



**Kauno technologijos universitetas**  
Matematikos ir gamtos mokslų fakultetas

# **Nugaros raumenų elektromiogramų ir vaizdo duomenų analizė fizinių pratimų kokybei vertinti**

Baigiamasis magistro studijų projektas

---

**Gintaras Stankevičius**  
Projekto autorius

**Prof. dr. Liepa Bikulčienė**  
Vadovė

---

**Kaunas, 2026**



**Kauno technologijos universitetas**  
Matematikos ir gamtos mokslų fakultetas

# **Nugaros raumenų elektromiogramų ir vaizdo duomenų analizė fizinių pratimų kokybei vertinti**

Baigiamasis magistro studijų projektas  
Taikomoji matematika (6211AX006)

---

**Gintaras Stankevičius**

Projekto autorius

**Prof. dr. Liepa Bikulčienė**

Vadovė

**Doc. dr. Karolina Armonaitė**

Recenzentė

---

**Kaunas, 2026**



**Kauno technologijos universitetas**  
Matematikos ir gamtos mokslų fakultetas  
Gintaras Stankevičius

## **Nugaros raumenų elektromiogramų ir vaizdo duomenų analizė fizinių pratimų kokybei vertinti**

Akademinio sąžiningumo deklaracija

Patvirtinu, kad:

1. baigiamąjį projektą parengiau savarankiškai ir sąžiningai, nepažeisdama(s) kitų asmenų autoriaus ar kitų teisių, laikydamasi(s) Lietuvos Respublikos autorių teisių ir gretutinių teisių įstatymo nuostatų, Kauno technologijos universiteto (toliau – Universitetas) intelektinės nuosavybės valdymo ir perdavimo nuostatų bei Universiteto akademinės etikos kodekse nustatytų etikos reikalavimų;
2. baigiamajame projekte visi pateikti duomenys ir tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti teisėtai, nei viena šio projekto dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar elektroninių šaltinių, visos baigiamojo projekto tekste pateiktos citatos ir nuorodos yra nurodytos literatūros sąrašė;
3. įstatymų nenumatytų piniginių sumų už baigiamąjį projektą ar jo dalis niekam nesu mokėjęs (-usi);
4. suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo ar kitų asmenų teisių pažeidimo faktui, man bus taikomos akademinės nuobaudos pagal Universitete galiojančią tvarką ir būsiu pašalinta(s) iš Universiteto, o baigiamasis projektas gali būti pateiktas Akademinės etikos ir procedūrų kontrolieriaus tarnybai nagrinėjant galimą akademinės etikos pažeidimą.

Gintaras Stankevičius

*Patvirtinta elektroniniu būdu*

Stankevičius, Gintaras. Nugaros raumenų elektromiogramų ir vaizdo duomenų analizė fizinių pratimų kokybei vertinti. Magistro studijų baigiamasis projektas / vadovė Prof. dr. Liepa Bikulčienė; Kauno technologijos universitetas, Matematikos ir gamtos mokslų fakultetas.

Studijų kryptis ir sritis (studijų krypčių grupė): Taikomoji matematika (Matematikos mokslai).

Reikšminiai žodžiai: elektromiografija, tolydžioji bangelių transformacija, biomechanika, žmogaus skeleto modeliai, elektromiogramų analizė, vaizdo analizė.

Kaunas, 2026. 61 p.

## **Santrauka**

Šiame darbe nagrinėjama nugaros raumenų elektromiogramų (EMG) ir vaizdo duomenų analizė fizinių pratimų atlikimo kokybės vertinimui. Tyrimas vykdomas tarptautinio REMO projekto kontekste, orientuojantis į nespacificinio apatinės nugaros dalies skausmo valdymą nuotolinėje rehabilitacijoje. Darbo tikslas – sukurti matematiniais metodais pagrįstą metodiką, leidžiančią integruoti EMG signalų ir biomechaninių rodiklių analizę fizinių pratimų kokybės vertinimui.

Darbe atlikta EMG signalų analizės ir biomechaninių metodų literatūros apžvalga. EMG signalų apdorojimui taikytas filtravimas ir transformacija į laiko-dažnių sritį naudojant tolydžiąją bangelių transformaciją. Iš signalų išgauti vidutinio ir medianinio dažnių rodikliai (MNF ir MDF), atlikta koherentiškumo ir fazinės sinchronizacijos analizė. Vaizdo duomenų analizei naudoti žmogaus skeleto nustatymo modeliai OpenPose, MediaPipe ir YOLO26-Pose. Iš skeleto taškų apskaičiuoti biomechaniniai rodikliai ir sudaryti kinematiniai profiliai.

Gauti rezultatai parodė, kad YOLO26-Pose modelis pasižymi geriausiu greičio ir tikslumo santykiu biomechaninei analizei. EMG analizėje nustatyta stipri MNF ir MDF rodiklių tarpusavio koreliacija bei reikšmingi tarpraumeninio koherentiškumo pokyčiai skirtingų pratimų metu. Fazės sinchronizacijos rodikliai pasirodė mažiau jautrūs amplitudės svyravimams ir tinkami raumenų tarpusavio sąveikai vertinti. Sudaryti biomechaniniai profiliai leido identifikuoti skirtingų pratimų judesio charakteristikas bei atlikti EMG signalų segmentaciją pagal judesio fazes.

Darbo rezultatai rodo, kad multimodalinė EMG ir vaizdo duomenų analizė gali būti taikoma automatizuotam fizinių pratimų atlikimo kokybės vertinimui nuotolinės rehabilitacijos sistemose.

Stankevičius, Gintaras. Analysis of Back Muscle Electromyograms and Video Data for Assessing the Quality of Physical Exercise / supervisor Prof. dr. Bikulčienė Liepa; Faculty of Mathematics and Natural Sciences, Kaunas University of Technology.

Study field and area (study field group): Applied Mathematics (Mathematical Sciences).

Keywords: Electromyography, continuous wavelet transform, biomechanics, skeleton pose models, electromyogram analysis, video analysis.

Kaunas, 2026. 61 p.

### **Summary**

This thesis investigates the analysis of back muscle electromyograms (EMG) and video data for assessing the quality of physical exercise performance. The research is conducted within the context of the international REMO project, focusing on remote rehabilitation solutions for nonspecific low back pain management. The aim of the study is to develop a mathematically grounded methodology integrating EMG signal analysis and biomechanical indicators for exercise quality assessment.

A literature review of EMG signal processing and biomechanical analysis methods was conducted. EMG signals were processed using filtering, and continuous wavelet transform-based time-frequency analysis. Mean and median frequency indicators (MNF and MDF), intermuscular coherence, and phase synchronization metrics were analyzed. For video analysis, OpenPose, MediaPipe, and YOLO26-Pose human pose estimation models were evaluated. Biomechanical indicators and kinematic profiles were extracted from skeleton keypoints.

The results showed that the YOLO26-Pose model provided the best balance between computational speed and pose estimation accuracy. EMG analysis revealed strong correlations between MNF and MDF indicators, as well as significant intermuscular coherence changes during different exercises. Phase synchronization indicators were found to be less sensitive to amplitude fluctuations and suitable for evaluating intermuscular interaction. The generated biomechanical profiles enabled motion phase identification and EMG signal segmentation according to movement phases.

The obtained results demonstrate that multimodal EMG and video data analysis can be applied for automated physical exercise quality assessment in remote rehabilitation systems.

## Turinys

<b>Lentelių sąrašas .....</b>	<b>7</b>
<b>Paveikslų sąrašas .....</b>	<b>8</b>
<b>Santrumpų ir terminų sąrašas .....</b>	<b>10</b>
<b>Įvadas.....</b>	<b>11</b>
<b>1. Literatūros apžvalga .....</b>	<b>12</b>
1.1. Elektromiografija.....	12
1.2. Elektromiogramų analizės metodai .....	13
1.2.1. Elektromiogramų apdorojimas .....	14
1.2.2. Elektromiogramų analiziniai rodikliai.....	16
1.3. Vaizdo analizės metodai.....	19
1.3.1. Žmogaus pozos nustatymo modeliai .....	19
1.3.2. Biomechaniniai rodikliai .....	21
1.4. Naujausi tyrimai .....	23
<b>2. Duomenys ir tyrimo metodai.....</b>	<b>26</b>
2.1. REMO projektas .....	26
2.1.1. Tyrimo protokolas .....	27
2.1.2. Duomenų šaltiniai.....	30
2.2. Analizės įrankiai .....	30
2.2.1. Kinvent .....	30
2.2.2. MATLAB .....	31
2.2.3. Python.....	31
2.3. Tyrimo algoritmo formalizavimas.....	32
2.4. Naudojama įranga.....	35
<b>3. Tyrimų rezultatai ir jų aptarimas.....</b>	<b>37</b>
3.1. Duomenų paruošimas .....	37
3.2. Elektromiogramų analizė.....	39
3.2.1. Raumenų tonuso stebėsena.....	40
3.2.2. Raumenų tarpusavio sąryšio įvertinimas.....	42
3.3. Vaizdo duomenų analizė .....	46
3.3.1. Skeletų modelių rezultatų palyginimas .....	46
3.3.2. Biomechaninių įverčių įvertinimas.....	48
3.4. Vaizdo ir EMG duomenų apjungimas.....	51
3.5. Rekomendacijos tolimesniam darbui .....	54
<b>Išvados .....</b>	<b>56</b>
<b>Literatūros sąrašas .....</b>	<b>57</b>
<b>Priedai.....</b>	<b>62</b>
1 priedas. Lentos laikymo su palengvinimu analizės rezultatai .....	62
2 priedas. Visų pratimų EMG analizės skaitiniai rezultatai .....	68

## Lentelių sąrašas

<b>1 lentelė.</b> EMG signalo triukšmų tipai ir jų šaltiniai .....	14
<b>2 lentelė.</b> Giliojo mokymosi žmogaus pozos aptikimo modelių palyginimas .....	20
<b>3 lentelė.</b> MNF ir MDF vidurkiai išskirtuose lenkimosi į šonus pratimo segmentuose.....	43
<b>4 lentelė.</b> Giliojo mokymosi žmogaus pozos modelių apdorojimo trukmė .....	46
<b>5 lentelė.</b> MNF ir MDF vidurkiai išskirtuose pritūpimų iki atramos pratimo segmentuose .....	52

## Paveikslų sąrašas

<b>1 pav.</b> EMG signalo amplitudės ( $\mu V$ ) laiko atžvilgiu (paveikslas autoriaus) .....	13
<b>2 pav.</b> Juosmens srities tiriamų raumenų anatominė padėtis [7].....	13
<b>3 pav.</b> Giliojo mokymosi žmogaus pozos aptikimo modelių vizualinis palyginimas (paveikslas autoriaus) .....	21
<b>4 pav.</b> Kosinusų teoremos pritaikymo iliustravimas (paveikslas autoriaus).....	22
<b>5 pav.</b> Taškų orientacijos nustatymo iliustravimas (paveikslas autoriaus) .....	22
<b>6 pav.</b> Elektrodo pozicijos.....	27
<b>7 pav.</b> Vieno iš atliekamo pratimo fiksavimo pavyzdys .....	28
<b>8 pav.</b> Atliekamų pratimų pavyzdžiai .....	29
<b>9 pav.</b> Kinvent įrankio pateikiami duomenys .....	31
<b>10 pav.</b> Analizuojamo skeleto pavyzdys .....	34
<b>11 pav.</b> EMG ir vaizdo duomenų analizės algoritmo schema.....	35
<b>12 pav.</b> EMG signalų filtravimo rezultatai.....	37
<b>13 pav.</b> EMG nufiltruotų signalų RMS apvalkalai (100ms) .....	38
<b>14 pav.</b> EMG nufiltruotų signalų RMS apvalkalų (100ms) palyginimas su Kinvent duomenimis..	38
<b>15 pav.</b> EMG nufiltruotų signalų RMS apvalkalų (200ms) palyginimas su Kinvent duomenimis..	39
<b>16 pav.</b> Lenkimosi į šonus pirmojo EMG kanalo transformacija į laiko-dažnių sritį.....	39
<b>17 pav.</b> Lenkimosi į šonus pirmojo EMG kanalo MNF ir MDF rodikliai pratimo metu bei jų slenkantis vidurkis .....	40
<b>18 pav.</b> MNF ir MDF rodikliai abiem raumenų grupėms lenkimosi į šonus pratimo metu.....	40
<b>19 pav.</b> MNF ir MDF rodiklių pokyčiai lenkimosi į šonus pratimo metu .....	41
<b>20 pav.</b> MNF ir MDF rodiklių tiesinės regresijos rezultatai lenkimosi į šonus pratimo metu.....	41
<b>21 pav.</b> Spirmano koreliacinės matricos raumenų grupėms MNF ir MDF rodikliams lenkimosi į šonus pratimo metu.....	42
<b>22 pav.</b> MNF ir MDF rodiklių tiesinės regresijos rezultatai lenkimosi į šonus pratimo metu.....	42
<b>23 pav.</b> Tarpraumeninis koherentiškumas lenkimosi į šonus pratimo metu .....	43
<b>24 pav.</b> Tarpraumeninis 14 – 30 Hz dažnių juostos koherentiškumas laike lenkimosi į šonus pratimo metu .....	44
<b>25 pav.</b> Fazės sinchronizavimo indeksai lenkimosi į šonus pratimo metu .....	45
<b>26 pav.</b> Fazės sinchronizavimo indeksai lenkimosi į šonus pratimo metu EMG apvalkalui.....	45
<b>27 pav.</b> Stop-kadro skeletų modelių vizualiniai rezultatai .....	47
<b>28 pav.</b> Mediapipe ir YOLO skeletų modelių sąnarių taškų palyginimas .....	47
<b>29 pav.</b> Sąnarių porų taškų atstumų pokyčiai pratimo metu .....	48
<b>30 pav.</b> Atliekamo pratimo momentas su apskaičiuotais biomechaniniais rodikliais.....	48
<b>31 pav.</b> Lankstymosi į šonus kinematiniai profiliai .....	49
<b>32 pav.</b> Lentos laikymo su palengvinimu atlikimo momentas su įvertintais biomechaniniais rodikliais .....	50
<b>33 pav.</b> Lentos laikymo su palengvinimu kinematiniai profiliai .....	50
<b>34 pav.</b> Pritūpimų iki atramos pratimo segmentavimo į judesių momentus pavyzdys.....	51
<b>35 pav.</b> MNF ir MDF rodikliai išskirtuose judesio segmentuose .....	52
<b>36 pav.</b> MNF ir MDF rodiklių vidurkiai išskirtuose judesio segmentuose.....	52
<b>37 pav.</b> Spirmano koreliacijos koeficientai MNF ir MDF rodikliams, gautams iš išskirtų judesio segmentų.....	53
<b>38 pav.</b> Segmentuoto ir pilno signalo palyginimas MNF ir MDF rodikliams .....	54

<b>39 pav.</b> Segmentuoto ir pilno signalo skirtuminis vaizdas.....	54
--	----

## Santrumpų ir terminų sąrašas

### Santrumpos:

DBT – diskrečioji bangelių transformacija;

DFT – diskrečioji Furjė transformacija;

TBT – tolydžioji bangelių transformacija;

FIR – baigtinio impulso atsako filtras;

IIR – begalinio impulso atsako filtras;

RMS – kvadratinis vidurkis;

PSI – fazės sinchronizacijos indeksas;

MVC – maksimali valinga kontrakcija;

EMG – elektromiograma;

Hz – hercas;

$\mu\text{V}$  – mikrovoltas.

MDF – medianinis dažnis;

MNF – vidutinis dažnis;

YOLO – „You Only Look Once“ modelių architektūra.

### Terminai:

**Elektromiograma** – elektrinį raumenų aktyvumą rodanti kreivė.

**Elektromiografija** – elektrofiziologinis metodas, skirtas registruoti ir analizuoti raumenų generuojamus elektrinius signalus.

**Sinergija** – skirtingų raumenų suderintas veikimas.

**Koaktyvacija** – bendras raumenų aktyvavimasis, kai vieno raumenų aktyvacija paskatina kito raumens aktyvavimąsi.

**Koherentiškumas** – dviejų signalų tarpusavio sąsajos matas dažnių srityje.

**Fazės sinchronizacija** – dviejų signalų fazinių komponentų suderinamumo matas laiko atžvilgiu.

**Kinematinis profilis** – judesio biomechaninių rodiklių kitimo laike vaizdavimas.

**Biomechaninis rodiklis** – kiekybinis parametras, apibūdinantis žmogaus judesio ar laikysenos charakteristikas.

**Tolygioji bangelių transformacija** – signalų analizės metodas, leidžiantis vienu metu vertinti signalo laiko ir dažnių charakteristikas.

## Įvadas

Sveikatos priežiūros sistemos Europoje susiduria su augančiu medicinos specialistų trūkumu, senėjančia visuomene ir didėjančiu lėtinių ligų paplitimu. Dėl šių priežasčių sparčiai auga nuotolinės pacientų stebėsenos ir automatizuoto fizinės būklės vertinimo sprendimų poreikis. Viena iš aktualiausių sričių yra nespēcifinio apatinės nugaros dalies skausmo reabilitacija, kadangi šio pobūdžio sutrikimai yra viena pagrindinių negalios priežasčių pasaulyje [1]. Tyrimai rodo, kad efektyvus tokių pacientų vertinimas turėtų būti grindžiamas ne tik biomechaniniais judesio rodikliais, bet ir raumenų aktyvumo analize [2, 3].

Tarptautinis REMO projektas siekia kurti dirbtiniu intelektu pagrįstas nuotolinės reabilitacijos sistemas, leidžiančias dalį sveikatos priežiūros perkelti iš gydymo įstaigų į paciento namų aplinką. Lietuvos REMO naudojimo atveju daugiausia dėmesio skiriama fizinių pratimų atlikimo kokybės vertinimui, integruojant elektromiografijos (EMG) signalų ir vaizdo duomenų analizę. Tokia multimodalinė prieiga leidžia kompleksiskai įvertinti tiek vidinį fiziologinį krūvį, tiek išorinę judesio biomechaniką.

EMG signalai suteikia informaciją apie raumenų aktyvumą, koordinaciją ir nuovargio pokyčius, tačiau jie neleidžia tiesiogiai įvertinti judesio atlikimo kokybės. Tuo tarpu vaizdo duomenų analizė leidžia nustatyti kūno segmentų padėtį, sąnarių kampus ir judesio dinamiką, tačiau nesuteikia informacijos apie fiziologinį raumenų atsaką. Dėl šios priežasties EMG ir biomechaninių duomenų integracija sudaro prielaidas sukurti objektyvesnę fizinių pratimų vertinimo metodiką.

Šiame darbe nagrinėjama nugaros raumenų elektromiogramų ir vaizdo duomenų analizė fizinių pratimų kokybės vertinimui. Tyrime taikomi signalų apdorojimo, laiko-dažnių analizės, biomechaninių rodiklių išvedimo ir duomenų integracijos metodai. EMG signalų analizei naudojama tolydžioji bangelių transformacija, dažniniai rodikliai, koherentiškumo ir fazinės sinchronizacijos analizė, o vaizdo duomenų analizei – žmogaus skeleto modeliai bei biomechaninių rodiklių skaičiavimas.

**Darbo tikslas** – sukurti matematiniais metodais pagrįstą modelį, skirtą fizinių pratimų atlikimo kokybei įvertinti, taikant nugaros raumenų elektromiografijos (EMG) signalų ir vaizdo duomenų analizę.

Tikslui įgyvendinti išsikelti **uždaviniai**:

- Atlikti literatūros apžvalgą: išanalizuoti EMG ir biomechanikos tyrimus, taikomus matematinius metodus bei programinę įrangą;
- Sukurti metodiką požymių išgavimui iš EMG signalų, taikant spektrinę ir laiko-dažninę analizę;
- Išanalizuoti vaizdo duomenis ir išgauti judesio bei laikysenos požymius, aprašančius atliekamų pratimų biomechaniką;
- Integruoti EMG ir vaizdo požymius bei sukurti algoritmą, skirtą fizinių pratimų atlikimo kokybės vertinimui;
- Pateikti išvadas ir rekomendacijas tolimesniems tyrimams.

## 1. Literatūros apžvalga

Ši literatūros apžvalga nagrinėja metodus, taikomus elektromiografijos (EMG) signalų ir vaizdo duomenų analizei, siekiant įvertinti žmogaus atliekamus fizinius pratimus. EMG signalai atspindi raumenų elektrinį aktyvumą laiko atžvilgiu, o vaizdo duomenys aprašo žmogaus judesių geometrinę ir kinematinę informaciją. Šių dviejų duomenų šaltinių analizė leidžia kompleksiskai vertinti judesių charakteristikas, nes jie aprašo skirtingus to paties proceso aspektus – vidinį raumenų aktyvumą ir išorinę judesio išraišką.

EMG signalų analizė remiasi signalų apdorojimo metodais, kurių tikslas yra iš neapdoroto signalo išgauti stabilias ir interpretuojamas charakteristikas. Tokie metodai apima filtravimą, segmentavimą bei statistinių ir laiko srities rodiklių skaičiavimą. Gauti požymiai leidžia aprašyti raumenų aktyvumo dinamiką kiekybiškai.

Vaizdo analizės metodai, ypač žmogaus skeleto nustatymas, leidžia transformuoti vaizdo sekas į struktūrizuotą geometrinę reprezentaciją. Tokiu būdu sudėtingi vaizdo duomenys redukuojami į laiko sekas, sudarytas iš sąnarių koordinatų, kurios gali būti analizuojamos matematiškai kaip daugiamatės laiko eilutės.

Šios literatūros apžvalgos tikslas yra sistemingai aptarti EMG signalų apdorojimo metodus, vaizdo analizės metodus bei jų galimą tarpusavio ryšį analizuojant judesių vertinimo uždavinį. Pirmiausia nagrinėjami EMG signalų apdorojimo ir požymių išskyrimo metodai, tuomet aptariami vaizdo analizės metodai, skirti judesių struktūrinei reprezentacijai, o galiausiai analizuojamas šių dviejų duomenų šaltinių palyginimas ir jų informacinis suderinamumas.

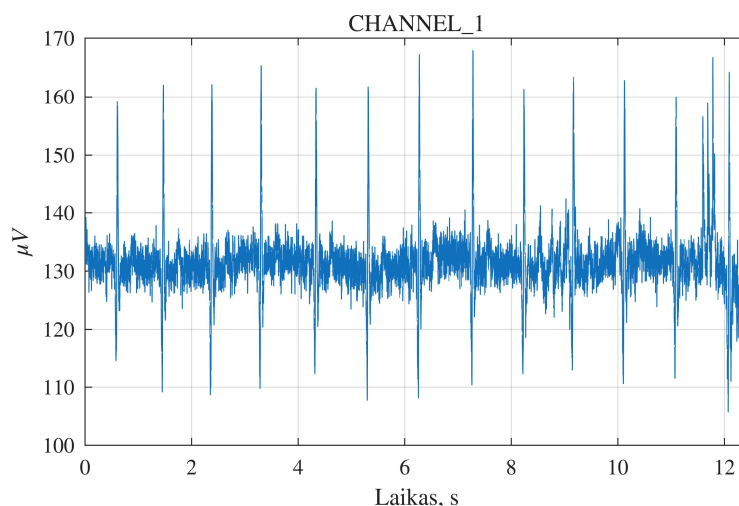
### 1.1. Elektromiografija

Vienas iš esminių raumenų funkcijos bei patologinių pokyčių vertinimo metodų yra elektromiografija – griaučių raumenų generuojamų biopotencialų registravimo procesas [4]. Šie biopotencialai gali būti registruojami tiek raumeniui esant ramybės būsenoje (atsipalaidavus), tiek jo susitraukimo metu, veikiant fiziniam krūviui.

Elektromiografijos metu gauti signalai vaizduojami laiko funkcijos pavidalu ir vadinami elektromiograma (EMG). Atsižvelgiant į signalų registravimo metodiką, išskiriami du pagrindiniai EMG tipai [5]:

1. Paviršinė elektromiografija (neinvazinė) – elektrodai tvirtinami ant odos paviršiaus, registruojant per biologinius audinius sklindančius raumenų elektrinius signalus. Šis metodas pasižymi paprastu pritaikymu ir minimalia intervencija į tiriamojo organizmą, tačiau gauti signalai yra labiau veikiami išorinių triukšmų bei kitų artefaktų.
2. Invazinė elektromiografija – naudojami adatiniai elektrodai, įvedami tiesiogiai į tiriamą raumeninį audinį, leidžiantys registruoti lokalesnius ir tikslesnius elektrinius signalus. Vis dėlto šis metodas yra invazinis, sudėtingesnis taikyti ir gali sukelti diskomfortą ar skausmą tiriamajam.

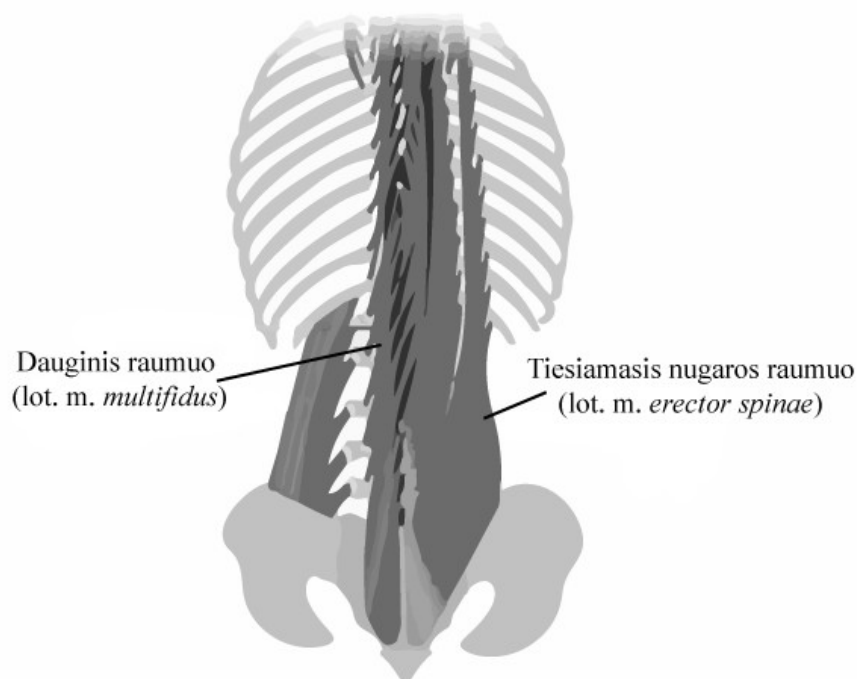
Toliau šiame darbe analizuojami paviršinės elektromiografijos signalai (toliau – EMG). Matematiškai šie signalai gali būti aprašomi kaip nuo laiko priklausančios funkcijos, charakterizuojamos pagrindiniais parametrais – amplitude, dažniu ir faze [6]. Vienas iš galimų EMG signalų pavyzdžių pateikiamas 1 paveiksle.



**1 pav.** EMG signalo amplitudės ( $\mu V$ ) laiko atžvilgiu (paveikslas autoriaus)

Šiame darbe stebimi du juosmens srities raumenys (žr. 2 pav.) bei analizuojami jų EMG signalai:

- Dauginis raumuo (lot. *m. multifidus*);
- Tiesiamasis nugaros raumuo (lot. *m. erector spinae*).



**2 pav.** Juosmens srities tiriamų raumenų anatomicinė padėtis [7]

Atsižvelgiant į EMG signalų sudėtingumą ir jų informacinį turinį, būtina taikyti specializuotus signalų analizės metodus, leidžiančius įvertinti raumenų aktyvumą ir tarpusavio sąveiką.

## 1.2. Elektromiogramų analizės metodai

Raumenų EMG signalų analizė apima penkių pagrindinių klausimų nagrinėjimą [8]:

1. Ar raumuo aktyvus?
2. Ar raumuo daugiau/mažiau aktyvus?
3. Kada raumuo yra aktyvus arba neaktyvus?
4. Kiek aktyvus yra raumuo?

## 5. Ar raumuo vargsta/yra nuvargęs?

Šių klausimų atsakymai grindžiami EMG signalų analizės metodais laiko ir dažnio srityse. Analizės procesas gali būti suskaidytas į dvi pagrindines dalis: signalo apdorojimo dalį ir signalo analizės bei požymių išskyrimo dalį. Pirmoji dalis apima signalo paruošimą tolimesnei analizei, įskaitant filtravimą, triukšmo slopinimą ir segmentavimą. Antroji dalis orientuota į kiekybinių charakteristikų išgavimą, kurios aprašo raumenų aktyvumą, trukmę ir laiko dinamiką. Toliau darbe šie etapai ir jų metodai nagrinėjami detaliau.

### 1.2.1. Elektromiogramų apdorojimas

Kiekvienai kokybiškai analizei reikalingi tikslūs duomenys, todėl paviršinių EMG signalų apdorojimas yra kritinis etapas. Vadovaujantis „šiukšlės vidun – šiukšlės lauk“ (angl. *garbage in, garbage out*) principu, pirminis signalas turi būti išvalytas nuo artefaktų ir paruoštas tolesniam rodiklių išgavimui.

Matuojant EMG signalą kartu užfiksuojami įvairių tipų triukšmai [9, 10], kurie pateikiami 1 lentelėje. Tikslus EMG signalų atkūrimas reikalauja triukšmo komponentų poveikio minimizavimo arba, jei įmanoma, jų eliminavimo. Šiuo tikslu taikomi įvairūs EMG signalų apdorojimo metodai, skirti triukšmo slopinimui ir signalo kokybės gerinimui.

1 lentelė. EMG signalo triukšmų tipai ir jų šaltiniai

Triukšmo tipas	Pagrindinis šaltinis
Aplinkos elektromagnetiniai trukdžiai	Elektromagnetinė spinduliuotė iš aplinkos.
Judėjimo artefaktai	Elektrodų ir odos santykinis judėjimas fizinio aktyvumo metu. Elektrodų ir jų laidų tarpusavio sąveika.
Elektroninis matavimo triukšmas	Matavimo įrangos ir elektrodų elektroniniai komponentai.
Įgimtas signalo nestabilumas	Beveik atsitiktinė (angl. <i>quasi-random</i> ) EMG signalo prigimtis.
Elektrokardiografiniai artefaktai	Širdies elektrinis aktyvumas.
Tarpraumeninė interferencija	Gretimų raumenų EMG signalų įtaka.
Odos-elektrodo kontaktiniai artefaktai	Nepakankamas odos paruošimas arba nestabilus kontaktas.
Keitiklio triukšmas	Kintamosios ir nuolatinės elektros srovės įtampa ir elektroduose naudojamos medžiagos savybės.
Bazinės linijos dreifas	Netinkamas elektrodų fiksavimas arba lėti potencialo pokyčiai.

Pagrindinis įrankis triukšmui šalinti yra skaitmeniniai filtrai. Du pagrindiniai literatūroje sutinkami filtrai – baigtinio ir begalinio impulso atsako filtrai:

1. Baigtinio impulso atsako filtras (angl. *Finite Impulse Response* – FIR) yra skaitmeninis filtras, kurio išvestis apskaičiuojama kaip svertinė įvesties signalo reikšmių suma su baigtiniu koeficientų rinkiniu. Jis gali būti laikomas apibendrinta slenkančio vidurkio filtro forma, naudojant nevienodus svorinius koeficientus [11]. Filtras aprašomas formule:

$$y(n) = \sum_{i=1}^{N-1} b(i)x(n-i) \quad (1.1)$$

čia  $y(n)$  yra nufiltruoto signalo reikšmė laiko momentu  $n$ ,  $N$  – filtro lango dydis, nusakantis įtraukiamų imčių skaičių,  $b(i)$  – svoriniai koeficientai,  $x(n)$  – rektifikuoto (angl. *rectified*) EMG signalo reikšmė.

Tinkamai parinkus svorinius koeficientus, FIR filtras realizuoja svertinį slenkantį vidurkį, kuris leidžia išlyginti signalą nepakeičiant fazės poslinkio, jei įvesties signalas yra simetriškas ir centruotas. EMG signalų atveju šis filtras dažniausiai taikomas rektifikuotam signalui, kadangi originalus EMG signalas pasižymi nuline vidutine reikšme, dėl kurios tiesioginis filtravimas neleistų gauti stabilios amplitudės apvalkalo [12].

2. Begalinio impulso atsako filtras (angl. *Infinite Impulse Response* – IIR) yra rekursyvus skaitmeninis filtras, kurio išvesties reikšmė priklauso tiek nuo dabartinių bei praeities įvesties signalo reikšmių, tiek nuo ankstesnių išėjimo reikšmių [13]. Dėl šios struktūros filtras realizuoja grįžtamojo ryšio mechanizmą. Filtras aprašomas formule:

$$y(n) = \sum_{i=0}^{N-1} b(i)x(n-i) - \sum_{k=1}^K a(k)y(n-k) \quad (1.2)$$

čia  $y(n)$  yra išvesties signalo reikšmė laiko momentu  $n$ ,  $N$  – stebimas langas į priekį arba viršutinio filtro koeficientų skaičius,  $b(i)$  – į priekį nukreipto filtro koeficientai,  $x(n)$  – rektifikuoto įvesties signalo reikšmė,  $K$  – stebimas langas atgal arba apatinio filtro koeficientų skaičius,  $a(k)$  – grįžtamojo ryšio koeficientai,  $\lambda$  – praeities signalo delsa [11]. Tokia struktūra leidžia efektyviai slopinti triukšmą, išlaikant signalo laiko charakteristikas ir minimizuojant fazės poslinkį.

Skirtingai nuo FIR filtrų, IIR filtrai pasižymi begaline impulsinio atsako trukme ir gali pasiekti panašų filtravimo efektą naudojant mažesnę koeficientų skaičių. Praktikoje jie dažnai įgyvendinami kaip dvipusis filtravimas, kai signalas pirmiausia apdorojamas viena kryptimi, o tuomet – atvirkštine kryptimi, siekiant kompensuoti fazės iškrypimus.

Šiuolaikinėje praktikoje dažniausiai taikomas Butterworth (IIR tipo) filtras dėl jo plokščios charakteristikos praleidimo juostoje.

- Juostinis filtras (angl. *Band-pass filter*). Dažniausiai naudojamas 20 – 500 Hz diapazonas. Žemo dažnio riba (20 Hz) efektyviai pašalina judėjimo artefaktus, o aukšto dažnio riba (500 Hz) – aukšto dažnio triukšmą, neprarandant pagrindinės EMG energijos.
- Siaurajuostis filtras (angl. *Notch filter*). Naudojamas specifiniam 50 Hz arba 60 Hz triukšmui iškirpti.

Kadangi EMG signalas yra kintamosios srovės pobūdžio, jo vidutinė reikšmė per tam tikrą laiko intervalą yra artima nuliui. Dėl šios priežasties tolimesnei analizei dažnai taikomas signalo rektifikavimas, t. y. absoliučiuųjų reikšmių skaičiavimas:

$$x_r(n) = |x(n)| \quad (1.3)$$

čia  $x_r(n)$  – rektifikuoto signalo diskrečioji reikšmė,  $x(n)$  – pradinio EMG signalo diskrečioji reikšmė. Po rektifikacijos signalo vidutinė reikšmė tampa teigiama ir gali būti interpretuojama kaip

raumenų aktyvumo intensyvumo indikatorius. Tokiu būdu išsaugoma informacija apie signalo amplitudę, kuri yra svarbi vertinant bendrą raumens aktyvumo lygį [8].

Vis dėlto rektifikuotas signalas išlieka kintantis ir pasižymi reikšmingais trumpalaikiais svyravimais, todėl tolimesnei analizei dažnai taikomi glodinimo metodai, skirti signalo apvalkalui išgauti:

1. Slenkantis vidurkis:

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x(n-i) \quad (1.4)$$

čia  $y(n)$  – suglodintas signalas,  $N$  – signalo ilgis,  $x(n)$  – pradinis signalas.

2. Kvadratinis vidurkis (RMS). Tai pagrindinis metodas, atspindintis vidutinę signalo galią laiko lange:

$$y_r(t) = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} x_R(t)^2 dt} \quad (1.5)$$

čia  $y_r(t)$  – RMS rodiklis laiko intervale,  $t_1$  ir  $t_2$  – laiko intervalo pradžia ir pabaiga,  $x_R(t)$  – rektifikuotas signalas.

3. Žemo dažnio filtravimas. Rektifikuotas signalas filtruojamas žemo dažnio filtru (pavyzdžiui, 5 – 10 Hz), taip gaunant tiesinę gaubtinę (angl. *linear envelope*), kuri gerai koreliuoja su raumens išvystoma jėga.

Galutinis apdorojimo etapas yra normalizavimas, kuris leidžia palyginti skirtingų raumenų ar tiriamųjų duomenis. Dažniausiai taikomas maksimalios valingos kontrakcijos (MVC) metodas:

$$EMG_{norm}(\%) = \frac{EMG}{EMG_{MVC}} \times 100 \quad (1.6)$$

Naujausiuose tyrimuose [14] siūlomas normalizuotos galios metodas, kur signalo energija lyginama su ramybės būsenos energija, siekiant nustatyti santykinį raumens įdarbinimą.

Nors aptarti metodai yra plačiai taikomi, jų konkretus įgyvendinimas ir parametų parinkimas priklauso nuo nagrinėjamo uždavinio specifikos. Dėl šios priežasties tiksliai suformuluotas tyrimo tikslas yra būtinas siekiant pagrįstai pasirinkti tinkamus analizės metodus ir jų parametrizavimą.

### 1.2.2. Elektromiogramų analiziniai rodikliai

Atlikus EMG signalo apdorojimą, iš jo gali būti išskiriami pagrindiniai informatyvūs rodikliai, apibūdinantys raumenų aktyvumą, tarpraumeninę sąveiką ir kitus fiziologinius aspektus. Šie rodikliai gaunami analizuojant signalą laiko, dažnių ir laiko-dažnių srityse. Toliau aptariamos dažniausiai taikomos transformacijos į dažnių ir laiko-dažnių sritis.

Furjė analizė leidžia nagrinėti signalo dažninę struktūrą, transformuojant jį iš laiko srities į dažnių sritį. Tam taikoma diskrečioji Furjė transformacija (DFT), kuri signalo  $X$  spektrą apibrėžia taip [15]:

$$C_X(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} X(i)W^{ki} \quad (1.7)$$

čia  $C_X(k)$  –  $k$ -asis signalo  $X$  Furjė spektrinis koeficientas,  $N$  – signalo ilgis,  $W = e^{-i\frac{2\pi}{N}}$  – kompleksinis sukimo daugiklis.

DFT transformuoja signalą iš laiko srities į dažnių sritį, todėl leidžia įvertinti jo spektrinę sudėtį. EMG signalų atveju ši transformacija suteikia informaciją apie dažnių komponentų pasiskirstymą, tačiau neleidžia nustatyti jų kitimo laike. Kadangi EMG signalai yra nestacionarūs [16], jų statistinės charakteristikos kinta laiko atžvilgiu, todėl klasikinė Furjė analizė tampa riboto pritaikomumo. Taip yra dėl to, kad Furjė transformacija iš esmės paremta prielaida apie signalo stacionarumą [17].

Dažnių komponentų kitimo laike analizės ribojimus įveikia tolydžioji bangelių transformacija (TBT), kuri leidžia vienu metu nagrinėti signalą tiek laiko, tiek dažnių srityse. Ji apibrėžiama taip [18]:

$$W_X(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} X(t)\bar{\psi}\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (1.8)$$

čia  $W_X(a, b)$  – transformacijos koeficientas,  $a$  – mastelio (dažnio) koeficientas,  $b$  – laiko poslinkio koeficientas,  $X(t)$  – analizuojamas signalas,  $\psi(x)$  – motininė bangelė. Motininė bangelė turi tenkinti tinkamumo ir reguliarumo sąlygas, o jos pasirinkimas daro tiesioginę įtaką transformacijos rezultatams.

EMG signalų analizėje TBT plačiai taikoma dėl gebėjimo tiksliai lokalizuoti dažnių komponentus laike, kas yra ypač svarbu nagrinėjant nestacionarius signalus. Tyrimuose [19] TBT buvo lyginama su DFT, nustatant, kad DFT spektrai yra jautresni triukšmui, tuo tarpu TBT leidžia aiškiau išskirti reikšmingus dažnių komponentus skirtinguose judesio etapuose. Be to, darbe [20] TBT taikyta skirtingų raumenų skalogramoms sudaryti. Jų analizė, kartu taikant „pooling“ metodus, leido efektyviai identifikuoti raumenų koaktyvacijos reiškinius.

Išgavus EMG signalo dažnių spektrą, galima apskaičiuoti įvairius spektrinius rodiklius, apibūdinančius raumenų aktyvumo ypatybes:

1. Vidutinis dažnis (MNF) apibrėžiamas kaip elektromiogramos galios spektro ir dažnio sandaugos suma, padalinta iš bendrosios spektro galios [21]. Šis rodiklis dažnai naudojamas raumenų nuovargiui vertinti, nes nuovargio metu MNF reikšmė mažėja [22]:

$$MNF = \frac{\sum_{i=0}^N f_i \cdot P_i}{\sum_{i=0}^N P_i} \quad (1.9)$$

čia  $N$  – dažnių juostų skaičius,  $f_i$  –  $i$ -osios juostos dažnis,  $P_i$  – EMG galios spektro reikšmė atitinkamoje juostoje.

2. Dažnių mediana (MDF) – tai dažnis, kuris padalina galios spektrą į dvi vienodo energijos dydžio dalis [21]:

$$\sum_{i=1}^{MDF} P_i = \sum_{i=MDF}^N P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N P_i \quad (1.10)$$

čia  $P_i$  – EMG galios spektro reikšmės,  $N$  – dažnių juostų skaičius. MDF plačiai taikomas raumenų nuovargiui ir aktyvumo pokyčiams vertinti.

3. Koherentiškumo matas. Tarpraumeninė sąveika gali būti analizuojama taikant koherentiškumo analizę, kuri leidžia įvertinti dviejų signalų sąsają dažnių srityje. Koherentiškumo funkcija apibrėžiama taip [23]:

$$C(\lambda) = \frac{|f_{xy}(\lambda)|^2}{f_{xx}(\lambda) f_{yy}(\lambda)} \quad (1.11)$$

čia  $f_{xy}(\lambda)$  – kryžminio galios spektro tankis tarp signalų  $x$  ir  $y$ ,  $f_{xx}(\lambda)$  ir  $f_{yy}(\lambda)$  – atitinkamų signalų galios spektrai, o  $\lambda$  – dažnis. Koherentiškumo matas  $C(\lambda)$  kinta intervale nuo 0 iki 1 ir parodo signalų tarpusavio ryšio stiprumą [24].

Koherentiškumo matui apskaičiuoti reikia pateikti apibendrinantį dažnių spektrą. Tyrime [25] koherentiškumo matas buvo skaičiuojamas naudojant 450 ms ilgio Hanning langą su 40% persidengimu bei 1 Hz dažninę skiriamąją gebą 14 – 30 Hz intervale. Galios spektrui išgauti naudotasi DFT.

Statistiniam koherentiškumo matų reikšmingumui nustatyti naudojama slenkstinė reikšmė, kuri apibrėžiama taip [26]:

$$S(\alpha) = 1 - (1 - \alpha)^{\frac{1}{n-1}} \quad (1.12)$$

čia  $\alpha$  – pasirinktas reikšmingumo lygmuo,  $n$  – pritaikytų Hanning langų skaičius skaičiuojant koherentiškumo matą. Šis slenkstis naudojamas atsitiktiniams paviršinių EMG signalų svyravimams atskirti nuo fiziologiškai reikšmingų pokyčių. Jei signalų panašumas viršija nustatytą slenkstinę reikšmę, galima teigti, kad tarp jų egzistuoja statistškai reikšmingas suderinamumas.

Be to, EMG signalai gali būti analizuojami laiko srityje, siekiant įvertinti nuovargio poveikį. Tarp skirtingų raumenų porų sąveikai įvertinti taikomas fazės sinchronizacijos indeksas (PSI), kuris apskaičiuojamas remiantis Hilberto transformacija gautomis fazėmis. PSI įvertina dviejų signalų fazinį suderinamumą: reikšmė artima 0 rodo nepriklausomas fazes, o reikšmė artima 1 – stiprią sinchronizaciją ir tarpusavio sąveiką [27].

$$PSI = \sqrt{\langle \cos \theta_{XY}^H(t) \rangle_t^2 + \langle \sin \theta_{XY}^H(t) \rangle_t^2} \quad (1.13)$$

čia  $\langle \cdot \rangle_t$  – visų reikšmių momentu  $t$  vidurkis.  $\theta_{XY}^H(t)$  apskaičiuojamas pagal formulę:

$$\theta_{XY}^H(t) = n\theta_X^H(t) - m\theta_Y^H(t) \quad (1.14)$$

kur  $X$  ir  $Y$  – analizuojami EMG signalai,  $\theta_X^H(t)$  – fazinis kampas apskaičiuotas remiantis EMG signalo Hilberto transformacija. Koeficientai  $n$  ir  $m$  parenkami laisvai, tačiau remiantis ankstesniais tyrimais [28], dažniausiai priskiriama  $n = m = 1$ .

Tyrimė [29] PSI indeksas buvo skaičiuojamas padalijus signalą į dvi dalis (pradinę ir galutinę fazes) ir filtruojant jį skirtingose dažnių juostose: 8 – 12 Hz (alfa), 15 – 35 Hz (beta) ir 35 – 60 Hz (gama), naudojant ketvirtos eilės nulinio fazės poslinkio Butterworth filtrą. Gauti rezultatai parodė, kad reikšmingiausi raumenų porų sinchronizacijos pokyčiai nustatyti gama dažnių juostoje, lyginant pratimo pradžios ir pabaigos fazes.

### 1.3. Vaizdo analizės metodai

Skaitmeninėse pratimų vertinimo sistemose žmogaus judesio įvertinimas (pozos, skeleto atvaizdavimas) tampa esminis komponentas, papildantis raumenų EMG analizę. Žmogaus pozos įvertinimas – tai kūno sąnarių aptikimo uždavinys nuotraukose ar vaizdo įrašuose. Nuo ankstyvųjų metodų (ribos siluetų atpažinimas, kraštų detektoriai, aktyvūs formos modeliai – ASM/AAM) pereita prie giliojo mokymosi ir statistinių modelių [30]. Šiuolaikiniai algoritmai leidžia aptikti 2D ir 3D žmogaus skeleto pozą vienam ar keliems asmenims, naudodami įvairius apdorojimo būdus ir jutiklius. Literatūroje plačiai nagrinėjami ir lyginami tiek klasikiniai metodai (pavyzdžiui, fono atimtis, optinis srautas, HOG, piešinio struktūros), tiek gilesios neuroninės tinklų šiuolaikinės sistemos (pavyzdžiui, OpenPose, AlphaPose, HRNet, MediaPipe, DensePose, OpenPifPaf, VIBE, SPIN, DeepLabCut) [30, 31]. Remiantis daugelio tyrimų rezultatais, metodai, pirmiausia lokalizuojantys asmenį (angl. *top-down*), (pavyzdžiui, Faster R-CNN + HPE) pasižymi didesniu tikslumu nei metodai, vienu metu aptinkantys visus kūno taškus (angl. *bottom-up*). Dažnai taikomi kelių kamerų rekonstrukcijos bei gylio jutikliai (pavyzdžiui, Kinect) 3D pozai rekonstruoti.

#### 1.3.1. Žmogaus pozos nustatymo modeliai

Pirmas žingsnis žmogaus biomechanikai įvertinti iš vaizdo duomenų – žmogaus pozos nustatymas. Svarbu suprasti, kad prieš kameros objektyvą žmogus gali stovėti tiesiai arba profiliu. Laisvai prieinami giliojo mokymosi modeliai visada stengiasi pateikti visus žmogaus pozos taškus su prielaida, jog analizuojamas asmuo stovi tiesiai. Tačiau stovint profiliu, viena žmogaus pusė yra uždengiama. Šiuolaikiniams modeliams tai nėra problema ir nematomi sąnariai pateikiami kaip trūkstamos reikšmės, tačiau biomechaninių rodiklių skaičiavimams pasirenkami du analizės keliai:

1. Apibrėžus žmogaus biomechaniką profilio vaizdui, reikalingi rodikliai išskaičiuojami tik vienai pusei ir naudojama modelių pateikta dalinė informacija;
2. Esant aptiktų sąnarių trūkumui, analizuojamas vaizdas atmetamas ir praleidžiamas [32].

Tyrimų ir modelių, susijusių su žmogaus skeletu, yra gana daug, todėl toliau apžvelgiami trys žmogaus pozos įvertinimui naudojami giliojo mokymosi modeliai: OpenPose, BlazePose ir YOLO-Pose modeliai.

OpenPose modelis yra vienas iš pirmųjų plačiai pritaikytų žmogaus pozos nustatymo metodų, leidžiantis realiu laiku aptikti kūno, rankų ir veido pagrindinius taškus keliems žmonėms vienu metu [33]. Modelis naudoja „bottom-up“ metodiką su sričių afininiais laukais, kuri leidžia tiksliai susieti aptiktus taškus į atskirų žmonių struktūras net sudėtingose scenose, todėl pasižymi aukštu tikslumu. Nors OpenPose reikalauja daugiau skaičiavimo resursų nei naujesni YOLO pagrindu veikiantys žmogaus pozos/skeleto modeliai, jis išlieka labai universalus ir lengvai pritaikomas dėl atviro kodo

prieinamumo, o tai leidžia jį naudoti įvairiose srityse – nuo medicinos iki sporto analizės ar žmogaus-kompiuterio sąveikos. Taigi OpenPose išsiskiria kaip patikimas sprendimas, kai svarbus detalus judesių atvaizdavimas, išlaikant gerą balansą tarp tikslumo ir praktinio pritaikomumo.

BlazePose modelis yra konvoliucinis neuroninis tinklas, skirtas realaus laiko žmogaus pozos/skeleto nustatymui mobiliuose įrenginiuose, gebantis aptikti net 33 kūno pagrindinius taškus ir veikti daugiau nei 30 kadru per sekundę greičiu [34]. Modelis naudoja hibridinį metodą, derinant šilumos žemėlapių ir regresijos principus mokymo metu, tačiau vykdymo dalyje išlaiko tik lengvą regresinę dalį, taip ženkliai sumažindamas skaičiavimo sąnaudas neprarandant tikslumo [34]. Integruotas aptikimo-sekimo modulis leidžia efektyviai sekti žmogaus pozą tarp kadru, o tai užtikrina stabilų veikimą net esant daliniams uždengimams ar judesiams. BlazePose dažnai naudojamas kartu su MediaPipe – moduline sistema, leidžiančia kurti ir lengvai diegti sudėtingus kompiuterinės regos sprendimus kaip grafų pagrindu sudarytas srautas, kurie gali būti pernaudojami ir optimizuojami skirtingoms platformoms [35]. Toks derinys užtikrina ne tik aukštą pozos nustatymo tikslumą, bet ir itin paprastą integraciją bei pritaikymą realiose sistemose (pavyzdžiui, mobiliuose aplikacijose ar alternatyvios realybės sprendimuose), todėl BlazePose/MediaPipe laikomi vienu iš efektyviausių sprendimų, kai svarbus greitis, tikslumas ir praktinis panaudojimas.

YOLO (angl. *You Only Look Once*) modeliai yra vieni populiariausių realaus laiko objektų aptikimo sprendimų, nes jie sujungia lokalizaciją ir klasifikaciją į vieną neuroninio tinklo eigą, taip užtikrindami didelį greitį ir aukštą tikslumą. Naujaisiais karta, YOLO26, dar labiau sustiprina šį balansą – modelis sukurtas taip, kad būtų lengvai pritaikomas įvairiose sistemose (nuo mobilių įrenginių iki pramoninių sprendimų), pašalinant sudėtingus rezultatų apdorojimo žingsnius (pavyzdžiui, NMS) ir optimizuojant architektūrą greitesniam bei stabilesniam veikimui, tuo pačiu išlaikant ar net gerinant tikslumą [36]. Be to, YOLO26 palaiko kelis užduočių sprendimą vienoje architektūroje, įskaitant objektų aptikimą, segmentaciją ir žmogaus pozos/skeleto nustatymą, kas leidžia lengvai pritaikyti modelį sudėtingesnėms kompiuterinės regos problemoms. Žmogaus pozos modeliai, kaip YOLO pagrindu veikiančios pagrindinių taškų detektoriai, pasižymi gebėjimu tiksliai nustatyti žmogaus ar objekto struktūrą realiu laiku, išlaikant paprastą integraciją į sistemas, todėl jie tampa itin praktiški taikymuose, kur reikalingas greitas, tikslus ir lengvai diegiamas sprendimas.

**2 lentelė.** Giliojo mokymosi žmogaus pozos aptikimo modelių palyginimas

Požymis	OpenPose	BlazePose	YOLO-Pose
Architektūra	Vienu metu aptinkami visi kūno taškai	Pirmiausia lokalizuojamas žmogus	Pirmiausia lokalizuojamas žmogus
Išvestis	2D 25 sąnarių taškai	2D 33 sąnarių taškai	2D 17 sąnarių taškai
Įvestis	RGB vaizdas	RGB vaizdas	RGB vaizdas
Tikslumas (AP50)	Apie 84–85% (COCO val)	Apie 90% AP50 (COCO, bazė 33 tašk.)	Apie 90% AP50 (COCO val)



**3 pav.** Giliojo mokymosi žmogaus pozos aptikimo modelių vizualinis palyginimas (paveikslas autoriaus)

Analizuojant YOLOv26-Pose ir BlazePose modelių pateikiamas žmogaus skeleto reprezentacijas (žr. 3 pav.), nustatyta, kad jos yra labai panašios, ypač liemens (korpuso) srityje. Abiem atvejais išskiriami pagrindiniai sąnarių taškai – pečiai ir klubai – leidžiantys apibrėžti žmogaus liemens geometrinę struktūrą. Tuo tarpu, OpenPose modelis išsiskiria liemens reprezentacija, kur papildomi taškai jungiami taip, kad imituotų stuburo liniją. Likę skirtumai tarp modelių pasireiškia smulkesnių kūno dalių – plaštakų, pėdų ir veido – taškų lokalizacijoje. Vis dėlto, analizuojant pagrindinių kūno segmentų (rankų, kojų ir liemens) tarpusavio padėtį, šių smulkesnių taškų įtaka yra ribota, todėl jie gali būti eliminuojami iš tolesnės analizės.

### 1.3.2. Biomechaniniai rodikliai

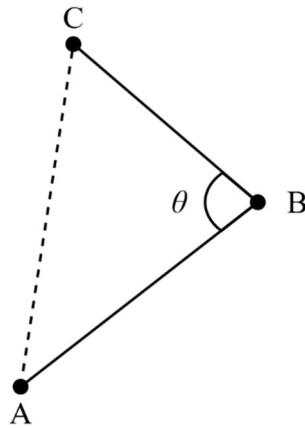
Biomechaninių rodiklių nustatymas grindžiamas kinematinių duomenų (nustatyto žmogaus pozos/skeleto) transformavimu į interpretuojamus parametrus, leidžiančius kiekybiškai įvertinti judesio struktūrą ir kokybę. Pagrindiniai analizuojami rodikliai yra sąnarių kampai ir simetrinių kūno taškų pokrypis, kurie plačiai naudojami biomechanikoje vertinant judesių efektyvumą, koordinaciją ir galimas asimetrijas [37].

Sąnarių kampai apskaičiuojami remiantis trijų taškų geometrija, kai kiekvienas sąnarys apibrėžiamas trimis taškais, sudarančiais du vektorius. Kampų skaičiavimui taikoma kosinusų teorema (žr. 4 pav.):

$$\theta = \arccos \left( \frac{AB^2 + BC^2 - AC^2}{2 \cdot AB \cdot BC} \right) \quad (1.15)$$

kur  $AB$ ,  $BC$  ir  $AC$  yra atstumai tarp trijų iš eilės einančių pasirinktų taškų. Apibrėžus vektorius  $\vec{BA}$  ir  $\vec{BC}$ , kampo  $\angle ABC$  skaičiavimo formulė užrašoma taip:

$$\theta = \arccos \left( \frac{\vec{BA} \cdot \vec{BC}}{|\vec{BA}| \cdot |\vec{BC}|} \right) \quad (1.16)$$

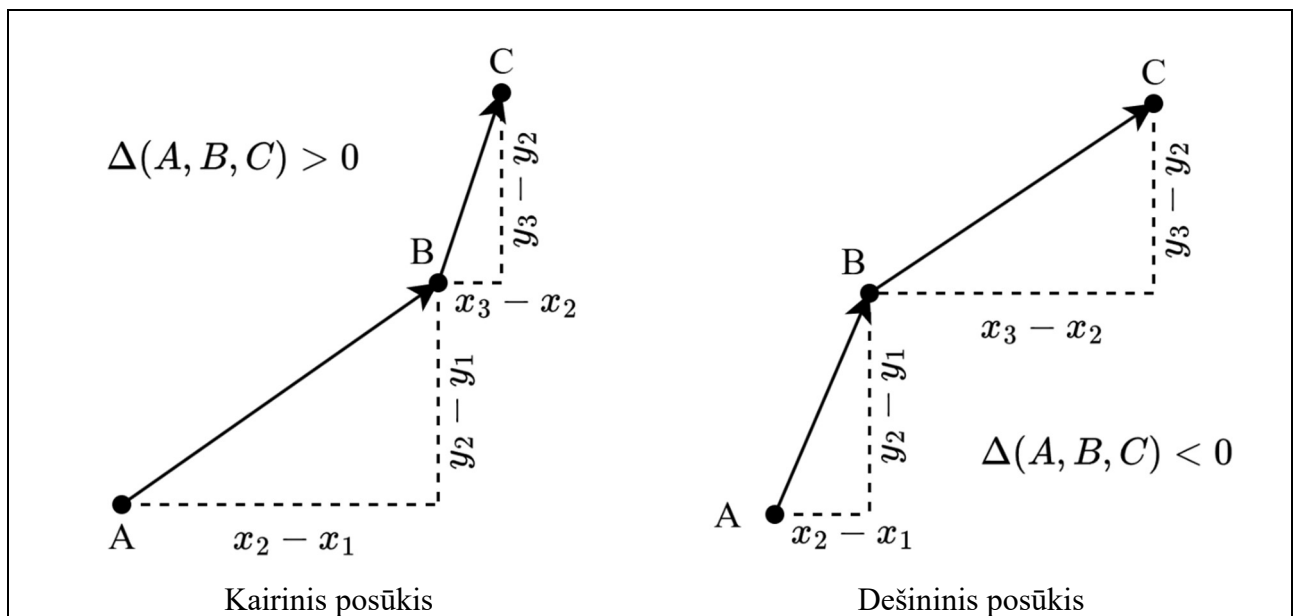


4 pav. Kosinusų teoremos pritaikymo iliustravimas (paveikslas autoriaus)

Šis metodas yra standartinis tiek biomechanikoje, tiek kompiuterinėje judesių analizėje, nes leidžia apskaičiuoti kampus nepriklausomai nuo globalios koordinatės sistemos [38]. Tačiau kosinusų teorema gražina kampą tik intervale  $[0^\circ; 360^\circ]$ , todėl apskaičiuotas kampas visada yra mažesnis tarp dviejų galimų.

Siekiant gauti biomechanškai teisingą kampą, būtina nustatyti taškų orientaciją plokštumoje. Tam naudojamas vektorių orientacijos testas, pagrįstas matricos determinantu. Tarkime, turimi trys taškai  $A(x_1, y_1), B(x_2, y_2), C(x_3, y_3)$  ir per taškus einama  $A \rightarrow B \rightarrow C$ . Tuomet orientacija nustatoma:

$$\Delta(A, B, C) = \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & 1 \end{vmatrix} = (x_2 - x_1)(y_3 - y_1) - (y_2 - y_1)(x_3 - x_1) \quad (1.17)$$



5 pav. Taškų orientacijos nustatymo iliustravimas (paveikslas autoriaus)

Šis dydis leidžia nustatyti, ar trečiasis taškas yra vienoje ar kitoje tiesės pusėje [39]. Teigiamos  $\Delta(A, B, C)$  reikšmės parodo, kad taškai sudaro kairįjį posūkį, neigiamą – dešinįjį posūkį (žr. 5 pav.). Jeigu determinanto reikšmė lygi nuliui, tuomet taškai išsidėstę vienoje tiesėje. Jei orientacija rodo, kad kampas apskaičiuotas priešinga kryptimi nei fiziologiškai tikėtina, taikoma korekcija:

$$\theta_{galutinis} = \begin{cases} \theta, & \text{jei } \Delta(A, B, C) \geq 0 \\ 360^\circ - \theta, & \text{jei } \Delta(A, B, C) < 0 \end{cases} \quad (1.18)$$

Tokiu būdu gaunamas orientuotas kampas, leidžiantis aprašyti pilną sąnario judėjimo amplitudę ir kryptį. Tai ypač svarbu analizuojant ciklinius ar sudėtingus judesius, kuriuose sąnarys pereina per kelias judėjimo fazes.

Be sąnarių kampų, biomechaninėje analizėje naudojamas simetrinių taškų pokrypio rodiklis. Jis gali būti apibrėžiamas kaip kampas tarp dviejų homologinių segmentų arba jų nuokrypis nuo horizontalės ar vertikalės:

$$\alpha = \arctan \left( \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \right) \quad (1.19)$$

Toks rodiklis leidžia įvertinti kūno segmentų išsidėstymo balansą ir identifikuoti asimetriją, kuri gali būti susijusi su kompensaciniais judesiais ar netolygia raumenų aktyvacija. Praktikoje simetrijos analizė dažnai derinama su EMG signalais, siekiant susieti kinematiką ir raumenų aktyvumą [32].

Biomechaninių rodiklių patikimumas tiesiogiai priklauso nuo taškų nustatymo tikslumo, todėl būtina taikyti signalų apdorojimą. Vaizdo pagrindu gauti taškai dažnai pasižymi triukšmu, todėl naudojamas laiko glodinimas ir filtravimas, siekiant sumažinti atsitiktinius svyravimus [33]. Tokie metodai leidžia užtikrinti stabilesnį kampų skaičiavimą ir patikimesnę analizę.

Esminis metodologinis principas yra biomechaninio vertinimo individualizavimas. Kiekvienas pratimas pasižymi skirtinga judėjimo struktūra, todėl skaičiavimo taisyklės turi būti adaptuojamos konkrečiai užduočiai. Pavyzdžiui, bėgimo analizėje svarbiausi yra klubo, kelio ir čiurnos kampai sagitalinėje plokštumoje [40], tuo tarpu, viršutinių galūnių judesiuose gali būti svarbesni rotaciniai komponentai ar daugiaašiai kampai [41]. Skirtingiems pratimams gali būti taikomos skirtingos kampo korekcijos taisyklės ir skirtingi rodikliai, priklausomai nuo biomechaninės užduoties pobūdžio.

Apibendrinant, galima teigti, kad biomechaninių rodiklių skaičiavimas remiasi geometrinių metodų ir signalų apdorojimo deriniu. Kosinusų teorema sudaro pagrindą sąnarių kampų nustatymui, orientacijos analizė leidžia išspręsti kampo dviprasmiškumą, o papildomi rodikliai, tokie kaip simetrijos pokrypis, suteikia išsamesnį judesio įvertinimą. Individualizuotas metodikos taikymas užtikrina, kad analizė atitiktų konkretaus pratimo biomechaninius ypatumus ir leistų gauti patikimus rezultatus.

#### 1.4. Naujausi tyrimai

EMG signalų analizė yra viena pagrindinių priemonių tiriant žmogaus judesių valdymą, raumenų koordinaciją ir neuromuskulinius prisitaikymo mechanizmus įvairiose fizinėse bei funkcinėse užduotyse. Šiuolaikiniai tyrimai orientuoti į EMG signalų integraciją su kinematiniais, biomechaniniais ir skaičiavimo metodais, siekiant išsamiai įvertinti centrinės nervų sistemos valdymo strategijas.

Lokomocijos (angl. *locomotion*) tyrimai rodo, kad skirtingi judėjimo būdai lemia reikšmingus raumenų aktyvacijos ir biomechaninių apkrovų skirtumus. Pavyzdžiui, lyginant ėjimą į įkalnę ir

bėgimą lygiu paviršiumi, esant vienodoms energijos sąnaudoms, EMG signalai buvo normalizuojami pagal maksimalų valingą susitraukimą, o jų analizė apėmė pikinę aktyvaciją ir integruotą signalą (AUC). Kinematiniai duomenys buvo gaunami naudojant inercinius jutiklius, o vaizdo analizė naudota žingsnio fazėms nustatyti. Taikant dispersinę analizę nustatyta, kad bėgimas sukelia didesnius pagreičius ir aktyvacijos pikus, o ėjimas į įkalnę pasižymi ilgesne aktyvacija ir mažesniu mechaniniu krūviu, todėl gali būti saugesnė alternatyva [42].

Raumenų nuovargio poveikis motorinei kontrolei irgi plačiai nagrinėjamas. Viename tyrime, analizuojant bėgimą su papildoma apkrova, EMG signalai buvo apdorojami dažnių srityje, skaičiuojant medianinį dažnį ir tarpraumeninę koherenciją, iš kurių sudarytas funkcinis raumenų tinklas. Kinematiniai duomenys buvo naudojami eisenos ciklui nustatyti. Taikant statistinius metodus nustatyta, kad nuovargis mažina tinklo efektyvumą ir keičia aktyvacijos pasiskirstymą tarp raumenų grupių, atskleidamas kompensacinius mechanizmus [25]. Panašiai nustatyta, kad ilgalaikio bėgimo metu, nors sinergijų skaičius išlieka stabilus, jų struktūra ir aktyvacijos dinamika kinta kartu su biomechaniniais rodikliais, tokiais kaip sąnarių kampai ir standumas [40].

Viršutinių galūnių judesių tyrimuose akcentuojamas tiek motorinės kontrolės tikslumas, tiek prisitaikymas prie išorinių sąlygų. Rankos nukreipimo užduotyse EMG signalai buvo filtruojami, skaičiuojamas RMS, išskiriama fazinė komponentė ir normalizuojama, o judesių klasifikacijai taikyti mašininio mokymosi metodai. Nustatyta, kad judesio kryptį reikšmingai koduoja ne tik aktyvacija, bet ir deaktyvacijos fazės, susijusios su gravitacijos išnaudojimu [43]. Vaikų metimo tyrimuose EMG signalai buvo apdorojami naudojant filtravimą ir neigiamos matricos faktorizaciją, o judesio kinematika nustatyta naudojant vaizdo analizę ir 3D rekonstrukciją. Rezultatai parodė, kad su amžiumi sinergijos tampa labiau specializuotos, o judesiai – efektyvesni ir tikslesni [44].

Raumenų sinergijų analizė taikoma vertinant ir žmogaus sąveiką su techninėmis sistemomis. Tyrimuose su viršutinių galūnių egzoskeletais EMG signalai buvo filtruojami, rektifikuojami ir normalizuojami, o sinergijos išskiriamos naudojant neigiamos matricos faktorizaciją. Nustatyta, kad nors sinergijų skaičius dažniausiai nesikeičia, jų struktūra ir aktyvacijos dinamika priklauso nuo užduoties tipo ir naudojamo įrenginio [45]. Panašūs rezultatai gauti ir spaudimo pratimo metu, kur EMG signalai analizuoti tiek laiko, tiek dažnių srityje, įvertinant fazių sinchronizaciją tarp raumenų. Nustatyta, kad nuovargis keičia tarpraumeninius ryšius ir aktyvacijos pasiskirstymą [29].

Ergonomikos ir kasdienių judesių analizėje EMG signalai dažnai derinami su vaizdo duomenimis. Atsistojimo iš sėdimos padėties tyrimuose EMG signalai analizuojami naudojant amplitudinius ir dažninius rodiklius, o vaizdo analizė taikoma sąnarių kampams ir momentams nustatyti. Nustatyta, kad sėdynės aukštis ir pasvirimas reikšmingai veikia raumenų apkrovą, o optimalūs parametrai sumažina fizinį krūvį [46]. Panašiai, analizuojant kasdienės sėdėjimo elgsenas, vaizdo duomenys naudoti laikysenų identifikavimui, o EMG – raumenų apkrovai vertinti. Nustatyta, kad tam tikri baldų parametrai gali reikšmingai sumažinti raumenų aktyvaciją ir padidinti komfortą [32].

EMG signalai plačiai taikomi žmogaus-mašinos sąsajose ir judesių klasifikacijoje. Tyrimuose, kuriuose naudojami neuroniniai tinklai, EMG signalai po filtravimo pateikiami modeliams, kurie automatiškai išskiria požymius ir klasifikuoja judesius, pasiekdami aukštą tikslumą [47]. Kituose darbuose papildomai vertinama raumenų apkrova, naudojant normalizuotos galios rodiklius, leidžiančius įvertinti judesių efektyvumą [14].

Pažangios žmogaus–mašinos sąsajos integruoja EMG ir kinematikos duomenis realiuoju laiku. Vienaime tyrime EMG signalai buvo filtruojami, skaičiuojamas RMS, o judesio duomenys gaunami iš IMU jutiklių. Naudojant ilgalaikės atminties neuroninius tinklus generuojamos judesio trajektorijos, kurios leidžia vartotojui netiesiogiai aktyvuoti tikslinius raumenis. Vertinimas parodė aukštą EMG modelių atkūrimo tikslumą [48].

Be to, EMG signalai naudojami fizikinėse simuliacijose, siekiant suprasti ryšį tarp raumenų aktyvacijos ir judesio generavimo. Tokiuose modeliuose EMG signalai naudojami kaip įvestis sąnarių momentams apskaičiuoti, o rezultatai rodo, kad skirtingi aktyvacijos modeliai gali generuoti panašius biomechaninius rezultatus [49]. Kinematikos ir EMG integracijai taikomi mišrios faktorizacijos metodai, leidžiantys vienu metu analizuoti judesį ir raumenų aktyvaciją [50].

Galiausiai, pažangūs signalų analizės metodai, tokie kaip bangelių transformacija, leidžia tirti raumenų koaktyvaciją laiko-dažnių srityje. Nustatyta, kad tokie metodai leidžia tiksliau identifikuoti koordinacijos modelius, ypač dinaminių judesių metu [20]. Papildomi metodologiniai tyrimai rodo, kad net signalų apdorojimo pasirinkimai gali reikšmingai paveikti sinergijų analizės rezultatus, todėl būtina atidžiai parinkti filtravimo ir normalizavimo parametrus [41].

Apibendrinant galima teigti, kad EMG signalų analizė, derinama su kinematiniais, biomechaniniais ir skaičiavimo metodais, suteikia išsamų pagrindą žmogaus judesių tyrimui. Skirtingos užduotys – nuo bėgimo ir atsistojimo iki rankos judesių ar žmogaus-mašinos sąveikos – pasižymi specifinėmis neuromuskulinėmis strategijomis, kurios gali būti efektyviai identifikuojamos ir analizuojamos taikant šiuolaikinius metodus.

## 2. Duomenys ir tyrimo metodai

Šiame skyriuje pateikiami tyrime naudoti duomenys ir taikyti analizės metodai. Tyrimas grindžiamas EMG signalų ir vaizdo duomenų analize, siekiant įvertinti fizinių pratimų atlikimo kokybę.

Analizėje taikomas multimodalinis požiūris, apjungiantis fiziologinius ir biomechaninius rodiklius. EMG signalai naudojami raumenų aktyvumo ir vidinio fiziologinio krūvio vertinimui, o vaizdo duomenys – judesio ir išorinio biomechaninio atlikimo analizei.

Skyriuje aprašomas REMO projekto kontekstas ir Lietuvos naudojimo atvejis, pateikiamas tyrimo protokolai, duomenų šaltiniai, aptariami analizės įrankiai ir formalizuojamas taikytas tyrimo algoritmas.

### 2.1. REMO projektas

Sveikatos priežiūros sistemos Europoje susiduria su augančiu medicinos specialistų trūkumu, senėjančia visuomene ir didėjančiu lėtinių ligų paplitimu, kas didina nuotolinės pacientų stebėsenos sprendimų poreikį. Tarptautinis REMO<sup>1</sup> projektas siekia spręsti šias problemas, kuriant dirbtiniu intelektu paremtas nuotolinės sveikatos stebėsenos sistemas, leidžiančias perkelti dalį priežiūros iš gydymo įstaigų į paciento namų aplinką.

Lietuvos REMO naudojimo atvejis, orientuotas į nespacificinio apatinės nugaros dalies skausmo valdymą. Remiantis naujausiais tyrimais, tokio pobūdžio skausmas yra viena pagrindinių negalios priežasčių pasaulyje, o efektyvi reabilitacija reikalauja nuolatinės judesio ir raumenų aktyvumo stebėsenos [1]. Tyrimai rodo, kad lėtinis nespacificinis apatinės nugaros dalies skausmas yra susijęs su pakitusiu judesio valdymu ir kompensacinėmis strategijomis, todėl jo vertinimas turėtų būti grindžiamas tiek raumenų aktyvumo, tiek judesio analize [2]. Be to, nustatyta, kad pacientų judesio ir raumenų aktyvacijos modeliai skiriasi, todėl šių rodiklių derinimas yra svarbus individualizuojant reabilitaciją [3]. Lietuvos REMO naudojimo atvejis yra įgyvendinamas bendradarbiaujant keturioms institucijoms: Kauno technologijos universitetui (KTU), Lietuvos sporto universitetui (LSU), MB „Judėsio medicina“ ir UAB „Optitecha“, kurios apjungia mokslinę, klinikinę ir technologinę kompetenciją.

Lietuvos REMO naudojimo atveju siekiama sukurti integruotą sistemą, skirtą fizinių pratimų atlikimo kokybės vertinimui nuotolinėje reabilitacijoje. Sistema grindžiama kelių duomenų šaltinių integracija, apimančia judesio (kinematinis), fiziologinius (EMG) ir subjektyvius rodiklius. Tokia multimodalinė prieiga leidžia kompleksiskai įvertinti tiek išorinį, tiek vidinį fizinio krūvio aspektą.

Numatoma, kad pradinė paciento būklė yra įvertinama klinikinėje aplinkoje, kur registruojami EMG signalai ir nustatomi individualūs atskaitos taškai. Vėliau pacientas pratimus atlieka namų aplinkoje, kur judesio duomenys renkami naudojant vaizdo analizės metodus. Surinkti duomenys yra analizuojami ir naudojami grįžtamajam ryšiui formuoti bei pratimų kokybei vertinti. Tokiu būdu sukuriama ciklinė reabilitacijos procesas, apjungiantis klinikinę priežiūrą ir nuotolinę stebėjimą.

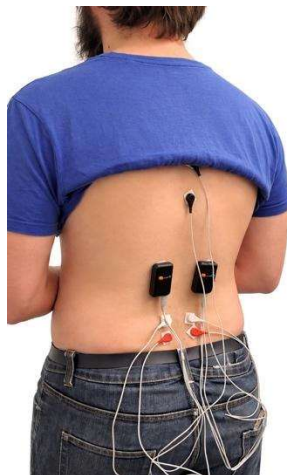
Šiame darbe daugiausia dėmesio skiriama EMG signalų ir vaizdo duomenų analizei bei jų integravimui, siekiant sukurti metodiką, leidžiančią objektyviai vertinti fizinių pratimų atlikimo kokybę.

---

<sup>1</sup> REMO projekto aprašo svetainė - <https://itea4.org/project/remo.html>

### 2.1.1. Tyrimo protokolas

Pirminiam pilotiniam tyrimui pasirinktos pagrindinės kūno padėtys, kurių metu registruoti daugiųjų nugaros raumenų EMG signalai. EMG registracijai naudoti du kanalai, išdėstyti kairėje ir dešinėje juosmens srityse (žr. 6 pav.), siekiant įvertinti abiejų pusių raumenų aktyvumo ypatumus ir galimą asimetriją.



6 pav. Elektrodo pozicijos

Objektyvaus ištyrimo protokolo formavimui buvo atrinktos įvairios testavimo padėtys ir judesiai, leidžiantys vertinti giliųjų nugaros raumenų aktyvumą skirtingų funkcinių užduočių metu:

1. Stovėjimas vietoje ramybės būsenoje (žr. 8a pav.). Tikslas – nustatyti EMG ramybės būsenoje ir palyginti kairės ir dešinės nugaros giliųjų raumenų pusių asimetriją;
2. Pasilenkimas pirmyn stovint (žr. 8b pav.). Tikslas – įvertinti nugaros raumenų gebėjimą atsipalaiduoti. Vertinama EMG lenkimosi judesio metu, pasilenkus ir grįžimo į pradinę padėtį metu. Tai vadinama lenkimosi atsipalaidavimo fenomenu;
3. Pasilenkimas atgal stovint (žr. 8c pav.). Tikslas – įvertinti nugaros raumenų darbą įsitempimo metu. Vertinama EMG lenkimosi judesio metu, pasilenkus ir grįžimo į pradinę padėtį metu;
4. Pasilenkimas stovint į kairį šoną (žr. 8d pav.). Tikslas – įvertinti kairės pusės nugaros raumenų darbą įsitempimo metu. Vertinama EMG lenkimosi judesio metu, pasilenkus ir grįžimo į pradinę padėtį metu;
5. Pasilenkimas stovint į dešinį šoną (žr. 8e pav.). Tikslas – įvertinti dešinės pusės nugaros raumenų darbą įsitempimo metu. Vertinama EMG lenkimosi judesio metu, pasilenkus ir grįžimo į pradinę padėtį metu;
6. Pritūpimas siekiant kelius (žr. 8f pav.). Tikslas – įvertinti nugaros raumenų darbą pozos išlaikymui. Vertinama EMG tūpimo judesio metu, pritūpus ir grįžimo į pradinę padėtį metu. Tūpiama tiesia nugarą, rankomis visada liečiant kūną, kol delnai natūraliai nusileidžia iki kelių lygmens;
7. Pasilenkimai stovint į šonus (žr. 8g pav.). Tikslas – įvertinti abiejų pusių nugaros raumenų darbą įsitempimo metu ir darbo asimetriškumą. Vertinama EMG lenkimosi judesio metu, pasilenkus ir grįžimo į pradinę padėtį metu;
8. Dalinė kūdikio poza (žr. 8h pav.). Tikslas – įvertinti nugaros raumenų darbą įsitempimo metu. Vertinama EMG judesio metu, užfiksavus poziciją ir grįžimo į pradinę padėtį metu;
9. Nugaros išrietimas keturpėsciai (žr. 8i pav.). Tikslas – įvertinti dešinės pusės nugaros raumenų darbą įsitempimo metu. Vertinama EMG judesio metu, išsiritus ir grįžimo į pradinę padėtį metu;

10. *Bird-dog*, keturpėsčias keliant po vieną ranką ar koją (žr. 8j pav.). Tikslas – įvertinti nugaros raumenų darbą įsitempimo metu. Vertinama EMG kiekvienos galūnės pakėlimo, užlaikymo ir grįžimo į pradinę padėtį metu;
11. Lenta (žr. 8k pav.). Tikslas – įvertinti nugaros raumenų kokontrakcinį aktyvumą kairėje ir dešinėje pusėse atliekant statinės liemens (pilvo) raumenų ištvėrmės vertinimą. Vertinama EMG lentos laikymo metu;
12. Dubens iškėlimas keturpėsčiai (žr. 8l pav.). Tikslas – įvertinti dešinės pusės nugaros raumenų darbą įsitempimo metu. Vertinama EMG iškėlimo judesio metu, iškėlus dubenį ir grįžimo į pradinę padėtį metu;
13. Lenta su palengvinimu (žr. 8m pav.). Įvestas palengvinimas pratimo pradžioje pacientui leidžia mažiau kelti dubenį iki reikiamos pozicijos, taip išvengiant papildomo nugaros raumenų nuovargio ir įsitempimo. Tikslas – įvertinti nugaros raumenų kokontrakcinį aktyvumą kairėje ir dešinėje pusėse atliekant statinės liemens (pilvo) raumenų ištvėrmės vertinimą ir palyginti su įprastu lentos laikymu. Vertinama EMG lentos laikymo metu;
14. Tiesios kojos atitraukimas gulint ant šono (žr. 8n ir 8o pav.). Tikslas - įvertinti nugaros raumenų darbą ir nustatyti kompensacinį mechanizmą. Manoma, kad dėl nepakankamo sėdmens raumenų aktyvumo pratimo atlikimo metu gali būti stebimos kompensacinės strategijos, pasireiškiančios padidėjusiu nugaros raumenų aktyvumu.

Tyrimo protokolas sudarytas taip, kad apimtų skirtingo pobūdžio funkcines užduotis, leidžiančias vertinti tiek dinامينius, tiek statinius nugaros raumenų aktyvumo pokyčius. Toks pratimų rinkinys sudaro prielaidas analizuoti raumenų aktyvumo asimetriją, tarpraumeninę koordinaciją ir galimas kompensacines judesio strategijas įvairių judesių bei kūno padėčių metu. Surinkti duomenys naudoti tolimesnei EMG signalų, biomechaninių rodiklių ir jų tarpusavio sąveikos analizei. Vieno iš pratimo duomenų fiksavimo pavyzdys pateiktas 7 paveiksle.



**7 pav.** Vieno iš atliekamo pratimo fiksavimo pavyzdys



(a)



(b)



(c)



(d)



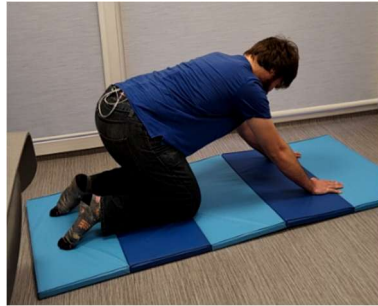
(e)



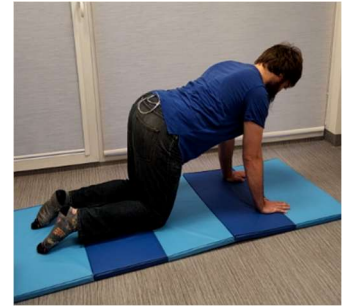
(f)



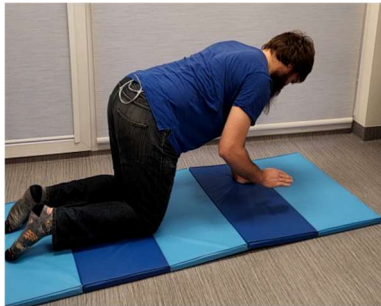
(g)



(h)



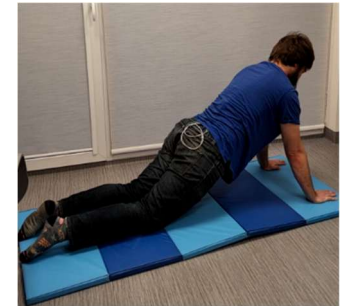
(i)



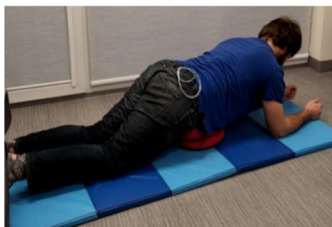
(j)



(k)



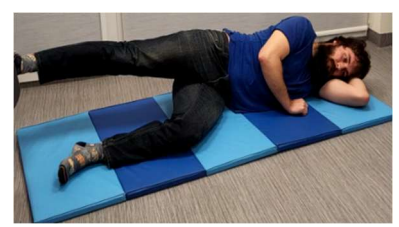
(l)



(m)



(n)



(o)

8 pav. Atliekamų pratimų pavyzdžiai

### **2.1.2. Duomenų šaltiniai**

Tyrime naudoti EMG signalai ir vaizdo duomenys, surinkti REMO projekto kontekste atliekant fizinius pratimus. Duomenys buvo gauti eksperimentiniu būdu, siekiant įvertinti pratimų atlikimo kokybę ir raumenų aktyvumo ypatumus.

EMG signalai buvo registruojami iš juosmens srities raumenų naudojant paviršinės elektromiografijos metodą. Duomenys surinkti naudojant belaidę jutiklių sistemą, leidžiančią stebėti raumenų aktyvumo pokyčius fizinio krūvio metu. EMG signalai pasižymi nestacionarumu ir jautrumu triukšmui, todėl jų analizei reikalingi specializuoti signalų apdorojimo metodai.

Vaizdo duomenys buvo gauti fiksuojant tiriamųjų atliekamus pratimus. Naudojant žmogaus pozos nustatymo metodus, iš vaizdo duomenų išgautos skeleto taškų koordinatės, leidžiančios apskaičiuoti sąnarių kampus ir kūno segmentų orientaciją. Šie rodikliai naudojami judesio analizei ir biomechaninių charakteristikų įvertinimui.

Naudojant skirtingus duomenų šaltinius siekiama kompleksiskai įvertinti fizinį krūvį: EMG signalai atspindi vidinį fiziologinį atsaką, o vaizdo duomenys – išorinį judesio atlikimą. Toks multimodalinis požiūris leidžia tiksliau įvertinti pratimų atlikimo kokybę. Duomenų surinkimui naudotas Kinvent įrankis.

## **2.2. Analizės įrankiai**

Šiame skyriuje pateikiama tyrime naudotų programinių įrankių ir technologijų apžvalga. Aptariamos priemonės, taikytos duomenų surinkimui, signalų apdorojimui ir analizės algoritmų realizavimui. Šių įrankių funkcionalumas sudaro pagrindą tolimesniam metodikos įgyvendinimui, kuris detalčiau nagrinėjamas kituose darbo skyriuose.

### **2.2.1. Kinvent**

Kinvent<sup>2</sup> sistema yra komercinė biomechaninių ir fiziologinių duomenų surinkimo platforma, skirta judesio ir raumenų aktyvumo analizei. Sistema leidžia registruoti įvairius fizinius parametrus, įskaitant raumenų aktyvumą (EMG), jėgą, judesio charakteristikas bei kitus biomechaninius rodiklius, naudojant belaidžius jutiklius.

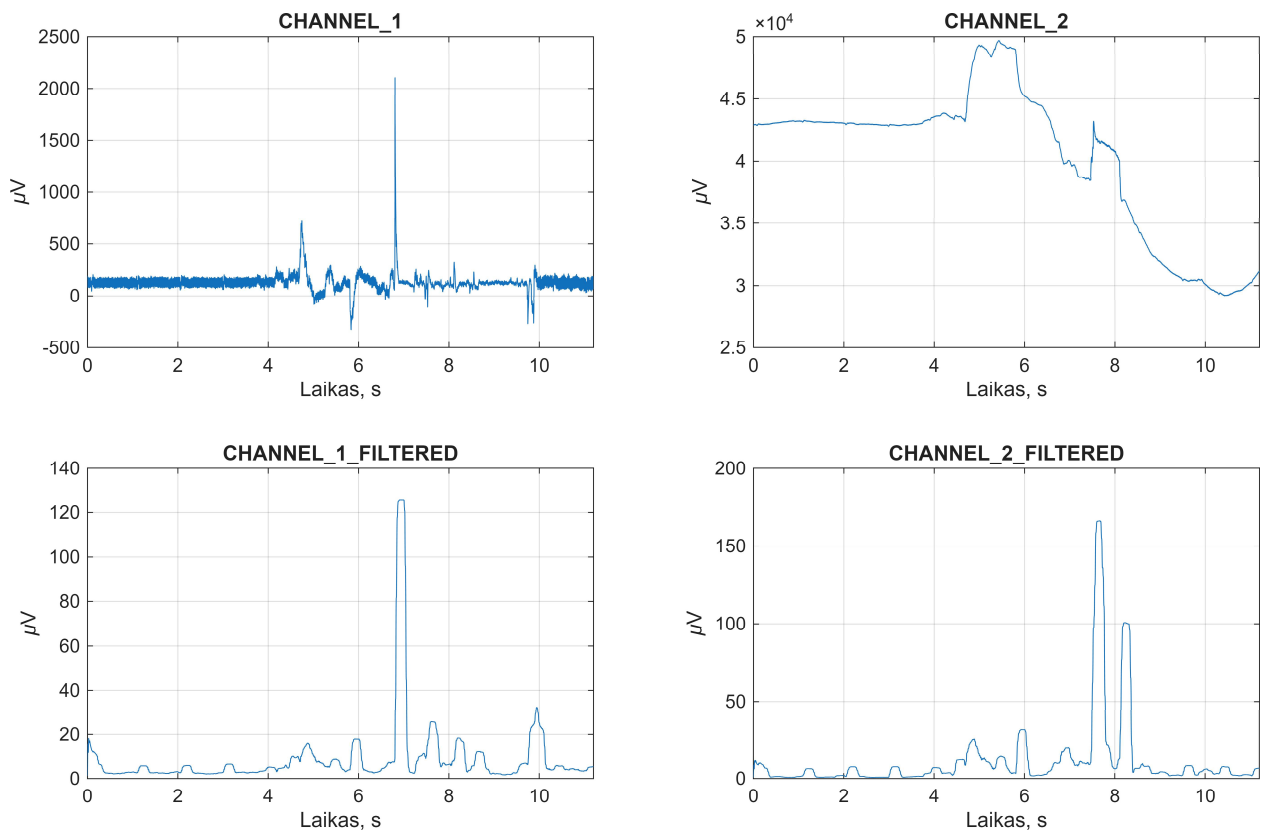
Šiame tyrime Kinvent sistema buvo naudojama paviršinės EMG signalų surinkimui iš juosmens srities raumenų. Duomenys buvo registruojami naudojant standartinę dviejų kanalų konfigūraciją, leidžiančią stebėti skirtingų raumenų aktyvumo pokyčius fizinių pratimų metu. Kinvent įrankis taip pat pateikia savo sugeneruotą filtruotą EMG signalo apvaskalą. Gauti signalai buvo eksportuojami tolimesnei analizei.

Dėl ribotos prieigos prie programinės įrangos funkcionalumo, Kinvent platforma šiame darbe buvo naudojama tik duomenų registravimui ir pirminiam jų eksportavimui. Tolimesnis signalų apdorojimas, filtravimas ir analizė buvo atliekami naudojant MATLAB ir Python įrankius.

Nepaisant šių apribojimų, Kinvent sistema užtikrino patikimą ir pakankamos kokybės EMG duomenų surinkimą, reikalingą tolimesnei signalų analizei ir tyrimo tikslams įgyvendinti.

---

<sup>2</sup> Plačiau apie Kinvent: <https://kinvent.com/>



9 pav. Kinvent įrankio pateikiami duomenys

### 2.2.2. MATLAB

MATLAB (angl. „MATrix LABoratory“, liet. matricų laboratorija) yra aukšto lygio programavimo platforma, plačiai taikoma inžineriniuose ir moksliniuose tyrimuose sistemų analizei bei projektavimui. Šios aplinkos pagrindą sudaro MATLAB programavimo kalba – matricomis grįsta kalba, leidžianti natūraliai ir efektyviai formalizuoti skaičiavimo procesus [51].

Dėl savo paprastumo ir funkcionalumo MATLAB yra plačiai naudojama tarp inžinerijos ir matematikos specialistų. Efektyvus matematinių operacijų vykdymas bei išvystytos duomenų vizualizavimo priemonės leidžia šią aplinką sėkmingai taikyti statistinėje ir matematinėje analizėje. Be to, MATLAB pasižymi gausia papildomų paketų (angl. *toolbox*) ekosistema, kuri leidžia efektyviai realizuoti sudėtingus algoritmus bei modelius.

Šiame tyrime naudojami du pagrindiniai paketai: „Signal Processing Toolbox“ ir „Wavelet Toolbox“. „Signal Processing Toolbox“ suteikia funkcijas signalų analizei ir apdorojimui, tokias kaip *dsp.MovingRMS()* (RMS glodinimui). Tuo tarpu, „Wavelet Toolbox“ skirtas bangelių transformacijų taikymui: *cwt()* – tolydžiajai bangelių transformacijai. Paketas apima plačią diskrečiųjų ir tolydžiųjų bangelių bazę [52].

### 2.2.3. Python

„Python“ yra aukšto lygio programavimo kalba, plačiai naudojama moksliniuose tyrimuose, duomenų analizei ir mašininio mokymosi uždaviniuose. Dėl savo aiškios sintaksės, didelės bibliotekų ekosistemos ir plataus pritaikomumo „Python“ yra viena iš pagrindinių priemonių, naudojamų duomenų apdorojimo ir analizės procesuose.

Šiame darbe „Python“ buvo naudojamas vaizdo duomenų apdorojimui bei multimodalinių duomenų rinkinių sudarymui, apjungiant EMG signalus, iš vaizdo duomenų išgautus požymius ir metaduomenis į vieningą struktūrizuotą duomenų formatą. Tokiu būdu buvo užtikrintas skirtingų duomenų šaltinių sinchronizavimas ir tolesnė jų analizė.

Vaizdo duomenų apdorojimui buvo naudojama biblioteka „OpenCV“ [53], kuri suteikia plačias galimybes vaizdo įrašų nuskaitymui, kadru apdorojimui bei pagrindinėms kompiuterinės regos operacijoms atlikti. Duomenų struktūrizavimui ir pritaikymui MATLAB aplinkai buvo taikoma biblioteka „scipy“ [54], leidžianti duomenis išsaugoti MATLAB struktūros tipu ir MAT formatu.

Žmogaus judesių analizei iš vaizdo duomenų buvo naudojama „Ultralytics“ [55] biblioteka, realizuojanti modernius objektų aptikimo ir žmogaus pozos (skeleto) modelius. Ši biblioteka leido automatiškai išgauti žmogaus skeleto taškų koordinates, kurios vėliau buvo naudojamos kaip kiekybiniai judesio aprašai.

### 2.3. Tyrimo algoritmo formalizavimas

Tyrimo procesas išskiriamas į keturias pagrindines dalis:

1. Duomenų paruošimas;
2. EMG signalų analizė;
3. Vaizdo duomenų analizė;
4. EMG signalo segmentacija remiantis biomechaniniais rodikliais.

Pradiniame etape atliekamas EMG signalų ir vaizdo duomenų paruošimas analizei. EMG signalai yra filtruojami siekiant pašalinti triukšmą ir išryškinti informatyvius dažninius komponentus. EMG signalų filtravimas buvo atliekamas MATLAB aplinkoje, naudojant specialiai sukurtą funkciją. Kiekvienas signalas pirmiausia buvo centruojamas atimant jo vidutinę reikšmę. Tokiu būdu pašalinamas nuolatinės dedamosios poslinkis:

$$X_c(t) = X(t) - \bar{X} \quad (2.1)$$

Toliau signalui buvo taikomas ketvirtos eilės Butterworth juostinis filtras. Naudotas 20 – 450 Hz dažnių intervalas, kuriuo siekta pašalinti žemo dažnio judėjimo artefaktus ir aukšto dažnio triukšmą, išlaikant pagrindinę EMG signalo informacinę dalį. Filtravimas buvo atliekamas dvipusiu būdu, naudojant `filtfilt` funkciją, todėl išvengta fazės poslinkio. Po juostinio filtravimo papildomai taikytas siaurajuostis 50 Hz filtras elektros tinklo triukšmui slopinti. Šiam tikslui naudotas *irnotch* filtras, kurio kokybės koeficientas  $Q = 50$ . Kaip ir juostinio filtro atveju, signalas buvo filtruojamas dvipusiu būdu, siekiant išlaikyti pradinę signalo fazinę struktūrą.

EMG signalų analizė pradedama jų transformavimu į laiko-dažnių sritį, taikant tolydžiąją bangelių transformaciją. Iš transformuotų signalų apskaičiuojami pagrindiniai dažniniai rodikliai – MNF ir MDF, kurie naudojami raumenų aktyvumo pokyčiams vertinti. Papildomai atliekama koreliacinė ir regresinė analizė, siekiant nustatyti skirtingų raumenų signalų tarpusavio ryšius bei jų kitimo tendencijas. Naudoti metodai:

1. Dviejų imčių Kolmogorovo–Smirnov testas yra neparametrinis hipotezių tikrinimo metodas, skirtas įvertinti, ar dvi nepriklausomos imtys yra paimitos iš to paties skirstinio. Tikrinama nulinė hipotezė  $H_0$ , kad abiejų imčių skirstiniai sutampa, o alternatyvioji hipotezė  $H_a$  teigia, kad

skirstiniai skiriasi [56, 57]. Tarkime, kad atsitiktiniai dydžiai  $X$  ir  $Y$  turi atitinkamus empirinius skirstinius  $F(x)$  ir  $G(x)$ . Testo statistika apibrėžiama kaip didžiausias šių skirstinių skirtumas:

$$D = \max_x |F(x) - G(x)| \quad (2.2)$$

$$D_c = c(\alpha) \sqrt{\frac{n+m}{nm}} \quad (2.3)$$

čia  $D$  – statistikos reikšmė,  $F(x)$  – atsitiktinio dydžio  $X$  empirinis skirstinys,  $G(x)$  – atsitiktinio dydžio  $Y$  empirinis skirstinys,  $c(\alpha)$  – pasiskirstymo kritinė reikšmė,  $n$  – atsitiktinio dydžio  $X$  imties dydis,  $m$  – atsitiktinio dydžio  $Y$  imties dydis. Nulinė hipotezė atmetama tuo atveju, kai  $D > D_c$  ir teigiama, kad su  $\alpha\%$  garantija negalima teigti, kad atsitiktiniai dydžiai  $X$  ir  $Y$  yra pasiskirstę pagal tą patį pasiskirstymą. Šiame tyrime testas taikytas naudojant MATLAB funkciją *kstest2()*, pasirenkant pasiklovimo lygmenį  $\alpha = 0,05$ .

2. Spirmano ranginės koreliacijos koeficientas yra neparametrinis statistinis rodiklis, skirtas įvertinti monotonišką ryšį tarp dviejų atsitiktinių dydžių. Tarkime, kad turimos imtys  $X_1, \dots, X_n$  ir  $Y_1, \dots, Y_n$ . Kiekvienai reikšmių sekai priskiriami rangai, sudarant dvi rangų sekas. Jei  $Z_i$  žymi  $X$  reikšmių rangus, suderintus su  $Y$  rangais, tuomet Spirmano koreliacijos koeficientas apskaičiuojamas pagal formulę [58]:

$$R_S = 1 - \frac{6}{n(n^2 - 1)} \sum_{i=1}^n (Z_i - i)^2 \quad (2.4)$$

čia  $n$  – imčių  $X$  ir  $Y$  dydis,  $Z_i$  – skaičių sekos  $1, \dots, n$  atitinkančio kėlinio  $i$ -toji reikšmė. Koeficientas  $R_S$  įgyja reikšmes intervale  $[-1, 1]$ .  $R_S$  reikšmė artima  $+1$  teigtų, kad tarp atsitiktinių dydžių  $X$  ir  $Y$  egzistuoja stiprus teigiamas monotoniškas ryšys, o reikšmė artima  $-1$  – egzistuoja stiprus neigiamas ryšys.  $R_S$  reikšmė lygi nuliui indikuoja statistinio ryšio nebuvimą. Šiame tyrime Spirmano koreliacija naudojama raumenų tarpusavio sąveikai įvertinti viso eksperimento metu. Skaičiavimai atliekami MATLAB aplinkoje naudojant funkciją *corr(..., 'Type', 'Spearman')*.

3. Tiesinė regresija taikoma siekiant aproksimuoti duomenų imtį tiesine funkcija, minimizuojant kvadratinės paklaidos funkciją. Tarkime, kad analizės metu gauti dažnių rodikliai sudaro imtį  $X_1, \dots, X_n$ , o jiems atitinkantys laiko momentai –  $t_1, \dots, t_n$ . Tokiu būdu sudaroma porinė duomenų imtis  $(t_i, X_i)$ . Tiesinės regresijos modelis aprašomas funkcija:

$$X(t) = \beta_0 + \beta_1 t \quad (2.5)$$

čia  $\beta_0$  ir  $\beta_1$  – regresijos koeficientų įverčiai, nustatomi mažiausių kvadratų metodu. Tyrime regresijos tiesės nuolydžio koeficientas  $\beta_1$  naudojamas dažninių rodiklių kitimo tendencijai įvertinti pratimo metu. Neigiama  $\beta_1$  reikšmė gali būti interpretuojama kaip raumenų nuovargio požymis, artima nuliui – kaip stabilus raumenų aktyvumas, o teigiama – kaip galimas kompensacinis arba aktyvumo didėjimo efektas.

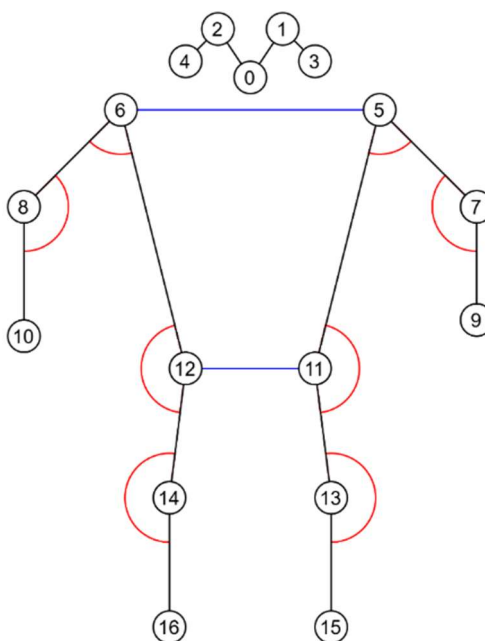
Tarpraumeninė sąveika papildomai vertinama naudojant koherentiškumo analizę, kuri leidžia įvertinti signalų ryšį dažnių srityje. Formulė (1.11) pateikia skirtingų dažnių koherentiškumo matavimus

apibendrintus visam pratimui. Tačiau pasinaudojant išgauta laiko-dažnių sritimi, koherentiškumo mato formulę galima išplėsti taip:

$$C(\lambda, t) = \frac{|f_{xy}(\lambda, t)|^2}{f_{xx}(\lambda, t) f_{yy}(\lambda, t)} \quad (2.6)$$

Pagrindinis skirtumas yra toks, kad panaudojami signalų spektrai  $f_{xy}$ ,  $f_{xx}$  ir  $f_{yy}$  yra iš laiko momento  $t$ , todėl gaunamas kiekvieno dažnio koherentiškumo matas kaip funkcija nuo laiko. Todėl siekiant apibendrinti 14 – 30 Hz dažnių juosta, apskaičiuojamas šių matų vidurkis kiekvienam laiko momente. Koherentiškumo mato statistiniam reikšmingumui nustatyti, apskaičiuojama slenkstinė reikšmė su reikšmingumo lygmeniu lygiu 0,95. Siekiant išsamiau įvertinti raumenų koordinaciją, apskaičiuojami fazės sinchronizacijos rodikliai, leidžiantys analizuoti signalų fazinių komponentų suderinamumą. Fazės sinchronizavimo rodiklio skaičiavimui naudotasi tais pačiais parametrais, kaip ir [29] tyrime.

Vaizdo duomenims taikomi žmogaus skeleto nustatymo metodai, leidžiantys išgauti pagrindinių kūno taškų koordinatas. Remiantis šiomis koordinatėmis apskaičiuojami biomechaniniai rodikliai, tokie kaip sąnarių kampai ir kūno segmentų orientacija. Rodiklių išvedimui naudojamos formulės pateikiamos skyrelyje „1.3.2 Biomechaniniai rodikliai“. Svarbu skaičiavimo metu užtikrinti pastovią rodiklių interpretaciją. Kadangi judesio metu, stebimo kampo taškai gali sudaryti kairinį arba dešininį trikampius, dėl to keistūsi stebimo kampo pozicija: žmogaus išorės ar vidinis kampas. Pastovumui užtikrinti stebima kampą sudarančių taškų orientacija ir, įvykus pokyčiui, kampo reikšmė pataisoma pagal (1.18) formulę. Skaičiuojamų kampų struktūra pateikta 10 paveiksle. Raudonai pažymėti skaičiuojami sąnarių kampai, mėlynai – stebimų tiesių pokrypiai. Toliau pagal išgautus biomechaninius rodiklius sudaromi kinematiniai profiliai, aprašantys žmogaus judesius pratimo metu.

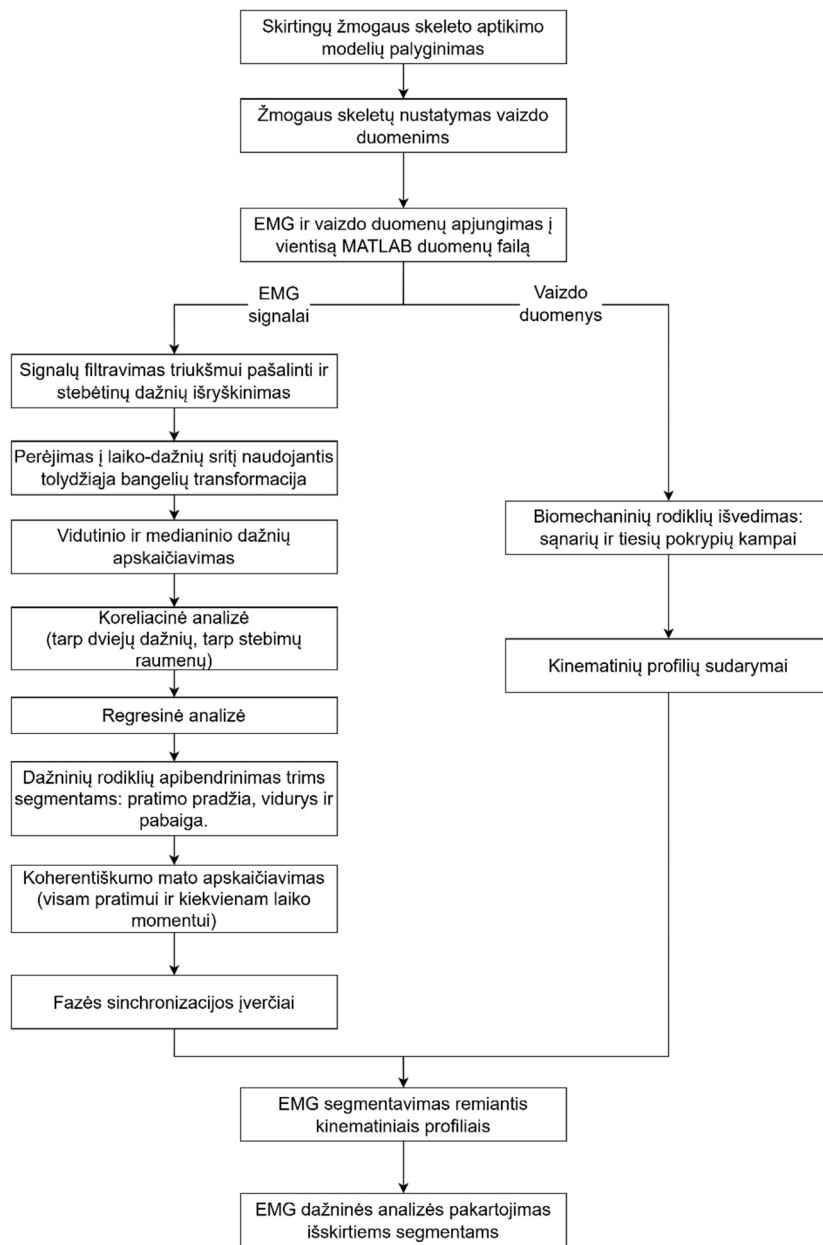


10 pav. Analizuojamo skeleto pavyzdys

Paskutiniame etape atliekama EMG signalų segmentacija, remiantis kinematiniais profiliais. Naudojant biomechaninius rodiklius nustatomos pagrindinės judesio fazės, pagal kurias suskaidomas

EMG signalas. Kiekvienam segmentui pakartotinai taikoma dažninė analizė, apskaičiuojant MNF ir MDF rodiklius. Toks metodas leidžia įvertinti raumenų aktyvumo pokyčius skirtinguose judesio etapuose ir suteikia išsamesnę bei apibendrintą informaciją apie pratimo atlikimo kokybę.

Bendras tyrimo algoritmo veikimo principas pateiktas 11 paveiksle.



11 pav. EMG ir vaizdo duomenų analizės algoritmo schema.

## 2.4. Naudojama įranga

Tyrimo analizės metu buvo naudojama išvardinta kompiuterinė ir programinė įranga:

- Kompiuterinė įranga:
  - Dell G5 5590:
    - Operacinė sistema – Windows 11 Home. Versija – 23H2;
    - Procesorius (CPU) – Intel(R) Core(TM) i5-9300H CPU @ 2.40GHz;
    - Sistemos tipas – 64 bitų operacinė sistema, x64 pagrindo procesorius;
    - Operatyvioji atmintis (RAM) – 32 GB;

- Vaizdo plokštė (GPU) – NVIDIA GeForce GTX 1650.
- MSI G5 Leopard
  - Operacinė sistema – Ubuntu Linux. Versija – 22.04.2 LTS;
  - Procesorius (CPU) – Intel(R) Core(TM) i5-9300H CPU @ 2.40GHz;
  - Sistemos tipas – 64 bitų operacinė sistema, x64 pagrindo procesorius;
  - Darbinė atmintis (RAM) – 32 GB;
  - Vaizdo plokštė (GPU) – NVIDIA RTX 2070.
- Programinė įranga:
  - MATLAB R2025a. Naudoti papildomi paketai:
    - „Signal Processing Toolbox“;
    - „Wavelet Toolbox“;
    - „Statistics and Machine Learning Toolbox“.
  - Python 3.14. Pagrindiniai naudoti paketai:
    - „Ultralytics“;
    - „scipy“;
    - „OpenCV“.

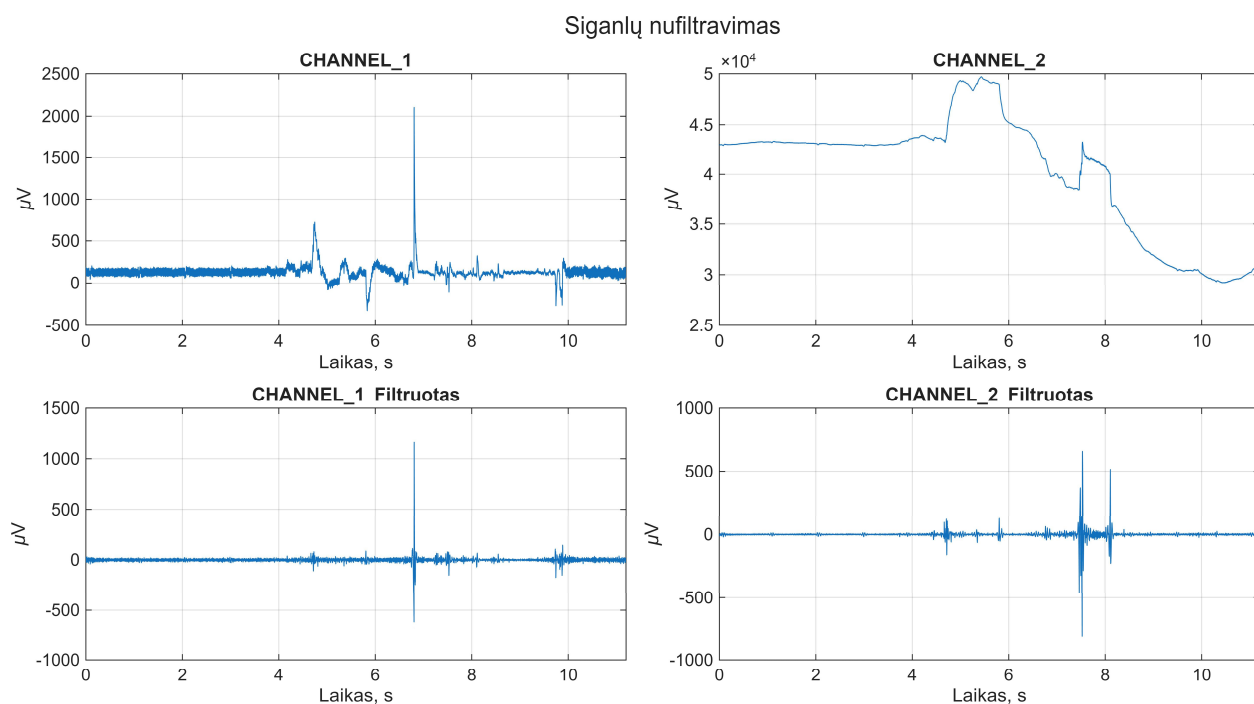
### 3. Tyrimų rezultatai ir jų aptarimas

Šiame skyriuje pateikiami atliktos EMG signalų ir vaizdo duomenų analizės rezultatai bei jų interpretacija. Pirmiausia aptariamas duomenų paruošimo etapas ir EMG signalų filtravimo rezultatai. Toliau nagrinėjami EMG signalų dažniniai ir tarpraumeninės sąveikos rodikliai, apimantys raumenų aktyvumo pokyčių, koherentiškumo ir fazinės sinchronizacijos analizę. Vėliau pateikiami vaizdo duomenų analizės rezultatai, įskaitant žmogaus skeleto modelių palyginimą ir biomechaninių rodiklių vertinimą. Galiausiai aptariama EMG ir biomechaninių duomenų integracija bei galimybės šiuos rodiklius taikyti fizinių pratimų kokybės vertinimui.

Dėl didelio duomenų ir pratimų skaičiaus, pateikta analizė vienam pasirinktam pratimui – lankstymuisi į šonus. 1 priede pateikiamas dar vieno pratimo – lentos laikymo su palengvinimu – analogiški analizės grafiniai rezultatai. Tai parodo, kad analizės eiga lengvai pritaikoma ir kitiems pratimams.

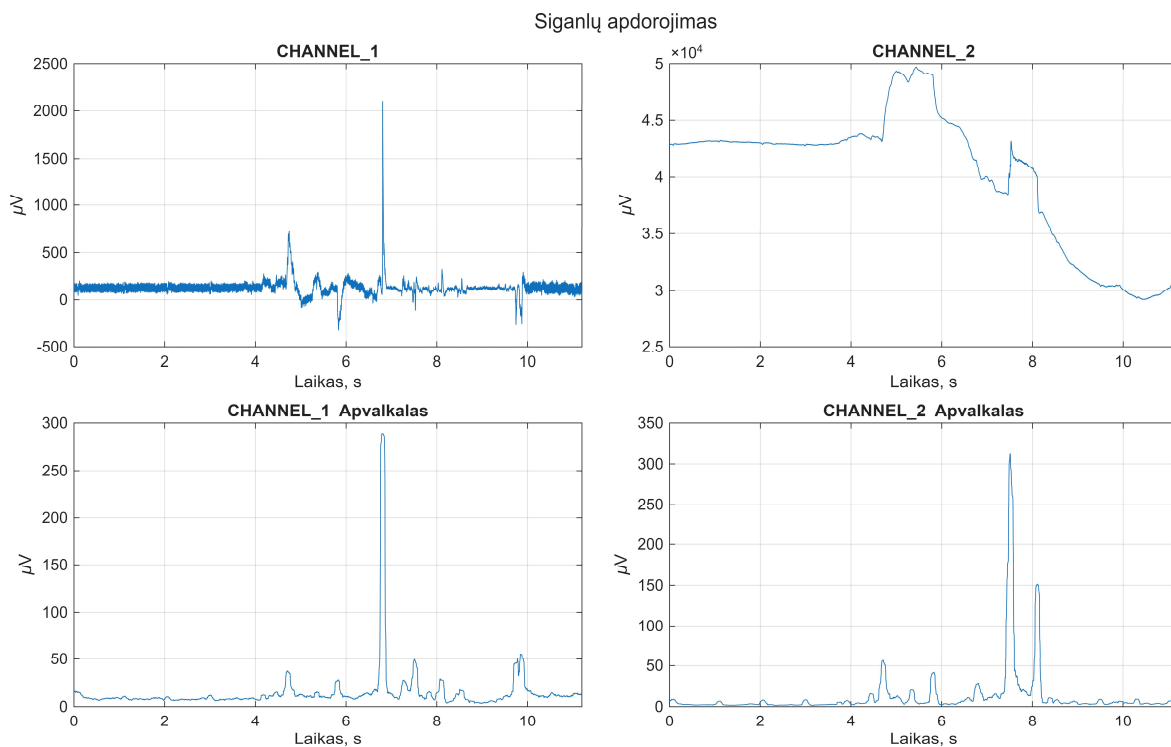
#### 3.1. Duomenų paruošimas

Pirmas tyrimo žingsnis – atkartoti Kinvent įrankio filtravimą. Dėl didelio duomenų kiekio, EMG analizėje pateikiami rezultatai lenkimosi į šonus pratimui. Kitų pratimų rezultatų interpretavimas atitinka šio pratimo rezultatų interpretacija. Pradiniai signalai buvo nufiltruoti 2.3 skyrelyje pateiktu būdu. Filtravimo parametrai parinkti remiantis literatūroje plačiai naudojamais rodikliais. Gauti rezultatai pateikiami 12 paveiksle.



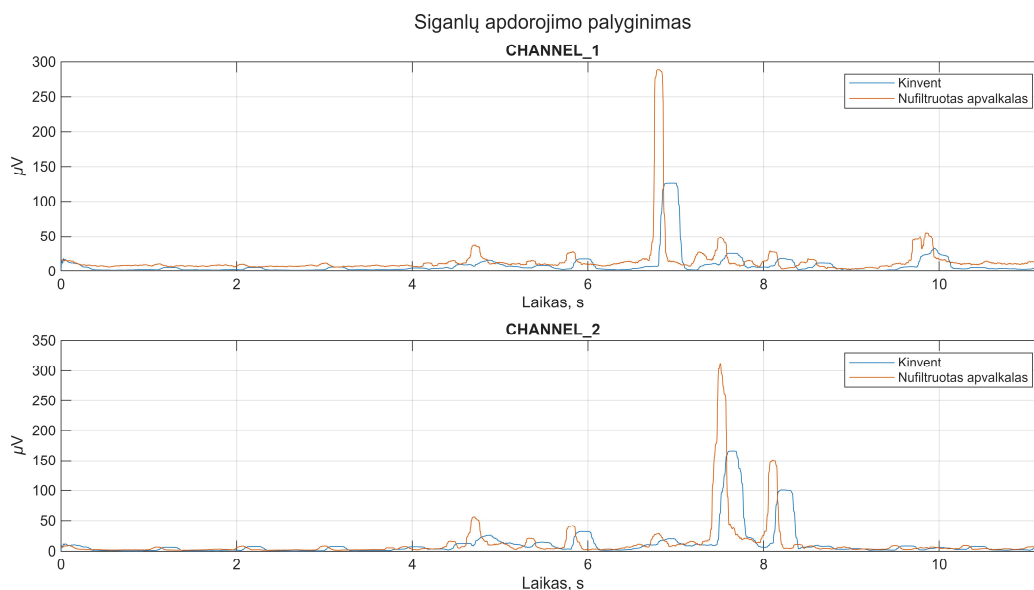
12 pav. EMG signalų filtravimo rezultatai

Gauti nufiltruoti signalai toliau bus naudojami spektrinei analizei, kadangi transformaciją į laiko-dažnių sritį nėra tikslinga atlikti EMG signalo apvalkai. Filtravimo rezultatams palyginti su Kinvent įrankiu pateikiamais rezultatais, atliktas filtruotų rezultatų RMS apvalkalo skaičiavimas. Išbandytos du skirtingi lango dydžiai: 100 ir 200 milisekundžių. 13 paveiksle pateikiamas RMS apvalkalai 100 milisekundžių langui.

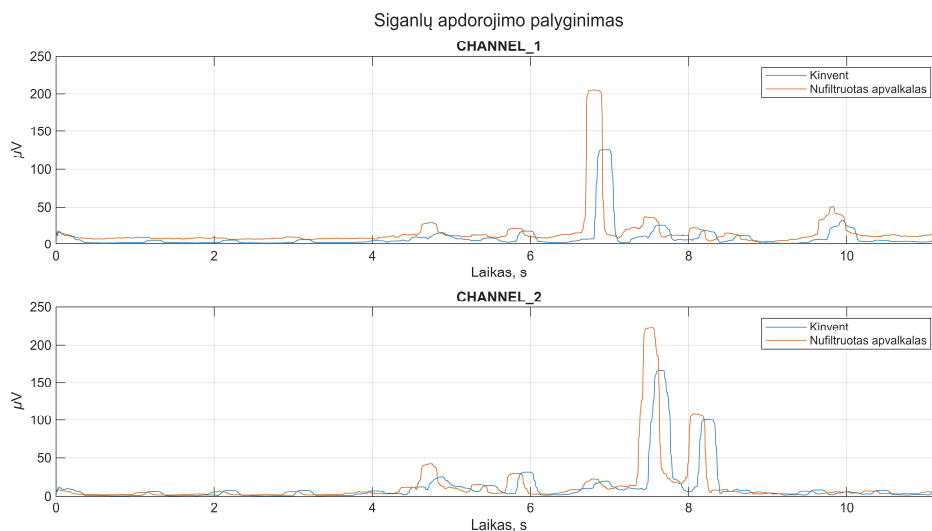


**13 pav.** EMG nufiltruotų signalų RMS apvalkalai (100ms)

Rezultatai rodo, kad gauti apvalkalai yra panašūs į Kinvent rezultatus (žr. 9 pav.). Geresniam palyginimui, apvalkalai pateikiami viename grafike. Gauti lyginamieji grafikai pateikiami 14 ir 15 paveiksluose.



**14 pav.** EMG nufiltruotų signalų RMS apvalkalų (100ms) palyginimas su Kinvent duomenimis

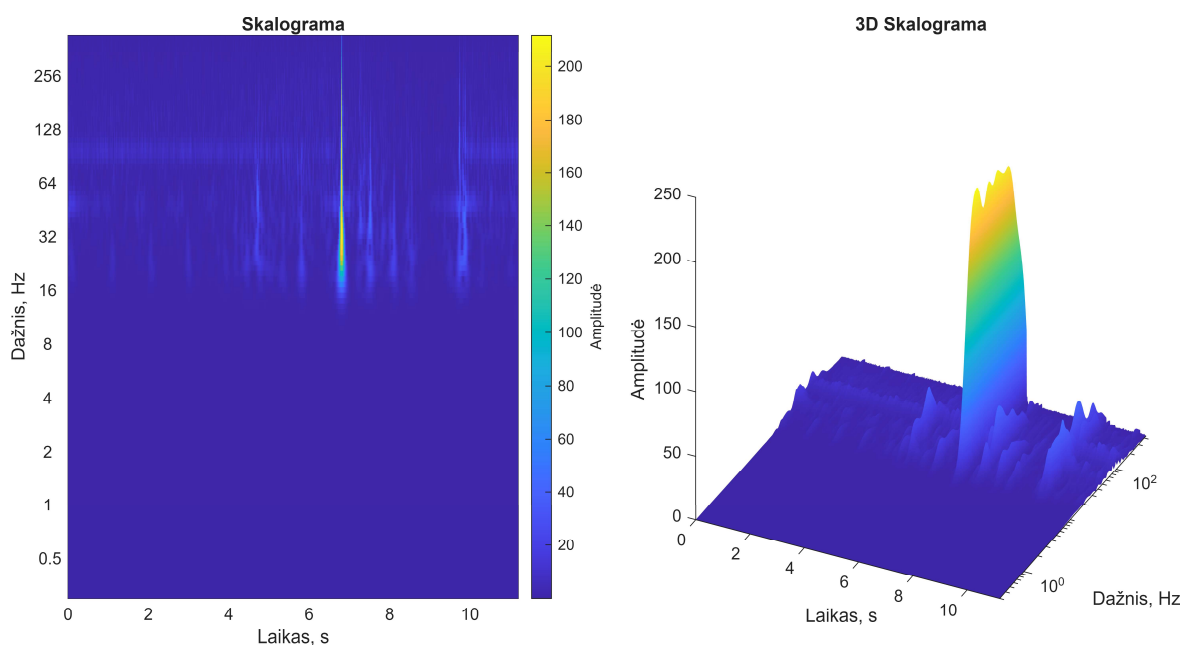


**15 pav.** EMG nufiltruotų signalų RMS apvalkalų (200ms) palyginimas su Kinvent duomenimis

Rezultatai rodo, kad 200ms langas apvalkalo sudarymui pateikia labai panašius rezultatus nei 100ms langas. Aktyvaciniai pikai užfiksuojami sėkmingai ir nežymiai anksčiau nei Kinvent pateikti duomenys. Kadangi gautas apvalkalas išvedamas iš nufiltruoto signalo, galima teigti, kad pasirinkti filtravimo parametrai yra labai artimi Kinvent įrankio parametrams. Dėl šios priežasties, tolimesnei EMG analizei naudojami nufiltruoti signalai be RMS apvalkalo.

### 3.2. Elektromiogramų analizė

Pasiruošus EMG duomenis, sekantis etapas – transformacija į laiko-dažnių sritį. Tokia transformacija leidžia analizuoti dažnių pasiskirstymą skirtingais laiko momentais. Transformacija atlikta naudojantis tolydžiąja bangelių transformacija. MATLAB paketas palaiko trijų tipų bangeles: „Morse“, „Amor“ ir „Bump“. Šiame tyrime naudotasi MATLAB funkcijoje numatytoja bangele – „Morse“.



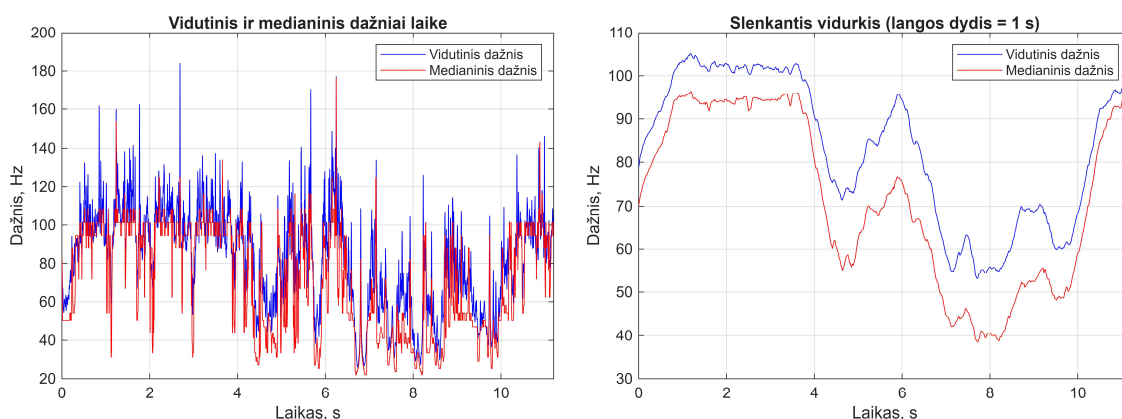
**16 pav.** Lenkimosi į šonus pirmojo EMG kanalo transformacija į laiko-dažnių sritį

Paveiksle 16 pateiktas transformacijos rezultato pavyzdys lenkimosi į šonus pratimui ir jo metu fiksuotam pirmajam EMG kanalui. Gautas rezultatas – skalograma, nusakanti atitinkamo dažnio

amplitudę atitinkamu laiko momentu. Gautam paveiksle pastebima, kad reikšmingos amplitudės vyrauja aplink 100 Hz reikšmes, o didžiausias amplitudžių pjūvis pastebimas  $\approx 7$  pratimo sekunde. Šis amplitudžių padidėjimas sutampa su nufiltruoto signalo pikų, pateiktu 12 paveiksle. Taigi, transformacija ne tik sėkmingai atlieka perėjimą į spektrinę sritį, tačiau ir sugeba užfiksuoti staigius signalo intensyvumus, išreiškiant juos didesnėmis amplitudžių reikšmėmis.

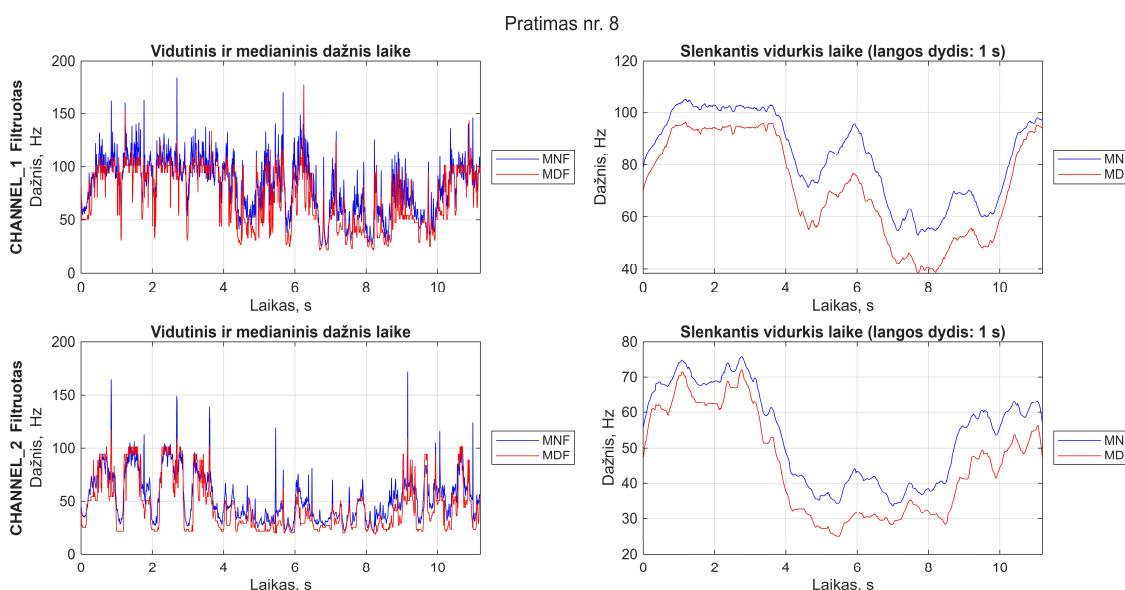
### 3.2.1. Raumenų tonuso stebėseną

Gavus EMG laiko-dažnių spektrą, galima pereiti į vidutinio ir medianinio dažnių analizės fazę. Pirma aptariamas vieno signalo apdorojimas ir analizė. Toliau, analogiškai analizuojami ir kiti signalai bei pratimai. Paveiksle 17 pateikti apskaičiuotų vidutinio ir medianinio dažnių rodiklių kitimas pratimo metu bei suglodinti jų rezultatai.



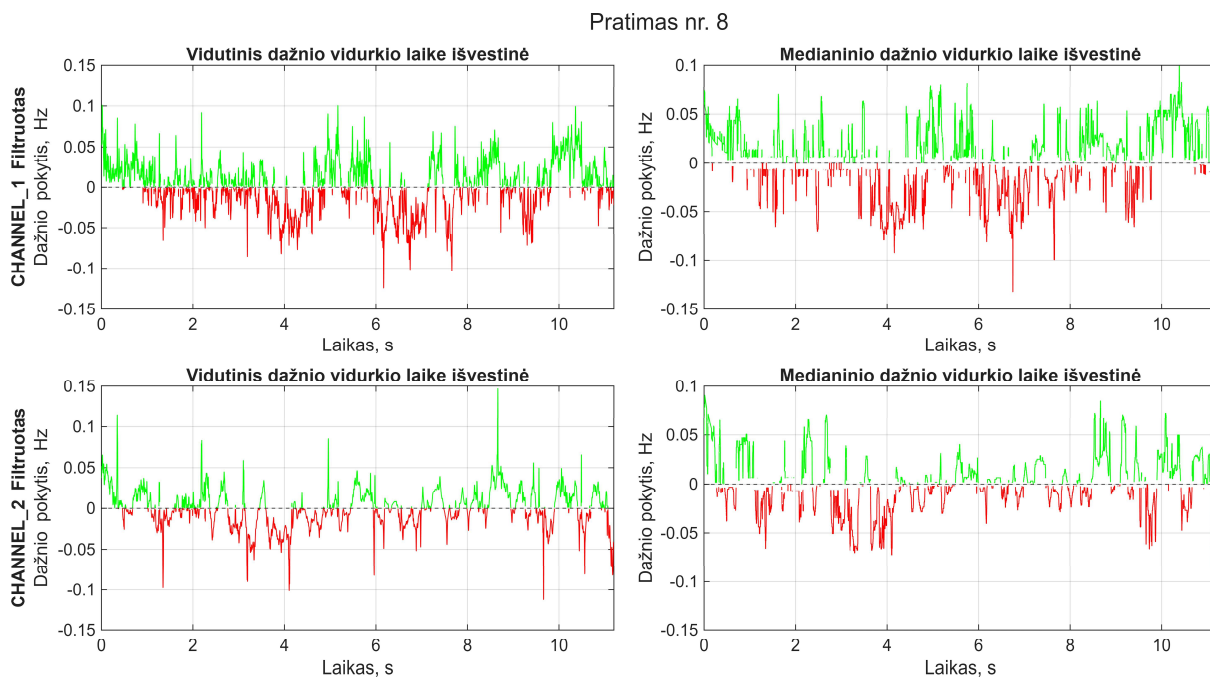
17 pav. Lenkimosi į šonus pirmojo EMG kanalo MNF ir MDF rodikliai pratimo metu bei jų slenkantis vidurkis

Atlikus pasiskirstymo suderinamumo hipotezės patikrą, gauta, kad su 95% garantija galima teigti, kad MNF ir MDF rodiklių pasiskirstymai statistiškai reikšmingai skiriasi. Spirmano koreliacijos koeficientas tarp MNF ir MDF lygus 0,92055. Tokia aukšta reikšmė rodo stiprų teigiamą ryšį tarp dviejų dažninių rodiklių viso pratimo metu. Taigi, MNF ir MDF rodikliai tarpusavyje koreliuoja tačiau turi skirtingas interpretacijas dėl pasiskirstymų skirtumo. Žemiau esančiame 18 paveiksle pateikiami MNF ir MDF grafikai abejoms raumenų grupėms.



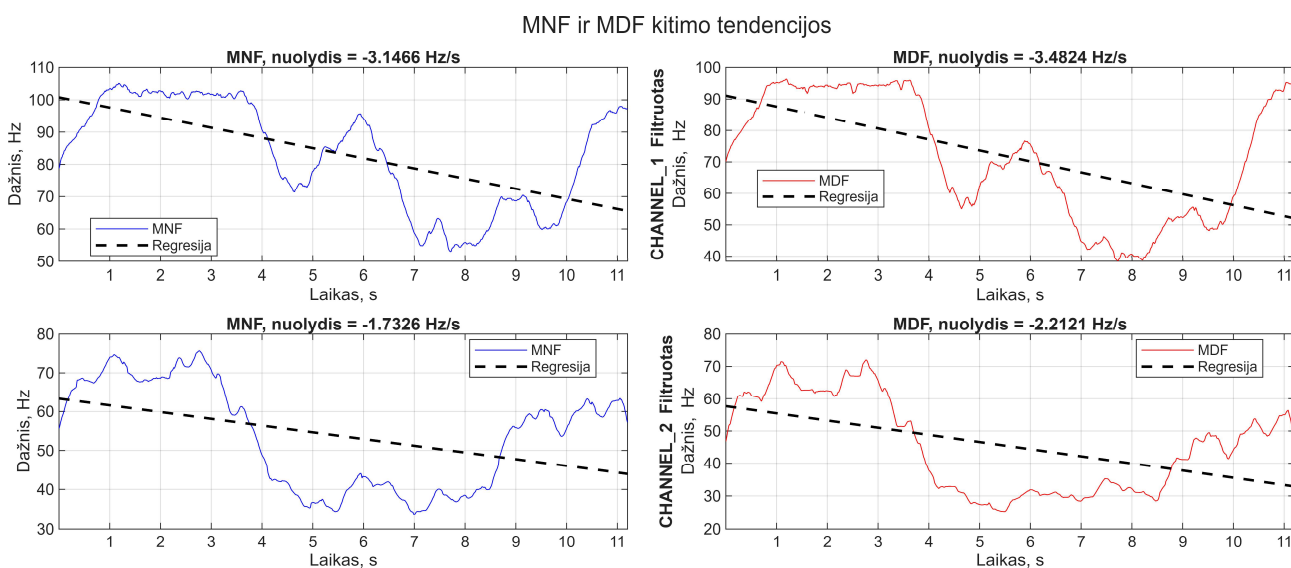
18 pav. MNF ir MDF rodikliai abiem raumenų grupėms lenkimosi į šonus pratimo metu

Siekiant sekti dažnių pokytį pratimo metu, sudaryti rodiklių išvestinių grafikai. Žalia spalva žymimas teigiamas pokytis, parodantis, kad įvyko dažnio vertės padidėjimas nuo paskutinio laiko momento. Atitinkamai, raudona spalva žymimas neigiamas pokytis, rodantis sumažėjimą. Rezultatai 19 paveiksle rodo, kad pokyčiai yra smulkūs – iki 0,15 Hz per stebėjimą – tačiau galima užfiksuoti ilgesnius didėjimo/mažėjimo periodus, kai išvestinės kreivė ilgesniam periodui persisveria į teigiamą/neigiamą pusę.



19 pav. MNF ir MDF rodiklių pokyčiai lenkimosi į šonus pratimo metu

Paskutinis raumenų tonusą pratimo metu apibendrinantis rodiklis – regresijos koeficientas. 20 paveiksle pateikiami gauti regresijos rezultatai. Lenkimosi į šoną pratimo metu nugaros raumenys nežymiai nuvargo: pirmojo signalo tiek MNF, tiek MDF rodiklis turėjo tendencija kristi po  $\approx 3$  Hz/s, tuo tarpu antrojo signalo rodikliai krito  $\approx 2$  Hz/s tempu. Taigi, raumenys patyrė nežymų nuovargį.

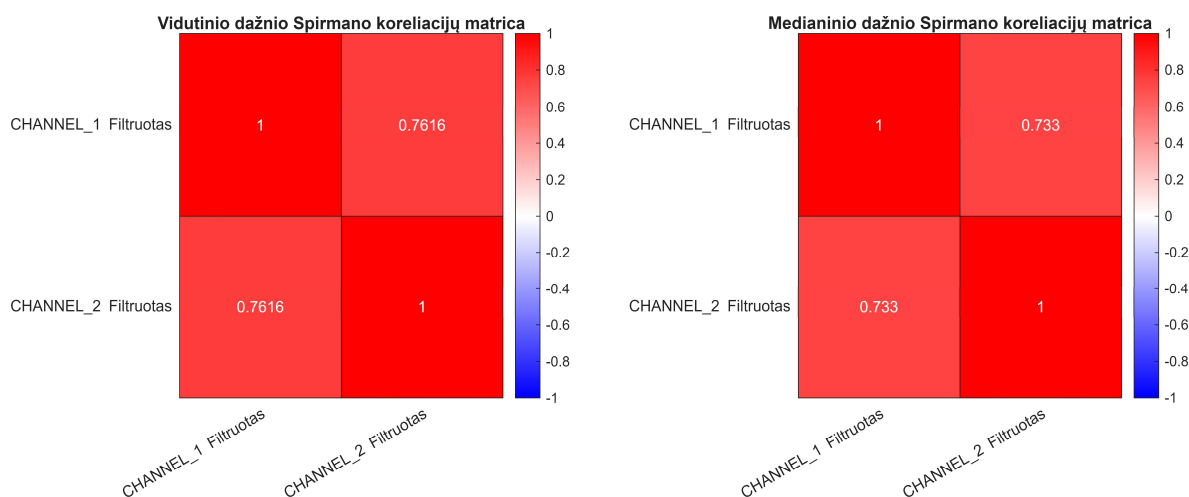


20 pav. MNF ir MDF rodiklių tiesinės regresijos rezultatai lenkimosi į šonus pratimo metu

### 3.2.2. Raumenų tarpusavio sąryšio įvertinimas

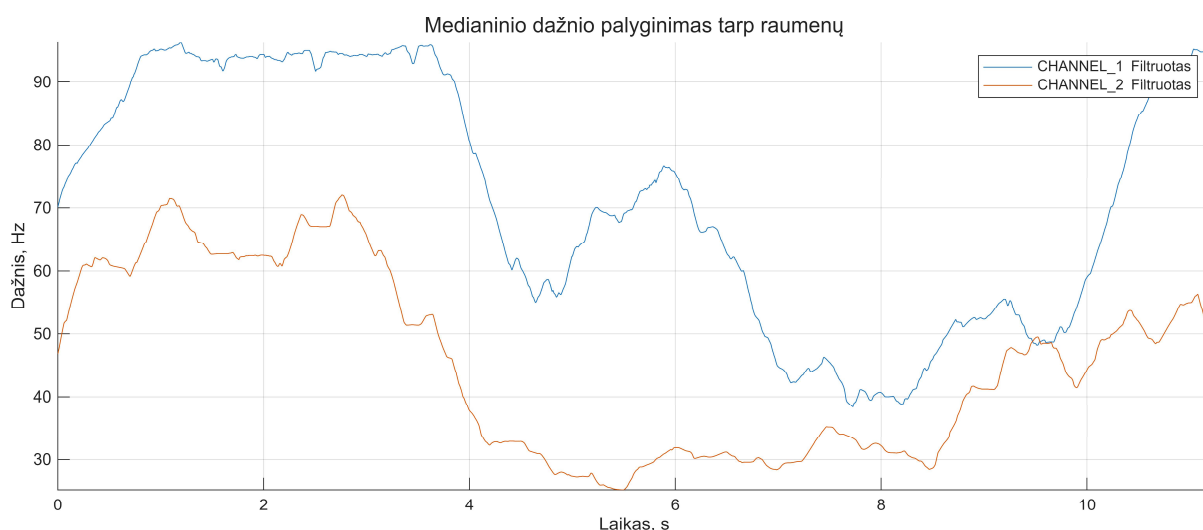
Sėkmingai interpretavus dažninius rodiklius, tolimesnis žingsnis – raumenų tarpusavio sąryšio įvertinimas. Tikslui pasiekti naudojama Spirmano koreliacinė matrica, koherentiškumo matai, fazės sinchronizavimo rodikliai bei grafinė analizė.

Pradedama nuo Spirmano koreliacinės matricos, kuri pateikiama **21** paveiksle. Tyrime ši matrica yra  $2 \times 2$  formato simetrinė matrica ir reikšmingiausias yra vienintelis rodiklis: koreliacija tarp pirmojo ir antrojo signalo. Tačiau koreliacinės matricos išvedimas leidžia tyrimą praplėsti didesniai raumenų grupių tipui.



**21 pav.** Spirmano koreliacinės matricos raumenų grupėms MNF ir MDF rodikliams lenkimosi į šonus pratimo metu

21 paveiksle pateikiamos MNF ir MDF rodiklių Spirmano koreliacinės matricos lenkimosi į šonus pratimui. Vidutinio ir medianinio dažnių rodikliams gautos koreliacinės reikšmės viršija 0,7 ir parodo stiprų teigiamą ryšį. Fiziologinė interpretacija teigia, kad vieną raumenų grupę papildė kitą raumenų grupę. Taigi, tiriamos raumenų grupės pratimo metu atliko sinergistinį vaidmenį. Tuo galima įsitikinti stebint 22 paveikslą, kuriame viename grafike vaizduojamas MDF rodiklis abiem raumenų grupėms. Kreivių dinamika yra panaši: jos pakyla pratimo pradžioje, laikosi stabiliai, kartu krenta ties 4-ių sekundžių žyma. Pagrindiniai išsiskyrimai – ties 6-tos sekundės žyma bei pratimo pabaigoje labiau susiauktyvuoja pirmoji raumenų grupė.



**22 pav.** MNF ir MDF rodiklių tiesinės regresijos rezultatai lenkimosi į šonus pratimo metu

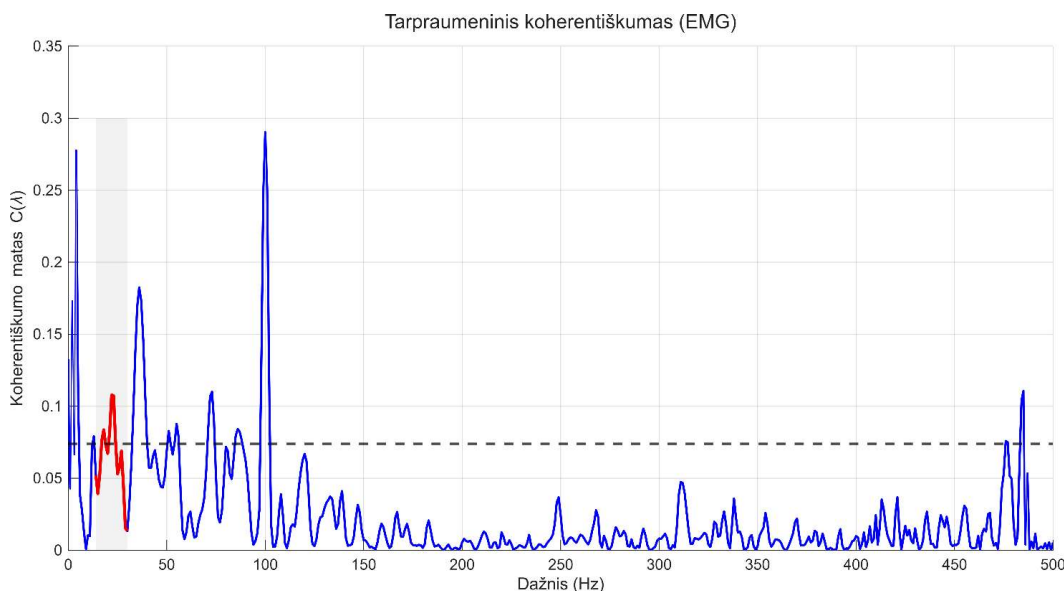
Rezultatų apibendrinimui išskirti trys pratimo segmentai: pratimo pradžia, vidurys ir pabaiga. Išskirtame 3-ių sekundžių lange šiuose segmentuose apskaičiuojamas MNF ir MDF rodiklių vidurkis. Gauti rezultatai pateikiami 3 lentelėje. Abi raumenų grupės pratimą pradeda labai susiaktyvuodamos, tačiau jų aktyvumas stipriais krenta ties pratimo viduriu. Pirmoji raumenų grupė tuomet palaiko savo aktyvumą iki pratimo pabaigos, o antroji – padidina savo aktyvumą, tačiau ne iki pradinio lygmens. Rezultatai parodo ir pirmosios raumenų grupės didesnę aktyvumą lyginant su antrąja raumenų grupe.

**3 lentelė.** MNF ir MDF vidurkiai išskirtuose lenkimosi į šonus pratimo segmentuose

Raumenų grupė \ Pratimo segmentas	Pradžia	Vidurys	Pabaiga
Pirmoji	89,829 Hz	62,825 Hz	63,706 Hz
Antroji	63,606 Hz	29,704 Hz	43,891 Hz

Papildomai, abiejų raumenų grupių MNF ir MDF rodiklių imčiai atliktas normalumo patikrinimas su reikšmingumo lygmeniu 0,05. Kolmogorovo-Smirnovo testo rezultatai atmeta nulinę hipotezę visoms apskaičiuotoms imtims, todėl MNF ir MDF rodikliai nėra pasiskirstę pagal normalųjį skirstinį. Šis rezultatas pagrindžia Spirmano ranginės koreliacijos panaudojimą, kadangi Pirsono koreliacijos koeficientas tinkamas duomenims, pasiskirsčiusiems pagal normalųjį skirstinį. Atlikus MDF pasiskirstymų tarp dviejų raumenų grupių suderinamumo patikrą, nulinę hipotezę buvo atmesta. Tai indikuoja, kad raumenų grupių aktyvumas skiriasi, tačiau koreliuoja (remiantis 21 pav.).

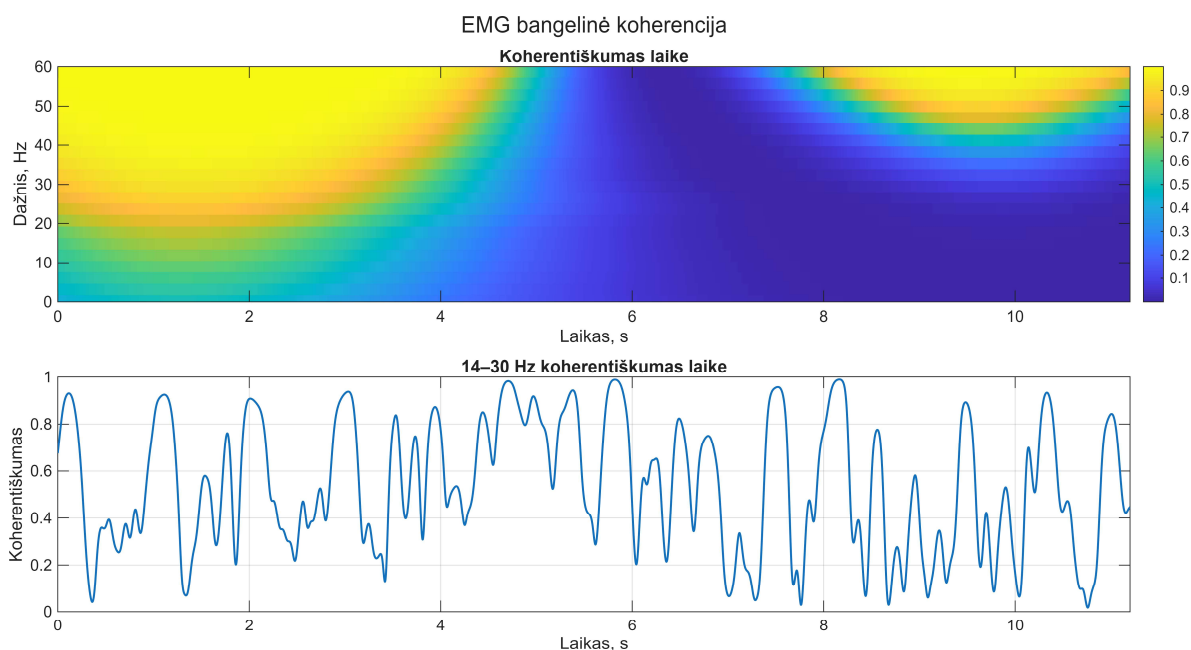
Užbaigus dažnių interpretavimą, toliau pereinama prie koherentiškumo analizės. Pirmu žingsniu apskaičiuoti koherentiškumo matai skirtingoms dažnių juostoms. Kadangi įprastas koherentiškumo matas neatsižvelgia į laiką, šiuo atveju naudojamas tik dažnių spektras išgautas Furjė transformacija.



**23 pav.** Tarpraumeninis koherentiškumas lenkimosi į šonus pratimo metu

23 paveiksle pateikti rezultatai su išskirta stebima 14 – 30 Hz dažnių juosta. Apskaičiuotas slenkstinė reikšmė yra lygi 0,0739 (pažymėtas juoda punktyrine linija). Stebimoje dažnių juostoje koherentiškumo matai nežymiai kerta slenkstinę ribą, o vidurkis 0,063 parodo, kad šie raumenys

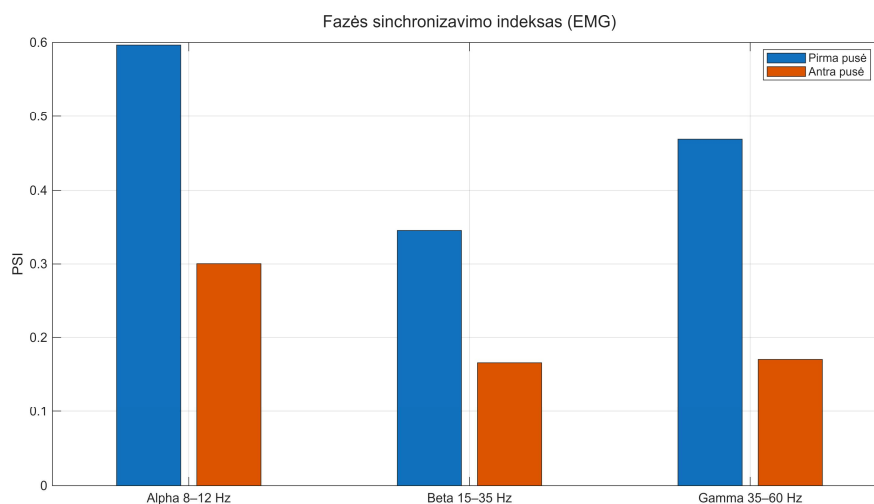
pratimo metu nesidarbuoja kartu. Tačiau, tai yra pratimą apibendrinantis matas. Toliau pateikiami rezultatai naudojami laiko-dažnių sritimi, gauta MNF ir MDF rodiklių skaičiavimui.



**24 pav.** Tarpraumeninis 14 – 30 Hz dažnių juostos koherentiškumas laike lenkimosi į šonus pratimo metu

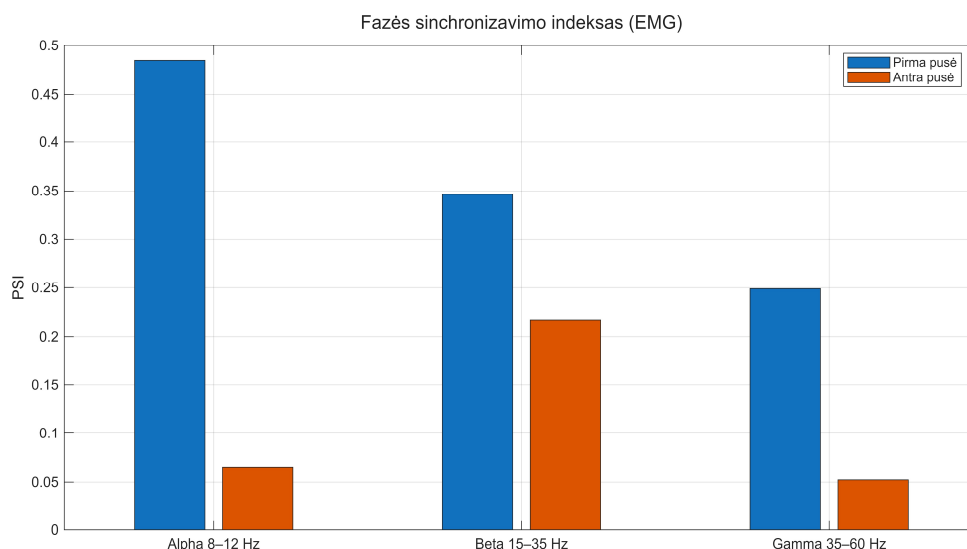
24 paveikslo rezultatai leidžia daryti prielaidą, kad tiriamų raumenų suderinamumas yra pliūpsninis ir pasireiškia tam tikrais pratimo momentais. Kadangi atliktas lankstymosi į šonus judesys, galima pastebėti periodinius koherentiškumo mato padidėjimus (reikšmė didesnė nei 0,8, rodanti stiprų suderinamumą). Būtent tais momentais tikėtina atlikinėtas svyravimo judesys, o koherentiškumo matui esant mažesnėje skalės pusėje – ramybės arba judesio užfiksavimo momentai.

Paskutinis tarpraumeninio sąryšio matas – fazės sinchronizavimo indeksas. Remiantis aukščiau aprašytais rezultatais iškelta hipotezė: pirmojoje pratimo atlikimo pusėje raumenų sinchronizacija bus didesnė nei antrojoje pusėje. 25 paveiksle pateikti rezultatai patvirtina iškeltą hipotezę. Visų trijų dažnių juostų fazės sinchronizacijos indeksai yra didesni pirmojoje pratimo pusėje lyginant su antrąją. Pirmojoje stipriausiai sinchronizavosi 8 – 12 Hz dažnių juosta (stipresnis nei vidutinis sinchronizavimas), o silpniausiai – 15 – 30 Hz dažnių juosta. Antrojoje pratimo pusėje visų stebimų dažnių juostų sinchronizaciniai indeksai neviršijo 0,3 reikšmės, tačiau išlaikė sinchronizavimo išsidėstymą kaip ir pirmojoje pusėje: labiausiai – 8 – 12 Hz juosta, mažiausiai – 15 – 30 Hz juosta (skirtumas su 35 – 60 Hz juosta yra labai nežymus -  $\approx 0,0045$ ).



**25 pav.** Fazės sinchronizavimo indeksai lenkimosi į šonus pratimo metu

Papildomai patikrinta hipotezė, kad fazės sinchronizavimo indeksą galima pritaikyti ir EMG signalo apvalkalui, kadangi šis indeksas analizuojamas laiko srityje. Gautas rezultatas pateikiamas 26 paveiksle. Rezultatai rodo, kad fazės sinchronizavimo indeksai EMG apvalkalui pateikia tą pačią bendrinę išvadą – raumenų sinchronizacija yra stipresnė pirmojoje pratimo pusėje lyginant su antrąja. Tačiau skiriasi apskaičiuotų indeksų reikšmės ir dažnių juostų išrangavimas pagal stiprumą. Šiuo atveju pirmoje pusėje stipriausiai sinchronizuojasi 8 – 12 Hz juosta, bet silpniausiai – 35 – 60 Hz juosta. Antrojoje pratimo pusėje labiausiai sinchronizuojasi 15 – 35 Hz juosta, o mažiausiai – 35 – 60 Hz juosta. Taigi, EMG apvalkalo panaudojimas fazės sinchronizavimo tyrimui galimas, norint atsakyti į klausimą „kurioje pratimo dalyje sinchronizacija buvo stipresnė?“ Tačiau norint detalai išsiaiškinti sinchronizacinius stiprumus ir skirtumus, rekomenduojamas naudoti nufiltruotais pradiniais duomenimis.



**26 pav.** Fazės sinchronizavimo indeksai lenkimosi į šonus pratimo metu EMG apvalkalui

Likusių pratimų detalūs EMG analizės rezultatai pateikiami 2 priede, kuriame pateiktos MNF ir MDF rodiklių koreliacijos bei regresijos koeficientai kiekvienai raumenų grupei, momentų vidurkiai, koherentiškumo matos vidurkis 14 – 30 Hz dažnių juostai ir fazės sinchronizavimo indeksų rezultatai, leidžiantys išsamiau įvertinti skirtingų pratimų metu stebimus raumenų aktyvumo ir tarpraumeninės sąveikos pokyčius.

### 3.3. Vaizdo duomenų analizė

Vaizdo duomenų analizė šiame tyrime naudojama biomechaninių rodiklių įvertinimui ir žmogaus judesių charakteristikų vertinimui. Taikant žmogaus pozos nustatymo metodus, iš vaizdo duomenų išgaunamos pagrindinių kūno taškų koordinatės, leidžiančios apskaičiuoti sąnarių kampus, kūno segmentų orientaciją ir sudaryti judesio kinematinis profiliai. Kadangi tolimesnės analizės tikslumas tiesiogiai priklauso nuo žmogaus skeleto aptikimo kokybės, pirmiausia atliekamas skirtingų skeleto modelių rezultatų palyginimas.

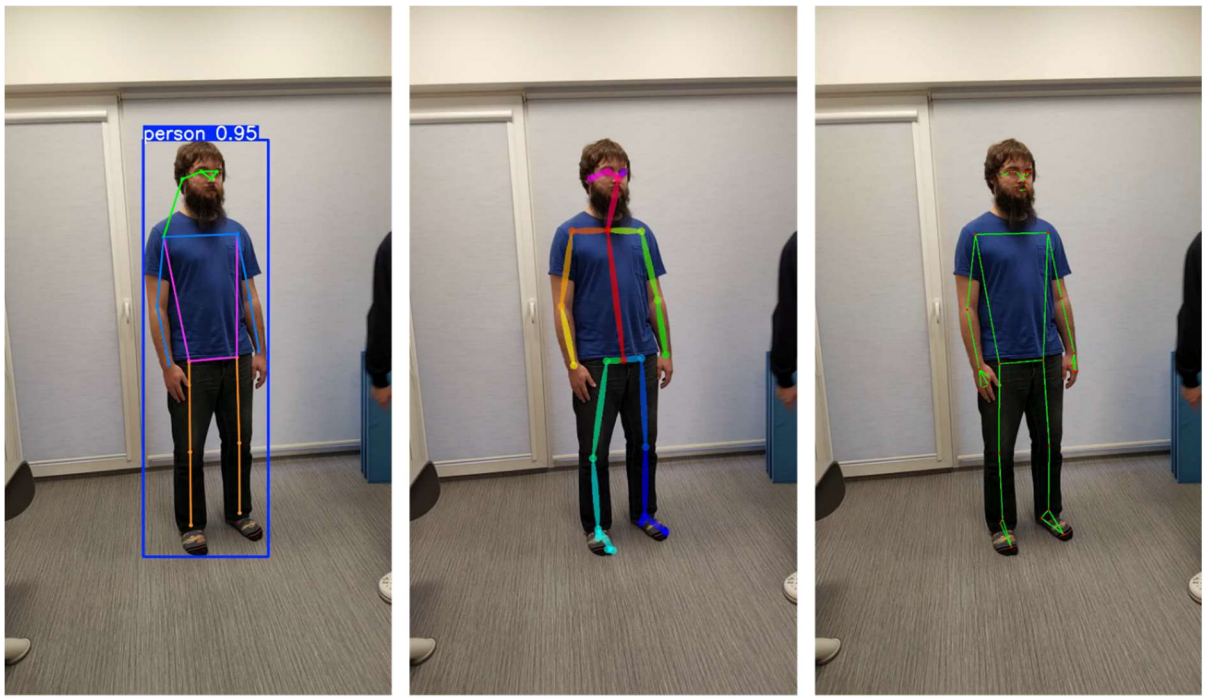
#### 3.3.1. Skeletų modelių rezultatų palyginimas

Biomechaninių rodiklių apskaičiavimui būtina naudoti tiksliai žmogaus kūno pozą identifikuojančius modelius. Siekiant įvertinti skirtingų metodų tinkamumą tolimesnei analizei, buvo atliktas trijų literatūroje plačiai taikomų žmogaus skeleto modelių palyginimas: YOLO26-Pose, OpenPose ir MediaPipe. OpenPose modeliui naudotasi 25 taškų modeliu, o MediaPipe ir YOLO26-Pose atveju – pačiais didžiausiais modeliais (atitinkamai „heavy“ ir X modelių dydžio versijomis). Vertinimui pasirinktas vienodas vaizdo įrašas, kurio trukmė – 30 sekundžių, o kadru dažnis – 30 kadru per sekundę. Iš viso modeliams apdoroti pateikta 900 kadru. Modelių apdorojimo trukmės pateiktos 4 lentelėje. Gauti rezultatai parodė reikšmingus modelių skaičiavimo greičio skirtumus. Greičiausiai veikė YOLO26-Pose modelis, visą vaizdo įrašą apdorojęs per 52 sekundes. Tuo tarpu MediaPipe modelio apdorojimo trukmė siekė 1 min. 6 s, o OpenPose modeliui reikėjo daugiau nei 20 minučių.

**4 lentelė.** Giliojo mokymosi žmogaus pozos modelių apdorojimo trukmė

Požymis	YOLO26-Pose	OpenPose	Mediapipe
Viso vaizdo įrašo apdorojimo laikas	52 s	20 min 47 s	1 min 6 s
Apdorojimo greitis	17,31 kadru/s	0,72 kadru/s	13,64 kadru/s

Vizualinė rezultatų analizė (žr. 27 pav.) parodė, kad YOLO26-Pose ir MediaPipe modelių nustatomi kūno taškai yra panašūs, tačiau MediaPipe modelis pateikia detalesnį žmogaus kūno aprašymą, išskirdamas didesnę skaičių raktinių taškų, ypač plaštakų ir pėdų srityse. OpenPose modelio rezultatai taip pat pasižymėjo detaliu žmogaus kūno vaizdavimu, tačiau dėl didelės skaičiavimo trukmės šis modelis nebuvo pasirinktas tolimesniam tyrimui.



YOLOv26-Pose

OpenPose

MediaPipe/BlazePose

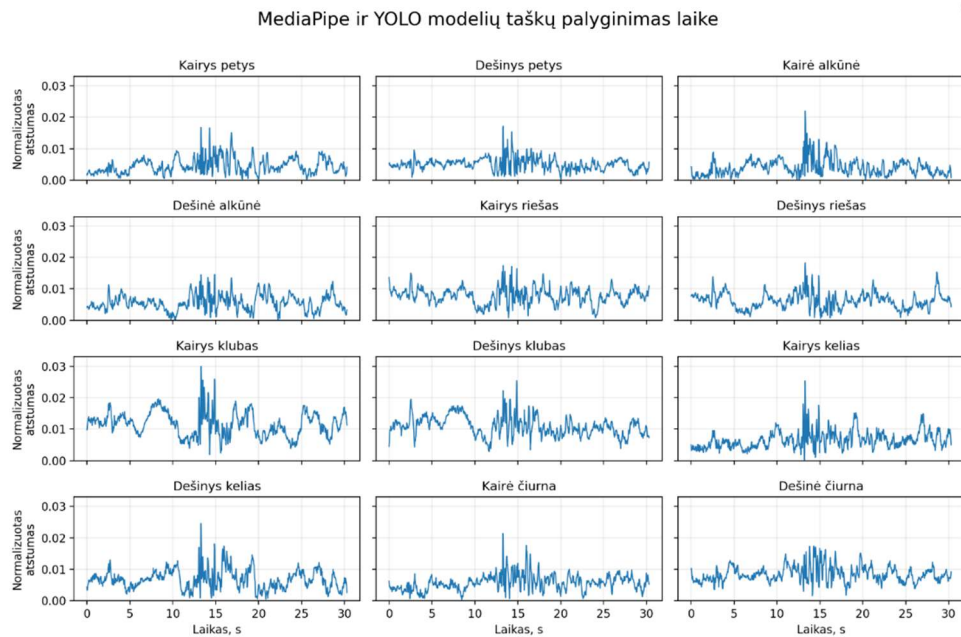
27 pav. Stop-kadro skeletų modelių vizualiniai rezultatai

Toliau atliktas YOLO26-Pose ir Mediapipe modelių taškų palyginimas. Šiame žingsnyje skaičiuotas atstumas tarp sąnarių taškų, kurių koordinatės buvo normalizuotos pagal kadro dydį. Tokiu būdu taškų koordinatės patenka į intervalą  $[0; 1]$ . Vizualiam rezultatų įvertinimui realizuotas vaizdo įrašo anotavimas modelių pateiktais rezultatais (žr. 28 pav.). Gauti rezultatai parodė, kad pagrindiniai sąnarių taškai abiejų modelių buvo nustatyti panašiose kūno vietose. Didžiausi skirtumai stebėti klubo sąnarių srityje – Mediapipe modelis juos pateikia nežymiai žemiau nei YOLO26-Pose modelis.



28 pav. Mediapipe ir YOLO skeletų modelių sąnarių taškų palyginimas

29 paveiksle pateikti kiekvieno sąnario taškų skirtuminiai atstumai pratimo atlikimo metu. Gauti rezultatai parodė, kad nė vienos atitinkamų sąnarių poros normalizuotas atstumas neviršijo 0,03, o didžiąją pratimo dalį išliko mažesnis nei 0,01.

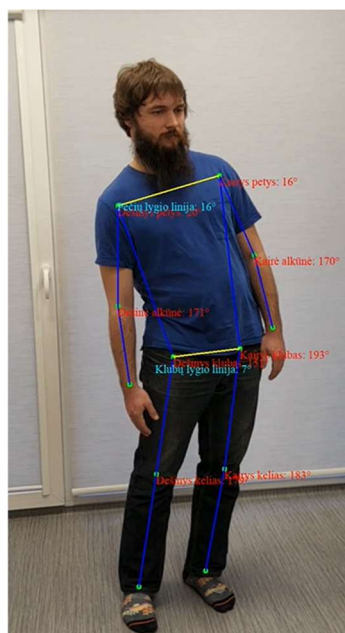


**29 pav.** Sąnarių porų taškų atstumų pokyčiai pratimo metu

Tokie nedideli skirtumai tarp atitinkamų sąnarių taškų rodo, kad tyrimo tikslams gali būti taikomi abu modeliai. Atsižvelgiant į integracijos paprastumą ir didesnę apdorojimo greitį, tolimesnei žmogaus skeleto analizei pasirinktas YOLO26-Pose modelis.

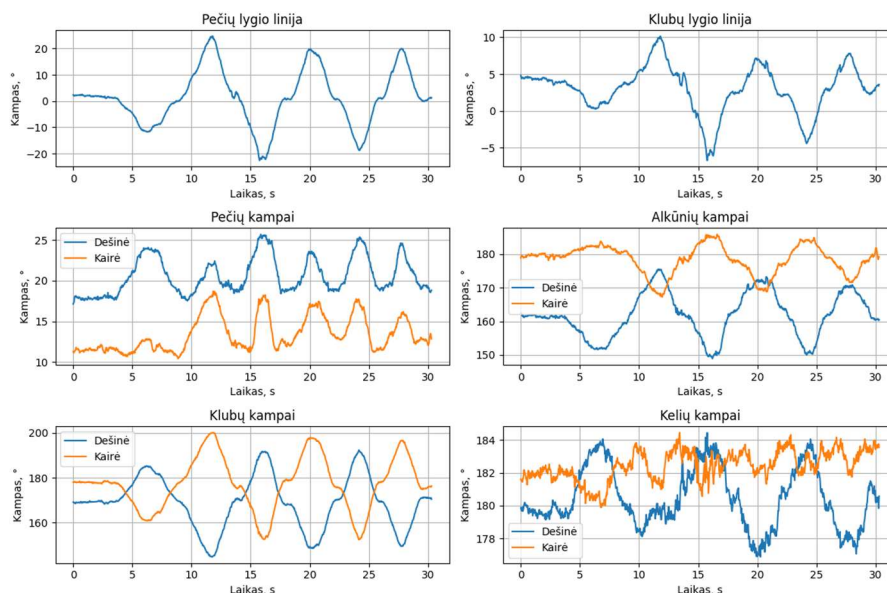
### 3.3.2. Biomechaninių įverčių įvertinimas

Pasirinkus tinkamą žmogaus skeleto aptikimo modelį, kitas etapas – biomechaninių rodiklių apskaičiavimas ir kinematinį profilių sudarymas. Kaip ir EMG analizėje, dėl didelio duomenų kiekio detaliau nagrinėjamas vienas pratimas – lankstymuisi į šonus (žr. 30 pav.).



**30 pav.** Atliekamo pratimo momentas su apskaičiuotais biomechaniniais rodikliais

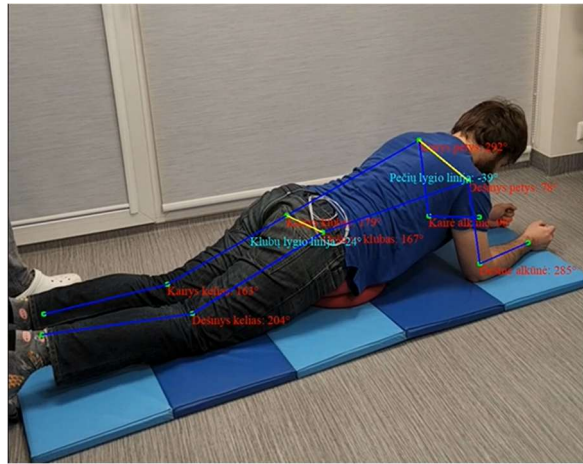
Kadangi pratimas atliekamas stovint tiesiai prieš kamerą, tiek skeleto aptikimo modelio veikimas, tiek biomechaninių rodiklių apskaičiavimas išlieka stabilūs. Rezultatai rodo, kad taškų orientacijos tikrinimo metodai leidžia korektiškai nustatyti skaičiuojamų kampų kryptį. Pavyzdžiui, kairiojo klubo kampą sudarantys taškai yra orientuoti į kairę pusę, todėl pagal kosinusų teoremą apskaičiuojamas kampas neatitinka stebimos biomechaninės interpretacijos. Dėl šios priežasties papildomai taikoma kampo korekcija. Analizuojamame stop-kadre galutinė kairiojo klubo kampo reikšmė siekia  $193^\circ$ , o tai viršija arkkosinuso reikšmių sritį. 31 paveiksle pateikiami biomechaninių rodiklių kitimo profiliai viso pratimo metu.



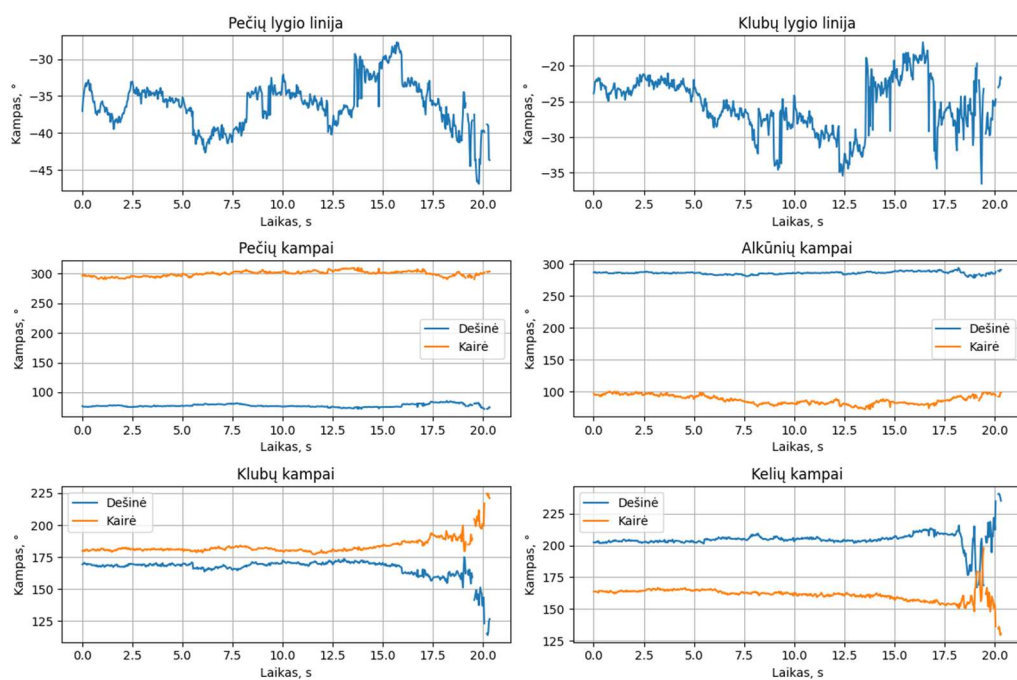
**31 pav.** Lankstymosi į šonus kinematiniai profiliai

Biomechaninių rodiklių kitimas laiko atžvilgiu leidžia sudaryti pratimo kinematinis profilius kiekvienam stebimam sąnariui ir lygio linijoms. Lankstymasis į šonus yra periodinio pobūdžio judesys, buvo keliami hipotezė, kad kinematiniai profiliai bus bangos formos. 31 paveiksle gauti rezultatai atitinka iškeltą hipotezę – visi profiliai išskyrus kelių sąnarių įgauna bangų formas. Šie profiliai papildomai rodo pratimo asimetriškumą – didėjant vienos pusės sąnario kampui, priešingos pusės kampas mažėja.

Toliau pateikiamas kito pratimo – lentos laikymo su palengvinimu – biomechaninių rodiklių vertinimas. Šis pratimas pasirinktas dėl mažesnės judesio amplitudės ir didesnio statinio komponento. Be to, žmogus šiuo atveju filmuojamas profiliu, todėl sudėtingėja skeleto taškų nustatymas. Gauti rezultatai pateikiami 32 ir 33 paveiksluose.



**32 pav.** Lentos laikymo su palengvinimu atlikimo momentas su įvertintais biomechaniniais rodikliais



**33 pav.** Lentos laikymo su palengvinimu kinematiniai profiliai

Žmogui atliekant pratimą profiliu į kamerą, skeleto aptikimo rezultatai tampa mažiau stabilūs, o tai daro įtaką biomechaninių rodiklių tikslumui. Dalis kampų šiame pratime turi būti interpretuojami kaip išoriniai, o ne vidiniai kampai. Tai ypač aktualu alkūnių sąnarių atveju, kai biomechaninei interpretacijai svarbus išorinis kampas, apibūdinantis rankų sulenkimą. Tokiais atvejais kampo korekcija atliekama taikant paprastą transformaciją  $360^\circ - \alpha$ .

Sudaryti kinematiniai profiliai patvirtina, kad lentos laikymo pratimas pasižymi statiniu pobūdžiu ir reikalauja stabilios pozos išlaikymo. Viena iš galimų atlikimo kokybės vertinimo interpretacijų – nukrypimai nuo pastovaus kampo išlaikymo gali būti siejami su netaisyklingu pratimo atlikimu arba paciento nesugebėjimu išlaikyti stabilios padėties. Gauti rezultatai rodo, kad pečių ir klubų lygio linijų profiliai šiame pratime yra mažiau informatyvūs dėl rezultatų nestabilumo, tačiau klubų ir kelių kampų profiliai leidžia pastebėti pozos stabilumo sumažėjimą pratimo pabaigoje.

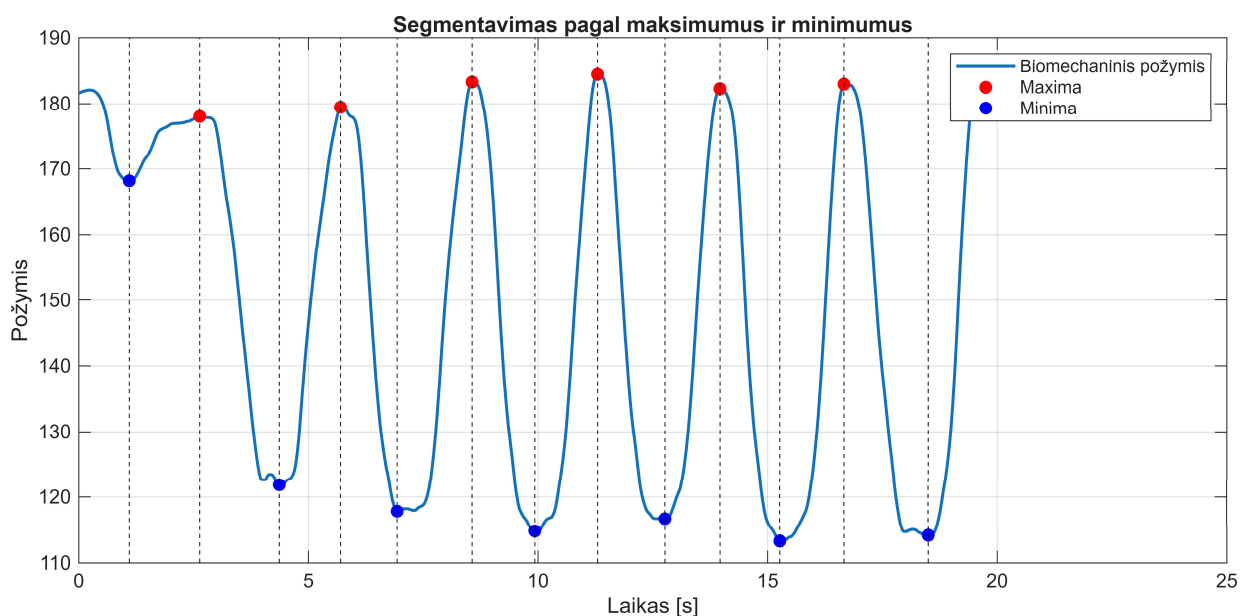
Apibendrinant galima teigti, kad kinematinį profilį sudarymas naudojantis biomechaninius rodiklius leidžia įvertinti pratimo dinamiką ir nustatyti jo pobūdį – simetrinį, asimetrinį arba statinį.

Gauti rezultatai parodė, kad kiekvienam pratimui reikalingas individualus rodiklių bei jų interpretavimo taisyklių parinkimas.

### 3.4. Vaizdo ir EMG duomenų apjungimas

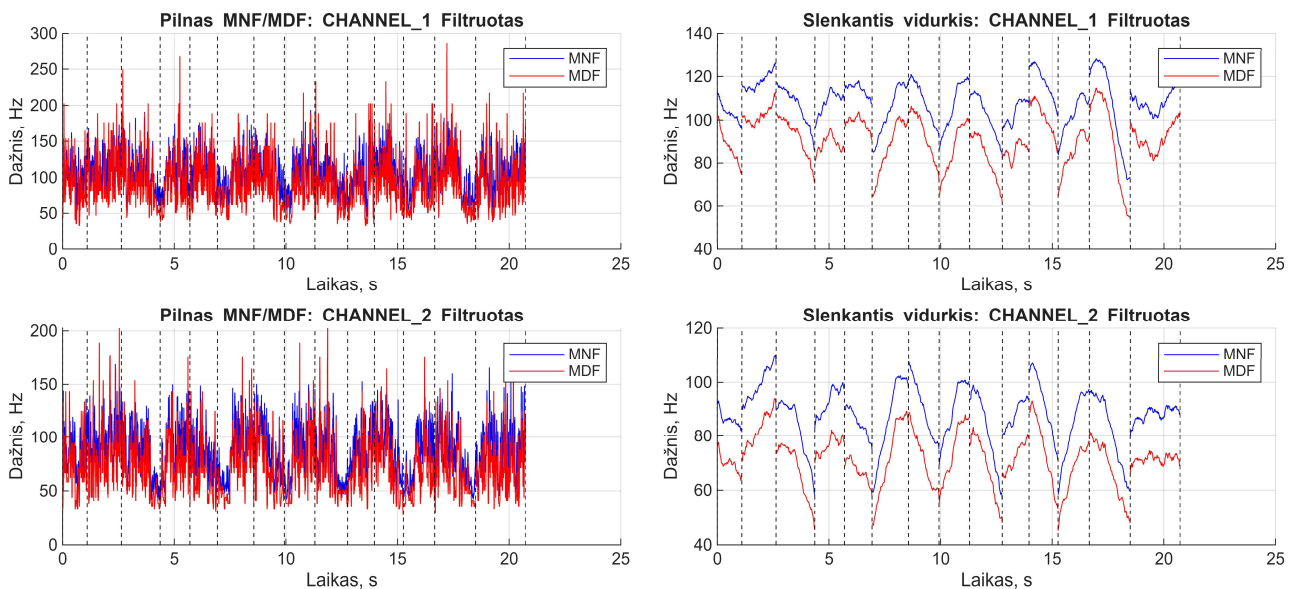
Remiantis 31 grafiku, pratimą galima būtų susegmentuoti ir pakartoti EMG analizę segmentams. Toks analizės žingsnis leistų reabilitologui arba pacientui pateikti apibendrinta informaciją apie pratimą ir raumenų intensyvumo pokyčius judesių atlikimo momentais.

Dėl kiekvieno pratimo judesių specifikos, segmentavimo taisyklės turi būti pritaikytos individualiai pagal pratimą. Tolimesnei analizei pasirinktas pritūpimų iki atramos pratimas, kurio metu fiksuotas kelio kampų rodiklių asimetriškumas. Pasirinkus vieną iš kairio arba dešinio kelio, galima teisingai išrinkti judesio momentus – tūpimąsi ir atsistojimą. Kaip pavyzdys pateikiamas dešinio kelio kinematinio profilio segmentavimas. Parinkta segmentavimo strategija remiasi kinematinio profilio sukarplymu pagal mažiausių/didžiausių reikšmių vietas. Pagal šią strategiją gaunamas pritūpimų iki atramos pratimo segmentavimo profilis pateikiamas 34 paveiksle.



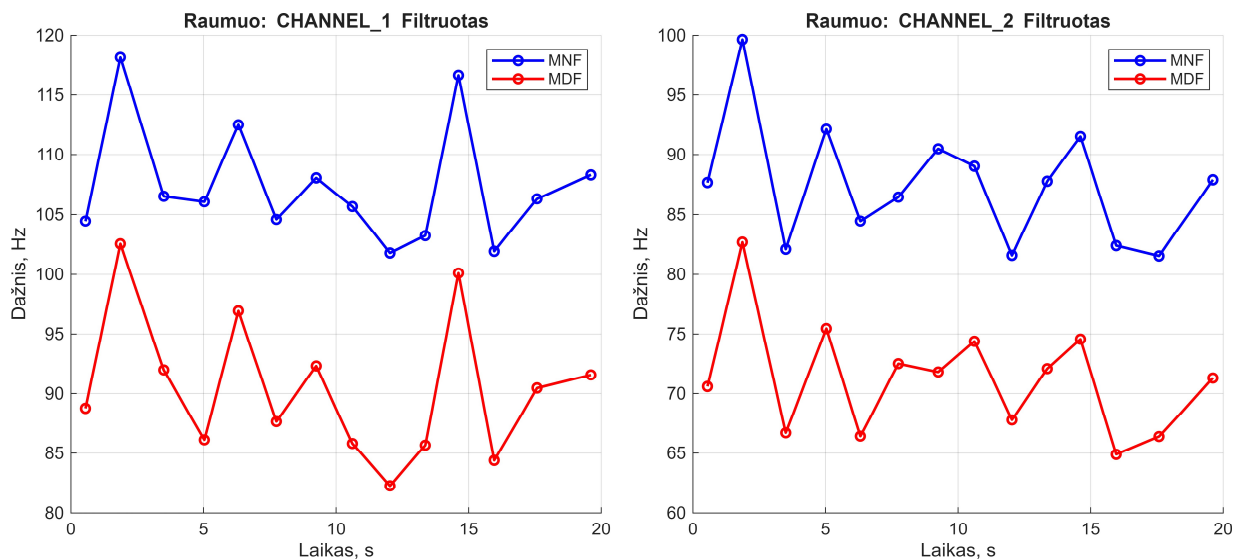
34 pav. Pritūpimų iki atramos pratimo segmentavimo į judesių momentus pavyzdys

Iš viso išskirta 14 segmentų, pagal kuriuos sukarpomus pradinis EMG signalas. Gautiems segmentams pakartojama analizė, atlikta 3.2.1 skyrelyje. Gauti MNF ir MDF rodikliai pateikiami 35 paveiksle.



35 pav. MNF ir MDF rodikliai išskirtuose judesio segmentuose

Juoda punktyrine linija žymimi segmentų kraštai, todėl matomi MNF ir MDF rodiklių trūkiai. Toks segmentavimas leidžia pateikti apibendrintą matą kiekvienam segmentui. Šiame tyrime nuspręsta pateikti vidutinę rodiklių reikšmę segmente. Gauti rezultatai pateikiami grafiškai 36 paveiksle.



36 pav. MNF ir MDF rodiklių vidurkiai išskirtuose judesio segmentuose

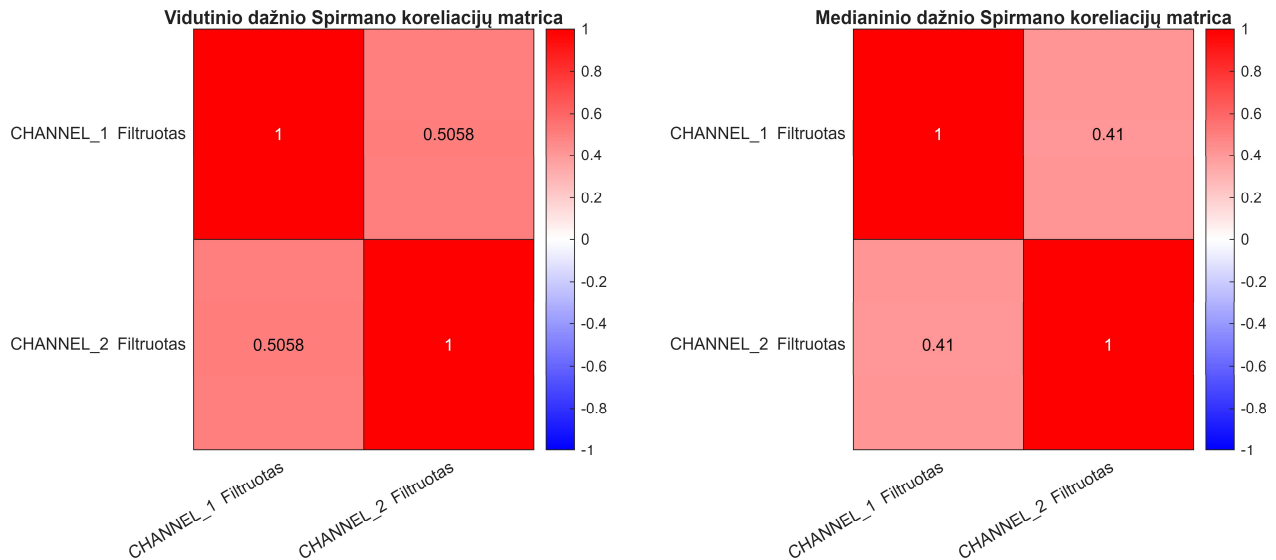
Gauti rezultatai atitinka 5 lentelėje pateiktas tendencijas: didžiausias raumenų aktyvumas stebimas pratimo pradžioje, vėliau jis palaipsniui mažėja. Tai parodo, kad segmentavimas pagal judesio fazes leidžia tiksliau apibūdinti judesio dinamiką nei fiksuotas segmentavimas į pradžios, vidurio ir pabaigos intervalus. Kinematiniais profiliais grįstas dinaminis segmentavimas suteikia adaptyvesnį EMG signalų interpretavimo metodą.

5 lentelė. MNF ir MDF vidurkiai išskirtuose pritūpimų iki atramos pratimo segmentuose

Pratimo segmentas	Pradžia	Vidurys	Pabaiga
Raumenų grupė			
Pirmoji	97,999 Hz	88,039 Hz	84,983 Hz

Antroji	76,886 Hz	72,884 Hz	67,056 Hz
---------	-----------	-----------	-----------

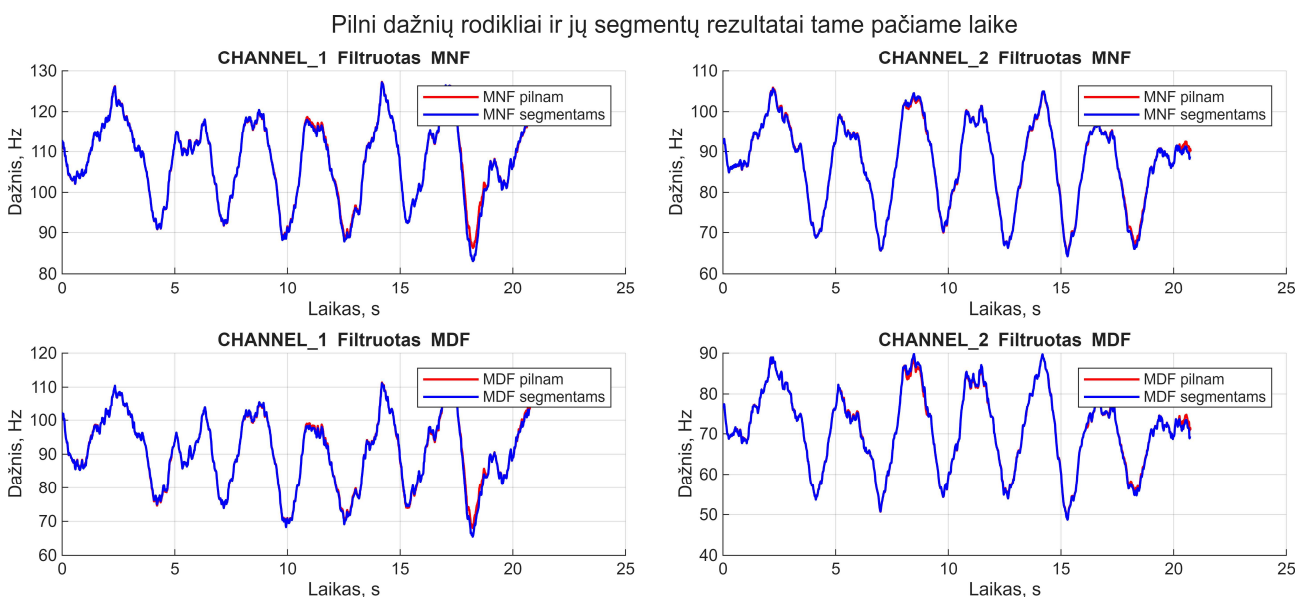
Toliau, gauti MNF ir MDF rodikliai segmentams apjungiami į vieną imtį. Tokiu būdu galima paskaičiuoti Spirmano koreliacijos koeficientą tarp dviejų raumenų grupių. Atlikus raumenų tonuso įvertinimą nesegmentuotam signalui, gautos Spirmano koreliacijų reikšmės tarp raumenų grupių: MNF rodikliui – 0,8879, MDF rodikliui – 0,8102.



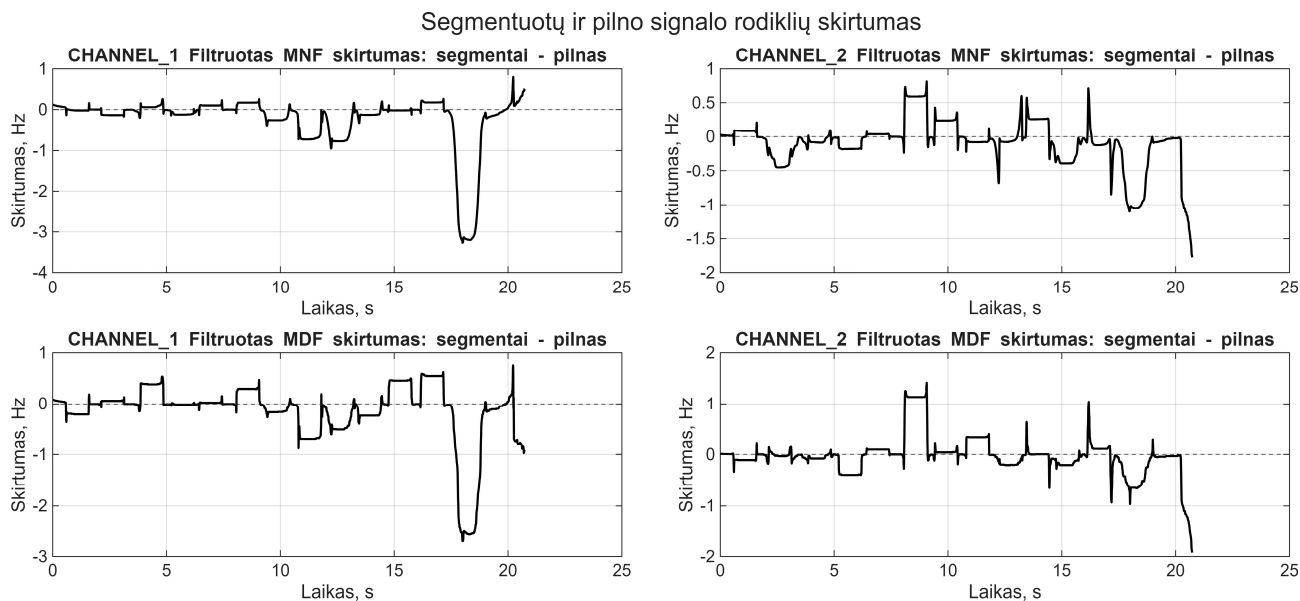
**37 pav.** Spirmano koreliacijos koeficientai MNF ir MDF rodikliams, gautams iš išskirtų judesio segmentų

37 paveiksle pateikti rezultatai rodo, kad segmentuotų signalų tarpraumeninis aktyvumas pasižymi silpnesniu koreliaciniu ryšiu, lyginant su nesegmentuoto signalo analize. Tiek MNF, tiek MDF rodiklių atveju tarp pirmosios ir antrosios raumenų grupių nustatytas vidutinio stiprumo teigiamas ryšys. Šis pokytis gali būti siejamas su dažninių rodiklių šuoliais prie segmentavimo ribų.

Segmentavimo panaudojamumui patikrinti, atliktas dažninių rodiklių palyginimas. Kaip ir Spirmano koreliacijos atveju, susegmentuoti MNF ir MDF rodikliai apjungiami į vientisą signalą. Papildomai atliekamas vidurkinimas su 1 sekundės langu. Gauti rezultatai pateikiami 38 paveiksle. Lengvesniam palyginimui atliekamas signalų atimtis ir pateikiama 39 paveiksle



### 38 pav. Segmentuoto ir pilno signalo palyginimas MNF ir MDF rodikliams



39 pav. Segmentuoto ir pilno signalo skirtuminis vaizdas

Apjungus rodiklių segmentus į vieną signalą ir atlikus vidurkinimą gaunamas identišką variantą rodiklių kreivėms gautoms iš pilno signalo. Skirtuminiai grafikai irgi rodo smulkų svyravimą aplink nulį, tik pačiame gale fiksuojamas stambesnis skirtumas.

Taigi, segmentavimas suteikia apibendrinantį vaizdą apie raumenų intensyvumą pratimo metu ir išskirtais judesio momentais. Tačiau kiekvienas segmentas turėtų būti analizuojamas individualiai, o apjungimas į vientisą signalą pateikia identišką rezultatą kaip ir nesegmentuotam signalui.

### 3.5. Rekomendacijos tolimesniam darbui

Gauti rezultatai parodė, kad multimodalinė EMG ir biomechaninių rodiklių analizė gali būti taikoma fizinių pratimų atlikimo kokybės vertinimui. Vis dėlto, siekiant didesnio metodo patikimumo ir praktinio pritaikomumo, būtina tolimesnė metodikos plėtra.

Viena svarbiausių tolimesnių kryptų – didesnės duomenų bazės sudarymas, apimantis didesnę skaičių tiriamųjų, skirtingus pratimus ir įvairias judesio atlikimo strategijas. Sukaupus pakankamą kiekį duomenų, biomechaniniai ir EMG rodikliai galėtų būti naudojami klasterinei analizei arba klasifikavimo modelių apmokymui. Tokiu būdu būtų galima automatizuoti fizinių pratimų atlikimo kokybės vertinimą bei identifikuoti skirtingus judesio atlikimo modelius.

Tolimesniuose tyrimuose taip pat būtų tikslinga nagrinėti individualizuoto biomechaninių rodiklių vertinimo galimybes. Gauti rezultatai parodė, kad skirtingi pratimai pasižymi nevienoda dinamika ir skirtingais biomechaniniais profiliais, todėl universalių vertinimo kriterijų taikymas gali būti ribotas. Dėl šios priežasties ateityje būtų galima kurti adaptyvias vertinimo metodikas, atsižvelgiančias į konkretaus pratimo pobūdį, paciento biomechanines savybes ir galimas kompensacines judesio strategijas. Vienas iš galimų tolimesnių kryptų – vertinimo taisyklių sąrašo sudarymas konsultuojantis kartu su kineziterapeutais.

Galiausiai, EMG signalo segmentacija pagal kinematinis profilius ribojama dėl skirtingų laiko imčių. Tolimesni darbai galėtų orientuotis į šių dviejų signalų sinchronizavimą bei tikslių starto

momentų nustatymo metodų kūrimo. Vienas iš paprasčiausių variantų – tyrimo metu užtikrinti įrašymo prietaisų sinchronizaciją ir EMG bei vaizdo fiksavimą pradėti vienu laiko momentu.

Šiuo metu pagrindinis tolimesnių tyrimų tikslas – tiksliai susieti EMG signalų pokyčius su konkrečiomis judesio fazėmis ir biomechaninėmis pozomis. Tokia multimodalinė prieiga leistų nustatyti, kurios pozos ir judesiai laikytini biomechanškai taisyklingais. Ateityje, tobulėjant vaizdo analizės ir jutiklių technologijoms, savarankiškas pacientų fizinių pratimų kokybės vertinimas galėtų būti atliekamas naudojant ne tik vaizdo duomenis, bet ir integruojant EMG signalus į bendrą vertinimo sistemą.

## Išvados

1. Atlikta EMG signalų analizės, biomechanikos ir žmogaus pozos nustatymo metodų literatūros apžvalga parodė, kad fizinių pratimų vertinimui tikslinga derinti fiziologinius ir biomechaninius duomenis. Nustatyta, kad EMG signalų analizė leidžia vertinti raumenų aktyvumą ir tarpraumeninę sąveiką, o biomechaniniai rodikliai suteikia informaciją apie judesio atlikimo kokybę ir kompensacines strategijas. Taip pat, literatūroje vaizdo arba jutiklių duomenys naudojami EMG signalo sinchronizacijai arba segmentavimui.
2. Sukurta EMG signalų analizės metodika, apimanti signalų filtravimą, transformaciją į laiko-dažnių sritį ir pagrindinių dažnių rodiklių išgavimą. Nustatyta stipri MNF ir MDF rodiklių tarpusavio koreliacija bei reikšmingi tarpraumeninio koherentiškumo pokyčiai skirtingų pratimų metu. Fazės sinchronizacijos analizė parodė potencialą vertinti raumenų tarpusavio koordinaciją.
3. Atlikta vaizdo duomenų analizė parodė, kad žmogaus skeleto modeliai gali būti efektyviai naudojami biomechaninių rodiklių išgavimui. Nustatyta, kad YOLO26-Pose modelis pasižymi geriausiu skaičiavimo greičio ir rezultatų tikslumo santykiu. Sudaryti biomechaniniai profiliai leido identifikuoti skirtingų pratimų judesio charakteristikas, asimetrijas ir stacionarius judesių etapus.
4. Integravus EMG ir biomechaninius rodiklius sukurtas algoritmas, leidžiantis segmentuoti EMG signalus pagal judesio fazes ir susieti raumenų aktyvumą su biomechaniniais pratimų atlikimo rodikliais. Gauti rezultatai parodė, kad multimodalinė analizė gali būti taikoma automatizuotam fizinių pratimų atlikimo kokybės vertinimui nuotolinės reabilitacijos sistemose.
5. Nustatyta, kad tolimesniems tyrimams būtina didesnė duomenų bazė, signalų sinchronizavimo metodų tobulinimas ir individualizuotų biomechaninių vertinimo kriterijų kūrimas. Ateityje biomechaniniai ir EMG rodikliai galėtų būti naudojami klasifikavimo modelių apmokymui bei automatizuotam fizinių pratimų kokybės vertinimui.

## Literatūros sąrašas

1. HARTVIGSEN, J., et al. What Low Back Pain is and Why we Need to Pay Attention. *The Lancet*, 2018, vol. 391, no. 10137. pp. 2356–2367. Pasiukiama per: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.ktu.edu/science/article/pii/S014067361830480X> ISSN 0140-6736. DOI 10.1016/S0140-6736(18)30480-X.
2. VAN DIEËN, J.H., et al. Motor Control Changes in Low Back Pain: Divergence in Presentations and Mechanisms. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20180612, Jun, 2019, vol. 49, no. 6. pp. 370–379 ISSN 1938-1344; 0190-6011; 0190-6011. DOI 10.2519/jospt.2019.7917.
3. DANKAERTS, W., et al. Discriminating Healthy Controls and Two Clinical Subgroups of Nonspecific Chronic Low Back Pain Patients using Trunk Muscle Activation and Lumbosacral Kinematics of Postures and Movements: A Statistical Classification Model. *Spine*, Jul 1, 2009, vol. 34, no. 15. pp. 1610–1618 ISSN 1528-1159; 0362-2436. DOI 10.1097/BRS.0b013e3181aa6175.
4. SKIRIUS, J. *Sporto Medicina: [Vadovėlis]*. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija, 2007 ISBN 9789955622581.
5. FARINA, D. and NEGRO, F. Accessing the Neural Drive to Muscle and Translation to Neurorehabilitation Technologies. *IEEE Rev Biomed Eng*, 2012, vol. 5. pp. 3–14 ISSN 1937-3333. DOI 10.1109/RBME.2012.2183586.
6. RAEZ, M.B.I., HUSSAIN, M.S. and MOHD-YASIN, F. Techniques of EMG Signal Analysis: Detection, Processing, Classification and Applications. *Biological Procedures Online*, March 23, 2006, vol. 8 [peržiūrėta balandžio 12, 2026]. pp. 11–35. Pasiukiama per: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1455479/> ISSN 1480-9222. DOI 10.1251/bpo115.
7. Multifidus Muscle: An Important Spinal Stabilizer. -04-01, 2018 [peržiūrėta gegužės 13, 2026]. Pasiukiama per: <https://centenoschultz.com/multifidus-muscle-spinal-stabilizer/>.
8. KONRAD, P. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. .
9. *A Review on Noises in EMG Signal and its Removal*. ISBN 2250-3153.
10. SADIKOGLU, F., KAVALCIOGLU, C. and DAGMAN, B. Electromyogram (EMG) Signal Detection, Classification of EMG Signals and Diagnosis of Neuropathy Muscle Disease. *Procedia Computer Science*, 2017, vol. 120. pp. 422–429. Pasiukiama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050917324717> ISSN 1877-0509. DOI 10.1016/j.procs.2017.11.259.
11. SEMMLOW, J.L. and GRIFFEL, B. *Biosignal and Medical Image Processing*. 3rd ed. ed. Boca Raton Fla.]: CRC Press/Taylor & Francis, 2014 ISBN 9781466567368.
12. William Rose. *Electromyogram Analysis*. Pasiukiama per: <https://www1.udel.edu/biology/rosewc/kaap686/notes/EMG%20analysis.pdf>.
13. GROUT, I. Digital Systems Design with FPGAs and CPLDs I. GROUT ed., Burlington: Newnes, 2008 *CHAPTER 7 - Introduction to Digital Signal Processing*, pp. 475–536. Pasiukiama per: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.ktu.edu/science/article/pii/B9780750683975000076> ISBN 9780750683975. DOI 10.1016/B978-0-7506-8397-5.00007-6.

14. AYDIN, E. and AYDEMIR, O. EMG-Based Multi-Class Gesture Recognition with Normalized Muscle Power Evaluation. *Electrical Engineering and Energy (ELENE)*, 2025, vol. 4 DOI 10.64470/elene.2025.13.
15. VALANTINAS, J. *Diskrečiosios Transformacijos: Mokomoji Knyga*. Kaunas: Technologija, 2008 ISBN 9789955255598.
16. SEVEN, Y.B., MANTILLA, C.B., ZHAN, W. and SIECK, G.C. Non-Stationarity and Power Spectral Shifts in EMG Activity Reflect Motor Unit Recruitment in Rat Diaphragm Muscle. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 2013, vol. 185, no. 2. pp. 400–409. Pasiukiama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1569904812002492> ISSN 1569-9048. DOI 10.1016/j.resp.2012.08.020.
17. *Fourier Analysis and Stochastic Processes*. Cham: Springer, 2014 ISBN 9783319095899.
18. O. Rioul and M. Vetterli. Wavelets and Signal Processing. *IEEE Signal Processing Magazine*, 1991, vol. 8, no. 4. pp. 14–38 ISSN 1558-0792. DOI 10.1109/79.91217.
19. ISMAIL, A.R. and ASFOUR, S.S. *Continuous Wavelet Transform Application to EMG Signals during Human Gait*. , 1998 ISBN 1058-6393.
20. BORZELLI, D., MORANO, M., FIORETTI, S. and NARDO, F.D. The Pooled Scalogram: A Wavelet-Based Approach to Detect the Co-Activation of several Muscles in the Time-Frequency Domain. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2025, vol. 99. pp. 106802. Pasiukiama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809424008607> ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2024.106802.
21. PHINYOMARK, A., HIRUNVIRIYA, S., LIMSAKUL, C. and PHUKPATTARANONT, P. *Evaluation of EMG Feature Extraction for Hand Movement Recognition Based on Euclidean Distance and Standard Deviation*. .
22. THONGPANJA, S., PHINYOMARK, A., PHUKPATTARANONT, P. and LIMSAKUL, C. *Mean and Median Frequency of EMG Signal to Determine Muscle Force Based on Time-Dependent Power Spectrum*. Kaunas University of Technology (KTU), -03-12, 2013 ISBN 1392-1215. DOI 10.5755/j01.eee.19.3.3697.
23. CHEN, X., et al. Abnormal Functional Corticomuscular Coupling After Stroke. *NeuroImage: Clinical*, 2018, vol. 19. pp. 147–159. Pasiukiama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2213158218301141> ISSN 2213-1582. DOI 10.1016/j.nicl.2018.04.004.
24. PIZZAMIGLIO, S., et al. High-Frequency Intermuscular Coherence between Arm Muscles during Robot-Mediated Motor Adaptation. *Frontiers in Physiology*, 2017, vol. 7. pp. 668.
25. XIE, B., ZHANG, J. and ZHANG, P. Complex Network Properties Analysis of Upper Trunk Muscle Fatigue in Firefighters Carrying Self-Contained Breathing Apparatus. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2025, vol. 110. pp. 108134. Pasiukiama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809425006457> ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2025.108134.
26. BAKER, S.N., OLIVIER, E. and LEMON, R.N. Coherent Oscillations in Monkey Motor Cortex and Hand Muscle EMG show Task-Dependent Modulation. *The Journal of Physiology*, May

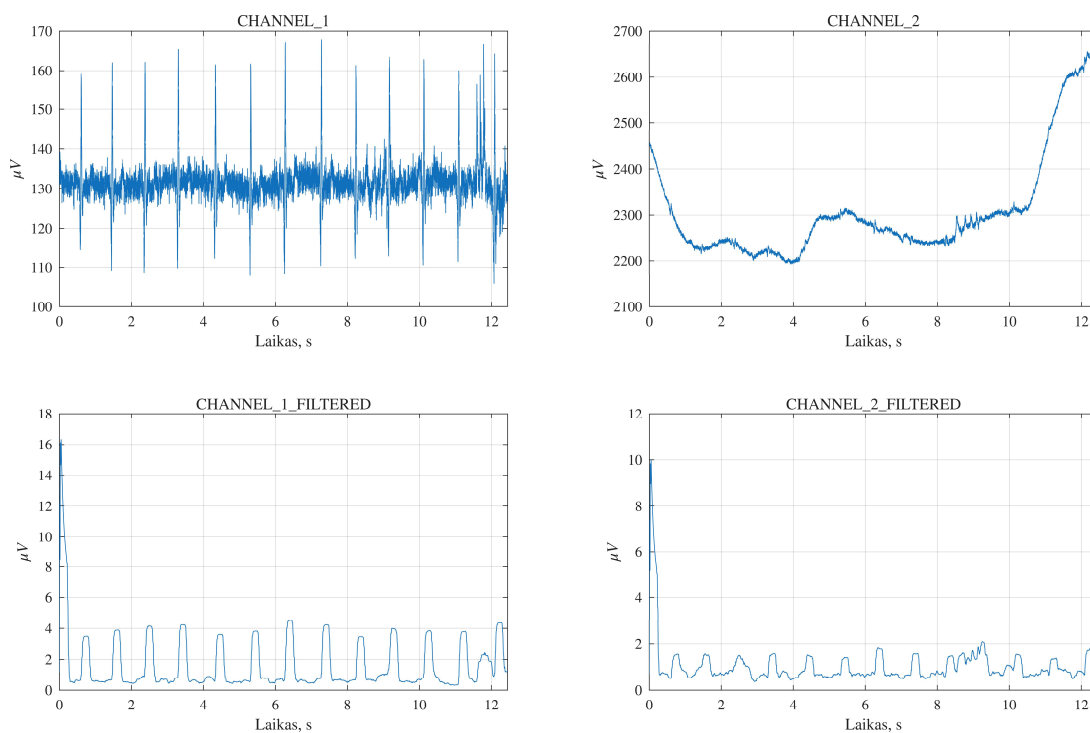
- 15, 1997, vol. 501 ( Pt 1), no. Pt 1. pp. 225–241 ISSN 0022-3751; 1469-7793; 0022-3751. DOI 10.1111/j.1469-7793.1997.225bo.x.
27. ROSENBLUM, M., CIMPONERIU, L. and PIKOVSKY, A. Coupled Oscillators Approach in Analysis of Physiological Data. *Conference Proceedings : ...Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.Annual Conference*, 2006, vol. 2006. pp. 441–444 ISSN 1557-170X; 1557-170X. DOI 10.1109/IEMBS.2006.259461.
28. QUIAN QUIROGA, R., KRASKOV, A., KREUZ, T. and GRASSBERGER, P. Performance of Different Synchronization Measures in Real Data: A Case Study on Electroencephalographic Signals. *Phys.Rev.E*, Mar, 2002, vol. 65, no. 4. pp. 041903. Pasičkama per: <https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevE.65.041903> DOI 10.1103/PhysRevE.65.041903.
29. WANG, L., et al. Effect of Fatigue on Intermuscular EMG-EMG Coupling during Bench Press Exercise at 60% 1RM Workload in Males. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2024, vol. 18 DOI 10.3389/fnhum.2024.1472075.
30. KAPPAN, M.M., SANDOVAL, E.B., MEIJERING, E. and CRUZ, F. A Survey on Deep Learning for 2D and 3D Human Pose Estimation. *Artificial Intelligence Review*, 2025, vol. 59, no. 1. pp. 32. Pasičkama per: <https://doi.org/10.1007/s10462-025-11430-4> ISSN 1573-7462. DOI 10.1007/s10462-025-11430-4.
31. NEEDHAM, L., et al. The Accuracy of several Pose Estimation Methods for 3D Joint Centre Localisation. *Scientific Reports*, 2021, vol. 11, no. 1. pp. 20673. Pasičkama per: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-00212-x> ISSN 2045-2322. DOI 10.1038/s41598-021-00212-x.
32. ZHOU, C., YE, C., HUANG, T. and KANER, J. Effect of Sofa Backrest Inclination on Muscle Load during Daily Typical Behaviors in Older Adults. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2026, vol. 117. pp. 109524. Pasičkama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809426000789> ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2026.109524.
33. CAO, Z., et al. *OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation using Part Affinity Fields.* , 2019 Pasičkama per: <https://arxiv.org/abs/1812.08008>.
34. BAZAREVSKY, V., et al. BlazePose: On-Device Real-Time Body Pose Tracking. *CoRR*, 2020, vol. abs/2006.10204. Pasičkama per: <https://arxiv.org/abs/2006.10204>.
35. LUGARESI, C., et al. MediaPipe: A Framework for Building Perception Pipelines. *CoRR*, 2019, vol. abs/1906.08172. Pasičkama per: <http://arxiv.org/abs/1906.08172>.
36. SAPKOTA, R., CHEPPALLY, R.H., SHARDA, A. and KARKEE, M. *YOLO26: Key Architectural Enhancements and Performance Benchmarking for Real-Time Object Detection.* , 2026 Pasičkama per: <https://arxiv.org/abs/2509.25164>.
37. HAMILL, J., KNUTZEN, K.M. and DERRICK, T.R. *Biomechanical Basis of Human Movement, 4e.* Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2015 ISBN 978-1-451177-30-5.

38. Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2009 *Kinematics*, pp. 45–81. Pasičkama per: <https://doi.org/10.1002/9780470549148.ch3> ISBN 9780470549148. DOI 10.1002/9780470549148.ch3.
39. GOODRICH, M.T. and TAMASSIA, R. *Algorithm Design and Applications*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2015 ISBN 9781118335918.
40. XU, Y., et al. Running-Induced Fatigue Influences Lower Extremity Muscle Synergy and Related Biomechanics. *Gait & Posture*, 2025, vol. 119. pp. 163–170. Pasičkama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636225001407> ISSN 0966-6362. DOI 10.1016/j.gaitpost.2025.03.008.
41. COLAMARINO, E., et al. Effective Muscle Synergies Extraction Pipeline to Characterise the Box and Block Test Movement. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2025, vol. 110. pp. 108252. Pasičkama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809425007633> ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2025.108252.
42. SATO, M., GIDLEY, L., ORTEGA, J. and LANKFORD, D.E. Accelerations and EMG Differences between Isocaloric High-Incline Walking and Level-Grade Jogging. *International Journal of Exercise Science*, 2025, vol. 18. pp. 995–1009 DOI 10.70252/LKZW7240.
43. CHAMBELLANT, F., GAVEAU, J., PAPAXANTHIS, C. and THOMAS, E. Deactivation and Collective Phasic Muscular Tuning for Pointing Direction: Insights from Machine Learning. *Heliyon*, 2024, vol. 10, no. 13. pp. e33461. Pasičkama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405844024094921> ISSN 2405-8440. DOI 10.1016/j.heliyon.2024.e33461.
44. SAITO, H., et al. Developmental Changes in Upper Limb Muscle Synergies during Throwing: A Comparison between Preschoolers and Schoolers. *iScience*, 2025, vol. 28, no. 10. pp. 113497. Pasičkama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2589004225017584> ISSN 2589-0042. DOI 10.1016/j.isci.2025.113497.
45. PARK, H. and NUSSBAUM, M.A. Muscle Synergy Analysis of Short-Term Adaptation to Arm-Support Exoskeletons during Pseudo-Static and Dynamic Overhead Tasks. *Journal of Biomechanics*, 2026, vol. 195. pp. 113135. Pasičkama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929025006475> ISSN 0021-9290. DOI 10.1016/j.jbiomech.2025.113135.
46. ZHAO, R., YU, N. and CHEN, W. Effects of Seat Height and Inclination on Muscle Activity during Sit-to-Stand Movements: Reference for Assistive Device Design. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2026, vol. 112. pp. 103872. Pasičkama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814125001787> ISSN 0169-8141. DOI 10.1016/j.ergon.2025.103872.
47. TSENG, S., WU, Y., LIU, J. and WANG, P. EMG-Based Arm Motion Gesture Classification. *Applied and Computational Engineering*, 2025, vol. 190. pp. 114–123 DOI 10.54254/2755-2721/2026.TJ29132.
48. CORREIA, C., BANDINI, A., MICERA, S. and MOCCIA, S. EMG-Based Body–machine Interface for Targeted Trunk Muscle Activation. *Informatics in Medicine Unlocked*, 2025, vol. 56. pp. 101641. Pasičkama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2352914825000292> ISSN 2352-9148. DOI 10.1016/j.imu.2025.101641.

49. FELDOTTO, B., et al. Evaluating Muscle Synergies with EMG Data and Physics Simulation in the Neurorobotics Platform. *Frontiers in Neurobotics*, 2022, vol. 16. pp. 856797 DOI 10.3389/fnbot.2022.856797.
50. RUSSO, M., SCANO, A., BRAMBILLA, C. and D'AVELLA, A. SynergyAnalyzer: A Matlab Toolbox Implementing Mixed-Matrix Factorization to Identify Kinematic-Muscular Synergies. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2024, vol. 251. pp. 108217. Pasiukiama per: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260724002128> ISSN 0169-2607. DOI 10.1016/j.cmpb.2024.108217.
51. *What is MATLAB?* [peržiūrėta balandžio 13, 2026]. Pasiukiama per: <https://se.mathworks.com/discovery/what-is-matlab.html>.
52. *Choose a Wavelet - MATLAB & Simulink - MathWorks Nordic*. Pasiukiama per: <https://se.mathworks.com/help/wavelet/gs/choose-a-wavelet.html>.
53. *OpenCV - Open Computer Vision Library*. [peržiūrėta balandžio 18, 2026]. Pasiukiama per: <https://opencv.org/>.
54. SciPy [peržiūrėta balandžio 18, 2026]. Pasiukiama per: <https://scipy.org/>.
55. *Ultralytics | Revolutionizing the World of Computer Vision*. [peržiūrėta balandžio 18, 2026]. Pasiukiama per: <https://www.ultralytics.com/>.
56. *Two-Sample Kolmogorov-Smirnov Test - MATLAB Kstest2 - MathWorks Nordic*. [peržiūrėta balandžio 13, 2026]. Pasiukiama per: <https://se.mathworks.com/help/stats/kstest2.html#btobfcr>.
57. *Two Sample Kolmogorov-Smirnov | Real Statistics using Excel*. [peržiūrėta balandžio 13, 2026]. Pasiukiama per: <https://real-statistics.com/non-parametric-tests/goodness-of-fit-tests/two-sample-kolmogorov-smirnov-test/>.
58. BAČINSKAS, A., JANILIONIS, V. and JOKIMAITIS, A. *Tikimybių Teorijos Ir Statistikos Praktikumai: Mokomoji Knyga*. 2-asis leid. ed. Kaunas: Technologija, 2004 ISBN 995509057X.

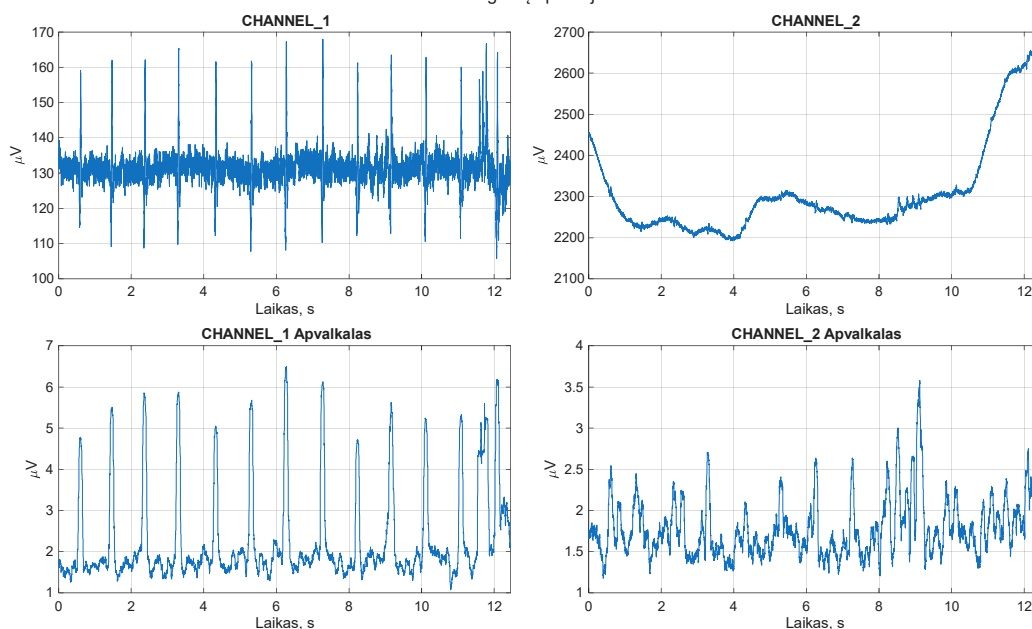
## Priedai

### 1 priedas. Lentos laikymo su palengvinimu analizės rezultatai Pradiniai duomenys

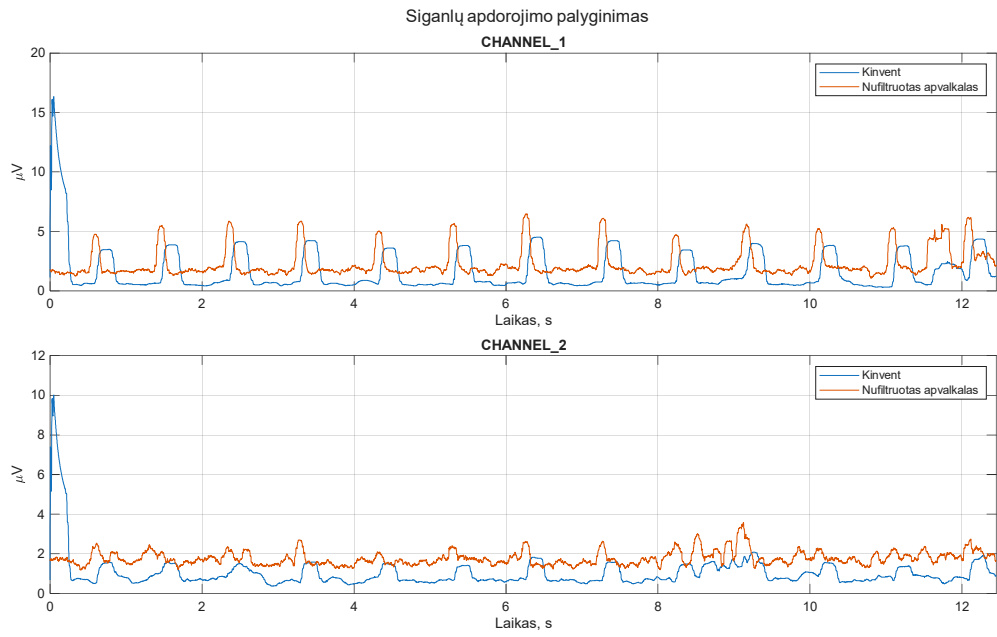


### Nufiltruoti duomenys

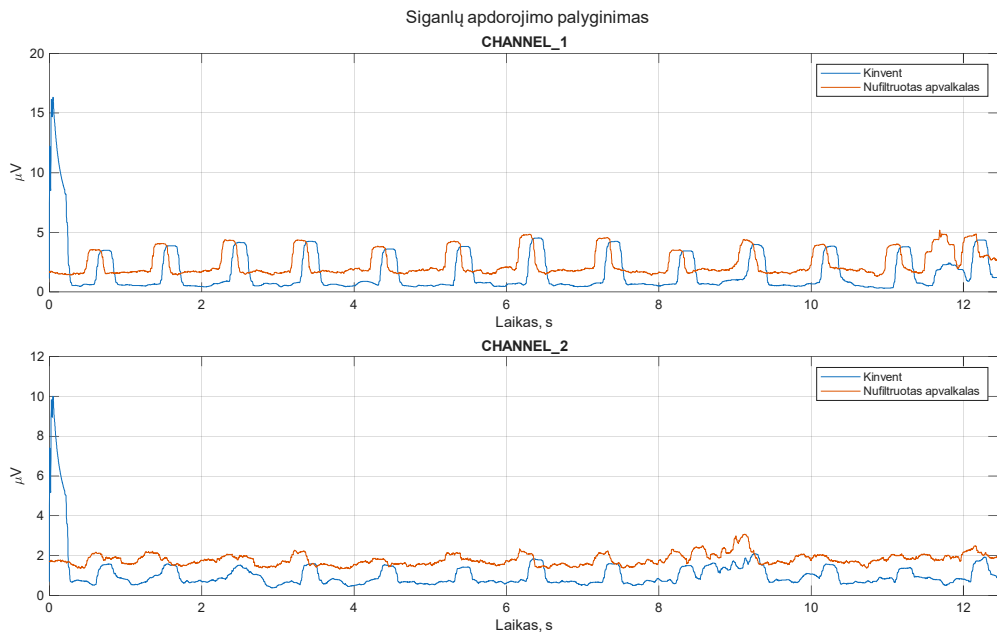
Siganų apdorojimas



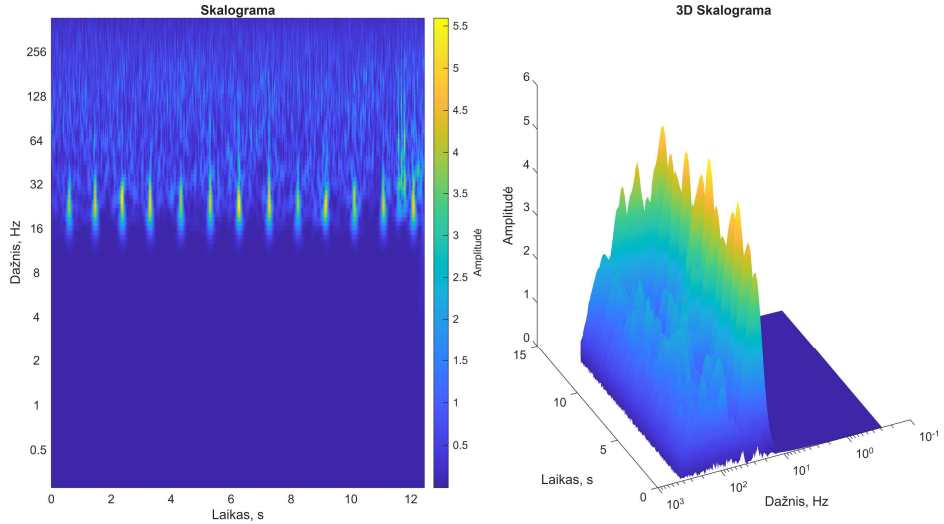
## RMS 100 milisekundžių apvalkalo palyginimas



## RMS 200 milisekundžių apvalkalo palyginimas

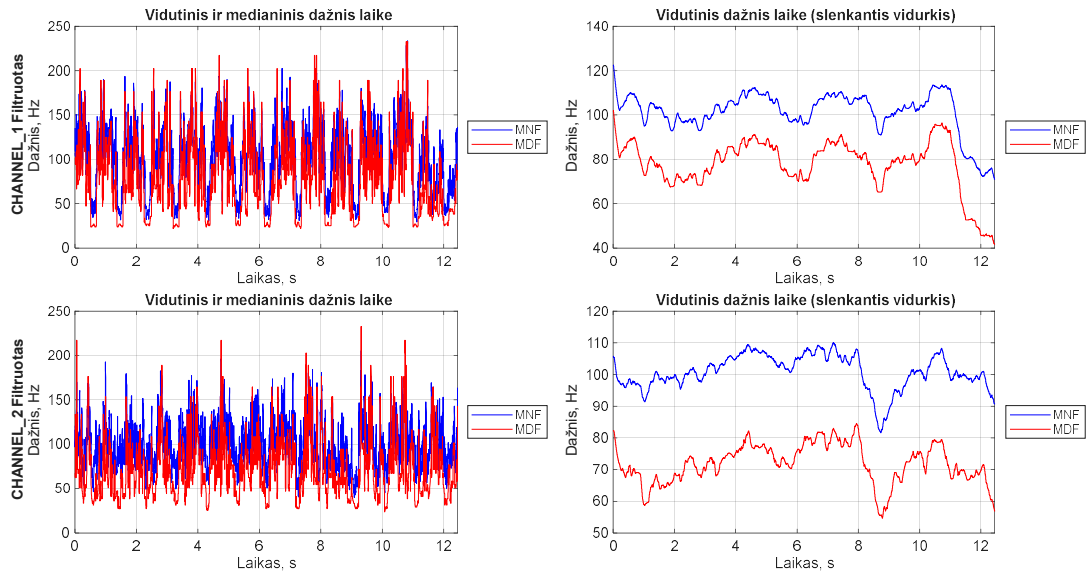


## Laiko-dažnių srities skalograma



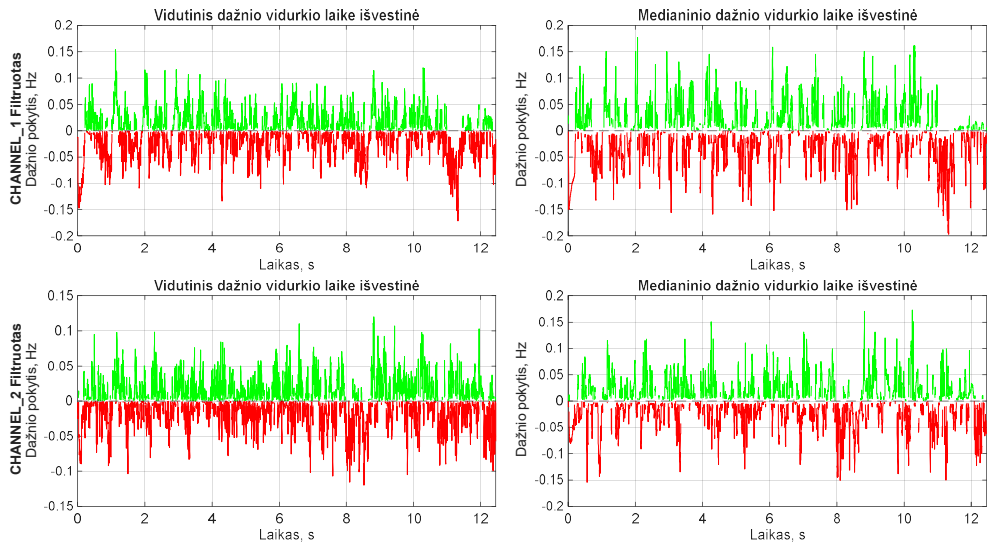
## MNF ir MDF rodikliai

Pratimas nr. 16



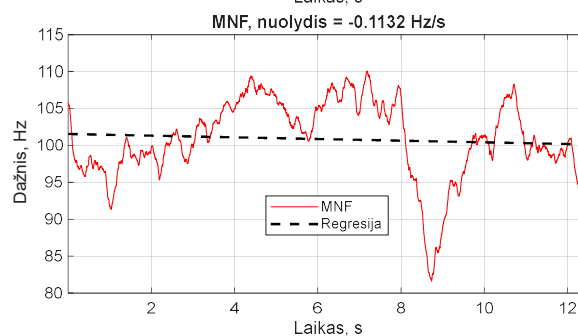
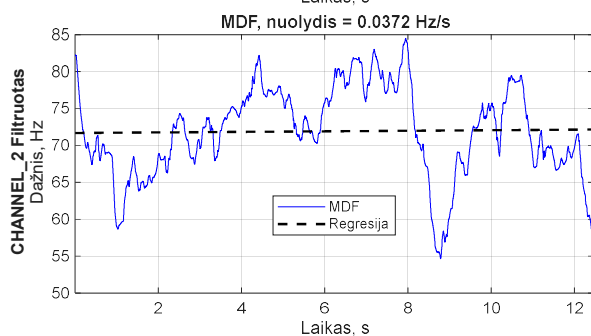
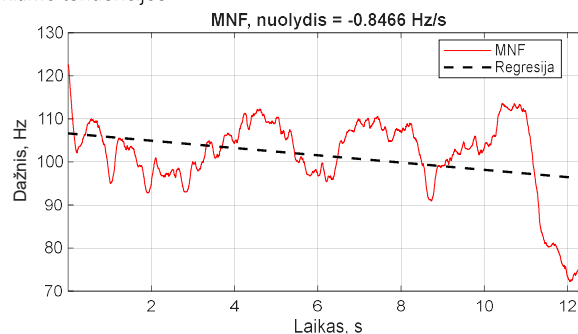
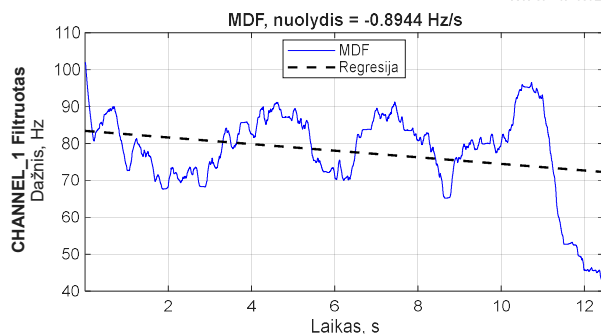
## MNF ir MDF rodiklių išvestinės

Pratimas nr. 16

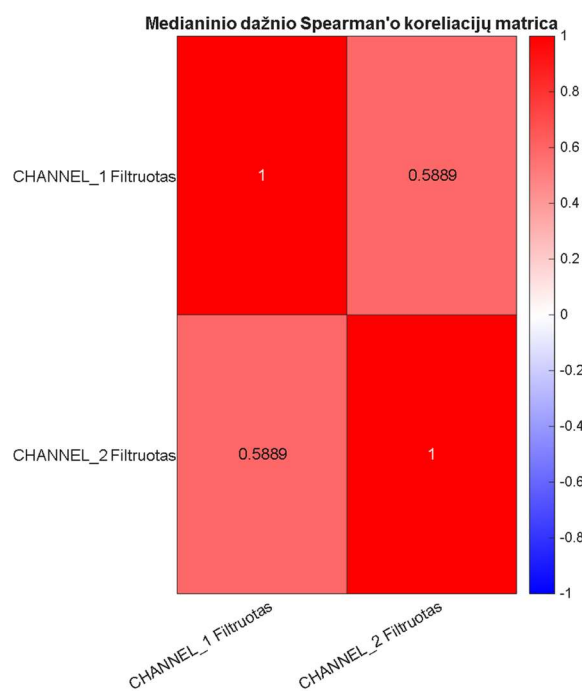
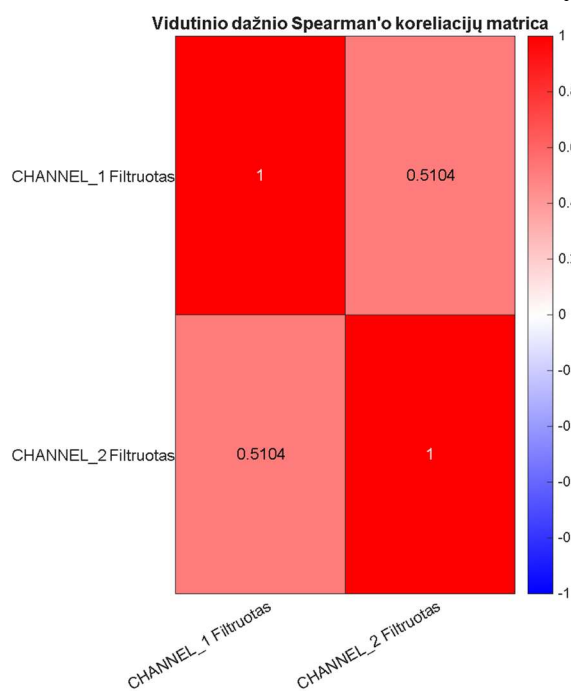


## MNF ir MDF rodiklių regresijos koeficientai

MNF ir MDF kitimo tendencijos

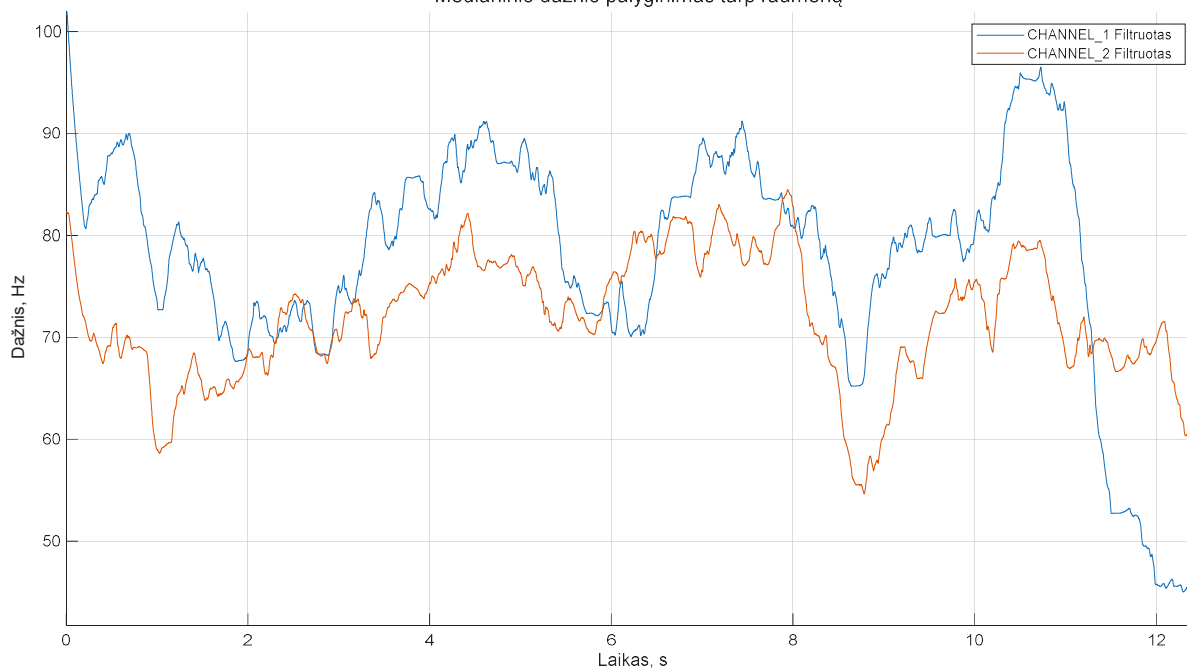


## MNF ir MDF rodiklių Spirmano koreliacinės matricos



## MDF palyginimas tarp raumenų grupių

Medianinio dažnio palyginimas tarp raumenų

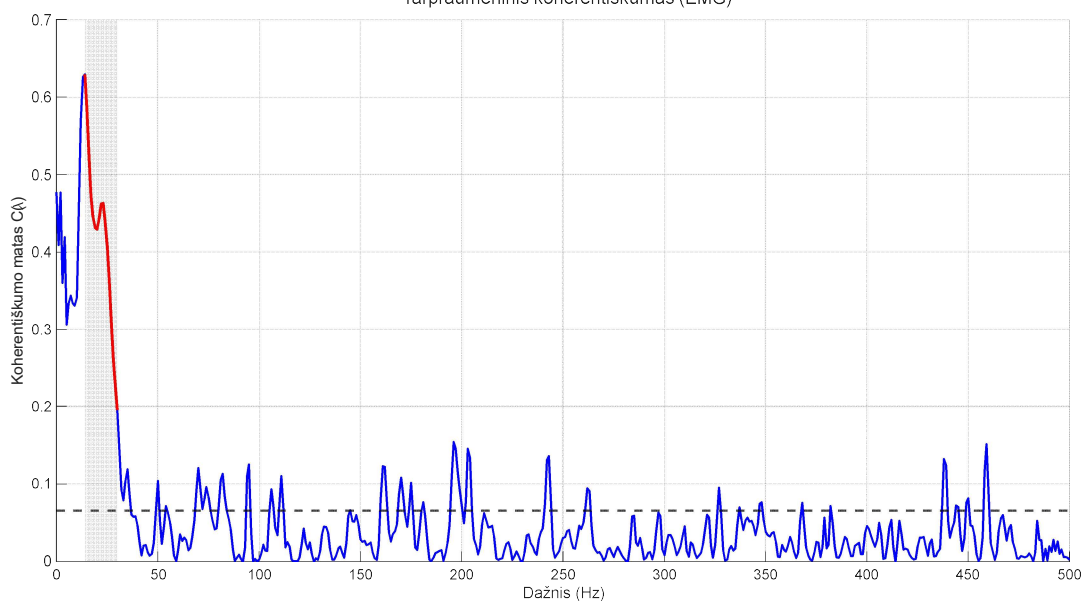


## MDF rodiklių vidurkiai pratimo pradžioje, viduryje ir pabaigoje

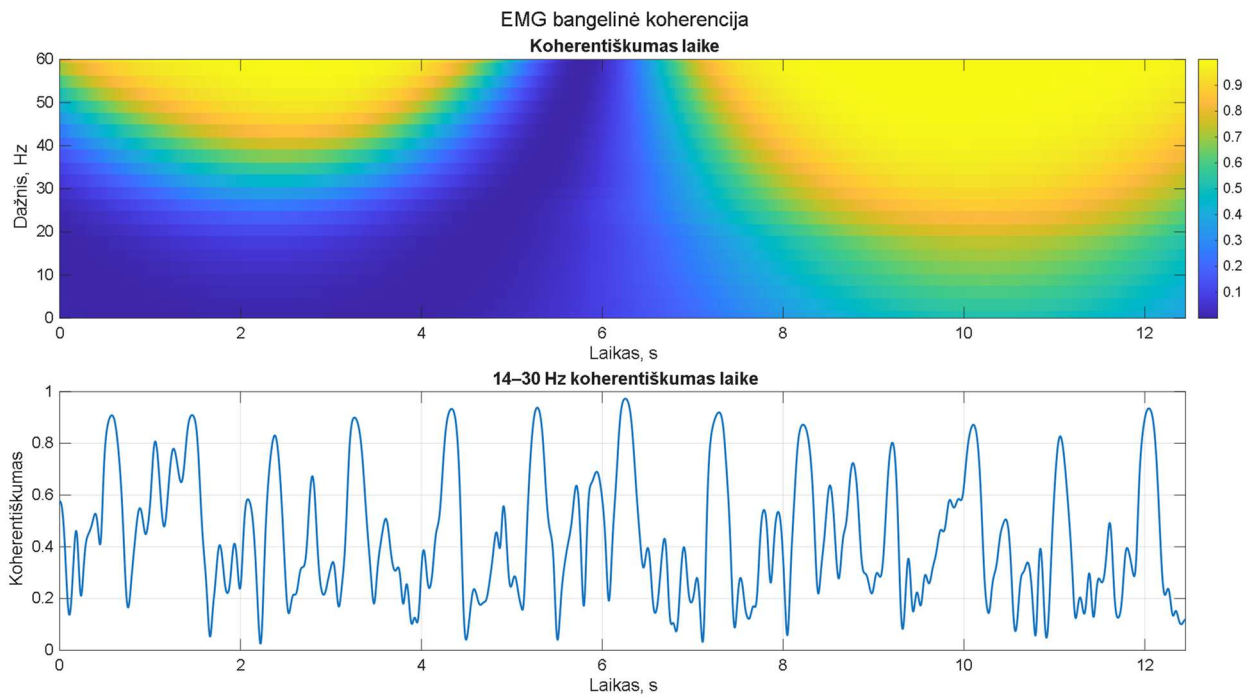
Raumenų grupė	Pratimo segmentas	Pradžia	Vidurys	Pabaiga
	Pirmoji		79,585 Hz	80,569 Hz
Antroji		69,710 Hz	78,584 Hz	71,495 Hz

## Koherentiškumo matai visam pratimo laikui

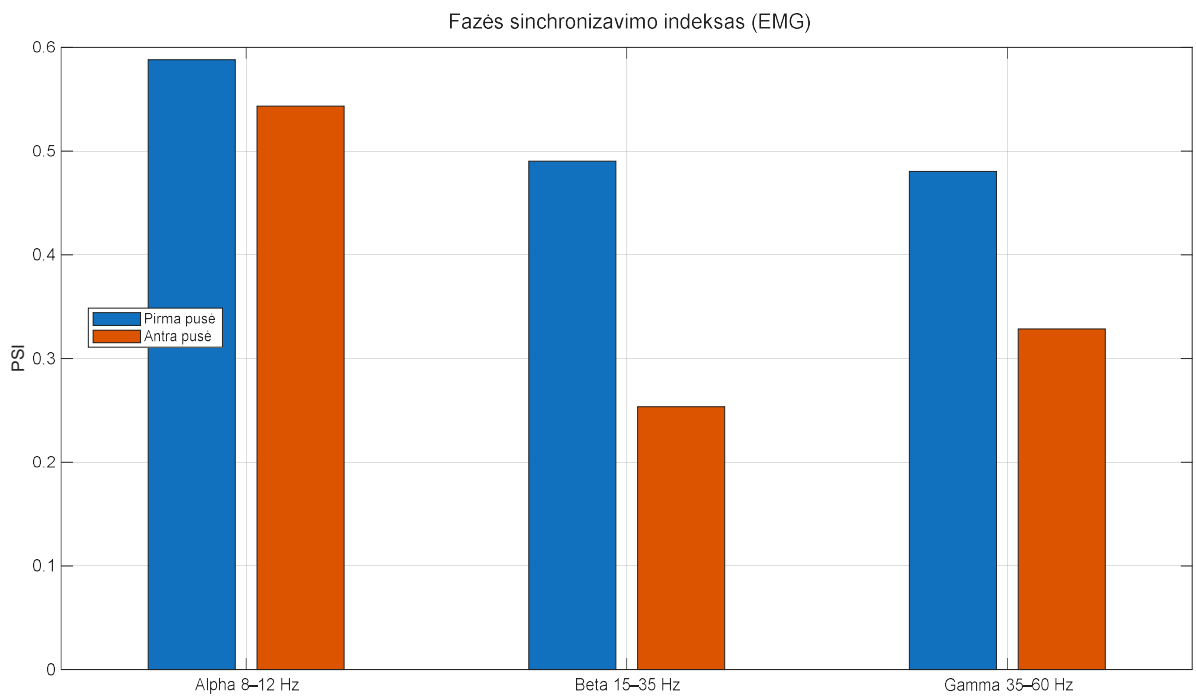
Tarpraumeninis koherentiškumas (EMG)



## Koherentiškumo matai kiekviename pratimo laiko momente



## Fazės sinchronizavimo indeksai



## 2 priedas. Visų pratimų EMG analizės skaitiniai rezultatai

Pratimo numeris	Pratimo pavadinimas	Koreliacija		Regresija				Momentai						Koherentiškumas	PSI					
		MNF	MDF	CHANNEL_1		CHANNEL_2		CHANNEL_1			CHANNEL_2				Pradžia			Pabaiga		
				MNF	MDF	MNF	MDF	Pradžia	Viduryrs	Pabaiga	Pradžia	Viduryrs	Pabaiga		Alpha	Beta	Gamma	Alpha	Beta	Gamma
1	Stovėjimas vietoje	0,476	0,298	1,004	1,383	0,423	0,448	90,752	90,462	101,080	76,041	77,361	78,639	0,862	0,757	0,307	0,152	0,652	0,233	0,222
3	Lenkiamasis atgal	0,486	0,647	-1,299	-1,907	-2,803	-2,434	93,180	78,673	80,304	55,817	49,162	31,905	0,079	0,220	0,202	0,092	0,307	0,092	0,076
4	Lenkiamasis į kairį šoną	0,526	0,331	0,259	0,519	0,421	-0,230	81,451	73,864	87,972	33,328	30,351	30,501	0,489	0,429	0,387	0,170	0,447	0,219	0,229
5	Lenkiamasis į dešinį šoną	0,434	0,053	-0,541	-0,415	-0,684	-0,391	84,292	92,276	77,065	38,279	39,230	34,353	0,502	0,518	0,399	0,343	0,334	0,332	0,195
6	Lenkiamasis atgal	0,586	0,451	-1,068	-1,697	-0,506	0,040	93,324	90,038	71,148	34,073	36,769	34,677	0,023	0,585	0,335	0,200	0,381	0,178	0,114
7	Dalinis pritūpimas	0,603	0,433	0,244	-0,381	2,055	2,836	77,842	63,262	78,535	32,798	47,895	50,627	0,217	0,340	0,089	0,174	0,546	0,129	0,196
8	Lankstymasis į šonus	0,762	0,733	-3,147	-3,482	-1,733	-2,212	89,829	62,825	63,706	63,606	29,704	43,891	0,063	0,600	0,345	0,469	0,300	0,166	0,171
9	Dalinė kūdikio poza	0,282	-0,270	-1,152	-1,018	-2,322	-1,293	78,282	59,143	67,779	55,194	59,378	46,433	0,025	0,318	0,097	0,135	0,373	0,141	0,154
10	Nugaros išrietas	-0,213	-0,059	1,146	1,367	-1,034	0,234	72,740	91,088	82,584	52,929	53,297	59,307	0,037	0,400	0,125	0,105	0,114	0,118	0,090
11	Bird-dog	-0,073	0,053	0,964	0,926	0,125	0,344	57,195	63,737	64,313	51,092	50,033	55,260	0,136	0,054	0,083	0,044	0,435	0,050	0,169
12	Lenta	0,543	0,411	-1,713	-2,026	0,262	0,349	78,656	65,845	62,889	54,931	44,454	56,978	0,046	0,102	0,231	0,179	0,188	0,242	0,225
13	Lenta (korekcija)	0,372	0,645	-0,494	-0,319	-0,700	-0,610	67,799	71,190	65,204	69,242	64,730	59,721	0,302	0,405	0,205	0,128	0,633	0,316	0,100
14	Dubens iškėlimas	-0,181	0,116	0,973	0,087	-2,162	-1,699	74,664	79,398	74,097	67,934	37,151	50,468	0,030	0,084	0,215	0,095	0,045	0,021	0,082
15	Lentos laikymas su palengvinimu	0,495	0,296	-3,473	-4,586	-1,773	-0,657	91,327	60,503	58,653	66,196	66,196	66,196	0,209	0,608	0,163	0,203	0,492	0,194	0,209

Pratimo numeris	Pratimo pavadinimas	Koreliacija		Regresija				Momentai						Koherentiškumas	PSI					
		MNF	MDF	CHANNEL 1		CHANNEL 2		CHANNEL 1			CHANNEL 2				Pradžia			Pabaiga		
				MNF	MDF	MNF	MDF	Pradžia	Vidury	Pabaiga	Pradžia	Vidury	Pabaiga		Alpha	Beta	Gamma	Alpha	Beta	Gamma
16	Lentos laikymas su palengvinimu (korekcija)	0,510	0,589	-0,847	-0,894	-0,113	0,037	79,585	80,569	73,274	69,710	78,584	71,495	0,417	0,413	0,209	0,190	0,326	0,266	0,158
17	Kairės kojos kėlimas	0,164	0,017	1,104	1,162	0,095	0,318	69,967	84,441	81,946	64,073	62,999	65,898	0,416	0,586	0,174	0,026	0,653	0,122	0,150
18	Dešinės kojos kėlimas	-0,255	-0,256	0,138	0,162	0,052	0,303	83,491	91,790	84,355	94,050	87,968	99,323	0,249	0,334	0,073	0,185	0,491	0,108	0,154
19	Stovėjimas vietoje	-0,377	-0,280	0,543	0,777	-0,999	-0,898	114,280	111,220	121,890	102,230	107,920	92,047	0,438	0,612	0,056	0,022	0,220	0,078	0,142
20	Pirštų galų siekimas	0,397	0,389	-0,489	-0,862	-2,734	-2,006	105,440	64,872	103,990	92,623	78,281	76,621	0,094	0,396	0,168	0,038	0,328	0,317	0,325
21	Lenkiamasis atgal	-0,498	-0,543	1,093	0,761	-5,170	-5,330	99,823	116,110	102,360	85,855	57,353	50,407	0,028	0,233	0,065	0,028	0,197	0,077	0,096
22	Lenkiamasis į kairį šoną	0,851	0,757	-3,135	-3,621	-2,355	-1,749	98,355	85,757	71,249	73,077	67,507	58,846	0,248	0,615	0,058	0,033	0,242	0,114	0,179
23	Lenkiamasis į dešinį šoną	0,598	0,419	-1,123	-1,030	-2,374	-1,701	86,308	92,364	80,472	67,697	59,068	51,270	0,231	0,570	0,154	0,153	0,208	0,182	0,042
24	Lankstymasis į abu šonus	-0,090	0,087	0,086	0,136	-2,425	-2,739	99,798	102,610	99,878	93,846	77,833	74,135	0,233	0,123	0,140	0,051	0,486	0,129	0,076
25	Dalinis pritūpimas	0,689	0,636	0,494	0,537	-0,799	-0,604	97,769	86,983	101,900	95,597	65,709	93,903	0,035	0,545	0,131	0,079	0,298	0,131	0,180
26	Dalinė kūdikio poza	-0,365	-0,618	-6,143	-4,642	2,648	4,482	98,630	98,754	67,319	52,622	63,262	82,367	0,069	0,417	0,163	0,163	0,296	0,317	0,189
27	Nugaros išrietas	0,034	0,227	-1,951	-2,897	-1,272	-1,275	114,140	102,790	95,953	77,158	74,849	73,340	0,202	0,353	0,166	0,219	0,484	0,299	0,254
28	Bird-dog	0,073	-0,126	0,544	0,373	0,793	1,203	94,005	91,305	91,152	49,095	49,748	54,973	0,164	0,152	0,182	0,136	0,164	0,166	0,097
29	Lenta	0,798	0,722	2,360	2,699	1,947	1,696	88,851	107,250	112,210	55,777	73,893	70,033	0,495	0,356	0,445	0,565	0,167	0,406	0,564
30	Lenta (korekcija)	0,716	0,371	8,352	9,431	2,124	3,035	80,604	79,923	127,600	48,832	64,887	67,273	0,058	0,271	0,263	0,247	0,254	0,211	0,393

Pratimo numeris	Pratimo pavadinimas	Koreliacija		Regresija				Momentai						Koherentiškumas	PSI					
		MNF	MDF	CHANNEL_1		CHANNEL_2		CHANNEL_1			CHANNEL_2				Pradžia			Pabaiga		
				MNF	MDF	MNF	MDF	Pradžia	Vidury	Pabaiga	Pradžia	Vidury	Pabaiga		Alpha	Beta	Gamma	Alpha	Beta	Gamma
31	Lentos laikymas su palengvinimu	0,123	0,066	-1,602	-1,756	0,767	0,042	125,660	119,160	119,470	55,420	56,612	53,182	0,388	0,083	0,326	0,251	0,266	0,388	0,336