VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS FAKULTETAS
BIOMECHANIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

Liudvikas Petrauskas

SENYVO AMŽIAUS ASMENŲ IŠSEKIMO SINDROMO BIOMECHANIKOS TYRIMAS
RESEARCH OF BIOMECHANICS OF ELDERLY WITH FRAILTY

Baigiamasis magistro darbas

Biomedicininės inžinerijos studijų programa, valstybinis kodas: 6211EX032
Bioinžinerijos studijų kryptis

Vilnius, 2020

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS FAKULTETAS
BIOMECHANIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

TVIRTINU
Katedros vedėjas
(Parašas)
Julius Griškevičius
(Vardas, pavardė)
2020 05 26
(Data)

Liudvikas Petrauskas

SENYVO AMŽIAUS ASMENŲ IŠSEKIMO SINDROMO BIOMECHANIKOS TYRIMAS

RESEARCH OF BIOMECHANICS OF ELDERLY WITH FRAILTY

Baigiamasis magistro darbas

Biomedicininės inžinerijos studijų programa, valstybinis kodas: 6211EX032
Bioinžinerijos studijų kryptis

Vadovas	doc. Julius Griškevičius (Pedag. vardas, vardas, pavardė)	 (Parašas)	2020 05 26 (Data)
Konsultantas	Angelika Petrėtienė (Pedag. vardas, vardas, pavardė)	 (Parašas)	 (Data)

Vilnius, 2020

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS FAKULTETAS
BIOMECHANIKOS INŽINERIJOS KATEDRA

Bioinžinerijos studijų kryptis

Biomedicininės inžinerijos studijų programa, valstybinis kodas 6211EX032

TVIRTINU
Katedros vedėjas
_____
(Parašas)
Julius Griškevičius
(Vardas, pavardė)
2020-05-13
(Data)

BAIGIAMOJO MAGISTRO DARBO UŽDUOTIS
2020-05-13 Nr. 4
Vilnius

Studentui (ei) .....*Liudvikui Petrauskui*.....
(Vardas, pavardė)

Baigiamojo darbo tema ***Senyvo amžiaus asmenų išsekimo sindromo biomechanikos tyrimas***

patvirtinta 2017 m. lapkričio mėn. 6 d. dekano potvarkiu Nr. 313me

Baigiamojo darbo užbaigimo terminas 2020 m. gegužės 29 d.

BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS:

Išanalizuoti mokslo darbus, tiriančius senyvo amžiaus žmonių išsekimo sindromo diagnozavimo metodus ir problemas. Išnagrinėti senyvo amžiaus žmonių judėjimo biomechanikos ypatumus, judesio analizės būdus. Sudaryti išsekimo sindromo biomechanikos eksperimentinio ir analitinio tyrimo metodiką taikant judesio registravimo technologijas ir priemones, validuoti nešiojamų inercinių jutiklių matavimo sistemos tikslumą, išskirti biomechaninius išsekimo sindromo parametrus. Pateikti gautų parametrų pokyčių priklausomybes grafiškai. Rezultatus apdoroti taikant statistinius metodus, aptarti gautus rezultatus palyginant juos su apžvelgtais mokslinėje literatūroje. Pateikti išvadas bei rekomendacijas. Baigiamojo darbo tikslas – sukurti inercinių jutiklių panaudojimo išsekimo sindromo diagnostikoje senyvo amžiaus asmenims sistemą, grįstą raumens-skeleto sistemos judėjimo biomechanine analize, bei pateikti rekomendacijas.

Baigiamojo darbo rengimo konsultantai:
.....
.....
.....
(Moksl. laipsnis/pedag. vardas, vardas, pavardė)

Vadovas ..... Doc. dr. Julius Griškevičius
(Parašas) (Moksl. laipsnis/pedag.vardas, vardas, pavardė)

Užduotį gavau
.....
(Parašas)
LIUDVIKAS PETRAUSKAS
(Vardas, pavardė)
2020-05-13
(Data)

Vilniaus Gedimino technikos universitetas
Mechanikos fakultetas
Biomechanikos inžinerijos katedra

ISBN ISSN
Egz. sk. .....
Data .....-.....-.....

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

Pavadinimas	**Senyvo amžiaus asmenų išsekimo sindromo biomechanikos tyrimas**
Autorius	**Liudvikas Petrauskas**
Vadovas	**Julius Griškevičius**

Kalba: lietuvių

Anotacija

Baigiamajame magistro darbe aprašomas senyvo amžiaus asmenų išsekimo sindromo biomechanikos tyrimas ir gauti rezultatai. Teorinėje dalyje atliekama mokslinių straipsnių analizė. Apžvelgiamos išsekimo sindromo klinikinio ir biomechaninio vertinimo metodikos, diagnozavimo būdai, naudojama judesio registravimo įranga. Tiriamojoje dalyje aprašomas eisenos matavimo protokolas, inercinių jutiklių Shimmer2R veikimo principas ir išdėstymas ant kūno. Aptariami tyrimo aplinkos reikalavimai. Pateikiamas duomenų apdorojimo ir eisenos parametrų skaičiavimo algoritmas, kurio validacija atlikta naudojant jėgos plokštes BTS P6K. Atlikta gautų rezultatų analizė, išskiriant statistiškai reikšmingus eisenos parametrus, pagal kuriuos galima atskirti sveikus tiriamuosius, turinčius dalinį išsekimo sindromą, ir pacientus su išsekimo sindromu. Pabaigoje pateikiamos išvados, literatūros sąrašas ir priedai. Darbo apimtis: 49 psl., 22 paveikslai, 4 lentelės.

Prasminiai žodžiai: išsekimo sindromas, eisena, eisenos parametrai, inerciniai jutikliai, jėgos plokštės

Vilnius Gediminas Technical University
Faculty of Mechanics
Department of Biomechanical Engineering

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

Master Degree Studies **Biomedical Engineering** study programme Master Graduation Thesis

Title	**Research of Biomechanics of Elderly with Frailty**
Author	**Liudvikas Petrauskas**
Academic supervisor	**Julius Griškevičius**

Thesis language: Lithuanian

Annotation

This master thesis presents results of biomechanical research of elderly people regarding frailty syndrome. Work consists of three main parts: theory, research and results. Analysis of various articles about diagnostic methods of frailty syndrome was presented in theory part. Research part starts with setup of experiment: in this case inertial measurement units were used to analyse a gait of elderly people. Analysis of measured data was also presented. Research part concludes with determined gait indicators. Statistical analysis of gait indicators was presented in the results. The point of this analysis was to find statistically significant gait indicators between three groups: people with no frailty (NoFR), people with partial frailty (PreFR), and people with frailty (FR). Thesis ends with conclusions, references and annex. Thesis consists of 49 pages, 22 figures, 4 tables.

Keywords: frailty, gait, gait indicators, inertial measurement units, force plates

TURINYS

PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS 7
LENTELIŲ SĄRAŠAS 8
ĮVADAS 9
1. LITERATŪROS APŽVALGA 10
1.1. Fried vertinimo kriterijai 10
1.2. TUG, Berg testai 11
1.3. Biomechaninis eisenos vertinimas 12
1.4. Inerciniai jutikliai 14
1.5. Jėgos plokštės 15
1.6. Kamerų sistemos 16
1.7. Apibendrinimas 18
2. TYRIMO METODIKA 19
2.1. Eksperimentinio tyrimo metodika 19
2.2. Analitinio tyrimo metodika 21
2.3. Matavimo priemonės ir skaičiavimo algoritmo validacija 28
3. REZULTATAI 30
3.1. Rezultatų aptarimas 34
IŠVADOS 36
LITERATŪROS SĄRAŠAS 38
PRIEDAI 42
A priedas. Eisenos parametrų variantiškumo analizė 42
B priedas. Labiausiai koreliuojantys biomechaniniai ir geriatriniai rodikliai 46

PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

2.1 pav. Inercinių jutiklių ašinių krypčių ir išdėstymo ant kojų segmentų schema 20
2.2 pav. Vieno tiriamojo kojos segmento užregistruoti duomenys 21
2.3 pav. Blauzdos kampinis greitis 22
2.4 pav. Pėdos atstojamasis pagreitis 23
2.5 pav. Laikiniai eisenos parametrai 25
2.6 pav. Blauzdos kampinis poslinkis 26
2.7 pav. Vieno tiriamojo vidutinė kelio sąnario judesio amplitudė 27
2.8 pav. Eisenos momentų nustatymas atlikus sinchronizuotą matavimą dvejomis priemonėmis – inerciniais jutikliais ir jėgos plokštėmis 28
2.9 pav. Koreliacija tarp inerciniais jutikliais ir jėgos plokštėmis apskaičiuotų laikinių eisenos parametrų 29
3.1 pav. Klubo sąnario vidutinis kampinis poslinkis 32
3.2 pav. Kelio sąnario vidutinis kampinis poslinkis 32
3.3 pav. Čiurnos sąnario vidutinis kampinis poslinkis 33
A.2. Eisenos greičio pasiskirstymas 43
A.3. Eisenos laiko pasiskirstymas 43
A.4. Stovėsenos fazės pasiskirstymas 44
A.5. Procentinės stovėsenos fazės pasiskirstymas 44
A.6. Klubo sąnario judesio amplitudės pasiskirstymas 45
A.7. Kelio sąnario judesio amplitudės pasiskirstymas 45
B.1. Koreliacija tarp eisenos greičio ir TUG testo laiko 46
B.2. Koreliacija tarp eisenos laiko ir TUG testo laiko 47
B.3. Koreliacija tarp klubo sąnario judesio amplitudės ir TUG testo laiko 48
B.4. Koreliacija tarp eisenos greičio ir SPPB testo 49

LENTELIŲ SĄRAŠAS

3.1 lentelė. Pagrindiniai klinikinio vertinimo parametrai 30
3.2 lentelė. Eisenos parametrai..... 31
3.3 lentelė. Koreliacijos koeficientai..... 34
A.1. lentelė Eisenos parametrų tarpgrupinis palyginimas..... 42

ĮVADAS

Tobulėjant medicinai, bei socialinei aplinkai, kylant pragyvenimo lygiui, ilgėja žmogaus vidutinė gyvenimo trukmė, pastebimas visuomenės senėjimas. Vis didesnį aktualumą įgauna geriatrija. Tai yra medicinos šaka, nagrinėjanti senyvo amžiaus asmenų fiziologinius procesus. Išsekimo sindromas – tai yra kone kiekvieną vyresnį asmenį lydintis reiškinys, apimantis šiuos aspektus: nuovargį, savaiminį masės netekimą, silpnumą, padažnėjusią hospitalizaciją, griuvimo riziką, lėtines ligas, negalią. Geriatrijos specialistai kuria įvairias vertinimo metodikas siekdami nustatyti vyresnių žmonių pajėgumą, reikalingą medicininės ir socialinės priežiūros mastą. Norint matyti bendras tendencijas, atliekami tyrimai. Tačiau pastebima, kad klinikinio vertinimo metodikos dažniausiai grindžiamos subjektyvia gydytojo nuomone. Taip atsiranda tam tikras neapibrėžtumas, nes skirtingi gydytojai gali pateikti skirtingus vertinimus. Šio darbo tikslas – pasitelkiant judesio registravimo įrangą, atlikti biomechaninį senyvo amžiaus asmenų eisenos tyrimą, siekiant nustatyti objektyvius eisenos parametrus, padedančius gydytojams atlikti klinikinį vertinimą dėl išsekimo sindromo. Pagrindinės užduotys:

1. Apžvelgti mokslinius straipsnius, nagrinėjančius išsekimo sindromo diagnozavimo būdus medicininiu ir biomechaniniu požiūriais, naudojamas judesio registravimo priemones.
2. Atlikti eksperimentinį tyrimą, bei gautų duomenų analizę, apskaičiuoti laikinius, bei erdvinius eisenos parametrus.
3. Rasti statistiškai reikšmingus eisenos parametrus, pagal kuriuos būtų galima atskirti sveikus ir turinčius išsekimo sindromą žmones.
4. Suformuluoti išvadas.

1. LITERATŪROS APŽVALGA

Tiriant vyresnio amžiaus žmonių išsekimo sindromą (trumpiau IS) medicininiu požiūriu, vadovaujamasi metodikomis, apibrėžiančiomis tam tikras ribas, kuriomis remdamasis gydytojas priima sprendimą. Toliau aptariamos dažniausiai geriatrijoje taikomos metodikos: Fried vertinimo kriterijai, TUG (angl. *Timed Up and Go*) ir Berg testai.

1.1. Fried vertinimo kriterijai

Atliekant geriatrinį tyrimą dėl išsekimo sindromo, dažnai taikoma kompleksinė metodika, kuri pagrįsta penkiais kriterijais (Fried et al., 2001):

1. Svorio netekimo vertinimas. Pacientui užduodamas klausimas, ar per pastaruosius vienerius metus nepajuto savaiminio svorio netekimo. Jeigu pacientas yra netekęs ≥ 5 % bendros kūno masės, tada kriterijus patvirtinamas kaip išsekimo sindromo indikacija.
2. Silpnumo vertinimas. Matuojama dominuojančios rankos jėga spaudžiant dinamometrą. Dažniausiai atliekami keli bandymai, iš kurių išvedamas vidurkis. Silpnumas nustatomas, jei suspaudimo jėga yra paskutiniame penktadalyje populiacijos statistinės imties lentelėje pagal lytį ir kūno masės indeksą.
3. Išsekimo vertinimas pagal CES-D (angl. *Center for Epidemiologic Studies Depression*) klausimyną (Radloff, 1977). Kalbama apie tiriamojo motyvaciją, pastangas užsiimti kokia nors veikla pastarąją savaitę. Klausimai yra orientuoti į su išsekimu susijusias būsenas. Atsakymai vertinami pagal būsenų dažnumą savaitės laikotarpiu. Užpildytą klausimyną vertina geriatrijos specialistas.
4. Eisenos tyrimas. Siūlomas atstumas 4,5 metrų (15 pėdų). Matuojamas atstumo įveikimo laikas chronometru. Atliekami keli matavimai, iš kurių išvedamas vidurkis. Papildomai gali būti apskaičiuojamas eisenos greitis atstumą padalijant iš laiko. Remiantis atlikta geriatrinių tyrimų analize, nustatyta, kad tiriamojo ėjimo greitis yra vienas iš reikšmingiausių kriterijų vertinant išsekimo sindromą. Šiuo laikiniu parametru gana tiksliai įvertinama paciento fiziologinė būklė. Žvelgiant į atliktus tyrimus matoma, kad ėjimo greitis naudojamas kaip nepriklausomas rodiklis nustatant griuvimų, hospitalizacijos rizikas (Pmoukdjian et al., 2015). Gauti eisenos tyrimo rezultatai, atsižvelgiant į tiriamojo lytį ir ūgį, lyginami su populiacijos statistine imtimi. Jeigu reikšmė yra paskutiniame penktadalyje, tada patvirtinamas išsekimo sindromo kriterijus.

5. Senyvo amžiaus asmenų fizinio aktyvumo klausimynas PASE (angl. *Physical Activity Scale for Elderly*). Jame kalbama apie tiriamojo laisvalaikį, dienotvarkę, įvertinant veiklos dažnumą dienomis. Pagal atsakymus gydytojas įvertina bendrą žmogaus judrumą.

Už kiekvieną kriterijų skiriama 0 arba 1 balas. Maksimali balų suma 5. Jeigu pacientui skiriami 3–5 balai, nustatomas išsekimo sindromas. Kai kuriais atvejais nustatoma tarpinio arba dalinio IS diagnozė, jeigu surenkami 1–2 balai. Pagal Fried vertinimo kriterijus galima gana tiksliai įvertinti paciento būklę. Tačiau paciento ištyrimas šiuo metodu užima nemažai laiko. Todėl jo realus pritaikomumas medicinoje galimas nebent tada, jei gydymo įstaiga turi geriatrijos skyrių.

1.2. TUG, Berg testai

Dar viena metodika, kuria siekiama įvertinti išsekimo sindromo lygį, – tai TUG (angl. *Timed Up and Go)* testas. Jo metu tiriamasis atsistoja iš sėdimosios padėties, eina tris metrus, apsisuka, grįžta atgal ir atsisėda. Šios įvykių sekos laikas įrašomas chronometru. Atlikto tyrimo metu (Pangilinan et al., 2017) TUG metodu buvo įvertinti 1089 urologijos skyriaus pacientai, kurių amžiaus vidurkis 73,3 ± 6,3 metai. Pasirinkti testo įveikimo laiko intervalai kiekvienai grupei: ≤ 10 s – sveiki tiriamieji, 11–14 s – turintys dalinį IS, ≥ 15 s – turintys išsekimo sindromą pacientai. Analizuojant gautus rezultatus, nustatyta IS diagnozės koreliacija su vyresniu amžiumi ir su juo susijusiomis urologinėmis ligomis (šlapimtakių infekcija, šlapimo nelaikymas ir pan.). Taip pat pastebėtas statistinis reikšmingumas lyginant pacientus, turėjusius operaciją su pacientais be operacijos. Pirmosios grupės TUG testo laikas didesnis. Išsekimo sindromas nustatytas 15,2 % tiriamųjų, dalinis išsekimo sindromas – 30 % tiriamųjų, likusi dalis – 54,8 % tiriamųjų be IS požymių. Lyginant TUG testą su Fried vertinimo kriterijais, galima teigti, jog laiko prasme ši metodika yra efektyvesnė. Taip pat matomas statistinis reikšmingumas lyginant skirtingo IS lygio grupes. Tačiau šiam testui trūksta išsamesnės analizės, susijusios su informacija apie paciento užimtumą, laisvalaikį, socialinius įgūdžius, žalingus įpročius ir t. t. Šie duomenys irgi labai svarbūs tiriant dėl išsekimo sindromo (Magnani et al., 2019). Todėl apibendrinant galima teigti, jog TUG testas labiau tinkamas kaip dalis platesnio vertinimo, nei kaip nepriklausomas kriterijus.

Berg pusiausvyros skalė (angl. *Berg Balance Scale*) – tai viena iš taikomų metodikų norint įvertinti griuvimų riziką, kuri yra neatsiejama nuo išsekimo sindromo. Testas susideda iš keturiolikos užduočių, susijusių su pusiausvyra: atsisėdimas-atsistojimas, stovėsena be pasirėmimo, stovėsena užsimerkus, suglaudus kojas ir t. t. Kiekviena užduotis vertinama 0–4 balų intervale. Pagal galutinę sumą išskiriamos trys grupės (Miodonska et al., 2018):

1. Aukšta griuvimo rizika (suma 0–20 balų) – sunkiai einantys arba nevaikščiojantys pacientai, sėdintys vėžimėlyje.
2. Vidutinė griuvimo rizika (suma 21–40 balų) – vaikščiojimui reikalinga kompensacinė priemonė (lazdos, ramentai ir pan.).
3. Maža griuvimo rizika (suma 41–56 balai) – tiriamasis eina savarankiškai.

Atlikto tyrimo metu (Mancini & Horak, 2010), nustatyta, kad Berg pusiausvyros skalė turi aukštą tarpgrupinį variabilumą 98 %, taip pat taikant šį metodą buvo teisingai klasifikuoti 96 % mažos griuvimo rizikos atvejų. Pastebėta koreliacija su TUG testu (r = 0,72). Berg pusiausvyros skalė vertinama teigiamai ir yra dažnai taikoma dėl paprastumo, universalumo ir aukšto variabilumo.

Tiriamojo pusiausvyrai ir griuvimo rizikai įvertinti taip pat taikomi SPSS ir Tinetti testai, kurie savo pobūdžiu yra panašūs į Berg ir TUG testus. SPSS arba trumpas fizinio pajėgumo testas (angl. *Short Physical Performance Battery*), kurio metu įvertinamos apatinėmis galūnėmis atliekamos funkcijos: stovėsena suglaudus kojas, tandemo pozicijoje, pusiau tandemo pozicijoje, atsistojimas–atsisėdimas, eisena (Guralnik et al., 1994). Taip pat gali būti kombinuota užduotis pagal kurią apatinėmis galūnėmis atliekamos kelios funkcijos kaip pvz. Tinetti testo (Tinetti & Ginter, 1988) metu atliekamas: atsistojimas, eisena ir atsisėdimas. Įvertinus tiriamojo galūnių funkcionalumą pagal prieš tai išvardytas užduotis, nustatomas kūno pusiausvyros, griuvimų rizikos lygis.

1.3. Biomechaninis eisenos vertinimas

Tiriant senyvo amžiaus asmenų eiseną, gauti parametrai gali suteikti objektyvią informaciją vertinant darbingumą, savarankiškumą, griuvimų riziką. Atlikta tyrimų analizė parodė, kad statistiškai žmogaus amžius ne visada koreliuoja su fiziologiniu išsekimu (Magnani et al., 2019). Jeigu imsime eisenos greitį kaip nepriklausomą vertinimo kriterijų tiriant išsekimo sindromą, tai nustatyta, jog senesni tiriamieji nebūtinai eina lėčiau negu jaunesni (Kressig et al., 2004). Todėl tik tuo atveju, kai turimas išsamus vaizdas tiek geriatriniu požiūriu, tiek biomechaniniu požiūriu, galima tinkamai įvertinti išsekimo sindromo lygį.

Atliekant žmogaus biomechanikos tyrimą, įprastai naudojamos judesio registravimo priemonės: inerciniai jutikliai, jėgos plokštės, kamerų sistemos ir pan. Minėtais įrenginiais įrašomi duomenys, kuriuos analizuojant gaunama išsami judesio informacija. Šiuo atveju nagrinėjamas judesys – eisena. Geriatriniu požiūriu eisenos matavimas dažniausiai yra tik tam tikros metodikos (pvz., Fried) dalis ir apsiriboja keliais gaunamais parametrais: atstumo įveikimo laiku, greičiu, kartais papildomai nustatomu eisenos ritmu. O jeigu eisena nagrinėjama biomechaniniu požiūriu, tada yra praplečiama apskaičiuojamų parametrų skalė. Be anksčiau minėtų eisenos laiko, greičio ir ritmo,

papildomai gaunamos eisenos fazių (mostas, stovėsena, dviguba atrama, žingsnis) trukmės, taip pat erdviniai parametrai: sąnarių judesio amplitudės, žingsnio ilgis, judesio simetrija ir pan. Iš vienos pusės tokia rodiklių gausa yra gerai, nes galima atlikti įvairialypę analizę ieškant skirtumų ir koreliacijų. Kita vertus kyla aiškaus, apibendrinto, apimančio kelis parametrus, rodiklio poreikis. Atlikto tyrimo metu (Guzik, Druzbicki 2019) buvo panaudotas eisenos deviacijos indeksas tiriant širdies kraujagyslių išemiją turinčius pacientus su eisenos sutrikimais. Priimta, kad jeigu indeksas yra didesnis arba lygus 100 balų, tada tiriama eisena yra artima vidutinei sveiko žmogaus eisenai. Eisenos deviacijos indeksas išvedamas iš sąnarių judesio amplitudžių kampų frontalinėje ir sagitalinėje plokštumose. Šis apibendrintas parametras yra pateikiamas vidutinio žingsnio ciklo kairei ir dešinei kojai kontekste. Nustatyta, kad eisenos deviacijos indeksas yra statistiškai reikšmingas rodiklis lyginant sveikus ir širdies kraujagyslių išemiją turinčius pacientus. Taip pat pastebima ryški šio indekso koreliacija su kitais eisenos parametrais tokiais kaip ritmas, žingsnio ilgis.

Prieš pradedant eisenos matavimus, labai svarbu nusistatyti tikslų ir vienareikšmišką tyrimo protokolą ir metodiką, kuri būtų taikoma visiems tiriamiesiems vienodai. Toliau pateikiamas pavyzdys, kuomet, atrodo, atliekamas tas pats tyrimas, tačiau šiek tiek skiriasi matavimo metodika (Kim & Won, 2019):

1. Nustatyta, kad atliekant laiko pradžios ir pabaigos fiksavimą automatiniu būdu, šiuo atveju taikant ultragarsinius daviklius, gaunamas didesnis eisenos greitis, bei trumpesnis eisenos laikas, lyginant su pradžios ir pabaigos fiksavimu rankiniu būdu, naudojant chronometrą. Šį skirtumą galima paaiškinti matuojančio žmogaus ir tiriamojo reakcija, t. y. laikotarpiu nuo signalo perdavimo iki eisenos pradžios.
2. Taip pat nustatyta, kad pradedant eisenos matavimą su pajudėjimu iš vietos (statinė eisena) gaunamas mažesnis ėjimo greitis, bei didesnis laikas, lyginant su dinamine eisena. Dinaminės eisenos metu tiriamasis žingsniuoja 7 metrus. 1,5 m ir 5,5 m atkarpose pastatomi ultragarsiniai jutikliai, fiksuojantys pradžios ir pabaigos laiko momentus jeigu matuojama automatiniu būdu. Jeigu matuojama rankiniu būdu, tada tiriamajam peržengiant šias atkarpas, tiriantysis paleidžia, o po to sustabdo laikmatį.

Įvertinus šiuos skirtumus galima teigti, kad ėjimo greitį lemia laiko matavimo metodika, bei nustatytas eisenos protokolas. Todėl norint atlikti kaip įmanoma tikslesnį tyrimą labai svarbu vienodomis sąlygomis matuoti tiriamuosius pagal nustatytą protokolą.

Nustačius jautrius eisenos parametrus – t. y. tokius rodiklius, pagal kuriuos matomas ženklus skirtumas lyginant skirtingų lygių išsekimo pacientų grupes, sudaroma galimybė gydytojui tiksliau įvertinti būklę (Thiede et al., 2016). Pavyzdžiui, tiriant griuvimų riziką, labai svarbu išskirti dalinį išsekimo sindromą turinčius pacientus. Tai yra tarpinė žmogaus fiziologinė būklė tarp sveiko ir

kenčiančio nuo išsekimo. Šios grupės žmonės dar nesusiduria su griuvimo pavojumi ar apsitarnavimo iššūkiais kaip išsekimą jaučiantys žmonės, tačiau jiems pradeda pasireikšti šiuos reiškinius sukelianti simptomatika. Atlikus šių žmonių biomechanikos tyrimą galima surinkti tarpinių parametrų duomenų bazę, kuriais remiantis būtų sklandžiau pateikiama tendencija nuo sveiko paciento iki sergančio išsekimo sindromu (Kressig et al., 2004). Tiriant diabetu sergančių moterų eiseną, nustatyta sumažėjusi raumenų masė dėl naudojamo insulino, kuris stabdo raumenų baltymų sintezę. Dėl šios priežasties pastebėtas mažesnis ėjimo greitis, žingsnio ilgis, lėtesnis ritmas, ilgesnė stovėsena, dviguba atrama lyginant su sveikomis tiriamosiomis. Remiantis šiais rezultatais galima teigti, kad diabetą galima laikyti viena iš indikacijų nustatant išsekimo sindromą (Kirkwood et al., 2019).

Turint sukaupus reprezentatyvią tiriamųjų duomenų bazę, galima papildomai svarstyti apie programinės įrangos – kaip konsultacinės priemonės gydytojui kūrimą. Esant didelei duomenų apimčiai, atsiranda galimybė taikant kompiuterio mokymo algoritmus, automatizuoti išsekimo sindromo nustatymą pagal biomechaninius eisenos parametrus, sukuriant kompiuterinį klasifikatorių, kuris, remdamasis turima duomenų baze, pats atrenka sveikus ir sergančius pacientus. Tokiu būdu išmokius personalą naudotis judesio registravimo įranga, būtų sudaroma galimybė medicininį įvertinimą praturtinti objektyviais biomechaniniais parametrais. Toliau darbe apžvelgiamos judesio registravimo priemonės.

1.4. Inerciniai jutikliai

Inercinis judesio jutiklis (angl . *Inertial measurement unit*) – tai matavimo priemonė, trimis ašimis registruojanti duomenis integruotu akcelerometru, giroskopu ir magnetometru. Gaunami atitinkami dydžiai pagreitis, kampinis greitis ir magnetinio lauko pokytis. Inerciniai judesio jutikliai naudojami tada, jeigu tyrimas atliekamas ne vienoje vietoje, taip pat jeigu yra poreikis ištirti didelę tiriamųjų imtį per ribotą laiką. Šio įrenginio privalumai yra:

1. Galimybė lengvai keisti tyrimo vietą. Inerciniai jutikliai yra nešiojami.
2. Greita ir paprasta matavimo metodika, lengvas jutiklių uždėjimas ir nuėmimas.
3. Registruojami tikslūs duomenys (įrašymo dažnis iki 1024 Hz) bevieliu ryšiu.

Reiktų pažymėti, kad belaidė komunikacija gali būti įvardijama ir kaip trūkumas, ypač jeigu duomenys registruojami aukštu diskretizavimo dažniu. Tokiu atveju itin apkraunamas ryšio imtuvas, kyla nestabilaus jutiklių veikimo rizika, jeigu naudojami 6 ir daugiau jutiklių. Kaip vienas iš sprendimų, tokiu atveju turėtų būti naudojamas išorinis imtuvas (vietoje integruoto kompiuteryje) su papildomu elektros maitinimu.

Atlikto tyrimo metu (Bravi et al, 2020) buvo vertinamas vieno inercinio judesio jutiklio, dedamo ant kryžkaulio tinkamumas tiriant eiseną. Įrenginio validumui nustatyti kartu buvo naudojama 8 infraraudonojo ryšio (trumpiau IR) kamerų sistema. Abi matavimo sistemos sinchronizuotos specialiu trigeriu. Duomenys įrašomi 100 Hz dažniu. Tiriamųjų imtį sudarė dvi grupės: sveiki žmonės ir žmonės po kelio ir klubo operacijų. Gauti sveikų pacientų ir eisenos sutrikimų turinčių pacientų matavimo rezultatai parodė, kad inercinis judesio jutiklis yra tinkama alternatyva eisenos matavimui jeigu vertinami tokie laikiniai parametrai kaip: ėjimo ritmas, greitis, ilgo žingsnio trukmė, ilgo žingsnio ilgis. Šie parametrai stipriai koreliuoja su tais pačiais IR kamerų sistemomis gautais parametrais (parametrų koreliacijos koeficientas 0,646–0,977 ribose). Kiek mažesnė koreliacija pastebima lyginant eisenos fazių parametrus: stovėseną, mostą, dvigubą atramą (parametrų koreliacijos koeficientas 0,390–0,633 ribose). Remiantis pateiktais rezultatais galima teigti, kad šie įrenginiai yra tinkami naudoti tiriant pacientus su lėtinėmis ligomis, po operacijų, senyvo amžiaus pacientus turinčius eisenos sutrikimų.

Apibendrinant galima teigti, kad inerciniai jutikliai yra mobili matavimo priemonė su kuria galima greitai ir nesudėtingai atlikti eisenos matavimą įvairiose vietose. Tai yra didžiausias privalumas lyginant su jėgos plokštėmis ir kamerų sistemomis. Šios priemonės trūkumai:

1. Bevielis ryšys, kuris yra mažiau atsparus trukdžiams lyginant su laidine komunikacija.
2. Komplikuotas eisenos parametrų skaičiavimo algoritmas. Pavyzdžiui, norint nustatyti kulno kontakto ir pirštų atkėlimo momentus, reikalinga atlikti validacija jėgos plokštėmis norint įvertinti kurio kojos segmento registruojamuose duomenyse tiksliau nustatomi šie laiko momentai. Norint rasti atstumo parametrus, reikia žinoti kojos segmentų ilgius. Taip pat reikalinga skaičiavimo algoritmo validacija taikant kamerų sistemas.

1.5. Jėgos plokštės

Jėgos plokštė – tai matavimo įrenginys, įprastai trimis ašimis registruojantis atramos reakcijos jėgą pėdai spaudžiant plokštės paviršių. Priklausomai nuo tyrimo pobūdžio, naudojama viena arba kelios jėgos plokštės. Vienos plokštės matavimo sistema dažniausiai taikoma statinio pobūdžio tyrimuose, tokiuose kaip: stovėsenos simetrijos nustatymas, jėgos momentų kojų sąnariuose įvertinimas esant įvairioms kūno padėtims. Eisenos matavimuose įprastai naudojamos 3 ir daugiau plokščių arba naudojama viena plokštė ir papildoma matavimo priemonė, pvz.: kamerų sistema (Yiou, Teyssèdre, Artico & Fourcade, 2016). Taip pat eisenai tirti gali būti naudojamos dvi jėgos plokštės ir bėgimo takelis (Hendershot, Mahon & Pruziner, 2016). Daugumoje mokslinių eisenos tyrimų jėgos plokštės naudojamos kulno kontakto ir pirštų atkėlimo momentų nustatymui, kadangi

atramos reakcijos jėgos duomenyse tiksliausiai atspindi minėtieji laiko momentai (Kiss, 2010). Tačiau kai kuriais atvejais nagrinėjamas atramos reakcijos jėgos dydis.

Atlikto tyrimo metu (Evans-Pickett et al., 2020) buvo nagrinėjama priekinių kryžminių kelio raiščių traumą patyrusių pacientų eisena. Naudojant jėgos plokštes, bėgimo takelį, bei ekraną, kuriame rodomi duomenys tiesiogiai, buvo atliekama reabilitacinė eisena. Jos metu ekrane pateikiama paskutinių dvejų stovėsenos fazių metu generuojama atramos reakcijos jėga. Kartu ekrane matomas orientacinis markeris, judantis ± 5 % kūno masės intervale. Išskiriamos trys eisenos sąlygos, kurias turi atlikti pacientas eisenos reabilitacijos metu:

1. Viršutinė sąlyga – eisenos metu tiriamasis spaudžia 5 % (nuo kūno masės) stipriau plokštę.
2. Apatinė sąlyga – eisenos metu tiriamasis spaudžia 5 % (nuo kūno masės) silpniau plokštę.
3. Vidurinė sąlyga, įprasta eisena – tiriamasis eina normaliai, sau įprasta eisena.

Kartu su jėgos plokštėmis naudojama 8 infraraudonųjų kamerų sistema erdviniams judesio parametrams nustatyti. Tyrimo metu pastebėta, kad:

1. Taikant realiu laiku pateikiamus eisenos duomenis, gydytojui sudaroma galimybė įvertinti paciento pajėgumą, bei koordinuoti reabilitacinį procesą keičiant eisenos apkrovą.
2. Esant didesnei atramos reakcijos jėgai, gaunama atitinkamai didesnė kelio sąnario judesio amplitudė stovėsenos metu, taip pat didesnis kelio ekstensijos momentas.
3. Esant mažesnei atramos reakcijos jėgai pastebimas mažiau lankstus kelio sąnario judesys.

Pagal gautus rezultatus, daroma išvada, kad jėgos plokščių panaudojimas eisenos reabilitacijoje yra efektyvus būdas siekiant sugrąžinti potrauminio kelio sąnario lankstumą.

Apibendrinant jėgos plokštes kaip matavimo priemonę, galima teigti, kad tai yra tiksliausia įranga kulno kontakto ir pirštų atkėlimo momentų nustatymui atskiriant eisenos fazes. Tačiau norint apskaičiuoti erdvinius eisenos parametrus, reikalinga papildoma matavimo priemonė. Dėl šios priežasties matavimas jėgos plokštėmis yra brangus tiek laiko, tiek kaštų atžvilgiu. Be to dėl įrangos mobilumo stygiaus, tyrimas gali būti atliekamas tik vienoje vietoje įrengtoje laboratorijoje.

1.6. Kamerų sistemos

Judesio įrašymas taikant vaizdo registravimo įrangą – tai bene labiausiai paplitęs metodas siekiant nustatyti kinematinius parametrus. Išskiriamos trijų tipų kamerų sistemos:

1. Buitinės paskirties RGB (angl. *Red, Green, Blue*) kameros, atkuriančios vaizdą pikseliais, sudarytais iš raudonos, žalios ir mėlynos spalvų kombinacijų, bei registruojančios nuotraukas 5–30 Hz dažniu.
2. RGB-D signalo kamera, turinti gylio jutiklį. Labiausiai paplitusi *Microsoft Kinect* sistema.

3. Infraraudonųjų spindulių kamerų sistemos (*Vicon*, *Optitrack* ir t. t.).

Atliekant judesio matavimą įprasta kamera (fotoaparato, mobilaus telefono, USB kamera ir t. t.), įrašomi kadrai, kurie analizuojami pasirenkant aktualią plokštumą (Yagi, Sugiura, Hasegawa & Saito, 2020) arba iš kelių projekcijų sukuriant 3D eisenos modelį (Wang et al., 2009). Atlikto tyrimo metu (Yagi et al., 2020) buvo matuojama žmogaus eisena taikant dviejų tipų įrangą: RGB kamerą ir infraraudonųjų spindulių (trumpiau IR) kamerų sistemą. Gauti rezultatai buvo lyginami tarpusavyje siekiant įvertinti matavimo, naudojant vieną RGB kamerą ir atraminę plokštumą, tikslumą. Nustatyta, kad pasirinktu metodu galima apskaičiuoti tokius eisenos parametrus kaip: žingsnio ilgis, plotis, eisenos greitis, ritmas. Tačiau lyginant su IR kamerų sistema, RGB kameros ir atraminės plokštumos sistemos matavimo rezultatai yra mažiau tikslūs. Gaunamos paklaidos: ilgo žingsnio ilgis 5,59 cm, žingsnio plotis 2,70 cm, eisenos greitis 3,62 cm/s.

Apibendrinant galima teigti, kad RGB kameros yra mobilios, lengvai prieinamos kiekvienam žmogui, bei pritaikomos elementariai judesio analizei namų aplinkoje. Tačiau šiais įrenginiais sunku užtikrinti aukštą matavimo tikslumą, nes:

1. Duomenys registruojami 24–30 Hz dažniu. IR sistemomis gaunamų duomenų diskretizavimo dažnis gali būti iki 2000 Hz (pvz.: *Vicon Vantage V5*).
2. Iš turimų kadrų nepakankami tiksliai nustatomos analizuojamų kūno segmentų padėtys erdvėje. Dažniausiai padėtys žymimos rankiniu būdu.

Kaip kompromisinis sprendimas tarp įprastos kameros ir matavimų laboratorijose naudojamos IR kamerų sistemos, eisenos tyrimuose naudojama *Kinect* sistema. Šios sistemos privalumai lyginant su įprasta kamera:

1. Dėl integruoto gylio jutiklio, naudojant vieną kamerą be papildomos įrangos fiksuojami kadrai, kuriuose galima pamatuoti gylio matmenį.
2. Kameroje įrašyta programinė įranga automatiškai nustato kūno segmentų padėtis erdvėje.

Atlikto tyrimo metu įvertintas *Kinect* tinkamumas eisenos matavimams, palyginant gautus rezultatus su IR kamerų sistemos rezultatais (Chakraborty, Nandy, Yamaguchi, Bonnet & Venture, 2020). Nustatyta, kad *Kinect* registruojami RGB-D signalo duomenys yra pakankamai tikslūs skaičiuojant laikinius eisenos, bei kinematinius sąnarių amplitudžių parametrus. Tačiau neišvengta, paklaidų, skaičiuojant dalį erdvinių parametrų. Šios paklaidos susijusios su žymeklių persidengimu matuojančios kameros atžvilgiu, kurie tam tikrais atvejais yra neišvengiami, nes matavimas atliekamas viena kamera.

Atlikus įvairių mokslinių straipsnių analizę prieita bendra išvada, kad tiksliausiai kinematinius eisenos parametrus galima apskaičiuoti matuojant infraraudonųjų spindulių kamerų sistemomis. Taip yra dėl to, nes:

1. IR kamera skirtingai nei RGB ar *Kinect* registruoja ne bendro apžvalgos lauko kadrus, o spindulius atspindinčio markerio judesio trajektoriją. Naudojami specialūs žymekliai, išdėstomi aktualiuose kūno segmentuose, pvz.: ant sąnarių. Judesio registravimo dažnis gali būti iki 2000 Hz.
2. Įprastai naudojamos 8 kameros, išdėstytos ratu, siekiant kuo labiau sumažinti žymeklių persidengimo tikimybę.
3. Programinė įranga yra specialiai pritaikyta kameroms. Sukurta intuityvi valdymo aplinka. Supaprastintas eisenos parametrų apskaičiavimo algoritmas, kadangi duomenis apdoroja programinė įranga automatiškai.

Kartu su jėgos plokštėmis matuojančiomis kinetinius duomenis, IR kamerų sistema laikoma „auksiniu standartu“ norint įvertinti judesio registravimo įrangos tikslumą (Chakraborty et al., 2020). Tačiau IR kamerų sistemos pritaikymas eisenos tyrimuose yra daug laiko ir lėšų pareikalaujantis procesas, nes:

1. Įranga nėra mobili. Tai reiškia, kad kiekvienas tiriamasis turėtų važiuoti į matavimų laboratoriją.
2. Vieno žmogaus matavimas užima nemažai laiko: markerių uždėjimas-nuėmimas, kalibracija ir t. t.
3. Dideli finansiniai kaštai. Lyginant su kitomis judesio registravimo priemonėmis IR kamerų sistemos yra brangiausios.

1.7. Apibendrinimas

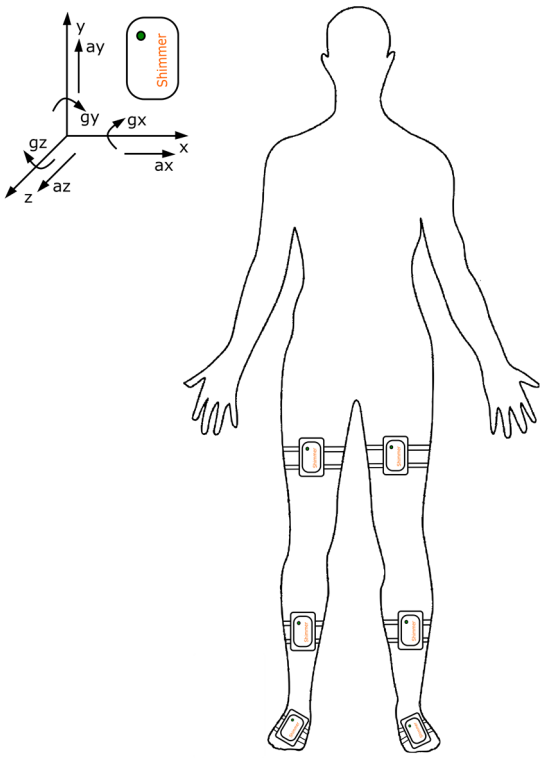
Apibendrinant išnagrinėtus straipsnius, galima teigti, kad medicininiu požiūriu, išsekimo sindromas išsamiausiai ištiriamas taikant Fried vertinimo kriterijus. Biomechaninis eisenos vertinimas papildo geriatrines išvadas objektyviais rodikliais, kuriais remiantis galima atskirti sveiką nuo sergančio. Jėgos plokštėmis ir infraraudonųjų spindulių kamerų sistemomis tiksliausiai nustatomi kinetiniai ir kinematiniai judesio parametrai. Tačiau šiuos laboratorinio pobūdžio įrenginius sunkiau praktiškai pritaikyti atliekant didelės imties ($N > 100$) tyrimą. Todėl, kaip alternatyva, naudojami nešiojami inerciniai jutikliai, kurių tikslumas įvertinamas pasitelkiant kamerų sistemas ir jėgos plokštes.

2. TYRIMO METODIKA

Šiame tyrime dalyvių vertinimas atliekamas medicininiu ir biomechaniniu požiūriais. Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto geriatrijos specialybės rezidentų atliktas klinikinis vertinimas paremtas L. P. Fried kriterijais (Fried et al., 2001), kurie aprašyti teorinėje dalyje. Už kiekvieną kriterijų skiriamas 1 balas, jeigu nustatoma, kad kriterijus atitinka išsekimo sindromo savybes. Vertinime išskiriamos trys pacientų grupės: sveiki (suma lygi 0 balų), turintys dalinį išsekimo sindromą (suma nuo 1 iki 2 balų), turintys išsekimo sindromą (suma nuo 3 iki 5 balų). Remiantis šiomis grupėmis, atliekama statistinė rezultatų analizė, siekiant išsiaiškinti statistiškai reikšmingus eisenos parametrus. Toliau darbe tyrimas aptariamas biomechaniniu požiūriu.

2.1. Eksperimentinio tyrimo metodika

Matavimas atliekamas naudojant inercinius jutiklius *Shimmer2R*, komunikuojančius su kompiuteriu valdoma specialia programine įranga *Bluetooth* ryšiu. Ši matavimo priemonė pasirinkta dėl mobilumo, nes tyrimas atliekamas keliose vietose. Inerciniai jutikliai specialiais dirželiais tvirtinami ant kojų segmentų – šlaunies, blauzdos ir pėdos apytikrių masės centrų. Iš viso naudojami 6 įrenginiai. Tiriamasis su uždėtais jutikliais eina keturių metrų atstumą. Tikslas – atlikti tiek matavimų, kad būtų galima atrinkti 3 tinkamus bandymus. Tai reiškia, kad atliktų matavimų gali būti daugiau negu trys, jeigu netinkamai įsirašo duomenys, pvz.: įvyksta jutiklio trikdis, atsilaisvina tvirtinimo dirželis, pacientas netinkamai suprato bandymą ir t. t. Visi atlikti bandymai yra patikrinami.



2.1 pav. Inercinių jutiklių ašinių krypčių ir išdėstymo ant kojų segmentų schema

Matavimo eiga:

1. Paspaudžiamas START mygtukas – pradedamas duomenų įrašymas. Po pirmų įrašytų 50 taškų pasigirsta garsinis signalas, tiriamasis pradeda eiti sau būdinga eisena.
2. Nuėjęs 4 metrus tiriamasis sustoja prie pažymėtos linijos – duomenų įrašymas stabdomas automatiškai, įrašius numatytą matavimo taškų skaičių. Labai svarbu, kad pacientas eitų ir sustotų natūraliai, t. y. nesikoncentruotų į pažymėtą liniją, nestabdytų eisenos iki pasiekiant numatytą atstumą.
3. Leidus apsisukti, tiriamasis apsisuka, pasiruošiama kitam bandymui.

Kiekvienas jutiklis duomenis registruoja trimis judėjimo kryptimis x, y ir z. Matuojami dydžiai yra: pagreitis, kampinis greitis ir magnetinio lauko pokytis. Diskretizavimo dažnis $f = 256$ Hz, kitaip tariant, tiek matavimo taškų įrašoma per vieną sekundę. Duomenų įrašymo laikas parenkamas atsižvelgiant į tiriamojo eisenos greitį. Kiekvienam tiriamajam suteikiamas identifikacinis numeris. Tyrimo dalyvių atrankos kriterijai:

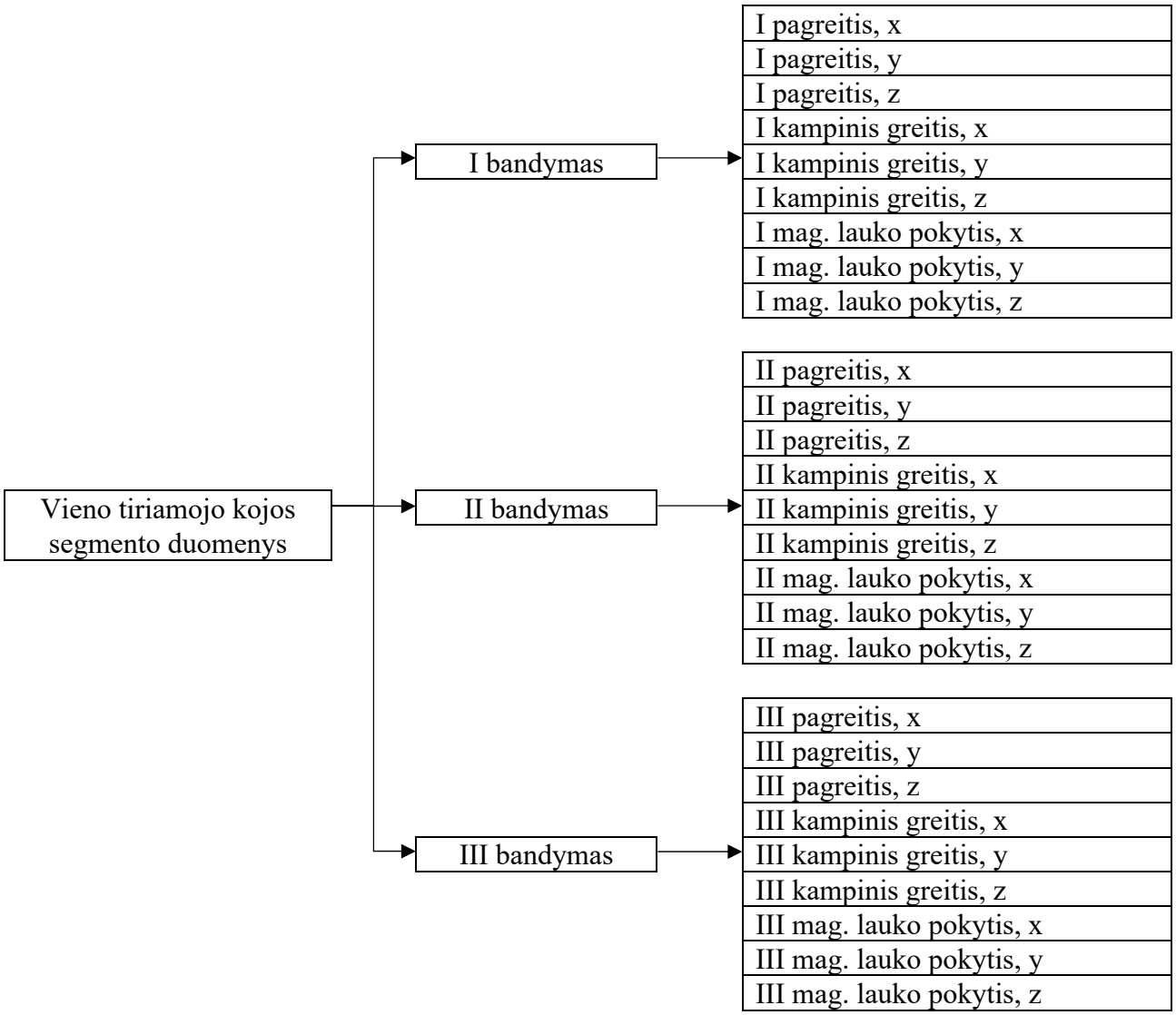
1. Amžius ne mažesnis nei 60 metų.
2. Tiriamojo galimybė eiti be pagalbinių priemonių (lazdos, ramentai ir t. t.).
3. Psichinė būklė – pacientas turi būti sąmoningas, suprasti tyrimo protokolą.

Matavimo patalpoje turi būti kuo mažiau įrenginių, komunikuojančių *Bluetooth* ryšiu. Taip pat rekomenduojama naudoti išorinį *Bluetooth* imtuvą vietoje integruoto kompiuteryje, jeigu naudojami

6 ir daugiau inercinių jutiklių. Taip užtikrinamas sklandesnis duomenų įrašymas, mažesnė trikdžio tikimybė.

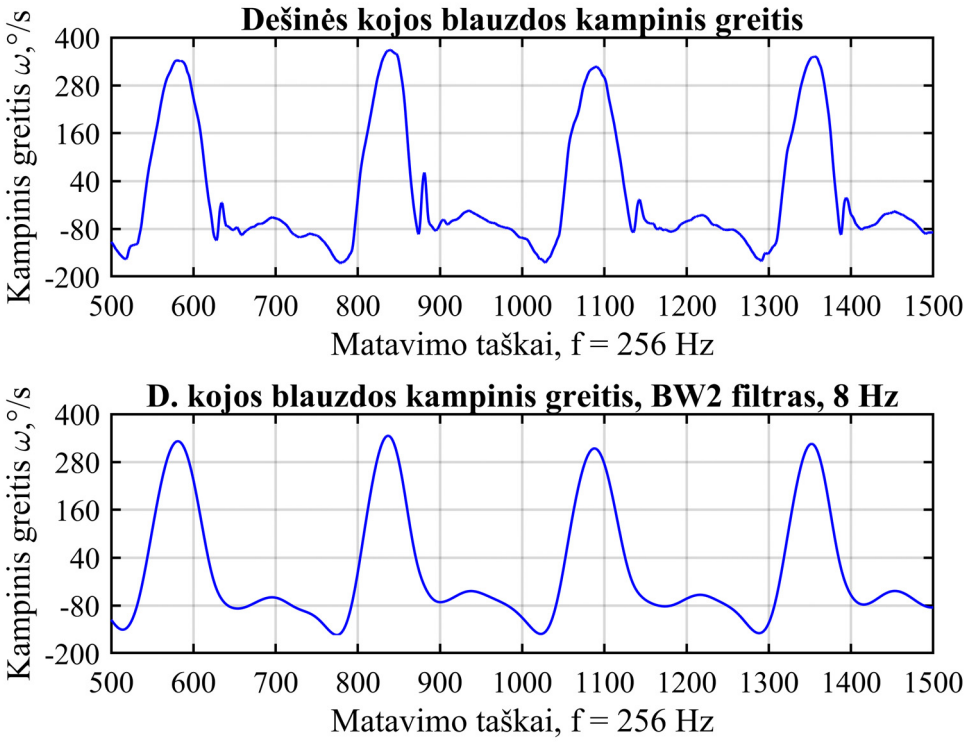
2.2. Analitinio tyrimo metodika

Analitinio tyrimo tikslas – iš turimų matavimo duomenų apskaičiuoti reikšmingus eisenos parametrus, kuriais remiantis būtų galima įvertinti tiriamojo išsekimo sindromo lygį. Inerciniais jutikliais užregistruotų matavimų apdorojimas atliekamas MATLAB programiniu paketu. Pradžioje atliekamas TDMS (angl. *Technical Data Management Streaming*) formato duomenų masyvų įkėlimas į programinę aplinką. Pradedama formuoti tiriamųjų duomenų bazė. Išskiriami kiekvieno tiriamojo kojų segmentų (šlaunis, blauzda, pėda) duomenys (2.2 pav.).



2.2 pav. Vieno tiriamojo kojos segmento užregistruoti duomenys

Toliau atliekama eisenos fazes apibrėžiančių kulno kontakto (angl. *heel strike*) ir pirštų atkėlimo (angl. *toes off*) momentų paieška. Matematiniu požiūriu tai yra tam tikri pikai, šiuo atveju nustatomi iš blauzdos kampinio greičio (Greene et al., 2010) ir atstojamojo pėdos pagreičio kreivių (Reuterbories, Spaich & Andersen, 2013). Atliekant didelio kiekio duomenų analizę, kyla automatinio pikų nustatymo algoritmo poreikis. Tai reiškia, kad nagrinėjamos matavimų kreivės turi būti nufiltruotos pašalinant klaidingus pikus (triukšmus), kurie būtų aptinkami veikiant algoritmui.



2.3 pav. Blauzdos kampinis greitis

Nustatant pirštų atkėlimo momentą, nagrinėjamas blauzdos kampinis greitis apie x ašį, kitaip tariant analizuojamas judesys sagitalinėje plokštumoje (Greene, et al. 2010). Šiame tyrime blauzdos kampinio greičio kreivėms taikomas antros eilės Butterworth filtras su 8 Hz kirtimo dažniu, pašalinant fazės vėlinimą. Kadangi yra nagrinėjamas žmogaus eisenos signalas, todėl testuojami žemo dažnio filtrai 5–40 Hz ribose (Taborri, Palermo, Rossi & Cappa 2016). Kadangi pirštų atkėlimo momentai šiuo atveju yra neigiamoje y koordinačių dalyje, todėl atliekant jų paiešką, kreivė yra „apverčiama“ (padauginama iš -1) ir pagal minimalų aukštį ir minimalų tarpusavio atstumą surandami reikalingi pikai.

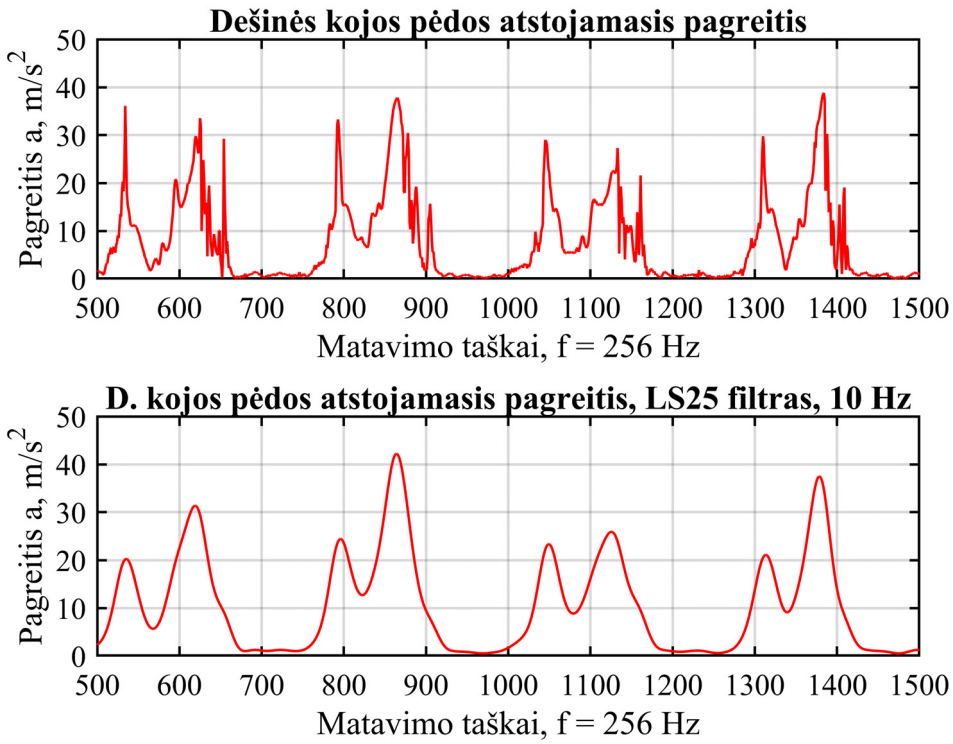
Nustatant kulno kontakto momentą, remiamasi pėdos pagreičių vertėmis. Pirminis ašinių pagreičių duomenų apdorojimas atliekamas taikant tuos pačius parametrus kaip ir blauzdos kampinių

greičių analizėje. Papildomai yra pašalinama laisvojo kritimo pagreičio dedamoji. Manoma, kad didžiausias pėdos kampinis pagreitis pasiekiamas kulno kontakto metu (Reuterbories et al., 2013). Siekiant rasti šio dydžio piką skaičiuojamas atstojamasis trijų ašių pagreitis:

$$a_{xyz} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \tag{2.1}$$

čia a_x, a_y, a_z – akcelerometro užregistruotas pagreitis x, y, z ašimis, m/s^2.

Apskaičiavus šį apibendrintą vektorių pastebimi atsiradę papildomi triukšmai. Todėl reikalingas antrinis šių duomenų apdorojimas.



2.4 pav. Pėdos atstojamasis pagreitis

Atliekant atstojamojo pėdos pagreičio filtravimą, taikomas mažiausių kvadratų metodo, 25 eilės skaitmeninis filtras su 10 Hz kirtimo dažniu. Esant šiems parametrams gaunamas tinkamas kreivės nuožulnumas pašalinant klaidingus pikus (triukšmus). Kaip matyti pateiktame grafike (2.4 pav.), nufiltravus signalą, išryškėja fazės, turinčios po du maksimumus. Šiuo atveju aktualūs yra antrieji taškai, kuriuose pasiekiamas didžiausias pagreitis. Šiose vietose, taikant pikų nustatymo algoritmą, žymimi kulno kontakto momentai (Reuterbories et al., 2013).

Nustačius pirštų atkėlimo ir kulno kontakto momentus, identifikuojamos eisenos fazės abejoms kojoms:

$$SF_n = \frac{TO_n - HS_n}{f}, \tag{2.2}$$

čia: *SF* – stovėsenos fazės trukmė (angl. *stance*), t, *HS* – kulno kontaktas, *TO* – pirštų atkėlimas, *f* – diskretizavimo dažnis, lygus 256 Hz, *n* – ciklo (ilgo žingsnio) numeris.

Apskaičiuojama mosto fazės trukmė (angl. *swing*):

$$MF_n = \frac{HS_{n+1} - TO_n}{f}, \tag{2.3}$$

Vieno ciklo arba ilgo žingsnio trukmė nustatoma susumavus fazes:

$$I\check{Z}_n = SF_n + MF_n \tag{2.4}$$

Toliau atliekamas eisenos parametrų iš abiejų kojų duomenų skaičiavimas. Žemiau pateikiamas eisenos laikas:

$$t_e = \frac{HS_n - TO_1}{f}, \tag{2.5}$$

čia HS_n – paskutinis kulno kontaktas, TO_1 – pirmas pirštų atkėlimas.

Žingsnio laikas:

$$\check{Z} = \frac{HS_{n+1} - HS_n}{f}, \tag{2.6}$$

čia HS_{n+1} – kulno kontaktas einantis po prieš tai buvusio priešingos kojos kulno kontakto HS_n.

Dvigubos atramos trukmė:

$$DA = \frac{TO_{n+1} - HS_n}{f}, \tag{2.7}$$

čia TO_{n+1} – pėdos atkėlimas einantis po prieš tai buvusio priešingos kojos kulno kontakto HS_n.

Eisenos greitis:

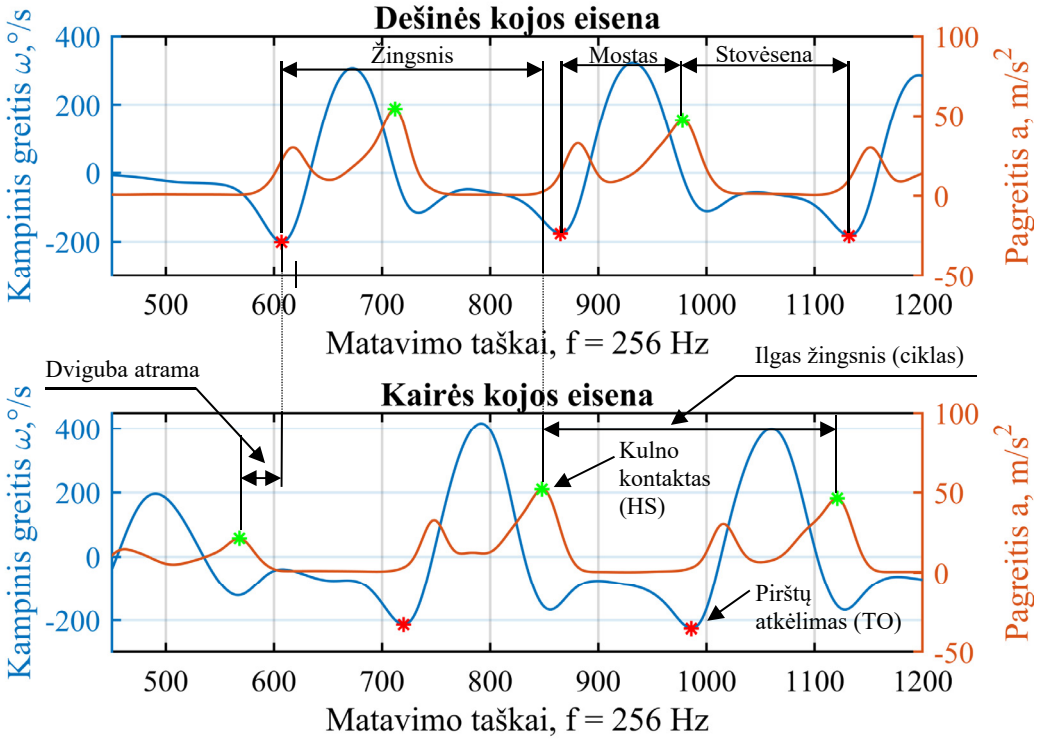
$$v_e = \frac{s_e}{t_e}, \tag{2.8}$$

čia s_e – atstumas, lygus 4 m.

Eisenos rimtas:

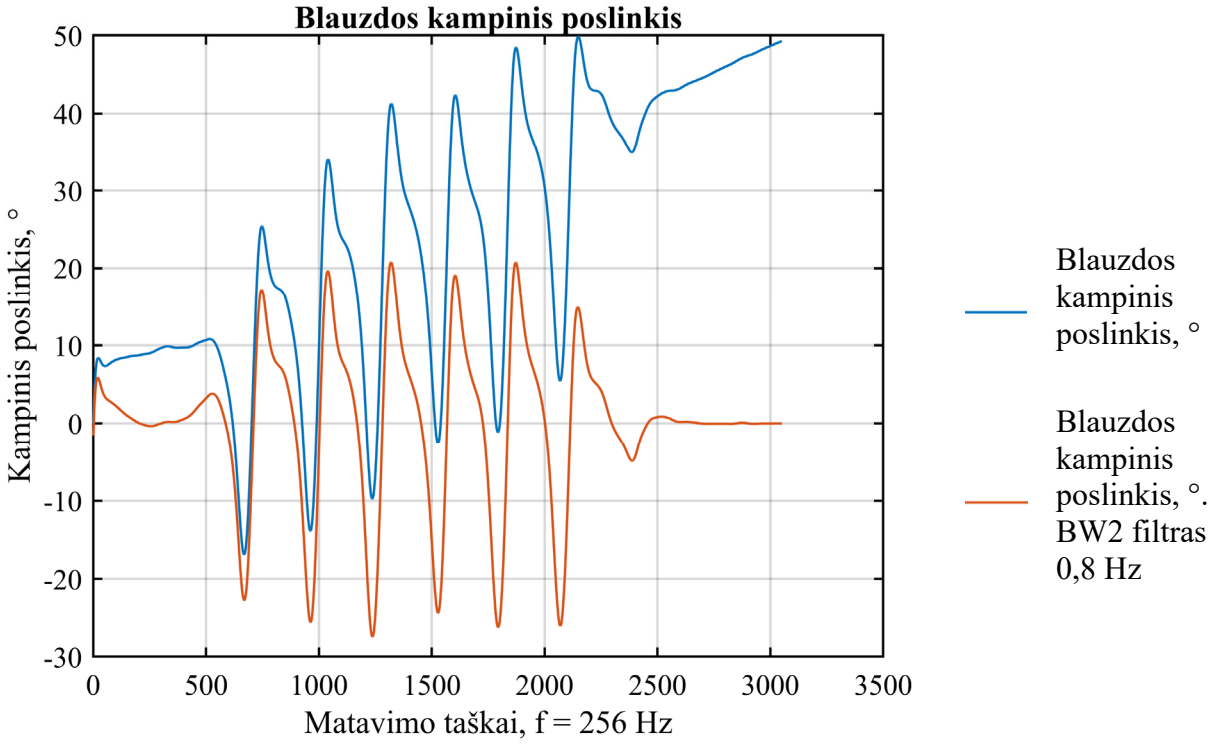
$$c = \frac{60}{\check{z}_{vid}}, \tag{2.9}$$

čia $\check{z}_{vid}$ – vidutinė žingsnio trukmė, gaunama apskaičiavus vieno bandymo žingsnių vidurkį. Toliau pateikiami laikiniai eisenos parametrai pavaizduoti grafiškai (2.5 pav.).



2.5 pav. Laikiniai eisenos parametrai

Taikant ciklinį algoritmą, apskaičiuojami laikiniai parametrai kiekvienam tiriamajam. Siekiant užtikrinti kuo visapusiškesnę tiriamųjų analizę, papildomai nustatomi judesio parametrai – sąnarių kampiniai poslinkiai, bei judesio amplitudės. Nagrinėjami duomenys – kojų segmentų (šlaunies, blauzdos ir pėdos) kampiniai greičiai sagitalinėje plokštumoje, kuriuos integruojant gaunami kampiniai poslinkiai.



2.6 pav. Blauzdos kampinis poslinkis

Integruojant kampinio greičio duomenis atsiranda paklaidos. Grafiškai pavaizdavus (2.6 pav. mėlyna kreivė) matyti dėl integravimo paklaidų iškraipytas poslinkis. Norint pašalinti paklaidas, reikalingas papildomas apdorojimas. Šiuo atveju, atlikus dažnių spektrinę analizę buvo panaudotas aukšto dažnio antros eilės Butterworth filtras su 0,8 Hz kirtimo dažniu. Toliau atliekamas poslinkių duomenų „sukarpymas“ eisenos ciklais kiekvienai kojai pagal nustatytus kulno kontakto momentus, normalizuojant 100 proc. intervale (Gordon et al., 2014). Nustačius kojos segmentų kampinius poslinkius, ieškoma kampinių poslinkių klubo, kelio ir čiurnos sąnarių atžvilgiu.

$$\theta_H = \theta_T, \tag{2.10}$$

čia θ_H – kampinis poslinkis klubo sąnario atžvilgiu, °, θ_T – šlaunies kampinis poslinkis, °. Kadangi sąnarys jungia vieną analizuojamą segmentą, todėl reikšmės yra lygios.

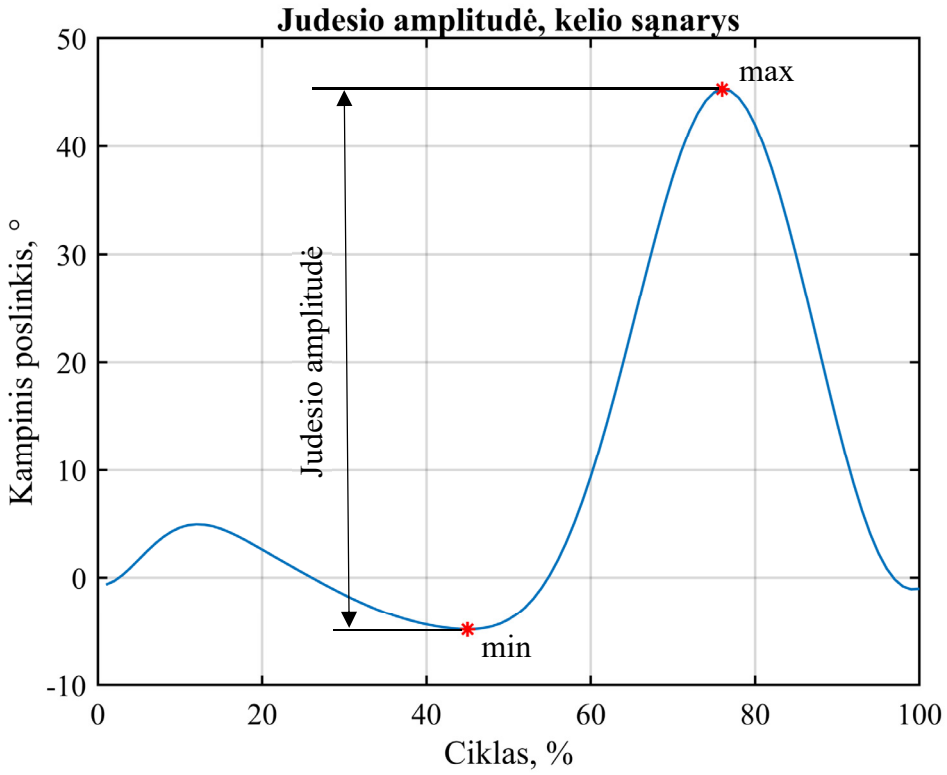
$$\theta_K = \theta_T - \theta_S, \tag{2.11}$$

čia θ_K – kampinis poslinkis kelio sąnario atžvilgiu, °, θ_S – blauzdos kampinis poslinkis, °. Kadangi sąnarys jungia du segmentus, todėl kampinio poslinkio reikšmė nustatoma kaip skirtumas tarp šių dviejų segmentų. Analogiškai nustatomas kampinis poslinkis čiurnos sąnario atžvilgiu:

$$\theta_A = \theta_S - \theta_F, \tag{2.12}$$

čia θ_F – pėdos kampinis poslinkis.

Žinant kampinius poslinkius sąnarių atžvilgiu, apskaičiuojamos judesio amplitudės.



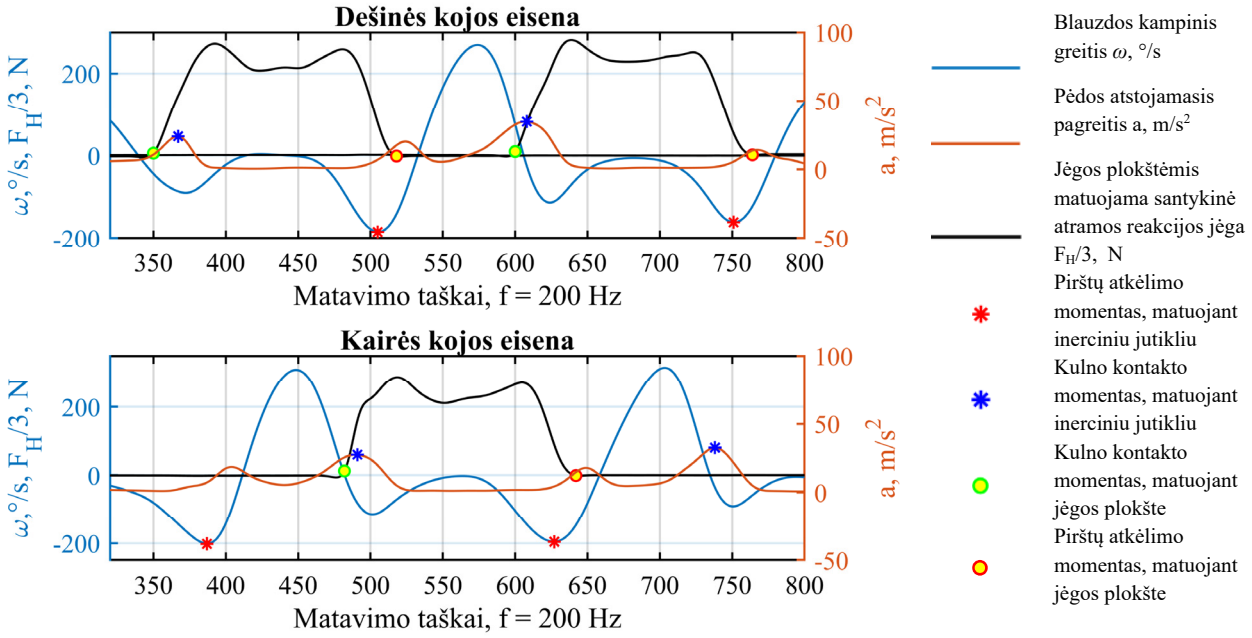
2.7 pav. Vieno tiriamojo vidutinė kelio sąnario judesio amplitudė

Kaip matyti 2.7 paveiksle, judesio amplitudė nustatoma atėmus didžiausią ciklo reikšmę iš mažiausios. Šis rodiklis tuo pačiu principu apskaičiuojamas visiems nagrinėjamiems sąnariams, bei visiems eisenos ciklams.

Norint įvertinti gautų eisenos parametrų tinkamumą, bei tikslumą, reikalinga atlikti lyginamąją analizę su rezultatais, gautais iš kitos matavimo priemonės duomenų. Kaip matoma eisenos parametrų apskaičiavimas yra pagristas kulno kontakto ir pirštų atkėlimo laiko momentais. Todėl yra pasirenkamos jėgos plokštės kaip atskaitos sistema vertinant inercinių jutiklių ir skaičiavimo algoritmo tinkamumą.

2.3. Matavimo priemonės ir skaičiavimo algoritmo validacija

Tyrime naudotų inercinių jutiklių *Shimmer2R* validacija buvo atlikta pasitelkiant antrąją judesio registravimo sistemą – jėgos plokštes BTS P6K. Pėdai spaudžiant jėgos plokštės paviršių registruojama atramos reakcijos jėga. Šioje kreivėje, taikant slenkstinį algoritmą, galima aiškiai ir tiksliai nustatyti kulno kontakto ir pirštų atkėlimo momentus, kuriais remiantis skaičiuojami eisenos parametrai. Dėl šios priežasties jėgos plokštės pasirinktos kaip tikslaus rezultato standartas. Siekiant įvertinti matavimo priemonės ir skaičiavimo algoritmo tinkamumą buvo atliekamas eisenos tyrimas vienu metu registruojant duomenis iš inercinių jutiklių ir jėgos plokščių. Kadangi tiek vienos, tiek kitos matavimo sistemos valdymas atliekamas kompiuteriu, todėl norint sinchronizuoti duomenų registravimą buvo panaudota kompiuterinė programa *InputDirector,* kurios paskirtis šiuo atveju yra galimybė valdyti dvejų matavimo sistemų kompiuterius vienu metu lokalaus tinklo protokolo dėka (angl. *Local Area Network*). Tokiu būdu, naudojant vieną valdymo įrenginį, buvo inicijuojamas duomenų įrašymas tuo pačiu metu dvejose judesio registravimo sistemose. Matavimų analizei atrinktos keturios eisenos, kurias atliko du žmonės (kiekvienas po dvi eisenas).

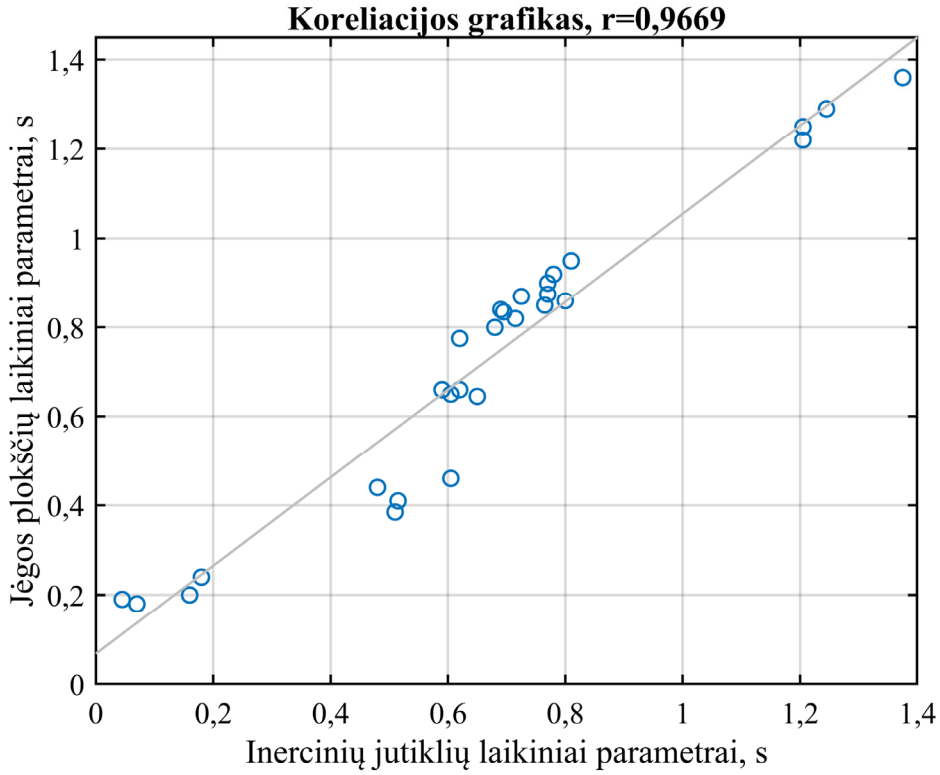


2.8 pav. Eisenos momentų nustatymas atlikus sinchronizuotą matavimą dvejomis priemonėmis – inerciniais jutikliais ir jėgos plokštėmis

Gauti duomenys buvo apdorojami programiniu paketu MATLAB. Sulygintas matavimo taškų atrankos dažnis (f = 200 Hz). Taip pat, atlikus dažnių spektrinę analizę, pašalinti triukšmai antros

eilės Butterworth filtrais: blauzdos kampinio greičio filtro kirtimo dažnis 8 Hz, atstojamojo pėdos pagreičio – 10 Hz, atramos reakcijos jėgos – 20 Hz. Atramos reakcijos jėgos kreivei nustatyta didesnė praleidžiamų dažnių juosta norint sumažinti osciliaciją, susidarančia prieš kulno kontakto momentą dėl per žemo kirtimo dažnio. Atliktas kulno kontakto ir pirštų atkėlimo momentų nustatymas matavimo kreivėse taikant pikinių reikšmių ir slenksčių algoritmus.

Remiantis nustatytais indeksais buvo apskaičiuoti: mostas, stovėsena, ilgas žingsnis, dviguba atrama, žingsnis. Sudaryti du vektoriai. Viename vektoriuje išdėstyti laikiniai parametrai iš inercinių jutiklių duomenų, kitame – atitinkami parametrai iš jėgos plokščių duomenų. Apskaičiuotas koreliacijos koeficientas tarp dviejų vektorių r = 0,9669. Žemiau pateikiama tarpusavio koreliacija atvaizduota grafiškai.



2.9 pav. Koreliacija tarp inerciniais jutikliais ir jėgos plokštėmis apskaičiuotų laikinių eisenos parametrų

Kaip matyti koreliacijos grafike taip pat pateikta mažiausių kvadratų metodo tiesė, kuria apskaičiuojama priklausomybė tarp inercinių jutiklių ir jėgos plokščių laikinių parametrų jeigu koreliacijos koeficientas būtų lygus 1.

3. REZULTATAI

Tyrime dalyvavo 135 asmenys: 41 vyras, 94 moterys. Amžiaus vidurkis 75,1 ± 8 metai. Kiekvieno dalyvio fizinė būklė buvo nagrinėjama tiek medicininiu, tiek biomechaniniu požiūriu. Pagal geriatrijos rezidentų įvertinimą tiriamieji suskirstyti į tris grupes:

1. Sveiki pacientai, neturintys išsekimo sindromo (angl. *No frailty, NoFR*).
2. Pacientai, turintys dalinį išsekimo sindromą (angl. *Pre-frailty PreFR*).
3. Pacientų su išsekimo sindromu (angl. *Frailty, FR*).

Nustatomas parametro vidurkis grupei:

$$VID_{par} = \frac{\sum_{i=1}^{n_{gr}} par_i}{n_{gr}}, \tag{3.1}$$

čia n_{gr} – grupės narių skaičius, par_i – grupės nario parametro vidurkis.

Apskaičiuojamas standartinis nuokrypis:

$$ST_{par} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_{gr}} (par_i - VID_{par})^2}{n_{gr} - 1}}. \tag{3.2}$$

Nustatomas variacijos koeficientas:

$$VK_{par} = \frac{ST_{par}}{VID_{par}} \times 100\%. \tag{3.3}$$

3.1 lentelė. Pagrindiniai klinikinio vertinimo parametrai

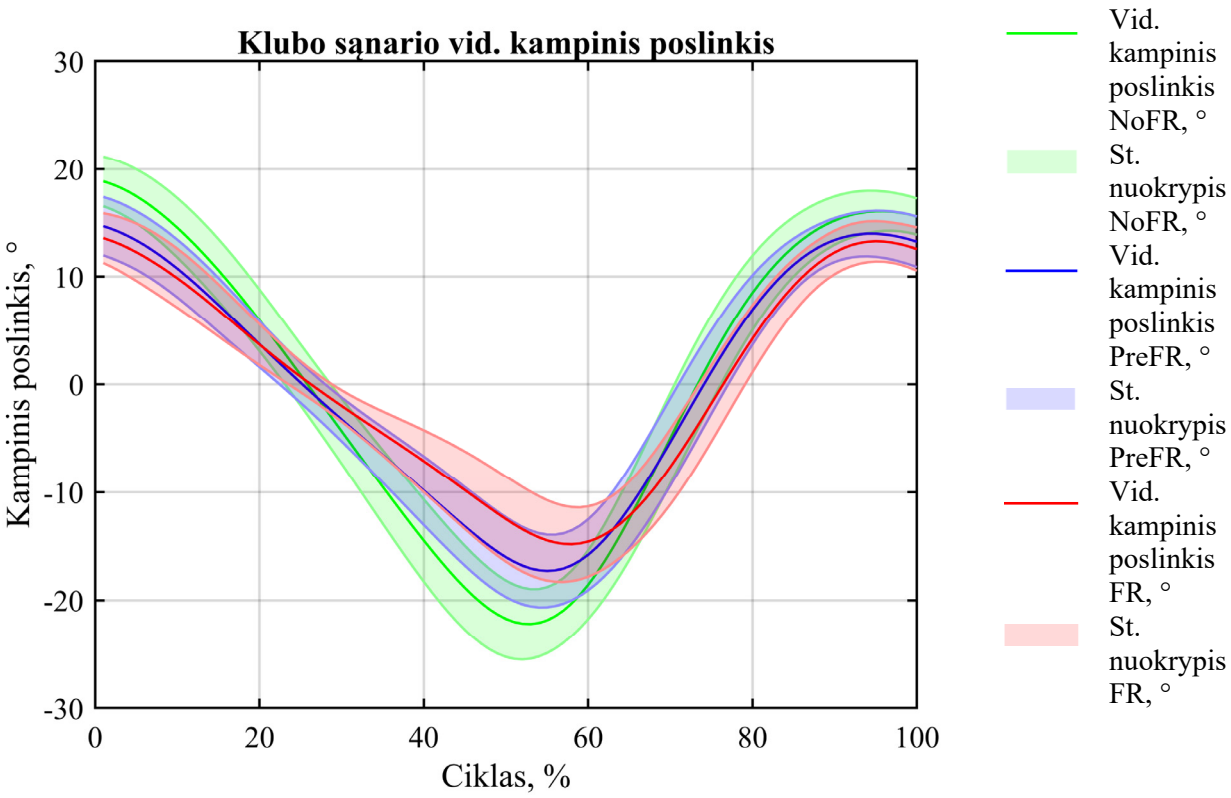
Parametrai	**Tyrimo dalyvių grupės**								
	Išsekimo sindromas (FR), N = 35			**Dalinis išsekimo sindromas (PreFR), N = 66**			**Sveiki (NoFR), N = 31**		
	VID_{par}	ST_{par}	VK_{par}	VID_{par}	ST_{par}	VK_{par}	VID_{par}	ST_{par}	VK_{par}
Amžius	78,8	7,5	9,5	74,0	8,5	11,4	73,2	6,3	8,7
Masė, kg	68,4	16,0	23,3	75,8	15,7	20,7	76,1	16,3	21,4
KMI	26,5	6,3	23,7	27,7	5,7	20,5	28,7	5,5	19,2
Dinamometro jėga, kg	23,1	8,8	38,1	31,2	8,7	28,0	31,8	7,9	24,9
SPPB	5,2	2,3	43,5	6,4	2,1	32,7	10,8	1,5	14,2
TUG, s	15,7	4,9	31,2	12,7	4,5	35,7	7,6	1,8	24,1
Tinetti	20,5	3,9	19,0	22,3	3,5	15,6	25,5	2,7	10,6

Tokį grupinį pasiskirstymą galima paaiškinti tuo, kad didžioji dalis tiriamųjų (112 asmenų) buvo M. Marcinkevičiaus ligoninės (Kauno g. 7, Vilnius) ir Universitetinio gerontopsichiatrijos skyriaus (Vasaros g. 5, Vilnius) pacientai. Dauguma jų hospitalizuoti dėl fizinių sveikatos sutrikimų. Likusi tiriamųjų dalis (23 asmenys) – tai aktyviose, fizinėse treniruotėse dalyvaujantys žmonės. Treniruočių vieta – Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra (Žirmūnų g. 124, Vilnius). Toliau pateikiami apskaičiuoti eisenos parametrai tarpgrupinei analizei. Mosto, stovėsenos, ilgo žingsnio, bei sąnarių amplitudžių parametrai skaičiuojami išvedant vidurkį iš abiejų kojų gautų parametrų.

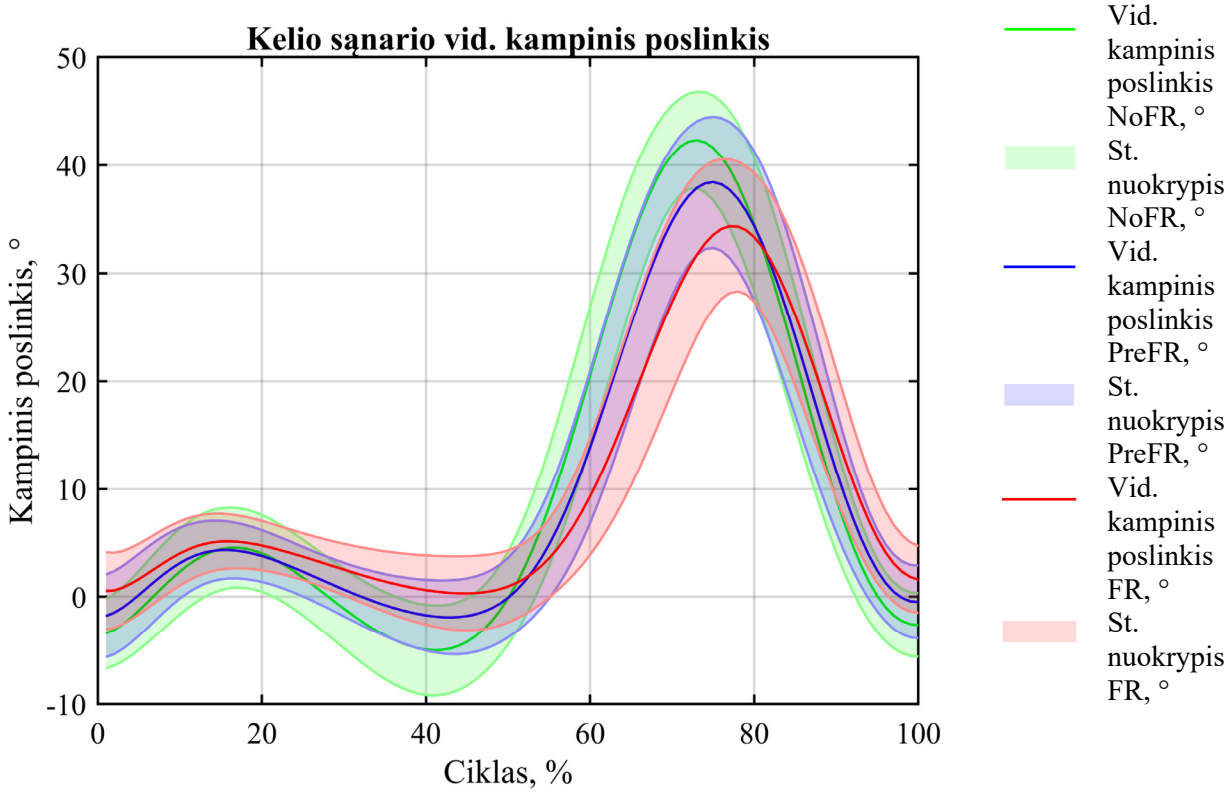
3.2 lentelė. Eisenos parametrai

Eisenos parametrai	**Tyrimo dalyvių grupės**								
	Išsekimo sindromas (FR), N = 35			**Dalinis išsekimo sindromas (PreFR), N = 66**			**Sveiki (NoFR), N = 31**		
	VID_{par}	ST_{par}	VK_{par}	VID_{par}	ST_{par}	VK_{par}	VID_{par}	ST_{par}	VK_{par}
Mosto fazė, s	0,515	0,071	13,788	0,523	0,066	12,631	0,457	0,060	13,137
Mosto fazė, % ciklo	35,529	4,345	12,229	38,992	3,748	9,611	43,130	3,007	6,972
Stovėsenos fazė, s	0,950	0,205	21,607	0,824	0,125	15,126	0,607	0,101	16,694
Stovėsenos fazė, % ciklo	64,471	4,345	6,739	61,008	3,748	6,143	56,871	3,007	5,287
Ilgo žingsnio (ciklo) fazė, s	1,465	0,242	16,519	1,347	0,158	11,732	1,064	0,149	13,962
Žingsnio fazė, s	0,728	0,126	17,355	0,668	0,083	12,438	0,521	0,064	12,308
Dvigubos atramos fazė, s	0,206	0,085	41,108	0,147	0,070	48,063	0,079	0,037	47,039
Greitis, m/s	0,512	0,130	25,392	0,630	0,133	21,187	0,973	0,165	16,946
Laikas, s	8,417	2,509	29,814	6,690	1,610	24,072	4,248	0,792	18,647
Ritmas, žings./min	84,535	12,982	15,357	91,319	11,835	12,960	116,748	13,168	11,279
Klubo sąnario judesio amplitudė, °	29,633	5,209	17,579	32,991	5,537	16,783	41,695	5,153	12,358
Kelio sąnario judesio amplitudė, °	37,963	7,532	19,840	44,134	8,117	18,391	50,104	6,543	13,058
Čiurnos sąnario judesio amplitudė, °	23,312	4,678	20,068	25,437	4,690	18,438	25,437	4,690	18,438

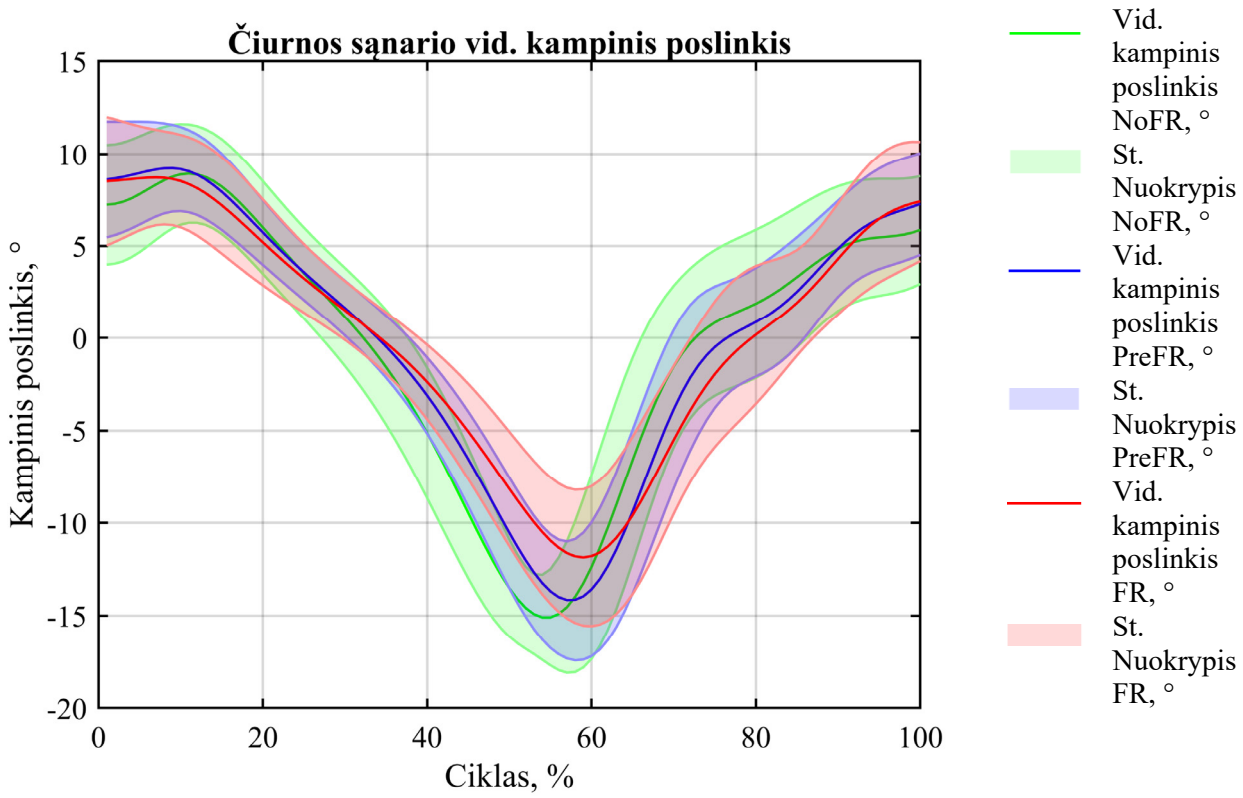
Nustatyti apibendrinti kiekvieno tiriamojo kampiniai poslinkiai klubo, kelio ir čiurnos sąnarių atžvilgiu, apskaičiuojant atitinkamų kairiojo ir dešiniojo sąnarių kampinių poslinkių vidurkius. Pagal šias reikšmes buvo nustatyti kiekvieną grupę atspindintys vidutiniai segmentų sąnarių kampiniai poslinkiai ir standartinės deviacijos. Kadangi gautos reikšmės yra vektoriai, todėl rezultatas pateikiamas grafiškai (3.1, 3.2 ir 3.3 pav.), skirtingomis spalvomis atskiriant grupes.



3.1 pav. Klubo sąnario vidutinis kampinis poslinkis



3.2 pav. Kelio sąnario vidutinis kampinis poslinkis



3.3 pav. Čiurnos sąnario vidutinis kampinis poslinkis

Toliau atliekama tarpgrupinė variantiškumo analizė lyginant tris grupes tarpusavyje. Nulinė hipotezė rodo, kad nagrinėjamas tam tikro eisenos parametro vidurkis yra vienodas abejose analizuojamose grupėse. Šiuo atveju siekiama paneigti nulinę hipotezę, apskaičiuojant statistiškai reikšmingą eisenos parametro vidurkį su 95 % patikimumo intervalu kiekvienai grupei: sveikiems žmonėms (NoFR), turintiems dalinį išsekimo sindromą (PreFR), ir turintiems išsekimo sindromą (FR). Esant tokioms sąlygoms, klaidos statistinis patikimumas turi būti $p < 0{,}05$. Taip pat turi būti atliekama Bonferroni korekcija, kadangi su tais pačiais duomenimis atliekama trijų grupių tarpusavio analizė. Tokiu atveju statistinio patikimumo riba:

$$p < \frac{0{,}05}{k}, \tag{3.4}$$

čia k – grupių skaičius, lygus 3. Tokiu atveju reikšmingo parametro statistinis patikimumas turi būti $p < 0{,}0167$. A priede pateikiama variantiškumo analizės rezultatų lentelė. Taip pat pateikiami statistiškai reikšmingiausių parametrų grafikai.

Taip pat atliktas klinikinio ir biomechaninio vertinimo palyginimas, nustatant koreliacijos koeficientus tarp pagrindinių biomechaninių ir geriatrinių rodiklių. Toliau pateikiamoje lentelėje

paryškinti vidutiniškai koreliuojantys ($0,5 < r < 0,7$) ir stipriai koreliuojantys ($r > 0,7$) rodikliai (Moore, Notz & Fligner, 2010).

3.3 lentelė. Koreliacijos koeficientai

Eisenos parametrai	**Tyrimo dalyvių grupės**								
	Išsekimo sindromas (FR), N = 35			**Dalinis išsekimo sindromas (PreFR), N = 66**			**Sveiki (NoFR), N = 31**		
	SPPB	**Tinetti**	**TUG**	**SPPB**	**Tinetti**	**TUG**	**SPPB**	**Tinetti**	**TUG**
Mosto fazė, s	-0,076	0,121	-0,034	0,018	0,098	-0,079	-0,045	0,044	0,099
Mosto fazė, % ciklo	0,296	0,308	**-0,537**	0,220	0,290	-0,336	**0,562**	0,256	**-0,640**
Stovėsenos fazė, s	-0,341	-0,180	0,497	-0,204	-0,197	0,278	-0,459	-0,137	**0,571**
Stovėsenos fazė, % ciklo	-0,296	-0,308	**0,537**	-0,220	-0,290	0,336	**-0,562**	-0,256	**0,640**
Ilgo žingsnio (ciklo) fazė, s	-0,311	-0,117	0,412	-0,154	-0,115	0,186	-0,332	-0,076	0,430
Žingsnio fazė, s	-0,319	-0,085	0,450	-0,082	-0,029	0,082	-0,257	-0,080	0,408
Dvigubos atramos fazė, s	-0,264	-0,210	**0,524**	-0,180	-0,148	0,241	**-0,526**	-0,246	**0,543**
Greitis, m/s	**0,556**	0,481	**-0,726**	**0,504**	0,494	**-0,622**	**0,703**	0,322	**-0,810**
Laikas, s	-0,493	**-0,508**	**0,752**	**-0,519**	**-0,516**	**0,651**	**-0,745**	-0,304	**0,846**
Ritmas, žings./min	0,328	0,093	-0,457	0,055	0,013	-0,023	0,237	0,084	-0,388
Klubo sąnario judesio amplitudė, °	0,369	0,487	**-0,503**	**0,512**	**0,558**	**-0,569**	**0,691**	0,392	**-0,661**
Kelio sąnario judesio amplitudė, °	0,460	**0,551**	**-0,595**	0,454	**0,515**	**-0,580**	0,349	-0,025	-0,279
Čiurnos sąnario judesio amplitudė, °	0,037	0,109	-0,297	0,162	0,226	-0,335	-0,108	-0,037	0,082

Labiausiai pastebima koreliacija lyginant eisenos laiką, bei eisenos greitį su SPPB (angl. *Short physical performance battery*) ir TUG (angl. *Timed Up and Go*) testais. Taip pat matoma vidutinė koreliacija klubo ir kelio sąnario judesio amplitudžių su TUG ir Tinetti testais, lyginant išsekimo ir dalinio išsekimo sindromo grupes. B priede pateikiami labiausiai koreliuojančių rodiklių grafikai.

3.1. Rezultatų aptarimas

Lyginant gautus eisenos parametrus su ankščiau atliktų tyrimų rezultatais (Pmoukdjian et al., 2015) pastebėta, kad vidutinis eisenos greitis PreFR ir FR grupėse gali būti vertinamas kaip griuvimo ir hospitalizacijos rizikos indikatorius ($v_e < 0,7$ m/s). Kalbant apie ilgo žingsnio (ciklo) trukmę, gauti panašūs rezultatai su anksčiau atliktais tyrimais (Schwenk et al., 2015). Atitinkamų grupių rodiklių

skirtumai $\Delta IŽ < 0{,}15$ s. Žvelgiant į eisenos ritmą, pastebimas didžiausias skirtumas lyginant dalinio išsekimo sindromo grupę ($\Delta c = 16$ žings./min) su anksčiau atlikto tyrimo atitinkama grupe (Kressig et al., 2004).

Atlikus tarpgrupinę variantiškumo analizę buvo nustatyta statistinio reikšmingumo (patikimumo) riba lyginant tris grupes tarpusavyje $p < 0{,}0167$. Nustatyti statistiškai reikšmingi vidutiniai eisenos parametrai: stovėsenos fazė, ilgo žingsnio fazė, eisenos laikas, eisenos greitis, dvigubos atramos fazė, žingsnio fazė, klubo sąnario judesio amplitudė ir kelio sąnario judesio amplitudė.

Kalbant apie vidutinius sąnarių kampinius poslinkius, matyti aiškus pasiskirstymas tarp grupių lyginant klubo ir kelio sąnario poslinkius. Tai atsispindi ir variantiškumo analizėje ($p < 0{,}0167$). Lyginant čiurnos sąnario vidutinius kampinius poslinkius, statistinis reikšmingumas tarp grupių nėra įžvelgiamas ($p > 0{,}0167$).

Nustačius vidutinius eisenos parametrus kiekvienai grupei, pastebėta, kad stovėsenos fazės procentinis rodiklis yra mažiausiai statistiškai išsisklaidęs (visose tiriamose grupėse variacijos koeficientas $VK_{par} < 10$ %). Tai reiškia, kad šio rodiklio populiacijos vidurkis yra tiksliausias, lyginant su kitais parametrais. Stebint šio parametro variantiškumą tarp grupių, nustatytas statistinis reikšmingumas $p < 7\times10^{-5}$. Todėl galima teigti, kad parametras yra statistiškai reikšmingas. Remiantis stovėsenos fazės procentiniu rodikliu galima pakankamai tiksliai identifikuoti sveikus, turinčius dalinį išsekimo sindromą, ir sergančius išsekimo sindromu pacientus.

Lyginant biomechaninius ir geriatrinius eisenos parametrus pastebėta didžiausia koreliacija tarp eisenos laiko ir TUG testo laiko nagrinėjant sveikų pacientų grupę ($r = 0{,}846$). Taip pat nustatyta stipri koreliacija tarp eisenos greičio ir TUG testo laiko nagrinėjant sveikų pacientų grupę ($r = -0{,}810$). Žvelgiant į erdvinius eisenos parametrus, matyti vidutinė koreliacija ($-0{,}5 < r < -0{,}6$) tarp klubo sąnario kampinio poslinkio ir TUG testo laiko visose grupėse. Taip pat vidutiniškai koreliuoja kelio sąnario kampinio poslinkio ir TUG testo laiko rodikliai ($-0{,}5 < r < -0{,}6$) išsekimo sindromo (FR) ir dalinio išsekimo sindromo grupėse (PreFR).

Apibendrinant gautus rezultatus, galima teigti, kad biomechaninis eisenos vertinimas suteikia objektyvią informaciją apie tiriamojo būklę. Tarp laikinių ir erdvinių parametrų aptinkama statistiškai reikšmingų rodiklių, pagal kuriuos galima atskirti tiriamas grupes. Remiantis šiais rodikliais būtų atliekamas tikslesnis įvertinimas papildant geriatrinę tyrimo metodiką.

IŠVADOS

Šiame darbe aprašomas senyvo amžiaus asmenų išsekimo sindromo biomechanikos tyrimas. Darbą sudaro trys pagrindinės dalys: teorinė, tiriamoji ir rezultatų dalis. Teorinėje dalyje analizuojami moksliniai straipsniai, nagrinėjantys išsekimo sindromo diagnozavimo būdus. Apžvelgtos klinikinės metodikos: Fried kriterijai, TUG (angl. *Timed Up and Go)* ir Berg testai, jų efektyvumas. Medicininiu požiūriu, išsekimo sindromas išsamiausiai ištiriamas taikant Fried vertinimo kriterijus. Nagrinėjant straipsnius, apžvelgtas žmogaus eisenos biomechanikos tyrimas, jo svarba siekiant kuo objektyviau įvertinti paciento būklę. Taip pat teorinėje dalyje aptarta judesio registravimo įranga: inerciniai jutikliai, jėgos plokštės, kamerų sistemos. Aprašyti įrangos pranašumai ir trūkumai. Pastebėta, kad jėgos plokštėmis ir infraraudonųjų spindulių kamerų sistemomis tiksliausiai nustatomi kinetiniai ir kinematiniai judesio parametrai, tačiau dėl savo stacionarumo ir kompleksiškumo, šie įrenginiai yra sunkiau pritaikomi praktikoje, atliekant didelės imties (N > 100) tyrimus. Dėl paprastos matavimo metodikos, mobilumo ir praktiškumo, šiame tyrime naudojami inerciniai jutikliai, kurių tinkamumas yra įvertinamas jėgos plokštėmis.

Tiriamojoje dalyje pateikiama:

1. Eksperimentinio tyrimo metodika. Eisenos tyrimas atliktas naudojant *Shimmer2R* inercinius jutiklius. Iš viso naudoti 6 įrenginiai, išdėstyti ant kojų segmentų (šlaunies, blauzdos ir pėdos) masės centrų. Vieno bandymo metu einamas 4 metrų atstumas. Įrašomi trys tinkami bandymai.
2. Analitinio tyrimo metodika. Gautų matavimo duomenų apdorojimas MATLAB programiniu paketu. Eisenos parametrų skaičiavimo algoritmui naudojami akcelerometro ir giroskopo duomenys, t. y. pagreičiai ir kampiniai greičiai. Atlikta matavimo priemonės ir skaičiavimo algoritmo validacija jėgos plokštėmis BTS P6K. Taikant blauzdos kampinio greičio ir atstojamojo pėdos pagreičio duomenis, nustatyti kulno kontakto (angl. *heel strike*) ir pirštų atkėlimo (angl. *toes off*) momentai, pagal kuriuos atskiriamos eisenos fazės: mostas, stovėsena, ilgas žingsnis ir kiti laikiniai rodikliai. Integravus kampinio greičio duomenis, apskaičiuotos sąnarių judesio amplitudės.

Gauti rezultatai buvo analizuojami statistiškai. Tyrimo dalyviai pagal geriatrijos rezidentų vertinimą suskirstyti į tris grupes: sveikus, turinčius dalinį išsekimo sindromą, ir pacientus su išsekimo sindromu. Atsižvelgiant į tai, buvo ieškoma statistiškai reikšmingų eisenos parametrų taikant tarpgrupinę variantiškumo analizę (angl. *analysis of variance*) su Bonferroni korekcija ($p < 0{,}0167$). Labiausiai tarp trijų grupių išsiskiria: eisenos laikas ir stovėsenos fazės procentinis rodiklis

($p < 7\times10^{-4}$). Lyginant biomechaninius ir geriatrinius parametrus, didžiausia koreliacija pastebėta tarp eisenos laiko ir TUG testo laiko ($r = 0{,}846$, sveikų pacientų grupė).

Statistiškai reikšmingi biomechaniniai eisenos parametrai gali būti pritaikomi klinikiniame tyrime dėl išsekimo sindromo, sudarant konsultacinio pobūdžio klasifikatorių, gebantį nustatyti tiriamojo būklę. Tokiu būdu gydytojui būtų suteikiama galimybė tiksliau įvertinti pacientą, remiantis vienareikšmiškais ir objektyviais matavimų rodikliais, būtų išvengiama dviprasmiškų situacijų, kuomet tas pats klinikinis atvejis vertinamas skirtingai.

LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Bravi, M., *et al*. 2020. Concurrent validity and inter trial reliability of a single inertial measurement unit for spatial-temporal gait parameter analysis in patients with recent total hip or total knee arthroplasty. *Gait & Posture* [interaktyvus]. 76: 175–181 [žiūrėta 2020-05-10]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636219317837?via%3Dihub
2. Chakraborty, S.; Nandy, A.; Yamaguchi, T.; Bonnet, V.; Venture, G. (2020). Accuracy of image data stream of a markerless motion capture system in determining the local dynamic stability and joint kinematics of human gait. *Journal of Biomechanics* [interaktyvus]. 104: 109718 [žiūrėta 2020-05-16]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929020301342#f0020
3. Evans-Pickett, A., *et al*. 2020. Biomechanical effects of manipulating peak vertical ground reaction force throughout gait in individuals 6–12 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics* [interaktyvus]. 76:105014 [žiūrėta 2020-05-15]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003320301236
4. Fried, L. P., *et al*. 2001. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. *The journals of gerontology* [interaktyvus]. 56(3):M146–56 [žiūrėta 2020-05-08]. Prieiga per internetą: https://academic.oup.com/biomedgerontology/article/56/3/M146/545770
5. Gordon, D., *et al*. 2014. *Research Methods in Biomechanics* (antras leidimas). Human Kinetics.
6. Greene, B. R., *et al*. 2010. An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing* [interaktyvus]. 48: 1251–1260 [žiūrėta 2020-05-17]. Prieiga per internetą: https://link.springer.com/article/10.1007/s11517-010-0692-0
7. Guralnik, J. M., *et al*. 1994. A Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function: Association With Self-Reported Disability and Prediction of Mortality and Nursing Home Admission. *Journal of Gerontology* [interaktyvus]. 49(2): 85–94 [žiūrėta 2020-05-12]. Prieiga per internetą: https://www.researchgate.net/publication/15073609_A_Short_Physical_Performance_Battery_Assessing_Lower_Extremity_Function_Association_With_Self-Reported_Disability_and_Prediction_of_Mortality_and_Nursing_Home_Admission

8. Guzik A.; Druzbicki M. 2020. Application of the Gait Deviation Index in the analysis of post-stroke hemiparetic gait. *Journal of Biomechanics* [interaktyvus]. 99: 109575 [žiūrėta 2020-05-12]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929019308383
9. Hendershot, B. D.; Mahon, C. E.; Pruziner, A. L. 2016. A comparison of kinematic-based gait event detection methods in a self-paced treadmill application. *Journal of Biomechanics* [interaktyvus]. 49(16): 4146–4149 [žiūrėta 2020-05-14]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929016311472?via%3Dihub#bib12
10. Yagi, K.; Sugiura, Y.; Hasegawa, K.; Saito, H. 2020. Gait Measurement at Home Using A Single RGB Camera. *Gait & Posture* [interaktyvus]. 76: 136–140 [žiūrėta 2020-05-15]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636219305119
11. Yiou, E.; Teyssèdre, C.; Artico, R.; Fourcade, P. 2016. Comparison of base of support size during gait initiation using force-plate and motion-capture system: A Bland and Altman analysis. *Journal of Biomechanics* [interaktyvus]. 49: 4168–4172 [žiūrėta 2020-05-14]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929016311666?via%3Dihub
12. Kim, M.; Won, C. W. 2019. Combinations of gait speed testing protocols (automatic vs manual timer, dynamic vs static start) can significantly influence the prevalence of slowness: Results from the Korean Frailty and Aging Cohort Study. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [interaktyvus]. 81: 215–221 [žiūrėta 2020-05-12]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167494318302413?via%3Dihub
13. Kirkwood, R. N., *et al*. 2019. Frailty status and gait parameters of older women with type 2 diabetes. *Canadian Journal of Diabetes* [interaktyvus]. 43(2): 121–127 [žiūrėta 2020-05-10]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1499267118301357
14. Kiss, R. M. 2010. Comparison between kinematic and ground reaction force techniques for determining gait events during treadmill walking at different walking speeds. *Medical Engineering & Physics* [interaktyvus]. 32: 662–667 [žiūrėta 2020-05-14]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S135045331000041X?via%3Dihub

15. Kressig, R. W., *et al*. 2004. Temporal and spatial features of gait in older adults transitioning to frailty. *Gait and Posture* [interaktyvus]. 20: 30–35 [žiūrėta 2020-05-10]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636203000894
16. Magnani, P. E., *et al*. 2019. The influence of aging on the spatial and temporal variables of gait during usual and fast speeds in older adults aged 60 to 102 years. *Human Movement Science* [interaktyvus]. 68 tomas 9 straipsnis [žiūrėta 2020-05-09]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945719302179
17. Mancini, M.; Horak, F. B. 2010. The relevance of clinical assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [interaktyvus]. 46(2): 239–248 [žiūrėta 2020-05-09]. Prieiga per internetą: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/
18. Miodonska, Z., *et al*. 2018. Inertial data-based gait metrics correspondence to Tinetti Test and Berg Balance Scale assessments. *Biomedical Signal Processing and Control* [interaktyvus]. 44: 38–47 [žiūrėta 2020-05-09]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809418300727
19. Moore, D. S.; Notz, W. I.; Fligner, M. A. 2010. *The Basic Practice of Statistics* (penktas leidimas). W. H. Freeman and Company.
20. Pangilinan, J., *et al*. 2017. The timed up and go test as a measure of frailty in urologic practice. *Urology* [interaktyvus]. 106: 32–38 [žiūrėta 2020-05-09]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0090429517304570
21. Pmoukdjian, F., *et al.* 2015. Measurement of gait speed in older adults to identify complications associated with frailty: a systematic review. *Journal of geriatric oncology* [interaktyvus]. 6(6): 484–496 [žiūrėta 2020-05-10]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S187940681500082X?via%3Dihub
22. Radloff, L.S. 1977. The CES-D scale: a self-report depression scale for research in the general population. *Applied Psychological Measurement* [interaktyvus]. 1: 385–401 [žiūrėta 2020-05-08]. Prieiga per internetą: https://conservancy.umn.edu/bitstream/handle/11299/98561/v01n3p385.pdf?sequence=1
23. Reuterbories, J.; Spaich, E. G.; Andersen, O. K. 2013. Gait event detection for use in FES rehabilitation by radial and tangential foot accelerations. *Medical Engineering & Physics* [interaktyvus]. 36(4): 502–508 [žiūrėta 2020-05-17]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453313002257?via%3Dihub

24. Schwenk, M., *et al*. 2015. Wearable sensor-based in-home assessment of gait, balance and physical activity for discrimination of frailty status: baseline results of the Arizona frailty cohort study. *Gerontology* [interaktyvus]. 61(3): 258–267. Prieiga per internetą: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4452118/
25. Taborri, J.; Palermo, E.; Rossi, S.; Cappa, P. 2016. Gait partitioning methods: a systematic overview. *Sensors* [interaktyvus]. 16(66):20. Prieiga per internetą: https://www.researchgate.net/publication/289521199_Gait_Partitioning_Methods_A_Systematic_Review
26. Thiede, R., *et al*. 2016. Gait and balance assessments as early indicators of frailty in patients with known peripheral artery disease. *Clinical Biomechanics* [interaktyvus]. 32: 1–7 [žiūrėta 2020-05-10]. Prieiga per internetą: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003315003265?via%3Dihub
27. Tinetti M. E., Ginter S. F. 1988. Identifying mobility dysfunctions in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment? *JAMA* [interaktyvus]. 259(8): 1190–1193 [žiūrėta 2020-05-12]. Prieiga per internetą: https://jamanetwork.com/journals/jama/article-abstract/370787

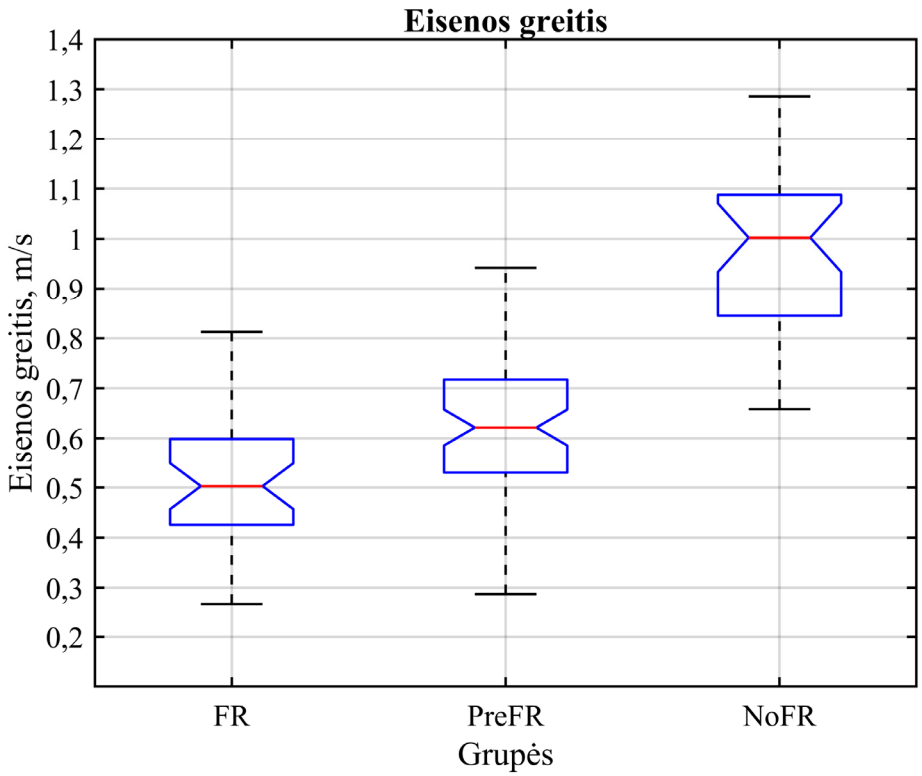
PRIEDAI

A priedas. Eisenos parametrų variantiškumo analizė

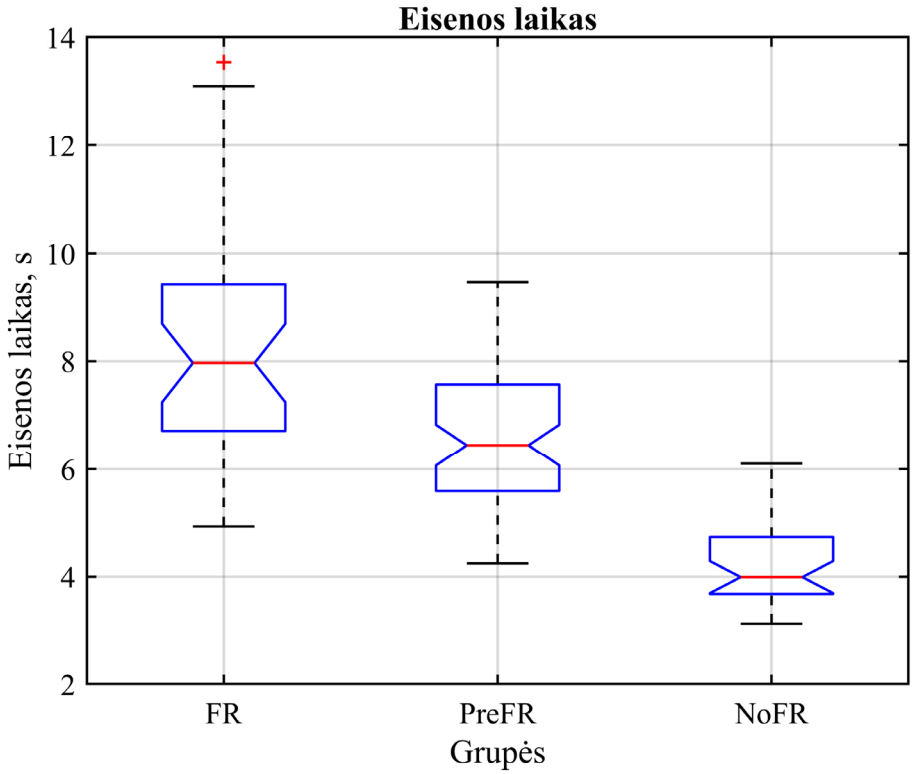
A.1. lentelė Eisenos parametrų tarpgrupinis palyginimas

Parametrai	Grupės	Vid_{par}	Lyginamos grupės		95 % patikimumo intervalas			Statistinis patikimumas p ($p < 0,0167$)
			I grupė	II grupė	Apatinė riba	Vid_{par} skirtumas	Viršutinė riba	
Mosto fazė, % ciklo	FR	35,529	FR	PreFR	-5,3667	-3,4637	-1,5606	6,33E-05
	PreFR	38,992	FR	NoFR	-9,8513	-7,6009	-5,3504	6,32E-13
	NoFR	43,130	PreFR	NoFR	-6,1192	-4,1372	-2,1552	4,15E-06
Stovėsenos faze, % ciklo	**FR**	**64,471**	**FR**	**PreFR**	**1,5606**	**3,4637**	**5,3667**	**6,33E-05**
	PreFR	**61,008**	**FR**	**NoFR**	**5,3504**	**7,6009**	**9,8513**	**6,32E-13**
	NoFR	**56,871**	**PreFR**	**NoFR**	**2,1552**	**4,1372**	**6,1192**	**4,15E-06**
Laikas, s	**FR**	**8,417**	**FR**	**PreFR**	**0,83556**	**1,7273**	**2,6191**	**1,98E-05**
	PreFR	**6,690**	**FR**	**NoFR**	**3,1147**	**4,1693**	**5,2239**	**2,57E-16**
	NoFR	**4,248**	**PreFR**	**NoFR**	**1,5132**	**2,442**	**3,3708**	**8,72E-09**
Greitis m/s	**FR**	**0,512**	**FR**	**PreFR**	**-0,18851**	**-0,11744**	**-0,046368**	**0,00030806**
	PreFR	**0,630**	**FR**	**NoFR**	**-0,54494**	**-0,4609**	**-0,37685**	**1,55E-25**
	NoFR	**0,973**	**PreFR**	**NoFR**	**-0,41748**	**-0,34346**	**-0,26943**	**1,87E-20**
Mosto fazė, s	FR	0,515	FR	PreFR	-0,041382	-0,0079423	0,025497	1
	PreFR	0,523	FR	NoFR	0,018308	0,057853	0,097397	0,0016208
	NoFR	0,457	PreFR	NoFR	0,030967	0,065795	0,10062	3,20E-05
Stovėsenos faze, s	**FR**	**0,950**	**FR**	**PreFR**	**0,052678**	**0,12646**	**0,20024**	**0,00017436**
	PreFR	**0,824**	**FR**	**NoFR**	**0,25587**	**0,34312**	**0,43037**	**3,42E-16**
	NoFR	**0,607**	**PreFR**	**NoFR**	**0,13981**	**0,21666**	**0,29351**	**8,47E-10**
Ilgo žingsnio (ciklo) faze, s	FR	1,465	FR	PreFR	0,026492	0,11852	0,21054	0,0066097
	PreFR	1,347	FR	NoFR	0,29215	0,40097	0,5098	1,02E-14
	NoFR	1,064	PreFR	NoFR	0,18661	0,28246	0,3783	1,71E-10
Dvigubos atramos faze, s	FR	0,206	FR	PreFR	0,025033	0,05979	0,094546	0,00016439
	PreFR	0,147	FR	NoFR	0,085818	0,12692	0,16802	2,81E-11
	NoFR	0,079	PreFR	NoFR	0,030931	0,067131	0,10333	4,52E-05
Ritmas, žings./min	FR	84,535	FR	PreFR	-13,0849	-6,7833	-0,48164	0,030289
	PreFR	91,319	FR	NoFR	-39,6644	-32,2123	-24,7601	1,55E-18
	NoFR	116,748	PreFR	NoFR	-31,9922	-25,429	-18,8657	7,60E-16
Žingsnio faze, s	FR	0,728	FR	PreFR	0,013665	0,06064	0,10762	0,006459
	PreFR	0,668	FR	NoFR	0,15175	0,2073	0,26285	5,35E-15
	NoFR	0,521	PreFR	NoFR	0,097735	0,14666	0,19559	8,96E-11
Klubo sąnario judesio amplitudė, °	**FR**	**29,633**	**FR**	**PreFR**	**-6,0724**	**-3,3584**	**-0,64434**	**0,0096758**
	PreFR	**32,991**	**FR**	**NoFR**	**-15,2715**	**-12,062**	**-8,8524**	**3,73E-15**
	NoFR	**41,695**	**PreFR**	**NoFR**	**-11,5303**	**-8,7036**	**-5,8769**	**3,15E-11**
Kelio sąnario judesio amplitude, °	**FR**	**37,963**	**FR**	**PreFR**	**-10,0292**	**-6,1715**	**-2,3138**	**0,00049549**
	PreFR	**44,135**	**FR**	**NoFR**	**-16,7031**	**-12,1411**	**-7,5791**	**5,90E-09**
	NoFR	**50,104**	**PreFR**	**NoFR**	**-9,9875**	**-5,9696**	**-1,9518**	**0,0013372**
Čiurnos sąnario judesio amplitude, °	FR	23,312	FR	PreFR	-4,3624	-2,1245	0,11337	0,06869
	PreFR	25,437	FR	NoFR	-6,093	-3,4466	-0,80012	0,0059144
	NoFR	26,759	PreFR	NoFR	-3,6529	-1,3221	1,0087	0,51384

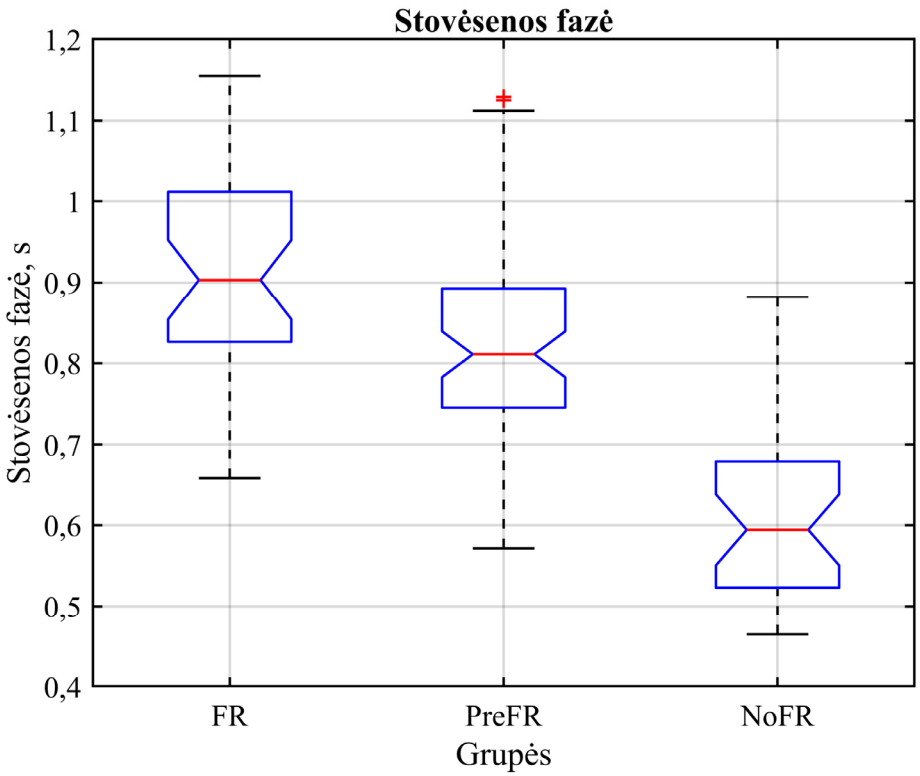
A.2. Eisenos greičio pasiskirstymas



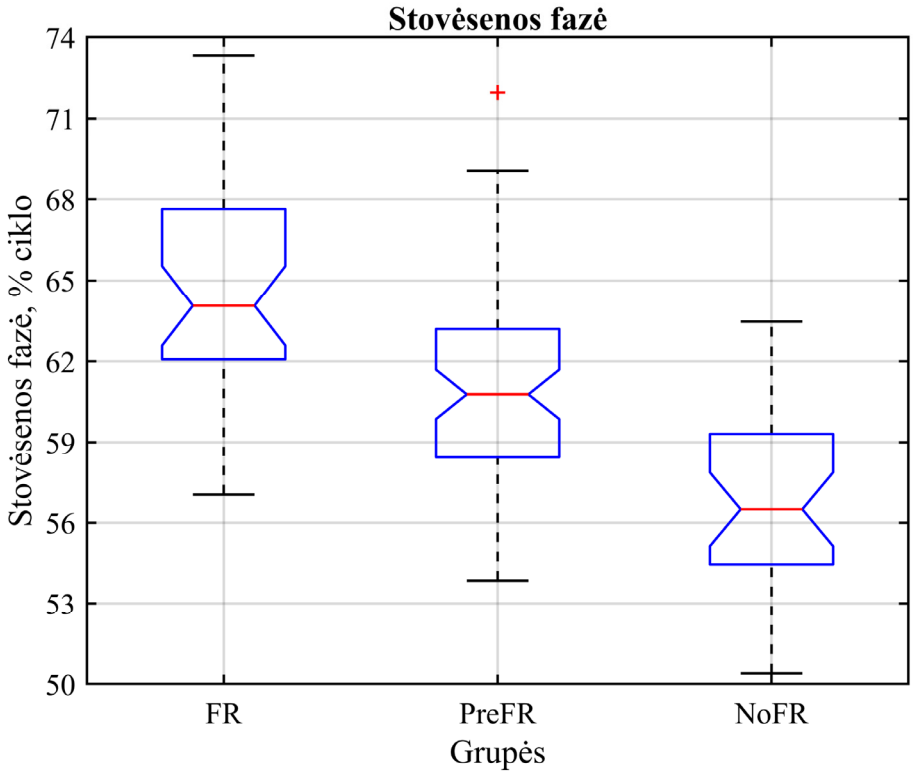
A.3. Eisenos laiko pasiskirstymas



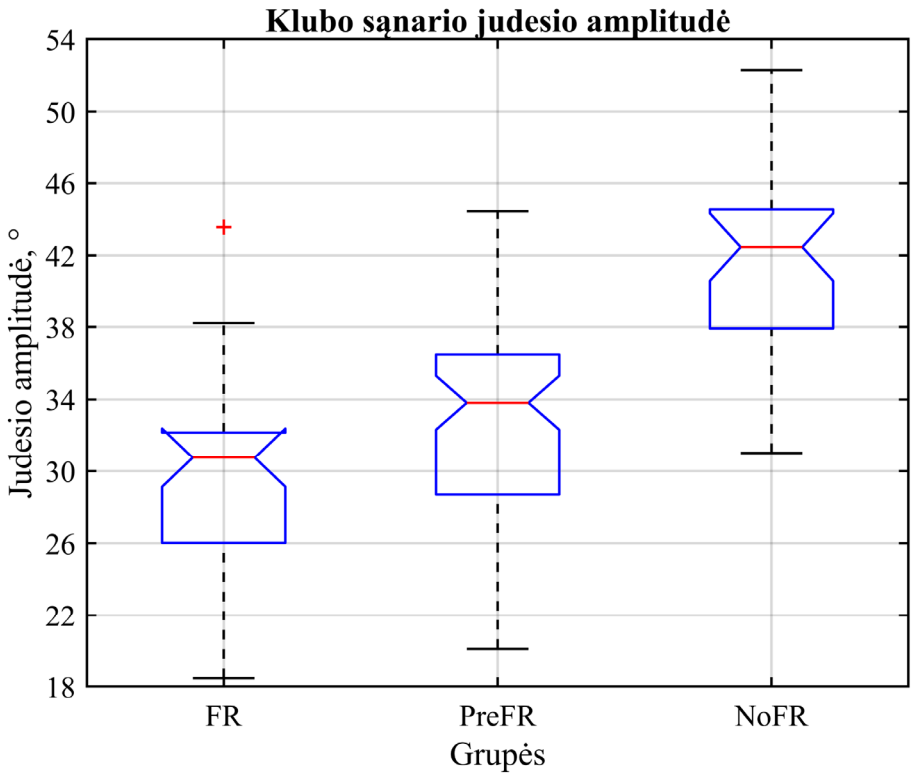
A.4. Stovėsenos fazės pasiskirstymas



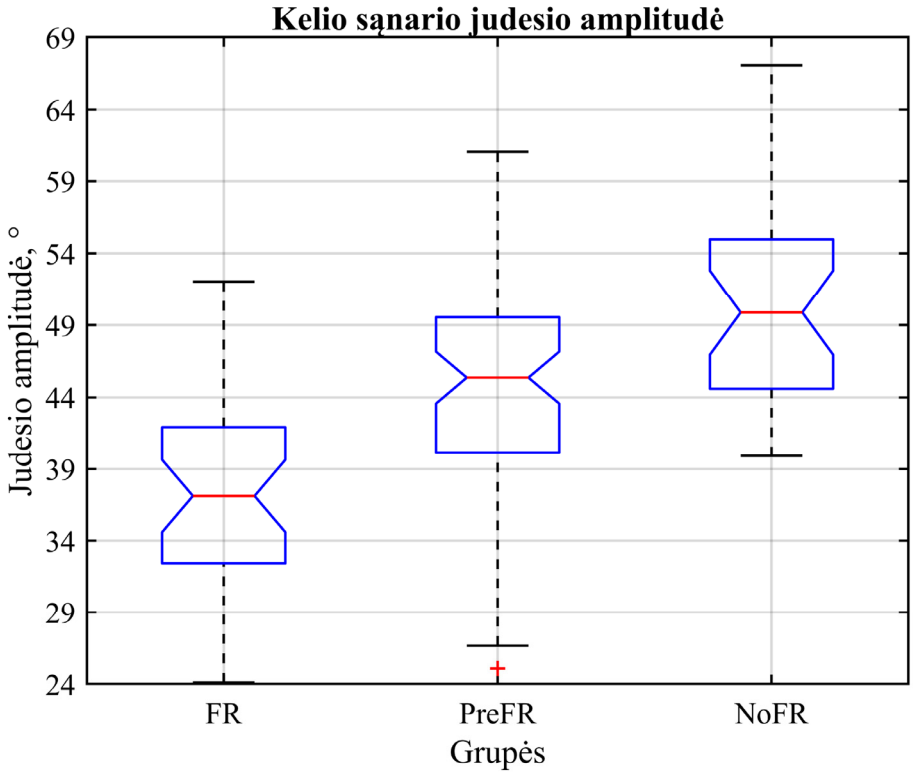
A.5. Procentinės stovėsenos fazės pasiskirstymas



A.6. Klubo sąnario judesio amplitudės pasiskirstymas

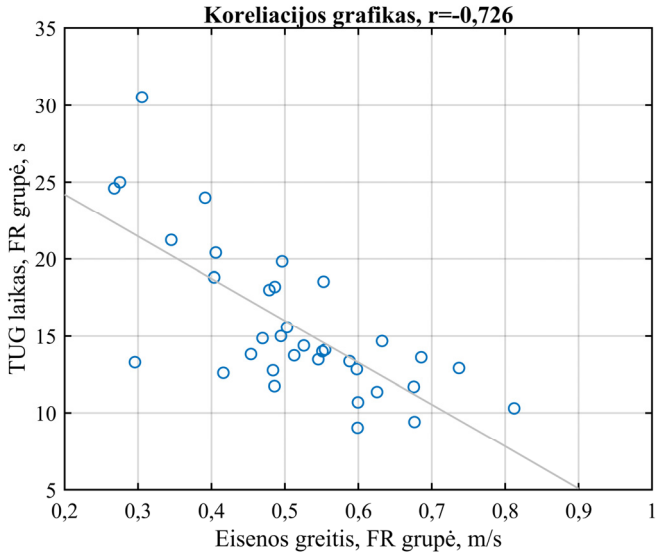


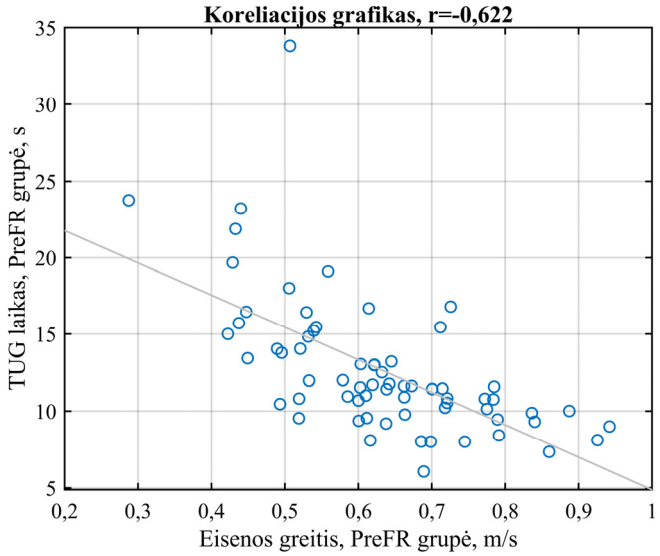
A.7. Kelio sąnario judesio amplitudės pasiskirstymas

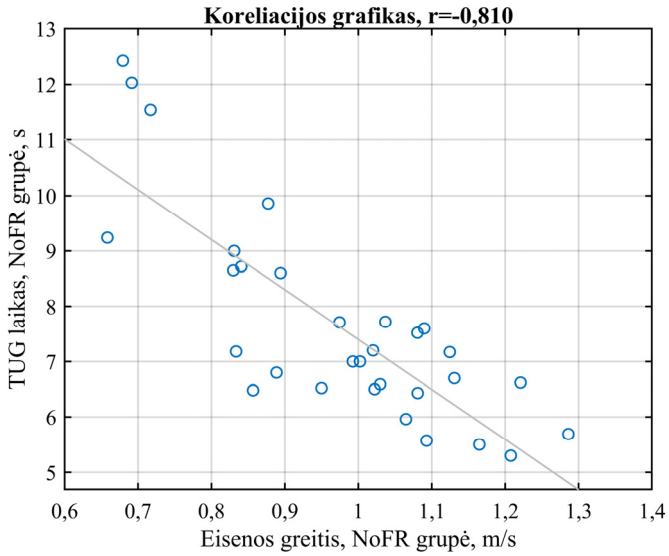


B priedas. Labiausiai koreliuojantys biomechaniniai ir geriatriniai rodikliai

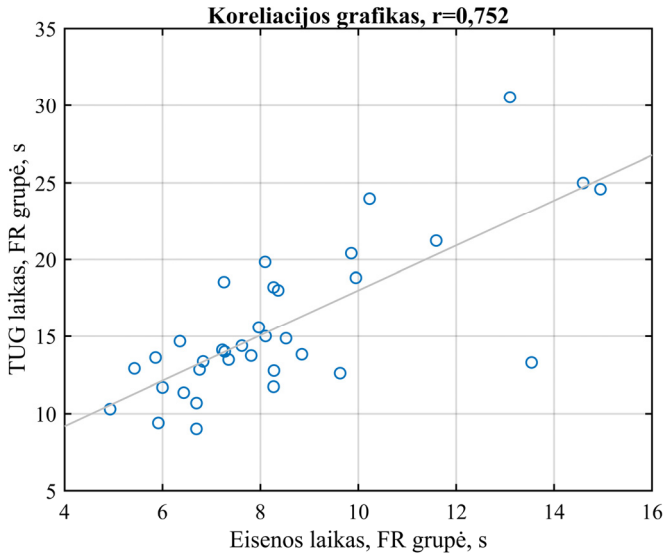
B.1. Koreliacija tarp eisenos greičio ir TUG testo laiko

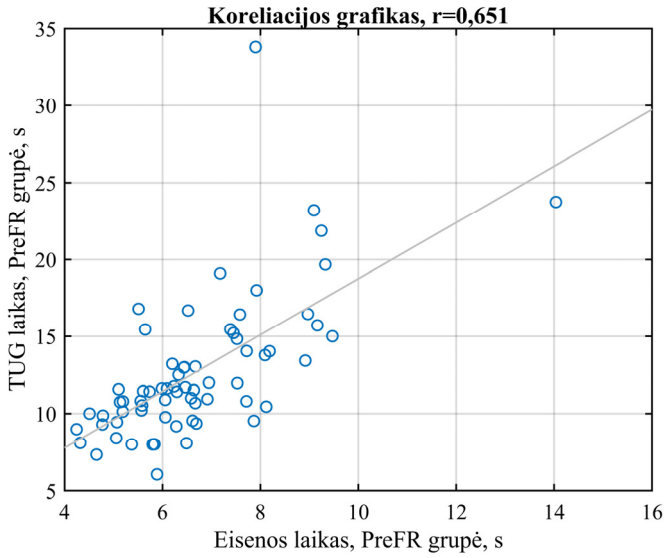


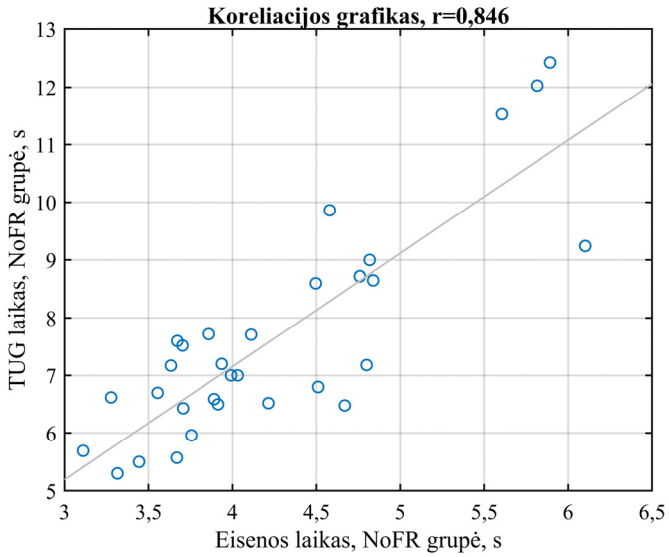




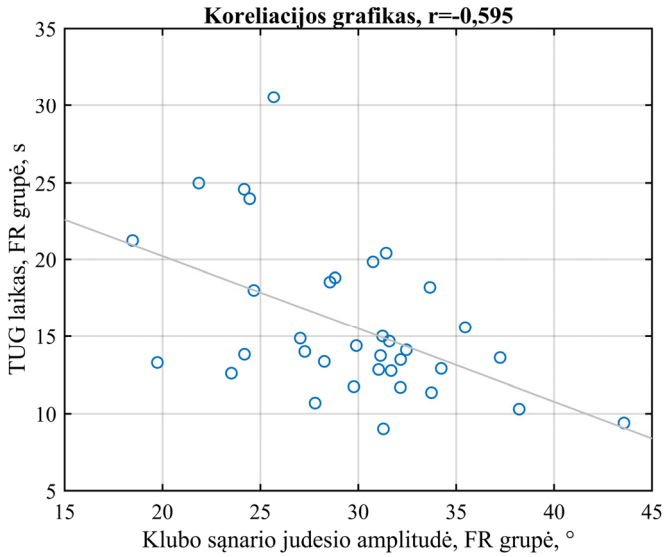
B.2. Koreliacija tarp eisenos laiko ir TUG testo laiko

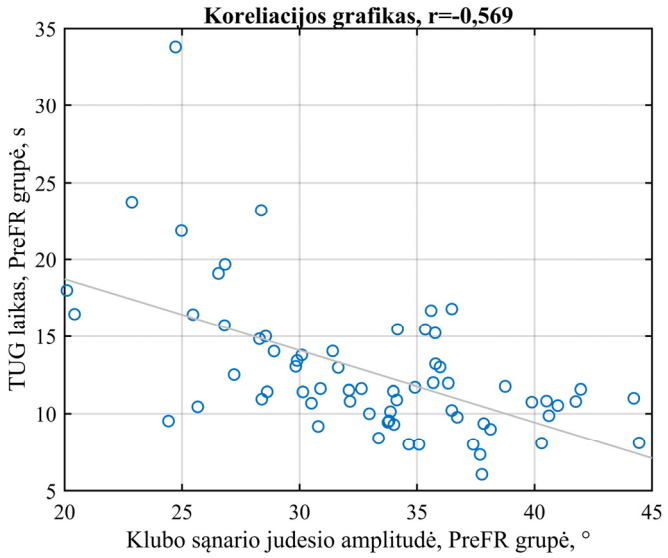


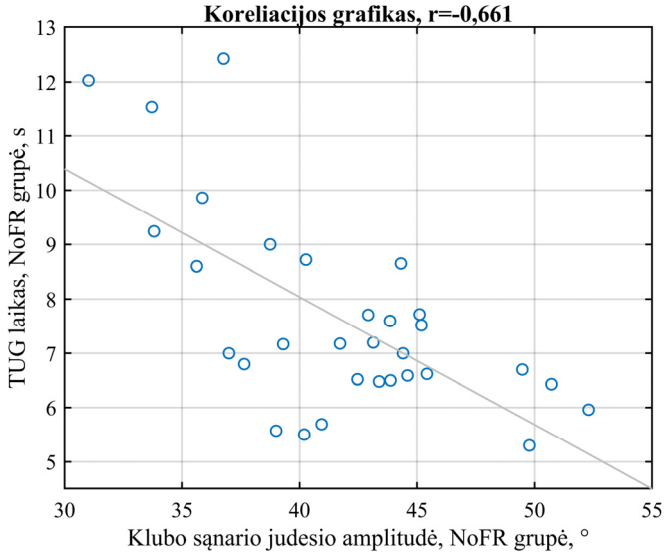




B.3. Koreliacija tarp klubo sąnario judesio amplitudės ir TUG testo laiko







B.4. Koreliacija tarp eisenos greičio ir SPPB testo

