

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

Monika Chreptavičiūtė

ELEKTROMIOGRAFINIŲ SIGNALŲ SEGMENTAVIMO IR
ARTEFAKTŲ APTIKIMO ALGORITMŲ TYRIMAS

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Doc. dr. Darius Kybartas

KAUNAS, 2017

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

**ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINERIJOS KATEDRA**

**ELEKTROMIOGRAFINIŲ SIGNALŲ SEGMENTAVIMO IR
ARTEFAKTŲ APTIKIMO ALGORITMŲ TYRIMAS**

Baigiamasis magistro projektas

Biomedicininė inžinerija (621H16001)

Vadovas

(parašas) doc. dr. Darius Kybartas

(data)

Recenzentas

doc. dr. Andrius Chaziachmetovas

(data)

Projektą atliko

(parašas) Monika Chreptavičiūtė

(data)

KAUNAS, 2017



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS

Elektros ir elektronikos

(Fakultetas)

Monika Chreptavičiūtė

(Studento vardas, pavardė)

Biomedicininė inžinerija, 621H16001

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto

„Elektromiografinių signalų segmentavimo ir artefaktų aptikimo algoritmų tyrimas“

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 17 m. birželio 5 d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Monikos Chreptavičiūtės** baigiamasis magistro projektas tema „Elektromiografinių signalų segmentavimo ir artefaktų aptikimo algoritmų 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)

Chreptavčiūtė, M. Elektromiografinių signalų segmentavimo ir artefaktų aptikimo algoritmų tyrimas. Biomedicininės inžinerijos magistro baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Darius Kybartas; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektros inžinerijos katedra.

Raktiniai žodžiai: paviršinė elektromiografija, judesio artefaktas, signalų segmentavimas, aktyvumo pradžia, aktyvumo pabaiga.

Kaunas, 2017. 55 psl.

SANTRAUKA

Paviršinė elektromiografija – smarkiai paplitęs ir efektyvus raumenų aktyvumo registravimo metodas. Tačiau jos elektrodais registruojami daugelio motorinių vienetų signalai. Į signalus patenka ir išoriniai triukšmai bei artefaktai, kurie susiję su elektrodų judėjimu bei daliniu atsiklijavimu, poodinio riebalinio audinio judėjimu ar širdies elektrine veikla.

Šiame darbe siekiama atpažinti judesio artefaktus naudojant tarpusavio koreliacijos metodą. Filtruojant signalo ir artefakto koreliacinę krevę buvo palyginti Savitzky-Golay ir slenkančio vidurkio filtrai. Nustatyta, kad Savitzky-Golay filtras, kurio lango ilgis 55 ms yra efektyviausias kadangi jis pašalina iš koreliacinės krevės galimus klaidingus artefaktus su mažiausia tikimybe prarasti tikruosius artefaktus, esančius raumenų aktyvumo perioduose.

Kita elektromiografinių įrašų problema yra rankinis signalų segmentavimas, kuris reikalauja daug laiko ir negarantuoja, kad raumenų aktyvumo sritys bus išskirtos vienareikšmiškai, neprarandant aktyvumo signalo pradžios ar neįtraukiant ilgesnio, nei reikalinga neaktyvumo laikotarpio. Minėtos problemos gali turėti įtakos dažninių paviršinės elektromiografijos (aEMG) parametrų nustatymui. Signalų segmentavimui į raumenų aktyvumo ir ramybės periodus naudojami du metodai: 1) segmentavimas pagal amplitudę ir 2) segmentavimas pagal dvigubą standartinį nuokrypį. Apibendrinant galima teigti, kad atliekant sEMG signalo raumenų aktyvumo ir ramybės periodų segmentavimą, atpažinimo paklaida laiko atžvilgiu yra didesnė segmentuojant pagal amplitudę, negu atliekant segmentavimą pagal dvigubą standartinį nuokrypį.

Chreptavičiūtė, Monika. Investigation of algorithms for segmentation and artifact detection in electromyographic signals. 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

Key words: surface electromyography, artifacts, signal segmentation, start of signal active, end of signal active.

Kaunas, 2017. 55 psl.

SUMMARY

Surface electromyography is a common and effective method for muscle activity registration. With these electrodes signals of multiply motor units are registered. At the same time, signal is induced with noise and artifacts, which are associated with movement and partial coming off of electrodes, subcutaneous fat tissue movement and electrical activity of the heart.

The aim of this work is to separate movement artifacts with cross-correlation method. Savitzky-Golay and moving average filters were compared for filtering the signal and artifacts correlation curve. It was determined, that Savitzky-Golay filter with 55 ms window is the most effective filter for this method, because it removes unwanted artifacts from correlation curve with least possibility to lose the important artifacts in muscle activity periods.

Another problem of electromyography signals is manual signal segmentation, which demands a lot of time and does not ensure that the muscle activity sections will be segmented precisely, without losing the end and the beginning of the activity segment, and without adding parts of the signal with no activity. These problems may affect the frequency parameters of the surface electromyography signals. For signal segmentation to activity and resting sections, two methods are used: 1) segmentation by amplitude and 2) segmentation by double standard deviation. To sum up, when performing the segmentation of activity and resting sections of sEMG signal, the activity recognition error is bigger when segmenting by amplitude, than segmenting by double standard deviation.

PADĖKA

Noriu pasakyti didelį ačiū:

- Kauno technologijos universitetui, už suteiktą galimybę studijuoti pasirinktą programą;
- baigiamojo magistro projekto vadovui doc. dr. D. Kybartui (KTU) už kantrybę, motyvaciją, humoro jausmą ir supratingumą, kad buvo mano vadovu ir tikėjo manimi;
- EMB-5 gr. stud. M. Jucevičiui (KTU) už visus 6 mokslų metus, motyvuojančius patarimus, visokeriopą pagalbą, kantrybę ir palaikymą visais mokslų metais;
- Studentų g. 50, 418 kab. kolektyvui už vertingus patarimus, palaikymą ir motyvaciją, minčių prablaškymą;
- lekt. I. Kupčiūnui (KTU) už suteiktą įrangą biosignalų įrašymui;
- Biomedicininės inžinerijos programos modulių dėstytojams, už tai, kad suteikė žinių, kurios buvo naudingos rašant magistro baigiamąjį projektą, ir bus naudingos ateityje;
- savo šeimai ir artimiausiesiems draugams už palaikymą ir už tai, kad nenustojo manimi tikėti, džiaugėsi kartu su manim kiekvieno semestro baigimo proga, motyvavo siekti savo tikslų, padėjo viskuo, kuo galėjo.

TURINYS

| | |
|---|----|
| SANTRUMPŲ SĄRAŠAS | 8 |
| ĮVADAS..... | 9 |
| 1. LITERATŪROS ANALIZĖ | 11 |
| 1.1. Paviršinių elektromiogramų registravimo principai | 11 |
| 1.2. EMG signalų ir triukšmų elektrinės charakteristikos | 13 |
| 1.3. Pagrindiniai elektromiografinių signalų parametrai | 16 |
| 1.3.1. Amplitudiniai EMG parametrai | 17 |
| 1.3.2. Dažniniai EMG parametrai | 17 |
| 1.3.3. Parametrų kitimas laike..... | 19 |
| 1.4. Artefaktų EMG signaluose aptikimas ir šalinimas | 20 |
| 1.5. Automatinis EMG įrašų segmentavimas | 23 |
| 2. ELEKTROMIOGRAFINIŲ SIGNALŲ PRADINIO APDOROJIMO METODIKA | 26 |
| 2.1. Elektromiografinių signalų surinkimas..... | 26 |
| 2.2. Artefaktų aptikimas elektromiografiniuose signaluose | 27 |
| 2.2.1. Judesio artefakto atraminio signalo modeliavimas | 27 |
| 2.2.2. Judesio artefakto atpažinimo ir pašalinimo metodai..... | 29 |
| 2.2.3. Tarpusavio koreliacijos metodas..... | 30 |
| 2.2.4. Tarpusavio koreliacijos metodo jautrumo tyrimas..... | 31 |
| 2.2.5. Slenkančio vidurkio filtro panaudojimas | 31 |
| 2.2.6. Savitzky – Golay filtro panaudojimas..... | 32 |
| 2.2.7. Judesio artefaktų pašalinimo metodas..... | 32 |
| 2.3. Elektromiografinių signalų segmentavimas..... | 34 |
| 2.3.1. Segmentavimas pagal amplitudę..... | 34 |
| 2.3.2. Segmentavimas pagal dvigubą standartinį nuokrypį | 34 |
| 3. REZULTATAI..... | 36 |
| 3.1. Judesio artefaktų atpažinimas ir pašalinimas..... | 36 |

| | |
|--|----|
| 3.1.1. Metodo jautrumo tyrimas | 37 |
| 3.1.2. Pikų detektavimas | 38 |
| 3.1.3. Judesio artefakto pašalinimas..... | 40 |
| 3.2. Automatinis raumenų aktyvumo periodų atpažinimas | 41 |
| 3.2.1. Segmentavimas pagal amplitudę..... | 42 |
| 3.2.2. Segmentavimas pagal dvigubą standartinį nuokrypį | 42 |
| IŠVADOS IR PASIŪLYMAI..... | 47 |
| INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS | 48 |
| PRIEDAI..... | 51 |
| Priedas 1. sEMG signalo ir judesio artefakto jautrumo įvertinimas tarpusavio koreliacijos kreivėje..... | 51 |
| Priedas 2. Tarpusavio koreliacijos kreivės maksimalios raumenų aktyvumų amplitudės ir artefakto amplitudės santykis..... | 52 |
| Priedas 3. Slenkančio vidurkio filtro ir Savitzky-Golay filtro naudojimo palyginimas...53 | |
| Priedas 4. Raumenų aktyvumų atpažinimo paklaidos..... | 54 |

SANTRUMPŲ SĄRAŠAS

EMG – elektromiografija (angl. electromyography)

EKG – elektrokardiograma (angl. electrocardiogram)

FR – dažnių santykis (angl. frequency ratio)

FDI - pirmasis plaštakos tarpkaulinis raumuo

MDF – medianinis dažnis (angl. median frequency)

MFSS – miofascinio skausmo sindromas

MNP – vidutinė galia (angl. mean power)

MNF – vidutinis dažnis (angl. mean frequency)

PKF – pikinis dažnis (angl. peak frequency)

PSR – galios spektro santykis (angl. power spectrum ratio)

RIR – ribota impulsinė reakcija (angl. finite impulse response)

RMS – vidutinė kvadratinė reikšmė (angl. root mean square)

sEMG – paviršinė elektromiografija (angl. surface electromyography)

SM – spektro momentai (angl. spectral moments)

TA – priešakinis tibialis raumuo

TTP - bendra signalo galia (angl. total power)

VCF – centrinio dažnio dispersija (angl. variance of central frequency)

ŽDF – žemų dažnių filtras (angl. low pass)

IVADAS

Klinikinėje praktikoje dažnai pasitaiko hemifasciniai spazmai – nevalingi veido raumenų susitraukimai, kurie pasireiškia netikėtai vienoje iš veido pusių. Paprastai šie susitraukimai yra lydimi skausmų, sukeliančių diskomfortą. Šių skausmų priežastys gali būti neurologinės (sukeltos nervais sklindančių impulsų) arba miofascinės (sukeltos raumenų ir juos gaubiančių audinių disfunkcijos).

Miofascinio skausmo sindromas (MFSS) pasireiškia miofascinių trigerinių taškų atsiradimo, kurie dažniausiai išsivysto veide dėl žandikaulio raumenų perkrovos arba dėl dažnų smilkininio apatinio žandikaulio sąnario mikrotraumų [1]. Trigerinių taškų atsiradimą gali taip pat įtakoti ir netaisyklingas sąkandis, geležies trūkumas, padidėjusi acetilcholino gamyba, hormonų pusiausvyros pakitimai.

Trigeriniai taškai išsidėstę veide nesimetriškai, yra jautrūs lietimui, o jų dydis siekia 2-10 mm. Jų temperatūra gali būti 0.5–1°C padidėjusi, lyginant su nepažeista veido puse. Pacientams, kuriems diagnozuojami miofasciniai trigeriniai taškai, kliniškai stebima sumažėjusi paveikto raumens judesio amplitudė bei pakitęs (dažniausiai padidėjęs) raumenų tonusas. Raumens dalyje pasireiškia vietinė išemija, didėja metabolizmo poreikis, didėja raumens susitraukimui reikalinga energija, sutrinka kalcio jonų pernešimas [2]. Taip pat pasireiškia vietinis uždegimas, kraujagyslių hiperema, energijos krizė, dėl to padidėja uždegiminių medžiagų gamyba, kurios įjautrina vietines autonomines bei nocicepcines skaidulas. Sutrikus normaliam sarkomero susitraukimo ciklui, pasikeičia sarkomero kraujotaka, uždegiminės medžiagos patenka į neuroraumeninę jungtį ir taip sukelia skausmą raumens lokaliaje vietoje. Sutrumpėjus sarkomerui, raumens skaiduloje susidaro susitraukimo mazgas, kuriame 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. Šio kompensacinio reiškinio sumą galime matyti elektromiografiškai [3].

Pagrindinis MFSS diagnostavimo metodas yra palpacija, t.y., trigerinių taškų apčiuopimas rankiniu būdu, atliekamas įgudusio specialisto. Medicinoje šis metodas laikomas objektyviu, tačiau jo patikimumas priklauso nuo specialisto kvalifikacijos. Žvelgiant iš instrumentinės diagnostikos perspektyvos, reikalingi alternatyvūs metodai, mažiau priklausomi nuo gydytojo subjektyvios patirties.

Vienas iš perspektyvių metodų MFSS diagnostikai yra elektromiografinė skaudamų raumenų analizė [3]. Taikant invazinę EMG registraciją yra pastebėti sveikų ir skaudamų raumenų

motorinių vienetų EMG skirtumai [4]. Dėl invazinio EMG registravimo metodo keliamų potencialių pavojų yra atliekami tyrimai, kuriais siekiama trigerinių taškų aktyvumą registruoti naudojant paviršinį EMG registravimo metodą (sEMG, angl. *surface EMG*), kai elektrodai klijuojami ant skaudamo raumens odos paviršiuje [5]. Tačiau šio metodo trūkumai - sEMG elektrodais registruojami daugelio motorinių vienetų signalai, taip pat išorinių triukšmų bei artefaktų įtaka. Artefaktai atsiranda dėl kontakto tarp odos ir elektrodo, yra susiję su elektrodų judėjimu bei daliniu atsiklijavimu, o taip pat širdies elektrine veikla bei poodinio riebalinio audinio judėjimu.

Šiuolaikiniai elektromiografai pašalina 50 Hz elektros tinklo trukdžius, tačiau nepašalina bazinės linijos dreifo ar judesio artefaktų [6]. Tai atliekama vėlesniuose signalo apdorojimo etapuose. Antra vertus, tiriant sEMG signalų parametrų, naudojamų MFSS diagnostikai, jautrumą nustatyta, kad net paprastas režekcinis skaitmeninis filtras pakeičia šiuos parametrus daugiau, nei pastebimas jų reikšminis skirtumas tarp skaudamų ir neskaudamų raumenų signalų [7]. Todėl, prieš atliekant sEMG įrašų analizę, reikia įvertinti šių įrašų kokybę, t.y., elektros tinklo trukdžių lygį, elektrodų atsiklijavimo artefaktų egzistavimą, bazinės linijos dreifą. Analizuojant surinktus signalus pastebėta, kad esant nepatikimam signalinių ar žemės sEMG elektrodų kontaktui su oda, dėl netiesinių reiškinių gali atsirasti 50 Hz ir kartotinio dažnio signalai. Tokie signalai nėra tinkami MFSS diagnostikai, kuri ieško nedidelių sveiko ir skaudamo raumens EMG parametrų nesutapimų.

Kita EMG įrašų apdorojimo problema yra rankinis surinktų signalų segmentavimas. Jis reikalauja daug laiko ir negarantuoja, kad EMG aktyvumo sritys bus išskiriamos vienareikšmiškai, nenukerpant raumenų aktyvumo pradžios arba neįtraukiant ilgesnio nei reikalinga neaktyvumo laikotarpio, kas galėtų turėti įtakos dažniniams sEMG parametrams.

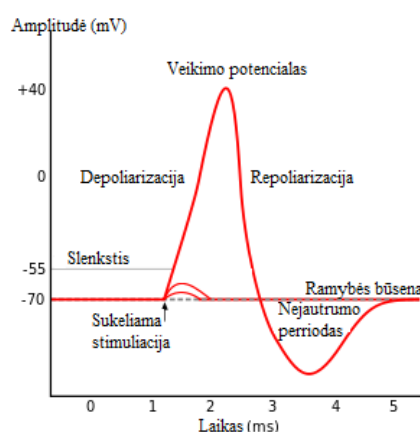
Darbo tiklas: sukurti ir ištirti algoritmus EMG įrašų segmentavimo į aktyvumo ir neaktyvumo laikotarpius bei judesio artefaktų aptikimui ir kompensavimui.

Darbo uždaviniai:

1. Apžvelgti paviršinės EMG registravimo ypatumus ir signalų parametrus;
2. Išanalizuoti egzistuojančius EMG aktyvumo fazių skirstymo metodus;
3. Realizuoti ir ištirti EMG signalo kokybės įvertinimo metodus;
4. Realizuoti ir ištirti EMG signalo segmentavimo metodus.

1. LITERATŪROS ANALIZĖ

Biopotencialo atsiradimą įtakoja sužadintos raumenų ląstelės. Jos gali būti dviejose būsenose – veikimo arba ramybės. Raumenų susitraukimą kontroliuoja ląstelių skaidulos motorinis vienetas (MV, angl. *motor unit*). Jonų pusiausvyra, esanti tarp vidinės ir išorinės raumens pluošto ląstelių membranos pusių, sudaro ramybės potencialą, kuris gali būti -80 – -90 mV dėl ląstelė yra poliarizavimosi. Membrana yra plonas (7-15 nm) lipidų ir proteinų kompleksas. Depoliarizuojant membraną iki slenkščio Na^{2+} siurbliu, dėl kurio Na^{2+} jonai juda pro membraną į ląstelės vidų, veikimo potencialas (VP, angl. *action potential*) pakyla 130 mV. Kai raumeninė skaidula po repoliarizacijos (Na^+ kanalų įaktyvinimas ir K^+ srautas iš ląstelės) grįžta į savo pradinę padėtį, vyrauja hiperpolarizacija – laiko tarpas, kurio metu membrana „ilsisi“ ir šiuo laiko tarpu nėra sukeliamas veikimo potencialas [8].



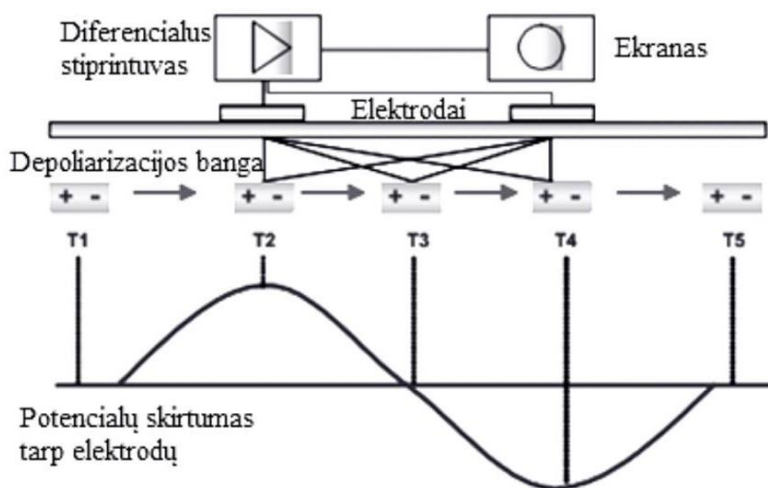
1.1 pav. Raumenų ląstelės veikimo potencialas

Ląstelė ramybės būsenoje būna tuomet, kai membrana yra nepralaidi Na^+ jonams, o K^+ ir Cl^- gali laisvai judėti per membraną.

1.1. Paviršinių elektromiogramų registravimo principai

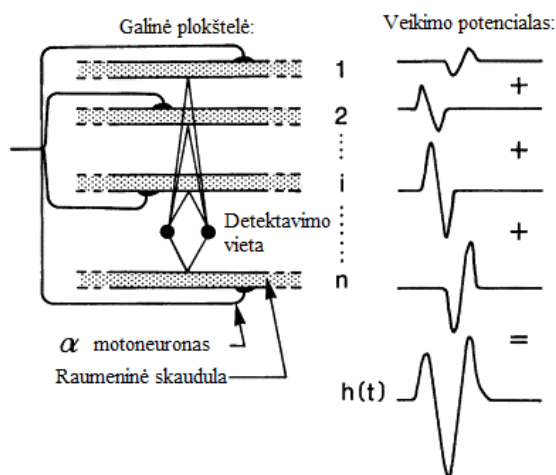
Paviršinės EMG signalai naudojami klinikinei diagnozei ir terapijai. Ši diagnostika pagrįsta prielaida, kad daugelis patologinių arba disfunkcinių būklių gali būti išskirtos iš paviršinės EMG įrašų, tokių kaip kramtomųjų raumenų veikla, ortostatinė hipertenzijos veikla, nenormalaus sukandimo pozicija, hiperaktyvus ar sumažėjęs aktyvumas, raumenų spazmai ir nuovargis, raumenų veiklos disbalansas. Paviršinės EMG duomenis buvo pasiūlyta naudoti prieš terapiją ir po terapijos, kaip įrodymą apie sėkmingą gydymą, taip pat naudoti kaip grįžtamąjį ryšį apie dienišius ir naktinius parafunkcionalumo įpročius [9].

Paviršiniais elektrodais registruojant raumenų skaidulos veiklą (1.2 pav.) matoma, kad raumenų aktyvumo periodo pradžioje susikuria veikimo potencialas, kurio elektrinis impulsas keliauja link elektrodų poros. Didėjantis potencialų skirtumas yra registruojamas ant elektrodų poros. Didžiausia potencialų skirtumo vertė pasiekama ties periodo pirmuoju ketvirčiu. Jei dipolis pasiekia lygų atstumą tarp elektrodų, potencialų skirtumas praeina nulinę liniją ir tampa aukščiausiu ties periodo trečiuoju ketvirčiu. Šis atstumas lygus elektrodų atstumui vienas nuo kito. Toks modelis paaiškina, kodėl vienpolis veikimo potencialas sukuria bipoliarų signalą su diferenciniu stiprinimu.



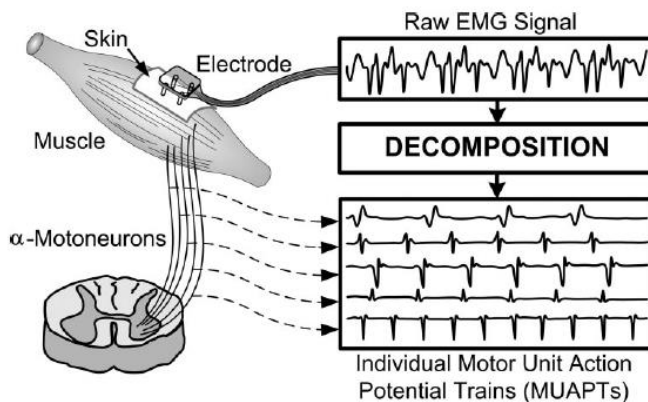
1.2 pav. Veikimo potencialo aptikimo iliustracija. Adaptuota iš [8].

Motorinis vienetas susideda iš daug raumenų skaidulų. Kuo daugiau raumenų skaidulų yra motoriniame vienete, tuo didesnė įtampa yra tarp elektrodų. Dažniausiai jie susisumuoja į trifazį motorinio vieneto veikimo potencialą, kuris skiriasi forma, o dydis priklauso nuo geometrinės skaidulų pozicijos santykio su elektrodo vieta [8]. Esant n raumeninių skaidulų, esančių po elektrodų pora, jų veikimo potencialai sumuojasi aktyvumo metu taip sukurdami $h(t)$ signalą, kuris yra suma visų galinėje plokštelėje esančių raumeninių skaidulų veikimo potencialų suma (1.3 pav.). EMG susideda iš veikimo potencialų grupės raumenyse, susitelkiančių į funkcinis vienetus pavadintais motoriniais vienetais. Šis signalas gali būti aptiktas su sensoriais, uždėtais ant odos arba su laido jutikliu, įterptu į raumenų audinį. Kai 2 iš 3 motorinių vienetų yra aktyvūs kaimynėje jutiklio srityje, dažniausiai galimai vizualiai nustatyti individualų motorinio vieneto potencialą, dėl motorinių vienetų superpozicijos. Vis dėlto, kai EMG signalą sudaro 4 ar daugiau motorinių vienetų, individualus veikimo potencialas tampa dideliu ir tampa neišskiriamas.



1.3 pav. Motorinio vieneto veikimo potencialo sumavimas. Adaptuota iš [10].

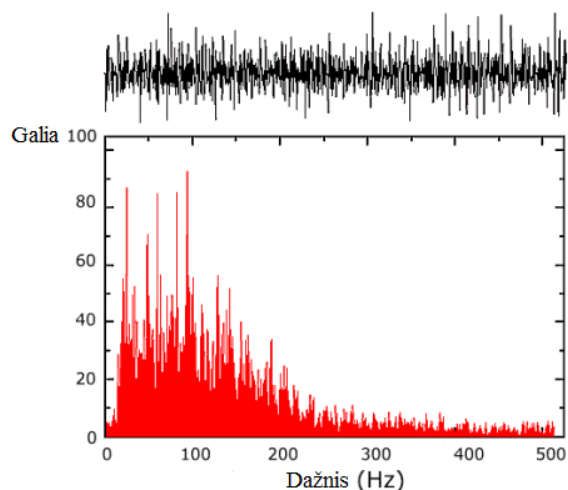
Signalų dekompozicija (išskaidymas į pavienių motorinių vienetų signalus) susideda iš veikimo potencialų identifikavimo sEMG signale, priskiriant specifiniam motoriniam vienetui pagal amplitudes ir formas. Veikimo potencialo išskyrimą galima atlikti pasinaudojant tikimybe kuriuo metu veikimo potencialas bus sužadintas. Šiai užduočiai dažnai pasitelkiami dirbtinio intelekto metodai. Šiuo metu automatiniai algoritmai sugeba atskirti ne daugiau kaip 8 motorinio vieneto veikimo potencialus su 60% - 70% atpažinimo tikimybe [11].



1.4 pav. Paviršinės EMG signalų dekompozicija į atskirų motorinių vienetų signalus [12]

1.2. EMG signalų ir triukšmų elektrinės charakteristikos

Žinoma, kad EMG signalo amplitudė yra stochastinio (atsitiktinio) pobūdžio ir gali būti pagrįsta remiantis Gauso pasiskirstymo funkcija. Signalų amplitudė gali svyruoti 0...10 mVpp arba 0...1,5 mV RMS (angl. *root mean square*). Naudingas energijos signalas paprastai apsiriboja 0-500 Hz dažnių diapazone. Tinkamais analizei yra laikomi tie EMG signalai, kurių energija bent 20 dB viršija triukšmo lygį (1.5 pav.).



1.5 pav. EMG signalas (viršuje) ir jo dažnių spektras (apačioje). Adaptuota iš [13]

Signalų dažnių juosta nėra pastovi, ji kinta laike, raumenims vargstant, įsijungiant naujiems motoriniams vienetams, veikiant greitosioms ir lėtosioms raumenų skaiduloms. Iš karto po susitraukimo EMG signalas gali būti pasiskirstęs maždaug tolygiai 20-300 Hz dažnių diapazone, o raumenims vargstant, spektro maksimalios amplitudės komponentės artėja žemų dažnių link.

Paviršinės EMG signalų elektrinės charakteristikos taip pat priklauso nuo raumenų tipo, jų dydžio, gylio, o taip pat riebalinio sluoksnio storio tarp raumenų ir odos. Yra nustatyta, kad riebalinis audinys veikia kaip žemų dažnių filtras, kuriame aukštesnių dažnių EMG komponentės yra slopinamos labiau [14].

Visi šie aptarti efektai, kartu su tik paviršinei EMG būdinga atskirų motorinių vienetų signalų superpozicija neleidžia nustatyti apibendrintų EMG elektrinių parametrų – jie turi būti vertinami individualiai, palyginimo būdu tarp dviejų simetriškų raumenų grupių arba sekant EMG pokyčius laike [14].

Registruojant EMG signalus paviršiniaisiais elektrodais susiduriama su elektrinio, mechaninio ir fiziologinio pobūdžio triukšmais bei artefaktais, kurie registruojami kartu su raumenų aktyvumo signalu.

Triukšmai elektroninėje įrašymo įrangoje. Visa elektroninė įranga kuria triukšmus, kurių dažnių komponentės pasiskirsčiusios nuo 0 Hz iki kelių kHz (priklausomai nuo įrašomų dažnių juostos). Elektroninės įrangos įnešamas triukšmas (temperatūrinis, šratinis ir kt.) negali būti pašalintas, jį gali sumažinti gamintojas, naudojant mažatriukšmius stiprintuvus, vengiant didelių įėjimo varžų arba ribojant dažnių juostą, taip pat naudojant mažo triukšmų koeficiento schemotechninius sprendimus.

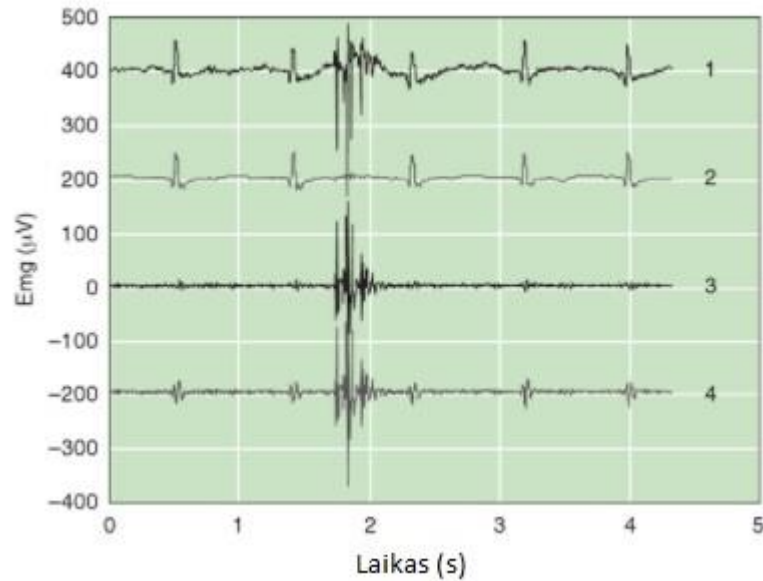
Aplinkos triukšmai. Šio triukšmo šaltinis yra elektromagnetinės spinduliuotės, pavyzdžiui radijo, televizijos, mobiliojo ryšio signalai, elektros linijų laidai, impulsiniai maitinimo šaltiniai ar reguliatoriai ir t.t. Iš esmės bet kokie elektromagnetiniai spinduliuojantys prietaisai gali prisidėti prie šių triukšmų atsiradimo. Žmogaus kūno paviršius nuolat veikiamas elektromagnetinės spinduliuotės ir gali būti laikomas antena. Ypač šis triukšmas pasireiškia elektros tinklo (50 arba 60 Hz) dažniuose. Aplinkos triukšmų signalo amplitudė gali būti nuo vienos iki trijų eilių didesnė, negu EMG signalo amplitudė.

Judesio artefaktai. Egzistuoja du pagrindiniai judesio artefaktų šaltiniai:

- 1) kuomet elektrodas netinkamai kontaktuoja su odos paviršiumi;
- 2) kuomet jungiamasis kabelis tarp paviršinio elektrodo ir stiprintuvo turi nepatikimą kontaktą.

Abu šie elektrinės kilmės judesio artefaktai gali būti iš esmės sumažinti tinkamai suprojektavus įrenginio elektroninę schemą, naudojant tinkamus ir gerai pritvirtintus elektrodus, prijungiant žmogaus kūną bendro prietaiso elektrodo atžvilgiu. Abiejų tipų artefaktų signalai didžiąją dalį savo energijos turi 0-20 Hz diapazone.

Elektrokardiogramos artefaktai. Elektrokardiogramos (EKG, *angl. electrocardiogram*) artefaktai yra matomi sąlyginai silpnos jėgos susitraukimuose, iškraipydamos santykį tarp tiriamo signalo ir EKG signalo. Santykinai aukštas EKG signalas gali iškraipyti EMG signalo amplitudę, o žemo dažnio EKG bangos gali paveikti EMG tyrimo dažnių požymius. Siekiant tiksliausių matavimo rezultatų elektrodai turėtų būti išdėstyti pozicijose, kuriose fiksuojamas žemiausias EKG artefaktas. Tačiau dažnu atveju tai padaryti nėra įmanoma. Susidariusiai problemai spręsti yra sukurti EKG artefakto šalinimo algoritmai. Artefakto pašalinimui apskaičiuojamas EKG signalo šablonas, kuris vėliau šalinamas iš elektromiogramos. Skaitmeninis signalo filtravimas, pavyzdžiui, naudojant 20 Hz aukštų dažnių filtrą, gali būti naudojamas kaip alternatyvus artefakto šalinimo būdas (1.6 pav.).



1.6 pav. EKG artefakto EMG signale sumažinimas naudojant 20 Hz aukštų dažnių filtravimą.
Adaptuota iš [15].

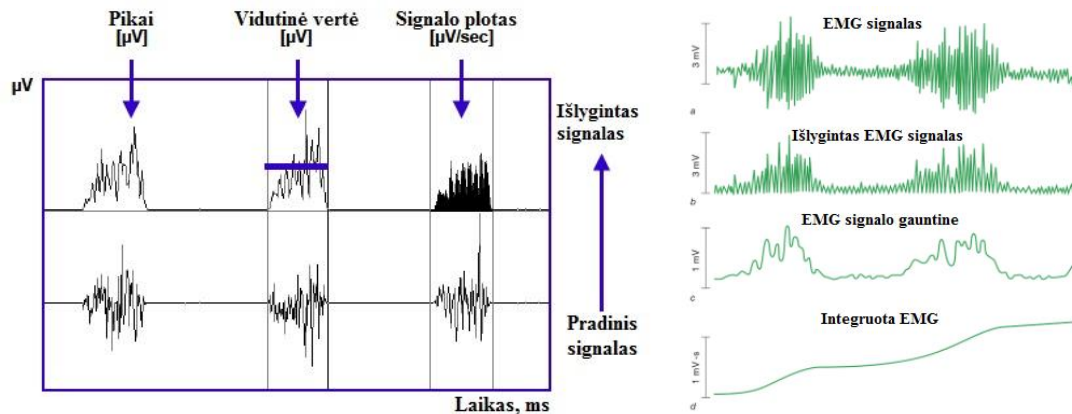
Signalų iškreipimai. Registruojant EMG signalą siekiama gauti didžiausią informacijos kiekį su minimaliu iškreipimų lygiu. Viena iškreipimų dalis yra elektros tinklo indukuoti triukšmai, kurie gali būti pašalinti, tik jei jie patenka į tiesinę stiprinimo trakto dalį. Jei elektros tinklo triukšmas išveda stiprintuvą į netiesinį režimą, jame vyksta plačiajuosčio EMG signalo ribojimas, harmonikų kūrimas bei tarpusavio maišymasis. Toks signalas nebetinkamas tolimesniai apdorojimui. Netiesinio režimo tikimybė didėja, didinant signalo stiprinimo koeficientą. Taigi, signalo ir triukšmo santykio maksimizavimas turėtų būti gaunamas su minimaliais EMG signalo iškreipimais. Dėl šios priežasties labai svarbu, kad signalas būtų įrašomas tiesiškai. Tiriant nedidelius EMG parametrų pokyčius, nustatyta, kad net paprastas papildomas 50 Hz filtravimas turi įtakos tų parametrų verčių pokyčiams [7]. Todėl EMG signalų kokybė turi būti užtikrinama aparatinėmis priemonėmis: patikimu elektrodų kontaktu, bendru žemės elektrodu, simetrinio įėjimo stiprintuvais, slopinančiais sinfazinių 50 Hz trukdį bent 100 dB ir tik vėliau panaudojant aukštų ir žemų dažnių filtrus.

1.3. Pagrindiniai elektromiografinių signalų parametrai

EMG signalo amplitudė yra labai maža ($50\mu\text{V}$ - mV) ir dažniai kinta nuo 10 Hz iki 3000 Hz. Paviršinės EMG signalams analizuoti naudojami amplitudiniai, dažniniai ir spektriniai parametrai.

1.3.1. Amplitudiniai EMG parametrai

Elektromiografiniai signalai turi standartinius amplitudinius parametrus, tokius kaip pikinė amplitudės vertė, amplitudės vidutinė vertė, efektinė vertė, maksimali amplitudės gaubtinė, integruotos vertės nuolydis, signalo plotas. EMG signalas yra dviejų poliarumų, todėl norint vertinti dalį šių parametru reikia signalą išlyginti.



1.7 pav. Standartiniai amplitudiniai EMG parametrai remiantis signalo gaubtine. Adaptuota iš [8], [15].

Išlygintame EMG signalo vis dar išlieka daug kintančių dydžių, todėl EMG signalo pikinę vertę prasminga naudoti vidurkintiems signalams. Modifikavus vieno piko vertės nustatymo metodą buvo išvestas patogesnis parametras tokiai analizei - vidutinė pikų vertė [8].

Amplitudės vidutinė reikšmė pasirinktame elektromiografinio signalo intervale yra bene svarbiausias parametras, nes jis yra mažiausiai jautrus kitimui laike analizės metu. Vidutinė amplitudinė reikšmė parodo raumeninių skaidulų suminę inervaciją raumenų aktyvumo metu, kuomet raumuo atlieka tam tikrą darbą.

Signalų plotas yra tiesinis matematinis EMG amplitudės integralas per tam tikrą analizės periodą. Atskaitos taško pasirinkimas turi tiesioginės įtakos laiko trukmei, kurioje yra analizuojamas signalas. Netinkama analizės laiko trukmė gali parodyti netikslius rezultatus. Signalų plotas nusako energijos kiekį per pasirinktą laikotarpį.

1.3.2. Dažniniai EMG parametrai

1822 metais prancūzų matematikas bei fizikas J. Furje (*J. Fourier*) įrodė, kad tam tikros funkcijos gali būti aprašytos kaip begalinės harmonikų suma [16]. Norint analizuoti ir įvertinti dažnio turinį elektromiografiniuose signaluose, kuris yra apskaičiuojamas galios spektru, naudojama greitoji Furje transformacija (FFT, angl – *fast Fourje transformation*).

Vidurinis dažnis (toliau – MNF, angl. *mean frequency*) yra matematinis spektro kreivės vidurkis. Tai yra dažnių vidurkis, suskaičiuotas paėmus visą EMG spektro komponentių amplitudžių ir jų dažnių sandaugą ir padalinus iš spektro komponentių amplitudžių sumos

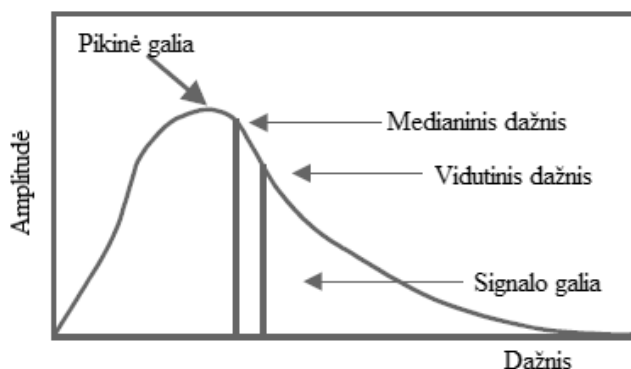
$$MNF = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (1.1)$$

kur f_j – EMG galios spektro dažnio vertė j atskaitoje, P_j – EMG galios spektras j atskaitoje, M – dažnių vektorius.

Medianinis dažnis (toliau – MDF, angl. *median frequency*) padalina EMG galios spektrą į dvi lygias dalis:

$$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (1.2)$$

MNF ir MDF parametrai dažniausiai yra naudojami vertinant raumenų nuovargį, tiriant paviršinės EMG įrašus ir suteikia daugiausiai informacijos analizuojant signalus dažnių srityje. [11]. Pastebėta, kad MNF vertė visuomet šiek tiek didesnė, negu MDF dėl EMG galios spektro nesimetriškumo (1.8 pav.), tačiau MDF turi mažiau veikiamas atsitiktinių triukšmų, ypač aukštadažnių.



1.8 pav. EMG galios spektras, vidutinis ir medianinius dažniai.

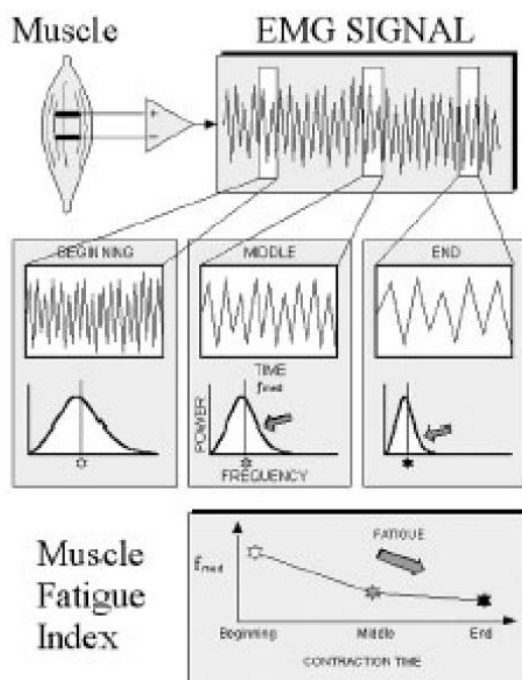
Analizuojant EMG signalą, atsižvelgiant į dažninius parametrus taip pat galima vertinti bendrą signalo galią (toliau – TTP, angl. *total power*), vidutinę galią (toliau – MNP, angl. *mean power*), pikinį dažnį (toliau – PKF, angl. *peak frequency*), spektro momentus (toliau – SM, angl. *spectral moments*), dažnių santykį (toliau – FR, angl. *frequency ratio*), galios spektro santykį (toliau – PSR, angl. *power spectrum ratio*), centrinio dažnio dispersiją (toliau – VCF, angl. *variance of central frequency*) [17].

TTP, MNP ir SM yra dažnių srities funkcijos, kurios naudoja tą pačią informaciją ir turi panašių savybių kaip laiko srities funkcijos, kurios pagrįstos energijos informacija. TTP, MNP ir SM galima naudoti kaip raumenų nuovargio rodiklius, nors pati EMG signalo amplitudė retai kada naudojama norint aptikti raumenų nuovargį. Tačiau šie parametrai gali būti naudojami vertinant MDF ir MNF [11].

Signalų spektrų formai įvertinti galima naudoti spektro asimetrijos koeficientą, kuris charakterizuoja gaubtinės asimetriškumą [7]. Asimetrijos koeficientas paprastai turi didelę įtaką filtruojant triukšmo spektrines dedamąsias – jų sumažėjimas siekia 6-10 %.

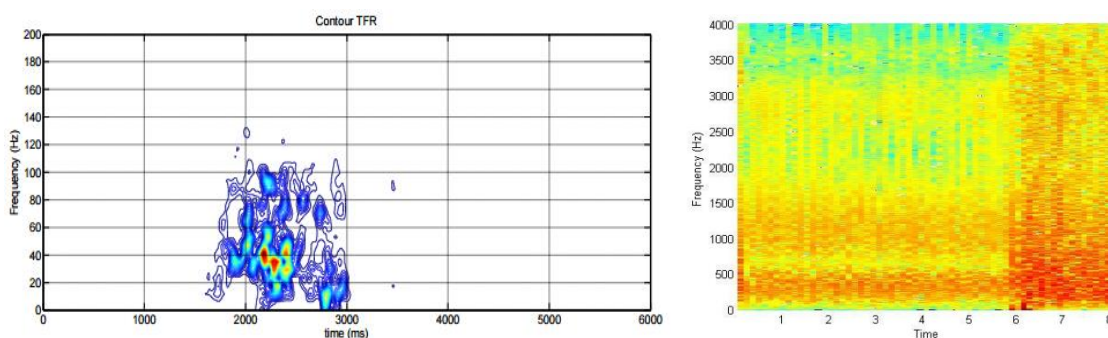
1.3.3. Parametru kitimas laike

Laike keičiantis raumenų veiklai, jų nuovargį ir jėgos pokyčius galima stebėti tiek sekant vieno parametro, pvz., MDF kitimą laike (1.9 pav) [7], tiek analizuojant spektro formos pokyčius. Šiuo metu sparčiai populiarėja spektrogramų analizė, kurios metu EMG įrašas analizuojamas tam tikros trukmės fiksuotais arba slenkančiais langais [18]. Ši analizė nepateikia vieno parametro, tačiau gali būti taikoma vizualiai vertinant bendrus spektro intensyvumo ir dažninių komponentių pokyčius. Sparčiai besivystantys dirbtinio intelekto algoritmai taip pat yra potencialus įrankis spektrogramų analizei.



1.9 pav. Raumens nuovargio fiksavimas laiko atžvilgiu. MDF kinta laike [19]

Ne visuomet MNF ar MDF pokyčių sekimas gali būti laikomas patikimu raumenų veiklos rodikliu. Pavyzdžiui, pauzių tarp raumenų aktyvumo metu MNF yra didelis, tačiau signalo amplitudė – maža. Todėl neturint išankstinio EMG įrašo suskirstymo į aktyvumo ir neaktyvumo laikotarpius, vertinimas tik pagal dažninius parametrus yra ribotas. Raumenų aktyvumo pokyčių analizė naudojant spektrogramas tokiais atvejais yra informatyvesnė [20]. Ji gali būti taikoma tiek analizuojant raumenų veiklos fazes (aktyvumo etapus), tiek atskiriant normalią raumenų veiklą nuo miopatinės arba neuropatinės [21]. Dažniausiai EMG analizėje taikomos dviejų tipų spektrogramos (1.10 pav.), kurioms bendra tai, kad pagal jas galima aiškiai matyti raumenų atsipalaidavimo ir susitraukimo fazes.



1.10 pav. Elektromiogramų spektrogramų tipai: a) kontūrinė [22], b) spalvinio intensyvumo [21].

1.4. Artefaktų EMG signaluose aptikimas ir šalinimas

Paviršinės EMG (sEMG) signalas yra neišvengiamai užteršiamas įvairiomis triukšmo komponentėmis ar artefaktais, kurie yra neišvengiami dėl elektrodo ir oda sąsajos. Šios komponentės sEMG signale trukdo kokybiškai analizuoti jo parametrus. Tai yra ypač aktualu, kuomet signalas yra registruojamas dinaminių susitraukimų metu ir yra skirtas tirti fiziologinę ar anatomicinę raumenų būseną [23]. Išorinių triukšmų šaltinių, tokių kaip elektros linijos triukšmai ir laido judesio artefaktas galima išvengti naudojant modernias signalų įrašymo technologijas, kurios turi integruotus filtrus minėtiems triukšmams pašalinti. Neišvengiami ir kiti triukšmai, tokie kaip šiluminis ir elektrocheminis [24]. Kartu šie triukšmo šaltiniai sudaro bazinės linijos triukšmą, kuris formuojasi kuomet elektrodas kontaktuoja su odos paviršiumi dėl žmogaus kūno šilumos ir varžos. Papildomi triukšmų šaltiniai, tokie kaip judesio artefaktai generuojami taip pat dėl sąsajos tarp elektrodo ir odos. Jie generuojami tuomet kai raumuo juda po oda ir kai jėgos impulsas juda per raumenį link odos, kuri tiesiogiai susijungia su elektrodo pagrindu, taip sukeldamas judėjimą elektrodo-odos sąsajoje. Registruojamas įtampų skirtumas laike tarp dviejų elektrodų yra daugiausiai dėmesio reikalaujantis triukšmo šaltinis [23].

Šiuo metu yra tik vienas efektyvus būdas sumažinti arba net panaikinti triukšmus ir artefaktus sEMG signale - dviguba diferencinė įrašymo technika [25], [26]. Šio metodo principas yra paviršinės EMG elektrodai, turintys tris detektavimo dalis, kurios yra išdėstytos vienodais atstumais. Tuomet yra gaunami du skirtingai signalai: pirmas signalas susideda iš pirmojo ir antrojo elektrodų užregistruoto rezultato, o antrasis – iš antrojo ir trečiojo, taip praeidami dviejų lygių diferenciaciją.

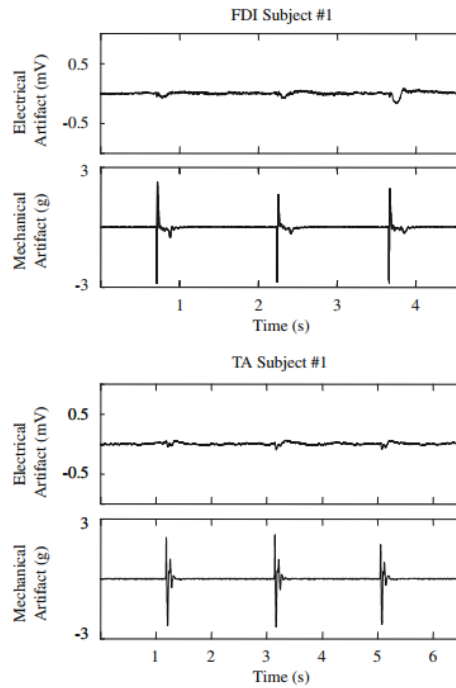
Jeigu dvigubas diferencinis įrašymas negali būti naudojamas, tuomet yra du būdai, kaip galima patikrinti artefaktų egzistavimą EMG signale:

1) analizuoti signalo dažnių spektrą, nes artefaktas yra susitelkęs žemuose dažniuose;

2) paviršinius elektrodus išdėlioti ant visų gretutinių raumenų kartu naudojant ir invazinės EMG elektrodus taip stebint aktyvumo trūkumą. Šis metodas yra sudėtingesnis ir kliniškai, ir techniškai, bet invaziniai elektrodai yra mažiau jautrūs triukšmams, nes registruoja tik vieno MV veiklą [27].

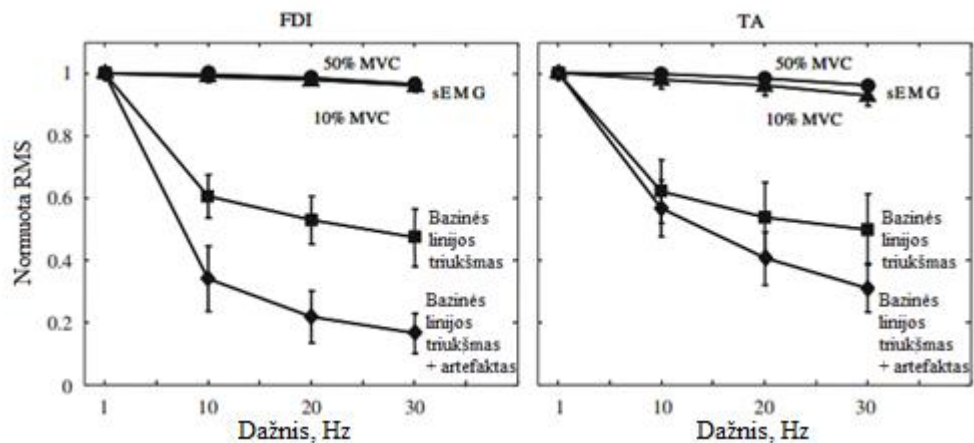
De Luca, 1997 m., Roy ir kiti 2007 m. nustatė, kad norint didinti sEMG signalo kokybę yra tikslinga filtruoti triukšmus tik aukštuose dažniuose, išsaugant EMG signalo dažnių spektro komponentes [28], [29]. Paprastai sEMG dažnių spektras yra 0-400 Hz diapazone, priklausomai nuo tarpų tarp elektrodų, riebalinio audinio storio tarp odos ir raumenų, raumeninių skaidulų VP formos ir raumenų tipo. Todėl pageidautina, kad sEMG dažnių spektras būtų nufiltruojamas virš 400-450 Hz .

„Journal of Biomechanics“ 2010 metais publikuotame tyrime siekta nustatyti filtravimo dažnio vertę, kad būtų galima pašalinti žemo dažnio triukšmo komponentus, ypač tuos, kurie susidaro dėl judesio artefakto [23]. Pašalinus šiuos komponentus iš sEMG signalo šis tampa naudingesnis tolimesnei analizei. Taikomo metodo esmė yra nustatyti aukšto dažnio filtrų nukirtimo dažnius tipiniams sEMG signalams ir palyginti jų efektyvumą. Tyrimo metu dalyvavo septyni vyrai ir penkios moterys be raumenų veiklos sutrikimų. Tirtos elektromiogramos nuo priešakinio tibialis (TA) ir pirmojo plaštakos tarpkaulinio (FDI) raumenų dėl jų dydžių skirtumų ir odos storio tose vietose. Siekiant registruoti judesio artefaktus papildomai buvo naudojami akcelerometrai, kurie buvo pridedami prie sEMG elektrodų. Signalai buvo filtruojami naudojant 10 Hz, 20 Hz ir 30 Hz žemų dažnių filtrus su dviem skirtingo statumo charakteristikų šlaitais (12 dB/okt. ir 24 dB/okt.), siekiant išskirti judesio artefaktų signalus.. Nustatyta, kad 12 dB/okt Batervorto filtras turi geresnį laikinį atsaką. 1.15 pav pavaizduota judesio artefaktai įrašyti sEMG elektrodais kartu su akcelerometrais.



1.11 pav. Artefaktai įrašyti sEMG elektrodais ir akselerometrais [23].

Filtro dažnio poveikis daug didesnis triukšmo ar judėjimo artefakto signale, negu pačiame sEMG signale. sEMG signalo amplitudė atvaizduojama kaip dažnio funkcija su tiesiškai mažėjančia amplitudė, o pradinio triukšmo ir judesio artefakto signalai atvaizduojami atvirkščiai – amplitudės mažėja greičiau kuomet dažnis didėja. Dėl šių savybių triukšmų normuota RMS labiausiai sumažėjo, kuomet filtro dažnis pasirinktas 10 Hz. Šis mažėjimas stebimas ir ties 20 Hz bei 30 Hz, tačiau triukšmų mažėjimas nėra toks ženklus, kaip esant 10 Hz (1.12 pav.).



1.12 pav. Normuotos RMS vidutinės vertės ir standartiniai nuokrypiai. RMS ir kampinio dažnio funkcijos sumažėjimas signalo amplitudėje FDI (kairėje) ir TA (dešinėje) raumenims, kuomet raumenų susitraukimo galia (MVC) siekė 10 % ir 50 % (pirmos dvi kreivės). Sekančios dvi kreivės vaizduoja bazinės linijos triukšmų signalo sumažėjimą ir bazinės linijos + artefakto signalo sumažėjimą, atitinkamai. Adaptuota iš [23].

Taigi sEMG sistemoje tikslinga naudoti aukštų dažnių filtrą, kuris sumažina bazinės linijos triukšmą ir judėjimo artefaktus su minimaliais EMG pakitimais žemų dažnių srityje, o būtent šioje srityje yra visa naudinga informacija apie raumenų aktyvumą. Tačiau kuo labiau bus didinamas filtro dažnis, tuo daugiau bus prarandami naudingo sEMG signalo. Optimalus signalo filtravimo dažnis gali būti nustatomas atsižvelgiant į sEMG signale esančio judesio artefakto procentinę dalį pačiame sEMG signale.

1.5. Automatinis EMG įrašų segmentavimas

Dažniausiai naudojamuose sEMG įrašuose segmentavimas skirtas raumenų aktyvumo ir poilsio periodų išskyrimui, stengiantis neprarasti analizei reikšmingos informacijos segmentavimo pradžioje ir pabaigoje.

Paprasčiausias raumenų aktyvumo ir neaktyvumo fazių nustatymas galimas naudojant sEMG signalo slenksčio metodus. Vienas iš populiariausių yra gaubtinės slenksčio metodas [30]. Išlygintas EMG signalas yra filtruojamas 4,5 Hz žemų dažnių ribotos impulsinės reakcijos (toliau – RIR) filtru, taip išskiriant tik signalo gaubtinę. Po to randama maksimali gaubtinės amplitudė U_{env_max} ir raumens aktyvumo pradžia laikomas momentas, kai gaubtinė pasiekia 20% nuo U_{env_max} . Panašiai, tik su skirtingais slenksčio lygiais veikia ir kiti metodai [30].

Vieno slenksčio metode signalo pradžia laikoma, kai jo amplitudė viršija ribą

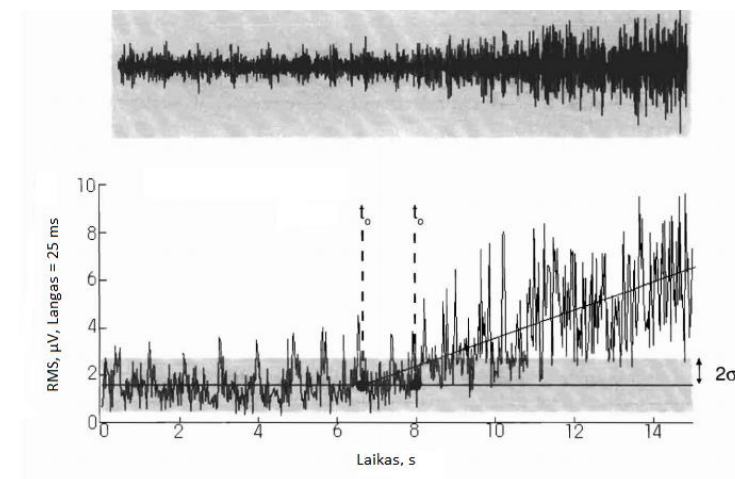
$$\tau_{on} = \min\{n: x(n) \geq h\} \quad (1.3)$$

kur h – signalo $x(n)$ riba, kurios rekomenduojama vertė – 30 μ V.

Vieno slenksčio metodas naudoja fiksuoto lango ilgio slenkančio vidurkinimo metodą:

$$\bar{x}(n) = \frac{1}{W} \sum_{m=n-W+1}^n x(m) \quad (1.4)$$

kur W – lango ilgis. Kai signalo lange W vidutinė reikšmė $\bar{x}(n)$ viršija slenkstinę, tai yra laikoma raumenų aktyvumo segmento pradžia. Taip pat galimos šio metodo modifikacijos lyginant su triukšmo vidurkiu ir dispersija, bet tai jau reikalauja iš anksto nurodyti raumenų neaktyvumo periodą triukšmo parametrų įvertinimui.



1.13 pav. Triukšmo ir EMG signalo aktyvavimo pradžios atpažinimas. Adaptuota iš [27].

”Journal of applied biomechanics“ 1997 metais publikuotame straipsnyje De Luca pasiūlė metodą, leidžiantį atskirti triukšmo amplitudę ir raumenų aktyvumo dalį. Triukšmas gali būti įvertinama kaip stochastinis kintamasis, kurio amplitudę apskaičiuoti galima pasinaudojant vidutine triukšmo signalo reikšme bei jos standartiniu nuokrypiu σ (1.13 pav.). Nuo šios reikšmės matuojama dviguba standartinio nuokrypio vertė ($+2\sigma$) ir kai EMG signalo RMS amplitudė viršija $+2\sigma$ ir tolsta nuo šios reikšmės per apibrėžtą laiką (t_0) šis laikas vertinamas kaip raumens suaktyvėjimo pradžia.

Vieno slenksčio metodai įvertina tik signalo amplitudę, todėl raumenų susitraukimas, turintis trumpą signalo amplitudės sumažėjimą bus padalintas į du aktyvumo segmentus. Taip pat aktyvumo periodu gali būti laikomas trumpas spontaninis raumenų aktyvumas arba impulsinis trukdis. Šių trūkumų neturi **dviejų slenksčių metodai** [33]. Tokiame metode įvertinamas tiek laikas, kai signalo amplitudė viršija slenkstį, tiek šio aktyvumo trukmė, viršijanti nustatytą laiko slenkstį:

$$\tilde{x}(n) = F(x(n)) \quad (1.5)$$

$$H(\tilde{x}(n)) = \frac{1}{\sigma^2} (\tilde{x}(n)^2 - \tilde{x}(n)^2) \quad (1.6)$$

$$\tau_{on} = \min\{n: H(\tilde{x}(n)) \geq h_1\} \quad (1.7)$$

$$\tau_{on} = \tau_0 \quad \text{if} \quad m \geq h_2 \quad (1.8)$$

kur $F(x(n))$ – naudojamas filtras, m – aktyvumo periodo ilgis, o h_1 ir h_2 – amplitudės ir laiko trukmės slenksčiai [32].

Kiti sEMG segmentavimo metodai yra sudėtingesni, vertinantys tikimybinus pasiskirstymus ir jų taikymas palyginus paprastiems ir pagal protokolą įrašytiems veido raumenų signalams nėra tikslingas.

2. ELEKTROMIOGRAFINIŲ SIGNALŲ PRADINIO APDOROJIMO METODIKA

Elektromiografinių signalų analizė susideda iš jų surinkimo, tinkamumo įvertinimo, pradinio apdorojimo (filtravimo, segmentavimo, artefaktų pašalinimo) ir analizės. Šiame darbe pagrindinis dėmesys skiriamas signalų tinkamumo įvertinimui bei segmentavimui.

Tyrimas atliktas šiais etapais:

1. Sukurti EMG įrašų duomenų bazę;
2. Sukurti atraminį judesio artefakto signalą tolimesnei signalų analizei;
3. Ištirti artefaktų atpažinimo metodus, sudaryti jų algoritmus;
4. Ištirti, kuris metodas geriausiai tinka raumenų aktyvumams išskirti, sudaryti jų algoritmus;

2.1. Elektromiografinių signalų surinkimas

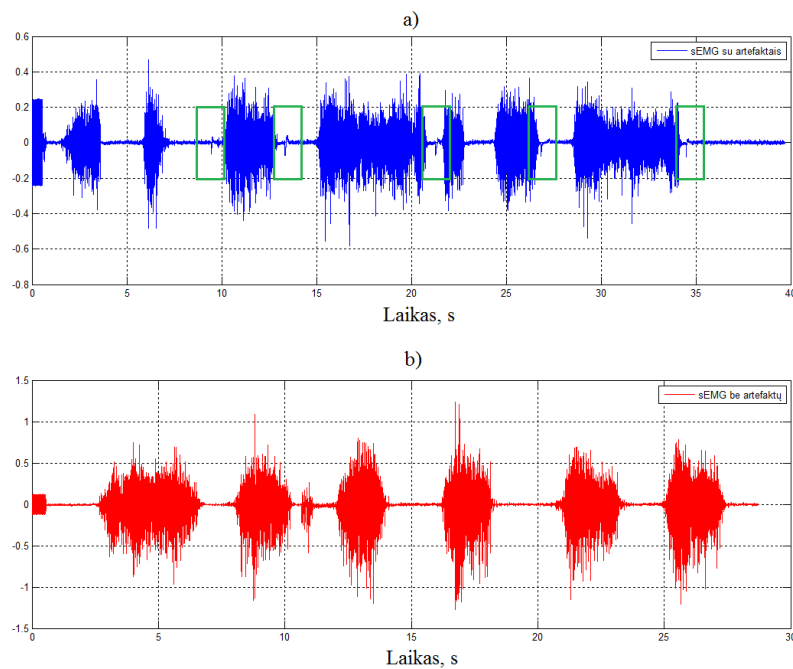
Tyrimui naudojami sEMG signalai, užregistruoti universaliu bioelektrinių signalų registravimo įrenginiu "Biopac MP36" (Biopac Systems Inc.). Analizei naudoti m.temporalis ir m.masseter raumenys, kurie minėtu įrenginiu registruojami dvejais kanalais su dvigubais elektrodais. Elektromiogramoms užrašyti naudojamas standartizuotas protokolai, kurio metu tiriamųjų prašoma per pirmąsias 20 sekundžių atlikti 4-5 trumpus (1-2 sekundžių) sukandimus. Sekančias 20 sekundžių 4-5 sukandimai ilginami iki 2-3 sekundžių. Paskutines 20 sekundžių registruojami 2 sukandimai, kurių trukmė siekia 5-6 sekundes. Tokiu būdu gaunami sEMG įrašai, kurių trukmė siekia 60-70 sekundžių.



2.1 pav. Raumenys, naudoja EMG įrašų metu (kairėje) ir elektrodų išdėstymas sEMG įrašams atlikti (dešinėje)

2.2. Artefaktų aptikimas elektromiografiniuose signaluose

Signale judesio artefaktą lengva pastebėti, kai jis yra ne raumenų aktyvumo vietoje (2.2 pav. a). Tačiau kai artefaktai registruojami raumenų aktyvumo perioduose, juos atpažinti yra sunku. Paprasčiausias metodas – signalą palyginti su judesio artefaktu naudojantis koreliaciniais metodais, tačiau tam reikalinga žinoti ieškomo signalo formą laike.

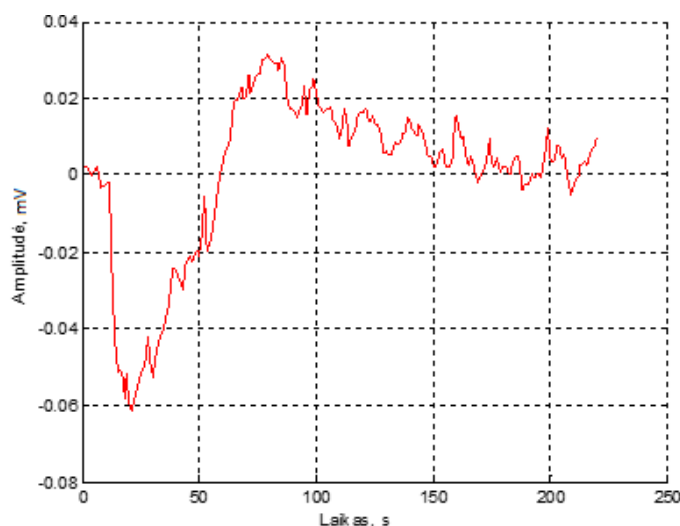


2.2 pav. sEMG signalai: a) su judesio artefaktais; b) be judesio artefaktų.

2.2.1. Judesio artefakto atraminio signalo modeliavimas

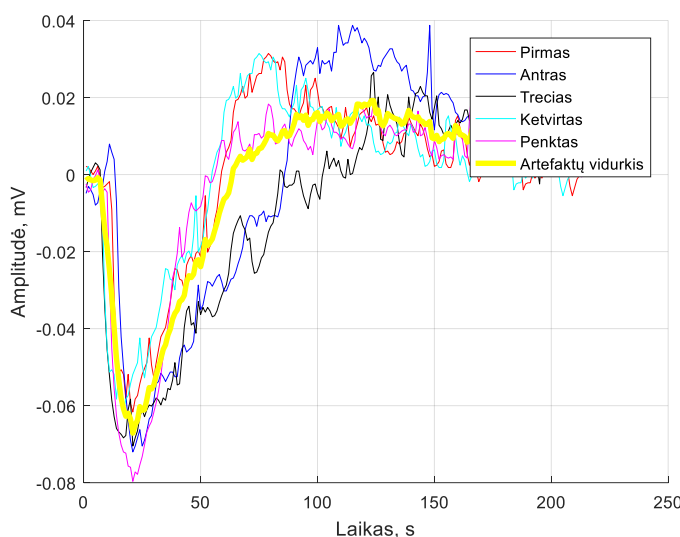
Literatūroje dažnai minima, kad paviršinės EMG signalas yra jautrus elektrokardiografiniams signalams. Tačiau, tai yra aktualu elektromiogramoms, kurios yra registruojamos krūtinės, nugaros, ar rankų zonose. Literatūroje minėti artefatai, pasireiškiantys kaip elektrokardiografinės kilmės, yra aiškios QRS komplekso amplitudės formos ir periodiškai pasikartojantys (1.11 pav.). Šiame darbe analizuojami veido raumenų (m.masseter, m.temporalis) sEMG signalai (2.1 pav.), todėl elektrokardiografinės kilmės artefaktai yra mažai tikėtini, nes veido raumenys nuo širdies veiklos paveikiamų plotų yra atskirti kaklu. EKG kilmės artefaktų tikimybę sumažina ir tai, kad analizuojami raumenys yra kaulo paviršiuje.

Duomenų bazėje esantys signalai pasižymi individualios amplitudės judesio artefaktais, kurie turi vieną ir tą pačią formą tiek raumenų aktyvumo zonose, ties ramybės būsenoje (2.3 pav.). Ramybės būsenoje atpažinti judesio artefaktą yra paprasčiau, nes jo amplitudė yra didesnė už triukšmo amplitudę.



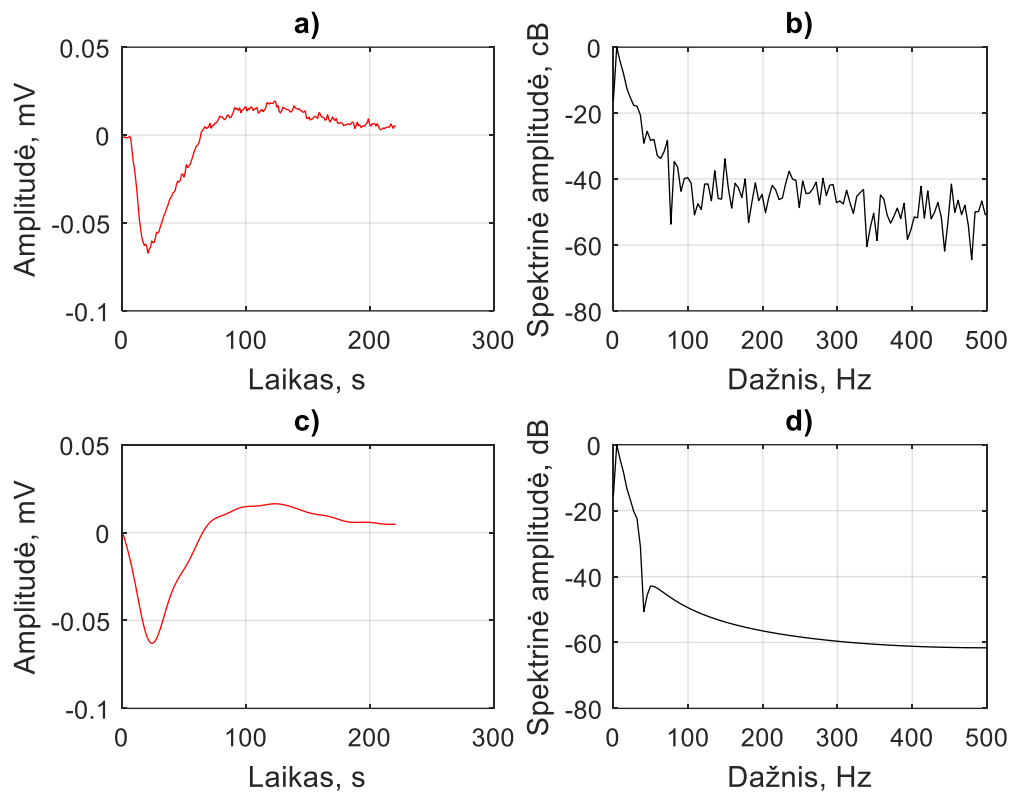
2.3 pav. Judesio artefaktas ne raumenų aktyvumo metu

Tyrinėjant EMG signalą raumenų aktyvumo perioduose pastebėti judesio artefaktą yra sudėtingiau, nes jis paslepiamas EMG aktyvumo. Ieškoti artefaktų šiose signalo vietose galima koreliacijos metodu. Šiai užduočiai įgyvendinti naudojamos kelios judesio artefaktų amplitudės. Kuriant atraminį judesio artefakto signalą pasirenkami 5 artefaktai, užregistruoti ne raumenų aktyvumo perioduose. Šie artefaktai yra iškerpami iš sEMG signalo pauzių tarp raumenų aktyvumo, signalų ilgai suvienodinami, signalai sulyginami pagal neigiamą piką, tuomet išvedamas jų vidurkis (2.4 pav.)



2.4 pav. Judesio artefaktai ir jų vidutinė vertė

Registruojant elektromiogramą užregistruojami ir triukšmai, kas matosi ir suvidurkintame judesio artefakto signalo. Išanalizavus jo dažninę charakteristiką (2.5 pav. b) buvo pastebėta, kad pagrindinė artefakto signalo energija yra sutelkta 35 Hz dažnių juostoje (-20 dB lygyje).



2.5 pav. a) Artefaktų vidurkis; b) artefaktų vidurkio spektras; c) artefaktų vidurkis po ŽDF; d) artefaktų vidurkio spektras po ŽDF

Tam, kad artefaktą būtų galima toliau naudoti be papildomų triukšmų jam panaudotas 6-os eilės Batervorto žemų dažnių filtras (toliau – ŽDF) su 35 Hz pjūvio dažniu. Pasinaudojus nulinės fazės žemų dažnių filtru artefaktų vidurkis išvalomas nuo triukšmų išvengiant signalo vėlinimo (2.5 pav. c ir d). Šis signalas toliau naudojamas tyrime kaip atraminis tarpusavio koreliacijos metoduose.

2.2.2. Judesio artefakto atpažinimo ir pašalinimo metodai

Jau minėta, jog judesio artefakto signalas turi specifinį pobūdį (2.3 pav.), kuris išsiskiria savo forma ir amplitude. Jie puikiai pastebimi EMG signalo vietose ne raumenų aktyvumo perioduose, tačiau esantys raumenų aktyvumo perioduose judesio artefaktai reikalauja papildomo atpažinimo algoritmo. Šiame tyrime aptikimui naudojami trys metodai:

1. Tarpusavio koreliacijos metodu, pagal tarpusavio koreliacijos kreivės pikus;
2. Slenkančio vidurkio filtru apdorojant tarpusavio koreliacijos kreivę, po to detektuojant jos pikus;
3. Savitzky – Golay filtru apdorojant tarpusavio koreliacijos kreivę, po to detektuojant jos pikus.

2.2.3. Tarpusavio koreliacijos metodas

Signalų analizėje tarpusavio koreliacijos metu yra lyginamas dviejų poslinkio funkcijų panašumas laike. Tarpusavio koreliacijos rezultatas aiškinamas kaip dviejų atsitiktinių sekų arba kaip determinuota koreliacija tarp dviejų determinuotų signalų ir dažnai naudojama kiekybiniam signalo įvertinimui. Žinant, kad EMG signalas yra stacionarus atsitiktinis procesas, jų koreliacijos koeficientas apskaičiuojamas kaip

$$R_{xy}(m) = E\{x_{n+m}y_n^*\} = E\{x_n y_{n-m}^*\} \quad (2.1)$$

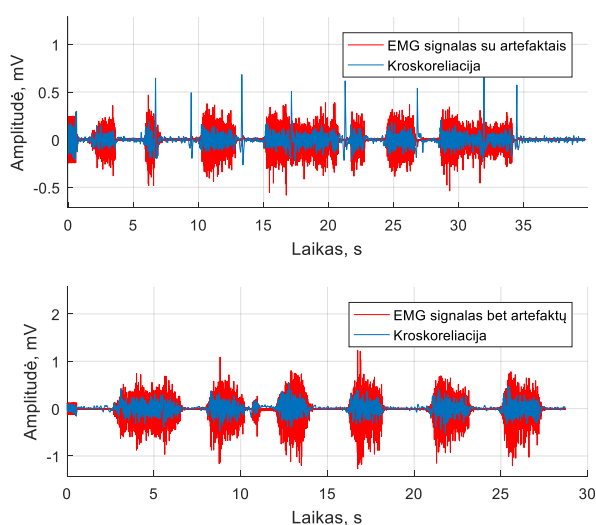
kuomet $-\infty < n < \infty$, y^* - kompleksinis įvertis, E – tarpusavio koreliacijos vertė, x_n – pradinis signalas, y_n – signalas, kurio panašumą ieškoma pradiniame signale. Tarpusavio koreliacija matuoja panašumą tarp x_n ir y_n , kurių ilgiai yra skirtingi, ir jos koeficiento reikšmė yra $[-1..1]$ intervale.

Naudojama funkcija apskaičiuoja neapdorotas, nenormalizuotas koreliacijos koeficiento vertės kaip

$$\hat{R}_{xy}(m) = \begin{cases} \frac{\sum_{n=0}^{N-m-1} x_{n+m}y_n^*}{m}, & m \geq 0 \\ \hat{R}_{xy}^*(-m), & m < 0 \end{cases} \quad (2.2)$$

Išėjimo vektorius elementai apskaičiuojami kaip

$$c(m) = \hat{R}_{xy}(m - N), \quad m = 1, 2, \dots, 2N - 1 \quad (2.3)$$

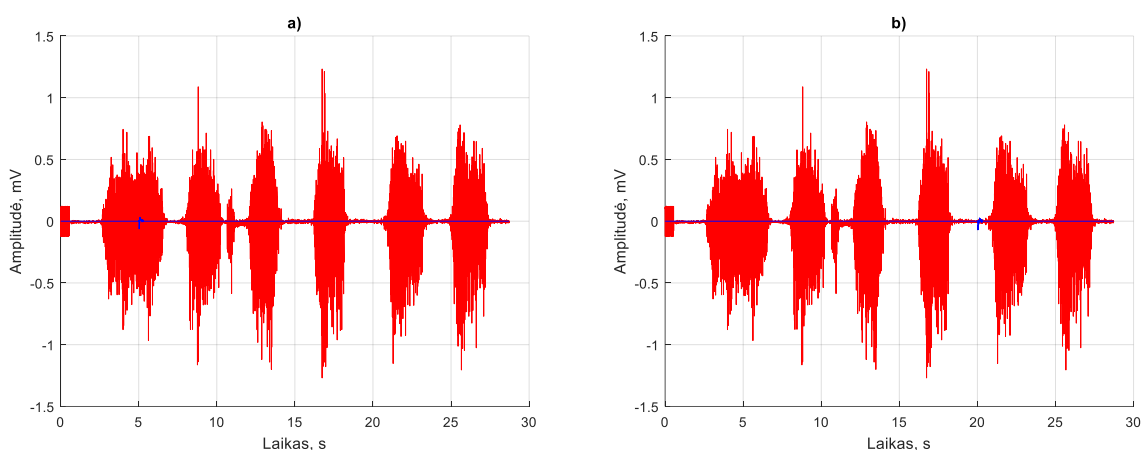


2.6 pav. sEMG įrašas panaudojus tarpusavio koreliaciją

EMG signalo tarpusavio koreliacijos signalas įgauna didesnę amplitudinę vertę, kuomet x_n atitinka y_n signalo amplitudę (2.6 pav.)

2.2.4. Tarpusavio koreliacijos metodo jautrumo tyrimas

Siekiant įsitikinti, ar taikomas koreliacinis metodas tinkamas, atliekamas šio metodo jautrumo patikrinimas, nustatomas naudojant dirbtinai įterptus judesio artefaktų signalus į pradinį EMG signalą. Pradiniu pasirenkamas EMG įrašas, kuriame vizualiai nepastebimos judesio artefakto amplitudės. Po to prie šio įrašo pridedamas 1-asis elektrodų atsiklijavimo artefaktas (žr. 2.4 pav.) į 5-tąją sekundę, pirmojo raumenų aktyvumo segmentą (2.7 pav. a)). Taip pat į įrašą buvo įkomponuotas ir 3-asis artefaktas (žr. 2.4 pav.) ne raumenų aktyvumo segmente, 20-toje sekundėje (2.7 pav. b)).



2.7 pav. a) sEMG + artefaktas Nr. 1; b) sEMG + artefaktas Nr. 3

2.2.5. Slenkančio vidurkio filtro panaudojimas

Slenkančio vidurkio filtrą galima realizuoti kaip ribotos impulsinės reakcijos (toliau – RIR) filtrą, kurio charakteristika yra baigtinės trukmės. Šio filtro paskirtis – eliminuoti iš signalo aukštų dažnių trikdžius, kai jie yra virš signalo lygio, paliekant signalo žemadažnes komponentes.

RIR filtras aprašomas

$$y[n] = \sum_{k=0}^{M-1} b_k x[n - k] \quad (2.4)$$

kur M – filtro eilė, b_k – filtro koeficientai.

Analizuojamų signalų tarpusavio koreliacijos kreivėje šiuo filtru buvo pašalinti mažesnės amplitudės pikai. Parinktas 25 ms langas, atlikus bandymą su dviem skirtingom lango trukmėm ir atsižvelgiant į literatūros analizėje pateiktas rekomendacijas [27].

2.2.6. Savitzky – Golay filtro panaudojimas

Savitzky – Golay lyginamojo filtro, dar kitaip vadinamo skaitmeniniu lyginamuoju daugianario filtru arba mažiausių kvadratų lyginamuoju filtru, paskirtis – išlyginti signalą, užregistruotą su triukšmais, kurie yra susitelkę aukštesniuose dažniuose. Šis filtras yra pranašesnis už slenkančio vidurkio filtrą, nes išsaugo aukšto dažnio signalo komponentus. Savitzky – Golay filtrai yra optimalūs dėl sumažintų mažiausių kvadratų klaidų daugianario rėmuose. Jų veikimo principas: taikomas RIR išlyginamasis filtras tiriamajam signalui. Tam tikra Savitzky-Golay filtrų formuluotė saugo įvairius momento nurodymus geriau negu kiti lyginimo metodai, kurie yra linkę išsaugoti viršūnės plotį ir aukštį geriau negu originalus Savitzky-Golay metodus.

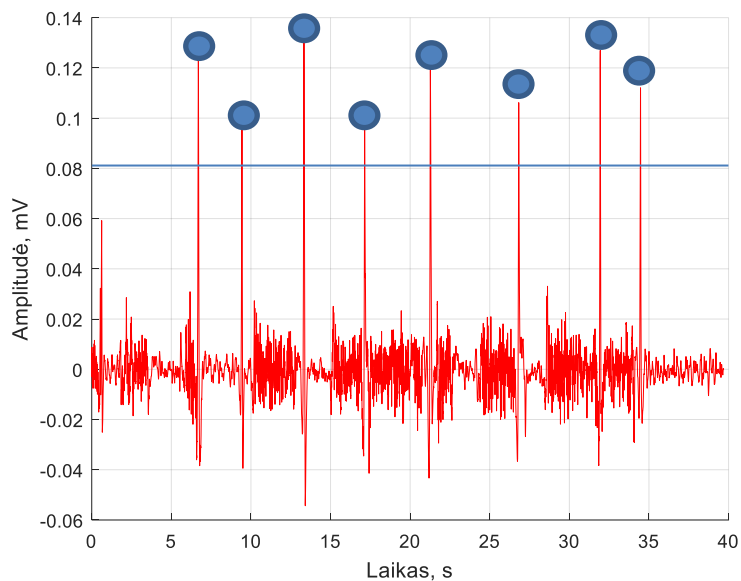
Kadangi duomenys susideda iš n $\{x_j, y_j\}$ laiko atskaitų (kai $j = 1, \dots, n$), kur x – nepriklausomas kintamasis, o y_j – užregistruota vertė, matematinę lango funkciją galima užrašyti taip:

$$Y_j = \sum_{i=\frac{m-1}{2}}^{\frac{m-1}{2}} C_j y_{j+1}, \quad \frac{m+1}{2} \leq j \leq n - \frac{m-1}{2} \quad (2.5)$$

kur m – sąsūkos koeficientas, C_j – analizuojamas signalas.

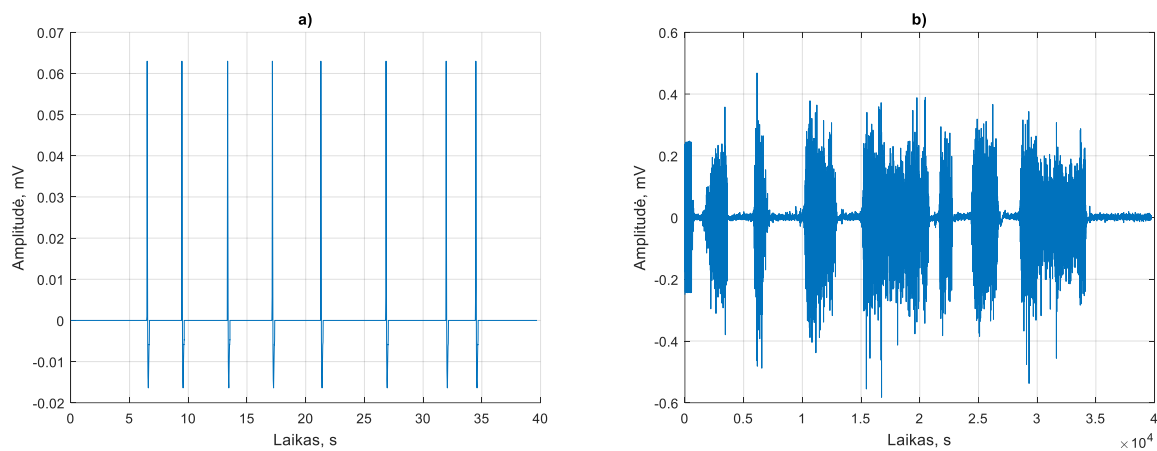
2.2.7. Judesio artefaktų pašalinimo metodas

Judesio artefaktai EMG signale savo išskirtine amplitude iškraipo dažninius parametrus, kurie naudingi signalų analizei, tiriant jų patologinius pakitimus. Siekiant išvengiant šių pakitimų yra tikslinga pašalinti judesio artefaktą iš pradinio EMG signalo. Šiam tikslui įgyvendinti reikalinga sužinoti artefaktų tikslią buvimo vietą, kuri randama tarpusavio koreliacijos kreivėje, kadangi jos metu judesio artefaktų pikai įgauna didesnę amplitudinę vertę, ne žemesnę negu 0,08 mV (Priedas Nr. 1).



2.8 pav. Pikų vieta, kuomet jų amplitudė yra didesnė negu slenkstinė vertė

Suradus koreliacinės kreivės pikus laiko atžvilgiu (2.8 pav.) į šio piko vietą įstatomos priešingos amplitudės judesio artefakto signalas (žr. 2.5 pav. c)), o kitos šio signalo vietos užpildomos nuliais, taip sumodeliuojant kompensacinę kreivę (2.9 pav. a)).



2.9 pav. a) sumodeliuotas kompensacinė kreivė su neigiamos reikšmės judesio artefaktu, b) EMG signalas su kompensuotais judesio artefaktais

Kitame etape – kompensuojami judesio artefaktai pradiniame EMG signale, kuomet prie jo pridedamas naujai sumodeliuotas kreivė (2.9 pav. b)), taip gaunant naują signalą be judesio artefaktų amplitudžių.

2.3. Elektromiografinių signalų segmentavimas

Klinikinėje praktikoje EMG įrašai anotuojami į raumenų veikimo ir neveikimo periodus rankiniu būdu. Tačiau tai yra gana sudėtinga atlikti, nes sEMG įrašo amplitudė aktyvumo periodo pradžioje didėja laipsniškai ir rankinis aktyvumo periodų anotavimas gali būti netikslus atkreipiant dėmesį į tolimesnę šių įrašų analizę. Taip pat rankinis signalų segmentavimas yra jautrus laikui.

2.3.1. Segmentavimas pagal amplitudę

Amplitudė – tai kintantis matas, kuris svyruoja priklausomai nuo raumenų susitraukimo jėgos. Amplitudės intervalas – nuo piko iki piko, t.y., nuo maksimalios iki minimalios vertės. sEMG signalų segmentavimas atsižvelgiant į amplitudės parametą priklauso nuo vidutinės amplitudės vertės:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |A_i| \quad (2.6)$$

Ši reikšmė apskaičiuojama kiekvienam signalui atskirai ir, kuomet raumenų aktyvumo amplitudės vertė yra didesnė negu vidutinė absoliutinė signalo amplitudės vertė, tuomet kuriamas naujas masyvas, kuriame keliamos laiko atskaitos, kurios atitinka šią sąlygą.

2.3.2. Segmentavimas pagal dvigubą standartinį nuokrypį

Standartinis nuokrypis – tai dydis, kuris nusako atsitiktinio dydžio įgyjamų reikšmių išsibarstymą apie jo vidurkį. Jo vertė siekia 95% tiriamojo signalo amplitudės. Vienas iš segmentavimo metodų yra apskaičiuoti triukšmo amplitudės standartinį nuokrypį ir, kuomet EMG signalo gaubtinė viršija triukšmo amplitudės kvadratinį standartinį nuokrypį, tai įvertinama kaip raumenų aktyvumas. Šiam metodui įgyvendinti reikalinga iš tiriamo EMG įrašo išsiskirti triukšmą ne raumenų aktyvumo metu, apskaičiuoti jo dvigubus standartinius nuokrypius, ir vidurkį. Ši vertė priimama kaip sEMG signalo triukšmo amplitudės dvigubas standartinis nuokrypis ir bus taikoma toms sEMG signalo dalims, kuriose fiksuojami raumenų aktyvumo periodai.

Standartinis nuokrypis apskaičiuojamas kaip:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |A_i - \mu|^2} \quad (2.7)$$

kur A – atsitiktinių kintamųjų vektorius, N – skaliarinis skaičius, μ - analizuojamo signalo vidurkis, apskaičiuojamas pagal (2.6) formulę.

Kitas žingsnis – pasinaudojus slenkančiu per signalą 50 ms trukmės langu, tikrinama, ar sEMG signalo amplitudė viršija kvadratinio standartinio nuokrypio vertę, tokiu būdu segmentuojant signalą į aktyvumo ir ramybės periodus.

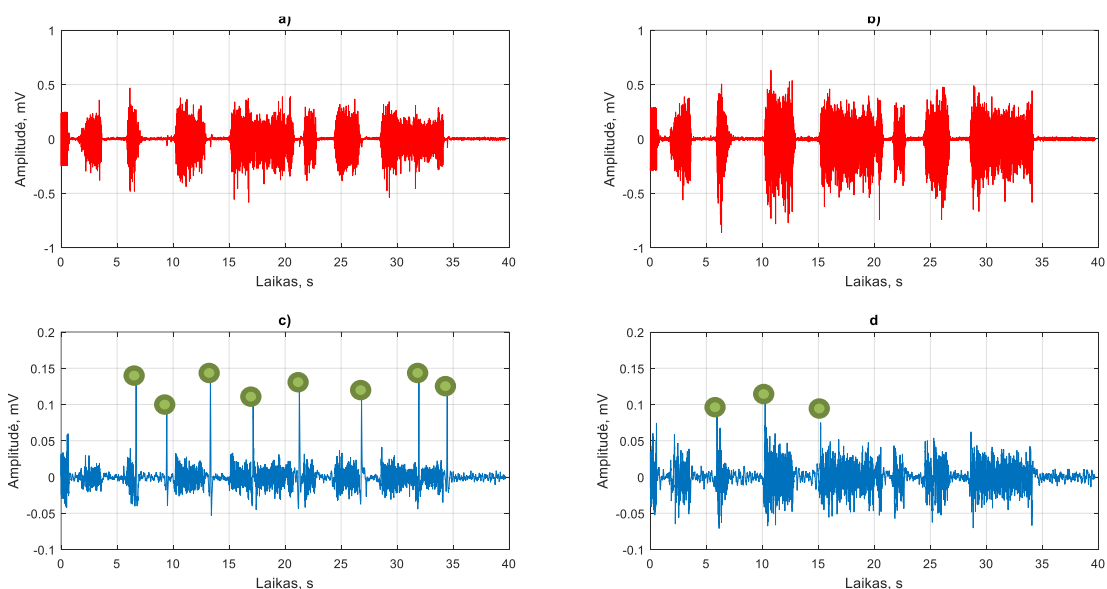
3. REZULTATAI

Elektromiografinių signalų duomenų bazėje, analizuojamų įrašų sąrašą sudarė 74 sEMG įrašai. Šių įrašų pradžioje pastebėta, kad šiame laiko tarpe registruojamas 50 Hz tinklo įtampos dažnio signalas, kurį rekomenduojama pašalinti prieš tolimesnę įrašų analizę. Vėliau šis trukdis nuslopinamas Biopac sistemoje aktyvuojamais filtrais.

Atlikus pirminę įrašų analizę pastebėta, kad sEMG dalyje įrašų stebima triukšmų amplitudė yra ~80 % ne raumenų aktyvumo metu. Tokių signalų nėra tikslinga naudoti dėl to, kad 50 Hz tinklo dažnio dedamoji ir jos harmonikos triukšmo perioduose yra didesnės negu raumenų aktyvumo perioduose. Atlikus pirminę sEMG įrašų atranką tolimesniems tyrimams buvo pasirinkti 45 įrašai.

3.1. Judesio artefaktų atpažinimas ir pašalinimas

Analizuojant sEMG įrašus pastebėta, kad po tarpusavio koreliacijos panaudojimo kai kuriuose signaluose išskiriami pikai yra raumenų aktyvumo perioduose, kas nėra pastebima pradiniam įraše dėl didelės EMG signalo amplitudės raumenų aktyvumo perioduose. Taip pat koreliaciniai pikai stebimi ties raumenų aktyvumo pradžiomis, kurių amplitudė svyruoja nuo ~0,08 mV iki ~0,2 mV, priklausomai nuo signalo ir triukšmo santykio.



3.1 pav. a) sEMG signalas su pastebimais judesio artefaktais; b) sEMG signalas be pastebimų judesio artefaktų; c) sEMG signalo su pastebimais judesio artefaktais tarpusavio koreliacija; d) sEMG signalo be pastebimų artefaktų tarpusavio koreliacijos kreivė. Žaliais taškais pažymėti tarpusavio koreliacijos kreivės amplitudiniai pikai.

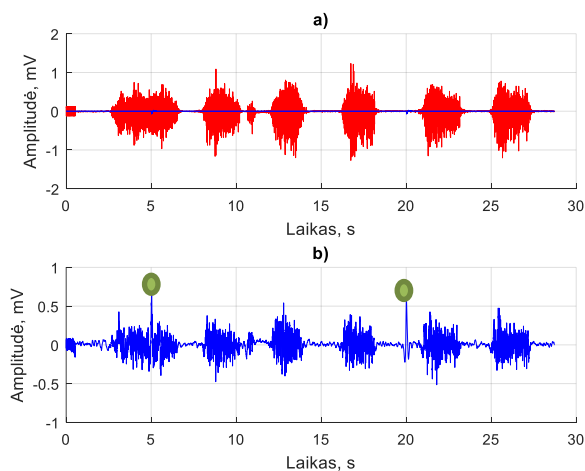
Atliekant tyrimą buvo nustatyta, kad minimali artefaktų amplitudė siekia 0,01~0,03 mV, o maksimali užfiksuota – 2,89 mV. Tose sEMG, kuriose vaizdžiai nesimato elektrodo atsiklijavimo artefaktų, raumenų aktyvumo pradžioje pastebimi pikai, kurių maksimali vertė 0,3 mV, todėl manoma, kad tai galėtų būti elektrodo atsiklijavimo (sujudėjimo) artefaktas sujungiant raumeniui prieš maksimalų susitraukimą. Išsamesni tyrimo, kurio metu buvo ištirta 45 sEMG signalų su vizualiai pastebimais ir nepastebimais elektrodo atsiklijavimo artefaktais, rezultatai pateikiami Priede nr. 1.

Iš gautų rezultatų matoma, jog taikant tarpusavio koreliacijos metodą apibendrinto judesio artefakto paieškai, koreliaciniai pikai pastebimi 42 % signalų raumenų aktyvumo pradžioje, kai tuo tarpu kitose sEMG vietose šių pikų nėra. Elektrodo sujudėjimas kontaktuojant su paciento oda raumenų aktyvumo metu pastebimas 46 % signalų. Tai reiškia, kad bet koks raumens sujudėjimas gali įtakoti ir elektrodo sujudėjimą ant odos.

Šio tyrimo etapo rezultatai rodo koreliacinio metodo jautrumą, tačiau jis nėra specifiškas, t.y., suranda ir pažymi tas signalo vietas įrašuose, kuriose atsiklijavimo ar sujudėjimo artefaktų tikimybė yra maža.

3.1.1. Metodo jautrumo tyrimas

Siekiant įsitikinti, ar tarpusavio koreliacijos metodo panaudojimas yra tikslingas ieškant judesio artefaktų duomenų bazės įrašuose, buvo atliktas šio metodo jautrumo tyrimas. Tyrimo metu prie signalų, kuriose nėra pastebima judesio artefakto ne raumenų aktyvumo periode pridėdami keli sumodeliuoti judesio artefaktai, aprašyti 2.1.1 skyriuje.



3.2 pav. a) sEMG signalas be judesio artefaktų su pridėtais judesio artefaktais į 5-tą ir 20-tą sekundę, b) sEMG signalo su pridėtais judesio artefaktais tarpusavio koreliacija. Žali taškai žymi tarpusavio koreliacijos kreivės amplitudinius pikus.

3.2 paveiksle matoma, kad judesio artefaktai, pridėtose pasirinktose laiko atskaitose, yra atpažįstami kaip ieškomi artefaktai. Iš šių rezultatų galima teigti, kad tarpusavio koreliacija atpažįsta specifinę judesio artefakto amplitudę visame sEMG įrašė nepriklausomai, ar tai yra ramybės, ar raumenų aktyvumo periodas, tačiau jo amplitudiniai pikai priklauso nuo to, kaip EMG aktyvumas pasiskirstęs laike.

Amplitudiniai pikai gali iškraipyti kitus EMG parametrus, suteikti klaidingą informaciją apie signalą dažnių srityje. Todėl tikslus jų vietos nustatymas leidžia atsižvelgti į signalo kokybę tolimesnėms EMG įrašo analizėms.

3.1.2. Pikų detektavimas

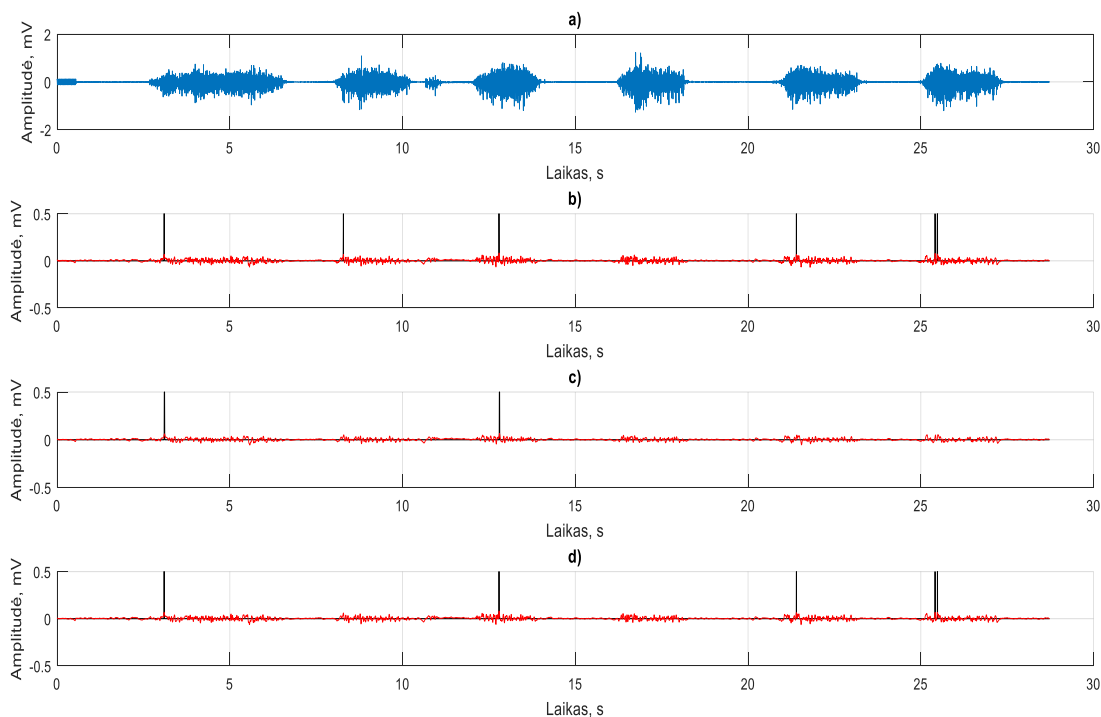
Detektuojant judesio artefakto pikus buvo panaudojami du filtrai – slenkančio vidurkio filtras ir Savitzky-Golay filtras. Slenkančio vidurkio filtras buvo pasirinktas dėl to, nes jis panaikina iš signalo aukštų dažnių trikdžius, kai jie yra virš signalo lygio, paliekant signalo žemadažnes komponentes, kadangi judesio artefaktas yra susitelkęs 35 Hz dažnyje. Registruojant EMG signalus yra didelė tikimybė užregistruoti aukstadažnius trikdžius, todėl yra panaudojamas 4 eilės Savitzky-Golay filtras. Po šio filtro panaudojimo iš signalo pašalinami aukštesnių dažnių, negu signalo lygis, komponentės.

Įvertinus sEMG amplitudės ir maksimalių amplitudinių pikų santykį (žr. Priede nr. 2) po tarpusavio koreliacijos panaudojimo pastebėta, kad signaluose, kuriuose šis santykis yra 3 ir daugiau kartų, galima teigti, kad tai yra elektrodų judesio artefaktas. Norint išvengti nepageidaujamų pikų atpažinimo, kurie gali pasireikšti tik raumenų aktyvumo pradžioje atpažinimo slenkstis pasirinktas 6 kartus viršijantis EMG aktyvumo amplitudę.

Pikų paieška buvo vykdoma apskaičiuojant analizuojamo metodo sEMG signalo vidutinę absoliutinę vertę po jo panaudojimo. Tuomet tikrinama sąlyga, ar piko amplitudė viršija vidutinę absoliutinę signalo vertę 6 kartus. Jeigu ši sąlyga yra tenkinama, tuomet pikai atpažįstami kaip judesio artefaktai (3.3 pav.).

Tačiau teoriniai amplitudžių padidėjimo apskaičiavimai ne visiškai atitinka praktinius rezultatus dėl to, nes judesio artefakto sEMG signale varijuoja laiko atžvilgiu. Tai reiškia, kad jeigu sEMG signale judesio artefakto amplitudė yra mažesnė, visada yra tikimybė, kad ji skiriasi laike. Jeigu sEMG signale judesio artefakto amplitudė bus tokia pat arba didesnė, o jo trukmė įrašė bus trumpesnė, tai po tarpusavio koreliacijos ir filtrų panaudojimo judesio artefaktų pikai bus ryškesni, nes jie bus tiksliau atpažįstami. Tai reprezentuoja išsamesnis pikų detektavimo tyrimas, kurio metu tikrinama kiek ir koku skirtumu (padaugėjimo ar sumažėjimo) atpažįstami

amplitudiniai pikai po tarpusavio koreliacijos, slenkančio vidurkio filtro ir Savitzky-Golay filtro panaudojimo (žr. Priede nr. 3). Tyrimo metu pastebėta, kad tikslingiau naudoti 25 ms lango slenkančio vidurkio filtrą, o Savitzky-Golay – 55 ms lango, nes su tokiais langų ilgiais naudingos informacijos praradimas yra minimalus, o judesio artefaktai mažiau detektuojami raumenų aktyvumo periodų pradžioje.



3.3 pav. a) pradinis sEMG signalas, b) tarpusavio koreliacijos panaudojimas, c) slenkančio vidurkio filtro (25 ms) panaudojimas, d) Savitzky-Golay filtro (55 ms) panaudojimas

3.3 paveiksle matoma, kad judesio artefaktas geriausiai atpažįstamas yra tarpusavio koreliacijos metodu, tačiau atpažįstami artefaktai yra ne tik raumenų aktyvumo ar ramybės prioduose, bet ir raumenų aktyvumo pradžioje. Slenkančio vidurkio filtro panaudojimas dalinai pašalina mažos amplitudės judesio artefaktus esančius raumenų aktyvumo pradžioje, tačiau prarandami ir raumenų aktyvumo perioduose užfiksuoti judesio artefaktai. Savitzky-Golay filtras dalinai pašalina mažos amplitudės judesio artefaktus esančius raumenų aktyvumo pradžioje, o raumenų aktyvumo perioduose artefaktai išlieka atpažįstami.

Apibendrinant judesio artefakto atpažinimą galima teigti, kad atsižvelgiant į tai, kad koreliacinės kreivės pikų amplitudiniai maksimumai dažnai stebimi ir raumenų aktyvumų pradžioje, norint išskirti aktualius judesio artefaktus tikslinga naudoti didesnę slenkstį, negu nustatytas amplitudės padidėjimo santykis kartais. 3.1 lentelėje pateikti tarpusavio koreliacijos

kreivės amplitudės santykis tarp maksimalaus amplitudinio piko ir maksimalios raumenų aktyvumo amplitudės.

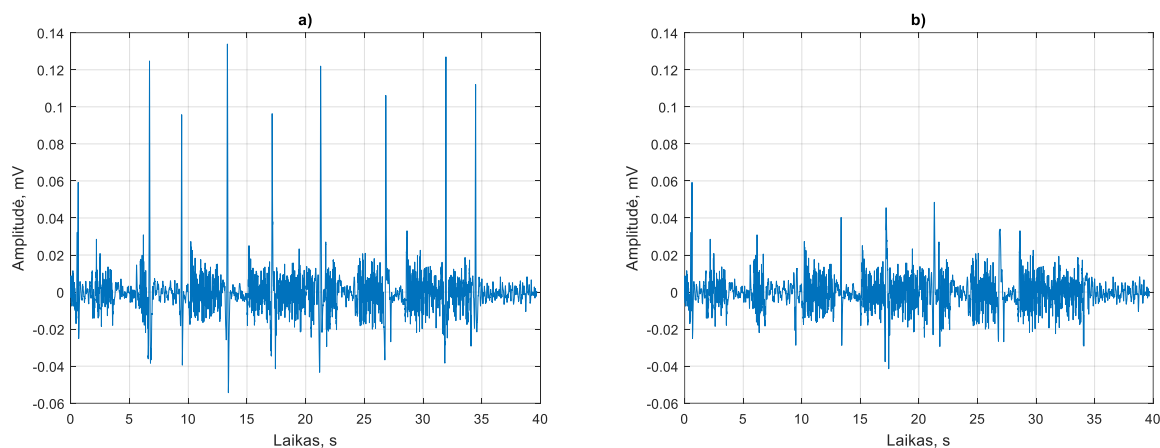
3.1 lentelė. Santykis tarp koreliacinės kreivės maksimalios pikų amplitudės ir raumenų aktyvumo periodų

| Signalo nr | Maksimali artefaktų amplitudė po tarpusavio koreliacijos, V | Maksimali sEMG amplitudė po tarpusavio koreliacijos, V | Amplitudės padidėjimas, kartais |
|------------|---|--|---------------------------------|
| 1 | 0,08 | ~0,04 | 2 |
| 2 | 0,157 | ~0,04 | 4 |
| 3 | 0,125 | ~0,02 | 6,3 |
| 4 | 0,03 | ~0,01 | 3 |
| 5 | 0,089 | ~0,02 | 4,5 |
| 6 | 0,04 | ~0,004 | 10 |
| 7 | 0,225 | ~0,05 | 4,5 |
| 8 | 0,292 | ~0,04 | 7,3 |
| 9 | 0,236 | ~0,02 | 12 |
| 10 | 0,226 | ~0,03 | 7,5 |
| 11 | 0,287 | ~0,023 | 12 |
| 12 | 2,89 | ~0,098 | 29 |
| 13 | 0,08 | ~0,01 | 8 |
| 14 | 0,113 | ~0,02 | 5,7 |

Tiriant filtrų panaudojimo rezultatus pastebėta, kad trumpesnio lango (55 ms) Savitzky-Golay filtras leidžia dalinai pašalinti raumenų aktyvumo pradžioje atsirandančius amplitudinius pikus. Ilgesnio lango (201 ms) Savitzky-Golay filtras labiau išlygina signalą, ko pasekoje pranyksta ir pikai, esantys raumenų aktyvume, todėl šiame darbe naudojamas trumpesnio lango Savitzky-Golay filtras. Panašiai galima apibūdinti ir slenkančio vidurkio filtro panaudojimą (tyrimo metu naudojami 25 ms ir 50 ms langai), tačiau pastebėta, kad Savitzky-Golay filtro panaudojimas (55 ms lango ilgio) mažiau praranda judesio artefaktų pikų raumenų aktyvumo perioduose.

3.1.3. Judesio artefakto pašalinimas

Įsitikinus, kad judesio artefaktai atpažįstami teisingai, jie yra pašalinami iš EMG įrašo, pasinaudojus kompensacine kreive, kuri išlygina pradinį EMG signalą panaikindama judesio artefakto amplitudę (2.9 pav.). Panaudojus tarpusavio koreliacijos metodą ir lyginant pradinio EMG signalo su judesio artefaktais bei apdoroto signalo (be judesio artefaktų) tarpusavio koreliacijų kreives matoma, kad amplitudiniai pikai pranyksta, t.y., judesio artefaktai signale nėra aptinkami (3.4 pav.).



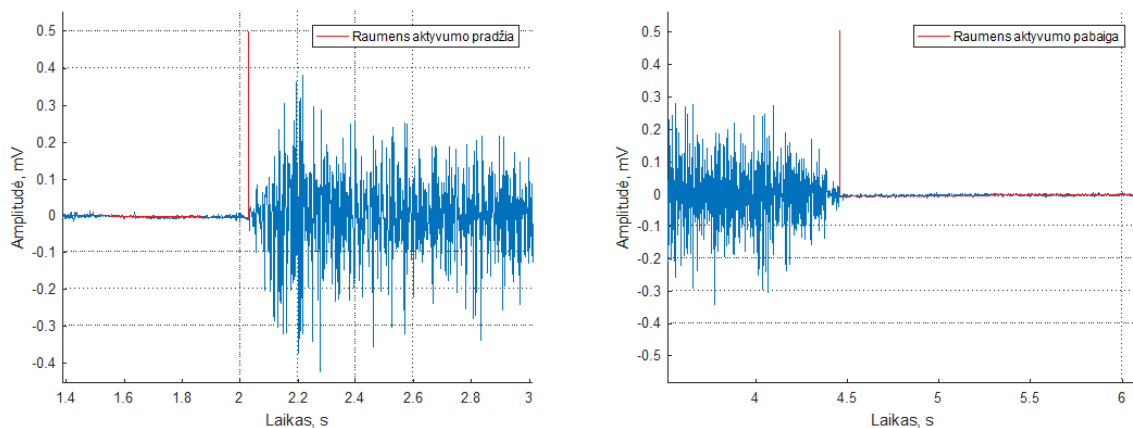
3.4 pav. Tarpusavio koreliacijos kreivės a) prieš judesio artefaktų pašalinimą iš pradinio EMG signalo ir b) po judesio artefaktų pašalinimą iš pradinio EMG signalo

Šis bandymas dar kartą patvirtina, kad tarpusavio koreliacijos kreivės pikai yra priklausomi nuo EMG amplitudės kitimo laike.

3.2. Automatinis raumenų aktyvumo periodų atpažinimas

Tyrimo metu pastebėta, kad triukšmų amplitudė priklauso nuo to, kaip elektrodai yra pritvirtinami prie paciento odos. Jeigu signalo registravimo metu ramybės būsenoje žandikaulis nebuvo pilnai atpalaiduotas arba viršutinis dantų lankas lietsi su apatiniu dantų lanku, galimai buvo registruojamas dalinis raumenų aktyvumas.

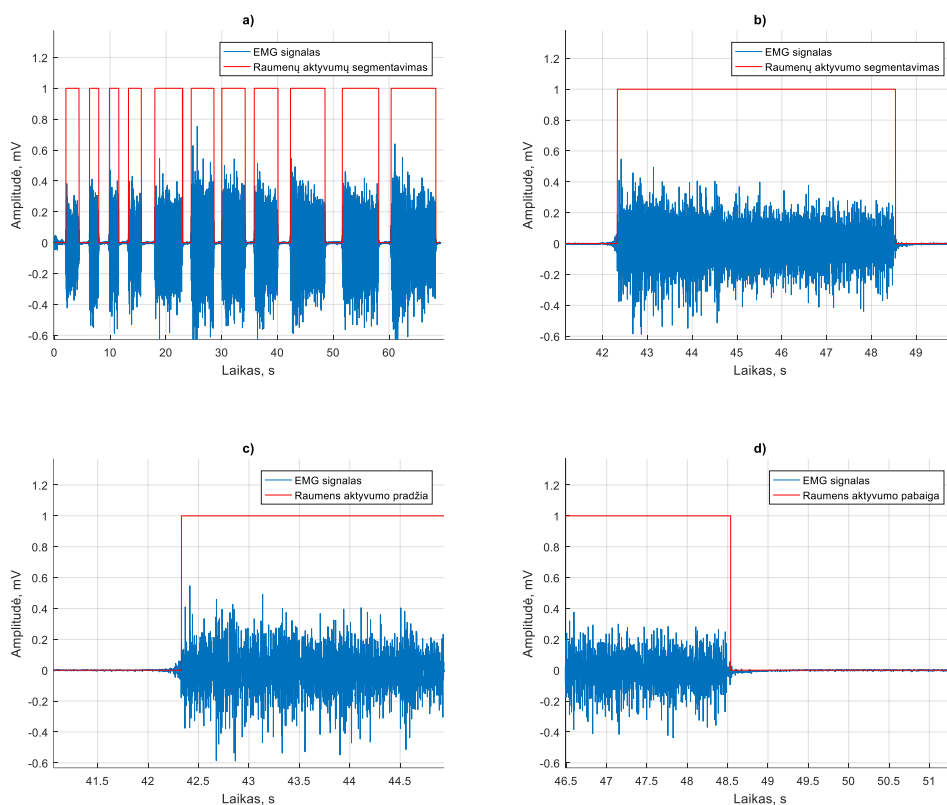
Raumens aktyvumas prasideda tuomet, kai raumuo pradeda aktyvėti, o aktyvumo amplitudė būna didesnė negu ramybės periodo amplitudė. 3.5 paveiksle pavaizduota raumens aktyvumo atpažinimo pradžia ir pabaiga, anotuota rankiniu būdu.



3.5 pav. Raumens aktyvumo periodo pradžios ir pabaigos nustatymas rankiniu būdu

3.2.1. Segmentavimas pagal amplitudę

Atliekant segmentavimą pagal vidutinę absoliutinę sEMG įrašo amplitudę naudojamas 50 ms slenkantis langas per visą signalo ilgį. Kuomet EMG amplitudė yra didesnė, negu slenkstinė vertė, kuri apskaičiuojama individualiai kiekvienam signalui ir yra lygi signalo amplitudės vidutinei reišmei, tuomet algoritmas kuria naują masyvą ir jame talpinamos algoritmo teigiamas reikšmes kaip 1, o neigiamos, kaip 0. Pastebėta, kad aktyvumo periodai atpažįstami, tačiau tai įvyksta vėliau, negu raumuo pradeda aktyvėti iš tikrųjų.



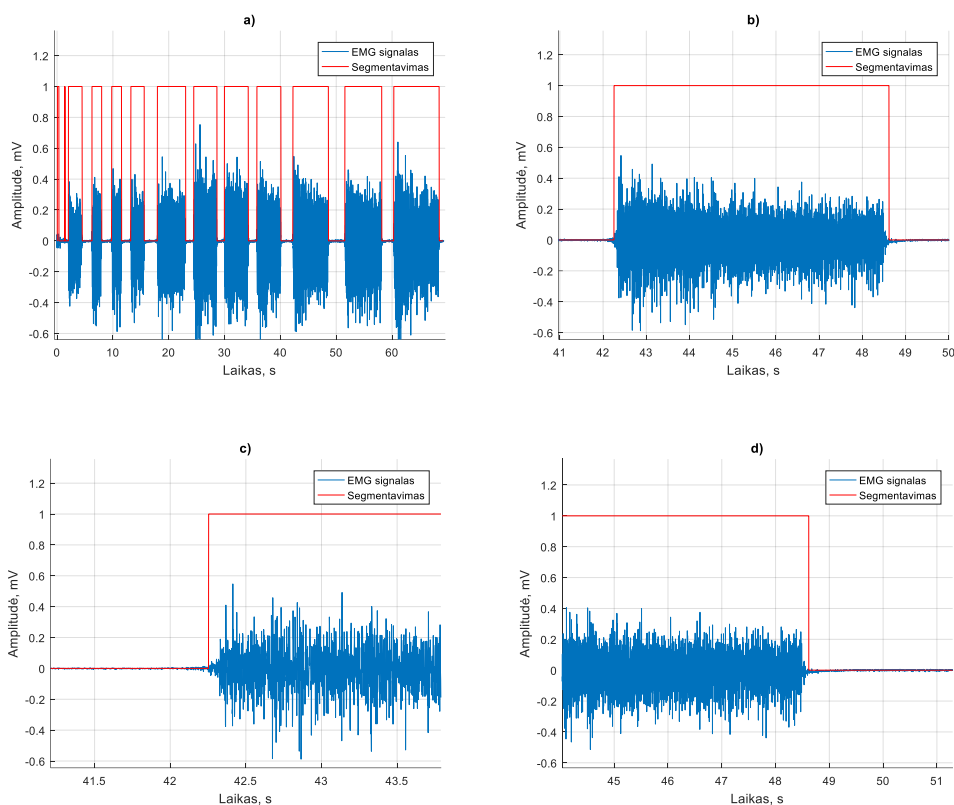
3.6 pav. Raumenų aktyvumų segmentavimas pagal vidutinę absoliutinę amplitudės vertę

3.6 paveiksle a) pavaizduotas viso sEMG įrašo suskirstymas į aktyvumo periodus. Atidžiau pažvelgus į vieno raumenų aktyvumo periodo atpažinimą pastebėta, kad aktyvumo periodo pradžia nustatoma vėliau, nei rankiniu būdu (3.5 pav.). Raumenų aktyvumo pradžioje raumens susitraukimo pradžia užfiksuota 60 ms vėliau, negu raumuo pradėjo aktyvėti, o pabaigoje – 30 ms vėliau, nei jis atsipalaidavo. Siekiant tikslesnio raumenų aktyvumų segmentavimo bandomas kitoks segmentavimo metodas – pagal dvigubą standartinį nuokrypį.

3.2.2. Segmentavimas pagal dvigubą standartinį nuokrypį

Raumenų aktyvumo ir ramybės periodų segmentavimas reikalauja papildomos triukšmų amplitudės analizės. Šiai užduočiai įgyvendinti pasirenkami atskiri sEMG įrašo triukšmų

ampliudės periodai tarp raumenų aktyvumų, neaprepiant raumenų aktyvumo. Kiekvienam triukšmo signalui apskaičiuojamas dvigubas standartinis nuokrypis (pagal 2.7 formulę) nuo vidutinės absoliutinės reikšmės ir išvedamas šių reikšmių vidurkis. Tuomet lango ribose (50 ms) skaičiuojamas bendras signalo standartinis nuokrypis ir, kuomet EMG signalo standartinis nuokrypis viršija dvigubą triukšmų signalo standartinį nuokrypį, kuriamas naujas masyvas, kuris užpildomas 1 arba 0, priklausomai ar atitinka sąlygą, ar ne. Taip signalas suskirstomas į raumenų aktyvumo ir ramybės periodus (3.7 pav.).



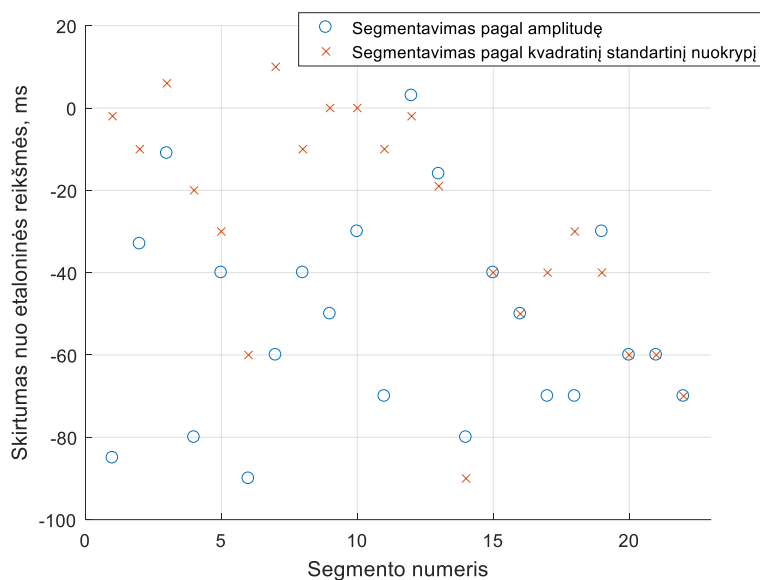
3.7 pav. Raumenų aktyvumų segmentavimas pagal dvigubą standartinį nuokrypį.

3.7 paveiklo a) dalyje pavaizduotas viso sEMG įrašo suskirstymas į aktyvumo ir neaktyvumo periodus. Analizuojant 3.7 paveiklo c) ir d) dalis pastebima, kad raumenų aktyvumo periodo pradžia atitinka anotacinio pobūdžio rankinį segmentavimą, kadangi raumens susitraukimo pradžia yra aiškiai pažymėta, kaip aktyvumo periodo pradžia. Tačiau aktyvumo periodo pabaiga atpažįstama 0,06 s vėliau, negu raumuo atsipalaiduoja.

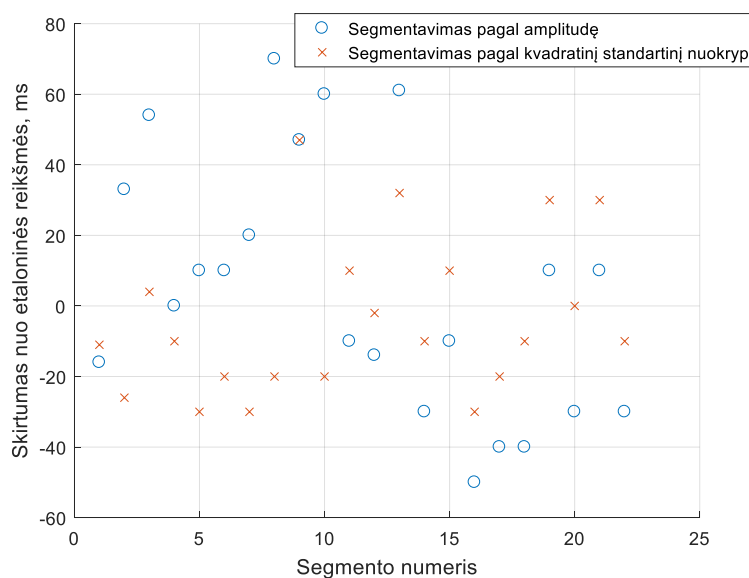
Įvertinant, kad idealiu atveju, kuomet raumenų aktyvumas yra atpažįstamas teisingai, laiko skirtumas tarp rankinio segmentavimo ir naudojamo metodo segmentavimo yra 0 sekundžių

atliekamas tyrimas, kurio metu įvertinama, koks laiko tarpas yra neatpažįstamas kaip raumenų aktyvumo periodo pradžioje (3.8 pav.) ir pabaigoje (3.9 pav.).

Segmentuojant sEMG įrašus į aktyvumo ir ramybės periodus šiuo metodu pastebėta, kad naudoti vienodą slenkstinę vertę, t.y., vienodą triukšmų amplitudės dvigubą standartinį nuokrypį nėra tikslinga, nes kiekvieno signalo triukšmo amplitudė yra individuali.



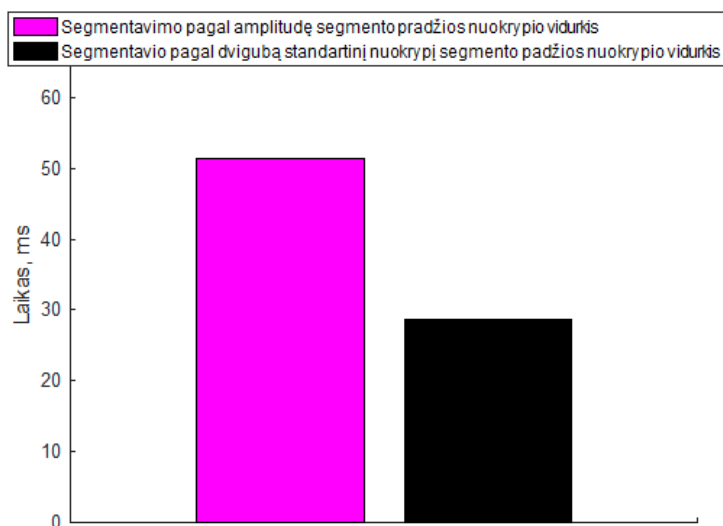
3.8 pav. Segmento pradžios atpažinimo paklaida



3.9 pav. Segmento pabaigos atpažinimo paklaida

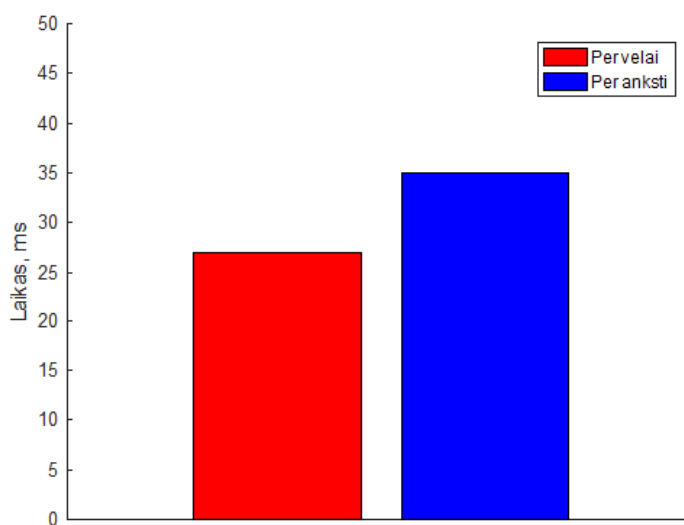
Stebint raumenų aktyvumo pabaigos detektavimą amplitudės metodu matoma, kad 50 % atvejų raumenų aktyvumas yra atpažįstamas pes anksti, kai tuo tarpu kitu metodu per vėlai yra atpažįstama 31,8 % atvejų, o 63,6 % atvejų – per anksti.

Nustatyta, kad raumenų aktyvumas pradžioje atpažįstamas vidutiniškai 51,45 ms per vėlai, o dvigubo standartinio nuokrypio metodo metu raumenų aktyvumo pradžia atpažįstama vidutiniškai 25,5 ms per vėlai (3.10 pav.). Tik kelis kartus (2 kartus – dvigubo standartinio nuokrypio metodu ir 1 kartą – amplitudės metodo metu) raumenų aktyvumo pradžia buvo atpažinta per anksti.

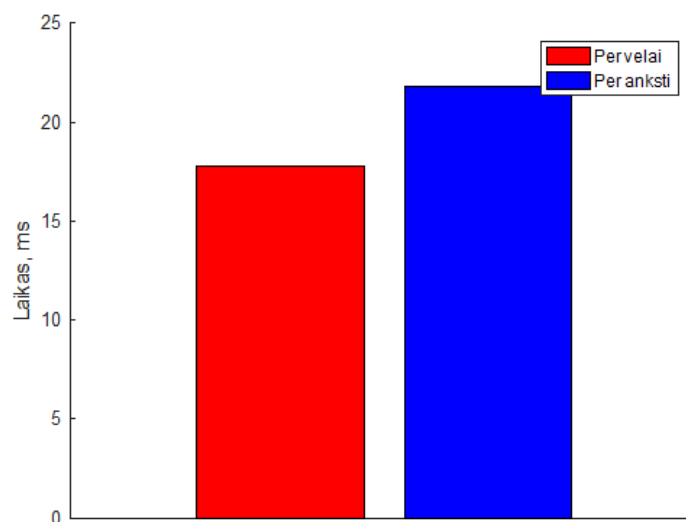


3.10 pav. Raumenų aktyvumo pradžios atpažinimo paklaidos vidurkiai

Analizuojant pabaigos atpažinimo paklaidą naudojant amplitudinį metodą nustatyta, kad aktyvumo pabaiga atpažįstama vidutiniškai 27 ms per vėlai, arba 35 ms per anksti. (3.11 pav.). Stebint dvigubo standartinio nuokrypio metodo metu atpažintas raumenų aktyvumo pabaigas nustatyta, kad pabaiga atpažįstama 17,8 ms per vėlai, arba 21,8 ms per anksti (3.12 pav.).



3.11 pav. Segmentavimo pagal amplitudę raumenų aktyvumo pabaigos atpažinimo paklaidos vidurkiai



3.12 pav. Segmentavimo pagal dvigubą standartinį nuokrypį raumenų aktyvumo pabaigos atpažinimo paklaidos vidurkiai

Apibendrinant sEMG segmentavimą atskiriant raumenų aktyvumo ir ramybės periodus galima teigti, kad naudojant amplitudinį metodą atpažinimo paklaida, laiko atžvilgiu yra didesnė, negu naudojantis segmentavimu pagal dvigubą standartinį nuokrypį.

IŠVADOS IR PASIŪLYMAI

1. Atliekant literatūros analizę aptarti ir išanalizuoti paviršinės elektromiografijos registravimo ypatumai ir šių signalų parametrai. Pastebėta, kad dažniausiai analizuojami parametrai yra MNF ir MDF, naudojami nustatant raumenų nuovargį.

2. Apžvelgus naudojamus metodus sEMG signalo skirstymui į aktyvumo ir ramybės periodus, nustatyta, kad dažniausiai naudojamas yra vieno slenksčio metodas, kuris įvertina signalo amplitudę.

3. Šio darbo metu buvo sEMG signalo kokybę vertinama tarpusavio koreliacijos metodu, ieškant judesio artefaktų. Gauta koreliacinė kreivė buvo filtruojama slenkančio vidurkio ir Savitzky-Golay filtrais, siekiant išsiaiškinti, ar koreliacijos kreivėje fiksuojami amplitudiniai pikai yra priklausomi nuo elektrodo kontakto su žmogaus oda. Tyrimo metu nustatyta, kad 55 ms lango Savitzky-Golay filtras leidžia dalinai pašalinti raumenų aktyvumo pradžioje atsirandančius amplitudinius pikus, kurie gali atsirasti dėl elektrodo judesių odos atžvilgiu, neprarandant informacijos apie judesio artefaktų pikus esančius raumenų aktyvumo perioduose. Artefaktų kompensacijos metodas parodė, kad jie gali būti panaikinami iš pradinio EMG įrašo.

4. Tiriant segmentavimo metodų tinkamumą atpažįstant raumenų aktyvumo ir ramybės periodus, nustatyta, kad naudojantis dvigubo standartinio nuokrypio metodu atpažinimas yra kokybiškesnis. Abu metodai iš dalies atpažįsta raumenų aktyvumo periodus, tačiau naudojant dvigubą standartinį nuokrypį neatpažintos pradžios ir pabaigos laikas yra trumpesnis (pradžios – vidutiniškai 25,5 ms per vėlai, pabaigos – vidutiniškai 17,8 ms per vėlai, arba vidutiniškai 21,8 ms per anksti), negu naudojant amplitudinį segmentavimo metodą (pradžios – vidutiniškai 51,45 ms per vėlai, pabaigos – vidutiniškai 27 ms per vėlai arba vidutiniškai 35 ms per anksti).

5. Segmentuojant sEMG įrašus į aktyvumo ir ramybės periodus šiuo metodu pastebėta, kad naudoti vienodą slenkstinę vertę, t.y., vienodą triukšmų amplitudės dvigubą standartinį nuokrypį nėra tikslinga, nes kiekvieno signalo triukšmo amplitudė yra skirtinga.

Tolimesniems tyrimams siūlytina EMG įrašų segmentavimui taikyti dažnines laikines charakteristikas naudojant vaizdo spektogramas. Judesio artefakto pašalinimui būtų galima pritaikyti iteratyvinio kompensavimo metodą, kuomet vienodos amplitudės artefaktas taikomas viso EMG įrašo amplitudei. Jeigu koreliacinėje kreivėje pikai ne visiškai kompensuojami, naudoti adaptyvios amplitudės artefakto signalą.

INFORMACIJOS ŠALTINIŲ SĄRAŠAS

1. TRAVELL J., SIMONS D., SIMONS L. Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual. 1999, Vol.2,
2. HAKGUDER A., BIRTANE M., GURCAN S., et al. Efficacy of low level laser therapy in myofascial pain syndrome: an algometric and thermographic evaluation. *Laser Surg Med.* 2003; vol. 33, p.339–343.
3. PARTANEN J. Electromyography in myofascial sindrome. Ch.4 in „EMG method for evaluating muscle and nerve function“. (Ed. M.Schwartz). Intech. 2012, p. 55-59
4. SOHN M., GRAVEN-NIELSEN T., ARENDT-NIELSEN L., SVENSSON P. Effects of experimental muscle pain on mechanical properties of single motor units in human masseter. *Clinical Neurophysiology.* January 2004, vol.115, no. 1, p.76-84.
5. HUBERT J., KULCZYK A., LISINSKI P., LIPIEC J. The use of surface electromyography for diagnosis of muscle dysfunction with pain symptoms. *TRENDS in Sport Sciences.* 2013, vol 3, no. 20. p. 135-139.
6. DE LUCA C. J., GILORE L. D., KUZNETSOV M., ROY S. H. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal Of Biomechanics.* May 2010, vol. 43, no 8, p. 1573–1579
7. VALECKAS D. Kramtymo raumenų elektromiografinio aktyvumo įvertinimo metodų tyrimas. Baigiamasis magistro projektas. KTU, Pp 11-50
8. KONRAD P. ABC of EMG. Noraxon U.S.A. In. Scottsdale Rd., Suite 104. 2006, Vol. 1.4, p. 58
9. KLASSER G. D., OKESON J. P. The clinical usefulness of surface electromyography in the diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. *The Journal Of The American Dental Association. Clinical practice.* June 2006. Vol. 137, no. 6, p. 763-771
10. Stashuk D. EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used? *Journal of Electromyography and Kinesiology.* June 2001, Vol. 11, no. 3, p. 151-173
11. PHINYOMARK A., THONGPANJA S., HU H., PHUKPATTARANONT P., LIMSAKUL Ch. The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. Ch. 8 in „Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges“. 2012, p. 195-219
12. DE LUCA C. J., ADAM A., WOTIZ R., GILMORE L. D., NAWAB S. H. Decomposition of Surface EMG Signals. *Journal of Neurophysiology. Innovative Methodology.* September 2006, vol. 96, p. 1646-1657

13. DE LUCA C. J. Surface Electromyography: Detecion And Recording. [interaktyvus]. DelSys Incorporated. Introduction To Surface EMG. [žiūrėta: 2016 lapkričio 21 d.]. Prieiga per internetą: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3821366/>
14. . CHOWDHURY R. H., MAMUN B. I., ALAUDDIN M. ALI M. , BAKAR A. CHELLAPPAN K., G. CHANG T. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors*. 2013, vol 13, no. 9, p. 12431–12466.
15. ROBERTSON G., CALDWELL G., HAMILL J., KAMEN G., WHITTLESEY S. Research Methods in Biomechanics. *Human Kinetics*, 2013 m., p. 440
16. FOURIER J., Théorie analytique de la chaleur (in French). 1822, p. 676
17. PHINYOMARK A., PHUKPATTARANONT P, LIMSAKUL CH. Feature reduction and selection for EMG signal classification. *Expert Systems with Applications*. June 2012, vol. 39, no. 15, p. 7420–7431
18. KILBY J., PRASAD K. Analysis of Surface Electromyography Signals Using Discrete Fourier Transform Sliding Window Technique. *International Journal of Computer Theory and Engineering*. April 2013, vol. 5, no. 2, p. 321-325
19. REAZEMAIL M. B. I., HUSSAIN M. S., MOHD-YASIN F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online*. December 2006, vol. 8, no. 1, p. 11-35
20. ZAWAWI T. N. SH.T., ABDULLAH A. R., HALIM I., SHAIR E. F. SALLEH S. M. Application Of Spectrogram In Analysing Electromyography (EMG) Signal Of Manual Lifting. *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*. March 2016, vol. 11, no. 6, p. 3603-3609
21. NEBEL A, WHITNEY J. E. Signal Processing for Electromyography Parameter Estimation. *Mathematics and Computers in Biology and Biomedical Informatics*. September 2013, vol. 19, p. 37-45
22. ZAWAWI T. N. S. T., ABDULLAH A. R., SHAIR E. F. Electromyography Signal Analysis Using Spectrogram. *Student Conference on Research and Development*. Malaysia. December 2013, vol. 16, p. 319-324
23. DE LUCA C. J., GILMORE L. D., KUZNETSOV M., ROY S. H. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*. January 2010, vol. 43, p. 1573-1579
24. HUIGEN E., PEPER A., GRIMBERGEN C.A. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2002, vol. 40, p. 332–338.

25. BROMAN H., BILOTTO G., DE LUCA C. J. A note on non-invasive estimation of muscle fiber conduction velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1985, vol. 32, p.341-344
26. DE LUCA C.J., KNAFLITZ M.. Surface electromyography: What's new? Torino, Italy. 1992
27. DE LUCA C. J. The Activation Timing of Muscles. *Journal Of Applied Biomechanics. Human Kinetics Publishers, Inc.* 1997, vol. 13, p. 143-148
28. DE LUCA C. J.. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997 vol. 13, p. 135–163
29. ROY S.H., DE LUCA G., CHENG S., JOHANSSON A., GILMORE L.D. DE LUCA, C.J. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2007, vol. 45, p. 447–457.
30. GURMANIK K. et al. Comparison Of The Techniques Used For Segmentation Of Emg Signals. Mathematical And Computational Methods. WSEAS Press, 2009, p. 241
31. ŠPULÁKA D., ČMEJLAA R., BAČÁKOVÁB R., KRAČMARB B., SATRAPOVÁB L., NOVOTNÝB P. Muscle activity detection in electromyograms recorded during periodic movements. *Computers in Biology and Medicine*. April 2014, vol. 47, p. 93-103
32. DRAPAŁA J., BRZOSTOWSKI K., SZPALA A., RUTKOWSKA-KUCHARSKA A. Two stage EMG onset detection method. *Archives of Control Sciences*. 2012, vol. 22, no. 4, p. 427-440
33. BONATO P., D’ALESSIO T., KNAFLITZ M. A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*. 1998, vol. 45, no. 3 p. 287-299

PRIEDAI

Priedas 1. sEMG signalo ir judesio artefakto jautrumo įvertinimas tarpusavio koreliacijos kreivėje.

| Signalas nr | Maksimali artefaktų amplitudė po tarpusavio koreliacijos, V | Maksimali sEMG amplitudė po tarpusavio koreliacijos, V | Artefaktai pradiniame sEMG signale | Pikai raumenų aktyvume po tarpusavio koreliacijos |
|----------------|---|--|---|---|
| 1 | 0,08 | ~0,02 | Ne | Taip |
| 3 | 0,07 | ~0,02 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 4 | 0,08 | ~0,04 | Ne | Ne |
| 5 | 0,157 | ~0,04 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 6 | 0,173 | ~0,05 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 7 | 0,03 | ~0,01 | Ne | Ne |
| 8 | 0,089 | ~0,02 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 9 | 0,225 | ~0,05 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 10 | 0,312 | ~0,06 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 11 | 0,236 | ~0,02 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 12 | 0,226 | ~0,03 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 13 | 0,125 | ~0,02 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 14 | 0,08 | ~0,02 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 15 | 0,179 | ~0,04 | Ne | Taip |
| 16 | 0,11 | ~0,05 | Ne | Taip |
| 17 | 0,114 | ~0,04 | Ne | Taip |
| 18 | 0,06 | ~0,03 | Ne | Taip |
| 19 | 0,259 | ~0,05 | Ne | Taip |
| 20 | 0,06 | ~0,01 | Ne | Taip |
| 21 | 0,04 | ~0,01 | Ne | Ne |
| 22 | 0,04 | ~0,004 | Ne | Taip |
| 23 | 0,102 | ~0,05 | Ne | Taip |
| 24 | 0,048 | ~0,02 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |

| | | | | |
|----|-------|--------|------|---------------------------|
| 25 | 0,164 | ~0,04 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 26 | 0,287 | ~0,023 | Ne | Taip |
| 27 | 0,292 | ~0,04 | Ne | Taip |
| 28 | 2,89 | ~0,098 | Taip | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 29 | 0,04 | ~0,02 | Ne | Ne |
| 30 | 0,05 | ~0,02 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 31 | 0,08 | ~0,01 | Ne | Taip |
| 32 | 0,02 | ~0,01 | Ne | Taip |
| 33 | 0,08 | ~0,015 | Ne | Taip |
| 34 | 0,126 | ~0,06 | Ne | Taip |
| 35 | 0,194 | ~0,07 | Ne | Taip |
| 36 | 0,223 | ~0,06 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 37 | 0,192 | ~0,06 | Ne | Taip |
| 38 | 0,113 | ~0,02 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 39 | 0,03 | ~0,02 | Ne | Taip |
| 40 | 0,051 | ~0,045 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 41 | 0,03 | ~0,01 | Ne | Taip |
| 42 | 0,091 | ~0,022 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 43 | 0,075 | ~0,03 | Ne | Labiau aktyvumo pradžioje |
| 44 | 0,16 | ~0,05 | Ne | Taip |
| 45 | 0,166 | ~0,05 | Ne | Taip |

Priedas 2. Tarpusavio koreliacijos kreivės maksimalios raumenų aktyvumų amplitudės ir artefakto amplitudės santykis

| Signalų nr | Maksimali artefaktų amplitudė po tarpusavio koreliacijos, V | Maksimali sEMG amplitudė po tarpusavio koreliacijos, V | Amplitudės padidėjimas, kartais |
|------------|---|--|---------------------------------|
| 1 | 0,08 | ~0,02 | 4 |
| 3 | 0,07 | ~0,02 | 3,5 |
| 4 | 0,08 | ~0,04 | 2 |
| 5 | 0,157 | ~0,04 | 4 |
| 6 | 0,173 | ~0,05 | 3,5 |
| 7 | 0,03 | ~0,01 | 3 |
| 8 | 0,089 | ~0,02 | 4,5 |
| 9 | 0,225 | ~0,05 | 4,5 |
| 10 | 0,312 | ~0,06 | 5,2 |
| 11 | 0,236 | ~0,02 | 12 |
| 12 | 0,226 | ~0,03 | 7,5 |
| 13 | 0,125 | ~0,02 | 6,3 |

| | | | |
|----|-------|--------|------------|
| 14 | 0,08 | ~0,02 | 4 |
| 15 | 0,179 | ~0,04 | 4,5 |
| 16 | 0,11 | ~0,05 | 2,2 |
| 17 | 0,114 | ~0,04 | 2,8 |
| 18 | 0,06 | ~0,03 | 2 |
| 19 | 0,259 | ~0,05 | 5,2 |
| 20 | 0,06 | ~0,01 | 6 |
| 21 | 0,04 | ~0,01 | 4 |
| 22 | 0,04 | ~0,004 | 10 |
| 23 | 0,102 | ~0,05 | 2 |
| 24 | 0,048 | ~0,02 | 2,4 |
| 25 | 0,164 | ~0,04 | 4,1 |
| 26 | 0,287 | ~0,023 | 12 |
| 27 | 0,292 | ~0,04 | 7,3 |
| 28 | 2,89 | ~0,098 | 29 |
| 29 | 0,04 | ~0,02 | 2 |
| 30 | 0,05 | ~0,02 | 2,5 |
| 31 | 0,08 | ~0,01 | 8 |
| 32 | 0,02 | ~0,01 | 2 |
| 33 | 0,08 | ~0,015 | 5,3 |
| 34 | 0,126 | ~0,06 | 2,1 |
| 35 | 0,194 | ~0,07 | 2,7 |
| 36 | 0,223 | ~0,06 | 3,7 |
| 37 | 0,192 | ~0,06 | 3,2 |
| 38 | 0,113 | ~0,02 | 5,7 |
| 39 | 0,03 | ~0,02 | 1,5 |
| 40 | 0,051 | ~0,045 | 1,1 |
| 41 | 0,03 | ~0,01 | 3 |
| 42 | 0,091 | ~0,022 | 4,1 |
| 43 | 0,075 | ~0,03 | 2,5 |
| 44 | 0,16 | ~0,05 | 3,2 |
| 45 | 0,166 | ~0,05 | 3,3 |

Priedas 3. Slenkančio vidurkio filtro ir Savitzky-Golay filtro naudojimo palyginimas.

Melsva spalva pažymėti skaičiai atitinka judesio artefaktų atpažinimo padidėjusią reikšmę, rausva – pamažėjusią reikšmę.

| Atpažintų artefaktų skaičius | | | | | |
|------------------------------|------------------------|-----------------------------|------------------------|-----------------------------|------------------------|
| Signalo nr | Tarpusavio koreliacija | 55 atskaitų langas | 201 atskaitos langas | 25 atskaitų langas | 55 atskaitų langas |
| | | Slenkančio vidurkio filtras | Savitzky-Golay filtras | Slenkančio vidurkio filtras | Savitzky-Golay filtras |
| 1 | 4 | 4 | 2 | 6 | 5 |
| 2 | 7 | 6 | 6 | 5 | 6 |
| 3 | 5 | 4 | 4 | 5 | 5 |
| 4 | 5 | 2 | 3 | 3 | 4 |
| 5 | 10 | 9 | 9 | 11 | 10 |
| 6 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 |
| 7 | 1 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| 8 | 6 | 5 | 4 | 7 | 6 |
| 9 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 |
| 10 | 8 | 8 | 8 | 8 | 8 |
| 11 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 |

| | | | | | |
|----|----|----|----|---|----|
| 12 | 9 | 7 | 8 | 7 | 9 |
| 13 | 8 | 8 | 8 | 8 | 9 |
| 14 | 2 | 3 | 3 | 2 | 2 |
| 15 | 7 | 4 | 5 | 7 | 7 |
| 16 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| 17 | 4 | 2 | 2 | 4 | 4 |
| 18 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| 19 | 9 | 9 | 9 | 9 | 9 |
| 20 | 4 | 4 | 4 | 4 | 4 |
| 21 | 0 | 1 | 1 | 0 | 0 |
| 22 | 6 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| 23 | 6 | 2 | 2 | 6 | 7 |
| 24 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 |
| 25 | 6 | 7 | 7 | 6 | 6 |
| 26 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 |
| 27 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 28 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| 29 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 30 | 7 | 7 | 8 | 7 | 7 |
| 31 | 6 | 5 | 4 | 4 | 6 |
| 32 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 |
| 33 | 2 | 3 | 3 | 3 | 3 |
| 34 | 6 | 2 | 2 | 5 | 6 |
| 35 | 11 | 9 | 11 | 8 | 10 |
| 36 | 7 | 5 | 4 | 7 | 8 |
| 37 | 11 | 6 | 6 | 6 | 6 |
| 38 | 9 | 9 | 9 | 8 | 8 |
| 39 | 3 | 3 | 4 | 2 | 2 |
| 40 | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| 41 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 |
| 42 | 3 | 4 | 4 | 3 | 3 |
| 43 | 1 | 1 | 2 | 0 | 1 |
| 44 | 6 | 1 | 2 | 4 | 5 |
| 45 | 8 | 11 | 12 | 8 | 8 |

Priedas 4. Raumenų aktyvumų atpažinimo paklaidos

| Segmento Nr. | Vid_mean | | SD | |
|--------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| | Paklaida pradžios, ms | Paklaida pabaigos, ms | Paklaida pradžios, ms | Paklaida pabaigos, ms |
| 1 | 85 | 16 | 2 | 11 |
| 2 | 33 | -33 | 10 | 26 |
| 3 | 11 | -54 | -6 | -4 |
| 4 | 80 | 0 | 20 | 10 |
| 5 | 40 | -10 | 30 | 30 |
| 6 | 90 | -10 | 60 | 20 |
| 7 | 60 | -20 | -10 | 30 |
| 8 | 40 | -70 | 10 | 20 |
| 9 | 50 | -47 | 0 | -47 |
| 10 | 30 | -60 | 0 | 20 |
| 11 | 70 | -90 | 10 | -110 |
| 12 | -3 | 14 | 2 | 2 |
| 13 | 16 | -61 | 19 | -89 |
| 14 | 80 | 30 | 90 | 10 |

| | | | | |
|----|----|-----|----|-----|
| 15 | 40 | 10 | 40 | -10 |
| 16 | 50 | 50 | 50 | 30 |
| 17 | 70 | 40 | 40 | 20 |
| 18 | 70 | 40 | 30 | 10 |
| 19 | 30 | -10 | 40 | -30 |
| 20 | 60 | 30 | 60 | 0 |
| 21 | 60 | -10 | 60 | -30 |
| 22 | 70 | 30 | 70 | 10 |