



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Vliv regionálních hypertermických aplikátorů na
homogenitu B1+ pole MRI systému**

*The influence of regional hyperthermia applicators on the
B1+ field homogeneity of the MRI system*

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská technika

Vedoucí práce: Ing. Tomáš Dřížďal, Ph.D.

Michael Vydra

Kladno 2023



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Vydra** Jméno: **Michael** Osobní číslo: **499891**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská technika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Vliv regionálních hypertermických aplikátorů na homogenitu B1+ pole MRI systému

Název bakalářské práce anglicky:

The influence of regional hyperthermia applicators on the B1+ field homogeneity of the MRI system

Pokyny pro vypracování:

Stanovte vliv dvou regionálních hypertermických aplikátorů určených pro léčbu nádorových onemocnění v oblasti pánve a hlavy na predikovanou homogenitu B1+ pole při neinvazivním měření teploty pomocí MRI. V simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life vytvořte model pro 1,5 T MRI, tělovou radiofrekvenční (RF) cívkou, tzv. birdcage coil. Do modelu tělové cívky umístěte dva 3D patientské modely dostupné z databáze Virtual Population a jeden model vytvořený segmentací CT snímků. Kolem těchto modelů vytvořte dva hypertermické aplikátory určené pro léčbu v oblasti pánve a hlavy. Stanovte vliv těchto hypertermických aplikátorů na homogenitu B1+ pole a dále vypočítejte teplotní nárůst způsobený RF expozicí MRI systémem v průběhu hypertermické léčby. Pro zvolený model a dostupná MRI měření porovnejte predikované a změřené B1+ charakteristiky.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Allen D. Elster, Questions and Answers in MRI, 2021, <https://mriquestions.com>
- [2] M. C. Gosselin, E. Neufeld, H. Moser, E. Huber, S. Farcito, L. Gerber, M. Jedensjo, I. Hilber, F. Di Gennaro, B. Lloyd, E. Cherubini, D. Szczerba, W. Kainz, N. Kuster, Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the Virtual Population 3.0, Physics in Medicine and Biology, ročník 59, číslo 18, 2014, Červen, 5287-5303 s., <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/18/5287>
- [3] M. Murbach, E. Neufeld, M. Capstick, W. Kainz, D. O. Brunner, T. Samaras, K. P. Pruessmann, N. Kuster, Thermal tissue damage model analyzed for different whole-body SAR and scan durations for standard MR body coils, Magnetic Resonance in Medicine, ročník 71, číslo 1, 2014, 421-431 s., <https://doi.org/10.1002/mrm.24671>
- [4] F. F. J. Simonis, A. J. E. Raaijmakers, J. J. W. Lagendijk, C. A. T. van den Berg, Validating subject-specific RF and thermal simulations in the calf muscle using MR-based temperature measurements, Magnetic Resonance in Medicine, ročník 77, číslo 4, 2017, 1691-1700 s., <https://doi.org/10.1002/mrm.26244>

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Tomáš Dřížďal, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

doc. Ing. David Vrba, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Vliv regionálních hypertermických aplikátorů na homogenitu B1+ pole MRI systému“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k této 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), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 18.5.2023

.....

Michael Vydra

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu své práce, Ing. Tomáši Dřížd'alovi, Ph.D., za odborné vedení, cenné rady a konzultace, které mi v průběhu vypracování práce poskytoval. Děkuji Erasmus MC, Rotterdam, za poskytnutá data z měření B_1^+ pole. Dále bych chtěl poděkovat své rodině za umožnění studia.

ABSTRAKT

Vliv regionálních hypertermických aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole MRI systému:

Významným faktorem správného zobrazování pomocí magnetické rezonance je homogenita B_1^+ pole. Cílem této práce bylo stanovit vliv dvou hypertermických (HT) aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole a vypočítat teplotní nárůst způsobený radiofrekvenční (RF) expozicí MRI systému při neinvazivním měření teploty. Pomocí simulátoru elektromagnetického pole došlo k namodelování RF birdcage cívky, která byla naladěna na rezonanční frekvenci 64 MHz. Do birdcage cívky byly umístěny dva HT aplikátory a tři 3D pacientské modely. Byl stanoven vliv různých částí HT aplikátoru na B_1^+ pole. Největší vliv na změnu pole má vodní výplň HT aplikátoru, kde maximální hodnota B_1^+ pole vzroste pro aplikátor Sigma-Eye z $6,00 \mu\text{T}$ na $32,97 \mu\text{T}$ s rozptylem hodnot $\pm 8,72 \mu\text{T}$ v poloměru 20 cm od středu cívky. Hodnoty teplotního nárůstu způsobeného RF expozicí odpovídají hodnotám způsobeným běžným skenováním. Predikované hodnoty B_1^+ pole jsou porovnatelné s naměřenými.

Klíčová slova

MRI, birdcage cívka, hypertermické aplikátory

ABSTRACT

The influence of regional hyperthermia applicators on the B_1^+ field homogeneity of the MRI system:

The homogeneity of the B_1^+ field is an important factor for correct magnetic resonance imaging. The aim of this work was to determine the effect of two hyperthermia (HT) applicators on the homogeneity of the B_1^+ field and to calculate the temperature rise caused by radiofrequency (RF) exposure of the MRI system during non-invasive temperature measurements. Using an electromagnetic field simulator, an RF birdcage coil was modeled and tuned to a resonant frequency of 64 MHz. Two HT applicators and three 3D patient models were placed inside the birdcage coil. The effect of different parts of the HT applicator on the B_1^+ field was determined. The water filling of the HT applicator has the largest effect on the field change and the maximum value of the B_1^+ field increases for Sigma-Eye applicator from 6.00 μT up 32.97 μT with a variance of $\pm 8.72 \mu\text{T}$ within a radius of 20 cm from the centre of the coil. The maximum values of the temperature increase caused by RF exposure correspond to those caused by conventional scanning. The predicted B_1^+ field values are comparable to the measured ones.

Key words

MRI, birdcage coil, hyperthermia applicators

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
1 Úvod	9
2 Přehled současného stavu	10
2.1 Princip MRI	10
2.2 RF cívky	11
2.3 RF expozice	13
2.4 Hypertermická léčba	15
2.5 Simulace MRI	17
3 Cíle práce	19
4 Metody	20
4.1 FDTD výpočetní metody	20
4.2 Model birdcage cívky	21
4.2.1 Tvorba modelu cívky	22
4.2.2 Nastavení simulace	23
4.2.3 Metody vyhodnocování změny homogenity B_1^+ pole	26
4.3 Pacientské modely	27
4.3.1 Zisk CT snímků pro tvorbu 3D pacientského modelu	27
4.3.2 Vytvoření modelu segmentací CT snímků	28
4.3.3 Vložení 3D pacientských modelů	30
4.4 HT aplikátory	32
4.5 Měrný absorbovaný výkon	34
4.6 Teplotní nárůst vlivem RF expozice MRI	34
4.6.1 Simulace regionální hypertermie	34
4.6.2 Simulace ohřevu kombinované s MRI	36
4.6.3 Metody vyhodnocování teplotního nárůstu	37
4.7 Porovnání predikovaných a naměřených hodnot	37
5 Výsledky	39
5.1 Model birdcage cívky	39
5.2 Pacientské modely	40
5.3 HT aplikátory	41

5.4	Pacientské modely spolu s HT aplikátory	43
5.5	Měrný absorbovaný výkon	45
5.6	Teplotní nárůst vlivem RF expozice MRI	48
5.7	Porovnání predikovaných a naměřených hodnot	50
6	Diskuse	52
7	Závěr	56
	Seznam použité literatury	57
	Příloha A: DICOM metadata použitých CT snímků pro tvorbu modelu	62
	Příloha B: Grafy vlivu pacientských modelů na homogenitu B_1^+ pole	63
	Příloha C: Grafy vlivu modelů HT aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole	65
	Příloha D: Grafy vlivu pacientských modelů obklopených HT aplikátorem na homogenitu B_1^+ pole	66

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
ω	Hz	Frekvence precesního pohybu jádra
γ	Hz·T ⁻¹	Gyromagnetický poměr
B	T	Intenzita magnetického pole
T	°C	Teplota
SAR	W/kg	Měrný absorbovaný výkon
$psSAR$	W/kg	Špičkový prostorový SAR
$wbSAR$	W/kg	Celotělový SAR

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
MR	Magnetická rezonance
EM	Elektromagnetické (pole)
RF	Radiofrekvenční
B_0	Hlavní magnetické pole MR
B_1^+	Impulzní magnetické pole generováno RF cívkami
HT	Hypertermické (aplikátory)
Birdcage	Typ radiofrekvenční cívky
SNR	Odstup signálu od šumu (Signal-to-noise ratio)
ppm	Počet částic na milion (Parts per million)
DSV	Průměr sférického objemu (Diameter of spherical volume)
Q faktor	Činitel jakosti oscilátorů
PRFS	Posun protonové rezonanční frekvence
S-parametr	Rozptylový parametr popisující elektrické chování lineárních elektrických sítí
FDTD	Metoda konečných diferencí v časové oblasti (Finite-difference time-domain)
CFL	Courant-Friedrich-Levyho kritérium
PEC	Dokonalý elektrický vodič (perfect electric conductor)
VHP	Visible Human Project (databáze CT snímků)
ViP	Virtual Population (databáze 3D patientských modelů)

1 Úvod

Magnetická rezonance (MR) je neinvazivní diagnostická metoda využívaná zobrazení těla v různě směřovaných řezech. Primární využití spočívá v zobrazení měkkých tkání, ve kterém dosahuje MR velkého kontrastu. Absence ionizujícího záření je oproti rentgenu a počítačové tomografii další velkou výhodou. [1]

Namísto ionizujícího záření využívá MR k zobrazení kvantově mechanických vlastností určitých atomových jader, která vykazují schopnost absorbovat a emitovat radiofrekvenční energii po umístění v magnetickém poli. Jedná se o prvky, které mají jaderný spin, zejména vodík, protože je ve formě vody v těle zastoupen nejvíce. Magnetický spin je možné si představit jako kombinaci úhlového a magnetického momentu jádra. V silném magnetickém poli MR dochází uspořádání spinů do souhlasného podélného směru, tj. ve nebo proti směru tohoto pole značeného B_0 . Jaderné spiny se otáčejí precesním pohybem s určitou frekvencí, která se nazývá Larmorova frekvence. [2]

Základem zobrazení v MR je překlápění vektoru magnetizace z podélného do příčného směru pomocí radiofrekvenčního (RF) impulzu vyslaného pod úhlem α . RF impulz je energie v podobě elektromagnetické vlny, která musí být vyslána na Larmorově frekvenci, aby došlo k její interakci s jadernými spiny, přesněji k jevu zvanému rezonance. [3]

Magnetická rezonance je složena z mnoha komponent. Jednou z nich jsou RF cívkou, díky kterým se kolmo na hlavní magnetické pole B_0 vytvoří radiofrekvenční pole označované jako B_1 . Toto pole je možno rozložit do dvou stejně velkých komponent, komponenta rotující ve stejném směru jako jaderná precese (B_1^+) a komponenta rotující v opačném směru (B_1^-). Dílčí pole B_1^+ je zodpovědné za překlápění jaderné magnetizace a pro správné fungování MR je nezbytné, aby toto pole bylo v určitém objemu co nejhomogenější, tj. mělo neměnnou hodnotu magnetické indukce. Homogenita B_1^+ pole resp. změna homogenity má vliv na kvalitu výsledných snímků. Rostoucím množstvím MR kompatibilních zařízení vystává potřeba vzniku studií zabývajících se vlivy různých materiálů v magnetické rezonanci na homogenitu B_1^+ pole. [3, 4]

2 Přehled současného stavu

Magnetická rezonance (MR), neboli magnetické rezonanční zobrazování (MRI), je dnes jednou z nejvýznamnějších lékařských zobrazovacích metod. Jedná se o neinvazivní zobrazovací metodu pro zobrazení těla v různě směřovaných řezech, která hraje zásadní roli v radiologickém zobrazování patologických onemocnění. Předností MR je absence ionizujícího záření a možnost kontrastního zobrazení měkkých tkání. [1]

MRI skenery se vyrábějí v mnoha variantách, lišících se zejména uspořádáním hlavního magnetu - permanentní, odporové, supravodivé, otevřené nebo vrtané magnety, s heliem nebo bez něj, s nízkou nebo vysokou intenzitou pole. Výběr skeneru závisí na potřebném použití. Většina skenerů na celém světě má uzavřenou válcovou konstrukci a generuje pole pomocí průchodu proudu solenoidem udržovaným při supravodivých teplotách. [2]

2.1 Princip MRI

MR využívá k zobrazení reakce magnetického pole s jaderným spinem částic. Jaderné spiny, mnohdy zvané magnetické, mohou mít vůči sobě různý směr a až po vystavení silnému magnetickému poli v MR dochází k uspořádání jejich směru, tj. ve nebo proti směru tohoto pole značeného B_0 . Jaderné spiny se otáčejí precesním pohybem s určitou frekvencí, která se nazývá Larmorova frekvence. Larmorova frekvence je frekvence precesního pohybu magnetického momentu částice, která závisí na intenzitě vnějšího magnetického pole a typu atomového jádra vyjádřeného gyromagnetickým poměrem. [2]

$$\omega = \gamma \cdot B_0 \tag{2.1}$$

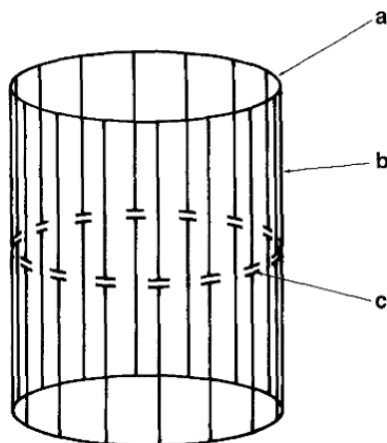
V této rovnici ω značí frekvenci precesního pohybu jádra (Hz), B_0 je intenzita vnějšího magnetického pole (T) a γ značí gyromagnetický poměr charakterizující jádra daného prvku ($\text{Hz} \cdot \text{T}^{-1}$).

2.2 RF cívky

Hlavními komponenty MRI jsou: magnet tvořící statické magnetické pole, gradientní cívky tvořící impulzní magnetické pole pro zobrazování a radiofrekvenční cívky (RF), které vysílají a přijímají signál. Právě RF cívky jsou pro správné fungování MR zásadní. Díky nim se kolmo na hlavní magnetické pole B_0 vytvoří radiofrekvenční pole B_1 . Toto pole je možno rozložit do dvou komponent, komponenta rotující ve stejném směru jako jaderná precese (B_1^+) a komponenta rotující v opačném směru (B_1^-). Dílčí pole B_1^+ je zodpovědné za překlápění jaderné magnetizace. Dílčí pole B_1^- rotuje v opačném směru než spinový systém a vytváří pouze teplo prostřednictvím indukovaných elektrických proudů. V dnešní době jsou téměř všechny RF cívky polarizovány kruhově, což znamená (v ideálním případě), že účinky pole B_1^- jsou eliminovány, tj.: $B_1^+ = B_1$ a $B_1^- = 0$.

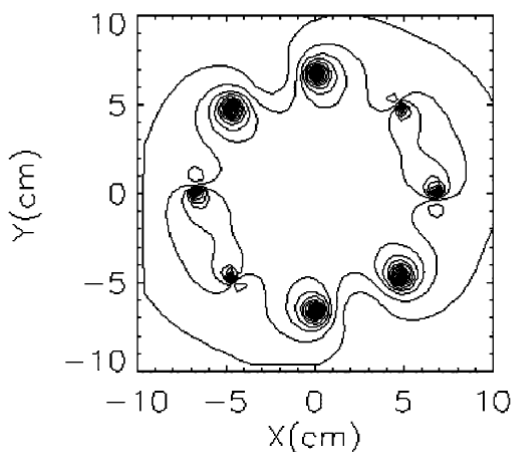
V MR se široce využívá radiofrekvenčních cívek nazývajících se birdcage cívky. Název těchto cívek je odvozen podle jejich tvaru, který připomíná ptačí klec. Birdcage cívky mohou generovat velmi homogenní magnetické pole v požadovaném objemu, a to s vysokým odstupem signálu od šumu (SNR). Giovannetti a kol. [5] uvádějí, že RF homogenita pole zaručuje rovnoměrnou excitaci atomových jader, která je nezbytným předpokladem pro získání velkého zorného pole, zatímco vysoká hodnota SNR umožňuje získat snímky o vysoké kvalitě.

Birdcage cívka se skládá ze dvou vodivých smyček označovaných jako koncové prstence, které jsou spojeny sudým počtem vodivých přímých prvků nazývaných příčky nebo nohy. Birdcage cívky obsahují také kondenzátory mezi vodivými prvky různě uspořádanými podle požadovaných frekvenčních charakteristik. Vzorové uspořádání birdcage cívky je zobrazeno na obrázku 2.1. Hayes a kol. [4] vysvětluje, že při vysílacím provozu se na každý z prstenců přivádí sinusové proudy, které se postupně fázově posouvají po obvodu cívky. Je-li N počet příček, je fázový posun mezi proudy v sousedních příčkách $360^\circ/N$. Podle anténní teorie vždy, když rozložení proudu na válcové ploše splňuje sinusovou úhlovou závislost, existuje rezonanční podmínka a uvnitř vodiče lze vytvořit homogenní magnetické pole. [2, 4, 6]



Obrázek 2.1: Birdcage cívka uspořádána jako dolní propust, skládající se ze 2 prstenců (a), 16 příček (b) a 16 kondenzátorů (c). Převzato z [4].

Birdcage cívka s N rameny složena z příslušného počtu stejných kondenzátorů má $N/2$ různých rezonančních módů. Z těchto módů je mód označovaný $m1$ požadovaným módem pro MRI, protože uvnitř cívky generuje velmi homogenní pole B_1^+ . Je to mód nejnižší frekvence pro dolnoproductní uspořádání birdcage cívky nebo mód nejvyšší frekvence pro hornoproductní uspořádání birdcage cívky. Ukázka homogenity B_1^+ pole pro mód $m1$ je zobrazena na obrázku 2.2 . [5, 7]



Obrázek 2.2: Ukázka homogenity B_1^+ pole malé birdcage cívky pro mód $m1$, dolnoproductní uspořádání, transverzální řez středem cívky. Převzato z [5]

Homogenita MRI hovoří o rovnoměrnosti a rozložení hlavního magnetického pole ve středu skeneru, když není přítomen žádný pacient. Homogenita magnetického pole se měří v částech na milion (ppm) v určitém průměru sférického objemu (DSV).

Například magnet 3,0 T může mít zaručenou homogenitu menší než 1 ppm na 40 cm DSV. Při porovnání homogenity dvou MRI skenerů, musí být stejný průměr kruhového objemu. Nedostatečná homogenita vede ke vzniku artefaktů. Pro zlepšení homogenity magnetického pole se používá vyrovnávací proces zvaný Shimming. Vyrovnávání může být pasivní, aktivní nebo obojí. Při pasivním vyrovnávání jsou na různých místech otvoru skeneru připevněny malé kousky plechu nebo feromagnetické kuličky. Při aktivním vyrovnávání jsou proudy vedeny přes specializované cívky, aby se dále zlepšila homogenita. [3]

Homogenitu B_1^+ pole nelze charakterizovat pomocí parametru ppm, neboť značí konstantní B_1^+ pole RF cívky s milionkrát menšími hodnotami než je hodnota hlavního magnetického pole B_0 . Stejně jako B_0 pole je třeba ji určovat v určitém DVS. Nejen homogenita, ale i velikost B_1^+ pole závisí na parametru zvaném Flip Angle. Jedná se o úhel překlopení magnetizace během aplikace RF impulsu. K získání potřebného signálu volné precese nemusí být vždy využito 90° překlopení z podélného do příčného směru. Aplikací menšího Flip Angle lze použít menší RF impuls za cenu získání nižšího signálu, který je však vhodný pro aplikace nevyžadující velmi kvalitní zobrazení. Často je pro zkvalitnění obrazu a získání homogenního B_1^+ pole použita kombinace dvou hodnot Flip Angle. [8]

Dalším významným faktorem popisujícím rezonanční obvody je Q faktor neboli činitel jakosti. Tento faktor popisuje jak málo je oscilátor / rezonátor utlumený. Q faktor určuje poměr počáteční energie uložené v rezonátoru ku energii ztracené za jeden cyklus kmitání. Q faktor by se dal také popsat jako poměr střední frekvence rezonátoru ku šířce jeho pásma. Rezonátory s vysokým Q faktorem mají nižší míru ztráty energie a pomalejší utlumení kmitu. Můžeme také říci, že rezonátory s vysokým Q faktorem mají nízké utlumení a kmitají tak déle. [9]

2.3 RF expozice

Při vyšetření magnetickou rezonancí dochází k vystavení lidského těla RF impulsům potřebným pro zobrazování, které jsou v těle absorbovány a přeměněny na teplo. Elektromagnetickou energii absorbovanou v biologické tkáni nejlépe vyjadřuje veličina měrného absorbovaného výkonu (SAR). Jde o výkon absorbovaný na 1 kg tkáně. Tato veličina velmi přesně definuje míru expozice biologické tkáně elektromagnetickým polem, ale obtížně se měří. Zavádí a využívá ji norma USA,

kteřou vydal American National Standard Institute (ANSI).

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial E}{\partial m} \right) = \frac{\partial P}{\partial m} \quad (2.2)$$

kde E (J) je elektromagnetická energie absorbovaná v biologické tkáni, t (s) značí čas a m (kg) hmotnost. P (W) je výkon elektromagnetické vlny, která se šíří biologickou tkání. [10, 11, 12]

Britský institut radiologie uvádí, že existují různé limity SAR týkajících se různých částí těla, ale klíčové limity, které jsou často zmiňovány například v pokynech pro implantáty, jsou shrnuty v následující tabulce 2.1. Tyto limity prakticky provádějí obecnější bezpečnostní pokyny, které omezují povolené zvýšení teploty celého těla na méně než 1 °C.

Tabulka 2.1: Limity SAR při vyšetření pomocí MRI [13]

Provozní režim	Celotělový limit SAR (W/kg)	Limit SAR pro hlavu (W/kg)
Normální	3,2	2
První úroveň	3,2	2

Tabulka 2.2: Tyto limity je však třeba vydělit bezpečnostním faktorem 10.

V České republice platí Nařízení vlády č. 291/2015 Sb.o ochraně zdraví před neionizujícím zářením, které stanoví nejvyšší přípustnou hodnotu pro účinky způsobené zvýšením teploty tkáně ve frekvenčním pásmu od 100 kHz do 6 GHz takto:

- (a) Nejvyšší přípustná hodnota pro celotělovou expozici je dána časově střední hodnotou měrného absorbovaného výkonu (SAR) 0,4 W/kg pro zaměstnance a 0,08 W/kg pro fyzické osoby v komunálním prostředí.
- (b) Nejvyšší přípustná hodnota pro lokální expozici je dána časově střední hodnotou měrného absorbovaného výkonu 10 W/kg pro zaměstnance a 2 W/kg pro fyzické osoby v komunálním prostředí.
- (c) Nejvyšší přípustná hodnota pro lokální expozici končetin je dána časově střední hodnotou měrného absorbovaného výkonu 20 W/kg pro zaměstnance a 4 W/kg pro fyzické osoby v komunálním prostředí.

- (d) Nejvyšší přípustná hodnota pro expozici hlavy impulsnímu elektromagnetickému poli ve frekvenčním pásmu od 0,3 GHz do 6 GHz s pulzy o délce kratší než 30 s je dána měrnou absorbovanou energií 0,01 J/kg pro zaměstnance a 0,002 J/kg pro fyzické osoby v komunálním prostředí. Tato nejvyšší přípustná hodnota slouží k vyloučení akustických efektů způsobených tepelnou roztažností tkáně.

V případech uvedených v písmenech a) až d) jsou časově střední hodnoty určovány jako průměry přes každý šestiminutový interval. Při výpočtu lokální expozice se provádí průměrování přes oblast tvaru krychle s téměř homogenními elektrickými vlastnostmi o hmotnosti 10 g. [14] Zmíněné nařízení vlády ČR odkazuje a implementuje směrnici Evropského parlamentu a Rady 2013/35/EU ze dne 26. června 2013 o minimálních požadavcích na bezpečnost a ochranu zdraví před expozicí zaměstnanců rizikům spojeným s fyzikálními činiteli (elektromagnetickými poli) (dvacátá samostatná směrnice ve smyslu čl. 16 odst. 1 směrnice 89/391/EHS) a o zrušení směrnice 2004/40/E. O těchto limitech hovoří také norma ČSN EN 62209-2. [15]

2.4 Hypertermická léčba

Klinické studie prokázaly, že hypertermie (HT), tj. zvýšení teploty tkání na 40-44 °C, významně zvyšuje účinnost radioterapie a chemoterapie.[16] HT se obvykle aplikuje pomocí radiofrekvenčních vln. Optimální teploty v celé cílové oblasti je však v praxi téměř nemožné dosáhnout a to ze dvou důvodů. Na jedné straně je léčba současnými přístroji spojena se značným nežádoucím zahříváním v běžných tkáních (hot spots), které znemožňuje úpravu celkového výkonu k navození požadované cílové teploty. Současně také teplota v cílové oblasti je nehomogenní v důsledku regionálně specifických, silně proměnlivých vlastností jednotlivých tkání. Optimalizace léčby proto hraje v HT léčbě velkou roli. Účinnost ohřevu závisí na poloze aplikátoru resp. jeho anténních elementů vzhledem k poloze požadovaného místa ohřevu. [17, 18]

V regionální HT se používá konstruktivní interference, kde se jednotlivé EM pole sečtou a vytvoří jednu SAR distribuci, která se následně přepočítá na teplotní mapu. Interferenční obrazec je závislý na fázi a amplitudě vysílaných signálů anténami. Úspěšné plánování léčby hypertermií vyžaduje optimalizační postupy,

kteře optimalizují distribuci SAR a rozložení teploty tak, aby byla maximalizována výsledná dávka v nádoru. Plánování léčby je tedy velmi užitečný nástroj, který pomáhá při klinickém rozhodování a optimalizuje SAR a rozložení teplot během klinické hypertermie. [19, 20, 21]

Díky rozvoji výpočetních technik se stalo personalizované plánování léčby hypertermií mocným nástrojem pro optimalizaci kvality léčby. Nyní se provádějí elektromagnetické, ultrazvukové a tepelné simulace s využitím realistických klinických sestav, pro dosažení optimalizace léčby specifické pro pacienta. Kromě toho se stále častěji provádějí rozsáhlé studie zaměřené na správné zavedení nových nástrojů a technik HT a na hodnocení kvality HT. [22]

Při plánování HT léčby jsou simulace založeny na 3D modelu pacienta, který je generován z CT nebo MR snímků v léčebné poloze. Provádí se ruční nebo poloautomatické segmentování snímků na různé typy tkání. Model pacienta se pak kombinuje s modelem aplikátoru. Pracovní frekvence se obvykle určuje podle dostupného používaného hypertermického aplikátoru. V průběhu plánování se nejprve simulují elektromagnetické simulace (řešení Maxwellových rovnic), poté simulace teplotní (dosažená teplota závisí sice na absorbovaném výkonu z elektromagnetických simulací, nicméně teplotní simulace slouží k docílení vhodného chlazení - pomocí vodního bolu) a v neposlední řadě optimalizační strategie (pro určení nejvhodnějšího nastavení pro jednotlivé pacienty, tyto techniky lze rozdělit na optimalizační metody založené na SAR a na teplotě). [23, 24]

Skutečnost, že magnetickou rezonanci lze použít k neinvazivnímu měření teploty a jejich změn v lidském těle, je známa více než 30 let. V současné době se zobrazování teploty pomocí MR široce používá ke sledování a vyhodnocování tepelných terapií jako je radiofrekvenční, mikrovlnná, laserová a fokusovaná ultrazvuková terapie. Kontrola dávky dodávané energie určené k zahřívání je u HT aplikátorů zásadní. V magnetické rezonanci je teplota měřena v prostoru pomocí 3D MR termometrických metod. [25]

Nejvíce diskutovanými MR termometrickými metodami jsou metody využívající posun protonové rezonanční frekvence (PRFS) pro svou velkou citlivost a vynikající linearitu teplotní závislosti. Tato metoda využívá způsobu, jak se v závislosti na teplotě lokálně mění stínění volných atomů vodíku B_0 pole, což vede k rozdílům ve fázi. PRFS se používá k měření teplotní odchylky od základní linie. [26] Velká část

současného výzkumného úsilí v oblasti ablačních procedur je zaměřena na zajištění rychlejších měření, současného monitorování ve vodní a tukové tkáni, většího pokrytí zorného pole a akvizic citlivějších na pohyb pro lepší přesnost. [27, 28, 29]

2.5 Simulace MRI

Elektromagnetické studie (EM) se zabývají vzájemným propojením elektrického a magnetického pole. Jejich propojení popisují Maxwellovy rovnice, které jsou použity jako základ ve všech EM simulacích. Základními simulačními metodami v této oblasti jsou: Metoda Momentů (MoM), která k výpočtu používá integračních rovnic a je definována ve frekvenční doméně; Metoda Konečných prvků (FEM), která k výpočtu používá diferenciálních rovnic a je také definována ve frekvenční doméně; Metoda Konečných Diferencí v Časové Oblasti (FDTD), která k výpočtu používá diferenciálních rovnic a je definována v časové doméně. [30, 31]

Simulace v oblasti MRI nejčastěji využívají metody FDTD, díky numerické stabilitě, kterou tato metoda poskytuje. V FDTD metodě je popsáno, jak časový krok přímo souvisí s velikostí buňky, kde výpočetní náročnost se odvíjí od velikosti nejmenší z buněk, respektive od časového kroku, který musel být pro tuto buňku zvolen. Aby schéma FDTD poskytlo stabilní řešení, musí být časový krok použitý pro aktualizaci omezen dle Courant-Friedrich-Levyho (CFL) kritéria vyjádřeného následující rovnicí:

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}}} \quad (2.3)$$

kde c je rychlost světla, Δx , Δy , Δz jsou kroky sítě kartézského souřadného systému a Δt je časový krok. [32]

V praxi je výpočet stabilního časového kroku složitější, protože je třeba zohlednit okrajové podmínky, nastavenou mřížku, tenké struktury a další. Nevýhodou FDTD je, že voxelování šikmých povrchů vede ke schodovitému efektu a u tepelných simulací tak dochází k nadhodnocení tepelného toku přes povrch. Tuto chybu nelze snížit použitím jemnější mřížky, simulační program Sim4Life však umožňuje aktivovat tzv. konformní režim simulace, kde se získávají informace o lokální orientaci povrchu a odstraní se schodovitá chyba.

Dle přehledu současného stavu je RF expozice náplní mnoha významných studií a experimentů. Stejně tak významné jsou i studie zkoumající homogenitu

B_1^+ pole. Nehomogenní B_1^+ pole může vést ke snížení intenzity obrazu a vzniku artefaktů. Zlepšením homogenity B_1^+ pole je možné zvýšit kvalitu výsledných snímků, zvýšit rovnoměrnost obrazu, zvýšit faktor SNR a významně snížit SAR. Pro hypertermickou léčbu je důležitá monitorace teploty. Magnetická rezonanční termometrie je metoda umožňující neinvazivní 3D prostorovou monitoraci teploty. Dosud neexistuje mnoho studií zabývajících se vlivem HT aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole MRI systému.

3 Cíle práce

Magnetická rezonance umožňuje neinvazivní prostorové monitorování teploty při různých tepelných terapiích. Významným faktorem správného zobrazování pomocí MR je homogenita radiofrekvenčního B_1^+ pole. Cílem této práce je stanovit vliv dvou regionálních hypertermických aplikátorů určených pro léčbu nádorových onemocnění v oblasti pánve a hlavy na predikovanou homogenitu B_1^+ pole při neinvazivním měření teploty pomocí MRI. V simulátoru elektromagnetické pole Sim4Life bude namodelována pro 1,5 T MRI, tělová radiofrekvenční cívka, tzv. birdcage coil. Do modelu tělové cívky budou umístěny dva 3D patientské modely, a jeden model vytvořený segmentací CT snímků, kolem kterých dojde k vytvoření hypertermických aplikátorů určených pro léčbu v oblasti pánve a hlavy. Pomocí takto připravených modelů bude stanoven vliv hypertermických aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole a dále bude vypočítán teplotní nárůst způsobený RF expozicí MRI systému v průběhu hypertermické léčby. Pro zvolený model a dostupná měření dojde k porovnání predikované a změřené B_1^+ charakteristiky.

4 Metody

Řešení této práce probíhalo v simulačním programu Sim4Life. Jedná se o simulační platformu, která kombinuje dostupné detailní lidské modely s nejvýkonnějšími fyzikálními technikami simulací a nejpokročilejšími modely tkání pro přímou analýzu biologických jevů reálného světa. Pomocí Sim4Life byla pro 1,5 T MRI namodelována radiofrekvenční cívka a vytvořeny potřebné simulace využívající FDTD výpočetních metod.

4.1 FDTD výpočetní metody

Simulátor Sim4Life využívá k výpočtu elektromagnetického pole metodu FDTD, resp. multiportová FDTD, která dovoluje generaci několika koherentních simulací elektromagnetického pole pro kalkulaci S-parametru cívek (rozptylový parametr). S-parametr slouží k popisu odezvy cívky na vstupní signál. Zkratka FDTD označuje metodu konečných diferencí v časové oblasti neboli Finite-difference time-domain. Jedná se o numerickou techniku používanou k řešení Maxwellových rovnic. Protože je to metoda v časové oblasti, mohou řešení FDTD pokrýt široký frekvenční rozsah jediným simulačním během.

Časově závislé maxwellovy rovnice (dále uvedené v parciálním diferenciálním tvaru) se diskretizují pomocí centrálně diferencních aproximací prostorových a časových derivací. Výsledné rovnice konečných diferencí se řeší softwarově, nebo hardwarově iterativním způsobem: složky vektoru elektrického pole v daném prostorovém objemu se počítají v daném časovém okamžiku a v dalším časovém okamžiku se poté počítají složky vektoru magnetického pole ve stejném prostorovém objemu. Tento proces se opakuje stále dokola, dokud se plně nevyvine požadované přechodné nebo ustálené chování elektromagnetického pole.

V magnetické rezonanci se algoritmus FDTD široce používá pro modelování cívek díky své jednoduchosti a účinnosti při modelování elektromagnetických vln a schopnosti zohlednit interakce pole a tkáně. Pro přesné modelování vysokofrekvenčních cívek a šíření elektromagnetického signálu v zobrazovaných subjektech je často nutná plně trojrozměrná implementace a jemná prostorová mřížka, viz nastavení simulace. [30]

Při zkoumání Maxwellových diferenciálních rovnic je možné si všimnout, že změna elektrického pole ($\nabla\vec{E}$) je závislá na změně magnetického pole ($\nabla\vec{H}$) v prostoru. Toto tvrzení je možné popsat pomocí rovnic:

$$\nabla\vec{E} = -\mu\frac{\partial\vec{H}}{\partial t} \quad (4.1)$$

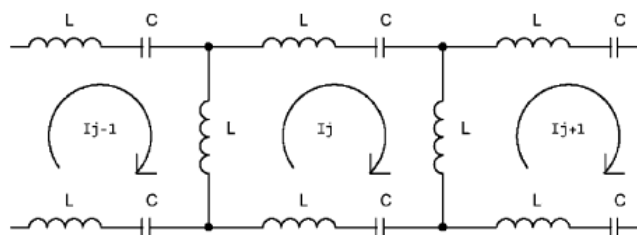
$$\nabla\vec{H} = \sigma\vec{E} + \epsilon\frac{\partial\vec{E}}{\partial t} \quad (4.2)$$

kde μ je permeabilita (H/m), ϵ permitivita (F/m) a σ značí měrnou elektrickou vodivost (S/m).

Pro simulace rezonátoru s vysokým Q faktorem není FDTD metoda efektivní při simulaci struktur s vysokou uloženou energií, protože k rozptýlení uložené energie je potřebná dlouhá doba simulace. K vyřešení tohoto problému se v Sim4Life používá odhad odezvy lineárního systému pomocí autoregresního klouzavého průměru. Jedná se o jednu z metod předpovědi přenosové funkce mezi vstupním a výstupním signálem.

4.2 Model birdcage cívky

Pro celotělové zobrazování se v magnetické rezonanci využívají cívky typu birdcage. Tyto cívky připomínající ptačí klec, jsou zdrojem radiofrekvenčního impulzu potřebného pro zobrazování. Pomocí birdcage cívek se kolmo na hlavní magnetické pole B_0 vytvoří radiofrekvenční pole označované jako B_1 . Radiofrekvenční B_1 pole je složeno ze dvou komponent označovaných B_1^+ a B_1^- . Pouze komponenta B_1^+ je užitečná pro zobrazování magnetickou rezonancí. V simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life byl pro 1,5 T magnetickou rezonanci vytvořen model birdcage cívky typu horní propust, tzv. high-pass. Schéma elektrického obvodu této hornopropustní cívky je zobrazeno na obrázku 4.1.

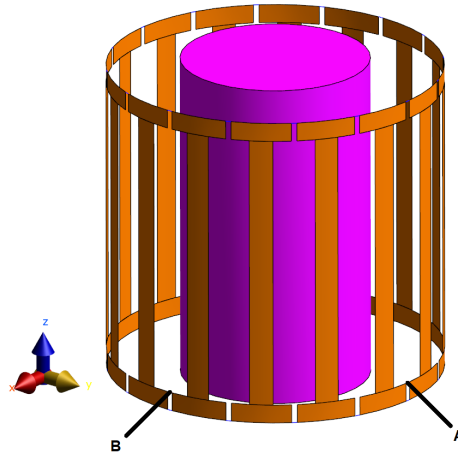


Obrázek 4.1: Zkrácené schématické zobrazení elektrického zapojení birdcage cívky typu horní propust. Jedná se o zkrácené zobrazení pouze 3 ze 16 smyček. Převzato a upraveno z [5]

4.2.1 Tvorba modelu cívky

Birdcage cívka je složena ze dvou kruhových vodivých smyček označovaných jako koncové prstence, které jsou spojeny sudým počtem vodivých přímých prvků, nazývaných příčky nebo nohy. Cívka obsahuje také kondenzátory mezi vodivými prvky, různě uspořádanými podle požadovaných frekvenčních charakteristik. V tomto případě tak, aby byla cívka dle anténní teorie naladěna na rezonanční frekvenci 64 MHz a uvnitř cívky bylo vytvořeno homogenní pole. Jak již bylo zmíněno, právě tato frekvence je pro MR zobrazování zásadní, neb se jedná o Larmorovu frekvenci, tj. frekvence precesního pohybu vodíkových jader. Rozměry birdcage cívky jsou převzaty z rozměrů reálných cívek používaných MR. Cívku s poloměrem 355 mm tvoří 16 příček o délce 590 mm a šířce 50 mm. Každá příčka je vodivě spojena s náležitou částí prstence, které jsou dohromady propojeny pomocí kondenzátoru.

Cívka byla buzena dvěma okrajovými zdroji umístěnými 90° od sebe z důvodu vzniku požadovaného fázového posunu přiváděného sinusového proudu a vytvoření tak rezonanční podmínky. Tato tzv. kruhová polarizace vytvoří dvakrát větší B_1 pole než lineární polarizace, ve které nejsou budící zdroje vůči sobě fázově posunuty. Takto vytvořený model RF cívky je dále zobrazen na obrázku 4.2.



Obrázek 4.2: Zobrazení modelu 16ramenné birdcage cívky typu horní propust s válcovým fantomem ve středu cívky pro lepší prostorovou představu; ze stejného důvodu jsou v obrázku naznačeny souřadnicové osy. Bod A představuje připojení zdroje číslo 1. Bod B představuje o 90° posunutě připojení zdroje číslo 2.

Pro zastavení šíření RF pole mimo potřebnou oblast MR, a pro tvorbu co nejrealnější modelu, byl do těsné blízkosti birdcage cívky umístěn radiofrekvenční štít tzv. RF shield o poloměru 370 mm a velikosti přesahující birdcage cívku 1220 mm. Radiofrekvenční štít slouží v magnetické rezonanci k odstínění radiofrekvenčního pole mimo oblast MRI.

4.2.2 Nastavení simulace

Tato kapitola obsahuje výčet a odůvodnění významných parametrů simulace. Při tvorbě simulací bylo obecně snahou snížení velikosti výsledné simulace a zkrácení potřebné simulační doby s ohledem na zisk kvalitních výsledků. Některé simulační parametry podléhají nastavení dle FDTD simulační metody. V prvotních simulacích bylo třeba zvolit vhodný simulační čas, který nesmí být příliš dlouhý, aby výpočet simulace netrval déle než je nezbytně nutné, a zároveň nesmí být příliš krátký, aby simulace stihla dokonvergovat, tj. výstupní odezva birdcage bude mít ustálenou hodnotu. Jestliže vstupem bude Gaussův signál, vhodná odezva bude taková, jejíž hodnota se nebude významně vychylovat od nuly. Jestliže vstupem bude harmonický signál, vhodná odezva bude taková, která bude nabývat konstantní hodnoty amplitudy signálu. Po provedení několika úvodních simulací byla za vhodný simulační čas zvolena doba 120 period.

Dalším krokem v nastavení simulace bylo přiřazení vhodných materiálových vlastností všem prvkům modelu. Samotná cívka má materiálové vlastnosti dokonalého elektrického vodiče PEC (perfect electric conductor). PEC je idealizovaný materiál vykazující nekonečnou elektrickou vodivost nebo ekvivalentně nulový odpor. Prázdný prostor vyplňoval vzduch, tedy dielektrikum o hustotě $1,205 \frac{kg}{m^3}$.

Významným parametrem simulace jsou okrajové podmínky (Boundary Conditions). Sim4Life dovoluje nastavení čtyř různých okrajových podmínek: a) PEC - Dokonale vodivé okrajové podmínky zkracující výpočet pomocí PEC, kde tangenciální složky elektrického pole jsou na vnějších hranicích rovny nule. b) PMC - Dokonale magnetické okrajové podmínky zkracující výpočet pomocí PMC (dokonale magnetický vodič), kde tangenciální složky magnetického pole jsou ve vzdálenosti 1/2 od vnějších hranic rovny nule. c) Periodické - pro periodické struktury a d) absorpční - Vlny dopadající na vnější hranici se mohou odrazet zpět do výpočetní oblasti, proto se použijí absorpční okrajové podmínky, které přichází vlny pohlcují bez odrazu tzv. UPML (závisí na tloušťce hranice a vodivosti profilu), nebo simulují průhledné okrajové podmínky tzv. analytické (účinnost závisí na úhlu dopadu přichází vlny, hranice musí být umístěna daleko od velkých objektů). Pro své vlastnosti byly v simulacích nastaveny absorpční okrajové podmínky typu UPML.

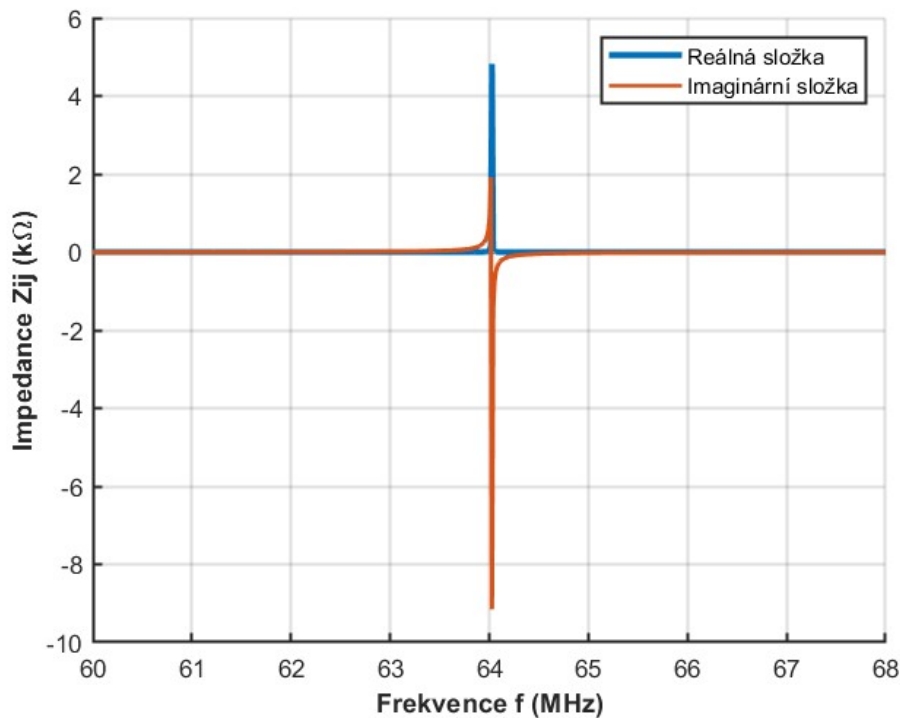
V neposlední řadě bylo třeba nastavit simulační mřížku, dle které bude model rozdělen do základních objemových elementů tzv. voxelů potřebných pro numerické výpočty. U těchto parametrů muselo dojít ke zvážení potřebné kvality výsledků a velikostí simulace. Jednotlivé parametry mřížky jsou vypsány v následující tabulce:

Tabulka 4.1: Parametry pro tvorbu modelu simulační mřížky

Parametr	Hodnota	Poznámka
Maximální krok	2,5 mm	Maximální velikost buněk mřížky
Rozlišení	1 mm	Nejmenší vzdálenost dvou čar mřížky
Klasifikace	20 %	Maximální poměr délky dvou sousedních buněk
Relaxace	20 %	Procento lokální relaxace poměru odstupňování pro zvýšení dynamiky mřížky
Horní výplň a Dolní výplň	500 mm	Přidaná vzdálenost od ohraničujícího rámečku modelu k aplikaci okrajových podmínek

Byly provedeny dva druhy simulací lišící se vstupním signálem. Pro správná naladění birdcage cívky byly nejprve provedeny simulace pomocí Gaussova vstupního signálu, který umožní širokopásmové zobrazení impedanční křivky, s jejíž pomocí lze určit rezonanční frekvenci. Tyto "širokopásmové" simulace měly šířku pásma 60 MHz se střední frekvencí 64 MHz. Impedanční křivka byla rozložena na svou reálnou a imaginární část, aby mohly být nalezeny body rezonance této cívky, což jsou body, ve kterých je imaginární složka nulová. Jak již bylo zmíněno u konstrukce RF cívek v přehledu současného stavu, cívka typu birdcage se šestnácti rameny a se stejnou hodnotou kondenzátorů má 8 různých rezonančních módů. Z těchto módů je mód $m1$ požadovaným módem pro MRI, protože uvnitř cívky generuje velmi homogenní pole B_1^+ . U hornopropustní cívky je to bod nejvyšší rezonanční frekvence.

Po nalezení správného rezonančního bodu u hornopropustní birdcage cívky bylo třeba tento bod obdržet na 64 MHz, tedy na frekvenci precesního pohybu magnetického spinu vodíkových jader používaných pro zobrazování v 1,5 T MR. Takzvaným laděním RF cívky byly vytvořeny simulace o různých hodnotách použitých kondenzátorů tak, aby byla nalezena hodnota kapacity, která nejlépe poskytuje potřebnou rezonanční frekvenci 64 MHz. Jako nejvhodnější byla nastavena hodnota celkové kapacity 111,25 pF. Impedanční křivka takto naladěné birdcage cívky s rezonanční frekvencí na 64 MHz je zobrazena na obrázku 4.3. Po naladění birdcage cívky byly další simulace tvořeny s harmonickým vstupním signálem s frekvencí 64 MHz.



Obrázek 4.3: Graf Impedanční křivky birdcage cívky naladěné na rezonanční frekvenci 64 MHz

4.2.3 Metody vyhodnocování změny homogenity B_1^+ pole

Průběžné výsledky simulací bylo třeba náležitě zpracovat, neboť mají vliv na nastavení dalších simulací. V první fázi bylo nezbytné analyzovat výsledky širokopásmové simulace prázdné cívky pro nalezení rezonanční frekvence. V této práci byla birdcage cívka laděna na rezonanční frekvenci 64 MHz pomocí změny kapacity kondenzátorů díky analýze grafu Impedance.

V další fázi analýzy výsledků simulací bylo třeba zobrazit B_1^+ pole. Nejprve byla zobrazena homogenita B_1^+ pole uprostřed cívky. Následně byly vytvořeny grafy velikosti B_1^+ v transverzálním řezu, ze kterých mohla být vyhodnocena maximální velikost pole. B_1^+ pole prázdné naladěné cívky má stálou hodnotu s určitým rozptylem v určité ploše, resp. objemu. Typicky se homogenita určuje ve sférickém objemu, proto byl stanoven poloměr od středu cívky, ve kterém lze pole považovat za homogenní (resp. rozptyl hodnot zde nepřesahuje stanovenou mez). Pro určení vlivu HT aplikátorů na homogenitu pole bylo nezbytné stanovit rozptyl hodnot v daném poloměru od středu cívky. Jednoduchým výpočtem mohou být následně hodnoty

odečteny od referenčních hodnot prázdné cívky. Protože velikost B_1^+ má vliv na absorbovaný výkon v těle modelu, byla zároveň určena i maximální hodnota tohoto pole.

Hodnoty homogenního B_1^+ pole se mohou pro různé skenery výrazně lišit. Pro možnost porovnání měrného absorbovaného výkonu s prací [11], která se také zabývá 1,5T MRI, byla snaha dosáhnout stejné velikosti homogenního pole $6,00 \mu\text{T}$. Na základě několika zkušebních simulací bylo zjištěno, že pro dosažení pole o velikosti $6,00 \mu\text{T}$ bylo potřeba modelu birdcage cívky dodat výkon o velikosti 700W, kde tento výkon je pro vznik kruhové polarizace rozdělen na oba zdroje, které cívku budí (tj. ke každému zdroji je přivedeno 350W).

4.3 Pacientské modely

Pro účely této práce byly využity dva dostupné 3D pacientské modely a jeden model vytvořený segmentací CT snímků. Popis získání dvou modelů a dostupnost použitých dat k vytvoření modelu je popsáno v následujících kapitolách.

4.3.1 Zisk CT snímků pro tvorbu 3D pacientského modelu

Se svolením Národní lékařské knihovny USA byly pro vytvoření 3D pacientského modelu použity CT snímky dostupné z databáze The Visible Human Project (VHP), kterou Národní lékařská knihovna USA (National Library of Medicine) poskytuje. Jednalo se o CT snímky projektu s názvem Visible Human Female.

Projekt Visible Human Project obsahuje veřejně přístupné kompletní, anatomicky podrobné trojrozměrné reprezentace lidského mužského a ženského těla. Konkrétně poskytuje veřejně přístupnou knihovnu příčných řezů kryosekcí, CT a MRI snímků získaných z jednoho mužského kadaveru a jednoho ženského kadaveru. Soubor mužských dat byl zveřejněn v roce 1994 a soubor ženských v roce 1995. Tyto datové sady byly navrženy tak, aby sloužily jako reference pro studium lidské anatomie, data ve veřejné doméně pro testování lékařských zobrazovacích algoritmů a testovací prostředí s modelem pro konstrukci síťově přístupných knihoven snímků. Datové sady VHP byly použity pro širokou škálu vzdělávacích, diagnostických, léčebných plánovacích, uměleckých, matematických a průmyslových účelů. Přístup

k datovým sadám byl dříve povolen přibližně 4 000 držitelům licencí z 66 zemí. Od roku 2019 již není pro přístup k datovým sadám vyžadována licence. [33]

V této práci byla použita datová sada Visible Human Female, která se skládá z MRI, CT a anatomických snímků ženského kadaveru. Data CT jsou získány z axiálních CT snímků celého těla pořízených v intervalech 0,33 mm s rozlišením 512×512 pixelů, přičemž každý pixel tvoří 12 bitů odstínu šedi. Rozestupy ve směru osy "Z" jsou upraveny na 0,33 mm, aby odpovídaly velikosti pixelů 0,33 mm v rovině "X-Y". Díky tomu mohou vývojáři, kteří se zajímají o trojrozměrné rekonstrukce, pracovat s kubickými voxely. V datové sadě Visible Human Female je 5 189 anatomických snímků. Velikost datové sady je přibližně 40 gigabajtů a proto je celý záznam rozdělen na pět úseků těla. DICOM Metadata získaných souborů jsou k dispozici v příloze této práce (Příloha A).

4.3.2 Vytvoření modelu segmentací CT snímků

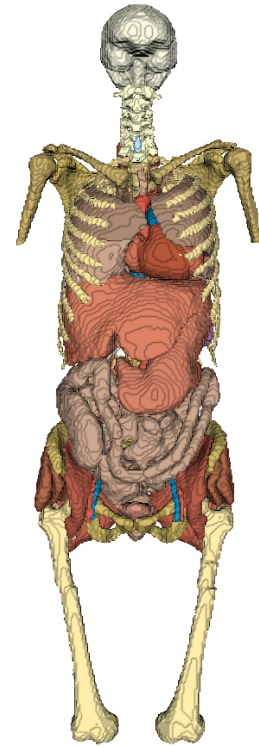
Pro vytvoření vhodného modelu byly CT snímky nejprve nahrány do programu 3D Slicer. 3D Slicer je bezplatná open source softwarová aplikace pro výpočet lékařských snímků. Jako klinický výzkumný nástroj je 3D Slicer podobný radiologické pracovní stanici, která podporuje všestranné vizualizace, také ale poskytuje pokročilé funkce, jako je automatická segmentace a registrace pro různé oblasti použití. Do programu 3D Slicer bylo dále nainstalováno rozšíření tvorby segmentací s názvem TotalSegmenter, které umožňuje velmi rychlé propojení a označení jednotlivých tkáňových struktur. [34]

Získaný model s propojenými a odlišenými tkáněmi bylo třeba upravit pro vhodné vložení do simulátoru Sim4Life a přiřadit jednotlivým tkáním jejich fyzikální parametry. K tomu byl použit segmentační modul programu Sim4Life iSeg. Tento modul obsahuje sadu nástrojů pro segmentaci lékařských obrazů včetně předběžného a následného zpracování, které umožňují efektivně, rychle a flexibilně vytvářet anatomické modely z různých typů zobrazovacích dat. Po přiřazení odpovídajících parametrů jednotlivým tkáňovým skupinám byl model importován do programu Sim4Life. Výsledný 3D model je zobrazen na obrázku 4.4. Ve 3D modelu je vidět jistá nerovnoměrnost při spojení tělních úseků. Standardně má pacient při hypertermické léčbě v oblasti pánve zvedlé ruce, to u modelu z CT snímků není možné. Pro co nejreálnější napodobení hypertermické léčby byly modelu ruce

odstraněny. Obrázek 4.4 je složen ze dvou dílčích, na obrázku (a) je zobrazena povrchová struktura výsledného 3D modelu a na obrázku (b) je pak struktura vnitřních orgánů, které byly zmíněnou segmentací získány.



(a) 3D model



(b) Tkáňová segmentace

Obrázek 4.4: 3D patientský model vytvořený segmentací CT snímků pro EM a teplotní simulace. Obrázek (a) Povrchová struktura 3D modelu; Obrázek (b) Zobrazení segmentace vnitřních tkání.

Seznam tkání, které se pomocí segmentačních programů podařilo z CT snímků rozlišit, je uveden v následující tabulce, viz tabulka 4.2. Tabulka dále obsahuje význačné fyzikální parametry pro teplotní simulace, které byly jednotlivým tkáním přiřazeny z databáze společnosti Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT²IS). [35]

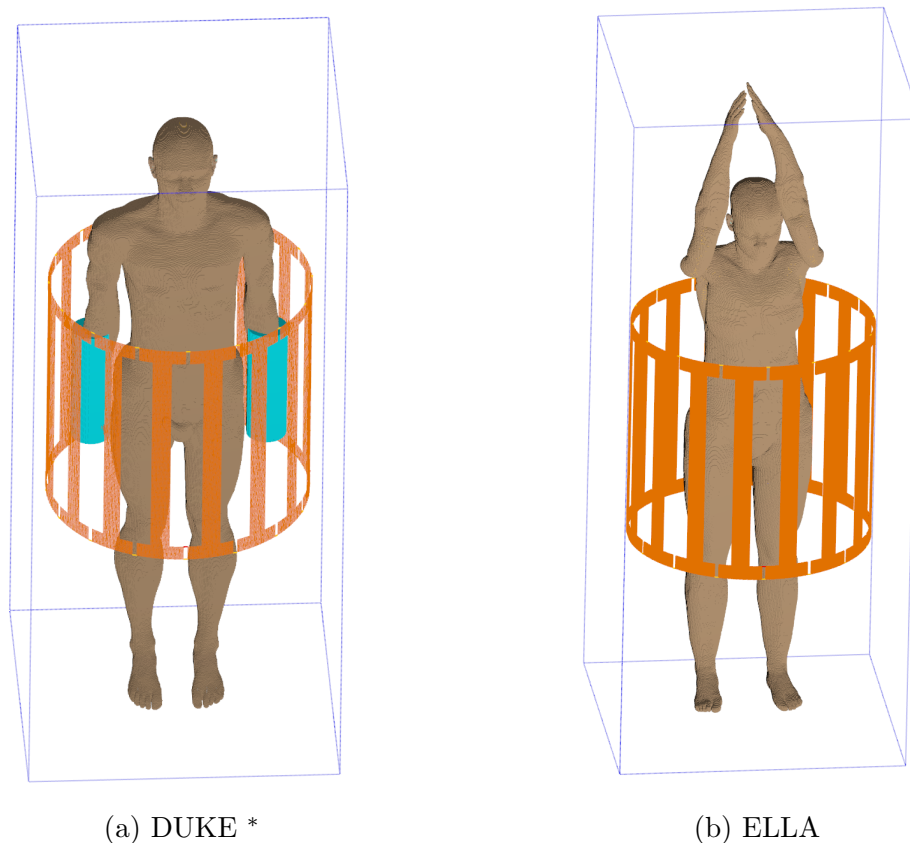
Tabulka 4.2: Seznam tkání CT modelu a jejich význačné parametry pro teplotní simulace

Tkáň	Hustota ρ (kg/m ³)	Měrná tepelná kapacita c (J/kg/K)	Tepelná vodivost λ (W/m/K)
Játra	1079	3540	0,519
Jícen	1040	3500	0,527
Kosti	1908	1312	0,320
Krev	1050	3617	0,516
Ledviny	1066	3763	0,535
Močový měchýř	1086	4178	0,560
Mozek	1046	3630	0,513
Plíce	394	3886	0,387
Slezina	1089	3596	0,534
Svaly	1090	3421	0,495
Srdeční svaly	1080	3686	0,558
Tenké střevo	1030	3595	0,493
Tlusté střevo	1088	3654	0,542
Tuk	911	2348	0,212
Vnitřní vzduch	1	10040*	0,030
Žaludek	1088	3690	0,525
Žlučník	1071	3716	0,521

* Měrná tepelná kapacita vzduchu (1004 J/kg/K) byla pro urychlení tepelných výpočtů zvýšena faktorem 10, což nemá vliv na změnu teploty. Tato teoretická poznámka byla převzata z studie [18]

4.3.3 Vložení 3D patientských modelů

Do připravené birdcage cívky byly kromě modelu vytvořeného segmentací CT snímků také vloženy dva 3D patientské modely dostupné z databáze Virtual Population Sim4Life. Patientské modely: Duke - muž, 34 let, 70,2 kg; Ella - žena, 26 let, 57,3 kg. Jedná se o modely vytvořené dle reálných těl dobrovolníků a z tohoto důvodu jsou oba modely na obrázku 4.5 zobrazeny již ve voxelové formě bez zřetelných detailů. S každým ze tří modelů byly prováděny dva druhy simulací lišící se pozicí v birdcage cívce. V prvním případě byly modely vycentrovány tak, aby se ve středu cívky nacházela jejich hlava (pro simulace s HT aplikátorem určeným pro oblast hlavy). V druhém případě byly modely vycentrovány tak, aby se ve středu cívky nacházela jejich pánev (pro simulace s HT aplikátorem určeným pro oblast pánve).



Obrázek 4.5: 3D pacientské modely připraveny pro simulace v oblasti pánve - zobrazení pomocí voxelového náhledu. Obrázek (a) - model Duke; Obrázek (b) - model Ella. * Verze V3.0 modelu DUKE neumožňuje zvednutí rukou, proto byly jeho ruce umístěny do válců s materiálovými vlastnostmi prostředí

3D pacientské modely Ella a Duke jsou mnohem komplexnější než model vytvořený segmentací CT snímků. Tyto modely obsahují dohromady více než 120 anatomických prvků a více než 300 tkání. Kompletní výčet všech tkání a tkáňových parametrů modelu Ella a Duke je k dispozici na stránkách společnosti Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT'IS), ze které byly tyto parametry převzaty. [35, 36, 37] Jelikož docházelo k pomalejšímu výpočtu teplotních simulací kvůli určitým tkáním a jejich tkáňovým parametrům připomínajícím svou hustotou vzduch, byla u těchto tkání měrná tepelná kapacita vynásobena faktorem 10 stejně jako v případě vnitřního vzduchu CT modelu. Seznam tkání, u nichž byla měrná tepelná kapacita změněna, je spolu s další veličinami v tabulce 4.3.

Tabulka 4.3: Seznam tkání 3D patientských modelů, u kterých byly provedeny změny jejich fyzikálních parametrů

Tkáň	Hustota ρ (kg/m ³)	Měrná tepelná kapacita c (J/kg/K)	Tepelná vodivost λ (W/m/K)
Výplň jícnu	1,164	10037*	0,027
Výplň průdušek	1,164	10037*	0,027
Výplň průdušnice	1,164	10037*	0,027
Vnitřní vzduch	1,000	10040*	0,030

* Měrná tepelná kapacita byla pro urychlení tepelných výpočtů zvýšena faktorem 10, což nemá vliv na změnu teploty. Tato teoretická poznámka byla převzata z studie [18]

Při používání hypertermických aplikátorů pro oblast pánve je od pacienta v magnetické rezonanci vyžadováno zvednutí rukou, aby mohlo dojít k cílenému zaměření na požadovanou oblast. Stejný požadavek byl kladen i na modely připravené pro simulace v oblasti pánve. U 3D patientského modelu získaného segmentací CT snímků byl tento problém řešen odstraněním části horních končetin již v průběhu segmentace a tvorby modelu. Nejnovější verze patientského modelu Ella zvednutí rukou umožňuje. Dostupný patientský model Duke V3.0 zvednutí rukou neumožňuje, proto byly jeho ruce umístěny do válců s materiálovými vlastnostmi prostředí, kterým byla při tvorbě voxelů přiřazena větší priorita tak, aby se vliv rukou odstranil a přitom materiálové vlastnosti zbytku modelu zůstaly zachovány. Pomocí nastavené simulační mřížky o rozměrech 314x314x735 byly modely rozděleny na 72,468 milionů buněk, s jejichž pomocí byly vytvořeny jednotlivé simulační voxely.

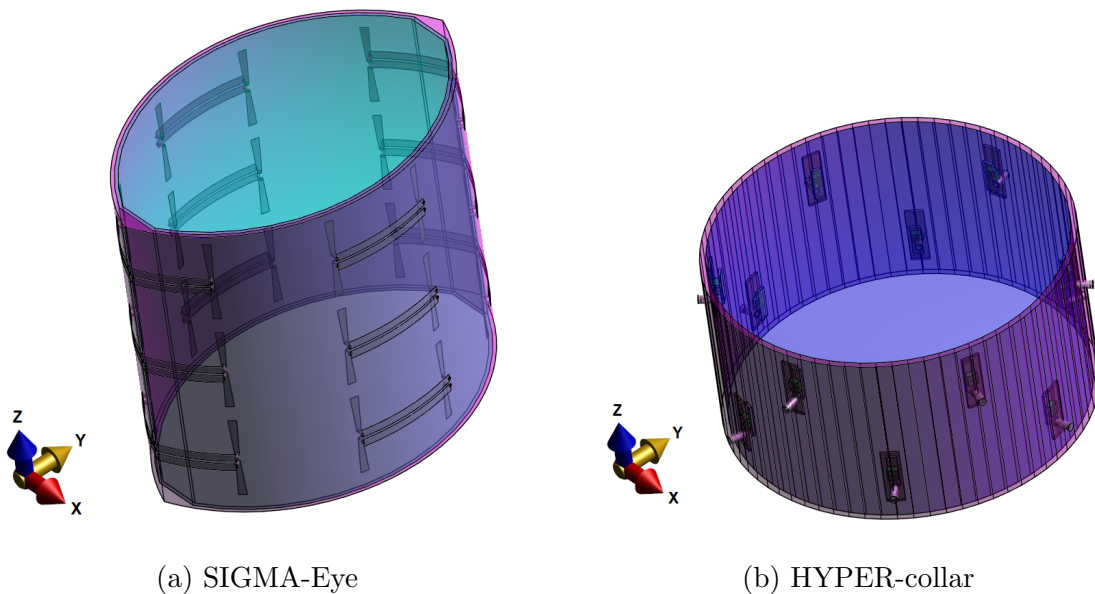
4.4 HT aplikátory

Do modelu birdcage cívky byly umístěny dva vytvořené modely hypertermických aplikátorů pro oblast pánve a hlavy 4.6. Hypertermické aplikátory (HT) jsou složeny z válcovitého obalu s materiálovými vlastnostmi plexiskla, s řadou antén vhodných pro hypertermické aplikace. HT aplikátory jsou vyplněny vodním bolem tzv. water bolus s materiálovými vlastnostmi deionizované vody, který představuje vhodné prostředí pro HT zásahy. Vodní bolus je připevněn k plexisklu a slouží ke chlazení pokožky a přenosu elektromagnetických vln z antén do pacienta.

Než byly HT aplikátory umístěny okolo těl patientských modelů, byly provedeny simulace samotných HT aplikátorů v birdcage cívce a simulace bez kovových antén. Díky těmto simulacím mohl být od výsledků odečten vliv obalu a vodní výplně HT aplikátorů samotných.

Modely byly vytvořeny dle reálných HT aplikátorů kompatibilních s MR. Pro oblast pánve byl použit model hypertermického aplikátoru SIGMA-Eye. Tento aplikátor byl vyvinut společností BSD (BSD Medical Corp., Utah) a skládá se ze tří anténních kruhů, z nichž každý má čtyři páry dipólů, tj. celkem dvanáct párů antén. Experimentální a klinické zkušenosti ukazují, že tento aplikátor, stejně jako jeho předchůdce, aplikátor Sigma-60, má dobré vyzařovací vlastnosti při synchronním nastavení antén (tj. všechny kanály jsou nastaveny na stejnou fázi a výkon). Systém SIGMA-Eye pracuje s koherentním signálem 100 MHz. [38]

Pro oblast hlavy byl použit model hypertermického aplikátoru HYPER-collar. Tento systém je složen z dvanácti monopolárních antén přidělaných na plexisklo ve dvou kruzích. Vzdálenost mezi středovými rovinami obou anténních prstenců je 6 cm. Systém HYPER-collar pracuje s koherentním signálem 434 MHz. [39]



Obrázek 4.6: Zobrazení HT aplikátorů. Obrázek (a) SIGMA-Eye - HT aplikátor pro oblast pánve; (b) HYPER-collar - HT aplikátor pro oblast hlavy

Různé strategie pro zlepšení transformačních sítí antén použitých v daných aplikátorech, jako je například připojení symetrizačního prvku s názvem balun (balanced-to-unbalanced transition) pro "vyvážení" antény, nebyly v této práci zkoumány.

4.5 Měrný absorbovaný výkon

Dále je třeba vypočítat změnu měrného absorbovaného výkonu (SAR), jehož navýšení může vést k nárůstu teploty tkáně. Veličina SAR se nejčastěji uvádí jako psSAR (špičkový prostorový měrný absorbovaný výkon). Jedná se o průměrovaný SAR přes oblast krychle s homogenními elektrickými vlastnostmi o hmotnosti 10 g. Pro lepší porovnání s limitními hodnotami je také uveden wbSAR (celotělový měrný absorbovaný výkon), což je objemově vážený průměrný SAR vztažený na celý patientský model.

4.6 Teplotní nárůst vlivem RF expozice MRI

RF expozicí v MRI systému může dojít k nárůstu teploty tkáně. Jak ukazuje studie [40], tento nárůst při běžném skenování nepřekračuje 1 °C a pacienti s normální termoregulační schopností ji běžně nepocítí. Zvýšená pozornost by se však měla brát při používání implantátů a elektrických monitorovacích zařízení v MRI. [41]

4.6.1 Simulace regionální hypertermie

Prvním krokem tvorby simulací hypertermické léčby bylo vytvořit elektromagnetické simulace, které budou sloužit jako zdroj ohřevu k simulacím teplotním. V těchto simulacích byly všechny tkáně, resp. jejich vlastnosti, aktualizovány z frekvence 64 MHz na frekvenci používanou daným aplikátorem. Bylo potřeba aktualizovat dielektrické parametry tkání, které se mění na základě vysílané frekvence. Těmito parametry jsou měrná elektrická vodivost a relativní permitivita. V tabulce 4.4 jsou uvedeny dielektrické parametry tkání, které se podařilo rozlišit segmentací CT snímků. Kompletní výčet parametrů všech tkání a jejich frekvenčních změn, je zveřejněn na stránkách společnosti Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT²IS). [35]

V elektromagnetických simulacích, které tvoří základ ohřevu, byly antény aplikátorů nastavené na harmonickou frekvenci 100 MHz pro SIGMA-Eye a 434 MHz pro HYPER-collar. V těchto simulacích nebylo nahráváno magnetické pole, ale pouze pole elektrické, neboť vizualizovat magnetické pole by v tomto případě nemělo dále užítu. Ostatní nastavení se významně neliší od nastavení předchozích EM simulací, které je popsáno v kapitole 4.2.2.

Tabulka 4.4: Dielektrické parametry tkání CT modelu a jejich frekvenční změna

Frekvence f (MHz)	Relativní permitivita ϵ (-)			Měrná elektrická vodivost σ (S/m)		
	64	100	434	64	100	434
Játra	81	69	51	0,45	0,49	0,67
Jícen	86	78	67	0,88	0,90	1,01
Kosti	17	15	13	0,06	0,06	0,09
Krev	86	77	64	1,21	1,23	1,36
Ledviny	119	98	65	0,74	0,81	1,12
Močový měchýř	25	23	20	0,29	0,29	0,33
Mozek	116	90	55	0,72	0,79	1,05
Plíce	37	32	24	0,29	0,31	0,38
Slezina	111	91	62	0,74	0,80	1,04
Svaly	72	66	57	0,69	0,71	0,81
Srdeční svaly	107	91	65	0,68	0,73	0,98
Tenké střevo	118	97	65	1,59	1,66	1,92
Tlusté střevo	95	82	62	0,64	0,68	0,87
Tuk	14	13	12	0,07	0,07	0,08
Vnitřní vzduch	1	1	1	0	0	0
Žaludek	86	78	67	0,88	0,90	1,01
Žlučník	87	79	61	0,97	1,01	1,15

Po extrahování normovaných výsledků EM simulací byly vytvořeny samotné teplotní simulace, jejichž cílem bylo ohřát pacienta na cílovou teplotu HT léčby 44°C. Teplotní rozložení se mění v závislosti na čase, který musí být dostatečně dlouhý, aby nastal ustálený stav, kdy se tepelná distribuce dále nemění. Délka trvání HT léčby se liší dle rozsahu a náročnosti zákroku, od 60 minut až do dvou hodin. Při náročnějších zákrocích trvá léčba přibližně hodinu a půl, proto byl čas 5400 sekund zvolen za simulační čas HT léčby. Při interakci EM pole s biologickou tkání dochází k dielektrickým ztrátám, které vedou ke vzniku tepla. Vzniklé teplo se v simulované oblasti šíří pomocí tzv. tepelné difúze a k jeho výpočtu se používá Penneova rovnice

přenosu biologického tepla (The Pennes Bioheat Equation):

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho Q + \rho S - \rho_b c_b \rho \omega (T - T_b) \quad (4.3)$$

kde k je tepelná vodivost, Q představuje měrnou rychlost tvorby metabolického tepla, S je měrný absorpční koeficient, ω značí rychlost perfuze, ρ je hustota prostředí, ρ_b , c_b a T_b jsou hustota, měrná tepelná kapacita a teplota krve. Metabolická tvorba tepla, tepelná kapacita, tepelná vodivost, hustota a perfuzní koeficienty jsou veličiny specifické pro danou tkáň. Výraz $\rho_b c_b \rho \omega$ se označují jako rychlost přenosu tepla a funguje jako ohřev i ochlazení, protože představuje proudící krev.

Počáteční podmínky resp. počáteční teplota jednotlivých simulačních prvků byla nastavena následovně: teplota těla odpovídá standartní teplotě těla do 37°C, teplota HT aplikátoru odpovídá teplotě okolí 25°C a teplota vodního bodu odpovídá teplotě 20°C. Vodní bolus má záměrně sníženou teplotu, která zajistí odvod tepla z povrchových tkáňových struktur. Okrajovými podmínkami pro teplotní simulace byl vzduch v okolí HT aplikátoru a vodní bolus vně aplikátoru (v případě pánevní oblasti modelu Duke, kterému byly odstraněny ruce pomocí vodních válců, byly tyto válce přidány do okrajových podmínek spolu s vodním bolem). Tepelné simulace je nezbytné propojit s připravenými simulacemi elektromagnetického pole, kde deponovaná energie EM simulace slouží jako zdroj ohřevu pro tepelnou simulaci. Pro dosažení požadované teploty 44°C stačí ladit pouze normovaný výkon antén HT aplikátoru. Jinak řečeno: zdroj u teplotní simulace je zapnutý celý simulační čas a má takový výkon, aby bylo na konci simulace dosaženo maximální teploty 44°C v patientském modelu.

4.6.2 Simulace ohřevu kombinované s MRI

Pro výpočet teplotního nárůstu způsobeného RF expozicí MR při neinvazivním měření teploty byly vytvořeny nové tepelné simulace. K RF expozici dochází pouze v průběhu skenování magnetickou rezonancí. Délka skenu závisí na použité skenovací sekvenci. Běžně používanou sekvencí je Gradient Echo sekvence, při které trvá jeden sken typicky 20 sekund. Pořizování snímků může probíhat kontinuálně nebo každých 20 minut, proto byl v této práci stanoven čas opakujícího se skenování na 10 minut. Skenování, při kterém dochází k RF expozici bylo tedy zapnuto každých 10 minut v průběhu celé HT léčby (tj. časy aplikace RF 600 s, 1200 s, 1800 s, 2400 s, 3000 s,

3600 s, 4200 s a 4800 s). Pracovní cyklus (duty-cycle) RF expozice je vždy upraven tak, aby nevznikalo nadměrné navýšení SAR. Například článek [42] používá duty cycle 6,4 %. V této práci byl zvolen duty-cycle 10 % jakožto hraniční hodnota. Zdrojem ohřevu představující RF expozici při neinvazivním měření teploty pomocí MRI jsou již dříve vytvořené EM simulace. Tento ohřev byl zapínán a vypínán každých deset minut v průběhu hypertermické léčby. Pro zastoupení duty-cyclu byla doba jednoho skenu zkrácena na 10 % své hodnoty tj. 2 sekundy.

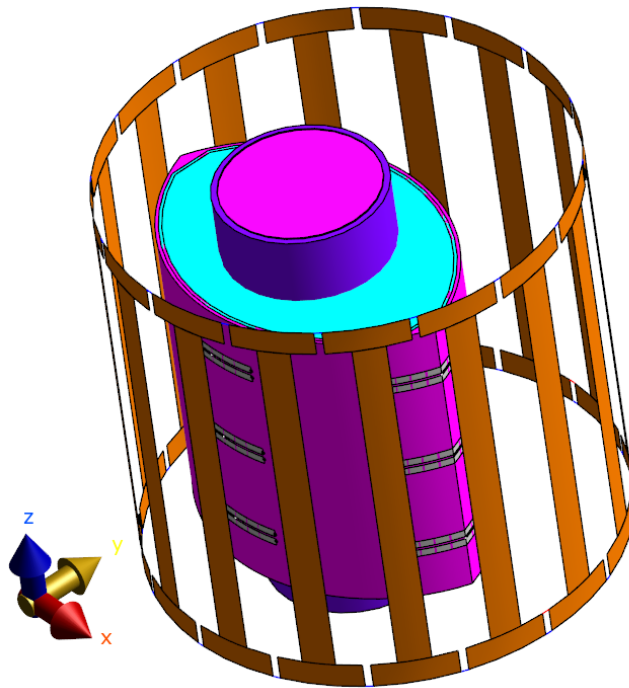
4.6.3 Metody vyhodnocování teplotního nárůstu

V první fázi zkoumání teplotního nárůstu vlivem RF expozice MRI systému došlo během simulované 90 minutové HT léčby k ohřevu patientského modelu na požadovanou teplotu. HT léčba nebyla specificky zaměřena. Cílem bylo zvyšování výkonu HT aplikátorů na hranici pro dosažení maxima 44°C. Jakmile bylo v kterémkoliv bodě resp. voxelu patientského modelu dosaženo požadované teploty na konci simulace, nebyl výkon HT aplikátoru dále zvyšován. Pro stanovení teplotního nárůstu způsobeného RF expozicí MRI při neinvazivním měření teploty byly EM simulace tvořící základ hypertermického ohřevu propojeny se simulacemi elektromagnetickými, kde byl zdroj birdcage cívky resp. RF sken zapínán v určitých skenovacích sekvencích a to na dobu omezenou zvoleným 10% duty-cyblem. Dále byl zvolen vhodný parametr pro porovnání rozdílů v ohřevu pro místo patientského modelu s nejvyšší dosaženou teplotou. Tímto parametrem byl medián hodnot teplotního ohřevu. Následně byl stanoven samotný teplotní rozdíl oproti simulacím bez MRI.

4.7 Porovnání predikovaných a naměřených hodnot

Protože se v České republice výzkumná centra nezaobírají obdobným měřením, byly k porovnání využity naměřené hodnoty B_1^+ pole v podobě série MRI snímků z Erasmus MC, Rotterdam. Hodnoty byly naměřeny na 1,5 T MRI, konkrétně MR450w Optima od firmy GE Medical Systems. Měřená data pochází ze studie zabývající se potenciálním vlivem hypertermického MR kompatibilního aplikátoru Sigma-Eye na kvalitu obrazu. [43] Použité DICOM soubory z Erasmus MC jsou na vyžádání k dispozici u vedoucího práce.

Segmentací získaných MRI snímků byl v programu 3D Slicer vytvořen 3D model, s jehož pomocí mohla být v programu Sim4Life určena pozice a velikost fantomu (a pozice Sigma-Eye aplikátoru) vůči birdcage cívce. Jeho pozice nebyla vycentrována. Jedná se o perfax fantom, který je tvořen směsí demineralizované vody a perfax pasty s deelektrickými vlastnostmi: elektrická vodivost 0,44 S/m, relativní permitivita 79,7. Tento fantom se používá pro kontrolu kvality zobrazování při použití MR kompatibilních aplikátorů. [26] Fantom je obklopen obalem z PVC. Rekonstruovaný model v Sim4Life je zobrazen na obrázku 4.7.



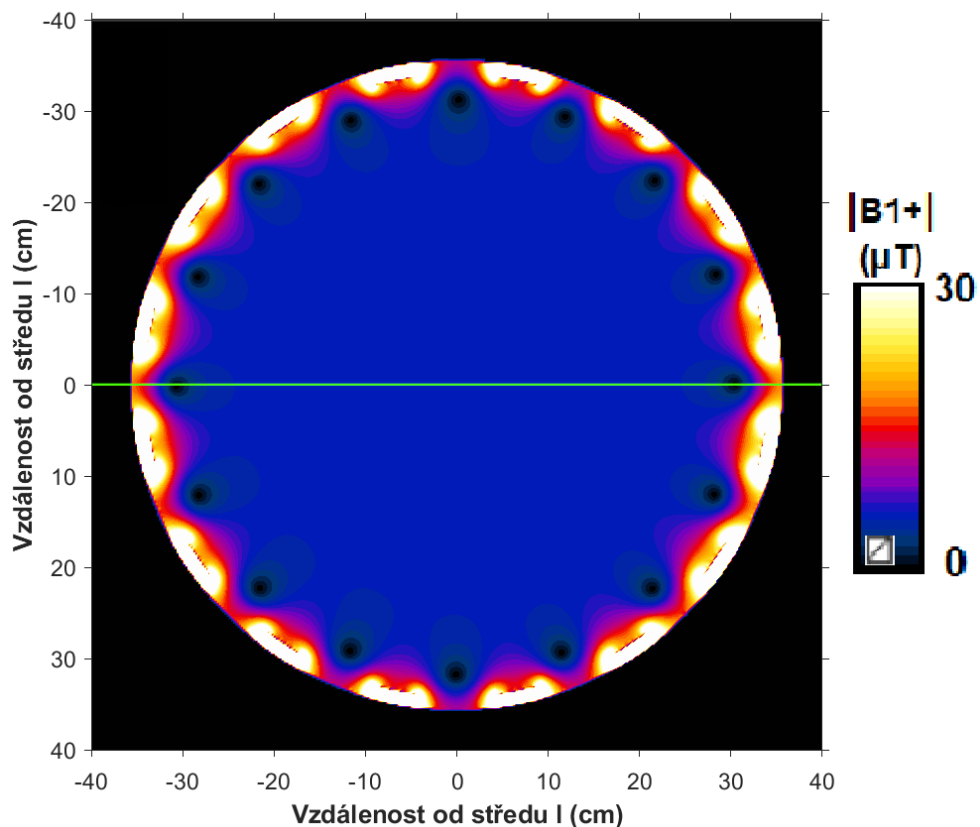
Obrázek 4.7: Rekonstruovaný model v programu Sim4Life pro simulační porovnání s naměřenými daty B_1^+ pole.

5 Výsledky

Zde jsou zobrazeny výsledky, které byly zpracovány v programovém prostředí MATLAB. [44] Poslední kapitola uvádí výsledky porovnání predikovaných a naměřených hodnot.

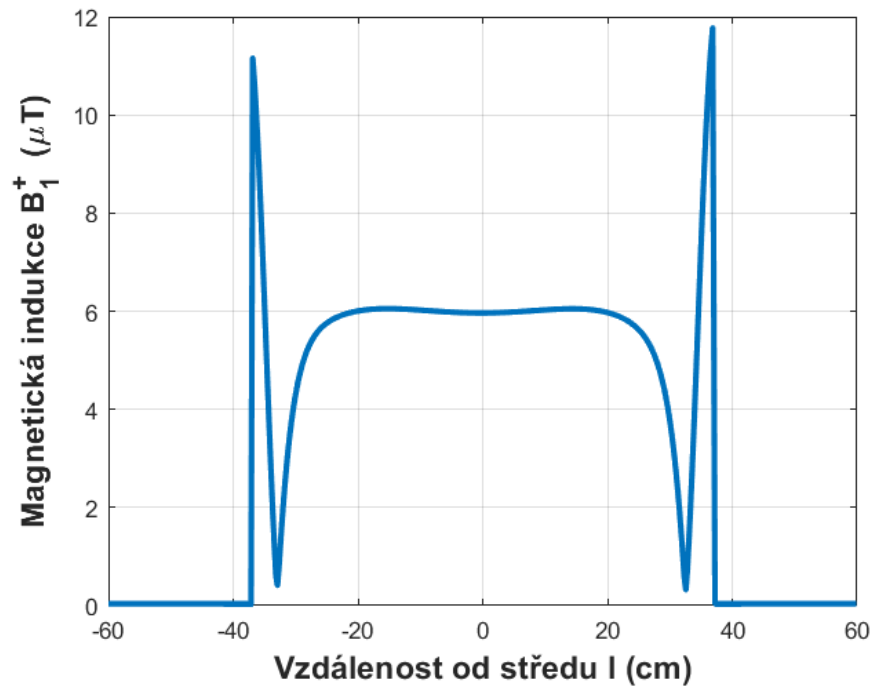
5.1 Model birdcage cívky

Birdcage cívka správně naladěná na rezonanční frekvenci poskytuje ve své vnitřní části velmi homogenní ustálené B_1^+ pole o hodnotě $6,00 \mu\text{T}$ viz obrázek 5.1. Výkon tohoto systému normován na 700W (tj. ke každému zdroji byl přiveden výkon 350W). Velikost ustálené hodnoty pole, která je dále brána jako referenční hodnota pro výpočty změn pole, se nachází (při výše zmíněném nastavení) v kruhové ploše o poloměru 20 cm od středu cívky.



Obrázek 5.1: Graf homogenity B_1^+ pole naladěné birdcage cívky; Zelená čára značí umístění řezu pro 2D grafické vyhodnocení.

Jestliže tímto polem povedeme řez ve středu cívky, jak je naznačeno zelenou čarou na obrázku 5.1, získáme 2D grafické zobrazení velikosti B_1^+ pole viz obrázek 5.2, ze kterého je patrné šíření pole uvnitř a mimo cívku, resp. mimo RF stínění, za kterým je magnetická indukce B_1^+ pole nulová. Získáme tak závislost velikosti B_1^+ pole na vzdálenosti od středu cívky.



Obrázek 5.2: Graf B_1^+ pole prázdné birdcage cívky, norm. 700W

Referenční hodnota homogenního magnetického pole uvnitř naladěné birdcage cívky při normovaném výkonu 700W je $(6,00 \pm 0,03) \mu\text{T}$ viz obrázek 5.2.

5.2 Pacientské modely

Nejprve byly vyhodnoceny vlivy samotných patientských modelů na homogenitu B_1^+ pole birdcage cívky, a to pro obast pánve a hlavy. Zkoumaná oblast modelu byla vždy vycentrována do středu RF cívky. Jako parametr hodnotící změnu homogenity pole byl zvolen rozptyl hodnot v poloměru 20 cm od středu cívky, který lze společně s průměrnou hodnotou snadno porovnat s rozptylem hodnot prázdné cívky ve zmíněném poloměru. Zároveň je zde uvedena maximální hodnota B_1^+ pole, neb právě ta může způsobit nárůst SAR. Výsledné hodnoty magnetické indukce jsou zobrazeny v tabulce 5.1.

Tabulka 5.1: Maximální nárůst, průměrná hodnota a rozptyl hodnot B_1^+ pole vlivem specifických oblastí patientských modelů.

Oblast zájmu	$max B_1^+ $ (μT)	$ \overline{B_1^+} \pm \sigma$ (μT)
Pánev		
CT model	6,88	$6,45 \pm 0,26$
Model Duke	6,29	$6,03 \pm 0,13$
Model Ella	6,75	$6,39 \pm 0,32$
Hlava		
CT model	7,29	$6,33 \pm 0,43$
Model Duke	7,13	$6,30 \pm 0,39$
Model Ella	7,01	$6,23 \pm 0,35$

Grafy vlivu patientských modelů na homogenitu B_1^+ pole jsou dostupné v příloze této práce (Příloha B).

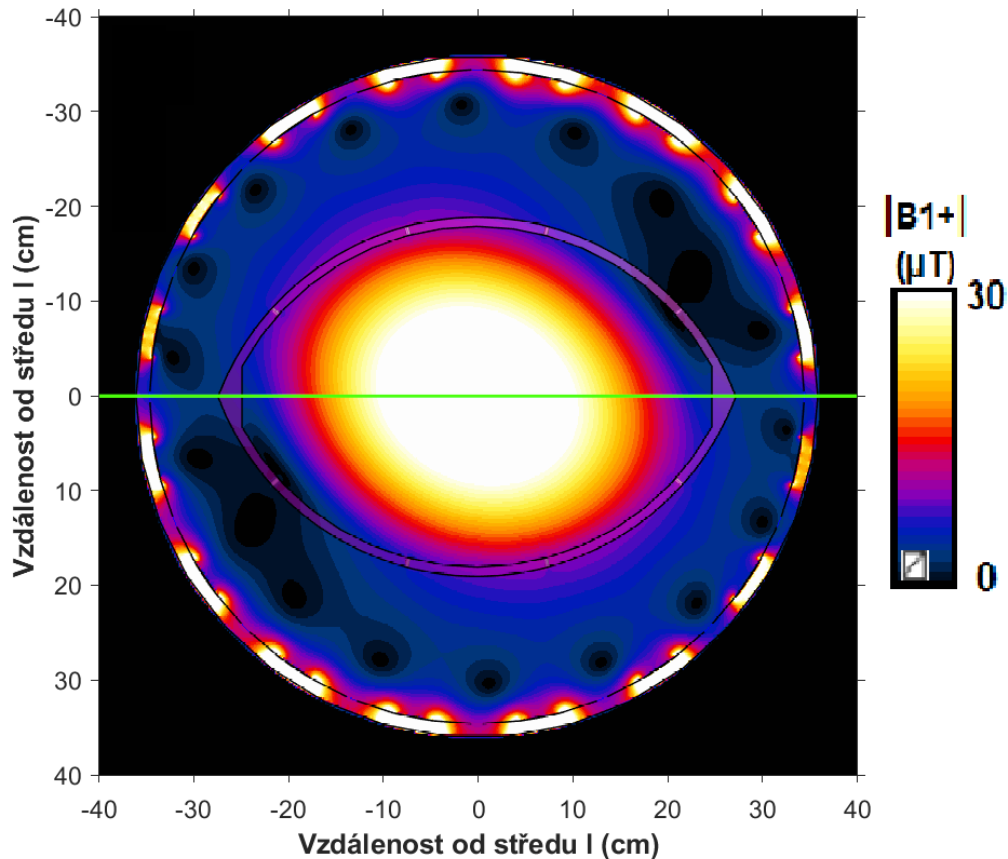
5.3 HT aplikátory

V dalším kroku byly vyhodnoceny vlivy hypertermických aplikátorů, určených pro oblast pánve a hlavy, na homogenitu B_1^+ pole birdcage cívky. Byl vyhodnocen vliv HT aplikátoru a vliv samotné vnitřní části HT aplikátoru - vodního bolu, který HT aplikátor vyplňuje, tzn. z modelu byly odebrány anténní elementy. Výsledné hodnoty magnetické indukce jsou zobrazeny v tabulce 5.2.

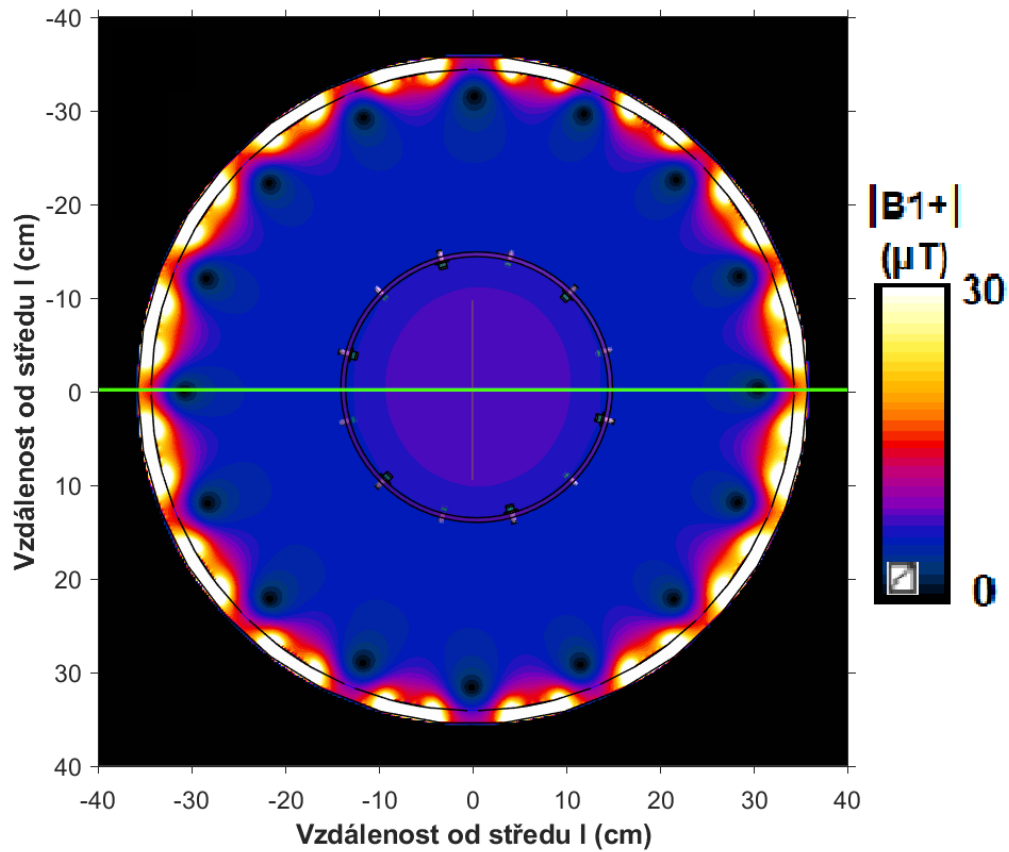
Tabulka 5.2: Maximální nárůst, průměrná hodnota a rozptyl hodnot B_1^+ pole vlivem HT aplikátorů určených pro léčbu nárovných onemocnění v oblasti hlavy a pánve.

HT aplikátor	$max B_1^+ $ (μT)	$ \overline{B_1^+} \pm \sigma$ (μT)
Sigma-Eye		
S anténami	38,97	$28,51 \pm 8,72$
Bez antén	38,97	$28,51 \pm 8,72$
HYPER-collar		
S anténami	8,37	$7,29 \pm 0,91$
Bez antén	8,37	$7,29 \pm 0,91$

Grafy vlivu HT aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole jsou dostupné v příloze této práce (Příloha C). Pro vliv HT aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole byly získány výsledky, kde dochází stejně jako u patientských modelů ke změně homogenity pole, nicméně pole vzniklá vlivem HT aplikátorů si mnohem více zachovávají kruhově souměrnou podobu v celé ploše. Proto je pro HT aplikátor třeba uvést i grafickou podobu celého pole, a to pro Sigma-Eye - HT aplikátor určený pro oblast pánve viz obrázek 5.3. Tvarově souměrná podoba B_1^+ pole vzniká i vlivem HYPER-collar - HT aplikátor určený pro oblast hlavy viz obrázek 5.4, ale v menším průměru, neboť se jedná o velikostně menší aplikátor. U obou zobrazení je uvedena barevná škála od 0 do $30 \mu\text{T}$. Na obrázcích jsou znázorněny jak polohy samotných HT aplikátorů, tak i poloha řezů středem pole, ze kterých byly získány analyzované grafy viz zelená úsečka.



Obrázek 5.3: Graf změny B_1^+ pole vlivem HT aplikátoru Sigma-Eye, norm. 700W; Zelená čára značí umístění řezu pro 2D grafické vyhodnocení.



Obrázek 5.4: Graf změny B_1^+ pole vlivem HT aplikáru HYPER-collar, norm. 700W; Zelená čára značí umístění řezu pro 2D grafické vyhodnocení.

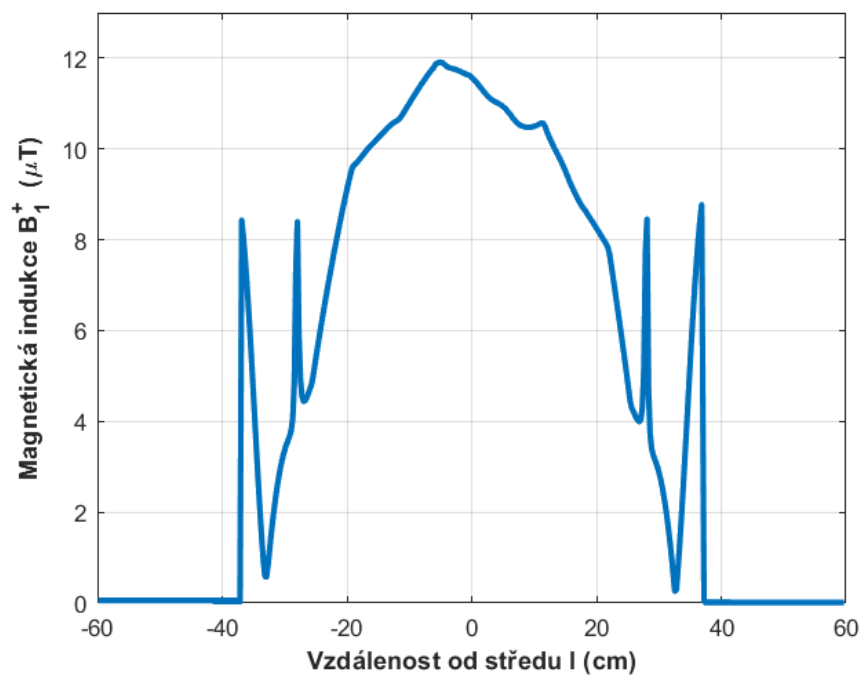
5.4 Pacientské modely spolu s HT aplikátory

V dalším kroku byly vyhodnoceny vlivy patientských modelů obklopených příslušným hypertermickým aplikátorem (pro oblast pánve a hlavy), na homogenitu B_1^+ pole birdcage cívky. Výsledné hodnoty magnetické indukce jsou zobrazeny v tabulce 5.3.

Tabulka 5.3: Maximální nárůst, průměrná hodnota a rozptyl hodnot B_1^+ pole vlivem patientských modelů obklopených příslušným HT aplikátorem

Oblast zájmu	$max B_1^+ $ (μT)	$ \overline{B_1^+} \pm \sigma$ (μT)
Pánev (Sigma-Eye)		
CT model	11,91	$10,57 \pm 0,95$
Model Duke	10,65	$9,94 \pm 0,41$
Model Ella	14,49	$12,91 \pm 1,36$
Hlava (HYPER-collar)		
CT model	9,03	$7,59 \pm 1,16$
Model Duke	8,50	$7,38 \pm 0,87$
Model Ella	8,75	$7,50 \pm 0,96$

Grafy vlivu patientských modelů obklopených HT aplikátorem na homogenitu B_1^+ pole jsou dostupné v příloze této práce (Příloha D). V těchto simulacích bylo vždy cílem vycentrovat HT aplikátor do středu cívký a patientský model pak adekvátně umístit. Rovina k analýze byla vždy vybírána ve středu požadované oblasti patientského modelu např. ve středu pánve patientského modelu. Dle různosti patientských modelů je zřejmé, že tato výběrová rovina nepochází vždy ze stejného místa vůči HT aplikátoru potažmo birdcage cívce. V případě patientského modelu vytvořeného segmentací CT snímků obklopeného HT aplikátorem pro oblast pánve se podařilo výběrovou rovinou, resp. i následným řezem ve středu této roviny, protnout střed mezi bipolárními anténami aplikátoru Sigma-Eye, což způsobilo nárůst B_1^+ pole v místech průniku viz obrázek 5.5.



Obrázek 5.5: Graf B_1^+ pole - vliv patientského modelu vytvořeného segmentací CT snímků, který je obklopen HT aplikátorem Sigma-Eye, norm. 700W

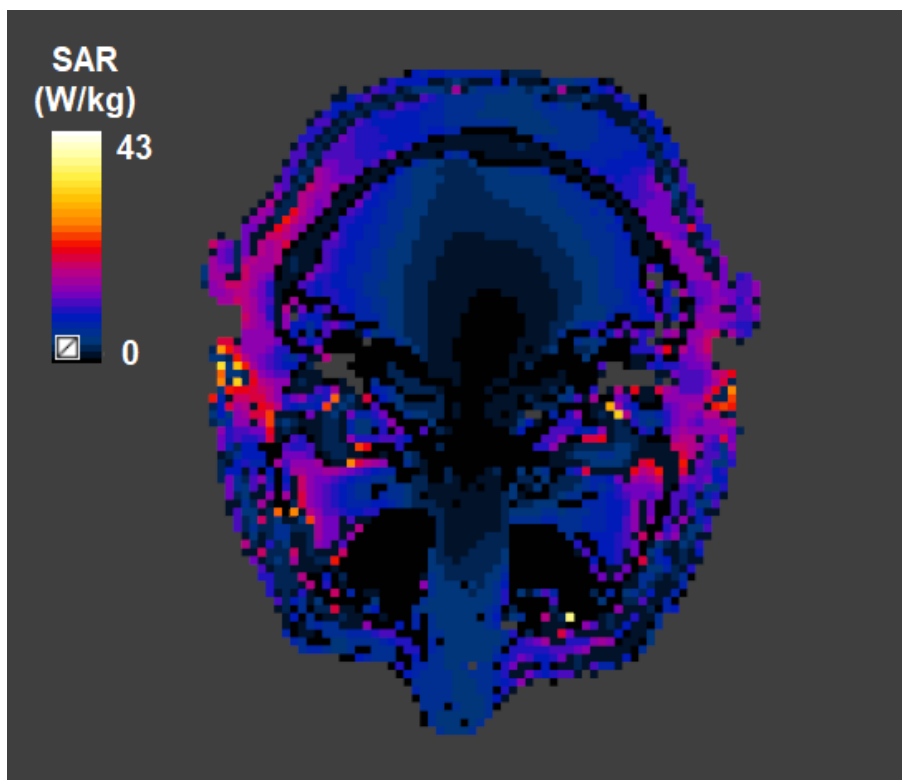
5.5 Měrný absorbovaný výkon

Navýšení SAR je úměrné navýšení hodnoty B_1^+ pole. SAR je v tabulce 5.4 uveden pro stejné případy jako změna B_1^+ pole tzn. pro pánevní a hlavové oblasti všech modelů obklopených příslušným HT aplikátorem a bez aplikátoru.

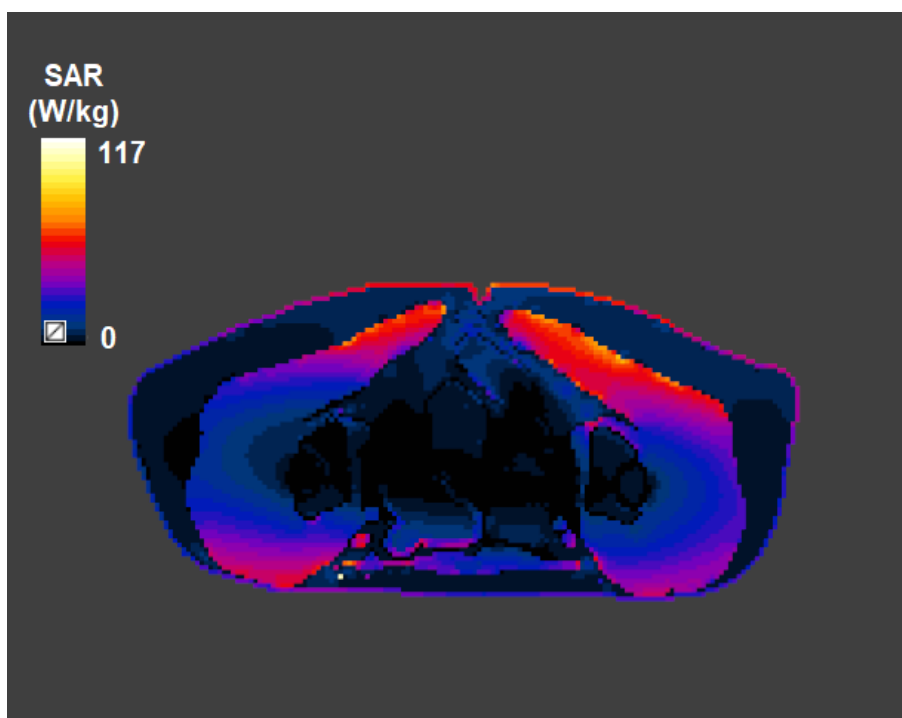
Tabulka 5.4: SAR pro různé modely a HT aplikátory; K dosažení těchto výsledků byl použit výkon 700W a duty-cycle 10 %.

Oblast zájmu	psSAR 10g (W/kg)	wbSAR (W/kg)
Pánev		
CT model	42,00	0,13
Model Duke	29,50	0,16
Model Ella	22,95	0,08
Hlava		
CT model	41,16	0,10
Model Duke	18,51	0,04
Model Ella	13,55	0,03
Pánev (Sigma-Eye)		
CT model	77,36	0,41
Model Duke	70,10	0,40
Model Ella	117,20	0,41
Hlava (HYPER-collar)		
CT model	43,92	0,11
Model Duke	21,37	0,04
Model Ella	17,69	0,03

Pro porozumnění prostorovému rozložení veličiny SAR byl vytvořen obrázek 5.6 a obrázek 5.7, které zachycují rozložení SAR v transverzálním řezu hlavy a pánve pro patientské modely, u kterých byla zaznamenána největší hodnota SAR.



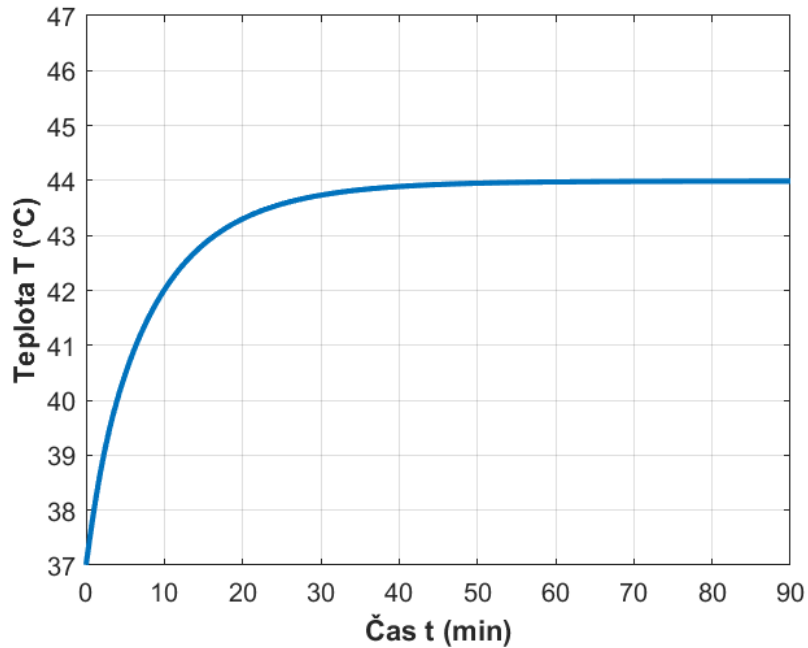
Obrázek 5.6: Rozložení SAR v transverzálním řezu hlavou modelu vytvořeného segmentací CT snímků.



Obrázek 5.7: Rozložení SAR v transverzálním řezu pánví modelu Ella.

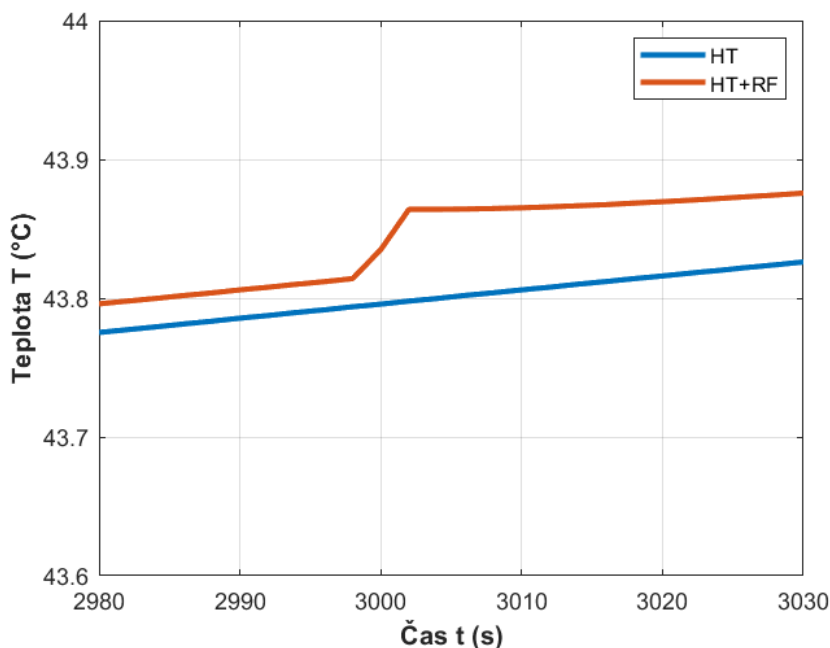
5.6 Teplotní nárůst vlivem RF expozice MRI

V první fázi teplotního ohřevu byly pro jednotlivé patientské modely vytvořeny simulace 90 minutové HT léčby, na jejímž konci bylo dosaženo požadované maximální teploty 44°C. Příklad dosažení požadované teploty 44°C na konci simulace HT léčby je zobrazen na obrázku 5.8.



Obrázek 5.8: Časová změna teploty vlivem simulované hypertermické léčby pro bod resp. voxel patientského modelu s požadovanou maximální hodnotou.

Takto vytvořené simulace teplotního ohřevu pomocí HT aplikátorů byly propojeny s EM simulacemi aby mohl být stanoven nárůst teploty způsobený RF expozicí v průběhu skenování MR. Během simulace HT léčby bylo simulováno skenování MR po 10 minutách, kde každý sken měl po omezení 10% duty-cyblem délku trvání 2 sekundy. Výsledný tvar nárůstu teploty se od simulací HT základu výrazně neliší a proto k analýze ohřevu způsobeného RF expozicí MRI pomůže až přibližné zobrazení v průběhu jednotlivého skenu viz obrázek 5.9.



Obrázek 5.9: Porovnání časové změny teploty vlivem simulované hypertermické léčby s ohřevem, který je navýšen o RF expozici MR; zobrazení průběhu vlivu jednoho skenu zapnutého v čase 3000 s; vzorkování po dvou sekundách.

Samotný rozdíl teplot na konci simulací HT léčby se významně neliší. K analýze rozdílů byl zvolen medián hodnot teplotního ohřevu (med) viz tabulka 5.5.

Tabulka 5.5: Porovnání ohřevu způsobeného simulací HT léčby s ohřevem způsobeným RF expozicí MRI v průběhů simulace HT léčby.

Oblast zájmu	^a med. T_{HT} (°C)	^b med. T_{HT+RF} (°C)	^c Teplotní rozdíl ΔT (°C)
Pánevní			
CT model	43,70	43,73	0,03
Model Duke	43,59	43,61	0,02
Model Ella	43,64	43,67	0,03
Hlava			
CT model	43,95	43,96	0,01
Model Duke	43,93	43,93	0,00
Model Ella	43,93	43,94	0,01

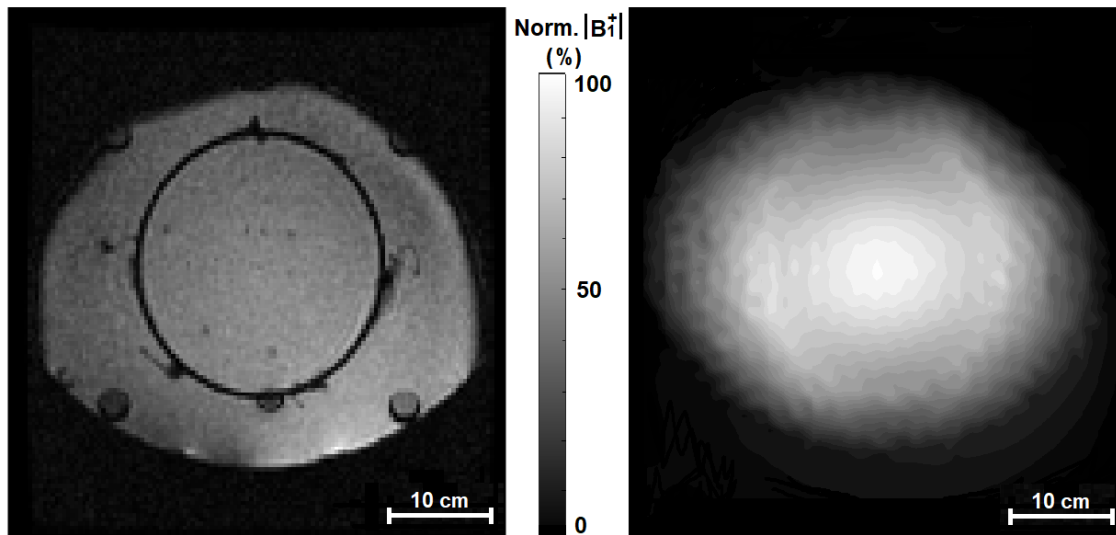
^a Medián teploty při ohřevu pomocí HT aplikátoru.

^b Medián teploty při ohřevu pomocí HT aplikátoru v kombinaci s RF expozicí MRI.

^c Teplotní rozdíl $\Delta T = (\text{med. } T_{HT+RF} - \text{med. } T_{HT})$.

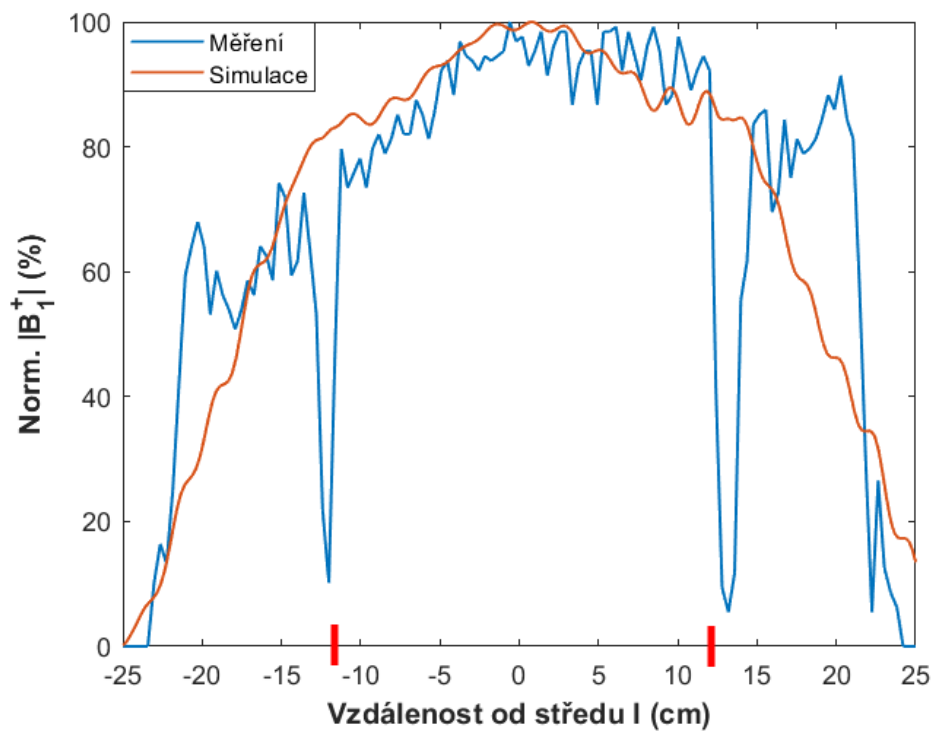
5.7 Porovnání predikovaných a naměřených hodnot

Porovnání naměřených a predikovaných hodnot B_1^+ pole pro fantom obklopený HT aplikátorem Sigma-Eye je zobrazeno na obrázku 5.10.



Obrázek 5.10: Porovnání predikovaných a naměřených hodnot. Norm. B_1^+ , uvnitř fantomu obklopeného aplikátorem Sigma-Eye. Vlevo: Naměřené hodnoty ErasmusMC; Vpravo: Výsledek simulace v Sim4Life.

Na obrázku 5.11 je zobrazeno porovnání hodnot B_1^+ pole pro řez vedený středem Sigma-Eye aplikátoru.



Obrázek 5.11: Porovnání predikovaných a naměřených hodnot. Norm. B_1^+ , řez středem Sigma-Eye aplikátoru, červené čáry na souřadnicové ose ohraničují umístění válcového fantomu.

6 Diskuse

Dle provedených simulací má největší vliv na homogenitu B_1^+ pole samotný vodní bolus HT aplikátorů. Největší změna homogenity nastává pro HT aplikátor Sigma-Eye, kde došlo k navýšení rozptylu hodnot $z \pm 0,03 \mu\text{T}$ na $\pm 8,72 \mu\text{T}$. U aplikátoru HYPER-collar došlo k navýšení rozptylu hodnot na $\pm 0,91 \mu\text{T}$. Maximální hodnoty teplotního nárůstu způsobeného RF expozicí MRI systému nepřekračují $0,1 \text{ }^\circ\text{C}$ a odpovídají tak hodnotám způsobených běžným MRI skenováním.

Jelikož je B_1^+ pole oproti hlavnímu magnetickému poli MR B_0 přibližně 10^6 krát menší, nelze u něj posuzovat homogenitu stejným způsobem, tedy pomocí ppm (počet částic na milion) v určitém poloměru sférického objemu. Jako faktor hodnotící vliv na homogenitu B_1^+ pole byl vybrán rozptyl hodnot, kde pole lišící se v poloměru 20 cm od středu cívky o více než $1,00 \mu\text{T}$ tj. $\pm 0,5 \mu\text{T}$ by mohlo mít vliv na kvalitu zobrazování MR. U B_1^+ pole je třeba uvádět i maximální hodnotu, resp. maximální změnu pole, neboť právě ta přímo souvisí s navýšením měrného absorbovaného výkonu a mohla by tak mít vliv na nárůst teploty.

Homogenní B_1^+ pole naladěné birdcage cívky, vůči kterému byly ostatní simulace vyhodnocovány, je zobrazeno v kapitole 5.1. Na obrázku 5.2 je ve středu cívky patrná ustálená hodnota pole $6,00 \mu\text{T}$. Tato hodnota byla brána jako referenční pro vyhodnocení maximálního nárůstu B_1^+ pole. V poloměru 20 cm od středu cívky bylo dosaženo homogenního pole o velikosti $(6,00 \pm 0,03) \mu\text{T}$. U naladěné birdcage cívky nastává pokles B_1^+ pole v okolí vodivých částí cívky samotné a bez použití RF štítu by se hodnota pole postupně snižovala v okolí cívky. V takovém případě bychom se mohli zabývat i kruhovou symetrií pole v okolí cívky. Pro dosažení co největšího napodobení skutečného MRI systému byl vymodelován i RF štít. Použitím RF štítu dochází k odstínění RF pole a proto je hodnota B_1^+ pole v prostoru za RF štítem birdcage cívky nulová. To vše za cenu velkého nárůstu B_1^+ pole v těsné blízkosti vnitřní části RF štítu.

Vlivy patientských modelů na homogenitu B_1^+ pole jsou zobrazeny v kapitole 5.2. Patientské modely homogenitu pole ovlivní více či méně v závislosti na zkoumané části modelu a jeho materiálových vlastnostech. Dle obrázku 7.1, 7.2 a 7.3 je pole vždy ovlivněno pouze v ploše, kterou daný řez modelu zabírá a v její bezprostřední blízkosti. V ostatních částech zkoumaného řezu birdcage cívkou zůstává B_1^+ pole netknuté. Homogenita B_1^+ pole tedy závisí na velikosti objektu, který je do cívky

umístěn. To znamená, že oblast pánve má větší vliv na změnu homogenity pole než oblast hlavy, což potvrzují i získané výsledky, viz tabulka 5.3. Největší nárůst B_1^+ pole vlivem specifických částí patientských modelů byl získán pro transverzální řez pánví modelu vytvořeného segmentací CT snímků, kde B_1^+ pole vzrostlo z $6,00 \mu\text{T}$ na $7,29 \mu\text{T}$. U tohoto modelu také nastává největší vliv na homogenitu pole a to s rozptylem $\pm 0,43 \mu\text{T}$.

Vlivy hypertermických aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole jsou zobrazeny v kapitole 5.3. Vytvořené simulace umožňují studovat vliv jednotlivých komponent systému, pro což by v reálném měření musely být vytvořeny systémy s jednotlivými komponentami zvláště (HT aplikátor bez antén). Nejprve byly provedeny simulace HT aplikátorů bez PEC antén, aby se určil vliv samotného vodního bolu vyplňujícího HT aplikátor. Stejně jako u patientských modelů závisí ovlivnění homogenity pole na velikosti daného objektu v birdcage cívice a proto velikostně větší HT aplikátor určený pro oblast pánve (Sigma-Eye) způsobil větší nárůst B_1^+ pole než velikostně menší aplikátor určený pro oblast hlavy (HYPER-collar). Největší nárůst B_1^+ pole vlivem HT aplikátorů byl získán pro HT aplikátor Sigma-Eye, kde B_1^+ pole vzrostlo na $38,97 \mu\text{T}$. U tohoto aplikátoru nastává největší vliv na homogenitu pole a to s rozptylem $\pm 8,72 \mu\text{T}$. Přidáním antén se již maximální hodnota B_1^+ pole oproti HT aplikátoru bez antén nezměnila, viz tabulka 5.2. Z toho plyne předpoklad, že antény HT aplikátorů nemají na B_1^+ pole vliv, nebo byl jejich vliv natolik minimální, že byl vlivem vodní výplně zastíněn (tato domněnka je dále rozvinuta v pozdějších částech diskuse). Pro vliv HT aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole byly získány výsledky, kde dochází stejně jako u patientských modelů ke změně homogenity pole, nicméně pole vzniklá vlivem HT aplikátorů si mnohem více zachovávají kruhově souměrnou podobu v celé ploše, viz obrázek 5.3 a 5.4, tato souměrnost vzniká díky homogennímu prostředí výplně HT aplikátoru.

Kombinace vlivu patientských modelů obklopených hypertermickými aplikátory na homogenitu B_1^+ pole jsou zobrazeny v kapitole 5.4. Jak již bylo zmíněno, HT aplikátory, přesněji vodní bolus HT aplikátorů, způsobí velký nárůst absolutních hodnot B_1^+ pole a díky homogennímu vodnímu prostředí má nově vzniklé pole ve všech směrech souměrný tvar. Z výsledků vyplývá, že tento tvar se vlivem patientských modelů změní, nicméně absolutní hodnota pole zůstává zvýšená. Maximální nárůst B_1^+ pole vlivem patientských modelů obklopených HT aplikátory byl získán pro transverzální řez pánví modelu Ella obklopeného HT aplikátorem Sigma-Eye, kde

B_1^+ pole vzrostlo na 14,49 μT . U tohoto aplikátoru nastává největší vliv na homogenitu pole a to s rozptylem $\pm 1,36 \mu\text{T}$.

Na obrázku 5.5 je zobrazen prudký nárůst B_1^+ pole ve vzdálenosti 27 cm od středu cívk. Řez pro tvorbu daného grafu byl vybrán v rovině procházející středem bipolárních antén aplikátoru Sigma-Eye, kde průchod řezu anténou nastává právě ve vzdálenosti 27 cm od středu cívk. Z těchto výsledků vyplývá, že anténní prvky HT aplikátorů mohou způsobit lokální nárůst B_1^+ pole, významný vliv na celkovou homogenitu B_1^+ pole však nemají.

Úměrně s nárůstem B_1^+ pole dochází k nárůstu veličiny SAR a proto byl získán větší SAR u patientského modelu obklopeného HT aplikátorem než u modelu bez aplikátoru. Největších hodnot SAR v podobě špičkového absorbovaného výkonu i v podobě celotělového absorbovaného výkonu nabývá model vytvořený segmentací CT snímků obklopený HT aplikátorem Sigma-Eye. Veličiny psSAR a wbSAR byly záměrně zvoleny, neboť samotný maximální lokální SAR nemá dostatečnou vypovídající hodnotu a nelze jej řádně srovnat s limitními hodnotami SAR. Přestože získané hodnoty psSAR překračují stanovené limity, celotělové hodnoty SAR tj. wbSAR spadají do limitů stanovených pro skenování MR. Hodnoty SAR uvedené v tabulce 5.4 byly získány pro homogenní pole prázdné cívk o velikosti 6,00 μT , stejně jako v případě studie [11], kde bylo dosaženo 62 W/kg psSAR pro model Duke.

Při simulaci hypertermické léčby bylo dosaženo požadované teploty 44°C. Dle výsledků v kapitole 5.6 se ohřev, navýšen o RF expozici MRI systému, významně neliší od simulace HT léčby. K rozdílům dochází pouze v době aplikace RF skenu. Jelikož se po ukončení aplikace RF teplota znovu sníží a postupně kopíruje teplotu HT léčby, není samotný rozdíl teplot na konci léčby vypovídajícím parametrem. K analýze teplotních rozdílů byl zvolen medián hodnot teplotního ohřevu. Průměrné navýšení středních hodnot teploty vlivem RF expozice MRI systému je pro dané modely 0,02 °C. Při porovnání se studií [40] hodnoty teplotního nárůstu odpovídají hodnotám způsobeným běžným MRI skenováním.

Porovnání bylo provedeno s daty poskytnutými od Erasmus MC, Rotterdam. Při simulaci dochází stejně jako v měření k nárůstu B_1^+ pole v oblasti vodního bolu Sigma-Eye aplikátoru. Ve fantomu se pole ještě více navýší s maximem B_1^+ v jeho středu. Dle obrázku 5.11 se nepodařilo umístit fantom na naprosto přesné místo, jako

při měření. Protože fantom nebyl při měření vycentrován není B_1^+ pole ve směru od středu zobrazení souměrné. Výsledky simulace jsou porovnatelné s měřením a lze tak prokázat věrohodnost predikovaných hodnot.

Různé strategie pro zlepšení transformačních sítí antén použitých v daných aplikátorech, jako je například připojení symetrizačního prvku s názvem balun (balanced-to-unbalanced transition) pro "vyvážení" antény, nebyly v této práci zkoumány. Limitací práce je skutečnost, že objekty umístěné do birdcage cívky samy o sobě vykazují určité kapacitní vlastnosti a proto může dojít k mírnému posunu rezonanční frekvence cívky. Pro zpřesnění by mohlo být provedeno další ladění cívky. K ověření správnosti simulací a získaných výsledků pomohou použité simulační metody a teoretické fyzikální postupy, které prostředí Sim4Life nabízí. Dále lze provést porovnání s prací [25], která uvádí, že největší nárůst B_1^+ pole je způsoben deionizovanou vodou, která byla použita jako výplň zde použitého HT aplikátoru. Další ověření provedených simulací by bylo možné konstrukcí a testováním birdcage cívky, či experimentálně v reálné MRI.

7 Závěr

V této studii byly stanoveny vlivy dvou hypertermických aplikátorů určených pro léčbu nádorových onemocnění v oblasti pánve a hlavy na predikovanou homogenitu B_1^+ pole. Vliv byl stanoven simulačně pomocí simulátoru elektromagnetického pole Sim4Life. Bylo zjištěno, že největší vliv na homogenitu B_1^+ pole má samotný vodní bolus HT aplikátorů. Homogenita pole byla hodnocena jako změna rozptylu hodnot v poloměru 20 cm od středu cívky. Největší změna homogenity nastává pro HT aplikátor Sigma-Eye, kde došlo k navýšení rozptylu hodnot z $\pm 0,03 \mu\text{T}$ na $\pm 8,72 \mu\text{T}$. Maximální hodnoty teplotního nárůstu způsobeného RF expozicí MRI systému odpovídají hodnotám způsobených běžným MRI skenováním. Predikované hodnoty B_1^+ pole jsou porovnatelné s naměřenými. Výsledky této práce mohou sloužit jako reference k experimentálnímu ověřování změn homogenity B_1^+ pole, či jako příspěvek k vývoji lepšího plánování hypertermické léčby v kombinovaných MRI HT systémech.

Seznam použité literatury

1. ANDERSON, Cynthia a kol. *The Role of MRI in Radiation Therapy Planning*. USA: Siemens Medical Solutions, 2011. Dostupné také z: www.siemens-healthineers.com/en-us/magnetic-resonance-imaging).
2. BLINK, Evert a kol. *MRI Physics*. 2014. Dostupné také z: www.mri-physics.net).
3. ELSTER D., Allen a kol. *Questions and Answers in MRI*. Mallinckrodt Institute of Radiology, 2022. Dostupné také z: www.mriquestions.com).
4. HAYES E., Celis a kol. An efficient, highly homegenious radiofrequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5 T. *Journal of Magnetic Resonance*. 1985, roč. 63. ISSN 622-628. Dostupné z DOI: [63:622-828](https://doi.org/10.1007/BF02693842)).
5. GIOVANNETTI, Giulio a kol. A fast and accurate simulator for the design of birdcage coils in MRI. *Magma (New York, N.Y.)* 2002, roč. 15, s. 36–44. Dostupné z DOI: [10.1007/BF02693842](https://doi.org/10.1007/BF02693842)).
6. POZAR, David M. *Microwave engineering*. Wiley, 2011. ISBN 9780470631553.
7. GÜRLER, Necip; IDER, Yusuf Ziya. FEM Based Design and Simulation Tool for MRI Birdcage Coils Including Eigenfrequency Analysis. In: 2012.
8. WANG, Jinghua a kol. Factors influencing flip angle mapping in MRI: RF pulse shape, slice-select gradients, off-resonance excitation, and B₀ inhomogeneities. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2006, roč. 56, č. 2, s. 463–468. Dostupné z DOI: [10.1002/mrm.20947](https://doi.org/10.1002/mrm.20947)).
9. STEPINS, Deniss a kol. Comparative Analysis of Different Spread-Spectrum Techniques for Reduction of Conducted Emissions Generated by Magnetic Resonant Wireless Power Transfer Systems. In: *2019 IEEE 2nd Ukraine Conference on Electrical and Computer Engineering (UKRCON)*. 2019, s. 448–454. Dostupné z DOI: [10.1109/UKRCON.2019.8879879](https://doi.org/10.1109/UKRCON.2019.8879879)).
10. VRBA, Jan. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky*. Vydavatelství ČVUT, 2003.
11. MURBACH, Manuel a kol. Thermal tissue damage model analyzed for different whole-body SAR and scan durations for standard MR body coils. *Magnetic resonance in medicine*. 2014, roč. 71, č. 1, s. 421–431.

12. GOSSELIN, Marie-Christine a kol. Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the Virtual Population 3.0. *Physics in Medicine & Biology*. 2014, roč. 59, č. 18, s. 5287.
13. ALLISON, Jerry; YANASAK, Nathan. What MRI sequences produce the highest specific absorption rate (SAR), and is there something we should be doing to reduce the SAR during standard examinations? *American Journal of Roentgenology*. 2015, roč. 205, č. 2, W140–W140.
14. ČESKO. Nařízení vlády č. 291/2015 Sb., o ochraně zdraví před neionizujícím zářením. [B.r.].
15. ČESKÁ, TECHNICKÁ NORMA. ČSN EN 62209-2: Vystavení člověka vysokofrekvenčním polím z příručních a na tělo připevněných bezdrátových telekomunikačních zařízení - Modely člověka, přístrojové vybavení a postupy - Část 2: Postup při určování měrného absorbovaného výkonu (SAR) pro mobilní bezdrátová telekomunikační zařízení používaná v těsné blízkosti lidského těla (kmitočtový rozsah od 30 MHz do 6 GHz). *Úřad pro technickou normalizaci metrologii a státní zkušebnictví. Praha*. 2011.
16. VAN DER ZEE, Jill. Heating the patient: a promising approach? *Annals of oncology*. 2002, roč. 13, č. 8, s. 1173–1184.
17. GELLERMANN, Johanna a kol. Simulation of different applicator positions for treatment of a presacral tumour. *International Journal of Hyperthermia*. 2007, roč. 23, č. 1, s. 37–47. Dostupné z DOI: [10.1080/02656730601121549](https://doi.org/10.1080/02656730601121549).
18. MARGARETHUS, M. Paulides a kol. ESHO benchmarks for computational modeling and optimization in hyperthermia therapy. *International Journal of Hyperthermia*. 2021, roč. 38, č. 1, s. 1425–1442. Dostupné z DOI: [10.1080/02656736.2021.1979254](https://doi.org/10.1080/02656736.2021.1979254).
19. R.A.M., Canters a kol. A literature survey on indicators for characterisation and optimisation of SAR distributions in deep hyperthermia, a plea for standardisation. *International Journal of Hyperthermia*. 2009, roč. 25, č. 7, s. 593–608. Dostupné z DOI: [10.3109/02656730903110539](https://doi.org/10.3109/02656730903110539).
20. KOK, H. Petra; CREZEE, J. Validation and practical use of Plan2Heat hyperthermia treatment planning for capacitive heating. *International Journal of Hyperthermia*. 2022, roč. 39, č. 1, s. 952–966. Dostupné z DOI: [10.1080/02656736.2022.2093996](https://doi.org/10.1080/02656736.2022.2093996).

21. KOK, H. Petra; CREZEE, Johannes. Adapt2Heat: treatment planning-assisted locoregional hyperthermia by on-line visualization, optimization and re-optimization of SAR and temperature distributions. *International Journal of Hyperthermia*. 2022, roč. 39, č. 1, s. 265–277. Dostupné z DOI: [⟨10.1080/02656736.2022.2032845⟩](https://doi.org/10.1080/02656736.2022.2032845).
22. PAULIDES, Margarethus M. a kol. Simulation techniques in hyperthermia treatment planning. *International Journal of Hyperthermia*. 2013, roč. 29, č. 4, s. 346–357.
23. KOK, H. Petra; CREZEE, Johannes. Hyperthermia Treatment Planning: Clinical Application and Ongoing Developments. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*. 2021, roč. 5, č. 3, s. 214–222. Dostupné z DOI: [⟨10.1109/jerm.2020.3032838⟩](https://doi.org/10.1109/jerm.2020.3032838).
24. GAVAZZI, Soraya a kol. Advanced patient-specific hyperthermia treatment planning. *International Journal of Hyperthermia*. 2020, roč. 37, č. 1, s. 992–1007. Dostupné z DOI: [⟨10.1080/02656736.2020.1806361⟩](https://doi.org/10.1080/02656736.2020.1806361).
25. DRIZDAL, Tomas a kol. Influence of Deep-Region RF Hyperthermia System on B1+ Field of 1.5 T MR Scanner: a Simulation Study. 2014.
26. MULDER T., Hendrik a kol. Systematic quality assurance of the BSD2000-3D MR-compatible hyperthermia applicator performance using MR temperature imaging. *International Journal of Hyperthermia*. 2018, roč. 35, č. 1, s. 305–313. Dostupné z DOI: [⟨10.1080/02656736.2018.1497209⟩](https://doi.org/10.1080/02656736.2018.1497209).
27. ODÉEN, Henrik; PARKER, Dennis L. Magnetic resonance thermometry and its biological applications—Physical principles and practical considerations. *Progress in nuclear magnetic resonance spectroscopy*. 2019, roč. 110, s. 34–61.
28. BLACKWELL, James a kol. Proton resonance frequency shift thermometry: a review of modern clinical practices. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2022, roč. 55, č. 2, s. 389–403.
29. RIEKE, Viola. MR Thermometry. In: *Interventional Magnetic Resonance Imaging*. Ed. KAHN, Thomas; BUSSE, Harald. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, s. 271–288. ISBN 978-3-642-20706-8. Dostupné z DOI: [⟨10.1007/174_2011_478⟩](https://doi.org/10.1007/174_2011_478).

30. CHI, Jieru a kol. GPU-Accelerated FDTD Modeling of Radio-Frequency Field–Tissue Interactions in High-Field MRI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2011, roč. 58, č. 6, s. 1789–1796. Dostupné z DOI: [10.1109/TBME.2011.2116020](https://doi.org/10.1109/TBME.2011.2116020).
31. DAVIDSON, David B. *Computational electromagnetics for RF and microwave engineering*. Cambridge University Press, 2010.
32. LIU, ShangBin a kol. 3D transient electromagnetics forward modeling using BEDS-FDTD and it's stability verification. *Chinese Journal of Geophysics*. 2022.
33. ACKERMAN, Michael J. The Visible Human Project. *Information Services & Use*. 2022, roč. 42, č. 1, s. 129–136. Dostupné z DOI: [10.3233/isu-210145](https://doi.org/10.3233/isu-210145).
34. ANDRIY, Fedorov a kol. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*. 2012, roč. 30, č. 9, s. 1323–1341. Dostupné z DOI: [10.1016/j.mri.2012.05.001](https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001).
35. IT'IS FOUNDATION. *Tissue Properties Database V4.1*. IT'IS Foundation, 2022. Dostupné z DOI: [10.13099/VIP21000-04-1](https://doi.org/10.13099/VIP21000-04-1).
36. CHRIST, Andreas a kol. The Virtual Family—development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations. *Physics in Medicine and Biology*. 2009, roč. 55, č. 2, N23–N38. Dostupné z DOI: [10.1088/0031-9155/55/2/n01](https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/2/n01).
37. GOSSELIN, Marie-Christine a kol. Development of a new generation of high-resolution anatomical models for medical device evaluation: the Virtual Population 3.0. *Physics in Medicine and Biology*. 2014, roč. 59, č. 18, s. 5287–5303. Dostupné z DOI: [10.1088/0031-9155/59/18/5287](https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/18/5287).
38. WUST, Peter a kol. Antenna arrays in the SIGMA-eye applicator: Interactions and transforming networks. *Medical Physics*. 2001, roč. 28, č. 8, s. 1793–1805. Dostupné z DOI: [10.1118/1.1388220](https://doi.org/10.1118/1.1388220).
39. PAULIDES, Maarten. *Development of a clinical head and neck hyperthermia applicator*. 2007.

40. SHELLOCK G., Frank a kol. Alterations in body and skin temperatures caused by magnetic resonance imaging: is the recommended exposure for radiofrequency radiation too conservative? *The British Journal of Radiology*. 1989, roč. 62, č. 742, s. 904–909. Dostupné z DOI: [10.1259/0007-1285-62-742-904](https://doi.org/10.1259/0007-1285-62-742-904)).
41. DEMPSEY, Mary F.; CONDON, Barrie. Thermal Injuries Associated with MRI. *Clinical Radiology*. 2001, roč. 56, č. 6, s. 457–465. Dostupné z DOI: [10.1053/crad.2000.0688](https://doi.org/10.1053/crad.2000.0688)).
42. F.F.J., Simonis a kol. Validating subject-specific RF and thermal simulations in the calf muscle using MR-based temperature measurements. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2016, roč. 77, č. 4, s. 1691–1700. Dostupné z DOI: [10.1002/mrm.26244](https://doi.org/10.1002/mrm.26244)).
43. SUMSER, Kemal a kol. Influence of the BSD-2000 3D/MR hyperthermia applicator on MR Image Quality: A Quantitative Assessment. In: *2020 14th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*. IEEE, 2020. Dostupné z DOI: [10.23919/eucap48036.2020.9135499](https://doi.org/10.23919/eucap48036.2020.9135499)).
44. *MATLAB, version 9.12.0 (R2022a)* [školní licence]. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc., 2022.

Příloha A: DICOM metadata použitých CT snímků pro tvorbu modelu

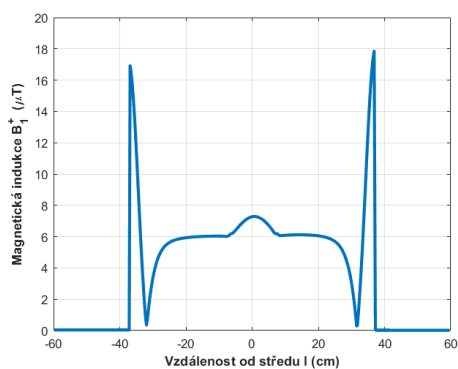
V tabulce 7.1 jsou zobrazena metadata použitých CT snímků uložených ve formátu DICOM. Metadata byla zobrazena pomocí programu MATLAB.

Tabulka 7.1: Metadata použitých CT snímků uložených ve formátu DICOM

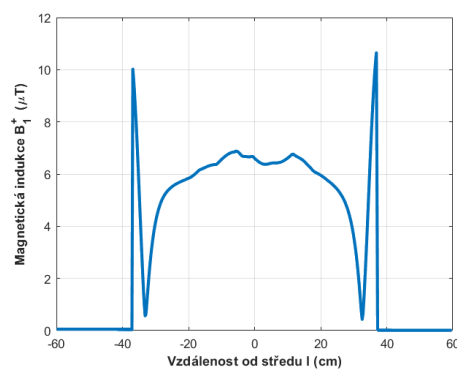
Format	'DICOM'
Height	512
Width	512
BitDepth	16
ColorType	'grayscale'
ImageType	'ORIGINAL / PRIMARY / AXIAL'
Modality	'CT'
InstitutionName	'National Library of Medicine'
InstitutionAddress	' http://www-creatis.insa-lyon.fr/Public/Gdcm '
StudyDescription	'HumanCT'
SeriesDescription	'Resampled to 1mm voxels'
PatientSex	'F'
SliceThickness	1
SamplesPerPixel	1
PhotometricInterpretation	'MONOCHROME2'

Příloha B: Grafy vlivu patientských modelů na homogenitu B_1^+ pole

Zde jsou zobrazeny grafy vlivu modelu vytvořeného segmentací CT snímků na homogenitu B_1^+ pole uvnitř birdcage cívky viz 7.1.



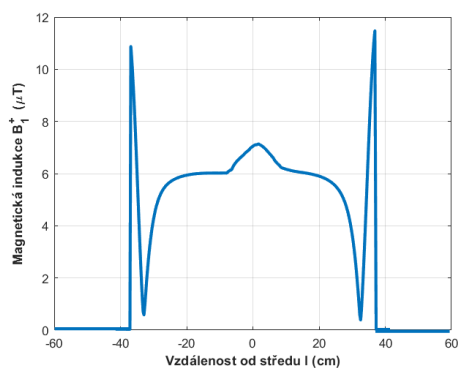
(a) Graf B_1^+ pole, hlava, norm. 700W



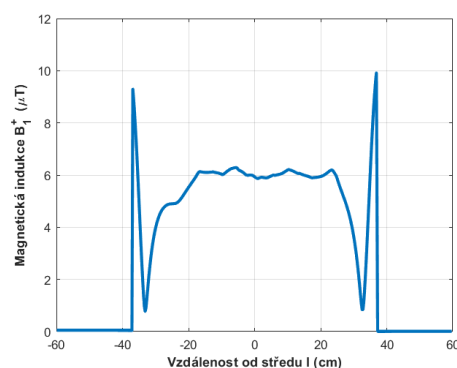
(b) Graf B_1^+ pole, pánev, norm. 700W

Obrázek 7.1: Graf B_1^+ pole - vliv patientského modelu vytvořeného segmentací CT snímků. Obrázek (a) - Oblast hlavy; Obrázek (b) - Oblast pánve.

Zde jsou zobrazeny grafy vlivu patientského modelu Duke na homogenitu B_1^+ pole uvnitř birdcage cívky viz 7.2.



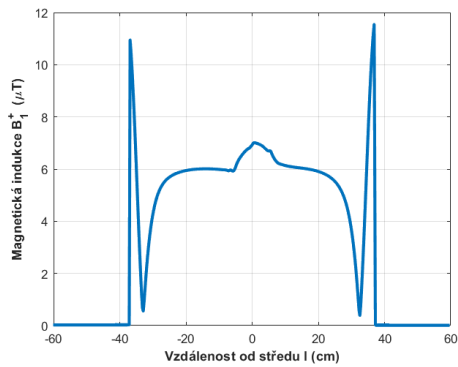
(a) Graf B_1^+ pole, hlava, norm. 700W



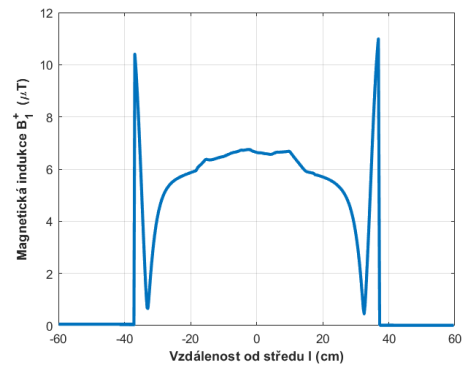
(b) Graf B_1^+ pole, pánev, norm. 700W

Obrázek 7.2: Graf B_1^+ pole - vliv patientského modelu Duke. Obrázek (a) - Oblast hlavy; Obrázek (b) - Oblast pánve.

Zde jsou zobrazeny grafy vlivu patientského modelu Ella na homogenitu B_1^+ pole uvnitř birdcage cívky viz 7.3.



(a) Graf B_1^+ pole, hlava, norm. 700W

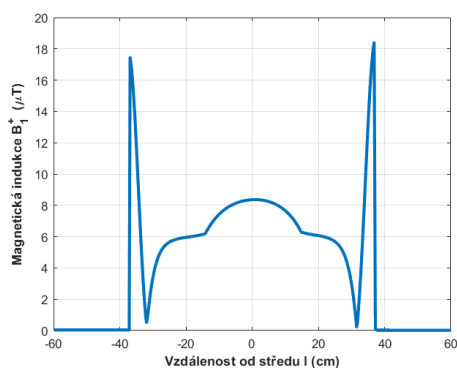


(b) Graf B_1^+ pole, pánev, norm. 700W

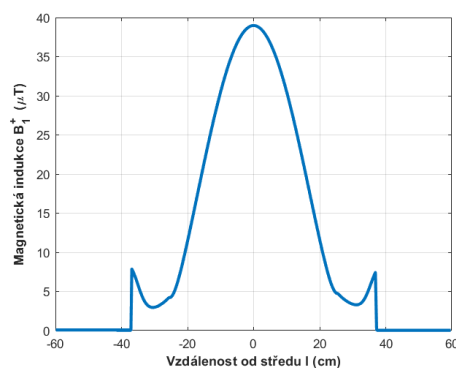
Obrázek 7.3: Graf B_1^+ pole - vliv patientského modelu Ella. Obrázek (a) - Oblast hlavy; Obrázek (b) - Oblast pánve.

Příloha C: Grafy vlivu modelů HT aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole

Zde jsou zobrazeny grafy vlivu hypertermických aplikátorů určených pro léčbu nádorových onemocnění v oblasti pánve a hlavy na homogenitu B_1^+ pole uvnitř birdcage cívky viz 7.4.



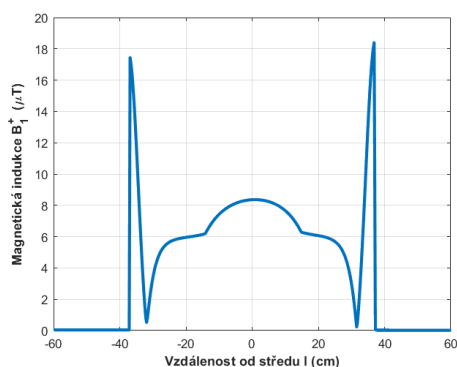
(a) Graf B_1^+ pole, norm. 700W



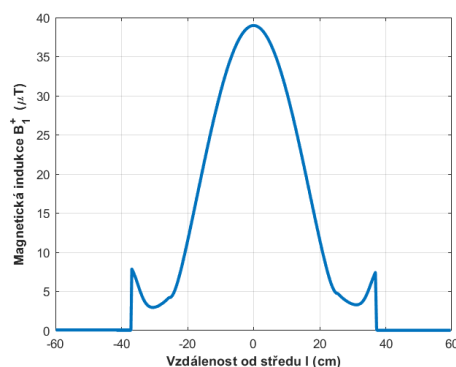
(b) Graf B_1^+ pole, norm. 700W

Obrázek 7.4: Graf B_1^+ pole - vliv HT aplikátorů. Obrázek (a) - HYPER-collar - HT aplikátor pro oblast hlavy; Obrázek (b) - Sigma-Eye - HT aplikátor pro oblast pánve.

Zde jsou zobrazeny grafy vlivu stejných hypertermických aplikátorů na homogenitu B_1^+ pole uvnitř birdcage cívky s tím rozdílem, že těmto modelům byly odebrány anténní prvky viz 7.5.



(a) Graf B_1^+ pole, norm. 700W

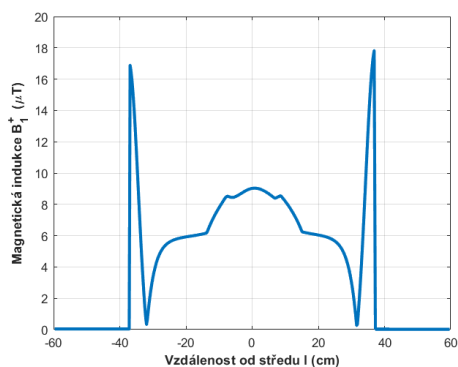


(b) Graf B_1^+ pole, norm. 700W

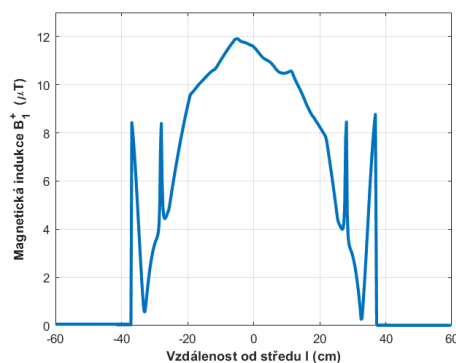
Obrázek 7.5: Graf B_1^+ pole - vliv samotné vodní výplně HT aplikátorů (HT aplikátory bez antén). Obrázek (a) - HYPER-collar - HT aplikátor pro oblast hlavy; Obrázek (b) - Sigma-Eye - HT aplikátor pro oblast pánve.

Příloha D: Grafy vlivu patientských modelů obklopených HT aplikátorem na homogenitu B_1^+ pole

Zde jsou zobrazeny grafy vlivu modelu vytvořeného segmentací CT snímků na homogenitu B_1^+ pole uvnitř birdcage cívky viz 7.6.



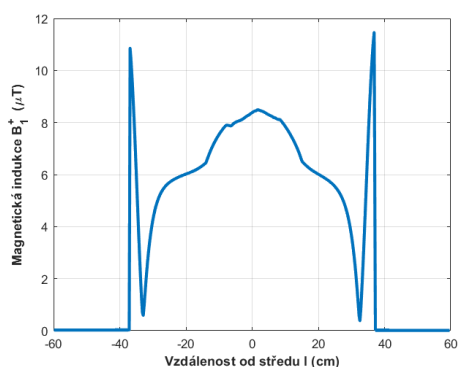
(a) Graf B_1^+ pole, hlava, norm. 700W



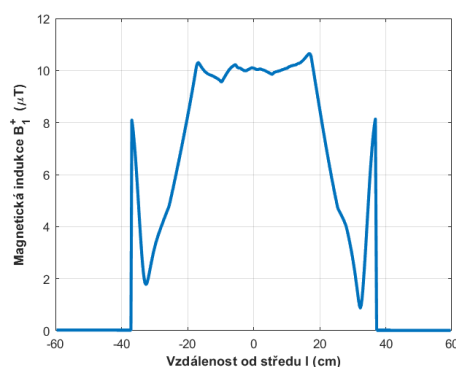
(b) Graf B_1^+ pole, pánev, norm. 700W

Obrázek 7.6: Graf B_1^+ pole - vliv patientského modelu vytvořeného segmentací CT snímků, který je obklopen HT aplikátorem. Obrázek (a) - Oblast hlavy; Obrázek (b) - Oblast pánve.

Zde jsou zobrazeny grafy vlivu patientského modelu Duke na homogenitu B_1^+ pole uvnitř birdcage cívky viz 7.7.



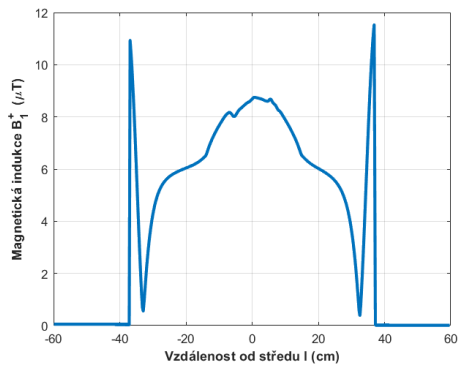
(a) Graf B_1^+ pole, hlava, norm. 700W



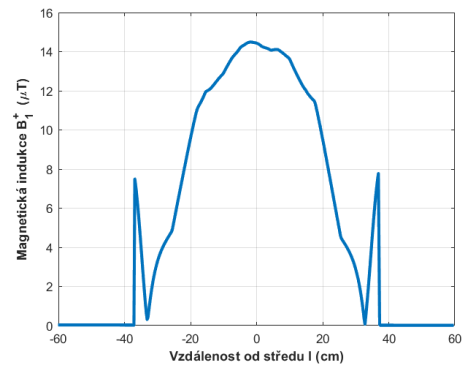
(b) Graf B_1^+ pole, pánev, norm. 700W

Obrázek 7.7: Graf B_1^+ pole - vliv patientského modelu Duke obklopeného HT aplikátorem. Obrázek (a) - Oblast hlavy; Obrázek (b) - Oblast pánve.

Zde jsou zobrazeny grafy vlivu patientského modelu Ella na homogenitu B_1^+ pole uvnitř birdcage cívky viz 7.8.



(a) Graf B_1^+ pole, hlava, norm. 700W



(b) Graf B_1^+ pole, pánev, norm. 700W

Obrázek 7.8: Graf B_1^+ pole - vliv patientského modelu Ella obklopeného HT aplikátorem. Obrázek (a) - Oblast hlavy; Obrázek (b) - Oblast pánve.