

VILNIAUS GEDIMINO TECHNIKOS UNIVERSITETAS

Jurgita ŽIŽIENĖ

BIOMECHANINIŲ RAUMENS-SKELETO MODELIŲ GRĮSTAS VAIKŲ EISENOS TYRIMAS

DAKTARO DISERTACIJA

TECHNOLOGIJOS MOKSLAI,
MECHANIKOS INŽINERIJA (T 009)

Vilnius, 2022

Disertacija rengta 2017–2022 metais Vilniaus Gedimino technikos universitete.

Vadovas

doc. dr. Kristina DAUNORAVIČIENĖ (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – T 009).

Vilniaus Gedimino technikos universiteto Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo taryba:

Pirmininkas

doc. dr. Artūras KILIKEVIČIUS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – T 009).

Nariai:

doc. dr. Rūta DADELIENĖ (Vilniaus universitetas, visuomenės sveikata – M 004),

prof. dr. Alessandro RUGGIERO (Salerno universitetas, Italija, mechanikos inžinerija – T 009),

prof. dr. Artūras SERACKIS (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, elektros ir elektronikos inžinerija – T 001),

prof. dr. Vytautas TURLA (Vilniaus Gedimino technikos universitetas, mechanikos inžinerija – T 009).

Disertacija bus ginama viešame Mechanikos inžinerijos mokslo krypties disertacijos gynimo tarybos posėdyje **2022 m. birželio 14 d. 13 val.** Vilniaus Gedimino technikos universiteto senato posėdžių salėje.

Adresas: Saulėtekio al. 11, LT-10223 Vilnius, Lietuva.

Tel. (8 5) 274 4956; faksas (8 5) 270 0112; el. paštas doktor@vilniustech.lt

Pranešimai apie numatomą ginti disertaciją išsiųsti 2022 m. gegužės 13 d.

Disertaciją galima peržiūrėti Vilniaus Gedimino technikos universiteto talpykloje <http://dspace.vgtu.lt/> ir Vilniaus Gedimino technikos universiteto bibliotekoje (Saulėtekio al. 14, LT-10223 Vilnius, Lietuva).

Vilniaus Gedimino technikos universiteto 2022-020-M mokslo literatūros knyga

doi:10.20334/2022-020-M

© Vilniaus Gedimino technikos universitetas, 2022

© Jurgita Žižienė, 2022

jurgita.ziziene@vilniustech.lt

VILNIUS GEDIMINAS TECHNICAL UNIVERSITY

Jurgita ŽIŽIENĖ

**BIOMECHANICAL MUSCULOSKELETAL
MODEL-BASED CHILDREN'S GAIT
EVALUATION**

DOCTORAL DISSERTATION

TECHNOLOGICAL SCIENCES,
MECHANICAL ENGINEERING (T 009)

Vilnius, 2022

Doctoral dissertation was prepared at Vilnius Gediminas Technical University in 2017–2022.

Supervisor

Assoc. Prof. Dr Kristina DAUNORAVIČIENĖ (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – T 009).

The Dissertation Defence Council of Scientific Field of Mechanical Engineering of Vilnius Gediminas Technical University:

Chairman

Assoc. Prof. Dr Artūras KILIKEVIČIUS (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – T 009).

Members:

Assoc. Prof. Dr Rūta DADELIENĖ (Vilnius University, Public Health – M 004),

Prof. Dr Alessandro RUGGIERO (University of Salerno, Italy, Mechanical Engineering – T 009),

Prof. Dr Artūras SERACKIS (Vilnius Gediminas Technical University, Electrical and Electronic Engineering – T 001),

Prof. Dr Vytautas TURLA (Vilnius Gediminas Technical University, Mechanical Engineering – T 009).

The dissertation will be defended at the public meeting of the Dissertation Defence Council of Mechanical Engineering in the Senate Hall of Vilnius Gediminas Technical University at **1 p. m. on 14 June 2022.**

Address: Saulėtekio al. 11, LT-10223 Vilnius, Lithuania.

Tel.: +370 5 274 4956; fax +370 5 270 0112; e-mail: doktor@vilniustech.lt

A notification on the intend defending of the dissertation was send on 13 May 2022.

A copy of the doctoral dissertation is available for review at Vilnius Gediminas Technical University repository <http://dspace.vgtu.lt> and at the Library of Vilnius Gediminas Technical University (Saulėtekio al. 14, LT-10223 Vilnius, Lithuania).

Reziumė

Disertacijoje nagrinėjamos vaikų pataloginės eisenos analizės ir vertinimo problemos, taikant tiesioginės ir atvirkštinės kinematikos modelius. Pagrindinis tyrimo objektas raumens-skeleto modeliu grįsta apatinių galūnių motorikos vertinimo sistema, cerebrinių paralyžių (CP) sergantiems vaikams. Išsami judesio analizė ir interpretacija leidžia parinkti tinkamiausią paciento gydymo būdą. Pagrindinis disertacijos tikslas – raumens-skeleto modelio pagrindu sukurti CP sergančių vaikų motorikos vertinimo sistemą, kuri leis kompleksiškai įvertinti eisenos parametrus ir kartu padės gydytojams priimti sprendimus dėl tolesnės gydymo strategijos. Šios vertinimo sistemos taikymo sritis – vaikų reabilitacijos ir gydymo praktika. Disertacijoje taip pat siekiama ištirti skirtingų esamų skaitmeninių ir eksperimentinių įrankių tinkamumą naudoti vaikų judesio analizei, siekiant išryškinti efektyviausius ir nurodyti tiksliausius bei tinkamiausius įrankius.

Darbe sprendžiami keli pagrindiniai uždaviniai: pirmasis – atlikus skirtingų vaikų grupių eisenos tyrimus, atrinkti charakteringiausius būdinguosius pataloginei eisenai parametrus. Remiantis pirmojo uždavinio rezultatais siekiama sudaryti metodiką eksperimentinių duomenų naudojimui raumens skeleto modelyje. Kadangi nėra prieinamo vaiko raumens-skeleto modelio, trečias uždavinys – suaugusiojo bendrosios geometrijos modelio adaptavimas vaikui ir jo tinkamumo ištyrimas.

Disertaciją sudaro įvadas, trys skyriai, bendrosios išvados, naudotos literatūros ir autoriaus publikacijų disertacijos tema sąrašai ir keturi priedai.

Įvadiniamе skyriuje aptariama tiriamoji problema, darbo aktualumas, aprašomas tyrimų objektas, formuluojamas darbo tikslas ir uždaviniai, aprašoma tyrimų metodika, darbo mokslinis naujumas, darbo rezultatų praktinė reikšmė, ginamieji teiginiai. Įvado pabaigoje pristatomos disertacijos tema autoriaus paskelbtos publikacijos ir pranešimai konferencijose ir disertacijos struktūra.

Pirmasis skyrius skirtas literatūros analizei. Jame pateikti pagrindiniai eisenos parametrai, normos, matavimo ir analizės ypatumai. Skyriaus pabaigoje formuluojamos išvados ir tikslinami disertacijos uždaviniai.

Antrajame skyriuje pateikta eksperimentinių ir analitinių tyrimų eiga, priemonės, eiliškumas, algoritmai ir naudoti metodai. Pagrįstas jų pasirinkimas.

Trečiajame skyriuje pateikti eksperimentinių, analitinių ir skaitinių tyrimų rezultatai, pasiūlyta vaikų pataloginės eisenos vertinimo sistema naudojant raumens skeleto modelį, išgryninti būdingieji parametrai.

Disertacijos tema atspausdinti 5 moksliniai straipsniai, skaityti 4 moksliniai pranešimai tarptautinėse konferencijose. Trys publikacijos atspausdintos mokslo žurnaluose, įtrauktuose į *Clarivate Analytics Web of Science* sąrašą.

Abstract

The dissertation investigates problems arising from the analysis and evaluation of a pathological gait of children using direct and inverse kinematic models. The main object of the study is a musculoskeletal model-based lower limb motor assessment system for children with cerebral palsy (CP). Detailed analysis and interpretation of movement allow for choosing the most appropriate treatment for the patient. The main goal of the dissertation is to develop a motor assessment system for children with CP based on the musculoskeletal model, which will allow a comprehensive assessment of gait parameters and, at the same time, will help physicians make decisions about further treatment strategies. The research also aims to investigate the suitability of different existing digital and experimental tools for analysing the motion of children to highlight the most effective and indicate the most accurate and appropriate solutions.

The thesis solves several main tasks: the first is to select the most characteristic parameters of a pathological gait; the second aim is to develop a methodology for the use of experimental results in a musculoskeletal model. In the absence of a child's musculoskeletal model, the third task is to adapt the adult general geometry model and investigate its suitability.

The dissertation consists of an introduction, three chapters, a summary of the results, lists of used literature and the author's publications on the topic of the dissertation, and four appendices.

The introduction reveals the investigated problem, the importance of the thesis and the object of research and describes the purpose and tasks of the paper, research methodology, scientific novelty, the practical significance of results examined in the paper and defended statements. The introduction finishes by presenting the author's publications on the subject of the defended dissertation, offering the material of presentations given at conferences and defining the structure of the dissertation.

Chapter 1 is devoted to a literature review of the main gait parameters, peculiarities of measurement and analysis. The chapter closes by formulating conclusions and specifying the tasks of the dissertation.

Chapter 2 presents the course of experimental and analytical research, tools, sequence, algorithms, and methods used. Their choice is justified.

Chapter 3 presents the results of experimental, analytical, and numerical studies, proposes a system for the evaluation of a pathological gait in children using a musculoskeletal model, and refines the characteristic parameters.

Five scientific articles were published on the thesis topic. Three publications were issued in scientific journals included in the Clarivate Analytics Web of Science. Also, four reports were presented at international conferences.

Žymėjimai

Simboliai

f_e – ėjimo dažnis;

f_{en} – normalizuotas ėjimo dažnis;

F_L – išorinės jėgos pikas;

F_M – vidinės jėgos pikas;

F_n – normalizuota atramos reakcijos jėga;

F_{nr} – normalizuota sąnario reakcijos jėga;

F_x – vidinė-išorinė jėga;

F_y – priekinė-užpakalinė jėga;

F_z – vertikali jėga;

g – laisvojo kritimo pagreitis;

h – tiriamojo ūgis;

l – eisenos ciklo arba ilgo žingsnio ilgis;

l_k – kojos ilgis;

l_n – normalizuotas eisenos ciklo arba ilgo žingsnio ilgis;

l_t – žingsnio ilgis;

l_m – normalizuotas žingsnio ilgis;

m – tiriamojo svoris;
 n_p – normalizuota trukmė;
 n_t – normalizuojama trukmė;
 p – statistinio reikšmingumo lygmuo;
 r – Pirsono koreliacijos koeficientas;
 t – eisenos ciklo trukmė;
 t_L – jėgos veikimo išorinė kryptimi trukmė;
 t_n – normalizuota eisenos ciklo trukmė;
 v – ėjimo greitis;
 v_n – normalizuotas ėjimo greitis;
 w – žingsnio plotis.

Santrumpos

A/P – atitraukimas/pritraukimas;
AD – atvirkštinė dinamika (angl. *inverse dynamics*, ID);
AG – apatinės galūnės;
AK – atvirkštinė kinematika (angl. *inverse kinematics*, IK);
ARJ – atramos reakcijos jėga (angl. *ground reaction force*, GRF);
BF – dvigalvis šlaunies raumuo (lot. *musculus biceps femoris*);
BMR – branduolinis magnetinis rezonansas;
CP – cerebrinis paralyžius;
EMG – elektromiografija (angl. *electromyography*);
FMR gydytojas – fizinės medicinos ir reabilitacijos gydytojas;
GMFCS – stambiosios motorikos funkcijos klasifikacijos sistema (angl. *Gross Motor Function Classification System*);
IQR – tarpkvartilių intervalas;
KT – kompiuterinė tomografija;
L/T – lenkimas/tiesimas;
LG – išorinė dvilypio raumens galva (lot. *musculus gastrocnemius lateralis*);
MAD – medianos absoliutūs nuokrypis (angl. *median absolute deviation*);
MG – vidinė dvilypio blauzdos raumens galva (lot. *musculus gastrocnemius medialis*);
PiG – eisenos tyrimo modelis „Plug-in-Gait“;
RF – tiesusis šlaunies raumuo (lot. *musculus rectus femoris*);
RMSE – vidutinė kvadratinė paklaida (angl. *root mean square error*);
ROM – judesių amplitudės (angl. *range of motion*, ROM);
RS – raumens-skeleto (angl. *musculoskeletal*, MS);

SD – standartinis nuokrypis (angl. *standard deviation*);
SE – pusgyslinis šlaunies raumuo (lot. *musculus semitendinosus*);
SI – simetrijos indeksas (angl. *symmetry index*);
SPM – statistinis parametrinis žemėlapis (angl. *statistical parametric mapping*);
TD – tiesioginė dinamika (angl. *forward dynamics*);
TK – tiesioginė kinematika (angl. *direct kinematics*, DK);
VR/IR – vidinė/išorinė rotacija.

Turinys

IVADAS	1
Problemos formulavimas.....	1
Darbo aktualumas.....	2
Tyrimų objektas	3
Darbo tikslas.....	3
Darbo uždaviniai	3
Tyrimų metodika.....	4
Darbo mokslinis naujumas	4
Darbo rezultatų praktinė reikšmė	4
Ginamieji teiginiai.....	5
Darbo rezultatų aprobavimas.....	5
Disertacijos struktūra.....	5
1. APATINIŲ GALŪNIŲ SKAITMENINIAI MODELIAI IR JŲ YPATUMŲ	
APŽVALGA	7
1.1. Apatinių galūnių anatomija ir biomechanika.....	7
1.2. Pagrindiniai biomechaniniai eisenos parametrai	10
1.3. Sveikų vaikų eisenos ypatumai	11
1.4. Cerebrinių paralyžiumi sergančių vaikų eisenos ypatumai	13
1.5. Judesių registravimo ir analizės metodai.....	17
1.6. Apatinių galūnių raumens-skeleto modeliai	19

1.7. Raumens-skeleto sistemos modeliavimo programiniai paketai.....	28
1.8. Pirmojo skyriaus išvados ir disertacijos uždavinių formulavimas.....	29
2. APATINIŲ GALŪNIŲ TYRIMO EISENOS METU METODIKA	31
2.1. Eisenos vertinimo sistemos sudarymo metodika.....	32
2.2. Eksperimentinio eisenos tyrimo metodika	33
2.2.1. Tiriamųjų vaikų demografiniai ir antropometriniai duomenys.....	33
2.2.2. Eksperimentinio eisenos tyrimo atlikimo metodika	34
2.2.3. Vaikų eisenos laiko ir atstumo parametrų nustatymas.....	38
2.2.4. Vaikų eisenos kinematinių ir kinetinių parametrų nustatymas	39
2.2.5. Vaikų eisenos raumenų aktyvacijų parametrų nustatymas	43
2.2.6. Būdingųjų eisenos parametrų statistinė analizė.....	45
2.3. Raumens-skeleto modelio tyrimo metodika.....	45
2.3.1. Raumens-skeleto modelio aprašymas.....	47
2.3.2. Raumens-skeleto modelio mastelio keitimas.....	47
2.3.3. Raumens-skeleto modelio raumenų valdymas	49
2.3.4. Raumens-skeleto mechaninis modelis.....	50
2.3.6. Atramos reakcijos jėgos nustatymas raumens-skeleto modeliu.....	51
2.4. Raumens-skeleto modelio tikslumo vertinimas.....	51
2.5. Antrojo skyriaus išvados	53
3. VAIKŲ EISENOS VERTINIMO REZULTATAI	55
3.1. Eksperimentinių vaikų eisenos tyrimų rezultatai.....	56
3.1.1. Vaikų eisenos laiko ir atstumo parametrų rezultatai.....	56
3.1.2. Vaikų eisenos kinematinių ir kinetinių parametrų rezultatai	60
3.1.3. Vaikų eisenos elektromiografijos parametrų rezultatai	69
3.2. Vaikų eisenos būdingųjų raumens-skeleto modelio parametrų rezultatai	83
3.3. Raumens-skeleto modelio tikslumo vertinimo rezultatai	86
3.4. Trečiojo skyriaus išvados	94
BENDROSIOS IŠVADOS.....	97
LITERATŪRA IR ŠALTINIAI.....	99
AUTORĖS MOKSLINIŲ PUBLIKACIJŲ DISERTACIJOS TEMA SĄRAŠAS.....	113
SUMMARY IN ENGLISH	115
PRIEDAI.....	129
A priedas. Sveikų vaikų eisenos parametrų normos pagal amžių.....	131
B priedas. Tiriamųjų antropometrinių dydžių matavimo rezultatai.....	133
C priedas. Pirminių raumenų aktyvacijų laiko parametrų rezultatai	136
D priedas. Elektromiografijos ir raumens-skeleto modelio raumenų aktyvacijų palyginimo rezultatai	141

Contents

INTRODUCTION.....	1
Formulation of the problem.....	1
Relevance of the thesis.....	2
The object of research	3
The aim of the thesis	3
The tasks of the thesis	3
Research methodology	4
The scientific novelty of the thesis.....	4
Practical value of research findings.....	4
Defended statements	5
Approval of the research findings	5
The structure of the dissertation	5
 1. DIGITAL MODELS OF LOWER LIMBS AND OVERVIEW OF THEIR FEATURES.....	 7
1.1. Anatomy and biomechanics of the lower extremities.....	7
1.2. Basic biomechanical gait parameters	10
1.3. Peculiarities of gait in healthy children.....	11
1.4. Peculiarities of gait in children with cerebral palsy.....	13
1.5. Motion capture and analysis methods	17
1.6. Musculoskeletal models of the lower extremities	19

1.7. Softwares for musculoskeletal system modeling.....	28
1.8. The first chapter conclusions and formulation of the objectives	29
2. METHODS FOR THE EXAMINATION OF THE LOWER LIMBS DURING THE GAIT	31
2.1. Methods for creating a gait evaluation system	32
2.2. Methods of experimental research.....	33
2.2.1. Demographic and anthropometric data of the studied children	33
2.2.2. Methods for conducting an experimental gait study.....	34
2.2.3. Determination of spatiotemporal parameters of children gait	38
2.2.4. Determination of kinematic and kinetic parameters of children gait.....	39
2.2.5. Determination of electromyography parameters of children gait	43
2.2.6. Statistical analysis of experimental children gait data.....	45
2.3. Musculoskeletal model research methods	45
2.3.1. Description of the musculoskeletal model.....	47
2.3.2. Scaling of the musculoskeletal model	47
2.3.3. Muscle control of the musculoskeletal model	49
2.3.4. Mechanics of musculoskeletal model.....	50
2.3.5. Determination of GRF in the musculoskeletal model	51
2.4. Evaluation of the accuracy of the musculoskeletal model.....	51
2.5. Second chapter conclusions.....	53
3. RESULTS OF THE CHILDREN'S GAIT EVALUATION	55
3.1. Results of experimental studies.....	56
3.1.1. Results of spatiotemporal parameters of children gait.....	56
3.1.2. Results of kinematic and kinetic parameters of children gait	60
3.1.3. Results of electromyography parameters of children gait	69
3.2. Results of musculoskeletal model parameters of childrens's gait	83
3.3. Validation of musculoskeletal model	86
3.4. Third chapter conclusions	94
GENERAL CONCLUSIONS	94
REFERENCES	97
LIST OF SCIENTIFIC PUBLICATIONS BY THE AUTHOR ON THE TOPIC OF THE DISSERTATION	113
SUMMARY IN ENGLISH.....	115
ANNEXES.....	129
Annex A. Norms of gait parameters in healthy children by age.....	131
Annex B. Results of measured anthropometric data	133
Annex C. Results of time parameters of primary muscle activations.....	136
Annex D. Comparison of electromyography and musculoskeletal model muscle activations.....	141

Ivadas

Problemos formulavimas

Cerebrinis paralyžius (CP) – dažniausias vaikų motorinės raidos sutrikimas, pasireiškiantis kūno padėties ir judėjimo sutrikimais. Europoje CP paplitimas pastaruoju dešimtmečiu yra gana stabilus ir diagnozuojamas 1,8 atvejo 1000 naujagimių (Sellier et al., 2016). Lietuvos statistikos departamento 2019 metų duomenimis, Lietuvoje CP dažnumas tarp 0–17 metų amžiaus vaikų – 2,24 atvejo 1000 vaikų. Dažniausiai pasitaikanti yra spastinio CP forma (Horber et al., 2020), kuri pasireiškia tokiais sutrikimais kaip padidėjęs raumenų tonusas, sumažėjusi judesių amplitudė, galūnių kraujotakos sutrikimas, ir kt. Šie sutrikimai neigiamai veikia CP sergančių vaikų eiseną, kuri itin svarbi vaikams (Chiou & Burnett, 1985).

CP nėra išgydomas, tačiau šiuolaikinės gydymo priemonės, tokios kaip, medikamentai, reabilitacija, intervencinis gydymas, techninės pagalbos priemonės ar nauji šiuolaikiniai produktai gali padėti valdyti ligos sukeltus sutrikimus, palengvinti simptomų eigą, pagerinti pacientų gyvenimo kokybę ir padėti atlikti įprastines veiklas. Tačiau tam, kad visos šios priemonės turėtų didžiausią efektą, labai svarbu kiekybiškai įvertinti pacientų eisenos parametrus. Gydytojai sprendimus apie tolesnę gydymo taktiką priima remdamiesi klinikinių diagnostinių tyrimų duomenimis ir bendrąja stambiosios motorikos funkcijos klasifikavimo sistemos

(angl. *Gross Motor Function Classification System*, GMFCS) skale (R. Palisano et al., 1997; R. J. Palisano et al., 2008). Retais atvejais atliekamas klinikinis eisenos įvertinimas naudojant trimates judesių registravimo sistemas, kuriose įdiegti modeliai visapusiškai neįvertina eisenos.

Pasaulyje vyksta didžiulė pažanga skaitinio modeliavimo srityje ir tai leidžia skaitinius raumens-skeleto (RS) modelius pradėti naudoti klinikinėje praktikoje. Didžioji tokių modelių dalis skirta suaugusiems žmonėms, labai specifiniams neurologiniams susirgimams, traumų rizikai ar tik keliems individualiems atvejams tirti. Bendrosios geometrijos RS modeliai (E. M. Arnold et al., 2010; Hegarty et al., 2016; Higginson et al., 2006; Kainz et al., 2017; Seth et al., 2011), užleidžia vietą individualios geometrijos RS modeliams bei modeliams, kurių valdymo signalas gaunamas pasitelkiant elektromiografiją (EMG) (Pizzolato et al., 2017). EMG grįsti modeliai dažniau naudojami, kai nėra galimybės atlikti reikiamų radiologinių tyrimų. Modeliai, sudaryti pagal individualią žmogaus RS geometriją, leidžia kur kas tiksliau įvertinti individualius kiekvieno tiriamojo parametrus (Burkhart et al., 2018; Scheys et al., 2005; Teran et al., 2005; Wesseling et al., 2019). Tačiau, norint naudoti individualios geometrijos ar EMG grįstus RS modelius klinikinėje praktikoje susiduriama su radiologinių vaizdų gavimo ir teisingo EMG signalo gavimo ir apdorojimo problemomis. Pažymėtina, jog net ir sveikų vaikų eisenos parametrai skiriasi nuo suaugusiųjų ir nėra aišku kiek bendrosios geometrijos modeliai yra jautrūs tokiems pokyčiams. Todėl labai svarbu tampa bendrosios geometrijos modelių adaptavimas vaikų eisenos vertinimui bei teisingas tokių modelių rezultatų interpretavimas, norint tokius modelius taikyti klinikinėje praktikoje.

Darbo aktualumas

CP sergančių vaikų gydymas – ilgas ir sunkus procesas, kuriame dalyvauja įvairių sričių specialistų komanda: neurologas, pediatras, ortopedas-traumatologas, fizinės medicinos ir reabilitacijos (FMR) gydytojas, psichologas ir kt. Taikoma daug įvairių gydymo metodų, kuriais stengiamasi pagerinti vaiko gyvenimo kokybę (Findlay et al., 2016; Lee et al., 2019; Pinto et al., 2018; Reid et al., 2015). Įprastinės vaikų motorikos vertinimo metodikos grįstos subjektyviomis vertinimo skalėmis bei paremtos specialisto-vertintojo kompetencija ir darbo patirtimi. Kiekviena praktika turi savo nusistovėjusią procedūrų rutiną, skirtingus vertinimo metodus. CP sergančiam vaikui tikslus pirminis ir tolesnis būklės vertinimas yra labai svarbus tiek laiko, tiek kokybės prasme. Tikslī diagnozė, pritaikytos priemonės ar laiku paskirtos procedūros prisideda prie jo gyvenimo kokybės, paskatina raidą ir motyvaciją. Ne mažiau svarbu ir aktualu stebėti motorinių funkcijų pokyčius reabilitacijos eigoje ir vaikui augant atlikti savalaikius strateginius programas

pokyčius. Visa tai dažną kartą tampa iššūkiu gydytojams-vertintojams nustatant diagnozę, paskiriant intervencijas ar pritaikant priemones. Specialistai pripažįsta, kad judesio vertinimas turi keistis kartu su naujomis technologijomis, papildant jį objektyviais, kiekybiniais rodikliais, leidžiančiais tiksliai įvertinti kūno biomechaniką, laiku parinkti tinkamiausias intervencijas ir priemones.

Šiuo metu Lietuvoje nėra bendros išsamios motorikos vertinimo kiekybiniais parametrais sistemos, ypač grįstos RS modeliu. Šio modelio rezultatai leis papildyti klinikinį vertinimą vertingais parametrais, kurių neįmanoma išmatuoti tiesiogiai, t. y. sąnarių reakcijos ir raumenų išvystomomis jėgomis ir pan. Kuriamą sistemą pagal individualius duomenis leis kompleksiskai įvertinti eisenos parametrus ir padidins CP sergančių vaikų bei jų tėvų gyvenimo kokybę.

Tyrimų objektas

Darbo tyrimų objektas – biomechaniniu raumens-skeleto modeliu grįsta CP sergančių vaikų apatinių galūnių motorikos vertinimo sistema.

Darbo tikslas

Darbo tikslas – raumens-skeleto modelio pagrindu sukurti CP sergančių vaikų motorikos vertinimo sistemą, kuri leis kompleksiskai įvertinti eisenos parametrus ir kartu padės gydytojams priimti sprendimus dėl tolesnės gydymo strategijos.

Darbo uždaviniai

Darbo tikslui pasiekti darbe sprendžiami šie uždaviniai:

1. Atlikti eksperimentinius eisenos tyrimus, pasitelkiant judesių, atramos reakcijos jėgos (ARJ) ir EMG registravimo sistemas bei, remiantis išmatuotais duomenimis, sudaryti charakteringiausių CP eisenos parametrų rinkinį.
2. Sudaryti metodiką, kuri leistų eksperimentinius duomenis naudoti, kaip įvestį RS modeliui.
3. Pritaikyti suaugusiojo bendrosios geometrijos RS modelį vaikams, veikiantį eksperimentinių duomenų pagrindu ir įvertinti jo tikslumą.
4. Išgryninti svarbiausius biomechaninius žymenis vaikų patologinei eisenai identifikuoti.

Tyrimų metodika

Darbe pateikiama literatūros analizė, apimanti CP eisenos ypatumų ir RS modelių apžvalgą. Eksperimentinių matavimų rezultatai buvo lyginami taikant parametrinius ir neparametrinius statistinės analizės metodus. Kinematiniai eisenos parametrai, remiantis RS modeliu, buvo skaičiuojami naudojant atvirkštinės kinematikos metodą, o kinetiniai – atvirkštinės dinamikos metodą. RS modelio tikslumo įvertinimui buvo atliekama statistinio parametrinio žemėlapio analizė, taip pat skaičiuojami koreliacijos koeficientai ir vidutinė kvadratinė paklaida.

Darbo mokslinis naujumas

Rengiant disertaciją buvo gauti šie mechanikos inžinerijos mokslui nauji rezultatai:

1. Apskaičiuoti ir išskirti kiekybiniai sveikų ir CP sergančių vaikų eiseną apibūdinantys biomechaniniai parametrai, kurie yra svarbi vertinimo sistemos dalis ir papildo šiuo metu taikomas subjektyvias vaikų motorinių funkcijų vertinimo metodikas klinikinėje praktikoje.
2. Vaikų eisenai vertinti maksimaliai pritaikytas suaugusiojo geometrijos raumens-skeleto modelis, kas mokslinėje praktikoje nebuvo taikoma.
3. Vertinant motorines funkcijas papildomai įdiegti raumens-skeleto modelio apskaičiuojami parametrai, kurių neįmanoma išmatuoti eksperimentiniu būdu. Šie parametrai padeda parinkti vaikams, sergantiems CP, gydymo taktiką, technines priemones, reabilitacijos metodus ar vertinant reabilitacijos efektyvumą.
4. Sukurta vaikų eisenos vertinimo sistema sujungia naujausias šiuolaikines priemones taikomas klinikinėje praktikoje ir moksle. Tokiu būdu skatinamas naujausių mokslinių technologijų, kurios šiuo metu nėra taikomos klinikinėje praktikoje, diegimas.

Darbo rezultatų praktinė reikšmė

Sukurta vertinimo sistema skirta išsamiam vaikų patloginės eisenos tyrimui klinikinėje praktikoje, papildant klinikinį eisenos vertinimo protokolą parametrais, kurie šiuo metu nėra įtraukiami, t. y. simetrijos indeksai, raumenų aktyvacijos ir jų išvystomos jėgos, sąnarių reakcijos jėgos ir pan. Šie parametrai leis gydytojams nustatyti tikslesnę diagnozę ir ją koreguoti progresuojant ligai ar augant vaikui bei

padidins skiriamo gydymo, intervencijų bei taikomų priemonių efektyvumą. Taip pat, padės FMR gydytojams ir ortopedams-traumatologams tiksliau parinkti efektyviausias ortopedines ir vaikščiojimo priemones bei adaptuoti jas keičiantis situacijai.

Ginamieji teiginiai

1. Biomechaninis raumens-skeleto modelis ne tik objektyviai ir kiekybiškai įvertina judesį, bet ir aptinka bei nurodo patologinius kūno segmentus.
2. Suaugusiųjų bendrosios geometrijos raumens-skeleto modelis, tinkamai pritaikytas, tinka vaikų judesiui įvertinti ir disfunkcijoms nustatyti.
3. Sukurta raumens-skeleto modeliu grįsta vaikų judesio vertinimo sistema papildoma šiandienius klinikinius vertinimo metodus.

Darbo rezultatų aprobavimas

Disertacijos tema atspausdinti penki moksliniai straipsniai: trys – mokslo žurnaluose, įtrauktuose į *Clarivate Analytics Web of Science* sąrašą (Žižienė et al., 2022; Daunoravičienė et al., 2021, Daunoravičienė et al., 2020); du – kitų tarptautinių duomenų bazių leidiniuose (Juškėnienė et al., 2021; Daunoravičienė et al., 2020).

Disertacijoje atliktų tyrimų rezultatai buvo paskelbti keturiose mokslinėse konferencijose Lietuvoje ir užsienyje:

- Tarptautinėje konferencijoje „*Biomdlore*“, 2018 m. Balstogėje ir 2021 m. Vilniuje;
- Tarptautinėje konferencijoje „*15th International Conference of Mechatronic Systems and Materials MSM'2020*“ 2020 m. Balstogėje;
- Tarptautinėje konferencijoje „*ESB 2021: 26th Congress of the European Society of Biomechanics*“ 2021 m., Milane.

Disertacijos struktūra

Disertaciją sudaro įvadas, trys skyriai ir bendrosios išvados. Taip pat yra keturi priedai.

Darbo apimtis 128 puslapiai, neskaitant priedų, tekste panaudotos 25 numeruotos formulės, 53 paveikslai ir 9 lentelės. Rašant disertaciją buvo panaudoti 194 literatūros šaltiniai.

Apatinių galūnių skaitmeniniai modeliai ir jų ypatumų apžvalga

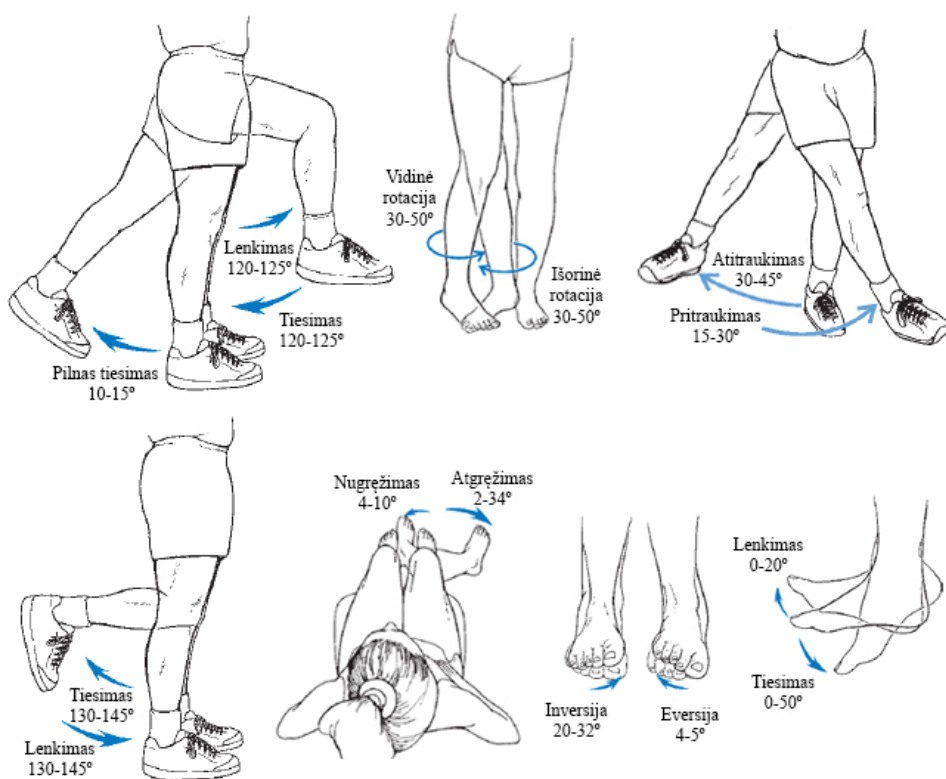
Skyriuje analizuojama apatinių galūnių anatomija ir biomechanika, sveikų vaikų eisenos specifika, simetrija ir motorinės funkcijos, aptariami apatinių galūnių anatomiciniai ir biomechaniniai pokyčiai, atsirandantys ištikus cerebriniam paralyžiui. Aprašomos judesių registravimo ir analizavimo sistemos, naudojamos eisenai tirti, pateikiama naujausių apatinių galūnių RS modelių apžvalga, išskiriant modelių veikimo algoritmus, jų patikimumą ir duomenų apdorojimo ypatumus. Aptariami programiniai paketai, skirti RS sistemai modeliuoti.

Šio skyriaus medžiaga paskelta penkiose autorės mokslinėse publikacijose: Žižienė et al. (2022); Daunoravičienė et al. (2021); Daunoravičienė et al. (2020); Juškėnienė et al. (2021); Daunoravičienė et al. (2021).

1.1. Apatinių galūnių anatomija ir biomechanika

Apatinės galūnės (AG) susideda iš šlaunies, blauzdos ir pėdos kaulų: šlaunikaulio (lot. *femur*), blauzdikaulio (lot. *tibia*), šėivikaulio (lot. *fibula*), girnelės (lot. *patella*), čiurnakaulių (lot. *ossa tarsi*), padikaulių (lot. *ossa metatarsi*) ir pirštakaulių

(lot. *ossa digitorum*). Pėdoje yra 26 smulkesni kaulai. Šiuos segmentus tarpusavyje jungia klubo (lot. *coxae*), kelio (lot. *genus*) ir čiurnos sąnariai. Klubo sąnarys yra viena didžiausių ir stabiliausių jungčių ir gali judėti apie tris ašis, atlikdamas tokius judesius: lenkimą ($120\text{--}125^\circ$) ir tiesimą ($120\text{--}125^\circ$) kartu su visišku tiesimu ($10\text{--}15^\circ$), vidinę ir išorinę rotaciją ($30\text{--}50^\circ$) bei atitraukimą ($30\text{--}45^\circ$) ir pritraukimą ($15\text{--}30^\circ$). Kelio sąnarys turi 2 laisvės laipsnius ir gali atlikti tokius judesius kaip lenkimą ir tiesimą ($130\text{--}145^\circ$) bei nugręžimą ($4\text{--}10^\circ$) ir atgręžimą ($2\text{--}34^\circ$). Čiurną sudaro sąnarių kompleksas, leidžiantis pajudinti tolimąją pėdos dalį apie tris ašis, o artimąją pėdos dalį ties kulkšnim tik apie vieną ašį. Pėdos judesiai skirstomi į lenkimą ($0\text{--}20^\circ$) ir tiesimą ($0\text{--}50^\circ$) bei inversiją ($20\text{--}32^\circ$) ir eversiją ($4\text{--}5^\circ$) (1.1 pav.) (Joseph Hamill, 2014; Muckus, 2006; Stropus et al., 2005).



1.1 pav. Apatinių galūnių sąnarių judesiai ir jų amplitudės (Joseph Hamill, 2014; Muckus, 2006; Stropus et al., 2005)

Fig. 1.1. Range of lower limbs motion (Joseph Hamill, 2014; Muckus, 2006; Stropus et al., 2005)

AG judesiuose dalyvauja daug raumenų, kurie pagal savo atliekamas funkcijas skirstomi į tokias grupes: pritraukiamieji, lenkiamieji, sukamieji, atitraukiamieji ir tiesiamieji. Kai kurie iš jų, pavyzdžiui, šlaunies ir kelio raumenys, atliekant judesius gali atlikti ir kelias funkcijas. Pagrindinės AG raumenų funkcijos pateikiamos 1.1 lentelėje.

1.1 lentelė. AG raumenys ir jų funkcijos

Table 1.1. LE functions and muscles

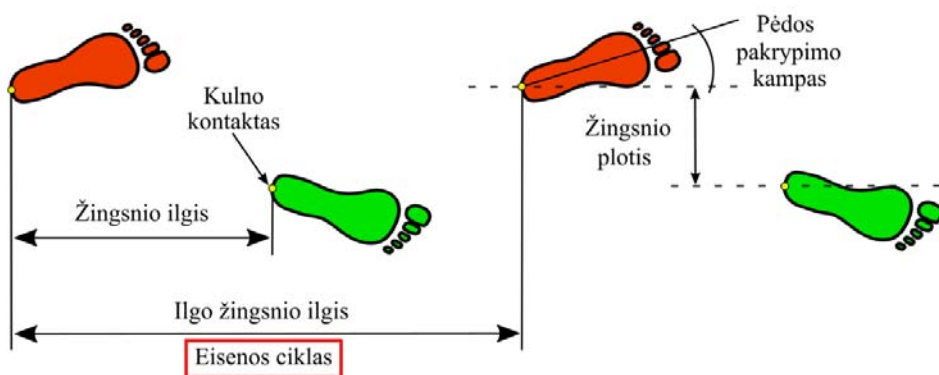
Klubo sąnario judesiuose dalyvaujantys raumenys					
Lenkimas	Tiesimas	Atitraukimas	Pritraukimas	Vidinė rotacija	Išorinė rotacija
Klubinis Skiauterinis Juosmens Tiesusis šlaunies Siuvėjo	Dvigalvis šlaunies Didysis sėdmens Pusplėvinis Pusgyslinis	Vidurinis sėdmens Mažasis sėdmens	Trumpasis pritraukiamasis Ilgasis pritraukiamasis Didysis pritraukiamasis Grakštusis Skiauterinis	Vidurinis sėdmens Mažasis sėdmens Tempiamasis plačiosios fascijos	Didysis sėdmens Išorinis užtvaros Vidinis užtvaros Kriaušinis Kvadratinis šlaunies Siuvėjo
Kelio sąnario judesiuose dalyvaujantys raumenys					
Lenkimas	Tiesimas	Nugrėžimas		Atgrėžimas	
Dvigalvis šlaunies Pusplėvinis Pusgyslinis	Keturgalvis šlaunies Tarpinis platusis Šoninis platusis Vidinis platusis	Grakštusis Pakinklinis Siuvėjo Pusplėvinis Pusgyslinis Tempiamasis plačiosios fascijos		Dvigalvis šlaunies	
Čiurnos sąnario judesiuose dalyvaujantys raumenys					
Lenkimas	Tiesimas	Inversija		Eversija	
Trumpasis lenkiamasis pirštų Ilgasis lenkiamasis pirštų Ilgasis lenkiamasis kojos nykščio Trečiasis šėivinis Priekinis blauzdos	Trumpasis tiesiamasis pirštų Ilgasis tiesiamasis pirštų Ilgasis tiesiamasis kojos nykščio	Priekinis blauzdos Užpakalinis blauzdos		Ilgasis tiesiamasis pirštų Trumpasis šėivinis Ilgasis šėivinis Trečiasis šėivinis	

Eisenos metu didžiausios amplitudės judesiai atliekami sagitalinėje plokštumoje, t. y. lenkimas ir tiesimas. Tačiau ir kitose plokštumose vykstantys judesiai yra reikšmingi, nes gali atskleisti tam tikrų patologinės eisenos požymių. Judesiai

čiurnos ir pėdos sąnariuose daro įtaką sklandžiam žmogaus kūno masės centro judėjimui į priekį erdvėje. Šiuose sąnariuose ir su jais susijusiuose raumenyse eisenos metu nuolatos vyksta prisitaikymas prie besikeičiančio atramos paviršiaus. Normalaus judesio ar raumenų darbo sutrikimas čiurnos ir pėdos komplekse tiesiogiai daro įtaką ne tik pėdai ir čiurnai, tačiau ir likusiems apatinės galūnės sąnariams.

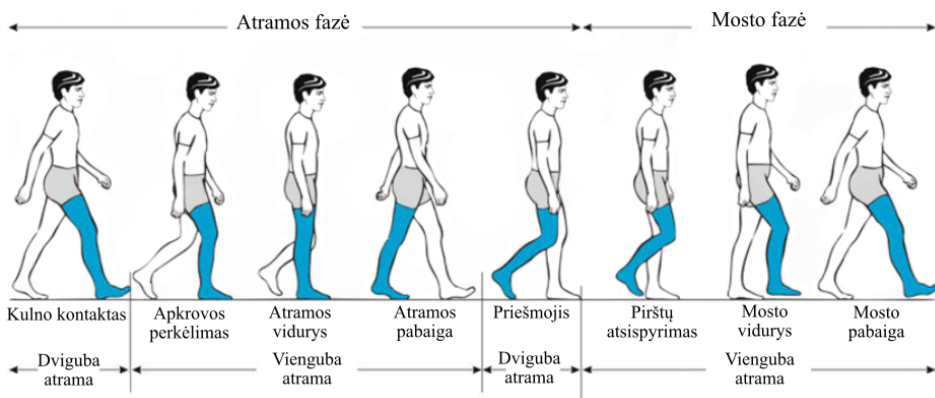
1.2. Pagrindiniai biomechaniniai eisenos parametrai

Eisena – sklandus, tikslios koordinacijos reikalaujantis, ritmiškas, banguojantis, reciprokinis judėjimas, kurio metu kūnas žingsnis po žingsnio juda norima kryptimi ir reikiamu greičiu. Gebėjimas savarankiškai eiti yra svarbiausias žmogaus funkcinio nepriklausomumo požymis. Žmogaus eisena apibūdinama šie pagrindiniai biomechaniniai parametrai: eisenos ciklas (angl. *gait cycle*) arba ilgas žingsnis (angl. *stride*), žingsnis (angl. *step*), eisenos dažnis (angl. *cadence*), ėjimo greitis (angl. *velocity*), pėdos pakrypimas (angl. *foot progression*) bei šių dydžių išvestiniai parametrai (1.2 pav.). Eisenos ciklo arba ilgo žingsnio ilgis – atstumas tarp tos pačios pusės pėdos kulno kontaktų arba pirštų atsispyrimų. Žingsnio ilgis – atstumas tarp skirtingų pusių pėdų kulno kontaktų arba pirštų atsispyrimų. Žingsnio plotis – skersinis atstumas tarp skirtingų kūno pusių pėdų dviejų vienodų taškų, matuojant tarp vienas paskui kitą einančių žingsnių. Pėdos pakrypimas – tai kampas tarp kūno svorio centro linijos ir išilginės pėdos ašies. Gali būti išorinis arba vidinis pėdos pakrypimas (Muckus, 2006; Nordin & Frankel, 2012).



1.2 pav. Pagrindiniai eisenos biomechaniniai parametrai
Fig. 1.2. Basic biomechanical parameters of gait

Eisena dviem kojomis yra ciklinis judesys, susidedantis iš dviejų pagrindinių fazių kiekvienai kojai – atramos ir mosto (angl. *stance and swing*). Atramos metu įvyksta dvi dvigubos atramos (angl. *double support*), kai remiamasi dviem kojomis į žemę, ir viena vienguba atrama (angl. *single support*), kai remiamasi viena koja į žemę. Moste vyksta tik vienguba atrama. Be to, atramos ir mosto fazės yra skirstomos į smulkesnes subfazės (1.3 pav.). Atramoje vyksta: pirminio arba kulno kontakto (angl. *heel strike* arba *heel contact*), apkrovos perkėlimo arba plokščios pėdos (angl. *loading response, flat foot*), atramos vidurio (angl. *mid-stance*), atramos pabaigos (angl. *terminal stance*) ir priešmojo (angl. *pre-swing*) subfazės. Moste vyksta: pirštų atsispyrimo (angl. *toe-off*), mosto vidurio (angl. *mid-swing*) ir mosto pabaigos (angl. *terminal swing*) subfazės (Muckus, 2006; Nordin & Frankel, 2012).



1.3 pav. Pagrindinės eisenos ciklo fazės

Fig. 1.3. Basic phases of gait cycle

Nors kiekvieno žmogaus eisena yra išskirtinė ir individuali, visgi biomechaninių parametrų reikšmės leidžia atskirti būdingus eisenos požymius tam tikroms žmonių grupėms pagal amžių, lytį, patologiją ir pan.

1.3. Sveikų vaikų eisenos ypatumai

Vaikų gebėjimas vaikščioti vystosi lėtai nuo pirmųjų savarankiškų žingsnių. Teigiama, kad jau 3–4 metų amžiaus vaikų eisena yra gana subrendusi (Sutherland, 1997), o maždaug 7 gyvenimo metais – visiškai brandi, t. y. artima suaugusiųjų (Cupp et al., 1999; Dusing & Thorpe, 2007; Holm et al., 2009). Tačiau, šis brenimas gali įvykti ir vėliau (Bach et al., 2021; Ganley & Powers, 2005). Mažesnių

vaikų judesiai eisenos metu gali būti nestabilūs dėl nepakankamai išsivysčiusios laikysenos ir eisenos kontrolės, todėl pasižymi gana dideliu eisenos parametrų kintamumu tarp skirtingų individų ir tarp to paties vaiko atskirų žingsnių (Hausdorff et al., 1999). Tai gali lemti skirtingas nervų kontrolės vystymasis tarp vaikų, kuri tiesiogiai lemia ir motorinę kontrolę arba individualūs antropometriniai rodikliai, tokie kaip per didelis svoris ar ūgis (Dewolf et al., 2020; Dufek et al., 2012; Lythgo et al., 2009; Nantel et al., 2006). Vaikui augant šie pokyčiai palaipsniui mažėja, t. y. artėja prie suaugusiųjų eisenai būdingųjų parametrų.

Laiko ir atstumo parametrų pokyčiai pastebimi vertinant eisenos ciklo (ilgo žingsnio) trukmę. Didžiausias eisenos ciklo trukmės kintamumas pastebimas 3–4 metų amžiaus grupėje, kiek mažesnis 6–7 metų grupėje. Tačiau jau 11–14 metų amžiaus vaikų eisenos ciklo trukmė yra artimiausia jaunų suaugusiųjų žmonių trukmei (Hausdorff et al., 1999). Analogiški pokyčiai stebimi ir kituose su eisenos ciklo trukme susijusiuose parametruose: žingsnio ir atskirų eisenos fazių trukmėse (Lythgo et al., 2009). Taip pat, augant pastebimas ėjimo greičio, žingsnio ilgio didėjimas, o eisenos ritmo mažėjimas (Dusing & Thorpe, 2007; Sutherland, 1997).

Lyginant vaikų eisena su suaugusiųjų, be minėtų laiko ir atstumo parametrų pokyčių, pastebimi ir kinematinų, kinetinių, mechaninės energijos suvartojimo ir simetrijos parametrų pokyčiai. Labiausiai pasireiškia čiurnos ir kelio sąnarių kinematikos bei čiurnos sąnario kinetikos pokyčiai sagitalinėje plokštumoje. Čiurnai būdingas sumažėjęs tiesimo kampas pirštų atsispyrimo metu ir padidėjęs lenkimo kampas kulno kontakto metu. Kelio sąnariui būdinga didesnė lenkimo amplitudė atramos fazės pradžioje. Čiurnos sąnario išvystomas momentas tiesimo metu yra kur kas mažesnis nei suaugusiųjų (Ganley & Powers, 2005). Vertinant atramos reakcijos jėgą (ARJ) buvo pastebėta, kad jėgos pikų reikšmės mažėjo didėjant amžiui iki 5 metų, o vėliau keitėsi nereikšmingai (Bach et al., 2021; Sutherland, 1997). Dažniausiai maži vaikai dėl fiziologinės plokščiapėdystės neturi pirminio kontakto fazės. Mechaninės energijos atsistatymo greitis eisenos metu jaunesnių vaikų yra mažesnis nei dvejų metų ir vyresnių vaikų, turinčių daugiau vaikščiojimo patirties, bei daug mažesnis nei suaugusiųjų, einančių panašiu greičiu (Bach et al., 2021).

Vertinant patologinės eisenos parametrus, labai svarbu juos lyginti su to paties amžiaus sveikų vaikų parametrais (A priedas) ir atsižvelgti į antropometrinius rodiklius ar normalizuoti parametrus, panaikinant antropometrinių rodiklių įtaką.

1.4. Cerebriniu paralyžiumi sergančių vaikų eisenos ypatumai

Cerebrinis paralyžius (CP) literatūroje apibūdinamas kaip raidos sutrikimų grupė, kuri pasireiškia judėjimo ir laikysenos sutrikimais, atsiradusiais perinataliniu vystymosi laikotarpiu dėl nesubrendusių smegenų pakenkimo. Kai kurie motorikos sutrikimai, lytėjimo praradimas, dėmesio sutrikimas, epilepsija, raumenų ir kaulų sistemos disfunkcija, intelekto sutrikimai gali būti ryškesni ar problemiškesni skirtingais CP sergančio žmogaus gyvenimo laikotarpiais (Patel et al., 2020).

CP klasifikuojamas pagal raumenų tonuso pasikeitimus, pasireiškiančius neurologinius simptomus ir somatinę pažeidimo vietą. Europinė cerebrinio paralyžiaus tyrimų grupė 2000 m. CP formas suskirstė į: spastinę formą (hemipleginis, dipleginis spastinis); ataksinę formą; diskinetinę formą (distoninis, choreoatetoidinis).

Spazminis CP sudaro 75 % visų atvejų. Padidėjęs raumenų tonusas pasireiškia daugelyje raumenų grupių. Kojose pažeidžiami raumenys, kurie atsakingi už pėdos nuleidimą žemyn – kelių lenkėjai ir šlaunų pritraukėjai. Rankose pažeidžiami raumenys, kurie atsakingi už alkūnės ir riešo lenkimą. Judesių amplitudė yra sumažėjusi, raumenys labai silpni dėl padidėjusio raumenų įtempimo. Dėl to šiems žmonėms yra pavėluoti motorinių funkcijų vystymosi etapai; judesiai išskraipyti, nenatūralios padėties; judesys lėtas, prislopintas; sunku kontroliuoti judesio atlikimą; sunku keisti judesio padėtį. Dėl didelės raumenų hipertonijos ir nejudrumo yra ribota judesių amplitudė, sunku judėti, dėl to yra didelė rizika formuoti kontraktūroms ar deformacijoms (Horber et al., 2020). Spazminio paralyžiaus formos yra diagnozuojamos pagal raumenų pažeidimo vietą:

1. Spazminė kvadrilegija – vaikas gali atlikti tik minimalius kūno judesius dėl pažeistų visų viršutinių ir apatinių galūnių.
2. Spazminė diplegija (bilateralinis) – vaikas gali atlikti judesius su pagalbėmis priemonėmis ir be jų dėl pažeistų abiejų apatinių galūnių.
3. Spazminė hemiplegija (unilateralinis) – vaikas gali judėti savarankiškai dėl pažeistos vienos iš kūno pusių. Paprastai rankos pažeidžiamos labiau, nei kojos.

Ataksinis CP sudaro tik 1 % visų atvejų dėl pažeidimo užpakalinėje galvos smegenų dalyje.

Diskinetinį CP turintys asmenys pasižymi nevalingais judesiais dėl kurių kūno padėtis yra netaisyklinga. Vyrauja kintamas raumenų tonusas, kai pasyvaus judesio metu raumenų tonusas yra žemas, tačiau iškart padidėja aktyvaus judesio metu, vienu kartu įsitempiant kelioms raumenų grupėms (Horber et al., 2020).

Kiekviena CP forma taip pat vertinama pasitelkiant GMFCS (Palisano et al. 1997, 2008) klasifikaciją:

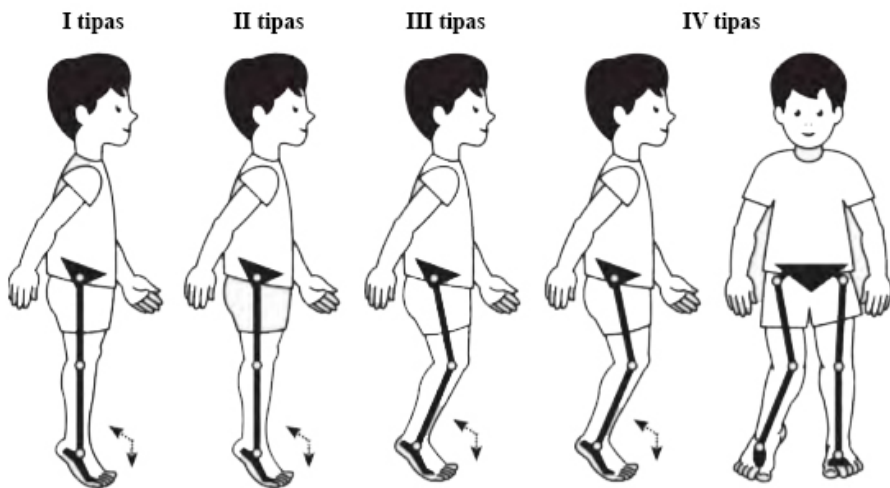
- I lygis – gali savarankiškai vaikščioti namuose, mokykloje, lauke ar viešoje erdvėje. Jie gali lipti laiptais, nesinaudodami turėklais. Vaikai gali bėgti ir šokinėti, tačiau greitis, pusiausvyra ir koordinacija yra riboti.
- II lygis – gali savarankiškai vaikščioti ir lipti laiptais, laikydamiesi už turėklų. Jiems gali būti sunku eiti didelius atstumus, taip pat nelygiu paviršiumi, nuolydžiu, sausakimšose ar uždaroje erdvėje.
- III lygis – gali vaikščioti naudodamiesi vaikščiojimo priemone daugumoje patalpų. Jie gali lipti laiptais, laikydamiesi už turėklų, kito asmens prižiūrėti ar padedami. Dideliems atstumams įveikti naudojami mechaniniai vežimėliai ir gali savarankiškai važiuoti mažesnius atstumus.
- IV lygis – judėti naudoja vaikščiojimo priemones, kurioms reikalingas padedantis asmuo arba energijos šaltinis. Jie gali vaikščioti nedidelius atstumus namuose, padedami kito asmens, arba judėti naudodamiesi elektrinėmis judėjimo priemonėmis. Mokykloje, lauke ir viešose erdvėse vaikai vežami mechaniniu ar juda patys elektriniu neįgaliojo vežimėliu.
- V lygis – visur vežami mechaniniais neįgalųjų vežimėliais. Vaikų galimybės išlaikyti galvos ir krūtinės padėtį bei kontroliuoti kojų ir rankų judesius yra ribotos.

Pastebėta, kad CP sergantiems vaikams būdingi įvairūs sutrikimai, tarp kurių ir patologinė eiseną. Patologinei eisenai būdinga: dėl blauzdos raumenų ir sausgyslių spazmiškumo ėjimas ant pirštų galų, asimetrija, lėtesnis tempas, stabilumo nebuvimas, t. y. netipiniai sąnarių judesiai, raumenų kontrolės sutrikimas, laiko ir atstumo parametrų nukrypimai nuo normų ir kt. (Armand et al., 2016; Elnaggar, 2020; E. Y. Park, 2018). Naujausi klinikiniai eisenos tyrimai nustatė, kad spazminiam dipleginiam CP būdinga sutrumpėjusi blauzdos dvilypio raumens vidinė galva ir sutrumpėjusios raumenų fascijos bei ilgesnė Achilo sausgyslė (Kruse et al., 2018). Be to, vaikų, sergančių spastiniu dipleginiu CP, sutrikimų įvairovė kur kas didesnė nei vaikų, sergančių spastiniu hemipleginiu CP. Literatūroje aprašomos įvairios dažniausiai pasitaikančių CP eisenos modelių klasifikacijos schemos (Domagalska–Szopa & Szopa, 2019; Szopa et al., 2014).

Dažniausiai literatūroje [asitaiko spazminio CP sergančiųjų vaikų patologinės eisenos šabloniniai modeliai, kurie klasifikuojami pagal formą: spazminę hemiplegiją ir spazminę diplegiją (Hullin et al., 1996; Rodda et al., 2004; Winters et al., 1987). Spazminei hemiplegijai plačiausiai naudojama Winters et al., (1987) eisenos klasifikacija, kurioje patologinė eiseną vertinama sagitalinėje plokštumoje ir skirstoma į keturių tipų šabloninius modelius (1.4 pav.):

- I tipas. Krintančios pėdos (angl. *drop foot*): eisenos mosto fazės metu pėda neišlaikoma tinkamoje lenkimo padėtyje. Blauzdoje kontraktūrų nėra. Toks modelis gan retas, išskyrus atvejus po raumenų ilginimo operacijų. Krintančios pėdos tipo modeliui efektyviausia priemonė yra dinaminis kulkšnies ir pėdos ortezas.

- II tipas. Arklio pėdos (angl. *true equinus*): I tipo modelis kartu su blauzdos dvilypio raumens spazmiškumu arba trigalvio (dvilypis ir plekšninis) blauzdos raumens kontraktūra su pailgėjusia Achilo sausgysle. Tam tikrais atvejais kartu pasitaiko ir skirtingos kelio sąnario pozicijos, pavyzdžiui, per didelis kelio sąnario tiesimas (lot. *genu recurvatum*). Priemonės: dinaminis kulkšnies ir pėdos ortezas, trilypio raumens ilginimo operacija.
- III tipas. Šuoliuojančio kelio (angl. *jump knee*): II tipo modelis kartu su pakinklinių (angl. *hamstrings*) raumenų ir/arba tiesiojo šlaunies raumens spazmiškumu. Priemonės: statinis arba dinaminis kulkšnies ir pėdos ortezas, trilypio raumens ilginimo operacija.
- IV tipas. Šuoliuojančio pasukto kelio: III tipo modelis kartu su klubo tiesiamųjų ir pritraukiamųjų raumenų spazmiškumu. Taip pat vyrauja ir dubens pasisukimas į priekį, dėl to atsiranda ryški eisenos asimetrija. Šio tipo modelis yra labai panašus į II tipo spazminio dipleginio modelį. Priemonės: statinis atramos reakcijos kulkšnies ir pėdos ortezas, klubo pritraukiamųjų raumenų ilginimo ir šlaunikaulio derotacinė osteotomijos operacija.



1.4 pav. Spazminio hemipleginio cerebrinio paralyžiaus patologinės eisenos šabloniniai modeliai (Lovell et al., 2013)

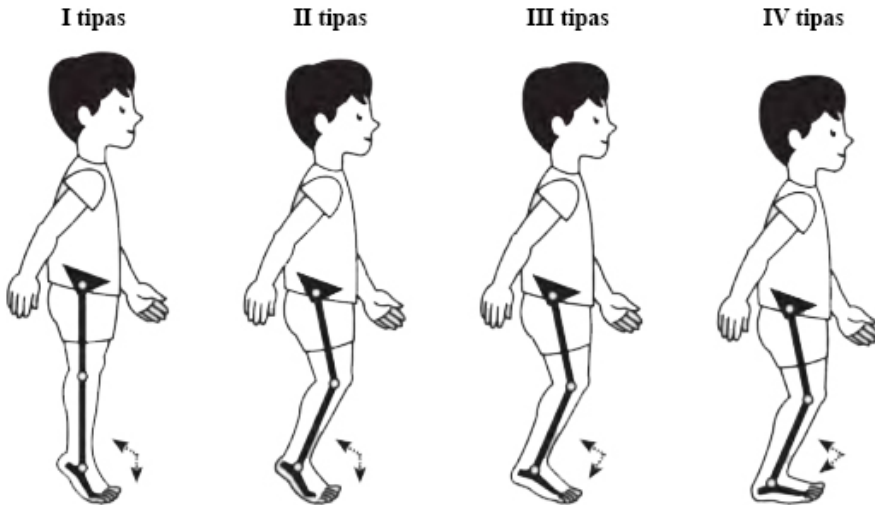
Fig. 1.4. Gait patterns of spastic hemiplegic cerebral palsy (Lovell et al., 2013)

Spazminei diplegijai tarptautinėje literatūroje dažniausiai naudojama Roddaet al. (2004) eisenos klasifikacija, kurioje patologinė eisena vertinama sagitalinėje plokštumoje ir yra skirstoma į keturių tipų šabloninius modelius (1.5 pav.):

- I tipas. Arkliškos pėdos eisena (angl. *true equinus*): dominuoja blauzdos raumenų spazmiškumas, klubai ir keliai ištiesti. Stovimoje padėtyje plokščia pėda ir per didelis kelio tiesimas. Tačiau tik labai mažam skaičiui vaikų, sergančių spazminio dipleginio CP forma, toks modelis išlieka ilgesnį laiką. Priemonės: statinis arba dinaminis ortezas.
- II tipas. Šuoliuojanti eisena (angl. *jump gait*): I tipo modelis kartu su pakinklinių (angl. *hamstrings*) raumenų ir tiesiojo šlaunies raumens spazmiškumu. Būdingi sulenkti keliai ir klubai, dubuo pasviręs į priekį ir stuburo lordozė. Labai dažnai kelias yra standus dėl tiesiojo šlaunies raumens aktyvacijos mosto metu. Šis modelis yra vienas dažniausių eisenos modelių, pasitaikančių spazminiam dipleginiam CP. Priemonės: A tipo botulino toksino injekcijos į dvilypį blauzdos ir pakinklinius šlaunies raumenis, kulkšnies ir pėdos ortezai, dvilypių blauzdos, pakinklinių ir klubinio juosmens raumenų ilginimo operacija.
- III tipas. Tariamoji arkliškos pėdos (angl. *apparent equinus*): vaikui augant įvyksta daugybė pokyčių ir blauzdos raumenys, pėdos lenkimas ir kelio tiesimas yra mažiau reikšmingi. Didėjant klubo ir kelio lenkimui palaipsniui mažėja ir arklio pėda. Todėl eisenos analizės metu pėdos lenkimas neviršys normos ribų, tačiau klubas ir kelias bus per daug sulenkti visose eisenos fazėse. Priemonės: statinis, dinaminis arba atramos reakcijos kulkšnies ir pėdos ortezas, atsižvelgiant į kelio sąnario lenkimo amplitudę.
- IV tipas. Sulenktų kelių eisena (angl. *crouch gait*): eisena su per daug sulenktais kulkšnies, kelio ir klubo sąnariais. Toks eisenos modelis paprastai būdingas sunkesnės formos spazminiam dipleginiam ir kvadrupleginiam CP. Ilgėjant Achilo sausgyslei ir nekontroliuojant pakinklinių ir klubinio juosmens raumenų spazmiškumo arba kontraktūros, ilgainiui klubo ir kelio lenkimas tik didės. To rezultatas bus daug energijos reikalaujanti eisena, kelio skausmas ir gimelės patologija paauglystėje. Priemonės: ilgalaikis atramos reakcijos kulkšnies ir pėdos ortezas, A tipo botulino toksino injekcijos, pakinklinių ir klubinio juosmens raumenų ilginimo operacija, šlaunikaulio, blauzdikaulio ir pėdos korekcijos.

Išsami CP sergančių vaikų eisenos analizė leidžia nustatyti eisenos sutrikimus, įvertinti jų atsiradimo priežastis ir tinkamai jas kontroliuoti arba koreguoti. Biomechaninė eisenos analizė suteikia galimybę įvertinti laiko ir atstumo, kinematinčius, kinetinius, eisenos kokybės (indeksus), simetrijos, atramos reakcijos bei raumenų aktyvacijos parametrus (Armand et al., 2016; Sees et al., 2013; Steele

et al., 2019). Be to, labai svarbu tinkamai interpretuoti gautus rezultatus ir parinkti geriausias gydymo priemones CP sergantiems vaikams ir išvengti antrinių komplikacijų (Miller, 2018; van Gelder et al., 2017). Biomechaninės analizės duomenys taip pat naudojami RS modeliams tam, kad būtų galima atlikti išsamesnę analizę ir prognozuoti tolesnę ligos eigą arba įvertinti parinktų gydymo priemonių efektyvumą (De Pieri et al., 2018; Lu et al., 2020; Minh et al., 2020; Pitto et al., 2019).



1.5 pav. Spazminio dipleginio cerebrinio paralyžiaus patloginės eisenos šabloniniai modeliai (Lovell et al., 2013)

Fig. 1.5. Gait patterns of spastic diplegic cerebral palsy (Lovell et al., 2013)

1.5. Judesių registravimo ir analizės metodai

Judesių registravimas – priemonių visuma, leidžianti kiekybiškai nustatyti žmogaus kūno kinematinčius parametrus ir naudoti šiuos duomenis analizuojant įvairių ligų sukeltas pasekmes, reabilitacijos efektyvumą, judesių atlikimo techniką sporto biomechanikoje ar modeliuojant RS sistemos judesius. Šiam tikslui pasiekti naudojamos tokios pažangios judesių registravimo priemonės kaip optinės žymeklius sekančios, inercinių jutiklių, dirbtinio intelekto algoritmais paremtos vaizdų analizės sistemos ir kt. Kiekviena iš šių sistemų turi savų privalumų ir trūkumų.

Šiuo metu yra daugybė komercinių optinių judesių registravimo sistemų, skirtų žmogaus judesiams tirti: „Vicon“ (Oksfordas, Didžioji Britanija), „Optitrack“ (Korvalis, OR, JAV), „Qualisys“ (Gjotebergas, Švedija), „BTS Bioengineering“ (Milanas, Italija) ir kt. (Karnath et al., 2009; Merriau et al., 2017; Senesh

& Wolf, 2009). Daugumoje iš jų naudojama keletas infraraudonųjų spindulių kamerų, kurios vienu metu registruoja šviesą atspindinčių pasyvių žymeklių trajektorijas erdvėje. Nors šių sistemų techninės charakteristikos labai skiriasi, tačiau visos jos remiasi tuo pačiu principu, t. y. iš kelių žymeklių, pritvirtintų prie žmogaus kūno segmento, trajektorijų randama segmento padėtis erdvėje (Ferrari et al., 2008). Viena iš būtinų sąlygų – vieno segmento padėčiai nustatyti reikalingi mažiausiai trys žymekliai. Pažymėtina kad, perteklinis žymeklių naudojimas apsunkina sistemos darbą dėl atsirandančio žymeklių trajektorijų persiklojimo. Todėl, norint to išvengti naudojamos specialios mokslininkų patvirtintos žymeklių išdėstymo metodikos, kurios pasirenkamos pagal registruojamų judesių specifiką ir turimą įrangą. Judesiams registruoti eisenos metu naudojamos žymeklių išdėstymo metodikos, kurios yra eisenos tyrimo protokolo dalis. Remiantis atitinkamu žymeklių išdėstymu, eisenos laboratorijose įdiegtose programiniuose paketuose veikia skaitmeniniai modeliai. Šie modeliai, taikant tiesioginės kinematikos (TK) metodą apskaičiuoja eisenos laiko, atstumo, kinematinius ir kai kuriuos kinetinius parametrus. Vienas dažniausiai šiuo metu naudojamų modelių eisenos tyrimams yra „Plug-in-Gait“ (PiG) (Vicon) (Colyer et al., 2018; Ferrari et al., 2008), kuris yra sudarytas remiantis „Newington“ modeliu (Davis et al., 1991). Taip pat ne mažiau populiarius yra ir eisenos „Helen Hayes“ (HH) eisenos modelis (Kadaba et al., 1990). Optinės judesių registravimo sistemos yra vienos tiksliausių sistemų, tačiau pagrindinis jų trūkumas mobilumas, daug laiko užimantys paruošimo darbai ir išskirtinių sąlygų, tokių kaip supanti aplinka sudarymas, nes infraraudonųjų spindulių kameros gali fiksuoti nepageidaujamus triukšmus, susijusius, pavyzdžiui, su saulės spinduliais ir pan. Pačiose naujausiose sistemose naudojami filtravimo algoritmai, kurie leidžia judesius registruoti ir lauko sąlygomis (Nedergaard et al., 2014). Optinės judesių sistemos – dažniausiai naudojamų sistemų RS modeliuoti ir klinikinėje praktikoje. Tokių sistemų išmatuotus duomenis, t. y. žymeklių trajektorijas, užtenka importuoti į RS modelį, ir atlikus atvirkštinę kinematiką (AK) ir atvirkštinę dinamiką (AD), gauti kinematinius bei kinetinius parametrus. TK ir AK metodais paremti modeliai skaičiuoja sąnarių judesių kinematinius parametrus, dėl to atsiranda ir skirtumų tarp šių parametrų. Nustatyta, kad tarp kai kurių modelių šie skirtumai nėra reikšmingi (Horsak et al., 2018; Kainz et al., 2016, 2017).

Judesių registravimo inercinių jutiklių sistemomis metu matuojami segmentų kampiniai greičiai, pagreičiai ir magnetinis laukas erdvėje. Vienos žinomiausių tokių sistemų: „ShimmerResearch“ („Shimmer Research“, Dublinas, Airija), „Xsens MVN“ („Xsens Technologies“, Nyderlandai), „Perception Neuron“ („Noitom Ltd.“, Florida, JAV) ir kt. (Burns et al., 2010; Pons-Moll et al., 2010). Tokiose sistemose paprastai tvirtinama po vieną inercinį jutiklį kiekvieno segmento masės centre. Inercinių jutiklių sistemos yra gana mobilios ir nereikalauja daug laiko užimančių paruošimo darbų, tačiau nėra tokios tikslios kaip optinės

judesių registravimo sistemos (Chen et al., 2016; Z. Wang et al., 2013). Taip pat tokiomis sistemomis gauti duomenys yra sunkiau interpretuojami ir apdorojami bei rečiau naudojami RS modeliuoti ir klinikinėje praktikoje.

Vaizdo įrašų ar vaizdų atpažinimo sistemos sparčiai populiarėja. Vienas didžiausių jų privalumų yra tas, kad tokioms sistemoms nereikalingi jokie ant kūno tvirtinami žymekliai ar jutikliai. Tokiose sistemose žmogaus judesiai yra atpažinti iš vaizdų, pasitelkiant įvairius vaizdų apdorojimo algoritmus, tarp kurių ir dirbtiniai neuroniniai tinklai. Be to, tokias sistemas galima lengviau adaptuoti klinikinėje praktikoje ir žmonių kasdieniame žmonių gyvenime (Colyer et al., 2018). Kol kas šios sistemos tik skinasi kelią kaip biomechaninis įrankis, bet ateityje gali visiškai atstoti optines judesių registravimo sistemas.

Tiriant eiseną, be judesių registravimo sistemų, naudojamos jėgos plokštės („Kisttler“, AMTI, BTS), skirtos ARJ matuoti, slėgio jutiklių plokštės ar takeliai („Zebis“, „Emed“, „F-Scan“, „Pedar“, „GAITRite“, „Tekscan“), skirti slėgio pasiskirstymui pėdoje matuoti, bei EMG registravimo prietaisai („Delsys“, „ShimmerResearch“, „BTS Free EMG“), matuojantys raumenų aktyvumą. Šių matavimo priemonių duomenys gali būti įrašomi kartu su judesių registravimo sistemų duomenimis ir suteikti papildomą informaciją, reikalingą judesių registravimo sistemų duomenims apdoroti bei RS sistemos modelių tikslumui padidinti.

ARJ matavimas jėgos plokštėmis – vienas tiksliausių metodų, tačiau informatyviems matavimams atlikti reikia tokių sąlygų: pakankamo skaičiaus plokščių tam, kad būtų galima išmatuoti kuo daugiau atramos fazių eisenos metu; matuojant tiriamasis ant plokštės turi užlipti tik viena koja (Rastegarpanah et al., 2018; Senden et al., 2009). Šią sąlygą išpildyti sunkiau tiriant vaikus dėl trumpesnio jų žingsnio, nes dažniausiai dvigubos atramos metu vaikai ant plokštės užlipa abiem kojomis. Šioms problemoms spręsti naudojami RS modeliai, skaičiuojantys ARJ visų eisenos ciklų metu (Dijkstra et al., 2015; Fluit et al., 2014; Oh et al., 2013; Recinos et al., 2020).

1.6. Apatinių galūnių raumens-skeleto modeliai

Skaitmeniniai modeliai plačiai taikomi, norint suprasti biomechaninių sistemų struktūrą ir veikimą. Šie modeliai gali būti ypač naudingi tiriant nervų ir raumenų funkcijas, susijusias su eiseną ir kitais judesiais. Klinikiniu požiūriu, AG modeliai leidžia tyrėjams geriau suprasti ligos metu atsirandančius judesio pokyčius ir jos progresavimo lygius (Daunoravičiene et al., 2010; Pauk et al., 2016), įvertinti reabilitacijos efektyvumą (Ai et al., 2016), parinkti tinkamiausias technines priemones (Sartori et al., 2013) bei prognozuoti medicininių intervencijų įtaką tolesnei ligos eigai (Pitto et al., 2019). AG modelių raida pastebima jau keletą dešimtmečių, kuri prasidėjo nuo paprasčiausių eksperimentinių mechaninių modelių,

skirtų judesių metu atsirandančiai mechaninei energijai apskaičiuoti (Cavagna et al., 1976) iki sudėtingų RS modelių, galinčių apskaičiuoti raumenų ir sąnarių parametrus (De Pieri et al., 2018; Durandau et al., 2018).

Žmogaus AG judesiai gali būti modeliuojami realizuojant skirtingus dinamiškus modelius. Pagal norimų gauti rezultatų tikslą ir sudėtingumo lygį, AG modeliai skirstomi:

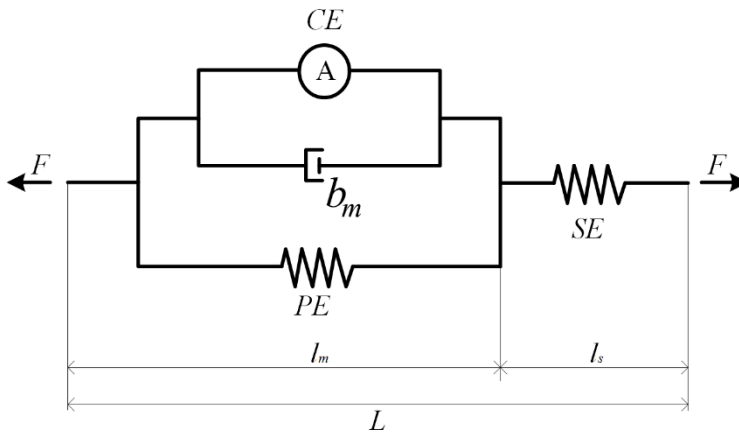
1. Vieni paprasčiausių modelių – veikiantys apverstos viengubos arba dvigubos švytuoklės principu dar vadinami *kietojo kūno* modeliais (Alexander, 1995; Charlton et al., 2004; Garcia et al., 1998), kai judesys yra valdomas kaip įvesties duomenis naudojant sąnarių momentus. Nors šie modeliai naudojami plačiausiai, tačiau jie turi ribotą laisvės laipsnių skaičių bei nevertina kitų judesio sutrikimus lemiančių priežasčių ir skirtingų raumenų įtakos.
2. Supaprastinti *spyruoklės ir masės modeliai* susideda iš vienos ar daugiau masių sujungtų viena ar keliomis spyruoklėmis. Šie modeliai dažniausiai yra skirti bėgimo, šokinėjimo ir kitiems pasikartojantiems judesiams modeliuoti (Morin et al., 2006; Suzuki & Geyer, 2018).
3. Supaprastinti *spyruoklės, masės ir slopintuvo* modeliai naudojami smūgiams tirti biomechanikoje (Liu et al., 2000; Nigg et al., 1999; Wang et al., 2017).
4. Sudėtingesni yra *RS modeliai*, kurie turi ir anksčiau išvardytų modelių sudedamųjų elementų, tokių kaip kietųjų kūnų segmentai, tačiau judesio valdymo įvesties duomenims naudojami ne sąnarių momentai, o individualūs kiekvieno raumens modeliai (Burkhart et al., 2018; Hegarty et al., 2016; Kainz et al., 2017; Pizzolato et al., 2017; Torricelli et al., 2018; Wesseling et al., 2019).

Supaprastinti modeliai, kurie nenaudoja raumenų, gali nustatyti keletą kintamųjų dydžių, tačiau pagrindinis jų trūkumas tas, kad jie negali nustatyti raumens koordinacijos judesio metu (Pandy, 2003), o pasitelkiant RS modelius šiuos parametrus nustatyti įmanoma, todėl plačiau bus nagrinėjami būtent RS modelių ypatumai.

RS modelio sudarymą galima suskirstyti į du pagrindinius etapus: pagrindinio modelio ir taikomojo modelio sudarymas.

Pagrindinio modelio sudarymo etape aprašoma RS sistema: kaulai, sąnariai, raumenys ir kiti anatomiciniai parametrai. Skeleto sistema susideda iš vieno ar daugiau kaulų. Kiekvieno kaulo struktūra saugoma atskiruose failuose. Tyrejai gali kurti kaulų struktūros failus iš medicininių vaizdų arba skaitmenizuojant kaulo paviršius (Lorensen & Cline, 1987; Robb et al., 1989). Raumenys ir su jais susijusios sausgyslės apibrėžiami nurodant jų geometriją ir jėgą generuojančias savybes. RS modeliuose sudėtingiausia sudaryti raumens veikimo modelį, nes raumuo bei jo inervacija turi didžiausią įtaką judesių parametrams. Anksčiausiai sukurti

raumens modeliai buvo mokslininkų Huxley (1957) ir Hill (1970), o vėliau sukurtas išskirstytas modelis, kurį naudojo Hatze (1978). Naujausi skaitmeniniai žmogaus judesių modeliai naudoja modifikuotą Hillo tipo modelį, panašų kaip aprašė Zajac (1989), kur Hillo raumens modelio mechaninė jėga generuojama naudojant elastinius, pasyvius elastinius ir slopinimo elementus (1.6 pav.).



1.6 pav. Hillo tipo raumens susitraukimo modelis: *CE* – aktyvusis susitraukimo elementas; *PE* – lygiagretusis elastinis elementas; *SE* – kiti elastiniai elementai (sausgyslės); *F* – išėjimo jėga; *A* – raumens aktyvacija; *b_m* – slopintuvas; *l_m* – raumens ilgis; *l_s* – sausgyslės ilgis; *L* – raumens ir sausgyslės ilgis (Hill, 1970)

Fig. 1.6. Hill-type muscle model: *CE* – the contractile element, *PE* – the parallel element, *SE* – the series elastic element, *F* – output force, *A* – muscle activation, *b_m* – damper, *l_m* – muscle length, *l_s* – tendon length, *L* – muscle and tendon length (Hill, 1970)

Taikomojo modelio sudarymo etape pateikiami konkretūs duomenys apie judesius, apkrovas ir išorinius objektus, tokius kaip ortopedinės priemonės ar panašūs įrenginiai.

RS modelių sudėtingumas taip pat labai priklauso nuo numatomos jų taikymo srities ir norimų gauti parametų. Pagal tai kokiais metodais modeliuojamas kūno segmento judesys galima išskirti dvi pagrindines RS modelių grupes:

1. Baigtinių elementų metodu (BEM) paremti RS modeliai. Jie yra gana sudėtingi, tačiau tikslūs. Yra sukurta gana sudėtingų modelių, kurie modeliuoja raumenis BEM ir raumens prisitvirtinimo vietos reaguoja į kaulų judėjimą. Kiekviename elemente fiksuojama informacija apie raumens skaidulų kryptį, priklausomai nuo tūrio (Li, 2021; S. Park et al., 2019; Ruggiero et al., 2018; Saito et al., 2015; Volinski et al., 2018).

Vienintelis jų trūkumas – galimybė pritaikyti praktikoje dėl reikalingų laiko ir kompiuterinių skaičiavimo išteklių.

2. Dinaminiai RS modeliai. Mokslininkai yra sukūrę ir iki šiol tobulina skirtingus AG dinaminis RS modelius, įvertinančius raumenų jėgos, aktyvacijos laiko ir kūno geometrijos poveikį. Tokie modeliai gali vertinti pusiausvyrą stovint (Koelewijn & Ijspeert, 2020; Welch & Ting, 2008) arba pusiausvyros sutrikimus griūvant (Kaufman et al., 2006; Mansouri et al., 2016), šuolių parametrus (Bobbett & Casius, 2005; Firminger et al., 2019), dviračio mynimą (Rankin & Neptune, 2010; Seo et al., 2016) bei normalios ir sutrikusios eisenos ciklų parametrus (De Pieri et al., 2018; Lu et al., 2020; Minh et al., 2020; Pitto et al., 2019). Dinaminiai RS modeliai, raumenų mechaniką aprašo dinaminėmis judesio lygtimis veikimo linijoje, kuriomis raumenys prijungti prie kaulo sausgyslėmis. Šios lygtys gali būti sprendžiamos pasitelkiant tiesiogines (TD) ir AD (Crowninshield et al., 1978; Gordon et al., 2014) ir diferencialinių lygčių principus. Nors dėl savo greitumo ir paprastumo dinaminiai RS modeliai yra dažniau taikomi klinikinėje praktikoje, tačiau juose naudojami AD principai turi ir trūkumų: masės pasiskirstymo segmente nevienodumas, matavimų paklaidos, žymeklių skaičiaus ir išdėstymo parinkimas, kūno segmentų antropometrinių parametrų tikslumas.

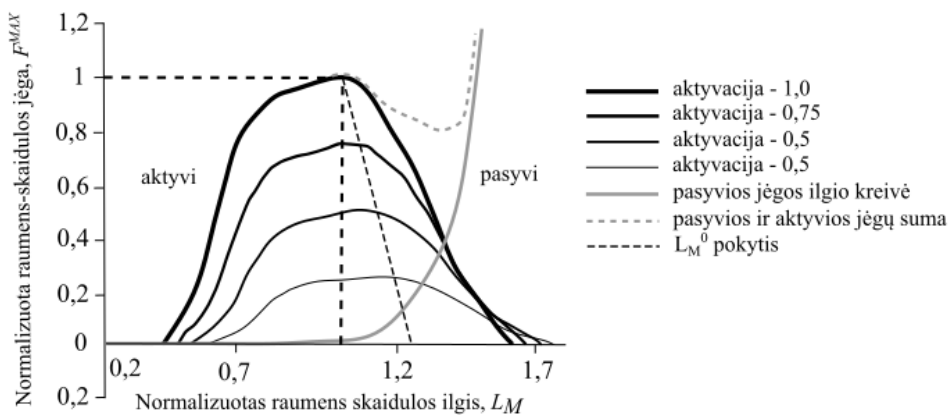
Žinoma, kad sąnarių momentai yra matematiškai susiję su individualaus raumens sukuriama jėga ir ši priklausomybė daro įtaką geometriniams parametrų, tokiems kaip, raumens veikimo linija ir sąnario sukimosi centras. Raumens modelio sukuriama jėgos dydį lemia iš nervų sistemos gaunamas impulsas, vadinamas valdymo signalu. Šis signalas gali būti gaunamas iš išmatuoto elektromiogramos (EMG) signalo, apskaičiuojamas naudojant teorinį valdymo algoritmą arba gaunamas statinės bei dinaminės optimizacijos metu. Taigi, pagal valdymo signalo nustatymo būdą RS modeliai skirstomi į:

- 1) EMG signalais grįstus;
- 2) teorinius neuroninius;
- 3) optimizacijos.

Būtent RS modelių valdymas grįstas EMG signalu, kuris suteikia informacijos apie raumenų aktyvumą ir padeda geriau nustatyti raumenų jėgas, leidžia padidinti dinaminio modelių tikslumą. EMG grįstas valdymo modelis yra tikslesnis nei kitos valdymo signalo gavimo technikos, pavyzdžiui, dinaminė optimizacija. Tačiau EMG grįsti modeliai turi keletą probleminių vietų. Visų pirma, ne visuomet paviršiniaisiais elektrodais galima išmatuoti giliau esančių raumenų aktyvumą. Antra, EMG signalų apdorojimas ir jų pritaikymas modeliui, kurio metu EMG signalas keičiamas į valdymo signalą (0 – neaktyvus, 1 – visiškai aktyvus), yra sudėtingas ir keliantis daug diskusijų tarp mokslininkų (Buchanan et al., 2004).

Nepaisant šių trūkumų, kuriuos bando pašalinti mokslininkai, EMG grįsti RS modeliai yra vieni iš tiksliausiai įvertinančių žmogaus judesius.

EMG signalų pritaikymas Hillo tipo raumens modeliui pirmiausia buvo sudarytas dviejų dimensijų čiurnos sąnario lenkimo modeliui (Hof & Van den Berg, 1981). Taip pat buvo nustatyta netiesinė raumens ilgio ir jėgos kaip aktyvacijos funkcijos priklausomybė (Huijing, 1996) (1.7 pav.), kurią vėliau naudojo ir kiti mokslininkai (Lloyd & Besier, 2003), skaičiuojant kelio sąnario raumens jėgas ir momentus. Vėliau buvo sudaryti ir kitokie EMG grįsti modeliai, kurių raumens modeliuose atsižvelgiama ir į anatominės savybes ir tokiu būdu galima nustatyti kiekvieno raumens sukuriamą jėgą (Lloyd & Buchanan, 1996; McGill, 1992).



1.7 pav. Aktyvios ir pasyvios jėgos priklausomybė nuo raumens skaidulos ilgio.

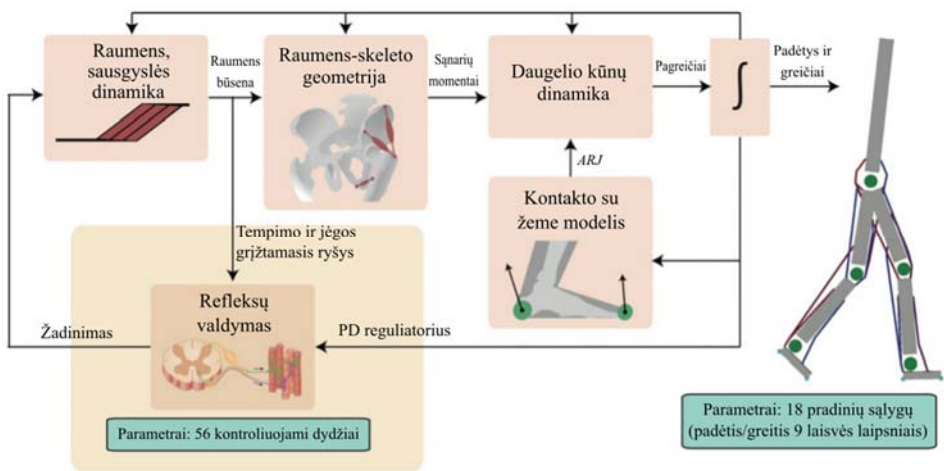
F^{MAX} reikšmės yra normalizuotos, čia 1,0 yra 100 % aktyvacijos (Huijing, 1996)

Fig. 1.7. Relationship between active force, passive force and muscle fibre length. F^{MAX} is normalised to the maximum activation (where 1.0 activation is 100 %) (Huijing, 1996)

Mokslininkai (Buchanan et al., 2004) savo sukurtame modelyje, raumens jėgai skaičiuoti naudojo EMG grįstą raumenų aktyvaciją ir nustatė, kad tai lemia daugelio parametų dydžius, tarp kurių ir priklausomybę tarp EMG ir jėgos. Šiame tyrime buvo lyginami sąnarių momentai gauti pasitelkiant AD modelį ir EMG grįstą TD modelį, kurio skirtumui tarp dviejų momentų sumažinti buvo naudojama optimizacija. Buvo atliekama tų kintamųjų optimizacija, kurie aprašo EMG ir jėgos priklausomybę, naudojamą Hillo tipo raumens modelyje. Kiek vėliau šis metodas buvo taikytas patelofemoralinius kelio skausmus kenčiančių žmonių tyrimui, kurio metu buvo nustatomos kelio sąnarių veikiančios jėgos ėjimo ir bėgimo metu (Besier et al., 2009), su įdetais kelio sąnario protezais (Manal et al., 2013), žmonių patyrusių insultą sąnarių kinematikos (Shao et al., 2009; Shao &

Buchanan, 2008) bei priekinio kelio raiščio plyšimus patyrusių žmonių tyrimams (Shao et al., 2011).

Be to, kad EMG grįstus RS modelius galima naudoti įvairių judesių sutrikimams nustatyti, jie gali būti naudojami ir tam tikroms priemonėms valdyti ir jų efektyvumui tirti (Heine & Menegaldo, 2018). Vienas iš tokių modelių pavyzdžių – kelio sąnario modelis, skirtas dėvimo egzoskeleto valdymui realiuoju laiku, kuris leidžia nustatyti ne tik kelio sąnario stabilumą, bet ir žmogaus judesių adaptaciją (Hassani et al., 2013; Jacobs et al., 2018), kiti skirti robotizuotoms sistemoms ir protezams valdyti (Peng et al., 2015) bei reabilitaciniams robotams naudoti (Ai et al., 2016; Pizzolato et al., 2017; Yao et al., 2018).



1.8 pav. Dvimatis dinaminis apatinių galūnių modelis ir optimizacijos struktūra (Dorn et al., 2015)

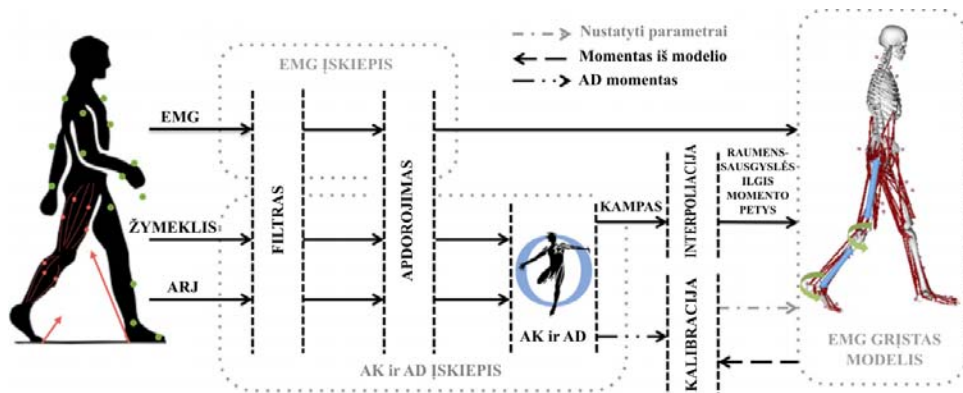
Fig. 1.8. Dynamic model of lower limb and optimisation framework (Dorn et al., 2015)

Mokslininkai (Dorn et al., 2015) sukūrė dvimatį sagitalinėje plokštumoje veikiančią dinaminį modelį, kuris turi 9 laisvės laipsnius ir 7 kūno segmentus (1.8 pav.) bei aktyvuojasi 8 Hillo tipo raumenimis. Šis prognozuojantysis RS modelis, pagrįstas energijos kiekio mažinimu, bei naudojamas įprastai (normaliai) eisenai palyginti su eiseną, nešant įvairius svorius, ar eiseną nuokalnėmis / įkalnėmis. Jo valdymas pagrįstas raumenų jėga, raumenų refleksais ir kojų sąlyčiu su žeme. Modelis taip pat parodo, kaip kinta ir prisitaiko žmogaus eisenos parametrai, tokie kaip sąnarių kampai, momentai, koordinacija ir medžiagų apykaitos energijos sąnaudos, skirtingomis sąlygomis. ARJ buvo nustatoma pagal mokslininkų (Hunt & Crossley, 1975) sukurtą modelį. Mokslininkų (Dorn et al., 2015) sudarytas prognozuojantysis RS modelis gana tiksliai nustato įvairius eisenos parametrus

skirtingomis sąlygomis. Tačiau reikėtų didinti šio modelio patikimumą ir išbandyti jį dar įvairesnėmis eisenos sąlygomis, kas suteiktų galimybę jį pritaikyti judesio adaptacijos tyrimams.

Nors EMG grįstas modeliavimas leidžia atlikti modeliavimą, tačiau didžiausias iššūkis yra tokių modelių patikimumas. Didžiausias mokslininkų galvosūkis – kaip sukurti eksperimentinių duomenų modelius ir nustatyti reikiamus parametrus realiuoju laiku. Šių uždavinių įgyvendinimas labai padidintų klinikinio taikymo galimybes. Nors raumenų jėgos nustatymas realiuoju laiku duoda didelę naudą, tačiau yra du pagrindiniai aspektai, dėl kurių nustatymas realiuoju laiku sunkiai įgyvendinamas.

Vienas iš jų – raumens jėgos ir susitraukimo greičio priklausomybės nustatymas, kur raumens skaidulos ilgiui nustatyti reikalingas raumens skaidulų susitraukimo greičio integravimas (Higginson et al., 2005). Antras – neurologinius sutrikimus turinčių žmonių nervinė raumenų kontrolė dažniausiai būna sutrikusi ir skiriasi nuo sveikų žmonių, o daugelis modelių yra pritaikyti būtent sveikiems žmonėms ir negali įvertinti kai kurių parametrų, pavyzdžiui, prieš ir po chirurginės intervencijos (Nilsson-Helander et al., 2010). Tačiau, nepaisant šių sunkumų, mokslininkams yra pavykę sukurti EMG grįstų RS modelių, veikiančių realiuoju laiku. Tokie modeliai vertina trigalvio blauzdos raumens ir Achilo sausgyslės parametrus, reabilitacijos po Achilo sausgyslių plyšimo metu (Manal et al., 2012), atlieka egzoskeleto valdymą realiuoju laiku, kuris leidžia nustatyti ne tik kelio sąnario stabilumą, bet ir žmogaus judesių adaptaciją (Hassani et al., 2013) bei suteikia galimybę modeliuoti eiseną (1.9 pav.) (Durandau et al., 2018; Pizzolatto et al., 2017).



1.9 pav. Principinė modeliavimo schema (Durandau et al., 2018)

Fig. 1.9. Schematic of the modelling framework (Durandau et al., 2018)

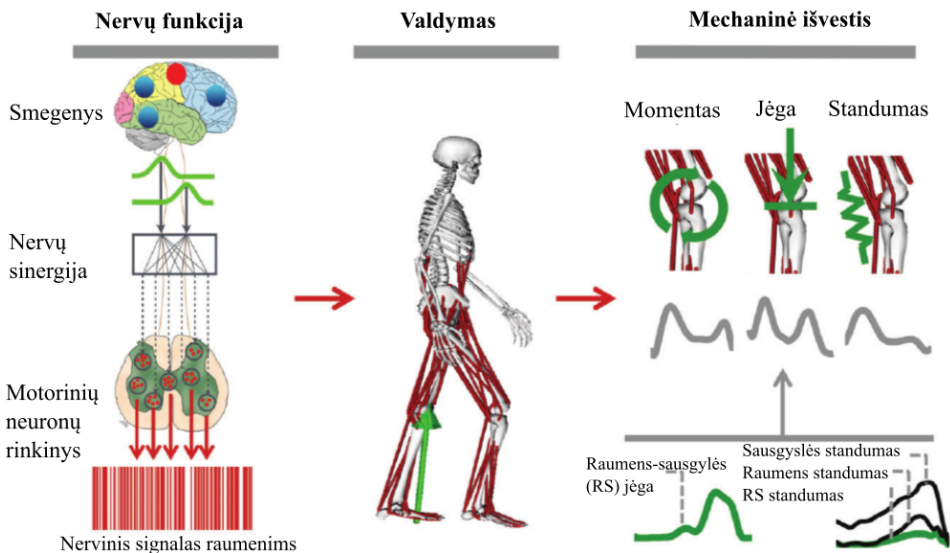
Įvairių šalių mokslininkai itin aktyviai kuria EMG grįstus RS modelius bei lygina jų rezultatus su skirtingomis matavimo sistemomis gautais rezultatais. Ne retai šie modeliai taikomi įvairiomis ligomis sergančių žmonių judesių sutrikimams tirti ir/arba diagnozuoti. Nors EMG grįsti RS modeliai neabejotinai didina gaunamų rezultatų tikslumą, tačiau dar vienas svarbus veiksnys yra RS sistemos geometrija. Todėl RS modeliai pagal jų geometriją dar yra skirstomi į:

- 1) bendros geometrijos (angl. *generic*);
- 2) individualios geometrijos (angl. *subject-specific*).

Visi pirmiau analizuoti modeliai buvo sudaryti naudojant bendrą geometriją ir turi apribojimų. Dauguma programinės įrangos paketų, skirtų raumenų funkcijos biomechaninei analizei, yra pagrįsti eksperimentinių tyrimų metu gautais duomenimis (E. M. Arnold et al., 2010; Delp & Loan, 1995) ir naudoja sveikų, vidutinio ūgio suaugusių žmonių RS geometriją (A. S. Arnold & Delp, 2005; Pan et al., 2018). Tokiuose modeliuose, norint tirti kitą asmenį, pagal išmatuotus arba literatūroje aprašomus antropometrinius matmenis bei žymeklius, išdėstytus tam tikruose anatominiuose taškuose, yra keičiamas RS sistemos mastelis, tačiau ne pati geometrija (Delp et al., 2007; Ding et al., 2019; Hainisch et al., 2020). Mokslininkai bendrosios geometrijos modeliuose buvo pastebėję, kad tokie modeliai netinkamai analizuoja raumenų funkciją net ir geometriją atitinkantiems suaugusiems žmonėms (Scheys, Spaepen, et al., 2008). Tačiau vėliau buvo pastebėta, kad, keičiant tokių modelių mastelį, įvertinant tiriamųjų lytį ir antropometrinių dydžių panašumą, galima padidinti sąnarių reakcijos jėgų skaičiavimo patikimumą (Hainisch et al., 2020). Tai ypač svarbu, kai RS modelis turi atspindėti vaikų anatominius, antropometrinius ir biomechaninius ypatumus, nes dauguma bendrosios geometrijos modelių sudaryti remiantis suaugusių žmonių geometrija. Tam pastaruoju metu mokslininkai kuria būtent vaikų bendrosios geometrijos modelį, kuris padidintų skaičiuojamų parametų tikslumą (Hainisch et al., 2020). Tačiau galima adaptuoti suaugusiųjų geometrijos modelius vaikams, nes, lyginant bendrosios suaugusiojo geometrijos modelį su individualios geometrijos vaikų modeliais, nepastebėta reikšmingų skirtumų. Nustatyta, kad sąnarių kinematikos ir kinetikos rezultatų vidutiniai kvadratinės šaknies nuokrypiai (angl. *root-mean-square-differences*) tarp modelių buvo mažesni nei 5° ir $0,15 \text{ Nm/kg}$ (Kainz et al., 2021). Be to, pastebėta, kad mastelio keitimas pagal sąnarių centrus yra tikslesnis nei pagal žymeklius (Hainisch et al., 2020).

RS sistema yra labai sudėtinga ir turi individualių anatominių savybių, todėl ir jos geometrija lemia modelių skaičiavimo tikslumą. Mokslininkai yra ištyrę kokią įtaką daro raumenų prisitvirtinimo vietų tikslumas ir kaulų geometrija gaunamiems rezultatams (Delp & Maloney, 1993; Duda et al., 1996; Erdemir et al., 2007). Patvirtinta, jog skirtinga kaulų ir raumenų geometrija turi didelę įtaką gaunamų rezultatų tikslumui. Taip pat buvo atlikti eisenos parametų tikslumo, tai-

kant bendrosios geometrijos modelius, tyrimai. Jais taip pat buvo nustatytas bendros geometrijos modelio netikslumas, lyginant su individualios geometrijos, CP sergančių vaikų, modeliais, nes tokia liga sergančių vaikų turi šlaunikaulio geometrija yra pakitusi (Scheys, Desloovere, Spaepen, et al., 2011; Scheys, Desloovere, Suetens, et al., 2011; Scheys, Van Campenhout, et al., 2008). Tokiais atvejais geriausia alternatyva yra individualios geometrijos RS modeliai.



1.10 pav. Principinė modeliavimo schema (Sartori et al., 2017)

Fig. 1.10. Schematic of the modelling framework (Sartori et al., 2017)

Individualios RS sistemos geometrijos sudarymas yra sudėtingas, pirmieji tokį AG modelį sudarė JAV mokslininkai iš Stanfordo universiteto (A. S. Arnold et al., 2000). Šiam tikslui pasiekti taikomi medicinos diagnostikos metodai, tokie kaip branduolinis magnetinis rezonansas (BMR) arba kompiuterinė tomografija (KT) (Assassi et al., 2009; Gilles et al., 2006; Pons et al., 2018; Robb & Hanson, 2006; Südhoff et al., 2009), kurie yra gana brangūs ir žalingi žmogaus organizmui. Taip pat toks individualios geometrijos gavimo būdas reikalauja nemažai laiko ir kompiuterinių išteklių. Dar viena problema, sudarant geometriją tokiu būdu, yra vaizdų segmentavimas, kuris dažniausiai atliekamas automatizuotai. Nors tai yra greitai atliekama procedūra, tačiau nepakankamai tiksli, ypač nustatant raumenų kontūrus. Taigi, norint sudaryti kuo tikslesnę raumenų, t. y. minkštųjų audinių, geometriją, raumenų segmentavimas dažniausiai atliekamas rankiniu būdu arba pusiau automatiškai (Oberhofer et al., 2009; Padoia et al., 2016). Kitokia situacija yra su kaulų segmentavimu, nes mokslininkams yra pavykę sėkmingai pritaikyti

automatinį segmentavimą kaulų kontūrams apibrėžti (Dodin et al., 2011; Klein et al., 2019) ir pritaikyti individualiems CP sergančių vaikų modeliams (Scheys, Van Campenhout, et al., 2008). Tačiau BMR grįstas modeliavimas vis dar užima daug laiko, nes iki šiol nepavyko pritaikyti pusiau automatinio raumenų segmentavimo, bet mokslininkai ir toliau kuria modelius, turinčius individualią geometriją. Tokius modelius diegti klinikinėje praktikoje kol kas yra sunku dėl sudėtingų procedūrų bei medicinos personalo darbui su modeliais reikalingo išmanymo ir atitinkamos kompetencijos.

1.7. Raumens-skeleto sistemos modeliavimo programiniai paketai

Biomechaninės analizės metu raumenų ir sąnarių jėgų skaičiavimas, vis dažniau atliekamas pasitelkiant jau sukurtus komercinius ir nemokamus programinius paketus, kurie prieinami visai mokslininkų bendruomenei. Šiuo metu egzistuoja nemažą porą dešimčių tokių programinių paketų. Du ilgamečiai stambiausi biologinių struktūrų modeliavimo paketai yra „Simbios“ (Stanfordo universitetas, JAV) ir „Virtual Physiological Human (VPH)“ (Rizolio ortopedijos institutas, Italija), kurių tikslas – individualizuota, prognostinė integracinė RS medicina. VPH labiau orientuojasi į RS sistemos individualizuotą modeliavimą kuriant naujas technologijas kovai su osteoporoze. „Simbios“ kuria programinę įrangą ir mokymus biomedicinos mokslų tyrėjams, kurie tiria biologines formas ir funkcijas, kuriant naujus vaistus, sintetinius audinius, medicinos priemones ar planuojant chirurgines intervencijas. Pagrindinis „Simbios“ tyrėjas yra Skotas Delpas, šios platformos pagrindu sukurtas vienas žinomiausių RS modeliavimo paketų „OpenSim“ (Stanfordo universitetas, JAV) (Delp et al., 2007). Taip pat yra sukurti atvirojo kodo programiniai paketai, dalis kurių integruoti į kitus programinius paketus, tokius kaip MATLAB: „Simbody“ (Stanfordo universitetas, JAV) (Sherman et al., 2011), „MotionGenesis“ („MotionGenesis LLC“), „SD/FAST“ („Parametric Technology Corp.“), „Adams“ („MSC Software Corp.“), „Simscape Multibody“ („Simscape“, Matlab), „ODE“ („Open Dynamics Engine“, Russell L. Smith), BoB (*Biomechanics of Bodies*). Programiniai paketai sukurti išimtinai tik raumens skeleto sistemoms modeliuoti: „OpenSim“, „NMSbuilder“ („Bioengineering and computing laboratory“), SIMM („Musculoskeletal modelling environment“), „AnyBody“ („AnyBody Technology“), „LifeModeler“, „GaitSym“, MSMS.

Dalis šių programinių paketų, pavyzdžiui, „NMSbuilder“, SIMM, skirti kaulų ir raumenų geometrijai sudaryti iš radiologinių ar kt. vaizdų, kuri vėliau naudojama kituose RS modeliavimo platformose: „AnyBody“ ar „OpenSim“. RS sistemos modeliams gali būti naudojami tiek optinėmis, tiek inercinėmis judesių registravimo sistemomis išmatuoti duomenys.

1.8. Pirmojo skyriaus išvados ir disertacijos uždavinių formulavimas

1. Analizuojant mokslinę literatūrą nustatyta, kad kiekybinis CP sergančių vaikų eisenos vertinimas yra labai svarbus. Jis suteikia informaciją apie sąnarių reakcijos jėgas ir momentus, išvystomas raumenų jėgas ir momentus bei raumenų aktyvacijas, kurios gali būti naudojamos geriausioms gydymo, intervencijos ar techninėms priemonėms parinkti. Šiuo metu nėra bendros kiekybinės CP sergančių vaikų eisenos vertinimo ir rezultatų interpretavimo metodikos. Dažniausiai klinikinėje praktikoje taikomi subjektyvūs vertinimo metodai, kurie labai priklauso nuo vertinančiojo gydytojo patirties. Todėl labai svarbu nustatyti CP eisenai būdingus kiekybinius parametrus ir sukurti vertinimo metodiką.
2. Eksperimentinių eisenos tyrimų, atliekamų specializuotose eisenos laboratorijose, naudojama įranga nesuteikia informacijos apie sąnarius veikiančias jėgas ir momentus, raumenų aktyvacijas ir jų išvystomų jėgų dydžius ir pan. Šių dydžių tiesiogiai išmatuoti neįmanoma, todėl tam turi būti naudojami RS modeliai, veikiantys eksperimentinių duomenų pagrindu.
3. Dinaminių RS modelių tikslumas priklauso nuo geometrijos ir valdymo signalo pobūdžio. Tiksliausi yra individualios geometrijos ir valdomi EMG signalu modeliai, tačiau jie sunkiai pritaikomi praktikoje dėl diagnostinių vaizdų gavimo ir EMG signalo apdorojimo sunkumų bei sparčių anatominių pokyčių vaikams augant. Todėl tikslingiausia vaikams naudoti bendrosios geometrijos RS modelius. Kol kas mokslininkai yra sukūrę tik vieną bendrosios geometrijos modelį vaikams, kurio tikslumas ištirtas tik su labai maža tiriamųjų imtimi. Visi kiti modeliai sudaryti remiantis suaugusiųjų duomenimis, koks jų tikslumas, taikant vaikams nėra, plačiai ištirta. Be to, nėra aiškių gairių, kaip tokius modelius adaptuoti ir koks būtų jų tikslumas taikant vaikams.
4. Pažangios judesių registravimo technologijos yra labai tikslios, t. y. optinių vaizdo kamerų žymeklių fiksavimo tikslumas dinaminiam matavimui siekia 0,017 mm. Jų naudojimas klinikinėje praktikoje praplečia motorikos vertinimo galimybes, tačiau reikalauja daug laiko resursų ir įgūdžių tiek atliekant tyrimus, tiek interpretuojant gaunamus rezultatus. Medicinos specialistai tiriantys CP vaikų eisena, dažnai susiduria su laiko, įgūdžių ir tikslų vertinimo gairių trūkumu, kaip interpretuoti gaunamus rezultatus ir panaudoti juos savo praktikoje, t. y. neturi kiekybinių parametrų rinkinio.

Remiantis atlikta literatūros analize, formuluojami tokie disertacijos uždaviniai:

1. Atlikti eksperimentinius eisenos tyrimus, pasitelkiant judesių, atramos reakcijos jėgos (ARJ) ir EMG registravimo sistemas bei, remiantis išmatuotais duomenimis, sudaryti charakteringiausių CP eisenos parametrų rinkinį.
2. Sudaryti metodiką, kuri leistų eksperimentinius duomenis naudoti, kaip įvestį RS modeliui.
3. Pritaikyti suaugusiojo bendrosios geometrijos RS modelį vaikams, veikiantį eksperimentinių duomenų pagrindu ir įvertinti jo tikslumą.
4. Išgryninti svarbiausius biomechaninius žymenis vaikų patologinei eisenai identifikuoti.

Apatinių galūnių tyrimo eisenos metu metodika

Šiame skyriuje pateikiama kuriamos vaikų eisenos vertinimo sistemos metodika, apimanti eksperimentinių tyrimų atlikimą, jų rezultatų apdorojimą ir analizę bei raumens-skeleto modelio adaptavimą vaikui ir jo tikslumo įvertinimą.

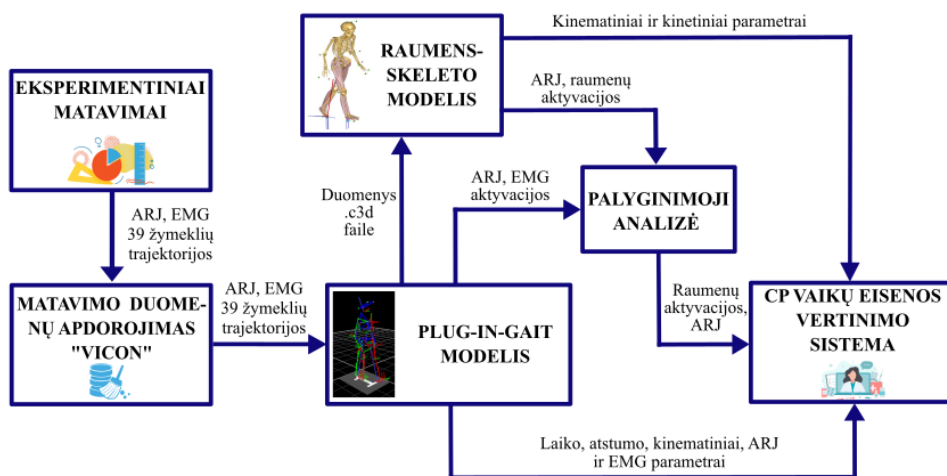
Eksperimentiniuose tyrimuose matuojama EMG, ARJ ir žymeklių trajektorijos eisenos metu. Tuomet skaičiuojami pagrindiniai laiko, atstumo, kinematiniai, kinetiniai ir raumenų aktyvacijų parametrai. Jais remiantis sudaromas vaikų eisenos sistemos būdingųjų parametrų rinkinys. Žymeklių trajektorijos paruošiamos RS modelio įvesčiai. Papildomiems parametrams gauti adaptuojamas suaugusiųjų bendrosios geometrijos RS modelis, kuriame atliekamas mastelio keitimas dviem skirtingais būdais: keičiant antropometrinius parametrus ir keičiant antropometrinius parametrus ir suaugusiųjų riebalinio sluoksnio procentinę išraišką į vaikų. Atliekant AK ir AD modelyje nustatomi kinematiniai parametrai, sąnarių reakcijos jėgos ir momentai, raumenų jėgos ir aktyvacijos bei ARJ, kurie leidžia sudaryti papildomą vaikų vertinimo būdingųjų parametrų rinkinį. RS modelio tikslumui patikrinti atliekama lyginamoji analizė tarp modelių gautų ir išmatuotų duomenų.

Šių tyrimų tikslas – taikant eksperimentinius matavimus ir RS modelį nustatyti svarbiausius kuriamos eisenos vertinimo sistemos parametrus.

Šio skyriaus medžiaga paskelbta keturiose autorės mokslinėse publikacijose: Žižienė et al. (2022); Daunoravičienė et al. (2021); Daunoravičienė et al. (2020); Daunoravičienė et al. (2021).

2.1. Eisenos vertinimo sistemos sudarymo metodika

Vaikų eisenos motorinių funkcijų vertinimo sistemą sudaro maksimaliai didelis sveikų ir CP sergančių vaikų parametrų rinkinys: pagrindiniai biomechaniniai eisenos, kinematiniai, kinetiniai ir raumenų veiklos parametrai. Tai savo ruožtu leidžia nustatyti pataloginės CP vaikų eisenos sutrikimo pobūdį ir teikti rekomendacijas, kaip ją priartinti prie sveiko vaiko eisenos. Sistema susideda iš sveikų vaikų ir vaikų, sergančių CP, vertinimo, pasitelkiant eksperimentinius matavimus ir RS modelį (2.1 pav.).



2.1 pav. Eisenos vertinimo sistemos schema
Fig. 2.1. Workflow of the gait assessment system

Eksperimentinių tyrimų metu registruojami AG judesiai, naudojant optinę judesių „Vicon“ („Vicon Motion Systems Ltd“, Didžioji Britanija), EMG sensorių „Delsys Trigno“ („Delsys Incorporated“, Jungtinės Amerikos Valstijos) ir atramos reakcijos jėgos „Bertec“ („Bertec Corporation“, Jungtinės Amerikos Valstijos) registravimo sistemas, kurių duomenys įrašomi vienu metu. Pagrindinis šių tyrimų tikslas, tiriant ne tik pagrindinius biomechaninius judesio parametrus, bet ir raumenų veiklą, surinkti kuo daugiau judesį apibūdinančių parametrų vertinimo

sistamai sudaryti. Programiniame pakete „Vicon“ apdorojamos žymeklių trajektorijos bei eisenos skaidoma į ciklus, t. y. nustatomi kiekvienos kojos kulno kontaktai ir pirštų atsispyrimai. Eisenos ciklai nustatomi remiantis ARJ bei kulno ir pirštų žymeklių trajektorijų kreivėmis. Tuomet TK metodu veikiančiu skaitmeniniu PiG modeliu apskaičiuojami laiko, atstumo ir apatinių galūnių sąnarių kinematiniai parametrai, kurie kartu su ARJ ir EMG yra eksportuojami ir vėliau apdorojami programiniu paketu „Matlab“ („Mathworks Inc“, Natick, Jungtinės Amerikos Valstijos). Žymeklių duomenys specialiu .c3d formatu eksportuojami į RS modelį.

Kinematinių, kinetinių, ARJ ir raumenų aktyvacijų rezultatams apskaičiuoti naudojamas bendrosios suaugusiųjų geometrijos RS modelis, kuriam kaip įvesties duomenys įkeliami eksperimentinių tyrimų metu išmatuoti duomenys.

RS modelio tikslumui patikrinti apskaičiuotos ARJ ir raumenų aktyvacijos lyginamos su eksperimentinių tyrimų metu gautais rezultatais. Taip užtikrinamas į CP eisenos vertinimo sistemą perduodamų duomenų tikslumas ir kontrolė.

2.2. Eksperimentinio eisenos tyrimo metodika

Šiame poskyryje aprašoma išsami eksperimentinio tyrimo, atlikto VšĮ Vilniaus universiteto ligoninės Santaros klinikų Vaikų ligoninės Vaikų fizinės medicinos ir reabilitacijos skyriaus eisenos laboratorijoje, metodika. Metodikoje aprašomi išsamūs tiriamųjų duomenys ir jų atrankos kriterijai bei duomenų rinkimo, apdorojimo ir pritaikymo RS modelio įvesčiai algoritmai. Surinkti duomenys naudojami būdingiesiems eisenos parametrams nustatyti.

2.2.1. Tiriamųjų vaikų demografiniai ir antropometriniai duomenys

Eksperimentiniame tyrime dalyvavo 22 vaikai (13 mergaičių, 9 berniukai), kurių amžius (vidurkis±standartinis nuokrypis (SD)) $7,64\pm 1,81$ metų, ūgis – $1,30\pm 0,10$ m, svoris – $27,9\pm 7,05$ kg. Tiriamieji buvo skirstomi į dvi grupes: cerebriniu paralyžiumi sergančiųjų (CP) ir kontrolinę (KO).

KO grupę sudarė 17 tiriamųjų (6 berniukai, 11 mergaičių), kurių amžius $7,88\pm 1,97$ metų, ūgis – $1,31\pm 0,11$ m, svoris – $28,7\pm 7,4$ kg. CP grupę sudarė 5 tiriamieji (3 berniukai, 2 mergaitės), kurių amžius $6,8\pm 0,84$ metų, ūgis – $1,27\pm 0,08$ m, svoris – $25,2\pm 5,4$ kg. Kadangi homogeninę CP sergančiųjų grupę sudaryti sudėtinga dėl CP formų ir lygių įvairovės, o visų turimų tiriamųjų duomenis nagrinėjant kartu prarandamas individualumas, tiriamieji pagal CP formą ir lygį buvo nagrinėjami individualiai arba grupuojami pagal kelis sutampančius antropometrinius ir demografinius parametrus (2.1 lentelė).

Ekspperimentiniams tyrimams buvo gautas Vilniaus regioninio biomedicini-
nių tyrimų etikos komiteto leidimas atlikti biomedicininį tyrimą (Nr. 2020/9-
1256-738), kuriuo remiantis tiriamiesiems atstovaujantys asmenys pasirašė infor-
muotojo asmens sutikimo formas. Visi tiriamieji buvo tiriami VšĮ Vilniaus uni-
versiteto ligoninės Santaros klinikų Vaikų ligoninės Vaikų fizinės medicinos ir
reabilitacijos skyriaus eisenos laboratorijoje, laikantis įtraukimo ir neįtraukimo į
tyrimą kriterijų. Taip pat buvo patvirtinta kompetentingų bendradarbiaujančių ty-
rėjų komanda.

2.1 lentelė. CP tiriamųjų antropometriniai ir demografiniai duomenys ($n = 5$)

Table 2.1. Anthropometric and demographic data of CP subjects ($n = 5$)

Žymė- jimas	Spazmi- nio CP forma	GMFCS įvertini- mas	Pa- žeista pusė	Lytis	Am- žius, metais	h , m	m , kg
CPh1	hemipleginis $n = 1$	1	dešinė	M	7,0	1,32	31,3
CPd1	dipleginis $n = 2$	1	abi	M ir V	7,0±1,0	1,29±0,11	25,8±7
CPd2	dipleginis $n = 1$	2	abi	V	7,0	1,27	22,0
CPd3	dipleginis $n = 1$	3	abi	V	6,0	1,18	21,0

n – tiriamųjų skaičius; M – moteris; V – vyras; h – tiriamojo ūgis; m – tiriamojo svoris.

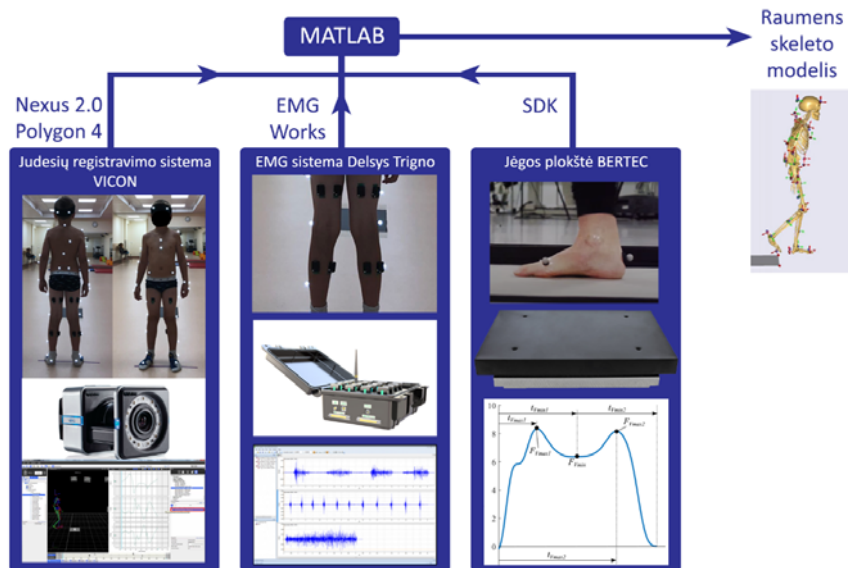
CP grupės įtraukimo kriterijai: 1) amžius nuo 4–11 metų; 2) CP diagnozė; 3) GMFCS įvertinimas ne žemesnis nei 3 lygio; 4) gebėjimas vaikščioti su vaikš-
čiojimo priemone ar be jos; 5) gebėjimas suprasti ir vykdyti nurodymus; 6) gebė-
jimas nueiti bent 7 metrus nesustojant. CP grupės neįtraukimo kriterijai: 1) sunkus
regos sutrikimas; 2) dėmesio sutelkimo ir kiti svarbūs elgesio sutrikimai.

KO grupės įtraukimo kriterijai: 1) amžius nuo 4–11 metų; 2) apatinių galūnių
raumenų jėgos įvertinimas pagal Lovett ne mažesnis nei 5 balai; 3) gebėjimas
suprasti ir vykdyti nurodymus; 4) motorikos sutrikimų, turinčių įtaką eisenos pa-
rametrams neturėjimas. KO grupės neįtraukimo kriterijai: 1) sunkus regos sutri-
kimas; 2) dėmesio sutelkimo ir kiti svarbūs elgesio sutrikimai.

2.2.2. Ekspperimentinio eisenos tyrimo atlikimo metodika

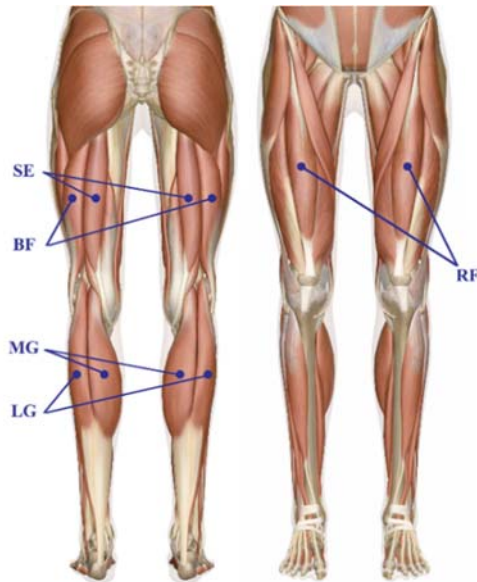
Ekspperimentiniams tyrimams naudojamos judesių registravimo sistemos: 8 ka-
merų optinių judesių registravimo sistema „Vicon“ (100 Hz), 10 bevielių jutiklių
EMG registravimo sistema „Delsys Trigno“ (2000 Hz) ir jėgos plokštė „Bertec“
(1000 Hz) (2.2 pav.). Skirtingo diskretizavimo dažnio duomenims gautiems iš

skirtingų sistemų atliekamas pradinis apdorojimas, normalizavimas ir išskiriami būdingieji parametrai.



2.2 pav. Eksperimentinio apatinių galūnių parametrų matavimo schema
Fig. 2.2. Workflow of experimental measurements of lower limbs

Eksperimentinio tyrimo pradžioje buvo matuojami tokie tiriamųjų antropometriniai duomenys: ūgis, svoris, dubens plotis, kelio, čiurnos ir alkūnės sąnario pločiai, pėdos, blauzdos, šlaunies, plaštakos, dilbio, žasto, visos kojos ir visos rankos ilgiai, plaštakos storis bei peties sąnario centras (B priedas). Šie dydžiai reikalingi optinių kamerų programiniame pakete „Vicon Nexus 2.0“ atliekamai tiriamojo statinei kalibracijai bei PiG ir kuriamo RS modelių mastelio keitimui, t. y. individualizavimui. Tuomet ant tiriamojo kūno buvo klijuojami 10 EMG registravimo sistemos sensorių (2.3 pav.) ir 39 šviesą atspindintys kamerų registravimo sistemos žymekliai pagal PiG išdėstymo schemą (2.4 pav.). EMG signalų matavimams pasirinkti 5 raumenys: SE – pusgyslinis šlaunies, BF – dvigalvis šlaunies, MG – vidinė dvilypio blauzdos raumens galva, LG – išorinė dvilypio blauzdos raumens galva, RF – tiesusis šlaunies. Šie raumenys pasirinkti pagal komandoje dirbančių gydytojų rekomendacijas ir CP sergančių vaikų specifiką, t. y. klinikinėje praktikoje šiems raumenims dažniausiai yra atliekamos chirurginės intervencijos ir botulino toksino terapija. Be to, dėl vaikų anatomijos ir kūno sudėjimo, paviršiniais elektrodais sudėtinga matuoti smulkesnių raumenų EMG signalus

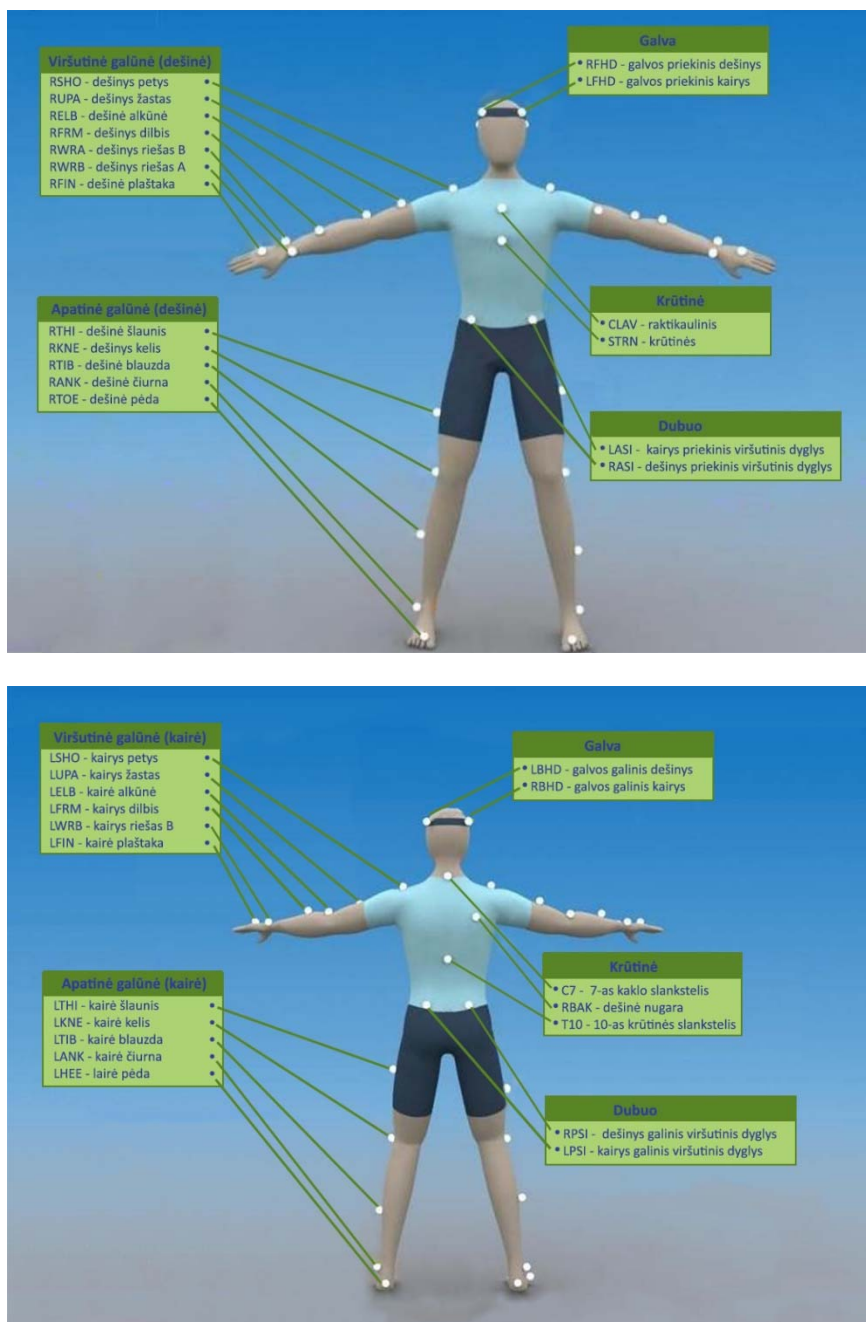


2.3 pav. EMG registravimo sistemos sensorių išdėstymas ant raumenų: SE – pusgyslinis šlaunies; BF – dvigalvis šlaunies; MG – vidinė dvilypio blauzdos raumens galva; LG – išorinė dvilypio blauzdos raumens galva; RF – tiesusis šlaunies

Fig. 2.3. Schematic of EMG replacement on muscles: SE – semitendinosus, BF – biceps femoris, MG – medial gastrocnemius head, LG – lateral gastrocnemius head, RF – rectus femoris

Matuojant eiseną visi tiriamieji jiems tinkamu ėjimo tempu ėjo basi nesustodami 7 metrus. Kiekvienas tiriamasis atliko vidutiniškai $10,9 \pm 3,7$ tokių eisenos bandymų. Tyrimo metu iš viso atliktas 191 matavimas sveikiems vaikams ir 68 matavimai CP sergantiems vaikams, kurių metu atitinkamai kiekvienai kūno pusei kiekvienam tiriamajam vidutiniškai buvo išmatuoti $29,1 \pm 14,3$ (nuo 6 iki 57) KO grupės ir $42,2 \pm 13,1$ (nuo 27 iki 66) CP tiriamųjų eisenos ciklai.

Išmatuoti duomenys buvo apdorojami programiniame pakete „Vicon Nexus 2.0“, kur trajektorijų duomenys buvo filtruojami naudojant „Woltring“ filtrą (numatytoji vidutinė kvadratinė paklaida – 10 mm). Vėliau nustatomi dešinės ir kairės kojų eisenos ciklai (nuo kulno kontakto iki kulno kontakto), pasitelkiant ARJ bei kulno ir pirštų žymeklių trajektorijų duomenis. Filtruotos trajektorijos ir nustatyti eisenos ciklai naudojami atliekant TK PiG modeliu. Šiuo modeliu apskaičiuojami laiko, atstumo ir kinematiniai parametrai. Galiausiai gauti kinematiniai parametrai filtruojami nulinės fazės žemo dažnio 4-os eilės Butterworth filtru su 6 Hz kirtimo dažniu ir visi duomenys eksportuojami tolesnei analizei programiniame pakete „Matlab“. Eksperimentinių tyrimų metu išmatuoti duomenys išsaugomi specialiu .c3d formatu ir naudojami kaip RS modelio įvestys.



2.4 pav. Žymeklių išdėstymas pagal „Plug-in-Gait“ modelio schemą
Fig. 2.4. Markers set according to the “Plug-in-Gait” model scheme

2.2.3. Vaikų eisenos laiko ir atstumo parametrų nustatymas

Šiame poskyryje pateikiamas aprašymas, kaip apdorojami ir analizuojami „Vicon“ programiniu paketu nustatyti atstumo ir laiko eisenos parametrai: ėjimo dažnis (žingsniai/min), ėjimo greitis (m/s), eisenos ciklo ilgis (m), žingsnio ilgis (m), žingsnio plotis (m), eisenos ciklo trukmė (s), atramos ir mosto fazių trukmės (s), apkrovos perkėlimo ir priešmojo trukmės (s).

Siekiant panaikinti tiriamųjų ūgio įtaką bei suteikti galimybę tarpusavyje lyginti skirtingus antropometrinius dydžius turinčius tiriamuosius, laiko ir atstumo parametrai (išskyrus žingsnio plotį w) normalizuojami, paverčiant parametrus bedimensiais dydžiais (Hof, 1996; Stansfield et al., 2003). Bedimensiais dydžiais paverčiami ėjimo dažnis, ėjimo greitis, eisenos ciklo ir žingsnio ilgiai bei eisenos ciklo trukmė:

$$f_n = \frac{f_e}{60} \cdot \sqrt{\frac{l_k}{g}}, \quad (2.1)$$

čia f_n – normalizuotas ėjimo dažnis; f_e – ėjimo dažnis, žingsniai/min; l_k – kojos ilgis, m; g – laisvojo kritimo pagreitis, m/s^2 .

Ėjimo greitis v_n skaičiuojamas:

$$v_n = \frac{v}{\sqrt{g \cdot l_k}}, \quad (2.2)$$

čia v – ėjimo greitis, m/s; l_k – kojos ilgis, m; g – laisvojo kritimo pagreitis, m/s^2 .

Ilgiai normalizuojami taip:

$$l_n = \frac{l}{l_k}, l_{tn} = \frac{l_t}{l_k}, \quad (2.3)$$

čia l_n – normalizuotas eisenos ciklo ilgis, m; l – eisenos ciklo ilgis, m; l_k – kojos ilgis, m; l_{tn} – normalizuotas žingsnio ilgis; l_t – žingsnio ilgis, m.

Ilgio žingsnio trukmė normalizuojama:

$$t_n = \frac{t}{\sqrt{l_k/g}}, \quad (2.4)$$

čia t_n – normalizuota eisenos ciklo trukmė; t – eisenos ciklo trukmė, s; l_k – kojos ilgis, m; g – laisvojo kritimo pagreitis, m/s^2 .

Atramos ir mosto fazių trukmės bei apkrovos perkėlimo ir priešmojo trukmės normalizuojamos procentais eisenos cikle:

$$n_p = \frac{n_t}{t} \cdot 100 \%, \quad (2.5)$$

čia n_p – normalizuota trukmė, %; n_t – normalizuojama trukmė, s; t – eisenos ciklo trukmė, s.

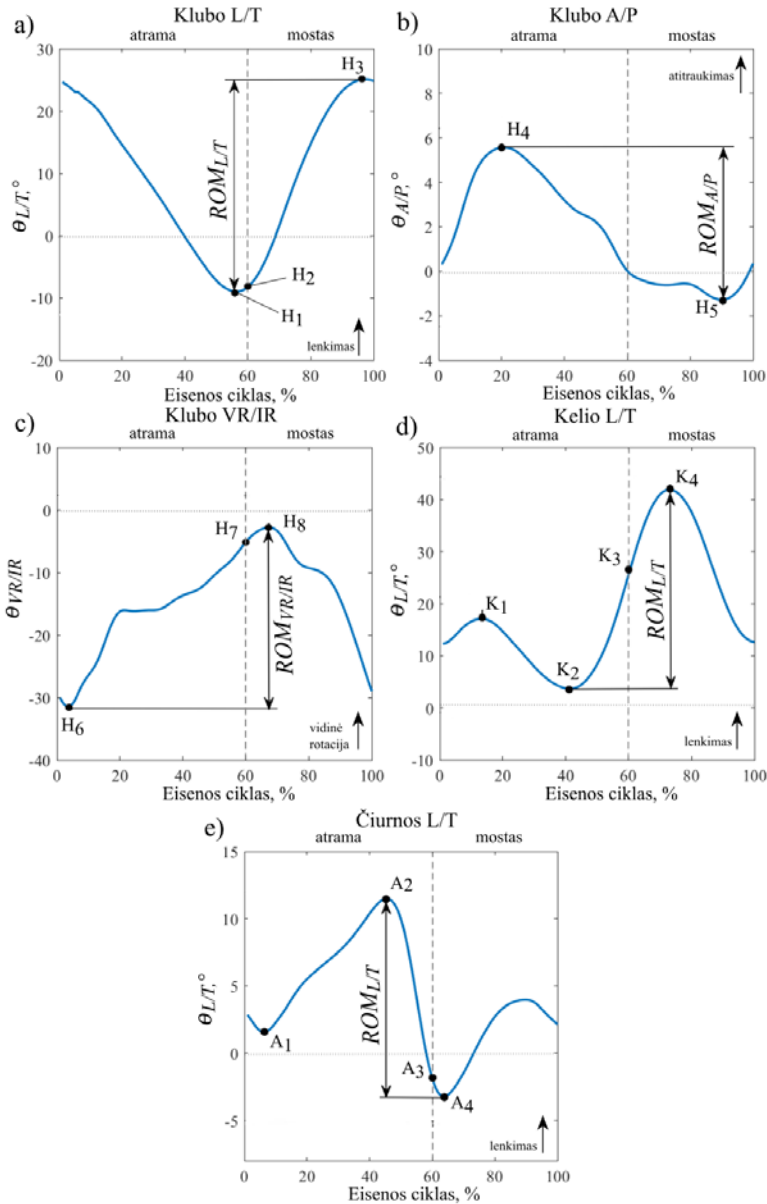
2.2.4. Vaikų eisenos kinematinųjų ir kinetinių parametru nustatymas

Kinematiniams parametrams nustatyti naudojamas PiG modelis, sukurtas „Newington“ modelio pagrindu (Davis et al., 1991), kuriame atliekama TK ir sąnarių judesių amplitudės nustatomos, skaičiuojant Eulerio kampus (Kadaba et al., 1990). Visos PiG modelio AG jungtys apibrėžiamos kaip lankstinės, turinčios po tris laisvės laipsnius ir galinčios suktis apie x–y–z ašis (Davis et al., 1991; Kadaba et al., 1990). Šis modelis įdiegtas „Vicon“ programiniame pakete ir naudojamas vertinant eiseną klinikinėje praktikoje. Sąnarių amplitudės karpomos eisenos ciklais bei normalizuojamos 0–100 % eisenos cikle.

2.2 lentelė. Kinematiniai parametrai

Table 2.2. Kinematic parameters

Sąnario judesys	Parametras, °	ROM skaičiavimas
Klubo L/T	H ₁ – maksimali klubo tiesimo reikšmė; H ₂ – klubo lenkimo reikšmė atsispiriant pirštais; H ₃ – maksimali klubo lenkimo reikšmė;	$ROM_{L/T} = H_3 - H_1$
Klubo A/P	H ₄ – maksimali klubo atitraukimo reikšmė; H ₅ – maksimali klubo pritraukimo reikšmė;	$ROM_{A/P} = H_4 - H_5$
Klubo VR/IR	H ₆ – maksimali klubo išorinės rotacijos reikšmė; H ₇ – klubo vidinės rotacijos reikšmė atsispiriant pirštais; H ₈ – maksimali klubo vidinės rotacijos reikšmė;	$ROM_{VR/IR} = H_8 - H_6$
Kelio L/T	K ₁ – maksimali kelio lenkimo reikšmė perkeliant svorį; K ₂ – maksimali kelio lenkimo reikšmė atramos fazėje; K ₃ – kelio lenkimo reikšmė pirštų atsispyrime; K ₄ – maksimali kelio lenkimo reikšmė mosto fazėje;	$ROM_{L/T} = K_4 - K_2$
Čiurnos L/T	A ₁ – maksimali čiurnos tiesimo reikšmė perkeliant svorį; A ₂ – maksimali čiurnos lenkimo reikšmė atramos fazėje; A ₃ – čiurnos tiesimo reikšmė atsispiriant pirštais; A ₄ – maksimali čiurnos tiesimo reikšmė mosto fazėje;	$ROM_{L/T} = A_4 - A_2$



2.5 pav. Pagrindiniai sąnarių judesių kinematiniai parametrai: a) klubo lenkimo/tiesimo; b) klubo atitraukimo/pritraukimo; c) klubo vidinės/išorinės rotacijos; d) kelio lenkimo/tiesimo; e) čiurnos lenkimo/tiesimo

Fig. 2.5. Basic kinematics parameters of joints movement: a) hip flexion/extension; b) hip abduction/adduction; c) hip internal/external rotation; d) knee flexion/extension; e) ankle flexion/extension

PiG modelis iš viso apatinėms galūnėms leidžia nustatyti judesius 18-oje laisvės laipsnių (po 9 laisvės laipsnius kiekvienai galūnei). Tačiau šiame darbe nagrinėjama po 3 laisvės laipsnius klubo sąnariuose bei po 1 laisvės laipsnį kelio ir čiurnos sąnariuose (iš viso 10 laisvės laipsnių), nes tokie patys parametrai nustatyti ir RS modelyje. Atsižvelgiant į tai, nagrinėjamos kiekvienos apatinės galūnės klubo sąnario lenkimo / tiesimo (L/T), atitraukimo / pritraukimo (A/P) ir vidinės / išorinės rotacijos (VR/IR) bei kelio ir čiurnos sąnarių lenkimo / tiesimo (L/T) judesių amplitudės (angl. *range of motion* (ROM)) bei nustatomi kiti kinematiniai ir laiko parametrai. Šie kiekvieno sąnario judesių parametrai skiriasi (2.5 pav. ir 2.2 lentelė) ir nurodo sąnarių kampus specifiniuose taškuose arba iš jų leidžia apskaičiuoti papildomus parametrus.

Šiuose eksperimentiniuose tyrimuose jėgos pokšte buvo registruojama ARJ tiek dešinei, tiek kairei kojoms, kurių metu iš viso išmatuota 100 ARJ kreivių KO grupėje ir 16 ARJ kreivių CP tiriamiesiems. ARJ buvo registruojama trimis ašimis (F_x , F_y , F_z) eisenos atramos fazėje. Skirtingose ašyse ARJ kreivės leidžia įvertinti skirtingus būdinguosius parametrus pėdos atramos metu: F_x – vidinė-išorinė (mediolateralinė) jėga, atspindi pėdos eversiją / inversiją, F_y – priekinė-užpakalinė (anteroposteriorinė) jėga, atspindinti pėdos lėtėjimą ir greitėjimą, F_z – vertikalioji jėga, atspindinti vertikalų masės centro pagreitį. Pirmiausia ARJ buvo filtruojamos nulinės fazės 4-osios eilės žemo dažnio Butterworth filtru su 15 Hz kirtimo dažniu (Roewer et al., 2014; Van Den Bogert et al., 1996; White et al., 1999). Tuomet ARJ kreivės buvo karpomos nuo kulno kontakto iki pirštų atsispyrimo, t. y. nuo atramos fazės pradžios iki pabaigos bei normalizuojama jų trukmė 0–100 % procentų atramos fazėje.

Siekiant panaikinti tiriamųjų svorio įtaką ARJ buvo normalizuojamos pagal tiriamųjų svorį:

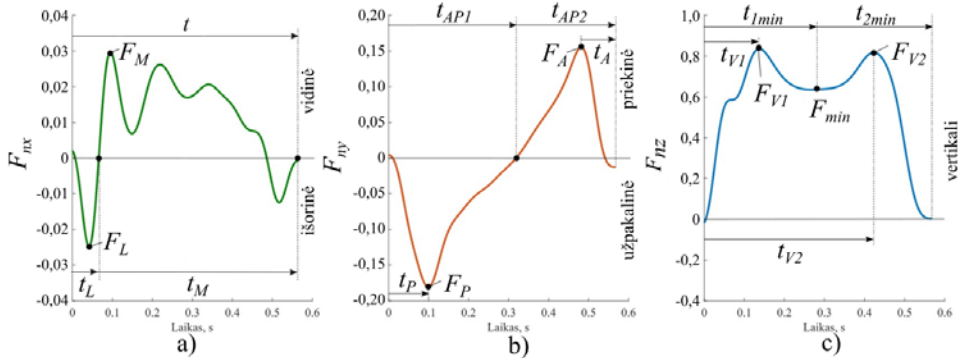
$$F_n = \frac{F}{mg}, \quad (2.6)$$

čia F_n – normalizuota ARJ; F – normalizuojama ARJ, N; m – tiriamojo svoris, kg; g – laisvojo kritimo pagreitis, m/s^2 .

Apdorotose kreivėse buvo nustatomi pagrindiniai ARJ parametrai, kurie yra skirtingi priklausomai nuo ašies, kurioje ARJ veikia:

1. F_x jėgos parametrai (2.6 pav., a): F_L – išorinės jėgos pikas, atspindintis pėdos inversiją; F_M – vidinės jėgos pikas, atspindintis pėdos eversiją; t_L – jėgos veikimo išorine kryptimi trukmė; t_M – jėgos veikimo vidine kryptimi trukmė; t – atramos fazės trukmė.
2. F_y jėgos parametrai (2.6 pav., b): F_A – lėtėjimo pikas; F_P – greitėjimo pikas; t_{AP1} – lėtėjimo trukmė; t_{AP2} – greitėjimo trukmė; t_A – trukmė iki greitėjimo piko; t_P – trukmė iki lėtėjimo piko;

3. F_z jėgos parametrai (2.6 pav., c): F_{V1} – kulno kontakto atramos pikas; F_{V2} – pirštų atsispjimo pikas; $F_{\min}$ – atramos fazės vidurio jėga; t_{V1} – laikas iki kulno kontakto atramos piko; t_{V2} – laikas iki pirštų atsispjimo piko; $t_{1\min}$ – laikas nuo kontakto iki atramos fazės vidurio; $t_{2\min}$ – laikas nuo atramos fazės vidurio iki pirštų atsispjimo.



2.6 pav. Pagrindiniai atramos reakcijos jėgos parametrai: a) vidinės-išorinės jėgos parametrai; b) priekinės-užpakalinės jėgos parametrai; c) vertikalsiosios jėgos parametrai
Fig. 2.6. Basic GRF parameters: a) parameters of the mediolateral force; b) parameters of the anteroposterior force; c) parameters of the vertical force

Eisenos asimetrijai tarp kūno pusių įvertinti skaičiuojamas ARJ pikų ir jų laikų simetrijos indeksas:

$$SI_{F_n} = \frac{(F_{nD} - F_{nK})}{0.5 \cdot (F_{nD} + F_{nK})} \cdot 100 \%, \quad (2.7)$$

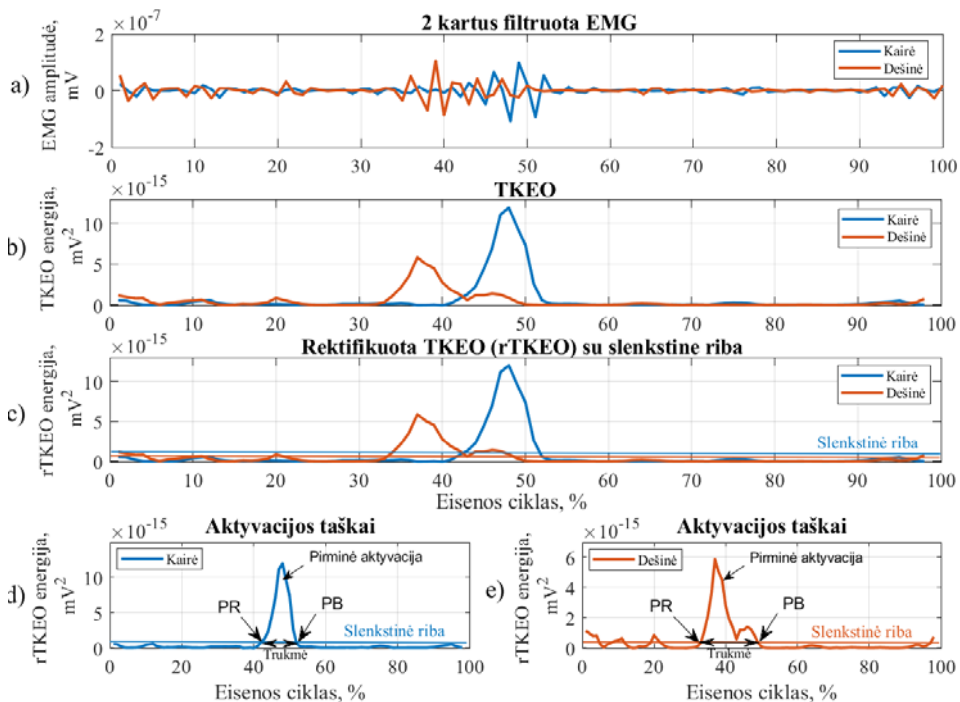
čia SI_{F_n} – ARJ parametrų simetrijos indeksas, %; F_{nD} – dešinės pusės ARJ parametras; F_{nK} – kairės pusės ARJ parametras.

SI nurodo asimetriją procentine išraiška ir kai $SI = 0$ laikoma idealia simetrija. Esant neigiamai SI reikšmei laikoma, kad kairės pusės pikų reikšmė yra didesnė už dešinės, esant teigiamai – dešinės pusės didesnė už kairės. SI indeksas naudojamas tik asimetrijos tarp kūno pusių faktui konstatuoti, tačiau nenurodo asimetrijos atsiradimo priežasčių, t. y. kurio piko ar jo trukmės vertė neatitinka sveikų vaikų. Asimetrijos priežastims nustatyti ARJ pikų ar jų trukmės vertės yra lyginamos su KO grupe.

CP sergantiems vaikams išmatuoti ARJ duomenis sudėtinga dėl registravimo specifikos (1.5 poskyris), todėl buvo vertinami tik pavieniai pavykusių matavimų atvejai.

2.2.5. Vaikų eisenos raumenų aktyvacijų parametrų nustatymas

Užregistruoti EMG sensorių duomenys apdorojami tolesnei analizei ir palyginiui su RS modelio gautomis raumenų aktyvacijomis (2.7 pav.).



2.7 pav. Elektromiografijos signalo apdorojimas: a) filtravimas; b) transformavimas naudojant netiesinį Taeger-Kaiser energijos operatorių; c) rektifikavimas; d) dešinės kojos raumenų aktyvacijų taškų išskyrimas; e) kairės kojos raumenų aktyvacijų taškų išskyrimas

Fig. 2.7. Electromyography signal pre-processing: a) filtration; b) transformation using a nonlinear Taeger-Kaiser energy operator; c) rectification; d) determination of right leg muscle activation points; e) determination of left leg muscle activation points

EMG signalai apdorojami tokia tvarka:

1. Nustatoma signalo bazinė linija.
2. Signalų filtro parametrų nustatymui atliekama EMG signalo dažnio ir laiko bei dažnio sričių analizė, kurios metu nustatoma signalo spektro galia.

3. Filtruojami antros eilės Butterworth pralaidumo filtru su žemiausia 30 Hz ir aukščiausia 500 Hz kirtimo dažnių ribomis.
4. Atliekamas visos bangos rektifikavimas ir išlyginimas.
5. Filtruojami žemojo dažnio 5-osios eilės nulinės fazės Butterworth filtru su 6 Hz kirtimo dažniu.
6. Sukarpomi eisenos ciklais nuo kulno kontakto iki kulno kontakto, remiantis kamerų sistemos ir jėgos plokštės duomenimis bei atliekamas normalizavimas 0–100 % eisenos cikle.
7. Transformuojami naudojant netiesinį Taeger-Kaiser energijos operatorių (TKEO) (Solnik et al., 2010):

$$\psi[x(n)] = x^2(n) - x(n+1)x(n-1), \quad (2.8)$$

čia $\psi[x(n)]$ – transformuotas EMG signalas, mV^2 ; x – EMG signalas, mV ; n – EMG signalo taškų skaičius.

8. Atliekamas pilnos bangos rektifikavimas bei išlyginimas.
9. Normalizuojami pagal vieno eisenos bandymo maksimalią raumens aktyvumo reikšmę.

Apdorojus EMG signalus pagal prieš tai aprašytą metodiką, buvo nustatomi raumens aktyvacijos pradžios (PR) ir pabaigos (PB) taškai. Tiksliai šių taškų nustatymui buvo ieškoma slenkstinė EMG signalo riba. Tam, kad parinktume duomenims tinkamiausią metodą, kuris nustatytų signalo slenkstinę ribą, buvo išbandyti skirtingi metodai: dvigubos slenkstinės ribos, kryžminės koreliacijos, TKEO (Currie et al., 2016; Kaur et al., 2018). Galiausiai PR/PB taškams nustatyti pasirinktas optimalus slenkstinės ribos nustatymo metodas buvo 35 % nuo vidutinio kvadratinio nuokrypio (RMS) kiekvienam tiriamajam individualiai (Özgönen et al., 2010).

Taip pat buvo nustatytas vidutinis aktyvacijų skaičius per vieną eisenos ciklą. Pirmiausia buvo nagrinėjamos maksimalios amplitudės aktyvacijos, kurių amplitudė procentais siekė nuo 61 iki 90 % (Strazza et al., 2017), t. y. aukšto lygio aktyvacijos. Šios aktyvacijos vadinamos pirminėmis. Kiekviename žingsnyje buvo nustatomas pirminių aktyvacijų pasikartojimo dažnis atitinkamose žingsnio fazėse (Di Nardo et al., 2019):

$$f_{i,s} = \frac{n_{ph}}{n} \cdot 100 \%, \quad (2.9)$$

čia f – pasikartojimo dažnis, %; i – raumuo; s – AG pusė (dešinė/kairė), n_{ph} – pirminių aktyvacijų skaičius žingsnio fazėje; n – nagrinėto raumens visas žingsnių skaičius.

Tuomet buvo skaičiuojamas PR/PB taškų visų tiriamųjų vidurkis, o kiekvieno raumens intervalas tarp šių taškų laikomas aktyvacijos trukme eisenos cikle %.

Skirtumams tarp apatinių galūnių aktyvacijos trukmės (PR/PB intervalo) nustatyti buvo skaičiuojamas simetrijos indeksas (SI):

$$SI = \frac{(D_D - D_K)}{0,5 \cdot (D_D + D_K)} \cdot 100 \%, \quad (2.10)$$

čia SI – simetrijos indeksas, %; D_D – dešinės pusės pirminės aktyvacijos trukmė; D_K – kairės pusės pirminės aktyvacijos trukmė.

SI nurodo asimetriją procentine išraiška ir kai $SI = 0$ laikoma idealia simetrija. Esant neigiamai SI reikšmei, tariama, kad kairės pusės aktyvacijos trukmė yra ilgesnė, esant teigiamai reikšmei, aktyvacijos trukmė ilgesnė – dešinės pusės.

2.2.6. Būdingųjų eisenos parametrų statistinė analizė

Ekspirimentinių duomenų pasiskirstymo normalumas buvo tikrinamas Lilliefors normalinio pasiskirstymo testu (Lilliefors, 1967), esant statistinio reikšmingumo lygmeniui $p < 0,05$. Normaliai pasiskirstę duomenys nurodomi vidurkis±standartinis nuokrypis (SD), o nenormaliai pasiskirstę duomenys – mediana (medianos absoliutusias nuokrypis (MAD), tarpkvartilių intervalas (IQR)).

Normaliai pasiskirstę duomenys lyginami parametriniu statistiniu metodu, t. y. dviejų imčių t testu ($p < 0,05$) (Student, 1908). Nenormaliai pasiskirstę duomenys lyginami naudojant neparametrinius statistinius metodus, t. y. Wilcoxon (1945) ranginį testą ($p < 0,05$). Atskiroms reikšmėms lyginti su kontrolinės grupės reikšmėmis naudojamas Crawford-Howell testas ($p < 0,05$) (Crawford & Garthwaite, 2005).

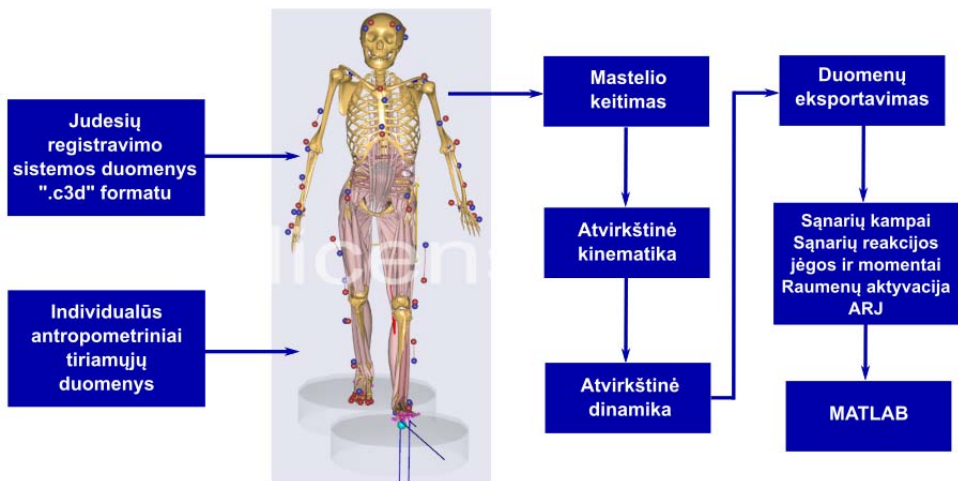
Rezultatai lyginami tarp KO grupės ir CP tiriamųjų bei tarp kairės ir dešinės kūno pusių.

Statistinė analizė atliekama programiniame pakete „Matlab“ (MathWorks Inc, JAV).

2.3. Raumens-skeleto modelio tyrimo metodika

Kuriant eisenos vertinimo sistemą naudojamas suaugusiųjų bendrosios geometrijos raumens-skeleto modelis, kuris suteikia papildomą ir labai reikšmingą informaciją, kurios nesuteikia šiuo metu eisenos laboratorijose naudojami skaitmeniniai modeliai. Ekspirimentinių tyrimų duomenys .c3d formatu buvo keliami į

„AnyBody“ programiniame pakete („AnyBody Technology A/S“, Olborgas, Danija) esantį 28 laisvės laipsnių viso kūno RS modelį (De Pieri et al., 2018). Kadangi eksperimentinių tyrimų metu buvo naudojama tik viena jėgos plokštė, kuri neleidžia registruoti ARJ visų eisenos ciklų metu, šis RS modelis apskaičiuoja ARJ visuose žingsniuose (Fluit et al., 2014; Jung et al., 2014). Kaip įvesties duomenys modelio masteliui keisti suvedami kiekvieno tiriamojo individualūs antropometriniai duomenys. Žymeklių padėtys ir segmentų ilgiai nustatomi atliekant parametrų optimizaciją (Andersen et al., 2010). Galiausiai modelis, atlikdamas AK, AD ir statinę optimizaciją, apskaičiuoja tokius eisenos parametrus: sąnarių kampus, sąnarių reakcijos jėgas ir momentus, raumenų išvystomas jėgas ir aktyvacijas bei ARJ. RS modelio apskaičiuoti duomenys buvo eksportuojami ir analizuojami programiniame pakete „Matlab“ bei sudaromas labiausiai skirtumas tarp sveikos ir patologinės eisenos apibūdinančių parametrų rinkinys (2.8 pav.). RS modelio parametrų rinkinį sudaro sąnarių reakcijos ir raumenų jėgos bei aktyvacijos.



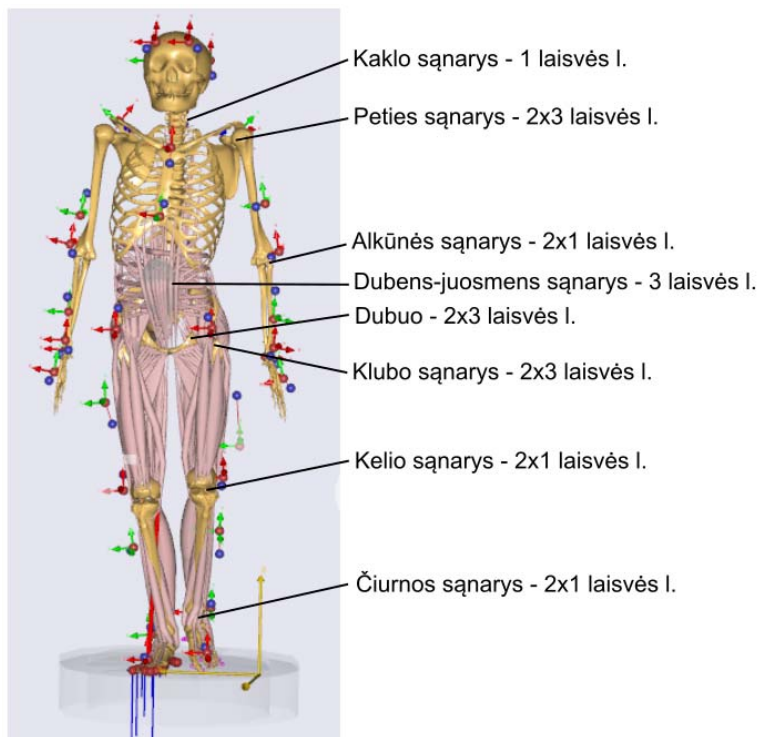
2.8 pav. Raumens-skeleto modelio tyrimo schema

Fig. 2.8. Workflow of the musculoskeletal model research

RS modeliu apskaičiuotos sąnarių reakcijos ir raumenų išvystomos jėgos yra normalizuojamos pagal 2.6 formulę ir vertinamos normalizuotų dydžių maksimalios reikšmės ir jų simetrijos indeksai.

2.3.1. Raumens-skeleto modelio aprašymas

Visoms simuliacijoms naudojamas vaikams adaptuotas 28 laisvės laipsnių RS modelis „Simple Plug-in-Gait“ (Damsgaard et al., 2006; De Pieri et al., 2018), laisvai prieinamas „AnyBody“ programiniame pakete, kurio skaičiavimai atliekami 100 Hz diskretizacijos dažniu. Šiame modelyje apatinių galūnių geometrija sudaryta pagal „Twente Lower Extremity Model“ (TLEM) (Fluit et al., 2013) modelį, t. y. suaugusio žmogaus geometrija. Modelyje kiekvienos apatinės galūnės raumenys sudaryti iš 55 raumens-sausgyslės junginių, kurių veikimas aprašytas 166 Hill'o tipo raumens elementais. Apatinės galūnės aprašomos kaip 10 laisvės laipsnių sistema (po 5 laisvės laipsnius kiekvienai galūnei), t. y. klubo sąnariai po 3 laisvės laipsnius, kelio ir čiurnos sąnariai po 1 laisvės laipsnį (2.9 pav.).



2.9 pav. Raumens-skeleto modelis „Simple Plug-in-Gait“

Fig. 2.9. “Simple Plug-in-Gait” musculoskeletal model

2.3.2. Raumens-skeleto modelio mastelio keitimas

Pasirinktame RS modelyje atliekamas tiesinis segmentų masių mastelio keitimas pagal Winter (2009) sukurtą metodiką:

$$s = Sp_0 + \Delta s, \quad (2.11)$$

čia s – vektoriaus padėtis, esanti segmento, kuriam keičiamas mastelis fiksuotame taške (lokalioji koordinatų sistema); p_0 – pradinė taško padėtis; S – mastelio keitimo matrica 3×3 ; Δs – pokytis. Pokytis Δs keičia lokalsios koordinatų sistemos vietą, atsižvelgiant į segmento geometriją. Mastelio keitimo matrica S atlieka realų mastelio keitimą pagal taško padėtį ir yra diagonalioji matrica:

$$S = \begin{bmatrix} k_x & & \\ & k_y & \\ & & k_z \end{bmatrix}, \quad (2.12)$$

čia k – mastelio keitimo santykis visomis kryptimis.

Tačiau metodikoje yra papildomai įdiegtas specifinis ilgio ir masės mastelio keitimas atsižvelgiant į riebalinio audinio procentą (Rasmussen et al., 2005). Šio metodo pagrindas santykis tarp segmento geometrijos ir masės. Metodo esmė, darant prielaidą, jog yra žinoma segmento masė ir ilgis, galima apskaičiuoti skerspjūvio plotą. y ašis žymi išilginę kryptį, x ir z – skerspjūvio kryptys, todėl y kryptimi mastelis skiriasi nuo x ir z . Priimama prielaida, kad y ašies mastelio forma:

$$S_{22} = k_L = \frac{L_1}{L_0}, \quad (2.13)$$

čia L_1 – keičiamo segmento ilgis; L_0 – originalaus (pradinio) segmento ilgis. Žinant segmentų mases, galima apskaičiuoti jų santykį:

$$k_m = \frac{m_1}{m_0}, \quad (2.14)$$

čia m_1 – keičiamo segmento masė; m_0 – originalaus (pradinio) segmento masė. Tuomet mastelio keitimo santykis x ir z ašyse skaičiuojamas taip:

$$S_{11} = S_{33} = \sqrt{\frac{k_m}{k_L}}, \quad (2.15)$$

čia m_1 – keičiamo segmento masė; m_0 – originalaus (pradinio) segmento masė.

Šiomis išraiškomis susiejama riebalinio sluoksnio procentinė išraiška su pakeisto mastelio modelio stiprumu P . Riebalinio sluoksnio procentinė išraiška R_{rieb}

yra susijusi su kūno svoriu, taip pat su raumeninio audinio procentine išraiška $R_{raumens}$ bei kitų audinių procentine išraiška R_{kiti} taip:

$$R_{raumens} = 1 - R_{rieb} - R_{kiti}, \quad (2.16)$$

$$P = P_0 \frac{k_m R_{raumens,1}}{k_L R_{raumens,0}} = P_0 \frac{k_m \frac{1-R_{rieb,1}-R_{kiti}}{1-R_{rieb,0}-R_{kiti}}}{k_L}. \quad (2.17)$$

Pasirinktame modelyje pagal numatytuosius nustatymus masteliui keisti naudojama suaugusių vyrų riebalinio sluoksnio procentinė išraiška (Frankenfield et al., 2001). Kadangi modelio geometrija daro didelę įtaką rezultatų tikslumui, adaptuojant modelį vaikams tiriamas jo tikslumas dviem skirtingomis sąlygomis:

1. Mastelis keičiamas keičiant tik antropometrinius tiriamųjų dydžius;
2. Mastelis keičiamas keičiant antropometrinius tiriamųjų dydžius ir keičiant suaugusiųjų riebalinio sluoksnio procentinę išraišką į vaikų (Deurenberg et al., 1991):

$$R_{rieb} = (1,51 \cdot KMI) - (0,70 \cdot amžius) - (3,6 \cdot lytis) + 1,4, \quad (2.18)$$

čia KMI – kūno masės indeksas; $amžius$ – vaiko amžius metais; $lytis$ – mergaitės – 0, berniukams – 1.

2.3.3. Raumens-skeleto modelio raumenų valdymas

RS modelyje raumuo valdomas atvirkštinės dinamikos metu, sprendžiant optimizacijos uždavinį per tikslo funkciją:

$$G(F^{(M)}), \quad (2.19)$$

$$CF = d, \quad (2.20)$$

$$0 \leq F_i^{(M)} \leq N_i, \quad i \in \{1, \dots, n^{(M)}\}, \quad (2.21)$$

čia G – tikslo funkcija, t. y. numatomas centrinės nervų sistemos valdymo kriterijus, atsižvelgiant į raumenų jėgą $F^{(M)}$. G minimizuojamas atsižvelgiant į visas optimizacijos problemos nežinomas jėgas $F = [F^{(M)T} F^{(R)T}]^T$, t. y. $F^{(M)}$ raumens jėgas ir $F^{(R)}$ sąnarių reakcijos jėgas. (2.20) išraiška yra dinaminės pusiausvyros lygtis, kurios optimizacijoje yra modelio suvaržymai. C yra nežinomų jėgų koeficientų matrica, d susideda iš visų žinomų apkrovų ir inercijos jėgų. (2.21) išraiškoje nurodytos raumenų jėgos kraštinės sąlygos teigia, kad raumenys gali tik traukti, ne stumti (negali būti neigiamoji reikšmė), o viršutinė riba apriboja raumenų susitraukimo jėgą N_i .

Tikslo funkcija G yra polinominis kriterijus:

$$G(F^{(M)}) = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left(\frac{F_i^{(M)}}{N_i} \right)^P, \quad (2.22)$$

čia P – kintamoji galia; N_i – kiekvieno raumens normalizavimo funkcija, dažniausiai vadinama raumens aktyvacija.

2.3.4. Raumens-skeleto mechaninis modelis

Visi modelio segmentai modeliuojami kaip kietieji kūnai, neatsižvelgiant į kintančias minkštųjų audinių mases. Kūno padėtis aprašoma koordinatėmis:

$$q_i = [r_i^T E_i^T]^T, \quad (2.23)$$

čia r_i – globalios masės centro padėties vektorius; E_i – keturių Eulerio parametrų vektorius. Kūnų greitis nustatomas pagal formulę:

$$v_i = [\dot{r}_i^T \omega_i'^T]^T, \quad (2.24)$$

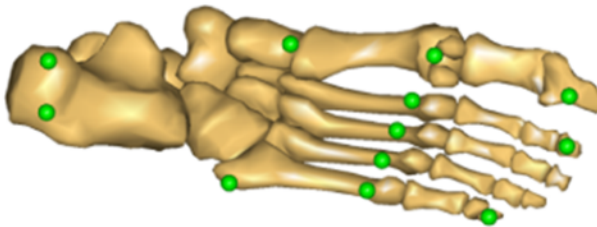
čia ω_i' – kūno kampinis greitis, išmatuotas fiksuotame matavimo taške. Kinematinė analizė atliekama pagal visas Dekarto koordinates (Φ), nustatant tokius apribojimus:

$$\Phi(q, t) = 0, \quad (2.25)$$

čia $q = [q_1^T, \dots, q_n^T]^T$ – koordinačių vektorius visiems n segmentams. (2.25) išraiškoje aprašyta netiesinė sistema ir ji yra sprendžiama modifikuojant Niutono ir Raphsono schemą.

2.3.5. Atramos reakcijos jėgos nustatymas raumens-skeleto modeliu

Pasirinktas RS modelis atlikdamas AD, skaičiuoja ir ARJ eisenos metu visiems abiejų kojų eisenos ciklams. Šį ARJ skaičiavimo metodą pasiūlė ir ištyrė jo tikslumą suaugusiems tiriamiesiems mokslininkų grupė (Fluit et al., 2014). ARJ skaičiavimas yra įtrauktas kaip raumenų veikimą aprašančio algoritmo dalis, po kiekvieno pėda uždedant po 12 taškų, kuriuose aprašomos į raumenis panašios pavaros (2.10 pav.).



2.10 pav. Taškai imituojantys dirbtinius raumenis
Fig. 2.10. Artificial muscle-like actuators

Kiekviename kontaktiniame taške yra pridėta po penkias tokias pavaras, iš kurių viena pavara veikia kaip normalinė jėga vertikaliaja jėgos plokštės kryptimi (z), kitos dvi pavarų poros veikia jėgos plokštės vidine-išorine (x) ir priekine-galine (y) kryptimis ir kuria teigiamas arba neigiamas statines trinties jėgas.

2.4. Raumens-skeleto modelio tikslumo vertinimas

Siekiant patikrinti RS modelio tikslumą ir stabilumą, atliekami tokie žingsniai:

1. Nustatomas RS modelio tikslumas, kai mastelis keičiamas keičiant tik antropometrinius tiriamųjų dydžius. Šiam tikslui pasiekti lyginamos ARJ ir raumenų aktyvacijos su eksperimentiniu būdu išmatuotomis ARJ ir EMG.

2. Nustatomas RS modelio tikslumas, kai mastelis keičiamas keičiant antropometrinius tiriamųjų dydžius ir įvedant vaikų riebalinio sluoksnio procentinę išraišką. Šiam tikslui pasiekti lyginamos ARJ ir raumenų aktyvacijos su eksperimentiniu būdu išmatuotomis ARJ ir EMG.

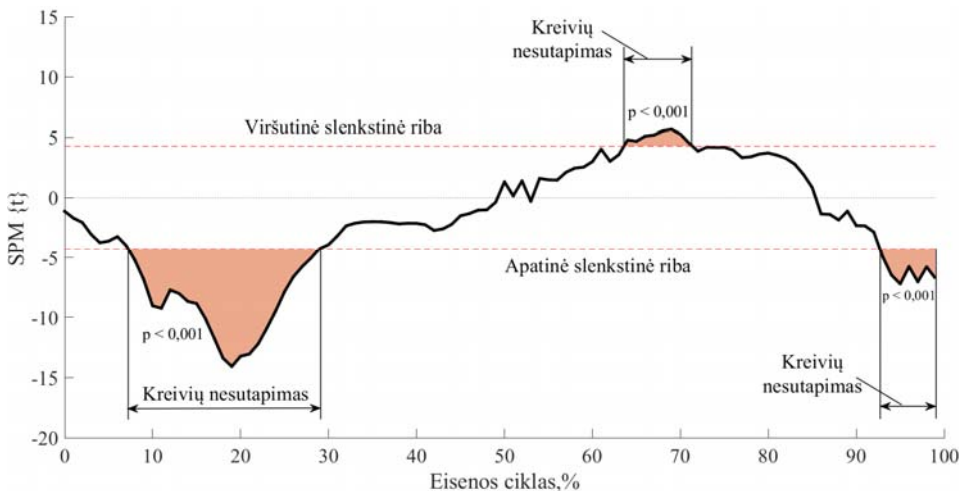
Skirtumai tarp išmatuotų ir RS modeliu apskaičiuotų ARJ ir raumenų aktyvųjų kreivių vertinami:

- 1) skaičiuojant vidutinę kvadratinę paklaidą (RMSE) tarp kreivių;
- 2) skaičiuojant Pirsono koreliacijos koeficientą r ;
- 3) atliekant statistinio parametrinio žemėlapiu (angl. *Statistical parametric mapping* (SPM)) analizę (Pataky, 2010);
- 4) skaičiuojant raumenų aktyvumo sutapimą.

RS modelio tikslumui vertinti naudojamos pagal 2.1.5 poskyryje nurodytą metodiką apdorotos EMG kreivės. RS modeliu apskaičiuotos aktyvacijos, kurių diskretizacijos dažnis – 100 Hz, kerpamos eisenos ciklais nuo kulno kontakto iki kulno kontakto ir normalizuojamos 0–100 % eisenos cikle.

Gautos RMSE reikšmės tarp RS modelio apskaičiuotų ir išmatuotų ARJ kreivių, lyginamos su tuo pačiu RS modeliu atliktų suaugusiųjų žmonių simuliacijų RMSE vertėmis (Fluit et al., 2014).

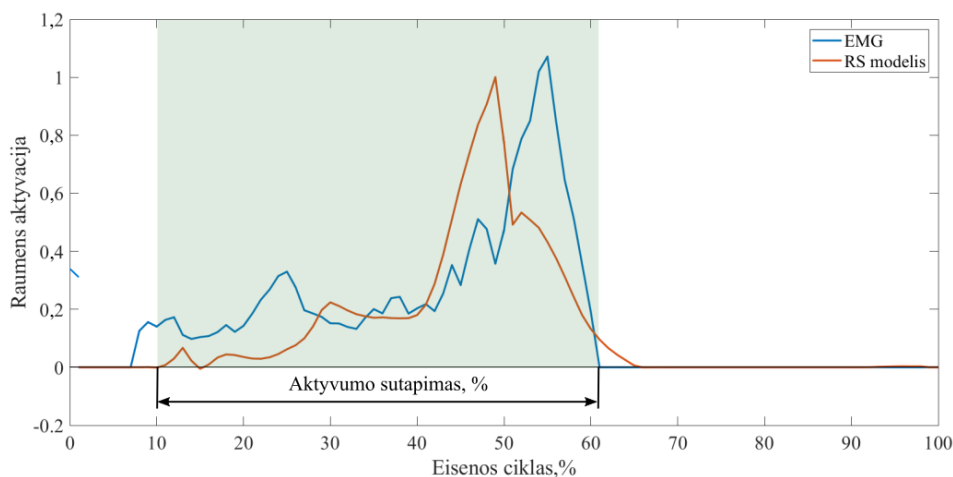
Absoliučiosios Pirsono koreliacijos koeficiento reikšmės interpretuojamos taip: $r \leq 0,35$ – silpna koreliacija, $0,36 \leq r \leq 0,67$ – vidutinė koreliacija, $0,68 \leq r < 0,9$ – stipri koreliacija, $r \geq 0,9$ – labai stipri koreliacija (Taylor, 1990).



2.11 pav. Kreivių lyginimas, taikant statistinį parametrinį žemėlapi

Fig. 2.11. Comparison of curves using statistical parametric mapping analysis

SPM analizė atliekama taikant dviejų nepriklausomų imčių porinį T testą ir naudojant spm1d įrankį (versija M.0.4.7, www.spm1d.org). Ši analizė leidžia nustatyti kreivių pobūdžio skirtumus, t. y. nurodomos sritys, kuriose aptikti reikšmingi skirtumai ($p < 0,01$). Kreivių nesutapimas virš viršutinės slenkstinės ribos rodo, kad išmatuotų kreivių reikšmės yra didesnės nei apskaičiuotų, nesutapimas žemiau apatinės slenkstinės ribos atvirkščiai – išmatuotų kreivių reikšmės yra mažesnės nei apskaičiuotų (2.11 pav.). SPM analizės rezultatai pateikiami kaip bendras kreivių nesutapimas procentais eisenos cikle.



2.12 pav. Raumenų aktyvumo trukmės sutapimo vertinimas

Fig. 2.12. Assessment of the coincidence of muscle activity duration

Siekiant nustatyti raumenų aktyvumo sutapimą, vertinamos aktyvacijos, vykstančios tuo pačiu metu tiek EMG išmatuotose, tiek RS modeliu apskaičiuotose kreivėse (2.12 pav.). Atliekant šią analizę buvo vertinamos tų pačių eisenos ciklų kreivės, gautos išmatavus EMG ir apskaičiavus RS modeliu. Raumenų aktyvumo sutapimas tarp išmatuotų ir RS modelių apskaičiuotų aktyvacijų kreivių vertinamas procentais. Raumenų aktyvumo nebuvimas šiuo atveju vertinamas nebuvo.

2.5. Antrojo skyriaus išvados

1. Nustatyta, kad duomenys būdingųjų eisenos parametrų rinkiniui sudaryti turi būti gaunami atliekant eksperimentinius matavimus optine 8 kamerų judesių registravimo, 10 EMG sensorių ir vienos jėgos plokštės sistema.

Atsižvelgiant į CP sergančių vaikų eisenos specifiką, sudarytas biomechaninių eisenos parametrų rinkinys, kuris apima laiko ir atstumo, kinematinčius, kinetinius ir raumenų aktyvumo rodiklius.

2. Atlikus literatūroje pateikiamų biomechaninių rodiklių išskyrimo metodų analizę, sudaryta išmatuotų duomenų apdorojimo ir analizavimo algoritmų metodika, kuri jungia duomenų normalizavimo, filtravimo, EMG kreivių apdorojimo ir statistinės analizės metodus.
3. Eisenos tyrimams atlikti vaikams pritaikytas suaugusiojo bendrosios geometrijos RS modelis. Mažinant RS modelio geometrijos įtaką gaunamiems rezultatams dviem skirtingais būdais atliktas mastelio keitimas: keičiant tik antropometrinius tiriamųjų dydžius bei keičiant antropometrinius tiriamųjų dydžius ir suaugusiųjų riebalinio sluoksnio procentinę išraišką į vaikų.
4. Sudaryta RS modelio tikslumo vertinimo metodika, kurią sudaro vidutinių kvadratinių paklaidų, koreliacijos koeficientų, statistinio parametrinio žemėlapių ir raumenų aktyvumo sutapimo skaičiavimai.

Vaikų eisenos vertinimo rezultatai

Šio tyrimo tikslas – sukurti vaikų apatinių galūnių vertinimo sistemą eisenos metu, kuri visapusiškai įvertintų motorinių funkcijų sutrikimus. Šiame skyriuje pateikiami vaikų eisenos eksperimentiniai ir RS modeliu gauti tyrimų rezultatai. Eksperimentinių tyrimų rezultatams taikant statistinės analizės metodus, atrinkti būdingieji eisenos vertinimo sistemos laiko ir atstumo, kinematiniai, kinetiniai ir raumenų aktyvacijos parametrai. Kaip vertinimo sistemos dalis naudojamas adaptuotas vaikams RS modelis. RS modelio tikslumas vertinamas, skaičiuojant vidutines kvadratinės paklaidas, Pirsono koreliacijos koeficientus, statistinį parametrinį žemėlapi ir raumenų aktyvumo sutapimą. Atlikus analizę, išskyrus būdinguosius parametrus ir nustačius RS modelio tikslumą, sudaroma vertinimo sistema.

Skyriaus tematika paskelbtos dvi autorės mokslinės publikacijos: Žižienė et al. (2022); Daunoravičienė et al. (2021).

3.1. Eksperimentinių vaikų eisenos tyrimų rezultatai

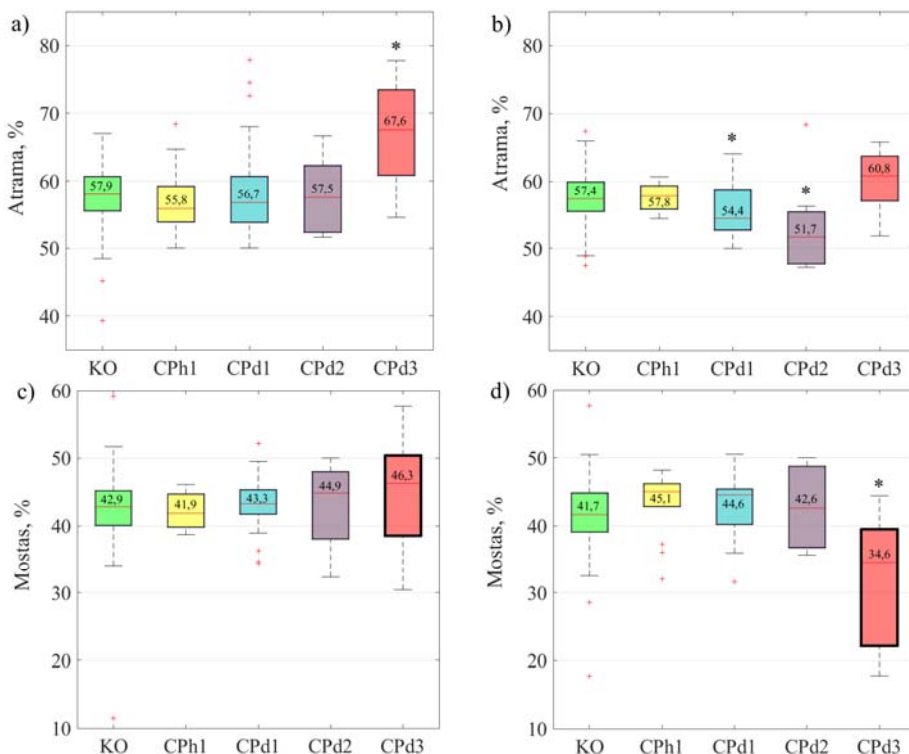
3.1.1. Vaikų eisenos laiko ir atstumo parametrų rezultatai

Eksperimentinių tyrimų metu PiG modelis apskaičiuoja kiekvieno eisenos matavimo vidutinius pagrindinius laiko ir atstumo parametrus. Šie parametrai buvo lyginami tarp KO grupės (nagrinėtų matavimų skaičius kiekvienai kūno pusei $n = 191$) ir atskirų CP grupės tiriamųjų: CPh1 ($n = 14$), CPd1 ($n = 31$), CPd2 ($n = 13$) ir CPd3 ($n = 10$). Pirmiausia analizuojamas eisenos fazių ir subfazių pasiskirstymas eisenos cikle, taip nustatant, koks yra fazių pasiskirstymas tarp skirtingos CP formos ir lygio tiriamųjų.

Pastebėta, kad atramos fazės trukmė tarp kūno pusių nesiskiria nei KO grupėje, nei tarp CP tiriamųjų (3.1 pav. a ir b). Tačiau, lyginant su sveikais vaikais, reikšmingų skirtumų pastebėta dešinės pusės CPd3 ir kairės pusės CPd1 ir CPd2 atramos fazių. CPh1 matoma ryškėjanti tendencija, jog labiau pažeistos pusės atramos fazės trukmė trumpėja ir didėjant pažeidimo lygiui tas skirtumas tik didėtų. Tokią tendenciją pastebi ir kiti mokslininkai, jog didėjant pažeistos pusės spastiškumui, atsiranda disbalansas tarp kūno pusių dėl įsijungiančių kompensacinių mechanizmų (Galli et al., 2010; X. Wang & Wang, 2012). Nors CPd1 ir CPd2 tiriamųjų pažeistos abi kūno pusės, tačiau kol pažeidimo lygis nėra labai didelis skirtumai su sveikais vaikais gali atsirasti tiek vienoje, tiek kitoje kūno pusėje, priklausomai nuo to kokios raumenų grupės yra labiau pažeistos (Armand et al., 2016; Domagalska–Szopa & Szopa, 2019; Kim & Son, 2014; Kurz et al., 2012). CPd3 atramos fazės ilgėjimas yra tipiškas bruožas, kuris būdingas CP sergantiems norint išlaikyti stabilumą eisenos metu, kadangi atramos fazėje įvyksta dvi dvigubos atramos (Armand et al., 2016; Domagalska–Szopa et al., 2019; Kim et al., 2014; Kurz et al., 2012).

Reikšmingi pokyčiai moste pasireiškė tik CPd3 tiriamajam, t. y. sutrumpėjusi mosto trukmė ir skirtumai tarp kairės ir dešinės kojų (3.1 pav. c ir d). Mosto trukmė priešingai nei atramos trumpėja, nes jo metu tik viena koja liečia žemę ir, siekdamas išlaikyti stabilumą, vaikas stengiasi kuo greičiau vėl remtis dviem kojomis (Armand et al., 2016; Domagalska–Szopa et al., 2019; Kim et al., 2014; Kurz et al., 2012).

Akcentuotina, kad gautas sveikų vaikų atramos ir mosto fazių pasiskirstymas eisenos cikle (atrama 57,4–57,9 %, mostas 41,7–42,9 %) atitinka normalią eisena, aprašomą literatūroje, t. y. atrama apie 60 %, o mostas apie 40 % (Lythgo et al., 2009). Tokios atramos ir mosto fazių pasiskirstymo trukmės, kurios pastebėtos KO grupėje, rodo pusiausvyrą eisenos metu tiek vaikams, tiek ir suaugusiems žmonėms.

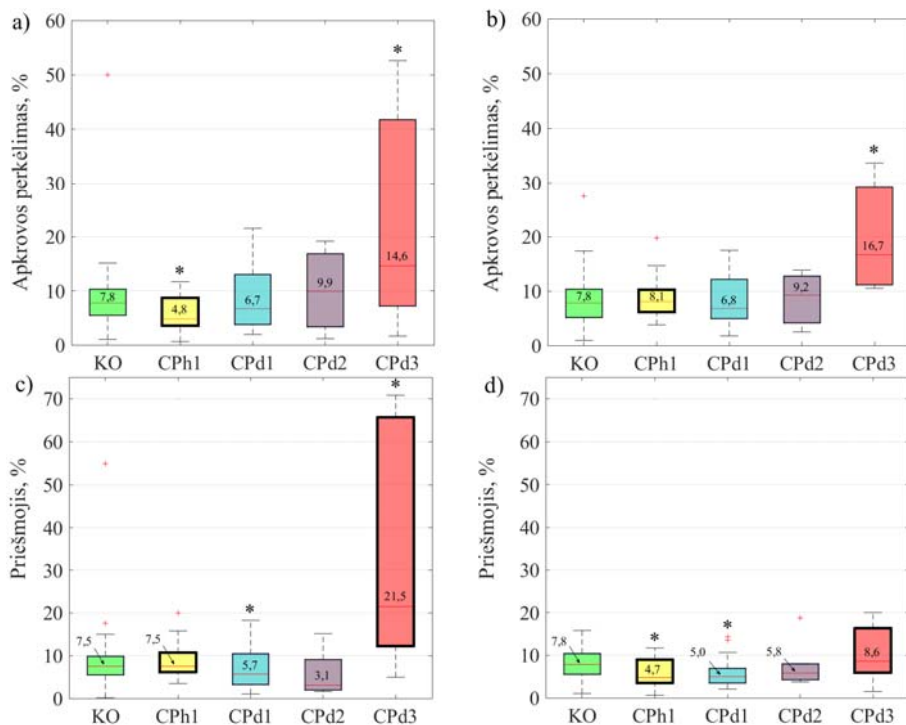


3.1 pav. KO grupės ir atskirų CP grupės tiriamųjų atramos ir mosto fazių trukmės pasiskirstymas eisenos cikle: a) dešinės pusės; b) kairės pusės; c) dešinės pusės; d) kairės pusės; * statistiškai reikšmingas skirtumas su KO grupe ($p < 0,05$); **pusjuodžiu šriftu** išskirtos reikšmės – statistiškai reikšmingas skirtumas tarp pusių ($p < 0,05$); + – išskirtys, nepatenkančios į tarpkvartilių intervalą

Fig. 3.1. Stance and swing phase durations of the CO group and CP subjects: a) right leg; b) left leg; c) right leg; d) left leg; * – indicates a significant difference with the CO group ($p < 0.05$); Bold values – statistically significant difference between the body sides ($p < 0.05$); + – outliers of boxplots

Apkrovos perkėlimo ir priešmojo trukmė atskleidė CPh1 tiriamojo skirtumus tarp kūno pusių, t. y. pažeistos kūno pusės (dešinės) apkrovos perkėlimo trukmė yra trumpesnė nei KO tiriamųjų (3.2 pav. a), o priešmojo trukmė trumpesnė nei KO tiriamųjų mažiau pažeistoje kūno pusėje (kairėje) (3.2 pav. d). Kadangi šios dvi eisenos fazės vyksta vienu metu tik skirtingose kūno pusėse, tai paaiškina atsirandantį sveikosios pusės adaptacinį mechanizmą (Bulea et al., 2017). CPd1 tiriamojo statistiškai reikšmingai trumpesnės yra abiejų kojų priešmojo fazės (3.2 pav. c ir d). Sunkėjant dipleginio CP formai, ryškėja tiek apkrovos perkėlimo,

tiek priešmojo fazių ilgėjimas, lyginant su sveikais tiriamaisiais. Sutrikusios motorikos asmenims dėl pusiausvyros išlaikymo eisenos metu, mosto fazė, kai atarama vyksta tik viena iš kojų, reikalauja daugiausiai pastangų. Todėl atamos perkėlimo ir priešmojo fazėse, kuriose vyksta pasiruošimas mostui, atsiranda pokyčių (Law et al., 2005).



3.2 pav. KO grupės ir atskirų CP grupės tiriamųjų apkrovos perkėlimo ir priešmojo trukmės pasiskirstymas eisenos cikle: a) dešinės kojos; b) kairės kojos; c) dešinės kojos; d) kairės kojos; * statistškai reikšmingas skirtumas su KO grupe ($p < 0,05$); **pusjuodžiu šriftu** išskirtos reikšmės – statistškai reikšmingas skirtumas tarp pusių ($p < 0,05$); + – išskirtys, nepatenkančios į tarpkvartilių intervalą

Fig. 3.2. Loading response and pre-swing durations of the CO group and CP subjects: a) right leg; b) left leg; c) right leg; d) left leg; * – indicates a significant difference with the CO group ($p < 0.05$); **Bold values** – a statistically significant difference between the body sides ($p < 0.05$); + – outliers of boxplots

Laiko ir atstumo būdingieji eisenos parametrai KO ir CP tiriamiesiems pateikti 3.1 lentelėje. Atlikus statistinę analizę KO grupės laiko ir atstumo parametruose skirtumų tarp kūno pusių nepastebėta, todėl CP grupės tiriamųjų laiko ir atstumo parametrų rezultatai lyginami su bendrais KO grupės parametrais.

Laiko ir atstumo parametrų analizė patvirtina, kad CPh1 tiriamajam būdinga eiseną trumpais, greitais ir dažnais žingsniais, išlaikant sveikiems tiriamiesiems būdingą eisenos greitį ir žingsnio plotį (Galli et al., 2010; X. Wang & Wang, 2012).

3.1 lentelė. Laiko ir atstumo parametrai

Table 3.1. Spatiotemporal parameters

Grupė	Kūno pusė	Parametras					
		f_n	v_n	l_n	l_n	w, m	t_n
KO $n = 191$	D	0,58 (0,04) (0,56–0,61)	0,44 (0,05) (0,40–0,49)	1,51 (0,13) (1,42–1,63)	0,76 (0,07) (0,71–0,82)	0,10 (0,02) (0,09–0,12)	3,44 (0,19) (3,26–3,59)
	K	0,58 (0,03) (0,55–0,61)	0,44 (0,05) (0,40–0,49)	1,54 (0,12) (1,42–1,65)	0,75 (0,07) (0,69–0,81)	0,10 (0,03) (0,09–0,13)	3,47 (0,19) (3,30–3,61)
	Abi	0,58 (0,03) (0,55–0,61)	0,44 (0,05) (0,40–0,49)	1,52 (0,13) (1,42–1,64)	0,76 (0,07) (0,70–0,82)	0,10 (0,02) (0,09–0,13)	3,45 (0,19) (3,26–3,60)
CPh1 $n = 14$	D	0,65 (0,05) (0,59–0,67)	0,46 (0,05) (0,40–0,49)	1,39 (0,07) (1,34–1,48)	0,67 (0,04) (0,65–0,72)	0,10 (0,02) (0,08–0,11)	3,09 (0,23) (2,97–3,42)
	K	0,65 (0,04) (0,59–0,67)	0,47 (0,05) (0,41–0,50)	1,44 (0,09) (1,32–1,49)	0,72 (0,04) (0,67–0,76)	0,11 (0,02) (0,09–0,12)	3,07 (0,22) (2,97–3,38)
CPd1 $n = 31$	D	0,56 (0,07) (0,48–0,60)	0,40 (0,08) (0,32–0,47)	1,40 (0,15) (1,33–1,56)	0,70 (0,10) (0,64–0,78)	0,16 (0,03) (0,12–0,17)	3,56 (0,47) (3,34–4,21)
	K	0,56 (0,07) (0,47–0,61)	0,40 (0,08) (0,32–0,47)	1,40 (0,12) (1,34–1,54)	0,72 (0,07) (0,66–0,75)	0,16 (0,04) (0,14–0,20)	3,59 (0,51) (3,30–4,22)
CPd2 $n = 13$	D	0,46 (0,06) (0,41–0,50)	0,29 (0,08) (0,21–0,34)	1,24 (0,19) (1,01–1,38)	0,61 (0,10) (0,48–0,67)	0,18 (0,06) (0,14–0,25)	4,36 (0,61) (3,97–4,83)
	K	0,45 (0,07) (0,38–0,49)	0,27 (0,08) (0,20–0,31)	1,20 (0,20) (1,01–1,31)	0,62 (0,08) (0,59–0,68)	0,21 (0,03) (0,18–0,24)	4,50 (0,72) (4,08–5,35)
CPd3 $n = 10$	D	0,30 (0,15) (0,01–0,37)	0,22 (0,19) (0,18–0,53)	1,10 (0,25)* (0,72–1,18)	0,55 (0,12) (0,46–0,60)	0,34 (0,35) (0,29–0,74)	5,38 (1,22) (3,30–6,07)
	K	0,33 (0,03) (0,32–0,36)	0,18 (0,04) (0,16–0,23)	1,02 (0,22)* (0,84–1,24)	0,61 (0,10) (0,52–0,64)	0,33 (0,29) (0,28–0,71)	6,16 (0,54) (5,51–6,30)

Duomenys pateikti mediana (MAD) (IQR). **Pusjuodžiu šriftu** išskirtos reikšmės nurodo statistškai reikšmingą skirtumą ($p < 0,05$) lyginant su KO grupe ($p < 0,05$); * statistškai reikšmingas skirtumas tarp kūno pusių ($p < 0,05$).

Dipleginės CP formos tiriamiesiems būdinga eiseną trumpais, plačiais, ilgai truncančiais, mažo ritmo ir greičio žingsniais. Didėjant GMFCS lygiui šių parametrų pokyčiai palaipsniui ryškėja ir esant 3-iam lygiui, eisenos dažnis, greitis, trukmė ir žingsnio plotis pakinta net iki 50 proc., lyginant su sveikų vaikų reikšmėmis. Tokias tendencijas aptinka ir kiti mokslininkai, tiriantys dipleginio CP eisenos parametrus (Armand et al., 2016; Domagalska–Szopa & Szopa, 2019; Kim & Son, 2014; Kurz et al., 2012).

Apibendrinant galima teigti, kad, atsižvelgiant į formą ir sunkėjant CP lygiui, eiseną sulėtėja, dėl pusiausvyros ir koordinacijos sutrikimų trumpėja žingsnių ilgiai, o stabilumui padidinti kojos statomos plačiau. Gauti laiko ir atstumo parametrų rezultatai neleidžia tiksliai parinkti tinkamiausio šių CP tiriamųjų gydymo būdo, tačiau leidžia konstatuoti patologinės eisenos faktą, ypač sunkėjant CP lygiui. Taip pat šie parametrai gali būti naudojami kaip kompleksinė vertinimo dalis.

3.1.2. Vaikų eisenos kinematinųjų ir kinetinių parametrų rezultatai

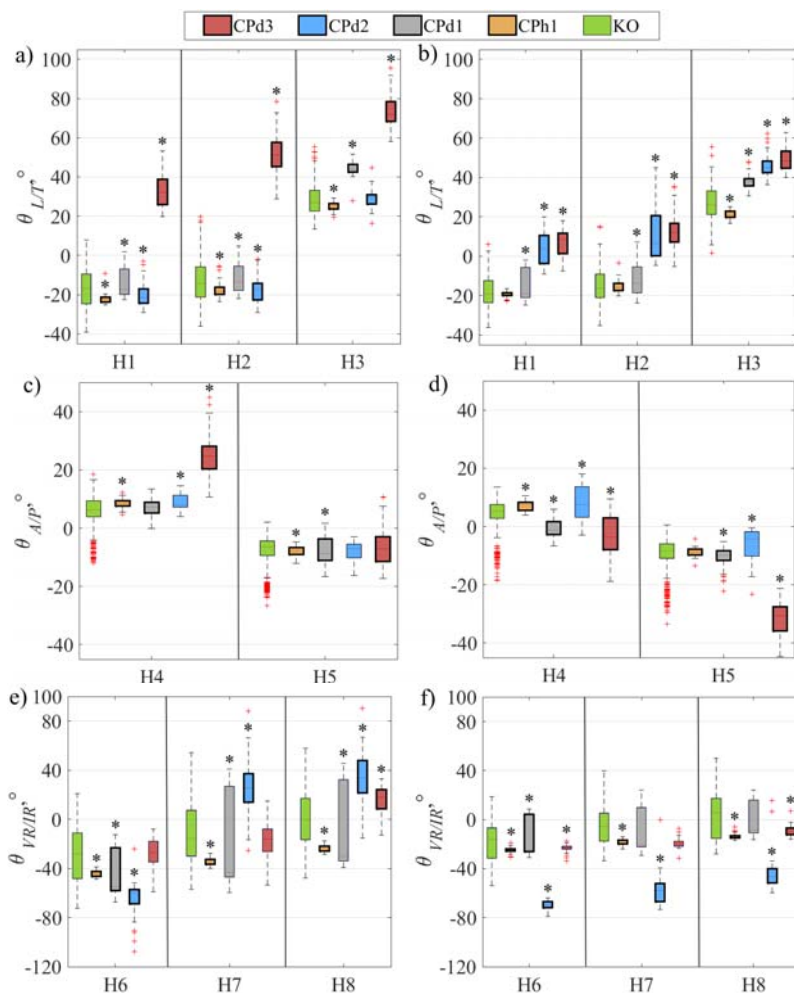
Iš eksperimentinių duomenų kiekvienam eisenos ciklui nustatyti būdingieji klubo, kelio ir čiurnos sąnarių kinematiniai parametrai, kurie lyginami tarp KO grupės ir atskirų CP grupės tiriamųjų bei tarp kūno pusių. Iš viso nagrinėta 560 KO grupės abiejų kūno pusių eisenos ciklai, CPh1 (dešinės $n = 47$, kairės $n = 45$), CPd1 (dešinės $n = 106$, kairės $n = 107$), CPd2 (dešinės $n = 34$, kairės $n = 27$) ir CPd3 (dešinės $n = 35$, kairės $n = 35$).

Visų tiriamųjų klubo sąnario amplitudės vertinamos trijose plokštumose, kuriose išskiriami būdingieji taškai ir jų rezultatai pateikti 3.3 paveiksle. KO grupės klubo sąnario būdinguosiuose taškuose skirtumų tarp kūno pusių nepastebėta, tai rodo išlaikomą simetriją eisenos metu. Gauti KO grupės kinematiniai parametrai atitinka sveikų vaikų normas (Ciğali et al., 2011).

Vertinant CPh1 tiriamojo klubo sąnario kinematinčius rodiklius, visuose būdinguosiuose taškuose pastebimi reikšmingi skirtumai tarp kūno pusių ir mažas rezultatų variabilumas. Šio tiriamojo eisenai būdingas didesnis pažeistos pusės klubo sąnario tiesimas ir mažesnis lenkimas, didesnis atitraukimas ir mažesnis pritraukimas bei sumažėjusi išorinė ir padidėjusi vidinė rotacija. Nepažeistai pusei būdingas mažesnis lenkimas, didesnis atitraukimas bei sumažėjusi išorinė ir padidėjusi vidinė rotacija. Šie rodikliai rodo prasidedantį vieną iš hemipleginės CP formos eisenai būdingų parametrų – eiseną sulenktais klubais (Galli et al., 2010; O’Byrne et al., 1998; Winters et al., 1987). Pakitusios pažeistos pusės klubų atitraukimo / pritraukimo bei išorinės / vidinės rotacijos amplitudės eisenos cikle gali būti susijusios su dubens pasvirimu į priekį arba daliniu klubo sąnario išnirimu (subliuksacija), kuris atsiranda dėl šlaunies atitraukiamųjų raumenų veiklos sutrikimų (Krautwurst et al., 2013; Metaxiotis et al., 2000). Tokie klubo sąnario kinematiniai rodikliai būdingi IV tipo spazminio hemipleginio CP patologinės eisenos šabloniniam modeliui.

CPd1 tiriamiesiems eisenos metu būdingas didesnis klubo sąnario lenkimas, sumažėjęs atitraukimas, padidėjęs pritraukimas ir sumažėjusi išorinė rotacija. Skirtumai tarp kūno pusių pasireiškė lenkimo, atitraukimo / pritraukimo bei išorinės rotacijos judesiuose. Tokie klubo sąnario kinematiniai rodikliai būdingi III

tipo spazminio dipleginio CP pataloginės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).



3.3 pav. Klubo sąnario amplitudžių būdingųjų taškų diagramos (medianos su kvartiliu intervalu): a) dešinės kojos; b) kairės kojos; c) dešinės kojos; d) kairės kojos; e) dešinės kojos; f) kairės kojos; * statistiškai reikšmingas skirtumas su KO grupe ($p < 0,05$); **pusjuodžių šriftu** išskirtos reikšmės – statistiškai reikšmingas skirtumas tarp pusių ($p < 0,05$); + – išskirtys, nepatenkančios į tarpkvartilių intervalą

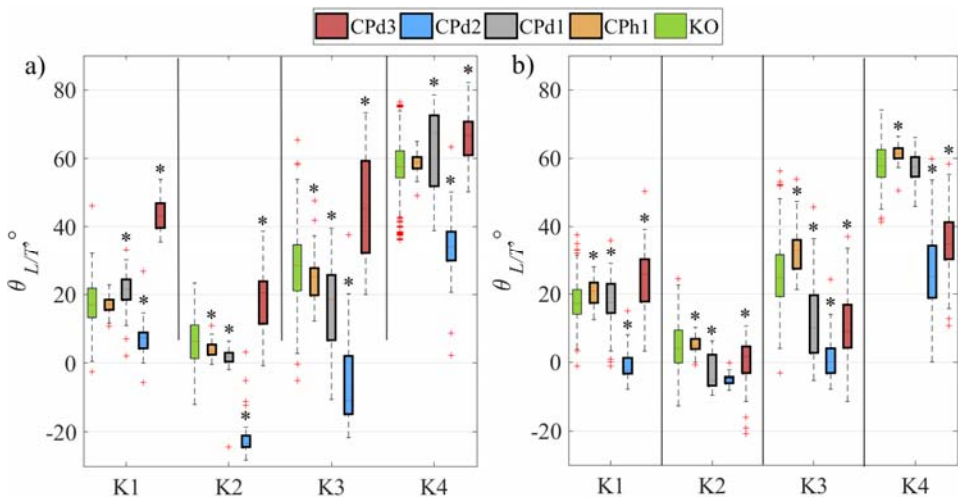
Fig. 3.3. Boxplots of hip joint specific points: a) right leg; b) left leg; c) right leg; d) left leg; e) right leg; f) left leg; * – a statistically significant difference with the CO group ($p < 0.05$); **Bold values** – a statistically significant difference between the body sides ($p < 0.05$); + – outliers of boxplots

CPd2 tiriamajam eisenos metu būdinga: didesnis klubo sąnario lenkimas ir mažesnis tiesimas; dešinėje pusėje padidėjęs atitraukimas, o kairėje sumažėjęs atitraukimas ir padidėjęs pritraukimas, padidėjusi išorinė rotacija ir gerokai sumažėjusi vidinė rotacija. Skirtumai tarp kūno pusių pastebėti lenkimo / tiesimo ir išorinės / vidinės rotacijos judesiuose. Tokie klubo sąnario kinematiniai rodikliai būdingi II tipo spazminio dipleginio CP pataloginės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).

CPd3 tiriamajam eisenos metu būdingi šie požymiai: gerokai didesnis klubo sąnario lenkimas ir tiesimo nebuvimas; padidėjęs atitraukimas ir sumažėjęs pritraukimas; sumažėjusi išorinė ir vidinė rotacija. Skirtumai tarp kūno pusių pastebėti visuose judesiuose, išskyrus vidinę rotaciją ir išorinę rotaciją atsispiriant pirštams. Tokie klubo sąnario kinematiniai rodikliai būdingi II tipo spazminio dipleginio CP pataloginės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).

Apžvelgiant kelio sąnario kinematinčius rodiklius pastebėta (3.4 pav.):

- CPh1 tiriamajam būdingas mažesnis pažeistos pusės kelio sąnario tiesimas ir lenkimas atsispiriant pirštams, o nepažeistoje pusėje didesnis lenkimas apkrovos perkėlimo ir pirštų atsispyrimo fazėse bei mosto metu. Skirtumai tarp kūno pusių pastebėti visuose kelio sąnario judesių būdinguose taškuose. Tokie kelio sąnario kinematiniai rodikliai būdingi IV tipo spazminio hemipleginio CP pataloginės eisenos šabloniniam modeliui (Winters et al., 1987).
- CPd1 tiriamiesiems būdingas padidėjęs kelio sąnario lenkimas apkrovos perkėlimo fazėje bei mosto metu, tačiau sumažėjęs lenkimas ir tiesimas atsispiriant pirštams. Skirtumai tarp kūno pusių pastebėti visuose kelio sąnario judesių būdinguose taškuose. Tokie kelio sąnario kinematiniai rodikliai būdingi III tipo spazminio dipleginio CP pataloginės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).
- CPd2 tiriamajam būdingos sumažėjusios amplitudės visuose kelio sąnario judesių būdinguose taškuose. Taip pat pastebėti skirtumai tarp kūno pusių visuose kelio sąnario judesių būdinguose taškuose. Tokie kelio sąnario kinematiniai rodikliai būdingi II tipo spazminio dipleginio CP pataloginės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).
- CPd3 tiriamajam dešinėje pusėje būdingas gerokai padidėjęs kelio sąnario lenkimas visuose taškuose ir tiesimo nebuvimas, o kairėje pusėje padidėjęs lenkimas perkeliant apkrovą, sumažėjęs tiesimas ir lenkimas atsispiriant pirštais ir darant mostą. Taip pat pastebėti skirtumai tarp kūno pusių visuose kelio sąnario judesių būdinguose taškuose. Tokie kelio sąnario kinematiniai rodikliai būdingi II tipo spazminio dipleginio CP pataloginės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).



3.4 pav. Kelio sąnario amplitudžių būdingųjų taškų diagramos (medianos su kvartiliu intervalu): a) dešinės kojos lenkimas/tiesimas; b) kairės kojos lenkimas/tiesimas

* statistiškai reikšmingas skirtumas su KO grupe ($p < 0,05$); **pusjuodžiu šriftu** išskirtos reikšmės – statistiškai reikšmingas skirtumas tarp pusių ($p < 0,05$); + – išskirtys, nepatenkančios į tarpkvartilių intervalą

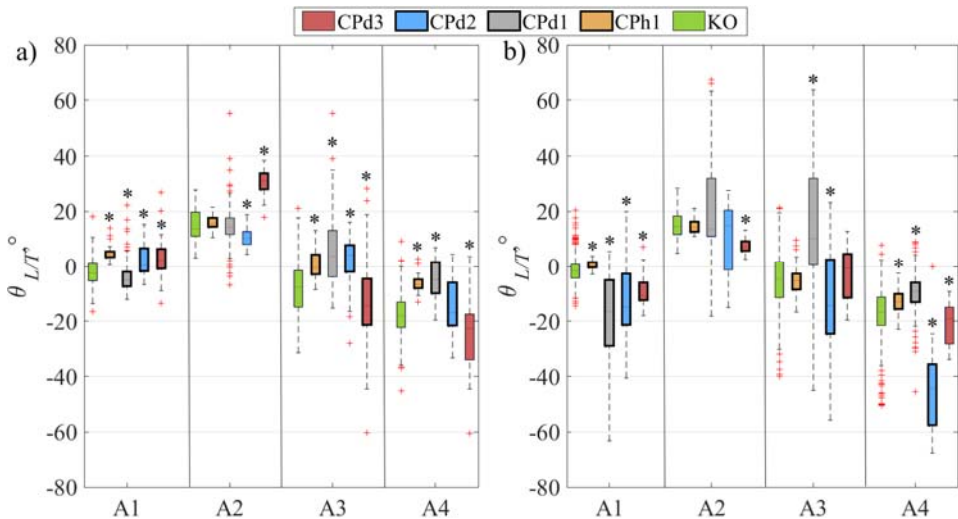
Fig. 3.4. Boxplots of knee joint specific points: a) right leg flexion/extension; b) left leg flexion/extension; * – a statistically significant difference with the CO group ($p < 0.05$);

Bold values – a statistically significant difference between the body sides ($p < 0.05$); + – outliers of boxplots

Analizuojant čiurnos būdingųjų kinematikos taškų duomenis pastebėta (3.5 pav.):

- CPh1 tiriamojo abiejų pusių didesnis čiurnos sąnario sulenkimas ir skirtumai tarp kūno pusių viso eisenos ciklo metu. Tokie čiurnos sąnario kinematiniai rodikliai būdingi IV tipo spazminio hemipleginio CP patologinės eisenos šabloniniam modeliui (Winters et al., 1987).
- CPd1 tiriamųjų mažesnis abiejų čiurnos sąnarių tiesimas, nors lenkimas neviršija normos. Skirtumai tarp pusių taip pat pasireiškia tiesimo judesiuose. Tokie čiurnos sąnario kinematiniai rodikliai būdingi III tipo spazminio dipleginio CP patologinės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).
- CPd2 tiriamojo dešinės kojos čiurnos sąnario tiesimas ir lenkimas yra mažesni, o kairės kojos tiesimas didesnis, nors lenkimo judesys atliekamas neviršijant normos. Skirtumai tarp kūno pusių pasireiškė atliekant tiesimo judesius. Tokie čiurnos sąnario kinematiniai rodikliai būdingi II tipo spazminio dipleginio CP patologinės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).

- CPd3 tiriamojo dešinės kojos čiurnos sąnario tiesimas ir lenkimas yra didesni, o kairės kojos atvirkščiai. Skirtumai tarp kūno pusių pasireiškė atliekant lenkimą ir tiesimą apkrovos perkėlimo ir pirštų atsispyrimo fazėse. Tokie čiurnos sąnario kinematiniai rodikliai būdingi II tipo spazminio dipleginio CP patologinės eisenos šabloniniam modeliui (Lovell et al., 2013).



3.5 pav. Čiurnos sąnario amplitudžių būdingųjų taškų diagramos (medianos su kvartiliu intervalu): a) dešinės kojos lenkimas/tiesimas; b) kairės kojos lenkimas/tiesimas;

* statistiškai reikšmingas skirtumas su KO grupe ($p < 0,05$); **pusjuodžiu šriftu** išskirtos diagramos rodo statistiškai reikšmingą skirtumą tarp pusių ($p < 0,05$);

+ – išskirtys, nepatenkančios į tarpkvartilių intervalą

Fig. 3.5. Boxplots of knee joint specific points: a) right leg flexion/extension; b) left leg flexion/extension; * – a statistically significant difference with the CO group ($p < 0.05$);

Bold values – a statistically significant difference between the body sides ($p < 0.05$);

+ – outliers of boxplots

Sąnarių ROM parametrai pateikti 3.2 lentelėje. Atlikus statistinę analizę KO grupės ROM parametruose skirtumų tarp kūno pusių nepastebėta. Todėl CP grupės tiriamųjų laiko ir atstumo parametrų rezultatai lyginami su bendrais KO grupės parametrais. Pažymėtina, kad KO grupės ROM vertės atitinka kitų autorių nustatytas sveikų vaikų normas (Ciğali et al., 2011).

CPh1 tiriamojo visų sąnarių ROM rezultatai skiriasi nuo KO grupės, išskyrus dešinės pusės kelio L/T. Eisenos metu būdingas abiejų kūno pusių didesnės amplitudės klubo A/P ir mažesnės amplitudės čiurnos L/T. Pažeistos pusės didesnis klubo L/T nei sveikų vaikų. Asimetrija tarp kūno pusių pasireiškia atliekant klubo L/T ir VR/IR bei čiurnos L/T judesius.

3.2 lentelė. Sąnarių judesių amplitudės**Table 3.2.** Joints range of motion

Grupė	Kūno pusė	ROM,°				
		Klubo L/T	Klubo A/P	Klubo VR/IR	Kelio L/T	Čiurnos L/T
KO	D <i>n</i> = 560	44,43 (4,42) (41,39–48,31)	12,86 (2,99) (10,49–15,45)	25,69 (9,71)* (20,12–35,08)	53,76 (6,95) (45,54–57,88)	32,38 (4,78) (28,45–36,24)
	K <i>n</i> = 560	44,21 (4,26) (41,25–47,88)	12,91 (3,16) (10,69–15,87)	20,19 (7,96)* (14,61–29,47)	53,87 (4,97) (50,21–57,76)	31,04 (6,44) (26,36–36,97)
	abi <i>n</i> = 1120	44,35 (4,34) (41,33–48,19)	12,89 (3,08) (10,60–15,66)	23,45 (9,04) (17,04–31,82)	53,82 (5,98) (48,15–57,79)	32,08 (5,61) (27,27–36,53)
CPh1	D <i>n</i> = 47	48,06 (2,18)* (46,38–49,34)	16,31 (1,75) (14,91–17,88)	20,56 (3,02)* (18,21–22,83)	55,41 (2,39) (53,83–57,15)	21,76 (2,13)* (20,44–23,79)
	K <i>n</i> = 45	41,16 (2,48)* (37,87–42,75)	16,17 (1,59) (14,76–17,27)	10,72 (2,03)* (9,04–12,66)	56,07 (2,47) (54,73–58,36)	27,80 (2,62)* (25,38–29,35)
CPd1	D <i>n</i> = 106	60,54 (6,79)* (51,35–64,51)	14,76 (2,83)* (12,06–16,39)	27,11 (14,77)* (23,95–53,56)	66,49 (10,34)* (49,47–70,98)	21,54 (7,14) (12,95–25,18)
	K <i>n</i> = 107	54,32 (5,56)* (46,48–57,83)	8,61 (2,67)* (7,34–11,23)	14,28 (3,12)* (12,21–17,08)	63,71 (6,73)* (53,77–65,99)	22,58 (13,74) (18,49–38,85)
CPd2	D <i>n</i> = 34	50,49 (6,13)* (44,67–54,32)	16,31 (3,43) (13,57–19,28)	92,25 (21,03)* (83,75–114,78)	55,93 (7,55)* (51,37–60,87)	24,52 (8,08)* (17,69–31,08)
	K <i>n</i> = 27	45,08 (9,16)* (32,08–52,45)	12,98 (4,75) (10,03–18,76)	23,57 (8,83)* (18,45–26,17)	29,79 (10,07)* (26,33–39,99)	53,89 (19,93)* (46,88–64,64)
CPd3	D <i>n</i> = 35	40,25 (7,81) (34,73–46,63)	30,84 (7,16) (25,05–35,82)	44,75 (12,38)* (31,74–56,59)	46,33 (9,55)* (40,13–54,9)	54,23 (10,82)* (49,39–65,19)
	K <i>n</i> = 35	41,86 (7,52) (36,05–47,71)	26,16 (6,78) (21,91–33,23)	13,62 (3,97)* (11,04–16,74)	35,39 (10,43)* (26,84–44,69)	27,19 (6,73)* (21,63–34,62)

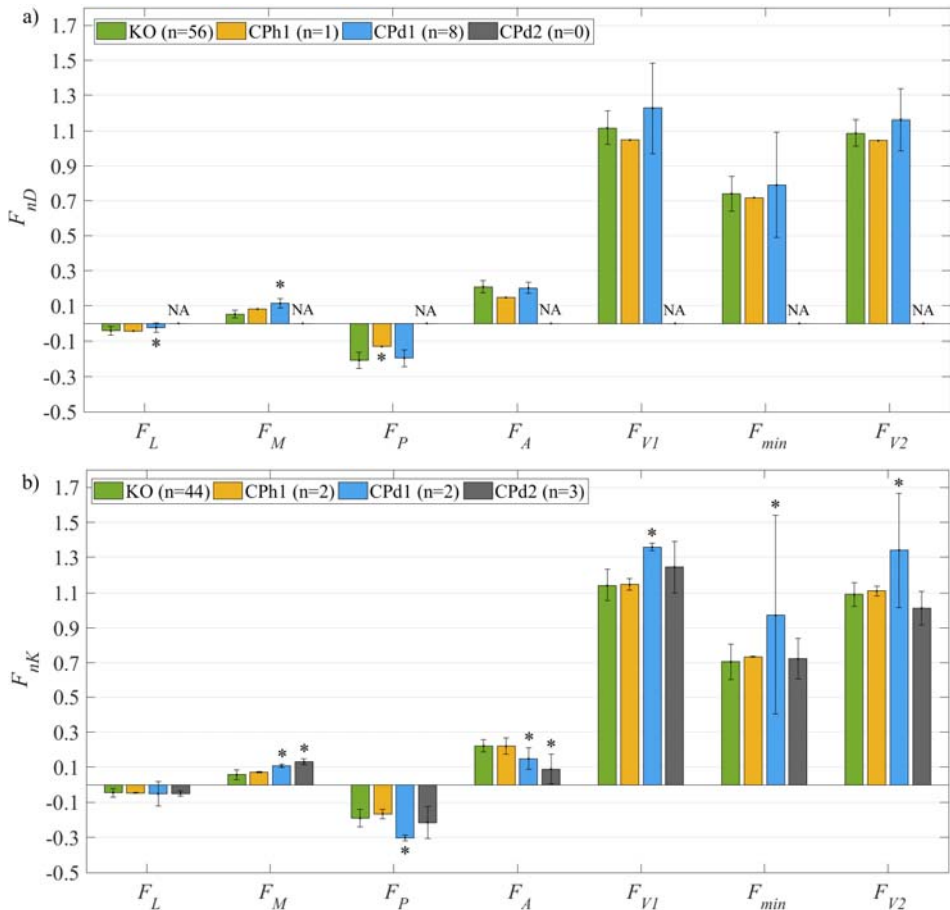
Duomenys pateikti mediana (MAD) (IQR). **Pusjuodžių šriftu** išryškintos reikšmės reiškia didelį skirtumą ($p < 0,05$) lyginant su KO grupe ($p < 0,05$); * statistiškai reikšmingas skirtumas tarp kūno pusių ($p < 0,05$).

CPd1 tiriamųjų visų sąnarių ROM rezultatai skiriasi nuo KO grupės bei pasitebima asimetrija visuose judesiuose išskyrus čiurnos L/T. Ryškiausi pokyčiai pasireiškia padidėjusiomis klubo ir kelio sąnarių L/T amplitudėmis bei sumažėjusia čiurnos L/T amplitude.

CPd2 tiriamojo amplitudės atskleidžia didesnę pažeidimą dešinėje pusėje dėl ko atsiranda visuose judesiuose išskyrus klubo A/P skirtumai tarp kūno pusių. Labai ryški tendencija, jog smarkiai padidėjusią vienos pusės amplitudę lydi sumažėjusi kitos pusės amplitudė, t. y. vyksta kompensaciniai mechanizmai tam, kad eisenos metu būtų užtikrinta pusiausvyra.

CPd3 tiriamojo eisenoje išreikšti klubo A/P ir VR/IR, tai paaiškina ir didelę žingsnio pločio reikšmę, nes vaikas eina smarkiai išsiskėtęs. Šie pokyčiai lemia ir atsirandantią asimetriją tarp kūno pusių atliekant kelio ir čiurnos L/T judesius.

Apibendrinant galima teigti, jog kinematiniai parametrai kartu su laiko ir atstumo parametrais leidžia įvertinti CP formos ypatumus. Taip pat leidžia parinkti ortopedines priemones, tokias kaip ortezai, atitinkamiems sąnariams stabilizuoti, o kartu ir eisenos parametrams gerinti bei simetrijai didinti.



3.6 pav. KO grupės ir CP tiriamųjų ARJ pikai: a) dešinės pusės; b) kairės pusės;
* statistiškai reikšmingas skirtumas su KO grupe ($p < 0,05$)

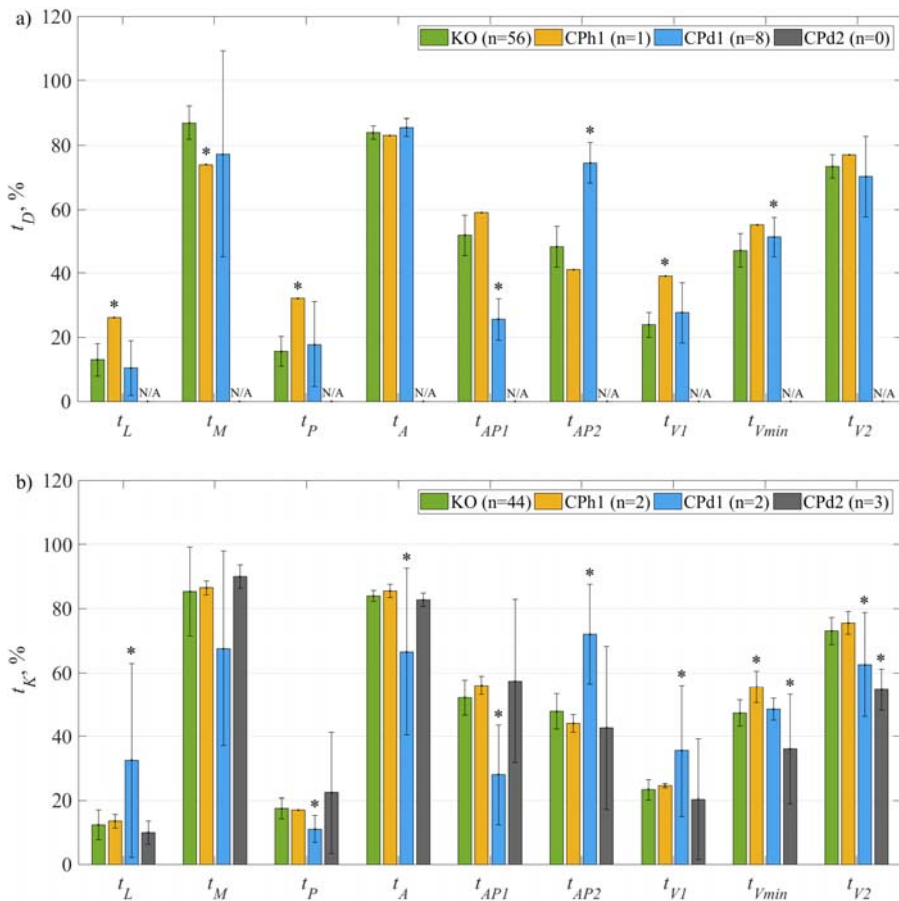
Fig. 3.6. GRF peaks of CO and CP groups: a) right body side; b) left body side;

* – indicates a significant difference ($p < 0.05$) between the CO group vs CP subjects

Be laiko ir atstumo bei kinematinųjų parametų analizės, atliekama ARJ parametų analizė, reikalinga kompleksiniam ir visapusiškam eisenos vertinimui. ARJ parametrai buvo lyginami tarp KO grupės (dešinės $n = 56$, kairės $n = 44$) ir CP

tiriamųjų: CPh1 (dešinės $n = 1$, kairės $n = 2$), CPd1 (dešinės $n = 8$, kairės $n = 2$), CPd2 (dešinės $n = 0$, kairės $n = 3$). CPd3 tiriamajam nepavyko išmatuoti ARJ dėl anksčiau įvardytų problemų, susijusių su ARJ matavimu. Abiejų kūno pusių ARJ pikų reikšmės pateiktos 3.6 paveiksle. KO grupės tiriamųjų reikšmės atitinka kitų autorių nustatytas normines reikšmes (Barbosa et al., 2019; White et al., 1999).

Nagrinėjant CPh1 tiriamojo ARJ pikus, pastebimi pažeistos pusės skirtumai su sveikais vaikais greitėjimo ir lėtėjimo jėgų pikuose, t. y. mažesnės reikšmės nei KO grupės tiriamųjų. Tokie pokyčiai CP sergantiems vaikams atsiranda dėl eisenos ant pirštų, kai visas kūnas palinksta į priekį, t. y. kai reikia išlaikyti priekinę pusiausvyrą (Crenshaw et al., 2019).



3.7 pav. KO grupės ir CP tiriamųjų ARJ pikų įvykimo laikai: a) dešinės pusės; b) kairės pusės; * statistiškai reikšmingas skirtumas KO grupės ir CP tiriamųjų ($p < 0,05$)

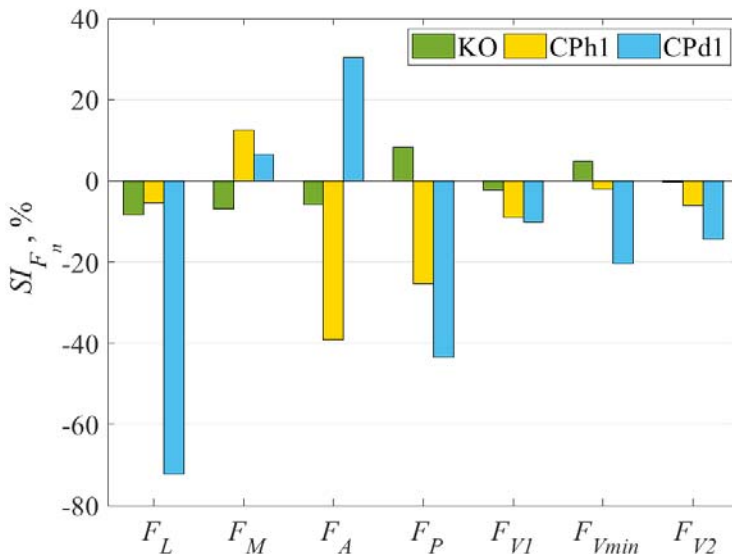
Fig. 3.7. GRF peaks of CO and CP groups: a) right body side; b) left body side;

* – indicates a significant difference ($p < 0.05$) between the CO group vs CP subjects

Ryškiausi ARJ pokyčiai pastebėti CPd1 tiriamojo eisenos metu: dešinėje pusėje mažesnis išorinės jėgos ir didesnis vidinės jėgos pikai bei kairėje didesni visi vertikaliosios jėgos, vidinės jėgos, lėtėjimo jėgos pikai ir mažesnis greitėjimo jėgos pikas. Tokie pokyčiai atspindi padidėjusią abiejų kojų pėdų eversiją, kairės pusės ėjimą ant pirštų galų bei didesnes kairės kojos kulno kontakto ir pirštų atsispyrimo jėgas, kurios taip pat atsiranda dėl eisenos ant pirštų galų (White et al., 1999).

CPd2 tiriamajam kairėje pusėje užfiksuotas didesnis vidinės jėgos ir mažesnis greitėjimo pikai. Tai rodo pėdos eversiją ir išvystomą mažesnę greitėjimo jėgą atsispiriant pirštais.

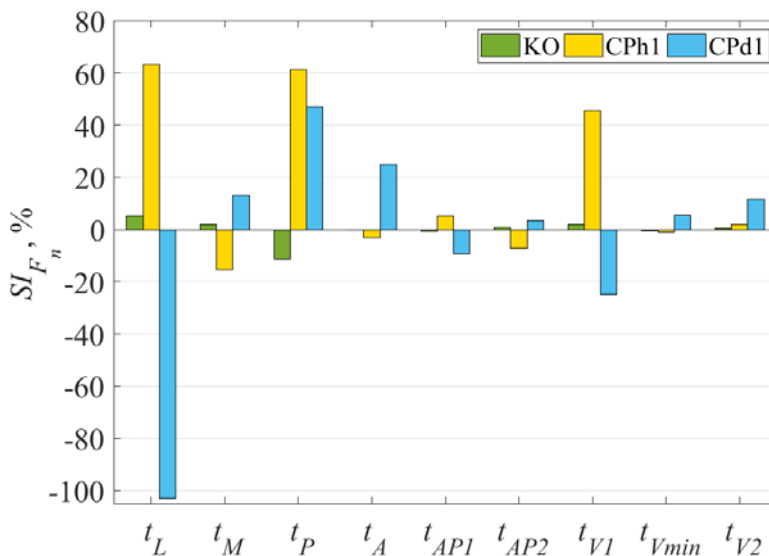
Ne mažiau svarbios ne tik pikų reikšmės, bet ir jų įvykimas eisenos ciklo metu (3.7 pav.). CPh1 tiriamojo pažeistos pusės išorinė jėgos veikimo kryptimi, lėtėjimo ir kulno kontaktą atspindys pikai eisenos cikle įvyksta vėliau nei sveikų tiriamųjų. Nepažeistos pusės prailgėjęs laikas nuo kulno kontakto iki atramos fazės vidurio. CPd1 tiriamojo abiejose pusėse lėtėjimo laikas yra gerokai ilgesnis už greitėjimo laiką, o sveikiems tiriamiesiems būdingas tolygus pasiskirstymas. Tai susiję su pusiausvyros stabilizavimu ir apkrovos perkėlimu nuo vienos kojos į kitą dvigubos atramos fazės pradžioje. Be to, kairės kojos jėgos veikimo išorine kryptimi laikas ilgesnis ir neišlaikoma laiko trukmė tarp vertikaliosios jėgos pikų, t. y. pikai yra priartėję vienas prie kito. CPd2 tiriamojo neišlaikyta vertikaliosios jėgos trukmės proporcija tarp atramos vidurio ir pirštų atsispyrimo.



3.8 pav. KO grupės ir CP tiriamųjų atramos reakcijos jėgos pikų simetrijos indeksai

Fig. 3.8. Symmetry indices of ground reaction force peaks in the CO group and CP subjects

3.8 ir 3.9 paveiksluose pateikti ARJ pikų asimetrijos vertinimo rezultatai. KO grupės nė vieno parametro simetrijos indeksas neviršija 10 vertės, t. y. išlaikoma praktiškai ideali simetrija tarp kūno pusių. Didžiausia asimetrija pastebima CP tiriamųjų vidinės-išorinės ir priekinės-užpakalinės jėgų parametruose. Ypač žymi asimetrija tarp CPd1 tiriamojo išorinės jėgos pikų, atspindinčių pėdos inversiją.



3.9 pav. KO grupės ir CP tiriamųjų atramos reakcijos jėgos pikų įvykimo laikų simetrijos indeksai

Fig. 3.9. Symmetry indices of ground reaction force peaks occurrence times in the CO group and CP subjects

Apibendrinant galima teigti, jog ARJ parametrai vertingai papildo eisenos vertinimą ir suteikia informaciją apie pėdos padėtį atramos fazės metu bei kulno kontakto ir pirštų atsispyrimo ypatumus, kas ypač aktualu vertinant CP sergančius vaikus. Trūkumas ARJ matavimo jėgos plokštėmis sudėtingumas, ypač vaikams.

3.1.3. Vaikų eisenos elektromiografijos parametrų rezultatai

Eksperimentinių tyrimų metu nustatyti EMG parametrai buvo lyginami tarp 17 KO grupės (dešinės $n = 171$, kairės $n = 171$) ir atskirų CP grupės tiriamųjų: CPh1 ($n = 14$), CPd1 ($n = 11$) bei CPd2 ($n = 6$). Taip pat lyginami tarp kairės ir dešinės kūno pusių. Pirmas dalykas, kuris buvo pastebėtas, yra tas, kad kiekvieno tiriamojo raumenys to paties ėjimo metu rodo skirtingą aktyvacijų skaičių.

Išsami faktinio raumenų aktyvacijų skaičiaus analizė parodė, kad per eisenos ciklą gali būti nuo 1 iki 5 raumenų aktyvumo pikų, o jų trukmė ir amplitudė labai skiriasi. Todėl skaičiuojamas vidutinis faktinis raumenų aktyvacijų skaičius kiekvienam raumeniui atskirai bei abiem pusėms (3.3 lentelė). Didžiausias skirtumas tarp dešinės ir kairės pusės nustatytas RF raumenyje, o mažiausias – LG.

3.3 lentelė. KO grupės aktyvacijų skaičius per eisenos ciklą

Table 3.3. CO group activation number of activation bursts per cycle

Raumuo	Aktyvacijų skaičius* per eisenos ciklą		Skirtumas
	Dešinė	Kairė	
BF	2,55	2,68	0,13
RF	3,29	2,94	0,35
SE	2,83	2,66	0,16
LG	2,67	2,58	0,09
MG	2,16	2,32	0,16

* Visų abiejų pusių aktyvacijų skaičiaus vidurkis

Kiekviename eisenos cikle buvo pirminė aktyvacija, todėl toliau pateikiami tik tokių aktyvacijų laiko parametrai. Apskaičiavus pirminės raumenų aktyvacijos trukmės eisenos cikle, pastebėti reikšmingi skirtumai ($p < 0,05$) KO grupėje tarp dešinės ir kairės BF ir MG raumenų, CPh1 tiriamojo RF raumenyje, CPd1 tiriamojo tarp BF ir LG raumenų bei CPd2 MG raumenyje (3.4 lentelė).

3.4 lentelė. Aktyvacijos trukmė eisenos cikle tarp kairės ir dešinės pusių

Table 3.4. Activation duration per full cycle between right and left sides

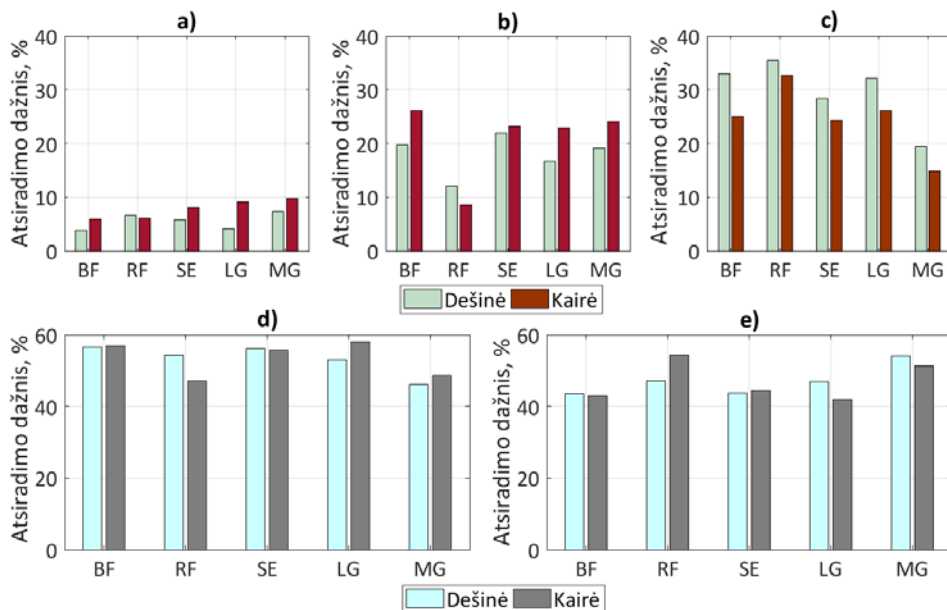
Raumuo	Pirminės aktyvacijos trukmė eisenos cikle, %							
	KO		CPh1		CPd1		CPd2	
	dešinė	kairė	dešinė	kairė	dešinė	kairė	dešinė	kairė
BF	15 (5,1)	16 (5,8)	12 (5,3)	7,5 (3,3)	13 (3,9)	17 (9,5)	14 (7,9)	10 (7,3)
RF	14 (5,1)	14 (5,1)	15 (8,4)	5,5 (5,6)	14 (2,6)	15 (7,2)	14 (4,3)	9,5 (2,9)
SE	16 (5,9)	16 (6,2)	14 (4,7)	9 (4,8)	17 (3,4)	14 (5,9)	13 (4,5)	7 (1,6)
LG	14 (4,7)	15 (5,1)	15 (6,6)	9,5 (3,6)	16 (3,2)	13,5 (4,3)	14,5 (1,7)	12 (8,7)
MG	16 (6,1)	17 (5,6)	26 (6,1)	12 (4,3)	15 (2,1)	11 (3,8)	15 (2,2)	13 (5,4)

Pirminės aktyvacijos trukmė eisenos cikle nurodoma mediana (MAD). Paryškintos reikšmės nurodo reikšmingą skirtumą tarp kairės ir dešinės ($p < 0.05$)

Siekiant didesnio tikslumo, visas eisenos ciklas buvo padalintas į fazes, jų ribos gautos iš eksperimentinių laiko parametrų duomenų (3.1 lentelė).

Norint sužinoti, kurioje eisenos fazėje dažniausiai įvyksta pirminė aktyvacija, buvo nustatytas visų pirminių aktyvacijų pasiskirstymas eisenos cikle KO grupei

(3.10 pav.), CPh1 tiriamajam (3.11 pav.), CPd1 tiriamajam (3.12 pav.), CPd2 tiriamajam (3.13 pav.) ir CPd3 tiriamajam (3.14 pav.)



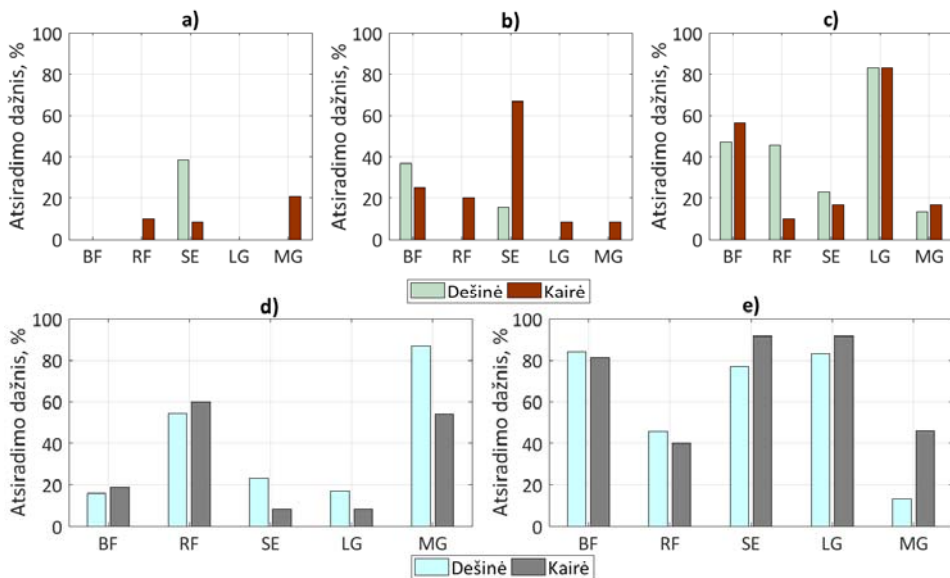
3.10 pav. KO grupės pirminių aktyvacijų pasikartojimo dažnis žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas

Fig. 3.10. Occurrence frequency in the CO group of a primary activation modality in phases: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing

Analizuojant KO grupės dvi pagrindines eisenos ciklo fazes, atramą ir mostą, didžiausias raumenų aktyvumas yra atramos fazėje, t. y. nuo 46,01 iki 58,06 % visų aktyvacijų (3.10 pav.). Tačiau tarp skirtingų raumenų nėra reikšmingo skirtumo, todėl akivaizdu, kad visos pagrindinės aktyvacijos pasiskirsto maždaug vienodai tarp abiejų fazių. Procentinis skirtumas kinta nuo mažiausiai 0,25 iki 8,02 % tarp atitinkamos pusės raumenų. Analizuojant atramos fazes didžiausias skirtumas tarp pusių nustatytas priešmojo fazėje BF raumenyje. Didžiausias skirtumas tarp dešinės ir kairės pusių atramos ir mosto fazėse, pastebėtas RF raumenyje, kur skirtumas siekia 6,96 %. Stabiliausias aktyvacijų pasiskirstymas tarp pusių buvo gautas tik SE priešmojo fazėje, kur skirtumas siekia 4,04 %.

Analizuojant CPh1 dvi pagrindines eisenos ciklo fazes (3.11 pav.), atramą ir mostą, didžiausias visų raumenų aktyvumas yra mosto fazėje, t. y. nuo 40 iki 91,67 % visų aktyvacijų, išskyrus MG raumenį, kurio didžiausias aktyvumas pa-

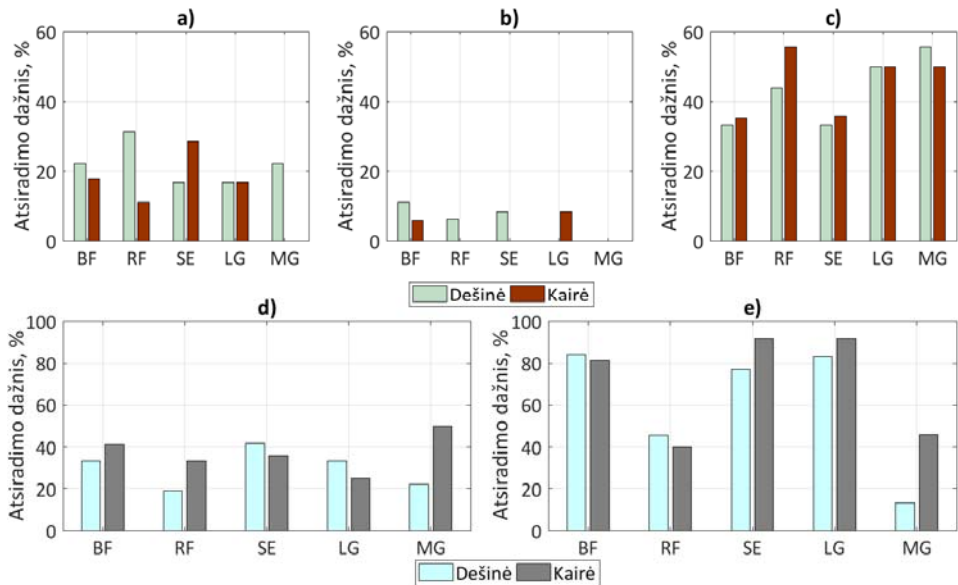
sireiškė atramos fazėje. Procentinis skirtumas kinta mažiausiai nuo 2,96 (BF atramoje ir moste) iki 38,34 % (MG moste) tarp atitinkamos pusės raumenų. Analizuojant atramos fazes, didžiausias skirtumas tarp pusių nustatytas viengubos atramos fazėje SE raumenyje. Stabiliausias aktyvacijų pasiskirstymas tarp pusių buvo gautas tik LG priešmojo fazėje, kur skirtumas yra 0 %. Pažymėtina, kad dešinėje pusėje BF, RF ir LG raumenų aktyvacija labai sutrikusi dvigubos atramos fazėje bei RF, LG ir MG raumenų viengubos atramos fazėje (dešinės pusės hemiplegija).



3.11 pav. CPh1 tiriamojo pirminių aktyvacijų pasikartojimo dažnis žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas

Fig. 3.11. Occurrence frequency in the CPh1 subject of a primary activation modality in phases: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing

Analizuojant CPd1 dvi pagrindines eisenos ciklo fazes (3.12 pav.), atramą ir mostą, didžiausias visų raumenų aktyvumas yra mosto fazėje, išskyrus MG raumenį. Analizuojant atramos fazes didžiausias skirtumas tarp pusių nustatytas viengubos atramos fazėje SE raumenyje. Stabiliausias aktyvacijų pasiskirstymas tarp pusių buvo gautas tik LG priešmojo ir dvigubos atramos fazėse, kur skirtumas yra 0 %. Pažymėtina, kad kairės pusės MG raumens aktyvacija dvigubos atramos fazėje nevyksta, o viengubos atramos fazėje šis raumuo nerodo jokios aktyvacijos. Kairės pusės RF ir MG bei dešinės pusės LG raumenys vienguboje atramoje taip pat neturi jokios aktyvacijos.

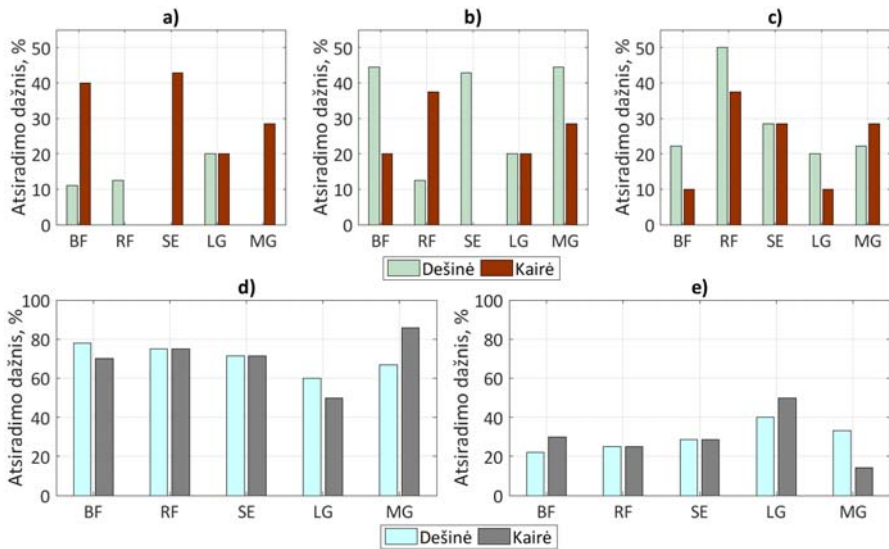


3.12 pav. CPd1 tiriamojo pirminių aktyvacijų pasikartojimo dažnis žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas

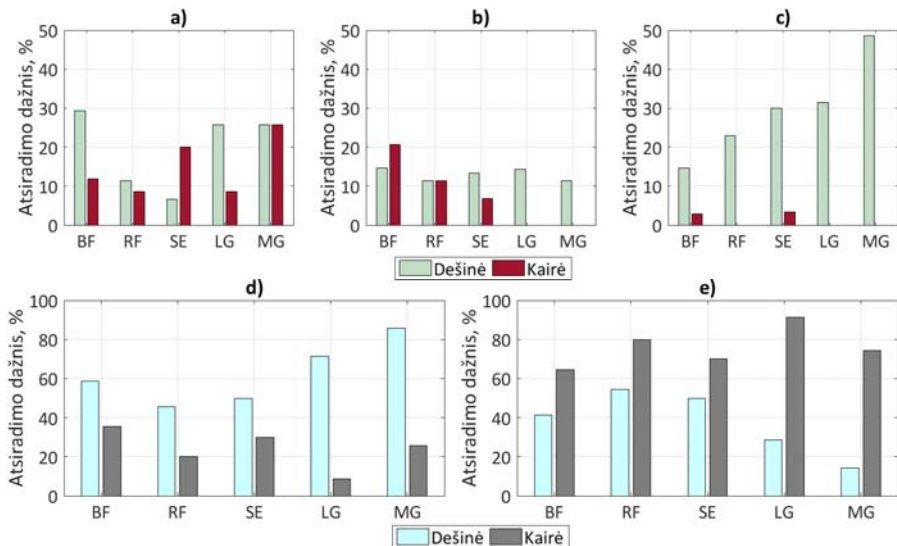
Fig. 3.12. Occurrence frequency in the CPd1 subject of a primary activation modality in phases: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing

Analizuojant CPd2 dvi pagrindines eisenos ciklo fazes (3.13 pav.), atramą ir mostą, didžiausias visų raumenų aktyvumas yra atramos fazėje. Analizuojant atramos fazes didžiausias skirtumas tarp pusių nustatytas viengubos atramos fazėje BF raumenyje. Stabiliausias aktyvacijų pasiskirstymas tarp pusių buvo gautas LG dvigubos ir viengubos atramos fazėse, SE priešmojo, atramos ir mosto fazėse bei RF atramos ir mosto fazėse. Pažymėtina, kad dvigubos atramos fazėje sutrikusi SE ir MG dešinės pusės aktyvacija, o RF kairės pusės aktyvacija. Kairės pusės SE raumuo viengubos atramoje taip pat neturi jokios aktyvacijos.

Analizuojant CPd3 dvi pagrindines eisenos ciklo fazes (3.14 pav.), atramą ir mostą, didžiausias visų dešinės pusės raumenų aktyvumas yra atramos fazėje, o kairės pusės yra mosto fazėje. Analizuojant atramos fazes didžiausias skirtumas tarp pusių nustatytas viengubos atramos fazėje LG ir MG raumenyse bei priešmojo fazėje visuose raumenyse. Viengubos atramos ir priešmojo fazėse sutrikusi aktyvacija kairės pusės raumenyse, ypač LG ir MG raumenyse, kur aktyvumas nestebimas. Stabiliausias aktyvacijų pasiskirstymas tarp pusių buvo gautas MG dvigubos atramos bei RF ir BF viengubos atramos fazėse.

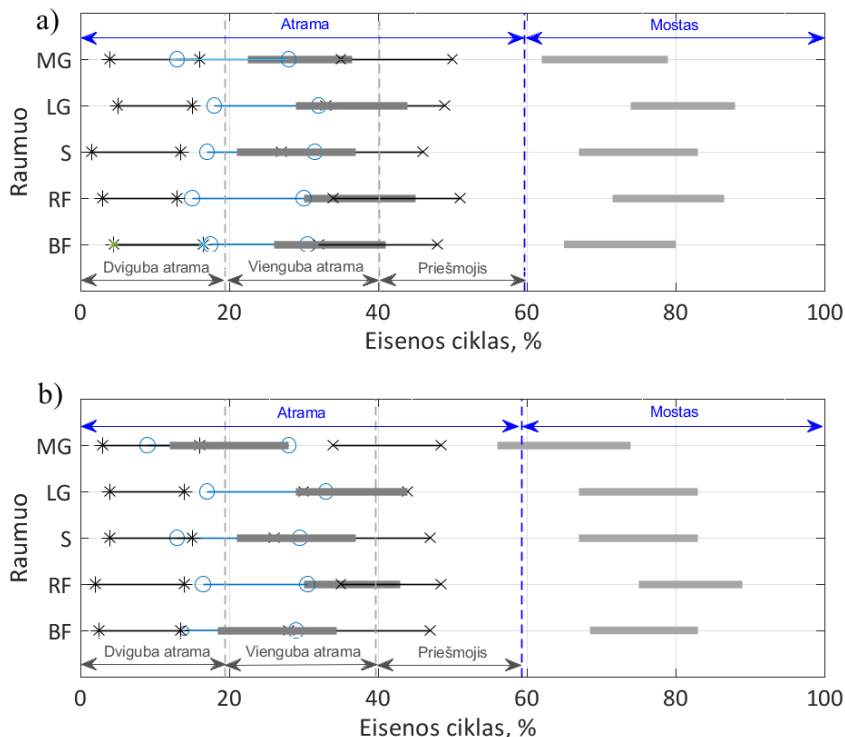


3.13 pav. CPd2 tiriamojo pirminių aktyvacijų pasikartojimo dažnis žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas
Fig. 3.13. Occurrence frequency in the CPd2 subject of a primary activation modality in phases: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing



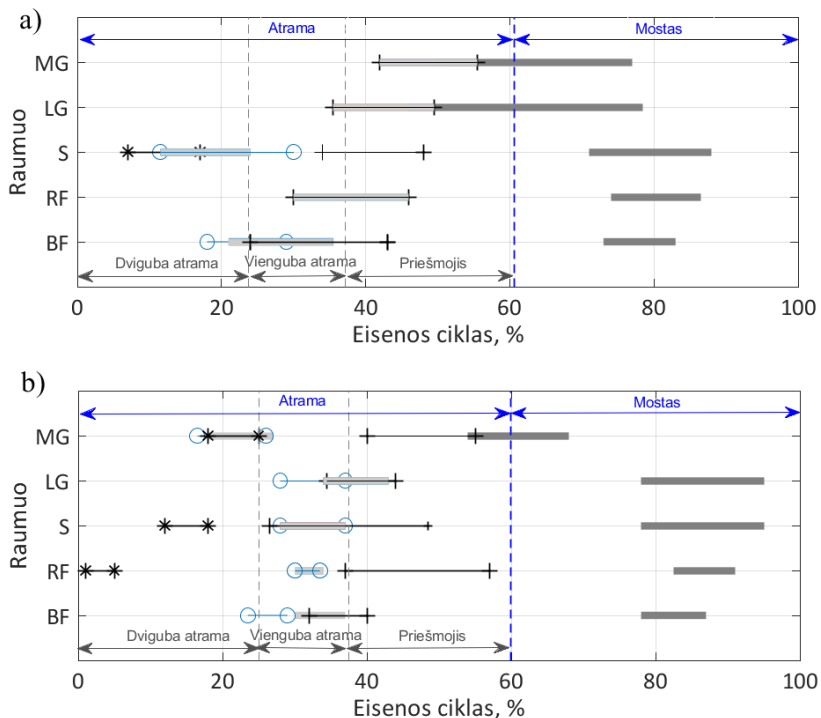
3.14 pav. CPd3 tiriamojo pirminių aktyvacijų pasikartojimo dažnis žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas
Fig. 3.14. Occurrence frequency in the CPd3 subject of a primary activation modality in phases: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing

KO grupės abiejų kūno pusių aktyvacijos PR ir PB taškai, pateikti 1C lentelėje (C priedas). Visų kairės kojų raumenų pirminės aktyvacijos PR taškai eisenos fazėse prasideda anksčiau. Visuose raumenyse, išskyrus RF, atramos fazėje buvo pastebėti reikšmingi skirtumai tarp dešinės ir kairės kojos. Mosto fazė buvo stabilesnė ir tik LG raumens PR ir PB taškai skyrėsi reikšmingai. KO grupės kairės ir dešinės pusių aktyvacijų pradžios ir pabaigos taškai su kiekvieno eisenos ciklo trukme pavaizduoti 3.15 paveiksle.



3.15 pav. Abiejų pusių KO grupės pirminės aktyvacijos ir jų trukmė atitinkamose žingsnio fazėse (reikšmės pateiktos medianomis): a) dešinė pusė; b) kairė pusė. Pilkai pavaizduotos trukmės atramos ir mosto fazėse, “*-*” dviguboje atramoje, “o-o” vienguboje atramoje, “x-x” priešmojo fazėje

Fig. 3.15. CO group activations’ onsets and offsets with the duration, right vs left side in one gait cycle: a) right side; b) left side. Values are presented as medians. The thick grey lines represent timing instances in stance and swing, “*-*” indicates double support, “o-o” specifies single support, and “x-x” stands for the pre-swing phase



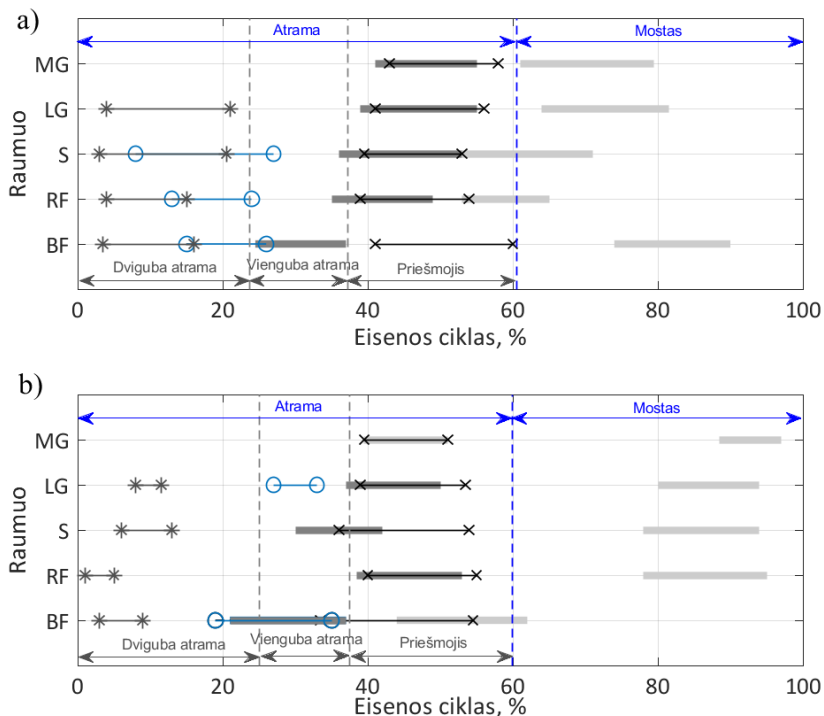
3.16 pav. Abiejų pusių CPh1 tiriamojo pirminės aktyvacijos ir jų trukmė atitinkamose žingsnio fazėse (reikšmės pateiktos medianomis): a) dešinė pusė; b) kairė pusė. Pilkai pavaizduotos trukmės atramos ir mosto fazėse, *-* dviguboje atramoje, o-o vienguboje atramoje, x-x priešmojo fazėje

Fig. 3.16. CPh1 subject activations' onsets and offsets with the duration, right vs left side in one gait cycle: a) right side; b) left side. Values are presented as medians. The thick grey lines represent timing instances in stance and swing, *-* indicates double support, o-o specifies single support, x-x stands for the pre-swing phase

CPh1 tiriamojo abiejų kūno pusių aktyvacijos PR ir PB taškai, pateikti 2C lentelėje (C priedas). BF, LG ir MG raumenyse, atramos fazėje buvo pastebėti reikšmingi skirtumai tarp dešinės ir kairės kojos tik tarp PR taškų. Vienintelėje mosto fazėje RF raumens tiek PR, tiek PB taškai skyrėsi reikšmingai. Dvigubos atramos fazėje nė viename raumenyje nepastebėta reikšmingų skirtumų tarp kūno pusių. Priešmojo fazėje tarp pusių buvo pastebėti reikšmingi skirtumai BF ir LG raumenų PB taškuose. CPh1 kairės ir dešinės pusių aktyvacijų pradžios ir pabaigos taškai su kiekvieno eisenos ciklo trukme pavaizduoti 3.16 paveiksle.

CPd1 tiriamojo abiejų kūno pusių aktyvacijos PR ir PB taškai, pateikti 3C lentelėje (C priedas). Reikšmingų skirtumų tarp kairės ir dešinės pusių PR ir PB

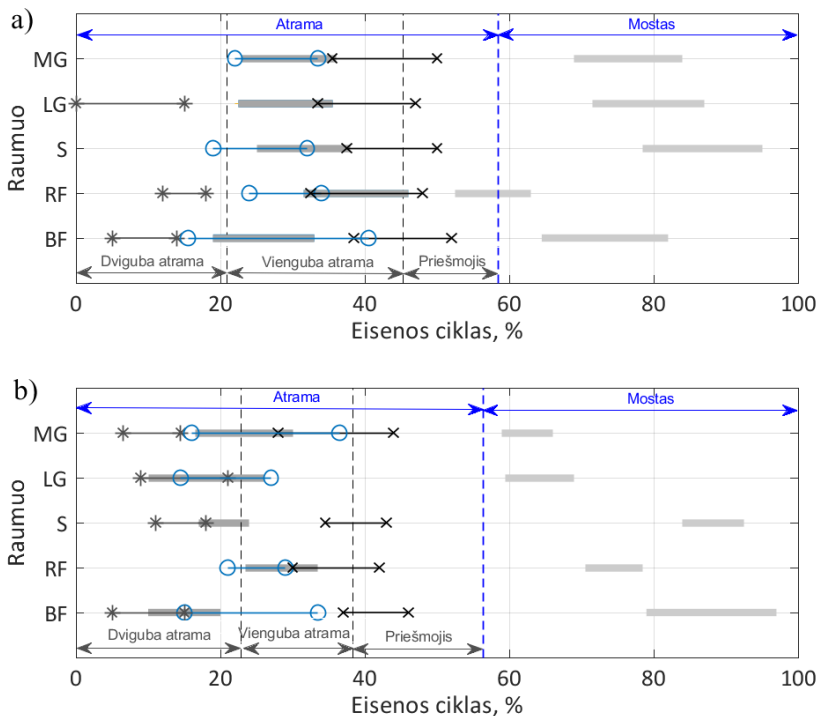
taškuose nepastebėta. CPd1 kairės ir dešinės pusių aktyvacijų pradžios ir pabaigos taškai su kiekvieno eisenos ciklo trukme pavaizduoti 3.17 paveiksle.



3.17 pav. Abiejų pusių CPd1 tiriamojo pirminės aktyvacijos ir jų trukmė atitinkamose žingsnio fazėse (reikšmės pateiktos medianomis): a) dešinė pusė; b) kairė pusė. Pilkai pavaizduotos trukmės atramos ir mosto fazėse, *-* dviguboje atramoje, o-o viengubojė atramoje, x-x priešmojo fazėje

Fig. 3.17. CPd1 subject activations' onsets and offsets with the duration, right vs left side in one gait cycle: a) right side; b) left side. Values are presented as medians. The thick grey lines represent timing instances in stance and swing, *-* indicates double support, o-o specifies single support, x-x stands for the pre-swing phase

CPd2 tiriamojo abiejų kūno pusių aktyvacijos PR ir PB taškai, pateikti 4C lentelėje (C priedas). Tik LG raumens pradžios taškai reikšmingai skyrėsi tarp pusių mosto fazėje. Pastebėtas visų raumenų, išskyrus BF, aktyvacijos sutrikimas dvigubos ir viengubos atramos fazėse, nes nebuvo aptikta nė vienos pirminės aktyvacijos. Taip pat aktyvacijų trukmė yra sutrumpėjusi, lyginant su KO grupe. CPd2 kairės ir dešinės pusių aktyvacijų pradžios ir pabaigos taškai su kiekvieno eisenos ciklo trukme pavaizduoti 3.18 paveiksle.

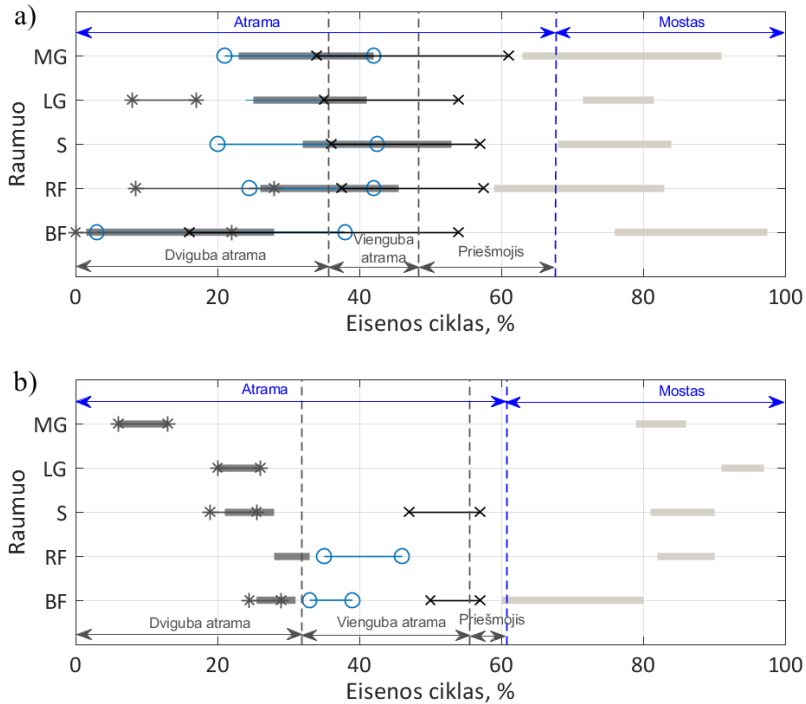


3.18 pav. Abiejų pusių CPd2 tiriamojo pirminės aktyvacijos ir jų trukmė atitinkamose žingsnio fazėse (reikšmės pateiktos medianomis): a) dešinė pusė; b) kairė pusė. Pilkai pavaizduotos trukmės atramos ir mosto fazėse, *–* dviguboje atramoje, o–o vienguboje atramoje, x–x priešmojo fazėje

Fig. 3.18. CPd2 subject activations' onsets and offsets with the duration, right vs left side in one gait cycle: a) right side; b) left side. Values are presented as medians. The thick grey lines represent timing instances in stance and swing, *–* indicates double support, o–o specifies single support, x–x stands for the pre-swing phase

CPd3 tiriamojo abiejų kūno pusių aktyvacijos PR ir PB taškai, pateikti 5C lentelėje (C priedas). BF, RF, SE ir LG raumenų pradžios taškai reikšmingai skyrėsi tarp pusių mosto fazėje, o BF ir MG raumenų atramos fazėje. Pastebėtas visų raumenų, išskyrus BF, aktyvacijos sutrikimas dvigubos ir viengubos atramos bei priešmojo fazėse, nes nebuvo aptikta nė vienos pirminės aktyvacijos. Taip pat aktyvacijų trukmė ypač sutrumpėjusi kairėje pusėje, lyginant su KO grupe ir dešine pusė. CPd3 kairės ir dešinės pusių aktyvacijų pradžios ir pabaigos taškai su kiekvieno eisenos ciklo trukme pavaizduoti 3.19 paveiksle.

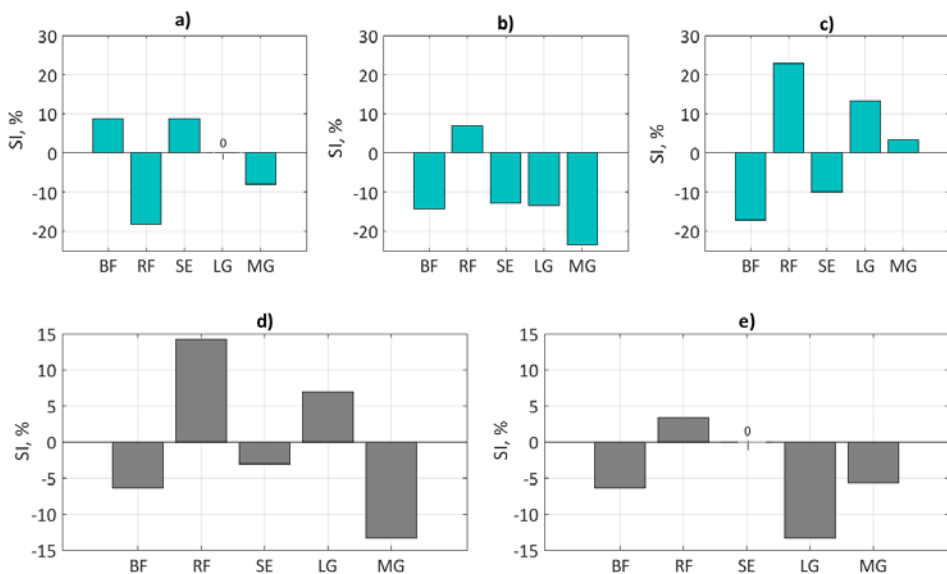
KO grupės aktyvacijų trukmės simetrijos indekso rezultatai parodė, kad eisenos simetrija pasiekama balansuojant tarp pusių (3.20 pav.).



3.19 pav. Abiejų pusių CPd3 tiriamojo pirminės aktyvacijos ir jų trukmė atitinkamose žingsnio fazėse (reikšmės pateiktos medianomis): a) dešinė pusė; b) kairė pusė. Pilkai pavaizduotos trukmės atramos ir mosto fazėse, *–* dviguboje atramoje, o–o viengubojėje atramoje, x–x priešmojo fazėje

Fig. 3.19. CPd3 subject activations' onsets and offsets with the duration, right vs left side in one gait cycle: a) right side; b) left side. Values are presented as medians. The thick grey lines represent timing instances in stance and swing, *–* indicates double support, o–o specifies single support, x–x stands for the pre-swing phase

Atramos, viengubos atramos ir priešmojo fazėse BF raumens trukmės reikšmingai skyrėsi tarp dešinės ir kairės kojų ($p < 0,05$), todėl SI vertės atitinkamai yra 6,45 %, –14,29 % ir –17,14. Reikšmingas SE raumens trukmės skirtumas viengubojėje atramoje ($p < 0,05$) lemia $SI = -12,90$ %. LG raumenyje pasireiškė reikšminga trukmės asimetrija ($p < 0,05$) moste, kai $SI = -13,33$ %, o MG atramos ir viengubos atramos fazėse ($p < 0,01$), kai SI rodiklis atitinkamai –13,33 % ir –23,53 %. Ideali pusių simetrija, kai $SI = 0$, buvo pasiekta SE raumens moste ir LG raumens dvigubos atramos fazėse. Apskritai kairėje pusėje aktyvacijų trukmė yra ilgesnė. Atitinkamai jei kairės pusės BF aktyvumo intervalas atramos fazėje yra ilgesnis, tada priešingai veikia dešinės pusės RF raumuo, nes šie raumenys yra poroje (sinergistai), atitinkamai tas pats vyksta ir RF su SE atramoje bei LG su MG moste.

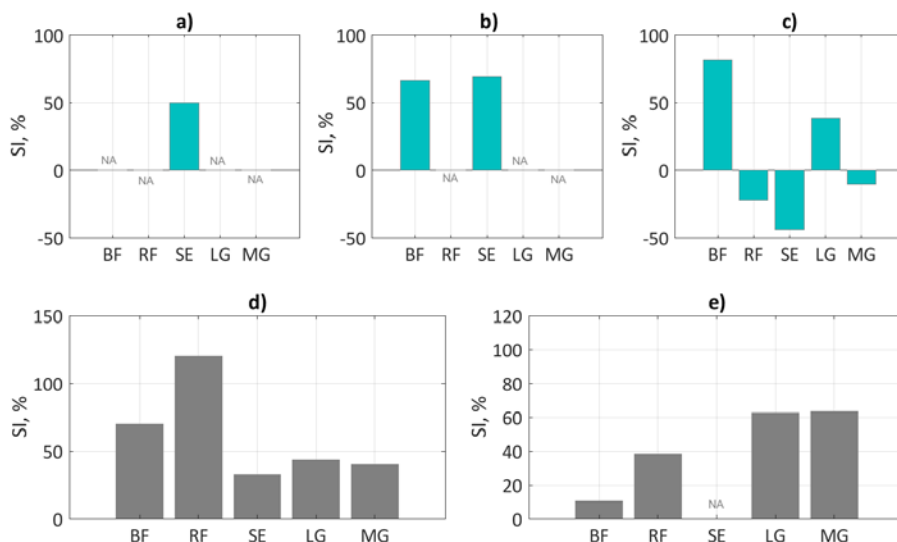


3.20 pav. KO grupės pirminių aktyvacijų simetriją žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas

Fig. 3.20. Symmetry index in gait phases for a muscle of the CO group: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing

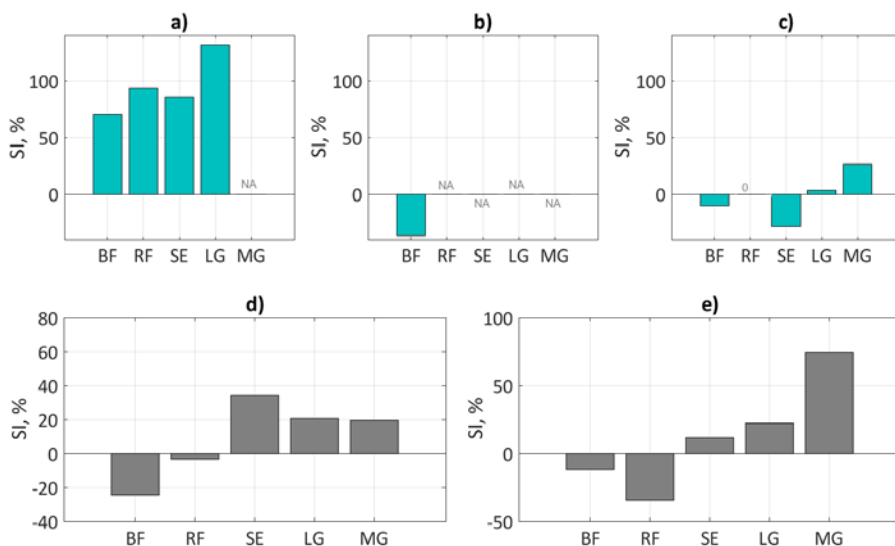
CP tiriamųjų aktyvacijų trukmės simetrijos indeksų rezultatai pateikti 3.21, 3.22, 3.23 ir 3.24 paveiksluose.

Analizuojant pirminių aktyvacijų trukmės simetrijos indeksų rezultatus, pastebėta, kad bendrai visų CP tiriamųjų simetrijos indeksas yra kelis kartus didesnis nei KO grupės tiriamųjų. Taip pat išnyksta KO grupei būdingas tolygus raumenų simetrijos pasiskirstymas tarp pusių, kai raumenys dirba poromis. Dėl raumenų aktyvumo nebuvimo, ypač viengubos ir dvigubos atramos fazėse (CPd3 tiriamajam ir priešmojo fazėje), simetrijos indeksų nustatyti neįmanoma. CPh1 tiriamąjo simetrijos indeksai išreikšti dešinėje pusėje (dešinės pusės hemiplegija). Visiška asimetrija pastebima RF raumenyje atramos fazėje. CPd1 tiriamąjo dvigubos atramos fazėje išreikšta dešinė pusė, o viengubos atramos fazėje išnyksta beveik visų raumenų aktyvacija išskyrus BF. Nors atramos ir mosto fazėse raumenys dirba tarp pusių tolygiai, tačiau indeksų reikšmės artėja link asimetrinių. Visiška asimetrija pastebima LG raumens aktyvacijos dvigubos atramos fazėje. Priešinga situacija pastebima CPd2 tiriamąjo rezultatuose, nes daugiausia raumenų nedirba dvigubos atramos fazėje. Tačiau prasčiausi rezultatai būdingi CPd3 tiriamajam, kur visose fazėse išreikšta dešinė pusė, didelė asimetrija ir atramos aktyvacijos kairėje pusėje visose atramos fazėse.



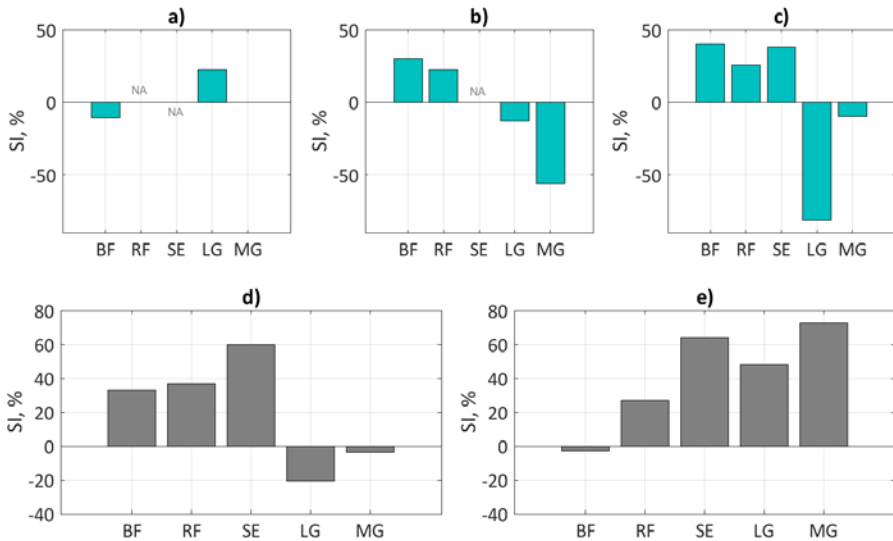
3.21 pav. CPh1 tiriamojo pirminių aktyvacijų simetrija žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas

Fig. 3.21. Symmetry index in gait phases for a muscle of the CPh1 subject: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing



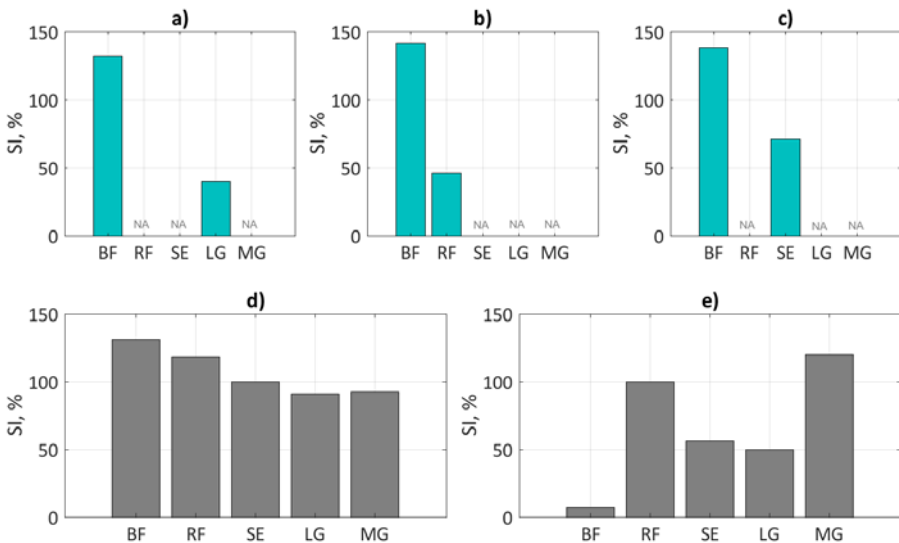
3.22 pav. CPd1 tiriamojo pirminių aktyvacijų simetrija žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas

Fig. 3.22. Symmetry index in gait phases for a muscle of the CPd1 subject: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing



3.23 pav. CPd2 tiriamojo pirminių aktyvacijų simetriją žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas

Fig. 3.23. Symmetry index in gait phases for a muscle of the CPd2 subject: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing



3.24 pav. CPd3 tiriamojo pirminių aktyvacijų simetriją žingsnio fazėse: a) dviguba atrama; b) vienguba atrama; c) priešmojis; d) atrama; e) mostas

Fig. 3.24. Symmetry index in gait phases for a muscle of the CPd3 subject: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing

Apibendrinant EMG rezultatus galima pasakyti, kad net ir sveikiems vaikams idealios vaikų eisenos simetrijos nėra, tačiau pusiausvyra pasiekama paskirstant raumenų aktyvacijas tarp kairės ir dešinės kūno pusių, ko nebuvo pastebėta CP tiriamiesiems. KO grupės asimetrija yra labiau kairėje pusėje, tačiau vėlesnėse fazėse daugiau simetrijos pasiekama dėl raumenų sąveikos. Vizualiai tai sunku pastebėti, todėl gauta asimetrija turi mažai įtakos vaikų eisenos stabilumui. KO grupėje taip pat pastebima pusiausvyra tarp raumenų porų, t. y. BF ir RF, RF ir SE, taip pat LG su MG. CP tiriamiesiems nėra pusiausvyros tarp raumenų porų, atskirų raumenų aktyvacijos trukmė yra ilgesnė vienoje iš kūno pusių arba matomas aktyvacijos nebuvimas tam tikrose eisenos fazėse, kas nėra būdinga sveikiems tiriamiesiems.

Šių laikinių EMG parametrų analizė naudinga apibūdinant vaikų eisena, taip pat kiekybiškai įvertinant, kaip dažnai vaikai naudojami tam tikru aktyvacijos modeliu ir kuo jis skiriasi tarp skirtingų kūno pusių kojų.

3.2. Vaikų eisenos būdingųjų raumens-skeleto modelio parametrų rezultatai

Atlikus simuliacijas RS modeliu, apskaičiuotos raumenų išvystomos ir sąnarių reakcijos jėgos. Šiame darbe analizuojamos BF, RF, SE, LG, MG raumenų jėgos bei klubo, kelio ir čiurnos sąnarių proksimalinės-distalinės reakcijos jėgos, veikiančios statmenai į sąnario paviršiaus plotą. Šios sąnarių reakcijos jėgos parodo spaudimo jėgą į sąnario paviršių. Normalizuotos raumenų išvystomų jėgų maksimalios reikšmės bei jų simetrijos indeksai pateikti 3.25 ir 3.26 paveiksluose.

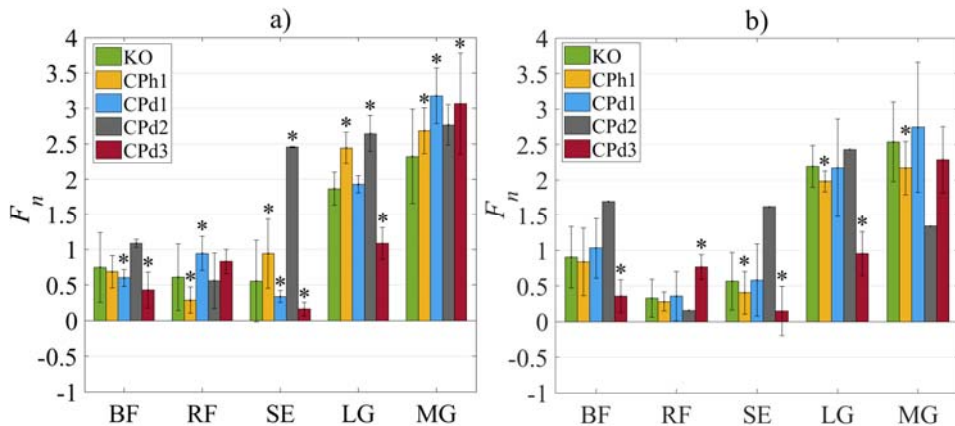
Sveikų tiriamųjų eisenos metu didžiausias raumenų jėgas išvysto blauzdos MG ir LG raumenys, o šlaunies BF, RF ir SE raumenys iki 1,5 karto mažesnes jėgas nei blauzdos. Asimetrija tarp maksimalių raumenų reikšmių KO grupėje neviršija 18 % ribos.

Lyginant su sveikais tiriamaisiais, CPh1 tiriamajam būdingos pažeistos pusės (dešinės) didesnės LG, MG ir SE raumenų reikšmės, nepažeistos mažesnės. CPh1 tiriamajam ryškiausia asimetrija būdinga tarp SE raumens jėgų reikšmių, t. y. apie 80 %.

CPd1 tiriamajam būdingos didesnės dešinės pusės MG ir RF raumenų jėgos, o BF ir SE mažesnės. Taip pat šio tiriamojo asimetrija yra ryškiausia iš visų tiriamųjų, kur RF raumenyje ji siekia 98 %, o BF ir SE raumenyse siekia 46–49 %.

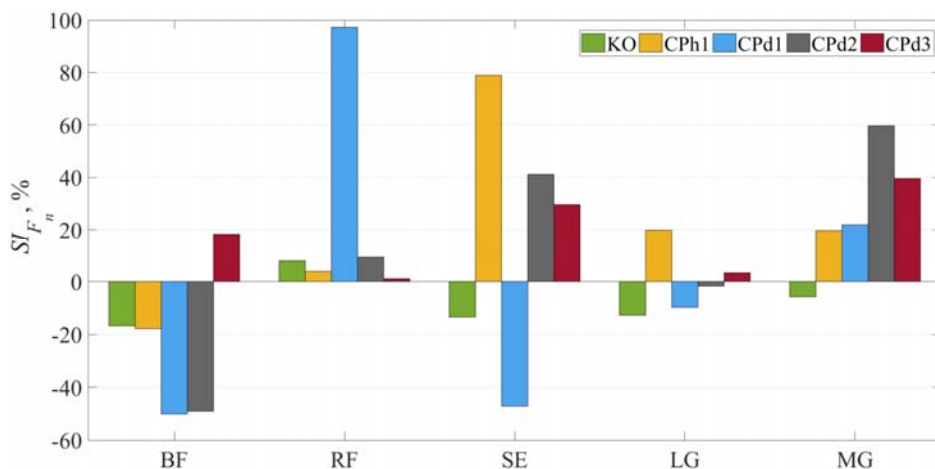
CPd2 tiriamojo visų raumenų maksimalios reikšmės skiriasi nuo KO grupės, išskyrus RF raumens dešinėje pusėje ir LG kairėje pusėje. Ryškiausia asimetrija pasireiškė BF, SE ir MG raumenų jėgose, kuri vyrauja nuo 40 iki 60 %.

CPd3 tiriamajam būdingas ryškus raumenų jėgos sumažėjimas BF, SE ir LG raumenyse abiejose kūno pusėse. Asimetrija ryškiausia tarp SE ir MG raumenų jėgų, kur ji siekia 30–40 %.



3.25 pav. KO grupės ir CP tiriamųjų maksimalios raumenų jėgų reikšmės: a) dešinė pusė; b) kairė pusė; * statistiškai reikšmingas skirtumas tarp KO grupės ir CP tiriamųjų ($p < 0,05$)

Fig. 3.25. Maximum values of muscle forces in the CO group and CP subjects: a) right side; b) left side; * – indicates a significant difference ($p < 0.05$) in the CO group vs CP subjects

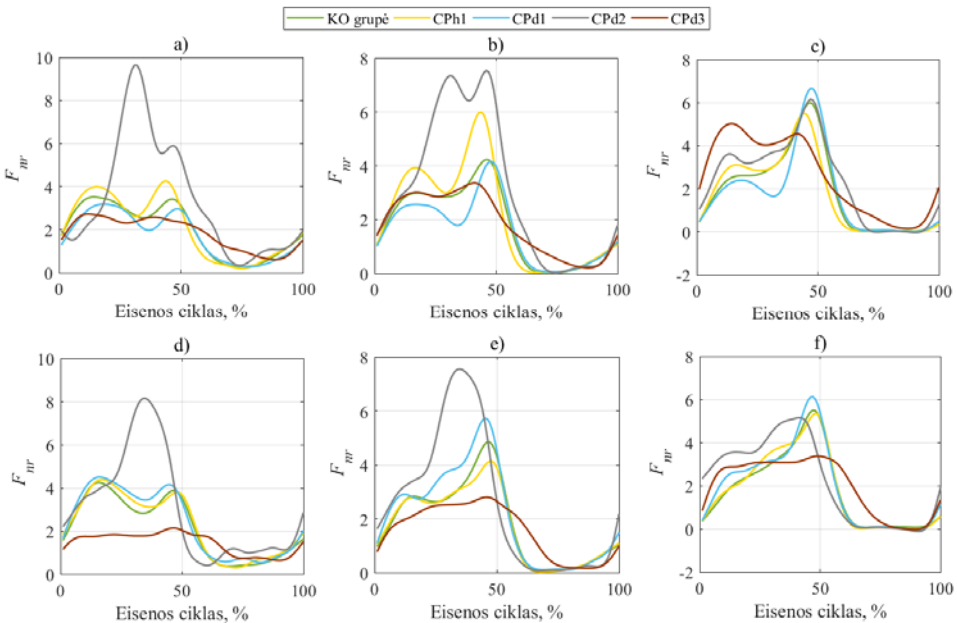


3.26 pav. KO grupės ir CP tiriamųjų maksimalių raumenų jėgų reikšmių simetrijos indeksai

Fig. 3.26. Symmetry indices of maximal muscle force values of the CO group and CP subjects

Apibendrinant raumenų jėgų rezultatus galima teigti, jog atskirų raumenų jėgos padidėjimas ar sumažėjimas vienoje iš kūno pusių, sudaro sąlygas pusiausvyros praradimui eisenos metu. Be to, sumažėjusios raumenų jėgos sukelia sąnarių judesių pokyčius: RF raumens – klubo lenkimo, BF raumens – klubo tiesimo, SE, MG ir LG raumenys – kelio lenkimo bei MG ir LG raumenys – čiurnos lenkimo.

Vidutinės sąnarių reakcijos jėgų kreivės klubo, kelio ir čiurnos sąnariams pateiktos 3.27 paveiksle, o jų maksimalios reikšmės – 3.5 lentelėje. Eisenos metu didžiausios apkrovos sąnariams tenka atramos fazės metu, kurioje yra didžiausios jėgų reikšmės. Tačiau, CP sergantiems tiriamiesiems šios apkrovos reikšmingai didesnės nei sveikiems tiriamiesiems. Ypač ryškūs pokyčiai vyksta CPd2 tiriamojo klubo ir kelio sąnariuose, CPh1 tiriamojo pažėistos pusės (dešinės) kelio ir klubo sąnariuose bei visuose CPd3 tiriamojo sąnariuose. CPd2 ir CPh1 tiriamųjų per didelės apkrovos, atsiranda dėl eisenos sulenktais keliais. CPd3 tiriamojo sąnarių reakcijos jėgos yra gerokai mažesnės nei sveikų tiriamųjų, nes mažos raumenų išvystomos jėgos daro įtaką sąnarių reakcijos jėgų dydžiams. Atsižvelgiant ir į eksperimentinių tyrimų metu gautus rezultatus galima teigti, jog šiam tiriamajam yra abiejų apatinių galūnių raumenų silpnumas.



3.27 pav. KO grupės ir CP tiriamųjų vidutinės sąnarių reakcijos jėgų kreivės:

- a) dešinio klubo; b) dešinio kelio; c) dešinės čiurnos; d) kairio klubo;
e) kairio kelio; f) kairės čiurnos

Fig. 3.27. Mean joint reaction force curves for the CO group and CP subjects: a) right hip; b) right knee; c) right ankle; d) left hip; e) left knee; f) left ankle

3.5 lentelė. Sąnarių reakcijos jėgų maksimalios reikšmės**Table 3.5.** Maximums of joint reaction forces

Tiriamųjų grupė	Kūno pusė	Klubas	Kelis	Čiurna
KO	D	4,20 (1,05)	4,62 (0,74)	6,41 (0,86)
	K	4,67 (0,79)	5,41(0,76)	6,01 (0,61)
CPh1	D	6,78 (0,85)*	4,70 (0,82)	6,09 (0,46)*
	K	4,63 (0,57)*	4,35 (0,39)	5,66 (0,34)*
CPd1	D	3,62 (0,24)*	4,61 (0,40)*	7,79 (0,56)*
	K	4,82 (0,72)*	6,11 (0,45)*	6,58 (0,39)*
CPd2	D	9,64 (0,14)	7,66 (0,50)	6,16 (0,78)
	K	8,15 (0)	7,55 (0)	5,15 (0)
CPd3	D	3,09 (1,30)	3,78 (0,57)	5,71 (1,13)
	K	2,37 (0,93)	3,17 (0,68)	4,36 (0,64)

Reikšmės pateiktos medianomis (MAD), **pusjuodžiu šriftu** išryškintos reikšmės nurodo statistiškai reikšmingą skirtumą tarp KO grupės ir CP tiriamųjų ($p < 0,05$), * statistiškai reikšmingas skirtumas tarp kūno pusių ($p < 0,05$).

Apibendrinant sąnarių reakcijos jėgų rezultatus galima teigti, jog ilgą laiką veikiančios didelės apkrovos sąnariams gali sukelti įvairius pakitimus sąnariuose, t. y. atsiras kelio sąnario skausmai arba girnelės patologija. Apkrovoms dėl eisenos sulenktas keliais mažinti rekomenduojama skirti botulino toksino injekcijas į per dideles raumens jėgas išvystančius raumenis bei čiurnos–pėdos arba kelio–čiurnos–pėdos ortezus, taip sumažinant asimetriją, padidinant pusiausvyrą ir stabilizuojant sąnarių padėtis eisenos metu. Esant mažoms daugelio raumenų bei sąnarių reakcijos jėgoms, rekomenduojama stabilizuoti klubo ir kelio sąnarių lenkimo judesius naudojant dinامينius arba atramos reakcijos ortezus, botulino toksino terapija bei chirurginės intervencijos.

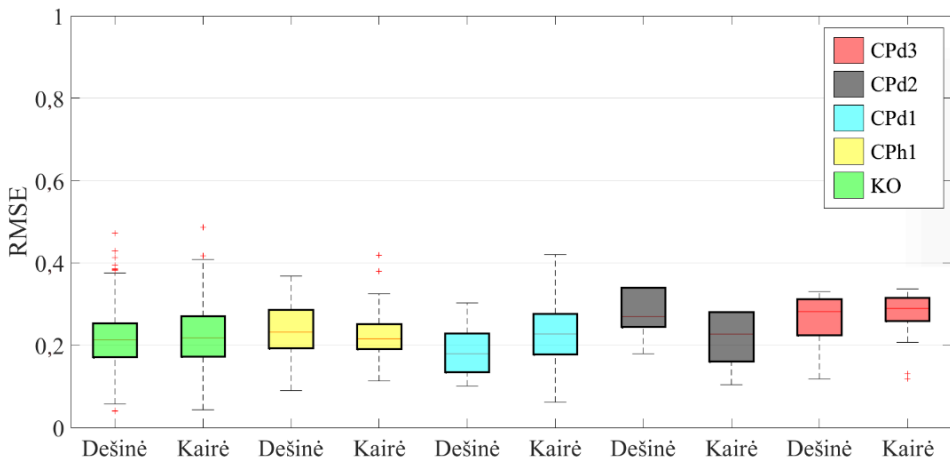
3.3. Raumens-skeleto modelio tikslumo vertinimo rezultatai

Pirmiausia buvo nustatomas apskaičiuojamų aktyvacijų skirtumas tarp RS modelių keičiant tik antropometrinius tiriamųjų dydžius, keičiant antropometrinius tiriamųjų dydžius ir naudojant vaikų riebalinio sluoksnio procentinę išraišką. Pasitebėta, kad aktyvacijų pobūdžiui ir jų pasiskirstymui eisenos cikle riebalinio sluoksnio procentinės išraiškos naudojimas įtakos neturi. Tačiau šios išraiškos naudojimas turi įtakos aktyvacijų amplitudžių dydžiui, t. y. pakeitus riebalinio sluoksnio išraišką aktyvacijų amplitudės padidėja iki 20 proc. Kadangi, atliekant RS modelio tikslumo ir stabilumo patikrinimą, nėra vertinamas amplitudžių dydis,

atskirai šie skirtingi atvejai nenagrinėjami. Tikrinamas RS modelio su pakeista vaikų riebalinio sluoksnio išraiška tikslumas ir stabilumas.

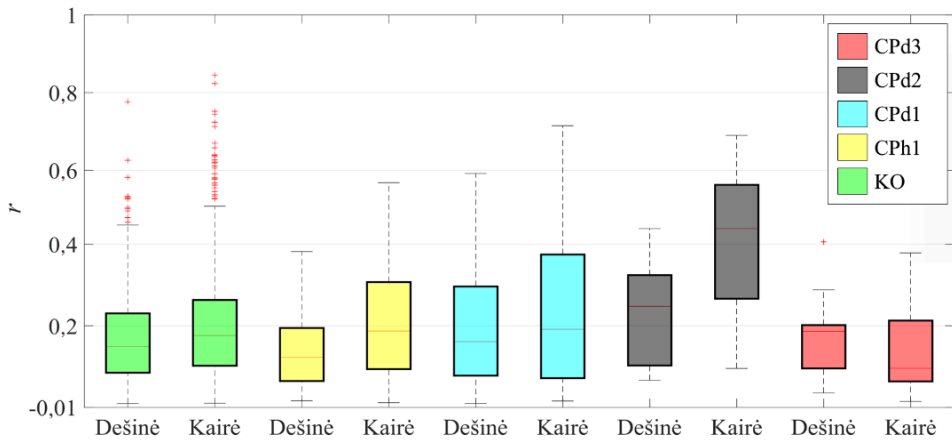
Tikslumo tikrinimui pirmiausia vertinamos RMSE reikšmės tarp BF, RF, SE, LG ir MG išmatuotų eksperimentinių tyrimų metu EMG ir RS modeliu apskaičiuotų kreivių. 3.28 paveiksle pateiktos vidutinės visų raumenų RMSE vertės KO grupei ir atskiriems CP tiriamiesiems. RMSE vertės tarp KO grupės ir CP tiriamųjų nesiskiria, o tai reiškia, kad modelis stabiliai veikia tiek su sveikų, tiek su CP sergančių vaikų duomenimis. RMSE tarp kreivių vidutiniškai svyruoja nuo 0,18 iki 0,29. Išsamūs RMSE reikšmių rezultatai pateikti C priede.

Kreivių tarpusavio koreliacijai įvertinti skaičiuojami Pirsono koreliacijos koeficientai, tarp BF, RF, SE, LG ir MG išmatuotų eksperimentinių tyrimų metu EMG ir RS modeliu apskaičiuotų kreivių. 3.29 paveiksle pateiktos vidutinės visų raumenų koreliacijos koeficiento vertės KO grupei ir atskiriems CP tiriamiesiems. Pažymėtina, jog vertės tarp KO grupės ir CP tiriamųjų nesiskiria, išskyrus CPd2 tiriamąjį, o tai reiškia, kad modelis gana stabiliai veikia tiek su sveikų, tiek su CP sergančių vaikų duomenimis. Koreliacijos koeficiento reikšmės tarp kreivių vidutiniškai svyruoja nuo 0,06 iki 0,45, t. y. nuo silpnos koreliacijos iki vidutinės. KO grupėje pastebimas didesnis skaičius reikšmių nepatenkančių į tarpkvartilių intervalą. Šios reikšmės atsiranda dėl didelės KO grupės tiriamųjų imties ir yra nevertinamos analizuojant visų raumenų vidutines reikšmes. Išsamūs koreliacijos koeficientų rezultatai pateikti C priede.



3.28 pav. Vidutinės RMSE reikšmės tarp KO grupės ir CP tiriamųjų išmatuotų ir apskaičiuotų raumenų aktyvacijų: + – išskirtys, nepatenkančios į tarpkvartilių intervalą

Fig. 3.28. Mean RMSE values between measured and calculated muscle activations in the CO group and CP subjects: + – outliers of boxplots



3.29 pav. Vidutinės koreliacijos koeficiento reikšmės tarp KO grupės ir CP tiriamųjų išmatuotų ir apskaičiuotų raumenų aktyvacijų: + – išskirtys, nepatenkančios į tarpkvartilių intervalą

Fig. 3.29. Mean correlation coefficient values between measured and calculated muscle activations in the CO group and CP subjects: + – outliers of boxplots

3.6 lentelė. SPM analizės rezultatai

Table 3.6. Results of the SPM analysis

Tiriamųjų grupė	Kūno pusė	Raumenų aktyvacijų nesutapimas, %				
		BF	RF	SE	LG	MG
Visi	D <i>n</i> = 464	21,1±17,3	16,4±19,2	24,0±18,8	22,5±15,7	29,6±18,9
	K <i>n</i> = 460	30,5±23,0	19,4±20,0	26,8±18,8	29,8±18,9	28,8±16,9
	Abi <i>n</i> = 924	25,8±20,6	17,9±19,4	25,4±18,6	26,1±17,5	29,2±17,7
KO	D <i>n</i> = 376	21,5±17,2	17,0±20,1	24,6±18,7	24,4±15,4	31,9±18,4
	K <i>n</i> = 373	30,0±22,4	20,2±21,1	27,1±18,0	29,3±20,1	29,0±17,2
	Abi <i>n</i> = 749	25,8±20,1	18,6±20,2	25,9±18,1	26,8±17,8	30,4±17,6
CPh1	D <i>n</i> = 41	39,0	19,0	36,0	12,0	50,0
	K <i>n</i> = 41	44,0	26,0	46,0	36,0	41,0
	Abi <i>n</i> = 82	41,5±3,5	22,5±4,9	41,0±7,1	24,0±16,9	45,5±6,4

3.6 lentelės pabaiga

Tiriamųjų grupė	Kūno pusė	Raumenų aktyvacijų nesutapimas, %				
		BF	RF	SE	LG	MG
CPd1	D <i>n</i> = 32	35,0	25,0	38,0	14,0	21,0
	K <i>n</i> = 32	56,0	24,0	41,0	28,0	23,0
	Abi <i>n</i> = 64	45,5±14,8	24,5±0,7	39,5±2,1	21,0±9,9	22,0±1,4
CPd2	D <i>n</i> = 2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	K <i>n</i> = 1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
	Abi <i>n</i> = 3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
CPd3	D <i>n</i> = 13	1,0	11,0	0,0	35,0	37,0
	K <i>n</i> = 13	4,0	4,0	0,0	17,0	11,0
	Abi <i>n</i> = 26	2,5±2,1	7,5±4,9	0,0	26,0±12,7	24,0±18,4

3.6 lentelėje pateikti KO grupės ir atskirų CP tiriamųjų SPM analizės rezultatai rodo raumenų aktyvacijų nesutapimą procentais eisenos cikle.

Bendrai RS modeliu gautų raumenų aktyvacijų nesutapimas svyruoja nuo 16,4 iki 30,5 %, KO grupės – nuo 17,0 iki 31,9 %, CPh1 tiriamojo – nuo 12,0 iki 50,0 %, CPd1 tiriamojo – nuo 14,0 iki 56,0 %, CPd2 tiriamojo visos aktyvacijos sutampa, o CPd3 tiriamojo – nuo 0 iki 37,0 %. Vidutinis aktyvacijų nesutapimas varijuoja tarp skirtingų raumenų ir tiriamųjų, tačiau didžiausias nesutapimas pastebėtas CPh1 tiriamojo BF, SE ir MG raumenų aktyvacijose bei CPd1 tiriamojo BF ir SE raumenyse. Akcentuotina, kad CPd2 tiriamojo raumenų aktyvacijų nesutapimo nėra, o CPd3 tiriamojo vidutinis nesutapimas neviršija 26 % ribos.

3.7 lentelėje pateikti aktyvumo sutapimo rezultatai, kurių metu vertinamas tik aktyvumo sutapimas tarp kreivių. Vidutinis visų tiriamųjų RS modeliu gautų raumenų aktyvumo sutapimas svyruoja nuo 50,7 iki 68,4 %, KO grupės – nuo 58,1 iki 75,6 %, CPh1 tiriamojo – nuo 47,3 iki 75,8 %, CPd1 tiriamojo – nuo 48,4 iki 72,7 %, CPd2 tiriamojo – nuo 38,1 iki 92,9 %, o CPd3 tiriamojo – nuo 32,6 iki 75,5 %. Reikšmingo skirtumo tarp KO grupės ir CP tiriamųjų nepastebėta.

3.7 lentelė. Raumenų aktyvumo sutapimas tarp EMG ir RS modelio raumenų aktyvacijų
Table 3.7. Coincidence of muscle activity between EMG and RS model muscle activations

Tiriamųjų grupė	Kūno pusė	Raumenų aktyvumo sutapimas, %				
		BF	RF	SE	LG	MG
Visi	D <i>n</i> = 464	66,5±25,4	50,7±27,8	61,5±29,3	57,2±29,1	66,5±25,3
	K <i>n</i> = 460	60,8±25,4	58,9±27,9	54,3 ±27,8	62,8±24,9	70,1±21,4
	Abi <i>n</i> = 924	63,5±25,5	54,9±28,1	57,7±28,1	60,0±27,1	68,4±23,3
KO	D <i>n</i> = 376	61,5±23,1	58,1±23,4	60,9±23,6	62,4±22,8	64,9±24,1
	K <i>n</i> = 373	62,1±24,2	59,9±23,2	64,7±21,9	67,5±21,8	75,6±18,3
	Abi <i>n</i> = 749	61,8±24,6	59,0±23,3	62,8±22,7	64,9±22,3	70,3±21,2
CPh1	D <i>n</i> = 41	61,5±27,9	54,6±25,3	57,6±35,7	47,3±27,8	64,3±29,1
	K <i>n</i> = 41	57,5±25,3	62,8±29,6	53,5±23,9	63,1±24,2	75,8±20,6
	Abi <i>n</i> = 82	59,5±26,6	58,7±27,5	55,6±29,8	55,2±26,0	70,1±24,9
CPd1	D <i>n</i> = 32	72,4±21,9	48,4±30,4	61,1±26,2	69,3±20,2	72,7±18,8
	K <i>n</i> = 32	65,3±27,2	60,2±20,8	63,1±29,5	54,5±27,3	61,6±22,8
	Abi <i>n</i> = 64	68,9±24,6	54,3±25,6	62,1±27,9	61,9±23,8	67,2±20,8
CPd2	D <i>n</i> = 2	92,9±10,1	75,5±14,5	91,4±8,9	96,7±2,3	38,1±0,9
	K <i>n</i> = 1	68,5	95,8	66,0	84,5	96,5
	Abi <i>n</i> = 3	84,7±15,8	82,3±15,6	82,9±15,9	92,7±7,3	57,6±33,7
CPd3	D <i>n</i> = 13	59,9±26,1	40,5±29,3	67,8±16,6	51,1±38,1	62,3±29,9
	K <i>n</i> = 13	58,2±24,3	32,6±28,1	35,8±27,8	75,5±18,5	70,1±16,4
	Abi <i>n</i> = 26	59,1±25,2	36,6±28,7	51,8±22,2	63,3±28,3	66,2±23,2

Apibendrinant galima teigti, kad gauti RS modelio raumenų aktyvacijų tikslumo ir stabilumo rezultatai parodo, kokio aktyvacijų sutapimo galima tikėtis. Skirtumai tarp išmatuotų ir apskaičiuotų raumenų aktyvacijų atsiranda dėl:

1. RS modelio aktyvacijų pradžios vėlinimo;
2. vaikams būdingo raumenų aktyvacijų šablono eisenos cikle nebuvimo, t. y. kiekvieno vaiko raumenų aktyvacijas reikėtų vertinti individualiai;
3. didelio RS modelio išvesčių skaičiaus, nes konkretus raumuo yra padalintas į kelias skaidulas, o atliekant matavimus EMG signalas labiau susijęs su aktyvumu stambiausiose raumens dalyse, esančiose arčiausiai elektrodų.

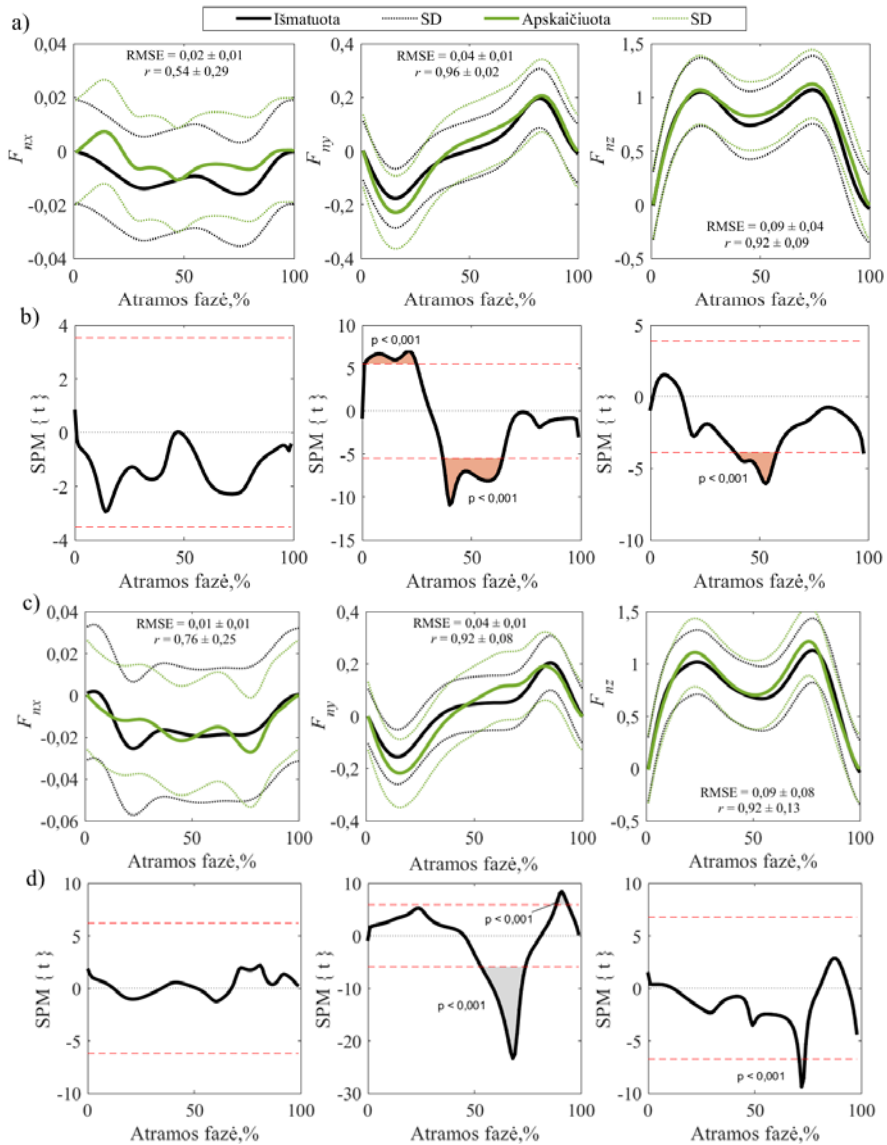
Be to, net ir kiti mokslininkai, atlikę šio RS modelio tikslumo vertinimo tyrimus suaugusiems žmonėms, pastebėjo panašias tendencijas (Damsgaard et al., 2006). Tačiau paminėtina, kad apskritai nėra nustatyta tikslaus ryšio tarp EMG signalo ir tikrosios raumenų jėgos. Išmatuoti tikras raumenų jėgas iš tiesų labai sunku. Raumenų aktyvacijos ir ypač raumenų jėgų ne tik negalima tiksliai išmatuoti, bet ir kai kurių raumenų aktyvacijų išmatuoti paviršiniaisiais elektrodais neįmanoma. Būtent tai ir suteikia RS modeliams ypatingą svarbą, nes daugeliu atvejų jie yra vienintelis būdas įvertinti tam tikrą vertingą informaciją, pvz., vidines kūno jėgas.

Galiausiai yra vertinamas RS modelio tikslumas skaičiuojant ARJ jėgas eisenos metu. RS modelio tikslumui vertinti lyginamos tų pačių išmatuotų ir apskaičiuotų eisenos ciklų ARJ kreivės (3.30 ir 3.31 pav.). Šio vertinimo metu CP tiriamieji sujungiami į vieną grupę dėl mažos išmatuotų ARJ kreivių imties.

Analizuojant KO grupės vertikaliosios (F_{nz}) ir priekinės-užpakalinės (F_{ny}) jėgų koreliaciją tarp išmatuotų ir apskaičiuotų kreivių, pastebėta labai stipri koreliacija abiejose kūno pusėse (3.30 pav. a ir 3.31 pav. a), t. y. reikšmės nuo 0,92 iki 0,96. Tačiau tarp vidinės-išorinės (F_{nx}) jėgos kreivių abiejose kūno pusėse nustatyta vidutinė koreliacija, t. y. nuo 0,54 iki 0,67.

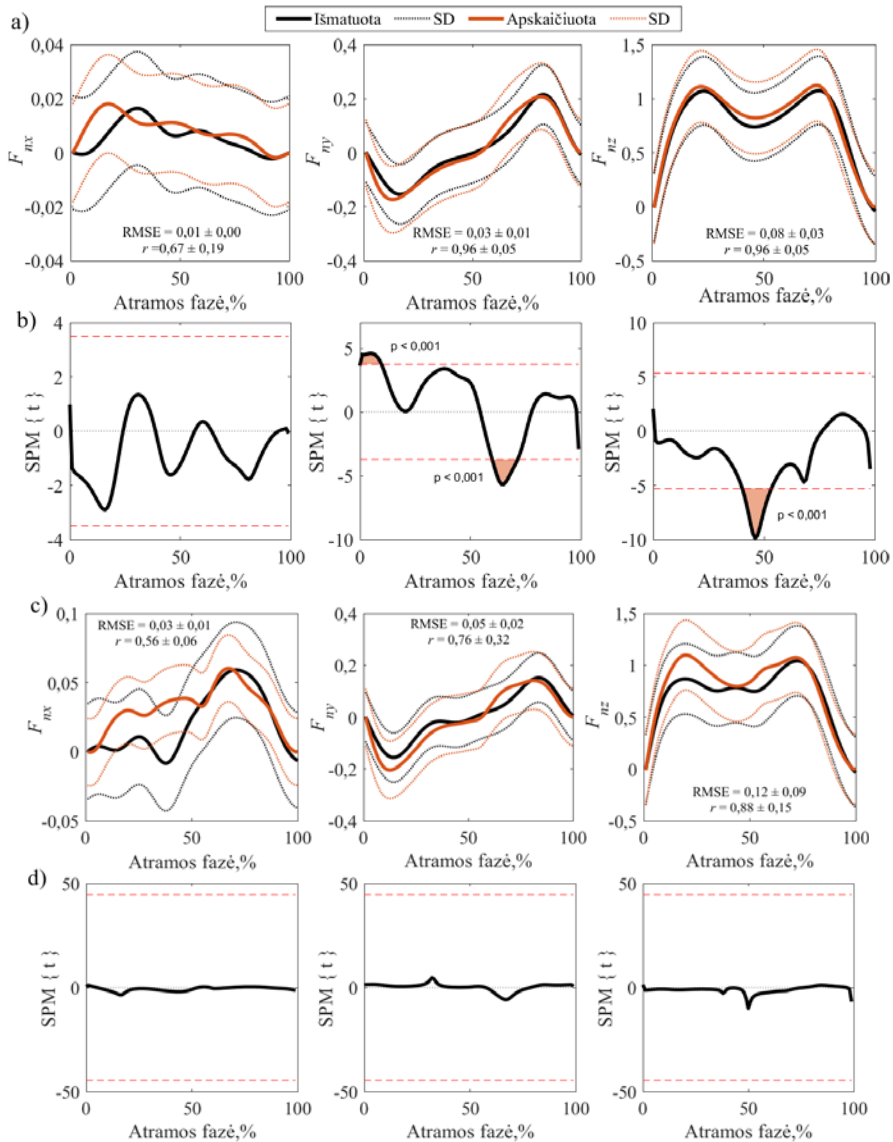
Analizuojant CP grupės vertikaliosios (F_{nz}) ir priekinės-užpakalinės (F_{ny}) jėgų koreliaciją tarp išmatuotų ir apskaičiuotų kreivių, pastebėta labai stipri (0,92) koreliacija dešinėje kūno pusėje (3.30 pav. c), kai tuo tarpu kairėje (3.31 pav. c) nustatyta stipri (0,76–0,88) koreliacija. Tačiau tarp vidinės-išorinės (F_{nx}) jėgos kreivių nustatyta stipri koreliacija (0,76) dešinėje (3.30 pav. c), o vidutinė (0,56) – kairėje (3.31 pav. c).

RMSE vertės KO ir CP grupėse yra panašios, kadangi skirtumų tarp RMSE reikšmių arba išvis nėra, arba jie yra maži, t. y. iki 0,04. RMSE abiejose tiriamųjų grupėse vyrauja tarp 0,01 ir 0,03 vidinei-išorinei (F_{nx}) jėgai, tarp 0,03 ir 0,05 priekinei-galinei (F_{ny}) jėgai bei tarp 0,08 ir 0,12 vertikaliajai (F_{nz}) jėgai.



3.30 pav. Dešinės kojos išmatuotų ir apskaičiuotų atramos reakcijos jėgos kreivių palyginimo rezultatai: a) KO grupės vidutinės atramos reakcijos kreivės; b) KO grupės kreivių nesutapimas; c) CP tiriamųjų vidutinės atramos reakcijos kreivės; d) CP tiriamųjų kreivių nesutapimas

Fig. 3.30. Results of the comparison of ground reaction force curves measured and calculated for the right leg: a) averaged force curves for the CO group; b) CO group curves mismatch; c) averaged force curves for the CP subjects; d) CP subjects curves mismatch



3.31 pav. Kairės kojos išmatuotų ir apskaičiuotų atramos reakcijos jėgos kreivių palyginimo rezultatai: a) KO grupės vidutinės atramos reakcijos kreivės; b) KO grupės kreivių nesutapimas; c) CP tiriamųjų vidutinės atramos reakcijos kreivės; d) CP tiriamųjų kreivių nesutapimas

Fig. 3.31. Results of the comparison of ground reaction force curves measured and calculated for the left leg: a) averaged force curves for the CO group; b) CO group curves mismatch; c) averaged force curves for the CP subjects; d) CP subjects curves mismatch

SPM analizės metu buvo nustatomas išmatuotų ir RS modeliuotų kreivių nesutapimas. KO grupėje pastebėti priekinės-užpakalinės (F_{ny}) ir vertikaliosios (F_{nz}) jėgų nesutapimai abiejose kūno pusėse (3.30 pav. b ir 3.31 pav. b). Išmatuotos dešinės pusės priekinės-užpakalinės (F_{ny}) jėgos lėtėjimo pikų reikšmės yra didesnės apskaičiuotos RS modeliu (3.30 pav. b), o kairės pusės didesnės išmatuotos nei apskaičiuotos reikšmės įtakos eisenos vertinimui neturi, nes nesutapimas neapima lėtėjimo piko zonos (3.31 pav. b). Abiejų kūno pusių priekinės-užpakalinės (F_{ny}) jėgos kreivių reikšmių nesutapimas eisenos ciklo viduryje eisenos vertinimui įtakos taip pat neturi, nes šioje zonoje nėra įprastai vertinamų jėgos pikų. Mažesnės išmatuotos vertikaliosios (F_{nz}) jėgos reikšmės pastebėtos eisenos ciklo viduryje. Vertinant ARJ parametrus eisenos metu šie nesutapimai gali daryti įtaką atramos fazės vidurio jėgos interpretavimui.

CP grupėje pastebėti tik dešinės pusės priekinės-užpakalinės (F_{ny}) ir vertikaliosios (F_{nz}) jėgų nesutapimai (3.30 pav. d). Šie nesutapimai neturi įtakos vertinimui, nes priekinės-užpakalinės (F_{ny}) jėgos nesutapimas nepatenka į vertinamų pikų zoną, o vertikaliosios (F_{nz}) jėgos nesutapimo zona yra labai maža. CP grupės kairės pusės ARJ jėgų nesutapimų nepastebėta (3.30 pav. d).

Pažymėtina, kad mokslininkai tyrę šio RS modelio ARJ nustatymo tikslumą suaugusiems žmonėms, gavo labai panašius rezultatus (Fluit et al., 2014).

Apibendrinant galima teigti, jog RS modelis tiksliai apskaičiuoja F_y ir F_z jėgas, mažiau patikimi rezultatai gaunami skaičiuojant F_x jėgas. CP tiriamųjų ARJ kreivių nesutapimas yra mažesnis nei KO grupės tiriamųjų, o tai leidžia teigti, jog motorinių funkcijų sutrikimas eisenos metu neturi įtakos modelio tikslumui. Todėl ARJ jėgos apskaičiavimas visuose eisenos cikluose sprendžia problemas, susijusias su matavimais atliekamais jėgos plokštėmis.

3.4. Trečiojo skyriaus išvados

Atlikus eksperimentinius ir RS modelio tyrimus buvo gautos šios išvados:

1. Nustatyti CP tiriamųjų laiko ir atstumo parametrų pokyčiai tokie kaip, pailgėjusi atramos ir sutrumpėjusi mosto fazės, eisenos dažnio ir greičio sumažėjimas, sutrumpėję ir iki 2,5 kartų platesni žingsniai bei asimetrija tarp kūno pusių tiesiogiai susiję su pažeidimo lygiu ir CP forma. Šiuos pokyčius lemia raumenų spastiškumas, pusiausvyros ir koordinacijos sutrikimai.
2. Kinematiniai parametrai atspindi patologinės eisenos šablonus būdingus skirtingoms CP formoms: iki 36 % padidėjusios klubo sąnario ir iki 19,0 % kelio sąnario lenkimo / tiesimo bei iki 40,5 % čiurnos sąnario lenkimo amplitudės yra sulenktų kelių eisenos pasekmė; iki 55,4 %

sumažėjęs kelio lenkimas / tiesimas yra eisenos ant pirštų galų pasekmė. Nustačius patologinės eisenos šabloną galima skirti įvairias ortopedines priemones normalios arba bent jau artimos normaliai eisenos kinematiniams parametrams atstatyti.

3. Analizuojant CP tiriamųjų ARJ nustatyta, kad didesnės vidinės jėgos reikšmės yra dėl išreikštos pėdos eversijos, lėtėjimo jėgos didesni pikai – dėl eisenos ant pirštų galų bei ryški išorinės-vidinės jėgos asimetrija, siekianti net iki 100 %.
4. Raumenų aktyvacijų simetrijos indeksas yra kelis kartus didesnis nei KO grupės tiriamųjų, nėra tolygaus simetrijos pasiskirstymo tarp porose dirbančių raumenų, mažas aktyvumas viengubos ir dvigubos atamos fazėse, aktyvacijos sumažėjimas pažeistuose raumenyse.
5. Sveikų tiriamųjų eisenos metu didžiausias raumenų jėgas išvysto blauzdos MG ir LG raumenys, o šlaunies BF, RF ir SE raumenys – iki 1,5 karto mažesnes jėgas nei blauzdos. Asimetrija tarp maksimalių raumenų reikšmių neviršija 18 % ribos. CP tiriamųjų raumenų jėgų reikšmėse vyrauja disbalansas, t. y. reikšmingas tam tikrų raumenų jėgos padidėjimas arba sumažėjimas. CP tiriamiesiems būdinga padidėjusi asimetrija, kuri kai kuriuose raumenyse siekia net iki 80–100 %.
6. Atliktas RS modelio raumenų aktyvacijų tikslumo vertinimas, kurio metu nustatyta, kad RMSE reikšmės tarp išmatuotų ir RS modeliu apskaičiuotų kreivių vidutiniškai svyruoja nuo 0,18 iki 0,29, koreliacijos koeficiento reikšmės yra nuo 0,06 iki 0,45 (nuo silpnos koreliacijos iki vidutinės), raumenų aktyvacijų nesutapimas svyruoja nuo 16,4 iki 30,5 %, o raumenų aktyvumo sutapimas – nuo 50,7 iki 68,4 %.
7. Atliktas RS modelio ARJ tikslumo vertinimas, kurio metu nustatyta, kad KO grupės vertikaliosios (F_z) ir priekinės-užpakalinės (F_y) jėgų koreliacija tarp išmatuotų ir apskaičiuotų kreivių yra labai stipri abiejose kūno pusėse, o vidinės-išorinės (F_x) jėgos – vidutinė. CP grupės vertikaliosios (F_z) ir priekinės-užpakalinės (F_y) jėgų koreliacija tarp išmatuotų ir apskaičiuotų kreivių yra labai stipri dešinėje kūno pusėje, o kairėje stipri koreliacija. Tarp vidinės-išorinės (F_x) jėgos kreivių nustatyta stipri koreliacija dešinėje ir vidutinė – kairėje. RMSE vertės grupėse vyrauja tarp 0,01 ir 0,03 vidinei-išorinei (F_x) jėgai, tarp 0,03 ir 0,05 priekinei-galinei (F_y) jėgai bei tarp 0,08 ir 0,12 vertikaliajai (F_z) jėgai.

Bendrosios išvados

1. Atlikus eksperimentinius eisenos matavimus, nustatyti būdingieji CP tiriamųjų eisenos parametrai, leidžiantys sudaryti duomenų rinkinį eisenos vertinimo sistemai:

1.1. Eisenos lėtėjimą atspindi nuo 0,44 iki 0,18 sumažėjęs eisenos greitis ir nuo 0,58 iki 0,30 sumažėjęs eisenos dažnis. Stabilumo ir pusiausvyros sutrikimus atspindi 2–2,5 karto trumpesni ir platesni žingsniai bei atsirandanti asimetrija eisenos fazėse bei tarp kūno pusių.

1.2. Kinematinų parametrų pokyčiai, tokie kaip iki 36 % didesnės amplitudės klubo sąnario lenkimas / tiesimas, iki 19,0 % padidėjęs arba iki 55,4 % sumažėjęs kelio lenkimas / tiesimas, iki 40,5 % padidėjęs čiurnos lenkimas bei asimetrija tarp kūno pusių, leidžia įvertinti CP formos ir lygio ypatumus.

1.3. CP tiriamųjų reikšmingai didesnės vidinių jėgų reikšmės, didesni lėtėjimo jėgos pikai bei ryški išorinės-vidinės jėgos asimetrija, siekianti net iki 100 %, atskleidė CP tiriamųjų eisenos ypatumus apie pėdos padėtį atramos fazės metu bei kulno kontakto ir pirštų atsispyrimo metu.

1.4. Atsirandantys EMG parametrų skirtumai tarp KO ir CP tiriamųjų paaiškina laiko ir atstumo, kinematinų ir kinetinių parametrų pokyčių atsiradimo priežastis dėl sutrikusios raumenų veiklos, t. y. sumažėjusio pirminių aktyvacijų dažnio bei atsirandančios asimetrijos tarp aktyvumo trukmės.

2. Aktyvacijų nesutapimas nuo 16,4 iki 30,5 %, raumenų aktyvumo sutapimas nuo 50,7 iki 68,4 %, stipri arba labai stipri apskaičiuojamų ARJ koreliacija bei RMSE vertės tarp ARJ kreivių nuo 0,01 iki 0,12 leidžia konstatuoti, jog RS modelis yra tikslus ir stabilus. RS modeliu apskaičiuojamos ARJ atstoja naudojamas brangias matavimo priemonės ir suteikia galimybę gauti visų eisenos ciklų rezultatus.

3. Sudarytas būdingųjų eisenos parametrų rinkinys ir vaikams adaptuotas RS modelis leidžia naudoti sukurta raumens-skeleto modelių grįstą apatinių galūnių motorikos vertinimo sistemą CP sergantiems vaikams.

4. Išgryninti eisenos biomechaniniai žymenys (laiko, atstumo ir kinematiniai eisenos parametrai, ARJ ir simetrijos indeksas), identifikuoja individualius vaikų patologinės eisenos ypatumus, t. y. eiseną sulenktais keliais ir klubais, krentančios pėdos faktą, ėjimą ant pirštų galų ar į vidų pasuktomis kojomis.

Literatūra ir šaltiniai

- Ai, Q., Ding, B., Liu, Q., & Meng, W. (2016). A Subject-Specific EMG-Driven Musculoskeletal Model for Applications in Lower-Limb Rehabilitation Robotics. *International Journal of Humanoid Robotics*, 13(3).
- Alexander, R. M. N. (1995). Simple models of human movement. *Applied Mechanics Reviews*, 48(8), 461–470.
- Andersen, M. S., Damsgaard, M., MacWilliams, B., & Rasmussen, J. (2010). A computationally efficient optimisation-based method for parameter identification of kinematically determinate and over-determinate biomechanical systems. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(2), 171–183.
- Armand, S., Decoulon, G., & Bonnefoy-Mazure, A. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*, 1(12), 448–460.
- Arnold, A. S., & Delp, S. L. (2005). Computer modeling of gait abnormalities in cerebral palsy: application to treatment planning. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 6(3–4), 305–312.
- Arnold, A. S., Salinas, S., Asakawa, D. J., & Delp, S. L. (2000). Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. *Computer Aided Surgery*, 5(2), 108–119.
- Arnold, E. M., Ward, S. R., Lieber, R. L., & Delp, S. L. (2010). A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(2), 269–279.
- Assassi, L., Charbonnier, C., Schmid, J., Volino, P., & Magnenat-Thalmann, N. (2009). From MRI to anatomical simulation of the hip joint. *Computer Animation and Virtual*

Worlds, 20(1), 53–66.

Bach, M. M., Daffertshofer, A., & Dominici, N. (2021). The development of mature gait patterns in children during walking and running. *European Journal of Applied Physiology*, 121(4), 1073–1085.

Barbosa, J. P., Marques, M. C., Neiva, H. P., Esteves, D., Alonso-Martínez, A. M., Izquierdo, M., Ramirez-Campillo, R., Alvarez, C., & Marinho, D. A. (2019). Effects of Backpacks on Ground Reaction Forces in Children of Different Ages When Walking, Running, and Jumping. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(24), 5154.

Besier, T. F., Fredericson, M., Gold, G. E., Beaupré, G. S., & Delp, S. L. (2009). Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *Journal of Biomechanics*, 42(7), 898–905.

Bobbert, M. F., & Casius, L. J. R. (2005). Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(3), 440–446.

Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., & Besier, T. F. (2004). Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(4), 367–395.

Bulea, T. C., Stanley, C. J., & Damiano, D. L. (2017). Part 2: Adaptation of gait kinematics in unilateral cerebral palsy demonstrates preserved independent neural control of each limb. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11, 50.

Burkhart, K. A., Bruno, A. G., Bouxsein, M. L., Bean, J. F., & Anderson, D. E. (2018). Estimating apparent maximum muscle stress of trunk extensor muscles in older adults using subject-specific musculoskeletal models. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(1), 498–505.

Burns, A., Greene, B. R., McGrath, M. J., O'Shea, T. J., Kuris, B., Ayer, S. M., Stroiescu, F., & Cionca, V. (2010). SHIMMERTM - A wireless sensor platform for noninvasive biomedical research. *IEEE Sensors Journal*, 10(9), 1527–1534.

Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 262(2), 639–657.

Charlton, I. W., Tate, P., Smyth, P., & Roren, L. (2004). Repeatability of an optimised lower body model. *Gait and Posture*, 20(2), 213–221.

Chen, P., Kuang, Y., & Li, J. (2016). Human Motion Capture Algorithm Based on Inertial Sensors. *Journal of Sensors*, 2016.

Chiou, I. I. L., & Burnett, C. N. (1985). Values of activities of daily living. A survey of stroke patients and their home therapists. *Physical Therapy*, 65(6), 901–906.

Cığali, B. S., Uluçam, E., & Bozer, C. (2011). 3D Motion Analysis of Hip, Knee and Ankle Joints of Children Aged Between 7-11 Years During Gait. *Balkan Medical Journal*, 2011(2), 197–201.

Colyer, S. L., Evans, M., Cosker, D. P., & Salo, A. I. T. (2018). A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Medicine*, 4(24).

- Crawford, J. R., & Garthwaite, P. H. (2005). Testing for suspected impairments and dissociations in single-case studies in neuropsychology: evaluation of alternatives using monte carlo simulations and revised tests for dissociations. *Neuropsychology*, 19(3), 318–331.
- Crenshaw, J. R., Petersen, D. A., Conner, B. C., Tracy, J. B., Pigman, J., Wright, H. G., Miller, F., Johnson, C. L., & Modlesky, C. M. (2019). Anteroposterior balance reactions of children with and without cerebral palsy: a cross-sectional, observational study of children age 5-12 years. *MedRxiv*, 19006585.
- Crowninshield, R. D., Johnston, R. C., Andrews, J. G., & Brand, R. A. (1978). A biomechanical investigation of the human hip. *Journal of Biomechanics*, 11(1–2), 75–85.
- Cupp, T., Oeffinger, D., Tylkowski, C., & Augsburg, S. (1999). Age-related kinetic changes in normal pediatrics. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 19(4), 475–478.
- Currie, S. J., Myers, C. A., Krishnamurthy, A., Enebo, B. A., & Davidson, B. S. (2016). Methods of Muscle Activation Onset Timing Recorded during Spinal Manipulation. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 39(4), 279–287.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & de Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8), 1100–1111.
- Daunoravičienė, K., Pauk, J., Raso, J., & Griškevičius, J. (2010). Research of muscular activity during gait of persons with cerebral palsy. *Advances in Intelligent and Soft Computing*, 84, 255–261.
- Davis, R. B., Ūnpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575–587.
- De Pieri, E., Lund, M. E., Gopalakrishnan, A., Rasmussen, K. P., Lunn, D. E., & Ferguson, S. J. (2018). Refining muscle geometry and wrapping in the TLEM 2 model for improved hip contact force prediction. *PLoS ONE*.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950.
- Delp, S. L., & Loan, J. P. (1995). A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Computers in Biology and Medicine*, 25(1), 21–34.
- Delp, S. L., & Maloney, W. (1993). Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *Journal of Biomechanics*, 26(4–5), 485–499.
- Deurenberg, P., Weststrate, J. A., & Seidell, J. C. (1991). Body mass index as a measure of body fatness: age- and sex-specific prediction formulas. *British Journal of Nutrition*, 65(2), 105–114.
- Dewolf, A. H., Sylos-Labini, F., Cappellini, G., Lacquaniti, F., & Ivanenko, Y. (2020). Emergence of Different Gaits in Infancy: Relationship Between Developing Neural Circuitries and Changing Biomechanics. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 473.

- Di Nardo, F., Strazza, A., Mengarelli, A., Cardarelli, S., Tigrini, A., Verdini, F., Nascimbeni, A., Agostini, V., Knaflitz, M., & Fioretti, S. (2019). EMG-based characterization of walking asymmetry in children with mild hemiplegic cerebral palsy. *Biosensors*, 9(3), 82.
- Dijkstra, E. J., & Gutierrez-Farewik, E. M. (2015). Computation of ground reaction force using Zero Moment Point. *Journal of Biomechanics*, 48(14), 3776–3781.
- Ding, Z., Tsang, C. K., Nolte, D., Kedgley, A. E., & Bull, A. M. J. (2019). Improving musculoskeletal model scaling using an anatomical atlas: The importance of gender and anthropometric similarity to quantify joint reaction forces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(12), 3444–3456.
- Dodin, P., Martel-Pelletier, J., Pelletier, J. P., & Abram, F. (2011). A fully automated human knee 3D MRI bone segmentation using the ray casting technique. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 49(12), 1413–1424.
- Domagalska-Szopa, M., & Szopa, A. (2019). Gait Pattern Differences Among Children With Bilateral Cerebral Palsy. *Frontiers in Neurology*, 10(183).
- Dorn, T. W., Wang, J. M., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2015). Predictive simulation generates human adaptations during loaded and inclined walking. *PLoS ONE*, 10(4), e0121407.
- Duda, G. N., Brand, D., Freitag, S., Lierse, W., & Schneider, E. (1996). Variability of femoral muscle attachments. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1185–1190.
- Dufek, J. S., Currie, R. L., Gouws, P. L., Candela, L., Gutierrez, A. P., Mercer, J. A., & Putney, L. A. G. (2012). Effects of overweight and obesity on walking characteristics in adolescents. *Human Movement Science*, 31(4), 897–906.
- Durandau, G., Farina, D., & Sartori, M. (2018). Robust Real-Time Musculoskeletal Modeling Driven by Electromyograms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(3), 556–564.
- Dusing, S. C., & Thorpe, D. E. (2007). A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite electronic walkway. *Gait & Posture*, 25(1), 135–139.
- Elnaggar, R. K. (2020). Relationship Between Transverse-plane Kinematic Deviations of Lower Limbs and Gait Performance in Children with Unilateral Cerebral Palsy: A Descriptive Analysis. *Gait and Posture*, 79, 224–228.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., & van den Bogert, A. J. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, 22(2), 131–154.
- Ferrari, A., Benedetti, M. G., Pavan, E., Frigo, C., Bettinelli, D., Rabuffetti, M., Crenna, P., & Leardini, A. (2008). Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait and Posture*, 28(2), 207–216.
- Findlay, B., Switzer, L., Narayanan, U., Chen, S., & Fehlings, D. (2016). Investigating the impact of pain, age, Gross Motor Function Classification System, and sex on health-related quality of life in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 58(3), 292–297.

- Firminger, C. R., Bruce, O. L., Wannop, J. W., Stefanyshyn, D. J., & Edwards, W. B. (2019). Effect of Shoe and Surface Stiffness on Lower Limb Tendon Strain in Jumping. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(9), 1895–1903.
- Fluit, R., Andersen, M. S., Kolk, S., Verdonschot, N., & Koopman, H. F. J. M. (2014). Prediction of ground reaction forces and moments during various activities of daily living. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2321–2329.
- Fluit, R., Carbone, V., Pellikaan, P., van der Krogt, M., Verdonschot, N., & Koopman, B. (2013). A new geometrically consistent musculoskeletal model of the lower extremity based on imaging and cadaver measurements. *Proceedings of the 11th International Symposium, Computer Method in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 01, 15–16.
- Frankenfield, D. C., Rowe, W. A., Cooney, R. N., Smith, J. S., & Becker, D. (2001). Limits of body mass index to detect obesity and predict body composition. *Nutrition*, 17(1), 26–30.
- Galli, M., Cimolin, V., Rigoldi, C., Tenore, N., & Albertini, G. (2010). Gait patterns in hemiplegic children with Cerebral Palsy: Comparison of right and left hemiplegia. *Research in Developmental Disabilities*, 31(6), 1340–1345.
- Ganley, K. J., & Powers, C. M. (2005). Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait & Posture*, 21(2), 141–145.
- Garcia, M., Chatterjee, A., Ruina, A., & Coleman, M. (1998). The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(2), 281–288.
- Gilles, B., Moccozet, L., & Magnenat-Thalmann, N. (2006). Anatomical modelling of the musculoskeletal system from MRI. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 4190 LNCS(Pt 1), 289–296.
- Gordon, D., Robertson, E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). Research Methods in Biomechanics. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(1), i.
- Hainisch, R., Kranzl, A., Lin, Y.-C., Pandey, M. G., & Gfoehler, M. (2020). A generic musculoskeletal model of the juvenile lower limb for biomechanical analyses of gait. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1–9.
- Hassani, W., Mohammed, S., Amirat, Y., & ee--, J. (2013). *Real-Time EMG driven Lower Limb Actuated Orthosis for Assistance As Needed Movement Strategy Robotics: Science and Systems ssss Real-Time EMG driven Lower Limb Actuated Orthosis for Assistance As Needed Movement Strategy*. <http://roboticsproceedings.org/rss09/p54.pdf>.
hal-00919375v1
- Hatze, H. (1978). A general myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biological Cybernetics*, 28(3), 143–157.
- Hausdorff, J. M., Zeman, L., Peng, C. K., & Goldberger, A. L. (1999). Maturation of gait dynamics: Stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *Journal of Applied Physiology*, 86(3), 1040–1047.

- Hegarty, A. K., Kurz, M. J., Stuber, W., & Silverman, A. K. (2016). Changes in mobility and muscle function of children with cerebral palsy after gait training: A pilot study. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(5), 469–486.
- Heine, C. B., & Menegaldo, L. L. (2018). Numerical validation of a subject-specific parameter identification approach of a quadriceps femoris EMG-driven model. *Medical Engineering and Physics*, 53, 66–74.
- Higginson, J. S., Neptune, R. R., & Anderson, F. C. (2005). Simulated parallel annealing within a neighborhood for optimization of biomechanical systems. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1938–1942.
- Higginson, J. S., Zajac, F. E., Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Delp, S. L. (2006). Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of Biomechanics*, 39(10), 1769–1777.
- Hill, A. V. (1970). *First and Last Experiments in Muscle Mechanics*. Cambridge University Press.
- Hof, A. L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait and Posture*, 4(3), 222–223.
- Hof, A. L., & Van den Berg, J. (1981). EMG to force processing I: An electrical analogue of the hill muscle model. *Journal of Biomechanics*, 14(11), 747–758.
- Holm, I., Tveter, A. T., Fredriksen, P. M., & Vøllestad, N. (2009). A normative sample of gait and hopping on one leg parameters in children 7-12 years of age. *Gait & Posture*, 29(2), 317–321.
- Horber, V., Fares, A., Platt, M. J., Arnaud, C., Krägeloh-Mann, I., & Sellier, E. (2020). Severity of Cerebral Palsy-The Impact of Associated Impairments. *Neuropediatrics*, 51(2), 120–128.
- Horsak, B., Pobatschnig, B., Schwab, C., Baca, A., Kranzl, A., & Kainz, H. (2018). Reliability of joint kinematic calculations based on direct kinematic and inverse kinematic models in obese children. *Gait & Posture*, 66, 201–207.
- Huijing, P. A. (1996). Important experimental factors for skeletal muscle modelling: Non-linear changes of muscle length force characteristics as a function of degree of activity. *European Journal of Morphology*, 34(1), 47–54.
- Hullin, M. G., Robb, J. E., & Loudon, I. R. (1996). Gait patterns in children with hemiplegic spastic cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*, 5(4), 247–251.
- Hunt, K. H., & Crossley, F. R. E. (1975). Coefficient of Restitution Interpreted as Damping in Vibroimpact. *Journal of Applied Mechanics*, 42(2), 440.
- Huxley, A. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem.*, 7, 257–318.
- Jacobs, D. A., Koller, J. R., Steele, K. M., & Ferris, D. P. (2018). Motor modules during adaptation to walking in a powered ankle exoskeleton. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 1–15.
- Joseph Hamill, K. M. K. (2014). Biomechanical Basis of Human Movement. In *Lippincott Williams & Wilkins*.

- Jung, Y., Jung, M., Lee, K., & Koo, S. (2014). Ground reaction force estimation using an insole-type pressure mat and joint kinematics during walking. *Journal of Biomechanics*, 47(11), 2693–2699.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383–392.
- Kainz, H., Graham, D., Edwards, J., Walsh, H. P. J., Maine, S., Boyd, R. N., Lloyd, D. G., Modenese, L., & Carty, C. P. (2017). Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait and Posture*, 54, 325–331.
- Kainz, H., Modenese, L., Lloyd, D. G., Maine, S., Walsh, H. P. J., & Carty, C. P. (2016). Joint kinematic calculation based on clinical direct kinematic versus inverse kinematic gait models. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1658–1669.
- Kainz, H., Wesseling, M., & Jonkers, I. (2021). Generic scaled versus subject-specific models for the calculation of musculoskeletal loading in cerebral palsy gait: Effect of personalized musculoskeletal geometry outweighs the effect of personalized neural control. *Clinical Biomechanics*, 87, 105402.
- Karnath, H. O., Rüter, J., Mandler, A., & Himmelbach, M. (2009). The anatomy of object recognition - Visual form agnosia caused by medial occipitotemporal stroke. *Journal of Neuroscience*, 29(18), 5854–5862.
- Kaufman, K. R., Brey, R. H., Chou, L. S., Rabatin, A., Brown, A. W., & Basford, J. R. (2006). Comparison of subjective and objective measurements of balance disorders following traumatic brain injury. *Medical Engineering and Physics*, 28(3), 234–239.
- Kaur, A., Agarwal, R., & Kumar, A. (2018). Adaptive threshold method for peak detection of surface electromyography signal from around shoulder muscles. *Journal of Applied Statistics*, 45(4), 714–726.
- Kim, C. J., & Son, S. M. (2014). Comparison of Spatiotemporal Gait Parameters between Children with Normal Development and Children with Diplegic Cerebral Palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(9), 1317.
- Klein, A., Warszawski, J., Hillengaß, J., & Maier-Hein, K. H. (2019). Automatic bone segmentation in whole-body CT images. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 14(1), 21–29.
- Koelewijn, A. D., & Ijspeert, A. J. (2020). Exploring the Contribution of Proprioceptive Reflexes to Balance Control in Perturbed Standing. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 866.
- Krautwurst, B. K., Wolf, S. I., Heitzmann, D. W. W., Gantz, S., Braatz, F., & Dreher, T. (2013). The influence of hip abductor weakness on frontal plane motion of the trunk and pelvis in patients with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 34(4), 1198–1203.
- Kruse, A., Schranz, C., Tilp, M., & Svehlik, M. (2018). Muscle and tendon morphology alterations in children and adolescents with mild forms of spastic cerebral palsy. *BMC Pediatrics*, 18(1), 156.
- Kurz, M. J., Arpin, D. J., & Corr, B. (2012). Differences in the dynamic gait stability of

children with cerebral palsy and typically developing children. *Gait & Posture*, 36(3), 600–604.

Law, L. S. H., & Webb, C. Y. (2005). Gait adaptation of children with cerebral palsy compared with control children when stepping over an obstacle. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(5), 321–328.

Lee, M. H., Matthews, A. K., & Park, C. (2019). Determinants of Health-related Quality of Life Among Mothers of Children With Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Nursing*, 44, 1–8.

Li, J. (2021). Development and validation of a finite-element musculoskeletal model incorporating a deformable contact model of the hip joint during gait. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 113, 104136.

Lilliefors, H. W. (1967). On the Kolmogorov-Smirnov Test for Normality with Mean and Variance Unknown. *Journal of the American Statistical Association*, 62(318), 399–402.

Liu, W., & Nigg, B. M. (2000). A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *Journal of Biomechanics*, 33(2), 219–224.

Lloyd, D. G., & Besier, T. F. (2003). An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36(6), 765–776.

Lloyd, D. G., & Buchanan, T. S. (1996). A Model of Load Sharing Between Muscles and Soft Tissues at the Human Knee During Static Tasks. *Journal of Biomechanical Engineering*, 118(3), 367–376.

Lorensen, W. E., & Cline, H. E. (1987). Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *Proceedings of the 14th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, SIGGRAPH 1987*, 21(4).

Lovell, W. W., Winter, R. B., & Morrissy, R. T. (2013). Lovell and Winter's Pediatric Orthopaedics seventh edition. In *LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS, a WOLTERS KLUWER business*.

Lu, Y., Mei, Q., Peng, H. Te, Li, J., Wei, C., & Gu, Y. (2020). A Comparative Study on Loadings of the Lower Extremity during Deep Squat in Asian and Caucasian Individuals via OpenSim Musculoskeletal Modelling. *BioMed Research International*, 2020, 10.

Lythgo, N., Wilson, C., & Galea, M. (2009). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & Posture*, 30(4), 502–506.

Manal, K., & Buchanan, T. S. (2013). An Electromyogram-Driven Musculoskeletal Model of the Knee to Predict *in Vivo* Joint Contact Forces During Normal and Novel Gait Patterns. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135(2), 021014.

Manal, K., Gravare-Silbernagel, K., & Buchanan, T. S. (2012). A real-time EMG-driven musculoskeletal model of the ankle. *Multibody System Dynamics*, 28(1–2), 169–180.

Mansouri, M., Clark, A. E., Seth, A., & Reinbolt, J. A. (2016). Rectus femoris transfer surgery affects balance recovery in children with cerebral palsy: A computer simulation study. *Gait and Posture*, 43, 24–30.

- McGill, S. M. (1992). A myoelectrically based dynamic three-dimensional model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending. *Journal of Biomechanics*, 25(4), 395–414.
- Merriaux, P., Dupuis, Y., Bouteau, R., Vasseur, P., & Savatier, X. (2017). A Study of Vicon System Positioning Performance. *Sensors*, 17(7), 1591.
- Metaxiotis, D., Accles, W., Siebel, A., & Doederlein, L. (2000). Hip deformities in walking patients with cerebral palsy. *Gait & Posture*, 11(2), 86–91.
- Miller, F. (2018). Gait Analysis Interpretation in Cerebral Palsy Gait: Developing a Treatment Plan. In *Cerebral Palsy* (pp. 1–15).
- Minh, V. T., Tamre, M., Musalimov, V., Kovalenko, P., Rubinshtein, I., Ovchinnikov, I., Krcmarik, D., Moezzi, R., & Hlava, J. (2020). Model predictive control for modeling human gait motions assisted by Vicon technology. *Journal European Des Systemes Automatises*, 53(5), 589–600.
- Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B., & Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: Correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, 27(2), 158–165.
- Muckus, K. (2006). *Biomechanikos pagrindai*. Lietuvos kūno kultūros akademija.
- Nantel, J., Brochu, M., & Prince, F. (2006). Locomotor Strategies in Obese and Non-obese Children. *Obesity*, 14(10), 1789–1794.
- Nedergaard, N. J., Heinen, F., Sloth, S., Hébert-Losier, K., Holmberg, H. C., & Kersting, U. G. (2014). The effect of light reflections from the snow on kinematic data collected using stereo-photogrammetry with passive markers. *Sports Engineering*, 17(2), 97–102.
- Nigg, B. M., & Liu, W. (1999). The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. *Journal of Biomechanics*, 32(8), 849–856.
- Nilsson-Helander, K., Silbernagel, K. G., Thomee, R., Faxen, E., Olsson, N., Eriksson, B. I., & Karlsson, J. (2010). Acute achilles tendon rupture: a randomized, controlled study comparing surgical and nonsurgical treatments using validated outcome measures. *Am J Sports Med*, 38(11), 2186–2193.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. In *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- O’Byrne, J. M., Jenkinson, A., & O’Brien, T. M. (1998). Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyzer. *Journal of Child Neurology*, 13(3), 101–108.
- Oberhofer, K., Mithraratne, K., Stott, N. S., & Anderson, I. A. (2009). Anatomically-based musculoskeletal modeling: Prediction and validation of muscle deformation during walking. *Visual Computer*, 25(9), 843–851.
- Oh, S. E., Choi, A., & Mun, J. H. (2013). Prediction of ground reaction forces during gait based on kinematics and a neural network model. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2372–2380.
- Özgünen, K. T., Çelik, U., & Kurdak, S. S. (2010). Determination of an optimal threshold

value for muscle activity detection in EMG analysis. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(4), 620–628. <http://www.jssm.org>

Palisano, R. J., Rosenbaum, P., Bartlett, D., & Livingston, M. H. (2008). Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 50(10), 744–750.

Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39(4), 214–223.

Pan, L., Crouch, D. L., & Huang, H. (2018). Myoelectric Control Based on a Generic Musculoskeletal Model: Toward a Multi-User Neural-Machine Interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(7), 1435–1442.

Pandy, M. G. (2003). Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 358(1437), 1501–1509.

Park, E. Y. (2018). Path analysis of strength, spasticity, gross motor function, and health-related quality of life in children with spastic cerebral palsy. *Health and Quality of Life Outcomes*, 16(1), 70.

Park, S., Lee, S., Yoon, J., & Chae, S. W. (2019). Finite element analysis of knee and ankle joint during gait based on motion analysis. *Medical Engineering and Physics*, 63, 33–41.

Pataky, T. C. (2010). Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1976–1982.

Patel, D. R., Neelakantan, M., Pandher, K., & Merrick, J. (2020). Cerebral palsy in children: A clinical overview. *Translational Pediatrics*, 9(1), S125–S135.

Pauk, J., Ihnatouski, M., Daunoraviciene, K., Laskhousky, U., & Griskevicius, J. (2016). Research of the spatial-temporal gait parameters and pressure characteristic in spastic diplegia children. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 154(4), 417–427.

Pedoia, V., Majumdar, S., & Link, T. M. (2016). Segmentation of joint and musculoskeletal tissue in the study of arthritis. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 29(2), 207–221.

Peng, L., Hou, Z. G., Peng, L., & Wang, W. Q. (2015). A practical EMG-driven musculoskeletal model for dynamic torque estimation of knee joint. *2015 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, IEEE-ROBIO 2015*, 1036–1040.

Pinto, T. P. S., Fonseca, S. T., Gonçalves, R. V., Souza, T. R., Vaz, D. V., Silva, P. L. P., & Mancini, M. C. (2018). Mechanisms contributing to gait speed and metabolic cost in children with unilateral cerebral palsy. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 22(1), 42–48.

Pitto, L., Kainz, H., Falisse, A., Wesseling, M., Van Rossom, S., Hoang, H., Papageorgiou, E., Halleman, A., Desloovere, K., Molenaers, G., Van Campenhout, A., De Groote, F., & Jonkers, I. (2019). SimCP: A Simulation Platform to Predict Gait Performance Following Orthopedic Intervention in Children With Cerebral Palsy. *Frontiers in Neurorobotics*, 13, 54.

- Pizzolato, C., Reggiani, M., Saxby, D. J., Ceseracciu, E., Modenese, L., & Lloyd, D. G. (2017). Biofeedback for Gait Retraining Based on Real-Time Estimation of Tibiofemoral Joint Contact Forces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(9), 1612–1621.
- Pons-Moll, G., Baak, A., Helten, T., Müller, M., Seidel, H. P., & Rosenhahn, B. (2010). Multisensor-fusion for 3D full-body human motion capture. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 663–670.
- Pons, C., Borotikar, B., Garetier, M., Burdin, V., Salem, D. Ben, Lempereur, M., & Brochard, S. (2018). Quantifying skeletal muscle volume and shape in humans using MRI: A systematic review of validity and reliability. *PLoS ONE*, 13(11).
- Rankin, J. W., & Neptune, R. R. (2010). The influence of seat configuration on maximal average crank power during pedaling: A simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(4), 493–500.
- Rasmussen, J. ;, Zee, M. D., Damsgaard, M. ;, Christensen, S. T., Marek, C. ;, & Siebertz, K. (2005). A General Method for Scaling Musculo-Skeletal Models. In *International Symposium on Computer Simulation*. <http://www.ramsis.de>
- Rastegarpanah, A., Scone, T., Saadat, M., Rastegarpanah, M., Taylor, S. J., & Sadeghein, N. (2018). Targeting effect on gait parameters in healthy individuals and post-stroke hemiparetic individuals. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 5, 2055668318766710.
- Recinos, E., Abella, J., Riyaz, S., & Demircan, E. (2020). Real-Time Vertical Ground Reaction Force Estimation in a Unified Simulation Framework Using Inertial Measurement Unit Sensors. *Robotics*, 9(4), 88.
- Reid, L. B., Rose, S. E., & Boyd, R. N. (2015). Rehabilitation and neuroplasticity in children with unilateral cerebral palsy. *Nature Reviews Neurology*, 11, 390–400.
- Robb, R. A., & Hanson, D. P. (2006). Biomedical image visualization research using the visible human datasets. *Clinical Anatomy*, 19(3), 240–253.
- Robb, R. A., Hanson, D. P., Karwoski, R. A., Larson, A. G., Workman, E. L., & Stacy, M. C. (1989). Analyze: A Comprehensive, operator-interactive software package for multidimensional medical image display and analysis. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 13(6), 433–454.
- Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L., Galea, M. P., & Wolfe, R. (2004). Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 86-B(2), 251–258.
- Roewer, B. D., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2014). The “impact” of force filtering cut-off frequency on the peak knee abduction moment during landing: artefact or “artifiction”? *Br J Sports Med.*, 48(6), 464–468.
- Ruggiero, A., Merola, M., & Affatato, S. (2018). Finite element simulations of hard-on-soft hip joint prosthesis accounting for dynamic loads calculated from a Musculoskeletal model during walking. *Materials*, 11(4), 574.
- Saito, S., Zhou, Z.-Y., & Kavan, L. (2015). Computational Bodybuilding: Anatomically-based Modeling of Human Bodies. *ACM Trans. Graph.*, 34(4).

- Sartori, M., Fernandez, J. W., Modenese, L., Carty, C. P., Barber, L. A., Oberhofer, K., Zhang, J., Handsfield, G. G., Stott, N. S., Besier, T. F., Farina, D., & Lloyd, D. G. (2017). Toward modeling locomotion using electromyography-informed 3D models: application to cerebral palsy. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine*, 9(2).
- Sartori, M., Gizzi, L., Lloyd, D. G., & Farina, D. (2013). A musculoskeletal model of human locomotion driven by a low dimensional set of impulsive excitation primitives. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7(79).
- Scheys, L., Desloovere, K., Spaepen, A., Suetens, P., & Jonkers, I. (2011). Calculating gait kinematics using MR-based kinematic models. *Gait and Posture*, 33(2), 158–164.
- Scheys, L., Desloovere, K., Suetens, P., & Jonkers, I. (2011). Level of subject-specific detail in musculoskeletal models affects hip moment arm length calculation during gait in pediatric subjects with increased femoral anteversion. *Journal of Biomechanics*, 44(7), 1346–1353.
- Scheys, L., Jonkers, I., Schutyser, F., Pans, S., Spaepen, A., & Suetens, P. (2005). Image based methods to generate subject-specific musculoskeletal models for gait analysis. *International Congress Series*, 1281, 62–67.
- Scheys, L., Spaepen, A., Suetens, P., & Jonkers, I. (2008). Calculated moment-arm and muscle-tendon lengths during gait differ substantially using MR based versus rescaled generic lower-limb musculoskeletal models. *Gait and Posture*, 28(4), 640–648.
- Scheys, L., Van Campenhout, A., Spaepen, A., Suetens, P., & Jonkers, I. (2008). Personalized MR-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: Effect on hip moment arm lengths. *Gait and Posture*, 28(3), 358–365.
- Sees, J. P., & Miller, F. (2013). Overview of foot deformity management in children with cerebral palsy. *Journal of Children's Orthopaedics*, 7(5).
- Sellier, E., Platt, M. J., Andersen, G. L., Krägeloh-Mann, I., De La Cruz, J., Cans, C., Cans, C., Van Bakel, M., Arnaud, C., Delobel, M., Chalmers, J., McManus, V., Lyons, A., Parkes, J., Dolk, H., Himmelmann, K., Pahlman, M., Dowding, V., Colver, A., ... Mejaski-Bosnjak, V. (2016). Decreasing prevalence in cerebral palsy: A multi-site European population-based study, 1980 to 2003. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 58(1), 85–92.
- Senden, R., Grimm, B., Heyligers, I. C., Savelberg, H. H. C. M., & Meijer, K. (2009). Acceleration-based gait test for healthy subjects: Reliability and reference data. *Gait & Posture*, 30(2), 192–196.
- Senesh, M., & Wolf, A. (2009). Motion estimation using point cluster method and Kalman filter. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(5), 051008.
- Seo, J., Choi, J., Kang, D., Yang, S., Kim, D., & Tack, G. (2016). Forward and inverse dynamic study during pedaling: Comparison between the young and the elderly. *Technology and Health Care*, 24, S659–S664.
- Seth, A., Sherman, M., Reinbolt, J. A., & Delp, S. L. (2011). OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM*, 212–232.

- Shao, Q., Bassett, D. N., Manal, K., & Buchanan, T. S. (2009). An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. *Computers in Biology and Medicine*, 39(12), 1083–1088.
- Shao, Q., & Buchanan, T. S. (2008). A biomechanical model to estimate corrective changes in muscle activation patterns for stroke patients. *Journal of Biomechanics*, 41(14), 3097–3100.
- Shao, Q., MacLeod, T. D., Manal, K., & Buchanan, T. S. (2011). Estimation of ligament loading and anterior tibial translation in healthy and ACL-deficient knees during gait and the influence of increasing tibial slope using EMG-driven approach. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(1), 110–121.
- Sherman, M. A., Seth, A., & Delp, S. L. (2011). Simbody: Multibody dynamics for biomedical research. *Procedia IUTAM*, 2, 241–261.
- Solnik, S., Rider, P., Steinweg, K., Devita, P., & Hortobágyi, T. (2010). Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology*, 110(3), 489–498.
- Stansfield, B. W., Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Lawson, A. M., Mann, A. M., Loudon, I. R., & Robb, J. E. (2003). Normalisation of gait data in children. *Gait and Posture*, 17(1), 81–87.
- Steele, K. M., Munger, M. E., Peters, K. M., Shuman, B. R., & Schwartz, M. H. (2019). Repeatability of electromyography recordings and muscle synergies during gait among children with cerebral palsy. *Gait and Posture*, 67, 290–295.
- Strazza, A., Mengarelli, A., Fioretti, S., Burattini, L., Agostini, V., Knaflitz, M., & Di Nardo, F. (2017). Surface-EMG analysis for the quantification of thigh muscle dynamic co-contractions during normal gait. *Gait and Posture*, 51, 228–233.
- Stropus, R., Tamašauskas, K. A., & Paužienė, N. (2005). *Žmogaus anatomija*.
- Student. (1908). The Probable Error of a Mean. *Biometrika*, 6(1), 1.
- Südhoff, I., de Guise, J. A., Nordez, A., Jolivet, E., Bonneau, D., Khoury, V., & Skalli, W. (2009). 3D-patient-specific geometry of the muscles involved in knee motion from selected MRI images. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47(6), 579–587.
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait & Posture*, 6(2), 163–170.
- Suzuki, Y., & Geyer, H. (2018). A simple bipedal model for studying control of gait termination. *Bioinspiration and Biomimetics*, 13(3), 036005.
- Szopa, A., Domagalska-Szopa, M., & Czamara, A. (2014). Gait pattern differences in children with unilateral cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35(10), 2261–2266.
- Taylor, R. (1990). Interpretation of the Correlation Coefficient: A Basic Review. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, 6(1), 35–39.
- Teran, J., Sifakis, E., Blemker, S. S., Ng-Thow-Hing, V., Lau, C., & Fedkiw, R. (2005). Creating and simulating skeletal muscle from the visible human data set. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 11(3), 317–328.

- Torricelli, D., Cortés, C., Lete, N., Bertelsen, Á., Gonzalez-Vargas, J. E., Del-Ama, A. J., Dimbwadyo, I., Moreno, J. C., Florez, J., & Pons, J. L. (2018). A subject-specific kinematic model to predict human motion in exoskeleton-assisted gait. *Frontiers in Neurorobotics*, 12, 18.
- Van Den Bogert, A. J., & De Koning, J. J. (1996). *On optimal filtering for inverse dynamics analysis*. <http://www.kin.ucalgary.ca/isb/data/invdyn>
- van Gelder, L., Booth, A. T. C., van de Port, I., Buizer, A. I., Harlaar, J., & van der Krogt, M. M. (2017). Real-time feedback to improve gait in children with cerebral palsy. *Gait and Posture*, 52, 76–82.
- Volinski, B., Kalra, A., & Yang, K. (2018). Evaluation of full pelvic ring stresses using a bilateral static gait-phase finite element modeling method. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 78, 175–187.
- Wang, H., Chen, J., & Brownjohn, J. M. W. (2017). Parameter identification of pedestrian's spring-mass-damper model by ground reaction force records through a particle filter approach. *Journal of Sound and Vibration*, 411, 409–421.
- Wang, X., & Wang, Y. (2012). Gait analysis of children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Neural Regeneration Research*, 7(20), 1578–1584.
- Wang, Z., Qiu, S., Cao, Z., & Jiang, M. (2013). Quantitative assessment of dual gait analysis based on inertial sensors with body sensor network. *Sensor Review*, 33(1), 48–56.
- Welch, T. D. J., & Ting, L. H. (2008). A feedback model reproduces muscle activity during human postural responses to support-surface translations. *Journal of Neurophysiology*, 99(2), 1032–1038.
- Wesseling, M., Bosmans, L., Van Dijck, C., Vander Sloten, J., Wirix-Speetjens, R., & Jonkers, I. (2019). Non-rigid deformation to include subject-specific detail in musculoskeletal models of CP children with proximal femoral deformity and its effect on muscle and contact forces during gait. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(4), 376–385.
- White, R., Agouris, I., Selbie, R. D., & Kirkpatrick, M. (1999). The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics*, 14(3), 185–192.
- Wilcoxon, F. (1945). Individual Comparisons by Ranking Methods. *Biometrics Bulletin*, 1(6), 80.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
- Winters, T. F., Gage, J. R., & Hicks, R. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 69(3), 437–441.
- Yao, S., Zhuang, Y., Li, Z., & Song, R. (2018). Adaptive Admittance Control for an Ankle Exoskeleton Using an EMG-Driven Musculoskeletal Model. *Frontiers in Neurorobotics*, 12, 16.
- Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), 359–411.

Autorės mokslinių publikacijų disertacijos tema sąrašas

Straipsniai recenzuojamuose mokslo žurnaluose

Žižienė, J.; Daunoravičienė, K.; Juškėnienė G.; Pauk J. 2022. An effect of spinal and ankle-foot orthoses on gait of spastic diplegic child: A case report, *Technology and health care*. 30(1): 271–281. ISSN 0928-7329. DOI: 10.3233/THC-219009.

Daunoravičienė, K.; Žižienė, J.; Pauk J.; Juškėnienė G.; Raistenskis J. 2021. EMG based analysis of gait symmetry in healthy children, *Sensors* 21(17): 1–12. ISSN 1424-8220. DOI: 10.3390/s21175983.

Daunoravičienė, K.; Žižienė, J.; Griškevičius, J.; Kizlaitienė, R.; Ovčnikova, A. 2020. Quantitative body symmetry assessment during neurological examination, *Technology and health care*. 28(1): 573–584. ISSN 0928-7329. DOI: 10.3233/THC-208003.

Straipsniai kituose leidiniuose

Daunoravičienė, K.; Žižienė, J.; Griškevičius, J.; Kizlaitienė, R.; Ovčnikova, A. 2020. Biomechanical markers of impaired motor coordination in *MSM'2020: 15th International Conference of Mechatronic Systems and Materials*. Bialystok, Poland. Piscataway, NJ: IEEE, 2020, p. 1–6. DOI: 10.1109/MSM49833.2020.9201642.

Juškėnienė, G.; Šidlauskienė, A.; Raistenskis, J.; Žižienė, J.; Daunoravičienė, K. 2021. Effects of different rehabilitation methods on children with cerebral palsy, motor functions

and gait, *Sveikatos mokslai*. 31(2): 96–101. ISSN 1392-6373. DOI: 10.35988/sm-hs.2021.045.

Summary in English

Introduction

Formulation of the problem

Cerebral palsy (CP) is the most common developmental motor disorder in children, affecting their position and movement. In Europe, the prevalence of CP has been stable over the last decade and is diagnosed at 1.8 cases per 1000 neonates (Sellier *et al.*, 2016). According to the data of the Lithuanian Department of Statistics in 2019, the CP prevalence in Lithuania among children aged 0–17 is 2.24 cases per 1000 children. The most common form is spastic CP (Horber *et al.*, 2020), which manifests as increased muscle tone, decreased range of motion, circulatory disorders in the limbs, and the like. These disorders adversely affect the gait and posture of children with CP. Walking is one of the most important activities in daily and social life, which is especially important for children (Chiou *et al.*, 1985).

CP is not curable, but modern treatments, such as medications, rehabilitation, interventional treatment, technical aids or new modern products can help manage the disease to alleviate the symptoms, to improve the quality of life of patients and to help them in performing daily activities. However, for all these measures to have the greatest effect, it is essential to quantify the parameters of the patient's gait. Physicians make decisions regarding further treatment tactics based on clinical diagnostic data and the general Gross Motor Function Classification System (GMFCS) (Palisano *et al.*, 1997, 2008). In rare

cases, clinical gait evaluation is performed using three-dimensional motion recording systems with digital models which do not provide all the information required for full gait evaluation.

Significant advances in numerical modelling are being observed around the world, and this allows to start using numerical musculoskeletal (MS) models in clinical practice. Most of these models are designed to study adults, highly specific neurological conditions, risk of injury, or just several individual cases. MS models of general geometry (Arnold *et al.*, 2010; Hegarty *et al.*, 2016; Higginson *et al.*, 2006; Kainz *et al.*, 2017; Seth *et al.*, 2011) give way to MS models of individual geometry obtaining the control signal by electromyography (EMG) (Pizzolato *et al.*, 2017). EMG-based models are more commonly used when it is impossible to perform the necessary radiological studies. MS models based on the individual geometry allow for a much more accurate assessment of the individual parameters of each subject (Burkhart *et al.*, 2018; Scheys *et al.*, 2005; Teran *et al.*, 2005; Wesseling *et al.*, 2019). However, the use of individual geometry or EMG-based RS models in clinical practice presents problems in obtaining radiological images and processing the correct EMG signal. Noting that even the gait parameters of healthy children differ from those of adults, it is unclear to what extent general geometry models are sensitive to such changes. Therefore, the adaptation of general geometry models for the assessment of children's gait and the correct interpretation of the results for the diagnosis of disorders or the assessment of motor functions are becoming especially important. Although highly accurate motion recording systems and MS models are currently available, there is no modern child gait assessment system that combines these tools in practice.

Relevance of the thesis

The treatment of children with CP is a long and arduous process involving a team of specialists in various fields: a neurologist, a paediatrician, an orthopaedic traumatologist, a physician in physical medicine and rehabilitation (FMR), a psychologist, and others. Many different therapies can be used to improve a child's quality of life (Findlay *et al.*, 2016; Lee *et al.*, 2019; Pinto *et al.*, 2018; Reid *et al.*, 2015). The usual methods of assessing children's motor skills are based on subjective assessment scales and are based on the competence and work experience of a specialist assessor. Each practice has its well-established routine of procedures and different assessment methods. For a child with CP, an accurate initial and subsequent assessment of the condition is very important in terms of both time and quality. Accurate diagnosis, appropriate measures and timely procedures contribute to their quality of life, development and motivation. It is no less important and relevant to monitor the changes in motor functions during rehabilitation and to make timely strategic changes in the programme as the child grows. This often becomes a challenge for evaluating physicians in making diagnoses, prescribing interventions or applying measures. Experts recognise that motion assessment needs to evolve with new technologies and must be complemented by objective, quantitative indicators to accurately assess the body's biomechanics and select the most appropriate and timely interventions and tools.

At present, there is no unified, comprehensive system for quantifying motor parameters in Lithuania, especially based on the MS model. The results of this model will complement the clinical evaluation with valuable parameters that cannot be measured directly,

i.e., muscular activation forces, joint reactions etc. The developed system is based on individual data. It will allow for a comprehensive assessment of gait parameters and will increase the quality of life of children with CP and their parents.

The object of research

The object of the research is a lower mechanical motor assessment system based on a biomechanical musculoskeletal model in children with CP.

The aim of the thesis

The aim of the work is to develop a motor assessment system for children with CP based on the MS model, which will allow a comprehensive assessment of gait parameters and, at the same time, will help physicians make decisions about further treatment strategies.

The tasks of the thesis

In order to reach the aim of the thesis, following tasks should be completed:

1. To perform experimental gait studies using 3D motion, ground reaction force (GRF) and EMG recording systems and to compile a set of the most characteristic CP gait parameters from the measured data.
2. To develop a methodology that would allow experimental data to be used as input to the MS model
3. To adapt the adult's general geometry MS model to children and evaluate its accuracy.
4. To highlight the most important biomechanical markers to identify the pathological gait of children.

Research methodology

This work presents an analysis of the literature, including a review of CP gait features and MS models. The results of experimental measurements were compared using parametric and non-parametric methods of statistical analysis. Kinematic gait parameters were calculated based on the MS model using the inverse kinematics method, and kinetic parameters were calculated using the inverse dynamics method. To evaluate the accuracy of the MS model, a statistical parametric mapping analysis was performed, as well as correlation coefficients and root mean square error were calculated.

The scientific novelty of the thesis

The following new results for the science of mechanical engineering were obtained during the study:

1. Quantitative biomechanical parameters describing the gait of healthy children and children with CP have been calculated and highlighted. They are an important part of the assessment system and complement the currently applied subjective methodologies for the assessment of children's motor function in clinical practice.
2. The musculoskeletal model of adult geometry has been maximally adapted for the assessment of children's gait, which has not been applied in scientific practice so far.

3. The MS model calculates parameters that cannot be measured experimentally in the evaluation of motor functions. These parameters help to select treatment tactics, technical measures, and rehabilitation methods or to evaluate the effectiveness of rehabilitation in children with CP.
4. The developed children's gait evaluation system combines the latest modern tools applied in clinical practice and science. This encourages the introduction of the latest scientific technologies that are not currently available in clinical practice.

Practical value of research findings

The developed assessment system will be used for a comprehensive study of pathological gait in children in clinical practice, supplementing the clinical gait assessment protocol with parameters that are not currently included, i. e. symmetry indexes, muscular forces and their activation, joint reaction forces, etc. These parameters will allow physicians to make a more accurate diagnosis and correct it as the disease progresses or the child grows, and will increase the effectiveness of treatment, interventions, and measures. It will also help medical professionals to more accurately select the most effective orthopaedic and walking aids and adapt them to the changing situation.

Defended statements

1. The biomechanical MS model not only objectively and quantitatively evaluates movement, but also accurately detects and indicates pathological body segments.
2. The adult MS model of the general geometry, when properly applied, is suitable for the evaluation of children's movement and the determination of motor dysfunctions.
3. The developed MS model-based system for the assessment of children's movement significantly complements currently available clinical assessment methods.

Approval of research findings

Five scientific articles were published on the topic of the dissertation: three in scientific journals included in the list of Clarivate Analytics Web of Science (Žižienė *et al.*, 2022, Daunoravičienė *et al.*, 2021, Daunoravičienė *et al.*, 2020), and two in publications of other international databases (Juškėnienė *et al.*, 2021, Daunoravičienė *et al.*, 2021).

The results of the research conducted in the dissertation were presented at four scientific conferences in Lithuania and abroad:

The "Biomdlore" International Conference, Białystok, Poland, 2018; and Vilnius, Lithuania, 2021;

The 15th International Conference of Mechatronic Systems and Materials "MSM'2020", 2020, Białystok, Poland;

The International Conference "ESB 2021: 26th Congress of the European Society of Biomechanics", 2021, Milan, Italy.

The structure of the thesis

The dissertation consists of an introduction, three chapters, general conclusions and a summary of the results.

The thesis has four annexes. The volume of the dissertation is 128 pages, excluding appendices, 25 numbered formulas, 53 figures, and 9 tables used in the text. 197 literature sources were used in writing the dissertation.

1. Digital models of lower limbs and overview of their features

Digital models are widely used to understand the structure and function of biomechanical systems. These models may be particularly useful in the study of nerve and muscle functions associated with gait and other movements. Clinically, lower limb (LL) models allow researchers: to better understand the changes in movement and progression rates in the course of the disease (Daunoravičiene *et al.*, 2010; Pauk *et al.*, 2016); to evaluate the effectiveness of rehabilitation (Ai *et al.*, 2016); to select the most appropriate techniques (Sartori *et al.*, 2013); and to predict the impact of medical interventions on the further course of the disease (Pitto *et al.*, 2019).

Modelling of human LL movements can be performed using different dynamic models, i.e., from the simplest inverted single or double pendulum to complex musculoskeletal (MS) models based on the geometry of human anatomy and with models of each muscle. In MS models, the motions of body segments can be modelled by the finite element method (FEM) or described by dynamic motion equations, which are solved using the principles of direct or inverse dynamics (ID). According to the control signal determination method, MS models are divided into EMG-based, theoretical neural and optimisation-based. In addition, the used MS models can be based on general or individual geometry.

The accuracy of dynamic MS models depends on the geometry and the nature of the control signal. Individual geometries and EMG signal-controlled models are the most accurate, but they have practical application difficulties due to the problems of obtaining diagnostic images, processing the EMG signal and rapid anatomical changes as children grow. Therefore, for children, it is most appropriate to use MS models of general geometry. So far, researchers have developed only one general geometry model for children, the accuracy of which has only been studied with a very small sample of subjects (Hainisch *et al.*, 2020). All other models are based on adult data, and their accuracy for children has not been extensively studied (Cazzola *et al.*, 2017; Damsgaard *et al.*, 2006; De Groote *et al.*, 2021; Delp *et al.*, 2007; Fluit *et al.*, 2013). In addition, there are no clear guidelines on how to adapt such models to children, and their possible accuracy is unknown.

2. Methods for the examination of the lower limbs during the gait

The system for assessing motor functions of a paediatric gait consists of the maximum set of parameters for healthy children and children with CP: the main biomechanical parameters of gait, kinematic, kinetic and muscle activity. This, in turn, makes it possible to identify the nature of a pathological CP gait disorder in children and provide guidance on how to bring the gait closer to a healthy child's. The system consists of the evaluation of healthy children and children with CP using experimental measurements and the MS model (Fig. S2.1).

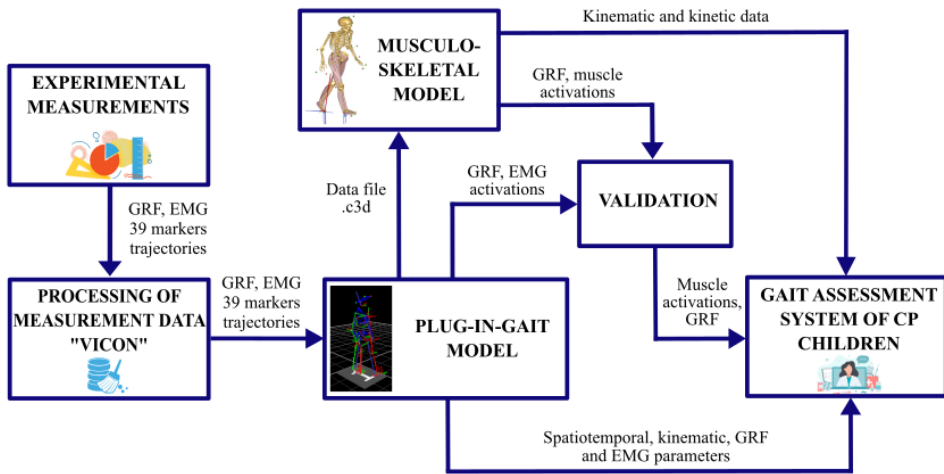


Fig. S2.1. Workflow of the gait assessment system

During experiments, data of LL movements were recorded simultaneously using: Vicon optical motion system (100 Hz, Vicon Motion Systems Ltd, UK), Delsys Trigno EMG sensor system (2000 Hz, Delsys Incorporated, USA) and ground reaction forces (GRF) recording plates (1000 Hz, Bertec Corporation, USA). The experimental study involved 17 healthy subjects (6 boys, 11 girls) aged 7.88 ± 1.97 years, height 1.31 ± 0.11 m, and weight 28.7 ± 7.4 kg and 5 CP subjects (3 boys, 2 girls) 6.8 ± 0.84 years old, 1.27 ± 0.08 m tall and weighing 25.2 ± 5.4 kg. The permission of the Vilnius Regional Biomedical Research Ethics Committee to conduct biomedical research (No. 2020/9-1256-738) was obtained.

The main goal of the experimental research was to collect as many parameters describing the movement as possible to form an evaluation system, studying the basic biomechanical parameters of movement and muscle activity. Initially, the anthropometric data of the subjects were collected. Subsequently, 39 markers according to the Plug-in-Gait (PiG) layout scheme and 10 EMG recording sensors (on the biceps femoris (BF), semitendinosus (SE), medial gastrocnemius (MG), lateral gastrocnemius (LG) and rectus femoris (RF)) were used on the subject. The Vicon software package performed the processing of marker trajectories (using the Woltring filter), and the division of the pathway into cycles, i.e., heel contacts and toe-offs were determined for each foot. The gait cycles were determined from the GRF and heel and toe marker trajectory curves.

The direct kinematic (DK) digital PiG model (Davis *et al.*, 1991) then calculated the kinematic parameters of time, distance, and LL joints, which are exported with GRF and EMG data and further processed by the Matlab software (Mathworks Inc, Natick, USA). Data obtained from different systems with different sampling rates were subjected to pre-processing, normalisation and extraction of kinematic characteristics, GRF, EMG and asymmetry parameters. Normally distributed data were compared by a parametric statistical method, i.e., a two-sample t-test ($p < 0.05$) (Student, 1908). Abnormally distributed data were compared using non-parametric statistical methods, i.e., Wilcoxon (Wilcoxon,

1945) rank test ($p < 0.05$). The Crawford-Howell test ($p < 0.05$) was used to compare individual values with control group values (Crawford *et al.*, 2005). Marker data were exported to the RS model in a special .c3d format.

The MS model of 28 degrees of freedom in general adult geometry (De Pieri *et al.*, 2018) was used to calculate the results of kinematic, kinetic, GRF, and muscle activations, for which the data measured in the experimental studies were loaded as input data. Because only one force plate was used in the experimental studies, which does not allow registration of GRF during all gait cycles, this MS model calculates GRF at all steps (Fluit *et al.*, 2014; Jung *et al.*, 2014). The individual anthropometric data of each subject was summarised as input data for scaling the model. To increase the accuracy of the scaling, a new percentage of childhood fat layer was introduced in the model (Deurenberg *et al.*, 1991). The MS model performs inverse kinematics (IK), ID, and static optimisation to calculate the following gait parameters: joint angles, joint reaction forces and moments, muscle forces and activations, and GRF. The data calculated by the MS model were exported and analysed in the Matlab software package, and a set of parameters describing the differences between healthy and pathological gait was determined.

To validate MS models, calculated GRF and muscle activations were compared with the results obtained in the experimental studies. The differences were estimated between GRF and muscle activation curves measured and calculated by the MS model. The root mean square error (RMSE) and the Pearson correlation coefficient (r) were calculated between curves. Also, statistical parametric mapping (SPM) analysis (Pataky, 2010) and calculations of the coincidence of muscle activity (Fig. S2.2) were performed.

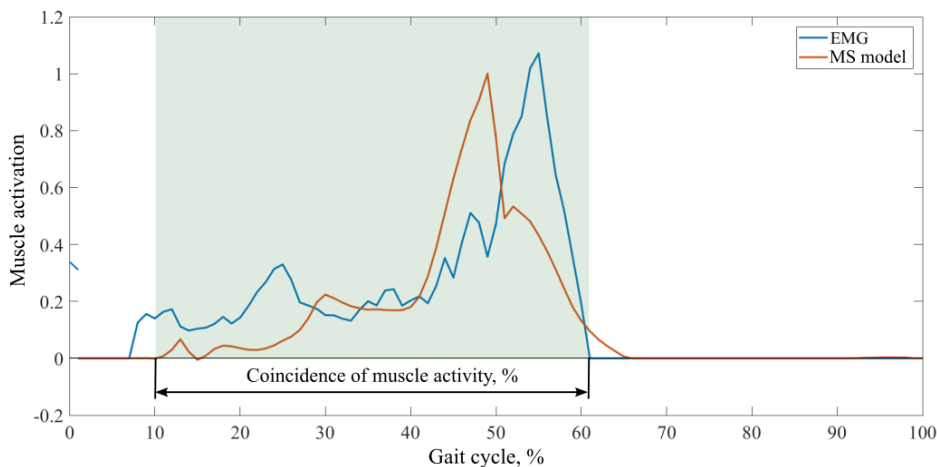


Fig. S2.2. Assessment of the coincidence of the muscle activity duration

In order to determine the coincidence of muscle activity, activations occurring simultaneously in both the EMG-measured and MS-calculated curves are evaluated (Fig. S2.2). Curves for the same gait cycles were evaluated in this analysis. The coincidence of muscle activity between the measured and calculated activation curves is estimated as a percentage.

3. Results of the children's gait evaluation

The experimental study evaluated spatiotemporal, kinematic and GRF parameters during gait. The following time and distance parameters were determined for healthy subjects: cadence 0.58, velocity 0.44, stride length 1.52, step length 0.76, step width 0.10 m, stride time 3.45, stance phase duration 57.4–57.9% and swing phase duration 41.7–42.9%. Analysis of the spatiotemporal parameter results of the hemiplegic CP form provided that it is characterised by short (stride 1.41, step 0.69), fast (stride time 3.08) and frequent steps (cadence 0.65), maintaining the gait speed and the step width typical of healthy subjects. Meanwhile, the subjects of the diplegic CP form are characterised by short (stride length 1.02–1.40, step length 0.55–0.72 m), wide (step width 0.16–0.34 m), long (stride time 3.56–6.16), low rhythm (cadence 0.30–0.56) and velocity (velocity 0.18–0.40). As the GMFCS level increases, the changes in these parameters gradually become more distinct, and at level 3, gait frequency, speed, duration, and stride width change even up to 50 per cent compared to the values in healthy children. Such tendencies are found by other researchers studying the gait parameters of diplegia CP (Armand *et al.*, 2016a; Domagalska-Szopa *et al.*, 2019; Kim *et al.*, 2014; Kurz *et al.*, 2012).

In summary, due to the shape and the deterioration of the CP level, the gait slows down, the step lengths are shortened due to imbalance and coordination, and the legs are placed more widely to increase stability. The obtained results of time and distance parameters do not allow for an accurate selection of the most appropriate treatment for these CP subjects but allow to establish the fact of pathological gait, especially when CP levels worsen. These parameters can also be used as an integral part of the assessment.

Different forms and levels of CP have different trends in kinematic parameters. The kinematic results of CP gait suggested up to 36% increase in hip flexion/extension, up to 19.0% increase or up to 55.4% decrease in knee bending/extension, up to 40.5% increase in ankle bending and asymmetry between body sides. This allows hemiplegic (Winters *et al.*, 1987) and diplegic (Lovell *et al.*, 2013) CP forms to be assigned to the pathological gait patterns described in the literature. In summary, the kinematic parameters, together with the spatiotemporal parameters, allow the evaluation of the peculiarities of the CP form. It also allows the selection of orthopaedic devices, such as orthoses, to stabilise the relevant joints, improve gait parameters, increase symmetry, and evaluate the effectiveness of rehabilitation.

In addition to the analysis of spatiotemporal and kinematic parameters, the analysis of GRF parameters had to be performed for complex and comprehensive gait assessment. A larger sample of GRF data could not be collected due to several problems: too few force plates mounted in the lab and difficulties for children to step on a plate with both feet.

To solve these problems, MS models were used to calculate the GRF during all gait cycles. Analysis of GRF of CP subjects showed higher values of medial force (F_M) due to expressed foot inversion, higher peaks of braking force (F_P) due to gait on toe tips and marked asymmetry of mediolateral (F_L and F_M) and anteroposterior forces (F_A and F_P), where the symmetry index (SI) is as high as 100% (Fig. S3.1).

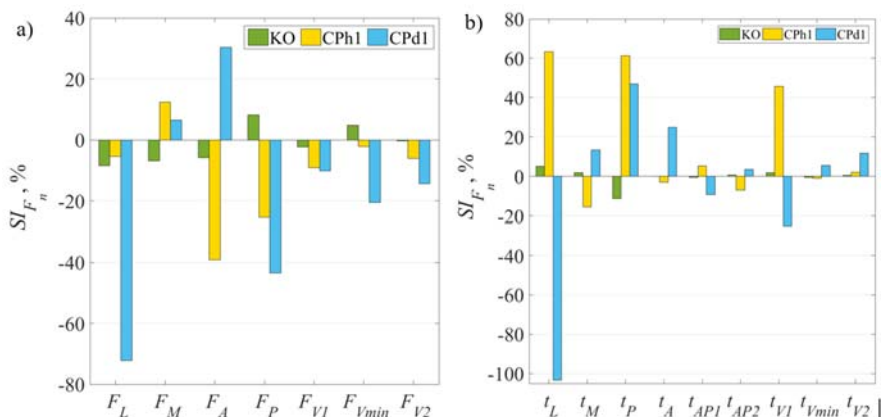


Fig. S3.1. Symmetry indices in the CO group and CP subjects: a) ground reaction force peaks; b) occurrence times of ground reaction force peaks

GRF parameters are a valuable addition to gait assessment and provide information regarding the position of the foot during the support phase, the characteristics of heel contact and toe resistance, which is especially relevant for the assessment of children with CP.

The EMG parameters determined in the experimental studies were compared between the CO group and the individual subjects in the CP group. They were also compared between the left and right sides of the body. The first phenomenon observed was that the muscles of each child showed a different number of activations during the same gait. A detailed analysis of the actual number of muscle activations showed that there might be from 1 to 5 peaks in the muscle activity record during the gait cycle, and their duration and amplitude varied widely. For a more detailed analysis of EMG activations, calculations were made of the recurrence rate of primary activations (the amplitude from 61 to 90% of the maximum value), duration in gait phases and the symmetry index.

Analysing the two main phases of the gait cycle in the CO group, stance and swing, the highest muscle activity was in the support phase, from 46.01 to 58.06% of all activations. However, there was no significant difference between different muscles because all major activations were distributed approximately equally between the two phases. The percentage difference varied from at least 0.25 to 8.02% between the muscles of the respective body part. The occurrence of activation in the stance phase was evenly distributed among the muscles, with the frequency in the double support phase in the range of 4–10%, in the single support phase in the range of 8–27% and in the pre-swing phase in the range of 15–36%. The most stable distribution of activations between the body parts obtained was in the SE pre-swing, where the difference was 4.04%. However, the opposite situation was found in the CP group. The frequency of different muscle activations, especially in the stance phase, varied between sides of the body and could be as high as 49%. Also, some muscles lacked activity on one side of the body, e.g., there was no activity at all in the RF, LG and MG muscles in the pre-swing phase of the left side of the Level 3 CP subject and in the LG and MG muscles in the single support phase.

Analysis of the results of SI of primary activation's duration revealed that the symmetry index of all CP subjects was several times higher than that of the CO group (Fig. S3.2). The CO group's characteristic even distribution of muscle symmetry between the sides also disappeared when the muscles worked in pairs. Due to the lack of muscle activity, especially in the single and double support phases (level 3 of the diplegic CP in the pre-swing phase), it was not possible to determine symmetry indexes (Fig. S3.3).

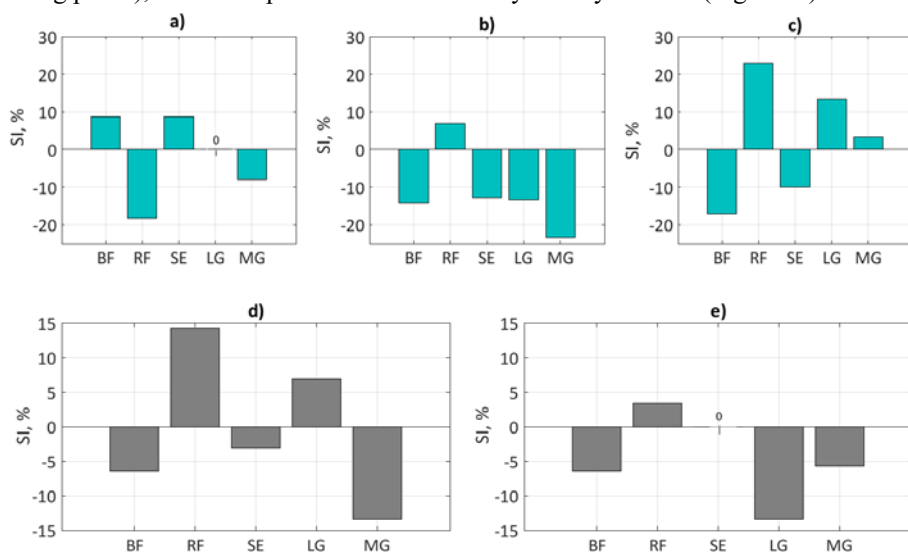


Fig. S3.2. Symmetry index in gait phases for a muscle of the CO group: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing

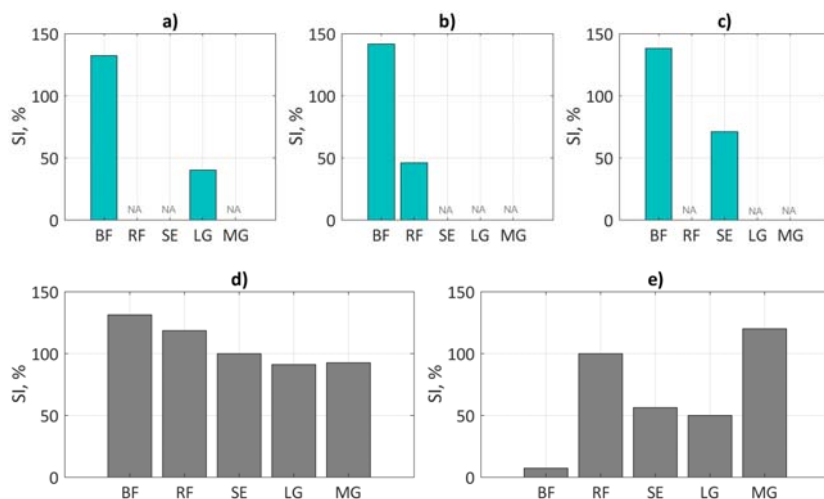


Fig. S3.3. Symmetry index in gait phases for a muscle of the CPd3 subject: a) double support; b) single support; c) pre-swing; d) stance; e) swing

The EMG result revealed that even in healthy children, there was no ideal paediatric gait symmetry, but the balance was achieved by distributing muscle activations between the left and right sides of the body, which was not observed in CP subjects. The asymmetry of the CO group was more to the left, but in the later phases, more symmetry was achieved due to muscle interaction. Visually, this is difficult to notice, so the resulting asymmetry has little effect on the gait stability of children. In the CO group, the balance was noted in the following muscle pairs: BF and RF, RF and SE, and LG and MG. In CP subjects, there was an imbalance between muscle pairs, the duration of activation of individual muscles was longer on one side of the body, or no activation was found in certain phases of gait, which is atypical in healthy subjects.

The analysis of these temporal EMG parameters is useful in describing children’s gait and in quantifying how often children use a particular pattern of activation and how it differs between different sides of the body.

After MS simulations, the reaction forces of the muscles developed, and the joints were calculated. BF, RF, SE, LG, MG muscle forces and proximal-distal reaction forces of the hip, knee and ankle joints were analysed. During the gait of healthy subjects, the MG and LG calf muscles developed the greatest muscle forces, and the thigh BF, RF and SE muscles developed up to 1.5 times less than the calf muscles. The asymmetry between the maximum muscle values in the CO group does not exceed the limit of 18%. Meanwhile, in CP subjects, an increased asymmetry was observed, reaching up to 80–100% in some muscles (Fig. S3.4).

Results of the muscle strength confirmed that an increase or decrease in the strength of individual muscles on one side of the body leads to a loss of balance during gait. Subsequently, decreased muscle strength causes changes in joint movements: RF muscle – hip flexion, BF muscle – hip extension, SE, MG and LG muscles – knee flexion, and MG and LG muscles – ankle flexion.

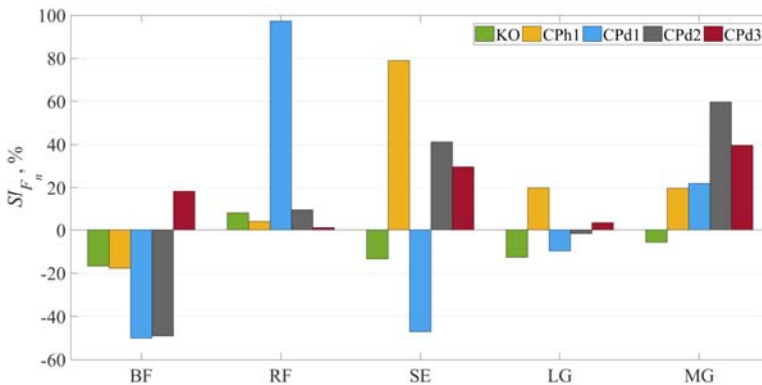


Fig. S3.4. Symmetry indices of maximal muscle force values of the CO group and CP subjects

During gait, the greatest load on the joints occurs during the stance phase, where the maximum values of joint reaction forces (JRF) are found. However, these loads were significantly higher in subjects with CP than in healthy subjects. Particularly significant changes were observed in the hip and knee joints (Fig. S3.5).

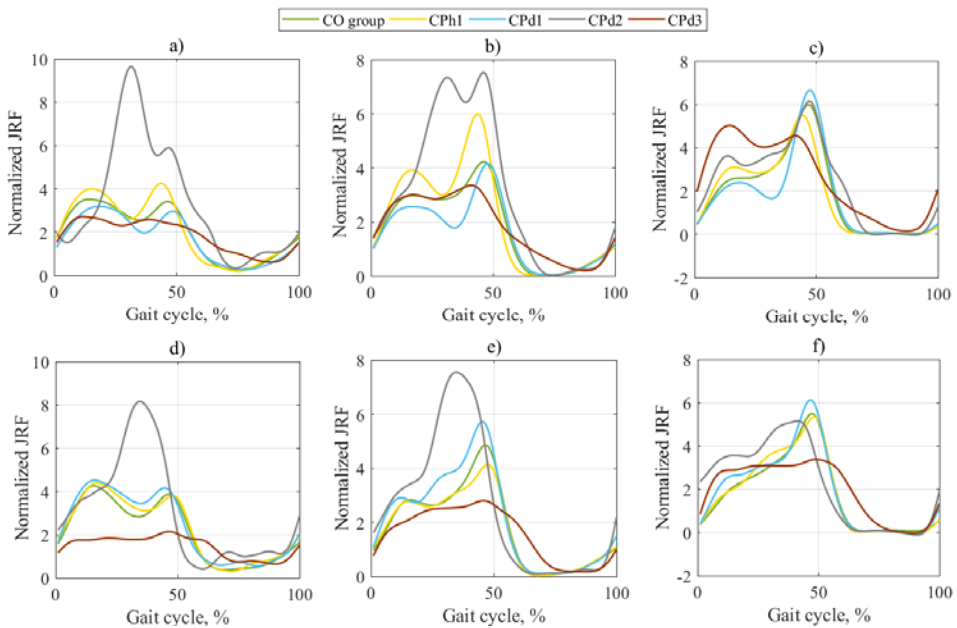


Fig. S3.5. Mean joint reaction force curves for the CO group and CP subjects: a) right hip; b) right knee; c) right ankle; d) left hip; e) left knee; f) left ankle

In summary, the results of the reaction forces of the joints provide that long-term high loads on the joints can cause various changes in the joints, such as knee pain or patellar pathology. The following recommendations were made: botulinum toxin would be injected into the muscles that develop excessive muscle strength; the ankle-foot (AFO) or knee-foot (KAFO) orthoses should be prescribed to reduce the load on the knees, thus reducing asymmetry, increasing balance and stabilising the joint. In the case of low reaction forces of many muscles and joints, it is recommended to stabilise the bending movements of the hip and knee joints using dynamic or supportive reaction orthoses, botulinum toxin therapy and surgical interventions.

To check the accuracy of the results, RMSE values between the experimental EMG and MS model calculated in BF, RF, SE, LG and MG were evaluated. RMSE values did not differ between the CO group and CP subjects, suggesting that the model was stable in both healthy children and children with CP. RMSE between curves ranged on average from 0.18 to 0.29. To evaluate the correlation between the curves, Pearson correlation coefficients were calculated. The values of the correlation coefficient between the curves ranged from 0.06 to 0.45 on average, from weak to moderate. In general, the difference in muscle activations obtained by the MS model ranged from 16.4 to 30.5%, in the CO group – from 17.0 to 31.9%, and in CP subjects – from 0 to 56.0%. SPM analysis showed that the mean mismatch of activations varied between different muscles and the subjects, but the largest mismatch was noticed in the BF, SE, and MG muscle activations of the CP subjects. The average coincidence of muscle activity obtained in all MS models ranged

from 50.7 to 68.4%, in the CO group – from 58.1 to 75.6%, and in CP subjects – from 38.1 to 92.9%. No significant difference was observed between the CO group and CP subjects.

RMSE was used to evaluate the accuracy of the results obtained from experimental EMG and MS simulation studies. RMSE values did not differ between the CO group and CP subjects, suggesting that the model is stable in both healthy children and children with CP. RMSE between curves ranged from 0.18 to 0.29 on average. The relationship between experimental and MS model-based results was evaluated by Pearson correlation coefficients between the curves calculated by the EMG and MS models measured in the experimental studies for BF, RF, SE, LG and MG. The values of the correlation coefficient between the curves ranged from 0.06 to 0.45 on average, i.e., from weak to moderate. In general, the discrepancy in muscle activations obtained by the MS model ranged from 16.4 to 30.5%, in the CO group – from 17.0 to 31.9%, and in CP subjects – from 0 to 56.0%. SPM analysis showed that the mean mismatch of activations varied between different muscles and the subjects, but the largest mismatch was noticed in the BF, SE, and MG muscle activations of the CP subjects. The average coincidence of muscle activity obtained in all subjects by the MS model ranged from 50.7 to 68.4%, specifically in the CO group – from 58.1 to 75.6%, and in CP subjects – from 38.1 to 92.9%. No significant difference was observed between the CO group and CP subjects.

In summary, the results obtained for the accuracy and stability of muscle activations in the MS model showed the accordance of activations that can be expected. The differences between the measured and calculated muscle activations were due to:

1. MS model activation delay at the start.
2. The absence of a characteristic pattern of muscle activation in children in the gait cycle; therefore, muscle activation in each child should be assessed individually in each gait cycle.
3. A large number of MS model outputs because a particular muscle was divided into several fibres, and in measurements, the EMG signal was more related to the activity in the largest parts of the muscle closest to the electrodes.

Other researchers have observed similar trends in the accuracy assessment studies of this MS model in adults (Damsgaard *et al.*, 2006). However, no exact relationship between the EMG signal and actual muscle strength has been established at all. It is very difficult to measure real muscle strength. Moreover, not all muscle activations can be measured directly by surface electrodes. This makes MS models particularly important, as in many cases, it is the only way to estimate some valuable information, such as internal body forces.

Finally, the accuracy of the MS model was evaluated by calculating the GRF forces during gait. GRF values from experiments and MS model-based studies were compared. In this assessment, CP subjects were analysed in one group due to a small sample size of the successfully measured GRF. Analysing the correlation between the vertical (F_z) and anteroposterior (F_y) forces of the CO group, a very strong correlation was observed on both sides of the body between the measured and calculated GRFs. However, a mean correlation was found between the mediolateral (F_x) force curves. Meanwhile, in the correlation of vertical (F_z) and anteroposterior (F_y) forces of the CP group, a very strong relationship was observed on the right side of the body between the measured and calculated

GRFs, whereas a strong correlation was found on the left. However, a strong correlation was found between the mediolateral (F_x) forces on the right and the mean relation on the left side. RMSE values in the groups predominate between 0.01 and 0.03 for the mediolateral (F_x) force, between 0.03 and 0.05 for the anteroposterior (F_y) force, and between 0.08 and 0.12 for the vertical (F_z) force. In the SPM analysis, the largest discrepancy (about 40%) between the curves was between the right-side anteroposterior force in the CO group. In most results, this discrepancy either did not exceed the limit of 20%, or the difference was not detected at all. The RS model accurately calculates the forces F_y and F_z , less reliable results are obtained by calculating the forces F_x . Notably, researchers studying the accuracy of this MS model to determine GRF in adults have demonstrated associated results (Fluit *et al.*, 2014).

General conclusions

1. Experimental children's gait analysis indicated the characteristic gait parameters of CP subjects which allowed the creation of a significant data set for the pathological gait evaluation system:
 - 1.1. The slower walk reflected by a decrease in gait speed from 0.44 to 0.18 and a decline in gait frequency from 0.58 to 0.30. Disorders of stability and balance indicated by steps of 2 to 2.5 times shorter and wider, as well as the resulting asymmetry in the gait phases and between the sides of the body.
 - 1.2. Features of CP form and level are specified by changes in kinematic parameters, such as up to 36% increase in hip flexion/extension, up to 19.0% increase or up to 55.4% decrease in knee flexion/extension, up to 40.5% increase in ankle flexion and asymmetry between the sides of the body.
 - 1.3. Significantly higher values of internal forces, higher peaks of deceleration force and pronounced external-internal force asymmetry of up to 100% revealed features of CP subjects' gait, the characteristic position of the foot during the stance phase, heel contact and toe-off.
 - 1.4. Differences in EMG parameters between the CO group and CP subjects explain the causes of time and distance changes in kinematic and kinetic parameters due to impaired muscle function: decreased frequency of primary activations and the resulting asymmetry between activity durations.
2. The mismatch of activations from 16.4 to 30.5%, the coincidence of muscle activity from 50.7 to 68.4%, the strong or very strong correlation of the calculated GRFs, and the RMSE values between the GRFs from 0.01 to 0.12 allow stating that the accuracy and stability of the MS model are sufficient. MS model calculated GRFs demonstrate the ability to replace the expensive measuring instruments and provide access to the results of all gait cycles.
3. A set of characteristic gait parameters and the MS model adapted for children allow the use of a developed musculoskeletal model-based assessment system for lower extremity motor evaluation in children with CP.
4. Defined gait biomechanical markers (time, distance and kinematic gait parameters, as well as ARJ and symmetry index), identify individual features of pathological gait in children, such as walking with bent knees and hips, the fact of falling feet, walking on toes or turning inwards.

Priedai

A priedas. Sveikų vaikų eisenos parametrų normos pagal amžių

B priedas. Tiriamųjų antropometrinių dydžių matavimo rezultatai

C priedas. Pirminių raumenų aktyvacijų laiko parametrų rezultatai

D priedas. Elektromiografijos ir raumens-skeleto modelio raumenų aktyvacijų palyginimo rezultatai

A priedas. Sveikų vaikų eisenos parametrų normos pagal amžių

A1 lentelė. Sveikų vaikų eisenos normalizuotų atstumo parametrų normos pagal amžių (vidurkis $\pm$ SD) (Lythgo et al., 2009)

Table A1. Norms of normalized gait spatio parameters in healthy children by age (mean $\pm$ SD) (Lythgo et al., 2009)

Amžius	Žingsnio ilgis	Ilgo žingsnio ilgis	Dažnis	Greitis
5,7	0,836 $\pm$ 0,018	1,630 $\pm$ 0,030	0,620 $\pm$ 0,018	0,522 $\pm$ 0,018
6,6	0,840 $\pm$ 0,014	1,681 $\pm$ 0,029	0,614 $\pm$ 0,011	0,516 $\pm$ 0,010
7,5	0,825 $\pm$ 0,015	1,650 $\pm$ 0,029	0,597 $\pm$ 0,009	0,494 $\pm$ 0,012
8,5	0,829 $\pm$ 0,012	1,659 $\pm$ 0,024	0,602 $\pm$ 0,009	0,501 $\pm$ 0,010
9,5	0,807 $\pm$ 0,013	1,615 $\pm$ 0,026	0,586 $\pm$ 0,009	0,475 $\pm$ 0,011
10,5	0,808 $\pm$ 0,015	1,617 $\pm$ 0,031	0,582 $\pm$ 0,010	0,478 $\pm$ 0,014
11,5	0,792 $\pm$ 0,014	1,581 $\pm$ 0,027	0,591 $\pm$ 0,008	0,469 $\pm$ 0,010
12,6	0,800 $\pm$ 0,020	1,600 $\pm$ 0,040	0,581 $\pm$ 0,010	0,458 $\pm$ 0,012

A2 lentelė. Sveikų vaikų eisenos normalizuotų laiko parametrų normos pagal amžių (vidurkis $\pm$ SD) (Lythgo et al., 2009)

Table A2. Norms of normalized gait temporal parameters in healthy children by age (mean $\pm$ SD) (Lythgo et al., 2009)

Amžius	Žingsnio trukmė	Ilgo žingsnio trukmė	Vienguba atrama, %	Dviguba atrama, %	Atrama, %
5,7	1,637 $\pm$ 0,049	3,276 $\pm$ 0,100	43,9 $\pm$ 0,4	12,2 $\pm$ 0,7	56,1 $\pm$ 0,4
6,6	1,624 $\pm$ 0,028	3,246 $\pm$ 0,060	44,0 $\pm$ 0,2	11,8 $\pm$ 0,4	55,8 $\pm$ 0,2
7,5	1,687 $\pm$ 0,025	3,379 $\pm$ 0,050	43,8 $\pm$ 0,2	12,4 $\pm$ 0,4	56,1 $\pm$ 0,2
8,5	1,672 $\pm$ 0,025	3,322 $\pm$ 0,030	43,9 $\pm$ 0,2	12,4 $\pm$ 0,5	56,2 $\pm$ 0,2
9,5	1,719 $\pm$ 0,027	3,437 $\pm$ 0,054	43,5 $\pm$ 0,3	12,8 $\pm$ 0,6	56,5 $\pm$ 0,3
10,5	1,718 $\pm$ 0,023	3,430 $\pm$ 0,055	43,6 $\pm$ 0,3	12,9 $\pm$ 0,6	56,4 $\pm$ 0,3
11,5	1,703 $\pm$ 0,022	3,405 $\pm$ 0,044	43,0 $\pm$ 0,3	13,9 $\pm$ 0,5	56,9 $\pm$ 0,3
12,6	1,729 $\pm$ 0,027	3,458 $\pm$ 0,055	43,2 $\pm$ 0,3	13,5 $\pm$ 0,6	56,8 $\pm$ 0,3

A3 lentelė. Sveikų vaikų eisenos normalizuotų kinematinųjų parametrų normos pagal amžių (vidurkis $\pm$ SD) (Ciğali et al., 2011)

Table A3. Norms of normalized gait kinematic parameters in healthy children by age (mean $\pm$ SD)

Amžius	Klubo sąnario amplitudės			
	Lenkimas,°	Tiesimas,°	Atitraukimas,°	Pritraukimas,°
7	27,40±5,38	-7,79±5,64	4,54±3,75	-1,46±2,39
8	27,47±5,44	-8,93±4,62	3,93±2,07	-2,44±2,66
9	23,65±7,47	-6,98±5,11	2,66±4,28	-2,99±3,67
10	28,66±4,01	-9,27±4,53	3,89±2,61	-2,22±1,66
11	26,25±3,82	-8,32±4,86	3,10±2,58	-1,93±2,52
	Kelio sąnario amplitudės			
	Lenkimas,°		Tiesimas,°	
7	44,65±7,98		3,06±4,18	
8	43,56±10,31		-0,85±2,46	
9	36,77±17,32		0,21±5,16	
10	45,19±10,27		-1,71±6,06	
11	54,18±8,68		2,15±6,22	
	Čiurnos sąnario amplitudės			
	Lenkimas,°	Tiesimas,°	Išorinė rotacija,°	Vidinė rotacija,°
7	8,24±16,23	-11,23±6,49	8,42±16,28	-16,79±19,41
8	3,73±7,69	-20,28±10,32	3,01±7,82	-3,76±9,40
9	6,30±2,80	-9,41±7,03	3,69±9,85	-4,45±3,86
10	6,11±3,32	-12,9±3,15	4,02±7,80	-12,43±2,27
11	9,99±7,45	-18,06±7,62	11,38±13,58	-9,41±18,07

B priedas. Tiriamųjų antropometrinių dydžių matavimo rezultatai

B1 lentelė. Sveikų vaikų antropometriniai dydžiai

Table B1. Anthropometric data of healthy children

Tiria- mojo amžius, metais	Ūgis, mm	Svoris, kg	Dubens plotis, mm	Kelio sąnario plotis, mm	Čiurnos sąnario plotis, mm	Alkūnės sąnario plotis, mm	Plašta- kos storis	Peties sąnario centras, mm
10	1490	39,3	250	95	63	62	23	80
4	1070	16,8	210	70	48	52	21	40
10	1335	31,3	230	91	62	67	28	50
8	1360	29,4	240	88	63	65	28	45
6	1270	25,5	215	77	55	60	24	35
7	1390	42,7	310	98	63	75	28	40
10	1430	36,9	240	95	65	70	25	40
11	1425	32,7	190	88	57	62	28	45
8	1220	24	160	78	54	60	20	30
6	1220	22	170	75	55	57	21	35
9	1345	29,3	190	88	59	63	24	45
6	1150	17,3	170	70	51	51	18	30
10	1360	27,3	200	84	61	63	25	45
6	1310	27,8	180	85	57	65	24	50
7	1250	22	170	75	52	58	21	38
7	1330	26,9	190	85	58	61	22	40
9	1375	37,6	220	96	55	69	29	45

B1 lentelės pabaiga

Tiria- mojo Nr.	Pėdos il- gis, mm	Blauzdos ilgis, mm	Šlaunies ilgis	Kojos il- gis, mm	Plašta- kos ilgis, mm	Žasto il- gis, mm	Dilbio ilgis, mm	Rankos ilgis, mm
1	215	360	260	770	160	300	220	670
2	168	210	220	540	111	117	115	430
3	220	330	290	730	148	200	180	580
4	220	325	340	785	160	245	220	565
5	190	290	280	700	140	220	180	545
6	220	310	320	780	155	255	185	600
7	215	360	340	755	170	260	230	605
8	210	360	330	765	150	260	210	620
9	190	310	280	630	135	205	170	500
10	190	285	325	650	130	205	175	530
11	215	355	340	750	150	230	210	590
12	170	250	250	565	115	180	160	460
13	200	350	340	750	140	245	215	590
14	200	325	320	670	145	220	200	550
15	185	290	295	650	140	195	190	510
16	190	310	310	700	140	215	200	560
17	200	320	340	755	140	240	215	575

B2 lentelė. CP vaikų antropometriniai dydžiai**Table B2.** Anthropometric data of CP children

Tiria- mojo amžius, metais	Ūgis, mm	Svoris, kg	Dubens plotis, mm	Kelio sąnario plotis, mm	Čiurnos sąnario plotis, mm	Alkūnės sąnario plotis, mm	Plašta- kos storis	Peties sąnario centras, mm
7	1320	31,3	175	90	56	65	21	45
6	1175	21	190	80	52	56	19	40
8	1370	30,7	210	84	57	70	25	45
7	1270	22	150	77	53	60	15	30
6	1220	20,8	180	77	47	58	21	40

B2 lentelės pabaiga

Tiriam- mojo Nr.	Pėdos il- gis, mm	Blauzdos ilgis, mm	Šlaunies ilgis	Kojos il- gis, mm	Plašta- kos ilgis, mm	Žasto il- gis, mm	Dilbio ilgis, mm	Rankos ilgis, mm
1	195	330	300	710	140	230	190	560
2	180	280	300	590	135	220	185	530
3	220	340	400	730	145	230	200	570
4	140	290	270	630	110	200	170	510
5	190	290	250	600	135	200	190	500

C priedas. Pirminių raumenų aktyvacijų laiko parametrų rezultatai

C1 lentelė. KO grupės pirminės aktyvacijos laiko parametrai eisenos fazėse

Table C1. Time parameters for primary activation in gait phases of CO group

Rau- muo	Laiko taškai, %	Atrama, %		Mostas, %		Dviguba at- rama, %		Vienguba at- rama, %		Priešmojis, %	
		D	K	D	K	D	K	D	K	D	K
BF	PR	26 (9,9)	18,5 (9,3)	73 (10,4)	71 (11,9)	4,5 (2,6)	2,5 (2,0)	17,5 (7,8)	14 (6,5)	32 (6,9)	28 (6,5)
	PB	43 (9,7)	38,5 (10,1)	91 (9,2)	89 (10,1)	16 (1,7)	13,5 (2,5)	31,5 (5,6)	30 (5,3)	48,5 (4,5)	47 (4,2)
RF	PR	30 (11,2)	30 (11,3)	62 (14,6)	69 (16,3)	2 (2,1)	2,5 (1,4)	15 (8,5)	15,5 (7,4)	34 (6,3)	35 (5,7)
	PB	47 (11,2)	46 (11,3)	79 (12,8)	86 (13,6)	14 (2,5)	15,5 (3,2)	34 (7,2)	26,5 (6,1)	52,5 (4,4)	50 (4,4)
SE	PR	21 (8,9)	16,5 (9,0)	67 (11,5)	67 (11,2)	1,5 (2,1)	4 (1,9)	17 (5,4)	13 (6,2)	27 (7,3)	26 (7,4)
	PB	41 (9,5)	37 (10,5)	86 (9,8)	85 (8,7)	14,5 (2,4)	15,5 (2,2)	33 (5,2)	31,5 (4,9)	47 (4,1)	47 (4,4)
LG	PR	29 (9,9)	23 (10,4)	74 (10,4)	67 (11,6)	5 (2,8)	4 (1,9)	18 (7,5)	17 (7,2)	33 (5,4)	30 (5,5)
	PB	44 (9,8)	38 (9,9)	90 (9,5)	86 (9,8)	15 (2,5)	15 (2,0)	32 (5,3)	34 (4,2)	48 (4,1)	46 (4,2)
MG	PR	22,5 (12,5)	12 (11,6)	56 (12,6)	56 (12,7)	4 (3,1)	3 (2,2)	13 (5,3)	9 (5,8)	35 (5,9)	34 (5,6)
	PB	37 (11,7)	32 (10,8)	80 (9,9)	77 (9,8)	17 (2,4)	16 (1,7)	30 (5,3)	30 (5,0)	49 (4,3)	48 (3,7)

Reikšmės pateiktos medianomis (medianos absoliutūsiai nuokrypis MAD), paryškintos reikšmės nurodo reikšmingą skirtumą tarp kairės (K) ir dešinės (D) pusių.

C2 lentelė. CPh1 tiriamojo pirminės aktyvacijos laiko parametrai eisenos fazėse
Table C2. Time parameters for primary activation in gait phases of CPh1 subject

Raumuo	Laiko taškai, %	Atrama, %		Mostas, %		Dviguba at- rama, %		Vienguba atrama, %		Priešmojis, %	
		D	K	D	K	D	K	D	K	D	K
BF	PR	21 (6,1)	30 (4,0)	73 (3,8)	78 (8)	0	0	18 (2,8)	23,5 (3,3)	24 (6,4)	32 (2,4)
	PB	41,5 (8,1)	40 (5,4)	90 (3,1)	95 (11,1)	0	0	30 (1,2)	26,5 (4)	46 (2,4)	40 (3,4)
RF	PR	30 (6,1)	30 (11,8)	74 (13,1)	82,5 (4,9)	0	1 (0)	0	30 (0)	30 (5,2)	37 (0)
	PB	45 (4,2)	33,5 (13,6)	86,5 (11,0)	96 (3)	0	5 (0)	0	33,5 (0,5)	45 (4,2)	57 (0)
SE	PR	11,5 (9,6)	28 (6,8)	71 (8,4)	78 (0)	7 (3,8)	12 (0)	11,5 (2,5)	28 (4,7)	34 (10,7)	26,5 (10,5)
	PB	24 (12,6)	37 (6,5)	92 (9,8)	95 (0)	17 (3,0)	18 (0)	30 (3)	36,5 (4)	46 (6)	48,5 (8,5)
LG	PR	35,5 (4,1)	34 (2,9)	46 (24)	78 (0)	0	0	0	28 (0)	35,5 (4,1)	34,5 (2,6)
	PB	50 (3,8)	42 (3,2)	78,5 (8,5)	95 (0)	0	0	0	37 (0)	50 (3,8)	42 (3)
MG	PR	42 (4)	18 (10,6)	50 (8,6)	54 (6,4)	0	18 (0,6)	0	16,5 (0,5)	42 (4)	40 (2,6)
	PB	55,5 (4,5)	26 (14,6)	73 (7,5)	69 (4,3)	0	25 (0,5)	0	26 (0)	55,5 (4,5)	55 (1,3)

Reikšmės pateiktos medianomis (medianos absoliutūs nuokrypis MAD), paryškintos reikšmės nurodo reikšmingą skirtumą tarp kairės (K) ir dešinės (D) pusių.

C3 lentelė. CPd1 tiriamojo pirminės aktyvacijos laiko parametrai eisenos fazėse
Table C3. Time parameters for primary activation in gait phases of CPd1 subject

Raumuo	Laiko taškai, %	Atrama, %		Mostas, %		Dviguba atrama, %		Vienguba atrama, %		Priešmojis, %	
		D	K	D	K	D	K	D	K	D	K
BF	PR	24,5 (15,8)	21 (12,0)	74 (14,9)	44 (23,4)	3,5 (1,5)	3 (3,3)	15 (0)	19 (0)	41 (3,3)	33,5 (8,2)
	PB	39,5 (18,2)	51 (17,5)	93 (14,2)	72 (13,4)	16 (1)	8 (4,9)	26 (0)	35 (0)	54 (2,9)	54,5 (2)
RF	PR	35 (16,8)	38,5 (12,8)	53 (16,2)	78 (24)	4 (1,3)	1 (0)	13 (0)	0	39 (3,1)	40 (5,8)
	PB	48 (18,7)	51 (13,1)	65 (13,8)	91 (13,8)	15 (3,8)	5 (0)	24 (0)	0	56 (3,3)	56 (5,4)
SE	PR	36 (17,3)	30 (14,4)	53 (14,9)	78 (13,3)	3 (0)	6 (1,6)	8 (0)	0	39,5 (3)	36 (3,1)
	PB	51 (15,1)	43 (19,8)	73 (10,9)	95 (10,8)	20,5 (1,5)	12,5 (1)	27 (0)	0	54 (1,5)	52 (3,6)
LG	PR	39 (13,8)	37 (11,3)	64 (21)	80 (2,2)	4 (0)	8 (0)	0	27 (0)	41 (2,4)	39 (2,6)
	PB	55 (13,3)	49 (15,9)	81,5 (14,5)	95 (2,4)	21 (0)	11,5 (0,5)	0	33 (0)	59 (3,6)	55 (4)
MG	PR	41 (14,7)	39,5 (2,5)	61 (17)	88,5 (4,7)	5,5 (2,5)	0	0	0	43 (2,5)	39,5 (2,5)
	PB	56 (15,5)	52 (1,6)	79,5 (13,8)	97 (0,7)	19 (2)	0	0	0	59 (3,2)	52 (1,6)

Reikšmės pateiktos medianomis (medianos absoliutusis nuokrypis MAD), paryškintos reikšmės nurodo reikšmingą skirtumą tarp kairės (K) ir dešinės (D) pusių.

C4 lentelė. CPd2 tiriamojo pirminės aktyvacijos laiko parametrai eisenos fazėse
Table C4. Time parameters for primary activation in gait phases of CPd2 subject

Raumuo	Laiko taškai, %	Atrama, %		Mostas, %		Dviguba atrama, %		Vienguba atrama, %		Priešmojis, %	
		D	K	D	K	D	K	D	K	D	K
BF	PR	15,5 (5)	10 (10,6)	64,5 (5,5)	79 (7,33)	5 (0)	5 (5)	15,5 (5)	15 (10)	38,5 (6,5)	37 (0)
	PB	44 (9,3)	20 (11,2)	82 (15)	98 (1,33)	14 (0)	15 (5,3)	41 (3,8)	33,5 (0,5)	52 (6)	46 (0)
RF	PR	24 (0)	23,5 (4,7)	52,5 (1,5)	70,5 (2,5)	12 (0)	0	24 (0)	21 (1,1)	32,5 (2,6)	30 (3,8)
	PB	46,5 (11,2)	36 (5,3)	63 (2)	78,5 (0,5)	18 (0)	0	34 (0)	31 (2,2)	50,5 (4,8)	42 (1,3)
SE	PR	19 (4)	17 (10,3)	78,5 (1,5)	84 (6)	0	11 (2,7)	19 (4)	0	37,5 (0,5)	34,5 (0,5)
	PB	37 (7,2)	19 (11,8)	95 (3)	92,5 (4,5)	0	18 (0,4)	36 (2)	0	50 (2)	43 (1)
LG	PR	22 (0,7)	10 (5,4)	71,5 (4,5)	59,5 (4,22)	0	9 (0)	22 (0,7)	14,5 (8,5)	33,5 (0,5)	11 (0)
	PB	35 (8,5)	27 (6,8)	88 (4,8)	73,5 (9,5)	15 (0)	21 (0)	33 (2)	27 (1)	47 (1)	43 (0)
MG	PR	22 (1,3)	16,5 (9,5)	69 (6,7)	59 (0)	0	6,5 (3,5)	22 (1,3)	16 (7)	35,5 (0,5)	28 (3)
	PB	38 (8,5)	36,5 (11,4)	84 (7,1)	66 (0)	0	14,5 (4,5)	33,5 (3,8)	36,5 (1)	50 (1)	44 (0)

Reikšmės pateiktos medianomis (medianos absoliutusis nuokrypis MAD), paryškintos reikšmės nurodo reikšmingą skirtumą tarp kairės (K) ir dešinės (D) pusių.

C5 lentelė. CPd3 tiriamojo pirminės aktyvacijos laiko parametrai eisenos fazėse
Table C5. Time parameters for primary activation in gait phases of CPd3 subject

Raumuo	Laiko taškai, %	Atrama, %		Mostas, %		Dviguba atrama, %		Vienguba atrama, %		Priešmojis, %	
		D	K	D	K	D	K	D	K	D	K
BF	PR	1,5 (9,7)	25,5 (8,6)	76 (10,6)	60 (9,6)	0	24,5 (6,2)	3 (13,9)	33 (6,2)	16 (5,6)	50 (0)
	PB	34 (11,9)	39 (8,3)	98 (3,8)	82 (6,9)	26 (2,9)	28,5 (5,9)	41 (2,5)	39 (3,8)	56 (3,3)	57 (0)
RF	PR	26 (11,8)	28 (14,2)	59 (11,0)	82 (6,8)	8,5 (7,8)	0	24,5 (2)	35 (8,3)	37,5 (9,6)	0
	PB	48 (11)	41 (16,7)	84 (10,6)	92 (7,2)	30,5 (6,8)	0	40,5 (3,8)	47 (4)	59 (5,1)	0
SE	PR	32 (13,1)	21 (8,9)	68 (13,9)	81 (8,2)	0	19 (4,7)	20 (8)	0	36 (6,4)	47 (0)
	PB	53 (11,1)	27 (11,1)	84 (9,2)	93 (6,4)	0	27 (4,9)	42,5 (4,8)	45 (8)	59 (4,2)	57 (0)
LG	PR	25 (12,6)	20 (0,9)	71,5 (12,7)	91 (9,7)	8 (6,7)	20 (0,9)	24 (3,4)	0	35 (6,7)	0
	PB	42 (15,6)	26 (2,2)	81,5 (9,8)	94,5 (9,6)	17 (6,9)	26 (2,2)	41 (2,6)	0	58 (5,0)	0
MG	PR	23 (13,9)	6 (8,4)	63 (21,5)	79 (9,4)	0	6 (8,4)	21 (5,5)	0	34 (11,3)	0
	PB	50 (16,0)	13 (10,9)	91 (10,6)	88 (8,5)	0	13 (10,9)	42,5 (2,5)	0	62 (5,9)	0

Reikšmės pateiktos medianomis (medianos absoliutūsiai nuokrypis MAD), paryškintos reikšmės nurodo reikšmingą skirtumą tarp kairės (K) ir dešinės (D) pusių.

D priedas. EMG ir RS modelio raumenų aktyvacijų palyginimo rezultatai

D1 lentelė. RMSE tarp EMG ir RS modelio raumenų aktyvacijų kreivių reikšmių

Table D1. RMSE between muscle activations of EMG and musculoskeletal model curve values

Tiriamųjų grupė	Kūno pusė	RMSE				
		BF	RF	SE	LG	MG
KO	D $n = 376$	0,21±0,06	0,17±0,06	0,23±0,07	0,22±0,05	0,24±0,05
	K $n = 373$	0,25±0,06	0,17±0,06	0,24±0,06	0,21±0,05	0,24±0,06
CPh1	D $n = 41$	0,21±0,06	0,19±0,05	0,25±0,07	0,25±0,05	0,27±0,05
	K $n = 41$	0,27±0,08	0,19±0,05	0,22±0,06	0,17±0,02	0,22±0,03
CPd1	D $n = 32$	0,23±0,05	0,15±0,05	0,22±0,06	0,25±0,06	0,17±0,04
	K $n = 32$	0,35±0,05	0,18±0,07	0,23±0,05	0,18±0,05	0,20±0,06
CPd2	D $n = 2$	0,27±0,14	0,18±0,08	0,27±0,08	0,22±0,15	0,34±0,09
	K $n = 1$	0,18±0,09	0,10±0,10	0,23±0,15	0,22±0,10	0,28±0,08
CPd3	D $n = 13$	0,18±0,08	0,28±0,04	0,22±0,09	0,29±0,01	0,30±0,02
	K $n = 13$	0,29±0,03	0,30±0,04	0,15±0,05	0,31±0,01	0,29±0,03

Pastaba: lentelėje duomenys pateikiami vidurkis±SD.

D2 lentelė. Koreliacijos koeficientai tarp EMG ir RS modelio raumenų aktyvacijų kreivių reikšmių

Table D2. Correlation between muscle activations curve values of EMG and musculoskeletal model

Tiriamųjų grupė	Kūno pusė	<i>r</i>				
		BF	RF	SE	LG	MG
KO	D <i>n</i> = 376	0,19 (0,10) (0,09–0,29)	0,12 (0,08) (0,06–0,19)	0,15 (0,10) (0,08–0,25)	0,14 (0,10) (0,10–0,22)	0,16 (0,08) (0,07–0,23)
	K <i>n</i> = 373	0,15 (0,11) (0,07–0,24)	0,13 (0,10) (0,08–0,23)	0,18 (0,09) (0,10–0,26)	0,17 (0,14) (0,10–0,31)	0,22 (0,10) (0,15–0,30)
CPh1	D <i>n</i> = 41	0,13 (0,09) (0,07–0,22)	0,17 (0,04) (0,13–0,20)	0,13 (0,09) (0,07–0,24)	0,06 (0,05) (0,04–0,14)	0,08 (0,06) (0,03–0,19)
	K <i>n</i> = 41	0,14 (0,09) (0,07–0,24)	0,18 (0,11) (0,10–0,31)	0,13 (0,14) (0,05–0,31)	0,36 (0,34) (0,22–0,42)	0,18 (0,07) (0,06–0,21)
CPd1	D <i>n</i> = 32	0,13 (0,13) (0,08–0,19)	0,21 (0,16) (0,08–0,39)	0,15 (0,09) (0,05–0,24)	0,14 (0,11) (0,08–0,32)	0,18 (0,11) (0,10–0,310)
	K <i>n</i> = 32	0,35 (0,12) (0,23–0,44)	0,10 (0,06) (0,06–0,18)	0,10 (0,13) (0,05–0,26)	0,20 (0,23) (0,03–0,48)	0,22 (0,17) (0,13–0,41)
CPd2	D <i>n</i> = 2	0,11 (0,02) (0,09–0,13)	0,25 (0,24) (0,01–0,49)	0,45 (0,30) (0,16–0,75)	0,29 (0,27) (0,02–0,56)	0,06 (0,01) (0,05–0,08)
	K <i>n</i> = 1	0,69	0,45	0,09	0,52	0,33
CPd3	D <i>n</i> = 13	0,16 (0,13) (0,12–0,28)	0,13 (0,15) (0,06–0,35)	0,16 (0,09) (0,08–0,25)	0,21 (0,12) (0,18–0,37)	0,26 (0,17) (0,14–0,39)
	K <i>n</i> = 13	0,08 (0,09) (0,04–0,18)	0,15 (0,09) (0,06–0,24)	0,07 (0,03) (0,05–0,11)	0,23 (0,13) (0,17–0,44)	0,28 (0,14) (0,15–0,37)

Pastaba: lentelėje duomenys pateikiami mediana (MAD) ir tarpkvartilių intervalas.

Jurgita ŽIŽIENĖ

BIOMECHANINIŲ RAUMENS-SKELETO MODELIU GRĮSTAS
VAIKŲ EISENOS TYRIMAS

Daktaro disertacija

Technologijos mokslai,
mechanikos inžinerija (T 009)

BIOMECHANICAL MUSCULOSKELETAL MODEL-BASED
CHILDREN'S GAIT EVALUATION

Doctoral Dissertation

Technological Sciences,
Mechanical Engineering (T 009)

2022 05 13. 13,0 sp. l. Tiražas 20 egz.
Leidinio el. versija <https://doi.org/10.20334/2022-020-M>
Vilniaus Gedimino technikos universitetas
Saulėtekio al. 11, 10223 Vilnius
Spausdino UAB „Ciklonas“,
Žirmūnų g. 68, 09124 Vilnius