

VILNIAUS UNIVERSITETAS  
MEDICINOS FAKULTETAS  
REABILITACIJOS, FIZINĖS IR SPORTO MEDICINOS KATEDRA

Tvirtinu: .....

Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto  
Reabilitacijos studijų programos komiteto  
Pirmininkas prof. dr. Alvydas Juocevičius

Data: .....

Donatas Svirskis

**FUNKCINĖS BŪKLĖS IR EISENOS PARAMETRŲ ŠAŠAJOS  
TAIKANT CIKLINES TRENIRUOTES PACIENTAMS PO  
GALVOS SMEGENŲ INSULTO**

**REABILITACIJOS MAGISTRO BAIGIAMASIS DARBAS**

Darbo vadovas: dr. Lina Būtėnaitė

Darbo priėmimo data: .....

Parašas .....

VILNIUS, 2016

## DARBO ANOTACIJA

Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas „Funkcinės būklės ir eisenos parametrų sąsajos taikant ciklines treniruotes pacientams po galvos smegenų insulto“ atliktas 2014 – 2016 metais Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedroje bei VšĮ VUL Santariškių klinikų II stacionarinės reabilitacijos skyriuje.

**Darbo autorius:** Donatas Svirskis, Vilniaus universiteto Reabilitacijos magistrantūros studijų programos II kurso studentas.

**Darbo vadovas: (rašomas vadovas ir jo darbovietė)** dr. Lina Būtėnaitė Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra.

Darbas apsvarstytas VU MF Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedros posėdyje 2016 m. .... mėn. ... d., įvertintas teigiamai ir rekomenduotas viešam gynimui.

Darbo recenzentai:

1. Lekt. dr. Ieva Eglė Jamontaitė
2. Lekt. dr. Algirdas Valiulis

Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas „Funkcinės būklės ir eisenos parametrų sąsajos taikant ciklines treniruotes pacientams po galvos smegenų insulto“ ginamas viešame Reabilitacijos magistro baigiamųjų darbų gynimo komisijos posėdyje, kuris įvyks 2016 m. birželio mėn. 2 d. 9 val. VUL SK Konferencijų salėje.

Su darbu galima susipažinti Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedroje.

# TURINYS

DARBO ANOTACIJA .....	2
SANTRAUKA.....	5
SUMMARY .....	8
TEKSTE PANAUDOTŲ TRUMPINIŲ SĄRAŠAS .....	10
DARBE PATEIKTŲ PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS .....	11
DARBE PATEIKTŲ LENTELIŲ SĄRAŠAS .....	12
1. ĮVADAS.....	13
2. LITERATŪROS APŽVALGA .....	15
2.1 Galvos smegenų insulto paplitimas.....	15
2.2 Funkcinės būklės pokyčiai po galvos smegenų insulto.....	16
2.3 Eisenos pokyčiai po galvos smegenų insulto .....	18
2.4 Ciklinių treniruočių naudojimas reabilitacijoje.....	19
2.5 Eisena ir jos reguliavimas .....	21
2.6 Eisenos ciklas .....	22
2.7 Eisenos parametrai .....	25
2.8 Eisenos vertinimo ir analizavimo metodai .....	26
3. TYRIMO ORGANIZAVIMAS IR METODIKA .....	28
3.1 TYRIMO ORGANIZAVIMAS .....	28
3.2 TYRIMO METODAI.....	31
4. TYRIMO REZULTATAI.....	35
4.1 Tiriamųjų charakteristika .....	35
4.2 Širdies ir kraujagyslių sistemos rodiklių įvertinimas.....	38
4.3 Eisenos parametrų įvertinimas.....	39
4.4 Žingsnio parametrų įvertinimas.....	42
4.5 Funkcinių testų įvertinimas.....	46
4.6 Funkcinių testų sąsajos su eisenos parametrais.....	48

5. REZULTATŪ APTARĪMAS.....	55
6. IŠVADOS.....	61
7. PRAKTINĒS REKOMENDACĪJOS .....	62
8. LITERATŪROS SĀRAŠAS.....	63
9. PRIEDAI .....	72
1 Priedas .....	72
2 Priedas .....	75

# SANTRAUKA

Vilniaus universiteto Medicinos Fakultetas

MF reabilitacijos fizinės ir sporto medicinos katedra

Reabilitacijos magistro studijų programa

## FUNKCINĖS BŪKLĖS IR EISENOS PARAMETRŲ SAŠAJOS TAIKANT CIKLINES TRENIRUOTES PACIENTAMS PO GALVOS SMEGENŲ INSULTO

Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas

**Darbo autorius:** Reabilitacijos magistro studijų programos II kurso studentas Donatas Svirskis

**Darbo vadovė:** dr. Lina Būtėnaitė, Vilniaus universitetas medicinos fakultetas Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra.

**Pagrindinės sąvokos (raktiniai žodžiai):** galvos smegenų insultas, ciklinės treniruotės, ėjimo takelis, veloergometras, eisena.

**Darbo tikslas:** Palyginti skirtingo tipo ciklinių treniruočių poveikių efektyvumą pacientų patyrusių galvos smegenų insultą eisenos parametrų ir funkcinės būklės pokyčiams.

**Darbo uždaviniai:**

1. Nustatyti ciklinių treniruočių veloergometru poveikį funkciniai būklei ir eisenos parametrų tyrimo pradžioje ir pabaigoje.
2. Nustatyti ciklinių treniruočių ėjimo takeliu poveikį funkciniai būklei ir eisenos parametrų tyrimo pradžioje ir pabaigoje.
3. Palyginti skirtingo tipo ciklinių treniruočių efektyvumą funkcinės būklės ir eisenos parametrų pokyčiams, tarp tiriamųjų grupių.
4. Nustatyti funkcinės testų ir eisenos parametrų sąsajas.

**Tyrimo metodai:** Tyrimas atliktas 2014 m. lapkričio - 2016 m. balandžio mėn. Tyrime dalyvavo 28 pacientai patyrę galvos smegenų insultą, atvykę į Vilniaus universiteto ligoninės Santariškių klinikų Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos centre, II stacionarinės reabilitacijos skyrių.

Pacientų funkinei būklei įvertinti buvo matuojama: ramybės širdies susitraukimų dažnis, ramybės arterinis kraujo spaudimas, pusiausvyra pagal Berg skalę, liemens kontrolė pagal liemens kontrolės įvertinimo skalę, funkcinė raumenų jėga pagal sėsti – stoti testą.

Eisenos parametrą įvertinti buvo matuojama: ėjimo greitis – 10 metrų ėjimo testu, nueinamas atstumas 6 minučių ėjimo testu, kūno svorio pernešimas Biodex Gait Trainer 2 ėjimo takeliu.

Žingsnio parametrą įvertinti buvo matuojama: žingsnio ilgis sveiką ir pažeistą koją, dvigubo žingsnio ilgis sveiką ir pažeistą koją, žingsnio plotis, žingsnių asimetrija.

Statistinė duomenų analizė atlikta naudojant MS Office Excel 2013 ir SPSS 22.0 taikomąsias programas.

**Rezultatai:** Tiriamosios grupės buvo homogeniškos pagal amžių ir antropometrinius duomenis. Nustatyti statistiškai reikšmingi ( $p < 0,05$ ) pokyčiai tiriamųjų ėjimo greityje, nueinamame atstume, žingsnio ilgiuose pažeistą koją, dvigubo žingsnio ilgiuose abejomis kojomis, žingsnio plotyje, svorio pernešime, tiriamųjų pusiausvyroje, liemens kontrolėje bei funkcinėje raumenų jėgoje abiejose tiriamųjų grupėse. Ramybės širdies susitraukimų dažnio, žingsnio ilgio sveiką koją, dvigubo žingsnio ilgio pažeistą koją, procentinės ėjimo greičio padidėjimo dalies ir nueinamo atstumo padidėjimo pokyčiai statistiškai reikšmingai ( $p < 0,05$ ) didesni buvo II-oje tiriamųjų grupėje. Nustatyti statistiškai reikšmingi ( $p < 0,05$ ), vidutinio stiprumo ir stiprūs koreliaciniai ryšiai tarp tiriamųjų pusiausvyros ir eisenos parametrų. Nustatyti statistiškai reikšmingi ( $p < 0,05$ ) vidutinio stiprumo koreliaciniai ryšiai tarp tiriamųjų pusiausvyros ir žingsnio ilgių abejomis kojomis. Tiriamųjų liemens kontrolė turėjo statistiškai reikšmingus ( $p < 0,05$ ) vidutinio stiprumo ir stiprius koreliacinius ryšius su tiriamųjų eisenos parametrais. Nustatyti statistiškai reikšmingi ( $p < 0,05$ ) vidutinio stiprumo koreliaciniai ryšiai tarp tiriamųjų liemens kontrolės ir žingsnio ilgių abejomis kojomis. Nustatyti statistiškai reikšmingi ( $p < 0,05$ ) vidutinio stiprumo koreliaciniai ryšiai tarp tiriamųjų apatinių galūnių funkcinės raumenų jėgos ir ėjimo greičio bei nueinamo atstumo.

#### **Išvados:**

1. Nustatyti statistiškai reikšmingi ėjimo greičio, nueinamo atstumo, svorio pernešimo, žingsnio ilgio pažeista koją, dvigubo žingsnio ilgių sveiką ir pažeistą koją, žingsnio pločio, žingsnių asimetrijos, tiriamųjų pusiausvyros, liemens kontrolės ir apatinių galūnių funkcinės raumenų jėgos pokyčiai taikant ciklines treniruotes veloergometru.
2. Nustatyti statistiškai reikšmingi ramybės ŠSD, ėjimo greičio, nueinamo atstumo, svorio pernešimo, žingsnio ilgių sveiką ir pažeistą koją, dvigubo žingsnio ilgių sveiką ir pažeistą koją, žingsnio pločio, žingsnių asimetrijos, tiriamųjų pusiausvyros, liemens kontrolės ir apatinių galūnių raumenų funkcinės jėgos pokyčiai taikant ciklines treniruotes ėjimo takeliu.

3. Tiriamųjų grupėje atlikusioje ciklines treniruotes ėjimo takeliu ramybės ŠSD, procentinės ėjimo greičio padidėjimo dalies, nueinamo atstumo, žingsnio ilgio sveikąja koja ir dvigubo žingsnio ilgio pažeistąja koja pokyčiai buvo statistiškai reikšmingai didesni.
4. Nustatyti statistiškai reikšmingi, vidutinio stiprumo ir stiprūs koreliaciniai ryšiai tarp tiriamųjų pusiausvyros, liemens kontrolės bei eisenos parametrų ir žingsnio ilgių. Nustatyti statistiškai reikšmingi vidutinio stiprumo koreliaciniai ryšiai tarp tiriamųjų apatinių galūnių funkcinės raumenų jėgos ir ėjimo greičio bei nueinamo atstumo.

# SUMMARY

Vilnius University Faculty of Medicine  
Rehabilitation, Physical and Sports Department  
Rehabilitation Master Studies programme

## AEROBIC TRAINING RELATION TO FUNCTIONAL STATUS AND GAIT PARAMETERS IN STROKE PATIENTS

Master's thesis of rehabilitation science

**Author:** Donatas Svirskis 2nd year student at Vilnius University Rehabilitation Master studies programme.

**Supervisor:** Lina Būtėnaitė PhD, Vilnius University, Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation, Physical and Sports Medicine.

**Keywords:** stroke, aerobic training, treadmill, veloergometer, gait.

**The aim of reaserch work:** Compare different types of aerobic training impact on efficiency in gait and functional status of stroke patients.

### Tasks of work:

1. Determine the impact of aerobic training with veloergometer to functional status and gait parameters.
2. Determine the impact of aerobic training with treadmill to functional status and gait parameters.
3. Compare the different types of aerobic training efficiency of functional status and gait parameters between groups.
4. Assess relations between functional tests and gait parameters.

Materials and methods: 2014 November – 2016 April a clinical study was performed in the VUL SK 2nd department of rehabilitation. Study involved 28 stroke patients.

To assess patients functional status resting heart rate, resting blood pressure, Berg balance scale, postural assessment scale for stroke, and sit to stand tests were measured.



To assess gait parameters 10 meter walk test, 6 minute walk test and weight transfer using Biodex Gait Trainer 2 were measured.

To assess step parameters step lengths, stride lengths, step width and step asymmetry were measured.

Data analysis was performed using MS Office Excel 2013 and IBM SPSS 22.0 applications.

**Results:** Groups were homogeneous by age and anthropometric data. Statistically significant ( $p<0,05$ ) changes in subjects walking speed, walking distance, step length of the affected leg, stride lengths on both legs, step width, weight transfer, balance, postural control and functional muscle strength were observed in both groups. Resting heart rate, intact leg step length, affected leg stride length, percentage increase in walking speed and increase in walking distance were statistically significant ( $p<0,05$ ) better in II group. Balance had statistically significant ( $p<0,05$ ) moderate to strong correlations with gait parameters. Statistically significant ( $p<0,05$ ) moderate correlations were found between balance and step lengths with both legs. Postural control had statistically significant ( $p<0,05$ ) moderate to strong correlations with gait parameters. Statistically significant ( $p<0,05$ ) moderate correlations between postural control and step lengths with both legs were found. Also statistically significant ( $p<0,05$ ) moderate correlations between lower limb functional muscle strength, gait speed and walking distance were observed.

### **Conclusions:**

1. Statistically significant changes in walking speed, walking distance, weight transfer, affected leg step length, both legs stride length, step width, step asymmetry, balance, postural control and lower limb functional strength were observed in the veloergometer training group.
2. Statistically significant changes in resting heart rate, walking speed, walking distance, weight transfer, both legs step length, both legs stride length, step width, step asymmetry, balance, postural control and lower limb functional muscle strength were observed in the treadmill training group.
3. Changes in resting heart rate, percentage increase in walking speed, changes in walking distance, intact leg step length, affected leg stride length changes were statistically higher in the treadmill training group.
4. Balance and postural control had statistically significant moderate to strong correlations with gait parameters and step lengths. Statistically significant moderate correlations between lower limb functional muscle strength, walking speed and walking distance were observed.

## **TEKSTE PANAUDOTŲ TRUMPINIŲ SĄRAŠAS**

GSI – galvos smegenų insultas

ŠKS – širdies – kraujagyslių sistema

ŠSD – širdies susitraukimų dažnis

AKS – arterinis kraujo spaudimas

APM – apsisukimai per minutę

mmHG – milimetrai gyvsidabrio stulpelio

SN – standartinis nuokrypis

## DARBE PATEIKTŲ PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

<b>1 Pav.</b> Atramos ir mosto fazių pasiskirstymas ėjimo ciklo metu. ....	23
<b>2 Pav.</b> Ėjimo ciklo periodai. ....	24
<b>3 Pav.</b> Tyrimo organizavimo schema. ....	29
<b>4 Pav.</b> Laiko, praleidžiamo ant kiekvienos kojos ėjimo metu, matavimas .....	32
<b>5 Pav.</b> Žingsnio ilgio ir dvigubo žingsnio ilgio matavimas.....	33
<b>6 Pav.</b> Tiriamųjų pasiskirstymas grupėse pagal pažeistą pusę. ....	35
<b>7 Pav.</b> Ramybės širdies susitraukimų dažnio pokytis.....	38
<b>8 Pav.</b> Tiriamųjų ėjimo greičio pokytis. ....	39
<b>9 Pav.</b> Tiriamųjų ėjimo greičio pokyčio procentinė išraiška.....	40
<b>10 Pav.</b> Tiriamųjų 6 minučių testo rezultatų pokytis.....	40
<b>11 Pav.</b> Skirtumo tarp laiko praleisto ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu (%) pokytis.....	41
<b>12 Pav.</b> Žingsnio ilgio pažeista koja pokytis. ....	42
<b>13 Pav.</b> Žingsnio ilgių sveikąja koja pokytis.....	43
<b>14 Pav.</b> Žingsnių asimetrijos pokytis. ....	43
<b>15 Pav.</b> Dvigubo žingsnio ilgio pažeista koja pokytis.....	44
<b>16 Pav.</b> Dvigubo žingsnio ilgis sveikąja koja pokytis.....	45
<b>17 Pav.</b> Tiriamųjų žingsnio pločio pokytis.....	45
<b>18 Pav.</b> Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų pokytis. ....	46
<b>19 Pav.</b> Berg pusiausvyros skalės rezultatų procentinės reikšmės (%) pokytis. ....	47
<b>20 Pav.</b> Sėsti – stoti testo rezultatų pokytis. ....	48
<b>21 Pav.</b> Ėjimo greičio ir Berg pusiausvyros skalės rezultatų sąsajos. ....	49
<b>22 Pav.</b> Nueinamo atstumo per 6 minutes ir Berg pusiausvyros skalės rezultatų sąsajos.....	49
<b>23 Pav.</b> Svorio pernešimo ir Berg pusiausvyros skalės rezultatų sąsajos. ....	50
<b>24 Pav.</b> Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir ėjimo greičio sąsajos.....	51
<b>25 Pav.</b> Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir 6 minučių ėjimo testo rezultatų sąsajos. .....	52
<b>26 Pav.</b> Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir skirtumo tarp vidutinės procentinės laiko dalies, praleistos ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu, sąsajos.....	52
<b>27 Pav.</b> Sėsti – stoti testo rezultatų ir tiriamųjų ėjimo greičio sąsajos. ....	54
<b>28 Pav.</b> Sėsti – stoti testo rezultatų ir tiriamųjų nueinamo atstumo sąsajos. ....	54

## DARBE PATEIKTŲ LENTELIŲ SĄRAŠAS

<b>1 lentelė.</b> Normalaus ėjimo laiko ir atstumo parametrų ribos .....	26
<b>2 lentelė.</b> Borg skalės atitikmuo krūviui nuo ŠSD rezervo.....	30
<b>3 lentelė.</b> Pacientų judėjimas bendruomenėje pagal ėjimo greitį .....	31
<b>4 lentelė.</b> Bendra tiriamųjų charakteristika.....	35
<b>5 lentelė.</b> Širdies ir kraujagyslių sistemos rodikliai prieš tyrimą. ....	36
<b>6 lentelė.</b> Eišenos parametrų charakteristika prieš tyrimą.....	36
<b>7 lentelė.</b> Žingsnio parametrų charakteristika prieš tyrimą.....	37
<b>8 lentelė.</b> Liemens kontrolės, pusiausvyros ir funkcinės apatinių galūnių raumenų jėgos charakteristika prieš tyrimą.....	37
<b>9 lentelė.</b> Tiriamųjų AKS duomenų charakteristika po tyrimo.....	38
<b>10 lentelė.</b> Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų pokytis balais.....	46
<b>11 lentelė.</b> Tiriamųjų Berg pusiausvyros skalės rezultatų pokytis balais.....	47
<b>12 lentelė.</b> Berg pusiausvyros skalės rezultatų ir žingsnio parametrų sąsajos.....	50
<b>13 lentelė.</b> Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir žingsnio parametrų sąsajos.....	53

## 1. ĮVADAS

Per metus Europos Sąjungos šalyse įvyksta apie vieną milijoną galvos smegenų insultų (GSI). Nustatyta, kad vidutiniškai kas 45 sekundes įvyksta naujas galvos smegenų insulto atvejis, o kas 3 – 4 minutes nuo insulto miršta žmogus [1]. 36 procentai asmenų išgyvenusių galvos smegenų insultą, kenčia nuo gyvenimą keičiančių pasekmių, kurias sukelia ilgalaikis neįgalumas [2]. Po galvos smegenų kraujotakos sutrikimo pacientams sutrinka mobilumas. Susiformavus būdingam hemipleginės eisenos stereotipui, pakinta kūno svorio centro padėtis, dėl kurios pasikeičia kūno masės perkėlimas einant, todėl pacientas eina pasviręs. Taip pat sutrinka eisenos funkcionalumas, trumpėja žingsnio ilgis ir didėja žingsnio plotis [3].

M. D. Lewek su kolegomis teigia, kad asimetriška eisena, kurią sudaro stovėjimo ir mosto laikas bei žingsnio ilgių nevienodumas, atsiranda didžiajai daliai GSI patyrusių pacientų. Labai dažnai šis sutrikimas yra siejamas su pusiausvyros sutrikimu. Stengiantis išvengti griuvimų einant siekiama išlaikyti svorį ant sveikos galūnės, tad pažeistos kojos mostas būna trumpas. Dėl šios priežasties žingsnio ilgis trumpėja, žingsniai darosi asimetriški [4]. Vaikščiojimo funkcijos netekimas ar ryškūs eisenos parametrų pokyčiai lemia žmonių, patyrusių GSI, sėslesnį gyvenimo būdą, kuris riboja kasdieninį fizinį aktyvumą ir mažina širdies kraujagyslių sistemos (ŠKS) pajėgumą [5].

Po galvos smegenų insulto atsiradusi eisenos asimetrija pasireiškia žingsnio ilgio, bei ėjimo greičio sumažėjimu. Tai sumažina ne tik pacientų fizinį aktyvumą, bet taip pat gali sukelti pusiausvyros sutrikimus bei griuvimus, ypač senyvo amžiaus pacientams [6]. Nors ėjimo funkciją atgauna didžioji dalis pacientų patyrusių galvos smegenų insultą, tačiau tik retais atvejais ji sugrįžta į normalią. Dažniausiai ėjimo greitis, žingsnių ilgis ir žingsnių ritmas išlieka pakitę [7]. Ėjimo funkcijos grąžinimas yra svarbus uždavinys reabilitacijoje, nes eisena nepaprastai svarbus veiksnys nuo kurio priklauso paciento grįžimas į įprastą aplinką [8].

Oliver Stoller su kolegomis atliktoje tyrimų analizėje, kurioje aprašoma ciklinių pratimų poveikis ūmiuoju ir poūmiu periodais po galvos smegenų insulto, nustatyta, kad veloergometrija yra populiariausias ciklinių treniruočių tipas po GSI. Tyrime padarytos išvados, jog pacientai, poūmėje fazėje atliekantys ciklinius pratimus, gauna reikšmingos naudos padidindami maksimalų deguonies suvartojimą ir nueinamą atstumą [9]. Marco Y.C. Pang ir kolegų atliktos tyrimų analizės išvadose taip pat pabrėžiamas teigiamas ciklinių treniruočių poveikis pacientų patyrusių galvos smegenų insultą maksimaliam deguonies suvartojimui, ėjimo greičiui bei ištvermei [10].

Publikuota daug tyrimų analizuojančių ciklinių treniruočių poveikį ėjimo funkcijos parametrams, tačiau nepavyko rasti literatūros šaltinių kuriuose būtų lyginamas skirtingo tipų ciklinių treniruočių poveikis, ėjimo funkcijos parametrams, siekiant pagerinti reabilitacijos efektyvumą šioje srityje.

**Hipotezė:** Pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, funkcinės būklės ir eisenos parametru atsistatymas bus efektyvesnis taikant ciklines treniruotes ėjimo takeliu, nei atliekant ciklines treniruotes veloergometru.

**Tyrimo objektas:** Ciklinės treniruotės.

**Tyrimo subjektas:** Pacientai patyrę galvos smegenų insultą.

**Tyrimo tikslas:** Palyginti skirtingo tipo ciklinių treniruočių poveikių efektyvumą pacientų patyrusių galvos smegenų insultą eisenos parametru ir funkcinės būklės pokyčiams.

**Tyrimo uždaviniai:**

1. Nustatyti ciklinių treniruočių veloergometru poveikį funkcinėi būklei ir eisenos parametrams tyrimo pradžioje ir pabaigoje.
2. Nustatyti ciklinių treniruočių ėjimo takeliu poveikį funkcinėi būklei ir eisenos parametrams tyrimo pradžioje ir pabaigoje.
3. Palyginti skirtingo tipo ciklinių treniruočių efektyvumą funkcinės būklės ir eisenos parametru pokyčiams, tarp tiriamųjų grupių.
4. Nustatyti funkcinį testų ir eisenos parametru sąsajas.

## 2. LITERATŪROS APŽVALGA

### 2.1 Galvos smegenų insulto paplitimas

Lietuvoje dėl galvos smegenų insulto kasmet hospitalizuojama 17 000 asmenų. Tai sukelia didelę socialinę-ekonominę problemą [11]. 15 – 30 proc. ligonių, patyrusių galvos smegenų insultą, visam laikui lieka neįgalūs, 20 proc. reikalauja specialios priežiūros gydymo įstaigose ilgiau nei 3 mėnesius. Po pirmojo insulto per metus miršta 21 proc. vyrų ir 24 proc. vyresnių nei 40 metų amžiaus moterų. Per penkerius metus – 47 proc. vyrų ir 51 proc. moterų [1]. Pasak D. Janonienės ir kitų autorių, tik 20 proc. pacientų tampa darbingi, o 10 proc. reikalauja nuolatinės slaugos [12]. Insulto dažnis įvairiose šalyse nėra vienodas, jis svyruoja nuo 100 iki 300 atvejų 100 000 gyventojų, o Lietuvoje jis siekia maždaug 270 atvejų 100 000 gyventojų. [12].

Pasaulinės sveikatos organizacijos duomenimis, dažniausias sergamumas pirmuoju galvos smegenų insultu buvo nustatytas Suomijoje, Rusijoje ir Lietuvoje, didžiausias mirštamumas nuo galvos smegenų insulto – Rytų Europoje [1]. GSI viena svarbiausių vyresnio amžiaus žmonių neįgalumo priežasčių, dėl kurios be fizinių, emocinių ir socialinių pasekmių gydymo ekonominiai kaštai yra milžiniški [13]. Todėl yra svarbu, kad reabilitacija po GSI būtų kuo efektyvesnė ir optimalesnė, siekiant pagerinti pacientų gyvenimo kokybę, o mažinant gydymo išlaidas – valstybės ekonominę padėtį.

Pasak Abdono Tamošiūno ir kolegų, pagrindiniai rizikos veiksniai patirti GSI yra šie: arterinė hipertenzija, rūkymas, cukrinis diabetas bei hemostaziniai veiksniai. Taip pat autoriai pabrėžia, kad įvairių veiksnių įtaka sergamumo ir mirtingumo po GSI rizikai priklauso nuo tiriamosios populiacijos lyties, amžiaus grupės ir GSI klinikinio tipo [14]. Pasak J. Valaikienės ir J. Dementavičienės, riziką patirti pirmąjį išeminį GSI lemia šie faktoriai:

- Modifikuojami: kardiovaskulinės ligos – koronarinė širdies liga, širdies ydos, periferinių arterijų liga, hipertenzija, rūkymas, cukrinis diabetas, asimptominė karotidinė stenozė, pjautuvinė anemija, dislipidemija, nutukimas, fizinis neaktyvumas, postmenopauzinių hormonų terapija.
- Galimai modifikuojami: metabolinis sindromas, alkoholizmas, narkomanija, hiperhomocisteinemija, hiperkoaguliacinės būklės, oraliniai kontraceptikai, uždegiminiai procesai, ūmi infekcija, migrena, miego kvėpavimo sutrikimai.
- Nemodifikuojami: amžius, rasė, lytis, mažas gimimo svoris, šeiminė insulto anamnezė [1].

V. Budrys teigia, kad insulto problema Lietuvoje yra ypatingai opi. Jis kaip pagrindinius rizikos veiksnius įvardina lietuvių nesubalansuotą mitybą (vartojamas per daug

riebus ir sūrus maistas), blogai kontroliuojamą arterinę hipertenziją, diabetą, nesaikingą rūkymą, piktnaudžiavimą alkoholiu bei jo surogatais. Autorius taip pat pabrėžia, kad insultai yra linkę kartotis tam pačiam ligoniui. Rizika patirti pakartotinį insultą pirmaisiais metais yra 10 – 12 proc. ir didėja po 5 – 8 proc. kas metus. Taip pat pakartotinio insulto rizika didėja veikiant keliems rizikos veiksniams. Nustatyta, kad per penkerius metus pakartotinio insulto rizika gali siekti 30 – 40 proc. V. Budrio teigimu, pakartotiniai insultai dažnai nėra tos pačios etiologijos, tipo ar lokalizacijos kaip pirmasis insultas. Jie dažnai yra susiję su skirtingais jį sąlygojančiais veiksniais [15]. Todėl viena svarbių reabilitacijos programos dalių – rizikos veiksnių šalinimas bei paciento mokymas, siekiant išvengti pakartotino galvos smegenų insulto.

## **2.2 Funkcinės būklės pokyčiai po galvos smegenų insulto**

Daugumai pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, pastebima liekamųjų požymių. I. E. Jamontaitė šiuos funkcinės būklės pokyčius laiko pagrindiniais:

- Motorikos sutrikimai: judesių, valingo inicijavimo ir valdymo sutrikimai, tonuso sutrikimai, kūno padėties kontrolės sutrikimai.
- Sąnarių paslankumo, minkštųjų audinių, raumenų elastingumo pokyčiai.
- Pusiausvyros sutrikimai.
- Koordinacijos sutrikimai.
- Jutimų sutrikimai.
- Informacijos suvokimo bei gebėjimo ją išreikšti sutrikimai.
- Kiti aukštosios nervinės veiklos sutrikimai (neigimo sindromas, apraksija, nuotaikos, emocijų, elgsenos sutrikimai).
- Rijimo sutrikimai.
- Šlapinimosi, tuštinimosi sutrikimai [16].

Daugybė tyrimų rado asociacijas tarp amžiaus ir prastesnio pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, funkcinio savarankiškumo. Neigiamas amžiaus poveikis pacientų, išgyvenusių GSI, funkciniam savarankiškumui buvo stebimas išrašant pacientą iš gydymo įstaigos. Tačiau yra sunku nustatyti paciento amžiaus ir su amžiumi susijusių faktorių, kurie gali sąlygoti mažesnę funkcinį savarankiškumą, įtaką. Dažnai tokie kaip gretutiniai susirgimai faktoriai (išeminė širdies liga, hipertenzija, diabetas ir pakitę pažintiniai gebėjimai) labiausiai veikia senyvo amžiaus pacientų funkcinį savarankiškumą. Autoriaus Stephen Bagg ir kolegų teigimui, yra pakankamai įrodymų, kad intensyvi reabilitacijos programa po galvos smegenų insulto padeda pasiekti optimalų funkcinį savarankiškumą ir atsistatymą, nepriklausomai nuo paciento amžiaus. Tačiau vyresnio amžiaus pacientų reabilitacija reikalauja didesnių resursų [17]. I. E. Jamontaitė



teigia, kad intensyviausio motorikos atsistatymo galima tikėtis pirmųjų 3 mėnesių laikotarpiu po patirto GSI. Nedidelei daliai atsistatymas gali būti pastebėtas ir vėlesniu laikotarpiu, tai yra po 3 – 6 mėnesių, ar dar vėliau [16].

Marco Y.C. Pang ir kolegų nurodo, kad GSI išgyvenusių pacientų širdies ir kraujagyslių sistemos (ŠKS) ištvermė būna sumažėjusi. Tai parodo maksimalaus deguonies suvartojimo sumažėjimas, kuris svyruoja nuo 50 iki 80 proc. lyginant su to paties amžiaus ir lyties asmenų, nepatyrusių GSI. Taip sukuriama ydingas ciklas, kurio metu didėja širdies ir kraujagyslių sistemos ligų rizika, mažėja fizinis aktyvumas ir prastėja gyvenimo kokybė [10]. Oliver Stoller su kolegomis taip pat teigia, kad apie 75 proc. asmenų, išgyvenusių galvos smegenų insultą, dėl mobilumo sumažėjimo kenčia nuo kardiologinių ligų, dauguma jų pasižymi maža aerobine ištverme. Autoriai pabrėžia, kad tyrimais nustatyta, jog maksimalus deguonies suvartojimas sumažėja iki 10 – 17 ml/min/kg per pirmąsias 30 dienų po insulto ir nepakyla iki daugiau nei 20 ml/min/kg po 6 mėnesių. Autorių teigimu, šios reikšmės yra nuo 25 iki 45 proc. mažesnės nei to paties amžiaus sveikų asmenų [9].

A. Juocevičiaus su kolegomis pateiktame straipsnyje be jau anksčiau išvardintų GSI padarinių yra pabrėžiami mobilumo ir apsitarnavimo sutrikimai, dėl kurių vyresniems pacientams reikalinga slauga, kurią kartais turi užtikrinti darbingo amžiaus asmenys [18]. Autoriai pažymi, kad sėslesnį gyvenimo būdą nulemia vaikščiojimo funkcijos netekimas ar ryškūs eisenos parametrų pokyčiai. Dėl šios priežasties yra ribojamas paciento kasdienis fizinis aktyvumas, mažinamas širdies ir kraujagyslių sistemos pajėgumas. Gebėjimas savarankiškai vaikščioti labai svarbus paciento ir jo artimųjų gyvenimo kokybei. Dėl šios priežasties, vienas pirmųjų tikslų pacientų, patyrusių GSI, reabilitacijoje yra ėjimo funkcijos grąžinimas [19].

Deborah S. Nichols savo straipsnyje teigia, jog pacientai, išgyvenę GSI, pasižymi dideliais pusiausvyros sutrikimais. Autoriaus atlikto tyrimo metu, visiems pacientams buvo nustatyti ramybės stovėjimo, simetrijos ir dinaminio stabilumo sutrikimai. Visi testuoti pacientai pasižymėjo didesniu svyravimu ramybėje, didesniu svorio pernešimu ant nepažeistos kojos bei sumažėjusia galimybe judėti perkeliant kūno svorį ir neprarandant stabilumo [20]. Dėl GSI sukulto statinio ir dinaminio pusiausvyros pažeidimo, pacientai dažnai jaučia griuvimų baimę. Baimė nugriūti dažniausiai patiria vyresnio amžiaus pacientai, tiek patyrę, tiek nepatyrę kritimo. Ši baimė, anot autoriaus, mažina pacientų pasitikėjimą savimi ir taip riboja jų funkcinį savarankiškumą, apsunkina reabilitacijos procesą [21].

## 2.3 Eisenos pokyčiai po galvos smegenų insulto

Daugelis pacientų, išgyvenusių galvos smegenų insultą, pasižymi hemiparetine eiseną, kuri dažniausiai yra pagrindinė problema, sukianti mobilumo apribojimą ir didesnes energijos sąnaudas kasdienėse veiklose. Eisenos ir pusiausvyros deficitas yra atsakingas už tai, kad 70 proc. pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, patiria griuvimus per pirmus 6 mėnesius. Dėl šios priežasties, pacientai per pirmus metus po GSI turi padidintą riziką patirti šlaunikaulio ar riešo lūžius [22]. Eisenos sutrikimo sunkumas priklauso nuo neurologinio sutrikdymo masto. Hemiparetinės eisenos atsiradimas sąlygojamas neurologinio sutrikimo ir tonuso pokyčių. Pavyzdžiui, padidėjęs spąstiškumas klubo lenkėjuose apsunkina galūnės judėjimą į priekį, amortizacijos vidurio (angl. midstance) ir amortizacijos pabaigos (angl. terminal stance) eisenos ciklo fazėse. Tuo tarpu padidėjęs spąstiškumas blauzdos lenkėjų raumenų grupėje apsunkina ir neleidžia ištiesi kelio sąnario. Dėl šios priežasties sutrikdomas galūnės judėjimas į priekį atramos fazėje, sumažėja kojos ištiesimo efektyvumas mosto fazės pabaigoje. Spąstiškumo padidėjimas trilypiame blauzdos raumenyje gali būti priežastimi, kodėl ėjimo metu pėda visą laiką būna plantarinėje fleksijoje, o tai apsunkina ėjimo ciklą tiek atramos, tiek mosto fazėse [23].

Anneli Nilsson ir kolegų teigimu, nors ėjimo funkcija ir linkusi gerėti po galvos smegenų insulto, tačiau pirmuosius mėnesius, daugiau nei trečdaliui pacientų reikalinga pagalba vaikstant. Pasak autorių, normaliai eisenai reikalinga liemens kontrolė, svorio pernešimas, ritmiškas ir taisyklingas raumenų aktyvumas pasikartojančiuose eisenos cikluose. Tai priklauso nuo sudėtingų sensomotorinių sąveikų ir nervinių tinklų vientisumo. Priklausomai nuo pažeidimo apimties, lokalizacijos ir kompensacinių mechanizmų, eisenos savybės tarp pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, gali skirtis [24].

Michael D. Lewek ir kolegų teigimu, po galvos smegenų kraujotakos sutrikimų atsiradusi asimetrija stovint ir ėjimo metu yra susijusi su pacientų sumažėjusia raumenų jėga, sutrikusiais jutimais galūnėje ir nesugebėjimu pernešti kūno svorio ant pažeistos galūnės. Dėl šių sutrikimų, ėjimo metu stebimas paciento ėjimo ciklo fazių nevienodumas, pasireiškiantis sutrumpėjusia atramos faze ant pažeistos galūnės, mosto fazės trukme ir žingsnių ilgių asimetrija [25].

Galvos smegenų insultas yra pagrindinė laikysenos raumenų pusiausvyros sutrikimo priežastis tiek statinėje padėtyje (svorio pasiskirstymas, pėdų spaudimo pasiskirstymas), tiek dinaminėje (pusiausvyros reakcijos, svorio perkėlimas) padėtyse. Nors pacientai po GSI kenčia dėl posturalinio nestabilumo visose plokštumose, tyrimai rodo, jog frontalinė plokštuma būna paveikta labiausiai. Svorio perkėlimas ėjimo ciklo metu reikalauja laikysenos korekcijos bei yra

vienas pagrindinių taisyklingos eisenos aspektų. Svorio perkėlimas yra taip pat svarbus veiksnys, kuris padeda išlaikyti pusiausvyrą siekimo užduotyse [26]. Gebėjimas svorį pernešti į priekį yra būtina sąlyga nepriklausomam ėjimui. Todėl svorio perkėlimo ant pažeistos kojos treniravimas yra svarbus veiksnys lavinant pacientų, patyrusių GSI, pusiausvyrą ir eiseną [27]. Tsaklis su kolegomis teigia, kad vienas geriausių metodų, lavinant svorio pernešimą ant pažeistos galūnės, yra pusiausvyros treniravimo sistemos su grįžtamuju ryšiu. Taikant šias sistemas stebimas statistiškai reikšmingas pagerėjimas svorio pasiskirstyme tarp apatinių galūnių, statinėje bei dinaminėje pusiausvyroje [26].

Koordinacijos sutrikimas apatinėse galūnėse yra dažna pasekmė po galvos smegenų insulto. Ji pasireiškia kaip nesugebėjimas tiksliai koordinuoti judesių ėjimo metu tiek atramos, tiek mosto fazėse. Eisenos koordinacijos atsistatymas priklauso nuo tikslų eisenos sutrikimo priežasčių nustatymo, kurios gali būti raumenų silpnumas ar sutrikusi tarpraumeninė koordinacija [28]. Prasta koordinacija ėjimo metu atsispindi kaip žingsnių ritmo, ilgio, svorio pernešimo ir ėjimo greičio sutrikimai. Visi šie sutrikimai gali būti veikiami koordinacijos sutrikimo apatinėse galūnėse, o tai sutrikdo gebėjimą adaptuotis prie pasikeitusių ėjimo sąlygų. Koordinacijos pagerinimas tarp apatinių galūnių judesių ir gebėjimo adaptuotis prie skirtingų ėjimo sąlygų atstatymas yra viena pagrindinių kineziterapijos užduočių, siekiant pagerinti paciento mobilumą [29].

## **2.4 Ciklinių treniruočių naudojimas reabilitacijoje**

Ciklinės treniruotės apibrėžiamos kaip suplanuota, struktūrizuota, pasikartojanti fizinė veikla, pasižyminti apibrėžtu laiku ir pakankamu intensyvumu, skirtu pagerinti arba palaikyti fizinę būklę. Šio tipo pratimai yra viena iš rekomenduojamų intervencijų reabilitacijoje po galvos smegenų insulto, siekiant pagerinti pacientų eiseną, širdies ir kraujagyslių sistemos funkcinę būklę [23].

Carron D. Gordon ir kolegų teigimu, dažniausiai naudojamos ciklinių treniruočių priemonės insultą patyrusių asmenų reabilitacijoje yra ėjimo takelis ir veloergometras. Pasak autorių, tyrimais įrodyta, kad šios priemonės efektyviai pagerina pacientų apatinių galūnių raumenų jėgą, aerobinį pajėgumą ir funkcinės galimybes. Autoriai taip pat nustatė, kad taikant ciklines treniruotes pastebimas insultą patyrusių asmenų su sveikata susijęs gyvenimo kokybės pagerėjimas [24].

Reabilitacijoje dažnai kaip ėjimo funkcijos vertinimo rodiklis yra stebimas ėjimo greitis bei nueinamas atstumas, neatsižvelgiant į eisenos modeliavimą. Ėjimo greitis yra žingsnių ritmo bei žingsnių ilgio sudedamoji dalis, todėl jis gali būti pasiekiamas skirtingomis žingsnio

ritmo ir ilgio kombinacijomis. Shawna L. Patterson ir kolegų atliktame tyrime, kuriame buvo taikomos ciklinės treniruotės ėjimo takeliu 6 mėnesius, buvo nustatytas reikšmingas ėjimo takelio poveikis pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, nueinamam atstumui, ėjimo greičiui, žingsnio ilgiui bei žingsnių ritmui, tačiau žingsnių simetrijoje pokyčių nebuvo rasta [32].

Marco Y.C. Pang ir kolegų atliktoje meta-analizėje buvo nustatyta, kad populiariausi širdies ir kraujagyslių sistemos (ŠKS) ištvėrmės lavinimo būdai yra veloergometras ir ėjimo takelis. Šios priemonės naudojamos lavinti pacientų ištvėrmę nuo 3 iki 5 kartų per savaitę, 20 – 30 minučių per dieną. Dažniausiai analizėje analizuojamų darbų autorių naudojamas treniruotės intensyvumas buvo 60 – 84 proc. nuo širdies susitraukimo dažnio rezervo. Tyrėju išvadose pabrėžiama, kad ciklinės aerobinės treniruotės ypatingai veikia pacientų aerobinį pajėgumą, maksimalų ėjimo greitį, ištvėrmę. Taip pat autoriai rekomenduoja taikyti ciklines treniruotes pacientams, po GSI, pradėdant nuo 40 – 50 proc. širdies susitraukimų dažnio (ŠSD) rezervo krūvio ir didinant iki 60 – 80 proc. ŠSD rezervo krūvio, 3 – 5 dienas per savaitę, kurių trukmė turi būti nuo 20 iki 40 minučių [10].

Tyrimų duomenimis, skirtinga ciklinių treniruočių trukmė, dažnis, procedūrų skaičius ir intensyvumas turi įtakos terapiniam efektyvumui ir pasiektam rezultatam [33]. Lam ir kolegės pabrėžia, kad ciklinių treniruočių efektyvumas gali priklausyti ne tik nuo taikyto treniruočių protokolo, tačiau ir nuo individualių paciento charakteristikų. Todėl treniruotės intensyvumas, trukmė ir dažnis turėtų būti individualiai pritaikytas kiekvienam pacientui [34]. Nors dauguma tyrimų rekomenduoja aerobinio krūvio intensyvumą palaikyti tarp 40 – 80 proc. nuo maksimalaus širdies susitraukimų dažnio rezervo, American Collage of Sports Medicine pateikiamose rekomendacijose teigiama, kad ir mažo intensyvumo 30 proc. nuo ŠSD rezervo ciklinės treniruotės pasižymi teigiamu efektyvumu sunkių pacientų reabilitacijoje [35].

Daugumoje šiuolaikinių tyrimų krūvio intensyvumo stebėjimui procedūros metu yra naudojami širdies ritmo matuokliai – pulsometrai. Šie prietaisai padeda įvertinti širdies susitraukimų dažnį fizinės veiklos metu, nustatyti tikslų treniruotės intensyvumo intervalą [36]. Kaip alternatyvią priemonę krūvio intensyvumo vertinimui, kiti autoriai rekomenduoja naudoti jaučiamo krūvio įvertinimo Borg skalę. Autorių teigimu, ši skalė yra paprasta ir pateikia patikimus bei pagrįstus duomenis apie pacientų jaučiamą krūvį. Borg skalė yra vienas populiariausių naudojamų metodų, norint įvertinti ciklinės treniruotės intensyvumą [37]. Pasak Gunnar A.V. Borg, ši skalė stipriai koreliuoja su širdies susitraukimo dažniu treniruotės metu [38]. Vitor Oliveira Carvalho ir kolegų atlikto tyrimo metu nustatyta, kad pacientų krūvio intensyvumas skalėje tarp 11 ir 13 balų įvardijamas kaip „gana lengvas ir šiek tiek varginantis“ krūvis, kuris

pacientams treniruotės metu padėjo išlikti treniruojamame širdies susitraukimų dažnio intervale [39].

Seamus P. Whelton ir kolegų atliktoje analizėje pateikiamos išvados, kad ciklinės treniruotės padeda sumažinti arterinį kraujo spaudimą tiek sveikiems, tiek arterine hipertenzija sergantiems asmenims [40]. Tai svarbus faktorius, kodėl šios treniruotės turėtų būti atliekamos pacientų, išgyvenusių galvos smegenų insultą, siekiant sumažinti vieną pagrindinių rizikos veiksnių ir apsaugoti nuo pakartotino GSI.

I-Hsuan Chen ir kolegų atliktame tyrime, kuriame buvo lyginami įprasto ir ratu besisukančio ėjimo takelio poveikiai pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, eisenai, buvo nustatyti reikšmingi pokyčiai abejuose tiriamųjų grupėse. Ratu besisukančio ėjimo takelio įtaka pacientų ėjimo greičiui, pasisukimo greičiui, žingsnių simetrijai, žingsnių ilgiui, pločiui, pusiausvyrai bei raumenų jėgai, buvo reikšmingai didesni, lyginant su įprastu ėjimo takeliu [41].

Michal Katz-Leurer su kolegomis ištyrė veloergometrijos poveikį poūmėje stadijoje pacientų, po GSI, funkciniam pajėgumui. Tyrimo metu, kuriame dalyvavo 92 pacientai, buvo nustatyta teigiama tendencija visose funkciniuose parametruose eksperimentinėje grupėje, kuri taikė treniruotes veloergometru 8 savaites. Tačiau statistiškai reikšmingas pokytis rastas tik lipimo laiptais funkcijoje. Išvadose autoriai pažymi, kad ciklinės treniruotės pagerina, pacientų, patyrusių GSI, aerobinį bei funkcinį pajėgumą, kurie yra būtini šių pacientų savarankiškumui [42].

## **2.5 Eisena ir jos reguliavimas**

Žmogaus eiseną yra pagrindinė ir pati ekonomiškiausia žmogaus judėjimo forma. Nepaisant sudėtingos nervinės kontrolės, eiseną yra apibūdinama kaip sklandūs pasikartojantys judesiai žmogaus sąnariuose [43]. Judėjimas ėjimo metu yra sudėtingų sąveikų tarp centrinių judėjimo programų ir atgalinio ryšio mechanizmas [44,45]. Centrinė programa remiasi genetiškai nulemtais refleksais, galinčiais generuoti pagrindines judėjimo sekas per įvairiausias kelias. Šios pagrindinės judėjimo sekos atsakingos už ėjimo inicijavimą, sustojimą ir krypties keitimą. Atgalinis ryšys yra gaunamas iš raumenų ir odos kylančių aferentinių signalų, taip pat kitų pojūčių, tokių kaip rega, klausa, vestibulinis aparatas. Visi šie gaunami atgalinio ryšio signalai padeda tinkamai pritaikyti judėjimą prie kintančių aplinkos sąlygų. Pavyzdžiui, proprioceptiniai signalai gali reguliuoti raumenų veiklos laiką ir aktyvumo laipsnį tam, kad pagreitinti ėjimą [44,46]. Žmonės naudoja daugialypę judesių kontroliavimo sistemą, kurią sudaro nusileidžianti, periferinė ir centrinė sistemos. Šių sistemų sąveika leidžia generuoti ritmišką raumenų veiklą, kuri sudaro sąlygas eisenos susiformavimui [45]. Eisenos mechanizmas turi būti gerai suprantas, kad būtų galima tiksliai jį įvertinti bei tinkamai parinkti priemones, optimaliam ėjimo funkcijos atgavimui.

Judėjimo programos susidaro supraspinaliniuose centruose, kurie signalą iš centrinės nervų sistemos paverčia į modeliuotą raumenų aktyvumą, kuris yra būtinas ėjimo funkcijai. Supraspinalinio programavimo kelias gali būti suprastas kaip kelias iš motorinės žievės per pailgąsias smegenis ir nugaros smegenis. Šių komandų vykdymas įtraukia kelis komponentus:

1. Žemesnių nervinių centrų aktyvavimą, kuris vėliau pereina į raumenų aktyvavimo modelio seką.
2. Juntamą grįžtamąjį ryšį iš raumenų, sąnarių ir kitų receptorių, kurio dėka judėjimas yra modifikuojamas [46].

Marco Iosa su kolegomis teigia, kad vienas pagrindinių atradimų judesių supratime yra judesio modelio generavimo centrai. Tai yra neuroninė schema esanti nugaros smegenyse, kuri gali autonomiškai generuoti pagrindinius ritminio judesio modelius net tuo atveju, kai nėra stiprios jungties su galvos smegenimis ar negaunama sensorinė informacija [47]. Christopher L. Vaughan su kolegomis išskiria įvykių seką, kurie turi įvykti, kad žmogus galėtų eiti:

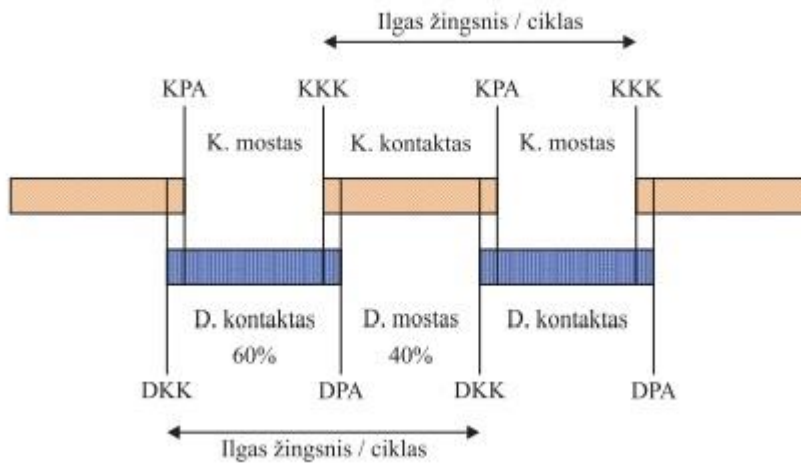
1. Komandos iš centrinės nervų sistemos registravimas ir aktyvavimas.
2. Signalų perdavimas į periferinę nervų sistemą.
3. Raumenų susitraukimas.
4. Jėgos generavimas ir sinovinių sąnarių judesiai.
5. Jėgų veikiančių sąnarį iš kietų skeleto segmentų reguliavimas.
6. Segmentų išdėstymas tokia tvarka, kuri atitinka funkcionalią eiseną.
7. Žemės atoveikio jėgų (angl. Ground reaction forces) susidarymas [46].

Eisena yra ciklinio pobūdžio veiksmas, kuris priklauso nuo raumenų funkcijos ir koordinacijos tarp skirtingų raumenų grupių. Stabili žmogaus eisena yra užtikrinama ryšiu tarp neuroraumeninės skeleto sistemos ir aplinkos, kurioje žmogus juda [48]. Kad žmogus galėtų judėti, turi būti tenkinamos dvi pagrindinės sąlygos:

1. Periodinis kiekvienos pėdos judėjimas iš vienos pozicijos į kitą.
2. Pakankama žemės atoveikio jėga, kad palaikytų kūno padėtį [46].

## **2.6 Eisenos ciklas**

Eisenos ciklas apibūdinamas kaip laiko tarpas nuo vieno pėdos kontakto su žeme iki momento, kai tos pačios pėdos kontaktas su žeme yra kartojamas. Eisenos ciklas gali būti suskirstytas į dvi fazes: atramos ir mosto [46,49,50]. Ėjimo metu, atramos ir mosto fazės užima skirtingą ėjimo ciklo schemos dalį (1 paveikslas) [51].

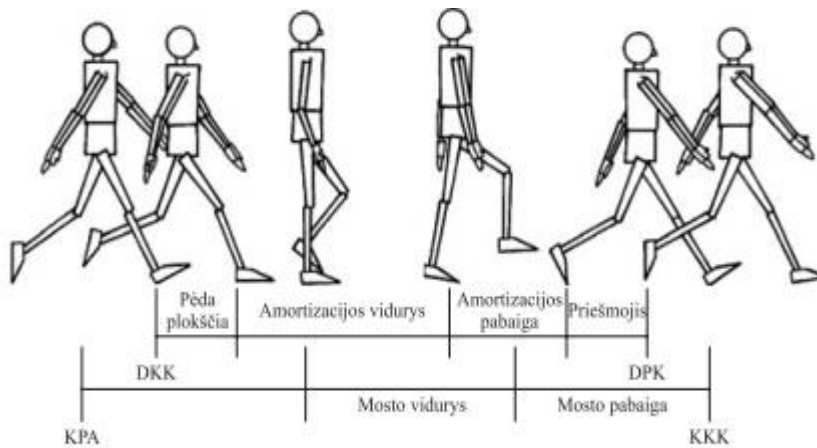


**1 Pav.** Atramos ir mosto fazių pasiskirstymas ėjimo ciklo metu. KK – kulno kontaktas; PA – pirštų atsispyrimas; D – dešinė koja; K – kairė koja [51].

Atramos fazės metu pėda yra kontakte su žeme, kai mosto fazėje ta pati pėda nebeliečia žemės. Atramos fazė taip pat gali būti padalyta į 3 atskiras fazes:

1. Pirma dvigubos atramos fazė, kai abi pėdos yra kontakte su pagrindu.
2. Vienos galūnės atrama, kai viena galūnė yra mosto fazėje ir su pagrindu kontaktuoja tik viena galūnė.
3. Antroji dvigubos atramos fazė, kai abi galūnės vėl kontaktuoja su pagrindu [46].

Ėjimo metu stebimi cikliniai pasikartojantys galūnių judesiai, kurių dėka judama į priekį tuo pat metu išlaikant stabilumą. Kūnui judant į priekį, viena galūnė tarnauja kaip atrama, kai kita galūnė juda į priekį iki kitos atramos vietos. Tuomet galūnės vėl keičiasi vaidmenimis [52]. Žmogaus eisena yra labai sudėtingas reiškinys kuris reikalauja ne tik apatinių galūnių judesių, bet ir atitinkamų dubens, stuburo bei viršutinės galūnės judesių. Kai svoris yra perkeliamas nuo vienos apatinės galūnės ant kitos, stuburas rotuoja ir ranka atlieka mostą šitaip siekiant atsverti perkeliama svorį. Tai padeda išskaidyti eisenos ciklą į fazes, kurios vėliau gali būti vertinamos [53]. Tradiciškai ėjimo ciklas skirstomas į aštuonis periodus, iš kurių penki sudaro atramos fazę, o likę trys mosto fazę (2 pav.).



**2 Pav.** Ėjimo ciklo periodai. KK – kulno kontaktas; PA – pirštų atsispjrimas; D – dešinė koja; K – kairė koja [51].

Atramos fazę, kuri sudaro 60 proc. viso ėjimo ciklo, sudarantys periodai yra:

1. Kulno kontaktas su žeme (angl. heel strike) – tai ėjimo ciklo pradžia, taškas, kurio metu kūno gravitacijos centras yra žemiausioje pozicijoje.
2. Atsakas į apkrovą (angl. loading response) – tai laiko intervalas, kai kojos padas pilnai susiliečia su žeme ir kūno svoris perkeliamas ant atraminės kojos. Šis periodas sutampa su abiejų kojų atramos pabaiga ir sudaro nuo 10 iki 12 proc. viso žingsnio.
3. Amortizacijos vidurio (angl. midstance) periodas – tai, kai kita koja yra mosto fazėje ir ji aplenkia atraminę koją. Šio periodo metu žmogaus gravitacijos centras yra aukščiausioje padėtyje. Tai sutampa su vienos galūnės atramos faze ir sudaro nuo 10 iki 30 proc. viso žingsnio.
4. Amortizacijos pabaigos (angl. terminal stance) metu kūno svoris perkeliamas nuo užpakalinės ir vidurinės pėdos dalies į priekinę pėdos dalį. Šio periodo metu kulnas pakyla nuo pagrindo ir trilypio blauzdos raumens pagalba atsispiriama nuo žemės. Šis tarpsnis trunka nuo 30 iki 50 proc. žingsnio ciklo.
5. Priešmojo etapas (angl. pre-swing) užbaigia atramos fazę, kai pėda pakyla nuo žemės. Šio etapo metu kūno svoris perkeliamas ant kitos kojos ir kojos pirštai praranda kontaktą su pagrindu. Šis etapas sudaro vidutiniškai nuo 50 iki 60 proc. žingsnio ciklo.

Mosto fazę sudaro 40 proc. viso žingsnio ciklo. Ją sudarantys periodai yra:

1. Pradinis mosto (angl. initial swing) periodas trunka nuo pirštų atsispjrimo nuo pagrindo iki kojos perkėlimo prieš atraminę koją. Šis periodas sudaro nuo 60 iki 73 proc. viso žingsnio ciklo.



2. Vidurio mosto (angl. mid-swing) etapas baigiamas tuomet, kai blauzdos padėtis yra vertikali. Tai sudaro nuo 73 iki 87 proc. viso žingsnio ciklo.
3. Mosto pabaigos (angl. terminal swing) etapas apibūdina raumenų aktyvumą siekiant sulėtinti galūnę ir stabilizuoti pėdą, paruošiant ją kontakto su kulnu etapui. Šis etapas sudaro nuo 87 iki 100 proc. viso žingsnio ciklo ir yra baigiamas, kai kulnas pasiekia kontaktą su žeme [46,49,54,55].

## 2.7 Eisenos parametrai

Pagrindiniai eisenos parametrai, kurie yra dažniausiai naudojami tyrimuose yra: greitis, žingsnio ilgis ir žingsnių dažnis. Yra daug tyrimų, tiriančių eiseną esant įvairioms patologijoms, tačiau tokie duomenys turi būti palyginami su validžia norma [56]. Žingsnio ilgis gali būti interpretuojamas dvejopai: ilgą žingsnį (angl. stride) sudaro du žingsneliai pakaitomis dešine ir kaire kojomis, tuo tarpu vienas žingsnis (angl. step) – žingsnis viena koja iki kito žingsnio pakartojimo priešinga koja [51]. Tommy Oberg ir kolegų atliktame tyrime, kuriame buvo tiriami įvairaus amžiaus sveiki asmenys, buvo nustatyta, kad vidutinis ėjimo greitis tarp vyrų 1.3 – 1.6 m/s ir 1.3 – 1.5 tarp moterų. Tuo tarpu tiriant asmenis prekybos centruose, vidutinis greitis buvo 1.17 tarp moterų ir 1.33 tarp vyrų. Todėl galima daryti išvadą, kad asmenų pasirinktas vidutinis greitis laboratorinėmis sąlygomis negali būti laikomas tiksliu rodikliu, jų pasirinktam greičiui kasdienėse situacijose [56]. Greitis, kuriuo asmuo eina, yra svarbus veiksnys jo funkcionavimui bendruomenėje. Negana to, ėjimo greitis yra svarbus prognostinis faktorius reabilitacijoje, kuris padeda nustatyti reabilitacijos efektyvumą pacientams, patyrusiems galvos smegenų insultą [57].

Richard W. Bohannon atliktoje meta-analizėje, kurioje buvo įtrauktas 41 tyrimas, buvo nustatyta, kad vidutinis ėjimo greitis tarp vyrų, kurių amžius nuo 40 iki 49 metų, yra 143,4 cm/s, tuo tarpu tarp gerokai vyresnių moterų, kurių amžius svyravo nuo 80 iki 99 metų yra 94,3 cm/s [57]. Bogdan Pietraszewski ir kolegų atlikto tyrimo metu nustatyta, kad vidutinis pasirinktas ėjimo greitis tarp studentų yra  $1.36 \pm 0.17$  m/s [43]. Šie tyrimai parodo, jog ėjimo greitis yra priklausomas nuo asmenų amžiaus ir lyties.

Kiekvieną kartą, kai koja juda į priekį, ji atlieka žingsnį. Žingsnio ilgis (angl. step) yra apibūdinamas kaip atstumas nuo galūnės, kuri liko gale kulno, iki galūnės, kuri yra priekyje. Atstumas, kurį nukeliauja galūnė viso žingsnio ciklo metu, vadinamas dvigubas arba ilgas žingsnis (angl. stride). Laikas, kuris reikalingas atlikti dvigubam žingsniui, vadinamas ėjimo ciklo trukme. Šis ciklas prasideda nuo pirmo kulno kontakto su žeme ir trunka iki to paties kulno kulno kontakto su žeme. Kadangi eisenos ciklo metu atramos fazė sudaro 60 proc., tai reiškia, kad 20 proc. viso ciklo metu yra remiamasi dviguba atrama arba abejomis kojomis. Tačiau dviguba atrama yra priklausoma nuo ėjimo greičio. Didėjant ėjimo greičiui, dvigubos atramos fazė trumpėja. Kai ji

pasiekia 0 proc. prasideda bėgimas, kurio metu atramos fazė būna sutrumpėjusi iki 50 proc. viso ėjimo ciklo [50].

Julius Griškevičius su kolegomis pateikia normalaus ėjimo laiko ir atstumo parametrų ribas (1 lentelė), kurios varijuoja didesniame intervale, nei kad pateikiama Tommy Oberg ir kolegų atliktame tyrime.

**1 lentelė.** Normalaus ėjimo laiko ir atstumo parametrų ribos [51].

Parametras	Reikšmės
Ilgo žingsnio arba ciklo laikas	1,0–1,2 m/s
Ilgo žingsnio arba ciklo ilgis	1,2–1,9 m
Vieno žingsnio ilgis	0,56–1,1 m
Vieno žingsnio plotis	7,7–9,6 cm
Ritmas (angl. <i>cadence</i> )	90–140 žingsnelių/min.
Greitis	0,9–1,8 m/s

Žingsnių ritmas (angl. *cadence*) – išreikštas kaip žingsnių skaičius per minutę. Žingsnių ritmas priklauso nuo asmens apatinės galūnės ilgio, kuo ilgesnės apatinės galūnės, tuo lėtesnis žingsnių ritmas. Ėjimo greitis yra žingsnių ritmo ir ilgo žingsnio ilgio rezultatas. Todėl ėjimo greitis didėja priklausomai nuo ilgo žingsnio ilgio ir žingsnių ritmo. Didėjant sveikų asmenų ėjimo greičiui abu šie parametrai didėja kartu [50].

## 2.8 Eisenos vertinimo ir analizavimo metodai

Eisenos analizavimo metodai, skirti įvertinti normalią arba pakitusią eisena, dažnai naudojama priemonė medicinoje. Ja siekiama įvertinti eisenos pokyčius po operacijų ir esant kitiems sutrikimams. Ši priemonė plačiai taikoma reabilitacijoje siekiant įvertinti mobilumą bei patogiau valdyti reabilitacijos procesą. Tikslūs eisenos matavimai padeda nustatyti įvairių sutrikimų poveikį eisenai bei kineziterapijos procedūrų efektyvumą [58]. Įrodyta, jog žmogaus eisena yra svarbus sveikatos rodiklis, o jos vertinimas gali būti pritaikomas tokiems tikslams kaip diagnozavimas, stebėjimas ir reabilitacija [59].

Medicinoje eisenos pokyčiai atskleidžia daug informacijos apie asmens gyvenimo kokybę. Šie pokyčiai ypatingai stebimi esant tokiems sutrikimams kaip neurologinės ligos (išsėtinė sklerozė, Parkinsono liga ir kt.) ar sisteminės ligos (kardiopatijos, dinaminių judėjimo pakitimų, sukeltų insulto pasekmių, senėjimo sukeltos ligos). Tikslios ir patikimos žinios apie eisenos parametrus esamuoju laiku yra labai svarbios, nes suteikia galimybę stebėti ir įvertinti jos pokyčius vėlesniu laiku, taip padedant diagnozuoti ligas ir jų sukeltas komplikacijas, rasti tinkamiausią gydymą [60]. Tradiciškai, žmogaus eisena vertinama subjektyviai vizualinių

stebėjimų metu, tačiau šis metodas turi trūkumų dėl tikslumo ir preciziškumo. Šiais laikais, dėl technologijų pažangumo, žmogaus eiseną galima įvertinti objektyviais empiriniais metodais. Medicinoje yra naudojami instrumentiniai eisenos analizavimo tyrimai, kurie padeda įvertinti paciento būklę, gydymą ir reabilitaciją esant kompleksiniams skeleto-raumenų sistemos ir neurologiniams sutrikimams [22,61].

Alvaro Muro-de-la-Herran su kolegomis klasifikuoja objektyvius eisenos analizavimo metodus į dvi grupes pagal tai, ar sensoriai, skirti analizuoti eiseną, yra dėvimi ant kūno ar ne. Sistemos, kurios leidžia analizuoti eiseną nedėvint sensorių ant kūno, reikalauja specialios kontroliuojamos aplinkos tyrimo vietoje, nes sensoriai yra išdėstyti ant tako, kuriuo pacientas eina. Sistemos, kuriose yra dėvimi specialūs sensoriai ant kūno, gali vertinti eiseną ne tik laboratorinėmis sąlygomis, bet ir kasdienėse veiklose. Taip pat, autoriai pažymi, kad yra ir trečia grupė, kurioje šie du metodai kombinuojami tarpusavyje [60]. Eisenos analizavimo sistemose, sensoriai dėvimi arba pritvirtinami prie paciento kūno įvairiose vietose, tokiose kaip kojos ar liemuo. Sensoriai gali būti akcelerometrai, jėgos jutikliai, įtempimo matuokliai, inklinometrai, goniometrai ir kt. Šie sensoriai gali matuoti įvairius žmogaus eisenos parametrus [54]. Trimatės eisenos analizavimo sistemos yra sukurtos atlikti pilną biomechaninę eisenos analizę, kurios metu gaunami eisenos kinetiniai, kinematiniai, laiko ir erdvės duomenys. Tai padeda nustatyti kiekybinius judėjimo modelio parametrus, kuriuos pasitelkiant galima parinkti efektyviausią eisenos korekcijos ir lavinimo strategiją. Taip pat šio tipo sistemos padeda įvertinti paciento atsaką į pasirinktą intervenciją [55].

Instrumentiniai eisenos analizavimo metodai išlieka „auksiniu standartu“ vertinant eiseną, nes įvertinimo metu gaunama pilna biomechaninė paciento eisenos analizė. Nepaisant to, šis vertinimo metodas turi ir trūkumų: didelė įrangos kaina ir didelės laiko sąnaudos siekiant paruošti pacientą tyrimui ir interpretuoti duomenis [55]. Nepaisant šių trūkumų, trimatės eisenos analizavimo sistemos pateikia tikslius duomenis apie paciento eiseną ir jos sutrikimus, todėl jos turėtų būti taikomos siekiant maksimalaus rezultato reabilitacijos procese.

### **3. TYRIMO ORGANIZAVIMAS IR METODIKA**

#### **3.1 TYRIMO ORGANIZAVIMAS**

Tyrimas atliktas nuo 2014 m. lapkričio mėn. iki 2016 m. balandžio mėn. laikotarpyje. Tyrime dalyvavo 29 pacientai: 16 vyrų (54%) ir 13 moterų (46%), patyrusių galvos smegenų insultą ir atvykusių į Vilniaus universiteto ligoninės Santariškių klinikų Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos centrą, II stacionarinės reabilitacijos skyrių bei atitinkantys įtraukimo kriterijus.

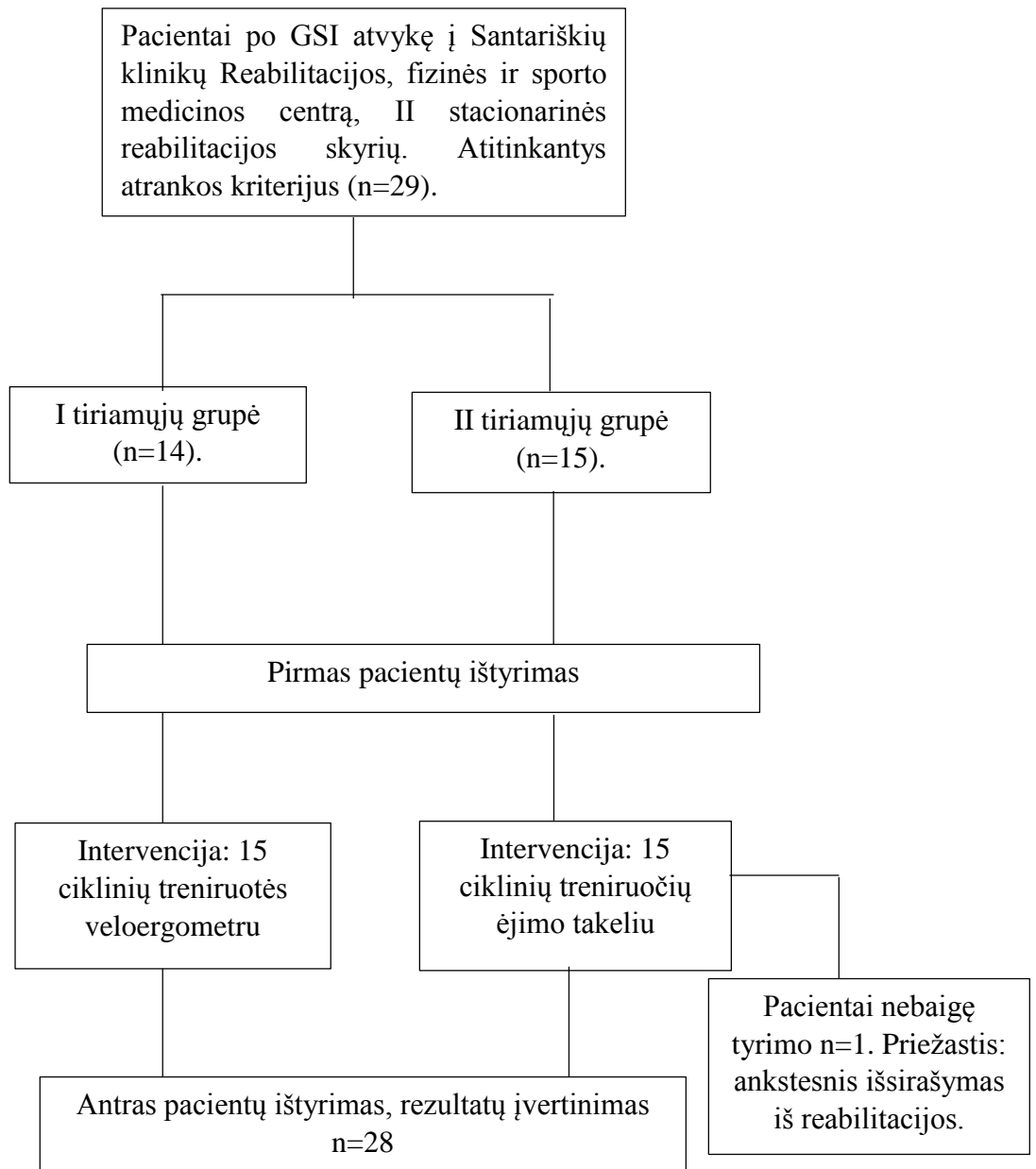
Įtraukimo į tyrimą kriterijai:

- Pirmas GSI (0-6 mėn. po GSI). (TLK10: I60.0 - I60.9; I61.0 - I61.9; I62.0 - I62.9; I63.0 - I63.9; I64.)
- Raumenų jėga apatinėse galūnėse 3 ir daugiau balų pagal Lovett skalę.
- Gebėjimas suprasti ir vykdyti užduotis.
- Paciento sutikimas dalyvauti tyrime.

Neįtraukimo į tyrimą kriterijai:

- Pakartotinas insultas, jei prieš tai buvęs insultas turėjo liekamųjų reiškinių.
- Gretutinės ligos dėl kurių pacientas negali aktyviai dalyvauti reabilitacijos procedūrose.
- Nesugebėjimas suprasti ir vykdyti užduočių.
- Nesutikimas dalyvauti tyrime.

Pacientai atitinkantys įtraukimo į tyrimą kriterijus atsitiktinės atrankos būdu suskirstyti į dvi grupes. Tyrimo organizavimo modelis pateikiamas 3 paveiksle (3 paveikslas). Pacientų ištyrimas buvo atliekamas 2 kartus: pirmasis ištyrimas atliekamas atvykus į reabilitaciją, antrasis ištyrimas baigus 15 ciklinių treniruočių programą. Vienas tiriamasis nebaigė ciklinių treniruočių programos dėl ankstesnio išsirašymo iš reabilitacijos, tiriamojo duomenys į rezultatų analizę nebuvo įtraukti.



**3 Pav.** Tyrimo organizavimo schema.

I-oji tiriamųjų grupė atliko ciklines treniruotes veloergometru Monark. Bendras procedūrų skaičius 15 atliekant 5 procedūras per savaitę. Pirmąsias penkias procedūras trukmė buvo didinama po 2 minutes kiekvienos procedūros metu pradėdant nuo 10 minučių. Kitų 10 procedūrų trukmė buvo 20 minučių. Pacientas patogiai pasodinamas ant veloergometro, sėdynės aukštis sureguliuojamas taip, kad apatiniame pedalo taške kelis būtų nežymiai sulenktas. Greitis, kuriuo paciento buvo prašoma sukti veloergometrą buvo 40 apsisukimų per minutę (APM). Pradinis krūvis apskaičiuojamas individualiai kiekvienam pacientui atsižvelgiant į kūno masę ir ėjimo greitį pagal formules:

$$E_k = \frac{mv^2}{2}, \text{ kur } E_k \text{ – kinetinė energija (J), } m \text{ – kūno masė (kg), } v \text{ – greitis (m/s).}$$

$$P_{(W)} = E_{(J)} / t_{(s)}, \text{ kur } P - \text{galia vatais (W), } E - \text{energija (J), } t - \text{laikas (s).}$$

Gautas pradinis pasipriešinimas vatais buvo apvalinamas iki absoliučių skaičių. Krūvis buvo didinamas kas 2 minutes, po 5 vatus kol tiriamasis pasiekė treniruojamąjį ŠSD. Toks krūvis paliktas likusį treniruotės laiką.

II-oji tiriamųjų grupė atliko ciklines treniruotes ėjimo takeliu Biodex Gait Trainer 2. Bendras procedūrų skaičius 15, atliekant 5 procedūras per savaitę. Treniruotės trukmė pirmąsias penkias ciklinių treniruočių procedūras trukmė buvo didinama po 2 minutes kiekvienos procedūros metu pradedant nuo 10 minučių. Kitų 10 procedūrų trukmė buvo 20 minučių, įkalnė 0%. Pradinis ėjimo greitis ant ėjimo takelio buvo parenkamas individualiai pagal ėjimo greitį išmatuotą 10 metrų ėjimo testu, ėjimo greitį konvertuojant iš metrų per sekundę į kilometrus per valandą. Ėjimo greitis buvo didinamas kas 2 minutes po 0,2 km/h kol tiriamasis pasiekė treniruojamąjį ŠSD. Toks krūvis paliktas likusį treniruotės laiką.

Treniruotės krūvio intervalas sudarė 40-50 proc. nuo maksimalaus širdies susitraukimų dažnio rezervo kuris buvo apskaičiuojamas Karvoneno metodu pagal formulę: (220-amžius-ramybės ŠSD) \* treniruotės intervalo koeficientas (40-50proc.) + ramybės ŠSD. Treniruotės dažnio intervalas buvo skaičiuojamas individualiai prieš kiekvieną procedūrą. Pacientams kuriems dėl medikamentų poveikio matuoti ŠSD buvo neadekvatu, buvo naudojama subjektyvi krūvio vertinimo Borg skalė [33]. Borgo skalės atitikmuo krūviui nuo ŠSD rezervo pavaizduotas lentelėje (2 lentelė) [62].

**2 lentelė.** Borg skalės atitikmuo krūviui nuo ŠSD rezervo.

Intensyvumas	%VO <sub>2r</sub> , %ŠSD <sub>r</sub>	%ŠSD <sub>max</sub>	Borgo skalė
Labai lengvas	<20	<50	<10
Lengvas	20-39	50-63	10-11
Vidutinis	40-59	64-76	12-13
Sunkus	60-84	77-93	14-16
Labai sunkus	>=85	>=94	17-19
Maksimalus	100	100	20

*%VO<sub>2r</sub> – procentinė dalis nuo deguonies suvartojimo rezervo; %ŠSD<sub>r</sub> – procentinė dalis nuo širdies susitraukimų dažnio rezervo; %ŠSD<sub>max</sub> – procentinė dalis nuo maksimalaus širdies susitraukimų dažnio; Borg skalė – subjektyvaus suvokiamo krūvio 6 – 20 balų skalė.*

Treniruotės metu paciento prašoma įvardinti jaučiamą treniruotės sunkumą balais. Intensyvumas 12-13 balų pagal Borg skalę įvardijamas kaip padažnėjęs kvėpavimo dažnis, nedidelis prakaitavimas, bet gebėjimas laisvai kalbėti ir tęsti treniruotę [38].

Treniruočių metu širdies susitraukimų dažnis buvo sekamas visiems pacientams pulsometru Beurer PM 26. Be ciklinių treniruočių visi tiriamieji atliko įprastas individualiai pritaikytas funkcinės ir bazinės kineziterapijos procedūras, kurių metu nebuvo taikomos jokios papildomos ciklinės treniruotės. Įprastas kineziterapijos procedūras sudarė: tempimo pratimai, pratimai su pasipriešinimu raumenų jėgai didinti, pusiausvyrą ir koordinaciją lavinantys pratimai, žingsnio elementų mokymo pratimai (individualiai pritaikyti kiekvienam pacientui).

### 3.2 TYRIMO METODAI

- 1. Ramybės ŠSD** matuojamas pacientui ramiai pasėdėjus 5 minutes, ramioje aplinkoje. Dažnis matuojamas palpacijos būdu 30 sekundžių, gautą vertę padauginus iš 2. Ramybės ŠSD matavimo duomenys dužiais per minutę fiksuojami tyrimo protokole [63].
- 2. Ramybės AKS** matuojamas pacientui ramiai pasėdėjus 5 minutes ramioje aplinkoje. Matavimui naudojamas stetoskopas. Ramybės AKS matavimo duomenys (mmHg) fiksuojami tyrimo protokole [64].
- 3. 10 metrų ėjimo testas** skirtas įvertinti pacientų ėjimo greitį. Testas atliekamas ant lygaus paviršiaus. Testui atlikti reikalingas 14 metrų atstumas. Atstumas sužymėtas ties 0, 2, 12 ir 14 metrų atžymomis. Paciento prašoma eiti natūraliu jam greičiu, peržengus 2 metrų ribą įjungiamas chronometras, laikas sustabdomas peržengus 12 metrų ribą. Matuojamas laikas per kurį pacientas įveikia 10 metrų atstumą [65]. Testas atliekamas 3 kartus. Iš visų rezultatų išvedamas aritmetinis vidurkis. Pasak autorių normalus savo pasirinktas asmenų virš 60 metų amžiaus ėjimo greitis yra 0,6 – 1,45 m/s [66]. Perry 1995 metais nustatė, jog ėjimo greitis gali būti paciento mobilumą bendruomenėje apsprendžiantis faktorius (3 lentelė) [67]:

**3 lentelė.** Pacientų judėjimas bendruomenėje pagal ėjimo greitį.

Ėjimo greitis	Numatomas paciento mobilumas
<0,4 m/s	Paciento judėjimas namų aplinkoje
0,4-0,8 m/s	Ribotas judėjimas bendruomenėje
>0,8 m/s	Neribotas judėjimas bendruomenėje

- 4. 6 minučių ėjimo testas** skirtas įvertinti nueinamą atstumą per 6 minutes buvo atliekamas ant lygaus paviršiaus su sužymėtu atstumu. Pacientas buvo prašomas įveikti kuo didesnę atstumą einant per 6 minučių laikotarpį. Laikas buvo matuojamas chronometru. Pacientas kas minutę

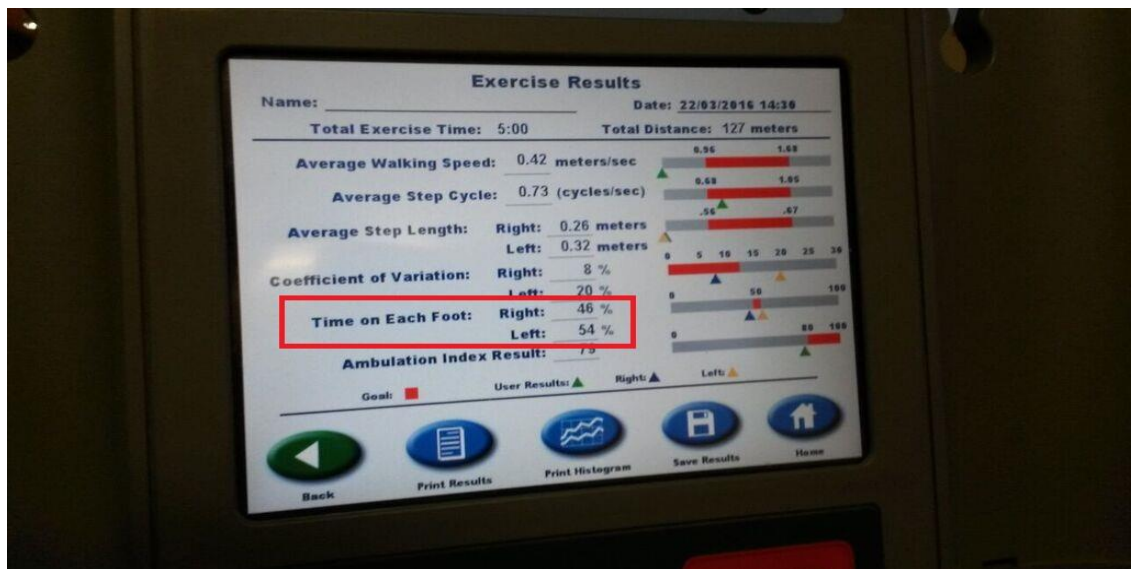
buvo informuojamas kiek laiko praėjo/liko. Testo atlikimo metu buvo leidžiama naudotis pagalbinėmis priemonėmis, taip pat pacientams buvo leidžiama sustoti pastovėti ar atsisėsti ant kėdės, jei pacientai išreiškė poreikį pailsėti. Vertinamas buvo atstumas, kurį pacientas gali įveikti per 6 minutes [68]. Fizinis paciento pajėgumas gali būti vertinamas atsižvelgiant į nueitą atstumą per 6 minutes:

<150 metrų – mažas fizinis pajėgumas.

150-425 – vidutinis fizinis pajėgumas.

>425 geras fizinis pajėgumas [69].

5. **Laikas praleistas žingsnio ciklo metu ant sveikos ir pažeistos kojos** matuojamas pacientui einant 5 min per ėjimo takelį Biodex gait trainer 2. Greitį parenkant pagal 10 metrų ėjimo greičio testo rezultatus. Prietaisas atlieka eisenos analizę ir pateikia vidutinę praleidžiamo laiko ant kiekvienos kojos ėjimo metu procentinę reikšmę. Skirtumas tarp procentinės laiko dalies, praleistos ant kiekvienos kojos ėjimo metu, parodo svorio pernešimo sutrikimą (4 paveikslas).

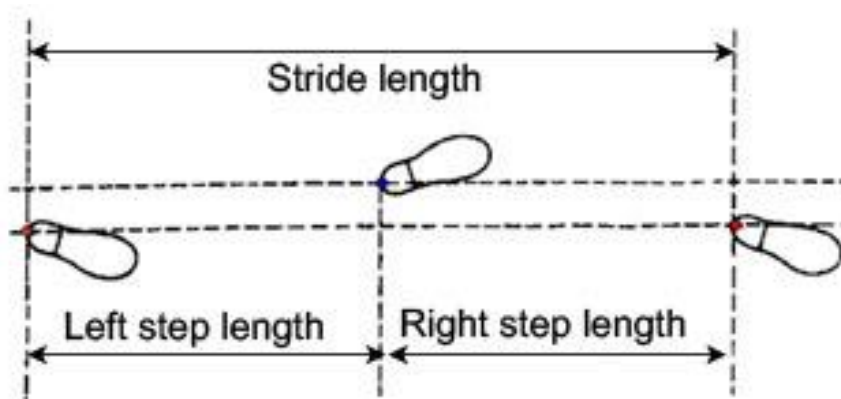


4 Pav. Laiko, praleidžiamo ant kiekvienos kojos ėjimo metu, matavimas (pažymėtas raudonai).

6. **Žingsnio ilgis (angl. step length)** vertinamas pacientui einant per smėlio pripiltą takelį. Pacientui perėjus takeliu matuojamas atstumas centimetrais nuo vienos kojos kulno iki kitos kojos kulno. Matavimui naudojama centimetrinė juostelė. Matavimas atliekamas 3 kartus. Iš visų matavimų išvedamas aritmetinis vidurkis (5 paveikslas). Žingsnių asimetrija vertinama kaip skirtumas tarp sveikosios ir pažeistosios kojos žingsnio ilgių.



7. **Dvigubo žingsnio ilgis (angl. stride length)** vertinamas pacientui einant per smėlio pripiltą takelį. Pacientui perėjus takeliu matuojamas atstumas centimetrais nuo kojos kulno antspaudo iki tos pačios kojos kulno antspaudo žingsnio ciklo pabaigoje. Matavimui naudojama centimetrinė juostelė. Matavimas atliekamas 3 kartus. Iš visų matavimų išvedamas aritmetinis vidurkis (5 paveikslas).



5 Pav. Žingsnio ilgio ir dvigubo žingsnio ilgio matavimas.

8. **Žingsnio plotis** vertinamas pacientui einant per smėlio pripiltą takelį. Pacientui perėjus takelį matuojamas atstumas centimetrais tarp paliktų pėdų atspaudų tuose pačiuose taškuose. Matavimui naudojama centimetrinė juostelė. Matavimas atliekamas 3 kartus. Iš visų matavimų išvedamas aritmetinis vidurkis
9. **Berg pusiausvyros skalė** skirta įvertinti pacientų pusiausvyrai ir funkciniam mobilumui kasdienėse veiklose. Skalę sudaro 14 užduočių, kurios vertinamos nuo 0 iki 4 balų, kur 0 balų rodo paciento nesugebėjimą atlikti užduoties, o 4 balai sklandų užduoties atlikimą. Maksimali balų suma yra 56 (1 priedas). Skalės rezultatų interpretavimas:
- 0-20 balų = žymus pusiausvyros sutrikimas, judėjimas neįgaliojo vežimėliu.
  - 21-40 balų = pusiausvyra sutrikusi, ėjimas su pagalba.
  - 41-56 balai = pacientas nepriklausomas [70].
10. **Liemens kontrolės įvertinimo skalė** naudojama įvertinti paciento liemens kontrolę ir pusiausvyrą, skalę sudaro 12 užduočių kurios vertinamos nuo 0 iki 3 balų, kur 0 rodo paciento nesugebėjimą atlikti užduoties, o 3 balai rodo gebėjimą išlaikyti padėtį tam tikrą laiką, ar užduoties atlikimą be pagalbos. Maksimali balų suma 36 balai (2 priedas) [71].
11. **Sėsti – stoti testas** skirtas įvertinti apatinių galūnių funkcinę raumenų jėgą atliekamas pacientui sėdint ant standartinio aukščio kėdės (43cm), rankas laikant sukryžiuotas ant krūtinės. Pacientas turi maksimaliai greitai penkis kartus atsistoti nuo kėdės ir vėl atsisėsti.

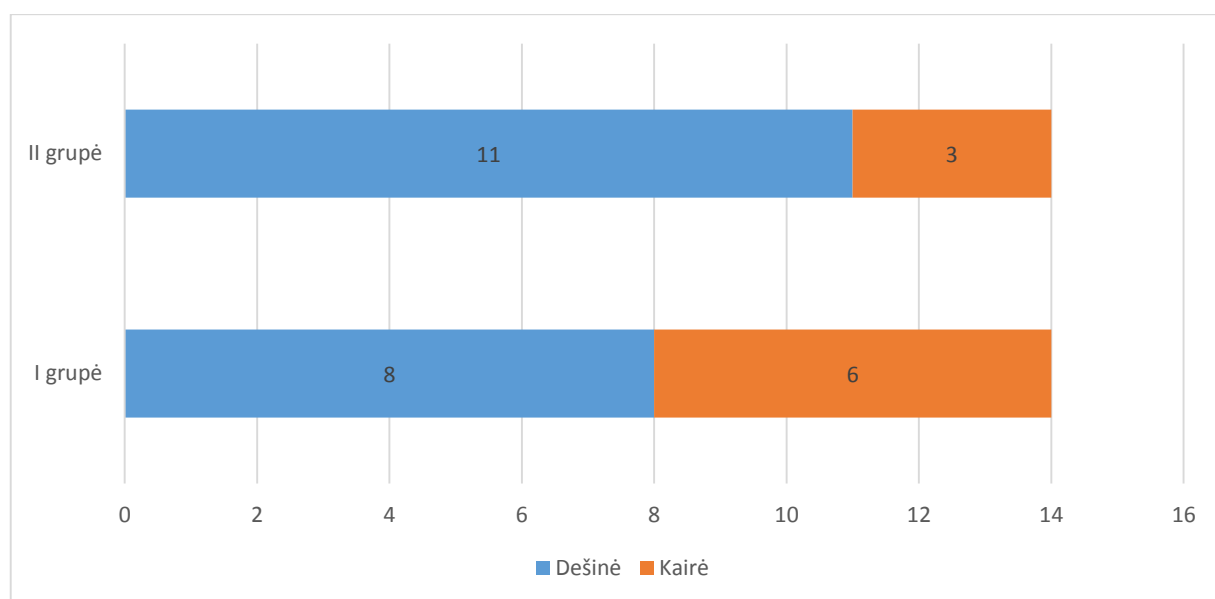
Laikas pradedamas skaičiuoti kai pacientas pradeda kilti nuo kėdės pirmą kartą ir baigiamas skaičiuoti kai po paskutinio atsistojimo pacientas visiškai išsitiesia [72]. Autorių siūloma skiriamoji riba tarp sveikų vyresnio amžiaus ir insultą patyrusių asmenų yra 12 sekundžių kuri pasižymi 83% jautrumu ir 75% specifiškumu [73].

**12. Statistinė duomenų analizė** atlikta naudojant statistines taikomasias programas SPSS 22.0 ir „MS Office Excel“. Buvo skaičiuojami aritmetiniai vidurkiai ir jų standartiniai nuokrypiai (SN). Pasiskirstymui pagal normalųjį skirstinį naudojamas Shapir-Wilk testas. Duomenų atitinkančių normalųjį skirstinį statistinis reikšmingumas skaičiuojamas pagal Stjudento T kriterijų, duomenų neatitinkančių normaliojo skirstinio statistinis reikšmingumas vertinimas pagal Wilcoxon ir Mann-Withney kriterijus. Sąsajų skaičiavimui naudoti Pearson ir Spearman koreliacijų testai. Skirtumas laikomas statistiškai reikšmingu kuomet reikšmingumo koeficientas  $p < 0,05$ .

## 4. TYRIMO REZULTATAI

### 4.1 Tiriamųjų charakteristika

Pirmąją tiriamųjų grupę sudarė 14 (n=14) tiriamųjų. Iš jų 7 tiriamieji buvo vyrai (50%), 7 tiriomosios buvo moterys (50%). Antrąją tiriamųjų grupę sudarė 14 (n=14) tiriamųjų. Iš kurių 8 tiriamieji buvo vyrai (54%) ir 6 moterys (46%). Kairė kūno pusė buvo pažeista 32% tiriamųjų. 68% tiriamųjų pažeista pusė buvo dešinė (6 paveikslas).



6 Pav. Tiriamųjų pasiskirstymas grupėse pagal pažeistą pusę.

4 lentelė. Bendra tiriamųjų charakteristika.

Duomenys	I tiriamųjų grupė (n=14)	II tiriamųjų grupė (n=14)	Visi tiriamieji (n=28)	P reikšmė
	Vidurkis±SN			
Amžius (metais)	63,29±13,22	64,21±8,74	63,75±11,00	P=0.8281
Ūgis (metrais)	1,71±0,09	1,70±0,08	1,71±0,08	P=0.758
Kūno masė (kg)	79,07±13,74	78,00±11,44	78,54±12,42	P=0.8243
Kūno masės indeksas (KMI)	26,96±4,43	26,90±3,45	27,11±5,03	P=0.9692

SN – standartinis nuokrypis; P – statistinio reikšmingumo koeficientas.

Tiriamosios grupės statistiškai reikšmingai nesiskyrė pagal amžių ( $p>0,05$ ), bei antropometrinius duomenis ( $p>0,05$ ).

**5 lentelė.** Širdies ir kraujagyslių sistemos rodikliai prieš tyrimą.

ŠKS sistemos rodiklis	I tiriamųjų grupė (n=14)	II tiriamųjų grupė (n=14)	Visi tiriamieji (n=28)	P reikšmė
	Vidurkis±SN			
Ramybės ŠSD	68,93±5,82	74,50±7,63	71,71±7,24	P=0.0399*
Ramybės sistolinis AKS (mmHg)	126,43±10,82	126,43±9,89	126,43±10,17	P=1
Ramybės diastolinis AKS (mmHg)	73,57±6,33	73,21±8,90	73,57±7,56	P=0.904

*SN – standartinis nuokrypis; P – statistinio reikšmingumo koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.* Ramybės ŠSD skirtumas tarp grupių prieš tyrimą buvo statistiškai reikšmingas ( $p < 0.05$ ). Sistolinio ir diastolinio AKS skirtumai tarp grupių tyrimo pradžioje statistiškai reikšmingai nesiskyrė ( $p > 0,05$ ).

**6 lentelė.** Eisenos parametrų charakteristika prieš tyrimą.

Eisenos parametras	I tiriamųjų grupė (n=14)	II tiriamųjų grupė (n=14)	Visi tiriamieji (n=28)	P reikšmė
	Vidurkis±SN			
Vidutinis ėjimo greitis (m/s)	0,88±0,21	0,87±0,28	0,87±0,24	P=0.958
Vidutinis atstumas įveikiamas per 6 minutes (metrais)	273,79±121,54	276,86±93,58	275,32±106,45	P=0.9409
Skirtumas tarp vidutinės procentinės laiko dalies praleistos ant sveikos ir pažeistos kojos (%)	11,43±8,89	15,71±11,89	13,57±10,5	P=0.331

*SN – standartinis nuokrypis; P – statistinio reikšmingumo koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.* Tarp eisenos funkcinių parametrų tyrimo pradžioje nebuvo rasta statistiškai reikšmingų skirtumų ( $p > 0,05$ ).

**7 lentelė.** Žingsnio parametrų charakteristika prieš tyrimą.

Žingsnio parametras	I tiriamųjų grupė (n=14)	II tiriamųjų grupė (n=14)	Visi tiriamieji (n=28)	P reikšmė
	Vidurkis±SN			
Žingsnio ilgis pažeista koja (cm)	46,18±15,89	46,14±12,54	46,16±14,05	P=0.9948
Žingsnio ilgis sveikąja koja (cm)	53,29±13,34	53,61±12,80	53,45±12,83	P=0.9486
Dvigubo žingsnio ilgis pažeista koja (cm)	97,96±30,20	99,71±24,68	98,84±27,08	P=0.868
Dvigubo žingsnio ilgis sveikąja koja (cm)	97,36±29,64	99,50±23,47	98,43±26,26	P=0.8337
Žingsnio plotis (cm)	14,39±3,51	11,64±3,18	13,02±3,57	P=0.03902*
Žingsnių asimetrija (cm)	7,11±4,64	7,39±4,13	7,43±4,09	P=0.9642

SN – standartinis nuokrypis; P – statistinio reikšmingumo koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.

Tiriamųjų žingsnio plotis prieš tyrimą skyrėsi statistiškai reikšmingai, ( $p < 0,05$ ), tuo tarpu kiti žingsnio parametrai tyrimo pradžioje statistiškai reikšmingai nesiskyrė ( $p > 0,05$ ).

**8 lentelė.** Liemens kontrolės, pusiausvyros ir funkcinės apatinių galūnių raumenų jėgos charakteristika prieš tyrimą.

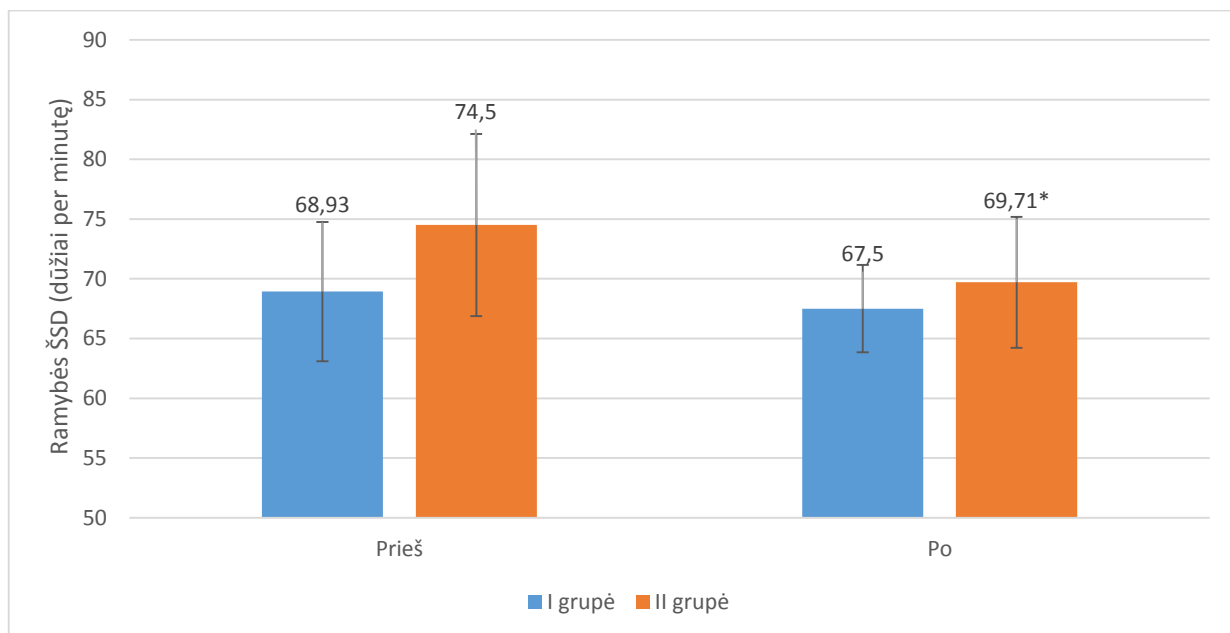
Žingsnio parametras	I tiriamųjų grupė (n=14)	II tiriamųjų grupė (n=14)	Visi tiriamieji (n=28)	P reikšmė
	Vidurkis±SN			
Liemens kontrolės įvertinimo skalė (balais)	28,79±3,577	30,71±2,40	29,75±3,15	P=0.1059
Berg pusiausvyros skalė (balais)	39,57±7,45	40,79±7,55	40,18±7,38	P=0.6718
Sėsti – stoti testas (s)	16,31±2,99	15,51±2,3	15,92±2,65	P=0.431

SN – standartinis nuokrypis; P – statistinio reikšmingumo koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.

Liemens kontrolės įvertinimo skalės, Berg pusiausvyros skalės ir sėsti – stoti testo duomenys prieš tyrimą statistiškai reikšmingai nesiskyrė ( $p > 0,05$ ).

## 4.2 Širdies ir kraujagyslių sistemos rodiklių įvertinimas.

Analizuojant tiriamųjų ramybės širdies susitraukimų dažnį nustatyta, kad vidutinis ramybės ŠSD pokytis I-oje tiriamųjų grupėje  $1,43 \pm 2,68$  dūžių per minutę. Tai sudaro  $1,81 \pm 3,86\%$  ramybės ŠSD sumažėjimą po tyrimo. II-oje tiriamojoje grupėje šis pokytis sudarė  $4,79 \pm 3,19$  dūžių per minutę, o tai sudaro  $6,15 \pm 3,92\%$  ramybės ŠSD sumažėjimą po tyrimo (7 paveikslas).



\*– statistiškai patikimas skirtumas.

### 7 Pav. Ramybės širdies susitraukimų dažnio pokytis.

I-os grupės ramybės ŠSD tyrimo eigoje reikšmingai nepakito ( $p=0.067577$ ). II-oje grupėje stebimas statistiškai reikšmingas ramybės ŠSD sumažėjimas ( $p=0.000085$ ). Lyginant tiriamųjų ramybės ŠSD po tyrimo, tarp grupių reikšmingo skirtumo nebuvo rasta ( $p=0.317661$ ). Tarp vidutinių širdies susitraukimo dažnio pokyčio vidurkių, tyrimo eigoje buvo rastas reikšmingas skirtumas ( $p=0.005687$ ). Procentinės tiriamųjų ramybės ŠSD pokyčių reikšmės taip pat skyrėsi statistiškai reikšmingai ( $p=0.006584$ ).

### 9 lentelė. Tiriamųjų AKS duomenų charakteristika po tyrimo.

Rodiklis	I tiriamųjų grupė (n=14)	II tiriamųjų grupė (n=14)	P reikšmė
	Vidurkis $\pm$ SN		
Ramybės sistolinis AKS (mmHg) po tyrimo	127,14 $\pm$ 5,08	126,43 $\pm$ 8,42	P=0.764
Ramybės diastolinis AKS (mmHg) po tyrimo	73,57 $\pm$ 6,26	72,14 $\pm$ 8,93	P=0.267

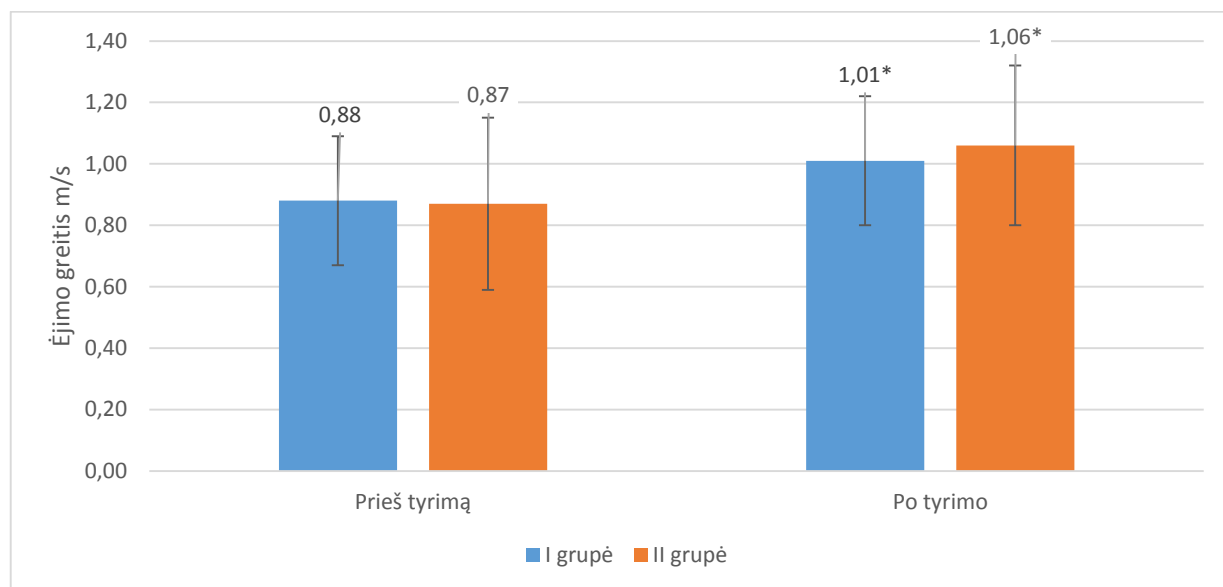
SN – standartinis nuokrypis; P – statistinio reikšmingumo koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.

Po tyrimo AKS rodikliai statistiškai reikšmingai tarp tiriamųjų grupių nesiskyrė ( $p > 0.05$ ). Vidutinis sistolinio AKS pokytis I-oje grupėje  $-0,71 \pm 8,52$  mmHg, II-oje grupėje  $0,00 \pm 5,88$  mmHg. Tarp sistolinio AKS pokyčių statistiškai reikšmingo skirtumo nebuvo rasta ( $p = 0.924$ ). Vidutinis diastolinio AKS pokytis I-oje grupėje buvo  $-0,36 \pm 4,14$  mmHg, II-oje grupėje  $1,07 \pm 4,46$  mmHg. Tarp Diastolinio AKS pokyčių reikšmingas skirtumas nebuvo rastas ( $p = 0.471$ ).

### 4.3 Eisenos parametrų įvertinimas.

#### 4.3.1 Ėjimo greičio vertinimas

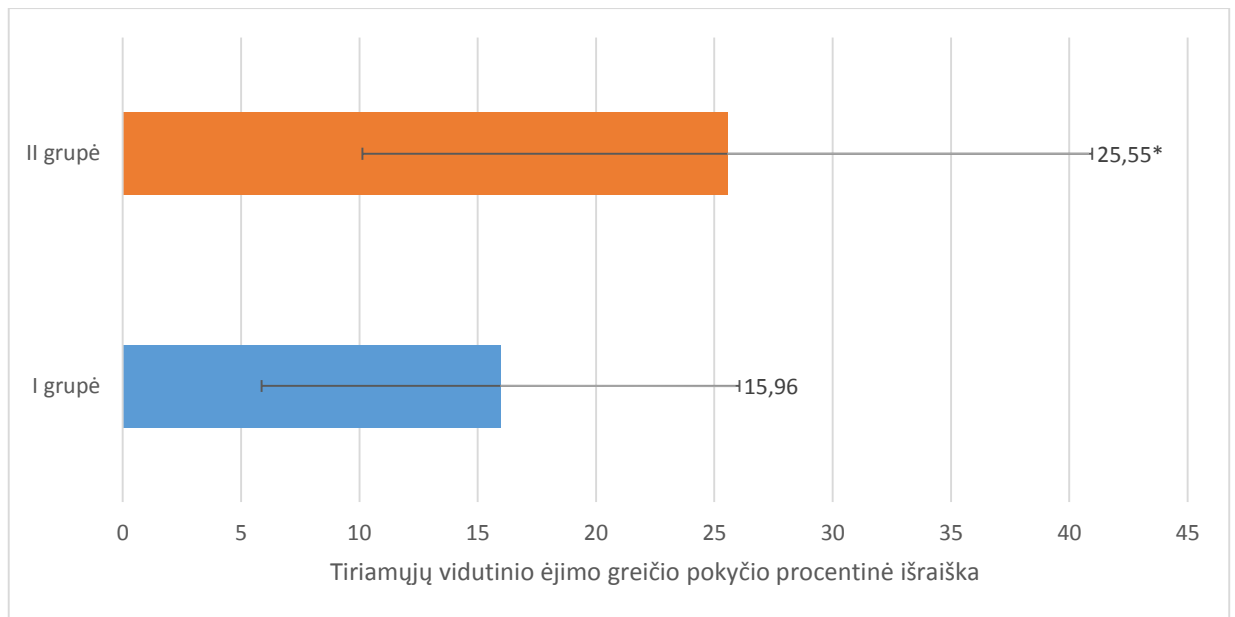
Ėjimo greitis po tyrimo reikšmingai padidėjo abejuose tiriamųjų grupėse ( $p < 0.001$ ). Po tyrimo, tarp grupių vidutinio ėjimo greičio statistiškai reikšmingas skirtumas nebuvo rastas ( $p = 0.8192$ ). Nustatytas ėjimo greičio pokytis II-oje tiriamojoje grupėje  $0,19 \pm 0,06$  m/s, I-oje tiriamųjų grupėje  $0,13 \pm 0,06$  m/s. Greičio pokyčio vidurkiai tarp grupių statistiškai reikšmingai nesiskyrė ( $p = 0.102$ ) (8 paveikslas).



\*– statistiškai patikimas skirtumas.

#### 8 Pav. Tiriamųjų ėjimo greičio pokytis.

Tiriamųjų ėjimo greitis I-oje grupėje vidutiniškai padidėjo  $15,96 \pm 10,10$  %. II-os grupės vidutinis ėjimo greičio padidėjimas sudarė  $25,55 \pm 15,42$ %. Procentinės ėjimo greičio pokyčio išraiškos pateikiamos 9 paveiksle (9 paveikslas).



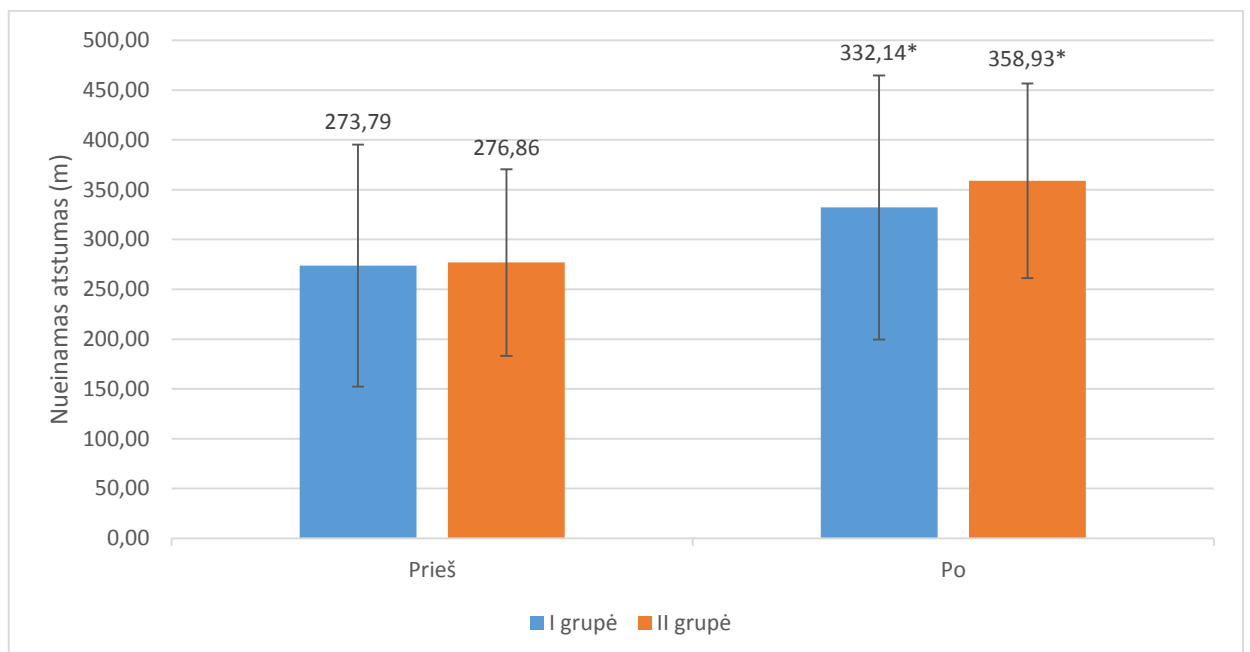
\*– statistiškai patikimas skirtumas.

**9 Pav.** Tiriamųjų ėjimo greičio pokyčio procentinė išraiška.

Tarp tiriamųjų ėjimo greičio pokyčių procentinių išraiškų rastas statistiškai reikšmingas skirtumas ( $p=0.024$ ). Šis skirtumas parodo didesnę ėjimo greičio padidėjimą II-oje tiriamųjų grupėje.

**4.3.2 Nueinamo atstumo per 6 minutes vertinimas.**

Analizuojant tiriamųjų 6 minučių ėjimo testo rezultatus stebimi nueito atstumo padidėjimai abejuose tiriamųjų grupėse (10 paveikslas).



\*– statistiškai patikimas skirtumas.

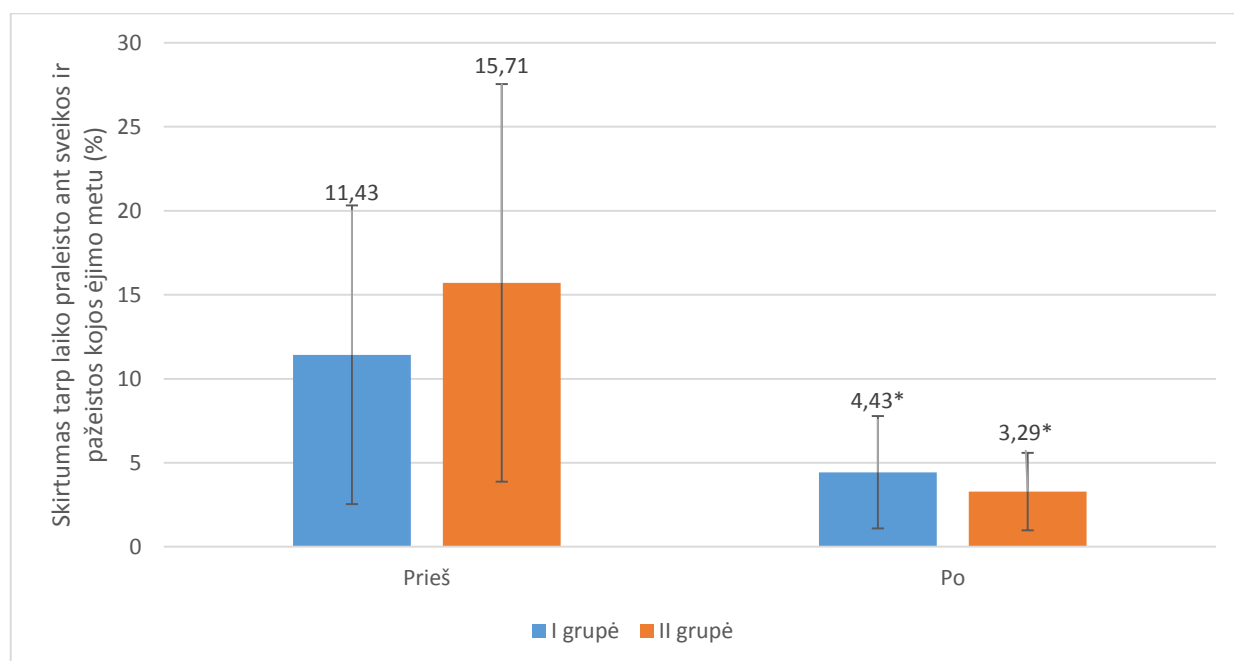
**10 Pav.** Tiriamųjų 6 minučių testo rezultatų pokytis.



Atliekant 6 minučių ėjimo testo rezultatų statistinę analizę nustatyta, kad I-oje grupėje nueinamas atstumas vidutiniškai padidėjo  $58,36 \pm 19,84$  metrais, II-oje grupėje  $82,07 \pm 34,69$  metrais. Abiejų grupių nueinamas atstumas po tyrimo buvo statistiškai reikšmingai didesnis nei prieš tyrimą ( $p < 0.001$ ). Po tyrimo, rezultatai tarp tiriamųjų grupių reikšmingai nesiskyrė ( $p = 0.547873$ ). Vertinant vidutinius nueinamo atstumo pokyčius tarp grupių rastas reikšmingas skirtumas ( $p = 0.026$ ).

#### 4.3.3 Svorio pernešimo ėjimo metu vertinimas.

Analizuojant tiriamųjų svorio pernešimo duomenis nustatyta, kad I-oje tiriamųjų grupėje skirtumas tarp laiko praleisto ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu sumažėjo  $7,00 \pm 7,05$  %, II-oje tiriamųjų grupėje šis skirtumas vidutiniškai sumažėjo  $12,43 \pm 10,79$  % (11 paveikslas).



\*– statistiškai patikimas skirtumas.

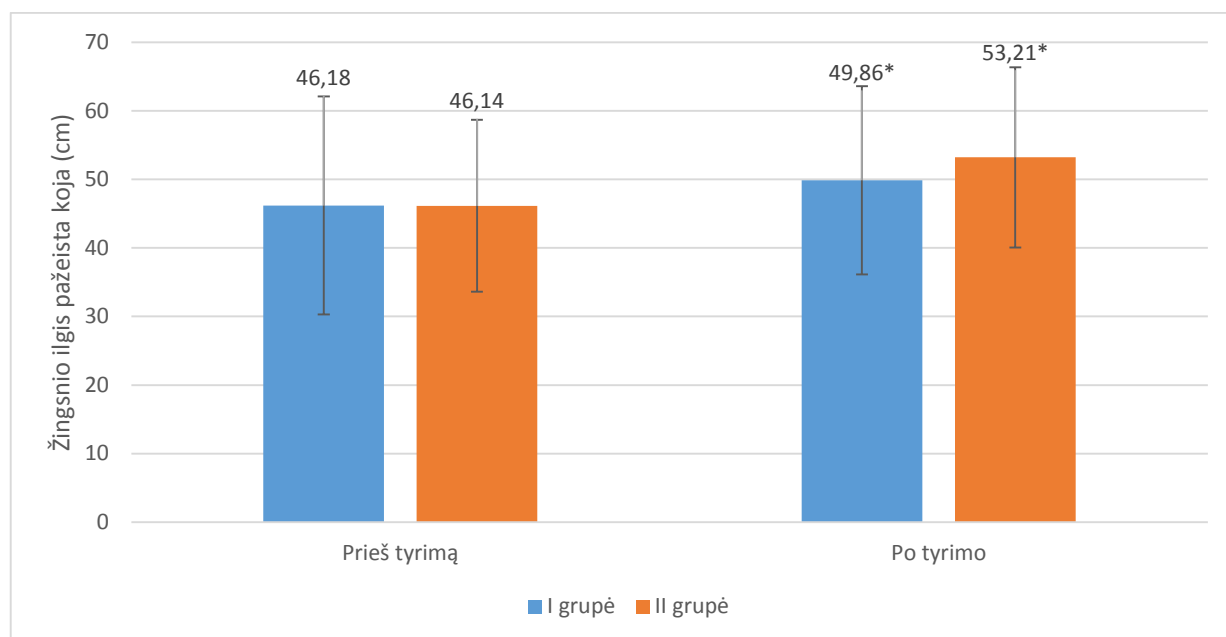
**11 Pav.** Skirtumo tarp laiko praleisto ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu (%) pokytis.

Skirtumas tarp procentinės laiko dalies ėjimo metu praleistos ant sveikos ir pažeistos kojos statistiškai reikšmingai patiko I-oje ( $p = 0.002$ ), ir II-oje ( $p = 0.001$ ) tiriamųjų grupėse. Tačiau po tyrimo, skirtumas tarp grupių nebuvo reikšmingas ( $p = 0.246$ ). Pokyčių skirtumas taip pat nebuvo statistiškai reikšmingas ( $p = 0.152$ ).

## 4.4 Žingsnio parametrų įvertinimas.

### 4.4.1 Žingsnio ilgio pažeista koja vertinimas.

Atliekant žingsnio ilgio pažeista koja duomenų analizę nustatyta, kad vidutinės reikšmės padidėjo abejose tiriamųjų grupėse (12 paveikslas). I-oje grupėje žingsnio ilgis vidutiniškai padidėjo  $3,68 \pm 3,58$  cm. II-oje tiriamųjų grupėje žingsnio ilgis vidutiniškai padidėjo  $7,07 \pm 5,47$  cm.



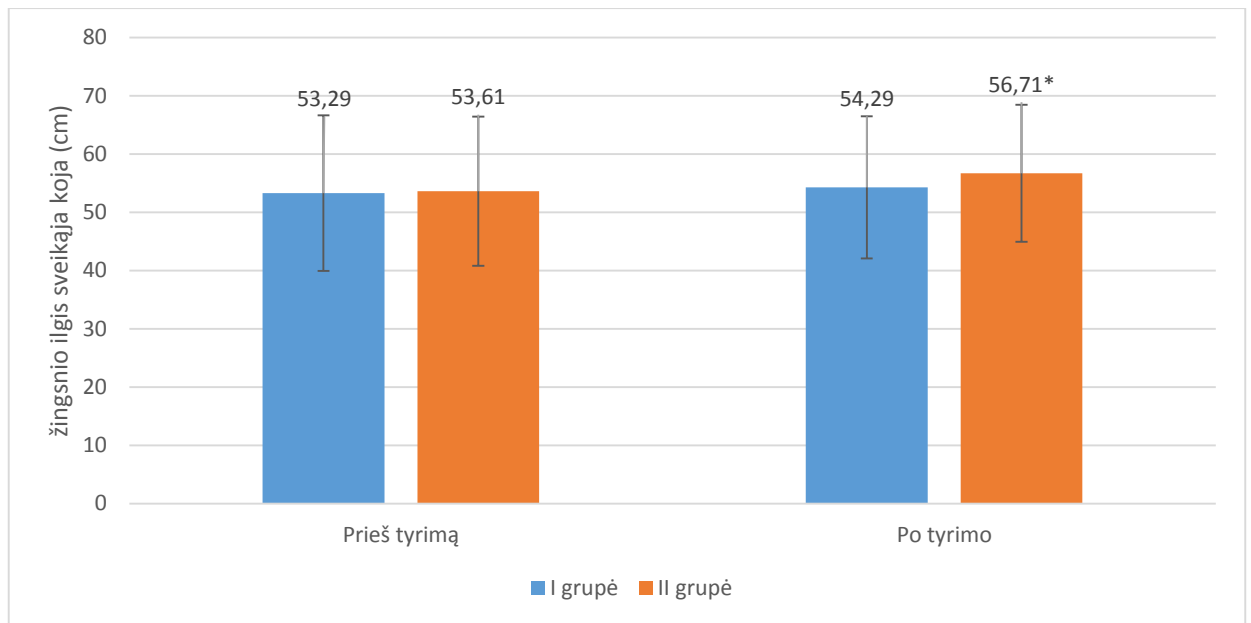
\*– statistiškai patikimas skirtumas.

### 12 Pav. Žingsnio ilgio pažeista koja pokytis.

Nustatyti statistiškai reikšmingi pokyčiai tarp žingsnio ilgių prieš ir po tyrimo I-oje ( $p=0.002014$ ) ir II-oje ( $p=0.000324$ ) tiriamųjų grupėse. Žingsnio ilgis tarp grupių po tyrimo reikšmingai nesiskyrė ( $p=0.515$ ). Vertinant tiriamųjų žingsnio ilgio pokytį reikšmingas skirtumas nebuvo rastas ( $p=0.062980$ ).

### 4.4.2 Žingsnio ilgio sveikąja koja vertinimas.

Vidutinis žingsnio ilgio sveikąja koja I-oje grupėje vidutiniškai pakito  $1,00 \pm 2,39$  cm. II-os grupės vidutinis pokytis buvo  $3,11 \pm 2,76$  cm (13 paveikslas).

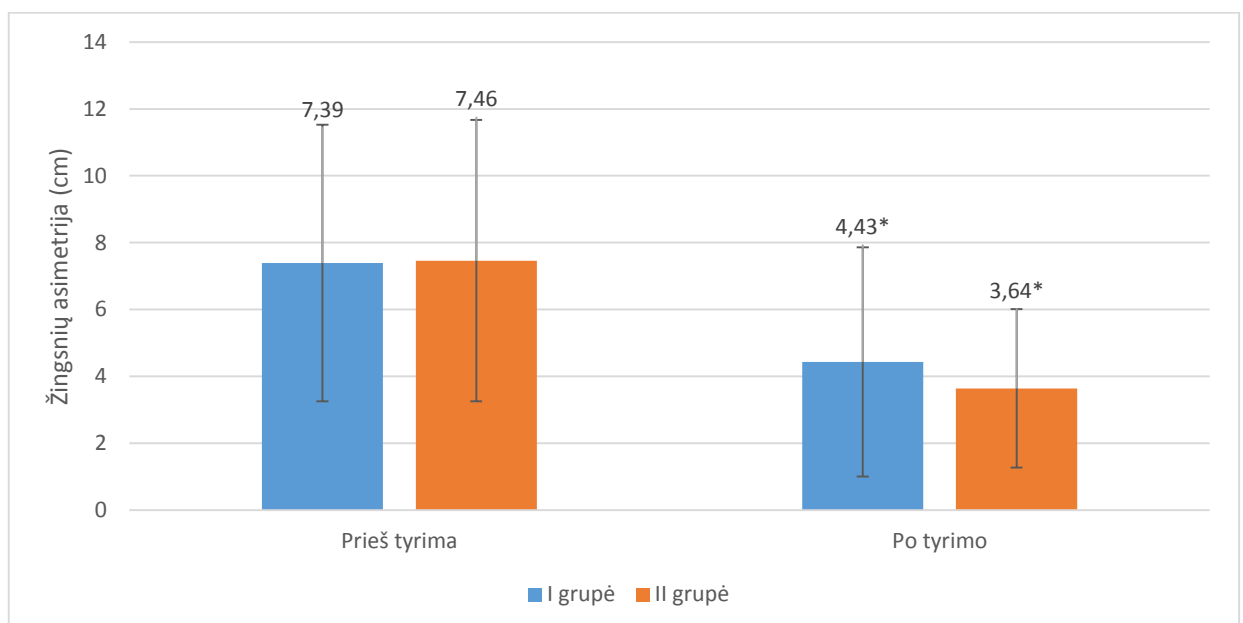


\*– statistiškai patikimas skirtumas.

### 13 Pav. Žingsnio ilgių sveikąja koja pokytis.

Lyginant I-os tiriamosios grupės žingsnio ilgio sveikąja koja rezultatus prieš ir po tyrimo – duomenys statistiškai reikšmingai nesiskyrė ( $p=0.140830$ ). II-os grupės tiriamųjų žingsnio ilgis padidėjo statistiškai reikšmingai ( $p=0.001019$ ). Po tyrimo, žingsnio ilgis sveikąja koja tarp grupių statistiškai reikšmingai nesiskyrė ( $p=0.596192$ ). Vertinant vidutinį žingsnio ilgio pokytį tarp grupių nustatytas reikšmingas skirtumas ( $p=0.040113$ ), rodantis reikšmingai didesnę žingsnio ilgio pokytį II-oje tiriamojoje grupėje.

### 4.4.3 Žingsnių asimetrijos vertinimas.



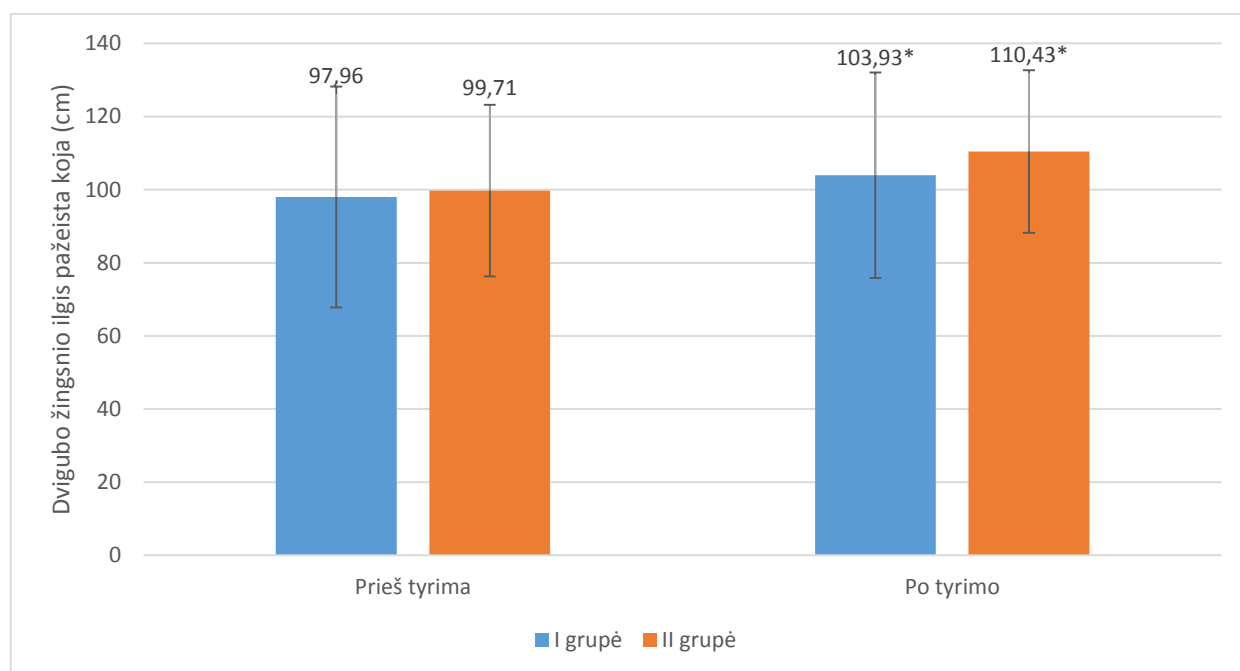
\*– statistiškai patikimas skirtumas.

### 14 Pav. Žingsnių asimetrijos pokytis.

Tyrimo eigoje žingsnių asimetrija statistiškai reikšmingai sumažėjo tiek I-oje ( $p=0.000223$ ), tiek II-oje ( $p=0.007324$ ) tiriamųjų grupėse. Po tyrimo, rezultatai tarp grupių reikšmingai nesiskyrė ( $p=0.487158$ ). Vidutinis žingsnių asimetrijos sumažėjimas I-oje grupėje buvo  $2,96\pm 2,20$  cm. II-os grupės vidutinis asimetrijos sumažėjimas –  $3,82\pm 4,50$  cm. Žingsnių asimetrijos pokyčiai tarp grupių reikšmingai nesiskyrė ( $p=0.963$ ).

#### 4.4.4 Dvigubo žingsnio ilgio pažeista koja vertinimas.

I-osios grupės vidutinis dvigubo žingsnio ilgis pažeista koja padidėjo  $5,96\pm 8,64$  cm. II-oje grupėje šis rodiklis vidutiniškai padidėjo  $10,71\pm 6,35$  cm.



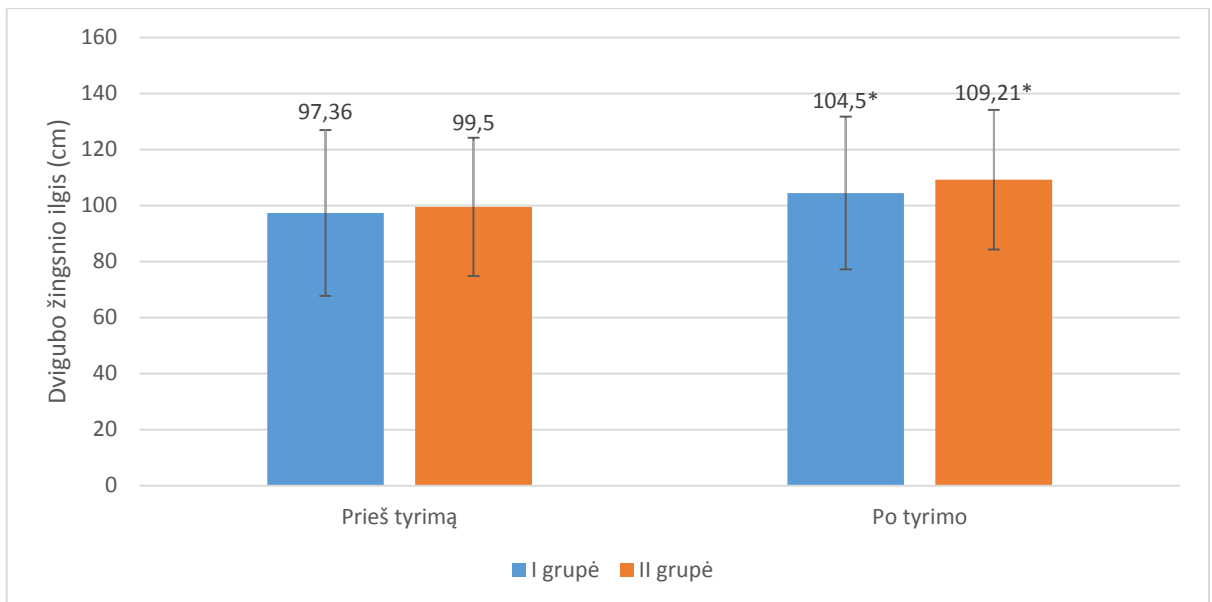
\*– statistiškai patikimas skirtumas.

#### 15 Pav. Dvigubo žingsnio ilgio pažeista koja pokytis.

Tyrimo eigoje dvigubo žingsnio ilgis reikšmingai pakito tiek I-oje ( $p=0.022690$ ), tiek II-oje ( $p=0.000027$ ) grupėje. Tačiau tarp grupių rezultatai po tyrimo reikšmingai nesiskyrė ( $p=0.523064$ ). Lyginant vidutines pokyčio reikšmes tarp grupių nustatytas reikšmingas skirtumas ( $p=0.029$ ) rodantis ženklėsnį dvigubo žingsnio ilgio pažeista koja padidėjimą II-oje tiriamojoje grupėje.

#### 4.4.5 Dvigubo žingsnio ilgio sveika koja vertinimas.

Vidutinis I-osios tiriamųjų grupės dvigubo žingsnio ilgio pokytis tyrimo eigoje buvo  $7,14\pm 8,15$  cm. II-oje tiriamųjų grupėje šis pokytis buvo  $9,71\pm 5,98$  cm.

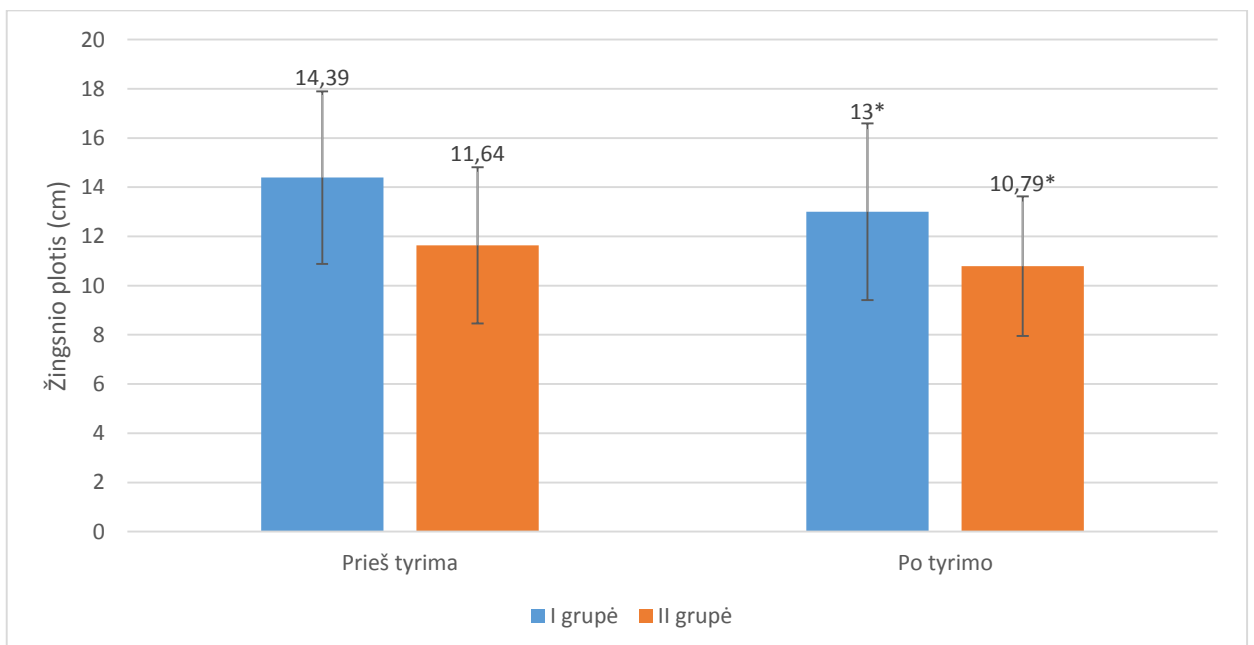


\*– statistiškai patikimas skirtumas.

**16 Pav.** Dvigubo žingsnio ilgis sveikąja koja pokytis.

Nustatyti statistiškai reikšmingi pokyčiai tyrimo eigoje tarp dvigubo žingsnio ilgių I-oje ( $p=0.005986$ ) ir II-oje ( $p=0.000039$ ) tiriamosiose grupėse. Po tyrimo, tarp grupių dvigubo žingsnio ilgis sveikąja koja reikšmingai nesiskyrė ( $p=0.620467$ ). Lyginant pokyčių vidurkius tarp tiriamųjų grupių reikšmingas skirtumas nebuvo rastas ( $p=0.349994$ ).

**4.4.6 Žingsnio pločio vertinimas.**



\*– statistiškai patikimas skirtumas.

**17 Pav.** Tiriamųjų žingsnio pločio pokytis.

Žingsnio plotis tyrimo eigoje reikšmingai pakito ir I-oje ( $p=0.005023$ ), ir II-oje ( $p=0.016619$ ) grupėse. Vidutinis žingsnio pločio sumažėjimas I-oje grupėje buvo  $1,39\pm 1,55$  cm, II-oje grupėje  $0,86\pm 1,17$  cm. Vidutinis žingsnio pločio pokytis tarp grupių reikšmingai nesiskyrė ( $p=0.309$ ).

## 4.5 Funkcinių testų įvertinimas.

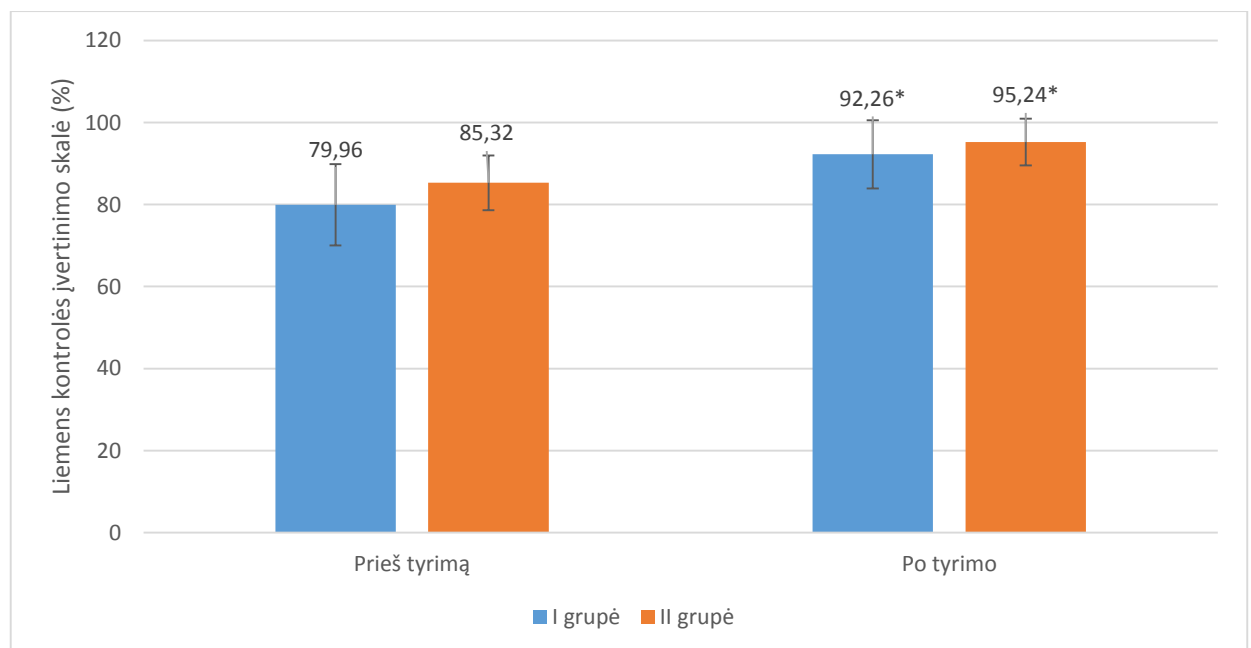
### 4.5.1 Liemens kontrolės įvertinimo skalės duomenų vertinimas.

**10 lentelė.** Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų pokytis balais.

Grupė	Prieš tyrimą	Po tyrimo	P reikšmė
	Vidurkis $\pm$ SN(balai)		
I grupė (n=14)	28,79 $\pm$ 3,577	33,21 $\pm$ 2,99	P=0.001*
II grupė (n=14)	30,71 $\pm$ 2,40	34,29 $\pm$ 2,05	P=0.001*
P reikšmė	P=0.1059	P=0.334	

SN – standartinis nuokrypis; P – statistinio reikšmingumo koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.

Liemens kontrolė statistiškai reikšmingai pagerėjo abėjuose tiriamųjų grupėse ( $p<0.001$ ). Po tyrimo, tarp liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų balais reikšmingas skirtumas nebuvo rastas ( $p>0.05$ ). Vidutinis I-os grupės tiriamųjų procentinės dalies pokytis vertinant liemens kontrolę buvo  $12,30\pm 4,96$  %, II-oje grupėje šis pokytis sudarė  $9,92\pm 2,10$  % (18 paveikslas).



\* – statistiškai patikimas skirtumas.

**18 Pav.** Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų pokytis.

Lyginant procentines pokyčių reikšmes tarp grupių reikšmingas skirtumas nebuvo rastas ( $p=0.159$ ).

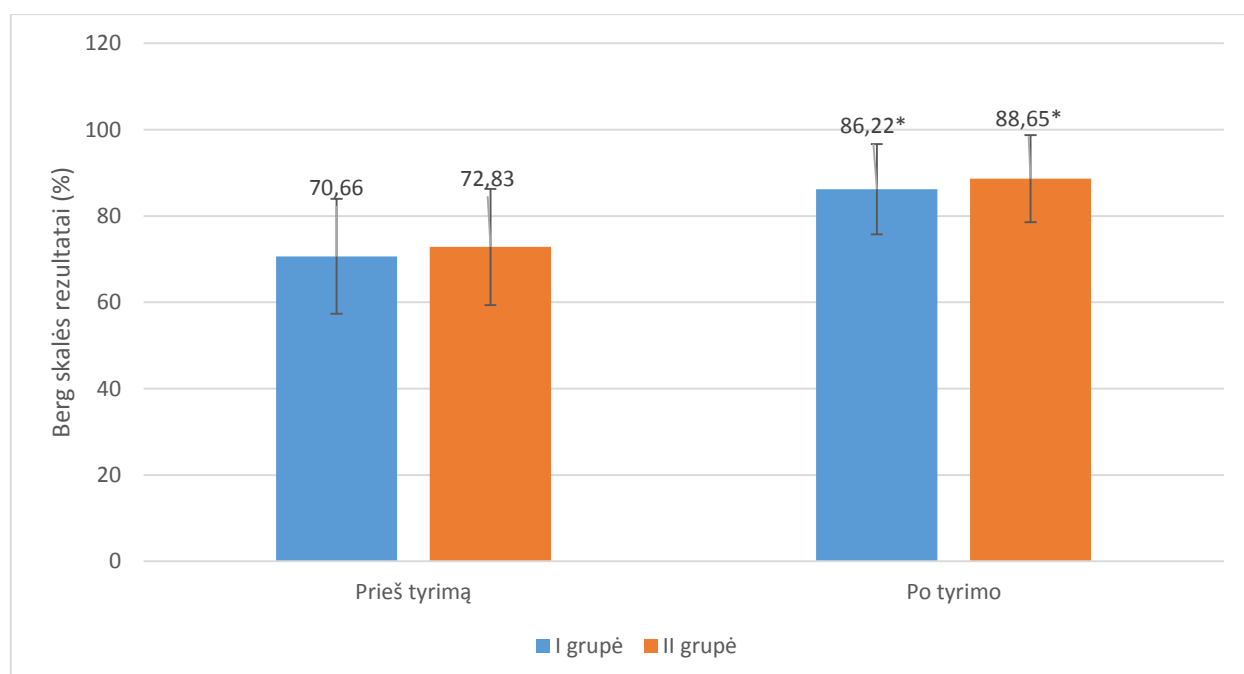
#### 4.5.2 Berg pusiausvyros skalės duomenų vertinimas.

11 lentelė. Tiriamųjų Berg pusiausvyros skalės rezultatų pokytis balais.

Grupė	Prieš tyrimą	Po tyrimo	P reikšmė
	Vidurkis±SN(balai)		
I grupė (n=14)	39,57±7,45	48,29±5,86	P<0.001*
II grupė (n=14)	40,79±7,55	49,64±5,67	P<0.001*
P reikšmė	P=0.6718	P=0.5388	

SN – standartinis nuokrypis; P – statistinio reikšmingumo koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.

Berg pusiausvyros skalės duomenys abeiose grupėse tyrimo eigoje pakito statistiškai reikšmingai ( $p < 0.001$ ). Berg pusiausvyros skalė I-oje tiriamųjų grupėje vidutiniškai padidėjo  $15,56 \pm 6,04$  %. II-os tiriamosios grupės Berg skalės padidėjimas vidutiniškai buvo  $15,82 \pm 4,79$  % (19 paveikslas).



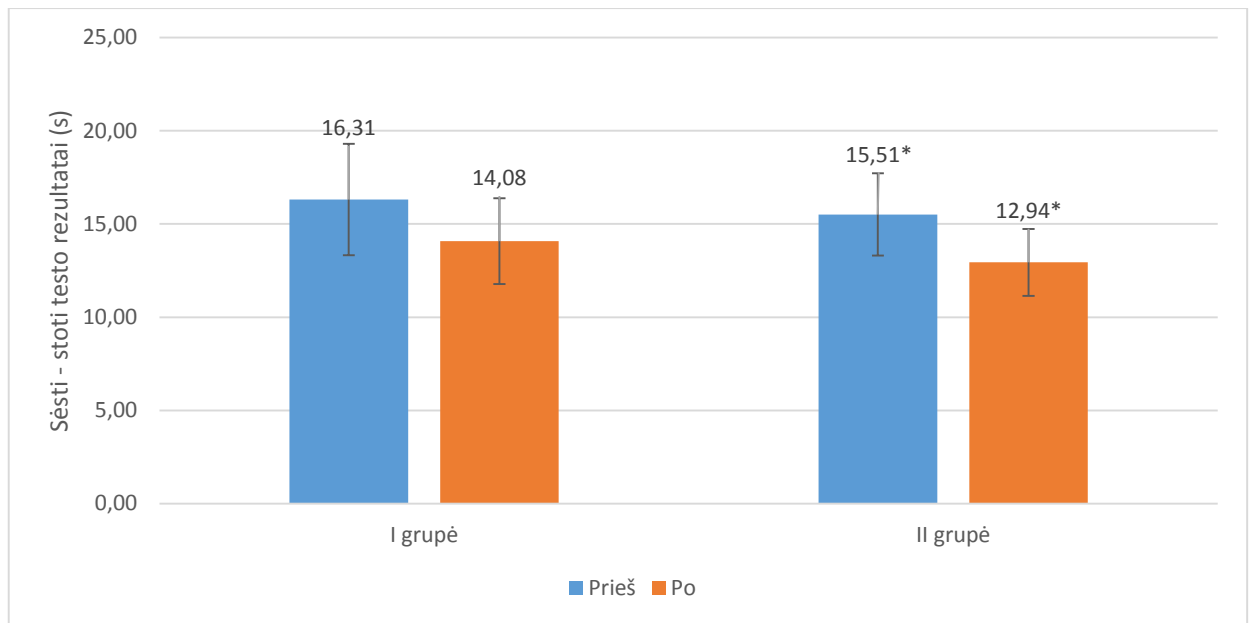
\* – statistiškai patikimas skirtumas.

19 Pav. Berg pusiausvyros skalės rezultatų procentinės reikšmės (%) pokytis.

Lyginant Berg pusiausvyros skalės procentinius pokyčius tarp grupių, statistiškai reikšmingo skirtumo nebuvo rasta ( $p = 0,902805$ ).

#### 4.5.3 Šėsti – stoti testo duomenų vertinimas.

Analizuojant tiriamųjų šėsti – stoti testo duomenis nustatyta kad vidutinis pokytis I-oje tiriamojame grupėje buvo  $2,24 \pm 1,89$  s, II-oje tiriamojame grupėje –  $2,57 \pm 0,89$  s. Tarp pokyčių tyrimo eigoje statistiškai reikšmingas skirtumas nebuvo rastas ( $p = 0,161$ ) (20 paveikslas).



\*– statistiškai patikimas skirtumas.

**20 Pav.** Sėsti – stoti testo rezultatų pokytis.

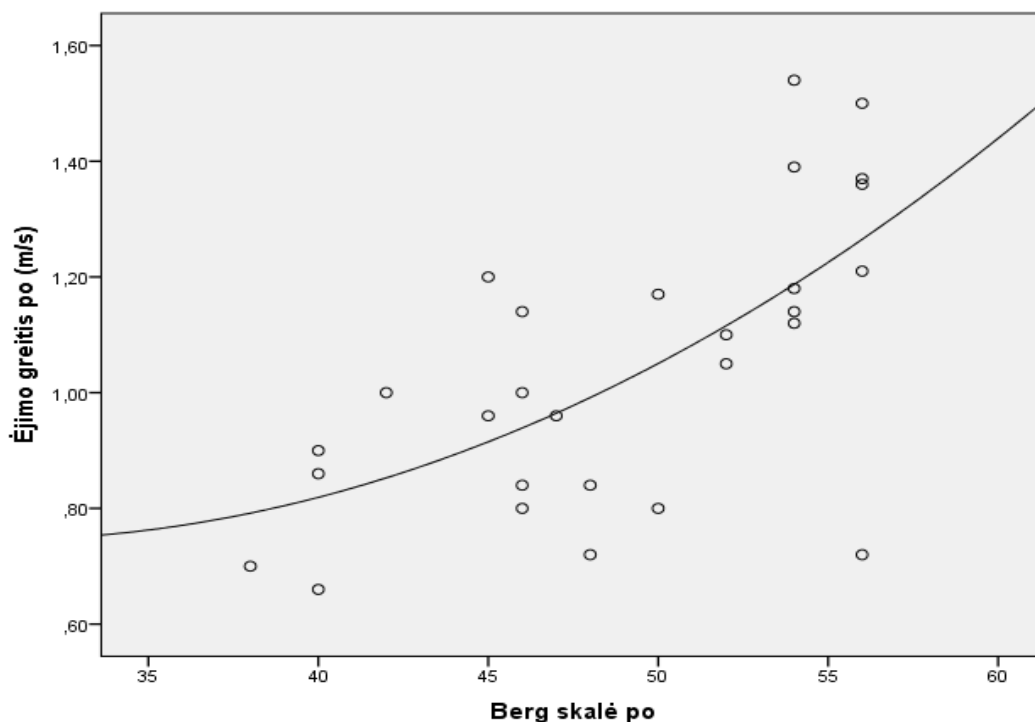
I-oje tiriamųjų grupėje ( $p=0.000685$ ) ir II ( $p<0.0001$ ) duomenys pakito reikšmingai. Lyginant rezultatus po tyrimo tarp grupių nebuvo gautas statistiškai reikšmingas skirtumas ( $p=0.144387$ ).

## 4.6 Funkcinių testų sąsajos su eisenos parametrais.

### 4.6.1 Pusiausvyros ir funkcinių eisenos parametrų sąsajos

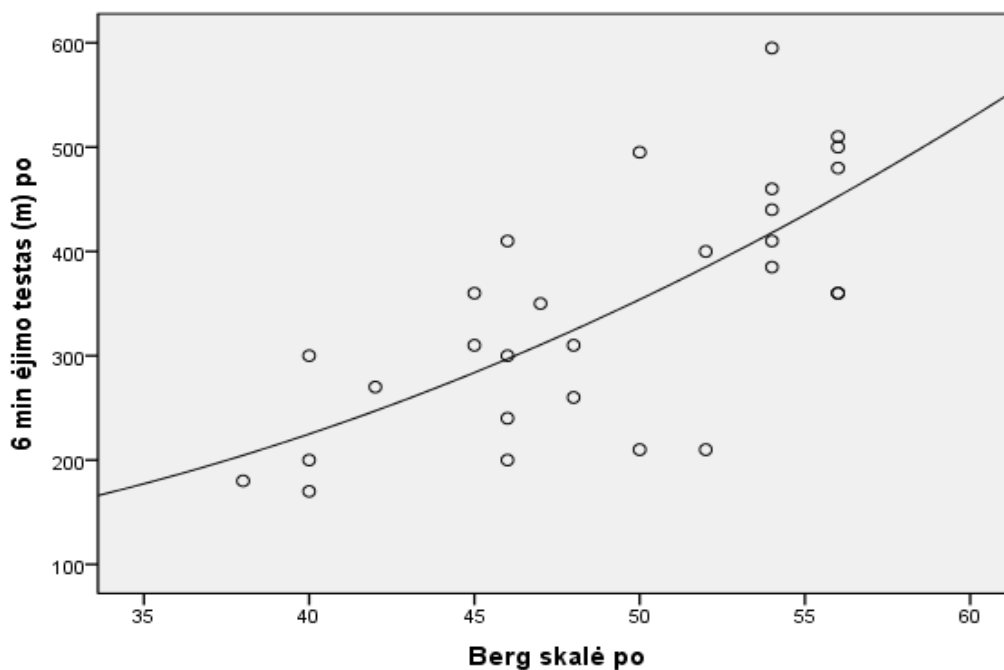
Vertinant tiriamųjų pusiausvyros sąsajas su ėjimo greičiu nustatyta reikšminga ( $p=0.000272$ ), vidutinio stiprumo ( $r=0.636$ ) koreliacija tarp tiriamųjų ėjimo greičio ir Berg pusiausvyros skalės rezultatų prieš tyrimą. Po tyrimo taip pat stebima statistiškai reikšminga ( $p=0.000210$ ), vidutinio stiprumo ( $r=0.645$ ) koreliacija tarp šių duomenų. Tai parodo ėjimo greičio priklausomybę nuo tiriamųjų pusiausvyros (21 paveikslas).





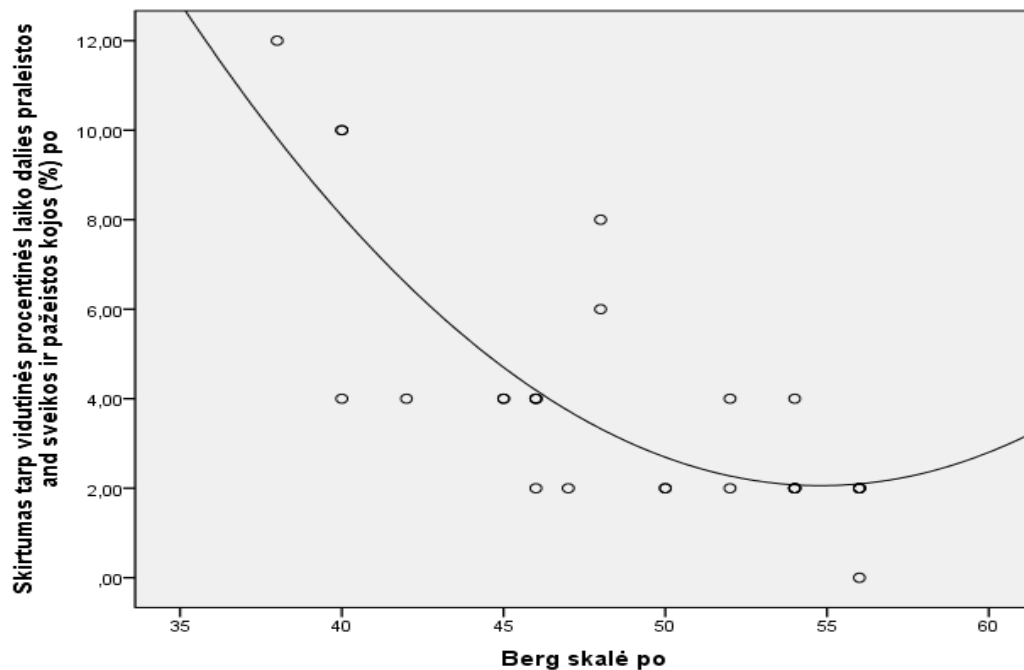
**21 Pav.** Ėjimo greičio ir Berg pusiausvyros skalės rezultatų sąsajos.

Analizuojant tiriamųjų nueinamo atstumo per 6 minutes ir Berg pusiausvyros skalės rezultatus, buvo stebimas statistiškai reikšmingas ( $p=0.000007$ ), stiprus ( $r=0.740$ ) koreliacinis ryšys tarp šių rodiklių prieš tyrimą. Po tyrimo nustatytas statistiškai reikšmingas ( $p=0,000027$ ), stiprus ( $r=0.706$ ) koreliacinis ryšys tarp vertintų rodiklių. Taip parodo stiprų ryšį tarp tiriamųjų pusiausvyros ir nueinamo atstumo (22 paveikslas).



**22 Pav.** Nueinamo atstumo per 6 minutes ir Berg pusiausvyros skaies rezultatų sąsajos.

Vertinant Berg pusiausvyros skalės rezultatus ir tiriamųjų skirtumu tarp vidutinės procentinės laiko dalies praleistos ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu prieš tyrimą nustatyta statistiškai patikima ( $p=0.000296$ ), vidutinio stiprumo ( $r=-0.634$ ), neigiama koreliacija. Po tyrimo tarp šių rodiklių gautas statistiškai patikimas ( $p=0,000003$ ), stiprus ( $r=-0.756$ ), neigiamas koreliacinis ryšys (23 paveikslas). Tai parodo, kad gerėjant pacientų pusiausvyrai gerėja jų svorio pernešimas.



23 Pav. Svorio pernešimo ir Berg pusiausvyros skalės rezultatų sąsajos.

#### 4.6.2 Pusiausvyros ir žingsnio parametrų sąsajos.

12 lentelė. Berg pusiausvyros skalės rezultatų ir žingsnio parametrų sąsajos.

Žingsnio parametras	Tyrimo eiga	Statistinis reikšmingumas (p)	Koreliacijos koeficientas (r)
Žingsnio ilgis pažeistąja koja	Prieš tyrimą	$p=0.000338^*$	$r=0.629$
	Po tyrimo	$p=0.005921^*$	$r=0.507$
Žingsnio ilgis sveikąja koja	Prieš tyrimą	$p=0.002288^*$	$r=0.553$
	Po tyrimo	$p=0.004636^*$	$r=0.519$
Dvigubo žingsnio ilgis pažeistąja koja	Prieš tyrimą	$p=0.000905^*$	$r=0.592$
	Po tyrimo	$p=0.008154^*$	$r=0.490$
Dvigubo žingsnio ilgis sveikąja koja	Prieš tyrimą	$p=0.000331^*$	$r=0.630$
	Po tyrimo	$p=0.001732^*$	$r=0.565$
Žingsnio plotis	Prieš tyrimą	$p=0.145268$	$r=-0.282$
	Po tyrimo	$p=0.042071^*$	$r=-0.387$

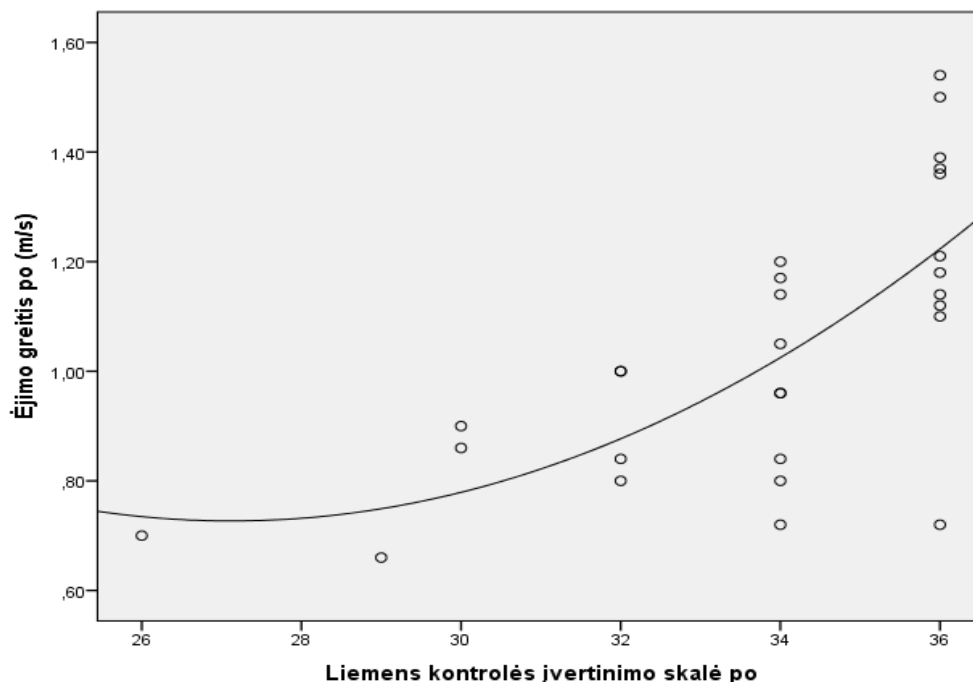
Žingsnių asimetrija	Prieš tyrimą	p= 0.023081*	r=-0.428
	Po tyrimo	p= 0.431935	r=-0.155

*P – statistinio reikšmingumo koeficientas; r – koreliacijos koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.*

Prieš tyrimą visi duomenys, išskyrus žingsnio plotį, statistiškai reikšmingai ( $p < 0,05$ ) koreliavo su Berg pusiausvyros skalės rezultatais. Po tyrimo Berg pusiausvyros skalės rezultatai statistiškai reikšmingai ( $p < 0,05$ ) koreliavo su visais žingsnio parametrais išskyrus, žingsnių asimetrija. Šie duomenys parodo reikšmingą priklausomybę tarp pusiausvyros ir žingsnio parametrų. Gerėjant paciento pusiausvyrai stebimas žingsnio parametrų gerėjimas.

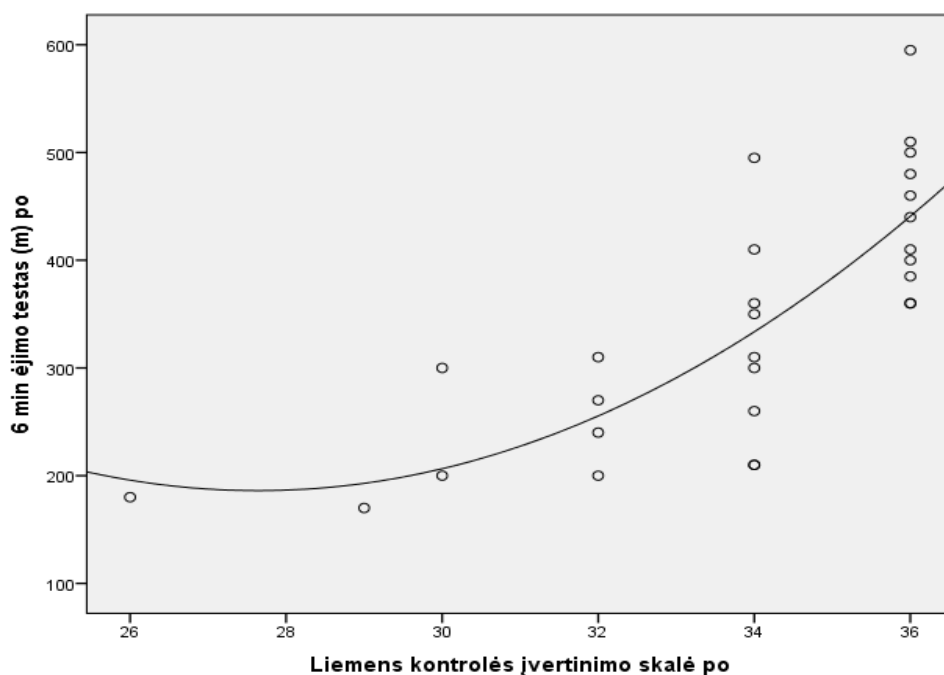
#### 4.6.3 Liemens kontrolės ir funkcinių eisenos parametrų sąsajos.

Analizuojant liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatus, nustatytas vidutinio stiprumo ( $r=0.570$ ), statistiškai patikimas ( $p=0.001539$ ) ryšys tarp tiriamųjų liemens kontrolės vertinimo skalės rezultatų ir ėjimo greičio prieš tyrimą. Po tyrimo buvo stebimas reikšmingas ( $p=0.000041$ ), stiprus ( $r=0.695$ ) koreliacinis ryšys tarp šių parametrų. Tai parodo tiriamųjų ėjimo greičio priklausomybę nuo liemens kontrolės (24 paveikslas).



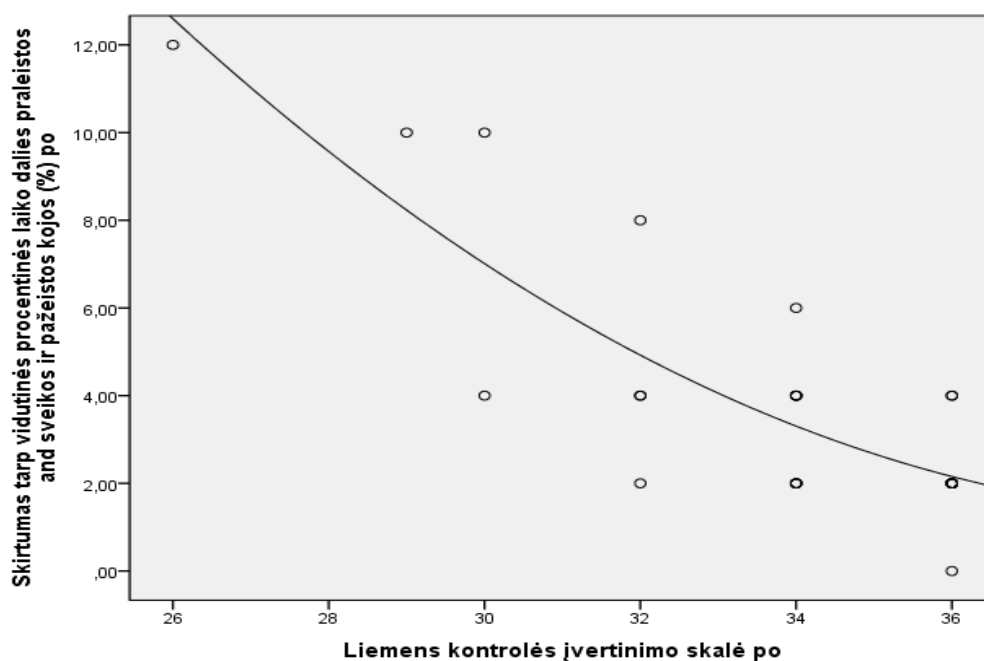
**24 Pav.** Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir ėjimo greičio sąsajos.

Nustatytas statistiškai reikšmingas ( $p=0.000302$ ), vidutinio stiprumo ( $r=0.633$ ) koreliacinis ryšys tarp tiriamųjų liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir tiriamųjų 6 minučių ėjimo testo rezultatų prieš tyrimą. Po tyrimo buvo stebimas statistiškai reikšmingas ( $p < 0.0001$ ), stiprus ( $r=0.813$ ), koreliacinis ryšys tarp šių rodiklių (25 paveikslas).



**25 Pav.** Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir 6 minučių ėjimo testo rezultatų sąsajos.

Vertinant liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatus su tiriamųjų skirtumu tarp vidutinės procentinės laiko dalies, praleistos ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu, prieš tyrimą nustatyta statistiškai patikima ( $p=0.011544$ ), vidutinio stiprumo ( $r=-0.470$ ), neigiama koreliacija. Po tyrimo tarp šių rodiklių gautas statistiškai patikimas ( $p=0,000068$ ), vidutinio stiprumo ( $r=-0.680$ ), neigiamas koreliacinis ryšys (26 paveikslas). Tai parodo, kad gerėjant tiriamųjų liemens kontrolei gerėja svorio pernešimas tarp galūnių.



**26 Pav.** Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir skirtumo tarp vidutinės procentinės laiko dalies, praleistos ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu, sąsajos.

#### 4.6.4 Liemens kontrolės ir žingsnio parametrų sąsajos.

13 lentelė. Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų ir žingsnio parametrų sąsajos.

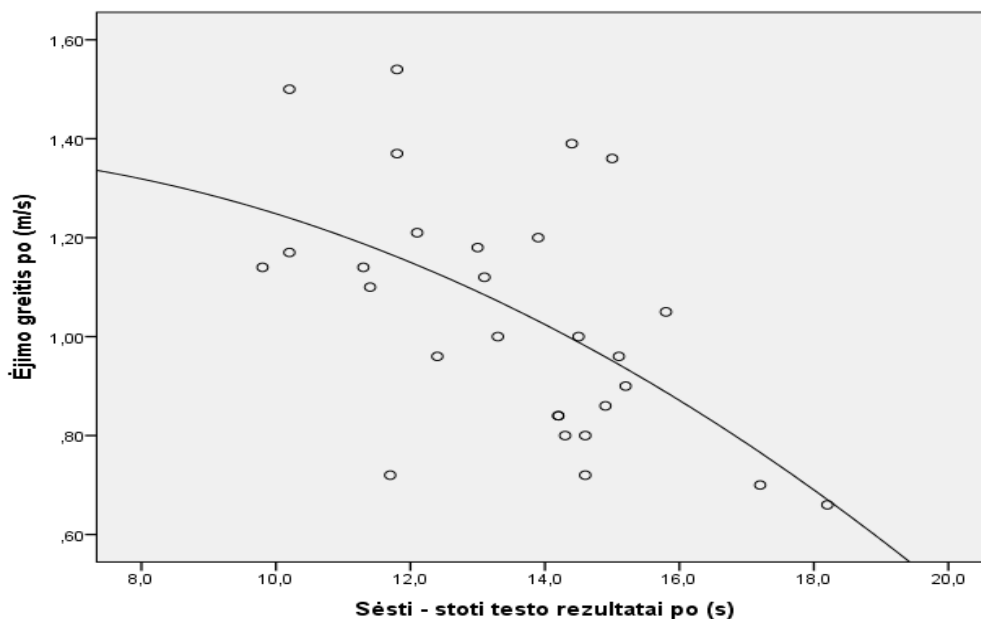
Žingsnio parametras	Tyrimo eiga	Statistinis reikšmingumas (p)	Koreliacijos koeficientas (r)
Žingsnio ilgis pažeistąją koją	Prieš tyrimą	p=0,003232*	r=0.537
	Po tyrimo	p= 0,000750*	r=0.599
Žingsnio ilgis sveikąją koją	Prieš tyrimą	p= 0,007661*	r=0.493
	Po tyrimo	p= 0,000295*	r=0.634
Dvigubo žingsnio ilgis pažeistąją koją	Prieš tyrimą	p= 0,006766*	r=0.500
	Po tyrimo	p= 0,000450*	r=0.619
Dvigubo žingsnio ilgis sveikąją koją	Prieš tyrimą	p= 0,005725*	r=0.509
	Po tyrimo	p= 0,000146*	r=0.657
Žingsnio plotis	Prieš tyrimą	p= 0,204612	r=-0.247
	Po tyrimo	p= 0,040403*	r=-0.390
Žingsnių asimetrija	Prieš tyrimą	p= 0,171755	r=-0.266
	Po tyrimo	p= 0,537428	r=-0.122

*P – statistinio reikšmingumo koeficientas; r – koreliacijos koeficientas; \* – statistiškai patikimas skirtumas.*

Dauguma žingsnio parametrų, išskyrus žingsnio plotį ir žingsnių asimetriją, turėjo statistiškai patikimas ( $p < 0.05$ ), vidutinio stiprumo koreliacijas su tiriamųjų liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatais. Po tyrimo taip pat gautos statistiškai patikimos ( $p < 0.05$ ), vidutinio stiprumo koreliacijos tarp žingsnio ilgių ir liemens kontrolės. Taip pat po tyrimo buvo stebima statistiškai patikima ( $p = 0.040403$ ), silpna ( $r = -0.390$ ), neigiama koreliacija tarp žingsnio pločio ir liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų.

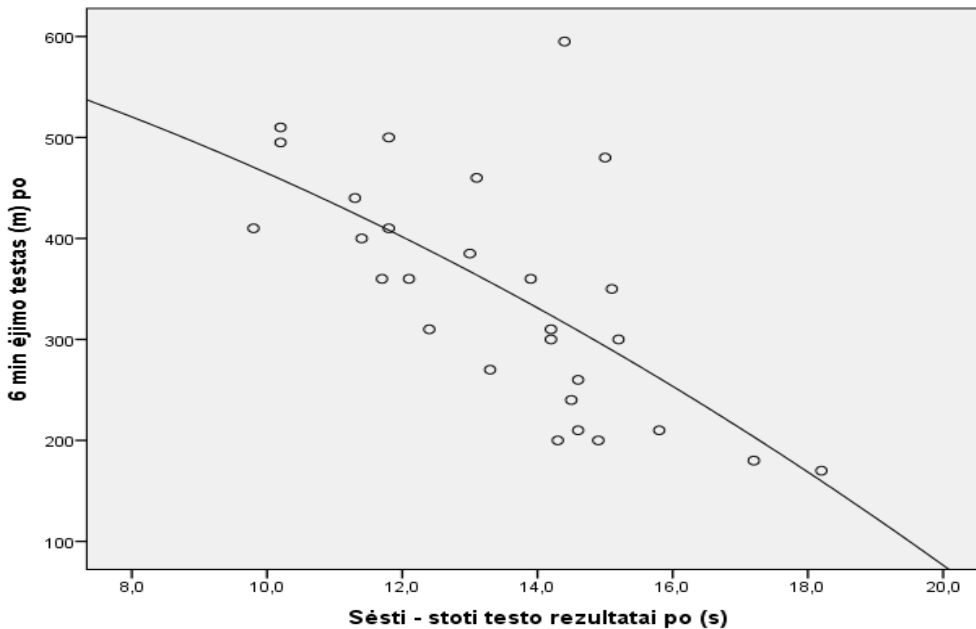
#### 4.6.5 Funkcinės raumenų jėgos ir funkcinio eisenos parametrų sąsajos.

Vertinant tiriamųjų sėsti – stoti testo rezultatus nustatytas statistiškai patikimas ( $p = 0.012819$ ), vidutinio stiprumo ( $r = -0.464$ ), neigiamas koreliacinis ryšys su tiriamųjų ėjimo greičiu prieš tyrimą. Po tyrimo buvo stebimas statistiškai patikimas ( $p = 0.002005$ ), vidutinio stiprumo ( $r = -0.559$ ), neigiamas koreliacinis ryšys. Šie duomenys rodo, jog mažėjant laikui reikalingam atlikti testą, t.y. didėjant raumenų jėgai, didėja tiriamųjų ėjimo greitis (27 paveikslas).



**27 Pav.** Sėsti – stoti testo rezultatų ir tiriamųjų ėjimo greičio sąsajos.

Tarp tiriamųjų sėsti – stoti testo rezultatų ir nueinamo atstumo per 6 minutes prieš tyrimą rastas patikimas ( $p=0.019021$ ), vidutinio stiprumo ( $r=-0.440$ ), neigiamas ryšys. Po tyrimo taip pat buvo stebima statistiškai patikima ( $p=0.000190$ ), vidutinio stiprumo ( $r=-0.648$ ), neigiama koreliacija. Tai parodo priklausomybę tarp tiriamųjų nueinamo atstumo ir raumenų jėgos (28 paveikslas).



**28 Pav.** Sėsti – stoti testo rezultatų ir tiriamųjų nueinamo atstumo sąsajos.

Skirtumas tarp vidutinės procentinės laiko dalies praleistos ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu neturėjo statistiškai reikšmingų sąsajų su raumenų jėga nei prieš ( $p=0.280623$ ), nei po ( $p=0.087040$ ) tyrimo. Raumenų jėga neturėjo statistiškai reikšmingų ( $p>0,05$ ) sąsajų su žingsnio parametrais.

## 5. REZULTATŲ APTARIMAS

Vertinant tiriamųjų grupių rezultatų pokyčius, buvo nustatyti reikšmingi skirtumai rodantys, kad II-os grupės tiriamieji, atlikę ciklines treniruotes ėjimo takeliu, reikšmingai sumažino ramybės ŠSD, padidino ėjimo greitį, nueinamą atstumą, padidino žingsnio ilgį sveikąja koja bei dvigubo žingsnio ilgį pažeistąja koja.

Marco Y.C. Pang atliktoje meta-analizėje, vertinančioje ciklinių treniruočių efektyvumą pacientams po galvos smegenų insulto pažymima, jog vertintuose tyrimuose nebuvo gauti reikšmingi pokyčiai ramybės ŠSD, bei ramybės AKS rodikliuose [10]. Mūsų tyrime reikšmingas pokytis gautas II-osios grupės tiriamųjų ramybės ŠSD sumažėjime. Vertinant ramybės ŠSD pokytį išryškėjęs statistiškai reikšmingas skirtumas rodo, jog II-oje grupėje šis pokytis buvo didesnis. Michael Bohm ir kolegų atliktame tyrime nustatyta, kad aukštas ramybės širdies susitraukimų dažnis (>76 dūžiai per minutę) pacientams, patyrusiems išeminį galvos smegenų insultą, yra susijęs su didesniu mirtingumu. Taip pat pacientai turintys žemesnį ramybės ŠSD pakartotinio insulto metu, pasižymi mažesnio lygio neurologiniais sutrikimais, nei pacientai su aukštu ramybės ŠSD [74]. Tai parodo, kad ramybės ŠSD mažinimas yra svarbus faktorius pacientų patyrusių galvos smegenų insultą reabilitacijoje.

Mūsų tyrime nebuvo stebimi reikšmingi AKS pokyčiai nei vienoje tiriamojame grupėje. Šie duomenys sutampa su Marco Y. Pang analizės duomenimis, kurioje reikšminga ciklinių treniruočių įtaką AKS rodikliams nebuvo stebima [10]. Jørgen Roed Jørgensen ir kolegų atliktame tyrime, kuriame buvo taikoma 12 savaičių intensyvių aerobinių treniruočių programa, atliekant jas ėjimo takeliu su svorio nukrovimo sistema, buvo stebimas ramybės sistolinio ir diastolinio AKS reikšmingas pokytis. Taip pat reikšmingai pakito tiriamųjų ėjimo greitis ir nueinamas atstumas per 6 minutes [75].

Julie K. Tilson ir kolegų atlikto tyrimo duomenimis nustatyta, kad ėjimo greičio padidėjimas (0,16 m/s ir daugiau) per pirmąsias 20 reabilitacijos dienas, yra teigiamas prognostinis faktorius, rodantis negalios sumažėjimą, ir gali būti naudojamas kaip minimalus, kliniškai svarbus skirtumas. Šis skirtumas gali padėti reabilitacijos komandai nusistatyti tikslus ir interpretuoti paciento progresą reabilitacijos eigoje [76]. Fulk ir kolegų atliktame tyrime, siekiant nustatyti kliniškai svarbų ėjimo greičio pokytį po galvos smegenų insulto, buvo nustatyta, kad ėjimo greičio padidėjimas (0,175 m/s ir daugiau) yra mažiausias kliniškai reikšmingas skirtumas, rodantis teigiamą paciento eisenos atgavimo dinamiką [77]. Richard W. Bohannon su kolegomis atlikto tyrimą metu, kuriuo buvo siekiama išsiaiškinti pacientui komfortabiliaus ėjimo greičio pokytį, kuris gali būti laikomas kliniškai reikšmingu pacientų po galvos smegenų insulto stacionarinės

reabilitacijos periodu, nustatyta, kad ėjimo greičio padidėjimas (0,13 m/s) reabilitacijos metu, yra minimalus kliniškai reikšmingas padidėjimas [78]. Mūsų tyrimo duomenys parodo, kad I-osios grupės vidutinis ėjimo greitis padidėjo vidutiniškai 0,13 m/s, o tai atitinka Richard W. Bohannon ir kolegų atlikto tyrimo duomenų nustatytą kliniškai reikšmingo padidėjimo normą reabilitacijos eigoje. Tuo tarpu II-osios grupės vidutinis ėjimo greičio padidėjimas 0,19 m/s yra didesnis už visų prieš tai paminėtų tyrimų nustatytą minimalų, kliniškai reikšmingą greičio pokytį pacientams po galvos smegenų insulto.

Kitų autorių atliktų tyrimų duomenimis buvo nustatyta, kad pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, vidutinis ėjimo greitis taikant įprastas treniruotes ant ėjimo takelio, po 12 atliktų pratybų vidutiniškai padidėjo nuo  $0,66 \pm 0,39$  m/s iki  $1,22 \pm 0,74$  m/s, vidutinis greičio padidėjimas buvo 0,66 m/s. Tiesa, Marcus Pohl ir kolegų atliktame tyrime buvo vertinamas didžiausias komfortabilus ėjimo greitis, tuo tarpu mūsų tyrime buvo matuojamas natūralus paciento pasirinktas ėjimo greitis [79].

Ada Tang ir kolegų atliktame tyrime, kuriame buvo tiriamas ciklinių treniruočių poveikis pacientų patyrusių galvos smegenų insultą aerobiniam pajėgumui bei eisenos parametram buvo naudotas veloergometras. Tyrime ir pažymima, jog ėjimo greitis vidutiniškai padidėjo  $0,18 \pm 0,17$  m/s, tačiau nebuvo gautas statistiškai reikšmingas skirtumas tarp papildomai taikomos ciklinės treniruotės ir tradicinių individualiai taikomų reabilitacijos priemonių įtakos ėjimo greičiui [80]. Mūsų tyrime I-sios grupės gautas ėjimo greičio pokytis  $0,13 \pm 0,06$  skyrėsi nuo Ada Tang ir kolegų gauto ėjimo greičio pokyčio. Ada Tang tyrimo trukmė (4-5 savaitės), procedūros trukmė (30 min) buvo didesnės. Tai viena iš galimų priežasčių kodėl tyrimų duomenys išsiskyrė.

Vertinant pacientų fizinį pajėgumą pagal nueinamą atstumą, abiejų grupių pacientai po tyrimo pateko į vidutinio fizinio pajėgumo kategoriją, kur nueinamas atstumas yra tarp 150 ir 425 metrų. Nueinamo atstumo pokyčių skirtumas tarp grupių buvo 23,71 metrų. Analizuojant kitus tyrimus, vertinančius nueinamo atstumo pokytį taikant ciklines treniruotes, buvo įvertinta Janaine C. Polese ir kolegų atlikta tyrimų analizė, kurioje buvo vertinami nueinamo atstumo ir ėjimo greičio pokyčiai pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, reabilitacijoje naudojant ėjimo takelį. Analizuojamų tyrimų rezultatai parodė, jog vidutiniai skirtumai tarp grupių, naudojusią ėjimo takelį, ir kontrolinių grupių, kurios neatliko jokios intervencijos ar naudojo veiklas, nesusijusias su ėjimu, buvo gautas vidutiniškai 40 metrų didesnis nueinamas atstumas tiriamojoje grupėje [81]. Mūsų tyrime gauti rezultatai tarp grupių taip ženkliai nesiskyrė. Galima daryti prielaidą, kad taip yra todėl, kad treniruotės, naudojant veloergometrą taip pat teigiamai veikia pacientų nueinamą atstumą.



Yocheved Laufer ir kolegų atliktame tyrime kuriame buvo vertinamas treniruočių ėjimo takeliu efektyvumas ankstyvose stadijose po galvos smegenų insulto, buvo padarytos išvados, jog ėjimo takelis gali efektyviau pagerinti tokias ėjimo funkcijas kaip dvigubo žingsnio ilgį bei procentinę dalį atramos fazės, praleistos ant pažeistos kojos ėjimo metu, nei tradicinės eisenos lavinimo priemonės [82]. Mūsų tyrime gautuose rezultatuose matoma, kad tiek grupės, atlikusios ciklines treniruotes ėjimo takeliu, tiek grupės, atlikusios treniruotes veloergometru, skirtumas tarp procentinės laiko dalies, praleistos ant sveikos ir pažeistos kojos, statistiškai reikšmingai sumažėjo. Tai parodo, jog atramos fazė pažeistąją koją ėjimo metu reikšmingai pakito abėjuose grupėse. Nors II-osios grupės tiriamųjų procentinė dalis, praleista ant sveikos ir pažeistos kojos ėjimo metu, pakito ženkliau, tačiau reikšmingo skirtumo nebuvimas parodo, jog veloergometrija derinama su kitomis kineziterapijos procedūromis taip pat efektyvi priemonė, padedanti ugdyti kūno svorio pernešimą ant pažeistos galūnės.

Vertinant tiriamųjų žingsnio ilgį, buvo stebimi reikšmingi skirtumai II-oje grupėje, kur žingsnio ilgis pakito reikšmingai tiek sveikąją, tiek pažeistąją koją. I-osios grupės tiriamųjų reikšmingas žingsnio ilgio pokytis buvo stebimas tik pažeistąją koją. Remiantis Juliaus Griškevičiaus ir kolegų pateiktomis žingsnio ilgių ir pločio normomis matoma, jog abėjų tiriamųjų grupių vidutiniai žingsnio ilgiai pažeista koją, po tyrimo nesiekė minimalios pateiktos normos reikšmės, kuri sudaro 56 cm [51]. Vertinant žingsnio ilgį sveikąją koją, II-osios grupės tiriamųjų žingsnio ilgis tenkina minimalią Juliaus Griškevičiaus ir kolegų pasiūlytą normą ir yra didesnis už 56 cm, tuo tarpu I-osios grupės žingsnio ilgis sveikąją koją pakito nereikšmingai ir nesiekė apatinės žingsnio ilgio normos ribos. Vertinant žingsnio plotį matoma, jog II-osios grupės tiriamųjų vidutinis žingsnio plotis labiau priartėjo prie normos ribų, kurios yra 7,7-9,6 cm.

Darcy S. Reisman ir kolegų atliktas tyrimas, vertinantis žingsnių asimetrijos ir žingsnio ilgio pokyčius naudojant ėjimo takelį pacientams po galvos smegenų insulto nustatė, jog abėjų kojų žingsnio ilgiai po 4 savaičių treniruočių pakito reikšmingai. Taip pat reikšmingai sumažėjo žingsnio ilgių asimetrija [83]. Mūsų tyrime taip pat buvo stebimas teigiamas ėjimo takelio efektyvumas didinant žingsnio ilgį abėjomis kojomis, bei mažinant žingsnių asimetriją.

Louise Ada atliktame tyrime, kuriame eksperimentinė grupė atliko kombinuotas treniruotes derinant ėjimo takelį ir vaikščiojimą. Tyrimo metu nustatytas reikšmingas pokytis žingsnių ilgiuose tiek pažeista, tiek sveikąją koją, lyginant su kontroline grupe, kuri atliko individualiai pritaikytas namų treniruočių programas. Šis pokytis išliko reikšmingas ir atokiuoju periodu, kuris buvo vertinamas praėjus 3 mėnesiam po intervencijos [84]. Šie duomenys sutampa su mūsų tyrimo duomenimis, kai reikšmingas pokytis gautas tiek žingsnio ilgyje pažeista, tiek sveikąją koją. Žingsnio pločio pokytis Louise Ada ir kolegų atliktame tyrime nebuvo reikšmingas

nei vienoje grupėje. Tuo tarpu šiame tyrime, žingsnio pločio pokytis buvo statistiškai reikšmingas abejuose tiriamosiose grupėse.

Yong-Wook Kim ir kolegų atliktame tyrime, kuriame buvo siekiama išsiaiškinti ėjimo takelio efektyvumą atliekant treniruotes atmerktomis ir užmerktomis akimis, buvo nustatyti reikšmingi pokyčiai žingsnio ilgiuose sveikąja ir pažeista koja, taip pat reikšmingai pakito abiejų tiriamųjų grupių ėjimo greitis, bei nueinamas atstumas [85]. Nors treniruotės buvo atliekamos 3 kartus per savaitę, o treniruotės trukmė buvo 10 minučių, reikšmingi pokyčiai rodo, jog ėjimo takelis efektyviai pagerina galvos smegenų insultą patyrusių asmenų eisenos parametrus net atliekant mažesnės trukmės treniruotes negu mūsų tyrime.

Kelvin W. K. Lau ir kolegų atliktame tyrime, kuriame buvo vertinama kintančio greičio ciklinė treniruotė ant ėjimo takelio ir lyginama su nekintančio greičio treniruote, buvo gauti reikšmingi duomenys apie pagerėjusią pacientų pusiausvyrą, vertinant Berg pusiausvyros skale, padidėjusį ėjimo greitį bei žingsnio ilgį abejuose grupėse. Tiesa, tyrimo duomenys parodė jog ėjimo greitis ir dvigubo žingsnio ilgis po tyrimo buvo reikšmingai didesnis tiriamojoje grupėje, taikiusioje kintančio greičio ėjimo ciklinę treniruotę [86]. Šiame tyrime matoma, jog grupė, atlikusi treniruotes ėjimo takeliu, taip pat reikšmingai pagerino visus šiuos parametrus. Nors reikšmingi pokyčiai įvyko ir grupėje, atlikusioje ciklines treniruotes veloergometru, tačiau pokyčių skirtumas parodė, jog ėjimo takelis efektyviau pagerino ėjimo greitį, žingsnio ilgį sveikąja koja, dvigubo žingsnio ilgį pažeistąja koja bei nueinamą atstumą.

Vertinant tiriamųjų liemens kontrolę, matomi reikšmingi pokyčiai tyrimo eigoje abejuose grupėse. Nors tarp pokyčių reikšmingo skirtumo nebuvo gauta. Liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatuose stebimas didesnis pagerėjimas I-oje tiriamųjų grupėje – vidutiniškai 4,42 balo, II-oje grupėje – vidutinis pokytis 3,58 balo. Katz-Leurer ir kolegų atliktas tyrimas, kuriuo siekiama išsiaiškinti ankstyvo veloergometro mynimo įtaką pacientų po galvos smegenų insulto liemens kontrolei ir apatinių galūnių motorinei funkcijai, buvo pastebėta, jog grupė, kuri taikė papildomas 3 savaitių treniruotes su veloergometru, reikšmingai geriau padidino savo liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatus bei apatinės galūnės motorines funkcijas, lyginant su kontroline grupe, taikiusia tik tradicinius reabilitacijos metodus [87]. Šio tyrimo duomenis sutampa su mūsų tyrime stebimu reikšmingu liemens kontrolės įvertinimo skalės rezultatų pokyčiu.

Nicola J. Hancock atliktoje analizėje, vertinančioje tyrimus taikant veloergometro mynimo poveikį pacientų patyrusių galvos smegenų insultą motorinėms funkcijoms, pastebima, jog tyrimuose matoma teigiamo efektyvumo tendencija vertinant pacientų liemens kontrolę ir

pusiausvyrą. Tyrėjai pabrėžia, jog lyginant tiriamąsias ir kontrolines grupes, dauguma tyrimų negavo reikšmingų pokyčių tarp grupių eisenos parametruose, tačiau analizuojamuose tyrimuose efektyvumas interpretuojamas teigiamai, įvertinant galimas paklaidas, imties dydžius ir patikimumo intervalus. Nepaisant to, analizės autoriai išvadose pabrėžia, kad dėl abejotino tyrimų patikimumo ir stokos, neįmanoma pateikti klinikinių rekomendacijų, palaikančių veloergometro mynimą siekiant pagerinti pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, pusiausvyrą, funkcinį nepriklausomumą ir raumenų jėgą [88].

Vertinant tiriamųjų pusiausvyrą buvo stebimi reikšmingi pokyčiai abejuose grupėse. Prieš tyrimą, tiriamųjų pusiausvyros duomenys nesiekė reikiamo 41 balo, kad būtų interpretuojami kaip nepriklausomas paciento judėjimas aplinkoje. Po tyrimo matomas reikšmingas Berg pusiausvyros skalės rezultatų pagerėjimas rodo, jog abi tiriamųjų grupės reikšmingai pagerino savo pusiausvyrą. Abi grupės patenka į Berg pusiausvyros skalės rezultatų interpretavimo kategoriją, rodančią nepriklausomą paciento judėjimą [70]. Birgitta Langhammer teigimu, Berg pusiausvyros skalės balų suma mažesnė nei 45 balai, rodo 2,7 karto padidėjusią griuvimų riziką [89]. Mūsų tyrimo rezultatai parodo, jog reabilitacijos metu naudojant ciklines treniruotes Berg pusiausvyros skalės rezultatų pagerėjimas rodo ženkliai sumažėjusią tiriamųjų griuvimų riziką.

Christoph Globas ir kolegų atliktas tyrimas, vertinant GSI patyrusių pacientų gaunamą naudą iš didelio intensyvumo ciklinių treniruočių, atliekamų su ėjimo takeliu, patvirtina mūsų tyrimo rezultatus, kuomet stebimi statistiškai reikšmingi pokyčiai ėjimo greityje, nueinamame atstume, bei Berg pusiausvyros skalės rezultatuose, grupėje atlikusioje 3 mėnesių ciklinių treniruočių programą lyginant su kontroline grupe atlikusia tradicines kineziterapijos procedūras kurios įtraukė aktyvius ir pasyvius pratimus bei pusiausvyros lavinimą [33]. Mūsų tyrimo rezultatai parodo, jog reikšmingas pokytis ėjimo greityje, nueinamame atstume ir pusiausvyroje stebimas jau po 3 savaičių ciklinių treniruočių.

Vertinant testo sėsti – stoti rezultatus matoma, jog tiriamųjų duomenys po tyrimo nepasiekė Mong Y. ir kolegų siūlomos 12 sekundžių skiriamosios ribos tarp sveikų vyresnio amžiaus asmenų ir insultą patyrusių pacientų [73]. Tiriamųjų rezultatuose prieš ir po tyrimo buvo nustatytas reikšmingas pokytis, rodantis teigiamą raumenų jėgos didėjimo tendenciją abejuose grupėse. Nors II-oje tiriamojoje grupėje šis pokytis ir buvo nežymiai didesnis tačiau reikšmingo skirtumo tarp pokyčių nebuvimas rodo, jog abi ciklinių treniruočių priemonės pasižymi panašiu efektyvumu siekiant pagerinti pacientų apatinių galūnių raumenų jėgą.

Jau minėtame Christoph Globas ir kolegų atliktame tyrime, tiriamųjų grupė, atlikusi ciklines treniruotes su ėjimo takeliu, per 3 mėnesių laikotarpį vidutiniškai pagerino savo sėsti –

stoti testo rezultatus 2,4 sekundės, tuo tarpu kontrolinės grupės rezultatuose pagerėjimas nebuvo stebimas [33]. Panašus rezultatų pagerėjimas buvo stebimas ir šiame tyrime, kur rezultatų pokytis I-oje grupėje buvo 2,24 sekundės ir 2,57 sekundės II-oje grupėje. Tiesa šis pagerėjimas gautas per 3 savaitių treniruočių programą.

Michael D. Lewek su kolegomis nustatė statistiškai reikšmingas vidutinio stiprumo koreliacijas tarp tiriamųjų pusiausvyros ir žingsnio ilgių. Taip pat tyrimo autoriai nustatė neigiamus, silpnus ir vidutinio stiprumo ryšius tarp žingsnių asimetrijos ir asmenų, patyrusių galvos smegenų insultą, pusiausvyros [25]. Mūsų tyrime taip pat gautos vidutinio stiprumo koreliacijos tarp žingsnio ilgių ir tiriamųjų pusiausvyros. Analizuojant pusiausvyros ryšius su tiriamųjų žingsnių asimetrija, nustatytas silpnas, neigiamas ryšys tarp šių parametrų prieš tyrimą. Šie ryšiai parodo priklausomybę tarp asmenų, patyrusių galvos smegenų insultą, pusiausvyros ir žingsnio parametrų.

Cristiane Carvalho ir kolegų atlikto tyrimo metu, kuriuo buvo siekiama įvertinti ryšius tarp apatinių galūnių raumenų jėgos ir eisenos parametrų, buvo nustatyta, kad apatinių galūnių raumenų jėga nekoreliuoja su eisenos parametrais. Tyrėjai padarė išvadas, kad pasiekus atitinkamą raumenų jėgą, leidžiančią atlikti tokią funkciją kaip ėjimas, tolesnis raumenų jėgos padidėjimas neduos papildomos naudos, toje funkcinėje veikloje [90]. Mūsų tyrimo duomenys iš dalies sutinka su Cristiane Carvalho ir kolegų atlikto tyrimo duomenimis, nes apatinių galūnių funkcinė raumenų jėga neturėjo reikšmingų ryšių su svorio pernešimu ir žingsnio parametrais. Vis dėlto tyrimo metu buvo nustatyti reikšmingi, vidutinio stiprumo koreliaciniai ryšiai tarp apatinių galūnių funkcinės raumenų jėgos ir ėjimo greičio bei nueinamo atstumo.

Apibendrinant rezultatus matoma, kad daugumos autorių atliktų tyrimų ir analizių rezultatai sutampa su mūsų tyrimo gautais rezultatais. Ciklinės treniruotės ėjimo takeliu yra efektyvi priemonė siekiant pagerinti pacientų, patyrusių galvos smegenų insultą, funkcinis rodiklius ir eisenos parametrus. Lyginant duomenis tarp skirtingų treniruočių metodų, šiame tyrime buvo matomas didesnis rezultatų pokytis grupėje atlikusioje treniruotės ėjimo takeliu. Tai parodo, jog treniruotės ėjimo takeliu yra efektyvesnė ciklinių treniruočių priemonė, taikoma reabilitacijos laikotarpiu po galvos smegenų insulto, siekiant pagerinti pacientų funkcinis ir eisenos parametrus.

## 6. IŠVADOS

1. Nustatyti statistiškai reikšmingi ėjimo greičio, nueinamo atstumo, svorio pernešimo, žingsnio ilgio pažeista koja, dvigubo žingsnio ilgių sveikąja ir pažeistąja koja, žingsnio pločio, žingsnių asimetrijos, tiriamųjų pusiausvyros, liemens kontrolės ir apatinių galūnių funkcinės raumenų jėgos pokyčiai taikant ciklines treniruotes veloergometru.
2. Nustatyti statistiškai reikšmingi ramybės ŠSD, ėjimo greičio, nueinamo atstumo, svorio pernešimo, žingsnio ilgių sveikąja ir pažeista koja, dvigubo žingsnio ilgių sveikąja ir pažeista koja, žingsnio pločio, žingsnių asimetrijos, tiriamųjų pusiausvyros, liemens kontrolės ir apatinių galūnių funkcinės raumenų jėgos pokyčiai taikant ciklines treniruotes ėjimo takeliu.
3. Tiriamųjų grupėje atlikusioje ciklines treniruotes ėjimo takeliu ramybės ŠSD, procentinės ėjimo greičio padidėjimo dalies, nueinamo atstumo, žingsnio ilgio sveikąja koja ir dvigubo žingsnio ilgio pažeistąja koja pokyčiai buvo statistiškai reikšmingai didesni.
4. Nustatyti statistiškai reikšmingi, vidutinio stiprumo ir stiprūs koreliaciniai ryšiai tarp tiriamųjų pusiausvyros, liemens kontrolės bei eisenos parametrų ir žingsnio ilgių. Nustatyti statistiškai reikšmingi vidutinio stiprumo koreliaciniai ryšiai tarp tiriamųjų apatinių galūnių funkcinės raumenų jėgos ir ėjimo greičio bei nueinamo atstumo.

## **7. PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS**

1. Siekiant pagerinti galvos smegenų insultą patyrusių pacientų eisenos ir funkcinių parametru atsistatymą reabilitacijos periodu, naudoti ėjimo takelį atliekant ciklines treniruotes.
2. Išliekamojo treniruočių efektyvumo įvertinimui, ištirti pacientus atokiuoju periodu.
3. Tikslesniam ir objektyvesniam eisenos ir žingsnio parametru įvertinimui – panaudoti modernias 3D eisenos analizavimo sistemas, bei įvertinti didesnę pacientų imtį.

## 8. LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Valaikienė J, Dementavičienė J. Galvos smegenų insultas: etiopatogenezė, paplitimas, diagnostikos metodai ir jų vertė parenkant optimalią gydymo taktiką. *Medicinos teorija ir praktika*. 2007;13(3): 225-231.
2. Teasell R. W., Fernandez M. M., McIntyre A., Mehta S. Rethinking the Continuum of Stroke Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2014;95:595-6.
3. Jamontaitė I. E, Cirtautas A. Kineziterapijos procedūrų poveikis pacientų pusiausvyrai po galvos smegenų kraujotakos sutrikimų. *Sveikatos mokslai*. 2004;1:29-32.
4. Lewek M. D, Feasel J, Wentz E, Brooks F. P, Whitton M. C. Use of Visual and Proprioceptive Feedback to Improve Gait Speed and Spatiotemporal Symmetry Following Chronic Stroke: A Case Series. *Physical Therapy*. 2012;92(5):748-56.
5. Zachovajevienė B, Lapinskienė E, Zachovajevas P, Rutkauskienė L, Baltaduonienė D. Pacientų, persirgusių galvos smegenų insultu, eisenos lavinimo įtaka pusiausvyrai. *Sveikatos mokslai*. 2011;21(5):162-165.
6. Wang Y, Bontempi B, Hong S. M, Mehta K, Weinstein P. R, Abrams G. M, Liu J. A comprehensive analysis of gait impairment after experimental stroke and the therapeutic effect of environmental enrichment in rats. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*. 2008;28:1936–1950.
7. Lennon S. Gait Re-education Based on the Bobath Concept in Two Patients With Hemiplegia Following Stroke. *Phys Ther*. 2001;81:924-935.
8. Chen C-L, Chen H-C, Tang S. F-T, Wu V-Y, Cheng P-T, Hong W-H. Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *Am J Phys Med Rehabil*. 2003;82:925-935.
9. Stoller O, Bruin E D, Knols R H, Hunt K J. Effects of cardiovascular exercise early after stroke: systematic review and meta-analysis. *BMC Neurology*. 2012;12:45.
10. Pang Y.C. M, Charlesworth S. A, Lau R. W. K, Chung R.C.K. Using Aerobic Exercise to Improve Health Outcomes and Quality of Life in Stroke: Evidence-Based Exercise Prescription Recommendations. *Cerebrovasc Dis*. 2013;35:7–22
11. Janonienė D, Juocevičius A, Zigmantavičiūtė I, Jamontaitė I E, Vaitkus P, Zaikina A. Sergančiųjų galvos smegenų insultu kompleksinės reabilitacijos veiksmingumas *Neurologijos seminarai* 2006;10(28):82–87.

12. Janonienė D. Kompleksinės reabilitacijos efektyvumas po galvos smegenų kraujotakos sutrikimų. Sveikatos mokslai. 2004;1(32):36-40.
13. Radžiuvienė R, Raškauskienė N, Kazlauskas H. Amžiaus ir ilgalaikio išgyvenamumo po galvos smegenų insulto ryšys Gerontologija 2008;9(3):135–143.
14. Tamošiūnas A, Jurėnienė K, Rėklaitienė R, Radišauskas R. Vidutinio amžiaus vyrų mirtingumo nuo galvos smegenų insulto prognoziniai veiksniai. Lietuvos bendrosios praktikos gydytojas. 2008;7(5):329-334.
15. Budrys V. Šiuolaikinės galvos smegenų kraujotakos sutrikimų problemos bei jų sprendimo būdai. Neurologijos seminarai. 1997;1:6-8.
16. Ieva Eglė Jamontaitė I E. Kineziterapijos ir ciklinės treniruotės poveikis asmenų savarankiškumui ir mobilumui ankstyvuojų reabilitacijos periodu po galvos smegenų insulto. Daktaro disertacija. Vilniaus Univeristetas, Vilnius, 2009.
17. Bagg S, Pombo A. P, Hopman W. Effect of Age on Functional Outcomes After Stroke Rehabilitation. Stroke. 2002;33(1)179-185.
18. Juocevičius A, Janonienė D, Jurgelevičienė D, Zigmantavičiūtė I, Jamontaitė I. E. Vyresnio amžiaus pacientų, sergančių galvos smegenų insultu, kompleksinės reabilitacijos efektyvumas. Gerontologija. 2007;8(3):150–156
19. Juocevičius A, Venskaitis R, Jamontaitė I. E, Valiulis A. Reabilitacijos efektyvumas naudojant eisenos treniruoklį. Gerontologija. 2013;14(4):200-204.
20. Nichols D. S. Balance Retraining After Stroke Using Force Platform Biofeedback. Phys Ther. 1997;77:553-558.
21. Lindmark K B, Wahlberg B, Fugl-Meyer A R. Self-efficacy in relation to impairments and activities of daily living disability in elderly patients with stroke: a prospective investigation. J Rehabil Med. 2003;35: 202–207
22. Forrester L. W, Roy A, Krebs H I, Macko R. F. Ankle Training With a Robotic Device Improves Hemiparetic Gait After a Stroke. Neurorehabil Neural Repair. 2011;25(4):369–377.
23. Lippert L. S. Clinical Kinesiology and Anatomy. Fifth Edition. 2011;352-353.



24. Nilsson A, Vreede K, Häglund V, Kawamoto H, Sankai Y, Borg J. Gait training early after stroke with a new exoskeleton – the hybrid assistive limb: a study of safety and feasibility. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014;11:92.
25. Lewek D. M, Bradley E. C, Wutzke J. C, Zinder M. S. The Relationship Between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals With Chronic Stroke. *Journal of Applied Biomechanics*, 2014;30:31-36.
26. Tsaklis V. P, Grooten J.A. W, Franzén E. Effects of Weight-Shift Training on Balance Control and Weight Distribution in Chronic Stroke: A Pilot Study. *Top Stroke Rehabil*. 2012;19(1):23–31
27. Haart M, Geurts C. A, Dault C. M, PhD, Nienhuis B, Duysens M. Restoration of Weight-Shifting Capacity in Patients With Postacute Stroke: A Rehabilitation Cohort Study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86:755-762.
28. Daly J. J, Zimelman J, Roenigk L. K, McCabe P. J, MSPT1 , Rogers M. J, Butler K, Burdsall R, Holcomb P. J, Marsolais E. B, Ruff L. R. Recovery of Coordinated Gait: Randomized Controlled Stroke Trial of Functional Electrical Stimulation (FES) Versus No FES, With Weight-Supported Treadmill and Over-Ground Training. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2011;25(7):588–596.
29. Roerdink M, Lamoth JC C, Kwakkel G, Wieringen CW P, Beek J P. Gait Coordination After Stroke: Benefits of Acoustically Paced Treadmill Walking. *Physical Therapy*. 2007;87(8):1009-1022.
30. Hasan M, N. Rancourt N. S, Austin W. M, Ploughman M. Defining Optimal Aerobic Exercise Parameters to Affect Complex Motor and Cognitive Outcomes after Stroke: A Systematic Review and Synthesis. *Neural Plasticity*. 2016;1-12.
31. Gordon D. C, Wilks R, McCaw-Binns A. Effect of Aerobic Exercise (Walking) Training on Functional Status and Health-related Quality of Life in Chronic Stroke Survivors. *Stroke*. 2013;44:1179-1181.
32. Patterson L. S, Rodgers M. M, Macko F. R, Forrester W. L. Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: A preliminary report. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45(2):221–228.
33. Globas C, Becker C, Cerny J, Lam M. J, Lindemann U, Forrester W. L, Macko F. R, Luft R. A. Chronic Stroke Survivors Benefit From High-Intensity Aerobic Treadmill Exercise:

- A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2012;26(1):85-92.
34. Lam JM, Globas C, Cerny J, Hertler B, Uludag K, Forrester LW, Macko RF, Hanley DF, Becker C, Luft AR. Predictors of response to treadmill exercise in stroke survivors. *Neurorehabil Neural Repair*. 2010;24:567–574.
35. American College of Sports Medicine. *ACSM’s Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 2010.
36. Wallén M. B, Dan H.sson, Theorell T, Barbara Canlon B, Osika W. Possibilities and limitations of the polar RS800 in measuring heart rate variability at rest. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112:1153–1165.
37. Day L. M, Mcguigan R. M, Brice G, Foster C. Monitoring exercise intensity during resistance training using the session RPE scale. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2004;18(2):353–358.
38. Borg A. V. G. Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1982;14(5):377-381.
39. Whelton P. S, Chin A, Xin X, He J. Effect of Aerobic Exercise on Blood Pressure: A Meta-Analysis of Randomized,Controlled Trials. *Annals of Internal Medicine*. 2002;136(7):493-503.
40. Carvalho O. V, Bocchi A. E, Guimarães V. G. The Borg Scale as an Important Tool of Self-Monitoring and Self-Regulation of Exercise Prescription in Heart Failure Patients During Hydrotherapy A Randomized Blinded Controlled Trial. *Circ J*. 2009;73:1871–1876.
41. Chen I-H, Yang Y-R, Chan R-C, Wang R-Y. Turning-Based Treadmill Training Improves Turning Performance and Gait Symmetry After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2014;28(1):45–55.
42. Katz-Leurer M, Shochina M, Carmeli E, Friedlander Y. The Influence of Early Aerobic Training on the Functional Capacity in Patients With Cerebrovascular Accident at the Subacute Stage. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84:1609-1614.
43. Pietraszewski B, Winiarski S, Jaroszczuk S. Three-dimensional human gait pattern – reference data for normal men. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2012;14(3):9-16.

44. Belda-Lois J-M, Horno M. S, Bosch B. I, Moreno C. J, Pons L. J, Farina D, Iosa M, Molinari M, Tamburella F, Ramos A, Caria A, Solis-Escalante T, Brunner C, Rea M. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011;8:66.
45. Gwin T. J, Gramann K, Makeig S, Ferris P. D. Electrocortical activity is coupled to gait cycle phase during treadmill walking. *NeuroImage*. 2011;54:1289–1296.
46. Vaughan L C, Davis L B, O'Connor C J. *Dynamics of Human Gait* Second edition 1999:2-3.
47. Iosa M, Gizzi L, Tamburella F, Dominici N. Editorial: Neuro-motor control and feed-forward models of locomotion in humans. *Front. Hum. Neurosci*. 2015;9:306 <http://dx.doi.org/10.3389/fnhum.2015.00306>.
48. Macleod CA, Meng L, Conway BA, Porr B. Correlation: Reflex Control of Robotic Gait Using Human Walking Data. *PloS ONE*. 2015;10(9).
49. Mijailoviü N, Gavriloviü M, Rafajloviü S. Gait Phases Recognition from Accelerations and Ground Reaction Forces: Application of Neural Networks. *Telfor*. 2009;1(1).
50. Kirtley C. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Churchill Livingstone: Elsevier. 2006;16-23.
51. Griškevičius J, Daunoravičienė K. *Biomechanikos Praktikumai 1 Dalis*. Vilnius „Technika“. 2012;95-99.
52. Tafazzoli F, Safabakhsh R. Model-based human gait recognition using leg and arm movements. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*. 2010;23:1237–1246.
53. Cael C. *Functional Anatomy Musculoskeletal Anatomy, Kinesiology, and Palpation for Manual Therapists*. 2011:394-395.
54. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*. 2012;12:2255-2283.
55. Nadeau S, Betschart M, Bethoux F. Gait Analysis for Poststroke Rehabilitation The Relevance of Biomechanical Analysis and the Impact of Gait Speed. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2013;24:265–276.

56. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1993;30(2):210–223.
57. Bohannon W. R, Andrews A. W. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis *Physiotherapy*. 2011;97:182–189.
58. Lee JA, Cho SH, Lee YJ, Yang HK, Lee JW. Portable Activity Monitoring System for Temporal Parameters of Gait Cycles. *J Med Syst*. 2010;34(5):959-66.
59. Gabel M, Gilad-Bachrach R, Erin Renshaw E, Schuster A. Full Body Gait Analysis with Kinect. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2012;1964 – 1967
60. Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors*. 2014;14:3362-3394.
61. Prakash C, Mittal A, Kumar R, Mittal N. Identification of Spatio-Temporal and Kinematics Parameters for 2-D Optical Gait Analysis System using Passive Markers. *Computer Engineering and Applications (ICACEA)*. 2015;143 – 149.
62. Nieman D. *Exercise Testing and Prescription A Health-Related Approach*. Seventh Edition. 2011; 180.
63. Palatini P. Recommendations on how to measure resting heart rate. *Medicographia*. 2009;31:414-419.
64. Pickering G. T, Hall E. J, Appel J. L, Falkner E. B, Graves J, Hill N. M, Jones W. D, Kurtz T, Sheps G. S, Roccella J. E. Recommendations for Blood Pressure Measurement in Humans and Experimental Animals. Part 1: Blood Pressure Measurement in Humans. *Circulation*. 2005;111:697-716.
65. Nascimento R. L, Caetano C. G. L, Daniele C. M. A. Freitas C. M. A. D, Tatiane M. Morais, Polese C. J, Teixeira-Salmela F. L. Different instructions during the ten-meter walking test determined significant increases in maximum gait speed in individuals with chronic hemiparesis. *Rev Bras Fisioter*. 2012;16(2):122-7
66. Steffen M. T, Hacker A. T, Mollinger L. Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy*. 2002;82(2):128-37.

67. Bowden G. M, Balasubramanian K. C, Behrman L. A, Kautz A. S. Validation of a Speed-Based Classification System Using Quantitative Measures of Walking Performance Post-Stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2008;22(6): 672–675.
68. Pohl S. P, Duncan W. P, Perera S, Liu W, Lai M. S, Studenski S, Long J. Influence of stroke-related impairments on performance in 6-minute walk test. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2002;39(4):439-44.
69. Burkauskas J, Mickuvienė N, Brožaitienė J, Staniūtė M, Podlipskytė A, Rastenytė D, Gustienė O, Kazlauskas H, Bunevičius R. Geno ir aplinkos sąveika jungianti mažos trijodtironino koncentracijos sindromą bei širdies ir kraujagyslių sistemos ligos baigtis (GET-VASC): tyrimo protokolas. *Biologinė Psichiatrija Ir Psichofarmakologija*. 2014;16(2):66-73.
70. Stevenson J. T. Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2001;47
71. Benaim C, Pe´rennou A. D, Villy J, Rousseaux M, Pelissier Y. J. Validation of a Standardized Assessment of Postural Control in Stroke Patients The Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS). *Stroke*. 1999 Sep;30(9):1862-8.
72. Kwong W. H. P, Shamay S. M, Chung C. K. R, Gabriel Y. F. Foot Placement and Arm Position Affect the Five Times Sit-to-Stand Test Time of Individuals with Chronic Stroke. *BioMed Research International*. 2014;5:3-5.
73. Mong, Y., Teo, T. W. 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2010;91(3): 407-413.
74. Bo¨hm M, Cotton D, Foster L, Custodis F, Laufs U, Sacco R, Bath M. W. P, Yusuf S, Diener H-C. Impact of resting heart rate on mortality, disability and cognitive decline in patients after ischaemic stroke. *European Heart Journal*. 2012;33:2804–2812.
75. Jørgensen J. R, Bech-Pedersen T. D, Zeeman P, Sørensen J, Andersen L. L, Schönberger M. Effect of Intensive Outpatient Physical Training on Gait Performance and Cardiovascular Health in People With Hemiparesis After Stroke. *Physical Therapy*. 2010;90(4):527-37.
76. Tilson K. J, Sullivan J. K, Cen Y. S, Rose K. D, Koradia H. C, Azen P. S, Duncan W. P. Meaningful Gait Speed Improvement During the First 60 Days Poststroke: Minimal Clinically Important Difference. *Physical Therapy*. 2010;90(2):196-208.

77. Fulk GD, Ludwig M, Dunning K, Golden S, Boyne P, West T. Estimating clinically important change in gait speed in people with stroke undergoing outpatient rehabilitation. *J Neurol Phys Ther.* 2011;35(2):82-9.
78. Bohannon W R, Andrews W, Glenney S S. Minimal Clinically Important Difference for Comfortable Speed as a Measure of Gait Performance in Patients Undergoing Inpatient Rehabilitation after Stroke. *J. Phys. Ther. Sci.* 2013;25:1223–1225.
79. Pohl M, Mehrholz J, Ritschel C, Rückriem S. Speed-Dependent Treadmill Training in Ambulatory Hemiparetic Stroke Patients *Stroke.* 2002;33:553-558.
80. Tang A, Sibley M. K, Thomas S, Bayley T. M, Richardson D, McIlroy E. W, Brooks D. Effects of an Aerobic Exercise Program on Aerobic Capacity, Spatiotemporal Gait Parameters, and Functional Capacity in Subacute Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 2009;23(4):398-406.
81. Polese C. J, Ada L, Dean M. C, Nascimento R. L, Teixeira-Salmela F. L. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy.* 2013;59(2):73-80.
82. Laufer Y, Dickstein R, DSc, Chefez Y, Marcovitz E. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 2001;38(1):69-78.
83. Reisman S. D, McLean H, Keller J, Danks A. K, Bastian J. A. Repeated Split-Belt Treadmill Training Improves Poststroke Step Length Asymmetry. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 2013;27(5):460–468.
84. Ada L, Dean M. C, Hall M. J, Bampton J, Crompton S. A Treadmill and Overground Walking Program Improves Walking in Persons Residing in the Community After Stroke: A Placebo-Controlled, Randomized Trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:1486-1491.
85. Yong-Wook Kim, PhD1)\*, Sung-Jun Moon, MSc2) Effects of treadmill training with the eyes closed on gait and balance ability of chronic stroke patients *J. Phys. Ther. Sci.* 27: 2935–2938, 2015
86. Lau KW, Mak MK. Speed-dependent Treadmill Training is Effective to Improve Gait and Balance Performance in Patients with Sub-acute Stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine.* 2011;43(8):709-713.

87. Katz-Leurer M, Sender I, Keren O, Dvir Z. The influence of early cycling training on balance in stroke patients at the subacute stage. Results of a preliminary trial. *Clin Rehabil.* 2006;20(5):398-405.
88. Hancock J. N, Shepstone L, Winterbotham W, Pomeroy V. Effects of lower limb reciprocal pedalling exercise on motor function after stroke: a systematic review of randomized and nonrandomized studies. *World Stroke Organization.* 2012;7:47-60.
89. Langhammer B, Stanghelle JK, Lindmark B. An evaluation of two different exercise regimes during the first year following stroke: a randomised controlled trial. *Physiother Theor Pract.* 2009;25:55–68.
90. Carvalho C, Sunnerhagen S. K, Wille'n C. Walking Performance and Muscle Strength in the Later Stage Poststroke: A Nonlinear Relationship. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2013;94:845-50.

## 9. PRIEDAI

### 1 Priedas

#### BERG PUSIAUSVYROS SKALĖ

##### 1. Sėdėjimas nesilaikant.

4 – gali sėdėti saugiai 2 min.

3 – gali sėdėti 2 min su priežiūra.

2 – gali sėdėti 30 sekundžių.

1 – gali sėdėti 10 sekundžių.

0 – negali sėdėti be pagalbos.

##### 2. Atsistojimas iš sėdimos padėties.

4 – gali atsistoti stabiliai be rankų pagalbos.

3 – gali atsistoti savarankiškai su rankų pagalba.

2 – gali atsistoti su rankų pagalba ne iš karto.

1 – atsistojant reikalinga minimali pagalba.

0 – atsistojant reikalinga vidutinė-maksimali pagalba.

##### 3. Stovėjimas nesilaikant.

4 – gali stovėti saugiai 2 min.

3 – gali stovėti 2 min su priežiūra.

2 – gali stovėti 30 sekundžių nesilaikant.

1 – gali stovėti 30 sekundžių iš kelių bandymų.

0 – reikalinga pagalba.

##### 4. Stovėjimas užsimerkus.

4 – saugiai stovi 10 sekundžių.

3 – stovi 10 sekundžių su priežiūra.

2 – stovi 3 sekundes.

1 – negali išstovėti 3 sekundžių.

0 – negali atlikti užduoties.

##### 5. Stovėjimas suglaustom kojom.

4 – gali stovėti suglaustom pėdom 1 min.

3 – gali stovėti suglaustom pėdom 1 min su priežiūra.

2 – gali išstovėti suglaustom kojom 30 sekundžių.

1 – reikalinga pagalba atsistojant į padėtį, gali išstovėti 15 sekundžių.

0 – negali atlikti užduoties.

##### 6. Siekimas pirmyn.



- 4 – gali siekti pirmyn  $> 25$  cm.
- 3 – gali saugiai pasiekti  $> 7,5$  cm.
- 2 – gali saugiai pasiekti  $> 4,5$  cm.
- 1 – gali siekti pirmyn su priežiūra.
- 0 – reikalinga pagalba atliekant užduotį.

#### **7. Daikto pakėlimas nuo grindų.**

- 4 – gali pakelti daiktą ir saugiai atsistoti.
- 3 – gali atlikti užduotį bet reikalinga priežiūra.
- 2 – negali pakelti daikto bet siekia 2-5 cm.
- 1 – negali pakelti daikto reikalinga priežiūra bandymo metu.
- 0 – negali atlikti užduoties.

#### **8. Atsigręžimas atgal.**

- 4 – atsigręžia atgal į abi puses, geras svorio perkėlimas.
- 3 – gali atsigręžti tik į vieną pusę.
- 2 – atsigręžia nepilnai, bet išlaiko pusiausvyrą.
- 1 – reikalinga priežiūra užduoties atlikimo metu.
- 0 – reikalinga pagalba, apsaugant nuo griuvimų.

#### **9. Apsisukimas 360 laipsnių.**

- 4 – saugiai apsisuka per  $< 4$  sekundes į abi puses.
- 3 – saugiai apsisuka per  $< 4$  sekundes viena kryptimi.
- 2 – saugiai apsisuka per  $< 4$  sekundes.
- 1 – reikalinga artima priežiūra ar žodinė pastaba.
- 0 – apsisukimo metu reikalinga pagalba.

#### **10. Kojos perkėlimas pakaitomis ant laiptelio.**

- 4 – gali saugiai paliesti 8 laiptelius per 20 sekundžių.
- 3 – gali saugiai paliesti 8 laiptelius per  $> 20$  sekundžių.
- 2 – gali saugiai paliesti 4 laiptelius per 20 sekundžių.
- 1 – gali saugiai paliesti 2 laiptelius su priežiūra ar minimalia pagalba.
- 0 – negali atlikti užduoties.

#### **11. Stovėjimas koja už kojos.**

- 4 – gali pastatyti koja už kojos ir išstovėti 30 sekundžių.
- 3 – gali pastatyti koja už kojos per 30 sekundžių.
- 2 – gali pastatyti kojas mažais žingsneliais ir išlaikyti 30 sekundžių.
- 1 – reikalinga pagalba pastatant kojas, išlaiko 15 sekundžių.
- 0 – negali atlikti užduoties.

## **12. Stovėjimas ant vienos kojos.**

4 – gali pakelti vieną koją ir išlaikyti >10 sekundžių.

3 – gali pakelti koją ir išlaikyti 5-10 sekundžių.

2 – gali pakelti koją ir išlaikyti 3-4 sekundes.

1 – gali pakelti koją ir išlaikyti 3 sekundes.

0 – negali atlikti užduoties.

## **13. Atsistojus atsisėsti.**

4 – saugiai atsisėda su minimalia rankų pagalba.

3 – kontroliuoja atsisėdimą su rankų pagalba.

2 – remiasi užpakaliniu kojų paviršiumi kontroliuodamas atsisėdimą.

1 – savarankiškai atsisėda bet nekontroliuoja nusileidimo.

0 – reikalinga pagalba atsisėdant.

## **14. Persikėlimas.**

4 – gali saugiai persikelti su minimalia rankų pagalba.

3 – gali saugiai persikelti su rankų pagalba.

2 – gali persikelti su žodinėmis komandomis ar priežiūra.

1 – persikelia padedant vienam asmeniui.

0 – persikelia padedant dviem asmenims.

**Maksimali balų suma = 56**

## 2 Priedas

### LIEMENS KONTROLĖS ĮVERTINIMO SKALĖ

#### 1. Sėdėjimas be atramos.

3 = Gali sėdėti 5 minutes be atramos.

2 = Gali sėdėti ilgiau negu 10 sekundžių be atramos.

1 = Gali sėdėti su nedidele atrama (pvz. remiantis 1 ranka).

0 = Negali sėdėti be atramos.

#### 2. Stovėjimas su pagalba.

3 = Gali stovėti su vienos rankos pagalba.

2 = Gali stovėti su vidutine vieno asmens pagalba.

1 = Gali stovėti su didele dviejų asmenų pagalba.

0 = Negali stovėti net su pagalba.

#### 3. Stovėjimas be pagalbos.

3 = Gali stovėti be pagalbos ilgiau nei 1 minutę ir atlikti judesius rankomis pečių lygyje.

2 = Gali stovėti be pagalbos ilgiau nei 1 minutę.

1 = Gali stovėti be pagalbos 10 sekundžių.

0 = Negali stovėti be pagalbos.

#### 4. Stovėjimas ant sveikosios kojos.

#### 5. Stovėjimas ant pažeistosios kojos.

3 = Gali išstovėti ilgiau nei 10 sekundžių.

2 = Gali išstovėti ilgiau nei 5 sekundes.

1 = Gali išstovėti keletą sekundžių.

0 = Negali pastovėti

#### 6. Pasivertimas ant pažeistos kūno pusės.

#### 7. Pasivertimas ant sveikosios kūno pusės.

#### 8. Atsisėdimas iš gulimos padėties.

#### 9. Atsigulimas iš sėdimos padėties.

#### 10. Atsistojimas iš sėdimos padėties.

#### 11. Atsisėdimas iš stovimos padėties.

#### 12. Pieštuko pakėlimas nuo grindų stovint.

3 = Gali atlikti užduotį savarankiškai.

2 = Gali atlikti užduotį su minimalia pagalba.

1 = Gali atlikti užduotį su maksimalia pagalba.

0 = Negali atlikti užduoties.

**Maksimali balų suma = 36**