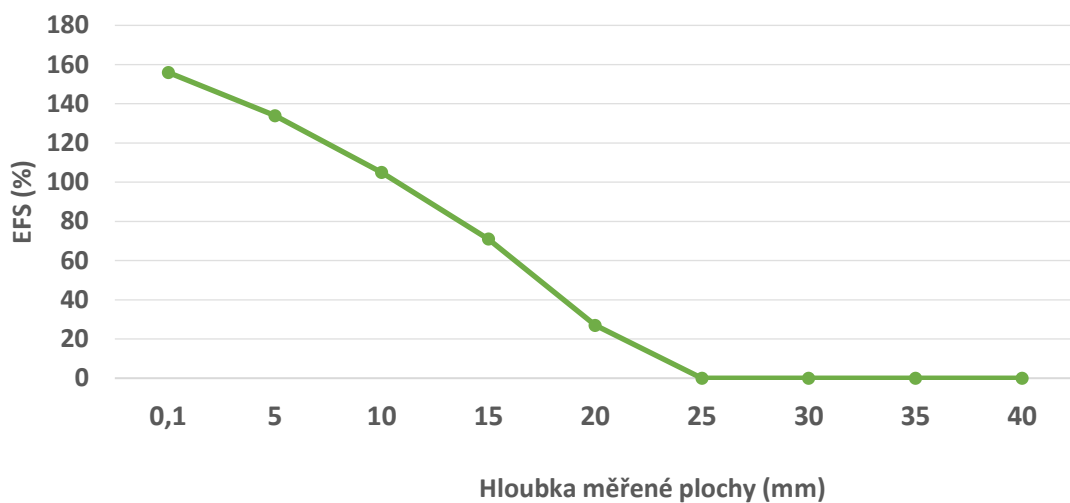


Obr. 5.1.3: Obrázek ukazuje rozložení ztrát elektromagnetické energie. Jedná se o rovinu ve tkáni 1 cm pod povrchem. Izolinie jsou spojnicí bodů, kde je 75%, 50% a 25% výkon v poměru k maximálnímu výkonu. (jednotky na osách jsou v m)

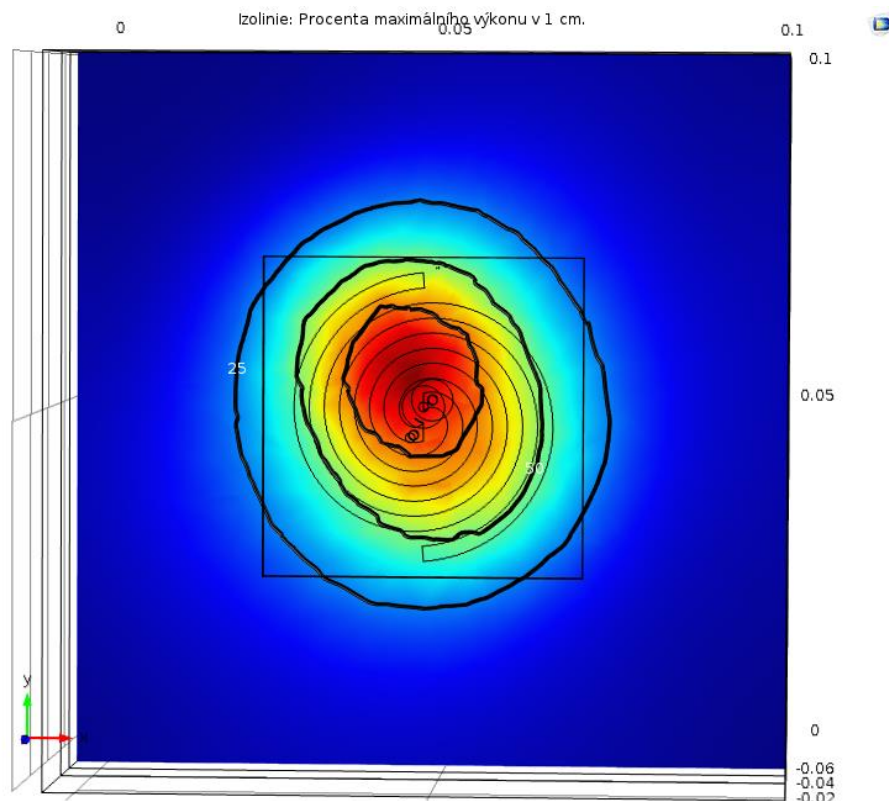
### 5.1.3 Spirálový aplikátor



Graf 5.5: Výsledky rozložení teplotního pole pro osamocený spirálový aplikátor. Různé barvy určují různé parametry prokrvení a teplotu vodního bolusu.

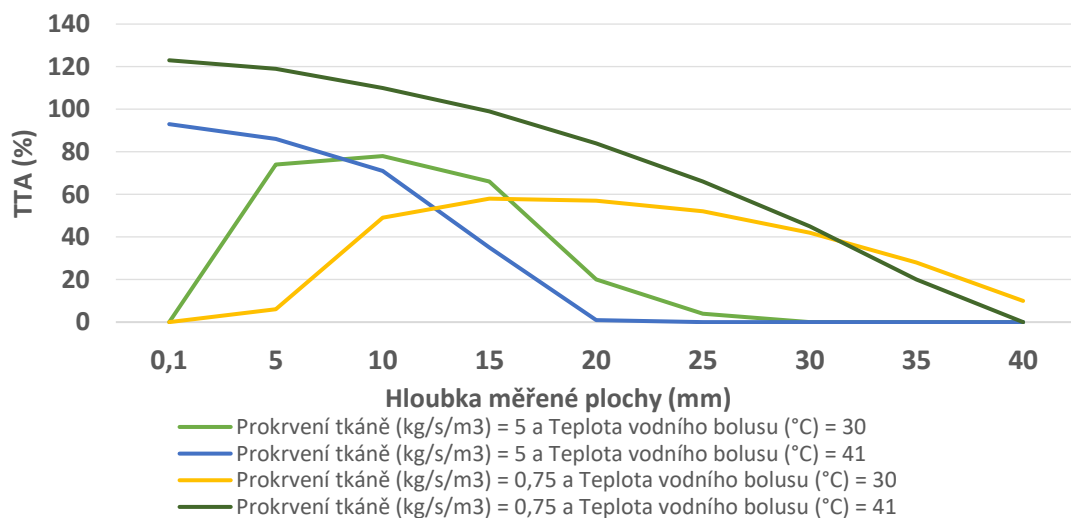


Graf 5.6: Výsledky rozložení elektromagnetického pole pro plošný spirálový aplikátor.

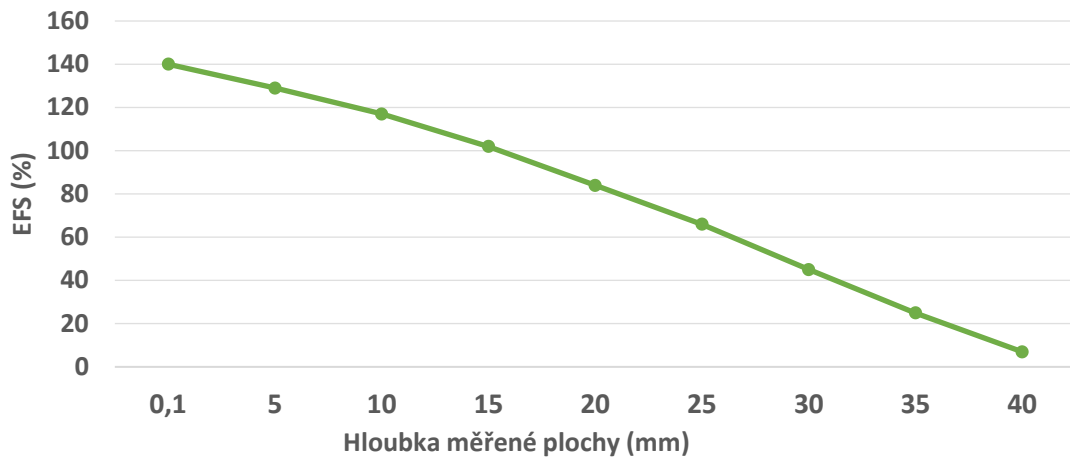


Obr. 5.1.4: Obrázek ukazuje rozložení ztrát elektromagnetické energie. Jedná se o rovinu ve tkáni 1 cm pod povrchem. Izolinie jsou spojnicí bodů, kde je 75%, 50% a 25% výkon v poměru k maximálnímu výkonu. (jednotky na osách jsou v m)

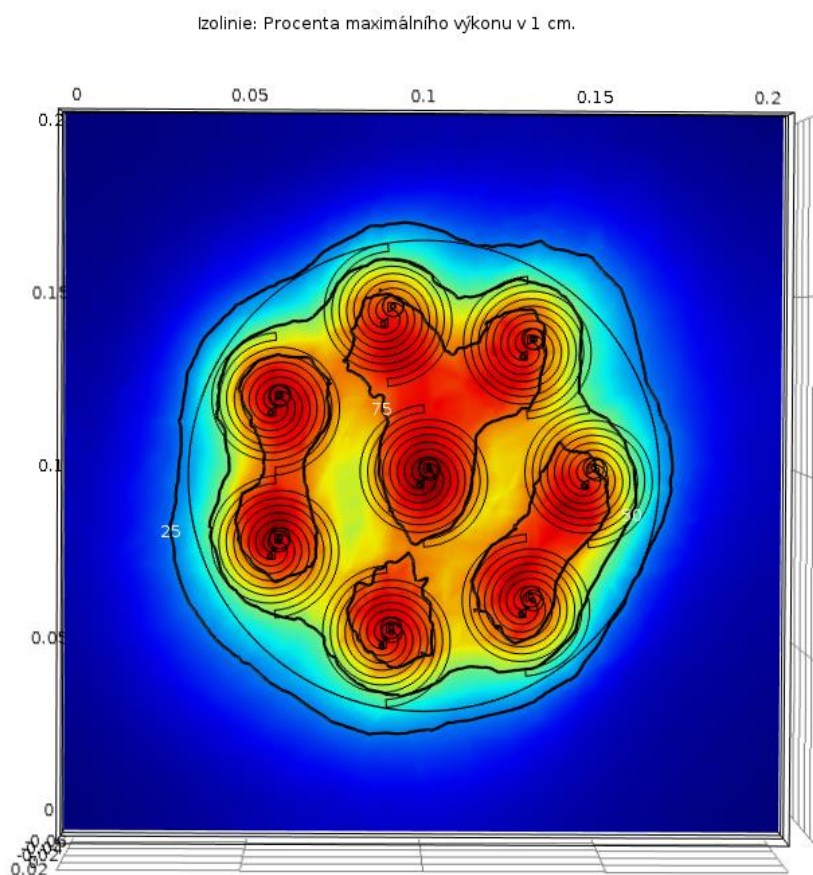
### 5.1.4 Kruhová matice ze spirálových aplikátorů



Graf 5.7: Výsledky rozložení teplotního pole pro kruhovou matici ze spirálových aplikátorů. Různé barvy určují různé parametry prokrvení a teplotu vodního bolusu.

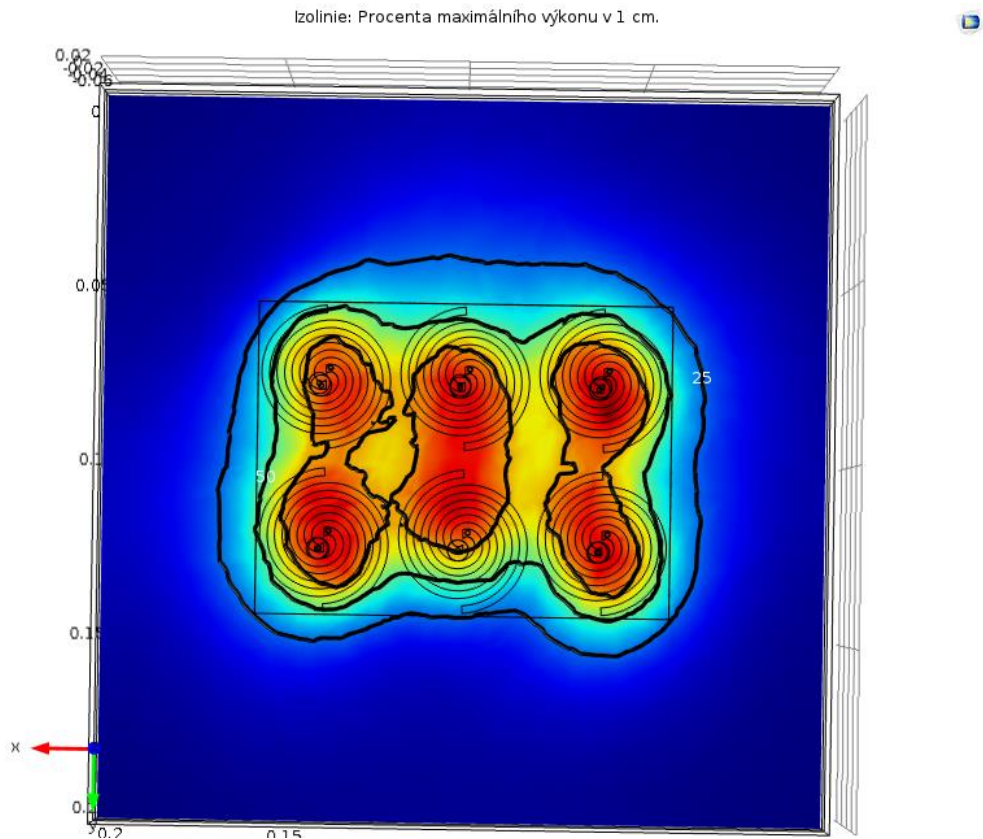


Graf 5.8: Výsledky rozložení elektromagnetického pole pro kruhovou matici ze spirálových aplikátorů.

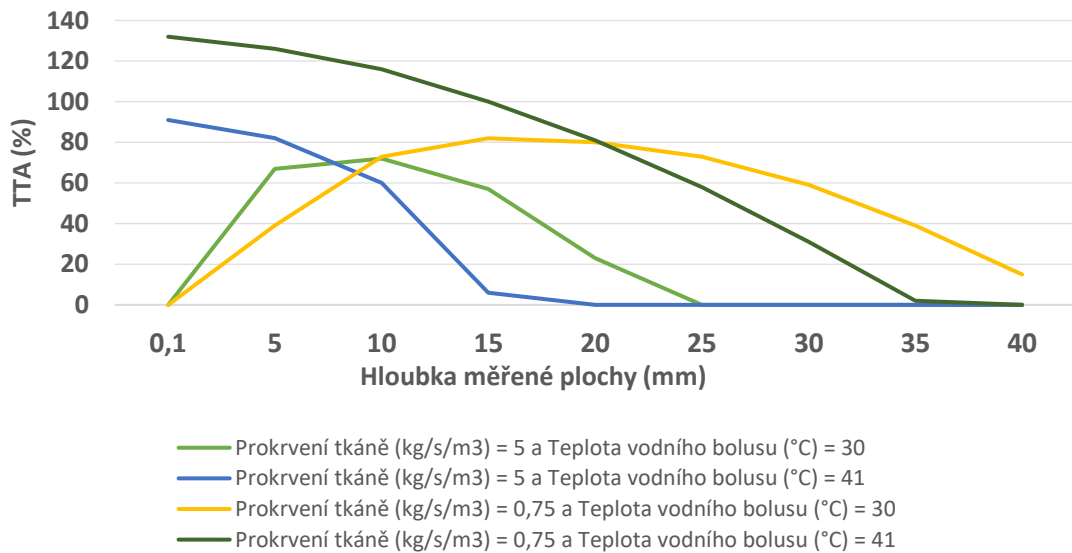


Obr. 5.1.5: Obrázek ukazuje rozložení ztrát elektromagnetické energie. Jedná se o rovinu ve tkáni 1 cm pod povrchem. Izolinie jsou spojnicí bodů, kde je 75%, 50% a 25% výkon v poměru k maximálnímu výkonu. (jednotky na osách jsou v m)

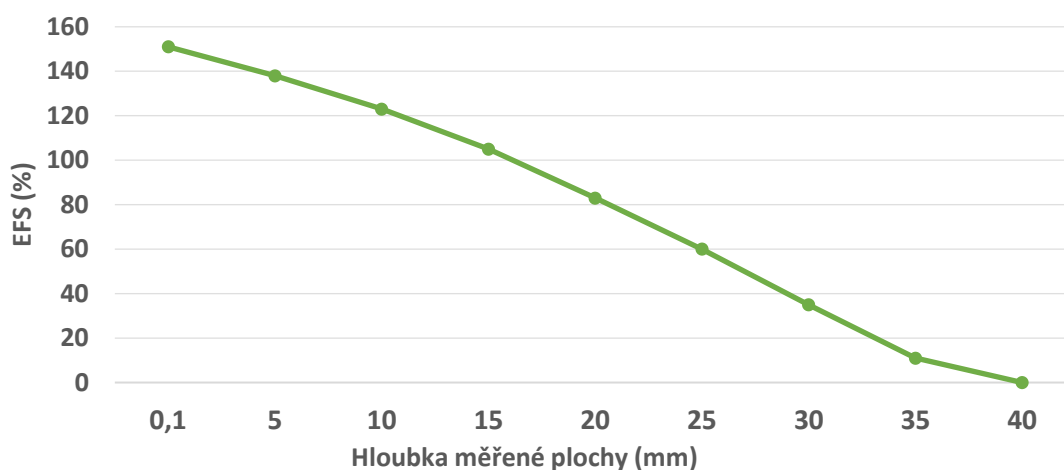
## 5.1.5 Obdélníková matice ze spirálních aplikátorů



Obr. 5.1.6: Obrázek ukazuje rozložení ztrát elektromagnetické energie. Jedná se o rovinu ve tkáni 1 cm pod povrchem. Izolinie jsou spojnicí bodů, kde je 75%, 50% a 25% výkon v poměru k maximálnímu výkonu. (jednotky na osách jsou v m)

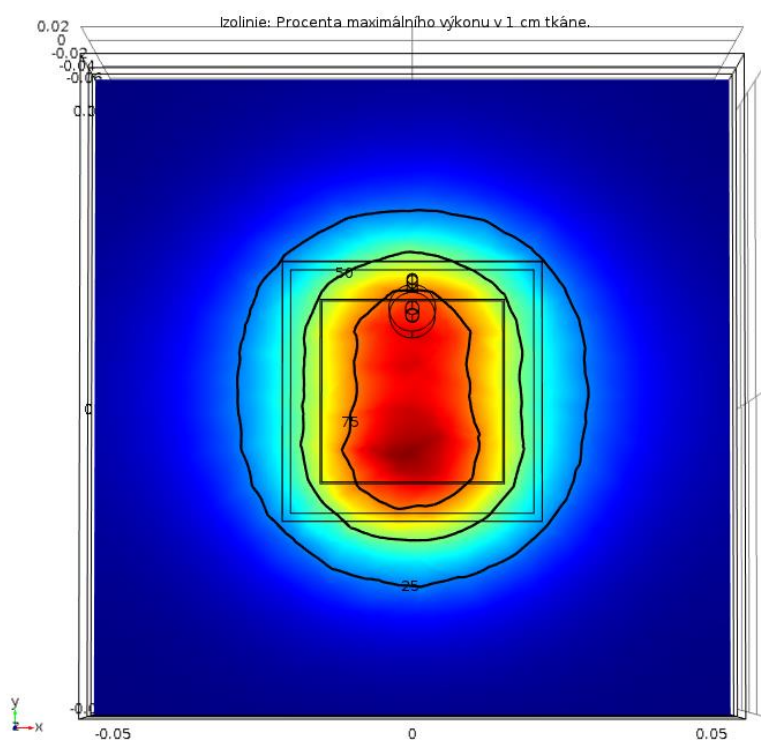


Graf 5.9: Výsledky rozložení teplotního pole pro obdélníkovou matici ze spirálových aplikátorů. Různé barvy určují různé parametry prokrvení a teplotu vodního bolusu.



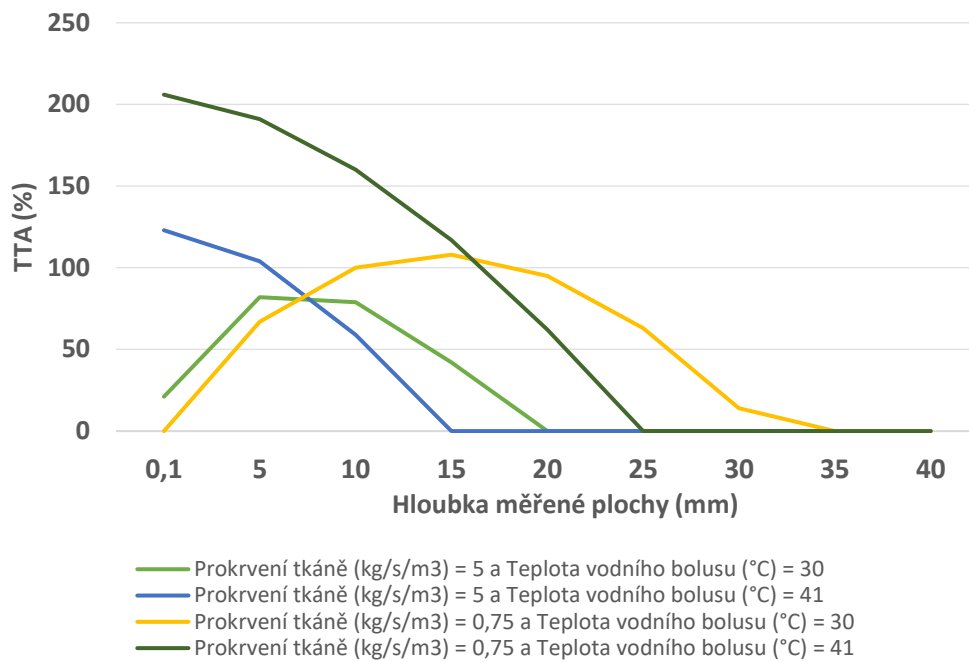
Graf 5.10: Výsledky rozložení elektromagnetického pole pro obdélníkovou matici složenou ze spirálových aplikátorů.

### 5.1.6 Štěrbínový aplikátor čtvercového tvaru

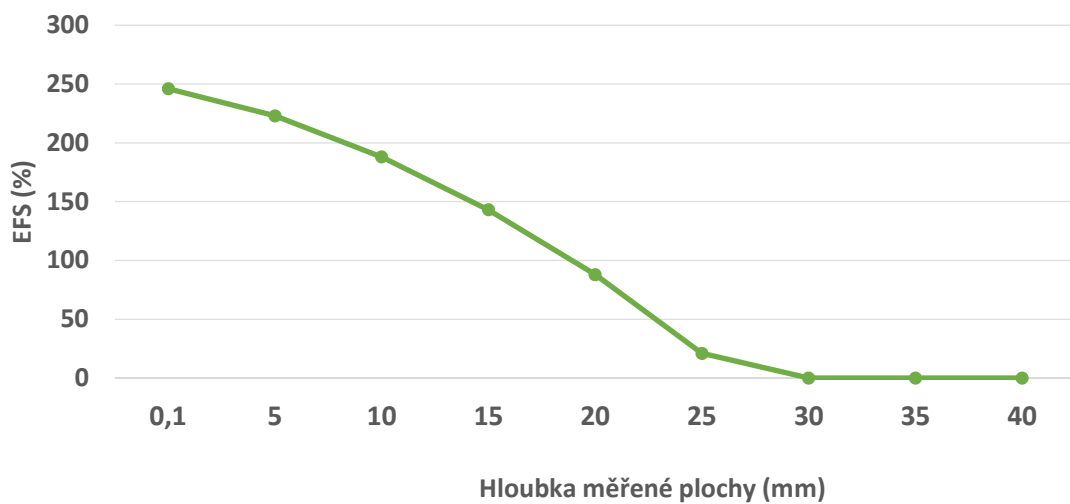


Obr. 5.1.7: Obrázek ukazuje rozložení ztrát elektromagnetické energie. Jedná se o rovinu ve tkáni 1 cm pod povrchem. Izolinie jsou spojnicí bodů, kde je 75%, 50% a 25% výkon v poměru k maximálnímu výkonu. (jednotky na osách jsou v m)



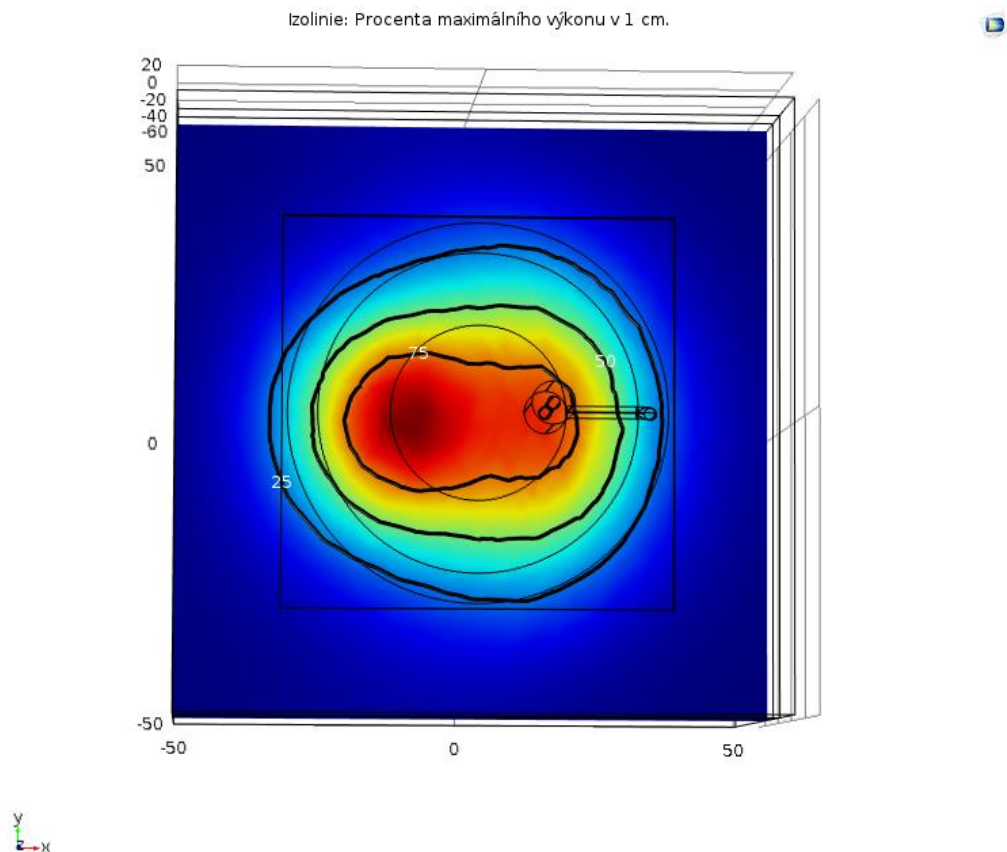


Graf 5.11: Výsledky rozložení teplotního pole pro štěrbinový aplikátor čtvercového tvaru. Různé barvy určují různé parametry prokrvení a teplotu vodního bolusu.

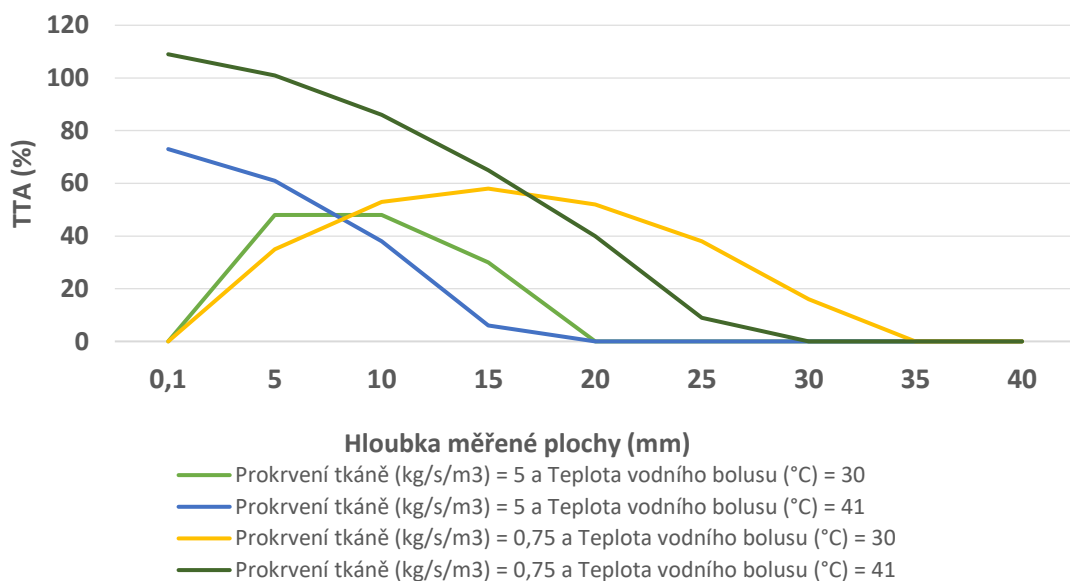


Graf 5.12: Výsledky rozložení elektromagnetického pole pro štěrbinový aplikátor ve tvaru čtverce.

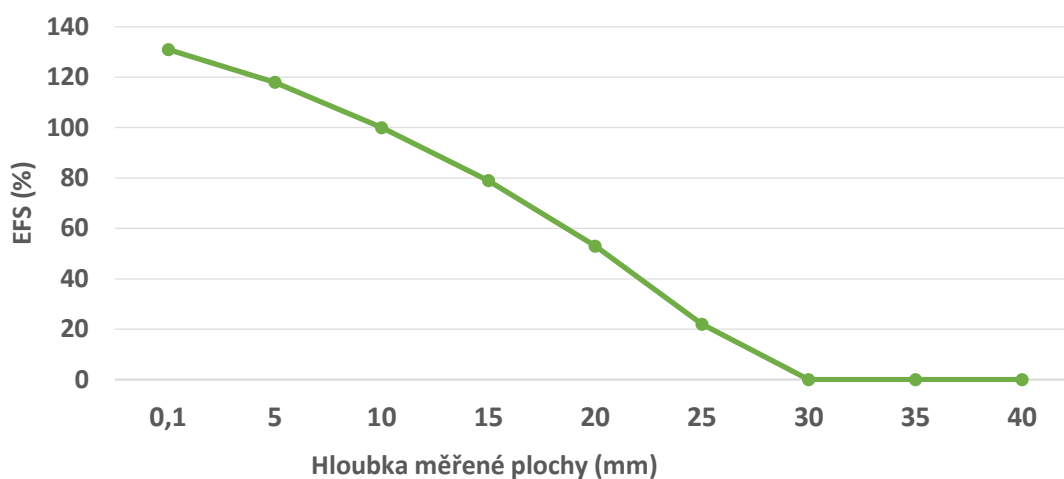
## 5.1.7 Štěrbínový aplikátor kruhového tvaru



Obr. 5.1.8: Obrázek ukazuje rozložení ztrát elektromagnetické energie. Jedná se o rovinu ve tkáni 1 cm pod povrchem. Izolinie jsou spojnicí bodů, kde je 75%, 50% a 25% výkon v poměru k maximálnímu výkonu. (jednotky na osách jsou v mm)

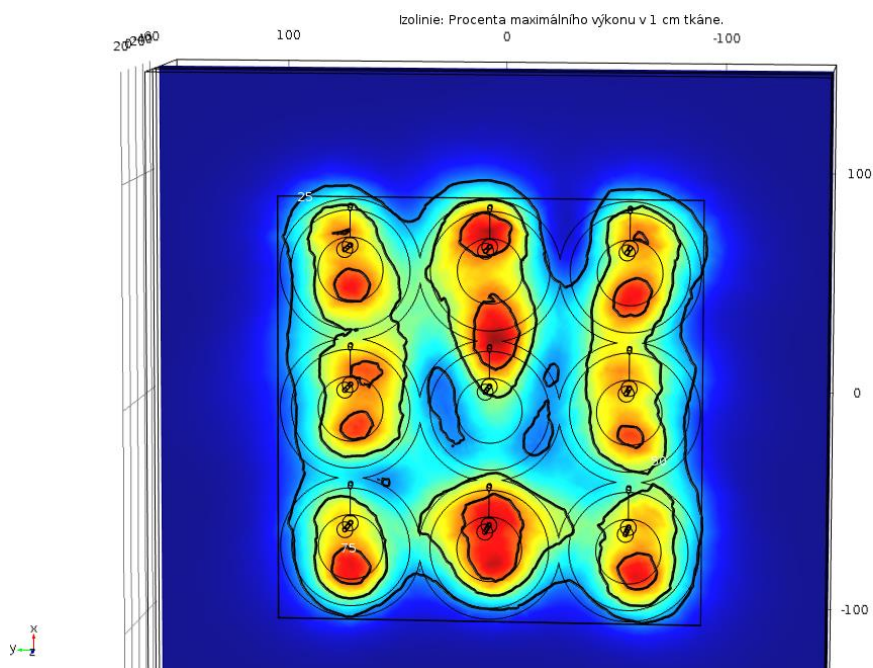


Graf 5.13: Výsledky rozložení teplotního pole pro štěrbinový aplikátor kruhového tvaru. Různé barvy určují různé parametry prokrvení a teplotu vodního bolusu.

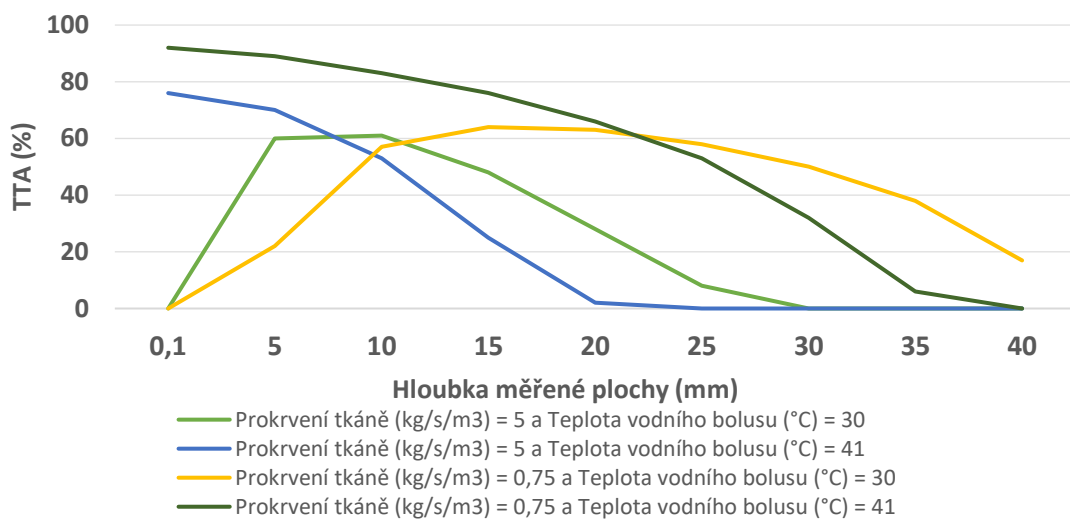


Graf 5.14: Výsledky rozložení elektromagnetického pole pro štěrbinový aplikátor kruhového tvaru.

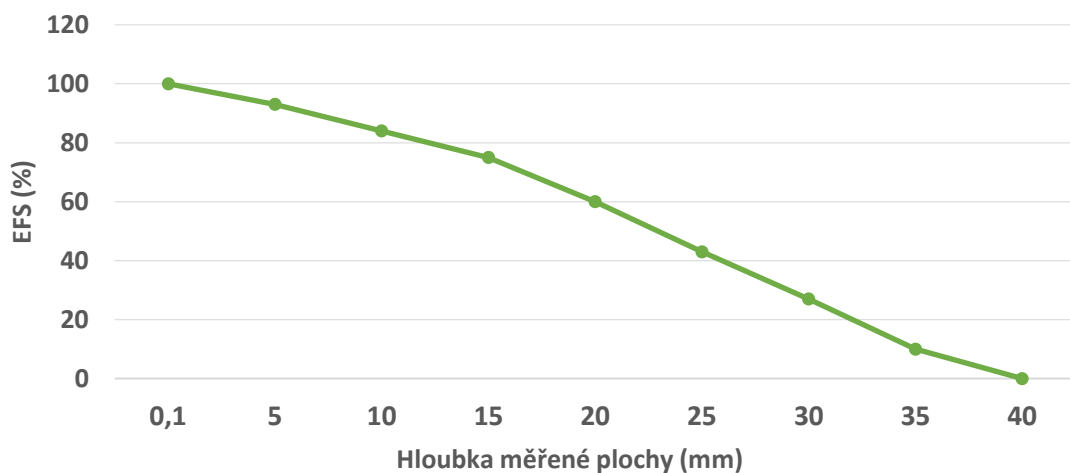
### 5.1.8 Matice ze štěrbinových kruhových aplikátorů



Obr. 5.1.9: Obrázek ukazuje rozložení ztrát elektromagnetické energie. Jedná se o rovinu ve tkáni 1 cm pod povrchem. Izolinie jsou spojnicí bodů, kde je 75%, 50% a 25% výkon v poměru k maximálnímu výkonu. (jednotky na osách jsou v mm)

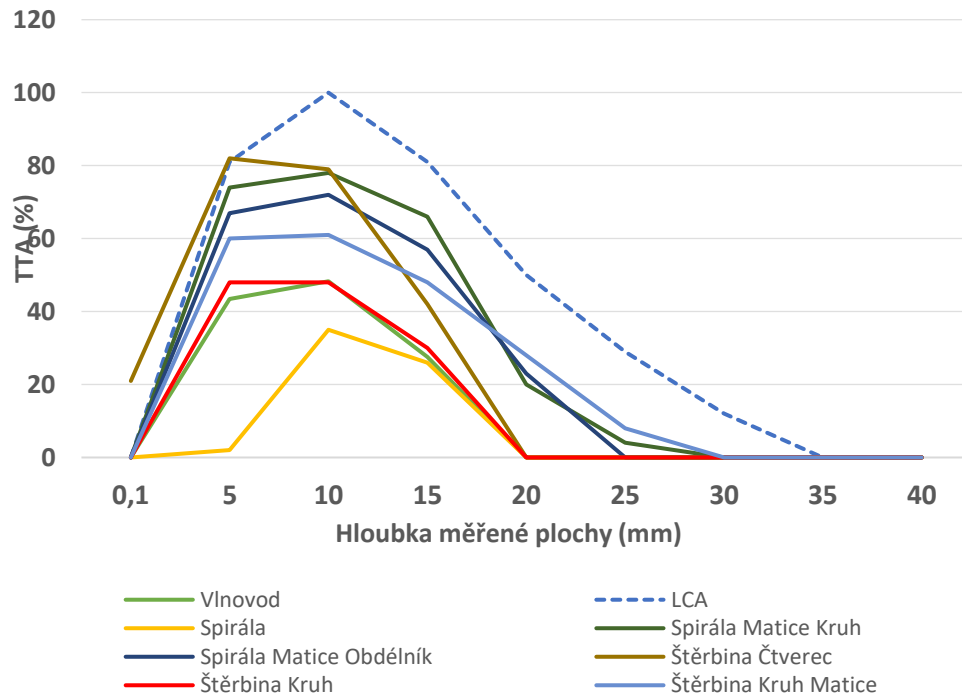


Graf 5.15: Výsledky rozložení teplotního pole pro matici z kruhových aplikátorů. Různé barvy určují různé parametry prokrvení a teplotu vodního bolusu.

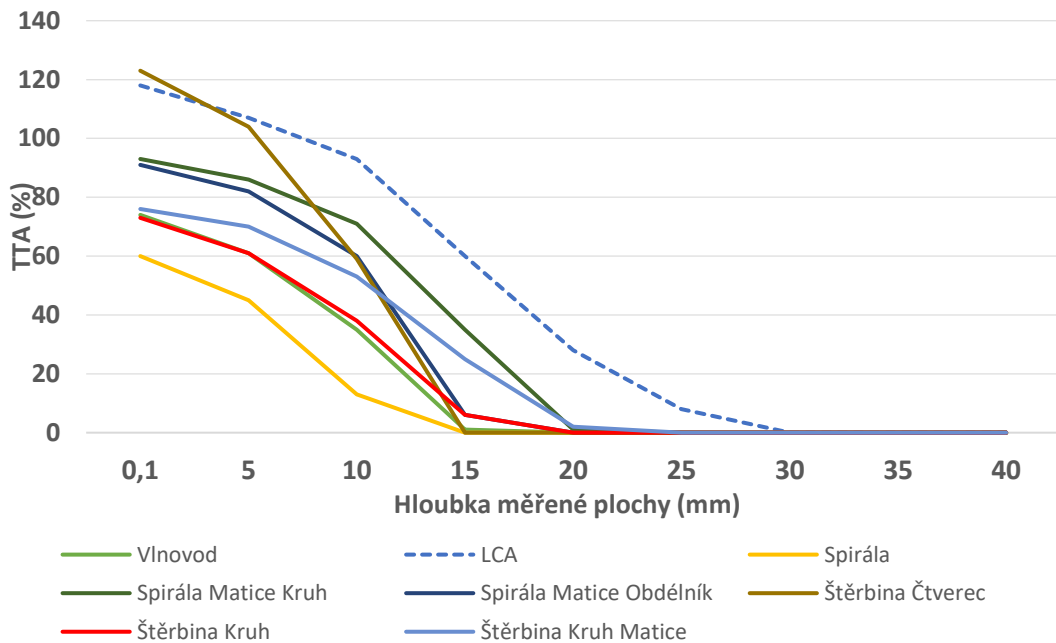


Graf 5.16: Výsledky rozložení elektromagnetického pole pro matici ze štěrbinových aplikátorů kruhového tvaru.

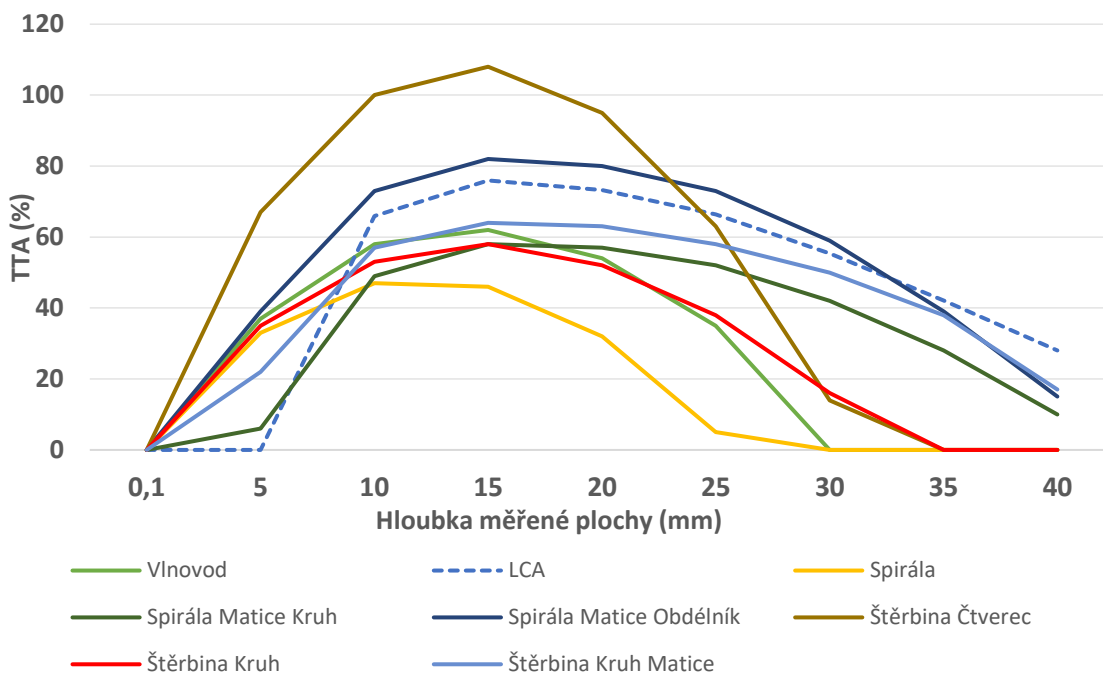
## 5.2 Porovnávání aplikátorů mezi sebou



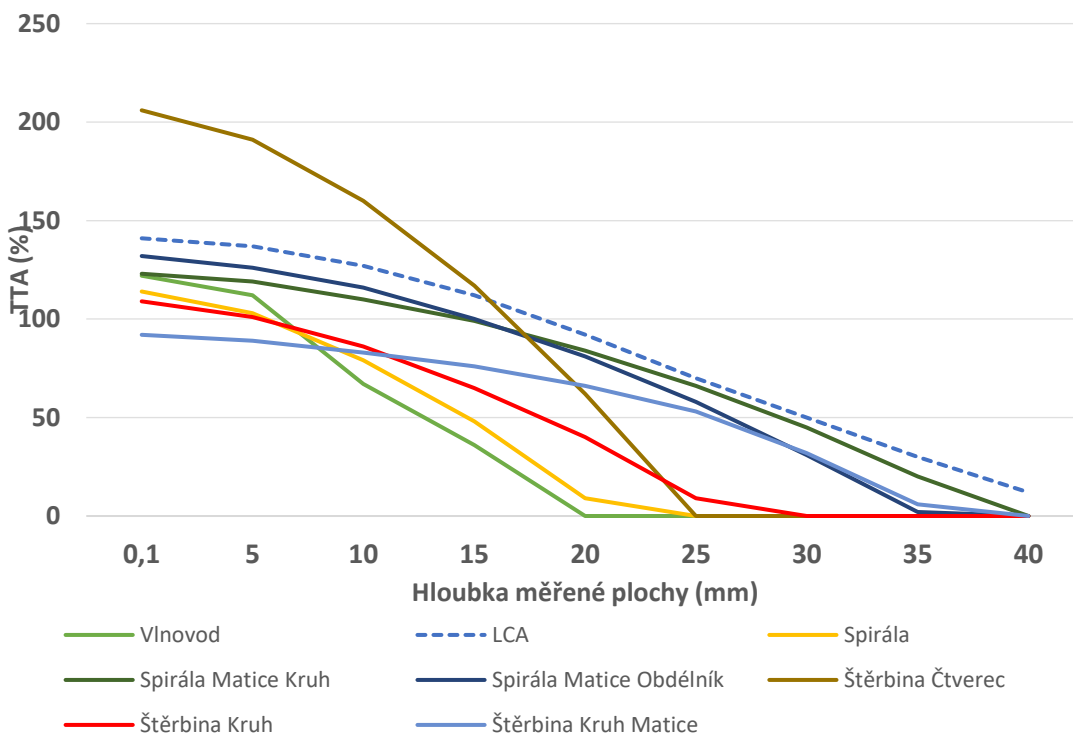
Graf 5.17: Porovnávání výsledků rozložení tepelného pole v závislosti na hloubce. Podmínky: Prokrvení tkáně ( $\text{kg/s/m}^3$ ) = 5 a teplota vodního bolusu ( $^{\circ}\text{C}$ ) = 30



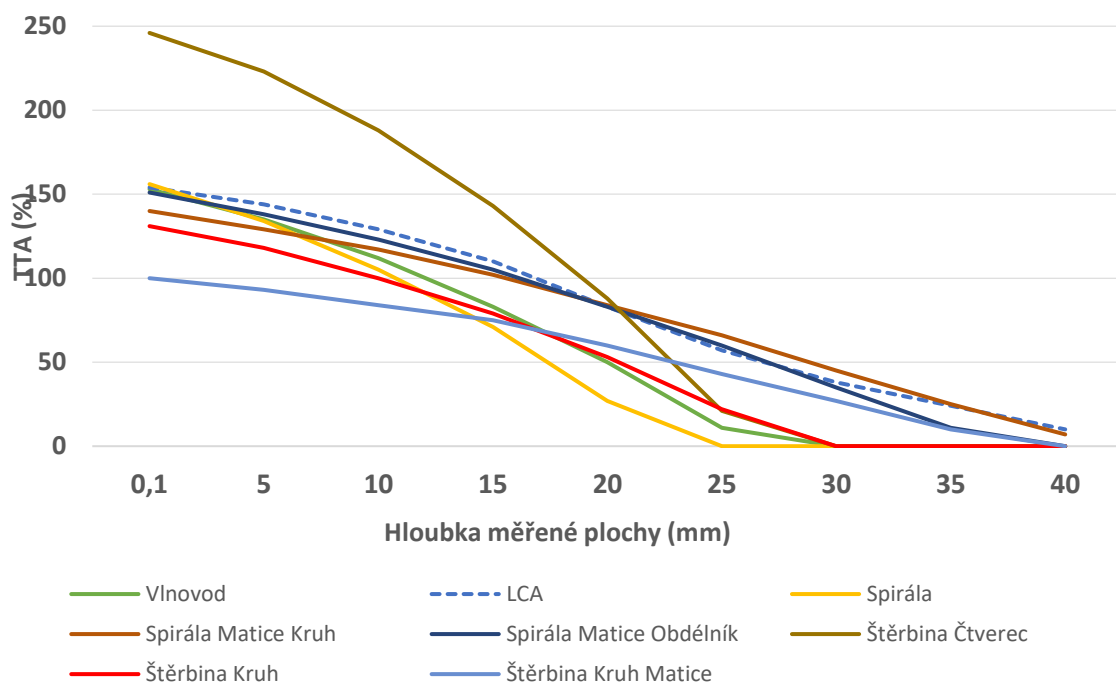
Graf 5.18: Porovnávání výsledků rozložení tepelného pole v závislosti na hloubce. Podmínky: Prokrvení tkáně ( $\text{kg/s/m}^3$ ) = 5 a teplota vodního bolusu ( $^{\circ}\text{C}$ ) = 41



Graf 5.19: Porovnávání výsledků rozložení tepelného pole v závislosti na hloubce. Podmínky: Prokrvení tkáně ( $\text{kg/s/m}^3$ ) = 0,75 a teplota vodního bolusu ( $^{\circ}\text{C}$ ) = 30



Graf 5.20: Porovnávání výsledků rozložení tepelného pole v závislosti na hloubce. Podmínky: Prokrvení tkáně ( $\text{kg/s/m}^3$ ) = 0,75 a teplota vodního bolusu ( $^{\circ}\text{C}$ ) = 41



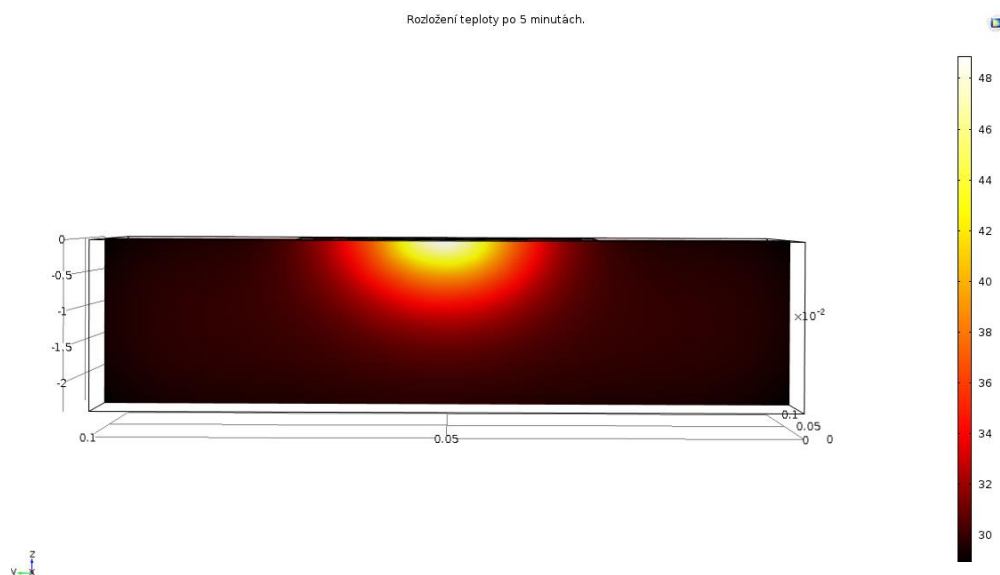
Obr 5.21: Porovnávání efektivní velikosti pole v průřezech tkání rozmístěných po 5 mm.

### 5.3 Výsledky testů na agaru

Vysoké teploty v těchto testech nevaří, protože není testována aplikace na lidských tkání, ale pouze přesnost simulací.

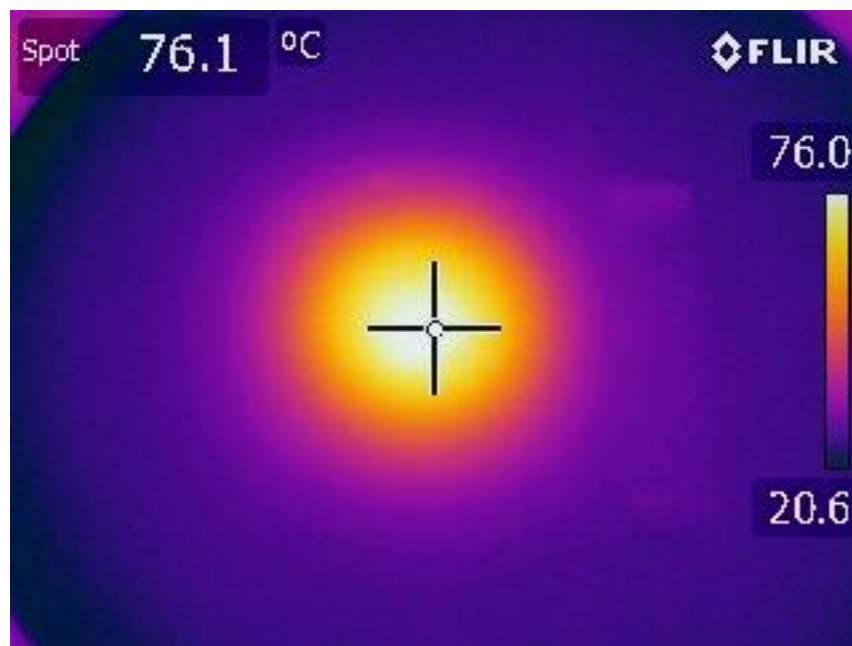


Obr. 5.3.1: Teplotní pole po 5 minutách zahřívání spirálovým aplikátorem. Průřez středem agaru. Výsledný obrázek v infračerveném světle pomocí termokamery. Obdélník po levé straně teplotního pole je vysoká 5 cm.

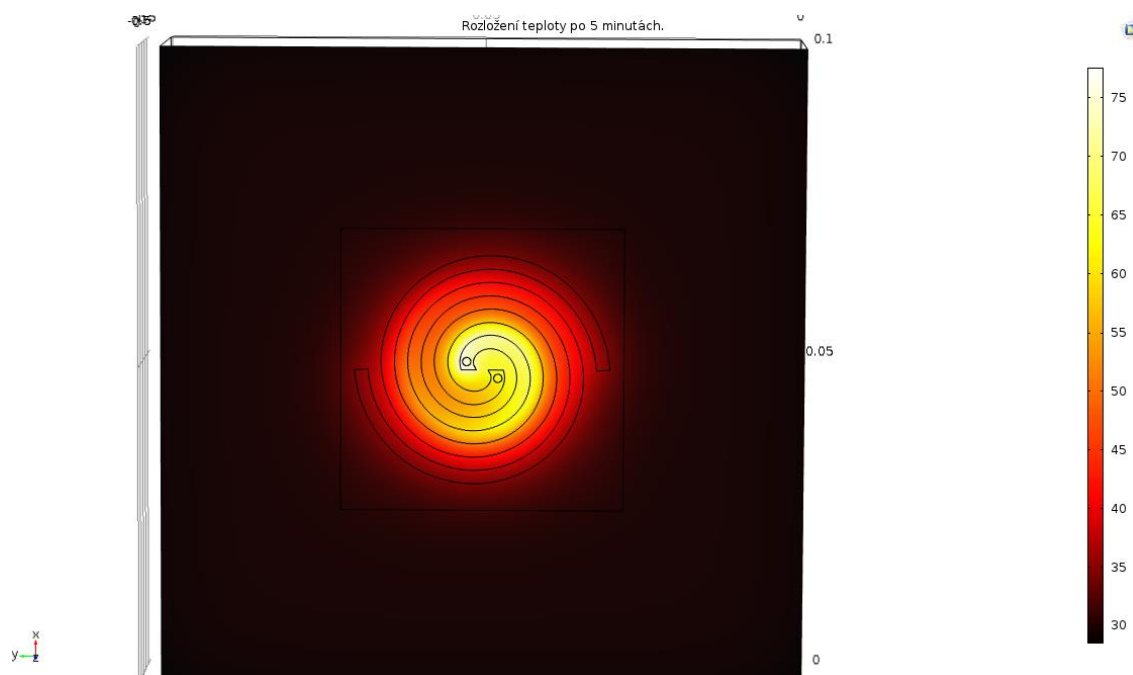


Obr. 5.3.2: Obrázek teplotního pole simulovaného v COMSOLu. Průřez středem agaru. Model spirálového aplikátoru totožného s aplikátorem z kapitoly 4.3.3. Pouze fantom byl přizpůsoben agaru bez vodního bolusu.



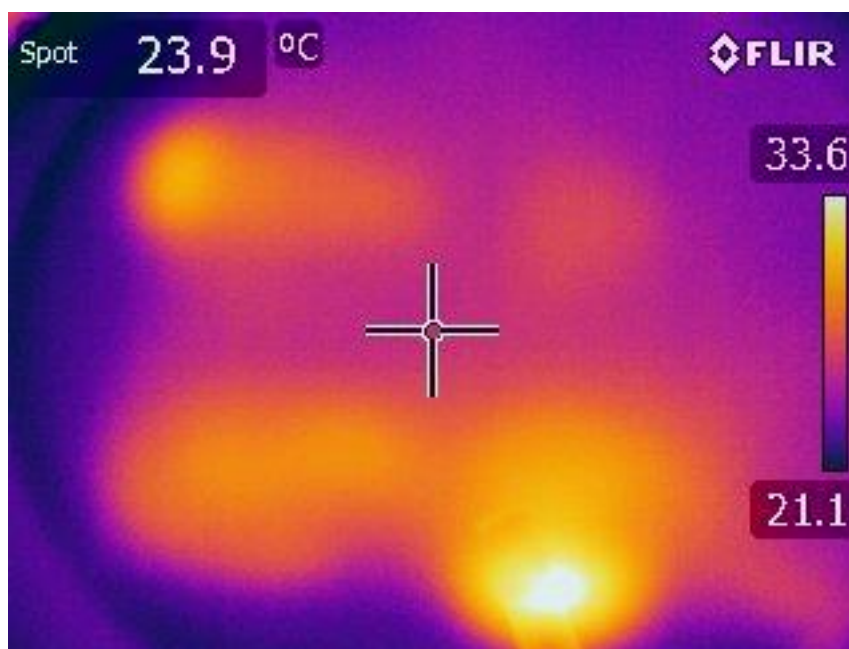


Obr. 5.3.3: Teplotní pole po 5 minutách zahřívání spirálovým aplikátorem. Pohled shora na povrch agaru. Výsledný obrázek v infračerveném světle pomocí termokamery. Obdélník po levé straně teplotního pole je vysoká 5 cm.



Obr. 5.3.4: Obrázek teplotního pole simulovaného v COMSOLu. Pohled shora na povrch agaru. Model spirálového aplikátoru totožného s aplikátorem z kapitoly 4.3.3. Pouze fantom byl přizpůsoben agaru bez vodního bolusu.

Na maticovém aplikátoru se bohužel nepodařilo získat výsledky.



Obr. 5.3.5: Nepovedený test maticového aplikátoru. Aplikátor vytvářel tepelné ohnisko mimo svůj profil a nepodařilo se přijít na to, z jakého důvodu.

## 6 Diskuse

Naměřené hodnoty se shodují se základními teoretickými předpoklady. Při chlazení vodním bolusem o teplotě 30 °C, nepřekročila teplota na povrchu tkáně u všech aplikátorů 41 °C, proto není žádný aplikátor vhodný pro léčení povrchových nádorů, nebo alespoň nádorů, které zasahují až napovrch. Vodní bolus o teplotě 30 °C u všech aplikátorů umožňuje léčit nádory hlouběji v tkáni, jelikož se místo s nejvyšší možnou teplotou (45 °C) posouvá hlouběji. Teplota 41 °C umožňuje léčit i povrchové nádory, avšak při snaze zahřívát nádory umístěné hlouběji ve tkáni dojde k přehřívání povrchu nad únosnou mez.

Prokrvení má podle předpokladů také vliv na rozložení teplotního pole. Větší prokrvení odvádí více tepla z ohřívané oblasti a tím zpomaluje ohřívání a zmenšuje dosaženou hloubku terapeutické teploty. Toto pozorujeme například u grafů 5.17 a 5.19, kde se hloubka, ve které je teplota vyšší než 41 °C, sníží při větším prokrvení přibližně o centimetr. Tyto změny rozložení teplotního pole mohou hrát zásadní roli na maticové aplikátory, ve kterých při vyšších prokrveních mohou vznikat nedostatky v podobě

necelistvých terapeutických polích, jak je tomu například v příloze u matice ze šterbinových aplikátorů (obr. 9.8.7 a obr. 9.8.11).

V zadání práce je napsáno „nejběžnější“ aplikátory, proto může být namítáno, že pro správný výběr aplikátorů je nutné vytvořit nejprve průzkum trhu v EU a USA a až pak posoudit, jaké aplikátory je třeba poměřovat. Průzkum není nutné dělat, protože aplikátorů existuje jen omezené množství typů (tvarů vlnovodů, tvarů planárních i maticových). Aplikátory ze stejných skupin mají mezi sebou jen minimálně odlišné výstupní charakteristiky, proto je možné simulovat zástupce z každé z hlavních skupin a s určitou chybou jeho výsledky vztáhnout na celou skupinu.

S tímto se pojí i zdroje práce. Čtenář může namítat, že studentské práce nejsou vhodným zdrojem pro takovéto srovnávání. I přesto byly tyto práce zvoleny. Jednou z hlavních příčin je, že potřebné informace, jako jsou přesné rozměry a dielektrické vlastnosti použitých materiálů jsou v podstatě nedohledatelné v komerční sféře. Pro tuto práci vybrané studentské práce jsou na druhou stranu velmi konkrétní ve své činnosti, je možné dohledat odkud brali své informace a je možné porovnávat aplikátory, které vytvořili. Další výhodou aplikátorů tvořených z akademických prací je možnost je otestovat v laboratoři, bez nutnosti zakoupit je. Poslední značnou výhodou je, že v pracích jsou aplikátory již přizpůsobeny na frekvenci 434 MHz, což zpřesňuje výsledky.

Při porovnávání aplikátorů se nejkvalitnějším zdá být LCA, který má nejméně strmé grafy TTA a EFS, což naznačuje největší možnou hloubku léčeného nádoru a rovnoměrněji rozložené pole. Opakem dobrých výsledků LCA jsou samostatný spirálový aplikátor, vlnovodný aplikátor a šterbinový čtvercový aplikátor. Spirálový a vlnovodný aplikátor mají nejmenší hloubku vniku, což znamená že energii oproti LCA aplikátoru více fokusují a dosáhnou na kritické teploty 45 °C dříve. Šterbinový aplikátor ve tvaru čtverce na druhou stranu energii hodně rozptyluje, což zapříčiní vyšší hodnoty TTA a EFS blíže k povrchu, ale nízkou hloubku průniku. Tím se ovšem šterbinový čtvercový aplikátor hodí více pro léčbu povrchových nádorů.

V neposlední řadě je nutné diskutovat zjednodušení, které byly v práci použity. Je nutné popsat nepřesnosti zahrnující samotnou přeměnu z reálných předmětů na modely. Především prvky, které souvisí s konstrukcí reálných aplikátorů. Všechny vodiče jsou brány jako PEC, planární aplikátory jsou brány jako PEC a především jsou odebrány mnohé přechody. Například u vlnovodného aplikátoru a u LCA, které jsou vyplněny destilovanou vodou, je nutné vody do aplikátoru někudy napouštět a vodu v něm pak udržet. Mezi vodním bolusem a destilovanou vodou se ve skutečném modelu nachází

ještě plastový kryt. Stejná logika platí pro vodní bolus, který má po obou stranách plastový materiál nezahrnutý v počítačovém modelu. Další nepřesnosti, která by mohla hrát roli v rozložení polí je členění tkáně. Lidská tkáň má různé vrstvy. Kůže, tuk, cévy, sval a při léčení rakoviny samozřejmě nádor, budou mít vliv na tvar polí. Jevy na přechodech mezi tkáněmi jsou vynechány, jelikož se dá předpokládat, že se všemi testovanými aplikátory bude mít stejný vliv. Lidská tkáň také nemusí mít všude stejné prokrvení. Nádor například má kvůli své chaotické struktuře špatné prokrvení a nedokáže se zbavovat tepelné energie tak efektivně, což by opět hrálo roli na rozložení tepelného pole.

Při experimentech ověřujících správnost simulací se vyskytl největší problém. Nejprve se ztratil vlnodivný aplikátor, který měl původně být testován, a jeho náhradu se nezdařilo zprovoznit a naměřit hodnoty. Je možné, že aplikátor nebyl v těsném kontaktu s agarom i přes jeho zatížení, aby lépe přiléhal. Nedostatečný kontakt by vytvořil vzduchovou bublinu, která by způsobila vytvoření dvou nových přechodů mezi prostředími a tím i odrazy elektromagnetického záření.

Pro hodnocení správnosti simulace je možné použít alespoň spirálový aplikátor, který není tak komplikovaný. Při testech na spirálovém aplikátoru vyšlo rozložení teplotního pole velmi podobné jako při simulacích. Mírné rozdíly mohou být způsobeny tepelnými vlastnostmi tkáně a agaru, které se nemusí přesně shodovat, ale i přes tento rozdíl je možné konstatovat, že simulace odpovídá s dostatečnou přesností realitě.

## 7 Závěr

Bylo porovnáno osm aplikátorů pro mikrovlnou hypertermii běžně používaných pro klinickou praxi. Modely aplikátorů byly vytvořeny v programu COMSOL Multiphysics a pomocí metody konečných prvků byly spočítány rozložení polí. Dále byly z výsledných simulací vytvořeny grafy EFS a TTA popisující rozložení elektromagnetického a tepelného pole. EFS a TTA byly vztaženy na plochy rozmístěné po pěti mm ve tkáni. Výsledky pro tepelné pole byly simulovány pro dva měnící se parametry. Prvním bylo prokrvení tkáně, které nabývalo dvě hodnoty.  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a  $5 \text{ kg/s/m}^3$ . Pro obě velikosti prokrvení byly simulovány dvě teploty vodního bolusu. Tyto teploty byly  $30 \text{ }^\circ\text{C}$  a  $41 \text{ }^\circ\text{C}$  simulující bolusy používané pro povrchové nádory a pro nádory hlouběji ve tkáni. Obrázky rozložení tepelného pole jsou přiloženy v příloze.

Správnost modelů vytvořených v COMSOLu byla ověřena pomocí provedení experimentů v laboratoři a porovnáním hodnot ze softwarových simulací.

Práce slouží jako přehledný sborník základních aplikátorů a rozložení jejich polí. Porovnání je možné použít jako podklad při výběru aplikátorů se specifickými požadavky na rozložení teplotního pole.

## 8 Seznam použité literatury

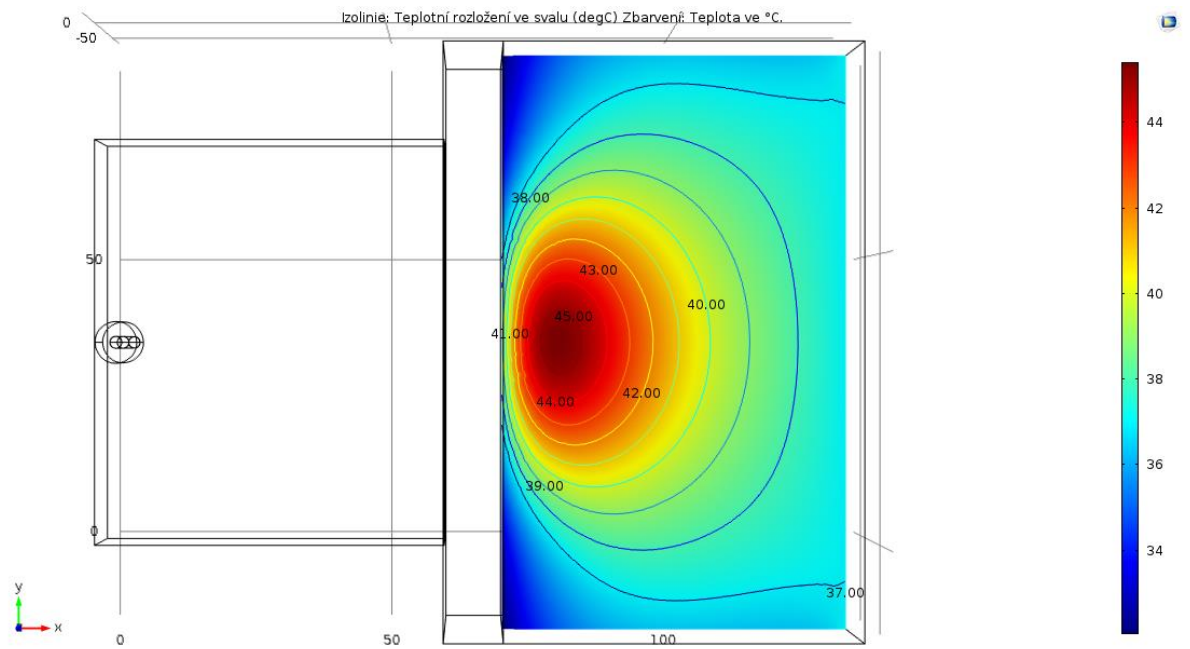
- [1] Sergey Roussakow, “The History of Hyperthermia Rise and Decline,” Conference Papers in Medicine, vol. 2013, Article ID 428027, 40 pages, 2013. doi:10.1155/2013/428027
- [2] Proven Clinical Evidence: Clinical Evidence supports the use of Hyperthermia in many Cancer Indications. *Pyrexar medical* [online]. [cit. 2017-05-14]. Dostupné z: <http://www.pyrexar.com/clinical>
- [3] FELDMAN, A. L. Analysis of Factors Associated With Outcome in Patients With Malignant Peritoneal Mesothelioma Undergoing Surgical Debulking and Intraperitoneal Chemotherapy. *Journal of Clinical Oncology* [online]. 2003, **21**(24), 4560-4567 . DOI: 10.1200/JCO.2003.04.150. ISSN 0732183x. Dostupné z: <http://www.jco.org/cgi/doi/10.1200/JCO.2003.04.150>
- [4] BEHROUZKIA, Zhaleh, Zahra JOVEINI, Behnaz KESHAVARZI, Nazila EYVAZZADEH a Reza Zohdi AGHDAM. Hyperthermia: How Can It Be Used? *Oman Medical Journal* [online]. 2016,31(2), 89-97 . DOI: 10.5001/omj.2016.19. ISSN 1999768x. Dostupné z: [http://www.omjournal.org/fultext\\_PDF.aspx?DetailsID=741&pdf=images/741\\_M\\_Deatials\\_Pdf\\_.pdf&type=pdf](http://www.omjournal.org/fultext_PDF.aspx?DetailsID=741&pdf=images/741_M_Deatials_Pdf_.pdf&type=pdf)
- [5] VAN DER ZEE, J. Heating the patient: a promising approach? *Annals of Oncology* [online]. 2002, 13(8), 1173-1184 . DOI: 10.1093/annonc/mdf280. ISSN 09237534. Dostupné z: <http://annonc.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/annonc/mdf280>
- [6] KAMPINGA, H. H. a E. DIKOMEY. Hyperthermic radiosensitization: mode of action and clinical relevance. *International Journal of Radiation Biology* [online]. 2009, **77**(4), 399-408 [cit. 2017-05-15]. DOI: 10.1080/09553000010024687. ISSN 09553002. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09553000010024687>

- [7] EDITED BY M. HEINRICH SEEGENSCHMIEDT, Peter FESSENDEN a CLARE C. VERNON. *Thermoradiotherapy and Thermochemotherapy Biology, Physiology, Physics*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1995. ISBN 9783642578588.
- [8] PERGL, Lukáš. *Fokusující aplikátor pro mikrovlnnou termoterapii*. Praha, 2007. Bakalářská práce. ČVUT. Vedoucí práce Prof. Ing. Jan Vrba, CSc.
- [9] DUFEK, Daniel. *Návrh matice planárních spirálových aplikátorů pro lokální mikrovlnnou hypertermii*. Kladno, 2017. Vedoucí práce Ing. David vrba, Ph.D.
- [10] PLATZER, Jan. *Návrh matice planárních kruhových šterbinových aplikátorů pro lokální mikrovlnnou hypertermii*. Kladno, 2014. Vedoucí práce Ing. David vrba, Ph.D.
- [11] D. Vrba, D. B. Rodrigues, J. Vrba (Jr.), and P. R. Stauffer, "Metamaterial antenna arrays for improved uniformity of microwave hyperthermia treatments," *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 156, 1-12, 2016.
- [12] [online]. In: , ITIS fountation. [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>
- [13] COMSOL Multiphysics. *Heat Transfer Module* [online]. 2012 [cit. 2017-05-09]. Dostupné z: <http://www.ewp.rpi.edu/hartford/~collir5/MP/OTHER/Reference/HeatTransferModuleUsersGuide.pdf>
- [14] XC : LOCKWOOD, E. 1961. *A book of curves* [online]. Cambridge [Eng.]: University Press, xi, 198 p. [cit. 2015-05-05]. Dostupné z: <http://www.aproged.pt/biblioteca/ABookofCurvesLockwood.pdf>
- [15] NEUBERT, Tomáš. *Návrh širokopásmového planárního mikrovlnného aplikátoru pro lokální termoterapii*. Kladno, 2014. Vedoucí práce Ing. David vrba, Ph.D.
- [16] POLÁČEK, Matěj. *Návrh vlnovodného aplikátoru pro lokální hypertermii*. Kladno, 2013. ČVUT FBMI. Vedoucí práce Ing. David Vrba, Ph. D.
- [17] BERKA, Vojtěch. *Návrh planárního aplikátoru pro lokální mikrovlnnou hypertermii*. Kladno, 2013. Vedoucí práce Ing. Jan Vrba, M.Sc.

## 9 Příloha:

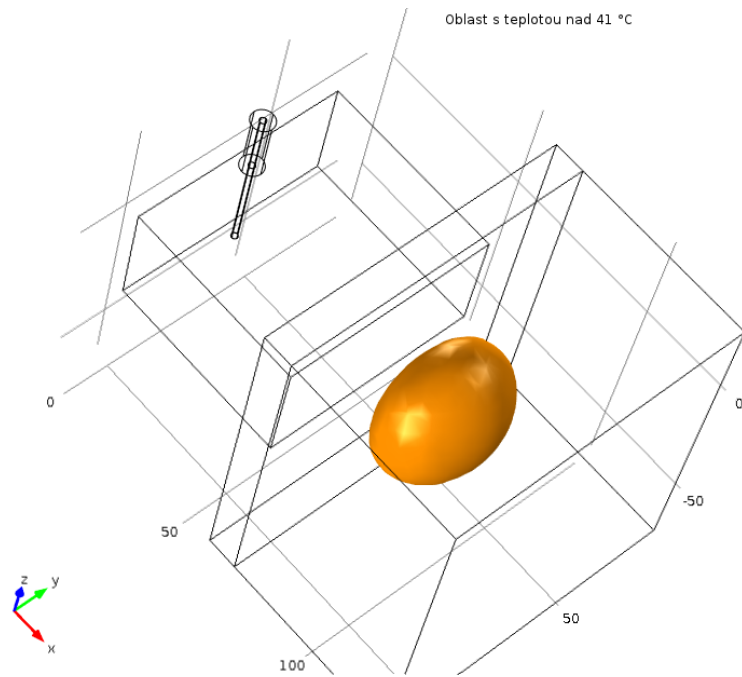
Výsledky rozložení tepelného pole pro jednotlivé aplikátory.

### 9.1 Vlnovod

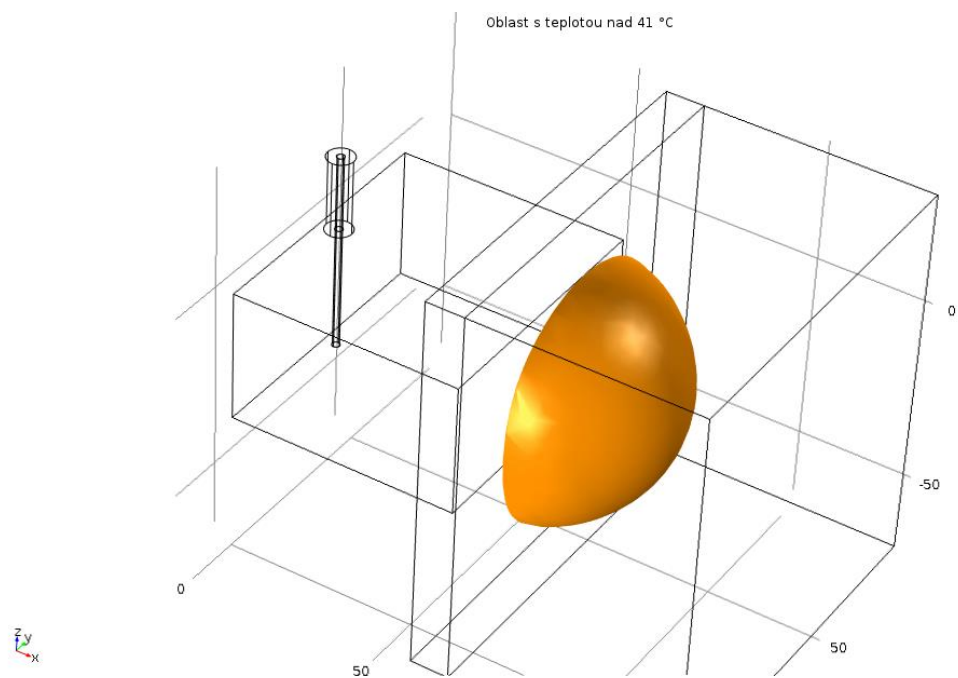


Obr. 9.1.1: Rozložení tepelného pole u vlnovodného aplikátoru. Průřez tkání uprostřed výšky aplikátoru. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (mm)

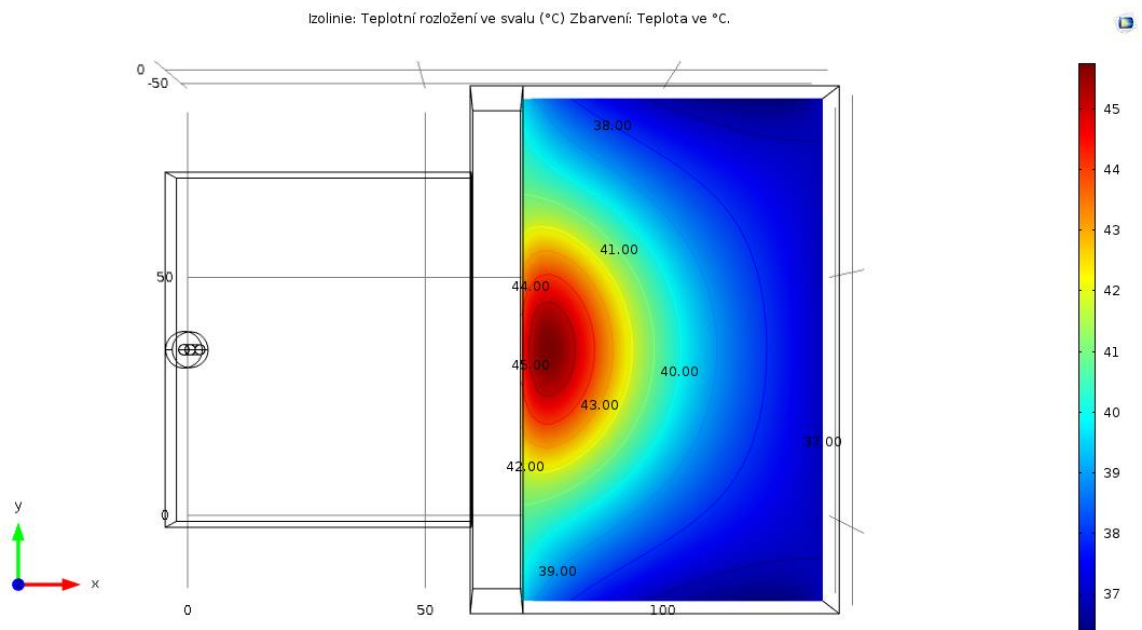




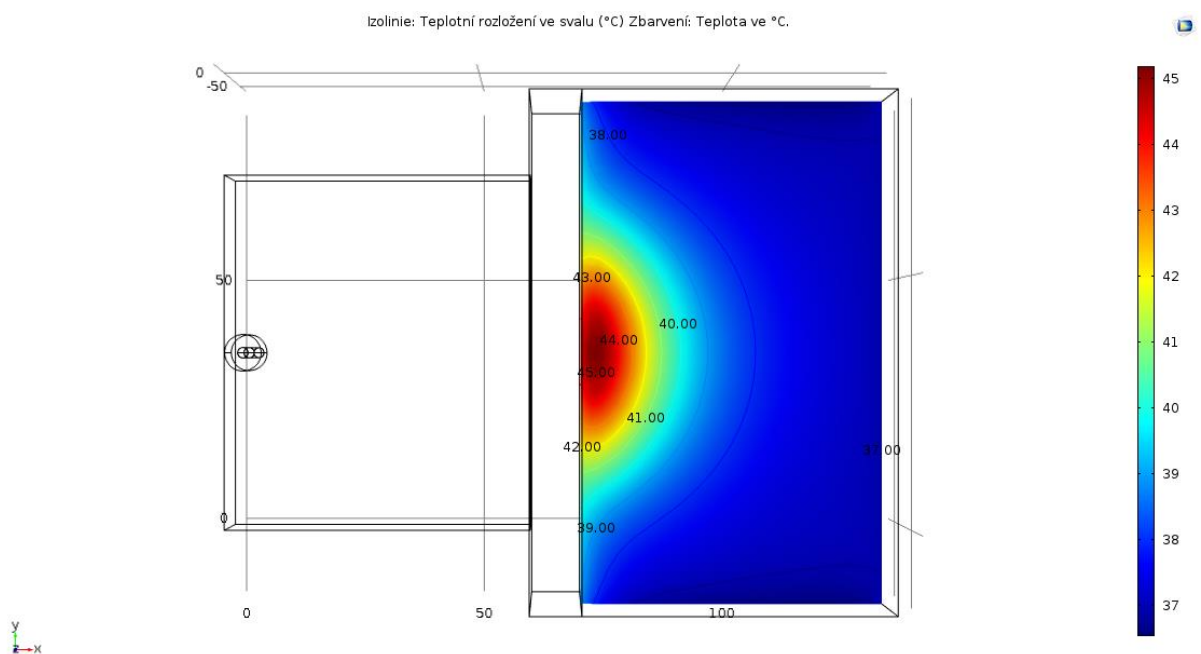
Obr. 9.1.2: Rozložení tepelného pole u vlnovodného aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (mm)



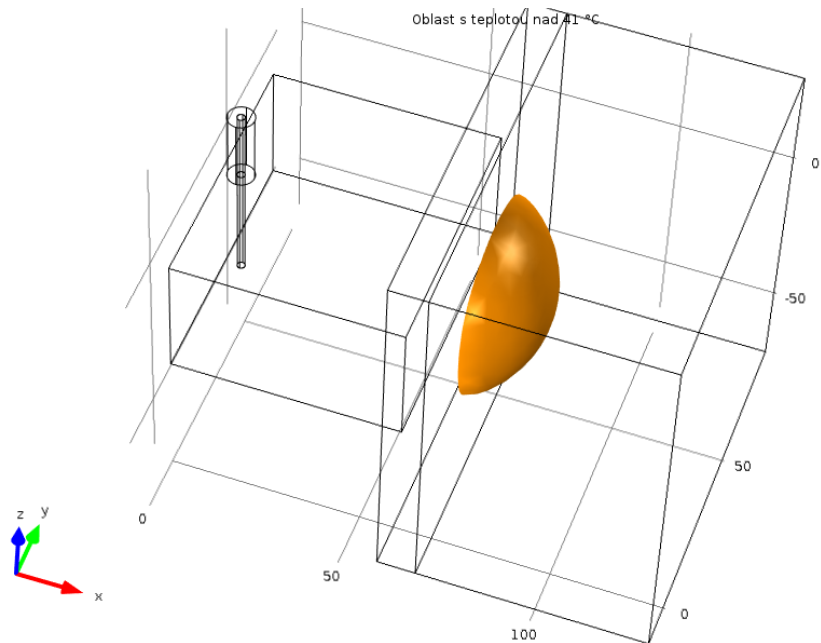
Obr 9.1.3: Rozložení tepelného pole u vlnovodného aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (mm)



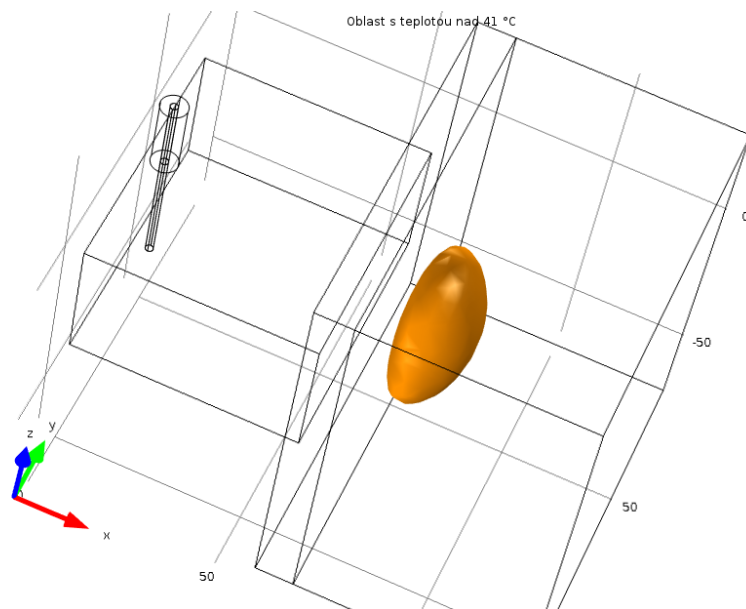
Obr. 9.1.4: Rozložení tepelného pole u vlnovodného aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed výšky aplikátoru. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (mm)



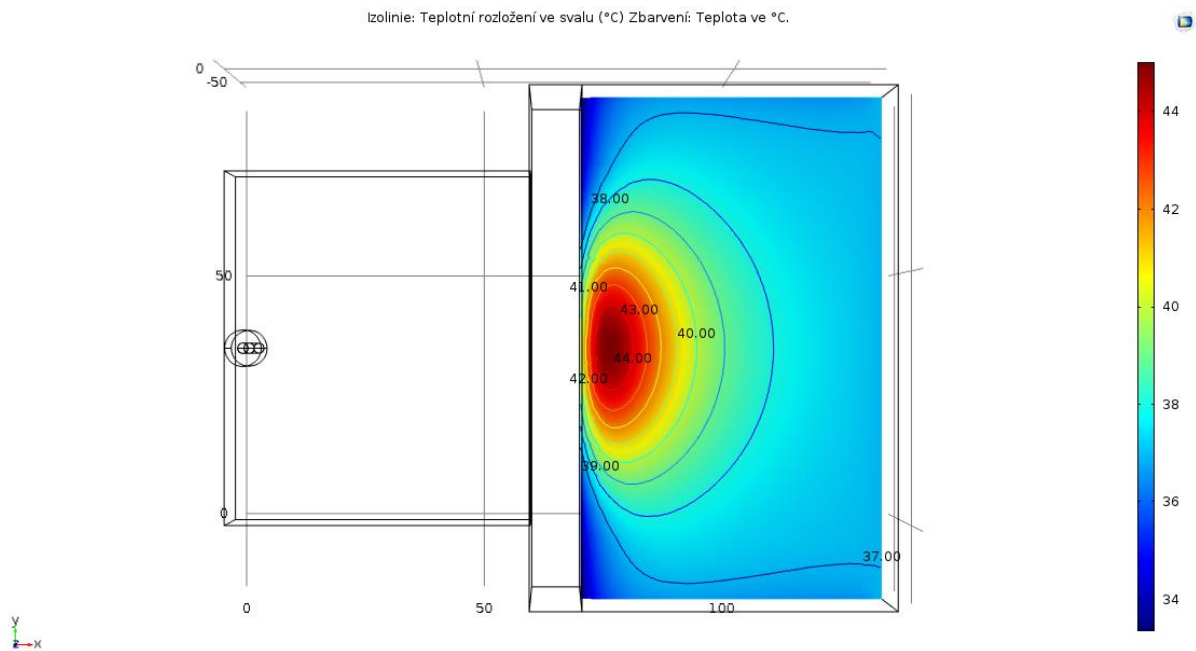
Obr 9.1.5: Rozložení tepelného pole u vlnovodného aplikátoru. Průřez tkání uprostřed výšky aplikátoru. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (mm)



Obr 9.1.6: Rozložení tepelného pole u vlnovodného aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (mm)

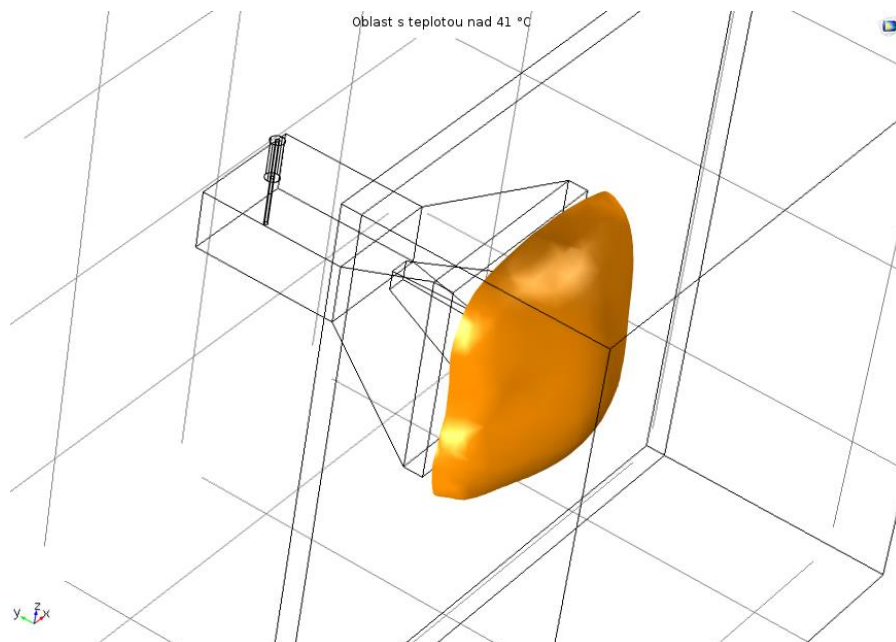


Obr 9.1.7: Rozložení tepelného pole u vlnovodného aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (mm)

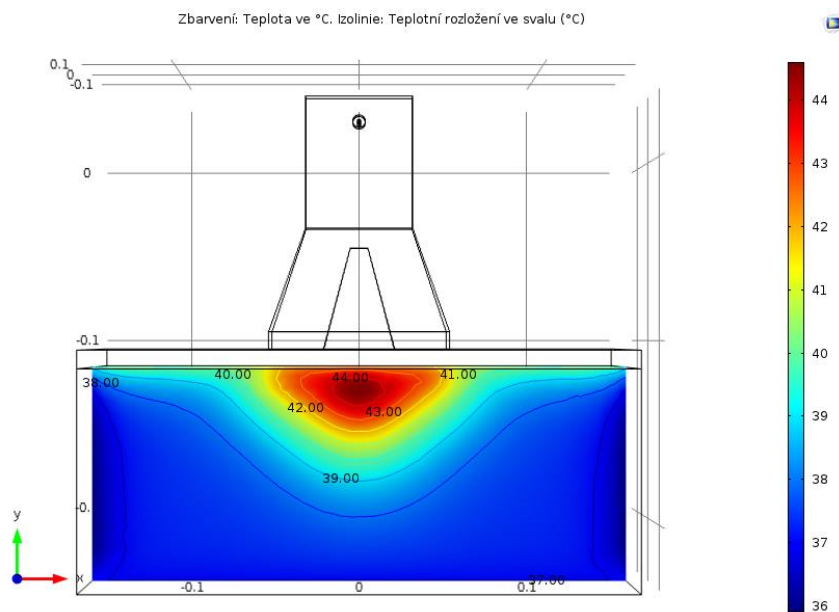


Obr 9.1.8: Rozložení tepelného pole u vlnovodného aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed výšky aplikátoru. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (mm)

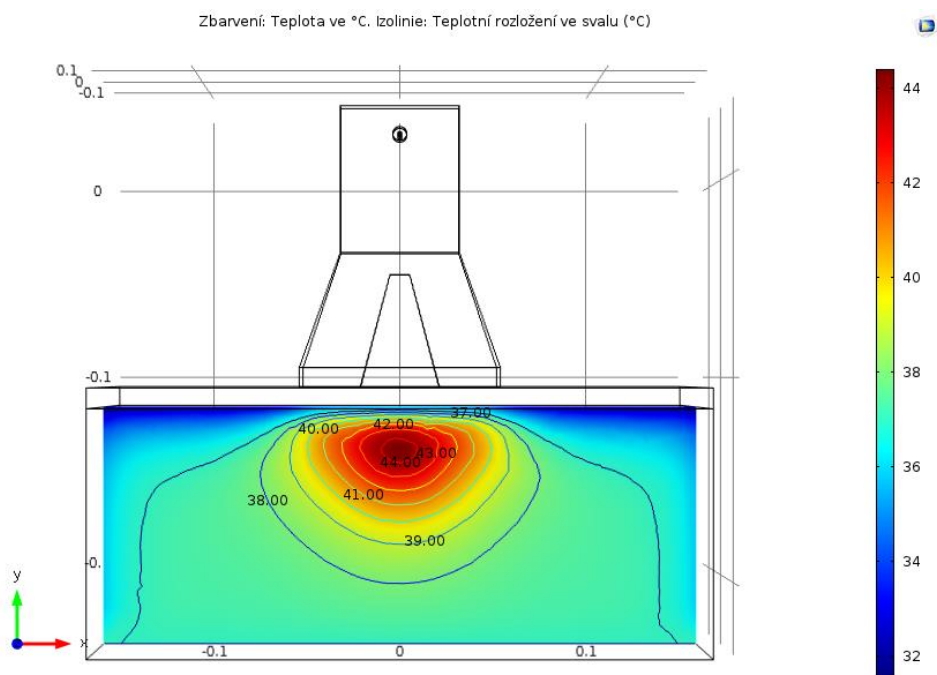
## 9.2 LCA



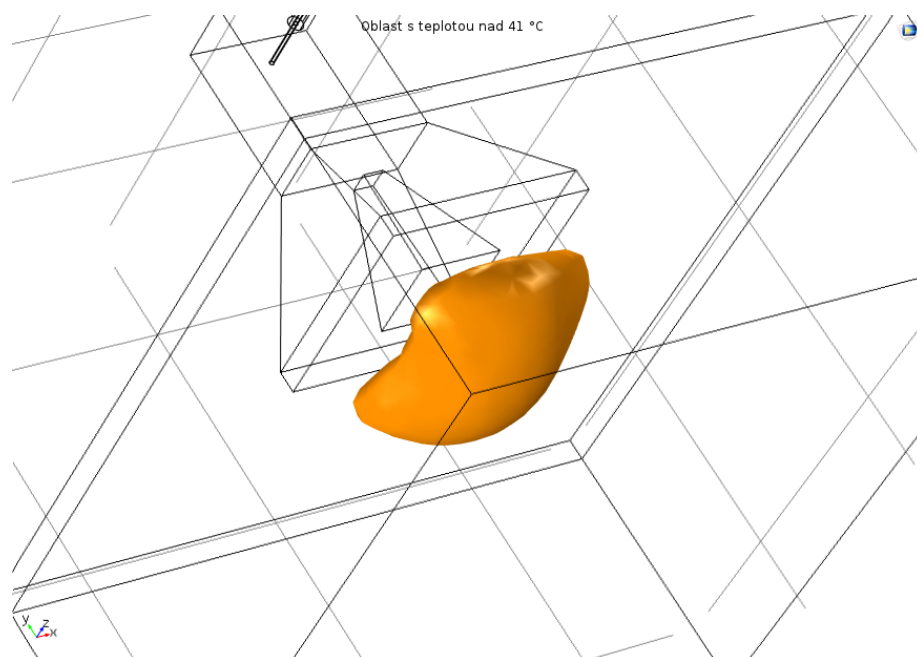
Obr 9.2.1: Rozložení tepelného pole u LCA. Oblast s teplotou vyšší než  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



Obr 9.2.2: Rozložení tepelného pole u LCA. Průřez rovinou uprostřed výšky aplikátoru. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)

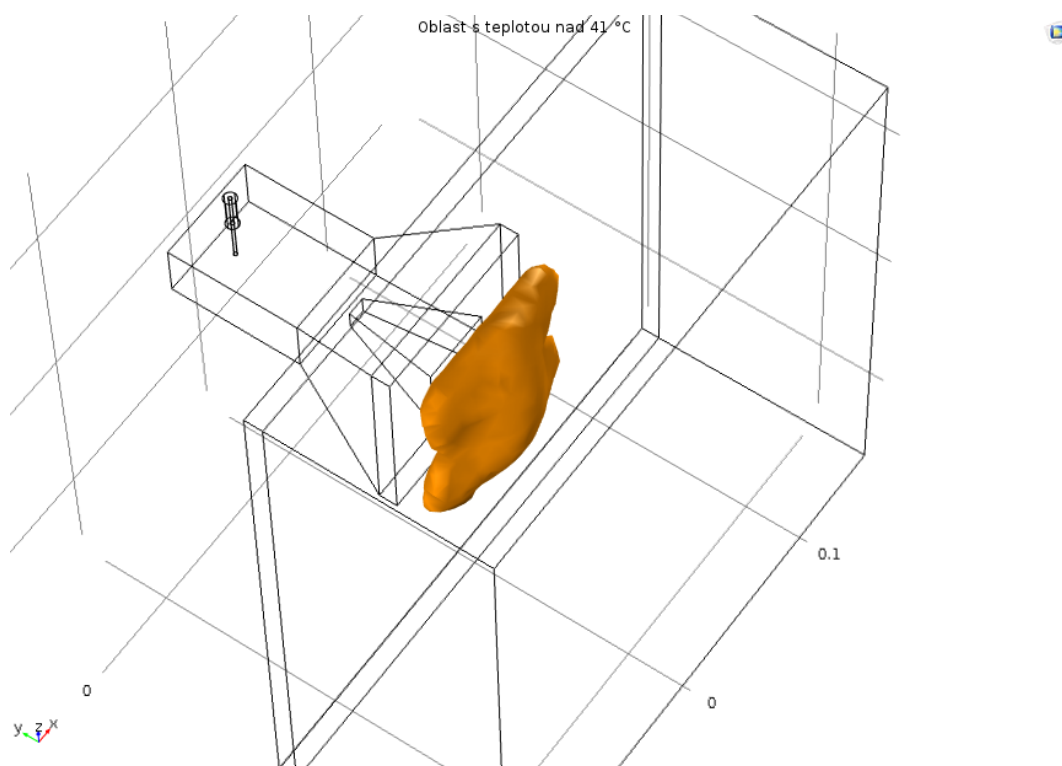


Obr 9.2.3: Rozložení tepelného pole u LCA. Průřez rovinou uprostřed výšky aplikátoru. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)

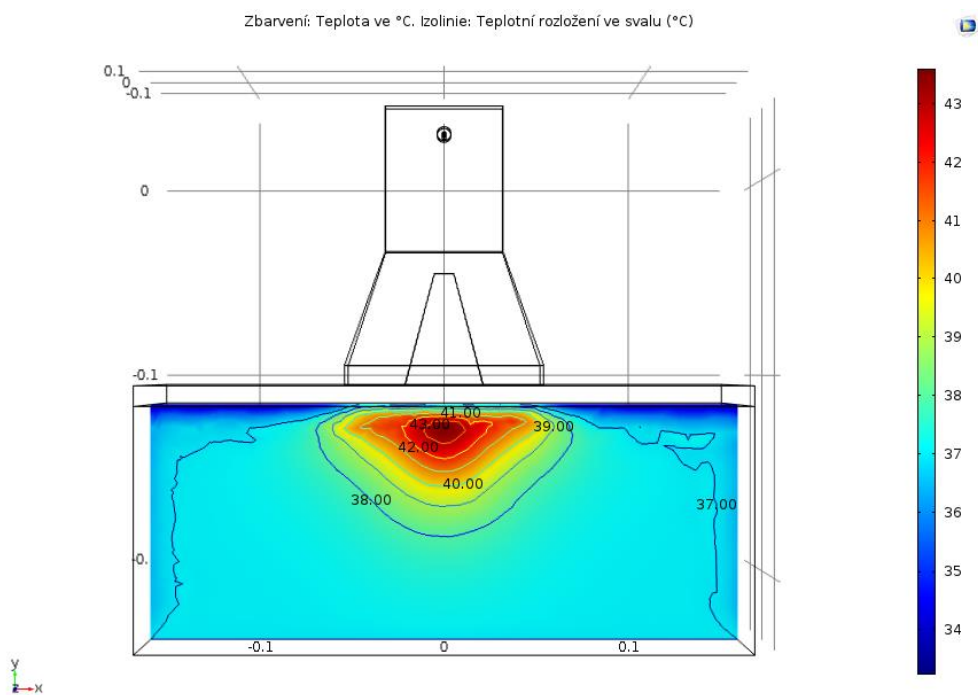


Obr 9.2.4: Rozložení tepelného pole u LCA. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)

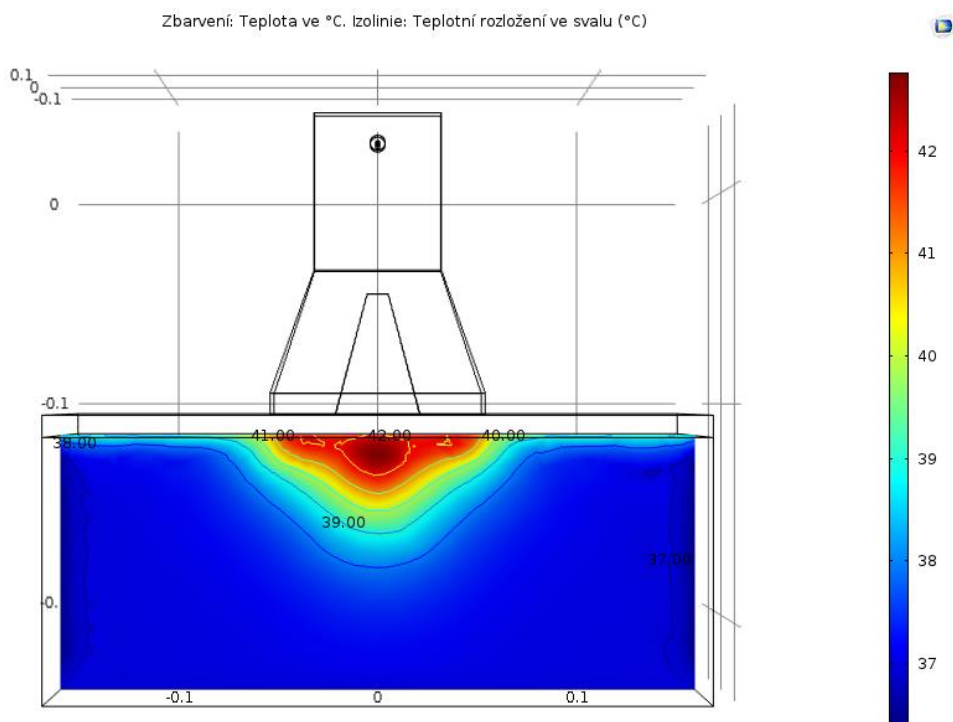
5 a 30



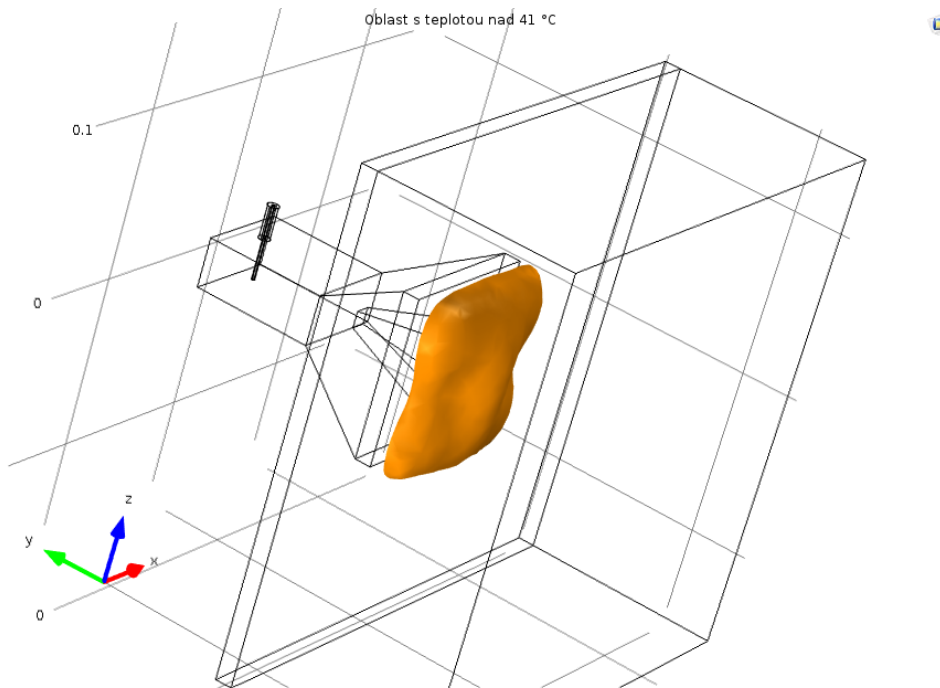
Obr 9.2.5: Rozložení tepelného pole u LCA. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)



Obr 9.2.6: Rozložení tepelného pole u LCA. Průřez rovinou uprostřed výšky aplikátoru. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)

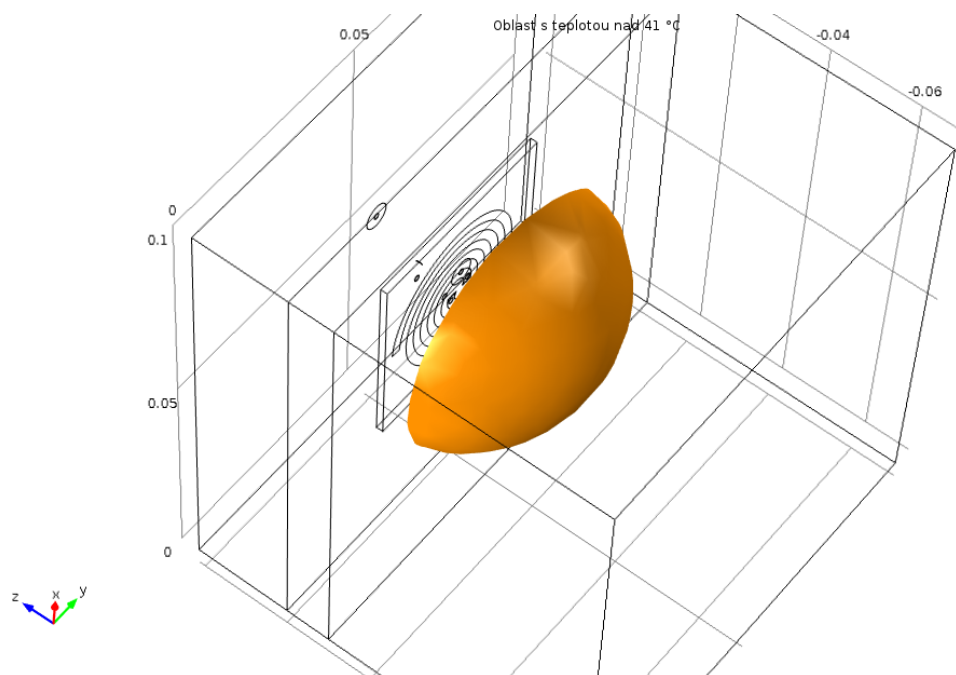


Obr 9.2.7: Rozložení tepelného pole u LCA. Průřez rovinou uprostřed výšky aplikátoru. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



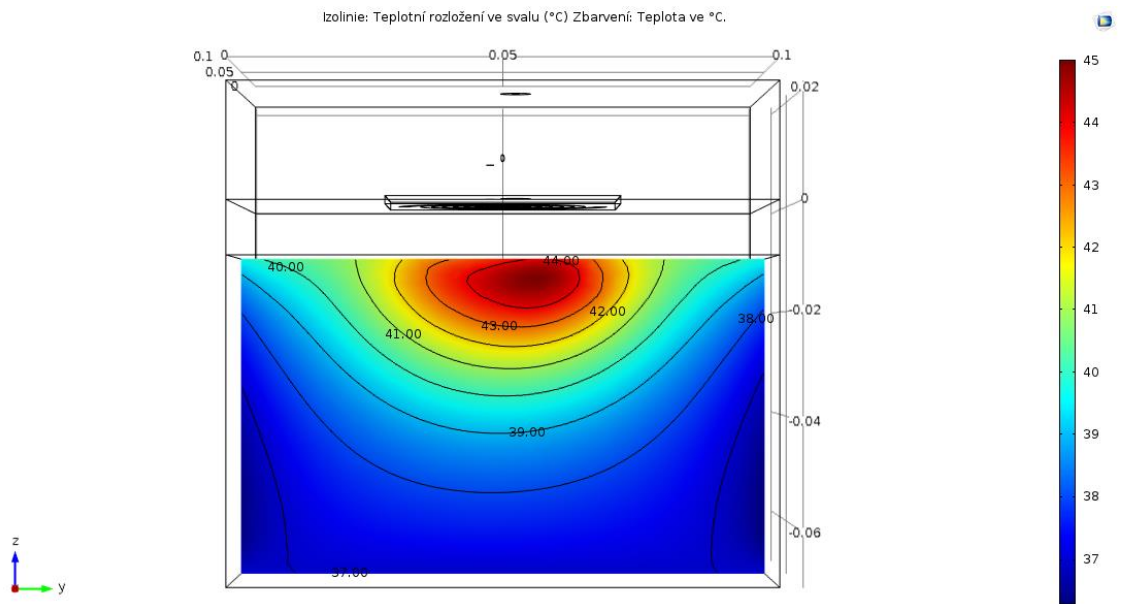
Obr 9.2.8: Rozložení tepelného pole u LCA. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

### 9.3 Spirálový aplikátor

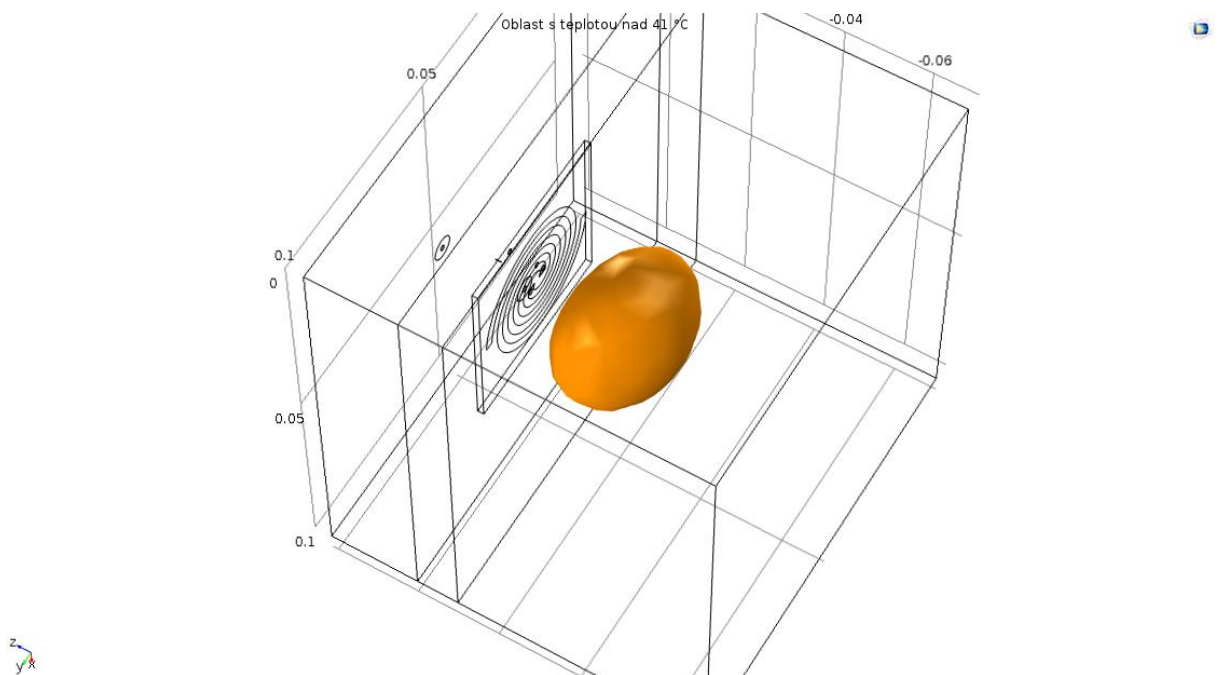


Obr 9.3.1: Rozložení tepelného pole u spirálového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

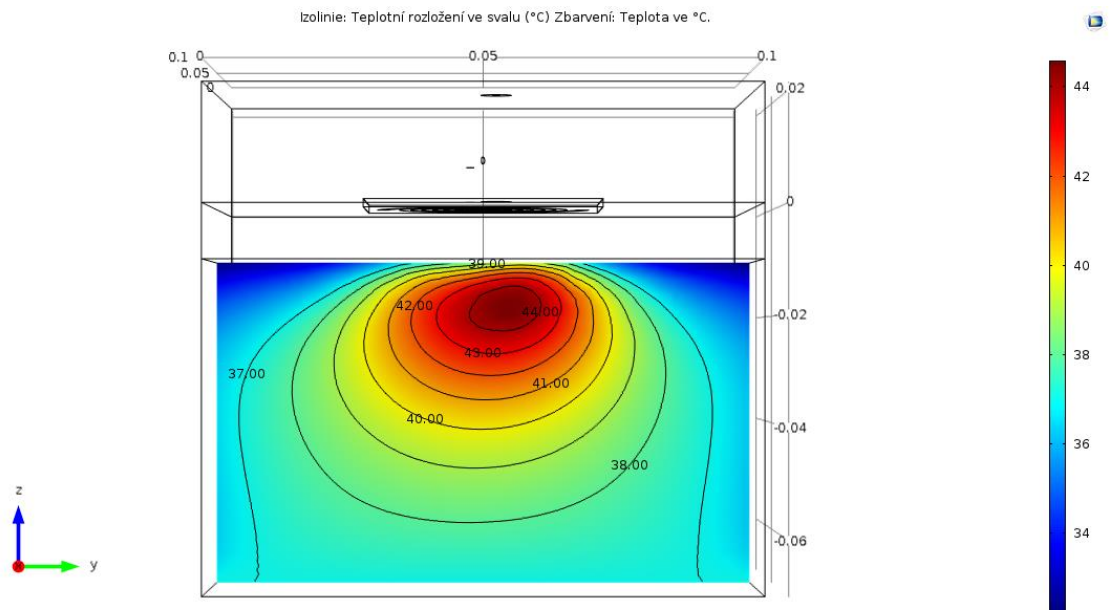




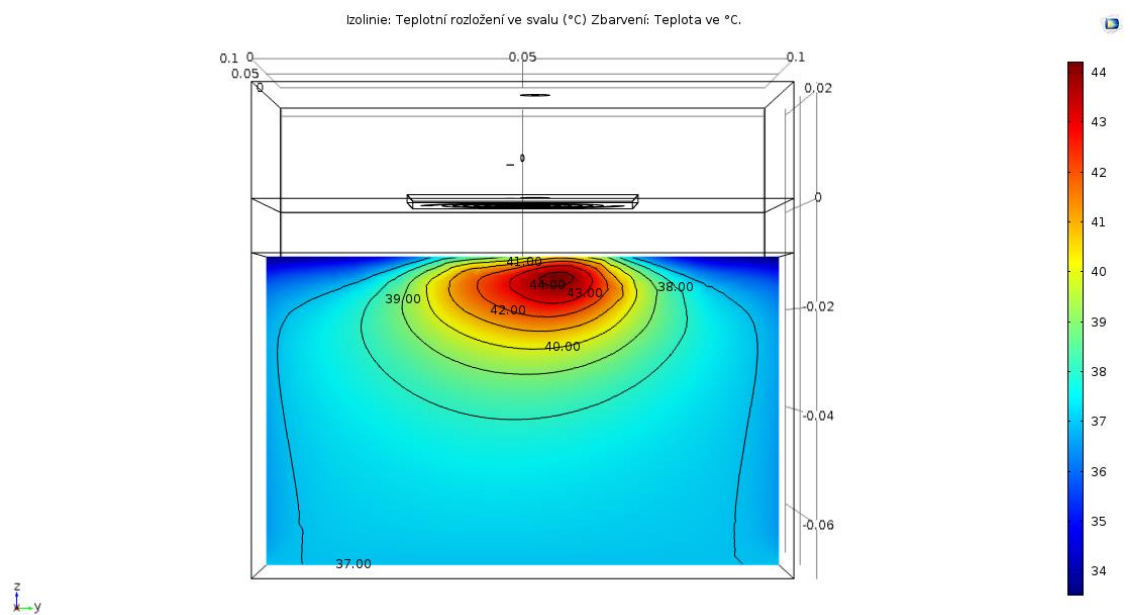
Obr 9.3.2: Rozložení tepelného pole u spirálového aplikátoru. Průřez rovinou v polovině fantomu aplikátoru. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



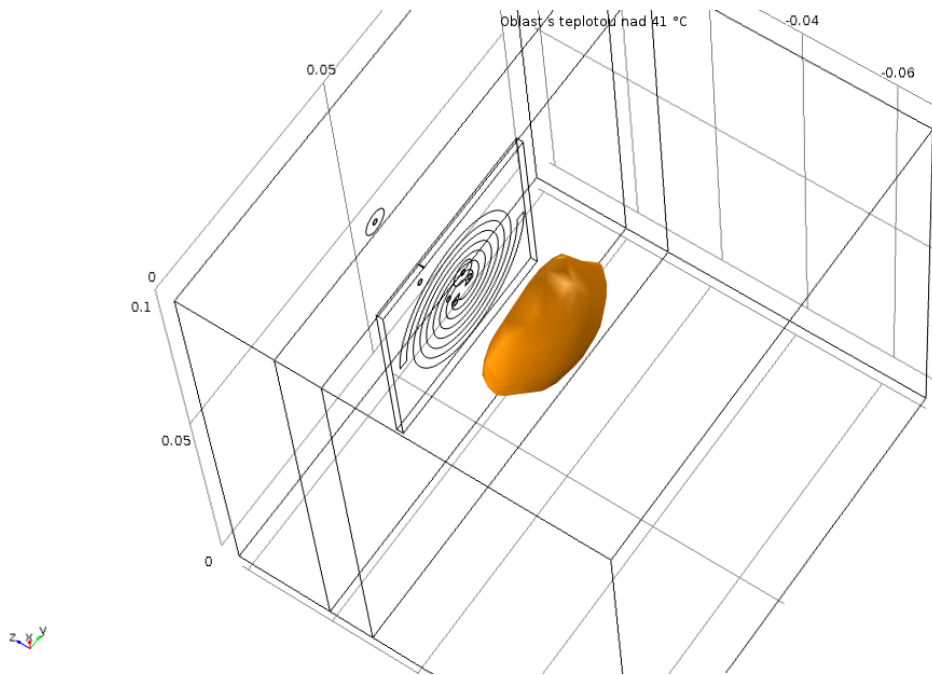
Obr 9.3.3: Rozložení tepelného pole u spirálového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



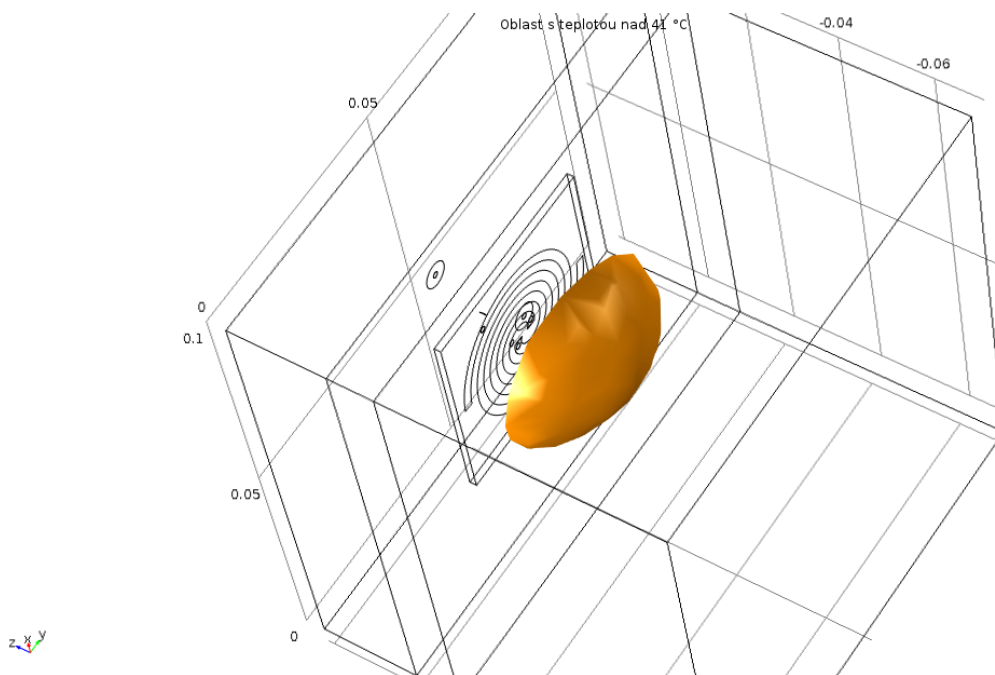
Obr 9.3.4: Rozložení tepelného pole u spirálového aplikátoru. Průřez rovinou v polovině fantomu. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



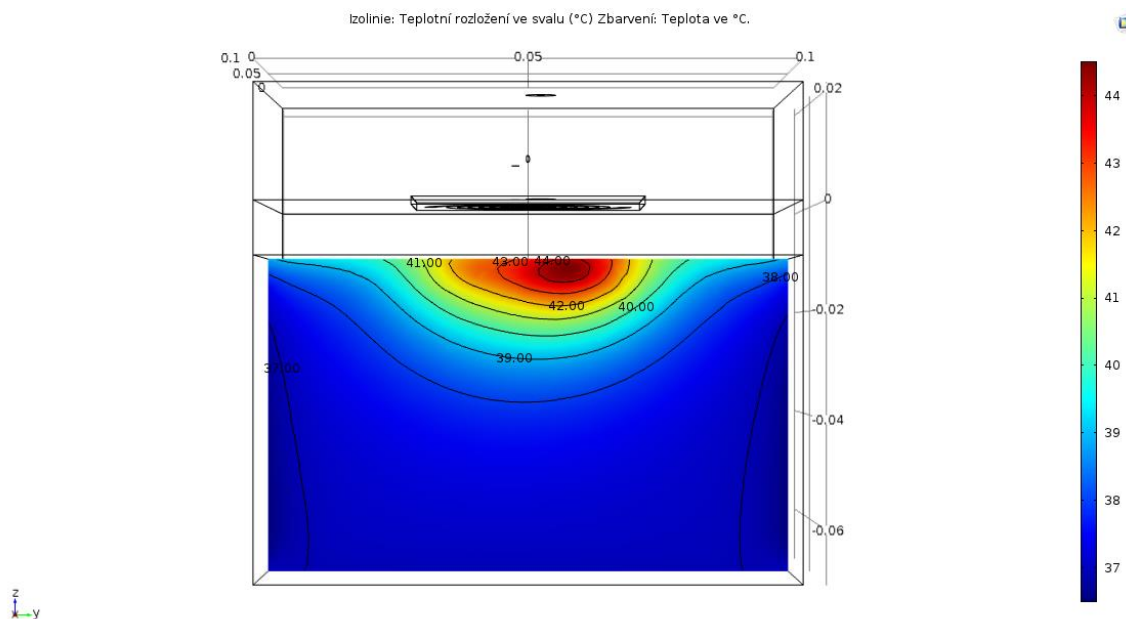
Obr 9.3.5: Rozložení tepelného pole u spirálového aplikátoru. Průřez v polovině fantomu. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



Obr 9.3.6: Rozložení tepelného pole u spirálového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)

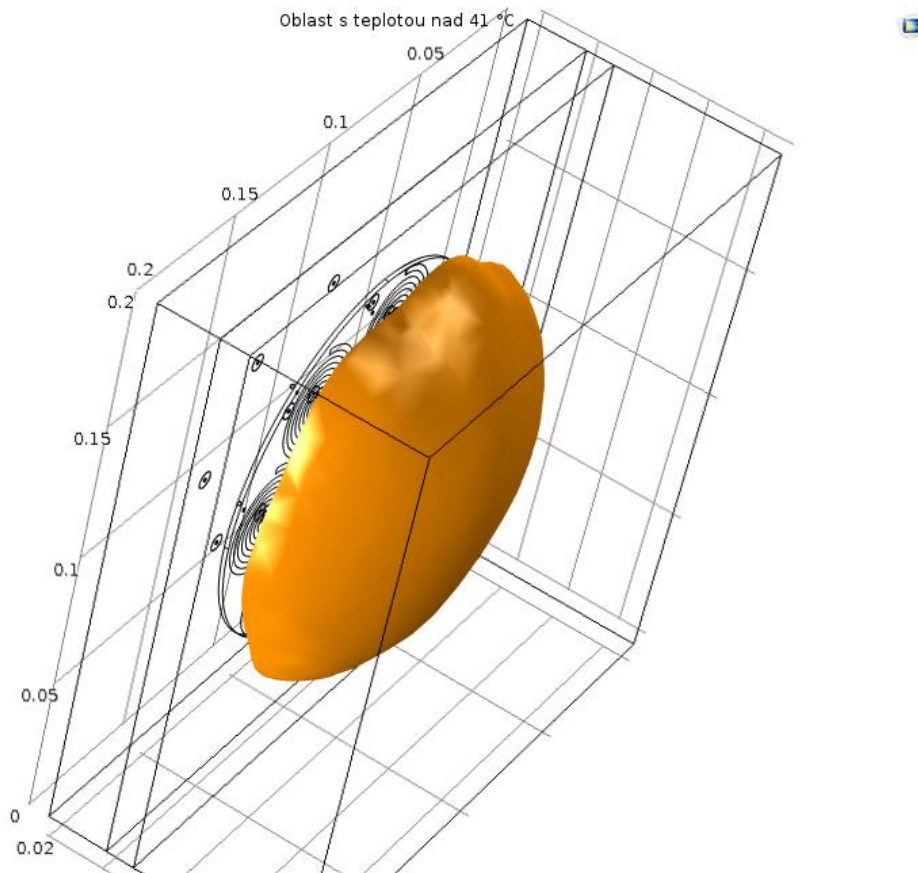


Obr 9.3.7: Rozložení tepelného pole u spirálového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

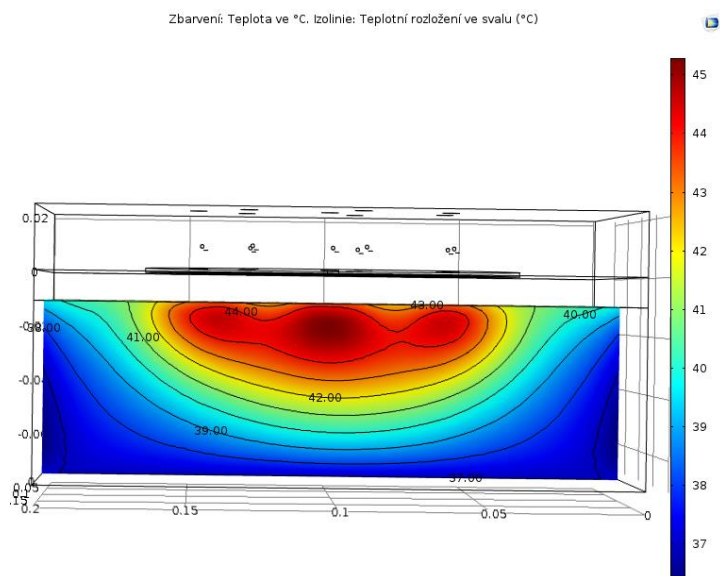


Obr 9.3.8: Rozložení tepelného pole u spirálového aplikátoru. Průřez rovinou v polovině fantomu. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)

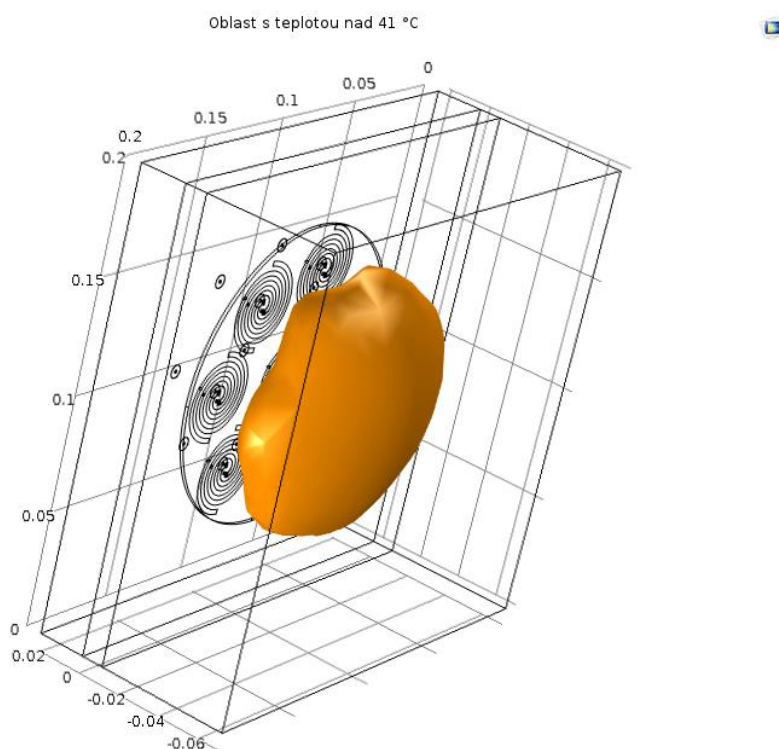
## 9.4 Kruhová matice ze spirálových aplikátorů



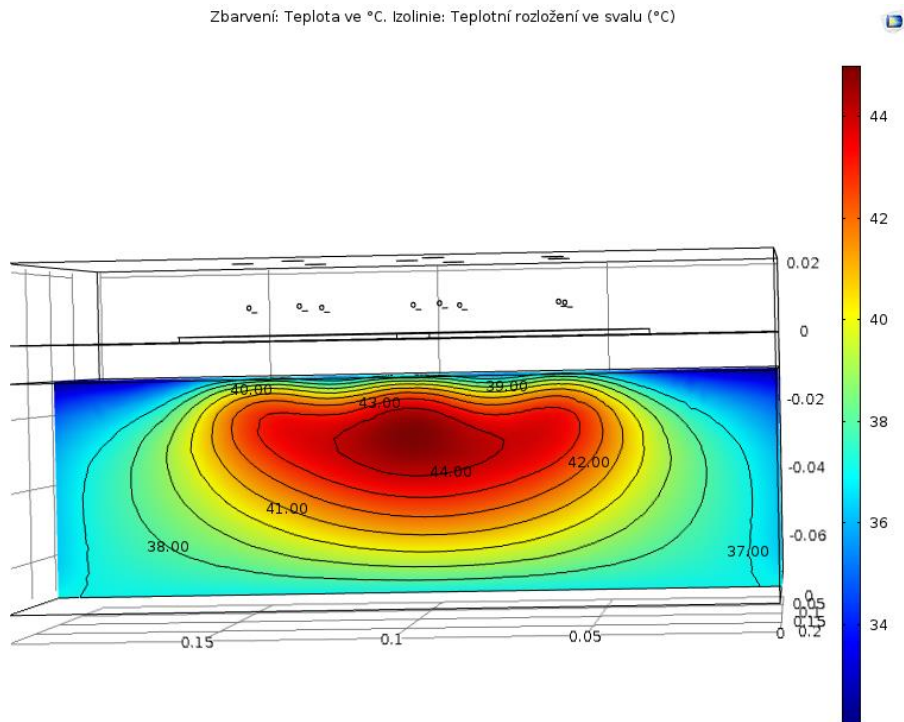
Obr 9.4.1: Rozložení tepelného pole u kruhové matice ze spirálových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



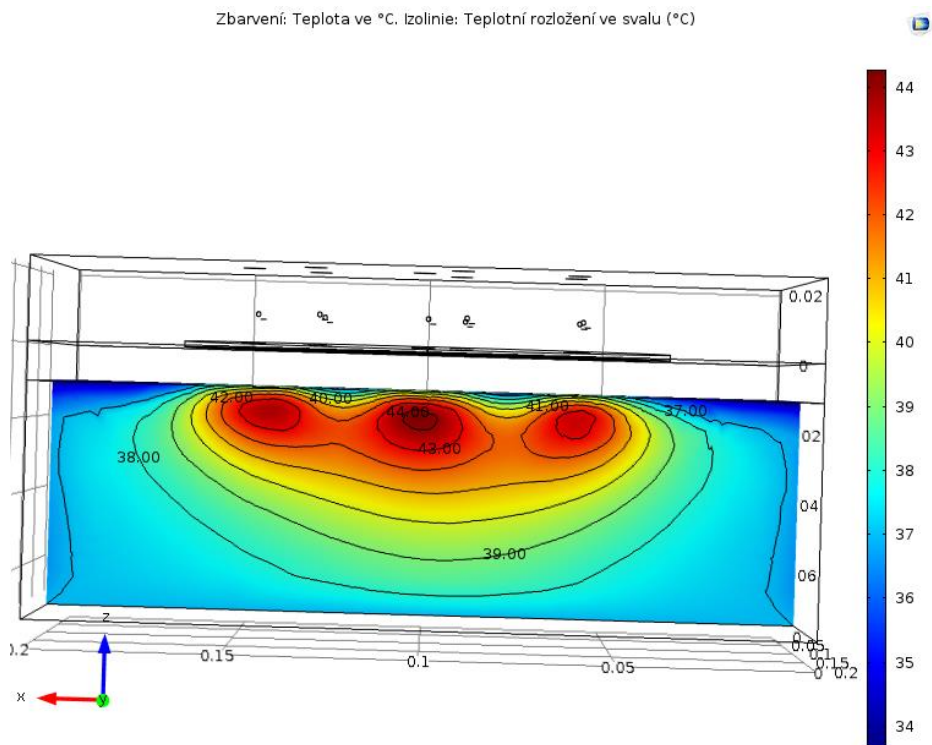
Obr 9.4.2: Rozložení tepelného pole u kruhové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu. Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



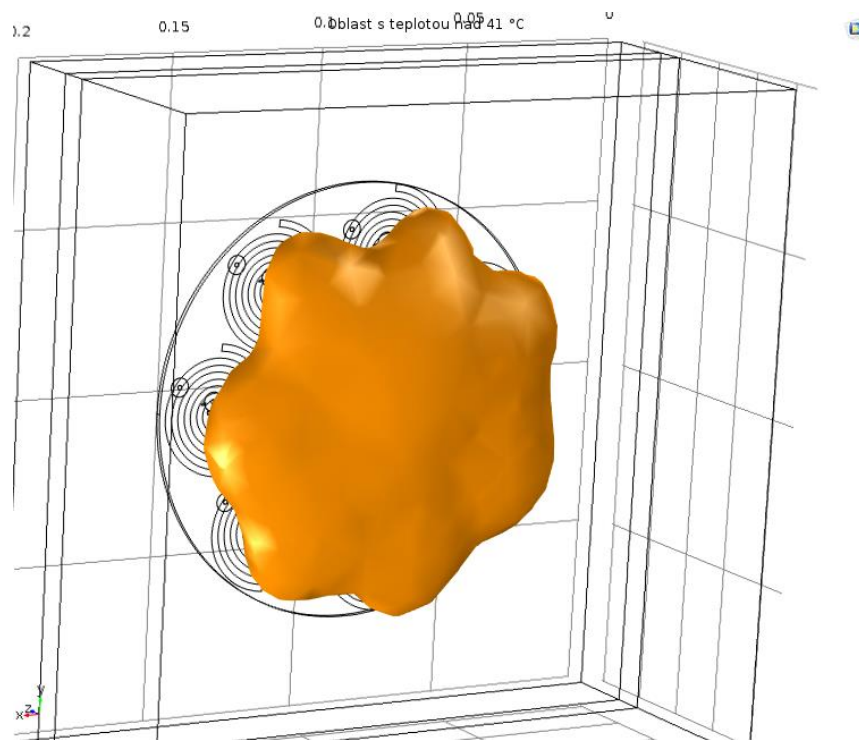
Obr 9.4.3: Rozložení tepelného pole u kruhové matice ze spirálových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



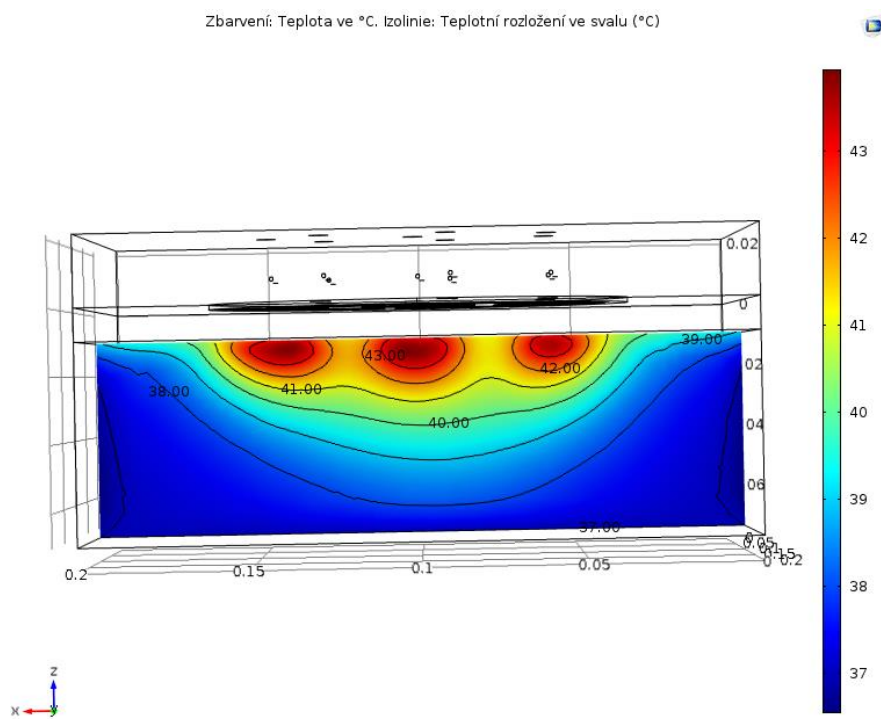
Obr 9.4.4: Rozložení tepelného pole u kruhové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



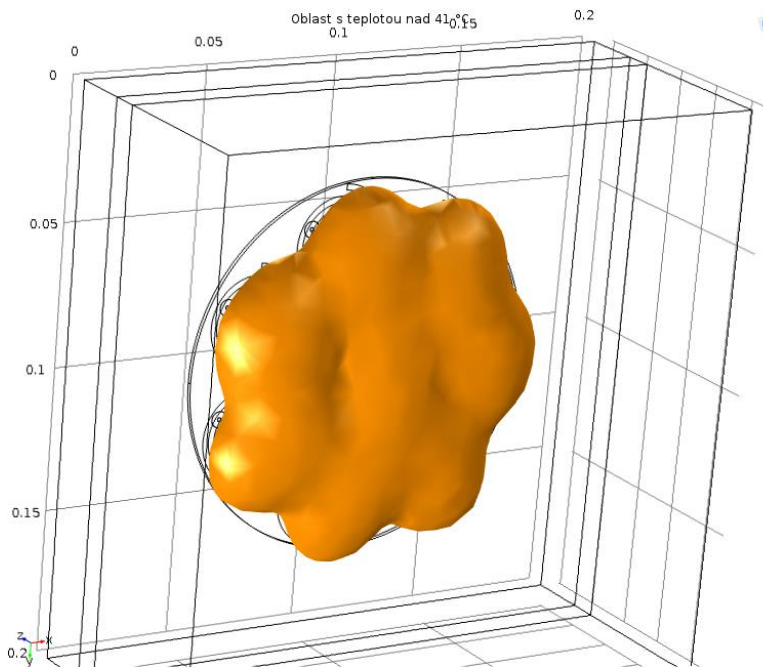
Obr 9.4.5: Rozložení tepelného pole u kruhové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



Obr 9.4.6: Rozložení tepelného pole u kruhové matice ze spirálových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)

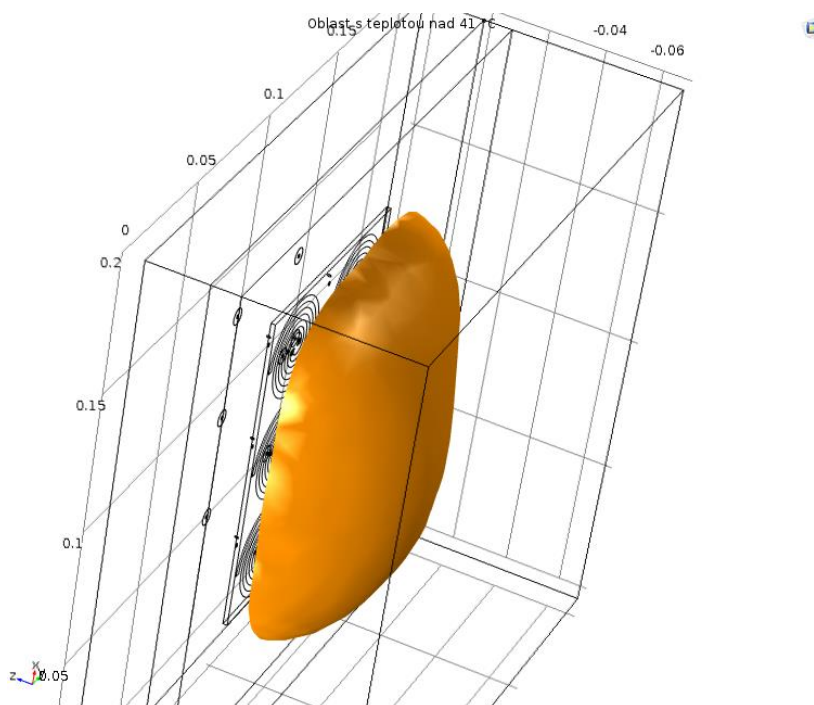


Obr 9.4.7: Rozložení tepelného pole u kruhové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)



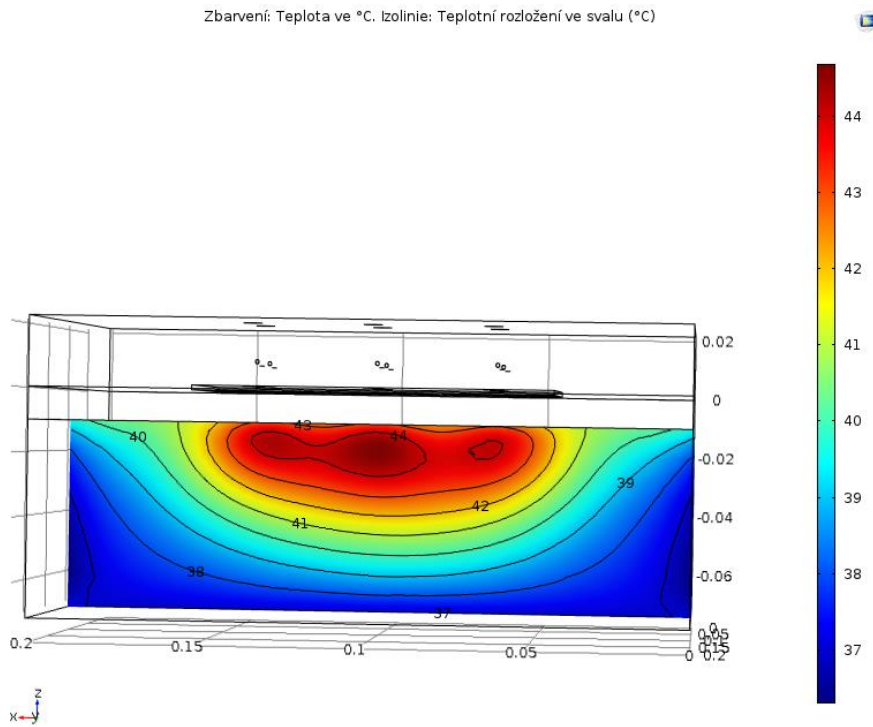
Obr 9.4.8: Rozložení tepelného pole u kruhové matice ze spirálových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

## 9.5 Obdélníková matice ze spirálových aplikátorů

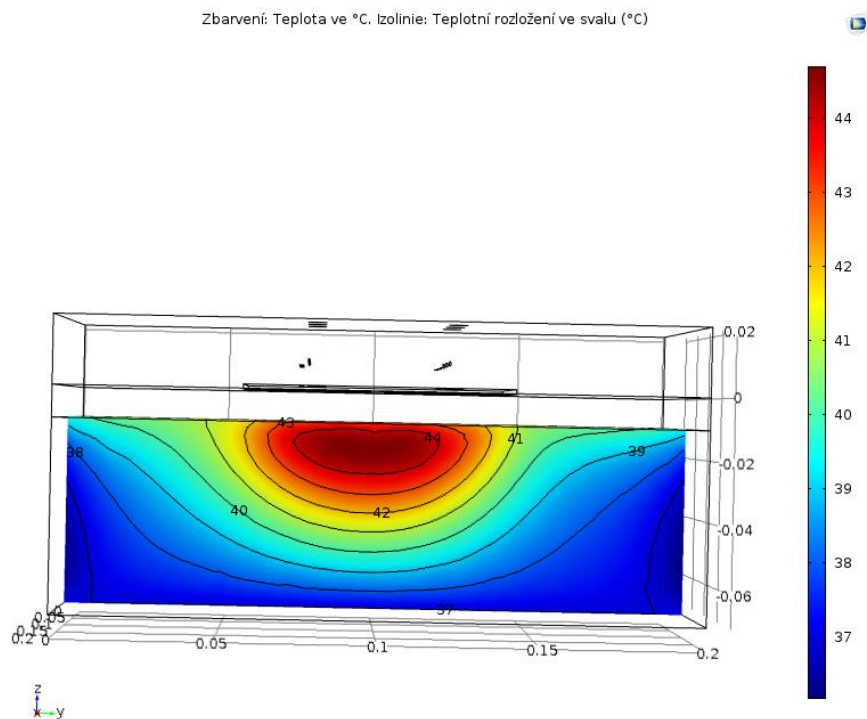


Obr 9.5.1: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

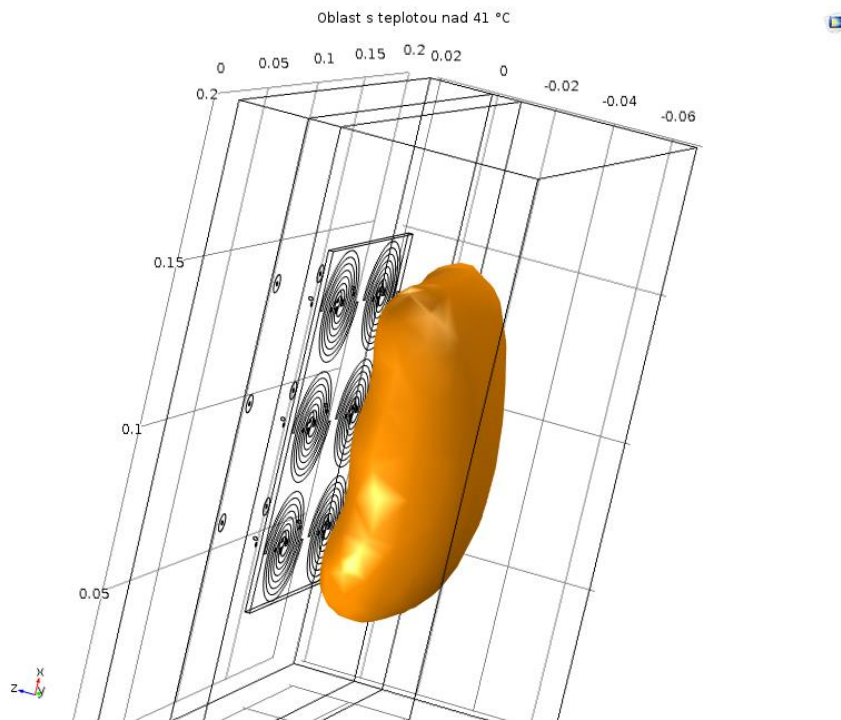




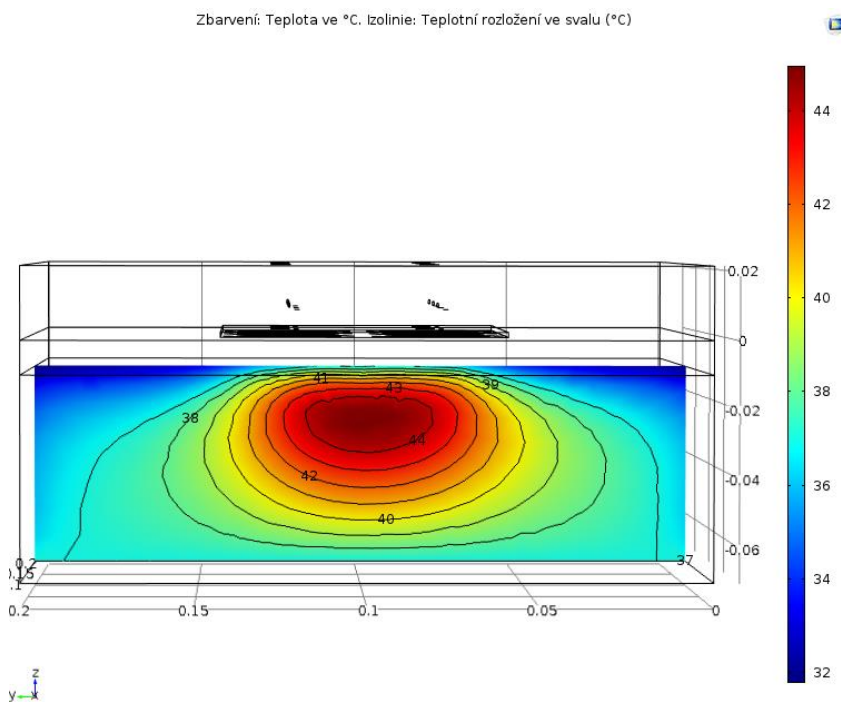
Obr 9.5.2: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu po delší straně aplikátoru. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)



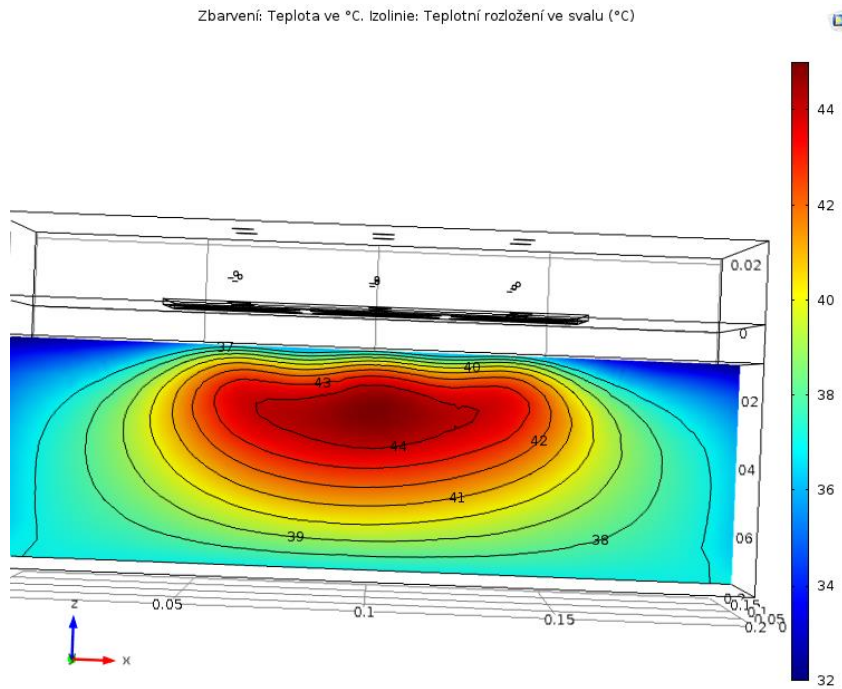
Obr 9.5.3: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu po kratší straně aplikátoru. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)



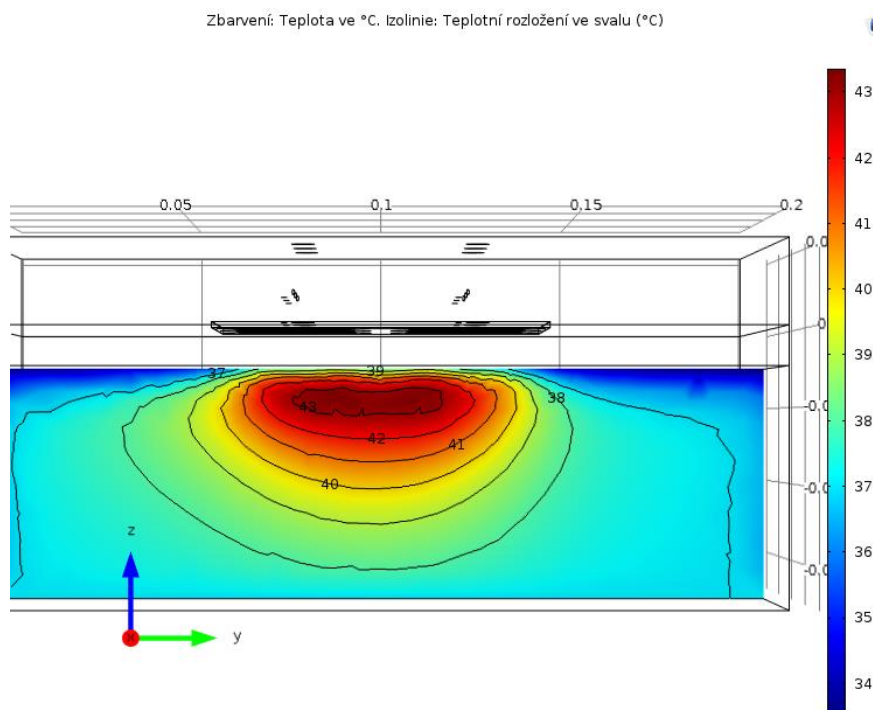
Obr 9.5.4: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)



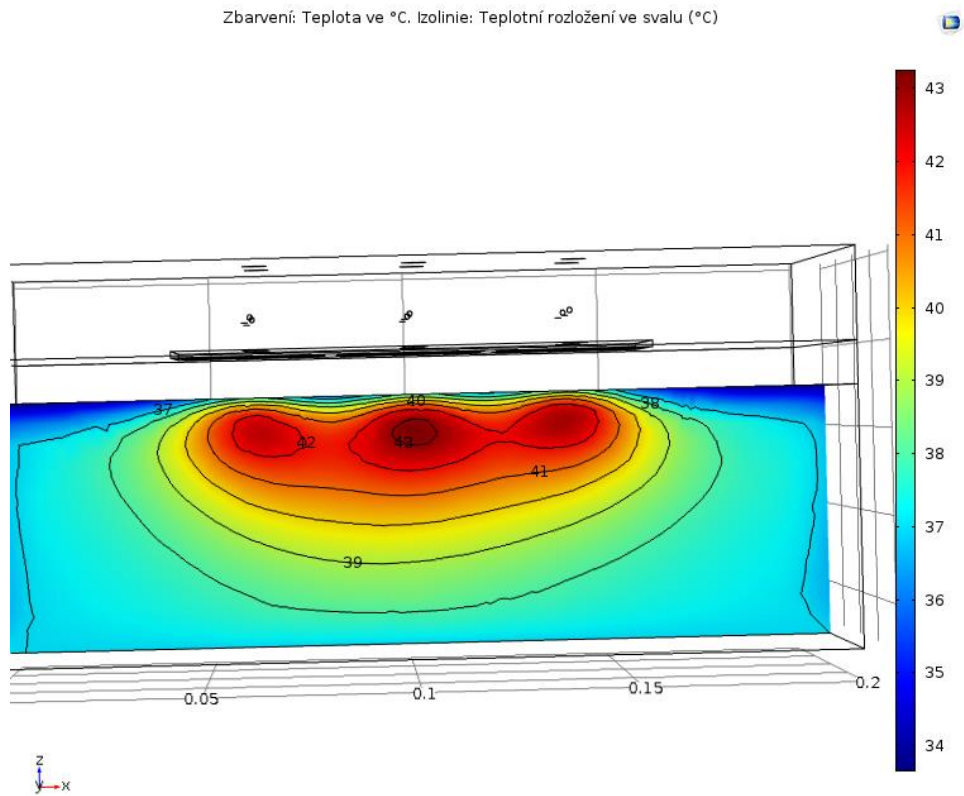
Obr 9.5.5: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu po kratší straně aplikátoru. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)



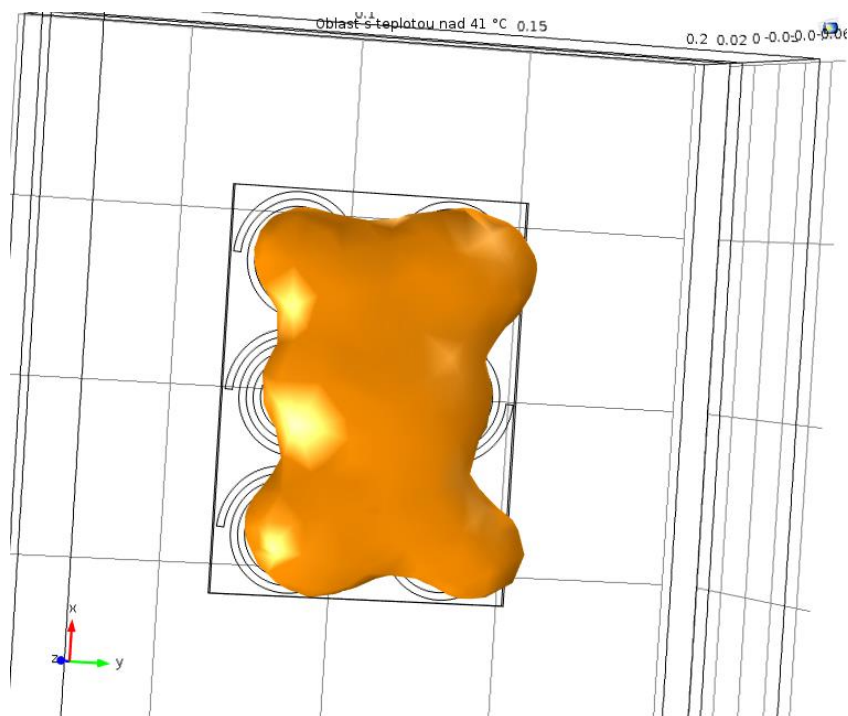
Obr 9.5.6: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu po delší straně aplikátoru. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



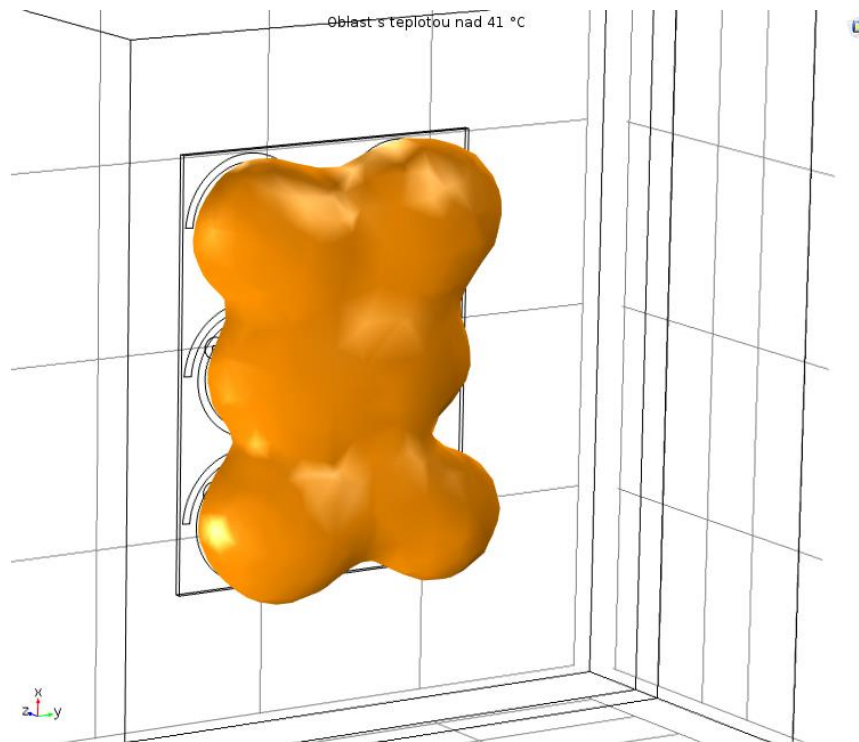
Obr 9.5.7: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu po kratší straně aplikátoru. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



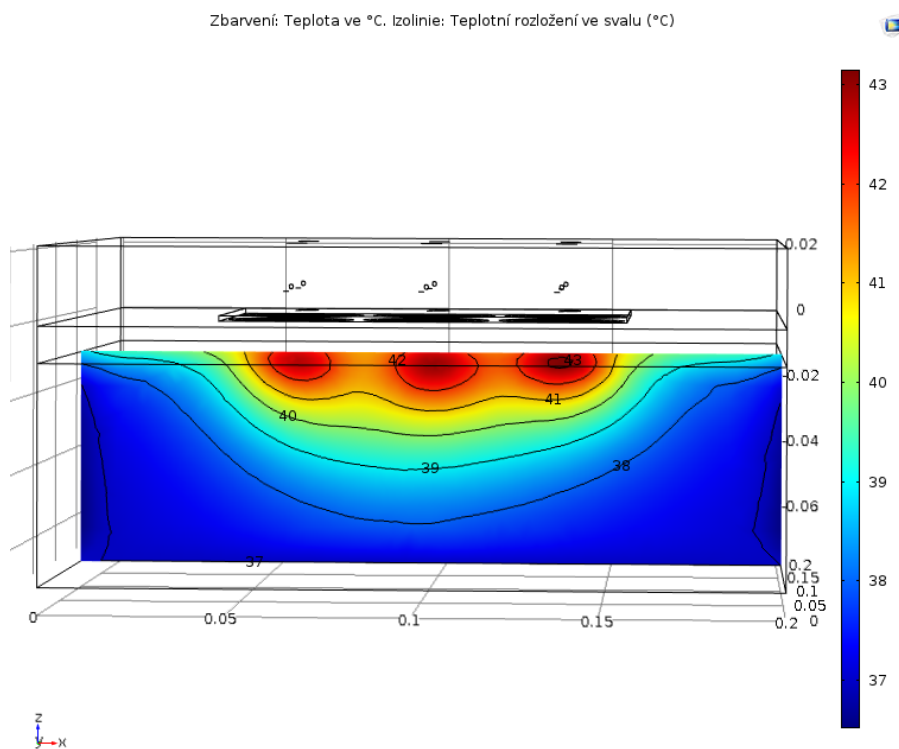
Obr 9.5.8: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu po delší straně aplikátorů. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



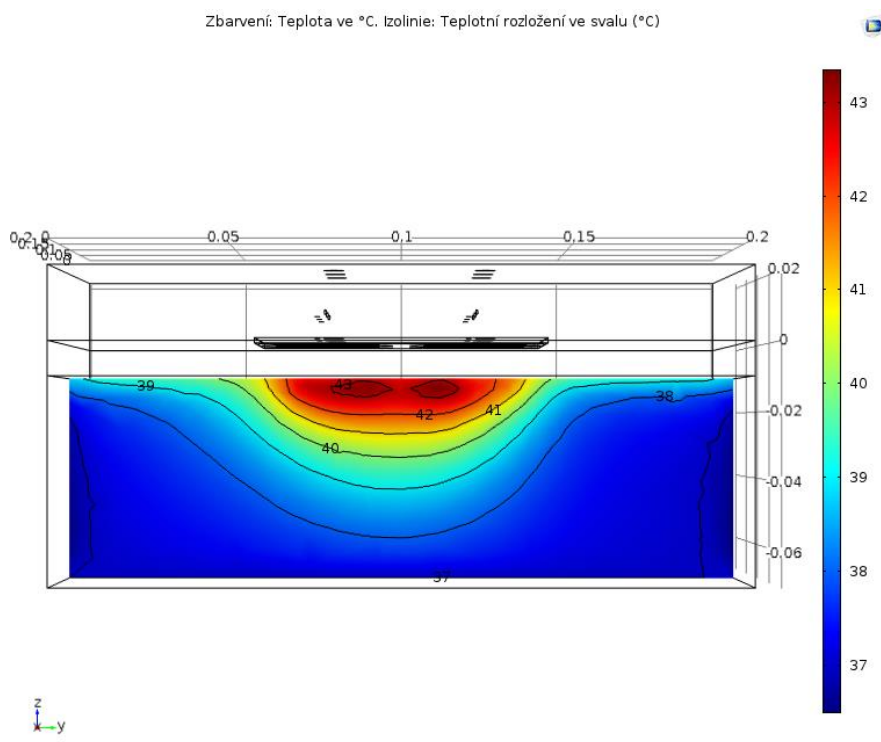
Obr 9.5.9: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než  $41 \text{ °C}$ . Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



Obr 9.5.10: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

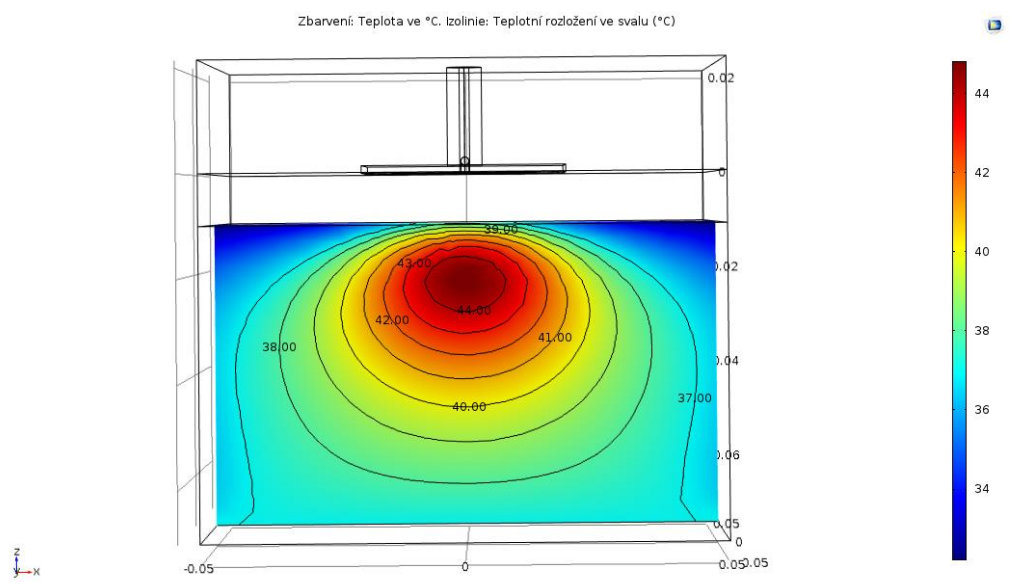


Obr 9.5.11: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů Průřez rovinou v polovině fantomu po delší straně aplikátoru. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

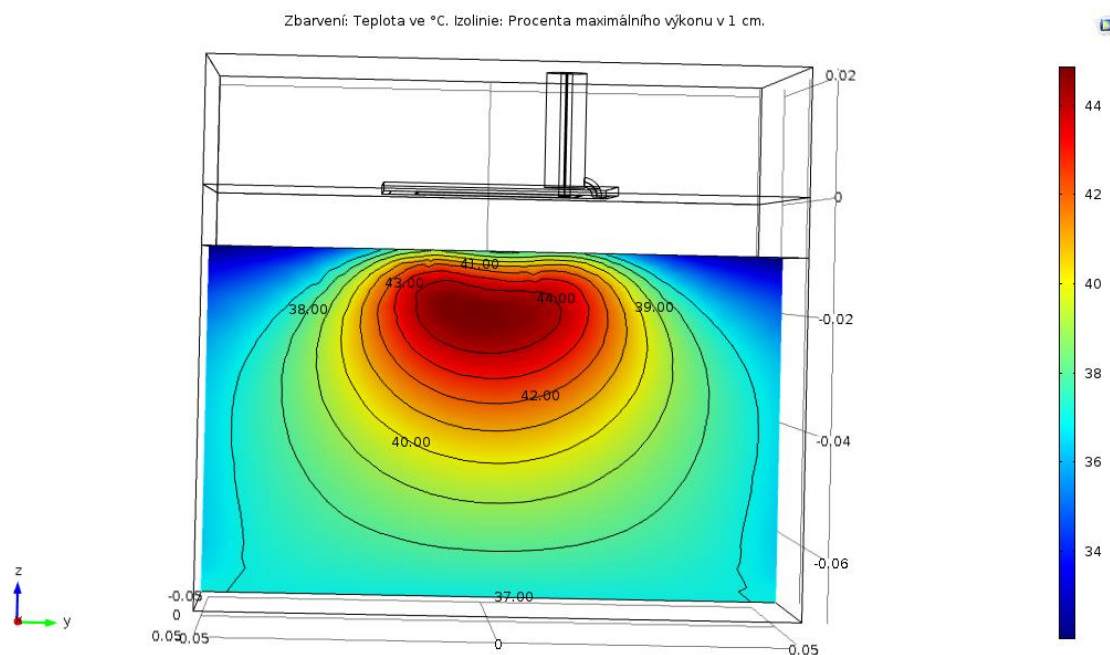


Obr 9.5.12: Rozložení tepelného pole u obdélníkové matice ze spirálových aplikátorů. Průřez rovinou v polovině fantomu po kratší straně aplikátoru. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)

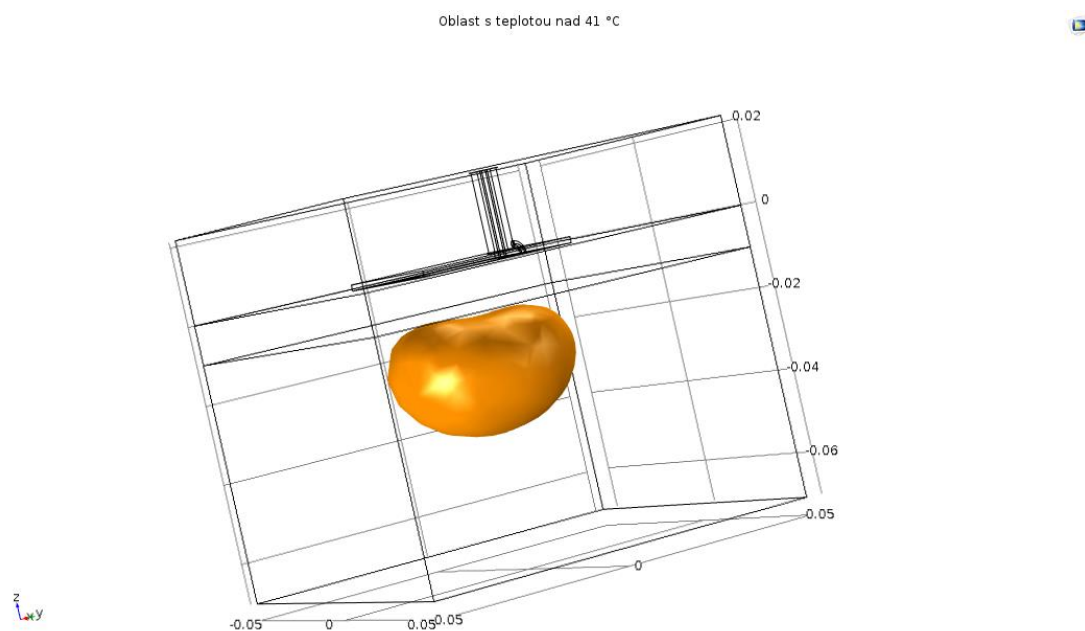
## 9.6 Štěrbínový čtvercový aplikátor



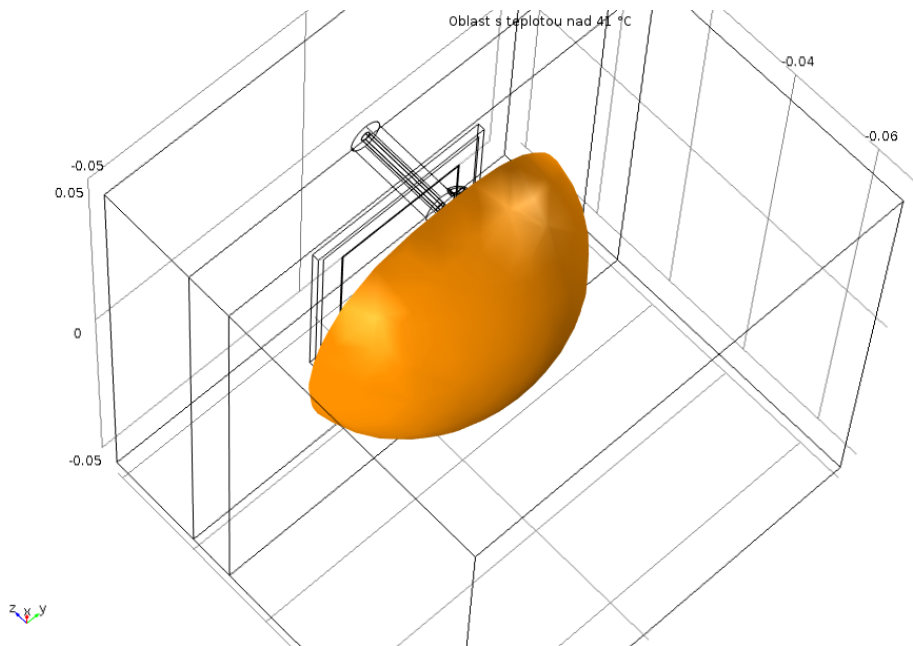
Obr 9.6.1: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu neprotínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



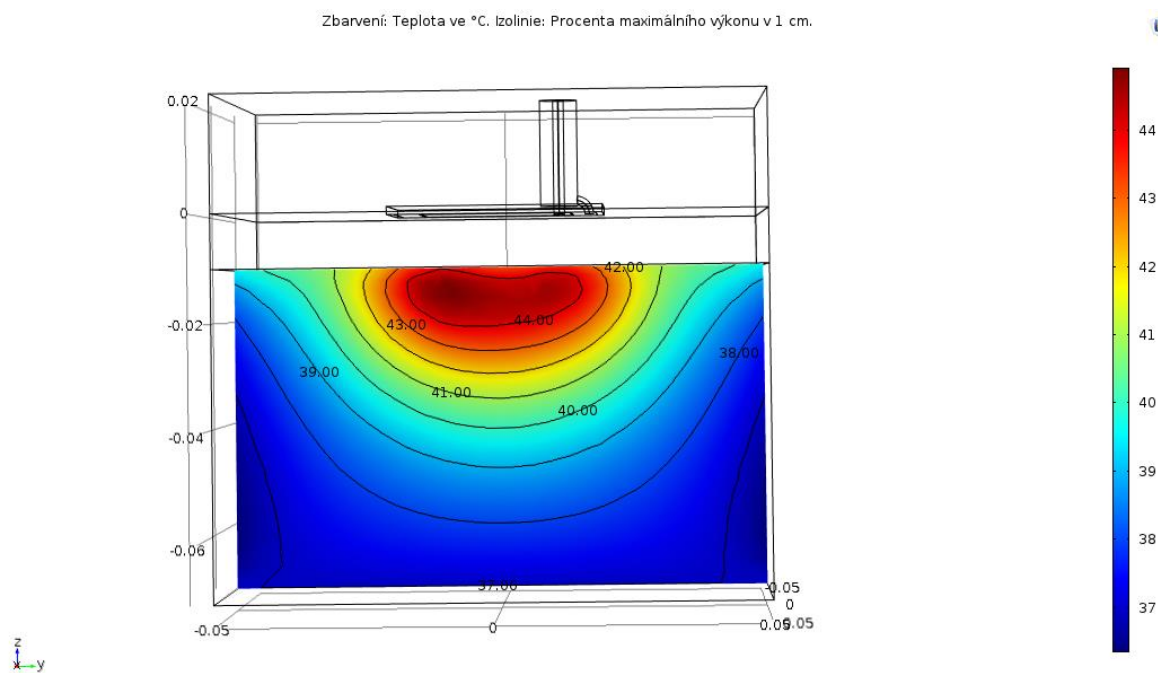
Obr 9.6.2: Rozložení tepelného pole u čtvercového šterbinového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu protínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



Obr 9.6.3: Rozložení tepelného pole u čtvercového šterbinového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než  $41 \text{ °C}$ . Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)

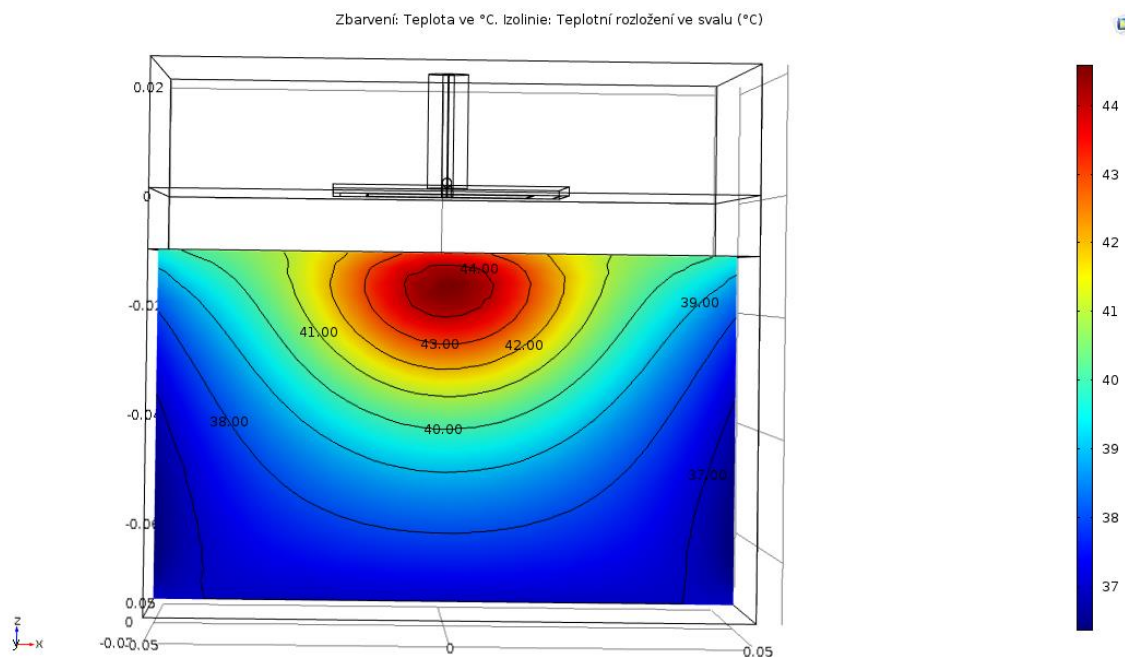


Obr 9.6.4: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

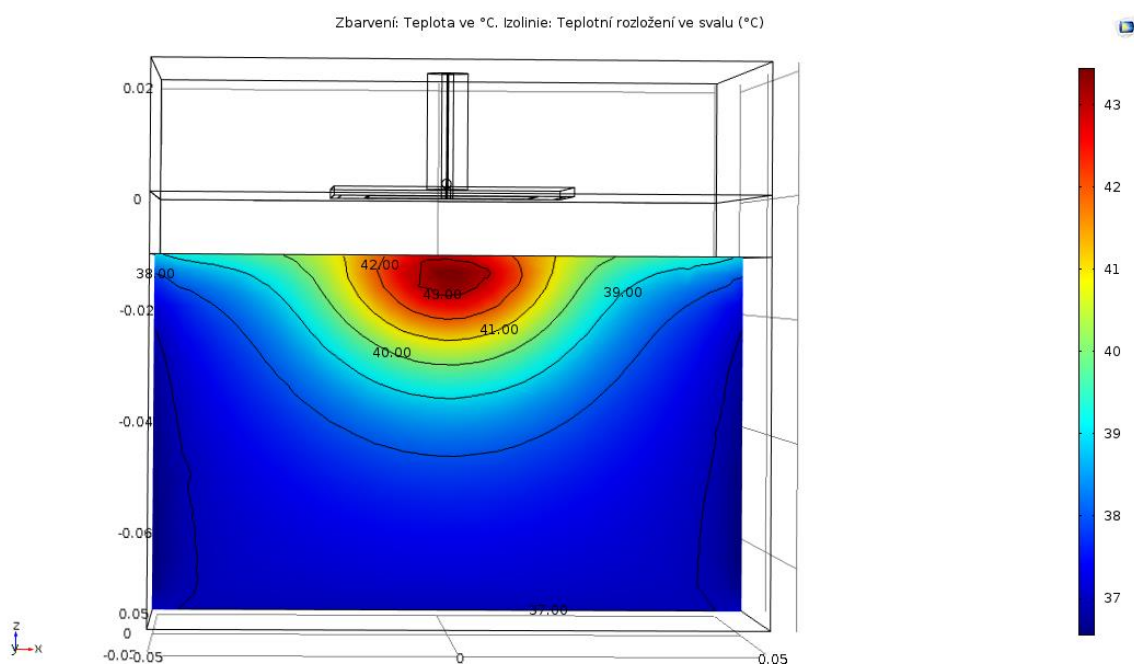


Obr 9.6.5: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru Průřez rovinou uprostřed svalu protínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)

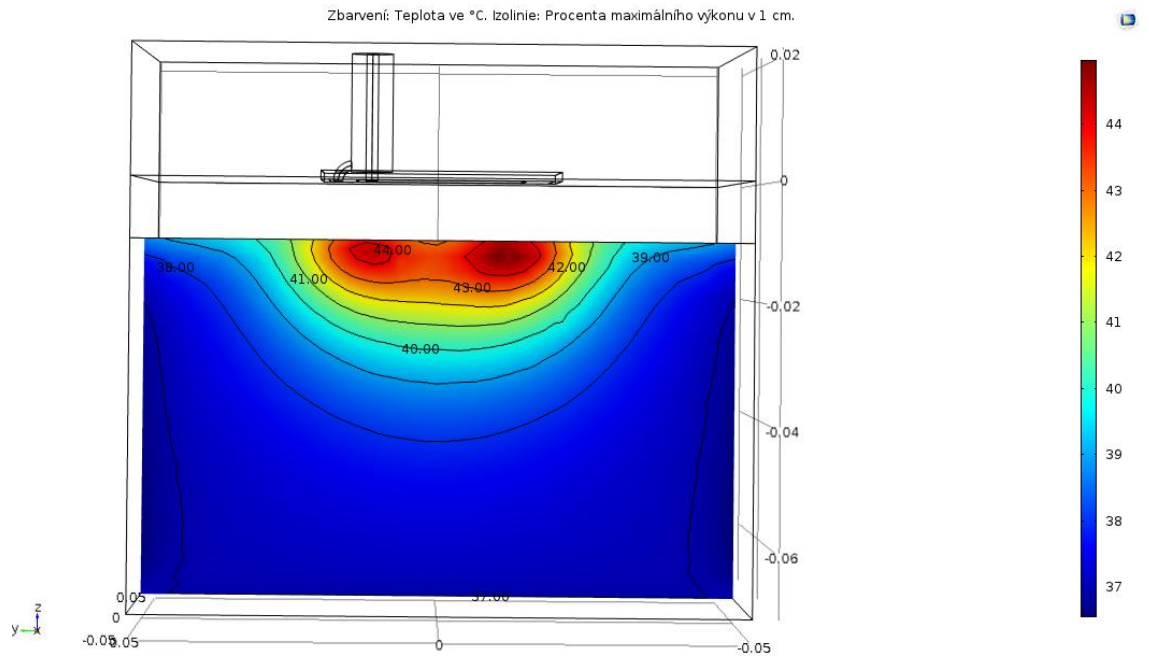




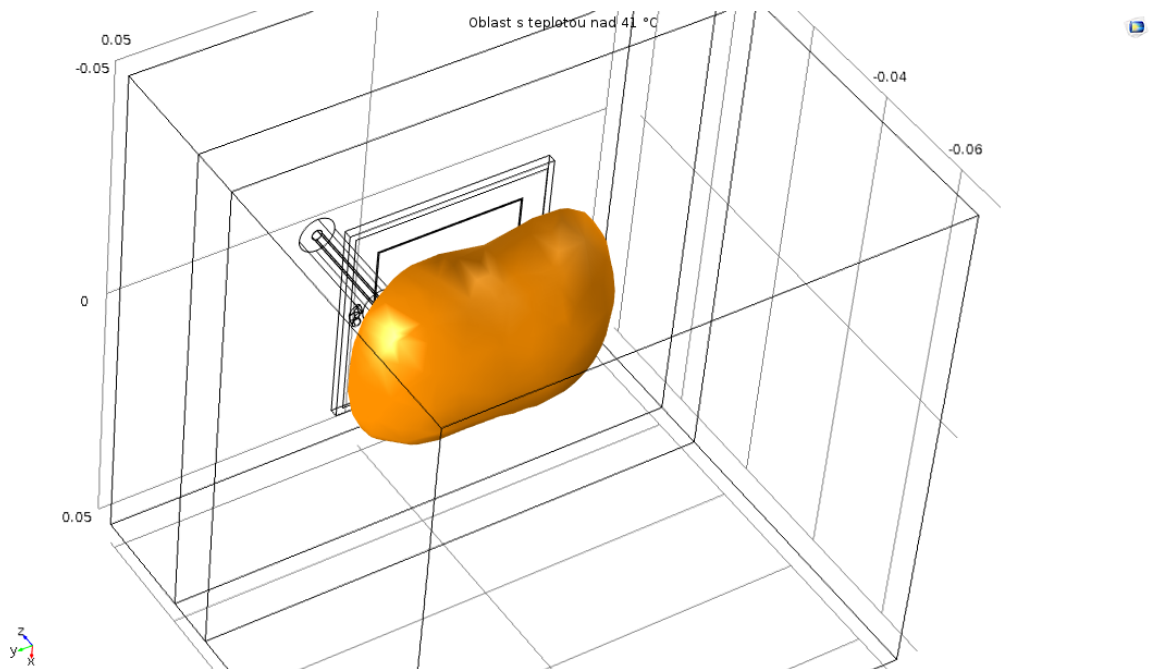
Obr 9.6.6: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu neprotínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)



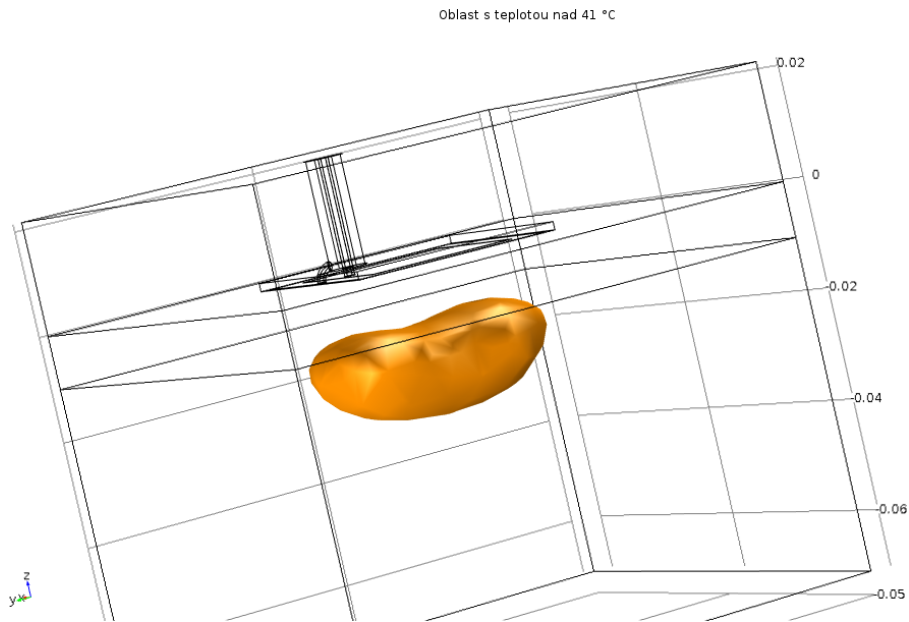
Obr 9.6.7: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu neprotínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)



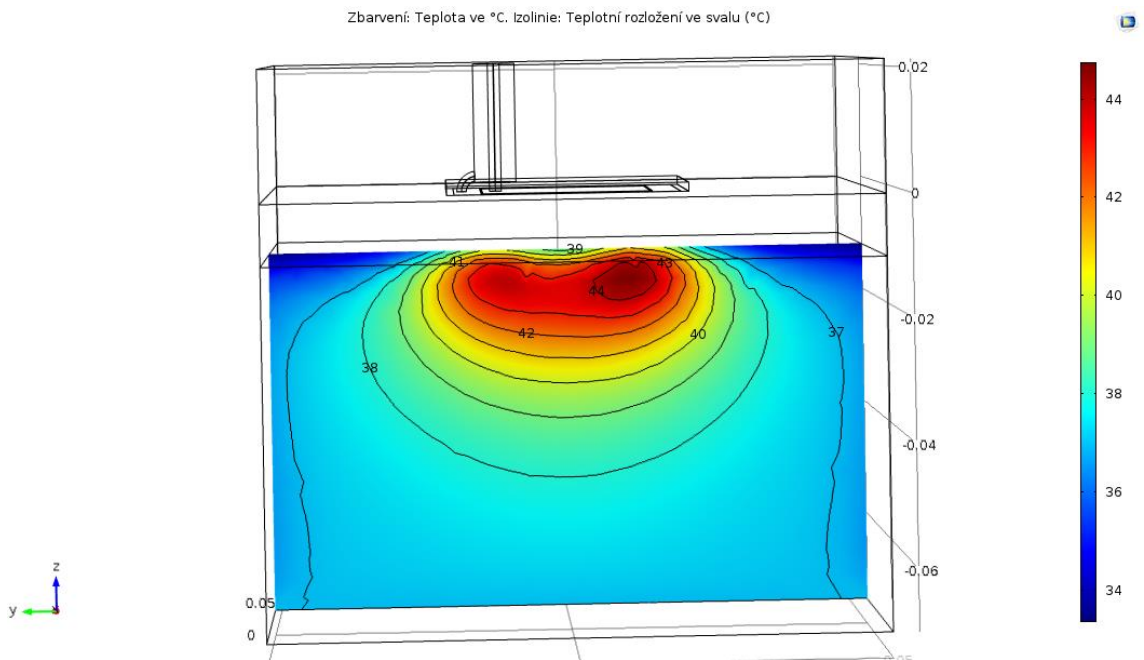
Obr 9.6.8: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu protínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



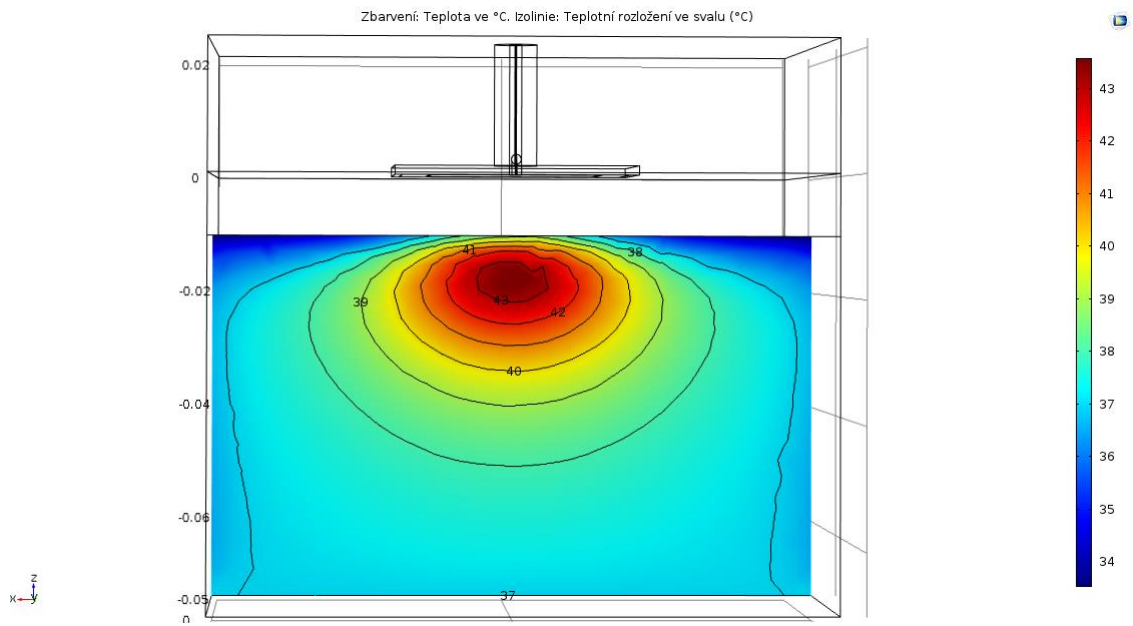
Obr 9.6.9: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



Obr 9.6.10: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)

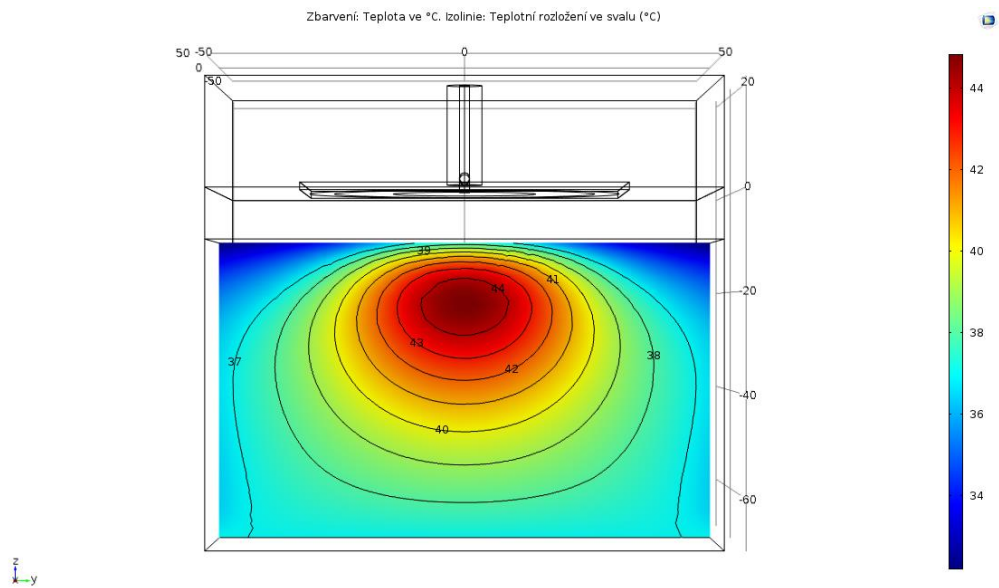


Obr 9.6.11: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu protínající koaxiální kabel. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)

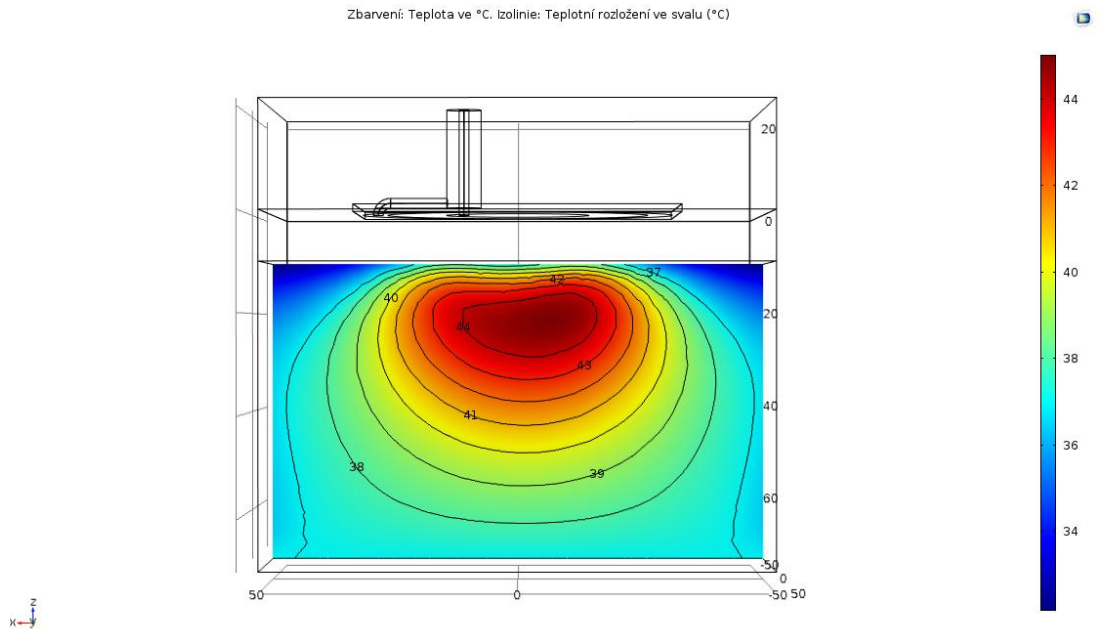


Obr 9.6.12: Rozložení tepelného pole u čtvercového štěrbinového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu neprotínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)

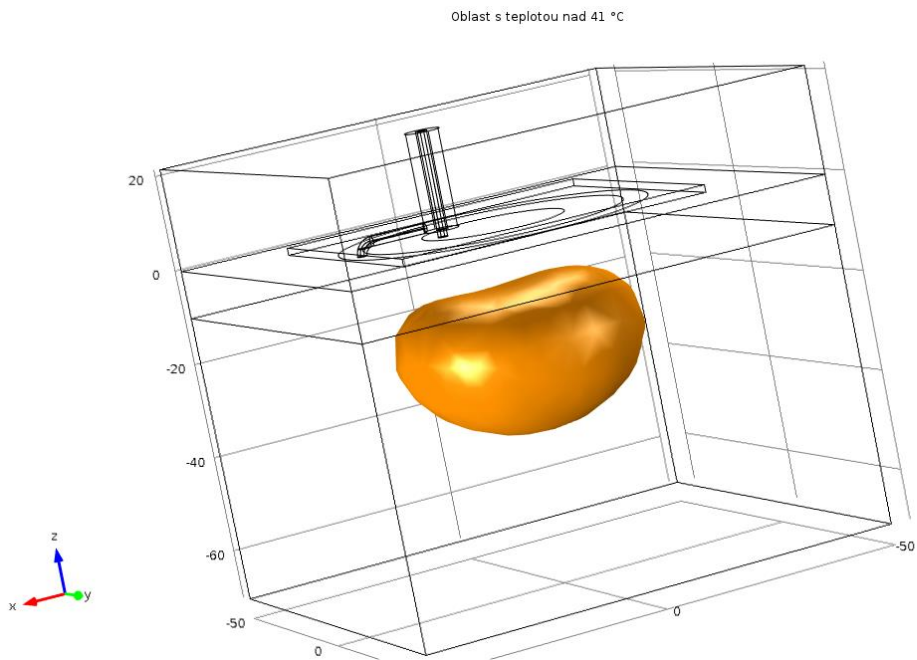
## 9.7 Štěrbínový kruhový aplikátor



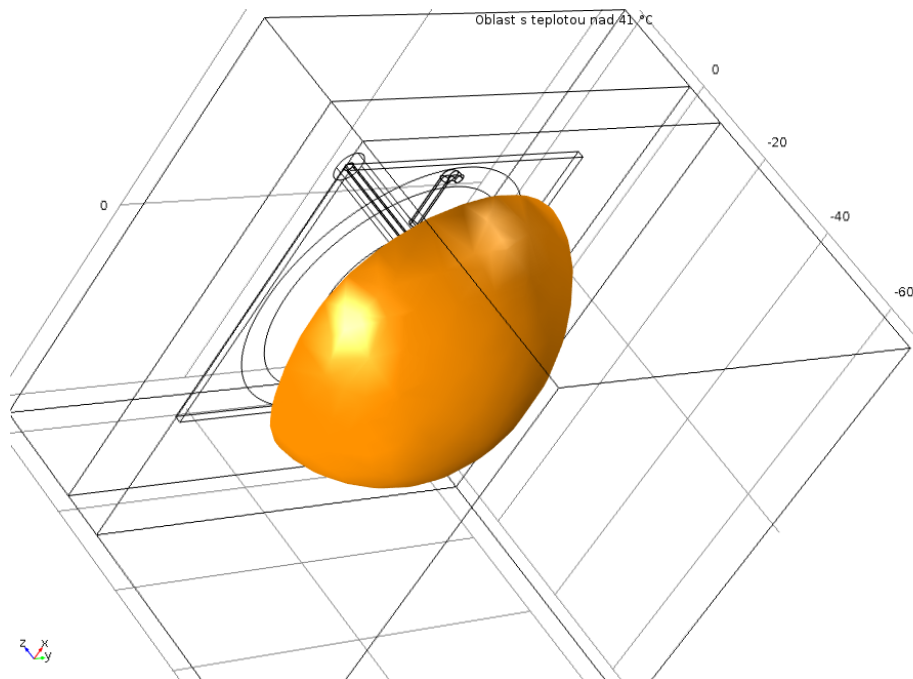
Obr 9.7.1: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu neprotínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



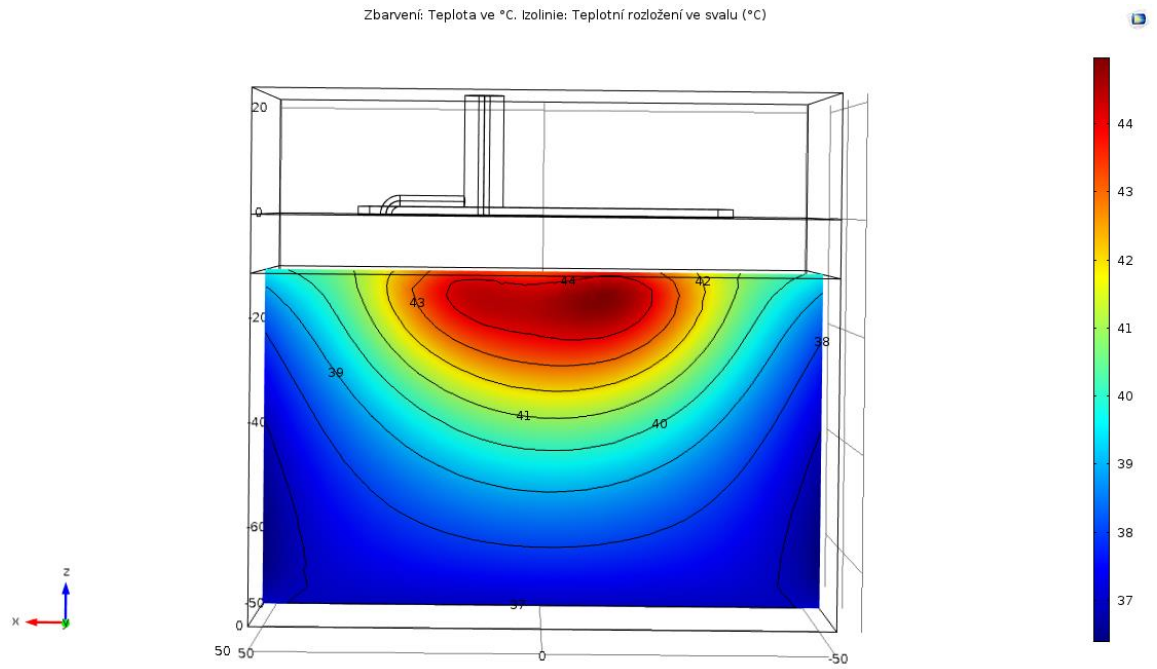
Obr 9.7.2: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu protínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



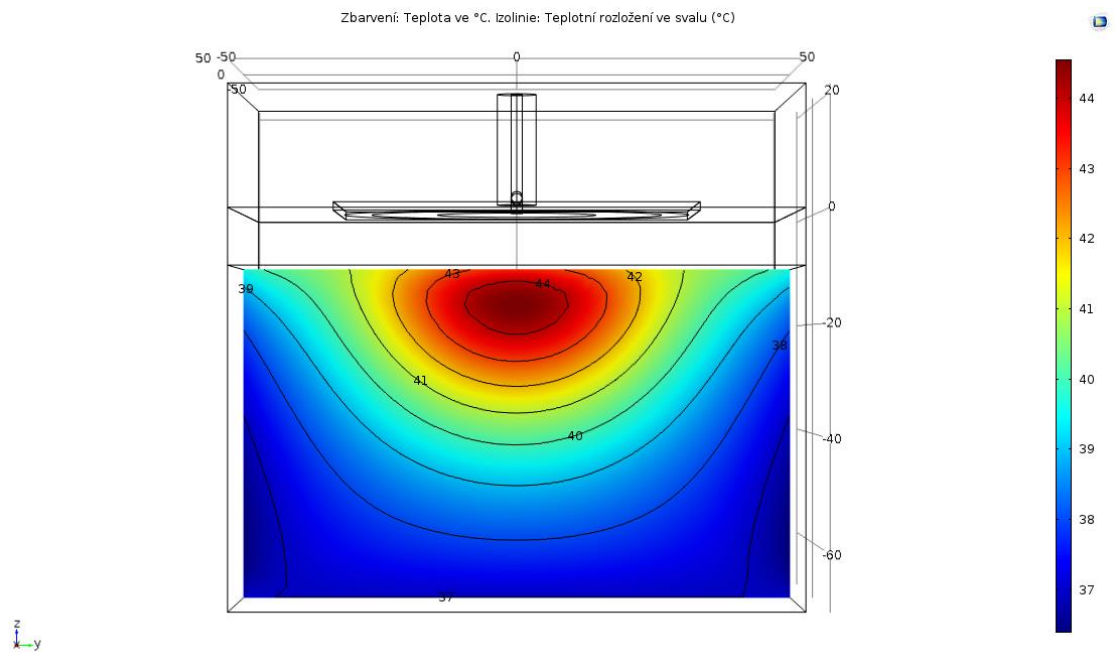
Obr 9.7.3: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0.75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)



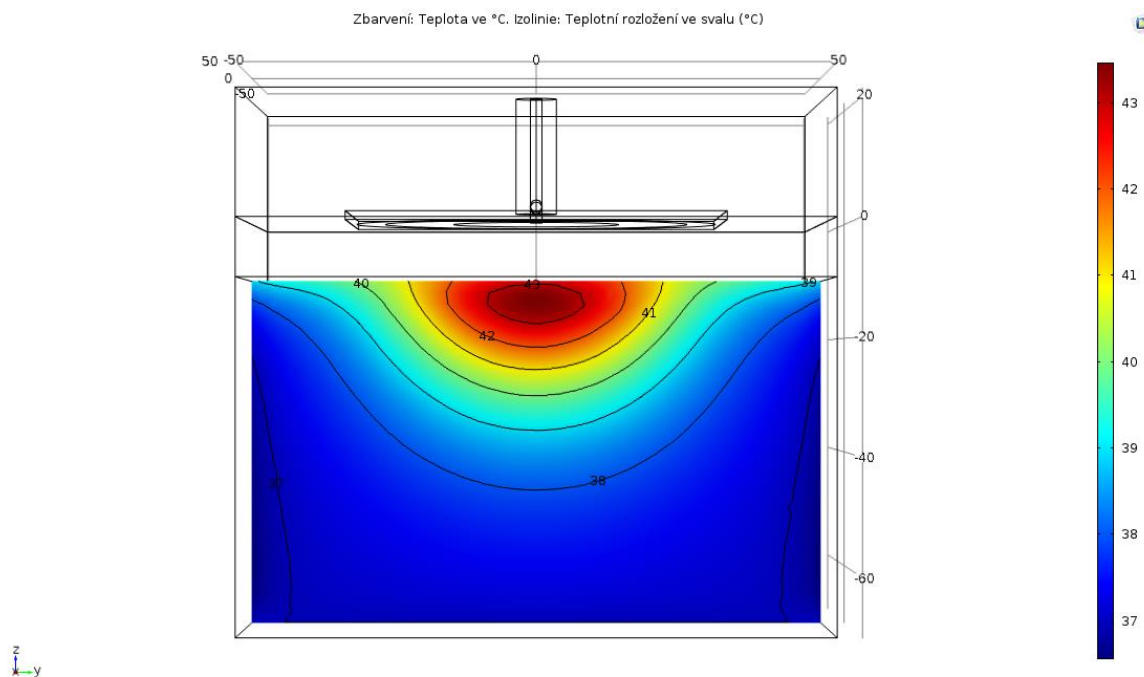
Obr 9.7.4: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0.75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)



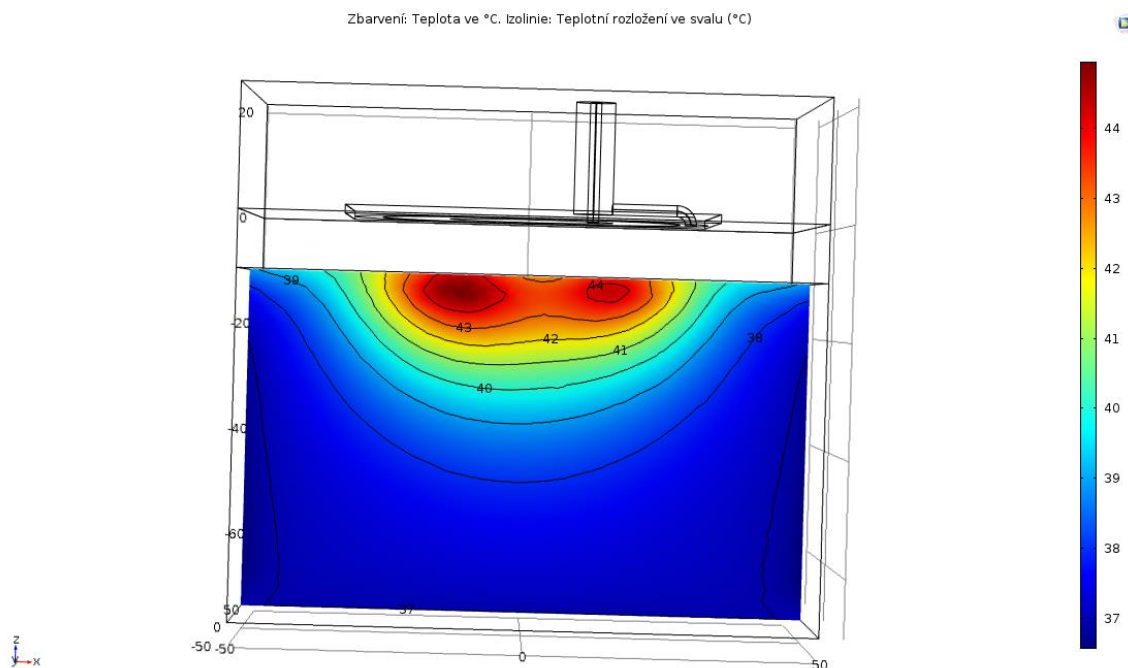
Obr 9.7.5: Rozložení tepelného pole u šěrbinového kruhového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu protínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)



Obr 9.7.6: Rozložení tepelného pole u šěrbinového kruhového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu neprotínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $0.75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)

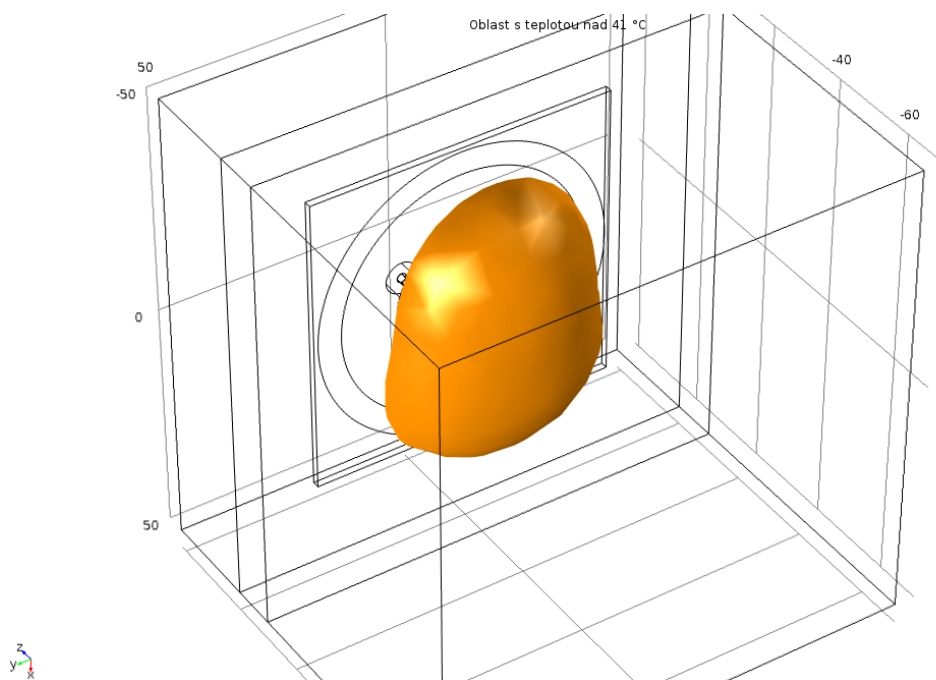


Obr 9.7.7: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu neprotínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)

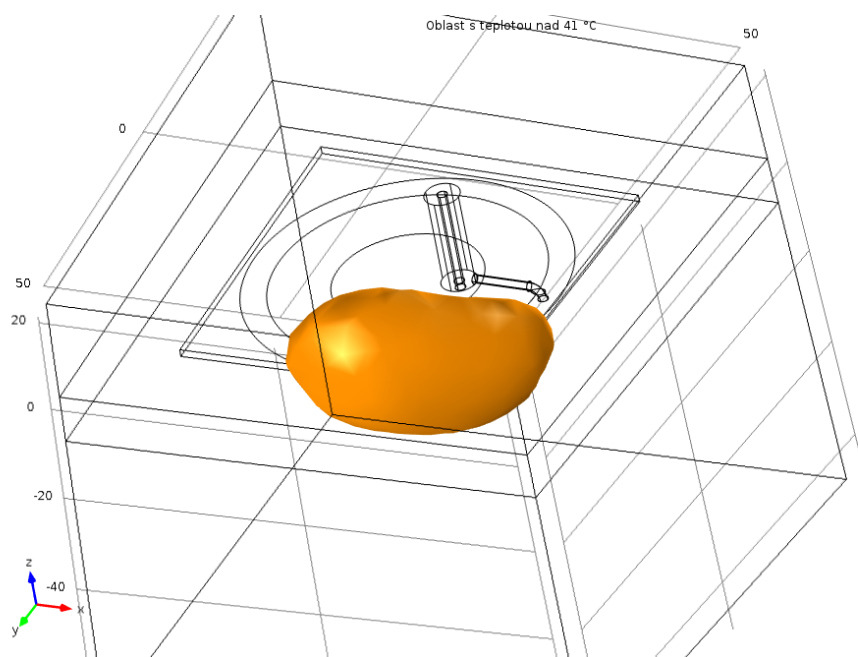


Obr 9.7.8: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu protínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)

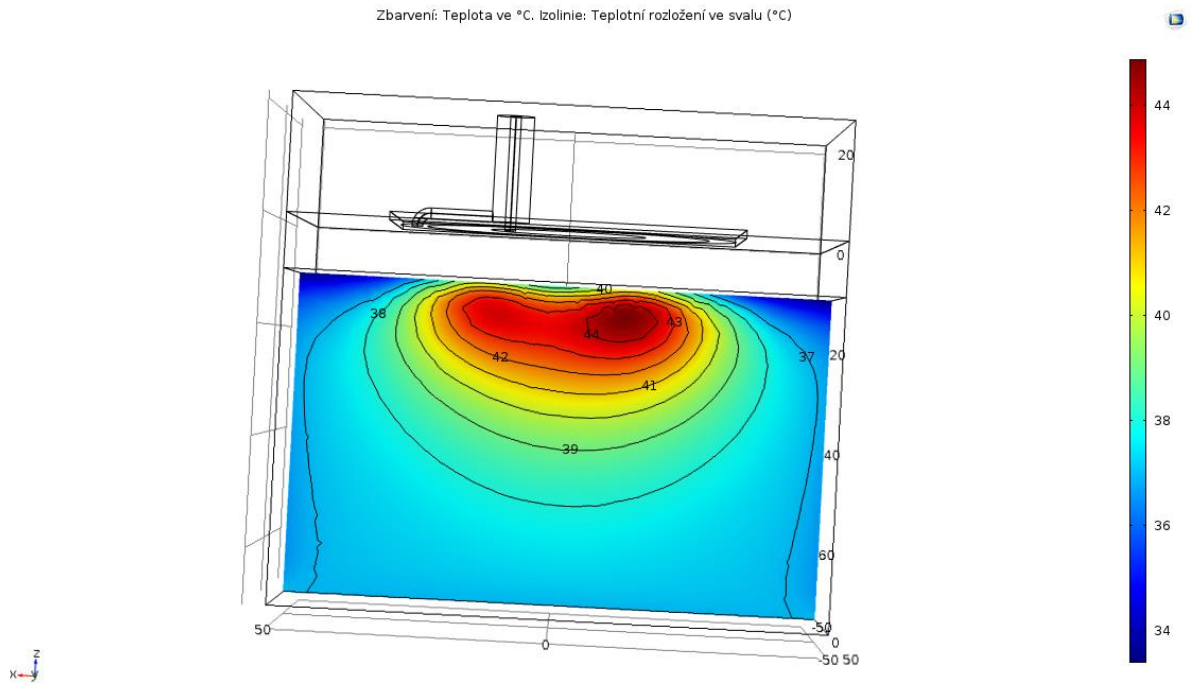




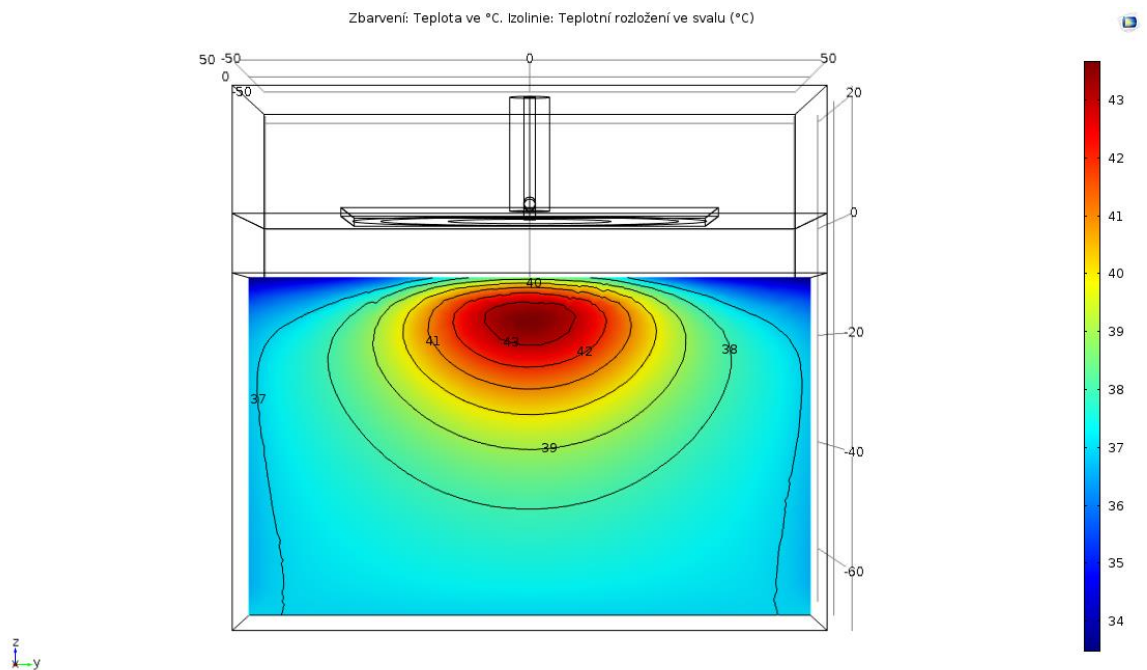
Obr 9.7.9: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)



Obr 9.7.10: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)

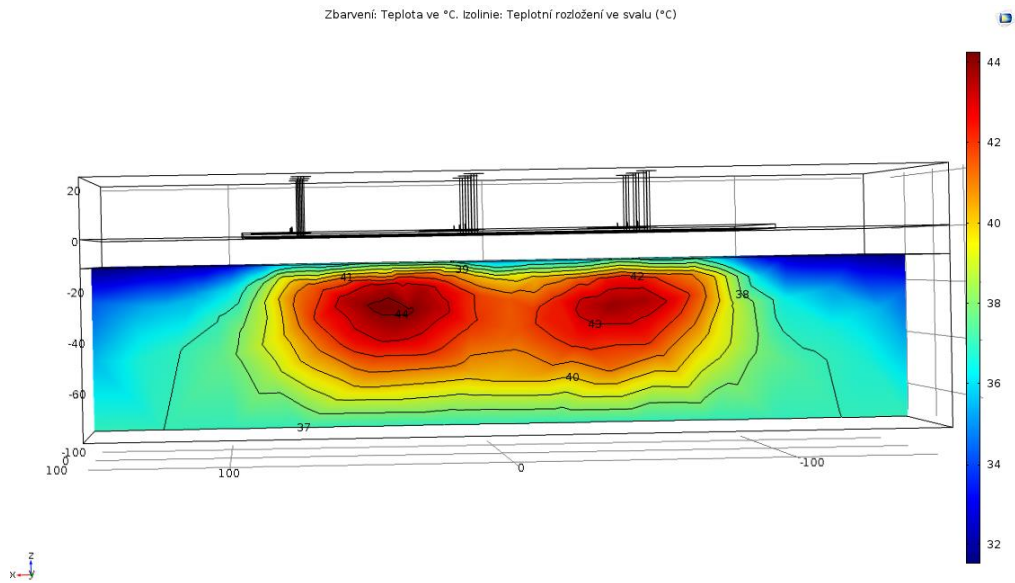


Obr 9.7.11: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu protínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)

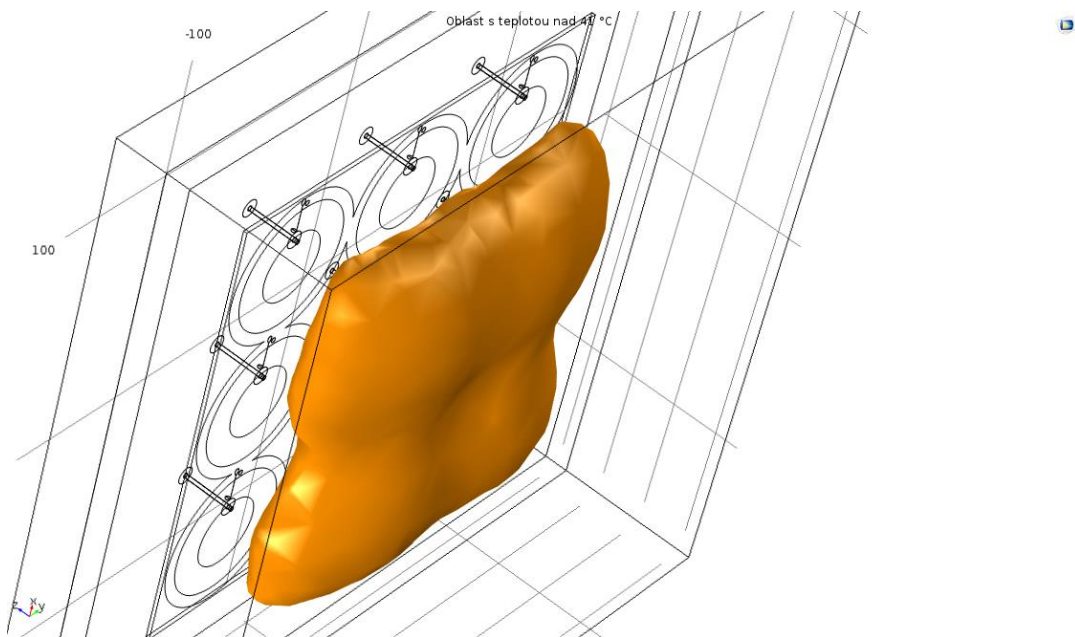


Obr 9.7.12: Rozložení tepelného pole u štěrbinového kruhového aplikátoru. Průřez rovinou uprostřed svalu neprotínající koaxiální kabel. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)

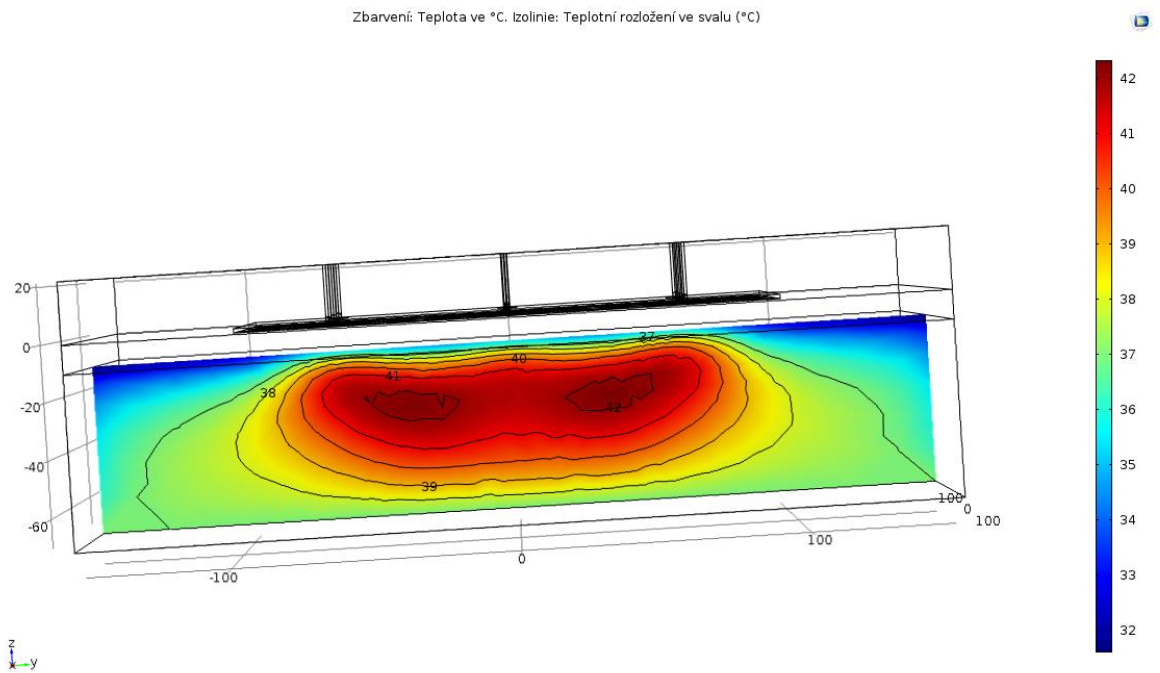
## 9.8 Matice z kruhových štěrbinových aplikátorů



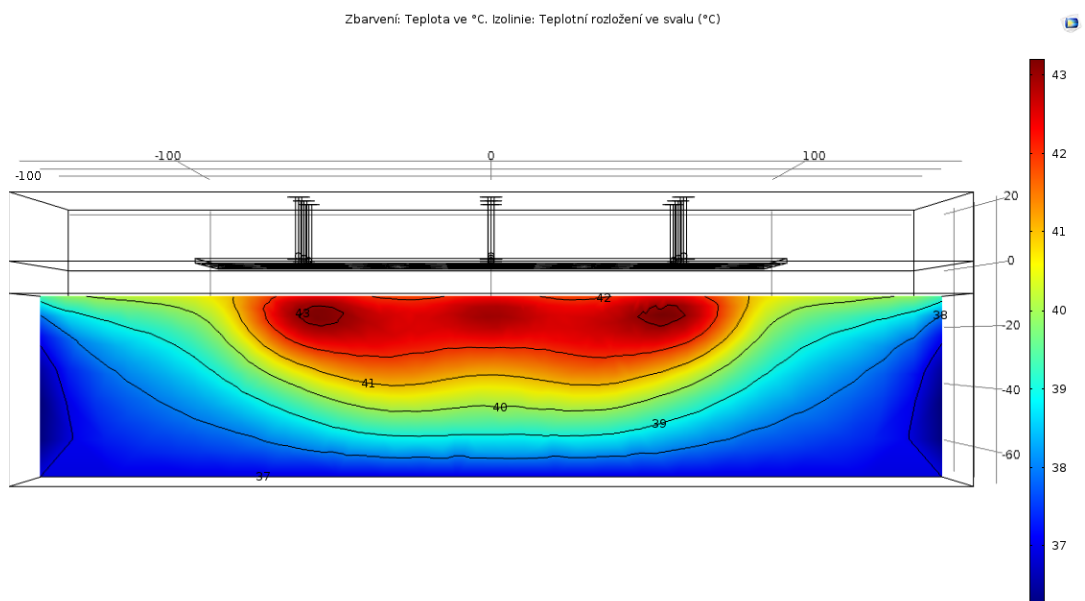
Obr 9.8.1: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Průřez středem tkáně. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



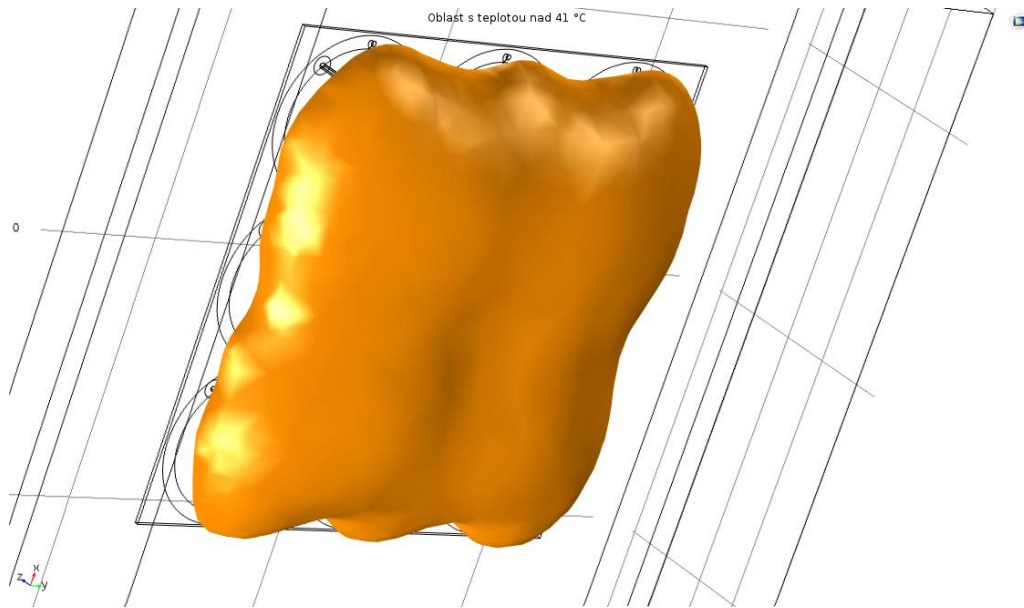
Obr 9.8.2: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než  $41 \text{ °C}$ . Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



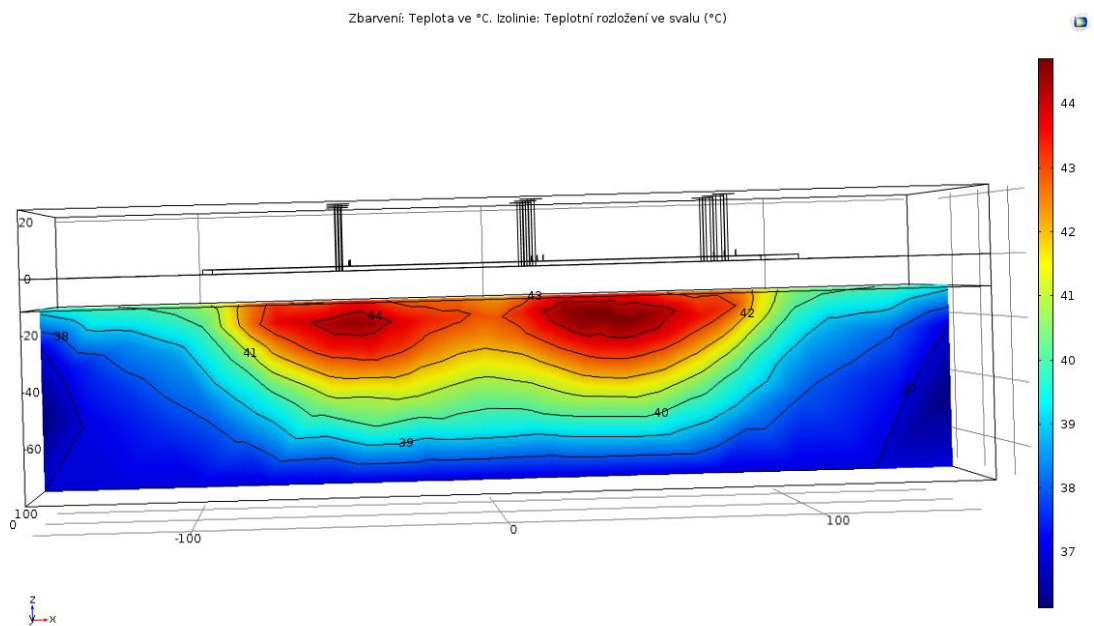
Obr 9.8.3: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Průřez středem tkáně. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



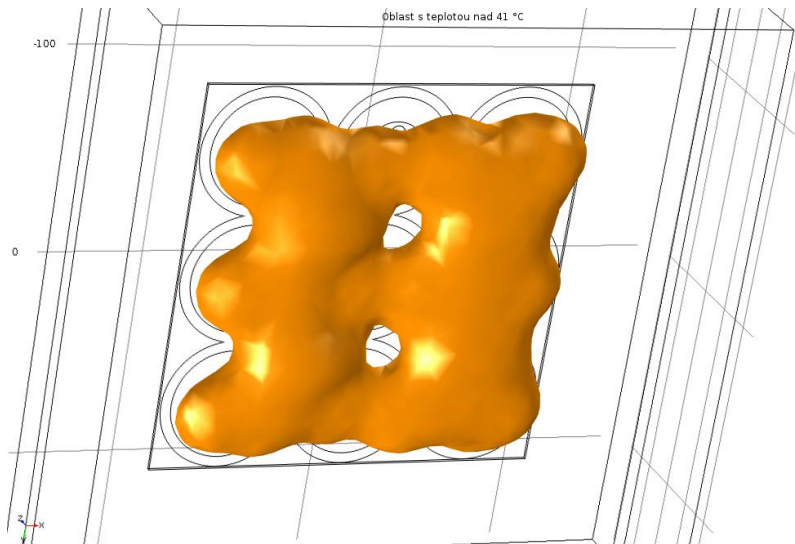
Obr 9.8.4: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Průřez středem tkáně. Při prokrvení  $0,75 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ }^\circ\text{C}$ . (m)



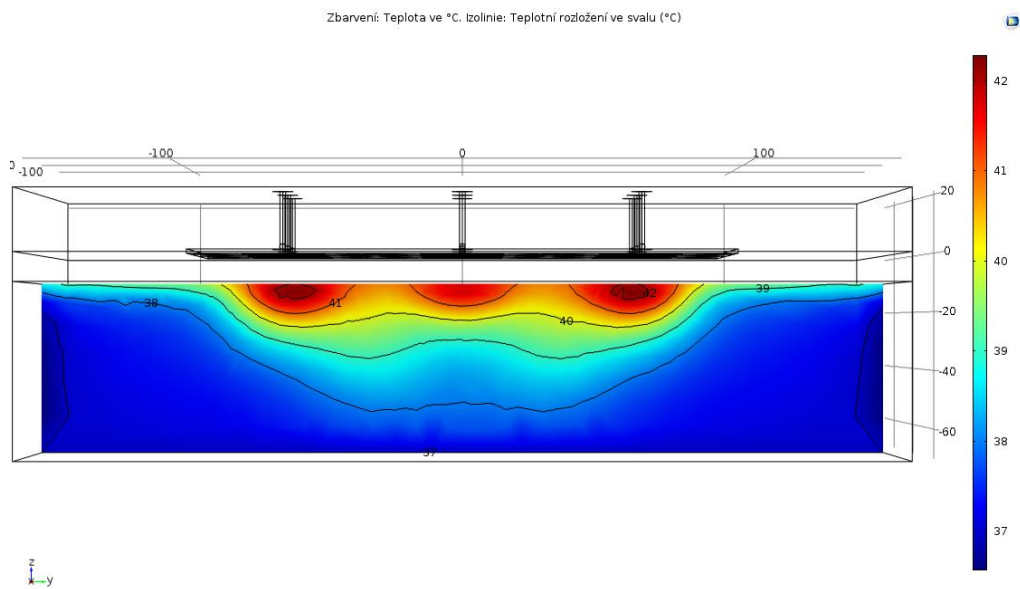
Obr 9.8.5: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)



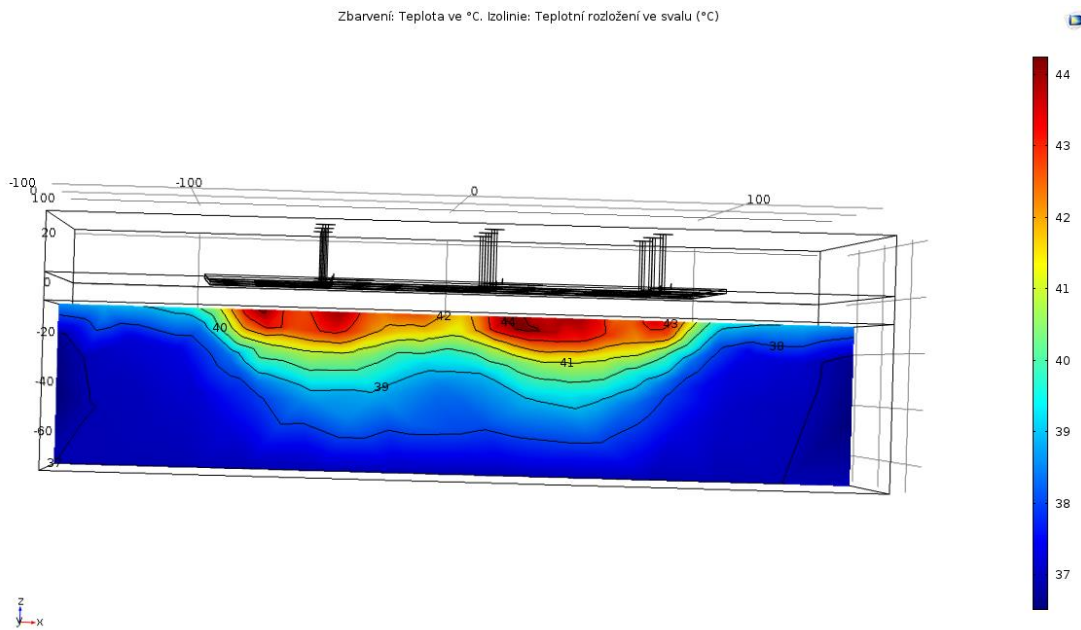
Obr 9.8.6: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Průřez středem tkáně. Při prokrvení 0,75 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)



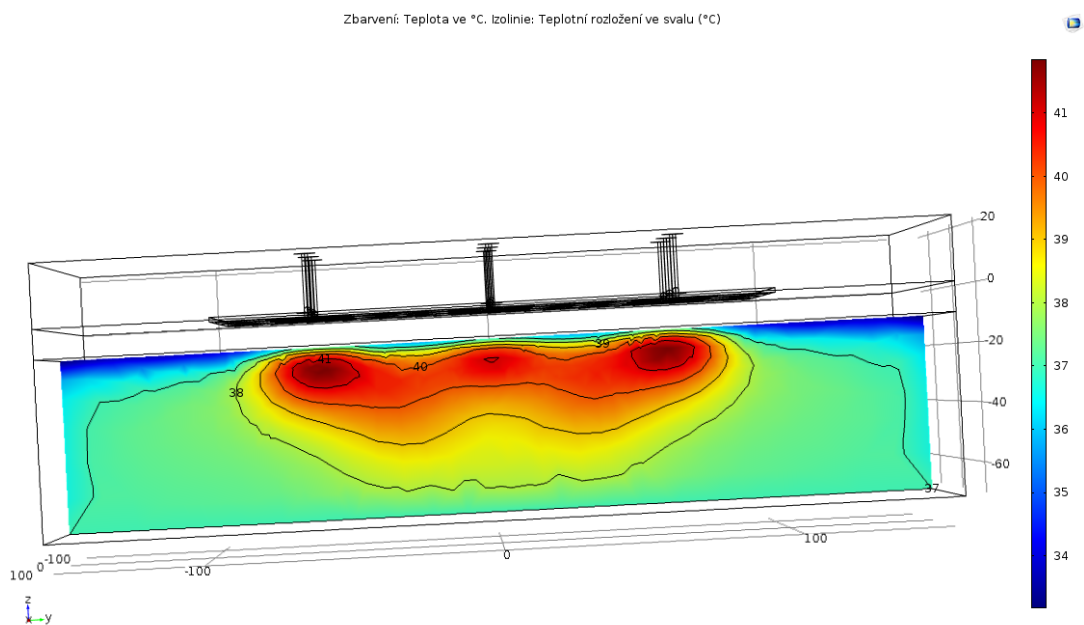
Obr 9.8.7: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)



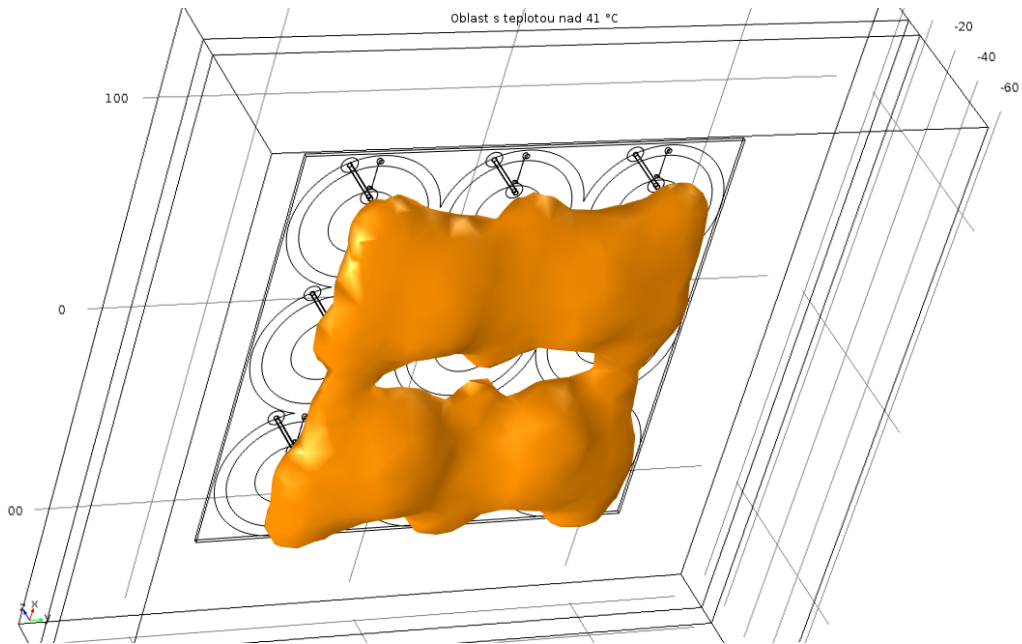
Obr 9.8.8: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů Průřez středem tkáně.. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 41 °C. (m)



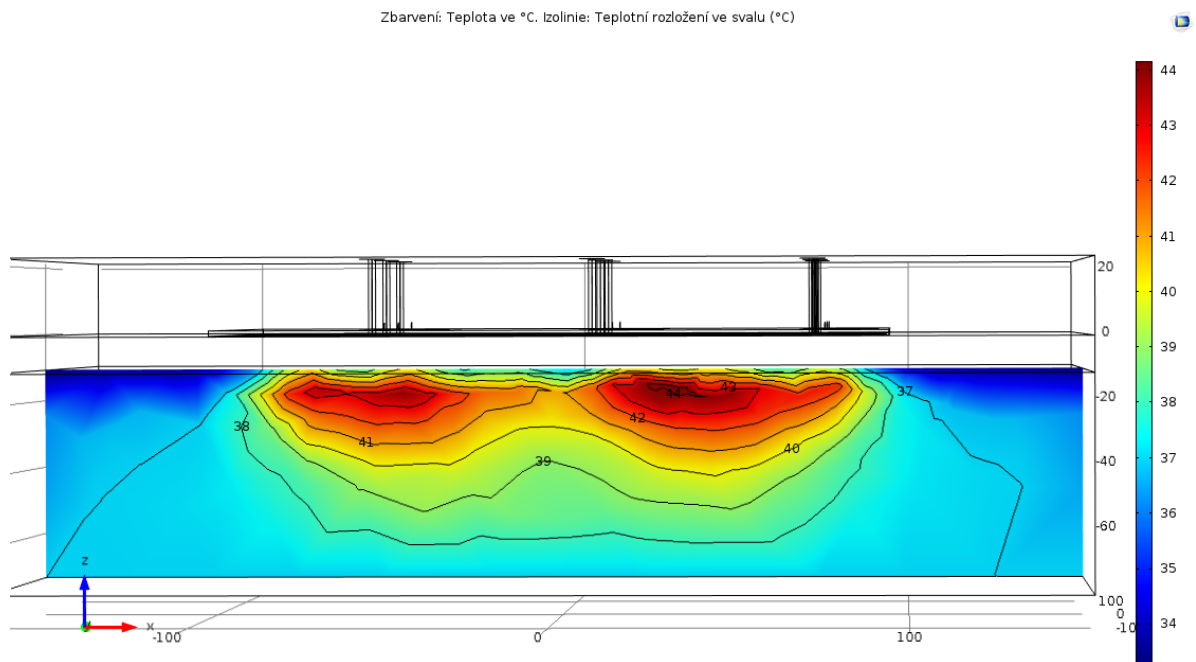
Obr 9.8.9: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Průřez středem tkáně. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $41 \text{ °C}$ . (m)



Obr 9.8.10: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Průřez středem tkáně. Při prokrvení  $5 \text{ kg/s/m}^3$  a teplotě vodního bolusu  $30 \text{ °C}$ . (m)



Obr 9.8.11: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Oblast s teplotou vyšší než 41 °C. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)



Obr 9.8.12: Rozložení tepelného pole u matice z kruhových aplikátorů. Průřez středem tkáně. Při prokrvení 5 kg/s/m<sup>3</sup> a teplotě vodního bolusu 30 °C. (m)