



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Mikrovlnný systém pro detekci cévní mozkové příhody

Microwave system for stroke detection

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská technika
Vedoucí práce: Ing. Tomáš Pokorný

Kateřina Válková

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Válková** Jméno: **Kateřina** Osobní číslo: **499955**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská technika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Mikrovlnný systém pro detekci cévní mozkové příhody

Název bakalářské práce anglicky:

Microwave system for stroke detection

Pokyny pro vypracování:

Navrhněte a realizujte mikrovlnný systém pro detekci cévních mozkových příhod (CMP). Navrhněte vhodné rozmístění antén ve 3D prostoru kolem lidské hlavy a realizujte nosný díl pro anténní pole. Nosný díl následně osadte anténami. Pomocí mikrovlnného systému a homogenního fantomu lidské hlavy a cévní mozkové příhody proveďte odpovídající měření s-parametrů a to pro 3 rozdílné pozice CMP. Proveďte zobrazení rozložení dielektrických parametrů vzniklých přítomností mozkové mrtvice pomocí TSVD Born aproximace.

Seznam doporučené literatury:

- [1] A. Fhager, S. Candefjord, M. Elam, M. Persson. , 3D Simulations of Intracerebral Hemorrhage Detection Using Broadband Microwave Technology, Sensors, číslo DOI: 10.3390/s19163482, 2019
- [2] Merunka I., Massa A., Vrba D., Fiser O., Salucci M., Vrba J., Microwave Tomography System for Methodical Testing of Human Brain Stroke Detection Approaches, 2019, Hindawi, DOI: 10.1155/2019/4074862
- [3] Fhager A., Candefjord S., Elam M., Persson M., Microwave Diagnostics Ahead: Saving Time and the Lives of Trauma and Stroke Patients, IEE Microwave Magazine, ročník 19:3, číslo DOI: 10.1109/MMM.2018.2801646, 2018

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Tomáš Pokorný

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

prof. Ing. Jan Vrba, CSc.

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

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

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

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Mikrovlnný systém pro detekci cévní mozkové příhody“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 18.5.2023

.....

Kateřina Válková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu práce Ing. Tomáši Pokornému za pomoc a poskytnuté rady při psaní bakalářské práce a především ochotu a trpělivost se mnou, i když to se mnou nebylo lehké.

ABSTRAKT

Mikrovlenný systém pro detekci cévní mozkové příhody:

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem a tvorbou nové generace mikrovlenného zobrazovacího systému, jež je novou alternativní zobrazovací metodou ke konvenční výpočetní tomografii a magnetické rezonanci v oblasti detekce a rozeznávání cévních mozkových příhod. Řešení v podobě 24-portového systému bylo zhotoveno pomocí 3D tisku a ověřeno měřeními S-parametrů pro různé druhy a polohy mozkové příhody, a to jak s použitím 3D fantomu lidské hlavy a pytlíčky, izolujícími přizpůsobovací médium na oblast jednotlivých antén, tak s celým systémem pouze vyplněným tekutým fantomem tkání. Následně byla provedena rekonstrukce rozložení dielektrických parametrů aproximujících mozkovou tkáň pomocí TSVD Born aproximace. Systém se ukázal být funkční při vyplnění kapalinou, avšak při použití fantomu nebylo zobrazení funkční. Použití pytlíčků v takové podobě, jaká byla navržena v této práci, tak není vhodné.

Klíčová slova

Mikrovlenný zobrazovací systém, cévní mozková příhoda, Born aproximace, S-parametry

ABSTRACT

Microwave system for stroke detection:

This bachelor thesis deals with the design and creation of a new generation microwave imaging system, which is a novel alternative imaging method to conventional computed tomography and magnetic resonance in the field of detection and recognition of strokes. The solution, in the form of 24-port system, was produced using 3D printing and verified by measuring S-parameters for different types and positions of brain strokes, both using a 3D phantom of the human head with bags of adaptive medium, isolated to the area of individual antennas, and with the entire system filled with liquid tissue phantom. Subsequently, the reconstruction of the distribution of dielectric parameters approximating the brain tissue was performed using the TSVD Born approximation. The system proved to be functional when filled with liquid, but the imaging was not functional when using the head phantom. The use of bags in the form proposed in this thesis is therefore not suitable.

Keywords

Microwave imaging system, stroke, Born approximation, S-parameters

Obsah

Seznam symbolů a zkratek.....	8
1 Úvod	9
1.1 Cévní mozková příhoda	9
1.2 Dielektrické vlastnosti tkáně	11
1.3 S-parametry	12
1.4 Princip fungování mikrovlnného zobrazovacího systému	13
1.5 Vyhodnocení signálu – TSVD Born aproximace.....	14
2 Přehled současného stavu.....	16
2.1 Zobrazovací metody používané při CMP.....	16
2.2 Experimentální systémy	18
2.3 Výzkum na FBMI ČVUT.....	20
2.4 Průmyslová řešení	21
3 Cíle práce.....	23
4 Metody	24
4.1 Přípravy a konstrukce systému.....	24
4.2 Řešení povrchové vlny – pytlíčky s médiem	26
4.3 Měření a fantomy	27
4.4 Vyhodnocení	29
5 Výsledky.....	30
5.1 Simulace v COMSOLu	30
5.2 Výroba zobrazovacího systému a pytlíčků, příprava fantomů.....	31
5.3 Měření na vektorovém analyzátoru.....	32
6 Diskuse.....	41
6.1 Simulace v COMSOLu	41
6.2 Měření	41
7 Závěr	43
Seznam použité literatury	44
Příloha A.....	47

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
ε	Fm ⁻¹	Permitivita
ε_r	-	Relativní permitivita
σ	S	Vodivost
S_{ij}	dB	S-parametr mezi anténami i (vysílač) a j (přijímač)

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
CMP	Cévní mozková příhoda
MZS	Mikrovlnný zobrazovací systém
iCMP	Ischemická cévní mozková příhoda
hCMP	Hemoragická cévní mozková příhoda
EM	Elektromagnetický
CT	Výpočetní tomografie
MRI	Magnetická rezonance

1 Úvod

U pacientů se život ohrožujícími stavy, zejména těmi, které ovlivňují dýchání a krevní oběh, je klíčovým faktorem pro jejich přežití včasná léčba. Jedním z těchto stavů je cévní mozková příhoda (CMP), a zde mikrovlnné zobrazovací systémy (MZS) nabízejí velký potenciál v oblasti diagnostiky. MZS fungují na principu analýzy změn chování elektromagnetických vln v mozku postiženém CMP. U pacientů s CMP je rychlost diagnostiky a přesnost určení typu CMP klíčová pro jejich šance na uzdravení. CMP se rozděluje do dvou hlavních kategorií: ischemické (iCMP), které jsou způsobeny nedostatečným krevním zásobením mozku, a hemoragické (hCMP), které jsou způsobeny krvácením do mozku. Léčba CMP je zásadně odlišná u obou typů, a proto je správná diagnóza klíčová, neboť nesprávná léčba může mít fatální následky. Evropské směrnice stanovují, že odpovídající léčba CMP by měla být zahájena do 4,5 hodin od prvních příznaků. [1]

Dosavadní konvenční zobrazovací metody, zejména magnetická rezonance (MR) a výpočetní tomografie (CT), jsou efektivní, ale jejich použití je velmi nákladné a omezené na specializovaná zařízení, jako jsou větší nemocnice a kliniky, kvůli jejich velkým rozměrům. Mikrovlnné zobrazovací systémy (MZS) představují alternativní neinvazivní a neionizující zobrazovací metodu, která má výhodu nižších nákladů na pořízení a provoz ve srovnání s konvenčními metodami. MZS je také kompaktní a přenosný, což umožňuje přednemocniční diagnostiku a zvyšuje naději na zvýšení přežití a zotavení pacientů s CMP. Nicméně stále je potřeba další výzkum v oblasti hardwaru i vyhodnocovacích algoritmů, aby se MZS staly ještě efektivnějšími a spolehlivějšími. [1, 2]

1.1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (iktus) zaujímá přední příčky v počtu úmrtí v České republice i ve světě, a to i přes zlepšení prevence a celkové osvěty. Jako CMP se rozumí stav, kdy se projeví akutní příznaky poruchy funkce mozku z vaskulárních příčin a v případě, že není léčena, končí smrtí. Jak již bylo zmíněno, CMP dělíme na dva druhy. První, ischemická, představuje zhruba 80 % všech případů, druhá, hemoragická, tak představuje zbylých 20 %. [3]

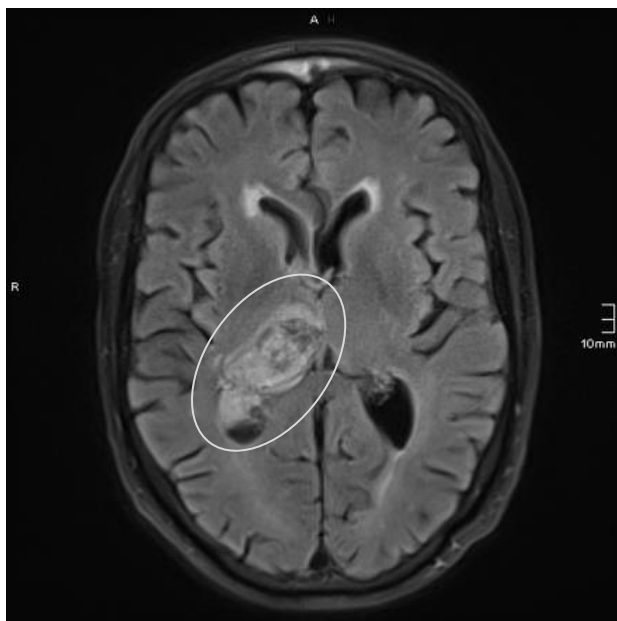
Příčinou ischemické CMP bývají často tromby vzniklé mimo mozek (ve velkých cévách nebo v srdci), které se uvolní a způsobí uzávěru v užších cévách mozku či v přírodních tepnách. Mezi časté klinické příznaky ischemie patří jednostranné poruchy hybnosti a cití, ztráta zraku či afázie. Léčba spočívá ve včasné trombolýze na specializované jednotce intenzivní péče. V některých případech je možné trombus

odstranit i mechanicky pomocí katétru. Za bezpečné terapeutické okno se považuje 3-6 hodin od počátku ischemie. Ačkoli má tento druh CMP majoritní podíl na všech případech, jeho včasná diagnostika bývá obtížnější, neboť na rozdíl od krvácení nejsou v prvních 24 hodinách projevy ischemie na magnetické rezonanci ani CT viditelné, je tak nutné použití jiných technik pro zobrazení perfuze a difuze tkání. [3]



Obrázek 1.1: Příklad mozkové ischemie – zúžení karotidy.
(převzato z [3])

Oproti tomu příčinou hemoragické příhody je krvácení vzniklé poruchou stěny mozkové cévy (způsobené například hypertenzí či aneuryzmatem). Může se projevit čistě parenchymaticky nebo se provalit subarachnoidálně nebo intraventrikulárně, kde způsobuje meningeální syndrom. Častými klinickými projevy jsou prudká bolest hlavy, poruchy vědomí a zvracení. Léčí se podáváním hematostatik, cvičením, v případech subarachnoideálního krvácení bývá nutný operační zákrok. Krvácení je dobře viditelné na CT i MRI a je tak možné zjistit přesnou velikost a umístění hematomu, pro účely operace je k další diagnostice nutná také subtrahční angiografie. [3]



Obrázek 1.2: Krvácení do mozku na magnetické rezonanci.
(převzato z [4])

1.2 Dielektrické vlastnosti tkáně

Dielektrické vlastnosti patří k charakteristikám každého materiálu, včetně tkání, popisující chování elektrického a magnetického pole při interakci s těmito materiály. Základními dielektrickými vlastnostmi jsou permitivita ϵ (resp. relativní permitivita ϵ_r), vyjadřující odpor vůči vytváření elektrického (a magnetického) pole, a vodivost σ , popisující naopak průchodnost elektrickým proudem. [5]

Permitivita (ϵ) je tedy míra, která určuje, jak dobře se tkáň polarizuje a udržuje elektrický náboj v přítomnosti elektrického pole. Vysoká permitivita znamená, že tkáň lépe udržuje elektrický náboj, zatímco nízká permitivita znamená, že tkáň je méně polarizovatelná. Permitivita tkání se může měnit v závislosti na frekvenci elektrického pole. [5]

Vodivost tkání je elektromagnetická vlastnost, která popisuje schopnost tkání vést elektrický proud a je převrácenou hodnotou elektrického odporu tkáně. Vodivost tkání je způsobena přítomností iontů a volných nabitých částic v tekutinách a buněčných strukturách tkáně. Ionty mají schopnost pohybovat se v tekutinách a přenášet elektrický náboj. Vodivost tkání je nejvyšší ve vodivých tekutinách, jako je krev, a nižší v tkáňových strukturách, jako jsou buňky a mezibuněčná hmota. [5]

Měření vodivosti tkání se provádí pomocí impedance analyzáru nebo speciálních elektrodových systémů. Tyto metody umožňují určit elektrický odpor tkáně a na základě něj vypočítat vodivost. [5]

U tkání, narozdíl od jednoduchých materiálů, nastává komplikace v podobě jejich nehomogenity. Permittivita i vodivost velmi závisí na složení tkáně (na její komplexnosti a prokrvení), i tkáně stejného typu se proto mohou vlastnostmi mírně lišit a není tak možné poskytnout přesné univerzální hodnoty platné pro všechny tkáně daného typu. [5]

Tyto dielektrické vlastnosti tkání mají významný vliv na průchod elektrických proudů a elektromagnetických vln tkáněmi. V medicíně se tyto vlastnosti využívají při diagnostických a terapeutických postupech, jako je mikrovlnná a radiofrekvenční ablace, elektrofyziologické zobrazování a magnetická rezonance. [5]

Přesné hodnoty dielektrických vlastností tkání se liší v závislosti na typu tkáně, její stavu (např. normální nebo patologický) a frekvenci elektrického pole, avšak jsou již dlouho zkoumány a patří k základním znalostem v oblasti jak technické, tak klinické. Tyto vlastnosti jsou často měřeny experimentálně pomocí speciálních zařízení, jako jsou dielektrické spektrometry a impedance analyzátory. V medicínském výzkumu se také využívají modely a simulace pro odhad dielektrických vlastností tkání na základě anatomických a fyziologických charakteristik. [5]

Pochopení dielektrických vlastností tkání je důležité pro vývoj a optimalizaci medicínských zařízení, diagnostických technik a terapeutických postupů, které využívají elektrická nebo elektromagnetická pole pro interakci s tkáněmi v lidském těle. [5]

1.3 S-parametry

S-parametry jsou elektrické parametry používané v oblasti mikrovlnného a radiofrekvenčního inženýrství pro popis chování elektrických obvodů, komponent a systémů a jsou jedním z vhodných nástrojů pro hodnocení průchodu EM vlny prostředím. Princip S-parametrů spočívá ve studiu elektrických signálů, které se šíří mezi různými porty (vstupy/výstupy) elektrických zařízení. Tyto parametry popisují přenosové vlastnosti zařízení, jako je rozptyl, zesílení, zeslabení, fáze a impedance. Každý S-parametr je komplexní číslo, které má amplitudovou a fázovou složku. Slouží pro vyhodnocení přenosu a odrazu vysílače a přijímače (antén) a můžeme ho vyjádřit jako poměr odražené ku přímé vlně. Výsledný poměr se obvykle převádí do decibelové oblasti. [6]

Pokud uvažujeme označení S-parametrů S_{ij} , kde i je označení portu uvažovaného jako vstup a j označení portu uvažované jako výstup, pak jestliže se tyto indexy liší, hovoříme o přenosu mezi anténami a vyjadřuje zesílení signálu mezi vstupním a výstupním portem, zatímco pokud jsou shodné, hovoříme o odrazu a představuje rozptyl odraženého signálu na vstupním portu. [6]

S-parametry se nejčastěji vyjadřují v maticové podobě, která má rozměry odpovídající počtu antén. Souřadnice prvků pak odpovídají číslům antén, tedy

na diagonále se nachází odrazové parametry, zatímco ostatní prvky jsou parametry přenosové. [6]

Měření S-parametrů se provádí pomocí speciálních přístrojů nazývaných vektorové síťové analyzátoři. Tyto analyzátoři generují a měří signály na různých frekvencích a získávají tak data potřebná pro výpočet S-parametrů. [6]

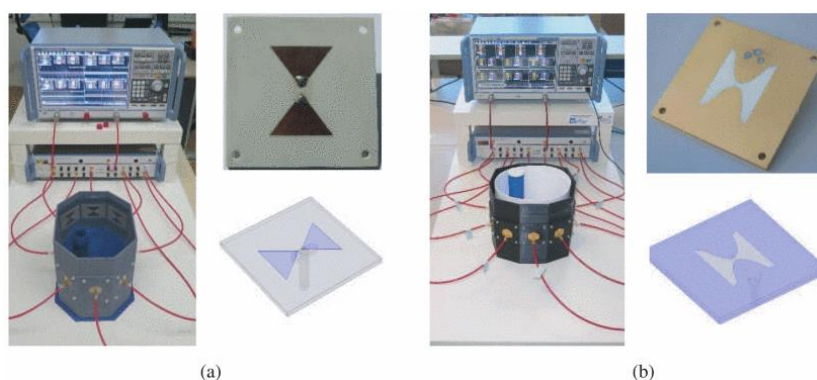
S-parametry mají široké uplatnění v návrhu, analýze a optimalizaci mikrovlnných a radiofrekvenčních obvodů a systémů. Jsou nezbytné při modelování a simulaci elektronických zařízení, při navrhování antén, filtrů, zesilovačů a dalších komponent. [6]

Díky S-parametrům je možné kvantitativně vyhodnocovat a optimalizovat vlastnosti elektronických zařízení a zajistit jejich správnou funkci a interoperabilitu. [6]

1.4 Princip fungování mikrovlnného zobrazovacího systému

Mikrovlnný zobrazovací systém funguje na principu vysílání a detekce mikrovlnných signálů pro zobrazení vnitřních struktur těla. Princip tohoto systému je založen na interakci mikrovln s tkáněmi a jejich odrazu a rozptylu. [2]

Současné MZS se skládají z pole antén o různém počtu, které vysílají krátké pulsy mikrovlnné energie do zkoumané oblasti těla. Tyto mikrovlny pronikají tkáněmi a interagují s různými materiály a strukturami, které mají odlišné dielektrické vlastnosti. Pro optimální přenos signálu z antén do hlavy se dále využívá různých přizpůsobovacích médií. [2]



Obrázek 1.3: Příklad jednoduchých experimentálních konstrukce MZS a antén. (převzato z [7])

Při průchodu mikrovln tkáněmi dochází k jejich částečné absorpci, odrazu a rozptylu. Tato interakce způsobuje změny amplitudy a fáze mikrovln, které jsou detekovány

přijímacími anténami. Detektor zachycuje odražené a rozptýlené signály a přenáší je do zpracovacího systému. [2]

Zpracovací systém analyzuje přijaté signály a na základě jejich amplitudy, fáze a časového posunu vytváří obraz tkání a struktur v těle. Tímto způsobem lze získat informace o rozložení dielektrických vlastností tkání, jako je permitivita a konduktivita. [2]

Výhodou mikrovlnného zobrazování je jeho schopnost proniknout do vnitřních struktur těla a poskytnout obrazové informace bez ionizujícího záření. Mikrovlny mají také nižší frekvenci než rentgenové záření, což znamená menší riziko pro pacienty. Mikrovlnný zobrazovací systém je také citlivý na změny dielektrických vlastností tkání, což umožňuje identifikovat patologické změny. [2]

Nevýhodou mikrovlnného zobrazování je nižší prostorové rozlišení ve srovnání s jinými zobrazovacími metodami, jako je například magnetická rezonance. Pro získání vysoce kvalitních obrazů je potřeba optimalizovat parametry mikrovlnného systému a provést náležitě zpracování dat. [2]

Mikrovlnné zobrazování se stále vyvíjí a je využíváno v různých oblastech medicíny, včetně detekce nádorů, cévních onemocnění a diagnostiky mozku. Další pokroky v technologii mikrovlnných systémů mohou přinést zlepšení prostorového rozlišení a citlivosti, což by mohlo vést k rozšíření jejich použití v diagnostice a léčbě [2]

V případě zobrazování CMP je zobrazovanou oblastí hlava. Celý systém se tak umístí na hlavu (nebo do okolí hlavy) pacienta. Bylo prokázáno, že zdravá mozková tkáň má výrazně odlišné dielektrické vlastnosti od krve a projevu ischemie. Při hemoragické CMP se tkáň zaplní krví a její relativní permitivita stoupá zhruba o 20 [2], naopak při ischemii permitivita klesá zhruba o 6-10 [8]. Na základě těchto poznatků je tedy možné výpočetním algoritmem z naměřených S-parametrů rozlišit druh a určit polohu CMP.

1.5 Vyhodnocení signálu – TSVD Born aproximace

Šíření vlny v prostoru popisuje její rovnice. Jedná se o parciální diferenciální rovnici druhého řádu, díky níž je možné dosazením parametrů prostředí dopočítat její amplitudu v konkrétních bodech. V našem případě se však jedná o úlohu inverzní, tedy pomocí známé amplitudy vlny dopočítáváme parametry prostředí, tudíž rekonstruujeme neznámý objekt. Tento vztah je ale díky několikanásobnému rozptylu vlny nelineární a mnohé algoritmy tak využívají iterativních metod. Ty jsou však náročné výpočetně a bývají limitovány pouze na jednu dimenzi. [9]

SVD (singular-value decomposition – singulární rozklad) je metoda zmenšování dimenzí matic, pro zjednodušení výpočtů. Metoda rozkládá matice na jejich jednotlivé

komponenty. Můžeme říci, že matici M o rozměrech $m \times n$ lze rozložit dle následujícího vztahu: [10]

$$M = U \cdot \Sigma \cdot V^* \quad (1.1)$$

kde U je unitární matice o rozměrech $m \times m$, Σ obdélníková diagonální matice o rozměrech $m \times n$ a V^* komplexní unitární matice o rozměrech $n \times n$. TSVD (truncated singular-value decomposition – zkrácený singulární rozklad) oproti normální SVD poskytuje matice o určeném počtu sloupců. [10]

Born aproximaci lze využít jak pro přímou, tak pro inverzní úlohu pro málo rozptylující objekty. [11] Poskytuje prostorový obraz rozložení parametrů v zobrazované oblasti. Problém nelinearity rovnic je zde vyřešen předchozí znalostí systému z čistě počítačové simulace metodou konečných prvků (proto je třeba ekvivalentní model). TSVD je pak využito k odfiltrování nadbytečných informací a zjednodušení problému nelinearity. [12]

Nechť je zobrazovaná oblast ve známém pozadí s komplexním počtem vln k_b popsána prostorovou distribuční funkcí na konečném objemu V s komplexním počtem vln $k(r)$, kde r je vektor polohy. Nechť je E^b zájmové pole v objemu V na známém pozadí a E^t celkové pole v objemu V . Rozptýlené pole pak definujeme jako:

$$E^S = E^t - E^b \quad (1.2)$$

Pokud máme Greenovu tensorovou funkci G^b , můžeme rozptyl EM vln z pozice r_{src} a pozorovaném místě r_{obs} popsat integrální rovnicí 1.2 [12]

$$E^S(r_{obs}, r_{src}) = \int_V \bar{G}^b(r_{obs}, r') E^t(r', r_{src}) (k^2(r') - k_b^2(r')) dr' \quad (1.3)$$

Rozptyl je charakteristický svou nelinearitou díky závislosti E^t na neznámém profilu $k(r)$, tomuto problému je ale zabráněno výpočtem simulací. [12]

2 Přehled současného stavu

2.1 Zobrazovací metody používané při CMP

V současnosti jsou pro diagnostiku a lokalizaci CMP využívány především dvě hlavní zobrazovací metody – výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance (MRI).

Výpočetní tomografie (CT) (obr. 2.1) je zobrazovací metoda, která využívá princip zobrazení útlumu rentgenového záření procházejícího zkoumanou oblastí těla. Princip fungování CT spočívá v pořizování snímků z různých úhlů a následné rekonstrukci těchto snímků do prostorového obrazu. Při CT vyšetření je pacient umístěn na stole, který se posouvá dovnitř tunelu, kde se nachází rentgenová trubice a detektor. Rentgenová trubice vysílá tenký paprsek rentgenového záření, který prochází tělem pacienta. Detektor umístěný naproti rentgenové trubici zachycuje útlum záření po průchodu tělem. [13]



Obrázek 2.1: Výpočetní tomografie.

(převzato z [14])

Pro získání 3D obrazu je potřeba pořídit více snímků těla z různých úhlů. Stůl se plynule posouvá, zatímco rentgenová trubice a detektor se otáčejí kolem pacienta. V průběhu rotace jsou pořízeny snímky v různých projekcích. Pořízené snímky jsou následně zpracovány počítačem (odtud název „výpočetní“), který pomocí matematických algoritmů provádí rekonstrukci prostorového obrazu. Během rekonstrukce se berou v úvahu různé úrovně útlumu záření ve zkoumané oblasti a tím se vytváří detailní obraz vnitřních struktur. [13]

Výhodou CT je jeho schopnost poskytnout detailní prostorový obraz těla, který umožňuje identifikovat a lokalizovat různé patologické změny, včetně nádorů, zlomenin nebo cévních mozkových příhod. CT je také rychlou metodou, která umožňuje rychlou diagnózu a sledování změn v čase. Nicméně, jednou z nevýhod CT je vystavení pacienta ionizujícímu záření, jež je mnohonásobně vyšší než u klasického rentgenu a které může mít negativní dopad na zdraví. Proto se při CT vyšetření dbá na minimalizaci záření a používají se ochranné opatření, jako je použití olověných ochranných stínidel a optimalizace parametrů vyšetření pro minimalizaci dávky záření. [13]

Magnetická rezonance (MRI) (obr. 2.2) je zobrazovací metoda využívající magnetických polí a radiofrekvenčního záření k získání detailních obrazů vnitřních tkání a orgánů těla. Princip fungování magnetické rezonance je založen na interakci atomů vodíku (částic s lichým počtem protonů) s magnetickými poli. Při MRI vyšetření je pacient umístěn do silného magnetického pole, které je vytvářeno magnetem. Magnetické pole má za úkol uspořádat magnetické momenty atomů vodíku ve zkoumané oblasti. V klidovém stavu jsou tyto magnetické momenty náhodně orientovány. [13]



Obrázek 2.2: Magnetická rezonance.

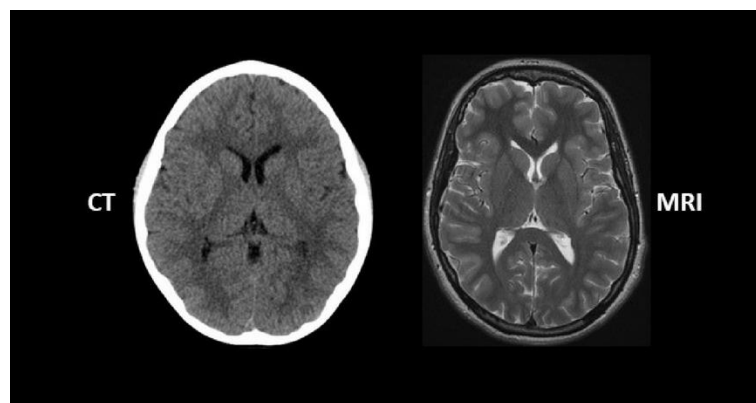
(převzato z [15])

Při zahájení MR vyšetření je aplikována série krátkých radiofrekvenčních pulzů na zkoumanou oblast. Tyto pulzy naruší rovnovážný stav magnetických momentů atomů vodíku, což vytvoří tzv. transversální magnetizaci. Během vyšetření se po magnetickém pulsu vysílá signál, který je zachycován detektorem. Tento signál je generován, když se magnetické momenty atomů vodíku vrací zpět do rovnovážného stavu. Detektor zaznamenává tyto signály a přenáší je do počítače. Počítač následně zpracovává

a analyzuje zaznamenané signály, aby vytvořil detailní obraz tkání a orgánů v různých rovinách. Kombinací informací z různých rovin je pak vytvořen 3D obraz.

Výhodou magnetické rezonance je její schopnost poskytnout velmi detailní obrazy těla s vysokým kontrastem mezi různými tkáněmi. MRI je bezpečnou metodou, která nepoužívá ionizující záření, což znamená nižší riziko pro pacienty. Navíc je MR citlivá na změny vodíkových atomů, což umožňuje zobrazení různých fyziologických a patologických procesů. Mezi nevýhody MR patří silné magnetické pole, které vyžaduje dodržování bezpečnostních opatření a omezuje použití u pacientů s některými implantáty nebo kovovými předměty. MRI je také dražší než jiné zobrazovací metody a vyžaduje specializované vybavení a odborný personál. Zároveň jsou třeba i speciální požadavky na prostory, kde je MRI umístěná, neboť se zde nesmí nacházet žádné magnetické předměty a cívky přístroje je nutné chladit tekutým heliem. [13]

Velkými nevýhodami obou těchto metod je nejen vysoká pořizovací cena, ale i vysoká cena jednotlivých vyšetření a nepřenositelnost zařízení. MZS by tak díky nízkým nákladům mohly zlepšit dostupnost přesné diagnostiky a zvýšit tak šance na přežití pacientů s CMP. Na obrázku 2.3 jsou obě tyto metody porovnány na snímku mozku.



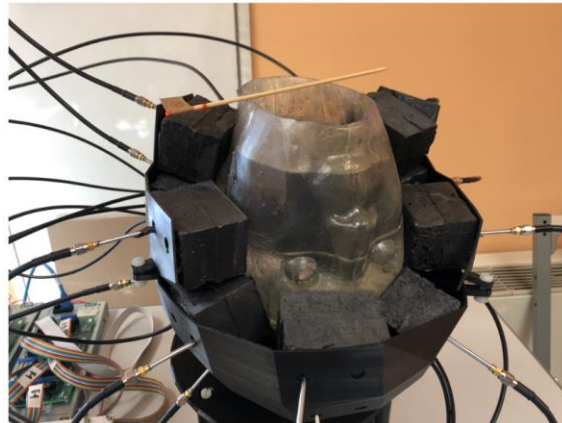
Obrázek 2.3: Porovnání snímku mozku z CT a MRI.
(převzato z [16])

2.2 Experimentální systémy

Mikrovlnné zobrazovací systémy nejsou technologií novou, avšak na své využití v klinické praxi stále čekají. Různé experimentální systémy jsou vyvíjeny vědeckými týmy po celém světě a jsou zkoumány vlivy různých faktorů na výsledná data.

Jako velmi významný může být uveden italský výzkumný tým okolo F. Vipiany, který používá experimentální systém s 24 rovnoměrně rozmístěnými anténami [17], jako přizpůsobovací médium pro konstrukci anténních elementů využívají bloků z uretanové gumy a grafitu (obr. 2.4). Jako jejich hlavní výhody uvádí tvarovou přizpůsobitelnost,

univerzálnost a použití pevného média, umožňující oproti kapalným médiím snadnou přenositelnost. [18] Byla provedena studie, na základě které se ukázalo, že systémy s pevným médiem jsou schopny poskytovat srovnatelné obrazy jako systémy s kapalným médiem. [19] Nespornou výhodou kapalného média je však jeho tvárnost a lepší přizpůsobení různým tvarům a velikostem hlavy.



Obrázek 2.4: Experimentální MZS používaný italským týmem.
(převzato z [19])

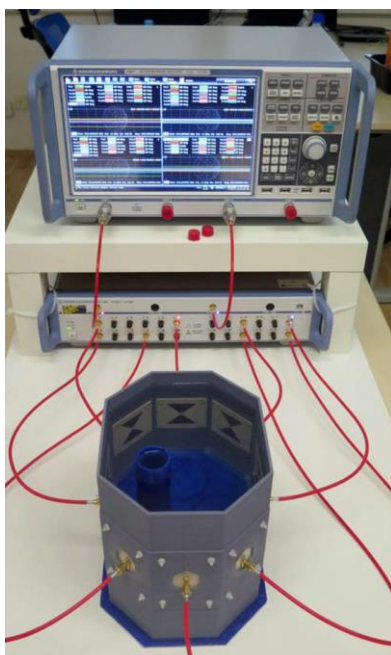
Dalším významným jménem je Sergej Semenov, který je jedním ze zakladatelů společnosti EMTensor, která nabízí klinický prototyp mikrovlnného zobrazovacího systému (viz kapitola 2.4). Ve svých výzkumech se dále pokouší o jeho zdokonalování k možnosti reálného použití. Nedávným počinem je nový vyhodnocovací algoritmus, který pro inverzi S-parametrů využívá nelineární strategii v Lebesgueových prostorech. Výsledky se zdají velmi přesné, avšak pouze ve 2D prostoru, 3D zobrazování zatím nebylo uskutečněno. [20]

Za zmínku také stojí tým A. Abboshe, který se zabývá využitím neuronových sítí pro mikrovlnné zobrazování. Jak sám zmiňuje, síť ukazuje slibné výsledky a není limitovaná tvarem, ani povahou zkoumaných objektů a může být tak využita i v jiných aplikacích. [21]

Dalším týmem zkoumajícím mikrovlnné zobrazování je göteborgský tým okolo M. Perssona a A. Fhagera, který ale zkoumá především využití těchto systémů pro zobrazování rakoviny prsu. Zaměřují se také na zkoušení a optimalizaci rekonstrukčních algoritmů. [22, 23]

2.3 Výzkum na FBMI ČVUT

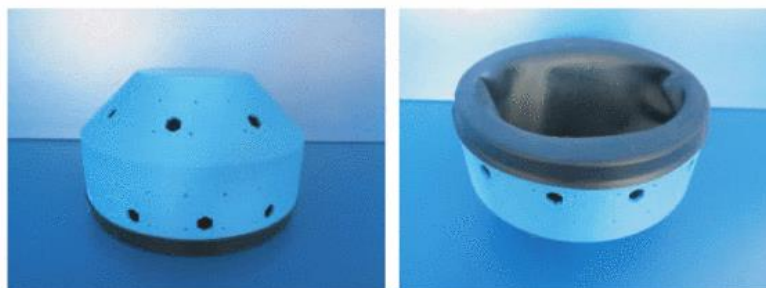
Tato práce navazuje na probíhající výzkum mikrovlnných zobrazovacích systémů (MZS) na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze. Předchozí generace MZS byly jednoduché 2D systémy s osmi motýlkovými anténami. (obr. 2.5) Tyto systémy sloužily jako základní prototypy, které umožňovaly sběr dat a testování funkcionalit. Pro simulaci vlastností tkání byly využívány válce naplněné tekutinou, která simulovala dielektrické vlastnosti tkání. Tyto jednoduché systémy poskytovaly omezený prostorový obraz, ale byly důležité pro vývoj a pochopení principů MZS. [24, 25]



Obrázek 2.5: První generace MZS na FBMI ČVUT.

(převzato z [24])

Prozatím poslední generace systému mikrovlnného zobrazování se skládá z 24 antén, které jsou připevněny na 3D tištěnou helmu. [7] K dosažení optimálního přenosu signálu je jako přizpůsobovací médium využita směs deionizované vody, isopropylalkoholu a soli. Uvnitř systému je umístěna gumová čepice, která slouží k udržení média uvnitř systému (viz obr. 2.6). V minulosti došlo ke zdokonalení designu antén a přechodu z motýlkových antén na H slot antény [7, 26]. Avšak médium, které vyplňuje celý vnitřní prostor, vykazuje nežádoucí vlastnosti, jako je šíření povrchové vlny kolem hlavy. Z tohoto důvodu je nutné médium rozdělit na menší části, aby byly antény vzájemně izolovány a minimalizoval se vliv povrchových vln na zobrazení.



Obrázek 2.6: Poslední generace MZS na FBMI ČVUT.
(převzato z [7])

Poslední studie [27] zaměřená na konstrukci mikrovlnného zobrazovacího systému (MZS) identifikovala problém spojený se zjednodušováním počítačového modelu pro rekonstrukční algoritmus. Bylo zjištěno, že pokud je model příliš zjednodušený, algoritmus není schopen přesně zobrazit dielektrické parametry tkání. To znamená, že pro správnou funkčnost algoritmu je nezbytné, aby model byl co nejvíce přesný a odpovídal skutečnosti. Tento poznatek podtrhuje důležitost přesnosti a detailnosti počítačových modelů při vývoji a optimalizaci mikrovlnných zobrazovacích systémů.

2.4 Průmyslová řešení

V současné době se v klinické praxi s mikrovlnnými zobrazovacími systémy (MZS) ještě nesetkáváme, ale již existují průmyslová řešení, která se zabývají touto technologií. Některé významné komerční produkty, které se zaměřují na aplikace MZS, jsou například "Strokefinder" od společnosti Medfield Diagnostics [28] a "BrainScanner" od společnosti EMTensor [29].

"Strokefinder" se specializuje na rozeznávání typu cévní mozkové příhody (CMP). Tento produkt je vyvíjen s cílem poskytnout diagnostické informace o specifickém typu CMP. Společnost Medfield Diagnostics pracuje na vývoji a zdokonalování tohoto systému a současně probíhají klinická testování, aby se ověřila jeho účinnost a spolehlivost.

Druhým produktem, který byl zmíněn, je "BrainScanner" od společnosti EMTensor. Tento systém se zaměřuje na vytváření kompletního tomografického 3D obrazu mozku pomocí mikrovlnného zobrazování. Společnost EMTensor také aktivně pracuje na vývoji a testování tohoto zařízení s cílem zajistit jeho optimální výkon a přesnost.

Oba tyto produkty jsou v současnosti stále ve fázi vývoje a procházejí klinickým testováním, což je nezbytný proces pro ověření jejich schopnosti poskytovat spolehlivé výsledky a přínosy v reálném klinickém prostředí. Tyto inovativní MZS produkty mají

potenciál zlepšit diagnostiku a léčbu cévních mozkových příhod a přinést nové možnosti pro pacienty s neurologickými poruchami.



Obrázek 2.3: Strokefinder – vlevo (převzato z [28]) a BrainScanner – vpravo (převzato z [29]).

3 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout a vytvořit novou generaci experimentálního mikrovlnného zobrazovacího systému, který by překonal známé nedostatky předchozích systémů. Těmito nedostatky jsou zejména šíření povrchové vlny a nefunkčnost rekonstrukčního algoritmu. Práce si klade za cíl ověřit funkčnost navrženého systému pomocí měření S-parametrů na fantomu hlavy simulujícím cévní mozkovou příhodu. Následně na základě těchto parametrů bude provedena rekonstrukce rozložení parametrů v oblasti zájmu pomocí TSVD Born aproximace. Tímto přístupem se očekává dosažení lepšího a přesnějšího zobrazení tkání a parametrů ve zkoumané oblasti.

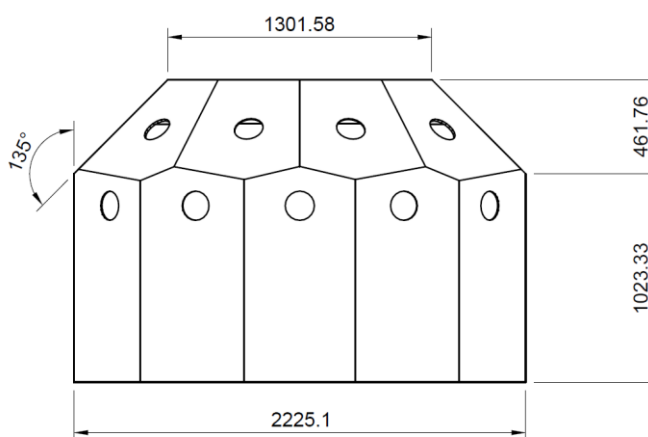
4 Metody

4.1 Přípravy a konstrukce systému

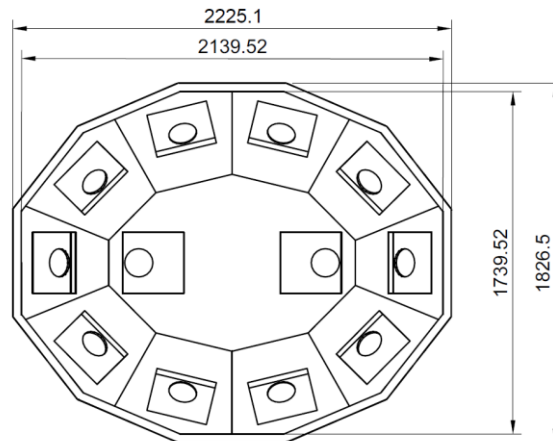
Nejprve bylo nutné navrhnout konstrukci systému, který bude následně vyroben. Tvar systému byl zvolen tak, aby co nejvíce kopíroval tvar hlavy, aby antény byly co nejbližší povrchu a docházelo k co nejlepšímu přenosu signálu, ale zároveň, aby poskytoval určitou rezervu pro různě velké pacienty. Proto byla za tvar zvolena jednoduchá mnohoúhelníková helma, která se dá snadno na hlavu nasadit a znovu sejmout.

Rozložení antén bylo rozhodnuto dle výzkumu [17], kde bylo zkoumáno právě optimální rozložení a počet antén mikrovlnného systému. Jako neoptimálnější se z nabízených variant ukázalo řešení s 24 rovnoměrně rozmístěnými anténami z hlediska kompromisu mezi stabilitou, přesností, rozlišovací schopností, složitostí systému a cenou. Rozložení antén v tomto výzkumu také bylo optimalizováno pro frekvenci 1 GHz, což je i frekvence využitá pro měření parametrů v této práci. Proto byl pro konstrukci systému zvolen počet právě 24 antén a jejich přibližné rovnoměrné rozložení. Tvar antén byl převzat z diplomové práce [27], jejíž součástí bylo navržení H slot antén.

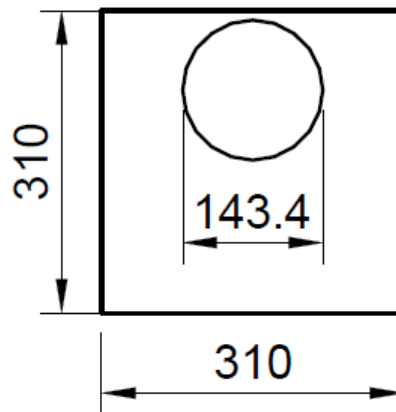
Antény systému jsou uspořádány ve dvou prstencích po obvodu hlavy – v prvním je 12 antén, ve druhém 10, poslední dvě antény jsou umístěny na temeni. Výsledný návrh systému, včetně jeho základních rozměrů, je na obrázcích 4.1-3.



Obrázek 4.1: Náčrt systému se základními rozměry, pohled z boku.



Obrázek 4.2: Náčrt systému se základními rozměry, pohled zdola.



Obrázek 4.3: Náčrt systému se základními rozměry, detail výřezu na anténu.

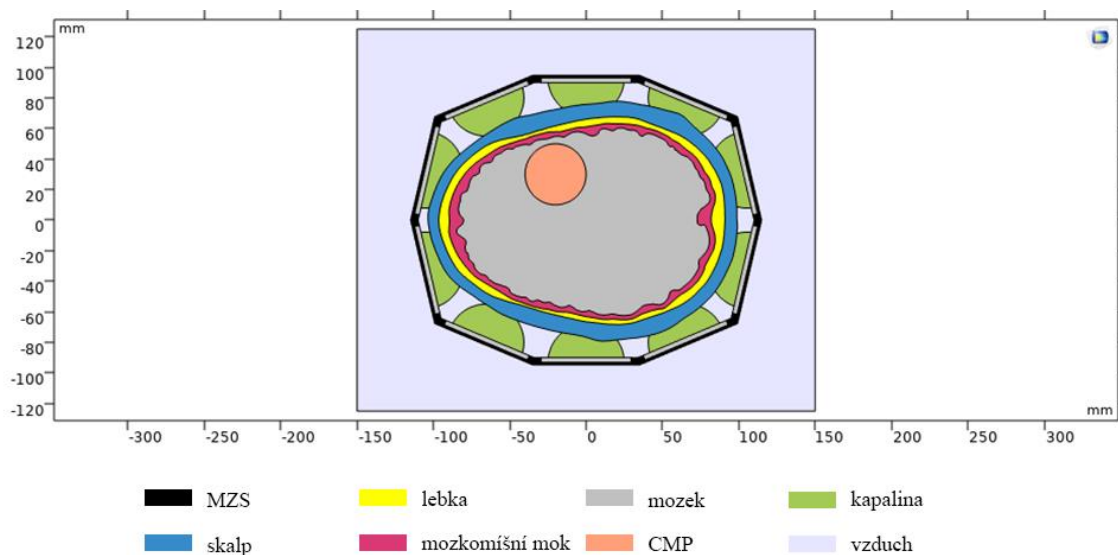
Reálná konstrukce systému byla dle modelu vytištěna na 3D tiskárně z PETG filamentu. Následně byla pomocí univerzálního lepidla osazena anténami (kterým bylo nutné před instalací ještě napájet konektory – obr. 4.4). Pro vodotěsnost a větší celkovou odolnost byl celý vnitřek helmy (kromě povrchu antén) natřen tenkou vrstvou epoxidu.



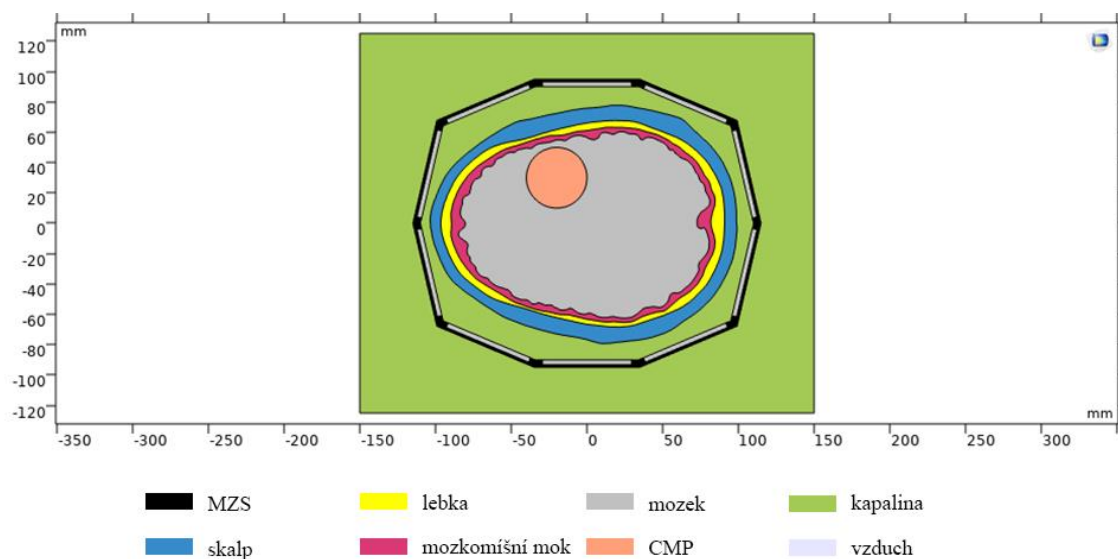
Obrázek 4.4: Napájené konektory antén.

4.2 Řešení povrchové vlny – pytlíčky s médiem

Pro zabránění šíření povrchové vlny bylo navrženo rozdělení média pouze do domén kolem antén. Tyto domény těsně doléhají na hlavu a jsou navzájem odděleny vzduchem, který díky svým vlastnostem ztěžuje šíření nežádoucích EM vln prostředím mimo hlavu. Toto řešení bylo nejprve ověřeno ve 2D simulaci systému v COMSOL Multiphysics. Pro účely simulace byla CMP umístěna na pozici [-20; 30] mm vzhledem k počátku ve středu systému. Porovnáván byl systém s úpravou (obr. 4.5) a systém bez úpravy (obr. 4.6), tj. systém celý vyplněný médiem.



Obrázek 4.5: Geometrie simulace rozložení parametrů v upraveném systému.



Obrázek 4.6: Geometrie simulace rozložení parametrů v upraveném systému.

Nastavení dielektrických parametrů všech těchto domén je uvedeno v tabulce 4.1.

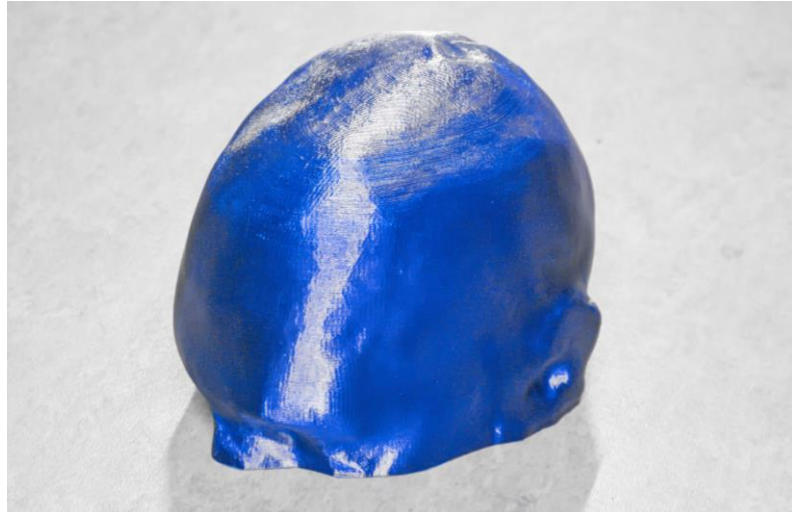
Tabulka 4.1: Nastavení dielektrických parametrů domén.

materiál	relativní permeabilita (-)	relativní permitivita (-)	vodivost (S/m)
vzduch	1	1	0
MZS	1	3	0,00005
kapalina	1	40	1
skalp	1	35,68	0,66
lebka	1	12,36	0,16
mozkomíšní mok	1	68,44	2,46
mozek	1	40	1
ischemická CMP	1	34	0,85
hemoragická CMP	1	61,07	1,58

Pro reálné měření byly tyto domény zajištěny pytlíčky s přizpůsobovacím médiem (směs deionizované vody, isopropylalkoholu a soli, $\epsilon_r \approx 40$; $\sigma \approx 1$ S), které se přikládaly na jednotlivé antény. Vyrobeny byly z polyethylenového tunelu, šíře 50 mm a tloušťky 50 μm , který byl naplněn médiem a následně zataven svářečkou folií tak, aby vznikl přibližně čtverec 5x5 cm.

4.3 Měření a fantomy

Jako fantom hlavy byl použit 3D-tištěný model (náhodně vybraný model z databáze [30], s tiskem pouze vrstvy SKIN) (obr. 4.7), vyplněný tekutým fantomem tkání – opět směs deionizované vody, isopropylalkoholu a soli ($\epsilon_r \approx 40$; $\sigma \approx 1$ S). Jako fantom CMP sloužily koule o průměru 40 mm (obr. 4.8), které byly zavěšovány do fantomu hlavy, hCMP s parametry $\epsilon_r \approx 44$; $\sigma \approx 1,6$ S, iCMP s $\epsilon_r \approx 28$; $\sigma \approx 0,6$ S. Přesné hodnoty permitivity a vodivosti fantomů byly zjištěny pomocí sondy DAKS 3.5. Z naměřených hodnot fantomů budou vyhodnoceny nejistoty měření.

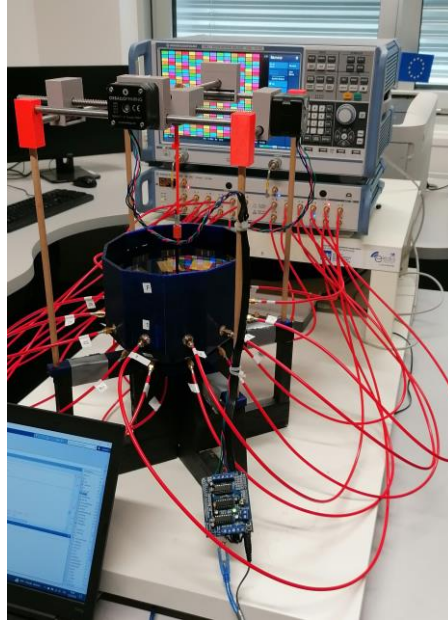


Obrázek 4.7: Vytisknutý fantom hlavy.



Obrázek 4.8: Fantom cévní mozkové příhody.

Samotné měření S-parametrů probíhalo na vektorovém analyzátoru Rohde&Schwarz ZNB 8 s přepínací maticí ZN-Z84 při frekvenci 1 GHz, filtrem 10 Hz a výkonem 10 dBm. Systém byl umístěn do konstrukce, která sloužila jako fixace a zároveň pohybovala s CMP na definované pozice (krokové motory ovládané přes ARDUINO). Měření bylo prováděno v šesti konfiguracích – celý systém přímo vyplněný tekutým fantomem a poté pro fantom hlavy s použitím pytlíčků na antény, oba dva případy pro situace bez CMP, s hCMP a s iCMP. Pro každou CMP byly určeny tři polohy v ose x a y (výška umístění se neměnila) – [-40; -15] mm, [-20; 10] mm a [20; 30] mm (počátek je ve středu horizontální roviny) a byly shodné pro všechna měření.



Obrázek 4.9: Měření na vektorovém analyzátoru.

4.4 Vyhodnocení

Simulace v COMSOLu byly vyhodnoceny pomocí matic rozptylových parametrů. Pro lepší porovnání výsledků z jednotlivých simulací byly z těchto matic vytvořeny diferenciální matice, a to odečtením matice S-parametrů ze simulace bez CMP od matice ze simulace s buď ischemickou nebo hemoragickou CMP. Výsledky tedy budou porovnány na základě změn přenosů a odrazů. Na základě těchto výsledků bude rozhodnuto, zda model s úpravou vykazuje lepší vlastnosti než model bez této úpravy.

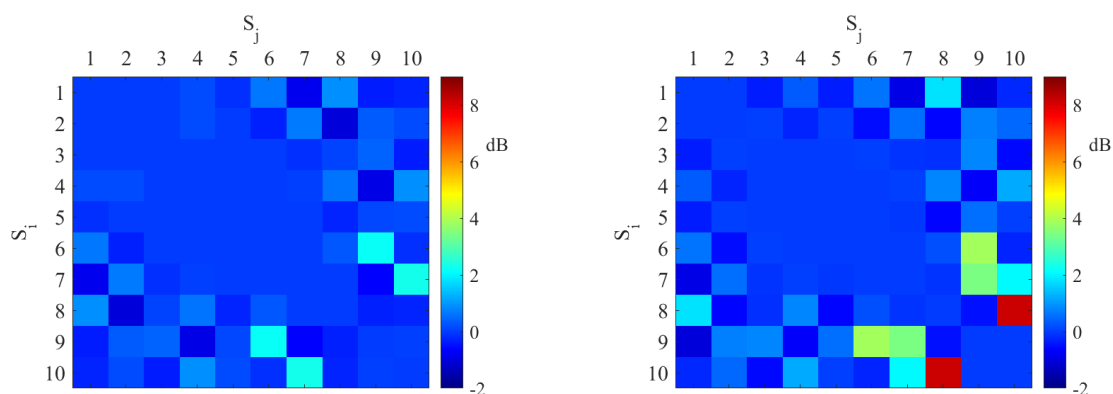
Zpětná rekonstrukce rozložení parametrů ve fantomu proběhla pomocí TSVD Born aproximace. Zobrazení je diferenční, tedy zobrazujeme rozdíly mezi stavem s CMP a bez CMP. Zobrazeny byly změny S-parametrů na anténách a poté samotné rozložení změn dielektrických parametrů při umístění CMP, oproti stavu bez CMP. Takto zrekonstruované obrazy byly porovnány se skutečným umístěním CMP a byla tak vyhodnocena schopnost systému rozeznávat příhody. Tvorba vyhodnocovacího algoritmu není předmětem této práce, a proto byl použit již hotový MATLAB skript.

Pro správnou funkčnost vyhodnocovacího algoritmu bylo nezbytné mít předchozí znalost geometrie systému, proto byl využit ekvivalentní model v programu COMSOL Multiphysics. Výsledky simulace byly exportovány a použity při výpočtech vyhodnocovacího algoritmu.

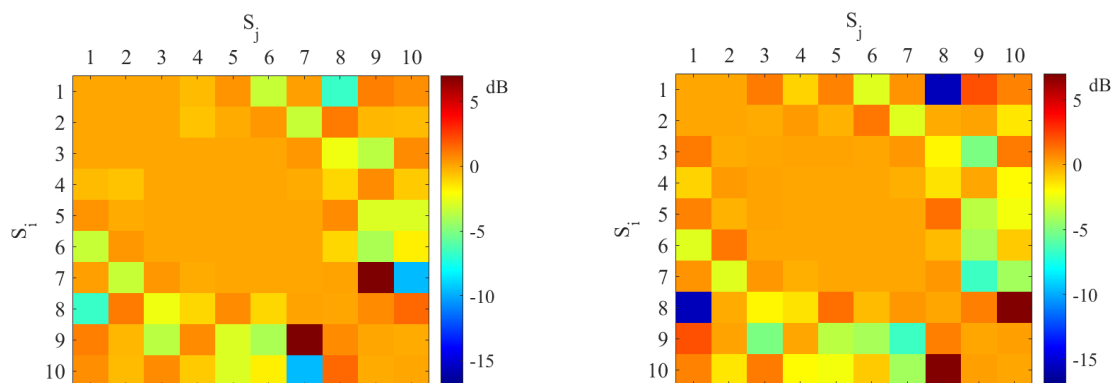
5 Výsledky

5.1 Simulace v COMSOLu

Výsledné matice přenosových a odrazových parametrů v jednotkách decibel, získané odečtením matic S-parametrů se simulací bez CMP od matic s CMP pro systém bez úprav a systém s úpravou jsou na obrázcích 5.1 a 5.2.



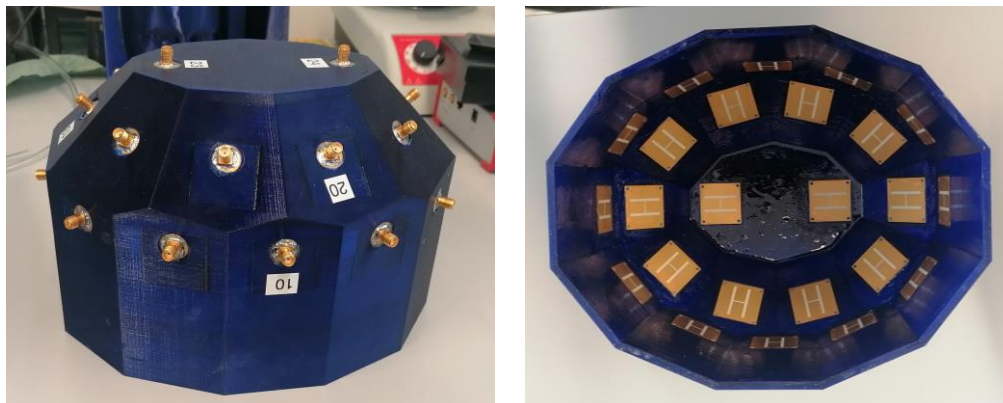
Obrázek 5.1: Diferenciální matice s iCMP neupraveného systému (vlevo) a upraveného systému (vpravo).



Obrázek 5.2: Diferenciální matice s hCMP neupraveného systému (vlevo) a upraveného systému (vpravo).

5.2 Výroba zobrazovacího systému a pytlíčků, příprava fantomů

Hotový zobrazovací systém je na obrázku 5.3, pytlíčky na antény pak na obrázku 5.4.



Obrázek 5.3: Hotový mikrovlnný systém.



Obrázek 5.4: Pytlíček s přizpůsobovacím médiem.

Výsledky měření přesných parametrů použitých fantomů pro frekvenci 1 GHz jsou uvedeny v tabulce Tabulka 5.1. Pro výpočet nejistoty B byly použity informace z datasheetu Speag DAK 3.5 [31].

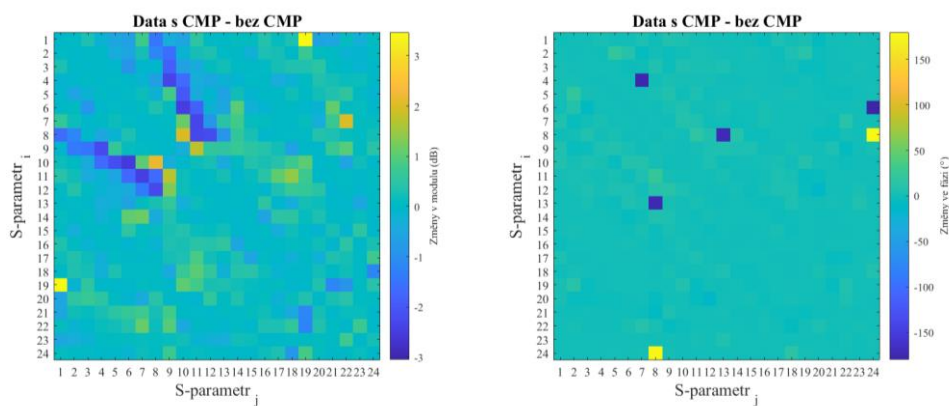
Tabulka 5.1: Naměřené hodnoty parametrů fantomů a jejich nejistoty

fantom	hCMP		iCMP		pytlíčky		mozek	
	relativní permitivita ϵ_r (-)	vodivost σ (s)	relativní permitivita ϵ_r (-)	vodivost σ (s)	relativní permitivita ϵ_r (-)	vodivost σ (s)	relativní permitivita ϵ_r (-)	vodivost σ (s)
průměr	44,626	1,660	28,155	0,665	42,372	0,998	42,152	1,010
nejistota A	2,057	0,199	0,831	0,035	0,033	0,001	0,024	0,001
nejistota B	0,781	0,022	0,493	0,009	0,742	0,013	0,738	0,014
nejistota C	4,400	0,302	1,932	0,066	1,484	0,015	1,476	0,015

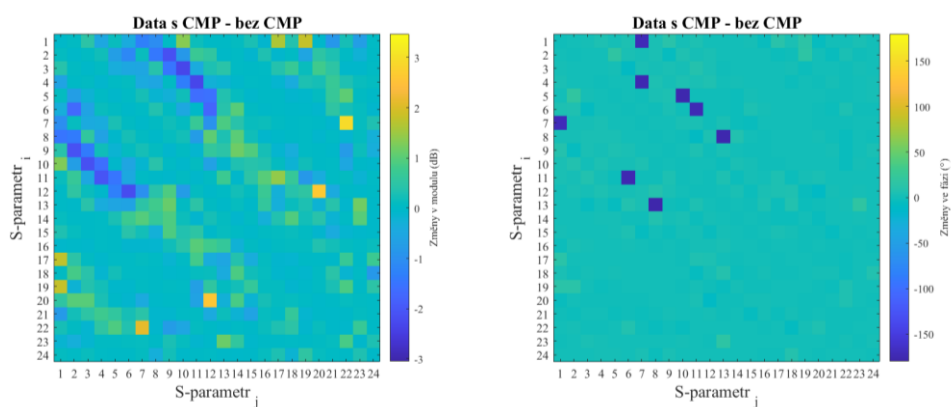
5.3 Měření na vektorovém analyzátoru

V příloze A jsou uvedeny tabulky S-parametrů pro případy bez CMP, sloužící pro kontrolu funkce antén.

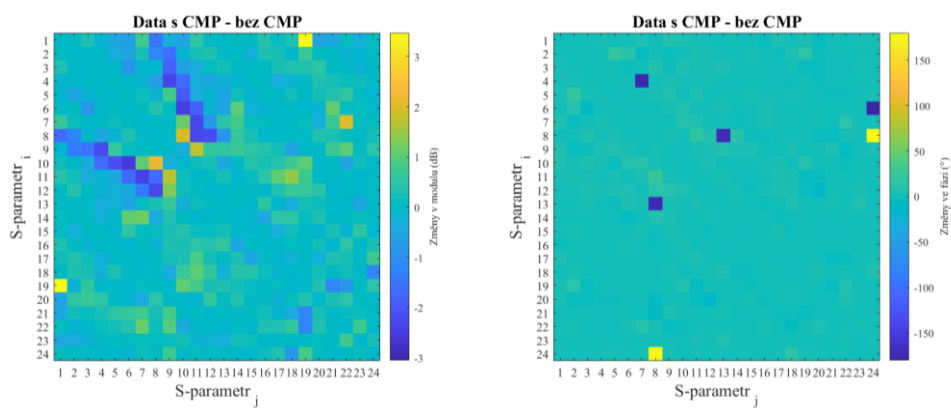
Změny v modulu a fázi pro měření iCMP a hCMP bez fantomu hlavy jsou uvedeny v následujících grafech (obr. 5.5-10).



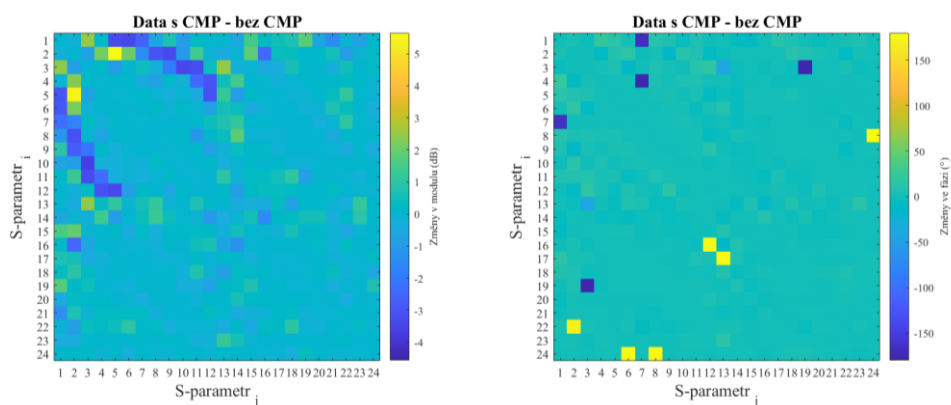
Obrázek 5.5: Změny v modulu a fázi pro polohu iCMP [-40; -15] bez fantomu hlavy.



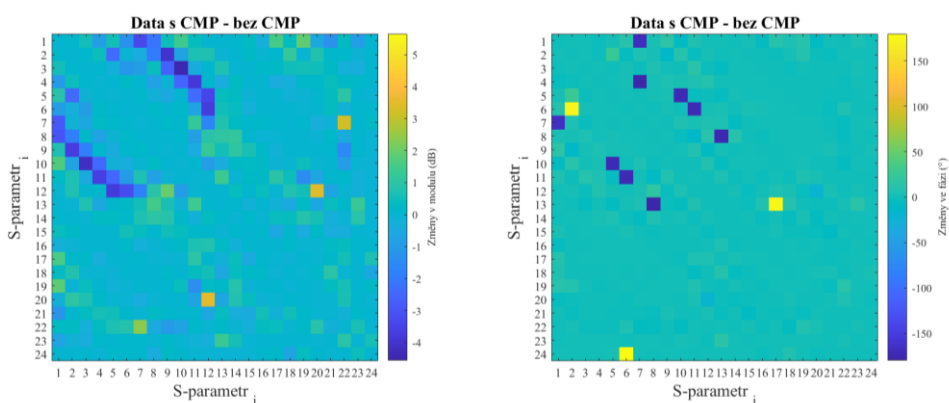
Obrázek 5.6: Změny v modulu a fázi pro polohu iCMP [-20; 10] bez fantomu hlavy.



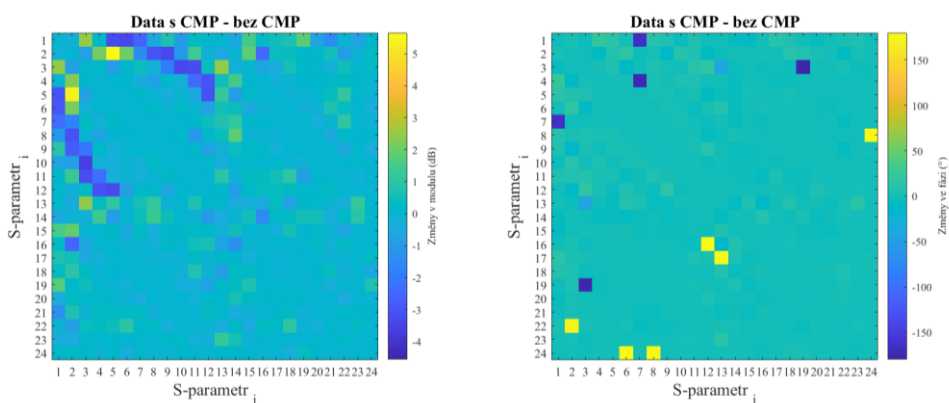
Obrázek 5.7: Změny v modulu a fázi pro polohu iCMP [20; 30] bez fantomu hlavy.



Obrázek 5.8: Změny v modulu a fázi pro polohu hCMP [-40; -15] bez fantomu hlavy.

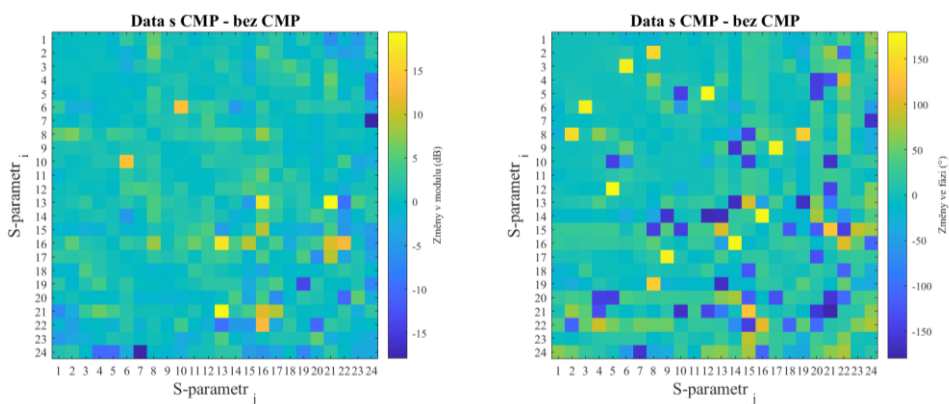


Obrázek 5.9: Změny v modulu a fázi pro polohu hCMP [-20; 10] bez fantomu hlavy.

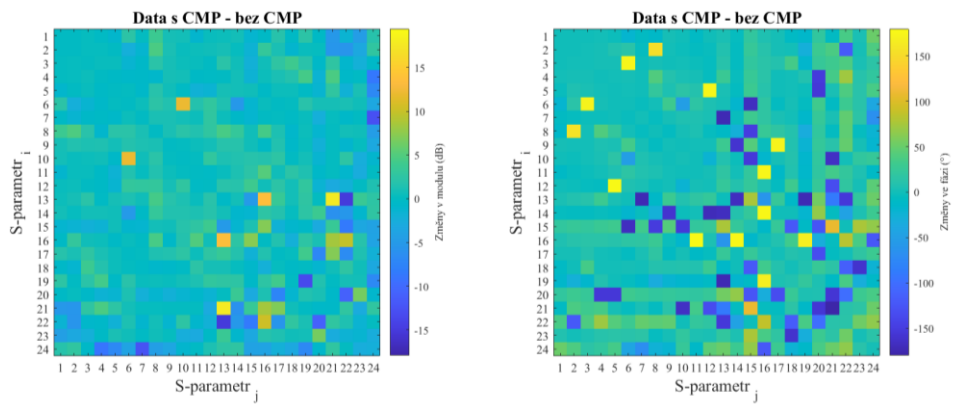


Obrázek 5.10: Změny v modulu a fázi pro polohu hCMP [20; 30] bez fantomu hlavy.

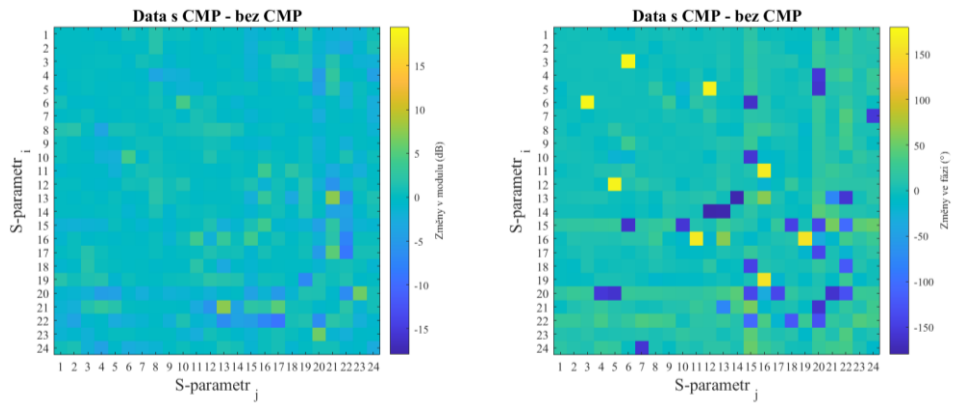
Změny v modulu a fázi pro měření na fantomu hlavy a pro všechny tři polohy iCMP i hCMP jsou uvedeny na následujících grafech (obr. 5.11-16).



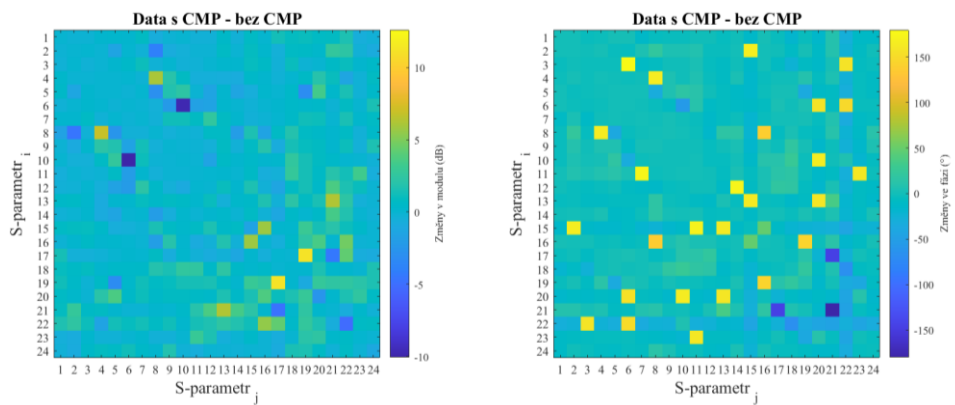
Obrázek 5.11: Změny v modulu a fázi pro polohu iCMP [-40; -15] s fantomem hlavy.



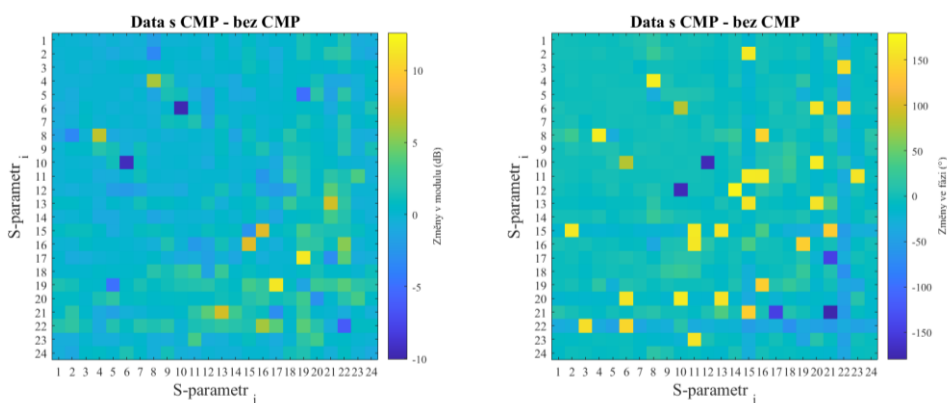
Obrázek 5.12: Změny v modulu a fázi pro polohu iCMP [-20; 10] bez fantomu hlavy.



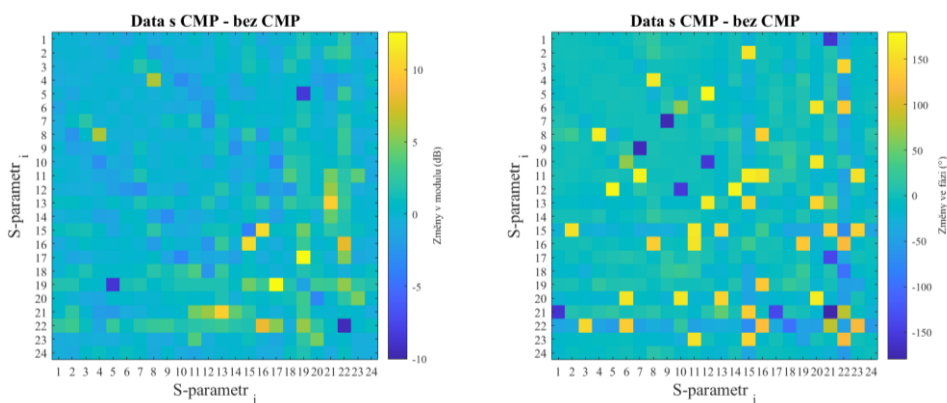
Obrázek 5.13: Změny v modulu a fázi pro polohu iCMP [20; 30] s fantomem hlavy.



Obrázek 5.14: Změny v modulu a fázi pro polohu hCMP [-40; -15] s fantomem hlavy.



Obrázek 5.15: Změny v modulu a fázi pro polohu hCMP [-20; 10] s fantomem hlavy.



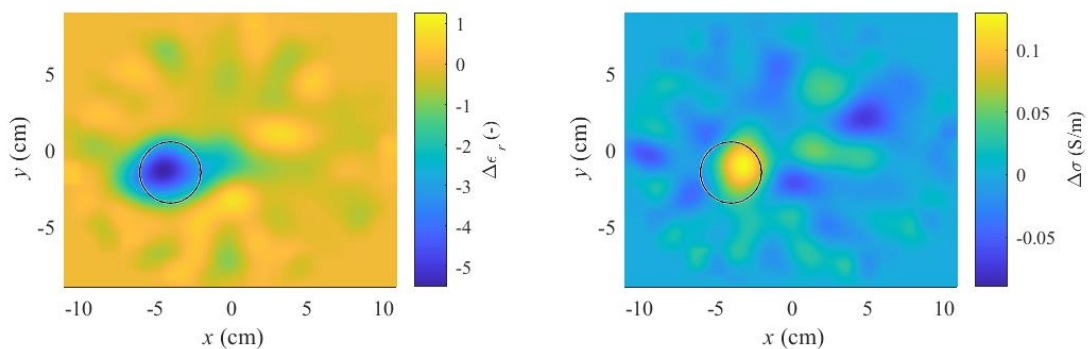
Obrázek 5.16: Změny v modulu a fázi pro polohu hCMP [20; 30] s fantomem hlavy.

Minimální a maximální změny v modulu jsou pro všechny předcházející případy uvedeny v tabulce 5.2.

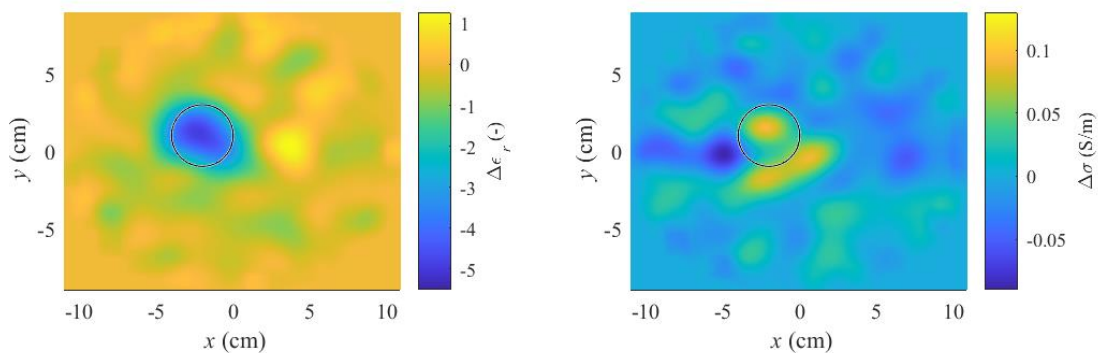
Tabulka 5.2: Přehled minimálních a maximálních změn (dB) v modulu při měřeních.

		poloha	1	2	3
bez fantomu	iCMP	minimum	-3,05	-2,32	-2,56
		maximum	2,06	2,93	3,47
	hCMP	minimum	-3,60	-4,42	-4,56
		maximum	5,65	3,53	3,70
s fantomem	iCMP	minimum	-17,92	-15,14	-9,12
		maximum	19,63	17,76	7,40
	hCMP	minimum	-10,05	-9,73	-9,45
		maximum	11,19	11,46	12,61

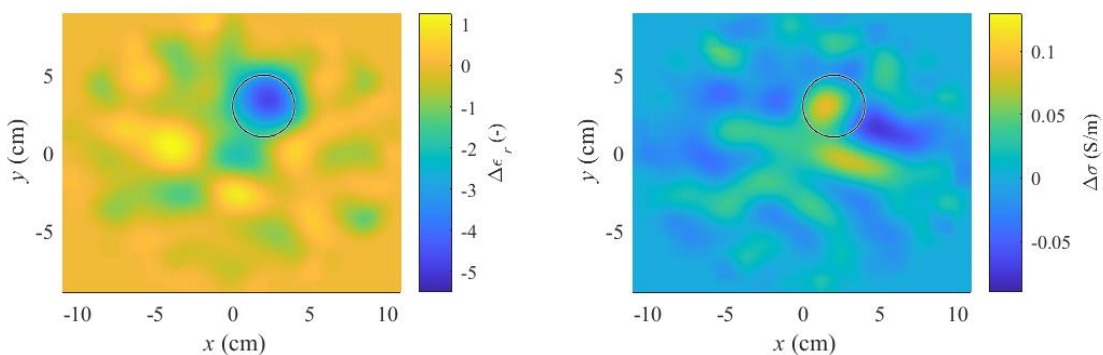
Rekonstrukce změn rozložení dielektrických parametrů s označeným umístění CMP pro systém bez fantomu jsou na obrázcích 5.17-22.



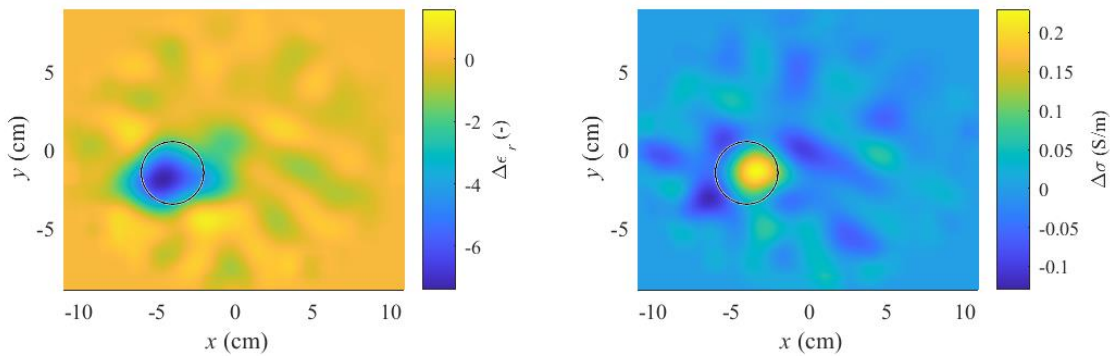
Obrázek 5.17: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu iCMP [-40; -15] bez fantomu hlavy.



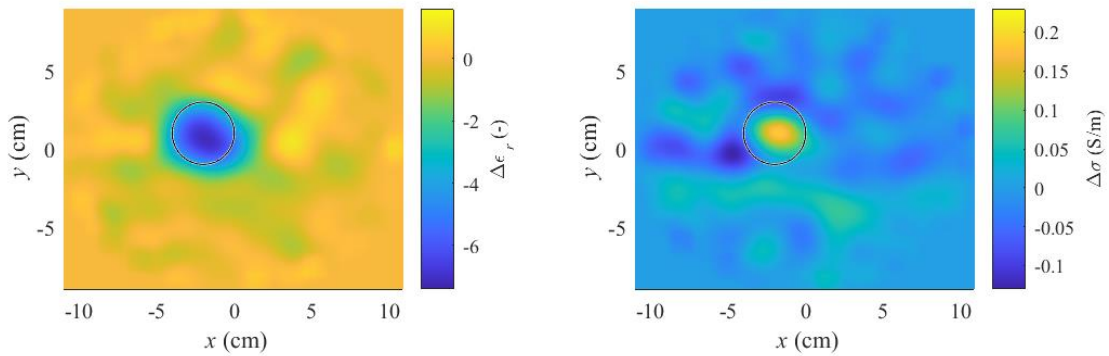
Obrázek 5.18: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu iCMP [-20; 10] bez fantomu hlavy.



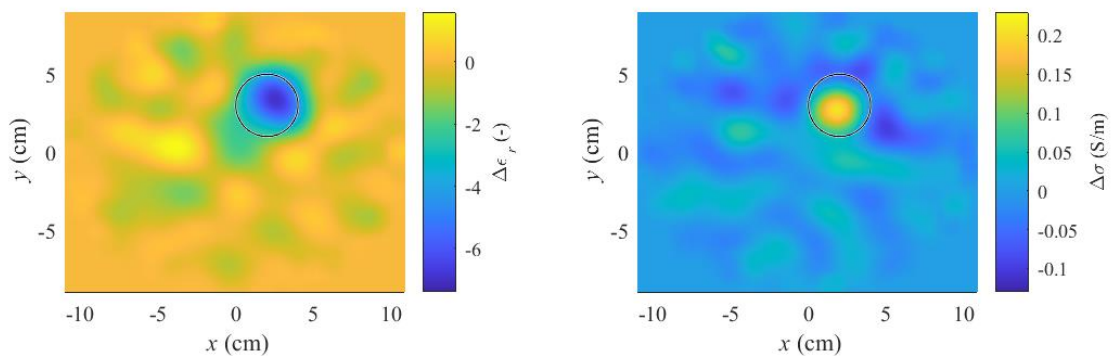
Obrázek 5.19: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu iCMP [20; 30] bez fantomu hlavy.



Obrázek 5.20: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu hCMP [-40; -15] bez fantomu hlavy.

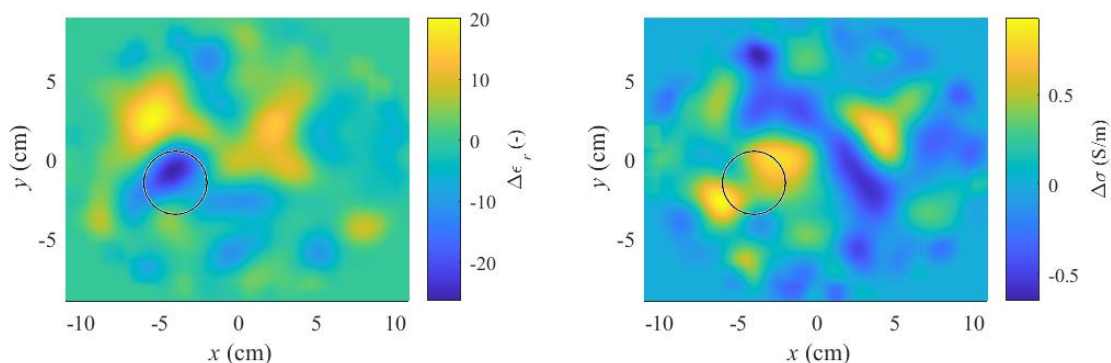


Obrázek 5.21: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu hCMP [-20; 10] bez fantomu hlavy.

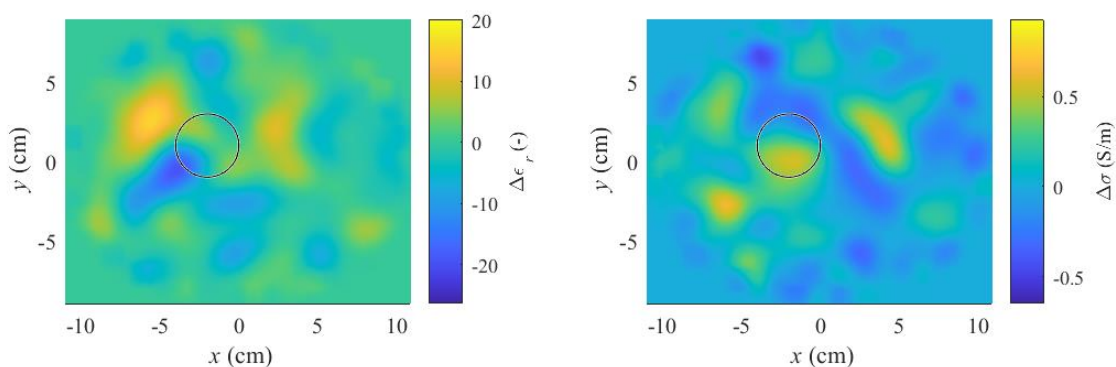


Obrázek 5.22: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu hCMP [20; 30] bez fantomu hlavy.

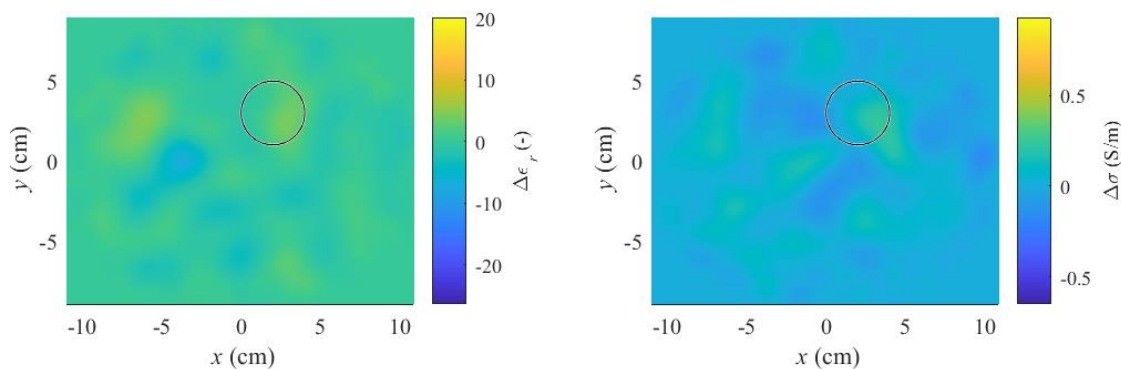
Rekonstruované změny parametrů s vyznačenou skutečnou pozicí CMP pro měření na fantomu jsou pro všechny iCMP i hCMP na obrázcích 5.23-28.



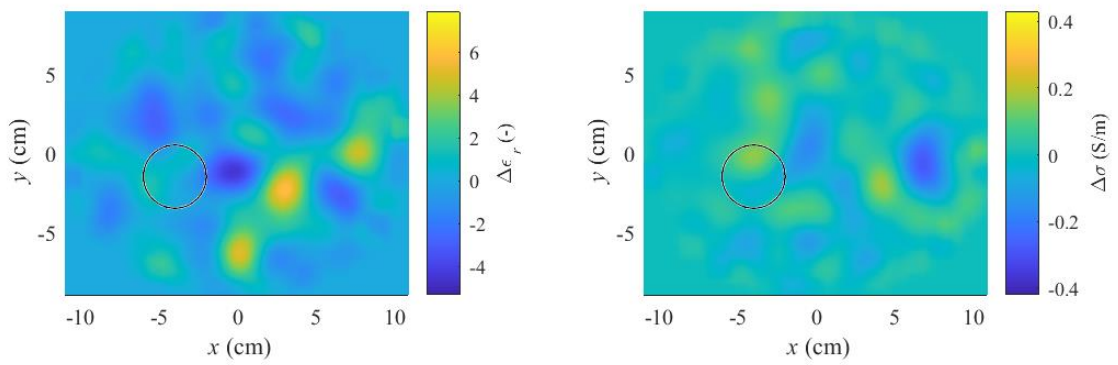
Obrázek 5.23: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu iCMP [-40; -15] s fantomem hlavy.



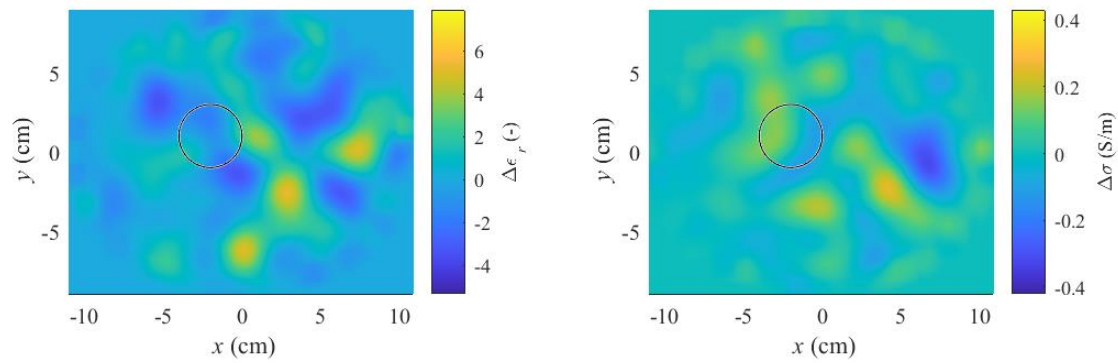
Obrázek 5.24: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu iCMP [-20; 10] s fantomem hlavy.



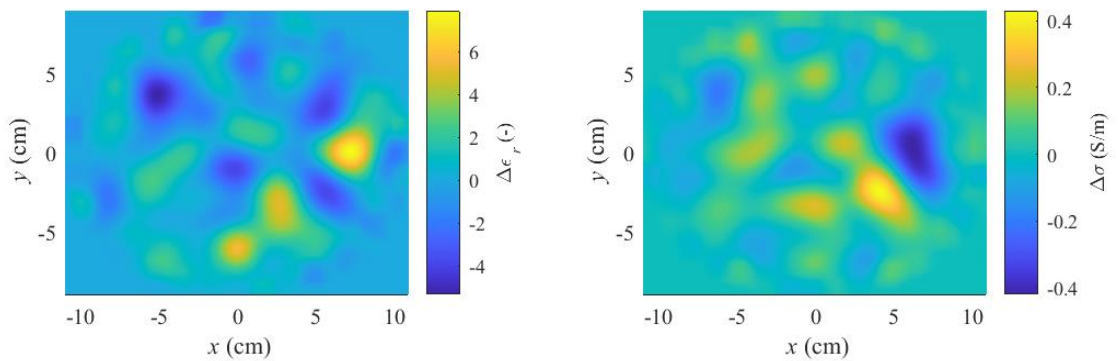
Obrázek 5.25: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu iCMP [20; 30] s fantomem hlavy.



Obrázek 5.26: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu hCMP [-40; -15] s fantomem hlavy.



Obrázek 5.27: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu hCMP [-20; 10] s fantomem hlavy.



Obrázek 5.28: Rekonstruované rozložení parametrů pro polohu hCMP [20; 30] s fantomem hlavy.

6 Diskuse

6.1 Simulace v COMSOLu

Simulace provedené s různými modely ukázaly, že rozdělení kapaliny mezi anténami vedlo k zvýšení rozdílů mezi scénáři s cévními mozkovými příhodami (CMP) a bez CMP. Pro hodnocení signálu jsou důležité změny v rozptylových parametrech, které jsou způsobeny přítomností CMP v mozku, a proto jsou použity diferenciální matice pro charakterizaci těchto změn.

Na hlavní úhlopříčce matice, která představuje odrazové parametry, pozorujeme změny téměř nulové. To naznačuje, že odrazové parametry nám neposkytují užitečnou informaci o přítomnosti a typu CMP. Naopak, změny jsou pozorovatelné v přenosových parametrech nad a pod úhlopříčkou matice. Tato oblast je klíčová pro následné vyhodnocování signálu. Největší změny byly pozorovány mezi anténami 8-10 a anténami 6-8, a mezi anténou 8 a anténou 1. Toto je způsobeno konkrétní polohou CMP.

Větší rozdíly v parametrech poskytují lepší rozlišovací schopnost a umožňují přesnější vyhodnocení signálu pro určení přítomnosti a typu CMP. Proto je výhodnější model, který vykazuje větší změny. U upraveného modelu jsou tyto rozdíly mírně vyšší jak pro ischemické CMP (iCMP), tak pro hemoragické CMP (hCMP). Z matic je patrné, že rozdíl je mnohem více výrazný u hCMP než u iCMP. To je způsobeno tím, že hCMP má větší kontrast dielektrických vlastností ve srovnání s mozkem, a její přítomnost vyvolává silnější odpověď.

Bylo tedy prokázáno, že rozdělením tekutiny podél hlavy získáme při přítomnosti CMP užitečnější signál. Je vhodné pokračovat ve zkoumání možností fyzické realizace tohoto rozdělení jako potenciálního zlepšení systému mikrovlnného zobrazování.

6.2 Měření

Z výsledků je patrné, že zhotovený mikrovlnný zobrazovací systém úspěšně zobrazil oba typy cévních mozkových příhod (CMP), avšak pouze v případě, kdy byl celý systém naplněn tekutým fantomem tkání a nebyl použit fantom hlavy. V takovém případě se změny parametrů skutečně projeví nad úrovní šumu na místech, kde se CMP skutečně nacházely. Ovšem obrazy s použitím fantomu hlavy vykazovaly podobný vzhled nezávisle na poloze a druhu CMP, pouze se lišila velikost změn. To naznačuje, že nedocházelo k ideálnímu přenosu signálu mezi fantomem a systémem. Příčinou by pravděpodobně mohla být nedostatečná velikost pytlíčků, které nedokonale přiléhaly k fantomu v některých místech. Tento nedostatek se projevil vyšším odrazem na určitých anténách (vyšší než -10 dB). Z tabulek S-parametrů v příloze A tak vidíme, že se jedná o antény 1, 2, 4, 6, 7, 8, 9, 12, 15 a 20, které se nacházely převážně v první řadě antén, kde je větší prostor mezi hlavou a konstrukcí systému. Je také možné, že došlo k úniku

přizpůsobovací kapaliny do spodní části pytlíčků a jejich deformaci, protože tyto pytlíčky byly umístěny kolmo k zemi. Při měření pouze s tekutým fantomem nebyly pozorovány žádné problémy s odrazy, což naznačuje, že problém byl skutečně v pytlíčcích a ne v samotných anténách.

Změny vodivosti v mikrovlnném zobrazování projevovaly menší intenzitu a s menším poloměrem v porovnání se skutečnou polohou a tvarem cévní mozkové příhody (CMP). Proto se v pozdějším vyhodnocení výsledků nedoporučuje využívat změny vodivosti jako primární zdroj informací. Místo toho by se mohly použít jako doplňkové nebo potvrzovací informace. Pokud jde o rozlišení druhu CMP, u hemoragického typu byl pozorován větší rozsah změn, což by mohlo být využito například v rámci vyhodnocovacího algoritmu.

V rámci fyzické konstrukce bylo zjištěno, že nanášení tenké vrstvy dvousložkového epoxidu na vnitřek systému se osvědčilo pro dosažení vodotěsnosti. Nicméně, pytlíčky, které byly použity při výrobě, vykazovaly vysokou poruchovost a často praskaly při neopatrné manipulaci. Proto by bylo vhodné zvážit použití pružnějšího materiálu, který by odolával většímu namáhání a minimalizoval riziko prasknutí.

Technickou limitací měření bylo použití přepínací matice namísto 24kanálového vektorového analyzátoru. Použití přepínací matice přináší určitou úroveň šumu do měření, což může ovlivnit přesnost výsledků. Nicméně, v případě této práce byl k dispozici pouze dvoukanálový analyzátor, takže nebylo možné použít jiné zapojení či zařízení. I přes tuto technickou omezení se však pokračovalo v měření a výzkumu s dostupnými prostředky.

Pro další výzkum je klíčové vyvinout spolehlivý a odolný systém pro uchycení přizpůsobovacího média na antény. Tento systém by měl zajistit správný kontakt mezi anténami a hlavou a zároveň odolávat mechanickému namáhání při umísťování na různé hlavy. Cílem je zabránit poškození a úniku média do vnitřního prostoru systému, čímž by se minimalizovala potřeba časté výměny média. Předchozí experimenty [7, 27] na Fakultě biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze využívaly koupací čepici, která splňovala požadavky na mechanickou odolnost, avšak umožňovala šíření povrchové vlny, což ovlivňovalo výsledky měření. Proto je nezbytné rozdělit přizpůsobovací médium na oblasti odpovídající jednotlivým anténám.

Současně je vhodné pracovat na zrychlení celého procesu měření a snímání S-parametrů, aby bylo měření skutečně rychlé a pohodlné. Důležitým krokem je vytvořit vyhodnocovací algoritmus, který nejen zobrazí získaná data, ale bude také schopen na jejich základě rozhodnout o druhu cévní mozkové příhody (CMP). Tento algoritmus by měl poskytnout informace umožňující identifikaci CMP a určení jejího typu.

7 Závěr

V této práci byl vyroben mikrovlnný zobrazovací systém, který byl následně otestován pomocí měření. Simulace, které byly provedeny k vyhodnocení rozložení přizpůsobovacího média, naznačily, že jeho rozdělení umožňuje větší rozsah změn, což zlepšuje podmínky pro vyhodnocování. Nicméně, zvolený způsob uchycení přizpůsobovacího média na antény pomocí pytlíčků se ukázal jako nevhodný, protože nedosahovala na fantom a často docházelo k poruchám. Výsledky měření s tímto způsobem uchycení nebyly kvalitní. Nicméně, měření na tekutém fantomu ukázala, že systém je schopen zobrazit CMP (cévní mozkovou příhodu) v různých pozicích.

Seznam použité literatury

- [1] FHAGER, Andreas, Stefan CANDEFJORD, Mikael ELAM a Mikael PERSSON. Microwave Diagnostics Ahead: Saving Time and the Lives of Trauma and Stroke Patients. *IEEE Microwave Magazine* [online]. 2018, **19**(3), 78–90. ISSN 1557-9581. Dostupné z: doi:10.1109/MMM.2018.2801646
- [2] PERSSON, Mikael, Andreas FHAGER, Hana Dobšíček TREFNÁ, Yinan YU, Tomas MCKELVEY, Göran PEGENIUS, Jan-Erik KARLSSON a Mikael ELAM. Microwave-Based Stroke Diagnosis Making Global Prehospital Thrombolytic Treatment Possible. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2014, **61**(11), 2806–2817. ISSN 1558-2531. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2014.2330554
- [3] SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory*. 2008. vyd. B.m.: Grada, nedatováno. ISBN 978-80-247-2733-2.
- [4] GAILLARD, Frank. Hemorrhage on MRI | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org. *Radiopaedia* [online]. [vid. 2023-05-10]. Dostupné z: doi:10.53347/rID-6671
- [5] PORTER, Emily, Alessandra La GIOIA, Adam SANTORELLI a Martin O'HALLORAN. Modeling of the dielectric properties of biological tissues within the histology region. *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation* [online]. 2017, **24**(5), 3290–3301. ISSN 1558-4135. Dostupné z: doi:10.1109/TDEI.2017.006690
- [6] *Microwaves101 / S-parameters* [online]. [vid. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://www.microwaves101.com/encyclopedias/s-parameters>
- [7] TESARIK, Jan, Josef HRNCIR a Tomas POKORNY. A Design of Geometry and Antennas Layout of 3D Microwave Imaging System for Brain Stroke Monitoring. In: *2019 Photonics Electromagnetics Research Symposium - Spring (PIERS-Spring): 2019 Photonics Electromagnetics Research Symposium - Spring (PIERS-Spring)* [online]. 2019, s. 3342–3347. ISSN 1559-9450. Dostupné z: doi:10.1109/PIERS-Spring46901.2019.9017555
- [8] SEMENOV, Serguei, Toan HUYNH, Thomas WILLIAMS, Brian NICHOLSON a Anna VASILENKO. Dielectric properties of brain tissue at 1 GHz in acute ischemic stroke: Experimental study on swine. *Bioelectromagnetics* [online]. 2017, **38**(2), 158–163. ISSN 1521-186X. Dostupné z: doi:10.1002/bem.22024
- [9] JIA, Zekui, Rui GUO, Maokun LI, Fan YANG a Shenheng XU. Enhanced Born Approximation for Wave Equations. In: *2021 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting (APS/URSI): 2021 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting (APS/URSI)* [online]. 2021, s. 1817–1818. Dostupné z: doi:10.1109/APS/URSI47566.2021.9704227
- [10] VERMA, Yugesh. Beginners Guide To Truncated SVD For Dimensionality Reduction. *Analytics India Magazine* [online]. 10. červenec 2021 [vid. 2023-03-13]. Dostupné z: <https://analyticsindiamag.com/beginners-guide-to-truncated-svd-for-dimensionality-reduction/>

- [11] PASTORINO, Matteo. *Microwave Imaging* [online]. 1. vyd. B.m.: John Wiley & Sons, Ltd, 2010 [vid. 2023-03-13]. ISBN 978-0-470-60249-2. Dostupné z: doi:10.1002/9780470602492
- [12] SHEA, Jacob D., Barry D. VAN VEEN a Susan C. HAGNESS. A TSVD Analysis of Microwave Inverse Scattering for Breast Imaging. *IEEE transactions on bio-medical engineering* [online]. 2012, **59**(4), 936–945. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2011.2176727
- [13] SEIDL, Zdeněk, Andrea BURGETOVÁ, Eva HOFFMANOVÁ, Martin MAŠEK, Manuela VANĚČKOVÁ a Tomáš VITÁK. *Radiologie pro studium i praxi*. B.m.: Grada, nedatováno. ISBN ISBN TIŠTĚNÉ KNIHY 978-80-247-4108-6.
- [14] *CT - výpočetní tomografie - Nemocnice Na Homolce* [online]. [vid. 2023-05-18]. Dostupné z: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-diagnosticky-program/11635-radiodiagnosticke-oddeleni-rdg/11780-nase-sluzby/11782-ct-vypocetni-pocitacova-tomografie/>
- [15] [HTTPS://WWW.FACEBOOK.COM/VERYWELL](https://www.facebook.com/verywell). What Is a Cardiac MRI Used For? *Verywell Health* [online]. [vid. 2023-05-18]. Dostupné z: <https://www.verywellhealth.com/cardiac-mri-definition-1745353>
- [16] ADMIN. Ct Scan Vs MRI, Important things to know for a patient. *Regency Medical Centre* [online]. 30. červen 2018 [vid. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://www.regencymedicalcentre.com/blog/ct-scan-vs-mri/>
- [17] SCAPATICCI, Rosa, Jorge TOBON, Gennaro BELLIZZI, Francesca VIPIANA a Lorenzo CROCCO. Design and Numerical Characterization of a Low-Complexity Microwave Device for Brain Stroke Monitoring. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* [online]. 2018, **66**(12), 7328–7338. ISSN 1558-2221. Dostupné z: doi:10.1109/TAP.2018.2871266
- [18] RODRIGUEZ-DUARTE, David O., Jorge A. Tobon VASQUEZ, Rosa SCAPATICCI, Lorenzo CROCCO a Francesca VIPIANA. Brick-Shaped Antenna Module for Microwave Brain Imaging Systems. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* [online]. 2020, **19**(12), 2057–2061. ISSN 1548-5757. Dostupné z: doi:10.1109/LAWP.2020.3022161
- [19] TOBON VASQUEZ, Jorge A., Rosa SCAPATICCI, Giovanna TURVANI, Gennaro BELLIZZI, David O. RODRIGUEZ-DUARTE, Nadine JOACHIMOWICZ, Bernard DUCHÊNE, Enrico TEDESCHI, Mario R. CASU, Lorenzo CROCCO a Francesca VIPIANA. A Prototype Microwave System for 3D Brain Stroke Imaging. *Sensors* [online]. 2020, **20**(9), 2607. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s20092607
- [20] FEDELI, Alessandro, Valentina SCHENONE, Andrea RANDAZZO, Matteo PASTORINO, Tommy HENRIKSSON a Serguei SEMENOV. Nonlinear S-Parameters Inversion for Stroke Imaging. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* [online]. 2021, **69**(3), 1760–1771. ISSN 1557-9670. Dostupné z: doi:10.1109/TMTT.2020.3040483
- [21] XUE, Fei, Lei GUO a Amin ABBOSH. Microwave Imaging Using Cascaded Convolutional Neural Networks. In: *2023 5th Australian Microwave Symposium (AMS): 2023 5th Australian Microwave Symposium (AMS)* [online]. 2023, s. 47–48. Dostupné z: doi:10.1109/AMS57822.2023.10062327
- [22] *Application of Two-Dimensional Discrete Dipole Approximation in Simulating Electric Field of a Microwave Breast Imaging System | IEEE Journals & Magazine*

- / *IEEE Xplore* [online]. [vid. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8542706>
- [23] HOSSEINZADEGAN, Samar, Andreas FHAGER, Mikael PERSSON a Paul MEANEY. Optimization of a Microwave Tomography Algorithm Using the DDA as a Fast Forward Solver. In: *2019 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting: 2019 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting* [online]. 2019, s. 1683–1684. ISSN 1947-1491. Dostupné z: [doi:10.1109/APUSNCURSINRSM.2019.8889156](https://doi.org/10.1109/APUSNCURSINRSM.2019.8889156)
- [24] SALUCCI, Marco, Jan VRBA, Ilya MERUNKA a Andrea MASSA. Real-time brain stroke detection through a learning-by-examples technique—An experimental assessment. *Microwave and Optical Technology Letters* [online]. 2017, **59**(11), 2796–2799. ISSN 1098-2760. Dostupné z: [doi:10.1002/mop.30821](https://doi.org/10.1002/mop.30821)
- [25] TESAŘÍK, Jan. *Motýlková anténa a zjednodušený model systému pro sledování cévní mozkové příhody* [online]. B.m., 2016 [vid. 2023-05-15]. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/67551>
- [26] MERUNKA, Ilya, Andrea MASSA, David VRBA, Ondrej FISER, Marco SALUCCI a Jan VRBA. Microwave Tomography System for Methodical Testing of Human Brain Stroke Detection Approaches. *International Journal of Antennas and Propagation* [online]. 2019, **2019**, e4074862. ISSN 1687-5869. Dostupné z: [doi:10.1155/2019/4074862](https://doi.org/10.1155/2019/4074862)
- [27] HRNČÍŘ, Josef. *Návrh mikrovlnného zobrazovacího systému pro testování detekce cévní mozkové příhody na 3D fantomu lidské hlavy* [online]. B.m., 2019 [vid. 2023-05-15]. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/91422>
- [28] Products | Medfield Diagnostics. *Medfield Diagnostics / Safer diagnostics through microwave technology* [online]. 7. květen 2014 [vid. 2023-01-20]. Dostupné z: <https://www.medfielddiagnostics.com/products/>
- [29] EMTensor BrainScanner. *EMTensor* [online]. [vid. 2023-01-20]. Dostupné z: <https://www.emtensor.com/applications/bedside-brain-imaging/>
- [30] ERIK G. LEE, R. L. Hadimani. Population Head Model Repository V1.0 [online]. 2016 [vid. 2023-05-17]. Dostupné z: [doi:10.13099/VIP-PHM-V1.0](https://doi.org/10.13099/VIP-PHM-V1.0)
- [31] *DAK » SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG* [online]. [vid. 2023-05-17]. Dostupné z: <https://speag.swiss/products/dak/dak-probes/>

Příloha A

Tabulka 1: Naměřené S-parametry (dB) bez CMP pro systém bez fantomu hlavy.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1	-15,1	-65,9	-81,3	-89,3	-90,5	-93,7	-97,7	-93,1	-92,3	-93,2	-82,5	-65,2	-51,6	-77,2	-88,0	-89,3	-101,7	-93,2	-105,3	-95,2	-86,6	-75,6	-92,1	-69,6
2	-65,9	-13,7	-65,9	-86,1	-101,9	-96,1	-89,5	-91,7	-91,5	-84,6	-81,9	-77,6	-67,4	-52,3	-82,1	-91,2	-89,4	-95,5	-97,1	-88,2	-82,4	-80,6	-88,9	-72,2
3	-81,4	-65,8	-14,8	-66,1	-87,1	-94,2	-92,0	-91,3	-88,1	-87,6	-83,2	-81,6	-92,8	-62,5	-54,5	-81,2	-88,2	-91,0	-91,5	-88,2	-81,5	-79,0	-86,5	-77,1
4	-89,4	-86,1	-66,1	-22,4	-65,3	-83,5	-90,0	-87,4	-88,1	-87,6	-86,9	-85,7	-86,0	-87,0	-57,1	-57,2	-85,6	-85,8	-84,4	-83,8	-82,9	-83,6	-79,9	-79,9
5	-90,7	-101,8	-87,1	-65,2	-18,5	-65,5	-80,8	-80,3	-85,2	-88,1	-88,7	-92,7	-95,0	-92,9	-80,3	-55,0	-62,1	-89,1	-78,7	-80,3	-88,0	-90,1	-75,5	-85,1
6	-94,0	-96,3	-94,3	-83,4	-65,6	-15,9	-64,7	-76,4	-79,9	-88,7	-90,5	-93,4	-97,7	-95,0	-94,7	-83,3	-52,0	-68,7	-78,0	-81,3	-88,2	-94,4	-71,3	-88,7
7	-98,1	-89,6	-92,0	-90,2	-80,8	-64,8	-21,9	-63,6	-78,8	-88,6	-93,7	-92,9	-93,7	-95,4	-93,7	-89,5	-77,5	-51,7	-75,6	-89,3	-89,4	-106,9	-68,2	-89,8
8	-93,1	-91,8	-91,2	-87,2	-80,3	-76,2	-63,5	-12,9	-65,7	-86,1	-95,7	-97,7	-95,4	-97,3	-87,6	-81,8	-78,0	-66,2	-51,5	-82,2	-91,1	-90,5	-71,9	-89,2
9	-92,5	-91,6	-88,3	-88,3	-85,2	-79,9	-78,8	-65,7	-23,4	-64,9	-86,0	-96,7	-91,4	-90,6	-87,9	-80,1	-78,4	-84,1	-61,5	-54,4	-81,9	-91,6	-77,8	-87,8
10	-93,2	-84,7	-87,9	-87,5	-87,9	-88,6	-88,5	-86,1	-64,8	-24,6	-65,2	-86,0	-85,5	-83,9	-82,9	-83,8	-83,9	-84,9	-86,8	-56,7	-57,9	-86,2	-80,2	-78,7
11	-82,5	-82,0	-83,3	-87,2	-88,9	-90,5	-93,4	-96,3	-86,1	-65,2	-20,1	-66,1	-89,6	-77,6	-81,2	-89,6	-93,6	-94,1	-92,7	-82,7	-54,4	-62,4	-83,4	-75,3
12	-65,3	-77,7	-81,6	-85,9	-92,8	-93,1	-92,8	-97,9	-97,2	-86,0	-66,2	-21,3	-68,9	-80,1	-82,1	-90,1	-93,7	-93,9	-93,2	-102,9	-82,0	-52,5	-87,3	-70,9
13	-51,6	-67,4	-92,7	-85,9	-94,9	-97,4	-93,5	-96,2	-91,6	-85,6	-89,5	-68,9	-15,2	-75,8	-83,5	-96,5	-92,9	-99,4	-91,8	-87,8	-85,3	-76,7	-102,2	-61,3
14	-77,3	-52,3	-62,4	-87,0	-92,9	-94,5	-96,2	-97,0	-90,5	-83,8	-77,5	-80,0	-75,8	-20,7	-72,0	-90,5	-92,8	-101,2	-91,8	-91,2	-79,9	-72,5	-90,4	-66,0
15	-88,2	-82,3	-54,5	-57,2	-80,4	-94,9	-93,8	-87,6	-87,9	-80,0	-81,2	-82,0	-83,7	-72,0	-15,1	-69,8	-88,4	-91,5	-92,3	-88,8	-88,0	-79,5	-84,2	-73,7
16	-89,5	-90,9	-81,1	-57,1	-55,0	-83,4	-89,3	-81,8	-80,0	-83,8	-89,8	-90,3	-96,4	-90,4	-69,7	-16,6	-72,4	-80,7	-79,6	-86,7	-86,5	-87,1	-72,2	-81,5
17	-101,9	-89,7	-88,3	-85,7	-62,2	-52,1	-77,5	-78,1	-78,4	-83,8	-93,4	-93,6	-92,6	-93,0	-88,4	-72,4	-25,0	-78,6	-72,4	-80,5	-88,0	-90,9	-64,4	-89,1
18	-92,9	-95,9	-91,0	-86,0	-89,4	-68,9	-51,7	-66,3	-84,2	-84,8	-94,1	-93,7	-99,5	-101,3	-91,5	-80,7	-78,7	-16,4	-74,4	-80,3	-94,4	-95,7	-61,8	-95,4
19	-105,3	-96,8	-91,4	-84,3	-78,7	-77,9	-75,5	-51,4	-61,5	-86,9	-93,0	-93,1	-91,5	-91,7	-92,5	-79,5	-72,4	-74,2	-14,6	-71,8	-90,4	-97,2	-65,6	-89,6
20	-95,3	-88,6	-88,3	-84,0	-80,3	-81,3	-89,4	-82,3	-54,5	-56,8	-82,6	-102,9	-87,9	-91,6	-89,1	-86,6	-80,6	-80,2	-71,9	-19,6	-69,1	-89,1	-73,7	-83,2
21	-86,7	-82,5	-81,7	-83,0	-88,3	-88,0	-89,7	-91,4	-81,9	-57,9	-54,5	-82,0	-85,4	-80,0	-87,8	-86,5	-87,9	-94,1	-90,3	-69,0	-21,0	-71,3	-80,4	-73,5
22	-75,6	-80,6	-79,0	-83,6	-89,9	-94,3	-106,0	-90,6	-91,9	-86,1	-62,3	-52,4	-76,7	-72,5	-79,5	-87,0	-90,8	-96,1	-96,8	-89,2	-71,1	-21,8	-89,4	-64,5
23	-92,2	-88,7	-86,4	-79,8	-75,4	-71,1	-68,1	-71,9	-77,8	-80,2	-83,2	-87,2	-102,1	-90,2	-84,0	-72,2	-64,3	-61,7	-65,6	-73,5	-80,2	-89,4	-13,2	-85,3
24	-69,6	-72,2	-77,0	-79,8	-85,2	-88,6	-89,6	-89,0	-87,9	-78,8	-75,2	-70,8	-61,2	-65,9	-73,7	-81,4	-88,5	-95,2	-89,9	-83,3	-73,4	-64,4	-85,1	-14,2

Tabulka 2: Naměřené S-parametry (dB) bez CMP pro systém s fantomem hlavy.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
1	-6,6	-62,5	-71,0	-86,1	-85,0	-92,5	-92,2	-93,0	-85,7	-65,9	-82,1	-60,4	-51,7	-56,6	-70,9	-81,5	-85,6	-86,4	-79,9	-75,3	-76,4	-64,5	-86,9	-64,0
2	-62,6	-7,5	-60,2	-78,0	-82,4	-90,8	-89,8	-94,4	-92,9	-73,0	-83,3	-76,6	-57,8	-50,0	-64,0	-76,1	-77,4	-83,4	-84,5	-84,8	-82,5	-75,0	-85,5	-65,6
3	-71,2	-60,3	-11,8	-60,0	-66,5	-81,2	-94,8	-90,7	-86,7	-71,4	-81,8	-78,7	-63,2	-55,8	-49,0	-63,1	-74,3	-87,7	-78,3	-78,5	-77,6	-75,9	-82,9	-69,5
4	-86,5	-78,4	-60,3	-7,2	-59,8	-75,9	-86,3	-102,4	-94,6	-85,3	-91,1	-89,4	-81,3	-71,5	-56,7	-56,7	-69,1	-78,8	-89,8	-89,1	-89,9	-90,6	-83,1	-82,1
5	-85,2	-82,5	-66,3	-59,4	-10,7	-60,4	-74,8	-90,2	-85,5	-88,8	-93,3	-88,5	-75,6	-73,9	-63,5	-52,5	-62,1	-66,7	-80,9	-83,3	-86,3	-89,1	-71,2	-82,1
6	-93,0	-90,9	-81,3	-75,9	-60,5	-8,4	-63,5	-78,1	-97,2	-99,7	-101,1	-92,7	-86,2	-80,3	-77,4	-71,8	-51,0	-60,0	-70,8	-88,2	-89,4	-90,5	-63,3	-89,5
7	-91,8	-89,7	-94,4	-85,9	-74,5	-63,4	-8,6	-62,1	-81,8	-81,7	-95,9	-101,7	-83,1	-75,2	-85,4	-77,2	-60,4	-53,9	-61,1	-77,1	-83,2	-91,5	-61,6	-90,3
8	-93,1	-94,2	-90,2	-102,3	-90,4	-77,6	-62,1	-6,3	-63,1	-66,9	-81,9	-90,0	-85,1	-80,8	-88,6	-92,2	-72,1	-62,2	-49,3	-66,2	-74,3	-87,1	-64,1	-88,2
9	-85,9	-93,5	-87,2	-95,0	-85,9	-97,0	-82,3	-63,2	-7,4	-54,9	-73,8	-83,5	-81,5	-88,6	-83,5	-83,1	-81,2	-72,8	-58,0	-59,0	-66,1	-83,4	-73,0	-88,0
10	-66,2	-73,2	-71,4	-85,1	-88,7	-100,0	-81,8	-67,2	-54,7	-18,2	-58,6	-83,2	-63,1	-64,2	-74,6	-75,9	-79,7	-79,1	-55,8	-52,2	-53,3	-77,7	-75,1	-65,0
11	-82,2	-83,4	-81,8	-91,0	-93,5	-101,1	-95,5	-82,0	-73,5	-58,5	-10,4	-63,7	-71,2	-73,1	-86,1	-93,7	-87,8	-92,3	-72,0	-64,2	-74,2	-65,4	-90,5	-77,4
12	-60,5	-76,6	-78,6	-88,9	-88,4	-92,9	-101,8	-90,3	-83,1	-83,0	-63,5	-9,5	-64,2	-68,0	-81,9	-89,0	-89,0	-91,8	-80,2	-74,2	-75,1	-53,9	-93,0	-65,1
13	-51,8	-57,9	-63,2	-80,8	-75,5	-86,2	-83,3	-85,3	-81,2	-62,9	-71,1	-64,2	-13,0	-43,9	-62,3	-86,4	-75,0	-78,2	-71,4	-71,6	-79,1	-57,5	-76,6	-41,8
14	-56,8	-50,2	-55,9	-71,7	-74,1	-80,1	-75,4	-80,7	-88,5	-64,2	-73,3	-68,2	-44,1	-23,5	-52,3	-64,8	-65,8	-68,5	-72,3	-79,5	-73,3	-63,0	-70,5	-48,1
15	-70,9	-64,0	-48,9	-56,8	-63,5	-77,0	-85,6	-88,2	-83,6	-74,4	-86,1	-82,0	-62,3	-52,2	-8,9	-65,2	-64,2	-72,9	-80,0	-77,3	-77,9	-73,3	-76,1	-62,0
16	-81,9	-76,2	-63,1	-56,6	-52,4	-72,0	-77,5	-92,5	-82,9	-76,0	-93,8	-89,0	-86,5	-64,8	-65,3	-19,4	-55,2	-65,6	-75,6	-81,0	-82,5	-94,7	-65,3	-69,4
17	-85,9	-77,5	-74,3	-68,9	-62,0	-51,1	-60,5	-72,2	-80,9	-79,7	-87,6	-89,4	-75,2	-65,7	-64,3	-55,2	-18,1	-46,9	-74,8	-74,3	-87,7	-87,6	-47,2	-74,5
18	-86,6	-83,5	-87,6	-78,6	-66,6	-60,1	-54,0	-62,4	-72,5	-79,0	-92,0	-91,9	-78,3	-68,4	-73,0	-65,5	-46,7	-16,3	-47,9	-66,6	-76,2	-88,7	-42,1	-78,7
19	-80,1	-84,5	-78,3	-89,8	-81,0	-70,5	-61,3	-49,2	-58,1	-55,8	-72,1	-80,4	-71,5	-72,3	-79,9	-75,6	-74,8	-47,9	-14,9	-56,6	-64,0	-79,6	-51,1	-72,0
20	-75,5	-85,0	-78,5	-89,6	-83,7	-88,3	-77,5	-66,2	-59,2	-52,2	-64,3	-74,4	-71,7	-79,7	-77,3	-81,2	-74,4	-66,7	-56,6	-9,4	-55,2	-73,2	-80,1	-71,1
21	-76,6	-82,7	-77,6	-89,6	-86,1	-89,7	-83,2	-74,6	-65,9	-53,3	-74,1	-75,1	-79,3	-73,2	-78,1	-82,4	-87,4	-76,1	-64,0	-55,1	-20,3	-57,0	-71,9	-55,0
22	-64,9	-75,3	-76,1	-90,4	-88,7	-91,1	-91,4	-87,5	-83,3	-77,9	-65,5	-54,1	-57,8	-63,1	-73,5	-95,1	-87,8	-88,8	-79,8	-73,3	-57,1	-11,5	-79,2	-52,1
23	-87,4	-85,6	-82,8	-83,3	-71,4	-63,1	-61,9	-64,4	-72,7	-75,1	-90,3	-93,1	-76,7	-70,5	-76,3	-65,3	-47,3	-42,2	-51,1	-80,0	-72,0	-79,0	-21,9	-72,5
24	-64,2	-65,7	-69,5	-82,3	-82,4	-89,0	-90,6	-88,2	-88,1	-64,9	-77,5	-65,2	-41,9	-48,1	-62,0	-69,3	-74,5	-78,8	-72,0	-71,0	-55,0	-52,0	-72,4	-22,0