



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Fantom hlavy novorozence pro účely
testování mikrovlnného zobrazovacího
systému**

**Phantom of a Neonatal Head for Purpose of
Testing Microwave Imaging System**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Lukáš Holek

Vedoucí diplomové práce: doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.

Kladno 2018

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

Z a d á n í d i p l o m o v é p r á c e

Student: **Bc. Lukáš Holek**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Fantom hlavy novorozence pro účely testování mikrovlnného zobrazovacího systému**
Téma anglicky: Phantom of a Neonatal Head for Purpose of Testing Microwave Imaging System

Zásady pro vypracování:

Navrhněte a realizujte zjednodušený 3D fantom novorozenecké hlavy. Nejvěrněji by měl fantom odpovídat v mozkové části. Dielektrické vlastnosti jednotlivých oblastí fantomu musí odpovídat hodnotám dielektrických vlastností příslušných tkání, přičemž by relativní odchylka elektrických parametrů jednotlivých částí fantomu neměla překročit 100 % oproti hodnotám uvedeným v tabulkách. Dielektrické parametry vzorků fantomů jednotlivých tkání změřte systémem komerčním systémem DAK. Výsledky měření uvádějte s rozšířenou nejistotou měření ($k = 2$). Fantom koncipujte tak, aby bylo možné v oblasti reprezentující mozek vkládat fantomy ischemické CMP.

Seznam odborné literatury:

- [1] Ahmed Toaha Mobashsher, *Wideband Microwave Imaging System for Brain Injury Diagnosis*, 2016, 242 s., Ph.D. Thesis, The University of Queensland, Australia
- [2] Matteo Pastorino, *Microwave Imaging*, ed. 1st, John Wiley & Sons, Inc., 2010, ISBN 978-0-470-27800-0
- [3] Xuyang Li, *Body Matched Antennas for Microwave Medical Applications*, 2014, 194 s., Ph.D. Thesis, Karlsruher Institut für Technologie (KIT). KIT Scientific Publishing.

Vedoucí: **doc. Dr.-Ing. Jan Vrba, M.Sc.**
Konzultant: **doc. Ing. David Vrba, Ph.D.**

Zadání platné do: 20.09.2019

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Fantom hlavy novorozence pro účely testování mikrovlnného zobrazovacího systému“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

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

V Kladně 15. 5. 2018

.....

Bc. Lukáš Holek

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval svému vedoucímu práce, panu doc. Dr.-Ing. Janu Vrbovi, M.Sc. za jeho vstřícný přístup, poskytnuté zázemí a odborné rady při tvorbě diplomové práce. Dále bych chtěl poděkovat své rodině, která mi umožnila studovat na této škole a vyjadřovala mi po celou dobu studia nejvyšší možnou podporu.

ABSTRAKT

Fantom hlavy novorozence pro účely testování mikrovlnného zobrazovacího systému

Cílem práce bylo navrhnout a vytvořit suché fantomy tkání, které by se svými dielektrickými vlastnostmi (permitivita a vodivost) blížily reálným biologickým tkáním a následně z těchto směsí vytvořit zjednodušený 3D fantom novorozenecké hlavy. Fantom hlavy je koncipován tak, aby bylo možné v oblasti reprezentující mozek vkládat fantomy ischemické CMP. Tento fantom bude následně sloužit pro návrh, testování a optimalizaci mikrovlnného zobrazovacího systému, který by se v budoucnu mohl uplatnit při monitoraci ischemické cévní mozkové příhody u novorozenců.

Klíčová slova

Suché fantomy, fantom novorozenecké hlavy, mikrovlnné zobrazování, ischemická cévní mozková příhoda

ABSTRACT

Phantom of a Neonatal Head for Purpose of Testing Microwave Imaging System

The aim of this work was to design and create dry phantoms of tissues, which with their dielectric properties (permittivity and conductivity) would approach real biological tissues and then create a simplified 3D phantom of the neonatal head from these mixtures. The phantom of the head is conceived in such a way that it is possible to insert a phantom of ischemic stroke in the region representing the brain. This phantom will then be used to design, testing and optimization the microwave imaging system, which could be used in the future for the monitoring of ischemic stroke in neonates.

Keywords

Dry phantom, neonatal head phantom, microwave imaging, ischemic stroke

Obsah

| | |
|--|-----------|
| Seznam symbolů a zkratk..... | 9 |
| 1 Úvod do problematiky | 11 |
| 2 Teoretický základ..... | 13 |
| 2.1 Mikrovlnné zobrazování | 13 |
| 2.2 Dielektrické vlastnosti biologických tkání | 14 |
| 2.2.1 Struktura lidské hlavy | 15 |
| 2.2.2 Komplexní permitivita..... | 15 |
| 2.2.3 Parametrické modely dielektrických vlastností biologických tkání ... | 16 |
| 2.2.4 Mozková tkáň při ischemické CMP | 18 |
| 2.2.5 Metody měření dielektrických parametrů | 19 |
| 2.3 3D tisk | 21 |
| 2.3.1 Využití 3D tisku | 22 |
| 2.3.2 Materiály používané v technologii FDM | 22 |
| 2.4 Ischemická cévní mozková příhoda u novorozenců | 23 |
| 2.4.1 Patofyziologie..... | 24 |
| 2.4.2 Diagnostika..... | 25 |
| 2.4.3 Léčba | 29 |
| 3 Přehled současného stavu..... | 31 |
| 3.1 Vodní, olejové fantomy..... | 31 |
| 3.2 Suché fantomy..... | 31 |
| 3.3 Fantomy lidské hlavy | 33 |
| 4 Cíle práce..... | 36 |
| 5 Metody | 37 |
| 5.1 Návrh a měření směsí pro fantomy | 37 |
| 5.1.1 Použité přístrojové vybavení a materiály | 37 |
| 5.1.2 Návrh směsí pro fantomy | 39 |
| 5.1.3 Výroba směsí pro vzorky fantomů | 40 |
| 5.1.4 Měření dielektrických vlastností vzorků fantomů..... | 43 |
| 5.1.5 Vyhodnocení naměřených dat | 44 |
| 5.2 Návrh a výroba formy fantomu..... | 47 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 5.2.1 | Virtuální 3D modely uvažovaných tkání..... | 47 |
| 5.2.2 | 3D tisk uvažovaných vrstev tkání..... | 49 |
| 5.2.3 | Sádrové formy tkání | 53 |
| 5.2.4 | Zjednodušený fantom hlavy novorozence..... | 60 |
| 6 | Výsledky..... | 66 |
| 6.1 | Vytvořené vzorky fantomů..... | 66 |
| 6.1.1 | Fantom kůže s tukem..... | 73 |
| 6.1.2 | Fantom lebky | 74 |
| 6.1.3 | Fantom mozkomíšního moku | 75 |
| 6.1.4 | Tekutý fantom mozkové tkáně a suchý fantom ischemické CMP | 76 |
| 6.2 | Vytvořené formy a zjednodušený fantom novorozence..... | 77 |
| 7 | Diskuse | 80 |
| 8 | Závěr | 85 |
| | Seznam použité literatury | 86 |
| | Příloha A: Virtuální modely uvažovaných tkání | 91 |
| | Příloha B: Výsledky SVM..... | 92 |
| | Příloha C: Obsah přiloženého CD..... | 93 |

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

| Symbol | Jednotka | Význam |
|--------------------|--------------------|--|
| $\hat{\epsilon}_k$ | $F \cdot m^{-1}$ | komplexní permitivita |
| ϵ' | $F \cdot m^{-1}$ | reálná část komplexní permitivity |
| ϵ'' | $F \cdot m^{-1}$ | imaginární část komplexní permitivity |
| ϵ_0 | $F \cdot m^{-1}$ | permitivita vakua |
| ϵ_∞ | - | spodní limitní hodnota reálné složky komplexní permitivity pro vyšší f |
| ϵ'_r | - | reálná část relativní komplexní permitivity |
| σ | $S \cdot m^{-1}$ | ekvivalentní elektrická vodivost |
| σ_s | $S \cdot m^{-1}$ | statická elektrická vodivost |
| f | Hz | frekvence |
| ω | $rad \cdot s^{-1}$ | úhlová frekvence |
| τ | s | relaxační čas |
| α | - | distribuční parametr pro Cole-Cole model |
| \hat{S}_{11} | dB | komplexní bezrozměrná veličina dána poměrem komplexních amplitud odražené a dopadající napěťové vlny |
| <i>Hm.</i> % | % | hmotnostní procento |

Seznam zkratek

| Zkratka | Význam |
|---------|------------------------------------|
| ABS | Acrylonitrile butadiene styrene |
| CBF | Krevní průtok mozkovou tkání |
| CMP | Cévní mozková příhoda |
| CPP | Cerebrální perfuzní tlak |
| CT | Výpočetní tomografie |
| FDM | Fusion Deposition Modeling |
| HIE | Hypoxicko-ischemická encefalopatie |
| HII | Hypoxicko-ischemické poškození |
| ICP | Intrakraniální tlak |
| IR | Infračervené záření |
| MAP | Střední arteriální tlak |
| MRI | Magnetická rezonance |
| MWI | Mikrovlnné zobrazování |
| NIRS | Near Infrared Spectroscopy |
| TR | Time Repetition |
| PEP | Polyethylenový prášek |
| PET | Polyethylene terephthalate |
| PLA | Polyactic acid |
| SLS | Selective Laser Sintering |
| SNR | Poměr signálu k šumu |
| STL | Standard Triangulation Language |
| USG | Ultrasonografie |

1 Úvod do problematiky

Mikrovlnná část spektra elektromagnetického záření je v současné době využívána v širokém poli aplikací. Od komunikačních technologií až po léčbu pacientů. Právě v medicíně jsou v současnosti zkoumány nejvíce dvě využití.

V prvním případě se jedná o mikrovlnnou hypertermii, která je využívána v klinické praxi zejména v USA, Nizozemsku, Německu, Japonsku a v omezené míře také v České republice. Tato metoda se využívá především při léčbě zvětšené prostaty či jako alternativní léčba karcinomu jater. Druhé využití mikrovlnného záření by mohlo být v budoucnu využito v mikrovlnném zobrazování tkání. Tato metoda je nyní v preklinickém testování, ale výsledky z numerických studií a z testování na fantomech ukazují nadějně výsledky a velký potenciál této metody.

Technika mikrovlnného zobrazování je velmi perspektivní neinvazivní metoda, která by mohla být využita v diagnostice různých zdravotních problémů pacientů, a to bez použití ionizujícího záření. Další výhodou mikrovlnného zobrazování je jeho cena a fyzické rozměry, které jsou podstatně menší, než je tomu u výpočetní tomografie (CT-Computed Tomography) či magnetické rezonance (MRI-Magnetic Resonance Imaging). Systém je však na počátku vývoje a je nutné zdokonalit jeho jednotlivé části. Obzvláště důležitý je vývoj anténních elementů, rekonstrukčních algoritmů a v neposlední řadě vytvoření realističtějších fantomů.

Hlavními zkoumanými oblastmi využití mikrovlnného zobrazování jsou včasná diagnostika rakoviny prsu a diagnostika cévní mozkové příhody (CMP). Zejména diagnostika CMP pomocí této technologie by mohla být široce uplatněna. Při vzniku CMP je vždy na prvním místě rychlost léčby, neboť každou minutu, kdy není do mozkové tkáně přiváděna okysličená krev, dochází k nevratným změnám nervových buněk. Mikrovlnný systém je natolik kompaktní, rychlý a energeticky nenáročný, že by mohl být implementován v každém voze zdravotnické záchranné služby či by mohl být použit přímo na nemocničním lůžku.

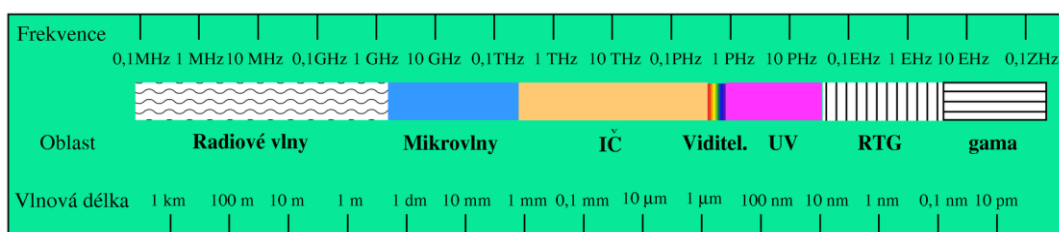
Pro navrhování, testování a optimalizaci mikrovlnného zobrazovacího systému se využívají fantomy, které mají napodobit jednotlivé tkáně lidského těla zejména z hlediska dielektrických parametrů. Cílem tedy je, aby se dielektrické vlastnosti fantomů co nejvíce

blížily biologickým tkáním. Fantomů existuje několik typů podle toho, jaká je jejich struktura či použitý materiál. Fantomy prochází neustálým vývojem, aby bylo dosaženo požadovaných vlastností např. mechanická pevnost, stálost dielektrických vlastností v čase a geometrická přesnost.

Cílem práce je tedy navrhnout kompozitní materiály, které by se svými dielektrickými vlastnostmi blížily vlastnostem biologických tkání a následně vytvořit fantom novorozenecké hlavy, do kterého by bylo možné vkládat oblasti reprezentující ischemickou CMP. Právě u předčasně narozených novorozenců dochází poměrně často k výskytu ischemické CMP. Základní léčba spočívá v hypotermii novorozence. V současné době však není dostatečně kvalitní diagnostický přístroj, který by mohl být využit pro kontinuální monitoraci vývoje CMP a pro zhodnocení úspěšnosti léčby. Právě zde má potenciál uspět mikrovlnné zobrazování.

2 Teoretický základ

Mikrovlnné záření spadá do oblasti elektromagnetického spektra odpovídající frekvenci od 300 MHz do 300 GHz (viz obrázek 2.1) [1]. Mikrovlnné záření se při dopadu na biologickou tkáň z části odráží a z části prochází skrz tkáň. Při průchodu záření tkání dochází k jeho absorpci, kvůli které dochází k produkci tepla. K tomu, aby se tkáň zahřála je však zapotřebí poměrně velkých vysílacích výkonů. U mikrovlnného zobrazování se používají vyzařovací výkony v řádech jednotek mW, takže zahřívání tkáně je zanedbatelné [2].



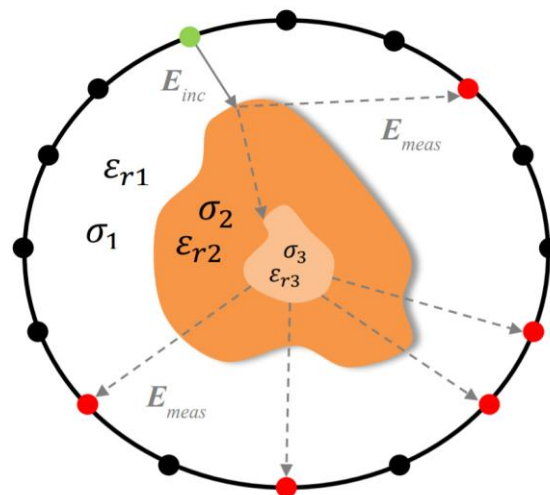
Obrázek 2.1: Přehled elektromagnetického spektra [1]

2.1 Mikrovlnné zobrazování

Zobrazování pomocí mikrovlnného záření (MWI – Microwave Imaging) je nadějná neinvazivní diagnostická metoda, jež využívá rozdílných dielektrických vlastností jednotlivých biologických tkání. V posledních letech je tato metoda pro účely diagnostiky zkoumána mnoha výzkumnými týmy, neboť má velký potenciál pro klinickou praxi. V současnosti je výzkum nejvíce zaměřen na diagnostiku rakoviny prsu a na detekci cévní mozkové příhody [2].

Mikrovlnné zobrazování jako diagnostická metoda pro lékařské účely je zkoumána více jak tři desetiletí. Princip zobrazování je podobný jako u výpočetní tomografie. Okolo zkoumaného objektu jsou rozmístěny antény, které slouží jako vysílací a zároveň přijímací (viz obrázek 2.2). V CT je pro zobrazení použito ionizující záření, které má lineární dráhu při prostupu tkání. U mikrovlnného zobrazování je použito elektromagnetické záření s větší vlnovou délkou a dochází tak k jeho odrazu a rozptylu. Většina záření se v heterogenní struktuře tkáně rozptýlí, absorbuje a malá část projde skrz. Pomocí antén poté zaznamenáváme signál, který je dále zpracováván a který

obsahuje informaci o struktuře, kterou záření prošlo. Vzhledem k tomuto faktu jsou rekonstrukční algoritmy velmi výpočetně složité. V současné době je však k dispozici dostatečný výpočetní výkon, takže řešení těchto algoritmů může být poměrně rychlé. Data jsou zapisována do matice a jakmile jsou provedena všechna měření v daném řezu, tak přichází na řadu složitý numerický výpočet, pomocí kterého je získán výsledný obraz. Tento obraz je vytvořen na základě rozdílných dielektrických vlastností jednotlivých tkání [3].



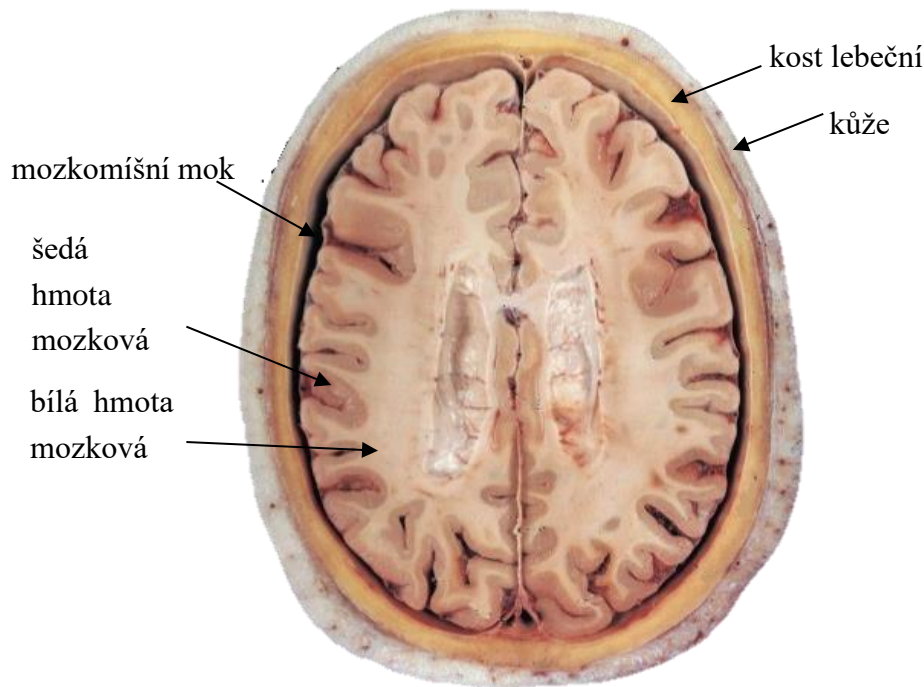
Obrázek 2.2: Schématické znázornění principu mikrovlnného tomografu. Zeleně označený bod představuje vysílací anténu a červeně označené body reprezentují přijímací antény. E_{inc} je intenzita elektrického pole vyzářená vysílací anténou a E_{meas} je intenzita elektrického pole dopadající na přijímací antény [3]

2.2 Dielektrické vlastnosti biologických tkání

Velmi důležitou roli hrají v mikrovlnném zobrazování již zmíněné dielektrické vlastnosti jednotlivých biologických tkání. Právě rozdílná hodnota těchto vlastností je důležitá při zobrazování pomocí mikrovlnného záření, neboť představuje kontrast, který je interpretován ve formě obrazu dané části těla. Zjednodušeně řečeno každá tkáň těla interaguje s mikrovlnným zářením (absorbuje, posouvá fázi signálů) rozdílným způsobem a na základě těchto vlastností se musí přizpůsobit používaná technika. Proto je důležité při vytváření fantomů pro mikrovlnné využití přesně znát dielektrické vlastnosti jednotlivých tkání. Veličiny, které se používají pro popis dielektrických vlastností látek jsou permitivita a vodivost, případně komplexní permitivita.

2.2.1 Struktura lidské hlavy

Hlava je jednou z nejkomplicovanějších struktur v lidském těle. Skládá se z několika typů tkání, které mají specifickou anatomii a dielektrické vlastnosti. V mé práci uvažuji celkem čtyři typy tkání. Jedná se o kůži s tukem, lebku, mozkomíšní mok a mozkovou tkáň (kombinace šedé a bílé hmoty mozkové). Podrobná struktura lidské hlavy je znázorněna na obrázku 2.3 [4].



Obrázek 2.3: Vnitřní struktura lidské hlavy [4]

2.2.2 Komplexní permitivita

Permitivitu můžeme chápat jako vlastnost materiálu se polarizovat. Jinak řečeno, jak daný materiál zeslabuje elektrické pole. Tato veličina je frekvenčně závislá, neboť ztrátové dielektrikum (např. tkáň), která je vystavené elektrickému poli, se nepolarizuje ihned, ale postupně. Tento fakt má za následek ztráty, které jsou dány fázovým posuvem mezi intenzitou elektrického pole a elektrickou indukcí [5]. Tyto ztráty tvoří imaginární část komplexní permitivity. Pro popis dielektrických vlastností biologických tkání se proto využívá komplexní permitivita, která je dána vztahem [6]:

$$\hat{\epsilon}_k = \epsilon' - j\epsilon'' , \quad (2.1)$$

kde ε' je reálná část komplexní permitivity a ε'' je imaginární část komplexní permitivity. Obě tyto části jsou teplotně i frekvenčně závislé. Reálná část charakterizuje polarizační schopnosti látky a lze ji definovat vztahem [6]:

$$\varepsilon' = \varepsilon'_r \varepsilon_0, \quad (2.2)$$

kde ε'_r (–) představuje relativní permitivitu a ε_0 značí permitivitu vakua, jejíž hodnota je $8,854 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$. Imaginární část komplexní permitivity reprezentuje ztráty způsobené fázovým posunem a její vyjádření je odvozeno ze vzorce [6]:

$$\sigma = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon_r'' + \sigma_s \quad (2.3)$$

kde σ ($\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$) je ekvivalentní elektrická vodivost, f (Hz) je frekvence elektromagnetického záření a σ_s ($\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$) je statická elektrická vodivost.

2.2.3 Parametrické modely dielektrických vlastností biologických tkání

Ze známosti několika parametrů a s využitím určitého dielektrického modelu můžeme popsat chování látek v širokém frekvenčním spektru. Nejjednodušším a základním typem modelu je model dle Debye, který je platný jen pro čisté chemické látky. Přesnějším modelem je tzv. Cole-Cole model, který je z předchozího modelu odvozen a rozšiřuje jej o distribuční parametr $1 - \alpha$. Díky tomuto modelu jsme schopni popsat biologické tkáně komplexněji. Cole-Cole model je popsán následujícím vztahem [7]:

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{n=1}^N \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0}, \quad (2.4)$$

kde ε_∞ (–) je dolní limit, k němuž reálná složka komplexní permitivity ε' při vysokých frekvencích konverguje, n je stupeň Cole-Cole modelu, $\Delta\varepsilon_n$ je velikost disperze, τ_n (s) je relaxační časová konstanta, α_n (–) je parametr popisující současné rozšíření a snížení maximální imaginární části komplexní permitivity ε'' v okolí relaxační

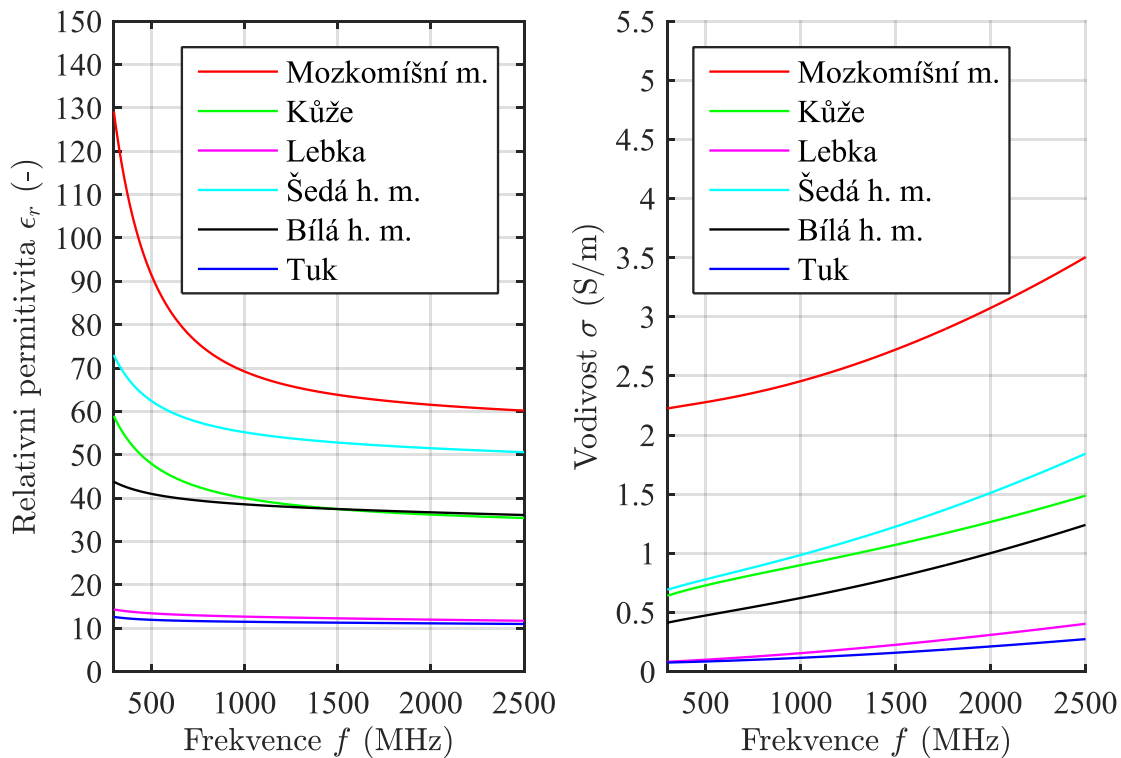
frekvence $f_{rel} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \tau}$ a σ_s ($S \cdot m^{-1}$) je statická vodivost. V tabulce 2 jsou uvedeny jednotlivé parametry pro výpočet dielektrických parametrů uvažovaných tkání pomocí Cole-Cole modelu a v tabulce 1 jsou pak uvedené dielektrické parametry tkání při frekvenci 1 GHz vypočítané pomocí Cole-Cole modelu a na obrázku 2.4 jsou zobrazeny průběhy dielektrických parametrů vybraných tkání v širším frekvenčním pásmu.

Tabulka 1: Hodnoty dielektrických parametrů tkání při frekvenci 1 GHz

| Tkáň | ϵ_r (-) | σ (S/m) |
|--------------------|------------------------------------|----------------------------------|
| Kůže | 40,9338 | 0,8991 |
| Lebeční kost | 12,3618 | 0,1568 |
| Mozkomíšní mok | 68,4392 | 2,4555 |
| Šedá hmota mozková | 52,2853 | 0,9942 |
| Bílá hmota mozková | 38,5799 | 0,6296 |
| Tuk | 11,3215 | 0,1162 |

Tabulka 2: Parametry Cole-Cole modelu pro uvažované tkáně hlavy [8]

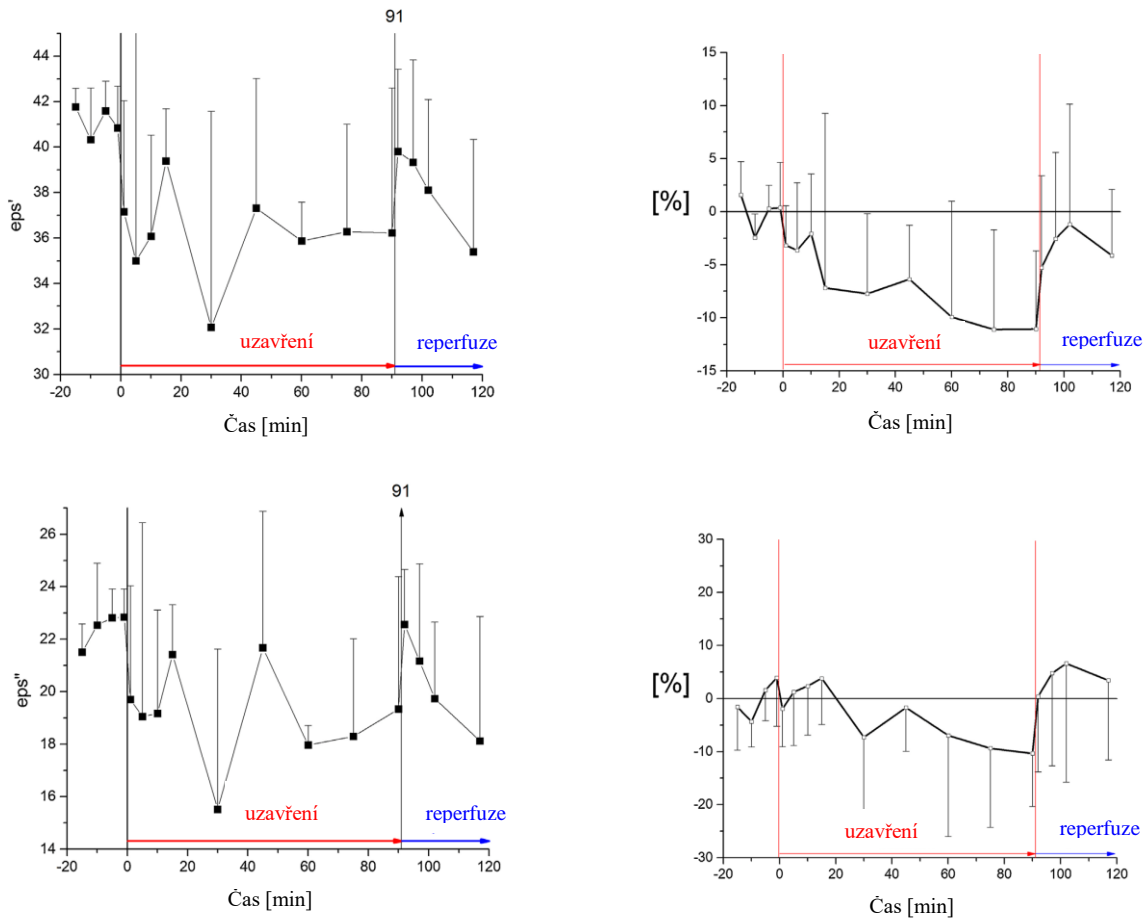
| Parametr | Kůže | Lebka | Mozkomíšní mok | Šedá h. m. | Bílá h. m. |
|----------------------|-------------|--------------|-----------------------|-------------------|-------------------|
| ϵ_∞ | 4,0 | 2,5 | 4,0 | 4,0 | 4,0 |
| $\Delta\epsilon_1$ | 32 | 10 | 65 | 45 | 32 |
| τ_1 (ps) | 7,324 | 13,2 | 7,958 | 7,958 | 7,958 |
| α_1 | 0,0 | 0,2 | 0,1 | 0,1 | 0,1 |
| $\Delta\epsilon_2$ | 1100 | 180 | 40 | 400 | 100 |
| τ_2 (ns) | 32,481 | 79,5 | 1,592 | 15,915 | 7,958 |
| α_2 | 0,20 | 0,20 | 0,00 | 0,15 | 0,10 |
| σ (S/m) | 0,0002 | 0,02 | 2,0000 | 0,0200 | 0,0200 |
| $\Delta\epsilon_3$ | 0 | 5000 | 0 | 200000 | 40000 |
| τ_3 (μs) | 159,15 | 159, | 159,155 | 106,103 | 53,052 |
| α_3 | 0,20 | 0,20 | 0,00 | 0,22 | 0,30 |
| $\Delta\epsilon_4$ | 0 | 1000 | 0 | 4500000 | 3500000 |
| τ_4 (ms) | 15,915 | 15,9 | 15,915 | 7,958 | 7,958 |
| α_4 | 0,20 | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,02 |



Obrázek 2.4: Průběhy dielektrických parametrů pro vybrané biologické tkáně v pásmu 300 MHz až 2500 MHz

2.2.4 Mozková tkáň při ischemické CMP

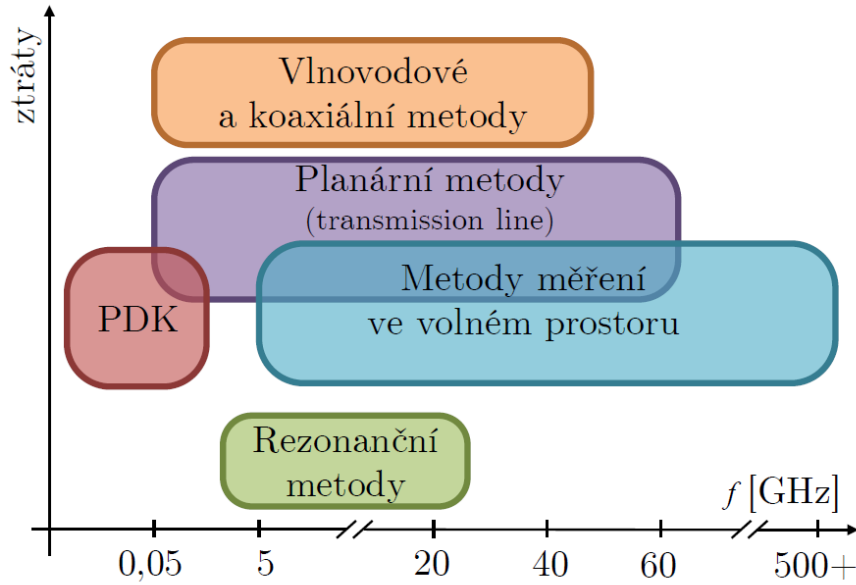
Až donedávna se předpokládalo, že se při ischemické cévní mozkové příhodě sníží dielektrické vlastnosti (permitivita, vodivost) o jednotky procent. Toto tvrzení však nebylo podloženo žádným seriózním výzkumem. V současnosti už však můžeme předpokládat, že se při ischemické CMP sníží dielektrické vlastnosti mozkové tkáně v průměru o 10 až 20 % oproti původním vlastnostem zdravé tkáně. Před dvěma roky byla vydána studie [9], ve které autoři popisují experiment, při kterém uměle navodili ischemickou CMP celkem u sedmi prasat domácích. Pomocí chirurgického zákroku uzavřeli na určitou dobu krční tepny a pomocí sondy přiložené na mozek měřili dielektrické vlastnosti. Naměřená vodivost a permitivita a jejich procentuální porovnání s normálním stavem jsou znázorněné na obrázku 2.5.



Obrázek 2.5: Vlevo jsou uvedeny průběhy permitivity a vodivosti před uzavřením, po uzavření a po opětovném zprůchodnění krčních tepen. Vpravo jsou uvedeny procentuální změny permitivity a vodivosti ve srovnání s normálním stavem (průchozí krční tepny). Převzato a upraveno z [9].

2.2.5 Metody měření dielektrických parametrů

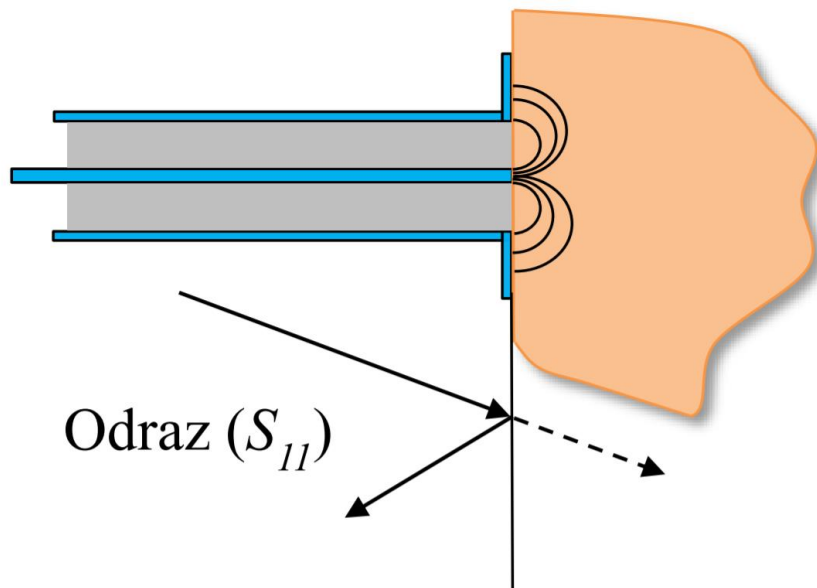
V praxi je využíváno mnoha metod pro měření dielektrických parametrů materiálů. Metody se od sebe liší např. pásmem, ve kterém lze dielektrické vlastnosti stanovit, kvalitou měření nebo svým technickým provedením. Při měření jsou také důležité vlastnosti měřených materiálů jako je skupenství, homogenita a teplota [10]. Nejpoužívanější metody jsou uvedeny na obrázku 2.6.



Obrázek 2.6: Metody měření dielektrických parametrů v závislosti na frekvenčním pásmu a ztrátových vlastnostech (PDK - paralelní deskový kondenzátor). Převzato z [10]

Pro měření dielektrických vlastností vzorků byla v této práci využita odrazná sonda, jež je založená na principu otevřeného koaxiálního vedení. V této metodě je využit odrazový parametr \hat{S}_{11} , který slouží pro výpočet permitivity a vodivosti měřeného vzorku. Tuto metodu lze využít v širokém frekvenčním pásmu od desítek MHz do stovek GHz. Materiály, které se pomocí této metody měří by měly být nemagnetické, homogenní a objem měřeného vzorku by měl být v souladu s údaji uvedené u měřicí sondy.

Principem metody je to, že je pomocí generátoru vyslaná harmonická vlna o přesně definované amplitudě a fázi do měřeného vzorku. Odražená část této vlny je následně změřena. Poměr mezi odraženou a vyslanou komplexní napětíovou vlnou určuje koeficient odrazu \hat{S}_{11} , ze kterého se následně vypočítají dielektrické vlastnosti měřeného vzorku. Princip metody je nastíněn na obrázku 2.7.

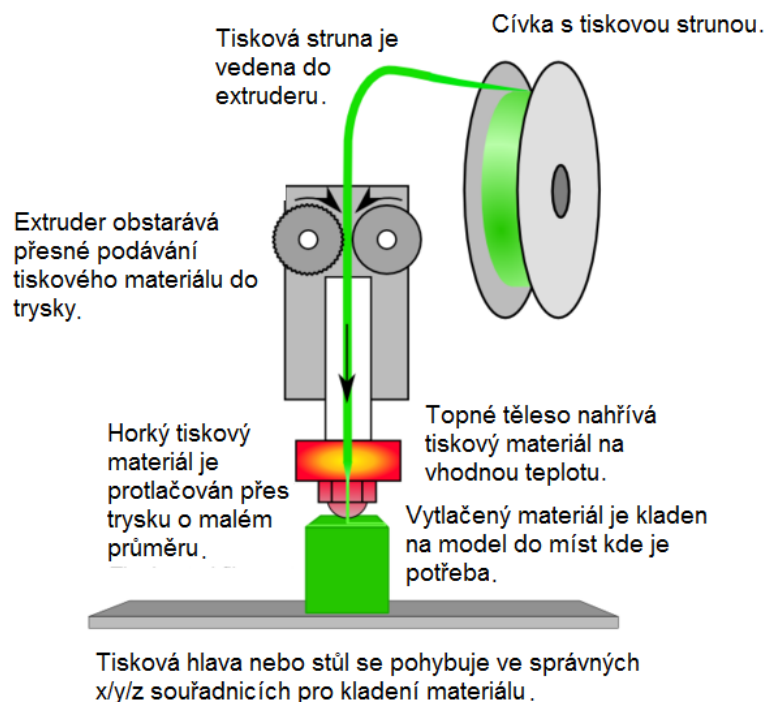


Obrázek 2.7: Princip metody otevřeného konce koaxiálního vedení. Převzato z [3]

2.3 3D tisk

Technologie 3D tisku je velmi užitečná v případě, že potřebujeme převést virtuální 3D model na fyzický model. V současné době existuje několik technologií 3D tisku. Tou nejpoužívanější je tzv. FDM (Fusion Deposition Modeling). Tato metoda je založena na postupném nanášení tenkého proužku plastového materiálu vrstvu po vrstvě (viz obrázek 2.8) [11].

Primární využití 3D tisku bylo v minulosti zaměřeno na výrobu prototypů v různých odvětví (Rapid Prototyping) s cílem ušetřit náklady. Cena těchto tiskáren byla značná, takže v počátku nebyly tiskárny dostupné pro širokou veřejnost. To se v posledních letech změnilo a dostačující tiskárnu můžeme pořídit okolo 15 000 Kč [12].



Obrázek 2.8: Princip technologie 3D tisku FDM [11]

2.3.1 Využití 3D tisku

Počáteční myšlenka využití 3D tisku, jak už bylo zmíněno, byla výroba rychlých a levných prototypů. Vzhledem k příchodu levnějších technologií a cenové dostupnosti se však našla další využití. Jedním z využití je například malosériová výroba, výroba na míru podle požadavků zákazníka nebo výroba málo dostupných náhradních dílů (např. části starožitností, veteránů, domácích spotřebičů). Mimo tyto základní kategorie je 3D tisk využíván i ve velice specifických aplikacích (např. ve šperkařství je využíván tisk voskových modelů tzv. Solidscape nebo jsou pomocí sinterování kovového prachu vytvářeny formy na plasty) [12].

2.3.2 Materiály používané v technologii FDM

Výběr materiálu, který se použije na tisk daného modelu by se neměl podcenit. Záleží na mnoha faktorech. Jedním z nich je rozdílná teplotní roztažnost u různých druhů plastů. Dalším může být mechanická pevnost daného plastu. Existuje proto několik typů plastového materiálu, ze kterého si může uživatel vybrat. Plastový materiál se dodává ve formě vlákna, které je namotané na cívce. Nejčastěji používané materiály jsou následující:

- ABS (acrylonitrile butadiene styrene)

Jedná se o jeden z nejpoužívanějších materiálů v 3D tisku. ABS má dobrou tepelnou odolnost (až do 100 °C bez velkých ztrát pevnosti) a je poměrně levný (přibližně 500 Kč za 1 kg). Navíc se jedná o velmi stálý plast s vysokou pevností (až 80 % při použití v 3D tisku ve srovnání s výrobky vstříkovanými do formy). Velkou nevýhodou je však jeho tepelná roztažnost. Tato vlastnost způsobuje, že při tisku modelů větších rozměrů (větší než 15 cm) dochází k deformaci. Je proto nutná vyhřívaná tisková podložka, která však nezaručí bezproblémový tisk rozměrnějších objektů.

- PLA (polyactic acid – kyselina polymléčná)

Jedná se o biologicky odbouratelný materiál (v řádech jednotek měsíců), který je vyroben z kukuřičného škrobu nebo cukrové třtiny. Jeho hlavní výhodou je nízká teplotní roztažnost, a proto je v 3D tisku hodně rozšířen. Tento plast nepotřebuje nutně vyhřívanou podložku a hodí se i na tisk rozměrných objektů (velikost přes 20 cm). Jeho velkou nevýhodou je křehkost v porovnání s ABS. Další nevýhodou je, že se již při teplotě 60 °C stává plastický.

- PET (polyethylene terephthalate)

Tento materiál kombinuje téměř všechny dobré vlastnosti z ABS a z PLA. Má výbornou pevnost, je teplotně stabilní a má minimální teplotní roztažnost. Výtisky odolávají teplotě dosahující 100 °C.

Materiál, který stojí ještě za zmínku je HIPS – Polystyren. Tento materiál se využívá při tisku složitější geometrie jako druhý tzv. podpůrný materiál. Tento plast se po vytištění rozpustí v limonenu a zbyde jen samotný model. Toto je velmi užitečné při tisku objektů, které mají různé záhyby a převisy. Pomocí materiálu HIPS se vytvoří podpůrné lešení, které zabrání tzv. tisku do vzduchu [12].

2.4 Ischemická cévní mozková příhoda u novorozenců

Poškození mozkové tkáně po prodělané ischemické cévní mozkové příhodě se u novorozenců liší od dospělých osob v několika ohledech. Rozdílná je příčina vzniku ischemické CMP a způsob buněčné smrti. Mnoho z molekulárních mechanismů je při CMP podobných těm, které probíhají při CMP u dospělého člověka. Avšak u novorozenců a dětí hraje významnou roli to, že je jejich mozková tkáň nezralá. Tato

tkáň má větší plastičnost, a proto je u novorozenců rozdílný průběh zotavení po prodělané CMP než u dospělých.

Plody a novorozené děti trpí cévní mozkovou příhodou s překvapivou četností. Dokonce patří mezi 10 nejčastějších důvodů úmrtí dětí. Mortalita se pohybuje od 0,1 do 0,5 na 100 tisíc dětských pacientů s cévní mozkovou příhodou za rok. V současné době se poměrně často stává, že CMP není vůbec diagnostikována nebo je diagnostikována pozdě. To vede k tomu, že není provedena adekvátní léčba a zhoršuje se tak stav a následně se prodlužuje a komplikuje zotavení pacienta. U dětí je však díky plasticitě i adaptibilitě podstatně příznivější šance na zotavení. U dětí je také podstatný rozdíl v příčině vzniku a rozvoji ischemické CMP než u dospělých osob. U obou skupin však platí, že je důležitá prevence, včasná diagnóza a léčba.

Za ischemickou mozkovou příhodou, někdy také označovanou jako mrtvice, mozkový infarkt či iktus, je označován stav, kdy dojde k náhlé poruše cerebrální cirkulace v určité části mozkové tkáně. Dle dostupné literatury je četnost ischemické CMP ve srovnání s hemoragickou CMP přibližně čtyřikrát vyšší. Nejrizikovější skupinou u dětí jsou novorozenci, u nichž se ischemická CMP vyskytuje v pětikrát vyšší míře než u ostatních věkových skupin dětí. Jak už bylo zmíněno, tak se u dětí liší způsob vzniku ischemické CMP na rozdíl od vzniku u dospělých. Hlavními příčinami vzniku ischemické CMP u dětí jsou hematologická onemocnění a kardioembolizace [13, 14].

2.4.1 Patofyziologie

Je důležité, aby byl zajištěn stálý přítok krve dopravující kyslík a glukózu do mozkové tkáně. Veličina, která průtok mozkovou tkání kvantifikuje se nazývá stabilní mozkový krevní průtok (CBF). Tento průtok je funkcí cerebrálního perfuzního tlaku (CPP), který je definován jako rozdíl středního arteriálního tlaku (MAP) a intrakraniálního tlaku (ICP). Fyziologická hodnota CBF se u dětí pohybuje v intervalu 100-120 ml/100 g mozkové tkáně/min. Zpravidla nedochází k žádným dramatickým změnám ve tkáni při poklesu o 50 %. Až při poklesu CBF na hodnotu 20 ml/min se začnou projevovat klinické příznaky hypoxie. K ireverzibilním změnám, čímž nastává mozkový infarkt, dochází po 5 minutách při poklesu CBF na hodnotu 10 ml/min.

Cévní mozkové příhody vznikající v intervalu od 28. gestačního týdne do 7. dne života jsou z 80 % ischemické. Projevy CMP jsou v tomto stáří dítěte zejména epileptické záchvaty a postižení jedné z končetin. Dalšími komplikacemi po prodělané CMP mohou

být porucha osobnosti, hypotonie, apnoe nebo třes. V určitých případech se může stát, že se komplikace dostaví později (např. opoždění psychomotorického vývoje, problémy s řečí, epileptické záchvaty). CMP vznikající v kojeneckém věku mohou mít klinické příznaky podobné jako u dospělých jedinců. Často však nejsou příznaky tak jasné. Tento fakt vede k tomu, že je CMP diagnostikována s velkou časovou prodlevou (delší než 24 hodin), která má za následek nepříznivé počáteční podmínky pro léčbu a následné vyhlídky na zotavení [13, 14].

2.4.2 Diagnostika

Důležitými kroky jsou podrobná anamnéza zaměřená na konkrétní rizikové faktory, důkladné vyšetření pacienta či laboratorní vyšetření. V neposlední řadě je důležitá morfologická diagnostika s využitím nejmodernějších zobrazovacích systémů. U dětí s ischemickou CMP je nejcitlivější vyšetření pomocí magnetické rezonance mozku včetně angiografie. Oproti CT má toto vyšetření výhodu v tom, že nevyužívá ionizující záření. Nevýhodou MRI naopak je delší čas vyšetření. U dětí, které mají zachovanou velkou fontanelu je možné použít ultrazvukové vyšetření. Tyto informace vyhodnotí neurochirurg, který rozhoduje o dalším postupu.

Zobrazování ischemické CMP pomocí MRI

Zobrazování mozkové tkáně pomocí magnetické rezonance (MRI) je ideální a bezpečná metoda při podezření na ischemickou CMP. MRI vyšetření je užitečné pro stanovení klinické diagnózy, hodnocení závažnosti poškození a vyřčení prognózy.

Nedostatečný průtok krve mozkiem (ischemie) a snížená oxygenace krve (hypoxie) vedou ke ztrátě normální mozkové autoregulace. Tento stav vede k difúznímu poranění mozku a tím k hypoxicko-ischemické encefalopatii (HIE). Incidence HIE je 2,5 na 1000 živě narozených dětí v termínu a přibližně 7 na 1000 předčasně narozených dětí. Navzdory zlepšení perinatální péče vede hypoxicko-ischemické poškození (HII) k 23 % neonatálních úmrtí na světě a způsobuje trvalé neurologické deficity u 25 % postižených novorozenců.

Ultrasonografie (USG), výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance jsou při diagnostice CMP široce používány. Nicméně nejpřesnější výsledky přináší MRI, neboť má nesrovnatelně vyšší citlivost. Avšak při podezření na CMP se vzhledem k přenositelnosti, dostupnosti a nízkým nákladům používá jako první pro diagnostiku USG. USG je citlivá na detekci krvácení a hydrocefalu. CT je nejméně citlivá pro

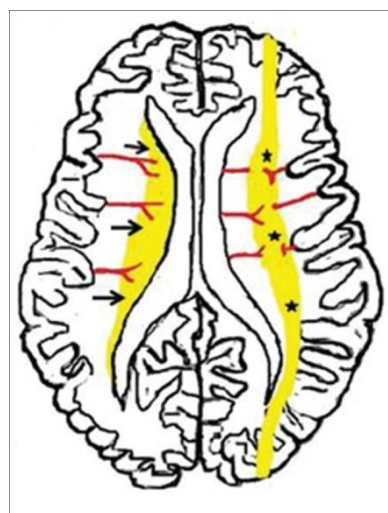
hodnocení HII kvůli špatnému kontrastnímu rozlišení novorozeneckého mozku. Další nevýhodou CT je způsobená radiační zátěž pacienta.

U MRI se používá u dětí speciální hlavová cívka, která je optimalizována pro novorozence. Při snížení průměru cívky dochází k nárůstu poměru signálu k šumu (SNR). Standardní sekvence, které se používají u dospělých pacientů by měly být upraveny pro použití u novorozenců. Důvodem je vyšší obsah vody a nižší obsah proteinů a lipidů v novorozeneckém mozku. Toho je dosaženo zvýšením doby opakování (TR) obou T1 (ze standardních 400 ms na 800 ms) a T2 (ze standardních 4000 ms na 6500 ms) váhovaných obrazů [15].

Hypoperfuze mozkové tkáně

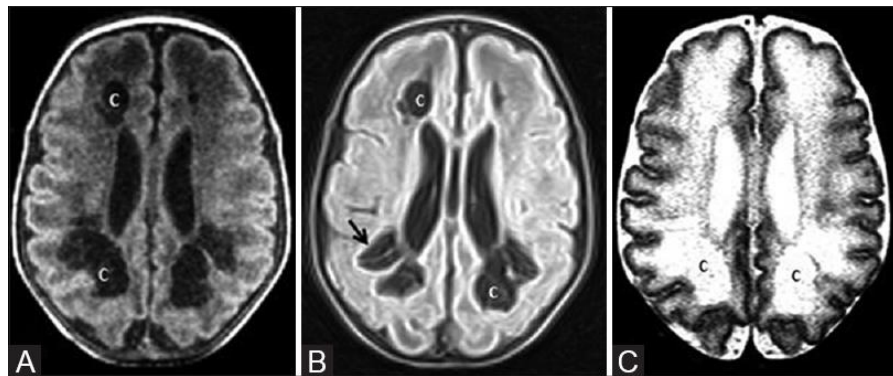
Při hypoxicko-ischemickém účinku na mozkovou tkáň trvajícím déle než 10 až 15 minut dochází k poškození mozku. Nejobvyklejší místa poškození mozku jsou mediální část temporálního laloku, periventrikulární bílá hmota (tenká vrstva v blízkosti mozkových komor), kortex, bazální ganglia a thalamus [15].

Během mírné až středně těžké hypoperfuze způsobuje autoregulace přerodělení průtoku do struktur hypermetabolické šedé kůry mozkové. Postižené oblasti se liší vzhledem k vývoji dítěte, neboť s dozráváním mozku se mění cévní zásobení mozkové tkáně. To můžeme vidět na obrázku 2.9, kde v levé polovině je znázorněna nejčastější postižená část ischemickou CMP u předčasně narozených dětí a v pravé části je znázorněna situace u dětí narozených v termínu.



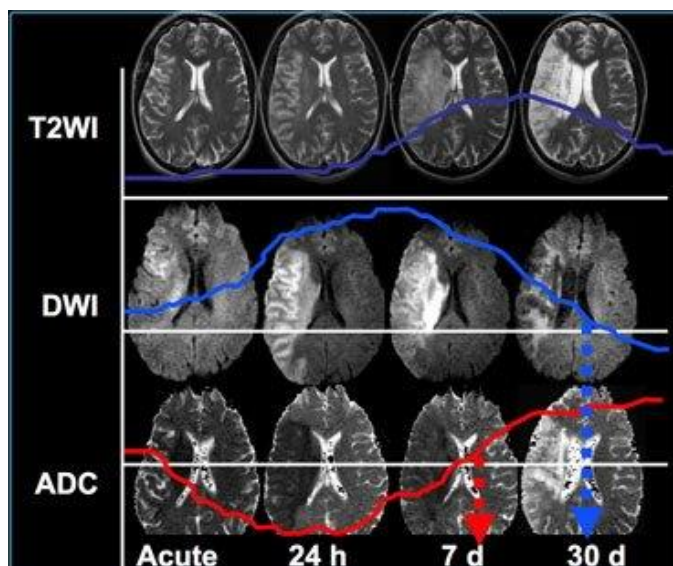
Obrázek 2.9: Obvyklé schéma ischemického poškození mozku u mírné až středně těžké hypoperfuze u předčasně narozených dětí (levá část) a dětí narozených v termínu (pravá část) [15]

U těžké hypoperfuze dochází ke ztrátě autoregulace a zranitelnými oblastmi se stává i šedá hmota. U předčasně narozených dětí těžká hypoperfuze poškozuje zejména oblast thalamu, mozkového kmenu, vermis, bazální ganglia a mozkovou kůru. U novorozenců narozených v termínu způsobuje poškození bazálních ganglií, thalamus, hypokampus, mozkového kmenu a v některých případech i senzomotorické kůry. Na obrázku 2.10 můžeme vidět snímky z MRI, na kterých je patrné hypoxicko ischemické poškození mozkové tkáně. V akutním stádiu ischemické CMP jsou T1 a T2 váhované snímky negativní. Změny na FLAIR snímku jsou patrné přibližně po 3 až 4 hodinách po začátku ischemie a jsou způsobeny cytotoxickým edémem, který vzniká jako důsledek hypoxie buněk [15, 16].



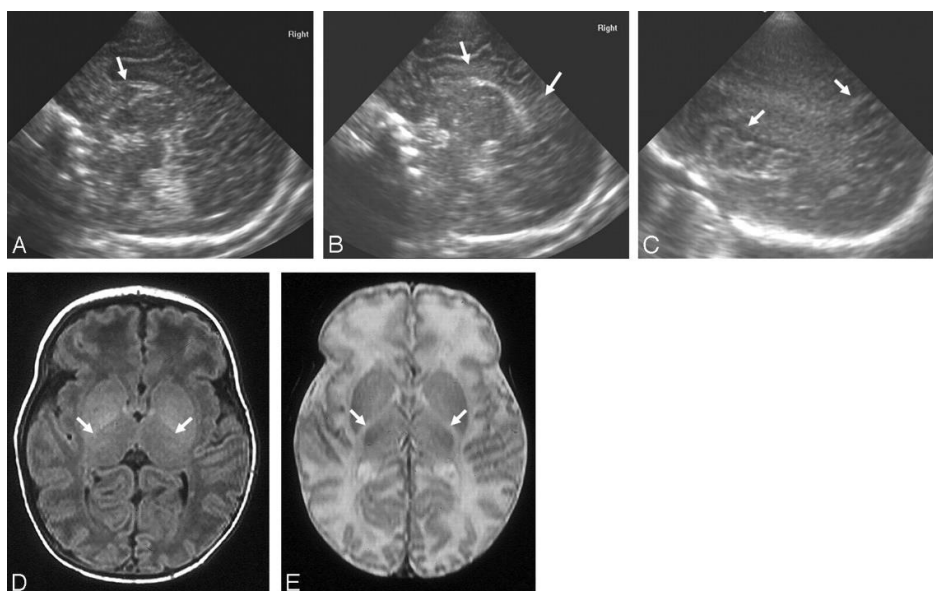
Obrázek 2.10: Snímky z MRI 31 dní starého dítěte, které se narodilo předčasně (31. týden). Snímek A je T1 váhovaný, B je T2 váhovaný a snímek C je inverzní zobrazení (FLAIR). Písmenem C jsou označené poškozené oblasti [15].

Na obrázku 2.11 můžeme vidět, že se v průběhu času po prodělané ischemické CMP zásadně mění zobrazení mozkové tkáně podle různého váhování. Tento fakt je potřeba zahrnout při diagnostice.



Obrázek 2.11: Změny na MRI snímcích v časových intervalech od počáteční fáze ischemické CMP [16]

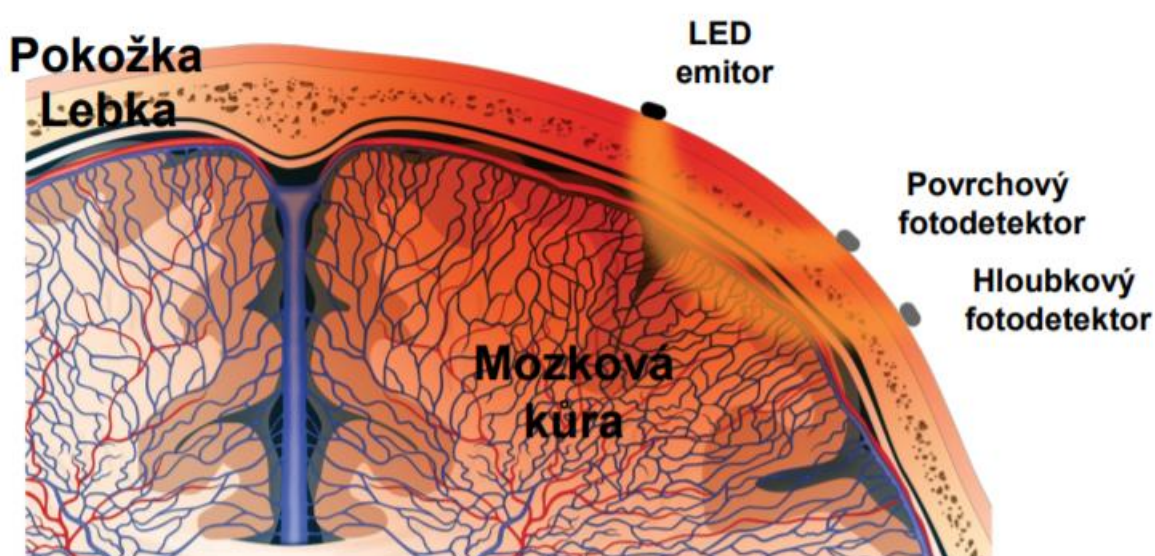
Na obrázku 2.12 je zobrazení ischemické CMP s ohniskem v bílé hmotě mozku pomocí ultrasonografie a magnetické rezonance. Obzvláště vyhodnocení snímků pořízených pomocí ultrasonografie vyžaduje rozsáhlé znalosti a zkušenosti vyhodnocujícího lékaře, neboť kontrast a rozlišení snímků je značně nekvalitní [17].



Obrázek 2.12: Zobrazení oblasti zasažené ischemickou CMP pomocí ultrasonografie (A, B, C) a MRI (D, E) [17]

Monitorace pomocí NIRS

Systém, který se používá pro monitoraci mozkové saturace se nazývá NIRS (Near Infrared Spectroscopy). Tato metoda využívá spektrum blízké infračervené oblasti. Toto záření prochází kůží a lebkou do šedé hmoty mozkové. IR záření se při průchodu rozptyluje a jeho část se odráží. Signál, který je zachycen odpovídá saturaci krve kyslíkem v mozkové kůře pod senzorem. Z této informace dostáváme údaje o změnách množství kyslíku v krvi. Pro monitoraci se používají vlnové délky 730 nm a 810 nm. Tyto vlnové délky jsou z většiny absorbovány oxyhemoglobinem a deoxyhemoglobinem. Na obrázku 2.13 je znázorněn princip monitorace pomocí NIRS [18–20].



Obrázek 2.13: Princip monitorace pomocí NIRS [20]

Spolehlivost této metody však není pro některé případy dostačující. Zde se tedy otvírá prostor pro aplikaci mikrovlnné zobrazování, které by mohlo být v budoucnu použito pro monitoraci ischemické CMP u dětí.

2.4.3 Léčba

Při léčbě ischemických CMP u dětí je odkazováno na léčbu, která se provádí u dospělých pacientů. Jedná se tedy o podávání léčiv s antiagregačním a antikoagulačním účinkem. Tyto léky jsou bezpečné, ale u dětí není doposud přesně určené dávkování a efektivita léku. Právě podávání léků se zmíněnými účinky je kontraindikováno

u pacientů mladších 18 let a starších 80 let, neboť u nich není zatím zcela potvrzen příznivý účinek při léčbě CMP [14].

V budoucnu je tedy nutné, aby byl kladen větší důraz na prevenci ischemických CMP jak u dětských, tak u dospělých pacientů, včasnou diagnostiku včetně zdokonalování zobrazovacích metod a zefektivnění léčebných postupů.

3 Přehled současného stavu

V této části jsou shrnuty poznatky z oblasti návrhu a tvorby fantomů biologických tkání pro mikrovlnné zobrazování.

Pro vývoj mikrovlnných aplikací je důležité, aby byly vytvořeny fantomy, které by napodobovaly svými dielektrickými vlastnostmi a tvarem co nejvěrohodněji skutečné biologické tkáně. Fantomy se mohou lišit svým složením, postupem výroby a s tím související dobou použitelnosti, neboť různé materiály vykazují různou časovou a teplotní stálost. V aplikacích využívajících mikrovlnné zobrazování je potřeba, aby fantom co nejvíce napodoboval anatomickou strukturu dané části těla a dielektrické vlastnosti (relativní permitivita, vodivost) jednotlivých tkání. Podle použitých látek rozlišujeme několik druhů fantomů. V následující části jsou tyto typy popsány.

3.1 Vodní, olejové fantomy

U biologických tkání jsou dielektrické parametry přímo závislé na obsahu vody. Široká řada fantomů je právě založena na směsi destilované vody, soli, agarovém nebo želatinovém prášku a oleji.

Nespornou výhodou těchto fantomů je jejich snadná příprava (z hlediska času, dostupnosti látek pro přípravu fantomu a dostatečné přesnosti dielektrických vlastností). Nevýhodou takto připravených fantomů je pak nižší životnost, tedy doba, kdy je možné uskutečnit měření. Řádově se jedná o hodiny až dny. Další nepříjemností u těchto fantomů je vypařování vody a další destruktivní procesy (např. plíseň). Tyto fantomy lze vytvořit odolnější přidáním určitých látek, které mají konzervační účinek (např. formaldehyd, toluen, azid sodný). Tyto látky však přináší zdravotní rizika při přípravě. Pro dlouhodobější testování se tedy po určité době musí fantomy vytvářet znovu. S tím souvisí větší spotřeba materiálu pro přípravu těchto fantomů a zvýšení možnosti chyby při přípravě fantomu [21, 22]. Další nevýhoda kapalných fantomů vyvstává při realizaci fantomů, které zahrnují více tkání. Zde je potřeba jednotlivé kapalně fantomy od sebe oddělit. Výsledné fantomy pak obsahují umělé oddělující stěny.

3.2 Suché fantomy

Vzhledem k nízké časové a teplotní stálosti vodních fantomů je snaha o vytvoření fantomů, které by vykazovaly dlouhodobou stálost a bylo je tak možné opakovaně využít

pro testování mikrovlnných aplikací. Nejčastěji je jako základ těchto fantomů použit některý ze syntetických materiálů (např. silikon, polyuretan nebo polyvinylacetát). K těmto látkám, které tvoří základní hmotu fantomu, jsou přimíchávány speciální prášky, pomocí kterých lze docílit požadovaných dielektrických vlastností (vodivost, permitivita). Prášků je několik druhů, mezi nejčastěji používané patří grafitový prášek [23], prášky obsahující oxidy hliníku, prášek označovaný jako carbon black (karbonová čern) a další prášky obsahující sloučeniny baria, titanu a stroncia [24, 25]. Tyto prášky s sebou však nesou zdravotní rizika. Například jako potencionálně karcinogenní je veden carbon black, avšak výzkumy na zvířatech a studie provedené na zaměstnancích pracujících s touto látkou jednoznačně neprokazují souvislost mezi stykem s touto látkou a vznikem nádorů v lidském těle. Hlavním problémem této látky je ten, že jde o velmi jemný prášek, který při vdechnutí proniká velmi hluboko do dýchacích cest, kde může narušit správnou funkci plic [26]. Další používané látky obsahují například toxické barium. Proto se musí při práci s těmito látkami pracovat velmi opatrně a dodržovat zásady bezpečnosti (např. používání ochranných pomůcek jako jsou rukavice, rouška, ochranné brýle, plášť).

V práci [10] je detailně popsána příprava fantomů různých tkání založených na silikonu. Jsou zde popsány přesné poměry mezi silikonem a přidávanými prášky (carbon black, grafitový prášek). V práci autor udělal analýzu v širokém frekvenčním spektru a z výsledků práce vyplývá, že lze použít uvedené návody pro přípravu fantomů několika tkání (např. kůže, šedá hmota mozková).

V další práci používají autoři pro vytvoření fantomu směs epoxidové pryskyřice, prášek carbon black a různé keramické prášky (BaTiO_3 , SrTiO_3) [27]. Z výsledků je patrné, že se podařilo vytvořit fantomy, které při frekvenci 1 GHz vykazují dielektrické vlastnosti jako reálné biologické tkáně (konkrétně mozek, svalovina, kost) [25].

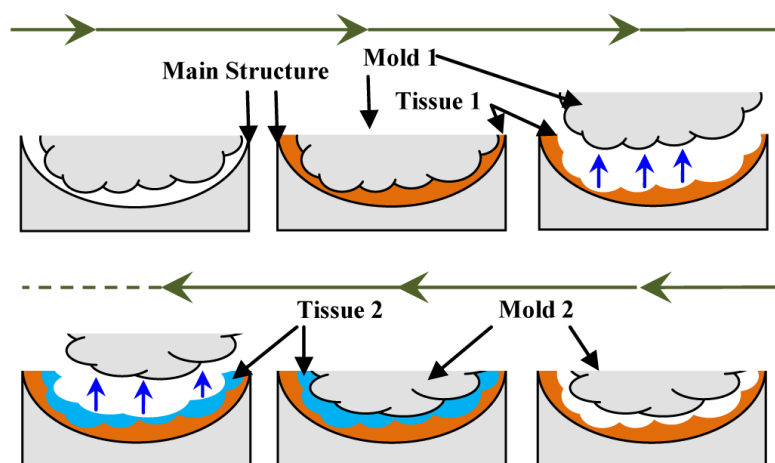
Ve studii [28] se autoři pokusili vytvořit fantom na základě polyvinylacetátu. K docílení požadovaných dielektrických parametrů opět použili různé poměry grafitového prášku a carbon blacku. V této práci se zaměřili především na vytvoření fantomů kostí (kortikální kost, pórovitá kost, dřev). Fantomy testovali pro frekvenční rozsah 2 až 3 GHz a naměřené permitivity a vodivosti se velmi podobají reálným dielektrickým vlastnostem daných tkání [7]. Podobná studie byla provedena v práci [29]. Zde však namísto polyvinylacetátu použili uretan. Po vytvoření fantomů provedli měření ve frekvenčním rozsahu od 2 do 10 GHz. V práci jsou uvedeny výsledky měření fantomu kosti a kůže. O obou fantomů se poměrně přesně shoduje permitivita s reálnou tkání

(relativní chyba přibližně 10 %). U vodivostí je výsledek poněkud horší. U kosti je v porovnání s vodivostí reálné tkáně relativní chyba 47 % a u kůže je tato chyba 31 %. Pro naši aplikaci, kde využíváme frekvenci 1 GHz jsou však některé vytvořené fantomy použitelné, jak je patrné z grafů v této studii.

3.3 Fantomy lidské hlavy

Fantomy lidské hlavy, jejichž dielektrické vlastnosti odpovídají jednotlivým tkáním v lidské hlavě a které kopírují strukturu tkání lidské hlavy jsou velmi potřebné pro ověření mnoha systémů a zařízení, jako je mikrovlnný tomograf pro zobrazování změn v mozkové tkáni, pro analýzu specifické míry absorpce (SAR) pro různá mobilní zařízení a další. Modely lidské hlavy, které odpovídají vlastnostem (dielektrické vlastnosti, anatomická podobnost) reálné lidské hlavy jsou klíčové v testování účinnosti a bezpečnosti výše zmíněných systémů před použitím na živých subjektech. Existuje několik studií, kde pro výrobu fantomu lidské hlavy využili skutečné snímky z MRI či CT [30, 31]. Tyto fantomy se anatomicky velmi blížily reálné lidské hlavě. Nicméně postrádaly podobnost s dielektrickými vlastnostmi daných tkání, které jsou klíčové při testování zařízení, jenž využívají mikrovlnné spektrum záření. V publikovaných studiích o testování mikrovlnných zařízení byly používány fantomy, které byly vyrobeny pomocí plastových či skleněných komor [32, 33]. Tyto komory byly vyplněny kapalnou směsí, která reprezentovala mozkovou tkáň a v jejich dielektrických vlastnostech byly zahrnuty dielektrické vlastnosti tkání jako je kůže, tuk, lebka, mozkomíšní mok, šedá hmota mozková a bílá hmota mozková. Tyto fantomy však postrádaly anatomickou přesnost, takže pro testování a zdokonalování systémů nejsou tyto fantomy dostatečné. Ale jsou užitečné pro prvotní návrh a testování mikrovlnného systému, neboť jsou poměrně jednoduché na výrobu. V mnoha studiích byly popsány různé směsi, které se dokázaly přiblížit dielektrickým vlastnostem tkání, z nichž je tvořena lidská hlava. Nicméně např. ve studii [34] neodpovídá vytvořený fantom heterogenitě tkání v hlavě. Ve studiích [35–37] jsou vytvořeny fantomy, které jsou anatomicky přesnější a jejichž dielektrické vlastnosti se blíží reálným tkáním v širokém frekvenčním pásmu. Nicméně studie uvažovaly jen několik hlavních tkání, které zcela neodrážely anatomickou strukturu lidské hlavy. Ze zjištěných skutečností tedy vyplývá, že je potřeba vytvořit dostatečně kvalitní fantom pro mikrovlnné testování, který by odpovídal jak anatomické struktuře lidské hlavy, tak dielektrickým vlastnostem jednotlivých tkání.

V práci [22] je podrobně popsáno složení jednotlivých vrstev fantomu lidské hlavy. Tato skupina použila k vytvoření fantomu běžně dostupné látky jako jsou voda, mouka, želatina, agar, propylenglykol, NaCl a konzervant azid sodný. K dosažení požadovaného tvaru fantomu použili formy, které vytiskli pomocí 3D tiskárny. Postupovali tak, že nejdříve vytvořili lebku a do té postupně vrstvlí jednotlivé směsi, které reprezentovali dané tkáně (viz obrázek 3.1). Celkem uvažovali 7 tkání (plenu mozkovou, mozkomíšní mok, krev, šedou hmotu mozkovou, bílou hmotu mozkovou, mozeček). Lebku ponechali tak jak byla vytvořena 3D tiskárnou. Jednalo se tedy o plast, který se dielektrickými vlastnostmi jen těžko blíží skutečné lebce. Udávají, že má použitý plast (technologie SLS) vodivost 0,5 S/m a relativní permitivitu přibližně 6. Reálná kost lebeční má při frekvenci 1 GHz (nejčastěji používaná frekvence při mikrovlnném zobrazování, která je kompromisem mezi rozlišovací schopností a útlumem při průchodu tkání) relativní permitivitu 12,4 a vodivost 0,16 S/m [22].



Obrázek 3.1: Postup výroby heterogenní struktury fantomu lidské hlavy [22]

V práci [38] je popsána příprava anatomicky věrného fantomu lidské hlavy, který se skládá z mozku, lebky a kůže. Opět je uveden návod pro přípravu každé uvažované tkáně. Jako hlavní látku v této studii používají velmi jemný polyethylenový prášek (PEP, zrnitost 25 μm). U fantomu kosti je pak dále použit sádrový prášek, chlorid sodný a látka TX-151. U fantomů kůže a mozku byly použity látky jako želatina, agar, PEP, chlorid sodný a TX-151. Analýza a postup výroby je v této práci na poměrně vysoké úrovni. Dielektrické vlastnosti byly proměřeny od 1 GHz do 10 GHz.

Ve studii [39] je popsána tvorba vícevrstvého fantomu lidské hlavy za použití polyuretanu, grafitového prášku a carbon blacku. Při vytváření jednotlivých fantomů byl používán aceton jako ředidlo a jako složka, která zvyšuje permitivitu dané směsi [40]. V této práci byl ke vzorkům přidáván i isopropanol, který zvyšoval vodivost daného vzorku. Při výrobě fantomu byly uvažovány celkem tři vrstvy. První vrstva představovala tkáň obklopující mozek (kůže, lebka, mozkomíšní mok), další vrstva představovala mozkovou část (šedá hmota mozková, bílá hmota mozková, mozkomíšní mok) a poslední uvažovaná vrstva představovala hemoragickou CMP. Jednotlivé vrstvy byly vytvořeny na základě anatomicky realistických virtuálních 3D modelů, ze kterých byly vytvořeny pomocí 3D tiskárny formy.

4 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout a vytvořit zjednodušený 3D fantom novorozenecké hlavy, který by sloužil pro návrh, testování a validaci mikrovlnného zobrazovacího systému pro monitoraci vývoje ischemické cévní mozkové příhody u novorozenců. V současné době je zobrazovací systém využívající mikrovlnného záření pro diagnostiku CMP na počátku svého vývoje. Je tedy důležité, aby byl vytvořen fantom, který by co nejpřesněji odpovídal reálným vlastnostem lidské hlavy z hlediska anatomického uspořádání hlavních vrstev tkání a jejich dielektrických vlastností (relativní permitivita, elektrická vodivost).

Mikrovlnný systém, který vyvíjíme v našem týmu pracuje s frekvencí 1 GHz. Tento kmitočet byl na základě výsledků z literatury určen jako nejvhodnější pro mikrovlnné zobrazování vnitřních struktur hlavy (kompromis mezi útlumem a prostorovou rozlišovací schopností). Relativní permitivita a elektrická vodivost jsou závislé na frekvenci. Proto se při návrhu fantomu zaměřím na to, aby se hodnoty dielektrických parametrů pro vytvořené kompozitní směsi blížily při frekvenci elektromagnetického záření 1 GHz dielektrickým parametrům uvažovaných biologických tkání.

Snahou je vytvořit takové kompozitní materiály, které by byly mechanicky stabilní a u nichž by se významně neměnily dielektrické parametry v čase. Tyto materiály však netvoří samotný fantom novorozenecké hlavy. Abych ho mohl vytvořit, tak k tomu potřebuji virtuální 3D model lidské hlavy. Tento model si upravím a poté pomocí 3D tisku jej převedu na reálný model lidské hlavy, respektive několik vrstev tkání lidské hlavy. Tyto vytištěné vrstvy budou sloužit jako předloha pro vytvoření forem jednotlivých vrstev tkání. Formy budu realizovat jako dvoudílné kvůli snazšímu vyjímání vrstev z těchto forem. Mozková část fantomu hlavy bude realizována pomocí kapalného fantomu. Kapalná forma vnitřní části fantomu byla zvolena z toho důvodu, protože je požadavek na to, aby se dala snadno měnit pozice a velikost vkládaného fantomu reprezentující CMP.

5 Metody

V této části jsou popsány potřebné a použité postupy, které vedou k úspěšnému dosažení stanovených cílů této práce. Metody jsou rozděleny do několika kapitol. Každá kapitola popisuje podrobné kroky k vyřešení daného problému. V první části je řešena problematika přípravy a nalezení vhodných směsí. V další části je řešen problém vytváření forem pro jednotlivé tkáně novorozenecké hlavy a v poslední části je zmíněn postup vytváření zjednodušeného fantomu novorozenecké hlavy.

5.1 Návrh a měření směsí pro fantomy

Jedním ze stěžejních cílů této diplomové práce je nalezení takových kombinací polyuretanu a příslušných příměsí, které by se svými dielektrickými vlastnostmi blížily reálným dielektrickým hodnotám uvažovaných tkání. Celkem se jedná o vytvoření směsí suchých fantomů čtyř typů tkání. Jmenovitě jde o kůži s tukem, lebeční kost, mozkomíšni mok a mozkovou tkáň zasaženou ischemickou CMP. Vnitřní část odpovídající mozkové tkáni bude vytvořena pomocí kapalného fantomu, aby byla umožněna změna pozice a velikosti fantomu reprezentující ischemickou CMP.

Pro vytvoření fantomů jednotlivých tkání byl zvolen jako základní nosný materiál polyuretan, který v základním stavu vyniká nízkou viskozitou. To je výhodné z důvodu snadnější přípravy směsí, neboť se k tomuto nosnému materiálu přidává velké hmotnostní procento příměsí. Řádově se podle dostupné literatury jedná o hmotnostní poměry od 10 % do 50 % přidávaného materiálu.

Bylo navrženo několik směsí, z nichž celkem čtyři byly vybrány pro výrobu suchých fantomů uvažovaných tkání. Na základě dostupné literatury byl navržen postup pro přípravu těchto směsí pro výrobu homogenních fantomů uvažovaných tkání (na této části jsme spolupracovali s kolegou Tomášem Pokorným). Snahou bylo vytvořit takový postup, pomocí kterého by byla zaručena reprodukovatelnost výroby vzorků.

5.1.1 Použité přístrojové vybavení a materiály

Pro vytvoření směsí byly použity látky, u kterých se předpokládal na základě literatury a dostupných informací jejich nadějný výsledek. Polyuretan patří mezi nejmasověji vyráběné polymery, a to díky svým unikátním vlastnostem, a tedy jeho aplikačním schopnostem. Pro své vynikající elektroizolační vlastnosti, mechanickou

odolnost a časovou stálost byl právě polyuretan použit pro výrobu fantomů tkání. Konkrétně se jedná o dvousložkový polyuretan PMC[®]-121 Series od Smooth-On, který má vhodnou viskozitu, pevnostní vlastnosti a delší dobu tuhnutí. Použité látky pro výrobu suchých fantomů jsou uvedené v tabulce 3.

Tabulka 3: Testované látky pro přípravu suchých fantomů

| Látka | Popis | Výrobce dodavatel |
|---------------------|---|---------------------|
| Polyuretan složka A | Dvousložkový polyuretan, PMC [®] -121 Series | Smooth-On |
| Polyuretan složka B | | Smooth-On |
| Grafitový prášek | Graphite powder, <20 μm, synthetic | Sigma Aldrich |
| Carbon black | Carbon Black, acetylene, 50% compressed, 99,9+% | Alfa Aesar |
| Oxid titaničitý | Anatasová forma | Precheza |
| Aceton | Technické rozpouštědlo | Severochema |
| Isopropanol | Rozpouštědlo 99,9% Vol. | Elchemko |

V tabulce 8 jsou uvedeny přístroje, které byly při výrobě směsí použity. Snahou bylo s využitím těchto přístrojů celý proces zautomatizovat a eliminovat lidskou chybu.

Pomocí přimíchání grafitového prášku do polyuretanu by se měla zvýšit především hodnota permitivity a mírně také vodivost. Carbon black by měl významně ovlivňovat elektrickou vodivost fantomu.

Pro vytvoření směsí obsahující výše zmíněné látky byl využit kuchyňský robot Bosch z důvodu jednotnosti algoritmu míchání, velmi efektivního promíchávání a silného kroutícího momentu.

Pro zajištění potřebné homogenizace vzorku fantomu byl využit vakuovací systém, který se skládal z vývěvy a vakuovací nádoby. Tento systém slouží k eliminaci vzduchových bublin z tekutého vzorku a tím zabraňuje tomu, aby měl vzorek v různých částech různé dielektrické vlastnosti.

Jako nezbytnou součástí vybavení jsou ochranné pomůcky, jež jsou nezbytné při manipulaci s polyuretanem, grafitovým práškem a carbon blackem. Zejména je problematická práce s carbon blackem, u kterého je podezření na vznik rakoviny plic při

jeho inhalaci a podráždění očí. Se všemi složkami (polyuretan, carbon black, grafitový prášek, aceton) je doporučeno pracovat v dobře větraných prostorách.

5.1.2 Návrh směsí pro fantomy

V první fázi návrhu směsí pro vytváření suchých fantomů byly vytvořeny směsi skládající se jen ze dvou složek. Konkrétně z nosného materiálu (polyuretanu) a příslušného prášku (grafitový prášek, carbon black, oxid titaničitý). Tímto postupem byly vytvořeny základní řady o různých hmotnostních poměrech přidávaných prášků (tabulka 4). Jednotlivé vzorky byly označeny zkratkami. Například vzorek označený G40 znamená, že se jedná o dvousložkovou směs, ve které má grafitový prášek 40% hmotnostní zastoupení. Vzorek označený G15CB4 je tříložková směs, ve které je 15 hm. % grafitového prášku a 4 hm. % prášku carbon blacku.

U některých směsí docházelo při vyšším hmotnostním poměru prášků ke ztrátě pevnosti a soudržnosti. Toto omezení se týkalo zejména pro carbon black, který způsoboval při vyšších hmotnostních poměrech ve vzorku drobení. Z dielektrických vlastností vzorků vytvořených na základě těchto hmotnostních řad byla zjištěna závislost a ovlivňování dielektrických vlastností směsí. Pro přesnější aproximaci k dielektrickým vlastnostem uvažovaných biologických tkání bylo nutné testovat další hmotnostní poměry a uvažovat i kombinace více prášků v dané směsi (tabulka 5).

Tabulka 4: Hmotnostní poměry vyrobených dvousložkových směsí

| Látka | Hmotnostní poměry složek (hm. %) | | | | | | | | | |
|-----------------|----------------------------------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| Polyuretan | 99 | 97 | 95 | 90 | 80 | 70 | 61 | 60 | 55 | 50 |
| Oxid titaničitý | - | - | - | 10 | - | 30 | - | - | - | - |
| Grafit | - | - | - | 10 | 20 | 30 | 39 | 40 | 45 | 50 |
| Carbon black | 1 | 3 | 5 | 10 | - | - | - | - | - | - |

Ke vzorkům označeným modrou barvou byl přidán aceton. Hmotnost přídavku acetonu byla 10 % vzhledem k hmotnosti základní směsi polyuretanu a daných prášků

Tabulka 5: Hmotnostní poměry vyrobených tříložkových směsí

| Látka | Hmotnostní poměry složek (hm. %) | | | | | | | | | |
|-----------------|----------------------------------|--------|----------|--------|--------|----------|--------|--------|--------|--------|
| Označení vzorku | G10CB4 | G15CB4 | G20CB0.5 | G20CB2 | G20CB4 | G25CB2.5 | G25CB4 | G25CB6 | G30CB4 | G30CB6 |
| Polyuretan | 86 | 81 | 79,5 | 78 | 76 | 72,5 | 71 | 69 | 66 | 64 |
| Grafit | 10 | 15 | 20 | 20 | 20 | 25 | 25 | 25 | 30 | 30 |
| Carbon black | 4 | 4 | 0,5 | 2 | 4 | 2,5 | 4 | 6 | 4 | 6 |

Ke vzorkům označeným modrou barvou byl přidán aceton. Hmotnost přídavku acetonu byla 10 % vzhledem k hmotnosti základní směsi polyuretanu a daných prášků

5.1.3 Výroba směsí pro vzorky fantomů

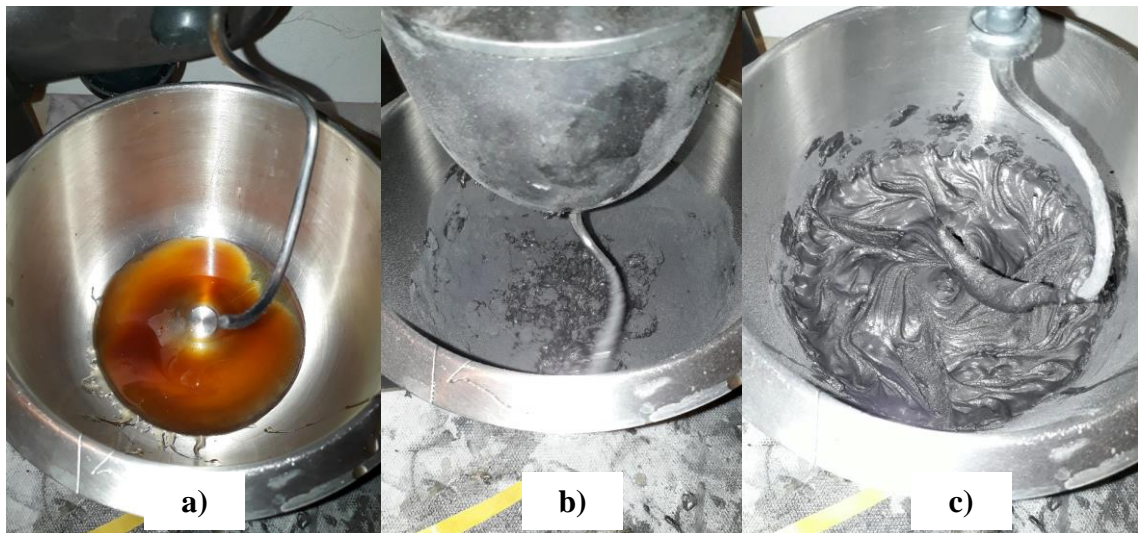
V této části bude podrobně popsán metodický postup pro výrobu fantomů, který byl vytvořen na základě použitých přístrojů a chování materiálů.

Výroba suchých fantomů

Prvním krokem, který se přímo netýká vytvářením směsí pro fantomy, je příprava jednorázových forem. Jako nejvýhodnější volbou byly zvoleny plastové kelímky, které jsou levné a lze z nich snadno vyjmát vytvořené vzorky. Jejich dno, kde se vyskytují prolisy a další nerovnosti, se vylíje sádrou (cca 5 mm vrstva). Takto se nechá ztuhnout a přibližně po 6 hodinách (vysychání sádry) je forma připravená k použití. Důležitým krokem je nanesení separátoru na sádrové dno. Jako nejlepší, nejdostupnější a nejlevnější separátor se osvědčil běžný mycí prostředek na nádobí. Nanesení separátoru je důležité z toho důvodu, neboť zaručí bezproblémové odejmutí vzorku z formy, bez poškození jeho stěn.

Dalším krokem je vypočítání hmotností všech uvažovaných složek na základě požadovaného hmotnostního poměru přidávaného prášku či prášků. Poté se může přistoupit k odvážení potřebného množství polyuretanu. Skládá se celkem ze dvou složek, jejichž mísící hmotnostní poměr je 1:1. Tyto látky byly umístěny v připravené nádobě do kuchyňského robota, kde byly složky důkladně promíchány.

V době, kdy se mísila směs polyuretanu bylo odváženo přesné množství prášku na základě předem provedeného výpočtu. V případě většího hmotnostního zastoupení přidávaných prášků bylo nutné přidat do směsi předem dané množství acetonu (10 % hmotnosti ze směsi polyuretanu a prášků). Poté se množství prášku přidalo do nádoby, ve které probíhalo mísení. Na tuto nádobu se před mísením nasadilo víko, které snížilo množství částic, které by se při mísení dostaly do vzduchu. Takto vznikající směs se nechala mísit v robotu přibližně 5 minut nebo v případě potřeby déle. Cílem mísení bylo vytvoření homogenní směsi (viz obrázek 5.1).



Obrázek 5.1: Proces výroby směsi pro výrobu fantomu, a) smíchané složky polyuretanu, b) přidání grafitový prášek, c) hotová směs připravená k převedení do formy

Výsledná směs byla převedena do připravených forem a jemným krouživým pohybem byla směs rovnoměrně rozprostřena ve formě. Poté byla forma vložena do vakuovací nádoby, která se uzavřela víkem (obrázek 5.2). Ventily se nastavily do pozice vakuování a poté se spustila vývěva. Všechny vzorky byly vakuovány do hodnoty tlaku -0,9 bar. Vakuování se provádělo celkem třikrát po dvou minutách.



Obrázek 5.2: Vakuování vzorků

U vzorků, kde byl přidán aceton nebo které měly tekutější konzistenci bylo nutné pečlivě sledovat chování při vakuování. U těchto vzorků docházelo k velké expanzi směsi a hrozilo její vytečení z formy. U těchto problematických vzorků byl zvolen postup postupného vakuování. Sledovalo se, dokud nevyplní směs celý objem nádoby (formy) a v ten okamžik se přestal snižovat tlak vypnutím vývěvy. Po krátké době (přibližně 1 minuta) došlo ke zhroucení expandované směsi a mohlo se přistoupit ke snížení tlaku až na hodnotu -0,9 bar. Výroba vzorků je poměrně zdlouhavý proces a v průměru se vytváření jednoho vzorku pohybovala okolo jedné hodiny. Po vyjmutí z vakuovací nádoby se vzorek nechal vytvrdit 24 hodin. Po vyjmutí vzorků z forem byly proměřeny jejich dielektrické vlastnosti a porovnány s vlastnostmi příslušných biologických tkání.

Nutno podotknout, že se lišila obtížnost přípravy pro různé vzorky. Zejména v závislosti na hmotnostním zastoupení přidávaných prášků. Snadnější příprava byla u směsí, kde bylo nižší hmotnostní procento přidávaných prášků. S rostoucím hmotnostním procentem prášků (zejména carbon black) ve vzorku se stávala výroba směsí komplikovanější.

Výroba kapalného fantomu

Tento fantom bude umístěn v mozkové části vytvořeného fantomu novorozenecké hlavy. Při přípravě tohoto fantomu byly použity poznatky a návody z [3, 41], kde byl k přípravě použit isopropylalkohol, NaCl a voda (deionizovaná a demineralizovaná). Tento fantom je vytvořen na základě IEEE standardu a využívá se jako kapalný fantom lidské hlavy pro měření např. SAR. Upravený recept pro vytvoření kapalného fantomu je uveden v následující tabulce 6.

Tabulka 6: Přibližná hmotnostní procenta jednotlivých látek použitých při přípravě tekutého fantomu

| | Isopropylalkohol | NaCl | Voda |
|-------|------------------|------|-------|
| hm. % | 37,99 | 0,87 | 61,14 |

Fantom byl vytvářen tak, že se do připravené nádoby převedlo množství látek uvedené v tabulce 6. Poté se provedlo měření dielektrických vlastností vytvořené směsi a v případě nutnosti se pomocí přidávání vody (zvýšení permitivity), izopropylalkohol (snížení permitivity) a kuchyňské soli (zvyšování vodivosti) tyto vlastnosti upravily. Cílová hodnota relativní permitivity tohoto fantomu byla 46 a vodivost 0,97. Tato hodnota byla zvolena právě taková, že představovala přibližně 20% rozdíl oproti vytvořenému suchému fantomu ischemické CMP.

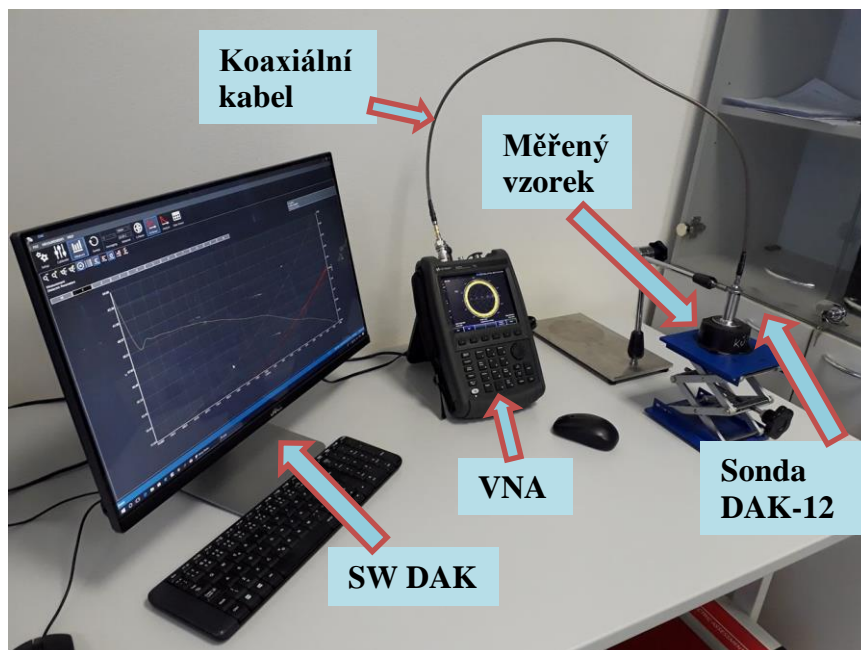
5.1.4 Měření dielektrických vlastností vzorků fantomů

Pro měření dielektrických vlastností vzorků fantomů byla použita koaxiální odrazná sonda DAK-12 (Dielectric Assesment Kit) od firmy SPEAG (Schmid & Partner Engineering AG). Vzorky se měřily ve frekvenčním pásmu od 10 MHz do 3 GHz. Sonda byla pomocí koaxiálního vedení spojena s vektorovým analyzátozem obvodů (VNA) FieldFox N9923A, Keysight Technologies, USA. Pomocí VNA byl naměřen koeficient odrazu, který byl v softwaru DAK_2.2.0.584 od firmy SPEAG přepočítán na dielektrické parametry měřeného prostředí. Přenos dat do počítače byl proveden pomocí ethernetového rozhraní (obrázek 5.3).

Před každým měřením bylo potřeba provést kalibraci měřícího systému. Před kalibrací se musí pevně fixovat pozice koaxiálního kabelu a sondy. Během kalibrace a měření se tato pozice nesmí měnit. Pakliže dojde k pohybu sondy nebo koaxiálního kabelu, tak je nutné provést kalibraci znovu. Kalibrace se provede pomocí volby *Calibration* v softwaru. Poté následují tři hlavní kroky, pomocí kterých se provede kalibrace. Prvním krokem je přiložení vodivého pásku pomocí držáku na sondu. Tento pásek vytvoří mezi částmi koaxiálního kabelu zkrat. Po tomto úkonu stiskneme v softwaru tlačítko *SHORT*. Dále držák s vodivým páskem ze sondy sejmeme a necháme sondu vysílat do volného prostoru. Při této konfiguraci stiskneme v softwaru tlačítko *OPEN*. Posledním krokem je ponoření sondy do předem připraveného 0,1M roztoku

NaCl. Je potřeba vizuálně zkontrolovat, jestli nejsou přítomné ze spodu sondy vzduchové bubliny. Pro tuto konfiguraci stiskneme v softwaru tlačítko *LOAD*. Po tomto kroku je kalibrace ukončená a pomocí tlačítka *SWEEP* se přepneme do módu měření.

U každého vzorku byla snaha provést měření stejným způsobem. Proto bylo dodržováno při měření několika zásad. První zásada byla, že se provádělo měření spodní strany vzorku, která byla hladká a rovná. Toto je důležité kvůli dokonalému kontaktu měřicí sondy a měřeného vzorku. Po ustálení měřených vlastností vzorku byly výsledky uloženy do paměti softwaru. Dále se sonda umístila na jiné místo než v předchozím měření (stále však na spodní stranu vzorku) a opět se provedlo měření a uložení naměřených hodnot. Tímto postupem bylo provedeno deset měření pro každý vzorek fantomu.



Obrázek 5.3: Konfigurace přístrojů při měření dielektrických parametrů vzorku

5.1.5 Vyhodnocení naměřených dat

Pro každý vzorek bylo provedeno celkem deset měření a pro každou frekvenci byla vypočítána nejistota typu A. Dále byla stanovena nejistota typu B na základě údajů v technickém listu koaxiální sondy. Dále byla vypočítána kombinovaná nejistota typu C a rozšířená nejistota s koeficientem rozšíření $k_r = 2$, která je znázorněna u grafů jednotlivých vzorků fantomů.

Pro porovnávání dielektrických vlastností připravených vzorků fantomů a biologických tkání byla stěžejní frekvence 1 GHz. Na tuto frekvenci elektromagnetického záření jsou optimalizovány anténní elementy využívané v již existujícím mikrovlnném zobrazovacím systému. Jako dostatečně kvalitní se uvažovaly ty vzorky, jejichž střední hodnota dielektrických vlastností neměla větší relativní chybu než 20 % oproti biologickým tkáním.

Tabulka 7: Rozšířené nejistoty typu B uvedené výrobcem koaxiální sondy

| Rozmezí permitivity a vodivosti | Rozšířená nejistota typu B (k=2) | | Vzorky vyhodnocené danou nejistotou B |
|--|----------------------------------|----------------|--|
| | 20-200 MHz | 200-3000 MHz | |
| $\varepsilon_r = 1 - 15$ $\sigma < 0,1 (S \cdot m^{-1})$ | 11,2 % 28 % | 2,0 % 3 % | CB1, CB3, G10, G20, G30, G10CB4, G15CB4, G20CB0.5, T10, T30 |
| $\varepsilon_r = 10 - 40$ $\sigma < 1 - 10 (S \cdot m^{-1})$ | 2,3 % 2,4 % | 1,8 % 2,7 % | CB5, CB10, G39, G40, G20CB2, G20CB4, G25CB2.5 |
| $\varepsilon_r = 35 - 100$ $\sigma < 1 - 10 (S \cdot m^{-1})$ | 2,1 % 2,4 % | 1,7 % 2,7 % | G45, G50, G25CB4, G25CB6, G30CB4, G30CB6, G40+A10, G40+A20, G40+A30, tekutý fantom mozku |

Tabulka 8: Potřebné vybavení pro přípravu fantomů

| Vybavení | Popis | Účel |
|---------------------------|---|--------------------------------------|
| Elektrický hnětač | Bosch MUM 57860 | Míchání směsí |
| Laboratorní váha | KERN EMB 1200-1 | Vážení přísad |
| Vakuovací set | komora BestValue® 10 Gallon Vacuum Chamber vývěva CPS VP6D 6 CFM 2 Stage Vacuum Pump | Vakuování vzorků |
| Plastové lžíce | Lžíce polévková - polystyren | Manipulace se směsí |
| Kuchyňská stěrka | plastová | Manipulace se směsí |
| Papírové ubrousky | - | Čištění přístrojů a povrchů |
| Mycí prostředek na nádobí | 5-15 % aniontové povrchově aktivní látky, <5 % neiontové povrchově aktivní látky | Čištění přístrojů a povrchů |
| Plastové formy | Kelímek plastový 0,5l | Jednorázová forma pro vzorek fantomu |
| Sádra | modelářská | Vyrovnání dna plastových forem |
| Aceton | C ₃ H ₆ O | Čištění přístrojů a povrchů |
| Rouška | chirurgická | Ochrana dýchací soustavy |
| Ochranné rukavice | latexové | |
| Ochranný plášť | laboratorní | Ochrana částí těla |
| Ochranné brýle | P-Lab L645122 | |

5.2 Návrh a výroba formy fantomu

Pro návrh forem, které sloužily pro vytvoření jednotlivých uvažovaných vrstev fantomu hlavy novorozence, byly použity a upraveny anonymizované virtuální 3D modely lidské hlavy [42, 43]. Tyto modely, vytvořené na základě MRI snímků, byly pomocí 3D tisku převedeny na reálné objekty, které sloužily jako předloha pro vytvoření dvoudílných forem. Ke všem krokům bylo přistupováno tak, aby byla umožněna snadná reprodukovatelnost výroby forem a samotného fantomu hlavy novorozence.

5.2.1 Virtuální 3D modely uvažovaných tkání

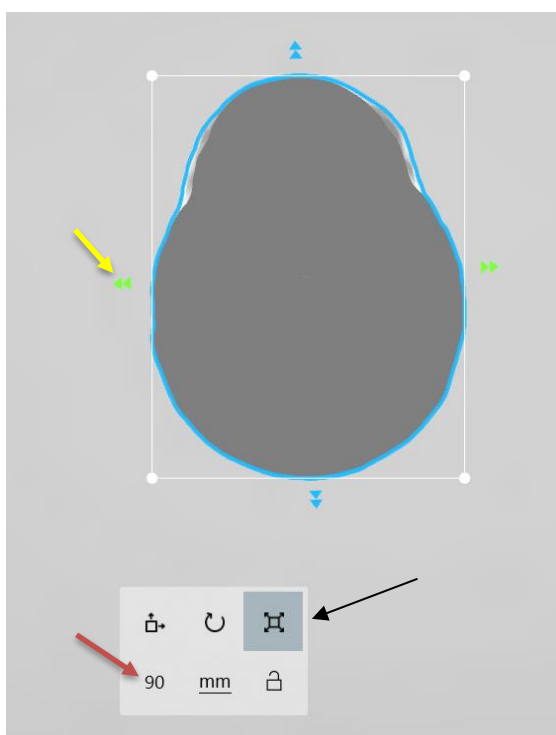
Pro vytvoření zjednodušeného fantomu hlavy je důležité, aby se vycházelo z modelu, který byl získán z reálného měření. V mé práci pracuji s anonymizovaným modelem lidské hlavy poskytnutým od IT'IS (lebka, mozkomíšni mok, šedá hmota mozková) [43] a modelem kůže získaným z [42]. Jelikož je problematické získat kvalitní model hlavy novorozence, tak byl využit model dospělé hlavy, který byl upraven podle literatury tak, aby co nejvíce odpovídal rozměrům novorozenecké hlavy (zejména šířka jednotlivých tkání a obvod hlavy).

Při vytváření fantomu hlavy novorozence jsou uvažovány celkem čtyři vrstvy tkání (modely uvedeny v příloze A). Jmenovitě se jedná o vrstvu kůže s tukem, lebky, mozkomíšního moku a šedé hmoty mozkové. Všechny vrstvy hlavy byly oříznuty přibližně 1 cm nad spodinou lebeční. Toto zjednodušení bylo provedeno z důvodu realizovatelnosti forem na výrobu fantomu novorozenecké hlavy. Hlavní část mozkové tkáně byla zachována. Z ní byl jen mírně oříznut spánkový a týlní lalok. Pod touto oříznutou částí je uvažována jen homogenní vrstva, která představuje kůži s tukem. Veškeré úpravy byly provedeny v softwaru 3D Builder, který nabízí všechny potřebné nástroje pro oříznutí, změnu velikosti jednotlivých vrstev a měření vzdáleností. Jednotlivá šířka tkání byla volena podle dostupných údajů v [44, 45]. V tabulce 9 je uveden medián, minimum a maximum tloušťek vypočítaných z měření celkem 41 subjektů. Stanovení tloušťek tkání bylo provedeno na základě ultrazvukových snímků, které byly pořízeny celkem na třech místech hlavy. Tyto místa byla určena příslušným lékařem jako nejvíce reprezentativní [45].

Tabulka 9: Orientační tloušťky tkání hlavy novorozence [45]

| Tkáň | Minimum | Medián | Maximum |
|---------------------|---------|--------|---------|
| Kůže (mm) | 0,8 | 1,4 | 2,8 |
| Lebka (mm) | 0,7 | 2,2 | 4,6 |
| Mozkomíšní mok (mm) | 0,7 | 2,4 | 6,1 |

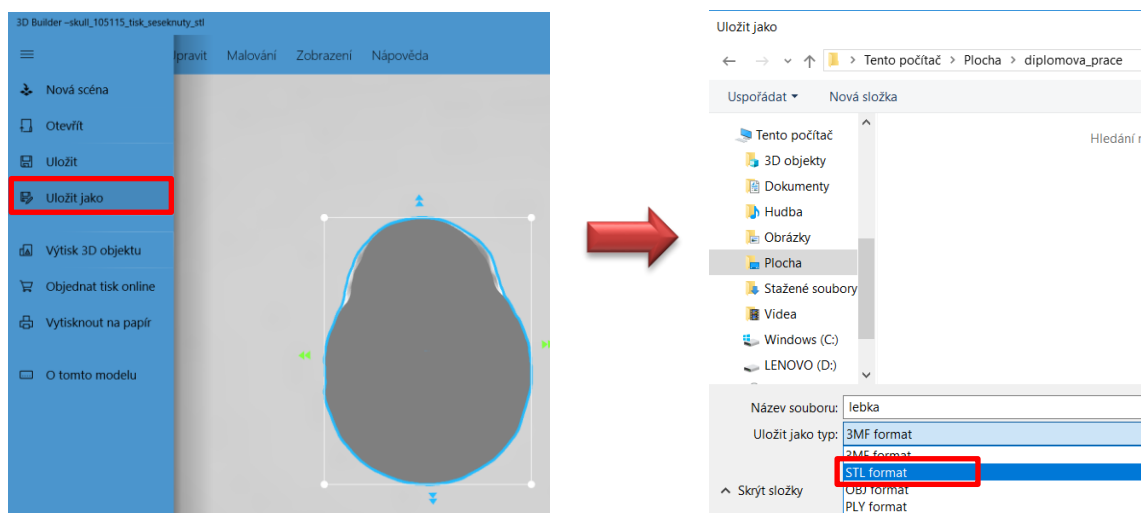
Podle studie [45] byla provedena úprava získaných modelů tkání dospělého člověka v softwaru 3D Builder (viz tabulka 9). Jako referenční tkáň, od které se budou odvíjet šířky dalších tkání, byla zvolena lebka, neboť informace o její velikosti pro novorozence jsou známy. Lebka novorozence měří v průměru předozadně 11,1 cm a v nejširší oblasti mezi temenními kostmi měří 9 cm [44]. Podle těchto rozměrů byla tedy upravena velikost modelu. Nastavení velikosti modelu v jednom směru je provedeno kliknutím na ikonu označenou černou šipkou a kliknutím na příslušný směr (žlutá šipka). Poté stačí zapsat do políčka (červená šipka) požadovanou velikost. Vše je znázorněno na obrázku 5.4.



Obrázek 5.4: Úprava velikosti modelu v programu 3D Builder (pohled ze spodu)

Pro další práci s modely je nutné jejich uložení ve formátu STL (Standard Triangulation Language), se kterým software 3D tiskárny umí pracovat. Uložení

do datového formátu STL provedeme v 3D Builderu pomocí kliknutí na položku *Uložit jako* a následné vybrání datového formátu STL z rozevřací nabídky (viz obrázek 5.5).



Obrázek 5.5: Postup při ukládání modelu do formátu STL v prostředí 3D Builderu

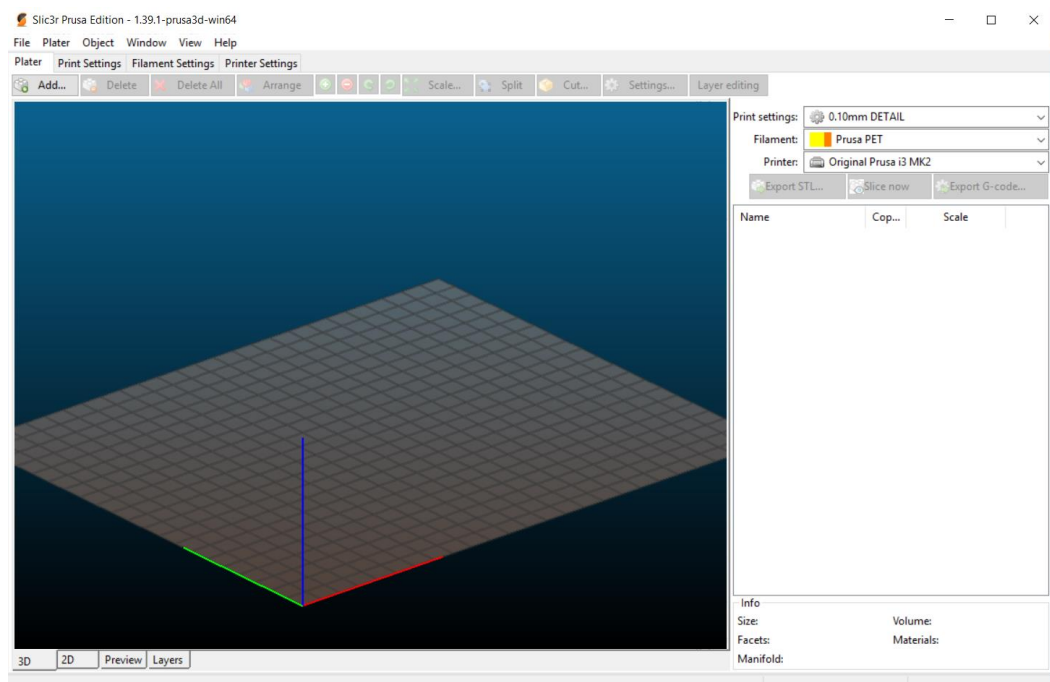
5.2.2 3D tisk uvažovaných vrstev tkání

Pro vytištění jednotlivých vrstev tkání byla využita komerční tiskárna Prusa MK2 a k ní dodávaný software Slic3r Prusa Edition (obrázek 5.6). Na základě nastudované literatury byl zvolen plast PETG, z důvodu výborné mechanické, chemické a tepelné odolnosti.

Po tom, co jsou připravené virtuální modely tkání, tak se může přistoupit k nahrání modelů ve formátu STL do zmiňovaného softwaru Slic3r Prusa Edition. Tento program slouží k nastavení tiskových parametrů a vygenerování tzv. g kódu. G kód je vlastně programovací jazyk, pomocí kterého se řídí např. CNC obráběcí stroje či právě 3D tiskárny. V následující části bude uveden postup pro nastavení 3D tisku a vygenerování G kódu.

Práce v prostředí Slic3r Prusa Edition je poměrně intuitivní. Mnoho věcí je v tomto programu nastaveno automaticky na základě zkušeností a následné optimalizace od vývojářů. Nicméně se občas můžou vyskytnout problémy a uživatel si musí dané parametry upravit podle svých potřeb. Základní operací je importování 3D modelu

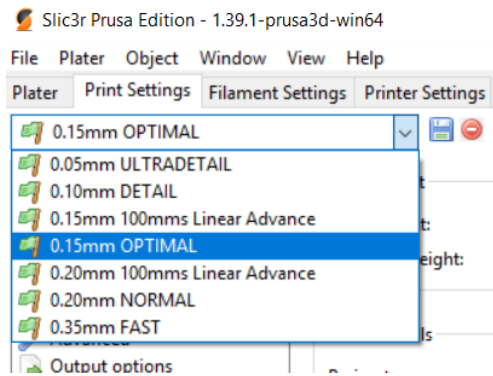
ve formátu STL. To se provede pomocí tlačítka *Add*, které nám otevře nabídku s adresáři, ze které si vybereme náš model, který chceme importovat, respektive tisknout.



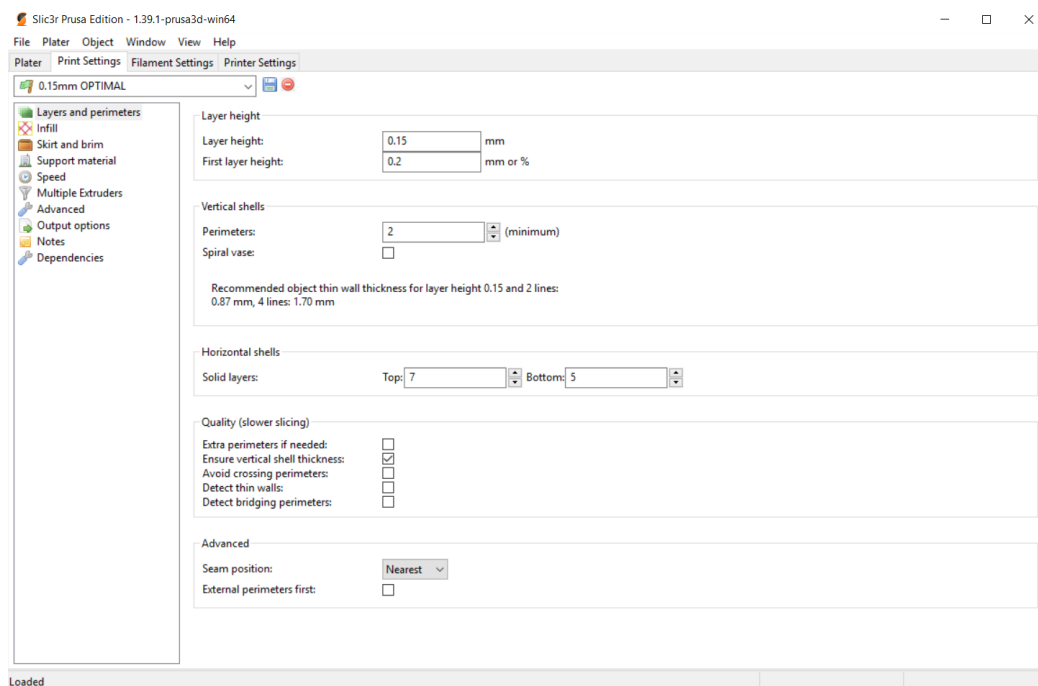
Obrázek 5.6: Základní konfigurace softwaru Slic3r Prusa Edition po spuštění

Po úspěšném importování modelu můžeme přikročit k nastavení tiskových parametrů. Do nastavení tiskových parametrů se dostaneme pomocí záložky *Print Settings*. Jako první položka je nastavení kvality tisku. Tímto se nastavuje výška jednotlivé vrstvy a tím hladkost povrchu a celková mechanická odolnost vytištěné části. Na výběr je z několika možností (obrázek 5.7). Od *ULTRADETAIL* (výška vrstvy 0,05 mm) až po *FAST* (výška vrstvy 0,35 mm). Při tisku se nejlépe osvědčila možnost *NORMAL* (výška vrstvy 0,20 mm), která poskytovala pro mé použití dostatečně kvalitní tisk v porovnání s celkovou dobou tisku. Tiskové časy jednotlivých modelů se pohybovaly od 9 do 11 hodin.

Další hodnotou, kterou lze nastavit je tloušťka stěn. Zadává se v celočíselných hodnotách a znamená počet vytisknutých vrstev v horizontálním směru (pod danými políčky je uveden i přepočít v mm). Toto nastavení se provádí v nabídce *Layers and perimeters* a v políčkách *Vertical shells* a *Horizontal shells* (obrázek 5.8).



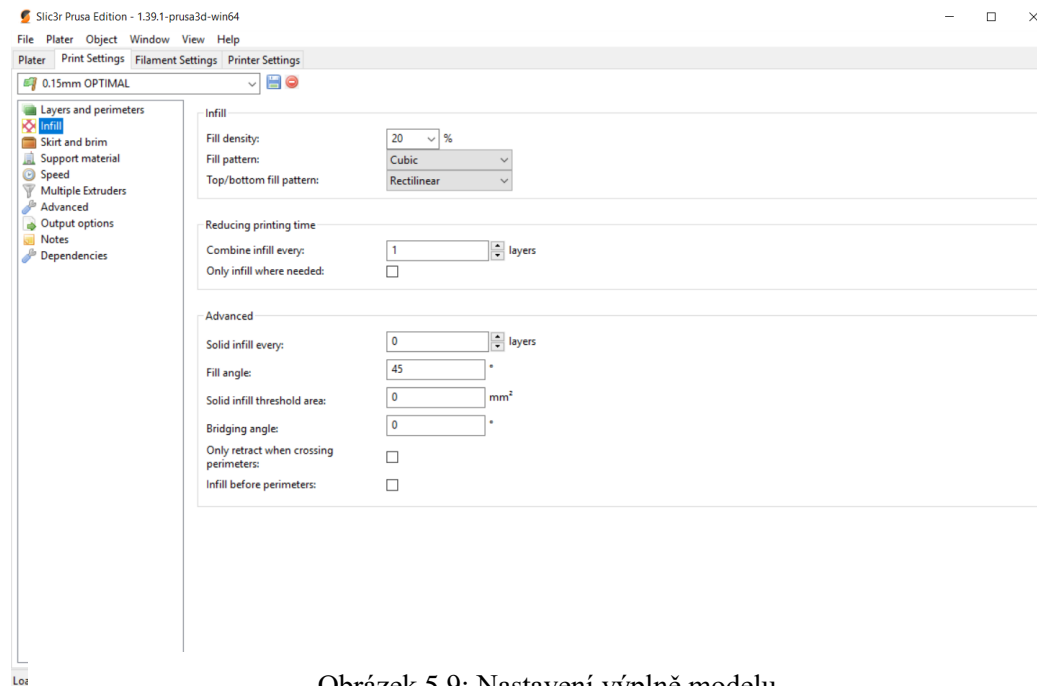
Obrázek 5.7: Nastavení kvality tisku



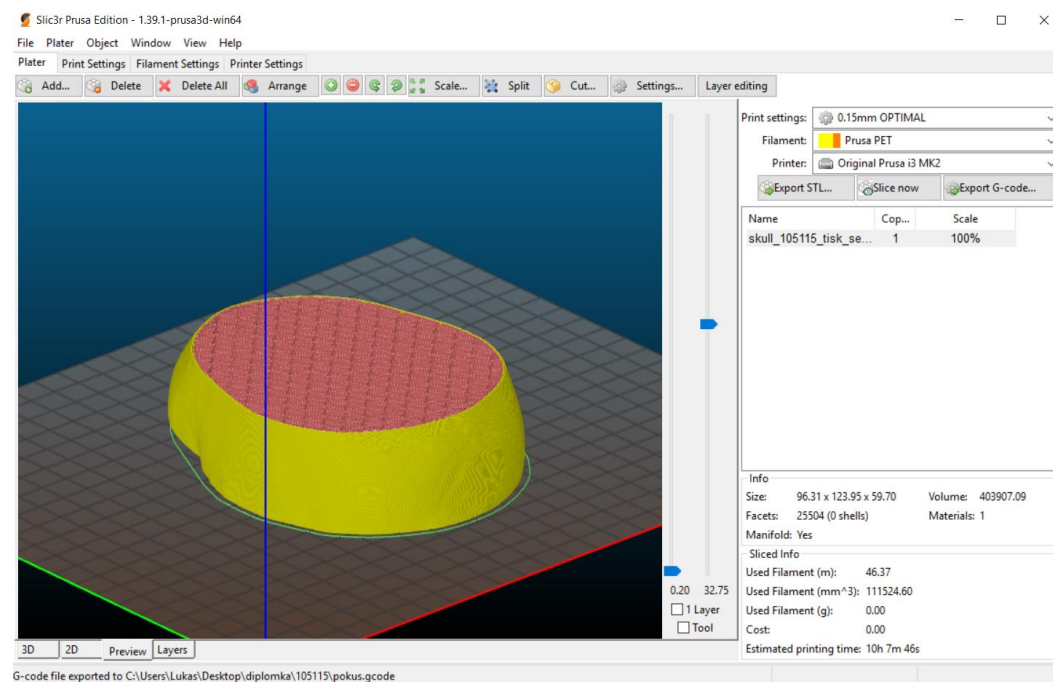
Obrázek 5.8: Základní nastavení tisku vrstev v softwaru Slic3r Prusa Edition

Dále můžeme upravovat vyplnění daného modelu. V mém případě je zbytečné, aby byl celý vnitřní *objem* modelu zaplněn, proto jsem zvolil vyplnění jen z části. Konkrétně jsem u modelů volil vyplnění 10 %, které opět plnilo kompromis mezi mechanickou pevností modelu a jeho rychlostí vytištění. U této volby je opět několik možností tvarů vyplnění. Já jsem zvolil metodu vyplňování *Triangles* z důvodu rychlého tisku a dostatečné mechanické pevnosti. Ve výsledku je tedy model vyplněn tříbokými hranoly, které tvoří podpory pro všechny stěny (obrázek 5.9).

Dalším důležitým parametrem je volba materiálu v softwaru podle toho, z jakého budeme tisknout. Tento krok je velmi důležitý, protože se od něj odvíjí potřebná nastavení tiskárny. Hlavně se jedná o nastavení teploty trysky a vyhřívané podložky. Pro každý materiál je automaticky nastavena optimální teplota, která zaručí bezproblémový tisk.



Obrázek 5.9: Nastavení výplně modelu



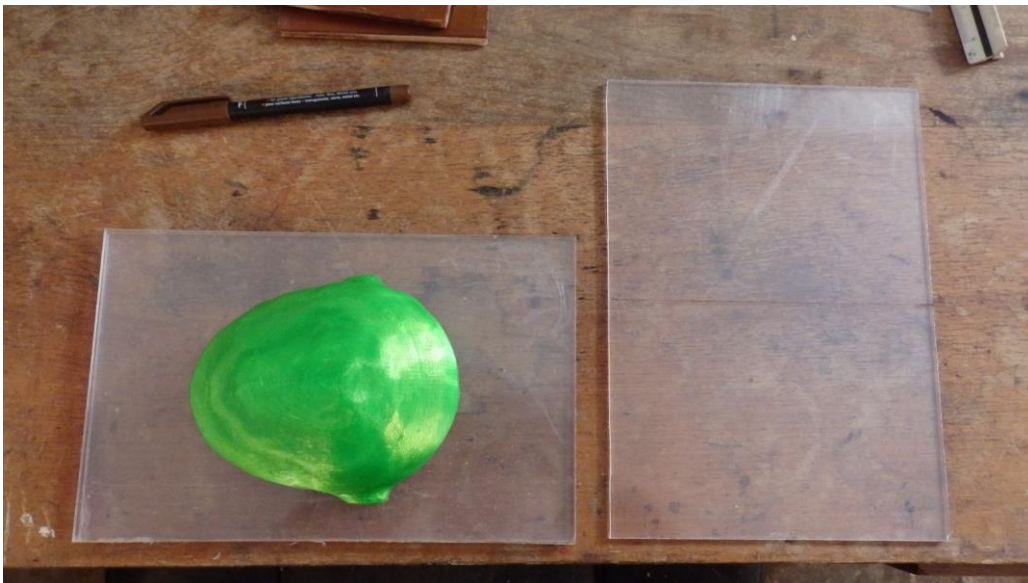
Obrázek 5.10: Virtuální kontrola tisku jednotlivých vrstev a další podrobnosti tisku

Výhodou tohoto softwaru je i to, že si může uživatel prohlédnout, jak bude vypadat tisk jednotlivých vrstev nebo jak dlouho bude trvat tisk a kolik se spotřebuje materiálu (obrázek 5.10).

5.2.3 Sádrové formy tkání

Vzhledem k dostupnosti, ceně a poměrně jednoduché přípravě byla použita na výrobu forem sádra. Z důvodu snadnějšího vyjímání jednotlivých vrstev fantomu byla zvolena dvoudílná forma. Použité pomůcky a materiál pro výrobu sádrové formy jsou uvedené v tabulce 10.

Pro výrobu formy je potřeba vyrobít bednění, ve kterém se bude dělat samotný odlitek dané vrstvy tkáně. Jako materiál pro bednění jsem zvolil plexisklo o tloušťce 4 mm. Plexisklo se dá poměrně snadno upravovat (řezání běžně dostupnými nástroji, broušení hran) a je cenově dostupné. Rozměry bednění byly vytvořeny na základě největšího modelu tkáně, tj. kůže (viz obrázek 5.11). Bednění se skládá ze čtyřech stran viz obrázek 5.12.



Obrázek 5.11: Postup při upravování rozměrů plexiskla



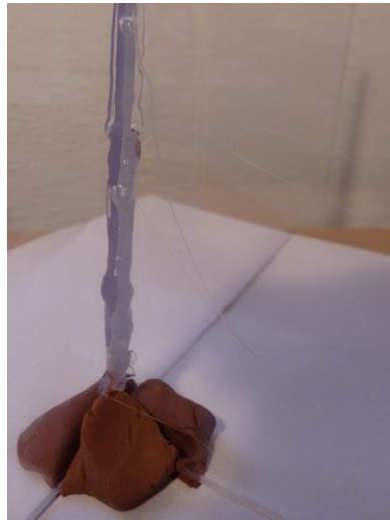
Obrázek 5.12: Nářezané plexisklo na potřebné rozměry

Pomocí daného modelu si vytvoříme bednění o takových rozměrech, aby bylo optimalizováno množství použité sádry. Musí se dodržet minimální tloušťka formy v nejužším místě. Jako minimální tloušťka formy postačuje 1 cm. Stěny jsou v této fázi provizorně fixovány pomocí modelovací hmoty (viz obrázek 5.13).



Obrázek 5.13: Provizorní fixace stěn bednění pomocí modelovací hmoty

V této fázi přichází na řadu spojení stěn bednění pomocí tavící pistole. Je důležité, aby každý roh byl dokonale utěsněn (viz obrázek 5.14), aby sádra při vylévání formy nevytékala vně formy.



Obrázek 5.14: Detail spoje stěn bednění

Pro spojování jednotlivých stran bednění byla využita tavící pistole. Použití právě této metody spojování bylo zvoleno z toho důvodu, že se roztavený plast dostane do všech spár a dokonale tak utěsní daný spoj. Další výhodou je rychlost tuhnutí, respektive lepení. Postačuje přibližně minuta k vytvrzení roztavené plastové hmoty.

Dalším krokem je vytvoření lůžku z modelářské hmoty. Přibližně polovina modelu by měla být umístěna v tomto lůžku, aby bylo zajištěno bezproblémové vyjmutí z formy. Je důležité, aby modelovací hmota těsně přiléhala jak k modelu, tak ke stěnám bednění (viz obrázek 5.15). Jedině tehdy bude zajištěna potřebná kvalita formy.



Obrázek 5.15: Umístění modelu v lůžku a bednění

Důležitým prvkem v lůžku jsou tzv. zámky. Jedná se o výběžky, které zabezpečí správné složení dvoudílné formy (viz výběžek na obrázku 5.15). Dále je nutné potřít plastový model tzv. separátorem, který zabezpečí bezproblémové vyjmutí modelu ze sádrové formy. Jako separátor pro sádro a plast plně postačuje mýdlová voda nebo běžný mycí prostředek na nádobí.

V tuto chvíli je vše připraveno na odlití první části formy. Je nutné tedy připravit potřebné množství sádry. Sádra se připravuje tak, že se smíchá 100 g sádry v 60 ml vody (poměr daný výrobcem). Obecně se dá použít pravidlo, že se přisypává sádra až do té doby, než se vytvoří nad hladinou vody malý kopeček sádrového prášku (viz obrázek 5.16).



Obrázek 5.16: Příprava sádry na odlévání formy

Sádrou pozvolně rozmícháme a snažíme se nevhánět moc vzduchu do směsi. Ve výsledku by mohly bublinky obsažené ve směsi narušit celistvost povrchu formy. Po důkladném rozmíchání se sádra vlévá do bednění do nejnižšího místa. Pro rovnoměrné rozlití sádry lze s celým bedněním lehce zatřást. Tímto pohybem se ze sádry dostane ven i většina vzduchových bublin. Sádrou odlitá první část formy je vidět na obrázku 5.17.



Obrázek 5.17: Odlití prvního dílu formy

Po přibližně po 20 minutách začne sádra hřát a je ztuhlá. To je čas, kdy je potřeba odstranit bednění, aby mohla sádra vysychat. Ze sádry se tedy sejme bednění a modelovací hmota (viz obrázek 5.18). Samotný model se v odlitku zatím nechá být. Tím bude zaručeno to, že se nedostane sádra do míst kam nechceme při odlévání druhé části formy. První část formy je nejvhodnější nechat vysychat alespoň 10 hodin. Do té doby je poměrně křehká a při manipulaci s ní je zde riziko prasknutí.



Obrázek 5.18: Sejmuté bednění (vlevo) a sejmutá modelovací hmota (vpravo) z prvního dílu formy

Po tom, co je první díl formy dostatečně vyschlý, tak se může přistoupit k tvorbě druhého dílu formy. Kolem prvního dílu formy vytvoříme bednění stejným způsobem jako byl zmíněný výše (viz obrázek 5.19). V tuto chvíli je důležité, aby se na stranu prvního dílu formy, která přijde do styku s druhým dílem formy aplikoval separátor (mýdlová voda nebo mycí prostředek na nádobí). Separátor se také musí nanést na zbytek plastového modelu. Tímto postupem bude zabezpečeno snadné rozdělení dílů formy. Do připraveného bednění nalijeme sádro a opět po přibližně 20 minutách sejmem bednění z formy (viz obrázek 5.20). Poté přiložíme kovovou špachtli na místo, kde se stýkají díly formy a jemnými údery na špachtli rozdělíme díly od sebe.



Obrázek 5.19: Připravené bednění na odlití druhého dílu formy



Obrázek 5.20: Hotová dvoudílná forma pro fantom kůže

Tabulka 10: Použitý materiál a pomůcky na výrobu forem

| Materiál a pomůcky | Specifikace |
|----------------------------|-------------------------------|
| Míchadlo | Kovová metla |
| Sádra | Bílá, modelářská |
| Nádoba na míchání | Plastový kbelík 5 l |
| Nádoby na přípravu surovin | Plastový kelímek 0,5 l |
| Váha | Kuchyňská, max. 5 kg |
| Tavná pistole | Vysokoteplotní tavná pistole |
| Tyčinky do tavné pistole | Průměr 7 mm |
| Plexisklo | Vysoká odolnost proti zlomení |

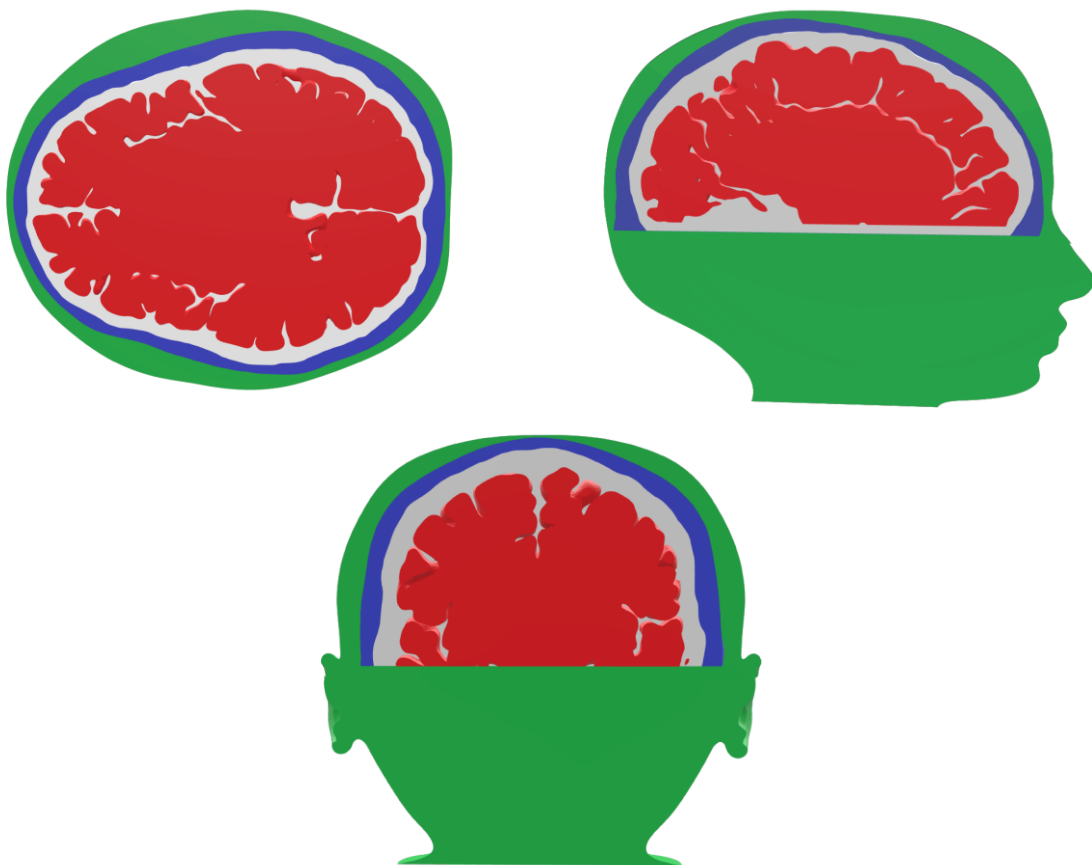
Příprava jedné formy trvá minimálně 12 hodin (započítána i doba vysychání prvního dílu formy). Tento čas je myšlen od prvního stavění bedně pro vytvoření prvního dílu formy až po vyjmutí druhého dílu z bedně. Celá forma je po této době připravena k použití přibližně po 48 hodinách, kdy je zcela vyschlá a vytvrzená. Časy schnutí jsou uváděny pro pokojovou teplotu. Orientační cenová náročnost výroby sádrových forem použitých v této práci je uvedena v tabulce 11.

Tabulka 11: Cenové náklady na výrobu čtyřech sádrových forem (kůže, lebka, mozkomíšní mok)

| Materiál a pomůcky | Množství | Cena v Kč |
|--------------------------------|-----------------|------------------|
| Modelovací hmota | 1 kg | 73 |
| Sádra | 9 kg | 135 |
| Nádoba na míchání 5 l | 1 ks | 40 |
| Kelímky na odvážení 0,5 l | 2 ks | 12 |
| Plexisklo 4 mm | 500 mm×500 mm | 200 |
| Tavné tyčinky do tavné pistole | 20 ks | 26 |
| Separátor | 200 ml | 14 |
| Celkem | | 500 |

5.2.4 Zjednodušený fantom hlavy novorozence

Při vytváření fantomu novorozenecké hlavy je uvažováno celkem pět biologických tkání. Vrstvy, jež jsou složeny z polyuretanu a daného množství prášků (grafit, carbon black), jsou celkem čtyři z nich. Pátá vrstva, která reprezentuje mozkovou tkáň, je vytvořena pomocí kapalného fantomu. Kapalný fantom byl zvolen z toho důvodu, neboť je požadavek, aby bylo umožněno vkládat na různá místa do mozkové části fantom, který by reprezentoval oblast zasaženou CMP. Kapalný fantom je pro tuto možnost nejjednodušší a nejpraktičtější varianta. Vizualizace vytvořeného fantomu je na obrázku 5.21. Zeleně je znázorněna vrstva fantomu kombinující dielektrické vlastnosti kůže a tuku, modře je znázorněná lebka, šedou barvou je vyznačena vrstva mozkomíšního moku a červeně je znázorněna oblast fantomu mozkové části. Tato část fantomu hlavy novorozence je tvořena kapalným fantomem.



Obrázek 5.21: Vizualizace fantomu hlavy novorozence

Postup pro výrobu fantomu jsem si zvolil takový, aby šel snadno zopakovat a nebyl zbytečně komplikovaný. Proces výroby fantomu jsem koncipoval tak, že jsem začínal od nejhlubší uvažované vrstvy, tj. od mozkové tkáně. Tuto tkáň reprezentující šedou a bílou hmotu mozkovou jsem si odlil pomocí kondenzačního silikonu (podrobnější popis uveden níže). Tuto část v konečném kroku vyjmu a místo ní bude kapalný fantom. Je ale důležitá v celém procesu, neboť tvoří pevné tělo při výrobě dalších vrstev fantomu. V následující části je popsán přesný postup výroby fantomu hlavy novorozence.

Prvním krokem je vyrobení vnitřní části, která bude sloužit jen jako podpora pro další vrstvy a vyrobení první vrstvy, která bude představovat mozkomíšni mok. Jak už bylo zmíněno, tak tato část odpovídá velikosti šedé hmoty mozkové a je vyrobena pomocí kondenzačního silikonu. Tento silikon má vlastnosti, které jsou pro tento postup velmi užitečné. Je poměrně tuhý, ale zároveň pružný. Také se snadno pomocí separátoru odděluje od polyuretanových a silikonových látek. To je důležité, neboť právě tato část se ve výsledku z vytvořeného fantomu vyjme. Forma pro tuto část byla vyrobena jen z modelovací hmoty, do které se vtlačil vytištěný model šedé hmoty mozkové (viz obrázek 5.22). Aby šlo vytvořit formu lépe, tak se modelovací hmota ohřála na teplotu přibližně 30 °C.



Obrázek 5.22: Forma šedé hmoty mozkové

Dalším krokem byla příprava kondenzačního silikonu. Výroba spočívala ve smíchání silikonu a tvrdidla v hmotnostním poměru 100:2. S tvrdidlem se muselo zacházet bezpečně, neboť se jedná o zdraví škodlivou látku. Proto bylo míchání kondenzačního

silikonu prováděno v dobře větrané místnosti. Potřebné vybavení a látky jsou uvedeny na obrázku 5.23.



Obrázek 5.23: Příprava kondenzačního silikonu

Do této formy se následně nalil kondenzační silikon (viz obrázek 5.24), který se nechal 24 hodin vytvrdit. Po této době byl z formy vyjmut model šedé hmoty mozkové.



Obrázek 5.24: Vlevo nalitý kondenzační silikon ve formě. Vpravo hotový odlitek

Následujícím krokem je vytvoření první vrstvy suchého fantomu hlavy novorozence. Jedná se o vrstvu reprezentující mozkomíšni mok. Forma pro vytvoření dané vrstvy se nejdříve musí patřičně připravit, aby bylo zabezpečeno precizní vytvoření a vyjmutí vrstvy fantomu. Nejdříve je nutné, aby byly k sobě fixovány oba díly formy. To lze udělat pomocí lepicí pásky, která se omotá po obvodu vytvořené formy. Pro bezproblémové vyjmutí vytvořené vrstvy je důležité na vnitřek sádrové formy nanést separátor (postačuje běžný mycí prostředek na nádobí). Do takto připravené formy se vloží daná směs, která

byla připravena dle postupu uvedeného výše. Touto směsí se zaplní přibližně 75 % formy (viz obrázek 5.25). V tuto chvíli se vloží celá forma do vakuovací nádoby (viz obrázek 5.25), ve které se sníží tlak až na hodnotu -0,9 bar. Při této hodnotě podtlaku se nechá daná směs ve formě vakuovat po dobu cca 5 minut. Tento krok je v procesu výroby velmi významný z důvodu homogenizace směsi a tím zajištění potřebných dielektrických vlastností dané vrstvy. Po této fázi přichází na řadu vtláčení odlitého modelu z kondenzačního silikonu (na kterém je nanesen speciální separátor na silikon a polyuretan) do středu připravené formy se směsí zbavenou vzduchových bublin (viz obrázek 5.26). Vtláčení silikonového modelu se provádí postupným tlakem až do roviny s vrchní plochou sádrové formy.



Obrázek 5.25: Vlevo směs pro fantom mozkomíšního moku ve formě, vpravo vakuování vrstvy (sádrová forma) a kontrolního vzorku (plastový kelímek)

Tento postup byl zvolen z toho důvodu, neboť nejvíce vzduchových bublin se dostává do směsi během míšení všech použitých látek a při odlévání. Tyto vzduchové bubliny odstraníme pomocí vakuovací nádoby. Následným postupným vtláčováním do této směsi už téměř žádné bubliny ve směsi nevytváříme. To je hlavně díky povrchu jednotlivých vrstev, které jsou vypouklé a vzduch tak může odcházet podél stěn. Poté necháme vrstvu vytvrdit a po 24 hodinách ji vyjmeme z formy. Při vyjímání vrstvy mozkomíšního mozku musíme postupovat velmi opatrně, neboť je vrstva tenká a díky jejímu složení (vysoký hmotnostní podíl grafitového prášku) velmi křehká. Vyjmutá první vrstva z formy je na obrázku 5.27.



Obrázek 5.26: Vlevo vytlačené přebytky z formy, vpravo hotová vrstva mozkomíšního moku



Obrázek 5.27: Vyjmutá první vrstva fantomu (mozkomíšní mok)

Další vrstvy fantomu se vytvářejí vtlačováním již odlitých vrstev fantomu do patřičné směsi umístěné ve formě pro danou vrstvu. Kroky zmíněné výše se při vytváření jednotlivých vrstev opakují. Stejně jako při vytváření vrstvy mozkomíšního moku postupujeme i u vrstev kosti a kůže s tukem.

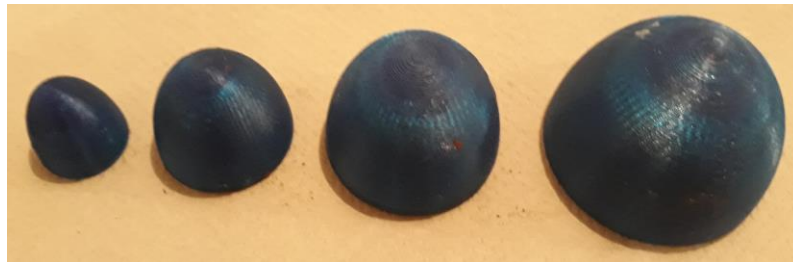
Fantomy ischemické CMP

Pro účely testování mikrovlnného tomografu v aplikaci monitorace vývoje ischemické CMP u novorozence bylo nutné vytvořit fantomy ischemické CMP.

Požadavkem bylo, aby fantomy reprezentující CMP měly různou velikost a aby byla možná jejich změna pozice.

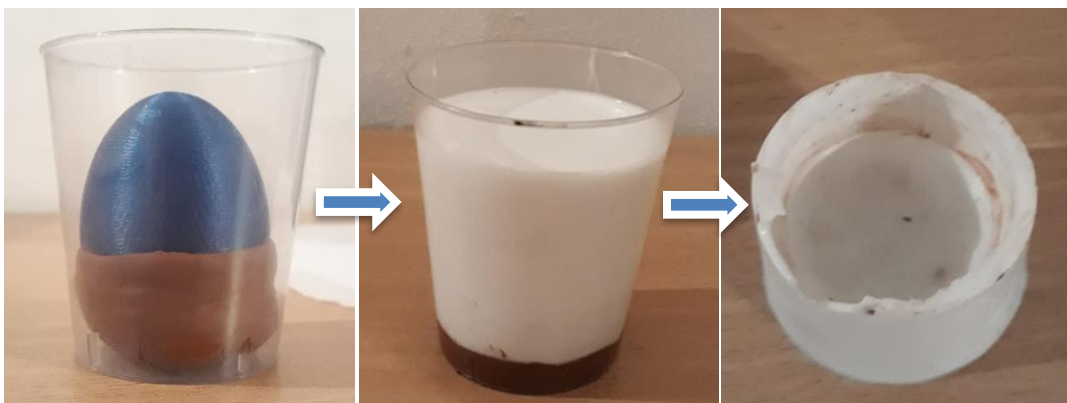
Jako tvar fantomů byla zvolena polovina rotačního elipsoidu, a to z toho důvodu, že je v podélné ose delší než např. polokoule a zasahuje tak do fantomu mozkové tkáně hlouběji. To je vhodné především pro prvotní testování mikrovlnného systému, respektive rekonstrukčních algoritmů. Celkem byly vytvořeny čtyři velikosti fantomů, jejichž kruhové základny měly průměr 20, 30, 40 a 50 mm.

Pro tuto řadu fantomů byly vytvořeny formy z kondenzačního silikonu (obrázek 5.29), zejména kvůli jeho pružnosti po vytvrnutí. Toto je výhodné při vyjímání fantomů z této formy. Jako předloha byly využity 3D modely vytištěné na 3D tiskárně (obrázek 5.28).



Obrázek 5.28: Vytvořené předlohy fantomů ischemické CMP

Do vytvrzených fantomů ischemické CMP byly následně vytvořeny otvory pomocí vrtačky a vrtáku do dřeva (průměr 8 mm). Tyto otvory byly vytvořeny ve středu ploché části fantomu a jejich hloubka byla přibližně 7 mm. Do tohoto otvoru se následně vsunul kolík o průměru 8,5 mm a délce 14 mm, který byl ze stejného materiálu jako fantom ischemické CMP.



Obrázek 5.29: Proces výroby formy fantomu ischemické CMP

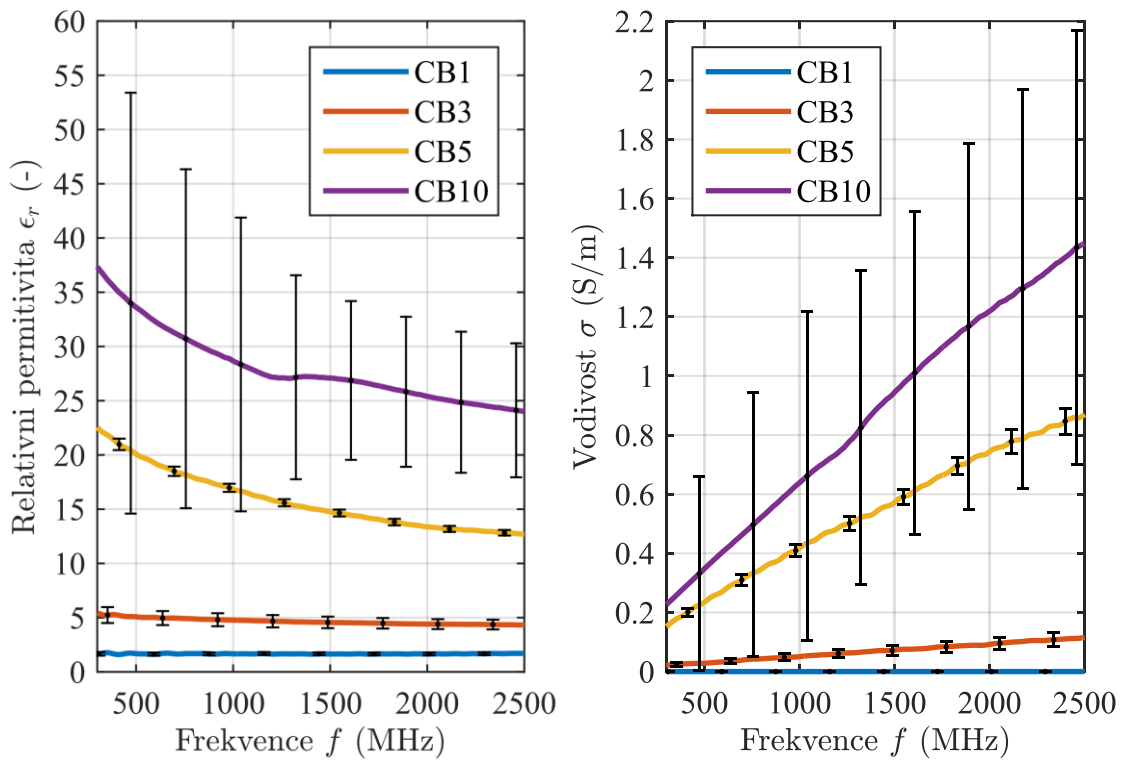
6 Výsledky

6.1 Vytvořené vzorky fantomů

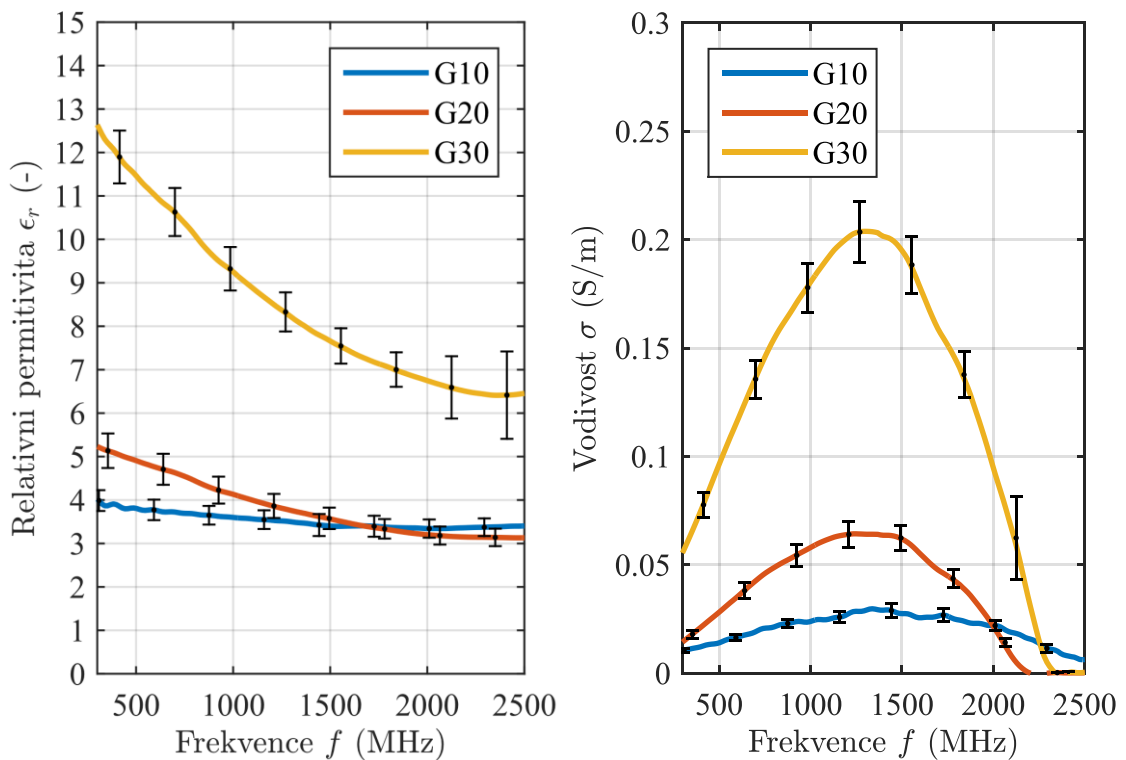
Bylo vytvořeno celkem 26 typů vzorků suchých fantomů (vybrané vzorky jsou na obrázku 6.1). Z těchto vzorků byly vybrány tři, které nejlépe odpovídaly při frekvenci 1 GHz svými dielektrickými parametry uvažovaným biologickým tkáním (jejich relativní chyba byla menší než 20 %). Výsledky všech měření byly vyneseny do grafů spolu s rozšířenou nejistotou.



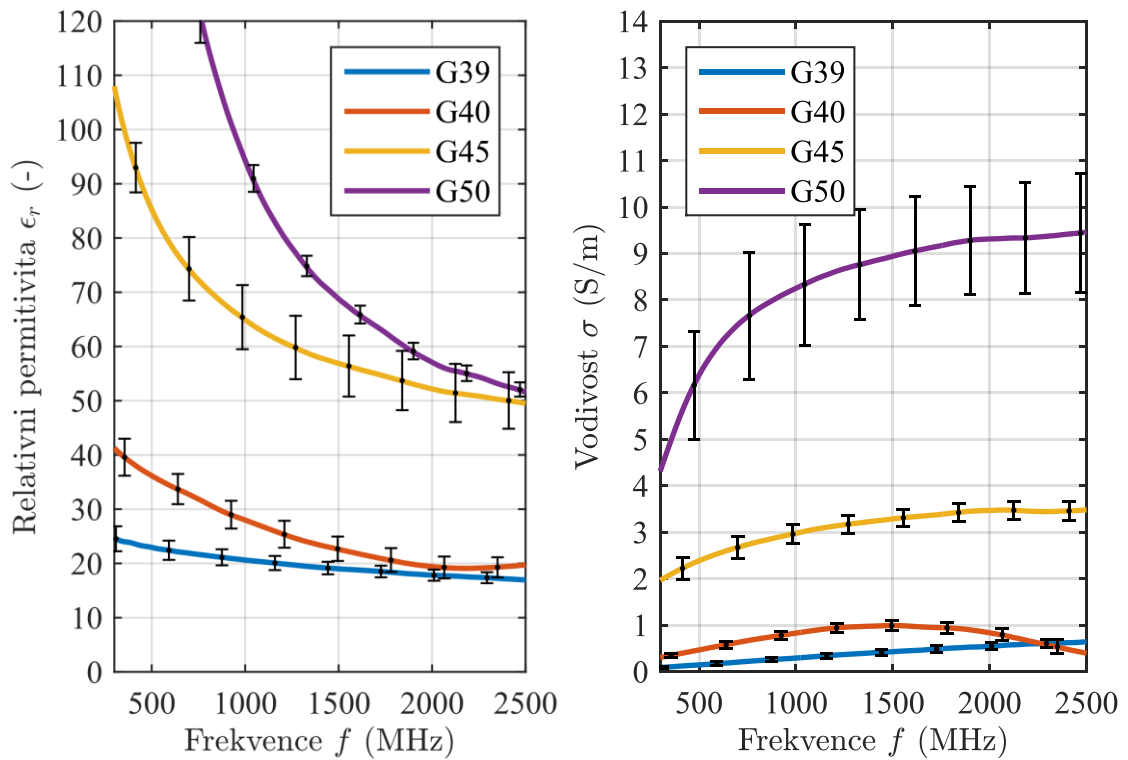
Obrázek 6.1: Vytvořené vzorky použitelných fantomů



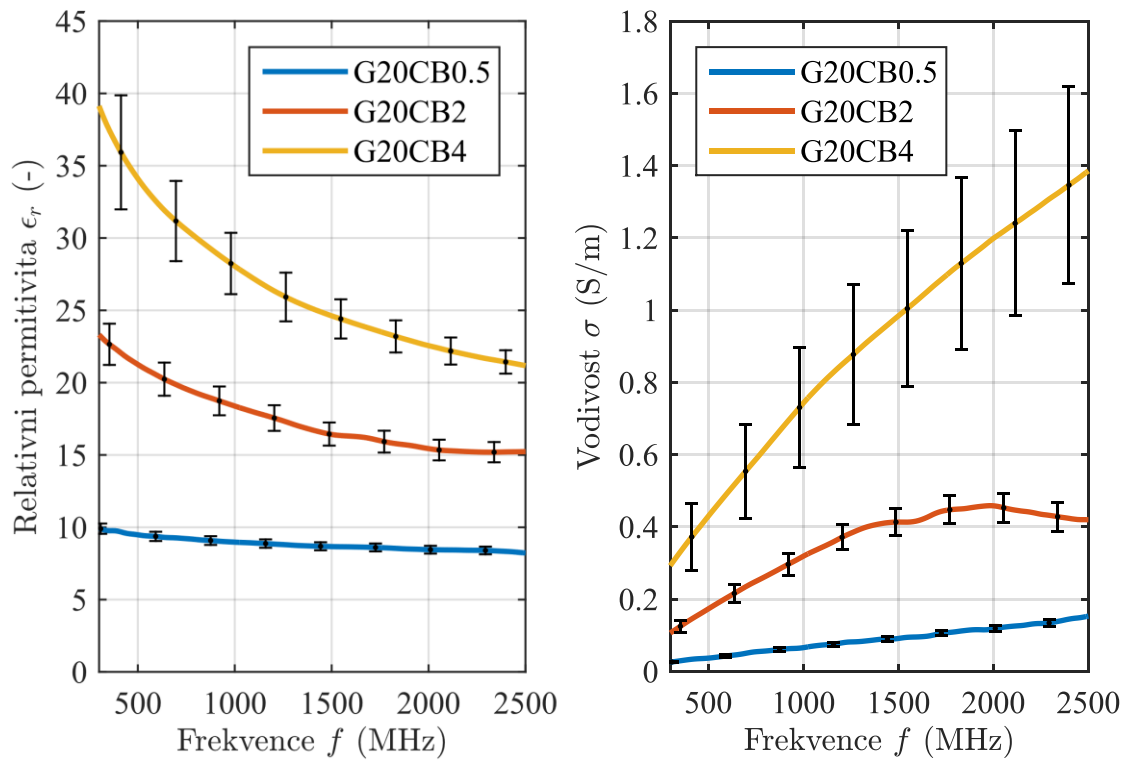
Obrázek 6.2: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující carbon black



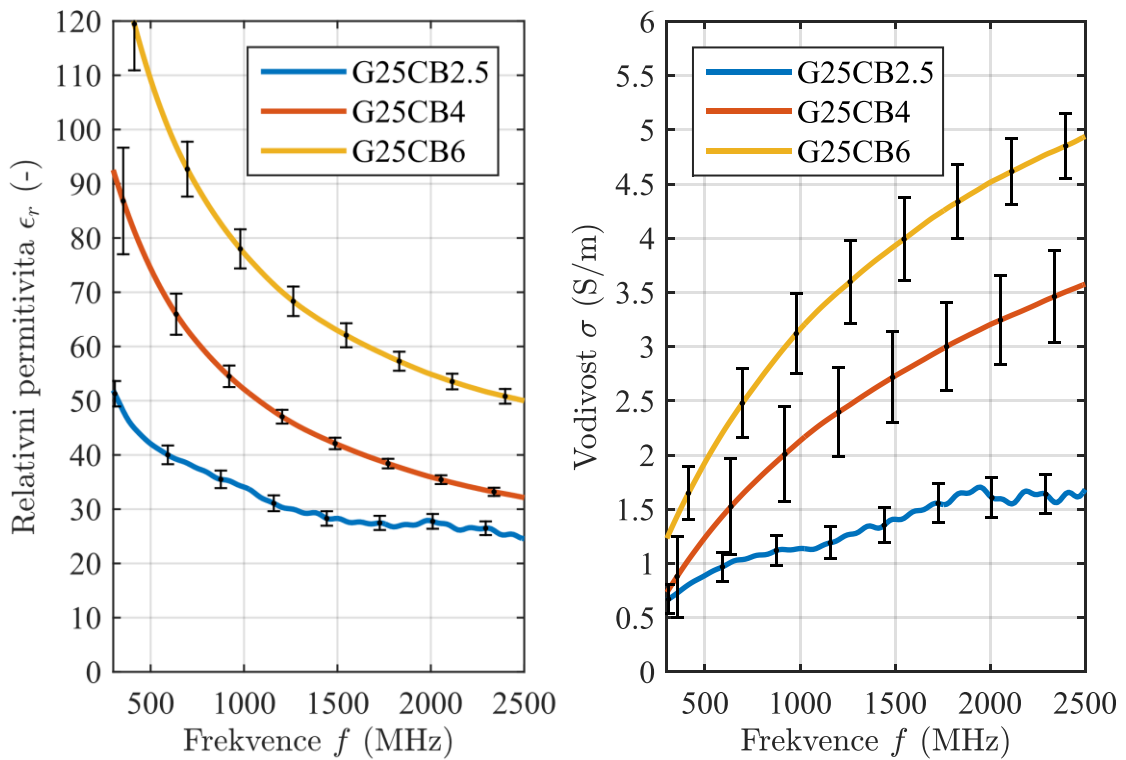
Obrázek 6.3: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující grafit



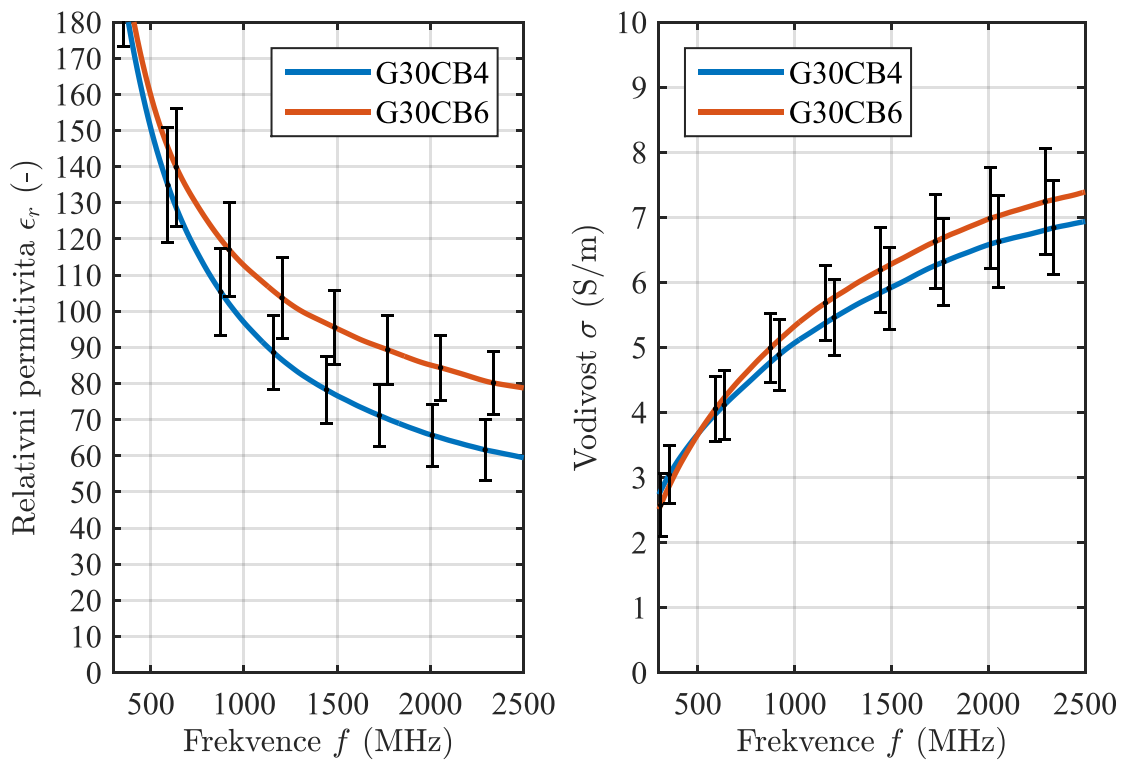
Obrázek 6.4: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující grafit



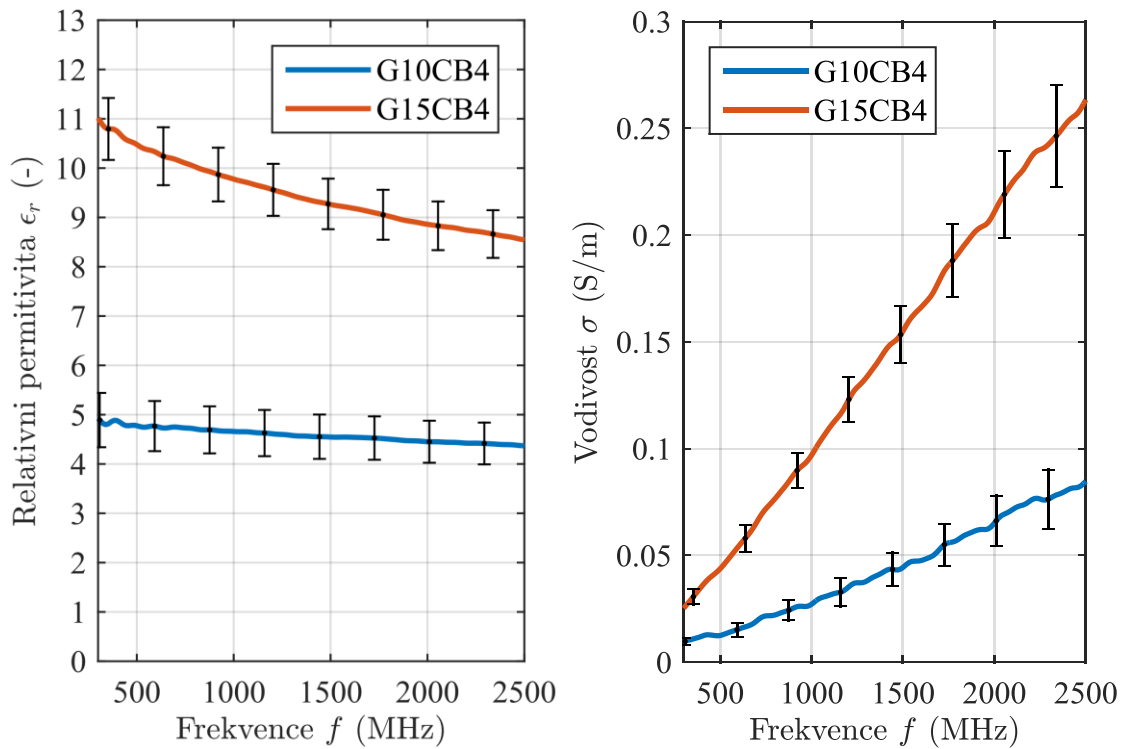
Obrázek 6.5: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující grafit a carbon black



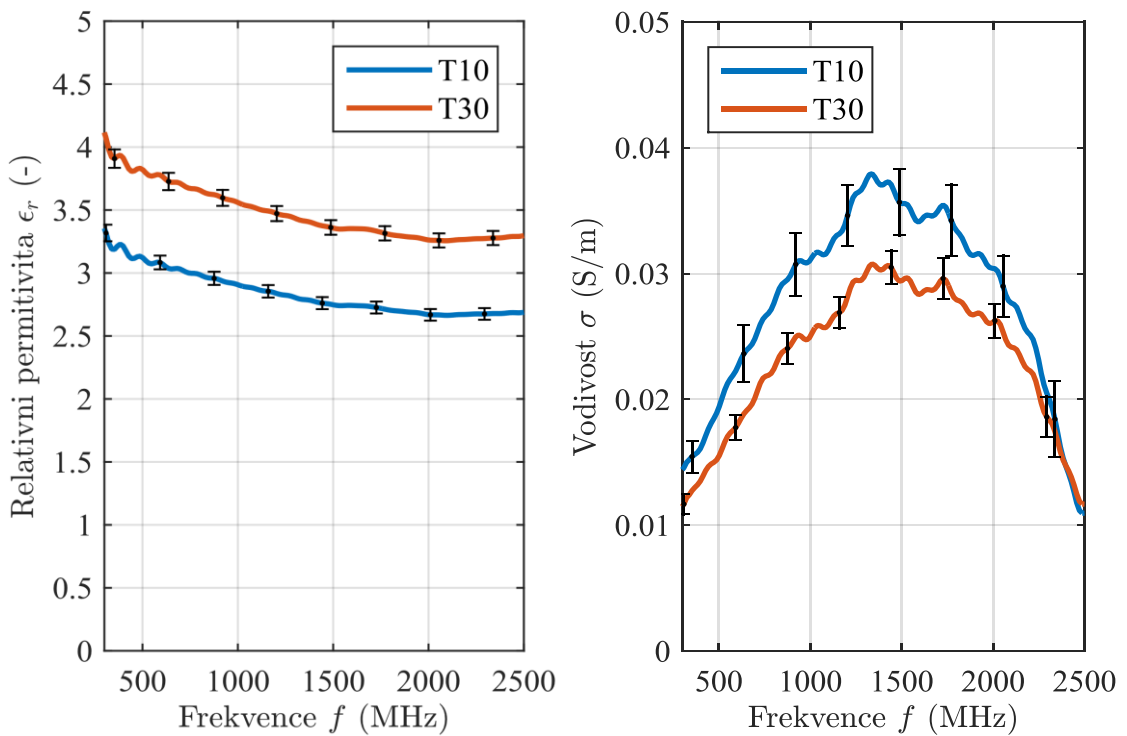
Obrázek 6.6: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující grafit a carbon black



Obrázek 6.7: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující grafit a carbon black



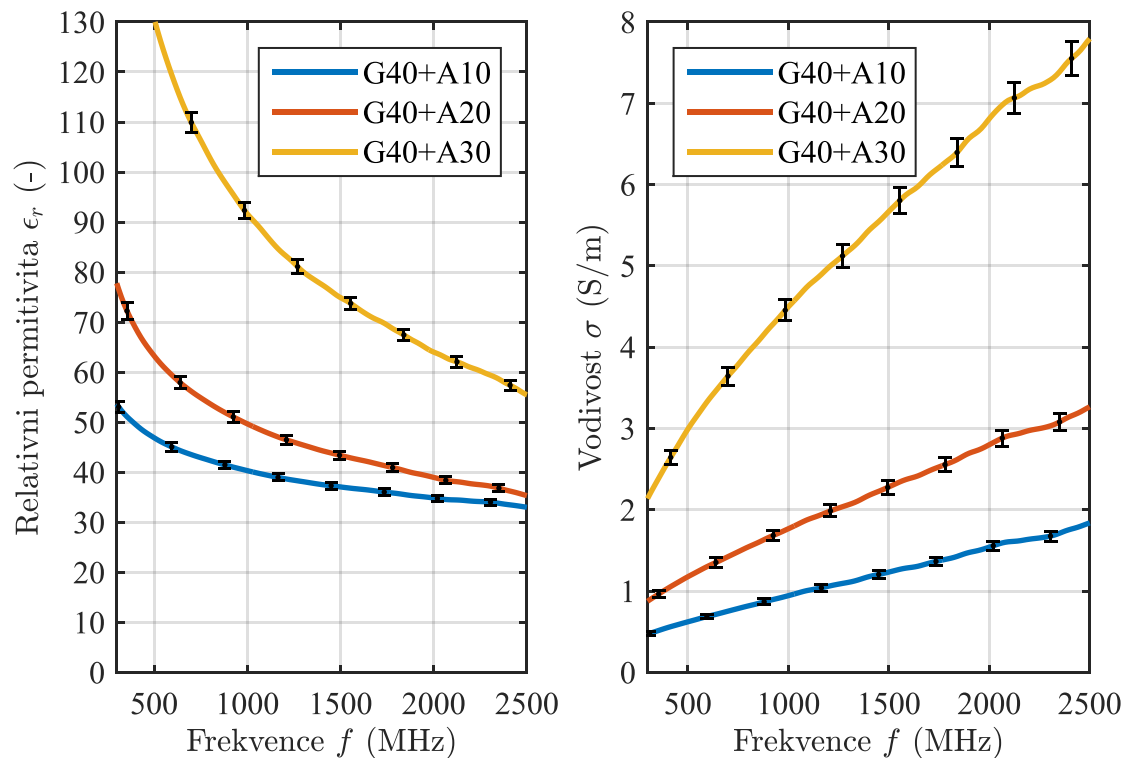
Obrázek 6.8: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující grafit a carbon black



Obrázek 6.9: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující oxid titaničitý

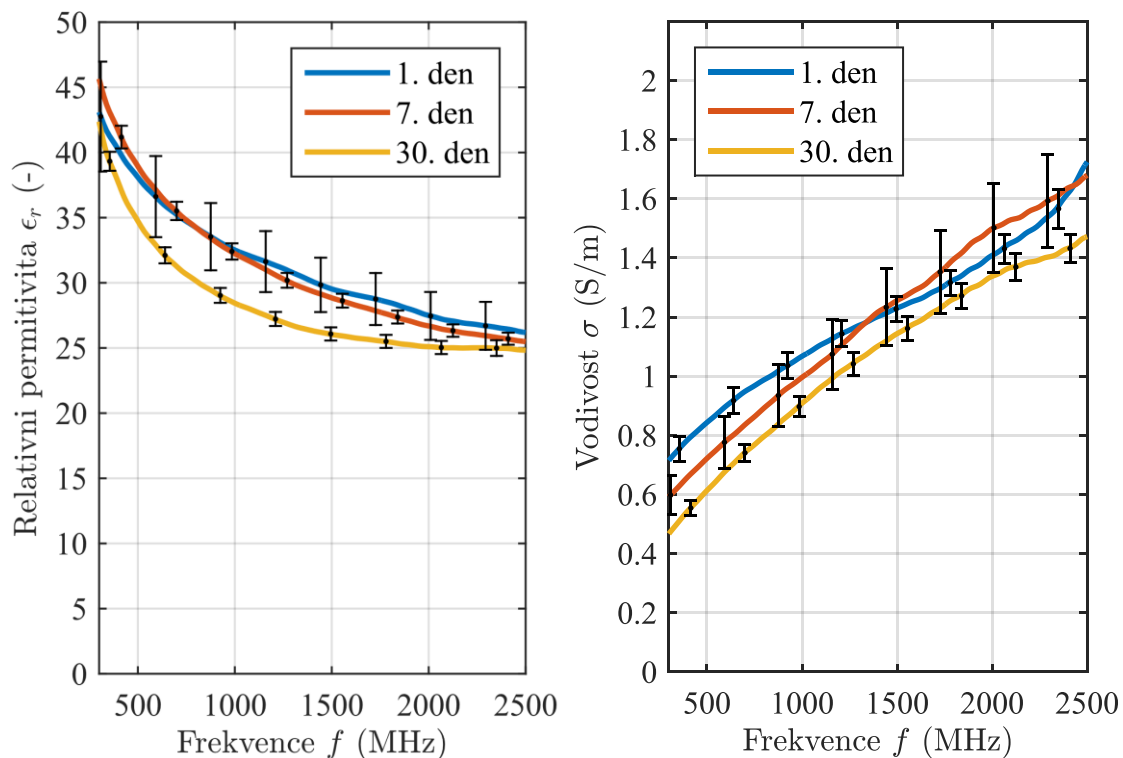
Jako možná alternativa byl vyzkoušen oxid titaničitý v práškové formě. Z výsledků je však patrné, že se pro návrh fantomů biologických tkání nehodí, zejména díky jeho nízké schopnosti zvýšit permitivitu.

V této práci byl také testován vliv množství acetonu (přídavek 10, 20 a 30 hm. % vůči směsi bez acetonu) ve směsi na dielektrické parametry. Z výsledků je vidět, že při přidávání množství acetonu dochází k nárůstu permitivity a vodivosti dané směsi a je proto nutné tento fakt uvažovat.



Obrázek 6.10: Naměřené dielektrické vlastnosti s rozšířenou nejistotou vzorků fantomů obsahující grafit a aceton

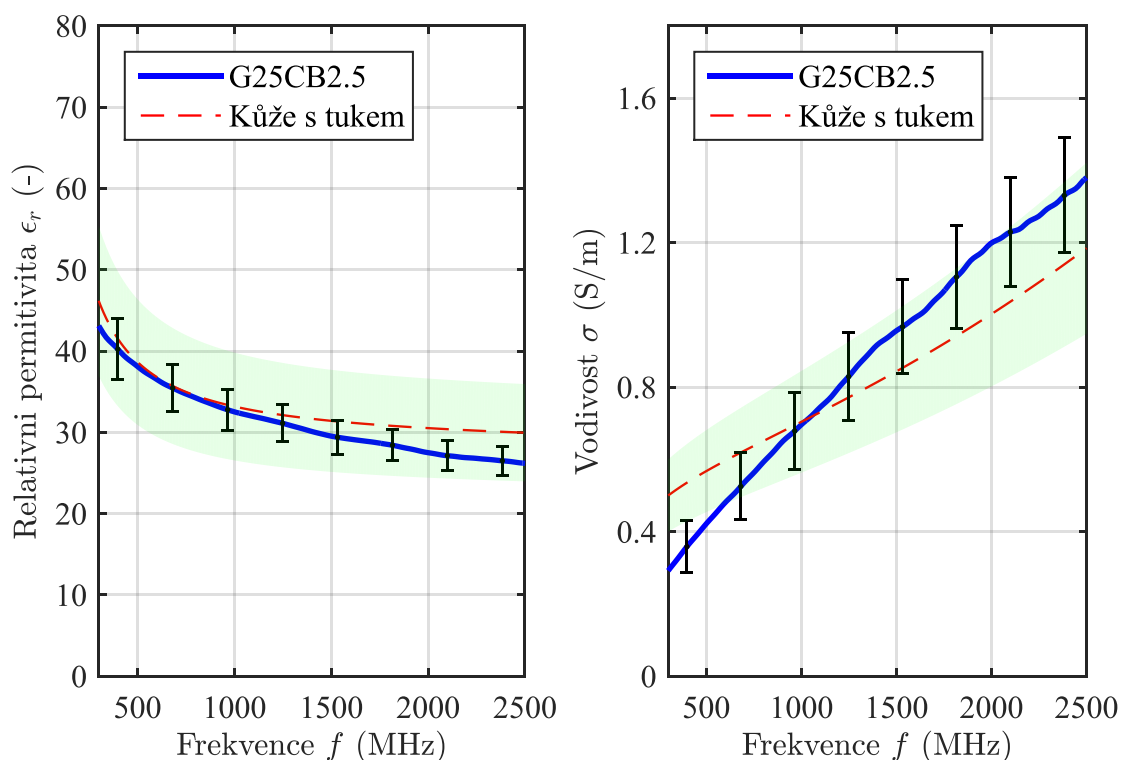
Byla také testována stabilita dielektrických parametrů v čase u vzorku G25CB2.5. Byla provedena celkem tři měření. První měření proběhlo 1. den po namíchání, další po 7 dnech od namíchání a poslední měření bylo provedeno 30 dnech od namíchání. Z výsledků je patrný mírný pokles dielektrických parametrů. Tyto změny jsou však v toleranci relativní chyby 20 % ve srovnání s uvažovanou biologickou tkání.



Obrázek 6.11: Stabilita dielektrických parametrů v čase (ke každému průběhu je znázorněna rozšířená nejistota)

Pro vzorky, jejichž dielektrické parametry co nejlépe odpovídaly dielektrickým parametrům biologických tkání, byly vytvořeny grafy se znázorněným intervalem relativní chyby 20 % (zeleně vyznačená plocha). Pro tyto vzorky byly vytvořeny tabulky, ve kterých jsou shrnuty dielektrické parametry pro tři vybrané frekvence. Frekvence 1 GHz je stěžejní, neboť na tuto frekvenci je navržen testovaný mikrovlnný tomograf. Ostatní frekvence jsou uvedeny z toho důvodu, protože se v budoucnu uvažuje o systému, který by využíval více frekvencí.

6.1.1 Fantom kůže s tukem

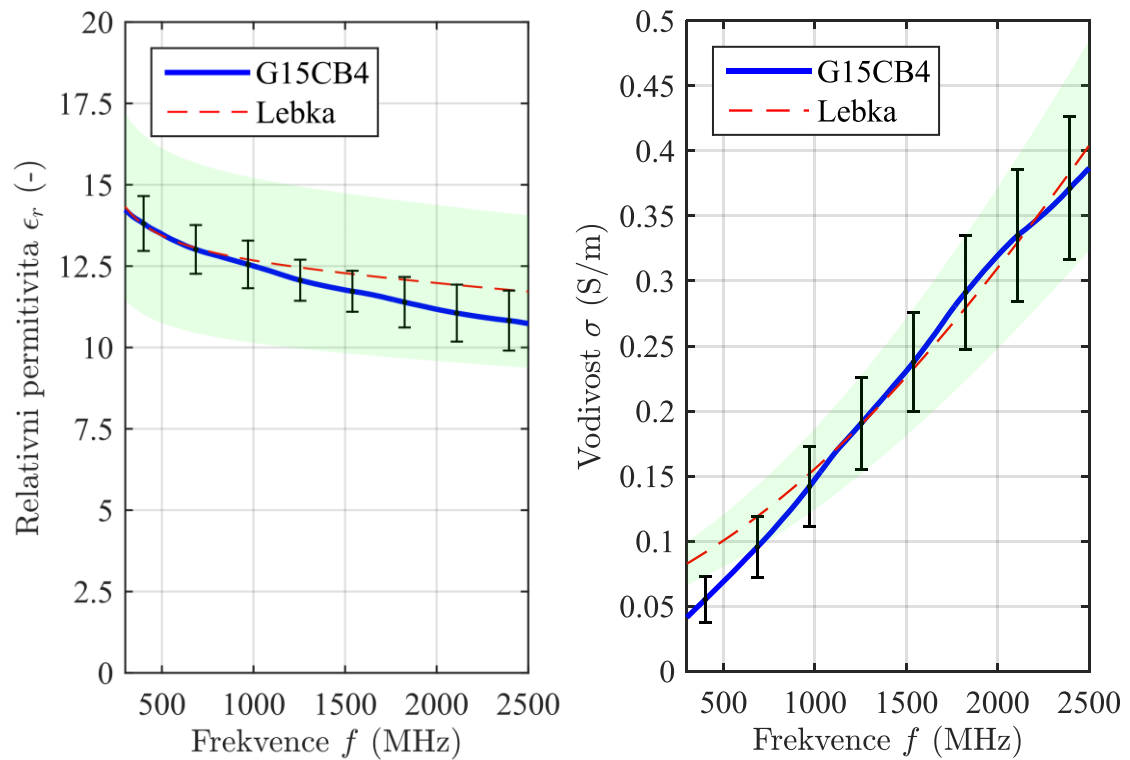


Obrázek 6.12: Porovnání dielektrických vlastností vytvořeného fantomu G25CB2.5 s tkání kombinující kůži a tuk (poměr 2:1). Zelená oblast reprezentuje 20% relativní chybu vzhledem k biologické tkáni. Chybové úsečky znázorňují rozšířenou nejistotu měření.

Tabulka 12: Dielektrické vlastnosti fantomu kůže s tukem pro tři různé frekvence

| Frekvence | | Kůže s tukem [46] | G25CB2.5 |
|-----------|-------------------------------|-------------------|-------------|
| 1 GHz | ϵ_r (-) | 33,19 | 32,55±2,47 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 0,703 | 0,694±0,109 |
| 1,5 GHz | ϵ_r (-) | 31,40 | 29,51±2,06 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 0,844 | 0,957±0,129 |
| 2 GHz | ϵ_r (-) | 30,52 | 27,51±1,84 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 1,002 | 1,197±0,148 |

6.1.2 Fantom lebky

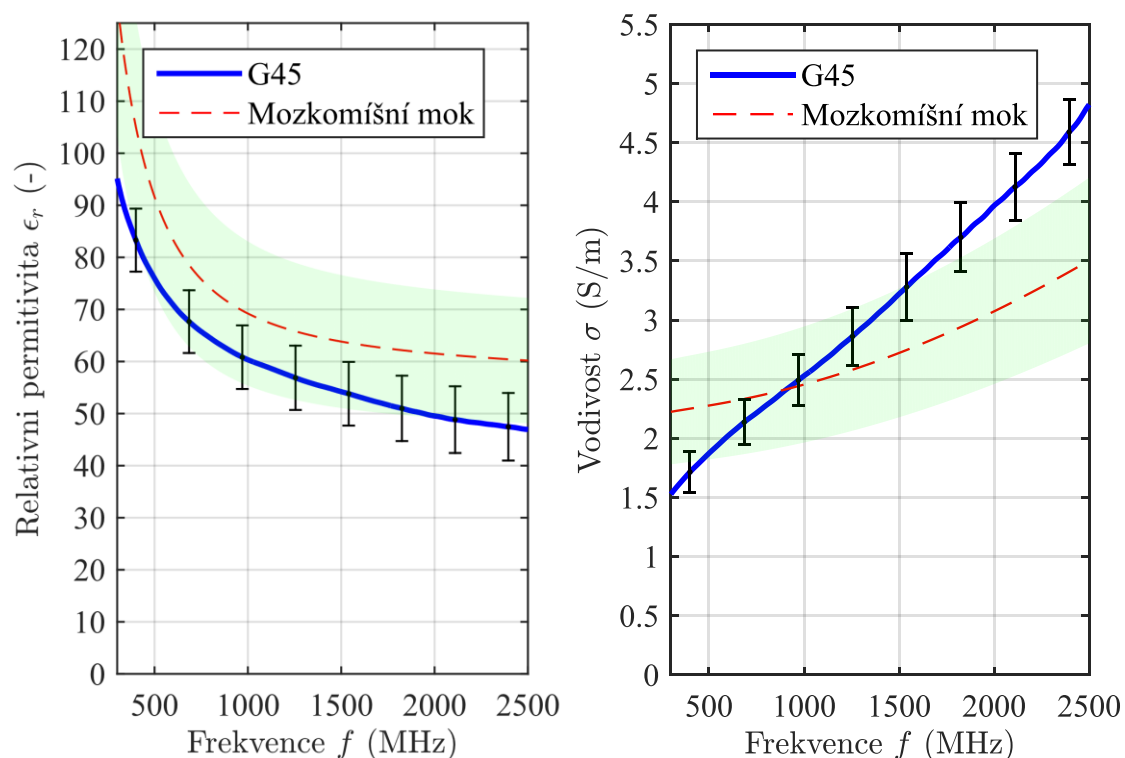


Obrázek 6.13: Porovnání dielektrických vlastností vytvořeného fantomu G15CB4 s lebku. Zelená oblast reprezentuje 20% relativní chybu vzhledem k biologické tkáni. Chybové úsečky znázorňují rozšířenou nejistotu měření.

Tabulka 13: Dielektrické vlastnosti fantomu lebky pro tři různé frekvence

| Frekvence | | Lebka | G15CB4 |
|-----------|-------------------------------|-------|-------------|
| 1 GHz | ϵ_r (-) | 12,67 | 12,50±0,72 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 0,156 | 0,148±0,031 |
| 1,5 GHz | ϵ_r (-) | 12,28 | 11,76±0,61 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 0,228 | 0,233±0,038 |
| 2 GHz | ϵ_r (-) | 11,98 | 11,17±0,87 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 0,311 | 0,323±0,049 |

6.1.3 Fantom mozkomíšního moku



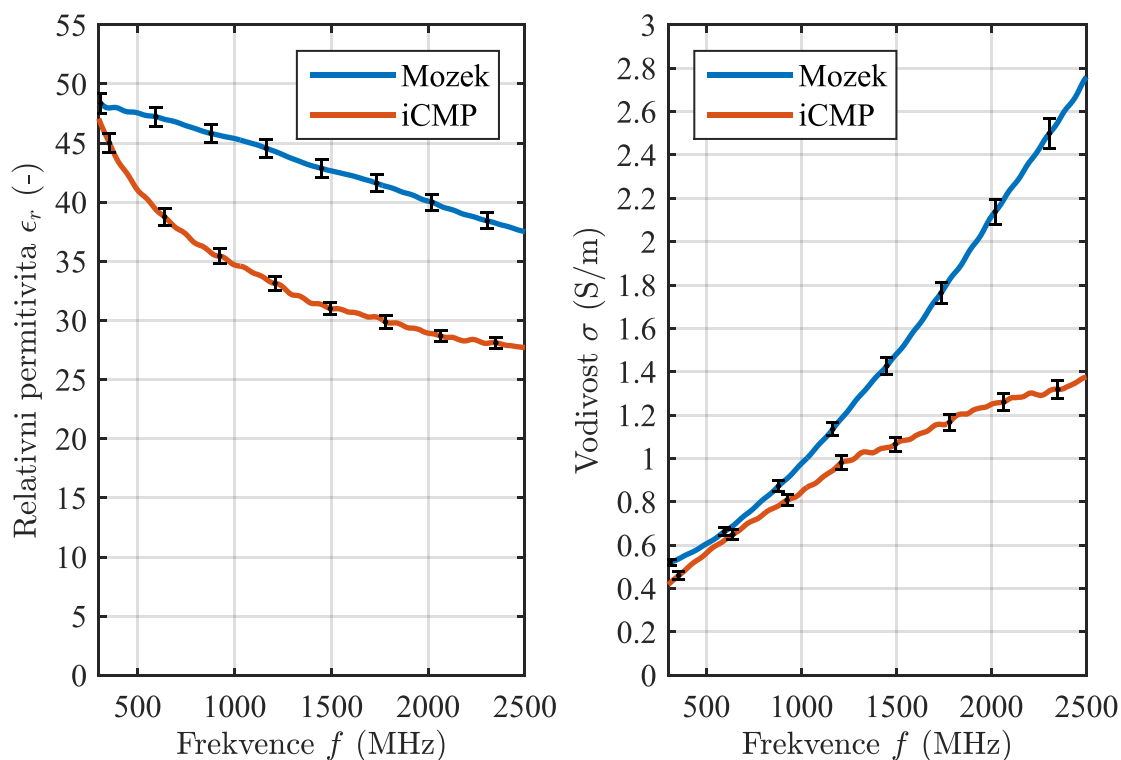
Obrázek 6.14: Porovnání dielektrických vlastností vytvořeného fantomu G45 s mozkomíšním mokem. Zelená oblast reprezentuje 20% relativní chybu vzhledem k biologické tkáni. Chybové úsečky znázorňují rozšířenou nejistotu měření.

Tabulka 14: Dielektrické vlastnosti fantomu mozkomíšního moku pro tři různé frekvence

| Frekvence | | Mozkomíšní mok | G45 |
|-----------|-------------------------------|----------------|-------------|
| 1 GHz | ϵ_r (-) | 69,22 | 60,34±6,12 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 2,455 | 2,529±0,218 |
| 1,5 GHz | ϵ_r (-) | 63,76 | 54,10±6,12 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 2,728 | 3,236±0,272 |
| 2 GHz | ϵ_r (-) | 61,52 | 49,52±6,37 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 3,078 | 3,976±0,288 |

6.1.4 Tekutý fantom mozkové tkáně a suchý fantom ischemické CMP

Tekutý fantom byl vyroben z isopropylalkoholu, NaCl a vody, podle postupu uvedeném v kapitole 5.1.3. Navržený fantom ischemické CMP (směs G25CB2.5) má při frekvenci 1 GHz nižší hodnoty dielektrických parametrů (mezi 10 a 20 %) oproti tekutému fantomu mozkové části. Toto je v souladu s [9].



Obrázek 6.15: Dielektrické vlastnosti fantomu mozkové části a ischemické CMP. Chybové úsečky znázorňují rozšířenou nejistotu měření.

Tabulka 15: Porovnání dielektrických parametrů fantomů mozkové části a ischemické CMP při 1 GHz

| Frekvence | | Mozek | iCMP |
|-----------|-------------------------------|-------------|-------------|
| 1 GHz | ϵ_r (-) | 45,39±0,78 | 34,70±0,61 |
| | σ (S·m ⁻¹) | 0,977±0,026 | 0,844±0,028 |

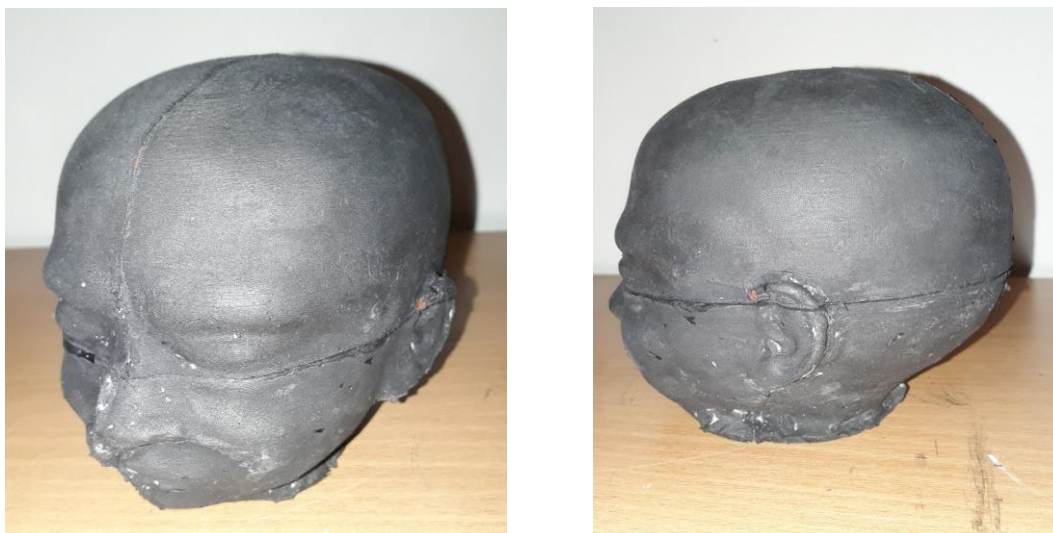
6.2 Vytvořené formy a zjednodušený fantom novorozence

Dvoudílné formy (obrázek 6.16) pro komfortní vyjmutí jednotlivých uvažovaných tkání hlavy novorozence byly vytvořeny ze sádry pomocí předlohy vytištěné na 3D tiskárně.



Obrázek 6.16: Vytvořené sádrové formy pro horní polovinu hlavy novorozence

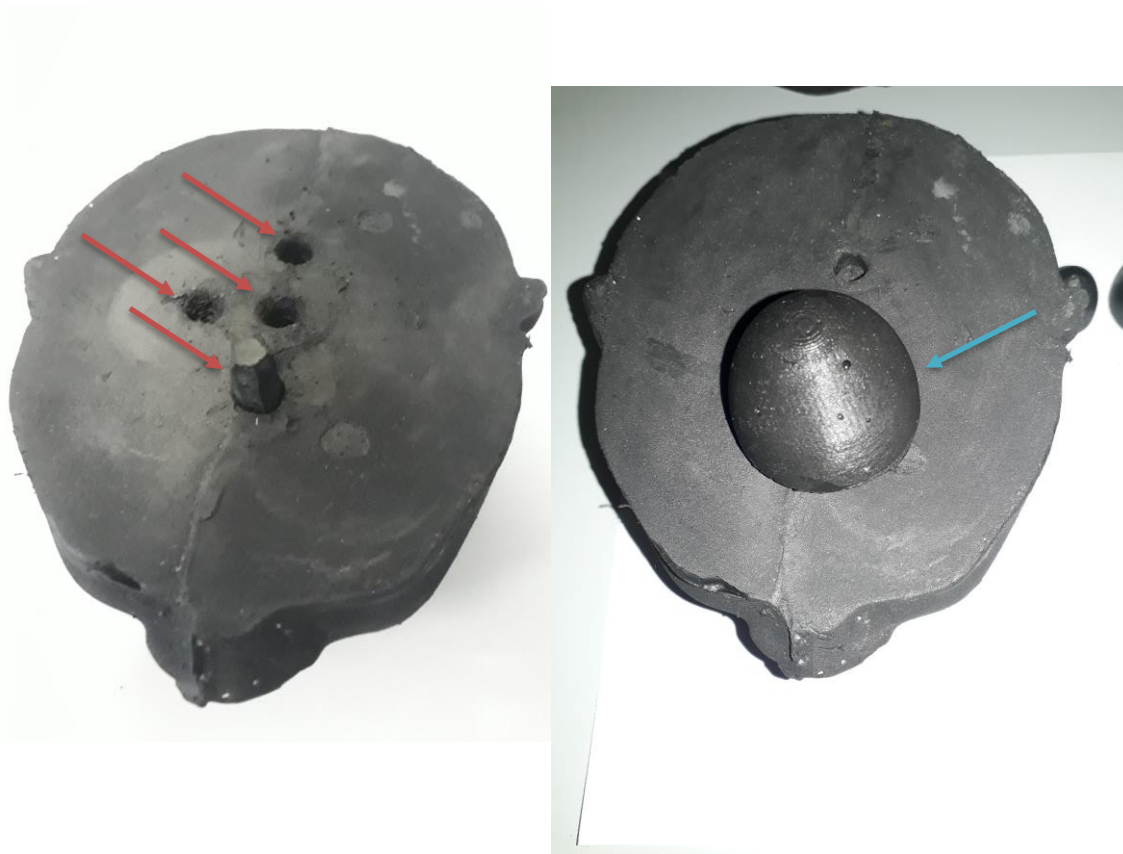
Výsledný fantom hlavy novorozence je tvořen ze dvou hlavních částí (obrázek 6.17 a 6.18). Spodní část fantomu je tvořena pouze fantomem reprezentujícím kůži s tukem. V této části jsou vytvořeny otvory, do kterých se upevňují vkládané fantomy ischemické CMP (viz obrázek 6.19). Horní část fantomu se skládá celkem ze tří vrstev suchých fantomů. V této části fantomu je vytvořen prostor pro umístění tekutého fantomu. Fantom je navržen tak, že při měření bude otočen bradou nahoru a temenní částí dolů. K tomu byl navržen držák, který umožňuje tento fantom měřit v již existujícím mikrovlnném tomografu (obrázek 6.20).



Obrázek 6.17: Vytvořený zjednodušený fantom hlavy novorozence



Obrázek 6.18: Vytvořený fantom hlavy novorozence a série fantomů ischemické CMP



Obrázek 6.19: Vlevo jsou patrné otvory (červené šipky) na umístění fantomu ischemické CMP. Vpravo je ukázka umístění fantomu ischemické CMP (modrá šipka)



Obrázek 6.20: Navržený držák fantomu (červená šipka) hlavy novorozence, který je kompatibilní s měřícím systémem

7 Diskuse

V této práci se podařilo navrhnout a vyrobit vzorky, které mohou sloužit jako fantom uvažovaných tkání v lidské hlavě. Konkrétně se jedná o suché fantomy kůže s tukem, lebky a mozkomíšního moku. Výroba suchých fantomů byla velmi komplexní činností, kterou tvořilo několik kroků, které jsem se snažil co nejvíce automatizovat, aby bylo možné vždy daný vzorek vyrobit za stejných podmínek a stejným způsobem.

První problematickou částí výroby suchých fantomů byla manipulace s vodivostními prášky (carbon black, grafit). Zacházení s těmito prášky muselo být precizní, neboť při nesprávném zacházení dochází k rozptýlení těchto prášků do prostoru. Toto je problém např. u carbon blacku, který je klasifikován jako potencionální karcinogenní látka při jeho inhalaci. Z toho důvodu byla práce s těmito prášky prováděna pouze s patřičným ochranným vybavením. Jednalo se o latexové rukavice, ochranné brýle (kvůli carbon blacku, který dráždí oči), laboratorní plášť a obličejovou masku. Další problematickou látkou byl aceton, který se při výrobě používal jako ředící látka, zejména u směsí, kde bylo vysoké hmotnostní procento přidávaných prášků. Aceton působí při vysokých koncentracích par dráždivě a působí tlumivě na nervový systém. Poslední látkou použitou při výrobě a která může způsobit problémy, je polyuretan. Tato látka sloužila jako nosná pro výrobu vzorků fantomů, takže jsem s ní byl v kontaktu nejčastěji. S touto látkou je nutné pracovat podle pokynů výrobce, jelikož se jedná o potencionálně karcinogenní látka. Je tedy důležité používat ochranné rukavice a celou místnost, kde se s polyuretanem pracuje důkladně větrat.

Další výzvou bylo vytvoření co nejvíce homogenní směsi. Při přípravě fantomů (mísení všech použitých komponent, převádění do forem) se vytváří ve vzniklé směsi vzduchové bubliny. Tyto vzduchové bubliny negativně ovlivňují výsledné dielektrické parametry a to zcela náhodně, neboť nemůžeme předem říct, jaké bude rozmístění vzduchových bublin. Takto vyrobený vzorek by tedy nemohl být použit pro testování mikrovlnného systému. Proto bylo do procesu výroby fantomů zařazeno vakuování. Vakuování významně přispělo k tomu, že směsi neobsahovaly téměř žádné vzduchové bubliny. Je nutné zmínit, že odstraňování vzduchových bublin bylo komplikovanější s rostoucím hmotnostním procentem přidávaných prášků. U některých vzorků nebylo možné tyto vzduchové bubliny odstranit, neboť směsi byly velmi vazké. Tyto vzorky byly vyřazeny, neboť bylo znemožněno jejich správné měření dielektrických parametrů

a jejich mechanická pevnost nebyla dostatečná. Některé vyrobené vzorky se dokonce drolili a byly natolik křehké, že jakákoliv manipulace s nimi nebyla možná. U některých vzorků, které byly velmi vazké bylo přidáno určité procento acetonu. Po přidání aceton se stala směs tekutější a bylo z ní možné odstranit větší část vzduchových bublin. Přidání acetonu však ovlivnilo dielektrické vlastnosti dané směsi. Takto však šlo ředit jen vzorky, které byly na hranici vyrobitelnosti. U směsí, kde bylo příliš vysoké hmotnostní procento prášků (zejména carbon blacku) toto možné nebylo. Neboť při odpařování acetonu ze směsi docházelo k praskání vzorku a tím pádem k jeho znehodnocení. U vzorků, kde byl přidán aceton, docházelo při vakuování k velké expanzi směsi a bylo nutné dělat vakuování přerušovaně s postupným snižováním tlaku uvnitř vakuovací nádoby.

Při měření vzorků byla využita sonda DAK-12. Vyrobené vzorky museli mít alespoň jednu stranu, která přesně doléhala na kontaktní plochu sondy. To byl z počátku velký problém, protože všechny běžně dostupné plastové kelímky mají prolis, který vytvářel nerovnosti a znemožňoval tak vzorek přesně měřit. Právě spodní strana je nejvhodnější pro měření, protože je dokonale hladká. Na vrchní straně vzorku mohou zůstat nerovnosti od vzduchových bublin, které jsou odstraňovány ze vzorku během procesu vakuování. Nejdříve byl pokus o to, vyrobit si formy na vzorky pomocí 3D tisku. Tato možnost se ovšem neosvědčila. Tisk forem byl poměrně zdlouhavý a navíc se spotřebovalo i poměrně hodně materiálu na jejich výrobu. Ačkoliv byl na formy nanesen separátor (speciální separátor na polyuretan), tak nebylo možné vzorky vyjmout bez toho, aby se forma nezničila. Jelikož byl použitý plast poměrně křehký a nebyl téměř tvárný. Formy tedy sloužily jen jako jednorázové. Proto byla tato varianta zamítnuta. Nakonec byl zvolen takový postup, že byla na dno plastových kelímků odlita vrstva sádry (tloušťka přibližně 10 mm). Tím bylo docíleno hladkého dna formy. Problém byl však s přilnutím sádry na odlitý vzorek. Tato komplikace byla vyřešena pomocí prostředku na mytí nádobí, který dokonale posloužil jako separátor sádry a polyuretanové směsi.

U všech měřených vzorků byly vypočítány rozšířené nejistoty. To je hlavně z důvodu objektivnější interpretace výsledků. Tyto nejistoty byly větší u vzorků s vyššími dielektrickými vlastnostmi, kde se projevovala zejména směrodatná odchylka výběrového průměru, tedy nejistota typu A. Některé vzorky proto nelze považovat za dostatečně validní pro použití pro určitý typ fantomu. Jedná se zejména o vzorky označené CB10, G50 a G20CB4.

Dílčím cílem bylo, aby se vytvořené směsi svými dielektrickými vlastnostmi blížily uvažovaným biologickým tkáním. Jako přípustná tolerance relativní chyby vzorku fantomu byla zvolena hranice 20 % ve srovnání s hodnotou vypočítanou Cole-Cole modelem pro danou biologickou tkáň. Tato tolerance zaručuje dostatečné napodobení biologické tkáně a pro preklinické testování mikrovlnného systému pro detekci a monitoraci ischemické CMP u novorozenců v počáteční fázi, ve které se nyní systém nachází, je přijatelná. Samozřejmě, že v budoucnu bude požadováno, aby se vytvořené fantomy co nejvíce blížily svými dielektrickými vlastnostmi biologickým tkáním. Toho půjde nejspíše docílit vývojem nových metod pro přípravu fantomů.

Při přípravě směsí fantomů bylo největším problémem vytvořit takovou směs, která by při vysoké permitivitě měla nízkou vodivost. Použitím grafitu, carbon blacku a jejich kombinací je složité v širokém frekvenčním rozsahu vytvořit fantom, který naprosto přesně dosahoval hodnot permitivity bez odchýlení se od poměrně přesných hodnot vodivosti. Tento problém lze řešit zařazením do procesu výroby dalších typů prášků, které mají vysokou permitivitu. Například se může jednat o BaTiO_3 nebo SrTiO_3 . Tyto prášky je však v České Republice poměrně složité sehnat a jejich cena také není přívětivá. Jako alternativní možnost byl vyzkoušen TiO_2 (anatasová forma), který má vysokou permitivitu. Připravené vzorky pomocí této látky však neměly příznivé vlastnosti pro fantomy biologických tkání a tak byla tato látka z procesu výroby fantomů vyřazena.

Dále byl testován vliv množství přidaného acetonu do příslušné směsi. Byla vytvořena řada s přídatkem acetonu 10, 20 a 30 hm. % vztažené na celkovou hmotnost směsi před přidáním acetonu. Bylo zjištěno, že množství přidaného acetonu významně ovlivňuje permitivitu i vodivost dané směsi. Tohoto faktu lze také využít při přípravě fantomů k dosažení potřebných dielektrických vlastností. Zde nastává problém s časovou stabilitou fantomu, neboť se část acetonu z fantomu odpařuje. Tento fakt jsme zjistili prostým zvážením vzorku ihned po vytvrnutí a následným zvážením o 14 dní déle. Byl patrný hmotnostní úbytek v řádech jednotek gramů. Proto bylo provedeno i měření vzorků v daných časových intervalech, aby byla ověřena právě stabilita dielektrických parametrů v čase. Jako ukázka je vzorek označený G25CB2.5, který byl vybrán pro vytvoření fantomu kůže s tukem. Tento vzorek byl změřen 1. den po vytvrnutí, 14. den po vytvrnutí a 30. den po vytvrnutí. K tomuto vzorku bylo přidáno 10 hm. % vůči celkové hmotnosti směsi před přidáním acetonu. Hodnoty permitivity a vodivosti při frekvenci 1 GHz mírně v průběhu času klesaly. Hodnota relativní

permitivity klesla u tohoto vzorku při frekvenci 1 GHz za 30 dní z $\epsilon_r = 32,44 \pm 2,45$ na hodnotu $\epsilon_r = 28,36 \pm 0,62$. Vodivost klesla při stejné frekvenci a čase z $\sigma = 1,07 \pm 0,11 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ na $\sigma = 0,91 \pm 0,03 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$. Tyto změny jsou přijatelné, neboť se nachází ve 20% toleranci relativní chyby od dané biologické tkáně.

Z vytvořených směsí bylo následně nutné vytvořit zjednodušený fantom hlavy novorozence. Celkem byly uvažovány tři vrstvy, které by byly vytvořeny pomocí suchých fantomů. Jednalo se o fantom kůže s tukem, lebky a mozkomíšního moku. Pro tyto vrstvy bylo zapotřebí vytvořit formy. Jelikož se jedná o poměrně tenké vrstvy (řádově jednotky milimetrů), tak se musel vytvořit způsob, jak navrhnout tyto formy. Pro tuto situaci jsem vyhodnotil, že budou nejlepší dvoudílné formy. Jako předloha sloužily vytisknuté zjednodušené modely tkání pomocí 3D tiskárny. Při prvním pokusu o vytvoření formy byl použit kondenzační silikon. Tento materiál byl však příliš pružný a nehodil se pro zamýšlenou tvorbu fantomu vytlačováním. Proto byla zvolena pro výrobu forem sádra, která je cenově dostupná a plní všechny požadavky pro vytvoření fantomu dle postupu, který jsem navrhnul.

Ke každé vytvářené vrstvě fantomu byl vytvořen kontrolní vzorek, který se následně změřil. Tím bylo docíleno ověření správnosti dielektrických vlastností dané vrstvy. Tyto vzorky tvoří součást vytvořeného fantomu, neboť u těchto vzorků jsme schopni změřit dielektrické parametry. Díky tomu je možnost kontrolovat vývoj dielektrických parametrů jednotlivých vzorků, a tedy i fantomu hlavy novorozence v čase. Fantom reprezentující mozkovou tkáň byl vytvořen jako kapalný. Tento druh fantomu byl zvolen z toho důvodu, protože je nutné, aby byla umožněna změna pozice fantomu reprezentující ischemickou cévní mozkovou příhodu. Vkládání fantomu ischemické CMP bylo navrženo pomocí kolíku vytvořeného ze stejné směsi jako je fantom ischemické CMP. Tento kolík se vsunul do předem připraveného otvoru ve fantomu spodní části hlavy a do otvoru vytvořeného ve fantomu ischemické CMP. Pozice ischemické CMP byly tedy jasně definované pomocí otvorů ve fantomu dolní části hlavy. Tyto pozice byly zvoleny na základě literatury, kde byly zmíněny nejčastější oblasti zasažené ischemickou CMP u novorozenců.

Tento vytvořený fantom lze využít pro prvotní testování monitorace vývoje ischemické CMP u novorozenců pomocí mikrovlnného systému pro zobrazování, který se v současné době vyvíjí na Fakultě biomedicínského inženýrství. Vzhledem ke stálosti dielektrických parametrů suchých fantomů lze takto vytvořený fantom používat poměrně

dlouhou dobu jako referenční, neboť dielektrické vlastnosti při frekvenci 1 GHz téměř přesně odpovídají dielektrickým vlastnostem daných tkání. V budoucnu je ale možné použít i jiné metody vytváření fantomů. Během řešení této diplomové práce se objevila možnost vytvoření filamentů pro 3D tiskárnu, které by byly dopované určitými prášky (např. grafitový prášek, carbon black) a celý fantom by se mohl vytvořit pomocí tisku. Zde je tedy možná cesta pro vytvoření preciznějších fantomů tak komplikovaných struktur, jako je lidská hlava.

Nad rámec cílů práce bylo provedeno měření na vytvořeném fantomu pomocí již existujícího mikrovlnného tomografu, který v naší skupině vyvíjíme [47]. Měření se skládalo celkem ze dvou částí. V první části se provedlo celkem 200 měření jen s fantomem bez oblastí ischemické CMP. V další části se vkládaly fantomy na předem připravené pozice. Celkem se provedlo měření na třech pozicích, kdy na každé pozici se postupně vkládaly fantomy o různých velikostech (celkem tři). Pro každou konfiguraci fantomu bylo provedeno 10 měření. Počet těchto měření byl zvolen z toho důvodu, aby bylo dosaženo co nejpreciznějšího výsledku. Dalším krokem k přesnému měření byly využity absorbéry elektromagnetického záření, které byly rozmístěny kolem mikrovlnného tomografu. Tyto absorbéry plnily funkci odstínění systému od vlivů okolního prostředí. Tyto kroky by měly zvýšit kvalitu výsledků následného zpracování naměřených dat.

K prvotnímu vyhodnocení byl použit algoritmus, který vyvíjí Bc. Tomáš Pokorný. Tento algoritmus je založený na SVM (Support Vector Machines). To je metoda strojového učení s učitelem, která slouží zejména na klasifikaci. Tento algoritmus dokáže už při čtyřech měřeních použitých na naučení určit, že ve fantomu není vložena oblast reprezentující ischemickou CMP. Jestli je ve fantomu oblast s ischemickou CMP dokáže algoritmus určit na 90 % už při 100 náhodně vybraných měření. Nicméně se zvyšujícím se počtem měření na naučení není schopen poznat ischemickou CMP na 100 %. Při měření jsme zjistili, že je algoritmus citlivý na jakýkoliv pohyb fantomu. K tomuto pohybu dochází zejména při výměně oblasti ischemické CMP. Pro algoritmus by bylo tedy možná potřeba získat více naměřených dat, na kterých by se naučil i jiné konfigurace a byl tak robustnější. Pro prvotní testování si ale myslím, že výsledky klasifikace jsou uspokojivé (výsledky jsou uvedené v příloze B).

8 Závěr

Byly vytvořeny vzorky suchých fantomů, jenž jsou složené z polyuretanu, grafitového prášku, carbon blacku a acetonu. Z celkem 26 vzorků fantomů byly vybrány tři vzorky, které splňovaly danou toleranci dielektrických parametrů pro kůži s tukem, lebku a mozkomíšní mok. Fantomy byly primárně navrženy pro frekvenci 1 GHz, ale jak je patrné z výsledků, tak jsou navržené fantomy použitelné i v širším frekvenčním pásmu.

Úspěšně se podařilo navrhnout a vytvořit formy pro vytváření zjednodušeného fantomu hlavy novorozence, jenž se skládá ze tří vrstev suchého fantomu (kůže s tukem, lebka, mozkomíšní mok) a jedné vrstvy kapalného fantomu (mozková část). Byla vyřešena problematika změny pozice a velikosti fantomu ischemické cévní mozkové příhody. Pro měření v již existujícím mikrovlnném tomografu byl navržen a vyroben stojan, který umožňuje provádět měření. V oblasti mikrovlnného záření se jedná o jeden z nejvíce anatomicky a dielektricky realistický fantomů hlavy novorozence.

Výhody tohoto fantomu jsou, oproti běžně používaným kapalným fantomům, časová stabilita, mechanická odolnost a v jistých ohledech i přesnost. Vyrobený fantom může být tedy využíván ve vývoji a testování mikrovlnného zobrazovacího systému u problematiky ischemické cévní mozkové příhody u novorozenců. K vyrobenému fantomu byl vytvořen totožný virtuální model, který byl upraven tak, aby ho bylo možné naimportovat do prostředí Comsol Multiphysics. Na tomto modelu se mohou provádět simulace, pomocí kterých by se mohl navrhnout či vylepšit mikrovlnný systém nebo rekonstrukční algoritmus.

Na vytvořeném fantomu hlavy novorozence bylo provedeno prvotní měření v mikrovlnném zobrazovacím systému. Použitý algoritmus využívající SVM dokázal určit, že se ve fantomu nenachází oblast reprezentující ischemickou CMP. U určení přítomnosti ischemické CMP už úspěšnost algoritmu nedosáhla 100 %. Ukázalo se, že použitý algoritmus je poměrně citlivý na jakoukoliv změnu pozice testovaného fantomu. Je tedy nutné dále algoritmus vyvíjet a zdokonalovat.

Seznam použité literatury

- [1] *Elektromagnetické spektrum* [online]. 2018. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Elektromagnetick%C3%A9_spektrum
- [2] PERSSON, M., A. FHAGER, H. D. TREFNÁ, Y. YU, T. MCKELVEY, G. PEGENIUS, J. E. KARLSSON a M. ELAM. Microwave-Based Stroke Diagnosis Making Global Prehospital Thrombolytic Treatment Possible. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2014, **61**(11), 2806–2817. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2014.2330554
- [3] TESÁŘÍK, Jan. *Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody* [online]. Kladno, 2016 [vid. 2018-05-04]. Diplomová práce. FBMI ČVUT v Praze. Dostupné z: https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/67551/FBMI-DP-2016-Tesarik-Jan-17PMBDP_392519_Jan_Tesarik.pdf?sequence=-1&isAllowed=y
- [4] ELLIS, Harold, B. M. LOGAN a Adrian K. DIXON. *Human sectional anatomy: pocket atlas of body sections, CT and MRI images*. 3rd ed. London: Hodder Arnold, 2009. ISBN 978-0-340-98516-8.
- [5] CHEN, Linfeng, ed. *Microwave electronics: measurement and materials characterisation*. Chichester: John Wiley, 2004. ISBN 978-0-470-84492-2.
- [6] GUNNARSSON, Tommy, MÄLARDALENS HÖGSKOLA a INSTITUTIONEN FÖR DATAVETENSKAP OCH ELEKTRONIK. *Microwave imaging of biological tissues: applied toward breast tumor detection* [online]. Västerås, 2007. Department of Computer Science and Electronics, Mälardalen University. Dostupné z: <http://mdh.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2%3A120655&dsid=-8046>
- [7] GABRIEL, Camelia. *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies.*: [online]. Fort Belvoir, VA: Defense Technical Information Center. 1996 [vid. 2018-04-22]. Dostupné z: doi:10.21236/ADA303903
- [8] HASGALL, P., E. NEUFELD, M. GOSSELIN, A. KLINKENBÖCK a N. KUSTER. DATABASE » IT'IS Foundation. *IT'IS database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues* [online]. 2015 [vid. 2018-04-27]. Dostupné z: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/>
- [9] SEMENOV, Serguei, Toan HUYNH, Thomas WILLIAMS, Brian NICHOLSON a Anna VASILENKO. Dielectric properties of brain tissue at 1 GHz in acute ischemic stroke: Experimental study on swine: Dielectric Properties of Brain Tissue in Acute Stroke. *Bioelectromagnetics* [online]. 2017, **38**(2), 158–163. ISSN 01978462. Dostupné z: doi:10.1002/bem.22024
- [10] SPURNÝ, Pavel. *Návrh suchých heterogenních fantomů pro mikrovlnné zobrazování a hypertermii pomocí numerických simulací*. B.m.: Diplomová práce. FBMI ČVUT v Praze. 2016. Vedoucí práce Jan Vrba

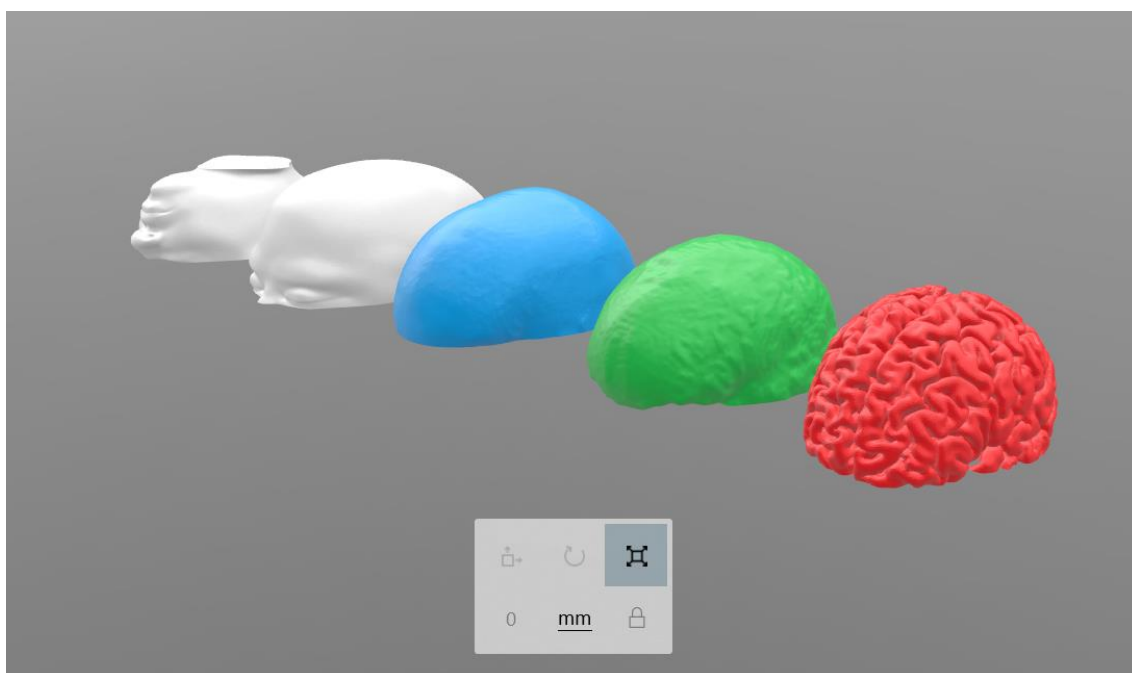
- [11] *STAVBA A APLIKACE 3D FDM TISKÁRNÝ TYPU DELTABOT - PDF* [online]. [vid. 2018-04-12]. Dostupné z: <http://docplayer.cz/10391312-Stavba-a-aplikace-3d-fdm-tiskarny-typu-deltabot.html>
- [12] *zaklady-3d-tisku.pdf* [online]. [vid. 2018-04-12]. Dostupné z: <https://www.prusa3d.cz/wp-content/uploads/zaklady-3d-tisku.pdf>
- [13] DERNER, MUDr Milouš. CÉVNÍ MOZKOVÉ PŘÍHODY U DĚTÍ. 2008, **2008**, 5.
- [14] ŠLAPAL, MUDr Radomír. Ischemické cévní mozkové příhody u dětí. 2012, **2012**, 2.
- [15] VARGHESE, B., R. XAVIER, V.C. MANOJ, M.K. ANEESH, P.S. PRIYA, A. KUMAR a V.K. SREENIVASAN. Magnetic resonance imaging spectrum of perinatal hypoxic–ischemic brain injury B, Xavier R, Manoj V C, Aneesh M K, Priya P S, Kumar A, Sreenivasan V K - *Indian J Radiol Imaging*. nedatováno, **2016**(3), 26.
- [16] Magnetická rezonance, Diagnostický a terapeutický manuál cévních onemocnění mozku. *CMP manuál* [online]. [vid. 2018-04-24]. Dostupné z: <http://www.cmp-manual.cz/730-Magneticka-rezonance.html>
- [17] LEIJSER, L. M., L. S. de VRIES, M. A. RUTHERFORD, A. Y. MANZUR, F. GROENENDAAL, T. J. de KONING, M. van der HEIDE-JALVING a F. M. COWAN. Cranial Ultrasound in Metabolic Disorders Presenting in the Neonatal Period: Characteristic Features and Comparison with MR Imaging. *American Journal of Neuroradiology* [online]. 2007, **28**(7), 1223–1231. ISSN 0195-6108, 1936-959X. Dostupné z: doi:10.3174/ajnr.A0553
- [18] SÉGUÉLA, P. -E., E. GUILLET, J. -B. THAMBO a P. MAURIAT. Ductal closure and near-infrared spectroscopy for regional oxygenation monitoring in ductus-dependent congenital heart disease. *Archives de Pédiatrie* [online]. 2015, **22**(8), 857–860. ISSN 0929-693X. Dostupné z: doi:10.1016/j.arcped.2015.04.020
- [19] BOZKURT, Alper, Arye ROSEN, Harel ROSEN a Banu ONARAL. A portable near infrared spectroscopy system for bedside monitoring of newborn brain. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2005, **4**, 29. ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi:10.1186/1475-925X-4-29
- [20] MORAVČÍK, Branislav. Neuromonitoring. In: [online]. Brno. 2014 [vid. 2018-04-26]. Dostupné z: <http://www.akutne.cz/res/publikace/neuromonitoring.pdf>
- [21] MOBASHSHER, Ahmed T. a Amin M. ABBOSH. Artificial Human Phantoms: Human Proxy in Testing Microwave Apparatuses That Have Electromagnetic Interaction with the Human Body. *IEEE Microwave Magazine* [online]. 2015, **16**(6), 42–62. ISSN 1527-3342. Dostupné z: doi:10.1109/MMM.2015.2419772
- [22] MOBASHSHER, A. T. a A. M. ABBOSH. Three-Dimensional Human Head Phantom With Realistic Electrical Properties and Anatomy. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2014, **13**, 1401–1404. ISSN 1536-1225. Dostupné z: doi:10.1109/LAWP.2014.2340409
- [23] AUGUSTINE, Robin. *Electromagnetic modelling of human tissues and its application on the interaction between antenna and human body in the BAN context* [online]. B.m., 2009 [vid. 2018-05-02]. phdthesis. Université Paris-Est. Dostupné z: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00499255/document>

- [24] OTTERSKOG, M., N. PETROVIC a P. O. RISMAN. A multi-layered head phantom for microwave investigations of brain hemorrhages. In: *2016 IEEE Conference on Antenna Measurements Applications (CAMA): 2016 IEEE Conference on Antenna Measurements Applications (CAMA)* [online]. 2016, s. 1–3. Dostupné z: doi:10.1109/CAMA.2016.7815764
- [25] MOON, Kyoung Sik, Hyung Do CHOI, Ae Kyoung LEE, Kwang Yun CHO, Ho Gyu YOON a Kwang S. SUH. Dielectric properties of epoxy-dielectrics-carbon black composite for phantom materials at radio frequencies. *Journal of Applied Polymer Science* [online]. 2000, **77**(6), 1294–1302. ISSN 0021-8995, 1097-4628. Dostupné z: doi:10.1002/1097-4628(20000808)77:6<1294::AID-APP14>3.0.CO;2-E
- [26] *Bezpečnostní list: Carbon Black* [online]. B.m.: Valašské Meziříčí: Cabot Corporation-bezpečnost. 2016. Dostupné z: <http://www.cabotcorp.com/~media/product-documents/msds/cb/eghs/cs/csx316-eghs-cs.pdf>
- [27] LÉVÊQUE, L., S. DIAHAM, Z. VALDEZ-NAVA, L. LAUDEBAT a T. LEBEY. Effects of filler content on dielectric properties of epoxy/SrTiO₃ and epoxy/BaTiO₃ composites. In: *2015 IEEE Conference on Electrical Insulation and Dielectric Phenomena (CEIDP): 2015 IEEE Conference on Electrical Insulation and Dielectric Phenomena (CEIDP)* [online]. 2015, s. 701–704. Dostupné z: doi:10.1109/CEIDP.2015.7352070
- [28] BINDU, G., Anil LONAPPAN, Vinu THOMAS, C. K. AANANDAN a K. T. MATHEW. Dielectric studies of polyvinyl-acetate-based phantom for applications in microwave medical imaging. *Journal of Materials Science* [online]. 2006, **41**(22), 7419–7424. ISSN 0022-2461, 1573-4803. Dostupné z: doi:10.1007/s10853-006-0793-1
- [29] GARRETT, John a Elise FEAR. Stable and Flexible Materials to Mimic the Dielectric Properties of Human Soft Tissues. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2014, **13**, 599–602. ISSN 1536-1225, 1548-5757. Dostupné z: doi:10.1109/LAWP.2014.2312925
- [30] AKYALCIN, Sercan, Jeryl D. ENGLISH, Kenneth M. ABRAMOVITCH a Xiujiang J. RONG. Measurement of skin dose from cone-beam computed tomography imaging. *Head & Face Medicine* [online]. 2013, **9**, 28. ISSN 1746-160X. Dostupné z: doi:10.1186/1746-160X-9-28
- [31] IIDA, Hidehiro, Yuki HORI, Kenji ISHIDA, Etsuko IMABAYASHI, Hiroshi MATSUDA, Masaaki TAKAHASHI, Hirotaka MARUNO, Akihide YAMAMOTO, Kazuhiro KOSHINO, Junichiro ENMI, Satoshi IGUCHI, Tetsuaki MORIGUCHI, Hidekazu KAWASHIMA a Tsutomu ZENIYA. Three-dimensional brain phantom containing bone and grey matter structures with a realistic head contour. *Annals of Nuclear Medicine* [online]. 2013, **27**(1), 25–36. ISSN 1864-6433. Dostupné z: doi:10.1007/s12149-012-0655-7
- [32] KARATHANASIS, Konstantinos T., Ioannis A. GOUZOUASIS, Irene S. KARANASIOU, Melpomeni I. GIAMALAKI, George STRATAKOS a Nikolaos K. UZUNOGLU. Noninvasive focused monitoring and irradiation of head tissue phantoms at microwave frequencies. *IEEE transactions on information technology in biomedicine: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2010, **14**(3), 657–663. ISSN 1558-0032. Dostupné z: doi:10.1109/TITB.2010.2040749

- [33] JOFRE, L., M. S. HAWLEY, A. BROQUETAS, E. DE LOS REYES, M. FERRANDO a A. R. ELIAS-FUSTÉ. Medical imaging with a microwave tomographic scanner. *IEEE transactions on bio-medical engineering* [online]. 1990, **37**(3), 303–312. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/10.52331
- [34] MOHAMMED, Beadaa, Amin ABBOSH, Bassem HENIN a Philip SHARPE. Head phantom for testing microwave systems for head imaging. In: *2012 Cairo International Biomedical Engineering Conference, CIBEC 2012* [online]. 2012, s. 191–193. ISBN 978-1-4673-2800-5. Dostupné z: doi:10.1109/CIBEC.2012.6473320
- [35] MOBASHSHER, A. T., B. J. MOHAMMED, S. MUSTAFA a A. ABBOSH. Ultra wideband antenna for portable brain stroke diagnostic system. In: *2013 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO): 2013 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)* [online]. 2013, s. 1–3. Dostupné z: doi:10.1109/IMWS-BIO.2013.6756163
- [36] MOHAMMED, Beadaa, A.M. ABBOSH, Shabnam MUSTAFA a David IRELAND. Microwave System for Head Imaging. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* [online]. 2014, **63**, 117–123. Dostupné z: doi:10.1109/TIM.2013.2277562
- [37] MUSTAFA, S., B. MOHAMMED a A. ABBOSH. Novel Preprocessing Techniques for Accurate Microwave Imaging of Human Brain. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2013, **12**, 460–463. ISSN 1536-1225. Dostupné z: doi:10.1109/LAWP.2013.2255095
- [38] VELANDER, Jacob. Microwave phantoms for Craniotomy and bone defect monitoring. 2015, 29.
- [39] MCDERMOTT, Barry, Emily PORTER, Adam SANTORELLI, Brendan DIVILLY, Liam MORRIS, Marggie JONES, Brian MCGINLEY a Martin O'HALLORAN. ANATOMICALLY AND DIELECTRICALLY REALISTIC MICROWAVE HEAD PHANTOM WITH CIRCULATION AND RECONFIGURABLE LESIONS. *Progress In Electromagnetics Research B* [online]. 2017, **78**, 47–60. ISSN 1937-6472. Dostupné z: doi:10.2528/PIERB17071805
- [40] SANTORELLI, A., O. LAFOREST, E. PORTER a M. POPOVIĆ. Image classification for a time-domain microwave radar system: Experiments with stable modular breast phantoms. In: *2015 9th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP): 2015 9th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*. 2015, s. 1–5.
- [41] IEEE Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate (SAR) in the Human Head from Wireless Communications Devices: Measurement Techniques. *IEEE Std 1528-2013 (Revision of IEEE Std 1528-2003)* [online]. 2013, 1–246. Dostupné z: doi:10.1109/IEEESTD.2013.6589093
- [42] WILLIAM, Additive. *Baby Head* [online]. 2016 [vid. 2018-05-07]. Dostupné z: <https://www.thingiverse.com/thing:1997505>
- [43] LEE, E. G., W. DUFFY, R. L. HADIMANI, M. WARIS, W. SIDDIQUI, F. ISLAM, M. RAJAMANI, R. NATHAN a D. C. JILES. Investigational Effect of Brain-Scalp Distance on the Efficacy of Transcranial Magnetic Stimulation Treatment in

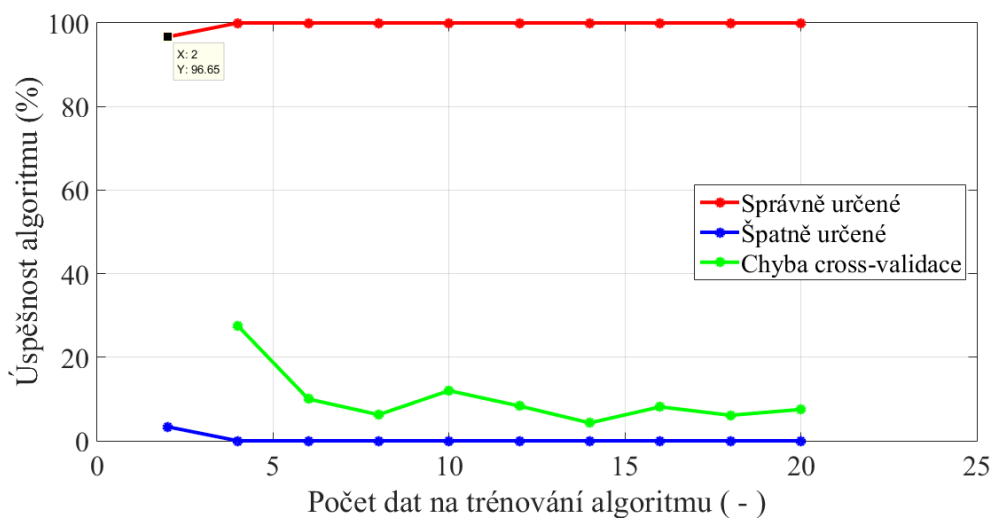
- Depression. *IEEE Transactions on Magnetics* [online]. 2016, **52**(7), 1–4. ISSN 0018-9464. Dostupné z: doi:10.1109/TMAG.2015.2514158
- [44] ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM, Oldřich FEJFAR, UNIVERZITA KARLOVA, 1 LÉKAŘSKÁ FAKULTA a ANATOMICKÝ ÚSTAV. *Anatomie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [45] DEMEL, Anja, Katharina FEILKE, Martin WOLF, Christian F. POETS a Axel R. FRANZ. Correlation between skin, bone, and cerebrospinal fluid layer thickness and optical coefficients measured by multidistance frequency-domain near-infrared spectroscopy in term and preterm infants. *Journal of Biomedical Optics* [online]. 2014, **19**(1), 017004. ISSN 1083-3668, 1560-2281. Dostupné z: doi:10.1117/1.JBO.19.1.017004
- [46] GARRETT, John a Elise FEAR. A New Breast Phantom With a Durable Skin Layer for Microwave Breast Imaging. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* [online]. 2015, **63**(4), 1693–1700. ISSN 0018-926X, 1558-2221. Dostupné z: doi:10.1109/TAP.2015.2393854
- [47] MERUNKA, Ilja, Ondrej FISER, David VRBA a Jan VRBA. *Microwave Tomography System for Methodical Testing of Brain Stroke Detection Approaches*. leden 2018

Příloha A: Virtuální modely uvažovaných tkání

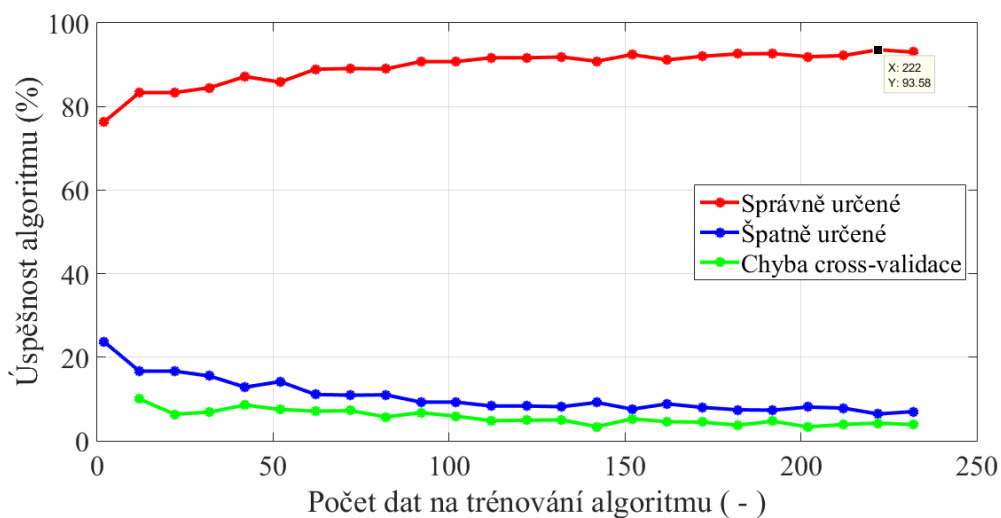


Obrázek A.1: Virtuální modely tkání v prostředí 3D Builder, které byly použity jako předlohy pro vytvoření forem

Příloha B: Výsledky SVM



Obrázek B.1: Výsledek algoritmu využívající SVM na určení, jestli ve fantomu není ischemická CMP



Obrázek B.2: Výsledek algoritmu využívající SVM na určení, jestli je ve fantomu ischemická CMP

Příloha C: Obsah přiloženého CD

drzak_hlavy.SLDDRW

drzak_hlavy.stl

kuze_krk.stl

kuze_oblicej.stl

lebka.stl

mozkomisni_mok.stl

seda_hmota_mozkova.stl

geometrie_novorozence.mph

naměřené dielektrické parametry vzorků a skripty pro vyhodnocení

abstrakt v ČJ a AJ

naskenované zadání diplomové práce

vlastní text diplomové práce