



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Detekce cévních mozkových příhod pomocí
mikrovlnného zobrazovacího systému a SVM**

**Detection of Strokes Using Microwave Imaging
System and SVM**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Tomáš Pokorný

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. Tomáš Pokorný**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Detekce cévních mozkových příhod pomocí mikrovlnného zobrazovacího systému a SVM**
Téma anglicky: Detection of Strokes Using Microwave Imaging System and SVM

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

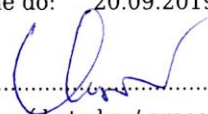
Vytvořte zjednodušený fantom hlavy dospělého člověka, který bude podélně homogenní a zároveň umožní vkládání fantomů cévní mozkové příhody (CMP) na předem připravené pozice. Řez fantomu by měl v co nejvyšší možné míře odpovídat anatomii mozkové části hlavy. Vytvořte k tomuto fantomu kompatibilní fantomy ischemické a hemoragické CMP. Vytvořený fantom hlavy umístěte do již existujícího mikrovlnného zobrazovacího systému a změřte mikrovlnné odrazové a přenosové parametry pro oba fantomy CMP na všech dostupných pozicích. Vyhodnoťte variabilitu naměřených dat. Pomocí Support vector machines (SVM) dále proveďte detekci fantomu CMP. Vyhodnoťte správnost detekce v závislosti na počtu naměřených dat použitých k trénování algoritmu.

Seznam odborné literatury:

- [1] Matteo Pastorino, *Microwave Imaging*, ed. 1st, John Wiley & Sons, Inc., 2010, ISBN 978-0-470-27800-0
- [2] Xuyang Li, *Body Matched Antennas for Microwave Medical Applications*, 2014, 194 s., Ph.D. Thesis, Karlsruhe 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 „Detekce cévních mozkových příhod pomocí mikrovlnného zobrazovacího systému a SVM“ 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).

V Kladně 18. května 2018

.....

Bc. Tomáš Pokorný

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval doc. Dr.-Ing. Janu Vrbovi, MSc. za odborné vedení a cenné rady během vypracovávání této práce. Poděkování také patří Ing. Janu Tesaříkovi a Ing. Iiju Merunkovi za cenné rady při realizaci této práce.

Název diplomové práce

Detekce cévních mozkových příhod pomocí mikrovlnného zobrazovacího systému a SVM

ABSTRAKT

Mikrovlnné systémy mají velký potenciál pro využití při zobrazování lidské hlavy zvláště pak detekce cévní mozkové příhody. Cílem této práce je vytvořit zjednodušený fantom hlavy dospělého člověka, který umožní vkládání fantomů ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody. Fantom bude umístěn do mikrovlnného systému, kde bude provedena detekce a klasifikace cévní mozkové příhody pomocí algoritmu podpůrných vektorů (SVM).

Formy pro fantomy byly vytisknuty na 3D tiskárně. Byly nalezeny vhodné koncentrace grafitového prášku, Carbon blacku, polyuretanu a propan-2-on pro přípravu fantomů kůže, kosti, mozkomíšního moku, ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody. Byla nalezena vhodná koncentrace propan-2-olu, destilované H₂O a NaCl na přípravu tekutého fantomu mozku.

Byly vytvořeny zjednodušené anatomicky a dielektricky realistické podélně homogenní fantomy hlavy a fantomy ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody, které jsou vhodné pro měření na frekvenci 1 GHz.

Byly naměřeny mikrovlnné odrazové a přenosové parametry pro různé scénáře. Byla hodnocena variabilita dat pro použití algoritmu podpůrných vektorů. Byla provedena detekce a klasifikace cévních mozkových příhod. Algoritmus dosahuje 99% přesnosti již pro 80 náhodně vybraných vzorků dat použitých na naučení algoritmu. Byla zjištěna malá robustnost algoritmu, který není schopen správně klasifikovat cévní mozkovou příhodu, pokud dojde k pohybu hlavy.

Klíčová slova

fantom hlavy, cévní mozková příhoda (CMP), mikrovlnný zobrazovací systém, podpůrné vektory (SVM), 3D tisk

Master's Thesis title

Detection of Strokes Using Microwave Imaging System and SVM

ABSTRACT

Microwave-based imaging systems have the potential to be used for head imaging, specifically for brain stroke detection. The aim of this work is to create a simplified human head phantom that allows the insertion of ischemic and hemorrhagic stroke phantoms. The phantom will be placed into a microwave system where the stroke detection and classification will be performed by the support vectors algorithm (SVM).

Phantom forms were printed on a 3D printer. Appropriate concentrations of graphite powder, carbon black powder, polyurethane rubber and propan-2-ol have been found for the preparation of skin, bone, cerebrospinal fluid, ischemic and hemorrhagic stroke phantom. Appropriate concentrations of propan-2-ol, distilled H₂O and NaCl for the preparation of brain phantom have been found.

Simplified anatomically and dielectrically realistic longitudinally homogeneous phantoms of the head and phantom of ischemic and hemorrhagic stroke, which are suitable for 1 GHz frequency measurements, were prepared.

Microwave reflection and transmission parameters for the different scenarios were measured. The variability of the data for the use of the support vectors algorithm was evaluated. Detection and classification of strokes were performed. The algorithm already achieves an accuracy of 99% for 80 randomly selected data samples used to teach the algorithm. There was little robustness in the algorithm that is not able to correctly classify a stroke if head movement occurs.

Keywords

head phantom, stroke, microwave imaging system (MWI), support vector machine (SVM), 3D print

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	9
1 Úvod	11
1.1 Přehled současného stavu.....	13
1.1.1 Dielektrické vlastnosti tkání lidské hlavy.....	13
1.1.2 Metoda měření dielektrických vlastností látek.....	16
1.1.3 Fantomy biologických tkání	18
1.1.4 Fantomy hlavy	19
1.1.5 3D tisk a materiály.....	22
1.1.6 Cévní mozková příhoda.....	24
1.1.7 Mikrovlnný zobrazovací systém pro detekci CMP	26
1.1.8 Algoritmy klasifikace v elektromagnetickém inženýrství.....	28
1.1.9 Support Vector Machine (SVM)	28
1.2 Cíle práce.....	32
2 Metody	33
2.1 Výroba forem pro odlévání fantomů.....	33
2.1.1 Nastavení 3D tiskárny a tisk.....	37
2.2 Výroba fantomů.....	39
2.2.1 Proces výroby suchých fantomů.....	39
2.2.2 Hledání vhodných koncentrací použitých složek suchých fantomů... 42	
2.2.3 Odlévání forem fantomů.....	43
2.2.4 Proces výroby tekutého fantomu	46
2.3 Měření dielektrických vlastností vzorků	47
2.4 Vyhodnocování dielektrických vlastností vzorků	48
2.5 Měření mikrovlnných odrazových a přenosových parametrů.....	49
2.6 Úprava naměřených dat.....	54
2.7 Hodnocení variability naměřených dat	54
2.8 Detekce CMP za pomoci algoritmu SVM.....	55
3 Výsledky	57
3.1 Vyrobené formy pro odlévání fantomů.....	57
3.2 Dielektrické vlastnosti vzorků.....	59

3.3	Časová stálost vzorků.....	65
3.4	Fantom hlavy dospělého člověka a fantomy ischemické a hemoragické CMP.....	66
3.4.1	Podélně homogenní fantom verze 1	67
3.4.2	Podélně homogenní fantom verze 2	69
3.4.3	Fantomy ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody a tekutý fantom mozku.....	71
3.5	Variabilita naměřených dat	74
3.5.1	Variabilita dat pro tekutý fantom hlavy.....	74
3.5.2	Variabilita dat pro podélně homogenní fantom verze 1	75
3.5.3	Variabilita dat pro podélně homogenní fantom verze 2	76
3.6	Detekce CMP pomocí SVM.....	77
3.6.1	Detekce CMP pro tekutý fantom hlavy	77
3.6.2	Detekce CMP pro podélně homogenní fantom verze 1.....	79
3.6.3	Detekce CMP pro podélně homogenní fantom verze 2.....	82
4	Diskuse	85
4.1	Výroba forem pro odlévání fantomů.....	85
4.2	Tvorba vzorků fantomů a hledání vhodných koncentrací.....	86
4.3	Porovnání nalezených koncentrací vzorků s literaturou a hodnocení časové stálosti vzorků.....	88
4.4	Odlévání forem fantomů	89
4.5	Hodnocení vytvořených podélně homogenních fantomů.....	90
4.6	Hodnocení variability naměřených dat	91
4.7	Hodnocení úspěšnosti klasifikace cévních mozkových příhod ve vytvořených fantomech.....	92
5	Závěr	95
	Seznam použité literatury	97
	Příloha: Obsah přiloženého CD.....	105

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
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_∞	–	reálná složka komplexní permitivity pro vyšší frekvence
ε_r	–	Relativní permitivita
σ_s	$S \cdot m^{-1}$	Statická elektrická vodivost
τ_i	s	Doba působení vlny
A_x	–	Označení antény, kde $x=1,2,\dots,10$
C	–	Parametr algoritmu SVM určující zakřivení roviny
mAC	g	Hmotnost acetonu
mC	g	Celková hmotnost
mCB	g	Hmotnost Carbon blacku
mG	g	Hmotnost grafitu
$mPOL$	g	Hmotnost polyuretanu
N	–	Počet nezávislých koeficientů rozptylové matice
P_x	g	Označení pozice cévní mozkové příhody, kde $x=1,2,\dots,22$
S_{xx}	dB	Koeficient odrazu, kde $x=1,2,\dots,10$
γ	–	Parametr algoritmu SVM určující vzdálenost bodů od nadroviny, které mají na nadrovinu vliv
M	–	Řád Cole-Coleova modelu
f	Hz	Frekvence elektromagnetického pole
α	–	Distribuční parametr Cole-Cole modelu
σ	$S \cdot m^{-1}$	Elektrická vodivost

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
3D	Třidimenzionální
ABS	Acrylonitrile Butadiene Styrene
AC	Propan-2-on, Aceton
CB	Carbon Black, černý uhlík
CMP	Cévní mozková příhoda
CT	Výpočetní tomografie
DAK	Dielectric Assesment Kit
DMLS	Direct Metal Laser Sintering
FBMI	Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT v Praze
FDM	Fused Deposition Modeling
G	Grafitový prášek
GCODE	Formát 3D modelu používaný 3D tiskárnou
H ₂ O	Voda
IPA	Izopropanol, propan-2-ol
MRI	Magnetická rezonance
MWI	Mikrovlnný zobrazovací systém
NaCl	Chlorid sodný
PET	PolyEthylene Terephthalate
PET	Pozitronová emisní tomografie
PETG	Polyethylene Terephthalate Glycol
PLA	Polylactic acid (kyselina polyléčná)
PVC	polyvinil chlorid
RBF	Radial basis function jádra pro algoritmus podpůrných vektorů
Sádra	Hemihydrát síranu vápenatého CaSO ₄ ½ H ₂ O
SLS	Selective laser sintering
s-matice	Matice rozptylových parametrů
STL	Standard Template Library, používaný formát pro 3D modely
SVM	Support Vector Machine, Algoritmus podpůrných vektorů
UZ	Ultrazvuk
VNA	Vektorový analyzátor obvodů

1 Úvod

Elektromagnetické vlny v mikrovlnné části spektra interagují s lidským tělem, kde dochází k jejich rozptylu, odrazům, útlumu, ale také průchodu. Šíření vln je závislé na geometrii a dielektrických vlastnostech tkání. Dielektrické vlastnosti tkání se mění v závislosti na použité frekvenci vlny, ale i v závislosti na stavu a druhu tkáně. [1]

Mikrovlnné zobrazování lze podle typu zpracování signálu rozdělit na mikrovlnnou tomografii, kde se získává obraz rekonstrukcí dielektrických vlastností tkání a je výpočetně velice náročná. Druhý přístup, kterým se budu zabývat v mé práci, využívá změny signálu z mikrovlnného systému při výskytu anomálie v měřeném objektu. Signál se tedy zpracovává bez rekonstrukce dielektrických vlastností a vzniku obrazu. Ve zdravotnictví se mikrovlnné technologie nejvíce zaměřují na detekci karcinomu prsu a cévní mozkové příhody. Detekce cévní mozkové příhody je mnohem obtížnější kvůli komplexní struktuře hlavy a menším rozdílům v dielektrických vlastnostech tkání [2]. Mikrovlnné metody, které jsou efektivní na detekci karcinomu prsu, nemohou být aplikovány v detekci cévní mozkové příhody. [3]

V této práci se budu zabývat cévní mozkovou příhodou (CMP), která může mít dvě příčiny. Může dojít k protržení mozkové cévy a v důsledku toho dojde k intracerebrálnímu krvácení do mozku (hemoragická CMP), nebo se mozková céva ucpe krevní sraženinou, což způsobí snížení průtoku krve a dochází k nekróze (ischemická CMP). Při CMP každou minutu odumírají miliony neuronů, které se už nikdy neobnoví. Pokud je ischemická cévní mozková příhoda diagnostikována včas, lze nasadit trombotickou terapii, která rozpustí sraženinu a obnoví cirkulaci krve. Musí ale dojít k jasné diagnostice ischemické CMP, protože kdyby byla nasazena trombotická terapie při hemoragické CMP, došlo by ke zředeňování krve, zvýšení krvácení do mozku a vážnému ohrožení pacienta na životě. Pokud není trombotická léčba zahájena do cca 2 hodin od počátku CMP, může být tkáň ischemií natolik narušena, že trombotická léčba způsobí krvácení. [4, 5]

Ve studii [2] bylo ukázáno, že dielektrické vlastnosti krve jsou rozdílné od mozkové tkáně. Ve studii [6] bylo ukázáno, že akutní ischemická cévní mozková příhoda způsobuje změny v dielektrických vlastnostech mozkové tkáně a stupeň takových změn se závisí na stádiu ischemické choroby. Mikrovlnné systémy by tak na základě změn dielektrických vlastností měly být schopny určit, zda se jedná o ischemickou nebo hemoragickou cévní mozkovou příhodu. [7]

Zatím neexistuje způsob, jak cévní mozkovou příhodu rychle diagnostikovat. Pro diagnostiku se využívá výpočetní tomografie (CT), nebo magnetická rezonance (MRI). Transport pacienta na místo, kde se CT nebo MRI nachází, jeho příprava

a samotné měření je časově náročné. Hlavně u ischemické cévní mozkové příhody, kde je potřeba nasadit co nejdříve trombotickou terapii, se šance na uzdravení pacienta snižuje s každou minutou. Proto se vyvíjí mikrovlnný systém, který by mohl být přenosný a poskytnout tak rychlou diagnostiku už ve vozech zdravotnické záchranné služby. Další výhodou mikrovlnného systému bude využití neionizujícího záření a vysoký kontrast měkkých tkání oproti výpočetní tomografii. [1, 3, 8]

Testování a validace vyvíjeného mikrovlnného systému na pacientech s CMP, kteří jsou v tomto stavu v přímém ohrožení života, je velice riskantní. Proto je nezbytný vývoj fantomů, které napodobují dielektrické vlastnosti tkání v hlavě člověka. Výroba dokonalého fantomu, který by kopíroval anatomii lidské hlavy a měl stejné vlastnosti jako tkáň v lidské hlavě, je nemožná. Snažíme se ale těmito vlastnostem co nejvíce přiblížit. Cílem je vytvořit anatomicky realistický fantom s podobnými dielektrickými vlastnostmi jako má hlava dospělého člověka. Fantom by měl být časově stálý a umožňovat vkládání různě velkých fantomů cévní mozkové příhody na různé pozice. Výroba takového fantomu je velice náročná a materiály k výrobě jsou drahé.

1.1 Přehled současného stavu

V této kapitole se zabývám teorií potřebnou realizaci mé diplomové práce. Nejprve se věnuji dielektrickým vlastnostem tkání v hlavě člověka a jejich měření. Zabývám se problémem diagnostiky a léčby cévní mozkové příhody (CMP). Jsou zde popsány experimentální systémy na detekci CMP a algoritmy, které tyto systémy využívají. Dále je část práce věnovaná fantomům biologických tkání s důrazem na fantomy hlavy, kde jsou uvedeny nejnovější trendy v jejich výrobě.

1.1.1 Dielektrické vlastnosti tkání lidské hlavy

Pro výrobu fantomů pro mikrovlnné aplikace, které mají podobné vlastnosti jako živá tkáň, je nutné co nejpřesněji znát dielektrické vlastnosti této živé tkáně. Pro mikrovlnné aplikace je důležitá tzv. dipólová relaxace volných molekul vody. Z tohoto důvodu jsou dielektrické vlastnosti tkání v mikrovlnné oblasti úměrné právě obsahu vody. Tkáně v lidském těle obsahují velké procento vody, které se dle typu tkáně liší, a tak se mění i dielektrické vlastnosti. Tkáně s nižším obsahem vody mají nižší dielektrické vlastnosti než tkáně s vyšším obsahem vody. Rozdílné dielektrické vlastnosti tkáně využívá mikrovlnné zobrazování. Dielektrické vlastnosti, které sledujeme jsou relativní permitivita a elektrická vodivost. Tyto vlastnosti jsou nelineárně závislé na použité frekvenci elektromagnetické vlny. Při dopadu elektromagnetické vlny na rozhraní biologické tkáně se část energie odrazí, ale část energie se šíří tkání dále. Při vyšších energiích dochází k tepelným účinkům, a tedy k zahřívání tkáně kvůli přeměně části energie elektromagnetické vlny na teplo. [9–13]

Permitivita je fyzikální veličina, která popisuje vlastnosti dielektrika uchovávat elektrickou energii. Absolutní permitivita je složena z permitivity vakua $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$ a z relativní permitivity ϵ_r . Relativní permitivita vyjadřuje, kolikrát dané prostředí zeslabuje elektrické pole oproti vakuu a jde o bezrozměrnou veličinu. [9, 11, 14]

Ztráty v biologických tkáních jsou obvykle popisovány elektrickou vodivostí σ ($\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$). Vodivost získáme z imaginární složky komplexní permitivity, která představuje ztrátový činitel vztahem:

$$\sigma = 2\pi f \epsilon_0 \epsilon'' + \sigma_s , \quad (1.1)$$

kde σ ($\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$) je měrná vodivost, f (Hz) je frekvence elektromagnetického pole, ϵ_0 ($\text{F} \cdot \text{m}^{-1}$) je permitivita vakua, ϵ'' imaginární složka komplexní permitivity a σ_s je statická elektrická vodivost. [9, 11]

Závislost relativní permitivity a elektrické vodivosti tkání může být matematicky popsána pomocí modelů. Jedním takovým modelem je Cole-Cole model, který vychází

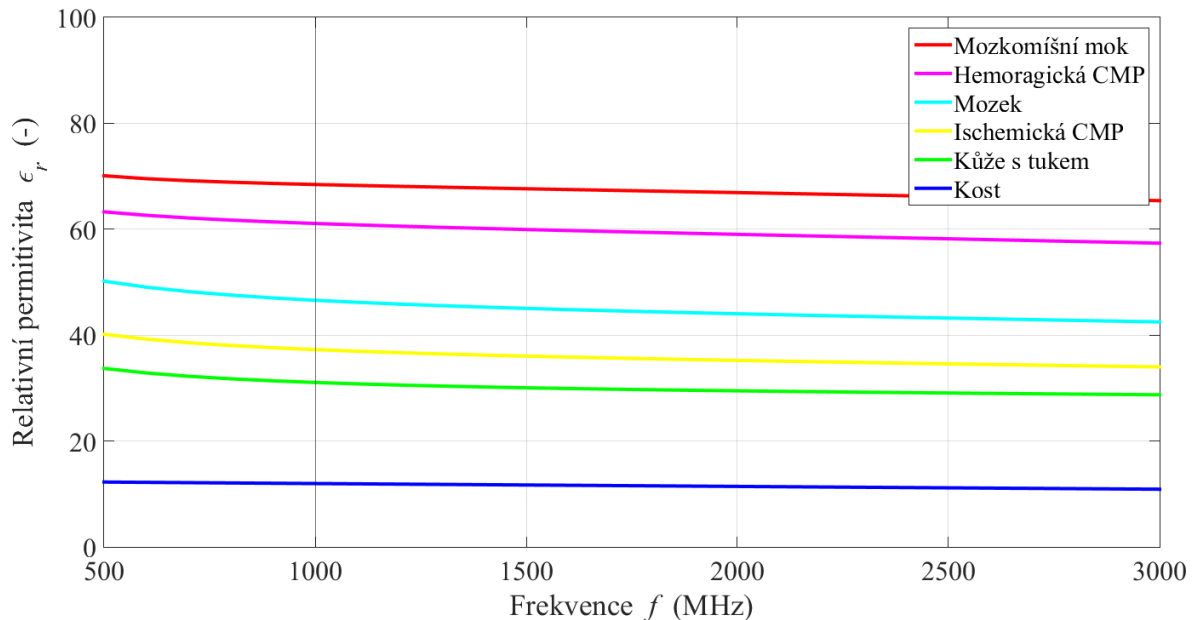
z Debyeova modelu. Cole-Cole model umožňuje přesný popis vlastností biologických tkání ve velkém frekvenčním rozsahu. Konstanty tohoto modelu byly experimentálně určeny a liší se podle typu tkáně. [10, 15, 16]

Rovnice popisující Cole-Coleův model je:

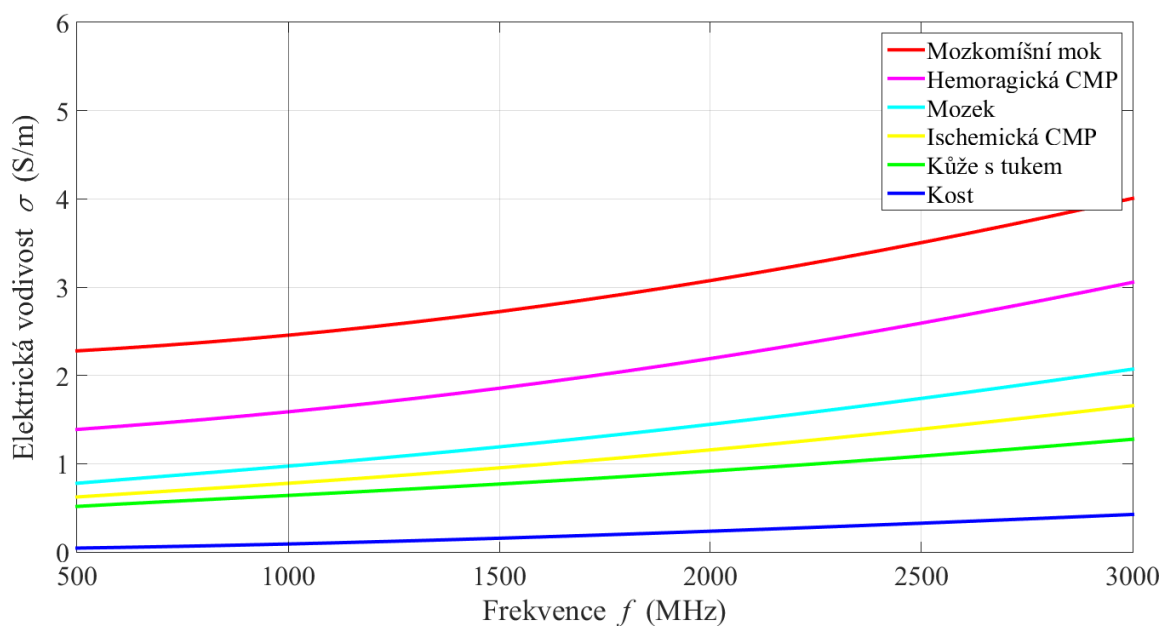
$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{i=1}^M \frac{\Delta\epsilon_i}{1 + (j\omega\tau_i)^{1-\alpha_i}} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon_0} \quad , \quad (1.2)$$

kde M je řád Cole-Coleova modelu, ϵ_∞ je permitivita při vysoké frekvenci, τ_i je doba působení vlny, $\Delta\epsilon_i$ je amplituda, σ je vodivost a α je experimentálně určený koeficient míry rozšíření disperze.

Pro získání průběhu a hodnot relativní permitivity a elektrické vodivosti tkání v hlavě budu používat Cole-Cole modely 4. řádu ($M = 4$). Konstanty modelů byly převzaty z databáze [17]. Jelikož fantom lidské hlavy bude mít spojenou vrstvu kůže a podkožního tuku, zvolil jsem kombinaci kůže a tuku v poměru 2:3. Na obrázku 1.1 a obrázku 1.2 je vynesena závislost relativní permitivity a elektrické vodivosti tkání na frekvenci v rozmezí 500 MHz až 3 GHz. Tabulka 1.1 zobrazuje přesné hodnoty tání pro frekvenci 1 GHz, která bude využívána naším mikrovlnným systémem.



Obrázek 1.1: Relativní permitivita pro tkáně zastoupené v hlavě člověka vypočítaná pomocí Cole-Cole modelů podle konstant z [17].



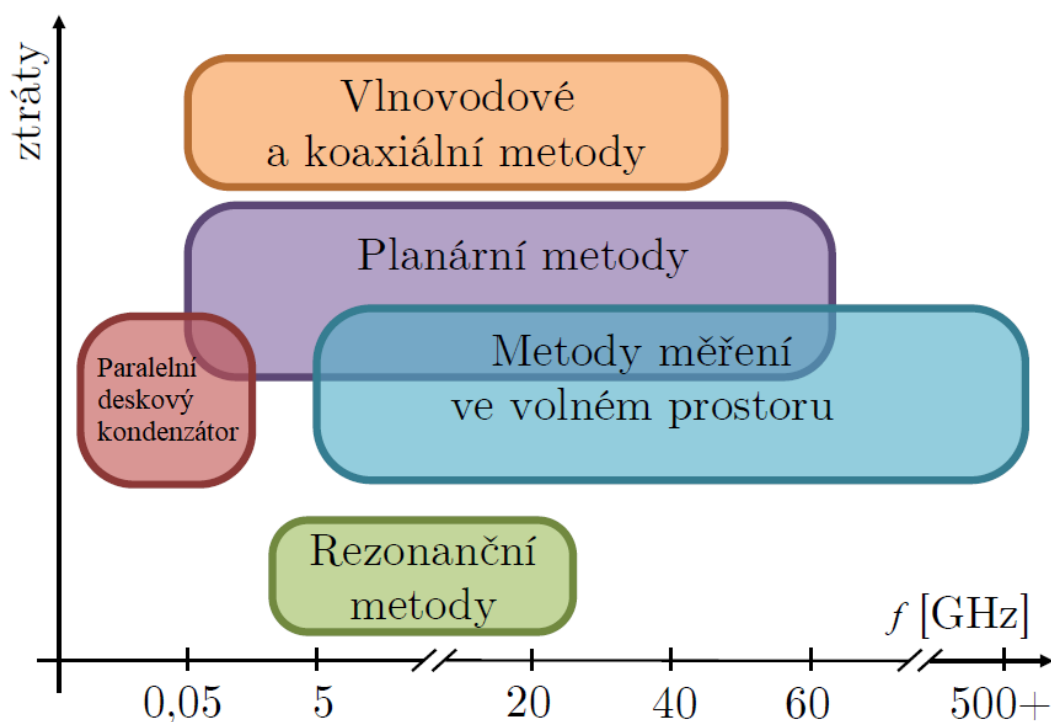
Obrázek 1.2: Elektrická vodivost pro tkáně zastoupené v hlavě člověka vypočítaná pomocí Cole-Cole modelů podle konstant z [17].

Tabulka 1.1: Přesné hodnoty dielektrických vlastností pro tkáně v hlavě na frekvenci 1 GHz, kterou budu využívat v mikrovlnném systému. Hodnoty jsou převzaté z [17].

	Relativní permitivita ϵ_r (-)	Elektrická vodivost σ (S/m)
Mozkomíšní mok	68,44	2,46
Hemoragická CMP	61,08	1,59
Mozek	46,57	0,97
Ischemická CMP	37,26	0,78
Kůže s tukem	31,06	0,64
Kost	11,97	0,09

1.1.2 Metoda měření dielektrických vlastností látek

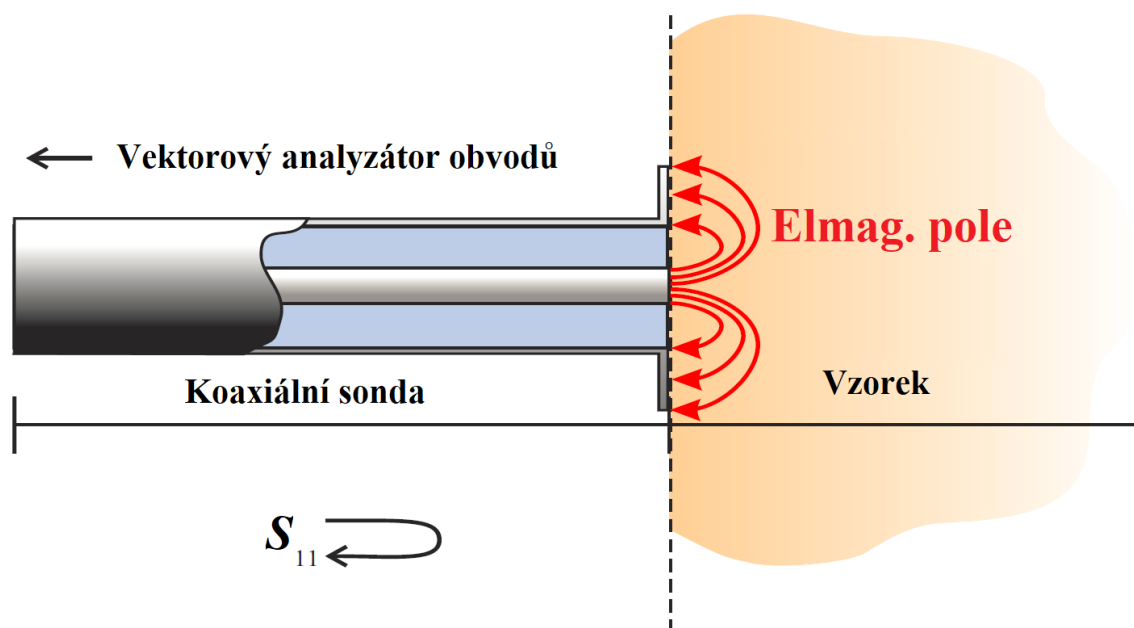
K měření dielektrických vlastností látek se používá mnoho metod. Nejrozšířenější metodou je odrazová metoda, která využívá otevřený konec koaxiálního vedení (coaxial probe). Další metodou je využití paralelního deskového kondenzátoru (parallel plate). Také je možnost využít rezonančních obvodů a dutinových rezonátorů (resonant cavity) nebo postup využívající odraz nebo přenos úseků vedení (transmissionline, free space). U těchto metod jsou dielektrické vlastnosti většinou měřeny nepřímou, získávají se tedy z jiné naměřené veličiny pomocí matematických modelů. Frekvenční rozsah metod pro měření dielektrických vlastností zobrazuje obrázek 1.1. Metody se od sebe liší nejen rozsahem frekvencí, ve kterém lze dielektrické vlastnosti měřit, ale hlavně svým principem, který souvisí s kvalitou měření materiálů o různých vlastnostech. [11, 18–20]



Obrázek 1.3: Metody měření dielektrických vlastností v závislosti na rozsahu použité frekvence. Převzato a upraveno z [18].

Na pracovišti Fakulty biomedicínského inženýrství máme k dispozici přístroj na měření dielektrických vlastností, který využívá otevřený konec koaxiálního vedení [21]. Tato metoda je neinvazivní, dostatečně přesná v mikrovlnné oblasti a lze ji použít pro nemagnetické homogenní materiály, ve kterých nejsou žádné vzduchové bublinky. Důležitá je dostatečná tloušťka vzorku uvedená ve specifikaci dané sondy, aby nedocházelo k nežádoucím odrazům na jeho rozhraní. Potřebný rozměr

vzorku je v porovnání s ostatními metodami velice malý. Nevýhodou je nutnost zajištění dokonalého kontaktu celé plochy měřicí sondy se vzorkem tak, aby se mezi sondu a vzorek nedostal vzduch. Když je sonda přiložena na měřený materiál, z vektorového analyzátoru obvodů (VNA) se vyše harmonická vlna o známé amplitudě a fázi, sonda následně přijímá a měří odraženou vlnu. Obrázek 1.4 zobrazuje princip metody otevřeného konce koaxiálního vedení. Změřené hodnoty amplitud a fází odražené a dopadající vlny jsou využity k určení tzv. komplexního koeficientu odrazu S_{11} . Z koeficientu odrazu se dopočítá relativní permitivita a vodivost materiálu. [11, 20, 21]



Obrázek 1.4: Princip metody otevřeného konce koaxiálního vedení. Převzato a upraveno z [22]

1.1.3 Fantomy biologických tkání

Fantom je v našem případě uměle vytvořený objekt simulující tvar nebo vlastnosti lidské tkáně, který je používán k simulaci interakce záření s lidskou tkání. Fantomy jsou potřeba pro preklinické testování mikrovlnných systémů a vývoj nových diagnostických metod. Existuje několik typů fantomů lišící se procesem výroby, použitým materiálem a teplotní a časovou stálostí. Není ale možné vyrobit dokonalý model fantomu, který by zcela přesně aproximoval anatomickou strukturu a vlastnosti biologických tkání. Je ale snaha o co největší přiblížení k těmto vlastnostem. Výroba anatomických fantomů je zdlouhavá a náročná. Pro některé aplikace postačí fantomy, které zanedbávají anatomickou strukturu a mají pouze přibližné hodnoty dielektrických vlastností. [14, 19]

Vodní a olejové fantomy

Vodní a olejové fantomy jsou vyráběny nejčastěji, jejich výrobou se zabývají studie [18, 23–26]. Nejčastější složení je destilovaná voda, sůl, agarový nebo želatinový prášek, olej a další příměsi pro zvýšení trvanlivosti. Výroba je založena na smíchání těchto složek ve vhodném poměru. Lze takto připravit fantomy o velice přesných dielektrických vlastnostech, které aproximují široké spektrum tkání v lidském těle. Další výhodou je jejich snadná výroba. Nevýhodou vodních a olejových fantomů je malá časová stálost způsobená vypařováním vody a degenerace materiálu. Opakované použití v rozsahu několika dnů je i za použití konzervačních metod problematické. Rovněž vodní a olejové fantomy nelze tvarovat, vždy je třeba nádoba, která určuje jejich tvar. Náklady na materiál pro výrobu nejsou velké, ale při častém míchání čerstvých vzorků náklady rostou. [11, 18]

Suché fantomy

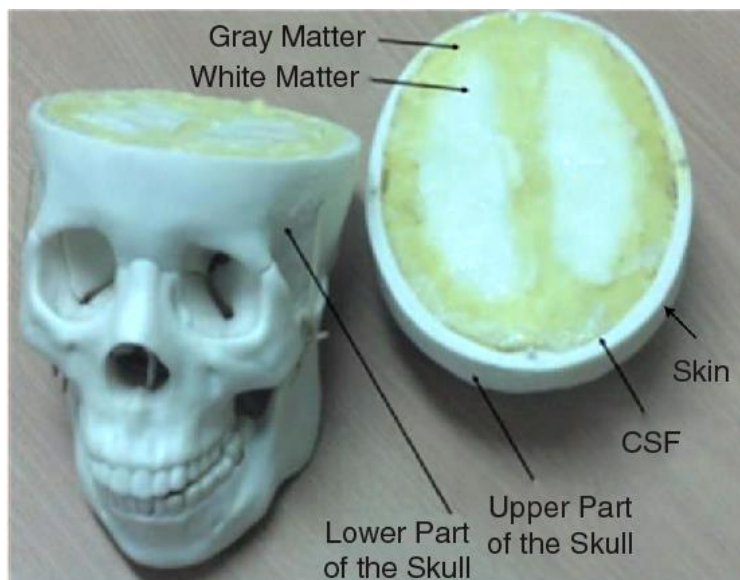
Výrobou suchých fantomů se zabývají studie [27–32]. Nejčastější složení suchých fantomů jsou různé druhy silikonů s příměsemi vodivých prášků, kterými je například grafit, hliník, Carbon black a Tuhalesk. V několika studiích [31–33] byla potvrzena teplotní i časová stálost suchých fantomů a také jejich větší odolnost v tlaku a tahu oproti fantomům na bázi vody. Pro výrobu tkání s vysokým obsahem vody je ale potřeba vysoké množství těchto prášků a směs pak tvoří hrudky a není homogenní. Ve studiích [29, 34] bylo využito malého množství acetonu (propan-2-on) pro zvýšení usnadnění míchání vzorků. V těchto studiích bylo také dokázáno, že aceton zvyšuje dielektrické vlastnosti vzorků. Ve studii [29] byl aceton nahrazen isopropanolem, který zvyšuje vodivost vzorku více než aceton, ale zvýšení permitivity vzorku je podobné jako u přídatku acetonu. To může být výhodou pro výrobu fantomů tkání s vyšším zastoupením vody. Nicméně v této studii bylo zjištěno, že vzorky s isopropanolem se více drobí a nemají tak dobré mechanické vlastnosti jako vzorky s acetonem nebo bez ředění. Nevýhodou suchých fantomů je pořizovací cena složek potřebných k výrobě, která se ale může vrátit při opakovaném použití fantomu. Další nevýhodou je složitý výrobní postup skládající se

z vyššího množství navazujících kroků a nutnost použití více pomůcek a ochranných oděvů proti vdechnutí jemných prášků.

1.1.4 Fantomy hlavy

Pro vytvoření fantomů lidské hlavy byly v [35–42] použity simulace na zjednodušené lidské hlavě. Stále více se objevuje snaha o vytvoření fyzických fantomů, na kterých bude možné zkoušet prototypy mikrovlnných systémů.

Ve studii [23] vytvořili fantom hlavy. Použili plastovou lebku, kde vlastnosti plastu připomínají kost. Lebka byla vyplněná agarem s rozdílnou koncentrací železa. Tento gel reprezentuje šedou hmotu mozkovou. Bílá hmota mozková je reprezentována vodním fantomem. Ve studiích [25, 26, 43] bylo použito PVC (polyvinil chlorid) pro výrobu ulity reprezentující kost. Vnitřek této ulity byl vyplněn fantomem vytvořeným z želatiny, kukuřičného škrobu, soli a azidu sodného. Tento fantom měl podobné vlastnosti jako průměr tkání v lebce. Podobný postup byl použit ve studiích [43, 44], kde byl vytvořen fantom obsahující mozkomíšní mok, šedou a bílou hmotu, mozeček a míchu. To vše v ulitě, která byla vytištěná na 3D tiskárně a reprezentuje ostatní tkáně (kůže, podkožní tuk a lebka). Později ve studii [46] bylo dokázáno, že tato vytištěná ulita nereprezentuje dostatečně přesně dielektrické vlastnosti vnějších tkání. Tyto fantomy se snaží napodobit anatomii lidské hlavy, ale stále se jedná o výrazné zjednodušení za využití plastových materiálů, gelů a substancí na bázi vody, které nejsou časově stálé. Vkládání fantomů cévní mozkové příhody na různé pozice a jejich opakované použití je u těchto fantomů nemožné.



Obrázek 1.5: Výrazně zjednodušený fantom hlavy vyrobený z agaru, který není časově stálý a neumožňuje vkládání fantomů cévní mozkové příhody na různé pozice. Převzato a upraveno z [24].

Lepší vlastnosti fantomů lze získat použitím silikonu či polyuretanu v kombinaci s vodivými prášky. Takové fantomy jsou schopné udržet tvar a konstantní dielektrické vlastnosti po dlouhou dobu. Umožňují také vytvořit komplexnější tvary fantomů připomínající anatomii lidské hlavy.

Ve studii [30] bylo využito 30 % grafitového prášku se silikonem na výrobu fantomů ruky a hlavy pro testování vlivu ručních bezdrátových zařízení.

Ve studii [27, 28] autoři použili keramický a grafitový prášek a polyfluoridovou pryskyřici jako lepidlo. Byl odlit fantom hlavy, který obsahoval jen jeden druh materiálů s průměrnými vlastnostmi všech tkání v hlavě. Ve studii [27] bylo prokázáno, že na výrobu fantomů nejsou vhodné grafitové piliny. Jedině kulový tvar grafického prášku o velikosti 20 μm a menší, poskytuje konzistentní dielektrické vlastnosti fantomu.

Ve studii [32] se autoři zabývali výrobou vzorků fantomů tkání v lidské hlavě za použití silikonu nebo polyuretanu, grafitového nebo Carbon black prášku a jejich kombinace. Bylo zjištěno, že změnou koncentrací prášků lze dosáhnout širokého spektra dielektrických vlastností, které napodobují tkáně. Takové vzorky jsou pak flexibilní, mechanicky pevné a mají stabilní dielektrické vlastnosti. Tedy ideální pro výrobu komplexních struktur tkání v lidské hlavě. Při větších procentuálních koncentracích prášků se ale ve vzorcích tvořily hrudky. Míchání směsi bylo obtížné a nebylo možné vytvořit homogenní směs.

Nejnovější studie [29] prezentuje dielektricky a anatomicky realistický fantom z polyuretanu s příměsí grafitového prášku a Carbon blacku. K ředění u vyšších koncentrací prášků byl použit aceton a isopropanol, které zvyšují dielektrické vlastnosti. Fantom je časově stálý a umožňuje vkládání fantomů CMP, ale pouze na dvě předem definované pozice. Tento fantom je vyroben pouze ze dvou vrstev. Vnitřní vrstva je váhovaný průměr mozkomíšního moku a šedé a bílé hmoty mozkové a druhou vrstvu tvoří váhovaný průměr kůže, tuku lebky a mozkomíšního moku. Fantom obsahuje i zjednodušený krevní cirkulační systém, který se vkládá pomocí úzkých trubiček do vnitřní vrstvy.



Obrázek 1.6: Dielektricky a anatomicky realistický fantom z polyuretanu, který je časově stálý a umožňuje vkládání fantomů CMP. Tento fantom je vyroben pouze ze dvou vrstev (mozek a okolní tkáň) a umožňuje vkládání fantomu CMP pouze na dvě pozice. Převzato a upraveno z [28].

1.1.5 3D tisk a materiály

3D tisk je proces, při kterém se z digitální předlohy vytváří fyzický model. Tento proces zažívá v posledních letech obrovský boom a přicházejí stále nové technologie a tím se otevírají i další možnosti využití 3D tisku. Technologie 3D tisku zvaná SLS (Selective laser sintering) funguje na principu laseru, kterým se spéká nylonový povrch tak, aby se materiál neroztavil, ale nebylo znát jeho vrstvení. Podobný princip má technologie DMLS (Direct Metal Laser Sintering), která laserovým paprskem ztavuje kovový povrch. Objekt je pak nutné dát vypálit ještě do pece pro jeho zpevnění. Současně je nejvíce využívanou technologií 3D tisku FDM (Fused Deposition Modeling) [47]. U technologie FDM objekt vzniká po tenkých vrstvách natavováním tenkého proužku plastového materiálu. Tuto technologii budu využívat ve své práci.

3D tisk se nejčastěji v průmyslu používá k výrobě prototypů. V biomedicíně inženýrství se 3D tisk používá na tisk kloubních či jiných implantátů. Tisk biokompatibilních materiálů je složitý i nákladný, ale kvůli svému principu umožňuje rychle adaptivní tisk implantátů na míru pacientovi. Tisk se provádí na základě počítačových modelů vyrobených ze snímků z výpočetní tomografie nebo magnetické rezonance konkrétního pacienta. Přímou při konstruování může technik ve spolupráci s lékařem zvolit místa, která budou opatřena biokompatibilním povrchem pro rychlou integraci s kostní tkání. Je také možné zvolit vhodnou pórovitost povrchu, se kterou se implantát vytiskne. [48, 49]

Materiál pro 3D tisk technologií FDM se prodává jako tisková struna (filament) namotaná na cívce. Nejčastěji se jedná o plastové vlákno jedné barvy. Nejpoužívanějším materiálem pro tisk je PLA [47]. Materiál **PLA** tedy Polylactic acid (kyselina polymléčná) je biologicky odbouratelný, protože je vyroben z kukuřičného škrobu. Má nízkou teplotní roztažnost a ve většině případů pro něj není potřeba vyhřívaná podložka tiskárny. Nevýhodou materiálu PLA je jeho křehkost a nízká odolnost, kdy materiál začíná být plastický už při teplotách nad 60 °C. [48, 50]

Materiál **ABS** (Acrylonitrile Butadiene Styrene) je velmi stálý plast s vysokou pevností a odolností pro teploty až 100 °C. Pro tisk z ABS se používají vyšší teploty než z PLA a vyhřívaná podložka tiskárny. Povrch vytištěných objektů z ABS lze vyhladit jeho leptáním v párách acetonu. Nevýhodou materiálu je jeho teplotní roztažnost, a tudíž problematický tisk větších objektů nad 15 cm. [48, 50]

Materiál **PET** (PolyEthylene Terephthalate) kombinuje všechny dobré vlastnosti z ABS a PLA. Je pevný, stálý a má nízkou teplotní roztažnost a vysokou chemickou a teplotní odolnost. Odolá teplotě i přes 100 °C. Teploty tisku s materiálem PET jsou o trochu nižší než s ABS, a tak je jeho tisk snazší. Lze s ním vytisknout větší objekty, které jsou mnohem flexibilnější a jednotlivé vrstvy k sobě mnohem lépe přiléhají než u ostatních materiálů. Materiál PET bývá často prodáván v modifikované formě PETG (Polyethylene Terephthalate Glycol), která je ještě odolnější než PET. [48, 50, 51]

Existuje mnoho dalších materiálů, které nejsou v 3D tisku tak rozšířené. Obecně platí, že pro technologii FDM lze použít téměř jakýkoli termoplastický polymer, který lze vyrobit ve formě filamentu. Poslední dobou se experimentuje i s různými příměsí ve filamentu, které tisknutým objektům mohou dodávat zajímavé vlastnosti. Jednou by mohlo být možné zakoupit filament s příměsí grafitového prášku, který bude mít podobné vlastnosti jako tkáň v lidském těle. [48, 50]



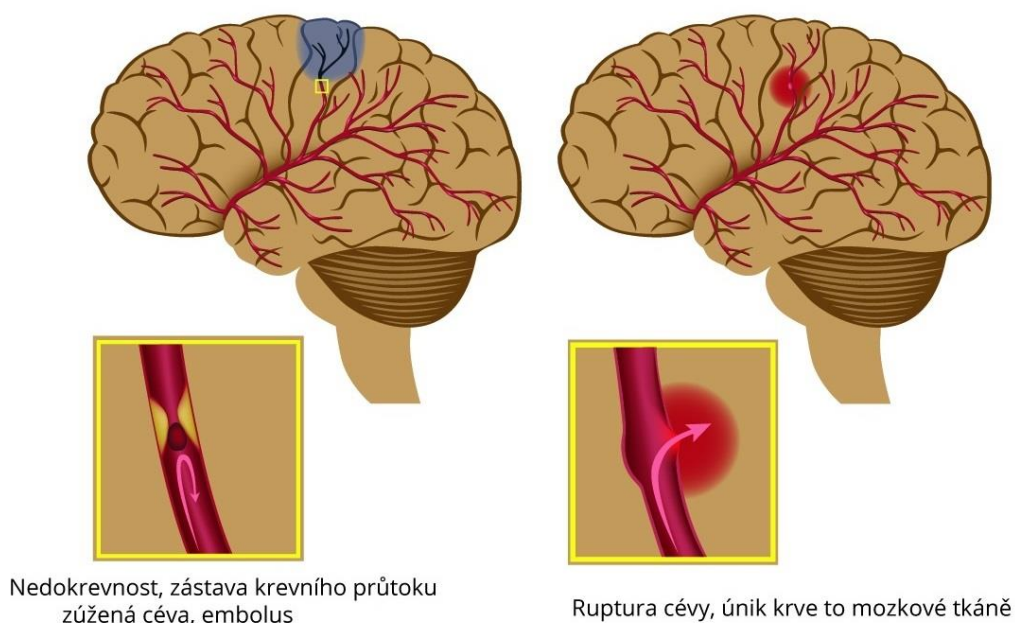
Obrázek 1.7: Ukázka možností 3D tisku od společnosti Prospan. Vlevo náhrada dolní čelisti. Vpravo specifická náhrada vyrobená pacientovi na míru. Převzato a upraveno z [48].



Obrázek 1.8: Ukázka možností 3D tisku od společnosti Prospan. Monobloky acetabulárních jamek z titanové slitiny, které mají pórovitý povrch. Převzato a upraveno z [48].

1.1.6 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) je životu ohrožující stav způsobený poruchou cerebrální cirkulace krve. Máme dva druhy CMP, hemoragickou a ischemickou, u kterých je důležité jejich včasné a přesné rozlišení, protože jejich léčba je zcela odlišná. Podle světové zdravotnické organizace se každý rok na celém světě objeví cévní mozková příhoda u 15 milionů lidí, z toho 5 milionů takových lidí zemře a téměř stejný počet lidí má trvalé následky. Ve vyspělých zemích klesá výskyt CMP, a to především kvůli snaze snižování krevního tlaku a kouření. Nicméně celková míra CMP zůstává vysoká kvůli stárnutí populace. CMP je jednou z nejnebezpečnějších nemocí a hlavní příčinou invalidního postižení u dospělých. Má tak i velký socioekonomický dopad na celou společnost. [52, 53]



Obrázek 1.9: Ischemická (vlevo) a hemoragická (vpravo) cévní mozková příhoda. Převzato a upraveno z [53].

Hemoragická cévní mozková příhoda

Při hemoragické CMP dojde k protržení mozkové cévy a v důsledku toho dochází ke krvácení do mozku. Krvácení může být intracerebrální (výskyt v 17 % případů), nebo intraventriculární či subarachnoidální (výskyt v 3 % případů). Krvácení se zastavuje endovaskulárním nebo neurochirurgickým zákrokem. Hemoragická CMP se vyznačuje vyšší úmrtností než u ischemické CMP. [4, 25, 37, 54, 55]

Ischemická cévní mozková příhoda

U ischemické CMP dochází k uzavření mozkové cévy krevní sraženinou, což způsobí snížení průtoku krve a dochází k nekróze. Okolo 85 % cévních mozkových příhod tvoří ischemická CMP, kde každou minutu odumírají přibližně dva miliony neuronů, které se už nikdy neobnoví. Rychlá diagnostika a léčba je proto zásadní. Ischemická CMP lze léčit nasazením trombotické terapie, která rozpustí sraženinu a obnoví cirkulaci krve, nebo je možné chirurgické odstranění sraženiny. Musí ale dojít k jasné diagnostice ischemické CMP, protože kdyby byla nasazena trombotická terapie při hemoragické CMP, došlo by ke zředění krve, zvýšení krvácení do mozku a vážnému ohrožení pacienta na životě. [4, 25, 37, 54, 55]

Diagnostika cévní mozkové příhody

Dnes se nejčastěji na diagnostiku CMP využívá výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance (MRI), lze ale využít i ultrazvukové vyšetření (UZ) nebo pozitronovou emisní tomografii (PET). I když tyto systémy dokáží přesně určit lokalizaci CMP, mají i nevýhody. CT obsahuje ionizující záření, nedokáže rozlišit malé zasažené oblasti a problém může být i s diagnostikou v prvotním stádiu CMP, kdy se postižená tkáň nejeví abnormálně. MRI poskytuje vysoký kontrast měkkých tkání, neobsahuje ionizující záření, a tak umožňuje přesné určení místa vzniku a typu CMP i u malých oblastí v počátečním stádiu nemoci. Vyšetření pomocí MRI je ale drahé, nevhodné pro pacienty s klaustrofobií nebo s implantovanými kovovými předměty a také zdlouhavé. U CMP je velice důležitá rychlá a přesná diagnostika. Tyto přístroje kvůli své robustnosti neumožňují jejich transport pro použití v terénu např. ve vozech zdravotnické záchranné služby. Jako přenosné zařízení lze využít ultrazvuk, který poskytuje nepřímé vyšetření CMP. Lze s ním určit jen stav krčních tepen, cévních stěn, hemodynamiky a srdeční činnosti. Tyto údaje mohou signalizovat vznik CMP, ale neposkytnou nám dostatek informací pro zahájení správné léčby. Právě proto má pro diagnostiku CMP velký potenciál mikrovlnná technika, pomocí které je možné vytvořit malý, přenosný a také levný systém pro diagnostiku CMP už v přednemocniční péči. Mikrovlnné zobrazování poskytuje vysoký kontrast mezi zdravou a CMP postiženou mozkovou tkání, je neinvazivní a obsahuje neionizující záření. Ke změnám dielektrických vlastností, které mikrovlnný systém sleduje, dochází ihned po vzniku CMP a lze tak určit počáteční stádia CMP. Takové systémy jsou ale stále ve vývoji. [25, 44, 53, 55]

Dielektrické vlastnosti tkáně při cévní mozkové příhodě

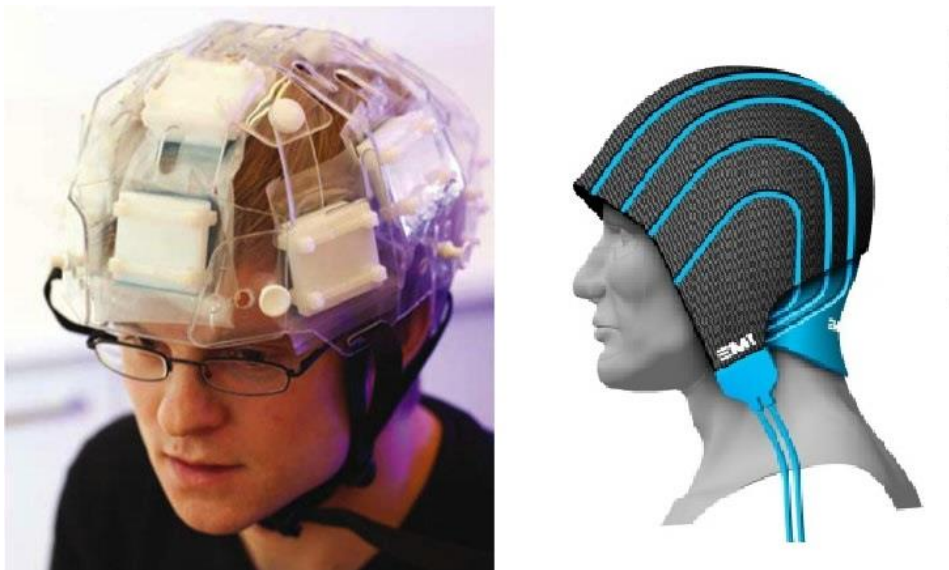
Ve studii [6] bylo experimentálně na mozku prasete zjištěno, že ischemická CMP bezprostředně po vzniku způsobuje změny v dielektrických vlastnostech mozkové tkáně. Dochází ke snížení dielektrických vlastností, které klesají o 10 % až 25 % od původní hodnoty. Studie také prokázala, že pokud je krevní zásobení po vzniku CMP znovu obnoveno, mění se dielektrické vlastnosti v opačném směru. V této studii byla použita

frekvence 1 GHz a experiment proběhl na mozku prasete. Je dokázáno [56], že mozek prasete má velice podobné dielektrické vlastnosti jako lidský mozek.

1.1.7 Mikrovlnný zobrazovací systém pro detekci CMP

Mikrovlnné systémy pro detekci cévní mozkové příhody jsou zatím v experimentálním vývoji. V několika studiích [44, 57–59] byly prezentovány různé prototypy. Nejčastěji se v literatuře zmiňují mikrovlnné systémy od EMTensor nebo Medfield Diagnostics.

EMTensor mají patentovaný elektromagnetický tomografický systém, který poskytuje strukturní i funkční 3D zobrazení hlavy. Tento systém lze integrovat do vozů zdravotnické záchranné služby, kde probíhá samotné měření a data se pak posílají přes internet ke zpracování. Posílání dat přes internet a jejich náročné zpracování je i hlavní nevýhodou tohoto systému. Jejich cílem je vytvořit elektromagnetický tomografický systém poskytující nepřetržitý monitoring pacientů, který bude vypadat jako čepice, případně bude integrován do opěrátko v autě nebo židli. [60]



Obrázek 1.10: Prototyp mikrovlnné helmy od firmy Medfield Diagnostics (vlevo) a možná budoucí podoba výsledného produktu od firmy EMTensor (vpravo). Převzato a upraveno z [59, 60].

Medfield Diagnostics vyvinul přístroj jménem Strokefinder, který dokáže díky algoritmům strojového učení během 45 sekund rozlišit rozdíl mezi ischemickou a hemoragickou CMP. Zařízení neposkytuje obraz, ale jen pomocí algoritmů strojového učení zpracovává signál, což je méně náročné na výpočetní výkon. Systém se skládá ze soustavy 10 antén, mikrovlnné jednotky a počítače pro zpracování signálu. Tento systém se kompletně vejde do kufříku, bez nutnosti zasílání dat po internetu. Přizpůsobení

helmy tvaru hlavy pacienta je řešeno sáčkem, do něhož je přivedena kapalina. Kapalina vyplňuje prostor mezi anténami a hlavou pacienta a plní i funkci impedančního přizpůsobení. Jedná se stále o experimentální zařízení, které bylo testováno na pacientech, kteří nebyli přímo ohroženi na životě, tedy až několik hodin po vzniku CMP. Tento fakt zpomaluje další vývoj, protože pro přesnější výsledky a vylepšení zařízení potřebuje algoritmus co nejvíce aktuálních dat od pacientů. Strokefinder dokázal v několika testech spolehlivě rozlišit, zda má pacient hemoragickou CMP. Ischemickou CMP ale několikrát zařadil do kategorie hemoragické CMP. Společnost Medfield Diagnostics doufá v komerční nasazení Strokefinderu, čímž by klesla i jeho cena, která by tak byla mnohem menší než cena CT. Nyní Medfield Diagnostics plánuje CE certifikaci přístroje MD100. [61, 62]



Obrázek 1.11: Přístroj Strokefinder MD100 od firmy Medfield Diagnostics plně integrovaný do vozů zdravotnické záchranné služby. Převzato a upraveno z [60].

Ve studiích [5, 6] bylo zjištěno, že frekvence blízko 1 GHz je nejvhodnější frekvencí pro mikrovlnný systém na zobrazování lidské hlavy. Frekvence okolo 1 GHz je kompromisem mezi velkým útlumem na vysokých frekvencích a prostorovým rozlišením, které by byly na nižších frekvencích lepší.

Rozptylové parametry

Popis komplexních mikrovlnných systémů se provádí pomocí rozptylových parametrů. Rozptylové parametry neboli s-parametry (z anglického Scattering) popisují šíření elektromagnetických vln. Matice rozptylových parametrů (S – matice) udává vztah mezi vstupními a výstupními veličinami. Tento vztah lze vyjádřit i pomocí soustavy rovnic. Matice rozptylových parametrů vzniká tím, že vyšleme signál z jednoho portu, ten se v prostoru mezi ostatními porty odráží, rozptyluje, mizí ve formě tepla a poté

dopadá na ostatní porty, které tento signál přijímají. Vzniká tak matice komplexních čísel, která pro N -portů má velikost $N \times N$. Na její hlavní diagonále se nachází koeficienty odrazu pro každý port. Prvky mimo hlavní diagonálu se označují jako koeficienty přenosu mezi jednotlivými porty. Z principu reciprocity vyplývá, že vzájemně nezávislé koeficienty jsou všechny, které se nachází na diagonále a nad ní. [10, 63]

Počet nezávislých koeficientů rozptylové matice se vypočítá podle vzorce:

$$N = (A + 1) \cdot \frac{A}{2}, \quad (1.3)$$

kde N je počet nezávislých koeficientů a A je počet antén mikrovlnného systému.

1.1.8 Algoritmy klasifikace v elektromagnetickém inženýrství

U mnoha problémů řešených elektromagnetickým inženýrstvím můžeme znát vstup a výstup systému. Pokud víme, že se budou měnit dielektrické vlastnosti tkání v mozku při cévní mozkové příhodě, bude se tak měnit i signál z mikrovlnného systému. Můžeme pak určit vlastnosti neznámého systému. Často se v elektromagnetickém inženýrství používají algoritmy strojového učení s učitelem, které potřebují znát vzorek vstupních dat pro svoje trénování. Vstupní data algoritmu pro jeho učení lze u velkého počtu aplikací získat synteticky pomocí simulací nebo měření na fantomech. Měření na probandech nejsou často možná neboť získání velkého množství dat, které algoritmy potřebují, je zdlouhavé a brzdí tak vývoj. [64, 65]

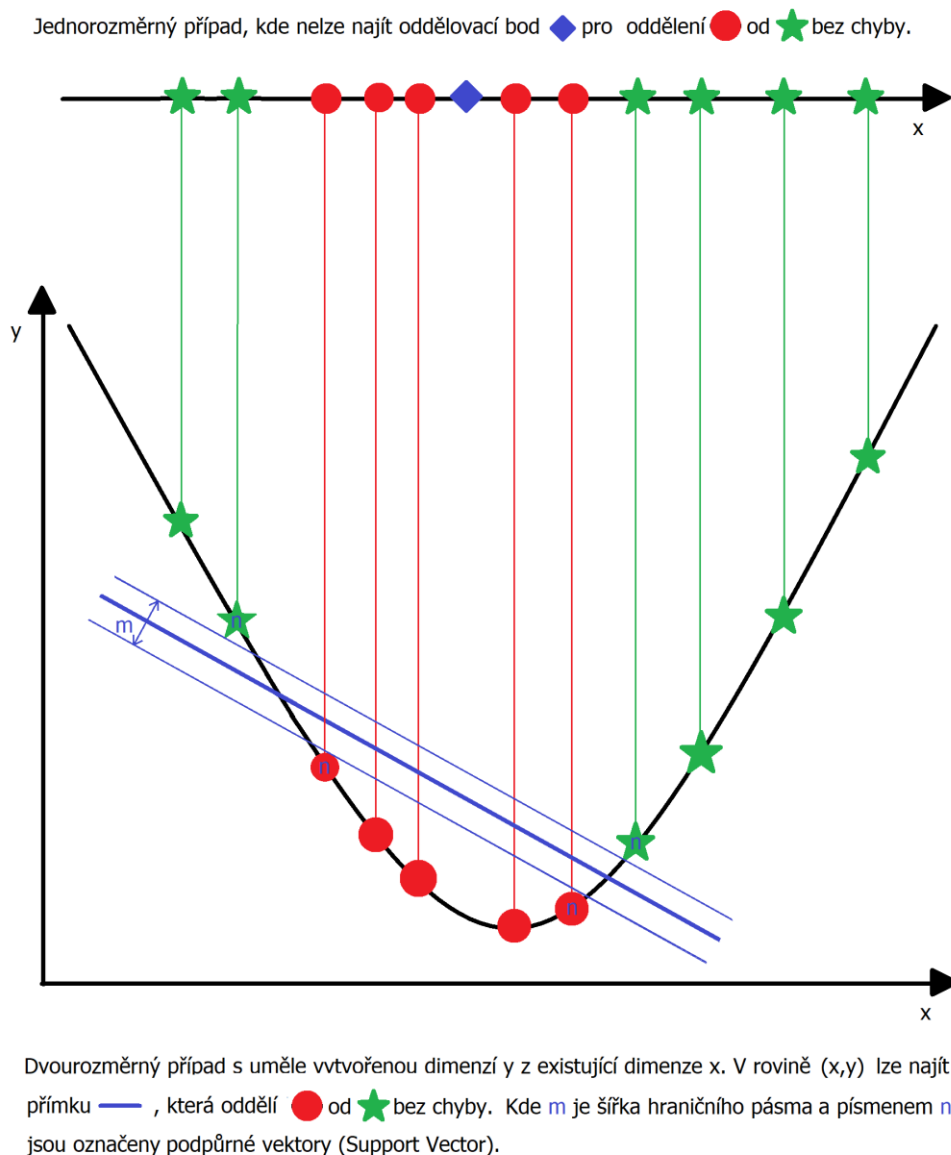
Algoritmy, které z trénovacích dat hledají oddělovací hranice tříd, umí nastavovat parametry pro převážně lineární funkce. Najít nelineární oddělovací funkci je obtížné a hrozí uvíznutí v lokálním extrému, daleko od optima. Mnohdy je nalezení nelineární oddělovací funkce neproveditelné kvůli vysoké výpočetní náročnosti dané mnoha umělými dimenzemi. Existují však i metody, které využívají výhody efektivních lineárních metod a současně jsou schopny reprezentovat vysoce složitě nelineární funkce. Takovým algoritmům se říká jádrové algoritmy (kernel machines). Široce rozšířenými jádrovými algoritmy pro řešení problémů v elektromagnetizmu jsou algoritmy podpůrných vektorů, v angličtině Support Vector Machine (SVM). [64, 66]

1.1.9 Support Vector Machine (SVM)

SVM je jádrovým algoritmem, který provádí mapování vstupních dat do uměle vytvořených dimenzí, kde už je možné lineární oddělení dat nadrovinou. Optimální nadrovinu definují podpůrné vektory (Support Vector), které leží nejbližší u hranice. Podpůrné vektory mají stejnou vzdálenost od oddělovací nadroviny a určují tak šířku

oddělovacího pásma. Podpůrné vektory jsou trénovací vektory, které mají nejvyšší informační hodnotu pro klasifikační úlohu, ale zároveň představují nejobtížnější klasifikovatelné vzory, protože leží nejbliž u hranice. Princip algoritmu SVM ukazuje obrázek 1.12. [64, 66, 67]

Jedná se o flexibilní algoritmus podpůrných vektorů, který eliminuje mnoho problémů neuronových sítí a rozhodovacích stromů. Nemá problémy s lokálními minimy, a tak jsou výsledky stabilní, reprodukovatelné a z velké části nezávislé na specifickém algoritmu, který byl použit na optimalizaci. Algoritmy SVM jsou jednoduché na použití, obsahují malé množství nastavení a jsou dostatečně robustní. [64, 66]



Obrázek 1.12: Princip algoritmu SVM ukázaný na mapování jednorozměrných dat do uměle vytvořené druhé dimenze, ve které je již možné lineární oddělení dat přímkou. Převzato a upraveno z [67].

Princip trénování SVM

Princip trénování SVM spočívá ve vyhledání nejhůře klasifikovatelného vzoru ve vstupních datech. Takový vzor je nejvíce vzdálen od nadroviny a leží na její nesprávné straně. Parametry nadroviny se aktualizují tak, aby byl vzor na správné straně. Vzor pak tvoří jeden z nosných vektorů. Pro optimální nadrovinu platí, že musí být umístěna v co největším odstupu (angl. Maximal margin) od krajních bodů, nazývaných podpůrné vektory (angl. Support Vectors). Algoritmus se tedy snaží vytvořit z trénovacích dat co nejširší oddělovací pásmo. Širší oddělovací pásmo poskytuje lepší generalizaci klasifikátoru pro budoucí neznámé případy, a tudíž i velkou robustnost SVM. Šířka oddělovacího pásma závisí na výběru nosných vektorů a i jejich malá změna může šířku oddělovacího pásma ovlivnit, proto je důležitá co nejlepší volba trénovacích dat. [68, 69]

Parametry nastavení SVM

Mezi nejdůležitější parametry SVM patří jádro (kernel), γ a C . Je možné vybrat několik typů jader, které jsou základem SVM algoritmu. Pro lineární SVM bez mapování dat do vyšších dimenzí můžeme zvolit lineární jádro. Pro nelineární data lze zvolit jádro RBF (Radial basis function) nebo polynomiální jádro. RBF jádro je nejpoužívanější, protože není tak výpočetně náročné, jako jádro tvořené polynomem. [68, 69]

Nejlepší hodnoty parametrů γ a C nejsou známy předem. Musíme provést vyhledání těchto parametrů, k tomu se používá cross-validace. Cross-validace nejprve rozdělí tréninkovou množinu na podmnožiny stejné velikosti a postupně testuje každou podmnožinu za použití klasifikátoru vyškoleného na zbývajících podmnožinách. Přesnost cross-validace udává procentní podíl dat, které jsou správně klasifikovány. Když cross - validace určí správné C a γ , tak se celý model natrénuje znovu a vygeneruje tak finální klasifikátor. Cross-validace eliminuje problém přeučení (overfitting). K přeučení dochází při použití stejných dat na trénování i testování. Přeučený model má lepší vlastnosti na trénovacích datech a výrazně horší vlastnosti na datech testovacích. Z toho vyplývá, že model bude mít generalizující schopnosti na neznámých datech. V takovém případě je třeba provést fázi učení znovu s jinými parametry. [68, 69]

Parametr γ používá jen jádro RBF a určuje nám, jak daleko od nadroviny budou mít body vliv na hranici. Při vysoké hodnotě γ ovlivňují nadrovinu jen body, které jsou k ní blízko a vzdálené body nemají na nadrovinu vliv. Nadrovina se může začít zakřivovat kolem jednotlivých bodů. Při nízké hodnotě γ nadrovinu ovlivňují i vzdálené body. [68, 69]

Parametr C určuje kompromis mezi rovností nadroviny a počtem správně klasifikovaných tréninkových bodů. Pro vyšší hodnoty C se bude nadrovina zakřivovat kolem jednotlivých bodů tak, aby všechny body zařadila do správné oblasti.

Tímto však klasifikátor ztrácí schopnost zobecňovat. Při nižších hodnotách C bude nadrovin sice rovná, algoritmus bude více obecný, ale může dojít k nesprávné klasifikaci některých bodů. [68, 69]

Neexistuje jeden algoritmus či jedno jediné nastavení algoritmu, které by přinášelo největší efektivitu a rychlost a nejlepší výsledky pro všechny aplikace a všechny druhy problémů ("No Free Lunch" teorém [70]). Pro určitá data mohou dávat stejně dobré výsledky také jiné algoritmy, např. k -NN. Avšak pro velmi rozsáhlá data přináší SVM velkou výhodu v tom, že nepotřebuje všechny trénovací příklady pro klasifikaci budoucích neznámých (jako např. k -NN), protože používá pouze podmnožinu, kterou jsou nosné vektory objevené tréninkem. Jejich počet může (i nemusí) být jen zlomkem všech použitých trénovacích dat. [68, 69]

Support Vector Machine (SVM) pro klasifikaci CMP

Ve studiích [71–73] byl algoritmus SVM úspěšně použit pro lokalizaci objektů pod zemským povrchem. Takový systém lze použít třeba pro detekci min, úniků vody z prasklého potrubí, ale i v medicíně právě na detekci krvácivého ložiska v hlavě.

Ve studii [3] byl SVM algoritmus použit na lokalizaci cévní mozkové příhody. Realizovaný mikrovlnný systém by pro získání dobrého rozlišení musel obsahovat velké množství malých antén, protože principem bylo rozeznání přítomnosti CMP mezi dvěma anténami. Lepší metodu zvolili ve studii [65], kde z 10 antén zjišťují pozici CMP pomocí nejvyšší odchylky měřených rozptylových parametrů na anténě od normálu. Autoři studie využili toho, že signál u antén, které jsou v blízkosti CMP, je přítomností CMP ovlivněn více než signál u antén vzdálených od CMP. Zde byl použit složitější algoritmus, který je popsán v [1].

Ve studiích [5, 7, 74] byl na detekci CMP použit algoritmus Subspace Distance, který podobně jako SVM pracuje s dimenzemi prostoru a její vzdáleností, jen není zřejmé, jaká vzdálenost byla použita. Nicméně výsledky byly porovnány s Euklidovským klasifikátorem a Pseudo-inverzním Mohalambisovým klasifikátorem. V této studii bylo prokázáno na experimentálních a klinických datech, že je možné při využití mikrovlnného systému odlišit pacienty s hemoragickou CMP a bez ní. Euklidovský klasifikátor a Pseudo-inverzní Mohalambisův klasifikátor byly v odlišení neúspěšné. Dále bylo zjištěno, že vzdálenost nadrovin se monotónně zvyšuje s velikostí krvácivého ložiska v hlavě.

Ve studii [75] byl algoritmus Subspace Distance vylepšen o detekci více tříd podle velikosti krvácivého ložiska CMP. V této studii byla také objevena korelace mezi vzdáleností nadrovin a velikostí krvácivého ložiska. Dále bylo zjištěno, že pozice antén neovlivňuje tolik přesnost měření. Rozdíly v signálu v důsledku velikosti a polohy CMP jsou malé oproti rozdílům signálu v závislosti na velikosti hlavy, která způsobovala největší variabilitu dat. I přes to klasifikátor dosahoval vysoké přesnosti.

1.2 Cíle práce

Cílem této práce je vytvořit zjednodušený fantom hlavy dospělého člověka. Fantom hlavy se bude skládat z tkání, které jsou obsaženy v mozkové části hlavy. Jako předloha budou použity skeny z magnetické rezonance skutečného člověka. Jistě se nevyhnu zjednodušení anatomie fantomu oproti originálu. Fantom dospělé hlavy by měl umožnit vkládání fantomů ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody, které mám také vytvořit. Kůže s tukem, kost a mozkomíšní mok budou tvořit pevnou část fantomu, která bude časově stálá a bude možné ji použít vícekrát. Bílá a šedá hmota bude spojena v jednu kapalnou složku. Fantomy ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody budou vkládány do kapalně složky, což umožní jednoduše měnit jejich pozice a velikost.

Vytvořený fantom hlavy bude umístěn do mikrovlnného zobrazovacího systému, který se na FBMI vyvíjí. Mikrovlnný zobrazovací systém měří odrazové a přenosové parametry. Provedeme několik měření pro oba fantomy cévní mozkové příhody na různých pozicích. Výstup měření bude matice rozptylových parametrů.

Rozptylové parametry by se měly lišit v závislosti na přítomnosti nebo nepřítomnosti fantomů cévní mozkové příhody. Bude tedy vyhodnocena variabilita dat, která je nezbytná pro klasifikaci pomocí metody Support Vector Machine. Tato metoda by měla být schopna určit, zda je ve fantomu přítomna cévní mozková příhoda či nikoli. Support vector Machine je algoritmus učení s učitelem, tudíž potřebuje určité množství dat na trénování jako předlohu. Bude diskutována správnost detekce v závislosti na počtu použitých dat k trénování algoritmu.

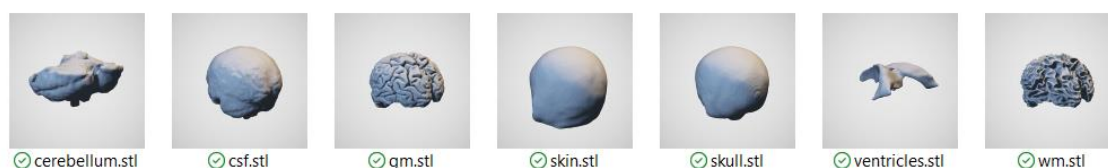
2 Metody

V této kapitole se budu věnovat výrobě forem pro odlévání fantomů hlavy dospělého člověka. Formy budou vytištěny na 3D tiskárně. Další částí práce je hledání vhodných koncentrací složek fantomu tak, aby fantom co nejvíce připomínal dielektrické vlastnosti tkání, ze kterých je hlava dospělého člověka složena. Po vyhodnocení vzorků bude pomocí vyrobených forem zhotoven fantom hlavy dospělého člověka. Fantom se bude v co nejvyšší míře shodovat s anomií a dielektrickými vlastnostmi hlavy dospělého člověka.

Vyrobený fantom bude použit na měření přenosových a odrazových parametrů v již existujícím experimentálním mikrovlnném systému pro detekci cévní mozkové příhody (CMP). Naměřená data budou vyhodnocena a bude provedena jejich klasifikace a detekce fantomu CMP za použití algoritmů umělé inteligence učení s učitelem.

2.1 Výroba forem pro odlévání fantomů

Pro vytvoření podélně homogenního zjednodušeného fantomu hlavy dospělého člověka, který umožní vkládání fantomů cévní mozkové příhody (CMP), byly použity modely z databáze The Population Head Model repository V1.0 společnosti IT'IS Foundation [76, 77]. Tato databáze obsahuje celkem 50 skenů hlav mužů i žen ve věku 22-35 let, které byly vytvořeny v magnetické rezonanci. Každý proband vystupuje anonymně pod číslem, které tvoří název složky. V této složce jsou uloženy modely jednotlivých částí mozku ve formátu STL. Ve složce jsou: kůže spojená s podkožním tukem (skin), lebka, mozkomíšní mok, šedá hmota mozková, bílá hmota mozková, mozeček a komorový systém mozku. Jednotlivé části jsou zobrazeny na následujícím obrázku.



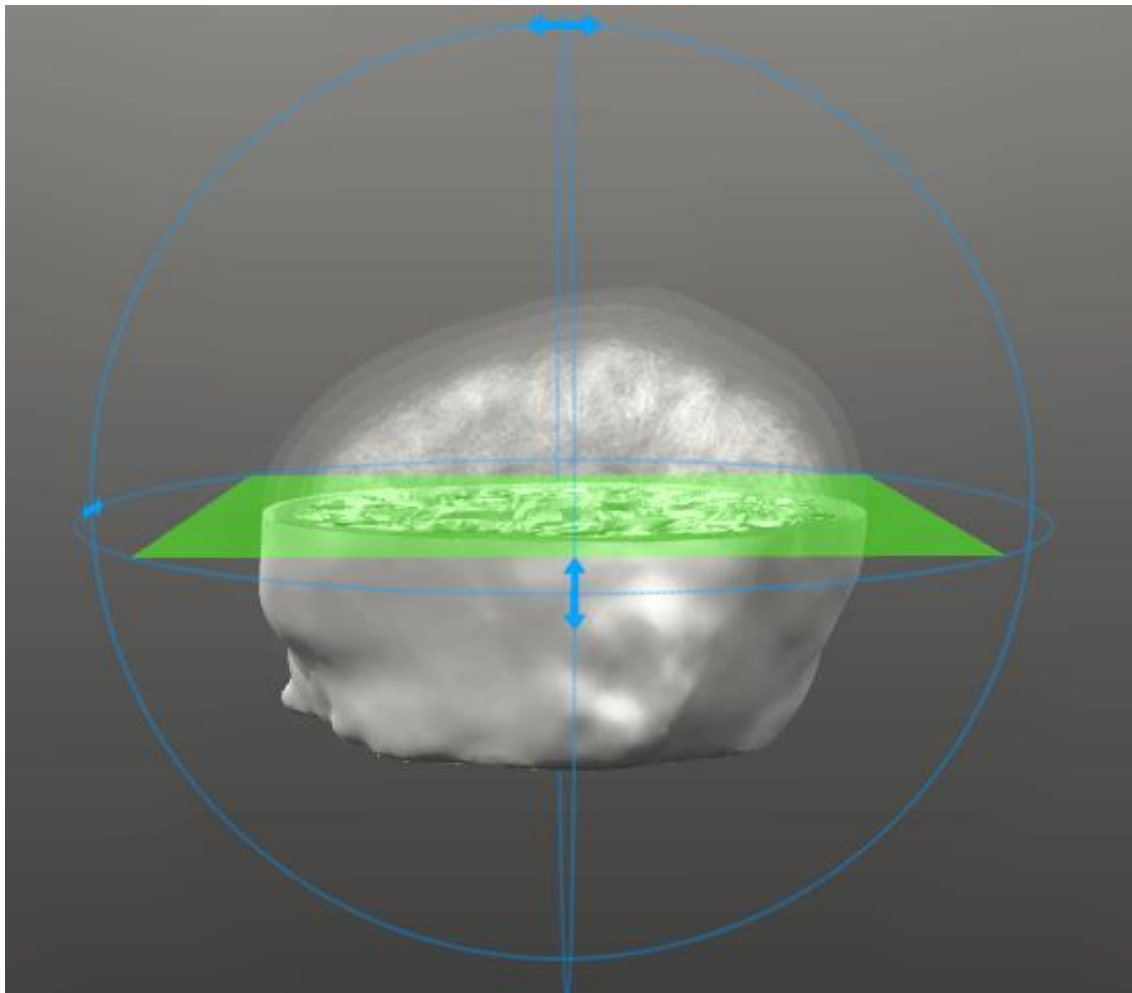
Obrázek 2.1: Jednotlivé modely částí lidské hlavy vytvořené ze skenů magnetické rezonance převzaté z [76].

Pro vytvoření forem, do kterých budu fantomy odlévat, jsem si náhodně zvolil probanda číslo 122317. Soubory STL, které představují kůži, lebku, mozkomíšní mok, šedou hmotu mozkovou a bílou hmotu mozkovou, jsem si načel do programu 3D Builder. V programu 3D Builder jsem provedl řez těmito částmi (viz obrázek 2.2). Pro vytvoření

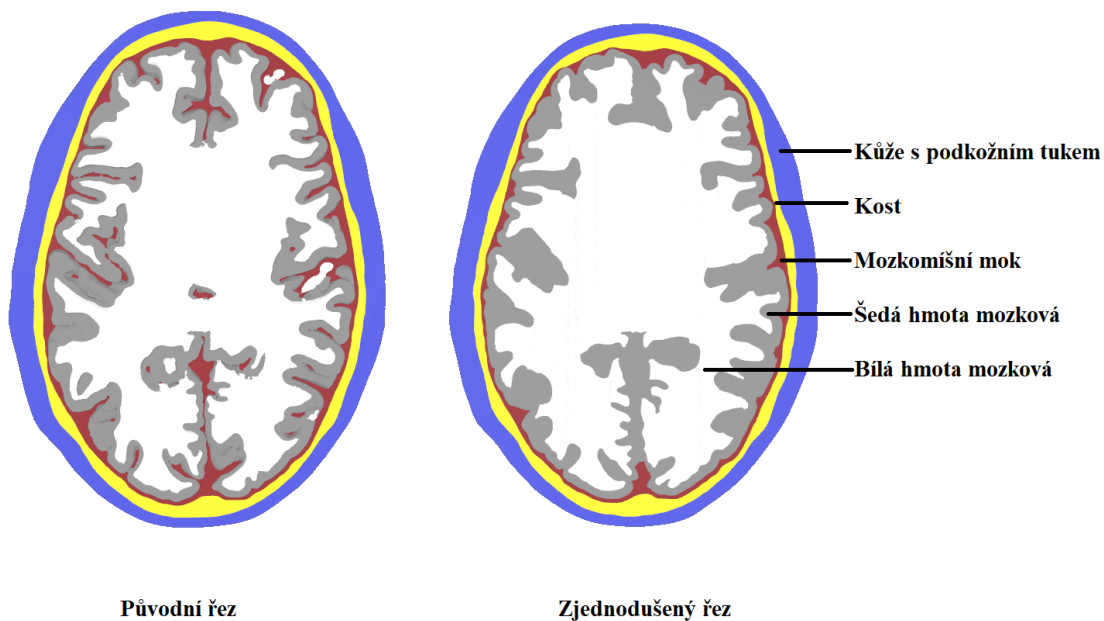
forem, bylo potřeba takto provedený řez nejprve zjednodušit. Zjednodušení jsem v programu 3D Builder docílil tak, že jsem vkládal a slučoval objekty s jednotlivými částmi. Dále jsem jednotlivé řezy prodloužil na výšku 200 mm. 3D model kůže jsem použil jako předlohu pro rozebíratelnou formu a ostatní části ponechal jako celistvé formy. K vytvoření duté formy dojde až v programu Slic3r před tiskem. Obrázek 2.4 zobrazuje formy ve formátu STL připravené na tisk.

Obrázek 2.5 zobrazuje rozebíratelnou formu pro vytvoření ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody, kterou jsem rovněž vytvořil. Forma má tvar válce s průměrem 40 mm a výškou 200 mm.

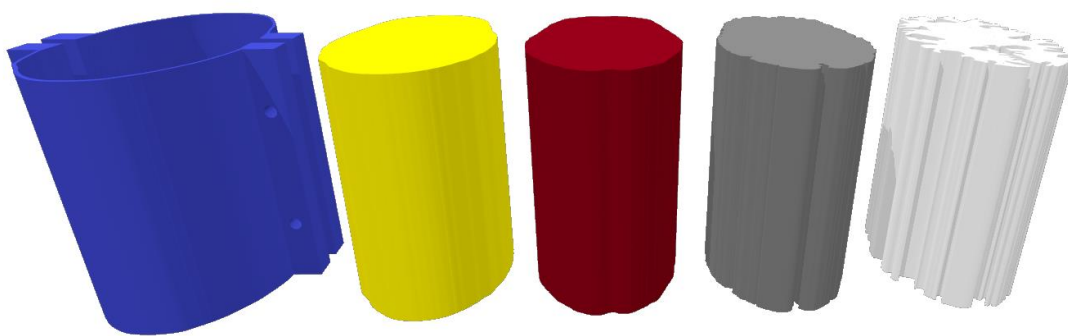
Také jsem vytvořil návrh 3D anatomicky realistických forem pro výrobu fantomu hlavy (viz obrázek 2.6). Tyto formy ještě více napodobují anatomii hlavy dospělého člověka.



Obrázek 2.2: Provedený řez mozkovou částí lidské hlavy dospělého člověka v programu 3D Builder.



Obrázek 2.3: Řezy mozkovou částí lidské hlavy. Vlevo původní geometrie tkání získaná ze skenů magnetické rezonance. Vpravo zjednodušená geometrie pro tvorbu forem.



Obrázek 2.4: Vytvořené modely podélně homogenních forem jednotlivých tkání lidské hlavy, které jsou připravené na tisk.



Obrázek 2.5: Model formy pro vytvoření podélně homogenních fantomů ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody.



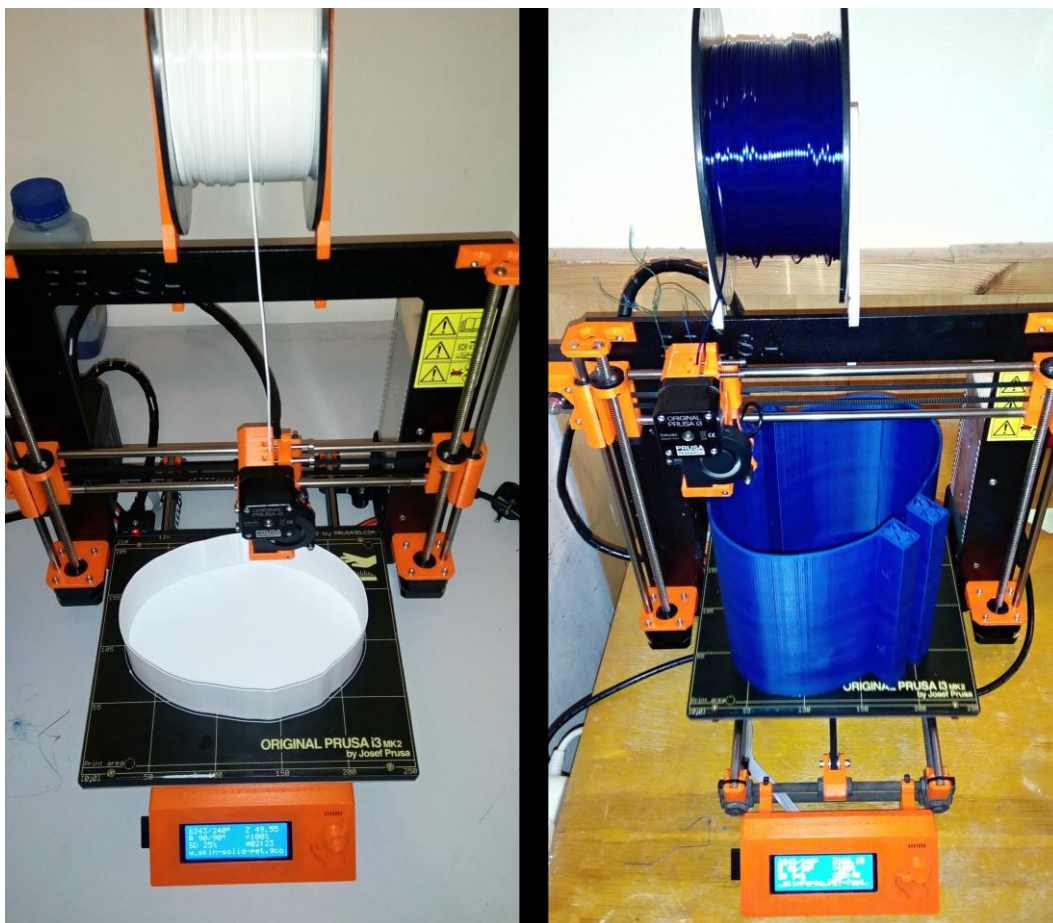
Obrázek 2.6: Modely 3D anatomických forem pro tvorbu fantomu, který bude ještě ve větší míře připomínat anatomii lidské hlavy.

2.1.1 Nastavení 3D tiskárny a tisk

Pro tisk forem jsem použil tiskárnu Prusa i3 MK2 s firmware verze 3.1.0. Pro převedení STL modelů na soubor GCODE, se kterým pracuje tiskárna, jsem použil program Prusa 3D Slic3r MK2 verze 1.39.1. Tento program umožňuje široké množství nastavení tisku a generuje příkazy pro pohyb extrudéru.

Modely STL jsem importoval do programu. U forem jsem pro rychlejší tisk zvolil výšku vrstvy 0,35 mm. Jako materiál jsem zvolil PETG kvůli jeho výhodám diskutovaným výše. V záložce *Print Settings* jsem zvolil tisk pouze 2 perimetrů na stěnách, což odpovídá tloušťce vrstvy 0,86 mm. Při této tloušťce budou formy ohebné, a tak jsem předpokládal snadnější vyndání fantomů z forem. Při prvním odlití fantomu jsem zjistil, že stěna je moc tenká, formy praskají, propouští tekutiny a nejsou vhodné na další použití. Proto jsem vytiskl formy verze 2, které mají tloušťku stěny 4 perimetry, což odpovídá 1,83 mm. Dále jsem zvolil 4 vrstvy tisku u podstavy a 0 vrstev na vrchu. Toto nastavení v kombinaci s nastavenou výplní 0 % vytvoří z celistvých modelů duté formy. Nastavení jsem uložil do poznámek v samotném vygenerovaném kódu. Nastavení tisku je tak možno číst v kterémkoli textovém editoru po načtení daného GCODE. Pro tisk formy jsme použil obdobné nastavení, ale zde bylo potřeba, aby forma byla pevná a neprohýbala se. Proto bylo nutné zvolit tisk alespoň 3 perimetrů u vnější a vnitřní stěny, tudíž celková tloušťka stěny bude 2,54 mm. Vytisknuté formy verze 1 s tenkými stěnami jsou zobrazeny na obrázku 3.1., verze 2 s tlustšími stěnami na obrázku 3.2. a 3D anatomické formy, které ještě více připomínají anatomii lidské hlavy můžete vidět na obrázku 3.3.

V průběhu tisku jsem se musel vypořádat s několika problémy. Prvním z nich byla nedostatečná přiléhavost filamentu PETG k podložce. Filament se od podložky odtrhával a původně souvislá vrstva byla roztrhaná. Vše vyřešilo důkladné vyčištění a odmaštění podložky přípravkem Clin Windows & Glass, který je snadno k dostání v drogerii a provedení kalibrace první vrstvy pro doladění výšky první vrstvy. Dalším problémem byla nefunkční autokalibrační sonda (P.I.N.D.A.), která provádí kalibraci osy Z před každým tiskem. Rozbití sondy bylo způsobeno pravděpodobně jejím nárazem do povrchu tisknutého objektu. Sonda byla vymontována, vyměněna za novou a tiskárna byla znovu zkalibrována. Největším problémem byla postupně se zhoršující kvalita tisku, kdy se tisknutý materiál přilepil zesponu na extrudér a trysku. Vše vyřešila výměna celého extrudéru s tryskou a topným tělesem.



Obrázek 2.7: Tisk forem pro tvorbu fantomu na 3D tiskárně Prusa i3 MK2.

2.2 Výroba fantomů

Pro výrobu suchého fantomu, který bude tvořit obvod hlavy a bude se skládat z kůže v kombinaci s tukem, z kosti a z mozkomíšního moku, byl použit dvousložkový polyuretan PMC® - 121 30/wet od firmy Smooth-On, Inc. Tento materiál se vyznačuje nízkou viskozitou obou složek, je vhodný pro odlévání forem a po ztvrdnutí je pevný a pružný. Pro získání potřebných vlastností byl do směsi přimícháván grafitový prášek (dále značen písmenem G) 282863-Graphite <20 μm, synthetic od firmy Sigma – Aldrich a také Carbon black (dále značen písmeny CB) prášek 45527 Carbon black (černý uhlík) od firmy Alfa Aesar. Tato směs vytvoří časově stabilní fantom, který lze relativně snadno připravit. Při vyšších koncentracích prášků bude třeba přidat aceton (propan - 2 - on) od firmy Lech-Ner, s.r.o. o kvalitě 99,9 %.

Tekuté fantomy jsem zvolil pro výrobu fantomu mozku, který bude představovat průměr bílé a šedé hmoty mozkové a mozečku jednoduše v poměru 1:1:1. Díky tekuté formě mozku umožní výsledný fantom lidské hlavy vkládání cévní mozkové příhody, která bude mít různé umístění. K výrobě tekutého fantomu jsem zvolil 99,9% Izopropanol (IPA) od firmy D-CLEAN, destilovanou vodu (H₂O) a krystalický chlorid sodný (NaCl).

Nejprve bylo potřeba zvládnout samotný proces výroby fantomů a ověřit jaké koncentrace prášků odpovídají vlastnostem mozkových tkání. Vycházel jsem z diplomové práce Pavla Spurného [11], který vytvořil suché fantomy ze směsi silikonu a grafitového prášku. Pro výrobu tekutého fantomu jsem vycházel z diplomové práce Jana Tesaříka [78], který používal propylenglykol místo isopropanolu. Dále jsem při hledání vhodných koncentrací prášků spolupracoval s kolegou Lukášem Holkem. Spolupráce probíhala v kapitolách 2.2.1 a 2.2.2.

2.2.1 Proces výroby suchých fantomů

Při výrobě fantomů byl použit ochranný oděv skládající se z laboratorního pláště, ochranné roušky, rukavic a ochranných brýlí. Ochranný oděv je důležitý, protože grafitový prášek a Carbon black prášek může podráždit pokožku a sliznice dýchacích cest. Rovněž směs polyuretanu a prášků je velmi lepkavá a špinící, i proto byl celý laboratorní stůl chráněn igelitem a kartony.

Obě složky polyuretanu se dle technického listu míchají v poměru 1:1. Nezáleží, zda je tento poměr objemový nebo hmotnostní. My jsme si zvolili poměr hmotnostní, protože všechny fantomy se míchají na základě hmotnostních procent prášku. Hmotnosti jednotlivých složek jsou v tabulce 2.1. Všechny složky byly váženy na váze KERN EMB 1200–1.

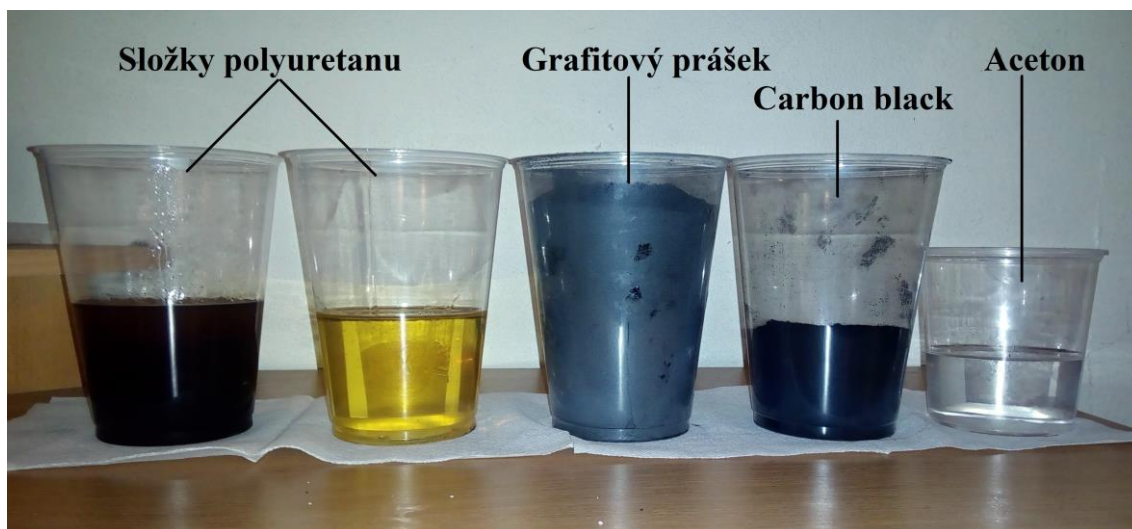
Nejprve jsme si do připravených kelímků navážili potřebné hmotnosti složek polyuretanu. Do dalších kelímků jsme navážili potřebné hmotnosti grafitového prášku a Carbon black prášku. Obrázek 2.8. zobrazuje navážené směsi připravené k smíchání. Všechny složky se převedly za pomoci plastové lžičky do kovové nádoby mixéru.

Pro kvantitativní převedení obou složek polyuretanu byly kelímky vypláchnuty acetonem potřebným k ředění. Míchání probíhalo v mechanickém mixéru BOSCH MUM 57860 s nasazenou hlavici na hnětení těsta. Míchání v mixéru probíhalo na rychlostním stupni nejvýše 2, aby se zamezilo prášení prášků. K docílení zcela homogenní vrstvy, byla směs míchána celkem 3 minuty a poté následovalo ruční míchání směsi po dobu 1 minuty. Směs byla převedena do forem na fantomy. Míchání směsi v mixéru můžete vidět na obrázku 2.9.

Pro získání informací o relativní permitivitě a vodivosti nám ze začátku stačilo namíchat vzorek s rovným povrchem o velikosti apertury měřící sondy (průměr 48 mm) a tloušťky přes 3 cm. Jako forma na vzorek byl nejprve použit plastový 0,5 L kelímek, jehož dno s nápisem nevyhovovalo. Byly vyzkoušeny různé květináče a plastové nádoby, které se dají na trhu sehnat, ale všechny obsahují nerovnost ve formě výběžku uprostřed, tedy přímo v měřené oblasti. Začal jsem si tedy formy o potřebné velikosti tisknout na 3D tiskárně. Takové formy měly sice námi požadovanou velikost, ale tiskárna nedokázala vytvořit tak rovné dno, aby mezi měřící sondou a povrchem nezůstával vzduch. Dalším problémem bylo, že i při použití separátoru docházelo k přichytávání vzorku k formě, která musela být kvůli vyndání vzorku často rozbita. Nakonec jsme použili plastový kelímek 0,5 L se širším dnem. Kelímek jsme vyplnili na dně vrstvou sádry (Hemihydrát síranu vápenatého $\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$) o tloušťce alespoň 1 cm. Sádra tvoří pevný a rovný povrch, který se neprohýbá a po použití separátoru lze vzorek od sádry snadno oddělit. Jako separátor jsme nejprve používali Ease Release 200, který nám ale v kombinaci s plastem nevyhovoval. Lepší variantou bylo použití jaru, kde bylo pomocí mašlovačky nanášeno několik vrstev, které se nechaly do sádry vpít a zaschnout.

Vzorky i díky smíchávání směsi obsahují vzduchové bubliny, které by mohly měnit dielektrické vlastnosti vzorku. Pro vytvoření homogenní směsi je potřeba se bublinek zbavit. Po naplnění formy jsme vzorek několikrát horizontálně protřepali, aby se směs rozlila po celém objemu nádoby. Už při tomto protřepání byl vidět únik prvních vzduchových bublin ze vzorku. Vytahování vzduchu ze vzorku bylo provedeno pomocí vakuovací nádoby a kompresoru (viz obrázek 2.9.). Vzorky byly celkem třikrát po dobu 30 sekund vystaveny podtlaku - 0,8 baru. Na povrchu vzorku bylo možné pozorovat objevující se bublinky. Vakuování vzorku můžete vidět na obrázku 2.9.

Celý proces od smíchání složek polyetyleny až po vakuování musel být rychlý, protože doba tuhnutí při pokojové teplotě 23 °C je cca 30 minut po smíchání obou složek polyuretanu. Často se stávalo, že při vakuování se bublinky vzduchu dostaly k povrchu vzorku, kde ale zatuhly. Proto byly fantomy i vzorky často oříznuty. Výroba jednoho vzorku trvá přibližně 45 minut. K úplnému zatuhnutí směsi dojde za cca 16 hodin. Takto bylo vyrobeno přes 100 vzorků s různými dielektrickými vlastnostmi.



Obrázek 2.8: Navážené jednotlivé složky fantomu připravené ke smíchání. Jedná se o fantom kůže s podkožním tukem.



Obrázek 2.9: Míchání směsi všech složek v mixéru (vlevo) a vakuování směsi v podtlakové nádobě (vpravo).

2.2.2 Hledání vhodných koncentrací použitých složek suchých fantomů

Abychom zjistili jaké zastoupení grafitového prášku (G) a Carbon black prášku (CB) potřebujeme pro získání relativní permitivity a vodivosti, jaké mají kůže s tukem, kost a mozkomíšni mok, bylo vytvořeno celkem 6 řad vzorů o měnících se hmotnostních zastoupeních grafitového prášku a Carbon blacku. Tabulka 2.1 uvádí vytvořené řady a potřebné výpočty pro vzorky o celkové hmotnosti $mC=200$ gramů.

Tabulka 2.1: Hmotnosti složek na základě hmotnostních koncentrací vzorků pro všech 6 zvolených řad.

Řada	Vzorek	Grafit mG (g)	Carbon black mCB (g)	Polyuretan $mPOL$ (g)	Aceton mAC (g)
GX%	G10%	20	0	180	-
	G20%	40	0	160	-
	G25%	50	0	150	-
	G30%	60	0	140	-
	G35%	70	0	130	-
	G40%	80	0	120	20
	G45%	90	0	110	60
	G50%	100	0	100	80
CBX%	CB1%	0	2	198	-
	CB3%	0	6	194	-
	CB5%	0	10	190	30
	CB10%	0	20	180	30
	CB15%	0	30	170	60
G25%CBX%	G25%CB2%	50	4	146	30
	G25%CB2,5%	50	5	145	30
	G25%CB4%	50	8	142	30
	G25%CB6	50	12	138	30
GX%CB4%	G10%CB4%	20	8	172	-
	G15%CB4%	30	8	162	-
	G20%CB4%	40	8	152	30
	G25%CB4%	50	8	142	30
	G30%CB4%	60	8	132	30
G20%CBX%	G20%CB4%	40	8	152	30
	G20%CB2%	40	4	156	-
	G20%CB2,5%	40	1	159	-
	G20%	40	0	160	-
G40%ACX%	G40%AC10%	80	0	120	20
	G40%AC20%	80	0	120	40
	G40%AC30%	80	0	120	60

Ukázkový výpočet mG a mCB pro tabulku 2.1:

$$mG = \frac{mC}{100} \cdot GX\% , \quad (2.1)$$

$$mCB = \frac{mC}{100} \cdot CBX\% , \quad (2.2)$$

$$mPOL = mC - (mCB + mG) , \quad (2.3)$$

kde mG (g) je hmotnost grafitového prášku, mCB (g) je hmotnost Carbon black prášku, $mPOL$ (g) je hmotnost obou složek polyuretanu a mC (g) je celková hmotnost, která je 200 gramů.

Náš měřicí systém bude využívat frekvenci 1 GHz. Hodnoty relativní permitivity a vodivosti na frekvenci 1 GHz pro každou řadu dle tabulky 2.1 jsem vynesl do grafů. Pro každý bod jsem spočítal a vynesl do grafu i rozšířenou nejistotu C ($k = 2$). Dále jsem provedl aproximaci dat polynomem, pomocí metody nejmenších čtverců. Aproximace byla zvolena kvůli tomu, že data byla zatížena chybami. Řád polynomu jsem zvolil tak, aby byl součet čtverců odchylek co nejmenší, ale aby zůstaly zachovány nepřesnosti měření. Z těchto grafů jsem určil procentuální hmotnostní zastoupení prášků pro kůži s podkožním tukem, kost, mozkomíšní mok, hemoragickou cévní mozkovou příhodu (krev) a ischemickou cévní mozkovou příhodu. Následně jsem vybral nejvhodnější koncentrace prášků pro výrobu těchto tkání.

2.2.3 Odlévání forem fantomů

Z namíchaných řad vzorků, pro různé procentuální zastoupení grafitového prášku a Carbon black prášku jsem určil nejvhodnější vzorky, které budou v co nejvyšší míře reprezentovat tkáň v hlavě dospělého člověka. Výsledné procentuální zastoupení grafitového prášku a Carbon black prášku pro kůži s podkožním tukem, kost, mozkomíšní mok, hemoragickou cévní mozkovou příhodu (krev) a ischemickou cévní mozkovou příhodu je zobrazeno v tabulce 3.1. V této tabulce jsou podle vzorců (2.1), (2.2) a (2.3) vypočteny hmotnosti jednotlivých složek potřebné pro odlití suchého fantomu s rezervou pro kontrolní vzorek.

Fantomy jsem odléval do forem, které jsem si vytiskl na 3D tiskárně. Formy bylo nutné před odléváním připravit tak, aby se směs neuchytila na povrchu forem a fantom šel z forem vyndat bez porušení. Vyzkoušel jsme několik metod, které jsme používali při výrobě jednotlivých vzorků fantomů. Použití separátoru Ease Release 200 v kombinaci s plastem PETG nemělo žádný účinek. Silikonový olej také neplnil správnou funkci. Jar, který fungoval dobře na sádku, také spolehlivě nezabránil přilepení směsi na stěnu vytisknuté formy. Velice dobře jako separátor fungovala lesklá lepicí páska,

kteřou jsem pečlivě nanesl na povrch vytištěných forem tak, aby kopírovala všechny záhyby (viz obrázek 2.10). U složitějších geometrií, kteřou má např. šedá hmota mozková, páska nedokázala kopírovat všechny záhyby a způsobovala tak zkreslení už tak zjednodušené geometrie. Separátor a plnič póru One Step od formy Smooth-on sice zabraňoval vniku směsi do pórů a zabarvení plastu, ale směs stále pevně přiléhala k plastovým formám, které musely být při vyndávání rozlámány. Nakonec jsem použil jar, kteřý jsem nanesl pomocí mašlovačky na formy a nechal zaschnout. Takto jsem nanesl 3 vrstvy, které vytvořily dostatečně kluzký povrch, na kteřý se směs nepřichytávala.



Obrázek 2.10: Formy připravené na nalití směsi. Tenká lesklá lepicí páska zabraňuje přilepení se směsi ke stěnám vytištěné formy.

Procentuální a hmotnostní zastoupení všech složek potřebných k vytvoření fantomu kůže s tukem, kostí a mozkomíšního moku je uvedeno v tabulce 3.1. Směsi jsem vytvořil stejným metodickým postupem, kteřý je popsán v kapitole 2.2.1. Z připravené směsi jsem si vždy odlil do plastového kelímku jeden kontrolní vzorek. Vrstvy ve výsledném fantomu budou velice tenké, a proto výsledné vlastnosti fantomu budou sledovány právě na těchto kontrolních vzorcích.

Vyzkoušel jsem různé metody nalití připravené směsi do forem. Nejprve jsem se pokusil směs z vrchu nalít do tenké mezery mezi jednotlivými formami. Tento postup se neosvědčil, protože směs je viskózní, zůstává v místě nalévání a nerozteče se po celém obvodu formy. Podruhé jsem směs nalil do první formy a druhou formou směs vytlačoval. Projevila se ale poddajnost plastu PETG, ze kterého byly formy vytištěny a došlo k jejich deformaci. Obrázek 2.12 zobrazuje nepovedené pokusy o odlití forem. Vytištěné formy

mají také velice křehké rozhraní, kde končí podstava formy a začínají se zvedat stěny, Zde docházelo k praskání. Pro zpevnění formy jsem formu vylil do 1/3 sádry. Sádra zvýšila hmotnost formy, a tak ulehčila její vtačování do směsi. Do sádry jsem zanořil dno plastového kelímku, který tak snížil množství sádry potřebné na vylití formy do 1/3 a přidal možnost dalšího zvýšení hmotnosti naplněním kelímku například vodou.

Jednotlivé vrstvy fantomu jsem vytvořil postupně. Nejprve jsem použil rozebírací formu, která opisuje vnější povrch kůže. Oba díly rozebírací formy jsem sepnul svorkami. Do této formy jsem vtačil druhou formu, která opisuje vnější povrch kosti. Mezi těmito formami vznikla mezera na směs G25%CB2,5%, která má obdobné vlastnosti jako kůže v kombinaci s tukem v poměru 2:1. Tuto směs jsem si umíchal, nalil na dno rozebíratelné formy a vytáhl z ní bublinky vzduchu. Až poté jsem vzal druhou formu, kterou jsem pomalu vtačil do směsi tak, aby směs vytekla podél stěny forem nahoru. Směs jsem nechal do druhého dne vytvrdnout. Obrázek 2.11 zobrazuje formy s nalitou první vrstvou a vedle v kelímku kontrolní vzorek. Po vytvrdnutí jsem vyjmul vnitřní formu a vložil další formu, která opisuje vnější povrch mozkomíšního moku. Mezi již odlitou vrstvou a touto formou vznikla mezera na směs G15%CB4%, která má obdobné vlastnosti jako kost. Tuto směs jsem si umíchal, nalil do již odlité formy a vytáhl z ní bublinky vzduchu. Do směsi jsem vtačil druhou formu. Směsi se výborně spojí s první vytvrdnutou směsí. Znovu jsem směs nechal do druhého dne vytvrdnout. Po vytvrdnutí byla znovu vyjmuta vnitřní forma a vložena forma poslední, která opisuje vnější povrch šedé hmoty mozkové. Mezi formou a již dvěma vrstvami vznikla mezera na poslední směs G45%, která má obdobné vlastnosti jako mozkomíšní mok. Tuto směs jsem si umíchal, nalil do formy, odstranil z ní bublinky vzduchu a vtačil do ní třetí formu. Tato směs potřebovala vyšší množství acetonu na zředění a měla tak delší dobu tuhnutí. Po vytvrdnutí je již možné odstranit vnitřní formu i vnější rozebíratelnou formu.



Obrázek 2.11: Odlévání první vrstvy (kůže s tukem) do vytištěných forem. Vpravo je odlitý kontrolní vzorek, na kterém budou měřeny dielektrické vlastnosti směsi.

Při odlévání a vakuování směs typicky vytéká z formy nahoru, kam cestují i bublinky vzduchu. Proto jsem vytvořil formy o trochu větší. Na vrchu fantomu bublinky vzduchu často zasychají těsně pod povrchem a směs tak v této části není homogenní. Vrch fantomu jsem tedy odřízl. Výsledný fantom, který je připraven na nalití tekuté složky reprezentující mozek a vložení fantomů ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody je zobrazen ve výsledcích.



Obrázek 2.12: Ukázka nepovedených pokusů o odlití první vrstvy do vytištěných forem.

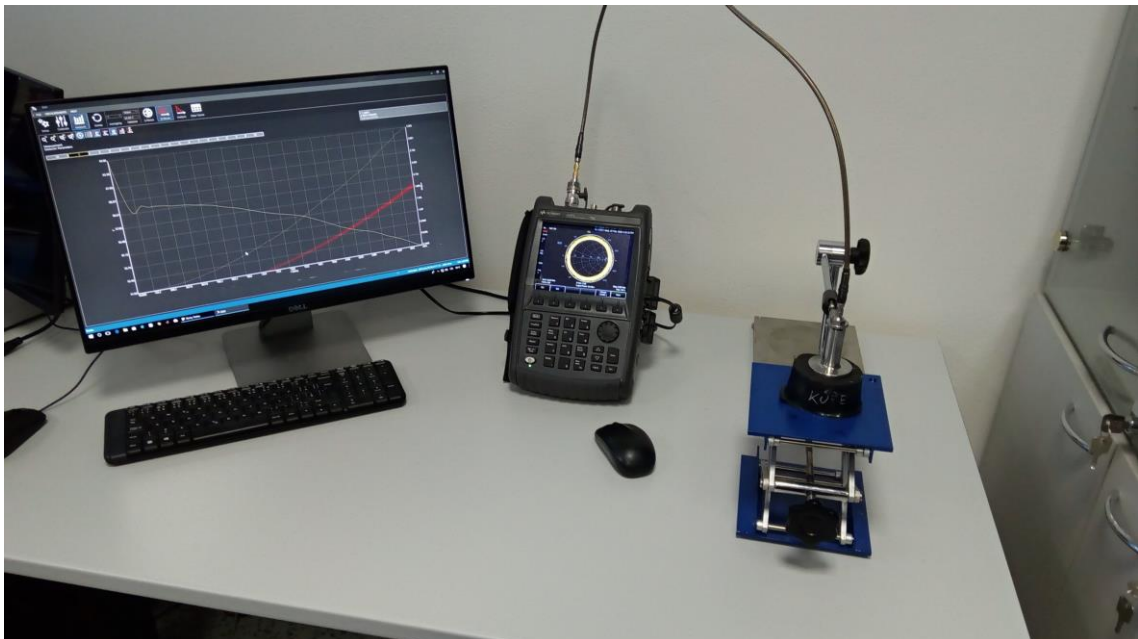
2.2.4 Proces výroby tekutého fantomu

Tekutý fantom mozku bude průměrem šedé hmoty mozkové, bílé hmoty mozkové a mozečku. Tabulka 3.2 ukazuje potřebné hmotnostní poměry isopropanolu (IPA), chloridu sodného (NaCl) a destilované vody. V těchto poměrech jsem vytvořil celkem 6 kilogramů tekutiny. Tekutinu jsem pečlivě promíchal, aby se rozpustila všechna NaCl a změřil její dielektrické vlastnosti.

U tekutých fantomů lze dosáhnout velice přesné permitivity a vodivosti postupným přidáváním jednotlivých složek. Pro dosažení finální permitivity a vodivosti dle hodnot v tabulce 1.1 jsem ještě přidal destilovanou vodu, která zvýšila permitivitu roztoku. Kdyby bylo třeba zvýšit vodivost roztoku, je nutné přidávat NaCl a roztok pečlivě míchat. Snížení permitivity a vodivosti se provádí přidáváním isopropanolu.

2.3 Měření dielektrických vlastností vzorků

Dielektrické vlastnosti vzorků jsem měřil pomocí koaxiální sondy DAK-12 (Dielectric Assessment Kit) od firmy SPEAG (Schmid & Partner Engineering AG) [21]. Sonda je připojena k vektorovému analyzátoru obvodů FieldFox N9923A, Keysight Technologies Inc., USA [79] pomocí koaxiálního kabelu. Pomocí datového kabelu RJ45 byl k vektorovému analyzátoru připojen počítač se softwarem DAK_2.2.0.584 od firmy SPEAG, Švýcarsko. V softwaru byly vyhodnocovány dielektrické parametry. Vzorek byl na sondu přikládán pomocí zvedací podstavy. Obrázek 2.13 zobrazuje kompletní konfiguraci měřicího přístroje.



Obrázek 2.13: Konfigurace přístrojů pro měření dielektrických vlastností vzorků se skládá z počítače, vektorového analyzátoru a sondy, pod kterou je umístěn na stojánku měřený vzorek fantomu.

Před každým měřením je potřeba provést kalibraci, která se provádí po kompletním sestavení celé měřicí aparatury pomocí software na počítači. Do software jsem zadal frekvenční rozsah od 10 MHz do 3000 MHz, navolil kalibraci pomocí 0,1 mol/l roztoku chloridu sodného a zadal jeho teplotu. Solný roztok byl připraven navážením 2,93 g chloridu sodného na analytických vahách a jeho kvantitativním převedením do 500 ml destilované vody odměřené pomocí odměrného válce. V software se spustí kalibrace, která obsahuje 3 kroky. V prvním kroku se sonda nechá ve volném prostoru a v software se stiskne tlačítko O (OPEN). Ve druhém kroku se provede zkratování vnějšího a vnitřního vodiče koaxiální sondy za pomoci vodivého plíšku přiloženého na sondu. V software se pak stiskne tlačítko S (SHORT). Posledním krokem bylo ponoření sondy do připraveného roztoku chloridu sodného. Celý konec sondy musel být ponořen

do roztoku a pod sondou se nesměla nacházet žádná vzduchová bublina. Až poté se v software stisklo tlačítko L (LOAD). Nyní byla sonda připravena k měření. Po provedení kalibrace by už nemělo docházet k žádnému pohybu sondy a koaxiálního kabelu, jinak je nutné provést kalibraci znovu.

Měření vzorků jsem prováděl přiložením vzorku na povrch sondy. U všech vzorků jsem provedl 10 měření, kdy při každém měření jsem znovu přiložil vzorek k povrchu sondy a pokud to rozměry vzorku dovolily, měnil jsem i místa přikládání sondy na vzorek. Výsledky měření jsem vyexportoval jako soubor typu XLSX, který obsahuje na každém listu jedno měření. Takto jsem měření prováděl na více než 100 vzorcích.

2.4 Vyhodnocování dielektrických vlastností vzorků

Soubory XLSX vyexportované z měřicího systému jsem zpracoval v programu MATLAB 2015a. Ze všech 10 měření u každého vzorku jsem vypočítal standardní nejistotu typu A. Nejistota typu B byla vytvořena podle údajů z technického listu koaxiální sondy [21], které jsou uvedeny v tabulce 2.2. Z nejistot typu A a B jsem vypočítal rozšířenou nejistotu C (koeficient $k = 2$). Rozšířené nejistoty C pro vybrané frekvence jsou vyneseny do grafů v kapitole 3 a jsou uváděny také u výsledků v tabulkách v kapitole 3.

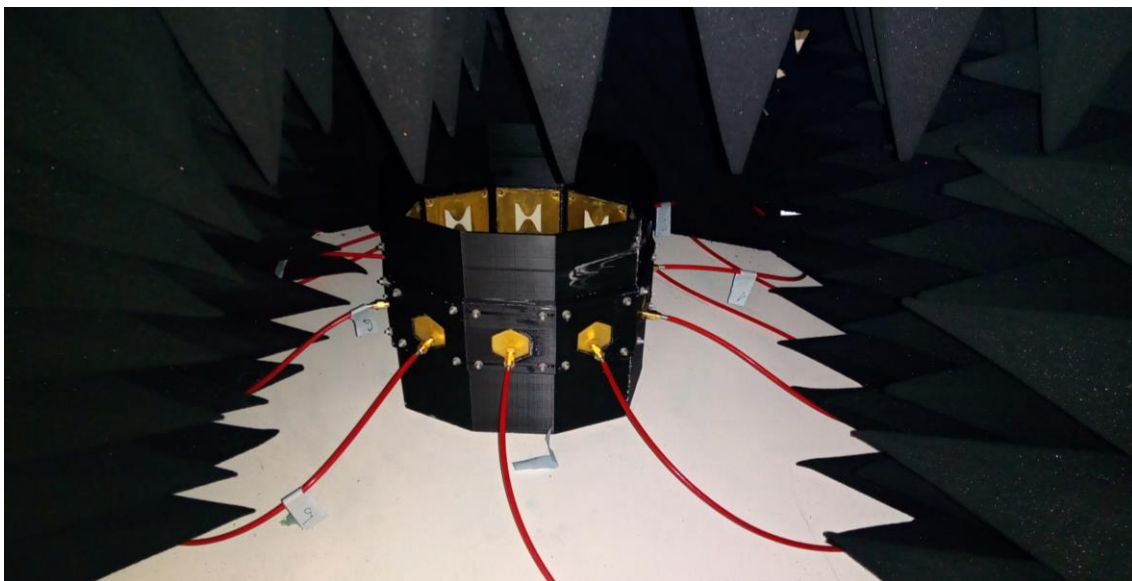
Bylo vytvořeno přes 100 vzorků. Vlastnosti vzorků byly sledovány na frekvenci od 500 MHz do 3000 MHz. Měřicí systém bude využívat frekvenci 1 GHz, na které by vzorky měly co nejlépe připomínat tkáň v hlavě dospělého člověka. Hodnoty relativní permitivity a vodivosti na frekvenci 1 GHz pro každou řadu dle tabulky 2.1 jsem vynesl do grafů. Pro získání závislosti dielektrických vlastností na procentuálním hmotnostním zastoupení prášků ve vzorku jsem vyneseny body v každé řadě proložil křivku polynomu vhodného stupně. Výsledky jsou zobrazeny na obrázku 3.5 až obrázku 3.9, kde jsem určil i potřebné procentuální hmotnostní zastoupení prášků pro kůži s podkožním tukem, kost, mozkomíšní mok, hemoragickou cévní mozkovou příhodu (krev) a ischemickou cévní mozkovou příhodu. Následně jsem vybral nejvhodnější koncentrace prášků podle shody, resp. nejmenšího rozmezí hmotnostního zastoupení prášků v relativní permitivitě a vodivosti.

Tabulka 2.2: Rozšířené nejistoty typu B ($k = 2$) pro použitou koaxiální sondu

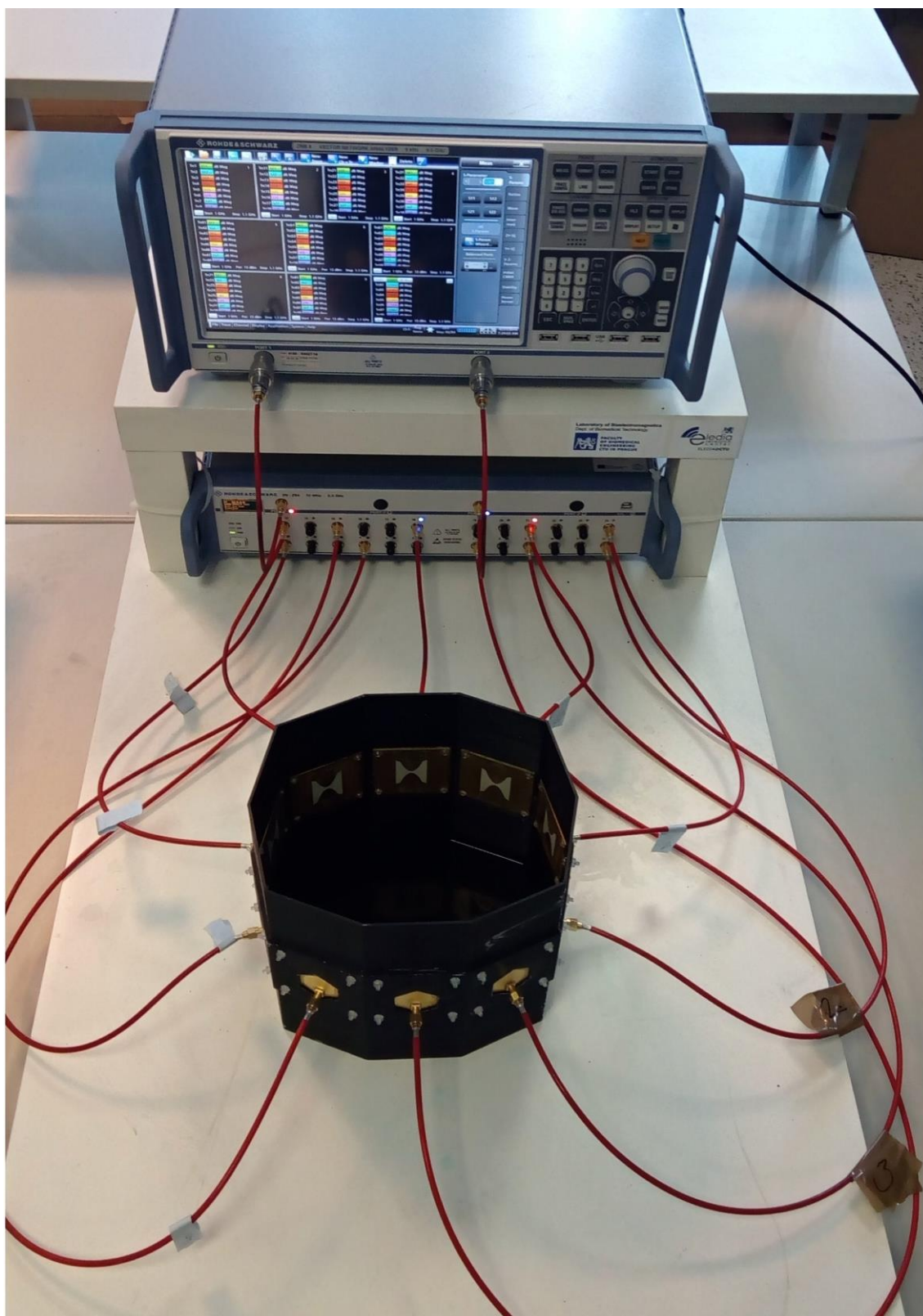
Rozmezí permitivity ε_r (-) a vodivosti σ_e ($S \cdot m^{-1}$)	Rozšířená nejistota B ($k = 2$) na frekvenci 200-3000 MHz (%)
$\varepsilon_r = 1 - 15$	2,0
$\sigma_e = < 0,1$	3,0
$\varepsilon_r = 10 - 40$	1,8
$\sigma_e = 1 - 10$	2,7
$\varepsilon_r = 35 - 100$	1,7
$\sigma_e = 1 - 10$	2,7

2.5 Měření mikrovlnných odrazových a přenosových parametrů

Pro měření mikrovlnných odrazových a přenosových parametrů byl použit experimentální mikrovlnný systém [80]. Tento systém se skládá z 10 antén umístěných v jedné rovině kolem hlavy, prepínací matice RHODE&SCHWARZ ZN-Z84 10 MHz – 8,5 GHz a vektorový analyzátor RHODE&SCHWARZ ZNB 8 9kHz - 8,5 GHz. Mikrovlnný systém můžete vidět na obrázku 2.15. Při měření byl mikrovlnný systém obestavěn absorbéry pro omezení okolních vlivů na měření. Vektorový analyzátor byl spojen ethernetovým kabelem s konektory RJ45 s počítačem, kde v software MATLAB běžel měřící skript.



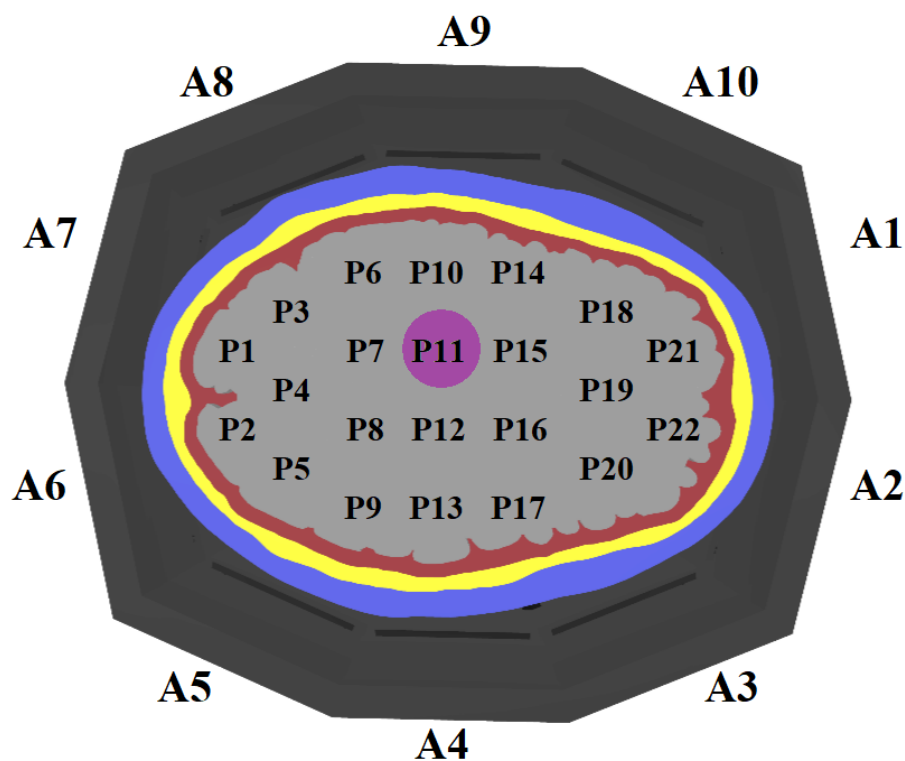
Obrázek 2.14: Mikrovlnný zobrazovací systém s 10 anténami obestavěný absorbéry pro omezení okolních vlivů.



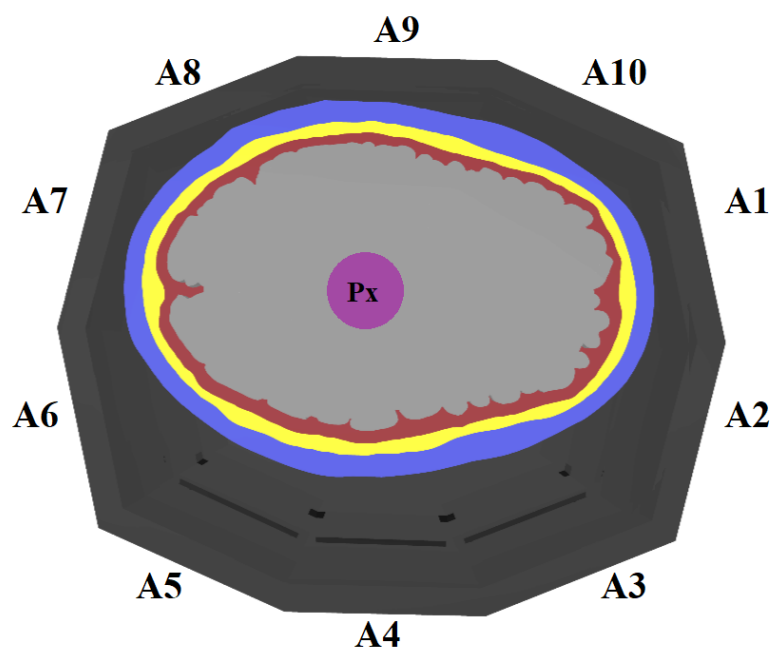
Obrázek 2.15: Mikrovlnný zobrazovací systém s 10 motýlkovými anténami. Přepínací matice ZN-Z84 a vektorový analyzátor ZNB 8 od firmy RHODE&SCHWARZ.

Nejprve byla provedena série 200 měření pro fantom bez CMP (označeno „empty“), kde do fantomu hlavy nebyla vložena cévní mozková příhoda. Poté byla provedena série 10 měření pro každou z 22 pozic pro fantom hemoragické cévní mozkové příhody (označeno „high“) a fantom ischemické cévní mozkové příhody (označeno „low“). Zvolené pozice fantomů CMP můžete vidět na obrázku 2.16. Dále bylo pro každý scénář provedeno 10 měření pro fantom posunutý nalevo (viz obrázek 2.18), napravo (viz obrázek 2.17) a mírně pootočený fantom (viz obrázek 2.19).

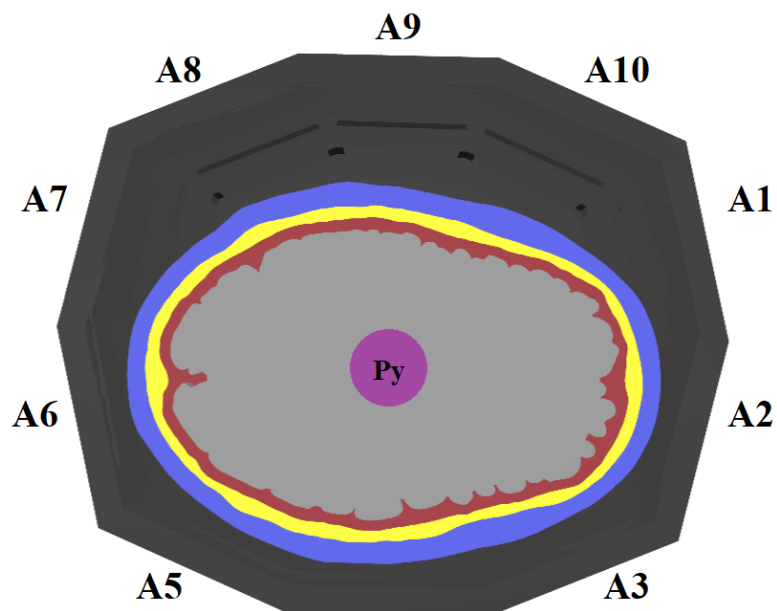
Měření byla prováděna ráno (označeno „morning“), odpoledne (označeno „afternoon“) a večer (označeno „evening“). Data byla exportována do txt souboru, kde na každém řádku je jedno měření a sloupce obsahují rozptylové parametry rozdělené na reálnou a imaginární část.



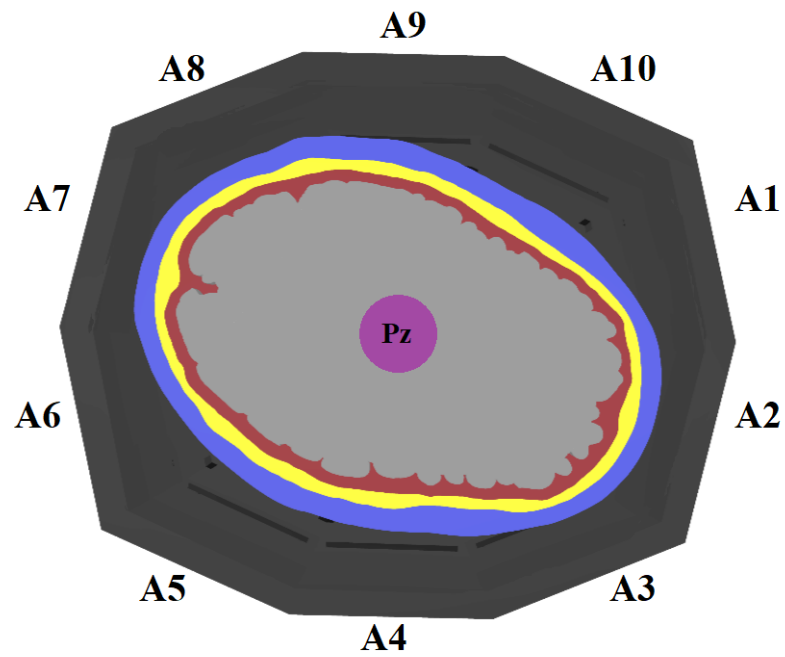
Obrázek 2.16: Mikrovlnný systém s vloženým fantomem hlavy dospělého člověka. Systém obsahuje 10 antén (označeno A1 – A10). Ve fantomu hlavy dospělého člověka bylo zvoleno celkem 22 pozic (označeno P1 – P22) pro fantomy cévní mozkové příhody.



Obrázek 2.17: Mikrovlnný systém s vloženým a posunutým fantomem hlavy dospělého člověka. Systém obsahuje 10 antén (označeno A1 – A10). Fantom CMP byl v tomto případě vložen jen na jednu pozici označenou Px.



Obrázek 2.18: Mikrovlnný systém s vloženým a posunutým fantomem hlavy dospělého člověka. Systém obsahuje 10 antén (označeno A1 – A10). Fantom CMP byl v tomto případě vložen jen na jednu pozici označenou Py.



Obrázek 2.19: Mikrovlnný systém s vloženým a posunutým fantomem hlavy dospělého člověka. Systém obsahuje 10 antén (označeno A1 – A10). Fantom CMP byl v tomto případě vložen jen na jednu pozici označenou Pz.

2.6 Úprava naměřených dat

Každý řádek v txt souboru obsahuje naměřené rozptylové parametry z jednoho měření. Rozptylové parametry jsou rozděleny mezerou do sloupců a každý rozptylový parametr je ještě rozdělen na svoji reálnou a imaginární část. Matice rozptylových parametrů má velikost 10 x 10 a takto rozdělená do jednoho řádku obsahuje celkem 200 sloupců. Z naměřené matice rozptylových parametrů jsem vybral pouze nezávislá data, která leží v rozptylové matici na diagonále a nad ní. Jejich počet je celkem 55 podle vzorce (1.3). Data z txt souborů jsem načel a oříznul, aby zůstaly jen nezávislá měření.

Pro hodnocení variability dat jsem musel data ještě upravit. Složil jsem všechny reálné části rozptylových parametrů z ranního, odpoledního a večerního měření do jedné matice. To samé jsem udělal i s imaginární částí rozptylových parametrů. Takto jsem si v MATLABu vytvořil matice reálné a imaginární části rozptylových parametrů pro ischemickou CMP, hemoragickou CMP a situace bez CMP. Normalizace dat nebyla nakonec provedena, protože by zkreslila hodnoty zobrazené na ose y, které by pak nebylo možné porovnat mezi sebou.

2.7 Hodnocení variability naměřených dat

Pro statistické testování jsem nejprve musel provést test normálního rozložení. Už z histogramů zobrazených v MATLABu bylo zřejmé, že se o normální rozložení nejedná. Pro ověření jsem zvolil Kolmogorovův–Smirnovův test, který je vhodný pro větší soubory. Test byl proveden pro reálnou i imaginární část nezávislých S - parametrů pro ranní, odpolední a večerní měření. Ve všech případech byla zamítnuta nulová hypotéza, která zněla, že parametry mají normální rozdělení. Přijmul jsem alternativní hypotézu, která nám říká, že data normální rozložení nemají.

Pro grafické znázornění rozdílu mezi daty jsem zvolil krabicový graf (boxplot). Krabicový graf nevyžaduje předpoklad normálního rozdělení dat, je tedy neparametrický, proto je vhodné jeho použití i na tato data. Data na grafu jsou shora ohraničena 3. kvantilem, zespodu 1. kvantilem a mezi nimi se nachází linie vymežující medián. Pro zobrazení většího množství dat, jsem musel zvolit kompaktní krabicový graf. U kompaktního krabicového grafu je medián zobrazen černou tečkou uprostřed a kvartily hranou tlusté čáry. Z roztečí mezi jednotlivými částmi můžeme vidět rozptyl dat. Výsledky porovnání ischemické CMP, hemoragické CMP a případu bez CMP pomocí krabicových grafů naleznete v kapitole 3.5.

2.8 Detekce CMP za pomoci algoritmu SVM

Pro použití algoritmu bylo nutné data nejdříve upravit podle prvního odstavce v kapitole 2.6. Pro tvorbu algoritmu byl zvolen Classification Learner toolboxu v MATLABu. Nejprve bylo potřeba vytvořit pro trénování algoritmu matici vstupních dat (TrainData) a s ní odpovídající matici tříd, do kterých data patří (TrainDataClass). Pro tvorbu těchto matic bylo ze všech měření (ráno, odpoledne a večer pro ischemickou CMP, hemoragickou CMP a bez CMP) náhodně vybráno alespoň jedno měření. Vznikla tak matice vstupních dat (TrainData), která se zvětšuje v násobcích podle zvoleného počtu vstupních dat. Druhá vstupní matice (TrainMatrixClass) obsahuje jen jeden sloupec, ve kterém jsou vstupní data zařazena do tříd dle následující tabulky.

Tabulka 2.3: Označení vstupních dat do algoritmu SVM podle jejich zařazení.

Název	Označení
Bez CMP (empty)	0
Hemoragická CMP (hight)	1
Ischemická CMP (low)	-1

Pro trénování binárního SVM klasifikátoru v MATLABu použijeme funkci *fitcsvm*, která vrací natrénovaný model (TrainModel), který se poté používá pro klasifikaci pomocí algoritmu SVM. Výpočty se vykonávají pomocí jádra, které jsem zvolil *RBF* (*Radial basis function*). Parametr *KernelScale* byl zvolen na *auto*, díky čemuž software vybírá vhodné měřítko pomocí heuristického postupu. Dále jsem algoritmu řekl, jaké třídy má uvažovat pomocí nastavení *ClassNames*. Byla zvolena standardizace dat, kde pak software vyškoluje klasifikátor pomocí standardizovaných prediktorů, ale nestandardizované prediktory ukládá ve vlastnostech klasifikátoru. Nejlepší hodnoty nastavení gamma a C byly nalezeny pomocí cross-validace. Takto nastavený klasifikátor je pouze binární a dokáže tedy rozhodnout jen mezi dvěma třídami. Ukázka takového algoritmu je v tabulce 2.4.

Pro trénování multiclass klasifikátoru SVM pro více tříd je potřeba funkce *fitcecoc*, která má také vstup matici trénovacích parametrů a matici tříd, ale nastavením parametru *Learners* se nastavuje potřebný klasifikátor. Klasifikátor SVM se v tomto případě volí pomocí funkce *templateSVM*, která obsahuje podobné nastavení jako funkce *fitcsvm*. Ukázka algoritmu je v tabulce 2.4.

Pro klasifikaci dat se používá funkce *predict*, kde vstupem je natrénovaný model (TrainModel) a neznámá data (DataSVM). Výsledkem této funkce je zařazení dat do tříd.

Tabulka 2.4: Ukázka kódu algoritmu SVM

Nastavení binárního SVM

```
TrainModel = fitcsvm(TrainData,TrainDataClass,'KernelFunction','rbf','KernelScale'  
, 'auto','Standardize',1,'ClassNames',[0,1]);
```

Nastavení multiclass SVM

```
Learner = templateSVM('KernelFunction','RBF','KernelScale','auto','Standardize',1,  
'ClassNames',[-1,0,1]);
```

```
TrainModel = fitcecoc(TrainData,TrainDataClass,'Learners',learner);
```

Nastavení pro klasifikaci neznámých dat pomocí SVM

```
ClassSVM = predict(TrainModel,DataSVM);
```


3 Výsledky

3.1 Vyrobené formy pro odlévání fantomů



Obrázek 3.1: Formy pro odlévání podélně homogenního fantomu lidské hlavy vytištěné na 3D tiskárně. Verze 1 s tenkými stěnami a nerozebíratelnou vnější formou.



Obrázek 3.2: Formy pro odlévání podélně homogenního fantomu lidské hlavy vytištěné na 3D tiskárně. Verze 2 s tlustšími stěnami, díky kterým jsou pevnější a s rozebíratelnou vnější formou. Na formách je patrné jejich použití.



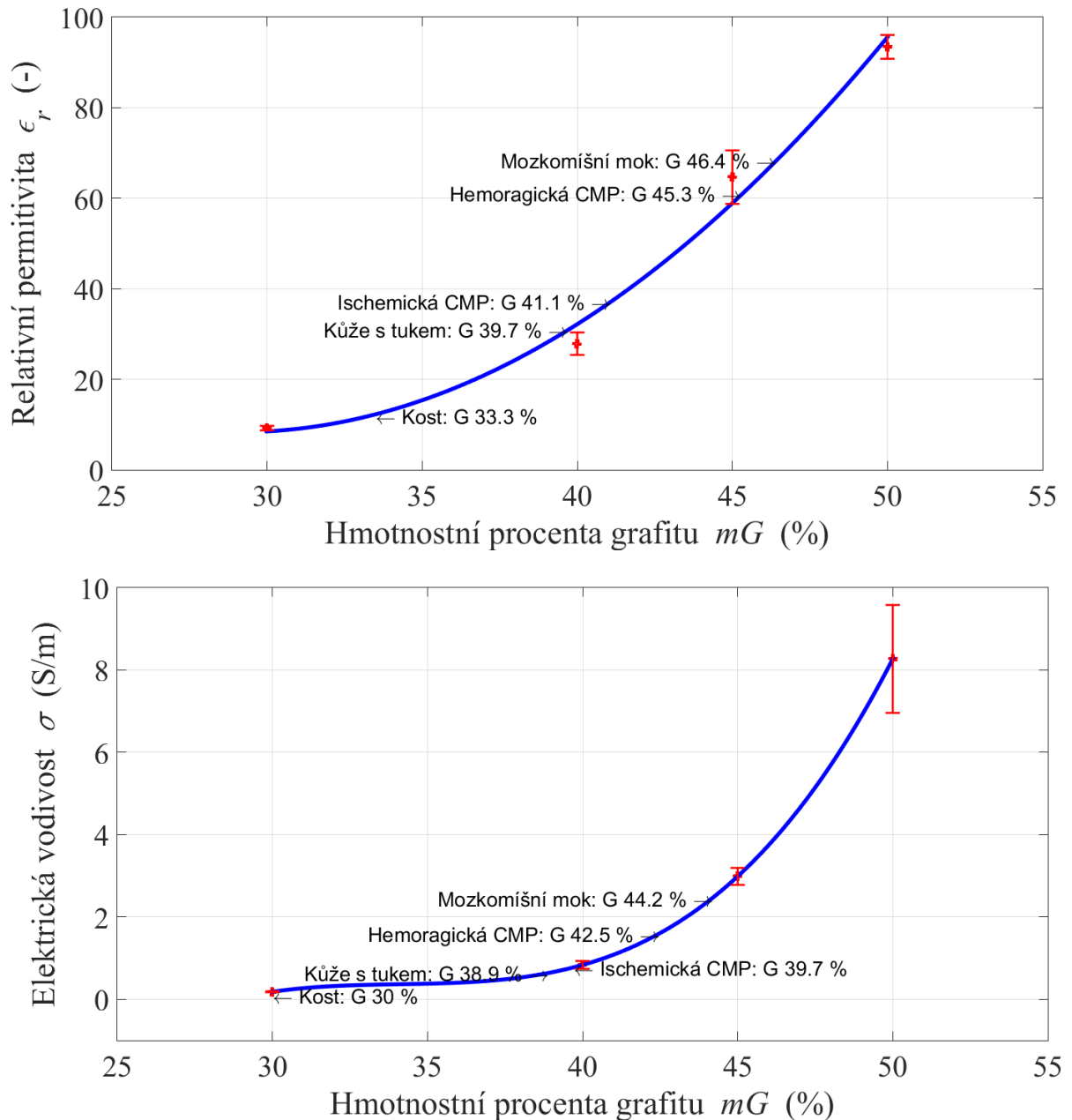
Obrázek 3.3: Vytisknuté 3D anatomické formy lidské hlavy, které ještě více připomínají skutečnou anatomii.



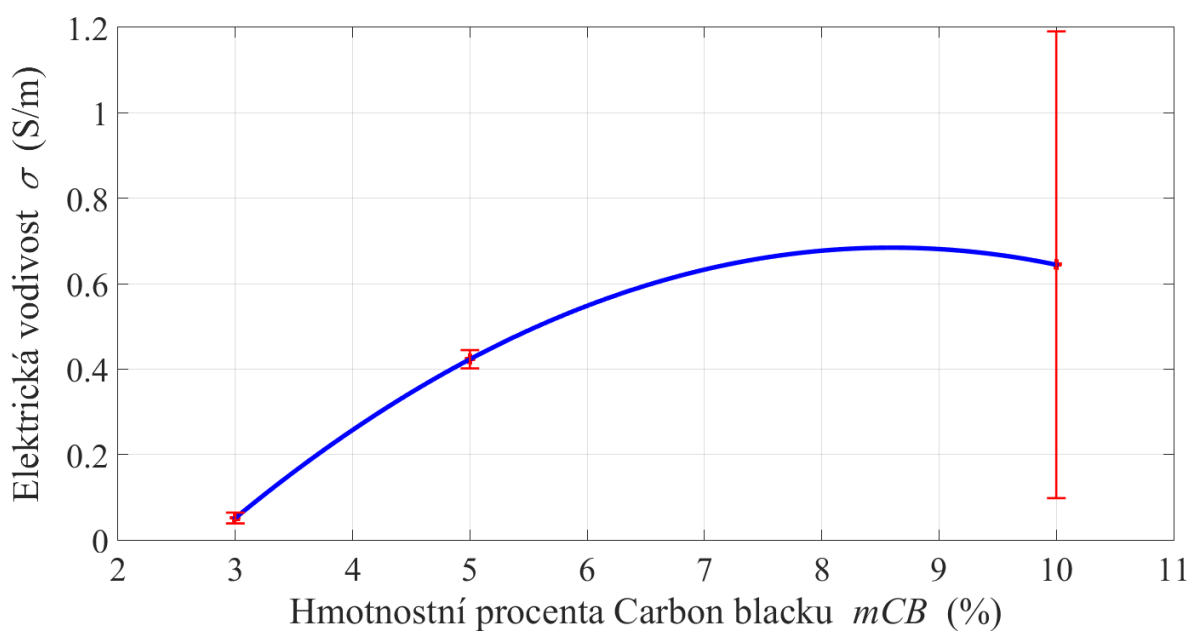
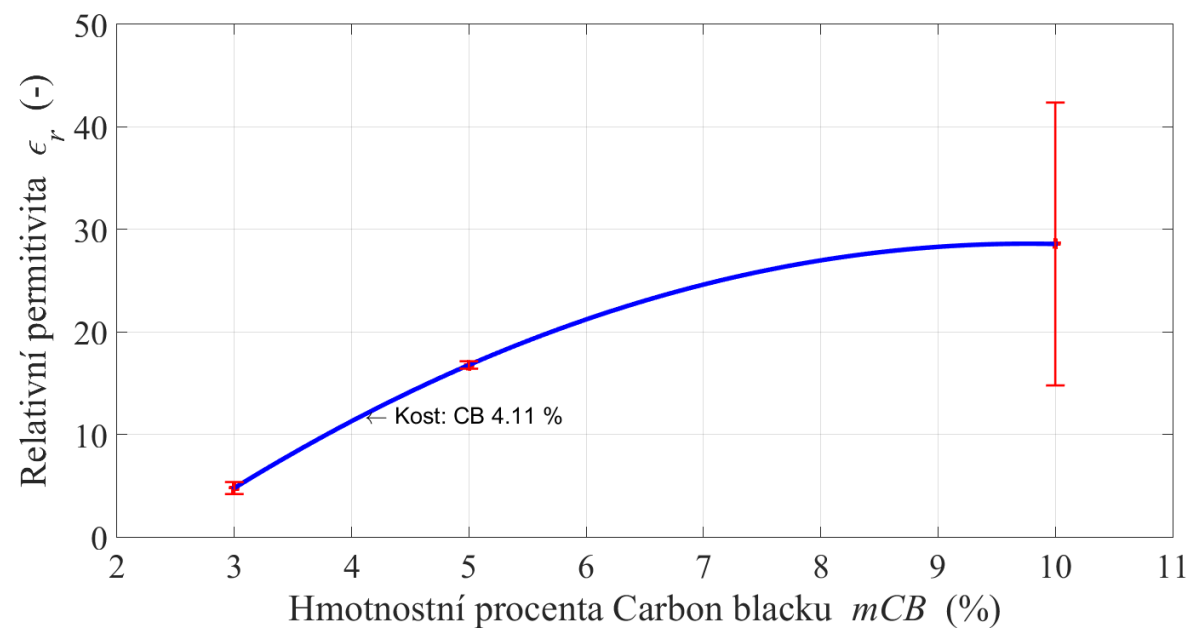
Obrázek 3.4: Vytisknutá forma pro odlévání fantomu cévní mozkové příhody.

3.2 Dielektrické vlastnosti vzorků

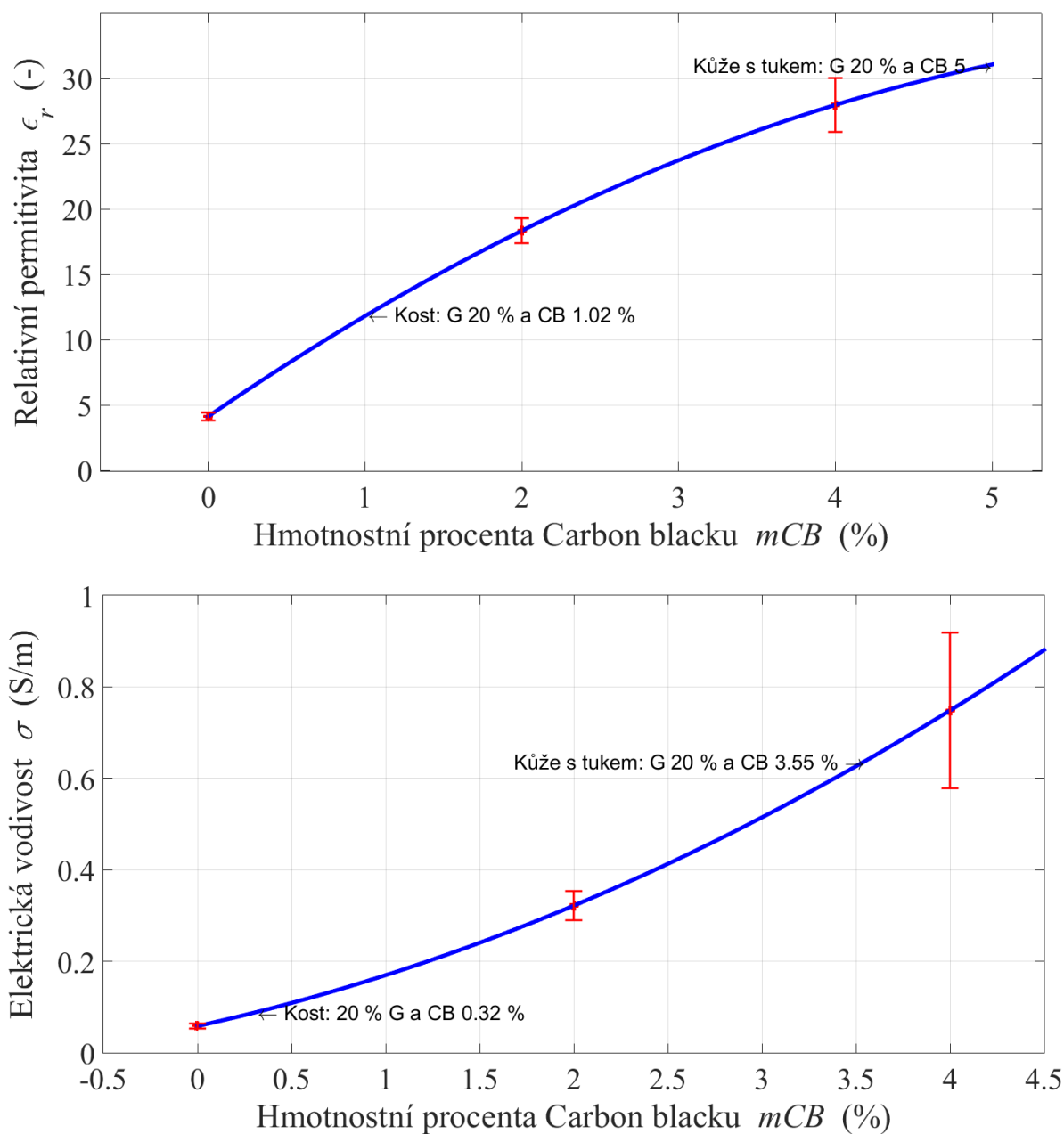
Při hledání vhodných dielektrických vlastností a shody v procentuálním hmotnostním zastoupení prášků v permitivitě a vodivosti, jsem vytvořil přes 100 vzorků.



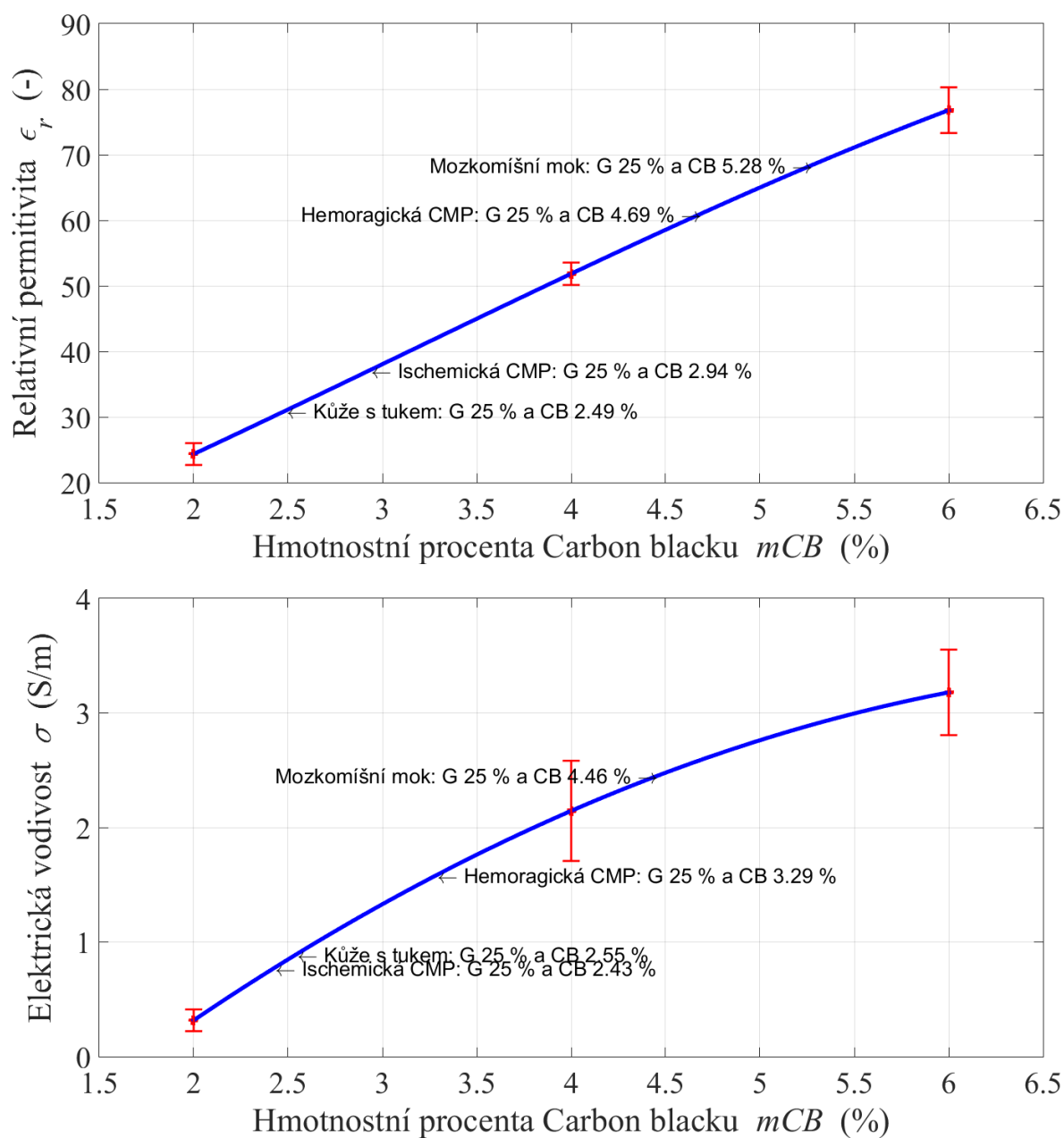
Obrázek 3.5: Řada GX % - průběh relativní permitivity a elektrické vodivosti na frekvenci 1 GHz pro zvyšující se podíl grafitového prášku. Pro každý vzorek je červeně vynesena rozšířená nejistota C ($k = 2$) a v grafu jsou určeny optimální koncentrace prášků pro každou tkáň.



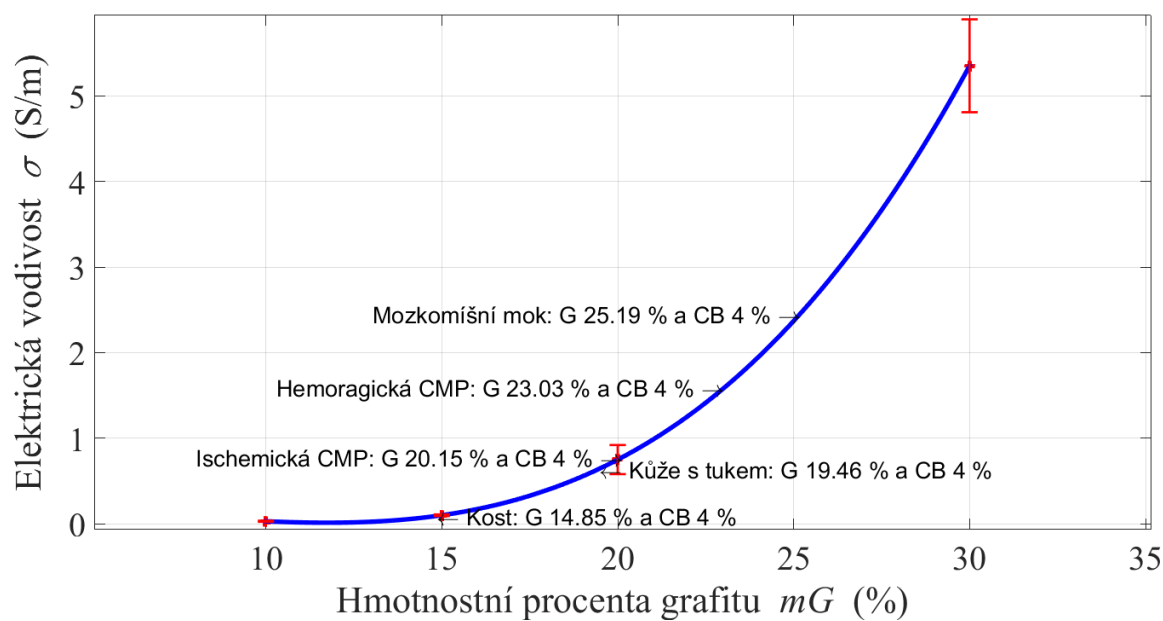
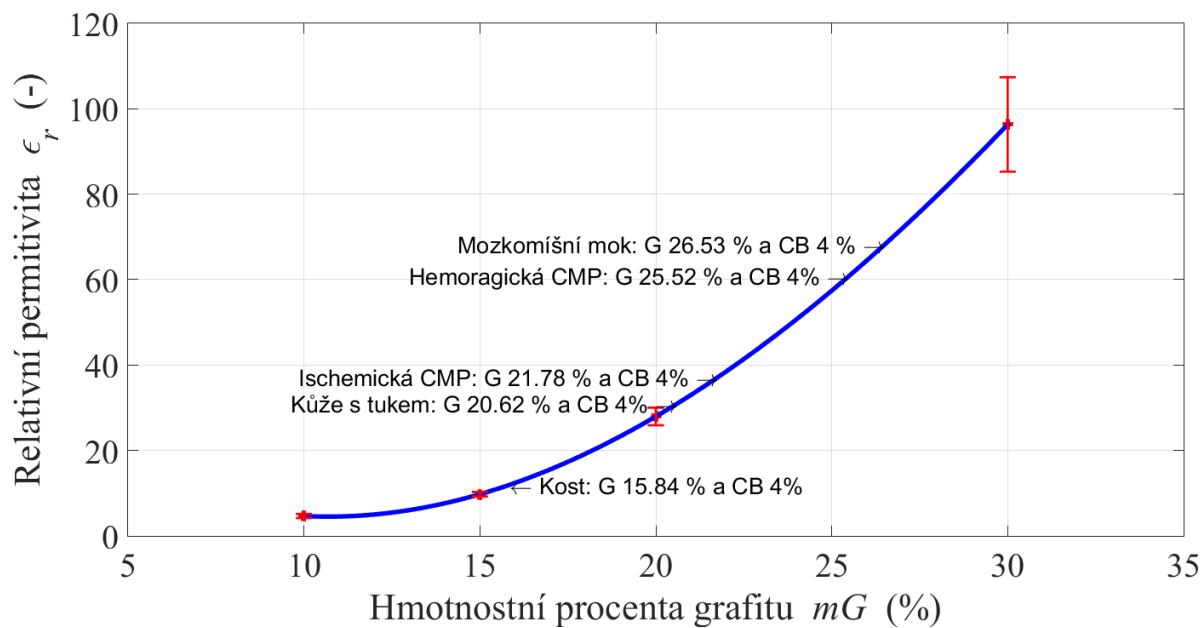
Obrázek 3.6: Řada CBX % - průběh relativní permitivity a elektrické vodivosti na frekvenci 1 GHz pro zvyšující se podíl Carbon black prášku. Pro každý vzorek je červeně vynesena rozšířená nejistota C ($k=2$) a v grafu jsou určeny optimální koncentrace prášků pro každou tkáň.



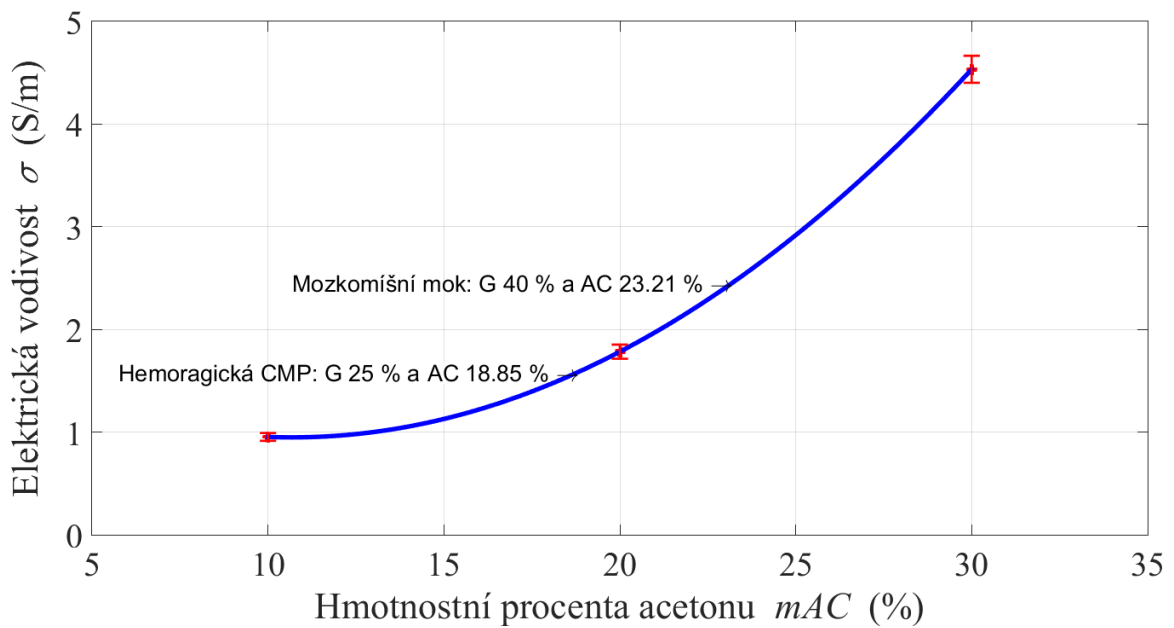
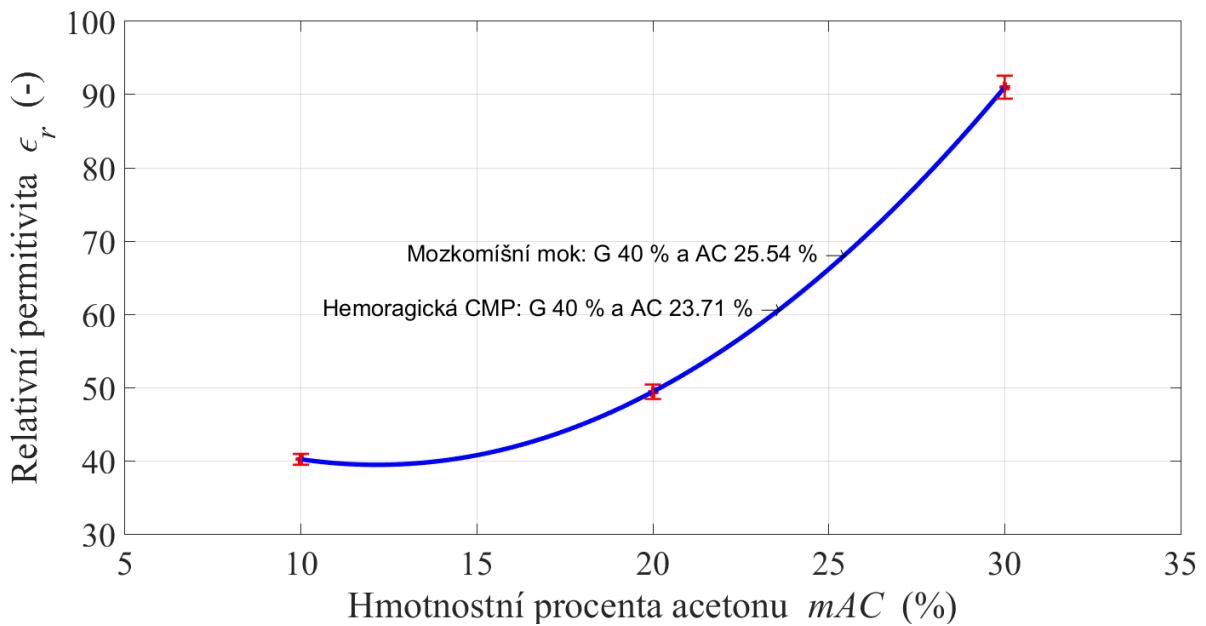
Obrázek 3.7: Řada G20CBX % - průběh relativní permitivity a elektrické vodivosti na frekvenci 1 GHz pro zvyšující se podíl Carbon black prášku a fixní 20% podíl grafitového prášku. Pro každý vzorek je červeně vynesena rozšířená nejistota C ($k = 2$) a v grafu jsou určeny optimální koncentrace prášků pro každou tkáň.



Obrázek 3.8: Řada G25CBX % - průběh relativní permitivity a elektrické vodivosti na frekvenci 1 GHz pro zvyšující se podíl Carbon black prášku a fixní 25% podíl grafitového prášku. Pro každý vzorek je červeně vynesena rozšířená nejistota C ($k = 2$) a v grafu jsou určeny optimální koncentrace prášků pro každou tkáň.

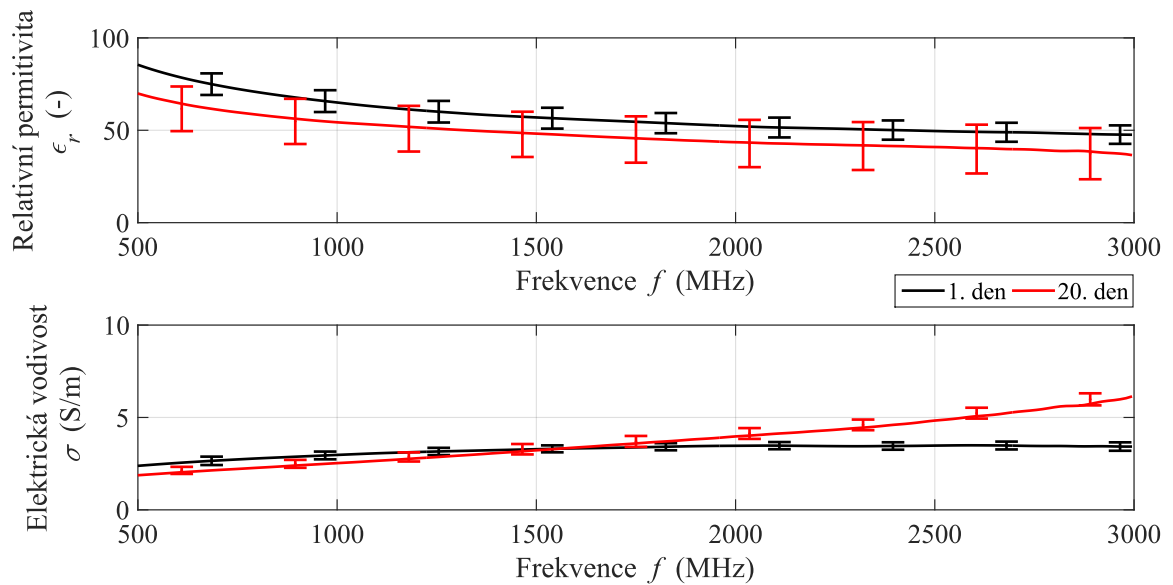


Obrázek 3.9: Řada GXCB4 % - průběh relativní permitivity a elektrické vodivosti na frekvenci 1 GHz pro zvyšující se podíl grafitového prášku a fixní 4% podíl Carbon black prášku. Pro každý vzorek je červeně vynesena rozšířená nejistota $C (k = 2)$ a v grafu jsou určeny optimální koncentrace prášků pro každou tkáň.

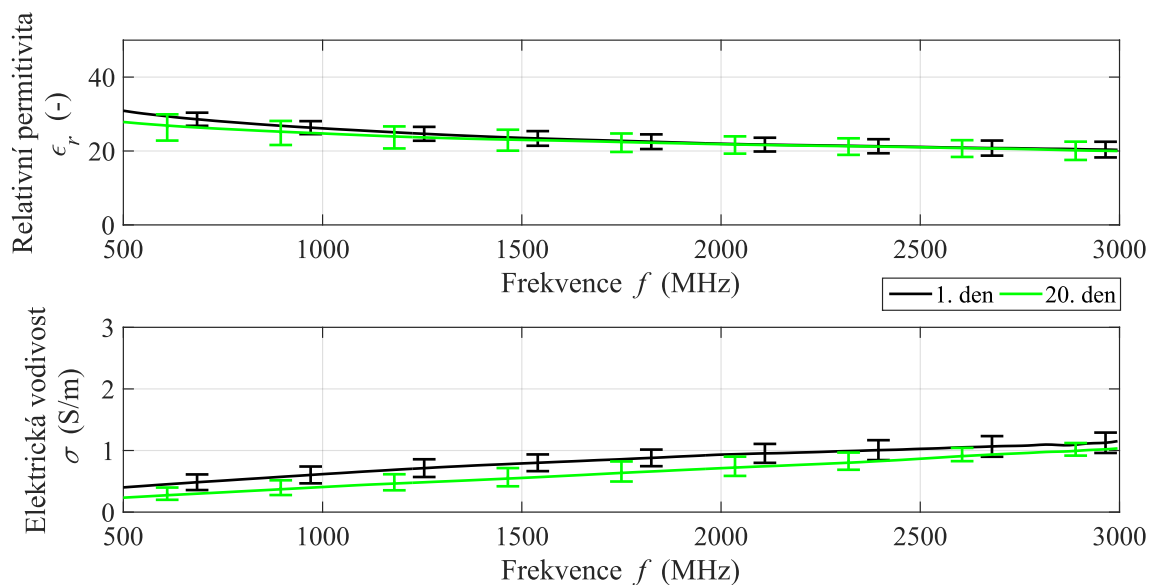


Obrázek 3.10: Řada G40%ACX% - průběh relativní permitivity a elektrické vodivosti pro zvyšující se podíl acetonu ve vzorku a fixní 40% podíl grafitového prášku. Pro každý vzorek je červeně vynesena rozšířená nejistota C ($k = 2$) a v grafu jsou určeny optimální koncentrace prášků pro každou tkáň.

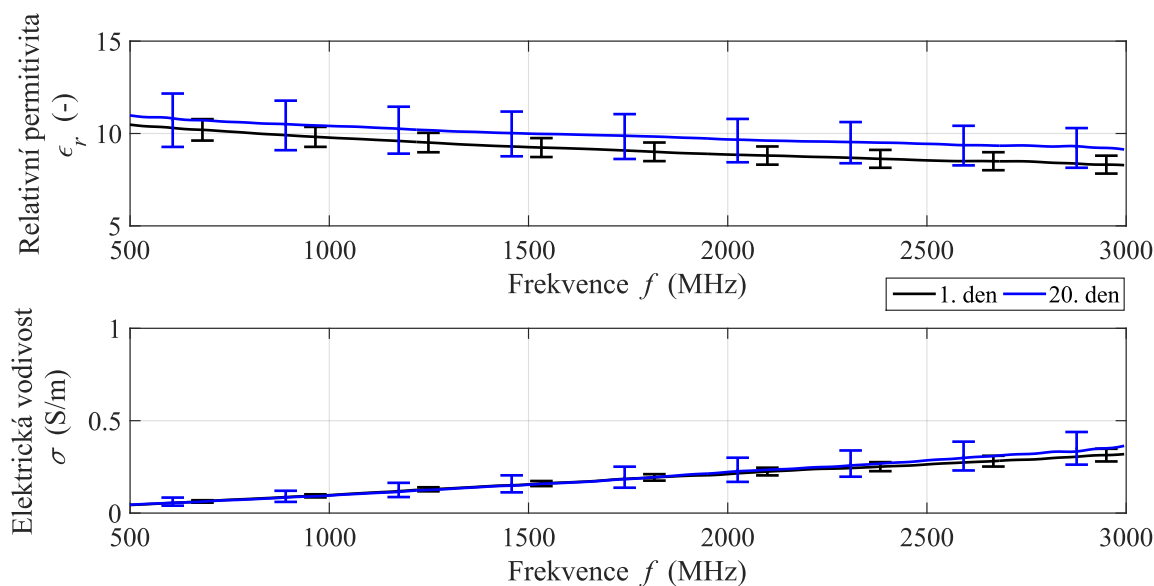
3.3 Časová stálost vzorků



Obrázek 3.12: Dvě měření v rozmezí 20 dnů pro vzorek G45% reprezentující mozkomíšní mok s vnesenou rozšířenou nejistotou C ($k = 2$).



Obrázek 3.11: Dvě měření v rozmezí 20 dnů pro vzorek G25%CB2,5% reprezentující kůži s tukem s vnesenou rozšířenou nejistotou C ($k = 2$).



Obrázek 3.13: Dvě měření v rozmezí 20 dnů pro vzorek G15%CB4% reprezentující kost, s vnesenou rozšířenou nejistotou C ($k = 2$).

3.4 Fantom hlavy dospělého člověka a fantomy ischemické a hemoragické CMP

Tabulka 3.1: Procentuální a hmotnostní zastoupení složek potřebných pro výrobu suchých fantomů.

	Grafitový prášek		Carbon black prášek		Polyuretan	Aceton
	(%)	mG (g)	(%)	mCB (g)	$mPOL$ (g)	mAC (g)
Mozkomíšňní mok	45	360	0	0	440	240
Kůže s tukem	25	300	2,5	30	870	240
Kost	15	150	4	40	810	0
Ischemická CMP	25	100	2,5	10	290	40
Hemoragická CMP	40	160	0	0	240	80

Tabulka 3.2: Procentuální zastoupení složek potřebných pro výrobu tekutého fantomu reprezentujícího mozek.

	IPA (%)	NaCl (%)	H ₂ O (%)
Tekutý fantom mozku	37,99	0,87	61,14

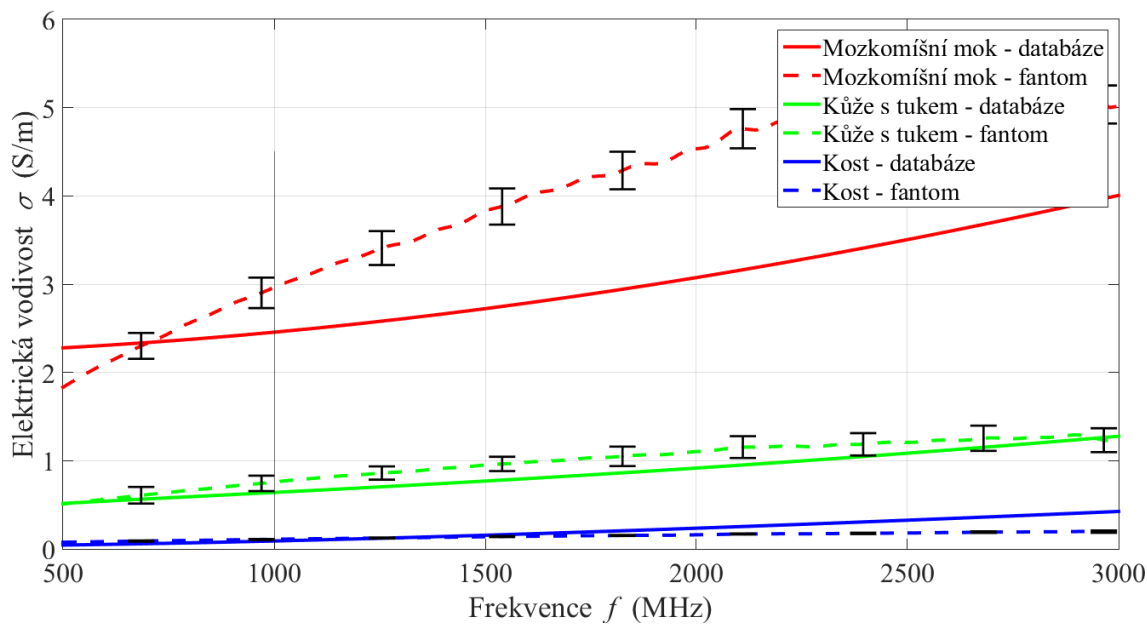
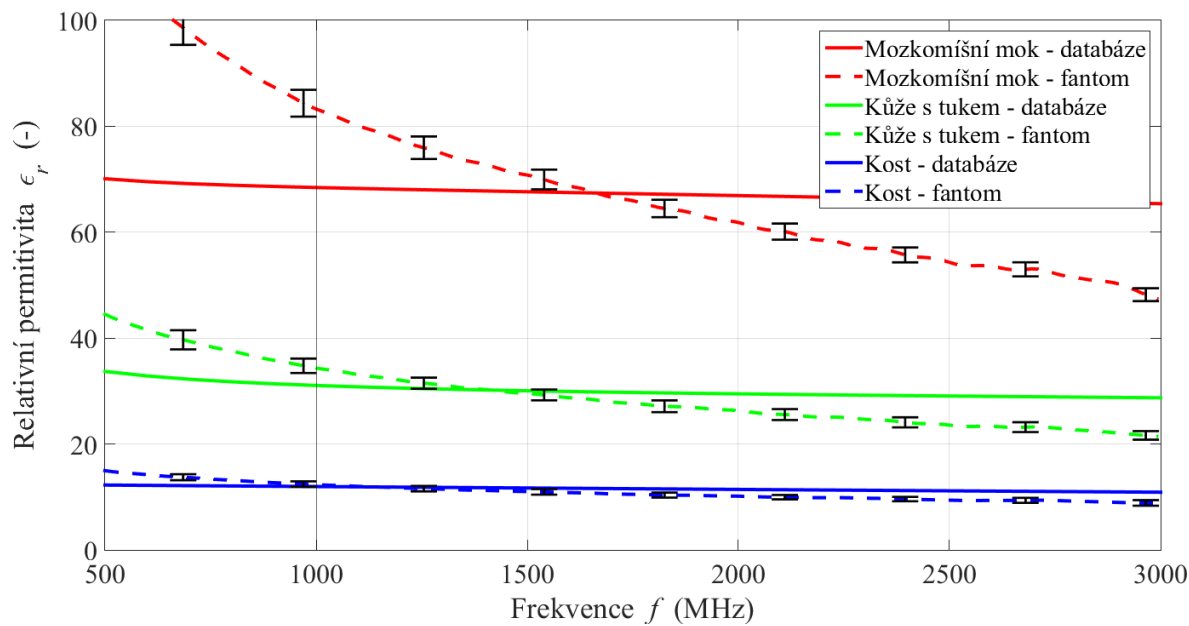
3.4.1 Podélně homogenní fantom verze 1

Tabulka 3.3: Statistika dielektrických vlastností fantomu verze 1 pro frekvenci 1 GHz

	Průměr dielektrických vlastností	Relativní chyba (%)	Nejistota typu A	Nejistota typu B	Rozšířená nejistota C ($k = 2$)	
Mozk. mok	ϵ_r (-)	82,81	21	1,01	0,70	2,46
	σ (S/m)	2,99	22	0,08	0,04	0,04
Kůže s tukem	ϵ_r (-)	34,16	10	0,66	0,09	1,33
	σ (S/m)	0,77	20	0,04	0,01	0,08
Kost	ϵ_r (-)	12,27	2	0,24	0,10	0,53
	σ (S/m)	0,11	23	0,00	0,001	0,01



Obrázek 3.14: Hotová forma suchého fantomu verze 1, která obsahuje kůži s podkožním tukem, kost a mozkomíšní mok. Forma je připravená na nalití tekutého fantomu mozku a vložení fantomů cévní mozkové příhody.



Obrázek 3.15: Frekvenční závislost relativní permitivity a elektrické vodivosti pro fantom verze 1 s vynesnými rozšířenými nejistotami C ($k = 2$) pro fantom uvažovaných tkání.

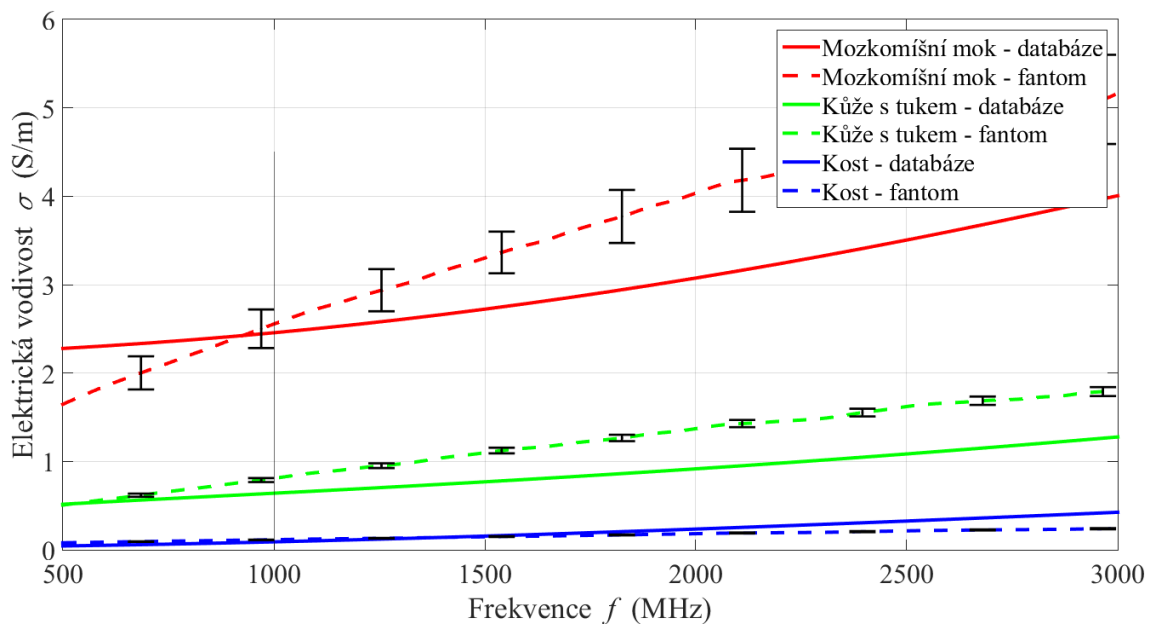
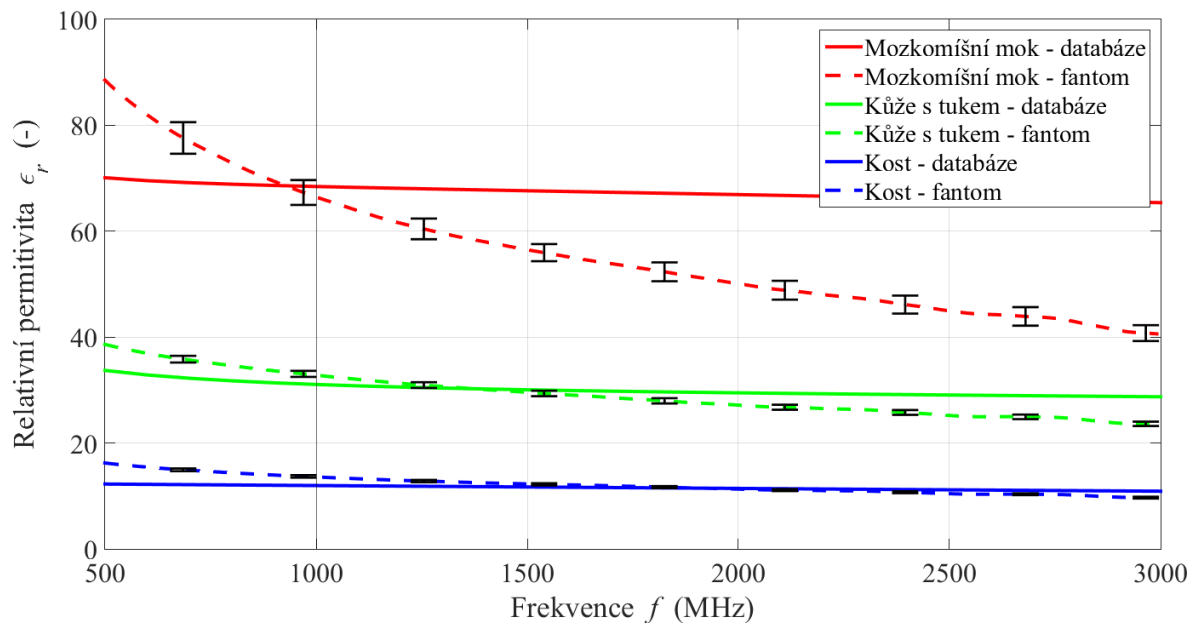
3.4.2 Podélně homogenní fantom verze 2

Tabulka 3.4: Statistika dielektrických vlastností fantomu verze 2 pro frekvenci 1 GHz.

	Průměr dielek. vlastností	Relativní chyba (%)	Nejistota typu A	Nejistota typu B	Rozšířená nejistota C ($k = 2$)	
Mozk. mok	ϵ_r (-)	66,05	-3	1,01	0,56	2,32
	σ (S/m)	2,58	5	0,11	0,03	0,08
Kůže s tukem	ϵ_r (-)	32,68	5	0,06	0,28	0,57
	σ (S/m)	0,74	16	0,00	0,01	0,01
Kost	ϵ_r (-)	13,54	13	0,13	0,02	0,12
	σ (S/m)	0,12	28	0,00	0,00	0,00



Obrázek 3.16: Hotová forma suchého fantomu verze 2, která obsahuje kůži s podkožním tukem, kost a mozkomíšni mok. Forma je připravená na nalití tekutého fantomu mozku a vložení fantomů cévní mozkové příhody.



Obrázek 3.17: Frekvenční závislost relativní permittivity a elektrické vodivosti pro fantom verze 2 s vynesnými rozšířenými nejistotami C ($k = 2$) pro fantom uvažovaných tkání.

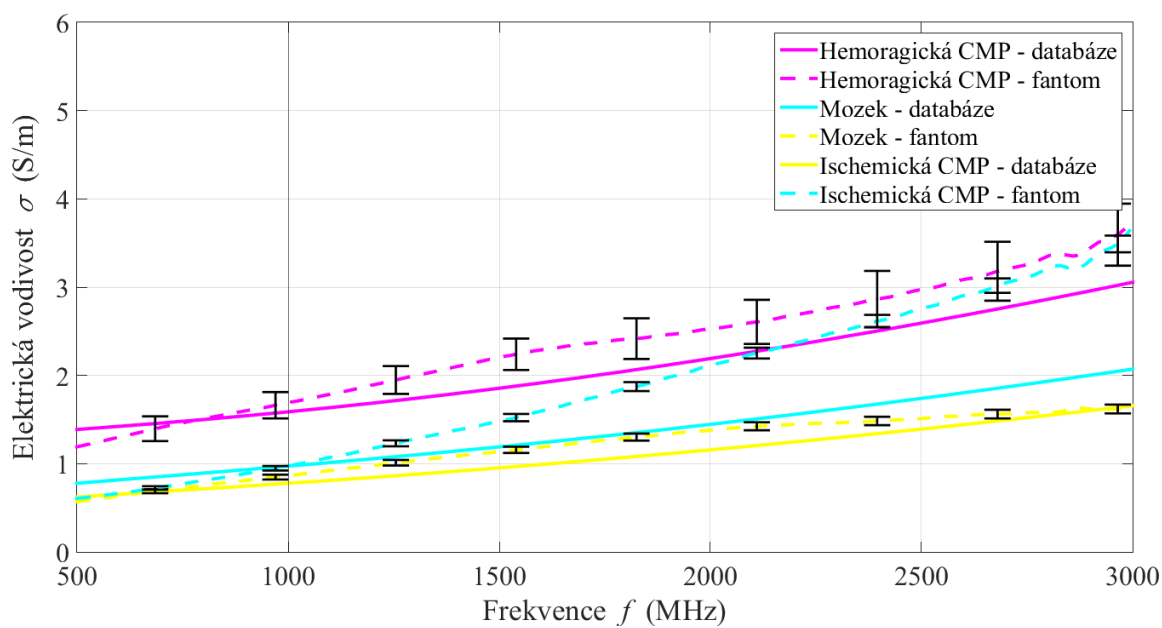
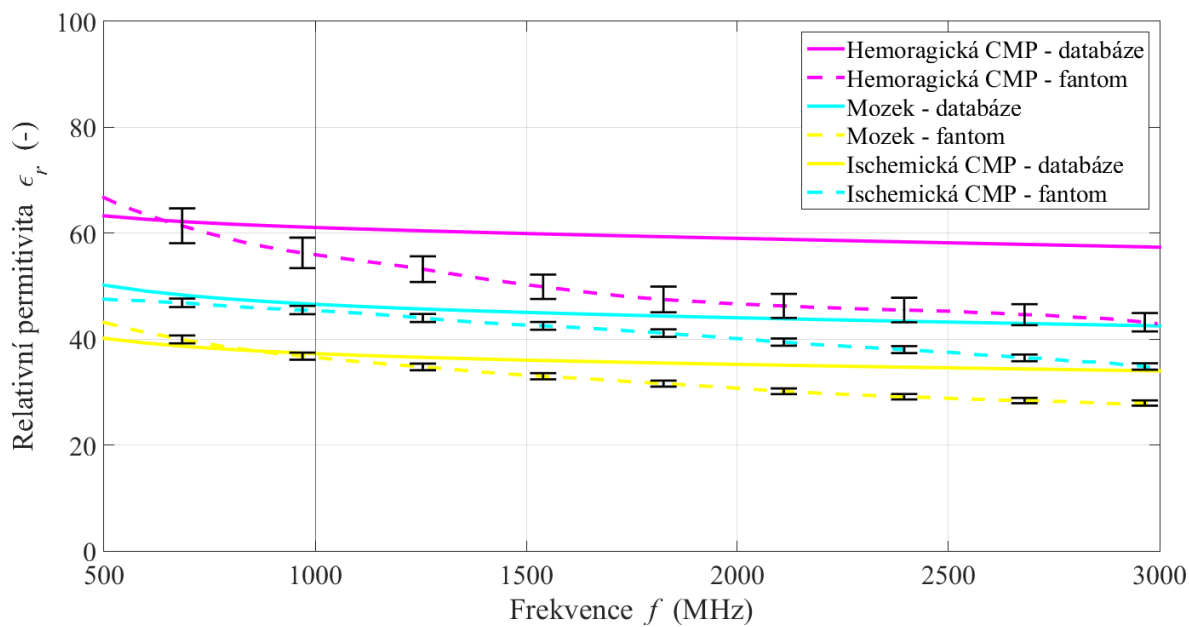
3.4.3 Fantomy ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody a tekutý fantom mozku

Tabulka 3.5: Statistika dielektrických vlastností fantomů cévních mozkových příhod a tekutého fantomu mozku pro frekvenci 1 GHz.

	Průměr dielek. vlastností	Relativní chyba (%)	Nejistota typu A	Nejistota typu B	Rozšířená nejistota C ($k = 2$)	
Mozek	ϵ_r (-)	45,33	-3	0,07	0,39	0,78
	σ (S/m)	0,98	1	0,00	0,01	0,01
Ischemická CMP	ϵ_r (-)	36,43	-2	0,11	0,31	0,66
	σ (S/m)	0,87	12	0,01	0,01	0,01
Hemoragická CMP	ϵ_r (-)	55,78	-9	1,32	0,47	2,81
	σ (S/m)	1,70	7	0,07	0,02	0,09



Obrázek 3.18: Fantomy ischemické (vlevo) a hemoragické (vpravo) cévní mozkové příhody.



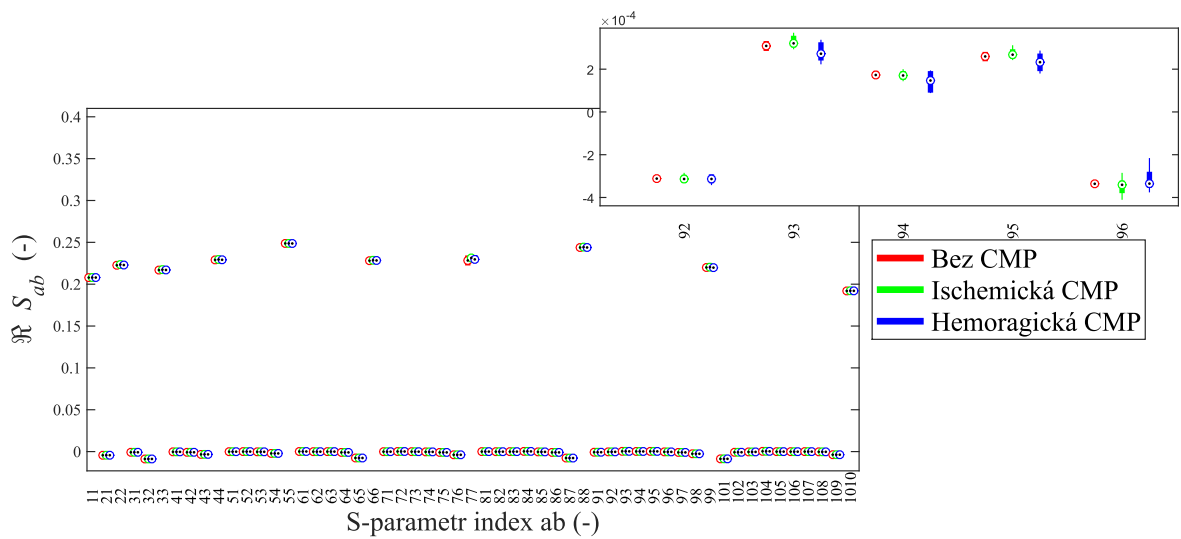
Obrázek 3.19: Frekvenční závislost relativní permitivity a elektrické vodivosti pro fantomy CMP a tekutého fantomu mozku s vnesenými rozšířeními nejistotami C ($k = 2$).



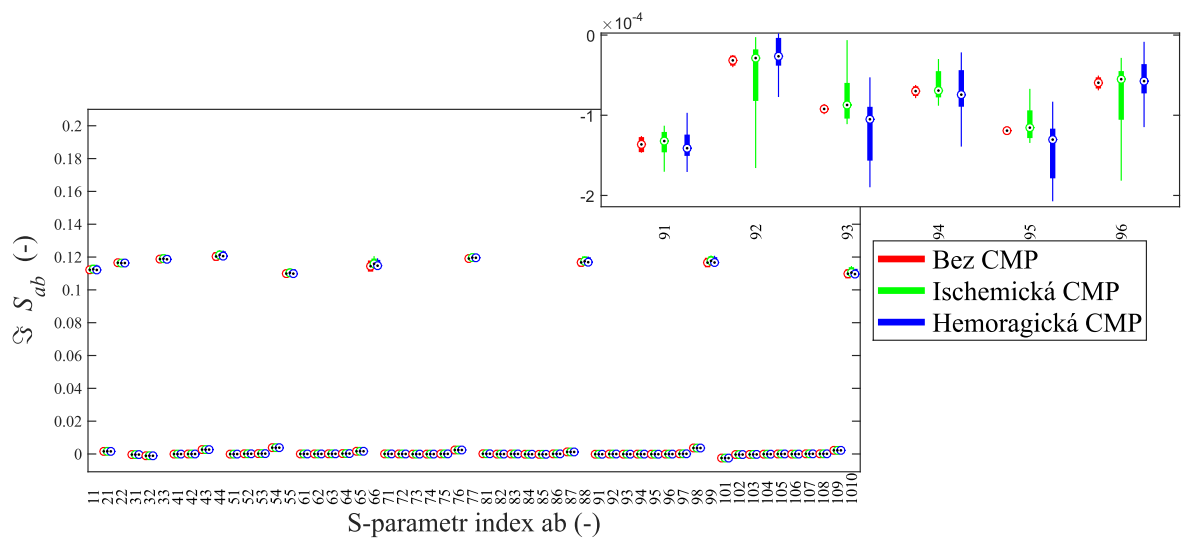
Obrázek 3.20: Řez fantomem cévní mozkové příhody pro zjištění množství bublin, které ve fantomu zůstaly.

3.5 Variabilita naměřených dat

3.5.1 Variabilita dat pro tekutý fantom hlavy

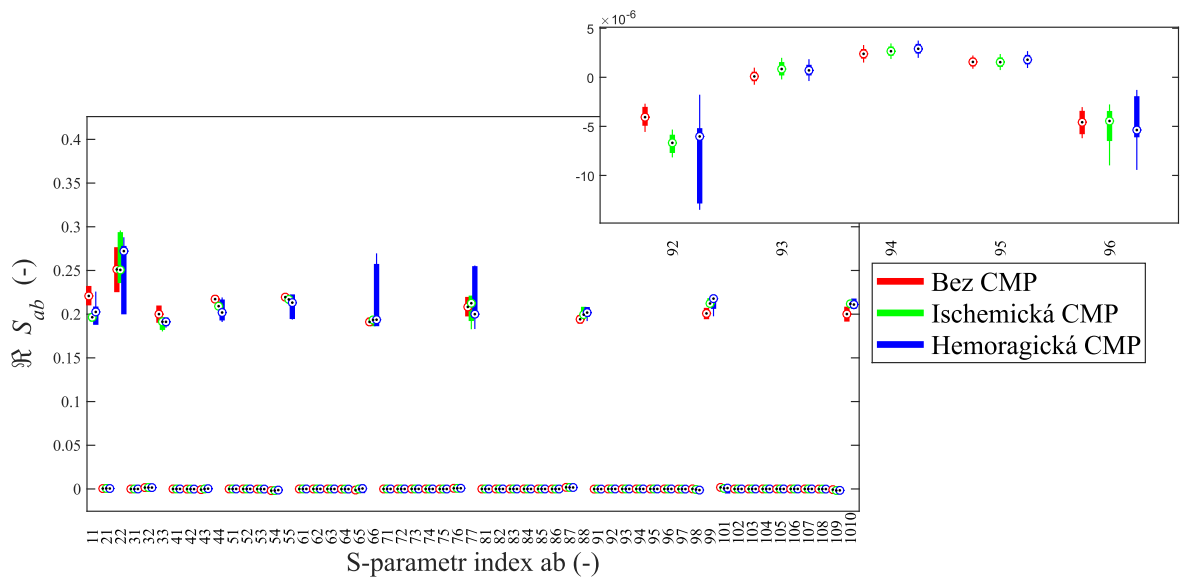


Obrázek 3.22: Hodnocení variability dat naměřených na tekutém fantomu lidské hlavy. V grafu jsou zobrazeny krabicové grafy pro reálnou složku rozptylových parametrů. Pro lepší zobrazení je nutné přiblížení hodnot (graf vpravo nahoře).

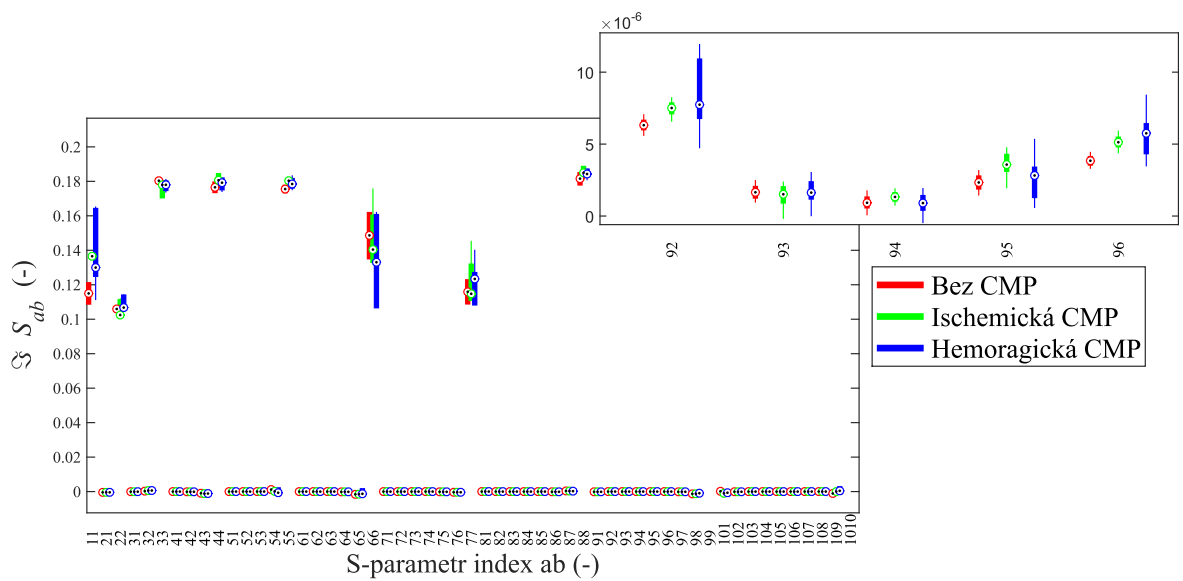


Obrázek 3.21: Hodnocení variability dat naměřených na tekutém fantomu lidské hlavy. V grafu jsou zobrazeny krabicové grafy pro imaginární složku rozptylových parametrů. Pro lepší zobrazení je nutné přiblížení hodnot (graf vpravo nahoře).

3.5.2 Variabilita dat pro podélně homogenní fantom verze 1

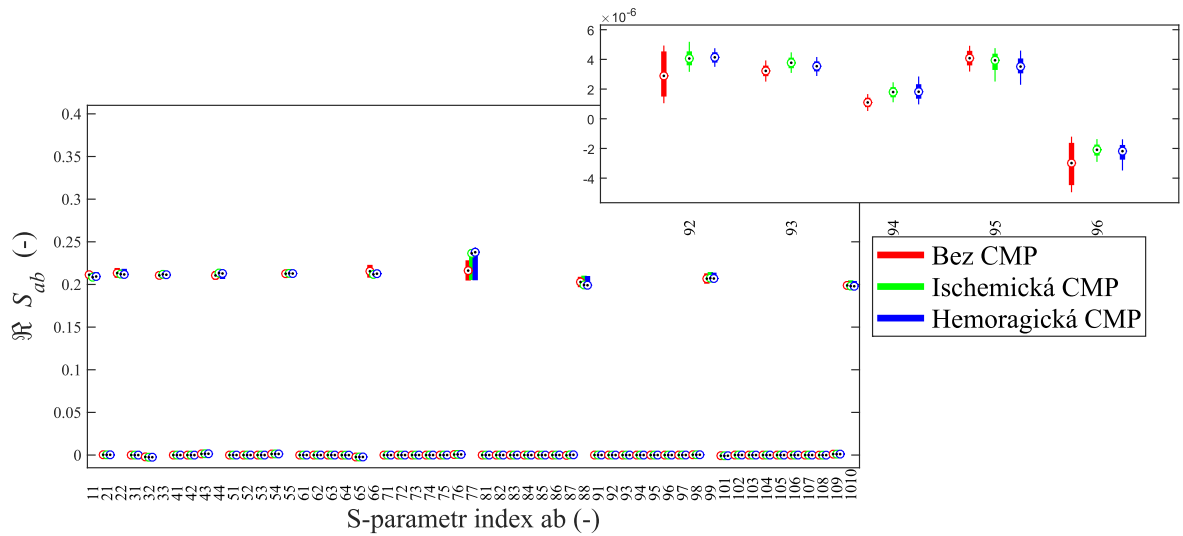


Obrázek 3.23: Hodnocení variability dat naměřených na fantomu lidské hlavy verze 1. V grafu jsou zobrazeny krabicové grafy pro reálnou složku rozptylových parametrů. Pro lepší zobrazení je nutné přiblížení hodnot (graf vpravo nahoře).

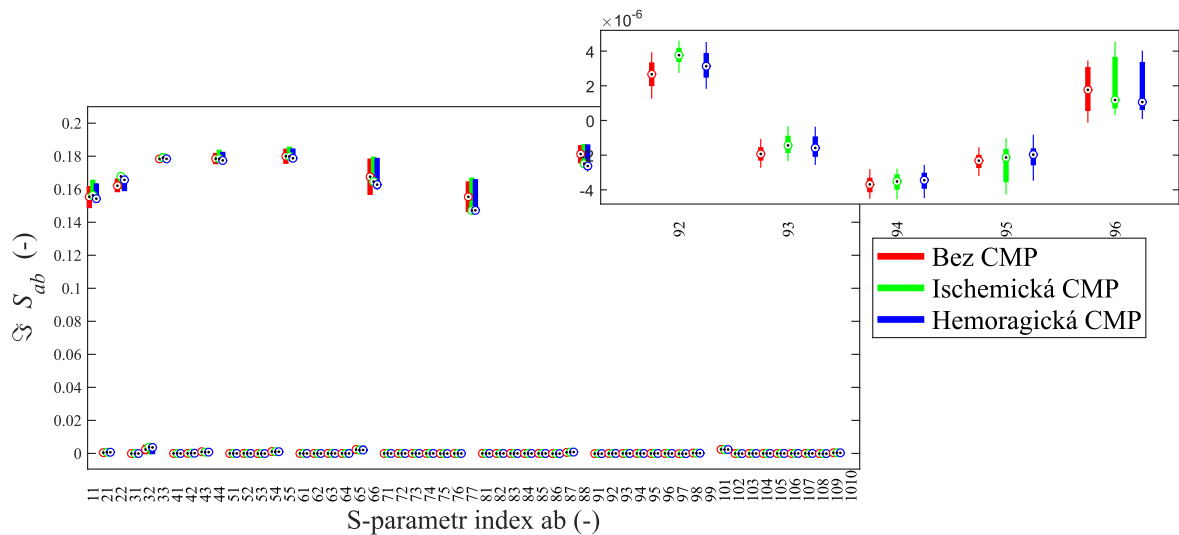


Obrázek 3.24: Hodnocení variability dat naměřených na fantomu lidské hlavy verze 1. V grafu jsou zobrazeny krabicové grafy pro imaginární složku rozptylových parametrů. Pro lepší zobrazení je nutné přiblížení hodnot (graf vpravo nahoře).

3.5.3 Variabilita dat pro podélně homogenní fantom verze 2



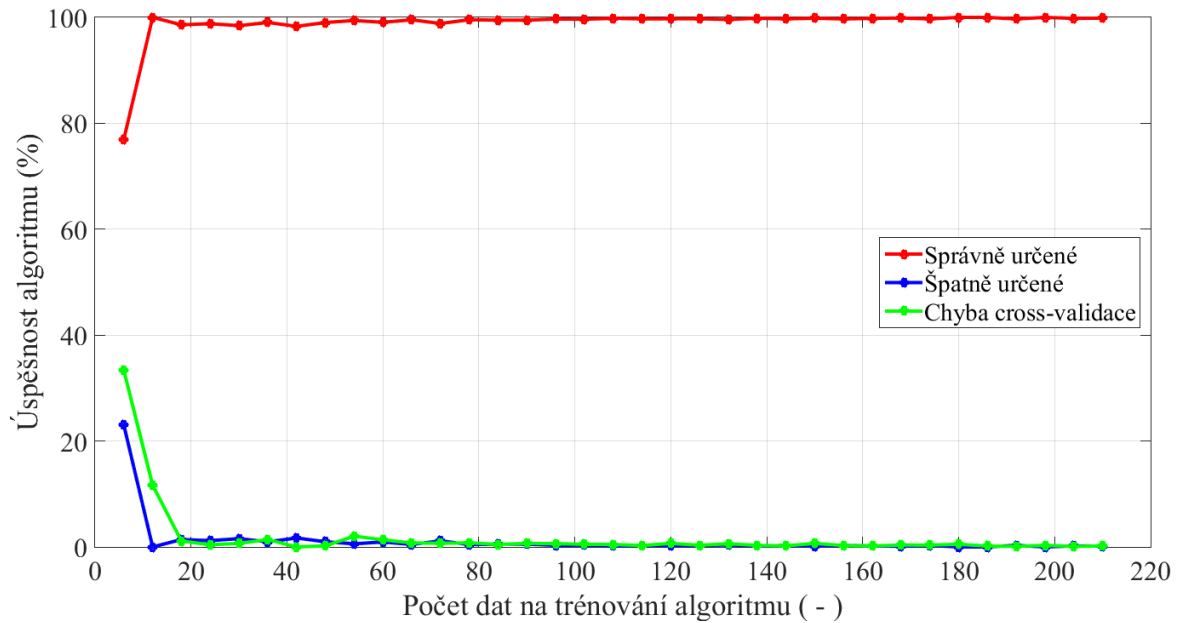
Obrázek 3.26: Hodnocení variability dat naměřených na fantomu lidské hlavy verze 2. V grafu jsou zobrazeny krabicové grafy pro reálnou složku rozptylových parametrů. Pro lepší zobrazení je nutné přiblížení hodnot (graf vpravo nahoře).



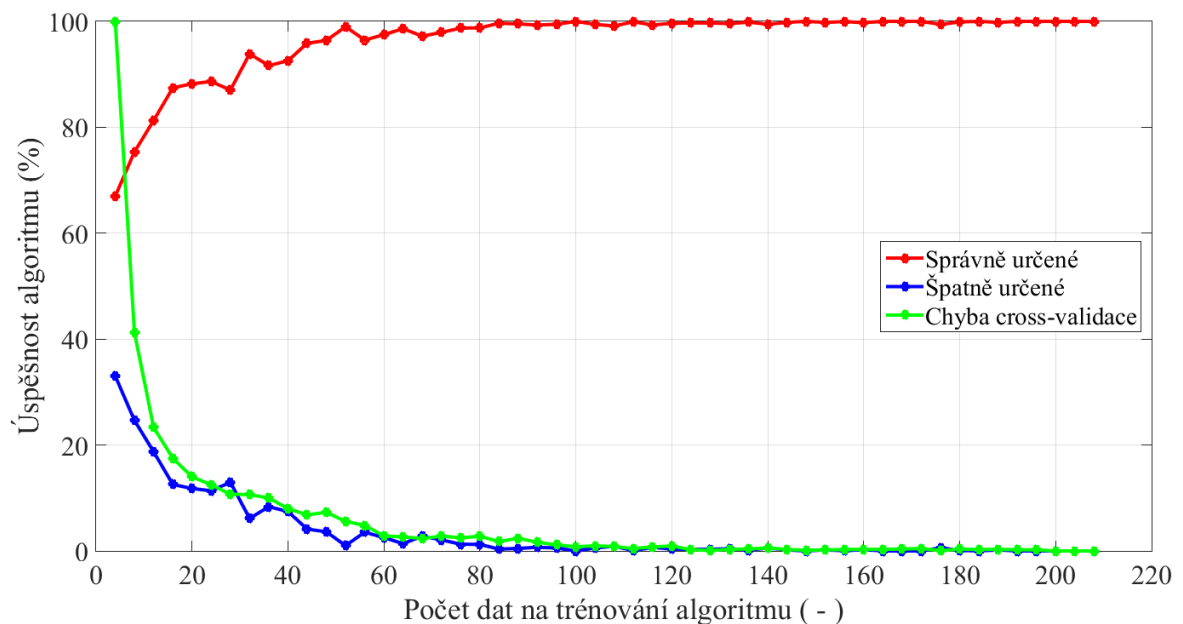
Obrázek 3.25: Hodnocení variability dat naměřených na fantomu lidské hlavy verze 2. V grafu jsou zobrazeny krabicové grafy pro imaginární složku rozptylových parametrů. Pro lepší zobrazení je nutné přiblížení hodnot (graf vpravo nahoře).

3.6 Detekce CMP pomocí SVM

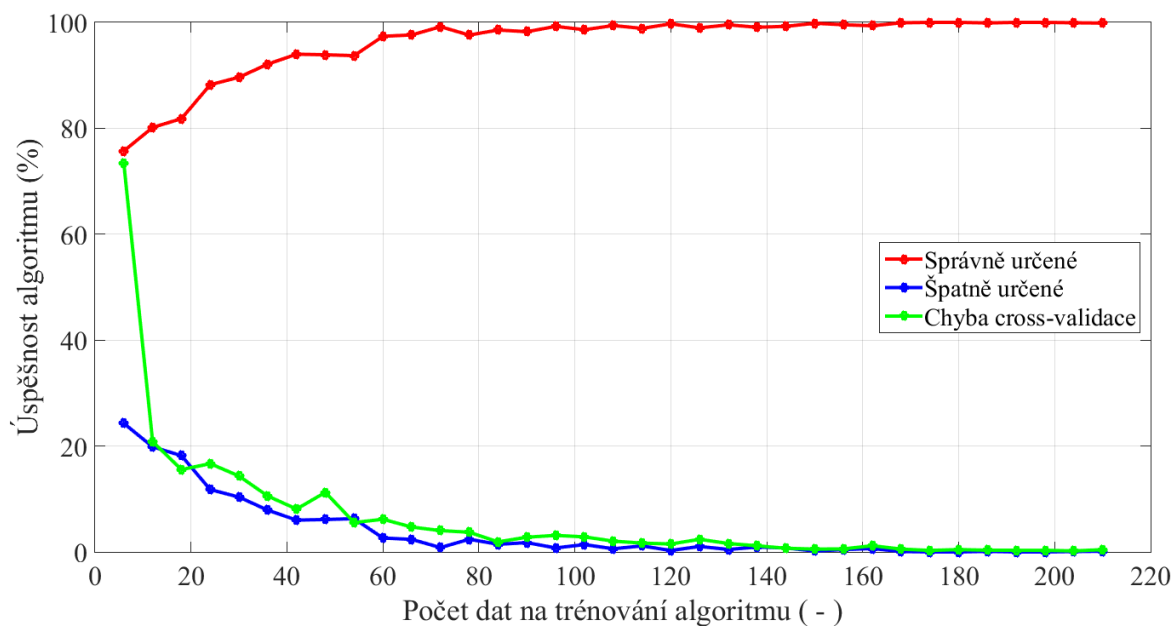
3.6.1 Detekce CMP pro tekutý fantom hlavy



Obrázek 3.28: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro tekutý fantom. Odlišení přítomnosti či nepřítomnosti CMP.

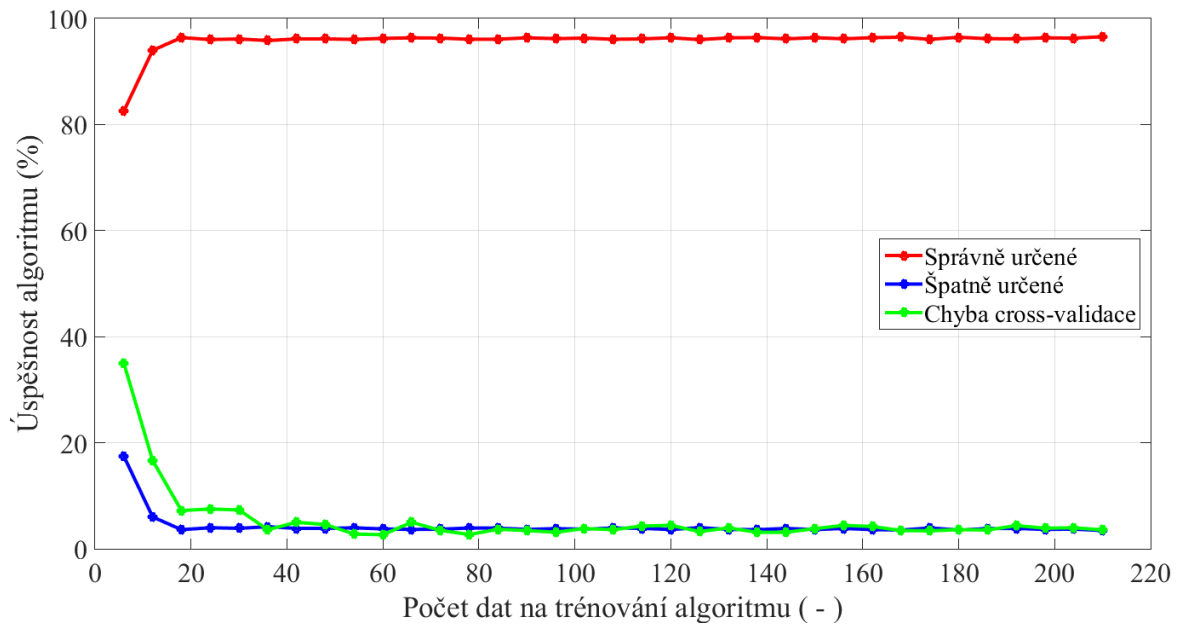


Obrázek 3.27: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro tekutý fantom. Odlišení ischemické a hemoragické CMP.

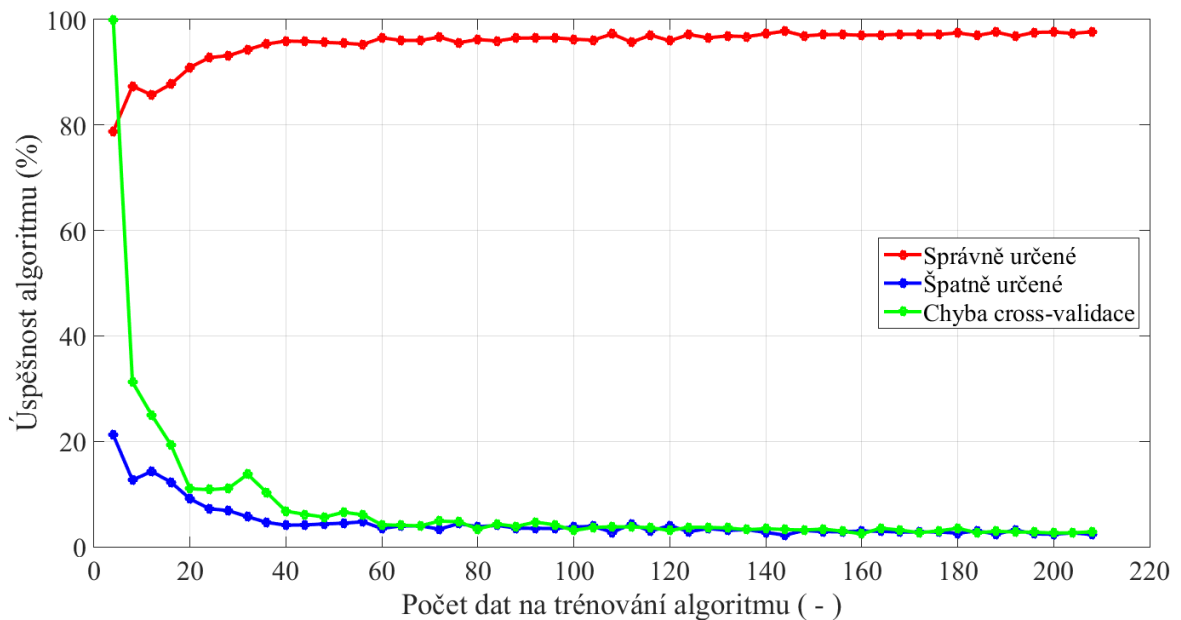


Obrázek 3.29: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro tekutý fantom. Odlišení ischemické a hemoragické CMP a bez přítomnosti CMP.

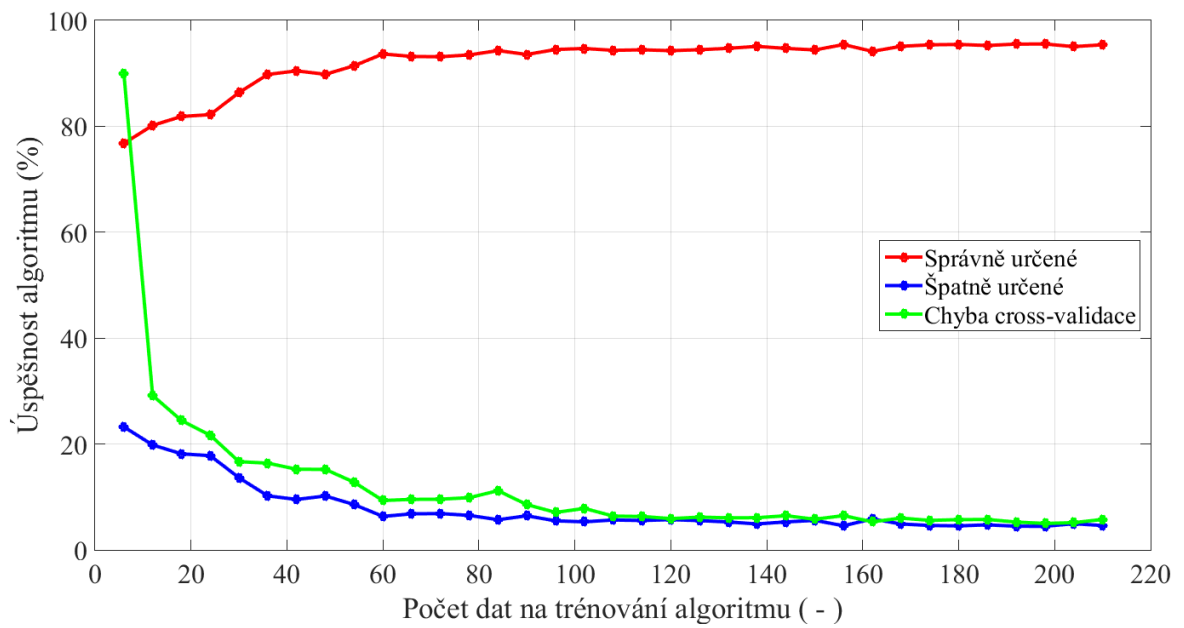
3.6.2 Detekce CMP pro podélně homogenní fantom verze 1



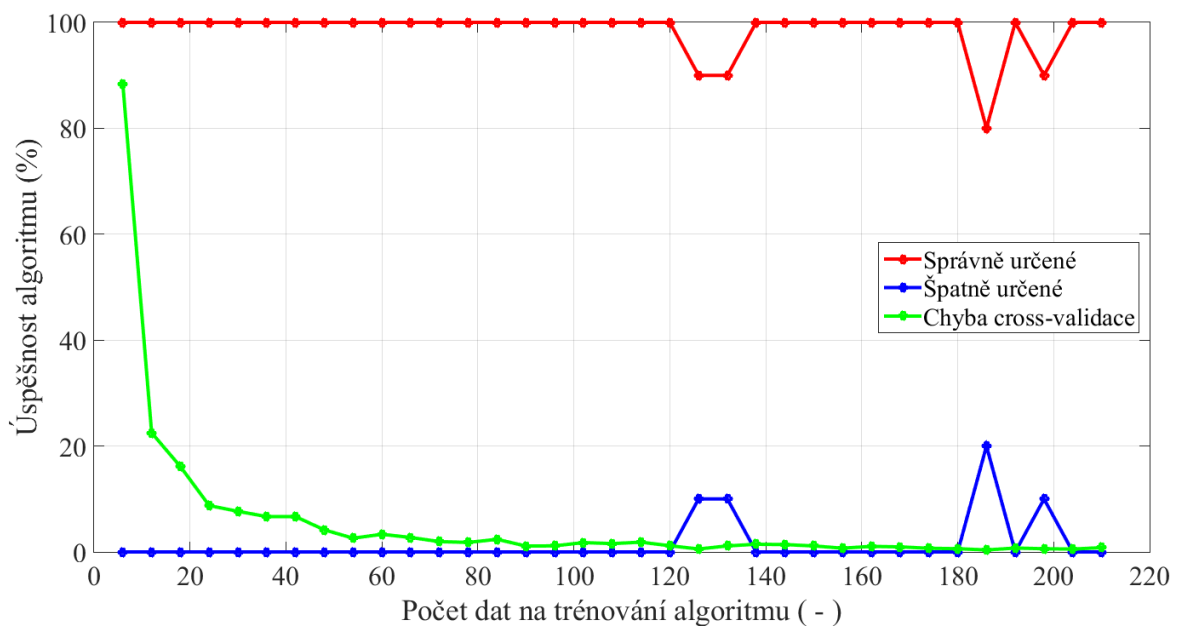
Obrázek 3.30: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro fantom verze 1. Odlišení přítomnosti či nepřítomnosti CMP.



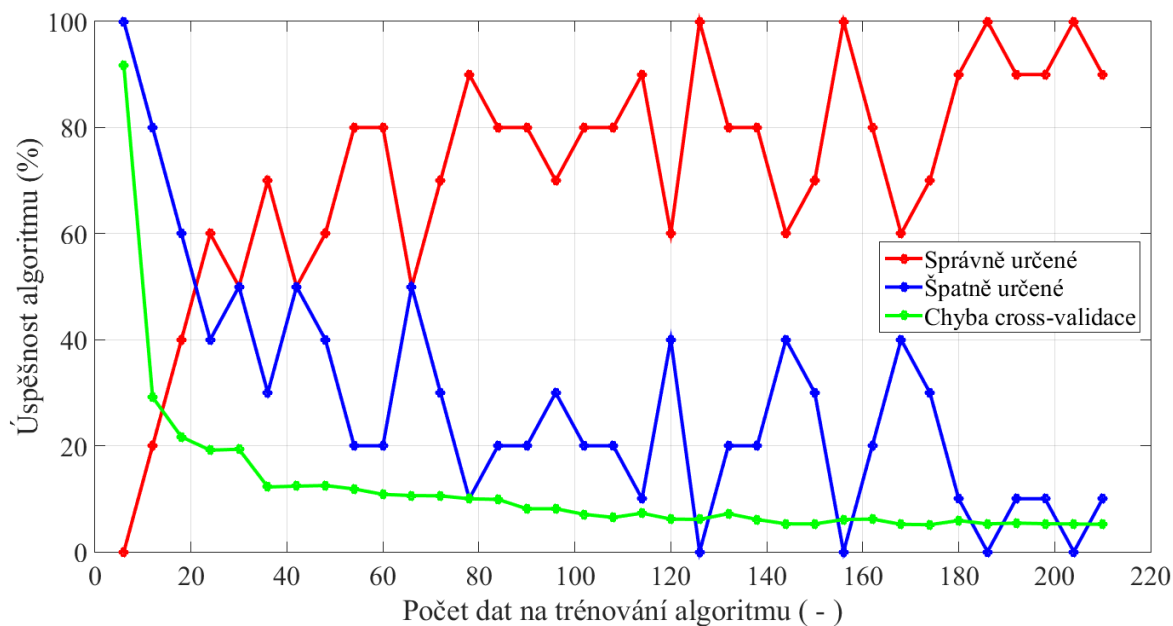
Obrázek 3.31: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro fantom verze 1. Odlišení ischemické a hemoragické CMP.



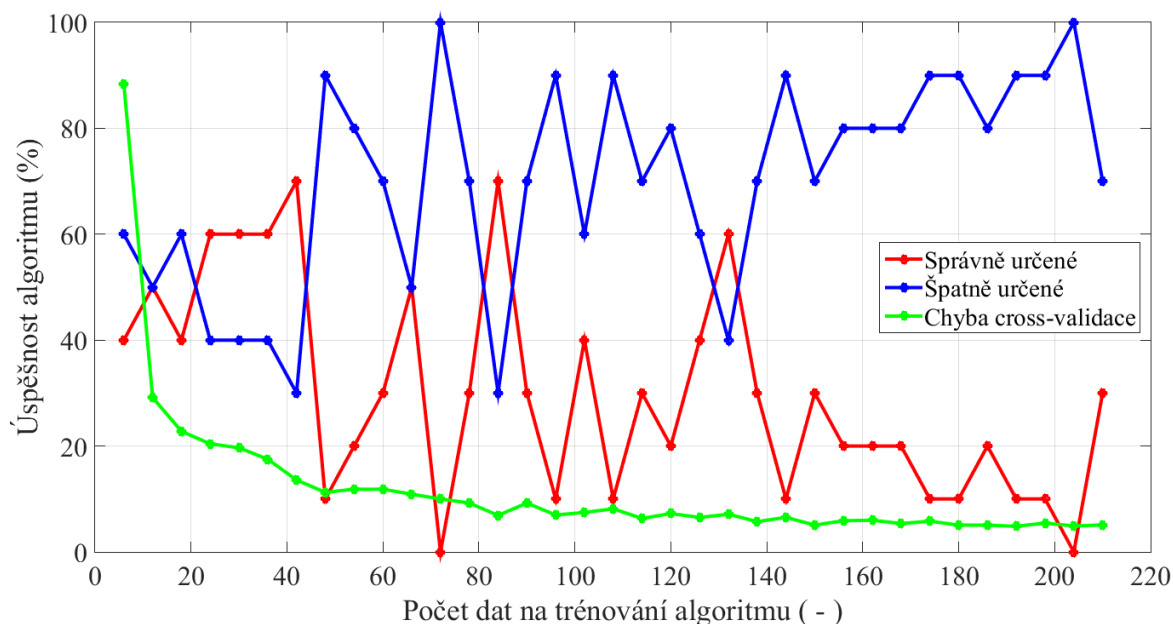
Obrázek 3.32: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro fantom verze 1. Odlišení ischemické a hemoragické CMP a bez přítomnosti CMP.



Obrázek 3.33: Ukázka úspěšnosti klasifikace pomocí SVM pro posunutý fantom verze 1 bez přítomnosti cévní mozkové příhody. Podobných výsledků algoritmus dosahoval při všech třech zkoumaných posunutích fantomu v měřícím systému.

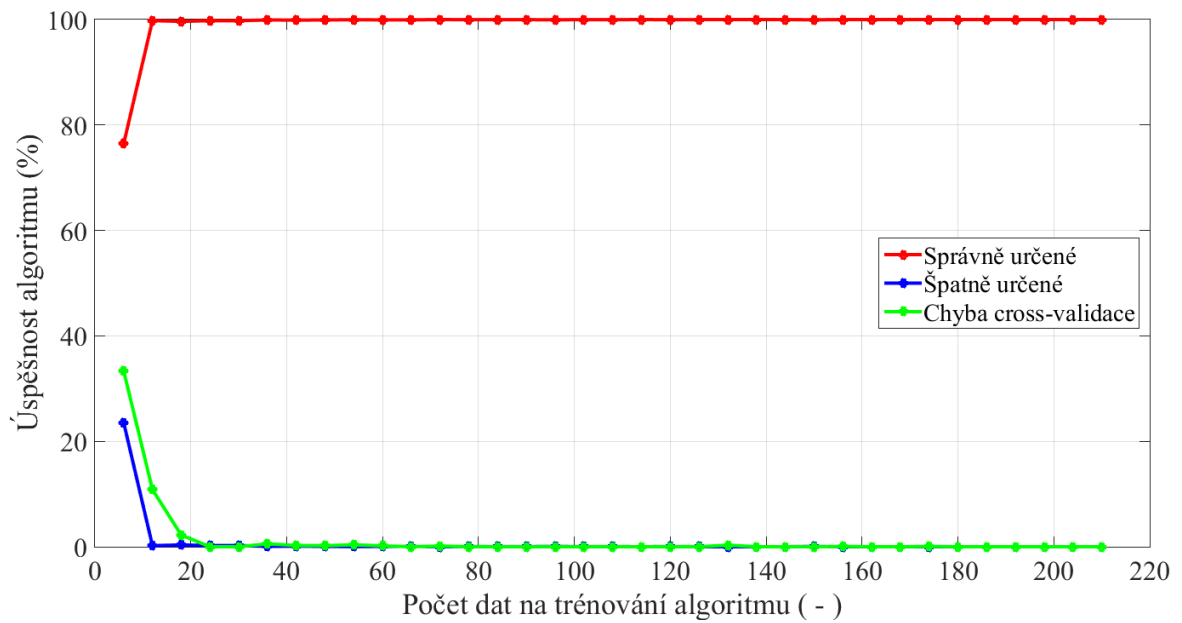


Obrázek 3.34: Ukázka úspěšnosti klasifikace pomocí SVM pro posunutý fantom verze 1 s fantomem hemoragické cévní mozkové příhody. Podobných výsledků algoritmus dosahoval při všech třech zkoumaných posunutích fantomu v měřícím systému.

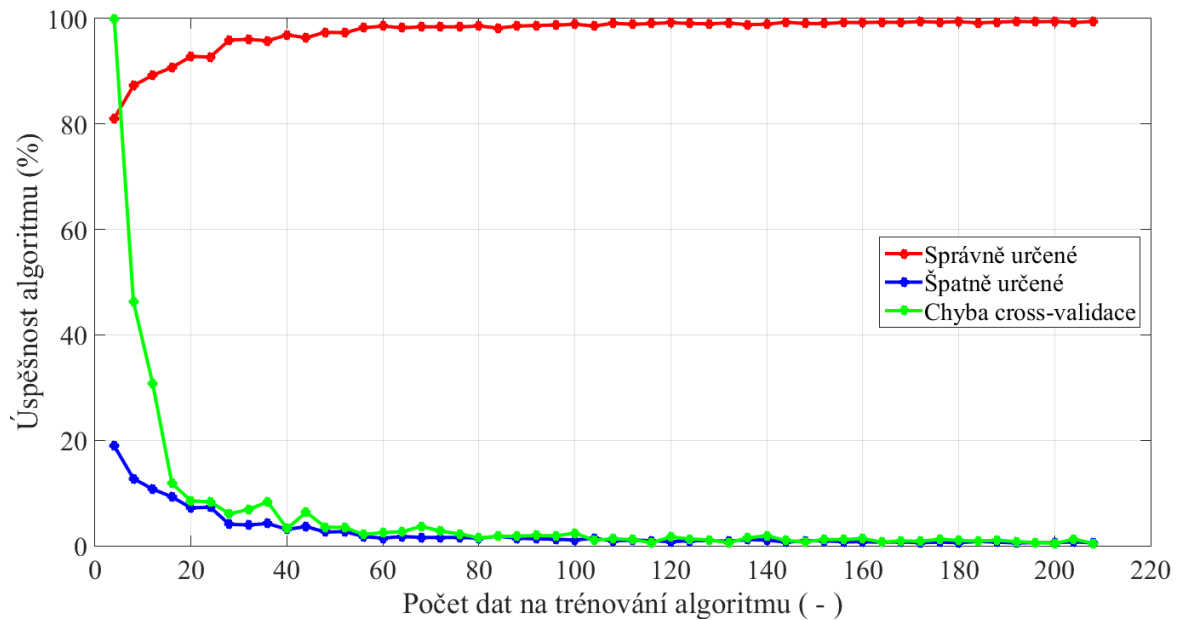


Obrázek 3.35: Ukázka úspěšnosti klasifikace pomocí SVM pro posunutý fantom verze 1 s fantomem ischemické cévní mozkové příhody. Podobných výsledků algoritmus dosahoval při všech třech zkoumaných posunutích fantomu v měřícím systému.

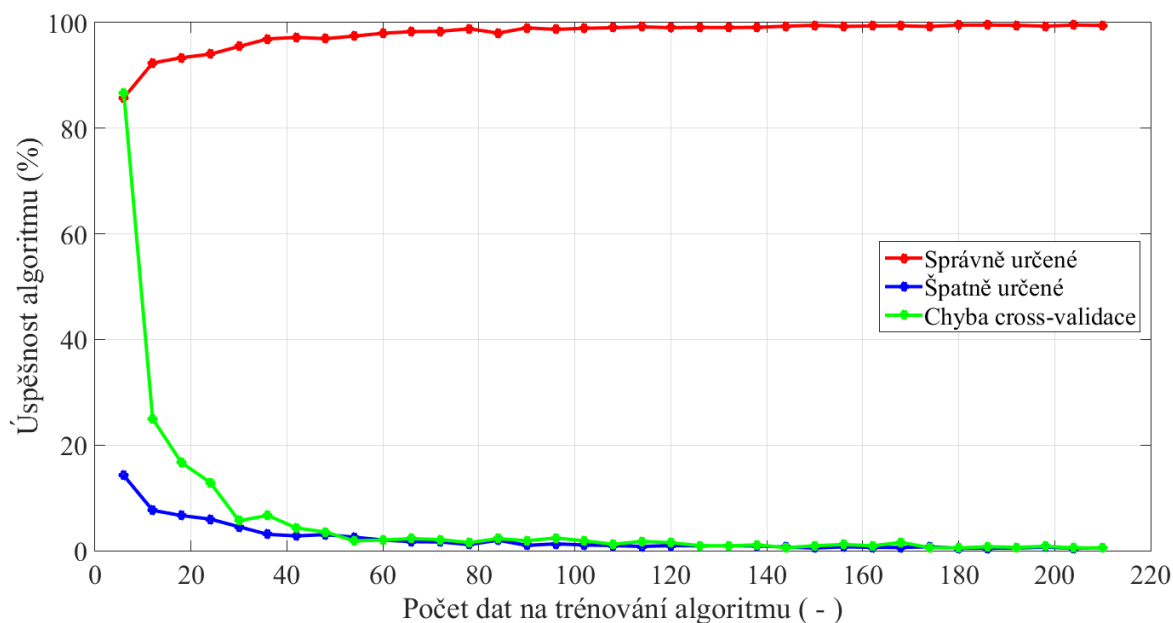
3.6.3 Detekce CMP pro podélně homogenní fantom verze 2



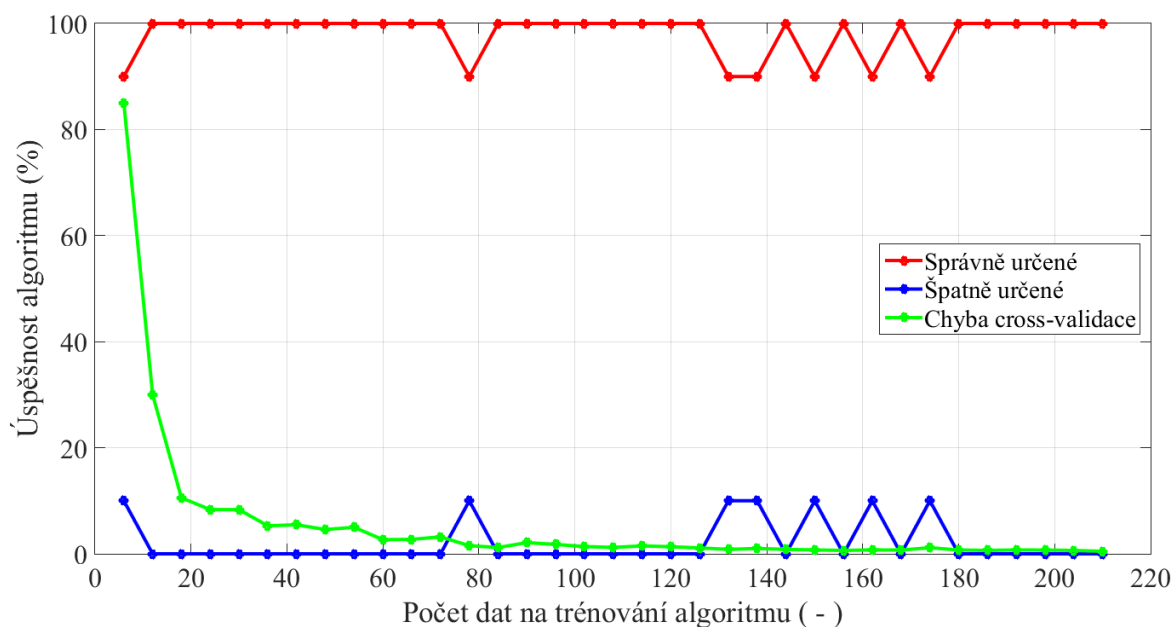
Obrázek 3.36: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro fantom verze 2. Odlišení přítomnosti či nepřítomnosti CMP.



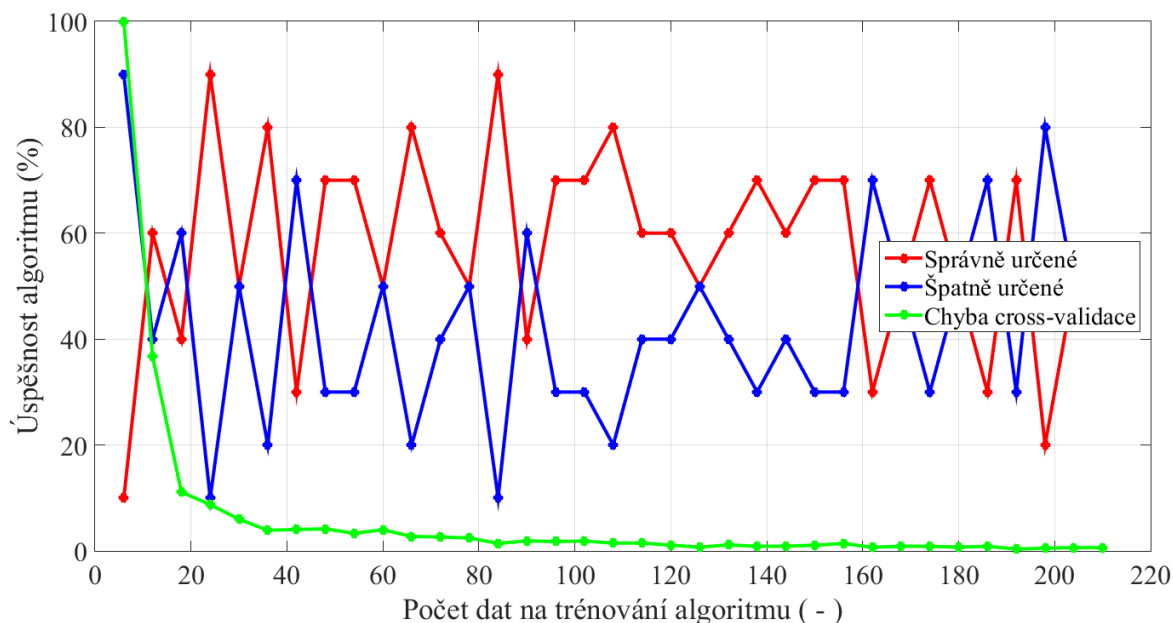
Obrázek 3.37: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro fantom verze 2. Odlišení ischemické a hemoragické CMP.



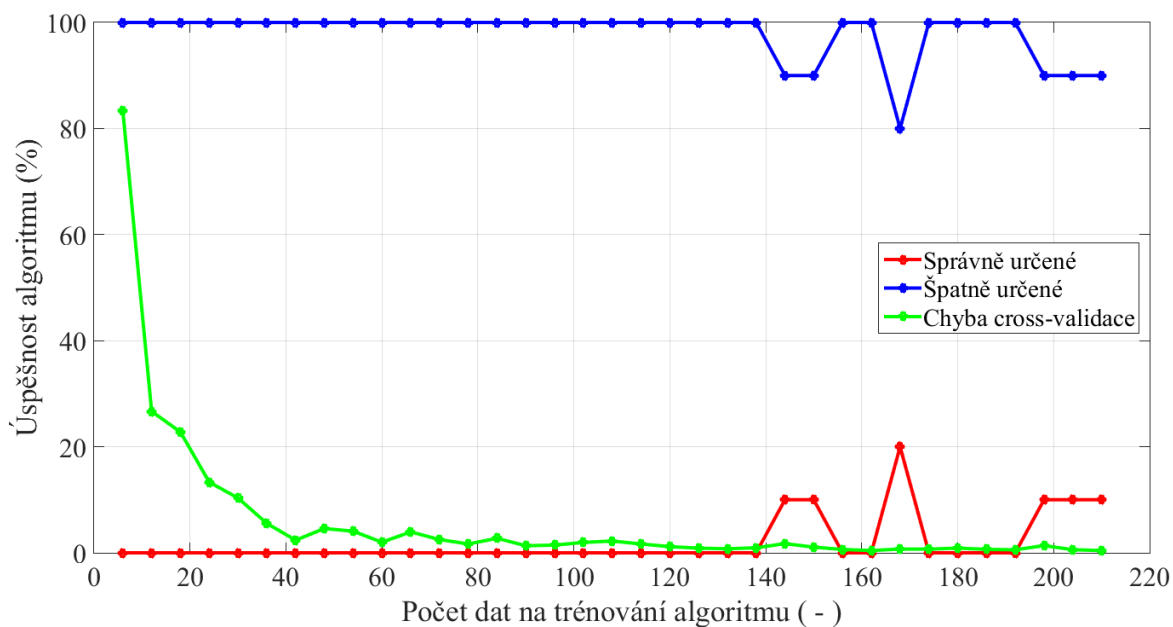
Obrázek 3.38: Úspěšnost klasifikace pomocí SVM pro fantom verze 2. Odlišení ischemické a hemoragické CMP a bez přítomnosti CMP.



Obrázek 3.39: Ukázka úspěšnosti klasifikace pomocí SVM pro posunutý fantom verze 2 bez přítomnosti cévní mozkové příhody. Podobných výsledků algoritmus dosahoval při všech třech zkoumaných posunutích fantomu v měřícím systému.



Obrázek 3.40: Ukázka úspěšnosti klasifikace pomocí SVM pro posunutý fantom verze 2 s fantomem hemoragické cévní mozkové příhody. Podobných výsledků algoritmus dosahoval při všech třech zkoumaných posunutích fantomu v měřícím systému.



Obrázek 3.41: Ukázka úspěšnosti klasifikace pomocí SVM pro posunutý fantom verze 2 s fantomem ischemické cévní mozkové příhody. Podobných výsledků algoritmus dosahoval při všech třech zkoumaných posunutích fantomu v měřícím systému.

4 Diskuse

Hlavním výsledkem mé diplomové práce je vytvořený podélně homogenní fantom hlavy dospělého člověka o realistické geometrii i dielektrických vlastnostech na kterém byla provedena detekce a klasifikace ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody pomocí algoritmu podpůrných vektorů (SVM).

4.1 Výroba forem pro odlévání fantomů

Pro výrobu forem na odlévání podélně homogenního fantomu hlavy jsem použil model člověka vytvořený v magnetické rezonanci. Z tohoto modelu jsem pro zjednodušení vzal pouze jeden řez v nejširší mozkové části hlavy, který jsem prodloužil na výšku 200 mm, aby vznikly podélně homogenní formy. K zjednodušení fantomu modelu došlo, když jsem zjistil, že je v modelu spojená kůže s podkožním tukem. Toto spojení bylo praktické, protože odlítí tenké vrstvy samotné kůže by bylo velice problematické. K dalšímu zjednodušení došlo v geometrii šedé hmoty mozkové, kde bylo zapotřebí odstranit příliš komplikované záhyby, aby bylo možné geometrii vytisknout na 3D tiskárně. V záhybech, které musely být odstraněny se nacházel mozkomíšní mok. Proto jsem o $\frac{1}{4}$ zvýšil tloušťku vrstvy mozkomíšního moku, což pomohlo i při tvorbě fantomu, kde by se původní velice tenká vrstva mohla trhat. Posledním zjednodušením bylo spojení šedé hmoty mozkové, bílé hmoty mozkové a mozečku v jeden kapalný fantom. Díky tomu je možné do fantomu vkládat cévní mozkové příhody na různé pozice. Výše zmíněná zjednodušení jsou pro naše potřeby fantomu lidské hlavy pro diagnostiku cévní mozkové příhody zanedbatelná. V [27, 29] autoři vyráběli fantomy, kde byly dvě i více tkání nahrazeny jedním fantomem a jeho dielektrické vlastnosti určeny jako průměr dielektrických vlastností jednotlivých tkání a i náš výzkumný tým na FBMI ČVUT doteď používal jen jeden jediný tekutý fantom celé hlavy.

První verze vytvořených forem měla stěny tenké jen 2 vrstvy tisknuté 3D tiskárnou. U této tloušťky jsem předpokládal dobrou poddajnost plastového materiálu. Forma ale nebyla dostatečně pevná a nevydržela zacházení při vlačování forem fantomu do sebe. Vytvořil jsem proto druhé formy, které měly dvojnásobnou tloušťku vrstvy a vnější forma byla rozebíratelná. Velká plocha dna formy i přes vyšší tloušťku byla poddajná, prohýbala se a praskala v místě, kde se začínají zvedat stěny. Prvním řešením bylo nastavit v modelu tisk více vrstev s výztuhou dna. Takový tisk by byl časově náročný a vedl by na větší spotřebu materiálu, proto jsem dno formy vyplnil několika centimetry sádry, která zvýšila pevnost formy. U takto upravených forem je již možné jejich opakované použití. Rovněž jsem vytvořil rozebíratelnou formu ve tvaru válce pro odlití fantomů ischemické a hemoragické cévní mozkové příhody. Nakonec jsem nad rámec práce vytvořil i anatomické formy lidské hlavy, které byly rovněž zpevněny sádrkou, do

kteře byl navíc vložen kovový profil pro usnadnění vytahování forem z odlitého fantomu. Fantom vytvořený pomocí těchto forem už by měl mít skutečný tvar lidské hlavy, jako je prezentováno v [29], ale navíc by měl obsahovat všechny vrstvy tkání, stejně jako to má podélně homogenní fantom vytvořený v této práci a měl by umožnit vkládání fantomu CMP na více než 2 pozice.

Formy byly vytištěny na 3D tiskárně. Po prostudování literatury a několika zkušebních tisků jsem jako materiál zvolil PETG. Výtisky z PETG jsou pevnější a hladší než z materiálu PLA a nedochází k jejich leptání acetonem jako u ABS. V průběhu tisku jsem se musel vypořádat s několika problémy popsány výše, které se mi ale podařilo vyřešit. Vytisknuté formy můžete vidět na obrázku 3.1 až obrázku 3.3.

4.2 Tvorba vzorků fantomů a hledání vhodných koncentrací

Pro výrobu fantomu bylo nejprve potřeba najít vhodné poměry grafitového prášku, Carbon black prášku, polyuretanu a případně acetonu. Celkem jsem vytvořil a změřil přes 100 vzorků. Největší problém bylo najít vhodnou formu na vzorky dostatečné výšky a šířky, která má rovné dno tak, aby bylo možné na vzorku měřit dielektrické vlastnosti pomocí naší sondy. Vyzkoušel jsem různé plastové nádoby, kelímky, a dokonce jsem si i formy tiskl na 3D tiskárně. Nejlepším řešením se nakonec ukázalo použití 0,5 L plastového kelímku se širším dnem, které bylo vyrovnáno nalitím vrstvy sádry do výšky alespoň 1 cm. Tímto se odstranil problém obtisknutých nápisů na vzorku ze spodu, které znemožňovaly těsné přiložení sondy na vzorek. Směs polyuretanu se do sádry často vpíjí a přichytává se k ní. Po vyzkoušení několika separátorů jsem zjistil, že nejlepší je sádru potřít jarem, nechat ho vpít a nanést ještě alespoň 1 vrstvu jaru. Díky jaru lze sádru a směs polyuretanu oddělit. Jar se do vzorku nevpíjí, takže ani nemění jeho dielektrické vlastnosti.

Klíčové bylo zvládnutí technologie výroby vzorků. Pokud se obě složky polyuretanu smíchají, tuhnou do 30 minut. To je velice krátká doba, během které je nutné směs důkladně promíchat, převést do formy a zbavit ji bublinek. Ukázalo se, že je lepší směs v mixéru míchat na nižší rychlost, což sice prodlouží čas míchání do zhomogenizování vzorku, ale zase zkrátí čas vakuování směsi, při kterém se vzorek zbavuje bublin. Zvláště tekutější směsi mají tendenci při vytvořeném podtlaku vytékat podél stěn a pokud vzorek začne tuhnout, vznikají v něm trhliny. Vzorky o vyšších koncentracích prášků tj. Carbon black 10 % a výše a grafit 50 % a výše mají velice špatné dielektrické a mechanické vlastnosti, praskají a drolí se, což potvrzuje i literatura [11, 32]. Pro vyšší koncentrace prášku je koncentrace polyuretanu natolik malá, že přestává plnit roli pojidla. Vzorek také není možné smíchat homogenně a je tedy nutné použít k ředění vyšší množství acetonu, který příliš naředí polyuretan.

Při hledání vhodné koncentrace vzorků jsem vycházel z namíchaných řad vzorků zobrazených v tabulce 2.1. Pro nalezení vhodné koncentrace jsem hodnoty dielektrických

parametrů pro každý vzorek z řady proložil křivkou polynomu. Z obrázku 3.5 je vidět, že ze samotného přídavku grafitového prášku nelze dosáhnout shody permitivity a vodivosti vzorku s některou z potřebných tkání. Z obrázku 3.6 je vidět, že samotný přídavek Carbon black prášku nestačí na dosažení hodnot dielektrických vlastností a vyšší hmotnostní koncentrace Carbon black prášku není možné namíchat tak, aby byl vzorek homogenní, což naznačuje i vysoká rozšířená nejistota C ($k = 2$) vynesena na grafu pro vzorek s 10 % Carbon blacku.

Proto jsem vytvořil řadu G20%CBX% zobrazenou na obrázku 3.7, kde ale ke shodě relativní permitivity a dielektrické vodivosti pro zvyšující se podíl Carbon black prášku nedošlo. K první dobré shodě došlo v řadě G25%CBX% zobrazené na obrázku 3.8. V této řadě by pro výrobu fantomu kůže s tukem bylo potřeba G25%CB2,49% pro dosažení vhodné permitivity vzorku a G25%CB2,55% pro dosažení vhodné vodivosti vzorku. Pro výrobu fantomu kůže jsem tedy zvolil G25%CB2,5%. Toto zaokrouhlení je vzhledem k chybě měření zanedbatelné. Tento vzorek byl poté několikrát namíchán a změřen, aby se potvrdily jeho vlastnosti. Stejnou koncentraci jsem použil také pro výrobu ischemické cévní mozkové příhody, která byla vypočtena jako 20% pokles dielektrických vlastností mozku. K další dobré shodě došlo v řadě GX%CB4% zobrazené na obrázku 3.9. V této řadě by pro výrobu fantomu kosti bylo potřeba G15,84%CB4% pro dosažení vhodné permitivity vzorku a G14,85%CB4% pro dosažení vhodné vodivosti vzorku. Pro výrobu fantomu kosti jsem tedy zvolil G15%CB4%. Toto zaokrouhlení je také vzhledem k chybě měření zanedbatelné. Tento vzorek byl několikrát namíchán a změřen, aby se potvrdily jeho vlastnosti. Větší problém bylo nalézt shodu pro fantom mozkomíšního moku, který má vysokou permitivitu i vodivost a takové vzorky se velice špatně připravují tak, aby byly homogenní. Nakonec jsem pro fantom mozkomíšního moku zvolil složku G45% dle obrázku 3.5, kde permitivita leží v 95% intervalu rozšířené nejistoty C ($k = 2$) a vodivost takového fantomu lze předpokládat mírně zvýšenou. Tento vzorek byl rovněž několikrát namíchán a potvrdila se fluktuace hodnot permitivity i vodivosti kolem jejich potřebné hodnoty. V poslední řadě G40%ACX% zobrazené na obrázku 3.10 jsem potvrdil změnu dielektrických vlastností vzorku přídavkem acetonu, který je u vyšších koncentrací nutný na správné zhomogenizování vzorku. Z této řady jsem vycházel při tvorbě fantomu hemoragické cévní mozkové příhody, která je ekvivalentní krvi. Krev má vysokou permitivitu a vysokou vodivost, která je ale pořád značně nižší než vodivost mozkomíšního moku. Fantom hemoragické cévní mozkové příhody byl na výrobu nejsložitější, protože ani v jedné řadě nebyla nalezena shoda permitivity a vodivosti. Nakonec byl fantom hemoragické cévní mozkové příhody vytvořen z G40%AC20% s přihlédnutím k tomu, že vzorek s vyšším množstvím acetonu bude tekutější a práce s ním bude snazší.

V tabulce 3.1 nebyl aceton započítáván do celkových hmotnostních procent jako tomu bylo v literatuře [29]. Důvodem je zachování hmotnostních řad prášků zobrazených v tabulce 3.1, kde na výrobu vzorků bylo použito co možná nejmenší množství acetonu,

bez kterého by vzorek nebylo možné namíchat homogenně. Pro případné přepočty jsou vedle hmotnostních procent uváděny i konkrétní hmotnosti pro každý vzorek. Z obrázku 3.10 je patrné, že přidavek acetonu výrazně zvyšuje permitivitu i vodivost vzorku, což bylo také dokázáno v [34]. V [29] je rovněž diskutován vliv acetonu, ale také uváděno, že je možné aceton nahradit izopropanolem. Izopropanol by měl dle této studie zvyšovat permitivitu vzorku stejně jako aceton. Vodivost vzorku by měl isopropanol zvyšovat mnohem výrazněji než aceton, což by mohla být výhoda pro fantomy tkáně s vyšším obsahem vody. Podobně jako je řada G40%ACX% jsem vytvořil i řadu s izopropanolem. Takto namíchané vzorky ale popraskaly a neztuhly, což mohlo být způsobeno použitím jiného typu polyuretanu. Dle studie [32] nemá typ použitého polyuretanu výrazný vliv na dielektrické vlastnosti vzorků, to je vidět z měření vzorku namíchaného pouze z obou složek polyuretanu. Tento vzorek měl velice malou permitivitu a vodivost.

Tekutý fantom mozku jsem vytvořil z jednoduchých a dostupných surovin, kterými je destilovaná voda, izopropanol (IPA) a chlorid sodný (NaCl). Smícháním těchto složek ve vhodném poměru uvedeném v tabulce 3.2 jsem dosáhl přibližných dielektrických vlastností. Je lepší odvážit všechny složky ze začátku tak, aby permitivita a vodivost byly nižší než požadované hodnoty. Permitivita se dá zvýšit postupným přidavkem destilované vody a vodivost roztoku se zvýší přidavkem chloridu sodného. Takto lze dosáhnout velice přesných hodnot permitivity a vodivosti roztoku dle potřeby.

4.3 Porovnání nalezených koncentrací vzorků s literaturou a hodnocení časové stálosti vzorků

Při porovnání nalezených koncentrací Carbon black prášku a grafitového prášku ve vzorku s literaturou je vidět, že jsme se shodli s [11] ve fantomu mozkomíšního moku. Další výsledky jsou podobné, ale nelze je konkrétně porovnat, protože v práci byly tvořeny jiné tkáně. V [18] byly vzorky míchány za použití silikonu místo polyuretanu a tudíž výsledky nelze přímo srovnávat. V literatuře [29] tvořili fantom, který měl průměr dielektrických vlastností tkání v hlavě a používaly místo acetonu isopropanol. V mé práci vzorky z isopropanolu neztuhly, což může být zapříčiněno použitím jiného typu polyuretanu. Ve studii [32] studovali vlastnosti vzorků na vyšších frekvencích než je 1 GHz a tudíž nelze výsledky přímo porovnat.

Dle obrázku 3.11 až obrázku 3.13 je vidět, že vzorky připravené z polyuretanu jsou časově stálé. I po 20 dnech byla jejich změna dielektrických vlastností v mezi 95% intervalu rozšířené nejistoty C ($k = 2$). Takto vytvořený fantom lze tedy použít opakovaně. Toto zjištění potvrzuje i literatura [31–33]. Tekutý fantom mozku obsahuje vodu a isopropanol, u kterých dochází k vypařování. Měření časové stálosti nebylo provedeno z důvodu zápachu z isopropanolu, který vznikal po zanechání vzorku v místnosti po delší dobu. Degradaci tekutých fantomů potvrzuje literatura [18, 25, 26].

4.4 Odlévání forem fantomů

Při odlévání forem jsem narazil na problém vysoké přilnavosti směsi polyuretanu k vytištěné porézni formě. U tenkých vrstev jako je kost a mozkomíšní mok dochází k potrhání vrstvy při jejím vyndávání z formy, jak je prezentováno na obrázku 2.12. Použití separátoru Ease Release 200 v kombinaci s plastem PETG nemělo téměř žádný účinek. Tento separátor je totiž primárně určený na silikon nebo polyuretan v kombinaci s polyuretanem. Silikonový olej také neplnil správnou funkci a směs se na porézni plast stále lepila. Separátor a plnič pórů One Step od stejné firmy jako použitý polyuretan, sice zabraňuje vniku směsi polyuretanu do pórů v plastu, ale směs stále pevně přiléhá k povrchu plastu. Velice dobře fungovala lesklá lepící páska, kterou jsem pečlivě nanesl na povrch vytištěných forem tak, aby kopírovala všechny záhyby (viz obrázek 2.10). Bohužel u složitějších geometrií, kterou má např. šedá hmota mozková, páska nedokáže kopírovat všechny záhyby a způsobuje zkreslení už tak zjednodušené geometrie. Nejlepším řešením bylo použití jaru stejně jako u forem na vzorky. Jar jsem nanášel ve 3 vrstvách, kde jsem každou vrstvu nechal alespoň hodinu zaschnout.

Převedení směsi do formy rovněž nebylo jednoduché. Nalítí směsi do mezery mezi formami se neosvědčilo. Směs nebyla dostatečně tekutá tak, aby se sama rozlila po celé formě. Rovněž ve vrstvě vznikaly vzduchové kapsy způsobené vtlačení vzduchu do směsi při nalévání. Lepším způsobem bylo vtlačování vnitřní formy do vnější, kde už byla nalita směs. Zde se objevila poddajnost formy z PETG plastu. I proto jsem formy vytiskl znovu s dvojnásobně tlustými vrstvami. I přes silnější vrstvy bylo potřeba dno forem zpevnit tak, aby vydrželo vtlačování do vzorku. Ke zpevnění jsem použil sádro.

Po ztuhnutí směsi bylo potřeba vnitřní formu vytáhnout. Směs přiléhala k formě velice těsně. K posunutí vnitřní formy se docílilo tlačení na dno vzorku. Mezi dnem formy a dnem vzorku ale vznikala podtlak, který bránil vytažení formy. U fantomu verze 1 jsem kvůli tomu provedl uříznutí celého dna vzorku. U fantomu verze 2 jsem dno jenom rozřízl a provedený řez jsem využil na vytlačování formy ze vzorku. Díky tomu se dno zachovalo a obsahovalo tak všechny odlévané vrstvy jako stěny fantomu. Při vytahování formy za její stěny bylo slyšet praskání vrstev formy. Vrstvy formy na sobě nedržely pevně i díky zvolené výšce tisku vrstvy 0,35 mm. Toto nastavení výrazně urychlilo tisk formy, a proto jsem ho měnit nechtěl. Jedná se stále o prototyp forem. Pro větší výrobu, a tudíž i častější používání forem, doporučuji nastavit tloušťku vrstvy na 0,20 mm. U nejnovější verze forem, které napodobují anatomii lidské hlavy jsem navrhl do sádry zalít železný profil, za který se bude forma vytažovat.

U fantomu verze 1 jsem se bublin zbavoval až po vtlačení vnitřní vrstvy do směsi. Dokonalé zbavení směsi bublin bylo v tomto případě téměř nemožné, protože jen malá plocha směsi byla otevřena vnějšímu prostředí, jak je vidět z obrázku 2.11. U fantomu verze 2 jsem postup upravil tak, že směs byla zbavena bublin už po jejím nalítí do vnější

formy a až pak byla do směsi vtlačena vnitřní forma. Po vtlačení vnitřní formy do směsi jsem provedl ještě jednou zbavení bublin v podtlakové nádobě. Podobný postup jsem použil i při plnění formy cévní mozkové příhody, kde jsem směs zbavil bublin už v misce, ve které probíhalo míchání a až pak jsem směs převedl do formy. V této formě byla směs ještě jednou vystavena podtlaku 0,8 barů. Takto byl fantom zbaven bublinek, jak můžete vidět z řezu na obrázku 3.20.

4.5 Hodnocení vytvořených podélně homogenních fantomů

Připravil jsem dva suché fantomy lidské hlavy. Oba fantomy obsahují vrstvy kůže s tukem, kost a mozkomíšni mok. U prvního fantomu lze předpokládat vyšší množství bublinek ve směsi kvůli jinému postupu vakuování diskutovaném výše. Při porovnání dielektrických vlastností jednotlivých tkání v tabulce 3.3 a tabulce 3.4 je vidět, že druhý fantom má u kůže s tukem a mozkomíšního moku menší relativní chyby dielektrických vlastností než první fantom. Kost má ale přesnější dielektrické vlastnosti u prvního fantomu než u druhého. Vypočtené nejistoty měření jsou u druhého fantomu nižší než u fantomu prvního. Jak může být patrné z obrázku 3.16 druhý fantom má na jedné straně tlustší stěny než na straně druhé. Toto je způsobeno nepřesným vtlačáním vnitřních vrstev do směsi. Přesná pozice vrstev nebyla u těchto fantomů řešena a spoléhal jsem se jen na přesné vycentrování při vtlačování jednotlivých forem. U nejnovejšího návrhu 3D fantomu jsem navrhl vložky, které by měly pozici fantomu hlídat.

U obou fantomů lze z vypočtených relativních chyb a nejistot říci, že ani v jednom případě se vzorky výrazně neodchýlily od požadovaných hodnot. Z grafů na obrázku 3.15 a obrázku 3.17 je vidět, že zůstal zachován kontrast mezi jednotlivými tkáněmi. Z těchto grafů je také vidět, že oba fantomy jsou přizpůsobené na frekvenci 1 GHz a při jiných frekvencích už průběh dielektrických vlastností tak dobře nekopíruje požadované hodnoty. Tento jev je nejvýraznější u mozkomíšního moku.

Fantom mozku byl jako jediný vytvořen v tekuté formě. Největší výhodou tekuté formy je možnost připravit fantom s velice přesnými dielektrickými vlastnostmi přidávkem jednotlivých složek. V tabulce 3.5 je vidět, že fantom mozku má nejvýše 3% relativní chybu v permitivitě a velice malé nejistoty měření. Nicméně na obrázku 3.19 je vidět, že dielektrické vlastnosti jsou přizpůsobeny používané frekvenci 1 GHz a pro jiné frekvence narůstá rozdíl dielektrických vlastností od požadované hodnoty.

Fantomy ischemické hemoragické cévní mozkové příhody můžete vidět na obrázku 3.18. Fantom hemoragické cévní mozkové příhody se povedl vytvořit velice přesně s relativní chybou dielektrických vlastností do 10 %, jen nejistoty pro permitivitu jsou vyšší hodnoty, což se dalo předpokládat, protože je tento fantom vytvořen z vyšších koncentrací prášků. Fantom ischemické cévní mozkové příhody byl vytvořen tak, aby jeho dielektrické vlastnosti byly o 20 % nižší od vlastností průměru mozku, jak bylo zjištěno ve studii [6]. Tyto hodnoty dielektrických vlastností jsou velice blízko

dielektrickým vlastnostem kůže s tukem, a tedy neposkytují veliký kontrast dielektrických vlastností. Nicméně tento fantom se bude nacházet uvnitř fantomu v tekutém fantomu mozku a za vrstvou mozkomíšního moku, tudíž by tato shoda neměla vadit. Z obrázku 3.19 je vidět, že průběh vodivosti pro obě cévní mozkové příhody dobře kopíruje skutečné hodnoty i na vyšších frekvencích, nicméně u permitivity tomu tak není. Fantomy jsou tedy přizpůsobeny pro měření na frekvenci 1 GHz.

4.6 Hodnocení variability naměřených dat

Na obrázku 3.21 až obrázku 3.26 jsou vytvořeny kompaktní krabicové grafy reálné a imaginární části všech nezávislých rozptylových parametrů pro všechna měření a všechny pozice CMP. Z těchto grafů je podle výšky jednotlivých krabicových grafů vidět, že k rozptylu dat dochází již při měření fantomu bez cévní mozkové příhody. To může být způsobeno změnami okolní teploty mezi ranním a odpoledním měřením, přítomností okolního rušení, nebo odpařováním tekutiny, která byla nalitá mezi fantomem a anténami. Nejmenší variabilita dat pro měření fantomu bez CMP se projevuje u tekutého fantomu lidské hlavy, který byl také nejjednodušší na měření. U fantomu verze 1 je variabilita hodnot pro prázdný scénář mnohem menší než u fantomu verze 2. To může být způsobeno nestabilním usazením fantomu verze 2 v mikrovlnném systému, kterého jsem si všiml během měření. Nestabilní usazení způsobovaly navržené úchyty pro vanu kdysi používaného vodního fantomu, které by před dalším měřením měly být odstraněny. Rovněž variabilita dat měření bez cévní mozkové příhody může být způsobena nejednotnou výškou hladiny tekutiny, která tvořila mozek. V mikrovlnném systému je sice ryska, která má hladinu tekutiny přesně určovat, ale jelikož byl mikrovlnný systém obestaven absorberem, byl k němu omezený přístup, a tak bylo obtížné hladinu přesně nastavit.

I když se variabilita dat objevuje u všech fantomů už při měření prázdného scénáře, grafy ukazují, že přítomnost fantomu cévní mozkové příhody ovlivňuje signál mnohem více a variabilita dat prázdného měření je tak zanedbatelná. U fantomu verze 1 a vodního fantomu je vidět výrazná změna hodnot rozptylových parametrů při vložení hemoragické cévní mozkové příhody. U fantomu verze 2 už změna signálu při vložení hemoragické cévní mozkové příhody není tak výrazná, nicméně z grafů je vidět, že se hodnoty rozptylových parametrů také mění. Při vložení ischemické cévní mozkové příhody se data tak výrazně nemění, přesto lze nalézt změny rozptylových parametrů, které by mohl dokázat využít algoritmus podpůrných vektorů (SVM).

Jelikož grafy na obrázku 3.21 až obrázku 3.26 byly tvořeny ze všech měření pro všechny pozice cévních mozkových příhod, je mnohem zajímavější sledovat změnu mediánu (v grafech černá tečka v kolečku). Z grafů je vidět, že při přítomnosti hemoragické cévní mozkové příhody došlo k posunutí mediánu naměřených hodnot rozptylových parametrů oproti mediánu měření bez přítomnosti cévní mozkové příhody.

K podobnému, ale ne tak výraznému posunutí hodnot rozptylových parametrů došlo i u fantomu ischemické cévní mozkové příhody. Změnu hodnot rozptylových parametrů bude využívat algoritmus podpůrných vektorů (SVM) pro klasifikaci typu cévní mozkové příhody.

Při sledování změny hodnot reálné a imaginární části rozptylových parametrů si můžeme povšimnout výraznější změny mezi měřením bez CMP a měřením s CMP právě v imaginární části rozptylových parametrů. Reálná část rozptylových parametrů nicméně také poskytuje změny hodnot rozptylových parametrů, které mohou být využity pro klasifikaci druhu CMP pomocí SVM.

Typicky se u všech fantomů projevuje vyšší variabilita odrazových parametrů (S_{ab} , kde $a=b$ tj. parametry na diagonále rozptylové matice) oproti přenosovým parametrům (S_{ab} , kde $a \neq b$ tj. parametry nad diagonálou rozptylové matice). Odrazové parametry nebývají tak přesné jako přenosové parametry, ale přesto nesou užitečnou informaci. Při měření vodního fantomu hlavy mají rozptylové parametry podobnou velikost jako při měření vytvořených fantomů. Odrazové parametry jsou u tohoto fantomu hlavy o dva řády vyšší než u vytvořených fantomů verze 1 a 2. To může být způsobeno reálnou geometrií hlavy a vznikajícími ztrátami na rozhraní jednotlivých tkání.

4.7 Hodnocení úspěšnosti klasifikace cévních mozkových příhod ve vytvořených fantomech

Z obrázku 3.27 až obrázku 3.38 můžete vidět, že algoritmus podpůrných vektorů (SVM) dokáže využít výše diskutovanou variabilitu dat ke klasifikaci přítomnosti či nepřítomnosti cévní mozkové příhody (CMP) a dokonce k rozlišení, zda se jedná o ischemickou či hemoragickou CMP.

Pro odlišení nepřítomnosti či přítomnosti cévní mozkové příhody bez určení jejího typu, je potřeba pouhých 20 trénovacích vzorků pro dosažení 99% úspěšnosti. Výsledky jsou srovnatelné pro vodní fantom lidské hlavy i pro vytvořený fantom verze 2. Stejného výsledku má tendenci dosáhnout algoritmus i na fantomu verze 1, ale zde algoritmus i pro vyšší počet vzorků dosáhne jen kolem 96% úspěšnosti klasifikace.

Rozlišení ischemické a hemoragické CMP je náročnější a zde bylo u tohoto fantomu a fantomu verze 2 potřeba pro dosažení 99% úspěšnosti 80 trénovacích vzorků. Potřebu vyššího počtu vzorků jsem předpokládal už při hodnocení variability dat, kde nebyly výrazně velké rozdíly mezi hodnotami ischemické a hemoragické CMP. Zajímavým zjištěním je, že ani složitější a realističtější geometrie u vytvořeného fantomu nezpůsobila nárůst počtu potřebných vzorků na naučení SVM algoritmu pro správnou klasifikaci ischemické a hemoragické CMP. Podobného výsledku má tendenci dosáhnout algoritmus i na fantomu verze 1, ale i zde algoritmus i pro vyšší počet vzorků dosáhne

jen kolem 96% úspěšnosti klasifikace. Problém jsem objevil u klasifikace vzorků cévních mozkových příhod, které byly umístěny na pozicích těsně vedle stěny mozkomíšního moku. Takové vzorky byly přímo vystaveny do cesty signálu z jedné nebo dvou antén, a tak měření neobsahuje dostatečnou změnu signálu potřebou na správnou klasifikaci.

SVM algoritmus byl primárně binární a zařazuje tak jen do dvou tříd. Já jsem algoritmus upravil tak, aby dokázal rozlišit tři třídy, a to nepřítomnost CMP, ischemickou CMP a hemoragickou CMP. Pro dosažení 99% úspěšnosti klasifikace do těchto tří tříd je potřeba také alespoň 80 vzorků na naučení algoritmu SVM pro vodní fantom lidské hlavy i fantom verze 2. Dobrou zprávou je, že přidáním jedné třídy navíc, neroste počet potřebných vzorků na naučení a výsledky jsou srovnatelné s klasifikací ischemické a hemoragické CMP. Rovněž nebylo potřeba použití více vzorků u fantomu verze 2, který je komplexnější než vodní fantom hlavy. U fantomu verze 1 se znovu objevil problém klasifikace u krajních pozic fantomu CMP.

Při měření vytvořených fantomů verze 1 a verze 2 jsem vyzkoušel uměle vytvořil pohyby hlavy člověka vpravo (viz obrázek 2.17) vlevo (viz obrázek 2.18) a pootočení hlavy (viz obrázek 2.19). Pro fantomy verze 1 i verze 2 algoritmus dosahoval pro posunutí hlavy obdobných výsledků. SVM algoritmus dokázal správně klasifikovat všechny pohyby hlavy, když fantom neobsahoval žádnou cévní mozkovou příhodu, ale na obrázku 3.33 a obrázku 3.39 je vidět, že při vyšším počtu vzorků použitých na naučení, algoritmus ztrácí svoji přesnost. To může být dáno syndromem přeučení, kdy algoritmus při více použitých vzorcích na naučení ztratí svoji obecnost. Na obrázku 3.34 a obrázku 3.40 můžete vidět ukázkou nepřesné klasifikace pro fantom hemoragické CMP při posunutí hlavy. Na obrázku 3.35 a obrázku 3.41 můžete vidět nepřesnou klasifikaci pro fantom ischemické CMP při posunutí hlavy. Na těchto obrázcích je vidět, že algoritmus se naučil správně, protože chyba cross-validace je minimální, jen nedokázal vložená data správně klasifikovat. Zdá se tedy, že algoritmus nebude tak robustní a výrazné pohyby hlavy budou způsobovat nepřesnosti klasifikace. Toto zjištění potvrzuje i [75], kde bylo zjištěno, že změna polohy CMP způsobuje menší rozdíly signálu oproti změně polohy a velikosti hlavy, která způsobuje největší variabilitu dat. Řešením nepřesné klasifikace při pohybu hlavy by mohl být systém lépe přizpůsobený rozměrům lidské hlavy. Současný systém je možná zbytečně moc široký. Menší vzdálenost antén od fantomu by mohla zvýšit úroveň naměřených koeficientů přenosu a zvýšit tak odstup signál šum. Dalším řešením by bylo do procesu učení zahrnout i data reprezentující pohyby hlavy.

Pro úspěšnou klasifikaci je tedy dle mých výsledků potřeba alespoň 80 vzorků dat na naučení, ale raději doporučuji použití 100 vzorků dat na naučení algoritmu. Při tomto počtu vzorků se algoritmus vyznačuje vysokou senzitivitou i specificitou a dosahuje hranice 100% úspěšnosti klasifikace pro odlišení přítomnosti či nepřítomnosti cévní mozkové příhody i pro odlišení hemoragické a ischemické cévní mozkové příhody.

Velkou výhodou SVM algoritmu je jeho rychlost. Jeden průběh algoritmu, který zahrnuje úpravu dat, naučení, klasifikaci dat a jejich zhodnocení trvá i na kancelářském počítači s procesorem Intel® Core™ i5-4200U, paměti 8,0 GB DDR3 méně než 1 sekundu. Rychlost je dána tím, že algoritmus neposkytuje pozici ani zobrazení cévní mozkové příhody v lidské hlavě, což je jeho největší nevýhoda. V literatuře se objevily pokusy lokalizace cévní mozkové příhody i za pomoci SVM. Například v [3] byla provedena lokalizace CMP za použití radarového mikrovlnného systému, ale přesnost nebyla moc vysoká. Takové řešení by vyžadovalo úpravu našeho mikrovlnného systému. Lepší řešení bylo uvedeno v [65], které spočívá v porovnání signálů z jednotlivých antén a možná to by mohlo být dalším krokem ve vývoji tohoto SVM algoritmu pro detekci cévních mozkových příhod.

5 Závěr

Byly vytvořeny formy pro odlévání podélně homogenního fantomu hlavy dospělého člověka a fantomu cévní mozkové příhody. Formy byly vytisknuty z odolného plastu na 3D tiskárně a zpevněny tak, aby vydržely opakované použití. Dále byly vytvořeny a vytisknuty formy pro 3D fantom hlavy dospělého člověka, které ještě lépe napodobují geometrii hlavy dospělého člověka.

Byla nalezena vhodná hmotnostní procenta grafitového prášku, Carbon black prášku, polyuretanu a acetonu pro vytvoření potřebných fantomů. Pro fantom kůže s tukem je vhodná koncentrace G25%CB2,5%, fantom kosti G25%CB4%, fantom mozkomíšního moku G45%, fantom ischemické cévní mozkové příhody G25%CB2,5% a pro fantom krve, tedy hemoragické cévní mozkové příhody je vhodná koncentrace G40%AC20%. Rovněž byla nalezena vhodná hmotnostní procenta na přípravu tekutého fantomu mozku, kde je vhodný poměr 37,99 % isopropanolu, 61,14 % destilované vody a 0,87 % chloridu sodného.

Byly vytvořeny dva zjednodušené podélně homogenní fantomy hlavy dospělého člověka přizpůsobené pro měření na frekvenci 1 GHz. Fantom verze 1 obsahuje kůži s tukem o dielektrických vlastnostech $\epsilon_r = 34,16 \pm 1,33$ a $\sigma = 0,77 \pm 0,08 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$, kost o dielektrických vlastnostech $\epsilon_r = 12,27 \pm 0,53$ a $\sigma = 0,11 \pm 0,01 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ a mozkomíšní mok o dielektrických vlastnostech $\epsilon_r = 82,81 \pm 2,46$ a $\sigma = 2,99 \pm 0,04 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$. Fantom verze 2 obsahuje vrstvu kůže s tukem o dielektrických vlastnostech $\epsilon_r = 32,68 \pm 0,57$ a $\sigma = 0,74 \pm 0,01 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$, kost o dielektrických vlastnostech $\epsilon_r = 13,54 \pm 0,12$ a $\sigma = 0,12 \pm 0,001 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ a mozkomíšní mok o dielektrických vlastnostech $\epsilon_r = 66,05 \pm 2,32$ a $\sigma = 2,58 \pm 0,08 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$. Mozek byl v obou fantomech tekutý a měl dielektrické vlastnosti $\epsilon_r = 45,33 \pm 0,78$ a $\sigma = 0,98 \pm 0,01 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$. Tekutý mozek fantomu dovolí vkládání fantomů cévních mozkových příhod o různé velikosti na různé pozice. Rovněž byl vytvořen fantom ischemické cévní mozkové příhody o dielektrických vlastnostech $\epsilon_r = 37,43 \pm 0,66$ a $\sigma = 0,87 \pm 0,01 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$ a fantom hemoragické cévní mozkové příhody o dielektrických vlastnostech $\epsilon_r = 55,78 \pm 2,81$ a $\sigma = 1,70 \pm 0,09 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$. Fantomy poskytují dostatečný kontrast dielektrických parametrů požadovaných tkání pro jejich rozlišení a klasifikaci pomocí algoritmu podpůrných vektorů (SVM).

Byly naměřeny mikrovlnné odrazové a přenosové parametry pro oba vytvořené fantomy lidské hlavy a oba fantomy cévní mozkové příhody, které byly vkládány na 22 pozic v každém fantomu. Pro měření byl využit již sestrojený mikrovlnný systém s přepínací maticí, vektorovým analyzátozem a měřícím počítačem se software MATLAB.

Byla zhodnocena variabilita dat, kde byly nalezeny významné rozdíly mezi měřeními bez cévní mozkové příhody a měřeními s hemoragickou cévní mozkovou příhodou.

Měření s ischemickou cévní mozkovou příhodou se nevyznačovala významnými rozdíly, ale přesto zde byly vidět změny v rozptylových parametrech, které může využít SVM algoritmus pro klasifikaci.

Byla provedena klasifikace přítomnosti a nepřítomnosti cévní mozkové příhody, a klasifikace mezi ischemickou a hemoragickou cévní mozkovou příhodou. Algoritmus dosahuje přesnosti 99 % již pro 80 náhodně vybraných vzorků dat pro naučení algoritmu. Byla zjištěna malá robustnost algoritmu, který není schopen správně klasifikovat cévní mozkovou příhodu, pokud dojde k pohybu hlavy.

Výsledky této práce byly částečně publikovány [81] v rámci konference IUMPESM 2018 (Světový kongres s tematikou biomedicínského inženýrství a lékařské fyziky). Na práci bude navazovat vytvoření anatomicky dielektricky realistického 3D fantomu hlavy, na kterém budou dále vyvíjeny a testovány algoritmy pro detekci cévní mozkové příhody.

Seznam použité literatury

- [1] MESRI, H. Y., M. K. NAJAFABADI a T. MCKELVEY. A multidimensional signal processing approach for classification of microwave measurements with application to stroke type diagnosis. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2011, s. 6465–6469. Dostupné z: doi:10.1109/IEMBS.2011.6091596
- [2] SEMENOV, Serguei, James KELLAM, Peter ALTHAUSEN, Thomas WILLIAMS, Aria ABUBAKAR, Alexander BULYSHEV a Yuri SIZOV. Microwave tomography for functional imaging of extremity soft tissues: feasibility assessment. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2007, 52(18), 5705–5719. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/52/18/015
- [3] WU, Y., M. ZHU, D. LI, Y. ZHANG a Y. WANG. Brain stroke localization by using microwave-based signal classification. In: *2016 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA): 2016 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA)* [online]. 2016, s. 828–831. Dostupné z: doi:10.1109/ICEAA.2016.7731527
- [4] ADAMS, H. P., T. G. BROTT, A. J. FURLAN, C. R. GOMEZ, J. GROTTA, C. M. HELGASON, T. KWIATKOWSKI, P. D. LYDEN, J. R. MARLER, J. TORNER, W. FEINBERG, M. MAYBERG a W. THIES. Guidelines for Thrombolytic Therapy for Acute Stroke: a Supplement to the Guidelines for the Management of Patients with Acute Ischemic Stroke. A statement for healthcare professionals from a Special Writing Group of the Stroke Council, American Heart Association. *Stroke*. 1996, 27(9), 1711–1718. ISSN 0039-2499.
- [5] 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
- [6] *Dielectric properties of brain tissue at 1 GHz in acute ischemic stroke: Experimental study on swine - Semenov - 2016 - Bioelectromagnetics - Wiley Online Library* [online]. [vid. 2017-06-16]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/bem.22024/full>
- [7] KHORSHIDI, M. A., T. MCKELVEY, M. PERSSON a H. D. TREFNA. Classification of microwave scattering data based on a subspace distance with application to detection of bleeding stroke. In: *2009 3rd IEEE International Workshop on Computational Advances in Multi-Sensor Adaptive Processing (CAMSAP): 2009 3rd IEEE International Workshop on Computational Advances in Multi-Sensor Adaptive Processing (CAMSAP)* [online]. 2009, s. 301–304. Dostupné z: doi:10.1109/CAMSAP.2009.5413272
- [8] PASTORINO, Matteo. *Wiley Series in Microwave and Optical Engineering: Microwave Imaging* [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, 2010 [vid. 2015-11-21]. ISBN 978-0-470-60247-8. Dostupné z: <http://site.ebrary.com/lib/alltitles/docDetail.action?docID=10387087>

- [9] GUNNARSSON, Tommy, MÄLARDALENS HÖGSKOLA a INSTITUTIONEN FÖR DATAVETENSKAP OCH ELEKTRONIK. *Microwave imaging of biological tissues: applied toward breast tumor detection*. Västerås, 2007. Department of Computer Science and Electronics, Mälardalen University.
- [10] POKORNÝ, Tomáš. *Hybridní algoritmus pro mikrovlnné zobrazování*. 2016. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/75182>
- [11] SPURNÝ, Pavel. *Návrh suchých heterogenních fantomů pro mikrovlnné zobrazování a hypertermii pomocí numerických simulací*. 2016. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/67547>
- [12] VRBA, J. *Lékařské aplikace mikrovlnné techniky, skriptum ČVUT*, Praha 2003, 1. vydání. ISBN 80-01-02705-8.
- [13] GABRIEL, S., R. W. LAU a C. GABRIEL. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in Medicine & Biology* [online]. 1996, 41(11), 2271. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/41/11/003
- [14] *Permittivity* [online]. 2018. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Permittivity&oldid=831373554>
- [15] SAID, T. a V.V. VARADAN. Variation of Cole-Cole model parameters with the complex permittivity of biological tissues. In: *Microwave Symposium Digest, 2009. MTT '09. IEEE MTT-S International: Microwave Symposium Digest, 2009. MTT '09. IEEE MTT-S International* [online]. 2009, s. 1445–1448. Dostupné z: doi:10.1109/MWSYM.2009.5165979
- [16] LAZEBNIK, Mariya, Leah MCCARTNEY, Dijana POPOVIC, Cynthia B. WATKINS, Mary J. LINDSTROM, JOSEPHINE HARTEK, Sarah SEWALL, Anthony MAGLIOCCO, John H. BOOSKE, Michal OKONIEWSKI a Susan C. HAGNESS. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2007, 52(10), 2637. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/52/10/001
- [17] FOUNDATION. *Thermal dielectric acoustic MR properties database V3.0* [online]. Dostupné z: <http://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/downloads/>
- [18] SPURNÝ, Pavel. *Návrh, výroba a testování fantomů pro mikrovlnné zobrazování*. 2014. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/24752>
- [19] VORLÍČEK, Jaroslav. *Měření komplexní permitivity biologické tkáně*. Praha, 2010. Diplomová práce. Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Ústav biofyziky a informatiky 1. LF UK v Praze. Vedoucí práce Oppl, Ladislav
- [20] *Microwave Electronics: Measurement and Materials Characterisation by Chen, Lin-Feng/ Varadan, Vijay K./ Varadan, Vasundara V./ Ong, C. K./ Neo, Chye Poh/ Chen, Linfeng (Editor): John Wiley & Sons Inc 9780470844922 Hardcover - Revaluation Books* [online]. [vid. 2018-03-25]. Dostupné z: <https://www.abebooks.com/Microwave-Electronics-Measurement-Materials-Characterisation-Chen/14982991476/bd>

- [21] DAK 4 MHz to 3 GHz » SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG [online]. [vid. 2018-03-25]. Dostupné z: <https://www.speag.com/products/dak/dak-dielectric-probe-systems/dak-4-mhz-3-ghz/>
- [22] VRBA, Jan. *Perspective medical diagnostics methods based on microwave measurement of dielectric properties of biological tissues: habilitation work = Perspektivní lékařské diagnostické metody založené na mikrovlnném měření dielektrických vlastností biologických tkání*. 2017. Habilitace(Doc.). České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství.
- [23] AKTER, Masuma, Toshinori HIRAI, Yasuhiro HIAI, Mika KITAJIMA, Masanori KOMI, Ryuji MURAKAMI, Hirofumi FUKUOKA, Akira SASAO, Ryo TOYA, E. Mark HAACKE, Mutsumasa TAKAHASHI, Teruyuki HIRANO, Yutaka KAI, Motohiro MORIOKA, Kiyotoshi HAMASAKI, Jun-Ichi KURATSU a Yasuyuki YAMASHITA. Detection of hemorrhagic hypointense foci in the brain on susceptibility-weighted imaging clinical and phantom studies. *Academic Radiology* [online]. 2007, 14(9), 1011–1019. ISSN 1076-6332. Dostupné z: doi:10.1016/j.acra.2007.05.013
- [24] GUY, A. W. Analyses of Electromagnetic Fields Induced in Biological Tissues by Thermographic Studies on Equivalent Phantom Models. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* [online]. 1971, 19(2), 205–214. ISSN 0018-9480. Dostupné z: doi:10.1109/TMTT.1968.1127484
- [25] MOHAMMED, B., A. ABBOSH, B. HENIN a P. SHARPE. Head phantom for testing microwave systems for head imaging. In: *2012 Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC): 2012 Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC)* [online]. 2012, s. 191–193. Dostupné z: doi:10.1109/CIBEC.2012.6473320
- [26] MOHAMMED BEADA'A J. a ABBOSH AMIN M. Realistic head phantom to test microwave systems for brain imaging. *Microwave and Optical Technology Letters* [online]. 2014, 56(4), 979–982. ISSN 0895-2477. Dostupné z: doi:10.1002/mop.28229
- [27] TAMURA, H., Y. ISHIKAWA, T. KOBAYASHI a T. NOJIMA. A dry phantom material composed of ceramic and graphite powder. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility* [online]. 1997, 39(2), 132–137. ISSN 0018-9375. Dostupné z: doi:10.1109/15.584935
- [28] KOBAYASHI, T., T. NOJIMA, K. YAMADA a S. UEBAYASHI. Dry phantom composed of ceramics and its application to SAR estimation. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* [online]. 1993, 41(1), 136–140. ISSN 0018-9480. Dostupné z: doi:10.1109/22.210240
- [29] MCDERMOTT, Barry, Emily PORTER, Adam SANTORELLI, Brendan DIVILLY, Liam MORRIS, Marggie JONES, Brian MC GINLEY 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. Dostupné z: doi:10.2528/PIERB17071805
- [30] GABRIEL, C. Tissue equivalent material for hand phantoms. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2007, 52(14), 4205–4210. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/52/14/012

- [31] GARRETT, J. a E. 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. Dostupné z: doi:10.1109/TAP.2015.2393854
- [32] GARRETT, J. a E. 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. Dostupné z: doi:10.1109/LAWP.2014.2312925
- [33] BINDU, G, Anil LONAPPAN, Vinu THOMAS, Aanandan C K a Tijo MATHEW. Dielectric studies of polyvinyl-acetate-based phantom for applications in microwave medical imaging. *Journal of Materials Science* [online]. 2006, 41, 7419–7424. Dostupné z: doi:10.1007/s10853-006-0793-1
- [34] 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.
- [35] IRELAND, David a Marek E. BIALKOWSKI. Microwave Head Imaging for Stroke Detection. *Progress In Electromagnetics Research* [online]. 2011, 21, 163–175. ISSN 1937-8726. Dostupné z: doi:10.2528/PIERM11082907
- [36] SCAPATICCI, Rosa, Loreto DI DONATO, Ilaria CATAPANO a Lorenzo CROCCO. A feasibility study on Microwave Imaging for brain stroke monitoring. *Progress In Electromagnetics Research B* [online]. 2012, 40. Dostupné z: doi:10.2528/PIERB12022006
- [37] SEMENOV, Serguei Y. a Douglas R. CORFIELD. Microwave Tomography for Brain Imaging: Feasibility Assessment for Stroke Detection. *International Journal of Antennas and Propagation* [online]. 2008 [vid. 2017-10-23]. Dostupné z: doi:10.1155/2008/254830
- [38] JALILVAND, M., C. WU, J. SCHMID a T. ZWICK. Quantitative imaging of numerically realistic human head model using microwave tomography. *Electronics Letters* [online]. 2014, 50(4), 255–256. ISSN 0013-5194. Dostupné z: doi:10.1049/el.2013.4078
- [39] FHAGER, A. a M. PERSSON. Stroke detection and diagnosis with a microwave helmet. In: *2012 6th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP): 2012 6th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)* [online]. 2012, s. 1796–1798. Dostupné z: doi:10.1109/EuCAP.2012.6206715
- [40] JALILVAND, M., T. ZWICK, W. WIESBECK a E. PANCERA. UWB synthetic aperture-based radar system for hemorrhagic head-stroke detection. In: *2011 IEEE RadarCon (RADAR): 2011 IEEE RadarCon (RADAR)* [online]. 2011, s. 956–959. Dostupné z: doi:10.1109/RADAR.2011.5960677
- [41] IRELAND, D. a A. ABBOSH. Modeling Human Head at Microwave Frequencies Using Optimized Debye Models and FDTD Method. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* [online]. 2013, 61(4), 2352–2355. ISSN 0018-926X. Dostupné z: doi:10.1109/TAP.2013.2242037

- [42] NGUYEN, P. T., S. MUSTAFA a A. ABBOSH. Realistic numerical head model with tissues modeled using fourth-order Debye to test microwave systems for head imaging. In: *2013 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA): 2013 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications (ICEAA)* [online]. 2013, s. 1390–1392. Dostupné z: doi:10.1109/ICEAA.2013.6632479
- [43] MOHAMMED, B. J., A. M. ABBOSH, S. MUSTAFA a D. IRELAND. Microwave System for Head Imaging. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* [online]. 2014, 63(1), 117–123. ISSN 0018-9456. Dostupné z: doi:10.1109/TIM.2013.2277562
- [44] MOBASHSHER, A. T., A. M. ABBOSH a Y. WANG. Microwave System to Detect Traumatic Brain Injuries Using Compact Unidirectional Antenna and Wideband Transceiver With Verification on Realistic Head Phantom. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* [online]. 2014, 62(9), 1826–1836. ISSN 0018-9480. Dostupné z: doi:10.1109/TMTT.2014.2342669
- [45] 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
- [46] 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
- [47] 3D Printing Trends Q1 2018. *The 3D Hubs Trend Report launches every quarter, using data from 6,000 active service providers creating 1,000,000 3D printed parts.* [online]. [vid. 2018-03-25]. Dostupné z: <http://www.3dhubs.com/trends>
- [48] Kniha základy 3D tisku od Josefa Průši zdarma ke stáhnutí. *Prusa Research s.r.o. – 3D tisk a 3D tiskárny od Josefa Průši* [online]. [vid. 2018-03-11]. Dostupné z: <https://www.prusa3d.cz/kniha-zaklady-3d-tisku-josefa-prusi/>
- [49] *3D tisk v medicíně - Prospan.cz* [online]. [vid. 2018-04-07]. Dostupné z: <http://www.prospan.cz/novinky/83-3d-tisk-v-medicine>
- [50] Materiály. *Prusa Research s.r.o. – 3D tisk a 3D tiskárny od Josefa Průši* [online]. [vid. 2018-03-11]. Dostupné z: <https://www.prusa3d.cz/materialy/>
- [51] PETG Filament - Overview, Step-by-Step Settings & Problems Resolved. *rigid.ink* [online]. [vid. 2017-12-13]. Dostupné z: <https://rigid.ink/blogs/news/175700615-petg-filament-heres-what-you-need-to-know>
- [52] WHO | The world health report 2002 - Reducing Risks, Promoting Healthy Life. *WHO* [online]. [vid. 2018-03-31]. Dostupné z: <http://www.who.int/whr/2002/en/>
- [53] *Stroke Statistics | Internet Stroke Center* [online]. [vid. 2018-03-31]. Dostupné z: <http://www.strokecenter.org/patients/about-stroke/stroke-statistics/>

- [54] POWERS, William J., Alejandro A. RABINSTEIN, Teri ACKERSON, Opeolu M. ADEOYE, Nicholas C. BAMBAKIDIS, Kyra BECKER, José BILLER, Michael BROWN, Bart M. DEMAERSCHALK, Brian HOH, Edward C. JAUCH, Chelsea S. KIDWELL, Thabele M. LESLIE-MAZWI, Bruce OVBIAGELE, Phillip A. SCOTT, Kevin N. SHETH, Andrew M. SOUTHERLAND, Deborah V. SUMMERS, David L. TIRSCHWELL a AMERICAN HEART ASSOCIATION STROKE COUNCIL. 2018 Guidelines for the Early Management of Patients With Acute Ischemic Stroke: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* [online]. 2018, 49(3), e46–e110. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi:10.1161/STR.000000000000158
- [55] HOLEK, Lukáš. *Algoritmus a numerický model mikrovlnného zobrazovacího systému pro identifikaci CMP*. 2016. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/67449>
- [56] LIN, J. C. Microwave Properties of Fresh Mammalian Brain Tissues at Body Temperature. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1975, BME-22(1), 74–76. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.1975.324546
- [57] ABBOSH, A. Microwave systems for head imaging: Challenges and recent developments. 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.2013.6756184
- [58] ABBOSH, A. Microwave-based system using directional wideband antennas for head imaging. In: *2014 International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas, Novel EM Structures and Materials, and Applications (iWAT): 2014 International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas, Novel EM Structures and Materials, and Applications (iWAT)* [online]. 2014, s. 292–295. Dostupné z: doi:10.1109/IWAT.2014.6958667
- [59] MOBASHSHER, Ahmed Toaha. Wideband microwave imaging system for brain injury diagnosis [online]. 2016 [vid. 2017-06-13]. Dostupné z: doi:10.14264/uql.2016.280
- [60] *Emtensor* [online]. [vid. 2017-06-13]. Dostupné z: <http://emtensor.com/>
- [61] *Medfield Diagnostics | Safer diagnostics through microwave technology* [online]. [vid. 2017-06-13]. Dostupné z: <http://www.medfielddiagnostics.com/en/>
- [62] *Stroke Finder | Chalmers* [online]. [vid. 2018-04-01]. Dostupné z: <https://www.chalmers.se/en/Projects/Pages/Strokefinder.aspx>
- [63] *S-parametry* [online]. Dostupné z: <http://www.microwaves101.com/encyclopedias/438-s-parameters-microwave-encyclopedia-microwaves101-com>.
- [64] OLIVERI, G., P. ROCCA a A. MASSA. SVM for Electromagnetics: State-of-art, potentialities, and trends. In: *Proceedings of the 2012 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation: Proceedings of the 2012 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation* [online]. 2012, s. 1–2. Dostupné z: doi:10.1109/APS.2012.6348759

- [65] MESRI, H. Yousefi. Localization of hemorrhage site in stroke patients using multichannel microwave measurements. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2012, s. 5927–5930. Dostupné z: doi:10.1109/EMBC.2012.6347343
- [66] *Support vector machines* [online]. 2017. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Support_vector_machines&oldid=15404331
- [67] *Introduction to Support Vector Machines* [online]. [vid. 2018-04-08]. Dostupné z: <http://www.svms.org/introduction.html>
- [68] *Strojové učení - Support Vector Machines* [online]. [vid. 2018-04-08]. Dostupné z: <http://smnd.sk/mcibula/alg/SVM.html>
- [69] HSU, Chih-wei, Chih-chung CHANG a Chih-Jen LIN. A Practical Guide to Support Vector Classification Chih-Wei Hsu, Chih-Chung Chang, and Chih-Jen Lin. 2003.
- [70] WOLPERT, D. H. a W. G. MACREADY. No free lunch theorems for optimization. *IEEE Transactions on Evolutionary Computation* [online]. 1997, 1(1), 67–82. ISSN 1089-778X. Dostupné z: doi:10.1109/4235.585893
- [71] BERMANI, E., A. BONI, S. CAORSI a A. MASSA. An innovative real-time technique for buried object detection. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing* [online]. 2003, 41(4), 927–931. ISSN 0196-2892. Dostupné z: doi:10.1109/TGRS.2003.810928
- [72] MASSA, A., A. BONI a M. DONELLI. A Classification Approach Based on SVM for Electromagnetic Subsurface Sensing. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing* [online]. 2005, 43(9), 2084–2093. ISSN 0196-2892. Dostupné z: doi:10.1109/TGRS.2005.853186
- [73] LIZZI, L., F. VIANI, P. ROCCA, G. OLIVERI, M. BENEDETTI a A. MASSA. Three-dimensional real-time localization of subsurface objects #x2014; From theory to experimental validation. In: *2009 IEEE International Geoscience and Remote Sensing Symposium: 2009 IEEE International Geoscience and Remote Sensing Symposium* [online]. 2009, s. II-121-II-124. Dostupné z: doi:10.1109/IGARSS.2009.5418018
- [74] FHAGER, A., T. MCKELVEY a M. PERSSON. Stroke detection using a broadband microwave antenna system. In: *Proceedings of the Fourth European Conference on Antennas and Propagation: Proceedings of the Fourth European Conference on Antennas and Propagation*. 2010, s. 1–3.
- [75] CANDEFJORD, Stefan, Johan WINGES, Ahzaz Ahmad MALIK, Yinan YU, Thomas RYLANDER, Tomas MCKELVEY, Andreas FHAGER, Mikael ELAM a Mikael PERSSON. Microwave technology for detecting traumatic intracranial bleedings: tests on phantom of subdural hematoma and numerical simulations. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2017, 55(8), 1177–1188. ISSN 0140-0118, 1741-0444. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-016-1578-6
- [76] 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
- [77] ERIK G. LEE, R. L. Hadimani. *Population Head Model Repository V1.0* [online]. B.m.: IT'IS Foundation. 2016. Dostupné z: doi:10.13099/VIP-PHM-V1.0
- [78] TESAŘÍK, Jan. Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody. 2016. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/67551>
- [79] *N9923A FieldFox Handheld RF Vector Network Analyzer, 4 GHz and 6 GHz / Keysight (formerly Agilent's Electronic Measurement)* [online]. [vid. 2018-03-25]. Dostupné z: <https://www.keysight.com/en/pdx-x201782-pn-N9923A/fieldfox-handheld-rf-vector-network-analyzer-4-ghz-and-6-ghz?cc=CZ&lc=eng>
- [80] MERUNKA Ilja, FISER Ondrej, VRBA David, VRBA Jan,. *Microwave Tomography System for Methodical Testing of Brain Stroke Detection Approaches*. 2018. under preparation.
- [81] TESARIK Jan, POKORNY Tomas, HOLEK Lukas. *Samples of dry head tissues phantoms for microwave brain stroke classification*. 2018. under preparation

Příloha: Obsah přiloženého CD

Na přiloženém CD naleznete pdf soubory obsahující kompletní diplomovou práci, naskenované zadání diplomové práce, abstrakt česky, abstrakt anglicky a klíčová slova česky i anglicky.

Složka „Fantom-model“ obsahuje model forem pro odlévání cévní mozkové příhody, fantomu verze 1, fantomu verze 2 a 3D fantomu lidské hlavy. Modely jsou uloženy ve formátu STL ze kterého jsou vytvořeny soubory GCODE pro tiskárnu Prusa i3 MK2.

Složka „Fantom-vzorky“ obsahuje soubory MATLAB matic, ve kterých jsou uloženy hodnoty dielektrických vlastností připravovaných vzorků. Dále jsou ve složce MATLAB funkce obsahující Cole-Cole modely dielektrických vlastností pro tkáň v lidské hlavě. Ve složce jsou MATLAB skripty pro zobrazení grafů dielektrických vlastností prezentovaných v kapitole 3.

Složka SVM-algoritmus obsahuje txt soubory jednotlivých měření, MATLAB funkce pro načtení těchto dat (ImportData.m a ImportDataPosition.m), skript pro hodnocení variability dat (data_variability.m) a skripty pro spuštění SVM algoritmů (SVM_stroke_EA.m, SVM_stroke_HL.m a SVM_stroke_EHL.m)