



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

**Dovydas Valeckas**

**KRAMTYMO RAUMENŲ ELEKTROMIOGRAFINIO**  
**AKTYVUMO ĮVERTINIMO METODŲ TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

**Vadovas**

doc. dr. Darius Kybartas

**KAUNAS, 2016**

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

**KRAMTYMO RAUMENŲ ELEKTROMIOGRAFINIO**  
**AKTYVUMO ĮVERTINIMO METODŲ TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas  
Biomedicininė inžinerija (621H16001)

**Vadovas**

doc. dr. Darius Kybartas

**Recenzentas**

dr. Andrius Petrėnas

**Projektą atliko**

Dovydas Valeckas

**KAUNAS, 2016**



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos fakultetas

(Fakultetas)

Dovydas Valeckas

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija (621H16001)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto

„Kramtymo raumenų elektromiografinio aktyvumo įvertinimo metodų tyrimas“

### AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 16 m. birželio 3 d.  
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Dovydo Valecko** baigiamasis projektas tema „Kramtymo raumenų elektromiografinio aktyvumo įvertinimo metodų tyrimas“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

\_\_\_\_\_  
(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

\_\_\_\_\_  
(parašas)

Valeckas, D. Kramtymo raumenų elektromiografinio aktyvumo įvertinimo metodų tyrimas. Biomedicinos inžinerijos magistro baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Darius Kybartas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektronikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2016. 61 psl.

## SANTRAUKA

Didžiajai daliai žmonių, jaučiančių lėtinius raumenų skausmus veido srityje, diagnozuojamas miofascijinio skausmo sindromas, kuris pasireiškia kramtymo raumenų ir žandikaulio judesių amplitudės sumažėjimu, lokalizuotu skausmu ir dideliu diskomfortu organuose, kurie dirba beveik be perstojo – kalbant, valgant ir kvėpuojant. Medicininėje praktikoje raumenų tyrimams naudojami paviršiniai ir invaziniai elektromiografijos metodai. Invaziniu būdu tiriama daug mažesnė raumens dalis, vienas ar keli raumenį sudarantys motoriniai vienetai. Paviršinė elektromiografija dengia didelį motorinių vienetų skaičių ir fiksuojama superpozicijos principu gauta elektriomograma. Tyrimų metu pastebėta invazinės EMG nauda motorinio vieneto veiklai stebėti. Veikimo potencialas ir jo forma leidžia identifikuoti ir klasifikuoti motorinius vienetus, tačiau dėl nemalonių pojūčių, rizikos pacientui, kur kas dažniau bandoma užfiksuoti elektromiografinius skausmo požymius naudojant paviršinį EMG metodą. Paviršiniais elektrodais dažnai fiksuojami tonuso pokyčiai, tačiau tam įtakos turi daugelis kitų biosignalų registravimą apsunkinančių artefaktų.

Šiame darbe pristatoma tyrimo metu surinktų pacientų ir sveikų žmonių raumenų EMG signalų duomenų bazė, kuriai atlikta signalų (raumenų tonuso) analizė, siekiant patvirtinti arba paneigti amplitudės pokyčio ryšį su skausmingu raumenimi. Taip pat signalai analizuoti pagal kitus jų parametrus – atliktas dažninių ir spektrinių EMG parametrų ryšio su miofascijiniais skausmais tyrimas.

*Reikšminiai žodžiai: paviršinė elektromiografija, miofascijinio skausmo sindromas, kramtymo raumenys.*

Valeckas, Dovydas. Investigation of masticatory muscles electromyographic activity estimation methods. Final project of Biomedical engineering master degree / supervisor doc. dr. Darius Kybartas; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics Engineering.

Kaunas, 2016. 61 p.

## SUMMARY

Most of people who suffer from chronic muscle pain in facial area are diagnosed with myofascial pain syndrome. It affects chewing muscles therefore the amplitude of jaw movement is decreased. It has localized pain and causes great discomfort to organs, that run almost nonstop in human lives – when we speak, eat, etc. Surface electromyography and invasive EMG are used in medical practice as muscle tone exams. Invasive electromyography is able to investigate small part of the muscle - one or more motor units. Surface electromyography covers a large number of motor units and records superpositioned myographic signal. Benefits of invasive EMG were seen during researches of muscle motor units. The action potential and its shape analysis allows basic identification and classification of motor units. Due to discomfort and risk to the patient, there are more and more attempts to capture electromyographic signs of pain using surface EMG method. Muscle tone changes are often recorded using surface electrodes, however, there is a lot of other artefacts that impact the amplitude of EMG.

This paper presents EMG database collected during the investigation of patients and healthy people facial muscles and signal (muscle tone) analysis to confirm or deny the amplitudal changes in connection with painful muscles. Furthermore, signals are analyzed using frequency and spectral EMG parameters in addition to studying their variability and connection with myofascial pain syndrome.

*Keywords: surface electromyography, myofascial pain syndrome, masticatory muscles.*

## SANTRUMPŲ SĄRAŠAS

<b>CMRR</b>	sinfazinio signalo slopinimo koeficientas (angl. common-mode rejection ratio)
<b>EMG</b>	elektromiografija
<b>FFT</b>	greitoji Furjė transformacija
<b>MDF</b>	medianinis galios spektro dažnis (angl. median frequency)
<b>MFSS</b>	miofascijinio skausmo sindromas
<b>MNF</b>	vidutinis galios spektro dažnis (angl. mean frequency)
<b>MTT</b>	miofascijinis trigerinis taškas
<b>MV</b>	motorinis vienetas
<b>SAŽS</b>	smilkininis apatinis žandikaulio sąnarys
<b>SAŽSS</b>	smilkininio apatinio žandikaulio sąnario sindromas
<b>SEMG</b>	paviršinė elektromiografija (angl. surface EMG)

# TURINYS

ĮVADAS .....	9
1 LITERATŪROS ANALIZĖ .....	11
1.1 Kramtomųjų raumenų skausmo problema .....	11
1.2 Veido raumenų tyrimo tikslai .....	13
1.3 Elektromiografijos signalų registravimas ir metodika .....	14
1.4 Elektromiografijos signalų apdorojimas ir jų parametrai .....	15
1.4.1 Amplitudiniai parametrai .....	17
1.4.2 Dažniniai parametrai .....	18
1.4.3 Kiti elektromiogramų apdorojimo būdai .....	19
1.5 Veido raumenų skausmo elektromiografiniai tyrimai .....	21
1.6 Skyriaus apibendrinimas .....	25
2 TYRIMO METODIKA .....	26
2.1 Pacientų ir kontrolinės grupės sudarymas .....	26
2.2 EMG registravimo metodika .....	28
2.3 Signalų amplitudinių parametru įvertinimas .....	28
2.3.1 Signalų kokybinių parametru analizė .....	29
2.3.2 EMG signalų amplitudinė analizė .....	29
2.4 EMG dažninių parametru tyrimas .....	31
2.4.1 Vidutinis ir medianinis dažniai .....	31
2.4.2 Spektro formos analizė ir jos parametrai .....	32
2.4.3 Spektro dažninių parametru variacijos įverčiai .....	33
2.4.4 EMG signalo apdorojimo įtaka spektriniam parametrams .....	34
2.5 Skyriaus Apibendrinimas .....	35
3 REZULTATAI .....	37
3.1 EMG įrašų laikinis segmentavimas .....	37
3.2 Amplitudžių tyrimo rezultatai .....	38
3.3 Dažninių parametru analizė .....	39

3.3.1	Vidutinis ir medianinis dažniai.....	39
3.3.2	Spektro formos įverčiai .....	44
3.3.3	Parametrų įverčių variacijos analizė.....	46
3.4	Skyriaus apibendrinimas.....	48
4	IŠVADOS.....	49
4.1	Tyrimą apibendrinančios išvados .....	49
4.2	Praktinės rekomendacijos ir galimos tyrimų kryptys.....	49
5	DISKUSIJA.....	51
6	LITERATŪROS ŠALTINIAI.....	53
7	MOKSLINĖS PUBLIKACIJOS DARBO TEMA.....	56
8	PRIEDAI.....	57
8.1	Priedas. Straipsnis žurnalui „Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal“	57



## ĮVADAS

Nuolat besivystančios technologijos suteikia galimybes vis labiau įsigilinti į žmogaus fiziologiją, diagnozuoti ligas bei stebėti jų vystymąsi. Viso to pagrindas – biomedicininų signalų registravimas, apdorojimas ir vertinimas. Būtent šios trys esminės dalys, spėjusios medicinos inžinerijoje virsti klasika, leidžia atlikti arba patikslinti medicininę diagnostiką, skirti tolimesnį gydymą ir naudotis ilgalaikės stebėsenos (monitoringo) teikiamomis galimybėmis.

Elektriniais biosignalais vadinamos elektros srovės, gaunamos dėl potencialų skirtumų audiniuose, organuose, ląstelių ar nervų sistemose [1]. Plačiausiai registruojami ir analizuojami biosignalai: elektroencefalogramos (EEG), elektrokardiogramos (ECG) ir elektromiogramos (EMG).

Elektromiografija (EMG) yra raumenų funkcijos tyrimas, kurio metu analizuojami bioelektriniai signalai, kilę raumenų susitraukimo metu. Tyrimas susideda iš EMG registravimo, įrašymo ir raumenų elektrinių signalų analizavimo. Elektrinis signalas, sukeltas raumens susitraukimo, dar vadinamas mioelektriniu signalu. Mioelektrinis signalas yra nepaprastai sudėtingas, nes jis priklauso nuo anatominės ir fiziologinės raumenų savybių, periferinės ir centrinės nervų sistemų, bei matavimo ir registravimo instrumentų. Klinikine prasme EMG yra elektrodiagnostinis metodas žmogaus periferiniams nervams ir raumenims tirti. Pagal signalų registravimo būdą, elektromiografija skirstoma į paviršinę (neinvazinę) ir intervencinę (invazinę). Stengiantis mažinti nemalonius pojūčius, diskomfortą bei tyrimų riziką pacientui, labiau pageidautini yra neinvaziniai EMG tyrimai. Tik specialiais atvejais, savanoriškai ar moksliniais tikslais daromas invazinės elektromiografijos tyrimas.

Pastaruoju metu itin didelį mokslininkų ir gydytojų susidomėjimą kelia paviršinės EMG panaudojimas odontologijoje, veido ir kramtymo raumenų funkcijų įvertinimui, taip pat esant patologiniams atvejams. Taip yra todėl, kad neinvazinė paviršinė elektromiografija (SEMG) yra gana lengvas tyrimas, kuris gali būti atliekamas sąlyginai greitai, rezultatai gali būti greitai analizuojami ir įrašomi, be to, vienu metu galima tirti net kelis raumenis, o tai suteikia galimybes gilintis į veido raumenų fiziologiją.

Yra žinoma, kad raumenų skausmas turi tiesioginės įtakos raumens veiklai, tačiau skausmo poveikis atskiro motorinio vieneto mechaninėms savybėms nėra iki galo ištirtas [2]. Pacientai, kurie skundžiasi lėtiniais griaučių raumenų skausmais, dažnai parodo skirtingus elektromiografinius pokyčius. Klinikine prasme, šie pokyčiai siejami su lėtesniu raumens

susitraukimu ir ribotais judesiais, tačiau motorinės raumens veiklos ir skausmo sąsaja nėra pilnai išaiškinta.

Šio darbo sritis yra kramtymo raumenų aktyvumo tyrimai, naudojant paviršinės EMG registravimo metodą. Dažniausiai pasitaikanti veido raumenų patologija - miofascijinio skausmo sindromas. Skausmą pacientams sukelia trigeriniai miofascijiniai taškai. Smilkininis apatinis žandikaulio sąnarys, kartu su kramtomaisiais raumenimis yra bene dažniausiai naudojami organai visame kūne. Dažna problema, kad miofascijinis skausmas maišomas su apatinio žandikaulio sąnario sutrikimais, nes skausmas lokalizuojamas panašioje vietoje, tačiau skausmo kilmė skiriasi kardinaliai. Taip pat, esant smilkininio apatinio žandikaulio sąnario sukeltiems skausmams, nėra nustatyta statistiškai reikšmingų elektromiografinių požymių [3]. Manoma, kad išsiaiškinus elektromiografinių tyrimų taikymo efektyvumą miofascijinio sindromo diagnostikoje bei ištyrus inovatyvius elektromiogramos diagnostinius parametrus, būtų galima taikyti prevenciją ankstyvose stadijose ir efektyvų gydymą.

**Darbo tikslas** – ištirti galimybę identifikuoti miofascijinius skausmus pagal elektromiografinius skaudančių raumenų signalus.

**Darbo uždaviniai:**

1. Surinkti sveikų ir pataloginių EMG įrašų duomenų bazę, suklasifikuoti pataloginius EMG įrašus pagal anamnezes;
2. Signalų apdorojimo metodais ištirti pagrindinius amplitudinius EMG parametrus, susiejant juos su anamnezėmis;
3. Išanalizuoti spektrinius EMG parametrus (galios tankius, dažnius, spektro formos pokyčius) siekiant rasti miofascijiniams skausmams būdingus požymius;
4. Nustatytų požymių pagrindu parengti praktines rekomendacijas miofascijinių skausmų nustatymui arba klasifikavimui.

# 1 LITERATŪROS ANALIZĖ

Elektromiografija yra gana paprastas, greitas ir efektyvus tyrimas, todėl nenuostabu, kad vis bandoma atlikti naujų bandymų ir atrasti daugiau jos panaudojimo sričių. Pirmieji odontologinio pobūdžio EMG tyrimai atlikti 1950-1960 m. Tačiau, EMG, kaip diagnostikos metodu buvo suabejota ir reikšmingi kramtomųjų raumenų tyrimai buvo atlikti tik po gana ilgo laiko tarpo – 1998 metais [4]. Daugumoje elektromiografinių tyrimų siekiama registruoti nervų-raumenų veiklą ramybės būsenoje arba maksimalaus sukandimo metu. Pastebėta, kad ramybės būsenoje ir stipriuose sukandimuose pacientai su kramtomųjų raumenų sutrikimais pasižymi skirtingu ir kintančiu aktyvumu. Taigi, po daugelio metų vis dar yra kontraversišku nuomonių dėl EMG naudos pacientams su kramtymo raumenų sutrikimais.

## 1.1 Kramtomųjų raumenų skausmo problema

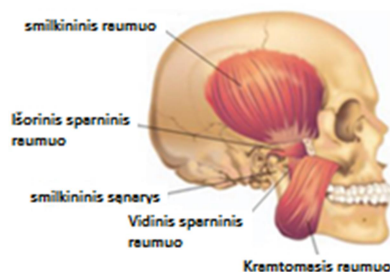
Kramtymo procese ir veido judesiuose dalyvauja keturios raumenų poros [5]. Kiekvieno iš porinių raumenų funkcijos yra tokios:

1. *Musculus masseter* - kramtomasis raumuo, kelia apatinį žandikaulį;
2. *Musculus pterygoideus lat.* - išorinis sparninis raumuo, stumia apatinį žandikaulį į priekį arba šoną;
3. *Musculus pterygoideus med.* - vidinis sparninis raumuo, kelia apatinį žandikaulį, stumia jį į priekį;
4. *Musculus temporalis* - smilkininis raumuo, kelia apatinį žandikaulį, traukia jį atgal.

Pasaulyje 95% žmonių, kenčiančių lėtinį skausmą, diagnozuojamas miofascijinio skausmo sindromas (MFSS) [6]. Moterims MFSS nustatomas kiek dažniau (55%) nei vyrams (45%). Jis pasireiškia lėtiniais veido skausmais, sutrikdo smilkininio apatinio žandikaulio sąnario judesių amplitudę, kramtymo, miego bei gyvenimo kokybę [7]. Pagal Lietuvoje atliktų tyrimų duomenis apie 50% veido skausmų priežastys buvo MFSS [8].

Miofascijinio skausmo sindromas yra miofascijinių trigerinių taškų (MTT) simptomas. Šie trigeriniai taškai gali atsirasti dėl raumens perkrovos, pasikartojančių smilkininio apatinio žandikaulio sąnario mikrotraumų, netaisyklingo sąkandžio, SAŽS hipermobilumo, kai padidėjęs raumenų tonusas su MTT gali būti palaikantis ir stabilizuojantis apsauginis veiksnys, taip pat arterinės hipertenzijos, kalcio apykaitos sutrikimų, geležies trūkumo, padidėjusios acetilcholino gamybos. MFSS gali sukelti ir hormonų pusiausvyros pakitimai (hipotiroidizmas, sumažėjęs

estrogenų ar testosterono kiekis), lokalizuota neurologinė hiperstimuliacija arba psichologiniai ir emociniai faktoriai, turintys įtakos CNS veiklai ir MTT susiformavimui [9].



**1.1 pav.** Kramtomųjų raumenų išdėstymas. Adaptuota iš [5].

Pacientams, kuriems diagnozuoti MTT, kliniškai stebima sumažėjusi raumens judesio amplitudė bei pakitęs raumenų tonusas, dažniausiai didesnis, lyginant su sveikąja veido puse. Tokių pataloginių pakitimų atsiradimą lemia aktino bei miozino miofilamentų slinkimo sutrikimai, kuomet sarkomeras sustabdomas susitraukimo fazėje ir pasireiškia vietinė išemija, didėja metabolizmo poreikis, sutrinka kalcio jonų pernešimas į sarkoplazminį retikulumą, pasireiškia kraujagyslių hiperemija, energijos krizė. Sutrikus normaliam sarkomero susitraukimo ciklui, pasikeičia sarkomero kraujotaka [10], uždegiminės medžiagos patenka į neuroraumeninę jungtį ir taip sukelia skausmą raumens lokaloje vietoje [11].

Pacientams su nustatytu veido skausmu, kliniškai diagnozavus padidėjusią raumens įtampą ar lokalizuotus MTT, yra pradedamas simptominis gydymas, tačiau būtina identifikuoti nežinomą miofascijinio skausmo prigimtį, surinkti detalią paciento ligos istoriją, nes MTT atsiradimas nebūna be priežasties. Kartais net ir akivaizdūs skausmą sukelti galėję faktoriai ne visuomet būna esminiai. MFS reikia diferencijuoti tiek nuo dantų skausmų, tiek nuo panašią kliniką turinčių ligų, tokių kaip fibromialgija, reumatinė polimialgija, osteoartritas, taip pat nuo endokrininių, genetinių sutrikimų, avitaminozių, infekcinių bei onkologinių ligų. Kramtymo raumenų MFSS dažnai painiojamas su SAŽS patologijos sukeltais skausmais. Jei SAŽS patologija atmetama kaip skausmą sukėlusį priežastis, MFSS diagnozės patvirtinimui tikslingiausia yra atlikti veido kramtymo raumenų elektromiografiją (EMG), detaliai ištirti nusiskundimus, skausmo pasiskirstymą, bet kokius atsitiktinius sužeidimus ar ligas, kurios buvo skausmo atsiradimo metu. Anamnezės metu surenkama informacija apie skausmą, jo tipą, intensyvumą, trukmę, dažnumą, lokalizaciją, bei skausmą iššaukiančius/mažinančius faktorius. MFSS gydymo sėkmę lemia tiksli MTT diagnostika, kuri atliekama manualinės apčiuopos būdu,

raumens judesio amplitudės vertinimu apatinio žandikaulio judesių metu bei objektyvesnių diagnostinių rodiklių, tokių kaip raumens susitraukimo elektromiografinių parametru, patvirtinančių MTT buvimą, įvertinimas.

MTT dažniausiai būna 2-10mm dydžio, veide nesimetriški, jautrūs palpacijai, esantys lokaliai padidėjusios įtampos raumens srityse [12]. Pacientams, kuriems diagnozuoti miofascijiniai trigeriniai taškai, kliniškai stebima sumažėjusi paveikto raumens judesio amplitudė bei pakitęs raumenų tonusas (dažniausiai didesnis), lyginant su sveikąją veido puse. Manoma, kad tai lemia aktino ir miozino miofilamentų slinkimo vienas kitu sutrikimai, pasireiškia vietinis uždegimas, didėja uždegiminių medžiagų gamyba, kurios įjautrina raumenų skaidulas [10]. Sutrumpėjus sarkomerui, raumens skaiduloje susidaro susitraukimo mazgas (MTT), kurio sarkomerai yra maksimaliai susitraukę, tuo tarpu kiti raumens skaidulos sarkomerai yra tempiami, kad kompensuotų prarastą sutrumpėjusių sarkomerų ilgį ir tai lemia raumeninės skaidulos įtampą ramybės būsenoje. Šis kompensacinis reiškinys sukelia padidėjusį gretimų raumeninių skaidulų EMG aktyvumą, tačiau EMG aktyvumas ne visada pasireiškia, o nėra jokių kitų miofascijinį skausmą fiksuojančių elektromiografinių parametru.

Elektromiografiniai raumenų tonuso tyrimai medicinoje remiasi raumenų motorinių vienetų elektrinio aktyvumo registravimu. Todėl manoma, kad analizuojant EMG parametrus galima lokalizuoti spazmuojantį skaudamą raumenį arba jo dalį. Geriausiai tam tinka invazinė EMG [13], tačiau kliniškai patogesnis neskausmingas paviršinės EMG registravimo metodas naudojant Ag/AgCl elektrodus.

## **1.2 Veido raumenų tyrimo tikslai**

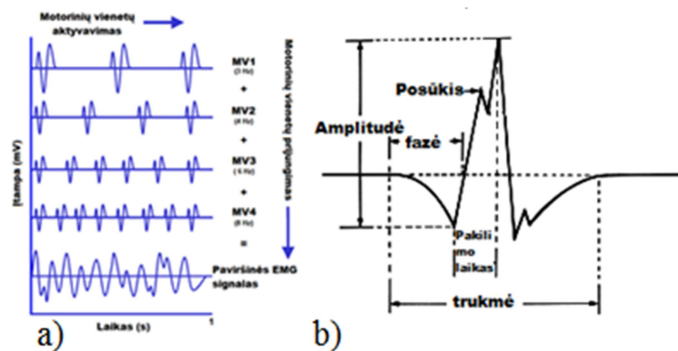
Kramtomųjų raumenų elektromiografijos tikslas yra įvertinti padidėjusį/sumažėjusį raumenų aktyvumą normalioje būsenoje, kramtant ar kitų veiksmų metu, sutrikimų atvejais, kai yra veido raumenų skausmai, asimetrija, aktyvumo nevienodumas abiejose pusėse, esant apatinio žandikaulio sąnario sutrikimams, po įvairių traumų, pvz., lūžių. Taip pat, kai diagnozuoti MMT (iširti kiek raumenų aktyvumas skiriasi nuo sveikų), įvertinti raumenų aktyvumą prieš ir po implantų įdėjimo. Raumenų aktyvumo įvertinimas naudingas diagnozuojant veido raumenų asimetrijas, kurios negydomos gali turėti įtakos žandikaulio sąnariui, fiziologinių judesių sumažėjimui, skausmui kramtymo metu, kalbos defektams, kaklo skausmams ir kitiems sutrikimams.

Užregistravus raumenų elektrinius potencialus, jų skirtumus, parametrų asimetriškumą, būtų galima skirti tinkamą gydymą, pvz., raumenų stimuliaciją, siekiant juos atpalaiduoti. Elektromiografo pagalba galima užregistruoti visus raumens darbo tipus (izotoninį, izometrinį ir tetaninį), raumenų darbą, kuris yra sunkiai pastebimas plika akimi (sklindantis elektrinis impulsas yra per silpnas, kad sukeltų motorinį atsaką - judesį, bet jis jau gali būti registruojamas elektromiografu). Minėtųjų veido srities EMG tyrimų pritaikymas labai platus, viena pagrindinių panaudojimo sričių - įvertinti kramtomųjų raumenų aktyvumą fiziologinių apatinio žandikaulio judesių metu.

Gydymas bus sėkmingas, jei bus tiksliai diferencijuotas miofascijinis skausmas nuo kitų veido bei apatinio žandikaulio sąnario srities skausmų, lokalizuoti MTT ir nustatyti MTT atsiradimą galėję nulemti veiksniai (pacientas užpildo detalų klausimyną apie kasdieninius įpročius, ir stengiasi žalojančius įpročius bei žandikaulio sąnario parafunkcijas kontroliuoti), laikytis sąnarių tausojančio režimo, vengti veiksnių, galinčių sukelti MFSS.

### **1.3 Elektromiografijos signalų registravimas ir metodika**

Elektromiografiją, kaip mokslą, galima išskirti į dvi sritis, tai neurologinė EMG, kurios pagrindas – raumenų atsakas dėl išorinio inervavimo, ir kineziologinė EMG, kurią apibūdinti galėtume kaip sritį, tiriančią nervų ir raumenų aktyvumą, griaučių raumenų laikyseną, funkcinis judesius darbo sąlygomis, raumenų gydymą ir treniravimą. Mažiausias funkcinis raumens vienetas vadinamas – motoriniu vienetu. Vieno motorinio vieneto (MV) veiklą užfiksuoti naudojantis paviršiniais elektrodais nepavyks dėl superpozicijos principo (1.2 pav. a). Pavienių skaidulų EMG fiksuojamas naudojantis adatiniais, vieliniais ar koncentriniais elektrodais. Motorinio vieneto veikimo potencialo pavyzdys pateikiamas 1.2 paveikslėlio b) dalyje. Invaziniai tyrimai paprastai yra nemalonūs tiriamajam, dažnai skausmingi, reikalauja didelės personalo patirties ir tiriamojo saugumo užtikrinimo, todėl pirmenybė teikiama signalų registravimui paviršiniais elektrodais [14].



**1.2 pav.** a) - pavienių motorinių vienetų prijungimas ir aktyvavimas bei superpozicijos schema; b) – vieno motorinio vieneto veikimo potencialas. Adaptuota iš [1].

Visų MV veikimo potencialiai po elektrodo plotu yra fiksuojami superpozicijos principu ir registruojami kaip bipoliarus signalas su simetriniu teigiamos ir neigiamos amplitudės išsidėstymu. Vienas svarbiausių mechanizmų, įtakojantis EMG signalo amplitudę ir tankį, yra motorinių vienetų įtraukimas į raumens susitraukimą ir motorinių vienetų aktyvavimo dažnis (angl. firing rate/frequency). Tai mechanizmas, kuris reguliuoja susitraukimo procesą ir moduliuoja iš raumens gaunamą jėgą. Kadangi žmogaus jungiamojo audinio ir odos sluoksniai turi žemo dažnio filtro poveikį originaliam signalui, analizuojamas įtraukimo dažnis paviršinėje EMG paprastai neišmatuojamas. Kad būtų paprasčiau, galima sakyti, kad EMG signalas tiesiogiai atspindi motorinių vienetų įtraukimą į darbą ir charakteristiką motorinių vienetų, kurie buvo prijungti prie raumens veiklos. Didinant raumens generuojamą jėgą, aktyvuojami vis didesni ir stipresni MV. Beveik visada motoriniai vienetai aktyvuojami ir išjungiami iš veiklos pagal „dydžio principą“, kuris dar vadinamas Hennemano principu [15].

#### 1.4 Elektromiografijos signalų apdorojimas ir jų parametrai

EMG signalo apdorojimo etapai visada taikomi taip, kad kiek įmanoma pagerintume signalo kokybę ir galėtume daryti pagrįstas medicininės išvadas. Remiantis ISEK (International Society of Electrophysiology and Kinesiology) standartais rekomenduojama vengti aparatūrinės dalies filtrų, išskyrus juostinius (10-500Hz) filtrus, kurie būtini panaikinti glodinimo (angl. anti-aliasing) poveikį diskretizavimo metu. Viso to tikslas – kuo mažiau iškraipytas signalas ir „post-processing“ galimybė grįžti prie pradinių duomenų. Problemos su kuriomis susiduriama registruojant EMG signalą [1]:

**Elektros tinklo skleidžiami triukšmai** dominuoja 50-60 Hz dažniuose, o tai yra EMG signalo dažnių juostoje. Nors ir naudojant labai trumpus ir ekranuotus kabelius iki elektrodų, to

išvengti nepavyksta. Dažniausiai 50 Hz dedamoji yra didesnės amplitudės nei fiksuojamas EMG signalas, todėl patekus į stiprintuvo įėjimą tiesiog užgožia EMG signalą, o išėjime stiprintuvas tiesiog užsiriboja. Šios problemos sprendimo būdų keletas: didelis CMRR prie 50/60Hz, dešinės kojos valdymo grandinė ir kt.

**Judesio artefaktai.** Tai triukšmai, kurie sukeliama elektrodams judant ant odos. Priešingai nei registruojant EKG, kada pacientas prašomas pabūti ramiai, EMG reikalingas judesys, raumenų sutraukinėjimas, todėl schemoje būtinas aukšto dažnio filtras pašalinti 1-10 Hz dažnius, kuriuose ir yra judesių sukelti triukšmai. Sumažinti šį artefaktą taip pat padeda specialus odos paruošimas, kad būtų išgautas kuo geresnis kontaktas su oda.

**Nuolatinė dedamoji.** Riebalai, prakaitas ir negyvos odos ląstelės padidina viršutinio odos sluoksnio impedansą, dėl ko susidaro nuolatinė dedamoji, kuri siekia net 200-300mV. Dauguma šiuolaikinių stiprintuvų turi automatinę bazinės linijos korekciją. Tačiau tikėtina, kad EMG bazinė linija bus pasislinkus virš nulio linijos, todėl tokio signalo amplitudiniai skaičiavimai neturės prasmės.

**Raumenų biosignalų kryžiuavimas.** Tai reiškinys, kai registruojant vieno raumens signalą, pajudinus šalia esantį raumenį užfiksuojamas ne to raumens signalas arba iškraipoma bendro signalo amplitudė. Norint išvengti šio artefakto reikia tinkamai parinkti elektrodų dydį ir atstumus tarp elektrodų, tačiau per maži atstumai tarp elektrodų gali sukelti trumpą sujungimą. Mažesnio diametro elektrodai yra labiau „kryptiški“, patartinas naudoti elektrodų diametras yra apie 1-2 cm. Elektrodų išdėstymas išilgai raumens skaidulų taipogi padeda išvengti kitų raumenų signalo.

**Aplinkui esančios elektronikos keliamas triukšmas.** Bet kuri elektroninė įranga esanti mūsų aplinkoje gali generuoti triukšmus iki tūkstančių hercų. Deja šio tipo triukšmai nėra lengvai pašalinami, todėl geriausia nereikalingą signalą nufiltruoti žemo dažnio filtru.

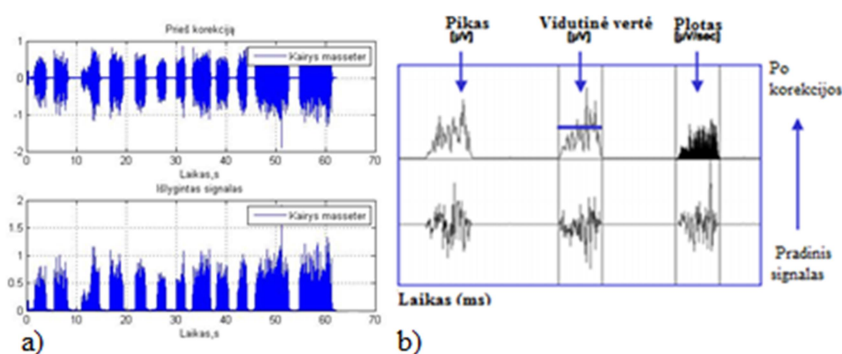
Prieš pradėdant analizuoti EMG signalą, taip pat labai svarbu vizualiai įsitikinti, kad EMG signalas nėra užterštas **bazinės linijos triukšmais**. Tai reiškia, kad kai raumuo neaktyvus, signalo amplitudė lygi arba artima nuliui. Stiprintuvas turi priimti signalą ne didesnę nei keli  $\mu\text{V}$ , nors net ir toks jautrumas gali būti lengvai veikiamas išorinių šaltinių (artefaktų). Deja, visiškai betriukšmis signalo registravimas yra neįmanomas – maži amplitudiniai „pikai“ ar aplinkiniai šaltiniai vis vien matomi elektromiogramoje, tačiau tokie triukšmai neturėtų viršyti 10-15  $\mu\text{V}$ .

EMG analizavimo parametrai skirstomi į dvi grupes: amplitudinius ir dažninius.



### 1.4.1 Amplitudiniai parametrai

Standartiniai amplitudiniai EMG parametrai yra vidurkis, pikinė ir minimali vertė, uždengiantis plotas ir signalo nuolydis [1]. Miosignalas yra bipoliarus, todėl dažnai, prieš atliekant amplitudinę analizę, signalas išlyginamas, atliekama pilnos bangos korekcija (1.3 a) pav.). Neigiami signalo pikai perkeliami ir susumuojami su teigiamais arba tiesiog perkeliami veidrodiniu principu. Greta to, kad signalą tampa lengviau interpretuoti, dabar galima apskaičiuoti jau minėtus standartinius amplitudės parametrus: vidurkį, pikinę/maksimalią vertes, signalo liestinę ir kt.



**1.3 pav.** a) – m. masseter paviršinės EMG pilnos bangos korekcijos pavyzdys; b) – standartiniai amplitudiniai parametrai. Adaptuota iš [1].

EMG pikinė vertė prasminga tik vidurkintiems signalams, nes net išlygintame signalo pike per daug kinta. Daug patogesnis išvestinis parametras – vidutinė pikų vertė, pvz.: vidurkinant dešimt didžiausių signalo verčių gaunamas vidutinis pikas. Amplitudinis vidurkis per pasirinktą analizės periodą yra vienas svarbiausių parametru, nes jis nėra toks jautrus analizavimo intervalų pokyčiams. Vidutinė signalo amplitudė parodo pasirinkto raumens bendrąją inervaciją, atliekant tam tikrą judesį ar darbą. Tipiniai EMG parametrai pateikti 1.3 paveikslėlio b) dalyje. Tokie parametrai jau yra tinkami lyginti tarpusavyje ar vesti jų analizę. Vidutinė vertė paremtas dar vienas išvestinis parametras – įėjimas (angl. input). Pirmuoju žingsniu yra susumuojamos visais EMG kanalais ateinančios vidutinės amplitudės vertės. Visos jos yra 100% įėjimo signalas, todėl nesunku paskaičiuoti kiek procentų įėjimo „sudaro“ kiekvienas kanalas. Šis parametras leidžia palyginti inervacijas, įvertinti kanalų įtaką, kai jų yra daug, taip pat, kai naudojami paviršiniai matriciniai EMG elektrodai. Plotas – tikras matematinis EMG amplitudės integralas per apibrėžtą analizavimo periodą. Toks parametras dar vadinamas iEMG (integruota EMG arba plotu po kreive). iEMG terminas dažnai vartojamas neteisingai. Tai kilę iš anksčiau, kai analoginiu integratoriumi apdorotas EMG signalas būdavo vadinamas iEMG. Laikinis –

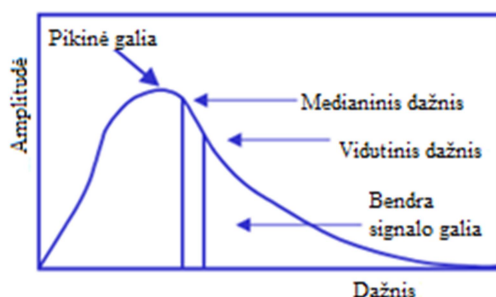
amplitudinis standartinis parametras yra tik vienas – laikas iki piko. Jis parodo kiek laiko užtrunka raumuo, kol pasiekia savo maksimumą.

#### 1.4.2 Dažniniai parametrai

Greitoji Furjė transformacija (angl. FFT – fast Fourje transformation) leidžia analizuoti ir įvertinti dažninę EMG signalo sudėtį, apskaičiuojant galios spektrą. Supaprastinant, vidutinis galios spektro dažnis (toliau - MNF) yra spektro kreivės matematinis vidurkis, o signalo galia - integralas po spektro kreive. Medianinis dažnis (toliau MDF) padalina signalo galios plotą į dvi lygias dalis.

Mioelektrinis signalas susideda iš kelių šimtų ar tūkstančių raumenų skaidulų veikimo potencialų, kurie veikia skirtingais dažniais ir laiko momentais. Dažninė analizė suardo signalą į skirtingo dažnio sinusines komponentes ir leidžia tiesiogiai įvertinti signalo energijos pasiskirstymą, kurią atspindi dažninių komponentių funkcija. Kitaip tariant, tai mums leidžia pažvelgti į dažnius, kuriais dirba raumenų grupės. Signalo galios spektras taip pat gali būti naudojamas raumens nuovargio įvertinimui. Esant ilgalaikiams raumenų susitraukimams, didesnės dažnių komponentės prislopsta, tačiau palaipsniui aktyvėja žemo dažnio komponentės. Du pagrindiniai ir patikimi galios spektro parametrai nuovargiui vertinti yra jau minėti *MNF* ir *MDF* [1][16][17]. Papildomai naudojami parametrai:

- Pikinis dažnis – dažnis, ties kuriuo pasiekiamas maksimali signalo galia.
- Vidutinė galia – vidutinė signalo galia per epochą.
- Bendras galingumas – galios suma visuose dažniuose per epochą.



1.4 pav. Standartiniai EMG signalo galios spektro parametrai. Adaptuota iš [2]

Alternatyva FFT paremtiems skaičiavimams yra EMG signalo nulinės linijos kirtimo skaičius. Nulinės linijos kirtimo skaičius yra stipriai koreliuotas su FFT ir pagrįstas medianiniu ir vidutiniu dažniais. Jis gali būti naudojamas kaip alternatyva FFT skaičiavimams, kuriems reikia

didesnių resursų. Tiesa, dėl tobulėjančių technologijų ir sutrumpėjusio apskaičiavimo laiko, FFT paremti skaičiavimai yra priimtinesni. EMG signalų galios spektro forma nėra vienoda ir labai skiriasi priklausomai nuo FFT parametrų ir matavimo sąlygų (raumens tipo, raumens ilgio ir audinio, audinių, filtrų poveikio). Spektrograma yra dažnių spektro vaizdinys signale, kuriame bėgant laikui matomas dažnio kitimas. EMG signale dažnis nuolat keičiasi, todėl spektrograma gali būti naudinga perteikiant dažnių variaciją laike. Spektrogramos sudarymui taip pat naudojama FFT.

Yra žinoma, kad priverstiniuose susitraukimuose jėga moduluojama motorinių vienetų įdarbinimu, kartu su aktyvacijos dažniu. Kuo didesnis motorinių vienetų skaičius, tuo didesnė bus jėga. Įdarbinant visus motorinius vienetus, bet kuriuo nuolatiniu dažniu, gaunama jėga nuo 2 iki 5 kg/cm<sup>2</sup> ir tai sąlyginai nepriklauso nuo raumens rūšies, lyties ar treniruotumo [18]. Registruojant stiprius ir statinius raumenų susitraukimus ilgą laiką, pastebimi tiek amplitudinių, tiek dažninių parametrų pokyčiai dėl raumenų nuovargio. Klasikiniame nuovargio teste tiriamojo reikalaujama palaikyti pastovų raumenų apkrovos lygį tiksliai nurodytu kampu ir raumens ilgiu. Amplitudė padidėja dėl motorinių vienetų įdarbinimo, tačiau MNF ir MDF einant laikui sumažėja. Manoma, kad taip yra dėl motorinių vienetų veikimo potencialų greičio sumažėjimo ties raumeninės skaidulos membrana. Tai sukelia galios spektro poslinkius link žemesnių dažnių. MDF ir MNF regresijos / determinacijos koeficientas gali būti laikomas neinvaziniu nuovargio įverčiu [19]. Standartiniai EMG signalo galios spektro parametrai pateikti 1.4 paveiksle.

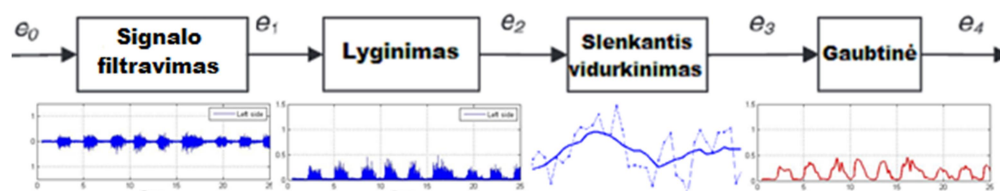
Kitas galimas dažninio įvertinimo metodas – EMG spektro skaidymas į atskiras juostas ir jose esančių signalų energijų palyginimas [20]. Jų tyrime vertinti rankos raumenys: bicepsas, tricepsas ir žąstinis stipinkaulio raumuo. Nustatyta, kad raumens aktyvumo atskirose dažnių juostose palyginimai leidžia identifikuoti veikiančią raumenį bei įvertinti jo jėgą pagal jo EMG spektrinį tankį.

### **1.4.3 Kiti elektromiogramų apdorojimo būdai**

Pagal prigimtį EMG signalas yra atsitiktinio pobūdžio, nes susitraukimo metu įdarbinti motoriniai vienetai nuolat keičiasi ir aktyvuojami vis kiti motoriniai vienetai. Tai reiškia, kad neapdorotame EMG signale raumens susitraukimo epocha negali būti atkartota ir bus vis skirtingos formos. Šiai problemai spręsti neatkartojama signalo dalis sumažinama taikant skaitmeninius lyginimo algoritmus, kurie apibrėžia vidutinę signalo plėtos tendenciją. Statūs

amplitudės šuoliai nukerpami, o signalas įgauna linijinę formą. Tam dažniausiai naudojami keli algoritmai.

**Slenkantis vidurkis.** Imamas vartotojo apibrėžtas laiko tarpas (langas), o duomenų vidurkinamas atliekamas naudojantis slenkančio lango principu. Jeigu EMG atlikta pilnos bangos korekcija, toks slenkančio vidurkio filtru apdorotas signalas vadinamas AVR (Average Rectified Value) ir naudojamas kaip amplitudės įvertis. Dažniausiai sutinkamas EMG apdorojimo algoritmas amplitudiniams parametrms įvertinti susideda iš keturių dalių [2]. Pirmiausia juostiniais arba režekciniais filtrais iš signalo pašalinami nereikalingi dažniai. Toliau signalas yra išlyginamas (pilnos bangos korekcija). To neatlikus – signalo vidurkis artėja prie nulio. Vidurkinimas atliekamas slenkančio vidurkio filtru su kintamo dydžio langu (vidurkinamų taškų skaičius). Signalu gaubtinė kuriama sekantiniu metodu su kintamo dydžio langu, kuris fiksuoja didžiausius amplitudės pikus [8].



1.5 pav. Blokinė pirminio EMG signalo apdorojimo schema

1.5 paveiksle esančios schemos pradžioje vaizduojamas neapdorotas EMG signalas  $e_0$  pateikiamas kaip trys signalų vektorinės eilutės: laikas, kairiojo raumens signalas, dešiniojo raumens signalas.

**Kvadratinės šaknies vidurkis (RMS – angl. Root Mean Square).** Remiantis kvadratinės šaknies skaičiavimu, RMS atspindi vidutinę signalo galią ir yra rekomendacinis rodiklis skaitmeniniam lyginimui. Kvadratinės šaknies vidurkis literatūroje dažnai vadinamas efektine signalo verte.

Abu metodai yra skirti apibrėžtomis signalo epochos dalims (laiko langams) ir paprastai trunka nuo 20 ms (greiti judesiai, pvz., šuolis, reflekso tyrimas) iki 500 ms (lėta arba statinė veikla). Dideli laiko langai didina fazės poslinkio tikimybę susitraukimams su staigiomis aukštomis amplitudėmis, todėl rekomenduojama rinktis langą pagal diskretizavimo dažnį.

**Laikinis integravimas.** Integravimo laike analizė atliekama neredaguotam EMG signalui su pilnos bangos korekcija. Šio metodo rezultatas – gaunamas proporcingas EMG signalo lygis per

tam tikrą laikotarpį, kurį vartotojas gali pasirinkti. Trumpinys **IEMG** likęs nuo laiko, kai signalo lyginimas būdavo atliekamas analoginiu integratoriumi.

**Laikinis normavimas.** Beveik kiekvienas EMG registravimas ar duomenų surinkimas praktikoje užtrunka skirtingus laiko momentus. Būtent dėl to mes negalime palyginti n-tosios signalo atskaitos su n-tąja signalo atskaita iš skirtingų tyrimų, nes skiriasi jų matavimo laikotarpiai. Esant net nedideliems laiko skirtumams, duomenys gali skirtis net per visą susitraukimo ciklą. Kitaip tariant EMG analizei reikalingas laikinis normavimas. Norint tinkamai palyginti EMG duomenis įvairiuose miogramų cikluose, reikia rasti kiekvieno susitraukimo ciklo ar laikotarpių sutapimus. Toks procesas vadinamas laikiniu normavimu. Pasikartojančių laikotarpių normavimui atliekamas „resamplingas“, kad abiejų signalų duomenų atskaitos būtų vienodo ilgio.

**Amplitudinis normavimas.** EMG signalo kokybė ir kiekybė priklauso nuo įvairių faktorių, tokių kaip prietaiso parametrų, stiprinimo koeficiento, elektrodų išdėstymo, elektrodų sąlyčio su oda ir t.t. EMG amplitudės normavimas yra būtinas signalų lyginimui tarp skirtingų raumenų, asmenų, skirtingos aparatūros ar net skirtingu laiku registruotų EMG. Šiam apdorojimui dažniausiai naudojami du normavimo metodai:

- Normavimas naudojant maksimalius valingus izometrinius susitraukimus (MVIC);
- Normavimas naudojant didžiausią EMG amplitudę veiklos cikle.

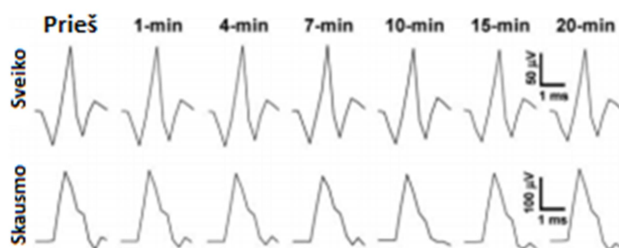
Tyrimai parodė, kad naudojant pikinės amplitudės metodą, gaunamas mažesnis tarpusavio kitimo koeficientas (CV). Kiti tyrimai parodė, kad normuojant pagal maksimalias vertes iš izometrinių susitraukimų gaunami didesni tarpusavio kitimo koeficientai, tačiau jų vertės yra lengviau pakartojamos [21].

## **1.5 Veido raumenų skausmo elektromiografiniai tyrimai**

Per pastaruosius penkiolika metų atlikta nemažai tyrimų, bandant rasti ryšį tarp raumenų patologijų ir EMG. Remiantis skirtingais šaltiniais, raumenų skausmas turi tiesioginės įtakos raumens veiklai, tačiau skausmo poveikis atskiro motorinio vieneto ar viso raumens mechaninėms savybėms nėra galutinai iširtas. Pastebėtina, kad pacientams, kurie skundžiasi lėtiniais griaučių raumenų skausmais, dažnai nustatomi skirtingi elektromiografiniai pokyčiai, todėl nėra vieningo sprendimo dėl parametrų, kurie galėtų įrodyti skausmo žymenį elektromiogramoje.

Tipinėje diagnostikoje gaunamas vienas iš dviejų rezultatų: asmeniui diagnozuojama liga arba nustatoma, kad ligos nėra. SAŽSS ir MFSS nėra gyvybiškai pavojingi sutrikimai, todėl atliekant testus, paciento gyvybei negresia pavojus, tačiau bet kuriuo atveju, jeigu neteisingai diagnozuojama veido raumenų patologija, pacientui gali būti paskirtas nereikalingas gydymas, kuris gali turėti biologines, psichologines ir ekonomines pasekmes [22]. Auksiniu standartu vadinama diagnostinė procedūra, išvadamis arba kriterijais patvirtinta kaip geriausias žinomas įrodymas arba problemos rodiklis. SAŽSS ir MFSS tokio auksinio standarto neturi arba jį galime laikyti paciento istorijos vertinimu ir rankine apčiuopa. SAŽS sutrikimų problema yra ta, kad nėra tiesioginio pasiskirstymo ir nėra kaip apibrėžti kas yra normalu, o kas ne. Nepaisant to, trūksta ir detalių elektromiografinių aprašymų kas yra normali populiacija, todėl išskirti patologijas tampa dar sudėtingesne užduotimi, o instrumentų naudojimas ir bandymas rasti skirtumą tarp sveiko ir nesveiko raumens sąlygų gali neduoti jokių rezultatų, jei abejose grupėse bus parametrų persidengimas.

2003 m. M.K. Sohn, T. Graven-Nielsen L. Arendt-Nielsen, P. Svensson atliko 21 asmens EMG tyrimą, kurio rezultatai patvirtino reikšmingus kramtomojo raumens motorinio vieneto mechaninių savybių pokyčius tarp skausmo ir normalios būsenos [23]. Dešimčiai iš tiriamųjų dirbtiniu būdu sukeltas skausmas m.masseter raumenyse. Elektromiografinis aktyvumas fiksuotas tiek invaziniais, tiek paviršiniais elektrodais izometrinio įtempimo metu skirtingose veido pusėse. Kapsaicino injekcijos visiems tiriamiesiems sukėlė gilius, skausmingus pojūčius, kurie truko apie 880,5 +/- 96,9 s. Paviršinės EMG RMS ir vidutinės vertės nebuvo paveiktos injekcijų arba paveiktos nežymiai. Intervalai tarp pikų skausmingiausioje tyrimo dalyje buvo šiek tiek ilgesni nei įprastai (96-131ms). Pikinio susitraukimo jėga (5-125 mN) paveikta žymiai. Dažninė signalų charakteristika nebuvo ištirta. Invaziniais elektrodais užfiksuoti tarpikiniai intervalai kontrolinei grupei siekė 96-131ms, pacientų grupei jie buvo šiek tiek didesni, tačiau pastebėtas vieno MV veikimo potencialo pokytis, kuris pavaizduotas 1.6 paveiksle.



**1.6 pav.** Vieno motorinio vieneto veikimo potencialas sveikame raumenyje ir raumenyje, kuriame sukeltas skausmas. Adaptuota iš [23].

2009 m. “Journal of Electromyography and Kinesiology” žurnale publikuotame tyrime dalyvavo 25 asmenys, kurie skundėsi kairės pusės apatinio žandikaulio sąnario sutrikimais, toks pat skaičius tiriamųjų, kurie skundėsi dešinės pusės žandikaulio sąnario sutrikimais ir 25 niekuo nesiskundžiantys tiriamieji [24]. Elektroninė EMG registravimo sistema automatiškai atliko vidutinės amplitudės analizę pagal algoritmą:

$$Plotas = \sum_{x-t_1m_1}^{t_1m_2-1} (|U(x)| \times \text{laikas per atskaitą}) \quad (1.1)$$

Kur  $x - t_1m_1$  yra rankiniu būdu nustatytas epochos pradžios kursorius, o  $t_1m_2-1$  – galinės laiko atskaitos kursorius,  $U$  – amplitudė.

Tiriamiesiems taip pat buvo skaičiuojamas asimetrijos indeksas (SAI):

$$SAI = \frac{d.p.masseter - p.temporalis - k.p.masseter - k.p.temporalis}{d.p.masseter + d.p.temporalis - k.p.masseter + k.p.temporalis} \times 100 \quad (1.2)$$

Kur *d.p. masseter* – dešinės pusės kramtomojo raumens vidutinė amplitudė, *d.p. temporalis* – dešinės pusės smilkininio raumens vidutinė amplitudė, *k.p. masseter* ir *k.p. temporalis* – analogiškai pirmiesiems.

Vidutinis stipraus sukandimo EMG aktyvumas sveikiems tiriamiesiems buvo 279,52 +/- 24,48 μV x ms. Vidutinis stipraus sukandimo EMG aktyvumas pacientams: 173,42 +/- 17,17 μV x ms. EMG vertės pacientams su SAŽSS buvo ryškiai mažesnės. Tai ypatingai atsispindi m.temporalis raumenyje (pacientai 195,74 +/- 18,57, o kontrolinė grupė 275,74 +/- 22,11), ir masseter (pacientai 151,09 +/- 17,37, kontrolinė grupė 283,29 +/- 31,87). SAŽSS grupės pacientai, lyginant su kontroline grupe, parodė didesnę aktyvumą visuose raumenyse. Maksimalių valingų susitraukimų metu, pacientų grupė parodė mažesnę EMG aktyvumą. Vidutinių EMG verčių apibendrinimas pateiktas 1.1 lentelėje.

**1.1 lentelė.** 4-ių registruotų kanalų EMG aktyvumo vidutinės vertės +/- vidutinis nuokrypis μV x ms. P1 – d.p. SAŽS santykis su k.p. SAŽS. P2 – Kontrolinės gr. santykis su d.p. SAŽS, P3 – Kontrolinės gr. santykis su k.p. SAŽS. Adaptuota iš [24].

Raumuo	Kontrolinė grupė	Dešinės pusės SAŽSS	Kairės pusės SAŽSS	P1	P2	P3
Dešinys temporalis	286,39 +/- 26,09	155,40 +/- 87,20	22,31 +/- 30,49	0,043	0	0,0154
Dešinys masseter	268,70 +/- 34,45	113,18 +/- 23,39	186,90 +/- 26,28	0,041	0	0,065
Kairys masseter	297,88 +/- 33,35	133,61 +/- 22,11	170,66 +/- 27,44	0,298	0	0,005
Kairys temporalis	265,08 +/- 22,62	185,92 +/- 25,95	213,34 +/- 32,89	0,516	0,026	0,201

„The Journal of Pain“ 2014 m. publikuotame eksperimente dalyvavo 15 tiriamųjų (8 vyrai ir 7 moterys), kuriems buvo registruojama nugaros trapecinio raumens EMG tiek invaziniu, tiek paviršiniu metodais [25]. Tyrimo idėja – atrasti EMG aktyvumo sąryšį su skaudančiu raumenimi, o ypač su trigeriniais miofascijiniais taškais, kurie tiriamiesiems nustatyti rankiniu būdu (palpuojant) įtemptą raumenį. Tiek paviršiniais elektrodais, tiek intramuskulinėmis adatomis EMG registruojamas ten, kur nustatytas MTT bei ten, kur jie nebuvo atrasti. Kartu su EMG, naudojamas jėgos keitiklis, kurio pagalba normuojamas paciento raumens įtempimas ties 25% nuo maksimalaus savaiminio susitraukimo. Įrašai registruojami komerciniu EMG prietaisu. Didesnis intramuskulinis aktyvumas nustatytas MTT srityje, nei ten kur jis nebuvo nustatytas tiek ramybės, tiek aktyvumo fazėse. Statistinė analizė aiškiai parodė, kad intramuskulinis EMG RMS signalas ties MTT yra žymiai didesnis nei signalas be MTT. Paviršiniu metodu registruotų EMG RMS vertės ryškių skirtumų neparodė nepriklausomai nei nuo registravimo vietos, nei nuo aktyvumo fazės. Taip pat padaryta prielaida, kad chaotiškas paviršinės EMG amplitudės padidėjimo modelis yra išankstinio raumens nuovargio požymis, o papildomų motorinių vienetų uždengimas paviršinėje EMG paslepia MTT sritį. J. Partanen atliktame analogiškame tyrime rankos raumenims, teigiama, kad invaziniu būdu užregistruota elektromiograma pacientams su MFSS yra normalios amplitudės, tačiau trigeriniuose taškuose 15% pacientų yra kompleksinių kartotinių susitraukimų, kurių užfiksavimas galėtų būti specifiškas MFSS žymuo, jeigu nėra jokių kitų EMG pakitimų. Kad tuo įsitikinti reikia ištirti didelius kiekius pacientu, o šiuo metu nėra jokių specifinių laboratorijų ar vizualizavimo tyrimų patvirtinti šią hipotezę [26].

D. Manfredini tyrėjų komanda ne kartą savo straipsniuose pabrėžė, kad gilinti EMG, kaip diagnostikos metodo žinias, trukdo komerciškai prieinamos aparatūros ribotos galimybės. Šia aparatūra galima tirti tik tam tikrus gamintojo parinktus parametrus [27]. Paskutiniame savo tyrime, kuris buvo pristatytas 2013m. „Pain Medicine“ žurnale, komerciniu elektromiografu jie tyrė 39 pacientus, besiskundžiančius miofascijiniais veido raumenų skausmais ir SAŽS skausmais, amplitudinį EMG aktyvumą skirtingose veido pusėse. Savo tyrimuose jie pademonstravo serijas bandymų [28],[29], kad naudojantis komerciniais EMG prietaisais, neįmanoma diagnozuoti ar užfiksuoti SAŽSS arba MFSS. Atliekant didesnės pacientų grupės bandymus, pacientus galima suskirstyti į keturias grupes pagal 16 amplitudinių parametrų, tačiau klasifikacija atitiko tik 68,4% visų pacientų [30]. Yra tyrimų, kuriuose amplitudiniai tyrimai jau minimi kaip mažo specifškumo tyrimai, todėl bandoma signalus kartu tirti ir dažninėje srityje [31]. Apskaičiuotos vidutinio signalo dažnio asimetrijos procentais visuose raumenyse, esant skirtingiems sukandimams, neparodė jokio specifškumo.



## 1.6 Skyriaus apibendrinimas

Galima daryti išvadą, kad literatūroje pateikiamos nuomonės yra kontraversiškos ir labai skiriasi, bet išlieka klausimai ar paviršinės elektromiografijos pagalba įmanoma atskirti skausmingus veido raumenis nuo sveikų, taip pat klasifikuoti skirtingas SAŽŽSS ar MFSS sąlygas ir diagnozuoti pacientus su ankstyvomis šių simptomų stadijomis [22]. Kaip bebūtų, bet koks tyrimas, atliktas naudojantis SEMG palieka didelį pėdsaką žengiant link informatyvios ir efektyvesnės elektromiografinės diagnostikos.

Daugumoje tyrimų pastebima aiški tendencija – EMG skausmo tyrimai atliekami amplitudžių palyginimo lygmenyje. Retai tiriama dažniniai parametrai, kurie gali turėti daugiau reikalingo informacijos, todėl galima tiksliau suformuluoti šio darbo uždavinius:

1. Patikrini literatūroje pateikiamą vienintelį skausmo žymenį – amplitudės padidėjimą / sumažėjimą, įvertinti amplitudinius parametrus ir jų statistinę svarbą tyrime.
2. Iširti signalų dažninius parametrus, manant, kad besikeičiantys vidutiniai ir medianiniai dažniai signalo arba vieno sukandimo eigoje gali turėti reikšmingų požymių lyginant sveikus asmenis su pacientais.
3. Įvertinti spektro formos skirtumus tarp skausmingo ir sveiko raumens, laikantis hipotezės, kad skausmingas MTT turintis raumuo turi sutrauktų, padidėjusio tonuso taškų, kurie dirba nuolatos vienodu arba mažai kintančiu dažniu, ir šios dedamosios gali įtakoti spektro formą.
4. Pabandyti rasti inovatyvų parametrai ar parametrai derinį, kuriuo galima išskirti MFSS signalus ar juos fiksuoti.

## 2 TYRIMO METODIKA

Atlikus EMG taikymų veido skausmams diferencijuoti tyrimų apžvalgą, pastebėta, kad bandymai elektromiogramą susieti su skausmu yra arba paviršutiniški, arba nesėkmingi. Dažniausiai tokio pobūdžio bandymai atliekami standartiniais mediciniais elektromiografais, interpretuojant jų amplitudinius parametrus, kuriuos ekrane ar kitu būdu pateikia aparatūra. Nežinomas prietaiso signalų apdorojimas dažniausiai apsiriboja jų statistine analize, negalima pritaikyti gilesnio skaitmeninio signalų apdorojimo. Galima teigti, kad kai kurių tyrimų rezultatuose yra galimai užčiuopiami, bet neįvardijami skaudančio raumens EMG bruožai. Manoma, kad taip bandoma atlikti morfologinę analizę, stebimos amplitudės, aktyvumo pokyčiai, mechaniniai parametrai, tačiau dažninė EMG signalo dalis lieka neanalizuota.

Remiantis pastebėtomis tendencijomis, šiame darbe daroma prielaida, kad mechaniniai raumens arba vieno motorinio vieneto parametrai yra susiję su dažniniais EMG signalo parametrais. Deja, bet darbo tikslui tinkamų EMG įrašų prieinamose medicininių signalų duomenų bazėse nėra. Todėl tyrimas suplanuotas šiais etapais:

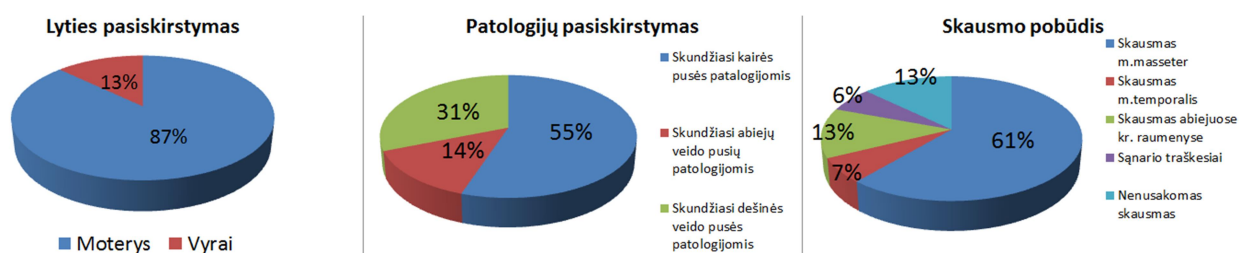
1. Sukurti EMG registravimo protokolą;
2. Surinkti sveikų ir patologinių EMG įrašų duomenų bazę;
3. Suklasifikuoti patologinius EMG įrašus pagal anamnezės;
4. Signalų apdorojimo metodais iširti pagrindinius amplitudinius EMG parametrus, susiejant juos su anamnezėmis;
5. Išanalizuoti spektrinius EMG parametrus (galios tankius, dažnius, spektro formos pokyčius) siekiant rasti miofascijiniams skausmams būdingus požymius;
6. Nustatytų požymių pagrindu parengti praktines rekomendacijas miofascijinių skausmų sindikavimui arba klasifikavimui.

### 2.1 Pacientų ir kontrolinės grupės sudarymas

Prieš pradėdant atlikti tyrimą, reikia užregistruoti kiek įmanoma daugiau pacientų kramtymo raumenų elektromiogramų. Pacientų registracija ir duomenų įrašymas atliekamas Lietuvos sveikatos mokslų universiteto, Odontologijos fakulteto gydytojų ir studentų rezidentų, taip užtikrinant pacientų duomenų bazės tikslumą - veido srities, kramtomųjų raumenų, žandikaulio sąnario patologijas. Kiekvienas tiriamasis supažindinimas su dalyvavimu tyrime, taip pat kad dalyvavimas tyrime yra visiškai savanoriškas, o privati paciento informacija prieinama tik tyrime dalyvaujančiam medicinos personalui ir nebus viešai skelbiama arba

platinama. Registravimas susideda iš detalios paciento anamnezės surinkimo (skausmo lokalizacija, trukmė, intensyvumas), įvertinamas kandžių horizontalusis (HKP) bei vertikalusis (VKP) perdengimas, maksimalus išsižiojimas, apatinio žandikaulio judesių į kairę, dešinę, į priekį amplitudė milimetrais, raumens skausmo lokalizacija, SAŽS garsai išsižiojimo, užsičiaupimo bei šoninio bei priekinio judesių metu (ar girdimas spragtukas), įvertinamas veido kramtomųjų raumenų (m.masseter ir m.temporalis) skausmas palpuojant apatinę, vidurinę bei viršutinę kiekvieno raumens dalis, čiuopiami MTT. Kiekvieno tiriamojo prašoma atlikti stomatologinės sistemos įpročių klausimyną, kuriame fiksuojamas paciento nuomone turimi sutrikimai: dantų griežimas, kalenimas, sukandimo sutrikimai ir kiti medicininėms išvadoms reikalingi duomenys.

2015 – 2016 metais buvo užregistruoti 38 pacientai, kurie į gydytojus kreipėsi dėl smilkinio sąnario traškesių, nenusakomų skausmų sąnario srityje, SAŽS uždegimų, vienos veido pusės aptirpimais, ūžesiais susičiaupimo metu ir šoninių judesių metu, m.masseter ir m.temporalis skausmais vienoje pusėje arba abipusiai. Taip pat skundėsi smilkinio srities skausmais, skausmais ir spragsėjimais žiojantis. Apibendrinta užregistruotų pacientų statistika pateikiama 2.1 paveiksle.



**Pav 2.1** Tyrimo metu registruojamų pacientų duomenų statistika

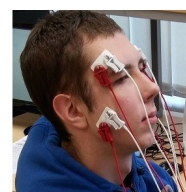
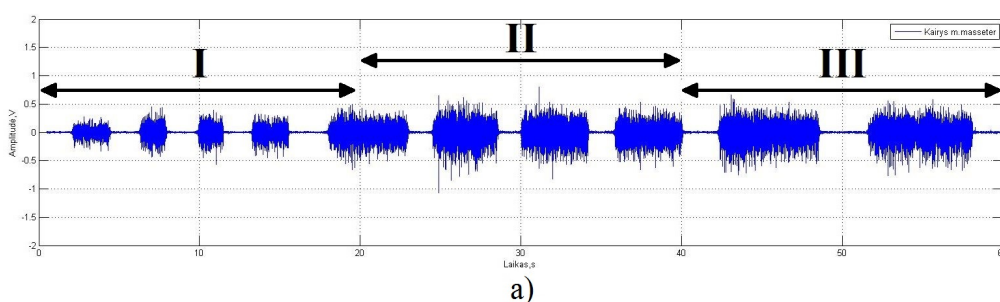
Pacientai, kurie skundėsi itin ūmiais skausmais, buvo tiriami prieš ir po nuskausminamųjų vaistų suleidimo. Pastebėtina, kad nepriklausomai nuo skausmo šaltinio – m.masseter, m.temporalis ar kitos žandikaulio dalies, medicininėje praktikoje medikamentai leidžiami tik į m.masseter sritį. Pacientams, kuriems buvo nustatytas m.masseter miofascijinis sindromas ir juos vargino itin stiprus skausmas, buvo taikytos 2 % lidokaino tirpalo blokadinės injekcijos į skaudančios pusės kramtomąjį raumenį. Kontrolinei asmenų grupei surinkta 15 įvairaus amžiaus žmonių (11 vyrų ir 4 moterys).

## 2.2 EMG registravimo metodika

EMG signalų registravimas atliktas naudojantis universaliu bioelektrinių signalų registravimo įrenginiu “Biopac MP36“ (Biopac Systems Inc.). Įrašai atlikti keturiais kanalais naudojant dvigubus elektromiografinius elektrodus. Siekiant minimizuoti 50 Hz elektros tinklo įtaką naudotas atskiras atraminis žemės elektrodas, tvirtinamas prie paciento rankos, kur yra kiek įmanoma mažiau raumenų.

Įvertinus paciento nusiskundimus bei raumens skausmo lokalizaciją, pacientai pasodinami įiems patogioje padėtyje, paprašomi atsipalaiduoti, veido odos paviršius nuvalomas 2% Salicilo rūgšties odos tirpalu, paviršiniai bipoliniai Ag/AgCl elektrodai (20x40mm, Noraxon USA Inc.) patepami „Signagel“ elektrodų geliu (Parker Laboratories Inc.) ir pozicionuojami ant odos simetriškai abiejose pusėse ant m.masseter ir m.temporalis išilgai raumenų skaidulų.

Įrašai atliekami pagal standartizuotą protokolą: signalo trukmė 60-70 sekundžių, kurios metu pirmąsias 20 sekundžių tiriamojo prašoma 60-4-5 kartus sukąsti dantis 1-2 sekundes maksimalia interkuspidadacija (apatinių ir viršutinių dantų suderinimu), po to 20 s registruojami 3-4 sekundžių trukmės sukandimai, o paskutines 20 sek. tiriamojo prašoma atlikti 2-3 maksimalius sukandimus, kurie trunka 5-6 sekundes. Sukandimų metu žandikaulis nejudinamas, taip užtikrinama izometrinė raumens veikla, kai raumenų skaidulų ilgis nesikeičia. Registruojamo EMG signalo ir tyrimo eigos pavyzdį pateikiame 2.2 paveiksle.



**2.2 pav. a)** – trys tyrimo eigos etapai; I – trumpi sukandimai; II – 3-4 sekundžių sukandimai; III – stipresni ilgi sukandimai. **b)** – elektrodų išdėstymas ir fiksavimas ant tiriamojo veido.

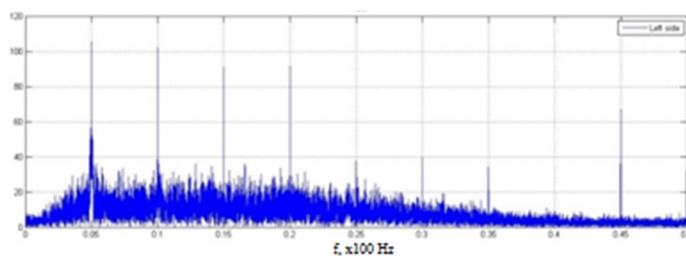
## 2.3 Signalų amplitudinių parametrų įvertinimas

EMG signalai, užregistruoti paviršiniais elektrodais iš pirmo žvilgsnio nereikalauja labai sudėtingų aptikimo, apdorojimo ir klasifikavimo metodų, bet neapdorotas EMG signalas mums

pateikia labai daug informacijos, tačiau ši informacija mums pateikiama netinkama forma [17]. Pradinis mioelektrinis signalas naudingas tik kiekybiniam vertinimui, o detalesnei informacijai išgauti reikalingas signalo apdorojimas. EMG analizavimui naudojami įvairūs jau minėti metodai, rezultatai kontraversiški, todėl amplitudinę analizę atliksime ir savo duomenims.

### 2.3.1 Signalų kokybinių parametrų analizė

Norint įvertinti ir pasirinkti kokybiškus signalus, reikalinga stebėti užregistruotų signalų galios spektrus ir taikyti papildomą apdorojimą. Žmogaus organizmas yra netiesinis modelis, todėl tinklo trukdžiai gali būti moduluojami EMG signalo, todėl 50 Hz artefaktas dažnių spektre išplinta, filtravimas neefektyvus, arba filtravimo metu prarandama daug naudingos informacijos (2.3 paveikslas). Signalų galios spektre ryškiai matomi žemo dažnio, 50 Hz pikai ir jų kartotinės harmonikos. Jeigu signalas nėra moduluotas 50 Hz kartotinėmis arba jų nedaug, užtenka pritaikyti kelis siaurajuosčius režekcinius filtrus.



2.3 pav. 50 Hz triukšmu ir jo harmonikomis moduluoto EMG signalo galios spektras.

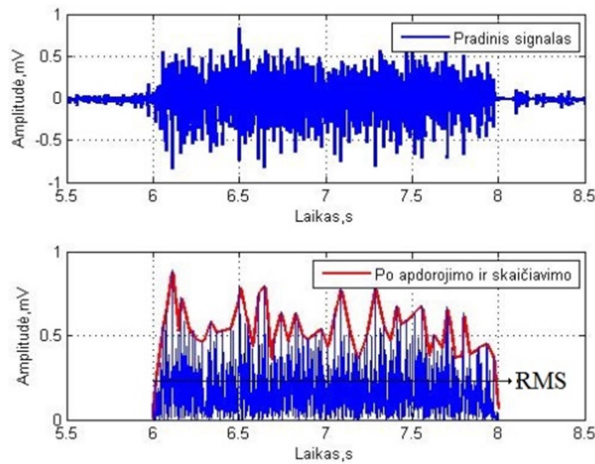
### 2.3.2 EMG signalų amplitudinė analizė

Paviršinės EMG procedūros miofascijiniams sutrikimams fiksuoti įvairiuose šaltiniuose vertinamos skirtingai, todėl kyla dar didesnis poreikis išsiaiškinti metodo tinkamumą. Amplitudinė analizė vykdoma apskaičiuojant efektines EMG signalų vertes, tačiau prieš tai signalus reikia išlyginti:

$$\sum_{i=1}^N EMG_i t_i = \sum_{i=1}^N |EMG_i t_i| \quad (2.1)$$

RMS vertės apskaičiuojamos:

$$x_{rms} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^N x_i} \quad (2.2)$$



**2.4 pav.** EMG signalas, kuriame matome signalą prieš apdorojimą ir atlikus skaičiavimus – absoliutines EMG vertes, gaubtinę ir efektinę vertę.

Pagal protokolą sunormuoti signalai savo užpildymu yra panašūs, tačiau visuose signaluose šiek tiek skiriasi įrašo ilgis arba pauzės, kada signalas neregistruojamas. Kad tai neįtakotų defektinių signalo verčių, slenkstiniu metodu pašalinami tarptai tarp naudingų signalo epochų, o RMS vertės neskaiciuojamos iš nulinių arba artimų nuliui verčių. Apdorojimo pavyzdys pateikiamas 2.4 paveiksle.

EMG signalai susideda iš duomenų, kurie yra bent iš dviejų kanalų, šiuo atveju, skirtingų veido pusių. Skirtumui tarp skausmingų pusių įvertinti skaičiuojamas amplitudinės tarp skausmingos ir sveikosios pusės:

$$\Delta U_{RMS} = U_{RMS\ sk.} - U_{RMS\ sveik.} \quad (2.3)$$

$U_{RMS\ sk.}$  - skausmingos pusės EMG signalo efektinė amplitudė.  $U_{RMS\ sveik.}$  - sveikosios pusės EMG signalo efektinė amplitudė. Analogiškai vertinama ir kontrolinė grupė, tik skirtumas matuojamas tarp kairės ir dešinės veido pusių, nes statistškai pastebėtas kairės veido pusės skausmų dominavimas.

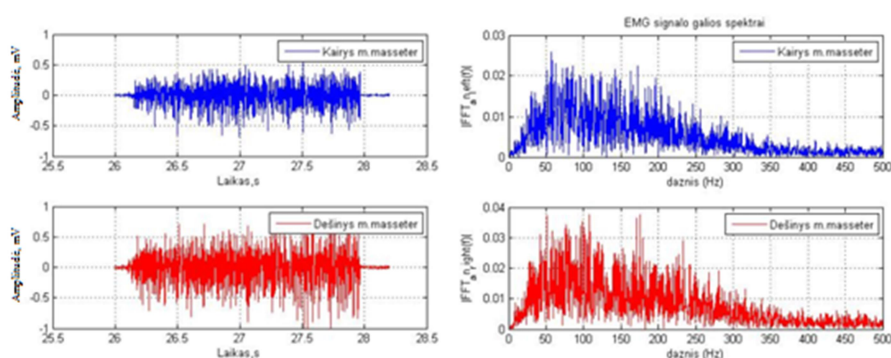
Amplitudžių procentinis santykis:

$$S_{U_{RMS.}} = \frac{U_{RMS\ sk.L}}{U_{RMS\ sveik.}} \times 100\% \quad (2.4)$$

Apskaičiuoti rezultatai registruojami lentelės forma, kurioje žymimos kairės ir dešinės arba skaudamos ir neskaudamos pusės vertės, apskaičiuoti amplitudiniai skirtumai ir pabrėžiama didesnė EMG signalo kilmės pusė.

## 2.4 EMG dažnių parametų tyrimas

Dar viena labai svarbi EMG signalų analizės forma – dažninės srities analizė. Viena svarbiausių EMG spektrinės analizės taikymo sričių – nuovargio tyrimas. Kaip ir bet kuris kitas biosignalas, elektromiograma gali būti matematiškai rekonstruota į skirtingų dažnių sinusoides panaudojant Furjė transformaciją. Norint gauti reikšmingos informacijos iš tokio tipo signalo, reikia, kad jis būtų stacionarus. Tokio tipo duomenys kramtomųjų raumenų EMG gaunami esant izometriniams sukandimams. Kitaip tariant, stacionarus EMG signalas registruojamas, kai raumenys veikia pastovia jėga, o žandikaulis nejuda. Signalų galios spektras parodo dažnines komponentes per visą signalą arba per pasirinktą atkarpą. Pavyzdys pateikiamas 2.5 paveiksle. Labai svarbi spektrinės analizės dalis – dažnių komponentių išdėstymas ir forma, taip pat jau anksčiau minėti EMG spektro vidutiniai (toliau – MNF) ir medianiniai (toliau – MDF) dažniai, kurie gali būti raumens nuovargio požymis, nors jis gali išsiskirti ir MFSS turintiems raumenims.



2.5 pav. Izometrinis EMG raumens susitraukimas ir jo galios spektras

### 2.4.1 Vidutinis ir medianinis dažniai

MNF yra vidutinis dažnis, kuris apskaičiuojamas susumavus visą EMG galios spektrą ir dažnius padalinus iš bendros galios spektro sumos [16]. Vidutinis dažnis dar vadinamas centriniu dažniu ( $f_c$ ), centroidu arba spektriniu svorio centru. Vidutinis spektro dažnis apskaičiuojamas:

$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (2.5)$$

Kur  $f_j$  yra EMG spektro dažnio vertė dažnių atskaitose  $j$ ,  $P_j$  yra EMG galios spektras dažnių atskaitoje  $j$ , o  $M$  yra dažnių juostos ilgis atskaitomis.

MDF yra dažnis, ties kuriuo EMG galios spektras pasidalina į dvi sritis su vienodomis amplitudėmis. MDF taip pat apibrėžiamas kaip pusinė viso galios spektro vertė. MDF apskaičiuojamas:

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (2.6)$$

MNF ir MDF dažnai yra panašūs ir kinta vienodai. Tačiau MNF „elgesys“ kiekvienu atveju yra skirtingas lyginant su MDF, nors abi funkcijos yra skirtingi statistiniai vidurkiai.

Reiktų pažymėti, kad MNF yra didesnis nei MDF dėl EMG signalo spektro komponentių sandaugos su dažniais, todėl MNF variacija yra mažesnė nei MDF (2.6 pav.). Taip pat pabrėžtina, kad MDF yra mažiau pažeidžiamas atsitiktinių triukšmų, ypač, kai triukšmo dedamosios yra aukštesnių dažnių EMG spektro dalyje, tačiau labiau paveikiamas raumenų nuovargio [17].

#### 2.4.2 Spektro formos analizė ir jos parametrai

Galima pastebėti, kad tiek kiekvieno žmogaus, tiek kiekvieno raumens susitraukimo ar susitraukimų serijos spektrai skiriasi savo forma, todėl skiriasi ir vyraujantys dažniai. Tam įvertinti pasitelkiami statistiniai momentai – vidurkis, variacija, asimetriškumas ir ekscesas. Visi šie momentai naudojami analizuoti ir vertinti signalų spektro formai.

Pirmuoju statistiniu momentu laikomas vidurkis:

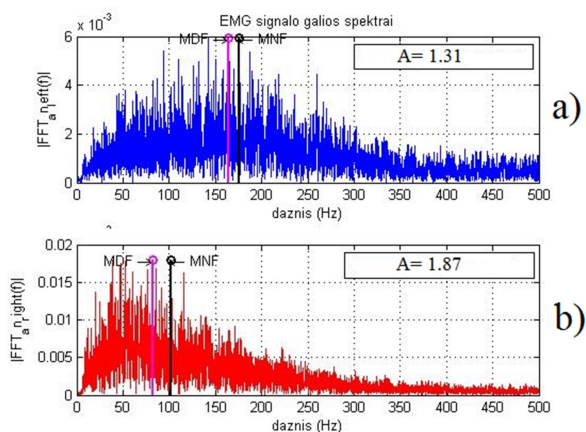
$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (2.7)$$

Antrasis centrinis momentas – variacija arba dispersija – tai standartinio nuokrypio kvadratas.

$$D(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (2.8)$$

Trečios eilės statistinis momentas yra spektro asimetrija. Asimetrijos koeficientas – statistinė duomenų aibės charakteristika, charakterizuojanti skirstinio grafinės funkcijos asimetriškumą. Kai asimetriškumas lygus 0, duomenų kreivė simetriška. Teigiamas asimetriškumas reiškia labiau ištemptą dešiniąją, o neigiamas – kairiąją kreivės puses. Normalizuotas trečiasis centrinis momentas dar vadinamas pakrypimu arba tiesiog asimetrijos koeficientu (angl. skewness). Taškų išdėstymo pakrypimas į kairę pusę turės neigiamą asimetriškumą, o pakrypimas į dešinę – teigiamą.





**2.6 pav.** EMG signalo spektrai: a) asimetrijos koeficientas 1.31 ir b) asimetrijos koeficientas  $A=1.87$ .

Asimetijos koeficientas randamas kaip

$$A = \frac{1}{nD^2} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^3 \quad (2.9)$$

čia  $n$  – matavimų skaičius,  $\bar{x}$  – aritmetinis vidurkis, o  $D$  – matavimų dispersija.

Ekscesas yra ketvirtos eilės centrinis momentas, kuris vertina taškų pasiskirstymo kreivės aštrumą. Jeigu skirstinys yra platus su buku piku – ekscesas mažėja, o jei viršūnė aštri – ekscesas didėja. Ekscesas apskaičiuojamas pagal formulę:

$$E = \frac{1}{nD^2} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^4 - 3 \quad (2.10)$$

čia  $n$  – matavimų skaičius,  $\bar{x}$  – aritmetinis vidurkis, o  $D$  – matavimų dispersija. Jei trejetas nebūtų atimamas, Gauso skirstinio viršūnės aštrumas būtų lygus trimis.

Spektrinė analizė pagal nurodytus principus iš pradžių atliekama kontrolinei EMG duomenų grupei, kurioje duomenys registruojami sveikiems asmenims. Tik atlikus sveiko žmogaus signalo spektro analizę galima bandyti rasti požymius, nurodančius raumens patologinę veiklą.

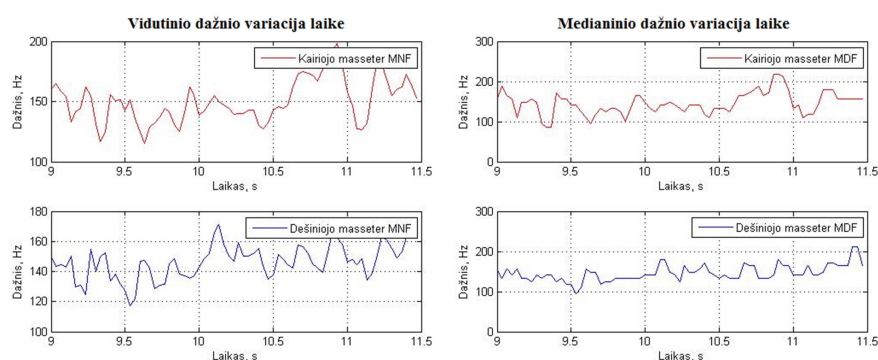
### 2.4.3 Spektro dažniųjų parametrų variacijos įverčiai

Stebint EMG signalą laike, galima fiksuoti ir MNF bei MDF kitimą arba variaciją. Tai atliekama naudojant lango funkciją, kurios dydis yra bent 10 kartų mažesnis nei tiriamo signalo ilgis. Esant  $f_d=1$  kHz, vienas raumens įtempimas trunka 1 sekundę – 1000 atskaitų, todėl langas,

kuriuo analizuojame signalą gali būti 128 atskaitų su  $\frac{1}{4}$  persidengimu. Viena patogiausių funkcijų trumpų signalų analizei yra Tukey langas, dar žinomas kaip kūginis kosinuso langas.

Variacinės analizės metu galima nustatyti, kaip kinta EMG parametrai vieno sukandimo metu, o taip pat palyginti jų variavimą testo pradžioje ir testo pabaigoje. Tikėtina, kad variacijos padidėjimas arba sumažėjimas gali teikti informacijos apie raumenų nuovargį, patloginį jų tonusą ir kitus veiklos pokyčius, kurių negali užregistruoti ilgesnių periodų dažninė analizė.

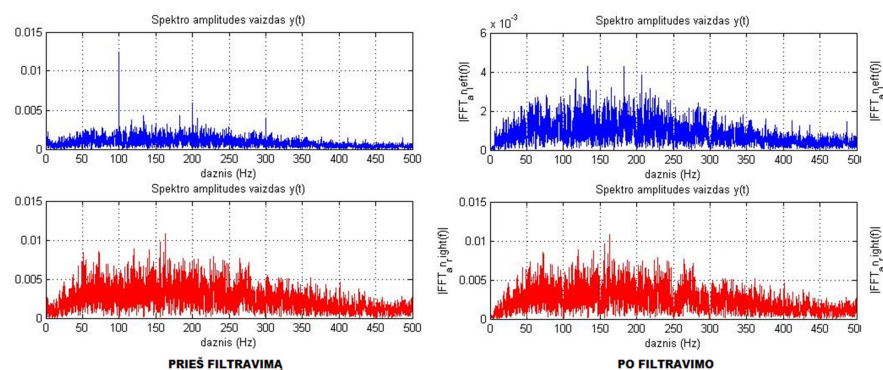
Kaip pavyzdys pateikiama vidutinio ir medianinio dažnių kitimas vieno sukandimo metu (2.7 pav.). Šių dažnių variacijos palyginimas, išreikštas standartiniu nuokrypiu, gali padėti palyginti atskirų sukandimų EMG signalus.



**2.7 pav.** Vieno EMG susitraukimo metu užfiksuotų MFN ir MDF dažnių variacija laike

#### 2.4.4 EMG signalo apdorojimo įtaka spektriniams parametrams

Atliekant spektrinių parametų analizę, pastebėta, kad triukšmai, esantys vienos veido pusės EMG signale, stipriai iškreipia signalo spektro formą, todėl spektrinių parametų lyginimas tarp skaudančios ir neskaudančios veido pusės įgauna didelį skirtumą, kuris nebūtinai reiškia norimą rezultatą – išskirtinį požymį, parodantį SAŽS sutrikimo buvimą ar nebuvimą signale. Tam įvertinti atliktas tyrimas, kurio metu skaičiuojami spektriniai parametrai dvejais atvejais – prieš artefaktų pašalinimą filtrais ir juo pašalinus, kad įvertinti filtravimo įtaką tolimesnei tyrimo eigai.



**2.8 pav.** EMG signalų spektrai prieš ir po filtravimo.

Filtravimas atliekamas abiejų pusių EMG signalams. Apdorojimas atliekamas panaudojant 9-tos eilės Buttervorto aukšto dažnio filtrą, kurio nukirtimo dažnis 6 Hz, taip pat režekciniai filtrai ties 50, 100, 150, 200, 250, 300 Hz pasirinktinai. Režekcinio tipo filtrų juostos plotis laikomas kiek įmanoma siauresniu, kad kuo mažiau pakenkti naudingoms spektro dedamosioms. Filtrų slopinimas nuo -20 iki -30 dB pasirinktinai.

**2.1 lentelė.** EMG signalo, paveikto 50 Hz dažniu ir harmonikomis spektro formos statistinių parametru rinkinio pokyčiai po signalo filtravimo.

<i>Parametrai</i>	<i>Pusė</i>	<i>Vidurkis, db/Hz</i>	<i>Dispersija</i>	<i>A</i>	<i>Ekscesas</i>	<i>MNF, Hz</i>	<i>MDF, Hz</i>
<b>Prieš filtravimą</b>	<b>Kairė</b>	0,0024	3,73E-06	1,23	4,44	151,1	139,2
	<b>Dešinė</b>	0,001	6,00E-07	1,39	5,35	156,7	143,6
<b>Po filtravimo</b>	<b>Kairė</b>	0,0023	3,65E-06	1,15	3,88	154,1	142,8
	<b>Dešinė</b>	0,001	5,86E-07	1,25	4,28	160	147,5
<b>Santykinis pokytis, %</b>	<b>Kairė</b>	-1,5	-2	-6,7	-12,6	2	2,6
	<b>Dešinė</b>	-1,4	-2,4	-10	-20	2,1	2,7

Pastebėta, kad spektro amplitudės vidurkiui didelės įtakos filtravimas neturi, vidurkiai sumažėja abipusiai ir vienodai (~1.5%). Spektrų dispersija taip pat sumažėja, pokytis abipusis ir labai vienodas. Triukšmo spektrinės dedamosios didelę įtaką turi ir asimetrijos koeficientui, kuris po filtravimo sumažėja 6-10%. Didesnę įtaką triukšmas spektre parodo ekscesui, rezultatas skiriasi 12-20 procentų. Vidutiniuose ir medianiniuose sukandimo dažniuose matomas nežymus iki 5 Hz pokytis (2-3%).

## 2.5 Skyriaus Apibendrinimas

Pagal šiame skyriuje pateiktą EMG registravimo protokolą, užregistruotos pacientų ir kontrolinė – sveikų asmenų grupės. Apžvelgus EMG apdorojimo metodus, tolimesniems tyrimams pasirinkti amplitudės RMS, MNF, MDF ir spektro formos koeficientai bei šių

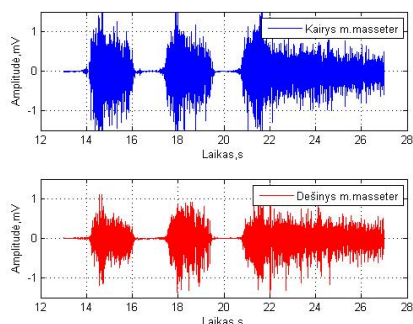
parametrų kitimas (variavimas laike). Skyriuje parodoma EMG signalų su artefaktais problematika, taip pat pateikiamos pasirinktus metodus ir pagrindinius algoritmus aprašančios matematinės lygtys. Atlikus signalų filtravimą ir įvertinus jo įtaką parametrams, nustatyta, kad 50 Hz filtrai turi nedidelę įtaką (~2%) amplitudei, MNF ir MDF, tačiau jų įtaka spektro asimetrijai ir ekscesui sudaro 6-10%. Atsižvelgiant į gautus rezultatus, reikalinga analizei parinkti tokią užregistruotų EMG įrašų grupę, kurioje 50 Hz ir harmonikų lygis neviršija 20-30 dB ir jas galima pašalinti režekciniais filtrais be ryškių liekamųjų filtravimo požymių spektre.

### 3 REZULTATAI

Atlikus EMG signalų registravimą pagal metodikos skyriuje nurodytą protokolą, pacientų duomenų bazę sudarė 38 pacientai, tačiau įvertinus signalų kokybę, anamnezę ir gydytojo vertinimą kiekvienam pacientui, nuspręsta analizuoti tik tuos įrašus, kuriuose pacientai skundžiasi MFSS vienoje pusėje ir kuriems reikalingas tik minimalus apdorojimas režekciniais filtrais. Todėl dažninių parametrų analizė atlikta tik 12 pacientų įrašams. Kontrolinėje grupėje panaudoti visi 15 asmenų.

#### 3.1 EMG įrašų laikinis segmentavimas

Daugumoje literatūroje randamų tyrimų rezultatų sprendimai apie EMG parametrų reikšmingumą buvo priimami remiantis statistiniais rezultatais arba viso EMG įrašo parametrais, tokiais kaip maksimali EMG amplitudė. Analizuojant surinktą duomenų bazę, pastebėta, kad kiekvieno sukandimo metu amplitudės yra skirtingos (varijuoja), veido kairės ir dešinės pusių EMG santykis kinta, taip pat keičiasi amplitudė vieno sukandimo metu (pradžioje ji yra didesnė, vėliau, galimai raumeniui vargstant, mažėja) (3.1 pav.).



**3.1 pav.** Kairės ir dešinės pusės EMG signalų įrašai, kuriuose matosi trumpi sukandimai, ir ilgi sukandimai su laikiniu pokyčiu.

Siekiant gauti daugiau analizuojamų parametrų, geriau įvertinti jų tarpusavio santykį, EMG įrašai analizuojami kiekvieno sukandimo metu. Trumpų ir ilgų sukandimų parametrai palyginti tiek tarpusavyje vienam pacientui, priešingoms veido pusėms, tiek tarp pacientų.

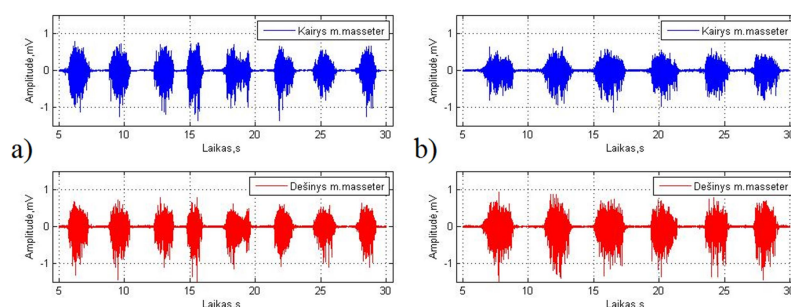
### 3.2 Amplitudžių tyrimo rezultatai

Atlikus kontrolinės EMG signalų grupės amplitudinių RMS verčių tyrimą, pastebėta, kad vidutinė sveiko raumens RMS amplitudė yra 486  $\mu\text{V}$ , tačiau skirtumas tarp kairės ir dešinės veido pusių EMG signalų egzistuoja ir sveikiems, nusiskundimų neturintiems žmonėms (kairėje vidutinė amplitudė 423  $\mu\text{V}$ , dešinėje 550  $\mu\text{V}$ ). 66% procentai sveikų tiriamųjų pasižymi didesniu EMG aktyvumu dešinėje veido pusėje, o aktyvumų skirtumas tarp kairės ir dešinės veido pusių gali siekti net ir dvigubą vidutinę EMG signalo amplitudę (1107  $\mu\text{V}$ ). Skirtumas tarp kairės ir dešinės veido pusių raumenų amplitudžių svyruoja nuo 1,7 iki 72,5%, o vidutinis skirtumas tarp pusių – 29,7%. Standartinis paciento EMG signalas su padidėjusiu aktyvumu vienoje pusėje m. masseter srityje pateikiamas 3.2 paveiksle. M.temporalis pasižymi kur kas mažesnėmis amplitudėmis, tačiau tendencijos atitinka m.masseter.

Analizuojant pacientų, turinčių veido raumenų patologijas, elektromiografinius signalus, pastebėta, kad vidutinė RMS amplitudė skaudančioje pusėje yra 226  $\mu\text{V}$ . Sveikos veido pusės vidurkis šiek tiek mažesnis (180  $\mu\text{V}$ ), tačiau RMS skirtumas tarp skausmingo ir neskausmingo raumens svyruoja nuo 3,4 iki 213%. Vidutinis amplitudės skirtumas tarp skaudamos ir neskaudamos pusės, nepriklausomai nuo aktyvumo padidėjimo ar sumažėjimo – 53,4%. EMG aktyvumo padidėjimai atitinka skausmingą veido pusę 78% tiriamųjų pacientų. Apibendrinta RMS statistika pateikiama 3.1 lentelėje.

3.1 lentelė. Apibendrinta RMS tyrimo rezultatų ataskaita

Tiriamoji grupė	Veido pusė	Vid. RMS, $\mu\text{V}$	Min RMS, $\mu\text{V}$	Max RMS, $\mu\text{V}$	$\Delta$ vid. RMS, $\mu\text{V}$	$\Delta$ min. RMS, $\mu\text{V}$	$\Delta$ max. RMS, $\mu\text{V}$	vid. santykis, %
Kontrolinė gr.	Kairė	423	132	714	-127	-577	129	29,7
	Dešinė	550	194	1107				
Pacientai	Skaudama	226	75	424	41	-0,205	180	53,4
	Neskausm.	185	50	568				

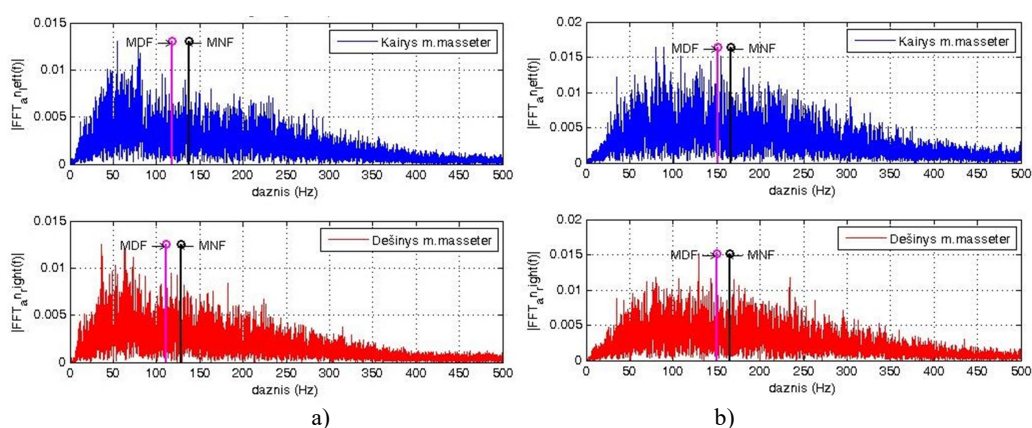


3.2 pav. Kairės ir dešinės pusės EMG signalų įrašai a) - paciento su padidėjusiu tonusu kairėje pusėje; b)- paciento signalas po nuskausminamųjų injekcijos.

Amplitudinė EMG signalų analizė patvirtina medicininėje praktikoje pastebimus EMG aktyvumo pokyčius registruojant elektrimiogramą, tačiau išlieka didelė tikimybė, kad amplitudės padidėjimą ar sumažėjimą signalų registravimo metu nulemia kiti faktoriai. EMG registravimui didelę įtaką turi elektrodai, jų pozicionavimas ant raumens, odos sausumas ir laidumas, poodinio riebalų sluoksnio storis ir kiti veiksniai, todėl bendros signalo amplitudės vertinimas yra gana grubus tyrimas ir jo sieti su miofascijiniais skausmais vienareikšmiškai negalima. Dažnai atliekamas RMS verčių lyginimas naudingas tik tuo atveju, jei grupuojame pacientus pagal amplitudės padidėjimą arba sumažėjimą skaudančioje pusėje. Amplitudžių skirtumo vertinimas geriau išreiškia skirtumą tarp sveiko ir patologinio raumens, tačiau tai nėra visiškai specifiškas parametras, nes kontrolinėje grupėje amplitudžių pokyčiai svyruoja panašiai. Galima teigti, kad amplitudinis EMG signalų vertinimas nėra visiškai specifiškas skausmui ir reikalinga papildomų parametru analizė.

### 3.3 Dažniųjų parametru analizė

Iš ankstesnio poskyrio rezultatų matyti, kad amplitudinis EMG pokytis nėra tiesioginis skausmo rodiklis arba EMG amplitudę gali įtakoti daug kitų rodiklių. Manoma, kad daugiau informacijos apie signalo kilmę ir fiziologinę patologijos poveikį galima gauti analizuojant signalus dažniųjų ašyje. Atlikus signalo spektrinę analizę, pastebėtas varijuojantis galios spektru formos skirtumas tarp kontrolinės ir pacientu grupių (3.3 pav.). Šiai iliustracijai pacientas parinktas iš grupės dalies su padidėjusiu skaudamos pusės EMG aktyvumu.

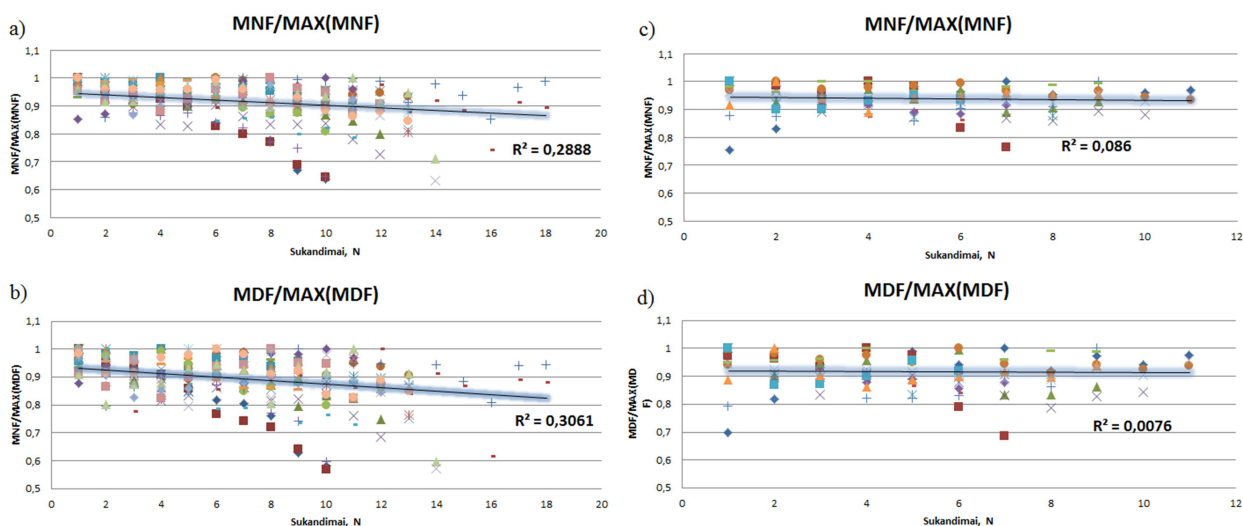


3.3 pav. Kontrolinio a) ir paciento su skaudama kaire veido puse b) vieno sukandimo EMG spektrai, vidutinis (MNF) ir medianinis (MDF) dažniai juose.

#### 3.3.1 Vidutinis ir medianinis dažniai

Manoma, kad trigeriniais miofascijiniais taškais paveikti raumenys pavargsta greičiau, tačiau įvertinus kiekvieno surinkto signalo susitraukimų medianinius ir vidutinius dažnius, jų

mažėjimas yra nedidelis. Fiziologiška interpretacija būtų, kad skausmais besiskundžiantys pacientai naudoja kur kas mažiau raumenų jėgos, veikia organizmo savisauga, todėl ryškus šių dažnių pokyčio per 60-70s tyrimą nepastebėta. Jeigu tiriamame raumenyje yra trigerinis taškas, galime manyti, kad jame esančios skaidulos yra nevalingai spazmuojamos ir įtemptos, todėl jų tonusas maksimalus. Tokiu atveju, galime registruoti padidėjusį EMG aktyvumą, MNF ir MDF padidėjimus, kaip ir aktyvumo padidėjimą signalo galios spektre aukštesnių dažnių spektro dalyje.



**3.4 pav.** Kontrolinės gr. MNF a) ir MDF b) ir pacientų su MFSS gr. MNF c) ir MDF d) pagal maksimumą sunormuotų dažnių kitimas laike.

Kontrolinės grupės tiriamiesiems užfiksuotas aiškus ir tendencingas normuotų MNF ir MDF mažėjimas, kurį galima atvaizduoti tiesine regresija. Vidutiniam dažniui gautas determinacijos koeficientas  $R_{MNF}^2 = 0,2888$ , o medianiniam dažniui  $R_{MDF}^2 = 0,3061$ .

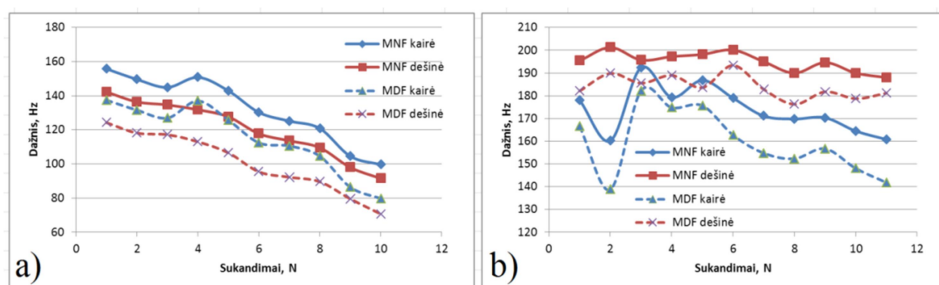
Vidutinis ir medianinis dažniai įvertinti kiekvienam signalo sukandimui atskirai. Analizuojant signalų sukandimų spektrų vidutinius ir medianinius dažnius, pastebėta, kad kontrolinės grupės tiriamiesiems ir pacientų neskausmingos pusės raumenims, maksimalūs MNF ir MDF pasiekiami didesni nei skausmingame raumenyje. Minimalūs MNF ir MDF skausmingame raumenyje nepasiekia sveiko raumens lygmens. Vidutiniai MNF ir MDF dažniai kontrolinėje grupėje vyrauja ties 145 ir 130 Hz. Pacientų grupės sveikiesiems raumenims 163 Hz ir 148 Hz atitinkamai. Patologiniams raumenims - 168 ir 153 Hz. Apibendrinta vidutinių ir medianinių dažnių analizė pateikta 3.2 lentelėje.



**3.2 lentelė.** Vidutiniai ir medianiniai dažniai kontrolinėje ir pacientų grupėse.

	Kontrolinė gr.		Pacientų gr.			
			Skaudanti pusė		Neskaudanti pusė	
	MNF	MDF	MNF	MDF	MNF	MDF
<b>Max, Hz</b>	212,5	197,2	207,9	201,6	213,89	202,0
<b>Min, Hz</b>	84,9	68,6	113,4	94,3	124,14	113,7
<b>Vidurkis, Hz</b>	145,3	130,1	168,2	153,4	163,0623	148,6

Galima pastebėti, kad vidutinis ir medianinis dažniai, kaip skausmo parametras, yra mažai specifiškas arba visai nespecifiškas. MNF ir MDF padidėjimas su patologine veido puse taip pat neturi matomo sąryšio. Pacientų grupėje, skaudamoje pusėje, padidėjęs MNF pasireiškė 54,8%, MDF – 51,9%. Vidutinio ir medianinio dažnių kitimas laike (nuo sukandimų skaičiaus) vienam pacientui ir vienam sveikam asmeniui atvaizduojamas 3.5 paveiksle.



**3.5 pav.** Kontrolinio (a) ir paciento su skaudama dešine veido puse (b) MNF ir MDF dažnių priklausomybė nuo sukandimų skaičiaus.

Pavyzdyje pateiktame grafike matoma paciento sveikos pusės raumens dažnio mažėjimo priklausomybė, tačiau patologinėje pusėje dažnio mažėjimas nedidelis ir per visą signalą sumažėja vos 10 Hz (sveikoje – 20 Hz, kontrolinėje gr. – iki 50 Hz). Ištyrus pavienių sukandimų epochas per visą signalo ilgį, kontrolinėje grupėje pastebėtas raumenų nuovargis, pasireiškiantis vidutinių ir medianinių dažnių mažėjimu 60-70 s tyrimo eigoje. Todėl tiriant dažnių santykinius skirtumus tarp priešingų pusių raumenų, MNF ir MDF analizė atlikta atskirai pirmiesiems 3 trumpiems sukandimams ir atskirai paskutiniams 2 ilgiems sukandimams.

Kontrolinei grupei skaičiuoti skirtumai kiekvieno sukandimo metu:

$$\frac{MNF_{kairė} - MNF_{dešinė}}{MNF_{kairė}} \cdot 100\% \quad (3.1)$$

$$\frac{MDF_{kairė} - MDF_{dešinė}}{MDF_{kairė}} \cdot 100\% \quad (3.2)$$

Pacientų grupėje lyginti skaudamos ir neskaudamos pusių dažniai:

$$\frac{MNF_{skauda} - MNF_{neskauda}}{MNF_{skauda}} \cdot 100\% \quad (3.3)$$

Analogiškai apskaičiuotas ir medianinių dažnių skirtumas:

$$\frac{MDF_{skauda} - MDF_{neskauda}}{MDF_{skauda}} \cdot 100\% \quad (3.4)$$

**3.3 lentelė.** Vidutinių ir medianinių dažnių pokytis signalo pradžioje - pabaigoje.

	Kontrolinė gr.				Pacientų gr.		
	Parametras	MNF	MDF		Parametras	MNF	MDF
Kairėje pusėje	<b>Vid. Dažnis pradžioje</b>	155,1	141,3	Skaudamoje Pusėje	<b>Vid. Dažnis pradžioje, Hz</b>	166,0	152,7
	<b>Vid. Dažnis pabaigoje</b>	141,0	126,1		<b>Vid. Dažnis pabaigoje, Hz</b>	166,1	153,6
	<b>Δ pokytis, %</b>	-9,14	-10,80		<b>Δ pokytis, %</b>	0,02	0,56
Dešinėje pusėje	<b>Vid. Dažnis pradžioje</b>	154,7	141,0	Sveikoje Pusėje	<b>Vid. Dažnis pradžioje, Hz</b>	162,890	149,931
	<b>Vid. Dažnis pabaigoje</b>	137,0	120,7		<b>Vid. Dažnis pabaigoje, Hz</b>	161,686	148,355
	<b>Δ pokytis, %</b>	-11,44	-14,38		<b>Δ pokytis, %</b>	-0,74	-1,05

Pastebima tendencija, kad pacientų grupėje vidutinis dažnių skirtumas tarp abiejų pusių raumenų yra mažesnis nei sveikų žmonių tarpe (3.3 lentelė). Įvertinant MDF ir MNF, pastebėtas raumenų nuovargis, pasireiškiantis minėtų dažnių sumažėjimu, įvertintas lyginant pirmųjų ir paskutiniųjų sukandimų medianinius ir vidutinius dažnius: kontrolinėje grupėje MNF sumažėjo 9,14% kairei ir 11,4% dešinei pusėms, o pacientų grupėje skaudamos pusės MNF varijavo nuo -18,5% iki +9%. MNF pokytis nuo pradinių kąsnių iki paskutinių beveik nepakito. Medianinio dažnio kitimo tendencija buvo panaši, tačiau matomas minimalus mažėjimas.

Analizuojant atskirų sukandimų medianinį ir vidutinį dažnius, nepastebima, kad parametrai būtų būdingi tik skausmingam raumeniui, todėl nuspręsta įvertinti šių dažnių kitimą / variaciją kiekvieno sukandimo eigoje.

Medianinio ir vidutinio dažnio variacijos įvertis apskaičiuojamas panaudojant langą, kuriame skaičiuojamos MNF ir MDF vertės vieno sukandimo metu slenkant tuo langu per signalą. Visame EMG signale užfiksuota dažnių variacija atvaizduota 3.6 paveiksle, o tarpuose tarp sukandimų jie prilyginti nuliui. Šis signalo segmentavimas atliktas norint išryškinti tarpus tarp sukandimų.

Tam tikslui EMG amplitudinis signalas dauginamas su dažniniu signalu laike:

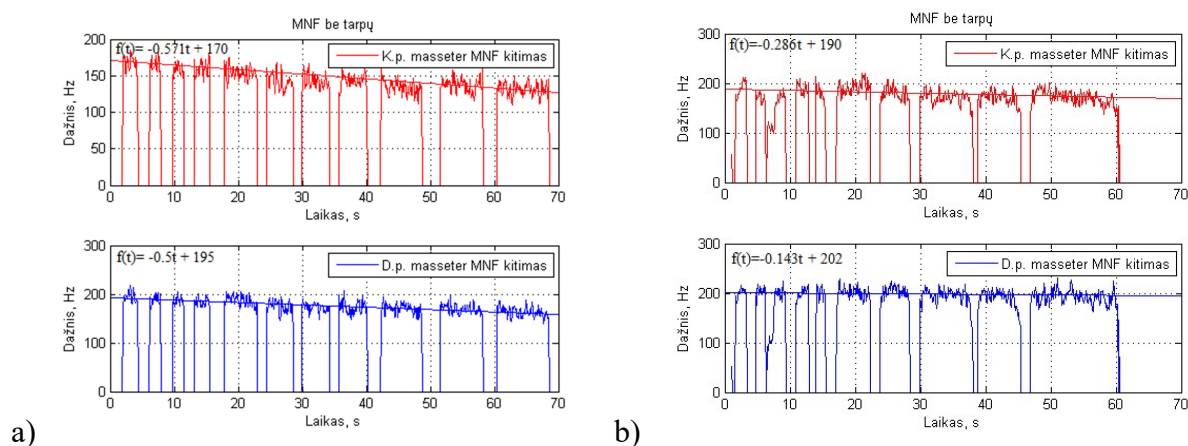
$$U_{MNF*ampl.} = MN \times U_{REMG} \quad (3.5)$$

MNF - dažnis EMG signale,  $U_{REMG}$  - išlygintas EMG signalas.

Žemo dažnio (triukšmo) komponentės sudaugintos su mažomis signalo amplitudėmis tarp sukandimų sumažėja, o sukandimų metu vyraujantys dažniai išryškunami. Gautam signalui nesunku pritaikyti slenkstinį detektorių atskirų sukandimų išskyrimui ar nereikalingų tarpų įnulinimui. Kuriamas slenkstinio įverčio masyvas, kuris tikrinant signalo slenkstinę ribą užpildomas vienetais arba nuliais. Slenkstis ( $U_{sl.}$  – slenkstinė įtampa) parenkamas standartiniu metodu:

$$U_{sl.} = 0.1 \times Max(U_{MNF*ampl.}) \quad (3.6)$$

Lango funkcija gautos dažnio vertės dauginamos su nulių-vienetų masyvu. Standartinio nuokrypis dažnio variacijai laike nekinta ir neparodo didelio specifiškumo skausmui, tačiau atvaizdavus viso signalo MNF variaciją, pastebima ta pati dažnių mažėjimo – nuovargio tendencija sveikiems žmonėms (3.6 pav. a). Pacientams nuovargio požymio nėra arba jis ryškiai mažesnis skaudančioje arba abejuose pusėse (3.6 pav. b).



**3.6 pav.** a) – sveiko žmogaus vidutinio dažnio variacija laike; b) – paciento, kuris skundžiasi dešinės veido pusės skausmais, MNF variacija laike apskaičiuota kas 128 atskaitas.

MNF mažėjimą laike galime aprašyti regresinėmis lygtimis, kurios sveikiems asmenims:

$$f_{kairė}(t) = -0.571t + 170 \quad (3.7)$$

$$f_{dešin\acute{e}}(t) = -0.51t + 195 \quad (3.8)$$

Ir atitinkamai pacientui, kuris skundžiasi kairės veido pusės raumenų MFSS:

$$f_{MFSS}(t) = -0.143t + 202 \quad (3.9)$$

$$f_{neskausm.}(t) = -0.286t + 190 \quad (3.10)$$

Lygtyse esantys krypties koeficientai  $k$  daugumai sveikų žmonių kinta ribose (-1,42...-0,09) panašiose kaip ir didžiąjai daliai pacientų sveikosios pusės raumenų (-0,7...-0,013). Kontrolinėje grupėje vidutinis nuolydžio koeficientas -0,659, o sveikiems raumenims pacientų grupėje -0,344.

Patologinėje pacientų raumenų pusėje koeficientas kinta mažesniuose režiuose (-0,14...-0,15), o koeficiento vidutinė vertė  $\bar{k} = -0,012$ . Šiuo koeficientu apibūriname raumenų nuovargio tendenciją, kad sveikų raumenų MNF yra linkęs mažėti laike kur kas labiau nei raumuo su MFSS.

**3.4 lentelė.** Statistiniai MNF mažėjimo tiesės krypties koeficiento analizės rezultatai

	Kontrolinė gr.	Pacientų gr.	
		Skausm.	Sveik.
Vidurkis	-0,659	-0,012	-0,344
Min	-1,42	-0,14	-0,5
Max	0,09	0,15	0,013

Krypties koeficiento pagalba galime dar vienu parametru įvertinti MFSS buvimą raumenyse. Kontrolinėje grupėje dažnių mažėjimas pastebimas 86,67% visų atvejų, o pacientų su galimu MFSS skausmingoje pusėje – 25% visų atvejų, o sveikoje – 83,33%.

### 3.3.2 Spektro formos įverčiai

Spektro formą galima įvertinti jo vidurkiu, dispersija, o taip pat formos koeficientais – asimetrija ir ekscesu. Spektro pakitimus raumenų krūvio metu geriausiai parodo asimetrijos koeficientas. Ekscesas daugiau parodo spektro aštrumą, todėl tikėtina, kad jis bus tik pagalbinis parametras. Kadangi kiekvienas sukandimas yra individualus pagal aktyvuotų raumenų kiekį, spektro koeficientų analizė atlikta kiekvieno įrašo kiekvienam sukandimui. Buvo vertinamas viso sukandimo EMG spektras, taigi, koeficientai laikyti nekintančiais sukandimo metu. Gauti pagrindiniai statistiniai parametrai pateikti 3.4 lentelėje.

Pirmiausia atkreiptinas dėmesys į vidutinį spektro galios tankį. Skaudamoje pusėje jo maksimali vertė apie 40% didesnė nei neskaudamoje, tačiau šis parametras labai kinta individualiais atvejais, todėl skausmingoje pusėje vidurkis tik nežymiai didesnis nei neskausmingoje. Tas pats pasakytina ir apie spektro dispersiją.

Kontrolinėje grupėje įvertinus visus sukandimus, nustatytas asimetrijos koeficientas nuo 0,95 iki 2,12, o grupės vidutinis  $\bar{A}=1,39$ . Pacientų grupėje skaudančių raumenų signalų  $A$  kinta 0,94-1,79 ribose, vidutinė asimetrijos koeficiento vertė 1,26. Pacientų neskaudamoje pusėje  $A=0,96-1,66$  ( $\bar{A}=1,28$ ). Matome, kad atskirai paimtas asimetrijos koeficientas nėra specifiskas MFSS. Nustačius, kad skaudamoje pusėje 51% atvejų turi mažesnę asimetrijos koeficientą nei sveikoji, galime daryti išvadą, kad kriterijus nespecifiškas.

**3.4 lentelė.** Pacientų grupės EMG spektro formos statistinių parametrų minimalios, vidutinės ir maksimalios vertės, dažniai bei jų dispersijos.

	Vidurkis, $mV^2/Hz$	Dispersija	Asimetrija	Ekscesas	MNF, Hz	MDF, Hz	$\sigma$ (MNF), Hz	$\sigma$ (MDF), Hz
<b>Skaudama veido pusė</b>								
<b>Min</b>	0,0007	3,56E-07	0,94	3,50	113,5	94,3	13,29	23,50
<b>Max</b>	0,0138	1,03E-04	1,79	7,29	213,9	202,0	48,09	55,85
<b>Vid.</b>	0,0043	1,69E-05	1,26	4,64	168,2	153,5	21,46	32,19
<b>Sveika veido pusė</b>								
<b>Min</b>	0,0003	1,05E-07	0,96	3,60	124,1	113,8	14,82	21,76
<b>Max</b>	0,0098	7,07E-05	1,66	6,74	207,9	201,7	35,20	41,58
<b>Vid.</b>	0,0038	1,27E-05	1,28	4,63	163,1	148,6	20,83	31,46

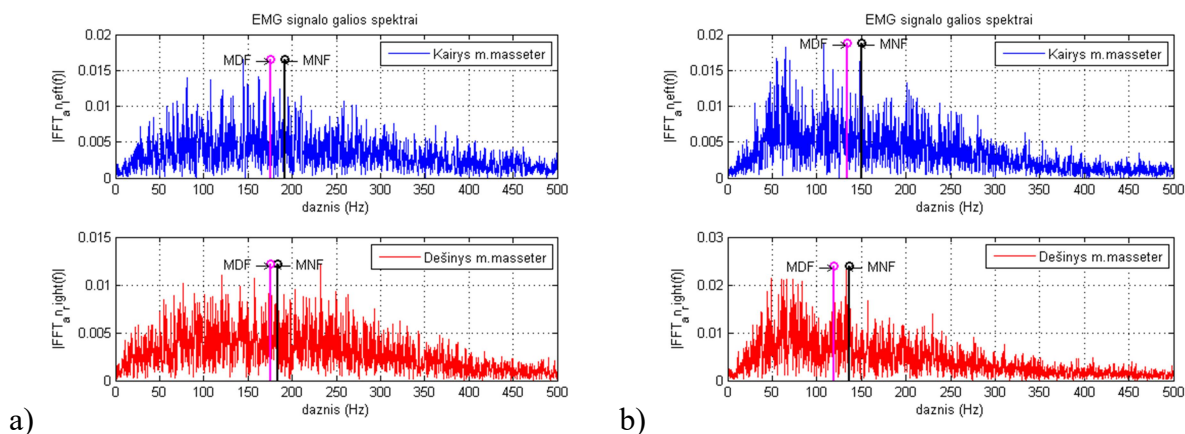
Toliau analizuotas spektro formos aštrumo parametras ekscesas. Laikantis prielaidos, kad esant skausmui, trigerinis miofascijinis taškas visada aktyvus, o jo elektromiografinis aktyvumas pasireiškia siauroje dažnių juostoje, reikia palyginti spektro formą eksceso pagalba. Analizė parodė, kad kontrolinei grupei jis yra nuo 3,54 iki 9,07, o vidurkis 4,64, neskausmingoje pusėje  $E$  svyruoja nuo 3,6 iki 6,74 ( $\bar{E}=4,63$ ). Padidėjęs ekscesas atitinka skaudančią pusę 51% atvejų, todėl šis parametras taip pat nėra specifiskas miofascijiniams sutrikimams.

Antra vertus, kontrolinėje grupėje buvo pastebėta, kad kaupiantis raumens nuovargiui, mažėja jo vidutinis ir medianinis dažniai, o tuo pačiu didėja spektro asimetrija. Logiška tikėtis, kad MNF, MDF mažėjimą turi lydėti  $A$  didėjimas visuose sukandimuose, todėl sudaryti sudėtiniai vertinimo kriterijai – palyginimas tarp raumenų pusių MNF, MDF ir  $A$ . Šie kriterijai pavadinti MNF-A, MDF-A. Jų atitikimas skaičiuotas tarp veido pusių.

Geriausiai kriterijų paaiškintų toks pavyzdys: kai kairės pusės raumens MNF mažesnis už dešinės ( $MNF_{kairė} < MNF_{dešinė}$ ), tai  $A_{kairė} > A_{dešinė}$ . Jei ši nelygybė galioja, laikoma, kad kriterijus

tenkinamas. Vertinama kiekvieno sukandimo metu, t.y., kiek kartų didesnis MNF ir MDF atitinka mažesnę asimetrijos koeficientą.

Kontrolinėje grupėje nustatytas 93% atitikimas naudojant MNF-A ir 95,8% MDF-A. Pacientų grupėje MNF-A galiojo 62,5%, o MDF-A – 63,5% visų sukandimų. Spektro pavyzdžiai MFSS ir sveiko raumens atveju pateikiami 3.7 paveiksle.



**3.7 pav.** a) MFSS kairėje veido pusėje besiskundžiančio paciento vieno sukandimo EMG spektras, kuriame negalioja MNF-A ir MDF-A kriterijai; b) sveiko raumens spektras, kuriame galioja MNF-A ir MDF-A kriterijai.

Šiuo sudėtinu kriterijumi jau galima indikuoti MFSS buvimą ir klasifikuoti sveikų asmenų ir pacientų elektromiogramas, tačiau pacientų grupėje šis požymis neparodo paveiktų raumenų.

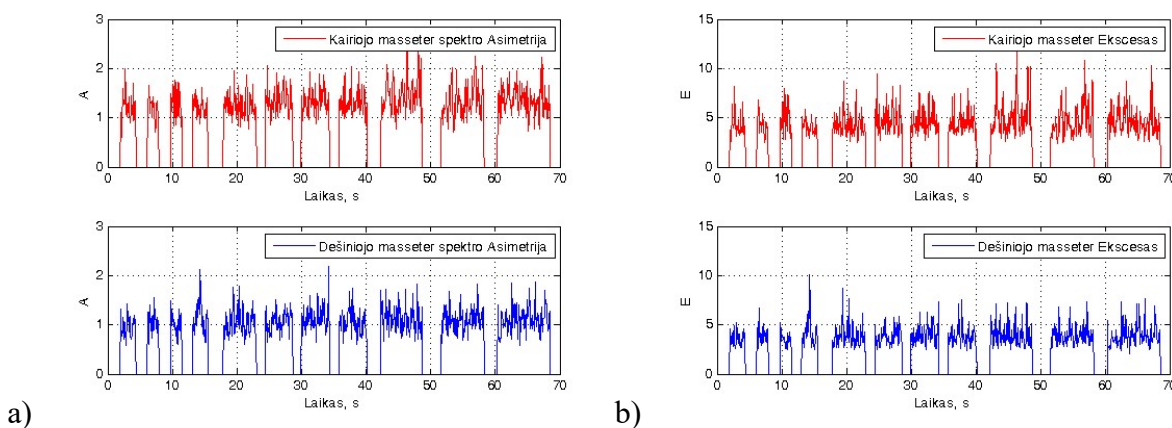
### 3.3.3 Parametrų įverčių variacijos analizė

Ankstesnio tyrimo metu vertinti integraliniai spektro parametrai, kai tuo tarpu momentinė analizė galėtų suteikti daugiau informacijos apie raumenų veiklos greitus procesus. Tam reikalinga signalo spektrą analizuoti trumpais laiko tarpais, langu slenkant per signalą. Analizuojant gautų parametrų variacijos rezultatus tikėtina rasti sąsajas su MFSS.

Atliekant parametrų variacijos analizę, apskaičiuoti MNF, MDF bei spektro formos parametrai, kintantys laike. Vidutinių dažnių kitimas laike jau buvo parodytas 3.6 pav. ir aptartas. Matomas bendras dažnio mažėjimas, kurį galime nusakyti bendru kreivės nuolydžiu, tačiau pačių dažnių variacija laike nekinta ir išlieka pastovi. Apskaičiuotas vidutinis standartinis MNF nuokrypis skaudančioje pusėje – 21,5 Hz, sveikoje – 20,8 Hz, MDF atitinkamai 32,2 Hz ir 31,4 Hz (žr. 3.4 lentelę).

Naudojant lango funkciją (256 atskaitos), apskaičiuotas spektro asimetrijos koeficiento kitimas laike per visą EMG signalą. Tarpai tarp sukandimų pašalinti analogiškai kaip 3.3.1

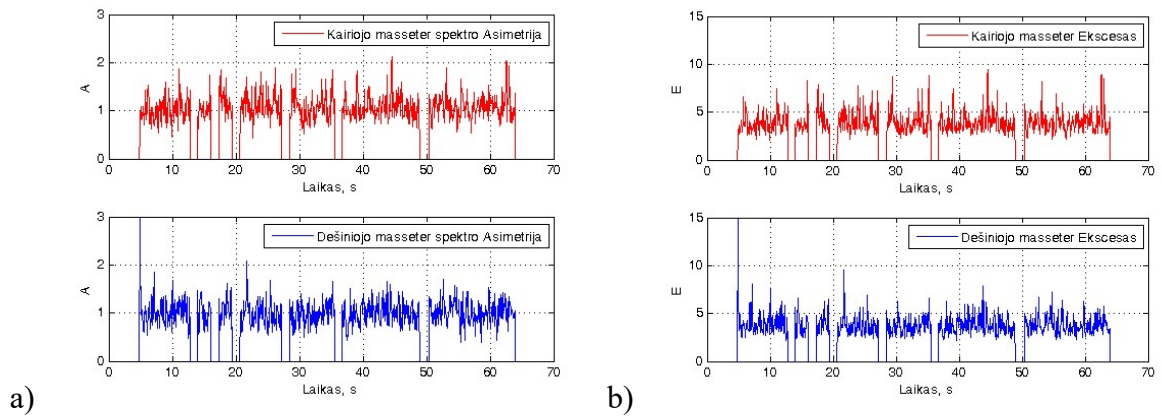
poskyryje. Sveikų asmenų EMG signaluose matomas asimetrijos koeficiento ir jo variacijos didėjimas laike, kuri taip pat galima sieti su raumens nuovargiu, kai į raumenų veiklą pamainomis įjungiamos skirtingu dažniu aktyvuojamos raumenų skaidulų grupės (3.8 pav.) Apskaičiavus asimetrijos koeficiento standartinį nuokrypį, nustatyta, kad sveikiems raumenims nuo signalo pradžios iki pabaigos jis didėja režiuose nuo 0,25 iki 0,55, o eksceso standartinis nuokrypis kinta nuo 1,32 iki 3,36.



**3.8 pav.** Sveiko žmogaus raumens a) Asimetrijos koeficiento kitimas laike ; b) Eksceso kitimas laike.

Iš atskirų parametų analizės žinome, kad ekscesas kinta kartu su asimetrijos koeficientu, todėl šio parametro variacija taip pat panaši į asimetrijos koeficiento variavimą laike (3.8 pav. ir 3.9 pav. b dalyse).

Pacientų EMG spektro formos įverčių kitimas laike neturi didėjimo tendencijos, variacija išlieka labiau pastovi (3.9 pav.) Šiame paveiksle pateikta paciento su dešinės pusės MFSS spektro formos parametų variacija. Sveikojoje raumens pusėje (kairėje) matomas minimalus variacijos didėjimas ir asimetrijos koeficiento augimas laike. Patologiniame raumenyje šių tendencijų nematyti – asimetrija ir ekscesas varijuoja panašiuose režiuose ir nedidėja.



**3.9 pav.** Paciento raumens a) Asimetrijos koeficiento kitimas laike; b) Eksceso kitimas laike.

Įvertinus visą kontrolinę grupę, pastebėta spektro formos parametų kitimo tendencija, kai asimetrijos koeficiento variacija didėja apie 80% visų tiriamųjų raumenų signalų ir apie 70% atvejų ekscesui.

Pacientų grupei, raumenims su galimu MFSS, A ir E didėjimas nustatytas 25% tiriamųjų. Tai reiškia, kad 75% atvejų didėjimo tendencijos nematyti, todėl galima teigti, kad ši momentinio spektro asimetrijos elgsena charakteringa MFSS. Pacientų neskausmingos pusės raumenims nustatytas spektro formos parametų didėjimas ir variacija laike maždaug 50% atvejų.

### 3.4 Skyriaus apibendrinimas

Siekiant ištirti MFSS būdingus parametrus, atlikti amplitudinės, dažnių ir EMG signalo galios spektro formos parametų ir bei jų variacijos tyrimai. Tyrimo eigoje nustatyta, kad skausmingi raumenys atitinka padidėjęs EMG amplitudės aktyvumas parodo specifiškumą MFSS 78% atvejų. Aiškiai pastebimas MNF ir MDF mažėjimas sveikiems pacientams signalo eigoje. MFSS įtariamų pacientų MNF ir MDF mažėjimas nedidelis, nepastebima arba neryški raumenų nuovargio tendencija. Atskirų sukandimų MNF ir MDF ryšio su MFSS nepastebėta. Atskirų spektro formos parametų vertinimas reikšmingų skirtumų ar specifiškumo MFSS neparodė. Sukurtas išvestinis kriterijus A-MNF ir A-MDF parodo specifiškumą sveikiems žmonėms (93-95% atvejų), MFSS – 62-63% atvejų. Asimetrijos koeficiento ir eksceso variacijos didėjimo laike tendencija 75% atvejų skaudančių raumenų EMG signaluose nepastebima.



## 4 IŠVADOS

### 4.1 Tyrimą apibendrinančios išvados

1. Skaudamos veido pusės EMG tonuso padidėjimas užfiksuotas 78% visų pacientų. Sveikų žmonių grupėje nustatyta, kad vyraujanti raumenų pusė yra dešinė (66%). Maksimalūs amplitudiniai skirtumai pacientų raumenyse gali būti iki 213%, o sveikų tiriamųjų iki 72,5%.
2. Vizualiai matomas kintantis EMG signalų spektrų formos skirtumas tarp paciento ir sveiko žmogaus. Pacientams MNF ir MDF pokytis nežymus, sveikų asmenų grupei fiksuojamas aiškus raumenų nuovargio požymis – MNF ir MDF mažėjimas.
3. Spekto formos pokyčiai tarp atskirų sukandimų ir pacientų ištirti naudojant asimetrijos koeficientą ir ekscesą, tačiau jie neparodė specifiškumo skaudamai raumenų pusei, o vidutinės šių parametru vertės buvo panašios abiem veido pusėms.
4. Pastebėta, kad pavieniai EMG spektro ir dažnio parametrai nėra tiesiogiai susiję su MFSS, todėl reikalingas išvestinių parametru arba jų variacijos vertinimas.
5. Sukurtas sudėtinis vertinimo kriterijus – asimetrija ir MNF bei MDF kombinacija. Toks sudėtinis parametras atitiko 95,8% sveikų asmenų MDF-A atvejų ir 93% MNF-A. Pacientų grupėje sudėtiniai parametrai atitiko 62,5-63,5% atvejų.
6. MNF dažnio variacijos laike analizė neparodė reikšmingo skirtumo tarp MFSS ir sveiko raumens, tačiau patvirtino pacientų su raumenų skausmais nuovargio požymio nebuvimą. Nepriklausomai ar MNF mažėja, variacija laike, ar ne reikšmingai nekinta nei pacientams, nei sveikiems žmonėms.
7. Spekto formos parametru variacija parodė didėjimą testo metu sveikiems raumenims 70-80% atvejų. Tuo tarpu raumenims su MFSS toks didėjimas pasireiškia tik 25% atvejų, vadinasi pagal asimetrijos ir eksceso variacijos nebuvimą galima apytiksliai identifikuoti raumenį su MFSS.

### 4.2 Praktinės rekomendacijos ir galimos tyrimų kryptys

Siekiant išvengti raumenų signalų kryžiuimosi, rekomenduojama elektrodus klijuoti virš raumens, išilgai raumenų skaidulų. Sudėtingose arba daug raumenų turinčiose vietose patartina naudoti kiek įmanoma mažesnius EMG elektrodus, nenaudoti vienkartinį elektrodų daugiau nei vieną kartą. Norint gauti kuo švaresnius signalus, rekomenduotina patikimai pritvirtinti atraminį

žemės elektrodą kaulėtoje arba raumenų neturinčioje vietoje. Tik tuomet bus gauti pakankamai švarūs signalai jų tolimesnei analizei, atskiriant jautrius amplitudinius ir dažninius signalus nuo triukšmų ir artefaktų. Dažninei EMG signalų analizei rekomenduojama vengti aparatūrinio ir skaitmeninio filtravimo, kad nepanaikinti analizei reikalingų dažnių dedamųjų. Paprastam ir efektyviam EMG normavimui bei vertinimui rekomenduotina naudoti jėgos keitiklį, kuriuo galima įvertinti raumenų generuojamą jėgą ir tai sieti su MFSS indikacijomis.

Šio tyrimo metu naudoti metodai ir gauti rezultai patvirtina elektromiografinių tyrimų pritaikomumą skausmo ir patologijų vertinimui, tačiau kol kas tai veikia tik kaip apytikris indikatorius, naudojantis keliais skirtingais parametrais. Tolimesnis statistinių parametų susiejimas su didesnėmis grupėmis, parametų kombinavimas tarpusavyje turėtų padidinti MFSS aptikimo tikimybę. Viena galimų tokio vystymo krypčių – klasifikatoriaus neuroninio tinklo pagrindu panaudojimas, tačiau tam reikalingas tikslesnės ir išsamesnės anamnezės surinkimas bei susiejimas su parametrais, apmokymo ir kontrolės grupių sudarymai.

Kita galima EMG parametų, jautrių MFSS paieškos kryptis – žemadažnės ir aukštadažnės spektro sričių analizė skaidant į dažnių juostas. Taip pat galima trumpalaikių spektro parametų analizė (spektro pikų atsiradimas, jų kiekis, santykis, dažniai). Taipogi galima invazinės EMG būdu rastų vieno motorinio vieneto veikimo potencialų formų paieška vilnelių analizės ar kitais metodais (dekompozicijos uždavinys).

## 5 DISKUSIJA

Skaudančios pusės raumenų amplitudės padidėjimas patvirtino literatūroje aprašomas bendras tendencijas. Galima manyti, kad registruoti atvirkštiniai atvejai, kai skaudamoje pusėje tonusas mažesnis, yra nepilnai ar netinkamai diagnozuotos patologijos, kurių kilmė gali būti ne MFSS, o SAŽSS ar kiti susirgimai arba pakitimai dėl bioelektrinių signalų registravimo ypatumų.

EMG padidėjimas, aptinkamas dešinėje veido pusėje sveikų žmonių grupėje, gali būti siejamas su genais arba vyraujančiu smegenų pusrutuliu. Vidutinis amplitudžių santykis tarpusių neparodo didelio specifiškumo, nes būdingas tiek kontrolinei, tiek pacientų grupėms. Antra vertus, maksimalūs amplitudiniai skirtumai pacientų raumenyse gali siekti iki 200%, o sveikų tiriamųjų – tik iki 72%. Galime manyti, kad esant didesniai nei 72% padidėjimui, raumuo pasižymi MFSS.

Nors signalų spektrai rodo, kad skiriasi sveiko ir MFSS raumens spektro formos, tačiau jos kinta priklausomai nuo kiekvieno tiriamojo. Manytina, kad raumuo su patologijomis dirba kitokiu režimu nei sveikas - esant skausmingam MTT, dalis raumenų skaidulų yra visada įtemptos, o užfiksuojamas jau minėtas amplitudinis padidėjimas galimai atsispindi ir signalo galios spektre.

Analizuojant MNF ir MDF, patvirtintas literatūroje minimas raumenų nuovargio požymis, kuris įvertintas normuotų dažnių mažėjimo regresinėmis tiesėmis sveikiems raumenims. Šio požymio negalime pritaikyti asmenims su skaudamais raumenimis, nes jų MDF ir MNF pokytis nedidelis. Manoma, kad šis reiškinys gali būti kildinamas iš savisaugos instinkto ar skausmo, dėl kurių pacientai neatlika pagal protokolą nustatytų sukandimo normų, naudojo tam mažiau jėgos. Tai patvirtina ir mažesnės efektingos signalų amplitudės pacientų grupėje, lyginant su kontroline grupe.

Sukurtas išvestinis parametras, kuriuo galima apytiksliai indikuoti EMG signalo ir skausmo sąryšį. Galima teigti, kad MNF-A ir MDF-A identifikuoja MFSS buvimą, tačiau neparodo paveikto raumens. MNF-A ir MDF-A fiksuoja EMG signalų spektrų skirtumą.

Spektro formos parametrų variacijos didėjimas laike parodė specifiškumą sveikiems raumenims. Galima manyti, kad šie spektro parametrai turi ryšį su nuovargiu, o fiziologine prasme – parodo spektro pokyčius, kai į darba pajungiamos skirtingos raumenų skaidulų grupės, aktyvuojamos skirtingas dažniais.

Visi atskirai užfiksuoti parametrai yra glaudžiai susiję ir tinkamas jų tarpusavio ryšio radimas, klasifikavimas ar skirstymas gali sudaryti prielaidas skausmo ar patologijos žymens EMG signaluose aptikimui. Platesnę analizę išvestiniams parametrų galima atlikti surinkus daug didesnes duomenų bazines bei panaudojus dirbtinius neuroninius tinklus, jais atliekant automatinę signalų klasifikavimą.

## 6 LITERATŪROS ŠALTINIAI

1. Konrad. P., ABC of EMG. - Scottsdale Rd Suite 104: 2006-03 Versija 1.4, ISBN 0-9771622-1-4.
2. Mense S., Muscle Pain: Mechanisms and Clinical Significance. Dtsch Arztebl Int., 2008 Mar; 105(12): p. 214–219.
3. Mohammed A.Q. Al-Saleh, Carlos Flores-Mir, Norman M.R. Thie, Electromyography in diagnosing temporomandibular disorders, Canada: The journal of American dental association, Apr 2012, Vol 143, Issue 4, p. 351-362.
4. Pinho J. C., Caldas F. M., Mora M. J., Santana-Penin U., Electromyographic activity in patients with temporomandibular disorders, Journal of Oral Rehabilitation, 2000, Vol 27 Issue 11, p. 985–990.
5. Teach Me Anatomy [žiūrėta 2015 m. Birželio 12 d.]. Prieiga per internetą: <http://teachmeanatomy.info/head/muscles/mastication/>
6. Sikdar S., Shah J.P., Gebreab T., Yen R., Gilliams E., Danof J., Gerber L. Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue, Arch. Phys. Med. Rehabil. Vol 90, 2009. - p.1829-1838.
7. Delgado E. V., Romero J.C., Escoda C.G., Myofascial pain syndrome associated with trigger points: A literature review. (I): Epidemiology, clinical treatment and etiopathogeny, Medicina Oral S. L. C.I.F., 2009, pISSN 1698-4447, eISSN: p. 494-498.
8. Sabalys G., Kubilius R., Rokicki J.P., Veido skausmo kramtymo organų ir kitų organų bei trigerinių miofascijinių taškų sistemos sąsajos nauji aspektai, Stomatologija, 2015, XVII Tomas, Nr. 2, p. 5-7.
9. Alvarez D.J., Rockwell P.G., Trigger points: diagnosis and management, Am. Fam. Physician. Vol 65, 2002. - p. 653-658.
10. Asher G., Gatfield D., Stratmann M., Reinke H., Dibner C., Kreppel F., Mostoslavsky R., SIRT1 regulates circadian clock gene expression through PER2 deacetylation, Alt FW, Schibler U. , 2008, Cell 134, p. 317–328.
11. Simons D. G., Travell J.G., Myofascial Pain and dysfunction: The trigger point manual, Vol 1, 1999.
12. C. Bron, Jan D. Dommerholt, Etiology of Myofascial Trigger Points, Current Pain Headache rep., 2012 Oct, 16(5): p. 439–444.
13. Sohn M.K., Graven-Nielsen T., Arendt-Nielsen L., Svensson P., Effects of experimental muscle pain on mechanical properties of single motor unit in human masseter, Clinical Neurophysiology Issue 115, 2004, p.76-84.

14. K. Daunoravičienė, Apkrauto raumens mechaninių charakteristikų tyrimas, daktaro disertacija, technologijos mokslai, mechanikos inžinerija (09T) / VGTU, VGTU leidykla „Technika“ 1457–M, 2008.
15. Skurvydas A., Modernioji neuromobilizacija. Judesių valdymas ir proto treniruotė. – Kaunas, LKKA, Vitae Litera, 2011.
16. S. Thongpanja, A. Phinyomark, P. Phukpattaranont, C. Limsakul, Mean and median frequency of EMG signal to determine muscle force based on time-dependent power spectrum, *Elektronika ir elektrotechnika*, ISSN 1392-1215, Vol. 19, No. 3, 2013.
17. Phinyomark A., Thongpanja S., Hu H. , Phukpattaranont P. Limsakul P., The usefulness of mean and median frequencies in electromyography analysis, *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, Chapter 8, 2012.
18. Merletti, R., Parker P., *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*, IEEE Press engineering in medicine and biology society, Institute of Electrical and Electronics Engineers, Canada, 2004.
19. Heloyse Uliam Kuriki, Fábio Mícolis de Azevedo, Luciana Sanae Ota Takahashi, Emanuelle Moraes Mello, Rúben de Faria Negrão Filho and Neri Alves (2012). *The Relationship Between Electromyography and Muscle Force*, *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*, ISBN: 978-953-307-793-2, InTech
20. Bartuzi P., Roman-Liu D., Tokarski T., A study of influence of muscle type and muscle force level on individual frequency bands of the EMG power spectrum, *International Journal of occupational safety and ergonomics (JOSE)*, 2007 Vol. 13, No. 3, p. 241-254.
21. Sousa A. S. P., Tavares J. M. R. S., Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review, P-009-DY7, 2012.
22. Klasser G.D., Okeson J.P., The clinical usefulness of surface electromyography in the diagnosis of treatment of temporomandibular disorders, *The journal of American dental association*, Vol. 137, 2006, p. 763-771.
23. Ge H., Monterde S., Graven-Nielsen T., Arendt-Nielsen L. Latent myofascial trigger points are associated with an increased intramuscular electromyographic activity during synergistic muscle activation, *The Journal of Pain*. Vol.15, No.2., 2014, p.181-187.
24. Santana-Mora U., Cudeiro J., Mora Bermudez M.J., Rilo-Pousa B., Ferreira-Pinho J.C., Orero-Cepeda J.L., Santana-Penin U., Changes in EMG activity during clenching in chronic pain patients with unilateral temporomandibular disorders, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 2009, p. 543–549.

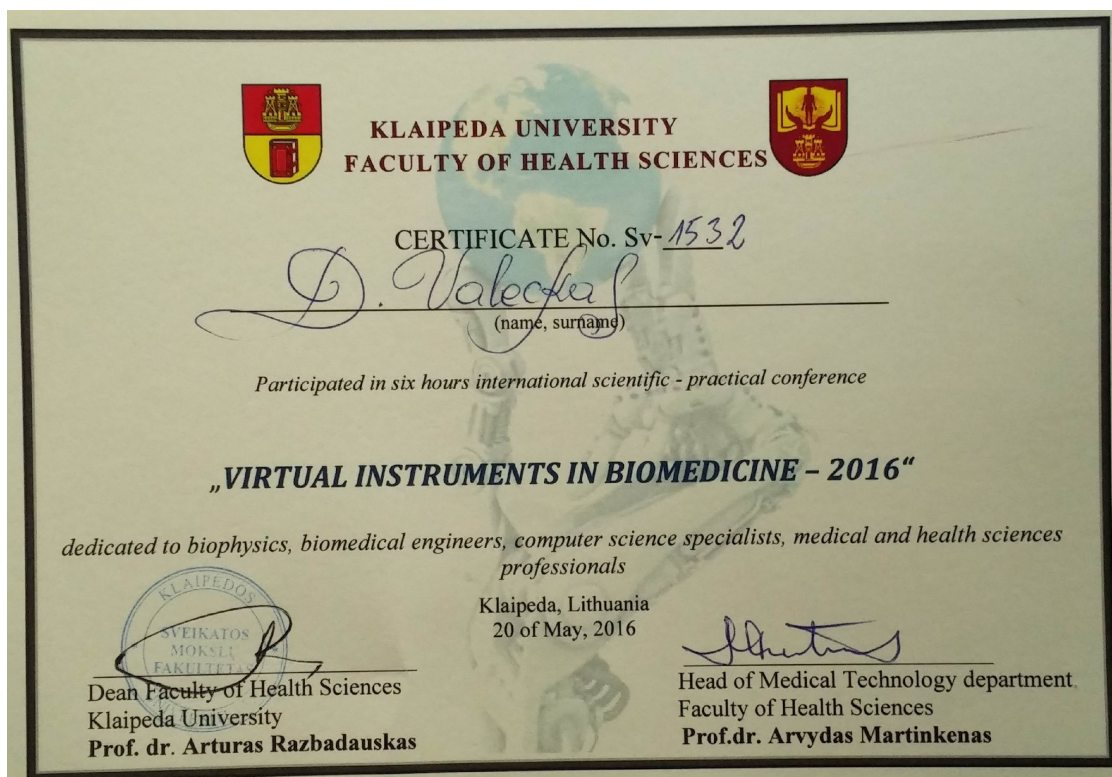
25. Ge H., Monterde S., Graven-Nielsen T., Arendt-Nielsen L., Latent myofascial trigger points are associated with an increased intramuscular electromyographic activity during synergistic muscle activation, *The journal of pain*, Vol. 15, No. 2, 2015, p. 181-187.
26. Partanen J., Electromyography in myofascial syndrome, *EMG methods for evaluating muscle and nerve function*, InTech, 2012 [žiūrėta 2015 m. lapkričio 17 d.]. Prieiga per internetą: <http://www.intechopen.com/books/emg-methods-for-evaluating-muscle-and-nerve-function/electromyography-in-myofascial-syndrome>
27. Manfredini D., Cocilovo F., Stellini E., Favero L., Guarda-Nardini L., Pain medicine. Surface electromyography findings in unilateral myofascial pain patients: Comparison of painful vs non painful sides, 14; 2013, p. 1848–1853.
28. Manfredini D., Cocilovo F., Favero L., Ferronato G., Tonello S., Guarda-Nardini L., Surface electromyography of jaw muscles and kinesiographic recordings: diagnostic accuracy for myofascial pain, *J Oral Rehabil*, 2011 Nov; 38(11): p. 791-799.
29. Manfredini D., Favero L., Federzoni E., Cocilovo F., Guarda-Nardini L., Kinesiographic recordings of jaw movements are not accurate to detect magnetic resonance-diagnosed temporomandibular joint (TMJ) effusion and disk displacement: findings from a validation study, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012 Oct; 114(4): p. 457-463
30. Ardizzone I., Celemin A., Aneiros F., Rio J., Sanchez T., Moreno I., Electromyographic study of activity of the masseter and anterior temporalis muscles in patients with temporomandibular joint (TMJ) dysfunction: Comparison with the clinical dysfunction index, *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2010 Jan, 1;15 (1), p. 14-19.
31. Mazzetto M. O., Guiovaldo P., Magri, L. P., Melchior, M. O., Rodrigues, C. A., Frequency of electromyographic indices alterations in temporomandibular disorders and their correlation with pain intensity, *Revista Dor*, 15(2), 2014, p. 91-95.
32. Reaz M. B. I., Hussain M.S., Mohd-Yasin F., Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Biol. Proced. Online* 2006; 8(1): p. 11-35.

## 7 MOKSLINĖS PUBLIKACIJOS DARBO TEMA

### STRAIPSNIAI

1. Valeckas D., Chreptavičiūtė M., Solovjovaitė G., Kybartas D., Kramtymo raumenų elektromiografinio aktyvumo įverčių tyrimas, Virtualūs instrumentai biomedicinoje 2016: Tarptautinės mokslinės praktinės konferencijos pranešimų medžiaga / Klaipėdos universitetas. Sveikatos mokslų fakultetas. Klaipėda : Klaipėdos universiteto leidykla, 2016. ISBN 978-9955-18-909-1. p. 15-22.
2. Solovjovaitė G., Leketas M., Valeckas D., Kubilius R., Elektromiografinių tyrimo metodų taikymo galimybės kramtomųjų raumenų miofascinio skausmo sindromo diagnostikai. Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal / VšĮ “Odontologijos studija”; Gydytojų odontologų draugija; Lietuvos Respublikos Odontologų rūmai ir kt. [Pateikta redakcijai: 2016-05-26]

### SERTIFIKATAI





## 8 PRIEDAI

### 8.1 Priedas. Straipsnis žurnalui „Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal“

#### **Elektromiografinių tyrimo metodų taikymo galimybės kramtomųjų raumenų miofascinio skausmo sindromo diagnostikai**

G. Solovjovaitė<sup>1</sup>, D. Kybartas<sup>2</sup>, M. Lektas<sup>1</sup>, D. Valeckas<sup>2</sup>, R. Kubilius<sup>1</sup>

<sup>1</sup>LIETUVOS SVEIKATOS MOKSLŲ UNIVERSITETO MEDICINOS AKADEMIJOS ODONTOLOGIJOS FAKULTETAS

<sup>2</sup>KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETO ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

#### **Įvadas**

Veido srities skausmai – dažna ir opi sergančiųjų problema, reikalaujanti iš gydytojo tikslios diagnostikos bei skirtingų patologijų diferencijavimo išmanymo. Remiantis statistika, apie 95 % lėtinius raumenų skausmus kenčiančių pacientų diagnozuojamas miofascinio skausmo sindromas (MFSS) [1]. Veido raumenyse ši patologija gali pasireikšti dėl raumens perkrovos, pasikartojančių smilkininio apatinio žandikaulio sąnario mikrotraumų, netaisyklingo sąkandžio, arterinės hipertenzijos bei kitų veiksnių [2].

Esant MFSS, sumažėja žandikaulio judesių amplitudė, pakinta raumenų tonusas, kuris, palyginti su sveikąja veido puse, dažniausiai būna didesnis. Šiuos tonuso pakitimus nulemia aktino bei miozino miofilamentų slinkimo sutrikimai, kai sarkomeras sustabdomas susitraukimo fazėje ir pasireiškia raumens vietinė išemija. Tuomet didėja metabolizmo poreikis, sutrinka kalcio jonų pernešimas, pasireiškia kraujagyslių hiperemija, energijos krizė, uždegiminės medžiagos patenka į neuroraumeninę jungtį, sukeldamos skausmą raumens lokaloje vietoje – trigeriniame taške [3].

Diagnozuoti MFSS bei diferencijuoti nuo panašius klinikinius simptomus turinčių kitų ligų sunku dėl objektyvių diagnostinių priemonių trūkumo. MFSS reikia diferencijuoti nuo dantų skausmų, nuo tokių ligų kaip fibromialgija, reumatinė polimialgija, osteoartritas, taip pat endokrininių, genetinių sutrikimų, avitaminozių, infekcinių ar onkologinių ligų. Kramtymo raumenų MFSS dažnai painiojamas su SAŽS patologijos sukeltais skausmais. Jei SAŽS patologija atmetama kaip skausmą sukėlusį priežastis, MFSS diagnozei patvirtinti tikslingiausia atlikti skausmingų raumenų elektromiografinių (EMG) signalų analizę [4].

Motoriniais vienetais sklindančius EMG signalus galima užregistruoti invaziniu būdu – adatiniais elektrodus įduriant tiesiai į raumens skaidulas, taip tiriant tik vieną motorinį vienetą. Šio metodo taikymas parodė galimybę aptikti trigerinius taškus su dideliu kiekiu susitraukusių sarkomerų [6]. Medicinos praktikoje populiariesnis neinvazinis būdas naudojant paviršinius elektrodus virš tiriamųjų raumenų. Elektrodai dengia dalį raumeninių skaidulų, todėl užregistruojamas integralinis mioelektrinis signalas, susidedantis iš daugelio motorinių vienetų signalų.

Naudojant paviršinę EMG, raumenų su MFSS skaidulų signalai sumuojami su normaliai funkcionuojančių skaidulų signalais. Raumenų nuovargis bei skausmas lemia raumenų veikimo mechanizmo pakitimus. Nuovargio įtaka yra gana plačiai ištirta ir gali būti įvertinama EMG signalo parametrais [7], tačiau motorinės raumens veiklos ir skausmo sąsaja nėra aiški [8].

#### **Tyrimų problematika ir tikslas**

Daugumoje tyrimų, skirtų skausmo ir EMG sąsajoms ištirti, yra lyginami amplitudiniai EMG parametrai – pikinės ir efektinės (RMS) amplitudės [7]. Svarbu ir tai, kad amplitudinėms EMG vertėms didelę įtaką turi elektrodai, jų pozicija, odos sausumas ir elektrinis laidumas, poodinio riebalinio sluoksnio storis, todėl vien tik amplitudinio įvertinimo tiesiogiai sieti su miofasciniais skausmais negalima. Netgi daroma išvada, kad standartinė EMG įranga netinkama MFSS nustatyti [9].

Aukštesnės klasės EMG įrangoje yra skaičiuojami dažniniai parametrai, tokie kaip signalų spektrai, jų vidutinis (MNF) arba medianinis (MDF) dažniai, kurie gerai tinka raumenų nuovargiui įvertinti [7]. Tačiau mokslinėje

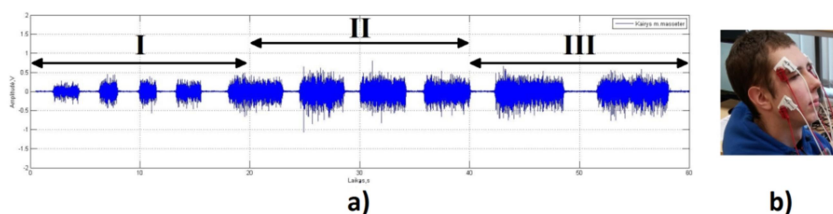
literatūroje trūksta duomenų apie dažninių parametrų sąsajas su MFSS. Žinoma, kad EMG signalus galima charakterizuoti pagal jų spektrinius parametrus, pvz., galios tankius siaurose dažnių juostose [10]. Tokie spektro formos įverčiai gali suteikti informacijos apie raumenų aktyvumą, nuovargį, jėgą, atskirų raumeninių skaidulų EMG impulsų trukmę ir pasikartojimo dažnius. Taigi, kramtymo raumenų EMG aktyvumo įvertinimas sudėtingesniais spektriniais ir dažniniais parametrais gali būti naudingas miofascinių skausmų diagnostikai.

Tyrimo tikslas – ištirti sudėtingesnių elektromiografijos parametrų pritaikomumą MFSS diagnostikoje.

Pristatomi rezultatai yra dalis tyrimo, skirto įvertinti EMG taikymo galimybes miofasciniams skausmams atpažinti.

### Tyrimo metodika

EMG signalai registruoti naudojantis universaliu bioelektrinių signalų registravimo įrenginiu “Biopac MP36“ (Biopac Systems Inc.) 1 kHz diskretizavimo dažniu, keturiais kanalais naudojant dvigubus elektromiografinius Ag/AgCl 4x2 cm elektrodus, klijuojant juos abiejose veido pusėse simetriškai ant *m. masseter* ir *m. temporalis* raumenų. Siekiant minimizuoti 50 Hz elektros tinklo įtaką naudotas atskiras bendras elektrodas, tvirtinamas prie paciento rankos.



*1 pav. a) Trys tyrimo eigos etapai; I – trumpi sukandimai; II – 3-4 sekundžių sukandimai; III – ilgi sukandimai. b) – elektrodų išdėstymas ir fiksavimas ant tiriamojo.*

Įrašai atlikti pagal standartizuotą protokolą. EMG įrašo trukmė 60-70 sekundžių: pirmąsias 20 sekundžių tiriamojo prašoma 4–5 kartus po 1-2 sekundes sukąsti dantis maksimalioje interkuspidacijoje, kitas 20 sekundžių registruojami 3-4 sekundžių trukmės sukandimai, o likusį laiką tiriamojo prašoma atlikti 2-3 maksimalius 5-6 sekundžių trukmės sukandimus.

Tiriamieji suskirstyti į dvi grupes: 15 sveikų asmenų kontrolinę ir 13 pacientų su MFSS LSMU Kauno klinikų Veido ir žandikaulių chirurgijos skyriuje. Surinkti įrašai vėliau apdoroti analizuojant kiekvieno sukandimo metu šiuos EMG parametrus: 1) gaubtinės amplitudės efektinė įtampa RMS, 2) vidutinis (MNF) bei medianinis (MDF) dažniai, 3) spektro formos statistiniai momentai.

Amplitutiniais EMG parametrams įvertinti sudarytas apdorojimo algoritmas (2 pav.). Pirmajame etape siaurajuosčiais filtrais iš signalo pašalinami 50 Hz tinklo dažnis ir jo harmonikos. Toliau signalas yra išlyginamas, atliekamas vidurkio slenkančio vidurkio filtru. Paskutiniame etape išskiriama signalo gaubtinė. Lygiagrečiai apdorojami kairiosios ir dešinėsios veido pusių raumenų (*m. masseter* arba *m. temporalis*) signalus.

Spektrinių ir dažninių įverčių grupė leidžia įvertinti bei palyginti spektrinius pasiskirstymo parametrus analizuojant aukštesnės eilės statistinius momentus – dispersiją, asimetriją ir ekscesą. Prieš šią analizę laikiniais signalai greitąja Furje transformacija perkeltami į dažnių sritį, tada analizuojamas galios spektras.

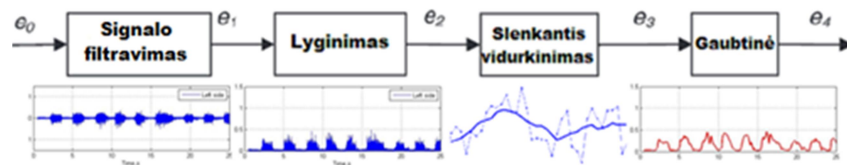
EMG signalo vidutinis dažnis (MNF) randamas susumavus visas EMG galios spektro  $P$  ir dažnių  $f$  sandaugas bei padalinus iš bendros galios spektro sumos:

$$MNF = \sum_{j=1}^n f_j P_j / \sum_{j=1}^n P_j$$

Medianiniu dažniu (MDF) EMG galios spektras padalinamas į dvi sritis su vienodais spektro svoriais:

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^n P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^n P_j$$

Reiktų pažymėti, kad MNF yra didesnis nei MDF dėl EMG signalo spektro komponentių sandaugos su dažniais. MNF ir MDF dažnai kinta panašiai, tačiau MNF yra jautresnis aukšto dažnio spektro komponentių kiekiui, kas yra aktualu elektromiografinėje raumenų nuovargio analizėje. Tuo tarpu MDF yra mažiau pažeidžiamas atsitiktinių triukšmų, tačiau labiau paveikiamas ilgalaikio raumenų nuovargio [11].



2 pav. Amplitudinio EMG apdorojimo algoritmo blokinė schema

Analizuojant EMG spektrų formas, pastebimas jų vizualus skirtumas pacientų ir kontrolinėje grupėje. Tiksliau įvertinti šį skirtumą gali trečios eilės statistinis momentas, vadinamas spektro asimetrijos koeficientu

$$A = \frac{1}{nD^{\frac{3}{2}}} \sum_{i=1}^n (P_i - \bar{P})^3$$

čia  $n$  – spektrinių komponentių skaičius,  $P$  – spektro vidurkis, o  $D$  – matavimų dispersija. Galima daryti prielaidą, kad pasireiškiant raumenų nuovargiui arba MFSS, kai MDF pasislenka žemyn, spektro asimetrija bus didesnė.

Siekiant įvertinti parametru jautrumą MFSS, atliktas jų palyginimas pacientų grupėje tarp skausmingos ir neskausmingos pusių raumenų ir šie skirtumai palyginti su kontrolinės grupės kairiosios ir dešinėsios veido pusių raumenų EMG įverčiais.

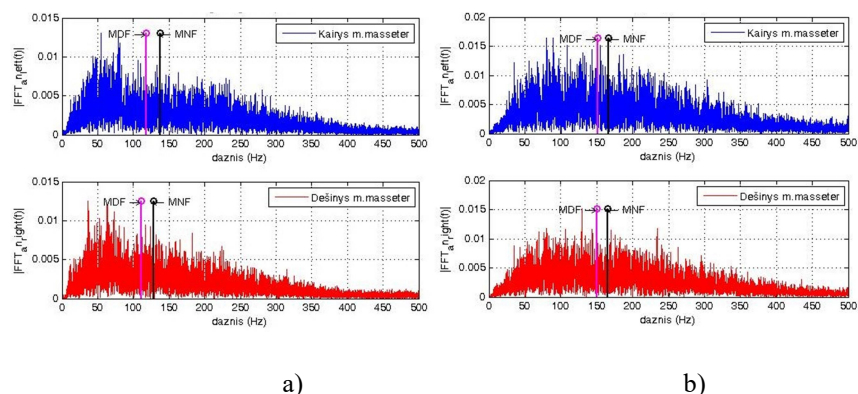
## Rezultatai

Analizuojant pirminius EMG įrašus pastebėta, kad 78 % pacientų su MFSS grupės buvo nustatytas signalo lygio padidėjimas skausmingoje pusėje, minimalios, maksimalios ir vidutinės reikšmės pateiktos 1 lentelėje. Esant mažesnei amplitudei, daroma prielaida, kad MFSS yra SAŽS patologijos pasekmė ir sumažėjęs skausmingos veido pusės raumenų tonusas su MTT gali būti stabilizuojamasis SAŽS apsauginis veiksnys. Nustatyta, kad EMG padidėjimas pacientų grupėje gali siekti iki 216 %, tuo tarpu kontrolinės grupės EMG asimetrija tarp veido pusių yra iki 72,5 %.

1 lentelė. Apibendrinta RMS tyrimo rezultatų ataskaita

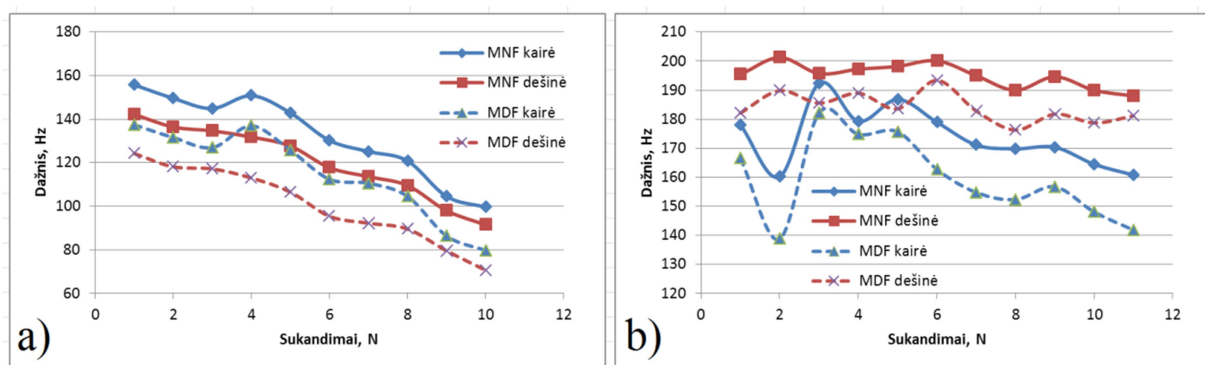
Tiriamoji grupė	Veido pusė	Vid. RMS, $\mu V$	Min RMS, $\mu V$	Max RMS, $\mu V$	$\Delta$ vid. RMS, $\mu V$	$\Delta$ min. RMS, $\mu V$	$\Delta$ max. RMS, $\mu V$	Vid. santykis, %
Kontrolinė	Kairė	423	132	714	-127	-577	129	29,7
	Dešinė	550	194	1107				
Pacientai	Skausminga	226	75	424	41	-0,205	180	53,4
	Neskausminga	185	50	568				

Atlikus signalo spektrinę analizę, pastebėtas galios spektrų formos skirtumas tarp kontrolinės ir pacientų grupių (3 pav.). Siekiant juos palyginti, kontrolinei grupei apskaičiuoti vidutiniai dažniai kiekvieno sukandimo metu pateikiami kairei ir dešinei pusei, tuo tarpu pacientų grupėje lyginti skausmingos ir neskausamos pusių MNF ir MDF (4 pav.).



**3 pav.** Kontrolinio (a) ir paciento su skausminga kairiąja veido puse (b) vieno sukandimo EMG spektrai, vidutinis (MNF) ir medianinis (MDF) jų dažniai

Testo metu matuojant MNF ir MDF kiekvieno sukandimo metu, kontrolinėje pacientų grupėje matomas didelių dažnių raumenų nuovargis, pasireiškiantis MNF, MDF dažnių mažėjimu nuo 155 Hz testo pradžioje iki 137 Hz testo pabaigoje. Šį dažnio kitimą gali lemti blogėjanti nervo – raumens sinapsės veikla, mažėjantis raumens susitraukimo galingumas bei atsipalaidavimo greitis (dėl ATF hidrolizės ir resintezės greičio mažėjimo, metabolitų kaupimosi, acidozės bei sarkomerų mechanikos sutrikimų). Pacientų su MFSS grupėje registruojami aukštesni vidutinis (166 Hz) ir medianinius (152 Hz) dažniai, mažiau kintantys testo metu. Tokia dažnių priklausomybė gali būti interpretuojama kaip normalaus sarkomerų susitraukimo ciklo sutrikimas dėl MTT. Raumenų su MFSS skaidulose nuovargis EMG ne toks ryškus, todėl galima daryti prielaidą, kad raumens skaiduloje susidaręs susitraukimo mazgas (MTT) didina bendrą paviršinės EMG signalo vidutinį dažnį raumens atsipalaidavimo metu.



**4 pav.** Kontrolinio (a) ir paciento su skausminga dešiniąją veido puse (b) MNF ir MDF dažnių priklausomybė nuo sukandimų skaičiaus

Kontrolinėje grupėje įvertinus visus sukandimus, nustatytas spektro asimetrijos koeficientas kinta nuo 0,95 iki 2,12, grupės vidurkis  $\bar{A} = 1,39$ . Pacientų grupėje skaudančių raumenų signalų  $A$  kinta 0,94-1,79 ribose,  $\bar{A} = 1,26$ . Pacientų neskausamoje pusėje  $A=0,96-1,66$  ( $\bar{A} = 1,28$ ). Matome, kad atskirai paimtas asimetrijos koeficientas nėra specifiskas MFSS pusei, tačiau ilgesnio testo metu leidžia įvertinti EMG spektro aukšto dažnio komponentų sumažėjimą dėl raumenų nuovargio.

Kombinuojant asimetrijos koeficientą su MNF ir MDF pokyčiais, galima pastebėti, kad vidutinių dažnių mažėjimas turi būti lydimas spektro asimetrijos koeficiento padidėjimo. Atlikus kontrolinės grupės sukandimų analizę nustatyta, kad tokia tendencija galioja 93-95,8% atvejų. Pacientų grupėje MNF ir A santykis galiojo 62,5%, o MDF ir A – 63,5% visų sukandimų. Todėl šiuo sudėtinu kriterijumi galima indikuoti MFSS buvimą, tačiau jis neparodo paveiktų raumenų.

### Išvados ir diskusija

1. Pacientų grupėje nustatytas EMG signalo amplitudės padidėjimas skausmingoje veido pusėje 78% visų pacientų, kuris siekia iki 200 % (vidutinis padidėjimas - 53%). Tačiau kontrolinėje grupėje nustatyta, kad 66 % pacientų vyraujančios dešinės pusės raumenų EMG tonusas gali skirtis iki 72,5% (vidurkis 30 %). Taigi, MFSS diagnostika tik pagal EMG amplitudės padidėjimą galima tada, kai skirtumas tarp skausmingos ir neskausmingos pusių amplitudžių yra didesnis nei 70%.
2. Vidutinių dažnių MNF ir MDF pokyčio stebėjimas tyrimo metu leidžia preliminariai klasifikuoti pacientus į sveikus ir turinčius MFSS pagal tai, kad sveikiems žmonėms fiksuojamas aiškus raumenų nuovargio požymis – MNF ir MDF mažėjimas.
3. Elektromiografinio signalo spektro formos asimetrijos ir MNF bei MDF kriterijus leidžia atskirti sveikų raumenų signalus nuo pataloginių. Antra vertus, šis kriterijus identifikuoja MFSS buvimą, tačiau neparodo paveikto raumens.
4. Apibendrinant gautus rezultatus bei atliktą literatūros apžvalgą, galima pastebėti, kad šiuo metu nėra vieno diagnostškai patikimo MFSS nustatymo elektromiografinio kriterijaus, tačiau pastebimi nedideli skirtumai tarp sveikų ir skausmingų raumenų signalų. Nors pavieniai EMG spektro, dažnio ir spektro parametrai negali tiesiogiai parodyti MFSS konkrečiame raumenyje, tačiau jų statistiniai skirtumai gali būti panaudoti daugiaparametriniame klasifikavime. Šiam tikslui egzistuoja didelės grupės klasifikavimo metodų, tokių kaip neuroniniai tinklai, sprendimų medžiai ir kt. Tyrimo patikimumą padidintų ir ilgesni EMG įrašai, kuriuose galima analizuoti didesnę kiekį sukandimų.

### Literatūros šaltiniai

1. Sikdar S., Shah J.P., Gebreab T., Yen R., Gilliams E., Danof J., Gerber L. Novel applications of ultrasound technology to visualize and characterize myofascial trigger points and surrounding soft tissue // Arch. Phys. Med. Rehabil. Vol 90, 2009. - P.1829-1838.
2. Alvarez D.J., Rockwell P.G. Trigger points: diagnosis and management // Am. Fam. Physician. Vol 65, 2002. - P.653-658;
3. Travell J., Simons D., Simons L. Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual. Vol.2, 1999.
4. Partanen J. Electromyography in myofascial syndrome. Ch.4 in „EMG method for evaluating muscle and nerve function“. (Ed. M.Schwartz). Intech. 2012.
5. Konrad P. The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon Inc., 2005.
6. Ge H., Monrde S., Graven-Nielsen T., Arendt-Nielsen L. Latent myofascial trigger points are associated with an increased intramuscular electromyographic activity during synergistic muscle activation // The Journal of Pain. Vol.15, No.2. 2014. – P.181-187.
7. Electromyography. Edited by S.V. Kartalopoulos. John Wiley&Sons, 2004.
8. Sohn M.K., Graven-Nielsen T., Arendt-Nielsen L., Svensson P. Effects of experimental muscle pain on mechanical properties of single motor unit in human masseter // Clinical Neurophysiology. 115. 2004. – P.76-84.
9. Manfredini D., Cocilovo F., Stellini E., Favero L., Guarda-Nardini L. Surface electromyography findings in unilateral myofascial pain patients: comparison of painful vs non painful sides // Pain Medicine. 2013. – P.1848-1853.
10. Bartuzi P., Roman-Liu D., Tokarski T. A study of the influence of muscle type and muscle force level on individual frequency bands of the EMG power spectrum // International Journal of Occupational Safety and Ergonomics. Vol.13, No.3. 2007. – P.241-254.
11. Phinyomark A., Thongpanja S., Hu H. , Phukpattaranont P., Limsakul P., The usefulness of mean and median frequencies in electromyography analysis, Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges, Chapter 8, 2012.