



VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

MECHANIKOS FAKULTETAS

BIOMECHANIKOS KATEDRA

Lina Gargasaitė

**VIRŠUTINĖS GALŪNĖS BIOMECHANIKOS MODELIAVIMAS IR
TYRIMAS**

MODELING AND RESEARCH OF UPPER LIMB BIOMECHANICS

Baigiamasis magistro darbas

Biomedicininės inžinerijos studijų programa, valstybinis kodas 621H15001

Bendrosios inžinerijos studijų kryptis

Vilnius, 2017

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS FAKULTETAS
BIOMECHANIKOS KATEDRA

TVIRTINU
Katedros vedėjas

(Parašas)
Julius Griškevičius
(Vardas, pavardė)

20170531

(Data)

Lina Gargasaitė

VIRŠUTINĖS GALŪNĖS BIOMECHANIKOS MODELIAVIMAS IR
TYRIMAS
MODELING AND RESEARCH OF UPPER LIMB BIOMECHANICS

Baigiamasis magistro darbas

Biomedicininės inžinerijos studijų programa, valstybinis kodas 621H15001

Bendrosios inžinerijos studijų kryptis

Vadovas

doc. dr. Julius Griškevičius
(Pedag. vardas, vardas, pavardė)

(Parašas)

(Data)

Lietuvių kalbos konsultantas

(Pedag. vardas, vardas, pavardė)

(Parašas)

(Data)

Vilnius, 2017

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS
MECHANIKOS FAKULTETAS
BIOMECHANIKOS KATEDRA

Bendrosios inžinerijos studijų kryptis

Biomedicininės inžinerijos studijų programa, valstybinis kodas 621H15001

TVIRTINU

Katedros vedėjas

(Parašas)
Julius Griškevičius
(Vardas, pavardė)
2017 05 31
(Data)

BAIGIAMOJO MAGISTRO DARBO

UŽDUOTIS

2017 06 06 Nr. 2

Vilnius

Studentui (ei) *Lina Gargasaitė*
(Vardas, pavardė)

Baigiamojo darbo tema: *Viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimas ir tyrimas*

patvirtinta 2015 m. lapkričio 15 d. dekanų potvarkiu Nr. 247 me

Baigiamojo darbo užbaigimo terminas 2017 m. birželio 1 d.

BAIGIAMOJO DARBO UŽDUOTIS:

Išanalizuoti mokslo darbus, tiriančius viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimo metodus, būdus ir modelių taikymo ypatumus, išnagrinėti viršutinės galūnės biomechanikai darančius įtaką veiksniai, viršutinės galūnės funkcinio vertinimo metodikas ir naudojamas priemonės. Sudaryti viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimo ir modelio tyrimo metodiką, pritaikant skaitinius ir eksperimentinius būdus. Sudaryti viršutinės galūnės skaitinį modelį ir jį ištirti, atlikti statistinę skaitinio modeliavimo būdu ir eksperimentinių viršutinės galūnės biomechanikos matavimo metu gautų rezultatų palyginimą ir analizę. Išnagrinėti gautų rezultatų pritaikymo galimybes klinikoje praktikoje. Gautus rezultatus palyginti su kitų autorių moksliniuose darbuose aprašytais (rezultatų aptarimas). Pateikti išvadas.

Baigiamojo darbo rengimo konsultantai:

.....
.....

(Moksl. laipsnis/pedag. vardas, vardas, pavardė)

Vadovas

(Parašas)

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

Užduotį gavau

(Parašas)
Lina Gargasaitė
(Vardas, pavardė)
2016 - 05-05
(Data)

Vilniaus Gedimino technikos universitetas Mechanikos fakultetas Biomechanikos katedra	ISBN Egz. sk. Data-.....-.....
Antrosios pakopos studijų Biomedicininės inžinerijos programos magistro baigiamasis darbas	
Pavadinimas	Viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimas ir tyrimas
Autorius	Lina Gargasaitė
Vadovas	Julius Griškevičius
Kalba: lietuvių	
Anotacija Baigiamajame magistro darbe nagrinėjamas viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimas ir modeliavimo metodikos. Atlikta mokslo darbų analizė, kurioje aprašomi veiksniai, darantys įtaką rankos biomechanikai, pateikiamos galimos judesių nustatymo metodikos bei kitų tyrėjų sudarytų rankos modelių analizė ir pritaikymas. Taikant Lagranžo metodą sudarytas supaprastintas dviejų laisvės laipsnių viršutinės galūnės dinaminis modelis. Eksperimentinių duomenų apdorojimas ir dinaminio modelio analizė atliekami skaitmeniniais metodais. Atvirkštinės dinamikos būdu modelis leido apskaičiuoti viršutinės galūnės sukimo momentus peties ir alkūnės sąnariuose, atsirandančius atliekant tris reabilitacijoje po galvos smegenų insulto taikomus judesius. Statistiškai išnagrinėtas judesių atlikimo laikas. Pateiktas sudaryto modelio validavimas. Suformuluotos baigiamojo darbo išvados. Darbo apimtis – 62 p. teksto be priedų, 59 iliustr., 1 lent., 50 bibliografinių šaltinių.	
Prasminiai žodžiai: Atvirkštinė dinamika, biomechanikos modeliavimas, dinaminis modelis, insultas, viršutinė galūnė.	

Vilnius Gediminas Technical University
Faculty of Mechanics
Department of Biomechanics

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

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

Title **Modeling and Research of Upper Limb Biomechanics**

Author **Lina Gargasaitė**

Academic supervisor **Julius Griškevičius**

Thesis language: Lithuanian

Annotation

In the Master thesis, the upper limb biomechanical modeling and modeling techniques are analyzed. There is a scientific research performed analysing the factors influencing hand biomechanics and describing possible motion detection methods and the analysis and application of hand models, constructed by the other researchers. The upper limb model is created, which has two degrees of freedom and which equation of motion is determined by Lagrange method. The experimental data processing and dynamic model analysis are performed by numerical methods. There are upper limb torques in shoulder and elbow joints calculated, which appear by applying three movements used during the rehabilitation after stroke. The timing of movements is statistically analyzed. The model validation is presented. The conclusions of the Master thesis are formulated. Thesis volume - 62 pages of text without appendix, 59 figures., 1 tables., 50 references.

Keywords: Biomechanical modeling, dynamic model, inverse dynamics, stroke, upper extremity.

(Baigiamojo darbo sąžiningumo deklaracijos forma)

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Lina Gargasaitė, 20113389

(Studento vardas ir pavardė, studento pažymėjimo Nr.)

Mechanikos fakultetas

(Fakultetas)

Biomedicininė inžinerija, BMfm-15

(Studijų programa, akademinė grupė)

BAIGIAMOJO DARBO (PROJEKTO)

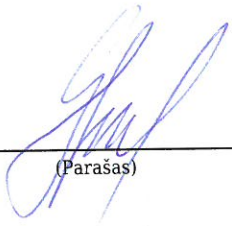
SĄŽININGUMO DEKLARACIJA

2017 m. gegužės 31 d.

Patvirtinu, kad mano baigiamasis darbas tema „Viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimas ir tyrimas“ patvirtintas 2015 m. lapkričio 12 d. dekanų potvarkiu Nr. 247me, yra savarankiškai parašytas. Šiame darbe pateikta medžiaga nėra plagijuota. Tiesiogiai ar netiesiogiai panaudotos kitų šaltinių citatos pažymėtos literatūros nuorodose.

Mano darbo vadovas doc. dr. Julius Griškevičius.

Kitų asmenų indėlio į parengtą baigiamąjį darbą nėra. Jokių įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs (-usi).


(Parašas)

Lina Gargasaitė
(Vardas ir pavardė)

TURINYS

PAVEIKSLĖLIŲ SĄRAŠAS	8
LENTELIŲ SĄRAŠAS	12
ĮVADAS.....	13
1. TEORINĖ DALIS. MOKSLINIŲ DARBŲ ANALIZĖ	14
1.1. Viršutinės galūnės biomechanikai įtaką darantys veiksniai.....	14
1.2. Žmogaus kūno judesių nustatymo metodai.....	21
1.3. Viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimo metodai, būdai ir pritaikymas.....	23
1.4. Teorinės dalies apibendrinimas ir tyrimo uždavinių suformulavimas	29
2. VIRŠUTINĖS GALŪNĖS MODELIAVIMO IR MODELIO TYRIMO METODIKA	30
2.1 Tyrimo metodikos parinkimas	30
2.2 Viršutinės galūnės modelio sudarymas ir parametrų parinkimas	31
3. EKSPERIMENTINIŲ DUOMENŲ ANALIZĖ	35
3.1. Eksperimentinių duomenų apdorojimas.....	36
3.2. Eksperimentinių duomenų analizė	38
3.3. Rezultatų gavimas	46
3.3. Modelio validavimas.....	53
3.4. Rezultatų aptarimas ir pasiūlymai.....	57
IŠVADOS	58
LITERATŪRA.....	59

PAVEIKSLĖLIŲ SĄRAŠAS

1.1 pav. a – rankos stiprumas; b – pečių fleksija; c – DASH klausimynas; d – NPDS-I klausimynas (Rasottoa <i>et al.</i> 2015)	15
1.2 pav. Ėjimo būdai: a – lėtai; b – gretai; c – ant kulnų. Juodos linijos vaizduoja rankų judesius (Lord <i>et al.</i> 2012).....	17
1.3 pav. Žmogaus rankų ir kojų judesių dinaminį parametrų analizatorius DPA-1 (Skirmantaitė 2014).....	17
1.4 pav. Persirgusiųjų galvos smegenų insultu ir kontrolinės grupės asmenų gyvenimo kokybė pagal atskiras sritis remiantis SF-12 gyvenimo kokybės klausimyno duomenimis (Krančiukaitė <i>et al.</i> 2007).....	18
1.5 pav. Ligonų, persirgusių galvos smegenų insultu ir gavusių dviejų etapų reabilitacinį gydymą, funkcinės būklės dinamika vienerių metų laikotarpiu (Šapogienė <i>et al.</i> 2011).....	20
1.6 pav. Persirgusių galvos smegenų insultu judesių kokybės vertinimas balais ankstyvosios reabilitacijos laikotarpiu (Petruševičienė <i>et al.</i> 2007)	20
1.7 pav. Persirgusių galvos smegenų insultu bei sveikų tiriamųjų sensomotorinių reakcijų greitis aktyviosios reabilitacijos laikotarpiu (Petruševičienė <i>et al.</i> 2007)	21
1.8 pav. 3D vaizdo gavimo schema (Du <i>et al.</i> 2016).....	23
1.9 pav. „Zajac“ raumenų funkcijos matavimo modelis (Zajec 1986)	24
1.10 pav. Viršutinės galūnės modelis. a – kinetinis rankos modelis; b – grafinis viršutinės galūnės modelis (Mansour <i>et al.</i> 2011).....	24
1.11 pav. Mechaninė sistema apibūdinanti rankos modelį (Valdmanova; Čechova 2013)	25
1.12 pav. Trijų segmentų rankos modelis (Dijkstra 2010).....	26
1.13 pav. Rankos modelis (Choudhury <i>et al.</i> 2013).....	27
1.14 pav. Viršutinės galūnės biomechaninis modelis (Piovesan <i>et al.</i> 2011)	27
1.15 pav. 5 laisvės laipsnių kinematinis rankos modelis (Abdullah <i>et al.</i> 2007).....	28
2.1 pav. Tyrimo metodologija.....	30
2.2 pav. Modelio vaizdas iš šono. a – biomechaninis modelis; b – dinaminis modelis.....	31
2.3 pav. Modelio vaizdas iš viršaus. a – biomechaninis modelis; b – dinaminis modelis	32
3.1 pav. Matavimų metu atlikti rankos judesių matavimai pagal tris rankos judesius: a – stūmimas-traukimas; b – pritraukimas-atitraukimas; c – atitraukimas-pritraukimas.....	36
3.2 pav. Kampas. a – peties kampas; b – alkūnės kampas. Mėlyna kreivė – filtruotas eksperimento metu išmatuotas kampas. Raudona kreivė – filtruotas ir funkcija „csapi“ aproksimuotas kampas ..	37

3.3 pav. Kampinis greitis. a – peties kampinis greitis; b – alkūnės kampinis greitis. Mėlyna kreivė – filtruotas eksperimento kampinis greitis. Raudona kreivė – filtruotas ir funkcija „csapi“ aproksimuotas kampinis greitis	37
3.4 pav. Kampinis pagreitis a – peties kampinis pagreitis; b – alkūnės kampinis pagreitis. Mėlyna kreivė – filtruotas eksperimento kampinis pagreitis. Raudona kreivė – filtruotas ir funkcija „csapi“ aproksimuotas kampinis pagreitis	38
3.5. pav. Struktūrinė duomenų apskaičiavimo schema	38
3.6 pav. Sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė pirmo judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	39
3.7 pav. Sveikų tiriamųjų peties sąnario amplitudė pirmo judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	39
3.8 pav. Sergančių tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė pirmo judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	40
3.9 pav. Sveikų tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė pirmo judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	40
3.10 pav. Sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė antro judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	41
3.11 pav. Sveikų tiriamųjų peties sąnario amplitudė antro judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	41
3.12 pav. Sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė antro judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	42
3.13 pav. Sveikų tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė antro judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	42
3.14 pav. Sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė trečio judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	43
3.15 pav. Sveikų tiriamųjų peties sąnario amplitudė trečio judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	43
3.16 pav. Sergančių tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė trečio judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	44
3.17 pav. Sveikų tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė trečio judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis.....	44
3.18 pav. Sveikų ir sergančių tiriamųjų pirmo judesio atlikimo laiko pasiskirstymas pagal ANOVA	45
3.19 pav. Sveikų ir sergančių tiriamųjų antro judesio atlikimo laiko pasiskirstymas pagal ANOVA	45

3.20 pav. Sveikų ir sergančių tiriamųjų trečio judesio atlikimo laiko pasiskirstymas pagal ANOVA	46
3.21 pav. Suminis sveikų tiriamųjų pirmo judesio peties sąnario sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	47
3.22. pav. Suminis sergančių tiriamųjų pirmo judesio peties sąnario sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	47
3.23 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, pirmo judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	48
3.24 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, pirmo judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	48
3.25 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, antro judesio peties sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	49
3.26 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, antro judesio peties sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	49
3.27 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, antro judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	50
3.28 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, antro judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	50
3.31 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, trečio judesio peties sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	51
3.32 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, trečio judesio peties sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	51
3.33 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, trečio judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	52
3.34 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, trečio judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis	52
3.35 pav. Pirmo judesio sveikų tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas peties sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas	53
3.36 pav. Pirmo judesio sergančių tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas peties sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas.....	54
3.37 pav. Antro judesio sveikų tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas.....	54
3.38 pav. Antro judesio sveikų tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas.....	55

3.39 pav. Antro judesio sergančių tiriamųjų alkūnės sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas peties sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio alkūnės sąnario momentas.....	55
3.40 pav. Trečio judesio sveikų tiriamųjų alkūnės sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas alkūnės sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio alkūnės sąnario momentas..	56
3.41 pav. Trečio judesio sveikų tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas.....	56

LENTELIŲ SĄRAŠAS

3.1 lentelė. Vidutiniai dalyvių antropometriniai duomenys	35
--	----

IVADAS

Darbo problema ir aktualumas. Žmogus savo rankomis kuria ir valdo aplinką, todėl jos kontroliavimas yra labai svarbus. Dažnai viršutinės galūnės funkcija būna pažeidžiama nelaimės metu ar susirgus. Viena dažniausių ligų, kurios metu sutrinka vienos arba abiejų viršutinių galūnių biomechanika yra galvos smegenų insultas. Jo metu išsibalansuoja dinaminės ir kinematinės judesių savybės, o jos daro įtaką žmogaus darbingumui, socializacijai ir gyvenimo kokybei.

Rankos judesiai atsinaujina per pirmuosius 3–6 mėn. po insulto, todėl šiuo periodu reabilitacija yra veiksmingiausia ir reikia kuo skubiau ir operatyviau pritaikyti tinkamą jos būdą.

Sudarytas viršutinės galūnės modelis galėtų būti, kaip papildomas įrankis, gydytojui vertinant pacientų būseną ir reabilitacijos procesą.

Tyrimo objektas. Viršutinės galūnės biomechaninių funkcijų tyrimas, analizė ir dinaminio modelio pritaikymas pacientams po insulto.

Darbo tikslas ir uždaviniai. Šio darbo tikslas yra sudaryti viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimo ir modelio tyrimo metodiką, pacientams po insulto. Keliami tokie uždaviniai:

1. Atlikti mokslinių darbų tiriančių viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimo metodus ir modelių taikymo ypatumus bei išnagrinėti viršutinės galūnės biomechanikai darančius įtaką veiksnius, viršutinės galūnės funkcinio vertinimo metodikas ir naudojamas priemones.
2. Sudaryti viršutinės galūnės modeliavimo ir modelio tyrimo metodiką taikant skaitinius ir eksperimentinius metodus ir sudaryti viršutinės galūnės skaitinį modelį bei jį ištirti.
3. Atlikti statistinę skaitinio modeliavimo būdu ir eksperimentinių viršutinės galūnės biomechanikos matavimo metu gautų rezultatų palyginimą ir analizę.
4. Išnagrinėti gautų rezultatų pritaikymo galimybes klinikinėje praktikoje ir palyginti su ankstesniais ar analogiškais, kitų tyrėjų rezultatais bei pateikti išvadas.

Darbo metodai. Darbe naudojama mokslinės literatūros analizė, atliekamas viršutinės galūnės modeliavimas bei eksperimentinių duomenų apdorojimas ir skaičiavimas „MATLAB“ programa, bei atliekama rezultatų analizė.

Temos naujumas. Modelis atkuriantis esamus tiriamo paciento viršutinės galūnės judesius gali būti naudojamas, kaip reabilitacijos programos dalis. Remiantis modeliu grįsta reabilitacijos programa, atliekamas jos efektyvumo įvertinimas pacientams po insulto, ji pritaikoma kiekvienam pacientui individualiai, pagal jo fiziologinius bei antropometrinius duomenis.

Darbo aprobacija. Pagrindiniai darbo rezultatai buvo pristatyti 20-ojoje Lietuvos jaunųjų mokslininkų konferencijoje „Mokslas – Lietuvos ateitis“, kuri vyko 2017 metų balandžio 28 dieną Vilniaus Gedimino Technikos Universitete.

1. TEORINĖ DALIS. MOKSLINIŲ DARBŲ ANALIZĖ

1.1. Viršutinės galūnės biomechanikai įtaką darantys veiksniai

Pagrindinės rankos funkcijos – paimti, paleisti, jausti daiktus, juos perkelti iš vienos vietos į kitą, jais naudotis, atlikti įvairias užduotis bei manipuliacijas. Smulkiosios motorikos įgūdžiai leidžia atlikti daugelį pagrindinių kasdieninių darbų tokių, kaip nusiprausti ir apsirengti, paruošti maistą, pavalgyti, tvarkytis. Rankomis mes naudojames ne tik užduočių atlikimui, bet ir išreiškiant emocijas ar mintis, gestikuojant, mojuojant, pasisveikinant spaudžiant ranką. Jei visų šių veiksmų negalime atlikti, dėl rankų funkcijų sutrikimo, tai gali daryti įtaką žmogaus psichologinei būsenai ir socialiniam gyvenimui (Carlsson *et al.* 2010).

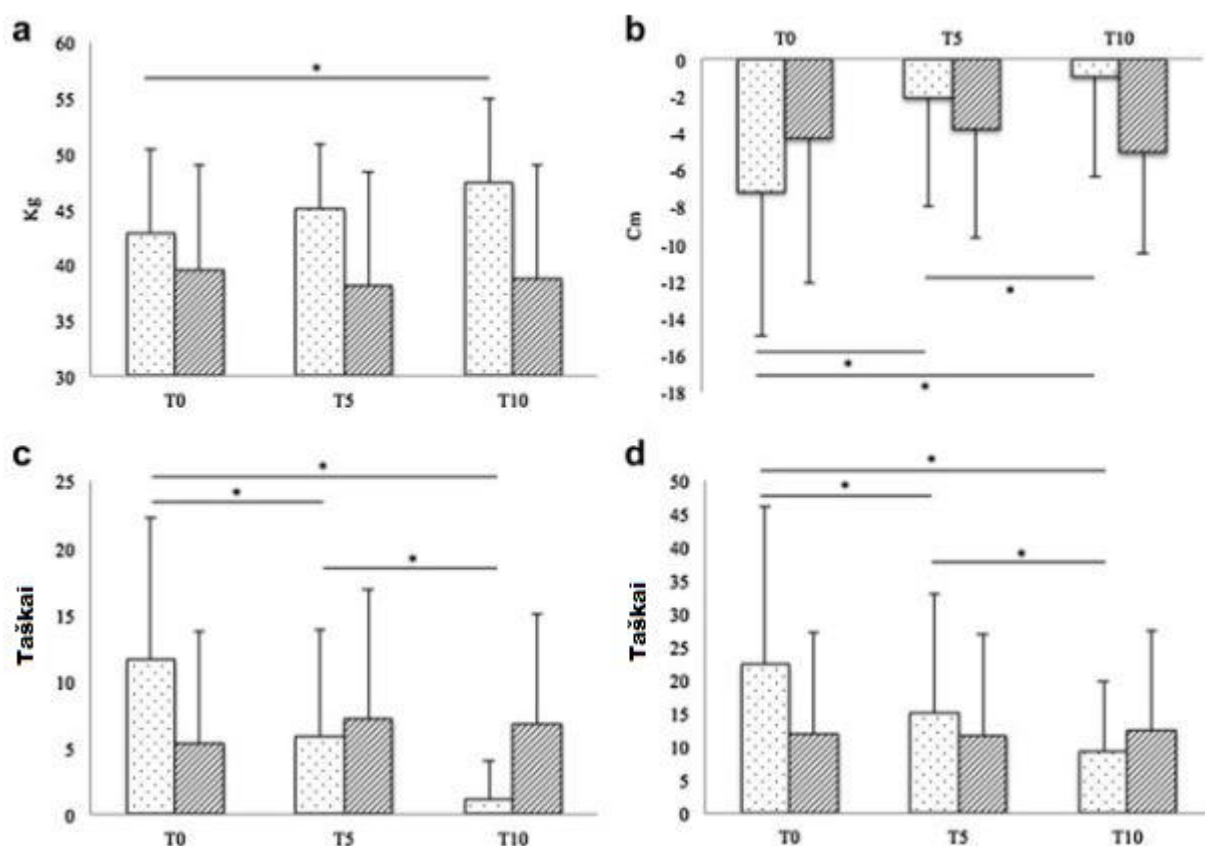
Kasdienėje veikloje rankos aktyviai dalyvauja atliekant įvairią veiklą, todėl jos yra viena iš labiausiai pažeidžiamų kūno dalių. Įvykus viršutinės galūnės traumai ar kitam jos funkcijos sutrikimui, dažniausiai reikalinga speciali rehabilitacija, smulkiosios motorikos lavinimas, kuris yra svarbus produktyviame asmens dalyvavime kasdienėje veikloje (Gemmerta; Teulingsb 2006.). Funkcijai atstatyti, imamasi įvairių veiksmų sutrikusios rankos funkcijos atgavimą ar jos kompensavimą (Case-Smith 2003).

Moksliniuose straipsniuose galima rasti nemažai pavyzdžių, aprašančių bei tiriančių viršutinės galūnės sutrikimo priežastis, viena iš jų yra raumenų ir kaulų sistemos sutrikimas, kuris lemia viršutinių galūnių, stuburo, kaklo bei pečių disfunkciją (Esmaeilzadeh 2014). Šis sutrikimas atsiranda palaipsniui, dėl sunkių ar rutiniškai pasikartojančių darbo sąlygų, pavyzdžiui, ilgo sėdėjimo ar stovėjimo vienoje pozicijoje, neergonomiškos darbo aplinkos ar netinkamos laikysenos (Buckle; Devereux 2002).

Šiomis dienomis vienas iš pačių aktualiausių pavyzdžių yra tai, kad žmonės kenčia nuo kaulų ir raumenų sistemos sutrikimo ilgai ir be pertraukų dirbant kompiuteriu. Tyrėjas M. Taieb-Maimon *et al.* pabrėžia, kad tinkamai darbo aplinkai kompiuteriu svarbu taisyklingai sureguliuotas kėdės aukštis, tinkamas apšvietimas, taisyklinga laikysena sėdint, patogiai padėta klaviatūra ir pelė (2012). S. Esmaeilzadeh *et al.* atliko tyrimą, kurio metu aiškinosi, kaip ergonomiška darbo aplinka keičia dirbančių kompiuteriu savijautą bei darbo kokybę (2014). Nustatyta, kad per šešis tyrimo mėnesius, funkcinė ($p = 0,001$), fizinė ($p < 0,001$) bei psichinė būklė ($p = 0,035$) ženkliai pagerėjo lyginant su kontroline grupe.

Kitą tyrimą atliko Ch. Rasottoa *et al.*, kurio metu buvo tiriami žmonės dirbantys šaltkalviais (2015). Jų darbo sąlygos tiesiogiai veikia rankas, pečius, kaklą, stuburą. Tyrimas buvo atliekamas dešimt mėnesių, 34 asmenys – tiriamoji grupė, 34 – kontrolinė. Jų rezultatai buvo lyginami tarpusavyje (1.1 pav.) nuo tyrimo pradžios, po 5 mėnesių ir po 10 mėnesių. Pirminiai sveikatos

sutrikimai išmatuoti klausimynu DASH (angl. Disability of the Arm, Shoulder and Hand) skirtu viršutinės galūnės patologijai įvertinti, o kaklo skausmui ir negaliai nustatyti naudota NPDS-I skalė (angl. Neck Pain and Disability Scale). Tiriamiesiems buvo taikyta speciali fizinio aktyvumo programa, o po to tikrinamas jos veiksmingumas.



1.1 pav. a – rankos stiprumas; b – pečių fleksija; c – DASH klausimynas; d – NPDS-I klausimynas (Rasottoa *et al.* 2015)

Intervencinė grupė – taškeliais užpildyti stulpeliai ir kontrolinė – linijomis užpildyti stulpeliai). Reikšmė paveiksle (1.1 pav.) „*“ – nurodo statistiškai reikšmingą skirtumą aptikta atliekant Vilkoksono ženklų kriterijaus testą (Rasottoa *et al.* 2015)

Rasottoa *et al.* tyrimo metu nustatyta, kad pritaikyta programa teigiamai veikė tiriamuosius, jiems sumažėjo skausmas kaklo, pečių, alkūnių, riešų srityse. Taip pat pagerėjo pečių srities abdukcija, fleksija ir ekstezija.

Dar viena darbo sritis, kurioje pasireiškia raumenų ir kaulų sistemos sutrikimas yra chirurgija, o ypač laparoskopinės operacijos. Šios srities chirurgai dirba stovėdami, mažiau perkelia svorį nei chirurgai, atliekantys atviras operacijas. Statinė nugaros ir pečių laikysena per ilgą laparoskopinių operacijų laikotarpį sukelia laikysenos nuovargį nugaros ir pečių srityse. Taip pat daugelis

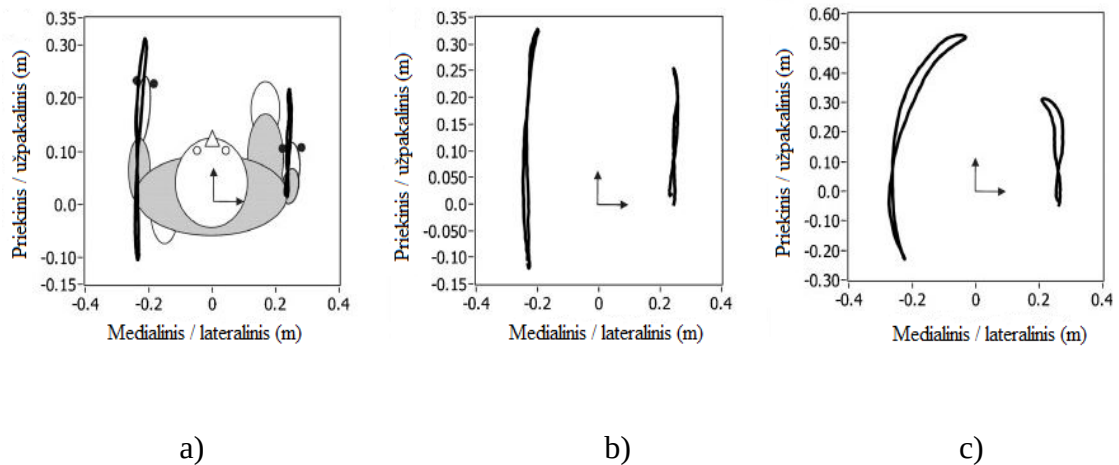
instrumentų, skirtų operacijoms atlikti yra nepakankamai ergonomiški ir patogūs, dėl to labiausiai kenčia riešai bei pirštai. C. Esposito *et al.* atliko tyrimą, kurio metu laparoskopijos chirurgai atsakinėjo į specialiai sukurta klausimyną (2013). Dalyvavo 25 asmenys, jie buvo padalinti į dvi grupes – chirurgai su didele ir maža laparoskopinių operacijų patirtimi. Rezultatai parodė, kad labiausiai skausmas jaučiamas pečių srityje – 78,2 %, daugiau nei trečdaliui prireikė nuskausminamųjų, kurie numalšintų skausmą. 65 % tiriamųjų pareiškė, kad robotizuotos sistemos padėtų laparoskopines operacijas atlikti ergonomiškiau.

Kita medicinos sritis, kurioje pasireiškia raumenų ir kaulų veiklos sutrikimas yra odontologija. Šio darbo metu, dantistai ilgą laiką atlieka pasikartojančius judesius toje pačioje pozicijoje ir dirba su aukštos vibracijos instrumentais. Pažeidimo lygiui nustatyti naudojami įvairūs vertinimo klausimynai ir metodai, pavyzdžiui, raumenų sistemos sutrikimų klausimynas (angl. Nordic musculoskeletal Questionnaire), viršutinių galūnių įvertinimo tyrimo metodas – RULA (angl. Rapid upper limb assessment) bei REBA (angl. Rapid Entire Body Assessment) metodas įvertinantis riziką atsirasti su darbu susijusiems raumenų – skeleto pažeidimams, kurie priklauso nuo darbo pozos. F. Rafie *et al.* atliko tyrimą, kurio metu dalyvavo 130 odontologai – 84 vyrai ir 46 moterys, jo metu taikytas RULA metodas ir raumenų sistemos sutrikimų klausimynas. Iš gautų rezultatų buvo nustatyta, kad net 82,8% tiriamųjų rizikuoja susirgti raumenų ir kaulų veiklos sutrikimu (2015). Daugumai dalyvių nustatytas skausmas kakle (55,9%) ir pečių srityje (43,8%). Kitas tyrėjas A. Mohammad *et al.* su komanda atliko panašų tyrimą ir nustatė, kad tiriamieji taip pat labiausiai skausmą jaučia kakle, nugaroje, pečiuose bei riešuose (2009).

F. Rafie *et al.* tyrimo metu išsiaiškinta, kad dar nėra specialių mokymosi programų, kurios sudarytų sąlygas ergonomiškiau dirbti odontologams. Šiame tyrime patariama daryti mažas pertraukas darbo metu ir atlikti mankštos pratimus, kurie atpalaiduotų raumenis ir taip būtų galima išvengti rankų, kaklo ir pečių skausmo.

Nagrinėjant mokslinius straipsnius apie žmogaus viršutinės galūnės biomechaniką, taip pat pastabėta, kad rankų funkcijos labai dažnai pažeidžiamos ištikus sunkioms ir plačiai paplitusiomis ligomis, tokioms kaip: Parkinsono liga ir galvos smegenų insultas.

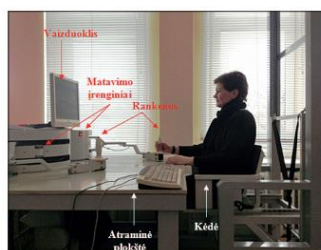
Parkinsono liga (PL) – lėtinė progresuojanti neurodegeneracinė liga, ji riboja žmogaus judėjimą, blogina gyvenimo kokybę ir visaverčio bendravimo galimybes (Lord *et al.* 2012). M. D Leweka *et al.* atliko tyrimą, kurio metu kiekybiškai buvo vertinta, kaip eisenos metu rankos siūbavimas ir asimetrija gali padėti įvertinti Parkinsono ligos stadiją (2010). Tyrime dalyvavo 12 asmenų sergančių ankstyvos stadijos Parkinsono liga ir 8 asmenys – kontrolinė grupė. Judesių nustatymui buvo pasitelkta judesių aptikimo ir stebėjimo sistema. Dalyviai turėjo eiti normaliai, greitai ir eiti ant kulnų (1.2 pav.).



1.2 pav. Ėjimo būdai: a – lėtai; b – greitai; c – ant kulnų. Juodos linijos vaizduoja rankų judesius (Lord *et al.* 2012)

Gauti rankų judesių rezultatai buvo palyginti tarp grupių. Nustatyta, kad ėjimo laikas buvo apytiksliai vienodas ($p = 0,61$), tai pat nebuvo jokio reikšmingo skirtumo tarp rankų siūbavimų, tačiau Parkinsono liga sergančiųjų grupė parodė žymiai didesnę rezultatą matuojant rankos judesio asimetriją (asimetrijos kampas: $13,9 \pm 7,9 \%$), palyginant su kontroline grupe (asimetrijos kampas: $5,1 \pm 4,0 \%$; $p = 0,003$). Tyrinė gauta išvada, kad rankos asimetrija vienareikšmiškai skiriasi tarp žmonių su ankstyvąja Parkinsono liga ir kontroline grupe, todėl kiekybinis vertinimas gali būti naudingas stebint ir analizuojant ankstesnes ir vėlesnes Parkinsono ligos stadijas.

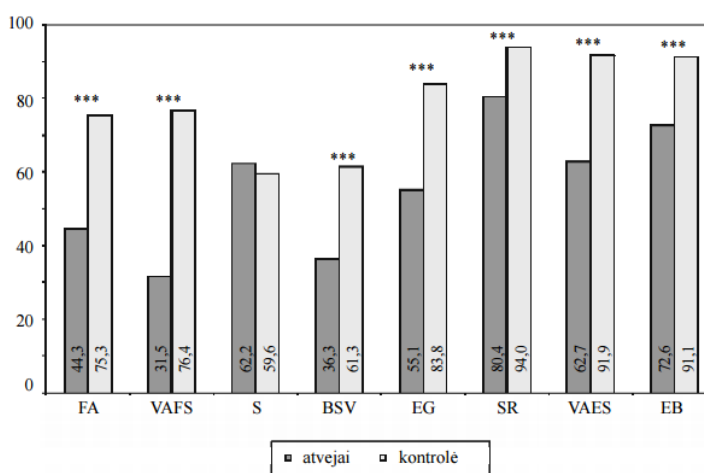
I. Skirmantaitė atliko tyrimą apie greitėjančių tempo treniruočių poveikį pacientams sergantiems Parkinsono liga (2014). Rankos greitų ir tikslių judesių kinematinių ir dinaminių rodiklių duomenų analizė su analizatoriumi DPA-1 parodė, kad vertinant reakcijos laiką prieš kineziterapijos procedūras, paprastos užduoties reakcijos laikas buvo apytiksliai 283 ms, o sudėtingos 338 ms (1.3 pav.).



1.3 pav. Žmogaus rankų ir kojų judesių dinaminių parametrų analizatorius DPA-1 (Skirmantaitė 2014)

Po 16 kineziterapijos procedūrų paprastos ir sudėtingos užduoties reakcijos laikas statistiškai pagerėjo ($p < 0,001$), atitinkamai gauti rezultatai pasiskirstė, kad paprastos užduoties atlikimo laikas buvo 266 ms, o sudėtingos 278 ms. Gauti rezultatai pagrindžia teiginį, kad rehabilitacija pagerina sergančiųjų Parkinsono liga motorines savybes.

Kita dažnai pasitaikanti liga, kuri daro didelę įtaką normaliai rankos biomechanikai yra galvos smegenų insultas – tai ūminis galvos smegenų kraujotakos sutrikimas (Budrys 2003). Jis yra vienas dažniausių sergamumo ir mirtingumo priežasčių pasaulyje (Kjellstrom *et al.* 2006; Juocevičius *et al.* 2010). Europoje kasmet apytiksliai 1 mln. žmonių suseraga šia liga, skirtingose šalyse insulto dažnis yra nevienodas, jis varijuoja nuo 100 iki 300 atvejų 100000 gyventojų per metus, o Lietuvoje sergamumas insultu siekia apytiksliai 270 atvejų 100000 gyventojų per metus (Juocevičius *et al.* 2010). Susirgus galvos smegenų insultu pažeidžiami vestibulospinaliniai ir retikulospinaliniai laidai, todėl sutrinka viršutinių ir apatinių galūnių valdymas (Kline *et al.* 2007). Pablogėja atliekamų judesio tikslumas, jie tampa netaisyklingi ir netolygūs, išsibalansuoja dinaminės ir kinematinės judesių savybės taip pat pasireiškia rankos raumenų silpnumas, skausmas (Skurvydas 2011). Tai riboja pacientų darbingumą, socializaciją (Schepers *et al.* 2005), tada gyvenimo kokybė prastėja (Krančiukaitė *et al.* 2007) (1.4 pav.). Paveiksle 1.4 reikšmė $p < 0,001$ lyginant persirgusiųjų galvos smegenų insultu ir kontrolinės grupės gyvenimo kokybę. FA – fizinis aktyvumas, VAFS – veiklos apribojimas dėl fizinių sutrikimų, S – skausmas, BSV – bendras sveikatos vertinimas, EG – energingumas bei gyvybingumas, SR – socialiniai ryšiai, VAES – veiklos apribojimas dėl emocinių sutrikimų, EB – emocinė būklė (Krančiukaitė *et al.* 2007) (1.4 pav.).



1.4 pav. Persirgusiųjų galvos smegenų insultu ir kontrolinės grupės asmenų gyvenimo kokybė pagal atskiras sritis remiantis SF-12 gyvenimo kokybės klausimyno duomenimis (Krančiukaitė *et al.* 2007)

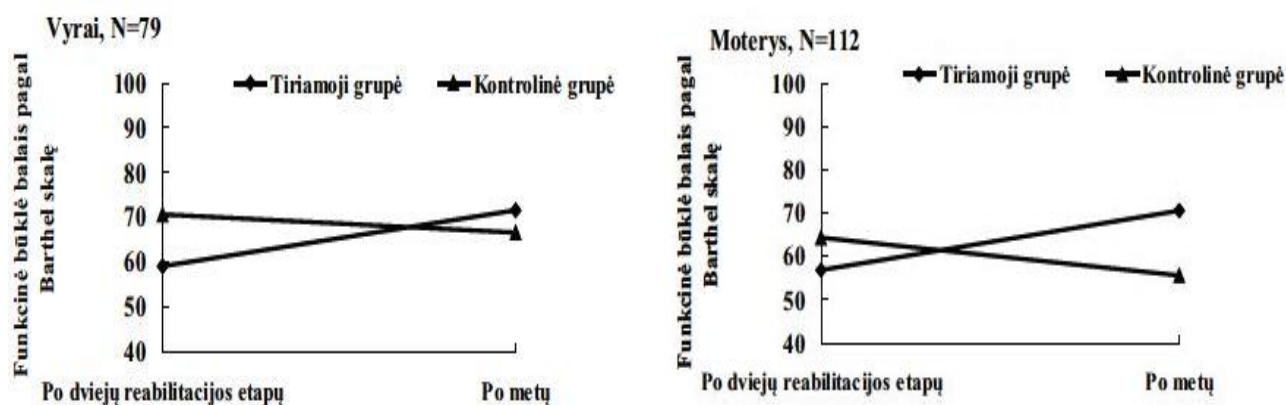
K. Ones *et al.* tyrė pacientų gyvenimo kokybę po galvos smegenų insulto (2005). Dalyvavo 88 pacientai sirgę šia liga ir 40 žmonių – kontrolinė grupė, jų amžius ir lytis buvo panašūs. Gyvenimo kokybė buvo įvertinta Notingemo sveikatos anketa (angl. NHP – Nottingham Health Profile). Rezultatai parodė, kad sergančių gyvenimo kokybė žymiai prastesnė nei sveikų žmonių ($p < 0,0001$). Taip pat D. Krančiukaitė *et al.* 2007 atliko tyrimą, kurio metu buvo vertinama pacientų gyvenimo kokybė, rezultatai parodė, kad persirgę galvos smegenų insultu tiriamieji, palyginus su kontroline grupe, gyvenimo kokybę vertino blogiau visose gyvenimo srityse.

J. Morris *et al.* atlikto tyrimo metu buvo vertinami 85 pacientai persirgę galvos smegenų insultu (2013). Tyrime buvo nagrinėjami nerimo ir viršutinės galūnės valdymo aspektai praėjus 6 mėnesiams po ligos. Duomenims gauti buvo naudojamos įvairios vertinimo skalės: nuotaikai nustatyti – klinikinė nerimo ir depresijos skalė (angl. HAD's – Hospital Anxiety and Depression scale), viršutinių galūnių veikimui – rankos judesių ištyrimo testas (angl. Action Research Arm Test), Rivermedo judesių įvertinimo skalė (angl. Rivermead Motor Assessment scale), kasdienė veikla – modifikuotas Bartelio indeksas (angl. Modified Barthel Index). Rezultatai parodė, kad pacientų gyvenimo kokybei didelę įtaką daro nerimas, todėl labai svarbu per visą reabilitacijos laikotarpį kuo anksčiau jį pastebėti ir imtis prevencijos priemonių.

Labai svarbu laiku bei aktyviai pradėti taikyti įvairias reabilitacijos priemones, tai padeda sugrąžinti pažeistas funkcijas, išvengti komplikacijų, suteikti pacientui galimybę maksimaliai prisitaikyti kasdieninėje veikloje, bei pagerinti gyvenimo kokybę (Šapogienė *et al.* 2011).

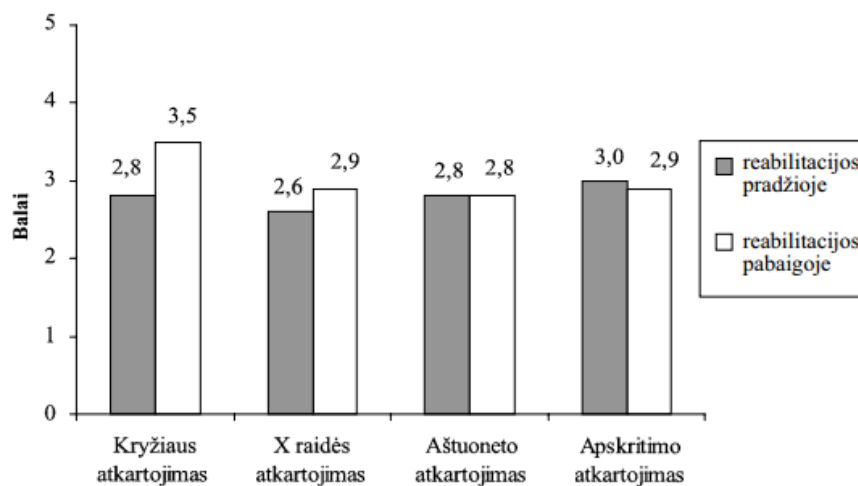
Po galvos smegenų insulto judesių normalizavimosi sėkmė priklauso nuo kineziterapijos metodų per pirmąsias tris savaites, nes vėlesnė kineziterapija gali būti nebeefektyvi (Kwakkel, 2006). Tyrėjas Ch. Wu *et al.* atliko palyginamąją analizę, kurios metu analizavo, kaip dvi skirtingos reabilitacijos metodikos daro įtaką pacientų patyrusių galvos smegenų insultą rankos reabilitacijos sėkmei (2010). Jis lygino metodą, kai viena paciento ranka imobilizuota, o kita atlieka tam tikrus ergoterapinius pratimus su metodu, kai šiuos pratimus pacientas atlieka abejomis rankomis. Nustatyta, kad abu metodai puikiai tinka reabilitacijai, panašiai lengvina judesiu atlikimo vientisumą. Pirmasis metodas tinkamesnis gerinant jėgos didinimą rankoje, o antrasis labiau tinka tobulinant kasdieninius judesius.

D. Šapogienė *et al.* įrodė, kad palyginus pacientus patyrusius galvos smegenų insultą, kuriems taikyta pakartotinė reabilitacija, funkcinės būklės pokyčiai kasdieniniame gyvenime pagerėja, nei tiems, kuriems tokia reabilitacija nebuvo taikyta (2011) (1.5 pav.).

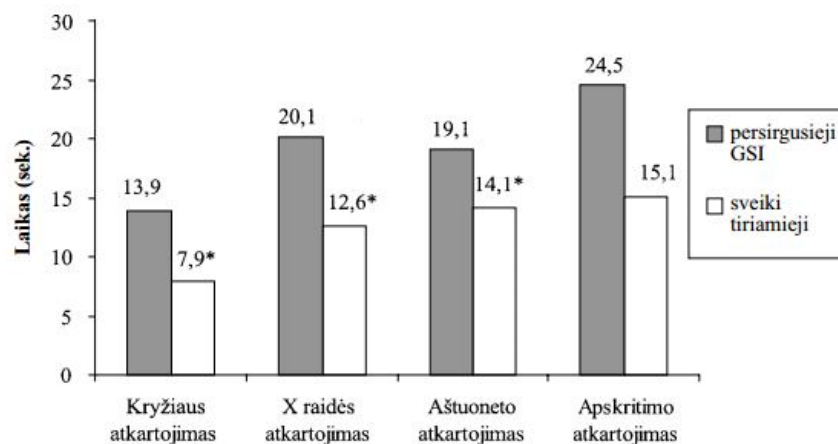


1.5 pav. Ligonų, persirgusių galvos smegenų insultu ir gavusių dviejų etapų reabilitacinį gydymą, funkcinės būklės dinamika vienerių metų laikotarpiu (Šapogienė *et al.* 2011)

D. Petruševičienė *et al.* atliko tyrimą apie sensomotorinių reakcijų vertinimą aktyviosios reabilitacijos laikotarpiu. Naudota „Sensoneck“ sistema reakcijoms apskaityti. Rezultatų įvertinimui tiriamieji turėjo kartoti keturis judesius: kryžių, X raidę, aštuoneta, apskritimą. Tyrimas parodė, kad aktyviosios reabilitacijos laikotarpiu judesio kokybė pagerėja nelabai žymiai (1.6 pav.), bet statistiškai reikšmingas tampa sensomotorinių reakcijų greitis (2007) (1.7 pav.).



1.6 pav. Persirgusių galvos smegenų insultu judesių kokybės vertinimas balais ankstyvosios reabilitacijos laikotarpiu (Petruševičienė *et al.* 2007)



1.7 pav. Persirgusių galvos smegenų insultu bei sveikų tiriamųjų sensomotorinių reakcijų greitis aktyviosios reabilitacijos laikotarpiu (Petruševičienė *et al.* 2007)

Taip pat nustatyta, kad, taikant aktyvias sensorimotorines treniruotes, po insulto praėjus 5 dienoms, galvos smegenų žievės regeneracija yra žymiai efektyvesnė nei po 14 dienų, o kuo anksčiau po insulto galvos smegenys pradeda gauti sensorinius arba motorinius stimulus, tuo efektyvesnė yra neuroreabilitacija (Biernaskie *et al.* 2004; Petruševičienė *et al.* 2007).

1.2. Žmogaus kūno judesių nustatymo metodai

Žmogaus kūno judesių nustatymas ir analizė yra svarbi medicinos ir sporto srityse, atliekant įvairius tyrimus kūno padėties nustatyme, laikysenoje, diagnozuojant motorikos sutrikimus, optimizuojant sportininkų judesius pasirodymų metu (Zhang *et al.* 2007; Gall *et al.* 2009).

Mokslinėje literatūroje galima rasti keletą žmogaus kūno judesių nustatymo metodų, vienas iš jų yra ergoterapija. Tai kompleksinė reabilitacijos sritis, kurios metu pacientai ne tik mokomi atlikti tam tikras užduotis, bet ir stebimi bei analizuojamai, pagal klasikinės matavimo skalės, kurios yra patvirtintos, standartizuotos ir klasifikuotos (Petruševičienė; Kriščiūnas 2003.). Jos gali būti kaip jėgos, funkcinės arba kasdienių darbų testai (Reyes–Guzmana *et al.* 2014). Šie stebėjimo metodai turi pagrindinį trūkumą – subjektyvumą, todėl norint tiksliai išmatuoti judesius kartu su šiais testais reikia derinti kitus modernesnius stebėjimo metodus.

Specialios judesių aptikimo sistemos – naujausia metodika žmogaus judesių stebėjime. Jos gali būti optinės – dviejų arba trijų dimensių, su atspindinčiais arba neatspindinčiais šviesą žymekliais, kurių pagalba matuojama judesio padėtis arba kampas tarp žymeklių (Sharma *et al.* 2013). Taip pat gali būti naudojamos panašios optinės sistemos be žymeklių, kai sekamos paviršiaus savybės. Su šiomis sistemomis išmatuotos judesių amplitudės lyginamos su turimais

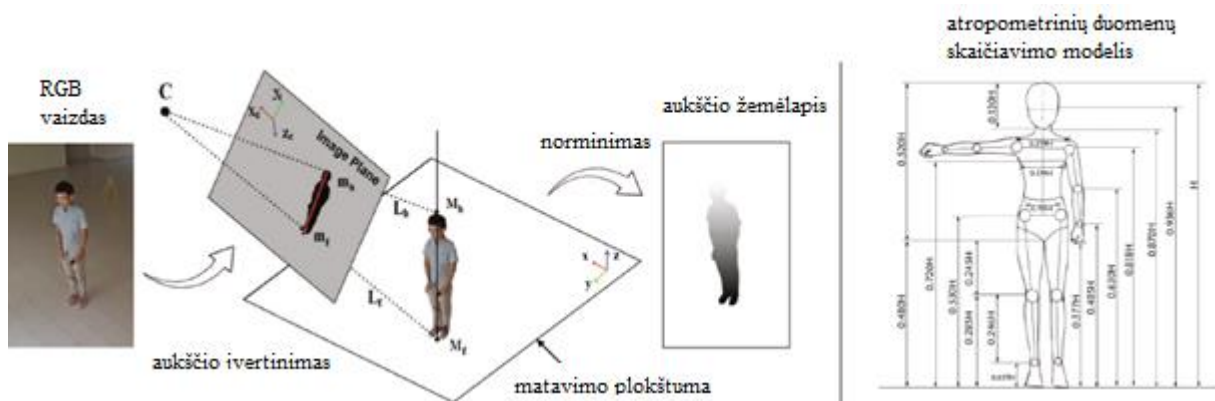
baziniais arba eksperimentiniais duomenimis, tada gauti rezultatai analizuojami, filtruojami ir daromos išvados apie kūno judesių savybes, kampus, poslinkius, pagreičius ir judesio momentus (Sharma *et al.* 2013).

Stebėjimo sistemose, kuriose nenaudojami žymekliai objektas stebimas vienos ar keleto vaizdo kamerų ir gauti vaizdai yra apdorojami, siekiant įvertinti objekto pozas kiekviename stebėjimo momente. Šis metodas labai patogus, nes nereikia papildomų jutiklių, užtenka įprastų vaizdo kamerų, tačiau susiduriama ir su tam tikrais sunkumais, pavyzdžiui, vaizdo ryškumo nevienalytiškumu, okliuzija, kinematinėmis ypatybėmis.

Kitas būdas žmogaus naudojamas kūno judesiams užfiksuoti ir išmatuoti yra inercinės judesio fiksavimo technologijos. Jas sudaro nedideli inerciniai jutikliai su giroskopais ir magnetometrais, kuriais galima išmatuoti judesį šešiomis ašimis, nes 3 ašys integruotos į giroskopą ir 3 į magnetometrą (Hu *et al.* 2010). Inercinėms sistemoms nereikalingos išorinės kameros, žymekliai ar spinduliavimo šaltiniai. Išmatuoto judesio informacija perduodama bevieliu būdu, pavyzdžiui, *Bluetooth* į kompiuterį, kuriame judesys yra išsaugomas ir peržiūrimas, filtruojamas bei kitaip apdorojamas, kad būtų tinkamas tolesnei analizei.

Zhou *et al.* sudarė rankos kinematinį modelį, o eksperimentinius duomenis surinko naudodamasis inerciniais jutikliais, pritvirtintais žasto, dilbio masės centruose (2005). Tyrėjas savo eksperimente atliko palyginamąją analizę, kurios metu inercinių jutiklių išmatuotus duomenis lygino su komercine 3D judesių aptikimo sistema „Qualysis“, kurią sudaro 3 stebėjimo kameros ir žymekliai. Pastebėta, kad išmatuoti judesiai inerciniais jutikliais nenusileidžia tikslumu nuo „Qualysis“ duomenims, todėl Zhou *et al.* padarė išvadą, kad naudojami jutikliai žymiai pigesni, užima mažiau vietos ir nereikia didelio pasiruošimo ir suteikia tokius pačius rezultatus, kaip matuojant judesius sistema, susidedančia iš trijų kamerų ir žymeklių.

Y. Du *et al.* pristatė vieną naujausių 3D stebėjimo sistemą, kurioje naudojama tik viena kamera aptinkant viso kūno judesius. Sistemą sudaro trys pagrindinės dalys – aukščio žemėlapis, 2D sąnarių aptikimo taškai, 3D judesių įvertinimas (2016). Turimas RGB formato vaizdas ir apskaičiuotas aukščio žemėlapis pagal tiriamojo antropometrinius duomenis yra sujungiami, siekiant nustatyti 2D sąnarių vietas, tada suformuojamas naujas 3D vaizdas, iš turimų atskirų 2D vaizdų sekos (1.8 pav.).



1.8 pav. 3D vaizdo gavimo schema (Du *et al.* 2016)

Y. Du *et al.* teigia, kad jų sukurta sistema gali sumažinti kamerų skaičių vietoje, kuriose būtinas vaizdo stebėjimas ir viliasi, kad ateityje galės sukurti tokią vaizdo stebėjimo sistemą, kuri galėtų būti taikoma matuojant atskirų segmentų judesių aptikimui tik su viena kamera.

Matuojant judesius sistemomis, kuriose naudojami jutikliai, reikia pastaruosius tinkamai pritvirtinti prie žmogaus kūno. Jie dedami prie galūnių, juosmens, galvos. Tokios sistemos susiduria su tam tikrais sunkumais, jei norima išmatuoti judesį realiaame laike, nes atsiranda tam tikri rezultatų trikdžiai, kurie vadinami dreifu.

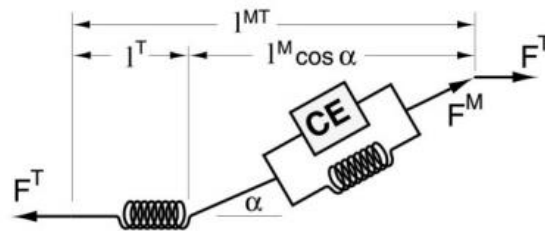
Z. Zhang *et al.* sukūrė viršutinės galūnės judesių nustatymo sistemą, kuriose naudojo mikroinercinius jutiklius – akcelerometrus ir giroskopus, kurie tvirtinami atitinkamuose taškuose ant rankų, tam kad būtų išmatuoti galūnių pagreičiai ir kampai (2009). Surinkta inercinė informacija apdorojama *Kalman* filtru, kuris apima bendrą segmentų struktūrą ir geometrinius apribojimus. Sukurta sistema unikali tuo, kad visiškai sumažino dreifo atsiradimo galimybę atkuriant galūnių judesius realiaame laike.

1.3. Viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimo metodai, būdai ir pritaikymas

Viršutinės galūnės modeliavimo metodikos labiausiai paplito per pastaruosius dešimtmečius (Mansour *et al.* 2011). Jos tampa vis aktualesnės įvairiose srityse, tokiose kaip, darbo sąlygų gerinimas, endoprotezų tobulinimas, rehabilitacijos būdų ir terapijų pritaikymas, biomechaninių funkcijų atkūrimas, automobilių industrija (Choudhury, *et al.* 2013; Valdmanova; Cechova 2013). Neretai tyrėjai modeliuodami viršutinę galūnę pasitelkia žmogaus-roboto veikimo principą (Choudhury, *et al.* 2013) ir atlieka kinematinės bei dinamines analizes.

Tyrėjas E. Pennestri *et al.* atliko viršutinės galūnės modeliavimo tyrimą, kurio metu buvo sukurtas septynių laisvės laipsnių modelis, susidedantis iš 4 segmentų: žastikaulio, alkūnkaulio,

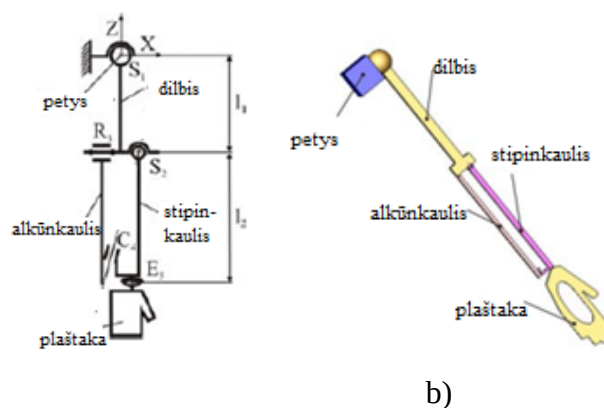
stipinkaulio ir plaštakos (2006). Jį sudarė 24 raumenys, kurie atkūrė natūralų rankos judesį ir buvo nagrinėjami pagal „Zajac“ modelį (1.9 pav.) (1989). Modelio tikslas buvo išmatuoti veikiančias jėgas vairuojant ir optimizuoti transporto priemonės interjerą žmonėms, kurie turi viršutinių galūnių sutrikimų.



1.9 pav. „Zajac“ raumenų funkcijos matavimo modelis (Zajec 1986)

Kinematinė analizė buvo atlikta atsižvelgiant į ergonominius rodiklius: laikyseną ir bendrus fizinius apribojimus. Modelio tikslumas patikrintas palyginat gautus rezultatus su automobilio stimulatoriaus EMG rezultatais, gautais atliekant eksperimentinius matavimus. Nustatyta, kad toks modelis gali būti taikomas optimizuojant vairavimo sąlygas žmonėms, kuriems sunku vairuoti įprastas transporto priemones, dėl sutrikusių rankos funkcijų.

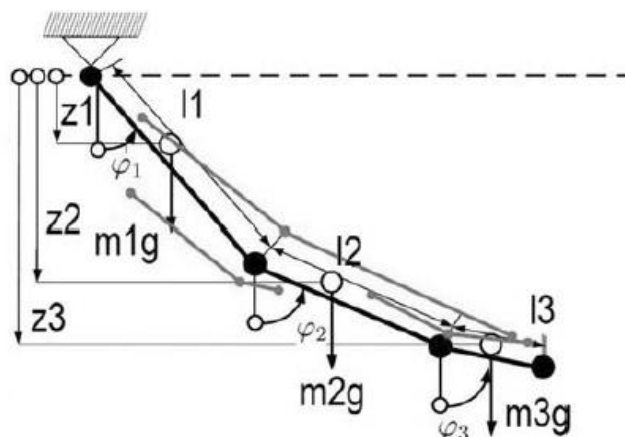
Kitas mokslininkas G. Mansour *et al.* su komanda sukūrė ir aprašė viršutinės galūnės kinematinį ir dinaminį modelį su septyniais laisvės laipsniais, kuris imituoja sąnarių judesius, pagal užduotus nustatymus (2011) (1.10 pav.). Modelyje galimi judesiai mentės atžvilgiu lenkimo–tiesimo, abdukcijos–adukcijos ir išorinio–vidinio lenkimo, alkūnės – fleksija–ekstencija ir pronacija–supinacija, riešo – lenkimo–tiesimo ir abdukcijos–adukcijos.



1.10 pav. Viršutinės galūnės modelis. a – kinetinis rankos modelis; b – grafinis viršutinės galūnės modelis (Mansour *et al.* 2011)

Įvesties parametrai ir kinematinė bei dinaminė analizė atlikta su kompiuterine programa Solid Works System, kurioje įdiegta COSMOS/Motion programine įranga. Tyrimas parodė, kad toks modelis gali būti naudojamas identifikuojant netaisyklingus ar net pavojingus judesius, pacientams, turintiems ortopedinių problemų arba projektuojant rankos protezus.

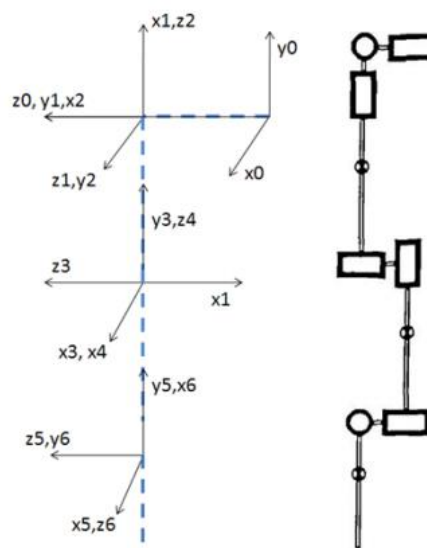
L. Valdmanova ir H. Čechova sudarė skaičiuojamąjį viršutinės galūnės, trijų segmentų, modelį, kuris nustato raumenų jėgos pokyčius esant skirtingoms rankos pozicijoms su tam tikru svoriu (1.11 pav.) (2013).



1.11 pav. Mechaninė sistema apibūdinanti rankos modelį (Valdmanova; Čechova 2013)

Raumenų darbas paremtas Hill modeliu. Statinės pusiausvyros problema išspręsta naudojantis virtualiu darbu. Modelis implementuojamas programine kalba Python. Segmentai ir raumenys išdėstyti 3D erdvėje, bet judesys atkuriamas 2D erdvėje. Visas modelis ir jame suprojektuoti raumenys įtvirtinti ties peties sąnariu, raumenys pritvirtinti pagal anatominę jų poziciją. Šis skaičiuojamasis modelis buvo verifikuotas dvigalvio žasto raumens elektromiografija, ji parodė, kad modelio atkuriamas raumenų darbas panašus į žmogaus.

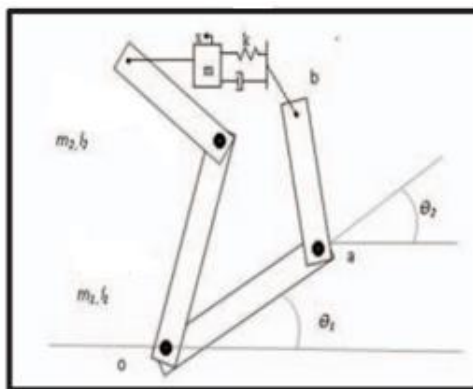
Tyrėjas E. J. Dijkstra sudarė viršutinės galūnės modelį skirtą pamatuoti judesį, kai ranka paliečia burną ir grįžta į pradinę padėtį – valgymo judesio imitavimas (2010). Modelis sudarytas iš trijų segmentų – žasto, dilbio, plaštakos ir turi septynis laisvės laipsnius, peties sąnaryje fleksija/ekstenzija, abdukcija/addukcija, vidinė/išorinė rotacija, alkūnės sąnaryje – fleksija/ekstenzija, pronacija/supinacija, o riešo sąnaryje fleksija/ekstenzija ir alkūnkaulio/stipinkaulio nuokrypis nuo ašies linijos (1.12 pav.). Sudarytas modelis dėl skaičiavimo supaprastinimo turi porą apribojimų, tokių kaip, raumenų darbo neįvertinimas, sąnarių centrų įtvirtinimas.



1.12 pav. Trijų segmentų rankos modelis (Dijkstra 2010)

Eksperimentinėje dalyje ant tiriamojo kūno buvo sudėlioti „*Plug in Gait Marker*“ žymekliai. Segmentų judesiai ir tarpusavio sąsaja buvo aprašyta Denavito ir Hartenbergo (angl. Denavit-Hartenberg Parameters) parametrų sistema. Kinematinės lygtys sudarytos pagal Niutono-Oilerio algoritmą. Duomenims išmatuoti ir apdoroti naudota „Vicon“ programinė įranga. Iš išmatuotų segmentų koordinatų apskaičiuoti kampiniai greičiai ir pagreičiai. Nustatyta, kad toks modelis gali būti taikomas rankos judesių matavime, bei pritaikytas reabilitacijoje, kaip mokomoji priemonė pacientams turintiems jos judesių sutrikimų. Taip pat tyrėjai viliasi, kad ateityje jų modelį būtų galima tobulinti įtraukiant raumenų darbą, kuris suteiktų modeliui daugiau tikslumo ir suteiktų standumo sąnariams pakeistų inercines savybes.

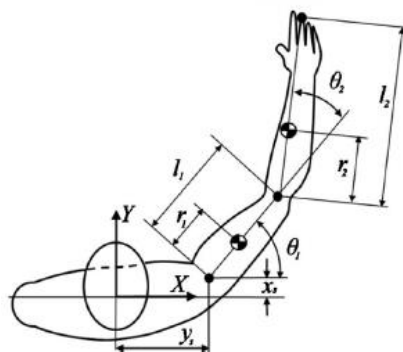
Kitas matematinis modelis tiriantis rankos judesius sukurtas T. T. Choudhury *et al.* 2013 metais. Jis ypatingas tuo, kad yra paremtas Lagranžo metodu, kuris sumažina matematinę lygčių sudėtingumą naudojant vektorius. Toks metodas palengvina daug laisvės laipsnių turinčių sistemų analizę ir yra lengvesnis už Niutono-Oilerio metodiką. Tyrime buvo matuojami penkių sveikų žmonių rankų judesiai, judinant ranką horizontaliai staliui prie, kurio sėdėjo tiriamieji. Matavimui sudarytas modelis susidėjo iš masės, spyruoklės ir slopintuvo sistemos (1.13 pav.).



1.13 pav. Rankos modelis (Choudhury *et al.* 2013)

Tyrėjai tiksliai kinematiniais duomenimis su rankos judesiais gauti naudojo ShapeTape® matavimo prietaisą. Apskaičiuoti greičiai bei pagreičiai ir peties bei alkūnės sukimo momentai. Šis tyrimas parodė, kad sukurtas modelis gali matuoti, bet kokius kasdieninius rankos judesius. T. T. Choudhury *et al.* teigimu šis modelį gali būti panaudotas kuriant robotus – asistentus, žmonėms turintiems problemų su viršutinių galūnių valdymu (2013).

Piovesan *et al.* 2011 metais atliko viršutinės galūnės modeliavimo tyrimą, kurio metu buvo sudarytas eksperimentinis dviejų segmentų rankos modelis ir atlikta tiriamųjų rankos judesių analizė (1. 14 pav.).

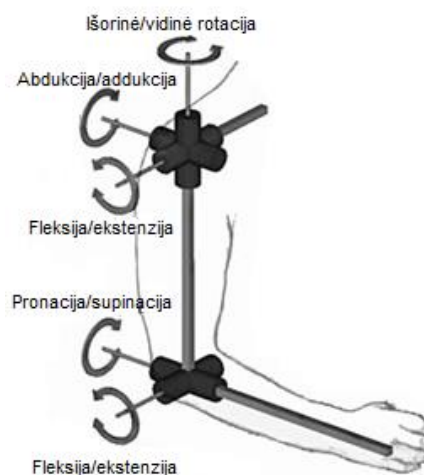


1.14 pav. Viršutinės galūnės biomechaninis modelis (Piovesan *et al.* 2011)

Tyrime naudotas atvirkštinės dinamikos metodas, tam kad būtų randami segmentų kampiniai momentai. Bandyje dalyvavo 13 žmonių, 10 vyrų ir 3 moterys, kurių amžius 32 ± 14 metų, svoris 78 ± 15 kg ir aukštis $1,75 \pm 0,09$ m. Trijų dimensijų kinematiniai duomenys buvo išmatuoti aštuoniais Optotrak® jutikliais 200 Hz dažniu, kurie buvo išdėlioti ant dešinės tiriamųjų rankos tam tikruose taškuose. Eksperimento dalyviai turėjo atlikti siekimo judesį tarp dviejų taškų. Kiekvienas

tiriamasis atliko po 72 judesius. Tyrėjai apskaičiavo vidutinius kvadratinus nuokrypius susidarančius prie alkūnės ir peties sąnario. Iš išmatuotų duomenų pagal sudarytus skaičiavimo algoritmus apskaičiuoti judesių momentai. Nustatyta, kad esant skirtingiems tiriamųjų antropometriniais duomenims atsiranda nesutapimai lyginant apskaičiuotą momentą pagal sudarytą skaitinį modelį ir eksperimento metu išmatuotus duomenis. Tyrėjai pastebėjo, kad tokią paklaidą būtų galima sumažinti jei modelis turėtų daugiau laisvės laipsnių ir mažiau supaprastinimų ir apribojimų.

H. A. Abdullah *at al.* atliko tyrimą, kurio metu analizuojamas reabilitacinis rankos modelis-robotas, skirtas pacientų po insulto reabilitacijai ir gydymui (2007). Tyrime dalyvavo 20 sveikų tiriamųjų, buvo išmatuoti trys skirtingi judesiai taikomi reabilitacijoje po insulto, o po to pagal juos verifikuotas modelio veikimas. Sudaytame kinematiname modelyje yra du segmentai – žastas ir dilbis, 5 laisvės laipsniai. Peties sąnaryje – vidinė ir išorinė rotacija, abdukcija/addukcija, fleksija/ekstenzija, alkūnės sąnaryje pronacija/supinacija ir fleksija/ekstenzija (1.15 pav.).



1.15 pav. 5 laisvės laipsnių kinematinis rankos modelis (Abdullah *at al.* 2007)

Veikiančioms jėgoms, momentams ir greičiams apskaičiuoti buvo nudojama atvirkštinė dinamikos teorija – Niutono-Oilerio dinaminis algoritmas Segmentų koordinatėms ir kampams realiame laike pamatuoti naudoti jėgos ir trimačiai jutikliai. Trimačiai jutikliai buvo tvirtinami prie tiriamųjų rankos tikruose segmentų taškuose, priklausomai nuo matuojamo judesio pobūdžio, jėgos jutikliai tarp modelio-roboto manipulatoriaus ir tiriamjomo riešo. Nustatyta, kad sudarytas modelis gali būti taikomas pacientų po insulto reabilitacijai, judesiai atliekami su šiuo modeliu-robotu gali atkartoti taisyklingus rankos sąnarių kampus ir judesius.

1.4. Teorinės dalies apibendrinimas ir tyrimo uždavinių suformulavimas

Išanalizavus mokslinę literatūrą apie viršutinės galūnės biomechanikai įtaką darančius veiksnius buvo įvardyta, kad yra keletas aspektų, kurie kenkia normaliam rankos funkcionavimui, tai yra raumenų ir kaulų sistemos sutikimas, Parkinsono liga ir galvos smegenų insultas.

Vienas iš pačių aktualiausių viršutinės galūnės judesių sutrikimo priežasčių yra galvos smegenų insultas, kadangi šios ligos paplitimas labai didelis, Lietuvoje susergama apytiksliai 270 atvejų 100000 gyventojų per metus, todėl labai svarbu laiku ir greitai pritaikyti tinkamą reabilitacijos programą, kuri leistų pacientams, kuo greičiau atgauti ar kompensuoti prarastas funkcijas. Tokiai programai sudaryti reikalingi tikslūs pacientų kinematiniai parametrai, todėl jiems išmatuoti naudojamos įvairios judesių aptikimo sistemos.

Žmogaus judesių nustatymo metodų yra keletas, vienas paprasčiausių – ergoterapija. Jo metu pritaikoma reabilitacija ir atliekamas paciento judesių stebėjimas ir matavimas įvairiomis vertinimo skalėmis.

Tiksliesiems judesiams ir kitiems biomechaniniams parametrams, nustatyti tyrėjai naudoja modernesnius judesių stebėjimo metodus, kurie yra labai įvairūs savo konstrukcijomis ir judesių skaičiavimo metodikomis. Remiantis nagrinėtais moksliniais straipsniais naudojamos Niutono-Oilerio, Lagranžo, virtualaus darbo judesių lygtys (Dijkstra 2010; Choudhury *et al.* 2013). Tyrėjai matuoja bei skaičiuoja ne tik segmentų greičius, pagreičius, sąnarių kampus ar sukimo momentus, bet ir raumenų darbą bei veikiančias jėgas (Pennestri *et al.* 2006).

Viršutinės galūnės biomechanikos modeliavimo metodų yra pačių įvairiausių, kadangi analizuojant viršutinę galūnę susiduriama su įvairiais sunkumais, tokiais kaip, tikslaus raumenų darbo atkūrimas ar statinės pusiausvyros problema. Pagal nagrinėtus straipsnius galima daryti išvadą, kad viršutinės galūnės biomechanikos tyrinėjimas aktuali ir populiari tema, kadangi skirtingi tyrėjai remdamiesi vieni kitų modeliais juos tobulina ir bando pritaikyti įvairiose srityse.

Baigiamajame magistro darbe bus sudaromas rankos reabilitacijai skirtas modelis, kadangi viršutinį galūnę neatsiejama gyvenimo dalis kiekvienam žmogui ir ypač pacientams patyrusiems insultą. Remiantis K. Ones *et al.* ir J. Morris *et al.* atliktais tyrimais pacientai negalintys tinkamai valdyti rankos patiria nerimą ir vertina savo gyvenimo kokybę neigiamai.

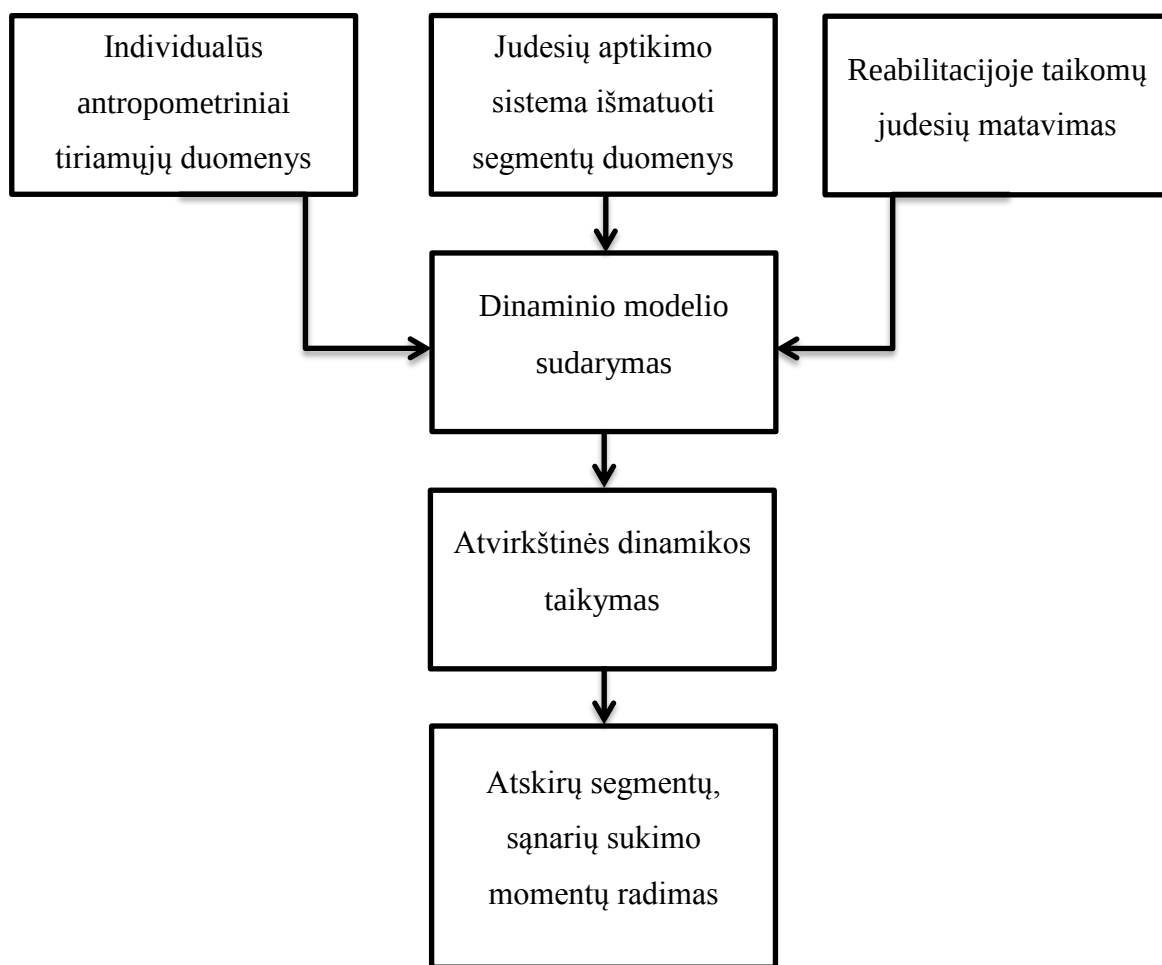
Darbai atlikti iškeliami tokie uždaviniai:

1. Sudaryti viršutinės galūnės modeliavimo ir modelio tyrimo metodiką.
2. Atlikti viršutinės galūnės biomechanikos matavimo metu gautų rezultatų palyginimą ir analizę.
3. Pasiūlyti gautų rezultatų pritaikymo galimybes klinikinėje praktikoje.
4. Suformuluoti išvadas bei pasiūlymus.

2. VIRŠUTINĖS GALŪNĖS MODELIAVIMO IR MODELIO TYRIMO METODIKA

2.1 Tyrimo metodikos parinkimas

Teorinės dalies apžvalgoje buvo nustatyta, kad yra keletas viršutinės galūnės modeliavimo ir judesių tyrimo metodikų. Jos sudaromos atsižvelgiant į tyrimo objektą ir tikslą, norimų rezultatų gavimą. 2.1 paveiksle pateikiama pagrindinė metodologija taikoma tyrime.



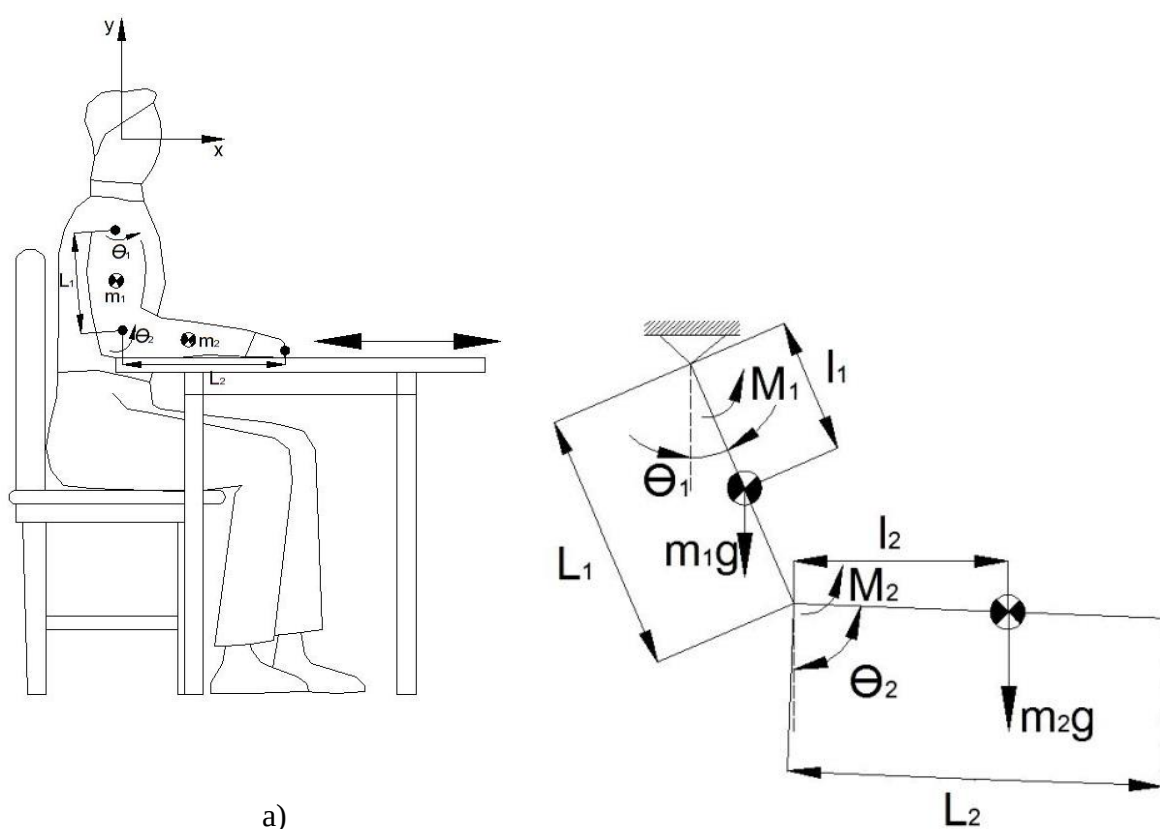
2.1 pav. Tyrimo metodologija

Sudaromam modeliui judesio lygtis skaičiuojama pagal Lagranžo metodiką, todėl, kad remiantis moksline literatūra, pastebėta, kad ji yra viena plačiausiai taikomų judesių aprašymo metodikų. Šiame darbe sudaromas modelis pagrįstas dvigubos švytuoklės principu ir susideda iš dviejų segmentų – žasto ir dilbio sujungto su plaštaka. Eksperimentinėje dalyje gauti duomenys

apdorojami programa „MATLAB“. Rezultatų aptarime palyginami sveikų ir sergančių tiriamųjų apskaičiuoti sąnarių sukimo momentai ir judesių atlikimo laikas.

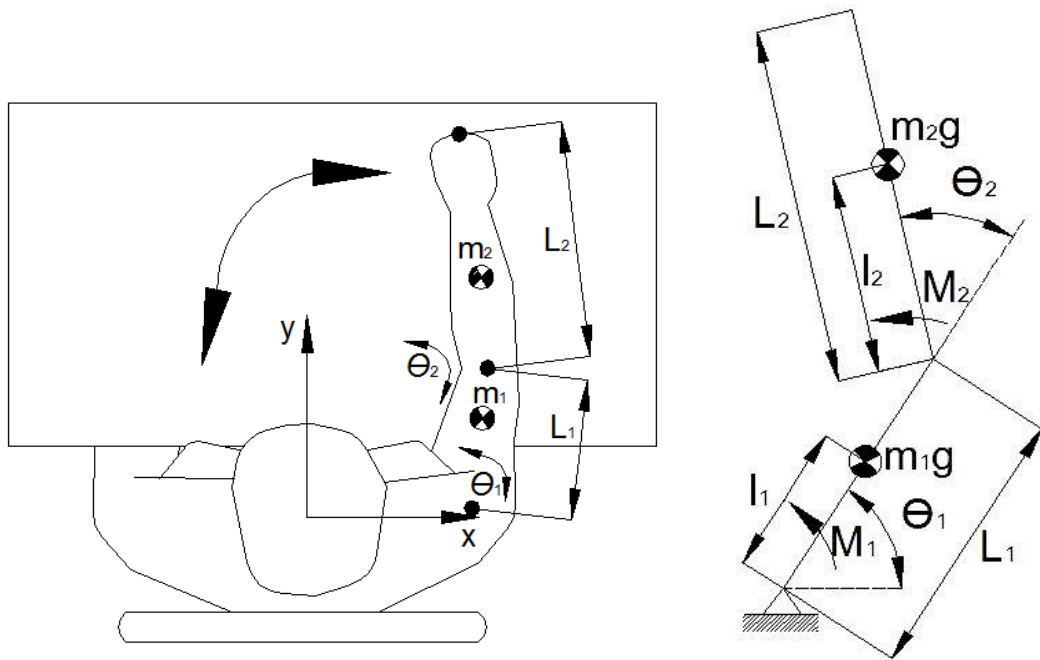
2.2 Viršutinės galūnės modelio sudarymas ir parametrų parinkimas

Sudaromas viršutinės galūnės – rankos modelis turi du laisvės laipsnius (2.2 ir 2.3 pav.). Jis supaprastinamas iki dviejų segmentų – žasto, kurio masė m_1 ir ilgis L_1 , ir dilbio sujungto su plaštaka, kurių masė m_2 ir ilgis L_2 . Plaštaka sujungiama su dilbiu, nes bandyme atliekamų pratimų pobūdis leidžia nepaisyti plaštakos judesių, jie reikšmingų pokyčių matavimų rezultatams nesuteikia.



2.2 pav. Modelio vaizdas iš šono. a – biomechaninis modelis; b – dinaminis modelis

Sukimo momentas kiekvienam sistemos segmentui yra atskiras. Modelyje neįtraukiama slopinimo jėga, taip pat ir trinties jėga. Inercijos momentai segmentams yra atskiri. Peties sąnarys turi vieną laisvės laipsnį ir sudaro kampą Θ_1 , sagitalinėje plokštumoje atlieka fleksijos/ekstenzijos judesius. Alkūnės sąnarys taip pat turi vieną laisvės laipsnį ir sudaro kampą Θ_2 , sagitalinėje plokštumoje atlieka fleksijos/ekstenzijos judesius.



2.3 pav. Modelio vaizdas iš viršaus. a – biomechaninis modelis; b – dinaminis modelis

Sudaromo rankos modelio judėjimo lygtis aprašoma pagal Lagranžo metodiką. Pagrindinė Lagranžo lygtis pateikta 2.1 formulėje.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i, \quad (2.1)$$

čia $\dot{q}_i = \dot{\Theta}_1, \dot{\Theta}_2$; $q_i = \Theta_1, \Theta_2$ – apibendrinti kampiniai greičiai ir poslinkiai, Q_i apibendrintas virtualus darbas, L – sistemos Lagranžianas, kuris yra lygus kinetinės ir potencinės energijos skirtumui (2.2):

$$L = E - V. \quad (2.2)$$

Sistemos kinetinę energiją sudaro tiesinė ir sukimosi kinetinės energijos:

$$E = \frac{1}{2} m_1 l_1^2 \dot{\Theta}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\Theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \left(l_2^2 \dot{\Theta}_1^2 + l_2^2 \dot{\Theta}_2^2 + 2l_1 l_2 \dot{\Theta}_1 \dot{\Theta}_2 \cos(\Theta_1 - \Theta_2) \right) + \frac{1}{2} I_2 \dot{\Theta}_2^2. \quad (2.3)$$

Sistemos potencinė energija lygi:

$$V = -m_1 g l_1 \cos(\Theta_1) - m_2 g L \cos(\Theta_1) - g m_2 l_2 \cos(\Theta_2). \quad (2.4)$$

I lygtį (2.2) įstatome aprašytas lygtis (2.3) ir (2.4) ir gauname sistemos Lagranžianą:

$$\begin{aligned} L = E - V = & \frac{1}{2} m_1 l_1^2 \dot{\Theta}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\Theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 l_1^2 \dot{\Theta}_1^2 + l_2^2 \dot{\Theta}_2^2 + 2 l_1 l_2 \dot{\Theta}_1 \dot{\Theta}_2 \cos(\Theta_1 - \Theta_2) + \\ & + \frac{1}{2} I_2 \dot{\Theta}_1^2 + m_1 g l_1 \cos(\Theta_1) - m_2 g L \cos(\Theta_1) - g m_2 l_2 \cos(\Theta_2). \end{aligned} \quad (2.5)$$

Sudaromos atskirų segmentų bendrosios judėjimo lygties išraiškos:

Pirmam kūnui:
$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\Theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \Theta_1} = Q_1. \quad (2.6)$$

Antram kūnui:
$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\Theta}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial \Theta_2} = Q_2. \quad (2.7)$$

Aprašoma atvirkštinės dinamikos lygtis atskiriems segmentams su supaprastinimais:

$$M_1 = N_{11} \ddot{\Theta}_1 + N_{12} \ddot{\Theta}_2 + C_1 + G_1. \quad (2.8)$$

$$M_2 = N_{21} \ddot{\Theta}_1 + N_{22} \ddot{\Theta}_2 + C_2 + G_2. \quad (2.9)$$

Supaprastinimų reikšmės pateikiamos lygtyse 2.10–2.16.

$$N_{11} = I_1 + I_2 + m_1 l_1^2 + m_2 (L^2 + l_2^2 + 2 L l_2 \cos \Theta_2); \quad (2.10)$$

$$N_{12} = N_{21} = I_1 + m_2 (l_2^2 + L l_2 \cos \Theta_2); \quad (2.11)$$

$$N_{22} = I_2 + m_2 l_2^2; \quad (2.12)$$

$$C_1 = -m_2 L_1 \dot{\Theta}_2^2 l_2 \sin \Theta_2 - 2 m_2 L_1 \dot{\Theta}_1 \dot{\Theta}_2 l_2 \sin \Theta_2; \quad (2.13)$$

$$C_2 = m_2 L_1 \dot{\Theta}_1^2 l_2 \sin \Theta_2; \quad (2.14)$$

$$G_1 = g \sin \Theta_1 (m_2 L_1 + m_1 l_1) + g m_2 l_2 \sin(\Theta_1 + \Theta_2); \quad (2.15)$$

$$G_2 = g m_2 l_2 \sin(\Theta_1 + \Theta_2). \quad (2.16)$$

Gaunamos segmentų judėjimo lygtys:

$$M_1 = (I_1 + I_2 + m_1 l_1^2 + m_2 (L_1^2 + l_2^2 + 2L_1 l_2 \cos \Theta_2)) \ddot{\Theta}_1 + (I_1 + m_2 (l_2^2 + L_1 l_2 \cos \Theta_2)) \ddot{\Theta}_2 - \\ - m_2 L_1 \dot{\Theta}_2^2 l_2 \sin \Theta_2 - 2m_2 L_1 \dot{\Theta}_1 \dot{\Theta}_2 l_2 \sin \Theta_2 + g \sin \Theta_1 (m_2 L_1 + m_1 l_1) + g m_2 l_2 \sin(\Theta_1 + \Theta_2);$$

$$M_2 = (I_1 + m_2 (l_2^2 + L_1 l_2 \cos \Theta_2)) \ddot{\Theta}_1 + (I_2 + m_2 l_2^2) \ddot{\Theta}_2 + m_2 L_1 \dot{\Theta}_1^2 l_2 \sin \Theta_2 + g m_2 l_2 \sin(\Theta_1 + \Theta_2).$$

Toliau skaičiavimas tęsiamas programa „MATLAB“, kurios pagalba pagal individualius tiriamųjų antropometrinius duomenis skaičiuojami segmentų inercijos momentai, o iš eksperimento metu gautų judesių kampų, juos integruojant apskaičiuojami kampiniai greičiai, o kampinius greičius diferencijuojant – kampiniai pagreičiai.

Turint šiuos parametrus, pagal judėjimo lygtis (2.8) ir (2.9) atliekamas sistemos segmentų atvirkštinės dinamikos skaičiavimas, kurios rezultatai yra atskirų segmentų sukimo momentai, jų grafinės išraiškos ir analizė pateikiamos trečio skyriaus antrame poskyryje.

3. EKSPERIMENTINIŲ DUOMENŲ ANALIZĖ

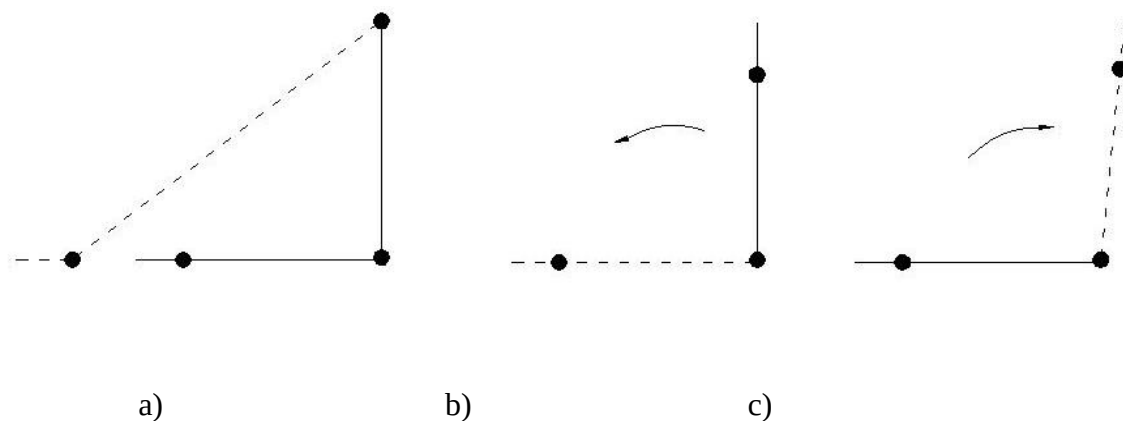
Tyrime dalyvavo 10 sveikų (6 vyrai ir 4 moterys), kurių amžius $33,30 \pm 14,9$ metai ir 7 sergantys (5 vyrai ir 2 moterys) galvos smegenų insultu tiriamųjų, kurių amžius $65,86 \pm 13,87$ metai. Pagal individualius sveikų ir sergančių tiriamųjų duomenis apskaičiuoti vidutiniai su standartiniu nuokrypiu, antropometriniai duomenys, kurie pateikti 3.1 lentelėje. Taip pat apskaičiuoti vidutiniai inercijos momentai kiekvienam segmentui.

3.1 lentelė. Vidutiniai dalyvių antropometriniai duomenys

Parametrai	Sveiki	Sergantys
Ūgis, m	$179,50 \pm 12,92$	$170,14 \pm 5,61$
Svoris, kg	$73,18 \pm 12,78$	$75,29 \pm 12,95$
Dilbio su plaštaka svoris, kg	$1,80 \pm 0,32$	$1,65 \pm 0,36$
Žasto svoris, kg	$2,29 \pm 0,4$	$2,10 \pm 0,46$
Dilbio su plaštaka ilgis, cm	$47,50 \pm 4,42$	$44,12 \pm 4,85$
Žasto ilgis, cm	$31,20 \pm 1,9$	$33,00 \pm 2,31$
Žasto inercijos momentas apie segmento masės centrą, $kg \cdot m^2$	$0,0766 \pm 0,0234$	$0,0621 \pm 0,0118$
Dilbio su plaštaka inercijos momentas apie segmento masės centrą, $kg \cdot m^2$	$0,5795 \pm 0,1774$	$0,4702 \pm 0,0892$

Visų tiriamųjų duomenys buvo išmatuoti naudojantis „OptiTrack“ judesių aptikimo sistemą, ją sudarė 8 kameros ir po 3 markerius, ant kiekvieno rankos segmento – žasto, dilbio, plaštakos. (Linkel *et al.* 2015). Gautos segmentų koordinatės globalioje koordinačių sistemoje.

Eksperimento metu, pagal kineziterapeuto rekomendacijas matuoti trys skirtingi rankos judesiai globalioje koordinačių sistemoje, kurių metu išmatuotos viršutinės galūnės segmentų koordinatės. (3.1 pav.).



3.1 pav. Matavimų metu atlikti rankos judesių matavimai pagal tris rankos judesius: a – stūmimas-traukimas; b – pritraukimas-atitraukimas; c – atitraukimas-pritraukimas

Stūmimo-traukimo judesio matuojamo metu, tiriamasis sėdi prie stalo ranka padėta ant jo, ant slidaus paviršiaus, pavyzdžiui, medžiaginės servetėlės. Alkūnė ties stalo kraštu, dilbis statmenai stalo kraštui, nugara atremta į kėdės atlošą, krūtinė apie 10 cm nuo stalo krašto. Stumiamą ranką iš peties į priekį nesilenkiant ir traukiama atgal nesilošiant atgal.

Antro judesio metu pradinė padėtis, tokia pati, kaip pirmame matavime. Dilbis per alkūnės sąnarį lenkiamas prie savęs (pritraukiamas) nesilenkiant į šoną ir grįžtama į pradinę padėtį.

Trečiame judesyje pradinė padėtis tokia pati kaip pirmame ir antrame judesyje, tik dilbis lygiagrečiai stalo kraštui, prieš tiriamojo krūtinę. Dilbis tiesiamas į šoną (atitraukiamas) nesilenkiant į šoną ir grįžtama į pradinę padėtį.

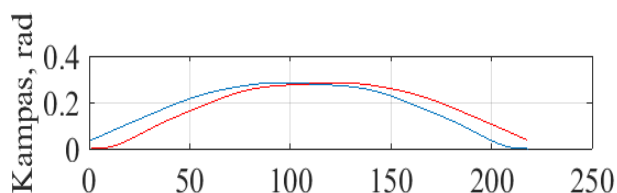
3.1. Eksperimentinių duomenų apdorojimas

Judesių aptikimo sistema „Optitrack“ išmatuotos atskiros segmentų koordinatės globalioje koordinačių sistemoje 100 Hz dažniu, laikoma, kad ši sistema yra prisitvirtinusi ties mente, peties sąnaryje, taip pat eksperimento metu priimta, kad kūnas nejuda arba juda labai nežymiai. Kiekvienas segmentas – žastas, dilbis ir plaštaka, turi atskiras koordinačių sistemas ir juda atžvilgiu globalios koordinačių sistemos. Surinkti duomenys toliau apdoroti programa „MATLAB“ ir gaunami lokalūs segmentų kampai naudojantis rotacijos transformacijos matricomis, kadangi sudarytas modelis yra tiesinis ir judesys atliekamas tik sagitalinėje plokštumoje, todėl globalios koordinatės negali būti taikomos (Linkel *et al.* 2015).

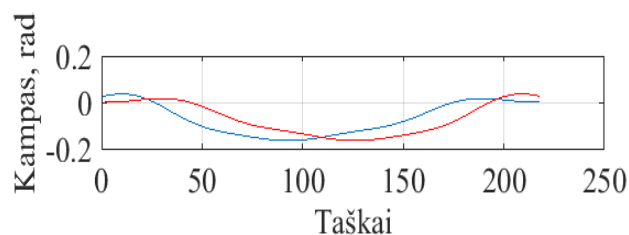
Labai svarbu visus eksperimentinius duomenis tinkamai paruošti prieš naudojant juos skaitiniame modelyje. Šiame darbe duomenims apdoroti naudota „MATLAB“ programinė įranga.

Pirmiausia lokalūs judesių kampai buvo filtruojami. Pasirinktas programoje esantis filtras „Butterworht“, kuris praleidžia žemus dažnius. Filtravimui nustatomi parametrai: eilė ir kirtimo

dažnis, kurie geriausiai tinka išmatuotiems eksperimentiniams duomenims. Toliau atliekamas skaitinių kampų paruošimas – aproksimavimas funkcija „csapi“ (angl. Cubic spline interpolation). Ji suteikia interpoliuojantį polinomą, kuris sumažina paklaidas tolimesniuose skaičiavimuose. Šie veiksmai atliekami su kiekvieno tiriamojo duomenis atskirai. Paveiksluose 3.2–3.4 pateikiamas filtravimo ir aproksimavimo pavyzdys dešinei rankai, mėlyna kreivė vaizduoja filtruotus eksperimentinius duomenis, o raudona – aproksimuotus.



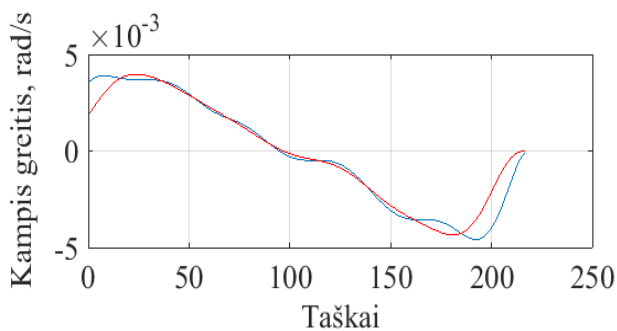
a)



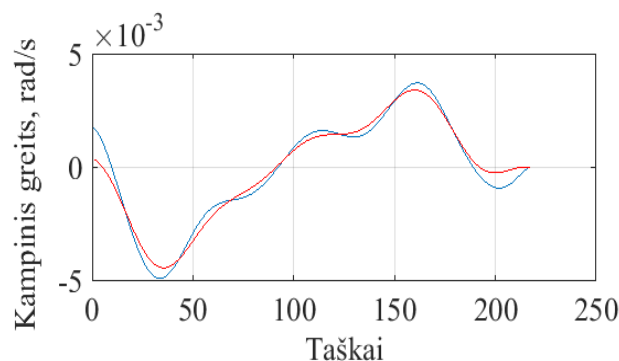
b)

3.2 pav. Kampas. a – peties kampas; b – alkūnės kampas. Mėlyna kreivė – filtruotas eksperimento metu išmatuotas kampas. Raudona kreivė – filtruotas ir funkcija „csapi“ aproksimuotas kampas

Atskirų tiriamųjų kiekvieno segmento – žasto ir dilbio sujungto su plaštaka, išmatuoti kampai integruojami, tam kad būtų gautas kampinis greitis, o po to jis diferencijuojamas ir surandamas kampinis pagreitis (3.3 ir 3.4 pav.).

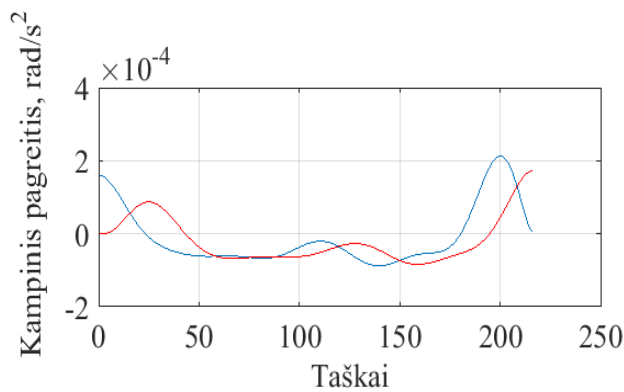


a)

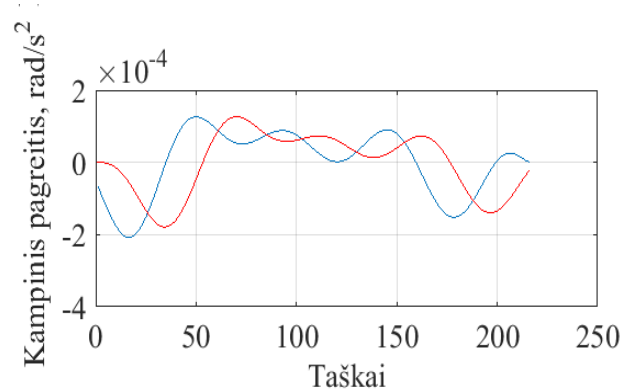


b)

3.3 pav. Kampinis greitis. a – peties kampinis greitis; b – alkūnės kampinis greitis. Mėlyna kreivė – filtruotas eksperimento kampinis greitis. Raudona kreivė – filtruotas ir funkcija „csapi“ aproksimuotas kampinis greitis



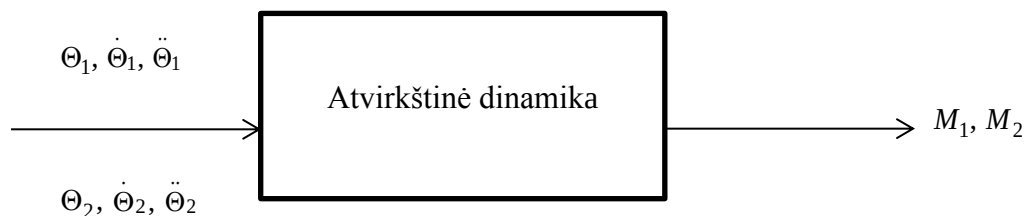
a)



b)

3.4 pav. Kampinis pagreitis a – peties kampinis pagreitis; b – alkūnės kampinis pagreitis. Mėlyna kreivė – filtruotas eksperimento kampinis pagreitis. Raudona kreivė – filtruotas ir funkcija „csapi“ aproksimuotas kampinis pagreitis

Pagal individualius tiriamųjų antropometrinius duomenis apskaičiuojami segmentų inercijos momentai. Turint kampus, kampinius greičius ir pagreičius bei segmentų inercijos momentus, taikoma atvirkštinė dinamika pagal Lagranžą ir skaičiuojami kiekvieno tiriamojo segmentų sukimo momentai. 3.5 paveiksle pateikta struktūrinė duomenų apskaičiavimo schema, kuri apibūdina turimų ir normų gauti rezultatų skaičiavimo metodiką.

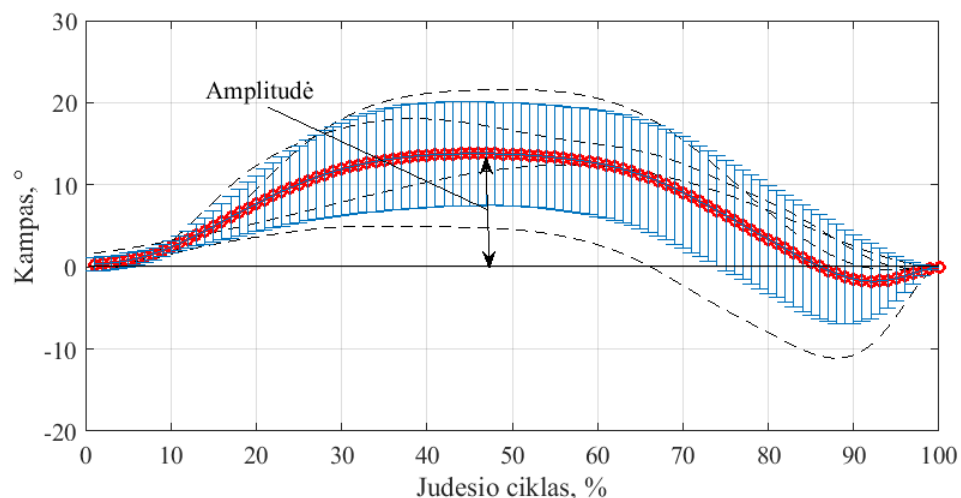


3.5. pav. Struktūrinė duomenų apskaičiavimo schema

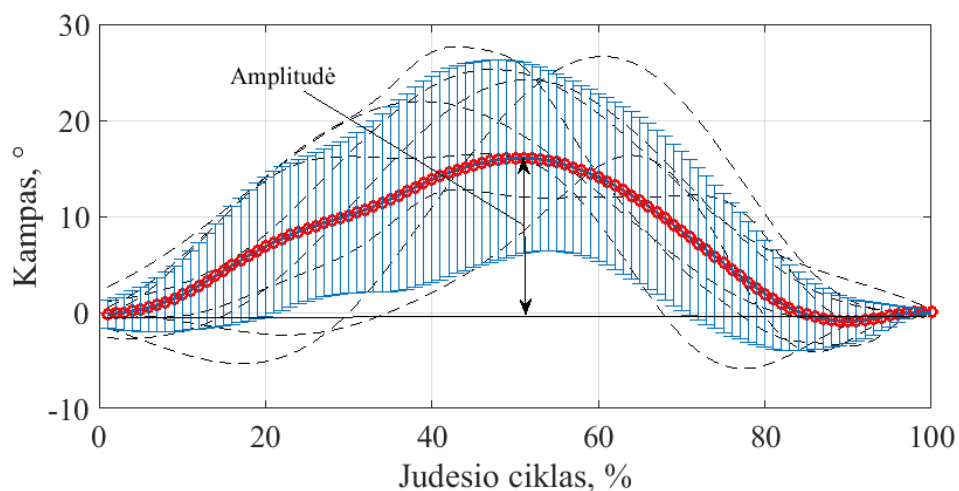
3.2. Eksperimentinių duomenų analizė

Nagrinėjant išmatuotus eksperimentinius duomenis atliekamas jų sisteminimas ir vidutinių reikšmių skaičiavimas. Programa „MATLAB“ sukuriamas kodas, kuris nuskaito ir sujungia segmentų judesių kampus bei apskaičiuoja vidutinę kampo reikšmę ir pavaizduoja ją bendrame paveiksle. Toks skaičiavimas atliekamas kiekvieno judesio kampui, sveikiems ir sergantiems tiriamiesiems.

Pirmo judesio sergančių galvos smegenų insultu tiriamųjų peties sąnario vidutinės amplitudės dydis $13,77^\circ$ (3.6 pav.), o sveikų $16,09^\circ$ (3.7 pav.).



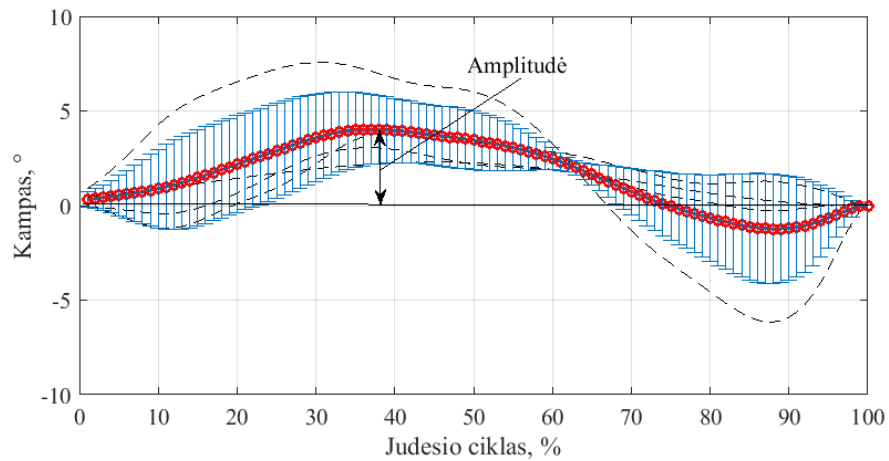
3.6 pav. Sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė pirmo judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis



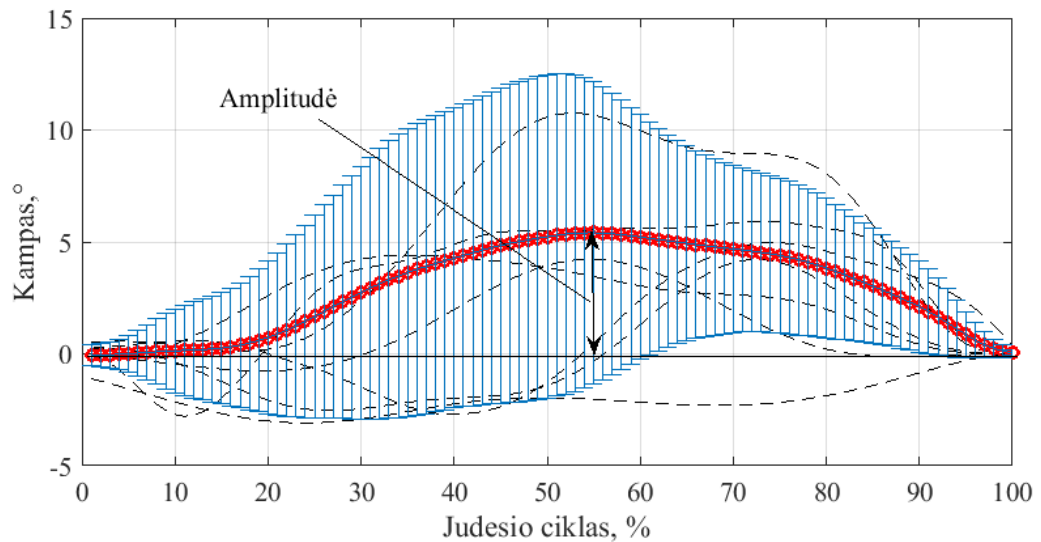
3.7 pav. Sveikų tiriamųjų peties sąnario amplitudė pirmo judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Iš gautų rezultatų (3.6–3.7 pav.), galima pastebėti, kad sergantys pirmą judesį – stūmimą-traukimą, peties sąnaryje atlieka 16,85 % mažesne amplitude nei sveiki tiriamieji.

Sergančiųjų grupėje pirmo judesio metu, vidutinė alkūnės amplitudė $4,02^\circ$ (3.8 pav.), o sveikų $5,41^\circ$ (3.9 pav.).



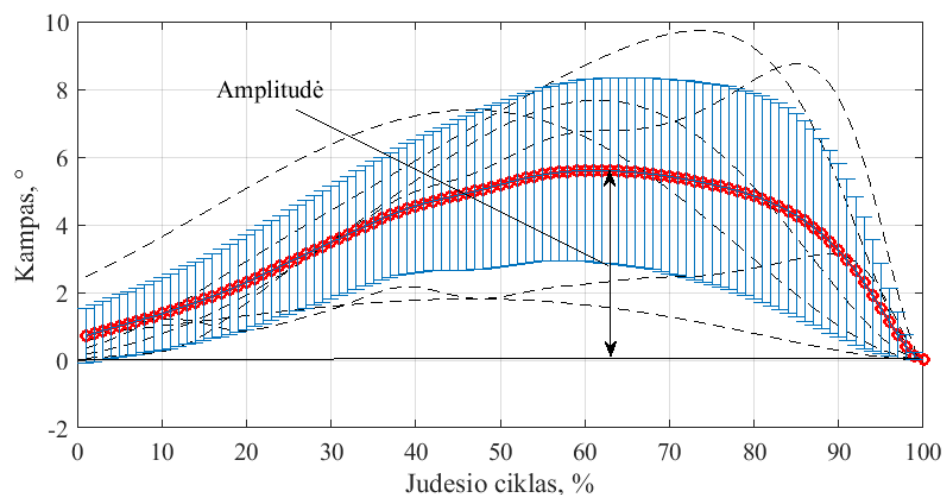
3.8 pav. Sergančių tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė pirmo judėsio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis



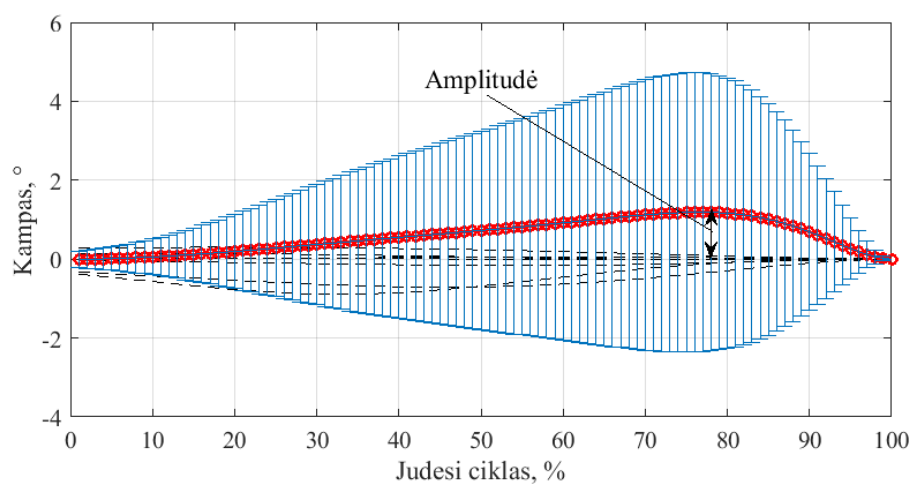
3.9 pav. Sveikų tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė pirmo judėsio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Pirmame judesyje sergančių tiriamųjų alkūnės amplitudė 34,58 % mažesnė už sveikų.

Sekantis matuotas judesys buvo pritraukimas-atitraukimas, sergančiųjų grupėje peties sąnario amplitudė 5,59° (3.10 pav.), o sveikų 1,18° (3.11 pav.). Apskaičiuota, kad sergančių peties amplitudė šiame judesyje 373,75 % didesnė nei sveikų.

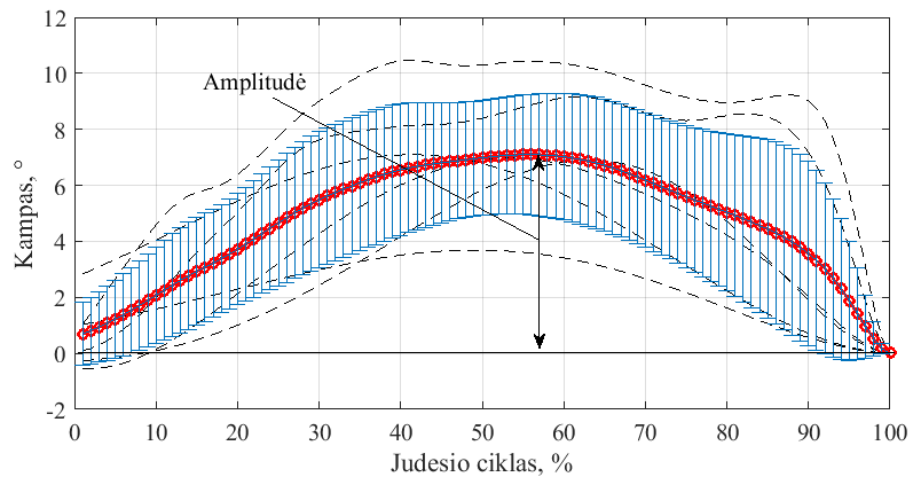


3.10 pav. Sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė antro judėsio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

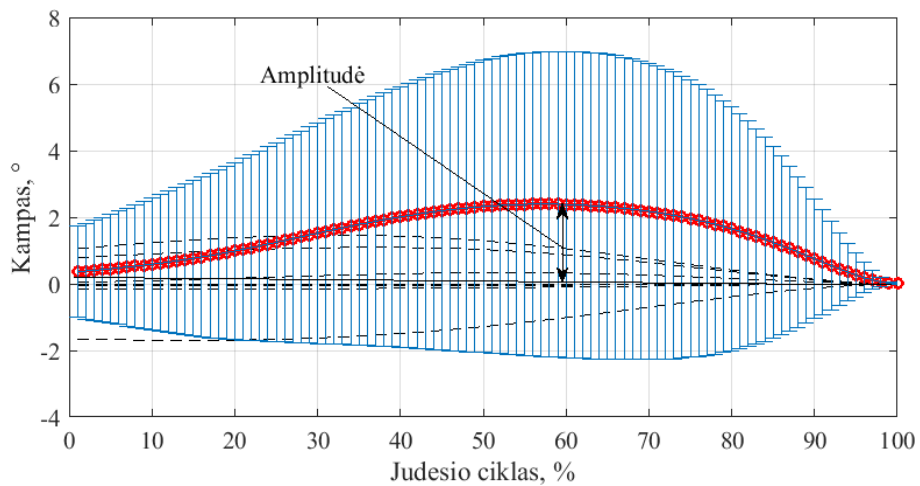


3.11 pav. Sveikų tiriamųjų peties sąnario amplitudė antro judėsio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Alkūnės sąnario amplitudės reikšmė pasiskirstė panašiai kaip peties. Sergančių tiriamųjų grupėje ji siekė $7,09^\circ$ (3.12 pav.), o sveikų $2,38^\circ$ (3.13 pav.). Apskaičiuota, kad insultu sergančių tiriamųjų grupės alkūnės amplitudė 209,61 % didesnė nei sveikų.

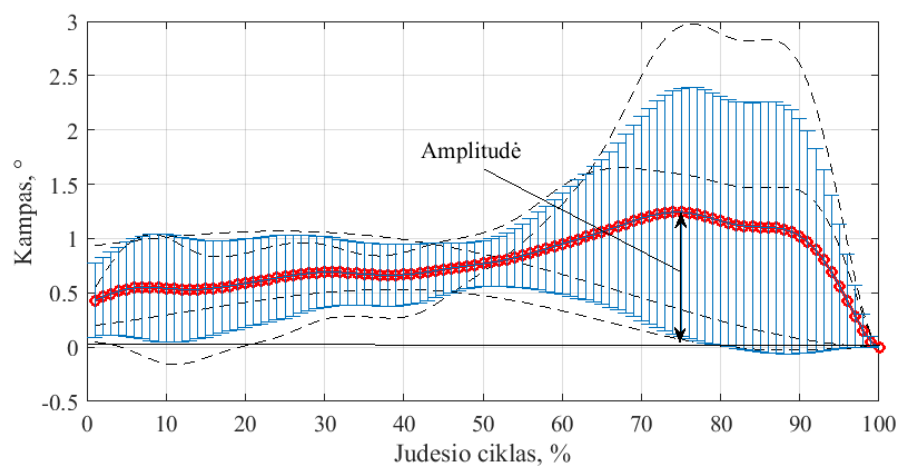


3.12 pav. Sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė antro judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

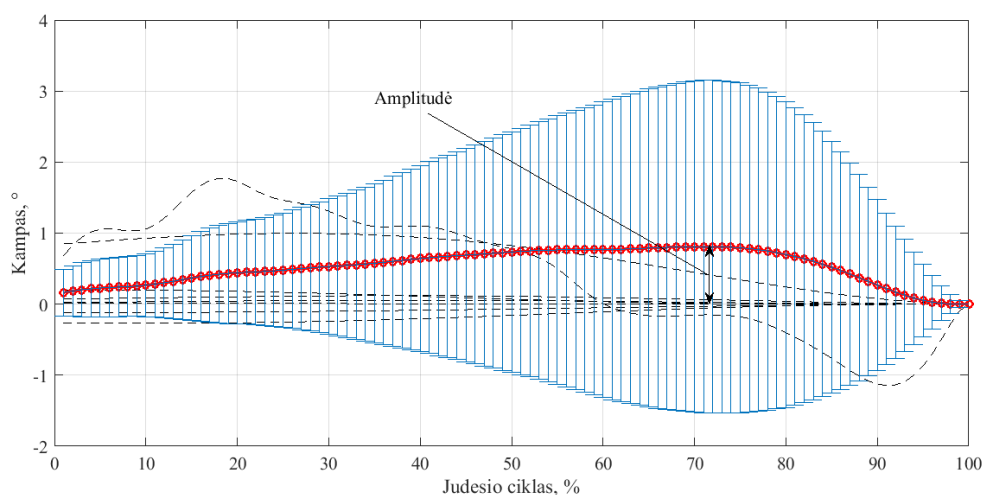


3.13 pav. Sveikų tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė antro judesio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Paskutiniame matuotame judesyje, kurio metu buvo atliekamas rankos atitraukimas-pritraukimas, sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė $1,24^\circ$ (3.14 pav.), o sveikų $0,81^\circ$ (3.15 pav.). Apskaičiuota, kad sergančių peties amplitudė 53,09 % didesnė už sveikų.

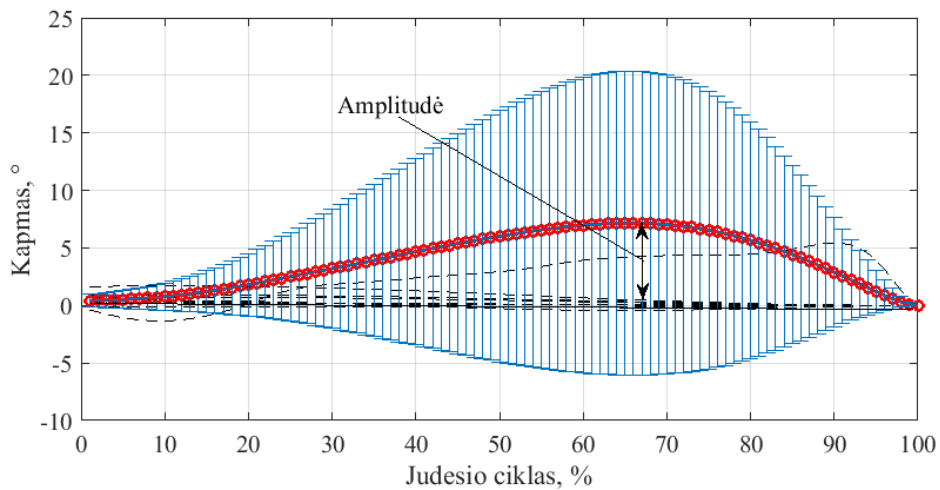


3.14 pav. Sergančių tiriamųjų peties sąnario amplitudė trečio judėsio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

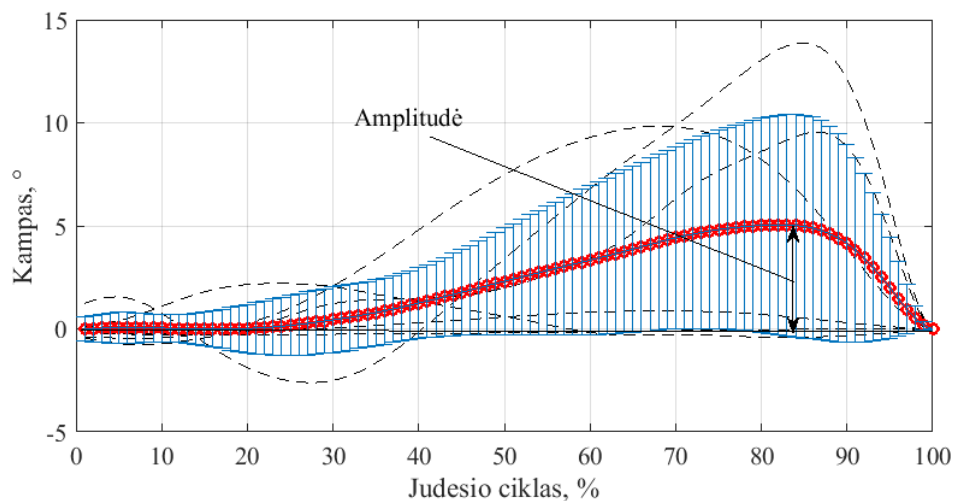


3.15 pav. Sveikų tiriamųjų peties sąnario amplitudė trečio judėsio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Trečio judėsio sergančių alkūnės sąnario amplitudė $7,14^{\circ}$, o sveikų $5,02^{\circ}$. Nustatyta, kad sergančių amplitudė 42,23 % didesnė nei sveikų.



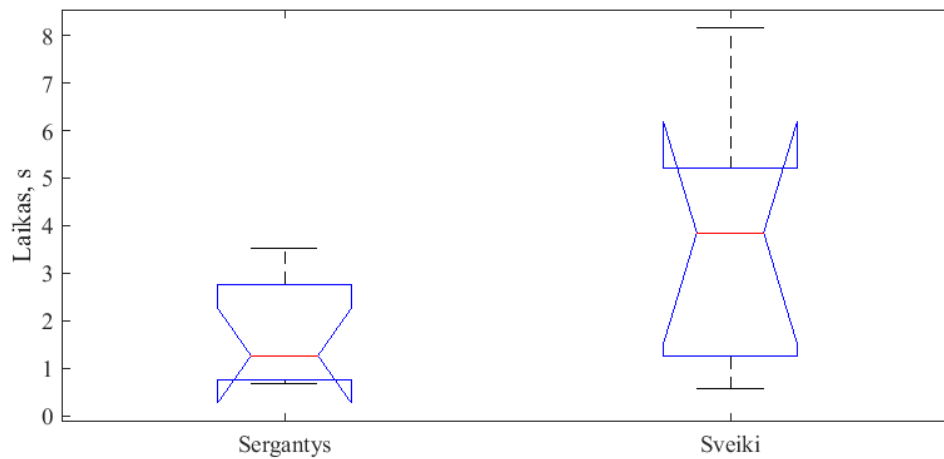
3.16 pav. Sergančių tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė trečio judėsio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis



3.17 pav. Sveikų tiriamųjų alkūnės sąnario amplitudė trečio judėsio metu. Raudona kreivė – vidutinė amplitudės reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

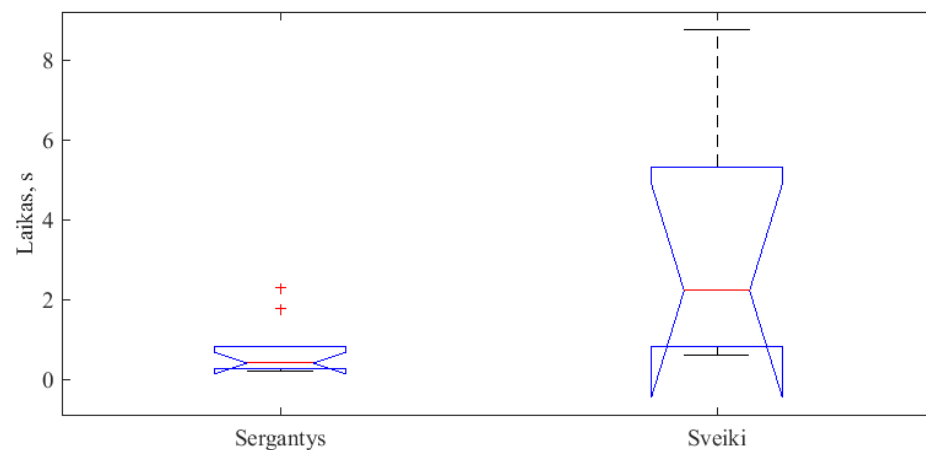
Dar vienas svarbus parametras šioje analizėje yra laikas. Iš eksperimentinių duomenų surandamas kiekvieno tiriamojo trijų judėsių atlikimo laikas su standartiniu nuokrypiu.

Vidutinis sveikų tiriamųjų pirmo judėsio, kurio metu atliekama stūmimas-traukimas laikas yra $1,70 \pm 1,13$ sekundės, o sergančių – $3,64 \pm 2,67$ sekundės. Apskaičiuota, kad $p > 0,05$, todėl nėra statistiškai reikšmingo skirtumo tarp sveikų ir sergančių grupių.



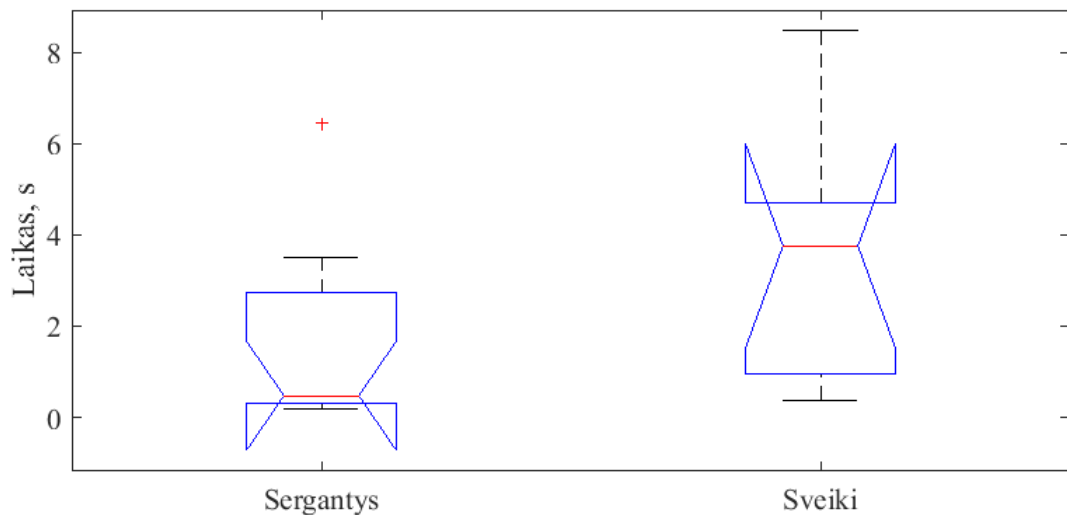
3.18 pav. Sveikų ir sergančių tiriamųjų pirmo judesio atlikimo laiko pasiskirstymas pagal ANOVA

Vidutinis sveikų tiriamųjų antro judesio, kurio metu atliekama pritraukimas-atitraukimas laikas yra $0,73 \pm 0,72$ sekundės, o sergančių – $3,31 \pm 3,03$ sekundės. Iš statistinio parametro ANOVA nustatyta, kad $p < 0,05$ ir tai reiškia, kad yra statistiškai reikšmingas skirtumas tarp sveikų ir sergančių grupių.



3.19 pav. Sveikų ir sergančių tiriamųjų antro judesio atlikimo laiko pasiskirstymas pagal ANOVA

Vidutinis sveikų tiriamųjų trečio judesio, kurio metu atliekama atitraukimas-pritraukimas laikas yra $1,45 \pm 1,95$ sekundės, o sergančių – $3,47 \pm 2,82$ sekundės. Apskaičiuota, kad $p > 0,05$ ir tai reiškia, kad statistiškai reikšmingo skirtumo tarp sveikų ir sergančių grupių nėra.



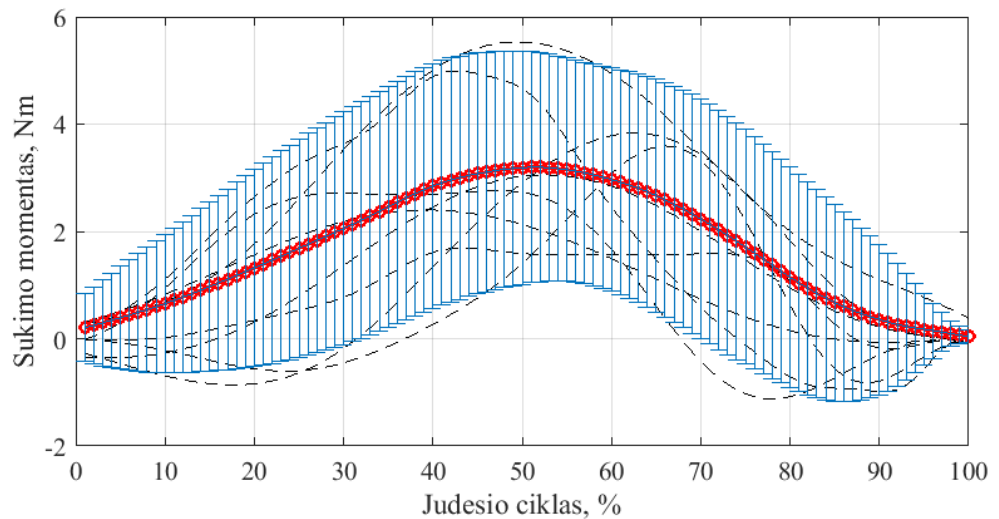
3.20 pav. Sveikų ir sergančių tiriamųjų trečio judesio atlikimo laiko pasiskirstymas pagal ANOVA

Iš gautų rezultatų galima pastebėti, kad sergančiųjų galvos smegenų insultu visų pratimų metu, judesių atlikimo laikas pastebimai didesnis. Pirmo judesio skirtumas nuo sveikų tiriamųjų vidutinio judesio atlikimo laiko 1,95 sekundės, antro – 2,58 sekundės, o trečio – 2,02 sekundės, tačiau duomenis išnagrinėjus statistiniu parametru ANOVA nustatyta, kad tik antrajame judesyje yra statistiškai reikšmingas skirtumas tarp sveikų ir sergančių tiriamųjų.

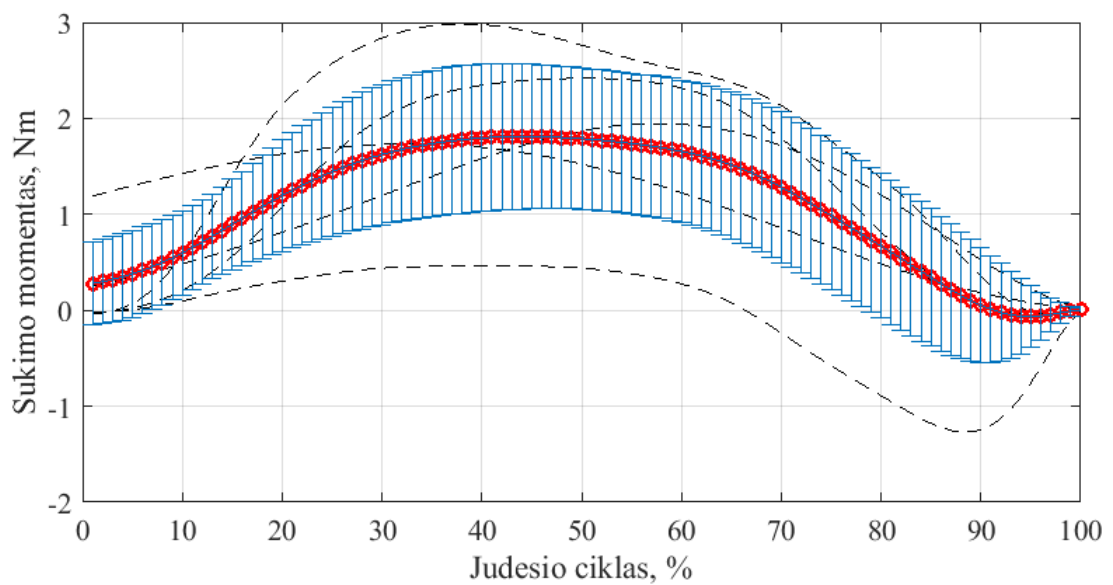
3.3. Rezultatų gavimas

Apskaičiuotiems atskiriems tiriamųjų segmentų sukimo momentams susisteminti ir apdoroti taip pat kaip ir kampo amplitudės skaičiavime sukuriamas sujungimo kodas programa „MATLAB“. Tokiu būdu gaunami sveikų ir sergančių tyrimo dalyvių, trijų judesių kiekvieno segmento sukimo momento vidurkiai peties ir alkūnės sąnariuose, kurie pavaizduoti paveiksluose (3.21–3.34). Iš šių grafikų surandama maksimali sukimo momento reikšmė.

Suminiai sveikų ir sergančių tiriamųjų, pirmo judesio peties sukimo momentai pateikti paveiksluose 3.21 ir 3.22. Maksimali sveikų tiriamųjų sukimo momento reikšmė peties sąnaryje 3,196 Nm, o sergančių 1,808 Nm.

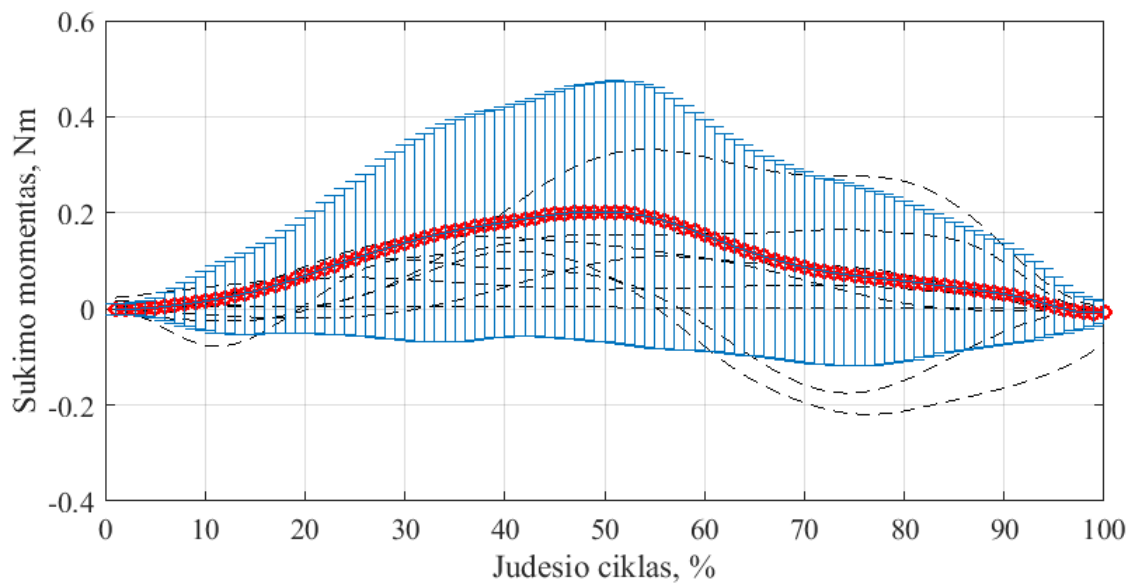


3.21 pav. Suminis sveikų tiriamųjų pirmo judėsio peties sąnario sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

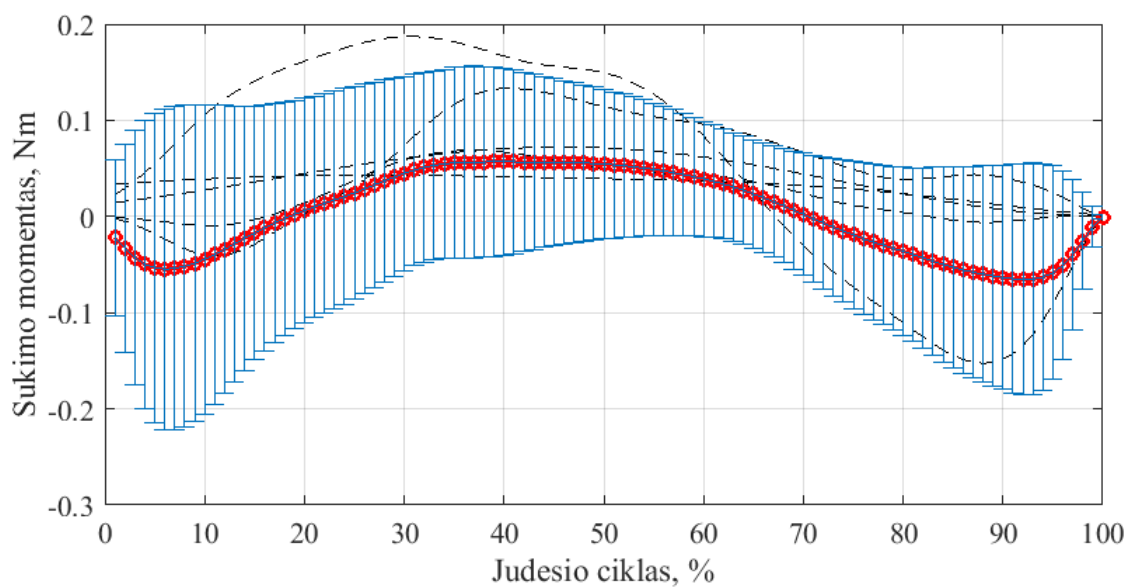


3.22. pav. Suminis sergančių tiriamųjų pirmo judėsio peties sąnario sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Pirmo judėsio metu maksimali sveikų tiriamųjų sukimo momento reikšmė alkūnės sąnaryje 0,202 Nm (3.23 pav.), o sergančių 0,056 Nm (3.24 pav.).

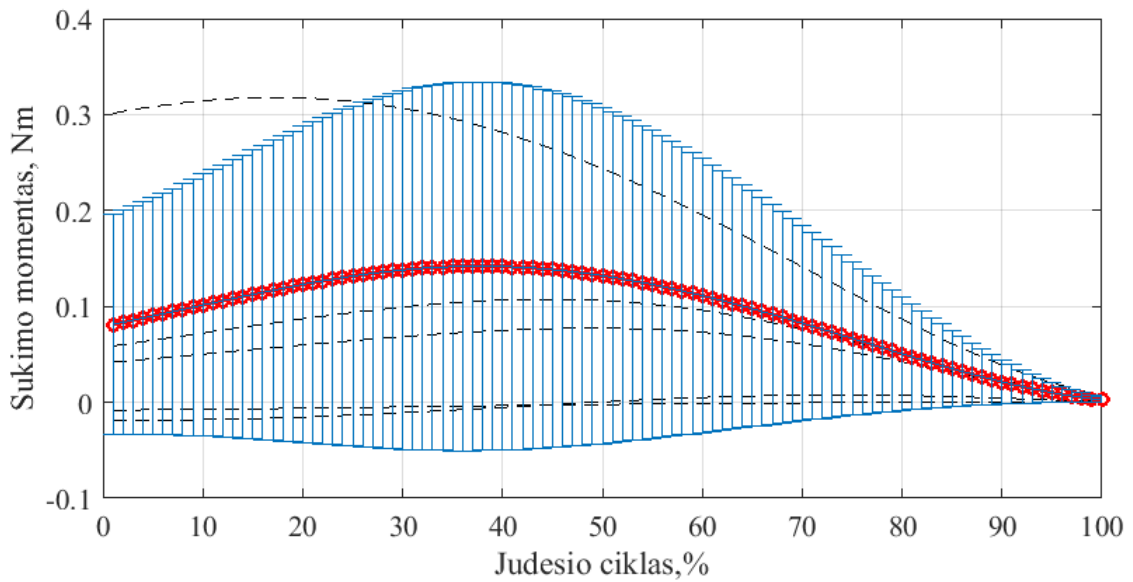


3.23 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, pirmo judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

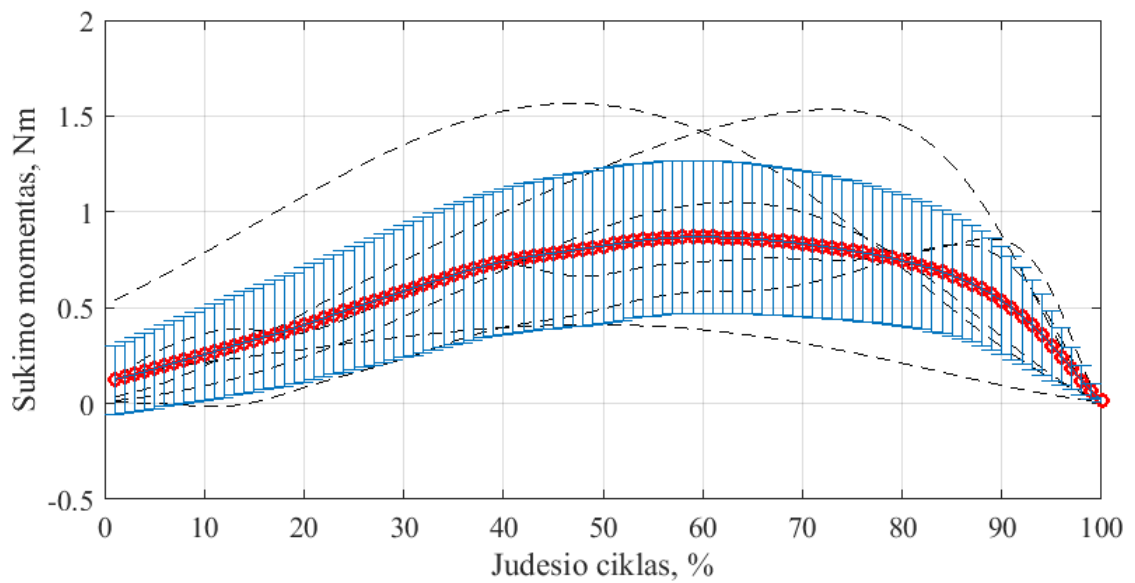


3.24 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, pirmo judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Antro judesio metu maksimali sveikų tiriamųjų sukimo momento reikšmė peties sąnaryje 0,142 Nm (3.25 pav.), o sergančių 0,866 Nm (3.26 pav.).

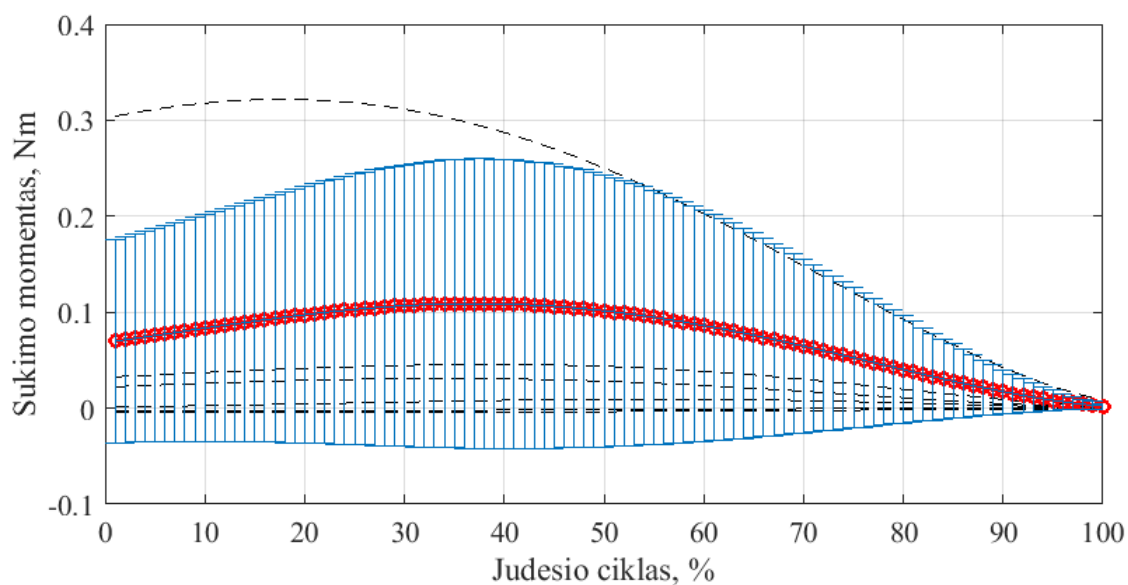


3.25 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, antro judėsio peties sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

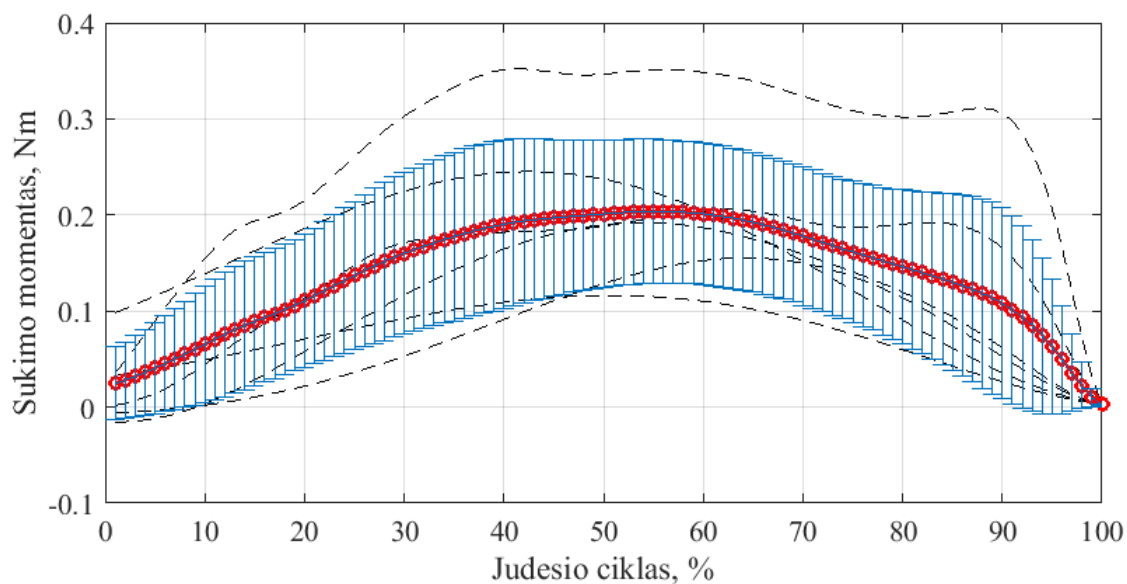


3.26 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, antro judėsio peties sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Antro judėsio metu maksimali sveikų tiriamųjų sukimo momento reikšmė alkūnės sąnaryje 0,109 Nm (3.27 pav.), o sergančių 0,203 Nm (3.28 pav.).

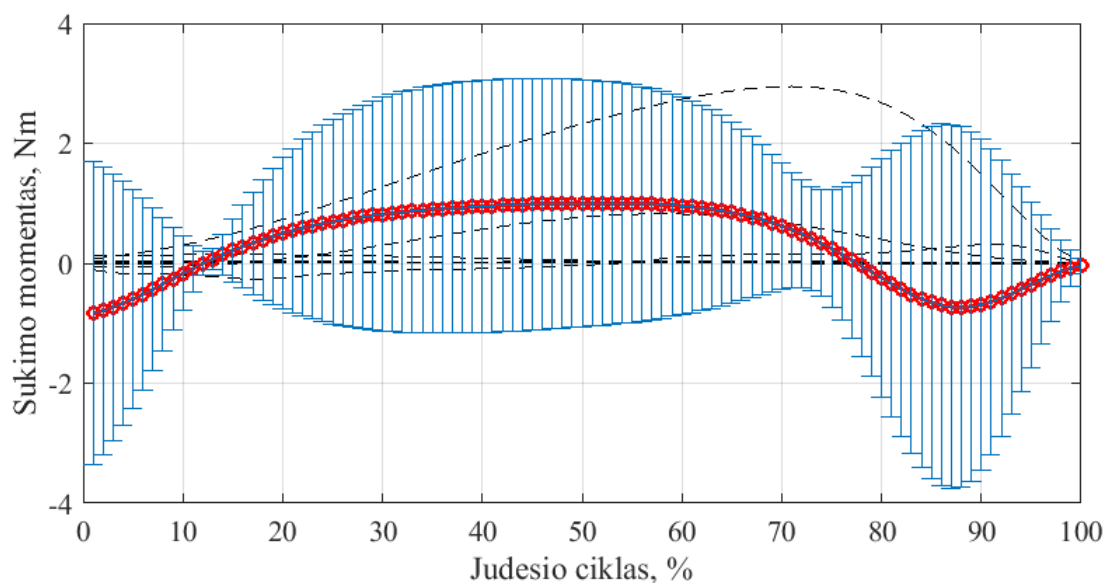


3.27 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, antro judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

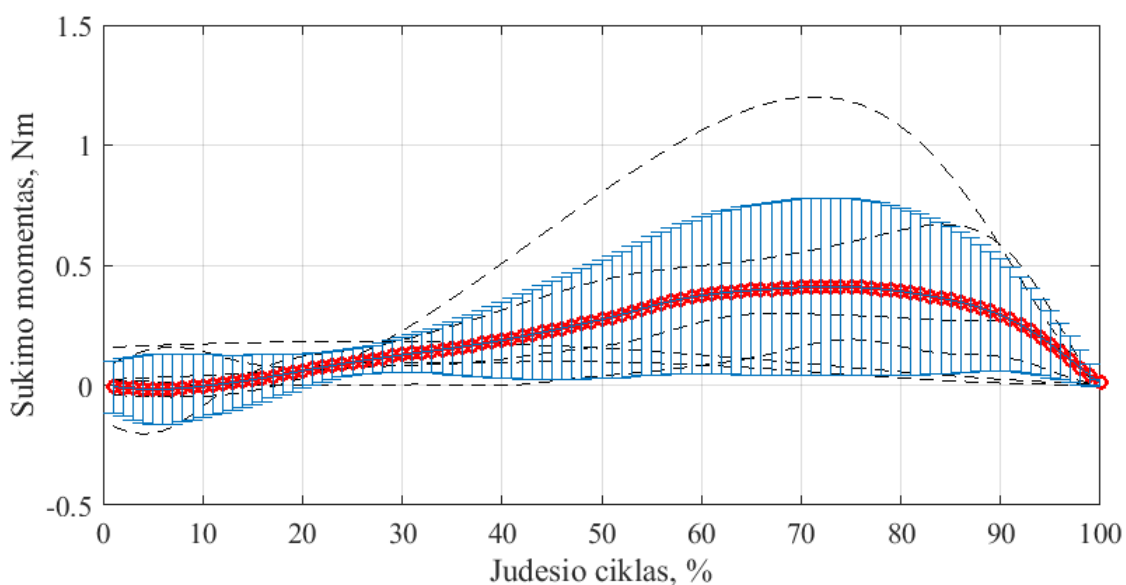


3.28 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, antro judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Trečio judesio metu maksimali sveikų tiriamųjų sukimo momento reikšmė peties sąnaryje 0,967 Nm (3.29 pav.), o sergančių 0,409 Nm (3.30 pav.).

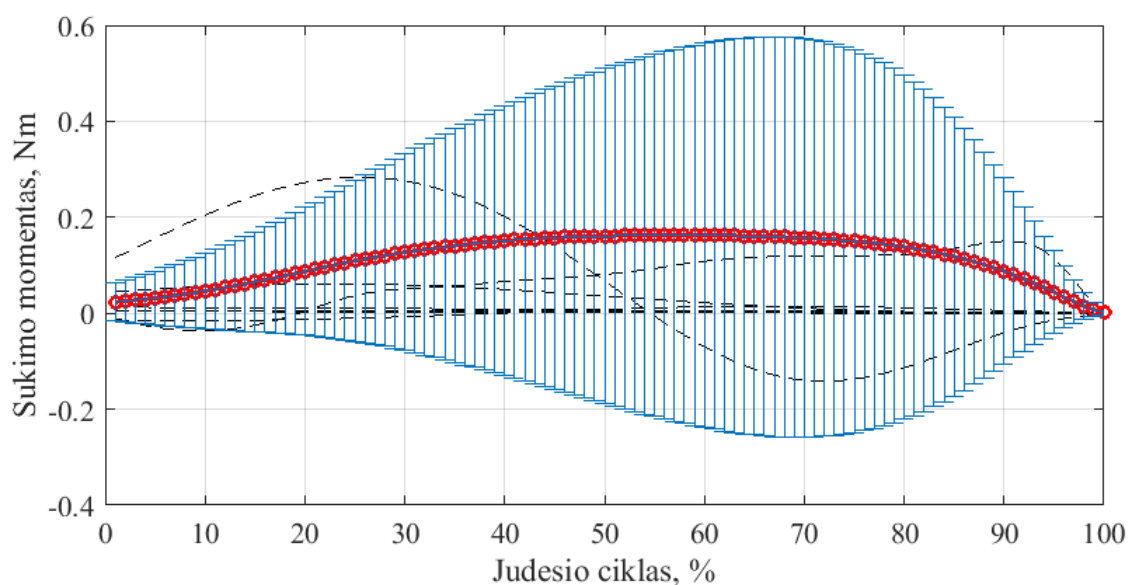


3.31 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, trečio judesio peties sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

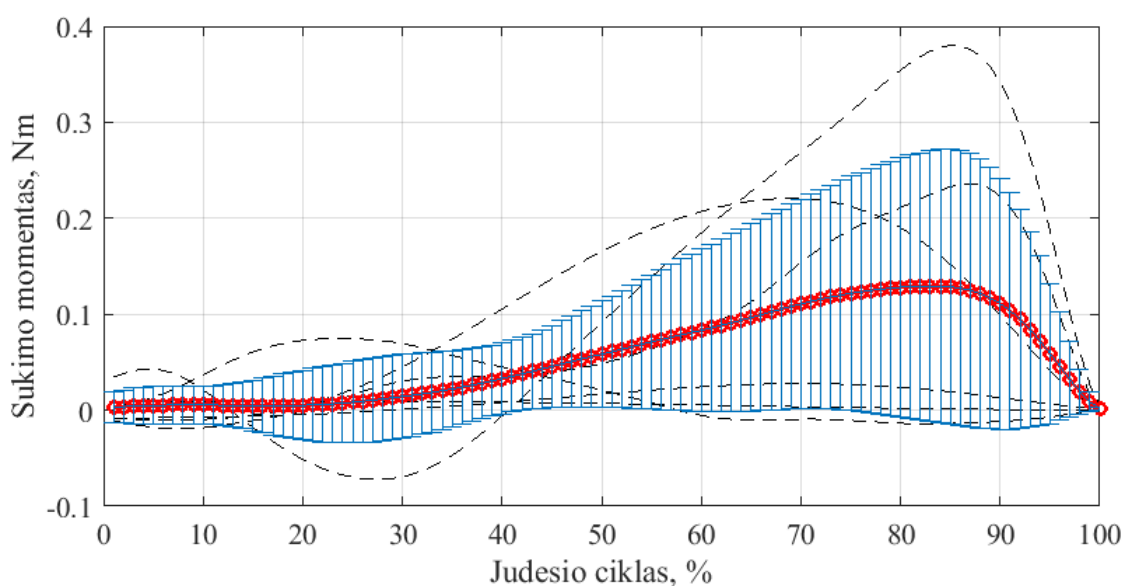


3.32 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, trečio judesio peties sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Trečio judesio metu maksimali sveikų tiriamųjų sukimo momento reikšmė alkūnės sąnaryje 0,162 Nm (3.33 pav.), o sergančių 0,129 Nm (3.34 pav.).



3.33 pav. Suminis sveikų tiriamųjų, trečio judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis



3.34 pav. Suminis sergančių tiriamųjų, trečio judesio alkūnės sukimo momentas. Raudona kreivė – vidutinė momento reikšmė, mėlyni vertikalūs brūkšniai – standartinis nuokrypis

Apibendrinat sąnarių sukimo momentų rezultatus galima pastebėti, kad jų dydžiai pakankamai nedideli. Taip yra dėlto, kad tiriamųjų neveikė papildomos pridėtinės jėgos, modelyje neskaičiuota trinties jėga. Tyrėjas Tibold *et al.* atliko bandymą, kurio metu dalyviai turėjo kelti svorius nuo 0,06 kg iki 2 kg (2015). Rezultatai parodė, kad keliant didesnę masę sukimo momentai didėja. Taip pat

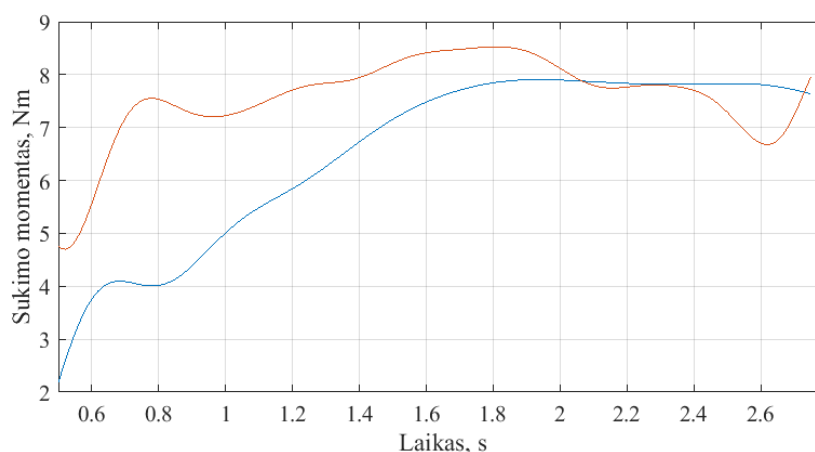
šis tyrėjas naudojo panašią rezultatų vaizdavimo metodiką, kaip ir šiame magistro darbe. Suskaičiuoti sąnarių sukimo momentų rezultatai panašūs į tyrėjo Pigeon *et al.*, jo tyrimo metodikoje buvo nagrinėjamas viršutinės galūnės sukimo momentai atliekant fleksijos/ekstenzijos judesius ir nustatyta, kad peties sąnaryje maksimalus vidutinis sukimo momentas be papildomų apkrovų yra 1,3 Nm (2013), jis varijuoja priklausomai nuo išorinio poveikio jėgų. Galima sakyti, kad apskaičiuoti momentai pagal sudarytą judėjimo lygtį yra teisingi.

3.3. Modelio validavimas

Sudaryto modelio validavimui naudojama „OpenSim“ programa, kadangi joje yra integruotas viršutinės galūnės modelis, su kuriuo galima palyginti apskaičiuotus judesių sukimo momentas. Atsitiktine tvarka pasirenkama po kelis eksperimentinius matavimus iš sveikų ir sergančių tiriamųjų grupių.

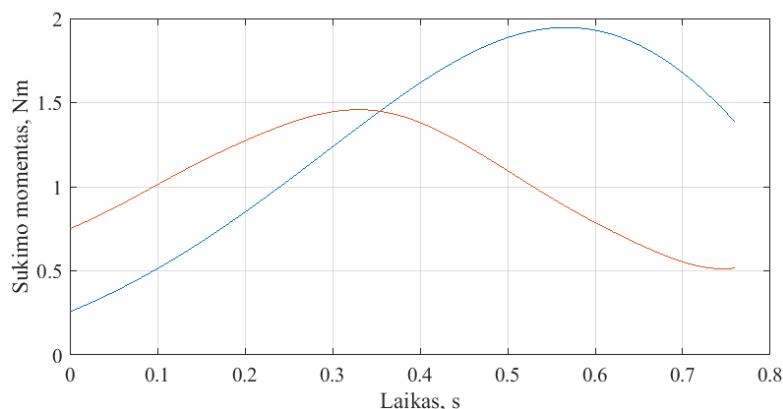
Programa „MATLAB“ sukuriamas kodas ir sugeneruojamas *mot.* formato failas, kurį nuskaito programa „OpenSim“.

Paveiksle 3.35 pavaizduoti peties sąnario sveikų tiriamųjų pirmo judesio sukimo momentai, kurie sugeneruoti su programa „OpenSim (raudona kreivė) ir apskaičiuoti pagal sudarytą modelį (mėlyna kreivė). Sveikų bandymo dalyvių peties sąnario maksimalus sukimo momentas apskaičiuotas „OpenSim“ programa yra 8,524 Nm, sudaryto modelio 7,91 Nm. Apskaičiuota šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos – RMSE (angl. Root Mean Square Error) ir gauta jos reikšmė lygi 1,598.



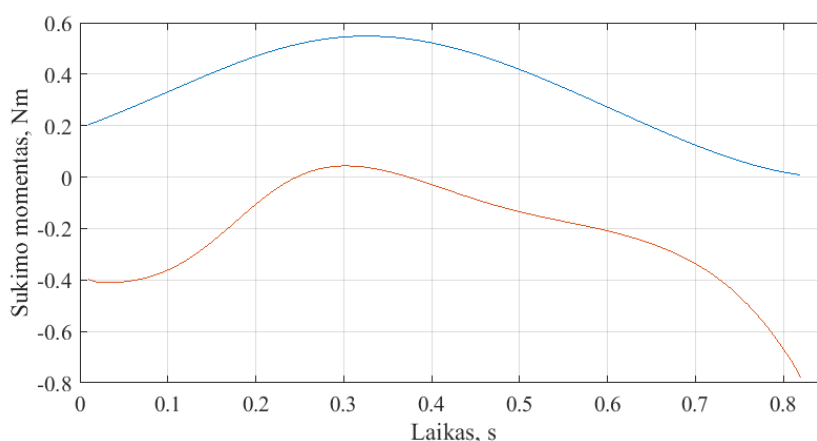
3.35 pav. Pirmo judesio sveikų tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas peties sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas

Pirmo judesio sergančių dalyvių peties sąnario maksimalus sukimo momentas apskaičiuotas „OpenSim“ programa yra 8,524 Nm, sudaryto modelio 1,458 Nm. Apskaičiuota šaknis iš vidutinės kvadratinės paklaidos – RMSE lygi 0,715.



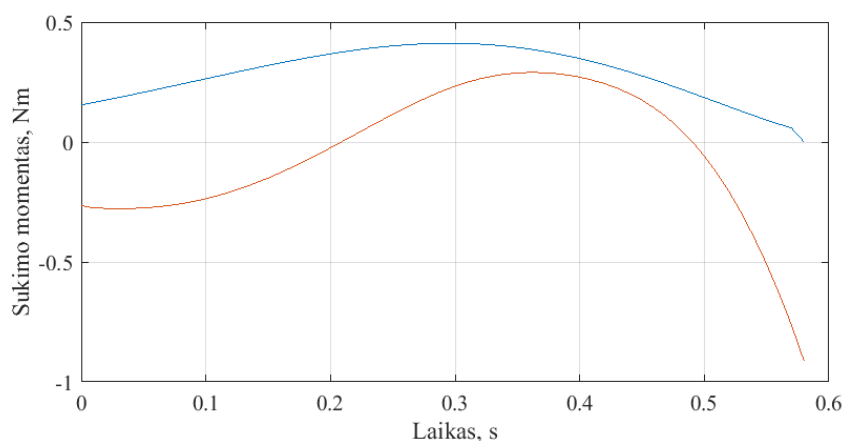
3.36 pav. Pirmo judesio sergančių tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas peties sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas

Paveiksle 3.37 pavaizduoti peties sąnario antro judesio sveikų tiriamųjų sukimo momentai, kurie sugeneruoti su programoje „OpenSim“ ir suskaičiuoti pagal sudarytą modelį. Maksimalus sveikų bandymo dalyvių peties sąnario sukimo momentas gautas su „OpenSim“ yra 0,548 Nm, o pagal sudarytą modelį 0,043 Nm. Apkaičiuotas RMSE lygus 0,565.



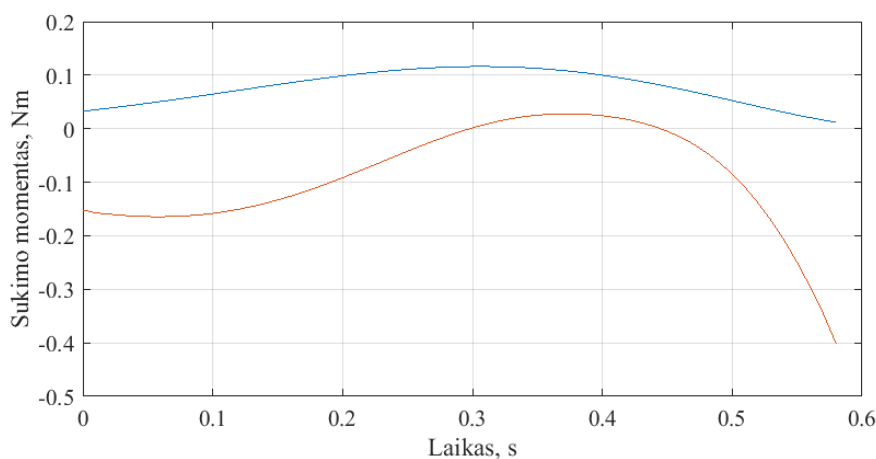
3.37 pav. Antro judesio sveikų tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas

Paveiksle 3.38 pavaizduoti peties sąnario antro judesio sergančių tiriamųjų sukimo momentai, kurie sugeneruoti su programoje „OpenSim“ ir suskaičiuoti pagal sudarytą modelį. Maksimalus sergančių bandymo dalyvių peties sąnario sukimo momentas gautas su „OpenSim“ yra 0,289 Nm, o pagal sudarytą modelį 0,412 Nm. Apkaičiuotas RMSE lygus 0,3840.



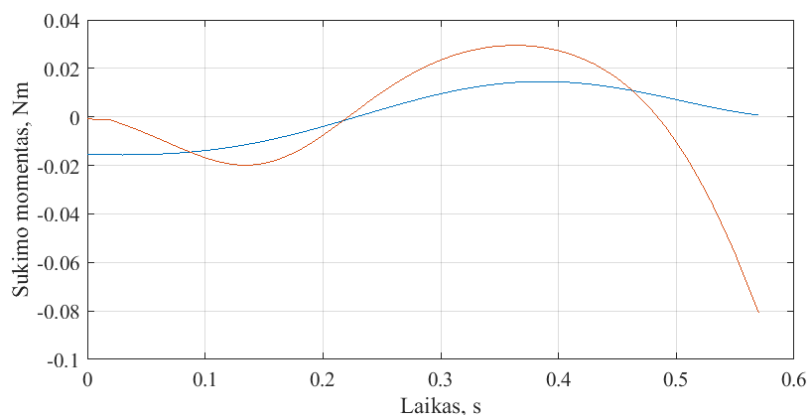
3.38 pav. Antro judesio sveikų tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas

Antro judesio metu sergančių bandymo dalyvių alkūnės sąnario maksimalus sukimo momentas apskaičiuotas „OpenSim“ programa yra 0,030 Nm, sudaryto modelio 0,114 Nm (3.39 pav.). Surasta RMSE reikšmė lygi 0,182.



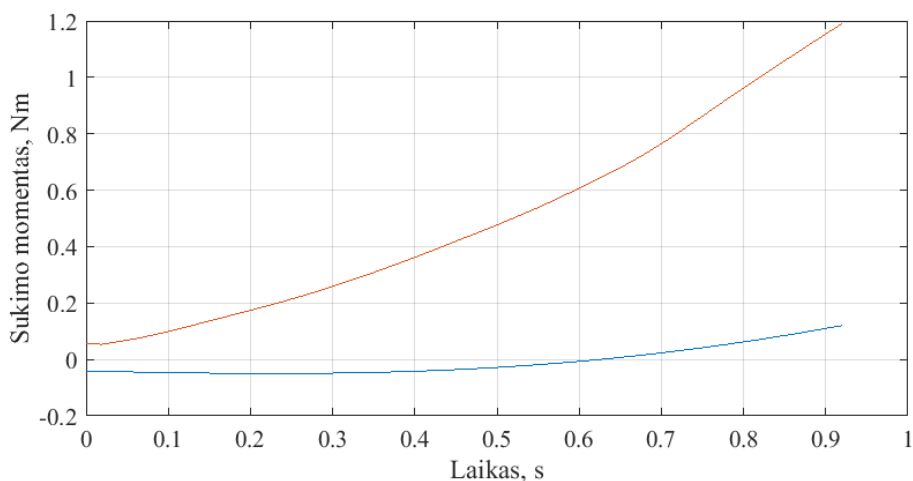
3.39 pav. Antro judesio sergančių tiriamųjų alkūnės sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas peties sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio alkūnės sąnario momentas

Trečio judesio metu sveikų bandymo dalyvių alkūnės sąnario maksimalus sukimo momentas apskaičiuotas „OpenSim“ programa yra 0,029 Nm, sudaryto modelio 0,014 Nm (3.40 pav.). Surasta RMSE reikšmė lygi 0,0212.



3.40 pav. Trečio judesio sveikų tiriamųjų alkūnės sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas alkūnės sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio alkūnės sąnario momentas

Paveiksle 3.41 pavaizduoti peties sąnario trečio judesio sergančių tiriamųjų sukimo momentai, kurie sugeneruoti su programoje „OpenSim“ ir suskaičiuoti, pagal sudarytą modelį. Maksimalus sergančių bandymo dalyvių peties sąnario sukimo momentas gautas su „OpenSim“ yra 1,19 Nm, o pagal sudarytą modelį 0,120 Nm. Apkaičiuotas RMSE lygus 0,582.



3.41 pav. Trečio judesio sveikų tiriamųjų peties sąnario momentas. Raudona kreivė – „OpenSim“ suskaičiuotas sukimo momentas, mėlyna – sudaryto modelio peties sąnario momentas

Iš visų gautų rezultatų lyginant „OpenSim“ programos sugeneruotus momentus su sudaryto modelio momentais pastebimas skirtumas, tačiau galima teigti, kad sudarytas modelis gali būti taikomas rankos segmentų sukimo momentams išmatuoti. Nesutapimas atsiranda dėl to, kad aprašytas dinaminis modelis turi apribojimus ir supaprastinimų bei juda dviem laisvės laipsniais taip pat neįtrauktas raumenų darbas.

3.4. Rezultatų aptarimas ir pasiūlymai

Trečiame skyriuje apskaičiuoti tiriamųjų individualūs antropometriniai duomenys, kurie naudojami judėjimo lygtyje apskaičiuojant sąnariuose susidariusius sukimo momentus. Pateiktos galvos smegenų insultu sergančių pacientų ir sveikų tiriamųjų peties ir alkūnės sąnarių amplitudės, gautos vidutinės reikšmės ir jų maksimumai. Nustatyta, kad pirmame judesyje sergančių amplitudė peties ir alkūnės sąnariuose yra mažesnė, o kituose dviejuose judesių matavimuose didesnė nei sveikų tiriamųjų. Toliau apskaičiuoti sukimo momentai peties ir alkūnės sąnariuose bei grafiškai pateiktos jų vidutinės reikšmės. Pastebėta, kad pirmo ir trečio judesio metu sergančių pacientų peties ir alkūnės sukimo momentai buvo mažesni nei sveikų, o antrame judesyje ženkliai didesni. Statistiškai išnagrinėtas judesių atlikimo laikas ir pastebėta, kad pritraukimo-atitraukimo judesio metu pastebimas statistiškai reikšmingas skirtumas tarp grupių.

Atliktas modelio validavimas su programa „OpenSim“. Pastebėti neatitikimai, tačiau jie atsirado dėl sudaryto modelio suprastinimų ir nedidelio skaičiaus laisvės laipsnių. Nepaisant to modelis gali būti taikomas reabilitacijoje po galvos smegenų insulto, nes sudarytas „MATLAB“ kodas leidžia nesudėtingai keisti tiriamųjų antropometrinius duomenis, o gauti rezultatai aiškiai matomi iš karto.

Remiantis tyrėjų Piovesan *et al.* ir E. J. Dijkstra, pastebėjimais apie viršutinės galūnės modelio tobulinimą galima teigti ir siūlyti, įtraukti į modelį raumenų darbą, padidinti laisvės laipsnių skaičių, taip modelis taptų stabilesnis, turėtų daugiau tikslumo ir standumo sąnariuose, kuris pakeistų inercines jo savybes ir tiksliau atkurtų realius rankos judesių parametrus.

IŠVADOS

1. Pirmoje magistro baigiamojo darbo dalyje remiantis moksline literatūra nustatyti viršutinės galūnės biomechanikai įtaką darantys veiksniai. Aprašyti žmogaus kūno judesių aptikimo metodai. Išnagrinėti moksliniai straipsniai, kuriuose aprašomi rankos modeliavimo, tyrimo ir pritaikymo metodai.
2. Antroje dalyje suformuluota tyrimo metodika. Sudarytas viršutinės galūnės biomechaninis modelis, susidedantis iš dviejų segmentų ir turintis du laisvės laipsnius bei judantis sagitalinėje plokštumoje. Jo judėjimo lygtis aprašyta pagal Lagranžo metodiką.
3. Trečioje, eksperimentinėje dalyje, apskaičiuoti tyrime dalyvavusių žmonių individualūs antropometriniai duomenys. „MATLAB“ programa sudarytas skaičiuojamasis kodas, su kuriuo eksperimento metu išmatuoti kampai buvo integruojami, bei diferencijuojami ir pagal modelio judėjimo lygtį apskaičiuoti segmentų sukimo momentai peties ir alkūnės sąnariuose.
4. Apskaičiuotos judesių atlikimo amplitudės alkūnės ir peties sąnariuose tarp sveikų ir insultu sergančių tiriamųjų. Nustatyta, kad stūmimo-traukimo judesyje sergančių peties amplitudė atžvilgiu sveikų mažesnė 16,85 %, ir alkūnės mažesnė 34,58 %. Pritraukimo-atitraukimo judesyje sergančių peties amplitudė buvo didesnė 373,75 %, o alkūnės 209,61 % už sveikų tiriamųjų. Paskutiniame judesyje sergančių pacientų peties amplitudė buvo didesnė 53,09 %, o alkūnės sąnario didesnė 42,23 % už sveikų dalyvių.
5. Apskaičiuoti segmentų sąnarių sukimo momentai tarp sveikų ir sergančių tiriamųjų. Pirmo judesio metu sergančių pacientų peties sąnario sukimo momentas buvo mažesnis 1,388 Nm, o alkūnės 0,146 Nm. Antro judesio metu sergančių tiriamųjų peties sukimo momentai buvo didesnis 0,724 Nm ir peties 0,094 Nm. Paskutiniame judesyje sergančių peties sąnario momentai buvo mažesni 0,558 Nm, o alkūnės 0,033 Nm.
6. Tyrime taikytų reabilitacinių judesių atlikimo laikas išnagrinėtas statistiškai ir išsiaiškinta, kad atliekant pritraukimo-atitraukimo judesius, atsiranda statistiškai reikšmingas rezultatas, tarp sveikų ir sergančių galvos smegenų insultu, nes $p < 0,05$.
7. Pateiktas modelio validavimas su „OpenSim“ programa ir nustatyta, kad nors ir pastebimas momentų reikšmių skirtumas jis atsiranda, todėl kad sudarytas modelis turi du laisvės laipsnius bei kitus apribojimus.

LITERATŪRA

1. Abdullah, H. A., *et al.* 2007. Dynamic biomechanical model for assessing and monitoring robot-assisted upper-limb therapy, *Journal of Rehabilitation Research & Development* 44(1): 43–62.
2. Al-Faiz, M. Z., *et al.* 2011. Human arm simulation based on „MATLAB“ with virtual environment, *International Journal of Computers Communications & Control* 11(1): 1–11.
3. Ambrosio, J., *et al.* 2011. Multibody biomechanical models of the upper limb, *Procedia IUTAM* 2: 4–17.
4. Ballan, L.; Cortelazzo, G. M. 2012. Marker-less motion capture of skinned models in a four camera set-up using optical flow and silhouettes, *European Conference on Computer Vision*. Padova, 1–8.
5. Biernaskie, J.; Chernenko, G.; Corbett, D. 2004. Efficacy of Rehabilitative Experience Declines with Time after Focal Ischemic Brain Injury, *Journal of Neuroscience* 24(5): 1245–1254.
6. Buckle, P. W.; Devereux, J. J. 2002. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders, *Applied Ergonomics* 33(3): 207–217.
7. Budrys, V. 2003. *Klinikinė neurologija*. Vilnius: UAB Vaistų žinios. 85 p.
8. Cachoa, E. W. A., *et al.* 2011. Upper limb assessment in tetraplegia: clinical, functional and kinematic correlations, *International Journal of Rehabilitation Research* 34(1): 65–72.
9. Carlsson, I. K., *et al.* 2010. Hand-injured Patients' Experiences of Cold Sensitivity and the Consequences and Adaptation for Daily Life: A Qualitative Study, *Journal of Hand Therapy* 23(1): 53–62.
10. Case-Smith, J. 2003. Outcomes in Hand Rehabilitation Using Occupational Therapy Services, *American Journal of Occupational Therapy* 57(5): 499–506.
11. Choudhury, T. T., *et al.* 2013. Modeling of Human Arm Movement: A Study on Daily Movement, 2013 Fifth International Conference on Computational Intelligence, Modelling and Simulation.
12. Dijkstra, E. J. 2010. Upper Limb projekt. Modeling of the upper limb, Department of Engineering Technology University of Twente. 60 p.
13. Du, Y., *et al.* 2016. Marker-less 3D Human Motion Capture with Monocular Image Sequence and Height-Maps, *European Conference on Computer Vision*. Amsterdamas, 20–36.
14. Esmaeilzadeh, S.; Ozcan, E.; Capan, N. 2014. Effects of ergonomic intervention on work-related upper extremity musculoskeletal disorders among computer workers: a randomized

- controlled trial, *International Archives of Occupational and Environmental Health* 87(1): 73–83.
15. Esposito, C., *et al.* 2013. Work-related upper limb musculoskeletal disorders in paediatric laparoscopic surgery. A multicenter survey, *Journal of Pediatric Surgery* 48(8): 1750–1756.
 16. Gall, J. 2009. Motion Capture Using Joint Skeleton Tracking and Surface Estimation, *Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. Majamis, 1746–1753.
 17. Gemmerta, A. W. A.; Teulingsb, H. T. 2006. Advances in graphonomics: Studies on fine motor control, its development and disorders, *Human Movement Science* 25(4–5): 447–453.
 18. Hu, S., *et al.* 2010. Pams: a wearable physical activity monitoring system for continuous motion capture in free-living environments. *5th International Conference on Body Area Networks*. Graikija, pages 233–239.
 19. Juocevičius, A., *et al.* 2009. Sergančių galvos smegenų insultu pacientų, reabilituotų trijose reabilitacijos paslaugas teikiančiose įstaigose, charakteristika, *Gerontologija* 10(4): 214–222.
 20. Kjellstrom, T.; Norrving, B.; Shatchkut, A. 2007. Helsingborg Declaration 2006 on European Stroke Strategies, *Cerebrovascular Disease* 23(2-3): 231–41.
 21. Kline, T. L.; Schmit, B. D.; Kamper, D. G. 2007. Exaggerated interlimb neural coupling following stroke, *Brain* 130(1): 159–169.
 22. Krančiukaitė, D., *et al.* 2007. Persirgusių galvos smegenų insultu gyvenimo kokybė, *Medicina* 43(9): 736–745.
 23. Kwakkel, G. 2006. Impact of intensity of practice after stroke: issues for consideration, *Disability & Rehabilitation* 28(13-14): 823–830.
 24. Leweka, M. D., *et al.* 2010. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease, *Gait & Posture* 31(2): 256–260.
 25. Linkel, A., *et al.* 2015. Applications of inertial sensors in medicine: towards model-based rehabilitation of stroke, *IFAC-PapersOnLine* 48(4): 442–447.
 26. Lord, S., *et al.* 2012. Patterns of daily ambulatory activity are different in early Parkinson's disease compared with controls, *Proceedings of the 16th international congress of Parkinson's disease and movement disorders*. Dublinas, 17–21.
 27. Mansour, G., *et al.* 2008. A kinematic and dynamic model of the human upper extremity, *Bio-Engineering and Manufacturing*, 885–892.
 28. Mohammad, A., *et al.* 2009. Musculoskeletal Disorders in Dentists in Shiraz, Southern Iran, *Iranian Red Crescent Medical Journal*. 11(4): 464–465.

29. Morris, J., *et al.* 2013. Predicting health related quality of life 6 months after stroke: the role of anxiety and upper limb dysfunction, *Disability and Rehabilitation* 35(4): 291–299.
30. Ones, K., *et al.* 2005. Quality of Life for Patients Poststroke and the Factors Affecting It, *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 14(6): 261–266.
31. Pennestri, E., *et al.* 2007. Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb, *Journal of Biomechanics* 40(6): 1350–1361.
32. Petruševičienė, D.; Kriščiūnas, A. 2005. Veiksniai, turintys įtakos sergančiųjų galvos smegenų insultu savarankiškumui ankstyvuojų reabilitacijos laikotarpiu, *Medicina* 41(8): 658–660.
33. Petruševičienė, D.; Savickas, R.; Kriščiūnas, A. 2007. Ligonų persirgusių insultu, sensomotorinių reakcijų vertinimas ankstyvosios reabilitacijos laikotarpiu, *Medicina* 43(12), 942–946.
34. Petruševičienė, D.; Kriščiūnas, A. 2003. Ligonų, sirgusių galvos smegenų insultu, ergoterapija, *Medicina* 39(11): 1065–1070.
35. Pigeon, P., *et al.* 2013. Immediate compensation for variations in self-generated Coriolis torques related to body dynamics and carried objects, *Journal of Neurophysiology* 110(6): 1370–1384.
36. Piovensan, D., *et al.* 2011. Comparative Analysis of Methods for Estimating Arm Segment Parameters and Joint Torques From Inverse Dynamics, *Journal of Biomechanical Engineering* 133(3): 031003.
37. Rafie, F., *et al.* 2015. Prevalence of Upper Extremity Musculoskeletal Disorders in Dentists: Symptoms and Risk Factors, *Journal of Environmental and Public Health*. 2015: 6.
38. Reyes–Guzmana, A., *et al.* 2014. Quantitative assessment based on kinematic measures of functional impairments during upper extremity movements: A review, *Clinical Biomechanics* 29(7): 719–727.
39. Rasotto, Ch., *et al.* 2015. Tailored exercise program reduces symptoms of upper limb work-related musculoskeletal disorders in a group of metalworkers: A randomized controlled trial, *Manual Therapy* 20(1): 56–62.
40. Schepers V. P., *et al.* 2005. Prediction of social activity 1 year poststroke, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86(7): 1472–1476.
41. Sharma, A., *et al.* 2013. Motion capture process, techniques and applications, *International Journal on Recent and Innovation Trends in Computing and Communication*. 1(4): 251–257.

42. Skirmantaitė, I. 2014. Greitėjančio tempo treniruočių ant bėgtakio poveikis sergančiųjų Parkinsono liga pusiausvyrai, funkciniam pajėgumui ir rankos greitų bei tikslų judesių kinematikai, *Neurologijos seminarai* 18(4): 267–273.
43. Skurvydas, A. 2011. Modernioji neuroreabilitacija: judesių valdymas ir proto treniruotė. LKKA. 341 p.
44. Šapogienė, D., et al. 2011. Pakartotinės reabilitacijos poveikis pacientų, persirgusių galvos smegenų insultu, kasdieninio gyvenimo kokybei, *Sveikatos mokslai* 21(7): 168–171.
45. Taieb-Maimon, M., et al. 2012. The effectiveness of a training method using self-modeling webcam photos for reducing musculoskeletal risk among office workers using computers, *Applied Ergonomics*. 43(2): 376–385.
46. Tibold, R et al. 2015. The Effect of Load on Torques in Point-to-Point Arm Movements: A 3D Model, *Journal of Motor Behavior*. 44(5): 341–350.
47. Valdmanova, L.; Cechova, H. 2013. Three-body segment musculoskeletal model of the upper limb, *Applied and Computational Mechanics* 7: 87–98.
48. Wu, Ch., et al. 2011. Randomized Trial of Distributed Constraint-Induced Therapy Versus Bilateral Arm Training for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Control and Function After Stroke, *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 25(2): 130–139.
49. Zhang, Z., et al. 2009. Ubiquitous Human Body Motion Capture using Micro-sensors, 2009 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications. Teksasas, 1–5.
50. Zhou, H., et al. 2005. Application of wearable inertial sensors in stroke rehabilitation, *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. Šanchajus, 6825–6828.