

VILNIAUS GEDIMINO
TECHNIKOS UNIVERSITETAS
ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONINIŲ SISTEMŲ KATEDRA

Valdas ARLAUSKIS

**MIKROBANGŲ MEDICININIO VAIZDINIMO SISTEMA SMEGENŲ
TRAUMOMS DIAGNOZUOTI**
**MICROWAVE MEDICAL IMAGING SYSTEM FOR BRAIN INJURY
DIAGNOSIS**

Magistro baigiamasis darbas

Elektronikos studijų programa, valstybinis kodas 621H61003

Kompiuterizuotų elektroninių sistemų specializacija

Elektronikos inžinerijos studijų kryptis

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONINIŲ SISTEMŲ KATEDRA

TVIRTINU
Katedros vedėjas

(parašas)
Prof. dr. D. Navakauskas
2019 m. _____ mėn. ____ d.

Valdas ARLAUSKIS

**MIKROBANGŲ MEDICININIO VAIZDINIMO SISTEMA SMEGENŲ
TRAUMOMS DIAGNOZUOTI**
**MICROWAVE MEDICAL IMAGING SYSTEM FOR BRAIN INJURY
DIAGNOSIS**

Magistro baigiamasis darbas

Elektronikos studijų programa, valstybinis kodas 621H61003

Kompiuterizuotų elektroninių sistemų specializacija

Elektronikos inžinerijos studijų kryptis

Vadovas

doc. dr. Tatjana Gric

(pedag. vardas, moksl. laipsnis, vardas, pavardė) _____ (parašas) (data)

Lietuvių kalbos konsultantas

lekt. dr. Anželika Gaidienė

(pedag. vardas, moksl. laipsnis, vardas, pavardė) _____ (parašas) (data)

Vilniaus Gedimino technikos universitetas

Elektronikos fakultetas

Elektroninių sistemų katedra

ISBN ISSN

Egz. sk.

Data-....-....

Antrosios pakopos studijų **Elektronikos inžinerijos** programos magistro baigiamasis darbas

Pavadinimas **Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistema smegenų traumoms
diagnozuoti**

Autorius **Valdas Arlauskis**

Vadovas doc. dr. **Tatjana Gric**

Kalba: lietuvių

Anotacija

Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistema smegenų traumoms diagnozuoti. Magistro baigiamasis darbas elektronikos inžinerijos laipsniui. Vilniaus Gedimino technikos universitetas. Vilnius, 2019, 71 p., 47 iliustr., 7 lent., 34 bibl., 5 priedai.

Darbo tikslas – sukurti sistemą, sudarytą iš aparatinės ir programinės įrangos, kuri gebėtų atvaizduoti žmogaus smegenyse esančias smegenų traumas ar netipinius pakitimus. Atlikus analogiškų sistemų analizę pasirinktas naudoti spektrinis metodas. Suprojektuotos plačiajuostės antenos ir jų aukštadažnis perjungiklis. Signalai generuoti ir priimti naudojant VNA. Jo automatizuoto valdymo kodas ir spektrinis metodas realizuotas „Matlab“ programiniame pakete. Iškeltas tikslas yra įvykdytas. Sukurta ir iširta mikrobangų medicininio vaizdinimo sistema. Veikimas įrodytas naudojant dirbtinius galvos maketus.

Prasminiai žodžiai: mikrobangų medicininis vaizdinimas, plačiajuostės antenos, spektrinis metodas, VNA, aukštadažnis perjungiklis.

Vilnius Gediminas Technical University
Faculty of **Electronics**
Department of **Electronic Systems**

ISBN ISSN
Copies No.
Date-.....-.....

Master Degree Studies **Electronics Engineering** study programme Master Graduation Thesis
Title **Microwave Medical Imaging System for Brain Injury Diagnosis**
Author **Valdas Arlauskis** Academic supervisor **Prof Dr Tatjana Gric**

Thesis language: Lithuanian

Annotation

Microwave Medical Imaging System for Brain Injury Diagnosis. Master's thesis in electronic engineering. Vilnius Gediminas Technical University, 2019, 71 p., 47 pictures, 7 tables, 34 bibliographical entries, 5 appendixes.

The study focuses on the development of a microwave imaging system to create images of the human brain interior for medical application using frequency-based imaging algorithm. Compact RF switching system is proposed. An array of twelve wide band antennas were connected to the system and its overall performance was evaluated. VNA is used to generate and acquire microwave signals. The code was written in MATLAB. The performance of the system are tested via experiments on phantoms. The results of the investigation prove that the system which has been developed meets all the requirements of the task.

Keywords: microwave medical imaging, wide band antennas, frequency-based imaging algorithm, VNA, RF switching system.

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONINIŲ SISTEMŲ KATEDRA

Technologijos mokslų sritis
Elektros ir elektronikos inžinerijos mokslo kryptis
Elektronikos inžinerijos studijų kryptis
Elektronikos inžinerijos studijų programa, valst. kodas 621H61003
Kompiuterizuotų elektroninių sistemų specializacija

TVIRTINU

Katedros vedėjas

prof. dr. D. Navakas

2019 m. 04 mėn. 28 d.

MAGISTRO BAIGIAMOJO DARBO
UŽDUOTIS

Studentui Valdui ARLAUSKIUI

Baigiamojo darbo tema: Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistema smegenų traumoms diagnozuoti

Microwave Medical Imaging System For Brain Injury Diagnosis

Patvirtinta 2018 m. 10 mėn. 30 d. dekanų potvarkiu Nr. 248d.

Baigiamojo darbo užbaigimo terminas 2019 m. 05 mėn. 28 d.

Darbo tikslas – ištirti mikrobangų panaudojimą medicininiam galvos vaizdinimui

Darbo uždaviniai

1. Atlikti analogiškų sistemų bei jose naudojamų metodų analizę.
2. Sudaryti mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos prototipą.
3. Patikrinti ir ištirti sudarytą sistemą.

Aiškinamojo rašto turinys

Įvadas

Darbo aktualumas ir tikslas

Darbo uždaviniai

Naudoti tyrimo ir analizės metodai

Darbo naujumas ir praktinė nauda

Darbo struktūra

1. Medicininio vaizdinimo sistemų analitinė apžvalga
2. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemų spektrinio metodo analizė
3. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos projektavimas
4. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos eksperimentinė analizė

Apibendrinimas. Išvados

Literatūra

Priedai

A priedas. Struktūrinė sistemos schema

B priedas. Elektrinė principinė sistemos schema

C priedas. Duomenų apdorojimo algoritmo blokinė schema

B priedas. Pranešimo 22-oje Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencijoje medžiaga

Baigiamojo darbo rengimo konsultantas:

(pedag. vardas, moksl. laipsnis, vardas, pavardė)

Vadovas

doc. dr. Tatjana Gric

(pedag. vardas, moksl. laipsnis, vardas, pavardė)

Užduotį gavau

2019 m. 05 mėn. 27 d.

TURINYS

Žymenys ir santrumpos	6
Ivadas	7
Darbo aktualumas ir tikslas.....	7
Darbo uždaviniai	7
Naudoti tyrimo ir analizės metodai	8
Darbo naujumas ir praktinė nauda.....	8
Darbo struktūra.....	8
1. Medicininio vaizdinimo sistemų analitinė apžvalga	9
1.1. Ultragarsinės medicininės vaizdinimo sistemos.....	9
1.2. Magnetinio rezonanso tomografijos sistemos	9
1.3. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos	10
1.3.1. Mikrobangų medicininis vaizdinimas krūties vėžiui diagnozuoti.....	10
1.3.2. Mikrobangų medicininis vaizdinimas smegenų traumoms diagnozuoti.....	13
1.4. Skyriaus apibendrinimas	20
2. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemų spektrinio metodo analizė	21
2.1. Spektrinio metodo analizė.....	21
2.2. Spektrinio metodo atspindžių mažinimas	25
2.3. Skyriaus apibendrinimas	27
3. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos projektavimas	28
3.1. Signalo generavimo ir matavimo įranga	28
3.2. Aukštadažnis perjungiklis	31
3.3. Plačiajuostės antenos	37
3.4. Mechaninė sistemos konstrukcija.....	41
3.5. Galvos maketas.....	41
3.6. Programinė įranga.....	43
3.6.1. Duomenų gavimo blokas	44
3.6.2. Spektrinio metodo blokas.....	45
3.7. Skyriaus apibendrinimas	46
4. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos tyrimas	48
4.1. Aukštadažnio perjungiklio tyrimas.....	48
4.2. Antenų matavimai.....	50
4.3. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos tyrimas.....	52
4.4. Skyriaus apibendrinimas	57
Apibendrinimas. Išvados	58
Literatūra	59
PRIEDAI	62
A priedas. Aukštadažnio perjungiklio principinė elektrinė schema.....	63
B priedas. USB laikmena su baigiamojo darbo aiškinamuoju raštu ir programiniais kodais.....	67
C priedas. Pranešimo XXII-oje Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencijoje medžiaga	68
D priedas. Pranešimo XXII-oje Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencijoje pažyma.....	70
E priedas. Pranešimo XXII-oje Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencijoje diplomai.....	71

ŽYMENYS IR SANTRUMPOS

Žymenys

- E_{inc} – pradinė elektromagnetinė banga;
- E_{meas} – išmatuotoji elektromagnetinė banga;
- E_{scat} – išsibarsčiusi elektromagnetinė banga;
- R – atstumas nuo E_{inc} iki E_{scat} ;
- r – atstumas nuo E_{scat} iki E_{meas} ;
- φ – kampas tarp R ir r ;
- λ – bangos ilgis;
- D – taško ar objekto diametras;
- N_a – antenų numeris;
- N_f – matavimo dažnio taškas;
- k – bangos numeris;
- v – vidutinis bangos sklidimo greitis tiriamojoje medžiagoje.

Santrumpos

- ETRI (angl. *Electronics and Telecommunications Research Institute*) – Elektronikos ir telekomunikacijų tyrimo institutas;
- GPIO – bendrosios paskirties įvesties ir išvesties išvadai;
- MCU – mikrovaldiklis;
- MMVS – mikrobangų medicininio vaizdinimo sistema;
- MRT (angl. *Magnetic resonance imaging*) – magnetinio rezonanso tomografija;
- PCB – spausdintinio montažo plokštė;
- SDR (angl. *Software Defined Radio*) – programine įranga paremtas radijo imtuvas;
- VNA – vektorinis grandinių analizatorius.

ĮVADAS

Darbo aktualumas ir tikslas

Mikrobangų vaizdinimo sistemos jau seniai naudojamos įvairiose srityse kaip struktūrinių objektų testavimo įranga ar paslėptiems objektams atpažinti. Analizuojant mokslinę literatūrą matoma, kad atsiranda vis didesnis susidomėjimas panaudoti mikrobangas medicininiam vaizdinimui. Pirmuosiuose straipsniuose buvo nagrinėtos galimybės aptikti krūties vėžį [7]. Po to sekė straipsniai apie tai, kad analogišku principu galima vaizdinti ir smegenis [19, 20]. Kartais, kaip ir visi kiti žmogaus organai, jos būna pažeidžiamos traumų. Tai gali būti smegenų insultas, kuris skirstomas į kelias rūšis:

- Išeminis – kraujotaka sutrinka dėl kraujagyslės užsikimšimo;
- Hemoraginis – smegenų kraujotaka sutrinka plyšus smegenų kraujagyslei;
- Subarachnoidinis – plyšus kraujagyslei smegenų paviršiuje ir prikraujavus tarp smegenų ir smegenų dangalų.

Priklausomai nuo smegenų traumos reikalingas atitinkamas ir greitas gydymas. Kas tinka vienu atveju (pvz. išeminio insulto), tas kitu atveju (pvz. hemoraginio insulto) gali būti pražūtinga. Realybėje šios traumos prognozuojamos pradinėje fazėje pagal pirminius požymius, o diagnozuojamos naudojantis MRT. Problema yra ta, kad MRT įranga daug kainuoja, yra didelių gabaritų ir stacionari.

Darbo tikslas – sukurti sistemą, sudarytą iš aparatinės ir programinės įrangos, kuri gebėtų atvaizduoti žmogaus smegenyse esančias smegenų traumas ar netipinius pakitimus.

Darbo uždaviniai

Išsikeltam tikslui pasiekti buvo suformuluoti žemiau išvardyti uždaviniai:

1. Atlikti medicininio vaizdinimo sistemų analitinę apžvalgą.
2. Išanalizuoti mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemų spektrinį metodą.
3. Suprojektuoti ir pagaminti mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemą.
4. Sukurti programinį kodą, paremtą spektriniu metodu, medicininei vaizdinimo sistemai.
5. Ištirti pagrindinius sukurtos mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos mazgus ir atlikti tyrimą su dirbtiniu galvos maketu įvertinant sistemos gebėjimą atpažinti traumas.

Naudoti tyrimo ir analizės metodai

Šio baigiamojo darbo tyrimas pagrįstas eksperimentais naudojant pagamintus maketus ir realizuoto algoritmo parametrų derinimu. Gauti rezultatai yra pateikiami grafikuose ir lentelėse. Kodas rašytas „Matlab“ programavimo kalba. Eksperimentiniams tyrimams atlikti naudotas kompiuteris su aštuonių loginių branduolių „Intel Core“ i7-3610QM 2,3 GHz procesoriumi, 16 GB RAM operatyviosios atminties, „GeForce“ GT 650M 2 GB RAM grafiniu procesoriniu įrenginiu.

Darbo naujumas ir praktinė nauda

Dabar egzistuojančios galvos smegenų traumų atvaizdavimo sistemos yra tikslios ir patikimos, tačiau turi keletą trūkumų – jos užima daug vietos, yra stacionarios ir brangios. Šiuo darbu norėta pabandyti įsigilinti į mikrobangų panaudojimą medicininiam vaizdinimui sukuriant gamino prototipą, kuriuo būtų įsitikinta metodo veikimu. Ateityje, remiantis sudarytu prototipu, galėtų būti sukurtas gaminys, kuris funkciškai nenusileistų dabartiniams medicinoje naudojamiems prietaisams, būtų lengvai transportuojamas ir santykinai pigus. Naudojantis šiuolaikinėmis technologijoms norisi sukurti medicininę įrangą, kuri būtų lengvai prieinama ir kad ji padėtų gelbėti žmonių gyvybes.

Darbo struktūra

Pirmame darbo skyriuje apžvelgiamos įvairios medicininio vaizdinimo sistemos. Antrame skyriuje atliekama mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemų spektrinio metodo analizė. Trečiame skyriuje pateikta mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos ir jai skirtos galvos maketo projektavimo ir įgyvendinimo eiga. Ketvirtame darbo skyriuje tirtas sudarytos sistemos pagrindinių mazgų charakteristikos ir pačios sistemos gebėjimas atpažinti traumas naudojant galvos maketą. Darbo pabaigoje pateikiamas pasiektų rezultatų apibendrinimas.

1. MEDICININIO VAIZDINIMO SISTEMŲ ANALITINĖ APŽVALGA

Šiame skyriuje supažindinama su skirtingais medicininio vaizdinimo būdais. Apžvelgiamos egzistuojančios ultragarsinės ir magnetinio rezonanso tomografijos sistemos. Taip pat pateikiama skirtingų tipų mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemų analizė.

1.1. Ultragarsinės medicininės vaizdinimo sistemos

Ultragarsas yra labai plačiai naudojamas įvairiose srityse. Jis gali būti panaudojamas tiek technologiniuose sprendimuose kaip medžiagų kaitintuvas tam tikrų lydinų litavimo procesuose, tiek defektoskopijoje – medžiagų ir gaminių ydoms aptikti. Tačiau galima teigti, kad vienas iš plačiausiai žinomų ultragarso panaudojimų yra jo pritaikymas medicinoje.

Ultragarsas – tai elastingos bangos, kurių dažnis yra didesnis už žmogaus ausies juntamo diapazono dažnį. Pagal klasifikaciją ultragarsui priskiriamų bangų dažnis yra nuo 20 kHz iki 1 GHz. Medicinoje dažniausiai naudojami dažniai nuo 2 MHz iki 50 MHz [1].

Šiuolaikinės ultragarsinės medicininės vaizdinimo sistemos naudojamos žmogaus kūno vidiniams audiniams skenuoti. Veikimo principas paremtas tuo, kad skirtingi kūno organai ar audiniai skirtingai atspindi ultragarso bangas. Atspindėtos bangos yra užfiksuojamos ir jų signalai yra paverčiami elektriniais impulsais, iš kurių panaudojus aparatinę įrangą yra suformuojamas realiuoju laiku matomas vaizdas ekrane [1].

Verta paminėti, kad ultragarsinės medicininės sistemos nekenksmingos tiek tiriamajam pacientui, tiek pačiam medicinos personalui. Tiesa, netinkamas arba perteklinis tokių sistemų naudojimas gali turėti ir pašalinių efektų – dėl ultragarso energijos gali sušilti jo veikiami audiniai, taip pat yra žinoma apie tam tikrų dujų burbuliukų susidarymą audinių skysčiuose [2].

Vienas iš trūkumų – pažeistų organizmo ląstelių akustinės savybės yra panašios į sveikas ląsteles, todėl yra sudėtinga detektuoti smulkesnius pažeidimus pirminėse jų fazėse [1]. Taip pat didžioji dalis ultragarsinės medicininės įrangos yra valdoma su rankomis, todėl sistemos naudojimo efektyvumas labai priklauso nuo žmogiškojo faktoriaus – įrangos operatoriaus [3].

1.2. Magnetinio rezonanso tomografijos sistemos

Magnetinio rezonanso tomografijos sistemos – tai prietaisų grupė, kuri skirta organizmo dariniams ir vykstantiems fiziologiniams procesams atvaizduoti remiantis magnetinio branduolių rezonanso būdu. Jos taip pat gali būti panaudojamos atliekant cheminę analizę ir medžiagų amžiui nustatyti. Standartiškai magnetinio rezonanso tomografą sudaro šios pagrindinės dalys – stiprus magnetas, gradientinių magnetinių laukų sudarymo sistema, radijo impulsų siuntimo, priėmimo įranga ir duomenų apdorojimo sistema. Veikimo principas – sistemoje įmontuotas magnetas sukuria

pastovų ir stabilų magnetinį lauką. Ties tiriamuoju objektu sužadinamas radijo bangų siųstuvas, o atsakui užfiksuoti – imtuvas. Jų antenos – specifinės konstrukcijos ritės, sudarytos iš metalinių apvijų. Energija, sklindanti iš sugeneruoto magnetinio lauko ir artima rezonansiniui dažniui, paduodama į pacientą. Organizme sužadinti vandenilio atomai išspinduliuoja radijo dažnio signalo impulsą, kuris išmatuojamas imtuvu. Siekiant turėti didesnę kiekį duomenų generuojamas kintantis elektromagnetinis laukas impulsyviai įjungiant ir išjungiant ritės. Todėl ir girdimas pasikartojantis specifinis triukšmas atliekant MRT tyrimą. Kontrastas tarp skirtingų audinių nustatomas pagal tai, koku santykiu sužadintieji atomai grįžta į savo pusiausvyros padėtį. Tam tikrais atvejais atvaizdui paryškinti yra naudojamos kontrastinės medžiagos, kurios būna duodamos pacientui prieš tyrimą. Procedūros metu galima tirti objektą mažais pjūviais reikiamoje plokštumoje dideliu tikslumu.

MRT sistemų privalumai – jos nedaro neigiamos įtakos paciento sveikatai (nenaudojami rentgeno spinduliai), pasiekiamas didelis atvaizdavimo tikslumas ir detalumas. Yra sistemų, kurios gali atvaizdą pateikti praktiškai realiuoju laiku, turint apie 50 milisekundžių užlaikymą tarp kadrų ir rezultatus pateikti spalvotu atvaizdu.

MRT sistemų trūkumai – aukšta įsigijimo kaina, stacionari ir didelių gabaritų įranga.

1.3. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos

Egzistuoja skirtingi mikrobangų panaudojimo būdai medicininio vaizdinimo tikslams. Keletas taikymo galimybių bus apžvelgta toliau esančiuose poskyriuose.

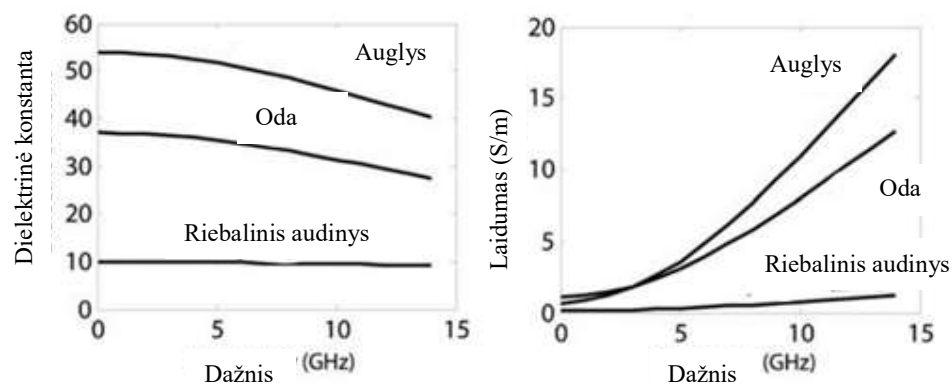
Dažnai keliamas klausimas – ar mikrobangų medicininės įrangos gali būti saugios žmonėms? Specifinės sugerties koeficientas (SAR) yra naudojamas kaip pagrindinis parametras siekiant įvertinti, ar prietaisas atitinka saugumo reikalavimus. Jis reiškia galios kiekį, kuris bus įsisavinamas žmogaus audinio tūriniame vienetu. C95.1-1999 standartas žymi, kad prietaisuose, veikiančiuose dažnių ruože nuo 100 kHz iki 6 GHz, SAR negali viršyti maksimalios 1,6 W/kg reikšmės žmogaus audiniams. Pavyzdžiui, mobiliuosiuose telefonuose esantys aukštadažniai siųstuvai geba generuoti didesnes nei 30 dBm signalo galias, o mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemose esantys vektoriniai grandinių analizatoriai (VNA) standartiškai generuoja 0 dBm stiprumo signalą, kuris dar gerokai prislopsta keliaudamas per visas RF signalo komutavimo grandines. Atsižvelgiant į tai galima teigti, kad mikrobangų medicininės sistemos gali būti saugios.

1.3.1. Mikrobangų medicininis vaizdinimas krūties vėžiui diagnozuoti

Plačiai žinoma, kad krūties vėžys – tai grėsminga ir pavojinga liga, kuri yra dažniausiai diagnozuojama vėžio forma moterims. Tačiau viskas priklauso nuo to, kada ji yra diagnozuojama. Dažnu atveju pacientą galima išgydyti laiku nustatius diagnozę. Laiku aptikus ligą, tikimybė išgyventi bent 5 metus yra apie 90 % [4]. Todėl yra rekomenduojama sveikatą tikrinti reguliariai.

Vienas iš galimų ir pakankamai sėkmingai panaudojamų krūties vėžio diagnozavimo būdų yra mikrobanginio atvaizdavimo metodas, kuris visiškai nekenksmingas (skirtingai nei mamografija) ir nereikalauja tiriamosios krūties mechaninio gniuždymo.

Yra daug informacijos apie skirtingas mokslininkų grupes, kurios atlieka tyrimus šioje srityje. Visus tyrimus vienija vienas dalykas – metodo veikimo principas paremtas tuo, kad sveiki ir pažeisti krūties audiniai turi skirtingus dielektrinius parametrus [5]. Toliau esančiame 1.1 pav. parodytos



1.1 pav. Sveikų ir pažeistų audinių dielektrinių parametrų priklausomybė nuo dažnio [5]

dielektrinių parametrų priklausomybės nuo dažnio. Horizontali ašis reiškia dažnį, vertikalios – dielektrinę konstantą ir laidumą.

Lyginant sveikus audinius su vėžio pažeistais, pastarųjų dielektriniai parametrai yra apie dešimt kartų didesni. Skirtumas atsiranda dėl to, kad pažeistuose audiniuose yra susikaupę daugiau vandens [6].

Analizuotų metodų veikimo algoritmai geba sudaryti tiriamosios krūties vaizdą pagal atspindėtuosius signalus [7]. Atvaizdo rezoliucija priklauso nuo signalų dažnio. Kuo dažnis aukštesnis – tuo rezoliucija didesnė, tačiau atitinkamai didėja ir tiriamojo audinio įnešami nuostoliai. Paprastai sistemų maksimalus veikimo dažnis nesiekia daugiau nei 6 GHz. Vienas iš dažniausiai naudojamų metodų yra mikrobanginė tomografija. Jos pagrindinis tikslas yra atkurti tiriamąjį profilį naudojantis dielektrinių parametrų atvirkštine problema. Tam yra naudojamas atvirkštinės sklaidos metodas, t. y. diagnostinis atvaizdas gaunamas užfiksuoju signalus, kurie atsispindi nuo potencialaus pažeidimo, esančio tiriamajame objekte. Verta paminėti, kad viena iš neigiamų tokio metodo savybių yra tai, kad metodas imlus aparatinei įrangai ir užtrunka daug laiko [7]. Taip yra dėl to, kad skaičiavimai atliekami sprendžiant netiesines lygtis, o atvaizdas generuojamas iteraciniais metodais ir reikalauja savireguliacijos.

Vienas iš literatūroje aptinkamų išbaigtų ir smulkiai aprašytų sprendimų – 2011 metais pristatyta sistema, turinti 16 kanalų (monopolinių antenų) duomenų gavimo aparatinę įrangą, veikiančią dažnių

ruože nuo 300 MHz iki 1 GHz [8]. Sistemos veikimo laikas vienai krūčiai ištirti yra 10–15 min. Atvaizdas pateikiamas 3D formatu. Tyrimų metu buvo atlikti realūs bandymai su moterimis ir

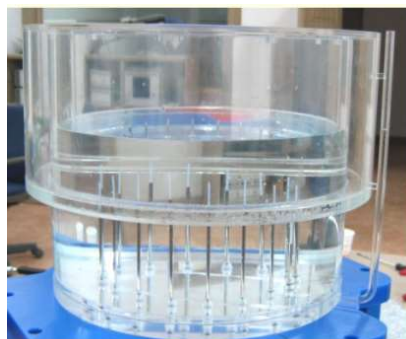


1.2 pav. 16-likos kanalų sistema klinikinių tyrimų metu [8]

įsitikinta sistemos veikimu (žr. 1.2 pav.).

2007 metais Pietų Korėjos mokslininkai iš Elektronikos ir telekomunikacijų tyrimo instituto (ETRI) pradėjo analogiškus mikrobangų tomografijos sistemų tyrimus. Po kelių metų buvo sudaryta sistema, veikianti nuo 500 MHz iki 3 GHz dažnių ruože. Sistemos duomenų gavimo aparatinės įrangos bloko nuotrauka pateikiama 1.3 pav. [9]. Panaudota 16 vienetų vienetų, apskritimu išdėstytų monopolinių antenų, kurios yra įmontuojamos į konstrukciją taip, kad būtų vienodai panardintos į suderinimo skystį. Skystis sudarytas iš propileno glikolio ir distiliuoto vandens mišinio, pasižyminčio identiškais krūčiai dielektriniais parametrais, sumažina signalo atspindžius nuo krūties paviršiaus [9]. Antenos komutuojamos programiškai mikrobanginiu aukštadažniu perjungikliu.

Kitas plačiai naudojamas metodas – radarinis mikrobanginis atvaizdavimas – taip pat naudoja atspindėtąsias bangas nuo objekto. Šio metodo veikimo principas pradėtas naudoti karinėje technikoje, tik vėliau, apie 1990 metus buvo pritaikytas medicininiam panaudojimui [7]. Nuo



1.3 pav. Antenos suderinimo skystyje [9]

mikrobanginės tomografijos metodo skiriasi skirtingais matematiniais algoritmais. Kaip jau buvo minėta, atspindžiai susidaro dėl skirtingų sveikų ir turinčių pažeidimų krūties audinių dielektrinių parametrų [5]. Tiriamojo objekto 2D vaizdas sudaromas naudojant fokusavimo algoritmus. Prieš taikant algoritmus atliekamas išankstinis apdorojimas, siekiant nustatyti naviko atsaką. Išankstinio apdorojimo metu taip pat įvertinami kompensacinių audinių nuostoliai, nepageidaujami signalo praradimai dėl antenos įtakos viena kitai ir atspindžiai nuo odos paviršiaus.

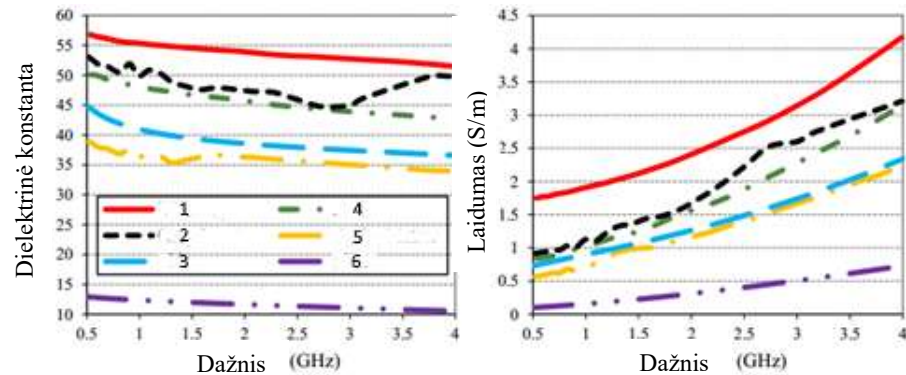
Naudojamos kelios skirtingos naviko atsako įvertinimo technologijos. Viena iš jų – diferencialinės kalibracijos technika – naudoja ankstesnius referencinius duomenis, gautus skenuojant sveiką krūtį [10].

1.3.2. Mikrobangų medicininis vaizdinimas smegenų traumoms diagnozuoti

Mikrobangų vaizdinimo sistemose mažo dažnio signalai geba geriau įsiskverbti į objektus, lyginant su aukštadažniais signalais. Tačiau tokiu būdu sumažinama atvaizdo rezoliucija. Norint pagerinti atvaizdo kokybę dažnai naudojamas plataus dažninio spektro signalas. Daugumoje medicininio galvos vaizdinimo sistemų naudojami siaurajuosčio arba plačiąjuosčio ryšio dažniai yra 0,6–4 GHz ruože. Dažniausiai yra priimamas kompromisas tarp vaizdo skiriamosios gebos ir signalo skverbties.

Vienas iš svarbiausių sistemų dalių – tinkamai suprojektuotos antenos, gebančios veikti pagal sistemos reikalavimus. Tai ypač aktualu, kai sistemoje generuojamas plačiąjuostis signalas. Norint turėti mažas, kryptingai veikiančias plačiąjuostas antenas, reikalingos specifinės antenų projektavimo žinios. Mikrobangų medicininio galvos atvaizdavimo sistemų darbo metu mažos galios elektromagnetinė energija yra spinduliuojama link galvos iš antenų masyvo, su kuriuo tuo pačiu metu yra užfiksuojami atspindėtieji signalai. 1.4 pav. pateikiami grafikai, kuriuose išreikštos galvos audinių dielektrinių parametrų priklausomybės nuo dažnio [11].

Atlikus matematinius skaičiavimus yra suformuojamas galvos struktūros vaizdas, kuris priklauso nuo galvos vidinių audinių dielektrinių parametrų kontrasto. Analizuojant 1.4 pav. pateiktas priklausomybes matome, kad smegenų zona, kurioje yra kraujas, turi didžiausias dielektrinių parametrų reikšmes.



1.4 pav. Galvos audinių dielektrinių parametrų priklausomybės nuo dažnio [11]. 1 – kraujas, 2 – pilkoji medžiaga, 3 – oda, 4 – tvirtasis audinys, 5 – baltoji medžiaga, 6 – kaukolė

Remiantis analizuotais straipsniais [11, 12] galvos smegenų mikrobangų vaizdinimo sistemos sukūrimas reikalauja skirtingų sričių ekspertinių žinių. Visoms sistemoms reikalingos unikalios antenos, signalo generavimo ir priėmimo įranga, originalūs matematiniai algoritmai ir metodai duomenims apdoroti ir rezultatams pateikti. Minėtųjų sistemų pirmieji tyrimai pasirodė dar XX amžiaus pabaigoje, tačiau sėkmingam jų panaudojimui trūko dabartinių aparatinių įrangų skaičiavimo pajėgumo. Verta paminėti ir atsiradusias naujas galimybes dėl elektronikos komponentų tobulėjimo ir naujo tipo sąlyginai pigių ir lengvai prieinamų matavimo prietaisų sukūrimo. Pirminiuose šaltiniuose signalui sugeneruoti ir išmatuoti buvo naudojami didelių matmenų ir brangūs vektoriniai grandinių analizatoriai – jų kainos prasidėdavo nuo 30000–50000 \$ ribos ir galėjo siekti šimtus tūkstančių dolerių. Dabar analogiškas pagrindines funkcijas turinčius prietaisus galima įsigyti už 2000–3000 \$. Žvelgiant dar plačiau – atitinkamai galima panaudoti ir programinius radijo imtuvus – SDR (angl. Software Defined Radio) [13], kurių kainos siekia kelis šimtus dolerių. Apibendrinant galima daryti išvadą, kad šiuolaikiniai mokslo pasiekimai belaidžių technologijų ir skaičiavimų metodų srityse stipriai paspartino mikrobangų medicininio vaizdinimo technologijų tyrimus ir pritaikymus tirti galvos pažeidimus. O pritaikymas gali būti įvairus – nuo auglių galvoje aptikimo, insulto rūšies nustatymo iki realaus laiko galvos smegenų stebėjimo potrauminiame gydyme.

Mikrobangų medicininis vaizdinimas smegenų traumoms diagnozuoti gali būti įgyvendinamas skirtingais metodais ir realizavimo sprendimais. Vienas iš sutinkamų metodų – mikrobangų tomografijos metodas. Jo metu yra atkuriamas tiriamojo objekto vidinių audinių vaizdas. Dažniausiai yra naudojamos siauros dažninės charakteristikos antenos kartu su homogeniškąja suderinimo medžiaga, esančia tarp antenos ir galvos, kuri yra naudojama atspindžiams nuo odos sumažinti. Plačiau medžiagos paskirtis ir sudėtis aptarta ankstesniame 1.3.1 skyrelyje.

Kaip ir buvo jau minėta, egzistuoja skirtingi sistemų įgyvendinimo sprendimai. Vienuose tyrimuose, pavyzdžiui, sudarant monostatinę sistemą didžiausias projektavimo resursų kiekis skiriamas matematinių metodų sukūrimui, o tuo tarp daugiastatinėse sistemose panaudojami sudėtingi aparatinės įrangos sprendimai. Geras pavyzdys yra 2016 m. Austrijos mokslininkų publikuotas straipsnis, kuriame realizuotas didelis kiekis antenų [14]. Sistema naudoja 32 vnt. siunčiamąsias ir 28 vnt. priimančiąsias antenas 0,9 GHz, 1 GHz ir 1,1 GHz dažniuose. Joje taip pat naudojama suderinimo medžiaga. 1.5 pav. parodytas sistemoje esančios suderinimo medžiagos naudojimo principas ir visų antenų išdėstymas [14].



1.5 pav. Suderinimo medžiagos naudojimo principas ir visų sistemoje naudojamų antenų išdėstymas [14]

Minėtų mokslininkų tyrime buvo sukurta „EMTensor“ kompanija, kurianti elektromagnetinės tomografijos prietaisus, kurie, kaip skelbiama viešai prieinamuose šaltiniuose, galės būti plačiai naudojami medicinos srityje. Jų prietaisas pavadinimu „BrainScanner“ parodytas 1.6 pav. [15].

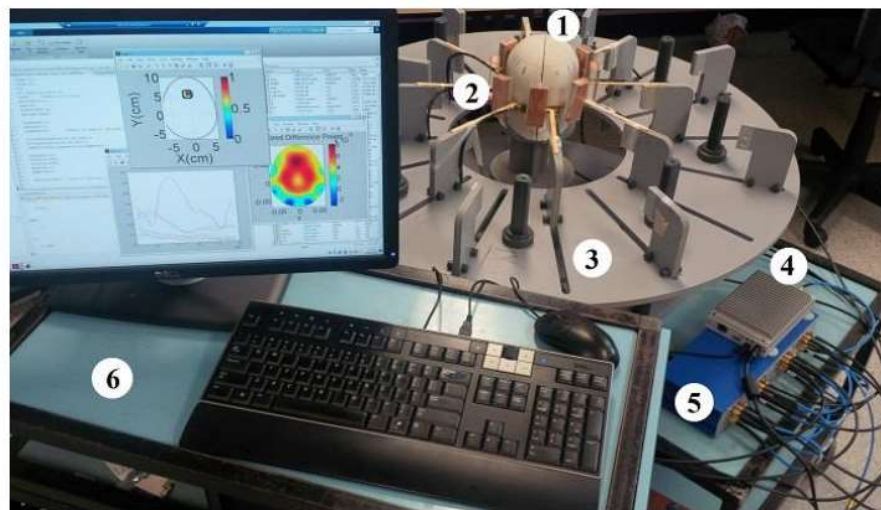


1.6 pav. Kompanijos „EMTensor“ elektromagnetinės tomografijos prietaisas „BrainScanner“ [15]

Gaminio konstrukcija universali, gali būti pritaikoma tiek greitosios pagalbos automobilyje, tiek naudojimui stacionariomis sąlygomis. Su juo šiuo metu atliekami klinikiniai tyrimai. Kompanijos (ir ne tik) tikėjimą jų daroma technologija iliustruoja tai, kad į juos jau yra investuota apie 20 mln. \$ [16].

Labiausiai paplitusios radarinio tipo vaizdinimo sistemos naudoja metodus, pagrįstus „delay and sum“ (DAS) principu. Tokių sistemų trūkumas yra tas, kad jos pakankamai tiksliai atsižvelgia į signalų atspindžius nuo objektų viršutinio sluoksnio, tačiau dažnai klaidingai interpretuoja vidinius sluoksnius, tad tokių metodų panaudojimas tiriant nevienalytes medžiagas yra abejotinas [17].

Dar vienas mikrobangų medicininio vaizdinimo pavyzdys – spektrinio metodo panaudojimas galvos traumoms diagnozuoti [11]. Spektriniai skaičiavimai gali ženkliai sumažinti daugiapakopių atspindžių įtaką atsižvelgiant, kad bangų įsiskverbimo efektas priklauso nuo dažnio ir kaip tik mažai priklauso nuo bangos kelio numatymo. Šis metodas naudoja Beselio funkcijas [11, 18] spektriniame pavidale greitam duomenų apdorojimui vizualiniu pavidalu dviejų dimensijų atvaizde, kuriame ryškiau atvaizduojami regionai, turintys didesnę dielektrinę kontrastą lyginant su aplinkiniais regionais. Verta paminėti, kad metodas leidžia pagreitinti skaičiavimus parenkant optimalų antenų kiekį ar sumažinant dažnių atskaitos taškų kiekį ženkliai neprarandant medicininio vaizdinimo gebėjimo.

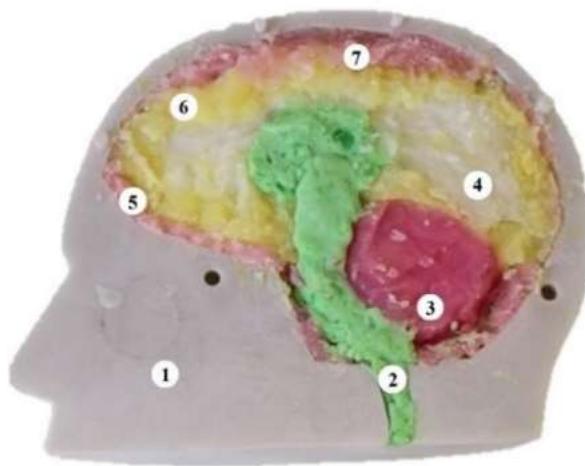


1.7 pav. Spektrinį metodą taikančios sistemos pavyzdys. 1 – galvos maketas, 2 – antenų masyvas, 3 – matavimų platforma, 4 – mikrobangų signalo generatorius ir imtuvas, 5 – aukštadažnis perjungiklis, 6 – asmeninis kompiuteris su programine įranga [11]

Sistemos sudedamosios dalys pavaizduotos 1.7 pav. nuotraukoje [11]. Matavimų platforma suprojektuota universali, todėl galima lengvai keisti antenų pozicijas ir jų kiekį. Aparatinė įranga – brangi ir didelių matmenų. Vektorinis grandinių analizatorius (VNA) naudojamas kaip signalo

generavimo ir priėmimo įrangą. Aukštadažnis perjungiklis – pramoninis. Įsitikinimui sistemos veikimu sudarytas realistinis galvos maketas, imituojantis anatomicinę galvos sandarą. Maketo sudarymo procesas yra aprašomas to pačių autorių kitame straipsnyje [19]. Stengtasi atkartoti vidinių audinių matmenis pasinaudojant 3D spausdintuvu pagamintas formas, į kurias buvo įlieta specialios sudėties mišinio. Mišinio pagrindinės medžiagos – vanduo, kukurūzų sirupas, agaro milteliai, druska – maišomos skirtingu santykiu, priklausomai nuo norimo imituoti audinio. Kaip konservantas naudotas natrio azidas. Po pagaminimo viskas patikrinta su medžiagų dielektrinių parametru matavimo prietaisu.

Sukurtas maketas (žr. 1.8 pav.), kurio imituojančiųjų audinių dielektrinių parametru nepastovumas laike dažnių juostoje nuo 0,5 GHz iki 4 GHz yra mažesnis nei 5 %. Todėl galima teigti, kad maketas yra pakankamai tikslus tikrinti mikrobangines medicininės galvos smegenų sistemas [19]. Taip pat tame pačiame šaltinyje yra pasiūlyti keli skirtingi metodai sumažinti paviršinių

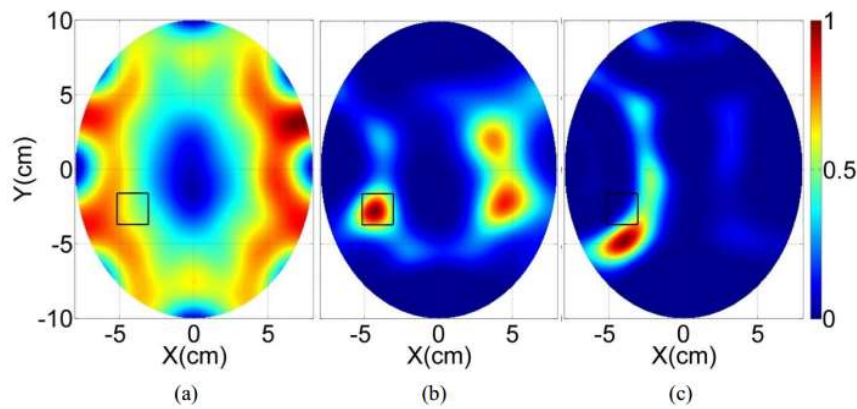


1.8 pav. Galvos maketas. Numeriais pažymėti skirtingi galvos audiniai [19]

1 – kaukolė, 2 – nugarkaulis, 3 – smegenėlės, 4 – baltoji medžiaga, 5 – kietasis dangalas, 6 – pilkoji medžiaga, 7 – cerebrospinalinis skystis

atspindžių įtakai.

Naudojant spektrinio metodo algoritmą kartu su sudarytoju galvos maketu įsitikinta sistemos gebėjimu atpažinti galvos pažeidimus. Pažeidimą imituojanti 2 cm x 2 cm dydžio medžiaga įdėta į smegenų pilkąją zoną. Sistemos sukurtas atvaizdas parodytas 1.9 pav. Juodas kvadratas žymi pažeidimo vietą. Tiksliausias rezultatas pasiektas naudojant diferencialinę filtravimą (žr. 1.9 (a) pav.), dalinai teigiamas rezultatas gautas panaudojus vidurkio atėmimo techniką (žr. 1.9 (b) pav.). Prasčiausias rezultatas – nenaudojant jokio filtravimo (žr. 1.9 (c) pav.) [19].



1.9 pav. Spektrinio metodo tyrimo rezultatai su dirbtiniu galvos maketu. Juodo kvadrato zonoje realus pažeidimas. Raudonos zonos – sistemos apskaičiuotasis pažeidimas [19]

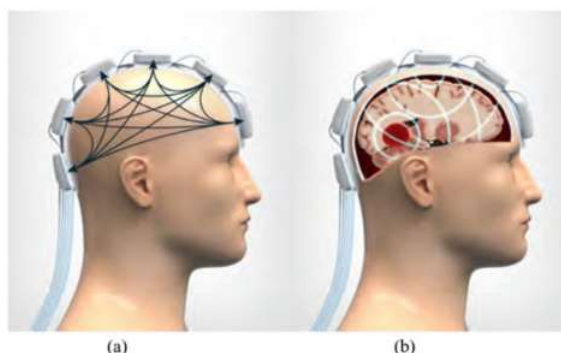
Medicininio mikrobangų smegenų atvaizdavimo problemą galima spręsti ir kitaip. Prieš tai aprašytuose metoduose sistema kaip rezultatą pateikia galvos audinių vidinę struktūrą ir sistemos operatorius turi būti gerai susipažinęs su jos veikimu ir turi gebėti interpretuoti rezultatus. Aišku, galima sukurti sistemą, kuri pati gebėtų suprasti sudarytą atvaizdą naudojant pažangiąsias intelektualiąsias sistemas dirbtinių neuronų pagrindu. Bent jau šiuo metu apie tokią sistemą mokslinės informacijos nėra – panašu, kad bent kol kas dėmesys yra skiriamas tiriamojo objekto sudarytojo atvaizdo kuo tikslesniam pateikimui.

Egzistuoja keletas sistemų, kuriose taikomi metodai rezultate neduoda galvos atvaizdo, tačiau geba nustatyti galvos smegenų pažeidimų diagnozę. Vienas iš pirmų mokslininkų, kuris atlieka šios srities tyrimus, švedas Mikael'is Persson'as dar 2014 metais straipsnyje [20] pristatė klasifikavimo algoritmų panaudojimą insulto nustatymui. Jo naudotas prototipinis šalmas pavaizduotas 1.10 pav. Konstrukcijos karkasui panaudotas dviratininko šalmas, kuriame integruota 10 vnt. kryptinių planarinių antenų.

Duomenų siuntimo ir priėmimo dalies bendras veikimo principas parodytas 1.11 pav. Sistemos naudojamieji pagrindiniai duomenys – išmatuotosios perdavimo charakteristikos (S_{21}) tarp visų įmanomų antenų porų. Esant kraujui sankaupai tam tikroje zonoje siunčiamasis signalas atsispindi nuo jos į greta esančias antenas.



1.10 pav. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos, naudojančios klasifikavimo algoritmus, prototipas [19]



1.11 pav. Perdavimo kanalai tarp visų galimų antenų porų (a) ir atsispindėjusio signalo projekcija dėl susikaupusio kraujo vienoje zonoje (b) [19]

Minėtojo Mikael'io Persson'o tyrimų eigoje buvo sukurta įmonė „Medfield Diagnostics AB“. Kompanijos interneto svetainėje [21] pateikta informacija, kad remiantis mokslinio straipsnio metodika yra sukurtas mikrobangų medicininio vaizdinimo nešiojamas prietaisas MD100, pavaizduotas 1.12 pav. Pagal ankstesnius tyrimus [22] jis geba klasifikuoti insultą per 45 sekundes. Įmonės ir produkto potencialą įrodo toliau su juo atliekami ilgalaikiai klinikiniai bandymai [23].



1.12 pav. „Medfield Diagnostics AB“ sukurtas prietaisas MD100 [21]

Šių sistemų aparatinė įranga gali būti analogiška tomografiniams ar radariniams metodams. Tačiau matematiniai algoritmai skiriasi – naudojami mokymusi paremti klasifikavimo algoritmai, kurie nesprenžia tomografinių ar radarinių metodų matematinių problemų, o tiesiogiai klasifikuoja pradinius matavimų duomenis. Tokių sistemų pagrindas – sistemai apmokyti naudojama pradinių duomenų bazė, kuri gali būti sudaryta imant duomenis gautus iš simuliacijų ir atliekant matavimus su dirbtiniais galvos maketais [24] arba įtraukiant su realiais pacientais.

Šių sistemų pagrindiniai trūkumai – nėra informacijos apie pažeidimo poziciją ir dydį galvoje ir būtinybė turėti pradinius duomenis sistemai apmokyti.

1.4. Skyriaus apibendrinimas

Šiame skyriuje apžvelgtos egzistuojančios skirtingos medicininio vaizdinimo sistemos. Taip pat pateikiami jų privalumai ir trūkumai. Didelis dėmesys buvo skirtas mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemų analizei. Išnagrinėtos kelios skirtingos sistemos. Pateikti jų panaudojimų būdai ir veikimo principai. Remiantis jais ir buvo išsikeltas tikslas sukurti mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemą smegenų traumoms diagnozuoti naudojant spektrinį metodą. Baigiamojo darbo aktualumą ir tikslingumą rodo tai, kad tokio tipo sistemos dar negaminamos masiškai – su jomis kol kas atliekami tik klinikiniai tyrimai.

2. MIKROBANGŲ MEDICININIO VAIZDINIMO SISTEMŲ SPEKTRINIO METODO ANALIZĖ

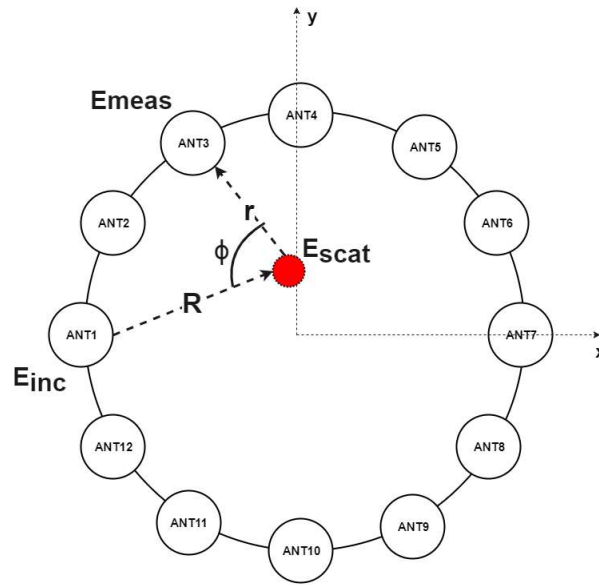
Atliekant mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemų analitinę apžvalgą buvo susipažinta su skirtingomis technologijomis ir jose naudojamais metodais. Tolimesniame sistemos sudarymo etape buvo parinkta analizuoti spektrinį metodą, kuris, kaip paaiškėjo atlikus apžvalgą, turi daug privalumų (lyginant su kitais metodais). Pagrindinės analizuojamo metodo ypatybės – gebėjimas naudoti duomenis greitai ir efektingai – nagrinėjamos 2.1 poskyryje, o atsparumas parazitiniams signalams – 2.2 poskyryje.

2.1. Spektrinio metodo analizė

Analizuojamoji galvos dalis gali būti vertinama kaip vienalytė medžiaga. Tokiu būdu joje pasklidęs signalo intensyvumas gali būti apskaičiuojamas taikant priklausomybę laikui turinčiomis Maksvelo lygtimis [11]. Galutinis vaizdas gali būti apskaičiuotas sudedant visus skaičiavimais numatytus galios intensyvumus, gautus skirtinguose dažnio taškuose atitinkamai panaudojant visas galimas antenų poras.

Sistemos visi skaičiavimai atliekami įsivaizduotame galvos 2D pjūvyje, kuris yra gaunamas virtualiai brėžiant plokštumą per antenų fizinius centrus. Dėl sistemos ir joje esančių antenų vienakrypčio veikimo didžioji dalis spinduliuotos galios sklinda tiesiogiai iš antenų priekio į tiriamąjį objektą. Todėl išsibarstymo profilis plokštumoje gali būti supaprastintas panaudojant 2D elektromagnetinių bangų metodus. Įsivaizduojama tiriamojo objekto plokštuma parodyta 2.1 pav. Jame taip pat pavaizduota pradinė elektromagnetinė banga E_{inc} , sklindanti iš siunčiamosios antenos į tiriamąjį objektą (vienalytę medžiagą), turintį efektingą dielektrinę konstantą ϵ . Išsibarsčiusios bangos tyrimo zonoje yra įvertinamos remiantis išmatuotosiomis E_{meas} elektromagnetinių bangų reikšmėmis. Išsibarsčiusi elektromagnetinė banga konkrečiame zonos E_{scat} taške susijusi su atstumu nuo taško iki E_{meas} signalą užfiksavusiosios antenos. Todėl, remiantis prieš tai jau minėtuoju šaltiniu [11], galima apskaičiuoti elektromagnetinį lauką konkrečiame taške:

$$E_{scat}(r, \phi; f_k) = E_{meas}(rx_i, tx_j; f_k) G^*(r, \phi; f_k). \quad (2.1)$$



2.1 pav. Tiriomojo objekto plokštuma

Formulėje raide G pažymėta konkretaus zonos taško dviejų dimensijų Green'o funkcija, o funkcija $G^*(r, \varphi; f_k)$ reiškia sujungtus priimtus elektromagnetinius laukus rx_i antenoje, kai signalai paduodami per tx_j siunčiamąją anteną. Simboliai r, φ žymi konkretaus taško atstumus ir kampą, k – tai skaičiavimuose naudojamas dažnio taškas.

Išsklaidytosios bangos tolimojoje lauko zonoje sklinda kaip sferinės bangos. Tolimoji lauko zona apibrėžiama kaip zona, atstumu esanti toliau nei $2D^2/\lambda$ nuo siunčiamosios antenos. Formulėje raidės D – taško ar objekto diametras, o λ – objekte sklindančios bangos ilgis.

Atsižvelgiant į tai, kad aprašomojo metodo tiriamoji zona yra 2D pjūvis, tai konjuguotas laukas viename dažnio taške gali būti išreikštas formule [11]:

$$G(r, \varphi) = f(r, \varphi) e^{ikr}. \quad (2.2)$$

Joje $f(r, \varphi)$ nusako kompleksinius sklaidos parametrus, kuriame yra bangos parametrai konkrečiame sklaidos taške.

Maksvelo formulės, nusakančios sklaidos parametrus:

$$\frac{d^2 f(r, \varphi)}{dr^2} + k^2 f(r, \varphi) = 0. \quad (2.3)$$

Jau cituotame Australijos mokslininkų A. Zamani, A. M. Abbosh'o straipsnyje apie spektrinio metodo taikymą [11] paminėtas ir tolimesnis išvedimas, naudojant kintamųjų atskyrimo technikas. V ir U išreiškiami atskiromis formulėmis:

$$f(r, \varphi) = U(r)V(\varphi), \quad (2.4)$$

$$V''(\varphi) + n^2 V(\varphi) = 0, \quad (2.5)$$

$$r^2 U''(r) + r U'(r) + (k^2 r^2 - n^2) U(r) = 0. \quad (2.6)$$

Tokiu būdu (2.5) formulės išvedimas realizuojamas formule:

$$V(\varphi) = a_n \cos n\varphi + i b_n \sin n\varphi. \quad (2.7)$$

Gali būti tik vienas sprendinys sklaidos lauko viename taške. Todėl, remiantis cilindrinės bangos formos savybėmis, $V(\varphi)$ turi tik vieną vertę kampui φ ir yra periodinė 2π . Tuo pačiu vienintelė n reikšmė, kuri tenkina ribines sąlygas lygi 1. Tokiu būdu (2.7) formulė supaprastinama į:

$$V(\varphi) = a \cos \varphi + i b \sin \varphi. \quad (2.8)$$

Žvelgiant iš fizikinės pusės, $V(\varphi)$ parodo kaip išsklaidytoji banga kinta kampu φ . Formulėje esančios konstantos a ir b nusako elektromagnetinį lauką pagal kampą φ . Konstantų a ir b vertės yra identiškos, atsižvelgiant, kad tiriamoji zona yra homogeninė ir atgal sklindantis laukas yra kaip cilindrinė banga. Tai grindžiama faktu, kad konkretaus zonos taško atspindėtų bangų sklaida yra visomis kryptimis tolygi [11, 25].

Galimas ir kitoks paaiškinimas. Nuo skirtingų zonos taškų išmatuotos lauko magnitudės tos pačios priimančiosios antenos atžvilgiu yra vienodos, tačiau skiriasi fazė dėl skirtingo kampo φ . Tuomet (2.8) formulė gali būti skaičiuojama, kai $a=b=1$:

$$V(\varphi) = \cos \varphi + i \sin \varphi = e^{i\varphi}. \quad (2.9)$$

Išreiškus n iš (2.5) formulės, (2.9) gali būti aprašoma ir taip:

$$r^2 \frac{d^2 U}{dr^2} + r \frac{dU}{dr} + (k^2 r^2 - 1) U = 0. \quad (2.10)$$

Remiantis kituose medicininiuose vaizdavimo algoritmuose [11] sutinkamu supaprastinimu, kai yra ignoruojami pradimai dėl k menamosios dalies nuostolių, (2.10) formulė yra diferencialinė lygtis Beselio pirmos eilės funkcijos:

$$[U(r) = J_1(kr)], \quad (2.11)$$

$$f(r, \varphi) = U(r)V(\varphi) = J_1(kr)e^{i\varphi}. \quad (2.12)$$

Beselio funkcija gali būti apibūdinama jos polinominiu išreiškimu [11]:

$$J_1(kr) = \sum_{i=1}^n \frac{(-1)^{i+1} (2n)^{1-2i} (i+n-1)!}{(i-1)! (n-i)! i!} (kr)^{2i-1} = \frac{1}{\pi} \sum_{i=0}^n \cos \left[\frac{\pi}{n} i - kr \sin \left(\frac{\pi}{n} i \right) \right]. \quad (2.13)$$

Toliau metodo aprašymo straipsnyje [11] Green'o funkcija išreiškiama formule:

$$G(r, \varphi) = J_1(kr) e^{i(kr + \varphi)}. \quad (2.14)$$

Atitinkamai tiriamosios zonos taško laukas gali būti apskaičiuojamas sujungiant (2.14) ir (2.1) formules:

$$E_{scat}(r, \varphi) = E_{meas}(rx_i, tx_j) J_1(kr) e^{-i(kr + \varphi)}. \quad (2.15)$$

Išsklaidytosios galios tankis tiriamojame zonoje gali būti apskaičiuotas naudojantis išmatuotaisiais S parametrais:

$$\begin{aligned} S_{scat}(r, \varphi) &= \frac{1}{2} [E_{scat}(r, \varphi) \times H_{scat}^*(r, \varphi)] = \frac{\varepsilon v}{2} E_{scat}^2(r, \varphi) = \frac{\varepsilon v}{2} E_{meas}^2(rx_i, tx_j) J_1^2(kr) e^{-i2(kr + \varphi)} = \\ &= S(rx_i, tx_j) J_1^2(kr) e^{-i2(kr + \varphi)}, \\ S(rx_i, tx_j) &= \frac{\varepsilon v}{2} E_{meas}^2(rx_i, tx_j), \end{aligned} \quad (2.16)$$

$$v = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon \mu}}. \quad (2.17)$$

(2.17) formulė nusako vidutinį bangos sklidimo greitį tiriamojame medžiagoje.

Priklausomai nuo naudojamo dažnio ir nuo tiriamojo objekto matmenų, atvaizdavimo procesas vyksta ne tik tolimojo, bet ir artimojo antenos veikimo lauko zonose. Bet kokiu atveju, pagal šaltinį [11] išsklaidytoji galia gali būti apskaičiuota abejoms zonoms pasinaudojant bent vienos zonos matematiniais skaičiavimais. Šiuo atveju (2.16) formulėse naudojami tolimojo lauko skaičiavimai.

Konkreto taško tiriamojame zonoje galios tankis xy koordinatų sistemoje gali būti įvertintas susumuojant suskaičiuotas galias, užfiksuotas visomis priimančiosiomis antenomis rx_i ($i=1$ iki $i=N_a$) prie skirtingų kampų φ :

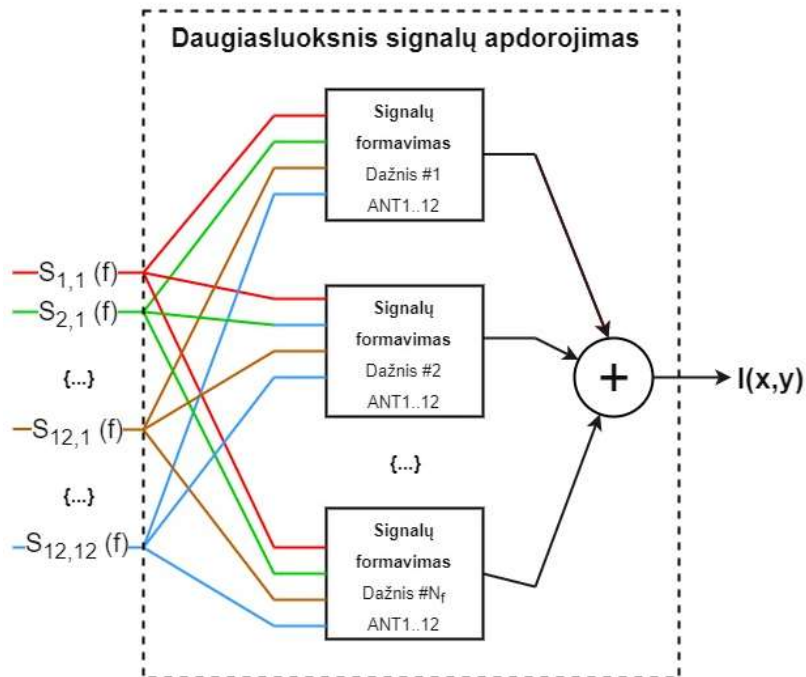
$$\begin{aligned} S_{total}(x, y) &= \int_{2\pi} S_{scat}(r, \varphi) d\varphi \approx \sum_{i=1}^{N_a} S_{scat}(r, \varphi, rx_i) = \\ &= \sum_{i=1}^{N_a} S_{meas}(rx_i, tx_j) J_1^2(kr) e^{-i2(kr + \varphi)}. \end{aligned} \quad (2.18)$$

Norint gauti išsamesnį tiriamosios zonos vaizdą reikia turėti daugiau diskrečių matavimų. Tam panaudojami visų galimų antenų porų matavimų duomenys, gauti prie skirtingų dažnių taškų. Tiriamosios zonos konkretaus taško susumtuotas bendras galios dydis išreiškiamas formule:

$$I(x, y) = \sum_{k=1}^{N_f} \sum_{j=1}^{N_a} \sum_{i=1}^{N_a} S_{meas}(rx_i, tx_j, f_k) J_1^2(kr) e^{-i2(kr+\varphi)}, \quad (2.19)$$

N_a – antenų numeris, o N_f – matavimo dažnio taškas.

Supaprastinta matematinio algoritmo blokinė diagrama pateikta 2.2 pav.



2.2 pav. Spektrinio metodo algoritmo blokinė diagrama

Pritaikius algoritmą kiekviename tiriamosios plokštumos taške ir gautą rezultatą spalviškai įvertinę gauname atvaizdą su skirtingų kontrastų regionais, atitinkančiais zonas audinių, turinčių skirtingus dielektrinius parametrus.

Lyginant su radariniais metodais nagrinėjamas metodas atlieka visus skaičiavimus dažnių srityje ir todėl yra labiau apsaugotas nuo atspindžių dėl tiriamojo objekto daugiasluoksnės struktūros. Taip pat, remiantis šaltiniais [11], metodo pagrindu sudaryta sistema geba greitai pateikti atvaizdą.

2.2. Spektrinio metodo atspindžių mažinimas

Skirtingo dažnio mikrobangų signalai turi ne vienodą potencialą įsiskverbti į signalus slopinančius objektus. Mažesnio dažnio mikrobangų signalai (1,5–2,5 GHz) gali giliau įsiskverbti į galvos audinius. Skirtumas tarp oro ir odos dielektrinių parametrų duoda stiprius atspindžius priimtajame signale. Bandant signalui įsiskverbti dar giliau, jie yra iškraipomi ir atspindimi dėl daugiapakopių atspindžių nuo kaukolės, riebalų, raumenų ar kitų audinių. Taip yra dėl to, kad minėtieji audiniai turi skirtingus dielektrinius parametrus.

Šiai problemai spręsti (parazitinių atspindžių įtakos sumažinimui) kaip jau buvo minėta 1.3.2 skyrelyje, yra naudojama suderinimo medžiaga, kuri užpildo oro tarpą esantį tarp antenų ir tiriamojo objekto.

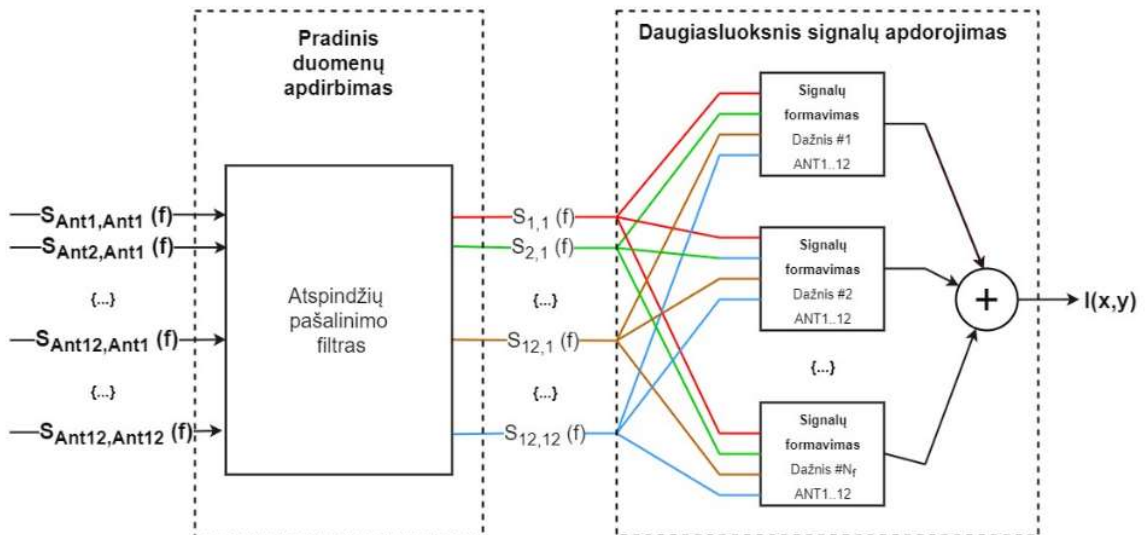
Praktikoje toks sprendimas nebūtų patikimas – tiriamieji objektai gali turėti nevienodas fizines savybes. Pavyzdžiui, sunku įsivaizduoti būdą kaip reiktų panaudoti suderinimo medžiagą pacientui, turinčiam daug tankių ir ilgų plaukų.

Analizuojant spektrinio metodo mikrobangų medicininio vaizdinimo literatūrą galima rasti ir kitokių, skaičiavimais pagrįstų, atspindžių mažinimo būdų. Apie spektrinio metodo panaudojimą paskelbtame straipsnyje [11] yra minimas būdas pavadinamu „Vidutinio matavimo atėmimas“ (angl. „Average Trace Subtraction“). Jo veikimo principas pagrįstas tuo, kad atstumas nuo antenų iki tiriamojo objekto odos ir kaukolės yra panašus. Todėl atspindžiai, grįžtantys nuo prieš tai išvardintų medžiagų, yra identiški kiekvienos antenos atžvilgiu. Tai galioja ne tik matuojant S11 parametrus (antenų atspindžiai), bet ir S21 parametruose (perdavimo parametrai). Apibendrinant, kiekviename dažnio taške atspindžiai pašalinami atimant tam tikrą konstantą.

Matematiškai metodas aprašomas formule:

$$S(rx_i, tx_j; f_k) = \begin{cases} S_{meas}(rx_i, tx_i; f_k) - \frac{1}{N_a} \sum_{i=1}^{N_a} S_{meas}(rx_i, tx_i; f_k) \\ S_{meas}(rx_i, tx_j; f_k) - \frac{1}{N_a(N_a - 1)} \sum_{i,j=1}^{N_a} S_{meas}(rx_i, tx_i; f_k) \end{cases} \quad (2.20)$$

Joje rx ir tx nurodo priimančios ir siunčiančiosios antenų indeksus, f_k – konkretus dažnis. 2.3 pav. yra pateikta spektrinio metodo blokinė diagrama, papildyta atspindžių pašalinimo filtru.



2.3 pav. Spektrinio metodo ir atspindžių pašalinimo filtro blokinė diagrama

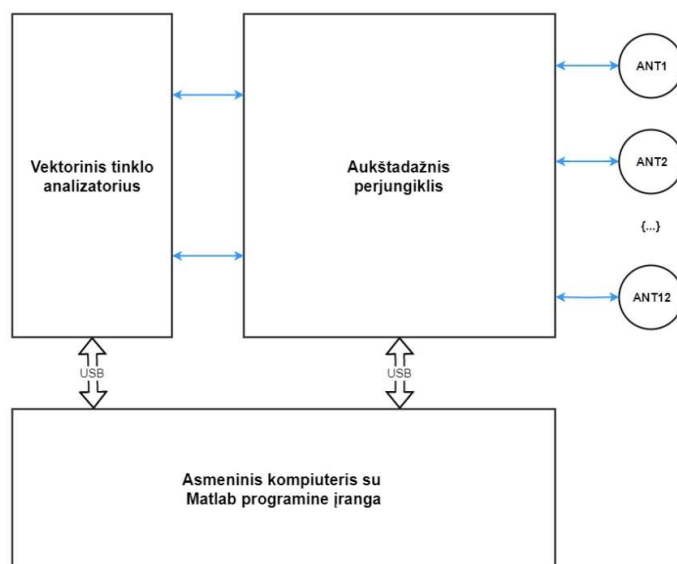
2.3. Skyriaus apibendrinimas

Baigiamojo darbo užduotyje išsikeltiems tikslams pasiekti pasirinktas naudoti spektrinis metodas. Šiame skyriuje pateiktas jo matematinis išvedimas ir paaiškinimas. Taip pat supažindinta su matematiškai pritaikomu atspindžių mažinimo filtru.

3. MIKROBANGŲ MEDICININIO VAIZDINIMO SISTEMOS PROJEKTAVIMAS

Šiame skyriuje pateikta mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos (MMVS) projektavimo eiga. MMVS sudaro signalo generavimo ir matavimo įrangą, aukštadažnis perjungiklis, antenos ir asmeninis kompiuteris su specialiai perjungiklio, generavimo ir matavimo įrangos valdymui sukurta programine įranga. Sistemos veikimo patikrinimui sudarytas galvos maketas.

Sistemos blokinė diagrama parodyta 3.1 pav.



3.1 pav. Projektuojamosios mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos blokinė diagrama

3.1. Signalo generavimo ir matavimo įranga

MMVS sudaroma remiantis antrame skyriuje aprašytu spektriniu metodu [11]. Pagrindinės pasirinkimo priežastys – metodo gebėjimas pakankamai tiksliai įvertinti galvos audinių vidinę struktūrą, atsparumas paviršiniams atspindžiams (naudojant atitinkamus filtrus) ir galėjimas panaudoti egzistuojančią aparatinę įrangą.

Mikrobanginių sistemose gali būti panaudoti įvairūs signalo generavimo ir priėmimo būdai. Norint realizuoti pasirinktą spektrinį metodą reikalinga turėti aparatinę įrangą, kuri gebėtų sukurti plačiajuostį aukštadažnį signalą ir tuo pat metu jį išmatuoti. Vienas iš galimų variantų – projektuoti specialią aparatinę įrangą atmestas iš karto dėl jos sudėtingumo ir kompleksiskumo. Pasirinktas variantas sistemos prototipui naudoti egzistuojantį vektorinį grandinių analizatorių, kuris galės būti panaudotas ir kitais tikslais. Kaip jau buvo minėta pirmame skyriuje, profesionalūs vektoriniai

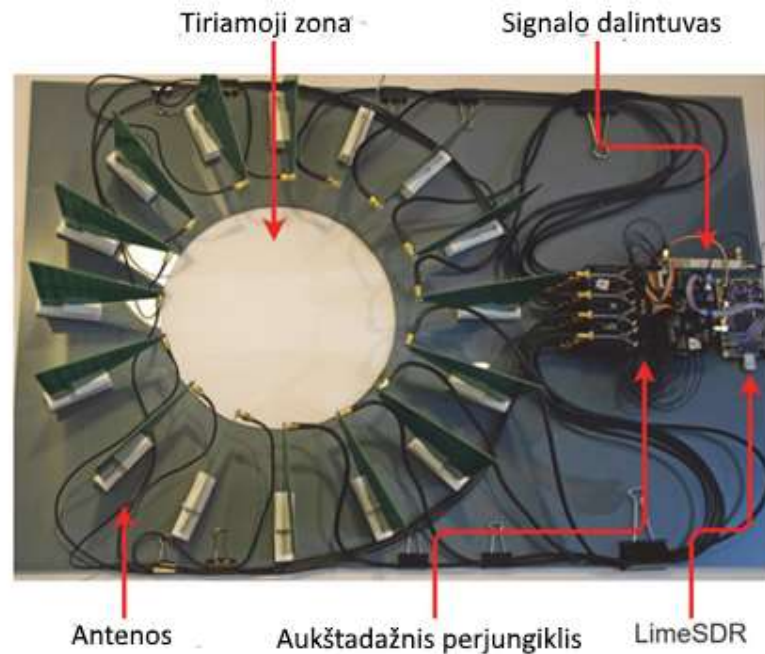
grandinių analizatoriai dar pakankamai neseniai kainuodavo arti šimto tūkstančių eurų ir nebuvo jiems jokių pigesnių alternatyvų. Dar ir dabar patikimų ir seniai rinkoje esančių gamintojų – „Rohde & Schwarz“, „Keysight“ (ankstesnis pavadinimas „Agilent“) naujausi modeliai kainuoja dešimtis tūkstančių eurų. Paskutiniu metu rinkoje atsirado naujų mažų įmonių, kurios parduoda originalius VNA, galinčius atlikti bazinius matavimus, vos už kelis tūkstančius dolerių. Kai kurie modeliai neturi ekranų ir yra jungiami tiesiai prie kompiuterio ir valdomi juose esančia programa. Prieš atliekant pasirinkimą buvo sudaryta pagrindinių parametrų palyginimo 3.1 lentelė.

3.1 lentelė. VNA palyginimas

Eil. nr.	Gaminio pavadinimas	Gamintojas	Maks. dažnių juostos taškas, GHz	S21 dinaminis ruožas, dB	Ekranas	Prijungimas prie PC	Kaina, eur.
1	„KC901V“	„Deepace Technology“	6,8	60	taip	MicroUSB, LAN	2000
2	„Pocket VNA 2.0“	„pocketVNA“	4	40	ne	MiniUSB	390
3	„Fieldfox N9916A“	„Keysight“	14	91	taip	USB, LAN	~15000
4	„PicoVNA“	„Pico Technology“	6	118	ne	USB	~4200
5	„VNA-0440“	„MegiQ“	4	85	ne	USB	2860

Atsižvelgiant į pagrindinių parametrų palyginimą pasirinktas VNA modelis pavadinimu KC901V, kurį gamina maža kinų įmonė „Deepace Technology“ [26].

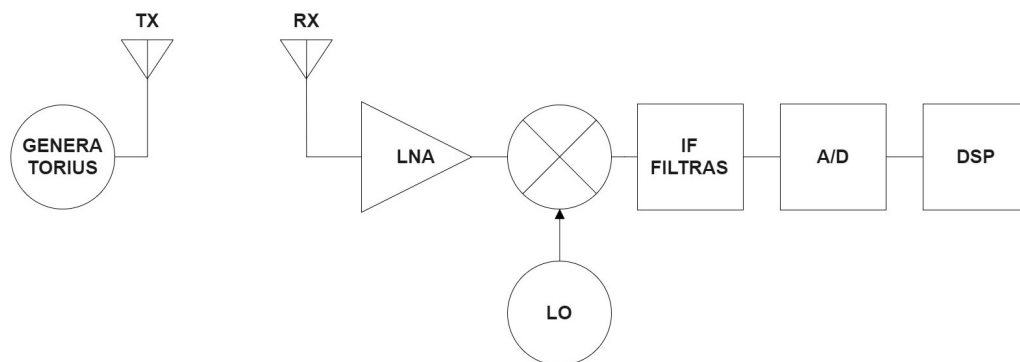
Įsitikinus sistemos veikimu, norint atpiginti MMVS, vietoj VNA galima panaudoti programine įranga paremtus radijo imtuvus (SDR), perdarytus veikti VNA režimu [27]. Vienas iš realių pritaikymo pavyzdžių, naudojant plačiai žinomą „LimeSDR“, parodytas 3.2 pav. [28].



3.2 pav. SDR naudoanti mikrobangų medicininio vaizdinimo sistema [28]

Supaprastinta VNA principinė aukštadažnės grandinės architektūra pateikta 3.3 pav.

Reikalingi matavimai atliekami naudojant tuo pat metu prietaiso siuntimo ir priėmimo kanalus.



3.3 pav. Supaprastinta VNA aukštadažnės grandinės architektūra

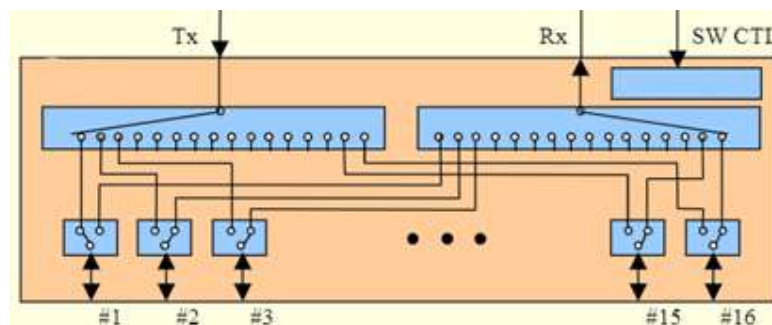
Aukštadažnis generatorius sukuria tam tikro dažnio signalą ir jį perduoda į prietaiso išėjimo prievadą, prie kurio prijungta plačiajuostė antena. Tuo pat metu prietaiso įėjimo prievadas detektuoja signalą per prie jo prijungtą analogišką priimančiąją anteną. Užfiksuotas signalas stiprinamas mažatriukšmiu aukštadažniu stiprintuvu ir po to pereina į tarpinius signalo filtrus ir į maišytuvus tikslesniam duomenų apdorojimui. Pabaigoje signalas patenka į analoginį – skaitmeninį keitiklį (dabartiniuose moderniuose VNA rezoliucija būna mažiausiai 14 bitų) ir į DSP. Mažais intervalais keičiant generuojamo signalo dažnį ir užfiksuojant jį imtuvo kanalo įėjime gauname daug diskrečių dažnio taškų su atitinkamomis amplitudės reikšmėmis. Tokiu būdu gaunamas sistemos plačiajuostis veikimas. Tolimesnis signalo apdorojimo etapas jau priklauso nuo VNA programinių gebėjimų.

Dažniausiai rezultatai vartotojui pateikiami S21 arba S12 perdavimo dažninėmis charakteristikomis lentelių arba grafikų pavidalu. Tam tikrais matavimų atvejais matuojant S11 arba S22 parametrus yra pasitelkiamas „Smith“ grafikais. Tolimesniam duomenų apdorojimui kitais programiniais paketais rezultatai išsaugomi į failus „Touchstone“ formatu. Juose esanti informacija – pagrindiniai spektrinio metodo algoritmo įėjimo duomenys.

3.2. Aukštadažnis perjungiklis

Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemose naudojama daugiau nei viena antena. Tam, kad kiekvienai antenai nereikėtų naudoti atskirų signalo generatorių ir priėmėjų, yra naudojami specialūs aukštadažniai perjungikliai. Jie gali būti įvairių tipų ir turėti skirtingas jungimo kombinacijas.

Dažniausiai perjungiklis sudaromas iš keliolikos mažų dvikanalių perjungiklių ir poros komponentų, turinčių įėjimą keliolika, o išėjimą – du kanalus. Įėjimo kanalai jungiami prie antenų, o



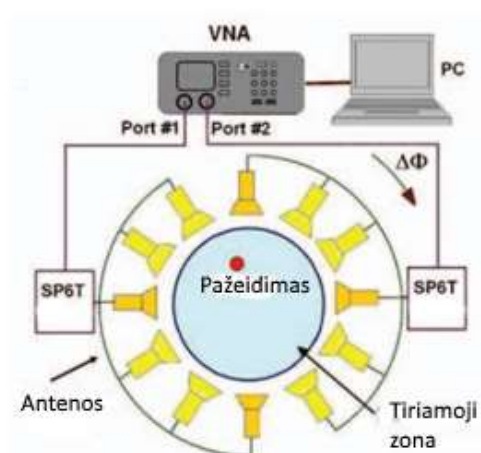
3.4 pav. Perjungiklio, sudaryto iš pramoninių komponentų, blokinė schema [9]

išėjimo – prie VNA. 3.4 pav. pateikta tokio perjungiklio blokinė schema [9]. Pagrindiniai komponentai – brangūs ir didelių matmenų pramoniniai perjungikliai (3.5 pav.). Šaltinyje paminėta, kad signalo izoliacija tarp skirtingų kanalų yra 110 dB. Naudojant tokią perjungimo architektūrą galima atlikti matavimus tarp bet kokių prie sistemos prijungtų dviejų antenų – viso įmanoma 240 skirtingų matavimų. Šis sprendimas, nors ir funkciškai yra tinkamas, tačiau sunkiai panaudotinas mažoje MMVS dėl didelių gabaritų.



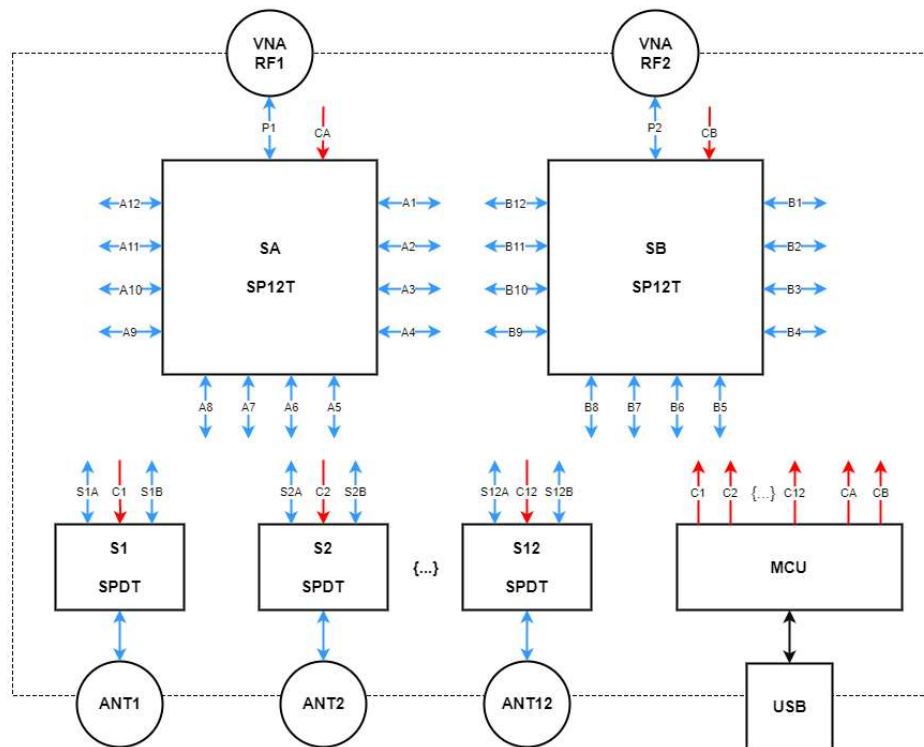
3.5 pav. Perjungiklis, sudarytas iš pramoninių komponentų [9]

Egzistuoja ir paprastesnių perjungimo architektūrinių sprendimų. 3.6 pav. pateikta sistema, sudaryta iš 12 antenų, kurios prijungtos prie VNA naudojant du šešių kanalų perjungiklius [29]. Taip gaunama viso skirtingų $6 \times 6 = 36$ matavimų tarp antenų porų. Tokios sistemos privalumas – maži įnešami nuostoliai į signalą dėl perjungiklių viengubos topologijos. Trūkumas – teoriškai maža sistemos skiriamoji geba dėl supaprastintos architektūros. Viena antenų pusė (viso 6 vnt.) veikia tik kaip siunčiamosios antenos, o kita – kaip priimančiosios. Straipsnyje [29] paminėta, kad perjungiklis naudojamas krūties pažeidimams diagnozuoti, tad mažos skiriamosios gebos gali ir pakakti dėl stipriai signalą atspindinčių audinių nebuvimo, tačiau naudojant analogišką architektūrą galvos pažeidimams tirti tai jau gali pavirsti rimtas sistemos trūkumais.



3.6 pav. Supaprastinta 6 x 6 perjungiklio schema [29]

Įvertinus analogiškas sistemas ir tai, kad pramoniniai perjungikliai yra didelių matmenų, daug kainuoja ir gali būti sunkiai panaudotini kituose projektuose, buvo pasirinktas būdas susiprojektuoti aukštadažnį perjungiklį panaudojant šiuolaikinius integrinius grandynus.

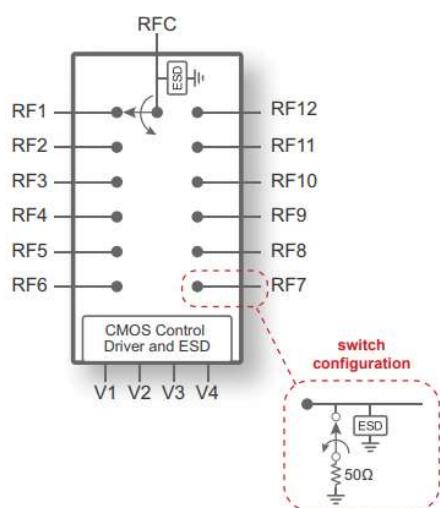


3.7 pav. Projektuojamo aukštadažnio 12 x 12 perjungiklio blokinė schema

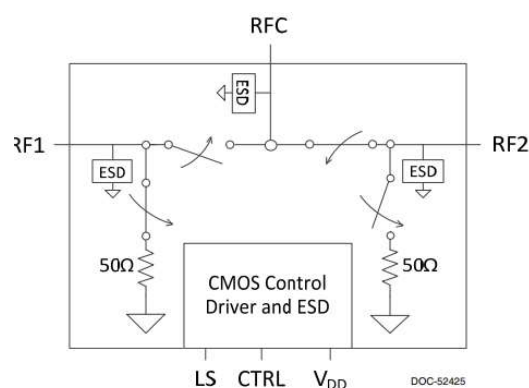
Projektavimas pradėtas nuo architektūros sudarymo (žr. 3.7 pav.). Mėlyna spalva žymi aukštadažnes grandines, raudona spalva – valdymo grandines. Buvo išsikeltas reikalavimas naudoti viename signalo trakte daugiausiai du perjungiklius. Tik tokiu būdu bus užtikrintas sąlyginai mažas signalo nuostolis. Rasti tinkamus dvikanalius integrinius grandynus nebuvo sudėtinga. Keblesnė situacija su dvylikos kanalų perjungiklių grandynais – rinkoje egzistuoja keletas variantų „Skyworks Solutions“ ar „Qorvo“ gamintojų produkcijoje, tačiau jie ne visai tinkami, nes jie skirti LTE technologijų sprendimams ir juose bent ant dviejų kanalų, skirtų prijungti prie siuntimo moduly, yra integruoti signalo filtrai. Todėl buvo atlikta rinkoje esančių perjungiklių integrinių grandynų analizė ir pasirinkti „Murata“ dukterinės kompanijos „Peregrine Semiconductor“ komponentai, pagaminti jų pačių patentuota „UltraCMOS“ technologija [30]. Pagrindiniai parinktųjų komponentų parametrai surašyti 3.3 lentelėje, remiantis jų specifikacijomis [31, 32]. 3.8 pav. pateiktos funkcinės diagramos.

3.3 lentelė. Naudojamų integrinių grandynų pagrindinių parametrų palyginimas

Eil. nr.	Komponento pavadinimas	Komponento gamintojas	Tipas	Įnešamas slopinimas į signalą, 1-4 GHz ruože	Izoliacija tarp skirtingų kanalų 1-4 GHz ruože	Dažnių juosta	Dydis
1	PE42412	„Peregrine Semiconductor“	SP12T	Maks. 2 dB	Min. 33 dB	10 MHz – 8 GHz	5 mm x 5 mm
2	PE42423	„Peregrine Semiconductor“	SPDT	Maks. 1,1 dB	Min. 39 dB	100 MHz – 6 GHz	3 mm x 3 mm



a)



b)

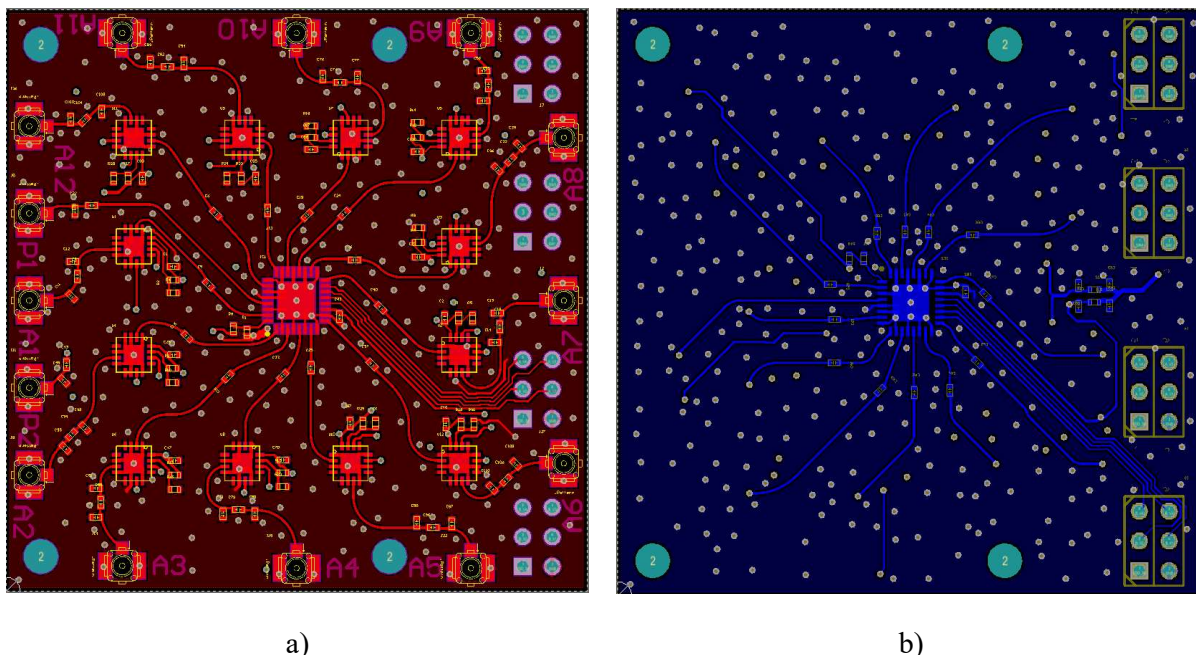
3.8 pav. PE42412 (a) ir PE42423 (b) integrinių grandynų funkcinės diagramos [31, 32]

Reikalingas komponentų kanalas įjungiamas duodant atitinkamą signalą į valdymo išvadus. PE42412 jų turi keturis, o PE42423 – vieną. Siekiant optimizuoti perjungiklio sistemos veikimą ir supaprastinti jos valdymą panaudojamas papildomas mikrovaldiklis (MCU), kurio paskirtis – būti tarpininku tarp kompiuterio ir perjungiklio funkcijas atliekančių integrinių grandynų. MCU jungiamas prie kompiuterio per USB magistralę, sukuriant virtualų serijinį prievadą. MCU bendrosios paskirties įvesties ir išvesties išvadai (GPIO) jungiami prie perjungiklių valdymo išvadų.

Po komponentų parinkimo buvo suprojektuota keturių sluoksnių spausdintinio montažo plokštė (PCB). Buvo išsikeltas uždavinys sudaryti mažo dydžio PCB, kuri galėtų būti universali ir lengvai pritaikoma mechaninėje MMVS konstrukcijoje. Pavyko viską sutalpinti į 5 cm x 5 cm dydžio plokštę.

Rezultatas viršijo lūkesčius, atsižvelgiant į tai, kad joje yra didelis aukštadažnių grandinių tankis – panaudoti 14 vnt. aukštadažnių integrinių grandynų ir 14 vnt. kontaktinių jungčių.

Visi aukštadažnių grandinių takeliai projektuoti pagal koplanarinių linijų reikalavimus. PCB sudaryta „Altium Designer“ aplinoje. Viršutinio ir apatinio sluoksnių vaizdai pateikiami 3.9 pav.



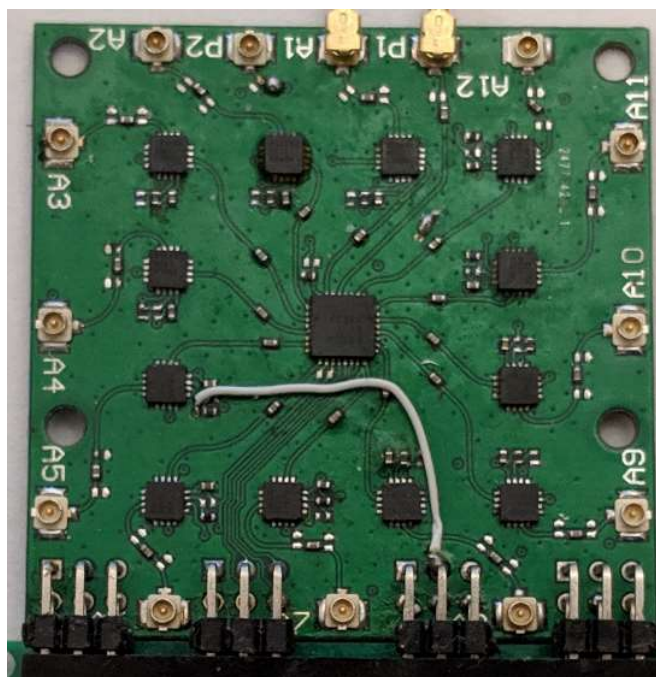
3.9 pav. Suprojektuotos aukštadažnio perjungiklio PCB viršutinio (a) ir apatinio (b) sluoksnių vaizdai

Siekiant suprojektuoti mažų matmenų MMVS buvo nuspręsta naudoti mažo diametro (1,13 mm), 30 cm ilgio aukštadažnius koaksialiuosius kabelius [33], vis dažniau sutinkamus modernioje ryšio įrangoje. Vienas kabelio galas lituojamas tiesiogiai prie antenos, o ant kito galo uždėtas aukštadažnis kištukas, kuris jungiamas prie jungties, užlituotos ant PCB. Pagrindiniai jų parametrai išvardinti 3.4 lentelėje.

3.4 lentelė. Kabelio ir jungčių pagrindinių parametų palyginimas

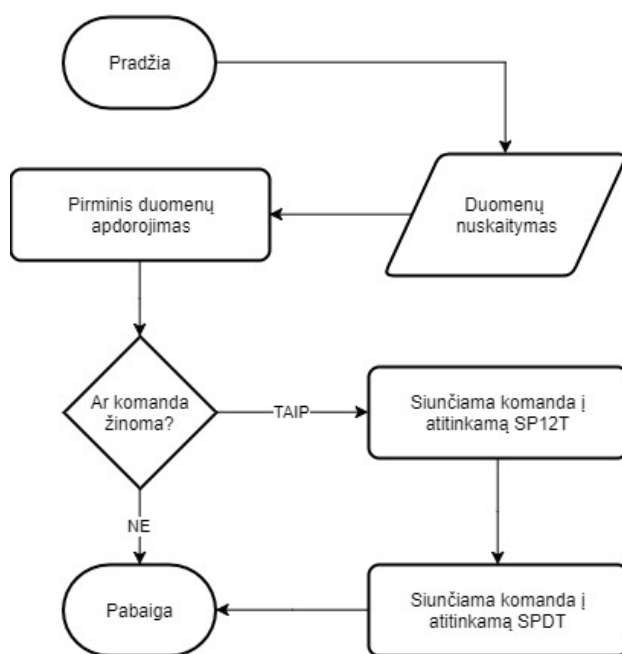
Eil. nr.	Komponento pavadinimas	Komponento gamintojas	Tipas	Įnešamas slopinimas į signalą, 1-4 GHz ruože	Dažnių juosta	Dydis
1	D113LWS5BT	„Wellshow“	Kabelis	2,4 GHz 2,5 dB/1m 6 GHz 4,2 dB/1m	0 ~ 8 GHz	Diametras 1,13 mm
2	U.FL-R-SMT-1(10)	„Hirose“	Jungtis	Maks. 0,3 dB	0 ~ 6 GHz	3 mm x 3 mm
3	U.FL-LP-068	„Hirose“	Kištukas			

Tam, kad būtų neprisirišta prie konkretaus MCU, PCB šone numatyta atskira jungtis MCU prijungimui. Suprojektuota MMVS bus bandomojoje stadijoje dar ilgą laiką tarpą, tad vietoje konkretaus MCU nuspręsta panaudoti lengvai ir greitai programuojamą „Arduino Pro Mini“ plokštę. 3.10 pav. pateikta pagaminta aukštadažnio perjungiklio plokštė. Visi jos komponentai sulituoti rankiniu būdu.



3.10 pav. Sulituota aukštadažnio perjungiklio plokštė

Perjungiklio MCU programinio kodo struktūrinė schema pateikta 3.11 pav. Veikimo metu yra pastoviai stebimas virtualusis serijinis prievadas ir laukiama, kol bus atsiųstos valdymo komandos. Priklausomai nuo gautųjų duomenų yra duodamos atitinkamiems integriniams grandynams. Jie išlaiko nustatytąją būseną tol, kol yra prijungtas maitinimo šaltinis. Po sėkmingo komandos realizavimo yra siunčiama ta pati komanda į asmeninį kompiuterį. Tokiu būdu yra užtikrinamas atgalinis ryšys – kompiuteryje veikianti programa gali sužinoti apie nekorektišką perjungiklio veiklą.



3.11 pav. Perjungiklio MCU programinio kodo struktūrinė schema

Sudarytas komunikacijos protokolas pateiktas 3.4 lentelėje. Perjungiklis, priklausomai nuo gauto simbolio (komandos) prie RF1 arba RF2 išvadų prijungia atitinkamą kanalą (anteną).

3.4 lentelė. Perjungiklio komunikacijos protokolas

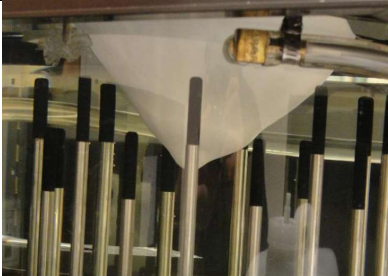
Komanda	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l
Rezultatas	RF1-A1	RF1-A2	RF1-A3	RF1-A4	RF1-A5	RF1-A6	RF1-A7	RF1-A8	RF1-A9	RF1-A10	RF1-A11	RF1-A12
Komanda	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
Rezultatas	RF2-A1	RF2-A2	RF2-A3	RF2-A4	RF2-A5	RF2-A6	RF2-A7	RF2-A8	RF2-A9	RF2-A10	RF2-A11	RF2-A12

Išviso prie VNA RF1 ir RF2 išvadų galima atlikti $(12 \times 12) - 12 = 132$ skirtingų kombinacijų prijungimų.

3.3. Plačiajuostės antenos

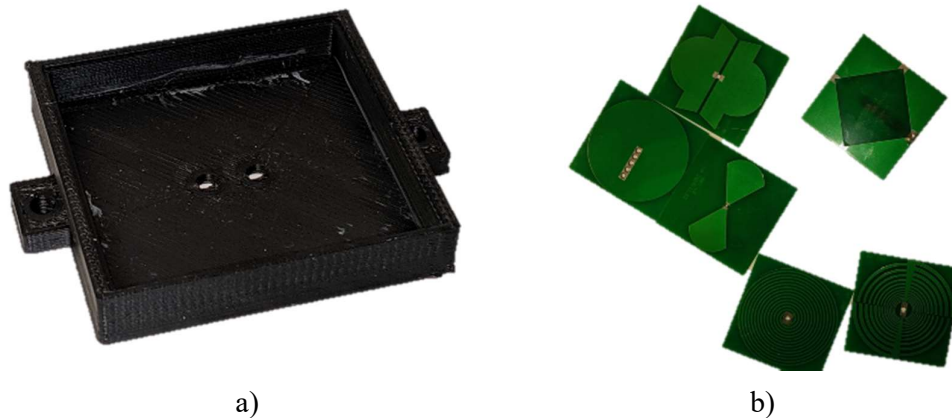
Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistema negali egzistuoti be antenų. Nagrinėtose sistemose naudojamos įvairių tipų specialiai projektuotos antenos. Jų susisteminta informacija pateikta 3.5 lentelėje.

3.5 lentelė. Analogiškose sistemose naudojamų antenų palyginimas

Numeris	Nuotrauka	Antenos tipas	Veikimo dažnių juosta	Šaltinis
1		Monopolinė	0,5–3,0 GHz	[8]
2		Stačiakampis bangolaidis	1 GHz	[14]
3		3D su integruotu dipoliniu elementu	1,1–3,4 GHz	[11]
4		Logoperiodinė	0,85–6,5 GHz	[28]

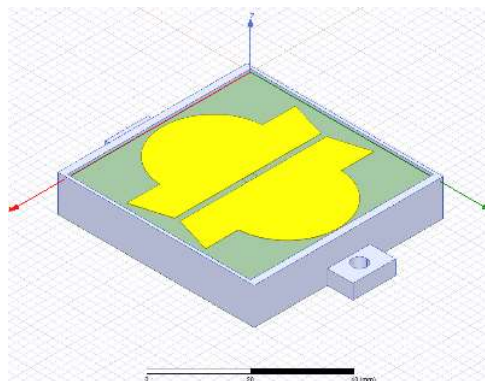
Paprasčiausiose krūties medicininio vaizdinimo sistemose [8] naudojamos monopolinės antenos, tačiau norint jas panaudoti tirti galvos smegenims būtų reikalinga didelė sistemos konstrukcija dėl poreikio izoliuoti antenų nugarinę dalį nuo aplinkos (antenos kryptingumo diagrama vienoda visomis kryptimis vienoje plokštumoje). Specifinėse sistemose, naudojančiose siaurą dažnių juostą [14], antenos funkciją atlieka stačiakampis bangolaidis. Taip pat, turint daug vietos konstrukcijoje, galima naudoti logoperiodinę anteną [28]. Jų pranašumas – labai plati dažnių juosta ir kryptinis veikimas. Egzistuoja bandymai suprojektuoti ir panaudoti originalios konstrukcijos antenas [11]. Tokio metodo pranašumas – galima sukurti anteną, kurios matmenys galėtų idealiai tikti reikiamai konstrukcijai, o kryptingumas ir S11 prametai gali būti tokie, kokių ir reikia.

Kuriant šiame darbe aprašytą MMVS buvo pasirinktas sudėtingesnis būdas. Nuspręsta projektuoti antenas atsižvelgiant į pradinius reikalavimus (sistema turi būti maža). Remiantis sudarytą mechanine konstrukcija maksimalus antenos dydis – 5 cm x 5 cm. Naudojantis „SolidWorks“ programinį paketą suprojektuotas antenos karkasas, kuris pagaminamas su 3D spausdintuvu iš ABS plastiko. Kitoje karkaso pusėje klijuojama lipni vario juosta per visą plokštumos plotą, veikianti kaip reflektorius. Pagrindinis antenos komponentas – PCB su specialios formos vario sluoksniu (žr. 3.12 pav.).

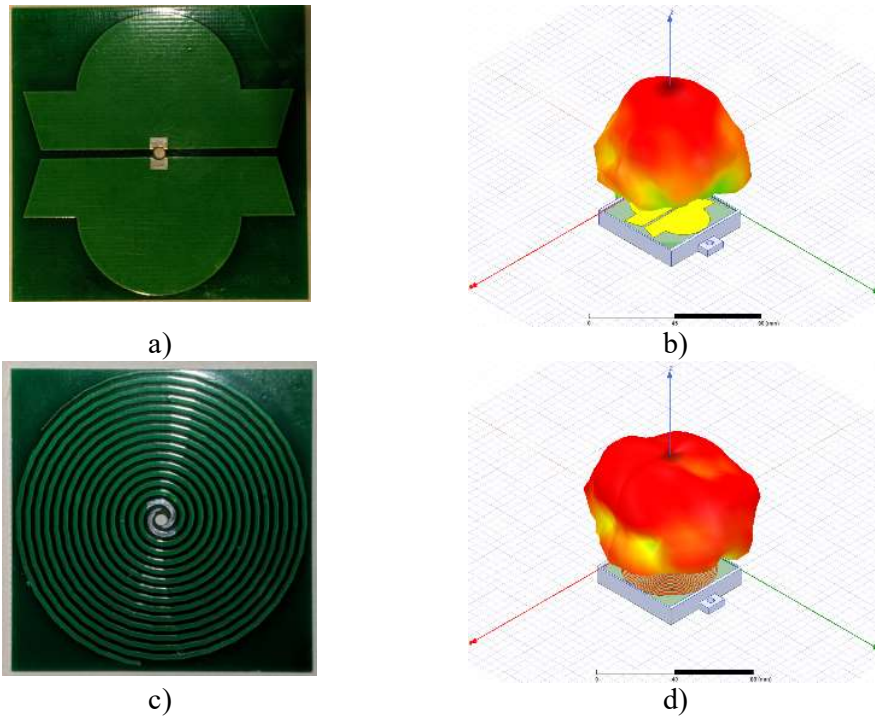


3.12 pav. Antenos karkasas (a) ir skirtingų antenų PCB (b)

Antenų projektavimui ir simuliacijai buvo pasirinktas „Microwave CST“ programinis paketas (žr. 3.13 pav.). Sukurtos ir pagamintos dvejų skirtingų tipų antenos, pavadintos V3 ir V6 pavadinimais (žr. 3.14 pav.). V3 – Archimedo tipo spiralinė antena, plataus dažninio diapazono ir turinti apskritiminę poliarizaciją. V6 antena sudaryta dipolinės antenos pagrindu, turi tiesinę poliarizaciją ir siauresnį veikimo dažninį diapazoną. Plačiau apie šių antenų parametrus bus aptarta 4.2 poskyryje.



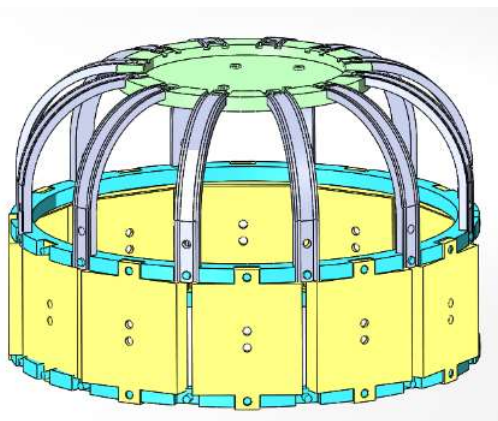
3.13 pav. Antenos projektavimas „Microwave CST“ programiniu paketu



3.14 pav. Suprojektuotosios antenos ir jų spinduliavimo kryptingumo diagramos. V6 antena (a, b), V3 – (c, d)

3.4. Mechaninė sistemos konstrukcija

Projektuojant mechaninę sistemos konstrukciją buvo siekiama ją padaryti modulinę, universalią ir lengvai pagaminamą. Todėl ateityje, norint ją modifikuoti, bus reikalinga iš naujo pagaminti tik tas dalis, kurios reikalaus pokyčių. Konstrukcija ir jos dalys suprojektuotos su „SolidWorks“ programiniu paketu ir atspausdintos 3D spausdintuvu iš ABS medžiagos. Iš viso panaudotos keturių skirtingų tipų detalės, bendras jų kiekis – 36 vnt. Visos detalės (įskaitant ir antenas) tarpusavyje susijungia be jokių papildomų tvirtinimo elementų. Viršuje numatyta platforma su tvirtinimo skylėmis, prie kurios galima pritvirtinti aukštadažnio perjungiklio PCB. Vertikaliosiose dalyse yra



a)



b)

3.14 pav. Surinkimo brėžinys programiniame pakete (a) ir pagamintos konstrukcijos vaizdas (b)

padaryti grioveliai patogiam koaksialinių kabelių, einančių nuo antenos, montavimui. Konstrukcija sudaryta taip, kad joje montuojamos antenos būtų išdėstytos taisyklingo apskritimo forma. Vidinis diametras – 25 cm, išorės aukštis – 21 cm.

Bendras surinkimo 3D brėžinys matomas 3.14 (a) pav. Šalia taip pat pateiktas pagamintos konstrukcijos vaizdas (b).

3.5. Galvos maketas

Išsikėlus tikslą sudaryti MMVS reikalinga turėti galimybę patikrinti jos veikimą. Sistemos potencialios diagnostavimo galimybės negarantuoja prieigos prie realių pacientų, kol nėra įrodytas tokios sistemos veiksmingumas. Žinoma, yra galimybė atlikti virtualias simuliacijas „Matlab“ aplinkoje arba kitomis elektromagnetinių laukų simuliacijos programomis, tačiau tam reikėtų skirti daug laiko, o ir rezultatas būtų nebūtinai patikimas. Todėl darant MMVS pageidautina turėti dirbtinį maketą.

Analizuojant literatūrą buvo rasti keli skirtingi galvos maketo gaminimo būdai. Vienas iš jų – sudarant labai tikslų galvos maketą, darant liejimo formas skirtingiems galvos audiniams, aprašytas ankstesniame skyriuje atliekant spektrinio metodo analizę. Būdas įdomus, tačiau ganėtinai kompliktuotas. Sistemos patikrinimui galima sudaryti ir paprastesnį galvos maketą, kuriame būtų bent dviejų skirtingų dielektrinių parametrų medžiagos – kaukolės imitacija ir smegenų parametrus atkartojantis užpildas. Sistemos kūrimo metu buvo ruošti trys skirtingi galvos maketai (žr. 3.15 pav.). Pateiktoje nuotraukoje abu kraštiniai maketai padaryti iš manekenų galvų nupjaunant viršugalvį



3.15 pav. Skirtingi maketai



3.16 pav. „Smegenų“ masės gaminimas

skirtingose vietose, o vidurinis maketas – kaukolė, atspausdintas su 3D spausdintuvu. 3.16 pav. pateikta „smegenų“ gaminimo proceso iliustracija. „Smegenų“ masės receptas– distiliuotas vanduo, agaro milteliai (naudojami kaip stingdančioji medžiaga), cukrus (mažina vandens dielektrinę skvarbą) ir druska (pagerina vandens laidumą) santykiu atitinkamai 58, 36, 6 ir 0,1 [19]. Pažeidimo imitacija sudaroma naudojant didesnę, kraujo dielektrinius parametrus atkartojančią medžiagą, kuri „implantuojama“ į tam tikrą maketo vietą. Sudedamosios dalys to pačios kaip ir smegenų masės mišinio, skiriasi tik proporcijos. 3.16 (a) pav. parodytas pilnai pagamintas galvos maketas. Viršugalvyje suformuotas 12 mm diametro smegenų pažeidimas, besitęsiantis apie 9 cm gilyn į smegenų vidų. To paties 3.16 (b) pav. parodytas supaprastintas maketas – indas su pripildytu skysčiu,

sudarytu remiantis smegenų mišinio sudedamosiomis dalimis (tik be agaro miltelių). Šio maketo paskirtis ir pagrindinis privalumas tas, jog jį naudojant atstumas nuo visų antenų iki maketo praktiškai vienodas. Taip pat patogiu į maketą įterpti papildomą objektą vis kitoje vietoje nejudinant visos konstrukcijos.



a)



b)

3.16 pav. Paruoštas galvos maketas (a) ir supaprastintas maketas – indas su specialiu skysčiu (b)

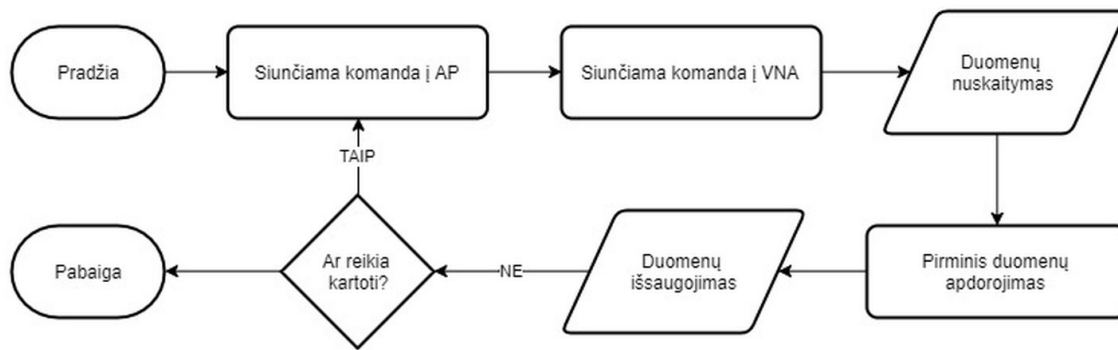
3.6. Programinė įranga

Šiuolaikinių pasiekimų ir mokslo dėka sudėtingi technologiniai uždaviniai sprendžiami ne tik aparatinėje įrangoje esančiuose mikrovaldikliuose, bet ir pasitelkiant prie jų prijungtus kompiuterizuotas sistemas. Atitinkamai ir MMVS be programinės įrangos būtų tik nieko nesugebančios aparatinės įrangos rinkinys. Sistemos projektuotojas turi platų pasirinkimą tarp egzistuojančių programavimo aplinkų, todėl svarbu padaryti gerą sprendimą jau pačioje pirmoje sistemos kūrimo fazėje įvertinant tokius faktus kaip kodo veikimo greitis aplinkoje, sintaksės paprastumas ir universalumas. Atsižvelgiant į išvardintąsias savybes buvo pasirinkta sistemos valdymą ir spektrinio metodo taikymą realizuoti „Matlab“ programinėje aplinkoje.

Sistemos programinės įrangos kodas išskirtas į dvi, viena nuo kitos nepriklausomai veikiančias dalis. Viena dalis atsakinga už duomenų gavimą iš aparatinės įrangos, o kita – už spektrinio metodo taikymą ir rezultatų išvedimą. Apie jas plačiau kituose skyreliuose.

3.6.1. Duomenų gavimo blokas

Duomenų gavimas tiesiogiai susijęs su aparatine įranga. Norint gauti duomenis reikalinga vienu metu valdyti tinklo grandinių analizatorių (VNA) ir suprojektuotąjį aukštadažnį perjungiklį. 3.17 pav. pateikta duomenų gavimo algoritmo blokinė diagrama.



3.17 pav. Duomenų gavimo algoritmo blokinė diagrama

Programinis kodas veikimo pradžioje inicializuoja komunikaciją tarp kompiuterio ir perjungiklio per virtualų serijinį prievadą. Perjungiklyje yra MCU, kuris valdomas paprastu protokolu. Aukštadažnis perjungiklis, gavęs komandą, prijungia atitinkamą anteną prie VNA pirmojo aukštadažnio prievado. Procesas analogiškai kartojamas ir prie VNA antrojo prievado prijungiama kita antena. Tokiu būdu išviso atliekami 132 vnt. prijungimai tarp skirtingų antenų porų.

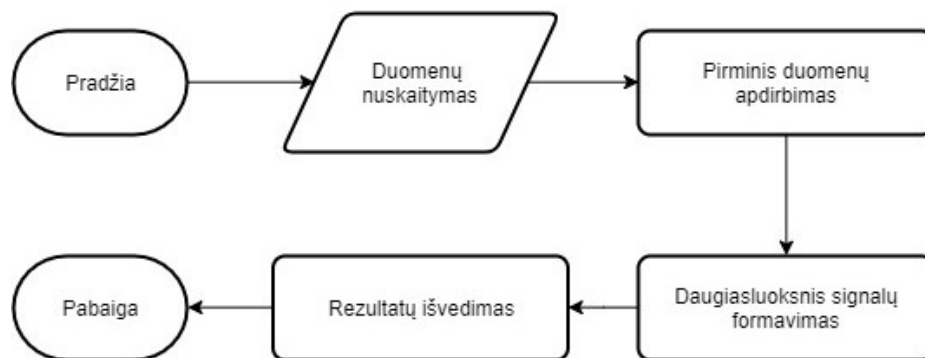
Atlikus reikiamus prijungimus yra inicializuojama komunikacija tarp kompiuterio ir VNA. Jie tarpusavyje sujungti per USB prievadą (per jį pasiekiamas VNA integruotasis virtualus serijinis prievadas). VNA komunikacijos protokolo aprašymas paimtas iš gamintojo svetainės [34]. Kodo rašymo pradžioje vienintelė turima dokumento versija buvo kinų kalbos. Naudojamas grandinių analizatorius nėra populiarus, informacijos apie jo programavimą mažai, tad šiuo dokumentu remiantis sudaryta originali VNA valdymo biblioteka, kuria naudojantis galima lengvai vykdyti reikiamas matavimų komandas. Išsiuntus į VNA S-parametrų matavimo komandą per tą patį serijinį prievadą yra gaunami matavimų rezultatai. Vieno ciklo – perjungiklio įjungimo ir VNA matavimo – trukmė apie 0,5 sekundės, tačiau laikas gali kisti priklausomai nuo dažnio atskaitos taškų kiekio. Kuo juo daugiau, tuo matavimai trunka ilgiau. Gautieji rezultatai apdorojami ir išsaugomi į atskirus failus. Apdorojimas reikalingas, nes pirminiai duomenys turi perteklinę informaciją ir yra netinkamai suformatuoti. Išsaugojimo procedūros metu duomenys rašomi į failus „Touchstone“ formatu. Failų pavadinime yra naudojami sugeneruoti indeksai i ir j , atitinkamai nusakantys iš kurios antenos į kurią yra paduodamas signalas.

Pagrindiniai konfigūruojamieji parametrai surašyti kodo pradžioje ir yra bendrai naudojami per visus programinius blokus. Kintamieji „startfreq“ ir „stopfreq“ nurodo pradinį ir galutinį dažnių juostos matavimų tašką. „Points“ kintamasis rodo kiek sistemoje yra naudojama dažnio atskaitos taškų ruože nuo „startfreq“ iki „stopfreq“.

Duomenų gavimo kodo rezultatas – išsaugota 144 vnt. failų „Touchstone“ formatu, kurie jau gali būti naudojami tolimesniame MMVS veikimo etape. Taip pat, esant poreikiui, sukurtuosius failus galima atidaryti naudojantis kitais programiniais paketais tarpinių rezultatų įvertinimui.

3.6.2. Spektrinio metodo blokas

Turint struktūrizuotą pradinių duomenų paketą galima pradėti taikyti spektrinį metodą. 3.18 pav. pateikiama spektrinio metodo algoritmo blokinė diagrama. Iš pradžių yra nuskaitymi visi duomenų gavimo bloko metu išsaugotieji failai. Pagrindiniai konfigūruojamieji parametrai yra tie patys kaip ir duomenų gavimo bloke. Papildomai naudojama keletas specialių parametrų, kurie reiškia atstumą tarp priešingose pusėse esančių antenų (tolygų tiriamosios zonos diametrai), atvaizdo segmentavimo dydį ir rezoliuciją. Taip pat yra nurodomas sistemoje naudojamų antenų kiekis, jų spindulys ir išdėstymo laipsniai. Pagal tai programa automatiškai apskaičiuoja visų dvylikos antenų pozicijų koordinates, kurios yra reikalingos įvertinant kampus ir atstumus.



3.18 pav. Spektrinio metodo algoritmo blokinė diagrama

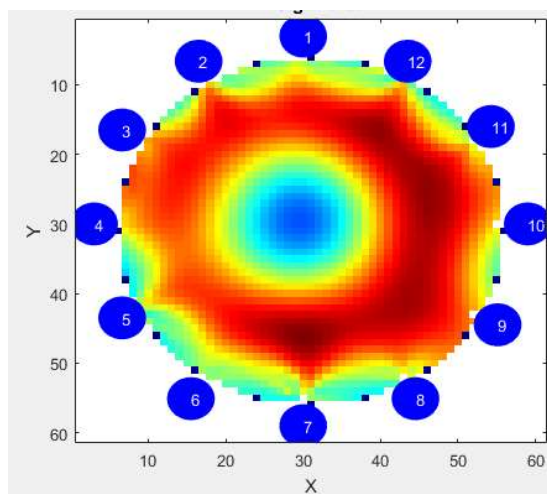
Po duomenų nuskaitymo realizuojamas pirminis duomenų apdirbimas. Jo metu yra pašalinami parazitiniai atspindžiai naudojant vidutinio matavimo atėmimą (matematinis algoritmas aprašytas 2.2 poskyryje).

Sekantis etapas – daugiasluoksnių signalų formavimas. Pradžioje pagal pradinius konfigūruojamus parametrus yra apibrėžiama tiriamoji zona – t. y. apskritimo formos plotas, esantis tarp antenų. Atskaitos koordinačių sistemos nuliniai taškai priskiriami apskritimo centre. Toliau imamas kiekvienas atskiras tiriamosios zonos taškas ir jam skaičiuojama specifinė vertė pagal 2.19

formulę. Skaičiavimai konkrečiam taškui kartojami 132 kartus, imant vis kitų antenų porų matavimų duomenis, atitinkamai apskaičiuojant reikalinguosius parametrus (kampus, atstumus). Galiausiai, visų 132 kartų suskaičiuoti duomenys yra sudedami ir priskiriami zonos taškui kaip jo unikali specifinė reikšmė. Algoritmas kartojamas ir kitiems dažnio atskaitos taškams gautus rezultatus sudedant prie prieš tai apskaičiuotosios reikšmės. Analogiškai skaičiavimai vykdomi ir kitiems apsibrėžtiesiems taškams, pradedant jo specifinės vertės skaičiavimą iš naujo.

Algoritmo pabaigoje, atlikus visus skaičiavimus, rezultatai pateikiami paveikslo pavidalu grafiškai atvaizduojant visas tiriamosios zonos taškų apskaičiuotąsias vertes. Spalvų skirtingas intensyvumas juos labiausiai išreiškiančiuose regionuose atitinkamai iliustruoja tiriamojoje zonoje esančių objektų (audinių) skirtingus dielektrinius parametrus.

Taip pat atvaizde, šalia tiriamosios zonos, aiškumui pagerinti yra nupaišomos sistemoje esančios antenos su jų indeksais (žr. 3.19 pav.).



3.19 pav. Spektrinio metodo bloko rezultatų išvestis. Intensyviausios raudonos spalvos vietos numato potencialiai pažeistą zoną

3.7. Skyriaus apibendrinimas

Šiame skyriuje aprašytas medicininio vaizdinimo sistemos smegenų traumoms diagnozuoti suprojektavimas. Tam panaudotos skirtingų sričių žinios. Aukštadažnis perjungiklis sukurtas naudojant aukštadžių grandinių žinias. Spausdintinė montažo plokštė (PCB) sudaryta su „Altium Designer“ programiniu paketu. Perjungiklio MCU sudarytas naudojantis „Arduino“ platforma. Antenos suprojektuotos su mikrobangų įtaisų modeliavimo programa „CST Microwave Studio“. Sistemos konstrukcijos karkasas suprojektuotas su 3D modeliavimo programa „SolidWorks“. Programinis spektrinio metodo kodas realizuotas „Matlab“ programiniu paketu.

Taip pat parinktas ir įsigytas tinklo grandinių analizatorius (VNA). Jo valdymas automatizuotas naudojantis „Matlab“.

Sistemos tikrinimui pagamintas dirbtinės galvos maketas su smegenų traumos imitacija.

4. MIKROBANGŲ MEDICININIO VAIZDINIMO SISTEMOS TYRIMAS

Šiame skyriuje pateikiami sudarytosios mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos tyrimų rezultatai. Tyrimų metu išmatuojamos aparatinės įrangos komponentų pagrindinės charakteristikos ir naudojant sudarytąjį maketą įvertinamas sistemos gebėjimas aptikti smegenų pažeidimą.

4.1. Aukštadažnio perjungiklio tyrimas

Sistemos veikimas tiesiogiai priklauso nuo aukštadažnio perjungiklio. Kiekvienas įtaisas, prijungtas signalo perdavimo trakte, pasižymi pastoviu slopinimu. Todėl yra būtina išlaikyti vienodą impedansą tarp skirtingų komponentų. Šiuo atveju projektuojant aukštadažnį perjungiklį visų naudotų aukštadažnių komponentų charakteringasis impedansas – 50 omų. Tokiu būdu užtikrinamas suderintas veikimas tarp skirtingų komponentų.

Norint įsitikinti perjungiklio veikimu išmatuojami įnešami nuostoliai signalui prijungiant atskirai visus galimus kanalus. Taip pat įvertinamas gebėjimas, atsižvelgiant į gautas komandas, junginėti reikiamus kanalus. Matuojant naudojamas vektorinis grandinių analizatorius (VNA) ir išmatuojamas perdavimo traktas (S12) dažninės charakteristikos pavidalu. Duomenims surinkti naudotas tas pats mikrobangų sistemai parinktas VNA, o aukštadažniui perjungikliui paeiliui siųstos komandos rankiniu būdu. Matavimai atlikti kambario temperatūroje. Prieš atliekant tyrimą sukalibruojami prie VNA prijungti matavimų laidai. Tokiu būdu pašalinama neigiama jų įtaka. 4.1 pav. parodytas atliekamas matavimas tarp RF1 ir A1 kanalų.



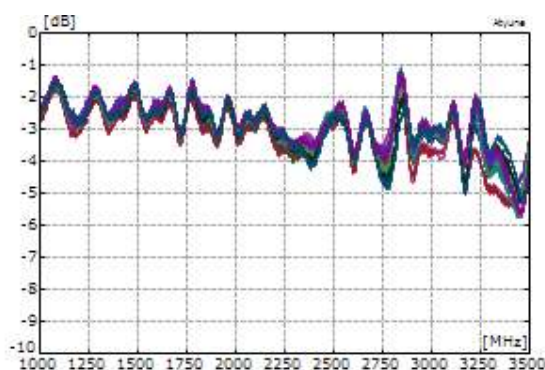
4.1 pav. Aukštadažnio perjungiklio įnešamų nuostolių matavimai (matuojama tarp RF1 ir A1)

Matavimų rezultatai pateikti 4.1 lentelėje ir 4.2 pav. Taip pat lentelėje pateikti teoriniai integrinių grandynų slopinimai, paimti iš jų techninės specifikacijos [31, 32]. Remiantis 3.2 poskyryje pateikta informacija didžiausią įtaką aukštadažnio perjungiklio įnešamiems slopinimams sudaro slopinimas

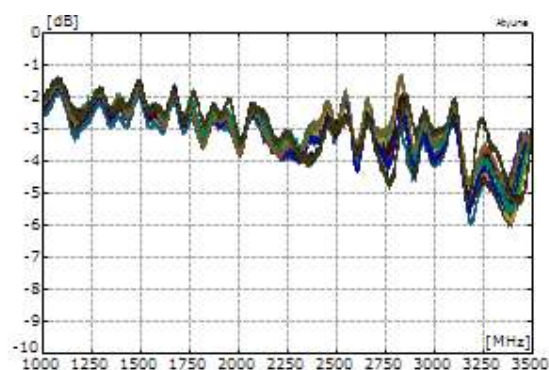
dėl integrinių komponentų. Atliekant vieno kanalo prijungimą signalas eina per SPDT ir SP12T grandynus, tad 4.1 lentėleje jų didžiausios teorinės reikšmės yra sudėtos. Analizuodami pateiktus duomenis matome, kad išmatuotieji slopinimai yra didesni už teorinius. Skirtumas (Δ) susidaro dėl įnešamo slopinimo iš pasyvių komponentų – PCB takelių, kondensatorių ir PCB panaudotų kiaurymių signalui pereiti iš vienos pusės į kitą.

4.1 lentelė. Išmatuotieji įnešami slopinimai į skirtingus perjungiklio kanalus

Įėjimas	Dažnis, GHz	Išėjime prijungtas kanalas ir jame įnešamas slopinimas, dB											
		A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	A11	A12
RF1 (matav.)	1–2	3,1	3,1	3,1	3,5	3,3	3,5	3,6	3,5	3,4	3,1	3,1	3,1
	2–3,5	4,9	5,5	5	5,2	5	5,3	5,3	4,8	4,5	5,5	5,5	5,1
RF1 (teorinis)	1–2	2,1	2,3	2,3	2,5	2,6	2,7	2,7	2,6	2,5	2,3	2,3	2,1
	2–3,5	2,5	2,6	2,6	2,8	2,9	3,1	3,1	2,9	2,8	2,6	2,6	2,5
Δ	1–2	1	0,8	0,8	1	0,7	0,8	0,9	0,9	0,9	0,8	0,8	1
	2–3,5	2,4	2,9	2,4	2,4	2,1	2,2	2,2	1,9	1,7	2,9	2,9	2,6
RF2 (matav.)	1–2	3	3,5	3,5	3,6	3,6	3,5	3,6	3,5	3,5	3,7	3,5	3,3
	2–3,5	5,1	5,9	5	5,3	5,5	6	6	5,2	5,2	4,8	5,5	5,5
RF2 (teorinis)	1–2	2,1	2,3	2,3	2,5	2,6	2,7	2,7	2,6	2,5	2,3	2,3	2,1
	2–3,5	2,5	2,6	2,6	2,8	2,9	3,1	3,1	2,9	2,8	2,6	2,6	2,5
Δ	1–2	0,9	1,2	1,2	1,1	1	0,8	0,9	0,9	1	1,4	1,2	1,2
	2–3,5	2,6	3,3	2,4	2,5	2,6	2,9	2,9	2,3	2,4	2,2	2,9	3



a)



b)

4.2 pav. Įnešamų slopinimų matavimų rezultatai grafiniu pavidalu: RF1 (a), RF2 (b)

Įnešamas slopinimas prie RF1 įėjimo prijungtuose kanaluose žemuose dažniuose (1–2 GHz) vidutiniškai yra mažesnis per 0,2 dB negu atitinkamai prijungtus prie RF2 kanalo, o aukštuose dažniuose – per 0,3 dB. Taip yra todėl, kad PCB RF2 kanalo aukštadažniuose traktuose yra panaudotos papildomos kiaurymės, kurios ir slopina signalą.

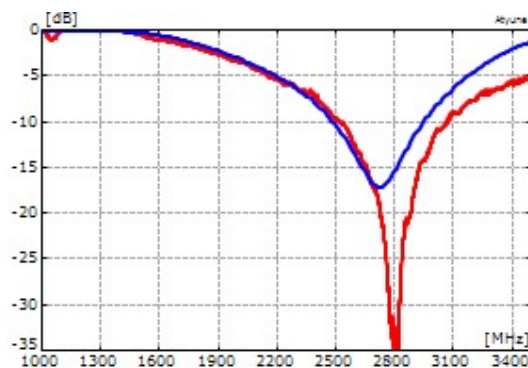
4.2. Antenų matavimai

Antenos – tai įtaisai, kurie geba priimti arba išsiųsti elektromagnetines bangas. Pagrindiniai jų parametrai – dydis, darbinių dažnių ruožas, kryptingumas, poliarizacija ir stiprinimas. Pagrindinis ribojantis veiksnys – fizinis antenos dydis. Praktiškai neįmanoma padaryti minimalių matmenų antenos, kurios pagrindiniai parametrai būtų identiški didelei antenai. Todėl dažniausiai einama į kompromisus ir supaprastinami nekritiniai reikalavimai. Projektuojant MMVS naudojamas antenas buvo iškelti pagrindiniai reikalavimai:

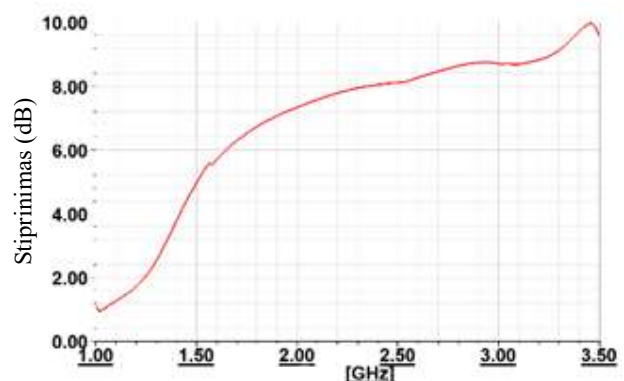
- matmenys ne didesni nei 50 mm x 50 mm;
- spinduliavimo diagrama einanti į vieną pusę;
- plačiajuostis darbinių dažnių ruožas nuo 2 GHz iki 3 GHz.

Šiame poskyryje pateikiami pagamintų antenų tyrimai ir įvertinamas jų tinkamumas kuriamai sistemai. Vienas iš svarbiausių parametrų – antenos darbinių dažnių ruožas patikrinamas su VNA išmatuojant antenos S11 parametą. Jis dar vadinamas atspindžio koeficientu ir nusako, kuri signalo dalis grįžta atgal dėl impedansų nesuderinamumo. Pavyzdžiui, kai S11=-10 dB, tai grįžta atgal 10 % signalo, o turint S11=-6 dB grįžta tik 25 %. Antenos veikimui užtikrinti reikia, kad jos darbinio dažnio ruože S11 parametras būtų bent -6 dB.

Pagamintų antenų varianto „V6“ atspindžio koeficiento priklausomybės nuo dažnio pateiktos 4.3 pav. Grafikuose taip pat įkelti susimuliuoti antenų S11 parametrai. Šalia pateikiama antenos stiprinimo priklausomybė nuo dažnio.



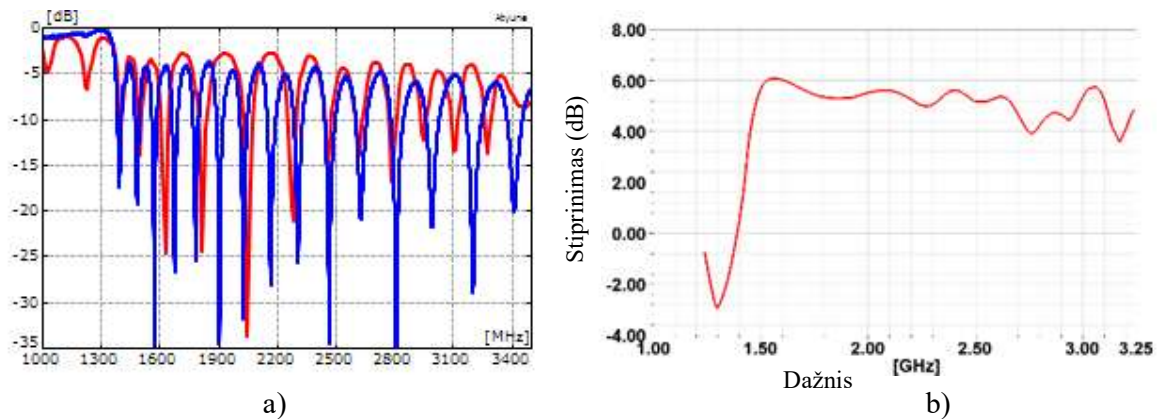
a)



b)

4.3 pav. Antenų varianto „V6“ atspindžio koeficiento realių (raudona) ir susimuliuotų (mėlyna) priklausomybės nuo dažnio (a). Dešinėje pusėje – susimuliuota stiprinimo priklausomybė nuo dažnio (b)

4.4 pav. pateikti kito tipo antenų (variantas „V3“) išmatuotų ir susimuliuotų parametrų grafikai.



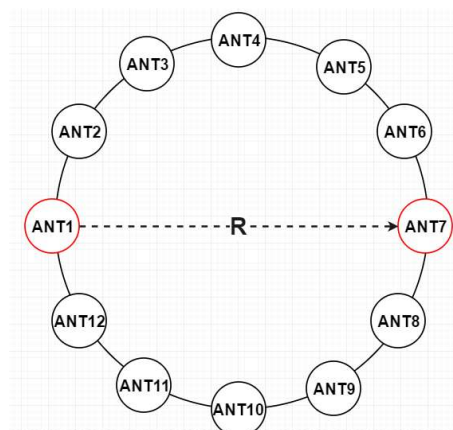
4.4 pav. Antenų varianto „V3“ atspindžio koeficiento realių (raudona) ir susimuliuotų (mėlyna) priklausomybės nuo dažnio (a). Dešinėje pusėje susimuliuota stiprinimo priklausomybė (b)

Toliau pateikiama sudaryta abiejų antenų pagrindinių parametrų 4.2 lentelė.

4.2 lentelė. Antenų variantų pagrindinių parametrų palyginimas

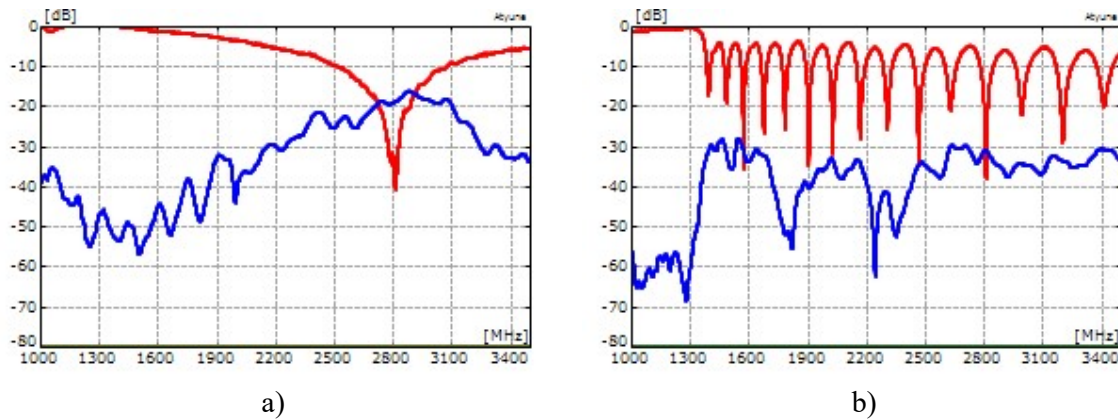
Antena	Darbinių dažnių ruožas	Stiprinimas
V6	2300–3300 MHz	~ 8 dBi
V3	1500–3400 MHz	~ 5,5 dBi

Siekiant įvertinti ir palyginti antenas esant realioms sąlygoms buvo atliktas dar vienas matavimas. Dvi tos pačios antenos įmontuotos lygiagrečiai viena prieš kitą sistemos konstrukcijoje ir naudojant VNA yra išmatuotas S21 parametras įvertinant antenų tarpusavio ryšį (žr. 4.5 pav.).



4.5 pav. Tarpusavio ryšio matavimai. Matuojamosios antenos pažymėtos raudonai

Matavimų rezultatai pateikti 4.6 pav. Raudona spalva – antenų S11 parametrai, mėlyna spalva –

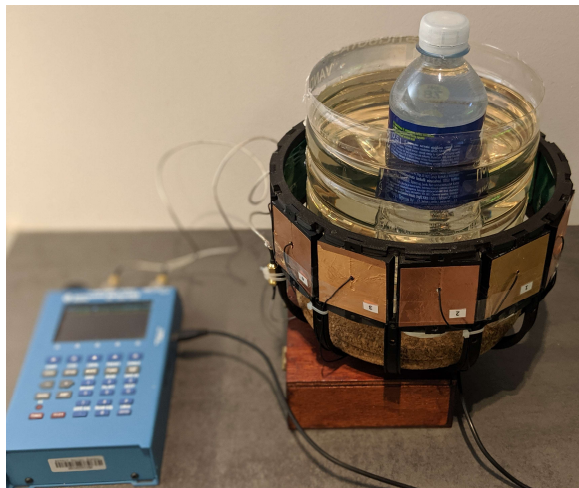


4.6 pav. Antenos „V6“ (a) ir antenos „V2“ (b) parametrų grafikai. Raudona spalva – antenų S11 parametrai, mėlyna spalva – antenų tarpusavio ryšio S21 parametrai matuojant tiesiogiai per aukštadažnį perjungiklį

antenų tarpusavio ryšio S21 parametrai matuojant tiesiogiai per aukštadažnį perjungiklį. Pagal pateiktus grafikus matome ryškią koreliaciją tarp S11 ir S21 parametrų antenoje „V6“. Stipriausias antenų tarpusavio ryšys matomas taške 2850 MHz ir siekia -18 dB. Panaši tendencija matoma ir antenos „V3“ matavimuose. Antenų tarpusavio ryšys atsiranda tik tame ruože, kuriame matomi S11 pasikartojantys rezonansai. Rezultatai neprilygsta „V6“ variantui – maksimali S21 parametro vertė pasiekia tik apie -32 dB, todėl antena „V3“ nėra tinkama naudoti šioje mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemoje.

4.3. Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos tyrimas

Mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos tyrimas pradėtas nuo bandymų naudojant supaprastintą maketą – indą, aprašytą 3.5 poskyryje. Bandymų nuotrauka pateikta 4.7 pav.

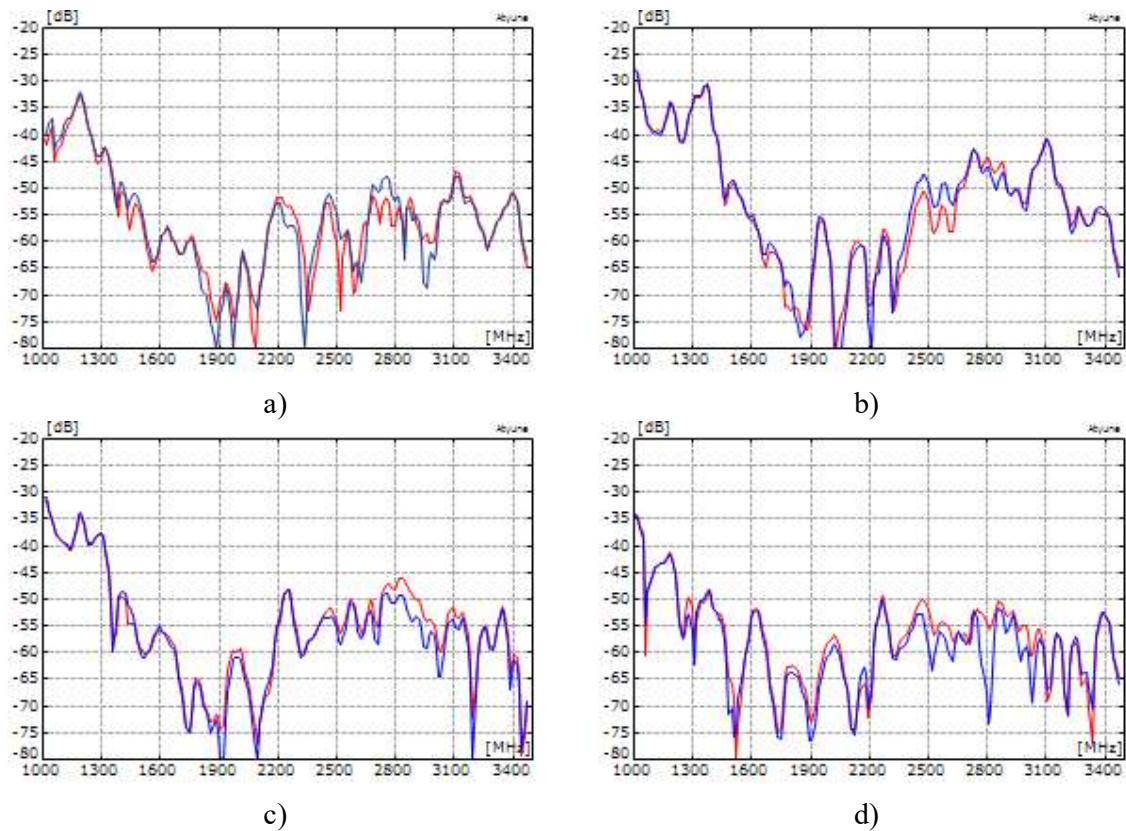


4.7 pav. Bandymai naudojant supaprastintą maketą

Sistemos darbas pradedamas įjungus duomenų nuskaitymo „Matlab“ kodą. Jo metu yra išmatuojami ir kompiuteryje išsaugomi visi įmanomi sistemoje esančių antenų tarpusavio ryšiai „Touchstone“ failų pavidalu (išviso 144 vnt. skirtingų failų). Procesas užtrunka (naudojant 200 dažnių atskaitos taškų) apie 2 minutes.

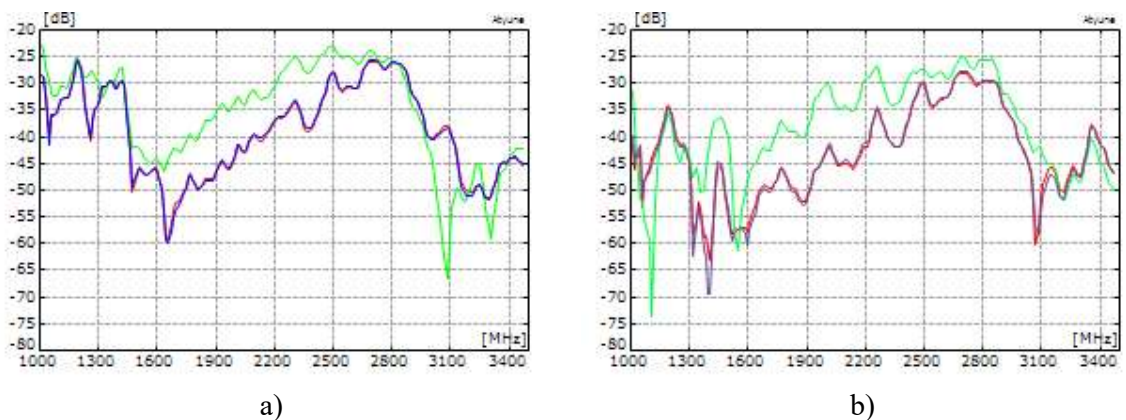
Po atliktų matavimų makete įterpiamas plastikinis buteliukas su viduje pripildytu specialiu tirpalu, imituojančiu kraujo dielektrinius parametrus. Matavimai atlikti pakartotinai.

Vykdytas atskiras vienkartinis tyrimas siekiant įsitikinti aparatinės įrangos gebėjimu atpažinti įterptinius objektus. Jo metu analizuoti išsaugotieji failai rankiniu būdu. Analizės metu antenų tarpusavio ryšiuose (S_{21} charakteristikose) ieškota pakitimų dėl įterptojo objekto įtakos. Pagal 4.7 pav. matome, kad potencialiai didžiausia galima įtaka tarpusavio ryšiui tarp antenų gali būti A_1 , A_2 , A_3 , A_4 , A_{10} , A_{11} ir A_{12} pozicijose, esančiose greta įterptojo objekto. Todėl tolimesniam nagrinėjimui parinktos $A_{1,3}$, $A_{1,4}$, $A_{1,10}$ ir $A_{1,11}$ antenų porų charakteristikos (žr. 4.8 pav.). Jos lyginamos su analogiškomis charakteristikomis, gautomis matuojant maketą be įterptojo objekto. Grafikuose (a) ir (b) galima įžvelgti, kad įterptasis objektas atspindi į jį nukreiptą signalą ir tam tikrame dažnio spektre (2,3 GHz iki 3 GHz) galimas signalo padidėjimas per 5–10 dB. Tačiau galimas ir signalo lygio sumažėjimas, jei signalas sklinda tiesiai į tiriamąjį objektą, t. y. jis yra signalo tiesioginiame kelyje (žr. 4.8 (c) ir (d) pav.).



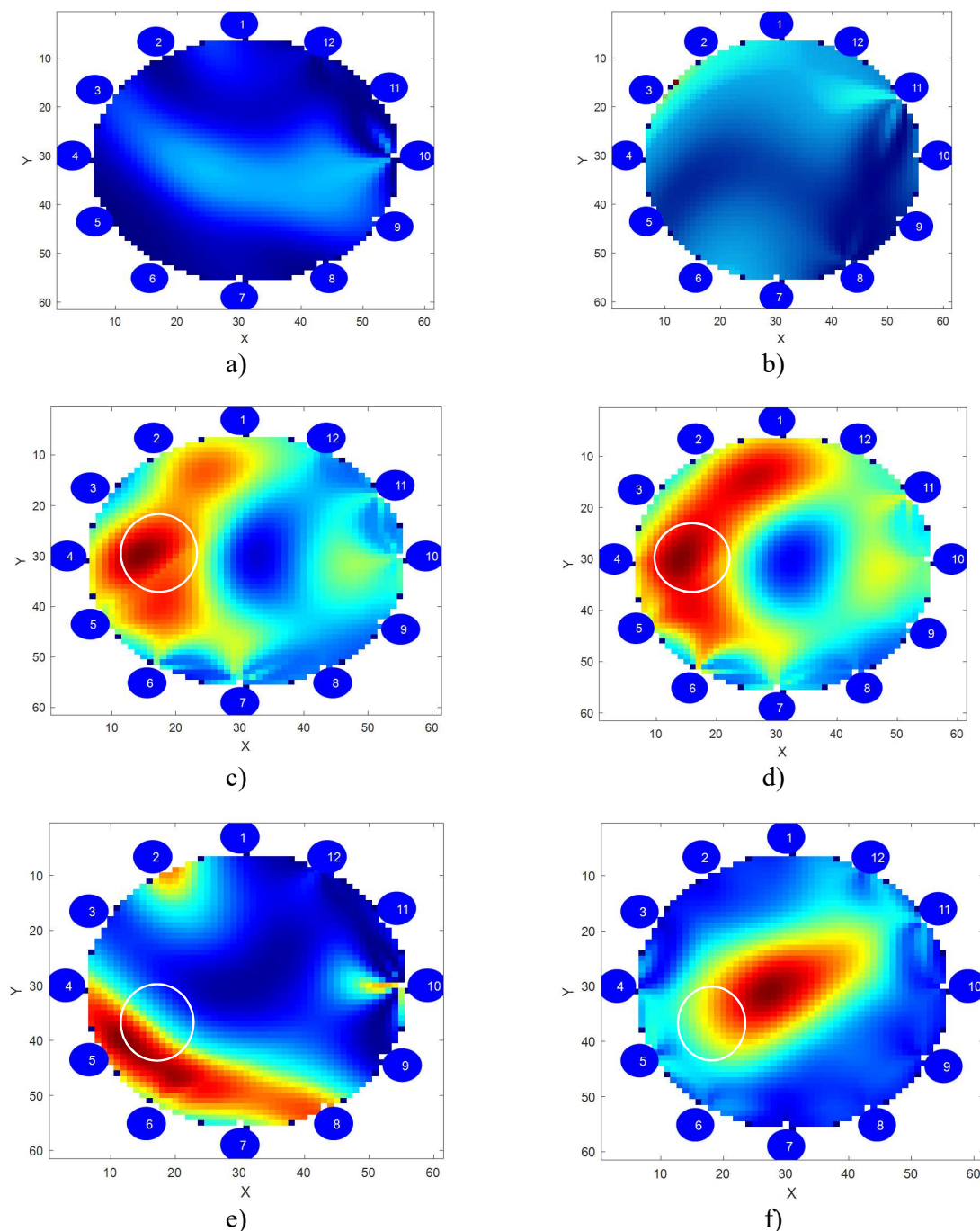
4.8 pav. Tarpusavio ryšių palyginimas. (a) $A_{1,11}$, (b) $A_{1,3}$, (c) $A_{1,4}$, (d) $A_{1,10}$. Raudona spalva vientiso maketo grafikai, mėlyna spalva – maketo su įterptuoju objektu

$A_{1,2}$ ir $A_{1,12}$ charakteristikos pateiktos 4.9 pav. Pagal jas matome, kad tarp artimiausiai viena kitos esančių antenų egzistuoja stiprus tarpusavio ryšys, mažai priklausantis nuo greta jų esančių objektų. Panašios formos charakteristikos užfiksuotos ir be tiriamojo objekto (žalios spalvos grafikas), tad galima daryti išvadą, kad greta esančių antenų matavimų rezultatų negalima naudoti sistemos skaičiavimams be papildomo jų interpretavimo.



4.9 pav. Greta esančių antenų tarpusavio ryšių (a) $A_{1,2}$, (b) $A_{1,12}$ palyginimas. Raudona spalva vientiso maketo grafikai, mėlyna spalva – maketo su įterptuoju objektu. Žalia – be maketo

Turint pradinis duomenis jau galima atlikinėti sistemos vaizdinimo tyrimus. Sistemos spektrinio metodo blokas paleidžiamas taip pat „Matlab“ terpėje. Iš pradžių kodas nuskaityto išsaugotuosius duomenis ir su jais atlieka atspindžių filtro skaičiavimus. Tik apdorojus duomenis jau atliekamas tolimesnis spektrinio metodo taikymas.

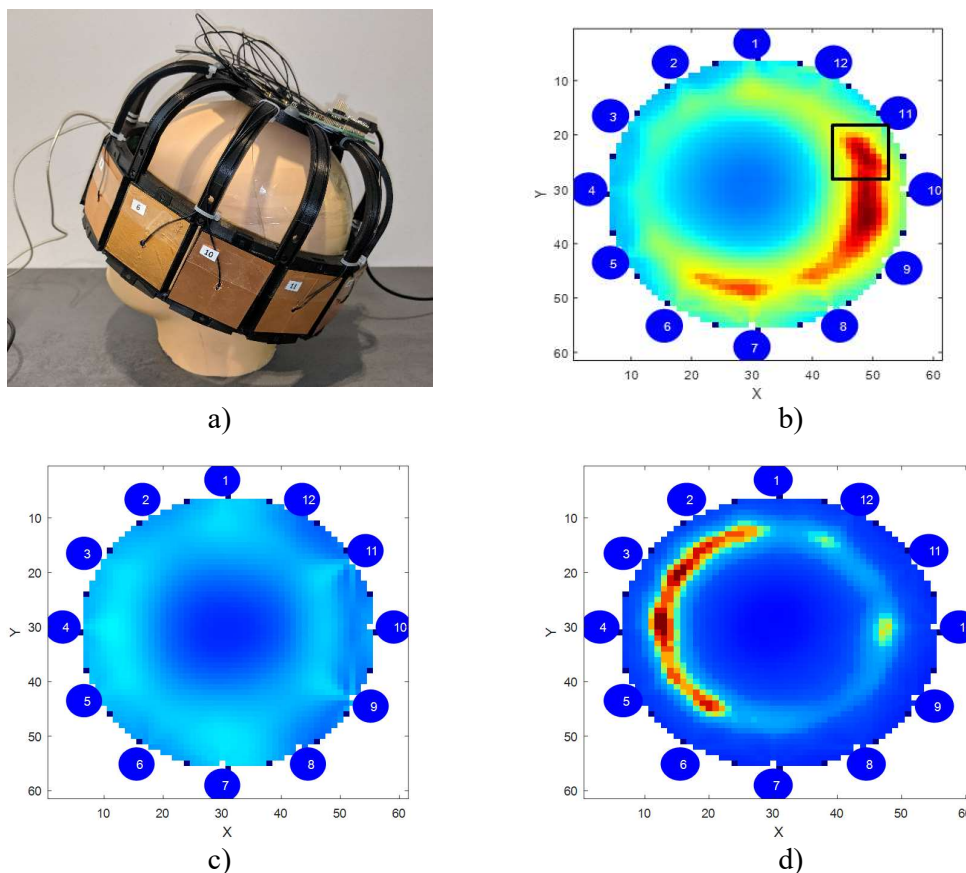


4.10 pav. Sistemos vaizdinimo gebėjimų priklausomybė nuo dažnių atskaitos taškų.

Baltai apibraukta zona su įterptuoju objektu. Naudoti 81 dažnių taškai (a, c, e), naudoti 24 taškai (b, d, f)

Toliau sistemos tyrimas buvo daromas naudojant tris skirtingas maketo modifikacijas – be įterptojo objekto ir su įterptais objektais skirtingose vietose. Tyrimų eigoje buvo tirtas sistemos gebėjimas vienalytėje medžiagoje atpažinti įterptąjį objektą, turintį kitokius dielektrinius parametrus. Rezultatai pateikti 4.10 pav. Raudonos spalvos intensyvumas tiriamojo objekto plokštumoje atvaizduoja zoną, kuri daugiausiai atspindi signalą. Jei sistema naudojama su medicininio maketu, tai atitinkamai ši zona žymi potencialią pažeidimo vietą.

Geriausias rezultatas pasiektas naudojant 81 vnt. taškus, kurių dažniai atitinka antenos pralaidumo juostą (2300–3300 MHz). Skaičiavimai, naudojant tiek taškų, užtrunka labai ilgai, todėl eksperimentuota keičiant metode naudojamų atskaitos dažnių taškų kiekį juos mažinant, kol bus pasiekta atvaizdo kokybė panaši į variantą su 81 vnt. Skaičiavimai, naudojant 24 taškus, užtrunka 31 minutę, kai naudojant 81 tašką tenka laukti 1 h 48 minutes. Norint paspartinti sistemos veikimą naudingiau būtų gerokai optimizuoti kodą, kuris šiuos atveju buvo sudarytas neatsižvelgiant į vykdymo spartos efektyvumą. Tokiu būdu būtų neprarasta vaizdinimo rezoliucija mažinant dažnių atskaitos taškus.



4.11 pav. Sistemos bandymai su dirbtiniu galvos maketu, turinčiu pažeidimą juodai pažymėtoje zonoje (a) ir (b). Vaizdinimo rezultatai su „sveiku“ maketu (c) ir (d)

Toliau sistema testuota su dirbtiniu galvos maketu (žr. 4.11 (a) pav.). Bandymų metu su maketu, turinčiu pažeidimą, sistema apytiksliai numatė potencialią pažeidimo vietą (žr. 4.11 (b) pav.). Taip pat buvo atlikti matavimai su maketu prieš jame darant pažeidimų imitaciją. Bandyta naudoti vis kitas maketo pozicijas tiriamojoje zonoje. Pastebėta, kad atvaizdavimo kokybė priklauso nuo to, ar atstumas nuo priešingose pusėse esančių antenų iki maketo yra vienodas. Esant didesniai atstumų netolygumui atvaizduojami fiktyvūs pažeidimai tose vietose, kur atstumas nuo maketo iki antenų yra mažiausias (žr. 4.11 (d) pav.).

Sistemos veikimą galima būtų patobulinti ne tik efektyvinant programinį kodą, bet ir naudojant naujas pagamintas antenas, veikiančias žemesniais dažniais. Taip būtų galima pasiekti didesnį signalo įsiskverbimą į tiriamąjį objektą dėl didesnio jų bangos ilgio. Norint sumažinti atvaizde matomų fiktyvių, pažeidimų imituojančių zonų, galima naudoti ir kitokius, pažangesnius parazitinių atspindžių mažinimo filtrus. Egzistuoja galimybės automatiškai numatyti tiriamojo objekto kontūrus stebint antenų rezonansinių dažnių pasislinkimus dėl greta esančių objektų.

Apibendrinant tyrimų rezultatus galima teigti, kad pavyko sukurti mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos prototipą, kuri geba vienalytėje medžiagoje aptikti įterptą objektą.

4.4. Skyriaus apibendrinimas

Šiame skyriuje ištirti sudarytosios sistemos pagrindiniai mazgai:

- Atliktas pagaminto aukštadažnio perjungiklio tyrimas, išmatuotos pagrindinės charakteristikos ir įsitikinta tinkamu jo veikimu.
- Išmatuotos pagamintosios antenos, atliktas jų palyginimas su teoriniais simuliacijos rezultatais, taip pat išbandytos su aukštadažniu perjungikliu.

Taip pat ištirtas sudarytosios sistemos veikimas su dirbtiniais galvos maketais ir įsitikinta sistemos gebėjimu atpažinti makete įterptą objektą.

APIBENDRINIMAS. IŠVADOS

1. Apžvelgtos egzistuojančios skirtingos medicininio vaizdinimo sistemos. Taip pat pateikti jų privalumai ir trūkumai. Išnagrinėtos kelios skirtingos sistemos. Pateikti jų panaudojimų būdai ir veikimo principai. Remiantis jais ir buvo išsikeltas tikslas sukurti mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemą naudojant spektrinį metodą dėl jo universalumo.
2. Išanalizuotas ir aprašytas spektrinis metodas. Taip pat apžvelgtos kelios skirtingos galimybės pašalinti parazitinių atspindžių įtaką. Analizuojamajam spektriniam metodui pritaikytas matematinis atspindžių mažinimo filtras.
3. Suprojektuota medicininio vaizdinimo sistema smegenų traumoms diagnozuoti. Tam panaudotos skirtingų sričių žinios. Aukštadažnio perjungiklio spausdintinė montažo plokštė (PCB) sudaryta „Altium Designer“ programiniu paketu. MCU perjungiklio sudarytas naudojantis „Arduino“ platforma. Antenos suprojektuotos mikrobangų įtaisų modeliavimo programa „CST Microwave Studio“. Sistemos konstrukcijos karkasas suprojektuotas 3D modeliavimo programa „SolidWorks“. Programinis spektrinio metodo kodas realizuotas „Matlab“ programiniu paketu. Taip pat parinktas ir įsigytas tinklo grandinių analizatorius (VNA). Realizuotas jo automatizuotas valdymas naudojantis „Matlab“. Sistemai tikrinti pagaminti dirbtinės galvos maketai su smegenų traumos imitacija.
4. Ištirtas pagamintos sistemos pagrindinių komponentų savybės, įsitikinta jų tinkamu veikimu. Taip pat ištirtas mikrobangų medicininio vaizdinimo sistemos prototipas. Įsitikinta, kad jis vienalytėje medžiagoje gali aptikti įterptą objektą. Todėl galima daryti prielaidą, kad sistema galėtų būti tinkama medicininėms reikmėms.
5. Sistemos veikimą galima būtų patobulinti ne tik efektyvinant programinį kodą, bet ir naudojant naujas pagamintas antenas, veikiančias žemesniais dažniais. Taip būtų galima pasiekti didesnę signalo įsiskverbimą į tiriamąjį objektą dėl didesnio jų bangos ilgio. Norint sumažinti atvaizde matomų fiktyvių, pažeidimų imituojančių zonų, galima naudoti ir kitokius, pažangesnius parazitinių atspindžių mažinimo filtrus. Galima atpiginti gaminį vietoj VNA panaudojant SDR. Norint sukurti iki galo veikiančią sistemą lygiagrečiai spektriniam metodui galima būtų taikyti ir intelektualias sistemas.

LITERATŪRA

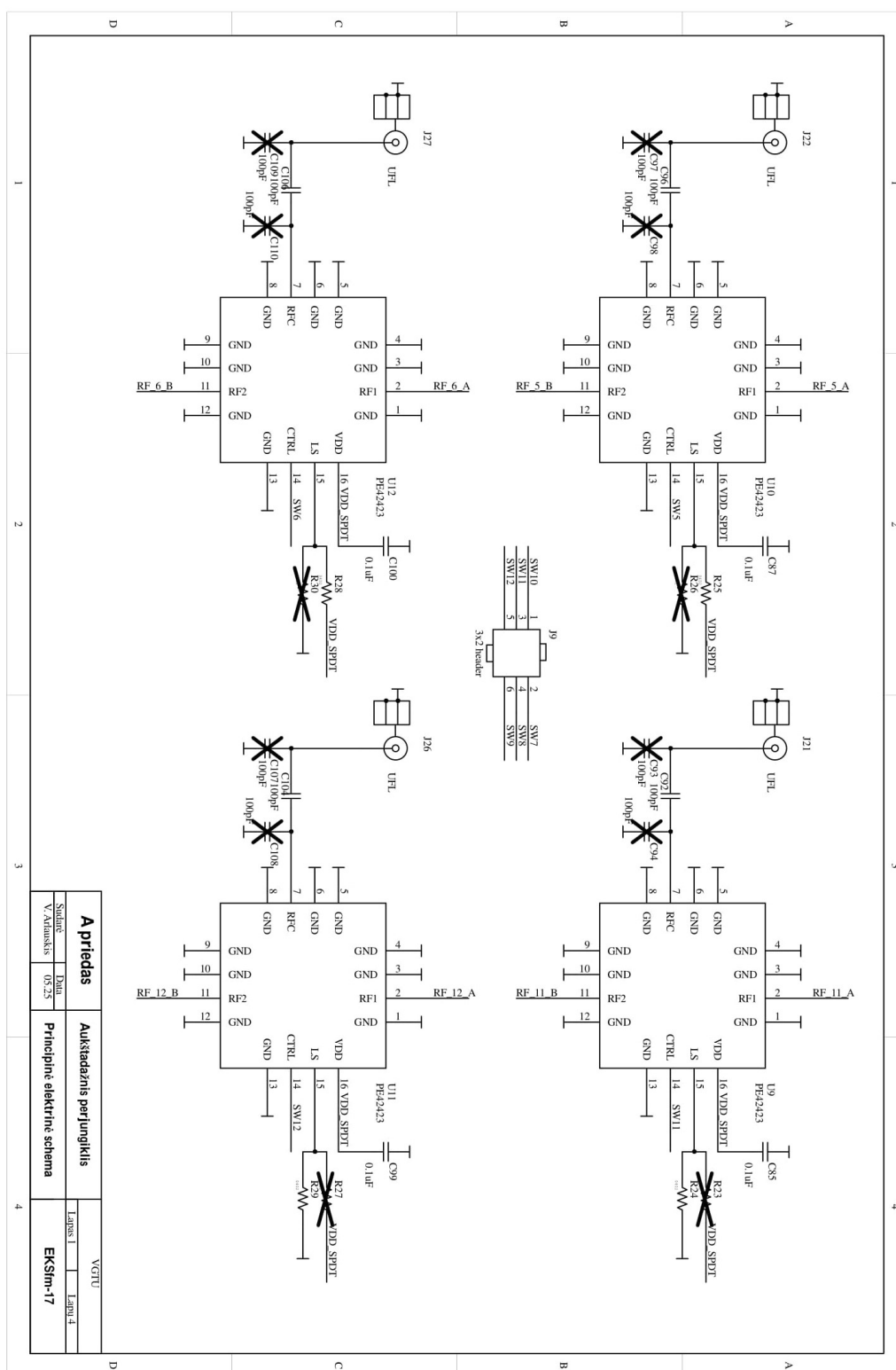
1. BRUYN, G. A. W.; SCHMIDT, W. A. 2011. *Introductory Guide to Musculoskeletal Ultrasound for the Rheumatologist* [interaktyvus]. Vokietija: Bohn Stafleu van Loghum, [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: < <https://www.ultrasoundfortherheumatologist.com/preview/>>
2. LINDNER, J. R. 2004. Microbubbles in medical imaging: current applications and future directions, *Nature Reviews Drug Discovery* 3: 527-533.
3. STASI, G.; RUOTI, E. M. 2015. *A critical evaluation in the delivery of the ultrasound practice: the point of view of the radiologist*, *Italian Journal of Medicine* 9: 5-10.
4. *Breast Cancer: Statistics* [interaktyvus]. JAV: American Society of Clinical Oncology, [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: < <https://www.cancer.net/cancer-types/breast-cancer/statistics/2015>>
5. KASSIRI, H. 2014. *Ultra-Wideband Imaging Systems for Breast Cancer Detection* [interaktyvus]. Kanada: Springer, [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: < https://www.researchgate.net/publication/275299384_UltraWideband_Imaging_Systems_for_Breast_Cancer_Detection >
6. GABRIEL, S.; LAU, R. W. 1996. *The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz*, *Physics in Medicine & Biology* 41(11): 2251.
7. KWON, S.; SEUNGJUN, L. 2016. *Recent Advances in Microwave Imaging for Breast Cancer Detection*, *International Journal of Biomedical Imaging* 2016: 5054912.
8. GOLNABI, A. H.; MEANEY, P. M. 2011. *Microwave Imaging for Breast Cancer Detection: Advances in Three-Dimensional Image Reconstruction*, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011: 5730–5733.
9. SEONG-HO, S.; SIMONOV, N; HYUK-JE. K. 2010. *Preclinical Prototype Development of a Microwave Tomography System for Breast Cancer Detection*, *ETRI Journal* 32(6): 901-910.
10. PORTER, E.; SANTORELLI, A.; COATES, M. 2011. An experimental system for time-domain microwave breast imaging, *IEEE Proceedings of the 5th European Conference on Antennas and Propagation*.
11. ZAMANI, A.; ABBOSH, A. M.; MOBASHER, A. T. 2016. Fast Frequency-Based Multistatic Microwave Imaging Algorithm With Application to Brain Injury Detection, *IEEE, Transactions on Microwave Theory and Techniques* 64(2): 653-662.
12. FEDELI, A.; MAFFONGELLI, M.; MONLEONE, R. 2018. A Tomograph Prototype for Quantitative Microwave Imaging: Preliminary Experimental Results, *J. Imaging* 4(12): 139.
13. STANCOMBE, A. E.; BIALKOWSKI, K. S. 2018. Portable Biomedical Microwave Imaging Using Software-Defined Radio, *IEEE 2018 Asia-Pacific Microwave Conference (APMC)*.
14. TOURNIER, P. H.; ALIFERIS, I.; BONAZZOLI, M. 2019. Microwave Tomographic Imaging of Cerebrovascular Accidents by Using High-Performance Computing, *Parallel Computing* 85: 88-97.

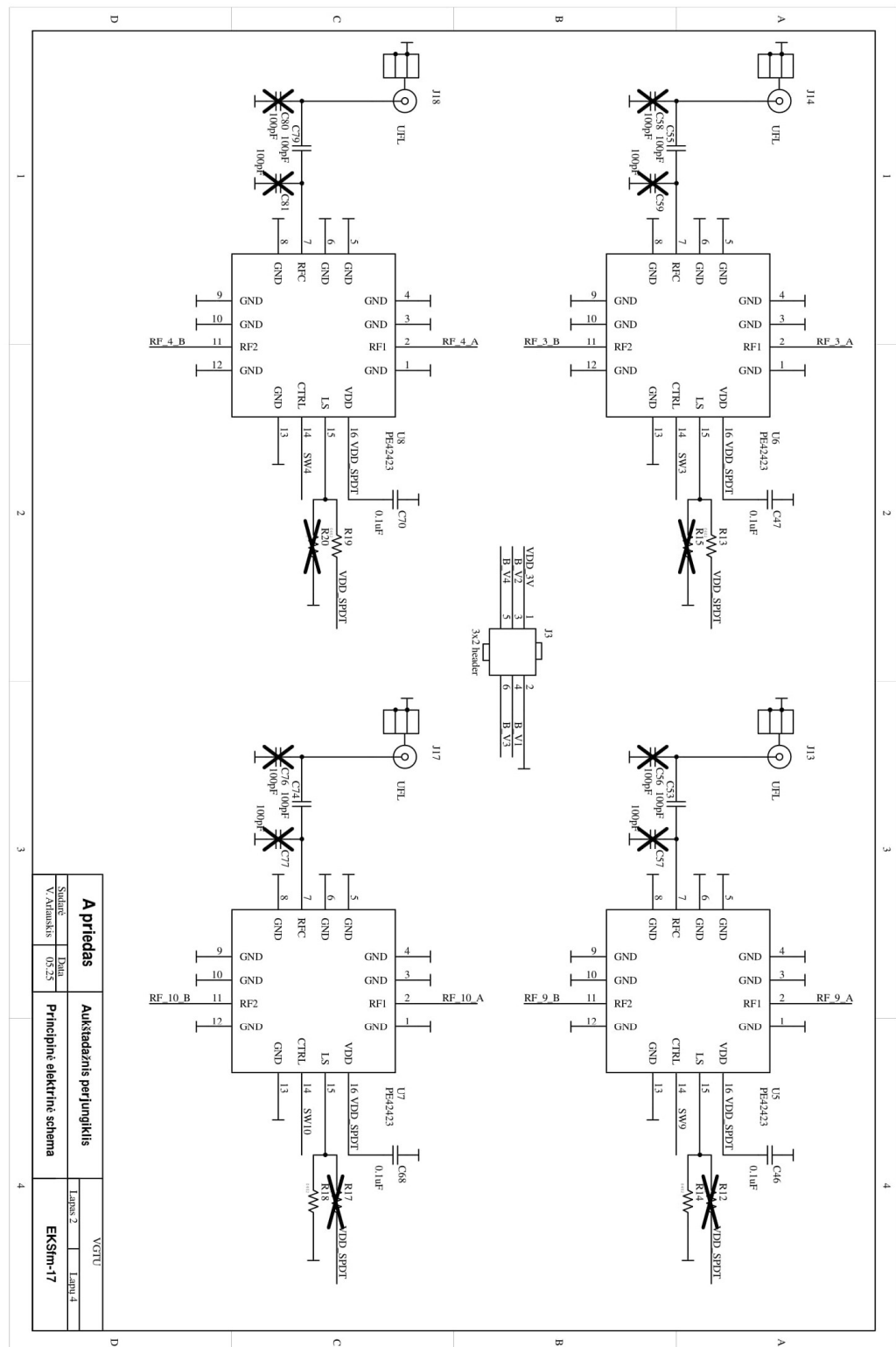
15. *EMTensor* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<http://www.emtensor.com/our-technology/overview/>>
16. *EMTensor* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<http://www.emtensor.com/investment/>>
17. NOGHANIAN, S.; SABOUNI, A.; DESELL, T.; ASHTARI, A. 2014. *Microwave Tomography–Global Optimization, Parallelization and Performance*: vadovėlis. USA: Springer. 222 p.
18. GHAVAMI, N.; TIBERI, G.; EDWARDS, D. J. 2013. *Microwave Imaging Through a Mode-Matching Bessel Functions Procedure*, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 61(8): 2753–2760.
19. MOBASHSER, A. T.; ABBOSH, A. M.; WANG, Y. 2014. *Microwave System to Detect Traumatic Brain Injuries Using Compact Unidirectional Antenna and Wideband Transceiver With Verification on Realistic Head Phantom*, *IEEE Microwave Theory and Techniques Society* 62(9): 1826–1836.
20. PERSSON, M.; FHAGER, A. 2014. *Microwave-Based Stroke Diagnosis Making Global Prehospital Thrombolytic Treatment Possible*, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 61(11): 2806–2817.
21. *Medfield Diagnostics AB* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<http://www.medfelddiagnostics.com/en/products/>>
22. LJUNGGVIST J.; CANDEFJORD S.; PERSSON, M. 2017. *Clinical Evaluation of a Microwave-Based Device for Detection of Traumatic Intracranial Hemorrhage*, *Journal of Neurotrauma* 34(13): 2176–2182.
23. SKOGLUND T. 2017. *Detecting Chronic Subdural Hematoma With Microwave Technology* [interaktyvus], *ClinicalTrials.gov*, [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<https://clinicaltrials.gov/ct2/show/record/NCT02282228?view=record>>
24. CANDEFJORD S.; WINGES J.; MALIK A. A.; YU Y. 2016. *Microwave technology for detecting traumatic intracranial bleedings: tests on phantom of subdural hematoma and numerical simulations*, *Medical & Biological Engineering & Computing* 55(8): 1177–1188.
25. KRESS R. 2000. *Inverse obstacle scattering with modified or reduced data*, *SIAM J. Appl. Math.* 59(2), 442–454.
26. *Deepace Technology* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<http://www.deepace.net/shop/kc901v//>>
27. MEANEY, P.; BULUMULLA, S.; HARTOV, A. 2019. *A 4-channel, vector network analyzer microwave imaging prototype based on software defined radio technology*, *Review of Scientific Instruments* 90(4): 044708.
28. STANCOMBE, A. E.; BIALKOWSKI, S. 2018. *Portable Biomedical Microwave Imaging Using Software–Defined Radio*, *IEEE 2018 Asia-Pacific Microwave Conference (APMC)*.
29. BIALKOWSKI, M. E.; ABBOSH A. M.; WANG. Y. 2011. *Microwave Imaging Systems Employing Cylindrical, Hemispherical and Planar Arrays of Ultrawideband Antennas*, *IEEE 2018 Asia-Pacific Microwave Conference 2011*.

30. *pSemi High Performance in UltraCMOS Devices* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <https://www.psemi.com/pdf/Psemi_UltraCMOS.pdf>
31. *PE42423 Product Specification* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<https://www.psemi.com/pdf/datasheets/pe42423ds.pdf>>
32. *PE42412 Product Specification* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<https://www.psemi.com/pdf/datasheets/pe42412ds.pdf>>
33. *1.13 mm Cable Product Specification* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<http://www.wellshow.com/spec/cable/D113LWS5BT.pdf>>
34. *Deepace Technology KC901V-Programing-Manual* [interaktyvus]. [žiūrėta 2019 m. balandžio 28 d.]. Prieiga per internetą: <<http://www.deepace.net/wp-content/uploads/2019/01/KC901V-Programing-Manual20180620.pdf>>

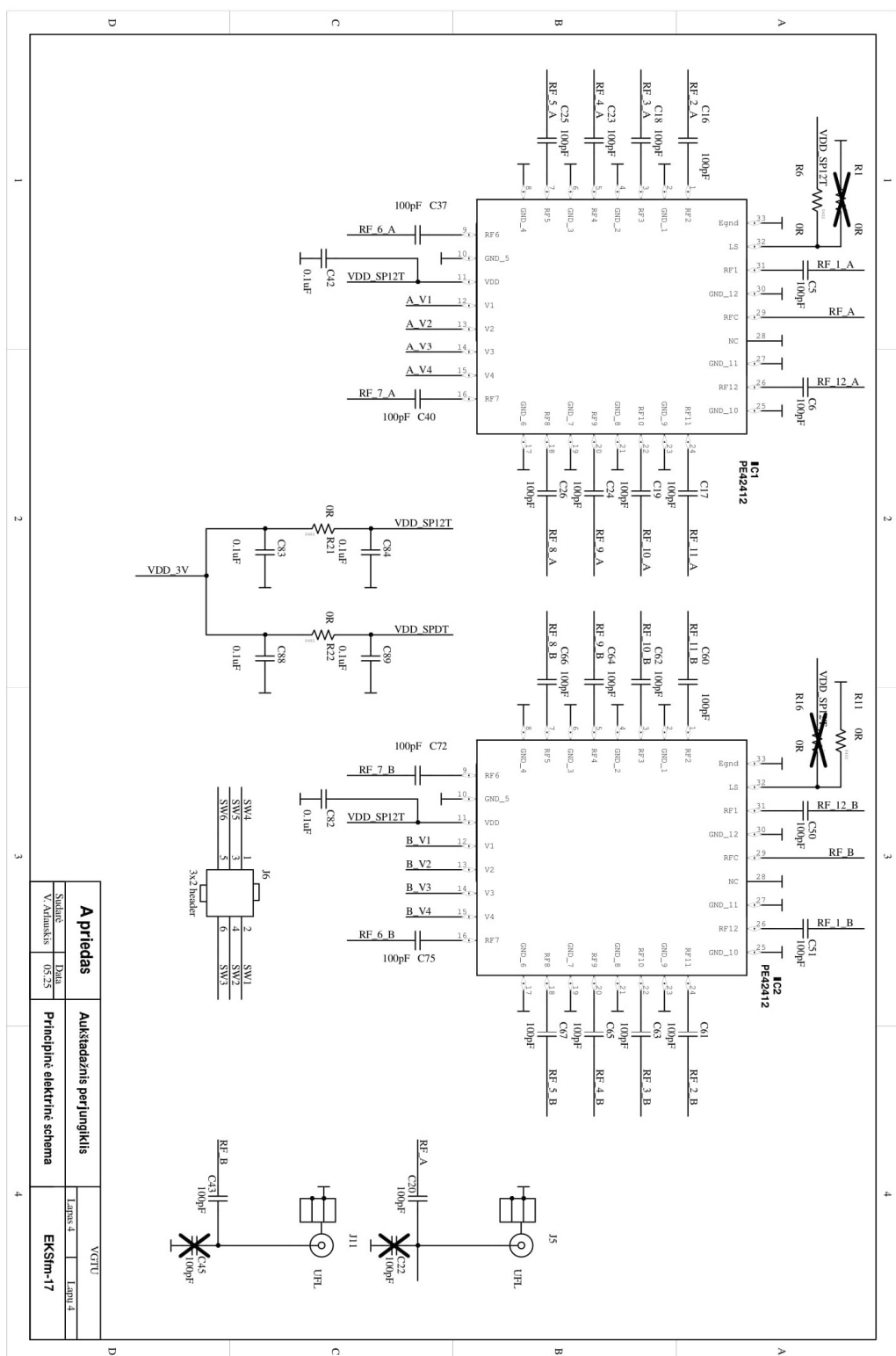
PRIEDAI

63









B priedas. USB laikmena su baigiamojo darbo aiškinamuoju raštu ir programiniais kodais



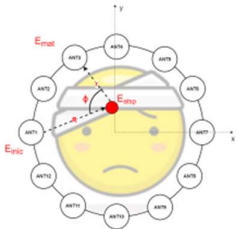
VILNIAUS GEDIMINO
TECHNIKOS UNIVERSITETAS
ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

[Vaidas ARLAUSKIS]

2019-03-15

Jaunųjų mokslininkų konferencija
„Moklas – Lietuvos ailei: Elektronika ir elektrotechnika“

Spektrinis mikrobangų vaizdinimo metodas



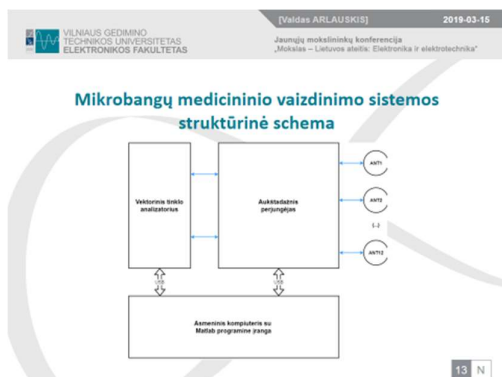
The diagram illustrates the microwave imaging method. It shows a cross-section of a head with a yellow brain area. A circular array of 16 antennas, labeled ANT1 through ANT16, surrounds the head. A red dot inside the head represents a point of interest. Three electric field vectors are shown: E_{inc} (incident field) entering from the left, E_{refl} (reflected field) going back to the left, and E_{scat} (scattered field) going upwards. A red arrow labeled 'd' indicates the distance from the center of the head to the point of interest. A coordinate system with x and y axes is shown.

9

N

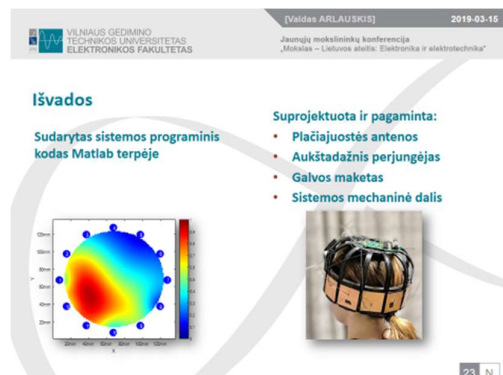
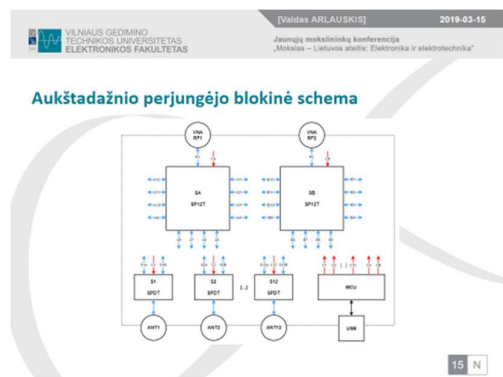
The diagram illustrates the beamforming algorithm block structure. It consists of three main stages:

- Paprastųjų duomenų apdorojimas (Basic data processing):** This block receives four input signals: $-S_{Ant1,Ant1}(f)$, $-S_{Ant2,Ant1}(f)$, $-S_{Ant12,Ant1}(f)$, and $-S_{Ant12,Ant12}(f)$. It produces four output signals: $S_{1,1}(f)$, $S_{2,1}(f)$, $S_{12,1}(f)$, and $S_{12,12}(f)$.
- Beamforming:** This stage contains three parallel beamformer blocks:
 - Antena #1:** Receives $S_{1,1}(f)$ and $S_{2,1}(f)$ as inputs and outputs $D_{Ant1}(f)$.
 - Antena #2:** Receives $S_{1,1}(f)$, $S_{2,1}(f)$, and $S_{12,1}(f)$ as inputs and outputs $D_{Ant2}(f)$.
 - Antena #N:** Receives $S_{1,1}(f)$, $S_{2,1}(f)$, $S_{12,1}(f)$, and $S_{12,12}(f)$ as inputs and outputs $D_{AntN}(f)$.
- Summation:** The outputs $D_{Ant1}(f)$, $D_{Ant2}(f)$, and $D_{AntN}(f)$ are combined at a summation node (+) to produce the final output $I(x,y)$.



Ačiū už dėmesį

25 N



D priedas. Pranešimo XXII-oje Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencijoje pažyma



XXII-toji Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencija
„MOKSLAS – LIETUVOS ATEITIS“
ELEKTRONIKA IR ELEKTROTECHNIKA

PAŽYMA
Valdas Arlauskis

Vaizdų technologijų (T111), Sistemų inžinerijos ir kompiuterių technologijų (T120), Signalų technologijų (T121), Aukštų dažnių technologijų (T191) jungtinėje sekcijoje perskaitė pranešimą

**MIKROBANGŲ MEDICININIO VAIZDINIMO
SISTEMA SMEGENŲ TRAUMOMS
DIAGNOZUOTI**

Mokslo komiteto pirmininkas

prof. habil. dr. Romanas Martavičius

Sekcijos pirmininkas

dr. Tomyslav Sledevič

2019 m. kovo 15 d.
Vilnius

E priedas. Pranešimo XXII-oje Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencijoje diplomas

