



**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS**  
**ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**

**Evaldas Kvederas**

**TALPINIŲ ELEKTRODŲ TAIKYMO ELEKTROMIOGRAMŲ**  
**REGISTRAVIME GALIMYBIŲ TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

**Vadovas**

Doc. Dr. Darius Kybartas

**KAUNAS, 2015**

**KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS**  
**ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS**  
**ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA**

**TALPINIŲ ELEKTRODŲ TAIKYMO ELEKTROMIOGRAMŲ**  
**REGISTRAVIME GALIMYBIŲ TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

**Biomedicininė inžinerija 621H16001**

**Vadovas**

(parašas) Doc. dr. Darius Kybartas  
(data)

**Recenzentas**

(parašas) Doc. dr. S. Daukantas  
(data)

**Projektą atliko**

(parašas) Evaldas Kvederas  
(data)

**KAUNAS, 2015**

E. Kvederas Talpinių elektrodų taikymo elektromiogramų registravime galimybių tyrimas: Magistro baigiamasis darbas / vadovas doc. dr. D. Kybartas; Elektronikos inžinerijos katedra, Elektros ir elektronikos fakultetas, Kauno technologijos universitetas.

Kaunas, 2015. – 51 p.

## S A N T R A U K A

Darbo tikslas yra sukurti ir ištirti specialiai EMG pritaikytus talpinius elektrodus bei jų pradinius stiprintuvus.

Šiame darbe apžvelgiama Elektromiogramos prigimtis, kaip raumenyse atsiranda elektriniai impulsai, EMG signalo parametrai ir problemos kylančios fiksuojant šiuos signalus talpiniais jutikliais.

Nustatoma projektuojamo elektrodo pirminiai parametrai, kuriuos bandoma realizuoti. Pasirenkami plokštelės matmenys. Pasirenkama ir suprojektuojama pirminio stiprintuvo schema. Atliekami bandymai su stiprinimo koeficientu, taip pat bandoma su papildomais filtrais ir stiprintuvais išgauti kuo tikslesnį signalą. Pasinaudojus Eagle programiniu paketu suprojektuojama visa principinė schema ir sutalpinama į pasirinktų matmenų plokštelę. Visą tolimesnę darbo dalį sudaro atlikti tyrimai ir pirminės schemos tobulinimas iki pastebimo signalo

Evaldas. Kvederas master work Feasability study of application of capacitive electrodes of EMG recording. Supervisor dr. D. Kybartas; Department of **Electronics Engineering**, Faculty of Electric and Electronics, Kaunas University of Technology.

Kaunas, 2015. 51 psl.

## **SUMMARY**

The aim is to develop and explore the specially adapted to receive EMG electrodes and their preamplifiers .

This paper provides an overview of Electromiography nature as electric impulses in the muscles occurs , EMG signal parameters and problems arising from capturing these signals with capacitive sensors.

Determine the projected electrode initial parameters to attempt to realize. Optional plate dimensions . Selected and designed with the primary amplifier circuit . Tests performed with the gain to also attempts with additional filters and amplifiers to obtain the most accurate signal. Exercising Eagle software package designed all the principal scheme and loaded into the tray selected dimensions. The entire further part consists of research and development of the original scheme to appreciable signal.

## SANTRUMPŲ IR TERMINŲ ŽODYNAS

EKG – elektrokardiograma;

EMG – elektromiograma;

EEG – elektroencefalograma;

Ag/AgCl – sidabras, sidabro chloridas;

Op amp – operacinis aktyvus stiprintuvas;

HPF – aukšto dažnio filtras;

LPF – žemo dažnio filtras;

## *Turinys*

SANTRUMPŲ IR TERMINŲ ŽODYNAS .....	5
ĮVADAS.....	7
1. TEORINĖ DALIS.....	8
1.1. Raumenys, jų struktūra ir veikla.....	8
1.2. EMG fizikiniai principai ir elektriniai parametrai .....	10
2. TALPINIŲ ELEKTRODŲ APŽVALGA.....	18
2.1. Talpiniai elektrodai-veikimo principas ir taikymas.....	18
2.2. Dielektrinės medžiagos.....	20
2.3. Elektrodų talpa naudojant didelės skvarbos dielektrikus .....	21
2.4. Talpinių elektrodų modelis.....	22
3. TALPINIŲ ELEKTRODŲ PROJEKTAVIMAS .....	26
3.1. Talpinio elektrodo konstrukcija.....	26
3.2. Pirminis stiprintuvas .....	27
3.3. Elektrodas .....	28
3.4. Nuraminimo elektrodo panaudojimas .....	29
4. EKSPERIMENTINIŲ TYRIMŲ REZULTATAI.....	34
4.1. Suprojektuoto elektrodo bandymai.....	34
4.2. Įvairių dielektrikų tyrimų rezultatai su BIOPAC įranga .....	43
4.3. Tyrimo metodika .....	43
4.4. Laikinės charakteristikos .....	45
4.5. Dažninės charakteristikos .....	45
IŠVADOS.....	47
LITERATŪROS SĄRAŠAS.....	49
PRIEDAI.....	51
4.6. Priedas 1 Talpinių elektrodų teorinė priklausomybė nuo dažnio .....	51
4.7. Priedas 2 Stiprinimo koeficiento priklausomybė nuo dažnio .....	51
4.8. Priedas 3 Stiprinimo koeficiento priklausomybė nuo skirtingo dielektriko .....	53
4.9. Priedas 4 Raumens darbo signalai laiko ir dažniu ašyje.....	54
4.10. Priedas 4 laikiniai signalo parametrai .....	57

## ĮVADAS

Šiuo metu medicinoje bioelektrinių signalų registravimui naudojami kontaktiniai elektrodai. Jie gali būti invaziniai arba neinvaziniai [1]. Invaziniai elektrodai leidžia pasiekti geresnį tikslumą ir didesnę signalo amplitudę, nes biosignalai paimami tiesiai iš jų atsiradimo vietos (pvz., raumens). Tačiau neinvaziniai elektrodai populiariesni dėl paprasto ir saugaus jų naudojimo. Jie veikia tiesiogiai liesdamiesi su kūnu arba per kontaktinį gelį. Tokie elektrodai naudojami EKG, EMG, EEG. Drėgno kontakto elektrodai turi trūkumą dėl judėjimo artefakto – atsiranda papildomi triukšmai, signalų iškreipimai, be to šie elektrodai turi būti keičiami, nes po tam tikro laiko pradeda džiūti, didėja varža ir atsiranda signalų iškreipimai [2].

Viena iš alternatyvų yra talpinio kontakto elektrodai. Šie elektrodai registruoja tik kintančius laike biosignalus [3]. Talpinis elektrodas veikia kiek kitaip nei standartiniai elektrodai. Talpinis elektrodas yra kaip kondensatorius, įjungtas kintamo signalo grandinėje. Tarp elektrodo ir audinių yra dielektrikas, kuris lemia kontakto talpą. Pagrindinė talpinių elektrodų problema yra mažas kontakto talpumas ir todėl didelė jų reaktyvioji varža. Kartu su pradinio stiprintuvo įėjimo varža ši talpa suformuoja daliklį, kurio perdavimo koeficientas priklauso nuo elektrodų ir stiprintuvo parametrų bei registruojamų biosignalų dažnio. Todėl talpiniams elektrodams reikalingi specialūs stiprintuvai su didele įėjimo varža ( $G\Omega$  eilės).

Šiame darbe tiriami talpiniai elektrodai, siekiant užregistruoti raumenų aktyvumą, pagal registruojamus elektromiogramos signalus.

**Darbo tikslas** - ištirti EMG signalų registravimo ypatumus naudojant talpinius elektrodus.

Reikalinga įgyvendinti šiuos **uždavinius**:

1. Sukurti talpinio elektrodo matematinį modelį, siekiant įvertinti pradinio stiprintuvo įėjimo varžos įtaką, pagaminti tinkamą pradinį stiprintuvą.
2. Ištirti elektrodų matmenų ir konfigūracijos įtaką registruojamoms EMG amplitudėms.
3. Ištirti elektrodų dielektriko įtaką registruojamų signalų amplitudei.
4. Parengti rekomendacijas talpinių elektrodų pritaikymui EMG tyrimuose.

# 1. TEORINĖ DALIS

## 1.1. Raumenys, jų struktūra ir veikla

Raumuo (lot. *musculus*) tai žmogaus organizmo raumeninio audinio organai gebantys susitraukti, atsakingas už aktyvų organizmo judėjimą, kūno pozicijos stabilumą ir vidaus organų turinio (kraujo, maisto, oro ir kt.) judesį [4].

Raumenys yra sudaryti iš raumeninio audinio. Pagal tai kaip išsidėstęs raumeninis audinys skiriami trys raumenų tipai:

- Skersaruožiai raumenys;
- lygieji raumenys;
- širdies skersaruožiai raumenys.

Pirmosios grupės raumenys – tai visi griaučių raumenys padedantys išlaikyti pusiausvyrą vaikščioti, akiduobių, ryklės raumenys. Juos galima judinti valingai. Antrosios grupės raumenys – tai virškinamojo trakto, kraujagyslių, lytinių ir kvėpavimo takų, akių odos raumenys sąlygojantys judėjimą viduje [5]. Trečioji grupė gali būti apjungta su antrąja, tai skersaruožiai raumenys širdyje. Jų funkcija – varinėti kraują po visą organizmą. Nuo paprastų skersaruožių raumenų skiriasi tuo, kad:

- Kitaip, nei skersaruožiai skeleto raumenys, širdies raumuo sudarytas iš ląstelių, sujungtų į tinklą specialiomis jungtimis [6];
- Širdies skersaruožio raumens ląstelių branduoliai yra centre, o miofibrilės – periferijoje;
- Širdies raumenyje yra labiau išsiplėtojusi *T* vamzdelių sistema.

Raumeninį audinį sudaro lygiagrečiai išsidėsčiusios raumeninės skaidulos, kurių pluoštelį dengia apvalkalas, sudarytas iš kolageno ir elastino baltymų [8].

Raumeninė skaidula – tai daugiabranduolinė cilindrinė ląstelė kurios diametras 10 – 100  $\mu\text{m}$ , ilgis lygus raumens ilgiui ir gali siekti iki kelių dešimčių centimetrų. Skaidulos galuose perėjimas į sausgysles, kurios prisitvirtina prie griaučių. Susitraukiant raumeniui judinami griaučiai. Raumeninės skaidulos išorinė membrana vadinama sarkolema. Skaidulos yra tarpląsteliniam skystyje sarkoplazmoje išsidėsčiusios raumeninės skaidulos miofibrilės. Jų skersmuo 1-2  $\mu\text{m}$ . Kiekvienoje skaiduloje jų yra nuo kelių šimtų iki kelių tūkstančių. Joms būdingas ruožiškas – šviesių ir tamsių ruožų kaitaliojimas.

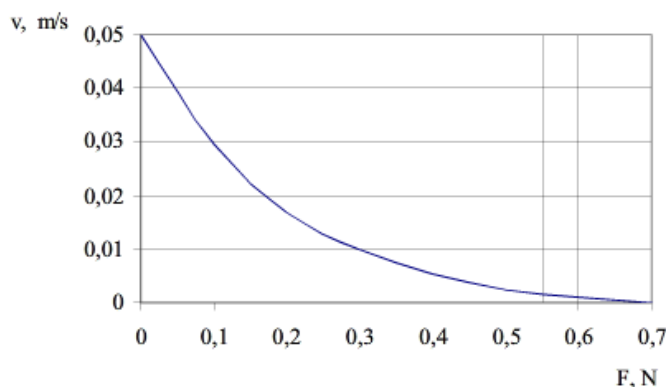
Pagrindiniai raumens susitraukimo tipai yra:



izometrinis (raumens išvystoma jėga nekintant jo ilgiui, ir dinaminis (raumens išvystoma jėga, kintant ir ilgiui). Dinaminis susitraukimo tipas būna koncentrinis (raumuo trumpėja) ir ekscentrinis (raumuo ilgėja) [7]. Pagal tai, kaip susitraukimo metu kinta raumens ilgis ir jėga, koncentrinis susitraukimas skirstomas į izokinetinį (sukamasis judesys per sąnarį atliekamas pastoviu greičiu), izotoninį (tai tik laboratorinėmis sąlygomis pasiekiamas susitraukimas, kai raumuo susitraukia ir jo jėga nekinta). Net vieno judesio metu raumuo gali susitraukti skirtingais būdais, pvz., šuolio metu gali būti ekscentrinis, izometrinis ir koncentrinis susitraukimas.

Iš mechanikos kurso raumenį galima apibūdinti fizikiniais dydžiais - tamprumu (elastingumu) ir klampumu [9]. Tai priklauso nuo nuosekliųjų ir lygiagrečiųjų elastinių komponentų, kuriuos sudaro raumeninės skaidulos sarkolema, citoskeletas, miozino ir aktino filamentai, raumens jungiamojo audinio trijų sluoksnių plėvelės ir sausgyslė. Miozino ir aktino filamentai sudaro aktyvųjį raumens jėgos išugdymą, visi kiti pasyvųjį raumens pasipriešinimo jo ilgio kitimui komponentus. Sukamojo judesio jėgos momentas, kurį sudaro raumens jėgos ir jėgos peties sandauga, kinta keičiant raumens ilgį ar sąnario kampą.

Judesiui atlikti būtinos tam tikros raumenų susitraukimo pastangos. Vieno judesio metu raumuo privalo nugalėti labai didelį išorinį pasipriešinimą (didelio svorio kėlimas), kito – vidutinį (šuolis į aukštį, į tolį), trečio – mažą (bėgimas, stalo tenisininko smūgiai). Raumuo, didžiausiomis pastangomis įveikdamas didelį išorinį pasipriešinimą, išvysto didesnę jėgą, bet mažesnę greitį negu įveikdamas mažą išorinį pasipriešinimą [9]. Tai matyti 1.1 paveikslėlyje.



1.1 pav. Raumens susitraukimo greičio priklausomybė nuo apkrovos (A. Hill'as)<sup>1</sup>

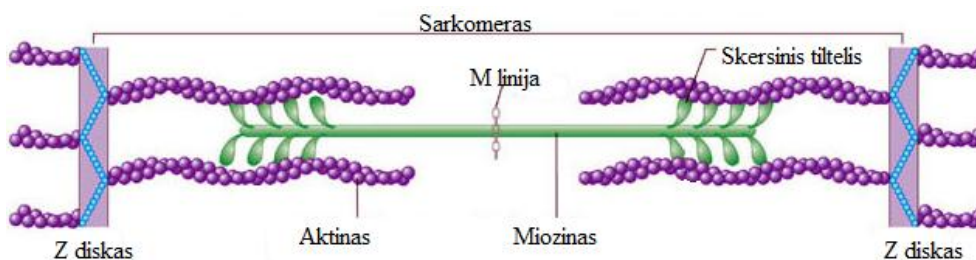
Raumens susitraukimo jėga priklauso nuo raumens ilgio daug labiau nei greitis. Raumuo susitraukia didžiausiu galingumu, kai išorinis pasipriešinimas sudaro apie 30 % didžiausio galimo. Priklausomybė tarp raumens susitraukimo didžiausio greičio ir susitraukimo jėgos yra hiperbolės formos. Didelį svorį raumuo gali pakelti tik nedideliu greičiu, o didžiausias susitraukimo greitis užfiksuojamas, kai raumuo susitraukia be jokio svorio. Atliekant judesį labai dideliu greičiu, nespėja sukibti daug miozino skersinių tiltelių su aktinu, todėl jėga pakankamai maža. Nustatyta, kad raumens

<sup>1</sup> Audris Kopūstinskas Biofizika 2009. 108psl.

susitraukimo jėgos priklausomybės nuo greičio pobūdis kinta esant skirtingam raumens darbo ilgiui, sumažėja raumens išvystoma jėga, tuo tarpu didžiausias raumens susitraukimo greitis gali net padidėti.

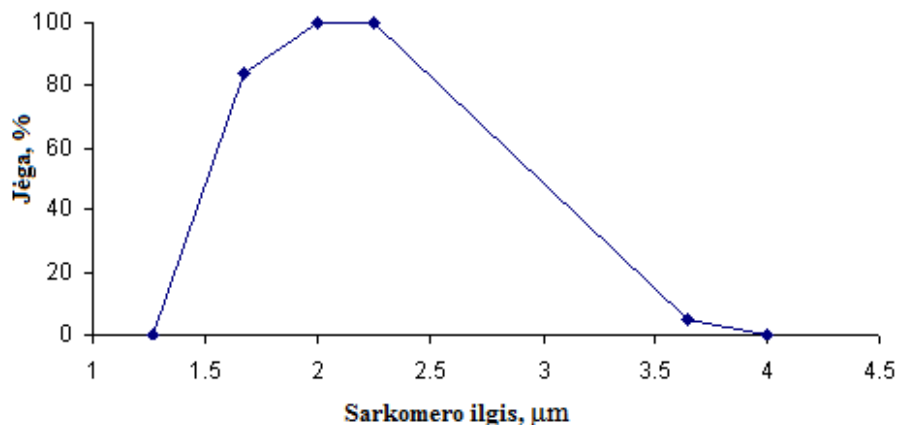
## 1.2. EMG fizikiniai principai ir elektriniai parametrai

Raumenų susitraukimo procesas yra cikliškas. Kol raumuo yra ramybės būsenoje, miozino siūlo skersiniai tilteliai yra statmeni miozino ir aktino siūlų ašims. Sudirginus raumenį miozino siūlų skersiniai tilteliai prisitvirtina prie aktino siūlo aktyviųjų centrų (1.2 pav.).



1.2 pav. Raumeninis audinys [7]<sup>2</sup>

Po to dėl ATF hidrolizės skersiniai tilteliai keičia nuolydžio kampą. Dėl to aktino siūlas pasislenka miozino siūlo atžvilgiu per vieną žingsnį, kuris apytikriai lygus 10nm. Viso sarkomero ilgis atitinkamai mažėja. Toks procesas cikliškai kartojasi. Prisikabina vis daugiau tiltelių raumenų jėga tik didėja.

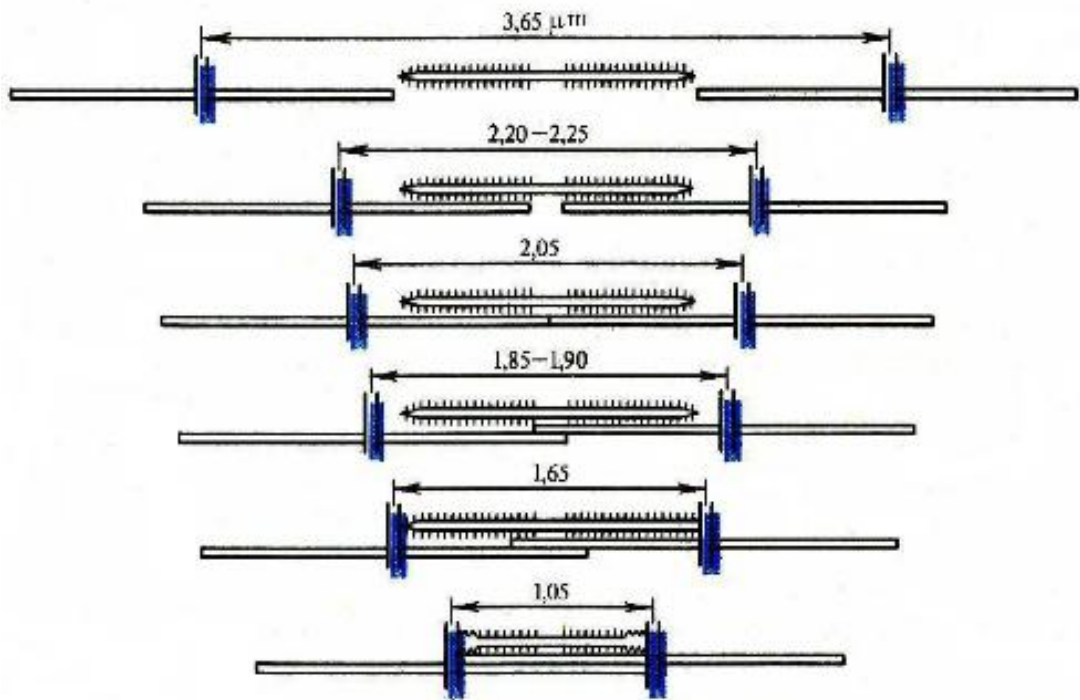


1.3 pav. Jėgos priklausomybė nuo sarkomero ilgio<sup>3</sup>

Pasiekus kritinį atstumą lygų  $1.65\mu\text{m}$  jėga pradeda mažėti nes mažėja prisikabinusių skersinių tiltelių skaičius. Sumažėjus bendram sarkomero ilgiui iki  $1,05\mu\text{m}$  miozino siūlai pasiekia Z linijas jėga visiškai išnyksta.[7]. Visa tai matyti 1.3-1,4 paveiksluose.

<sup>2</sup> <http://fitsport.lt/straipsniai/fiziologija/raumenu-funcine-struktura-video/>

<sup>3</sup> Audris Kopūstinskas Biofizika 2009. 108psl.

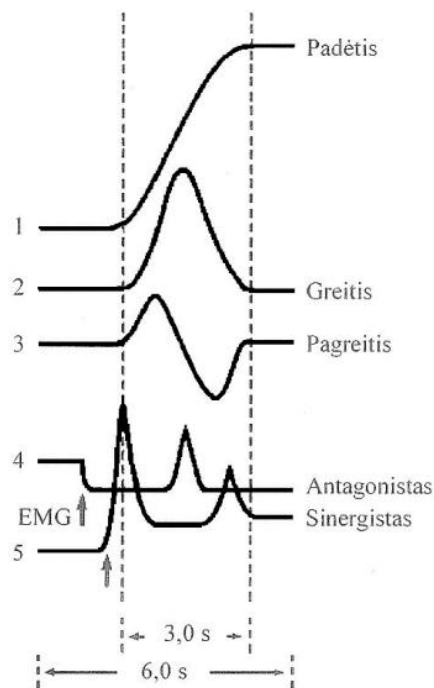


1.4 pav. Sarkomero kitimo modelis<sup>4</sup>

Žmogaus raumenys susitraukimo metu spinduliuoja elektrinius signalus (biosignalus), kuriuos galima užfiksuoti Elektromiogramos pagalba. Elektromiografija (EMG) yra raumenų ar raumens skaidulos elektrinio aktyvumo, susijusio su raumenų susitraukimu, matavimas [10]. Bendrų EMG signalų dažniai svyruoja nuo 6 iki 500 Hz [1]. Kuriame didžiausia dažnio galia išvystoma apytikriai ~ 20 - 150 Hz [1].

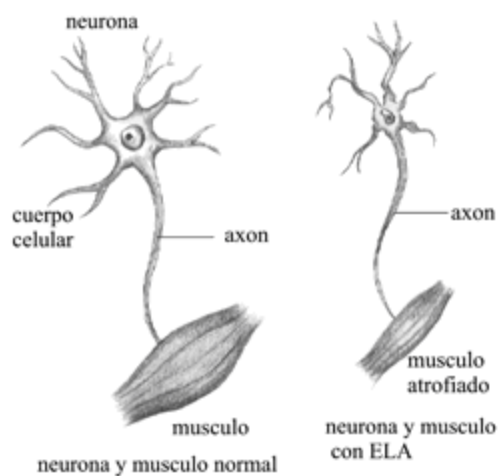
Suminė paviršinės EMG amplitudė yra proporcinga aktyvintų motorinių vienetų kiekiui, jų pulsacijos dažniui ir raumens sukeliamai jėgai (1.5 pav.). Prieš judesį, kurį atliekant dalyvauja sinergistinės ir antagonistinės raumenų grupės, pirmiausia mažėja antagonistinių raumenų EMG amplitudė. Judesio pradžioje aktyvinami sinergistiniai raumenys, vėliau - antagonistai, o po jų vėl sinergistai [11]. Šis trifazis raumenų aktyvumo pavyzdys (sinergistas- antagonistas-sinergistas) paviršiaus EMG užrašomas kaip EMG amplitudės trifazis padidėjimas pateiktas paveikslėlyje kairėje: viršutinė kreivė sąnario kampo kitimas. 2 ir 3 kreivės judesio greitis ir pagreitis. Apatinės kreivės nurodo antagonistinio ir sinergistinio raumenų darbo kitimus.

<sup>4</sup> Audris Kopūstinskas Biofizika 2009. 108psl.



1.5 pav. Sinergistinių ir antagonistinių raumenų aktyvumo kitimas judesio metu<sup>5</sup>

Siekiant suprasti raumenų susitraukimą, pirmiausia reikia susipažinti su mažiausia raumens funkcinė dalimi, vadinamu motoriniu vienetu. Jis sudarytas iš motorinio neurono ir raumenų skaidulų, kurias tarpusavyje jungia neurono aksonai. Tai neurono atauga, kuria neuronas perduoda elektrinius signalus kitiems neuronams, raumenims ar liaukoms. Tai tarsi biologinės sistemos informacijos perdavimo kanalas. Vienas motoneuronas inervuoja šimtus ar dešimtis raumeninių skaidulų, nes jo aksonas parodytas 1.6 paveiksle daug kartų šakojasi. Prieš pat galines plokšteles aksonas netenka savo mielininio dangalo ir suskyla į plonesnes šakeles. Kiekviena šakelė sudaro sustorėjimus, kurie vadinami sinapsiniais gumbeliais. Juose yra aktyvios sritys, skirtos sinapsiniam signalui perduoti.

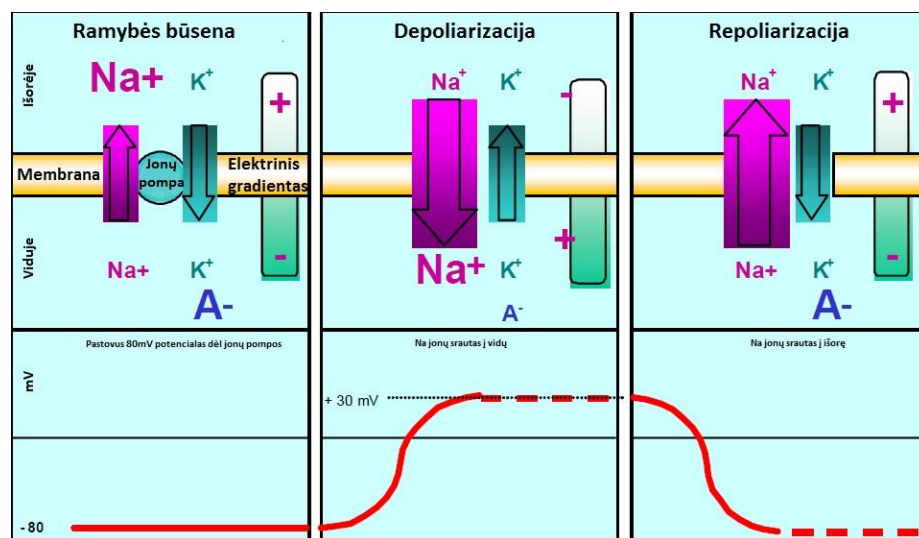


1.6 pav. Motorinio vieneto iliustracija [3]<sup>6</sup>

<sup>5</sup> „Žmogaus fiziologija“ 203psl

Dirglumas - tai ląstelių gebėjimas reaguoti elektriniu impulsu į elektrinius cheminius, mechaninius ar kitokius poveikius. Dirgliosioms ląstelėms priskiriama nervinės, raumeninės ir tam tikros sekrecinės ląstelės. Jose, dirginimui pasiekus slenkstinę reikšmę, įvyksta staigus elektrinio potencialo pakitimas, vadinamas veikimo potencialu [9] tokius potencialus galime užfiksuoti širdies ritmo metu (EKG), raumenų susitraukimo metu (EMG) ir kita.

Jonų koncentracijos skirtumas tarp raumens ląstelės vidinės ir išorinės dalių sukelia ramybės potencialą, kuris apytiksliai yra apie  $-70\text{mV}$  -  $-90\text{mV}$  (1.7 pav.). Šį potencialų skirtumą reguliuoja  $\text{Na}^+$ - $\text{K}^+$  siurblys. Ramybės potencialo metu vieno savo darbo ciklo metu  $\text{Na}^+$ - $\text{K}^+$  siurblys perneša 3  $\text{Na}^+$  jonus iš ląstelės citoplazmos į išorę ir 2 $\text{K}^+$  jonus iš išorės į ląstelės vidų, todėl lyginant su išore, ląstelėje susidaro neigiamas krūvis. Iš centrinės nervų sistemos (CNS) atėjęs signalas  $\alpha$  moto-neurono ilgąja galūnėle patenka į raumenį. Impulsui pasibaigus, motorinio vieneto galūnėlėse susidaręs potencialas suformuojamas raumenų pluošte, kurį jis sujaukina, todėl raumeninio pluošto membranos difuzinės savybės stipriai pasikeičia ir į vidų patenka  $\text{Na}^+$  jonai. Tai sukelia membranos depoliarizaciją, kuri tuoj pat atstatoma atgaline jonų kaita, kurią atlieka  $\text{Na}^+$ - $\text{K}^+$  siurblys. [1]



1.7 pav. Ląstelės sujaudinimo ciklas [2]<sup>7</sup>

Jeigu viršijamas tam tikras  $\text{Na}^+$  jonų antplūdis, membranos depoliarizacija verčia veikimo potencialą staiga pasikeisti nuo  $-80\text{mV}$  iki  $+30\text{mV}$ . Tai vienpolinis elektrinis pliūpsnis, kuris akimirksniu atstatomas repoliarizacijos, kurią po to lydi membranos hiperpolarizacijos etapas. Ją sukelia ilgai trunkantis padidėjęs membranos laidumas  $\text{K}^+$ . dėl jo membranos potencialas priartėja prie  $\text{K}^+$  pusiausvyros potencialo  $E_{\text{K}}=-100\text{mV}$ , negu ramybės metu.

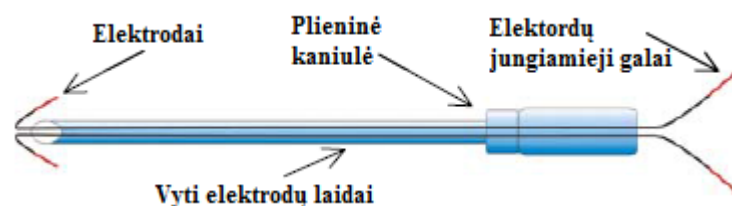
<sup>6</sup> <http://www.escholarship.org/uc/item/4z4898fb#page-1>

<sup>7</sup> <http://n.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

Toks sujaudinimas prasideda nuo motorinio vieneto galūnėlių, veikimo potencialas išplinta išilgai raumens skaidulos abiem kryptimis. Toks raumens sužadinimas lydimas kalcio jonų išleidimo į ląstelės išorę. Toks raumenų sužadinimo ir susitraukimo modelis parodo sudėtingą šių dalių ryšį ir ilgą nervinio impulso kelią.

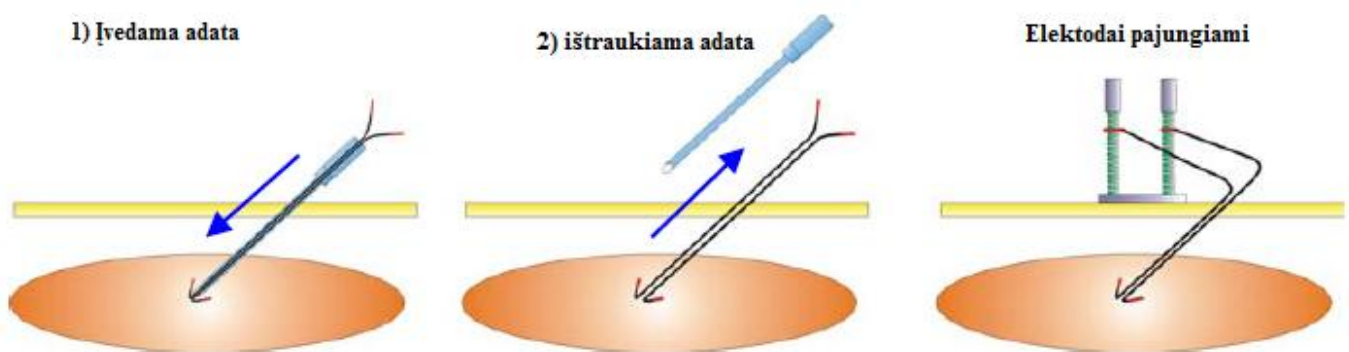
**Elektromiogramos registruojamos** dviem būdais: invaziniais elektrodais, smeigiamais į raumenį ir paviršiniais elektrodais, uždedamais ant odos paviršiaus virš raumens.

**Intramuskulinis (invazinis)** -tai adatiniai elektrodai, įvedami tiesiogiai į atitinkamą raumenį (1.8 pav.).



1.8 pav. Invaziniai elektrodai [1]<sup>8</sup>

Šiuo atveju atliekami labai lokalizuoti atitinkamo raumens tyrimai. Elektrodas pataikomas tiksliai į raumens neuroną. Šiuo atveju galima tiksliai fiksuoti dirbančio neuroono ypatybes, nustatyti jo simptomus esant vieniems ar kitiems ligos pasireiškimams. Elektrodo patekimas į raumenį parodytas 1.9 paveiksle



1.9 pav. Invazinių elektrodų įvedimas į raumenį [1]<sup>9</sup>

Aukščiau pateiktas paveikslėlis parodo, kaip invaziniai elektrodai įvedami į raumenį. Adata su viduje esančiais elektrodais duriama pro odą tiksliai į raumenį. Pasiėkus raumenį ištraukiama adata. Esantys kabliukai elektrodų galuose leidžia jiems įsikibti tvirčiau ir neišsitraukti kartu su adata. Ištraukus adata elektrodų jungiamieji laidai jungiami prie elektromiografo, fiksuojami rezultatai. Šie

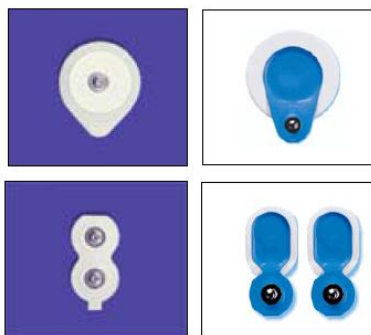
<sup>8</sup> <http://www.rehab.research.va.gov/jour/01/38/5/daly385.htm>

<sup>9</sup> <http://n.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

elektrodai turi dar vieną privalumą tai kad jų išėjimo varža yra labai maža – siekia vos keliasdešimt omų. Tačiau šią procedūrą turi atlikti patyręs gydytojas.

**Paviršiniame metode** naudojami elektrodai dedami ant odos, kurių kiekvieno plotas 30-100mm<sup>2</sup>, diametras siekia 1-6 cm parodyti 1.10, 1.11 paveiksluose. Dažniausiai gaminami iš Ag/AgCl. Šie elektrodai talpinami virš atitinkamos raumenų grupės. Atstumas tarp elektrodų 1-2 cm. Matuojant pavienius raumenis atstumas būna ir didesnis. Šiuo atveju registruojamas integrinis potencialas susidedantis iš daugelio neuronų sudarančių raumenį ar raumenų grupes. Šiuos elektrodus gali naudoti ir ne profesionalai. Daugeliu atvejų tokie elektrodai taikomi kineziterapijoje. Sportininkų veiklai nustatyti bėgimo takelyje, treniruoklių salėje.

Tokio tipo elektrodų naudojimui reikalingi specialūs geliai pašalinantys nuo odos negyvas ląsteles bei padidinant kontaktą tarp elektrodo aktyvaus ploto ir žmogaus kūno.



1.10 pav. Paviršiniai EMG elektrodai<sup>9</sup>

**Vienkartiniai EKG elektrodai.** [13] Įvairaus diametro ir formų, su skirtingomis laidumą ir lipnumą užtikrinančiomis medžiagomis. Nealergizuojantys odos; skirti tiek suaugusiems, tiek vaikams ir kūdikiams. Ramybės EKG, krūvio mėginiais, ilgalaikiam EKG sekimui.



1.11 pav. Vienkartiniai klijuojami elektrodai<sup>10</sup>

<sup>10</sup> <http://www.sorimpeksas.com/lt/produktai/id/3129/>

**Daugkartinio naudojimo EKG elektrodai** (1.12pav.). [13] Įvairaus diametro ir konstrukcijos krūtininiai elektrodai, skirtingo dydžio galūnių elektrodai leidžia pasirinkti optimalią vietą. Skirti tiek suaugusiems, tiek vaikams ir kūdikiams. Ramybės EKG, krūvio mėginiams, ilgalaikiam EKG sekimui.



1.12 pav. Daugkartinio naudojimo elektrodai<sup>9</sup>

**Diržai ir elektrodai krūvio mėginiams** (1.13 pav.) [13] Minkšti, atraumatiniai diržai, neslopina kvėpavimo funkcijos krūvio mėginio metu. Nikeliu arba sidabro chloridu (Ag/AgCl) dengti elektrodai užtikrina gerą kontaktą ir eliminuoja signalų triukšmus pasireškančius dėl netolygaus kontakto.



1.13 pav. Diržinio tipo elektrodai<sup>9</sup>

Oda turi viršutinį sausąjį sluoksnį, kuris turi didelę varžą. Tokia varža įtakoja EMG prietaisų triukšmus ir paklaidas. Reikia naudoti specialius gelius, kuriais nuvalius oda padidėja jos laidumas. Tinkamai paruošta oda tampa šviesiai raudonos spalvos. Norėdami patikrinti ar oda tinkamai paruošta naudojamas varžos matuoklis. Šis žingsnis reikalingas pradedantiesiems dirbti tokia įranga. Kai kuriuose EKG ir EMG prietaisuose toks ommetras sumontuotas pirminėje prietaiso grandyje su vaizdiniu ar garsiniu parametru realizavimu. Priglausti elektrodai prie odos fiksuoja varžą, ja lygina su užprogramuotais parametrais. Pagal užfiksuota varža prietaisas atlieka matavimus arba ne. Kai prietaisas užfiksuoja tinkama varža pradeda atitinkamus matavimus. Žemiau pateikta lentelė nurodanti varžų reikšmes:



1.1 lentelė. Odos varžos reikšmės

Varža $K\Omega$	Reikšmė
<b>1-5</b>	Tinkamai paruošta oda
<b>5-10</b>	Tinkama
<b>10-30</b>	Priimtina paprastomis sąlygomis
<b>30-50</b>	Paruošta patenkinamai, rekomenduojama pakartoti valymą
<b>&gt;50</b>	Paruošti odą iš naujo

Šie parametrai suteikia informatyvumo apie tai, kad šių elektrodų tinkamas kontaktas yra itin svarbus. Tad blogai kontaktuojantis elektrodas iššaukia gausybę triukšmų – signalo iškraipymų.

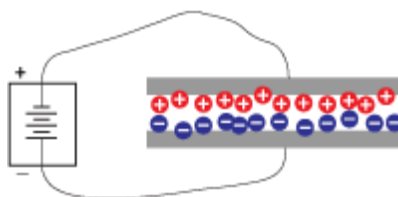
## 2. TALPINIŲ ELEKTRODŲ APŽVALGA

Paciento stebėjimas yra vienas iš sudėtingiausių ir svarbiausių uždavinių sveikatos priežiūros sektoriuje. Paprastai biologinio potencialo elektrodai yra naudojama išgaunant žemas amplitudines fiziologinius signalus iš žmogaus kūno ir nepertraukiamai sveikatos priežiūrai – pacientų stebėjimui ligoninėje. Įprasti gelinio kontakto elektrodai suteikia optimalų signalą, bet jam reikalingas odos paruošimas procedūrai. Oda nuvaloma specialiais valikliais ir patepama elektrolitiniu geliu gerinančiu laidumą. Kai gelis sausėja jis pradeda iškraipyti gaunamus signalus. Geliui visiškai išsausėjus gaunama per didelė varža tarp tiriamojo ir elektrodo – signalų stebėjimas nevyksta. Todėl naujos kartos talpiniai elektrodai, kurie gali būti sujungti su oda be jokio kontakto, naudojant talpinį poveikį. Siūlomo tipo elektrodai gali būti lengvai montuojami ant paciento drabužių. Varža atitikimo grandinė su įkrovos technika yra naudojama kuriant ne kontaktinius elektrodus kuriant duomenų rinkimo sistemą.

Buvo padaryta keletas mokslinių tyrimų tobulinant jau seniai naudojamus gelinius elektrodus. Įgyvendinta technologija apimanti vieną klasę paviršinių elektrodų, kurioje elektrodai nenaudoja gelinio kontakto. Šie elektrodai vadinami sauso kontakto ar bekontakčiai elektrodai (Talpiniai elektrodai). Sauso elektrodo susijungimas yra tiesioginis tarp odos ir elektrodo – elektrolitinis gelis niekur nenaudojamas. Ant odos dedamas elektrodas sudarytas iš dviejų elektrodų dar vadinamos talpinės poros. Stebimas signalas pasiekia dviguba elektrodą per dielektriką ir abi plokšteles sukuriama talpinis efektas. Apie tokį teorinį efektą jau buvo pranešta dar 1968m Richardson Ruffini el al straipsnyje [19]. Vėliau jau 2004m. Jaime et al išvystė talpinių elektrodų technologiją matuoti EKG. Pasiekus tokius rezultatus elektrodus pradėta montuoti į sėdimus baldus, lovas, net rūbus.

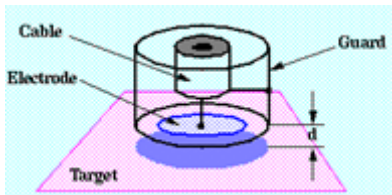
### 2.1. Talpiniai elektrodai-veikimo principas ir taikymas

Tai bekontakčiai elektrodai dirba matuodami elektros savąjį talpumą. Talpa aprašoma, kaip dviejų laidžių objektų per kurių tarpą teka kintama įtampa. Kai ji teka tarp dviejų laidininkų sukuria teigiamus ir neigiamus įtampos pokyčius. Tai parodo 2.1 paveikslas.



2.1 pav. Įtampos tekėjimas ir talpumo susikūrimas

Talpiniai jutikliai tinka fiksuoti įtampas, kurios nuolat kinta. Elektronai juda ir sukelia kintamą elektros srovę, šią srovę gali užregistruoti talpiniai jutikliai. Elektros srovės dydis ir talpa yra



2.2 pav. Talpinis elektrodo modelis<sup>11</sup>

nustatoma pagal plotą ir atstumą tarp laidžių objektų (dviejų elektrodų. Mano atveju tarp audinių ir talpinio jutiklio elektrodo) taip pat talpumas priklauso ir nuo kitų dydžio (2.2 pav.). Pavyzdžiui dielektrines skvarbos, kuri ženkliai įtakoja talpumą. Techniškai kalbant, talpa yra tiesiogiai proporcinga paviršiaus objektų ir dielektrinei konstantai tarp šių medžiagų, ir atvirkščiai proporcingas atstumui tarp jų.[15]

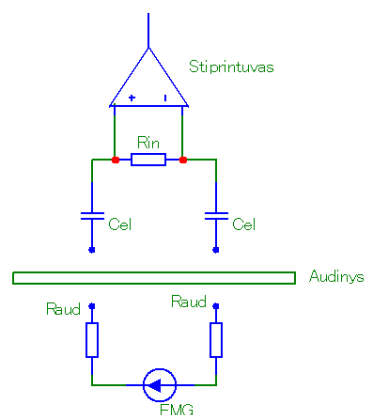
$$Talpumas = (dielektrinė\ skvarba \cdot plotas) / atstumas = (\epsilon \cdot S) / d \quad (2.1)$$

Kai tarpas tarp elektrodų užpildytas dielektriku:

$$\left\{ C = \frac{\epsilon_r \cdot \epsilon_0 \cdot S}{d} \right\} \quad (2.2)$$

kur  $\epsilon_r$  yra santykinė dielektrinė skvarba.

Iš talpumo formulės matomas vienas dydis, kurį galime keisti yra dielektrinė skvarba. **Dielektrinė skvarba** yra fizikinis dydis, parodantis kaip elektrinis laukas veikia dielektrinę medžiagą, arba kaip dielektrinė medžiaga veikia elektrinį lauką. Dielektrinė skvarba apibrėžiama kaip medžiagos, esančios lauke, gebėjimas poliarizuotis ir tuo sumažinti arba padidinti elektrinį lauką pačioje medžiagoje.



2.3 pav. Ekvivalentinė talpinių elektrodų schema

<sup>11</sup> <http://www.mfg.mtu.edu/cyberman/machtool/machtool/sensors/capacitive.html>

Pateiktame paveikslėlyje (2.3 pav.) matyti supaprastinta talpinio elektrodo schema – elektrinis modelis. EMG raumenų skleidžiami impulsai, kuriuos generuoja susitraukiantys ir atsipalaiduojantys raumenys  $R_{aud}$  išreiškiama audinių varža, kuri sukelia sunkumus registruojant EMG aktyvumą. Šiuo atveju, kuo didesnė varža tuo EMG signalo amplitudė mažesnė ir pasireiškia didesni triukšmai darantys įtaką duomenų tikslumui. Audinys tai oda ant kurios dedami elektrodai. Jos siejimosi sluoksnyje su elektrodais atsiranda daugybė niuansų darančių įtaką signalų kokybei. Šioje sąsajoje atsiranda papildomi iškraipymai dėl tarpusavio kontakte atsiradusiu varžų talpumų, induktyvumo.  $C_{el}$  talpinių elektrodų talpumas. Šis talpumas turi didelę įtaką visam sistemos funkcionavimui. Jei siekiama gauti kuo tikslesnius duomenis, elektrodai turi būti kuo mažesni, kad būtų fiksuoti preciziškai. t.y. fiksuoti raumenų aktyvumą nuo mažiausio ploto. Šiam tikslui įgyvendinti reikia pasirinkti medžiagas iš kurių būtų tikslinga gaminti tokį elektrodą. Jei elektrodo talpumas didesnis tai stiprintuvo įėjimo varža mažesnė – mažėja stiprintuvo preciziškumas. Žemiau pateiktoje lygtyje tai ir matyti

$$\left\{ Z_{\Sigma} = 2 \cdot R_{aud} + \frac{2 \cdot 1}{j\omega C_{el}} \right\} \quad (2.3)$$

## 2.2. Dielektrinės medžiagos

Dielektrinė skvarba yra vienas iš pagrindinių dielektrinės medžiagos parametrų. Apžvelgsime didelę skverbtį turinčius dielektrikus.

**Aluminio oksidas** yra cheminis junginys iš aliuminio ir deguonies, cheminė formulė  $Al_2 O_3$ . Aluminio oksidas yra elektros izoliatorius (dielektrikas) turintis gana aukštą šiluminį laidumą ( $30 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$ ) ir pasižymintis savybėmis būdingomis keramikinėms medžiagoms. Dielektrinė skvarba 10. Ši medžiaga būtų tinkama talpinių elektrodų gamybai. Standartiniu medžiagų dielektrinė skverbtis tesiekia 2-3, o šios medžiagos skverbtis 10.

**Pjezoelektrinės medžiagos** naudojamos įvairiose srityse. Kaip žinia, tam tikrus kristalus veikiant elektra, jie keičia savo matmenis arba atvirkščiai – gniuždant išskiria energiją. Taigi, mokslininkai sugeba iš nanokristalų pluošto pasigaminti pjezoelektrinės energijos, kurią naudoja vandens molekulėms skaidyti į deguonį ir vandenilį. Siekiant gauti geresnius rezultatus galima naudoti dielektrikus-keramikus skirtus MLCC gamybai. Jų savybės dešimtis ar net šimtus kartų geresnės nei parastų dielektrikų. Toki keramikai naudojami SMD kondensatorių gamybai. Užtenka tik keletu mikrometrų gauti savybes, kurios prilygsta keletui milimetrų paprastų dielektrikų. Taip pat kuo plonesnis sluoksnis, tuo reikiama mažesnė signalo amplitudė bei srovė užfiksuoti rezultatui. Vienas iš tokių keramikų būtų bario titanatas ( $Ba_3TiO_2$ ). Ši junginį sudaro 83,7% baris, 9,7% Titanas, 6,5% oksidas. Šio junginio dielektrinė skvarba  $\epsilon_r = 1250-10,000$  ( $20-120^{\circ}\text{C}$ ). Bario titanato kristalai yra

trapūs. Tačiau nano pasaulyje, pagaminus iš jų plonyčių gijų, jų savybės keičiasi iš esmės. Tokia medžiaga užauginti ant elektrodo nėra sunku. Panaudojus užtepimo procesą galimas gauti tikslius elektrodas pasižymintis didelėmis dielektrinėmis skvarbomis. Dėl didelės dielektrinės skverbos sumažėja elektrodo plotas ir reikalavimai stiprintuvui.

### 2.3. Elektrodo talpa naudojant didelės skverbos dielektrikus

$$\text{Ploto įvertinimas : } \{S = 2 \cdot \pi \cdot r^2\} \quad (2.4)$$

$$\text{Talpumo įvertinimas: } \left\{C_{el} = \frac{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot S}{d}\right\} \quad (2.5)$$

$$\text{Suminė varža: } \left\{Z_{\Sigma} = 2 * R_{aud} + \frac{2*1}{j \cdot \omega \cdot C_{el}}\right\} \quad (2.6)$$

Naudojami parametrai:  $\omega=15...500\text{Hz}$ ;  $d=0,1\text{mm}$ ;  $r=1\text{cm}$ ;  $\varepsilon_r=2-3 \text{ F/m (C}^2/(\text{N m}^2))$   
(standartiniai), aluminui(10), bario titanatui(1250-10,000);

Pasirenkamas aliuminio oksidas. Pagal pateiktas formules apskaičiuojamas jo  $C_{el}$  ir  $Z_{\Sigma}$ . Gauti rezultatai:  $C_{el}=2,78 \cdot 10^{-10}\text{F}=0,278\text{nF}$ .  $Z_{\Sigma}=1,441 \cdot 10^7\text{Om}=14,41\text{MOM}$ .

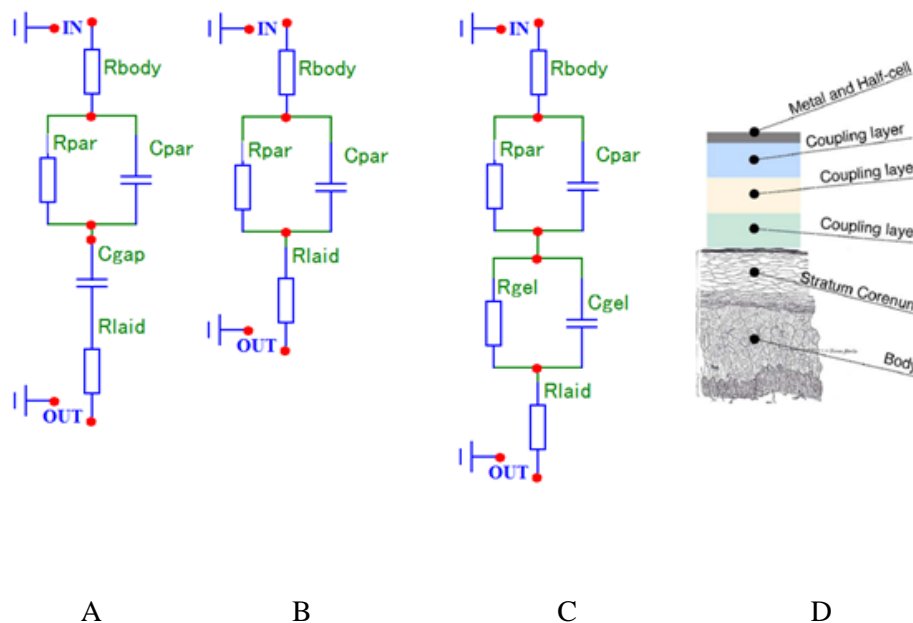
Standartiniu atveju pasirinkus dielektriką jo dielektrinė skverbtis apytikriai lygi 2-3 F/m (C<sup>2</sup>/(N m<sup>2</sup>)). Gauti parametrai lygūs:  $C_{el}=8,341 \cdot 10^{-11}\text{F}$ .  $Z_{\Sigma}=4,798 \cdot 10^7\text{Om}$

Trečiuoju atveju pasirenkama medžiaga bario titanatas. Atlikti skaičiavimai su šia medžiaga.  $C_{el}=2,78 \cdot 10^{-7}\text{F}$ .  $Z_{\Sigma}=3,439 \cdot 10^4\text{Om}=34,39\text{kOm}$ .

Iš gautų rezultatų aiškiai matyti kaip kinta įėjimo varža. Jeigu naudotume paprasčiausią dielektriką reiktų naudoti suderinimo ir stiprinimo grandinę, kuri pakeltų lygį iki įėjimo amplitudžių ir Rin. Jeigu panaudosime Bario titanatą Rin ženkliai sumažėtų. Toki parametrai pagerintų ir palengvintų duomenų registravimą ir apdorojimą.

## 2.4. Talpinių elektrodų modelis

Teorinių modelių taikymas suteikia galimybę projektuojant realų elektrodą iš anksto prognozuoti jo parametrus. Tyrimui pasirinkti trijų tipų elektrodų modeliai [3]. Galima remtis šiuo plačiai naudojamu paviršiniu drėgno kontakto, prispaudžiamo prie audinių (sauso kontakto) ir talpinio elektrodo teorinius modelius (2.4 pav.).



2.4 pav. Elektrodų modeliai [3]<sup>12</sup>

Kiekvieno modelio elektrinės grandinės elementą paaiškina odos struktūra. Modelio sudedamosios dalys:  $R_{body}$  – odos varža,  $R_{laid}$  – jungiamųjų laidų varža (paprastai keletas omų),  $C_{gap}$  – elektrodo kontaktinis talpumas,  $C_{par}$  ir  $R_{par}$  – elektrodo talpumas ir varža,  $C_{gel}$  ir  $R_{gel}$  – kontaktinio gelio varža ir talpumas.

Kiekvienam iš teorinių modelių impedansas gali būti užrašomas kaip:

A) Talpinis elektrodas

$$\{Z_{el} = R_{laidy} + R_{body} + \frac{\frac{1}{j\omega C_{gap}} \cdot R_{par}}{R_{par} + \frac{1}{j\omega C_{par}}} + \frac{1}{j\omega C_{gap}}\} \quad (2.7)$$

B) Sauso kontakto elektrodas

$$\{Z_{el} = R_{laidy} + R_{body} + \frac{R_{par}}{1 + j\omega C_{par} R_{par}}\} \quad (2.8)$$

<sup>12</sup> <http://n.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

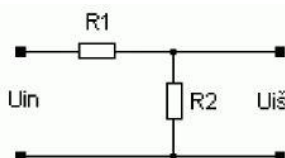
C) Drėgno kontakto elektrodas

$$\{Z_{el} = R_{laidų} + R_{body} + \frac{R_{par}}{(C_{par}j\omega) \cdot (R_{par} + \frac{1}{C_{par}j\omega})} + \frac{R_{gel}}{(C_{gel}j\omega) \cdot (R_{gel} + \frac{1}{C_{gel}j\omega})}\} \quad (2.9)$$

Kaip matome, kiekvienas iš jų turi nepastovių parametrų dalį. Talpiniame elektrode tai yra tarpelio talpa, sauso kontakto elektrode tai yra kontakto varža, o geliniame elektrode – gelio varža ir talpa.

Kartu su stiprintuvo įėjimo varža elektrodas sudaro įtampos daliklį (2.5 pav.). Įtampos perdavimo koeficientas priklausys ne tik nuo elektrodo impedanso, bet ir nuo stiprintuvo įėjimo varžos.

$$\{U_{iš} = \frac{R_{in}}{Z_{el} + R_{in}} \cdot U_{in}\} \quad (2.10)$$



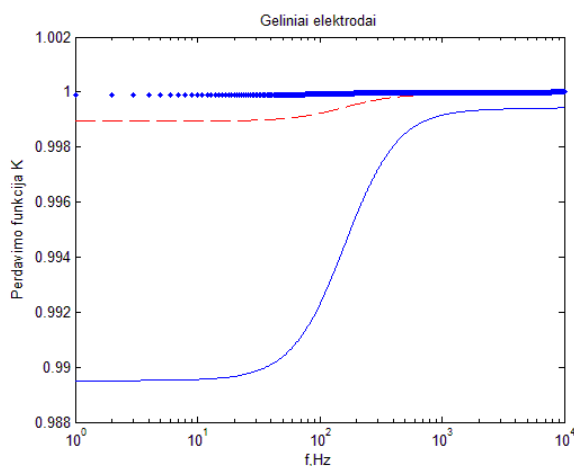
2.5 pav. Perdavimo charakteristikos keturpolis [4]

Parentant reikiamą įėjimo varžą siekiama tolygios perdavimo charakteristikos visame EMG dažnių diapazone (2 Hz-1000 Hz).

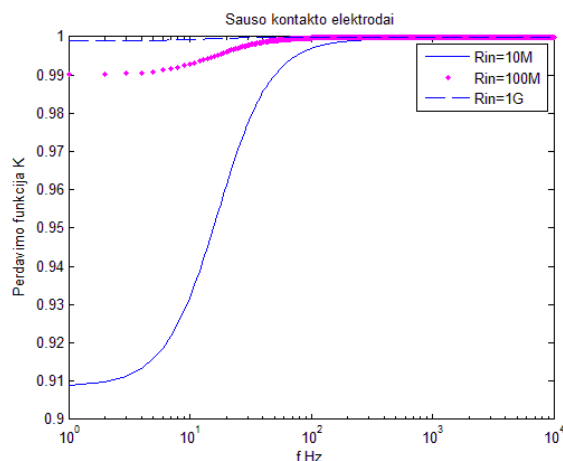
Modeliavimo eksperimentui buvo pasirinkti tam tikri kriterijai. Vienas iš jų nustatyta stabili kūno varža  $R_{body}=5M \Omega$ , laidų varža lygi  $R_{laid}=1\Omega$ . Pasirinkti trys  $R_{in}$  varžų nominalai, tai:  $10M\Omega$ ,  $100M\Omega$  ir  $1G\Omega$ . Šiuose trijuose diapazonuose gauti stiprinimo koeficientai, kurių dėka galime nustatyti kaip turėtų būti parenkama prietaiso varža tinkanti talpiniams elektrodams(2.6-2.8 pav.).

Gavus šiuos rezultatus aiškiai matyti, kad gelinių elektrodų didėjanti stiprintuvo įėjimo varža bei dažnis beveik nedaro įtakos signalui. Tas pats matyti ir sauso kontakto elektrodoose. Parametrai elektrodo kokybę įtakoja apie 8%. Galime teigti, kad įtaka labai maža. Kalbant apie talpinius elektrodus dažnio ir varžos parametrai stipriai įtakoja signalo stiprinimo koeficientą. Prie mažų dažnių signalo užfiksuoti visiškai nepavyktų, šie žemi dažniai yra svarbūs mano tyrime. Žmogaus raumenų darbo dažnis skaičiuojamas apytikriai nuo 2Hz iki 1000Hz. Reikia ieškoti naujų šios problemos sprendimo variantų. Pirmasis variantas galėtų būti toks, kad dar didinti prietaiso įėjimo varžą. Pasirinkus minimalią reikšmę  $1G\Omega$  signalas ir labai mažas jau gali būti užfiksuojamas. Kitas variantas galėtų būti pradinio stiprintuvo montavimas ant elektrodo plokštės. Tam galime pasitelkti INA116 [3] arba panašių parametrų stiprintuvą, kurių stiprinimo laipsnis siekia iki 50 kartų ir daugiau.

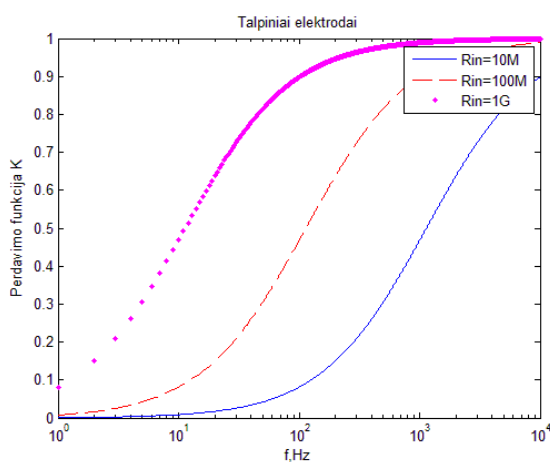
Ekperimentinei daliai buvo pasirinktas AD8421 stiprintuvas. Trečias variantas pasirinkti kita dielektrinę medžiagą su žymiai didesne dielektrine skvarba. Įvykdžius visus šiuos tris variantus būtų galimybė sukurti daugkartinį ir patikimą elektrodą. Pastarąjį variantą galima aptarti kiek smulkiau. Pasirinkus medžiagą, kurios dielektrinė skverbtis didesnė nei standartinių medžiagų, pagerina elektrodo kokybę. Tai matyti 2.9 paveiksle.



2.6 pav. Drėgno kontakto elektrodo perdavimo funkcijos



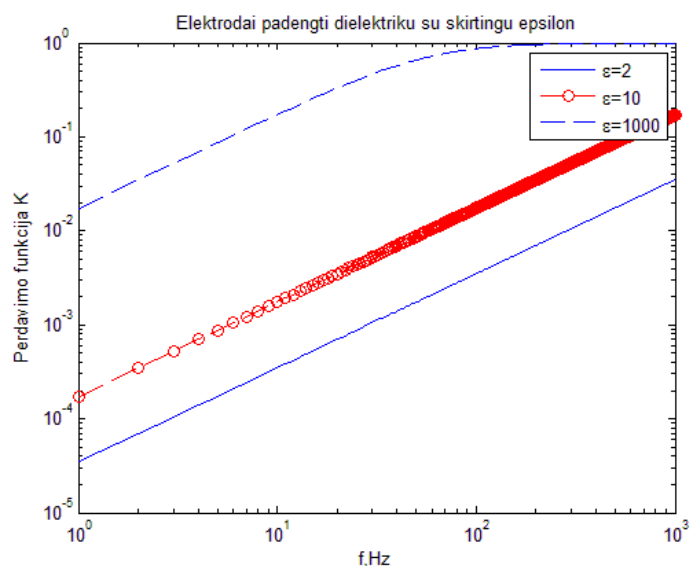
2.7 pav. Sauso kontakto elektrodo perdavimo funkcijos



2.8 pav. Talpinio elektrodo perdavimo funkcijos

Viena iš geresnes dielektrines savybes turinčių medžiagų yra PVC plėvelės. Jų dielektrinė skvarba 1,6-2,4(minkštas, kietas). Kiek geresnėmis savybėmis pasižymi  $Al_2O_3$  – 10. Tačiau geriausias dielektrines savybes turi pjezokeramikai. Keletas iš jų: (PZT-8) 1000; (PZT-5N) – 3400; (PZT-4) – 1300 [2]. Šių parametrų reikšmių įtaka perdavimo koeficientui pavaizduota grafiškai (2.9 pav).





2.9 pav. Perdavimo funkcijos priklausomybė nuo skirtingos dielektrinės skvarbos

Paveikslas tiksliai parodo dielektrikų įtaką signalo stiprinimui. Didėjant dielektriniai skvarbai gerėja talpinio elektrodo perdavimo charakteristikos. Jų kokybė ypač reikalinga siekiant aptarti talpinių elektrodų galimybes fiksuojant EMG parametrus.

2.9 pav. aptarta tik trys teoriniai epsilon parametrai. Ieškant medžiagų turinčių didesnę epsilon buvo aptikta pjezokeramikai. Jų du didelė dielektrinė skvarba leistų ženkliai pagerinti elektrodų parametrus. Jei būtų galimybės išbandyti tokias medžiagas užsodintas ant elektrodų būtų tiksliau išaiškinta jų įtaka talpumo didinime.

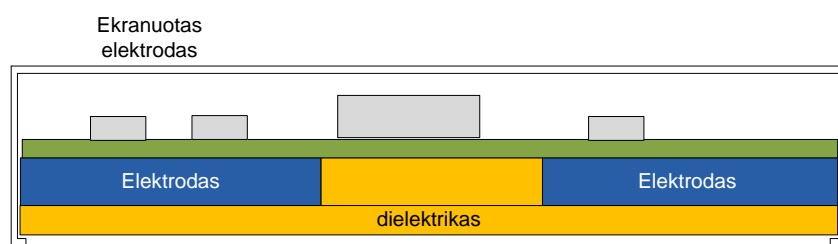
### 3. TALPINIŲ ELEKTRODŲ PROJEKTAVIMAS

Atlikus apžvalgą ir įvertinus visus reikiamus parametrus pradėta projektuoti EMG talpinis elektrodas.

#### 3.1. Talpinio elektrodo konstrukcija

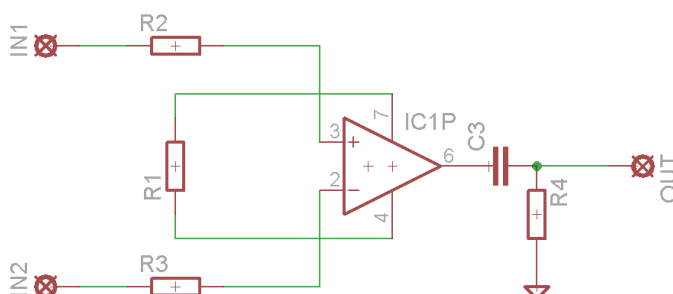
Norint užfiksuoti EMG signalą nuo odos paviršiaus, reikalingi ne tik elektrodai, bet ir geras pirminis stiprintuvas. Elektrodui gaminti buvo pasirinkti standartiniai Ag/AgCl elektrodo matmenys. Bendrasis ilgis 40mm ir plotis 20mm. Pagrindinė tokio elektrodo dalis tai stiprintuvas. Jam naudojome AD8421 mikroschema. Jos parametrai apytikriai panašūs į INA116. Pradinio stiprintuvo charakteristikas ir elementų sąrašą pasirinkome iš parametrų duotų aprašyme.

Norint pagaminti tokį elektrodą reikia suprojektuoti ir jo korpusą, kuris būtų optimalių gabaritų, kuo didesnio ploto elektrodais ir ekranuotas. Buvo nuspręsta naudoti dvi dvipusio folgavimo plokšteles sujungtas tarpusavyje. Toks nubraižytas elektrodo korpusas pateiktas 3.1 paveiksle.



3.1 pav. Elektrodo vaizdas iš šono

Tarpe plokštelių yra varinė dalis, veikianti kaip ekranas. Apatinėje dalyje išėsdinti elektrodai, bendras žemės kontaktas, kuris jungiamas su ekranu. Viršutinėje plokštelės dalyje išėsdinti takeliai ir sulituota pirminio stiprintuvo schema. Visa tai matyti 3.2 paveiksle.



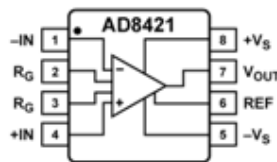
3.2 pav. Pirminio stiprintuvo schema

Aukščiau pateiktas paveikslėlis tai pirminio stiprintuvo schema - biosignalų stiprintuvas, kurio pagalba nuo odos paviršiaus nuskaitomas ir stiprinamas pradinis signalas. Kartu su visais signalais nuskaitomas EMG signalas aktualus tolimesniuose tyrimuose. Nereikalingas signalų dedamąsias reikia filtruoti. Tad po pirminio stiprintuvo jungiamas aukšto dažnio filtras (ADF). Šio filtro pagalba nufiltruojami pradiniai dažniai.

### 3.2. Pirminis stiprintuvas

Siekiant tiksliai užfiksuoti EMG signalą reikalingas tikslus ir labai jautrus pirminis stiprintuvas signalo lygio pakėlimui. Pasinaudojus jau bandomais daryti projektais buvo surasta, kad talpiniam jutikliui dažnai naudojamas INA116. Tačiau dėl dviejų aspektų nuspręsta jos nenaudoti. Pirmasis tai, kad kaina didesnė nei kitų stiprintuvų su panašiais parametrais. Antrasis tai, kad INA116 elementų reikia dviejų. Naudojamas dvigubas elektrodas. Ieškant alternatyvų buvo surastas panašių parametru operacinis stiprintuvas AD8421.

AD8421 (3.3 pav) žemos kainos, mažos galios, mažų triukšmų, didelės spartos matavimo prietaisų stiprintuvas idealiai tinkantis plataus spektro signalų stiprinimui. Šis stiprintuvas pasižymi dideliu CMRR, todėl jis puikiai dirba tiek žemuose tiek aukštuose dažniuose.



3.3 pav. AD8421 mikroschema<sup>13</sup>

Stiprinimo koeficientas(Gain) nustatomas:

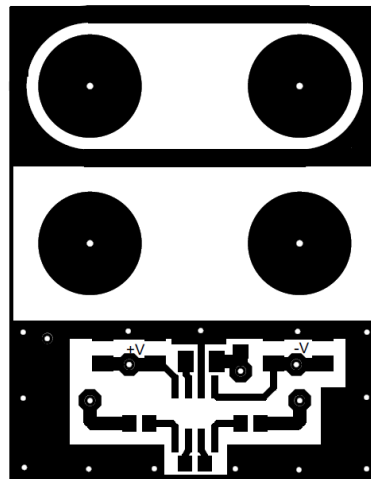
$$\{R_g = \frac{9,9k\Omega}{G-1}\} \quad (3.1)$$

Varža R1 leidžia keisti stiprintuvo stiprinimo koeficientą nuo 1,99 iki 1985 kartų. Per mažas stiprinimas gali neparodyti elektrodo veikimo rezultatus, per didelis stiprinimas gali įnešti nepageidaujamų triukšmų iškraipančių naudingą signalą.

<sup>13</sup> <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8421.pdf>

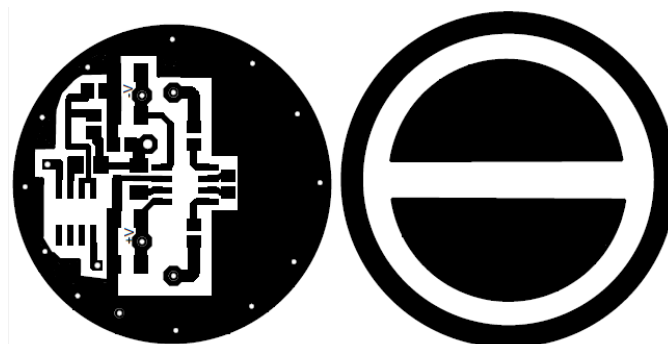
### 3.3. Elektrodas

Pasinaudojus apžvalgoje surinkta medžiaga Eagle aplinkoje buvo suprojektuotas ir praktiškai išbandytas elektrodas. Elektrodo matmenys atitinka „NORAXON“ kompanijos gaminamų gelinių elektrodų konstrukciją. Gaminimui naudojama dvipusė plokštelė. Vienoje jos pusėje išsodinami elektrodo kontaktai. Kitoje jo pusėje suprojektuojama pirminio aktyvinio stiprintuvo schema. Bandymo metu buvo išsėdinta atskirai trys plokštelės, nes nebuvo aišku ar aplink elektrodo kontaktus reikalinga „žemė“ ar ne.



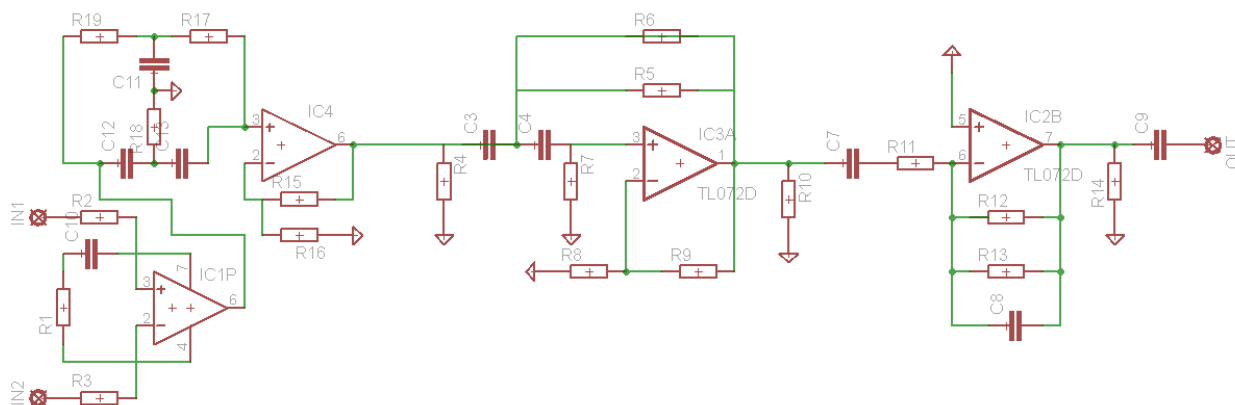
3.4 pav. Elektrodo viršutines ir apatines dalies PCB

Pagaminus tokį elektrodą pateikta 3.4 paveiksle buvo pastebėta, kad dirba ne taip kaip turėtų. Nuskaitytame signale yra 50Hz triukšmas iš aplinkos. Naudingo signalo amplitudė labai maža. Nuspręsta padidinti bendrą elektrodų plotą. Didinant elektrodą stengtasi išlaikyti maksimalų diametrą lyginant su „NORAXON“ elektrodais. Stiprinimo pakopoje pirminį signalo stiprinimą mažinti nuo 500 iki 50 kartų ir sumontuoti papildomą stiprintuvą. Antroji konfigūracija pateikta žemiau(3.5 pav.):



3.5 pav. Antrasis projektavimo variantas

Siekiant padidinti efektyvumą nuspręsta TL072 mikroschemą išnaudoti pilnai ir suprojektuoti filtrus galinčius sumažinti triukšmus. Ant to vieno korpuso projektuojama HPF(High Pass Filter) ir LPF(Low Pass Filter) filtrai. Stiprinimas siekiamas padaryti apytikriai 10 kartų. Tačiau šiame variante vis dar yra 50Hz tinklo triukšmas stipriai įtakojantis naudingo signalo parametrus. Norint nuslopinti šį dažnį naudojamas užtvarinis filtras (pav. 3.6).

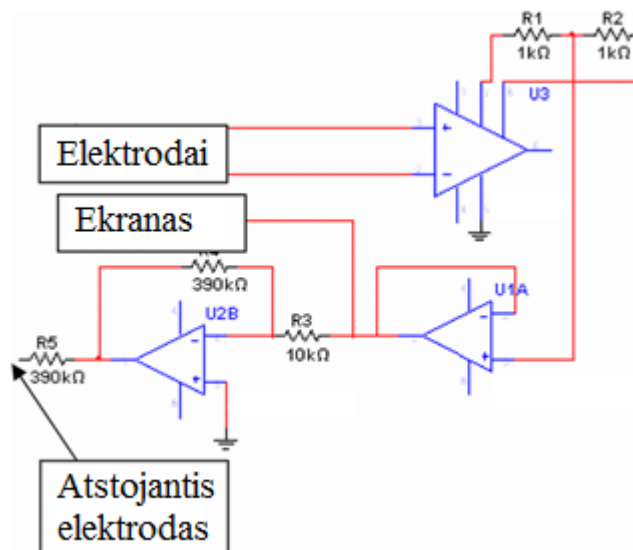


3.6 pav. Principinė schema su papildomu užtvariniu filtru

Teorinių skaičiavimų metu nuskaitytas pirminis signalas apytiksliai lygus 100uV. Po šių filtrų - stiprintuvų signalas išėjime apytiksliai sustiprėtų iki 500mV. Toki signalą jau galima registruoti tiek osciloskopais, tiek diskretizatoriais.

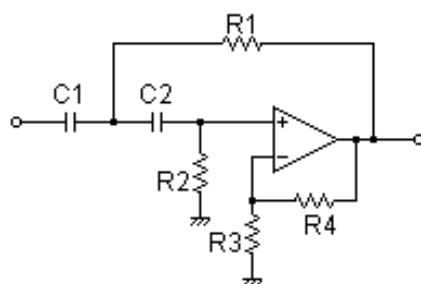
### 3.4. Nuraminimo elektrodo panaudojimas

Atliekant pirmuosius bandymus su realiais signalais buvo gauta daugybė iškraipymų, signalų netolygumų ir didelis triukšmo lygis užgožiantis signalą, tad naujai elektrodo konfigūracijai buvo pasirinkta jau siūlyta apvalaus elektrodo forma, kuri išlaiko antrojo elektrodo proporcijas ir leidžia padidinti prisiglaudžiamo elektrodo plotą prie kūno lyginant su pirmuoju elektrodu. Taip pat kitoje pusėje pilnai gali sutilpti elementai ir mikroschemos. Šiame variante taip pat naudojama AD8421 mikroschema.



3.7 pav. Supaprastinta elektrodo schema<sup>14</sup>

Remiantis šia schema pateikta 3.7 paveiksle [21] ir buvo projektuojamas elektrodas. Papildomai buvo naudota dvi tl072. Viena iš jų atlieka filtro vaidmenį – slopina žemus, o aukštus dažnius praleidžia bei sustiprina. Naudojama Sallen-Key HPF konfigūracija pateikta 3.8 paveiksle leidžianti reguliuoti signalo stiprumą (stiprinimo koeficientą). Jis apskaičiuojamas pagal 3.2 ir 3.3 formules [22].



$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1C1R2C2}} \quad (3.2)$$

$$G = \frac{R3+R2}{R3} \quad (3.3)$$

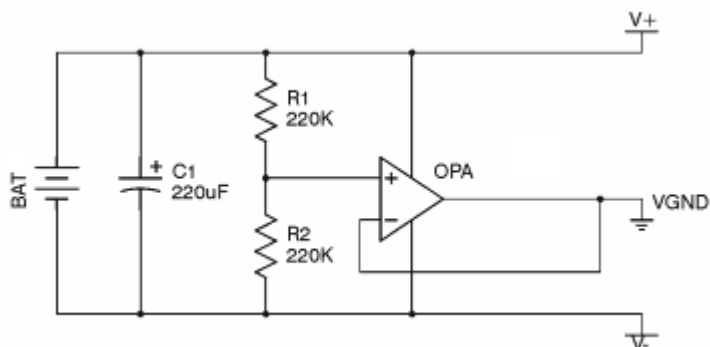
3.8 pav. HPF teorinė realizacija ir skaičiavimo formulės. G – stiprinimo koeficientas,  $f_c$  – minimalus praleidžiamas dažnis.<sup>15</sup>

Kitas iš jų atlieka virtualios žemės sukūrimo vaidmenį. Dėl bipoliaraus maitinimo (krona 9V) ir žemės taško, kai maitinimo šaltinis baterija ar nuolatinės įtampos maitinimo blokas. Norėdami susidoroti su problemomis dėl generuojančių neigiamų įtampų naudoja virtuali žemė. Virtualus pagrindas tiesiogiai susijęs su įėjimo įtampa lygia puse  $V_{cc}$  įtampos. Kalbant paprasčiau virtualios žemės išėjime gaunama puse maitinimo įtampos tiek pluso, tiek minuso atžvilgiu. Vienas variantas sugeneruoti virtualią žemę yra dviejų rezistorių įtampos daliklis. Šio darbo metu toks daliklis nebuvo

<sup>14</sup> <http://www.biosemi.com/faq/cms&drl.htm>

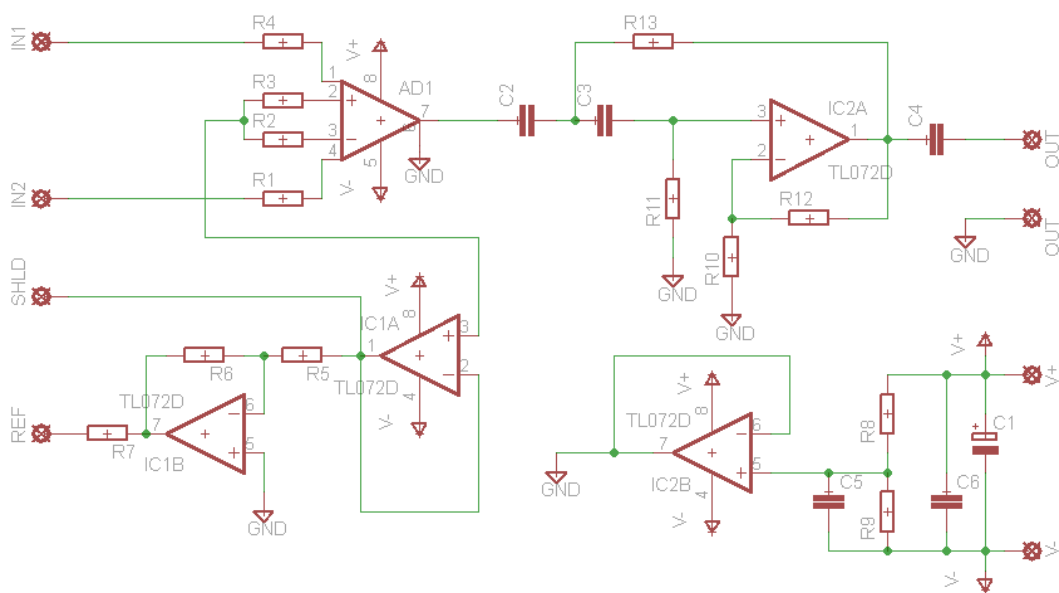
<sup>15</sup> <http://www.wa4dsy.net/robot/active-filter-calc>

naudojamas. Pasirinktas kitas variantas - naudota operacinio stiprintuvo schema [23]. Jos vaizdas pateiktas 3.9 ir schematika 3.10 paveiksluose.



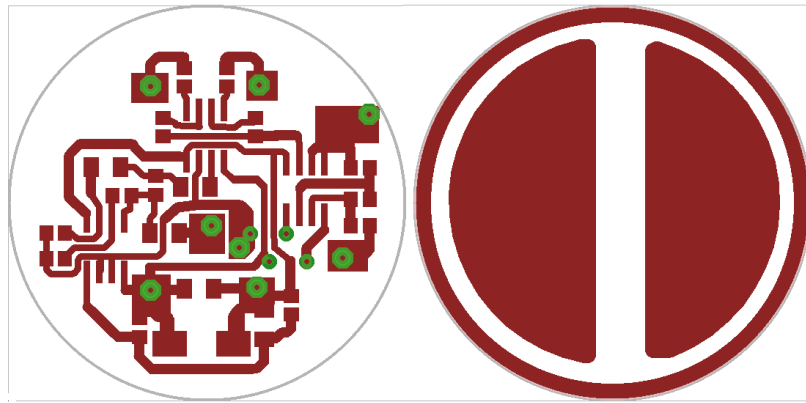
3.9 pav. Virtuali žemė

Bendru atveju viską suprojektavus gaunama schema, kuria siekiama įgyvendinti realizuojant talpinį EMG elektrodą.



3.10 pav. Suprojektuota elektrodo schema

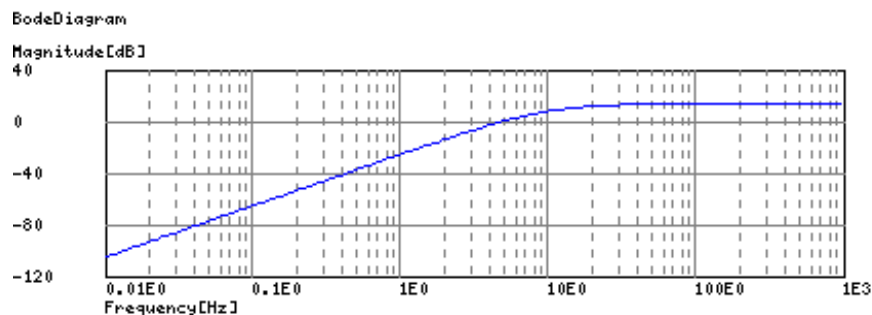
Visą šią mikroschemą bandoma suprojektuoti į pasirinktų matmenų PCB plokštę. Nuspręsta, kad elektrodo diametras turi išlaikyti diametrą kuriuo mes remiamės [26] 4cm(40mm)x 1cm(10mm). Buvo suprojektuota 38mm diametro apvali plokštė.



3.11 pav. PCB elektrodo plokštė

Plokštei gaminti pasirenkama dvipusė montažinė plokštelė. Kiekvienos plokštelės vienoje iš pusių suprojektuojami aukščiau matomi elementai. Šį projektavimą parodo 3.11 paveikslas. Antromis pusėmis jie suklijuojami dvipuse lipnia juoste vienas su kitu taip sukuriant elektrodo vientisumą. Vienas sluoksnis esantis prie lipnios juostelės panaudojamas kaip bendra žemė. Kitas sluoksnis esantis ant paties elektrodo dalies naudojamas, kaip ekranas nuo išorės triukšmų. Ekranas ir žiedas esantis šalia elektrodu kontaktų sujungiamas vario folija ir aplituojamas tam, kad būtų sumažintas papildomas ir nereikalingas išorės poveikis gaunamam signalui odos paviršiuje.

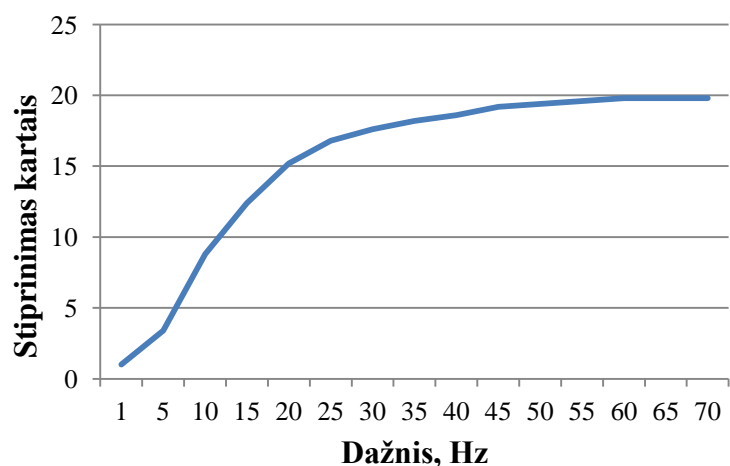
Turint suprojektuotą plokštę ir paruoštą litavimui PCB plokštelę reikia suskaičiuoti tikslus elementų parametrus (nominalus). Dalis parametrų aiški nes gaminant elektrodą remtasi straipsnyje analizuojama schema [20]. Pirmasis etapas patikslinti ar veikia virtuali žemė ir nustatoma IC2A stiprinimo koeficientas. Pasinaudojus interaktyvia skaičiuokle [21] nustatyti parametrai, kad stiprinimas 20 kartų, žemiausias praleidžiamas dažnis 5Hz (suskaičiuoti elementai: R10, R11, R12, R13, C2, C3). Gautos elementų vertės surašytos (3.1 lentelė).



3.12 pav. Teoriškai gauta dažninė charakteristika

Teoriškai gauti nominalai patikslinami pagal realius elementų nominalus. Sulitavus į plokštelę palyginti parametrai – gaunama 7% paklaidą. Dažnio slopinimass kiek mažesnis ir stiprinimo koeficientas praktiniu atveju gaunamas apie 19,8 kartų.





3.13 pav. Praktinė stiprinimo dažninė charakteristika

Palyginus 3.12 ir 3.13 paveikslus galima teigti, kad teoriniai skaičiavimai beveik atitinka praktiškai gautus rezultatus. Esant tiksliesiems elementų parametrams galima dalį eksperimentų numatyti jau teorinio etapo dalyje.

3.1 lentelė. Elementų vertės

Žymuo	Vertė	Žymuo	Vertė
R1	100Ω	R11	9,1KΩ
R2	100Ω	R12	820KΩ
R3	100Ω	R13	120KΩ
R4	100Ω	C1	22uF
R5	10KΩ	C2	1uF
R6	390KΩ	C3	1uF
R7	390KΩ	C4	1uF
R8	10KΩ	C5	0,1uF
R9	10KΩ	C6	0,1uF
R10	43KΩ		

## 4. EKSPERIMENTINIŲ TYRIMŲ REZULTATAI

Ekspirimentiniai tyrimai susideda iš dviejų dalių: suprojektuoto elektrodo tyrimo ir BIOPAC paketo eksperimentiniai tyrimai.

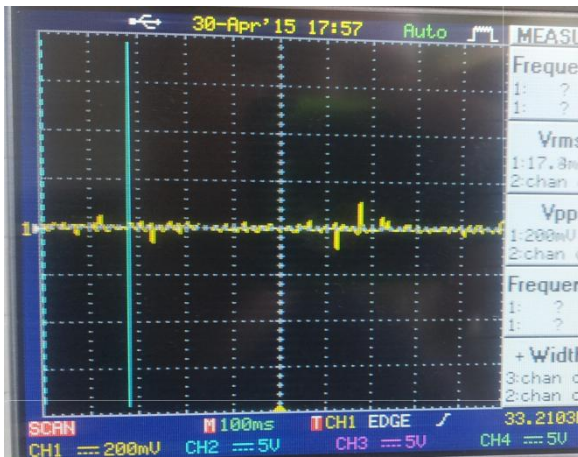
### 4.1. Suprojektuoto elektrodo bandymai

Teoriškai apskaičiuoti parametrai egzistuoja ir praktiškai. Signalas stiprinamas apytikriai lygus stiprinimui apskaičiuotam teoriškai. Elektrodas fiksuoja tik artefaktus arba bendrąjį biopotencialą. Siekiant tiksliau išsiaiškinti priežastis atlikti tolimesni tyrimai. Viso eksperimento metu Ref elektrodas matomas 4.1 paveiksle uždėtas ant kairės rankos riešo. Ref elektrodui naudojama lituotojo įžeminimo grandis.

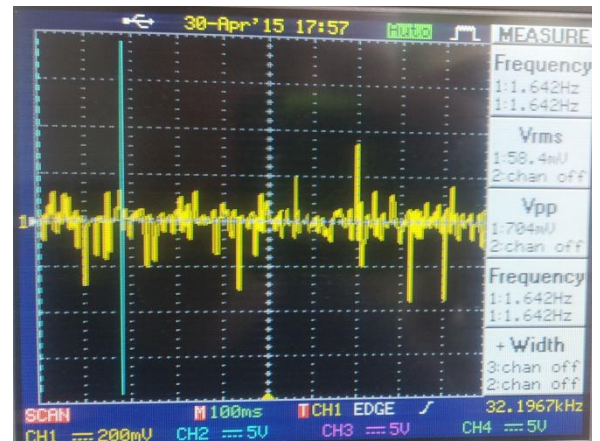


4.1 pav. Naudotas įžeminimo elektrodas

Pirminiu bandymo variantu tarp elektrodo ir odos nenaudojamas joks dielektrikas. Gauti tie patys rezultatai. Išbandyta ir elektrodą be izoliacinės medžiagos padengti laidumą didinančia medžiaga. Tikėtina, kad padidėjus laidumui pirminis signalas galėtų sustiprėti keletą kartų. Šio eksperimento neigiami. Be triukšmų signale daugiau niko nematyti. Tolimesnio eksperimento metu izoliacinė medžiaga palikta tik ant elektrodo ekrano dalies. Tačiau triukšmų lygis, tik dalinai sumažėjo triukšmų amplitudė. Tolimesniame eksperimente prie suprojektuotos visos mikroschemos prijungti jau EMG pritaikyti elektrodai. Pridėjus elektrodą prie kūno pastebima daugybė triukšmų iškraipantių signalą, kurio amplitudė 134-147mV. Pajungus ekrano elektrodą jis akimirksniu sustabilizuoja – triukšmai esantys susijungime tarp elektrodo tiriamojo organizmo sumažėja nuo 71% iki 38%. Signalo amplitudė ramybės būsenoje nusistovi apie 104mVpp(4.2 pav), kai įtempiami raumenys signalo stiprumas pakyla iki 496-704mv Vpp (4.3 pav.).

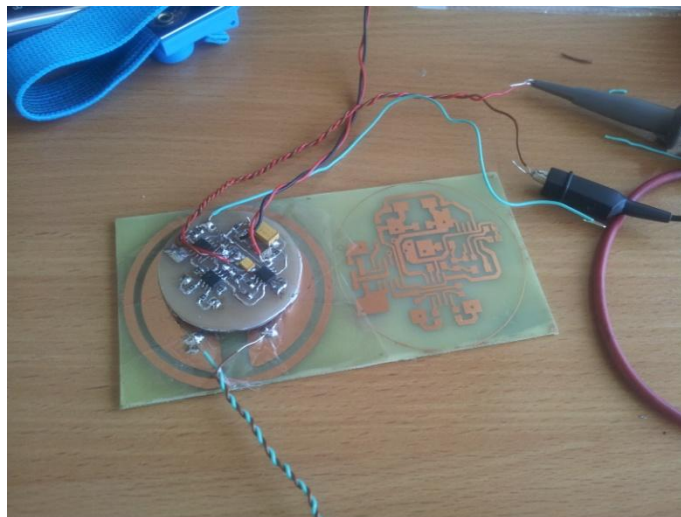


4.2 pav. Priimamas signalas ramybės būsenoje



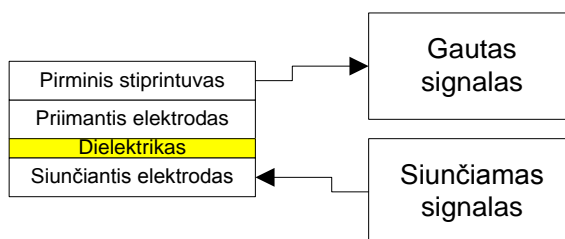
4.3 pav. Priimamas signalas kai įtempimas raumuo

Gauti rezultatai netenkina užsibrėžtų tikslų. Siekiama sukurti elektrodą bendrame korpuse galintį atlikti standartinio elektrodo procesus netiesiogiai liesdamas odą. Nuspręsta patikslinti ar sukurto elektrodo kontaktai suderinti ir ar tinka signalų nuskaitymui nuo žmogaus kūno naudojant talpinį efektą. Eksperimentui buvo pasitelkta pusanatro karto padidinta apatinė elektrodo dalis matoma 4.4 paveiksle. Prie jos pajungti laidai, kuriais bus paduodamas signalas ir dažnio generatoriaus. Prilitavus laidus padidintas elektrodas padengiamas dielektriku (lipnia juostele) ir ant jo padedamas talpinis elektrodas. Paduodamas signalas ir eksperimentuojama ar veikia talpinis efektas.



4.4 pav. Testuojamo talpinio elektrodo vaizdas

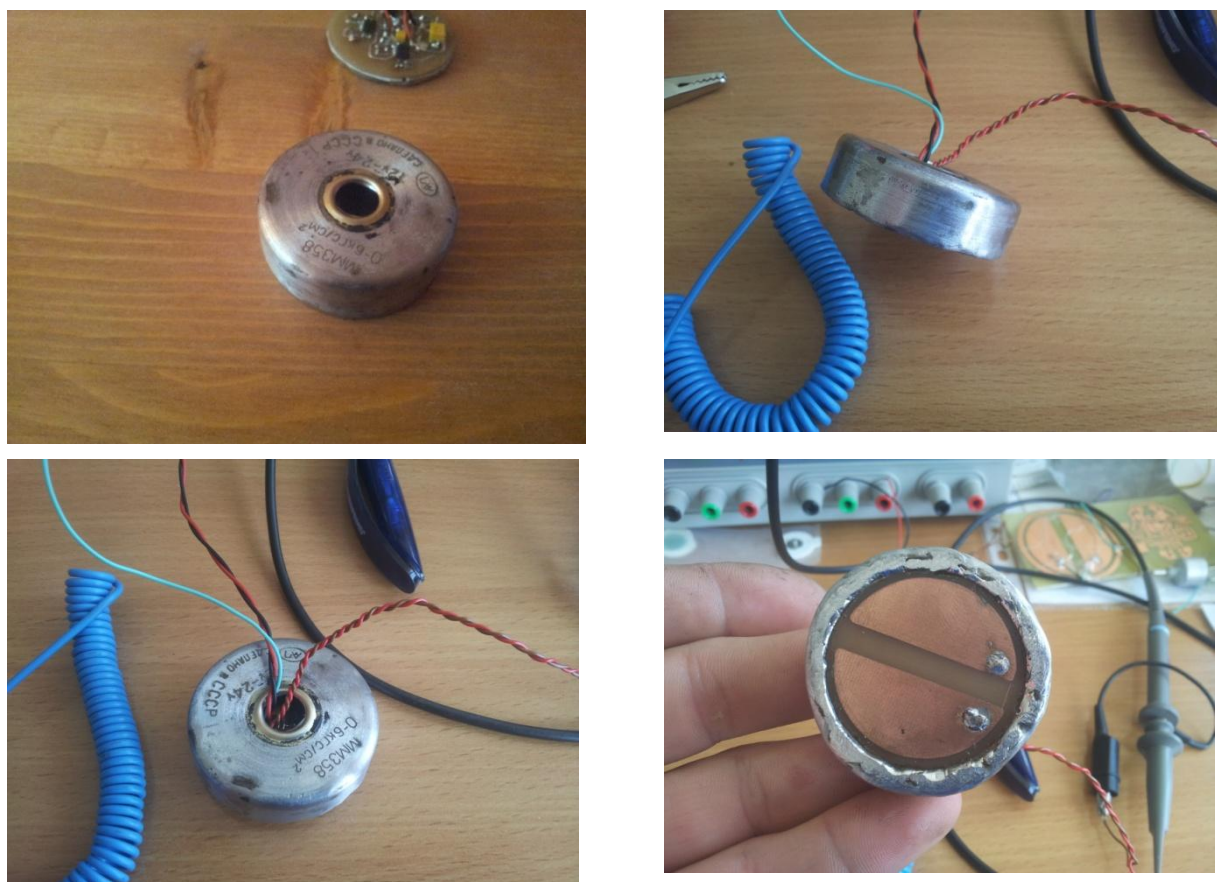
Šį paveikslėlį galime paaiškinti kaip siųstuvą ir imtuvą su tarpe jų esančiu dielektriku, kurio dėka mūsų elektrodas tampa talpinis. Visą šį reiškinį paaiškina ši blokinė schema 4.5 paveiksle.



4.5 pav. Testuojamo talpinio elektrodo blokinė schema

Blokinėje schemoje paryškintas dielektrikas, kuris labai svarbus šio eksperimento metu. Nukeliavęs signalas visą šį kelią sustiprėja apie 70 kartų (teoriškai 70.50 karto).

Buvo iškeltas klausimas kas gali nutikti, kad signalas per dirbtinį siūstuvą priimtas, o iš žmogaus organizmo ne. Atsakymas pagrįstas tuo, kad į anteną paduodamas signalas lygus apie 100mV (Vpp), o žmogaus organizmas gali sugeneruoti apytikriai tik iki kelių dešimčių milivoltų. Dėl to elektrodas nesugeba tiek sustiprinti pirminį signalą, kad osciloskopo ekrane gautume deramą signalą. Matoma tik aplinkos triukšmai. Sugalvota elektrodo schemą įdėti į korpusą – galbūt šiuo atveju bus sumažintas išorės triukšmų poveikis iki minimumo ir bus pamatytas naudingas signalas. Atlikta papildoma elektrodo modifikacija pateikta 4.6 paveiksle.

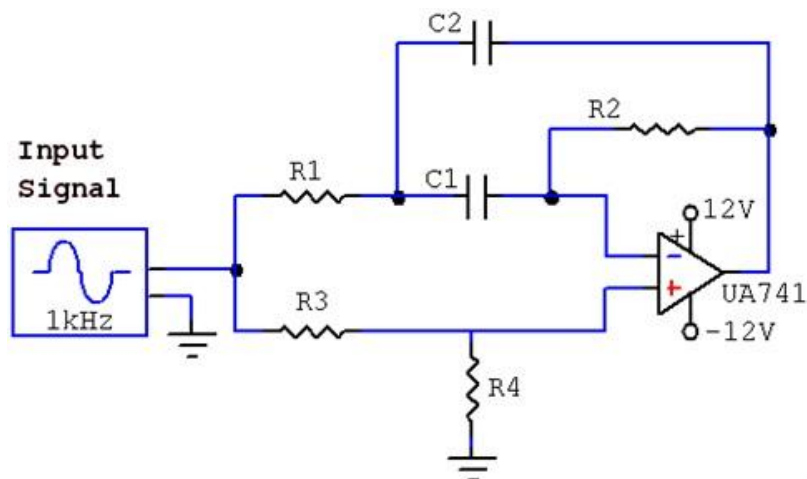


4.6 pav. Elektrodas su metaliniu korpusu

Ši modifikacija pasiteisino tik iš dalies. Aplinkos triukšmai sumažėjo tiek, kad EMG signalas išskiriamas oscilografo ekrane, bet elektrodas ir toliau dirbo ne kaip talpinis elementas. Todėl buvo nuspręsta pradinio stiprintuvo stiprinimo koeficientą mažinti iki minimumo t.y. 1,99 karto ir papildomai suprojektuoti dar keletą universalių stiprintuvų turinčių tiek invertuotą tiek neinvertuotą stiprinimus. Schema pradėta projektuoti su TL074 stiprintuvu. 4 pakopų stiprintuvas stiprinantis signalą apie 1000 kartų. Pirmoji šio stiprintuvo pakopa bus naudojama kaip užtvarinis filtras.

### Užtvarinis filtras

Kadangi gautas signalas turi ženklų 50Hz dažnio dedamąją, nuspręsta naudoti užtvarinį filtrą. Tad projektuojama antroji plokštelė, kaip papildomas filtras ir stiprintuvas. Užtvarinis filtras (angl. A Band Reject or Band Stop filter) [24] – tai filtras dažnių srityje gebantis slopinanti vieną ar kelias dažnių dedamąsias. Šiuo atveju toks filtras slopins artimas 50Hz dažniui dedamąsias. Pateikta bendroji tokio filtro schema 4.7 paveiksle.



4.7 pav. Užtvarinio filtro schema.[23]<sup>16</sup>

Užtvarinio filtro centrinis dažnis apskaičiuojamas pagal formulę:

$$\left\{ f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{R1 \cdot R2 \cdot C1 \cdot C2}} \right\} \quad (4.1)$$

Priklausomai nuo elementų tikslumo nusakoma šio filtro kokybė. Ją galima pasakyti ir kitaip, kokybė tai juostos plotis kuriame telpa slopinamas dažnis. Esamu atveju kokybė pasirinkta 10. T.y. signalas pradedamas slopinti jau 45Hz dažnyje ir baigiamas 55Hz dažnyje. To pakanka kad signalo naudingumo koeficientas padidėtų.

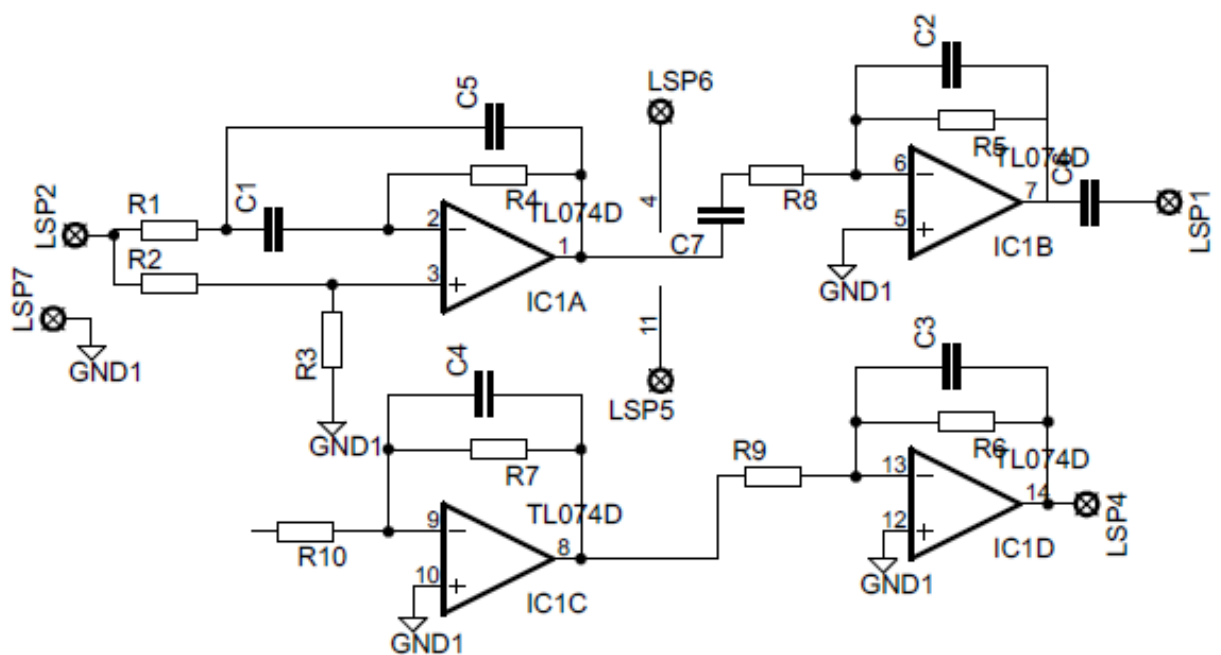
<sup>16</sup> <http://www.electronicshub.org/band-stop-filter/>

Visus šio filtro elementus gaunama iš skaičiuoklės [23] pateikta lentelėje.

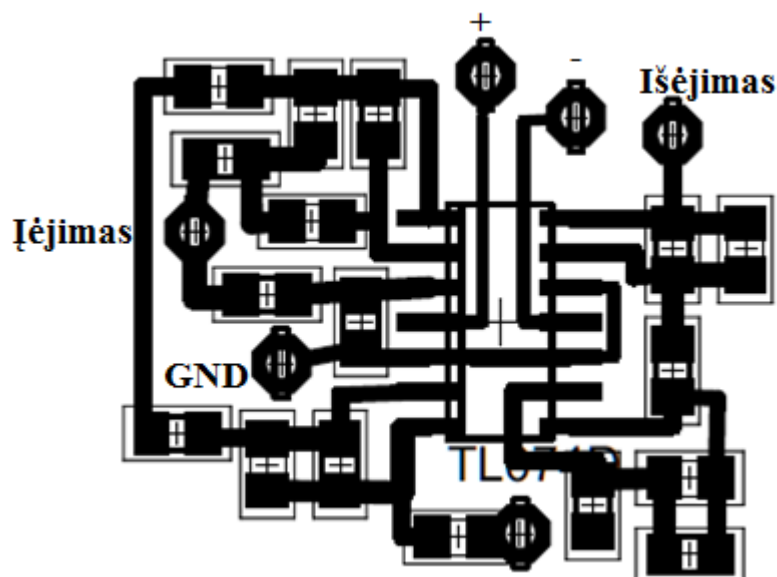
4.1 lentelė. Užtvarinio filtro elementai

Elementas	Nominalas
R1	3,3K $\Omega$
R2	10K $\Omega$
R3	50K $\Omega$
R4	320K $\Omega$
C1=C2	1 $\mu$ F

Suskaičiavus šiuos elementus buvo patikslinama ir papildomų stiprintuvų parametrinės vertės. Projektuojamas pirmosios eilės invertuojantis stiprintuvas stiprinantis signalą 15 kartų. Per tris kaskadus gaunamas stiprinimas lygus 45 kartai – praktiškai kiek mažiau. Taip pat stiprintuvai dirba, kaip žemo dažnio filtrai kurių pjūvio dažnis apie 600Hz.



4.8 pav. Principinė papildomo stiprintuvo schema



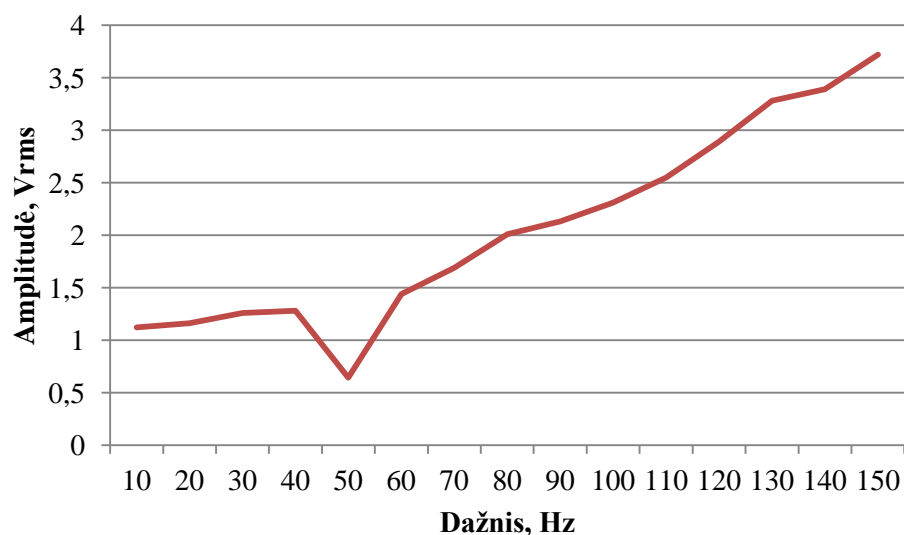
4.9 pav. Papildomos plokštės PCB

Rementis 4.8 paveikslu ir 4.9 paveikslu suprojektavus plokštę nuosekliai pajungiami stiprinimo kaskadai prie pirmosios plokštės stiprintuvo (elektrodo). Maitinimai ir virtuali žemė sujungti lygiagrečiai. Atlikti tyrimai leidžiantys geriau įsitikinti parametrais, kurie įtakoja talpumo pokyčius registruojamame signale. Pirmiausia tiriama signalo amplitudės priklausomybė nuo dažnio. Rezultatai pateikti (4.2 lentelė).

Atliekant eksperimentą nustatomi pradiniai parametrai. Dažnių generatorius sureguliuojamas ant 1V amplitudės, pradinis dažnis užfiksuojamas ties 10Hz ir didinamas kas dešimt. Stebima dažnio įtaka priimtam signalui elektrode.

4.2 lentelė. Signalo priklausomybė nuo dažnio

Dažnis, Hz	Amplitudė, V	Dažnis, Hz	Amplitudė, V
10	1,12	90	2,13
20	1,16	100	2,31
30	1,26	110	2,55
40	1,28	120	2,89
50	0,644	130	3,28
60	1,44	140	3,39
70	1,69	150	3,72
80	2,01	160	Ribojama



4.10 pav. Signalų amplitudės priklausomybė nuo dažnio

Kaip matyti iš grafiko (4.10 pav.) užtvarinis filtras 50Hz dažnio diapazone priimamo signalo amplitudę nuslopina 20dB. Iš to galima teigti, kad filtras suprojektuotas tinkamai. Visame kitame diapazone signalo amplitudė tolygiai auga. Pasiiekus 160Hz dažnį, prie nustatytos pradinės 1V amplitudės signalas ribojamas tad toliau nėra tikslinga stebėti amplitudės kitimus.

Tolimesniame eksperimente lyginami parametrai kai tarp siūstuvo ir elektrodo dedamos skirtingos dielektrinės medžiagos. Pradiniai parametrai 300mV amplitudė ir 100Hz dažnis. Tyrimui panaudota popierius, audinys ir polietilenas.

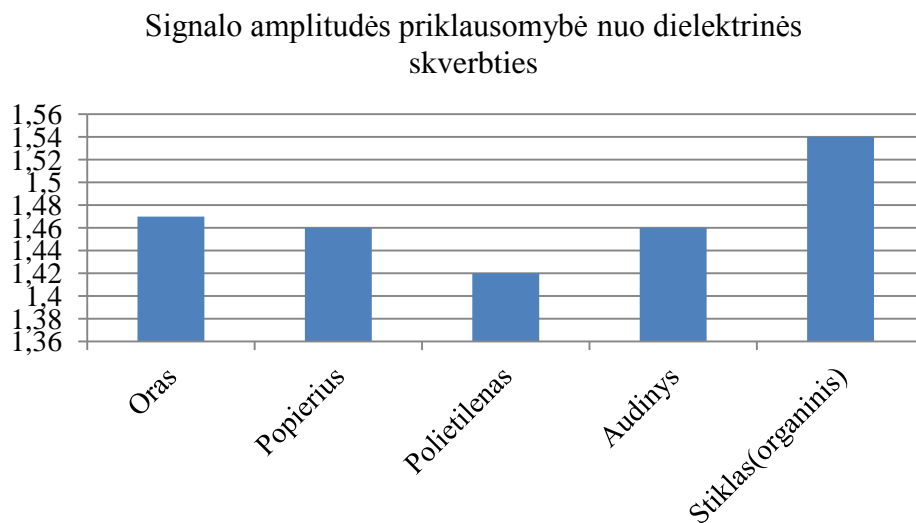
4.3 lentelė. Dielektrinės skvarbos įtaka signalo amplitudei

Medžiaga	Amplitudė, V	Teorinė dielektrinė skvarba
Oras	1,47	1,00054
Popierius	1,46	3,5
Polietilenas	1,42	2,25
Audinys	1,46	3,5
Audinys storas	1,66	3,5
Stiklas(organinis)	1,54	4,7 (3,7–10)

Iš lentelės matyti, kad didėjant dielektrinei skvarbai didėja ir praeinančio signalo amplitudė. Tačiau kai tarp siūstuvo ir jį priimančio elektrodo nieko nėra (oras) signalas būna beveik tokios pačios



amplitudės. Iš to galima spręsti, kad papildomos dielektrinės medžiagos signalą ne vien tik stiprina, bet dalinai ir slopina.



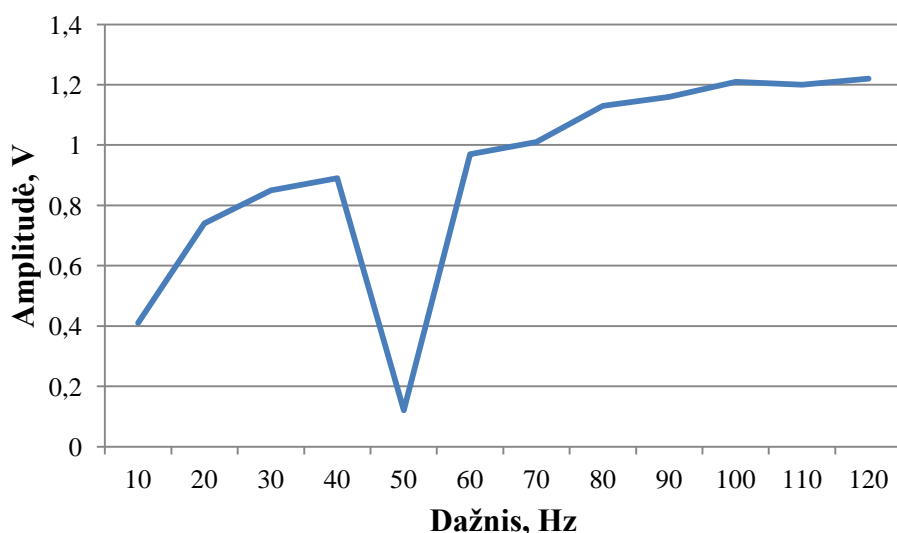
4.11 pav. Signalo amplitudės priklausomybė nuo dielektrinės skvarbos

Šie rezultatai leidžia teigti, kad elektroda padengus tam tikru izoliatoriumi atitinkamai galime koreguoti priimamo signalo stiprumą. Tarkim stiklo dielektrinė skverbtiis yra didžiausia todėl ir stiprinimas gaunamas geriausias. Tad tolimesniuose bandymuose bus labiau kreipiamas dėmesys į organinio stiklo naudingumą.

Sekančiame eksperimente nuspręsta išbandyti organinę medžiagą artimą elektrodo projektuojamai paskirčiai. Šiai daliai buvo pasirinkta tirti kiaulės odą. Bandymo eigoje nustatyti pradiniai parametrai amplitudė 1V dažnio ataskaita pradedama nuo 10Hz. Rezultatai pateikti (4.4 lentelė)

4.4 lentelė. Amplitudės priklausomybė nuo dažnio

Dažnis, Hz	Amplitudė, V	Dažnis, Hz	Amplitudė, V
10	0,41	70	0,01
20	0,74	80	1,13
30	0,85	90	1,16
40	0,89	100	1,21
50	0,12	110	1,20
60	0,97	120	1,22



4.12 pav. Amplitudės priklausomybė nuo dažnio

Rezultatai aiškiai parodo, kad signalas puikiai prasiskverbia. Vis dėl to dalyje dažnių diapazono gaunamas signalas ženkliai žemesnės amplitudės nei pirminis signalas. Tik pasiekus 100 Hz ir daugiau signalas lygus įėjimo signalui ir auga aukštin. Atsiranda problemos dėl žemų signalo dedamųjų stiprinimo siekiant išgauti kokybišką signalą. Taip pat šiame grafike aiškiai matomas 50Hz signalo dedamosios nuslopinimas, išvengiama tinklo trukdžių.

Ištyrus atskirai kiaulės odos ir dielektrikų savybes bandoma abu eksperimentus sujungti į vieną. Tokiu eksperimentu siekiama nustatyti dielektrikų įtaką priimamam signalui kai tarp elektrodo ir odos yra dielektrinė medžiaga. Pasirenkami vėl tie patys dielektrikai ir stebimas amplitudės pokytis.

4.5 lentelė. Dielektrikų įtaka amplitudei

Medžiaga	Amplitudė
Popierius	551mV
Polietilenas	924mV
Audinys	451mV
Audinys storas	312mV
Stiklas(organinis)	1,12V

Visus šiuos pakitimus lemia savitoji dielektrinė skvarba. Dėl to siekiant tobulinti elektrodą reiktų atsižvelgti į medžiagas, kurių skvarba būtų dar didesnė nei medžiagos ištirtos šiuo metu. Didele skvarba pasižymi pjezokeramikai, bet juos užsodinti ant elektrodo neturima galybės. Tokių medžiagų

dielektrinė skvarba yra iki tūkstančio, kaip anksčiau minėti elementai (PZT-8) 1000; (PZT-5N) – 3400; (PZT-4) – 1300 [2]. Galimybė tik teoriniais skaičiavimais apytikriai nustatyti kiek kartų signalas sustiprėtų elektrodą padengus vienu iš šių pjezokeramikų. Jie leistų signalo kokybę pagerinti jau prie kelių Hercų dažnio, kurie taip pat yra labai svarbūs fiksuojant EMG.

## 4.2. Įvairių dielektrikų tyrimų rezultatai su BIOPAC įranga

### 4.3. Tyrimo metodika

Ekperimentui atlikti pasirinktas BIOPAC sisteminis įrenginys. Jis programiškai gali nufiltruoti signalą ir jį sustiprinti iki 50000 kartų. Dėl šio prietaiso galimybių buvo gaunamas EMG signalas talpiniu efektu. Ekperimente naudojamos žnyplės skirtos BIOPAC sistemoje. Jos yra tiesioginio kontakto su kūnu. Tad tarpe laidaus elektrodo ir odos dedama vis kita dielektrinė medžiaga ir stebimas talpinio efekto pakitimas (įtaka amplitudei).

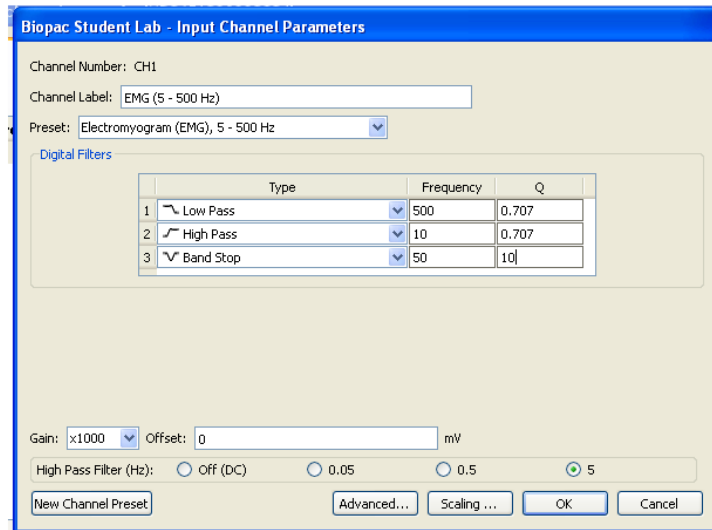
Siekiant atlikti kuo tikslesnius tyrimus reikia nustatyti pagrindinius parametrus kaip elektrodų išdėstymą, laikus, per kuriuos signalas nusistovi iki ramybės būsenos ir darbo laikus. Nustatyti toki kriterijai: visas vieno signalo išsaugojimo laikas lygus 180 sekundžių. 20 pirmųjų sekundžių raumuo ramybės, kitas 20 sekundžių ranka judinama į šonus – kreipiamas dėmesys į judesio artefaktus. Visą likusį laiką raumuo apytikriai vienodais laiko intervalais įtempiamas, atleidžiamas. Elektrodai dedami vienas šalia kito nepaliekant tarpų. Teigiamas elektrodas žemė ir neigiamas elektrodas. Pasirenkamos medžiagos: lipni plėvelė, dvi skirtingos PVC plėvelės, popierius, lakuotas audinys, kreidinis popierius, lipni plėvelė ir vienas signalas nuskaitomas standartiniu tiesioginiu geliniu (kontaktiniu) prisilietimu prie odos. Pateikiama duomenų lentelė su medžiagų storiais.

4.6 lentelė. dielektrinių medžiagų charakteristikos

Medžiaga	Storis, mm	Surasta dielektrinė skvarba
Plėvelė 1	0,025	1,124
Plėvelė 2	0,04	1,243
Kreidinis popierius	0,04	1,675
Popierius	0,1	2,822
Lako audinys	0,11	4,034
Lipni juostelė	0,02	1,013



4.13 pav. Darbo eigos schema



4.14 pav. BIOPAC nustatymai fiksuojant talpinę EMG

Nustatomi toki patys filtrų parametrai, kurie buvo naudojami projektuojant atskirą EMG signalo stiprintuvą. Žemų dažnių filtras praleidžiantis signalą iki 500Hz, aukštų dažnių filtras praleidžiantis signalą nuo 10Hz. Pastarojo filtro pagalba iškertamos EKG signalo dedamosios. Taip pat naudojamas užtvarinis filtras slopinantis 50Hz (tinklo) dedamąsias.



A



B

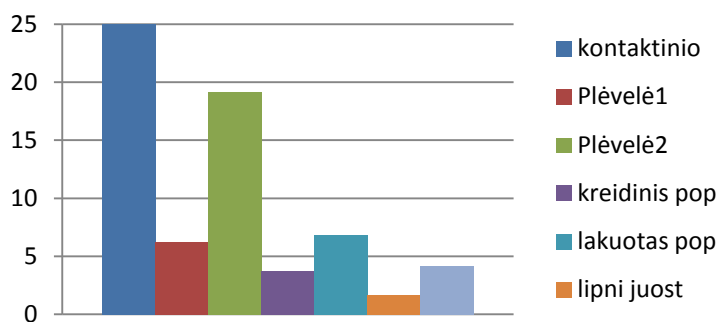
4.15 pav. A bendras elektrodų vaizdas, B elektrodo kontaktas

#### 4.4. Laikinės charakteristikos

Gauti rezultatai (žiūrėti Priedas 4). Stebint gautus signalus aiškiai galime išskirti visas tris dalis: ramybės būseną, judesio artefaktai ir raumens įtempimai, atsipalaidavimai. Kai naudojamos plėvelės 1 ir 2 pradžioje matyti artefaktai – kita ranka pajudinami elektrodai.

Talpinio tyrimo metu pastebimas biosignalų aktyvumas kai judinama kita galūnė ant kurios nėra elektrodo. Užtenka pajudinti kitos rankos piršta ir jau ramybės būsenoje pastebimas nežymus amplitudės suvirpėjimas. Atliekant eksperimentą netalpinio efektu toks reiškinys nevyksta. Dėl šio reiškinio išskyla keletas prielaidų. Signalas sustiprinamas tiek daug, kad net piršto pajudėjimas yra fiksuojamas. Kita prielaida, kad per talpumą signalas gali sklirti nenusilpdamas žymiai didesnę atstumą jei sklidimo terpė yra palanki arba suderinta su signalu. Žmogaus kūnas kaip ir patys raumenys suderinti tokio signalo sklidimui, tad ir fiksuojamas toks nedidelių amplitudžių signalas.

Norint dar aiškiau apžvelgti signalų kokybę ir lygius buvo tarpusavyje paliginti signalai, kurie stiprinami skirtingu koeficientu.

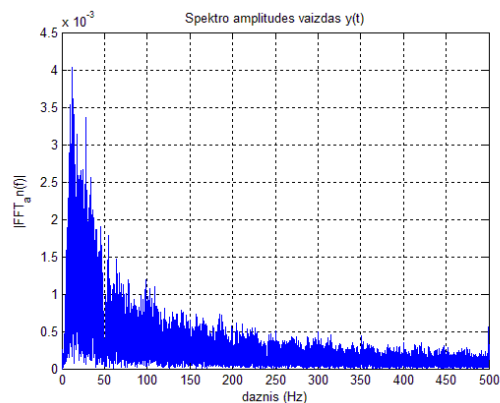
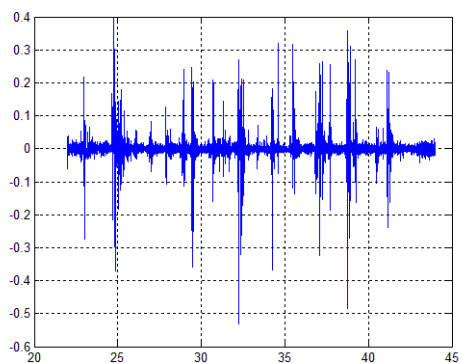


4.16 pav. skirtingų dielektrikų signalo lygio palyginimas

Iš šio paveikslo tiksliai galima nusakyti koks signalo lygis gaunamas stiprinant vienodu stiprinimo koeficientu. Sulygintas stiprinimo koeficientas iki 5000 kartų. Atraminis taškas imtas kontaktinio elektrodo parametras – amplitudė. Ji lygi 1 arba 100%. Atitinkamai pagal BIOPAC nustatytą stiprinimo koeficientą palyginami kiti signalai. Jų lygis ženkliai mažesnis .

#### 4.5. Dažninės charakteristikos

Išanalizavus signalus laiko srityje pradėta analizuoti signalus dažnių srityje. Atkreipiamas dėmesys į žemų dažnių komponentes – judesio artefaktus.



4.17 pav. Tiesioginio kontakto elektrodais gauto signalo laikinė ir dažninė charakteristikos judesių metu.

Šis paveikslas parodo, kad judinant ranka į šonus matomi judesio artefaktai. Didžiausias lygis pastebimas iki 20Hz dažnio. Didesniuose dažniuose triukšmai nėra toki dideli, kad signalas būtų stipriai įtakojamas.

Pirmiausia ištiriami parametrai tiesioginio prisilietimo kontakto. Gautas signalas žymiai „švaresnis“ triukšmų įtaka minimali ir signalo amplitudė didesnė. Darant eksperimentą su talpiniais elektrodais pastebėta, kad raumens įtempimo metu signalo pradžioje atsiranda žymiai didesnės amplitudės judesio artefaktas, vėliau signalas nusistovi ir atleidus raumenį vėl pastebimas judesio artefaktas.

Atliekant signalų tikslumo charakteristikas (žr. Priedas 4) matoma įtaka atsirandanti dėl judesio artefaktų. Vienas paveikslas parodo viso signalo nuo raumens įtempimo iki atsipalaidavimo laikines dažnines charakteristikas. Kitas paveikslas parodo jau patį įtempto raumens nusistovėjimą, kai matomas tik raumens įtempimas ir jo virpėjimas. Šių signalų skirtumai parodo judesio artefaktų įtaką žemuose dažniuose. Panaikinus judesio artefaktus išryškėja viso signalo dedamosios. Dalis žemų dažnių vis tiek išlieka – tai įtempto raumens virpėjimas. Šis virpėjimas pastebimas tik talpinio efekto elektroduose. Geliniuose elektroduose šis reiškinys nepastebimas. Galima sakyti, kad turėtų vykti tačiau dėl labai mažos dedamosios jis tiesiog nepastebimas.

## IŠVADOS

Tiramojo darbo metu buvo pasirinkti ir sumodeliuoti trijų tipų elektrodų matematiniai modeliai: gelinis elektrodas, sauso kontakto ir tiriamasis talpinis elektrodas. ~~Palyginus parametrus buvo pastebėtas didelis skirtumas tarp šių modelių.~~ Geliniam elektrodams įėjimo varža ir dažnis didelės įtakos neturi. Signalų amplitudė kinta pora procentų. Sauso kontakto elektrodams, žemų dažnių diapazone signalas labiau slopinamas, bet aukštesniuose dažniuose įtaka minimali. Talpinių elektrodų teorinis modelis parodė, kad signalo perdavimo charakteristika žemuose dažniuose (iki 10Hz) lygi 1-3 % viso signalo amplitudės. Didėjant dažniui, Jau ties 20Hz signalo perdavimo koeficientas tampa panašus į Ag/AgCl gelinių elektrodų parametrus, kai įėjimo varža daugiau nei 1GΩ. Norint nuskaityti tokio pobūdžio signalą reikalingas itin precizinis stiprintuvas su didele įėjimo varža. Todėl buvo projektuojama pradinio stiprintuvo schema naudojant instrumentinį stiprintuvą su AD8421 mikroschema, kurio įėjimo varža tenkina šią sąlygą.

Projektuojant pirminio stiprintuvo elektrodus buvo pagaminta keletas variantų elektrodų. Pirmuoju variantu kiekvieno iš dviejų elektrodų diametras buvo 1cm. Nustatyta, kad tokių matmenų elektrodo paviršiaus plotas per mažas EMG signalams registruoti. Antru atveju išbandyta apskrito elektrodo konfigūracija, kai elektrodai pusmėnulio pavidalo, o aktyvaus elektrodo paviršiaus plotas padidėjo pusantro karto. Papildomai prijungus dar vieną stiprintuvo pakopą, tarp triukšmų buvo galima pastebėti ir naudingą signalą. Naudingo elektrodo plotas stipriai įtakoja EMG amplitudes. Šį reiškinį galime sulyginti su kondensatoriuje vykstančiu talpiniu efektu. Kuo didesnis laidininkų plotas, tuo mažesnė elektrodų atstojamoji varža.

Pagal fiksuojamus EMG signalus, eksperimentiniu būdu, tirta dielektrinės medžiagos įtaka signalo amplitudei. Pastebėti parametrai kitimai dėl skirtingos dielektrinės skvarbos. Patvirtinti, teoriniai skaičiavimai, kad kuo didesnė dielektrinė skvarba, tuo registruojamo signalo amplitudė gaunama didesnė. Eksperimente naudotų medžiagų parametrai nėra plačiai pasiskirstę, dėl to ir registruoto EMG signalo amplitudės skiriasi tik keliais milivoltais. Iš teorinių skaičiavimų nustatyta, kad didesnė dielektrinė skvarba gerina talpinių elektrodų parametrus yra teisinga.

Atliekant tyrimus su dielektrikais ir BIOPAC sistema gauti nauji rezultatai, kurių dėka galime spręsti apie talpinių elektrodų dielektrikų įtaką, pirminio signalų stiprinimų charakteristikas. Iš šių tyrimų nustatyta, kad geriausiai tinkantis dielektrikas yra kreidinis popierius.

Talpinių elektrodų tyrimus apsunkina dideli triukšmai atsirandantys dėl 50Hz tinklo dedamosios, kuri sudaro didžiąją dalį registruojamo EMG signalo. Kitas nustatytas trūkumas yra talpinių elektrodų

pralaidos juosta iš žemų dažnių pusės, kurią nustato elektrodų talpos ir stiprintuvo įėjimo varžos dydžiai.

Aptikta, kad talpinis elektrodas pasižymi naujais efektais, kurių nebuvo niekur minėta. Jei elektrodai uždėti ant kairės rankos (mano bandyme taip buvo) galima fiksuoti kitos rankos raumenų darbą. Signalas vos jaučiamas bet fiksuojamas. Šio efekto pastebėti naudojant kontaktinius elektrodus nepavyko.



## LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Peter Kondrad, Version 1.0 April 2005, ABC of EMG, A practical introduction to kinesiological electromyography. [žiūrėta 2014 m. spalio 4d.] Prieiga internete.  
[cogiter.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1](http://cogiter.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1)
2. John Hopkins, What is EMG? [žiūrėta 2014 m. spalio 4d.] Prieiga internete  
[http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test\\_procedures/neurological/electromyography\\_emg\\_92,P07656/](http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/neurological/electromyography_emg_92,P07656/)
3. Yu Mike Chi, Non-contact Biopotential Sensing, 2001m. [žiūrėta 2014 m. lapkričio 2d.] Prieiga internete <http://www.escholarship.org/uc/item/4z4898fb#page-1>
4. Prof John Sparrow, BSc, DPhil, \* Dr Simon M. Hughes, BA, PhD, and Dr Laurent Segalat, PhD . Other model organisms for sarcomeric muscle diseases. [žiūrėta 2014. lapkričio 2d.] Prieiga internete: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3360967/>
5. Audris Kopūstinskas Biofizika 2009, p.105-109
6. Jun Lin ; Coll. of Commun. Eng., Jilin Univ., Changchun, China ; Poinot, T. ; Trigeassou, J.-C. Parameter estimation of the non-integer model of the striated muscle of a rabbit. [žiūrėta 2014m. lapkričio 15d.] Prieiga internete  
<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?tp=&arnumber=1340568&queryText%3Dstriated+muscle>
7. Copyright 1999 M. Beals, L. Gross, S. Harrell MUSCLE CONTRACTION [žiūrėta 2014m. lapkričio 18d.] Prieiga internete <http://www.tiem.utk.edu/~gross/bioed/webmodules/muscles.html>
8. Tamatha R. Barbeau Ph. D Muscle Physiology Supplements. [žiūrėta 2014m. gruodžio 21.] Prieiga internete [http://people.fmarion.edu/tbarbeau/physio\\_muscle\\_supplements.htm](http://people.fmarion.edu/tbarbeau/physio_muscle_supplements.htm)
9. E. Kėvelaitis, M. Illert, H. Hultborn. „Žmogaus fiziologija“ KMU leidykla 2006m 119-148psl
10. Kastytis Beitas ir kiti. Elektrofiziologiniai matavimai. [žiūrėta 2014m. gruodžio 22d.] Prieiga internete: <http://ausis.gf.vu.lt/comlab-scitech/Produktai/BL/ele.htm>
11. M.B.I. Raez, M.S. Hussain, and F. Mohd-Yasin. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. March. 23, 2006 [žiūrėta 2014m. gruodžio 22d.] Prieiga internete <http://link.springer.com/article/10.1251/bpo115>
12. Charlie Drewes. Electromyography: Recording Electrical Signals from Human Muscle. Jan 01 2000. [žiūrėta 2014m. gruodžio 23d.] Prieiga internete: <http://ableweb.org/volumes/vol-21/12-drewes.pdf>
13. Paviršinių elektrodų tipai. [žiūrėta 2015m. sausio 7d.] Prieiga internete  
<http://www.sorimpeksas.com/lt/produktai/id/3129/>

14. Toshihiro Maruyama, Naruhiro Shiozawa and Masaaki Makikawa. Tomographical ECG Measurement Using Capacitance Type Multi Electrodes
15. Talpiniai jutikliai. 2012m [žiūrėta 2015m. sausio 7d.] Prieiga internete <http://www.lionprecision.com/tech-library/technotes/cap-0020-sensor-theory.html>
16. Veronika Lokovskaja. Inercinio virpesių keitiklio pjevovariškiui modeliavimas. Magistro darbas 2011. [žiūrėta 2015m. sausio 7d.] Prieiga per internetą. [http://vddb.laba.lt/fedora/get/LT-eLABa-0001:E.02~2011~D\\_20110627\\_112628-41196/DS.005.0.01.ETD](http://vddb.laba.lt/fedora/get/LT-eLABa-0001:E.02~2011~D_20110627_112628-41196/DS.005.0.01.ETD)
17. INA116. [žiūrėta 2015m. sausio 7d.] Prieiga per internetą. <http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/ina116.pdf>
18. Įtampos daliklis. 9 kovo 2013 23:40 [žiūrėta 2015m. sausio 13d.] Prieiga per internetą. [http://lt.wikipedia.org/wiki/Įtampos\\_daliklis](http://lt.wikipedia.org/wiki/Įtampos_daliklis)
19. P. C. Richardson, "The insulated electrode: A pasteles electrocardiographic technique," Proc. Annu. Conf. Eng. Med. Biol. 9:15.7 (1968). A. Lopez and P. C. Richardson, "Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 16:299–300, 1969. [žiūrėta 2015m. sausio 13d.] Prieiga per internetą <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/icp.jsp?arnumber=5937200>
20. Inetraktyvi skaičiuoklė. [žiūrėta 2015m.kovo 7d.] Prieiga per internetą. <http://sim.okawa-denshi.jp/en/OPstool.php>
21. Jerald Graeme. Virtual ground circuits. Sat Feb 21 2015. [žiūrėta 2015m. gegužės 7d.] Prieiga per internetą. <http://tangentsoft.net/elec/vgrounds.html>
22. 2nd order band rejected filtre . [žiūrėta 2015m. gegužės 7d.] Prieiga per internetą. [http://www.evaldate.in/lab3/pages/2ndOrderBandRejectFilter/BandRejectFilter\\_T.html](http://www.evaldate.in/lab3/pages/2ndOrderBandRejectFilter/BandRejectFilter_T.html)
23. Ian Poole. Op amp notch filtre circuit. [žiūrėta 2015m. gegužės 8d.] Prieiga internete. [http://www.radio-electronics.com/info/circuits/opamp\\_notch\\_filter/opamp\\_notch\\_filter.php](http://www.radio-electronics.com/info/circuits/opamp_notch_filter/opamp_notch_filter.php)
24. Dielektrinės savybės. Prieiga internete. <http://lt.wikipedia.org/wiki/Dielektrikas>  
Experiment 8.2. Active filters [žiūrėta 2015m gegužės 23d.] Prieiga per internetą. [http://www.ece.rice.edu/~jdw/243\\_lab/exp8.2.html](http://www.ece.rice.edu/~jdw/243_lab/exp8.2.html)
26. NORAXON electrodes design. [žiūrėta 2015m gegužės 23d.] Prieiga internete <http://www.noraxon.com/products/accessories/noraxon-dual-emg-electrode/>

## PRIEDAI

### 4.6. Priedas 1 Talpinių elektrodų teorinė priklausomybė nuo dažnio

```
close all
clear all
Cgap=1.9e-12; % talpumas
Rbody=5e3; % kūno varža
Rlaidu= 1; % laidu varža
Rpar=1e6; %1megaomas
Cpar=10e-9;
Rin=30e9; % iejimo varža

for freq=1:10000;
    F(freq)=freq;
    omega=2*pi*freq;

    Zel_mat(freq)=Rbody+Rlaidu+( (1/1*omega*Cgap)*Rpar) / (Rpar+(1/(1*omega
    *Cpar)))+(1/(1*omega*Cgap));

    K_mat(freq)=Rin/(Zel_mat(freq)+Rin);
end

fstart=1;
fstop=10000;
fstep=1;
Freq=fstart:fstep:fstop;
Omeg=2*pi.*Freq;

Zelectr=Rbody+Rlaidu+( (1./1i*Omeg*Cgap)*Rpar) ./ (Rpar+(1./(1i*Omeg*Cp
ar)))+(1./(1i*Omeg*Cgap));

K=Rin./(Zelectr+Rin);

figure
semilogx(F,abs(K_mat))
xlabel('f,Hz')
ylabel('Perdavimo funkcija K')
title('Talpiniai elektrodai')
hold on
%semilogx(Freq,K,'r')
hold off
```

### 4.7. Priedas 2 Stiprinimo koeficiento priklausomybė nuo dažnio

```
close all
clear all
% Duomenys
```

```

Cgap=14e-12; % talpumas
Rbody=5e3; % kūno varža 5kiloohmai
Rlaidu= 1; % laidu varža
Rpar=1e6; %1megaohmas
Cpar=10e-9;

Rin1=1e7;
Rin2=1e8;
Rin3=1e9;

for freq1=1:10000;
    F(freq1)=freq1;
    omega=2*pi*freq1;

Zel_mat1(freq1)=Rbody+Rlaidu+((1/1*omega*Cgap)*Rpar)/(Rpar+(1/(1*ome
ga*Cpar)))+(1/(1*omega*Cgap));
    K_mat1(freq1)=Rin1/(Zel_mat1(freq1)+Rin1);
end

for freq2=1:10000;
    F(freq2)=freq2;
    omega=2*pi*freq2;

Zel_mat2(freq2)=Rbody+Rlaidu+((1/1*omega*Cgap)*Rpar)/(Rpar+(1/(1*ome
ga*Cpar)))+(1/(1*omega*Cgap));
    K_mat2(freq2)=Rin2/(Zel_mat2(freq2)+Rin2);
end

for freq3=1:10000;
    F(freq3)=freq3;
    omega=2*pi*freq3;

Zel_mat3(freq3)=Rbody+Rlaidu+((1/1*omega*Cgap)*Rpar)/(Rpar+(1/(1*ome
ga*Cpar)))+(1/(1*omega*Cgap));
    K_mat3(freq3)=Rin3/(Zel_mat3(freq3)+Rin3);
end

figure
semilogx(F,abs(K_mat1))
xlabel('f,Hz')
ylabel('Perdavimo funkcija K')
title('Talpiniai elektrodai')
hold on
semilogx(F,abs(K_mat2),'r--');
semilogx(F,abs(K_mat3),'m. ');
legend('Rin=10M','Rin=100M','Rin=1G')
hold off

```

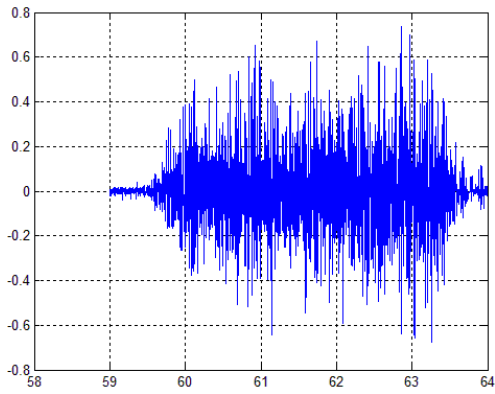
## 4.8. Priedas 3 Stiprinimo koeficiento priklausomybė nuo skirtingo dielektriko

```
omega=500;
d=10^-4;
Rin=100000;
Eps0=8.85*10^-12; % epsilon nulinis
Eps1=2;          % PVC
Eps2=10          % aliuminio oksidas
Eps3=1000;      % PZT
R=1*10^-2;      % 1cm
% talpumo skaiciavimas
C1=(Eps1*Eps0*pi*R^2)/d
C2=(Eps2*Eps0*pi*R^2)/d
C3=(Eps3*Eps0*pi*R^2)/d
K1=Rin/(C1+Rin);
K2=Rin/(C2+Rin);
K3=Rin/(C3+Rin);

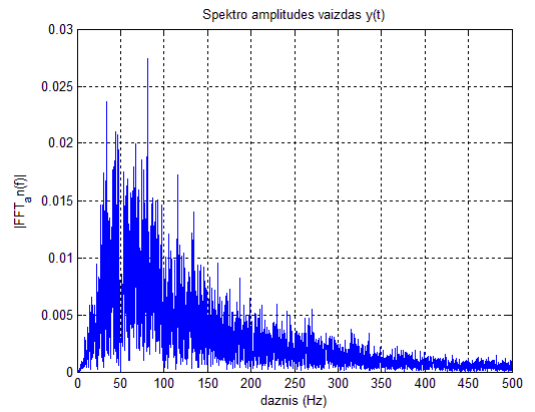
for freq=1:1000;
    F(freq)=freq;
    omega=2*pi*freq;
    Zel_mat1(freq)=1/(1i*omega*C1);
    Zel_mat2(freq)=1/(1i*omega*C2);
    Zel_mat3(freq)=1/(1i*omega*C3);
    K_mat1(freq)=Rin/(Zel_mat1(freq)+Rin);
    K_mat2(freq)=Rin/(Zel_mat2(freq)+Rin);
    K_mat3(freq)=Rin/(Zel_mat3(freq)+Rin);
end
figure
loglog(F,abs(K_mat1))
xlabel('f,Hz')
ylabel('Perdavimo funkcija K')
title('Elektrodai padengti dielektriku su skirtingu epsilon')
hold on
loglog(F,abs(K_mat2), 'r--o')

loglog(F,abs(K_mat3), '--')
legend('\epsilon=2', '\epsilon=10', '\epsilon=1000')
hold off
```

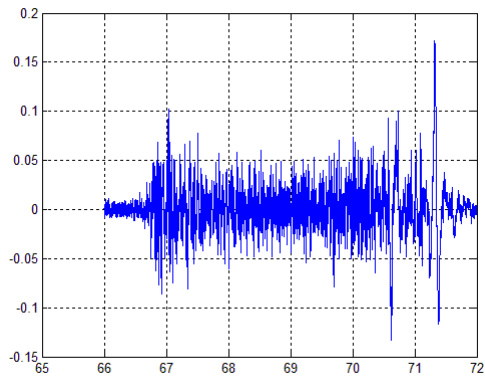
## 4.9. Priedas 4 Raumens darbo signalai laiko ir dažnių ašyje



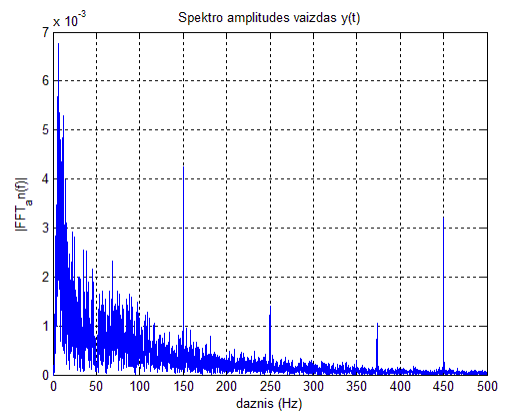
1 Kontaktinis elektrodas visas signalas



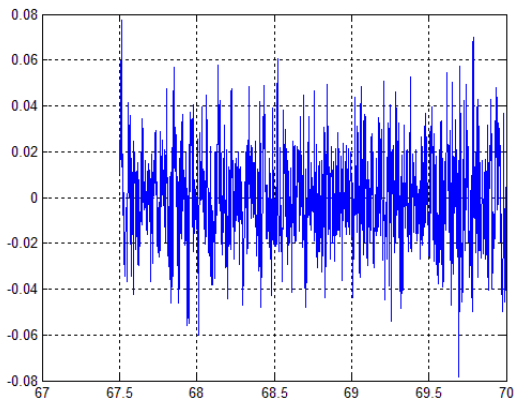
2 Kontaktinio elektrodo spektras



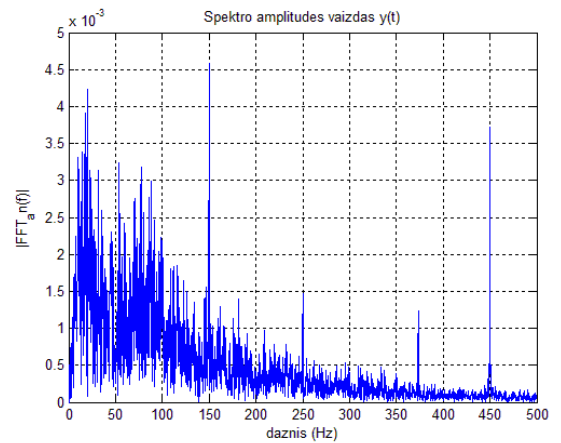
3 Lako audinys visas signalas



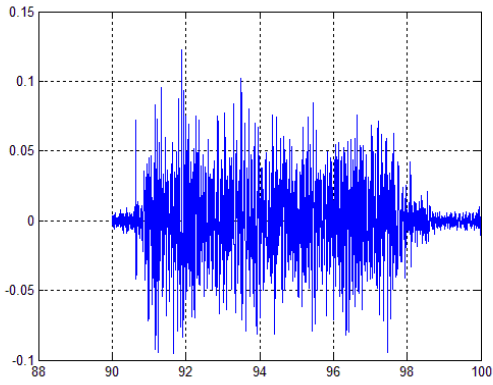
4 Lako audinys signalo spektras



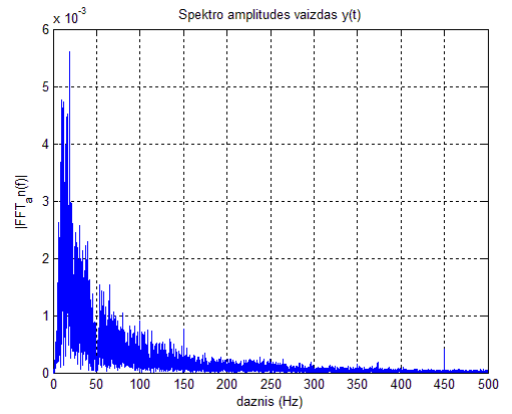
5 Lako audinys naudingas signalas



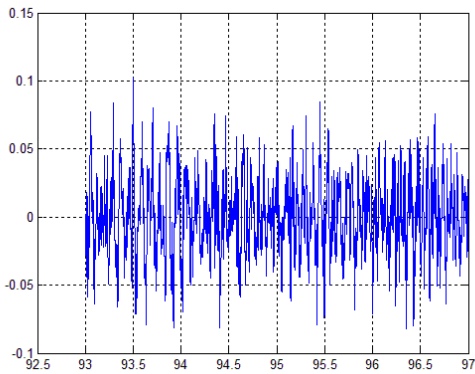
6 Lako audinys naudingo signalo spektras



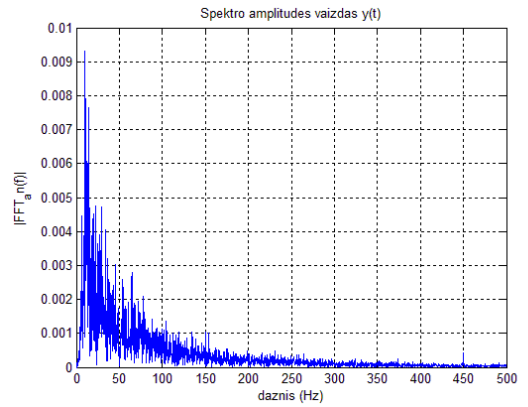
7 Plēvelē1 visas signalas



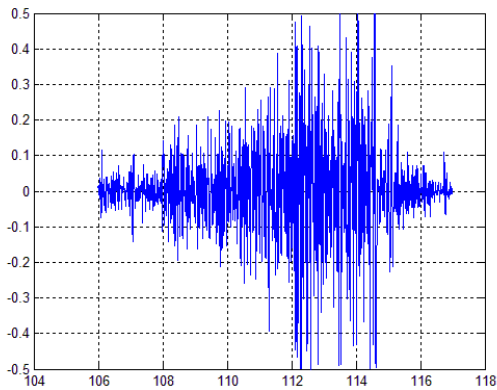
8 Plēvelē1 signalo spektras



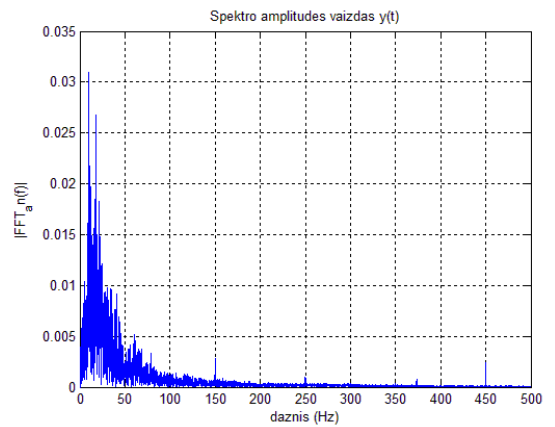
9 Plēvelē1 naudingas signalas



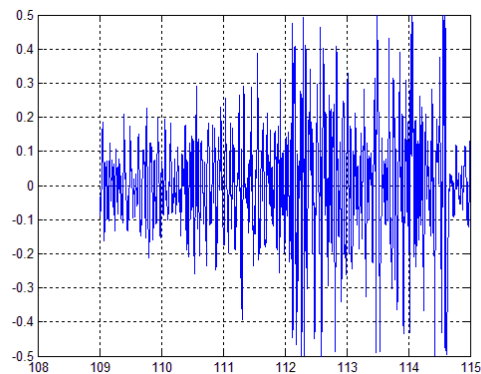
10 Plēvelē1 naudingo signalo spektras



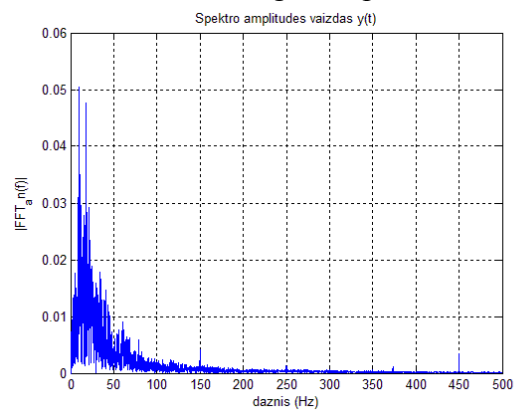
11 Plēvelē2 visas signalas



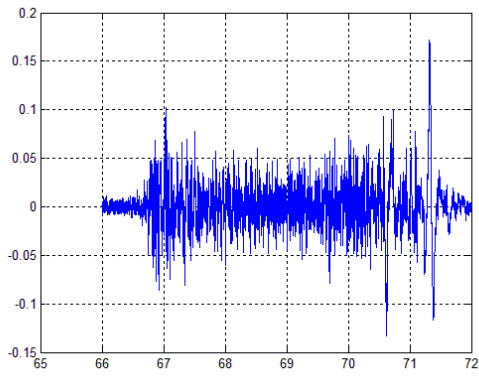
12 Plēvelē2 signalo spektras



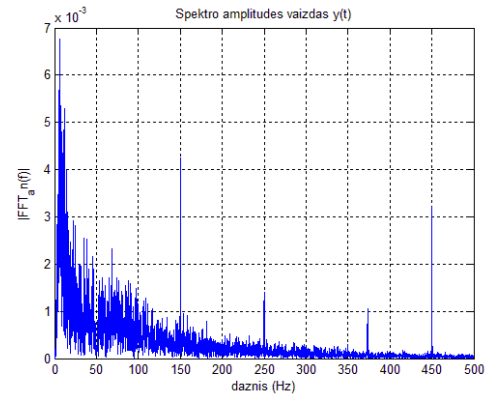
13 Plēvelē2 naudingas signalas



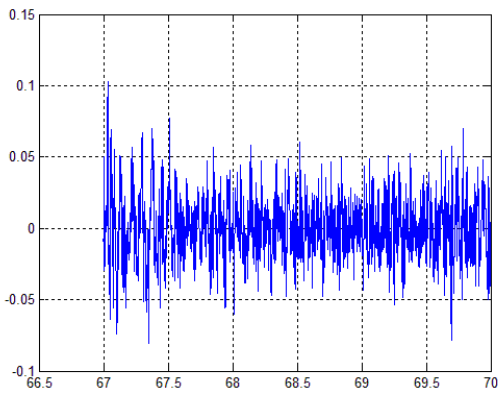
14 Plēvelē2 naudingo signalo spektras



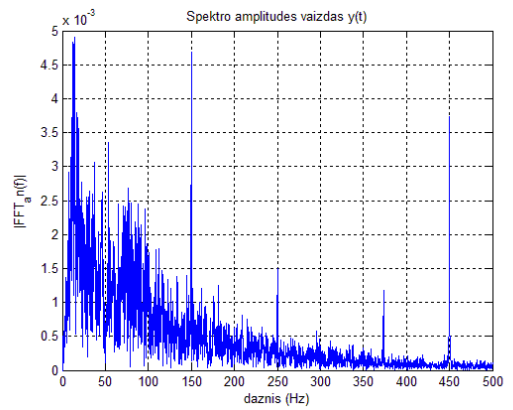
15 Kreidinis visas signalas



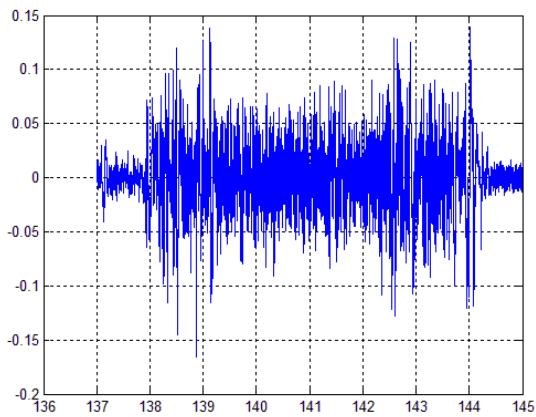
16 Kreidinis, naudingo signalo spektras



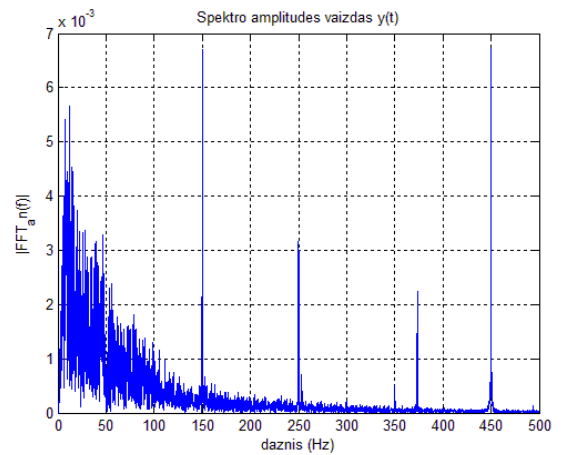
17 Kreidinis, naudingas signalas



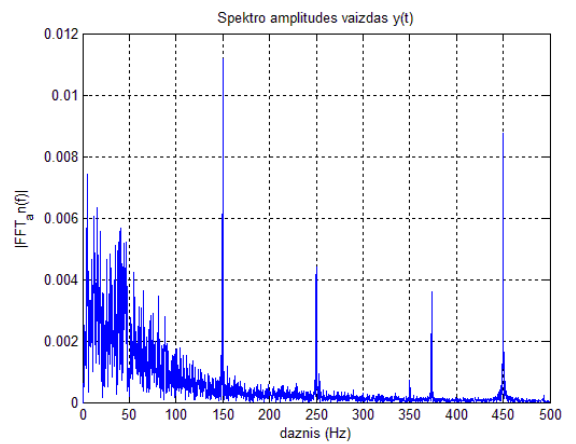
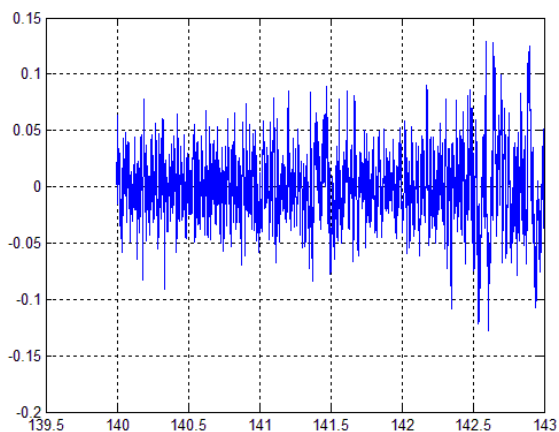
18 Kreidinis, naudingo signalo spektras



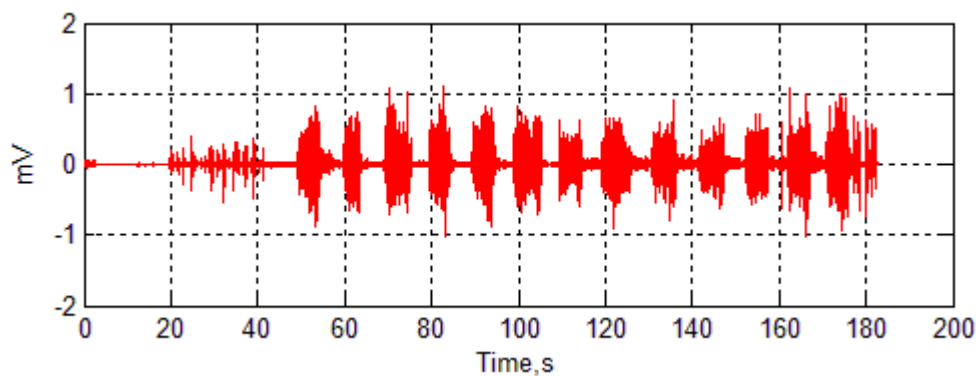
19 Popierius, visas signalas



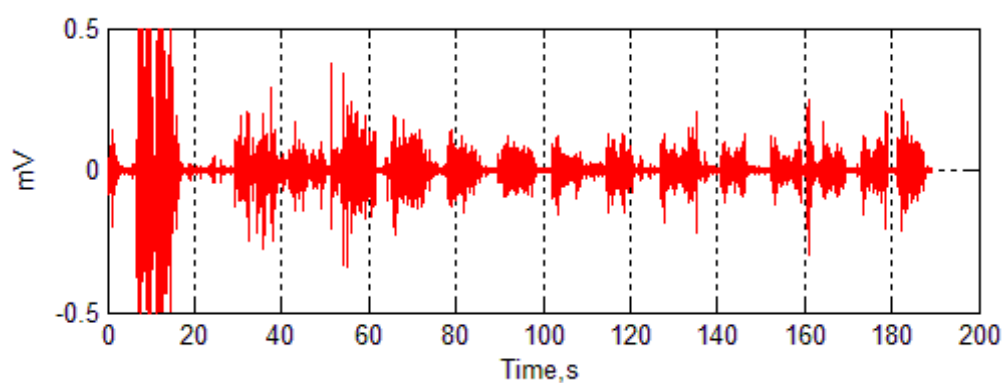
20 Popierius, signalo spektras



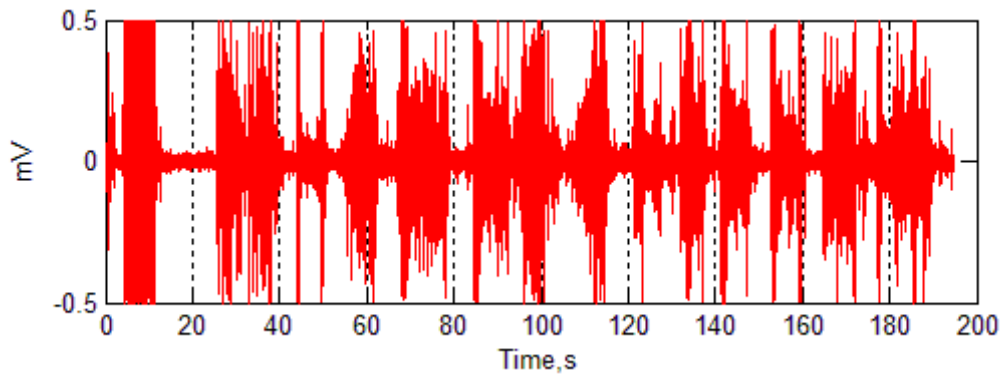


**4.10. Priedas 4 laikiniai signalo parametrai**

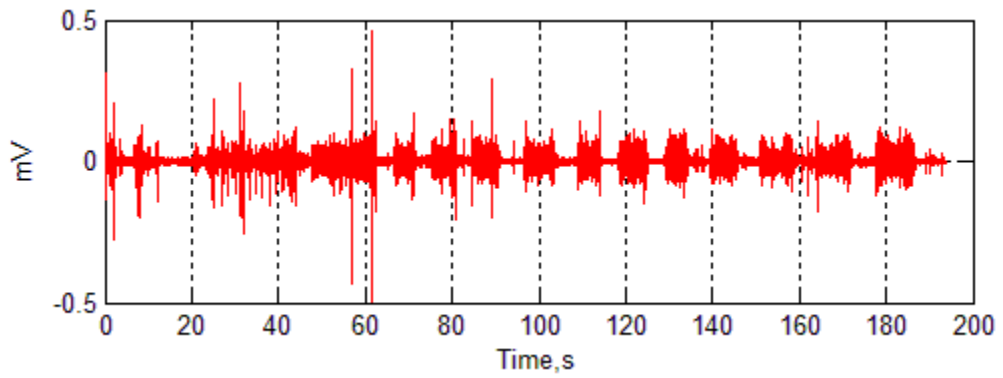
pav. 1 Kontaktinis elektrodas, stiprinimas 5000 kartų



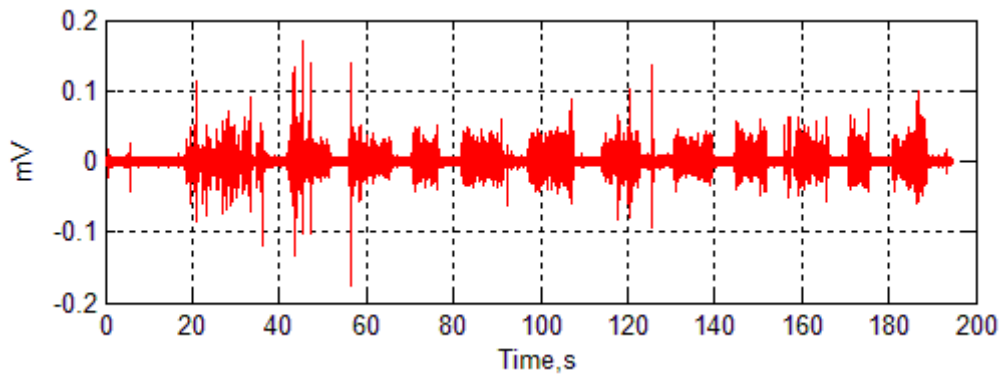
pav. 2 Plėvelė 1, stiprinimas 20000 kartų



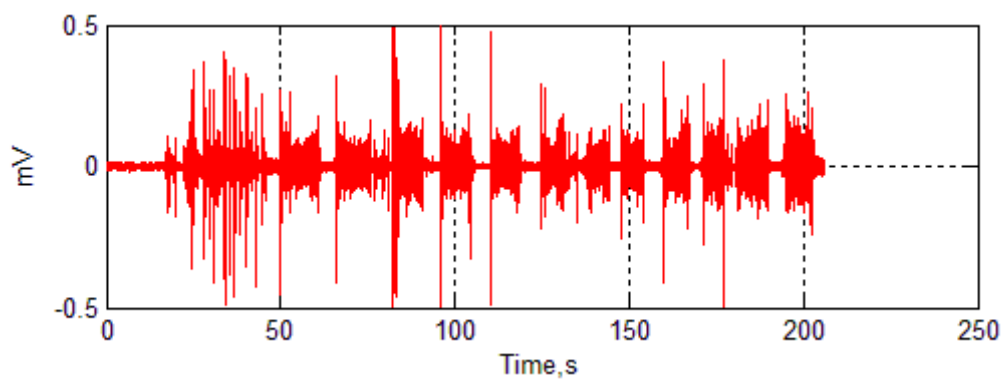
pav..3 Plėvelė 2, stiprinimas 20000 kartų



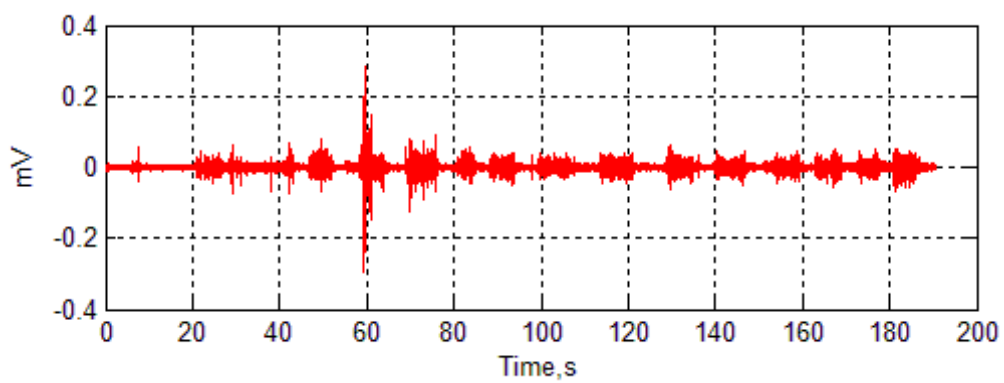
pav.4 Kreidinis popierius, stiprinimas 20000 kartų



pav.5 Lakuotas audinys, stiprinimas 50000 kartų



pav. 6 Popierius stiprinimas 20000 kartų



pav.7 Lipni plėvelė, stiprinimas 20000kartų