



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra elektromagnetického pole

Návrh aplikátoru pro lokální hypertermii s optimalizovaným vodním bolusem

Design of Applicator for Local Hyperthermia with Optimized Water Bolus

Diplomová práce

Studijní program: Elektronika a komunikace

Studijní obor: Rádiová a optická technika

Vedoucí práce: Ing. Ladislav Oppl, Ph.D.

Bc. Michaela Tomanová

Praha, květen 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Tomanová** Jméno: **Michaela** Osobní číslo: **434808**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra elektromagnetického pole**
Studijní program: **Elektronika a komunikace**
Studijní obor: **Rádiová a optická technika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Návrh aplikátoru pro lokální hypertermii s optimalizovaným vodním bolusem

Název diplomové práce anglicky:

Design of Applicator for Local Hyperthermia with Optimized Water Bolus

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte vlnododové aplikátory pro lokální hypertermii, které by byly ekvivalentní planárním aplikátorům Beta a Gama, jež jsou součástí hypertermické soupravy ALBA ON 4000, jejímž výrobcem je firma MEDLOGIX. Pracovní frekvence hypertermické soupravy je 434 MHz. Navržené aplikátory by na této frekvenci měly vykazovat činitel odrazu s_{11} menší než -10 dB při zatížení biologickou tkání, resp. jejím fantomem. V simulátoru elektromagnetického pole vytvořte modely těchto aplikátorů včetně vodního bolusu a simulujte rozložení veličiny SAR, resp. teploty, před aperturou aplikátoru. Proveďte též optimalizaci tloušťky vodního bolusu z hlediska impedančního přizpůsobení aplikátoru k biologické tkáni, resp. jejího fantomu. Dosažené výsledky porovnejte s praktickým měřením parametrů aplikátorů Beta a Gama, tj. s měřením jejich činitele odrazu s_{11} a distribuce veličiny SAR, resp. teploty, v léčené oblasti.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Vrba, J.: Lékařské aplikace mikrovlnné techniky. Vydavatelství ČVUT, Praha, 2003. ISBN 80-01-02705-8.
- [2] Gelvich, E.A., Mazokhin, V.N.: Resonance Effect in Applicator Water Bolus and Their Influence on SAR Distribution Patterns. Int. Journal of Hyperthermia, January 2000, pp 113-128. ISSN 0265-6736.
- [3] Mehdizadeh, M.: Microwave/RF Applicators and Probes for Material Heating, Sensing, and Plasma Generation. Elsevier, 2010. ISBN 978-0-8155-1592-0.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Ladislav Oppl, Ph.D., katedra elektromagnetického pole FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **05.02.2020** Termín odevzdání diplomové práce: **22.05.2020**
Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2021**

Ing. Ladislav Oppl, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomantka bere na vědomí, že je povinna vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.“

Praha, 22. 5. 2020

.....

Bc. Michaela Tomanová

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu práce, Ing. Ladislavu Opplovi, Ph.D., za jeho trpělivost a za čas, který mé diplomové práci věnoval, ať už v podobě konzultací k tématu, vyjednání zapůjčení aplikátorů od nemocnice Na Bulovce a pomoci při realizaci jejich měření či kontroly a opravy této práce.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce je navrhnout vlnovodné aplikátory pro lokální hypertermii, které by byly ekvivalentní planárním aplikátorům BETA a GAMMA náležejícím k hypertermické soustavě ALBA ON 4000. Dalšími cíli je optimalizovat u těchto navržených vlnovodných aplikátorů tloušťku vodního bolusu z hlediska impedančního přizpůsobení a porovnat výsledky s praktickým měřením planárních aplikátorů BETA a GAMMA. Zkoumanými parametry jsou činitel odrazu S_{11} , u kterého je na cílové frekvenci 434 MHz požadována hodnota menší než -10 dB, a rozložení SAR. V rámci návrhu vlnovodných aplikátorů je také popsán doporučený postup a vliv změny jednotlivých parametrů aplikátoru na zkoumané parametry S_{11} a rozložení SAR. Optimalizace vodního bolusu je řešena při použití modelu agarového fantomu, třívrstvého modelu skládajícího se z vrstvy kůže, tukové a svalové tkáně, a modelu, který oproti předchozímu navíc obsahuje kost. U třívrstvého modelu je také zkoumán vliv změny tloušťky tukové vrstvy na výběr optimální tloušťky bolusu, u modelu s kostí vliv hloubky umístění kosti a její orientace vůči vektoru intenzity elektrického pole. Výsledky měření planárních aplikátorů na agarovém fantomu jsou porovnány s výsledky simulací. Simulace k návrhu vlnovodných aplikátorů i k optimalizaci vodního bolusu jsou přiloženy k této práci.

Klíčová slova: lokální hypertermie, vlnovodný aplikátor, vodní bolus

Abstract

The goals of this diploma thesis are to design waveguide applicators for local hyperthermia which would be equivalent to planar applicators BETA and GAMMA belonging to ALBA Hyperthermia System ON 4000, to optimize the thickness of water bolus used with these designed waveguide applicators with respect to impedance matching and to compare the results with practical measurement of planar applicators BETA and GAMMA. Return loss S_{11} which should reach a value smaller than -10 dB on the target frequency 434 MHz and SAR distribution are examined. Within the design of the applicators, also recommended design procedure and influence of the change of waveguide applicator parameters on S_{11} and SAR distribution are described. The water bolus optimization was solved using a model of agar phantom, a three-layer model composed of skin, fat and muscle layer, and a model which contains bone in addition to the three-layer model. The influence of changing fat layer thickness in the three-layer model and the influence of bone placing depth and orientation to the vector of electric field strength in the model with bone on choosing optimal thickness of water bolus are examined. The measurement results of the planar applicators, using agar phantom, are compared with the simulated results. The simulations that were created for purpose of this diploma thesis are enclosed.

Keywords: local hyperthermia, waveguide applicator, water bolus

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů.....	8
Seznam tabulek	8
Seznam obrázků	9
1 ÚVOD	12
1.1 O termoterapii.....	12
1.1.1 Obecně	12
1.1.2 Používané druhy aplikátorů.....	12
1.2 Cíle diplomové práce	13
1.3 Zkoumané parametry.....	13
1.3.1 Parametr S_{11}	13
1.3.2 Rozložení parametru SAR	13
2 NÁVRH APLIKÁTORŮ	15
2.1 Požadavky na vlastnosti aplikátorů	16
2.1.1 Šíření vidů	16
2.1.2 Dielektrikum	17
2.2 Výchozí navržené aplikátory.....	18
2.2.1 Fyzické rozměry, dielektrikum výchozích aplikátorů.....	18
2.2.2 Vlastnosti výchozích aplikátorů	19
2.3 Zkoumání vlivu jednotlivých parametrů.....	23
2.3.1 Délka vlnovodu	23
2.3.2 Relativní permitivita dielektrika	23
2.3.3 Budící sonda	24
2.3.3.1 Délka budící sondy.....	24
2.3.3.2 Poloměr budící sondy	26
2.3.3.3 Vzdálenost budící sondy od zkratovaného konce	26
2.4 Finální navržené aplikátory	27
2.4.1 Fyzické rozměry, dielektrikum finálních aplikátorů.....	28
2.4.2 Vlastnosti finálních aplikátorů.....	30
3 OPTIMALIZACE VODNÍHO BOLUSU	34
3.1 Vodní bolus.....	34
3.1.1 Funkce vodního bolusu.....	34
3.1.2 Vliv vodního bolusu na zkoumané parametry.....	34
3.1.2.1 Vliv na parametr S_{11}	34
3.1.2.2 Vliv na parametr SAR	34
3.2 Optimalizace bolusu	35

3.2.1	Model agarového fantomu.....	36
3.2.2	Třívrstvý model.....	40
3.2.3	Model s kostí	49
3.2.3.1	Hloubka umístění kosti	50
3.2.3.2	Natočení kosti o 90°	58
4	MĚŘENÍ.....	66
4.1	Výroba fantomu.....	66
4.2	Použité přístroje	67
4.2.1	Vektorový analyzátor E5071C	67
4.2.2	Termokamera FLIR i7.....	67
4.2.3	Hypertermická soustava ALBA ON 4000	67
4.3	Chyby měření.....	68
4.4	Měření parametru S_{11}	69
4.4.1	Průběh měření parametru S_{11}	69
4.4.2	Výsledky měření parametru S_{11}	70
4.5	Měření rozložení parametru SAR	72
4.5.1	Průběh měření rozložení parametru SAR.....	72
4.5.2	Výsledky měření rozložení parametru SAR	74
5	VÝSLEDKY.....	78
5.1	Výsledky návrhu aplikátorů	78
5.2	Výsledky optimalizace vodního bolusu	78
5.3	Výsledky měření	79
6	ZÁVĚR	80
7	POUŽITÁ LITERATURA.....	81
	Seznam příloh.....	82

Seznam použitých zkratk a symbolů

a	šířka vlnovodu [m]
b	výška vlnovodu [m]
c_0	rychlost elektromagnetické vlny ve vakuu [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
DS	délka budící sondy [m]
DV	délka vlnovodu [m]
f_{mn}	mezní frekvence vidu TE_{mn} [Hz]
\vec{E}	vektor intenzity elektrického pole [$\text{V}\cdot\text{m}^{-1}$]
\vec{H}	vektor intenzity magnetického pole [$\text{A}\cdot\text{m}^{-1}$]
PS	poloměr budící sondy [m]
[S]	rozptylová matice [-]
SAR	specifická míra absorpce [$\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$]
TB	tloušťka vodního bolusu [m]
VS	vzdálenost budící sondy od zkratovaného konce vlnovodu [m]
ϵ_r	relativní permitivita dielektrika [-]
μ_r	relativní permeabilita dielektrika [-]
ρ	měrná hustota [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]
σ	měrná vodivost [$\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$]

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Rozsah vhodných hodnot relativní permitivity dielektrika pro navrhované aplikátory	18
Tabulka 2 - Parametry výchozích aplikátorů	19
Tabulka 3 - Vlastnosti výchozích aplikátorů	20
Tabulka 4 - Porovnání vlivu poloměru sondy o délce 75 mm a 80 mm na frekvenční pozici minima a hodnotu S_{11} v tomto minimu u aplikátoru GAMMA s parametry $DV = 185$ mm, $\epsilon_r = 6,5$ a $VS = 20$ mm	26
Tabulka 5 - Parametry finálních aplikátorů	28
Tabulka 6 - Přehled materiálů s požadovanou hodnotou relativní permitivity pro výplň aplikátorů [5]	28
Tabulka 7 - Přehled vlastností aplikátorů GAMMA jako ukázka možnosti kompenzace rozdílu permitivity navrženého a reálného dielektrika	30
Tabulka 8 - Vlastnosti finálních aplikátorů	31
Tabulka 9 – Tloušťka a parametry modelu agarového fantomu na frekvenci 434 MHz	36
Tabulka 10 – Přehled výsledků pro agarový model fantomu	39
Tabulka 11 – Tloušťky a parametry jednotlivých vrstev třívrstvého modelu na frekvenci 434 MHz	43
Tabulka 12 - Přehled výsledků pro oba třívrstvé modely	47
Tabulka 13 - Parametry jednotlivých částí modelu kosti na frekvenci 434 MHz a jeho umístění.....	52
Tabulka 14 - Přehled výsledků pro oba modely s kostí	56
Tabulka 15 - Přehled výsledků pro model s kostí č.1 při natočení kosti o 90°	64
Tabulka 16 - Složení agarového fantomu biologické tkáně podle zdroje [4]	66
Tabulka 17 - Přehled výsledků pro měření na agarovém fantomu	72
Tabulka 18 - Podmínky při měření rozložení SAR aplikátorů BETA a GAMMA	72

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Nákres aplikátoru a) podélný řez, b) příčný řez	15
Obrázek 2 - Závislost parametru S_{11} na frekvenci a) při jednovidovém přenosu, b) při vícevidovém přenosu.....	16
Obrázek 3 - Rozložení parametru SAR a) při jednovidovém přenosu, b) při vícevidovém přenosu	17
Obrázek 4 - Průběh parametru S_{11} u výchozího aplikátoru BETA.....	19
Obrázek 5 - Průběh parametru S_{11} u výchozího aplikátoru GAMMA	20
Obrázek 6 - Rozložení parametru SAR u výchozího aplikátoru BETA a) na povrchu fantomu, b) ve svislém řezu (rovina E), c) ve vodorovném řezu (rovina H).....	21
Obrázek 7 - Rozložení parametru SAR u výchozího aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) ve svislém řezu (rovina E), c) ve vodorovném řezu (rovina H).....	22
Obrázek 8 - Vliv relativní permitivity dielektrika na rozložení SAR u aplikátoru BETA s parametry DV = 140 mm, DS = 120 mm, PS = 2,5 mm, VS = 25 mm, kdy a) $\epsilon_r = 13$, b) $\epsilon_r = 16$, c) $\epsilon_r = 18$	24
Obrázek 9 - Průběh S_{11} u aplikátoru BETA s parametry DV = 140 mm, $\epsilon_r = 13$, DS = 60 mm, PS = 2,5 mm, VS = 25 mm	25
Obrázek 10 - Průběh S_{11} u aplikátoru BETA s parametry DV = 140 mm, $\epsilon_r = 13$, DS = 130 mm, PS = 2,5 mm, VS = 25 mm	25
Obrázek 11 - Porovnání rozložení SAR u aplikátorů BETA s parametry DV = 140 mm, $\epsilon_r = 13$, PS = 2,5 mm, VS = 25 mm a a) DS = 60 mm, b) DS = 130 mm.....	26
Obrázek 12 - Průběh S_{11} u aplikátoru GAMMA s parametry DV = 185 mm, $\epsilon_r = 6,5$, DS = 80 mm, PS = 3,5 mm, VS = 20 mm	29
Obrázek 13 - Průběh S_{11} u aplikátoru GAMMA s parametry DV = 175 mm, $\epsilon_r = 7$, DS = 80 mm, PS = 3,5 mm, VS = 20 mm	29
Obrázek 14 - Porovnání rozložení SAR u aplikátorů GAMMA s parametry DS = 80 mm, PS = 3,5 mm, VS = 20 mm a a) DV = 185 mm, $\epsilon_r = 6,5$, b) DV = 175 mm, $\epsilon_r = 7$	30
Obrázek 15 - Průběh parametru S_{11} u finálního aplikátoru BETA.....	31
Obrázek 16 - Průběh parametru S_{11} u finálního aplikátoru GAMMA.....	31
Obrázek 17 - Rozložení parametru SAR u finálního aplikátoru BETA a) na povrchu fantomu, b) ve svislém řezu (rovina E), c) ve vodorovném řezu (rovina H).....	32
Obrázek 18 - Rozložení parametru SAR u finálního aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) ve svislém řezu (rovina E), c) ve vodorovném řezu (rovina H).....	33
Obrázek 19 - Rozložení SAR u aplikátoru BETA bez přiložení vodního bolusu a) na povrchu agarového fantomu, b) ve svislém řezu fantomem (E rovina).....	35
Obrázek 20 - Rozložení SAR u aplikátoru BETA s přiložením vodního bolusu o tloušťce 20 mm a) na povrchu agarového fantomu, b) ve svislém řezu fantomem (E rovina).....	35
Obrázek 21 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu u modelu agarového fantomu.....	37
Obrázek 22 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u modelu agarového fantomu.....	38
Obrázek 23 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu u modelu agarového fantomu.....	38
Obrázek 24 - Rozložení SAR na povrchu agarového fantomu u aplikátoru BETA za použití bolusu o tloušťce a) 20 mm, b) 60 mm	40
Obrázek 25 - Rozložení SAR na povrchu agarového fantomu u aplikátoru GAMMA za použití bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm	40
Obrázek 26 - Graf vlivu tloušťky tukové vrstvy na frekvenční pozici minima S_{11} při TB = 20 mm.....	41
Obrázek 27 - Graf vlivu tloušťky tukové vrstvy na hodnotu minima S_{11} při TB = 20 mm	41

Obrázek 28 - Vliv tloušťky tukové vrstvy na rozložení SAR a) 5 mm, b) 15 mm, c) 25 mm, d) 35 mm .	42
Obrázek 29 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. BETA)	44
Obrázek 30 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. GAMMA).....	44
Obrázek 31 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. BETA)	45
Obrázek 32 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. GAMMA).....	45
Obrázek 33 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. BETA).....	46
Obrázek 34 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. GAMMA).....	46
Obrázek 35 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru GAMMA s použitím třívrstvého modelu č. 1 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm.....	48
Obrázek 36 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru GAMMA s použitím třívrstvého modelu č. 1 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm	48
Obrázek 37 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 15 mm a použitím třívrstvého modelu a) č. 1, b) č. 2.....	49
Obrázek 38 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 15 mm a použitím třívrstvého modelu a) č. 1, b) č. 2.....	49
Obrázek 39 - Graf vlivu hloubky umístění kosti na frekvenční pozici minima S_{11} při TB = 20 mm	50
Obrázek 40 - Graf vlivu hloubky umístění kosti na hodnotu minima S_{11} při TB = 20 mm	51
Obrázek 41 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 20 mm a za použití a) třívrstvého modelu č.1, b) modelu s kostí (tloušťka svalové vrstvy nad kostí 30 mm)	51
Obrázek 42 - Rozložení SAR v H rovině u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 20 mm a za použití a) třívrstvého modelu č.1, b) modelu s kostí (tloušťka svalové vrstvy nad kostí 30 mm)	52
Obrázek 43 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. BETA).....	53
Obrázek 44 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. GAMMA)	53
Obrázek 45 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. BETA).....	54
Obrázek 46 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. GAMMA)	54
Obrázek 47 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce v. bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. BETA)	55
Obrázek 48 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce v. bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. GAMMA).....	56
Obrázek 49 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru GAMMA s použitím modelu s kostí č. 2 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm	57
Obrázek 50 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru GAMMA s použitím modelu s kostí č. 2 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm	57
Obrázek 51 - Rozložení SAR v H rovině u aplikátoru GAMMA s použitím modelu s kostí č. 2 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm	58
Obrázek 52 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu při natočení kosti o 90° (apl. BETA)	59

Obrázek 53 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu při natočení kosti o 90° (apl. GAMMA).....	59
Obrázek 54 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu při natočení kosti o 90° (apl. BETA)	60
Obrázek 55 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu při natočení kosti o 90° (apl. GAMMA).....	60
Obrázek 56 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce v. bolusu při natočení kosti o 90° (apl. BETA).....	61
Obrázek 57 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce v. bolusu při natočení kosti o 90° (apl. GAMMA)	61
Obrázek 58 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 60 mm a použitím modelu s kostí a) rovnoběžnou s E, b) rovnoběžnou s H	62
Obrázek 59 - Rozložení SAR ve svalové tkáni těsně nad kostí u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 60 mm a použitím modelu s kostí a) rovnoběžnou s E, b) rovnoběžnou s H	62
Obrázek 60 - Rozložení SAR v řezu rovnoběžném s kostí u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 60 mm a použitím modelu s kostí a) rovnoběžnou s E, b) rovnoběžnou s H	63
Obrázek 61 - Rozložení SAR v řezu kolmém na kost u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 60 mm a použitím modelu s kostí a) rovnoběžnou s E, b) rovnoběžnou s H	63
Obrázek 62 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru BETA s použitím modelu s kostí č. 1 (kost kolmo) a přiložením bolusu o tloušťce a) 15 mm, b) 60 mm	64
Obrázek 63 - Rozložení SAR v H rovině u aplikátoru BETA s použitím modelu s kostí č. 1 (kost kolmo) a přiložením bolusu o tloušťce a) 15 mm, b) 60 mm	65
Obrázek 64 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru BETA s použitím modelu s kostí č. 1 (kost kolmo) a přiložením bolusu o tloušťce a) 15 mm, b) 60 mm	65
Obrázek 65 - Vektorový analyzátor E5071C (vlevo), kalibrační sada Agilent 85032E (vpravo).....	67
Obrázek 66 - Termokamera FLIR i7	67
Obrázek 67 - Hypertermická soustava ALBA ON 4000 (vlevo), apl. BETA (vpravo nahoře), apl. GAMMA (vpravo dole)	68
Obrázek 68 - Měření průběhů parametru S_{11} na agarovém fantomu.....	69
Obrázek 69 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu při měření na agarovém fantomu	70
Obrázek 70 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu při měření na agarovém fantomu	71
Obrázek 71 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu při měření na agarovém fantomu	71
Obrázek 72 - Měření rozložení parametru SAR na agarovém fantomu	73
Obrázek 73 - Rozložení SAR při měření aplikátoru BETA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu..	74
Obrázek 74 - Rozložení SAR při prvním měření aplikátoru GAMMA na povrchu fantomu.....	74
Obrázek 75 - Rozložení SAR při druhém měření aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu	75
Obrázek 76 - Rozložení SAR při třetím měření aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu	75
Obrázek 77 - Rozložení SAR při čtvrtém měření aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu	76
Obrázek 78 - Rozložení SAR při pátém měření aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu	76
Obrázek 79 - Termogramy převzaté ze zdroje [15]	77

1 ÚVOD

1.1 O termoterapii

1.1.1 Obecně

Při léčbě termoterapií dochází k ohřevu tkáně pacienta díky absorpci elektromagnetické energie vyzářené mikrovlnným aplikátorem. Mikrovlnná technika tak našla své uplatnění kromě mnoha dalších oborů také v medicíně.

Termoterapie může být využita hned v několika oblastech medicíny. K ohřevu na nižší teplotu dochází v mikrovlnné diatermii, kdy je tkáň ohřívána zpravidla jen do 41 °C. Tato metoda se využívá pro léčbu bolestí u některých revmatických a degenerativních onemocnění a pro léčbu zánětů rezistentních na antibiotika.

Další oblastí je mikrovlnná hypertermie, která je určena pro léčbu nádorových onemocnění. Zde se využívá různé reakce zdravé a nádorové tkáně na umělé zvýšení teploty. Zdravá tkáň je schopná bránit svému poškození až do teploty 45 °C, zatímco u nádorové tkáně se obranný mechanismus začíná hroutit již při 41 °C. Z toho důvodu dochází u hypertermie k ohřevu tkáně na 42 až 45 °C, díky kterému jsou selektivně ničeny převážně nádorové buňky.

Při ohřevu tkáně nad 45 °C dochází k mikrovlnné termokoagulaci, která je využívána např. při mikrovlnné léčbě prostaty, kde může nahradit komplikovanou operaci.

Pro lokální termoterapii se využívají následující frekvence: 13,56 MHz, 27,12 MHz, 40,68 MHz, 433,92 MHz a 2450,00 MHz. Tyto frekvence jsou radiokomunikačním řádem přiděleny pro průmyslové, vědecké a lékařské aplikace. Vzhledem k tomu, že při jejich používání nemůže dojít k rušení spojových kanálů či rozhlasového a televizního vysílání, není třeba žádat správu radiokomunikací o povolení tyto frekvence využívat [1].

1.1.2 Používané druhy aplikátorů

Aplikátory pro lokální termoterapii mohou být tvořeny např. úsekem vlnovodu, planární strukturou, koaxiálním vedením či šroubovicovou anténou, která by však měla být pro potřeby termoterapie vhodně modifikována. Níže je uvedeno krátké porovnání vlnovodných a planárních aplikátorů, které se nejčastěji používají pro léčbu na povrchu tkáně, která je předmětem této závěrečné práce. Zbývající technologie bývají využity především pro tzv. intrakavitární aplikátory, tedy aplikátory pro léčbu v tělních dutinách.

Planární aplikátory jsou tvořeny tenkou destičkou z nízkoztrátového dielektrika, u které je spodní strana pokovená po celé ploše a na horní straně je pomocí tenkých pásků vytvořen obvod, tedy vyzářovací struktura. Z tohoto důvodu jsou oproti vlnovodným aplikátorům lehčí a mají menší rozměry, díky čemuž se s nimi lépe manipuluje. Výroba destičky je celkem jednoduchá, a proto je tato technologie i levnější. Nevýhodou planárních aplikátorů je to, že kromě směru požadovaného vyzářují i do jiných směrů, čímž dochází ke ztrátě energie.

Vlnovodné aplikátory jsou tvořeny úsekem vlnovodného vedení většinou o obdélníkovém či kruhovém průřezu. Jejich výroba je v porovnání s planárními aplikátory komplikovanější mimo jiné také proto, že musí být vlnovod často vyplněn dielektrikem s požadovanými vlastnostmi. Hlavními výhodami těchto aplikátorů jsou zejména jejich nízké ztráty, přirozené potlačení vyzářování do nežádoucích směrů, díky čemuž je veškerá energie vyzářena do biologické tkáně nebo jejího fantomu, a v neposlední řadě i možnost přenosu většího výkonu [4].

1.2 Cíle diplomové práce

Cílem této práce byl v prvé řadě návrh vlnovodných aplikátorů pro lokální hypertermii, které by byly ekvivalentní planárním aplikátorům BETA a GAMMA, jež jsou součástí hypertermické soustavy ALBA ON 4000. Tato hypertermická soustava se využívá k léčbě např. v nemocnici Na Bulovce, odkud byly tyto aplikátory zapůjčeny. Navržené aplikátory by měly na cílové frekvenci 434 MHz vykazovat hodnotu činitele odrazu S_{11} menší než -10 dB při zatížení fantomem biologické tkáně. Následně bylo úkolem provést optimalizaci tloušťky vodního bolusu vloženého mezi aplikátor a fantom tkáně z hlediska impedančního přizpůsobení. Návrh aplikátorů i optimalizace vodního bolusu probíhaly v simulátoru elektromagnetického pole. Výsledky získané ze simulací, tedy průběh činitele odrazu S_{11} a rozložení parametru SAR ve fantomu biologické tkáně, byly porovnány s praktickým měřením těchto parametrů na planárních aplikátorech BETA a GAMMA.

V této práci se nejednalo o porovnání teoretického modelu s měřením na odpovídajícím reálném aplikátoru, neboť nebyl k dispozici vlnovodný aplikátor, který by byl používán pro tyto lékařské účely. Zároveň se nepodařilo od výrobce planárních aplikátorů BETA a GAMMA získat informace o jejich vnitřní struktuře, tudíž nebylo možné vytvořit model, který by těmto aplikátorům odpovídal. Z těchto důvodů bylo rozhodnuto, že v této práci bude řešeno porovnání technologií aplikátorů pro lokální hypertermii, přestože data k planárním aplikátorům byla získána měřením a data k vlnovodným aplikátorům simulacemi. Navrhovány tak byly vlnovodné aplikátory s aplikační plochou odpovídající ploše planárních aplikátorů BETA (150x150 mm) a GAMMA (200x200 mm). Pokračováním projektu může být výroba těchto navržených vlnovodných aplikátorů, u nichž by byly následně zkoumané parametry S_{11} a rozložení SAR změřeny a porovnány s parametry aplikátorů planárních.

Pro práci na simulacích byl využit program SEMCAD X V14.8. Optimalizace tloušťky vodního bolusu byla řešena na třech různých modelech fantomu: na homogenním modelu agarového fantomu, třívrstevném modelu skládajícím se z vrstvy kůže, tukové a svalové tkáně, a na modelu, který kromě zmíněných vrstev navíc obsahoval kost. Měření bylo provedeno na agarovém fantomu, jehož parametry by měly odpovídat simulovanému modelu.

1.3 Zkoumané parametry

1.3.1 Parametr S_{11}

S_{11} patří mezi tzv. rozptylové parametry a uvádí se buď v dB nebo jako bezrozměrná veličina. Tento parametr vyjadřuje vstupní činitel odrazu, tedy popisuje, kolik energie ze vstupu se odráží zpět do aplikátoru.

Hodnota parametru S_{11} závisí na impedanci aplikátoru a přiložené tkáně či jejího fantomu. Pokud se hodnoty těchto impedancí rovnají, dochází k ideálnímu impedančnímu přizpůsobení a S_{11} je rovno nule, popř. $-\infty$ dB.

Přestože není možné dosáhnout v reálném světě ideálního impedančního přizpůsobení, je stále snahou, aby byla hodnota parametru S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz co nejmenší, tedy aby se co nejméně výkon odráželo zpět do aplikátoru a co nejvíce výkonu prostupovalo do tkáně.

1.3.2 Rozložení parametru SAR

Zkratka SAR vyjadřuje specifickou míru absorpce a pochází z anglického výrazu *Specific Absorption Rate*. Jednotkou je [W/kg]. Jak už jednotka napovídá, udává tato veličina výkon absorbovaný na 1 kg tkáně. Pomocí SAR je možné velmi přesně definovat míru expozice biologické

tkáně elektromagnetickým polem, nicméně změřit tuto veličinu prostorově přímo v živém organismu je celkem obtížné.

SAR závisí na vlastnostech měřené biologické tkáně, případně jejího fantomu. Důležitými parametry jsou především relativní permitivita ϵ_r , elektrická vodivost σ a hustota tkáně ρ . Na rozložení SAR mají dále vliv vlastnosti použitého aplikátoru a také případné vložení vodního bolusu mezi aplikátor a exponovanou tkáň.

Preferované rozložení SAR je takové, u něhož bude energie koncentrována na střed plochy tkáně či fantomu, k níž je aplikátor přiložen, a směrem ke stranám bude docházet k jejímu pozvolnému úbytku [1].

2 NÁVRH APLIKÁTORŮ

Aplikátory byly v této práci navrhovány experimentálně. Na výchozích aplikátorech byl testován vliv změny jednotlivých parametrů a následně byla zvolena vhodná kombinace, díky níž by finální aplikátory splňovaly uvedené požadavky.

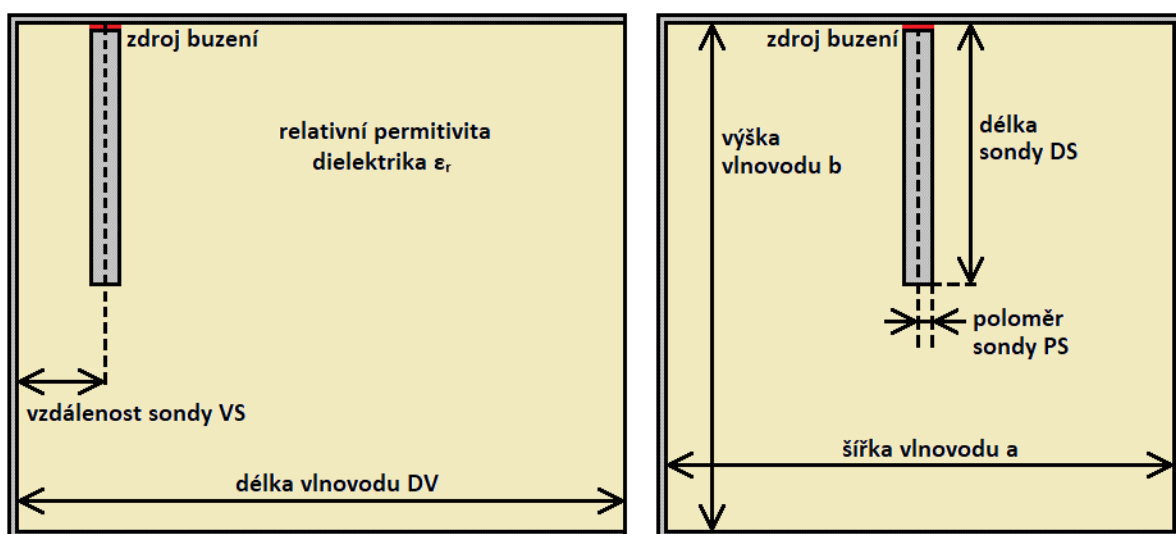
Oba aplikátory byly simulovány jako úsek vlnovodu o čtvercovém průřezu, s jedním koncem uzavřeným (tj. zkratovaným) a tloušťkou stěny 1 mm. Vnitřní rozměry stěn v průřezu byly v případě aplikátoru BETA 150x150 mm, u aplikátoru GAMMA pak 200x200 mm. Oba aplikátory byly vyplněny dielektrikem o relativní permitivitě ϵ_r , která může mít u jednotlivých aplikátorů rozdílnou hodnotu. Budící sonda byla modelována jako kovový válec vycházející z horní stěny aplikátoru a vždy byla umístěna na ose stěny, aby byla zachována symetrie. Umístění sondy blíže k jedné z bočních stěn nebylo zkoumáno. Mezi stěnou aplikátoru a podstavou sondy byla 1 mm velká mezera, do níž byl vložen zdroj buzení.

Při návrhu aplikátorů byly měněny tyto parametry:

- Délka vlnovodu DV , tedy vnitřní rozměr stěny od zkratovaného konce ke konci otevřenému
- Relativní permitivita dielektrika ϵ_r vyplňujícího vlnovod
- Délka budící sondy DS
- Poloměr budící sondy PS
- Vzdálenost budící sondy VS , tedy vzdálenost od vnitřní stěny zkratovaného konce vlnovodu ke středu podstavy budící sondy

Již při návrhu aplikátorů byl použit vodní bolus o tloušťce 20 mm, neboť významně ovlivňuje oba zkoumané parametry, viz kapitola 3. Vodní bolus byl v simulacích modelován pouze jako vrstva destilované vody o relativní permitivitě $\epsilon_r = 78$, obal z PVC materiálu byl zanedbán. Bolus přesahoval vlnovodný aplikátor na všech stranách o 15 mm.

Jako fantom biologické tkáně byl pro návrh aplikátorů zvolen agarový fantom o tloušťce 120 mm. Uvedená tloušťka byla zvolena tak, aby s rezervou přesahovala možný teplotní dosah a nedošlo tak k ovlivnění prostředím za fantomem.



Obrázek 1 - Nákres aplikátoru a) podélný řez, b) příčný řez

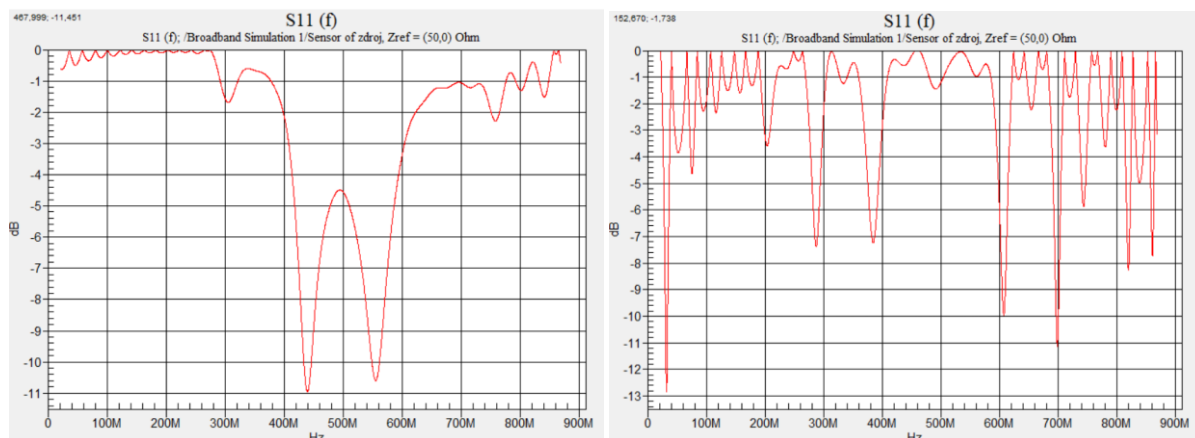
2.1 Požadavky na vlastnosti aplikátorů

2.1.1 Šíření vidů

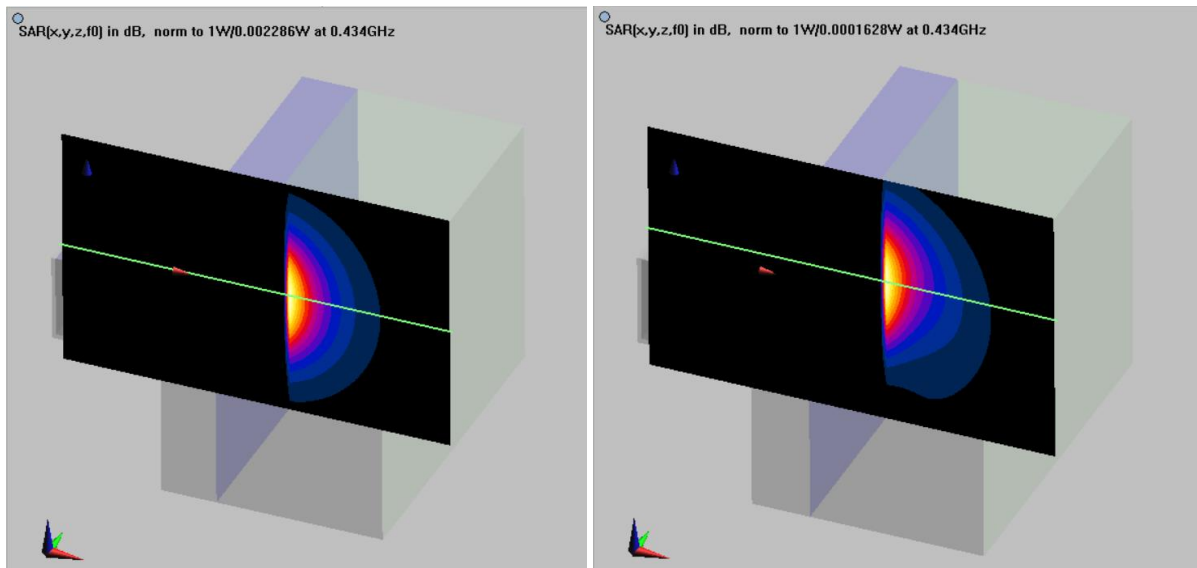
Díky kovovému plášti je elektromagnetické pole ve vlnovodu formováno do tzv. vidů. Každý vid má jiné rozložení elektromagnetické energie, které následně rozhoduje o výsledném teplotním profilu ohřevu, tedy o rozložení parametru SAR.

Přenos energie konkrétním videm závisí na mezní frekvenci tohoto vidu. Je-li budící frekvence ve vlnovodu vyšší než mezní frekvence daného vidu, pak je energie tímto videm přenášena – aplikátor je tedy tvořen propustným vlnovodem, stejně tak jako aplikátory navrhované v této práci. V opačném případě je elektromagnetické pole exponenciálně tlumeno podél vlnovodu a dochází ke vzniku tzv. evanescentního vidu [1]. Ačkoli existují i aplikátory, které evanescentního vidu využívají (tj. aplikátory tvořené zádržným vlnovodem), nebude zde tato metoda více rozvedena.

S rostoucí budící frekvencí může být tedy vybudeno více vidů. U vícevidového přenosu je však třeba počítat s následujícími komplikacemi. Za prvé má každý vid jinou mezní frekvenci a bude se tak šířit při dané budící frekvenci jinou rychlostí, za druhé má každý vid jiné rozložení elektromagnetického pole, což výrazně ovlivňuje zkoumané parametry, rozložení SAR a průběh S_{11} . Na obrázcích č. 2 a 3 je možné pozorovat rozdíl mezi jednovidovým a vícevidovým přenosem ve vlnovodném aplikátoru s obdélníkovým průřezem 60x30 mm, jehož rozměry byly inspirovány zdrojem [6]. Při přenosu dalších vidů vzniká v průběhu parametru S_{11} více lokálních minim a návrh aplikátoru impedančně přizpůsobeného k biologické tkáni je náročnější. U rozložení parametru SAR může dojít k nepravidelným modifikacím, což je ve většině případů nežádoucí. Z těchto důvodů byla při návrhu vlnovodného aplikátoru snaha o zajištění přenosu jednovidového.



Obrázek 2 - Závislost parametru S_{11} na frekvenci a) při jednovidovém přenosu, b) při vícevidovém přenosu



Obrázek 3 - Rozložení parametru SAR a) při jednovidovém přenosu, b) při vícevidovém přenosu

Pro jednovidový přenos se doporučuje využít dominantního vidu TE_{10} , tj. vidu s nejnižším mezním kmitočtem. Největší výhodou tohoto vidu je, že může v určitém frekvenčním pásmu existovat ve vlnovodu samostatně, tudíž není třeba použití vidového filtru. Zároveň umožňuje ze všech vidů přenášet nejvyšší výkon. U dominantního vidu je elektromagnetická energie převážně soustředěna na střed aplikátoru, při přenosu energie jiným videm by mohlo dojít ke vzniku více ohnisek [1].

2.1.2 Dielektrikum

Máme-li pevně dané rozměry průřezu vlnovodu, lze zajistit jednovidový přenos vhodnou volbou relativní permitivity dielektrika, kterým je vlnovod vyplněn. Tu je nutné zvolit tak, aby byla budící frekvence vyšší, než je mezní frekvence dominantního vidu TE_{10} , a zároveň nižší, než je mezní frekvence vidu dalšího. V případě, že $a \geq 2b$ (tedy že rozměr delší stěny vlnovodu je dvojnásobně či vícenásobně větší než rozměr kratší stěny vlnovodu), je nutné ověřit mezní frekvenci vidu TE_{20} , pokud $a \leq 2b$, je třeba zkontrolovat mezní frekvenci vidu TE_{01} .

Mezní frekvenci konkrétního vidu lze vypočítat z následující rovnice:

$$f_{mn} = \frac{c_0}{2\sqrt{\mu_r \epsilon_r}} \sqrt{\left(\frac{m}{a}\right)^2 + \left(\frac{n}{b}\right)^2} \quad (1)$$

kde $c_0 = 2,997925 \cdot 10^8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ je rychlost elektromagnetické vlny ve vakuu, a je rozměr delší stěny vlnovodu, b je rozměr kratší stěny vlnovodu, μ_r je relativní permeabilita dielektrika, ϵ_r je relativní permitivita dielektrika a mn je označení daného vidu [4].

Vyjádříme-li z dané rovnice relativní permitivitu ϵ_r a uvážíme-li, že relativní permeabilita $\mu_r = 1$, pak je možné zjistit relativní permitivity pro přenos vidů TE_{10} , TE_{01} a TE_{20} z těchto vztahů:

$$\epsilon_{r10} = \frac{c_0^2}{4a^2 f_{10}^2} \quad (2a)$$

$$\epsilon_{r01} = \frac{c_0^2}{4b^2 f_{01}^2} \quad (2b)$$

$$\epsilon_{r20} = \frac{c_0^2}{a^2 f_{20}^2} \quad (2c)$$

Cílem této práce je navrhnout aplikátor o čtvercovém průřezu, což je speciální případ obdélníkového vlnovodu, kdy $a = b$. Z rovnic pro výpočet minimální permitivity dielektrika pro vedení vidu je patrné, že hodnota permitivity, a tedy i mezní frekvence, je pro vidy TE_{10} a TE_{01} stejná, a není tak možné jednovidový přenos zajistit – ve vlnovodu se budou vždy šířit minimálně oba zmíněné vidy.

Přestože není v tomto případě možné zajistit pouze vedení vidu TE_{10} , je stále snahou, aby bylo ve vlnovodném aplikátoru vedeno vidů co nejméně. Dalším videm, který by vlnovod při vyšší hodnotě permitivity dielektrika propustil, by byl vid TE_{20} (a v případě čtvercového vlnovodu zároveň i vid TE_{02}). Rozsah vhodných permitivit dielektrika je tedy zdola ohraničen permitivitou pro vedení vidu TE_{10} (a TE_{01}), shora pak permitivitou pro vedení vidu TE_{20} (a TE_{02}).

	BETA	GAMMA
$\epsilon_r(TE_{10}) = \epsilon_r(TE_{01}) = \epsilon_{rmin}$	5,30	2,98
$\epsilon_r(TE_{20}) = \epsilon_r(TE_{02}) = \epsilon_{rmax}$	21,21	11,93

Tabulka 1 - Rozsah vhodných hodnot relativní permitivity dielektrika pro navrhované aplikátory

2.2 Výchozí navržené aplikátory

2.2.1 Fyzické rozměry, dielektrikum výchozích aplikátorů

Strategií při návrhu aplikátorů bylo nejprve vytvoření výchozích aplikátorů, které by byly postupnou úpravou jednotlivých parametrů vylepšeny natolik, aby jejich vlastnosti splňovaly zadání práce.

Návrh výchozího aplikátoru BETA byl inspirován aplikátorem ze zdroje [6], který byl též použit při semestrálním projektu předcházejícím této práci. Ačkoli byl zmíněný aplikátor obdélníkového průřezu, byly některé rozměry výchozího aplikátoru navrženy ve stejném poměru vůči některému z jeho parametrů, např. délka aplikátoru byla navržena přibližně ve stejném poměru vůči šířce vlnovodu a a délka budící sondy pak v podobném poměru vůči výšce vlnovodu b . Vzdálenost sondy od zkratovaného konce byla rozhodnuta na základě poměru vůči zvolené délce aplikátoru. Bylo očekáváno, že vlastnosti aplikátoru s obdélníkovým a čtvercovým průřezem, a navíc o výrazně rozdílných rozměrech, se budou v mnohém lišit, avšak z důvodu minimálních předchozích zkušeností s návrhem vlnovodných aplikátorů nebyla k dispozici jiná logická myšlenka k určení výchozích rozměrů aplikátorů. Hodnota relativní permitivity dielektrika byla zvolena jako aritmetický průměr vhodných hodnot uvedených v tabulce č. 1.

Výchozí aplikátor GAMMA byl navrhnout na základě parametrů finálního aplikátoru BETA. Vzhledem k tomu, že byl vzorový aplikátor v tomto případě již také čtvercového průřezu, se dalo očekávat lepších výsledků a méně nutných úprav pro návrh finální verze.

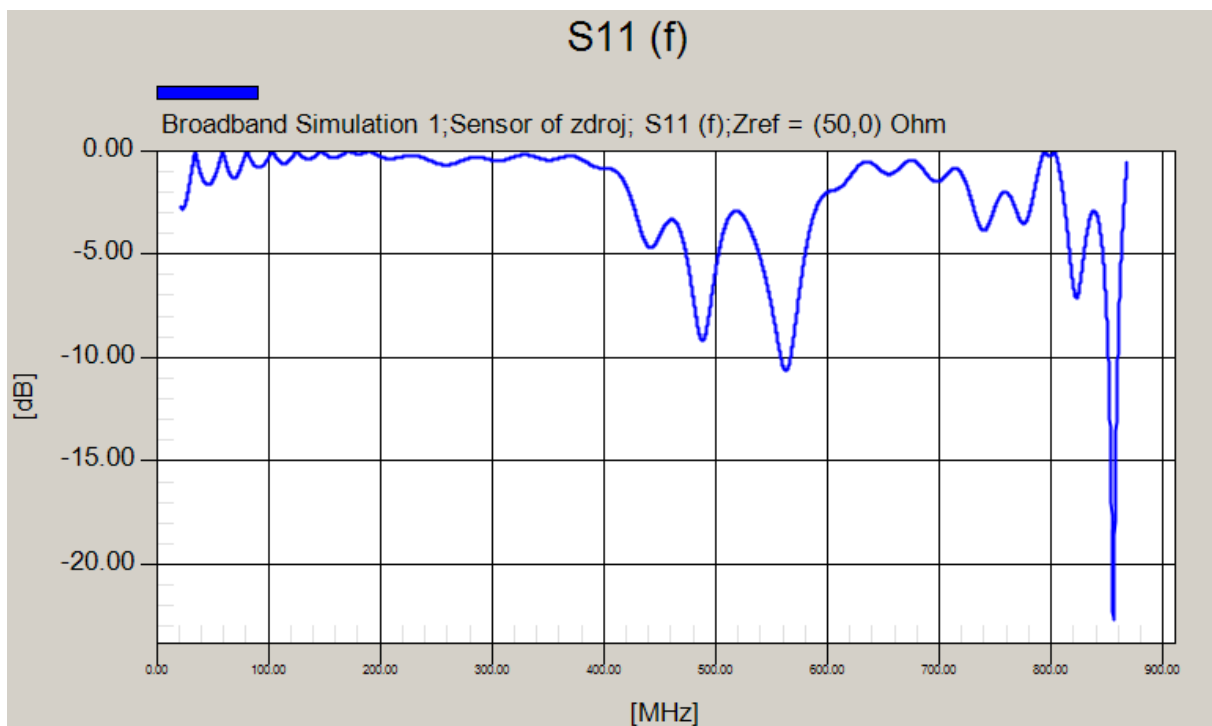
Hodnoty parametrů výchozích aplikátorů BETA a GAMMA jsou uvedeny v tabulce č. 2.

Parametr	BETA	GAMMA
Šířka vlnovodu a [mm]	150	200
Výška vlnovodu b [mm]	150	200
Délka vlnovodu DV [mm]	140	185
Relativní permitivita dielektrika ϵ_r [-]	13	7
Délka sondy DS [mm]	120	80
Poloměr sondy PS [mm]	2,5	3,5
Vzdálenost sondy od zkrat. konce VS [mm]	25	20
Tloušťka bolusu TB [mm]	20	20

Tabulka 2 - Parametry výchozích aplikátorů

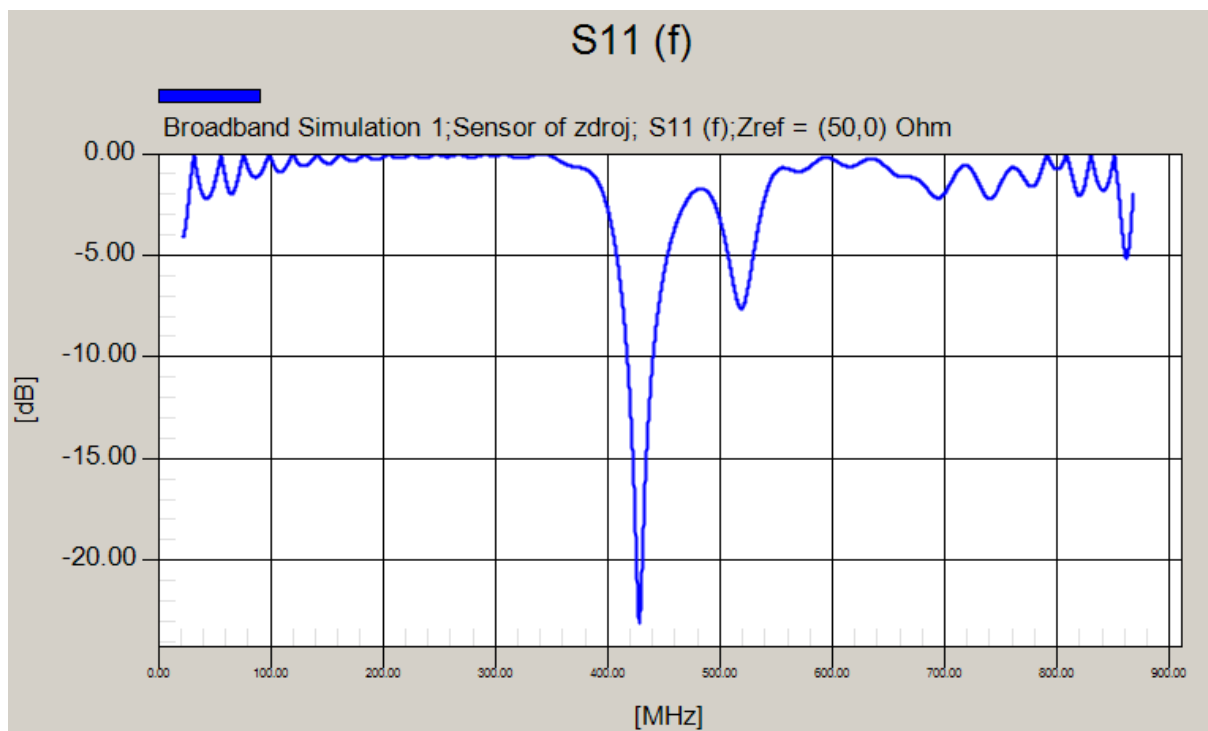
2.2.2 Vlastnosti výchozích aplikátorů

Jak bylo předpokládáno, výchozí aplikátor BETA nespĺňuje požadavky uvedené v zadání. Patřičného impedančního přizpůsobení k modelu agarového fantomu dosahuje aplikátor na frekvenci přibližně 860 MHz, na cílové frekvenci 434 MHz je hodnota parametru S_{11} pouze -4 dB.



Obrázek 4 - Průběh parametru S_{11} u výchozího aplikátoru BETA

Znalosti získané při návrhu finálního aplikátoru BETA se výrazně projevily při návrhu výchozího aplikátoru GAMMA, jehož rozměry byly tímto finálním aplikátorem BETA inspirovány. Minimum S_{11} dosahující hodnoty menší než -20 dB se nachází pouze 6 MHz od cílové frekvence, na frekvenci 434 MHz má parametr S_{11} hodnotu přibližně -15 dB. Výchozí aplikátor GAMMA tak již splňuje podmínku impedančního přizpůsobení. Porovnání vlastností výchozích aplikátorů BETA a GAMMA je uvedeno v tabulce č. 3.

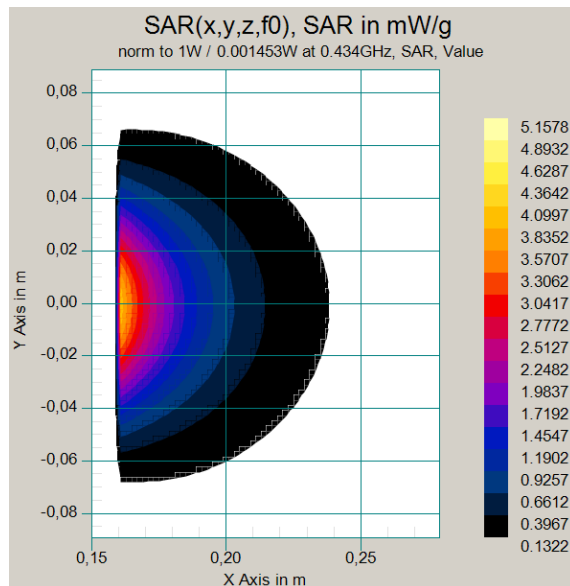
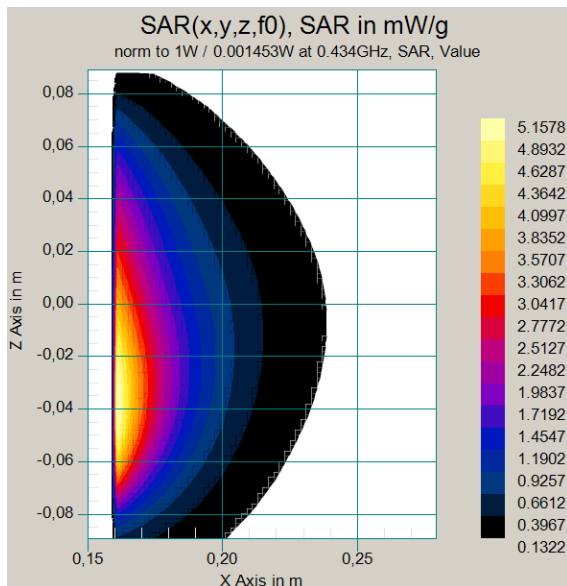
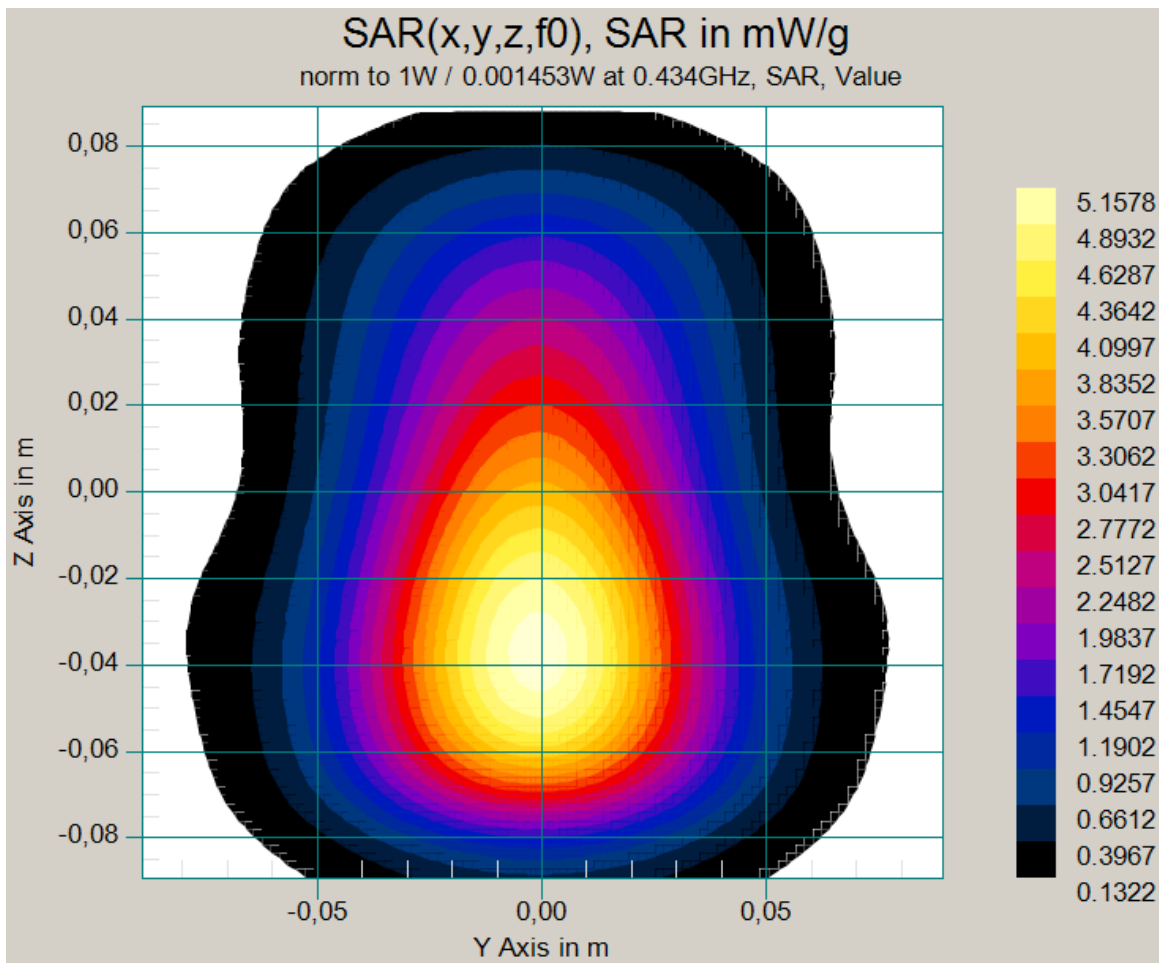


Obrázek 5 - Průběh parametru S_{11} u výchozího aplikátoru GAMMA

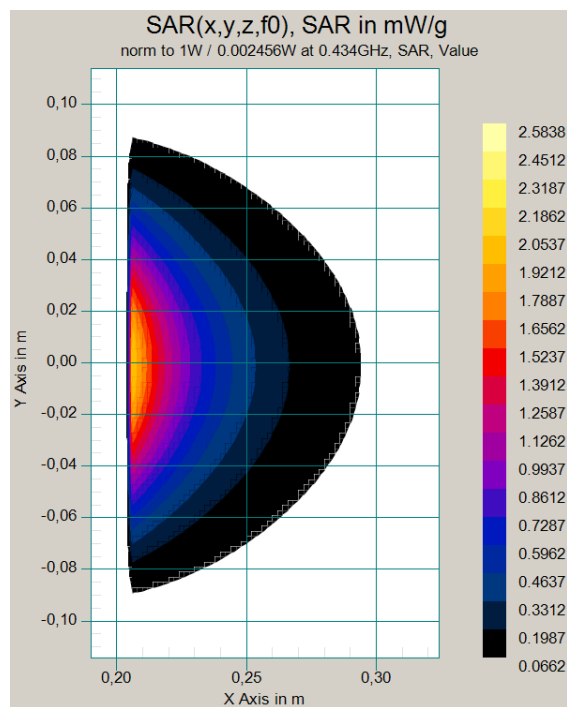
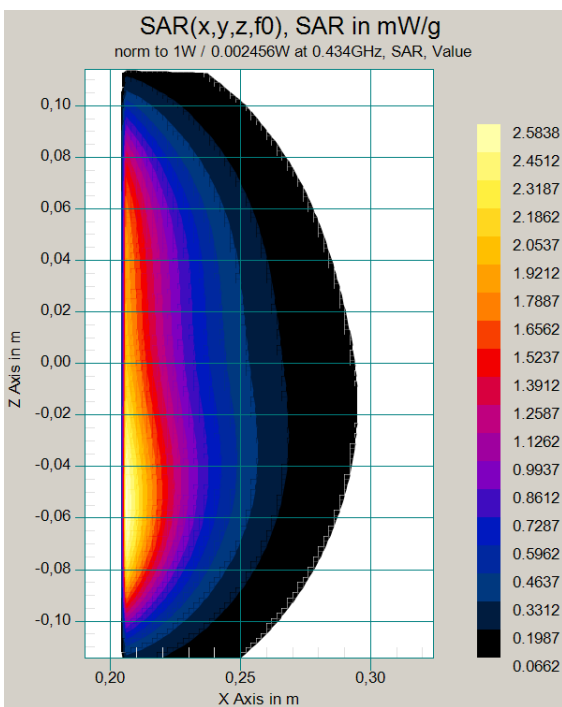
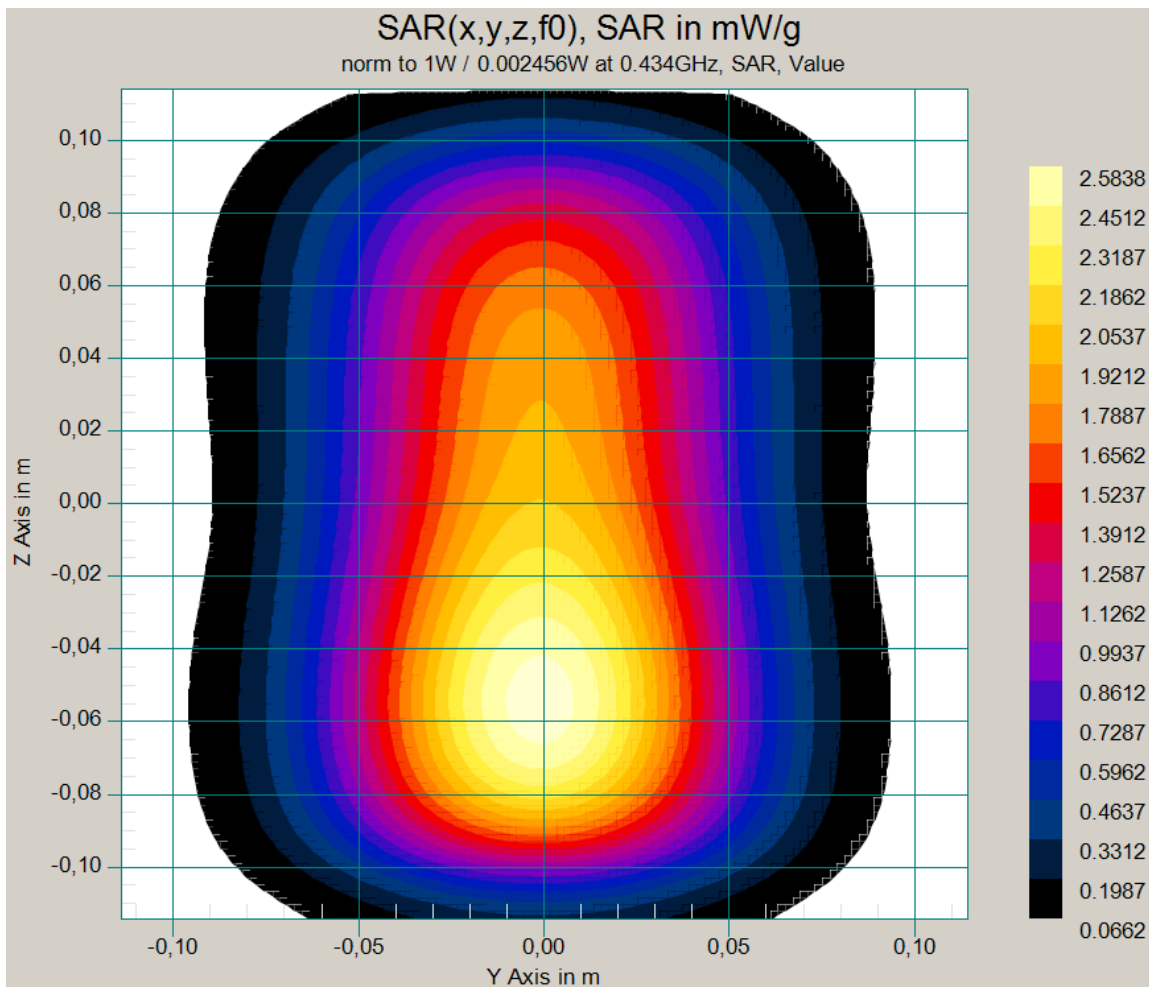
Parametr	BETA	GAMMA
Frekvenční pozice minima S_{11} [MHz]	441,8	428,3
Hodnota S_{11} v tomto minimu [dB]	-4,71	-23,06
Hodnota S_{11} na frekvenci 434 MHz [dB]	-4,01	-15,43
Rozsah frekvencí, pro které $S_{11} < -10$ dB [MHz]	/	417,4 – 440,4

Tabulka 3 - Vlastnosti výchozích aplikátorů

I v rozložení parametru SAR je možné pozorovat u výchozího aplikátoru GAMMA významného zlepšení oproti výchozímu aplikátoru BETA. Ačkoli je ohnisko u obou aplikátorů posunuto na stranu a rozložení SAR tak není symetrické, je u aplikátoru GAMMA tato nesymetrie méně výrazná než u aplikátoru BETA.



Obrázek 6 - Rozložení parametru SAR u výchozího aplikátoru BETA a) na povrchu fantomu, b) ve vísrlém řezu (rovina E), c) ve vodorovném řezu (rovina H)



Obrázek 7 - Rozložení parametru SAR u výchozího aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) ve svíslém řezu (rovina E), c) ve vodorovném řezu (rovina H)

2.3 Zkoumání vlivu jednotlivých parametrů

Většina následujících poznatků byla získána při úpravách aplikátoru BETA. Vzhledem k tomu, že jsou oba aplikátory čtvercového průřezu, se předpokládá, že poznatky získané testováním na jednom aplikátoru budou z velké části aplikovatelné i na aplikátor druhý.

Tyto uvedené poznatky mohou posloužit jako vodítko při návrhu aplikátorů, nicméně nejsou aplikovatelné zcela univerzálně. Je nutné podotknout, že za jiných podmínek, tedy např. při jiné relativní permitivitě dielektrika či jiných rozměrech zbylých parametrů, se může změna jednoho z parametrů projevovat méně či více výrazně, v některých případech dokonce jiným způsobem. Příklady jsou uvedeny níže, stejně tak jako konkrétní podmínky, za kterých k definici vlivu došlo. Aby bylo možné popsat vlivy jednotlivých parametrů obecněji a s větší jistotou, bylo by třeba provést mnohem větší počet simulací, což by bylo vzhledem k době zpracování jedné simulace přibližně 30-40 minut velmi časově náročné.

2.3.1 Délka vlnovodu

Změna délky vlnovodu celkem spolehlivě ovlivňuje frekvenční pozici minima v průběhu parametru S_{11} , s větší délkou vlnovodu pozice minima klesá na nižší frekvence. Není-li minimum S_{11} v této fázi návrhu příliš výrazné, nemusí být tato závislost tolik patrná a změny v průběhu S_{11} se mohou jevit jako náhodné. Hodnota v minimu S_{11} klesá a narůstá ve vlnách.

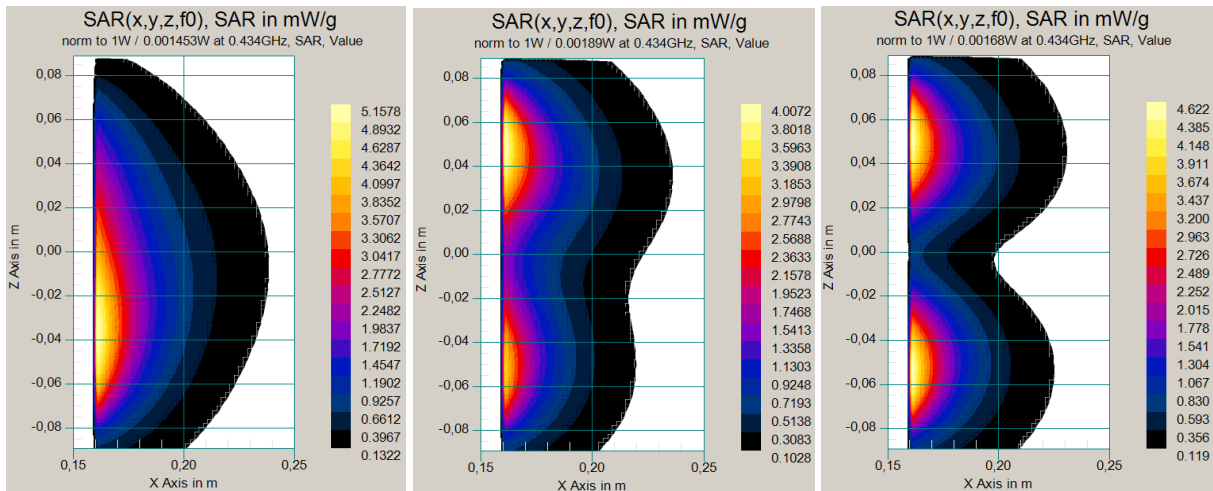
V rozložení SAR dochází změnou délky vlnovodu k migraci ohniska ve směru vertikálním, tj. v E rovině. Při určení rozměru tohoto parametru je proto také vhodné zvážit, jak moc je ohnisko vychýleno ze středové osy, a toto vychýlení minimalizovat. Nicméně vlivem dalších parametrů může být ohnisko opětovně vyoseno, proto je třeba volit délku vlnovodu s ohledem na aktuální nastavení.

Nebylo zkoumáno, zda existuje minimální délka vlnovodu pro správnou funkci aplikátoru, protože bylo třeba posunout některé z lokálních minim S_{11} blíže cílové frekvenci 434 MHz, čehož bylo možné dosáhnout pouze při větších délkách aplikátoru.

2.3.2 Relativní permitivita dielektrika

S vyšší hodnotou relativní permitivity dielektrika frekvenční pozice minima v průběhu parametru S_{11} výrazně klesá. Relativní permitivita dielektrika tak ze všech parametrů aplikátoru nejméně výrazně ovlivňuje pozici minima, kterou je možné upravovat i v řádech stovek MHz v případě aplikátoru BETA. Rozsah možné úpravy pozice minima závisí pravděpodobně na rozsahu vhodných permitivit, tedy i na rozměrech stran průřezu aplikátoru, z nichž lze permitivitu pro jednovidový (v tomto případě dvouvidový) přenos vypočítat. Na základě změny permitivity dochází i k výrazným změnám hodnoty S_{11} v minimu, nicméně zde nebyla zatím nalezena žádná jednoznačná pravidelnost.

Velký vliv má relativní permitivita dielektrika i na rozložení parametru SAR. S vyšší hodnotou permitivity dochází ke vzniku dvou ohnisek, což je u většiny aplikací nežádoucí jev. Vzhledem k tomu, že bylo potřeba zachovat pouze jedno ohnisko v rozložení SAR a zároveň v případě návrhu aplikátoru BETA výrazně snížit pozici minima v průběhu S_{11} , bylo nutné při volbě hodnoty permitivity udělat kompromis. U nižších hodnot permitivity ohnisko v rozložení SAR migruje ve vertikální rovině podobně jako při změně délky vlnovodu.



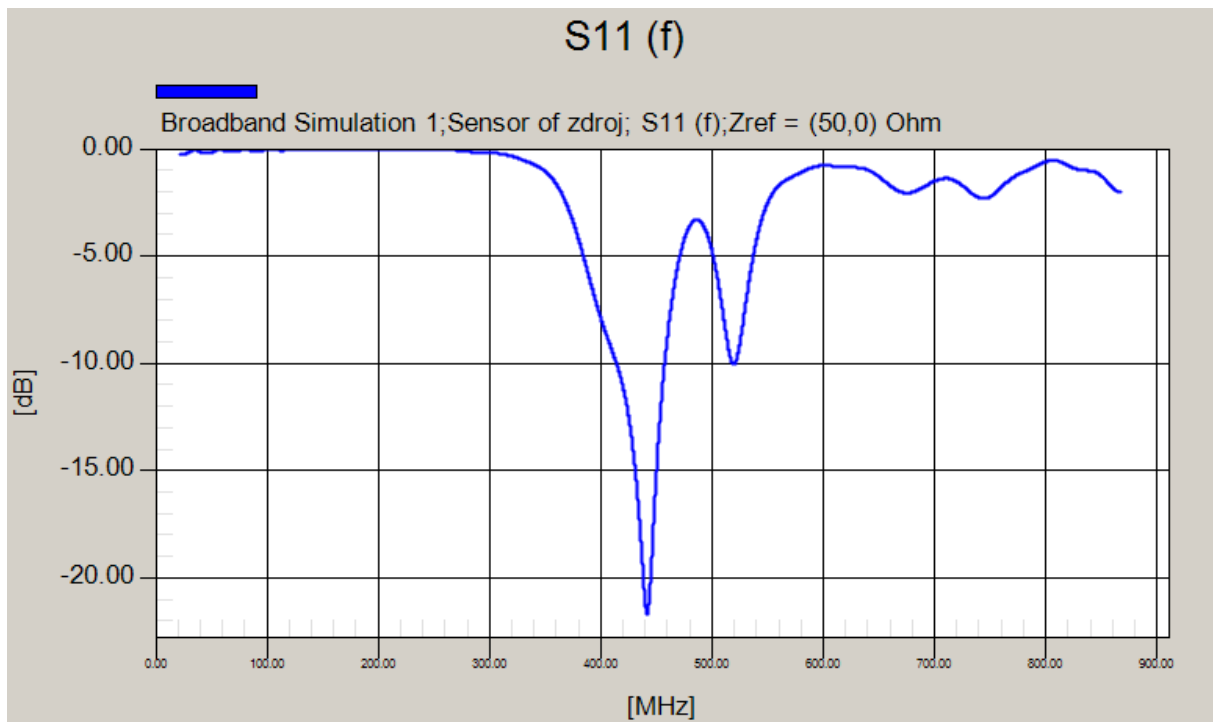
Obrázek 8 - Vliv relativní permitivity dielektrika na rozložení SAR u aplikátoru BETA s parametry $DV = 140$ mm, $DS = 120$ mm, $PS = 2,5$ mm, $VS = 25$ mm, kdy a) $\epsilon_r = 13$, b) $\epsilon_r = 16$, c) $\epsilon_r = 18$

2.3.3 Budící sonda

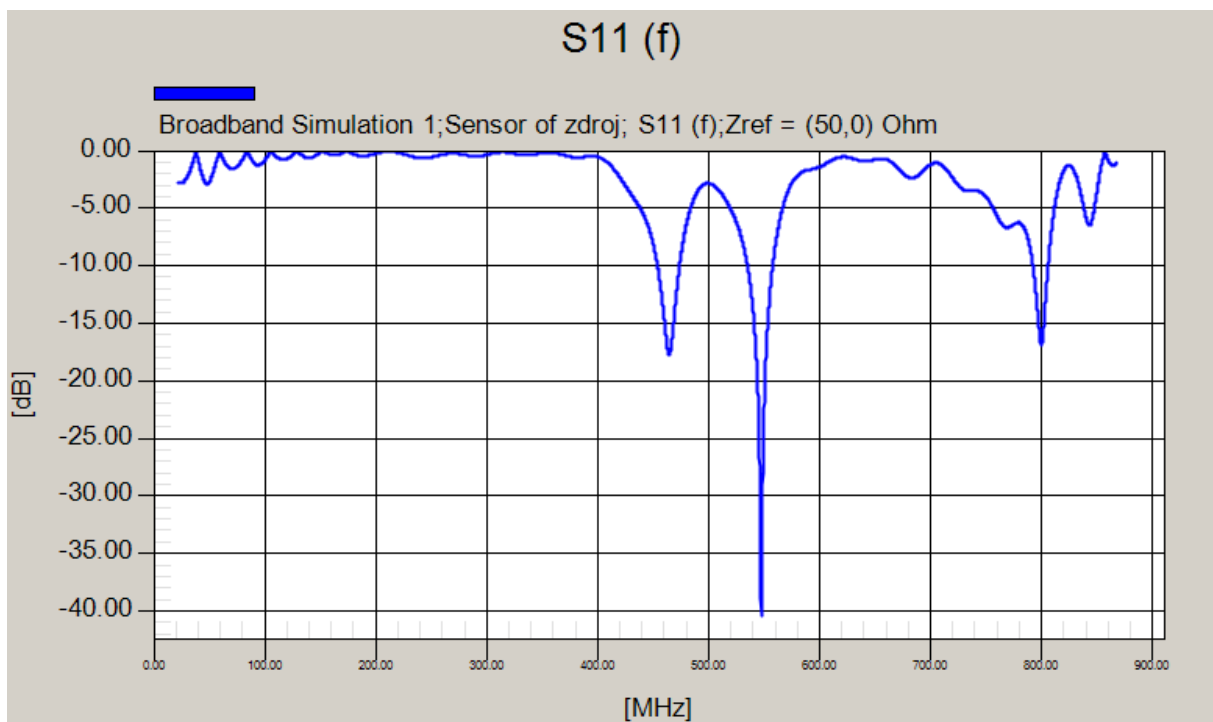
2.3.3.1 Délka budící sondy

Délka budící sondy má také velký vliv na průběh parametru S_{11} , avšak bez výrazné pravidelnosti. Díky simulacím aplikátorů s různými délkami sondy bylo zjištěno, že existují výhodné délky sondy, které tvoří za daných podmínek výrazné minimum v průběhu parametru S_{11} , a to jak o celkem nízké hodnotě S_{11} , tak zároveň s frekvenční pozicí blízké cílové frekvenci. Hodnoty těchto délek je však pravděpodobně nutné zjistit experimentálně. U aplikátoru BETA s parametry $DV = 140$ mm, $\epsilon_r = 13$, $PS = 2,5$ mm a $VS = 20$ mm bylo vytvořeno vyhovující minimum s délkou sondy přibližně 60 mm a 130 mm.

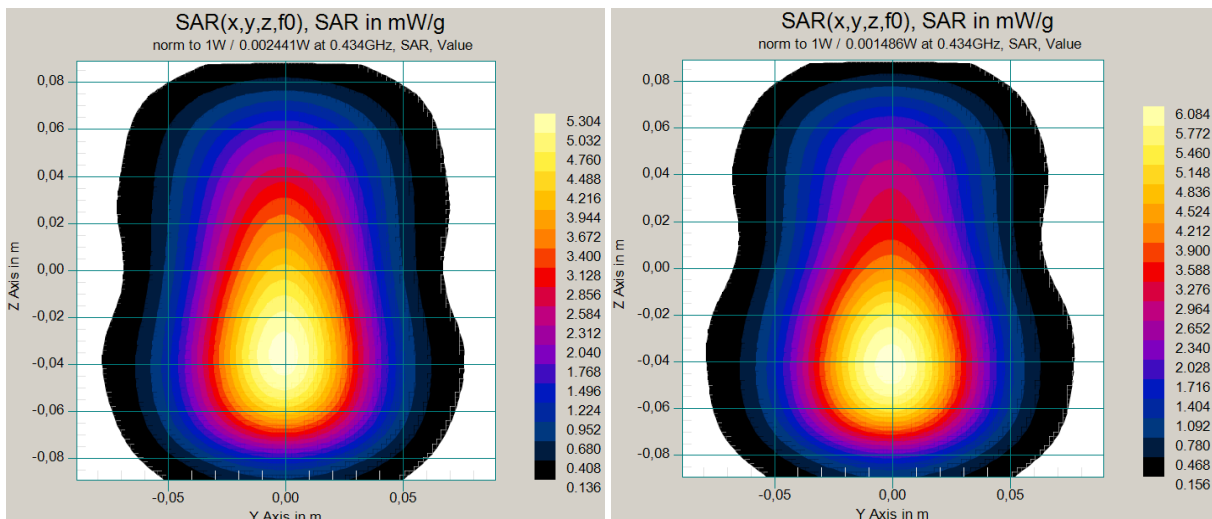
Při nižších délkách sondy se rozložení parametru SAR výrazně nemění, blíží-li se ale délka sondy výšce vlnovodu b , pak se ohnisko začne více vzdalovat středové ose, což je mírně patrné i z obrázku č. 11, kde jsou porovnána rozložení SAR při použití sond o zmíněných délkách. I z tohoto důvodu byla při návrhu finálního aplikátoru zvolena kratší délka sondy.



Obrázek 9 - Průběh S_{11} u aplikátoru BETA s parametry $DV = 140$ mm, $\epsilon_r = 13$, $DS = 60$ mm, $PS = 2,5$ mm, $VS = 25$ mm



Obrázek 10 - Průběh S_{11} u aplikátoru BETA s parametry $DV = 140$ mm, $\epsilon_r = 13$, $DS = 130$ mm, $PS = 2,5$ mm, $VS = 25$ mm



Obrázek 11 - Porovnání rozložení SAR u aplikátorů BETA s parametry DV = 140 mm, $\epsilon_r = 13$, PS = 2,5 mm, VS = 25 mm a a) DS = 60 mm, b) DS = 130 mm

2.3.3.2 Poloměr budící sondy

Změnou poloměru budící sondy lze upravit hodnotu S_{11} v minimu. Ta nejprve se zvětšujícím se poloměrem klesá, následně začne opět stoupat. Pozice minima se vlivem tohoto parametru mění pouze bezvýznamně.

Stejně jako jiné parametry je i poloměr sondy závislý na konkrétních podmínkách, tedy na zvoleném dielektriku a rozměrech jednotlivých částí aplikátoru. V tabulce č. 4 je demonstrováno, jak významný vliv může mít rozdíl v délce sondy pouhých 5 mm na změnu hodnoty S_{11} v minimu při změně poloměru sondy. U délky sondy 75 mm ovlivňuje poloměr sondy hodnotu S_{11} velmi výrazně, ta klesá téměř o 30 dB se změnou v poloměru o pouhý 1 mm, zatímco u sondy délky 80 mm se hodnota mění jen málo, dokonce začíná stoupat. Frekvenční pozice minima se mění pouze v řádu jednotek MHz.

Rozložení parametru SAR není změnou poloměru sondy výrazně ovlivněno.

Poloměr sondy PS [mm]	Délka sondy DS = 75 mm		Délka sondy DS = 80 mm	
	Frek. pozice minima [MHz]	Hodnota S_{11} v minimu [dB]	Frek. pozice minima [MHz]	Hodnota S_{11} v minimu [dB]
3,5	440,8	-17,48	443,8	-26,83
4,0	440,1	-27,14	445,0	-27,10
4,5	439,8	-45,27	446,0	-22,14

Tabulka 4 - Porovnání vlivu poloměru sondy o délce 75 mm a 80 mm na frekvenční pozici minima a hodnotu S_{11} v tomto minimu u aplikátoru GAMMA s parametry DV = 185 mm, $\epsilon_r = 6,5$ a VS = 20 mm

2.3.3.3 Vzdálenost budící sondy od zkratovaného konce

Vliv vzdálenosti budící sondy byl zkoumán přibližně jen do 30 mm od zkratovaného konce. Ačkoli může tento parametr výrazně ovlivnit jak frekvenční pozici minima, tak i hodnotu S_{11} v tomto minimu, není požadovaná změna v průběhu S_{11} předvídatelná. Z tohoto důvodu je vhodnější provést požadované úpravy minima výše zmíněnými parametry a vzdálenost sondy případně měnit během návrhu experimentálně, protože může v některých případech způsobit významné zlepšení.

Větší změna v rozložení parametru SAR při změně vzdálenosti budící sondy nebyla pozorována. Z tohoto důvodu může být někdy výhodné upravení pozice minima v průběhu S_{11} tímto parametrem oproti změně permitivity dielektrika, která rozložení SAR viditelně ovlivňuje. Je však nutné počítat s tím, že posun minima nebude v případě změny vzdálenosti sondy tak výrazný.

2.4 Finální navržené aplikátory

Na základě zkušeností získaných díky simulacím provedeným během této fáze projektu doporučuji se při návrhu aplikátorů zaměřit na změnu jednotlivých parametrů v tomto pořadí:

1. Délka sondy – prozkoumání různých délek sondy může vést k nalezení vhodné délky, díky níž vznikne minimum o výhodné hodnotě S_{11} , třebaže se bude nacházet na jiné než cílové frekvenci.
2. Relativní permitivita dielektrika – změnou hodnoty permitivity je možné posunout vzniklé minimum blíže cílové frekvenci, je však důležité při tom kontrolovat rozložení SAR, zda nedochází k jeho modifikaci. Vznik více ohnisek v rozložení SAR není možné tak snadno kompenzovat, proto je vhodné volit nižší hodnotu permitivity dielektrika, přestože aplikátor nebude přizpůsoben přímo na cílové frekvenci, ale na frekvenci mírně vyšší.
3. Délka vlnovodu – vzhledem k tomu, že změna délky vlnovodu ovlivňuje frekvenční pozici minima a způsobuje migraci ohniska SAR ve svislém směru podobně jako změna permitivity dielektrika, je možné jednak upravit pozici minima směrem k cílové frekvenci, jednak najít vhodnou délku vlnovodu tak, aby v kombinaci se zvolenou permitivitou došlo k přesunu ohniska co nejvíce na střed aplikátoru.
4. Vzdálenost sondy – ačkoli nemá změna vzdálenosti sondy velký vliv na rozložení SAR, průběh parametru S_{11} může ovlivnit výrazně. Přestože nebyla nalezena spolehlivá pravidelnost změny vlastností na základě změny tohoto parametru, doporučuji vyzkoušet více variant vzdálenosti sondy, protože je možné, že bude jiná vzdálenost nabízet výhodnější vlastnosti aplikátoru.
5. Poloměr sondy – poloměr sondy je vhodné upravovat až na konci návrhu, kdy se vzniklé minimum nachází blízko cílové frekvence, avšak nedosahuje tak nízké hodnoty S_{11} , jaká je požadována.

Zmíněný postup je opět pouze orientační. Jak již bylo zmíněno, změna jednotlivých parametrů se projevuje za každých podmínek jinak, a proto nelze očekávat, že nastavení parametrů v daných krocích bude finální.

2.4.1 Fyzické rozměry, dielektrikum finálních aplikátorů

V tabulce níže jsou uvedeny rozměry a relativní permitivity dielektrik finálních navržených aplikátorů. Vzhledem k tomu, že bylo při návrhu možné měnit celkem 5 parametrů, se dá s jistotou předpokládat, že kombinací hodnot jednotlivých parametrů vyhovujících zadání bude více.

Parametr	BETA	GAMMA
Šířka vlnovodu a [mm]	150	200
Výška vlnovodu b [mm]	150	200
Délka vlnovodu DV [mm]	140	185
Relativní permitivita dielektrika ϵ_r [-]	12	6,5
Délka sondy DS [mm]	60	75
Poloměr sondy PS [mm]	3,5	4,5
Vzdálenost sondy od zkrat. konce VS [mm]	15	20
Tloušťka bolusu TB [mm]	20	20

Tabulka 5 - Parametry finálních aplikátorů

Při případné výrobě navržených aplikátorů by neměl vzniknout velký problém s vytvořením vlnovodu či sondy odpovídajících rozměrů. Komplikace však může nastat u volby materiálu dielektrika, neboť permitivita byla při návrhu zvolena pouze teoreticky bez zamýšlení použití konkrétního materiálu.

V dnešní době je již možná výroba materiálu s dielektrickými parametry přesně podle požadavku. V České republice se touto problematikou již řadu let zabývá např. specializované pracoviště FT UTB ve Zlíně, kde dokáží vyrobit takový materiál na bázi polymeru. Další možností pak samozřejmě je zvolit již existující materiál s hodnotou relativní permitivity co nejbližší relativní permitivitě navrhované. Přehled odpovídajících materiálů je uveden v tabulce č. 6.

	Materiál	Rel. permitivita ϵ_r [-]	Frekvence [MHz]	Teplota [C°]
BETA	Selenium, multi-crystal-line ^h (pevné skupenství, krystal)	11	300	25
	n-Butyl alcohol ^d (kapalné skupenství, alifatický alkohol)	11,5	300	25
GAMMA	Ceramic F-66 ^c (pevné skupenství, keramika)	6,22	100	25
	Steatite Body 7292 ^a (pevné skupenství, keramika)	6,53	300	25
	Poly-2,5-dichlorostyrene (pevné skupenství, umělá hmota)	6,01	300	23

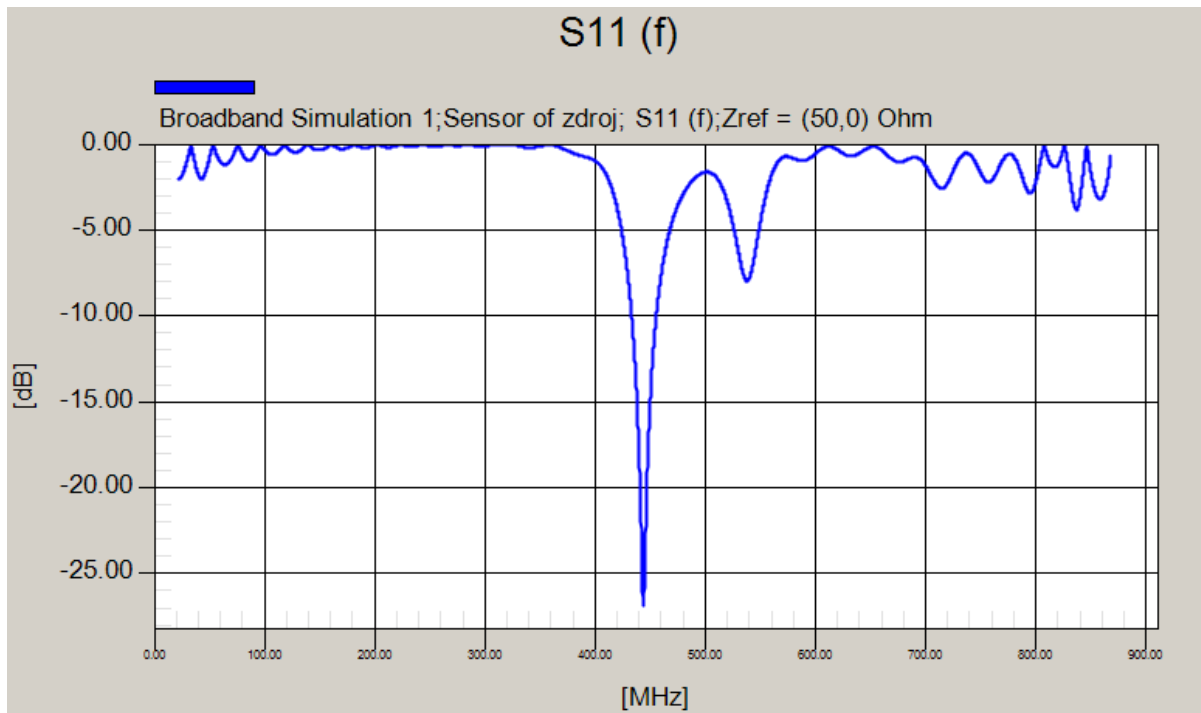
Tabulka 6 - Přehled materiálů s požadovanou hodnotou relativní permitivity pro výplň aplikátorů [5]

Rozdíl mezi reálnou a navrhovanou permitivitou dielektrika může způsobit změnu vlastností navrženého aplikátoru. V tom případě je možné pokusit se o kompenzaci úpravou délky vlnovodu.

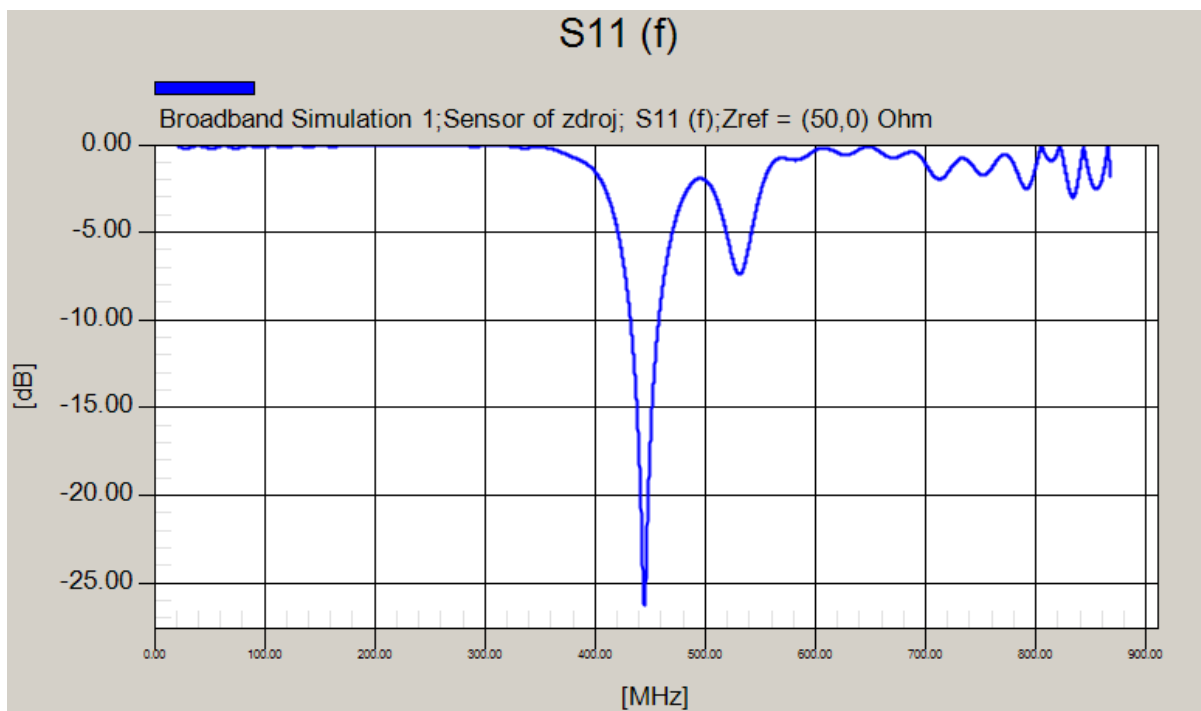
Délka vlnovodu a permitivita dielektrika ovlivňují zkoumané vlastnosti aplikátoru podobným způsobem – oba parametry způsobují migraci ohniska ve vertikální rovině a posunují frekvenční pozici

minima. Jako příklad jsou uvedeny 2 aplikátory GAMMA, oba s parametry budící sondy $DS = 80$ mm, $PS = 3,5$ mm a $VS = 20$ mm. V prvním případě je aplikátor délky 185 mm a je vyplněn dielektrikem s relativní permitivitou 6,5, u druhého aplikátoru byla relativní permitivita změněna na hodnotu 7 a délka vlnovodu byla následně upravena na 175 mm.

Obrázky č. 12 a 13 ukazují průběhy parametru S_{11} těchto aplikátorů. Je možné si všimnout, že se od sebe oba průběhy téměř neliší. Porovnání frekvenční pozice minima, hodnoty S_{11} v tomto minimu a hodnoty S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz je uvedeno v tabulce č. 7. Stejně tak jsou si velmi podobná i rozložení SAR na povrchu fantomu způsobená těmito aplikátory.



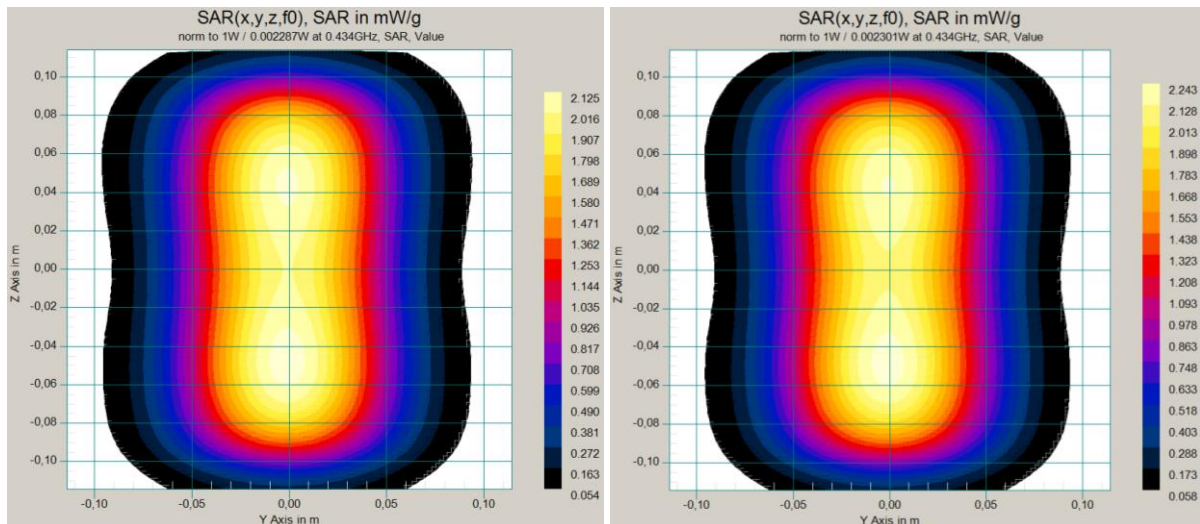
Obrázek 12 - Průběh S_{11} u aplikátoru GAMMA s parametry $DV = 185$ mm, $\epsilon_r = 6,5$, $DS = 80$ mm, $PS = 3,5$ mm, $VS = 20$ mm



Obrázek 13 - Průběh S_{11} u aplikátoru GAMMA s parametry $DV = 175$ mm, $\epsilon_r = 7$, $DS = 80$ mm, $PS = 3,5$ mm, $VS = 20$ mm

Aplikátor	Frekvenční pozice minima [MHz]	Hodnota S_{11} v tomto minimu [dB]	Hodnota S_{11} na frekvenci 434 MHz [dB]
DV = 185 mm, $\epsilon_r = 6,5$	444,8	-26,25	-11,31
DV = 175 mm, $\epsilon_r = 7$	443,8	-26,83	-10,64

Tabulka 7 - Přehled vlastností aplikátorů GAMMA jako ukázka možnosti kompenzace rozdílu permitivity navrženého a reálného dielektrika



Obrázek 14 - Porovnání rozložení SAR u aplikátorů GAMMA s parametry DS = 80 mm, PS = 3,5 mm, VS = 20 mm a a) DV = 185 mm, $\epsilon_r = 6,5$, b) DV = 175 mm, $\epsilon_r = 7$

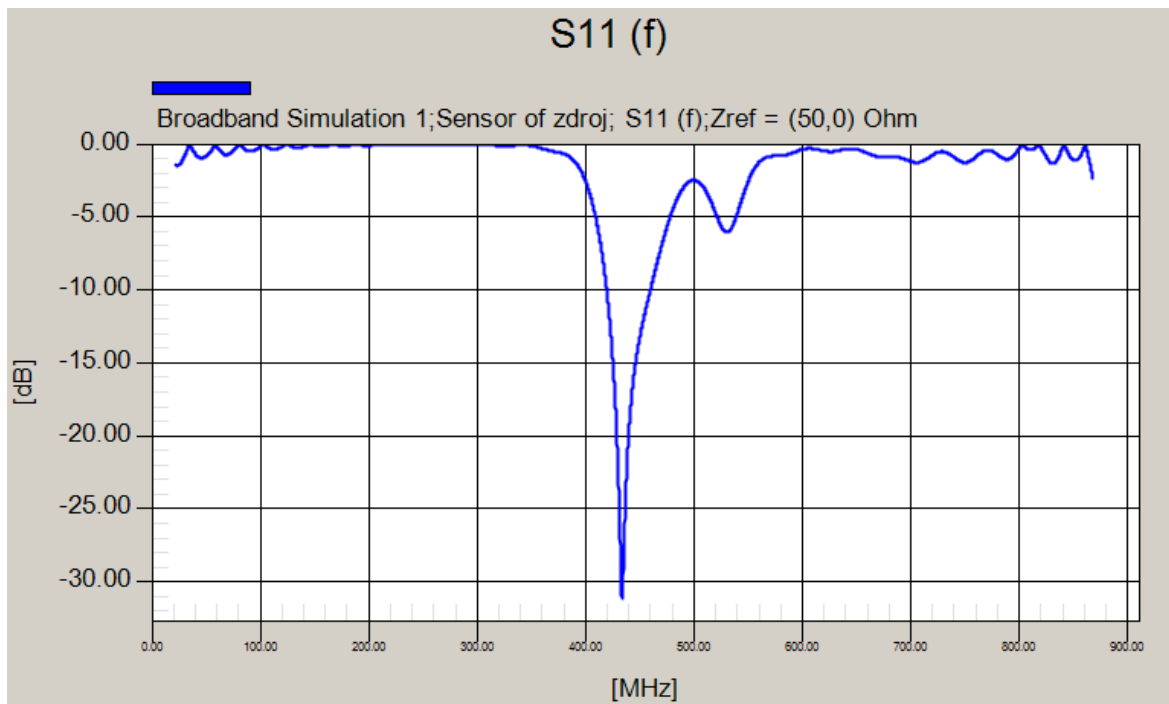
Jak již bylo však několikrát zmiňováno, změna jednoho parametru se může projevit jinak při různém nastavení parametrů zbylých. Proto je nutné upozornit, že budou-li v případě těchto aplikátorů měněny rozměry sondy, způsobí u každého z aplikátorů jinou změnu zkoumaných vlastností.

2.4.2 Vlastnosti finálních aplikátorů

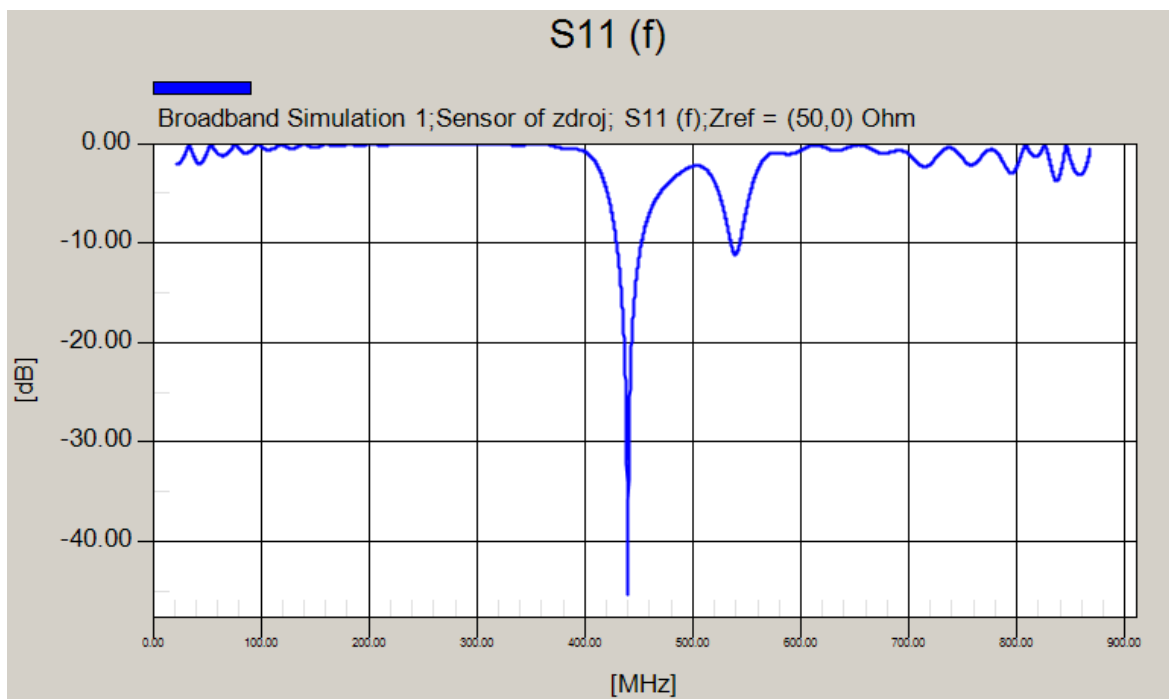
Na obrázcích níže jsou zobrazeny jak průběhy S_{11} obou navržených aplikátorů, tak jejich rozložení SAR na povrchu fantomu a ve svislém i vodorovném řezu fantomem. Z tabulky č. 8 je patrné, že oba aplikátory splňují podmínku impedančního přizpůsobení, tedy že na cílové frekvenci 434 MHz dosahují hodnoty S_{11} nižší než -10 dB.

Při návrhu aplikátorů byla pokaždé zvolena jiná strategie. U aplikátoru BETA byl kladen důraz na impedanční přizpůsobení, u kterého byla snaha dosáhnout výrazně nižší hodnoty, než která je požadována v zadání. Bylo předpokládáno, že jiné druhy modelů fantomu použité v následující části práce mohou parametr zhoršit, proto byla vytvořena rezerva a minimum bylo co nejvíce přiblíženo cílové frekvenci 434 MHz již v této fázi projektu.

Prioritou během návrhu aplikátoru GAMMA bylo dosažení vyváženého a osově souměrného rozložení parametru SAR, přestože minimum parametru S_{11} bude více vzdáleno cílové frekvenci než u aplikátoru BETA. Nicméně na základě znalostí získaných z předchozího projektu [9] by měla být tato vzdálenost snadno minimalizována zvolením vhodné tloušťky vodního bolusu, která bude řešena v následující kapitole.



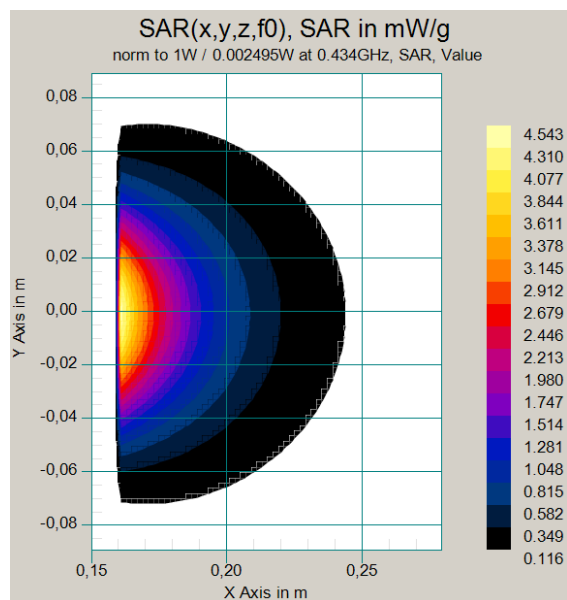
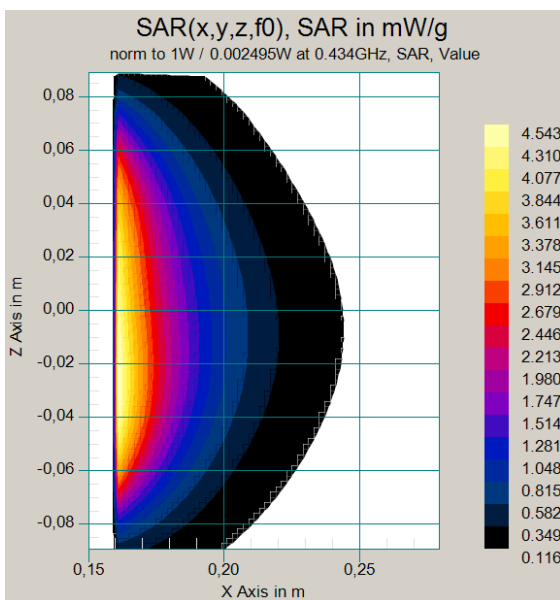
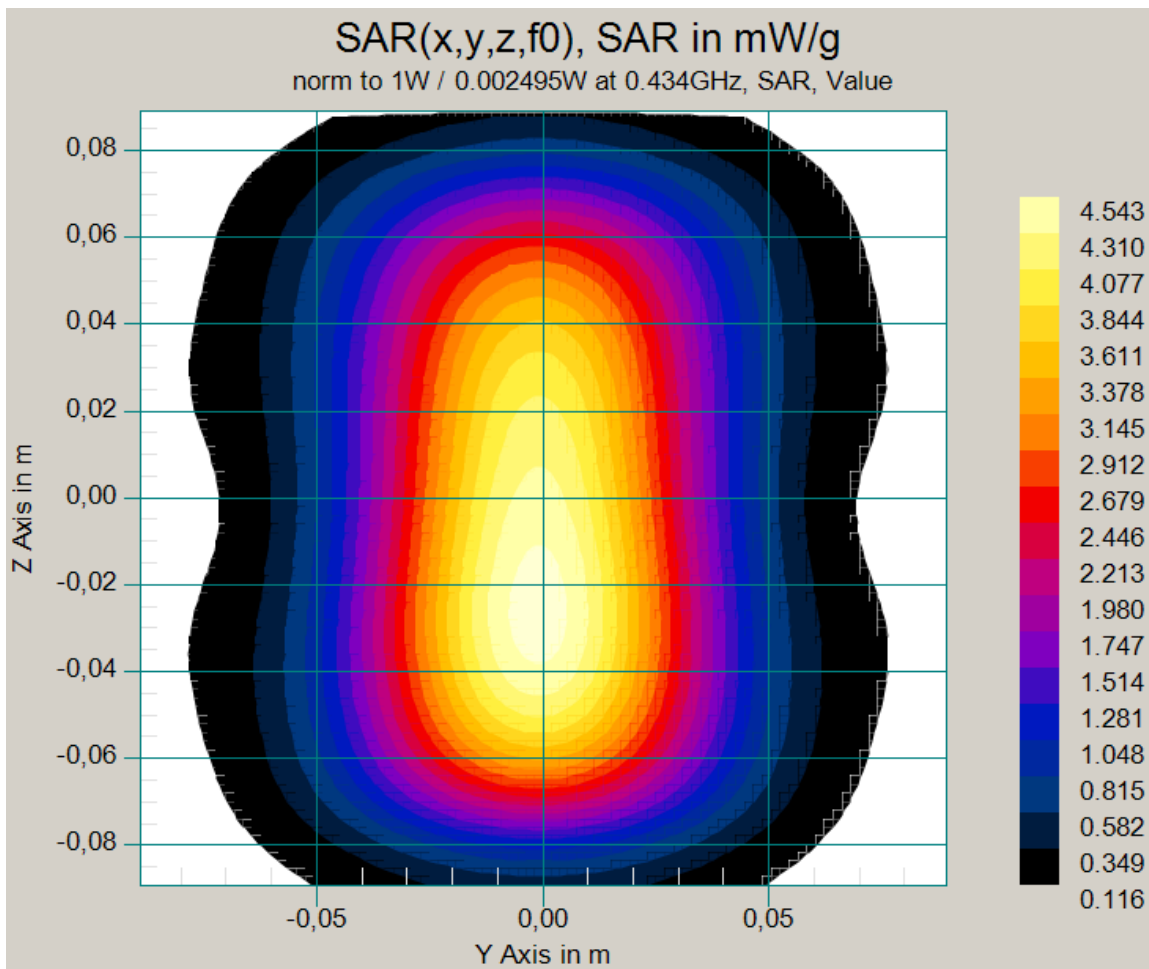
Obrázek 15 - Průběh parametru S_{11} u finálního aplikátoru BETA



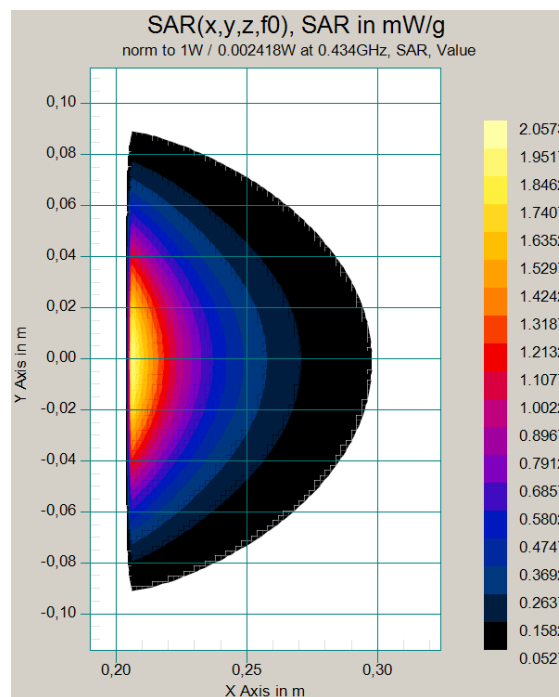
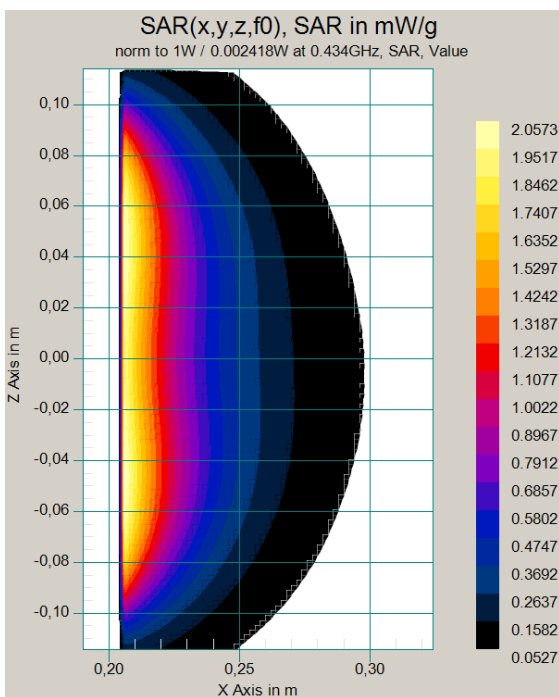
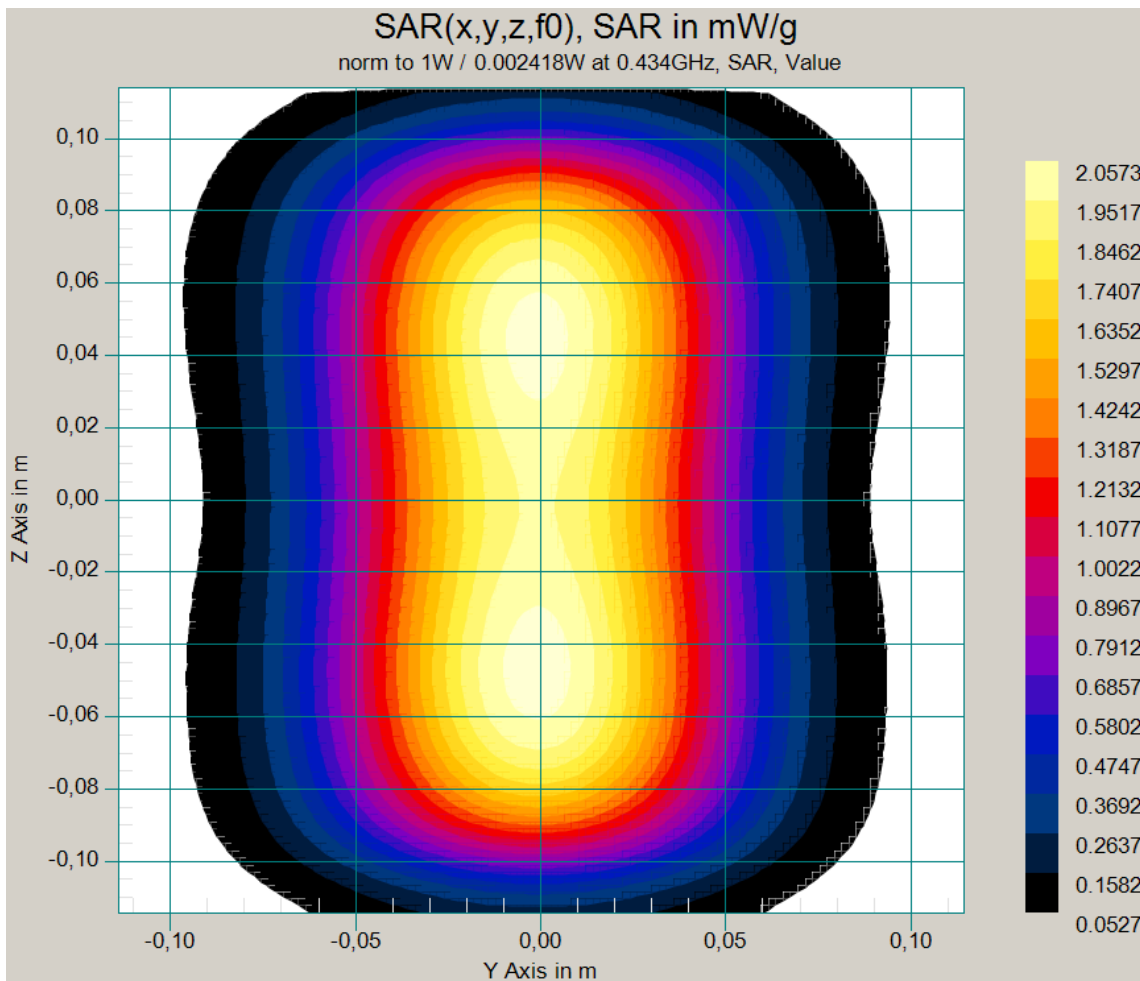
Obrázek 16 - Průběh parametru S_{11} u finálního aplikátoru GAMMA

Parametr	BETA	GAMMA
Frekvenční pozice minima S_{11} [MHz]	433,7	439,8
Hodnota S_{11} v tomto minimu [dB]	-31,08	-45,27
Hodnota S_{11} na frekvenci 434 MHz [dB]	-30,87	-15,23
Rozsah frekvencí, pro které $S_{11} < -10$ dB [MHz]	419,4 – 459,8	429,4 – 452,4

Tabulka 8 - Vlastnosti finálních aplikátorů



Obrázek 17 - Rozložení parametru SAR u finálního aplikátoru BETA a) na povrchu fantomu, b) ve svislém řezu (rovina E), c) ve vodorovném řezu (rovina H)



Obrázek 18 - Rozložení parametru SAR u finálního aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) ve svislém řezu (rovina E), c) ve vodorovném řezu (rovina H)

3 OPTIMALIZACE VODNÍHO BOLUSU

3.1 Vodní bolus

3.1.1 Funkce vodního bolusu

Vodní bolus je vrstva, která se v lokální termoterapii vkládá mezi aplikátor a tělo pacienta. Je to v podstatě vak z tenké vrstvy PVC materiálu vyplněný destilovanou vodou.

Vodní bolus má několik funkcí. Napomáhá např. k lepšímu přilnutí aplikátoru k nerovnému povrchu tkáně, čímž zabraňuje vzniku vzduchových mezer, které by následně mohly deformovat požadované rozložení parametru SAR. Dále pak také slouží k lepšímu impedančnímu přizpůsobení aplikátoru ke tkáni, díky čemuž více energie prostupuje do tkáně a méně se jí odráží zpět do aplikátoru.

Při léčbě termoterapií dochází k největšímu ohřevu na povrchu tkáně, který může způsobit přehřátí pokožky a následný vznik puchýřů, ve vzácných případech až vznik hlubších popálenin v podkožní tkáni. Vodní bolus může být použit i pro řešení tohoto problému, kdy je prouděním studené vody v bolusu povrch tkáně ochlazen a k ohřevu tak dochází především ve svalové tkáni pod povrchem, kde se nádory nejčastěji nacházejí [8].

3.1.2 Vliv vodního bolusu na zkoumané parametry

3.1.2.1 Vliv na parametr S_{11}

Přiložením vodního bolusu lze posunout frekvenční pozici minima v průběhu parametru S_{11} . Díky vhodné volbě tloušťky bolusu je tedy možné přiblížit minimum cílové frekvenci 434 MHz, díky čemuž dochází na této frekvenci k poklesu hodnoty S_{11} a tím i ke zlepšení impedančního přizpůsobení.

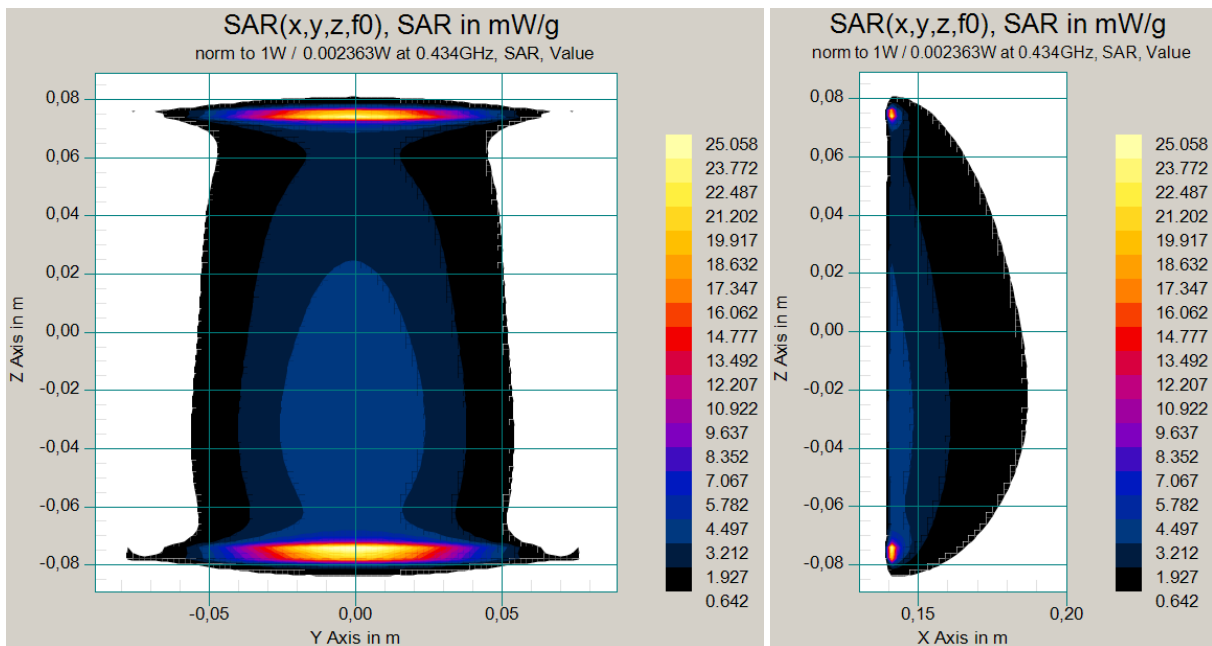
Úpravu frekvenční pozice minima S_{11} je prostřednictvím vodního bolusu možné realizovat pouze v rámci několika málo desítek MHz, přesný rozsah závisí jak na volbě parametrů daného aplikátoru, tak na zvoleném fantomu tkáně a jeho vlastnostech. Z toho důvodu musí být aplikátor alespoň nahrubo na cílovou frekvenci naladěn.

Dále se může stát, že po přiložení bolusu vznikne v průběhu parametru S_{11} více lokálních minim. To pouze znamená, že je aplikátor přizpůsoben ještě na jinou frekvenci kromě té cílové, a na jeho funkci to nemá výrazný vliv [9].

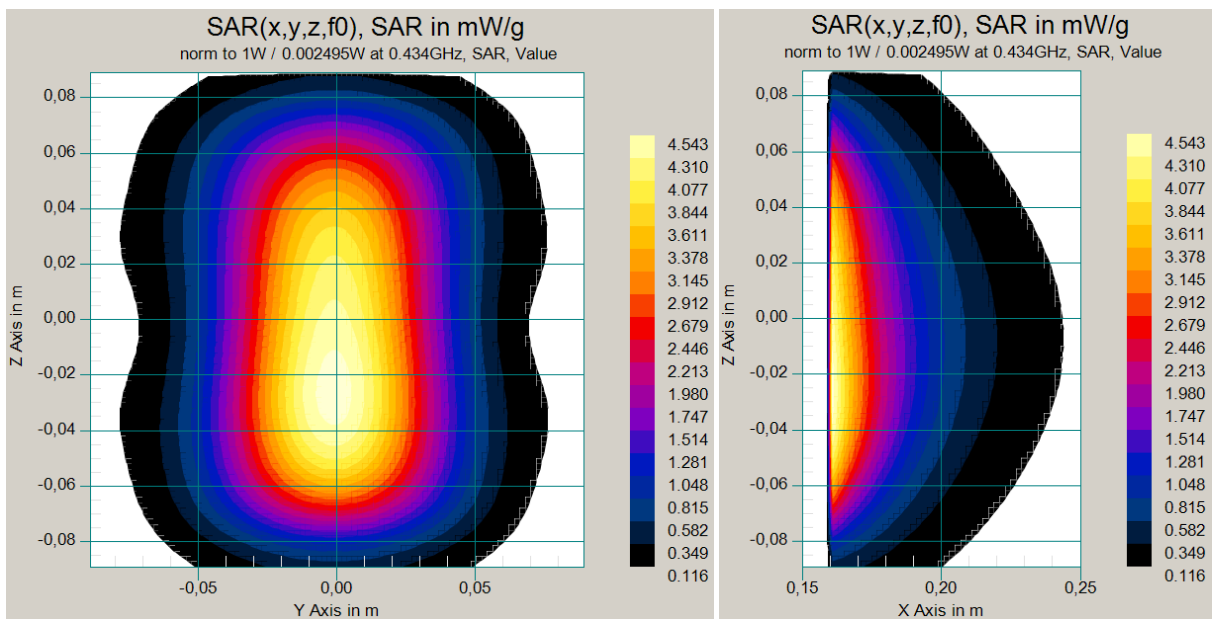
3.1.2.2 Vliv na parametr SAR

Ideální rozložení parametru SAR je takové, při němž je většina energie koncentrována na střed aplikátoru a její úbytek směrem k jeho stěnám je pozvolný. Jak je vidět na obr. č. 19, bez přiložení vodního bolusu dochází ke vzniku dvou ostrých ohnisek při stěnách aplikátoru. Toto rozložení SAR je pro léčbu naprosto nevhodné nejen proto, že energie není dostatečně rozptýlena a léčba by tak nebyla účinná, ale také kvůli tomu, že by vysoká koncentrace energie při stěnách mohla způsobit přehřátí pokožky.

Díky vodnímu bolusu dochází k rozptýlení energie po celé ploše fantomu tkáně v místě přiložení aplikátoru a vzniku pouze jednoho ohniska, které se nachází v blízkosti středu aplikátoru, viz obr. č. 20. Vliv vodního bolusu na rozložení parametru SAR je tedy zásadní, proto je vhodné ho zahrnout do simulací již při návrhu aplikátoru, jako tomu bylo v případě této práce.



Obrázek 19 - Rozložení SAR u aplikátoru BETA bez přiložení vodního bolusu a) na povrchu agarového fantomu, b) ve svislém řezu fantomem (E rovina)



Obrázek 20 - Rozložení SAR u aplikátoru BETA s přiložením vodního bolusu o tloušťce 20 mm a) na povrchu agarového fantomu, b) ve svislém řezu fantomem (E rovina)

3.2 Optimalizace bolusu

V této podkapitole je zkoumán vliv vložení vodního bolusu mezi vlnodivný aplikátor a fantom simulující biologickou tkáň. Vodní bolus byl simulován pouze jako vrstva destilované vody o relativní permitivitě $\epsilon_r = 78$ při pokojové teplotě, obal z PVC materiálu byl zanedbán. Bolus i fantom přesahovaly stěny aplikátoru o 15 mm ve všech směrech.

Byla zkoumána tloušťka vodního bolusu od 0 do 70 mm, s krokem 5 mm. Optimální tloušťka vodního bolusu byla též určována s přesností na 5 mm, protože po přiložení na nerovný povrch těla se bolus deformuje a přesnější určení optimální tloušťky by tak bylo zbytečné, neboť není možné ji tak přesně nastavit.

U parametru S_{11} byly zaznamenávány především frekvenční pozice lokálního minima nejbližšího cílové frekvenci 434 MHz, hodnota S_{11} v tomto minimu a hodnota S_{11} na frekvenci 434 MHz. Tyto hodnoty byly vyneseny do grafů, které jsou k nalezení níže v této podkapitole. U rozložení parametru SAR byl kladen důraz na jeho tvar, středovou souměrnost a vytvoření pouze jednoho ohniska, které by se mělo nacházet co nejbližže středu aplikátoru. Vlivy jednotlivých modelů fantomu a různých tloušťek vodního bolusu na rozložení SAR jsou demonstrovány na příkladech, při vložení více obrázků by byla tato práce příliš rozsáhlá. Pro lepší představu je možné prostudovat přílohy, které obsahují všechny provedené simulace související s optimalizací tloušťky vodního bolusu. Je nutné dodat, že vykreslovací funkce programu SEMCAD X není ideální, protože hodnoty parametru SAR pod určitou hranicí již nejsou zobrazeny. Bílé plochy v rozložení SAR tak neznamenají, že zde nebyla hodnota SAR počítána nebo že je hodnota v těchto místech nulová. I zde dochází k ohřevu, avšak k příliš malému na to, aby byl programem vykreslen.

Hlavním kritériem pro určení optimální tloušťky bolusu byla minimální hodnota S_{11} na cílové frekvenci, v potaz bylo bráno i pravidelné rozložení SAR a případně členitost části těla, která by měla být aplikátorem léčena. V případě členitého povrchu těla (např. oblast krku) je vhodnější použití vodního bolusu o větší tloušťce, díky čemuž je možné zajistit kontakt mezi tělem a aplikátorem v celé léčené oblasti a vyhnout se tak vzniku vzduchových mezer, které by mohly jednak deformovat plánované rozložení SAR, tak i zvýšit hodnotu S_{11} . Je-li povrch méně členitý (např. záda, břicho), používá se v praxi spíše menší tloušťka vodního bolusu.

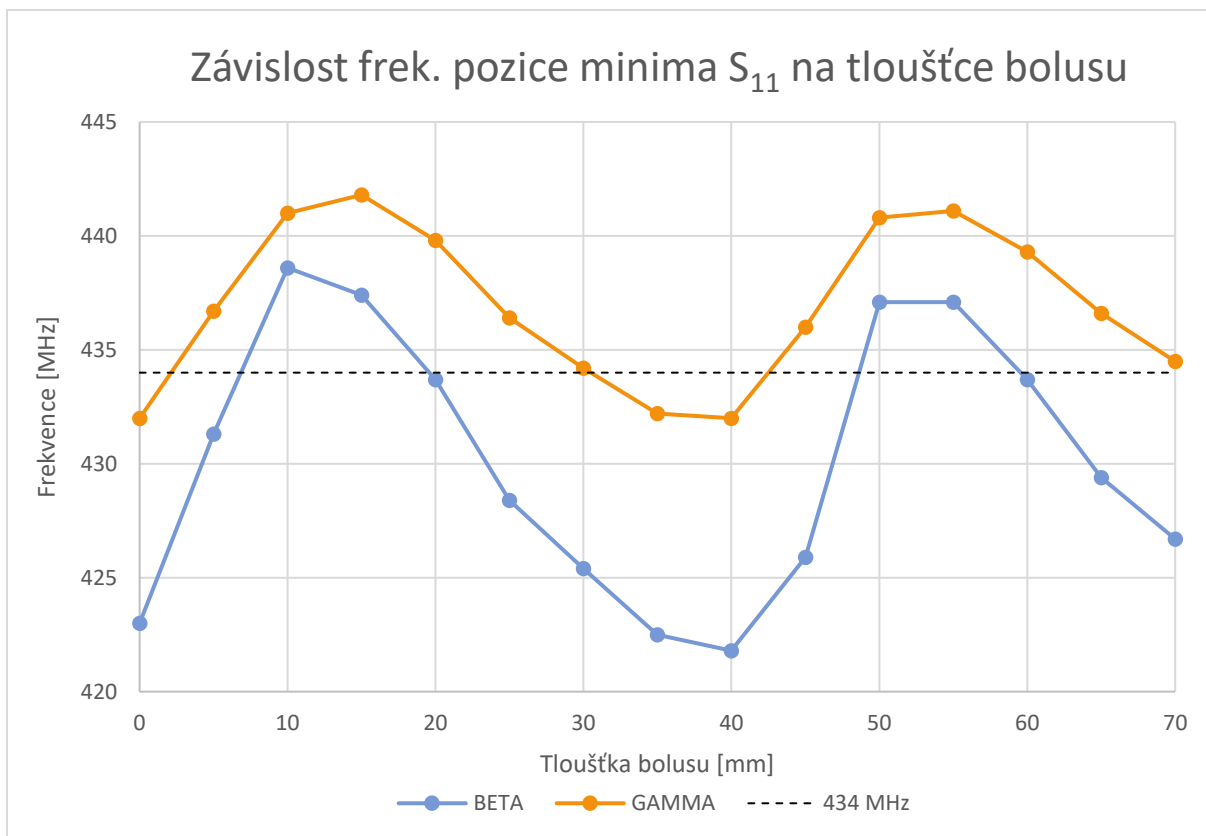
3.2.1 Model agarového fantomu

Pro testování vlivu tloušťky vodního bolusu byl nejprve zvolen model agarového fantomu, který byl kvůli své jednoduchosti a homogenitě použit již při návrhu aplikátorů, kde byla snaha se vyhnout neznámým vlivům složitějších modelů. Model tohoto fantomu byl do této části práce tedy zahrnut kvůli získání základních poznatků o rozložení a závislostech zkoumaných parametrů a též kvůli možnosti porovnání vlivu více vrstev fantomu na tyto parametry oproti fantomu jednovrstvému.

Díky svým vlastnostem podobným svalové tkáni (viz tabulka č. 9, převzato ze zdroje [6]) a možnosti snadné výroby se agarový fantom často používá pro testování aplikátorů, především pro měření rozložení parametru SAR, které se dá jen velmi obtížně měřit přímo na pacientovi.

Model agarového fantomu			
Tloušťka vrstvy [mm]	Rel. permitivita ϵ_r [-]	Měrná vodivost σ [S/m]	Měrná hustota ρ [kg/m ³]
120	54	0,8	1000

Tabulka 9 – Tloušťka a parametry modelu agarového fantomu na frekvenci 434 MHz



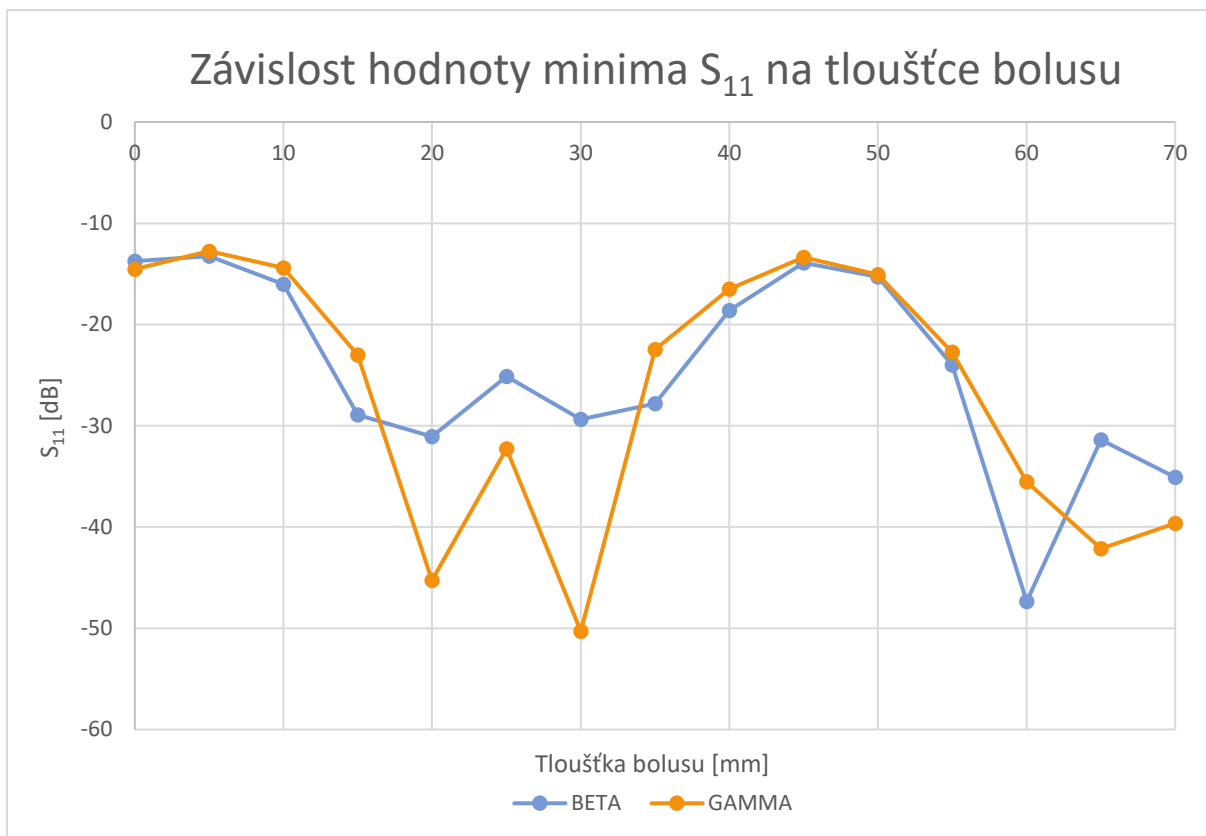
Obrázek 21 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu u modelu agarového fantomu

Na obrázku č. 21 je možné pozorovat graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu. Je patrné, že je tato závislost periodická, a bude tedy pravděpodobně existovat více vhodných tloušťek vodního bolusu, z nichž bude možné zvolit tloušťku optimální.

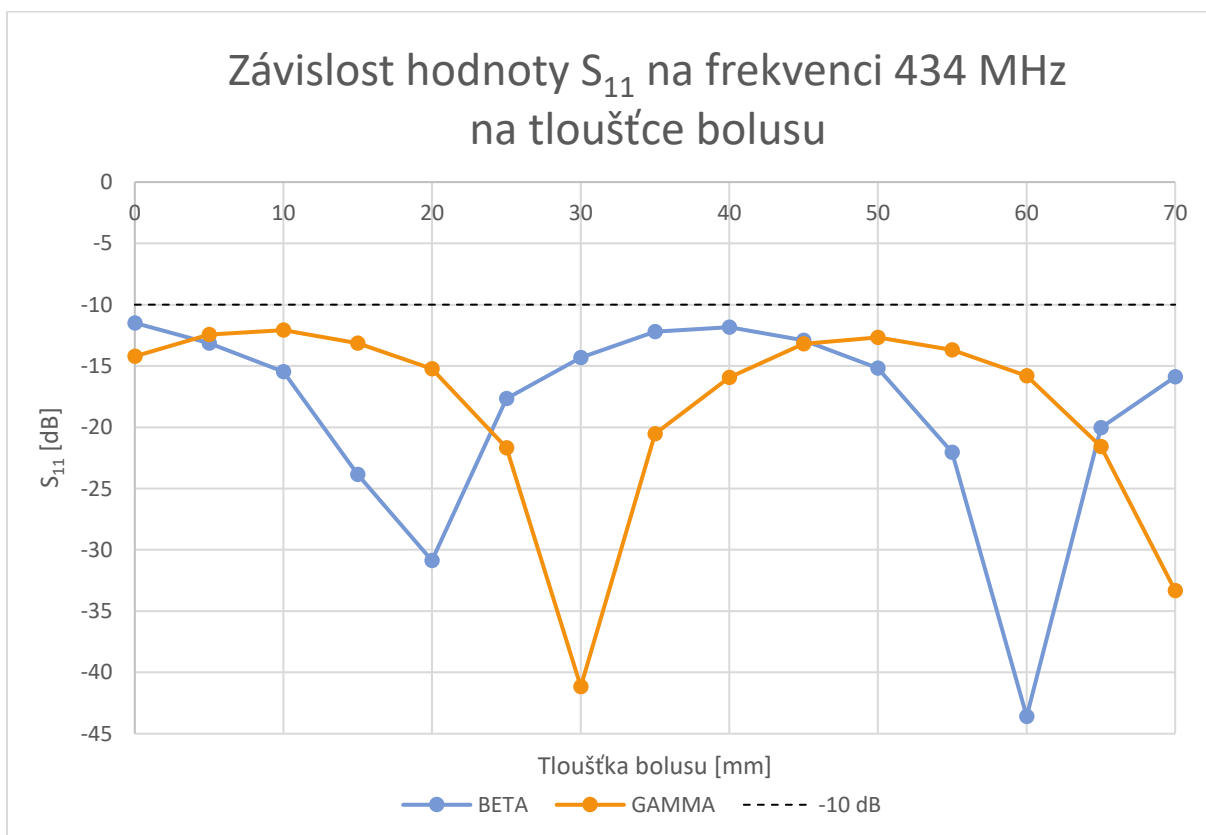
Dá se také předpokládat, že vhodné tloušťky bolusu budou takové, při nichž průběhy na grafu č. 21 procházejí hodnotou cílové frekvence 434 MHz, tedy při nichž se bude minimum S_{11} nacházet právě na cílové frekvenci. Vzhledem k tomu, že v tomto grafu je nárůst frekvence strmější než její pokles, je preferováno volit tloušťku bolusu právě v místech klesání frekvence, protože zde nepřesné nastavení tloušťky bolusu způsobí menší chybu ve frekvenční pozici minima.

Dále se dalo očekávat, že se bude průběh závislosti frekvenční pozice minima u aplikátoru BETA nacházet na nižších frekvencích než průběh této závislosti u aplikátoru GAMMA, a to z toho důvodu, že byl na cílovou frekvenci lépe naladěm (při $TB = 20$ mm se minimum S_{11} nachází na 433,7 MHz), zatímco aplikátor GAMMA byl přizpůsoben na frekvenci vyšší (při stejné tloušťce bolusu je minimum S_{11} na 439,8 MHz). U aplikátoru BETA je možné tloušťkou vodního bolusu upravovat frekvenční pozici minima ve větším rozsahu. Konkrétní důvod není známý, ale pravděpodobně souvisí s nastavením jednotlivých parametrů při návrhu aplikátoru.

Na obrázku č. 22 je zobrazena závislost hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu. Ačkoli průběhy nevykazují výraznou periodickou pravidelnost, je možné si povšimnout, že se průběhy aplikátorů BETA a GAMMA vzájemně podobají.



Obrázek 22 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u modelu agarového fantomu



Obrázek 23 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu u modelu agarového fantomu

Na posledním grafu u modelu agarového fantomu (obr. č. 23) je vidět závislost hodnoty S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu. Tento graf ukazuje, že oba aplikátory splňují u tohoto modelu podmínku impedančního přizpůsobení v celém rozsahu zkoumaných tlouštěk bolusu, tedy že se oba průběhy nacházejí pod hranicí hodnoty $S_{11} = -10$ dB.

Oba průběhy jsou opět periodické a dosahují v rozsahu zkoumaných tlouštěk bolusu dvou lokálních minim, ačkoli odhaduji, že by se při rozšíření zkoumaných tlouštěk bolusu nacházelo druhé minimum u aplikátoru GAMMA spíše na 75 mm tloušťky bolusu. Na základě těchto lokálních minim byly navrženy vhodné tloušťky vodního bolusu uvedené v tabulce č. 10.

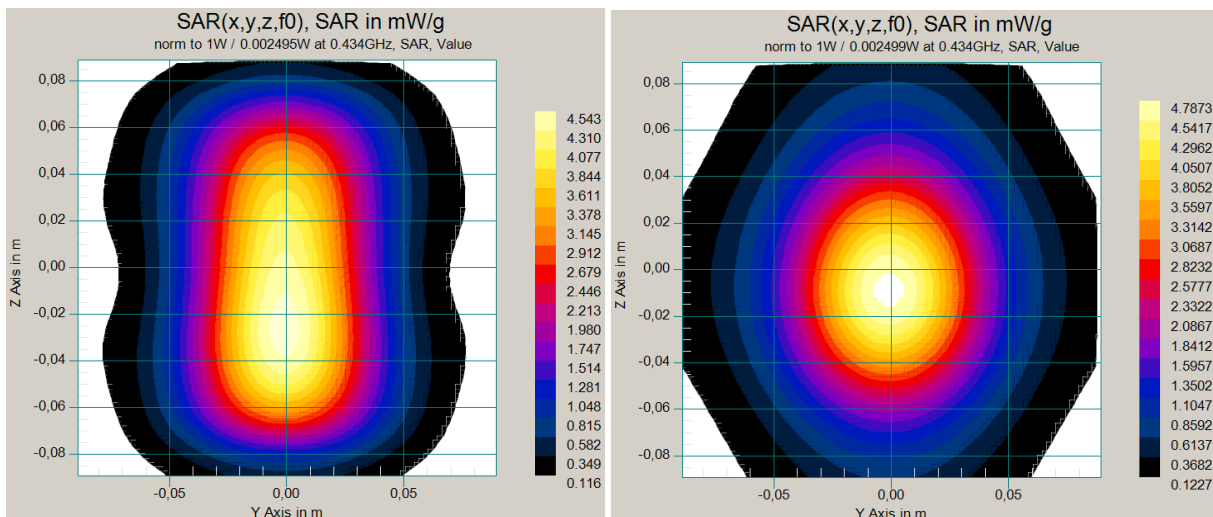
Posun mezi průběhy jednotlivých aplikátorů v grafu na obr. č. 23 je opět způsoben rozdílným počátečním přizpůsobením aplikátorů při návrhu. Protože byl aplikátor GAMMA naladěn na vyšší frekvenci, bylo nutné použití bolusu o větší tloušťce, aby frekvenční pozice minima klesla na cílovou frekvenci 434 MHz.

Model agarového fantomu				
	Tloušťka bolusu [mm]	S_{11} na 434 MHz [dB]	Frekvenční pozice minima [MHz]	Frekvenční rozsah ovlivnitelný bolusem [MHz]
BETA	20	-30,87	433,7	≈ 16,8 MHz (421,8 – 438,6)
	60	-43,59	433,7	
GAMMA	30	-41,16	434,2	≈ 9,8 MHz (432,0 – 441,8)
	70	-33,33	434,5	

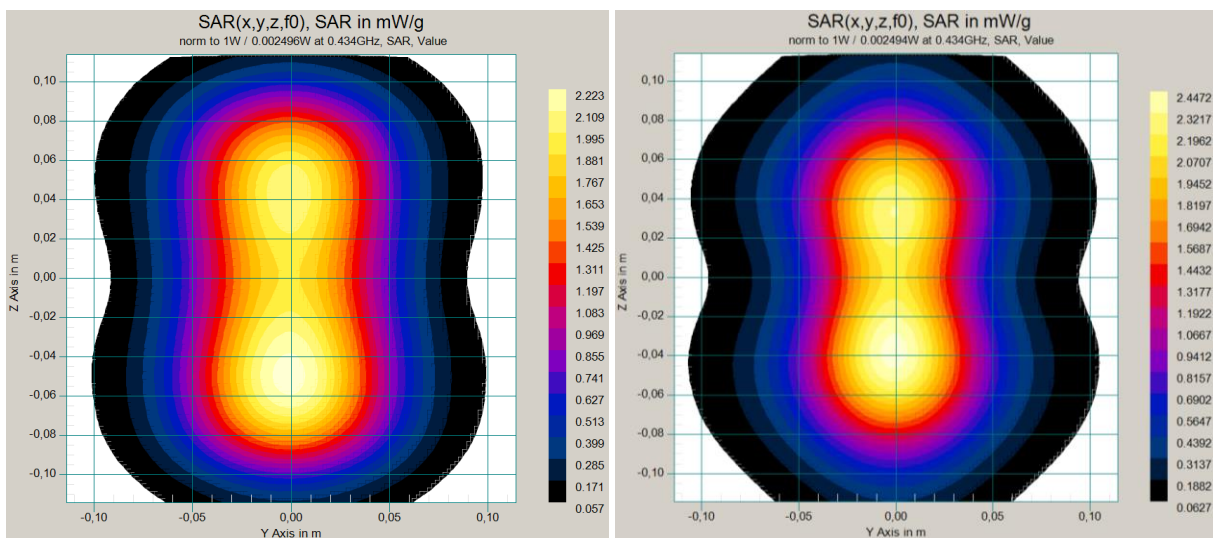
Tabulka 10 – Přehled výsledků pro agarový model fantomu

V tabulce č. 10 byly navrženy dvě vhodné tloušťky vodního bolusu pro oba řešené aplikátory. Optimální tloušťku bolusu je možné zvolit pouze na základě menší hodnoty S_{11} na cílové frekvenci či je možné také zvážení plánované aplikace. V druhém případě je prvním kritériem pro rozhodnutí členitost části těla, ke které bude aplikátor přiložen. Při větší členitosti se doporučuje také větší tloušťka bolusu, aby aplikátor lépe přiléhal ke tkáni a nedošlo ke vzniku vzduchových mezer. Druhým kritériem je pak velikost a tvar nádoru. Jak ukazuje obrázek č. 24 (aplikátor BETA), za použití menší tloušťky bolusu je rozložení parametru SAR spíše oválného až obdélníkového tvaru, u použití větší tloušťky přechází rozložení SAR v tomto případě do tvaru kruhového. Plocha ohřevu je v druhém případě sice menší, výhodou je na druhou stranu její souměrné rozložení, zatímco v prvním případě je ohnisko výrazně posunuto mimo střed aplikátoru. U aplikátoru GAMMA (obr. č. 25) není rozdíl v rozložení SAR u obou navržených tlouštěk bolusu tak výrazný. Obě rozložení jsou podobného tvaru, avšak větší plocha ohřevu u menší tloušťky bolusu a lepší vycentrování za použití větší tloušťky bolusu platí i pro tento případ.

Volba optimální tloušťky bolusu na základě velikosti a tvaru nádoru je u modelu agarového fantomu pouze teoretická, u dalších modelů více podobných tělu pacienta již nebude mezi rozloženími SAR tolik pozorovatelný rozdíl, viz níže.



Obrázek 24 - Rozložení SAR na povrchu agarového fantomu u aplikátoru BETA za použití bolusu o tloušťce a) 20 mm, b) 60 mm

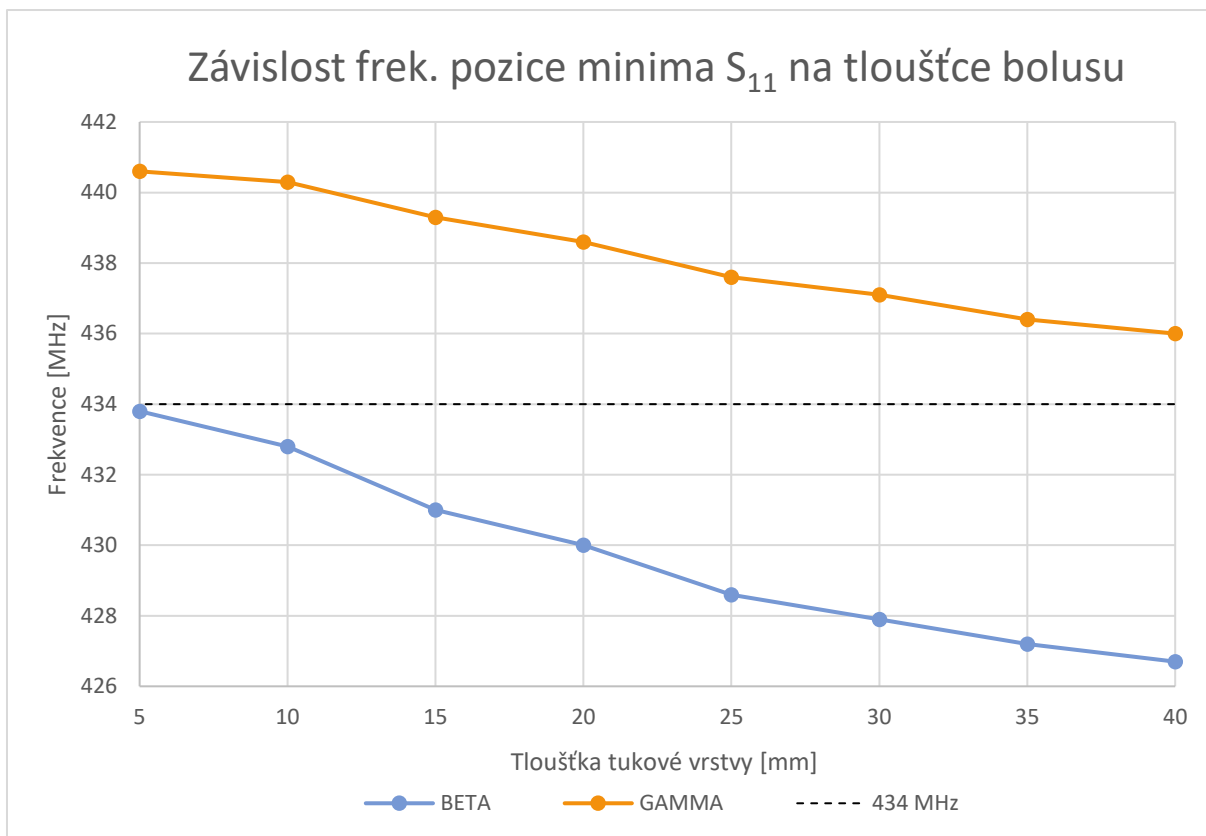


Obrázek 25 - Rozložení SAR na povrchu agarového fantomu u aplikátoru GAMMA za použití bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm

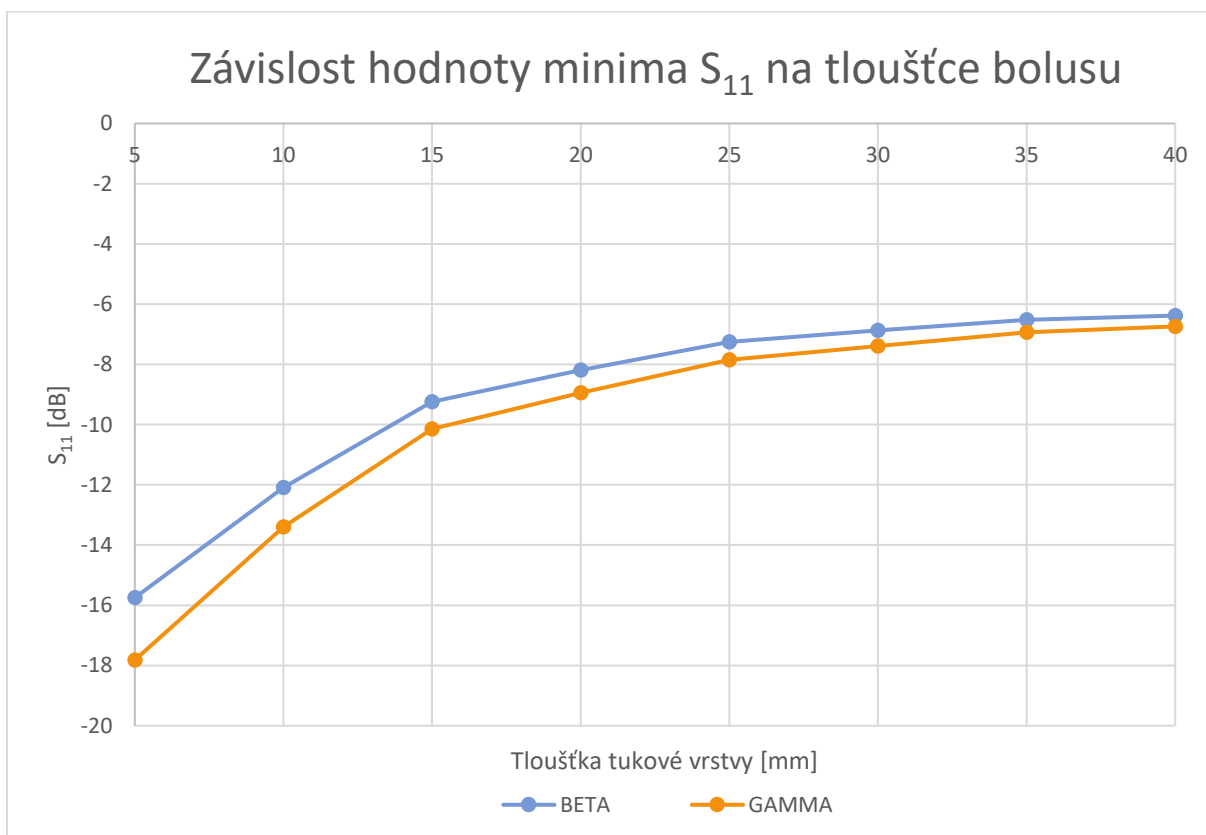
3.2.2 Třívrstvý model

U dalšího modelu bylo záměrem simulovat lidské tělo věrohodněji, proto byl zvolen model třívrstvý skládající se z vrstvy kůže, tukové a svalové tkáně. Průchod elektromagnetické vlny fantomem je nyní komplikován přechodem mezi jednotlivými vrstvami s odlišnými vlastnostmi.

Kromě vlivu tloušťky vodního bolusu byl u tohoto modelu zkoumán i vliv tloušťky tukové vrstvy, neboť ta se může velmi lišit nejen u různých lidí s rozdílnými proporcemi, ale i v rámci těla jednoho pacienta, kdy rozložení tkáně např. v oblasti břicha a končetin je bezpochyby jiné. Grafy závislosti frekvenční pozice a hodnoty minima S_{11} na tloušťce tukové vrstvy jsou zobrazeny na obrázcích č. 26 a 27.



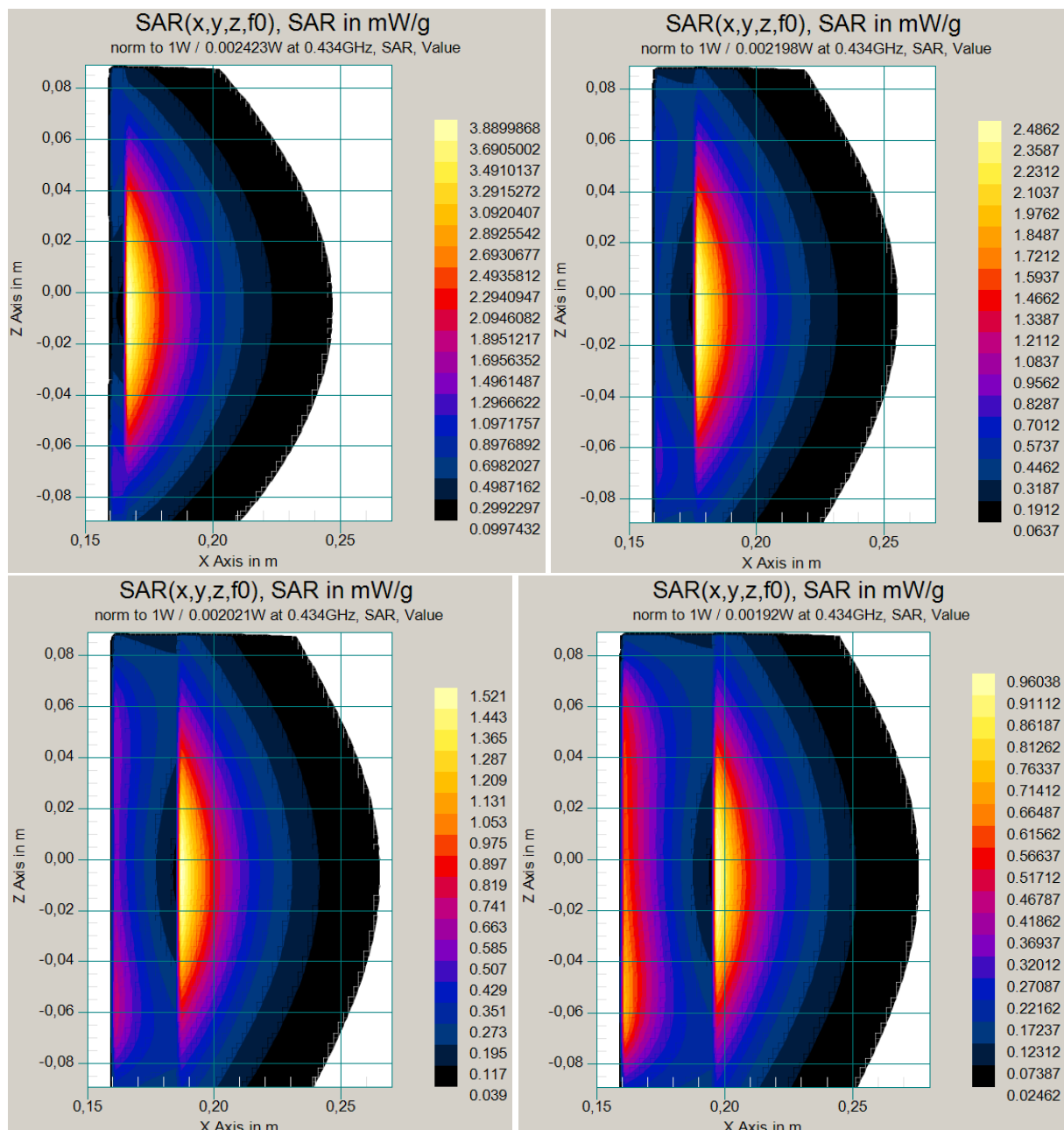
Obrázek 26 - Graf vlivu tloušťky tukové vrstvy na frekvenční pozici minima S_{11} při $TB = 20$ mm



Obrázek 27 - Graf vlivu tloušťky tukové vrstvy na hodnotu minima S_{11} při $TB = 20$ mm

Na obr. č. 26 je možné pozorovat, že se zvětšující se tloušťkou tukové vrstvy mírně klesá frekvenční pozice minima. Může se proto stát, že výraznější rozdíl v tloušťce vrstvy tukové tkáně může ovlivnit optimální tloušťku vodního bolusu.

Další graf (obr. č. 27) potvrzuje domněnku, že větší tuková vrstva zvýší hodnotu parametru S_{11} a zhorší tak impedanční přizpůsobení. Oba aplikátory byly navrhovány tak, aby byly impedančně přizpůsobeny k agarovému fantomu, tj. aby hodnota impedance v aplikátoru byla co nejbližší hodnotě impedance zátěže, tedy přiloženému fantomu. Impedance fantomu je závislá na relativní permitivitě materiálu, ze kterého se fantom skládá. Vložením tukové vrstvy, která má oproti agaru či svalové tkáni relativní permitivitu přibližně desetkrát menší, došlo ke změně impedance zátěže a následkem toho ke zhoršení impedančního přizpůsobení.



Obrázek 28 - Vliv tloušťky tukové vrstvy na rozložení SAR a) 5 mm, b) 15 mm, c) 25 mm, d) 35 mm

Tloušťka tukové vrstvy má vliv i na rozložení parametru SAR, což je demonstrováno na skupině obrázků výše. Se zvětšující se tloušťkou tukové vrstvy dochází k většímu odrazu výkonu zpět

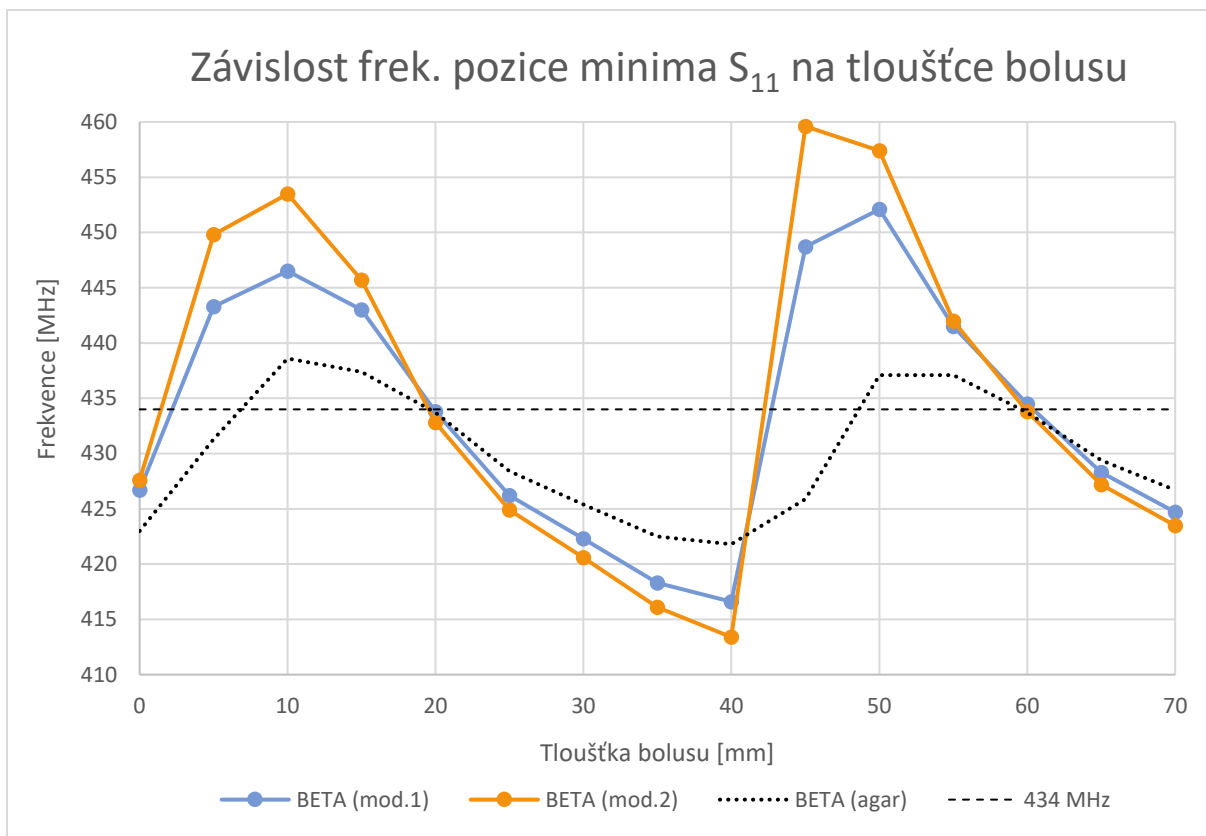
do aplikátoru, a tím pádem k menšímu ohřevu svalové tkáně pod tukovou vrstvou, což je patrné ze stupnic nacházejících se po pravé straně obrázků.

Vliv vodního bolusu byl zkoumán na dvou třívrstvých modelech, u prvního modelu je tloušťka tukové vrstvy 5 mm, u druhého pak 10 mm. V tabulce č. 11 jsou uvedeny vlastnosti jednotlivých vrstev, které byly převzaty ze zdrojů [10] a [11], rozložení vrstev třívrstvého modelu č. 1 bylo inspirováno zdrojem [8].

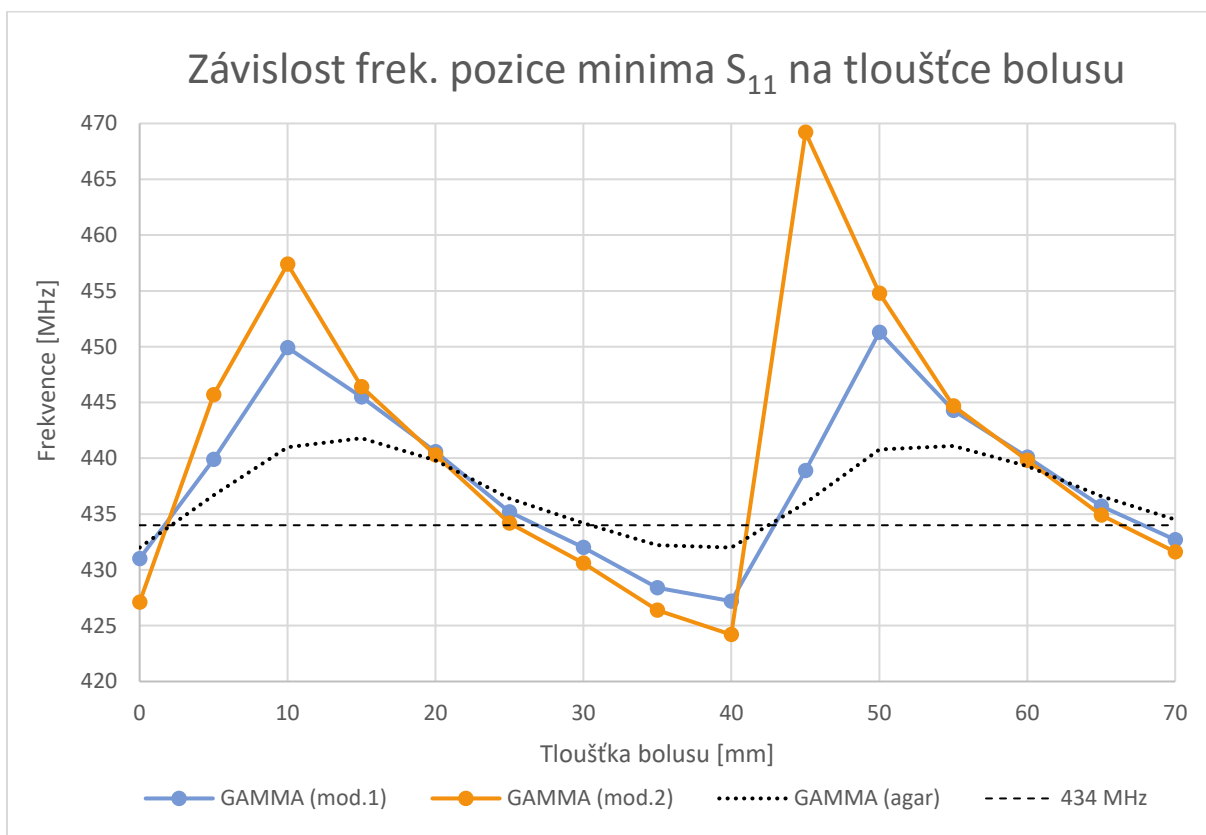
Třívrstvý model					
Vrstva modelu	Tloušťka vrstvy [mm] (model č. 1)	Tloušťka vrstvy [mm] (model č. 2)	Rel. permitivita ϵ_r [-]	Měrná vodivost σ [S/m]	Měrná hustota ρ [kg/m ³]
kůže	1	1	47	0,7	1109
tuk	5	10	5,6	0,04	911
sval	114	109	57	0,8	1090

Tabulka 11 – Tloušťky a parametry jednotlivých vrstev třívrstvého modelu na frekvenci 434 MHz

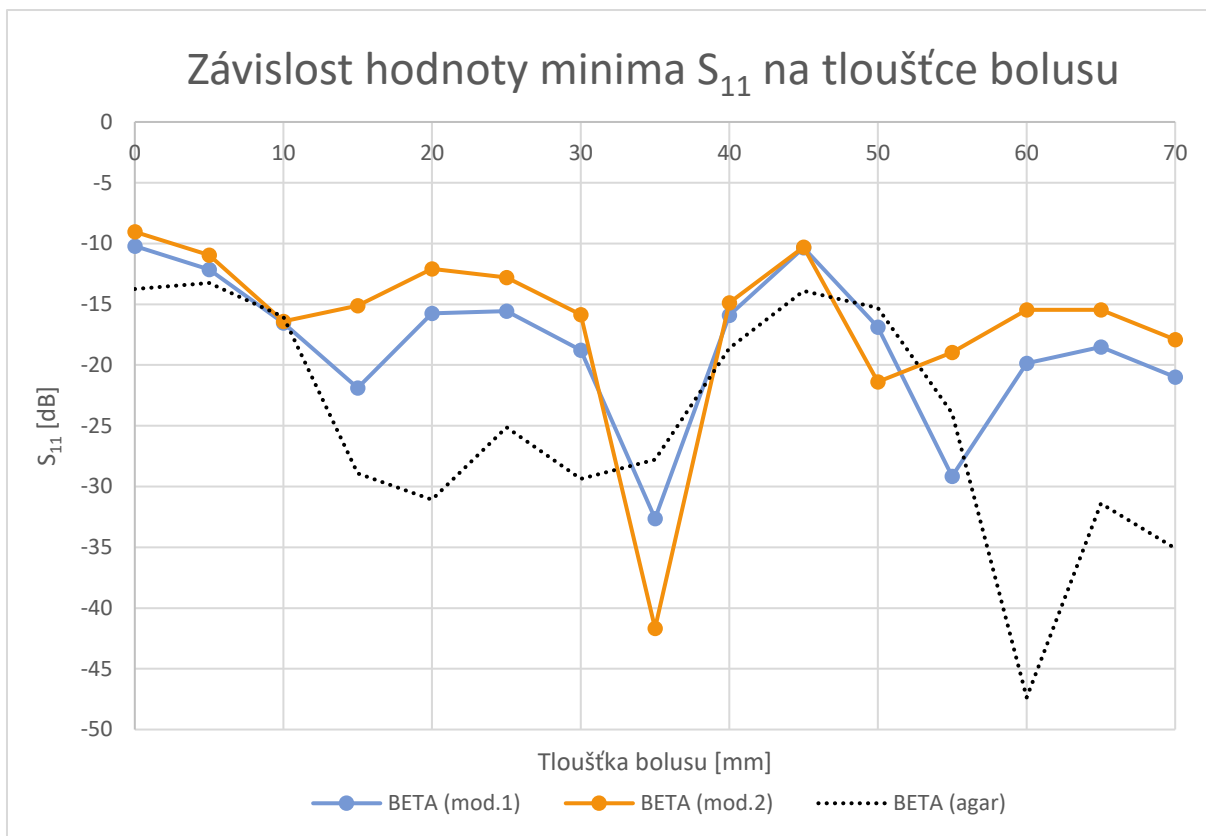
Na následujících obrázcích (č. 29 a č. 30) jsou opět vyznačeny závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu, tentokrát u obou třívrstvných modelů a obou aplikátorů, pro srovnání je zde naznačen i průběh ze simulací na agarovém fantomu. Nárůst frekvence je ostřejší než u předchozího modelu a průběhy tak mají více pilovitý tvar. Rozsah frekvencí ovlivnitelných vodním bolusem je u třívrstvého modelu nejen výrazně větší oproti agarového fantomu, pozorovatelný je i významný rozdíl mezi oběma třívrstvnými modely.



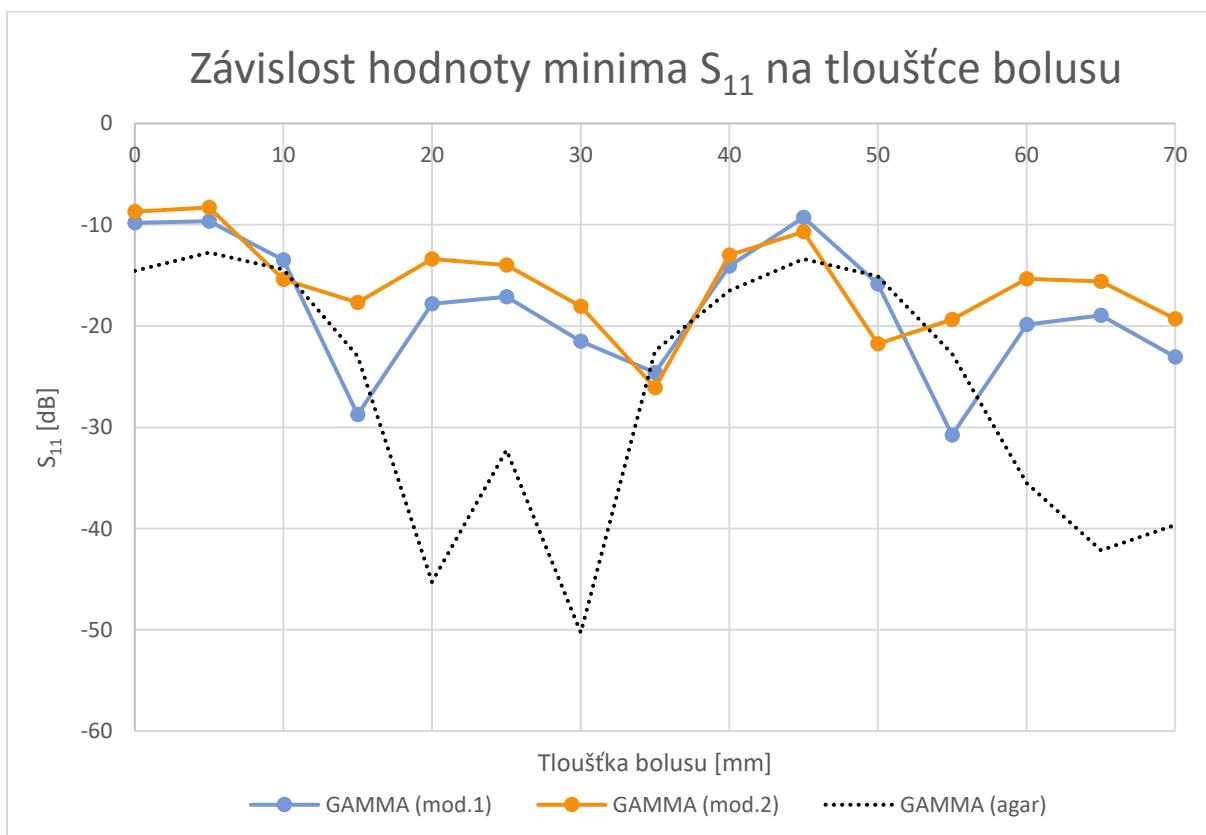
Obrázek 29 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. BETA)



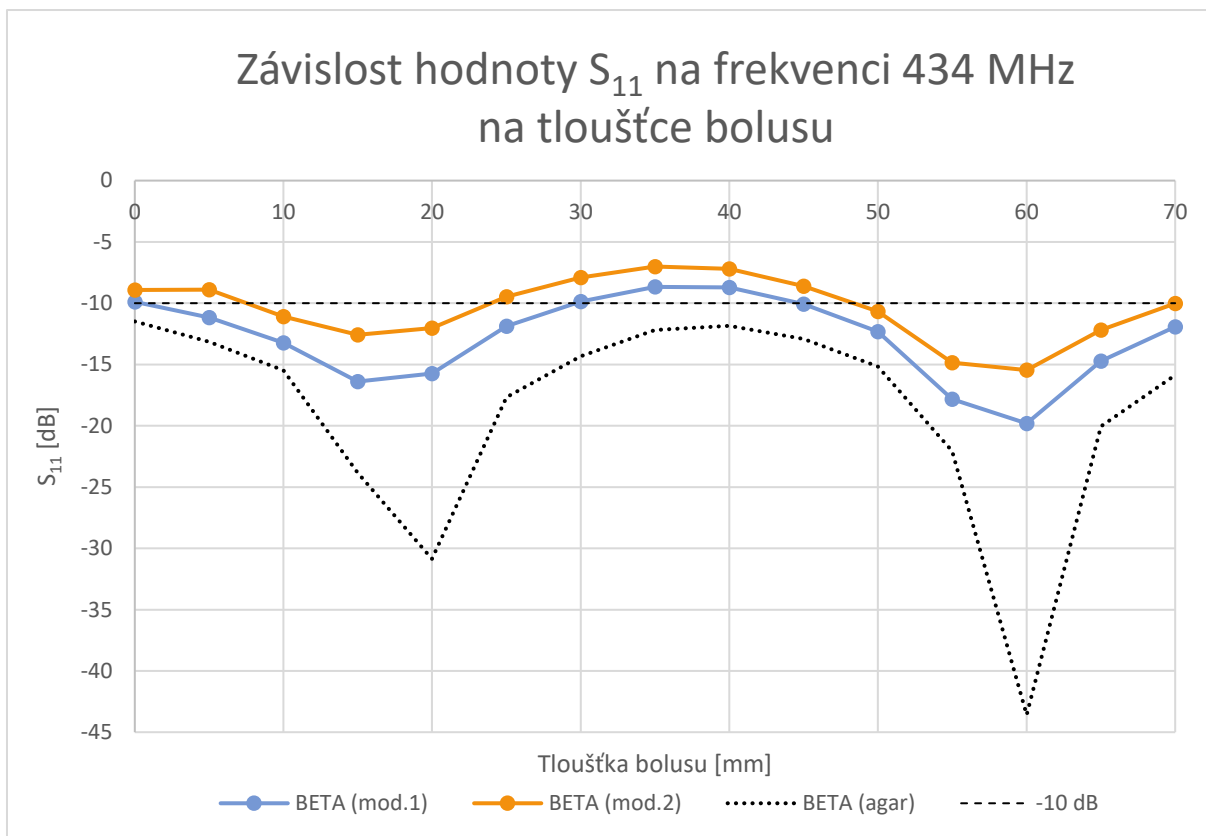
Obrázek 30 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. GAMMA)



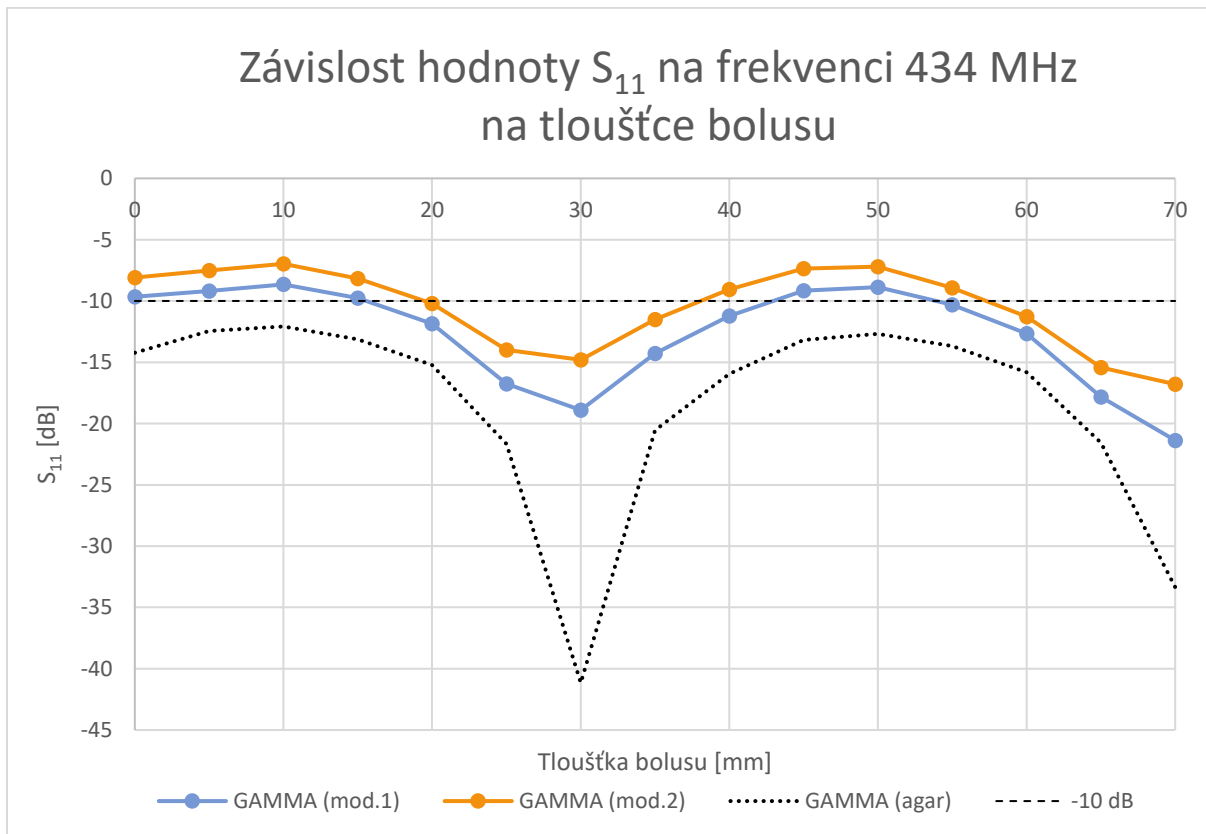
Obrázek 31 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. BETA)



Obrázek 32 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. GAMMA)



Obrázek 33 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. BETA)



Obrázek 34 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu u třívrstvého modelu fantomu (apl. GAMMA)

U závislosti hodnoty minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu (obr. 31 a 32) je více patrná periodická pravidelnost, a to především u třívrstvého modelu č. 1, kde se projevují lokální minima při změně tloušťky bolusu o 20 mm.

Na obr. 33 a 34 je možné pozorovat, že na cílové frekvenci 434 MHz došlo k nárůstu hodnoty S_{11} v celém rozsahu zkoumaných tlouštěk bolusu, a to pravděpodobně z důvodu změny impedance fantomu, jak bylo vysvětleno výše. Zvolení vhodné tloušťky bolusu má zde proto větší význam než u předchozího modelu, neboť aplikátory v některých případech nesplňují podmínku dostatečného impedančního přizpůsobení. Minima hodnoty S_{11} na cílové frekvenci nejsou tak výrazná jako u agarového fantomu, přesto však i v tomto případě určují vhodné tloušťky vodního bolusu.

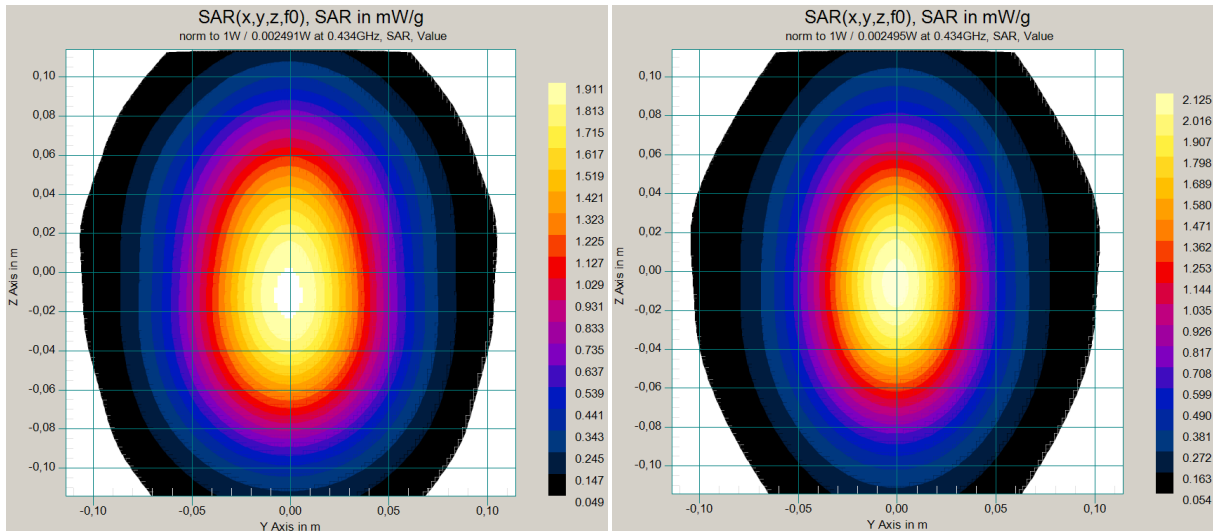
Jediná změna v tloušťce vodního bolusu oproti předchozímu případu nastává u aplikátoru BETA, který dosahuje u obou třívrstvých modelů lepší hodnoty S_{11} na cílové frekvenci při použití bolusu o tloušťce 15 mm, přestože se u tloušťky bolusu 20 mm pohybuje minimum S_{11} blíže frekvenci 434 MHz. Hodnota v minimu je však u tloušťky 15 mm výrazně nižší, což hodnotu na cílové frekvenci příznivě ovlivňuje.

Třívrstvý model č. 1				
	Tloušťka bolusu [mm]	S_{11} na 434 MHz [dB]	Frekvenční pozice minima [MHz]	Frekvenční rozsah ovlivnitelný bolusem [MHz]
BETA	15	-16,38	443,0	≈ 35,5 (416,6 – 452,1)
	60	-19,81	434,5	
GAMMA	30	-18,91	432,0	≈ 24,1 (427,2 – 451,3)
	70	-21,37	432,7	
Třívrstvý model č. 2				
	Tloušťka bolusu [mm]	S_{11} na 434 MHz [dB]	Frekvenční pozice minima [MHz]	Frekvenční rozsah ovlivnitelný bolusem [MHz]
BETA	15	-12,58	445,7	≈ 46,2 (413,4 – 459,6)
	60	-15,46	433,8	
GAMMA	30	-14,81	430,6	≈ 45,0 (424,2 – 469,2)
	70	-16,79	431,6	

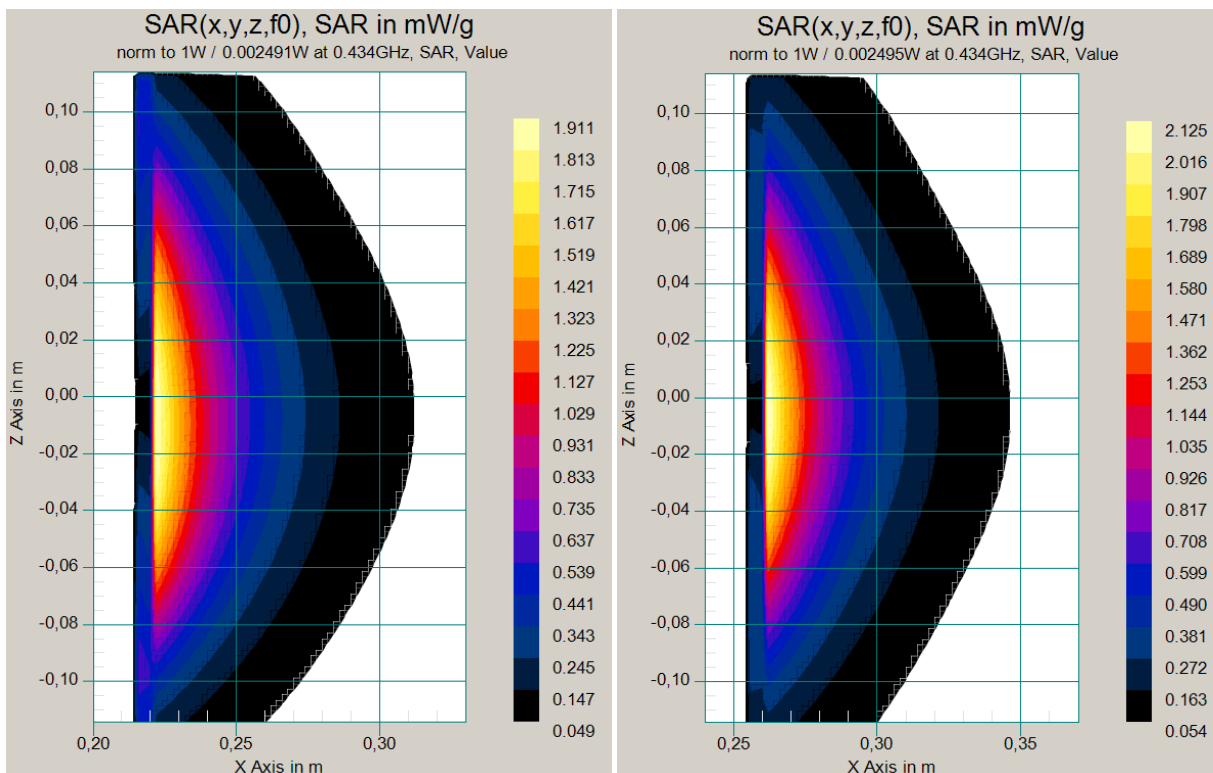
Tabulka 12 - Přehled výsledků pro oba třívrstvé modely

U třívrstvých modelů dochází k výraznému zlepšení v rozložení parametru SAR u obou aplikátorů. Tvar při povrchu svalové tkáně je oválný a ohnisko se nachází téměř na středu aplikátoru, větší výchylky jsou potlačeny. K výběru optimální tloušťky vodního bolusu z tabulky č. 12 tak může dojít pouze na základě členitosti povrchu části těla či menší hodnoty S_{11} na cílové frekvenci. Rozdíl ve velikosti profilu či míře ohřevu je zanedbatelný.

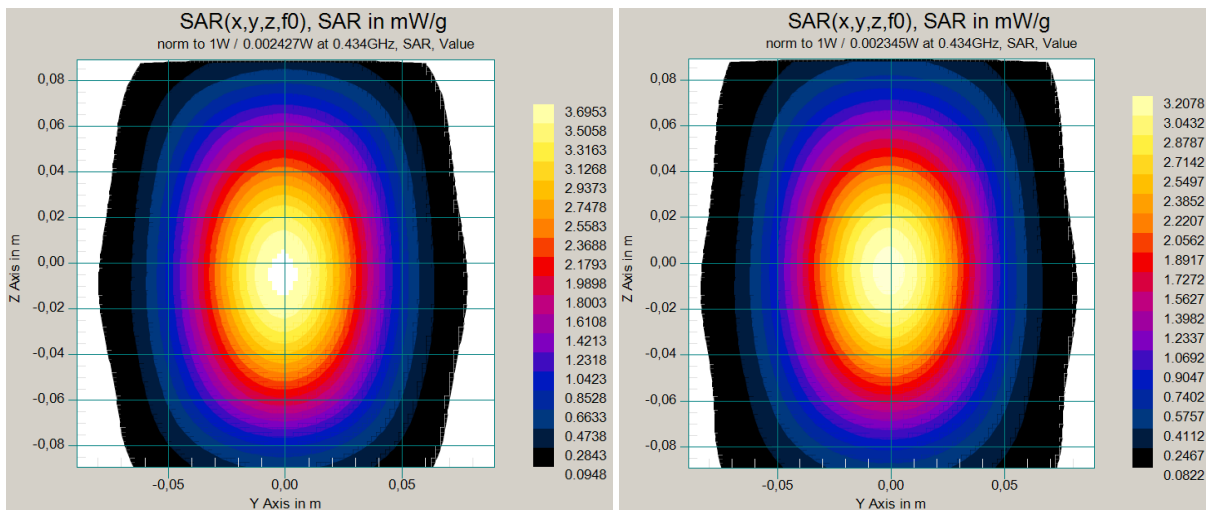
Jako ukázka pro porovnání rozdílů mezi rozloženími SAR při přiložení bolusu o různých vhodných tloušťkách či při použití třívrstvých modelů s různou tloušťkou tukové vrstvy slouží následující obrázky. Na obrázcích č. 35 a 36 je zobrazeno porovnání rozložení SAR u aplikátoru GAMMA za přiložení bolusu o tloušťkách 30 mm a 70 mm u třívrstvého modelu č. 1, na obrázcích č. 37 a 38 je pak porovnání rozložení SAR u obou použitých třívrstvých modelů u aplikátoru BETA při přiložení bolusu o tloušťce 15 mm.



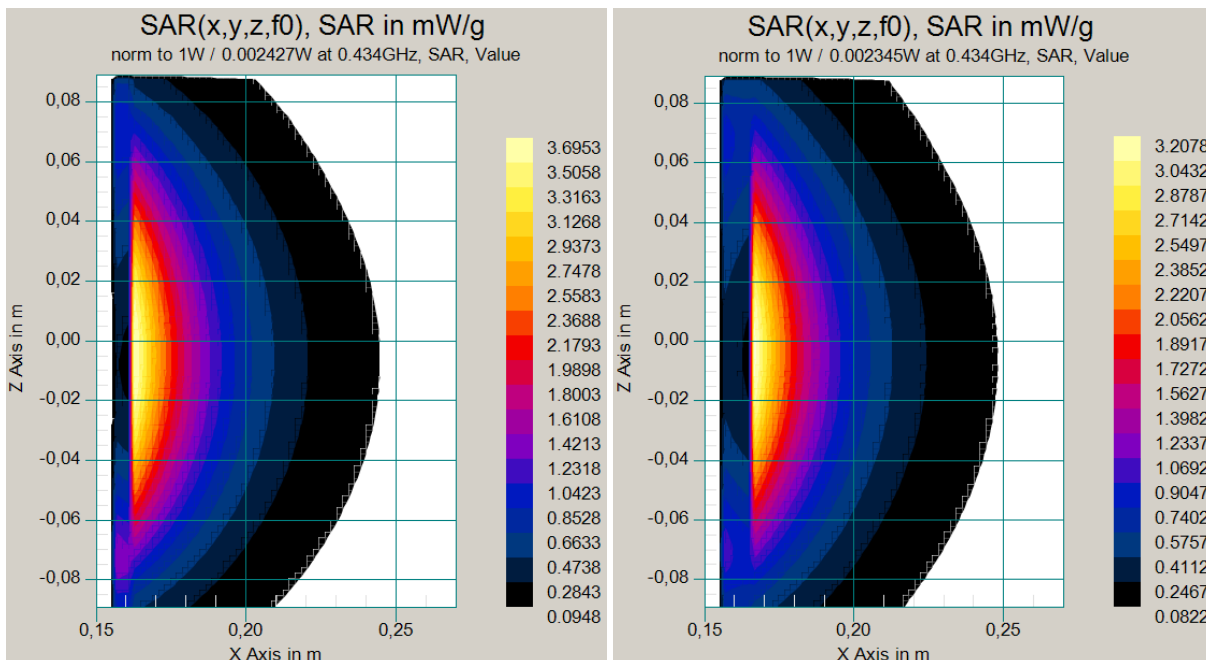
Obrázek 35 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru GAMMA s použitím třívrstvého modelu č. 1 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm



Obrázek 36 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru GAMMA s použitím třívrstvého modelu č. 1 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm



Obrázek 37 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 15 mm a použitím třívrstvého modelu a) č. 1, b) č. 2



Obrázek 38 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 15 mm a použitím třívrstvého modelu a) č. 1, b) č. 2

3.2.3 Model s kostí

Posledním modelem pro výzkum vlivu tloušťky vodního bolusu byl model s kostí. Tento model měl stejné rozložení vrstev tkání jako třívrstvý model č. 1 z předchozí podkapitoly, do něhož byl navíc vložen model kosti. Kost zde byla simulována jako válec o průměru 27 mm, u něhož vnitřní válec o průměru 24 mm měl vlastnosti kostní dřevě a 1,5 mm silný plášť vlastnosti kostní kůry.

V této práci byl zkoumán vliv hloubky umístění kosti a také vliv natočení kosti o 90° na průběh parametru S_{11} a rozložení SAR. Návrhem pro rozšíření této práce může být výzkum vlivu průměru kosti na tyto parametry či použití složitějších modelů, například modelu s více kostmi v těsné blízkosti či modelu s kostí o komplikovanějším tvaru.

3.2.3.1 Hloubka umístění kosti

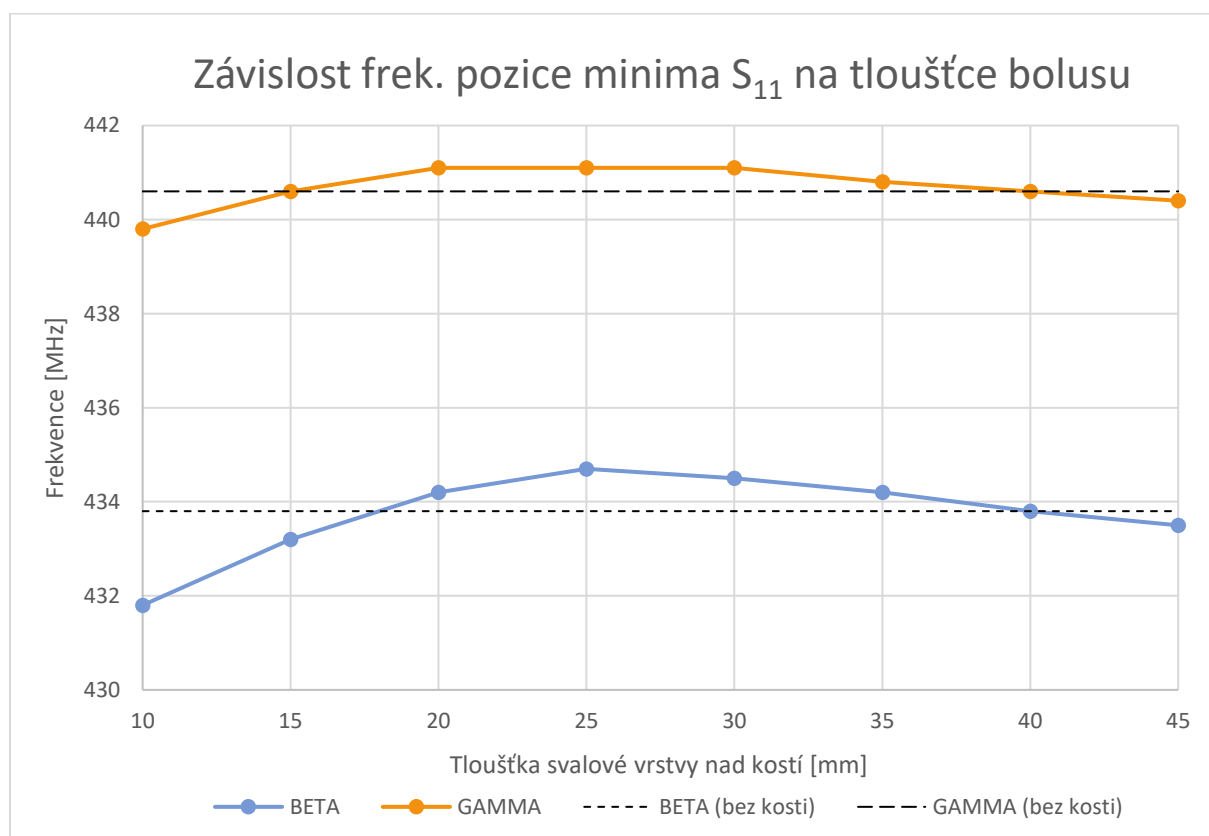
Kosti jsou v lidském těle umístěny v různých hloubkách, opět záleží nejen na postavě konkrétního pacienta, ale i na léčené oblasti, neboť např. kost stehenní bývá obalena silnější vrstvou svalové tkáně než kost pažní.

Při simulacích pro potřeby této podkapitoly byla kost v modelu fantomu umístěna rovnoběžně s vektorem intenzity elektrického pole E .

Na následujících grafech (obr. 39 a 40) jsou opět nejprve demonstrovány závislosti frekvenční pozice minima S_{11} a jeho hodnoty na hloubce umístění kosti, přesněji na tloušťce vrstvy svalové tkáně nad kostí. Pro srovnání jsou v obou grafech také vyznačeny hodnoty pro třívrstvý model č. 1, tedy pro model o stejném rozložení kůže, tukové a svalové tkáně, který ale kost neobsahuje.

Vlivem kosti dochází k mírnému posunu pozice minima S_{11} , a to jak na nižší, tak na vyšší frekvence. Z grafu je patrné, že s rostoucí hloubkou umístění kosti se zmenšuje výchylka oproti třívrstvému modelu. Další simulace s hlouběji umístěnou kostí by pravděpodobně ukázaly, že se křivka závislosti pozice na vrstvě svalové tkáně nad kostí ztotožní s linií hodnoty pro třívrstvý model – vliv kosti tak bude u větších hloubek zanedbatelný.

Křivky závislosti pozice minima S_{11} se vychylují od hodnoty pro třívrstvý model č. 1 maximálně o 2 MHz, díky čemuž se dá předpokládat, že vhodná tloušťka vodního bolusu bude nabývat stejných hodnot jako u tohoto modelu bez kosti.

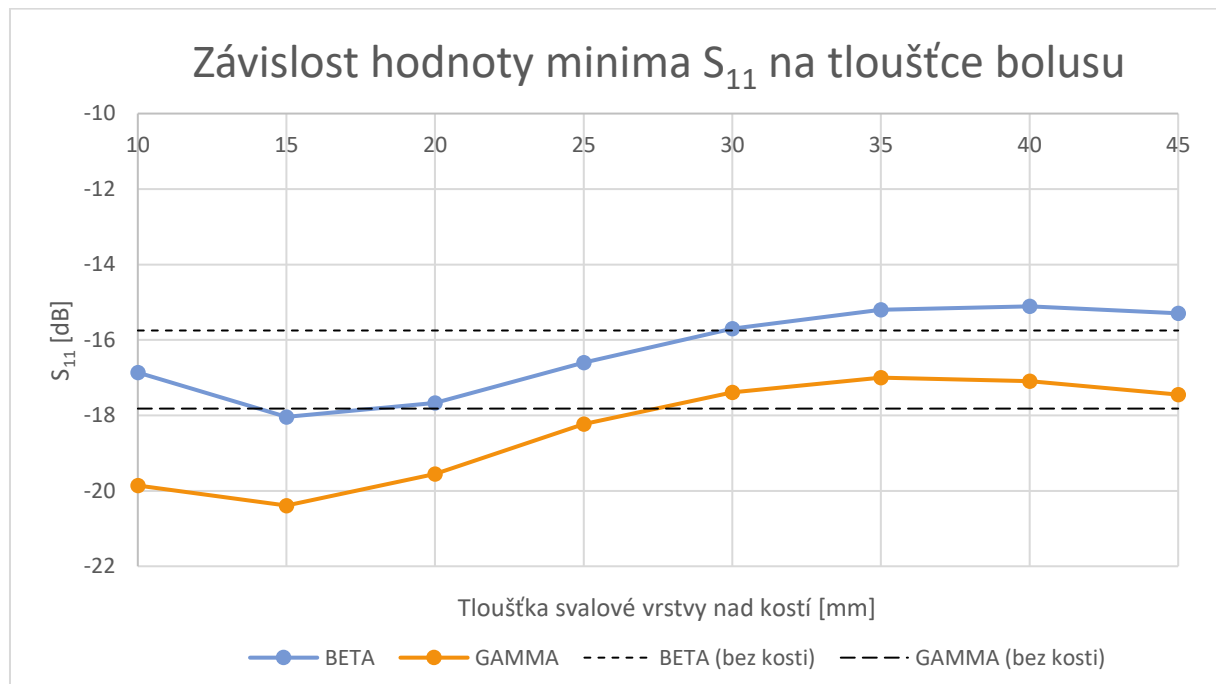


Obrázek 39 - Graf vlivu hloubky umístění kosti na frekvenční pozici minima S_{11} při $TB = 20$ mm

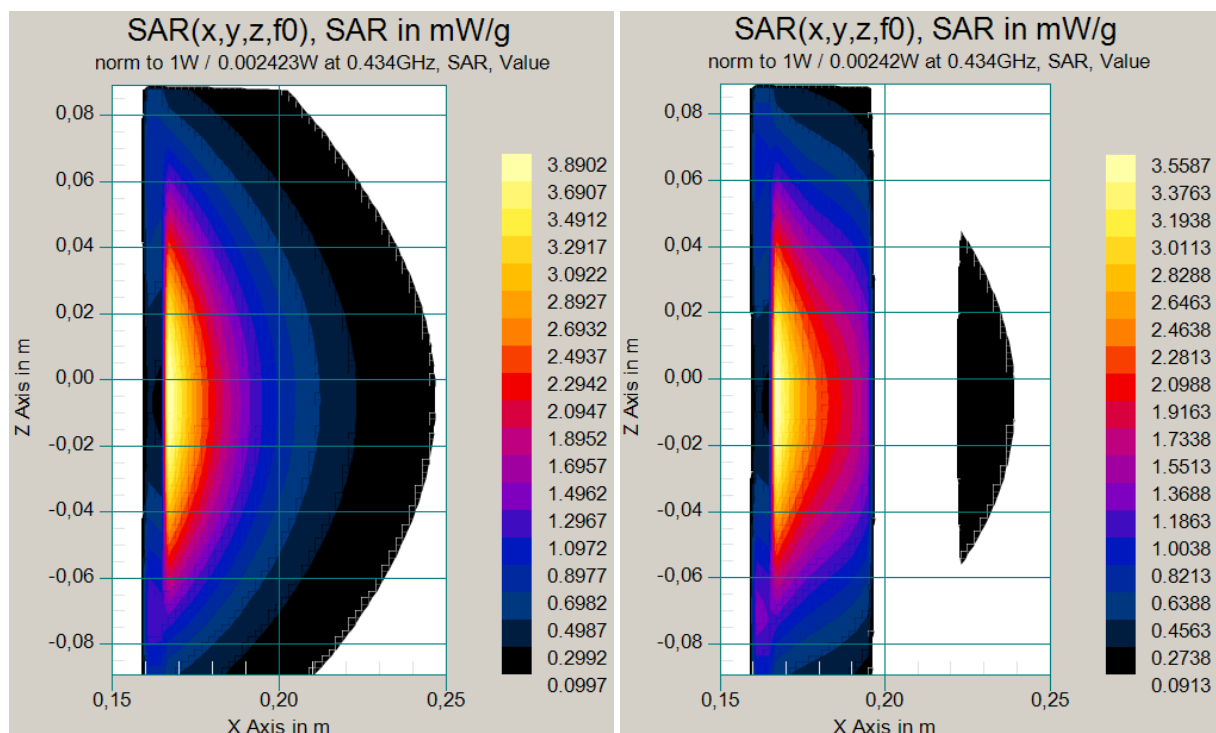
Vzhledem k tomu, že kostní kůra i dřeň mají výrazně jinou hodnotu relativní permitivity oproti svalové tkáni, bylo očekáváno, že umístění kosti do modelu zhorší impedanční přizpůsobení aplikátoru k fantomu tkáně, tedy že hodnota parametru S_{11} vzroste oproti modelu bez kosti. Graf na obr. 40 však

ukazuje, že při tloušťce vrstvy svalové tkáně nad kostí do cca 25 mm naopak dochází k poklesu hodnoty minima S_{11} oproti modelu třívrstvému.

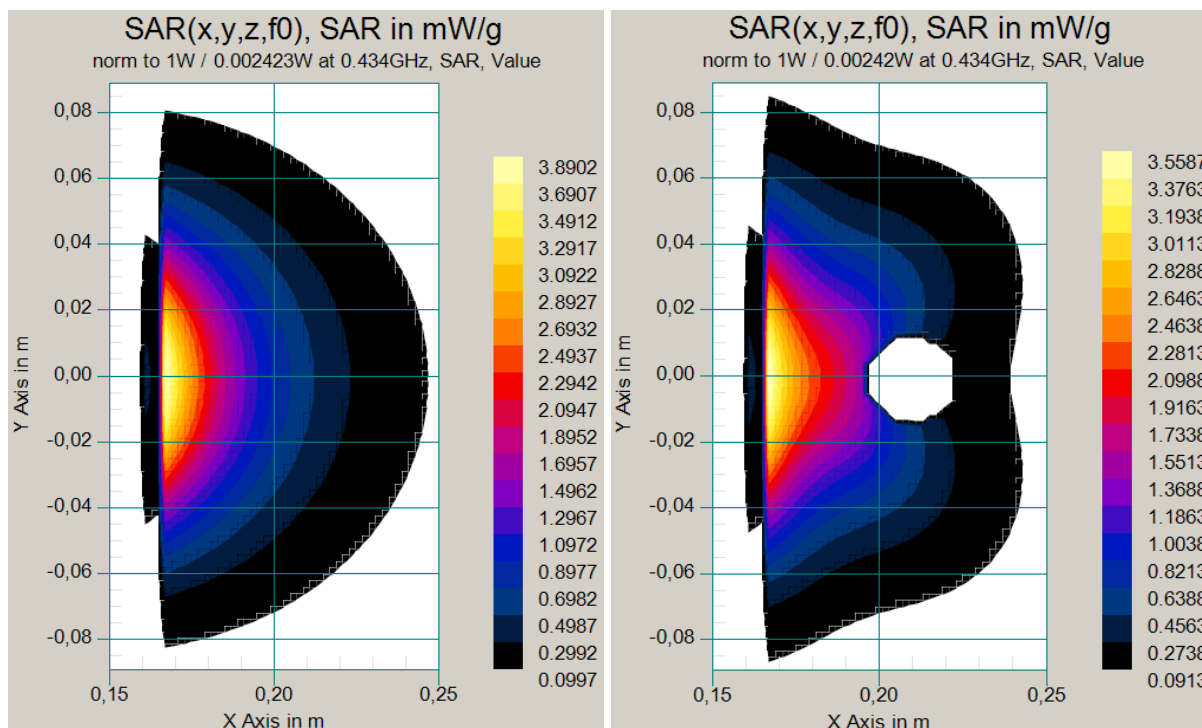
Křivka závislosti hodnoty minima S_{11} se bude pravděpodobně pohybovat v okolí hodnoty pro třívrstvý model stejně jako u předchozího grafu, přičemž výchylka hodnot bude opět klesat při zvyšující se hloubce umístění kosti, dokud nedojde k překryvu linie pro třívrstvý model a vliv kosti přestane být patrný.



Obrázek 40 - Graf vlivu hloubky umístění kosti na hodnotu minima S_{11} při $TB = 20$ mm



Obrázek 41 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 20 mm a za použití a) třívrstvého modelu č.1, b) modelu s kostí (tloušťka svalové vrstvy nad kostí 30 mm)



Obrázek 42 - Rozložení SAR v H rovině u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 20 mm a za použití a) třívrstvého modelu č.1, b) modelu s kostí (tloušťka svalové vrstvy nad kostí 30 mm)

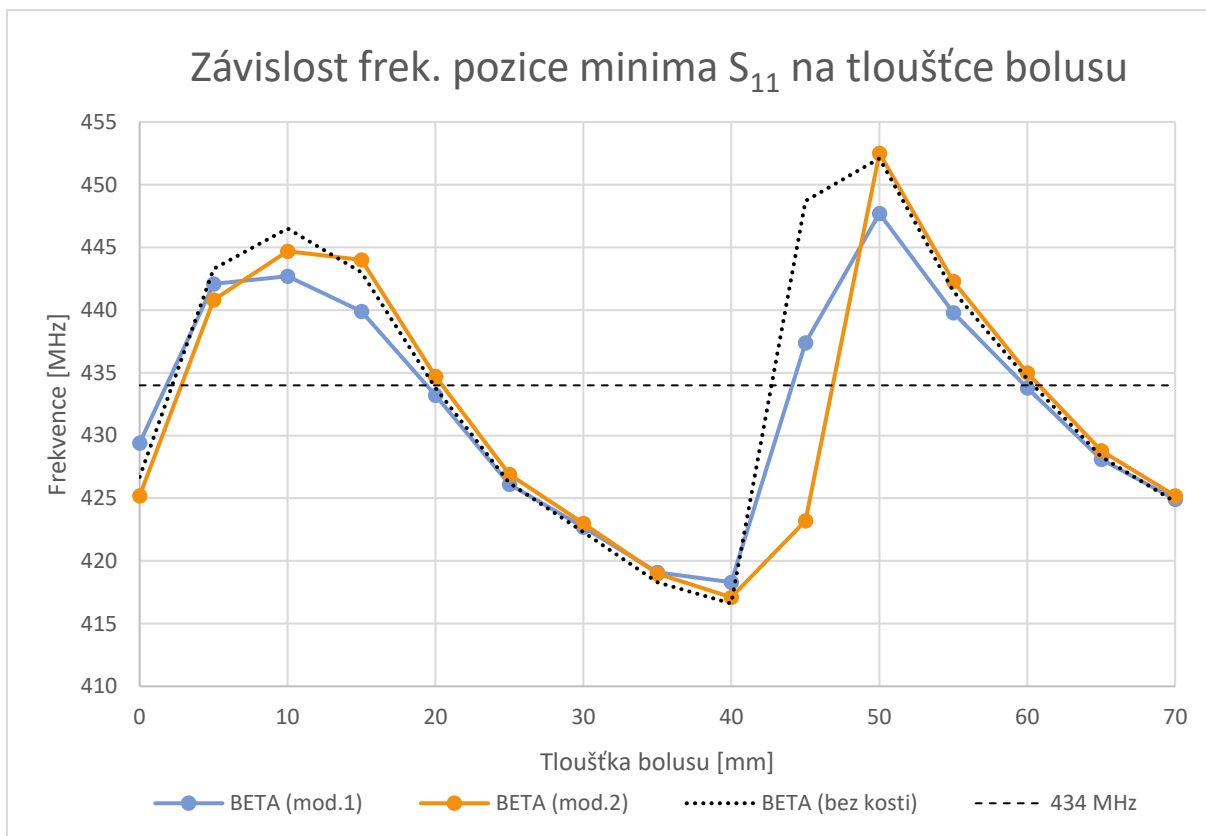
Přítomnost kosti ovlivňuje tvar rozložení parametru SAR především v řezu fantomem v E a H rovině, při povrchu svalové tkáně má parametr SAR velmi podobné rozložení jako u třívrstvého modelu. Porovnání rozložení SAR pro model bez kosti a s kostí v obou řezech fantomem je zobrazeno na obr. č. 41 a 42. Je patrné, že dochází pouze k minimálnímu ohřevu kostní tkáně (hodnota parametru SAR je nenulová i na bílých místech v obrázcích, nicméně je velmi nízká, a proto ji program nevykresluje, viz výše), energie se šíří dále svalovou hmotou a kost jakoby obtéká.

Pro zkoumání vlivu tloušťky vodního bolusu byly opět zvoleny dva modely, model s kostí č. 1 s tloušťkou svalové vrstvy nad kostí 15 mm, model č. 2 s tloušťkou svalové vrstvy 25 mm. Byl zvažován ještě model, u něhož by byla vrstva svalové tkáně tlustá 35 mm, ale zkoumané závislosti byly téměř totožné s třívrstvým modelem a pro ukázkou rozdílu mezi modelem s kostí a bez kosti tudíž nevhodné. Vlastnosti kostní kůry a dřene byly opět převzaty ze zdrojů [10] a [11].

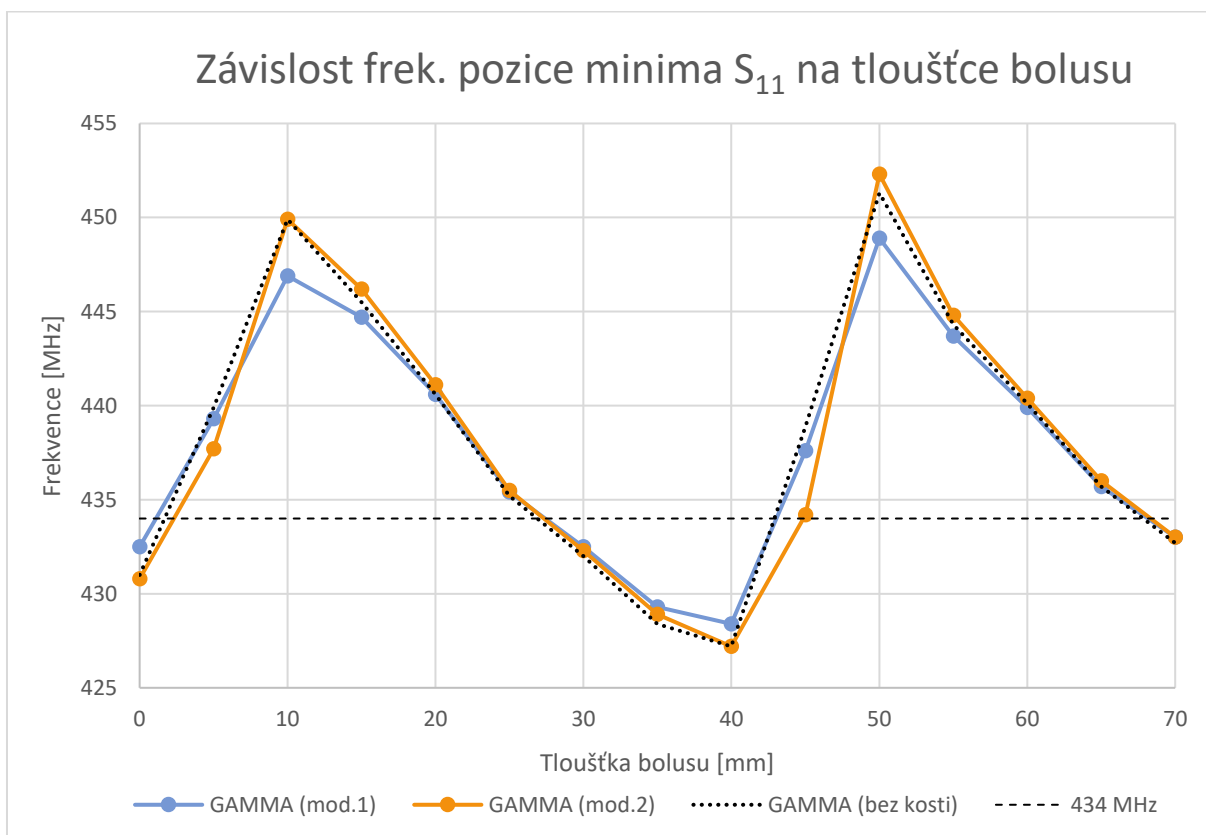
Model s kostí					
část modelu	rel. permitivita ϵ_r [-]	měrná vodivost σ [S/m]	měrná hustota ρ [kg/m ³]	tloušťka sv. tkáně nad kostí [mm] (model č. 1)	tloušťka sv. tkáně nad kostí [mm] (model č. 2)
kůra	13	0,09	1908	15	25
dřeň	5,7	0,03	980		

Tabulka 13 - Parametry jednotlivých částí modelu kosti na frekvenci 434 MHz a jeho umístění

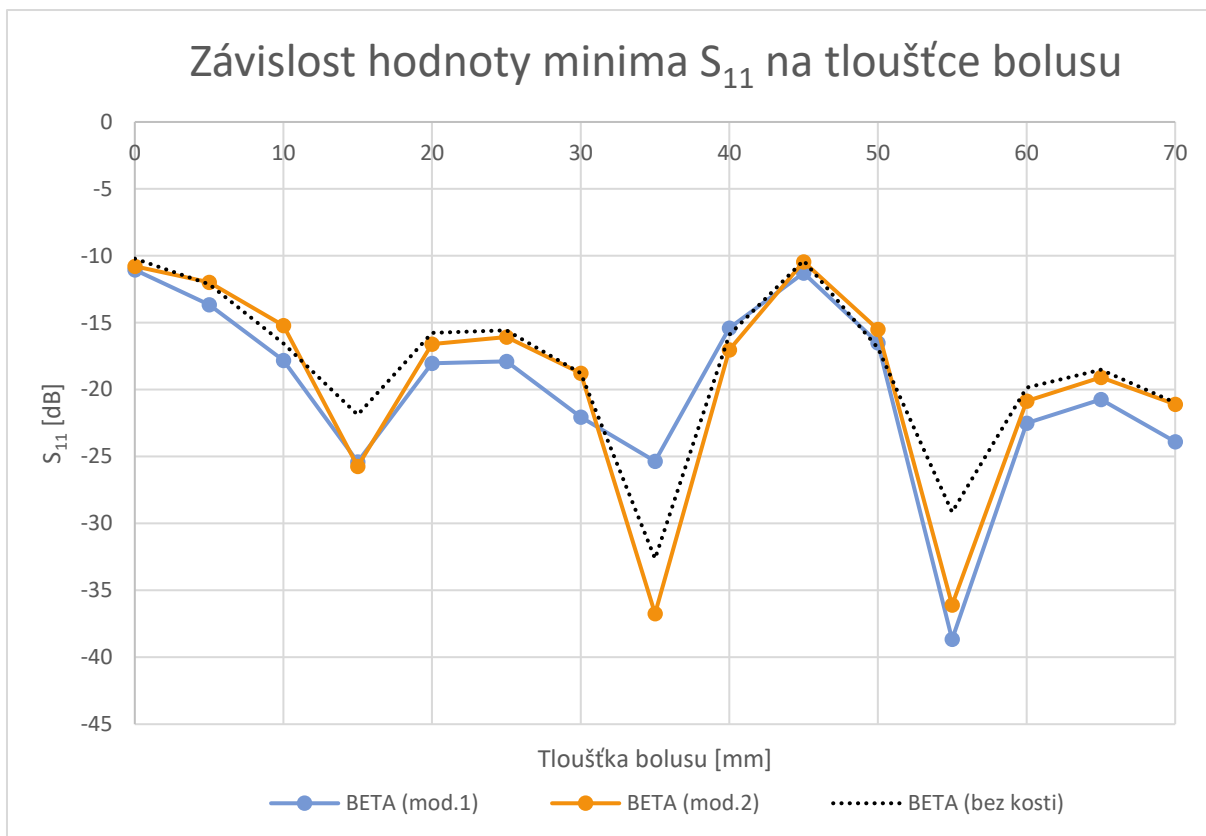
Z grafů na obr. č. 43 a 44 je možné pozorovat, že rozsah frekvencí upravitelných vodním bolusem je menší u modelu s kostí umístěnou v menší hloubce, zatímco u modelu č. 2 je rozsah srovnatelný s modelem bez kosti.



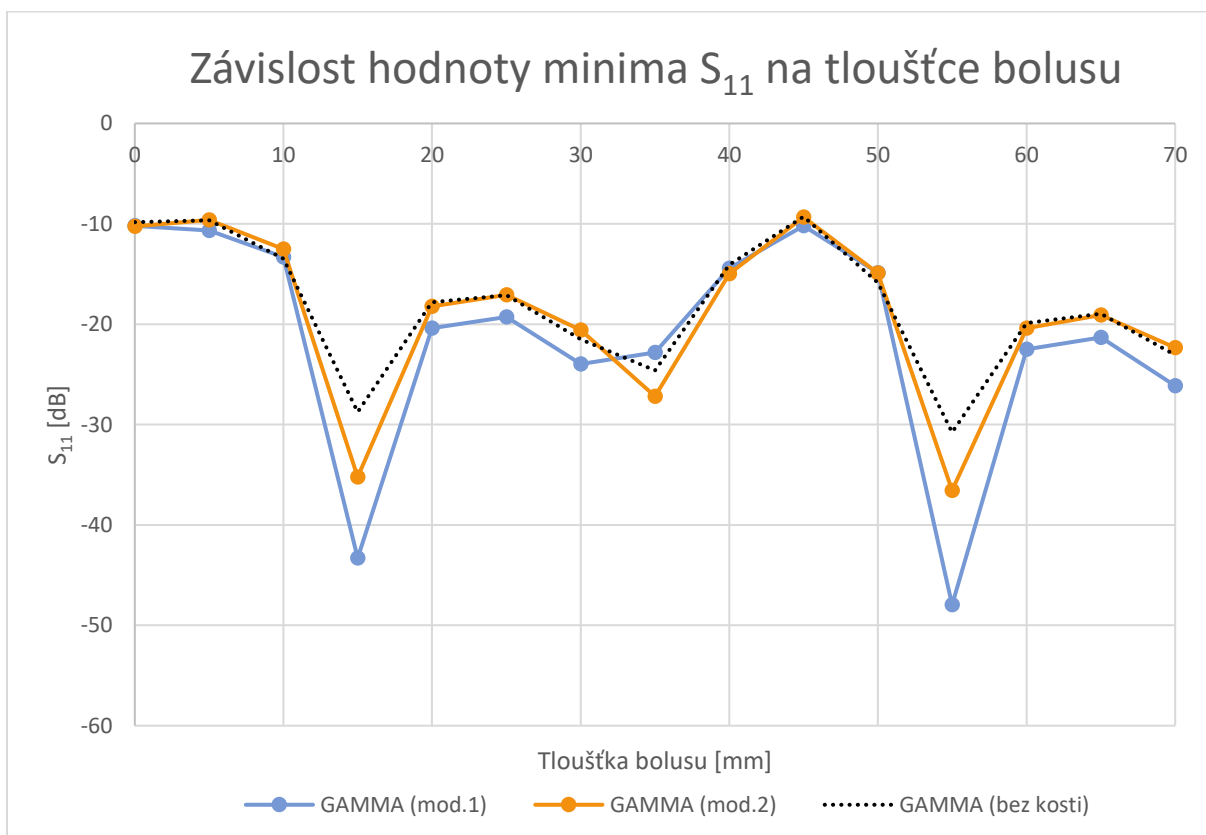
Obrázek 43 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. BETA)



Obrázek 44 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. GAMMA)



Obrázek 45 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. BETA)

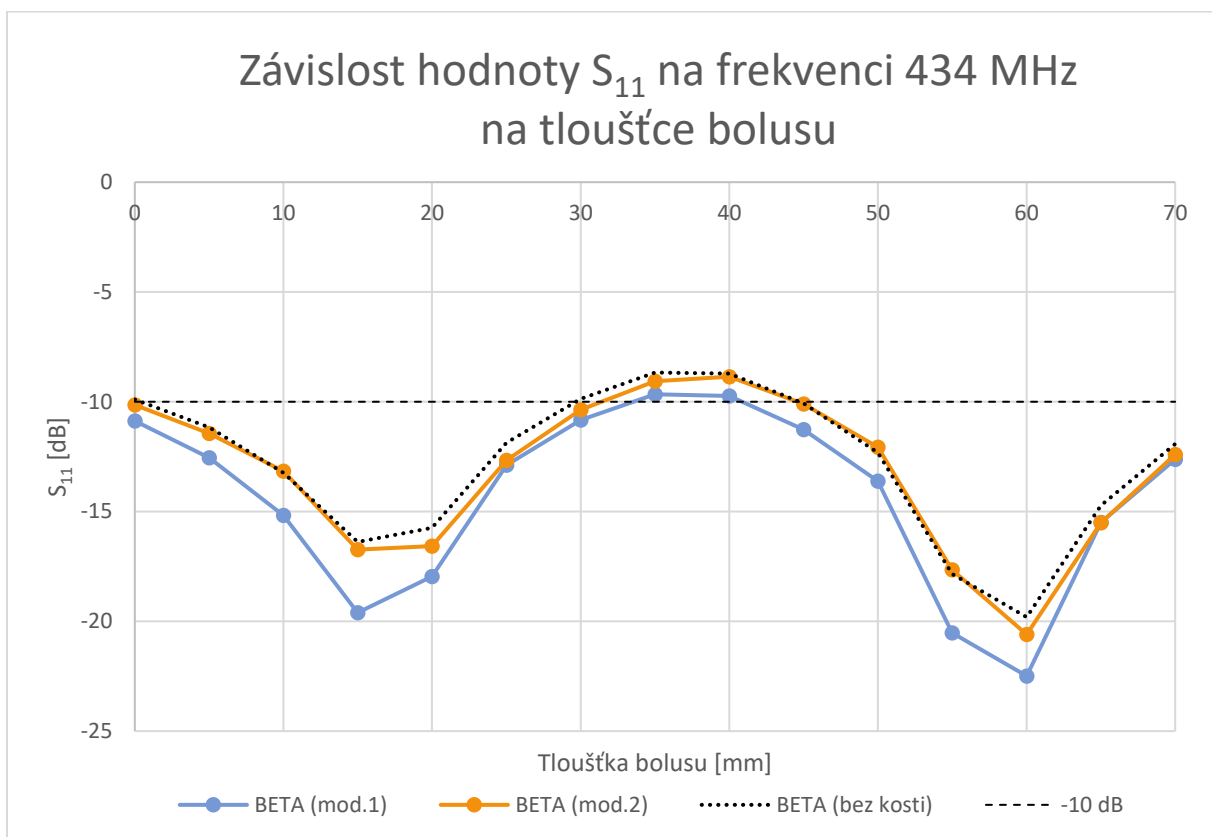


Obrázek 46 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. GAMMA)

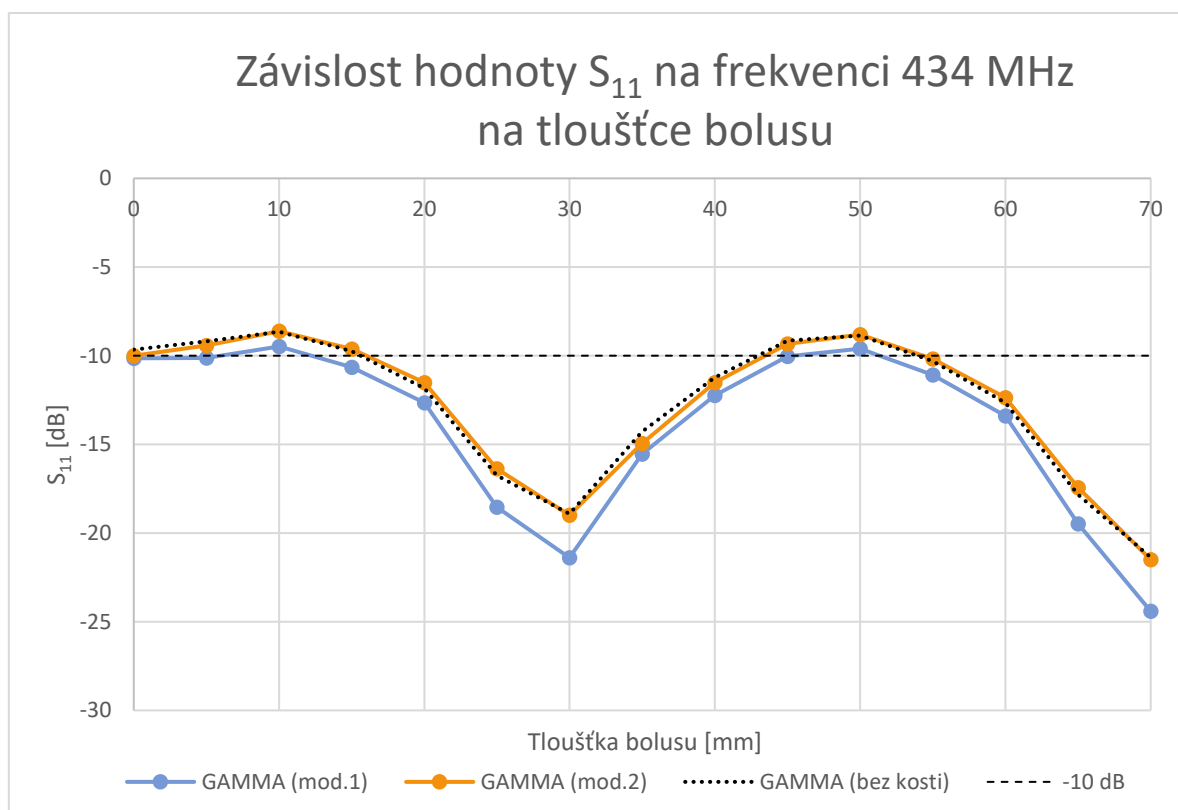
Grafy výše (obr. č. 45 a 46) ukazují, že průběhy závislosti hodnoty minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu mají velmi podobný tvar u obou modelů s kostí jako průběh pro model bez kosti. Opět je možné si všimnout, že je závislost periodická a že se lokální minima hodnoty S_{11} nacházejí přibližně při změně tloušťky bolusu o 20 mm.

Na grafech závislosti hodnoty S_{11} v minimu (obr. č. 45 a 46) i hodnoty S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz (obr. č. 47 a 48) je možné pozorovat, že jsou tyto hodnoty pro oba modely s kostí u většiny tlouštěk vodního bolusu nižší než pro třívrstvý model. To podporuje tvrzení uvedené výše, že kost umístěná pod vrstvou svalové tkáně do tloušťky přibližně 25 mm zlepšuje impedanční přizpůsobení aplikátoru k fantomu.

Závislost hodnoty S_{11} na cílové frekvenci je stále periodická a opět nabízí v rozsahu zkoumaných tlouštěk vodního bolusu dvě vhodné tloušťky, při nichž v průbězích dochází ke vzniku lokálního minima. Stejně jako v předchozím případě dosahuje parametr S_{11} menší hodnoty při použití bolusu o té větší z obou vhodných tlouštěk.



Obrázek 47 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce v. bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. BETA)



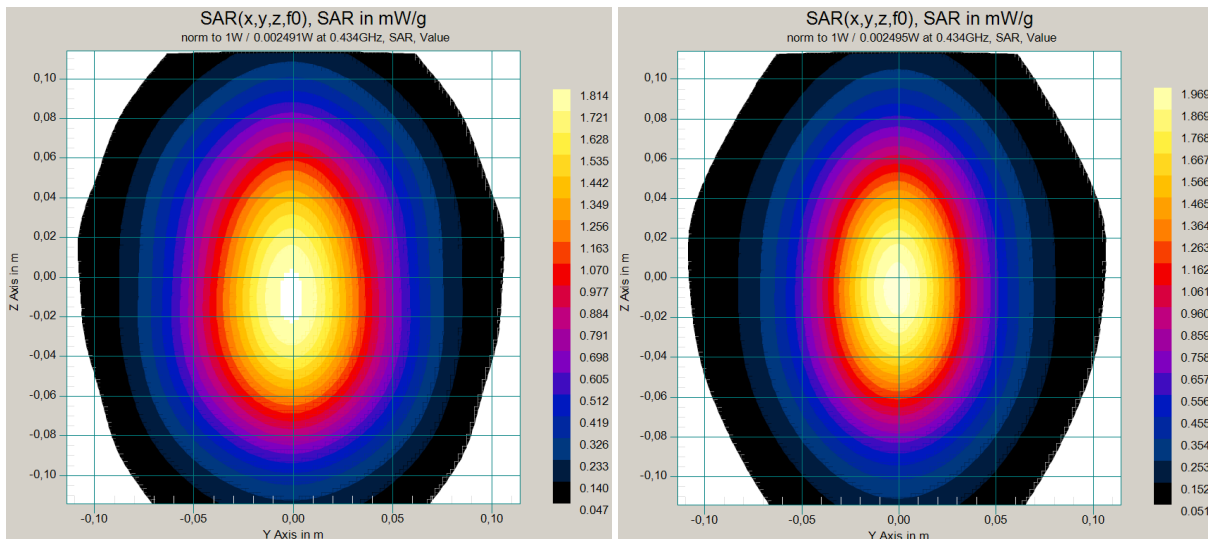
Obrázek 48 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce v. bolusu u modelu fantomu s kostí (apl. GAMMA)

Model s kostí č. 1				
	Tloušťka bolusu [mm]	S_{11} na 434 MHz [dB]	Frekvenční pozice minima [MHz]	Frekvenční rozsah ovlivnitelný bolusem [MHz]
BETA	15	-19,60	439,9	≈ 29,4 (418,3 – 447,7)
	60	-22,49	433,8	
GAMMA	30	-21,40	432,5	≈ 20,5 (428,4 – 448,9)
	70	-24,41	433,0	
Model s kostí č. 2				
	Tloušťka bolusu [mm]	S_{11} na 434 MHz [dB]	Frekvenční pozice minima [MHz]	Frekvenční rozsah ovlivnitelný bolusem [MHz]
BETA	15	-16,74	444,0	≈ 35,4 (417,1 – 452,5)
	60	-20,60	435,0	
GAMMA	30	-18,99	432,3	≈ 25,1 (427,2 – 452,3)
	70	-21,50	433,0	

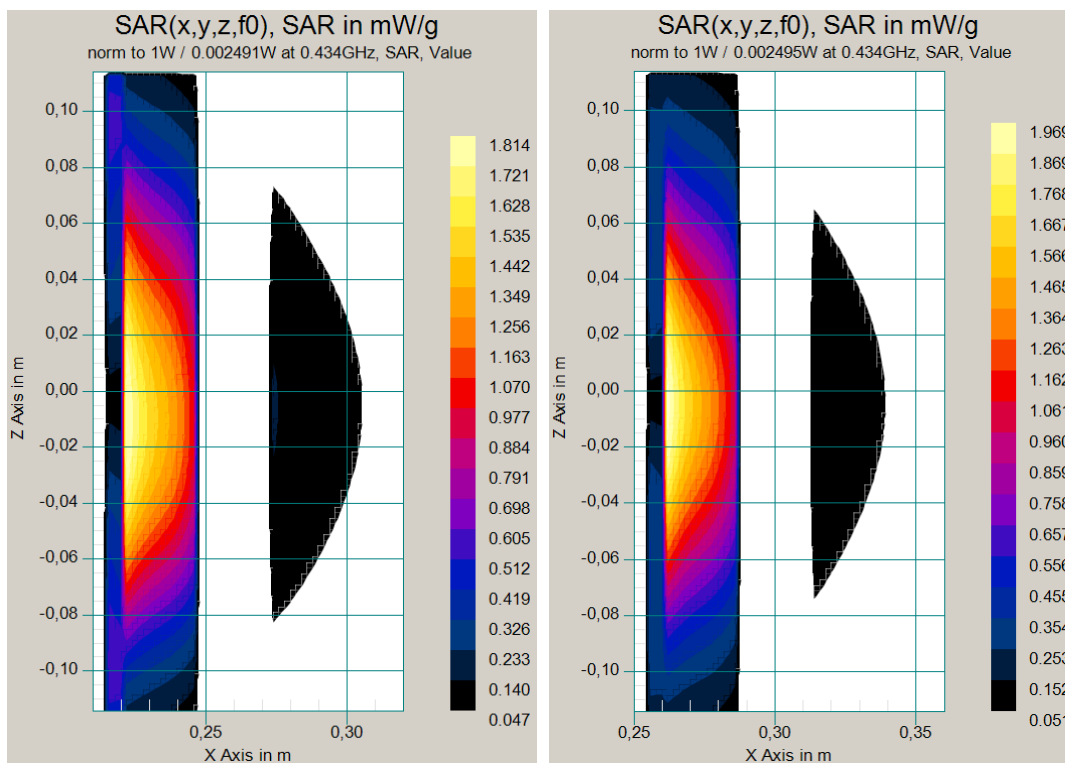
Tabulka 14 - Přehled výsledků pro oba modely s kostí

Vhodné tloušťky vodního bolusu pro model s kostí je možné nalézt v tabulce č. 14. Uvedené tloušťky bolusu se ve všech případech shodují s třívrstevným modelem č. 1, tedy modelem bez kosti se stejným rozložením kůže, tukové a svalové vrstvy.

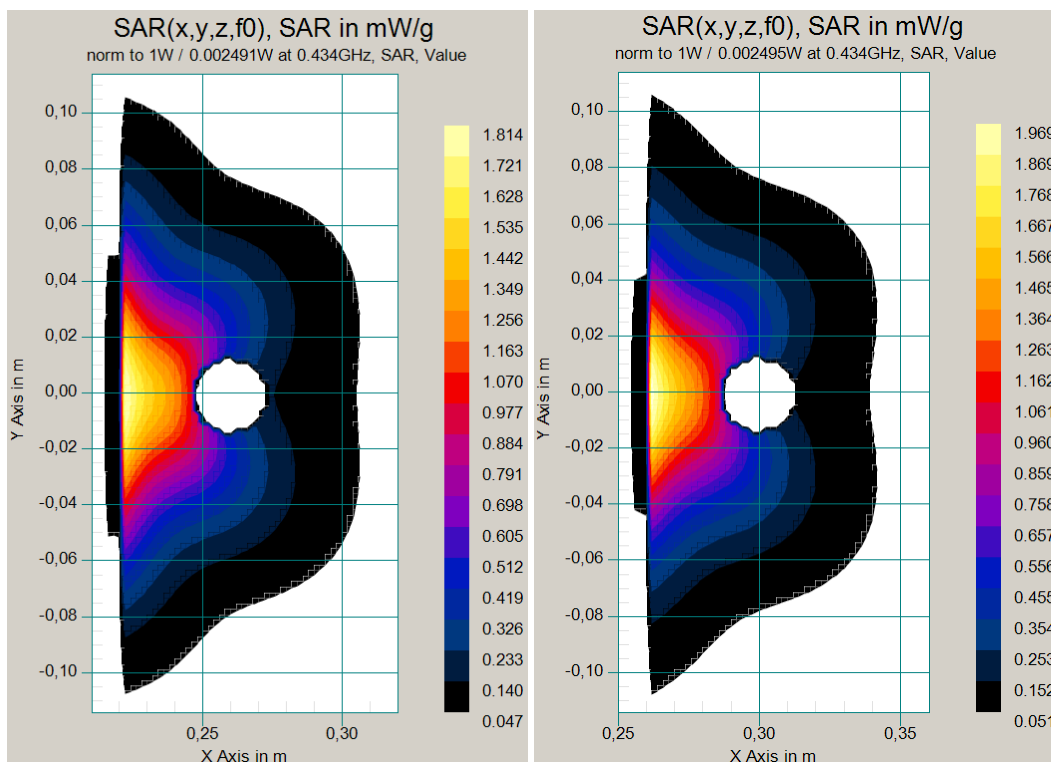
Kritéria pro výběr optimální tloušťky jsou stejná jako v předchozích případech. Pokud není při aplikaci preferována menší tloušťka vodního bolusu, pak je lepší zvolit tloušťku větší, neboť se při ní dosahuje menší hodnoty parametru S_{11} na cílové frekvenci. Rozhodnutí na základě rozložení parametru SAR není relevantní, neboť je pro obě vhodné tloušťky téměř totožné. Na podporu tohoto tvrzení je na obrázcích níže k dispozici porovnání rozložení SAR u obou vhodných tlouštěk pro aplikátor GAMMA a model s kostí č. 2.



Obrázek 49 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru GAMMA s použitím modelu s kostí č. 2 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm



Obrázek 50 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru GAMMA s použitím modelu s kostí č. 2 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm



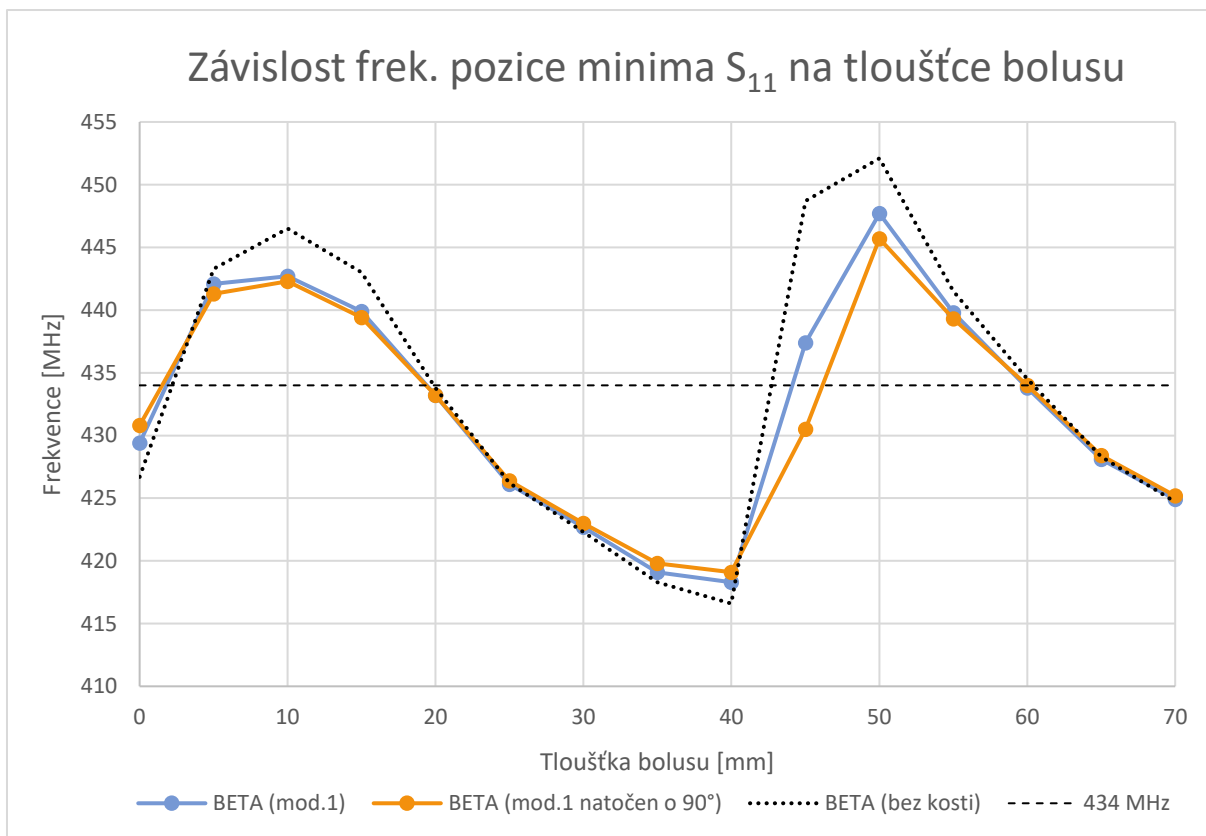
Obrázek 51 - Rozložení SAR v H rovině u aplikátoru GAMMA s použitím modelu s kostí č. 2 a přiložením bolusu o tloušťce a) 30 mm, b) 70 mm

3.2.3.2 Natočení kosti o 90°

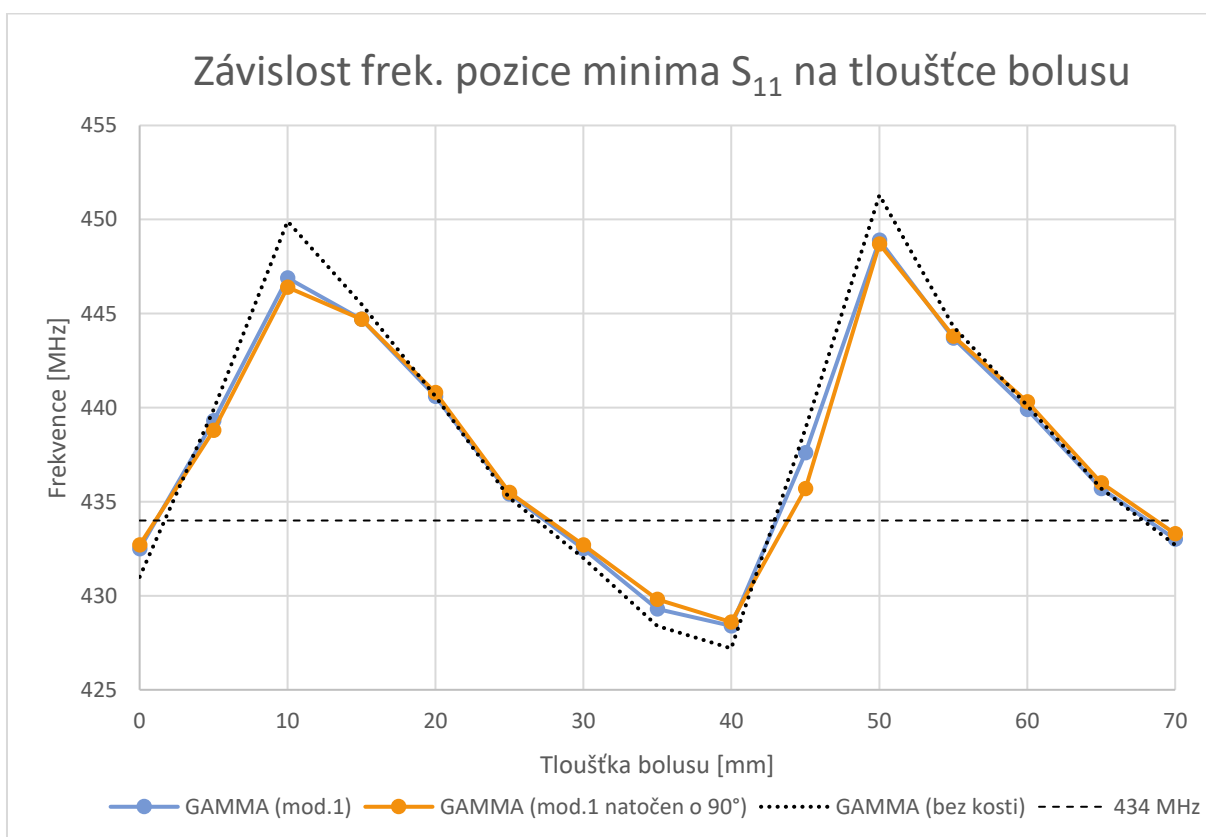
V této části práce bylo řešeno, jaký vliv má na zkoumané parametry natočení kosti v modelu fantomu o 90 stupňů. Z předchozí podkapitoly byl převzat model s kostí č. 1, u kterého je vliv kosti výraznější než u modelu č. 2, a proto bylo očekáváno, že demonstrace natočení na něm bude více názorná.

Při natočení modelu fantomu o 90° byla kost umístěna v poloze kolmé na vektor intenzity elektrického pole E, tj. v poloze vodorovné s vektorem intenzity pole magnetického H.

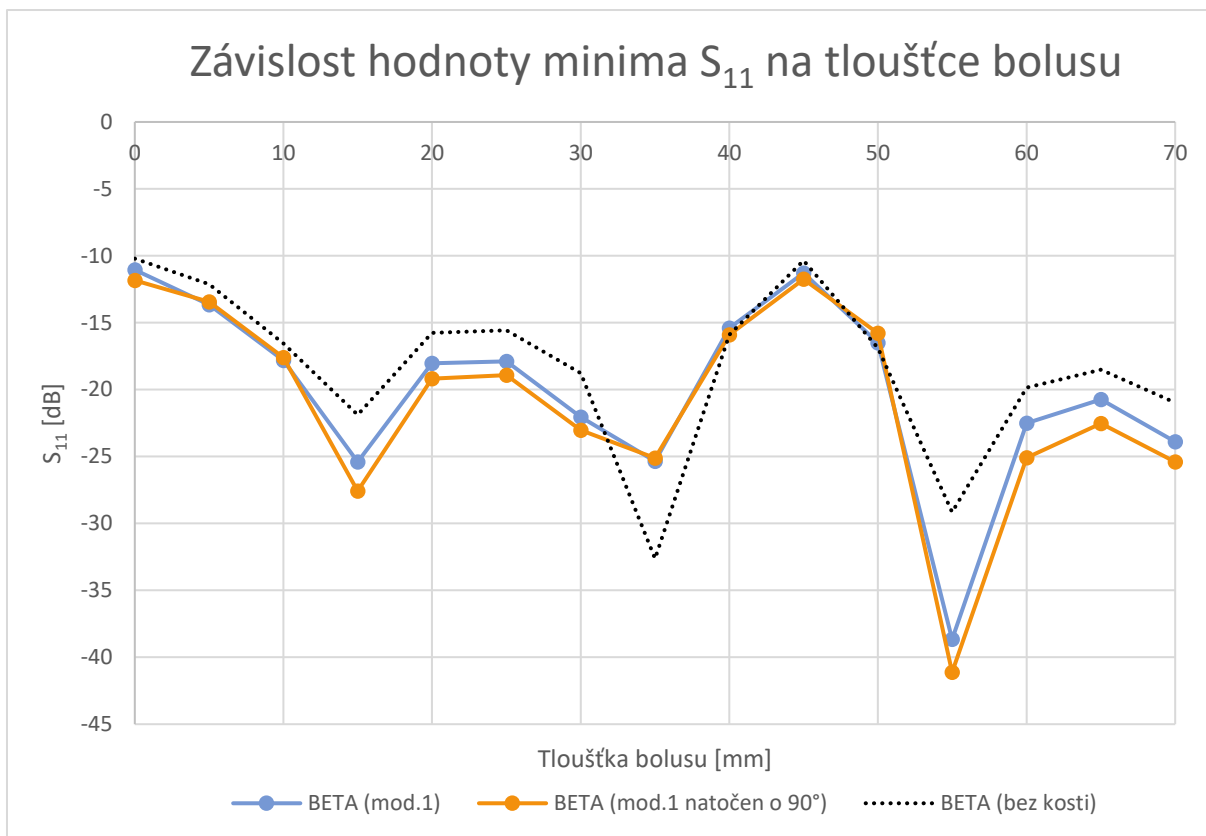
V následujících grafech jsou u obou aplikátorů vyneseny frekvenční pozice minima S_{11} , hodnoty S_{11} v minimu a hodnoty S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz v závislosti na tloušťce vodního bolusu, a to jak u modelu s kostí rovnoběžnou s vektorem E, tak i s kostí rovnoběžnou s vektorem H. Ze všech grafů je patrné, že natočení kosti o 90 stupňů má na průběh parametru S_{11} minimální vliv, jelikož závislosti pro aplikátor BETA jsou velmi podobné, u aplikátoru GAMMA jsou průběhy závislostí dokonce téměř totožné.



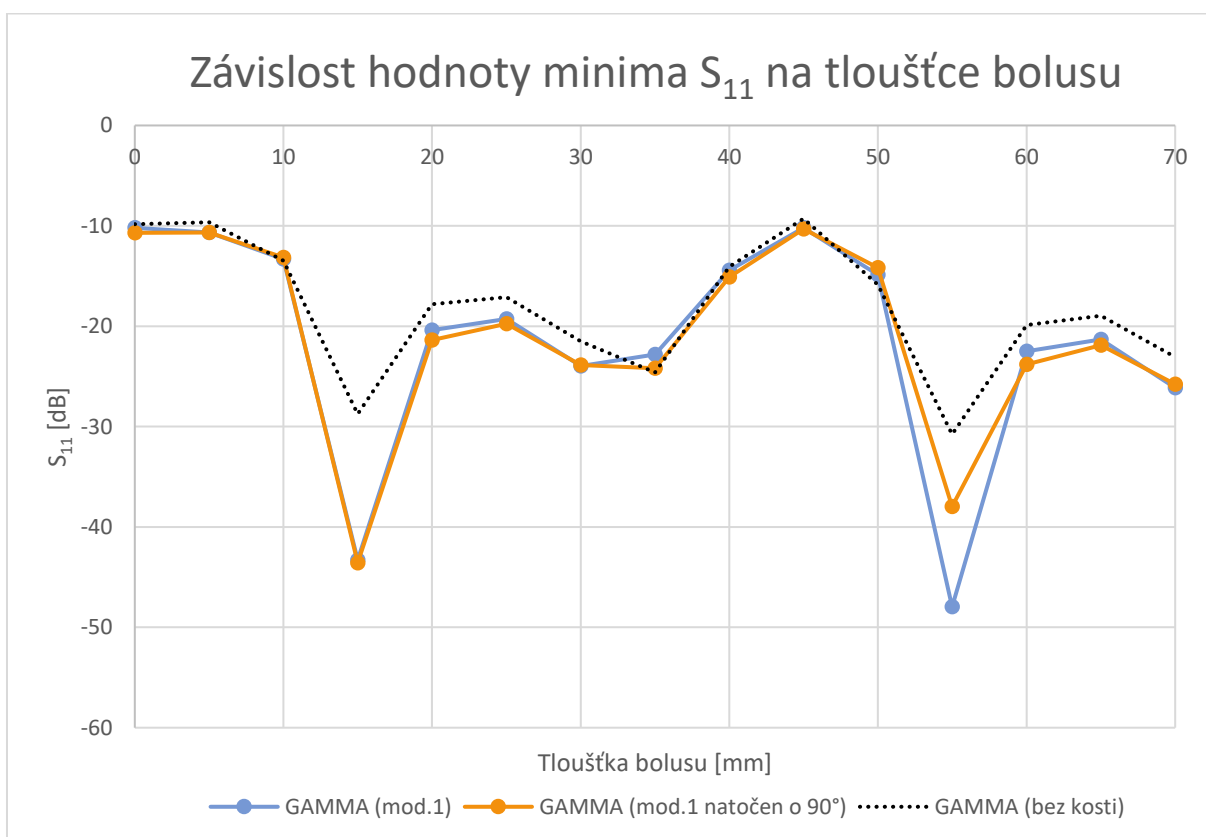
Obrázek 52 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu při natočení kosti o 90° (apl. BETA)



Obrázek 53 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce v. bolusu při natočení kosti o 90° (apl. GAMMA)

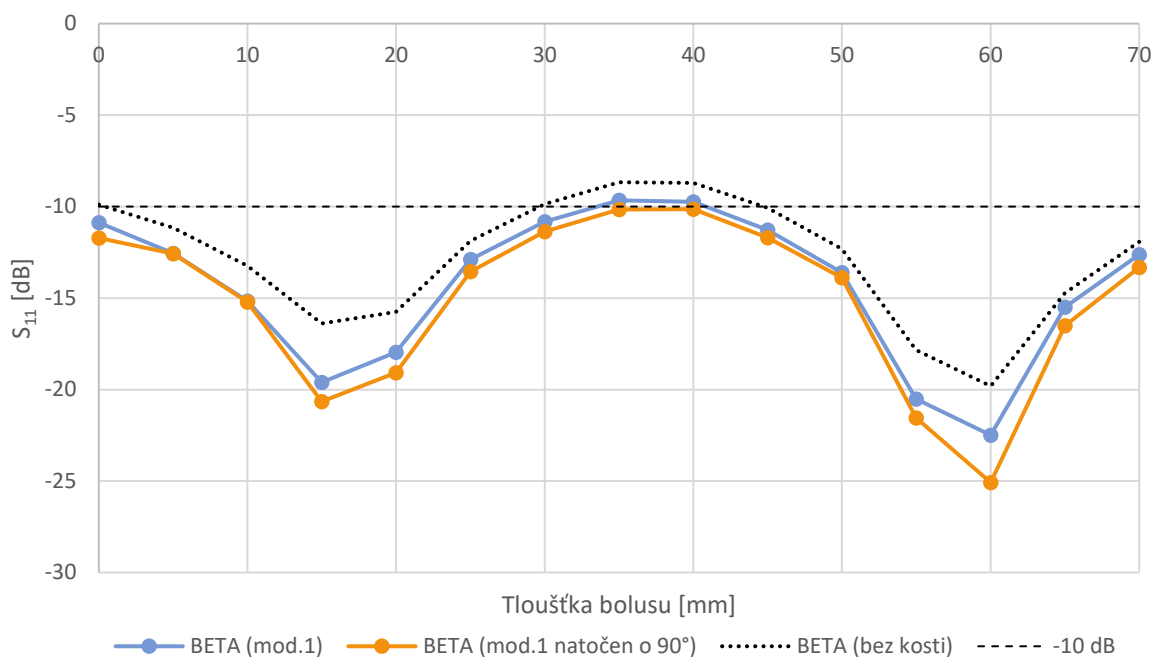


Obrázek 54 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu při natočení kosti o 90° (apl. BETA)



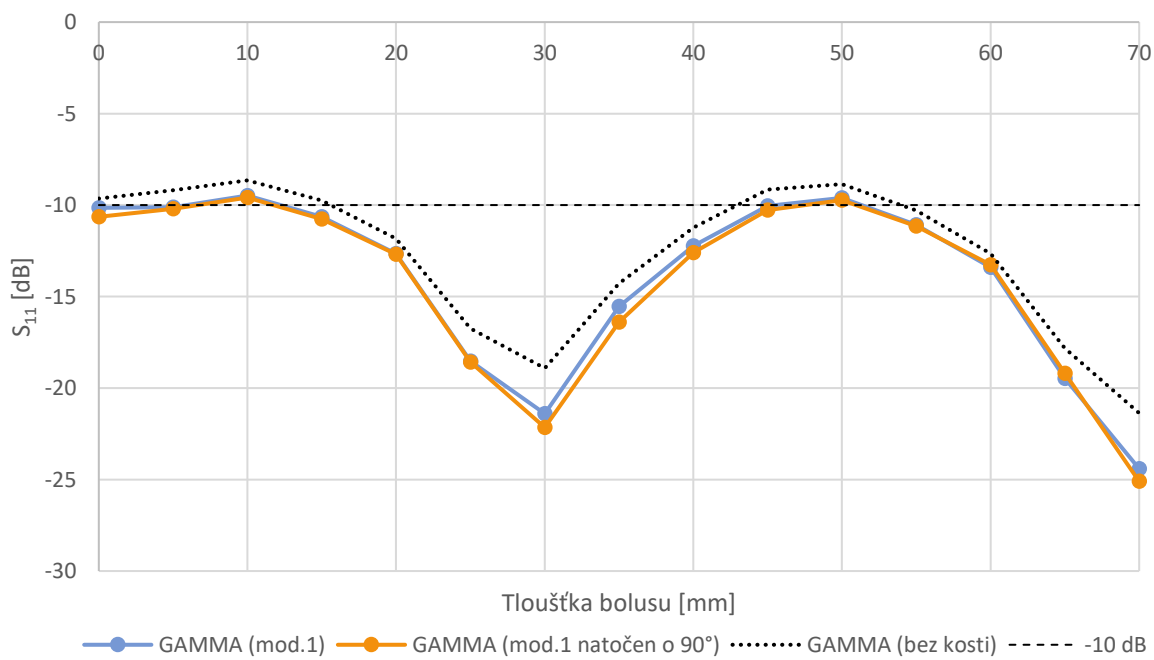
Obrázek 55 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu při natočení kosti o 90° (apl. GAMMA)

Závislost hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce bolusu

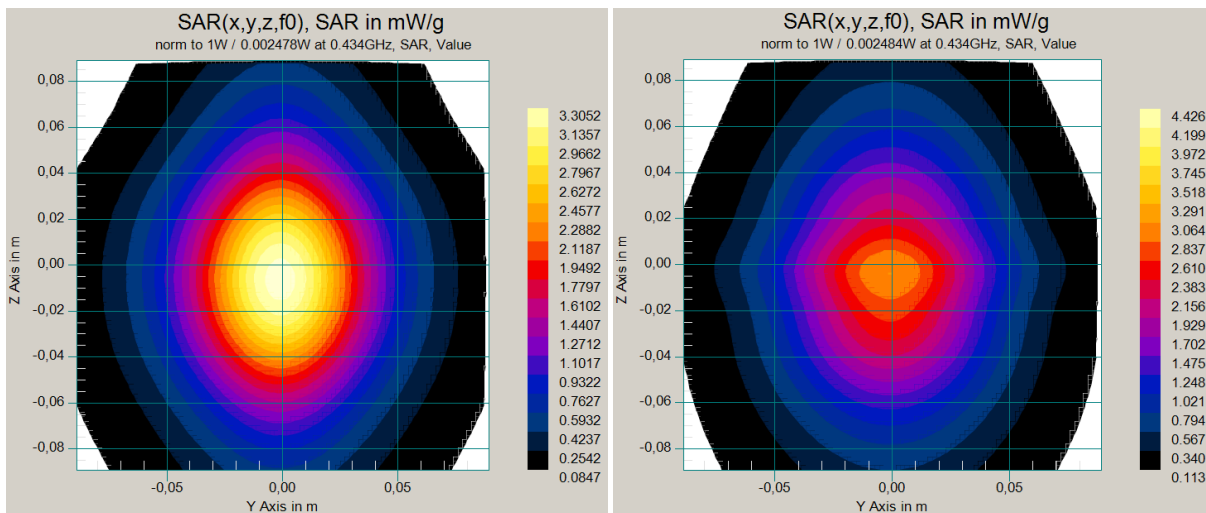


Obrázek 56 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce v. bolusu při natočení kosti o 90° (apl. BETA)

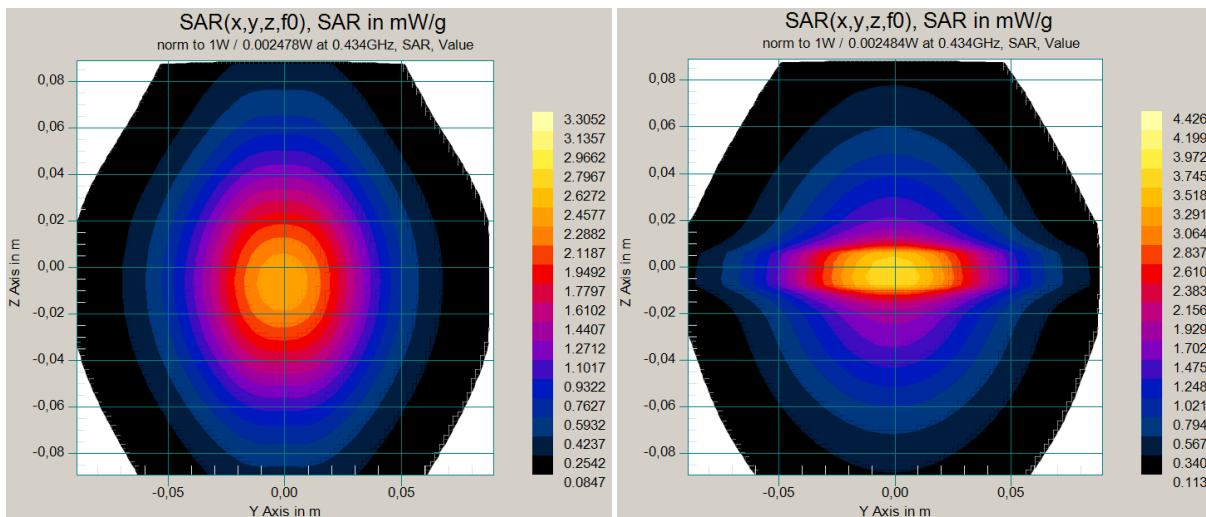
Závislost hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce bolusu



Obrázek 57 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce v. bolusu při natočení kosti o 90° (apl. GAMMA)

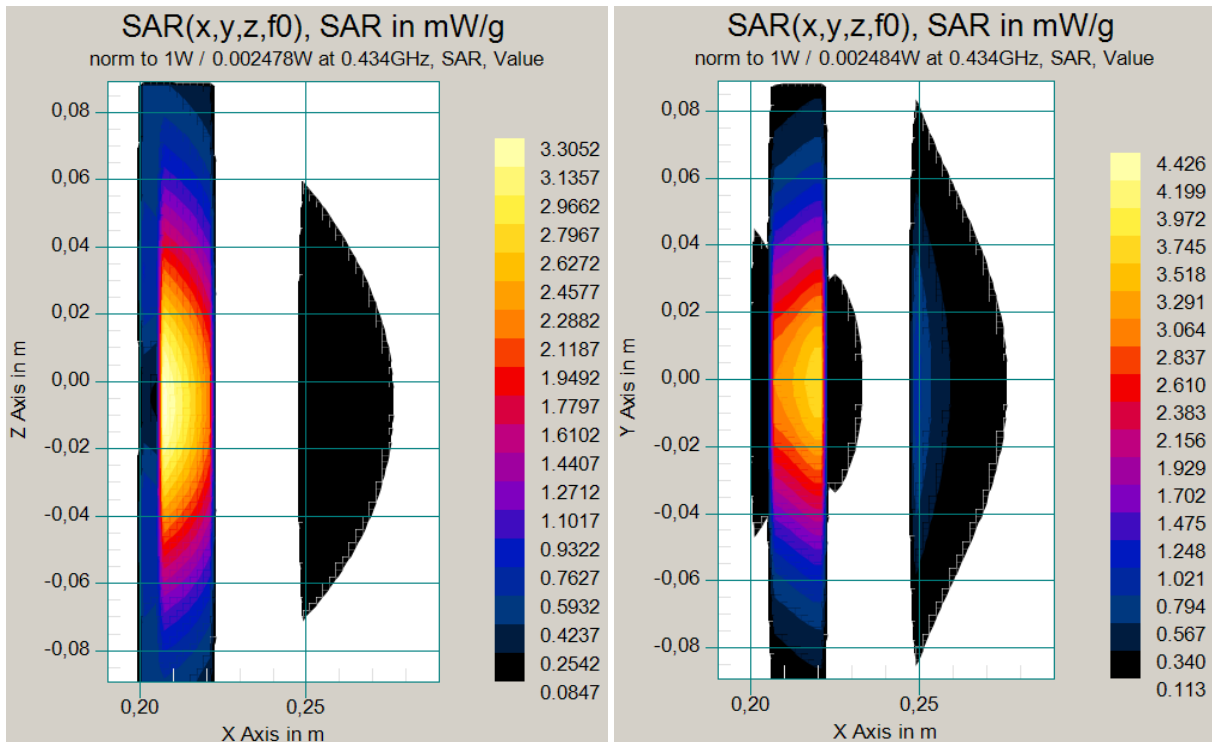


Obrázek 58 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 60 mm a použitím modelu s kostí a) rovnoběžnou s E, b) rovnoběžnou s H

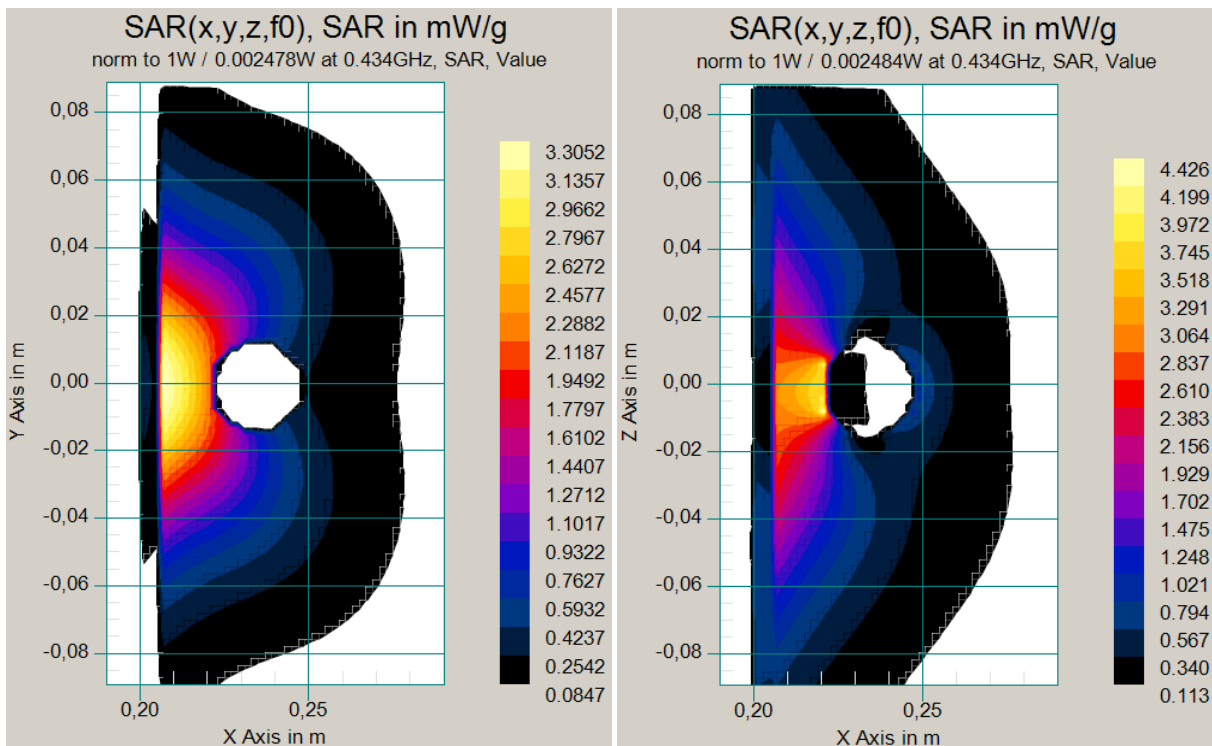


Obrázek 59 - Rozložení SAR ve svalové tkáni těsně nad kostí u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 60 mm a použitím modelu s kostí a) rovnoběžnou s E, b) rovnoběžnou s H

Natočení kosti o 90 stupňů se však velmi výrazně projevilo na rozložení parametru SAR. Zatímco u modelu s kostí rovnoběžnou s vektorem E je tvar rozložení parametru SAR ve svalové tkáni nad kostí kruhový a energie je nejvíce koncentrována při povrchu svalové vrstvy, u modelu s kostí rovnoběžnou s vektorem H přechází rozložení SAR z tvaru téměř kruhového do tvaru oválného kopírujícího kost, přičemž k největšímu ohřevu dochází právě v těsné blízkosti kosti a směrem k aplikátoru koncentrace energie klesá. Této skutečnosti by mohlo být využito při léčbě nádoru, který by se nacházel hlouběji ve svalové tkáni v bezprostřední blízkosti kosti.



Obrázek 60 - Rozložení SAR v řezu rovnoběžném s kostí u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 60 mm a použitím modelu s kostí a) rovnoběžnou s E, b) rovnoběžnou s H



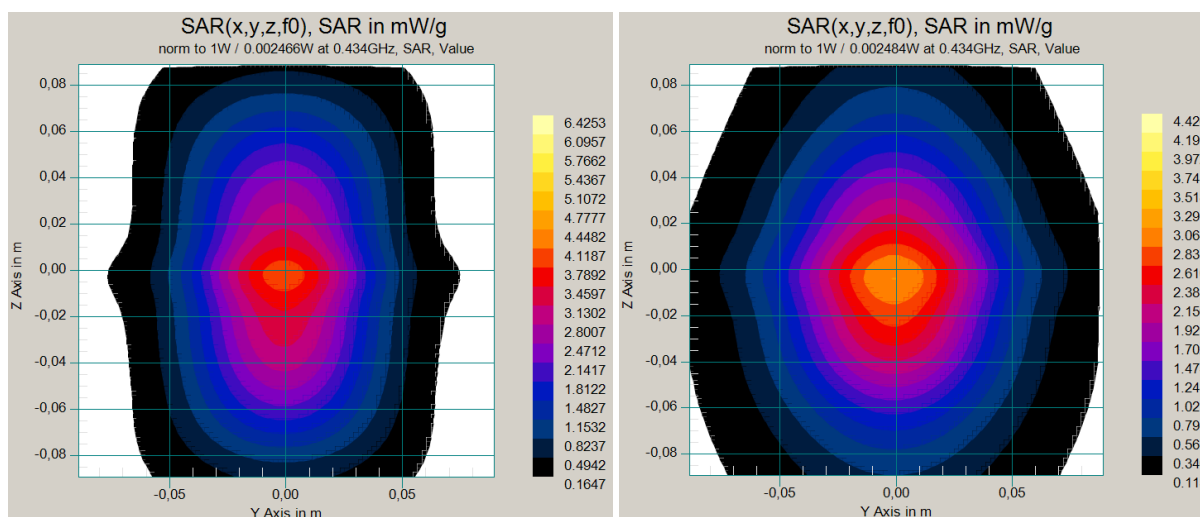
Obrázek 61 - Rozložení SAR v řezu kolmém na kost u aplikátoru BETA s přiložením bolusu o tloušťce 60 mm a použitím modelu s kostí a) rovnoběžnou s E, b) rovnoběžnou s H

Dalším rozdílem při natočení kosti je to, že dochází k většímu ohřevu kostní tkáně oproti původnímu modelu, což je pravděpodobně způsobeno přesunem místa s největší koncentrací energie blíže ke kosti. Tvary rozložení SAR v řezu kolmém na kost i v řezu vodorovném s kostí se také vzájemně velmi liší, proto je nutné při konkrétní aplikaci zvážit, v jakém natočení bude aplikátor ke tkáni přiložen.

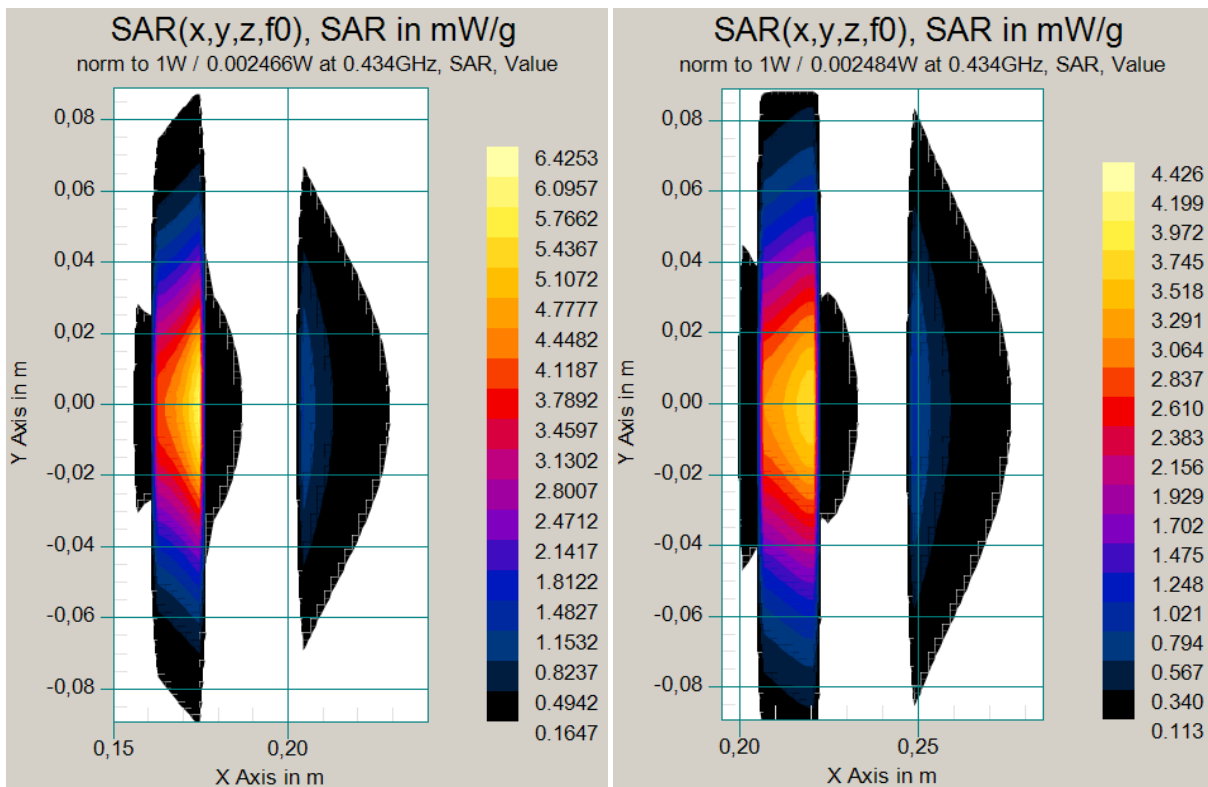
Model s kostí č. 1 kolmo				
	Tloušťka bolusu [mm]	S_{11} na 434 MHz [dB]	Frekvenční pozice minima [MHz]	Frekvenční rozsah ovlivnitelný bolusem [MHz]
BETA	15	-20,66	439,4	≈ 26,6 (419,1 – 445,7)
	60	-25,08	434,0	
GAMMA	30	-22,15	432,7	≈ 20,1 (428,6 – 448,7)
	70	-25,10	433,3	

Tabulka 15 - Přehled výsledků pro model s kostí č.1 při natožení kosti o 90°

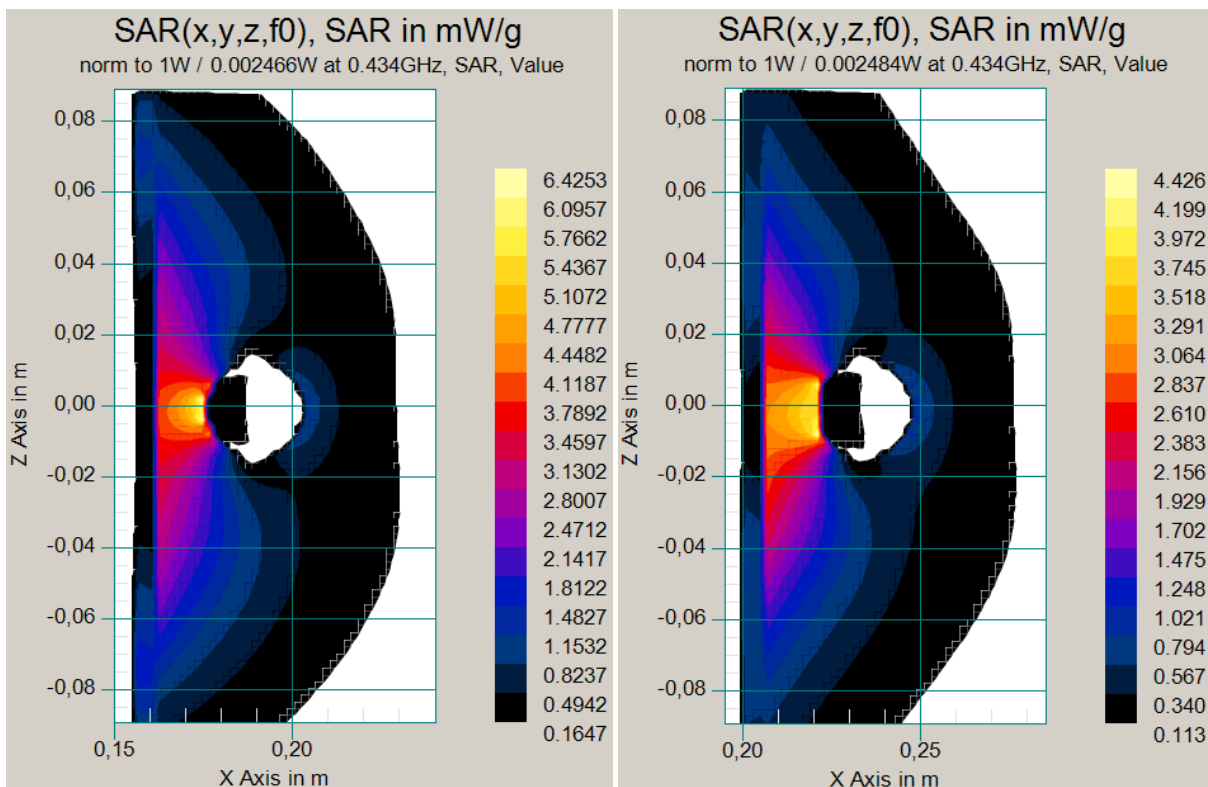
Vhodné tloušťky vodního bolusu jsou dle předpokladu stejné jako u modelu s kostí č.1 z předchozí podkapitoly. Při volbě optimální tloušťky je v tomto případě třeba brát ohled kromě hodnoty S_{11} na cílové frekvenci a zamýšlené aplikace i na rozložení parametru SAR, které se oproti modelu s kostí umístěnou vodorovně k vektoru E mírně liší při přiložení bolusu o menší a větší vhodné tloušťce, jak je ukázáno níže na aplikátoru BETA.



Obrázek 62 - Rozložení SAR při povrchu svalové tkáně u aplikátoru BETA s použitím modelu s kostí č. 1 (kost kolmo) a přiložením bolusu o tloušťce a) 15 mm, b) 60 mm



Obrázek 63 - Rozložení SAR v H rovině u aplikátoru BETA s použitím modelu s kostí č. 1 (kost kolmo) a přiložením bolusu o tloušťce a) 15 mm, b) 60 mm



Obrázek 64 - Rozložení SAR v E rovině u aplikátoru BETA s použitím modelu s kostí č. 1 (kost kolmo) a přiložením bolusu o tloušťce a) 15 mm, b) 60 mm

4 MĚŘENÍ

K měření parametru S_{11} a rozložení parametru SAR byly použity planární aplikátory BETA a GAMMA zapůjčené z nemocnice Na Bulovce, které náleží k hypertermické soustavě ALBA ON 4000.

Měření parametru S_{11} je poměrně jednoduché a nedochází při něm k zásahu do tkáně či jejího fantomu. Změřit rozložení SAR prostorově přímo v živém organismu je mnohem náročnější, jeho hodnotu lze určit pouze v několika bodech. Z toho důvodu se měření SAR provádí především na fantomech biologické tkáně. Dle zdroje [1] se nejčastěji využívají následující 3 techniky měření: měření teplotního profilu fantomu pomocí infračervené kamery, měření na speciálním fantomu se zabudovaným systémem teflonových kanyl s pohyblivými teplotními čidly či měření ve vodním fantomu, ke kterému jsou potřeba LED senzory a polohovací zařízení. V této práci bylo při měření SAR využito první zmíněné možnosti.

Měření bylo tedy provedeno na agarovém fantomu. Výroba tohoto fantomu je celkem nenáročná a potřebné suroviny nejsou příliš drahé.

4.1 Výroba fantomu

Složení agarového fantomu bylo převzato ze zdroje [4] a je uvedeno v tabulce níže.

Agarový fantom	
surovina	podíl
destilovaná voda	95,67 %
NaCl	0,33 %
agar	4,00 %

Tabulka 16 - Složení agarového fantomu biologické tkáně podle zdroje [4]

Agar se využívá také v gastronomii, kde nahrazuje jiné želírovací prostředky. Postup při výrobě fantomu byl proto podobný jako při vaření želatiny.

Destilovaná voda byla smíchána s odpovídajícím množstvím soli a agarového prášku a za stálého míchání přivedena k varu. Po propojení všech surovin byla směs okamžitě odstavena z tepelného zdroje, neboť při vaření docházelo k vypařování vody, kvůli kterému by mohlo dojít ke změně vlastností fantomu.

Vlažná směs byla přelita do nádoby o vhodných rozměrech pro testování aplikátorů. Požadována byla výška fantomu minimálně 10 cm pro správné měření S_{11} a pro zobrazení celého teplotního profilu v řezu fantomem a délka a šířka o rozměrech minimálně 20 cm, aby byl zajištěn kontakt celé plochy obou aplikátorů. Po několika hodinách fantom ztuhl a byl připraven pro měření.

Vyrobený agarový fantom měl tvar kvádrů s mírně zkosenými bočními stěnami, jehož výška byla 11,8 cm, rozměry horní podstavy 29x20 cm a rozměry dolní podstavy 28x18 cm.

4.2 Použité přístroje

4.2.1 Vektorový analyzátor E5071C

Průběhy parametru S_{11} byly měřeny dvouportovým vektorovým analyzátozem typu E5071C od výrobce Agilent Technologies, který umožňuje měření odrazů a přenosů ve frekvenčním pásmu 100 kHz – 8,5 GHz. Kalibrace přístroje byla provedena pomocí kalibrační sady Agilent 85032E.



Obrázek 65 - Vektorový analyzátor E5071C (vlevo), kalibrační sada Agilent 85032E (vpravo)

4.2.2 Termokamera FLIR i7

Pro snímání teplotního profilu po ohřevu fantomu byla použita termokamera FLIR i7 od výrobce FLIR Systems. Tato termokamera je schopna měřit teploty v rozsahu -20 až 250 °C, její teplotní citlivost je menší než 0,1 °C [13].



Obrázek 66 - Termokamera FLIR i7

4.2.3 Hypertermická soustava ALBA ON 4000

Hypertermická soustava ALBA ON 4000 od výrobce MEDLOGIX se sídlem v Římě se používá při léčbě onkologických onemocnění. Léčba je zajištěna ohřevem nádorové tkáně na 41 až 43 °C prostřednictvím prohnutých planárních aplikátorů s integrovaným vodním bolusem.

Pracovní frekvence u soustav prodávaných v Evropě je 434 MHz. Dále jsou vyráběny soustavy pracující na frekvenci 915 MHz, které jsou prodávány především v Americe. V Evropě je frekvence 915 MHz přidělena pouze mobilním komunikacím, proto by zde používání soustavy o této frekvenci vyžadovalo aplikaci speciálních opatření, které by zabránily rušení. Maximální výstupní výkon soustavy je 200 W [14].



Obrázek 67 - Hypertermická soustava ALBA ON 4000 (vlevo), apl. BETA (vpravo nahoře), apl. GAMMA (vpravo dole)

4.3 Chyby měření

Měření bylo zajisté zatíženo mnoha chybami. Nepřesnosti při měření parametru S_{11} i rozložení SAR mohl způsobit např. vyrobený agarový fantom, který měl jiné rozměry než model fantomu použitý při simulacích v předchozí kapitole. Kvůli odpařování vody při vaření fantomu mohl mít také mírně jiné vlastnosti, než které byly v simulacích nastaveny.

Dalším faktorem, který mohl měření ovlivnit, bylo prohnutí planárních aplikátorů. Při přiložení prohnutých planárních aplikátorů na rovný povrch fantomu nebyla tloušťka vodního bolusu po celé ploše konstantní, největší tloušťku měl bolus při středové ose aplikátorů a směrem k bočním stěnám se ztenčoval. Vzhledem k tomu, že by mělo být nejvíce energie koncentrováno na středu aplikátoru, byla při měření nastavována požadovaná tloušťka vodního bolusu právě při středové ose. Simulované vlnovodné aplikátory jsou naopak v místě přiložení ke tkáni zcela ploché, proto byla při simulacích uvažována konstantní tloušťka bolusu při přiložení na rovný povrch modelu fantomu.

Měřené parametry mohly být také ovlivněny nepřesným nastavením tloušťky vodního bolusu. Vzhledem k tomu, že byl bolus napouštěn při napojení aplikátorů na hypertermickou soustavu a měření S_{11} bylo realizováno při připojení k vektorovému analyzátoru, docházelo k přesunu aplikátorů mezi těmito přístroji. Při přesunu mohlo dojít ke změně pozice aplikátoru vůči fantomu, aplikátor mohl být např. k fantomu více či méně přitlačen či nepatrně nakloněn na stranu, čímž mohla být mírně změněna tloušťka vodního bolusu na středu aplikátoru.

4.4 Měření parametru S_{11}

4.4.1 Průběh měření parametru S_{11}

Průběhy parametru S_{11} byly měřeny vektorovým analyzátozem. Vektorový analyzátor musel být nejprve zkalibrován pomocí kalibrační sady Agilent 85032E. Na výstup přístroje byly postupně připojeny jednotlivé díly kalibrační sady pro změření průběhu S_{11} , a to otevřený konec, zkrat a bezodrazová koncovka.

Následně byl k vektorovému analyzátoru připojen aplikátor BETA, resp. GAMMA, přiložený na agarový fantom (viz obr. č. 68). U aplikátorů byla měněna tloušťka vodního bolusu, přičemž hodnota, která byla zaznamenávána pro vynesení do grafů, odpovídala tloušťce vodního bolusu na středové ose aplikátorů, neboť kvůli prohnutí aplikační plochy nebyla tloušťka bolusu konstantní.

Průběhy parametru S_{11} byly měřeny v rozsahu 300 až 600 MHz. Z těchto průběhů byly stejně jako u simulací odečítány frekvenční pozice minima S_{11} nejbližšího cílové frekvenci, hodnota S_{11} v tomto minimu a hodnota S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz. Měření neprobíhalo v celém rozsahu simulovaných tloušťek vodního bolusu. Kvůli prohnutí aplikátorů bylo měření omezeno minimální možnou nastavitelnou tloušťkou, při menší tloušťce bolusu by prohnuté aplikátory zcela nedoléhaly na rovnou plochu fantomu a měření by bylo zatíženo příliš velkou chybou způsobenou vzduchovými mezerami. Největší možná nastavitelná tloušťka byla omezena maximálním objemem vodního bolusu. Aplikátor BETA byl tak měřen v rozsahu tloušťek 25 až 50 mm, aplikátor GAMMA v rozsahu tloušťek 35 až 60 mm. Tloušťka vodního bolusu byla nastavována s krokem 5 mm.



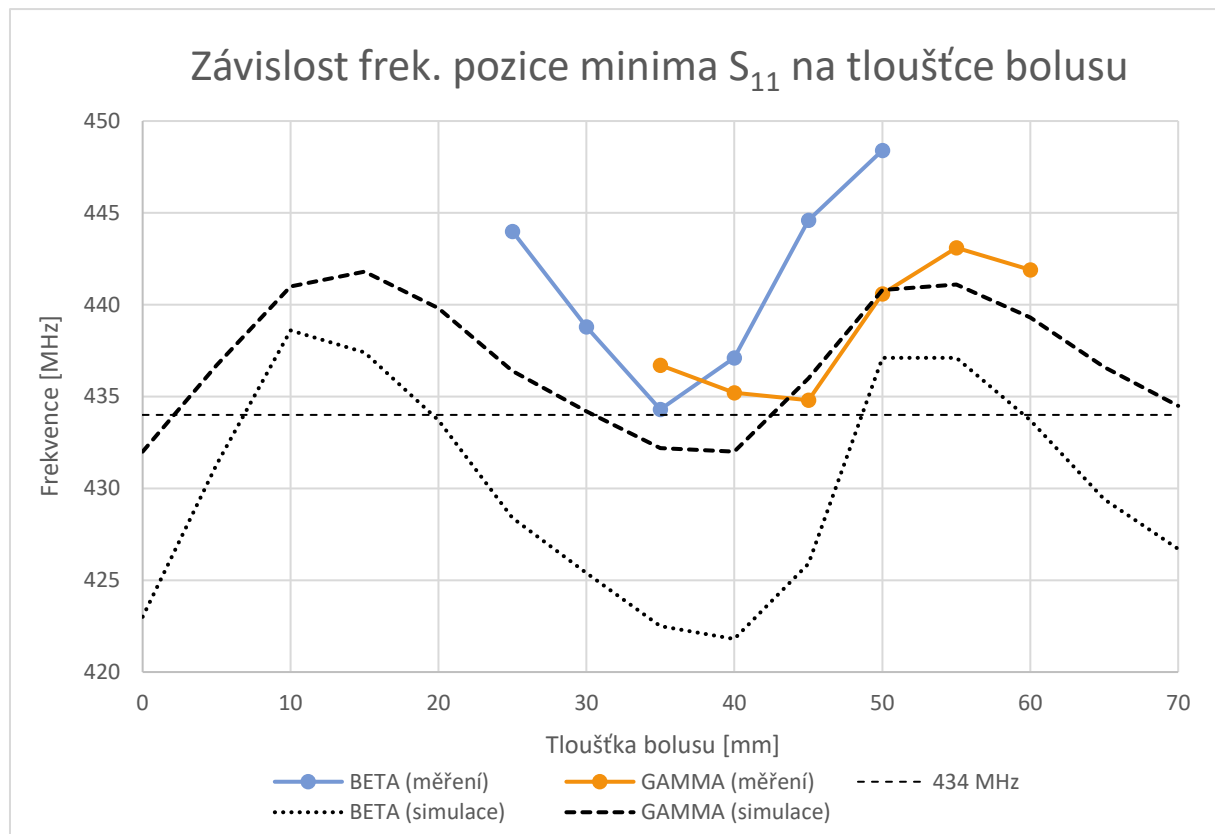
Obrázek 68 - Měření průběhů parametru S_{11} na agarovém fantomu

4.4.2 Výsledky měření parametru S_{11}

Společně s naměřenými hodnotami byla do grafů pro srovnání vynesena i data získaná ze simulací na modelu agarového fantomu. Není ideální, že naměřených hodnot je výrazně méně než hodnot nasimulovaných, přesto je možné dojít alespoň k několika závěrům.

Především ze závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu u aplikátoru GAMMA lze soudit, že budou tyto závislosti i u planárních aplikátorů pravděpodobně periodické. Zároveň je možné pozorovat, že je rozsah frekvencí upravitelných bolusem v rámci zkoumaných tlouštěk i při měření na planárních aplikátorech větší u aplikátoru BETA než u aplikátoru GAMMA, a to i přesto, že není jasné, zda by při větší tloušťce vodního bolusu došlo v průběhu aplikátoru BETA rovněž k opětovnému poklesu frekvenční pozice minima.

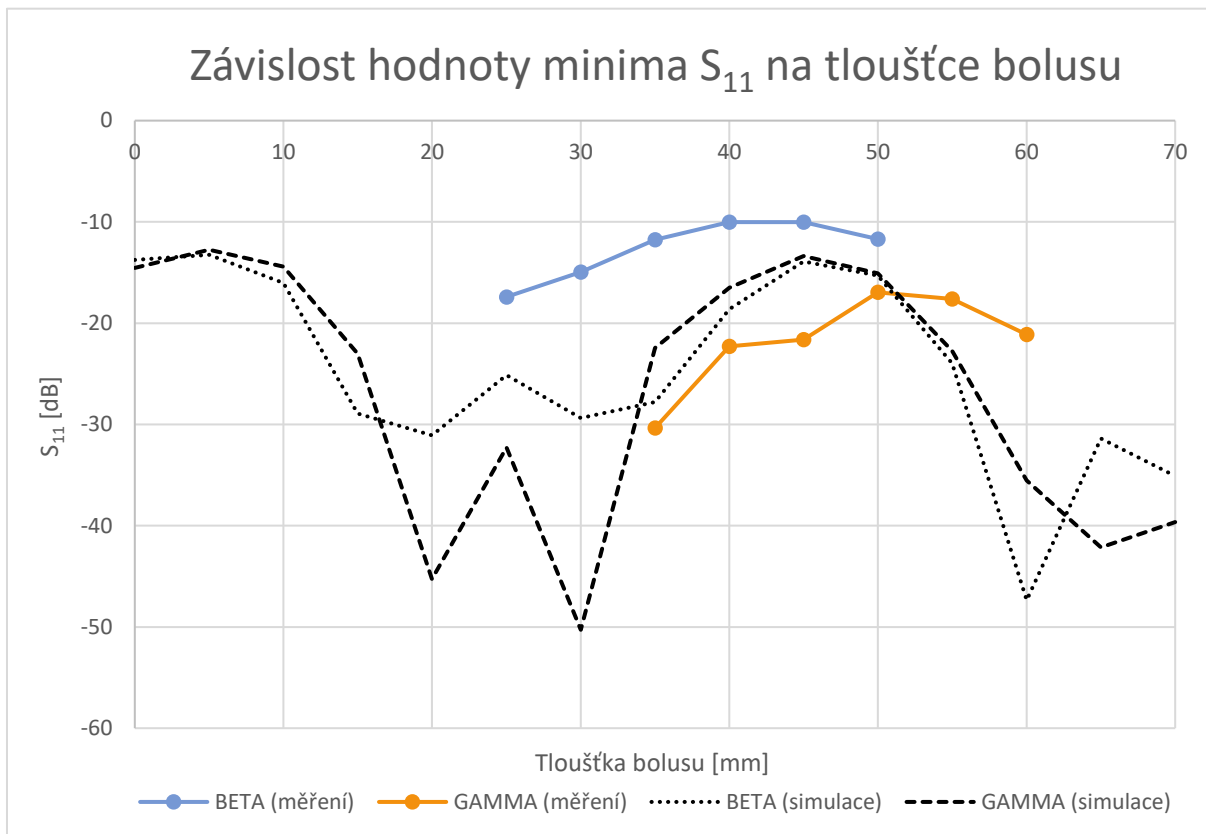
Při simulacích bylo ukázáno, že poloha průběhů na obr. č. 69 závisí na tom, na jakou frekvenci byly aplikátory při návrhu naladěny – průběh vlnovodného aplikátoru GAMMA, který byl naladěný na frekvenci 439,8 MHz při tloušťce bolusu 20 mm se nachází v grafu na vyšších frekvencích než průběh vlnovodného aplikátoru BETA, který byl při stejné tloušťce bolusu navrhnut na 433,7 MHz. Z toho důvodu je předpokládáno, že oba planární aplikátory byly při návrhu naladěny přibližně na stejnou frekvenci, neboť se v grafu nacházejí v podobné výšce.



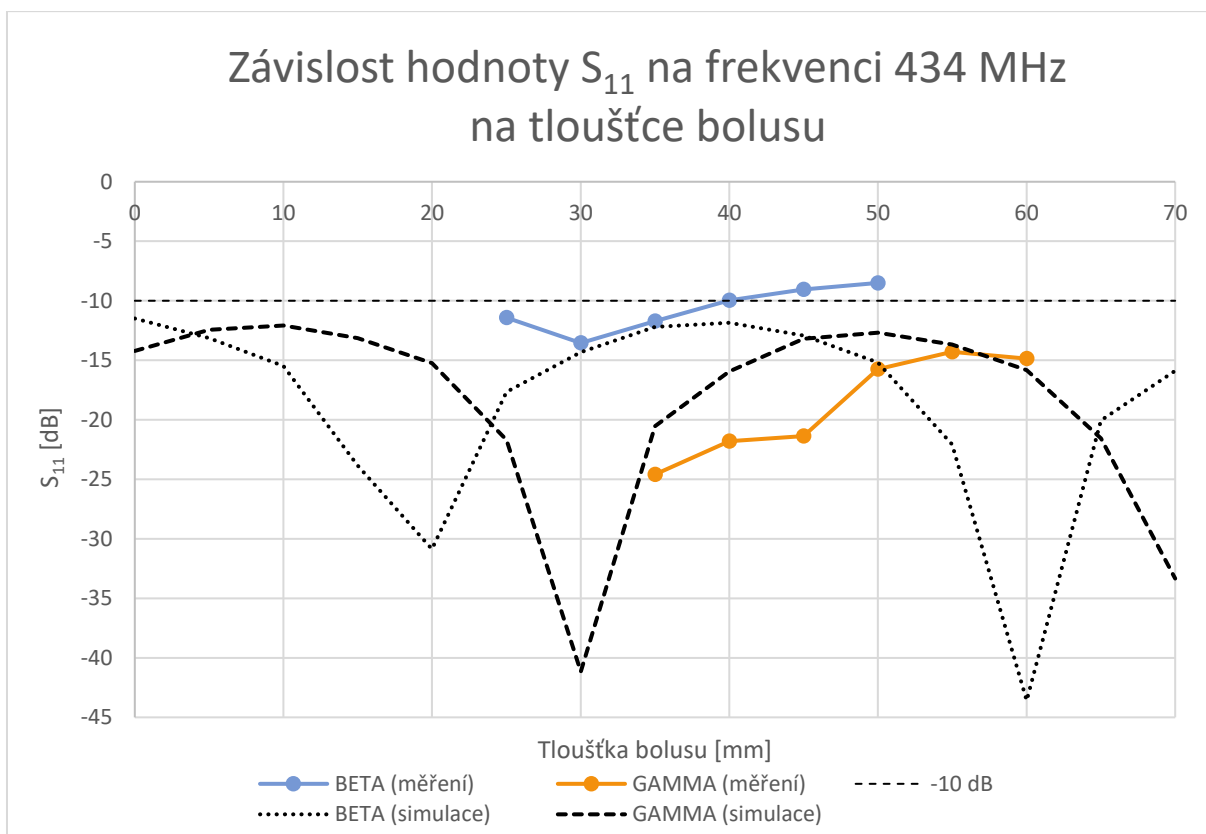
Obrázek 69 - Graf závislosti frekvenční pozice minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu při měření na agarovém fantomu

Vzhledem k tomu, že v průběhu závislosti hodnoty minima S_{11} na tloušťce vodního bolusu nebyla při simulacích na modelu agarového fantomu nalezena žádná spolehlivá pravidelnost, lze jen těžko porovnat rozdíly ve tvaru průběhů u simulovaných a naměřených aplikátorů.

Z grafu na obr. č. 70 je možné pouze konstatovat, že průběhy závislostí se u měřených aplikátorů tvarem vzájemně podobají a že planární aplikátor BETA je v rozsahu měřených tlouštěk bolusu hůře impedančně přizpůsoben než planární aplikátor GAMMA i oba modelované aplikátory.



Obrázek 70 - Graf závislosti hodnoty S_{11} v minimu na tloušťce vodního bolusu při měření na agarovém fantomu



Obrázek 71 - Graf závislosti hodnoty S_{11} na frekvenci 434 MHz na tloušťce vodního bolusu při měření na agarovém fantomu

Změřených hodnot bohužel není dostatek, aby se dalo s jistotou tvrdit, že průběhy závislosti na grafu č. 71 budou i u planárních aplikátorů periodické. Opět je pouze možné říci, že planární aplikátor GAMMA je lépe impedančně přizpůsoben než planární aplikátor BETA, protože dosahuje menších hodnot parametru S_{11} .

Měření na agarovém fantomu				
	Trouška bolusu [mm]	S_{11} na 434 MHz [dB]	Frekvenční pozice minima [MHz]	Frekvenční rozsah ovlivnitelný bolusem [MHz]
BETA	30	-13,55	438,8	$\approx 14,1$ (434,3 – 448,4)
GAMMA	35	-24,59	436,7	$\approx 8,3$ (434,8 – 443,1)

Tabulka 17 - Přehled výsledků pro měření na agarovém fantomu

Optimální trouška vodního bolusu byla i v případě měření rozhodnuta na základě nejmenší hodnoty S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz, viz tab. 17. Vzhledem k tomu, že je optimální trouška bolusu ovlivněna hodnotou S_{11} v nejbližším lokálním minimu a tím, na jakou frekvenci byl aplikátor při návrhu naladěn, není zcela relevantní srovnávat hodnotu této troušky u simulovaných a měřených aplikátorů.

Je však možné porovnat hodnotu S_{11} na cílové frekvenci, které aplikátor při přiložení bolusu o optimální troušce dosahuje. Ta je u měřených aplikátorů v obou případech horší než u aplikátorů simulovaných, avšak není možné určit, nakolik je to způsobeno chybami měření, nepřesnostmi při výrobě aplikátorů, jejich typem či mírou impedančního přizpůsobení při jejich návrhu.

4.5 Měření rozložení parametru SAR

4.5.1 Průběh měření rozložení parametru SAR

Měření rozložení parametru SAR bylo prováděno ohřevem agarového fantomu aplikátory BETA a GAMMA připojenými na hypertermickou soustavu ALBA ON 4000 a následně vyfocení termotního profilu termokamerou. Měřeno bylo rozložení SAR na povrchu fantomu a také v řezu fantomem.

Toto měření bylo komplikováno dvěma protichůdnými požadavky. Jednak bylo nutné provést veškerá měření v co nejkratší době, neboť docházelo ke stárnutí fantomu, kvůli kterému mohlo dojít ke změně jeho vlastností či jeho plesnivění. Na druhou stranu bylo třeba nechat fantom po měření zcela vychladnout, aby nebylo ovlivněno měření další. Z těchto důvodů bylo proveden malý počet měření, přestože bylo chladnutí fantomu uspišeno použitím přenosného ventilátoru. Konkrétní podmínky při jednotlivých měřeních, tedy výkonový činitel odrazu a doba ohřevu, jsou uvedeny v tabulce č. 18.

	BETA	GAMMA				
Měření č.	1	1	2	3	4	5
Výkonový činitel odrazu [%]	0,2	1,0	0,5	0,8	1,4	1,4
Doba ohřevu [minuty]	2	2	5	10	8	8

Tabulka 18 - Podmínky při měření rozložení SAR aplikátorů BETA a GAMMA

Pro měření rozložení SAR byla zvolena tloušťka vodního bolusu, která byla vyhodnocena jako optimální na základě měření parametru S_{11} . V praxi se volí tloušťka bolusu podle hodnoty výkonového činitele odrazu změřeného přímo hypertermickou soustavou.

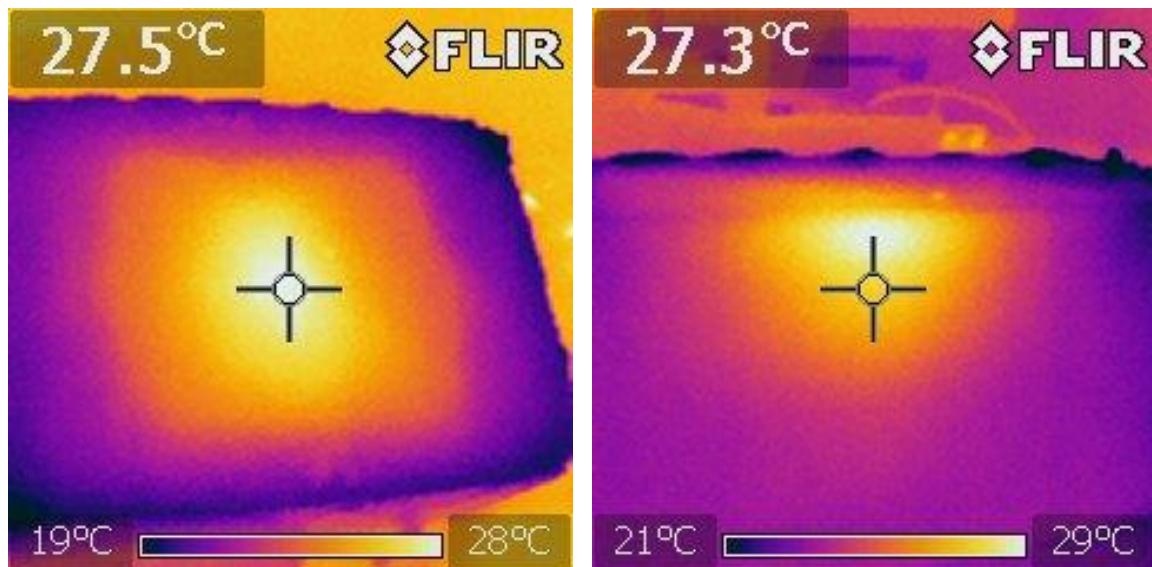


Obrázek 72 - Měření rozložení parametru SAR na agarovém fantomu

4.5.2 Výsledky měření rozložení parametru SAR

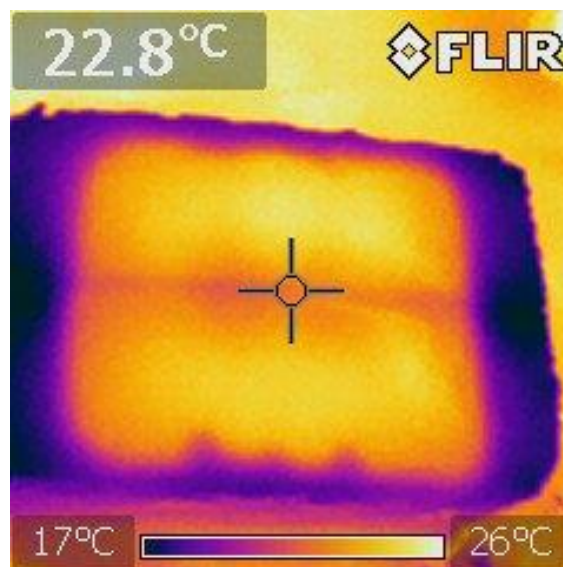
Výsledky měření rozložení parametru SAR u planárního aplikátoru BETA odpovídaly očekávání. Na obrázcích níže je možné pozorovat, že v teplotním profilu dochází ke vzniku pouze jednoho ohniska, které se nachází ve středu ohřívané plochy. Profil v řezu také odpovídá předpokladu.

Vzhledem k tomu, že bylo z výše zmíněných důvodů nutné provést veškerá měření v co nejkratší době a že bylo u aplikátoru BETA již při prvním měření dosaženo očekávaných výsledků, nebyla další měření rozložení SAR u tohoto aplikátoru provedena.



Obrázek 73 - Rozložení SAR při měření aplikátoru BETA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu

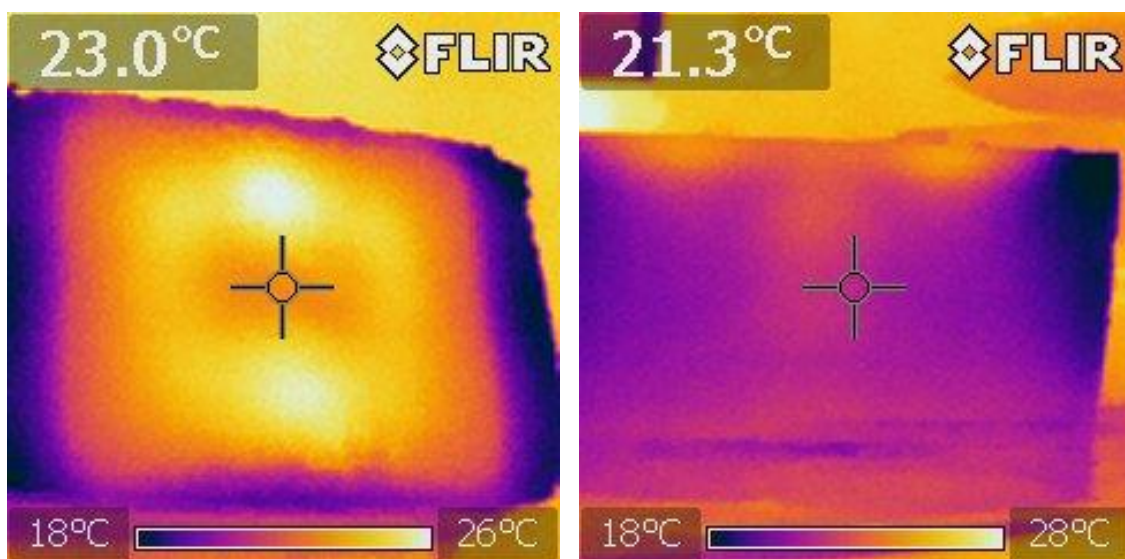
Při prvním měření rozložení SAR u aplikátoru GAMMA byly zjištěny hned 2 nedostatky. Za prvé byl na teplotním profilu na povrchu fantomu patrný řez, jelikož po manipulaci s fantomem za účelem vyfocení rozložení SAR v řezu při předchozím měření nedošlo k opětovnému vzájemnému přilnutí obou polovin. Druhým problémem byl nedostatečný ohřev fantomu, kvůli kterému nebyl dobře pozorovatelný teplotní profil v řezu. Měření bylo vyhodnoceno jako neúspěšné.



Obrázek 74 - Rozložení SAR při prvním měření aplikátoru GAMMA na povrchu fantomu

Před druhým měřením aplikátoru GAMMA by fantom po obvodu zpevněn izolepou, aby po přiložení aplikátoru opět nedošlo k odklonění jeho částí a vzniku mezery. Doba ohřevu fantomu byla prodloužena ze 2 na 5 minut, protože maximální možný výstupní výkon byl nastaven již při předchozích měření.

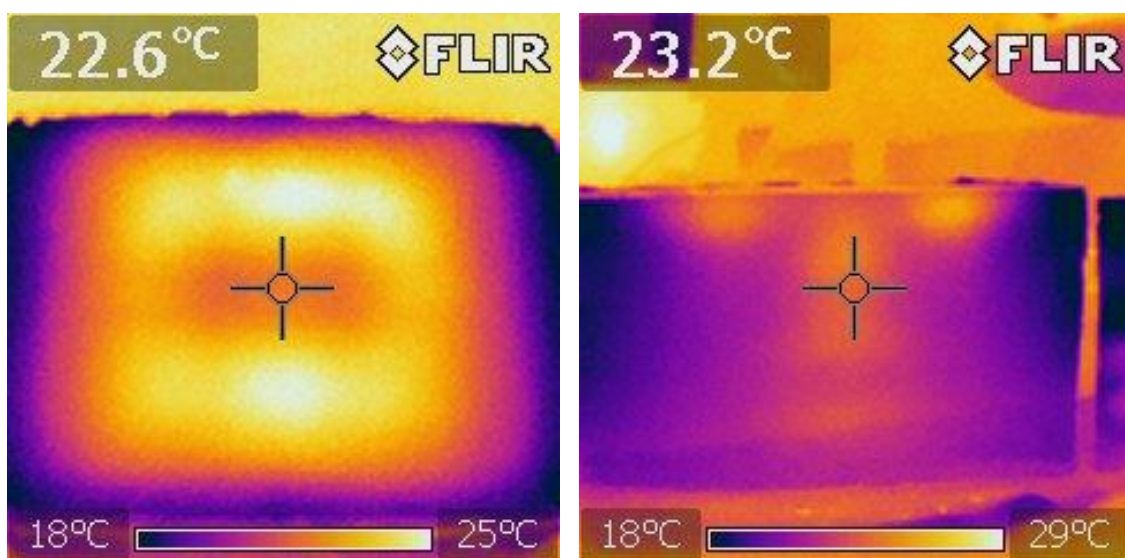
Na obrázcích níže lze pozorovat, že oba nedostatky předchozího měření byly vyřešeny, řez fantomem již není vidět a teplotní profil je výraznější. Nicméně došlo ke vzniku jiného problému, v rozložení SAR na povrchu fantomu jsou patrná 2 ohniska a ve středu ohřáté plochy je teplota nižší než na okrajích, což neodpovídá očekávání. Bylo rozhodnuto, že bude provedeno další měření s delší dobou ohřevu, aby byl lépe pozorovatelný i teplotní profil v řezu.



Obrázek 75 - Rozložení SAR při druhém měření aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu

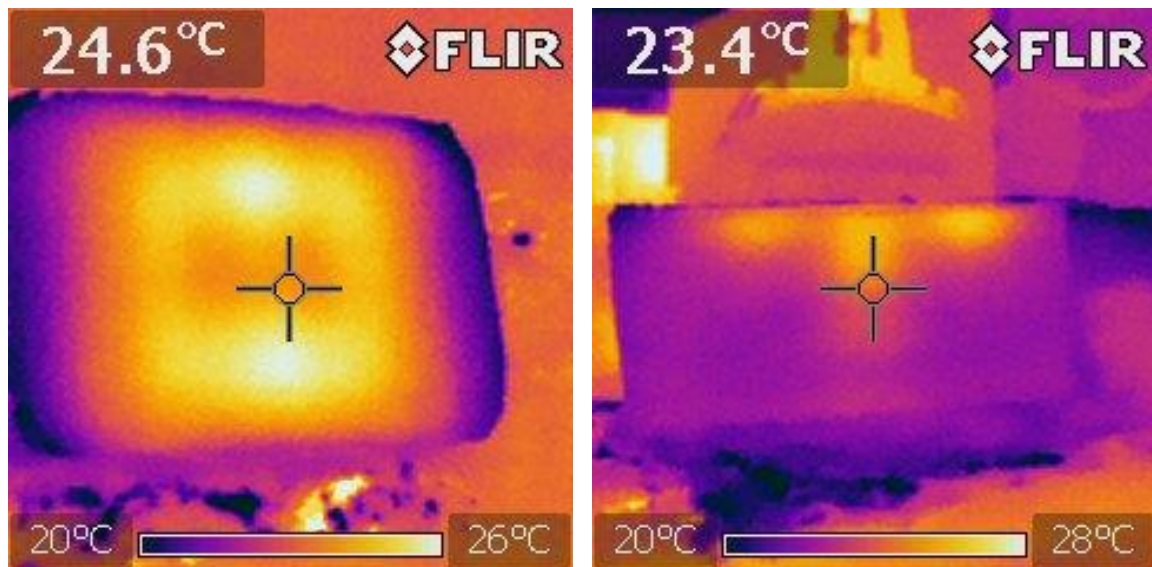
U třetího měření byla zvolena doba ohřevu 10 minut. Bylo zjištěno, že problém se dvěma ohnisky v rozložení SAR přetrvává a že teplotní profil v řezu fantomem také neodpovídá předpokladu.

Bylo zváženo, zda nedošlo k nepravidelnému vychlazení fantomu přenosným ventilátorem, přestože bylo vysoce nepravděpodobné, aby z tohoto důvodu došlo k takto pravidelnému teplotnímu profilu. Další měření bylo odloženo z důvodu blížícího se uzavření budovy a možnosti pozvolného a rovnoměrného vychladnutí fantomu bez použití urychlovacího prostředku.



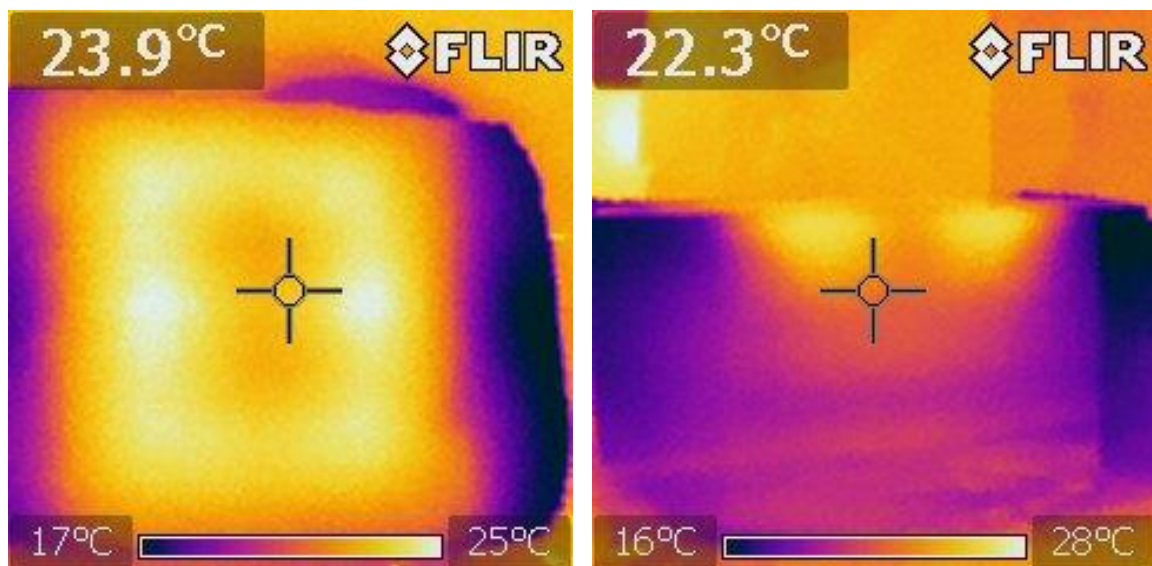
Obrázek 76 - Rozložení SAR při třetím měření aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu

Vzhledem k tomu, že čtvrté měření přineslo stejné výsledky jako měření předešlá, vzniklo podezření na chybu v aplikátoru. Bylo rozhodnuto, že bude provedeno poslední měření s natočením aplikátoru o 90°.



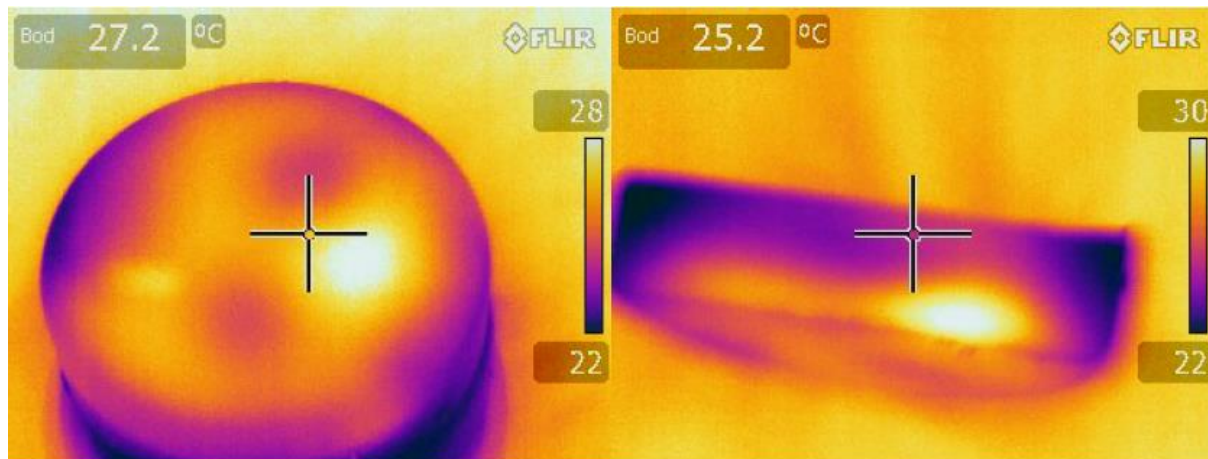
Obrázek 77 - Rozložení SAR při čtvrtém měření aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu

Poslední, páté měření aplikátoru GAMMA bylo provedeno se stejnou dobou ohřevu jako to předchozí, nicméně tentokrát byl aplikátor otočen o 90°. Podezření, že neočekávané rozložení SAR je způsobeno aplikátorem, se potvrdilo, neboť teplotní profil byl v tomto případě také otočen o 90°, jak je vidět na obr. č. 78, přestože jsou ohniska méně výrazná kvůli většímu rozsahu měřených teplot pravděpodobně z důvodu přechlazení fantomu, viz stupnice ve spodní části obrázků.



Obrázek 78 - Rozložení SAR při pátém měření aplikátoru GAMMA a) na povrchu fantomu, b) v řezu fantomu

Pro ověření získaného výsledku byla z nemocnice Na Bulovce vyžádána zpráva o bezpečnostně technické kontrole hypertermického systému (zdroj [15]), která byla provedena 22. 8. 2019. Termogramy z této zprávy zobrazené na obr. č. 79 potvrzují, že aplikátor GAMMA nevytváří předpokládaný teplotní profil. Není známo, zda byl aplikátor GAMMA s takovýmto rozložením SAR již navržen, nebo zda je to způsobeno stářím či poškozením aplikátoru.



Obrázek 79 - Termogramy převzaté ze zdroje [15]

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky návrhu aplikátorů

V simulátoru elektromagnetického pole SEMCAD X V14.8 byly navrženy vlnovodné aplikátory, jejichž aplikační plochy svými rozměry odpovídají planárním aplikátorům BETA a GAMMA náležících k hypertermické soustavě ALBA ON 4000, která slouží k léčbě onkologických onemocnění.

Postup při návrhu aplikátorů spočíval ve vytvoření výchozích aplikátorů, jejichž vlastnosti byly optimalizovány postupnou úpravou jejich jednotlivých parametrů. Upravovanými parametry byly délka vlnovodu, hodnota relativní permitivity dielektrika vyplňujícího vlnovod, délka budící sondy, poloměr budící sondy a vzdálenost budící sondy od zkratovaného konce aplikátoru. V práci byly též stručně popsány vlivy změny těchto parametrů na zkoumané parametry S_{11} a rozložení SAR.

Při použití modelu agarového fantomu bylo u obou aplikátorů dosaženo požadované hodnoty S_{11} menší než -10 dB na cílové frekvenci 434 MHz v celém rozsahu simulovaných tloušťek vodního bolusu. Výsledné rozložení SAR má mírné nedostatky, u aplikátoru BETA je patrné posunutí ohniska mimo střed aplikátoru a u aplikátoru GAMMA dochází ke vzniku dvou ohnisek, což v tomto případě není příliš závažný problém, neboť se obě ohniska nacházejí blízko středu ohřívané plochy a rozdíl jejich teploty oproti teplotě na středu je velmi malý.

Oba aplikátory tak splňují podmínky uvedené v zadání této diplomové práce.

5.2 Výsledky optimalizace vodního bolusu

Optimalizace vodního bolusu u navržených vlnovodných aplikátorů byla řešena v rozsahu tloušťek bolusu od 0 do 70 mm při přiložení na tři typy modelů biologické tkáně. Byl použit model agarového fantomu za účelem porovnání výsledků simulací těchto aplikátorů s měřením aplikátorů planárních, třívrstvý model skládající se z vrstvy kůže, tukové a svalové tkáně, u něhož byl zkoumán vliv tloušťky tukové vrstvy na výběr optimální tloušťky vodního bolusu, a model s kostí, u kterého byla řešena volba optimální tloušťky na základě hloubky umístění kosti či natočení kosti o 90°.

U všech modelů byly navrženy dvě vhodné tloušťky vodního bolusu, které pokaždé splňovaly podmínku hodnoty S_{11} na cílové frekvenci menší než -10 dB. Volba optimální tloušťky tak může být provedena pouze na základě dosahované hodnoty S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz, která byla ve většině případů nižší u bolusu o větší vhodné tloušťce, nebo může být zvažena i členitost části těla, na kterou má být léčba aplikována. U méně členitého povrchu bývá zpravidla používána menší tloušťka vodního bolusu, zatímco větší tloušťka bolusu je doporučována při léčbě povrchu členitějšího, aby došlo ke kontaktu s tělem po celé ploše aplikátoru a bylo zabráněno vzniku vzduchových mezer. Volba optimální tloušťky bolusu na základě rozložení SAR není ve většině případů relevantní, protože u něj v rámci stejného modelu většinou nedochází se změnou tloušťky bolusu k výrazné změně.

Navržené vhodné tloušťky vodního bolusu byly u většiny modelů biologické tkáně shodné, u aplikátoru BETA nabývaly hodnot 15 či 20 mm a 60 mm, u aplikátoru GAMMA 30 mm a 70 mm. Ke změně došlo pouze u menší tloušťky bolusu u aplikátoru BETA, kde se minimum S_{11} sice nacházelo blíže cílové frekvenci vždy v případě tloušťky bolusu 20 mm, avšak u vícevrstvý modelů dosahovalo výrazně nižší hodnoty při 15 mm. To ovlivnilo hodnotu S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz, která byla nižší při 15 mm i přesto, že se v tomto případě minimum S_{11} nacházelo dále než u tloušťky bolusu 20 mm. Rozdíly mezi tloušťkami bolusu u aplikátorů BETA a GAMMA byly způsobeny rozdílnou mírou naladění na cílovou frekvenci při jejich návrhu.

U třívrstvého modelu došlo k výraznému zvýšení hodnot S_{11} následkem přítomnosti tukové vrstvy. Ta má oproti agaru či svalové tkáni výrazně menší hodnotu relativní permitivity, což způsobilo změnu impedance modelu fantomu a tím i zhoršení impedančního přizpůsobení. Na druhou stranu bylo u tohoto modelu možné vodním bolusem mnohem více upravovat frekvenční pozici minima v průběhu parametru S_{11} . Zároveň tento model výrazně zlepšil rozložení SAR oproti modelu agarového fantomu, které získalo při povrchu svalové tkáně kruhový tvar a v řezu tvar kulové úseče. U aplikátoru BETA došlo k řešení vyosení ohniska mimo střed aplikátoru, u aplikátoru GAMMA k vyřešení vzniku dvou ohnisek.

Vložení kosti rovnoběžné s vektorem E do třívrstvého modelu došlo při menších hloubkách umístění kosti ke zlepšení hodnoty S_{11} v minimu. Se zvětšující se hloubkou umístění kosti dosahovala hodnota v minimu S_{11} menších i větších hodnot oproti modelu bez kosti, avšak tento rozdíl byl stále méně patrný, kost přestávala mít na zkoumané parametru vliv. Z rozložení SAR lze pozorovat, že v kosti docházelo k minimálnímu ohřevu. Tvar rozložení SAR byl také změněn, energie byla koncentrována především ve svalové tkáni a kost obtékala. Natočení kosti o 90° , tedy rovnoběžně s vektorem H, mělo na parametr S_{11} pouze malý vliv. Naopak v rozložení SAR došlo k výrazné změně, největší koncentrace energie byla přesunuta z povrchu svalové tkáně do bezprostřední blízkosti kosti, kde SAR místo kruhového rozložení nabývalo rozložení oválného kopírujícího kost.

Veškeré průběhy S_{11} a rozložení SAR simulovaných případů lze získat ze souborů, které jsou přiloženy k této práci.

5.3 Výsledky měření

Měření planárních aplikátorů na agarovém fantomu nebylo provedeno v celém rozsahu simulovaných tloušťek bolusu, neboť nejmenší možná nastavitelná tloušťka byla limitována prohnutím aplikátorů a největší maximálním objemem vaku vodního bolusu.

Při měření S_{11} bylo zjištěno, že je planární aplikátor BETA v rozsahu měřených tloušťek bolusu hůře impedančně přizpůsoben než planární aplikátor GAMMA. Oba planární aplikátory dosahovaly při vyhodnocené optimální tloušťce vodního bolusu, tj. u aplikátoru BETA při tloušťce bolusu 30 mm a u aplikátoru GAMMA 35 mm, vyšší hodnoty S_{11} na cílové frekvenci 434 MHz než simulované vlnovodné aplikátory. Není však jisté, nakolik to bylo způsobeno typem aplikátorů či mírou impedančního přizpůsobení při jejich návrhu a nakolik chybami vzniklými při měření či nepřesnostmi při výrobě těchto aplikátorů. Z toho důvodu bylo navrženo jako pokračování této práce vyrobit navržené vlnovodné aplikátory a následně porovnat změřené hodnoty u obou typů.

Změřené rozložení SAR u aplikátoru BETA odpovídalo očekávání, nejvíce byla energie koncentrována ve středu ohřívané plochy, teplotní profil v řezu měl tvar kulové úseče. Tvar rozložení SAR u aplikátoru GAMMA byl sice pravidelný, avšak neodpovídal předpokladu. Došlo ke vzniku dvou ohnisek po stranách ohřívané plochy, teplota v jejím středu byla nižší než na okrajích. Z toho důvodu bylo provedeno u tohoto aplikátoru více měření, díky čemuž byl vyvozen závěr, že je vzniklé rozložení SAR způsobenou chybou v aplikátoru, a ne chybou při měření. Tato domněnka byla potvrzena porovnáním se zprávou o bezpečnostně technické kontrole hypertermického systému, která byla provedena v nemocnici Na Bulovce o několik měsíců dříve.

6 ZÁVĚR

V této diplomové práci byly navrženy vlnovodné aplikátory pro léčbu lokální hypertermií, jejichž aplikační plochy mají stejné rozměry jako aplikační plochy planárních aplikátorů BETA a GAMMA, jež jsou součástí hypertermické soustavy ALBA ON 4000. Oba navržené aplikátory dosahují při simulacích na modelu agarového fantomu hodnoty S_{11} nižší než -10 dB, čímž byla splněna podmínka uvedená v zadání.

Dále byla v rámci simulací provedena optimalizace vodního bolusu při přiložení aplikátorů na model agarového fantomu, třívrstvý model skládající se z vrstvy kůže, tukové a svalové tkáně, a model s kostí. U třívrstvého modelu byl také zkoumán vliv tloušťky tukové vrstvy na výběr optimální tloušťky bolusu, u modelu s kostí pak vliv hloubky umístění kosti a její natočení o 90°. U všech modelů byly vybrány dvě vhodné tloušťky vodního bolusu, při nichž hodnota S_{11} dosahovala vždy hodnoty nižší než -10 dB. Z těchto vhodných tlouštěk může být tloušťka optimální zvolena pouze na základě lepšího impedančního přizpůsobení, či může být zvažena také zamýšlená aplikace. Zkoumána byla též změna v rozložení SAR obou aplikátorů při změně tloušťky vodního bolusu u všech výše zmíněných modelů.

Následně bylo realizováno měření parametrů S_{11} a rozložení SAR u planárních aplikátorů BETA a GAMMA zapůjčených z nemocnice Na Bulovce. Oba planární aplikátory dosahovaly vyšších hodnot S_{11} než simulované vlnovodné aplikátory, což mohlo být kromě typu aplikátorů či míry přizpůsobení při jejich návrhu způsobeno také nepřesnostmi při jejich výrobě nebo chybami při měření. Z toho důvodu byla v rámci případného pokračování této práce navržena výroba simulovaných vlnovodných aplikátorů, u nichž by byly zmíněné parametry také změřeny a porovnány s měřením aplikátorů planárních. U planárního aplikátoru BETA odpovídalo změřené rozložení SAR předpokladu, avšak u aplikátoru GAMMA došlo ke vzniku dvou ohnisek po stranách ohřívané plochy. Proto bylo u aplikátoru GAMMA provedeno více měření, na základě kterých bylo usouzeno, že neočekávané rozložení SAR je způsobeno chybou aplikátoru.

Vzhledem k tomu, že program SEMCAD X použitý při simulacích umožňuje import modelu naskenovaného reálného pacienta, může být v návaznosti na tuto práci také řešena např. optimalizace vodního bolusu u navržených vlnovodných aplikátorů při přiložení na tento model pacienta v místech se složitější strukturou tkáně či ověření věrohodnosti modelů tkáně uvedených v této práci porovnáním výsledků ze simulací na modelu pacienta.

7 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Vrba, J.: *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky* [skriptum]. Vydavatelství ČVUT, Praha, 2003.
- [2] Mehdizadeh, M.: *Microwave/RF Applicators and Probes for Material Heating, Sensing, and Plasma Generation*. Elsevier, 2010. ISBN 978-0-8155-1592-0.
- [3] Gelvich, E. A.; Mazokhin, V. N.: *Resonance Effect in Applicator Water Bolus and Their Influence on SAR Distribution Patterns*. Int. Journal of Hyperthermia, January 2000, pp 113-128. ISSN 0265-6736.
- [4] Vrba, J.; Lapeš, M.: *Mikrovlnné aplikátory pro lékařské účely* [skriptum]. Vydavatelství ČVUT, Praha, 1995.
- [5] Von Hippel, A. R.: *Dielectric materials and applications*. The Technology Press of M.I.T., Cambridge, Massachusetts, 1954. ISBN 0-89006-805-4.
- [6] Dřížd'al, T.: *Návod pro návrh vlnovodného aplikátoru pro lokální termoterapii v programu SEMCAD X 13 light Bernina*.
- [7] *SEMCAD X Reference Guide* [online]. Dostupné z: <https://speag.swiss/downloads/semcad-x-2/semcad-installers/matterhorn-v18-2/>
- [8] Ebrahimi-Ganjeh, M. A.: *Study of water bolus effect on SAR penetration depth and effective field size for local hyperthermia* [online]. Dostupné z: <http://www.jpier.org/PIERB/pierb04/20.08011403.pdf>
- [9] Tomanová, M.: *Optimalizace tloušťky vodního bolusu při lokální termoterapii* [semestrální projekt]. FEL ČVUT v Praze, 2020.
- [10] *Dielectric properties of body tissues* [online]. Dostupné z: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>
- [11] *Tissue properties – density* [online]. Dostupné z: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/density/>
- [12] *Bone density and cortical thickness in normal, osteopenic and osteoporotic sacra* [online]. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/jos/2010/504078/>
- [13] *Termokamera FLIR řady i* [online]. Dostupné z: <https://www.termokamery-flir.cz/termokamery-flir-i/>
- [14] *ALBA Hyperthermia System ON 4000* [online]. Dostupné z: <http://www.albahyperthermia.com/hyperthermia-ON4000.html>
- [15] Vrba, J.: *PBTK hypertermického systému ALBA 4000*. Praha, 2019. Dostupné u vedoucí Radiofyzikálního oddělení nemocnice Na Bulovce

Seznam příloh

Příloha č. 1: Data ze simulací a měření (tomanmi5_priloha1)

Příloha č. 2: Simulace k návrhu aplikátoru BETA (tomanmi5_priloha2)

Příloha č. 3: Simulace k návrhu aplikátoru GAMMA (tomanmi5_priloha3)

Příloha č. 4: Simulace k optimalizaci vodního bolusu u aplikátoru BETA (tomanmi5_priloha4)

Příloha č. 5: Simulace k optimalizaci vodního bolusu u aplikátoru BETA (tomanmi5_priloha5)