



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MODELOVÁNÍ MOZKU KRYSY

MODELING THE BRAIN OF A RAT

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. David Kuřátko

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

BRNO 2018

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor Elektronika a sdělovací technika
Ústav radioelektroniky

Student: Bc. David Kuřátko

ID: 155191

Ročník: 2

Akademický rok: 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Modelování mozku krysy

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Vytvořte z dodaných podkladů zjednodušený numerický model mozku krysy. K modelování využijte dostupný elektromagnetický software. Do modelu mozku vložte různě rozmístěné jednoduché elektrické dipóly. Dipóly postupně napájejte budícím proudem a počítejte signály na povrchu mozku.

Z agarového želé vytvořte fantom zjednodušeného mozku krysy, odpovídající numerickému modelu. Do želé zalijte jednoduché dipóly v souladu s numerickým experimentem. Dipóly postupně napájejte, měřte signály na povrchu mozku a porovnávejte je s vypočítanými hodnotami.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] JAIN, S., MITTRA, R., WIART, J. Full wave modeling of brain waves as electromagnetic waves, Progress In Electromagnetics Research, 2015, vol. 151, p. 95–107.
- [2] LÁČÍK, J., HEBELKA, V., VĚLIM, J., RAIDA, Z., PUSKELY, J. Wideband skin-equivalent phantom for V- and W-band, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2016, vol. 15, p. 211–213.

Termín zadání: 5.2.2018

Termín odevzdání: 17.5.2018

Vedoucí práce: prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

Konzultant:

prof. Ing. Tomáš Kratochvíl, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá tvorbou a úpravami několika numerických modelů mozku krysy, které jsou následně použity v elektromagnetickém software CST Studio Suite 2014. V první části práce jsou do modelu vloženy budící zdroje, jejichž typ závisí na použitém přístupu. Tyto zdroje produkují na povrchu modelu krysího mozku signály, které jsou následně analyzovány. Experimentální část práce se zabývá třemi odlišnými postupy vaření agarového želé, ze kterého bylo vytvořeno pět deskových kondenzátorů, které následně posloužily pro měření elektrických vlastností fantomu. Závěr této diplomové práce je věnován porovnání výsledků simulační a experimentální části, s následným rozborem odchylek výsledků a jejich možných příčin.

KLÍČOVÁ SLOVA

Kryší mozek, model, simulace, CST, statický, kvazistatický, plně vlnový, agarová hmota.

ABSTRACT

This master's thesis deals with creation and modification of several numerical rat's brain models which are subsequently used in electromagnetic software CST Studio Suite 2014. The first part of the thesis is focused to insertion of exciting source to the model which depends on the used approach. These sources produce signals on the surface of the rat's brain model which are then analysed. The experimental part of the thesis dealt with three different procedures of cooking agar jelly, which were used for creation of five plate capacitors, which subsequently served for measure electric properties of phantom. The conclusion of this master's thesis is focused on comparison between results from simulations and experimental parts with a subsequent analysis of the deviations of results and their possible causes.

KEYWORDS

Brain of the rat, model, simulation, CST, static, quasi-static, full-wave, agar matter.

KUŘÁTKO, D. *Modelování mozku krysy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 87 s., 3 s. příloh. Vedoucí diplomové práce prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Modelování mozku krysy jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce prof. Dr. Ing. Zbyňkovi Raidovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Mé poděkování patří i doc. Ing. Jaroslavu Láčikovi Ph.D. a Ing. Miroslavu Cupalovi za ochodu a odborné rady s realizací simulací. Dále bych chtěl poděkovat týmu z Národního ústavu duševního zdraví v Praze za poskytnutý model a odborné rady nabyté na společných schůzkách.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Experimentální část této diplomové práce byla realizována na výzkumné infrastruktuře
vybudované v rámci projektu CZ.1.05/2.1.00/03.0072

Centrum senzorických, informačních a komunikačních systémů (SIX)
operačního programu Výzkum a vývoj pro inovace.

OBSAH

Úvod	1
1 Teoretický rozbor	3
1.1 Mozkové vlny	3
1.2 Analýza mozkové aktivity pomocí elektroencefalografu	3
1.3 Analýza metodou škálování materiálových parametrů	4
1.4 Anatomie krysího mozku	5
1.4.1 Mozková kůra (Neocortex)	6
1.4.2 Mozkový trámec (Corpus Callosum)	6
1.4.3 Hipokampus (Hippocampus)	6
1.4.4 Mozeček (Cerebellum)	6
1.4.5 Mozkové komory (Ventricles)	7
1.4.6 Mozkový kmen (truncus cerebri)	7
1.5 Mozek z elektromagnetického hlediska	7
1.6 Způsoby snímání mozku	11
1.6.1 Kontrastní mechanismus metody MRI	12
1.7 Zpracování výstupu z MRI a micro-CT	13
1.7.1 Objemové snímky, segmentace a postup pro vytvoření modelu	13
2 Modely kryších mozků	15
2.1 Model mozku vytvořený z MRI snímků	15
2.2 Model mozku převzatý z [38]	18
2.3 Model dodaný Národním ústavem duševního zdraví v Praze	19
2.4 Model mozku převzatý z [39]	21
2.5 Aproximace krysího mozku kvádrem	23
2.6 Model lebky krysy převzatý z [40]	23
3 Elektromagnetické simulace	24
3.1 Ověření techniky škálování materiálových parametrů	24
3.1.1 Buzení koule pomocí dipólu	25
3.1.2 Buzení koule pomocí rovinné vlny	27
3.2 Statické řešení elektromagnetického pole	29
3.2.1 Kvádr pro experimentální měření	31

3.2.2	Model mozku převzatý z [38]	33
3.2.3	Model mozku převzatý z [39]	35
3.3	Kvazistatické řešení elektromagnetického pole.....	37
3.3.1	Kvádr pro experimentální měření	38
3.3.2	Model mozku převzatý z [38]	40
3.3.3	Model mozku převzatý z [39]	43
3.4	Plně vlnový přístup – frekvenční analýza.....	45
3.4.1	Kvádr pro experimentální měření	46
3.4.2	Model mozku převzatý z [38]	48
3.4.3	Model mozku převzatý z [39]	50
3.5	Plně vlnový přístup – časová analýza – škálování materiálových parametrů 52	
3.5.1	Kvádr pro experimentální měření	53
3.5.2	Model mozku převzatý z [38]	56
3.5.3	Model mozku převzatý z [39]	58
4	Porovnání výsledků a měření	61
4.1	Vliv změny rozměrů budících zdrojů	62
4.1.1	Elektroda.....	62
4.1.2	Cívka s jedním závitem.....	62
4.1.3	Dipól	63
4.2	Srovnání modelů přes všechny přístupy	65
4.2.1	Kvádr pro experimentální měření	65
4.2.2	Model převzatý z [38]	66
4.2.3	Model převzatý z [39]	67
4.2.4	Porovnání nároků na výpočet a síť	67
4.3	Experimentální měření.....	69
4.3.1	První vaření.....	70
4.3.2	Druhé vaření	72
4.3.3	Třetí vaření agarové hmoty	75
4.3.4	Shrnutí poznatků z měření a vaření agarové hmoty	76
5	Závěr	79
	Literatura	82
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	86

A	Experimentální měření	88
A.1	RLC měřicí přístroj	88
A.2	Měření druhého kondenzátoru	88
A.3	Měření třetího kondenzátoru	89
A.4	Měření čtvrtého kondenzátoru	89
A.5	Měření pátého kondenzátoru	90

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Princip škálování materiálových parametrů.	5
Obr. 2 Popis hlavních částí kryšího mozku na snímcích z magnetické rezonance a) sagitální řez b) koronální řez	7
Obr. 3 Závislost permitivity a vodivosti na frekvenci pro obecné chování látek v mozku [25].	9
Obr. 4 Závislost permitivity a vodivosti na frekvenci pro dvě různé stáří tkání a) mozek b) lebka [25].....	10
Obr. 5 Vliv váhy zvířete na permitivitě pro a) bílou hmotu b) šedou hmotu [25].....	10
Obr. 6 Vliv váhy lebky zvířete na a) permitivitě b) vodivosti [25].	11
Obr. 7 Váhování snímku lidského mozku v axiální rovině a) T1 b) T2 [12].	12
Obr. 8 a) Reprezentace voxelu b) Objemový snímek složený z voxelů [12].	13
Obr. 9 Postup pro vytvoření modelu ze skenovacího zařízení [12].....	14
Obr. 10 Princip tvoření modelu v softwaru InVesalius 3.1 a) axiální řez b) sagitální řez c) koronální řez d) výsledný 3D model.	16
Obr. 11 Model kryšího mozku a) před úpravou b) po úpravě.	17
Obr. 12 Síťování modelu a) po úpravě b) detailní pohled.	18
Obr. 13 Upravený model kryšího mozku převzatý z [38].	19
Obr. 14 Model před úpravami v softwaru Meshmixer a) vyznačené nedostatky a červené plochy b) dopad červených ploch při pokusu o vytvoření celistvého objemu. ..	20
Obr. 15 Finální podoba dodaného modelu z Národního ústavu duševního zdraví v Praze.	21
Obr. 16 Čtvrtý model kryšího mozku dostupný z [39] a) před úpravami b) chyba způsobená více vrstvami pod povrchem.....	22
Obr. 17 Převzatý model z [39] a) po úpravách b) pohled zespodu na trojklaný a oční nerv.	22
Obr. 18 Zjednodušený model kryšího mozku.....	23
Obr. 19 Konečná podoba modelu kryší lebky.	23
Obr. 20 Přístupy numerické aproximace Maxwellových rovnic.	24
Obr. 21 Buzení koule pomocí a) dipólu b) rovinné vlny.	25
Obr. 22 Závislost a) škálované el. intenzity E_{x_sc} a fáze φ_{Ex} na frekvenci b) škálované magnetické intenzity H_{y_sc} a fáze φ_{Hy} na frekvenci.	25
Obr. 23 Fluktuace elektrické a magnetické intenzity při změně frekvence.....	27

Obr. 24 Rozložení pole a) elektrické intenzity E_{x_sc} b) magnetické intenzity H_{y_sc}	27
Obr. 25 Závislost a) škálované el. intenzity E_{x_sc} a fáze φ_{Ex} na frekvenci b) škálované magnetické intenzity H_{y_sc} a fáze φ_{Hy} na frekvenci.	28
Obr. 26 Fluktuace elektrické a magnetické intenzity při změně frekvence pro buzení koule pomocí x polarizované rovinné vlny.	29
Obr. 27 Rozložení pole pro případ buzení koule pomocí rovinné vlny a) elektrické intenzity E_{x_sc} b) magnetické intenzity H_{y_sc}	29
Obr. 28 Vliv změny permitivity pro statický přístup.....	30
Obr. 29 Simulace kvádrů pro statický přístup a) detail síťování v místě budícího zdroje b) pohled na celý experiment a místo snímání el. intenzity.	32
Obr. 30 Rozložení elektrického potenciálu v řezné rovině $Z = 0$	32
Obr. 31 Elektrický potenciál φ na křivce v poloze $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm.	33
Obr. 32 Simulace mozku [38] pro statický přístup a) detail síťování budícího zdroje a zemnicí elektrody v rovině $Z = 0$ b) pohled na celou simulaci a místa snímání el. potenciálu.	34
Obr. 33 Rozložení elektrického potenciálu v řezné rovině $Z = 0$	34
Obr. 34 Elektrický potenciál φ na povrchu modelu.....	35
Obr. 35 Simulace mozku [39] pro statický přístup a) síťování v řezné rovině $Z = 0$ b) pohled na celou simulaci a místa snímání el. potenciálu.....	36
Obr. 36 Rozložení elektrického potenciálu v řezné rovině $Z = 0$	36
Obr. 37 Porovnání rozložení el. potenciálu pro model z této a předchozí podkapitoly..	37
Obr. 38 Vliv změny permeability v kvazistatickém přístupu.	37
Obr. 39 Simulace kvádrů pro kvazistatický přístup a) detail síťování v okolí cívky b) pohled na celý experiment včetně místa snímání intenzity magnetického pole.	39
Obr. 40 Rozložení intenzity magnetického pole v rovině $Z = 0$	40
Obr. 41 Intenzita magnetického pole H_x na křivce v poloze $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm.	40
Obr. 42 Simulace mozku [38] pro kvazistatický přístup a) detail síťování cívky v řezné rovině $Z = 0$ b) pohled na celou simulaci a místa snímání intenzity magnetického pole.	41
Obr. 43 Rozložení intenzity magnetického pole v řezné rovině $Z = 0$	42
Obr. 44 Intenzita magnetického pole na povrchu modelu.	42
Obr. 45 Simulace mozku [39] pro kvazistatický přístup a) detail síťování budící cívky b) pohled na celou simulaci a místa snímání intenzity magnetického pole.	43
Obr. 46 Rozložení magnetické intenzity v řezné rovině $Z = 0$	44
Obr. 47 Srovnání modelu z [39] a z předchozí podkapitoly pro kvazistatický přístup. .	44
Obr. 48 Vysvětlení skoků mezi dvěma hodnotami intenzity magnetického pole a) rozhraní	

modelu a volného prostoru b) porovnání pole na povrchu a ve vzdálenosti 0,1 mm od povrchu.	45
Obr. 49 Frekvenční analýza kvádrů a) detail síťování cívky a blízkého okolí b) pohled na celou simulaci včetně místa snímání intenzity magnetického pole.	47
Obr. 50 Rozložení intenzity magnetického pole v rovině $Z = 0$	47
Obr. 51 Intenzita magnetického pole H_x na křivce pro frekvenční analýzu a kvazistatický přístup.	48
Obr. 52 Simulace mozku [38] pro frekvenční analýzu a) detail síťování budící cívky b) pohled na cívku a místo snímání mag. intenzity na povrchu mozku.	49
Obr. 53 Rozložení intenzity magnetického pole v řezné rovině $Z = 0$	49
Obr. 54 Srovnání výsledné mag. intenzity pro frekvenční analýzu s modely z kvazistatického přístupu.	50
Obr. 55 Simulace mozku [39] pro frekvenční analýzu a) síťování v okolí budícího zdroje a těsně pod povrchem modelu b) měřicí křivka, trojkřaný a oční nerv.	51
Obr. 56 Rozložení magnetické intenzity na povrchu mozku.	51
Obr. 57 Srovnání magnetické intenzity na křivce pro modely z [38, 39] pro kvazistatický přístup a frekvenční analýzu.	52
Obr. 58 Vliv permeability na intenzitu magnetického pole.	53
Obr. 59 Časová simulace kvádrů a) detailní pohled na síťování budícího zdroje a jeho okolí b) pohled na celou simulaci.	54
Obr. 60 Rozložení škálované intenzity elektrického pole v rovině $Z = 0$ pro frekvenci 50 MHz.	55
Obr. 61 Intenzita elektrického pole E_x na křivce.	55
Obr. 62 Mozek z [38] po převodu na voxelovskou geometrii.	56
Obr. 63 Časová simulace modelu z [38] a) detailní pohled na síťování dipólu a jeho blízkého okolí b) umístění dipólu v modelu.	57
Obr. 64 Rozložení škálované elektrické intenzity pole v řezné rovině $Z = 0$ pro frekvenci 50 MHz.	58
Obr. 65 Přepočítaná intenzita el. pole na křivce.	58
Obr. 66 Časová analýza modelu z [39] a) síťování dipólu v řezné rovině $Z = 0$ b) pohled na celou simulaci.	59
Obr. 67 Rozložení škálované el. intenzity v řezné rovině $Z = 0$ pro $f = 50$ MHz.	59
Obr. 68 Srovnání výsledné el. intenzity na křivce pro časovou analýzu.	60
Obr. 69 Rozmítání parametrů rozměrů elektrody a) délky l při stálém poloměru b) poloměru r při stálé délce elektrody.	62
Obr. 70 Rozmítání parametrů pro rozměry cívky a) poloměru r_1 při stálém poloměru r_2 b) poloměru r_2 při konstantním poloměru r_1	63
Obr. 71 Vliv délky dipólu na el. intenzitu.	64

Obr. 72 Rozmítání parametrů rozměrů dipólu a) mezery mezi rameny b) poloměru tloušťky dipólu.	64
Obr. 73 Porovnání výsledků pro model kvádrů.	66
Obr. 74 Porovnání normovaných výsledků pro model z [38].	66
Obr. 75 Porovnání normovaných výsledků pro model z [39].	67
Obr. 76 Vaření agarové hmoty a) začátek vaření b) forma pro odlití fantomu.	70
Obr. 77 Výsledek vaření a) fantom po ztuhnutí a vyjmutí z formy b) první kondenzátor 40x100x2.	71
Obr. 78 Rozměry prvního kondenzátoru.	71
Obr. 79 Podoba druhé formy a) proces výroby b) finální podoba formy s odlitým kondenzátorem.	73
Obr. 80 Výsledek druhého vaření a) b) finální podoba druhé kondenzátoru.	73
Obr. 81 Rozměry druhého kondenzátoru.	74
Obr. 82 Kondenzátory z třetího vaření a) rozměry pro doplnění k tab. 10 b) křivost plechů pátého kondenzátoru.	75

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Rozdělení mozkových vln [1].....	3
Tab. 2 Elektrické parametry několika látek v hlavě na frekvenci 50 Hz [1].	8
Tab. 3 Vodivosti šedé a bílé hmoty mozkové různých zvířat pro různé frekvence s rozlišením mrtvé a živé tkáně [22].....	8
Tab. 4 Rozdělení částí hlavy podle závislosti na věku [25].....	10
Tab. 5 Výsledky simulace koule pro buzení pomocí dipólu.....	26
Tab. 6 Výsledky simulace koule pro buzení pomocí rovinné vlny.	28
Tab. 7 Srovnání nároků na výpočet a síť pro všechny modely a přístupy.....	68
Tab. 8 Měření ztrátového činitele a kapacity pro první kondenzátor.	72
Tab. 9 Měření ztrátového činitele a kapacity pro druhý kondenzátor	74
Tab. 10 Rozměry kondenzátorů ze třetího vaření.	75
Tab. 11 Měření kondenzátorů ze třetího vaření.	76

ÚVOD

Modely mozků mají vysoké využití v biomedicině, kde mohou posloužit jako alternativní přístup k analýze mozkových vln, nebo samotných neurálních aktivit, které tyto vlny způsobují. Modely mozků najdou uplatnění nejen k analýze z elektromagnetického hlediska, ale využívají se i pro zkoumání mechanických poškození mozku. Použití simulace modelu, a přenesení tak problému do virtuální oblasti, přináší několik výhod, ale samozřejmě i nevýhod. Mezi hlavní výhody patří nevyužití samotného zvířete, kdežto mezi nevýhody vysoké výpočetní nároky vzhledem k nízkým frekvencím mozkových vln.

Hlavní náplní práce je vytvořit model krysího mozku, který bude vhodný pro použití v simulacích v softwaru CST. Dalším cílem této práce je rozmístění jednoduchých dipólů, případně jiných zdrojů, a následné zkoumání vzniklých elektromagnetických polí na povrchu mozku. Dále byl původně zamýšlen experiment s fantomem zjednodušeného mozku krysy v podobě kvádrů. Bohužel se později ukázalo, že pro dva simulované přístupy by musela být využita cívka, kde by výsledné měřené veličině odpovídala intenzita magnetického pole, což je velice náročné. Dalšími důvody odstoupení od měření zjednodušeného modelu byla nejistota elektrických vlastností agarů, kde na výsledný fantom může mít vliv několik faktorů, které budou rozebrány v poslední kapitole. Díky náročnosti měření intenzity magnetického pole by výsledky odpovídaly pouze měření intenzity el. pole, což bylo již zkoumáno v bakalářské práci [52]. Z těchto důvodů byla experimentální část zaměřena na odchylky při vaření agarové hmoty s následným měřením jejich vlastností. Závěrečný cíl práce pojednává o porovnání výsledků ze simulací a experimentálního měření s následnou diskuzí vzniklých odchylek.

Diplomová práce je členěna do čtyř částí. První kapitola se věnuje teoretickému rozboru této problematiky. Jsou zde definovány mozkové vlny, jejich frekvenční rozdělení a způsob zkoumání těchto vln v reálných podmínkách. Vzhledem k výpočetní náročnosti simulací s velmi nízkými frekvencemi je zde představena metoda, která tento nedostatek kompenzuje. Dále se první kapitola zabývá anatomii krysích mozků, jejíž znalost byla uplatněna při tvorbě a úpravě modelů. V závislosti na zkoumání elektromagnetického pole bylo zapotřebí se seznámit i s elektromagnetickými vlastnostmi mozku a jejich částí, což taktéž uvádí tato kapitola. Závěr první kapitoly je věnován celému procesu tvorby modelu krysího mozku, od souboru snímků z magnetické rezonance až po hrubý model, který je následně zapotřebí ještě upravit v CAD softwarech. V druhé kapitole jsou představeny čtyři modely krysích mozků, aproximace krysího mozku kvádrem a lebka krysy, která může být využita pro přiblížení simulace k reálnému zkoumání mozkových vln, protože v laboratorních podmínkách se krysám navrtává do lebky několik elektrod, které následně snímají elektrický potenciál na povrchu mozku. V této kapitole je dále představen praktický postup vytvoření modelu ze snímků z magnetické rezonance, až po finální úpravy síťování, aby byl model plně připraven na následné simulace. Třetí kapitola se zabývá samotnými simulacemi modelů v softwaru CST, k čemuž byl využit statický, kvazistatický a plně vlnový přístup. Poslední uvedený způsob simulace byl navíc proveden pro kmitočtový a časový řešič, kde časová oblast byla zkoumána za pomoci metody škálování materiálových parametrů, jež je v úvodu ověřena a rozebrána podle literatury od autorů této metody. Poslední

kapitola této diplomové práce shrnuje a diskutuje dosažené výsledky ze simulací pro největší aproximaci krysího mozku kvádrem a dále pro dva homogenní modely, kde první z nich obsahuje nejméně detailů, kdežto druhý z nich je velmi detailní, jak z pohledu síťování, tak i z anatomického hlediska. V softwaru CST nelze jednoduše modelovat neurální aktivitu, proto musely být k těmto účelům využity tři budící zdroje, které jsou v souladu s požadavky na zkoumané čtyři analýzy. Jelikož je problematika budících zdrojů v CST neprozkoumanou oblastí a nejsou k dispozici téměř žádné informace o rozměrech budících zdrojů pro aplikaci v mozcích, je v této kapitole popsán vliv rozměrů na výsledné pole. Poslední část čtvrté kapitoly se zabývá experimentálním měřením, pro které byla třikrát vařena agarová hmota, ze které následně vzniklo pět deskových kondenzátorů. V této části jsou rozebrány problémy, které mohou vznikat při vaření a dále výsledky měření deskových kondenzátorů, kde byl hlavním zájmovým parametrem ztrátový činitel fantomu a kapacita kondenzátoru.

1 TEORETICKÝ ROZBOR

První kapitola se skládá ze sedmi podkapitol, kde se první podkapitola věnuje definici a frekvenčnímu rozdělení mozkových vln. V současné době je možné mozkové vlny analyzovat přímo v reálných podmínkách pomocí vhodně rozložených elektrod, čímž se zabývá druhá podkapitola. Mezi další možnosti analýzy patří i využití elektromagnetických řešičů, kde se neurální aktivity modelují pomocí vhodných zdrojů elektromagnetického pole. Tento způsob analýzy přináší několik nevýhod, např. simulace na velmi nízkých frekvencích, což má za následek velké nároky na výpočetní výkon. Ve třetí kapitole je však představena metoda škálování materiálových parametrů, která podle literatury [1] většinu nevýhod kompenzuje. Mimo jiné tato metoda přináší i několik výhod oproti jiným způsobům řešení elektromagnetického pole, např. rozložení a vývoj elektromagnetického pole v čase, který běžným způsobem lze dosáhnout pouze za velmi dlouhý výpočetní čas. Následující podkapitola se zabývá anatomií krysího mozku, což je podstatné z hlediska prevence tvarových chyb při tvorbě a úpravě modelů. V pořadí již pátá podkapitola se věnuje pohledu na krysí mozek z elektromagnetického hlediska. Je zde popsána závislost permitivity a vodivosti na frekvenci pro různé části mozku a lebky. Pro zajímavost tato kapitola uvádí i vliv frekvence na tyto elektrické veličiny v závislosti na stáří nebo váze zkoumaného zvířete. Poslední dvě kapitoly představují celý proces produkce modelu. První z nich se věnuje snímacím zařízení magnetické rezonance a mikrotomografu, především s ohledem na samotné snímky, zatímco druhá popisuje samotné zpracování snímku až po hrubý model, který je následně nutné upravit v dalších softwarech.

1.1 Mozkové vlny

Neurální aktivity v mozku způsobují nízkofrekvenční elektromagnetické vlny, které jsou obecně známy jako mozkové vlny. Mozkové vlny jsou rozděleny do pěti frekvenčních intervalů, jak je uvedeno v následující tab. 1 [1].

Tab. 1 Rozdělení mozkových vln [1].

Název skupiny mozkových vln	Frekvenční interval [Hz]
Delta	0,1-3
Theta	4-7
Alfa	8-12
Beta	12-30
Gamma	30-100

Míra mozkové aktivity je přímo závislá na frekvenci. Například během spaní se mozkové vlny pohybují v rozmezí frekvencí alfa, zatímco stav, kdy dochází k pohybu končetin, lze popsat skupinou gamma.

1.2 Analýza mozkové aktivity pomocí elektroencefalografu

Mozkové vlny mohou být získány za pomoci zařízení elektroencefalografu, jehož výstupem je záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného neurální

aktivitou. Tento záznam se nazývá elektroencefalogram (EEG) [3]. Mozkové vlny se snímají díky několika elektrodám umístěných na hlavě. Výsledné EEG signály jsou vysoce závislé na duševním stavu, na samotných elektrodách, ale i kontaktu mezi hlavou a elektrodou, a proto se využívá speciálních gelů, které zajišťují lepší styk [1]. Zapojení elektrod spadá do tří kategorií. Unipolární zapojení měří signál na hlavě a porovnává ho s referenční elektrodou, která není ovlivněna mozkovou aktivitou. Bipolární zapojení měří dva signály a výsledkem je rozdíl těchto signálů. Poslední zapojení je zdrojové, kde se výstup elektrody porovnává s váženým průměrem ostatních elektrod [4]. Další možností analýzy EEG je využití FFT, např. za účelem nahrazení vysoce energetických složek ve spektru za sinusové signály [6].

1.3 Analýza metodou škálování materiálových parametrů

Alternativní přístup k analýze mozkových vln je využití elektromagnetických řešičů s metodou škálování materiálových parametrů. Nicméně, použití tohoto přístupu přináší několik problémů. Mezi hlavní komplikace patří tzv. low-frequency breakdown problem, který se vyskytuje u frekvenční i časové analýzy numerických metod pro výpočet Maxwellových rovnic. Tento problém vzniká na frekvencích nižších než několik jednotek MHz, kde řešení začíná divergovat [5]. Dalším problémem tohoto přístupu je práce s velmi nízkými frekvencemi, k čemuž by za normálních okolností bylo zapotřebí velmi dlouhého výpočetního času a počítačové paměti [5].

V praxi se k výpočtu používá kvazi-statický přístup, který je schopný překonat oba výše jmenované problémy. Za pomoci této techniky může být proveden výpočet i na velmi nízkých frekvencích, ale jen v jednom časovém okamžiku, a díky tomu se ztrácí informace o dynamice celého systému, resp. vývoji elektromagnetického pole v čase. Výpočet na nízkých frekvencích způsobuje další problém, kdy jsou z principu metody zanedbány kapacitní a induktivní vazby [7], tím je zanedbán příspěvek indukovaného proudu, a díky tomu i spojení mezi elektrickým a magnetickým polem [1]. Dále tato literatura [1] uvádí, že kvazi-statická metoda zanedbává reálnou část permitivity ε_r podle následující nerovnice:

$$\frac{\sigma}{\omega \cdot \varepsilon} \gg 1, \quad (1)$$

kde σ reprezentuje vodivost, ω představuje úhlovou frekvenci a ε popisuje permitivitu. Naneštěstí tato podmínka bývá pro některé materiály v hlavě pro nízké frekvence blízko jedné [1].

Tyto problémy se mohou vyřešit, nebo minimalizovat jejich dopad, pomocí plně-vlnového přístupu (full-wave) se škálováním materiálových parametrů. Princip je založen na vytvoření škálované permitivity ε_{rsc} , kterou následně použijeme pro výpočet elektromagnetického pole. Tuto škálovanou permitivitu získáme z relativní permitivity materiálu, která je násobená poměrem frekvence reálného problému a frekvence použité při simulaci. Princip škálování materiálových parametrů znázorňuje následující rovnice:

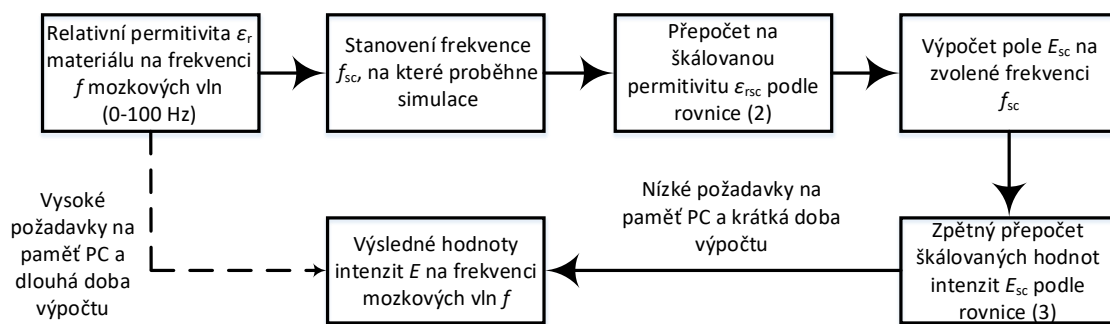
$$\varepsilon_{rsc} = \varepsilon_r \cdot \frac{f}{f_{sc}}, [-] \quad (2)$$

kde ε_{rsc} je škálovaná relativní permitivita použitá při simulaci, ε_r reprezentuje relativní

permitivitu, f popisuje frekvenci daného problému a f_{sc} představuje frekvenci, na které je provedena simulace. Tímto postupem se nabízí možnost řízení rychlosti výpočtu, protože frekvenci f_{sc} je možno volit libovolně, a proto čím vyšší tato frekvence bude, tím rychlejší bude i výpočet simulace [1]. Aby bylo dosaženo platných výsledků, je následně nutné vypočítané hodnoty pole přepočítat zpět podle následující rovnice:

$$E = E_{sc} \cdot \frac{f}{f_{sc}}, [\text{V} \cdot \text{m}^{-1}] \quad (3)$$

kde E představuje elektrickou intenzitu daného problému a E_{sc} reprezentuje elektrickou intenzitu ze simulace. Tento postup, na rozdíl od kvazi-statické techniky, nezanedbává induktivní a kapacitní vazby v materiálu, z čehož plyne vyšší přesnost techniky. Tuto techniku nepostihuje ani low-frequency breakdown problém, protože simulace se přenesou na vysoké kmitočty, čímž dojde k potřebě menšího výpočetního času a počítačové paměti [1]. Princip škálování materiálových parametrů popisuje vývojový diagram na obr. 1.



Obr. 1 Princip škálování materiálových parametrů.

Další problém pro obecné simulace na nízkých frekvencích je příliš neefektivní absorpce, resp. odraz evanescentní vlny [1]. Jedná se o EM vlnu, která vzniká na rozhraní dvou prostředí s různou permitivitou ϵ_r , která postupuje podél rozhraní a její intenzita exponenciálně klesá se vzdáleností od rozhraní [8]. Koeficient odrazu na rozhraní dvou prostředí závisí na poměru charakteristické impedance těchto prostředí. Princip škálování podle předchozích dvou rovnic tyto poměry zanechá nezměněné, čímž se zvyšuje přesnost této techniky oproti jiným přístupům. V literatuře [7] je ukázáno, že přesnost kvazi-statické techniky se od vlnové techniky se škálováním liší v rozmezí 30-50 %. Navíc je nutné poznamenat, že simulace mozkových vln na nízkých frekvencích přináší další nepřesnosti, které výsledky kvazi-statické techniky ještě zhoršují.

1.4 Anatomie krysího mozku

Před začátkem samotného modelování krysího mozku je nezbytná znalost některých oblastí mozku, které zajišťují nejdůležitější funkce. Krysí mozek je strukturovaný, kde nejnižše položené části vznikly v první fázi vývoje mozku a vlivem evoluce se na nich vytvořily další funkční oblasti. Prvotní části mozku zajišťují základní funkce, jako např. srdeční rytmus, dýchání apod. Tyto části také produkují elektromagnetické vlny s nejnižší frekvencí. Na tyto prvotní části mozku se postupem času vyvinuly další části, které zajišťují pokročilejší funkce a také produkují EM vlny o vyšší frekvenci. Například

strukturálně nejvýše postavená mozková kůra zaručuje senzorické vnímání, generování pohybových příkazů nebo vědomé myšlení u člověka, a je zodpovědná za produkování frekvence gamma (30-100 Hz). Z principu struktury mozku je také možné usoudit, že snímání nízkých mozkových vln je velmi náročné na citlivost měření, protože vlny interferují s ostatními vlnami z vyšších oblastí mozku, navíc jsou ovlivněny samotným průchodem těchto oblastí, protože mají odlišné elektromagnetické vlastnosti [15].

Mezi hlavní části krysího mozku můžeme řadit:

- Mozkovou kůru (Neocortex)
- Mozkový trámec (Corpus Callosum)
- Hipokampus (Hippocampus)
- Mozeček (Cerebellum)
- Mozkové komory (Ventricles)
- Mozkový kmen (Truncus Cerebri)

1.4.1 Mozková kůra (Neocortex)

Mozková kůra je tenká vrstva, která obklopuje krysí mozek a skládá se z šesti vrstev buněk, které se od sebe liší. Jde o fylogenetický nejmladší a nejpokročilejší vrstvu [11]. Jedná se o nejvíce odlišnou část mozku v porovnání s ostatními savci. Zahrnuje vyšší funkce jako senzorické vnímání, generování pohybových příkazů a u člověka pak vědomé myšlení nebo samotné mluvení [12].

1.4.2 Mozkový trámec (Corpus Callosum)

Krysí mozek je rozdělen na dvě části, tzv. mozkové hemisféry. Tyto hemisféry jsou anatomicky i funkčně spojeny svazkem mozkové bílé hmoty – mozkovým trámcem [13]. Jedná se o nejdůležitější spojení (komisura) a nejlépe organizovaným traktem mozkové bílé hmoty, která u krys obsahuje 250 až 300 miliónů vláken [12]. Může být popsán jako široký, plochý balík axonů (výběžky neuronů, které vedou nervové vzruchy od buněk [13]) pod mozkovou kůrou, který zajišťuje komunikaci mezi hemisférami.

1.4.3 Hipokampus (Hippocampus)

Hipokampus je důležitá část mozku u člověka a dalších savců. Člověk i savci mají dva hipokampusy, jeden v levé a druhý v pravé hemisféře. S uvažováním pouze hlodavců je hipokampus studován jako součást mozku zodpovědná za prostorovou paměť a navigaci. Princip hipokampu spočívá ve zpracování informace z mozkové kůry a z limbického (čichového) systému. Tyto informace dále směřují do hypotalamu a dalších předních částí mozku. Velká část informace se vrací zpět do mozkové kůry a takto se celý proces rytmicky opakuje [14].

1.4.4 Mozeček (Cerebellum)

Mozeček zaujímá v krysím mozku prostor nad mozkovým kmenem a za základnou mozku. Mozeček zajišťuje především koordinaci tělesného pohybu a u lidí navíc uchovává fyzické dovednosti, jako například jízdu na kole [15]. Mozeček byl považován za neurální strukturu zodpovědnou za řízení pohybu, ale nedávné klinické a

experimentální výzkumy ukazují, že může být zodpovědný i za další mechanismy [16].

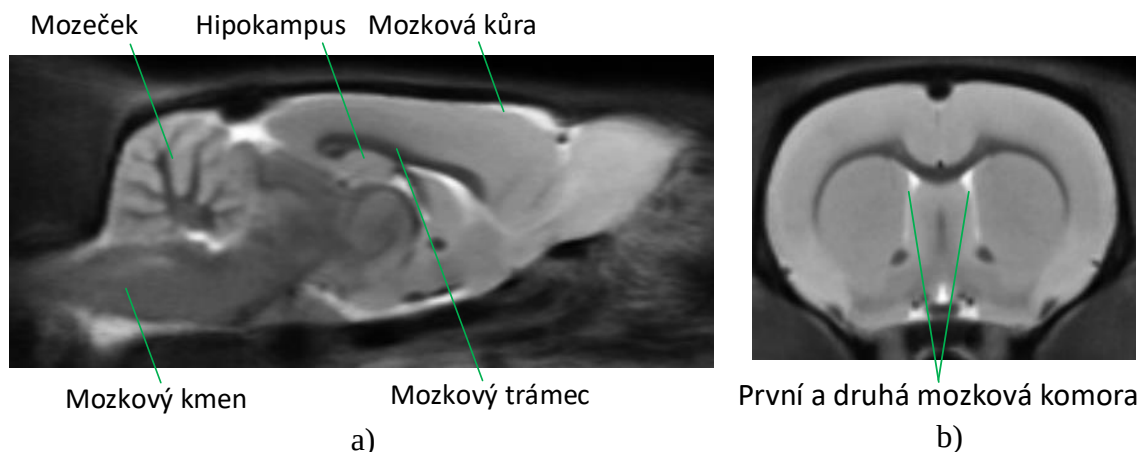
1.4.5 Mozkové komory (Ventricles)

Mozkové komory jsou dutiny uvnitř mozku, které dohromady tvoří ventrikulární systém [17]. Krysí ventrikulární systém je ve tvaru „Y“, který navazuje na míšný kanálek a je vyplněn mozkomíšním mokem. Zjednodušeně řečeno se v obou hemisférách nachází jedna komora, které následně ústí do třetí mozkové komory. V rané fázi vývoje se v mezimozku nachází i komora mezi třetí a čtvrtou komorou. Ta se však postupem času redukuje pouze na úzký kanálek, tzv. aquaeductus sylvii [18]. Uvnitř prodloužené míchy je čtvrtá komora, která se postupně zužuje a přechází v míšný kanál. Ventrikulární systém krys je podobný lidskému, s rozdílem komory v mezimozku, který je u člověka nahrazen Sylviovým kanálkem [17].

1.4.6 Mozkový kmen (truncus cerebri)

Mozkový kmen je nižší část mozku, která sousedí a navazuje na míchu. Mozkový kmen dodává pohybová a senzorická nervová vlákna do krku a hlavy. Ačkoli se jedná o malou část mozku, i přesto zastává velmi důležitou roli pro přenos pohybových a senzorických úkonů mezi mozkem a zbytkem těla. Mezi další důležité funkce mozkového kmenu se řadí i regulace srdeční a dýchací funkce. Mozkový kmen také řídí centrální nervový systém, upravuje cyklus spánku a u lidí udržuje vědomí.

Následující obr. 2 zobrazuje výše uvedené části mozku na snímcích z magnetické rezonance v sagitálním a koronálním řezu.



Obr. 2 Popis hlavních částí krysího mozku na snímcích z magnetické rezonance
a) sagitální řez b) koronální řez

1.5 Mozek z elektromagnetického hlediska

Elektrické a magnetické vlastnosti tkání zastávají důležitou roli při tvorbě modelů, protože určují cesty toku proudů skrz mozek, případně další části v hlavě zahrnuté do modelu. Výpočet elektromagnetického pole v modelu pak závisí na rozdělení mozku na oblasti s různou vodivostí. V literatuře [19] se uvádí, že snížení rezistence o 10 % vede k rozdílům 3 – 4,1 %. Mezi další důležité faktory patří poměr mezi dvěma odlišnými

oblastmi s různou vodivostí. Například v literatuře [20] se odhaduje poměr rezistence mezi lebkou a mozkem jako 14:1. Další odlišnosti ohledně vodivosti tkání vznikají ve způsobu měření, například v literatuře [21] se uvádí, že vodivost tkání klesá s rostoucím časem smrti vzorku.

Vodivost mozku můžeme rozdělit podle látek, ze kterého se mozek skládá. Několik příkladů, které byly zjištěny na frekvenci 50 Hz, uvádí následující tab. 2 [1].

Tab. 2 Elektrické parametry několika látek v hlavě na frekvenci 50 Hz [1].

Materiál	ϵ_r [-]	ϵ_{im} [-]	σ [S/m]
Tuk	1472800	-7036957,1	0,019555
Sval	17719000	-83950484	0,23329
Kostní dřev	166680	-593292,3	0,0016487
Kortikální kost	8867,8	-7216884,4	0,020055

kde ϵ_r představuje reálnou složku permitivity, ϵ_{im} reprezentuje imaginární složku permitivity a σ popisuje vodivost. Toto rozdělení je pro mozek do značné míry komplikované, protože mozek představuje směs několika látek a je těžké určit, která v daném místě dominuje. Řešením tohoto problému může být voxelový model, což je rozdělení modelu na kvádry o různé délce hrany s následnou definicí materiálu pro každý kvádr podle převažujícího materiálu v daném místě mozku.

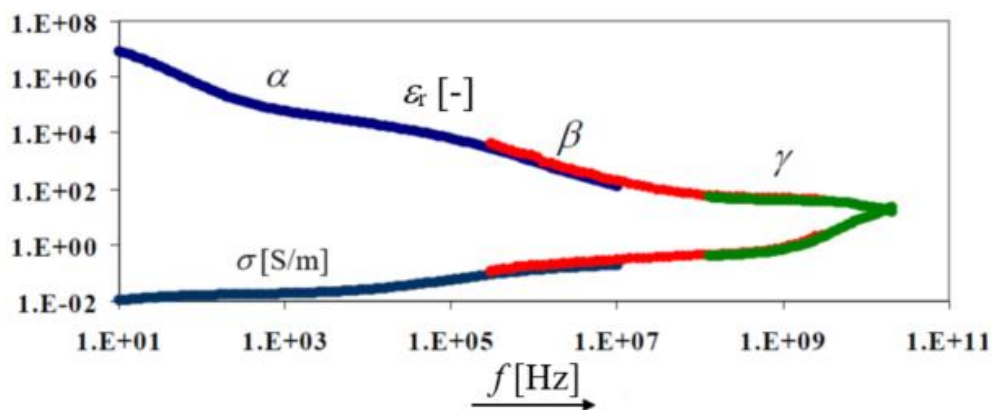
Jednodušší přístup může být rozdělení mozku na bílou a šedou hmotu, kde šedá hmota zabírá objem blíže k povrchu, zatímco bílá hmota se nachází uvnitř mozku. Vodivost těchto dvou hmot může být zjištěna jehlovými elektrodami, jak uvádí článek [22]. Tento článek také uvádí porovnání několika změřených hodnot z různých zdrojů, které jsou uvedeny v tab. 3. Měřené vodivosti bílé a šedé hmoty v této tabulce jsou z různých zvířat, např. z vzorku mozku psa, králíka, krysy, ale i člověka. Dále se zde rozlišuje, zdali se jedná o mrtvou tkáň, nebo živou. Porovnáním živé a mrtvé tkáně člověka vede k závěru, že vodivost vzorku (mrtvá tkáň) dosahuje nižších hodnot vodivosti než živá tkáň. Průměrná hodnota vodivosti šedé hmoty všech měření dosahuje hodnoty 0,43 S/m a pro všechny bílé tkáně 0,38 S/m. S uvažováním hodnot maximálně do 100 kHz (rozptylový mechanismus α) dosahuje směrodatná odchylka hodnoty 0,051 pro šedou hmotu a 0,069 pro hmotu bílou. Průměrná hodnota vodivosti mrtvé šedé hmoty vyšla 0,189 S/m se směrodatnou odchylkou 0,044, zatímco bílé hmoty 0,143 S/m se směrodatnou odchylkou 0,057. Poměr mezi vodivostmi bílé a šedé hmoty odpovídá hodnotě 0,894. Téměř stejný poměr vodivosti bílé a šedé hmoty uvádí jiná literatura [26], a to 0,9. Z této tabulky dále plyne, že vodivost mozkových tkání je silně závislá na frekvenci. Pro vysoké frekvence nabývá vodivost mnohem vyšších hodnot, než je tomu na frekvencích nižších. Další vliv na vodivost může mít i teplota tkání. V literatuře [27] se uvádí, že mozkomíšní mok může průměrně dosahovat o 23 % vyšších hodnot při teplotě 37 °C než při 25 °C.

Tab. 3 Vodivosti šedé a bílé hmoty mozkové různých zvířat pro různé frekvence s rozlišením mrtvé a živé tkáně [22].

Šedá hmota [S/m]	Bílá hmota [S/m]	Popis
0,23 (1 kHz)	0,13 (1 kHz)	Vzorek králíčího mozku při teplotě 39 °C.
0,38 (10 MHz)	0,3 (10 MHz)	Vzorek psího mozku při teplotě 37 °C.

0,17 (100 kHz)	0,12 (100 kHz)	Vzorek psiho mozku při teplotě 37 °C.
2 (1,8 GHz)	2 (2,4 GHz)	Vzorek králičího mozku při teplotě 37 °C.
0,24 (3 kHz) celý mozek		Přímé měření kočičího mozku, tělesná teplota.
0,45 (27,12 MHz)	0,33 (27,12 MHz)	Vzorek psiho mozku při teplotě 37 °C.
0,13 (50 kHz)	0,08 (50 kHz)	Vzorek lidského mozku.
0,17 (100 kHz)	0,14 (100 kHz)	Vzorek krysího mozku při teplotě 37 °C.
0,28 (50 kHz)	0,26 (50 kHz)	Přímé měření lidského mozku, tělesná teplota.

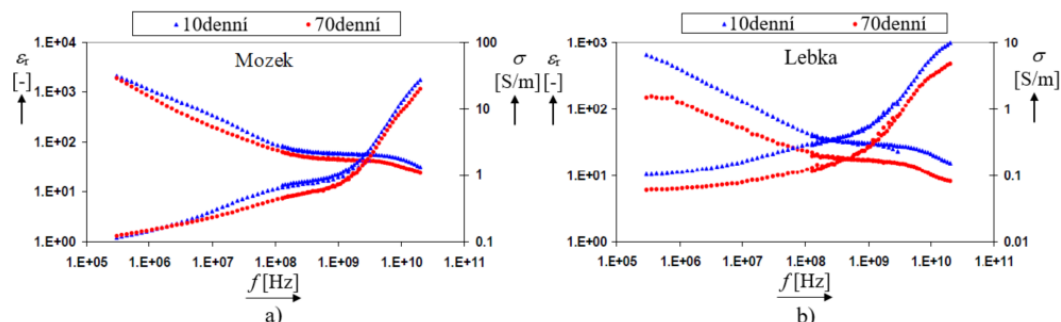
Z výše uvedeného plyne, že frekvence má zásadní vliv na vodivost i permitivitu. Například z výše uvedené tab. 2 je vidět, že permitivita tkání pro uvedenou frekvenci 50 Hz dosahuje enormních hodnot. Při uvažování měkkých tkání, což je případ mozku, zde rozlišujeme tři různé mechanismy pro různá frekvenční pásma [22]. Rozptyl na těchto frekvenčních pásmech je v literatuře [23] popsán jako alfa (α), beta (β) a gamma (γ). Na nízkých frekvencích je rozptyl α způsobený procesem iontové difuze na místě buněčné membrány. Rozptyl β v pásmu stovek kilohertz primárně vzniká polarizací buněčné membrány, která brání průtoku iontů mezi vnitřní a vnější buněčným prostředím. Dalším příspěvkem k β rozptylu pochází od polarizace bílkovin a dalších organických makromolekul [23]. Poslední rozptyl γ vzniká v gigahertzovém pásmu, jenž je zapříčiněn polarizací vodních molekul [24]. Závislost těchto tří rozptylů na frekvenci zobrazuje i obr. 3, který je převzatý z literatury [25]. Z grafu je patrné, že při velmi nízkých frekvencích dosahuje permitivita enormních hodnot a s rostoucí frekvencí klesá, zatímco vodivost na nízkých frekvencích dosahuje nejnižší hodnoty a s rostoucí frekvencí se zvyšuje. Tento graf není definovaný pro konkrétní látku, ale je myšlen obecně jako chování hmoty v mozku.



Obr. 3 Závislost permitivity a vodivosti na frekvenci pro obecné chování látek v mozku [25].

Permitivita a vodivost v závislosti na frekvenci je navíc závislá i na stáří tkání. Tento vliv byl studován pro hlodavce v literatuře [25] a je zobrazen na následujících dvou grafech. V první části obr. 4 můžeme pozorovat, že permitivita pro krysí mozek o stáří deseti dní, znázorněná modře, dosahuje na všech frekvencích vyšších hodnot a nejvyšší odchylky dosahuje v megahertzovém pásmu. Zatímco vodivost nabývá hodnot nepatrně nižších v řádech stovek kilohertz a dále v pásmu jednotek megahertz už nabývá hodnot vyšších. Nejvyšší odchylku vodivosti mozku můžeme pozorovat od desítek megahertz do pásma jednotek gigahertz. Druhá část obr. 4 se zabývá permitivitou a vodivostí v závislosti na frekvenci pro krysí lebku, která obklopuje mozek. Zde jsou rozdíly mezi desetidenní a sedmdesátidenní krysí lebkou mnohem větší. To způsobuje především vývoj, protože desetidenní lebka je tvořena měkčí tkání, a proto je více vodivá. Opět se

zde potvrzuje skutečnost, že vodivost i permitivita u mladšího jedince krysy dosahuje vyšších hodnot v celém rozsahu frekvencí.



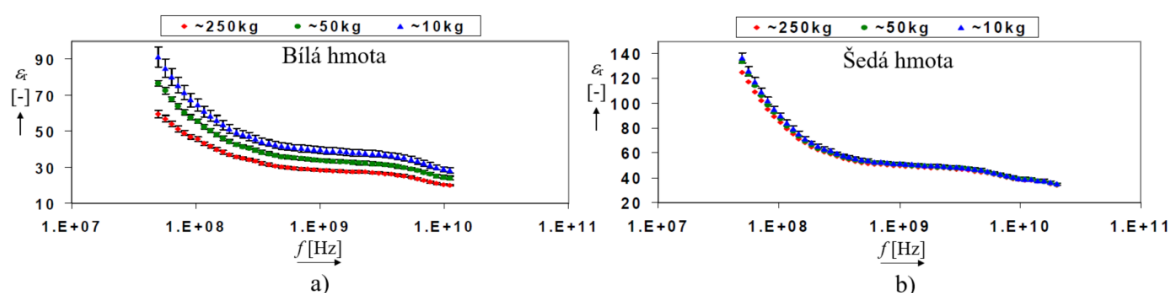
Obr. 4 Závislost permitivity a vodivosti na frekvenci pro dvě různé stáří tkání a) mozek b) lebka [25].

Literatura [25] dále popisuje části hlavy, jež jsou závislé na věku, a které naopak nikoliv. Z tohoto článku bylo vybráno několik součástí hlavy, zobrazených v příští tab. 4, které jsou pro tuto práci zajímavé. Dále se zde uvádí, že na mikrovlnných frekvencích jsou již zanedbatelné rozdíly mezi laboratorním a živým vzorkem. Živý vzorek se zkoumá za života zvířete, laboratorní vzorek nikoliv.

Tab. 4 Rozdělení částí hlavy podle závislosti na věku [25].

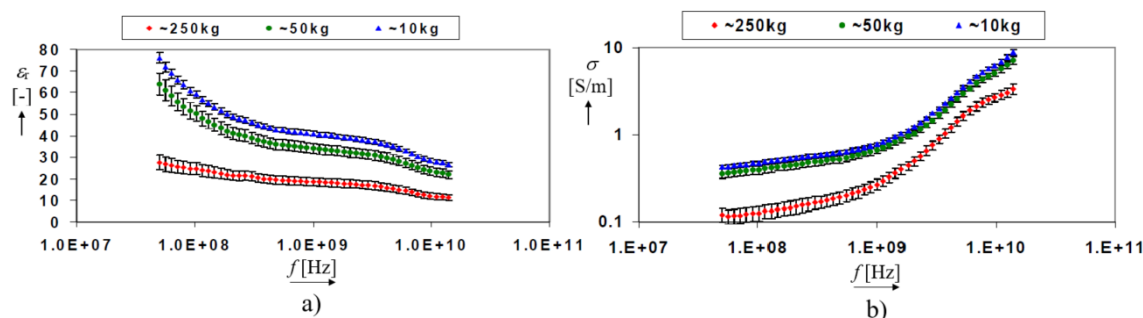
Závislost na věku	Nezávislost na věku
Bílá hmota	Šedá hmota
Lebka	
Kostní dřeň	
Kůže	

Tato studie [25] se dále zabývá změnou elektrických vlastností v závislosti na celkové hmotnosti zvířete. Měření bylo provedeno na jednom zvířeti, které postupem času přibralo na váze. Celkem byly provedeny tři měření, kdy zvíře vážilo 10, 50 a nakonec 250 kilogramů. Výsledky měření vývoje reprezentuje následující obr. 5. Z první části obrázku je zřejmé, že bílá hmota mozková méně vážícího zvířete dosahuje vyšších permitivit, jež s přibývajícím váhou klesá. To je způsobené poklesem obsahu vody v bílé hmotě vlivem stárnutí a vysokým počtem lipidů (tuků) [25]. Druhá část obr. 5 zobrazuje závislost permitivity pro šedou hmotu mozkovou, ze které je patrné, že vliv váhy zvířete se zde téměř neprojevuje, především díky velmi nízkému obsahu lipidů a myelinizovaných nervových vláken (axonů) [25]. Obecně lze říci, že šedá hmota neobsahuje látky, které jsou závislé na vývoji zvířete.



Obr. 5 Vliv váhy zvířete na permitivitu pro a) bílou hmotu b) šedou hmotu [25].

Následující obr. 6 popisuje stejný vliv, jak v předchozím případě, ale pro elektrické vlastnosti lebky. V první části obrázku je patrná stejná tendence, a to pokles permitivity s přibývajícím vahou zvířete. Druhá část obrázku popisuje vliv váhy na vodivost. Můžeme zde sledovat vyšší hodnoty vodivosti pro méně vážící zvíře, kde nejvyšší rozdíly jsou v řádech desetin S/m. Rozdíly permitivity a vodivosti lebky jsou způsobeny změnami v množství vody, které jsou zapříčiněny změnou stupňů mineralizace kalcifikované kostní dřeně. Během této mineralizace dochází postupně k záměně vody za apatit vápníku, který vyplní objem dříve obsazený vodou [25].



Obr. 6 Vliv váhy lebky zvířete na a) permitivitě b) vodivosti [25].

1.6 Způsoby snímání mozku

K vytvoření modelu mozku mohou být použity dva přístupy. První z nich je použití CAD softwarů, ve kterém se model manuálně vytvoří. Tento přístup může být použit pro tvorbu zjednodušeného modelu, u kterého nevyžadujeme detailní rozložení mozku z anatomického hlediska. Druhý přístup je založen na využití MRI (Magnetic resonance imaging) nebo Micro-CT (Computed Tomography) a následném zpracování dat z těchto dvou metod. MRI je neinvazivní metoda, která poskytne snímky vnitřku objektu díky využití silného magnetického pole. MRI snímá objekt postupně, takže výstupem je řada snímků přes celý objekt ve třech rovinách (axiální, koronální a sagitální). Typické MRI vyšetření se skládá z několika sekvencí, kde každá z nich je vybrána pro podání konkrétní informace o určitém typu tkáně v závislosti na použitém kontrastním mechanismu [30]. Metoda Micro-CT využívá k zachycení snímků rentgenové paprsky, což je výhodné především k zachycení tkání, které mají větší hustotu než okolní tkáně, jako jsou například kosti [31]. Na rozdíl od metody micro-CT, která používá jen rentgenové paprsky, u metody MRI může být nastaveno spousta vlastností ke generaci obrázku. Díky možnosti variace skenovacích parametrů může být změněna výraznost odlišných tkání, proto je metoda MRI vhodná pro skenování měkkých tkání, např. částí mozku [30]. Metoda micro-CT poskytuje dobré prostorové rozlišení, tzn. schopnost svévolně rozlišit dvě části vedle sebe, zatímco metoda MRI dodává snímky v závislosti na použitém kontrastním mechanismu, tzn. schopnost rozlišit odlišnosti mezi dvěma podobnými, ale ne identickými tkáněmi [30, 31]. Další rozdíl mezi MRI a CT je jasnost snímku, která má pak následný dopad na tvorbu modelu (proces segmentace). Za účelem získání kvalitní segmentace mohou být použity prahové nástroje, které pro metodu micro-CT nejsou efektivní mezi dvěma odlišnými měkkými tkáněmi. Naopak metoda MRI je ideální pro vizuální rozlišení měkkých tkání, ale skenované části musí obsahovat molekuly vodíku (tj. vodu). Pro nastavení prahu segmentace může být využito útlumu signálu a šumu na přechodu mezi dvěma částmi, proto je jednoduché rozlišit dva odlišné objekty vizuálně.

Samotná segmentace se tedy provádí manuálně v závislosti na zvýraznění hranic částí ze snímání pomocí MRI [12].

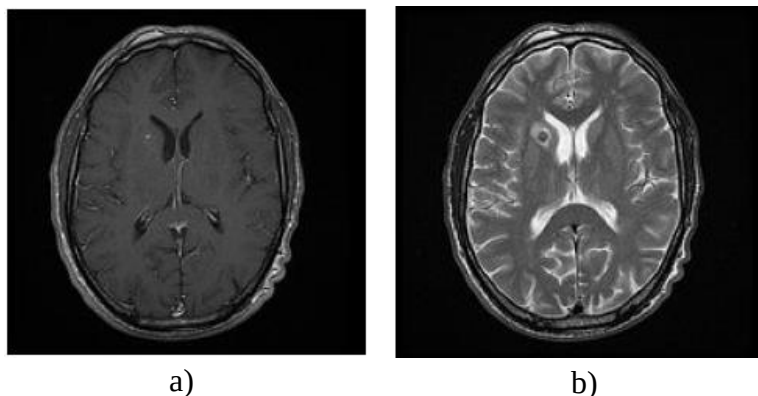
1.6.1 Kontrastní mechanismus metody MRI

Existuje mnoho kontrastních mechanismů, které mohou být použity pro skenování tkání. Základním výstupem MRI jsou T1, nebo T2 snímky. Pro T1 snímek je trvání radiofrekvenční sekvence nastavena tak, aby ve snímku byly zvýrazněny tkáně s obsahem tuku, zatímco pro T2 snímek jsou zvýrazněny především tkáně s obsahem vody [28]. Důležitou roli dále hraje slovo „váhování“. Toto slovo popisuje množství příspěvku ke kontrastu snímku mezi dvěma odlišnými tkáněmi na základě požadovaného typu snímku (T1, nebo T2). Váhování je dosaženo nastavením časových parametrů sekvence pulzů TR – repetition time a TE – echo time. Parametr TR primárně řídí váhování T1, zatímco TE řídí váhování T2 [28].

Váhování snímku T1 poskytuje vysoký kontrast šedé a bílé hmoty mozkové, protože tuk zde dosahuje vysoké intenzity signálu, zatímco mozkomíšní mok slabé intenzity signálu. Váhování snímku T1 využívá krátké časy TE a TR. Za účelem zvýšení kontrastu mohou být tyto dvě časové konstanty zvýšeny, což zároveň způsobí zvýraznění jiných částí mozku. Proto neexistuje přesná hodnota TR, ale většinou se pro váhování T1 používají hodnoty od 400 do 550 ms. Tento rozsah závisí na skenovaných tkáních a také na síle pole, kterou magnetická rezonance disponuje [12].

Váhování snímku T2 je vhodné použít na části mozku, které obsahují vodu. Ve výsledném snímku jsou pak tkáně obsahující vodu nebo tekutinu jasné, zatímco tkáně s tukem jsou tmavé. Výstupem váhovaného snímku T2 je tedy opak snímku T1. Pro skenování váhovaného snímku T2 jsou použity dlouhé časové konstanty TE a TR. Obvykle se hodnota TE pohybuje v rozmezí od 80 do 120 ms a hodnota TR okolo 2,5 s nebo větší. Díky tomu váhované snímky najdou uplatnění pro snímání mozkomíšního moku, který dosahuje vysoké intenzity signálu, zatímco šedá a bílá hmota má nízkou intenzitu signálu [12].

Tyto dva váhované snímky lidského mozku v axiální rovině zobrazuje obr. 7 [12]. První část obrázku představuje váhovaný snímek T1, ze kterého je patrné zvýraznění šedé a bílé hmoty mozkové, zatímco mozkomíšní mok je znázorněn zcela černě. Druhá část obrázku ukazuje snímek stejného mozku za použití T2 váhování. Z něj vyplývá, že zde dochází k zvýraznění částí, které jsou u snímku T1 černé. Také zde můžeme pozorovat, že šedá a bílá hmota mozková dosahuje stejné intenzity jako u snímku T1.



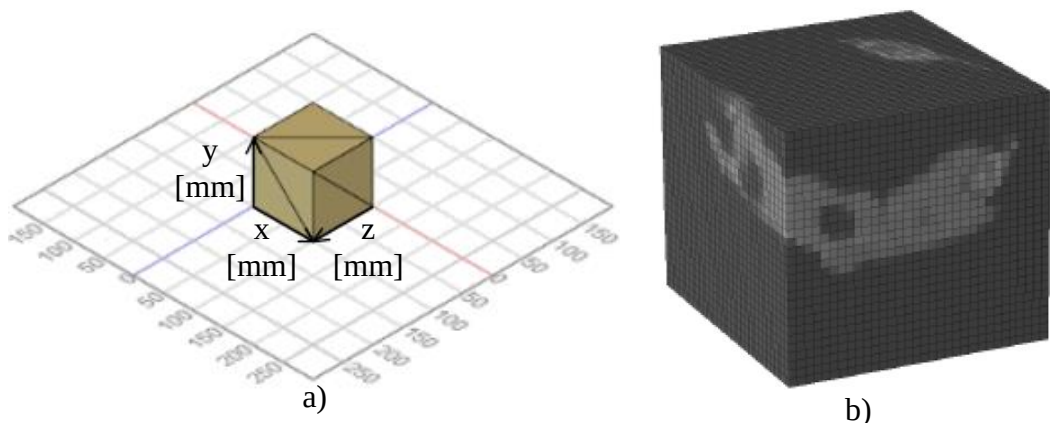
Obr. 7 Váhování snímku lidského mozku v axiální rovině a) T1 b) T2 [12].

1.7 Zpracování výstupu z MRI a micro-CT

V biomedicinském inženýrství se typicky pro popis objemu používá CAD přístup. Nicméně v posledních letech byly vyvinuty nové metody pro tvorbu přesných modelů, které jsou založeny na získaných datech z tří dimenzionálních skenovacích metod jako je MRI a micro-CT. Navíc rozsáhlé a komplikované struktury, jako se vyskytují v biomedicině, se CAD přístupem těžko tvoří, proto vede nejjednodušší přístup k vytvoření modelu skrz metody pro tvorbu modelu z MRI, nebo micro-CT snímků. Použitím těchto metod je možné získat rozdělení prostoru v krychlích. Tyto krychle se nazývají voxely, což znamená objemové pixely. Nicméně většina metod pro konverzi tří dimenzionálních snímků na použitelný model pro simulace vyžaduje spolupráci s tvůrcem modelu, takže se nejedná o automatickou generaci modelu. Tento fakt může být vnímán i jako výhoda, protože autor může přesně určit složitost jistých částí, nebo naopak některé méně důležité části zjednodušit a tím následně snížit nároky na výpočetní výkon simulace.

1.7.1 Objemové snímky, segmentace a postup pro vytvoření modelu

Objemové snímky mohou být vnímány jako 3D matice, kde jeden element matice představuje jeden voxel (prostorový pixel), který je popsán v kartézské soustavě pomocí tří vzájemných os (X, Y a Z). Řezy v objemovém snímku jsou orientovány v XY směru, tudíž počet voxelů v ose Z se nazývá počet řezů. Vzdálenosti stran voxelu se určují již v reálných jednotkách pro strany ve všech třech směrech. To znamená, že voxel nemusí vždy představovat krychli. V jistých případech může být kvádr výhodnější, zejména v případech nastavování odlišných vlastností (např. materiálových) jednotlivých voxelů, kdy je používán pro simulaci voxelový model bez dalších úprav. Současně s popisem pomocí X, Y a Z vzdáleností se využívá také vzdálenost řez od řezu, čímž se usnadňuje orientace ve větších objemových snímcích. Rozsah dat objemového snímku se standardně popisuje pomocí počtu voxelů, nebo rozměrem v reálných jednotkách. Voxel a objemový snímek je znázorněn na následujícím obr. 8. Z druhé části obrázku můžeme také pozorovat různé stupně šedi, které jsou výsledkem váhování snímku z MRI.

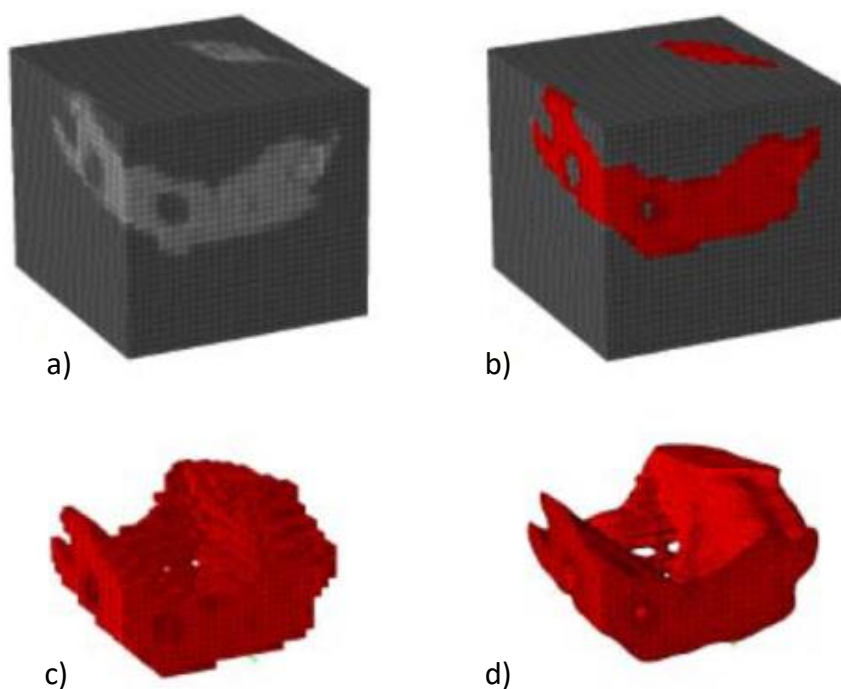


Obr. 8 a) Reprezentace voxelu b) Objemový snímek složený z voxelů [12].

Proces segmentace je založen na zpracování snímků z MRI, nebo micro-CT, díky čemuž může být vygenerován objem, který se nazývá maska. Maska definuje prostor

požadovaného objektu, která může být modifikována a filtrována, dokud není uživatel spokojený s výsledným objemem a nerozhodne se pro konvertování masky na model. Masky jsou binární povahy, proto obsahují pouze soubor nul a jedniček. Když je element v masce definován jedničkou, znamená to, že se tento element bude nacházet ve výsledném modelu, zatímco nula znamená, že element do výsledného modelu nepatří. Tento způsob segmentace je většinou částečně automatický, kdy použitý software podle váhování snímků z MRI nastaví přibližnou masku a uživatel následně dodefinuje detaily požadovaného modelu, ve většině případů rozhraní mezi požadovanými a nežádoucími objekty. Příští obr. 9 představuje proces segmentace ve čtyřech krocích.

- Objemový snímek: Data získána pomocí tří dimenzionální metody, které se obvykle skládají z pravidelné kartézské sítě. Tato síť je reprezentována různými stupni šedi v závislosti na povaze skenovaného objektu a síle signálu skenovacího zařízení. Z prvního obrázku je již možné vizuálně odlišit požadovaný objekt od zbytku pozadí.
- Snímek po procesu segmentace: Jeden řez objemovým snímkem je dán jedním snímkem ze skenovacího zařízení. Po nastavení nul a jedniček v každém řezu objemového snímku končí proces segmentace a je jasně rozlišen požadovaný objekt od pozadí.
- Segmentovaná a izolovaná maska: Tímto krokem se oddělí požadovaný objekt od pozadí, díky čemuž vznikne samostatný model, který je definovaný voxely.
- Finální úprava modelu a export: V posledním kroku je zapotřebí model exportovat pro další zpracování a úpravy. Mezi typické formáty pro export modelů patří .stl, nebo .obj. Následné další úpravy modelu se provádí v softwaru typu CAD. Mezi typické úpravy modelu patří především vyhlazení povrchu, změna velikosti a polohy v prostoru. Ovšem může se jednat i o složitější operace, jako změna počtu elementů v síťování (mesh), což přímo ovlivní složitost a přesnost modelu, nebo samotný typ elementu (tetrahedral, hexahedral).



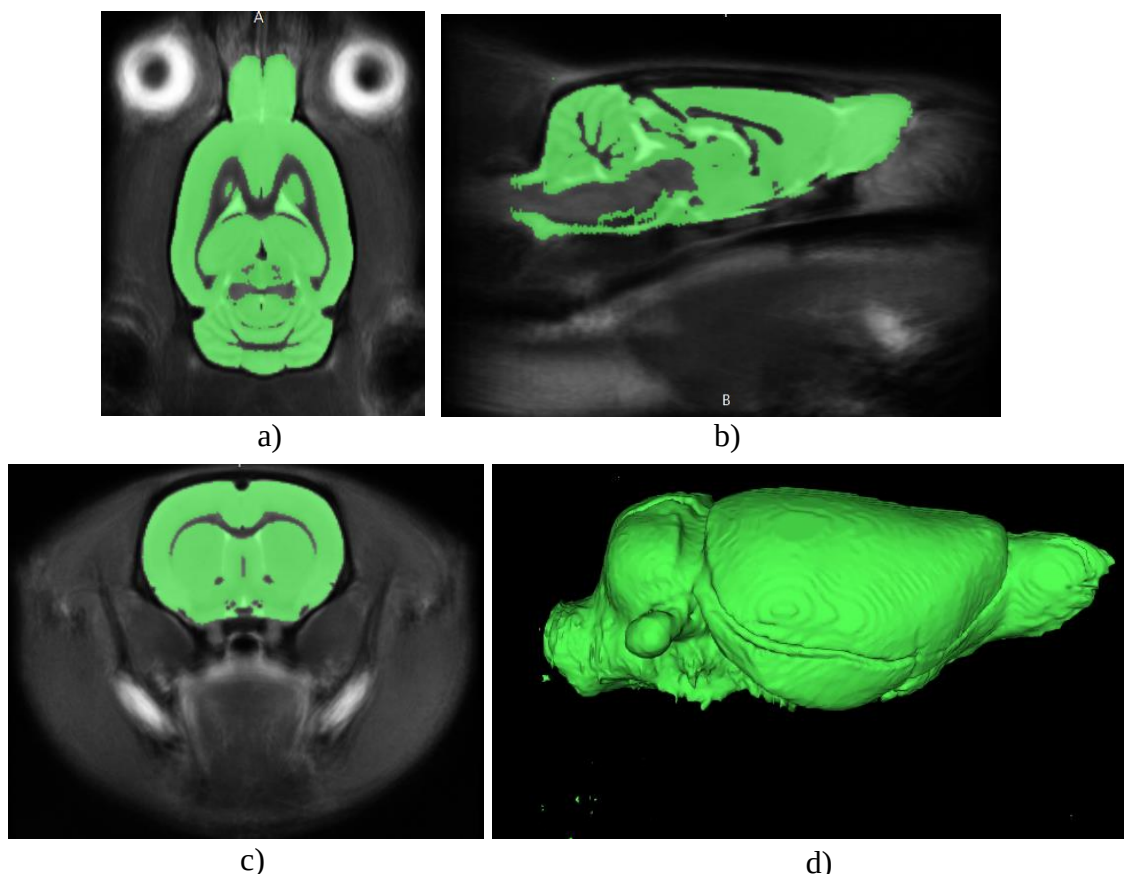
Obr. 9 Postup pro vytvoření modelu ze skenovacího zařízení [12].

2 MODELÝ KRYŠÍCH MOZKŮ

Kapitola modely kryších mozků se zabývá popisem postupu tvorby a úpravami čtyř modelů mozku, zjednodušeného modelu a na závěr kapitoly modelu kryší lebky. K nutným opravám tvaru, síťování, případně samotnému modelování, bylo využito softwaru Meshlab, Meshmixer, Fusion 360 a InVesalius 3.1, které jsou zdarma k dispozici. V první části je představen model kryšího mozku, který byl vytvořen ze snímků magnetické rezonance podobným postupem z úvodní kapitoly. Následující tři modely mozku byly převzaty z dostupných zdrojů, které však musely být upraveny, aby byly použitelné pro následné simulace v softwaru CST. Dále tato kapitola obsahuje zjednodušený model kryšího mozku v podobě kvádrů, který měl posloužit pro experimentální měření. Na závěr kapitoly je uveden model lebky krysy, který může být využit k další práci v tomto směru. Model lebky poslouží zejména k přiblížení ke skutečným podmínkám, protože v laboratorních podmínkách se mozková aktivita zkoumá elektrodami, které jsou navrtané do lebky krysy.

2.1 Model mozku vytvořený z MRI snímků

První model kryšího mozku vznikl ze snímků magnetické rezonance, které jsou převzaty z online atlasu [32]. Jedná se o váhované snímky T2, které se vyznačují dlouhými časovými konstantami, konkrétně $TR = 10971$ ms a $TE = 30$ ms. Zásadou dlouhých časových konstant se ve snímcích zvýrazní tkáň s obsahem vody. Snímky byly dále zpracovány v open source softwaru InVesalius 3.1 [33], který umožňuje další práci s biomedicínskými formáty dat (.nii). Tyto data z MRI jsou ve formátu $256 \times 307 \times 256$, což znamená, že soubor dat obsahuje 256 axiálních, 307 koronálních a 256 sagitálních snímků. Po otevření dat v softwaru InVesalius 3.1 následuje možnost nastavení masky, která je přímo závislá na typu snímků (T1, T2). Software disponuje automatickým nastavením masky pro konkrétní tkáň, např. kost, svalová a tuková tkáň. Při tvorbě modelu bylo zvoleno vlastní nastavení masky tak, aby vizuálně zvýrazněná část pokryla maximální plochu mozku v snímku. K vlastnímu nastavení masky je v softwaru posuvník se dvěma prvky, kde první zvýrazňuje (ztmavuje) tkáň s tukem, zatímco druhý prvek tkáň s obsahem vody. Po nastavení masky následuje manuální úprava snímků. Ta je zde řešena štětcem a následným manuálním zvýrazněním částí mozku, které jsou požadovány v modelu. V softwaru se nachází možnost pro nastavení velikosti a prahové hodnoty štětce. Prahová hodnota je zde opět řešena posuvníkem, kde maximální hodnota představuje zvýraznění snímku a minimální hodnota mazání zvýrazněné části. Takto je zapotřebí upravit všechny snímky, kdy se změna v jednom řezu projeví i v ostatních dvou řezech. Po dokončení manuální úpravy následuje export modelu v požadovaném formátu, který bude vhodný pro další úpravy. Následující obr. 10 zobrazuje příklad snímků po manuální úpravě a výsledný 3D model v softwaru InVesalius 3.1. Při prvním pohledu na 3D model je zřejmé, že se zde nachází několik nedostatků, např. ostré hrany nebo pozůstatky ze zvýrazňování, které se nachází mimo model. Ovšem tyto problémy je výhodnější odstranit v CAD softwarech.



Obr. 10 Princip tvoření modelu v softwaru InVesalius 3.1 a) axiální řez b) sagitální řez
c) koronální řez d) výsledný 3D model.

Prvotní nedokonalosti modelu byly řešeny v open source software Meshlab [35] od společnosti Visual Computing Lab. Tento software disponuje velkým množstvím automatických funkcí pro úpravu 3D modelu a jeho povrchové trojúhelníkové sítě. Na začátku úprav byl využit filtr Remove duplicated faces, který v modelu nalezne a odstraní všechny dvojice ploch trojúhelníkové sítě, jež jsou definovány stejnými vrcholy trojúhelníku. Díky této funkci se odstraní i duplicitní vrcholy trojúhelníkové sítě, což se potvrdilo i funkcí Remove duplicated vertices, jejíž výstup odpovídal nulové hodnotě. V dalším kroku byla věnována pozornost zbytkům mimo model. K tomuto účelu je k dispozici funkce Remove isolated pieces, která odstraní všechny části modelu, které se skládají z menšího počtu elementů trojúhelníkové sítě, než počet, který zadá uživatel. Po použití této funkce však v modelu několik střípků zůstalo. Dále byla využita funkce Quadratic edge collapse decimation, která sníží počet elementů v síti. To je možné dosáhnout zadáním redukce v procentech, nebo požadované kvality, která je definována prahem v intervalu (0, 1). Tato funkce není pro výsledný model příliš důležitá, protože v závěrečných úpravách se síťování modelu celé predefinuje. Důvodem použití této funkce je vysoké snížení počtu elementů před začátkem úprav, kdy snížení nemá vliv na změnu tvaru a detailů modelu, ale dojde ke snížení náročnosti na hardware počítače, a tím i přijatelnější manipulaci s modelem. V posledním kroku bylo využito vyhlazovací funkce povrchu Taubin smooth, která vyhladí ostré přechody na povrchu modelu.

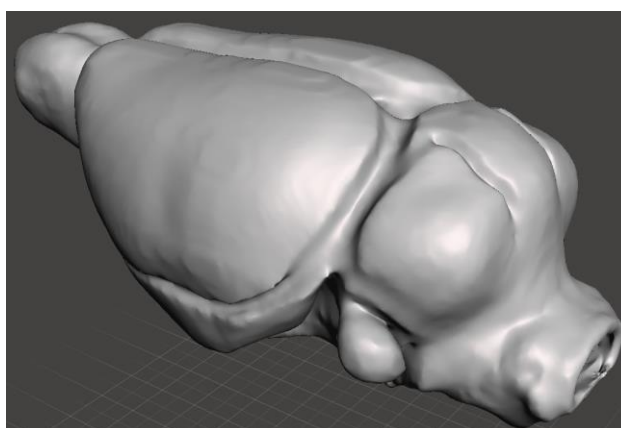
Přetrvávající nedokonalosti a některé nedostatky, které vznikly použitím automatických funkcí v softwaru Meshlab, byly následně odstraněny za pomoci freeware softwaru Meshmixer [34] od firmy Autodesk. V první řadě byla věnována pozornost

zbytkům mimo model. Tyto zbytky je možné odstranit automatickou funkcí Inspector, která takové nedostatky v modelu vyhledá a odstraní. Nevýhodou této funkce jsou velmi malé střípky modelu, které funkce bohužel nedetekuje. Další možností odstranění zbytků z modelu je označení nežádoucích částí, následné oddělení od modelu pomocí funkce Separate a odstranění oddělené části z projektu. V závislosti na povaze pozůstatků bylo pro jejich odstranění použit první nebo druhý výše popsany způsob.

Další úpravy modelu se týkaly vyplňování děr na povrchu modelu. Vyplnění děr je možné dosáhnout opět pomocí funkce Inspector, kde se nachází tři způsoby vyplnění. První z nich je funkce Minimal Fill, která vyplní díru minimálním počtem mnohoúhelníků. Další funkce se nazývá Flat Fill, která díru zaplní plochou povrchovou záplatou. Poslední funkce Smooth Fill vyplní díru objemem v závislosti na okolí díry. Ovšem zde platí, že nejlepší funkce pro vyplnění díry se liší podle povahy samotné díry. Povahu díry tento software dokáže sám automaticky rozlišit, kde je následně v modelu rozlišuje třemi barvami. Modré znázornění díry znamená díru v síťování, což je možné opravit funkcí Flat Fill. Červená barva znamená, že se ve vyznačené oblasti nachází element povrchové sítě, který není spojený do okolní sítě všemi hranami, z čehož plyne, že se v okolí tohoto elementu nachází díra. Fialově vyznačená oblast indikuje, že element nebo několik spojených elementů, nejsou spojeny na žádné hraně. Problém zde nastává v případě červené barvy, protože software vyznačenou oblast nejprve odstraní a potom vyplní. To ovšem často vede k degradaci modelu, proto většina děr byla vyplňována manuálně. Manuální vyplnění díry je možné docílit postupným odstraňováním vybrané oblasti pomocí funkce separate, v souběhu s funkcí Erase&Fill. Pro menší díry, které příliš nezasahují do hloubky objemu, je možné využít i funkci Smooth. Po manuální úpravě byl povrch zkontrolován i automatickou funkcí Inspector, zdali se zde nenacházejí povrchové elementy, které nemají spojené všechny hrany. Různé výstupky, hrboly a ostré hrany byly opraveny manuálně vybráním problematické oblasti s následným použitím funkce Smooth. V modelu se nacházely i velmi vysoké a tenké útvary, které byly odstraněny z modelu funkcí Separate, kde se následně vytvořená díra zaplnila způsobem popsáným výše. Nakonec byly opraveny části mozku, které sobě symetricky neodpovídaly. To je možné docílit funkcí Sculpt. Tato funkce může do modelu hmotu přidávat, nebo naopak odebírat. Tímto způsobem však dochází k mírné deformaci a zvlnění povrchu, což je možné vyřešit pomocí funkce Erase&fill, nebo Smooth. Následující obr. 11 zobrazuje model krysího mozku na začátku úprav a po jejich dokončení.



a)

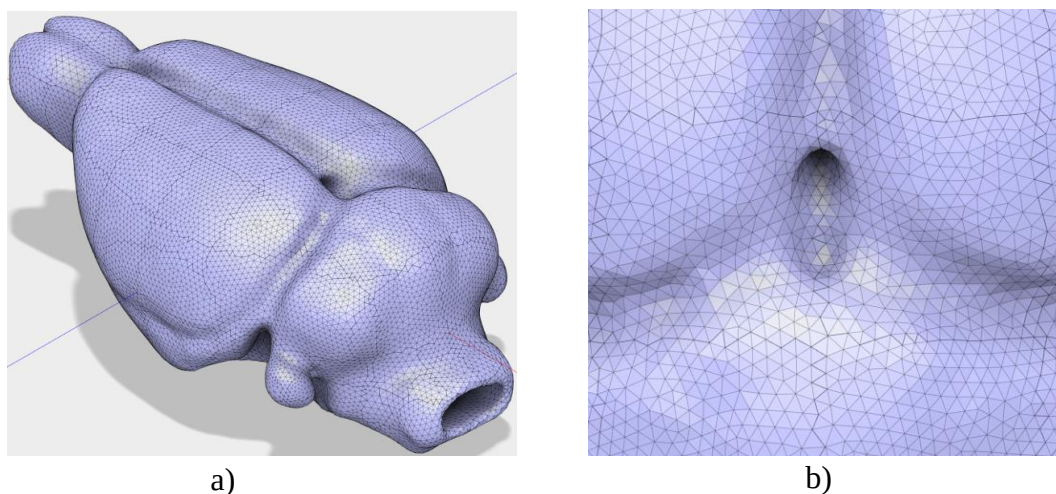


b)

Obr. 11 Model krysího mozku a) před úpravou b) po úpravě.

Poslední část úprav se věnovala síťování, k čemuž byl využit freeware software pro studenty Fusion 360 [36] od společnosti Autodesk. Původní síťování obsahovalo elementy sítě velmi odlišných velikostí, kterých bylo přes celý model 312880. Pro vyřešení různých velikostí síťových elementů bylo využito funkce Remash. Tato funkce disponuje nastavením dvou typů síťování, a to Adaptive, kdy se síťování přizpůsobí tvaru modelu, a Uniform, kde jsou všechny elementy sítě stejně velké. Dále se zde nachází možnost pro nastavení hustoty sítě a zachování tvaru modelu v intervalu (0, 1). Pro případ tohoto modelu bylo využito adaptivní síťování se zachováním tvaru 0,5, což vedlo k mírnému zjednodušení modelu, ale značnému snížení elementů na těchto hranách. Dále byla použita funkce Reduce, která slouží pro snížení počtu elementů. Nachází se zde možnost procentuálního snížení elementů a možnost zachování hranic. Snížení bylo provedeno o 55 % se zachováním hranic, a proto výsledný počet elementů modelu dosahuje hodnoty 64900.

Posledním nedostatkem byla poloha a orientace v souřadném systému a extrémní velikost modelu. Samotná velikost krysího mozku se především liší podle stáří a rodu krys. Podle literatury [37] byla stanovena přibližná velikost mozku, ke které je možné se přiblížit pomocí funkce Scale. Tato funkce nabízí jednotné, nebo nejednotné škálování a škálovací faktor v intervalu (0, 1). Bylo využito jednotného škálování s faktorem 0,12. Po této operaci následovala kontrola modelu pomocí funkce Measure a opětovném použití funkce pro škálování, než bylo dosaženo přibližné délky $d = 26$ mm, šířky $s = 15$ mm a výšky $v = 10$ mm. Na závěr byla využita funkce Move to center, která přesunula model do počátku souřadného systému s orientací modelu podél osy X, což usnadní další práci v simulacích v softwaru CST. První část následujícího obr. 12 zobrazuje model na konci úprav v softwaru Fusion 360, zatímco druhá část téhož obrázku prezentuje detailní pohled na síťování na povrchu modelu.



Obr. 12 Síťování modelu a) po úpravě b) detailní pohled.

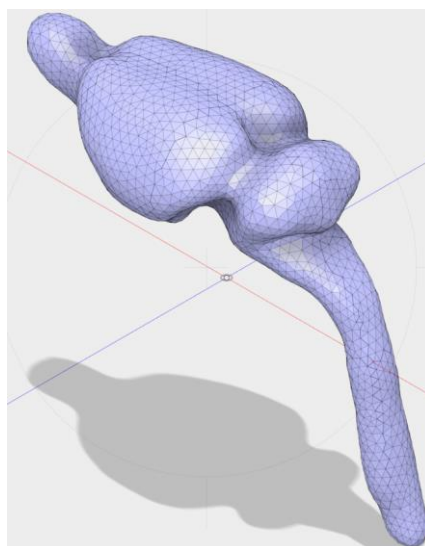
2.2 Model mozku převzatý z [38]

Následující model krysího mozku je dostupný na webu [38], který byl vytvořen na základě snímků magnetické rezonance samce laboratorní krysy o hmotnosti 250 g. Data z magnetické rezonance se skládaly z 240 řezů (80x80x80) o tloušťce 0,22 mm a během segmentace pak z 320x320 voxelů s rozlišením 0,3 mm [38]. Segmentaci mozku

zajišťovala manuální úprava v software Simpleware, který principiálně odpovídá software inVesalius, který byl použit pro tvorbu modelu v podkapitole 3.1

Tento model byl následně upraven podobným způsobem popsáním v podkapitole 3.1, kdy byly využity softwary Meshlab, Meshmixer a Fusion 360. Na závěr úprav byl model posunut do středu souřadného systému a zmenšen na přibližnou délku $d = 26$ mm, šířku $s = 15$ mm a výšku $v = 10$ mm s orientací modelu podél osy X. Výsledný model se skládá z 4890 trojúhelníkových síťových elementů, zásluhou funkce Reduce.

Finální model zobrazuje následující obr. 13. Na první pohled je zřejmé, že povrch tvoří mnohem méně trojúhelníkových elementů, než model v kapitole 3.1, což může být výhodné vzhledem k výpočetní náročnosti v softwaru CST. Dále tento model disponuje celým mozkovým kmenem, který následně přechází v míchu. V modelu nejsou definovány dva laloky (paraflocculus) [15] po stranách mozečku. Dále se zde nachází příliš velký přechod mezi mozečkem a mozkiem, což je největší nedostatek modelu. Vizuálně je očividné, že zde není patrný přechod mezi levou a pravou hemisférou. Poslední nedostatek byl shledán v plochém tvaru mozku, což mohlo být způsobeno skenováním vzorku mrtvého mozku, kdy po úmrtí jedince dochází k odumírání buněk v mozku, a díky tomu zplošťování mozku.



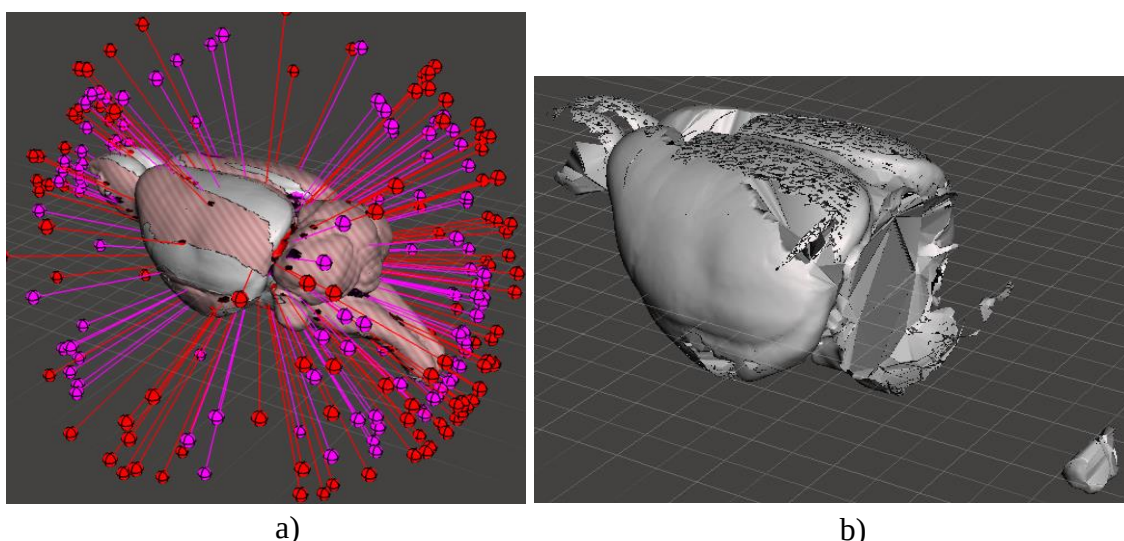
Obr. 13 Upravený model krysího mozku převzatý z [38].

2.3 Model dodaný Národním ústavem duševního zdraví v Praze

Třetí model krysího mozku byl vytvořen opět na základě snímků z magnetické rezonance, kdy segmentace modelu vznikla v softwaru 3D Brain Atlas Reconstructor.

Po otevření modelu v softwaru Meshmixer bylo zjištěno několik nedostatků, které jsou patrné i z první části obr. 14. Červeně a růžově vyznačená místa Meshmixerem byla odstraněna způsobem popsáním v podkapitole 3.1. Nové problémy, které se u předchozích modelů nevyskytovaly, jsou velké části povrchu vyznačené červenými proužky. Takto zvýrazněný povrch zjednodušeně znamená, že povrch má obrácenou orientaci. To se může zdát jako nevýznamný problém, který nemá na model vliv, bohužel

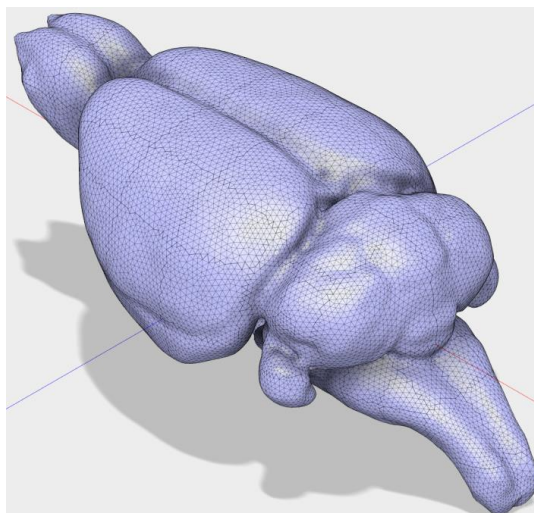
při snaze uzavřít model do celistvého objemu, se tento problém naplno projeví. Stane se to, že červeně vyznačený povrch má tendenci uzavřít se do prostoru od modelu, na místo do nitra modelu, a jelikož v prostoru od modelu není žádná plocha, vyznačený povrch se vymaže. Dopad obrácené orientace ploch modelu je patrný i z druhé části obr. 14. Celistvý objem modelu je nutný, jinak při následné práci v softwaru CST je model dutý, kde povrch tvoří nekonečně tenká vrstva. Další komplikace vznikají v softwaru Fusion 360 během úprav síťování, kdy na přechodu mezi normálním a červeným povrchem vzniká velké množství trojúhelníkových elementů. Pravděpodobně díky tomu, že software vnímá tyto dvě plochy jako samostatné části, pro které nelze udělat společné síťování. Změnu orientace ploch je možné provést v Meshmixeru, kdy se po manuálním výběru povrchu aplikuje funkce Flip Normals. Tato funkce pouze vymění spodní plochu trojúhelníkového elementu za horní plochu (změna orientace normály). Nevýhodou zmíněného postupu je časová náročnost a problémy s označováním sítě v těsných, nebo z povrchu nepřístupných míst, např. přechod mezi mozečkem a mozkiem.



Obr. 14 Model před úpravami v softwaru Meshmixer a) vyznačené nedostatky a červené plochy b) dopad červených ploch při pokusu o vytvoření celistvého objemu.

Po dokončení úprav v softwaru Meshmixer a Meshlab následovala oprava síťování, orientace v prostoru a velikosti modelu v softwaru Fusion 360. Síťování bylo nastaveno na hodnotu 36892 trojúhelníkových elementů a rozměry mozku na přibližné hodnoty $d = 26$ mm, $s = 15$ mm a $v = 10$ mm s orientací modelu podél osy X.

Následující obr. 15 zobrazuje model po dokončení všech úprav. Vzhledem k počtu síťových elementů může být tento model dobrým kompromisem mezi modely z podkapitoly 3.1 a 3.2. Tento model je vizuálně velmi podobný modelu z podkapitoly 3.1. Hlavní rozdíl je patrný v přechodu mezi mozkovým kmenem a mozečkem a dále ve vyvedení celého mozkového kmenu. Další rozdíl s prvním modelem je patrný z přední části mozku, tzv. čichový bulbus (bulbus olfactorius) [15], kde u tohoto modelu jsou obě části symetrické

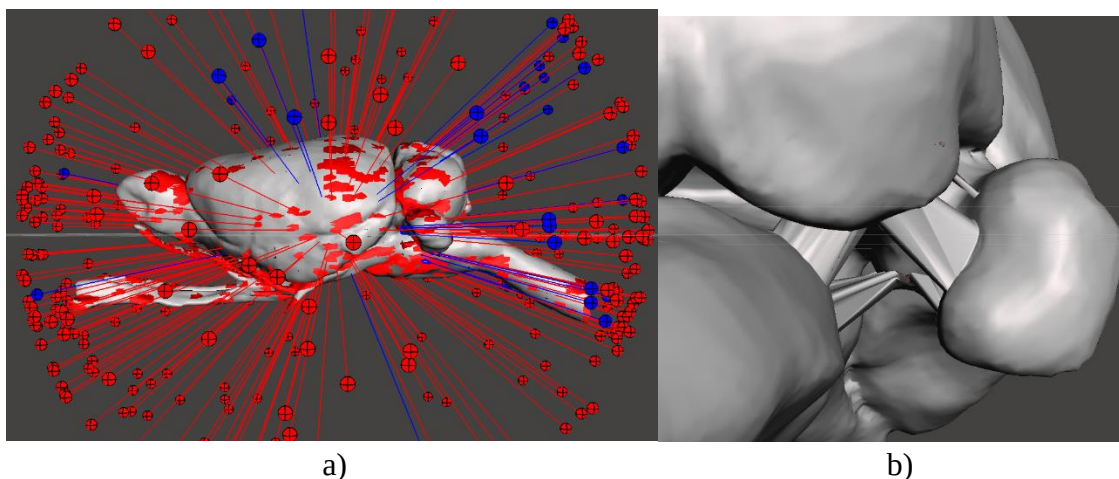


Obr. 15 Finální podoba dodaného modelu z Národního ústavu duševního zdraví v Praze.

2.4 Model mozku převzatý z [39]

Následující model krysího mozku je založen na skenu T2 vážených snímků s vysokým rozlišením pomocí MRI a DTI (Diffusion tensor imaging). Ke snímání těchto snímků byl využit osmdesáti denní samec laboratorní krysy.

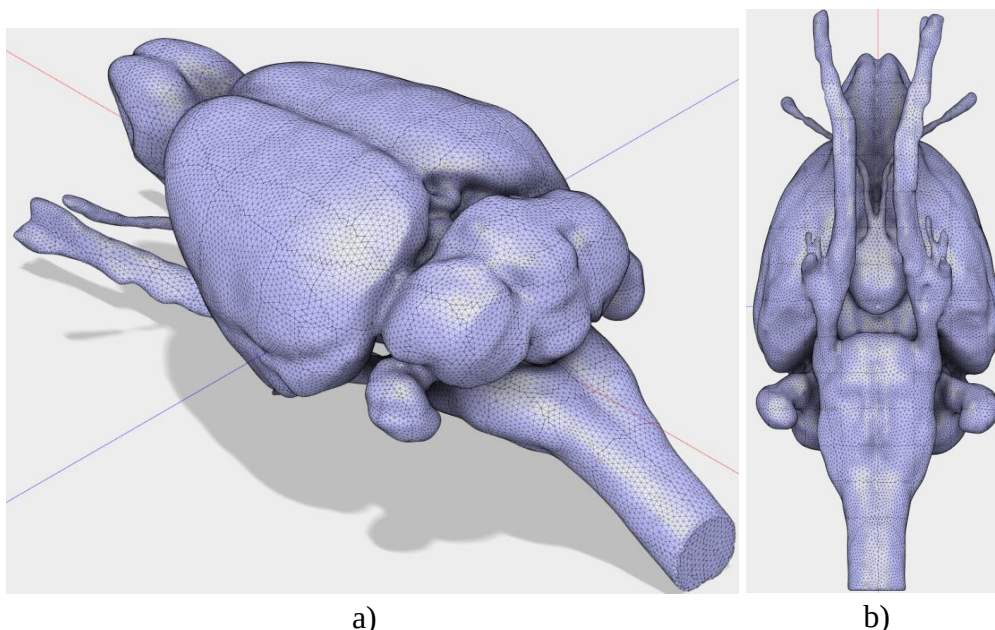
Čtvrtý model krysího mozku obsahuje nejvíce detailů z anatomického hlediska. Oproti ostatním modelům je ze spodní strany párový trojklaný nerv. Jedná se o nejsilnější hlavový nerv, podporující žvýkací svaly [15]. Dále jsou zde definovány i oba oční nervy [15]. Bohužel tyto detaily v modelu přinesly řadu komplikací se síťováním. Mezi nejčastějšími problémy se vyskytovaly překrývající se trojúhelníkové elementy sítě. Všechny problémy s povrchovou sítí znázorňuje první část obr. 16. Většinu problémů je možné vyřešit způsobem popsáním v podkapitole 3.1. Ovšem tento model obsahuje spoustu míst, kde je vysoká koncentrace nedostatků různé povahy. Při použití automatických oprav software Meshmixer považoval tyto místa jako jeden problém, a proto použitím automatické opravy docházelo ke značným deformacím. To je způsobené odstraněním vyznačené části a jejím následným nahrazením za novou plochu. Z tohoto důvodu byla většina plochy opravena manuálně. Při vlastní opravě se vyskytl další problém, a to další vrstvy modelu pod povrchem, buď se stejnou orientací jako povrch, nebo s orientací opačnou. Po opravách všech zjištěných nedostatků a následném použití funkce pro uzavření objemu modelu se projeví zbytky těchto vrstev v podobě chybných spojů mezi částmi modelu, jak je možné vidět i z druhé části obr. 16, kde je chybné spojení mezi mozkovým kmenem, mozečkem a lalokem (paraflocculus [15]) vedle mozečku. Odstranění této chyby je důležité nejen z ohledu na přesnost modelu, ale také i počtu elementů sítě, protože v okolí této chyby se generovaly velmi malé elementy sítě, navíc několikrát pod sebou. Tyto chyby je možné odstranit po označení všech nežádoucích síťových elementů pomocí funkce Select, jejich následném oddělení a odstranění za pomoci funkce Separate, a následném vyplnění vzniklé díry v povrchu.



Obr. 16 Čtvrtý model krysího mozku dostupný z [39] a) před úpravami
b) chyba způsobená více vrstvami pod povrchem.

Poslední fáze úprav se věnovala opět předělání síťování celého modelu, kde bylo využito adaptivního síťování, což je v tomto případě výhodné z hlediska malých tvarů nervů ve spodní části modelu. Zásadou toho bylo dosaženo 92358 trojúhelníkových elementů sítě, kde jsou na velkých plochách větší elementy, zatímco nervy popisují elementy menší. Na závěr byl model vycentrován na střed souřadného systému a seříznut pomocí funkce plane cut ze zadní části modelu. Na rozdíl od ostatních modelů zde nebyla využita změna velikosti, protože původní model už vyhovoval rozměrům $d = 26$ mm, $s = 15$ mm a $v = 10$ mm, což jen potvrzuje údaje uvedené v literatuře [37].

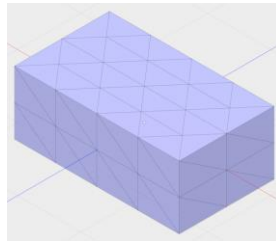
Finální podobu modelu prezentuje první část obr. 17, zatímco druhá část téhož obrázku znázorňuje pohled zespodu. Na pohledu zespodu je patrný pár trojklaných nervů a mezi nimi pár očních nervů. Z ostatního hlediska je model podobný modelům z podkapitoly 3.1 a 3.3. Jediný rozdíl lze pozorovat opět v přechodech mezi mozkem a mozečkem, nebo mozečkem a mozkovým kmenem.



Obr. 17 Převzatý model z [39] a) po úpravách b) pohled zespodu na trojklaný a oční nerv.

2.5 Aproximace krysího mozku kvádrem

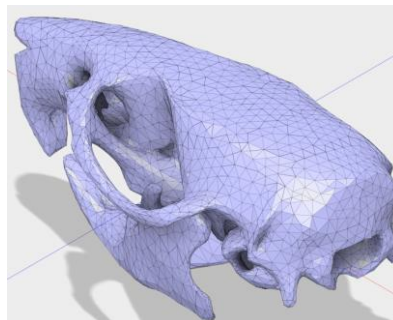
Pro potřeby experimentálního měření bylo zapotřebí vytvořit zjednodušený model. Jako zjednodušený model byl zvolen kvádr. Prvotně z důvodu jednoduché výroby agarové hmoty v tomto tvaru a dále kvůli samotnému tvaru kryšího mozku, který je možné kvádrem aproximovat. Zjednodušený model, který představuje obr. 18, může posloužit pro porovnání simulace s měřením, kde pro měřicí účely může být využit kvádr z agarové hmoty o stejných rozměrech. Z toho experimentu pak bude možné vyvodit odchylky mezi použitými zdroji v simulacích a měření. Rozměry kvádru odpovídají pětinasobku hodnot, na které byly upravovány výše zmíněné modely mozku, tedy hodnotám $d = 130$ mm, $s = 75$ mm a $v = 50$ mm. To bylo učiněno z důvodu snazší výroby agarového kvádru. Model kvádru je bez dalších úprav, kde síť byla tvořena 112 síťovými elementy.



Obr. 18 Zjednodušený model kryšího mozku.

2.6 Model lebky krysy převzatý z [40]

Na závěr byl upraven model lebky převzatý z webu [40], který vznikl za pomoci micro-CT. Tento model obsahoval chyby v síťování podobné těm, které se vyskytovaly i u výše zmíněných modelů. Hlavním nedostatkem modelu byl zbytečný objem uvnitř lebky, který pravděpodobně vznikl zanedbanou segmentací, případně špatně nastavenou maskou. Tento problém byl jednoduše odstraněn pomocí funkce Separate, a díky tomu došlo i ke značnému snížení celkového počtu elementů sítě. Síťování modelu lebky bylo obvykle upraveno v softwaru Fusion 360, kde konečný počet elementů sítě odpovídal hodnotě 21594. Velikost lebky nebyla měněna, protože model mozku odpovídal prostoru pro mozek v lebce, z čehož lze usoudit, že velikost modelu lebky odpovídá reálné kryší lebce. Následující obr. 19 představuje konečnou podobu modelu kryší lebky. Model lebky může být využit pro další zkoumání vlivu elektromagnetického pole na lebku s mozkem, protože během reálných pokusů se měřicí elektrody navrtávají do samotné lebky krysy. Díky tomuto modelu se mohou simulace ještě více přiblížit reálným podmínkám v laboratoři.

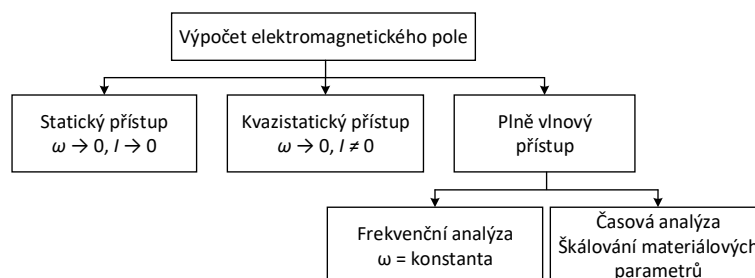


Obr. 19 Konečná podoba modelu kryší lebky.

3 ELEKTROMAGNETICKÉ SIMULACE

V následující kapitole bude představen experiment z literatury [1], který se týká ověření techniky škálování materiálových parametrů. V podstatě se jedná o reprodukci téhož experimentu v softwaru CST s následným porovnáním výsledků z literatury [1]. Experiment byl proveden pro dva způsoby buzení, a to pro dipól a rovinnou vlnu. Nastavení rozměrů všech objektů a materiálových vlastností je totožné s experimentem v literatuře [1]. Jediný zjištěný rozdíl je v použitých metodách, kde v literatuře [1] bylo využito metody konečných diferencí (FDTD), zatímco časový řešič v softwaru CST vychází z metody konečných integrací (FIT).

Další část této kapitoly představuje tři možné způsoby řešení elektromagnetického pole. První z představených přístupů pojednává o statickém řešení, kde je v Maxwellových rovnicích proud a frekvence limitní k nule. Dále se zde neuvažují materiálové konstanty μ a σ . Další zkoumaný přístup je kvazistatický, který na rozdíl od statického přístupu nezanedbává proud. Poslední zkoumaný způsob je plně vlnový, který se dále rozděluje na frekvenční a časovou analýzu. Frekvenční analýza se od časové liší výpočtem pouze na jediné frekvenci, tzn. že je zde použita konstantní hodnota frekvence. Časová analýza počítá s celými Maxwellovými rovnicemi, což pro nízké frekvence přináší velmi dlouhý výpočetní čas a vysoké nároky na počítačovou paměť. Z tohoto důvodu byla pro získání výsledků použita metoda škálování materiálových parametrů, která tyto výpočetní nároky razantně sníží. Všechny přístupy pro výpočet elektromagnetického pole znázorňuje i následující obr. 20.



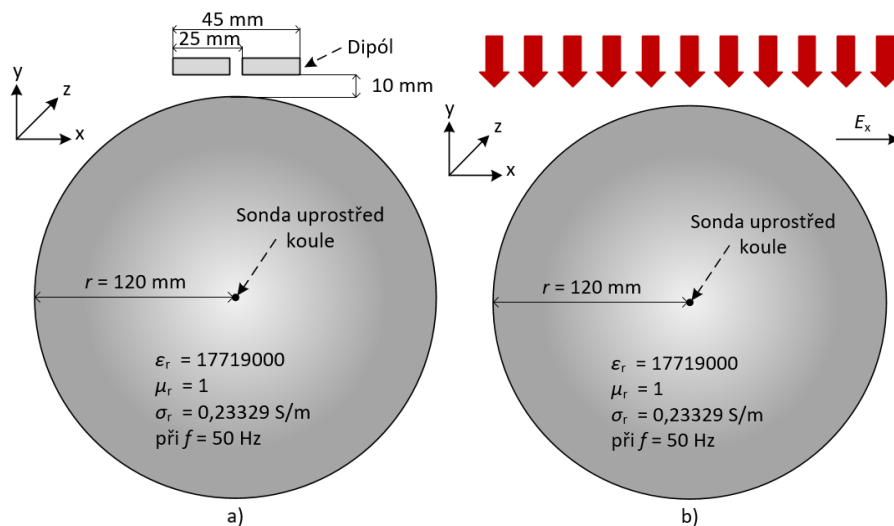
Obr. 20 Přístupy numerické aproximace Maxwellových rovnic.

V dalších podkapitolách budou provedeny simulace modelů představených v druhé kapitole, kde několik modelů bude podrobeno všem přístupům pro výpočet elektromagnetického pole. Bude zde prezentováno rozložení elektromagnetického pole pro každý model. Konkrétní číselné hodnoty budou představeny v následující kapitole, která se bude zabývat porovnáním a diskuzí všech přístupů pro jednotlivé modely.

3.1 Ověření techniky škálování materiálových parametrů

Ověření metody škálování materiálových parametrů bylo provedeno na kouli o poloměru $r = 120$ mm. Přesnost výsledků je možné zjistit podle neměnicích se hodnot intenzit polí, při změně frekvence použité při simulaci f_{sc} . Stejný experiment za stejných podmínek byl proveden i v literatuře [1], takže se nabízí možnost porovnání výsledných hodnot. Navíc je zde uvedeno i analytické řešení, které je pro jednoduché struktury, jako koule z jednoho dielektrického materiálu, řešitelné. Parametry materiálu koule byly dány podle literatury

[1] $\epsilon_r = 17719000$, $\mu_r = 1$, $\sigma = 0,23329$ S/m, které odpovídají elektrickým hodnotám svalu při frekvenci 50 Hz [1]. Zkoumány jsou také dva případy buzení této koule. První z nich, který představuje první část obr. 21, je pomocí dipólu umístěného 10 mm nad koulí, který má průřez $S = 5$ mm² a délku ramen 45 mm včetně 5 mm mezery mezi rameny. Druhý případ buzení koule, zobrazený v druhé části obr. 21, je pomocí rovinné vlny, která dopadá na kouli shora.



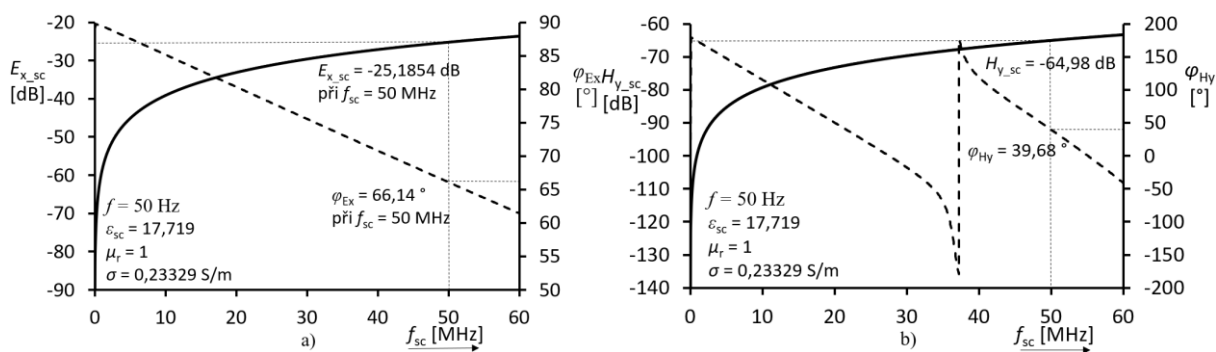
Obr. 21 Buzení koule pomocí a) dipólu b) rovinné vlny.

3.1.1 Buzení koule pomocí dipólu

Pro první případ buzení pomocí dipólu byl zvolen výpočet na šesti frekvencích podle tab. 5. Příklad výpočtu jedné hodnoty škálované permitivity uvádí následující rovnice:

$$\epsilon_{r_sc} = \epsilon_r \cdot \frac{f}{f_{sc}} = 17719000 \cdot \frac{50}{50 \cdot 10^6} = 17,719. [-] \quad (4)$$

Tato hodnota škálované permitivity je následně použita při definici materiálu koule v simulačním software CST. Na následující první části obr. 22 můžeme vidět závislost, reprezentovanou plnou černou čarou, škálované elektrické intenzity E_{x_sc} v rozmezí frekvencí od 0 do 60 MHz, pro sondu umístěnou uprostřed koule, kde je platný výsledek na frekvenci $f = 50$ MHz.



Obr. 22 Závislost a) škálované el. intenzity E_{x_sc} a fáze ϕ_{Ex} na frekvenci b) škálované magnetické intenzity H_{y_sc} a fáze ϕ_{Hy} na frekvenci.

Aby byla hodnota výsledné intenzity platná, je třeba ji přepočítat pomocí stejného škálovacího faktoru podle následující rovnice:

$$E_x = E_{x_{sc}} \cdot \frac{f}{f_{sc}} = 10^{\frac{-25,185385}{20}} \cdot \frac{50}{50 \cdot 10^6} = 55,0903 \text{ nV} \cdot \text{m}^{-1}. \quad (5)$$

Postup výpočtu podle předchozích dvou rovnic je stejný i pro výpočet magnetické intenzity H_y , jejichž závislost uvádí druhá část obr. 22. V tomto obrázku se navíc nachází i průběh fází příslušných intenzit, jež jsou znázorněny čárkovanou čarou.

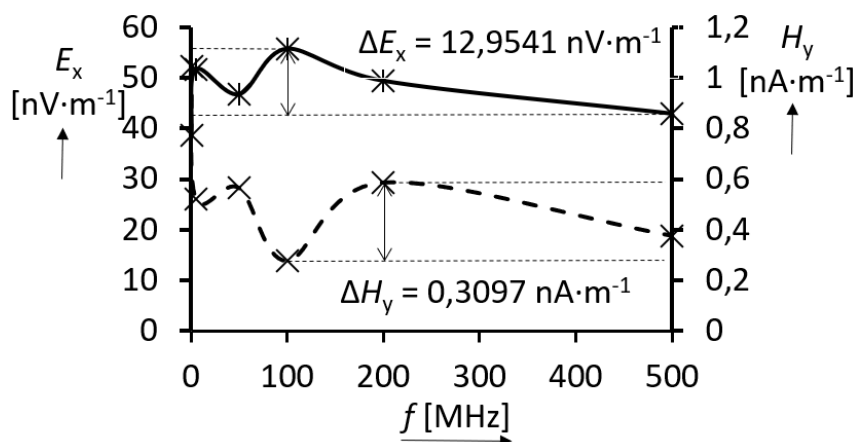
Následující tab. 5 zobrazuje škálované permitivity použité při simulaci a dále jejich odpovídající elektrické a magnetické intenzity polí pro zvolené frekvence včetně fází. Z tabulky můžeme vidět, že elektrická intenzita E_x přibližně dosahuje stejné hodnoty pro všechny použité frekvence. V tabulce jsou uvedené i hodnoty elektrických intenzit z literatury [1], které řádově odpovídají hodnotám simulovaným. Jejich odchylka mohla být způsobena různou metodou simulačního software, kde v literatuře [1] byla použita metoda FDTD, zatímco k této simulaci bylo použito softwaru CST Studio Suite, který pro časovou oblast používá metodu FIT [10]. Přibližně stejných hodnot bylo dosaženo i u magnetických intenzit H_y , které odpovídaly hodnotám z literatury [1]. Ze simulací dále vyplynulo, že fáze elektrické i magnetické intenzity se značně liší při změně frekvencí, což lze považovat za nedostatek této techniky. Z hodnot fází, převzaté z literatury [1], můžeme pozorovat relativně stejné hodnoty, a proto lze říci, že chyba byla spíše systémového druhu, a sice špatným způsobem měření fáze v simulaci pomocí sondy uprostřed koule. V posledním řádku tabulky jsou uvedeny počty kroků, které byly pro simulaci potřeba. Jednotlivé hodnoty byly zjištěny za stejného nastavení přesnosti, frekvenčního rozsahu, i nastavení síťování. Můžeme z nich pozorovat skutečnost, že změna simulační frekvence z 500 kHz na 50 MHz znamená zrychlení výpočtu až třikrát. Dále je nutné podotknout, že pro jednoduchou strukturu jako při této simulaci, nemá smysl používat vyšší škálovací frekvenci než 50 MHz, protože od této hodnoty se rychlost výpočtu prakticky neliší.

Tab. 5 Výsledky simulace koule pro buzení pomocí dipólu.

f [MHz]	0,5	5	50	100	200	500
ϵ_{sc} [-]	1771,9	177,19	17,719	8,8595	4,42975	1,7719
E_{sc} [mV·m ⁻¹]	3,8649	5,1691	46,7911	111,6195	197,8326	428,5559
E_x [nV·m ⁻¹]	38,6492	51,6913	46,7911	55,8097	49,4582	42,9556
E_x [nV·m ⁻¹] [1]	-	185	198	-	-	-
H_y [nA·m ⁻¹]	1,0439	0,5212	0,5639	0,2761	0,5857	0,3753
H_y [nA·m ⁻¹] [1]	-	1,8	2	-	-	-
fáze E_x [°]	32,59	62,06	66,14	71,98	29,26	-40,39
fáze E_x [°] [1]	-	-103,7	-112,3	-	-	-
fáze H_y [°]	-190,43	-55,48	39,678	-30,66	50,29	-197,86
fáze H_y [°] [1]	-	85,37	75,63	-	-	-
Počet kroků [-]	54648	22660	18152	18184	18172	18077

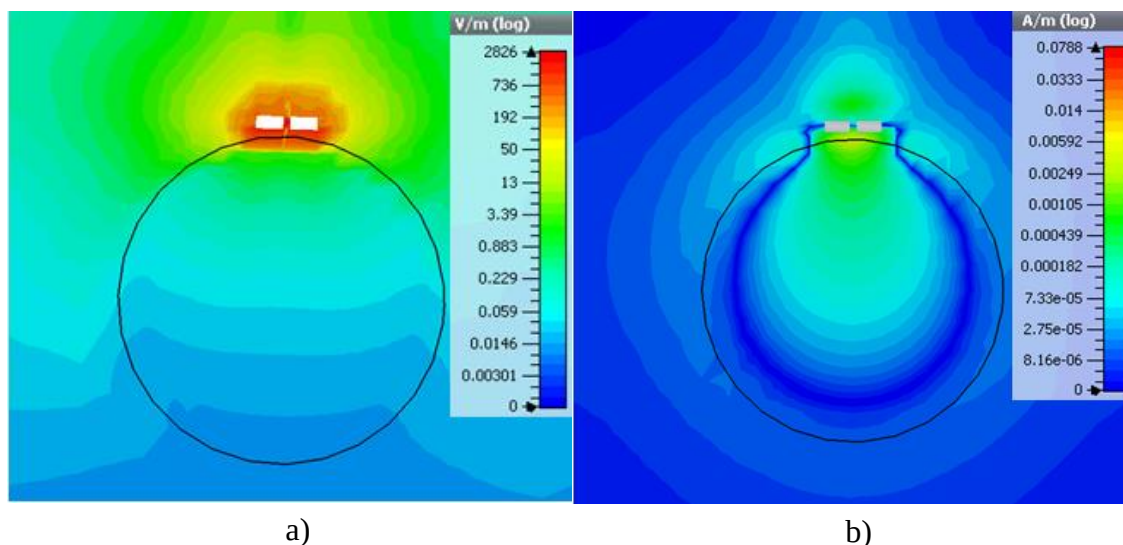
Následující obr. 23 představuje změnu elektrické intenzity E_x při změně frekvence, která je znázorněná plnou čarou. Ze závislosti plyne, že střední hodnota je $E(E_x) = 47,56 \text{ nV} \cdot \text{m}^{-1}$ a největší odchylka $\Delta E_x = 12,95 \text{ nV} \cdot \text{m}^{-1}$. Čárkovaný průběh

reprezentuje vývoj magnetické intenzity s frekvencí. Zde ze simulací vyplynula střední hodnota $E(H_y) = 0,56 \text{ nA} \cdot \text{m}^{-1}$ a největší odchylka $\Delta H_y = 0,31 \text{ nA} \cdot \text{m}^{-1}$. Jelikož jsou odchylky u intenzit velmi malé, může být tato metoda považována za vhodnou.



Obr. 23 Fluktuace elektrické a magnetické intenzity při změně frekvence.

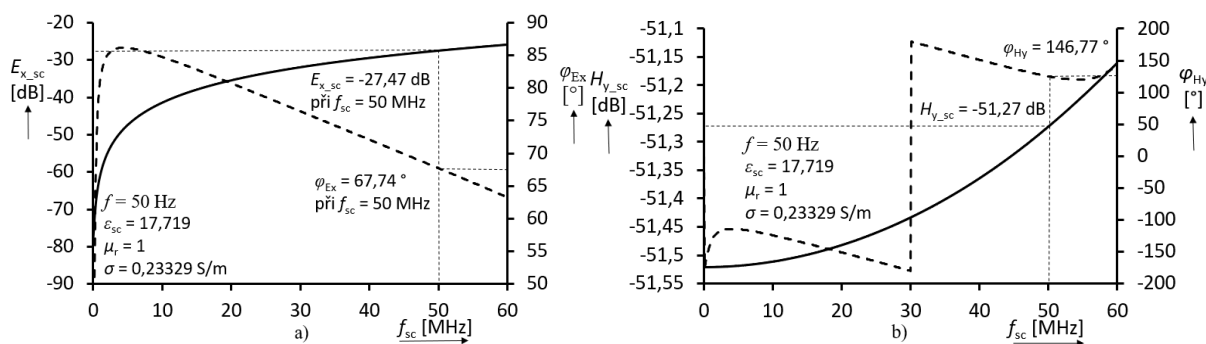
Rozložení škálovaných intenzit polí pro simulační frekvenci $f_{sc} = 50 \text{ MHz}$ je uveden na následujícím obr. 24, kde první část představuje pole elektrické $E_{x_{sc}}$ a druhá část pole magnetické $H_{y_{sc}}$. Z obrázků můžeme pozorovat změnu pole při průchodu do koule a částečné rozprostření signálu na povrchu koule.



Obr. 24 Rozložení pole a) elektrické intenzity $E_{x_{sc}}$ b) magnetické intenzity $H_{y_{sc}}$.

3.1.2 Buzení koule pomocí rovinné vlny

Druhý způsob buzení koule proběhl pomocí rovinné vlny za stejných podmínek jako v předchozím případě. Principiální postup výpočtu materiálových konstant a výsledných elektrických a magnetických intenzit polí je tedy stejný, jak uvádí rovnice (3, 4). Opět bylo hledáno řešení pro šest frekvencí, jak naznačuje tab. 6. Následující obrázky opět reprezentují vývoj intenzit a fází uprostřed koule, kde byly snímány za pomoci sond. Platný výsledek se nachází pro hodnotu frekvence 50 MHz, protože na tuto frekvenci byl škálován i materiál koule.



Obr. 25 Závislost a) škálované el. intenzity E_{x_sc} a fáze φ_{Ex} na frekvenci
b) škálované magnetické intenzity H_{y_sc} a fáze φ_{Hy} na frekvenci.

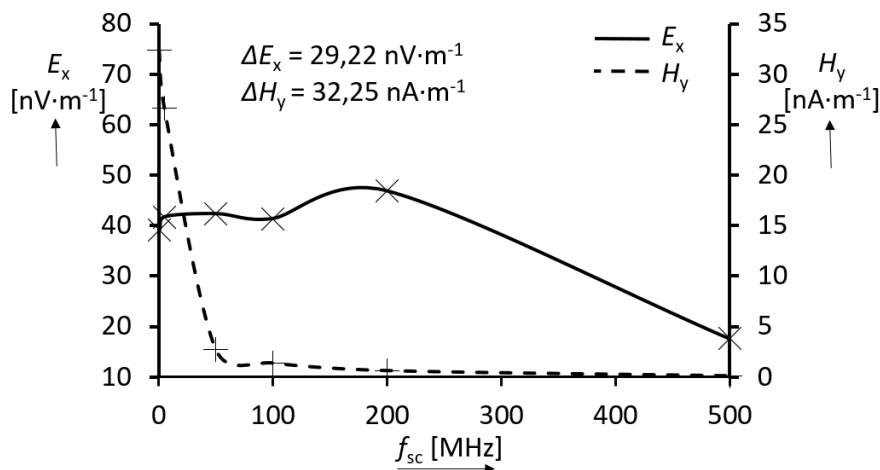
Tab. 6 shrnuje odečtené hodnoty ze sondy a převzaté hodnoty z literatury [1], které byly zjištěny za stejných podmínek. Z tabulky je patrné, že zpětně přepočítané hodnoty elektrických intenzit řádově odpovídají. Pro buzení pomocí rovinné vlny jsou simulované hodnoty téměř identické s převzatými hodnotami z literatury [1]. Výsledky magnetických intenzit jsou méně přesné, ale vzhledem k dosahujícím chybám u ostatních technik, lze výsledky považovat za dostačující. Z porovnání převzatých fází elektrického pole vidíme, že výsledky fází se zde také liší. Bohužel v literatuře [1] jsou uvedeny pouze výsledky pro 5 a 50 MHz, takže nelze porovnat vývoj fáze. Pro hodnoty škálované frekvence 5 a 50 MHz simulované fáze elektrického pole odpovídají průměru hodnot převzatých z [1]. Fáze magnetického pole, jako v případě buzení pomocí dipólu, vykazovala značnou nepřesnost výsledků, která s nejvyšší pravděpodobností byla způsobena špatným způsobem snímání, protože hodnoty fází z [1] vykazují přibližně stejnou chybu jako fáze pole elektrického. Poslední řádek tabulky představuje počet časových kroků, které byly potřeba pro spočítání simulace. Opět všechny hodnoty frekvence byly simulovány za stejných podmínek. Potvrdilo se, že díky technice škálování můžeme nízkofrekvenční problémy řešit rychle. Z výsledků také vyplývá, že pomocí rovinné vlny bylo výsledků dosaženo rychleji. To je způsobeno jednodušší definicí síťování, než je tomu v případě dipólu.

Tab. 6 Výsledky simulace koule pro buzení pomocí rovinné vlny.

f [MHz]	0,5	5	50	100	200	500
E_{sc} [mV·m ⁻¹]	0,3915	4,1723	42,3300	82,7440	187,2490	175,8950
E_x [nV·m ⁻¹]	39,1451	41,7225	42,33	41,372	46,81225	17,589504
E_x [nV·m ⁻¹] [1]	-	38	40	-	-	-
H_y [nA·m ⁻¹]	32,3647	26,66	2,731	1,3833	0,632475	0,114264
H_y [nA·m ⁻¹] [1]	-	2,666	2,745	-	-	-
fáze E_x [°]	8,0391	64,7512	67,74	59,4975	30,1285	-60,5058
fáze E_x [°] [1]	-	80,21	51,56	-	-	-
fáze H_y [°]	-5,6641	-102,418	125,31	121,39	-144,359	1,0228
fáze H_y [°] [1]	-	177,62	148,97	-	-	-
Počet kroků [-]	77761	17030	5516	4236	3629	3130

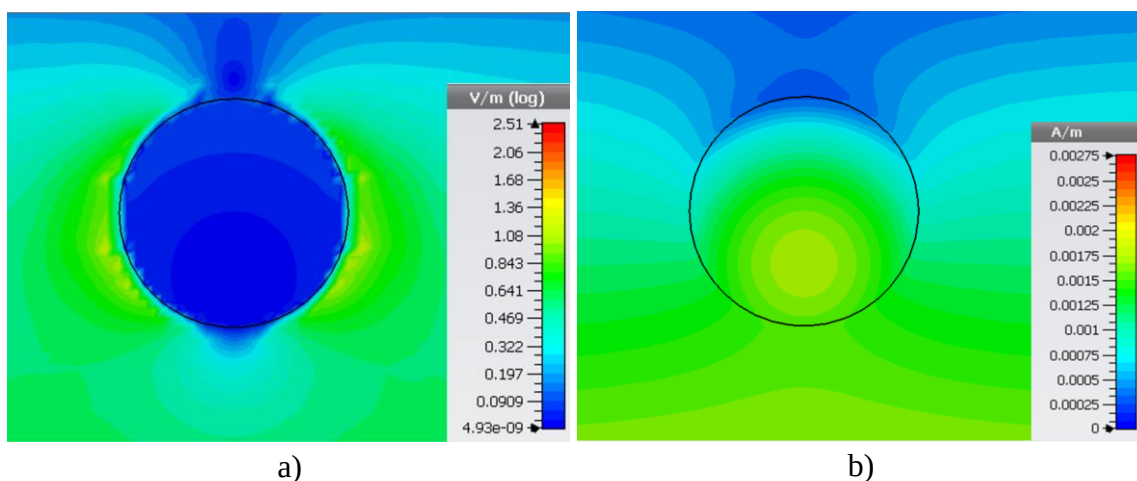
Následující obr. 26 reprezentuje změnu elektrické intenzity E_x při změně frekvence, kterou představuje plná čára. Z toho průběhu plyne, že střední hodnota je $E(E_x) = 38,16 \text{ nV} \cdot \text{m}^{-1}$ a největší odchylka dvou hodnot intenzit $\Delta E_x = 29,22 \text{ nV} \cdot \text{m}^{-1}$.

Čárkovaný průběh odpovídá vývoji magnetické intenzity s frekvencí. Z průběhu je patrná nepřesnost prvních dvou hodnot, zatímco hodnoty od frekvence 50 MHz odpovídají hodnotám z literatury [1]. Díky těmto nepřesnostem je střední hodnota $E(H_y) = 10,64 \text{ nA} \cdot \text{m}^{-1}$ a největší odchylka $\Delta H_y = 32,25 \text{ nA} \cdot \text{m}^{-1}$.



Obr. 26 Fluktuace elektrické a magnetické intenzity při změně frekvence pro buzení koule pomocí x polarizované rovinné vlny.

Rozložení škálovaných polí intenzit pro použitou simulační frekvenci $f_{sc} = 50 \text{ MHz}$ představuje příští obr. 27, kde první část představuje elektrické pole $E_{x_{sc}}$ a druhá část pole magnetické $H_{y_{sc}}$. Z obrázků můžeme pozorovat interakci koule s rovinnou vlnou v prostoru, zejména pak změnu intenzit na rozhraní koule a volného prostoru, případně pak rozprostření signálu na povrchu.



Obr. 27 Rozložení pole pro případ buzení koule pomocí rovinné vlny
a) elektrické intenzity $E_{x_{sc}}$ b) magnetické intenzity $H_{y_{sc}}$.

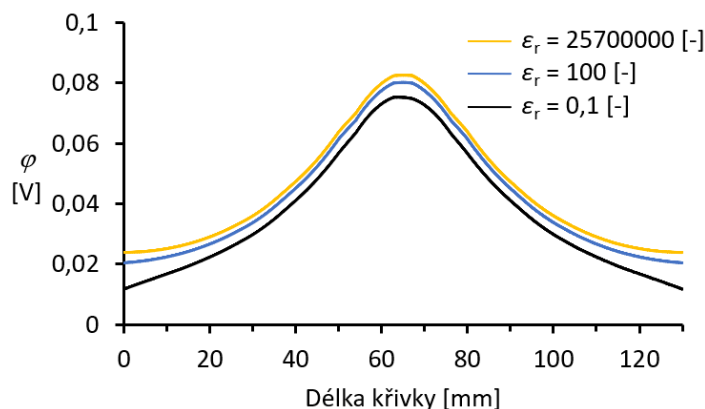
3.2 Statické řešení elektromagnetického pole

Modely byly v první řadě podrobeny statickému přístupu pro výpočet elektromagnetického pole. To je z důvodu největšího zjednodušení Maxwellových rovnic, a tedy i nejnižšímu výpočetnímu času, který je pro výpočet potřebný. Statický

přístup znamená, že řešení Maxwellových rovnice je konstantní s časem. V samotných rovnicích se tento fakt projeví tak, že časové derivace elektrické intenzity a magnetické indukce jsou rovny nule, jak uvádí následující rovnice:

$$\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} = 0; \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = 0 \quad (6)$$

Z tohoto předpokladu pak plyne, že úhlová frekvence a proudy jsou limitní k nule. Dále se zde neuplatňuje permeabilita μ a elektrická vodivost σ , na což upozorňuje i sám software CST v podobě varování, když je definován materiál s konečnou vodivostí. Na druhou stranu se zde uplatňuje vliv relativní permitivity ϵ_r . Správnost těchto dvou předpokladů byla ověřena v samotném CST. Pro ověření byla použita simulace uvedená v následující podkapitole 3.2.1, kde byly pomocí parametrického rozmítání zkoumány tři hodnoty vodivostí, a to $\sigma = 0,1; 10; 1000 \text{ S/m}$, kde výsledkem byl totožný graf. Stejně byl zkoumán i vliv relativní permitivity pro hodnoty $\epsilon_r = 0,1; 100; 2,57 \cdot 10^7$, kde poslední hodnota představuje relativní permitivitu svalové tkáně na frekvenci 10 Hz. Výsledky zkoumání vlivu permitivity představuje i další obr. 28, z něhož je zřejmé, že pro různé permitivity nejsou výsledkem stejné průběhy.



Obr. 28 Vliv změny permitivity pro statický přístup.

Díky tomuto zjednodušení pak Maxwellovy rovnice v diferenciálním tvaru vypadají následovně:

$$\text{rot } \vec{H} = \gamma \vec{E} \quad (7)$$

$$\text{rot } \vec{E} = 0 \quad (8)$$

$$\text{div } \vec{E} = \frac{\rho}{\epsilon} \quad (9)$$

$$\text{div } \vec{B} = 0 \quad (10)$$

kde ρ představuje objemovou hustotu náboje a γ popisuje vodivost prostředí.

Simulace modelů pro statický přístup byla provedena v softwaru CST EM Studio pomocí řešiče E-static. Řešič E-static nabízí k použití čtyři zdroje, kde se jako

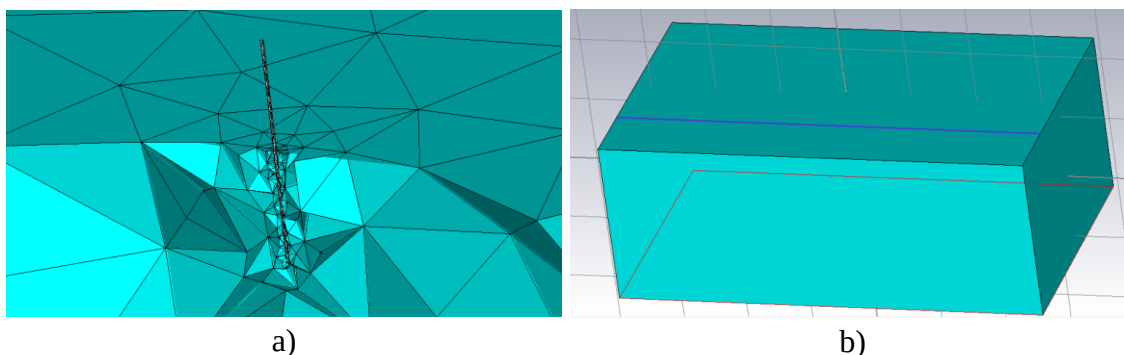
nejvhodnější jeví elektrický potenciál, který byl následně pro statický přístup využit.

3.2.1 Kvádr pro experimentální měření

V první řadě byl simulován kvádr, který představuje největší zjednodušení krysího mozku. Z důvodu možného experimentálního měření v budoucnu byly podmínky simulace přizpůsobeny tak, aby co nejvíce odpovídaly skutečné podobě měření. Pro simulaci je možné využít kvádr představený v druhé kapitole, nebo přímo v CST vytvořit vlastní model, což je možné docílit příkazem brick v záložce Modeling. Po použití příkazu brick stačí pouze zadat souřadnice v kartézském souřadném systému pomocí délky, výšky a šířky. Definici permitivity modelu kvádra je možné udělat v příkazu brick, kde byla nastavena permitivita $\epsilon_r = 25700000$, což je hodnota pro svalovou tkáň na frekvenci 10 Hz z literatury [41]. Jak již bylo řečeno v úvodu této kapitoly, tak statický přístup uvažuje frekvenci limitní k nule, ovšem tuto hodnotu můžeme považovat za správnou, protože na těchto vysokých hodnotách permitivit není pozorována žádná změna ve výsledném el. potenciálu. Jako budící zdroj zde byla využita elektroda o délce $l = 15$ mm a poloměru 0,1 mm. K vytvoření budícího zdroje bylo využito příkazu cylinder, který je opět dostupný v záložce modeling. Samotná elektroda je orientovaná podél osy Y a její polovina je uvnitř zjednodušeného modelu. Z důvodů problému s překrývajícími se objekty bylo nutné v kvádru vyříznout prostor pro tuto elektrodu. To je možné provést vytvořením kopie elektrody pomocí funkce translate se zaškrtnutím možnosti copy, což způsobí pouze vytvoření duplicitní elektrody na stejné pozici, jako je původní elektroda. Následuje využití funkce subtract, kde po odečtení duplicitní elektrody od modelu vznikne prostor přesně na původní zdroj. Poslední částí v modelování bylo přidání zemnicí plochy po celé spodní straně kvádra, ke které je při reálném experimentu připojena záporná svorka generátoru. Materiál této zemnicí plochy odpovídal perfektně elektrickému vodiči (PEC). Následuje definice okrajových podmínek a okolí, k čemuž slouží příkaz boundaries a background v záložce simulation. Okrajové podmínky byly nastaveny na otevřené (open) ve všech směrech, čímž se simulační prostor zmenší pouze na velikost kvádra, proto je nutné tento prostor rozšířit pomocí příkazu background, který byl nastaven na 1,5násobek délky kvádra ve všech směrech. V dalším kroku následovalo zvolení budícího zdroje, k čemuž posloužila namodelovaná elektroda, na které byl přiložen kladný potenciál o hodnotě 1 V. Před samotnou simulací je ještě nutné zkontrolovat síť, která obsahovala 66755 tetrahedrálních elementů objemové sítě, což jsou elementy, které mají čtyři vrcholy. V nastavení samotné simulace je třeba zkontrolovat použití právě těchto elementů a dále zvýšit přesnost výpočtu na $1e-12$. Nejvyšší možná přesnost zaručí velmi jemný krok při následném snímání rozložení potenciálu. Dalším důvodem nastavení vysoké přesnosti byla skutečnost, že výpočet statického přístupu je velmi rychlý, jak bude ukázáno na konci této podkapitoly. Protože EM studio nenabízí možnost sond, jak je tomu např. v Microwave studiu, tak bylo využito vyhodnocení pole na křivce. Křivku je možné vytvořit v záložce modeling výběrem příkazu line z položky curves. Následuje definice minimálních a maximálních hodnot pro osy X a Y. Po proběhnutí výpočtu simulace se v záložce Post Processing vybere možnost Template Based Post Processing. Tento postup vyvolá formulář, ve kterém se vybere možnost Evaluate field on Curve, kde následuje výběr předem vytvořené křivky a elektrického potenciálu.

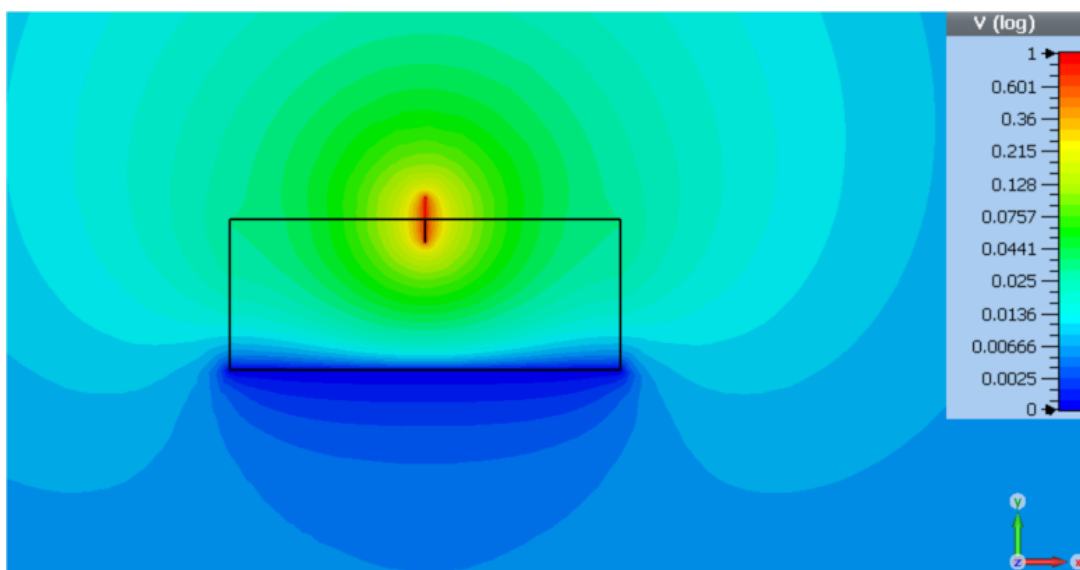
Následující obr. 29 zobrazuje pohled na simulaci kvádra pro statický přístup. Z první části můžeme vidět detailní síťování v místě budícího zdroje v řezné rovině $Z = 0$,

zatímco druhá část představuje pohled na celý experiment, ze kterého je patrné místo snímání el. intenzity znázorněné modrou čarou. Tato křivka se nachází na povrchu kvádru, a to na pozicích $X = \pm 65 \text{ mm}$, $Y = 25 \text{ mm}$ a $Z = 18,75 \text{ mm}$. Rozměry modelu kvádru v kartézském souřadném systému odpovídají hodnotám $X = \pm 65 \text{ mm}$, $Y = \pm 25 \text{ mm}$ a $Z = \pm 37,5 \text{ mm}$. Potenciál nebyl snímán na středu kvádru z toho důvodu, že se zde nachází zdroj potenciálu. To by způsobilo značné zkreslení, protože by ve středu křivky byla maximální hodnota 1 V , zatímco na okrajích kvádru by potenciál dosahoval nízkých hodnot. Díky maximální hodnotě uprostřed křivky by se vytratily všechny detaily v okolí tohoto maxima. Z tohoto důvodu byla měřicí křivka umístěna do poloviny mezi střed a okraj kvádru, tedy na pozici $Z = 18,75 \text{ mm}$ ($\pm s/4$).



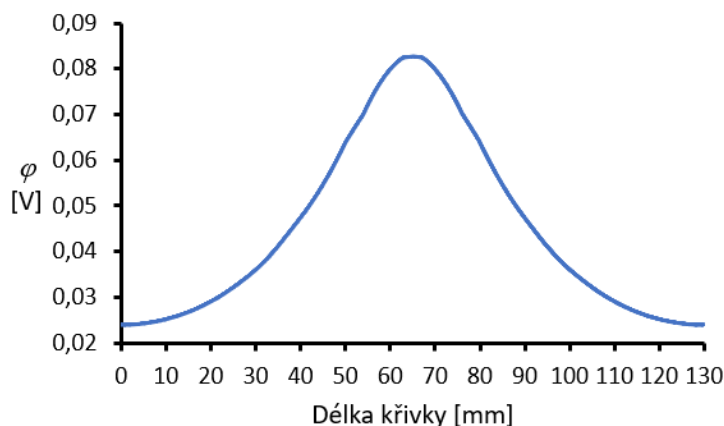
Obr. 29 Simulace kvádru pro statický přístup a) detail síťování v místě budícího zdroje
b) pohled na celý experiment a místo snímání el. intenzity.

Po dokončení výpočtů je možné zkontrolovat výpočetní čas příkazem Logfile v záložce Post Processing. Zde je uvedeno spoustu zajímavých údajů, např. počet neznámých, který odpovídal hodnotě 102907 a dále celkový výpočetní čas, který zabral 8 sekund. Následující obr. 30 prezentuje rozložení potenciálu v řezné rovině $Z = 0$. Z rozložení potenciálu je patrné, že zemnicí deska má na pole zásadní vliv, kde nad zemnicí deskou se pole rozpíná po celé délce kvádru, zatímco pod deskou je dosaženo nulového potenciálu. Nejvyšších hodnot potenciálu je dosaženo v blízkosti budícího zdroje, kde pole nad kvádrem je symetrické podél osy Y .



Obr. 30 Rozložení elektrického potenciálu v řezné rovině $Z = 0$.

Následující obr. 31 představuje rozložení el. potenciálu na křivce v poloze $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm. Z obrázku je zřejmé, že φ dosahuje nejvyšší hodnoty v polovině křivky, protože v tomto bodě se křivka dostává nejbližší ke zdroji. Od poloviny křivky intenzita klesá na obě strany, což je způsobeno vzdalováním se od zdroje. Z obrázku je dále patrný vliv zemnicí desky, který je dán rozprostřením pole přes celou křivku.



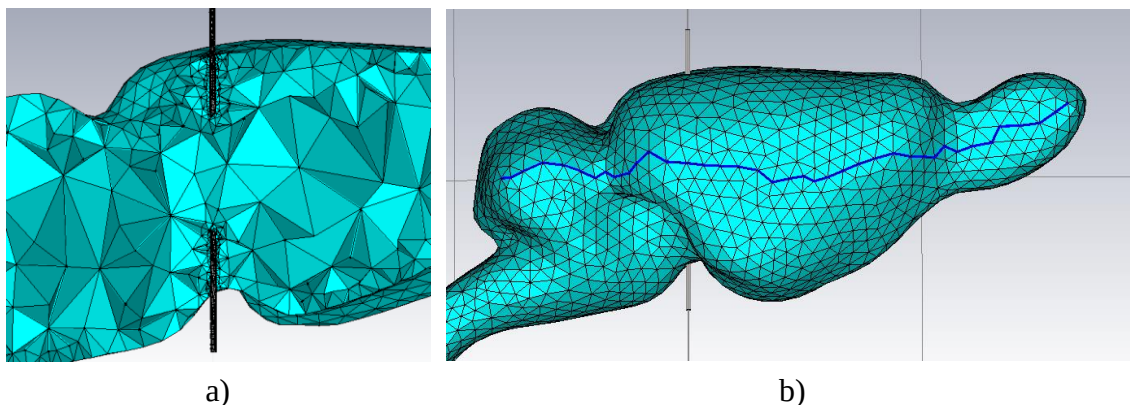
Obr. 31 Elektrický potenciál φ na křivce v poloze $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm.

3.2.2 Model mozku převzatý z [38]

Prvním testovaným modelem v CST byl model mozku převzatý z [38], kde bylo upraveno síťování na nízký počet, což zaručí nižší výpočetní čas. Model je možné importovat v záložce modeling pomocí příkazu import/export. Jak již bylo uvedeno v úvodní kapitole, tak z elektrického hlediska je možné krysí mozek rozdělit na bílou a šedou hmotu. Bohužel je těžké obecně stanovit relativní permitivitu pro celý mozek, takže byla pro simulace využita průměrná hodnota mezi bílou a šedou hmotou, která odpovídá hodnotě $\epsilon_r = 34163000$. Hodnoty permitivit pro bílou a šedou hmotu byly zjištěny z literatury [41]. Využití této průměrné hodnoty nepřinese žádnou chybu, protože jak bylo testováno v úvodu této kapitoly (3.2), tak by musela být permitivita o několik řádů menší. Vodivost mozku byla dodána Národním ústavem duševního zdraví v Praze, která pro mozek odpovídá hodnotě $\sigma = 0,27$ S/m, ale jak bylo řečeno v úvodu této kapitoly (3.2), tak vodivost se ve statickém přístupu neuvažuje. Okrajové podmínky byly nastaveny opět na otevřené a okolí do 40 mm od modelu ve všech směrech. Dále zde byla zmenšena délka elektrody na hodnotu $l = 4$ mm, což je délka reálných elektrod, které se implementují do lebky krys. Na rozdíl od simulace kvádru zde není využita zemnicí deska, ale další elektroda ze spodní strany modelu. Na horní elektrodu byl přiveden potenciál 1 V, stejně jako v předchozí podkapitole. Ve výsledku se tedy simulace skládala z modelu mozku a dvou elektrod, kde celková síť byla tvořena 82115 tetrahedrálními síťovými elementy. Bohužel zde není možnost jednoduše vytvořit přímku na povrchu, jak tomu bylo v případě kvádru, ale nabízí se zde možnost vytvoření křivky podél hran síťování modelu. Hrany je možné označit příkazem Pick edge a po výběru se křivka vytvoří příkazem Curve → selected edge. Tento postup zaručí, že snímání elektrického potenciálu bude vždy na povrchu, nikoli ve volném prostoru nad mozkem. Nevýhodou tohoto postupu jsou velké elementy sítě, což způsobí kostrbatost křivky a dále nemožnost průchodu křivky přesně požadovaným směrem. Tímto způsobem byla vytvořena křivka

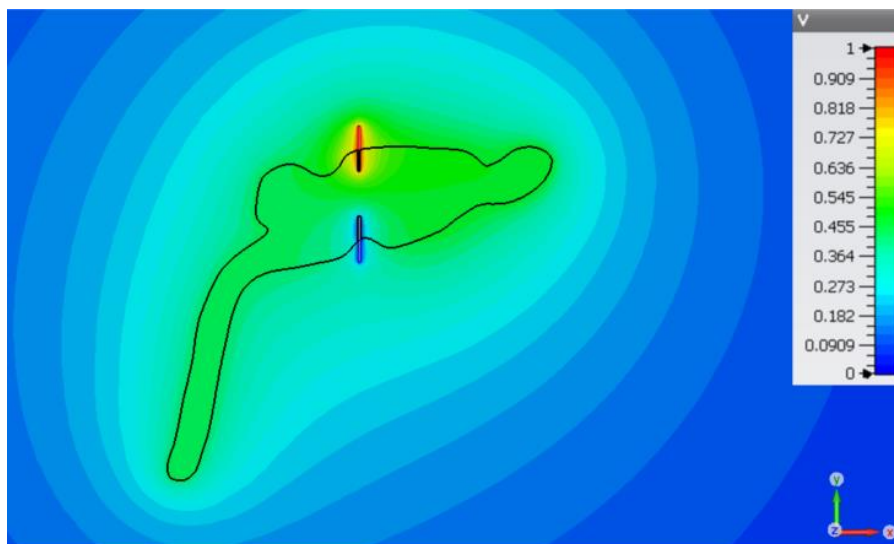
přes celou délku modelu přibližně v polovině výšky mozku.

Následující obr. 32 představuje pohled na simulaci mozku [38] pro statický přístup, kde se první část věnuje síťování v místě budící a zemnicí elektrody v řezné rovině $Z = 0$. Druhá část znázorňuje pohled na modře vyznačenou křivku, kde byl snímán elektrický potenciál na povrchu modelu kryšího mozku.



Obr. 32 Simulace mozku [38] pro statický přístup a) detail síťování budícího zdroje a zemnicí elektrody v rovině $Z = 0$ b) pohled na celou simulaci a místa snímání el. potenciálu.

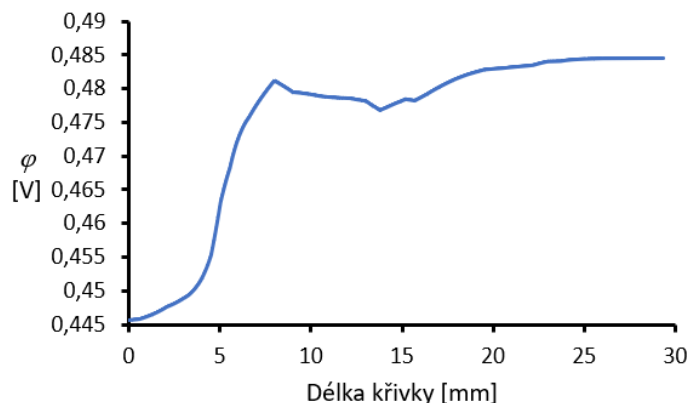
Rozložení elektrického potenciálu v řezné rovině $Z = 0$ je zobrazeno na obr. 33. Na první pohled je zde patrný vliv mozkového kmene, který celé rozložení el. potenciálu roztahuje do spodní části. Dále si zde můžeme povšimnout menšího vlivu spodní elektrody, kde v její blízkosti je dosaženo relativně vysokých hodnot el. potenciálu, než tomu bylo v případě zemnicí desky. Délku výpočetního času je možné zkontrolovat opět příkazem Logfile, kde bylo zjištěno, že simulace trvala 20 sekund, což je přibližně dvojnásobek oproti simulaci s kvádrem.



Obr. 33 Rozložení elektrického potenciálu v řezné rovině $Z = 0$.

Následující obr. 34 prezentuje rozložení elektrického potenciálu na křivce na povrchu kryšího mozku [38]. Na obrázku je zajímavých prvních 5 mm křivky, což v modelu odpovídá povrchu mozečku, kde je dosaženo menších hodnot potenciálu, než je tomu například v samotném mozku. Dále je zde zajímavé, že v nejvzdálenější části

mozku, a to v čichovém bulbusu (olfactory bulbs), je el. potenciál nejvyšší. Z těchto výsledků tedy vychází přesný opak, než tomu bylo v případě kvádru, kde bylo nejvyšších hodnot dosaženo nejbližší budicímu zdroji. Tyto vlastnosti mohly být způsobeny tvarem modelu, kde přechod mezi mozečkem a mozkiem je tvořený prohlubní, díky které el. potenciál přecházel spíše do mozkového kmene, kdežto čichový bulbus tvoří konečnou část mozku, kde došlo k hromadění el. potenciálu.

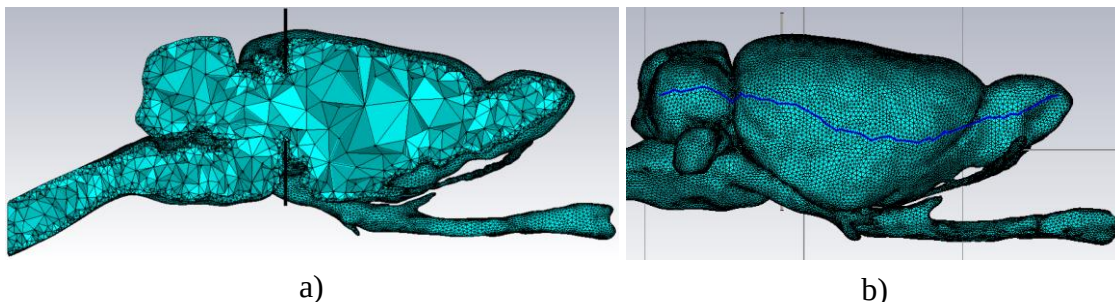


Obr. 34 Elektrický potenciál φ na povrchu modelu.

3.2.3 Model mozku převzatý z [39]

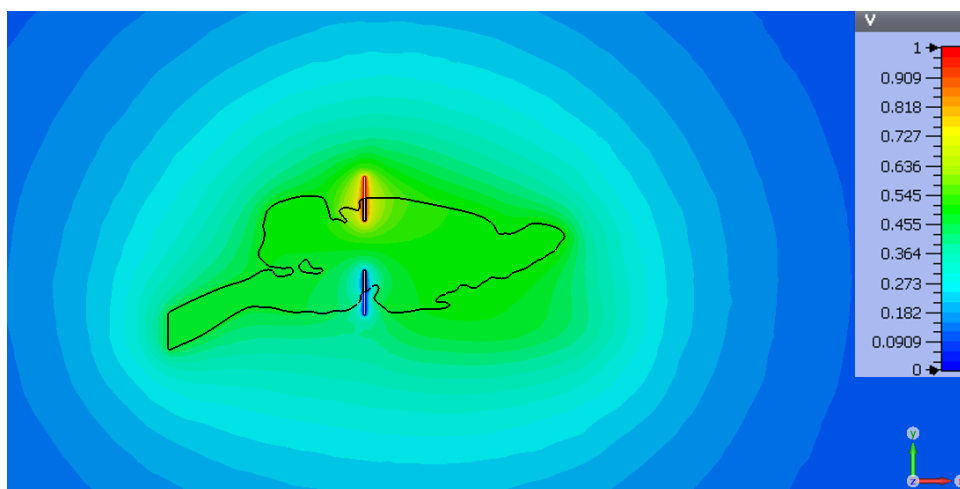
Dalším testovaným modelem byl nejdetailnější model krysího mozku převzatý z [39], ve kterém bylo upraveno síťování na nejvyšší počet. Jelikož jsou všechny modely homogenní, je zde předpoklad pro přibližně stejné výsledky. Z tohoto důvodu byl rovnou simulován nejdetailnější model. Model je možné importovat opět příkazem import/export. Relativní permitivita byla volena stejně jako v podkapitole 3.2.2, a to $\epsilon_r = 34163000$, což je průměrná hodnota z literatury [41] pro bílou a šedou hmotu. Okrajové podmínky byly taktéž stejné, a to otevřené do okolí 40 mm ve všech směrech. Způsob buzení odpovídal předchozímu případu (podkapitola 3.2.2), a to dvěma elektrodám o délce $l = 4$ mm a poloměru $r = 0,1$ mm, kde na horní byl přiveden elektrický potenciál 1 V. Všechny objekty v simulaci byly tvořeny dohromady 635518 tetrahedrálních elementů sítě. Snímání elektrického potenciálu bylo stejné jako v podkapitole 3.2.2. Z důvodu mnohem vyššího počtu elementů, a tedy jemnější sítě, lze vytvořit hladší křivku. Křivka na povrchu tohoto modelu prochází přibližně stejným místem, jak tomu bylo v předchozím případě.

Následující obr. 35 představuje pohled na simulaci mozku [39] pro statický přístup. Z první části obrázku je patrné síťování v řezné rovině $Z = 0$. Dále zde můžeme vidět velice jemné síťování pod povrchem modelu, což je způsobené kulatým tvarem modelu, zatímco směrem ke středu modelu se elementy sítě zvětšují, protože tyto elementy navazují již na hrany. Jak je patrné z obrázku, tak elektrody jsou umístěny přibližně na stejné místo jako v podkapitole 3.2.2. Přesné shody umístění lze ztěžka dosáhnout, protože modely krysího mozku nejsou přesně stejně velké, a navíc se liší tvarově. Druhá část obrázku věnuje pozornost modře znázorněné křivce, na které byl snímán elektrický potenciál. Z toho obrázku můžeme také vidět velmi jemné síťování na povrchu modelu.



Obr. 35 Simulace mozku [39] pro statický přístup a) síťování v řezné rovině $Z = 0$
b) pohled na celou simulaci a místa snímání el. potenciálu.

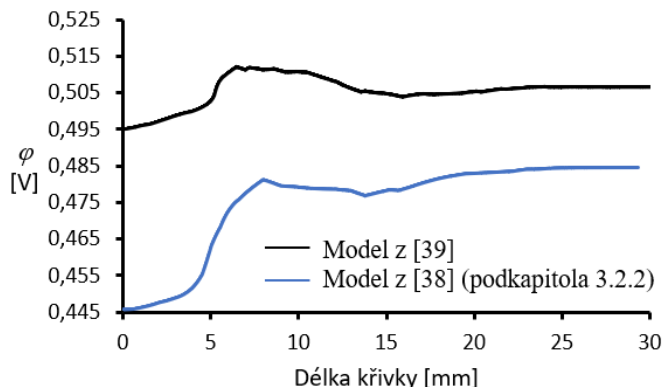
Výpočetní čas této simulace odpovídal hodnotě 12 minut a 31 sekund, což je podstatně více než v minulém případě, kde simulace trvala pouhých 20 sekund. Ovšem na délce výpočetního času této simulace je zajímavé, že samotné řešení Maxwellových rovnic zabralo pouze 8 sekund, zatímco 12 minut a 23 sekund odpovídalo generaci síťování. Rozložení elektrického potenciálu v řezné rovině $Z = 0$ je zobrazeno na obr. 36. Na první pohled je zde patrné silné pole pod čichovým bulbusem, které je způsobené trojklanými a očními nervy. Na rozdíl od simulace mozku z literatury [38] zde není modelován mozkový kmen, což je druhý rozdíl v rozložení elektrického potenciálu. Dále se zbytek rozložení el. potenciálu jeví stejný jako v podkapitole 3.2.2.



Obr. 36 Rozložení elektrického potenciálu v řezné rovině $Z = 0$.

Následující obr. 37 prezentuje rozložení elektrického potenciálu na křivce pro tento model, což je znázorněné černou barvou, a model z předchozí podkapitoly, což odpovídá průběhu modré barvy. Z obrázku je vidět, že průběhy tvarově odpovídají, pouze simulace v této podkapitole vykazuje vyšší hodnoty el. potenciálu. To může být způsobené především menší šířkou tohoto modelu, což má za následek, že se křivka na povrchu nachází blíže budícímu zdroji. Na prvních pěti mm křivky je opět dosaženo nejnižších hodnot el. potenciálu, což je opět způsobené prohlubní mezi mozečkem a mozkiem. Z konce křivky můžeme pozorovat skutečnost, že zde el. potenciál stoupá do vyšších hodnot, stejně jak tomu bylo u druhého modelu [39]. Na rozdíl od předchozího případu zde bylo dosaženo nejvyšší hodnoty v mozku, a nikoliv v čichovém bulbusu, jak tomu bylo v předchozí podkapitole. To je pravděpodobně způsobené rozdílným tvarem mozku. Další zajímavostí je, že rozkmit černého průběhu je přibližně 0,02 V, zatímco modrý

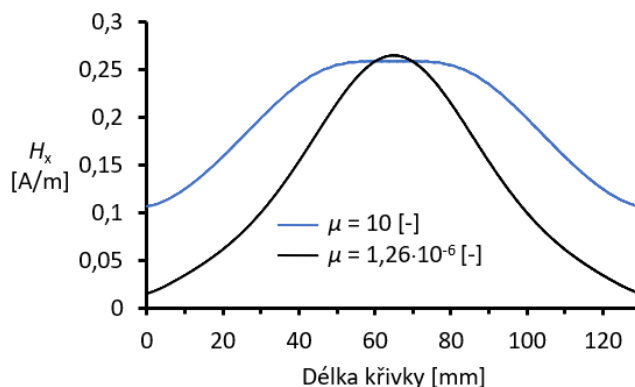
odpovídá zhruba dvojnásobku. To je způsobené větší prohlubní mezi mozečkem a mozem, z čehož plyne, že tento přechod má na výsledky podstatný vliv. Z grafu je možné taky porovnat shodu pozic obou křivek, na kterých byl pro jednotlivé modely počítán el. potenciál, protože na přibližně stejných pozicích na křivce dochází v obou případech ke stejným jevům.



Obr. 37 Porovnání rozložení el. potenciálu pro model z této a předchozí podkapitoly.

3.3 Kvazistatické řešení elektromagnetického pole

Menší míra zjednodušení, než je u statického přístupu představuje kvazistatický přístup. Díky menšímu zjednodušení Maxwellových rovnic může být dosaženo přesnějších výsledků, ovšem za cenu vyšší výpočetní náročnosti. Podrobení simulace kvazistatickému přístupu opět znamená, že řešení je konstantní s časem, z čehož lze vyvodit, že výsledkem nebude dynamické řešení pole. Na rozdíl od statického přístupu se zde projeví i proud, který je ovšem konstantní, tzn. stejnosměrný ($\omega \rightarrow 0$). V kvazistatickém přístupu se neuplatňuje relativní permitivita ϵ_r a elektrická vodivost σ . Naopak se zde uplatňuje vliv permeability μ . Správnost těchto předpokladů byla opět ověřena v softwaru CST. Pro ověření byla využita simulace uvedená v následující podkapitole 3.3.1, kde bylo pomocí parametrického rozmítání zkoumány dvě hodnoty relativní permitivity $\epsilon_r = 0,1; 2,57 \cdot 10^7$, pro které výsledek odpovídal stejnému grafu. Vliv permeability μ představuje příští obr. 38, ze kterého je zřejmé, že různé permeability odpovídají různým průběhům. Dále je z grafu patrné, že vyšší permeabilita průběh rozšiřuje, při zachování přibližně stejné maximální hodnoty.



Obr. 38 Vliv změny permeability v kvazistatickém přístupu.

Díky těmto zjednodušením pak Maxwellovy rovnice v diferenciálním tvaru vypadají následovně:

$$\text{rot } \vec{H} = \vec{J}_{ind} + \gamma \vec{E} \quad (11)$$

$$\text{rot } \vec{E} = 0 \quad (12)$$

$$\text{div } \vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon} \quad (13)$$

$$\text{div } \vec{B} = 0 \quad (14)$$

kde $\vec{J}_{ind}$ představuje indukovaný vodivý proud.

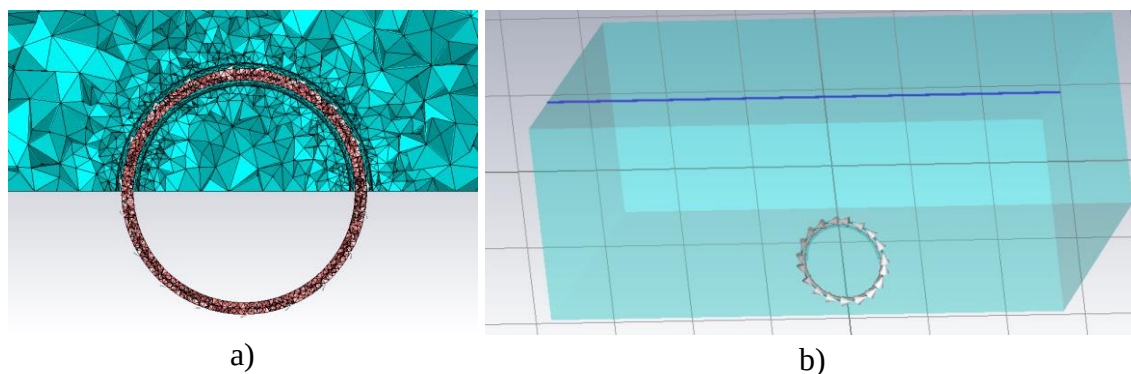
Z povahy kvazistatického přístupu je zapotřebí zdroj magnetického pole, které bude generováno konstantním proudem v uzavřené křivce. Tomu to popisu nejlépe odpovídá cívka s jedním závitem, která byla následně použita. Principu kvazistatického přístupu odpovídá i modul M-static v CST EM studiu, kde nelze využít např. samotný zdroj potenciálu, jak tomu bylo u statického přístupu, ale musí zde být primárně definován zdroj magnetického pole.

3.3.1 Kvádr pro experimentální měření

Model kvádrů je opět možné importovat, nebo vytvořit postupem popsáním v podkapitole 3.2.1. V dalším kroku je zapotřebí nastavit permeabilitu modelu kvádrů, což je možné udělat při tvoření modelu v příkazu brick. Hodnota permeability byla převzata z literatury [43] a odpovídala hodnotě $\mu = 1,26 \cdot 10^{-6}$. K vytvoření cívky s jedním závitem jsou zapotřebí dvě kružnice, kde první z nich definuje poloměr cívky a druhá poloměr vodiče, ze kterého je vytvořena. Poloměr cívky byl stanoven na 10 mm, zatímco vodiče na 0,5 mm. Po vytvoření kružnic je možné cívku vytvořit příkazem coil v záložce simulation, kde následuje výzva k označení kružnice pro poloměr vodiče a dále pro poloměr cívky. Posledním krokem v definici cívky je stanovení konstantního proudu, který odpovídal hodnotě 1 A. Takto vytvořenou cívku je dále zapotřebí přesunout na požadovanou pozici, což je možné udělat příkazem translate. Cívka byla přesunuta na spodní stranu kvádrů tak, aby její polovina ležela uvnitř kvádrů, zatímco druhá polovina ve volném prostoru. Opět se zde vyskytnul problém s překrývajícím se modelem a zdrojem, proto musel být v kvádrů vytvořen prostor na cívku. Zde nastává větší problém, než je tomu u elektrody, protože cívka je ve své podstatě kruh, zatímco jeden tetrahedrál element je definovaný rovnými hranami. Proto zde platí závislost, že čím menší prostor pro cívku bude, tím jemnější musí být i síťování, a tím náročnější je pak i samotný výpočet. Z těchto důvodů byl udělán dvojnásobný prostor, než je samotná cívka. Bohužel nejde jednoduše duplikovat cívku a odečíst ji od kvádrů, proto byla zvolena cesta přes příkaz Torus v záložce Modeling, která v podstatě vytvoří stejný objekt jako cívka. Po zvolení tohoto příkazu následuje formulář, kde je zapotřebí definovat vnější a vnitřní poloměr. Ten byl stanoven na 11 mm a 9 mm, což odpovídá dvojnásobné velikosti cívky. Poté následoval přesun na pozici cívky a odečtení od modelu kvádrů, k čemuž slouží příkaz translate a subtract. V dalším kroku je nutné definovat okrajové podmínky, které byly zvoleny stejně jako u statického přístupu, a to na 1,5násobek délky kvádrů ve všech

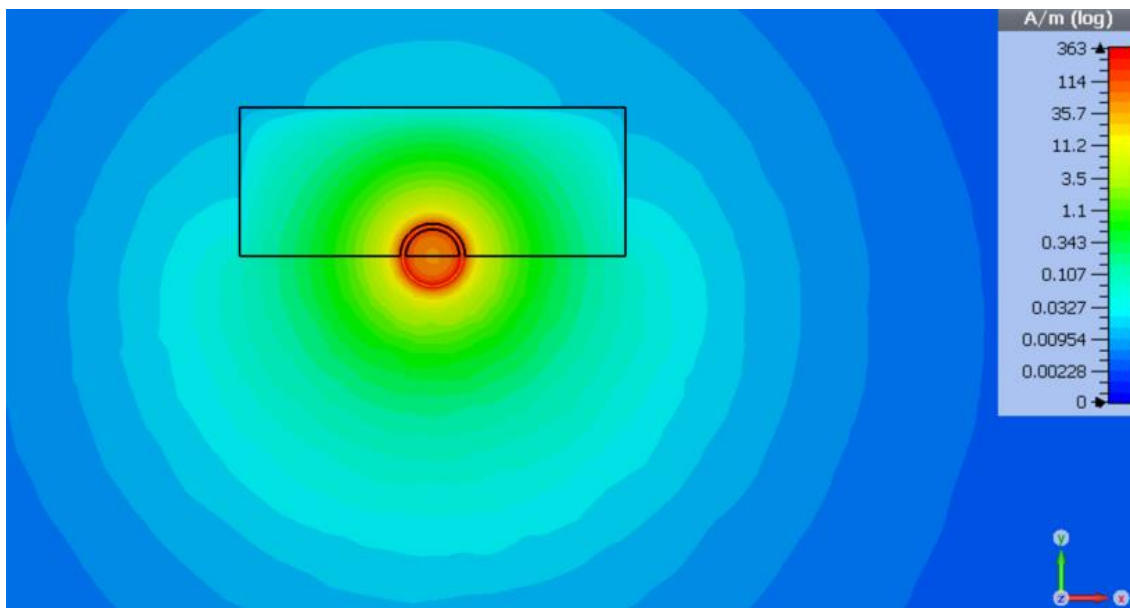
směrech. Před samotnou simulací opět proběhla kontrola síťování, kde navíc nebylo využito původního nastavení maximálního počtu buněk na hranu modelu. Tato hodnota byla změněna z původních deseti buněk na hodnotu 40. Tato změna prodlouží samotný výpočet, ale jednotlivé síťové elementy jsou menší, což je žádoucí z důvodu prostoru u cívky. Dalším zvyšováním této hodnoty může být i zmenšování vyřiznutý prostor kolem cívky, což ale zvyšuje výpočetní náročnost. Po všech úpravách byl model definovaný 319589 tetrahedrálními elementy sítě. Nakonec následovala kontrola samotného nastavení řešiče, kde je nutné zkontrolovat použití tetrahedrálních síťových elementů a přesnost výpočtu $1e-12$. Po proběhnutí simulace je zapotřebí opět vytvořit křivku a vypočítat na ní intenzitu magnetického pole, což je možné udělat stejným postupem popsaným v podkapitole 3.2.1.

Následující obr. 39 reprezentuje pohled na simulaci kvádrů pro kvazistatický přístup. Z první části obrázku můžeme vidět detailní pohled na síťování budícího zdroje v řezné rovině $Z = 0$. Druhá část obrázku věnuje pozornost pohledu na celý experiment, ze kterého je patrná pozice cívky v kvádru a dále modře znázorněná přímka, na které je snímána intenzita magnetického pole. Křivka se nachází opět na pozici $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm, stejně jak tomu bylo u statického přístupu v podkapitole 3.2.1.



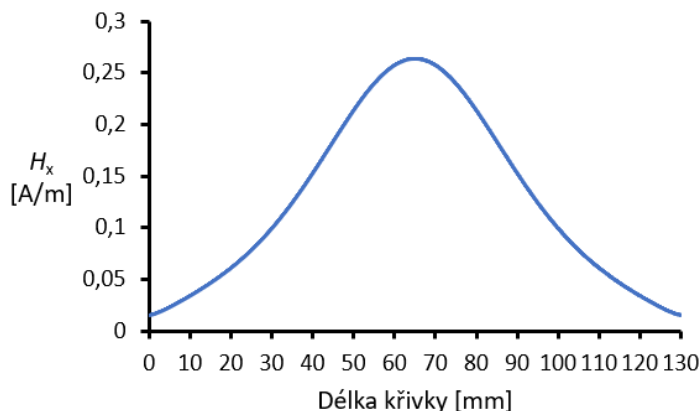
Obr. 39 Simulace kvádrů pro kvazistatický přístup a) detail síťování v okolí cívky b) pohled na celý experiment včetně místa snímání intenzity magnetického pole.

Po dokončení výpočtů byl zkontrolován výpočetní čas simulace pomocí příkazu Logfile, který odpovídal hodnotě 5 minut a 30 sekund. Porovnáním se statickým přístupem je jasné, že kvazistatický přístup potřeboval k výpočtu mnohem více času. To je způsobené především menším zjednodušením Maxwellových rovnic, než je tomu u statického přístupu, a dále téměř pěti násobným počtem síťových elementů, kde většina z nich definovala samotnou cívku a její blízké okolí, což je patrné i z první části předchozího obrázku. Následující obr. 40 prezentuje rozložení intenzity magnetického pole v rovině $Z = 0$. Z obrázku je patrný vliv kvádrů na magnetické pole, a to soustředění pole uvnitř kvádrů. Z obrázku je dále zřejmý rozdíl velikostí intenzit pole uvnitř kvádrů a v jeho okolí, kde uvnitř kvádrů dosahuje intenzita magnetického pole vyšších hodnot.



Obr. 40 Rozložení intenzity magnetického pole v rovině $Z = 0$.

Následující obr. 41 znázorňuje rozložení intenzity magnetického pole na přímce v poloze $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm. Z obrázku je patrné, že nejvyšší hodnoty je dosaženo v polovině křivky, což je opět dáno nejmenší vzdáleností od budící cívky. Od tohoto středu křivky intenzita magnetického pole opět klesá na obě strany, což je způsobené zvyšující se vzdáleností od cívky.



Obr. 41 Intenzita magnetického pole H_x na křivce v poloze $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm.

3.3.2 Model mozku převzatý z [38]

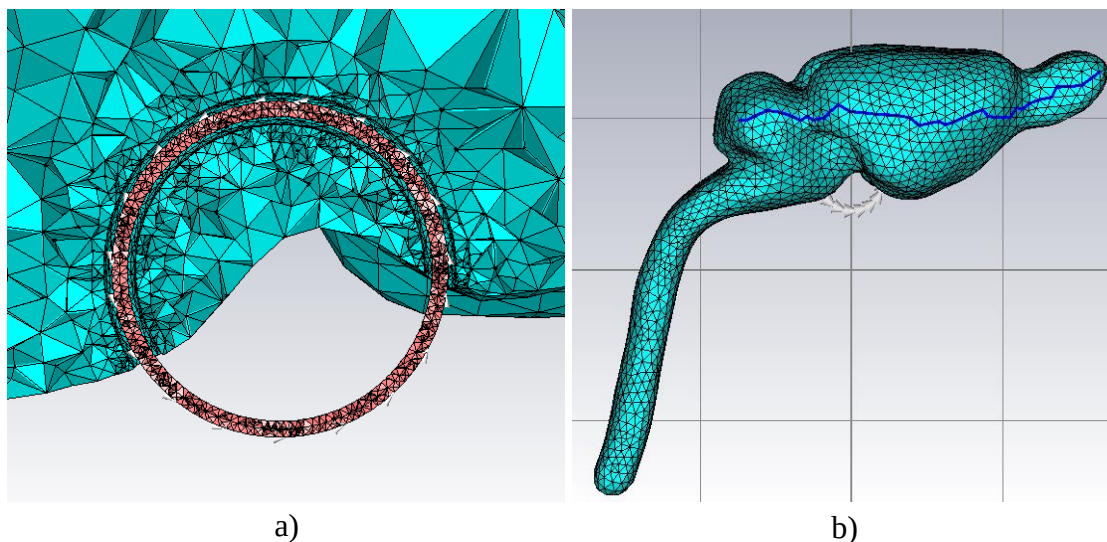
V dalším kroku byl model z [38] podroben kvazistatickému přístupu. Po importování modelu je nutné definovat permeabilitu, kterou je možné vypočítat podle rovnice uvedené v [43], která vychází ze vzorce pro měrnou fázi β a ze závislosti rychlosti šíření v homogenním prostředí na vlnové délce a frekvenci. Podlé této rovnice byla vypočítána permeabilita pro šedou a bílou hmotu, kde průměr těchto dvou hodnot byl zvolen jako permeabilita mozku. Následující rovnice prezentuje výpočet permeability na frekvenci $f = 10$ Hz pro bílou hmotu, kde hodnoty $\lambda = 4612,2$ m·s⁻¹, $\sigma = 0,027656$ S·m⁻¹ a

$\varepsilon_r = 27627000$ byly zjištěny z literatury [41]. Kvizistický přístup frekvenci neuvažuje, ale 10 Hz je nejnižší frekvence, pro kterou byly zjištěny tyto tři hodnoty.

$$\mu_{\text{Bílá hmota}} = \frac{2}{(\lambda \cdot f)^2 \cdot \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0 \cdot \left(1 + \left(\frac{\sigma}{2\pi f \cdot \varepsilon_r \cdot \varepsilon_0}\right)^2 + 1\right)} = 1,679 \cdot 10^{-6}. \quad (15)$$

Stejným způsobem byla počítána i permeabilita šedé hmoty mozkové na frekvenci 10 Hz, pro které jsou tyto tři hodnoty [41] $\lambda = 4142,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, $\sigma = 0,027512 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ a $\varepsilon_r = 40699000$. Po aplikaci rovnice (15) můžeme dojít k permeabilitě $\mu_{\text{Šedá hmota}} = 1,735 \cdot 10^{-6}$ a po výpočtu průměru těchto dvou hodnot dostaneme výslednou permeabilitu $\mu_{\text{Mozek}} = 1,707 \cdot 10^{-6}$, která byla následně použita v simulaci. Jako budící zdroj zde byla využita 5krát zmenšená cívka o proudu 1 A, než je tomu v případě kvádrů z podkapitoly (3.3.1). Tato cívka tedy odpovídala poloměru 2 mm a tloušťce vodiče o poloměru 0,1 mm. Prostor kolem cívky byl opět dvojnásobný než samotná cívka, stejně jako v podkapitole (3.3.1). Cívka byla umístěna do modelu tak, aby její střed odpovídal pozici spodní elektrody z podkapitoly 3.2.2 nebo 3.2.3. Cívka a model kryšího mozku se skládali z 132408 tetrahedrálními elementy sítě. Opět zde byla vytvořena křivka pro snímání intenzity magnetického pole na povrchu modelu, která odpovídá křivce z podkapitoly 3.2.2.

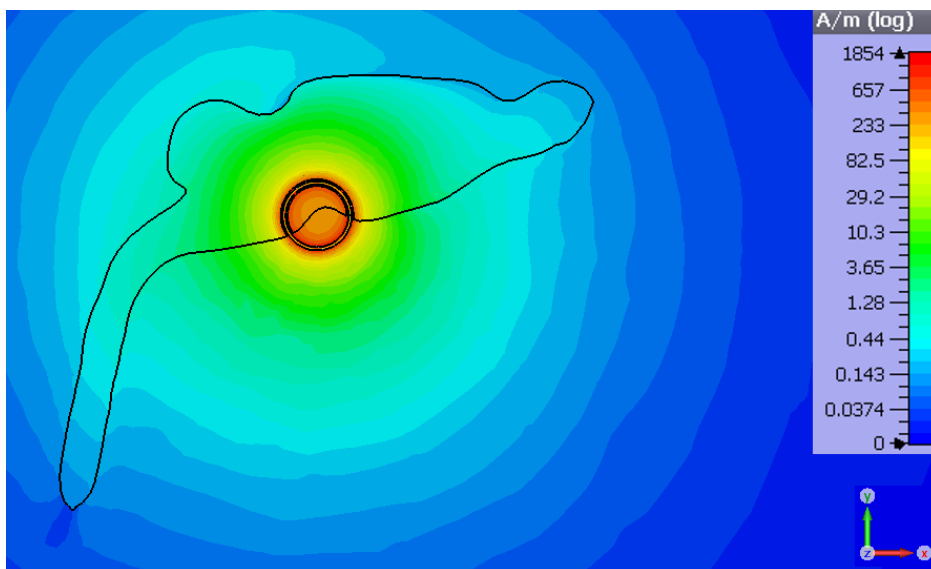
Následující obr. 42 představuje pohled na simulaci mozku z [38] pro kvizistický přístup. Z první části můžeme vidět síťování v místě cívky v řezné rovině $Z = 0$. Druhá část věnuje pozornost pohledu na celou simulaci, kde je patrné umístění cívky v dolní části a dále modře vyznačená křivka, která reprezentuje místo snímání intenzity magnetického pole.



Obr. 42 Simulace mozku [38] pro kvizistický přístup a) detail síťování cívky v řezné rovině $Z = 0$ b) pohled na celou simulaci a místa snímání intenzity magnetického pole.

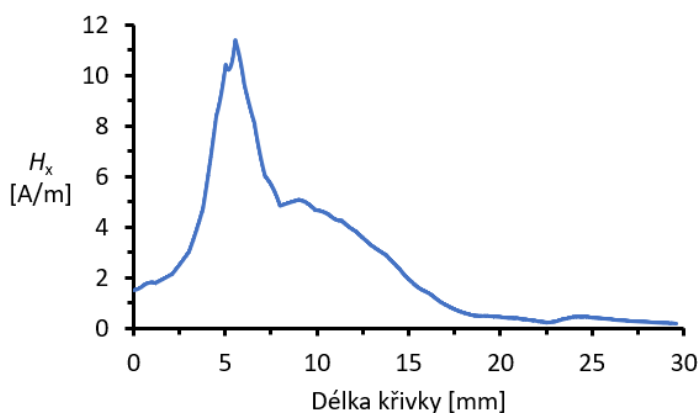
Výpočetní čas simulace odpovídal hodnotě 1 minutě a 6 sekund, což je poměrně méně, než tomu bylo v případě kvádrů v podkapitole 3.3.1. To je způsobené tím, že v případě kvádrů byla navýšena hodnota počtu buněk na nejdelší hranu modelu v nastavení síťování, což způsobilo, že model kvádrů byl složen z přibližně 3krát většího počtu tetrahedrálních elementů sítě. Na druhou stranu kvizistický přístup s porovnáním se statickým přístupem téhož modelu (podkapitola 3.3.2) trvala přibližně 3krát déle. Na

následujícím obr. 43 je zobrazeno rozložení intenzity magnetického pole v řezné rovině $Z = 0$. Na první pohled je zde zřejmý rozdíl od statického přístupu, kde magnetické pole téměř nepůsobí na konec mozkového kmene a čichového bulbusu, zatímco v mozečku je dosaženo relativně vysoké hodnoty intenzity mag. pole. Dále je zde patrná stejná vlastnost jako v případě kvádru z podkapitoly 3.3.1, a to soustředění pole uvnitř modelu, zatímco nad model prochází jen malá část tohoto pole.



Obr. 43 Rozložení intenzity magnetického pole v řezné rovině $Z = 0$.

Následující obr. 44 prezentuje rozložení intenzity magnetického pole na křivce na povrchu kryšího mozku z [38]. Na obrázku je patrná stejná tendence jako u el. potenciálu, a to nízká hodnota intenzity v mozečku, kde na přechodu mezi mozečkem a mozkem dochází k razantnímu nárůstu této intenzity. V části mozku dosahuje intenzita mag. pole maximální hodnoty, kde s dalším vzdalováním se intenzita poměrně rychle klesá. Neprojevila se zde tedy stejná vlastnost jako ve statickém přístupu, kde se v konečných částech mozku hromadil el. potenciál. Tento graf jen potvrdil předchozí obrázek, kde bylo jasně vidět, že v čichovém bulbusu dosahuje intenzita magnetického pole již nízkých hodnot.

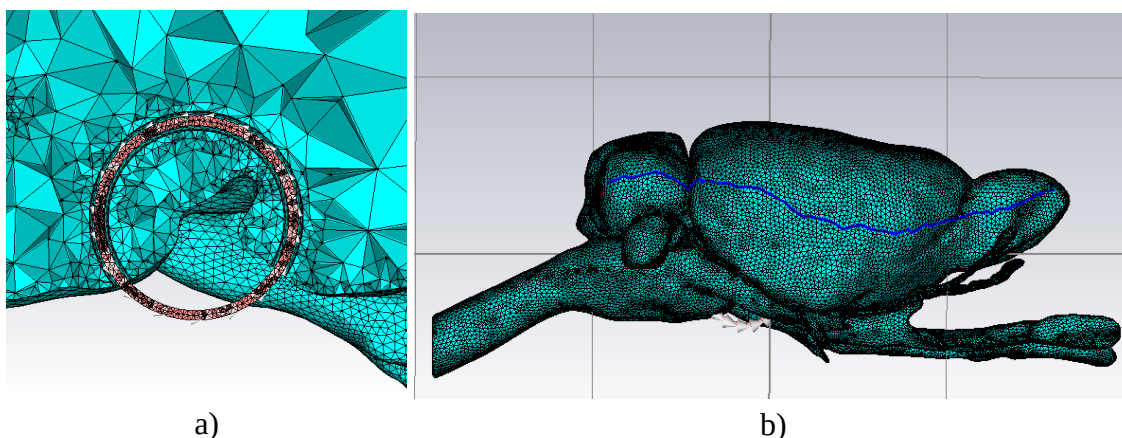


Obr. 44 Intenzita magnetického pole na povrchu modelu.

3.3.3 Model mozku převzatý z [39]

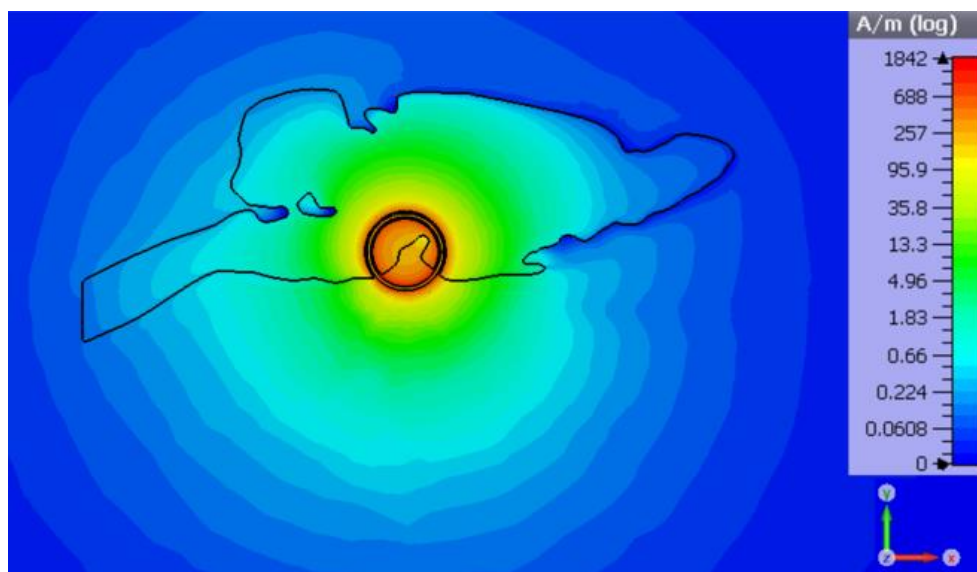
Dále byl kvazistatickému přístupu podroben model převzatý z [39]. Po importování modelu do softwaru CST je nutné definovat permeabilitu, která jako v předchozím případě (3.3.2) odpovídala hodnotě $\mu_{\text{Mozek}} = 1,707 \cdot 10^{-6}$. Budící zdroj byl taktéž stejný jako v předchozí podkapitole, kde tato cívka byla protékána stejnosměrným proudem o hodnotě 1 A. Okrajové podmínky byly nastaveny na otevřené do vzdálenosti 40 mm ve všech směrech stejně jako ve všech ostatních simulacích s modelem mozku. Výsledná simulace se skládala z 673386 tetrahedrálních elementů sítě, což je přibližně stejně jako ve statickém přístupu pro tento model krysího mozku. Totožná se statickým přístupem zde byla měřicí křivka na povrchu, kterou je možné vytvořit postupem popsáným v podkapitole 3.2.2.

Následující obr. 45 představuje pohled na simulaci mozku z [39] pro kvazistatický přístup. V první části obrázku je znázorněn detail síťování v okolí cívky v řezné rovině $Z = 0$, kde je opět spoustu malých elementů v blízkosti cívky, zatímco se zvyšující se vzdáleností od cívky se tyto elementy zvětšují. Druhá část obrázku věnuje pozornost pohledu na celou simulaci, ze které je patrné umístění cívky ve spodní části obrázku a dále modře znázorněná křivka, na které je snímána intenzita magnetického pole. Z tohoto obrázku je také patrné velmi jemné síťování, kterým model disponuje.



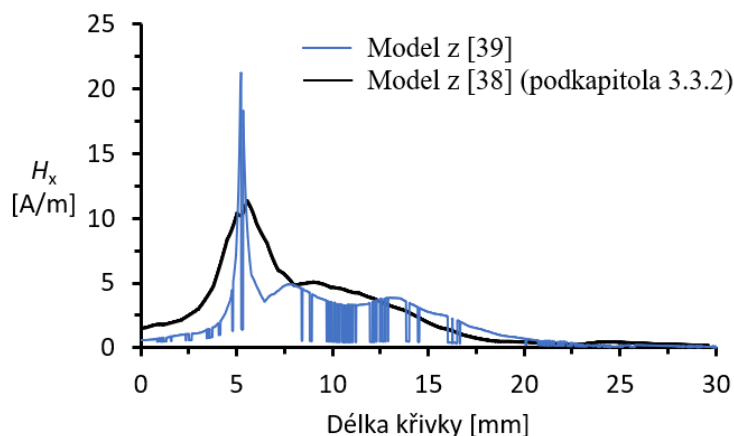
Obr. 45 Simulace mozku [39] pro kvazistatický přístup a) detail síťování budící cívky
b) pohled na celou simulaci a místa snímání intenzity magnetického pole.

Po dokončení simulace je opět možné zkontrolovat výpočetní čas, který v tomto případě odpovídal 1 hodině 7 minutám a 44 sekundám, což je razantně více, než tomu bylo u modelu [38]. Na délce výpočetního času je také zajímavé porovnání se simulací kvádrů pro kvazistatický přístup, který trval přibližně 5 minut, avšak počet elementů sítě byl přibližně 2krát menší. Tento mnohonásobně delší výpočetní čas u modelu [39] je způsobený především kulatým tvarem modelu, kde výpočet zakřivování sítě je podstatně náročnější, než je tomu u rovných tvarů, kterými je popsán kvádr. Na následujícím obr. 46 je zobrazeno rozložení intenzity magnetického pole v řezné rovině $Z = 0$. Opět se zde potvrzuje, že magnetické pole působí méně na konečné části mozku, než tomu bylo u statického přístupu, zejména v mozkovém kmenu a čichovém bulbusu. Dále si zde můžeme povšimnout slabého pole těsně pod a nad očním bulbusem. Tyto jevy jsou pravděpodobně způsobeny sečtením dvou vln v opačné fázi, kdy jedna vychází z modelu, zatímco druhá přichází z vnější strany. Na spodní straně by na tento jev mohl mít dále vliv trojklaný a oční nerv, kde navíc působí třetí vlna produkovaná právě z těchto nervů.



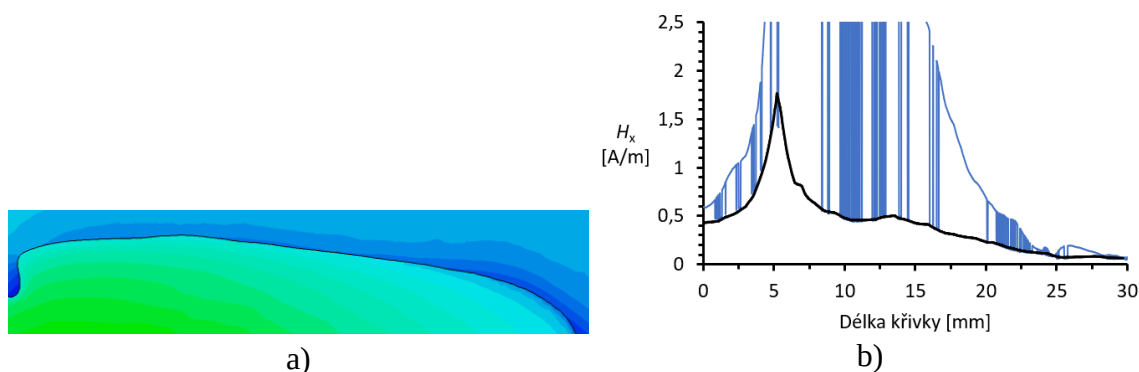
Obr. 46 Rozložení magnetické intenzity v řezné rovině $Z = 0$.

Následující obr. 47 prezentuje rozložení intenzity magnetického pole na křivce, která se nachází na povrchu kryšího mozku pro model mozku [39] z této a předchozí podkapitoly. Na první pohled je z průběhu pro tuto simulaci zřetelná chyba, kde průběh skáče mezi dvěma hodnotami. Tento problém byl zkoumán a bude objasněn v dalším odstavci. Porovnáním obou simulací pro prvních 5 mm dojdeme ke stejnému závěru, že do mozečku se dostane jen nízká hodnota intenzity mag. pole, což se potvrdilo i ve statickém přístupu. V další části je dosažena nejvyšší hodnota této intenzity pro oba přístupy, protože model je homogenní a zdroj se tak nachází nejbližší místu snímání intenzity mag. pole. Opět se zde potvrdilo, že v případě magnetického pole se do koncových částí mozku dostává nejmenší hodnoty intenzity. Z celkového porovnání obou průběhů je zřejmé, že pro tuto simulaci byla dosažena nejvyšší maximální hodnota, zatímco model z předchozí podkapitoly 3.3.2 jeví vyšší hodnoty přes celou délku křivky. Dále by z obecného hlediska šlo říci, že průběhy na stejné pozici na křivce zároveň klesají, nebo rostou. Jediný rozdíl je v blízkosti 7,5 mm na křivce, což odpovídá prohlubni mezi mozečkem a mozkiem, které jsou značně rozdílné u obou modelů.



Obr. 47 Srovnání modelu z [39] a z předchozí podkapitoly pro kvazistatický přístup.

Následující obr. 48 se zabývá vysvětlením skoků mezi dvěma hodnotami intenzit magnetického pole. Při prvním pohledu na první část obrázku můžeme vidět velké rozdíly v hodnotách intenzit magnetických polí na přechodu mezi modelem a volným prostorem. Jelikož se tato intenzita měří přesně na povrchu, tak bylo nabyto dojmu, že CST někdy vyhodnotí jako správnou hodnotu intenzity z modelu a někdy z volného prostoru. Toto podezření je možné ověřit tak, že se měřicí křivka zkopíruje a posune o 0,1 mm (funkce translate) od modelu a vypočítá se na ní intenzita magnetického pole, která se pak porovná s hodnotou intenzity magnetického pole na rozhraní. Tímto způsobem vznikla druhá část obr. 48, kde černý průběh reprezentuje intenzitu magnetického pole na posunuté křivce o 0,1 mm do volného prostoru, zatímco modrý průběh znázorňuje intenzitu na povrchu, který je stejný jako v předchozím obr. 47. Z tohoto obrázku je jasné, že spodní hodnoty opravdu odpovídají hodnotám ve volném prostoru, zatímco horní hodnoty reprezentují hodnoty v modelu. Chyba pravděpodobně vznikla při zakřívování sítě a k odstranění příčiny tohoto problému by bylo pravděpodobně nutné razantně zvýšit počet buněk na maximální délku modelu v nastavení síťování. Pro přehlednost v dalších srovnávacích grafech budou tyto chybné hodnoty filtrovány.



Obr. 48 Vysvětlení skoků mezi dvěma hodnotami intenzity magnetického pole a) rozhraní modelu a volného prostoru b) porovnání pole na povrchu a ve vzdálenosti 0,1 mm od povrchu.

3.4 Plně vlnový přístup – frekvenční analýza

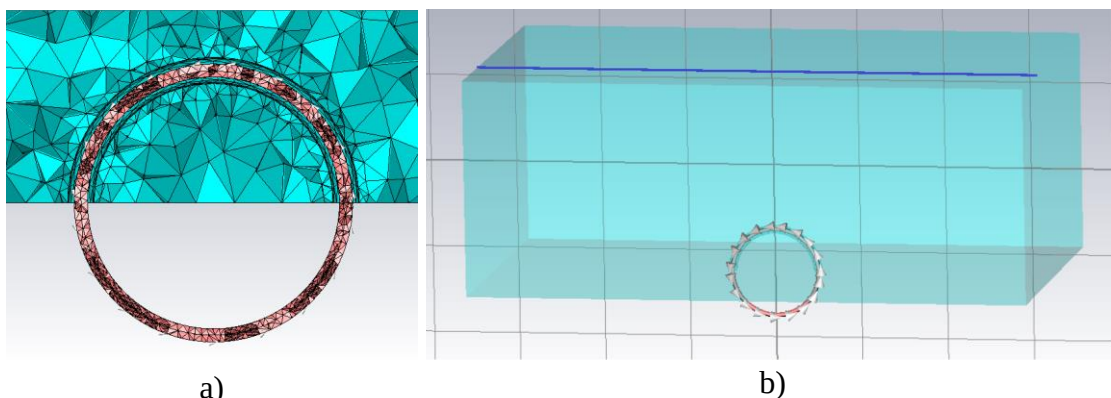
Dalším krokem k menšímu zjednodušení Maxwellových rovnic je plně vlnový přístup v podobě frekvenční analýzy, kde již není pouze stejnosměrný proud, ale střídavý na jedné frekvenci. Pro řešení frekvenční analýzy bylo opět využito modulu EM studio v softwaru CST. Oproti statickému a kvazistatickému přístupu je zde k dispozici více budících zdrojů, protože podle Maxwellových rovnic zde není zanedbána vazba mezi elektrickým a magnetickým polem. Z toho důvodu jsou budící zdroje elektrického i magnetického pole rovnocenné a nenastává zde problém jako u kvazistatického přístupu, kde musel být primárně využit zdroj magnetického pole (např. cívka), zatímco zdroj elektrického pole (např. elektrický potenciál) mohl být využit jen v kombinaci se zdrojem magnetického pole. Z důvodu použití cívky u kvazistatického přístupu bude i ve frekvenční analýze využito cívky, protože se tak nabídne přímé porovnání dvou přístupů, které budou simulovány za stejných podmínek. Tímto způsobem bude možné přímo porovnat rozdíly mezi kvazistatickým přístupem a frekvenční analýzou.

3.4.1 Kvádr pro experimentální měření

Zjednodušený model mozku v podobě kvádrů je možné opět importovat nebo vytvořit příkazem `brick`. Budící zdroj ve formě cívky se vytvoří stejným způsobem jako v podkapitole 3.3.1. Dále je zde nutné vytvořit prostor pro cívku v kvádru, což je možné udělat kombinací příkazů `torus`, `translate` a `subtract` (podkapitola 3.3.1). Po umístění cívky na správnou pozici následuje definice proudu, která byla nastaven opět na 1 A. Okrajové podmínky byly nastaveny stejně jako u statického a kvazistatického přístupu, a to otevřené (`open`) na 1,5násobek délky kvádrů ve všech směrech.

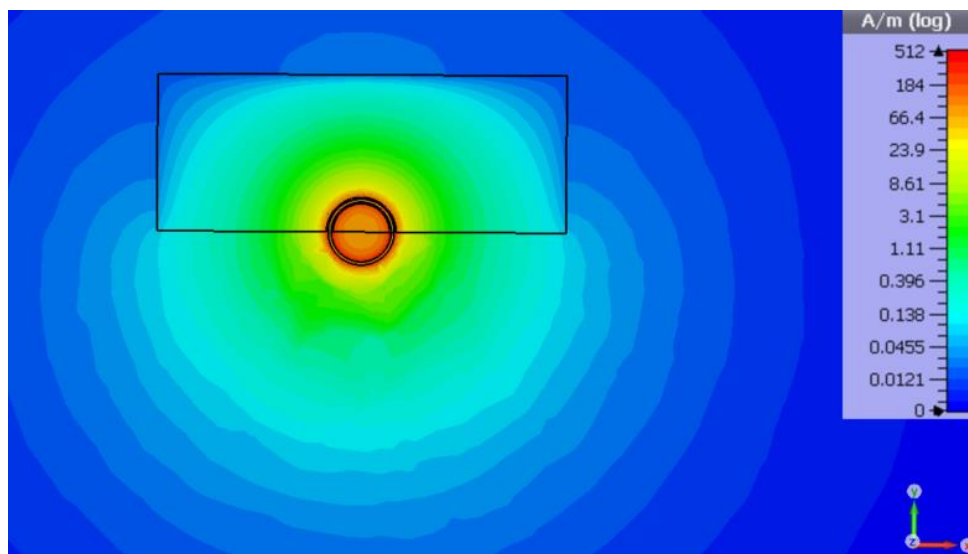
Na rozdíl od předchozích dvou přístupů se ve frekvenční analýze musí definovat frekvence, protože cívka je už protékána střídavým proudem. Frekvence byla nastavena na hodnotu 50 Hz, což odpovídá střední hodnotě mozkových vln. Dále je nutné definovat elektrické vlastnosti kvádrů, tzn. vytvořit materiál, kterým bude model popsán. To je možné také udělat příkazem `New materiál` v navigačním stromě. Jako materiál byla zvolena svalová tkáň, protože pro sval je znám postup výroby agarové hmoty. Samotná permitivita a vodivost byla zjištěna z webových stránek [41], kde je možné vygenerovat permitivitu a vodivost pro širokou škálu tkání v rozsahu frekvencí $\langle 10 \cdot 10^0, 100 \cdot 10^9 \rangle$ Hz. Z této webové stránky byly zjištěny hodnoty $\epsilon_r = 17719000$ a $\sigma = 0,23329$ S/m pro svalovou tkáň na frekvenci 50 Hz. Permeabilita svalové tkáně pro tuto frekvenci byla zjištěna z článku [43], která odpovídala hodnotě $\mu = 1,26 \cdot 10^{-6}$ H·m⁻¹. Během kontroly síťování bylo přenastaveno maximálního počtu buněk na hranu model na hodnotu 40, stejně jako u kvazistatického přístupu. Na konci všech úprav byl model definovaný 266554 tetrahedrálními síťovými elementy. Po dokončení všech příprav pro simulaci byl předpoklad, že počet síťových elementů bude stejný jako v kvazistatickém přístupu. Bohužel počet síťových elementů těchto dvou přístupů se neshodoval. Z toho důvodů byla celá situace modelována znova jako nový projekt, kde výsledný počet síťových elementů dosahoval hodnoty 317140. Protože ani u jednoho z pokusů nebylo dosaženo stejného počtu síťových elementů, lze z toho odvodit, že generování objemové sítě obsahuje jistou míru pravděpodobnosti a nelze tak dosáhnout stejné objemové sítě pro dva stejné případy. Nastavení řešiče je velmi podobné jako v předchozích případech, navíc se zde nabízí možnost nastavení rovnic řešiče, kde byla vybrána možnost `fullwave`, tedy plně vlnový přístup. Po proběhnutí simulace je zapotřebí jako u předchozích dvou přístupů definovat křivku a následně na ní vypočítat požadovanou veličinu, v tomto případě opět intenzitu magnetického pole. Toho lze dosáhnout stejným postupem jako v podkapitole 3.2.1.

Následující obr. 49 ukazuje pohled na simulaci kvádrů pro frekvenční analýzu. První část obrázku reprezentuje detailní pohled na síťování cívky a její blízké okolí v řezné rovině $Z = 0$. Z druhé části obrázku můžeme vidět pohled na celou simulaci, z čehož je patrné umístění cívky a místo měření, které je znázorněné modrou čarou. Na křivce ($X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm) byla počítána intenzita magnetického pole, stejně jak u kvazistatického přístupu



Obr. 49 Frekvenční analýza kvádru a) detail síťování cívky a blízkého okolí
b) pohled na celou simulaci včetně místa snímání intenzity magnetického pole.

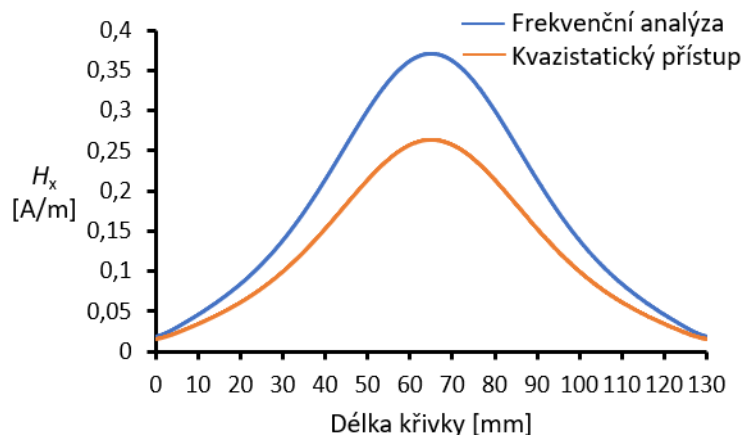
Po dokončení výpočtů byl zkontrolován výpočetní čas pomocí příkazu Logfile, který odpovídal hodnotě 13 minut a 37 sekund. Opět se zde potvrdila větší náročnost výpočtu, než tomu bylo u kvazistatického a statického přístupu. Důvodem je opět nižší míra zjednodušení Maxwellových rovnic, při přibližně stejném počtu síťových elementů. Následující obr. 50 prezentuje rozložení intenzity magnetického pole v rovině $Z = 0$. Rozložení pole je velmi podobné výslednému poli z kvazistatického přístupu. V obrázku se opět magnetické pole soustředí uvnitř kvádru. Dále je zde patrný rozdíl intenzit na přechodu mezi kvádrem a volným prostředím, kde v kvádru je dosaženo vyšší intenzity magnetického pole než v jeho okolí.



Obr. 50 Rozložení intenzity magnetického pole v rovině $Z = 0$.

Následující obr. 51 prezentuje rozložení intenzity magnetického pole na přímce v poloze $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm. Z důvodu stejného zdroje v kvazistatickém přístupu, je v tomto obrázku zobrazené oranžovou čarou i rozložení intenzity magnetického pole pro kvazistatický přístup. Nabízí se tak porovnání těchto dvou simulací, z čehož můžeme vypožorovat dosáhnoutí vyšších hodnot intenzit pro frekvenční analýzu. Jednoduchým výpočtem přes trojčlenku lze zjistit, že maximální hodnoty na pozici křivky 60 mm se liší o 28,7 %. Stejným postupem byl ověřen i rozdíl hodnot na pozici 40 mm, který odpovídal hodnotě 28,6 %. Z těchto výpočtů lze odvodit

závěr, že rozdíl mezi kvazistatickým přístupem a frekvenční analýzou je přibližně 29 %. Tyto odchylky jsou způsobeny především díky většímu zjednodušení Maxwellových rovnic v kvazistatickém přístupu. Dále se zde potvrzuje stejný fakt jako u kvazistatické analýzy, kde maximální hodnoty je dosaženo v polovině křivky, kde je cívka nejblíže místu měření, zatímco se vzdáleností od středu intenzita magnetického pole klesá.



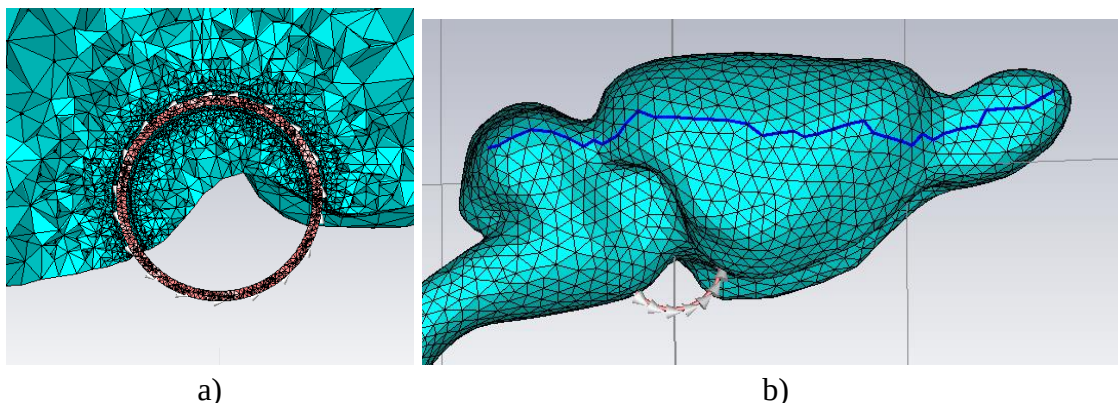
Obr. 51 Intenzita magnetického pole H_x na křivce pro frekvenční analýzu a kvazistatický přístup.

3.4.2 Model mozku převzatý z [38]

Dále byl model krysího mozku z [38] podroben frekvenční analýze. Po importování modelu do CST je zapotřebí nastavit relativní permitivitu a permeabilitu, kde permitivita $\epsilon_r = 34163000$ odpovídá průměru bílé a šedé hmoty jako v podkapitole 3.2.2, zatímco permeabilita hodnotě $\mu_{\text{Mozek}} = 1,707 \cdot 10^{-6}$, což je hodnota vypočítaná v podkapitole 3.3.2 podle rovnice (15). Dále je zde nutné definovat vodivost $\sigma = 0,27 \text{ S/m}$, která byla zjištěna Národním ústavem duševního zdraví v Praze. Aby byla simulace platná, je ještě nutné doplnit frekvenci, která opět odpovídá hodnotě 50 Hz, což je průměrná hodnota mozkových vln. Použitý zdroj byl stejný jako pro kvazistatický přístup, který se nacházel na stejném místě (podkapitola 3.3.2). Tato cívka byla taktéž protékána proudem o hodnotě 1 A, ale na rozdíl od kvazistatického přístupu byl tento proud již střídavý. Okrajové podmínky rovněž odpovídaly všem předchozím simulacím modelů mozků, a to otevřené ve všech směrech do vzdálenosti 40 mm. Výsledné objekty v simulaci se skládaly z 197909 tetrahedrálních elementů sítě, což je poměrně více, než pro stejnou cívku a model z podkapitoly 3.3.2. Jednoduchým výpočtem je možné zjistit, že stejné objekty jsou ve frekvenční analýze popsány o 33 % více elementy sítě. Porovnáním statického a kvazistatického přístupu se dostaneme na hodnotu navýšení o 38 % elementů v případě kvazistatické analýzy, ovšem toto číslo není zcela přesné, protože ve statickém přístupu byl využit jiný způsob buzení. Avšak obecně lze říci, že každé dosavadní zmenšení zjednodušení Maxwellových rovnic přináší o třetinu vyšší počet elementů sítě. Na závěr byla vytvořena křivka na povrchu ke snímání intenzity magnetického pole, která se shodovala s křivkami z podkapitoly 3.3.2 a 3.2.2 a dále ležela přibližně na stejných místech jako v podkapitole 3.3.3 a 3.2.3.

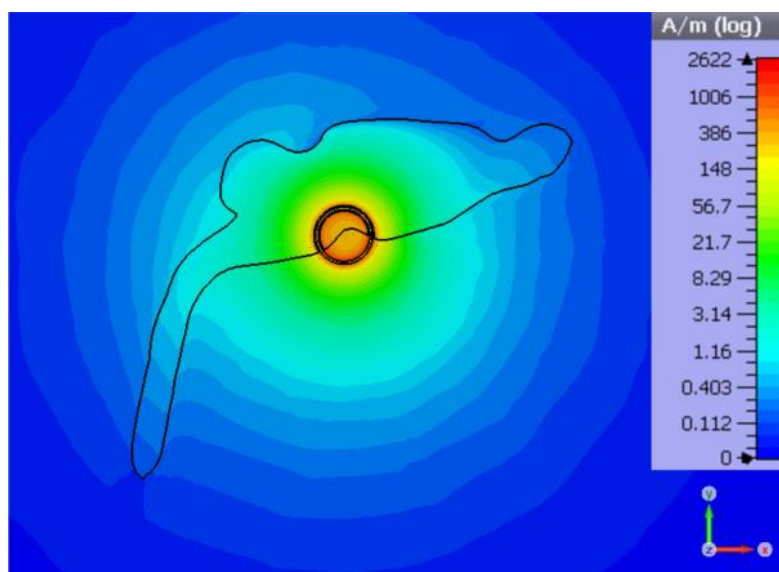
Následující obr. 52 představuje pohled na simulaci mozku [38] pro frekvenční analýzu. V první části obrázku je opět znázorněný detail cívky a jejího okolí v řezné rovině $Z = 0$. Porovnáním s cívkou z podkapitoly 3.3.2 (obr. 42a) zjistíme, že zde je blízké okolí

definováno mnohem podrobněji, i když nastavení síťování je shodné. V druhé části je patrná modrá křivka na povrchu modelu, která opět slouží pro snímání intenzity magnetického pole. Porovnáním této křivky s křivkami u předchozích přístupů (obr 42b a 32b) zjistíme, že křivky prochází přes stejné hrany ve všech zkoumaných přístupech. Z druhého obrázku je dále patrné umístění cívky v dolní části modelu, které je opět stejné jako v podkapitole 3.3.2.



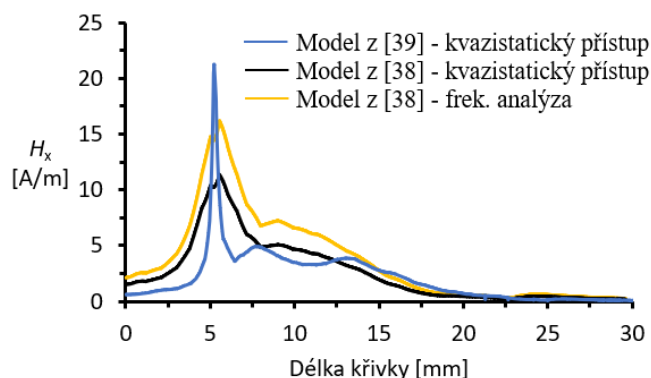
Obr. 52 Simulace mozku [38] pro frekvenční analýzu a) detail síťování budící cívky
b) pohled na cívku a místo snímání mag. intenzity na povrchu mozku.

Simulace modelu z [38] pro frekvenční analýzu zabrala 7 minut a 31 sekund, což je přibližně 7násobná doba oproti kvazistatickému přístupu. Dále je možné porovnat tento model s kvádrem pro stejnou analýzu, kde zjistíme, že kvádr odpovídal přibližně dvojnásobnému výpočetnímu času, což má hlavní příčinu ve dvojnásobném počtu síťových elementů. Na následujícím obr. 53 je znázorněné rozložení intenzity magnetického pole pro tuto simulaci v řezné rovině $Z = 0$. Tento obrázek je možné přímo porovnat s obr. 43, což představuje srovnání kvazistatického přístupu a frekvenční analýzy pro stejný model a zdroj. Na první pohled je patrná podobnost rozložení pole, kde jediný rozdíl byl shledán v absolutních hodnotách, což bude uvedeno i v dalším obrázku. Opět se zde tedy potvrzuje, že magnetické pole působí méně v konečných částech mozku.



Obr. 53 Rozložení intenzity magnetického pole v řezné rovině $Z = 0$.

Následující obr. 54 nabízí porovnání obou modelů z kvazistatického přístupu a modelu [38] pro frekvenční analýzu. V tomto grafu je žlutou barvou znázorněna výsledná intenzita magnetického pole z této simulace, zatímco černou barvou průběh z podkapitoly 3.3.2 a modrou barvou průběh z 3.3.3 pro kvazistatický přístup. Dále je zde patrné, že výsledný průběh z podkapitoly 3.3.3 již neobsahuje chybné hodnoty. Z grafu je zřejmé, že maximální hodnoty pro všechny uvedené simulace jsou dosaženy v okolí 5 mm křivky. Dále se zde potvrzuje, že do mozečku se dostává jen malá hodnota intenzity mag. pole. Nízké hodnoty jsou rovněž dosaženy i v konečných částech mozku. Porovnáním modelu [38] pro kvazistatický přístup a frekvenční analýzu zjistíme, že průběhy jsou tvarově totožné, pouze černý průběh pro kvazistatický přístup vykazuje nižší hodnoty.

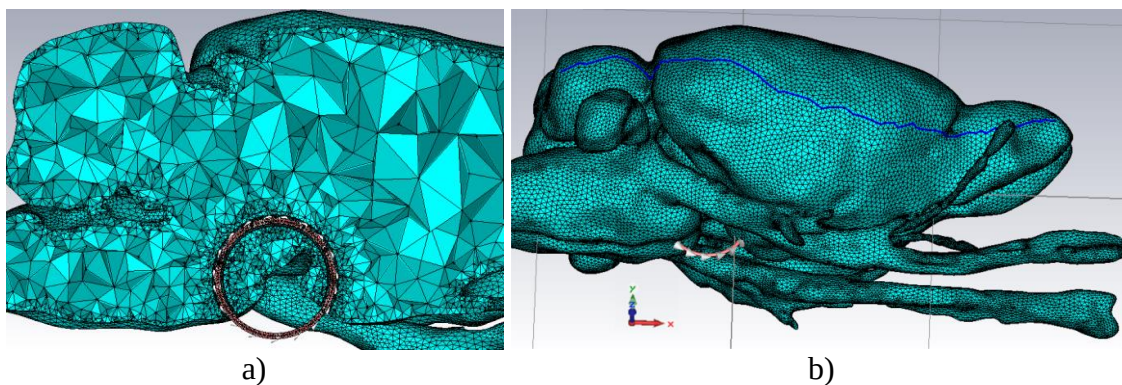


Obr. 54 Srovnání výsledné mag. intenzity pro frekvenční analýzu s modely z kvazistatického přístupu.

3.4.3 Model mozku převzatý z [39]

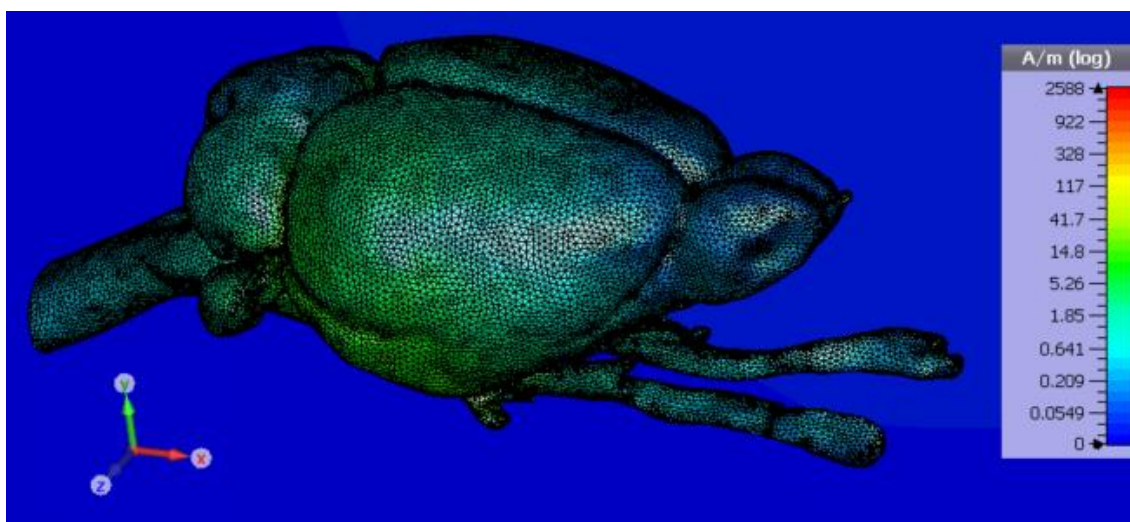
V dalším kroku byl model krysího mozku z [39] podroben plně vlnovému přístupu v podobě frekvenční analýzy. Model je opět možné importovat příkazem import / export jako v předchozích podkapitolách. Po importu modelu je dále zapotřebí definovat $\sigma = 0,27 \text{ S/m}$, $\epsilon_r = 34163000$ a $\mu_{\text{Mozek}} = 1,707 \cdot 10^{-6}$, což je stejné jako v předchozím případě (3.4.2). Simulace opět proběhla na frekvenci 50 Hz. Budící zdroj v podobě cívky se nacházel na stejném místě, dále měl stejné rozměry, a i budící proud 1 A byl stejný jako v podkapitolách 3.4.2, 3.3.3 a 3.3.2. Okrajové podmínky byly stejné jako ve všech simulacích s modely mozku, a to otevřené do vzdálenosti 40 mm ve všech směrech. Výsledná simulace se skládala z 799395 tetrahedrálních elementů sítě, což je opět více, než tomu bylo za stejných podmínek u kvazistatického přístupu. Na závěr modelování byla opět vytvořena křivka na povrchu mozku, která byla stejná jako v podkapitole 3.3.3 a 3.2.3.

Příští obr. 55 se zabývá pohledem na modelující část této podkapitoly. Z první části obrázku můžeme vidět detailní síťování v řezné rovině $Z = 0$. Opět je zde zřejmý vysoký počet elementů sítě těsně pod povrchem modelu, na které pak navazují větší elementy. Druhá část obrázku byla tentokrát zaznamenána z trochu jiného pohledu, než tomu bylo v předchozích případech. Orientaci v prostoru můžeme posoudit podle souřadnic v dolní části obrázku. Z tohoto pohledu se nabízí jiný pohled, který v této práci nebyl ještě nabídnut, na trojklané a oční nervy. Dále z tohoto obrázku je zřejmá modrá křivka, která opět posloužila pro měření intenzity magnetického pole. Na závěr můžeme vidět cívku ve spodní části modelu, jejíž umístění je stejné jako v předchozích podkapitolách, kde byla využita cívka.



Obr. 55 Simulace mozku [39] pro frekvenční analýzu a) síťování v okolí budícího zdroje a těsně pod povrchem modelu b) měřicí křivka, trojklaný a oční nerv.

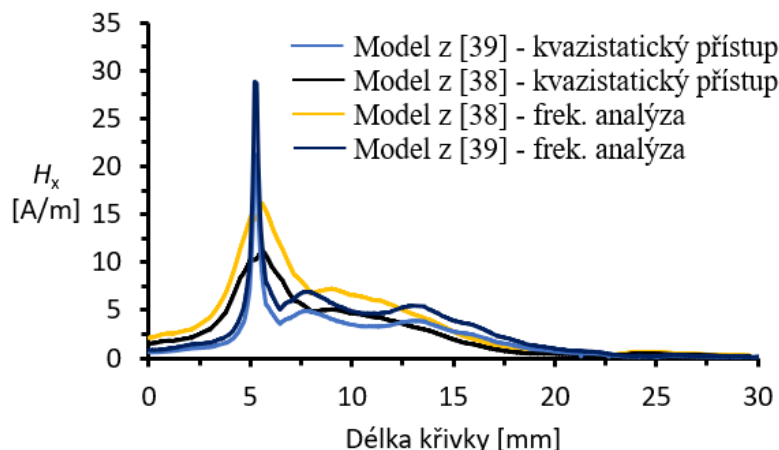
Simulace tohoto modelu trvala 3 hodiny 19 minut a 20 sekund, což je přibližně 11násobná doba oproti kvazistatickému přístupu. Porovnání s kvádrem, který k výpočtu potřeboval přibližně 13 minut a byl složen z poloviny síťových elementů, můžeme dojít k závěru, že zakřivování sítě a následný výpočet v těchto elementech, má zásadní vliv na časovou náročnost výpočtů. Následující obr. 56 reprezentuje rozložení magnetické intenzity na povrchu modelu z [39]. Z důvodu téměř stejného rozložení magnetické intenzity (rozdíly pouze v absolutních hodnotách, nikoli ve tvaru rozložení pole) jako v podkapitole 3.3.3 nebyl pro tento případ využit typický obrázek v řezné rovině $Z = 0$. Z tohoto obrázku sice není vidět rozložení pole šířící se od zdroje, ale je zde patrné rozložení intenzity na povrchu mozku. Můžeme zde vidět, že ve spodní části mozku je dosaženo nejvyšších hodnot intenzit, což má příčinu v malé vzdálenosti od cívky. Dále je zde zřejmé, že na povrchu trojklaných nervů dosahuje intenzita relativně vysokých hodnot, s uvažováním vzdálenosti od zdroje. Dále se zde potvrzuje jako v podkapitole 3.3.3, že v očním bulbusu a mozkovém kmenu dosahuje intenzita nízkých hodnot. Na závěr je zde zajímavý pohled na mozeček, kde v jeho spodní části intenzita nabývá poměrně vysokých hodnot, zatímco na povrchu střední části nízkých hodnot.



Obr. 56 Rozložení magnetické intenzity na povrchu mozku.

Příští obr. 57 věnuje pozornost srovnání magnetických intenzit na křivce pro modely z [38, 39] pro kvazistatický přístup a frekvenční analýzu. Na začátek diskuze tohoto

obrázku je třeba podotknout, že výsledný průběh z této podkapitoly trpěl stejnou chybou, jak tomu bylo v případě podkapitoly 3.3.3. Proto je zde již zobrazen průběh bez těchto skoků mezi dvěma hodnotami. Na tomto obrázku jsou zřejmé úvahy z předchozích podkapitol, a to stejné tvary průběhů mezi kvazistatickým přístupem a frekvenční analýzou pro jednotlivé modely. Jediný rozdíl v průbězích byl shledán v absolutních hodnotách, které jsou větší pro frekvenční analýzu. Z tohoto důvodu byl simulován pouze nejjednodušší [38] a nejsložitější model [39]. Simulovat všechny modely by mělo smysl pouze v případě zavedení nehomogenit do modelů, např. rozdělit mozek na šedou a bílou hmotu, nebo na důležité anatomické části.



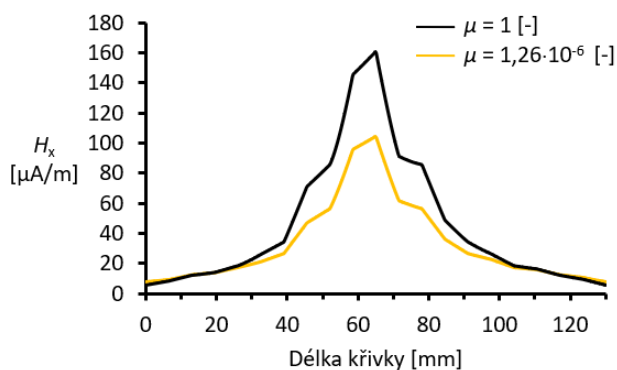
Obr. 57 Srovnání magnetické intenzity na křivce pro modely z [38, 39] pro kvazistatický přístup a frekvenční analýzu.

3.5 Plně vlnový přístup – časová analýza – škálování materiálových parametrů

Poslední zkoumaný přístup simulací je časová analýza, při které je využito škálování materiálových parametrů z důvodu vysoké výpočetní náročnosti. Jelikož časová analýza byla provedena v modulu Microwave studio softwaru CST, nenabízí se zde možnost stejných bodících zdrojů, jak tomu bylo v modulu EM studio. Z tohoto důvodu byl modelován dipól, kde je možné mezi jeho ramena vložit diskrétní port, kde se v nastavení nabízí možnost výběru typu buzení. Pro větší shodu s ostatními simulacemi byl zvolen proud o hodnotě 1 A.

V metodě škálování materiálových parametrů byl odhalen nedostatek, kde v literatuře [1] je škálována pouze relativní permitivita. Tím dojde ke značnému snížení výpočetního času, bohužel se zde neuvažuje permeabilita. Při definici permeability rozdílné od jedné zde dochází k razantnímu navýšení výpočetního času. Navíc by se měla přepočítávat i samotná permeabilita, čímž se tato hodnota dostane na velmi malá čísla, což výpočetní čas vrátí zpátky do situace, kde by vůbec škálování materiálových parametrů nebylo uvažováno. Vliv permeability v časové analýze byl zkoumán na simulaci z podkapitoly 3.5.1, kde byla kvůli snížení výpočetního času nastavena $\epsilon_r = 1$, zatímco permeabilita byla zkoumána parametricky pro hodnoty $\mu = 1$ a $1,26 \cdot 10^{-6}$. Dále zde byl razantně snížen počet vzorků pro výpočet na jednotlivých frekvencích. Zkoumán byl vliv na rozložení elektrické a magnetické intenzity, kde pro elektrickou intenzitu, na

dvou výše zmíněných permeabilitách, nebyla pozorována žádná změna. Změna se projevila na rozložení intenzity magnetického pole, což je znázorněné i na obr. 58. Z obrázku je patrné, že snížení permeability o šest řádů, což odpovídá přepočtu z 50 Hz na 50 MHz, nemá na výslednou závislost velký vliv. Z tohoto důvodu, a dále snížení výpočetního času při permeabilitě $\mu = 1$, bude v následujících simulacích použita právě tato hodnota. Z obrázku je zřejmý i schodovitý tvar průběhu, což má příčinu ve snížení vzorků pro výpočet. Nepřesnost intenzity magnetického pole byla sledována i v podkapitole 3.1, kde docházelo k ověření této metody, což bylo pravděpodobně způsobeno nepřepočítáním permeability. Z důvodu nepřesností intenzity mag. pole a stejného průběhu intenzity el. pole bude pro tento přístup sledována intenzita elektrického pole.



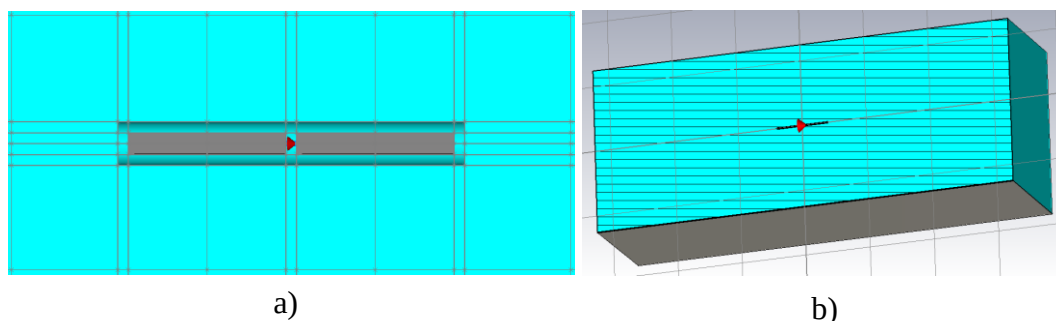
Obr. 58 Vliv permeability na intenzitu magnetického pole.

3.5.1 Kvádr pro experimentální měření

Pro vytvoření modelu kvádrů můžeme opět využít postup popsany v podkapitole 3.2.1. Dipól je možné vytvořit příkazem Cylinder v záložce modeling, který je orientovaný ve směru X. V tomto formuláři dále následuje definice vnějšího a vnitřního poloměru, kde vnější poloměr odpovídá hodnotě 0,5 mm a vnitřní 0 mm. V poslední řadě je zapotřebí definovat délku ramen, která odpovídá hodnotě $l = 15$ mm a polohu v Y, Z směru, která odpovídá hodnotám 0, což znamená, že se dipól bude nacházet ve středu kvádrů. Pro dokončení finální podoby modelu dipólu je nutné ještě vytvořit další válec, který bude následně využit pro vytvoření mezery mezi rameny. Toho bylo docíleno stejným způsobem jako při tvoření samotného dipólu, pouze rozměry délky odpovídaly hodnotám $\pm 0,25$ mm. Dále je nutné vytvořit prostor v modelu pro dipól. Toho můžeme docílit duplikováním dipólu pomocí příkazu translate a následné úpravě rozměrů na dvojnásobný poloměr, a přidáním rozměru pro mezeru na obě strany délky dipólu. Tímto způsobem se vytvoří dostatečný prostor v kvádrů pro kompromis mezi síťováním a délkou výpočtu. Na závěr stačí odečíst duplicitní dipól od modelu, čímž se vytvoří prostor pro dipól, a dále odečtení mezery od dipólu, čímž nabude dipól finální podoby. Budící zdroj představoval diskrétní port, kde je nutné vybrat střed plochy mezi rameny dipólu a dále definovat proud, který odpovídá hodnotě 1 A. Na závěr modelovací čisti je zapotřebí vytvořit zemnicí desku, která poslouží v reálném experimentu pro připojení záporné svorky generátoru. Toho lze docílit pomocí funkce Extrude, ve které se označí spodní strana kvádrů a následně se definuje výška této desky, která byla stanovena na hodnotu 0,2 mm. Stejného výsledku je možné dosáhnout i pomocí příkazu brick, ve kterém se definuje poloha desky na spodní stranu modelu kvádrů. Ovšem funkce Extrude je

jednodušší, protože se zde nemusí definovat poloha desky, pouze stačí označit spodní stranu kváдру. Dále je nutné definovat materiálové vlastnosti zemnicí desky, které odpovídaly perfektně elektrickému vodiči. Okrajové podmínky byly nastaveny stejně jako ve všech předchozích případech, a to otevřené do vzdálenosti 1,5násobku délky kváдру ve všech směrech. V dalším kroku je zapotřebí definovat materiál modelu, k čemuž bylo využito škálování materiálových parametrů. Použitá permitivita byla získána z rovnice (2) uvedená v úvodní kapitole, do které se dosadí hodnota permitivity svalové tkáně pro frekvenci 50 Hz, a dále frekvence použitá při této simulaci, která odpovídala 50 MHz. Tímto způsobem byla vypočítána relativní permitivita $\epsilon_r = 17,719$. Vodivost svalové tkáně $\sigma = 0,67808$ S/m pro frekvenci 50 MHz je možné zjistit z webové stránky [41]. Vlastnosti síťování v Microwave studiu jsou mírně odlišné, kde je nutné definovat počet buněk na vlnovou délku a dále počet buněk na maximální délku hrany modelu. Dále zde nejsou použity tetrahedrální síťové elementy jako v EM studiu, ale hexahedrální síťové elementy, což jsou objekty o šesti stranách, kde jejich tvar představují souřadnice vrcholů v prostoru. K zajištění přesných výsledků bylo zvoleno 70 buněk na jednu vlnovou délku, a dále 14 buněk na maximální délku hrany modelu. Při volbě nižší hodnoty buněk na maximální hranu modelu bylo zjištěno, že buňky jsou příliš velké na to, aby mohl být diskretní port přesně mezi rameny, proto při volbě nižší hodnoty zasahoval port do ramene dipólu. Ovšem při zvýšení této hodnoty dochází ke značnému prodloužení výpočetního času. Mírného snížení lze dosáhnout v nastavení síťování ve formuláři Simplify Model, kde je možné zaškrtnout aplikaci tenkého modelu drátu na pevné dráty (Apply thin wire model to solid wires). Po úpravách v objemové síti byl model definovaný 102258 hexahedrálními elementy sítě. V nastavení řešiče je zapotřebí zkontrolovat výběr hexahedrální sítě a nastavení přesnosti výpočtu, která odpovídala hodnotě -50 dB.

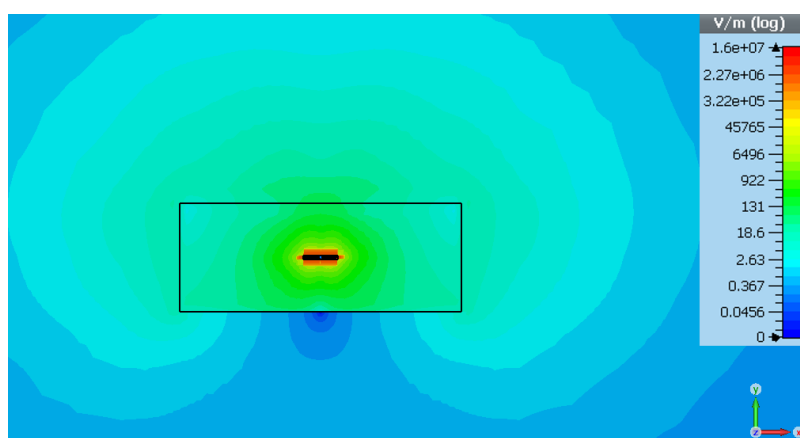
Následující obr. 59 představuje pohled na simulaci kváдру pro plně vlnový přístup v podobě časové analýzy. Z první části obrázku můžeme vidět detailní pohled na síťování dipólu v řezné rovině $Z = 0$. Z obrázku je patrný vliv zvýšení počtu buněk na maximální délku hrany, díky čemuž byl na konce ramen dipólu, mezi ně a kolem ramen přidán celý sloupec buněk. Druhá část obrázku věnuje pozornost pohledu na celou simulaci v řezné rovině $Z = 0$. Díky této řezné rovině můžeme vidět polohu dipólu ve středu modelu kváдру. Dále je z obrázku zřejmá zemnicí deska na spodní straně kváдру. Bohužel přímka snímání z tohoto pohledu není patrná, ale nachází se na stejné pozici jako u všech předchozích případů, a to na pozici $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm.



Obr. 59 Časová simulace kváдру a) detailní pohled na síťování budícího zdroje a jeho okolí
b) pohled na celou simulaci.

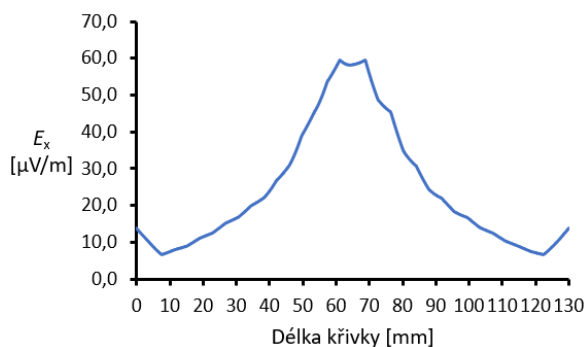
Po dokončení výpočtu simulace se opět nabízí možnost kontroly výpočetního času příkazem Logfile, kde je možné zjistit, že simulace trvala 29 minut a 25 sekund. I přes

použití škálování materiálových parametrů simulace zabrala přibližně dvojnásobek výpočetního času oproti frekvenční analýze. V tomto případě má na výpočetní čas největší vliv zvýšení hodnoty buněk na maximální délku hrany modelu, frekvenční rozsah výpočtu, který v tomto případě odpovídal intervalu $\langle 45, 55 \rangle$ MHz, kde platné číselné hodnoty jsou na 50 MHz, protože se na ně musí aplikovat zpětný výpočet. Následující obr. 60 prezentuje rozložení škálované intenzity elektrického pole pro frekvenci 50 MHz v řezné rovině $Z = 0$. Z obrázku je patrný vliv zemní desky, kde pod deskou dosahuje intenzita nízkých hodnot, protože na povrchu desky se EM vlna odráží zpět ke zdroji. Dále si můžeme povšimnout chybného rozložení pole v blízkosti dipólu. To je pravděpodobně způsobené metodou konečných integrací, kde se těžko modelují tenké dráty [42]. Tomu odpovídá i dlouhý výpočetní čas, kde sám software CST upozornil na zjednodušení výpočtu, který by jinak trval mnohem déle. Tímto způsobem pravděpodobně vznikla chyba v blízkosti dipólu. Aby číselné hodnoty odpovídaly frekvenci 50 Hz, bude je nutné následně přepočítat podle vztahu (3) v úvodní kapitole.



Obr. 60 Rozložení škálované intenzity elektrického pole v rovině $Z = 0$ pro frekvenci 50 MHz.

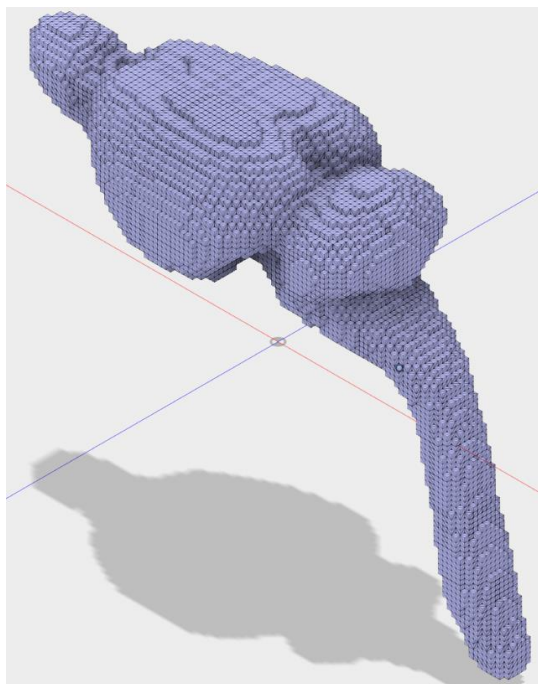
Následující obr. 61 znázorňuje rozložení přepočítané intenzity elektrického pole na přímce v poloze $X = \pm 65$ mm, $Y = 25$ mm a $Z = 18,75$ mm. Z obrázku je patrná maximální hodnota v polovině křivky, kde se také projevila chyba popsaná v předchozím odstavci. Tato chyba se v obrázku projevuje jako pokles hodnoty elektrické intenzity. Dále je z obrázku patrné, že graf není přesně symetrický, jak tomu bylo v předchozích případech, a jsou zde zřejmé ostré hrany, které by bylo možné odstranit zvýšením sítování a přesnosti výpočtu. Dále se zde projevuje skutečnost jako u předchozích přístupů, že od středu intenzita elektrického pole klesá, což je způsobené vzdalováním od budícího zdroje a jediným (homogenním) materiálem kvádrů.



Obr. 61 Intenzita elektrického pole E_x na křivce.

3.5.2 Model mozku převzatý z [38]

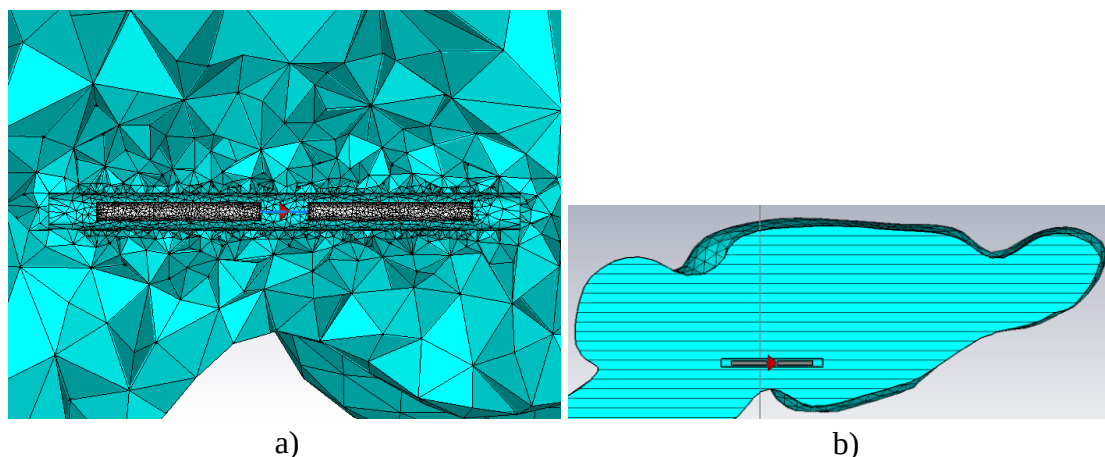
Po importování modelu do simulace je opět nutné nastavit materiálové parametry modelu. Jak již bylo avizováno v podkapitole 3.5, tak permeabilita byla nastavena na hodnotu 1. Vodivost modelu odpovídala hodnotě z Národního ústavu duševního zdraví v Praze, a to $\sigma = 0,27$ S/m. Relativní permitivita byla vypočítána stejně jako v předchozí podkapitole 3.5.1 podle rovnice (2), která vyšla na $\epsilon_r = 34,163$ pro $f = 50$ MHz, na které proběhla simulace. Postup pro vytvoření dipólu a prostoru pro něj v modelu odpovídá postupu z předchozí podkapitoly 3.5.1. Avšak rozdíl zde byl ve velikostech, kde v tomto případě délka dipólu byla $l = 4$ mm, mezera mezi rameny $0,5$ mm a tloušťka dipólu $0,2$ mm. Umístění dipólu odpovídalo přibližnému místu jako v případě cívky, a to na přechod mezi mozkovým kmenem a mozkem. Dipól byl buzený opět diskretním portem mezi rameny o hodnotě proudu 1 A. Rovněž okrajové podmínky odpovídaly všem předchozím simulacím, a to otevřeným do vzdálenosti 40 mm ve všech směrech. Dále následovala kontrola síťování, kde bylo zjištěno několik problémů. Především pro rozměr tloušťky dipólu je zapotřebí velmi vysoké nastavení počtu buněk na maximální délku hrany modelu. Další komplikace vznikla ve tvaru samotného modelu, kdy popis kulatého tvaru pomocí hexahedrálních elementů sítě je velmi náročný, kde je opět nutné zvýšit počet buněk. Avšak zásadní problém byl v nemožnosti výpočtu, kdy software CST v podobě chyby ukončil výpočet, především z nedostatku paměti. Možným řešením se jevílo převedením modelu na voxelovský model, což odstraní kulaté hrany a razantně tak sníží počet buněk. Model z [38] byl převeden na voxelovský model pomocí softwaru SimLab Composer 8 [44]. Výsledek převodu na voxelovskou geometrii znázorňuje tento obr. 62, který je složen z 48217 voxelů. Jelikož plochy těchto voxelů jsou pouze čtverce, je pro CST mnohem jednodušší tento model popsat hexahedrální sítí. Díky této úpravě modelu bylo možné provést simulaci, avšak výsledek se nejevil zcela správný, protože se zde ve větší míře projevila chyba kolem dipólu jako v předchozím podkapitole 3.5.1.



Obr. 62 Mozek z [38] po převodu na voxelovskou geometrii.

Z výše uvedených problémů bylo hledáno jiné řešení časové analýzy, které bylo nalezeno v modulu Frequency Domain v CST Microwave studiu. Rozdíl v těchto modulech je v řešení Maxwellových rovnic, kde modul Frequency Domain pomocí Fourierovy transformace převede řešení do frekvenční oblasti, kde se z diferenciálních rovnic stanou algebraické, zatímco modul Time Domain počítá M. rovnice v časové oblasti. Výsledkem obou modulů je v ideálním případě stejný výsledek, ovšem z diskuze na webové stránce [45] bylo zjištěno, že modul Frequency Domain je vhodnější pro zakřivené modely a elektricky menší struktury. Další výhoda tohoto řešiče byla shledána v možnosti použití tetrahedrálního síťování. Z těchto důvodů byl pro časovou analýzu využit právě modul Frequency Domain spolu se škálováním materiálových parametrů. Nastavení simulace bylo stejné, jak uvádí první odstavec této podkapitoly, kde výsledný model se skládal z 86114 tetrahedrálních elementů sítě. Na závěr byla definována měřicí křivka, která odpovídá křivkám z předchozích přístupů pro tento model.

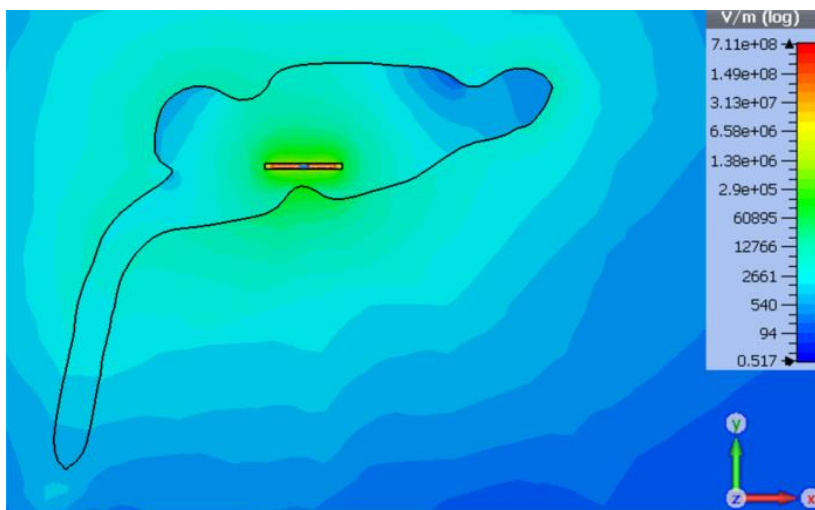
Na dalším obr. 63 můžeme vidět modelovací část této kapitoly. První část se zabývá místem budícího zdroje v řezné rovině $Z = 0$, kde je patrný prostor na dipól a dále diskretní port mezi jeho rameny. Druhá část znázorňuje pohled na umístění dipólu v modelu v řezné rovině $Z = 0$. Souřadnice X a Y byly změněny tak, aby se dipól nacházel přibližně na stejné pozici jako cívka.



Obr. 63 Časová simulace modelu z [38] a) detailní pohled na síťování dipólu a jeho blízkého okolí b) umístění dipólu v modelu.

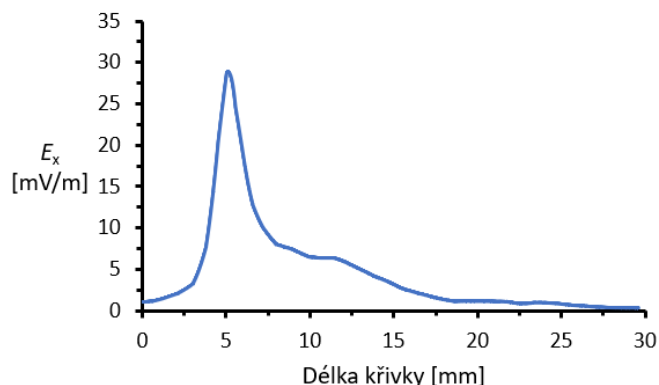
Po dokončení simulace je opět možné zkontrolovat délku výpočtu, který odpovídal hodnotě 2 minut a 50 sekund. Porovnáním s frekvenční analýzou dojdeme k závěru, že časová analýza zabrala méně výpočetního času. Tento rozdíl je primárně způsobený poloviční hodnotou celkových elementů sítě, kde k definici dipólu je zapotřebí podstatně méně elementů, než je tomu u cívky. Další stěžejním faktorem pro frekvenční analýzu byl výpočet na frekvenci 50 Hz, velmi vysoké permitivitě a nízké permeabilitě. Zatímco v této simulaci byla frekvence škálována na 50 MHz, tím došlo i ke snížení permitivity, a dále se zde uvažovala permeabilita rovná jedné, jak bylo odůvodněno v podkapitole 3.5. Naopak stěžejním faktorem pro tuto simulaci byl výpočet pole v rozsahu frekvencí $\langle 49, 50 \rangle$ MHz. Na následujícím obr. 64 je prezentovaná škálovaná intenzita elektrického pole v řezné rovině $Z = 0$ na frekvenci 50 MHz. Tato frekvence je uváděna z toho důvodu, že přepočtení permitivity je platný pouze pro tuto frekvenci. Ve výsledcích na ostatních frekvencích je zahrnuta chyba, protože frekvenci odlišné od 50 MHz by odpovídala jiná permitivita. Proto se zvyšováním a snižováním frekvence od 50 MHz se chyba

v hodnotách intenzit zvyšuje. Ovšem na ostatních frekvencích lze pozorovat dynamiku pole. Z obrázku jsou patrné podobné vlastnosti, jak tomu bylo u kvazistatického přístupu a frekvenční analýzy, kde pole má malé účinky na čichový bulbus a mozkový kmen. Naopak rozdíl s kvazistatickým přístupem a frekvenční analýzou můžeme sledovat ve vysokých hodnotách intenzit vně modelu, což je způsobené přepočítanou permitivitou na nízkou hodnotu a zkoumání intenzity el. pole.



Obr. 64 Rozložení škálované elektrické intenzity pole v řezné rovině $Z = 0$ pro frekvenci 50 MHz.

Příští obr. 65 se zabývá rozložením přepočítané el. intenzity na křivce na povrchu modelu z [38]. Aby tyto hodnoty odpovídaly, musely být přepočítány podle rovnice (3), což je zpětný přepočet metody škálování materiálových parametrů. Výsledky vykazují podobný tvar pole na křivce, jak tomu bylo v předchozích případech. Opět se zde potvrzují nízké hodnoty v koncových částech mozku a nejvyšší hodnota přibližně na 5 mm křivky. Porovnáním s předchozí podkapitolou můžeme dojít k závěru, že řešení ve frekvenční oblasti vykazuje hladší průběh, než tomu bylo na obr. 61.



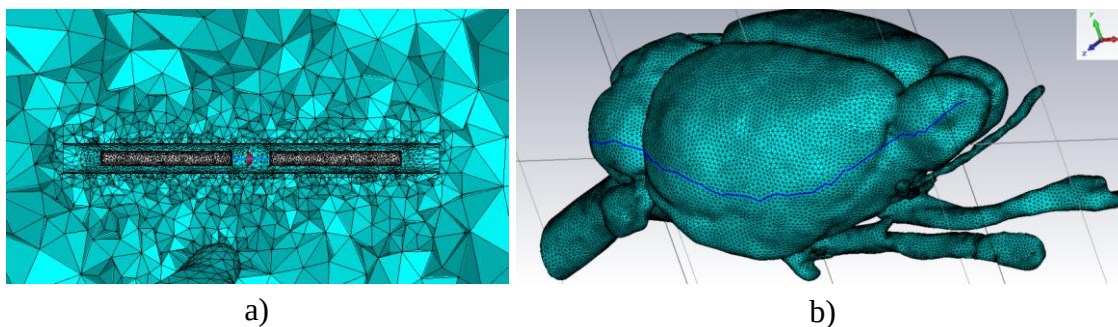
Obr. 65 Přepočítaná intenzita el. pole na křivce.

3.5.3 Model mozku převzatý z [39]

Po importování modelu z [39] do simulace je opět zapotřebí nastavit materiálové parametry. Ty odpovídaly hodnotám z předchozí podkapitoly 3.5.2, a to $\sigma = 0,27 \text{ S/m}$,

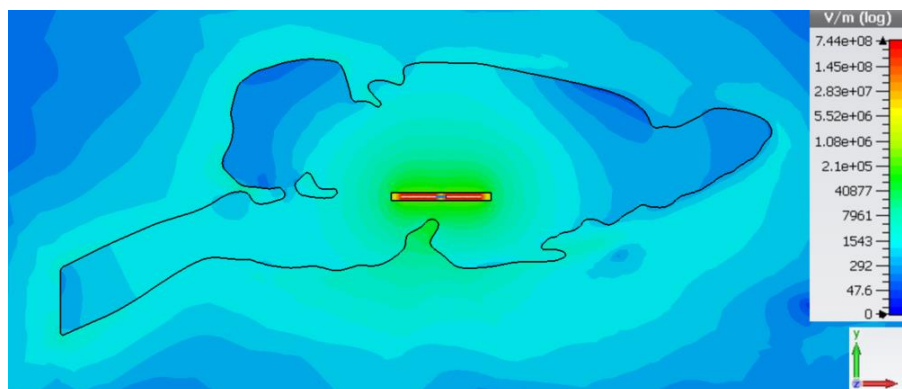
$\mu = 1$, $\epsilon_r = 34,163$ pro simulační frekvenci 50 MHz. Umístění a rozměry dipólu v modelu odpovídaly rovněž předchozímu případu ($l = 4$ mm, mezera 0,5 mm a tloušťka dipólu 0,2 mm), kde dipól byl buzen proudem 1 A. Taktéž okrajové podmínky opět odpovídaly otevřenému nastavení do vzdálenosti 40 mm ve všech směrech. Ze zkušeností z minulé podkapitoly 3.5.2 podlehla simulace řešiči Frequency Domain, kde celkový počet tetrahedrálních elementů sítě odpovídal hodnotě 726742. Opět je zde o několik desítek tisíc méně elementů než pro stejný model ve frekvenční analýze, což je opět způsobené nutností vyššího počtu elementů pro definici cívky než dipólu.

Na příštím obr. 66 je znázorněna podoba modelovací části této podkapitoly. Z první části obrázku můžeme vidět síťování dipólu, kde jeho okolí je detailnější než u modelu z [38] v předchozí podkapitole 3.5.2. Dále z prostoru kolem dipólu můžeme vidět, že po stranách ramen dipólu je přidána jedna délka mezery, zatímco nad dipól je prostor o velikosti poloviny tloušťky dipólu. Druhá část obrázku poskytuje pohled z jiného úhlu, než tomu bylo v předchozích případech, což znázorňují souřadnice v pravém horním rohu. Kromě pohledu na měřicí křivku, která je znázorněná modře, se zde nabízí lepší pohled na dva oční nervy.



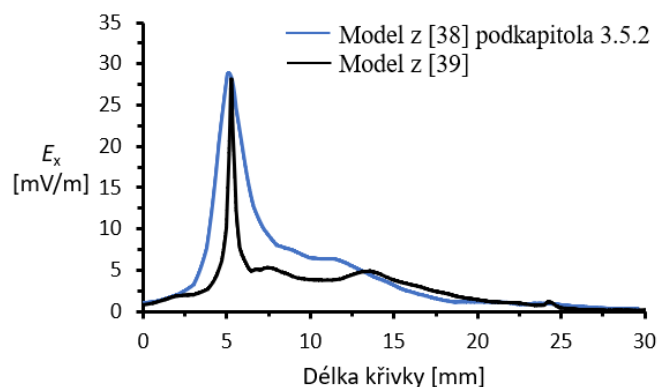
Obr. 66 Časová analýza modelu z [39] a) síťování dipólu v řezné rovině $Z = 0$
b) pohled na celou simulaci.

Příkazem Logfile zjistíme, že simulace zabrala 2 hodiny 30 minut a 27 sekund, což opět potvrzuje nižší časovou náročnost v porovnání s frekvenční analýzou. To je opět způsobené nižším počtem elementů sítě, výpočtu na 50 MHz s využitím metody škálování materiálových parametrů, nízké permitivity a permeability rovné jedné. Z následujícího obr. 67 je opět patrná nízká hodnota el. intenzity v konečných částech mozku, a dále vliv trojklaných a očních nervů ve spodní pravé části obrázku. Stejně jako v předchozím případě simulace proběhla v rozmezí $\langle 49, 50 \rangle$ MHz, kde pro správnost výsledků je třeba hodnoty přepočítat podle rovnice (3).



Obr. 67 Rozložení škálované el. intenzity v řezné rovině $Z = 0$ pro $f = 50$ MHz.

Na posledním obr. 68 v této podkapitole můžeme vidět srovnání obou modelů pro časovou analýzu. Výsledné hodnoty ze simulace byly opět přepočítány podle rovnice (3). Z grafu je patrný podobný tvar průběhů pro oba modely, kde maximální hodnoty byly dosaženy přibližně ve vzdálenosti 5 mm na křivce. Z modrého průběhu je patrná menší strmost v oblasti kolem 5 mm, což je způsobené větší prohlubní mezi mozečkem a mozkiem u modelu [38]. Konečná část křivky se opět nese v duchu nízkých hodnot el. intenzit, protože se jedná o nejvzdálenější části mozku od zdroje.



Obr. 68 Srovnání výsledné el. intenzity na křivce pro časovou analýzu.

4 POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ A MĚŘENÍ

Čtvrtá kapitola prezentuje porovnání výsledků jednotlivých modelů skrz všechny přístupy. Jak naznačují některé grafy ve třetí kapitole, tak srovnání simulací se stejnými zdroji byly ukázány už tam, protože bylo tak možné porovnávat výsledky bez potřeby normování hodnot. Společně s tímto porovnáním zde bude uvedeno srovnání časové náročnosti jednotlivých přístupů a počtu elementů objemové sítě. Z důvodu rozdílných zdrojů a výsledných veličin (el. potenciál, intenzita magnetického a elektrického pole) je zapotřebí tyto výsledky normovat. Normování znamená, že výsledný soubor hodnot dané veličiny je reprezentován v intervalu $\langle 0,1 \rangle$, kde nulu představuje nejmenší hodnotu, zatímco jednička nejvyšší hodnotu v tomto souboru. Toto normování je možné provést podle následující rovnice:

$$X_{\text{norm}} = (X - X_{\min}) \cdot \frac{1}{X_{\max} - X_{\min}}, [-] \quad (16)$$

kde X_{norm} představuje výslednou normovanou hodnotu, X je veličina určená k normování, $X_{\min}$ a $X_{\max}$ reprezentuje minimální a maximální hodnotu ze souboru hodnot.

Dále tato kapitola bude pojednávat o vlivu na změnu rozměrů budících zdrojů. Tento faktor je důležité prověřit zejména z toho důvodu, že rozměry použitých budících zdrojů byly odvozeny od zdrojů použitých v několika literaturách [1, 46, 47, 48, 49, 50]. Většinou se jednalo o zmenšení rozměrů zdrojů v poměru vzhledem k dalšímu objektu, např. zmenšení dipólu v simulaci pro lidský mozek ku krysímu mozku. Výsledky z této části také můžou posloužit v budoucnu při reálných experimentech, kdy již bude znám vliv změny rozměrů. Ověření vlivu rozměrů na budící zdroje bylo provedeno pouze pro samostatný zdroj bez dalších objektů v simulaci pro otevřené podmínky.

Na závěr této kapitoly bude věnována pozornost měření s agarovou hmotou. Původně bylo zamýšleno, že pro tuto část budou vytvořeny tři fantomy o velikosti kvádra z podkapitoly 2.5. První fantom by měl odpovídat elektrodě a zemnicí desce podle vzoru z podkapitoly 3.2.1. Do dalšího by byla zalita cívka s jedním závitem, která by pro první případ byla buzena stejnosměrným proudem a pro druhý případ střídavým proudem, jak je naznačeno v podkapitolách 3.3.1 a 3.4.1. Poslední experimentální měření se mělo zaobírat fantomem s buzením pomocí dipólu jak představuje podkapitola 3.5.1. Od těchto experimentů bylo nakonec odstoupeno, protože měření intenzity magnetického pole by bylo velice náročné, takže by bylo možné dosáhnout výsledků pouze pro statický přístup a časovou analýzu. Mezi další důvody patřila velká nejistota výsledných elektrických vlastností agaru. Na toto má vliv nejen poměr agaru a destilované vody při vaření, ale také vzniklé bublinky při vaření, čas měření od odlití agaru, kde se s časem vypařuje voda a opět mění vlastnosti agaru. Dále různé poruchy a trhliny v agaru při jeho manipulaci atp. Další odlišnosti mohou být způsobeny i postupem vaření agaru, kde v jistých případech se prvně vaří samotný agar a až po jeho rozpuštění se přidá destilovaná voda, čímž nedojde k odpařování vody během vaření a je tak zachován poměr. Chyby ve vlastnostech mohou vzniknout i přiložením zemnicí desky na agar, kdy pod touto deskou se mohou vytvořit vzduchové bubliny. Z výše uvedených důvodů by pro zbylé dva přístupy nemohly být zaručeny stejné podmínky měření, proto se experimentální část této práce zaměřila na měření vlastností agaru.

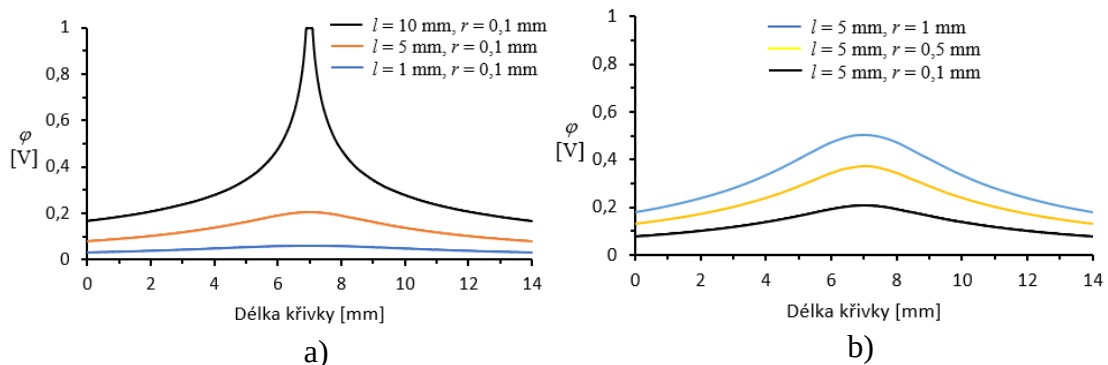
4.1 Vliv změny rozměrů budících zdrojů

Tato podkapitola bude rozdělena na tři části, kde každá jedna část se bude věnovat právě jednomu zdroji, který byl využit v kapitole 3. Bude zde zkoumán vliv změny rozměrů na výsledné pole. Tyto simulace probíhaly za zjednodušených okolností, kdy byl modelován pouze zdroj a jeho výsledné pole bylo snímáno na křivce nad budícím zdrojem.

4.1.1 Elektroda

V první řadě byl zkoumán vliv rozměrů elektrod, které jsou využity pro statický přístup. Simulace odpovídala parametrickému rozmítání rozměru pro délku elektrody l při stálé hodnotě tloušťky vodiče o poloměru $r = 0,1$ mm, zatímco druhý běh simulace odpovídal stálé hodnotě délky elektrody $l = 5$ mm a parametrickému rozmítání poloměru tloušťky vodiče r . Podmínky simulace byly stejné, a to el. potenciál 1 V, otevřené okrajové podmínky do vzdálenosti 30 mm ve všech směrech, což je dostačující pro tuto simulaci. Pro tuto simulaci bylo využito řešiče E-static, což je stejný řešič, který našel využití pro simulace ve třetí kapitole pro statické řešení.

Příští obr. 69 se zabývá rozmítáním rozměrových parametrů elektrody. Z první části můžeme vidět rozložení el. potenciálu na křivce pro rozmítání délky elektrody l . Z tohoto obrázku je patrné, že s vyšší délkou elektrody dosáhneme vyšších hodnot el. potenciálu. To je především způsobené tím, že měřicí křivka byla pro všechny případy na stejném místě, a při větších rozměrech ležela elektroda blíže měřicímu místu. Druhá část obrázku se věnuje rozmítání poloměru vodiče r , při konstantní délce l . Z obrázku je patrný stejný vliv jako v předchozím případě, a to dosažení vyšší hodnoty el. potenciálu při větší tloušťce vodiče, ze kterého je elektroda vytvořena.



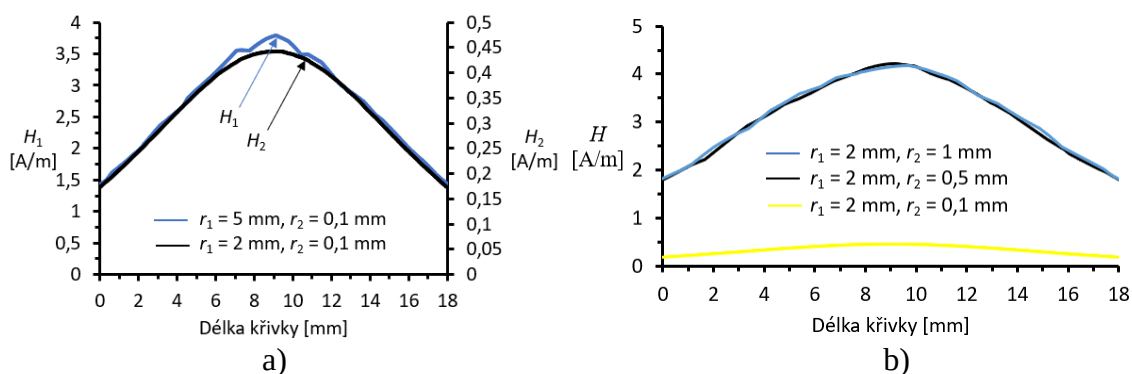
Obr. 69 Rozmítání parametrů rozměrů elektrody a) délky l při stálém poloměru
b) poloměru r při stálé délce elektrody.

4.1.2 Cívka s jedním závitem

V dalším kroku byl zkoumán vliv rozměrů cívky na magnetické pole. Cívkou je možné v CST popsat dvěma rozměry, kde první představuje poloměr celé cívky, zatímco druhý poloměr tloušťky vodiče. Simulace opět odpovídala rozmítání prvního poloměru r_1 za konstantní hodnoty druhého poloměru $r_2 = 0,1$ mm, kdežto v druhém běhu byl poloměr $r_1 = 5$ mm konstantní a rozmítán byl parametr r_2 . Podmínky simulace odpovídaly protékajícímu proudu cívkou o hodnotě 1 A, otevřené podmínky do vzdálenosti 30 mm ve všech směrech. Pro výpočet bylo využito řešiče M-static, což odpovídá kvazistatickému

řešení Maxwellových rovnic. Simulace cívky pro frekvenční analýzu nebyl proveden, protože ze třetí kapitoly vyšlo najevo, že výsledná magnetická intenzita je stejného charakteru jako v kvazistatickém přístupu, kde jediný rozdíl byl shledán v absolutních hodnotách, proto i zde lze předpokládat, že charakter výsledků bude stejný.

Na dalším obr. 70 můžeme vidět výsledek rozmítání parametrů cívky. První obrázek se zabývá rozmítání poloměru r_1 za konstantní hodnoty r_2 . Graf je rozdělen na dvě osy, kde obě osy reprezentují magnetickou intenzitu. To je z důvodu velkých rozdílů mezi oběma průběhy, kde při znázornění obou průběhů do jedné svislé osy by byl jeden průběh prakticky čára blízká nulové hodnotě mag. intenzity. V grafu je modře vyznačen průběh pro $r_1 = 5 \text{ mm}$ a $r_2 = 0,1 \text{ mm}$, který odpovídá levé svislé ose, zatímco nastavení $r_1 = 2 \text{ mm}$ a $r_2 = 0,1 \text{ mm}$ reprezentuje černý průběh a je závislý na pravé svislé ose. Z grafu vidíme, že změna parametrů neovlivnila tvar závislosti, pouze u modrého průběhu je patrný kostřbatý průběh, což má za následek nízká hodnota v nastavení síťování okolí (defaultně 5). Ovšem je zde velký rozdíl ve výsledné magnetické intenzitě, kde modrý průběh dosahuje vyšší maximální hodnoty o přibližně 800 %. V druhé části tohoto obrázku je znázorněný vliv změny poloměru r_2 , tedy poloměru tloušťky vodiče cívky. V tomto grafu žlutý průběh odpovídá průběhu černému z první části tohoto obrázku. Zde je zajímavý především černý a modrý průběh, které jsou téměř totožné, přitom se jedná o velkou změnu poloměru tloušťky vodiče. Z grafu lze tedy konstatovat, že další zvyšování poloměru r_2 nepřinese vyšší hodnoty intenzit magnetických polí. Na závěr je také nutné podotknout, že další zmenšování rozměrů přineslo velmi dlouhý výpočetní čas a vysoké paměťové nároky, kde v některých případech nebylo možné simulaci ani dokončit. To se do budoucna může jevit jako závažný problém, protože pro simulaci neuronálních aktivit bude zapotřebí velmi malých budících zdrojů.

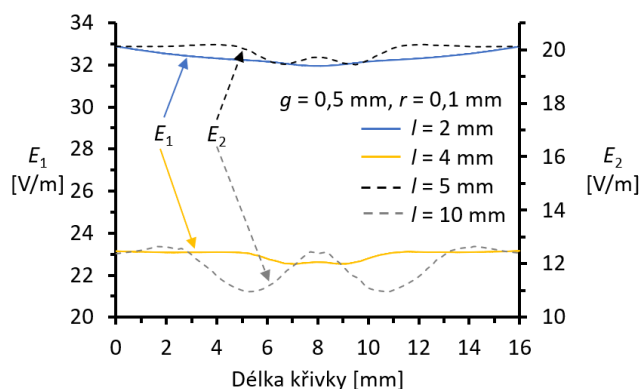


Obr. 70 Rozmítání parametrů pro rozměry cívky a) poloměru r_1 při stálém poloměru r_2
b) poloměru r_2 při konstantním poloměru r_1 .

4.1.3 Dipól

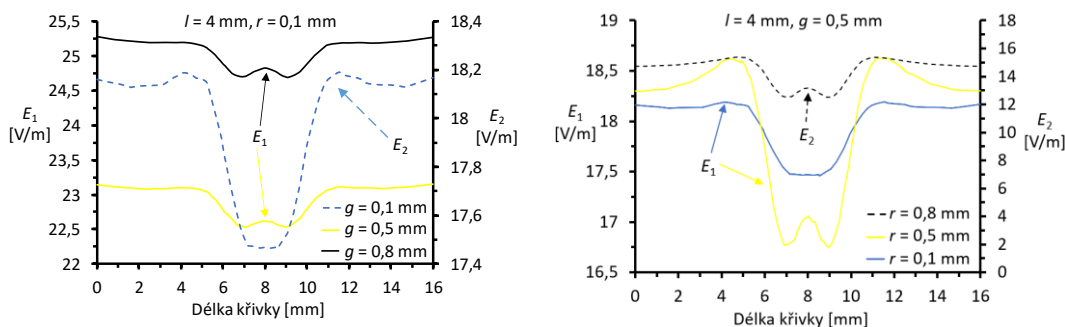
Na závěr byl zkoumán vliv rozměrů dipólu na intenzitu elektrického pole. Dipól je popsán třemi rozměry, kde první z nich popisuje délku dipólu l , dále poloměr tloušťky dipólu r a poslední parametr představuje šířku mezery g mezi rameny. Stejně jako ve všech případech pro časovou analýzu byl dipól buzen diskretním portem o hodnotě proudu 1 A. Okrajové podmínky byly rovněž stejné, a to otevřené do vzdálenosti 30 mm ve všech směrech pro tuto podkapitolu. Pro výpočet bylo opět využito rozmítání parametrů v řešiči Frequency Domain v softwaru CST Microwave studio.

Na příštím obr. 71 je uveden vliv délky dipólu l na intenzitu el. pole za stálých hodnot mezery $g = 0,5$ mm a poloměru tloušťky dipólu $r = 0,1$ mm. V obrázku celý průběh reprezentuje levou svislou osu, kdežto čárkovaný průběh pravou svislou osu. Můžeme zde vidět opačnou závislost než u předchozích případů, kde se snížením rozměru délky dostáváme větší hodnoty intenzit, kde nejvyšší hodnoty bylo dosaženo pro délku $l = 2$ mm. Dále je zde zajímavé zvlnění v prostřední části křivky, které pro délku $l = 2$ mm není patrné, zatímco pro délku $l = 10$ mm pokrývá téměř celou křivku. Porovnáním délky zvlnění a délky dipólu zjistíme, že tyto dvě délky jsou téměř shodné.



Obr. 71 Vliv délky dipólu na el. intenzitu.

Další obr. 72 se věnuje rozmítání mezery mezi rameny dipólu g a v druhé části pak poloměru tloušťky dipólu r . V obou částech obrázku plná čára odpovídá levé svislé ose, kdežto čárkovaný průběh je závislý na pravé svislé ose. První část obrázku se zabývá rozmítáním mezery za konstantních hodnot $l = 4$ mm a $r = 0,1$ mm. Z obrázku je patrné, že nejvyšších hodnot bylo dosaženo pro hodnotu mezery $g = 0,8$ mm, takže se zvyšující se touto hodnotou roste i výsledná intenzita el. pole. Dále se zde ukázalo, že zvlnění průběhu je pro všechny mezery přibližně stejné, kde maximální rozdíl el. intenzity odpovídal přibližně hodnotě 1 V/m. Druhá část obr. 72 se zabývá rozmítáním tloušťky dipólu, při stále hodnotě $l = 4$ mm a $g = 0,5$ mm. Z grafu je patrné, že rozměr r nemá na výslednou el. intenzitu velký vliv. Největší vliv tohoto parametru můžeme sledovat ve zvlnění, kde rozdíl mezi modrým a žlutým průběhem je přibližně dvojnásobný. Zajímavá je i skutečnost, že zvlnění pro $r = 0,5$ a $0,8$ mm je přibližně stejné. Dále je zde zajímavé, že modrý průběh obsahuje pouze jedno minimum v oblasti zvlnění, kdežto zbylé dva průběhy dvě minima.



a) b)
Obr. 72 Rozmítání parametrů rozměrů dipólu a) mezery mezi rameny
b) poloměru tloušťky dipólu.

Dále je nutné podotknout, že zmenšování dipólu je možné poměrně více, než tomu bylo v případě cívky, kde byly problematické rozměry poloměru $r_1 < 1$ mm. V tomto případě bylo možné analyzovat struktury, které měly rozměry v řádech desetin mm, když byly sníženy okrajové podmínky a použito tetrahedrálního síťování v řešiči Frequency Domain. Další zajímavostí je zvyšování parazitních kapacit mezi rameny dipólu v závislosti na zvětšování tloušťky dipólu.

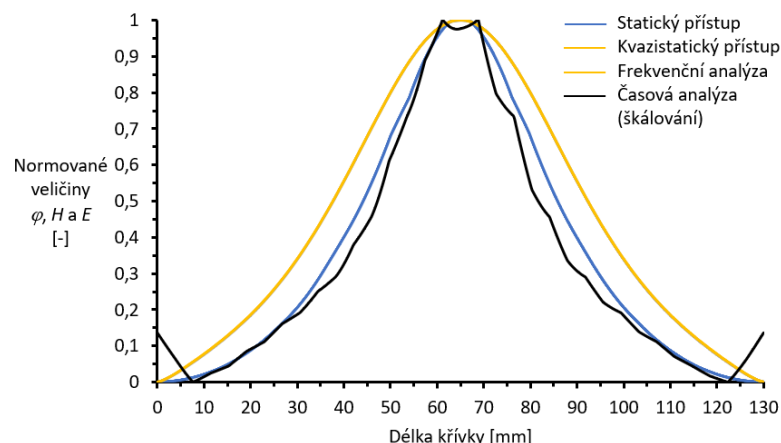
4.2 Srovnání modelů přes všechny přístupy

V této podkapitole bude uvedeno srovnání výsledných normovaných veličin na křivce pro jednotlivé modely přes všechny přístupy. Dohromady v této práci byly zkoumány tři modely pro čtyři možné řešení Maxwellových rovnic. Proto v této podkapitole budou tři další části, kde jedna část bude věnována právě jednomu modelu. Z důvodu rozdílných budících zdrojů a výsledných veličin je zapotřebí tyto veličiny normovat podle rovnice (16). Na závěr této podkapitoly bude uvedeno srovnání výpočetního času a počtu síťových prvků, které definovaly modely v konkrétních simulacích. Dále v této části bude uvedeno nastavení síťování v podobě počtu buněk na maximální délku hrany modelu a okolí, což má zásadní vliv na počet prvků a tím i celkový výpočetní čas.

4.2.1 Kvádr pro experimentální měření

V první řadě bylo zkoumáno porovnání přístupů pro kvádr, protože se jedná o nejvyšší zjednodušení krysího mozku.

Příští obr. 73 se zabývá porovnáním výsledků pro model kvádrů. V tomto grafu statickému přístupu odpovídá modrý průběh, kvazistatickému přístupu a frekvenční analýze průběh žlutý, kdežto černý průběh představuje časovou analýzu. V grafu je zajímavé, že kvazistatický přístup a frekvenční analýzu prezentuje jeden průběh. To je způsobené tím, že po přepočítání výsledků na normované hodnoty se vytratil rozdíl mezi těmito průběhy, protože už ve třetí kapitole (obr. 51) bylo vidět, že přístupy vykazují stejné tvarové výsledky, rozdílné pouze v absolutních hodnotách. Tyto dvě analýzy vykazují i největší šířku průběhu, což je dané povahou šíření pole z cívky. Dále si zde můžeme povšimnout kostrbatého tvaru průběhu pro časovou analýzu, což je pochybení v nastavení síťování simulace, ovšem zvýšení elementů sítě by znamenalo navýšení výpočetního času. Nejvyšších hodnot veličin bylo dosaženo v polovině křivky kvádrů, kde se budící zdroj nacházel nejbližší místu snímání, což bylo pro homogenní model očekávané. Dále je z povahy homogenního modelu jasné, že se zvyšující se vzdáleností od zdroje budou klesat i normované veličiny, což tento graf potvrzuje. Z grafu dále plyne, že výsledné průběhy se tvarově shodují, proto mohou být budící zdroje považovány za téměř ekvivalentní, kde absolutní hodnoty polí je možné řídit budícím proudem, případně el. potenciálem. Dále při zájmu pouze o tvar průběhu (např. zdali může neurální aktivita v jedné části mozku ovlivnit jinou část), je nejlepší možností statické řešení, které je nejméně výpočetně náročné. Avšak při zájmu o přesné číselné hodnoty je samozřejmě nejvýhodnější časová analýza, která je ovšem mnohem více náročnější na výpočet. Z těchto důvodů se bude vždy jednat o kompromis mezi požadovanou přesností hodnot a výpočetními nároky.

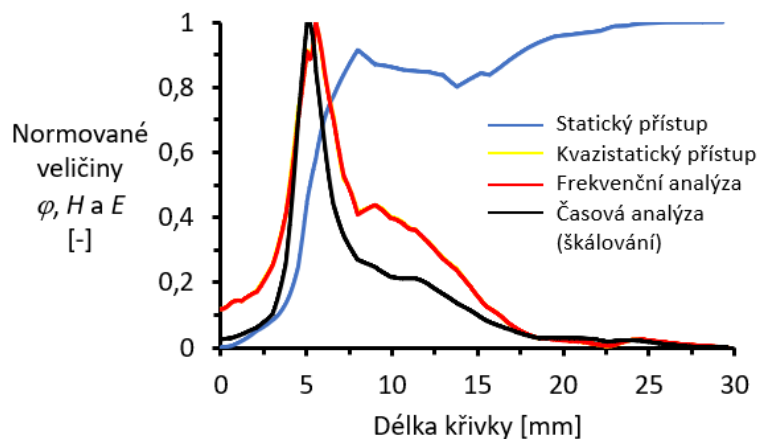


Obr. 73 Porovnání výsledků pro model kvádrů.

4.2.2 Model převzatý z [38]

Dále byl porovnávám model kryšího mozku z [38], což je nejméně přesný model, který byl upravován v této práci.

Na dalším obr. 74 jsou prezentovány normované výsledné veličiny přes všechny přístupy. V tomto grafu statické řešení představuje modrý průběh, kdežto kvazistatický přístup průběh žlutý. Dále je zde červenou barvou uvedena frekvenční analýza a černou barvou analýza časová. Opět se zde potvrzují téměř stejné průběhy pro kvazistatický přístup a frekvenční analýzu. Toto je opět způsobené stejnými zdroji a místem měření pro stejnou křivku, kde jediný rozdíl vzniká v absolutních hodnotách. Na rozdíl od předchozího případu zde statický přístup vykazuje jiné vlastnosti. Můžeme zde vidět, že ve vzdálených částech mozku statický přístup vykazuje nejvyšší hodnoty, zatímco ostatní přístupy hodnoty nejnižší. Nízké hodnoty vykazoval i povrch mozečku, což je prezentováno přibližně prvními 5 mm křivky. Tyto nízké hodnoty jsou pravděpodobně způsobeny přechody mezi mozečkem a mozkem a dále mozečkem a mozkovým kmenem, jež jsou tvořeny prohlubněmi a zabraňují (utlumují) tak průchod signálu. Z grafu dále vidíme, že poslední tři zkoumané přístupy se téměř shodují, proto při zájmu pouze o tvar průběhu můžeme využít všechny tři přístupy, kde kvazistatický přístup zaručí nejnižší výpočetní čas, zatímco časová analýza zabezpečí nejpřesnější číselné hodnoty.

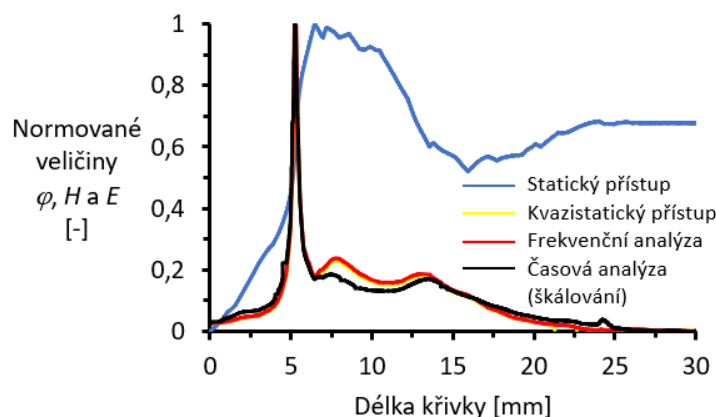


Obr. 74 Porovnání normovaných výsledků pro model z [38].

4.2.3 Model převzatý z [39]

Na závěr byl porovnán model kryšího mozku z [39], což je nejdetailnější model z anatomického pohledu, ale i z hlediska síťování. EM simulace byly provedeny záměrně pro nejméně detailní a nejdetailnější model, protože byly očekávány podobné výsledky polí z důvodu homogenity modelů.

Následující obr. 75 prezentuje normované výsledky pro model kryšího mozku z [39] přes všechny zkoumané přístupy. V tomto grafu statické řešení představuje modrý průběh, kdežto kvazistatický přístup průběh žlutý. Dále je zde červenou barvou vyznačena frekvenční analýza a černou barvou analýza časová, pro kterou byla využita metoda škálování materiálových parametrů. Zajímavostí zde je statický přístup, který není zcela stejný jako pro model z [38], kde přibližně od 10 mm křivky nastává razantní pokles normovaného el. potenciálu, což se v předchozím případě (obr. 74) nevyskytovalo. Z toho je možné usoudit, že to není způsobené statickým přístupem, ale tvarem modelu. Dále je z tohoto grafu patrný fakt, že kvazistatický přístup a frekvenční analýza neodpovídá stejnému průběhu, tzn. že je zde větší rozdíl v těchto dvou přístupech, než tomu bylo u modelu kvádru. Dále si zde můžeme povšimnout téměř stejných průběhů pro poslední tři simulace, především pak oblast, kde je dosaženo nejvyšších hodnot. Tím se opět potvrzuje, že lze tyto zdroje považovat za ekvivalentní. Pak pouze záleží na požadované výsledné veličině nebo objemu, který budící zdroj může v simulaci zabrat.



Obr. 75 Porovnání normovaných výsledků pro model z [39].

4.2.4 Porovnání nároků na výpočet a síť

V této podkapitole bude shrnut výpočetní čas, který byl potřebný pro výpočet jednotlivých simulací pro všechny tři analyzované modely. Výpočet všech simulací probíhal v softwaru CST s procesorem Intel i7 7700HQ řady Keby Lake s frekvencí 2,8 GHz a podporou technologie Hyper-Threading. Tento procesor dále disponuje čtyřmi fyzickými a čtyřmi virtuálními jádry. Další významnou komponentou pro simulace je paměť RAM počítače, jejíž velikost odpovídala hodnotě 8 GB typu DDR4, což je synchronní DRAM čtvrté generace. Dále je možné pro simulace v Microwave studiu využít paměť GPU, čehož nebylo využito.

Následující tab. 7 prezentuje porovnání nároků na výpočet a síť pro všechny modely a přístupy. Tabulka je rozdělená na tři části, kde jedna část odpovídá jednomu modelu. V tabulce je využita zkratka BNMDHM, což je počet buněk na maximální délku hrany

modelu nebo okolí modelu. Prvním pohledem na tabulku zjistíme, že výpočet statického přístupu využil nejméně času, což jen potvrzuje předpoklad nejvyššího zjednodušení Maxwellových rovnic. Další zajímavostí je, že pouze u modelu kvádru trvala nejdéle časová analýza, kdežto u ostatních modelů frekvenční analýza. To je způsobené použitím rozdílných řešičů, kde pro modely z [38, 39] byl výpočet pomocí Fourierovy transformace přenesen do frekvenční oblasti, kde se např. snadněji počítají tenké dráty (dipól) než je tomu v časovém řešiči. Další výhodou frekvenčního řešiče je možnost využití tetrahedrálního síťování, díky čemuž mohlo být sníženo i BNMDHM a nevyskytly se zde problémy s definicí zdroje, jak tomu bylo v případě kvádru a hexahedrál ní sítě v časovém řešiči. Dále je zde zajímavý počet elementů mezi různými přístupy. Tato závislost je nejlépe patrná pro model mozku z [38], kde bylo téměř totožné nastavení síťování pro všechny přístupy. Z tohoto můžeme vidět, že pro statický přístup je zapotřebí nejméně elementů, kde pro vyšší přístupy počet elementů roste. Výjimkou je časová analýza, kde pro nastavení z tabulky byl počet elementů dokonce nižší než u kvazistatického přístupu. Pro tento případ bylo ještě testováno nastavení BNMDHM v okolí na hodnotu 5, kde výsledkem bylo 93155 tetrahedrál níh elementů sítě. I přes stejné nastavení se tak ukázalo, že počet elementů sítě pro časový řešič je poměrně nízký. To je pravděpodobně způsobené rozdílnými metodami v EM a Microwave studiu, kdy EM studio využívá metodu konečných prvků, zatímco frekvenční řešič v Microwave studiu metodu konečných diferencí. Dále z tabulky pro časovou analýzu vidíme, že zabrala méně času, než tomu bylo u frekvenční analýzy, kde frekvenční analýza představuje větší zjednodušení Maxwellových rovnic. Na tuto skutečnost měl zásadní vliv použití metody škálování materiálových parametrů pro časovou analýzu, uvažování permeability rovné jedné, která by měla být také škálována, dále výpočet na vysoké frekvenci, oproti frekvenční analýze, kde proběhl výpočet na $f = 50$ Hz. Zajímavé je také porovnání kvazistatického přístupu pro kvádr a model mozku z [39]. Kvádr je definovaný přibližně polovinou síťových prvků, ale výpočet je mnohonásobně menší pro kvádr. To má příčinu v náročnosti výpočtu zakřivení sítě, kde pro kvádr je tento výpočet velmi rychlý, protože se sestává pouze z hran, zatímco model mozku prakticky tvoří pouze zakulacené hrany v rozdílných mírách. Další zajímavostí je vliv nastavení BNMDHM na výsledný počet elementů, což je možné porovnat pro model kvádru ve statickém a kvazistatickém přístupu, kde 4násobné zvýšení tohoto nastavení znamená téměř 5násobný počet elementů. Tato úvaha je samozřejmě jen přibližná, protože jak bylo řečeno výše, tak s menším zjednodušením Maxwellových rovnic je zapotřebí i více elementů sítě.

Tab. 7 Srovnání nároků na výpočet a síť pro všechny modely a přístupy.

Model – Kvádr				
Přístup / analýza	Čas [hh:mm:ss]	Počet elementů [tetrahedrál]	BNMDHM v modelu [-]	BNMDHM v okolí [-]
Statický	00:00:08	66755	10	5
Kvazistatický	00:05:30	319589	40	5
Frekvenční	00:13:37	266554	40	5
Časový	00:29:25	102258 (Hex.)	20	5

Model – Mozek z [38]				
Přístup / analýza	Čas [hh:mm:ss]	Počet elementů [tetrahedrál]	BNMDHM v modelu [-]	BNMDHM v okolí [-]
Statický	00:00:20	82115	10	5
Kvazistatický	00:01:06	132408	10	5
Frekvenční	00:07:31	197909	10	4
Časový	00:02:50	86114	10	1
Model – Mozek z [39]				
Přístup / analýza	Čas [hh:mm:ss]	Počet elementů [tetrahedrál]	BNMDHM v modelu [-]	BNMDHM v okolí [-]
Statický	00:12:31	635518	10	3
Kvazistatický	01:07:44	673386	16	3
Frekvenční	03:19:20	799395	10	3
Časový	02:30:27	726742	9	1

4.3 Experimentální měření

Jak bylo uvedeno v úvodu této kapitoly, tak experimentální část je zaměřena na měření vlastností agarů a zkoumání odchylek při jeho vaření a přípravě. Z těchto důvodů bylo vytvořeno pět deskových kondenzátorů, pro které je možné měřit ztrátový činitel $\tan \delta$, neboli rozptylový faktor. Při příležitosti měření ztrátového činitele byla měřena i kapacita C deskového kondenzátoru, což se může být využito v další práci pro výpočet některých veličin. K zaručení přesného měření ztrátového činitele je zapotřebí vytvořit deskový kondenzátor o velké ploše S a velmi malé šířce dielektrika kondenzátoru. Pro vytvoření deskového kondenzátoru byly využity měděné plechy o tloušťce 0,3 mm.

K uvaření agarové hmoty je zapotřebí vařit agar s destilovanou vodou v určitém poměru. K tomuto účelu byly využity údaje z literatury [51], kde vařením agarů 3:4 s destilovanou vodou je možné dosáhnout podobných vlastností jako u svalové tkáně. Tuto směs je nadále zapotřebí vařit do doby, než se agar rozpustí. Ovšem zde se vyskytují dva protichůdné požadavky, kde hmota nemůže být vařena na více než 100 °C, protože by zde vznikaly vzduchové bubliny, a dále při nižší teplotě samotné vaření trvá déle, čímž se odpaří více destilované vody, díky čemuž není dodržen poměr agarů a vody. Další komplikací je skutečnost, že se agar při teplotách okolo 72 °C téměř nerozpouští, což má za následek dlouhé vaření a vypaření tak značného objemu vody. Jako řešení se může jevit vaření samotného agarů a až následné dolití vody, což má ovšem nedostatek, kde nemusí dojít ke kvalitnímu spojení obou látek. V této práci byla využita první metoda, a to vaření agarů a destilované vody zároveň po celou dobu vaření. Dalším faktorem je způsob odlití a tuhnutí agarů. Pro odlití byly využity dvě formy a všech pět odlitých fantomů bylo chlazeno v lednici, což má výhodu, protože dochází pak méně k odpařování vody. S tímto je spojený i čas měření od odlití agarů, kde v této práci bylo zkoumáno několik časových horizontů. Samotnou agarovou hmotu je dále výhodné vařit ve vodní lázni, což má výhodu v regulaci teploty, kde je možné hlídat teplotu vody ve spodním hrnci a nemusí se tak zasahovat teploměrem do agarové hmoty, což jak bylo

zjištěno, ke konci vaření způsobuje vznik bublinek, které už nelze odstranit, protože hmota je poměrně hustá.

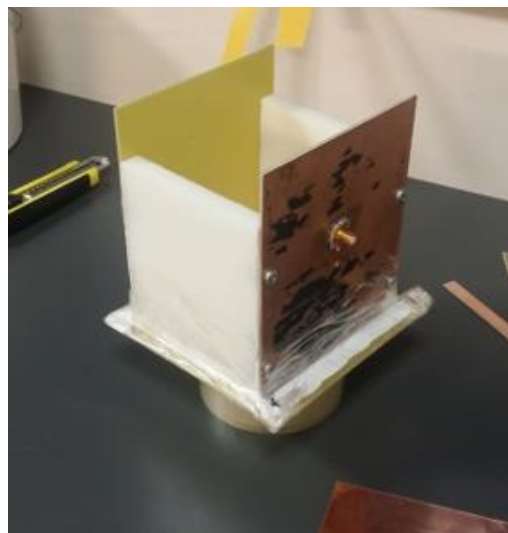
4.3.1 První vaření

Pro první kondenzátor bylo vařeno 350 g agarů a 466,6 ml destilované vody. Bohužel bylo využito poměrně nevhodného vařiče, kde nešla nastavit konstantní teplota. Nastavení teploty zde bylo možné šesti polohami, díky čemuž muselo být přepínáno mezi dvěma stupni, aby byla dosažena přibližná teplota 80 °C, která díky tomuto přepínání značně kolísala. Celková doba vaření tak zabrala přibližně 2 hodiny. K odlití agarů byla využita rozebíratelná forma (krychle) z bakalářské práce [52], která měla rozměry vnitřní strany 100 mm.

Následující obr. 76 znázorňuje proces vaření a formu, do které byla následně odlita agarová hmota. Z první části tohoto obrázku vidíme vaření agarové hmoty na začátku procesu. Můžeme si zde všimnout vodní lázně, kde v horním hrnci je agarová směs a v dolním obyčejná voda. Dále z tohoto obrázku jsou zřejmé kusy agarů v horním hrnci, které je zapotřebí rozpustit. Před samotným vařením je tedy vhodné agar nakrájet nebo nastrohat na menší části, což zkrátí dobu vaření. Druhá část představuje formu pro odlití agarové hmoty, ve které byl odlitý kvádr přibližných rozměrů 100x100x10 mm. Před samotným naléváním do formy je zapotřebí na její dno vložit plechovou elektrodu. Agarovou hmotu je nutné nalévat velmi šetrně, protože rychlé nalévání do formy způsobuje vznik dalších bublin. Z druhého obrázku je také patrné, že forma je ve spodní části značně oblepena lepicí páskou. To je z důvodu značné netěsnosti formy, kdy po stranách protékala agarová hmota, což je ovšem nežádoucí.



a)

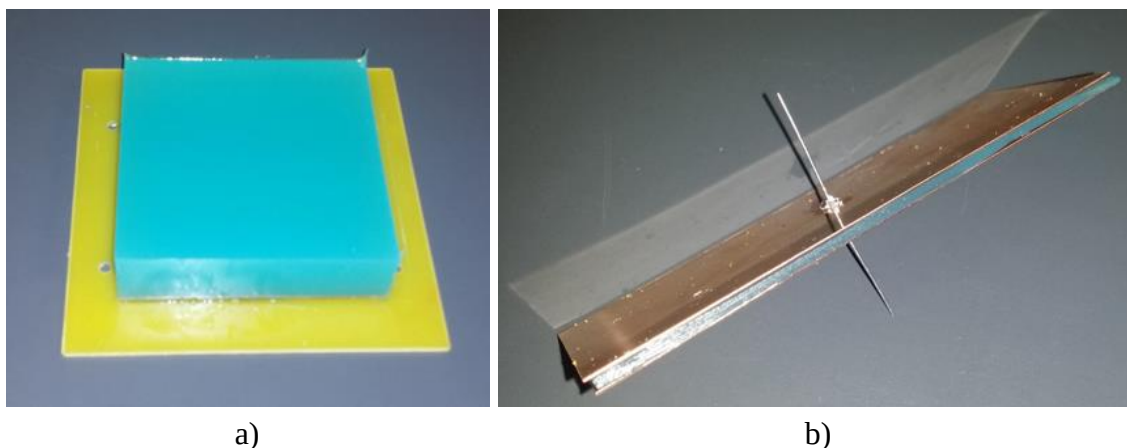


b)

Obr. 76 Vaření agarové hmoty a) začátek vaření b) forma pro odlití fantomu.

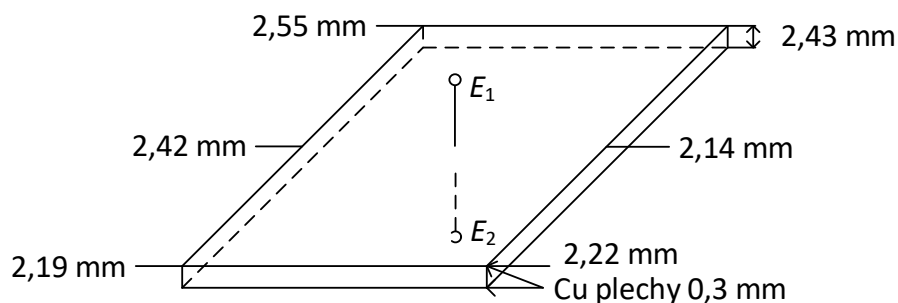
Příští obr. 77 zobrazuje výsledky vaření, kde v první části je fantom po ztuhnutí a vyjmutí z formy, kdežto v druhé části je představena finální podoba prvního kondenzátoru. Další manipulace s vychlazeným fantomem následovala za 5 dní. Pro deskový kondenzátor je zapotřebí fantom o velmi malé tloušťce, proto bylo z uvařeného kvádrů odříznuto 2 mm. Tento bod se jevil jako nejkritičtější, protože bylo velmi složité odříznout tak málo fantomu, aniž by se potřhal, nebo byla zaručena přesnost 2 mm. Po

několika neúspěšných pokusech bylo z několika odřezaných kusů vybrán kvádr o rozměrech 40x100x2, který byl následně použit pro první měření. Nepřesnosti řezu si můžeme povšimnout i z druhé části obrázku, kde nejhorší část je především na pravé straně deskového kondenzátoru.



Obr. 77 Výsledek vaření a) fantom po ztuhnutí a vyjmutí z formy b) první kondenzátor 40x100x2.

Před samotným měřením byly pomocí posuvného měřítka ještě ověřeny rozměry uprostřed a na rozích prvního kondenzátoru, což znázorňuje následující obr. 78. Z obrázku můžeme vidět, že nejmenší tloušťka kondenzátoru byla uprostřed na pravé straně, zatímco levý roh dosahoval nejvyšší hodnoty 2,55 mm. Tyto rozdíly mohou být způsobené nejen nerovností agaru, ale také nerovností plechů, což může vzniknout samotnou manipulací s kondenzátorem.



Obr. 78 Rozměry prvního kondenzátoru.

Na závěr byl kondenzátor podroben měření ztrátového činitele, k čemuž byl využit RLC měřicí přístroj GW Instek LCR 819, který je schopen měřit na frekvenci 12 Hz – 100 kHz kapacitu v rozsahu 0-99999 μF . Samotné měření je velmi jednoduché, kde stačí na sondu připojit elektrody kondenzátoru. Dále je zapotřebí nastavit přístroj, kde je především důležité nastavit 10 vzorků na jedno měření, což je kompromis mezi rychlostí a přesností měření. Dále bylo nastaveno napětí 0,1 V a celé měření proběhlo pro dvě frekvence 20 Hz a 1 kHz. Každá frekvence byla měřena 10krát, což je z důvodu odstranění náhodných a systematických chyb, kde systematická chyba může být způsobena dotykem elektrody apod. Na závěr je třeba nastavit měření C/D, což je měření kapacity a ztrátového činitele. Výslednou hodnotu ztrátového činitele je pak možné zjistit průměrem všech deseti měření.

Následující tab. 8 představuje výsledky měření ztrátových činitelů a kapacit pro

první kondenzátor o rozměrech 40x100x2. Z tabulky můžeme vidět, že naměřené hodnoty jsou pro všechny měření téměř stejné, což potvrdil i výpočet rozptylu v posledním řádku tabulky. Dále je zde zajímavé, že pro $f = 1$ kHz odpovídala kapacita téměř dvojnásobné hodnotě oproti změřeným hodnotám na $f = 20$ Hz. Dále si můžeme všimnout, že ztrátový činitel byl větší pro frekvenci $f = 1$ kHz, kde pro $f = 20$ Hz dosahoval v průměru o desetinu menší hodnotu. Výsledkem tohoto měření je tedy ztrátový činitel $\tan \delta = 0,407$ a $C = 6,864 \mu\text{F}$ pro $f = 20$ Hz, kdežto $\tan \delta = 0,416$ a $C = 3,793 \mu\text{F}$ pro $f = 1$ kHz

Tab. 8 Měření ztrátového činitele a kapacity pro první kondenzátor.

$U = 0,1 \text{ V}$	$f = 20 \text{ Hz}$		$f = 1 \text{ kHz}$	
Číslo měření	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$
1.	0,4144	6,8871	0,4164	3,9165
2.	0,4118	6,8719	0,4152	3,8398
3.	0,4099	6,8736	0,4165	3,8111
4.	0,4086	6,8671	0,4176	3,7652
5.	0,4071	6,868	0,417	3,7643
6.	0,406	6,8603	0,4166	3,7651
7.	0,4045	6,8592	0,4159	3,7694
8.	0,4022	6,8607	0,4158	3,7637
9.	0,4011	6,8388	0,4153	3,7655
10.	0,3993	6,8548	0,4149	3,7693
Průměrná hodnota	0,40649	6,86415	0,41612	3,79299
Rozptyl	2,10569E-05	0,000148	6,576E-07	0,002288

4.3.2 Druhé vaření

Fantom do druhého deskového kondenzátoru byl vařen pouze z 50 g agarů a 67 ml destilované vody. Z předchozích zkušeností bylo využito jiného vařiče, kde šlo poměrně lépe udržovat stálou teplotu, která kolísala na hodnotě 80 °C. Dále z předchozí podkapitoly vyplynulo, že použitá forma je nevhodná, především kvůli špatnému těsnění a řezání agarů. Z těchto důvodů byla zapotřebí forma, ve které bude možné odlít 2 mm fantomu bez dalších následných úprav.

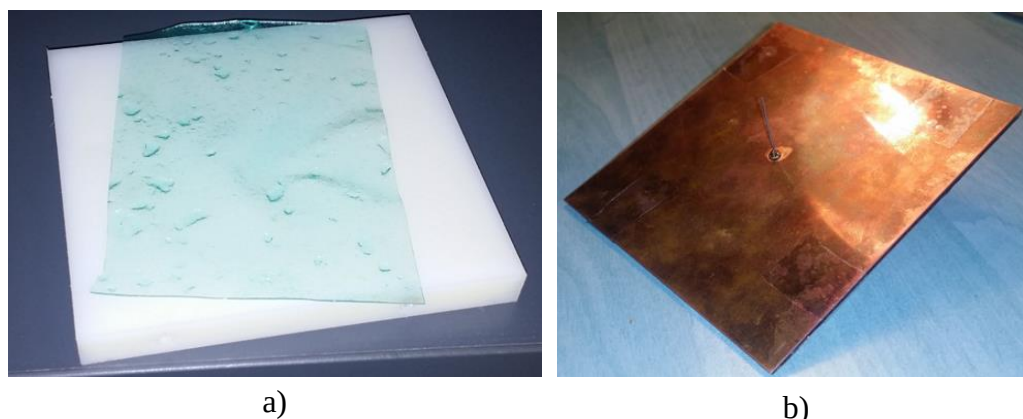
Následující obr. 79 prezentuje proces výroby formy a její finální podobu s druhým kondenzátorem těsně po odlití. Na první části můžeme vidět výrobu formy, kde se vycházelo ze dřeva ve tvaru kvádru, kde se následně pomocí CNC frézky vytvořila forma. Postup frézky byl ze vzdálenější strany ke středu, díky čemuž mohl být vytvořen ve středu tvar čtverce s ostrými hranami a rozměrech 100x100 mm. K tomuto čtverci byly dále udělány další čtyři kvádry, které jsou o 2,6 mm vyšší. Tyto kvádry je navíc možné demontovat, takže jde mnohem snáze odlít kondenzátor vyjmout z formy. Boční kanálky ve formě pak poslouží k odtoku přebytečné agarové hmoty. Na závěr byly vyrobeny dva kvádry, které můžeme vidět na povrchu horní elektrody kondenzátoru, které slouží pro finální zarovnání hmoty. Pro toto vaření bylo využito většího hrnce, kde

výška v hrnci celé směsi dosahovala přibližně 8 mm. Toto zaručilo rychlejší vaření, které trvalo přibližně 1 hodinu a 5 minut. Avšak během vaření bylo zjištěno, že po stranách hrnce se tvoří bublinky. Po uvaření je třeba do formy vložit elektrodu, kde ve středu je vyvrtaný otvor na vodič elektrody. Vodiče na elektrodu je potřebné připájet předem, protože po odlití by zahřátí plechu znamenalo značné oteplení fantomu, zvláště když je k připájení vodiče na měděný plech potřeba vysoká teplota. Po odlití stačí pouze přiložit horní elektrodu a nechat ztuhnout.



Obr. 79 Podoba druhé formy a) proces výroby b) finální podoba formy s odlitým kondenzátorem.

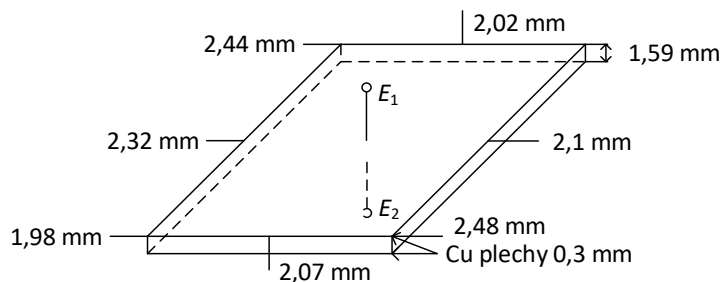
Současně s druhým kondenzátorem byla odlita tenká vrstva agarové hmoty na rovnou desku, kde výsledek můžeme vidět na první části obr. 80. Předpokladem byla tenká vrstva, kterou by následně stačilo oříznout na požadovanou velikost. Bohužel po chvíli tvrdnutí se z fantomu začala vypařovat voda, což vytvořilo bubliny na povrchu fantomu, což je zřejmé z tohoto obrázku. Na druhé části tohoto obrázku je finální podoba druhého kondenzátoru, který se povedlo odlít v požadované velikosti 100x100 mm, což v předchozím případě nebylo možné.



Obr. 80 Výsledek druhého vaření a) b) finální podoba druhé kondenzátoru.

Před samotným měřením byly pomocí posuvného měřítka ověřeny rozměry jako v předchozím případě, což můžeme vidět z následujícího obr. 81. Z obrázku je patrné, že nejmenší délka je 1,59 mm, zatímco největší 2,48 mm. Toto je poměrně velký rozdíl, který je způsobený křivostí plechů, které když jsou trochu prohnuté, tak plech nepřilne

přesně k formě. Jelikož se horní strana zarovnává do roviny, tak prohnutí plechů má na výsledný rozměr značný vliv.



Obr. 81 Rozměry druhého kondenzátoru

Samotné měření probíhalo na stejném přístroji za stejných podmínek jako v předchozím případě, kde výsledky představuje tab. 9. Pro větší přehlednost budou uváděny tabulky jen s průměrnou hodnotou a rozptylem, kde celou tabulku lze nalézt v přílohách. Měření druhého kondenzátoru proběhlo 3 dny od odlití, což může mít na měřené hodnoty vliv, protože se zde může odpařovat voda z fantomu. Pro větší zachování parametrů byl kondenzátor celou dobu v ledničce zabalený do igelitové folie. Z tabulky je zřejmá vyšší kapacita a ztrátový činitel pro nižší frekvenci. Porovnáním s předchozí tabulkou můžeme zjistit, že zde vycházely poměrně vyšší hodnoty kapacit. To je způsobené především rozměry kondenzátoru, kde výsledná kapacita C je závislá na ploše elektrod S a šířce dielektrika d podle rovnice:

$$C = \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot S}{d}, [\text{F}] \quad (17)$$

Dále je z rovnice patrné, že kapacita není závislá na frekvenci, kde v tomto měření jsou změřené kapacity značně rozdílné. To mohlo být způsobeno nehomogenitami v odlitém agaru, např. drobné nerozvařené kusy agaru, trhliny nebo jiné poruchy, případně bubliny. Na tyto nežádoucí skutečnosti může vlna s rozdílnou vlnovou délkou reagovat odlišně. Tato chyba není nejspíš způsobená měřením, protože proběhlo 10 měření, kde se každé měření skládalo z dalších deseti vzorků, a jak uvádí tabulka v přílohách, kde jsou všechny hodnoty téměř stejné. Kdežto ztrátový činitel je závislý na frekvenci podle rovnice:

$$\tan \delta = \frac{\sigma}{\epsilon' \cdot \omega}, [-] \quad (18)$$

kde ϵ' dielektrická konstanta, které odpovídá součinu $\epsilon_r \cdot \epsilon_0$. Z předchozí rovnice je vidět, že vztah ztrátového činitele s úhlovou frekvencí ω je nepřímo úměrný, takže lze předpokládat, že výsledek $\tan \delta = 0,994$ pro $f = 20 \text{ Hz}$ a $\tan \delta = 0,648$ pro $f = 1 \text{ kHz}$ je správný.

Tab. 9 Měření ztrátového činitele a kapacity pro druhý kondenzátor

$U = 0,1 \text{ V}$	$f = 20 \text{ Hz}$		$f = 1 \text{ kHz}$	
	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$
Průměrná hodnota	0,99378	42,586	0,64806	12,781
Rozptyl	1,79E-06	0,013913	3,28E-07	3,46E-05

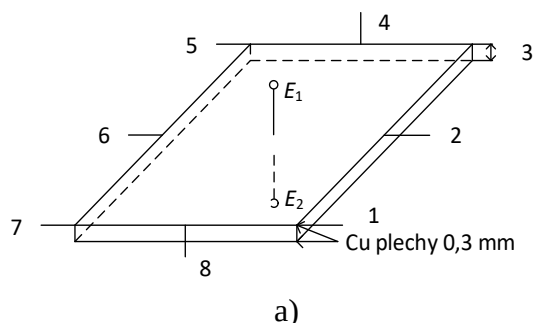
4.3.3 Třetí vaření agarové hmoty

Na závěr bylo vařeno 150 g agaru a 200 ml destilované vody v malém hrnku, který měl objem 500 ml. Vaření probíhalo na teplotě přibližně 75 °C v hrnci s agarovou směsí, což se ukázalo jako minimální teplota. Na hrnku bylo dále vyznačeno místo pro 350 ml, protože zde byl předpoklad dlouhého vaření, což má za následek odpařování vody. Vaření trvalo přibližně 5 hodin, kdy do odlití prvního kondenzátoru byla doplňována destilovaná voda po vyznačenou značku. Z tohoto vaření vznikly další tři kondenzátory, které byly odlévány po 20 minutách, což je přibližně doba, za kterou se může kondenzátor vyjmout z formy. Z předchozí zkušenosti byla spodní elektroda na křivých místech přilepena lepící páskou k formě, aby byl zaručen přesnější rozměr. Dále se předpokládalo, že plný hrnek zaručí méně bublin po jeho okrajích. To se z části splnilo, protože bubliny se tvořily především na povrchu a jelikož byl hrnek velmi malý, nebylo jich mnoho. Cílem třetího vaření bylo zjistit vliv rozdílných šířek dielektrik, které jsou odlity během jednoho vaření.

Dále byly ověřeny opět rozměry kondenzátorů, což je znázorněné na příštím obr. 82. Pro větší přehlednost jsou zde uvedeny čísla od jedné do osmi. Konkrétní hodnoty pro všechny kondenzátory ze třetího vaření jsou uvedeny v tab. 10. Z tabulky můžeme vidět rozdílné rozměry pro dielektrika, kde bylo cílem udělat kondenzátor s přibližnou šířkou 2,5 mm, a dále jeden menší a větší kondenzátor. Dále je zde patrné, že šířka 2,5 mm byla přibližně dosažena. To je z důvodu velikosti formy, která je na tento rozměr vyrobena. U dalších dvou kondenzátorů bylo poměrně složité dosáhnout stejných rozměrů na všech stranách, protože zde nebyla možnost uvařenou agarovou hmotu vyhladit do roviny. Na rozměry má zásadní vliv i horní elektroda, kterou není možné vyrovnat jako v případě dolní elektrody. Z druhé části obrázku je zřejmý vliv prohnuté horní elektrody na rozměry, což navíc způsobí přítomnost vzduchu pod elektrodou. Dále bylo zjištěno, že k prohnutí dochází také díky pájení, kdy je nutné měděný plech zahřát na vysokou teplotu, aby bylo možné připájet vodič k elektrodě. Z těchto důvodů by pro tuto aplikaci bylo vhodnější použít jiný materiál.

Tab. 10 Rozměry kondenzátorů ze třetího vaření.

Kondenzátor	1 [mm]	2 [mm]	3 [mm]	4 [mm]	5 [mm]	6 [mm]	7 [mm]	8 [mm]
3.	1,14	0,84	0,78	1,20	1,92	2,18	2,24	1,18
4.	2,58	2,50	2,54	2,78	2,60	2,64	2,78	2,51
5.	3,02	3,74	3,55	4,84	4,66	4,82	3,20	4,74



Obr. 82 Kondenzátory z třetího vaření a) rozměry pro doplnění k tab. 10
b) křivost plechů pátého kondenzátoru.

Příští tab. 11 se zabývá výsledky pro měření kondenzátorů z třetího vaření. Pro

přehlednost je zde uvedena pouze průměrná hodnota a rozptyl ztrátového činitele a kapacity, kde celé tabulky jsou k nalezení v přílohách. Měření probíhalo opět na stejném měřicím přístroji za stejných podmínek jako v předchozích případech. Měření bylo provedeno přibližně 10 hodin od odlití posledního kondenzátoru. Během odlévání kondenzátoru nebyla hned přiložena horní elektroda, aby mohl být zkoumán vliv odpařování vody a tím i vliv na výsledky měření. Před samotným měřením bylo na třetím kondenzátoru patrně několik vzduchových bublin na povrchu, které jsou způsobeny odpařováním vody. Proto výroba kondenzátorů s dielektrikem $d < 2$ mm se jeví velmi obtížně. Řešením by mohlo být měření bezprostředně po odlití. Opět se zde projeví vyšší hodnoty kapacit pro menší frekvenci jako u dvou předchozích případů. Jak již bylo řečeno v předchozí podkapitole, tak rozdílnost kapacit na dvou frekvencích pravděpodobně způsobily nehomogenity ve fantomu. Podle rovnice (17) platí nepřímý úměrný vztah mezi kapacitou a šířkou dielektrika, kde malá šířka znamená větší kapacitu. Tento předpoklad je pro třetí a čtvrtý kondenzátor splněný, kdežto z výsledků pátého kondenzátoru je patrná chyba. To bylo pravděpodobně zapříčiněno křivými elektrodami z předchozího obr. 82b, díky čemuž se pod touto elektrodou vytvořila vzduchová bublina a znatelně poznamenala výslednou kapacitu. Chyba je patrná i na ztrátovém činiteli, který by měl být vyšší pro menší frekvenci, což nesplňuje pouze pátý kondenzátor. Z tohoto měření vyšlo najevo, že několik vzduchových bublin na nízkých frekvencích nezpůsobují tak zásadní chyby, protože měření třetího kondenzátoru odpovídalo teoretickým předpokladům. Kdežto prohnutá elektroda způsobí značné odchylky od předpokladů, což se projevilo na pátém kondenzátoru.

Tab. 11 Měření kondenzátorů ze třetího vaření.

3. Kondenzátor ($d \approx 1,5$ mm)				
$U = 0,1$ V	$f = 20$ Hz		$f = 1$ kHz	
	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$
Průměrná hodnota	0,49626	27,2805	0,27664	16,0493
Rozptyl	9,84E-07	0,000608	1,42E-07	9,241E-05
4. kondenzátor ($d \approx 2,5$ mm)				
Průměrná hodnota	1,0931	8,53134	0,77133	1,87335
Rozptyl	0,000259	0,023221	8,43E-06	0,001092
5. kondenzátor ($d \approx 3,5$ mm)				
Průměrná hodnota	0,66687	25,0358	0,92383	6,5273
Rozptyl	3,51E-06	0,137765	0,000556	0,001728

4.3.4 Shrnutí poznatků z měření a vaření agarové hmoty

Mezi základní předpoklady vaření agarové hmoty patří dodržení poměru agaru a destilované vody. Tento poměr může být porušen hlavně během samotného vaření, kdy dochází k odpařování vody v závislosti na teplotě. Z tohoto důvodu je dobré si na hrnci vyznačit značku s maximálním objemem celé směsi, která poslouží jako indikátor pro

dolévání destilované vody během vaření. Jako bylo zjištěno z vaření pro tuto diplomovou práci, tak délka vaření může být velmi odlišná pro poměrně stejný objem agarové hmoty. Délka vaření je přímo závislá na teplotě, kde bylo u použitého agaru zjištěno, že minimální teplota je v okolí 72 °C pod kterou se hmota téměř nerozpouští. Na druhou stranu není vhodné vařit při vyšších teplotách než 85 °C, kde je již riziko vzniku bublinek. Před samotným vařením je vhodné agar nastroumat na velmi malé kousky, protože velké kusy se rozpouštějí znatelně déle, což prodlužuje celkovou dobu vaření a odpařování tak vody. Dále byl zjištěn vliv, že není příliš vhodné vařit malé množství agaru ve větším hrnci. To sice razantně zkrátí dobu vaření, ale také způsobí vznik bublinek na vnitřním povrchu hrnce, kterých je ve velkém hrnci vysoký počet. Vznik bublinek na povrchu hrnce byl pozorován i v malém a plném hrnečku, ale v mnohem menším množství. Ve všech třech přípravách agarové hmoty byla voda vařena zároveň s agarem, což má nevýhodu v odpařování vody. Alternativou může být vaření pouze agaru a až po jeho rozpuštění přidat vodu. Nevýhoda v tomto postupu byla shledána v pravděpodobně horším spojení obou látek, avšak tato metoda nebyla prakticky otestována. Výhodné je vařit agarovou hmotu ve vodní lázni, v čemž byla objevena výhoda v regulaci teploty a možnosti kontrolovat teplotu právě ve spodním hrnci, protože v konečné fázi vaření vložení teploměru do agarové hmoty způsobuje poměrně velké množství bublinek, které se tvoří na jeho povrchu. Z těchto důvodů je také vhodné využít vařič, který dokáže udržet konstantní teplotu, a není tak nutné často kontrolovat teplotu vody.

Dalším důležitým faktorem je forma pro odlití fantomu, která musí dobře těsnit a být rozebíratelná, aby z ní výsledný fantom mohl být vyjmut. Vhodné je vytvořit formu přesně na požadované rozměry, aby bylo možné agarovou hmotu vyhladit na povrchu a zajistit tak přesnost rozměrů. Samotné nalévání hmoty do formy musí být šetrné z malé výšky od hladiny, protože rychlé nalévání způsobuje vznik dalších bublin. Po ukončení vaření je vhodné formu s agarovou hmotou umístit do ledničky, čímž se zpomalí odpařování vody. Z experimentální části práce dále vyšlo najevo, že není vhodné vytvořit větší fantom a následným řezáním ho zmenšovat na požadované rozměry, protože tím vzniká řada trhlin. Navíc je velmi složité udělat přesně rovný řez přes celou plochu fantomu. Dále bylo zjištěno, že je vhodné spodní elektrodu přilepit k formě, čímž se zmírní prohnutí plechů. Vodiče je zapotřebí mít připájené k elektrodám předem, protože pájení k odlitému kondenzátoru způsobuje značné zahřátí fantomu. Celkově v elektrodách byl shledán největší problém, protože na měděné plechy lze pájet při vysokých teplotách, což navíc způsobuje další prohnutí. Proto by bylo vhodnější použít plech o větší šířce, kde by k ohybu nemuselo docházet, nebo využít plechy z jiného materiálu.

Z měření vyplynulo, že kondenzátory o šířce dielektriky $d < 2$ mm je zapotřebí měřit bezprostředně po ztuhnutí fantomu. Když tato podmínka není dodržena, tak na povrchu fantomu vznikají velmi brzy vzduchové bubliny. Pro kondenzátor s $d \approx 2,5$ mm se tato vlastnost projevila značně opožděně, kdežto pro kondenzátor s $d \approx 3,5$ mm není pozorován tento vliv ani po několika dnech. Důležité je zde také upozornit na skutečnost, že tyto tři kondenzátory vzešly z jednoho vaření. Měření pomocí přístroje GW Instek LCR 819 se jevilo jako správné, protože pro měření všech pěti kondenzátorů se projevil jen velmi malý rozptyl změřených kapacit a ztrátových činitelů. Správnost naměřených hodnot byla souzena podle rovnic (17, 18). Srovnáním prvního a druhého kondenzátoru zjistíme, že druhý měl na obou frekvencích větší kapacitu. To je způsobené větší plochou

druhého kondenzátoru za přibližně stejných šířek dielektrika obou kondenzátorů. Z rovnice (17) plyne, že by kapacita měla být neměnná s frekvencí. Tato skutečnost se nepotvrdila u žádného kondenzátoru. Chyba byla shledána v nehomogenitách ve fantomu, kde mohou zůstat malé kusy nerozvařeného agaru, vzniknout trhliny nebo bubliny, na což by vlna s rozdílnou délkou mohla reagovat rozdílně. Rovnice (18) vypovídá o nepřímé úměře mezi ztrátovým činitelem a frekvencí. To se nepotvrdilo pro první a poslední kondenzátor, kde u prvního byl pravděpodobně nejvyšší vliv v trhlínách způsobených řezáním, zatímco u posledního kondenzátoru byl na vině prohnutá horní elektroda, pod kterou se vytvořila značná vzduchová bublina. Vztah nepřímé úměrnosti mezi kapacitou a šířkou dielektrika se potvrdil ve třetím měření pro třetí a čtvrtý kondenzátor. Dále bylo zjištěno, že třetí kondenzátor o nejmenší šířce dielektrika i přes několik malých vzduchových bublin odpovídal teoretickým předpokladům. Je možné, že pro nízké frekvence bublinky nemají tak velký vliv, jak se uvádí v literaturách, kde jsou zkoumány fantomy pro frekvence v řádech GHz.

5 ZÁVĚR

Hlavní náplní této diplomové práce bylo vytvořit zjednodušený model kryšího mozku, který bude možné využít v simulacích v softwaru CST. Dalším úkolem bylo umístění budícího zdroje do zjednodušeného modelu s následným zkoumáním vzniklých elektromagnetických polí na povrchu kryšího mozku. Experimentální část práce se měla zabývat vytvořením zjednodušeného modelu z fantomu, který by odpovídal simulaci, kde by následovalo porovnání těchto dvou částí. Bohužel se později ukázalo, že pro dva simulované přístupy musí být výstupem intenzita magnetického pole, což je z měřicího hlediska velice náročné. Dalšími důvody odstoupení od tohoto experimentu byla nejistota elektrických vlastností fantomu, která se v poslední kapitole potvrdila. Výstupem tohoto experimentu by mohlo být měření elektrického potenciálu a intenzity pole, kde el. intenzita byla zkoumána v literatuře [52]. Z těchto důvodů byla experimentální část zaměřena na odchylky při vaření agarové hmoty s následným měřením jejich vlastností.

Aby mohl být navržen model mozku, bylo nezbytné se seznámit se základními principy z oblasti anatomie, na kterých je celá práce založena. Rozbor této teoretické problematiky uvádí první kapitola. Na začátku kapitoly se nachází rozbor frekvenčního rozdělení mozkových vln, což je důležité pro následné simulace. Podkapitola o analýze mozkových vln v reálných podmínkách nabízí pohled na směr, kterým by se měly simulace ubírat. Poté je zde představena metoda škálování materiálových parametrů, díky které lze získat dynamický vývoj pole i na nízkých frekvencích, která byla využita pro plně vlnový přístup ve třetí kapitole. Dále tato kapitola představuje pohled do anatomie z nejdůležitějších částí kryšího mozku, kde těchto znalostí bylo využito pro modelování mozku. Z důvodu založení práce na simulacích bylo nezbytné se seznámit i s elektromagnetickými vlastnostmi mozku, což taktéž uvádí první kapitola. Závěr úvodní kapitoly se zabývá teoretickým popisem postupu vytvoření modelu mozku krysy ze snímků magnetické rezonance až po hrubý model.

V druhé kapitole je uveden postup tvorby čtyř modelů kryších mozků, zjednodušeného modelu v podobě kvádra a kryší lebky. První model mozku byl vytvořen ze snímků magnetické rezonance v softwaru InVesalius 3.1. To bylo učiněno vlastním nastavením masky s následnou definicí částí mozku, které byly požadovány ve výsledném 3D modelu. Jelikož výstupem tohoto softwaru je hrubý model, bylo nezbytné model upravit v CAD softwarech. Opravy modelů se týkaly především odstraněním duplicitních elementů sítě a střípků mimo model. Dále zde došlo k úpravě nerovností, výstupků a ostrých hran, případné změně orientace elementů sítě. Na závěr byl využit další software pro definici nového síťování, úpravy polohy a změny velikosti v poměru na skutečnou velikost kryšího mozku. Modelům byl záměrně definován rozdílný počet elementů sítě, protože následné simulace předpokládaly homogenní model. Z tohoto důvodu vznikl předpoklad pro téměř stejné výsledky v simulacích pro nejméně a nejvíce detailní model.

Třetí kapitola se zabývá simulacemi kvádra a dvou modelů pro statický, kvazistatický a plně vlnový přístup. Dále je v této kapitole uvedeno ověření techniky škálování materiálových parametrů pro buzení pomocí dipólu a rovinné vlny. Z ověření této metody vyplynulo, že intenzita elektrického pole odpovídá literatuře pro oba způsoby buzení, kdežto u intenzity magnetického pole byly zjištěny mírné rozdíly. Jak se v této

práci později ukázalo, tak tyto odchylky byly způsobeny neuvažováním škálování permeability. Dále se v této části odhalilo, že fáze obou intenzit nesouhlasí s literaturou, což mohlo být způsobeno nevhodným snímáním pole pomocí sond v softwaru CST. Dále následovaly simulace tří modelů, kde záměrem těchto simulací bylo zkoumání rozložení pole v mozku a jeho okolí, zároveň s měřením příslušných veličin na povrchu modelů. Ve statickém přístupu byl zkoumán elektrický potenciál, který vznikl pomocí elektrody na povrchu mozku, kdežto v kvazistatickém přístupu budící zdroj představovala cívka, pro kterou je výsledná veličina magnetické pole. Magnetické pole bylo výstupem i frekvenční analýzy, ve které se ukázalo, že rozložení pole na povrchu tvarově odpovídá kvazistatickému přístupu, kde jediná odchylka byla shledána v absolutních hodnotách. Poslední zkoumaný přístup byla časová analýza, ve kterých našel uplatnění dipól, kde po zkušenostech z podkapitoly 3.1 byla snímána intenzita elektrického pole.

Poslední kapitola diplomové práce je zaměřena na srovnání výsledků ze simulací pro jednotlivé modely přes všechny zkoumané přístupy. Na závěr se kapitola zabývá rozborem vaření agarové hmoty a měřením pěti deskových kondenzátorů. V úvodu kapitoly je dále rozebrán vliv rozměrů na rozložení pole, protože k tomuto tématu je literatura velmi omezená. V první řadě zde byla rozebrána elektroda použitá ve statickém přístupu, kde se ukázalo, že zvětšení délky a tloušťky vodiče způsobuje vyšší hodnoty el. potenciálu. Zvětšování poloměru cívky způsobilo razantní zvýšení intenzity magnetického pole, zatímco zvětšování tloušťky vodiče od hodnoty $r_2 = 0,5$ mm nepřineslo žádnou změnu. Problémem cívky může být skutečnost, že zmenšováním pod hodnoty poloměru $r_1 < 1$ mm přináší vysoké výpočetní nároky, což je poměrně závažný problém, protože pro simulaci neurálních aktivit bude zapotřebí velmi malých rozměrů budících zdrojů. Pro případ dipólu se projeví opačné vlastnosti, kde zvyšováním délky byly snímány nižší hodnoty intenzit el. polí. Výhodou dipólu oproti cívce byl možný výpočet v řádech desetinových rozměrů. Pro účel srovnání jednotlivých modelů přes všechny přístupy bylo nezbytné výsledky normovat. Z výsledků pro kvádr vyplynulo, že měření na povrchu pro všechny čtyři přístupy je téměř totožné. Jelikož se jednalo o homogenní model, byl zde předpoklad na nejvyšší hodnoty výsledných veličin v nejmenší vzdálenosti od zdroje, což se v simulacích potvrdilo. Pro nejméně detailnější model mozku se projeví stejné výsledky pro kvazistatický přístup a frekvenční analýzu, kde se k těmto dvou simulacím blížila časová analýza, kdežto rozdílný průběh byl zjištěn pro statický přístup. Statický přístup pro tento model vykazoval nejvyšší hodnoty v nejvzdálenějších částech mozku, kde v těchto místech ostatní přístupy dosahovaly hodnot nejnižších. Podobné vlastnosti vykazoval i nejdetailnější model, kde byl průběh pro statický přístup odlišný od předchozího modelu. Tento jev byl zapříčiněn tvarem modelu. Dále následovalo srovnání výpočetního času a počtu potřebných elementů sítě pro definování síťování. Nejméně času pro výpočet bylo zapotřebí pro statický přístup, což je z důvodu největšího zjednodušení Maxwellových rovnic. Dále se zde projevila skutečnost, že menší zjednodušení Maxwellových rovnic vyžaduje více elementů. V simulacích nejdetailnějšího modelu se projeví vysoké nároky na zakřívání síťování.

V experimentální části práce byly zkoumány vlivy při vaření agarové hmoty s následnou výrobou pěti deskových kondenzátorů, kde uvařený fantom byl využit jako dielektrikum. Mezi hlavní získané poznatky z vaření patří dolévání vody během vaření, což zaručí správný poměr s agarem. Dále vaření agarové hmoty v malém hrnci v rozmezí teploty 75 - 85 °C. Agarovou hmotu je také výhodné vařit ve vodní lázni, kde po

dokončení vaření je dobré fantom umístit do ledničky. Použití měděných plechů o tloušťce 0,3 mm se ukázalo jako nevhodné, protože se plechy snadno ohnuly, buď při manipulaci nebo pájení vodičů. V měření se potvrdilo, že pro menší kondenzátor byla dosažena menší kapacita v porovnání s kondenzátorem o stejné tloušťce dielektrika. Dále bylo zjištěno, že pro fantomy o tloušťce menší než 2 mm dochází k rychlému odpařování vody. U všech kondenzátorů se projevila rozdílná kapacita na obou měřených frekvencích, což bylo pravděpodobně způsobeno nehomogenitami fantomu, na což rozdílné vlnové délky reagovaly odlišně. Dále se podle teoretických předpokladů neprojevila nepřímá úměra pro ztrátový činitel a frekvenci pro první a pátý kondenzátor. To je způsobené trhlinami v prvním kondenzátoru a ohnutou elektrodou u pátého kondenzátoru. Jelikož třetí kondenzátor obsahoval několik vzduchových bublin díky jeho malé tloušťce fantomu, ale i přes to odpovídal teoretickým předpokladům, je možné, že pro nízké frekvence nemají bubliny takový vliv.

Další postup v této práci by se mohl zabývat modelováním nehomogenních částí mozku, což by přispělo k menší aproximaci a možnosti definování odlišných materiálových konstant. V prvním kroku by bylo možné mozek definovat bílou a šedou hmotou mozkovou. Simulační část by se mohla rozšířit i do jiných softwarů, než je CST, ve kterých jsou jiné možnosti budících zdrojů. V experimentální části by mohlo být využito jiných agarů nebo metod vaření. Měření fantomů by se mohlo zaměřit i na relativní permitivitu, díky čemuž by mohla být spočítána vodivost. Model lebky by dále mohl být využit v simulaci v kombinaci s modelem mozku, čímž by se přiblížilo k měření v reálných podmínkách el. potenciálu na povrchu mozku krysy.

LITERATURA

- [1] JAIN, S., MITTRA, R., WIART, J. *Full wave modeling of brain waves as electromagnetic waves*, Progress In Electromagnetics Research, 2015, vol. 151, p. 95–107.
- [2] LÁČÍK, J., HEBELKA, V., VÉLIM, J., RAIDA, Z., PUSKELY, J. *Wideband skin-equivalent phantom for V- and W-band*, IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2016, vol. 15, p. 211-213.
- [3] Electroencephalography. 2018. In: Wikipedia [online]. Wikipedia [cit. 2018-01-29]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>.
- [4] POKORNÝ, J. *Elektroencefalografie* [online prezentace]. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, [cit. 2018-01-29]. Dostupné z: <http://fbmi.cvut.cz/files/nodes/657/public/EEG.pdf>
- [5] GAFFAR, M., JIAO, D. *On the Low-Frequency Breakdown of FDTD*, IEEE International Symposium on Antennas and Propagation & USNC/URSI National Radio Science Meeting, 2015, p. 338-339.
- [6] SUPPES, P., HAN, B. *Brain-wave representation of words by superposition of a few sine waves*, Proc. Natl. Acad. Sci., Vol. 97, No. 15, 8738-8743, Jul. 18, 2000.
- [7] BOSSETTI, C. A., BIRDNO, M. J., GRILL W. M., *Analysis of the quasi-static approximation for calculating potentials generated by neural stimulation*, Journal of Neural Engineering, 2007, vol. 5, No. 1, p. 44-53.
- [8] *Evanescentní vlna* [online]. 2018. In: Aldebaran [cit. 2018-01-31]. Dostupné z: <http://aldebaran.cz/glossary/print.php?id=1325>
- [9] BOHREN, C. F., HUFFMAN D. R., *Absorption and Scattering of Light by Small Particles*, Wiley-VCH, 1998, p. 82-101.
- [10] CST MICROWAVE STUDIO – Providing Complete Technology for High Frequency 3D EM Field Simulation [online]. 2018. CST [cit. 2018-02-01]. Dostupné z: <https://www.cst.com/products/cstmws/solvers>
- [11] KIRKCALDIE, Matthew. Neocortex. WATSON, Charles, George PAXINOS a Luis PUELLES. *The Mouse Nervous System* [online]. United States of America: Academic Press, 2011 [cit. 2018-03-06]. ISBN 9780080919188. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/topics/neuroscience/neocortex>
- [12] RAMIREZ, Gianfranco. *Development of an animal brain FE model* [online]. Göteborg, Sweden, 2010 [cit. 2018-03-06]. Dostupné z: <http://publications.lib.chalmers.se/records/fulltext/143002.pdf>. Master's Thesis. Chalmers University of Technology.
- [13] Co je corpus callosum?. In: *Www.corpuscallosum.cz* [online]. Lukáš Poplštejn, 2017, 2017 [cit. 2018-03-06]. Dostupné z: <http://www.corpuscallosum.cz/corpus-callosum/corpus-callosum/co-je-corpus-callosum>
- [14] Hippocampus. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001, 2018 [cit. 2018-03-06]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Hippocampus>
- [15] PAXINOS, George a Charles WATSON. *The Rat Brain in Stereotaxis Coordinates*. 6th. United States of America: Academic Press, 2007. ISBN 978-0-12-374121-9.

- [16] LEGGIO, Maria G., Marco MOLINARI, Paola NERI, Alessandro GRAZIANO, Laura MANDOLESINI a Laura PETROSINI. Representation of actions in rats: The role of cerebellum in learnign spatial performance by observation. *Proceedings of the National Academy od Sciences of the United States of America* [online]. 2000, 18.2.2000, , 2320-2325 [cit. 2018-03-08]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC15799/>
- [17] Mozková komora. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 31.7.2013 [cit. 2018-03-08]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Mozková_komora
- [18] ROČEK, Zbyněk. *Obecná morfologie živočichů, Nervová soustava* [online]. Geologický ústav AV ČR. Dostupné z: <http://rocek.gli.cas.cz/Courses/Microsoft%20Word%20-%20Morfologie18def.pdf>
- [19] LAARNE, P., P. KAUPPINEN, J. HYTTINEN, J. MALMIVUO a H. ESKOLA. Effects of tissue resistivities on electroencephalogram sensitivity distribution. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 1999(Volume 37), 555-559 [cit. 2018-03-09]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF02513348>
- [20] FERREE, Thomas C. a Don M. TUCKER. Development of high-resolution EEG devices. *Department of Psychology, University of Oregon* [online]. Electrical Geodesics, Inc., Riverfront Park, Eugene, 1999 [cit. 2018-03-09]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/6f81/607167eb9220a35e65694e2966c6898797cf.pdf>
- [21] GEDDES, L. A. a L. E. BAKER. The specific resistance of biological material – a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist. *Medical and biological engineering* [online]. 1967(Volume 5), 271-293 [cit. 2018-03-09]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF02474537>
- [22] LATIKKA, J. A., J. A. HYTTINEN, T. A. KUURNE, H. J. ESKOLA a J. A. MALMIVUO. The conductivity of brain tissues: comparison of results in vivo and in vitro measurements. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE* [online]. Istanbul, Turkey, 2001(Volume 5), 271-293 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1109/IEMBS.2001.1019092. ISSN 1094-687X. Dostupné z: ieeexplore.ieee.org/document/1019092/
- [23] SCHWAN, H. P. Electrical of tissues and cell suspensions: mechanisms and models. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE* [online]. Baltimore, MD, USA, 1994 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1109/IEMBS.1994.412155. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/412155/>
- [24] GABRIEL, C., S. GABRIEL a E. CORTHOUT. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in Medicine & Biology, Volume 41, Number 11* [online]. 1996 [cit. 2018-03-09]. Dostupné z: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/41/11/001/meta>
- [25] PEYMAN, Azadeh. Dielectric properties of tissues as a function of age and their relevance in assessment of the exposure of children to electromagnetic fields. In: : *Centre for Radiation, Chemical and Environmental Hazards* [online]. [cit. 2018-03-09]. Dostupné z: www.icnirp.org/cms/upload/abstracts/PeymanPre.pdf
- [26] LATIKKA, J., T. KUURNE a H. ESKOLA. Conductivity of living intracranial tissues. *Physics in Medicine and Biology, vol. 46* [online]. July 2001, p. 1611-1616 [cit. 2018-03-14]. DOI: 10.1088/0031-9155/46/6/302. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/11920057_Conductivity_of_living_intracranial_tissues

- [27] BAUMANN, S. B., D.R. WOZNY, S.K. KELLY a F. M. MENO. The electrical conductivity of human cerebrospinal fluid at body temperature. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. March 1997(44), p. 220-223 [cit. 2018-03-14]. DOI: 10.1109/10.554770. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/554770/>
- [28] *MRI interpretation* [online]. Radiology masterclass [cit. 2018-03-19]. Dostupné z: https://www.radiologymasterclass.co.uk/tutorials/mri/t1_and_t2_images
- [29] *Image contrast in MRI* [online]. Weizmann Institute of Science [cit. 2018-03-19]. Dostupné z: https://www.weizmann.ac.il/chemphys/assaf_tal/sites/chemphys.assaf_tal/files/uploads/lecture_xiii_-_contrast_lucio.pdf
- [30] Magnetic resonance imaging. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation [cit. 2018-03-19]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Magnetic_resonance_imaging
- [31] CT scan. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation [cit. 2018-03-19]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/CT_scan
- [32] VALDÉS-HERNÁNDEZ, PA, A. SUMIZOSHI, H. NONOKA, T. OGAWA, Y. ITURRIA-MEDINA a JJ. RIERA, HAGA, R., *An in vivo MRI template set for morphometry, tissue segmentation, and fMRI localization in rats*. In: *Front Neuroinform* [online]. 2011 [cit. 2018-04-04]. DOI: 10.3389/fninf.2011.00026. Dostupné z: <https://scalablebrainatlas.incf.org/rat/VSNetal11>
- [33] *InVesalius 3* [online]. Cntro de Tecnologia da Informação Renato Archer [cit. 2018-04-04]. Dostupné z: <https://www.cti.gov.br/pt-br/invesalius>
- [34] *Meshmixer* [online]. Autodesk [cit. 2018-04-04]. Dostupné z: <http://www.meshmixer.com/>
- [35] *Meshlab* [online]. Visual Computing Lab [cit. 2018-04-04]. Dostupné z: <http://www.meshlab.net/>
- [36] *Fusion 360* [online]. Autodesk [cit. 2018-04-04]. Dostupné z: <https://www.autodesk.com/products/fusion-360/students-teachers-educators>
- [37] *Brown Rat (Laboratory): Rattus norvegicus* [online]. University of Wisconsin, Michigan State University, and the National Museum of Health and Medicine: Major National Resources for Study of Brain Anatomy, 1995 [cit. 2018-04-06]. Dostupné z: <http://neurosciencelibrary.org/specimens/rodentia/labrat/index.html>
- [38] POHL, M., F. GASCA a U. G. HOFMANN. *IGES and .stl file of a rat brain* [online]. In: Figshare, 2013 [cit. 2018-04-08]. DOI: 10.6084/m9. Dostupné z: https://figshare.com/articles/IGES_and_stl_file_of_a_rat_brain/823546
- [39] PAPP, Eszter A., Trygve B. LEERGAARD, Evan CALABRESE, G. Allan JOHNSON a Jan G. BJAALIE. Waxholm Space atlas of the Sprague Dawley rat brain. In: *NeuroImage* [online]. 2014, 97, s. 374-386 [cit. 2018-04-09]. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2014.04.001. ISSN 10538119. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1053811914002419>
- [40] Rat skull + mandible. *Thingiverse* [online]. 2014 [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: <https://www.thingiverse.com/thing:469391>
- [41] D. ANDREUCCETTI, R. FOSSI, C. PETRUCCI a C. GABRIEL. *Dielectric Properties of Body Tissues: in the frequency range 10 Hz - 100 GHz* [online]. Italian National Research Council: Institute for Applied Physics [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>

- [42] TAFLOVE, A. *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*. 3rd edition. Norwood, MA: Artech House, 1995. ISBN 978-1-58053-832-9.
- [43] CHANDRA, Ch. Rajani, P.S. BHARANI a Y. Ratna KUMAR. Theoretical presentation of permeability of biological tissues. *Electromagnetic Interference and Compatibility (INCEMIC), 2015 13th International Conference on* [online]. Visakhapatnam, India, July 2015 [cit. 2018-05-04]. DOI: 10.1109/INCEMIC.2015.8055887. ISSN 2573-3303. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8055887/>
- [44] *Simlab Composer 8* [online]. Simlab Soft [cit. 2018-28-04]. Dostupné z: www.simlab-soft.com/contact-simlab.aspx
- [45] What is the difference between a time domain solver and a frequency domain solver in cst mws?. *Researchgate.com* [online]. 2014 [cit. 2018-05-11]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/post/What is the difference between a time domain solver and a frequency domain solver in cst mws](https://www.researchgate.net/post/What_is_the_difference_between_a_time_domain_solver_and_a_frequency_domain_solver_in_cst_mws)
- [46] CHEN, Ming a David Jeffery MOGUL. A structurally detailed finite element human head model for simulation of transcranial magnetic stimulation. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 2009, 179(1), 111-120 [cit. 2018-05-13]. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2009.01.010. ISSN 01650270. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165027009000314>
- [47] JIANBIN ZHENG, LINXIA LI a XIAOLIN HUO. *Analysis of Electric Field in Real Rat Head Model during Transcranial Magnetic Stimulation*. In: *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference* [online]. IEEE, 2005, 2005, s. 1529-1532 [cit. 2018-05-13]. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616724. ISBN 0-7803-8741-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1616724/>
- [48] ROJAS, R., R. D. GARCIA, A. O. RODRÍGUEZ, Gerardo Herrera CORRAL a Luis Manuel Montaña ZENTINA. *Induced Currents in a Rat's Brain due a Radio Frequency Fields: Numerical Simulation with a Pixel Model*. In: *AIP Conference Proceedings* [online]. AIP, 2008, 2008, s. 272-275 [cit. 2018-05-13]. DOI: 10.1063/1.2979290. ISSN 0094243X. Dostupné z: <http://aip.scitation.org/doi/abs/10.1063/1.2979290>
- [49] STARZYNSKI, J., B. SAWICKI, S. WINCENCIAK, A. KRAWCZYK a T. ZYSS. *Simulation of magnetic stimulation of the brain*. *IEEE Transactions on Magnetics* [online]. 38(2), 1237-1240 [cit. 2018-05-13]. DOI: 10.1109/20.996316. ISSN 00189464. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/996316/>
- [50] ROJAS, R., S. E. SOLIS, O. R. MARRUFO a A. O. RODRIGUEZ. *Numerical Determination of SNR using an Anatomic Pixel Rat Brain Model*. *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* [online]. 2009, 4782 [cit. 2018-05-13]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/dfbf/3f48976189520ce5b8e24c633fa4511ecf5c.pdf>
- [51] VEHOVSKÝ, Radek, Michal POKORNÝ a Kamil PÍTRA. *User Hand Influence on Properties of a Dual-Band PIFA Antenna*. *Radioengineering*. 2014, 23, 819-823. ISSN 12102512.
- [52] ZELENKA, Pavel. *Lidský mozek a jeho modelování* [online]. Brno, 2017 [cit. 2018-05-14]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/102289>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida.

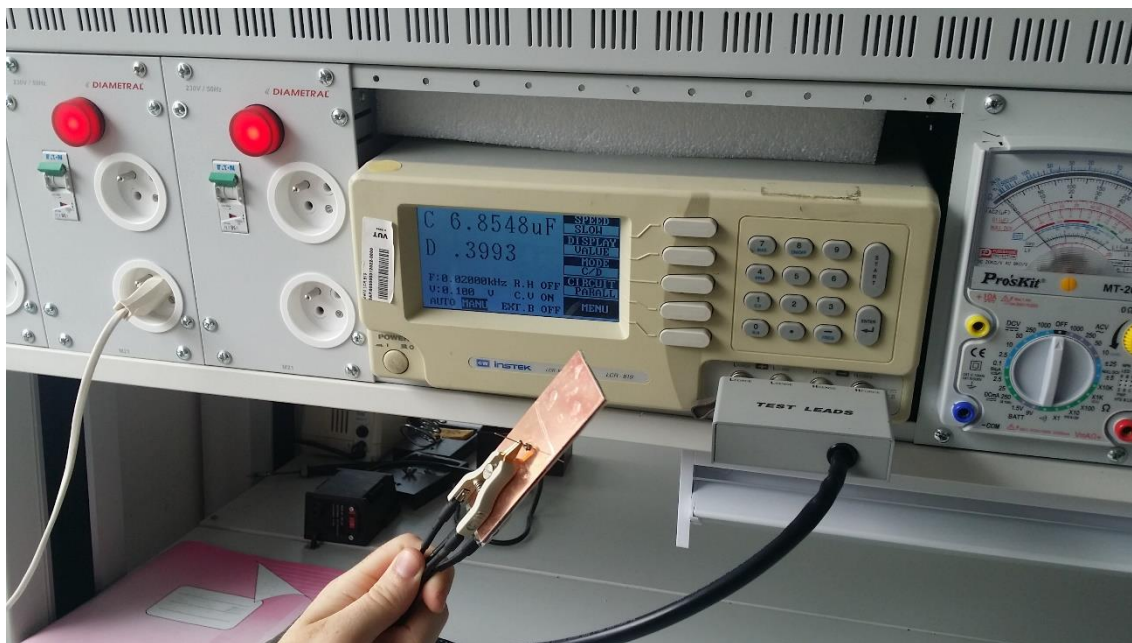
SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

S	Průřez.
r	Poloměr.
σ	Vodivost materiálu.
ω	Úhlová frekvence.
ϵ_{rsc}	Škálovaná relativní permitivita materiálu.
ϵ_{r}	Relativní permitivita materiálu.
f	Frekvence.
f_{sc}	Frekvence použitá při simulaci.
E_{sc}	Elektrická intenzita pole ze simulace.
$E_{\text{x_sc}}$	Elektrická intenzita pole ve směru osy x ze simulace.
φ_{Ex}	Fáze elektrické intenzity pole ve směru x.
φ_{Hy}	Fáze magnetické intenzity pole ve směru y.
$H_{\text{y_sc}}$	Magnetická intenzita pole ve směru osy y ze simulace.
ΔE_{x}	Odchylka elektrické intenzity pole ve směru osy x.
ΔH_{y}	Odchylka magnetické intenzity pole ve směru osy y.
d	Délka.
s	Šířka.
v	Výška.
U	Napětí.
C	Kapacita.
$\tan \delta$	Ztrátový činitel.
φ	Elektrický potenciál.
g	Mezera mezi rameny dipólu.
r_1	Poloměr cívk.
r_2	Poloměr tloušťky vodiče.
X_{norm}	Výsledná normovaná veličina.
X	Veličina určená k normování.
X_{min}	Minimální veličina ze souboru hodnot.
X_{max}	Maximální veličina ze souboru hodnot.
BNMDHM	Počet buněk na maximální délku hrany modelu.

EEG	Elektroencefalogram.
CST	Computer Simulation Technology.
FFT	Fast Fourier transform.
PC	Osobní počítač.
FDTD	Finite difference time domain.
FIT	Finite integral method.
FEM	Finite element method.
MRI	Magnetic resonance imaging.
CT	Computed tomography.
CAD	Computer Aided Design.
PEC	Perfektně elektrický vodič.
3D	3-Dimension.
DTI	Diffusion tensor imaging

A EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ

A.1 RLC měřicí přístroj



A.2 Měření druhého kondenzátoru

U = 0,1 V	f = 20 Hz		f = 1 kHz	
Číslo měření	$\tan \delta [-]$	C [μF]	$\tan \delta [-]$	C [μF]
1.	0,9902	42,286	0,6493	12,77
2.	0,9931	42,489	0,6486	12,775
3.	0,9933	42,539	0,6484	12,776
4.	0,9936	42,574	0,6482	12,778
5.	0,9942	42,625	0,6481	12,78
6.	0,9944	42,643	0,6479	12,783
7.	0,9948	42,665	0,6478	12,785
8.	0,9948	42,676	0,6476	12,787
9.	0,9948	42,684	0,6474	12,788
10.	0,9946	42,679	0,6473	12,788
Průměrná hodnota	0,99378	42,586	0,64806	12,781
Rozptyl	1,79E-06	0,013913	3,28E-07	3,46E-05

A.3 Měření třetího kondenzátoru

$U = 0,1 \text{ V}$	$f = 20 \text{ Hz}$		$f = 1 \text{ kHz}$	
Číslo měření	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$
1.	0,4977	27,314	0,2761	16,068
2.	0,4978	27,315	0,2762	16,065
3.	0,4972	27,306	0,2769	16,054
4.	0,4964	27,293	0,2773	16,049
5.	0,4962	27,281	0,277	16,047
6.	0,4962	27,276	0,277	16,044
7.	0,4959	27,269	0,2766	16,045
8.	0,4953	27,257	0,2766	16,043
9.	0,4949	27,249	0,2763	16,04
10.	0,495	27,245	0,2764	16,038
Průměrná hodnota	0,49626	27,2805	0,27664	16,0493
Rozptyl	9,84E-07	0,000608	1,42E-07	9,241E-05

A.4 Měření čtvrtého kondenzátoru

$U = 0,1 \text{ V}$	$f = 20 \text{ Hz}$		$f = 1 \text{ kHz}$	
Číslo měření	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$
1.	1,124	8,8927	0,7765	1,8195
2.	1,11	8,6743	0,775	1,8335
3.	1,104	8,6008	0,7736	1,8422
4.	1,099	8,5221	0,7725	1,856
5.	1,096	8,4864	0,7715	1,8718
6.	1,092	8,5121	0,7706	1,8836
7.	1,083	8,4858	0,7696	1,8919
8.	1,078	8,417	0,7687	1,9006
9.	1,074	8,3809	0,7677	1,9093
10.	1,071	8,3413	0,7676	1,9251
Průměrná hodnota	1,0931	8,53134	0,77133	1,87335
Rozptyl	0,000259	0,023221	8,43E-06	0,001092

A.5 Měření pátého kondenzátoru

$U = 0,1 \text{ V}$	$f = 20 \text{ Hz}$		$f = 1 \text{ kHz}$	
Číslo měření	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$	$\tan \delta [-]$	$C [\mu\text{F}]$
1.	0,6689	25,72	0,9652	6,6492
2.	0,6685	25,503	0,9499	6,5225
3.	0,6686	25,302	0,9419	6,5072
4.	0,6685	25,176	0,9352	6,502
5.	0,6679	25,053	0,9291	6,5033
6.	0,6677	24,95	0,9234	6,5033
7.	0,6653	24,8	0,9051	6,517
8.	0,6651	24,695	0,9005	6,5185
9.	0,6642	24,629	0,896	6,5232
10.	0,664	24,53	0,892	6,5268
Průměrná hodnota	0,66687	25,0358	0,92383	6,5273
Rozptyl	3,51E-06	0,137765	0,000556	0,001728