



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: .....

Vilma Gaučytė

**SERGANČIŪJŲ KELIO SĄNARIO OSTEOARTROZE  
ATGALINIO ŽINGSNIAVIMO METODO POVEIKIS KELIO  
SĄNARIO FUNKCIJAI  
REABILITACIJOS MAGISTRO BAIGIAMASIS DARBAS**

Darbo vadovas: dr. Svetlana Lenickienė  
Darbo priėmimo data: .....  
Parašas .....

VILNIUS, 2016

## DARBO ANOTACIJA

Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas „Sergančiųjų kelio sąnario osteoartroze atgalinio žingsniavimo metodo poveikis kelio sąnario funkcijai“ atliktas 2015 – 2016 metais. Tyrimas vykdytas VšĮ VUL Santariškių klinikų Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos centre, ambulatorinės reabilitacijos skyriuje nuo 2015 m. rugsėjo mėnesio iki 2016 m. balandžio mėnesio.

**Darbo autorius:** Vilma Gaučytė, Vilniaus universiteto Reabilitacijos magistrantūros studijų programos II kurso studentė.

**Darbo vadovas:** dr. Svetlana Lenickienė, Vilniaus universiteto medicinos fakulteto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra, lektorė.

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

**Darbo recenzentai:**

1. Dr. M. Tamulaitienė
2. Lekt. Dr. A. Valiulis

Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas „Sergančiųjų kelio sąnario artroze atgalinio žingsniavimo poveikis kelio sąnario funkcijai“ ginamas viešame Reabilitacijos magistro baigiamųjų darbų gynimo komisijos posėdyje, kuris įvyks 2016m. \_\_\_\_\_ mėn. \_\_\_\_ d. \_\_\_\_ val. VUL SK Konferencijų salėje.

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

# TURINYS

SANTRAUKA .....	5
ABSTRACT.....	8
TEKSTE PANAUDOTŲ TRUMPINIŲ PAAIŠKINIMAI .....	11
DARBE PATEIKTŲ LENTELIŲ SĄRAŠAS .....	12
DARBE PATEIKTŲ PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS .....	13
1. ĮVADAS .....	14
2. LITERATŪROS APŽVALGA .....	16
2.1. Kelio sąnario osteoartrozės paplitimas, patologijos riziką didinantys veiksniai .....	16
2.2. Kelio sąnario osteoartrozės etiopatogenezė.....	16
2.3. Kelio sąnario osteoartrozės klasifikacija .....	18
2.4. Kelio sąnario sandaros ir funkcijos ypatumai.....	19
2.5. Osteoartroziniams procesams būdingi kelio sąnario biomechaniniai pokyčiai .....	21
2.6. Osteoartroziniams procesams būdingi kelio sąnario funkciniai pokyčiai .....	23
2.7. Žmogaus ėjimo funkcijos analizė .....	25
2.7.1. Atgalinio žingsniavimo metodas.....	28
2.8. Kinetiniai, kinematiniai ir dinaminiai įprasto ir atgalinio ėjimo parametrų skirtumai ..	29
3. TYRIMO ORGANIZAVIMAS IR METODIKA.....	33
3.1. Tyrimo organizavimas.....	33
3.2. Tyrimo metodika.....	34
3.3. Statistinė duomenų analizė .....	39
4. TYRIMO REZULTATAI .....	40
4.1. Pacientų pagrindinės charakteristikos, pradinių duomenų palyginimas .....	40
4.2. Kineziterapijos programų poveikio skausmui, judesių amplitudei, raumenų jėgai vertinimas.....	41
4.2.1. Kelio sąnario skausmo pojūčio vertinimas .....	41
4.2.2. Kelio sąnario amplitudės vertinimas .....	43
4.2.3. Apatinių galūnių izometrinės raumenų jėgos vertinimas .....	45
4.2.4. Keturgalvio raumens atsilikimo testo vertinimas.....	50
4.3 KINEZITERAPIJOS PROGRAMŲ POVEIKIO FUNKCINEI BŪKLEI IR FUNKCINIAMS GEBĖJIMAMS VERTINIMAS.....	51

4.4. Sąnario funkcijos rodiklių tarpusavio ryšių vertinimas .....	53
5. TYRIMO REZULTATŲ APTARIMAS .....	58
6. IŠVADOS .....	64
7. PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS .....	65
8. LITERATŪROS SĄRAŠAS .....	66
1 PRIEDAS. TYRIMO PROTOKOLAS .....	72
2 PRIEDAS. KINEZITERAPIJOS PROGRAMOSE TAIKYTI RAUMENŲ TEMPIMO PRATIMAI .....	76
3 PRIEDAS. KINEZITERAPIJOS PROGRAMOSE TAIKYTI RAUMENŲ JĖGOS STIPRINIMO PRATIMAI .....	77

# SANTRAUKA

Vilniaus universiteto Medicinos fakulteto  
Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedros  
Reabilitacijos magistro programa

## SERGANČIŪJŲ KELIO SĄNARIO OSTEOARTROZE ATGALINIO ŽINGSNIAVIMO METODO POVEIKIS KELIO SĄNARIO FUNKCIJAI Reabilitacijos magistro baigiamasis darbas

**Darbo autorius:** VU Medicinos fakulteto reabilitacijos magistro programos II kurso studentė Vilma Gaučytė.

**Darbo vadovė:** dr. Svetlana Lenickienė, Vilniaus universiteto medicinos fakulteto Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos katedra, lektorė.

**Raktiniai žodžiai:** kelio sąnario osteoartrozė, kelio sąnario skausmas, atgalinis žingsniavimas, eiseną, išorinis pritraukimo momentas.

**Tyrimo hipotezė:** remiantis empirinėmis mokslinėmis žiniomis darome prielaidą, kad atgalinio žingsniavimo modelis kelio sąnario osteoartroze sergantiems asmenims labiau sumažina sąnario skausmo pojūtį ir labiau nei įprastas ėjimo būdas didina apatinių galūnių raumenų grupių jėgą ir funkcinį pajėgumą.

**Tyrimo tikslas:** įvertinti atgalinio žingsniavimo modelio poveikį osteoartroze sergančių pacientų pažeisto kelio sąnario funkcijai.

### **Tyrimo uždaviniai:**

1. Įvertinti ir palyginti atgalinio bei įprasto žingsniavimo modelių poveikį pažeisto kelio sąnario skausmui, judesių amplitudei ir apatinių galūnių raumenų izometrinei jėgai.
2. Įvertinti ir palyginti atgalinio bei įprasto žingsniavimo modelių poveikį funkciniai būklei ir funkciniam gebėjimams.
3. Nustatyti kelio sąnario funkciją vertinančių rodiklių tarpusavio ryšius.

**Tyrimo metodika.** Nuo 2015 m. rugsėjo mėnesio iki 2016 m. balandžio mėnesio VšĮ VUL Santariškių klinikų Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos centre, Ambulatorinės reabilitacijos skyriuje vykdytame tyrime dalyvavo 30 pacientų, kuriems diagnozuota II<sup>o</sup>- IV<sup>o</sup> kelio sąnario osteoartrozė. Atsitiktinės atrankos būdu pacientai buvo suskirstyti į dvi grupes: tiriamąją (TG) ir kontrolinę (KG). Tyrimo dalyviai vykdė 10 užsiėmimų kineziterapijos programą. Kontrolinės grupės pacientams kineziterapijos pratimų programa buvo papildyta 10

min. įprastu ėjimu ėjimo takeliu, tiriamosios grupės pacientams – 10 min. atgaliniu žingsniavimu ėjimo takeliu. Pirmas penkias programos taikymo dienas žingsniavimo ėjimo takeliu greitis abejuose grupėse buvo didinamas nuo 0,8 km/h iki 1,5 km/h. Nuo šeštosios iki dešimtosios programos taikymo dienos imtinai, naudotas toks pats – 1,5 km/h ėjimo greitis, palaipsniui nuo 0° iki 10° (kas dieną pridėdant 2°) didinant ėjimo takelio pakilimo kampą. Ėjimas ėjimo takeliu kineziterapijos užsiėmimo metu buvo pirma pacientų vykdomos programos dalis, naudota kartu su raumenų tempimo ir raumenų jėgos stiprinimo pratimais. Pacientų funkcinė būklė testuota prieš ir po kineziterapijos programų taikymo (žr. Priedas 1). Vertinta: aktyvių kelio lenkimo ir tiesimo judesių metu pasireiškiantis skausmo pojūtis, maksimalių (iki paciento toleruojamo skausmo pojūčio) aktyvių ir pasyvių kelio sąnario lenkimo ir tiesimo judesių amplitudė, šlaunies lenkėjų, šlaunies tiesėjų, kelio lenkėjų, kelio tiesėjų, čiurnos lenkėjų ir čiurnos tiesėjų raumenų izometrinė jėga, apatinių galūnių funkcinė būklė, apatinių funkciniai gebėjimai. Duomenų analizė atlikta naudojant statistinės analizės „SPSS Windows 20.0“ ir Excel 2010 programas.

### **Rezultatai.**

Po kineziterapijos programų taikymo skausmo kelio lenkime pojūtis panašiai sumažėjo abiejuose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $1,5 \pm 1,44$  balo ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $1,2 \pm 1,38$  balo ( $p < 0,05$ ). Skausmas kelio tiesime  $2,0 \pm 1,55$  balo patikimai ( $p < 0,05$ ) sumažėjo tik tiriamojoje grupėje. Aktyvus lenkimas panašiai padidėjo abejuose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $9,4^\circ \pm 6,81^\circ$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $11,1^\circ \pm 9,74^\circ$  ( $p < 0,05$ ). Aktyvus tiesimas panašiai padidėjo abejuose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $2,9^\circ \pm 2,25^\circ$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $2,7^\circ \pm 2,02^\circ$  ( $p < 0,05$ ). Pasyvus lenkimas panašiai padidėjo abejuose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $8,3^\circ \pm 10,89^\circ$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $6,7^\circ \pm 7,29^\circ$  ( $p < 0,05$ ). Pasyvus tiesimas panašiai padidėjo abejuose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $2,9^\circ \pm 2,55^\circ$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $2,5^\circ \pm 3,33^\circ$  ( $p < 0,05$ ).

Šlaunies lenkėjų raumenų izometrinė jėga panašiai padidėjo abejuose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $6,8N \pm 8,09N$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $12,3N \pm 7,05N$  ( $p < 0,05$ ). Šlaunies tiesėjų raumenų izometrinė jėga padidėjo abejuose grupėse: tiriamojoje  $20,4N \pm 13,67N$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $6,9N \pm 4,52N$  ( $p < 0,05$ ), lyginant tarp grupių – tiriamojoje nustatytas didesnis pokytis ( $p < 0,05$ ).

Kelio lenkėjų raumenų izometrinė jėga panašiai padidėjo abejuose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $6,6N \pm 7,60N$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $7,4N \pm 5,33N$  ( $p < 0,05$ ). Kelio tiesėjų raumenų izometrinė jėga panašiai padidėjo abejuose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $13,0N \pm 7,42N$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $14,2N \pm 7,99N$  ( $p < 0,05$ ).

Čiurnos lenkėjų raumenų izometrinė jėga padidėjo abejuose grupėse: tiriamojoje  $19,8N \pm 14,7N$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $5,4N \pm 2,32N$  ( $p < 0,05$ ), lyginant tarp grupių – tiriamojoje

nustatytas didesnis pokytis ( $p < 0,05$ ). Čiurnos tiesėjų raumenų izometrinė jėga padidėjo abejose grupėse: tiriamojoje  $4,7N \pm 5,68N$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $11,5N \pm 7,67N$  ( $p < 0,05$ ), lyginant tarp grupių – kontrolinėje nustatytas didesnis pokytis ( $p < 0,05$ ).

„Lag“ testo reikšmė panašiai sumažėjo abejose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $4,0 \pm 3,80$  ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $2,8 \pm 3,63$  ( $p < 0,05$ ). Laiptinio mėginio reikšmė panašiai padidėjo abejose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $6,1 \pm 4,19$  balo ( $p < 0,05$ ), kontrolinėje –  $5,4 \pm 3,52$  balo ( $p < 0,05$ ). Keitel testo rezultatai panašiai padidėjo abejose grupėse ( $p > 0,05$ ): tiriamojoje  $5,9 \pm 3,77$  ( $p < 0,05$ ) balo, kontrolinėje –  $4,9 \pm 3,86$  ( $p < 0,05$ ) balo.

Tyrimo nustatyti pacientų funkcinės būklės rezultatai stipriausiai tiesinės priklausomybės ryšiais koreliuoja su skausmo pojūčio, apatinių galūnių čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrine jėga.

### **Išvados.**

1. Atgaliniu ir įprastu žingsniavimu papildytos kineziterapijos programos statistiškai patikimai mažina skausmo pojūtį kelio sąnario lenkime, didina šlaunies lenkėjų, šlaunies tiesėjų, kelio lenkėjų, kelio tiesėjų, čiurnos lenkėjų ir čiurnos tiesėjų raumenų grupių izometrinę jėgą. Atgalinio žingsniavimo metodas mažina skausmo pojūtį kelio sąnario tiesime, reikšmingiau nei įprastas ėjimas didina šlaunies tiesėjų ir čiurnos lenkėjų raumenų izometrinę jėgą.

2. Kineziterapijos programos, papildytos atgaliniu arba įprastu žingsniavimu reikšmingai pagerina sergančiųjų kelio sąnario osteoartroze funkcinę būklę ir funkcinius gebėjimus.

3. Sergant kelio sąnario osteoartroze funkcinė būklė priklauso nuo klubo, kelio, čiurnos lenkimo ir tiesimo judesiuose dalyvaujančių raumenų grupių jėgos, kelio sąnario judesiuose jaučiamo skausmo rodiklių. Pažeisto kelio sąnario skausmas atvirkštine priklausomybe yra susijęs su pagrindinių apatinės galūnės raumenų grupių silpnumu, apatinių galūnių funkcinės būklės ir funkcinių gebėjimų apribojimais.

# ABSTRACT

Vilnius University

Faculty of Medicine

Department of Rehabilitation, Physical and Sports Medicine

Master Degree of Rehabilitation

## THE EFFECTS OF BACKWARD WALKING ON KNEE FUNCTION IN KNEE OSTEOARTHRITIS

Rehabilitation Master's Thesis

**The Author:** Vilma Gaucyte, II year student of VU Rehabilitation program

**Academic advisor:** dr. Svetlana Lenickiene, Vilnius University, Department of Rehabilitation, Physical and Sports Medicine.

**Keywords:** knee osteoarthritis, knee pain, backward walking, gait, knee adduction moment.

**The aim of research work:** to evaluate the impact of backward walking in patients with knee osteoarthritis.

### Tasks of work:

1. To evaluate and compare the impact of backward and forward walking patterns on the damaged knee joint pain, range of motion and lower limb muscle isometric force.
2. To evaluate and compare the impact of backward and forward walking patterns on functional status and functional capacity.
3. To establish realations between differents knee function parameters.

**Materials and methods:** This research was organised involving 30 outpatients with diagnosed II° - IV ° degree of knee osteoarthritis in Vilnius University Hospital, Physical Medicine and Rehabilitation Centre from September 2015 to April 2016. Patients were randomly selected and divided into two groups: experimental and control. Participants performed a program of physical therapy lasting 10 days. An additional 10 min forward walking on monitorized treadmill was added to control group, while experimental group had additional 10 min backward walking on the same device.

Walking speed on treadmill was increased from 0.8 km / h to 1.5 km / h during first five days. The walking speed was gradually increased by 2 ° (from 0 ° to 10 °) elevating angle in treadmill from the sixth day.

Treadmill walking in physical therapy session was the first part of the program used in combination with stretching and muscle strength-building exercises. The patients' functional status was tested before and after application of physical therapy programs (see Appendix 1). It



was measured: active knee flexion and extension (up to the patient's tolerated pain sensation), range of motion of active and passive knee flexion and extension, isometric strength of hip flexors and extensors, knee flexors and extensors, ankle flexors and extensors, functional status of lower extremity and lower functional capacity. Data analysis was performed using statistical analysis SPSS 20.0 for Windows and Excel 2010 programs.

**Results:** After physical therapy programs knee flexion (fl.) pain decreased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ).  $1.5 \pm 1.4$  point ( $p < 0.05$ ) in the experimental group and  $1.2 \pm 1.38$  point ( $p < 0.05$ ) in the control group. The pain in knee extension (ex.) decreased at  $2.0 \pm 1.55$  point ( $p < 0.05$ ) only in the experimental group. Active knee fl. increased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ):  $9.4^\circ \pm 6.81^\circ$  ( $p < 0.05$ )

in the experimental, while  $11.1^\circ \pm 9.74^\circ$  point ( $p < 0.05$ ) in the control group. Active knee ex. Increased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ):  $2.9^\circ \pm 2.25^\circ$  point ( $p < 0.05$ ) in the experimental and  $2.7^\circ \pm 2.02^\circ$  point ( $p < 0.05$ ) in the control. Passive fl. increased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ):  $8.3^\circ \pm 10.89^\circ$  point ( $p < 0.05$ ) in the experimental and  $6.7^\circ \pm 7.29^\circ$  ( $p < 0.05$ ) point in the control. Passive ex. increased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ):  $2.9^\circ \pm 2.55^\circ$  ( $p < 0.05$ ) point in the experimental,  $2.5^\circ \pm 3.33^\circ$  point ( $p < 0.05$ ) in the control.

Hip fl. isometric muscle strength increased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ): in the experimental at  $6,8N \pm 8,09N$  ( $p < 0.05$ ), in the control – at  $12,3N \pm 7,05N$  ( $p < 0.05$ ). Hip ex. isometric muscle strength increased in both groups:  $20,4N \pm 13,67N$  ( $p < 0.05$ ) in the experimental, while  $6,9N \pm 4,52N$  ( $p < 0.05$ ) in the control. Greater results were noticed in the experimental group in comparison with control ( $p < 0.05$ ).

Isometric muscle strength of knee fl. increased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ):  $6,6N \pm 7,60N$  ( $p < 0.05$ ) in the experimental,  $7,4N \pm 5,33N$  ( $p < 0.05$ ) in the control. Isometric muscle strength of knee ex. increased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ):  $13,0N \pm 7,42N$  ( $p < 0.05$ ) in the experimental,  $14,2N \pm 7,99N$  ( $p < 0.05$ ) in the control.

Isometric muscle strength of ankle fl. increased in both groups:  $19,8N \pm 14,7N$  ( $p < 0.05$ ) in the experimental and  $5,4N \pm 2,32N$  ( $p < 0.05$ ) in the control. Greater change occurred in the experimental group ( $p < 0.05$ ) in comparison with control.

Izometric muscle strength of ankle ex. increased in both groups:  $4,7N \pm 5,68N$  ( $p < 0.05$ ) in the experimental and  $11,5N \pm 7,67N$  ( $p < 0.05$ ) in control. It was noticed greater change in the control group ( $p < 0.05$ ).

Value of Lag test decreased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ):  $4.0 \pm 3.80$  ( $p < 0.05$ ) in the experimental,  $2.8 \pm 3.63$  ( $p < 0.05$ ) in the control. Value of step sample increased similarly in both groups:  $6.1 \pm 4.19$  score ( $p < 0.05$ ) in the experimental,  $5.4 \pm 3.52$  score ( $p < 0.05$ ) in the control.

Results of Keitel test increased similarly in both groups ( $p > 0.05$ ):  $5.9 \pm 3.77$  score ( $p < 0.05$ ) in the experimental,  $4.9 \pm 3.86$  ( $p < 0.05$ ) score in the control.

This study estimated that results of patients' functional status belongs to strong linear relations correlated with pain sensation and isometric muscle strength of ankle flexors and extensors.

### **Conclusions:**

1. Physical therapy program supplemented by backward ant forward walking models decrease significantly pain sensation in the knee joint during flexion. It also increase significantly isometric muscle force of hip flexor, hip extensor, knee flexor, knee extensor, ankle flexor and ankle. The backward walking reduce significantly pain sensation in the knee joint during extension and increase isometric muscle strength of hip extensors and ankle flexors.
2. The physical therapy program, supplemented by backward or forward walking improved significantly functional condition of the knee joint and patients' functional capacity.
3. Patients with knee osteoarthritis functional condition depends on the muscle strength of hip, knee, ankle flexors and extensors as well as on knee joint pain score. Damaged knee joint pain inverse relationship is related to the major lower extremity muscle group weakness, lower limb functional status and functional capacity limitations.

## TEKSTE PANAUDOTŲ TRUMPINIŲ PAAIŠKINIMAI

HAT – galvos, rankų ir liemens segmentas (angl. head + arm + trunk = HAT);

KG – kontrolinė grupė;

KK – kulno kontaktas;

LM – laiptinis mėginys;

MA-LE – mechaninė ašis apatinėse galūnėse (angl. mechanical axis - lower extremities);

MRT – magnetinio rezonanso tomografija;

OA – osteoartrozė;

PA – pirštų atsispyrimas;

PKR – priekinis kryžminis raištis;

SAS – skaitmeninė analoginė skausmo skalė;

TG – tiriamoji grupė.

## DARBE PATEIKTŲ LENTELIŲ SĄRAŠAS

2.3.1 lentelė. Osteoartrozės stadijų kriterijai.....	18
3.2.1 lentelė. Laiptinio mėginio vertinimas.....	36
4.1.1 lentelė. Bendrosios pacientų charakteristikos .....	40
4.1.2 lentelė. Pradiniai kelio sąnario funkcijos rodikliai.....	41
4.2.1 lentelė. Skausmo pojūčio vertinimas.....	42
4.2.2 lentelė. Pažeisto kelio sąnario judesių amplitudės vertinimas .....	44
4.2.3 lentelė. Šlaunies lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinės jėgos vertinimas.....	46
4.2.4 lentelė. Kelio lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinės jėgos vertinimas.....	48
4.2.5 lentelė. Čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinės jėgos vertinimas.....	49
4.2.6 lentelė. Keturgalvio raumens atsilikimo testo rezultatai.....	51
4.2.7 lentelė. Laiptinio mėginio ir Keitel testo vertinimas.....	52
4.3.1 lentelė. Kelio sąn. funkcijos rodiklių sąsajų prieš kineziterapijos taikymą įvertinimas....	56
4.3.2 lentelė. Kelio sąn. funkcijos rodiklių sąsajų po kineziterapijos taikymo įvertinimas.....	57
5.1 lentelė. Apatinių galūnių raumenų jėgos norminės vertės.....	60

## DARBE PATEIKTŲ PAVEIKSLŲ SĄRAŠAS

1 pav. MRT osteoartrozinių pakitimų vertinimas.....	19
2 pav. Mechaninės ašies apatinėse galūnėse vaizdavimas.....	21
3 pav. Kelio sąnario deformacijos nustatymas.....	21
4 pav. Kelio sąnarių paviršių lygiavimo padėtys.....	22
5 pav. Išorinis kelio pritraukimo momentas.....	23
6 pav. Ėjimo ciklo schema.....	27
7 pav. Svorio pernašos seka kairėje pėdoje.....	28
8 pav. Kinematiniai ir kinetiniai eisenos parametrai ėjimo ciklo metu.....	30
9 pav. Klinikinis metodas keturgalvio raumens atsilikimui vertinti.....	35
10 pav. Šlaunies lenkėjų r. izometrinės jėgos vertinimas.....	37
11 pav. Šlaunies tiesėjų r. izometrinės jėgos vertinimas.....	37
12 pav. Kelio lenkėjų r. izometrinės jėgos vertinimas.....	38
13 pav. Kelio tiesėjų r. izometrinės jėgos vertinimas.....	38
14 pav. Čiurnos lenkėjų r. izometrinės jėgos vertinimas.....	38
15 pav. Čiurnos tiesėjų r. izometrinės jėgos vertinimas.....	38
16 pav. Skausmo vertinimas.....	43
17 pav. Kelio sąnario judesių amplitudės vertinimas.....	45
18 pav. Šlaunies lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinė jėga.....	47
19 pav. Kelio lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinė jėga.....	48
20 pav. Blauzdos lenkiamųjų ir tiesiamųjų raumenų izometrinė jėga.....	50
21 pav. Pacientų funkcinės būklė prieš ir po kineziterapijos programos taikymo.....	52
22 pav. Keitel testo vertinimas prieš ir po kineziterapijos programos taikymo.....	53
23 pav. Šlaunies lenkėjų ir blauzdos tiesiamųjų raumenų izometrinės jėgos įvertinimas...60	
24 pav. Kelio lenkėjų ir kelio tiesėjų raumenų izometrinės jėgos įvertinimas.....	61

## 1. ĮVADAS

Osteoartrozė (OA) yra lėtinė degeneracinė sąnarių liga, dažniausiai pasireiškianti apatinių galūnių, stambiuosiuose klubų ir kelių sąnariuose. Ligos sukelti mechaniniai atramos-judamojo aparato pažeidimai riboja fiziologinius judesius, provokuoja neigiamus funkcinis pokyčius. Degeneracinis sąnarių pažeidimas labai apsunkina svorio pernešimo veiksmus vaikstant, lipant laiptais, atliekant daiktų kėlimo, perkėlimo funkcinis judesius. Progresuojanti ligos eiga neigiamai veikia gyvenimo kokybę, sukelia asmenų neįgalumą [1]. Sąnario osteoartrozė yra pagrindinė kelio sąnario pakeitimo – endoprotezavimo priežastis [2].

Keletas studijų [3, 4], tyrę apatinių galūnių funkcijos pokyčius tarp OA sergančių asmenų, įrodė, kad esant pažeistos galūnės skausmui palaipsniui išsivysto raumenų silpnumas, blogėja raumens motorinio refleksų generavimas, tarpraumeninė koordinacija. Prarandant apsauginę raumenų kontrolę, kelio sąnario judesiai tampa nepakankamai stabilūs, didėja patologinių poslinkių ir sąnarių veikiančių mechaninių jėgų atsiradimas [5, 6, 7].

Kelio sąnariui tenkančios mechaninės apkrovos faktorius yra susijęs su progresuojančiais patologiniais procesais [8]. Nustatyta, kad sergantieji kelio osteoartroze, vengdami skausmo pojūčio, įgyja būdingus eisenos pokyčius: žingsnį pradėdami ir baigdami pilna pėda, ėjimo ciklo metu riboja čiurnos sąnarių paslankumą, kelio sąnario tiesimą ir atramos fazės trukmę [9].

Nuo 1980-ųjų metų, kilus susidomėjimui atgaliniu žingsniavimu, vykdomi instrumentiniai tyrimai, vertinantys kinematinis, kinetinius, dinaminius šio ėjimo metodo parametrus, pagrindžiantys netradicinio ėjimo privalumus [10, 11]. Nustatyta, kad atgalinio žingsniavimo metu čiurnos, kelio, klubo sąnariuose vykstančių judesių kampinių poslinkių parametrai yra panašūs įprasto ėjimo rodikliams, tačiau skiriasi apatinių galūnių sąnarių veikiančių jėgų pasiskirstymas. Teigiama, kad ėjimo atramos viena galūne fazėje įprasto ėjimo metu didžiausią mechaninę apkrovą patiria vidinė kelio sąnario sritis. Atgalinio žingsniavimo metu svorio pernešimo fazėje pasikartojantį kulkšnies stabdymą užtikrinantis pėdos lenkimas judesį amortizuoja, todėl maksimali jėgos absorbcija kelio sąnaryje yra mažesnė, nei einant pirmyn [10, 11].

Osteoartrozė laikoma senyvo amžiaus asmenų liga. Dėl visuomenėje didėjančios vyresnio amžiaus gyventojų dalies, vykstančio populiacijos senėjimo, mokslinėje bendruomenėje pripažįstama, kad dabartiniai tyrimai turėtų sutelkti dėmesį į prevencines fizinės veiklos priemones, skirtas sergančiųjų osteoartroze skausmo mažinimui, funkcionalumo ir gyvenimo kokybės gerinimui [1, 7].

**Tyrimo hipotezė:** remiantis empirinėmis mokslinėmis žiniomis darome prielaidą, kad atgalinio žingsniavimo modelis kelio sąnario osteoartroze sergantiems asmenims labiau

sumažina sąnario skausmo pojūtį ir labiau nei įprastas ėjimo būdas didina apatinių galūnių raumenų grupių jėgą ir funkcinį pajėgumą.

**Tyrimo objektas:** skausmo pojūčio, judesių amplitudės, raumenų jėgos, funkcinės būklės ir funkcinio gebėjimo rodikliai.

**Tyrimo subjektas:** pacientai, sergantys kelio sąnario osteoartritu, priskirti II<sup>o</sup>-IV<sup>o</sup> ligos stadijoms (pagal Kellgren, Lawrenc nustatytus kriterijus).

**Tyrimo tikslas:** įvertinti atgalinio žingsniavimo modelio poveikį osteoartritu sergančių pacientų pažeisto kelio sąnario funkcijai.

**Tyrimo uždaviniai:**

1. Įvertinti ir palyginti atgalinio bei įprasto žingsniavimo modelių poveikį pažeisto kelio sąnario skausmui, judesių amplitudei ir apatinių galūnių raumenų izometrinei jėgai.
2. Įvertinti ir palyginti atgalinio bei įprasto žingsniavimo modelių poveikį funkciniai būklei ir funkciniam gebėjimams.
3. Nustatyti kelio sąnario funkciją vertinančių rodiklių tarpusavio ryšius.

## 2. LITERATŪROS APŽVALGA

### 2.1. Kelio sąnario osteoartrozės paplitimas, patologijos riziką didinantys veiksniai

Mokslinėje literatūroje pripažįstama, kad osteoartrozinių procesų etiologija nėra tiksliai žinoma, tačiau senyvas amžius, moteriška lytis, antsvoris, genetinis polinkis, sąnarių mechaninę apkrovą provokuojanti padėtis darbo metu, patirtos apatinių galūnių traumos, nepakankama sąnarių supančių raumenų jėga yra su ligos eiga susiję rizikos veiksniai [12].

Vidurio ir vakarų Europos šalyse 7–18 proc. vyresnio amžiaus žmonių stebima simptominė kelio sąnario OA [1, 13]. Osteoartrozė 35 – 54 metų amžiaus grupėje nustatoma vidutiniškai 5 proc. asmenų, peržengus 60 metų ribą – OA diagnozuojama vidutiniškai 9,6 proc. vyrų ir 18,0 proc. moterų [14].

Teigiama, kad liga yra labai susijusi su sąnariams tenkančio mechaninio krūvio kiekiu. Stiprus ryšys tarp kūno masės indekso ir kelio sąnario OA paaiškinamas padidėjusia mechanine apkrova tibiofemoralinei kremzlei [15]. EM. Russell ir kt. atlikę tyrimą nustatė, kad antsvorį turinčios moterys kelio sąnario osteoartroze serga dažniau, nei turinčios normalų kūno svorį [16].

Moksliniai tyrimai patvirtina, kad osteoartroziniai pakitimai dažniau diagnozuojami asmenų grupėms, dirbančioms fiziškai sunkų darbą. „Pavargstančiais keliais“ vadinami kelių sąnariai, stebimi retai keičiamos pozicijos sąlygomis, atliekant vienodus judesius statinėje kūno padėtyje [1].

Teigiama, kad sergant kelio ir klubo sąnarių OA, sutrikusi raumenų jėgos funkcija yra vienas esminių ligos susiformavimo faktorių. Keletas studijų [3, 4, 17] tyrė raumenų jėgų pasiskirstymo pokyčius tarp OA sergančių asmenų, įrodė, kad ligos atveju pasireiškia sąnarių supančių raumenų silpnumas. Esant raumenų silpnumui, blogėja raumens motorinio refleksų generavimas, prarandama sąnarių sauganti tarpraumeninės koordinacijos kontrolės funkcija. Dėl šios priežasties nepakankamai stabilūs kelio sąnario judesiai lemia pakitusių sąnarių veikiančių mechaninių jėgų ir pataloginių poslinkių atsiradimą [5, 6, 7].

### 2.2. Kelio sąnario osteoartrozės etiopatogeneze

Osteoartrozės etiologija priklauso nuo skirtingų genetinių, biocheminių, mechaninių sąnario kremzlės ir pokremzlinio kaulo sandarą keičiančių veiksnių [18]. OA yra dinaminė būklė, kai žalą vykstančių sąnario kremzlės paviršiuje bando atsverti atstatomieji procesai. Biocheminiai procesai yra pirminiai veiksniai, lemiantys pataloginius OA pokyčius, tačiau liga



dažniausiai nustatoma pasirodžius antriniams – degeneraciniams sąnario kremzlės pakitimams [1]. Suaugusių žmonių sąnarinis paviršius dengiančiame kremzliniame audinyje nėra kraujagyslių ir nervinių galūnių, todėl antriniai pakitimai retai nustatomi vos prasidėjus pirminiems pokyčiams. Kelio osteoartozė gali nepastebimai progresuoti, sukeldama negrįžtamus sutrikimus: sąnariams paviršiams patiriant didėjančią mechaninę apkrovą, degeneraciniai sąnario kremzlės pokyčiai plečiasi proporcingai tenkamam mechaniniam krūviui [1, 19, 20].

Sąnarinė kremzlė sudaryta iš mažiau nei 5 proc. bendrojo tūrio užimančių chondrocitų ląstelių ir ekstraląstelinio matrikso. Ekstraląstelinį matriksą didžiaja – 70-80 proc. – dalimi užpildo vanduo, kalogeno, proteoglikanų ir kitų baltymų skaidulos [21]. Sumažėjusi sudedamųjų matrikso dalių sintezė ir padidėjusi degradacija yra nurodoma kaip viena pagrindinių problemų, sukeliančių osteoartozės ligai būdingus kremzlės destruktijos požymius [22].

Kataboliniai ekstraląstelinio matrikso procesai susiję su padidėjusiu proteolizinių fermentų metaloproteinazės, stromelizino ir kolagenazės aktyvumu. Minėti fermentai ardo kremzlinį paviršių, silpnindami smūgius amortizuojančias audinio savybes. Atstatymo procese, kurio metu stengiamasi rekonstruoti sąnario kremzlinį paviršių, ties sąnario kraštais formuojasi osteofitai, didinantys sąnario plotą, skirtą sąnario stabilumo išsaugojimui. Tuo pat metu sąnario kremzliniame paviršiuje vystosi sklerozinės sritys, formuojasi kaulų cistos. Šios cistos dėl padidėjusio intrasąnarinio spaudimo susidaro ten, kur stebimi sąnario kremzlės įtrūkimai. Patologinio proceso metu sąnario kremzlės įrimo produktai kaupiasi sąnaryje ir skatina uždegiminio tipo reakcijas. Suardyti ar fragmentuoti kremzlės matrikso baltymai stimuliuoja prouždegiminių veiksnių (prostaglandinų, citokinų) produkciją sinovinėmis ląstelėmis. Uždegimas gali sukelti sinovitą ir palaipsniui – uždegiminių ląstelių kupino sąnarinio skysčio eksudaciją sąnaryje. Per ilgesnį laiką gausiai išsiskiriantis sąnarinis skystis ima tempti sąnario kapsulę, ši palaipsniui išstorėja [23].

Vadovaujamesi požiūriu, kad patologinis osteoartrozės procesas apima ne tik sąnario kremzlę, bet visą sąnario struktūrą. Vykstant kremzlės paviršinei destruktijai, palaipsniui pažeidžiama subchondrinio kaulo dalis, formuojasi osteofitai. [20]. Tęsiantis sinovijos proliferacijai subsinoviniame sluoksnyje ir sąnario kapsulėje, susidaro fibrozinis audinys, lemiantis storėjančią sąnario kapsulę [21].

Klinikoje biocheminiai ir morfologiniai patologiniai procesai pasireiškia įvairaus laipsnio vietiniu uždegimu, sąnario funkcijos pokyčiais: skausmu, judesių amplitudės ribojimu, sąnario deformacija, sumažėjusiu raumenų ir kitų sąnario stabilumą užtikrinančių struktūrų savalaikiu aktyvumu [20]. Judėjimo metu didėjantis skausmas, trumpas rytinis ar „startinis“ sąstingis, krepitacija, sinovito lydymas sąnario pabrinkimas progresuojant ligai tampa išreikšti ramybės

metu ir įvardijami pagrindiniais subjektyviais ligos požymiais, kuriais vadovaujantis įtariama simptominė kelio sąnario osteoartrozė [19].

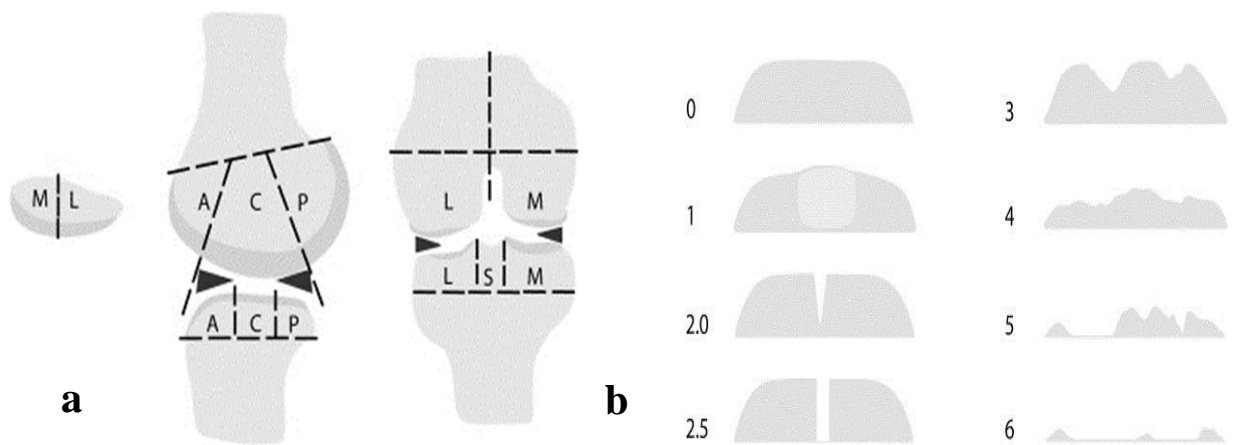
### 2.3. Kelio sąnario osteoartrozės klasifikacija

Objektyviai patologija nustatoma remiantis osteoartrozės pokyčių diferencine diagnostika. Yra keletas skirtingų sistemų, naudojamų radiologinių osteoartrozės pokyčių vertinimui, dažniausiai taikoma J.H Kellgren ir J.S Lawrence klasifikacija buvo pateikta 1957 metais (žr. 2.3.1 lentelė) [24].

2.3.1 lentelė. Osteoartrozės stadijų kriterijai (J.H Kellgren, J.S Lawrence 1957 m.)

STADIJA	SUNKUMAS	RENTGENOLOGINIAI POŽYMAI
0	Nenustatomas	Nepastebimi
I°	Abejotinas	Mažo reikšmingumo, smulkūs osteofitai
II°	Minimalus	Stambūs osteofitai, sąnarinis tarpas nenusiaurėjęs
III°	Vidutinis	Vidutinis sąnarinio tarpo susiaurėjimas
IV°	Ryškus	Žymiai susiaurėjęs sąnarinis tarpas, subchondrinio kaulo sklerozė

Radiologiniai pakitimai, taikomi J.H Kellgren ir J.S Lawrence klasifikacijoje, skirstomi į keturias stadijas. Pirmai stadijai priskiriami abejotini osteofitų formavimosi požymiai, dažniausiai pastebimi tik magnetinio rezonanso tomografijos (MRT) tyrimuose [14, 24] ketvirtai stadijai – ryškūs kaulinio audinio pakitimai su ryškiu sąnario ertmės sumažėjimu. Siekiant tiksliai nustatyti pažeidimo sritį, atliekami MRT tyrimai. Pilnas osteoartrozės pažeisto sąnario MRT tyrimo vertinimas vykdomas 13-oje sričių, kurios nustatomos visiškai ištiesto kelio sąnario padėtyje, išskyrus šlaunikaulio, blauzdikaulio ir girnelės sritis. Atsižvelgiant į kaulo tankiąją ir akytąją dalis, antkaulio cistas, nudilimus, šoninius osteofitus, pakitimai vertinami nuo 0 iki 6 balų skalėje. 0 balų – normalios struktūros signalas, 6 balai – išplitęs, 75 proc. struktūros pažeidęs signalas (1 pav.) [25].



**1 pav.** MRT osteoartrozinių pakitimų vertinimas.

**1a)** vertinimo sritys girmelėje, šlaunikaulyje, blauzdikaulyje: M -vidinė; L - išorinė, A - priekinė, C - centrinė, P - užpakalinė, S - blauzdikaulio tarpkrumplinių gumburėlių sritis. **1b)** degeneracinių pažeidimų vertinimas balais: 0 - normali struktūra; 1 - įtariamas pažeidimas; 2 - dalinis pažeidimas (<1cm pločio), 2,5 - pilnas pažeidimas (>1cm pločio); 3 - dalinio storio daugelio sričių (<75 proc.); 4 - dalinio storio išplitęs (>75 proc.); 5 - daugelio sričių pilnas pažeidimas; 6 - difūzinis pažeidimas (Peterfy, 2004).

Ligos atveju ryškūs osteoartroziniai pakitimai dažniausiai stebimi vidinėje kelio sąnario srityje [25]. C.G. Peterfy atliktame tyrime, kurio metu 19 pacientų, įtariamai turint kelio sąnario osteoartrozinius pakitimus, buvo atlikti MRT tyrimai, parodę, kad daugiausia degeneracinių procesų aptikta būtent vidinėje ir užpakalinėje sąnario srityse. Vidinio intrasąnarinio tarpo sumažėjimas nustatytas 33 proc., vidinės sąnario kremzlės nudilimas – 29 proc., o vidinio sąnario menisko pažeidimas – 70 proc. ištirtų asmenų.

#### **2.4. Kelio sąnario sandaros ir funkcijos ypatumai**

Žmogaus kelio sąnarys pagal sąnarinį paviršių ir sąnario tūrį yra didžiausias kūno sąnarys, sudarytas iš atskirų šlaunikaulio - girmelės (articulatio femoropatellaris) ir šlaunikaulio blauzdikaulinio sąnario (articulatio femorotibialis) [26]. Tarp sąnarinų šlaunikaulio ir blauzdikaulio paviršių įsiterpusios fibrozinės kremzlinės struktūros – vidinis ir šoninis meniskai – svarbūs palaikant kelio sąnario paslankumą. Šiame krumpliniame dviašiam sąnaryje skersine ir vertikalia ašimis galimi lenkimo, tiesimo, vidinės ir išorinės rotacijos judesiai. Skersinė ašis tęsiasi skersai per šlaunikaulio išgaubtus krumplius, statmenai išilginei kojos ašiai. Blauzdai judant apie skersinę ašį vyksta 0°-140° kelio lenkimas ir tiesimas. Vertikaloji ašis eina išilgai kojos vidurio linijos. Sulenkiant blauzdą apie vertikalią ašį vyksta išorinė ir vidinė kelio rotacija.

Laisviausia sąnario padėtis – lenkimas nuo 25° iki 40°, o sąnario uždaroji padėtis – pilnas ištiesimas [27].

Minėtus judesius bei sąnarių struktūrų stabilumą teikia sąnarį supantys raumenys ir raiščiai. Kryžminiai kelio raiščiai – priekinis (lig. cruciatum anterius) ir užpakalinis (lig. cruciatum posterius) glūdi kelio sąnario viduje, sutvirtindami kelio sąnarį priekine – užpakaline kryptimi. Išoriniai – šalutinis šėivikaulio (lig. collaterale fibulare), šalutinis blauzdikaulio raištis (lig. collaterale tibiale), įstrižinis pakinklio (lig. popliteum obliquum) ir girnelės raištis (lig. patellae) – supdami kelio sąnarį iš visų keturių pusių, judesių metu užtikrina šoninį sąnario stabilumą ribodami blauzdikaulio išorinės ir vidinės rotacijos judesius [26].

Keturgalvis šlaunies raumuo (m. quadriceps femoris) – pagrindinis kelio tiesimą atliekantis raumuo [26, 27], esantis priekiniame ir šoniniuose šlaunies paviršiuose. Šis plunksninės sandaros raumuo turi keturias galvas. Šlaunies apačioje visos keturgalvio šlaunies raumens dalys pereina į plačiąją sausgyslę, tvirtai gaubiančią girnelę. Pagrindinė šlaunikaulio – girnelės sąnario funkcija yra girnelės panaudojimas keturgalvio šlaunies raumens mechaninei jėgai sustiprinti [27].

Dvigalvis šlaunies raumuo (m. biceps femoris) yra pagrindinis kelio sąnario lenkimą atliekantis raumuo. Kiti kelio lenkime dalyvaujantys raumenys – pusplėvinis (m. semimembranosus), pusgyslinis (m. semitendinosus), pakinklinis (m. popliteus), siuvėjo (m. sartorius), grakštusis (m. gracilis), padinis (m. plantaris) bei dvilypis raumuo (m. gastrocnemius) taip pat yra svarbūs kelio sąnario biomechanikai [26, 27]. Kasdienių judesių metu aktyvuojant keturgalvio raumens galią, vyksta šlaunies dvigalvio ir kitų kelio sąnarį lenkiančiųjų raumenų aktyvinimas [26].

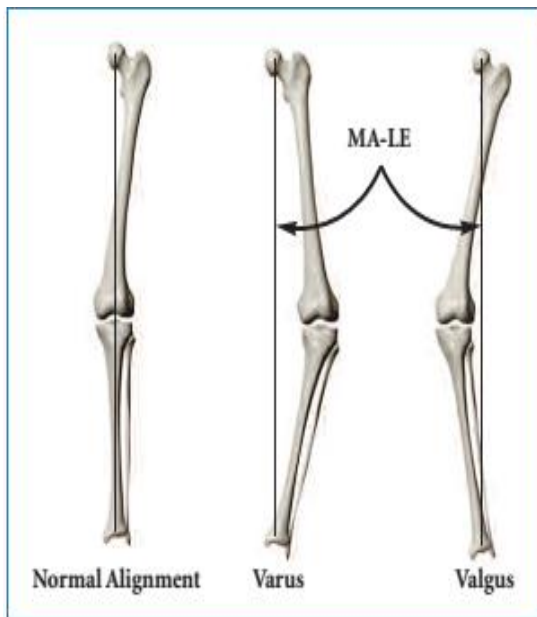
Iš vidinių ir išorinių pluoštų sudarytas dvilypis raumuo yra pirminis apatinių galūnių raumuo, turintis didelį poveikį ir kelio, ir čiurnos sąnariams. Kartu su keturgalviu ir dvigalviu raumenimis, dvilypis blauzdos raumuo saugo kelio sąnarį nuo išorinių jėgų poveikio, kontroliuoja ir stabilizuoja sąnario padėtį judesių metu. 2016 metais atlikto tyrimo metu patvirtintos dvi dvilypio raumens poveikio kelio sąnariui funkcijos: pirmoji – dvilypio raumens aktyvumas stipriai veikia dvigalvio raumens ir priekinio kryžminio raiščio (PKR) jėgą atramos fazės pabaigos metu, antroji – izoliuotas dvilypio raumens susitraukimas didina PKR jėgą esant kelio sąnariui skirtingų laipsnių lenkimo padėtyse [5].

Taisyklinga kelio sąnarių paviršių padėtis, koordinuota jų supančių raiščių ir raumenų veikla užtikrina sąnario stabilumą dinaminių judesių ir statinių padėčių metu. Tai svarbu, kadangi stabilus svorio centro išlaikymas remiantis viena galūne ir keičiant atramą yra sudėtinės

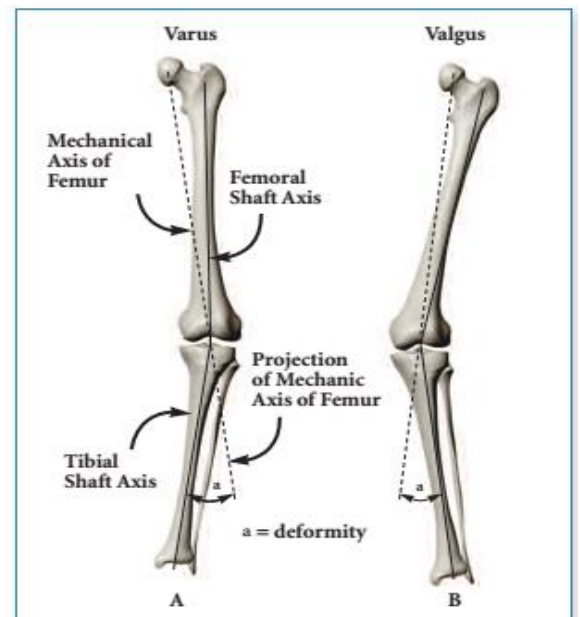
pritūpimo, pakilimo, ėjimo, bėgimo, lipimo laiptais ir kitų funkcinų judesių apatinėse galūnėse dalys [28].

## 2.5. Osteoartoziniams procesams būdingi kelio sąnario biomechaniniai pokyčiai

Skersine ir vertikalia ašimis vykstantys kelio sąnario judesiai priklauso nuo sąnario lygiavimo padėties. Lygiavimo padėčiai įvertinti naudojamas standartinis metodas – mechaninės apatinės galūnės ašies nustatymas. Ši ašis yra linija, kuri brėžiama pradedant nuo šlaunikaulio galvos centro, pereina kelio sąnario centrą ir toliau tęsiasi iki blauzdikaulio apatinio galo centrinės dalies. Linijai praeinant vidinėje kelio sąnario dalyje, nustatoma varus deformacija, išorinėje – valgus deformacija (2 pav.) [29].



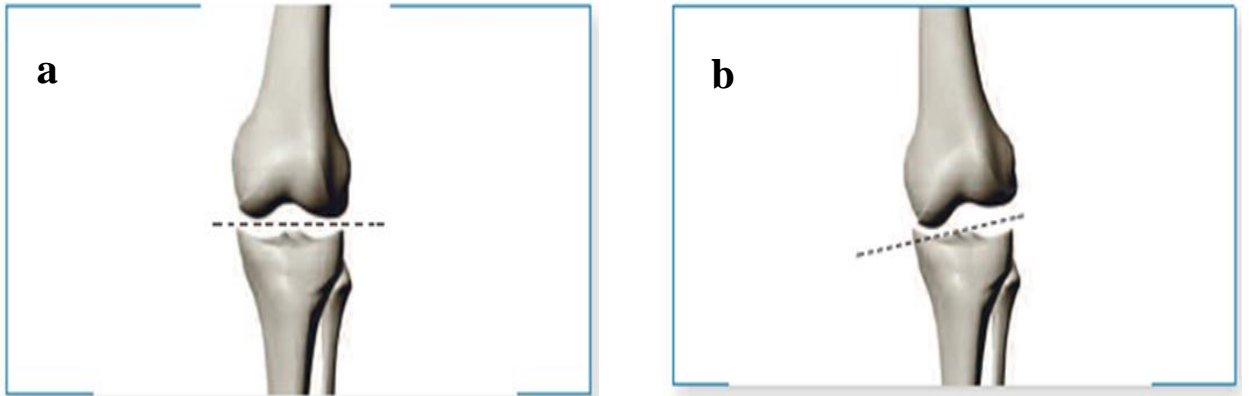
**2 pav.** Mechaninės ašies apatinėse galūnėse vaizdavimas (Kenneth; Krackow, 2008)



**3 pav.** Kelio sąnario deformacijos nustatymas

Tikslus kelio padėties deformacijos dydis išreiškiamas laipsniais, kurie išmatuojami tarp mechaninės šlaunikaulio ašies – linijos vedamos nuo šlaunikaulio galvos vidurio per kelio sąnario centrinę dalį – bei sujungtų šlaunikaulio ir blauzdikaulio posūkio ašių (3 pav.) [29]. Nustatyta, kad normalioje kelio sąnario padėtyje šlaunikaulio posūkio ašis sudaro apie 6° valgus kampą, o blauzdikaulio ašis sudaro apie 2-3° varus kampą. Teigiamai didėjant šiems rodikliams, didėja varus deformacijos laipsnis.

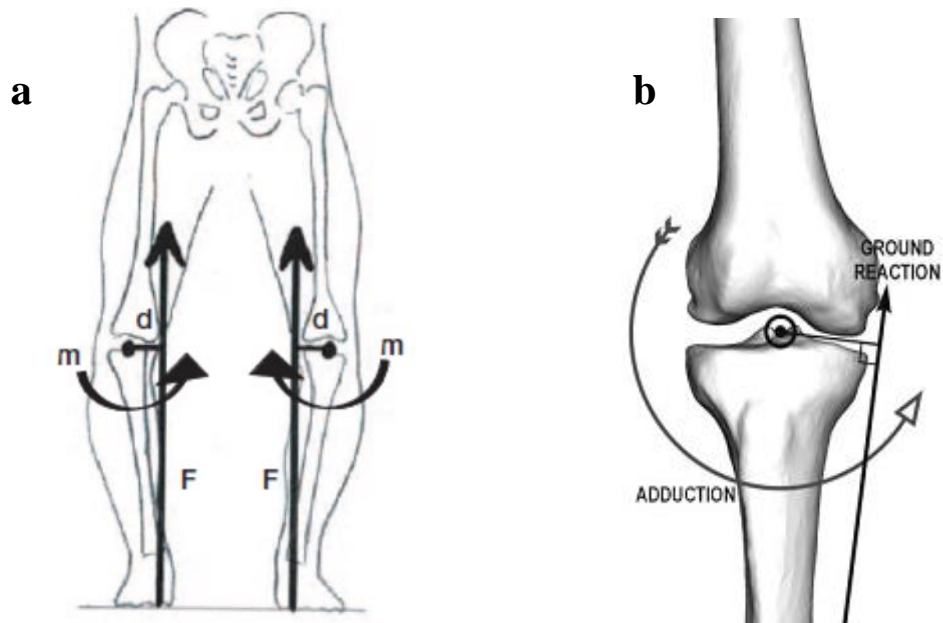
Sergantiems kelio osteoartroze, genus varus deformacija yra būdinga sąnario padėtis [30, 31]. Įprastoje sąnario padėtyje sąnariniai paviršiai vienas nuo kito yra nutolę vienodu atstumu. Asimetrinio varus lygiavimo pokyčiai lemia sąnarių paviršių priartėjimą ar ribojimąsi vidinėje sąnario dalyje, nutolimą – išorinėje dalyje. Tokiu būdu sąnario viduje susidaro intrasąnarinis tarpas, kuris lemia nuolatinį vidinės sąnario dalies mechaninį apkrovimą bei išorinės sąnario dalies laisvumą (4 pav.) [29].



**4 pav.** Kelio sąnarių paviršių lygiavimo padėtys. **a)** nedeformuota; **b)** varus intrasąnarinė padėtis

(Kenneth; Krackow, 2008)

Apie 70 proc. ėjimo metu veikiančių išorinių mechaninių jėgų veikia į vidinę kelio sąnario sritį [31]. Esant varus deformacijai, mechaninės jėgos poveikis šiai sričiai yra dar didesnis. Mechaninė apkrova – tai judesių metu patiriama rotacinė jėga, bandanti pritraukti vidinę kelio sąnario dalį, siekiant išlaikyti sąnario stabilumą (5 pav). Ši jėga dar vadinama išorinio pritraukimo momentu, o jos dydis yra apibrėžiamas reakcijos su paviršiumi jėgos dydžio ( $F$ ) ir statmeno atstumo ( $d$ ) nuo paviršiaus reakcijos jėgos linijos iki kelio judesių ašies frontalinėje plokštumoje [32, 33]. Koordinuotas vienalaisis sąnarių stabilizuojančių raiščių ir raumenų aktyvumas pritraukimo momentą gali sumažinti, tačiau prarandant apsauginę raumenų, raiščių sąnariui teikiamo stabilizavimo kontrolę, yra stebimas didėjantis išorinio pritraukimo momento jėgos pokytis. [5,6 7].



**5 pav.** Išorinis kelio pritraukimo momentas (**5a** -  $m$ ; **5b** - adduction) yra rotacinė jėga, priklausanti nuo reakcijos su paviršiumi jėgos dydžio (**5a** -  $F$ ; **6b** - ground reaction) ir statmeno atstumo ( $d$ ) nuo paviršiaus reakcijos jėgos linijos iki kelio judesių ašies frontalinėje plokštumoje. **a)** (Andriacchi, 1994); **b)** (Shelburne, 2006)

Išorinis pritraukimo momentas, veikdamas vidinę kelio sąnario sritį, lemia šoninį sąnario „atvirumą“, kuris yra kompensuojamas nuolatinio aktyvių ir pasyvių minkštųjų audinių dirginimu [33]. Struktūriniai defektai yra svarbūs faktoriai, lemiantys kelio sąnario osteoartozinių pokyčių išsivystymą ir dinaminių judesių metu provokuojamą skausmą [34, 35].

## 2.6. Osteoartoziniams procesams būdingi kelio sąnario funkciniai pokyčiai

Sergant kelio sąnario osteoartroze, išorinio pritraukimo momento metu juntamas kelio skausmas, jam didėjant įprastai sunkėja ir ligos eiga [6]. Skausmas kelio sąnario vidinėje dalyje yra simptominis ligos bruožas, ribojantis asmenų funkcinis judesius. Pacientų nurodomi judesių sutrikimai dažniausiai yra grindžiami skausmingumu veiklos metu [36].

Sąnario osteoartozinių pažeidimų metu, skausmas aprašomas kaip trukdis, lemiantis neveiklumą: didinantis sąnario sustingimą, palaikantis judrumą tik izoliuotos sąnarių amplitudės ribose [37]. Ligos sukeltas skausmas gali būti trumpalaikis, ilgalaikis [38], jaučiamas ramybės būsenoje ar judėjimo metu [36]. Juntamas nuolatinis skausmas ramybės būsenoje paprastai reiškia ryškius kelio sąnario osteoartrozės pokyčius. Stiprus skausmas ir funkcijos sutrikimas įvardijami pagrindiniais reiškiniais, lemiančiais kelio sąnario endoprotezavimo atvejį [36].

Teigiama, kad sąnarius paviršius dengianti sąnario kremzlė neturi nervinių galūnelių [39], tad skausmas sąnarių paviršių kremzlinio audinio pažeidimo atveju plinta iš subchondrinį kaulą, antkaulį, sinoviją, raiščius ar sąnario kapsulę sudarančių audinių [40]. Šių struktūrų sukeltas skausmas dar vadinamas periartrikuliniu [41]. Tyrimais įrodytas teigiamas stiprus ryšys tarp skausmo, sinovinės plėvės uždegimo ir subchondrinio kaulo degeneracinių pokyčių kelio sąnario uždegiminio proceso – osteoartrito metu [40]. Esant sąnario degeneraciniams pažeidimams, pasikartojantys aktyvaus uždegiminio proceso periodai lemia periferinio skausmo jautrinimo (sesnibilizacijos) atsiradimą [41]. Tokiu būdu paprastų judesių metu yra toleruojamas dar žemesnis skausmo slenkstis, sąmoningai vengiama apkrauti kelio sąnarius ribojant jų judesius [39].

Šlaunies keturgalvio raumens silpnumas pacientams, sergantiems kelio sąnario osteoartroze, siejamas su raumens atrofija dėl iš dalies mažesnio skausmingos galūnės naudojimo. Tačiau yra nustatoma atveju, kuomet raumens masė nesumažėja [12].

V. Valderrabano teigia, kad ligos pažeistoje galūnėje nustatomas keturgalvio šlaunies raumens silpnumas, susijęs su mažesniu nei sveikojoje galūnėje raumens motorinio reflekso generavimu [7]. Atlikus sveikų ir kelio sąnario osteoartroze sergančių moterų raumenų jėgos ir intrasąnarinio paviršiaus ertmės palyginimą, nustatyta, kad osteoartrozinius pakitimus turinčių tiriamųjų grupėje statistiškai reikšmingai mažesnė šlaunies keturgalvio raumens jėga per 30 stebėjimo mėnesių teigiamai koreliuoja su mažėjančiu sąnario intrasąnariu tarpu [42]. Keturgalvio raumens silpnumas prisideda prie didesnės mechaninės kelio sąnariui tenkančios apkrovos, lemiančios šlaunies dvigalvio ir blauzdos dvilypio raumens pokyčius [42].

Normalių kelio sąnario judesių metu apatinių galūnių agonistų ir antagonistų raumenų grupės įsijungia į judesį kintamu modeliu: vienoms grupėms veikiant aukštu aktyvumu, kitose jis būna žemas. Tokiu būdu kelio tiesimo metu šlaunies keturgalvis raumuo generuoja blauzdikaulio slydimo priekiniu šlaunikaulio paviršiumi jėgą, tuo tarpu antagonistas dvigalvis šlaunies raumuo savo aktyvumu stabdo blauzdikaulio šlyties judesį, užtikrindamas kelio sąnario stabilumą [43]. Sąnario pažeidimo metu jaučiamas skausmas, eigoje atsirandantis keturgalvio raumens silpnumas neužtikrina pilno kelio tiesimo judesio, sukeldamas nuolatinę šlaunies dvigalvio raumens padidėjusio tonuso būklę [42]. Elektromiografiniais tyrimais nustatyta, kad lyginant su sveikais asmenimis, sergantieji kelio sąnario osteoartroze turi didesnę šlaunies lenkiamųjų raumenų, bei mažesnę pėdos lenkiamųjų raumenų aktyvumą. Kelio sąnarių supančių raumenų jėgų pusiausvyros koregavimas, turėtų padėti tolygiau paskirstyti sąnarių veikiančias mechaninės jėgos apkrovas taip sumažinant osteoartrozinių procesų progresavimą [43].



Kelio osteoartozinių procesų vystimosi eigoje svarbus vaidmuo taip pat tenka klubo pritraukiamųjų ir atitraukiamųjų raumenų jėgai, tiesiogiai veikiančiai jau aptartą išorinio kelio pritraukimo momento dydį. Ėjimo metu šie raumenys stabilizuoja dubens ir klubo sąnario padėtį frontalinėje plokštumoje. Dubens padėties pokyčiai apatinių galūnių judesių metu gali keisti kūno masės centro padėtį ir mechaninės apkrovos, tenkančio kelio sąnariui dydį. Nustatyta, kad einant atramos viena galūne fazėje, tos pačios pusės klubo atitraukiamųjų raumenų silpnumas lemia vienodos pusės dubens nusileidimą atliekant žingsnio mostą kitos pusės apatine galūne. Vykstant dubens nusileidimui kūno masės svoris perkeliams atokiau nuo kelio sąnario judesio ašies, tokiu būdu padidėjant kelio sąnario išorinio pritraukimo momentui. Dėl prisitvirtinimo prie distalinio vidinio šlaunikaulio krumplio, sėdmens pritraukiamieji raumenys susitraukdami ekscentriškai gali riboti šlaunikaulio tendencija judėti į varus padėtį [44].

Nustatyta, kad sergantieji kelio osteoartroze, vengdami skausmo pojūčio, įgyja būdingus eisenos pokyčius: žingsnį pradėdami ir baigdami pilna pėda, ėjimo ciklo metu riboja čiurnos sąnarių paslankumą, kelio sąnario tiesimą ir atramos fazės trukmę [9].

Teigiama, kad asmenims, sergantiems kelio sąnario osteoartroze, neigiami skausmo ir raumenų jėgos pokyčiai lemia būdingo, vadinamo „atsargiuoju“ eisenos modelio susiformavimą [45]. „Atsargios“ eisenos modelyje ėjimas pasižymi trumpesniu dvigubo žingsnio ilgiu, lėtesniu tempu [46] lyginant su sveikus sąnarius turinčiais asmenimis. Vengdami skausmo pojūčio, tokie pacientai įgyja būdingus eisenos pokyčius: žingsnį pradėdami ir baigdami pilna pėda, ėjimo ciklo metu riboja čiurnos ir kelio sąnarių judesius, nesąmoningai vengia apkrauti pažeistą galūnę pasirinkdami itin trumpą padėties žingsnio atramos fazėje trukmę [45, 9]. Kaldingas eisenos stereotipas ilgainiui dar labiau sutrikdo neuroraumeninę koordinaciją apatinėse galūnėse: vystosi kelio sąnario sustingimas, provokuojantis stipresnę kelio sąnarį veikiančią mechaninę jėgą galūnės kontakto su paviršiumi metu [45, 46]. Nustatyta, kad „atsargaus“ ėjimo metu atramos fazė trunka trumpiau, kadangi nėra tinkamai išnaudojami pėdos plantarinės ir dorsalinės fleksijos judesiai [9]. Formuojantis netaisyklingai eisenai ir didėjant kelio sąnariui tenkančios mechaninės apkrovos kiekiui, didžioji dalis jos tenkanti vidinei kelio sąnario daliai sukelia dar didesnius biomechaninius pokyčius taip pat didėja išorinės sąnario dalies atvirumo rizika [3].

## **2.7. Žmogaus ėjimo funkcijos analizė**

Gebėjimas eiti yra reciprokinis, daugelio atramos-judamojo aparato dalių tarpusavyje koordinuotos veiklos reikalaujantis veiksmas [47, 50]. Vienu ar kitu aspektu eisenos vertinimas

ir lavinimas yra vienas pagrindinių fizinės medicinos ir reabilitacijos elementų, kadangi ėjimas yra funkcinis veiksmas, o kartu ir savarankiško mobilumo išraiška [9].

Nagrinėjant eisena, įprasta žmogaus kūną suskirstyti į dvi dalis. Mažesnis dėmesys skiriamas galvos ir viršutinių galūnių padėties analizei. Dubuo ir krūtinė funkcinio požiūriu sujungiami į standų vieneta, susidedantį iš galvos, rankų ir liemens – HAT (angl. head + arm + trunk = HAT) segmento [47]. Tobulėjant technologinėms priemonėms atliekama vis daugiau instrumentinių tyrimų, ėjimo metu vertinančių apatinių galūnių judesius.

Ėjimo metu klubo, kelių, čiurnos sąnariuose atliekami koordinuoti veiksmai. Riešutinis klubo sąnarys aplink skersinę, vertikaliąją ir sagitalinę ašis juda lekimo, tiesimo, pritraukimo, atitraukimo, išorinės ir vidinės rotacijos judesiais. Kelio sąnarys mechaniniu požiūriu laikomas dviašiu krumpliniu sąnariu, tačiau eisenos metu jis turi tris kampinio posūkio laisvės laipsnius. Pirminis kelio sąnario lenkimo ir tiesimo judesys vyksta apie skersinę ašį, o apie vertikaliąją ašį galima kelio sąnario vidinė ir išorinė rotacija, atitraukimas ir pritraukimas. Pastarieji judesiai dėl minkštųjų audinių ir kaulinių apribojimų vyksta itin maža amplitude. Čiurnos sąnario judesys yra suvaržytas morfologinių blauzdikaulinio šokikaulio sąnario apribojimų, leidžiančių tik pėdos lenkimą ir pėdos tiesimą. Normalaus judesio ar raumenų darbo sutrikimas klubo, kelio sąnaryje, čiurnos - pėdos sąnariame komplekse tiesiogiai veikia ne tik minėtų sąnarių biomechaniką, tačiau sukelia probleminius nukrypimus nuo tipinio eisenos šablono [47].

Eisena dvejomis kojomis yra ciklinis, daugiau ar mažiau simetrinis veiksmas didžiųjų sąnarių kampinių judesių, raumenų grupių aktyvumo ir kūno masės svorio pasiskirstymo tarp apatinių galūnių atžvilgiu [47]. Atliekant ėjimo analizę, visas jo procesas skirstomas į ciklus. Kiekvieną ėjimo ciklą sudaro dvi pagrindinės atramos ir mosto fazės. Einant vidutiniu greičiu, atramos fazė trunka 58 - 61 proc., mosto – 42 - 39 proc. viso ėjimo ciklo laiko [48, 49]. Laiko tarpas, kai abi kojos remiasi į minamą paviršių, vadinamas dviguba atrama. Ji būtina kūno padėties pusiausvyros išlaikymui, perkeliant kūno masės svorį nuo vienos kojos ant kitos; ėjimo ciklo metu pasikartoja du kartus: ėjimo pradžioje ir kojai atlikus mostą [49, 50].

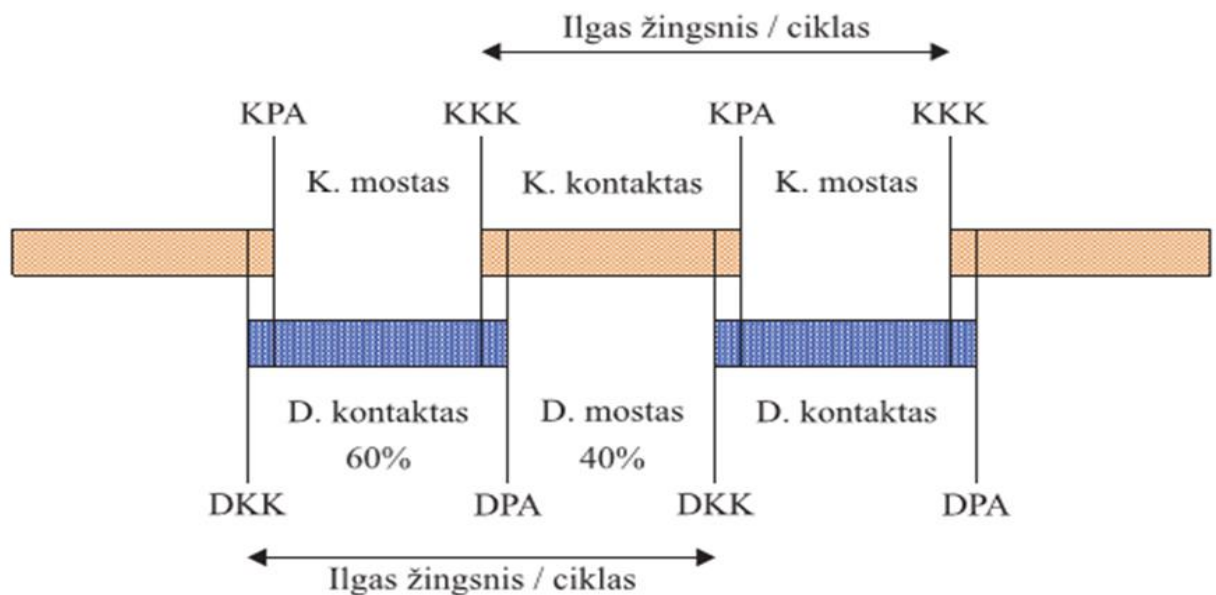
Ėjimo ciklas pradedamas kulno pastatymu ant einamo paviršiaus ir baigiamas tos pačios kojos kulno kartotiniu atrėmimu į grindis [50]. Vertinant įprasto ėjimo ciklus, išskiriamos smulkesnės atramos ir mosto fazių dalys (6 pav.).

Atramos – kojos kontakto su žeme (angl. stance) fazė gali būti suskaidyta į tris dalis. Pirminė atrama, arba atrama kulnu (angl. heel contact arba heel strike), stebima laiko intervale, kai vyksta kontaktas su žeme, kurio metu kojos padas susiliečia su atramos paviršiumi ir kūno masės svoris perkeliamas ant besiremiančios kojos. Atramos kulnu fazė sutampa su žemės lietimui abiem kojomis pabaiga, tęsiasi nuo 10 proc. iki 12 proc. viso ėjimo ciklo trukmės.

Atramos vidurio (angl. midstance) fazės metu blauzdikaulis sukasi virš stacionarios pėdos judėjimo kryptimi. Atramos vidurio pradžia sutampa su vienos kojos atremties faze ir trunka nuo 12 proc. iki 30 proc. viso ėjimo ciklo. Atramos pabaigos (angl. terminal stance) fazės metu kūno svoris perkeliamas nuo užpakalinės ir vidurinės pėdos sritys į priekinę (pirštų sritį). Šis tarpsnis trunka nuo 30 proc. iki 50 proc. ėjimo ciklo ir sutampa su žemės lietimui abiejomis kojomis pabaiga [47].

Priešmojis (angl. pre-swing) įvyksta kartu su žemės lietimui abiem kojomis pabaiga ir tęsiasi vidutiniškai nuo 50 proc. iki 60 proc. ėjimo ciklo trukmės. Priešmojo fazės metu kūno masės centras pasislenka pirmyn, rengiantis perkelti kūno svorį nuo vienos ant kitos galūnės. Priešmojo pabaiga atitinka pirštų atsispyrimą, kurio metu koja praranda kontaktą su žeme ir taip pažymi perkėlimo arba kojos mosto (angl. swing) fazę.

Mosto fazė sudaro likusius 40 proc. viso ėjimo ciklo ir susideda iš trijų dalių. Pirmoji – pradinis mostas tęsiasi nuo 60 proc. iki 73 proc. ėjimo ciklo (tai apytiksliai viena trečioji mosto fazės), nuo pirštų atsispyrimo iki kojos kelio perkėlimo prieš besiremiančią koją padėtis. Antroji – mosto vidurio fazė (angl. mid-swing) – baigiasi tuomet, kai mojančios kojos blauzdos padėtis yra vertikali. Ji trunka nuo 73 proc. iki 87 proc. ėjimo ciklo. Trečioji mosto fazė – mosto pabaiga (angl. terminal swing) – tęsiasi nuo 87 proc. iki 100 proc. ėjimo ciklo ir baigiasi pradinio kontakto su žeme momentu [48, 49].

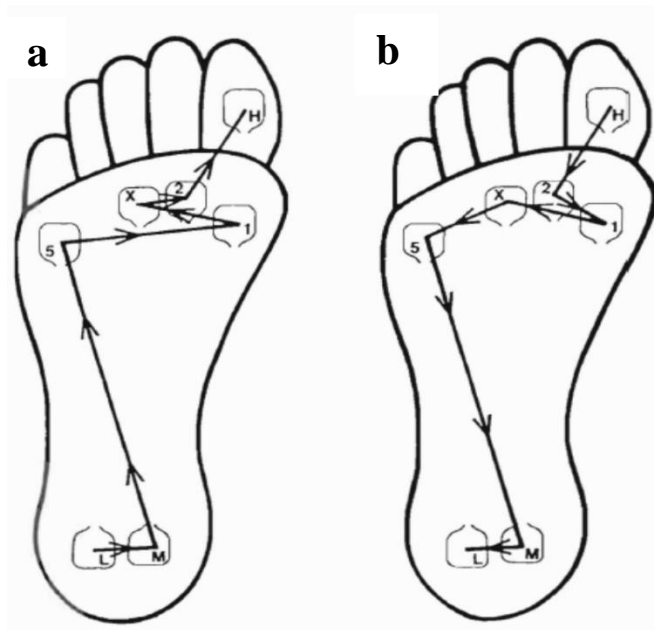


**6 pav.** Ėjimo ciklo schema. Vaizduojami dešinės (D) ir kairės (K) kojų žingsniai: PA - pirštų atsispyrimas; KK - kulno kontaktas (Griškevičius, 2012).

Stovint stabilioje padėtyje žmogaus kūno masės centras yra pasiskirstęs tarp pėdų. Pradedant eiti, kūno masės centras juda mostą atliksiančios kojos link, o keičiant atramą, iš karto juda perkeliama atraminės kojos link [50]. Einant pirmyn, kūno masės centras horizontalia ašimi juda į priekį, kadangi įprastas žingsnis einant pirmyn pradedamas kulną atremiant ant einamojo paviršiaus, tęsiamas pilnu pėdos pastatymu, vėliau – kulno atkėlimu, ir baigiant pėdos pirštų atkėlimu nuo paviršiaus.

### 2.7.1. Atgalinio žingsniavimo metodas

Atgalinis žingsniavimas apibūdinamas kaip paradigma. Tai metodas, reikalaujantis ėjimui būdingų ciklinių judesių, vykstančių neįprasta seka [10, 11, 51]. Einant atgal, pirmiausia į pavišių atremiami pėdos pirštai, leidžiant kulną tęsiamas pilnas pėdos pastatymas, kol galiausiai nuo paviršiaus atkeliamas visas kulnas (7 pav.). Lyginant su priekiniu ėjimu, atgalinis žingsniavimas turi tokias pat atramos ir mosto fazes, kuriose kūno masės centras juda priešinga kryptimi [50].



**7 pav.** Svorio pernašos seka kairėje pėdoje.

**a)** ėjimas pirmyn; **b)** ėjimas atgal (JoAnne, 1984).

Naujausiomis technologijomis vertinant biomechaninius judėjimo - atramos sistemos procesus, pastaraisiais metais aktyviai analizuojami kinetiniai, kinematiniai, ir dinaminiai eisenos parametrai. Keletas mokslinių tyrimų išsamiai analizavo šiuos rodiklius [10, 11, 51]. Jų

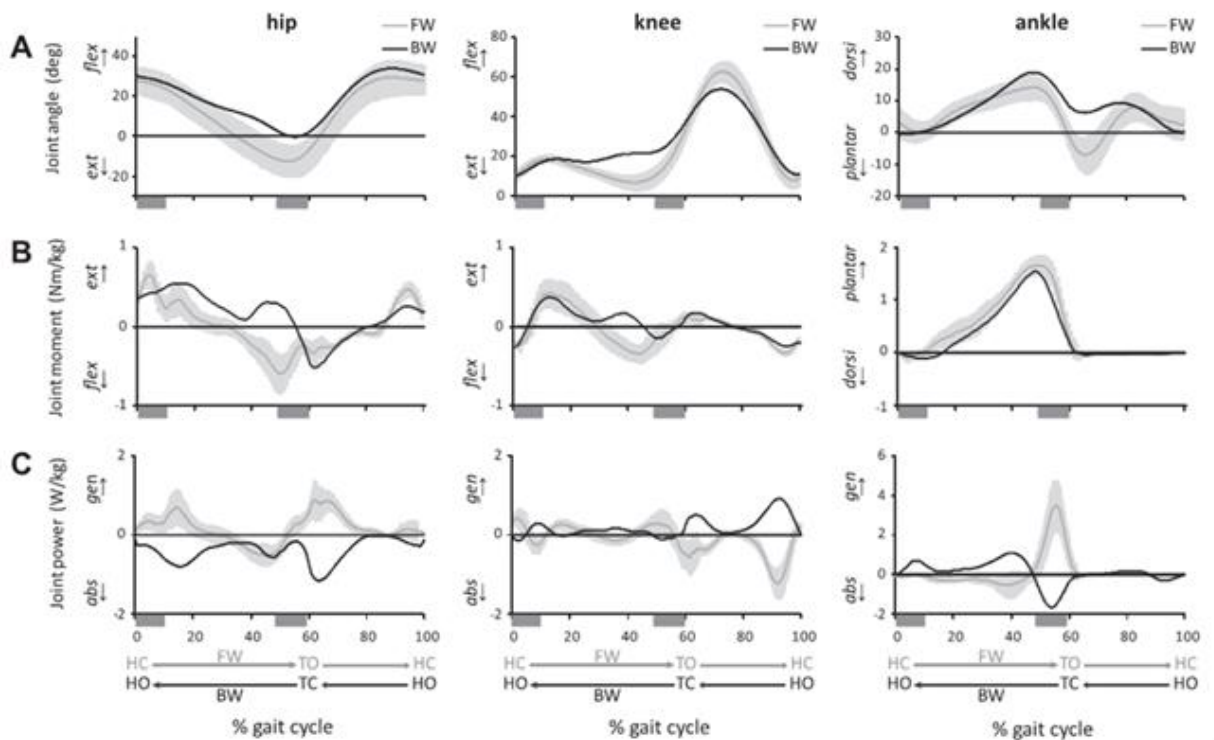
dėka nustatyti pagrindiniai kinetiniai, kinematiniai ir dinaminiai įprasto ir atgalinio žingsniavimo ypatumai. Nurodoma, kad apatinių galūnių aktyvumas, užtikrinantis kūno masės centro judėjimą horizontalia ašimi pirmyn, skiriasi nuo aktyvumo, kuomet inicijuojamas kūno masės centro judėjimas atgal.

## **2.8. Kinetiniai, kinematiniai ir dinaminiai įprasto ir atgalinio ėjimo parametrų skirtumai**

Nustačius, kad kūno masės centro poslinkis atgaliniame žingsniavime vyksta atvirkštine seka, susidomėta, kaip tokio žingsniavimo judesiuose dirba apatinių galūnių raumenys. Siekiant atsakyti į šį klausimą, naudojamos instrumentiniai biomechanikos tyrimais – erdvinio vaizdo analizės sistemomis analizuojami kinetiniai, kinematiniai, dinaminiai eisenos rodiklių parametrai [10, 11, 51].

Kinematiniais eisenos parametrais nurodomos judėjimo metu sąnariuose pasiekiamos judesių amplitudės [10, 11, 51]. Kinetiniai eisenos parametrai apima jėgas, kurioms veikiant vykdomi judesiai. Vertinamas jėgos momentas (raumenų jėga generuojama esant žinomam judesio greičiui), sąnarį veikianti (absorbuojama) jėga, kūno masės centro poslinkis [10, 11, 51]. Dinaminiai eisenos parametrai nurodo ėjimo greitį, tempą, atramos fazės trukmę, žingsnio laiką, žingsnio trukmę [10].

Erdvinio vaizdo analizės metu, kuri buvo atliekama tyrimo dalyviams žingsniuojant ėjimo takeliu, buvo lyginamos įprasto ir atgalinio ėjimo fazės. [10, 11, 51].



**8 pav.** Kinematiniai ir kinetiniai eisenos parametrai: ( klubo (hip), kelio (knee), čiurnos (ankle) sąnarių rodikliai priekinio (FW) ir atgalinio (BW)) ėjimo ciklo metu (Jansen, 2012).

Vidutiniai sąnarių amplitudžių kampai (A), sąnario momentai (B), sąnario jėga (C).

Pilka linija – rodiklių vidurkiai  $\pm$  SD priekinio ėjimo metu; juoda linija – rodiklių vidurkiai atgalinio ėjimo metu.

HC - atrama kulnu; TO - pirštų atkėlimas; HO - kulno atkėlimas; TC - atrama pirštais; flex - lenkimas; ext - tiesimas; dorsi – pėdos tiesimas; plantar – pėdos lenkimas; gen – generacija; abs – absorbcija.

Remiantis K. Jansen atlikto tyrimo duomenimis, judesių amplitudės klubo ir kelio sąnariuose priekinio ir atgalinio ėjimo metu yra panašios, mažesnė tiesioginė priklausomybė nustatyta tarp čiurnos sąnarių judesių amplitudžių (8 pav.) [11].

To paties tyrimo priekinio ir atgalinio ėjimo metu nustatytas stipri tiesinė neigiama priklausomybė tarp čiurnos ir kelio sąnarius veikiančių jėgų (8 pav.). Vidutinė neigiama priklausomybė pastebėta tarp klubo sąnariuose veikiančių jėgų rodiklių. Autoriai laikosi nuomonės, kad atgalinio ėjimo metu, svorio pernešimo fazėje, maksimali jėgos absorbcija kelio sąnaryje yra mažesnė palyginti su jėgos absorbcija ėjimo į priekį metu [10, 11]. Tai nutinka dėl aktyvesnių pėdos lenkimo ir tiesimo judesių, kontakto su paviršiumi metu pasiekiamų čiurnos sąnaryje vykstančių amortizacinių procesų [10].

Erdvinio vaizdo analizės tyrimuose elektromiografu įvertinti priekinio ir atgalinio ėjimo judesiai matuojant raumenų aktyvumo parametrus. Nustatyta, kad priekinio ir atgalinio ėjimo judesių metu panašūs parametrai pastebimi šlaunies dvigalvio, pusgyslinio raumenų grupėse. Silpna raumenų aktyvumo tiesinė priklausomybė nustatyta tarp blauzdos dvilypio, plekšninio

raumenų grupių, o ribota jėgų priklausomybė nustatyta tarp šlaunies keturgalvio ir priekinio blauzdos raumens grupių. Anot K. Jansen, ėjimo atgal metu, kelio sąnario tiesiamieji raumenys atramos fazėje yra aktyvūs nuo pirminio kontakto pirštams paliečiant paviršių iki pėdos kulno atkėlimo pozicijos. Dėl tokios raumenų aktyvacijos kelio sąnarys yra nuolat stabilizuojamas [11].

K. Jansen atliktas tyrimas patvirtina ankstesnius rezultatus. Du autoriai jau prieš 20 metų nustatė, kad priekinio ėjimo metu ekscentrinis judesį valdantis keturgalvio šlaunies raumens susitraukimas einant atgal yra pakeičiamas izometriniu, stabilizuojančiu judesį atramos fazėje ir koncentrinium, generuojančiu judesį mosto fazėje [52]. Kitas itin svarbus raumenų veiklos skirtumas tarp priekinio ir atgalinio žingsniavimo, priskiriamas šlaunies dvilypiui raumeniui. Einant pirmyn, šis raumuo pradinėje atramos viena galūne fazės dalyje valdo judesį, vėliau – generuoja kūno masės centro poslinkį pirmyn. Atgalinio ėjimo metu blauzdos dvilypio raumens funkcija yra atvirkštinė – žingsnį pradėdant atremiamais pirštais vyksta judesio generavimas, o tolimesnėje atramos fazės dalyje pėdos lenkimą atliekantys raumenys atsakingi už judesio valdymą [11]. Autorių išvadas palaiko L. Minheyon atliktas eisenos biomechanikos tyrimas, kurio metu nustatyta, kad atgalinio žingsniavimo metu „kulkšnies stabdymas“ ekscentrinium įsitempimu veikiant pėdos lenkimą atliekantiems raumenims amortizuoja judesį ir iš esmės apsaugo kelio ir klubų sąnarius nuo mechaninės apkrovos tiesimo juose judesių metu [10].

Atgalinio žingsniavimo metu nustatytas ėjimo greitis, siekiantis vidutiniškai  $1,1 \pm 0,1$  m/s, lyginant su įprasto ėjimo metu pasiekiamu vidutiniškai  $1,3 \pm 0,1$  m/s yra patikimai mažesnis. Mažesnis ir ėjimo tempas, atitinkamai –  $98,1 \pm 8,1$  žings./min. einant atgal ir  $111,4 \pm 5,2$  žings./min. einant pirmyn [10]. Einant atgal, mažesnis dvigubo žingsnio ilgis, siekiantis  $1,3 \pm 0,1$  m, užtrunka didesnę laiko dalį –  $1,2 \pm 0,1$ s. Einant pirmyn, dvigubo žingsnio ilgis, siekiantis  $1,4 \pm 0,1$  m yra patikimai didesnis, o dvigubo žingsnio trukmė –  $1,1 \pm 0,1$  m/s patikimai mažesnė [10].

Nustačius dinامينius skirtingų eisenos būdų parametrus, pastebėtas bendras eisenos fenomenas. Atramos fazės trukmė skirtingų ėjimų metu statistiškai patikimai nesiskiria ir siekia  $60,1 \pm 1,4$  proc. ėjimo ciklo einant pirmyn ir  $60,4 \pm 1,6$  proc. ėjimo ciklo einant atgal [10]. Šiuos rezultatus patvirtina kitas 2015 metais pristatytas tyrimas, kuriame išmatuota atramos fazės trukmė priekiniame ir atgaliniame ėjime atitinkamai siekia  $60,61 \pm 1,02$  proc. ir  $61,31 \pm 1,93$  proc. [48].

Ilgesnis dvigubo žingsnio laikas esant vienodai atramos fazės trukmei atgaliniame žingsniavime siejamas su didesniu raumenų aktyvumu. Teigiama, kad judėjimo metu vykstančios raumenų sinergijos taip pat yra skirtingos: keturgalvio šlaunies raumens atskirų dalių skaidulos nepertraukiamai aktyvinamos atgalinio žingsniavimo metu, o einant priekiniu žingsniu

į judesį įjungiamos tik epizodiškai [51]. Priešingos sąlygos pastebimos pėdą lenkiančiose ir tiesiančiose raumenų grupėse – einant pirmyn, jos yra nepertraukiamai aktyvinamos, o atgalinio žingsniavimo metu į judesį įjungiamos epizodiškai [11, 51]. Pastebėta, kad raumenų aktyvumas palaipsniui didėja ilgėjant ėjimo trukmei, o eksponentinis raumenų aktyvumo padidėjimas stebimas didėjant ėjimo greičiui [51].

Osteoartrozinių procesų lemiamas kelio sąnarių degeneracinis pažeidimas provokuoja neigiamus sąnario funkcijų pokyčius: sukelia sąnario skausmą, ribotą fiziologinių judesių paslankumą, funkcinį nestabilumą dėl nepakankamos sąnarių supančiųjų raumenų jėgų pusiausvyros. Neigiami sąnario funkciniai pokyčiai sutrikdo asmens funkcinis judesius, apsunkina svorio pernešimo veiksmus vaikstant, lipant laiptais, atliekant daiktų kėlimo, perkėlimo judesius.

Asmenims, sergantiems kelio sąnario osteoartroze, neigiami skausmo ir raumenų jėgos pakitimai lemia patologinių judesių stereotipo, pakitusios eisenos modelio susiformavimą. Vengdami skausmo, eidami jie žingsnį pradeda ir baigia pilna pėdos į einamąjį paviršių atrėmimu, ribodami kelio sąnario tiesimą ir žingsnio atramos fazės trukmę. Toks eisenos stereotipas dar labiau sutrikdo neuroraumeninę koordinaciją apatinėse galūnėse: vystosi kelio sąnario sustingimas, provokuojantis stipresnę kelio sąnarių veikiančią mechaninę jėgą galūnės kontakto su paviršiumi metu. Formuojantis netaisyklingai eisenai ir didėjant kelio sąnariui tenkančios mechaninės apkrovos kiekiui, didžioji jos dalis, paveikianti vidinę kelio sąnario sritį, sukelia proporcingai didėjančius degeneracinius sąnario kremzlės pokyčius.

Teigiama, kad kelio sąnario osteoartroze sergantiems pacientams yra naudinga taikyti pratimus ir veiklas, kuriuose lavinama svorio pernašos funkcija remiantis pažeisto sąnario galūne [53, 54, 55, 56]. Jansen K, Myngeyon L, Mundermann A teigimu atgalinis žingsniavimas palyginti su įprastu ėjimu yra pranašesnis dėl mažesnės klubo ir kelio sąnariams tiesimo judesių metu tenkančios mechaninės apkrovos [9, 10, 11]. Einant atgal, aktyvesni čiurnos sąnario judesiai pėdos lenkimo ir tiesimo metu amortizuoja žingsnius, tad jėgos absorbcija kelio sąnaryje yra mažesnė. Tai lemia teigiamus kelio sąnario judesių amplitudės ir supančiųjų raumenų aktyvumo pokyčius [9].

Remiantis prielaida, kad atgalinio žingsniavimo veikla kelio sąnario artroze sergantiems asmenims labiau sumažina sąnario skausmo pojūtį ir labiau nei įprastas ėjimo būdas sustiprina apatinių galūnių raumenų grupių jėgą, tarpraumeninę koordinaciją, naudojantis objektyviais tyrimo metodais nuspresta įvertinti atgalinio žingsniavimo poveikį osteoartroze sergančių pacientų pažeisto kelio sąnario funkcijai.



### 3. TYRIMO ORGANIZAVIMAS IR METODIKA

#### 3.1. Tyrimo organizavimas

Nuo 2015 m. rugsėjo mėn. iki 2016 m. balandžio mėn. VšĮ VUL Santariškių klinikų Reabilitacijos, fizinės ir sporto medicinos centre, Ambulatorinės reabilitacijos skyriuje vykdytame tyrime dalyvavo 30 pacientų, kuriems diagnozuota II<sup>o</sup> - IV<sup>o</sup> kelio sąnario osteoartrozė.

Į tyrimą įtraukti asmenys, atitikę tyrimo atrankos kriterijus: pacientui diagnozuota II<sup>o</sup> - IV<sup>o</sup> ligos stadijai priskirta kelio sąnario osteoartrozė; paciento amžius 30-80 metų. Į tyrimą neįtraukti pacientai: su kliniškai patvirtintais patologiniais pakitimais kituose apatinių galūnių sąnariuose; pacientai su instrumentiniais tyrimais patvirtintais, neurologine simptomatika pasireiškiančiais stuburo patologiniais pakitimais; pacientai, kurie greta reabilitacijoje taikomos kompleksinės programos papildomai mankštinaisi daugiau nei 2k./sav.; pacientai, kurie dėl patvirtintų širdies-kraujagyslių sistemos patologijų yra reabilituoti taisyjančiu fizinio aktyvumo režimu.

Atsitiktinės atrankos būdu pacientai suskirstyti į dvi: tiriamąją (TG) ir kontrolinę (KG) grupes vykdė 10 užsiėmimų kineziterapijos programą. Kontrolinės grupės pacientams kineziterapijos pratimų programa buvo papildyta 10 min. įprastu ėjimu ėjimo takeliu, tiriamosios grupės pacientams – 10 min. atgaliniu žingsniavimu ėjimo takeliu. Pirmas penkias programos taikymo dienas žingsniavimo ėjimo takeliu greitis abiejose grupėse buvo didinamas nuo 0,8 km/h iki 1,5 km/h. Nuo šeštosios iki dešimtosios programos taikymo dienos imtinai, naudotas pastovus – 1,5 km/h ėjimo greitis, palaipsniui nuo 0° iki 10° (kas dieną pridedant 2°) didinant ėjimo takelio pakilimo kampą. Ėjimas ėjimo takeliu kineziterapijos užsiėmimo metu buvo pirma pacientų vykdomos programos dalis, naudota šalia raumenų tempimo ir raumenų jėgos stiprinimo pratimų.

Raumenų tempimo ir raumenų jėgos stiprinimo pratimai – antroji kontrolinei ir tiriamajai grupėms taikytos kineziterapijos programos užsiėmimo dalis nesiskyrė. Jos metu kontrolinės ir tiriamosios grupių pacientai vykdė vidutiniškai 5 min. trunkančius tempimo pratimus, skirtus šlaunies keturgalvio, šlaunies dvigalvio raumens, blauzdos dvilypio raumens elastingumo didinimui (žr. Priedas 2). Kiekvienas iš vardintų tempimo pratimų ir pažeistai ir sveikai galūnei atliktas po tris kartus, tempimo padėtį užlaikant 10 s, o tarp tempimų darant 10 s poilsio pertrauką. Po tempimo pratimų ir pažeistai ir sveikai galūnei vykdyti raumenų jėgos stiprinimo pratimai, skirti šlaunies tiesimą, šlaunies atitraukimą ir pritraukimą, kelio lenkimą ir kelio tiesimą atliekančioms raumenų grupėms (žr. Priedas 3). Visi pratimai vykdyti atliekant po 3

serijas, serijoje darant 10 pakartojimų, o tarp pratimų serijų suteikiant minutės poilsio pertrauką. Pirmąją – penktąją kineziterapijos programos dienas atviros kinetinės grandinės pratimai atlikti panaudojant savo kūno svorį, šeštąją – dešimtąją dienas papildomai pridedant 1 kg svorį. Pratimų pradinės padėtyje, kartojimo skaičius kineziterapijos eigoje nekeisti.

Pacientų funkcinė būklė testuota prieš ir po kineziterapijos programų taikymo. Vertinta: aktyvių maksimalių kelio lenkimo ir tiesimo judesių metu pasireiškiantis skausmo pojūtis, maksimalių aktyvių ir pasyvių kelio sąnario lenkimo ir tiesimo judesių amplitudė, keturgalvio raumens atsilikimo požymis, šlaunies lenkėjų ir tiesėjų, kelio lenkėjų ir tiesėjų, čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinė jėga, apatinių galūnių funkcinė būklė, funkcinis gebėjimų rodiklis.

Duomenų analizė atlikta naudojant statistinės analizės „SPSS Windows 20.0“ ir Excel 2010 programas.

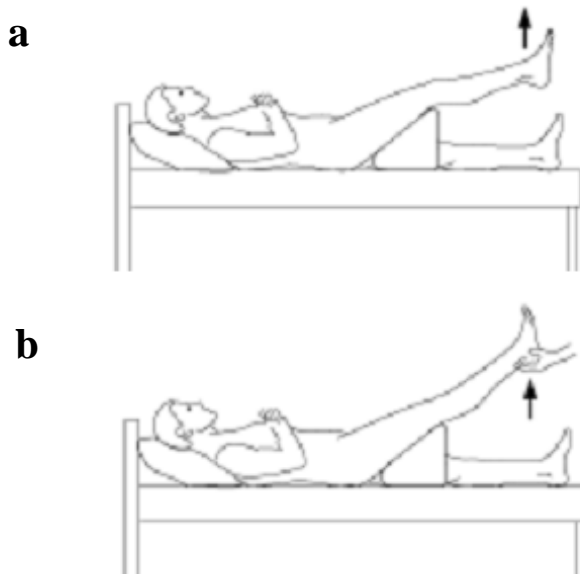
### **3.2. Tyrimo metodika**

Skaitmeninė analoginė skausmo vertinimo skalė (SAS) taikyta vertinti skausmo intensyvumą. Skalė padalinta į 10 lygių dalių. Objektvizuojant skausmo vertinimą, paciento prašoma savarankiškai pažymėti, kuriai atkarpai aktyvaus maksimalaus sulenkimo ir ištiesino kelio sąnaryje metu prilygsta jaučiamo skausmo intensyvumas [57].

Goniometrijos metodu laipsniais įvertinta aktyvi ir pasyvi kelio sąnario lenkimo ir tiesimo judesių amplitudė. Aktyvių judesių vertinimo metu pacientui gulint ant pilvo ir lenkiant blauzdą link sėdmenų yra išmatuojama kelio sąnario lenkimo amplitudė. Pacientui atsigulus ant nugaros ir pilnai ištiesiant koją – išmatuojamas kelio sąnario tiesimas [58]. Pasyvūs kelio sąnario judesiai analogiškai matuoti pasitelkus padėjėjo pagalbą, maksimalią aktyvaus judesio amplitudės ribą pasyviai pratęsiant iki maksimalios galimos ar maksimalios skausmo ribojamos judesio amplitudės ribos.

Keturgalvio raumens atsilikimo „Lag“ testas laikomas klinikiniu ženklu, rodančiu aktyvaus judesio apribojimą. Testo atlikimo metu gulimoje ant nugaros padėtyje paciento galūnė užpakaliniu šlaunies paviršiumi turi būti atremta į  $\sim 45^\circ$  atramą (siekiant izoliuoti dvigalvio šlaunies raumens aktyvumą). Šioje padėtyje prašant atlikti kelio ištiesimo ir 5 s užlaikymo ištiesimo padėtyje veiksmą, kelio sąnaryje goniometru yra išmatuojama aktyvaus kelio sąnario tiesimo amplitudė. Antrą kartą paciento prašant pakartoti kelio ištiesimo judesį, galinėje padėtyje turi būti atliekamas spaudimas pėdos kulnu į pasipriešinimą teikiančio terapeuto delną. Tuo metu kelio sąnaryje goniometru yra išmatuojama pasyvaus kelio sąnario tiesimo amplitudė (9 pav.).

Keturgalvio raumens atsilikimo rodiklio skaitinė vertė yra gaunama iš aktyvios sąnario tiesimo amplitudės reikšmės atimant pasyviąją kelio sąnario tiesimo amplitudės reikšmę [59].



**9 pav.** Klinikinis metodas keturgalvio raumens atsilikimui vertinti (Stillman, 2004)

**a)** aktyvaus judesio vertinimas; **b)** pasyvaus judesio vertinimas

Laiptinis mėginys (lipimo laiptais į viršų rodiklis) skirtas judamojo aparato apatinių galūnių dalies ir/ arba širdies-kraujagyslių funkcinės būklės vertinimui. Testavimo metu išmatuojamas širdies susitraukimo dažnis ramybės būsenoje, po to atliekamas lipimas laiptais į viršų vienu aukštu. Širdies susitraukimo dažnis matuojamas iš karto po atlikto krūvio [60]. Laiptinio mėginio rodiklio skaitinė vertė apskaičiuojamas pagal formulę:

$$LM = (P \cdot h \cdot F_{max}) / (t \cdot F_0);$$

P – tiriamojo kūno masė (kg);

h – laipto aukštis (m);

F<sub>max</sub> – maksimalus širdies susitraukimo dažnis (k/min);

t – mėginio trukmė (s);

F<sub>0</sub> – širdies susitraukimo dažnis mėginio pabaigoje (k/min).

\*F<sub>max</sub> – matuotas remiantis Karvoneno formule: 220 - amžius [61, 62]. Ištirimų metu, laiptinis mėginys atliktas po tris kartus, apskaičiuotas mėginio reikšmių vidurkis. Du pacientai ši mėginį testavimų metu gebėjo atlikti tik po vieną kartą. Remiantis laiptinio mėginio skaitine verte, nustatoma asmens funkcinė būklė (žr. 3.2.1 lentelė) [63].

### 3.2.1 lentelė. Laiptinio mėginio vertinimas

	<22,0	22,0- 27,0	27,0-32,0	32,0-37,0	37,0- 42,0	42,0- 47,0	>47,0
<b>Funkcinės būklės įvertinimas</b>	Labai mažas	Mažas	Mažesnis už vidutinį	Vidutinis	Didesnis už vidutinį	Didelis	Labai didelis

Apatinių galūnių izometrinės jėgos vertinimas atliktas rankiniu dinamometru „Lafayette 01165“. Testuojant naudota funkcinė kušetė. Rankiniu dinamometru vertinta šešis judesius atliekančių raumenų grupių jėga. Kiekvienos raumenų grupės atliekamo judesio vertinimas vykdytas tris kartus, tarp kartojimų darant 30 s pertrauką. Atskirų judesių raumenų jėga matuota remiantis skirtingais testavimo metodais, kurie moksliniais tyrimais yra pripažinti patikimais.

Raumenų jėgos vertinimas šlaunies lenkimo (10 pav.) ir tiesimo (11 pav.) judesiuose atliktas remiantis K. Thorgborg, A.W Andrew siūlomą metodu [64, 65]. Šlaunies lenkimas testuojamas sėdimoje padėtyje, klubo sąnariui esant sulenktam 90° kampui. Ant sėdimojo paviršiaus tiriamasis laiko abi rankas delnais atremtas į šalis. Tyrėjas uždeda rankinio dinamometro prietaisą fiksuotoje padėtyje, duoda judesio pradžios komandą po kurios tiriamasis stengiasi maksimaliai stipriai atlikti šlaunies lenkimo judesį. Matavimo metu prietaisas laikomas priekiniame šlaunies distalinio galo paviršiuje, 5 cm atstumu nuo girnelės proksimalinio krašto. Judesio pradžia ir skatinimui naudojama standartinė tyrėjo „pirmyn - stunk - stunk - stunk - atsipalaiduok“ komanda, matavimas trunka 5 s [64].

Šlaunies tiesimas testuojamas gulimoje ant pilvo padėtyje, klubo sąnariui esant neutralioje pozicijoje, kelio sąnariui – sulenktam 70°-90° kampui. Ant gulimojo paviršiaus tiriamasis laiko abi rankas atremtas delnais į šalis. Tyrėjas uždeda matavimo prietaisą fiksuotoje padėtyje, duoda judesio pradžios komandą po kurios tiriamasis stengiasi maksimaliai stipriai atlikti šlaunies tiesimo judesį. Matavimo metu prietaisas laikomas užpakaliniame šlaunies distalinio galo paviršiuje 5 cm atstumu nuo proksimalinės kelio sąnario linijos. Judesio pradžia ir skatinimui naudojama standartinė tyrėjo komanda, matavimo trukmė 5 s [64].



**10 pav.** Šlaunies lenkėjų r. izomerinės  
jėgos vertinimas



**11 pav.** Šlaunies tiesėjų r. izometrinės  
jėgos vertinimas

Raumenų jėgos vertinimas kelio lenkimo (12 pav.) ir tiesimo (13 pav.) judesiuose atliktas remiantis C.T Arnold, B.M Kelln, A.W Andrews darbuose pasiūlytais metodais [65, 66, 67].

Kelio lenkimo vertinimas atliekamas gulimoje padėtyje, klubo sąnariui esant neutralioje pozicijoje, kelio sąnariui – ištiestam. Ant gulimojo paviršiaus tiriamasis laiko abi rankas atremtas delnais į šalis. Tyrėjas uždeda aparatą fiksuotoje padėtyje, duoda judesio pradžios komandą, po kurios tiriamasis stengiasi maksimaliai stipriai atlikti kelio sąnario sulenkimo judesį. Matavimo metu prietaisas laikomas užpakaliniame distaliniame blauzdos paviršiuje. Judesio pradžiai ir skatinimui naudojama standartinė tyrėjo komanda, matavimo trukmė 5 s [65, 67].

Kelio tiesimas testuojamas sėdimoje padėtyje, klubo ir kelio sąnariams esant sulenktiems  $90^\circ$  ir  $45^\circ$  kampu. Ties klubakaulio skiauteriniais paviršiais tiriamasis laiko abi rankas, judesio metu vengdamas lenkimosi atgal. Tyrėjas uždeda matavimo prietaisą fiksuotoje padėtyje, duoda judesio pradžios komandą po kurios tiriamasis stengiasi maksimaliai stipriai atlikti kelio sąnario ištiesimo judesį. Judesio pradžiai ir skatinimui naudojama standartinė tyrėjo komanda, matavimo trukmė 5 s [65, 66].



**12 pav.** Kelio lenkėjų r. izometrinės jėgos vertinimas



**3 pav.** Kelio tiesėjų r. izometrinės jėgos vertinimas

Raumenų jėgos vertinimas čiurnos lenkimo (14 pav.) ir čiurnos tiesimo (15 pav.) metu atliktas remiantis A.R Marmon ir B.M Kelln pasiūlytais metodais [65, 67, 68]. Abiejų judesių vertinimo metu tiriamieji gulėjo ant nugaros, išlaikant klubus ir kelius neutraliose padėtyse. Ant gulimojo paviršiaus tiriamasis laikė atrėmęs abiejų rankų delnus šalia liemens, apatinė galūnė tyrimo metu turi būti kulnu prispausta prie gulimojo paviršiaus stengiantis išgauti maksimaliai stiprų čiurnos judesį. Vertinamo judesio metu tyrėjas uždėda matavimo prietaisą fiksuotoje padėtyje, duoda judesio pradžios komandą, po kurios tiriamasis stengiasi maksimaliai stipriai atlikti čiurnos lenkimo ir tiesimo judesius. Čiurnos lenkimo judesio metu rankinis dinamometras laikomas priekiniame pėdos paviršiuje [68], čiurnos tiesimo – užpakaliniame pėdos paviršiuje [65, 67, 68]



**14 pav.** Čiurnos lenkiamųjų r. jėgos vertinimas



**15 pav.** Čiurnos tiesiamųjų r. jėgos vertinimas

Modifikuotas Keitel testas naudotas vertinant apatinių galūnių funkcinius gebėjimus (žr. 1 priedas). Šio testo maksimali balų suma yra 45 balai. Didesnė testo balų reikšmė nurodo geresnius apatinių galūnių funkcinius gebėjimus [69].

### **3.3. Statistinė duomenų analizė**

Statistinė tyrimo duomenų analizė atlikta naudojant statistinės analizės „Microsoft Excel 2010“ ir „SPSS Statistics 20.0“ programas. Apskaičiuoti kintamųjų rodiklių aritmetiniai vidurkiai ir jų standartiniai nuokrypiai. Skirstinio normalumui įvertinti taikytas Šapiro – Vilko testas. Kiekybinių tyrimo duomenų statistinis patikimumas vertintas pagal Stjudento – t kriterijų,  $p < 0,05$  – skirtumą laikant statistiškai patikimu. Požymių tarpusavio ryšių stiprumas vertintas taikant koreliacijos analizę. Apskaičiuojant Pirsono koreliacijos koeficientą požymių tiesinės priklausomybės reikšmė vertinta pagal nustatytą koreliacijos koeficiento reikšmių skalę.

## 4. TYRIMO REZULTATAI

### 4.1. Pacientų pagrindinės charakteristikos, pradinių duomenų palyginimas

Remiantis numatytais tiriamųjų atrankos kriterijais, sudalyvauti tyrime pakviesti pacientai atsitiktinės atrankos būdu buvo suskirstyti į dvi: tiriamąją (n=15) ir kontrolinę (n=16) grupes. Galutiniai rezultatai gauti nagrinėjant 30 dalyvių duomenis, kadangi po pirmojo ištyrimo vienas pacientas atsisakė dalyvauti tyrime, dėl padidėjusio skausmo pojūčio kelio sąnaryje.

Tiriamajai grupei taikyta kineziterapijos pratimų programa, papildyta atgaliniu žingsniavimu, kontrolinei grupei – kineziterapijos pratimų programa papildyta įprastu ėjimu pirmyn. Tyrimo metu abiejose grupėse atliktas osteoartrozinių pokyčių pažeisto kelio sąnario funkcinės būklės prieš (I tyrimas) ir po (II tyrimas) kineziterapijos programos taikymo įvertinimas. Lyginant bendruosius tyrimo dalyvių požymius: amžių, ūgį, svorį, KMI, pacientų duomenys skirtingose grupėse buvo panašūs ( $p>0,05$ ), tiriamoji ir kontrolinė pacientų grupės laikytos homogeniškomis (žr. 4.1.1 lentelė). Tyrimo dalyviai – pagyvenusio, vidutiniškai  $61,1\pm 10,75$  amžiaus asmenys, iš kurių didžiąją dalį – kontrolinėje grupėje 86,7 % (n=13), tiriamojoje – 80,0 % (n=12) sudarė moterys. Daugumos pacientų kūno kompozicija pasižymėjo antsvoriu. Vidutinis dalyvių masės ir ūgio kvadrato santykis (KMI) siekė  $33,30\pm 6,60$  reikšmę, vertinamą, kaip I<sup>o</sup> nutukimas.

#### 4.1.1 lentelė. Bendrosios pacientų charakteristikos

Rodikliai			Visi pacientai (n=30)	Grupė		p reikšmė
				Kontrolinė (n=15)	Tiriamoji (n=15)	
Lytis	Moteris	n (%)	25 (83,3%)	13 (86,7%)	12 (80,0%)	0,624*
	Vyras	n (%)	5 (16,7%)	2 (13,3%)	3 (20,0%)	
Amžius (metai)		M±SN	61,1±10,75	64,7±9,54	57,4±10,93	0,060**
Ūgis (m)		M±SN	1,65±,10	1,65±,11	1,64±,09	0,732**
Svoris (kg)		M±SN	90,0±18,1	90,5±17,6	89,6±19,3	0,885**
KMI (kg/m <sup>2</sup> )		M±SN	33,30±6,6	33,04±4,90	33,56±8,13	0,834**

n - tiriamųjų skaičius; M±SN - vidurkis±standartinis nuokrypis; p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų (Chi square testas); p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų (Stjudento kriterijus)

Tyrimo eigoje pacientams taikytų kineziterapijos užsiėmimų programos trukmė buvo 10 dienų. Programa tęsdavosi dvi savaites, užsiėmimai vykdavo darbo dienomis. Tarp tiriamosios ir kontrolinės grupės pacientų I tyrimo, atlikto prieš pradėdant kineziterapijos programos vykdymą,



metu, vertinti pažeistos galūnės kelio skausmo pojūčio, kelio sąnario amplitudės, keturgalvio raumens atsilikimo, šlaunies lenkėjų ir tiesėjų, kelio lenkėjų ir tiesėjų, čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinės jėgos, funkcinės būklės ir funkcinių gebėjimų rezultatai statistiškai reikšmingai nesiskyrė ( $p > 0,05$ ). Nustatyta, kad kelio sąnario funkcijos atžvilgiu tiriamoji ir kontrolinė grupės buvo homogeniškos (žr. 4.1.2 lentelė).

**4.1.2 lentelė. Pradiniai kelio sąnario funkcijos rodikliai**

Rodikliai		Kontrolinė (n=15) M ± SD	Tiriamoji (n=15) M ± SD	p reikšmė
Kelio skausmo pojūtis (balai)	Lenkime	3,9±2,40	4,2±2,36	0,755
	Tiesime	2,8±1,79	4,3±2,28	0,640
Kelio sąnario amplitudė (laipsniai)	aktyvus lenkimo	107,0±16,38	117,7±16,40	0,903
	pasivaus lenkimo	122,1±14,47	120,6±15,00	0,778
	aktyvus tiesimo	8,6±7,08	7,1±9,36	0,619
	pasivaus tiesimo	6,5±4,78	5,1±6,89	0,543
Keturgalvio raumens atsilikimas (skaitinė vertė)		9,1±4,65	12,9±6,44	0,074
Šlaunies lenkėjų raumenų jėga (N)		96,0±29,98	105,6±32,50	0,411
Šlaunies tiesėjų raumenų jėga (N)		74,0±27,21	71,3±26,29	0,781
Kelio lenkėjų raumenų jėga (N)		66,4±19,94	68,3±32,94	0,855
Kelio tiesėjų raumenų jėga (N)		77,0±32,54	71,4±32,33	0,644
Čiurnos lenkėjų raumenų jėga (N)		50,2±17,92	45,6±17,73	0,483
Čiurnos tiesėjų raumenų jėga (N)		58,9±20,31	57,2±21,58	0,820
Funkcinis pajėgumas (balai)		31,9±4,37	28,9±6,49	0,148
Funkcinė būklė (skaitinė vertė)		28,0±9,29	29,2±10,43	0,148

n - tiriamųjų skaičius; M±SM - vidurkis±standartinis nuokrypis; p - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų (Stjudento kriterijus)

## **4.2. Kineziterapijos programų poveikio skausmui, judesių amplitudei, raumenų jėgai vertinimas**

### **4.2.1. Kelio sąnario skausmo pojūčio vertinimas**

Atlikus I ir II tyrimą buvo įvertintas skausmo pojūtis maksimalaus aktyvaus sulenkimo ir maksimalaus aktyvaus ištiesimo pažeistoje galūnėje metu (žr. 4.2.1 lentelė).

Po kineziterapijos taikymo skausmo pojūtis lenkime tiriamojoje grupėje statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) sumažėjo vidutiniškai  $1,5 \pm 1,44$  balo. Kontrolinėje grupėje skausmas lenkime statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) sumažėjo  $1,2 \pm 1,38$  balo. Lyginant skausmo pokyčio lenkime vidurkius tarp grupių statistiškai reikšmingo skirtumo nėra ( $p^{**} > 0,05$ ). Remiantis rezultatais teigiame, kad atgaliniu žingsniavimo ir įprastu ėjimu papildytos kineziterapijos programos patikimai mažina pacientų skausmo pojūtį kelio sąnario lenkime.

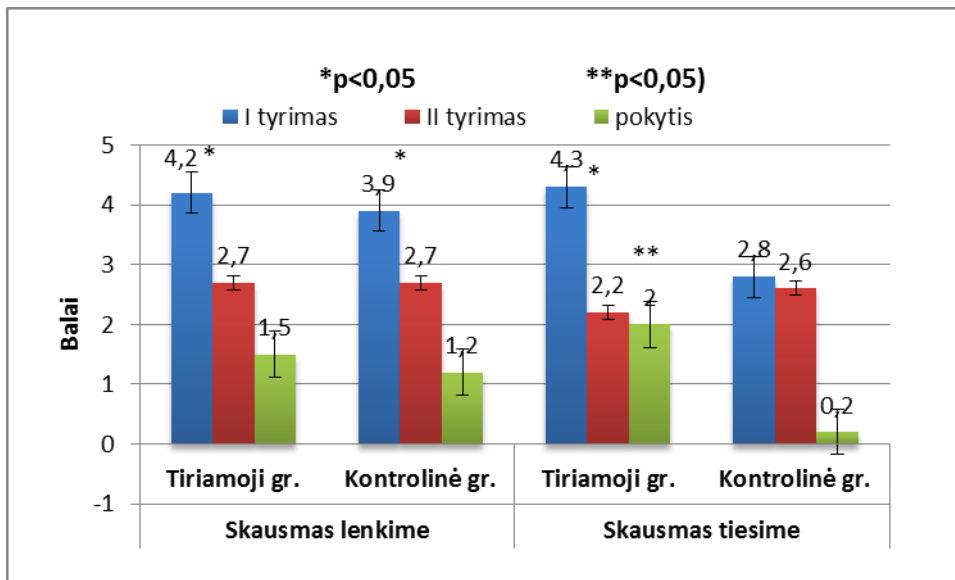
Po kineziterapijos taikymo skausmo pojūtis tiesime tiriamojoje grupėje statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) sumažėjo vidutiniškai  $2,0 \pm 1,55$  balo. Kontrolinėje grupėje skausmas tiesime statistiškai nereikšmingai ( $p^* > 0,05$ ) sumažėjo vidutiniškai  $0,2 \pm 1,51$  balo. Lyginant skausmo pokyčio tiesime vidurkius tarp grupių nustatytas statistiškai reikšmingas skirtumas ( $p^{**} < 0,05$ ).

#### 4.2.1 lentelė. Skausmo pojūčio vertinimas

Rodiklis	Tiriamoji grupė (n=15)				Kontrolinė grupė (n=15)			
	M +SN				M+SN			
	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*
Skausmas lenkime	4,2 $\pm 2,36$	2,7 $\pm 1,90$	1,5 $\pm 1,44$	,001	3,9 $\pm 2,40$	2,7 $\pm 1,88$	1,2 $\pm 1,38$	,004
p**								,618
Skausmas tiesime	4,3 $\pm 2,28$	2,2 $\pm 2,09$	2,0 $\pm 1,55$	,000	2,8 $\pm 1,79$	2,6 $\pm 1,88$	,2 $\pm 1,51$	,639
p**								<b>0,002</b>

n - tiriamųjų skaičius; M+SN - vidurkis $\pm$ standartinis nuokrypis; p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų; p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų

Remiantis šiais skaičiavimais teigiame, kad kineziterapijos programa, naudojusi atgalinio žingsniavimo modelį, efektyviau mažina skausmo pojūtį aktyvaus kelio tiesimo metu.



**16 pav.** Skausmo vertinimas

p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų

#### 4.2.2. Kelio sąnario amplitudės vertinimas

Vertinant skirtingų kineziterapijos programų efektyvumą, tiriamojoje ir kontrolinėje grupėse pažeistoje galūnėje prieš ir po programos taikymo išmatuotos aktyvaus kelio sąnario lenkimo ir tiesimo, pasyvaus kelio sąnario lenkimo ir tiesimo judesių amplitudės (žr. 4.2.2 lentelė). Amplitudės pokyčio vidurkiai palyginti tarp grupių.

Nustatyta, kad tiriamojoje grupėje po kineziterapijos programos aktyvus kelio sąnario lenkimas statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $9,4^\circ \pm 6,81^\circ$ . Kontrolinėje grupėje kelio sąnario aktyvus lenkimas statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $11,1^\circ \pm 9,74^\circ$ . Lyginant aktyvaus kelio sąnario lenkimo amplitudės pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių statistiškai reikšmingo skirtumo nerasta ( $p^{**} > 0,05$ ).

Apskaičiuota, kad po kineziterapijos programos tiriamojoje grupėje aktyvus kelio sąnario tiesimas statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $2,9^\circ \pm 2,25^\circ$ . Kontrolinėje grupėje kelio sąnario aktyvus tiesimas statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $2,7^\circ \pm 2,02^\circ$ . Lyginant aktyvaus kelio sąnario tiesimo amplitudės pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių statistiškai reikšmingo skirtumo nerasta ( $p^{**} > 0,05$ ).

Pritaikius kineziterapijos programas kartu padidėjo pasyvių kelio sąnario judesių amplitudė. Apskaičiuota, kad tiriamojoje grupėje po kineziterapijos programos pasyvus kelio sąnario lenkimas statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $8,3^\circ \pm 10,89^\circ$ . Kontrolinėje grupėje kelio sąnario pasyvus lenkimas statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai

6,7°±7,29°. Lyginant pasyvaus kelio sąnario lenkimo amplitudės pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių statistiškai reikšmingo skirtumo nėra ( $p^{**}>0,05$ ).

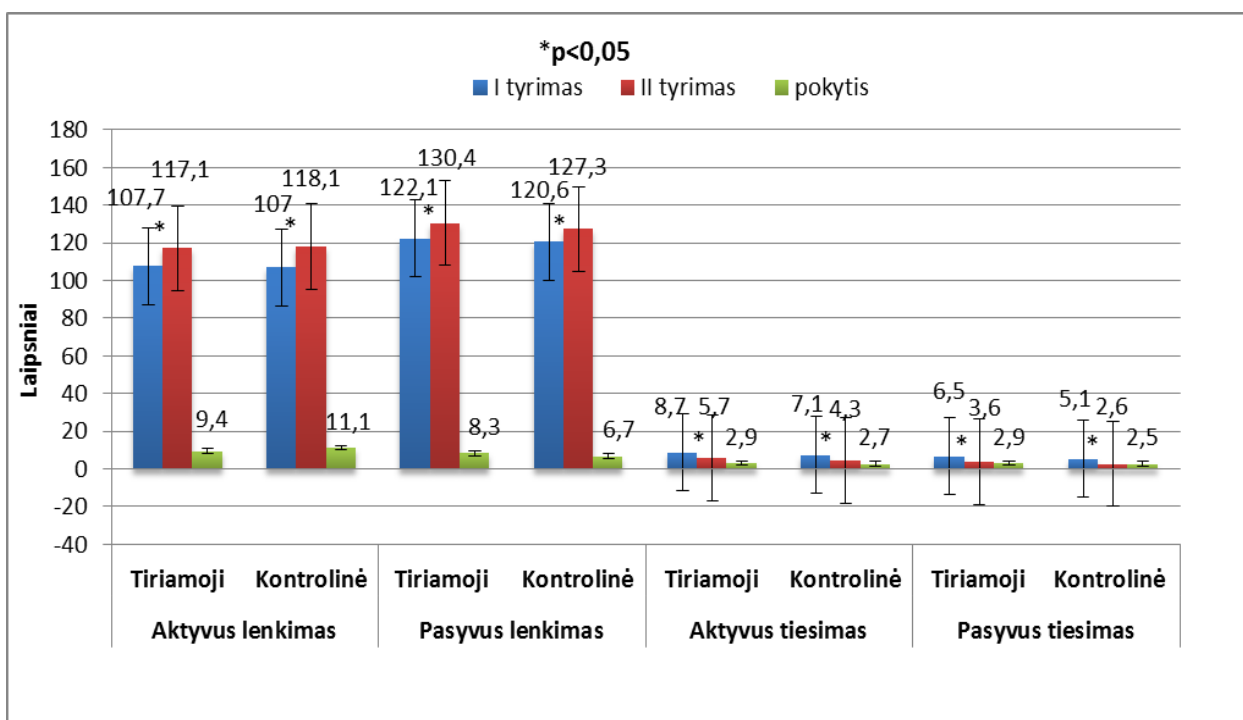
Vertinant pasyvios kelio sąnario tiesimo amplitudės pokyčius, nustatyta, kad tiriamojoje grupėje po kineziterapijos programos pasyvus kelio sąnario tiesimas statistiškai patikimai ( $p^{*}<0,05$ ) padidėjo vidutiniškai 2,9°±2,55°. Kontrolinėje grupėje kelio sąnario pasyvus tiesimas statistiškai patikimai ( $p^{*}<0,05$ ) padidėjo vidutiniškai 2,5°±2,33°. Lyginant pasyvaus kelio sąnario tiesimo amplitudės pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių, statistiškai reikšmingo skirtumo nėra ( $p^{**}>0,05$ ).

**4.2.2 lentelė. Pažeisto kelio sąnario judesių amplitudės vertinimas**

Rodiklis	Tiriamoji grupė (n=15)				Kontrolinė grupė (n=15)			
	M±SN				M±SN			
	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*
Aktyvus lenkimas	107,7 ±16,40	117,1 ±13,11	9,4 ±6,81	,000	107,0 ±16,38	118,1 ±9,83	11,1 ±9,74	,001
p**								,591
Aktyvus tiesimas	8,6 ±7,08	5,7 ±5,83	-2,9 ±2,25	,000	7,1 ±9,36	4,3 ±8,44	-2,7 ±2,02	,011
p**								,654
Pasyvus lenkimas	122,1 ±14,47	130,4 ±7,22	8,3 ±10,89	,003	120,6 ±15,0	127,3 ±9,94	6,7 ±7,29	,000
p**								,800
Pasyvus tiesimas	6,5 ±4,78	3,6 ±4,09	-2,9 ±2,55	,001	5,1 ±6,89	2,6 ±6,52	-2,5 ±2,33	,001
p**								,710

n - tiriamųjų skaičius; M±SN - vidurkis±standartinis nuokrypis; p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų; p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų

Remiantis rezultatais teigiame, kad atgaliniu žingsniavimu ir įprastu ėjimu papildytos kineziterapijos programos efektyviai didina aktyvaus bei pasyvaus kelio sąnario lenkimo ir tiesimo amplitudę, kelio sąnario osteoartroze sergančių pacientų tarpe (17 pav.).



**17 pav.** Kelio sąnario judesių amplitudės vertinimas

p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų

#### 4.2.3. Apatinių galūnių izometrinės raumenų jėgos vertinimas

Siekiant įvertinti kelio sąnario osteoartroze sergančių pacientų raumenų jėgos pasiskirstymo apatinėje galūnėje dėsningumus, I tyrimo ir II tyrimo metu vertinta šlaunies lenkėjų ir tiesėjų, kelio lenkėjų ir tiesėjų, čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinė jėga.

Po kineziterapijos programos taikymo tiriamojoje grupėje šlaunies lenkėjų raumenų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $6,8N \pm 8,09N$ . Kontrolinėje grupėje šlaunies lenkėjų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $12,3N \pm 7,05N$ . Lyginant šlaunies lenkėjų izometrinės jėgos pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių statistiškai reikšmingo skirtumo nerasta ( $p^{**} > 0,05$ ) (žr. 4.2.3 lentelė).

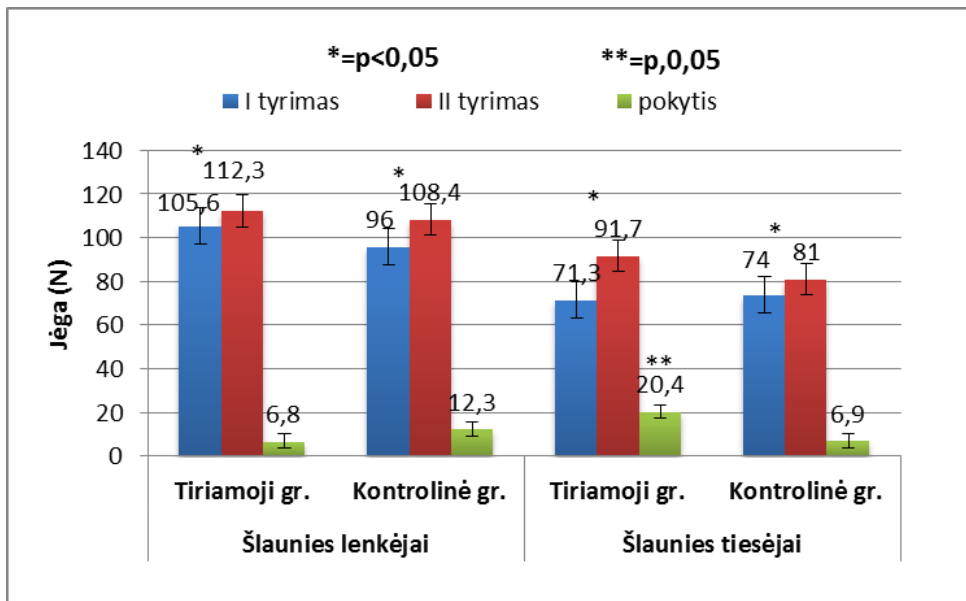
Po kineziterapijos programos taikymo tiriamojoje grupėje šlaunies tiesėjų raumenų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $20,4N \pm 13,67N$ . Kontrolinėje grupėje šlaunies tiesėjų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $6,9N \pm 4,52N$ . Lyginant šlaunies tiesėjų izometrinės jėgos pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių, nustatytas statistiškai reikšmingas skirtumas ( $p^{**} < 0,05$ ) (žr. 4.2.3 lentelė).

4.2.3 lentelė. Šlaunies lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinės jėgos vertinimas

Rodiklis	Tiriamoji grupė (n=15)				Kontrolinė grupė (n=15)			
	M +SN				M+SN			
	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*	I tyrimas	II tyrimas	Pokytis	p*
Šlaunies lenkėjų raumenų jėga (N)	105,6 ±32,50	112,3 ±31,33	6,8 ±8,09	,00 6	96,0 ±29,98	108,4 ±29,32	12,3 ±7,05	,000
p**								,530
Šlaunies tiesėjų raumenų jėga (N)	71,3 ±26,29	91,7 ±27,63	20,4 ±13,67	,00 0	74,0 ±27,21	81,0 ±27,03	6,9 ±4,52	,000
P**								<b>0,001</b>

n - tiriamųjų skaičius; M+SN - vidurkis±standartinis nuokrypis; p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų; p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų

Remiantis rezultatais teigiame, kad atgaliniu žingsniavimu ir įprastu ėjimu papildytos kineziterapijos programos patikimai didina šlaunies lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinę jėgą, tačiau atgalinio žingsniavimo modelis šlaunies tiesėjų raumenų jėgą didina efektyviau (18 pav.).



**18 pav.** Šlaunies lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinė jėga

p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų;

p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų.

Vertinant kelio lenkėjų raumenų izometrinės jėgos pokytį nustatyta, kad po kineziterapijos programos taikymo tiriamojoje grupėje kelio lenkėjų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $6,6N \pm 7,60N$ . Kontrolinėje grupėje kelio lenkėjų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $7,4N \pm 5,33N$ . Lyginant kelio lenkėjų izometrinės jėgos pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių, statistiškai reikšmingo skirtumo nerasta ( $p^{**} > 0,05$ ) (žr. 4.2.4 lentelė).

Po kineziterapijos programos taikymo tiriamojoje grupėje kelio tiesėjų raumenų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $13,0N \pm 7,42N$ . Kontrolinėje grupėje kelio tiesėjų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $14,2N \pm 7,99N$ . Lyginant kelio tiesėjų izometrinės jėgos pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių statistiškai reikšmingo skirtumo nerasta ( $p^{**} > 0,05$ ) (žr. 4.2.4 lentelė).

Remiantis tyrimo rezultatais teigiame, kad atgaliniu žingsniavimu ir įprastu ėjimu papildytos kineziterapijos programos patikimai didina kelio lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinę jėgą (19 pav.).

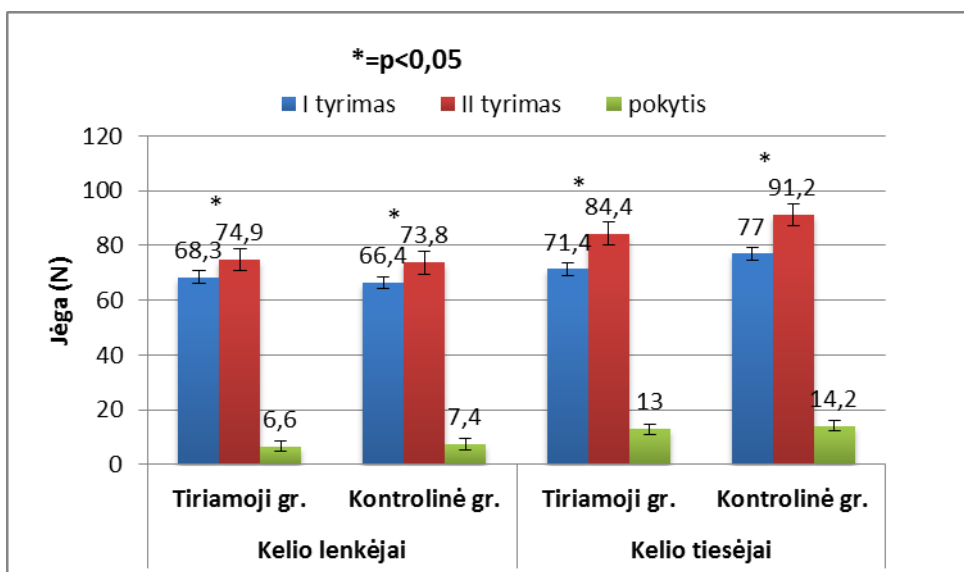
4.2.4 lentelė. Kelio lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinės jėgos vertinimas

Rodiklis	Tiriamoji grupė (n=15)				Kontrolinė grupė (n=15)			
	M+SN				M+SN			
	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*	I tyrimas	II tyrimas	Pokytis	p*
Kelio lenkėjų raumenų jėga (N)	68,3 ±32,34	74,9 ±33,40	6,6 ±7,60	,00 5	66,4 ±19,94	73,8 ±22,37	7,4 ±5,33	,000
p**	,754							
Kelio tiesėjų raumenų jėga (N)	71,4 ±32,33	84,4 ±31,85	13,0 ±7,42	,00 0	77,0 ±32,54	91,2 ±31,26	14,2 ±7,99	,000
p**	,695							

n - tiriamųjų skaičius; M+SN - vidurkis±standartinis nuokrypis;

p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų;

p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų



19 pav. Kelio lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinė jėga

p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų



Apskaičiuojant čiurnos lenkėjų raumenų izometrinės jėgos pokytį nustatyta, kad po kineziterapijos programos taikymo tiriamojoje grupėje čiurnos lenkėjų raumenų izometrinė jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $19,8N \pm 14,71N$ . Kontrolinėje grupėje čiurnos lenkėjų raumenų jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $5,4N \pm 2,32N$ . Lyginant čiurnos lenkėjų raumenų jėgos pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių pastebėtas statistiškai reikšmingas skirtumas ( $p^{**} < 0,05$ ) (žr. 4.2.5 lentelė).

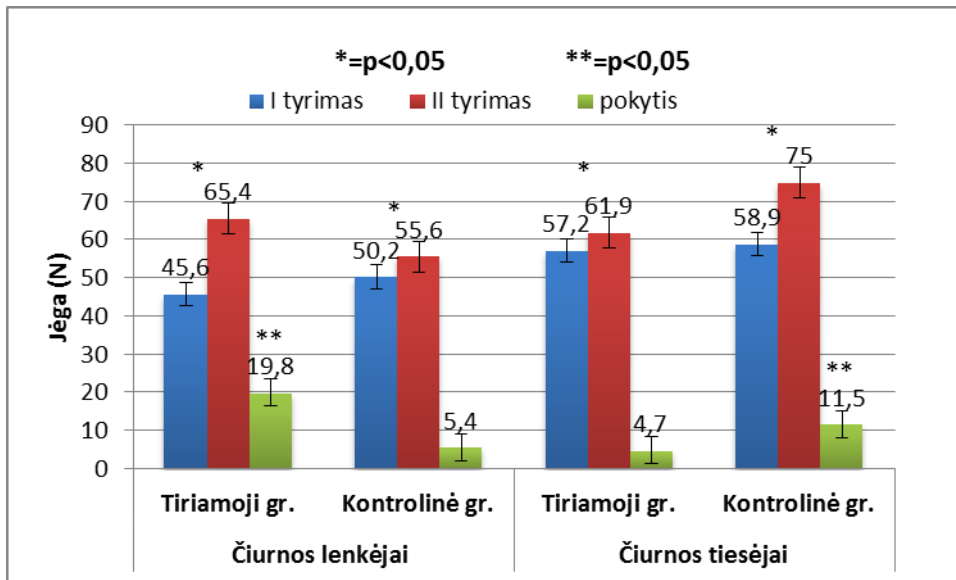
Vertinant čiurnos tiesėjų raumenų izometrinę jėgą, nustatyta, kad po kineziterapijos programos taikymo tiriamojoje grupėje čiurnos tiesėjų raumenų jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $4,7N \pm 5,68N$ . Kontrolinėje grupėje čiurnos tiesėjų raumenų jėga statistiškai patikimai ( $p^* < 0,05$ ) padidėjo vidutiniškai  $11,5N \pm 7,67N$ . Lyginant čiurnos tiesėjų raumenų izometrinės jėgos pokyčio vidurkius tarp tiriamosios ir kontrolinės grupių, nustatytas statistiškai reikšmingas skirtumas ( $p^{**} < 0,05$ ) (žr. 4.2.5 lentelė).

**4.2.5 lentelė. Čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinės jėgos vertinimas**

Rodiklis	Tiriamoji grupė (n=15)				Kontrolinė grupė (n=15)			
	M +SN				M+SN			
	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*	I tyrimas	II tyrimas	Pokytis	p*
Čiurnos lenkėjų raumenų jėga (N)	45,6 ±17,73	65,4 ±27,52	19,8 ±14,71	,000	50,2 ±17,92	55,6 ±18,50	5,4 ±2,32	,000
p**	<b>,001</b>							
Čiurnos lenkėjų raumenų jėga (N)	57,2 ±21,58	61,9 ±20,66	4,7 ±5,68	,006	58,9 ±20,31	75,0 ±23,30	11,5 ±7,67	,000
p**	<b>0,010</b>							

n - tiriamųjų skaičius; M+SN - vidurkis±standartinis nuokrypis; p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų; p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų

Remiantis rezultatais teigiame, kad atgaliniu žingsniavimu ir įprastu ėjimu papildytos kineziterapijos programos patikimai didina čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinę jėgą (20 pav.). Remiantis rezultatais teigiame, kad atgalinio žingsniavimo metodas, lyginant su įprastiniu ėjimu, efektyviau didina čiurnos lenkėjų raumenų izometrinę jėgą, o įprastinis ėjimas lyginant su atgalinio žingsniavimo metodu reikšmingiau didina čiurnos tiesėjų raumenų izometrinę jėgą.



**20 pav.** Čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų izometrinė jėga.

p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų;

p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų.

#### 4.2.4. Keturgalvio raumens atsilikimo testo vertinimas

Keturgalvio raumens atsilikimo testas yra nuo kelio sąnario judesio amplitudės ir kelį tiesiančiojo keturgalvio raumens jėgos priklausantis rodiklis. Didėjant aktyviai kelio sąnario tiesimo amplitudei, kelio tiesiamųjų raumenų jėgai, mažėja keturgalvio raumens atsilikimo rodiklis apibrėžiamas skaitine „Lag“ testo verte. Apskaičiuota, kad po kineziterapijos programos tiriamojame ir kontrolinėje grupėje keturgalvio raumens atsilikimo rodiklis palankiai pakito – abiejose grupėse nustatytas statistiškai reikšmingas ( $p^* < 0,05$ ) „Lag“ testo skaitinės vertės sumažėjimas. Tiriamojame grupėje šis pokytis siekė vidutiniškai  $4,0 \pm 3,80$ , kontrolinėje –  $2,8 \pm 3,63$ . Lyginant duomenis tarp grupių, reikšmingas „Lag“ testo pokyčio skirtumas nepastebėtas ( $p^{**} > 0,05$ ) (žr. 4.2.6 lentelė).

#### 4.2.6 lentelė. Keturgalvio raumens atsilikimo testo vertinimas

Rodiklis	Tiriamoji grupė (n=15)				Kontrolinė grupė (n=15)			
	M +SN				M+SN			
	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*
Lag testas (skaitinė vertė)	12,9 ±6,44	8,9 ±5,29	-4,0 ±3,80	,001	9,1 ±4,65	6,3 ±3,77	-2,8 ±3,63	,010
p**								0,384

n - tiriamųjų skaičius; M+SN - vidurkis±standartinis nuokrypis; p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų; p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų

### 4.3 Kineziterapijos programų poveikio funkcinėi būklei ir funkciniam gebėjimams vertinimas

Pacientų funkcinė būklė tyrimo metu vertinta remiantis apskaičiuota laiptinio mėginio skaitine verte. Nustatyta, kad tyrimo metu pritaikius kineziterapijos programą, laiptinio mėginio rezultatai statistiškai patikimai pagerėjo ir tiriamojoje ir kontrolinėje grupėje ( $p^* < 0,05$ ) (žr. 4.2.7 lentelė). Tiriamojoje grupėje šis pokytis siekė vidutiniškai  $6,1 \pm 4,19$ , kontrolinėje –  $5,4 \pm 3,52$ . Lyginant laiptinio mėginio skaitinės vertės pokyčio vidurkių rezultatus tarp grupių statistiškai patikimas skirtumas nebuvo nustatytas ( $p^{**} > 0,05$ ).

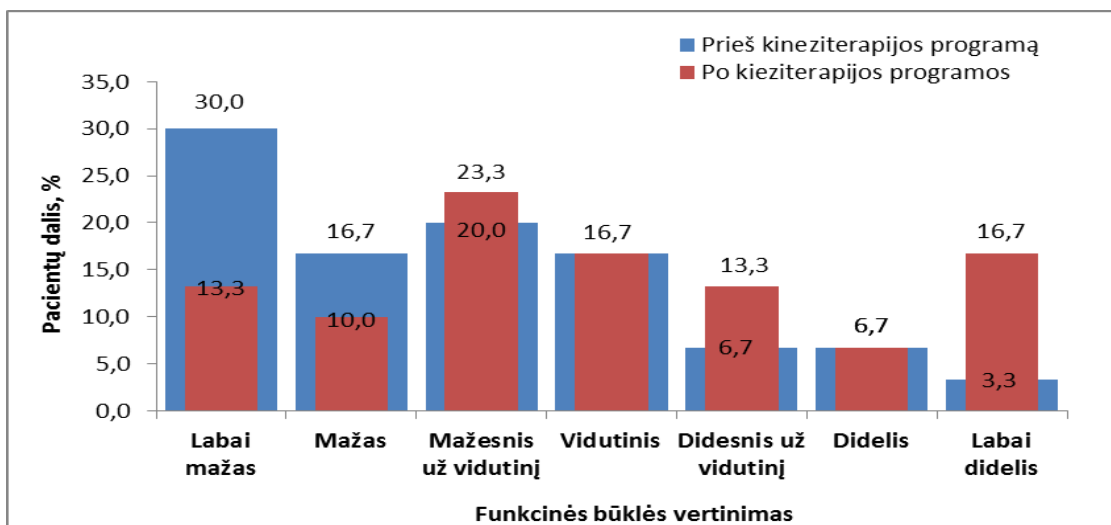
Modifikuotas Keitel funkcinio judėjimo testas vertina apatinių galūnių funkcinis gebėjimus. Didesnė šio testo reikšmė nurodo didesnes asmens funkcinį judesių ir veiksmų galimybes. Nustatyta, kad po kineziterapijos taikymo funkcinio judėjimo Keitel testo rezultatai statistiškai patikimai pagerėjo tiriamojoje ir kontrolinėje grupėse ( $p^* < 0,05$ ) (žr. 4.2.7 lentelė). Tiriamojoje grupėje šis pokytis siekė vidutiniškai  $5,9 \pm 3,77$  balo, kontrolinėje –  $4,9 \pm 3,86$  balo. Lyginant funkcinio judėjimo testo pokyčio vidurkių rezultatus, tarp grupių statistiškai patikimas pokyčio skirtumas nebuvo nustatytas ( $p^{**} > 0,05$ ).

#### 4.3.1 lentelė. Laiptinio mėginio ir Keitel testo vertinimas

Rodiklis	Tiriamoji grupė (n=15) M +SN				Kontrolinė grupė (n=15) M+SN			
	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*	I tyrimas	II tyrimas	pokytis	p*
Laiptinis mėginys (skaitinė vertė)	68,3 ±32,34	74,9 ±33,40	6,6 ±7,60	,00 0	66,4 ±19,94	73,8 ±22,37	7,4 ±5,33	,000
p**	,479							
Keitel testas (balai)	28,9 ±6,49	34,9 ±4,72	5,9 ±3,77	,00 0	31,9 ±4,37	36,9 ±2,70	4,9 ±3,86	,000
p**	,479							

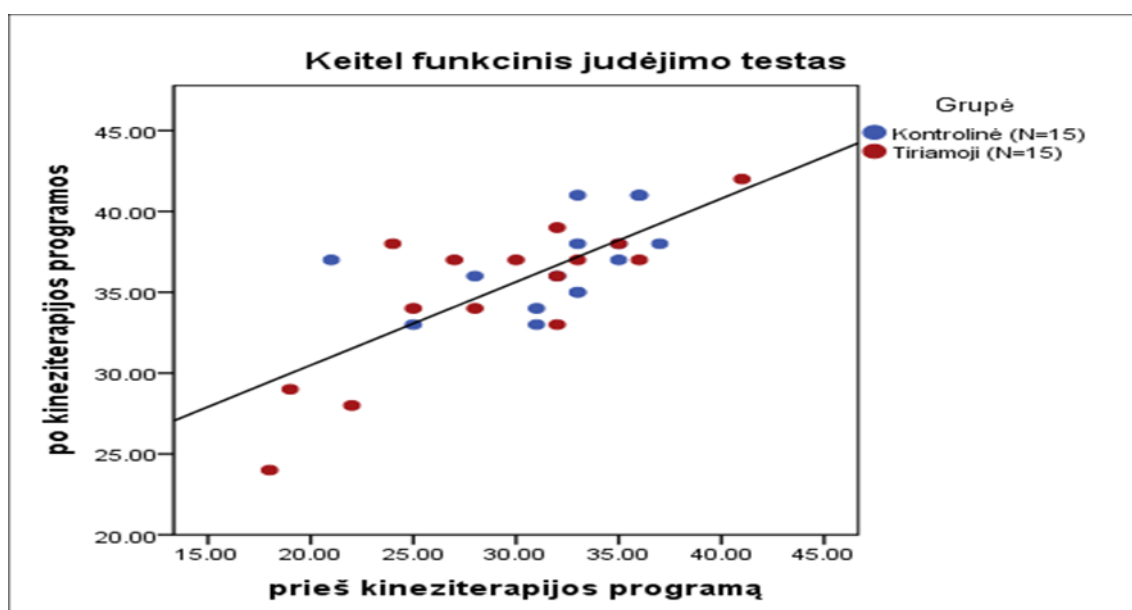
n - tiriamųjų skaičius; M+SN - vidurkis±standartinis nuokrypis; p\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp priklausomų imčių kintamųjų; p\*\* - statistinio reikšmingumo skirtumas tarp nepriklausomų imčių kintamųjų

Remiantis tiriamojo darbo duomenimis teigiame, kad 10 dienų trukmės kineziterapijos programa patikimai didina pacientų funkcinės būklės rezultatus (21 pav.).



21 pav. Pacientų funkcinė būklė prieš ir po kineziterapijos programos taikymo

Pastebėta, kad kineziterapijos programos taikymo metu 76,7 proc. tyrimo dalyvių funkcinė būklė pagerėjo mažiausiai vienu lygmeniu. Verta paminėti, kad didžiausius funkcinės būklės pokyčius pasiekė prieš kineziterapijos taikymą labai maža ir didele funkcinė būkle pasižymėję asmenys. Šiuos rezultatus patvirtina modifikuoto Keitel funkcinio judėjimo testo duomenys. Nustatyta, kad po 10 dienų laikotarpio kineziterapijos programos metu, geresnius funkcinį gebėjimų rezultatus pasiekė pacientai, prieš tyrimą turėję žemiausius modifikuoto Keitel testo vertinimo rezultatus (22 pav.).



22 pav. Modifikuoto Keitel testo vertinimas prieš ir po kineziterapijos programos taikymo

#### 4.4. Sąnario funkcijos rodiklių tarpusavio ryšių vertinimas

Siekiant nustatyti kelio sąnario funkciją įvertinančių rodiklių tarpusavio ryšius prieš ir po kineziterapijos programų taikymo, apskaičiuotas tiesinės priklausomybės Pearsono koreliacijos koeficientas.

Nustatyta, kad pacientų funkcinė būklė nepriklausė nuo tiriamųjų lyties, amžiaus ar kūno masės indekso. Tačiau prieš kineziterapijos programos taikymą apatinių galūnių funkcinė būklė *vidutinio stiprumo atvirkštinės priklausomybės* ryšiais yra susijusi su skausmo pojūčiu kelio sąnario lenkime ( $r=-0,683$ ), po kineziterapijos programos taikymo – *vidutinio stiprumo atvirkštinės priklausomybės* ryšiais yra susijusi su skausmo pojūčiu kelio sąnario lenkime ( $r=-0,676$ ) bei skausmo pojūčiu sąnario tiesime ( $r=-0,661$ ).

Prieš kineziterapijos programą pastebėti apatinių galūnių funkcinės būklės *vidutinio stiprumo priklausomybės* ryšiai su šlaunies lenkėjų ( $r=,554$ ), šlaunies tiesėjų ( $r=,515$ ) kelio lenkėjų ( $r=,638$ ), kelio tiesėjų ( $r=,503$ ), čiurnos lenkėjų ( $r=,653$ ) ir čiurnos tiesėjų ( $r=,661$ ) raumenų izometrine jėga. Po kineziterapijos taikymo koreliacija tarp funkcinės būklės ir šlaunies lenkėjų ( $r=,563$ ), šlaunies tiesėjų ( $r=,478$ ), kelio lenkėjų ( $r=,583$ ), kelio tiesėjų ( $r=,414$ ), čiurnos lenkėjų ( $r=,630$ ) čiurnos tiesėjų ( $r=,650$ ) raumenų izometrines jėgas išlieka *vidutinio stiprumo ir silpnų priklausomybės ryšių*.

Reikšmingi apatinių galūnių funkcinės būklės ir kelio sąnario judesių amplitudžių tarpusavio ryšiai vertinant atlikto tyrimo rezultatus nebuvo pastebėti. Apibendrinant nustatytus funkcinės būklės priklausomybės ryšius su kitais vertinimo rodikliais teigiame, kad šio tyrimo duomenimis osteoartroze sergančių pacientų funkcinės būklės rezultatai stipriausiai tiesinės priklausomybės ryšiais koreliuoja su skausmo pojūčio, apatinių galūnių čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų jėgomis.

Laiptinis mėginys prieš kineziterapijos programos taikymą *stipriais* ( $r=,975$ ), o modifikuotas Keitel funkcinio judėjimo testas *silpnais* ( $r=,361$ ) tiesinės priklausomybės ryšiais koreliuoja su apatinių galūnių funkcinės būklės rezultatais. Po kineziterapijos programos taikymo šie rodikliai išlieka panašūs: pacientų funkcinė būklė ir laiptinis mėginys siejasi *stipriais* ( $r=,980$ ), modifikuotas Keitel funkcinio judėjimo testas ir pacientų funkcinė būklė lieka susiję *silpnais* ( $r=,434$ ) priklausomybės ryšiais. Vadovaujantis rezultatais manome, kad modifikuotas Keitel funkcinio judėjimo testas nėra pakankamai tikslus funkcijų gebėjimų vertinimo metodas kelio sąnario osteoartroze sergantiems pacientams.

Analizuojant kelio sąnario skausmo pojūčio sąsajas su kitais kelio sąnario funkcijas vertinančiais rodikliais, prieš ir po kineziterapijos programų nustatyta *atvirkštinė vidutinio stiprumo* koreliacija tarp skausmo kelio sąnario lenkime ir vertintų raumenų grupių izometrinės jėgos, laiptinio mėginio, modifikuoto Keitel funkcinio judėjimo testo rezultatų (žr. 4.3.1 lentelė). Šie rezultatai rodo, kad kelio sąnario lenkime jaučiamas skausmas yra susijęs su visų pagrindinių pažeistos galūnės raumenų grupių silpnumu, apatinių galūnių funkcinės būklės ir funkcinių gebėjimų apribojimais.

Tuo tarpu skausmas kelio sąnario tiesime prieš kineziterapijos programos taikymą *atvirkštine silpna priklausomybe* koreliuoja su šlaunies lenkėjų ( $r=-,370$ ), kelio lenkėjų ( $r=-,403$ ) raumenų izometrine jėga, laiptinio mėginio ( $r=-,420$ ) ir modifikuoto Keitel funkcinio judėjimo testo ( $r=-,395$ ) rezultatais. Po kineziterapijos programos skausmas kelio tiesime *atvirkštine vidutinio stiprumo* koreliacija tampa susijęs su laiptinio mėginio ( $r=-,664$ ) ir modifikuoto Keitel funkcinio judėjimo testo ( $r=-,544$ ) rezultatais, kelio lenkėjų ( $r=-,524$ ), čiurnos tiesėjų ( $r=-,556$ )

raumenų izometrine jėga, bei *silpna atvirkštine* koreliacija su šlaunies lenkėjų ( $r=-,455$ ), šlaunies tiesėjų ( $r=-,379$ ), čiurnos lenkėjų ( $r=-,477$ ) raumenų izometrine jėga. Vadovaujantis gautais duomenimis teigiame, kad kelio sąnario skausmas tiesimo judesio metu nėra tiesiogiai susijęs su pažeistos galūnės kelio tiesėjų raumenų izometrine jėga, tačiau atskleidžia bendrą pažeistos galūnės pagrindinių raumenų grupių jėgos silpnumo, funkcinės būklės ir funkcinų gebėjimų apribojimo požymį.

Vertinant kelio sąnario judesių amplitudžių sąsajas *vidutinio stiprumo* koreliacija prieš kineziterapijos programos taikymą pastebėta tarp kelio sąnario lenkimo amplitudės ir modifikuoto Keitel funkcinio judėjimo testo ( $r=,518$ ), *silpna* koreliacija – tarp kelio sąnario lenkimo amplitudės ir laiptinio testo ( $r=,420$ ) rezultatų. Po kineziterapijos taikymo *vidutinio stiprumo* koreliacija ( $r=,420$ ) išlieka tik tarp kelio lenkimo amplitudės ir modifikuoto Keitel funkcinio judėjimo testo rodiklių.

Kelio sąnario tiesimo amplitudė prieš ir po kineziterapijos programų taikymo tiesioginiais priklausomybės ryšiais siejasi tik su „Lag“ testo rodiklio reikšme. Prieš kineziterapijos programos taikymą nustatyta *atvirkštinė silpna* koreliacija ( $r=-,448$ ), po kineziterapijos programos taikymo – *atvirkštinė vidutinio stiprumo* koreliacija ( $r=-,524$ ). Stebint priklausomybės ryšių pasiskirstymą nenustatyta tiesioginė „Lag“ testo ir kelio sąnario tiesėjų raumenų izometrinės jėgos priklausomybė. Nors „Lag“ yra keturgalvio raumens silpnumo požymį vertinantis testas, iš tyrimo rezultatų matome, kad osteoartozinių pokyčių metu jo reikšmė labiau priklauso nuo kelio sąnario tiesimo judesio amplitudės pokyčio.

Tarpusavyje vertinant apatinių galūnių skirtingų raumenų grupių jėgos ryšius, nustatyta, kad prieš kineziterapijos taikymą visų vertintų apatinių galūnių raumenų grupių jėgos rezultatai siejosi *vidutinio stiprumo* ir *stipriais* tarpusavio priklausomybės ryšiais. Po kineziterapijos programų taikymo vertinti tarpusavio priklausomybės ryšiai tapo kiek stipresni (žr. 4.3.1 lentelė; 4.3.2 lentelė).

Taip pat apskaičiuota, kad prieš kineziterapijos taikymą visų vertintų apatinių galūnių raumenų grupių izometrinė jėga *vidutinio stiprumo priklausomybės* ryšiais buvo susijusi su laiptinio mėginio rodiklio rezultatais. Tuo tarpu tik dalies apatinių galūnių raumenų grupių izometrinė jėga turėjo tiesioginės priklausomybės ryšius su modifikuoto Keitel funkcinio judėjimo testo rezultatais. Panašus rodiklių priklausomybės pasiskirstymas matomas ir po kineziterapijos programos taikymo. Tai patvirtina, kad laiptinio mėginio rodiklis tiksliau nurodo kelio sąnario osteoartoze sergančių pacientų funkcinį pajėgumą. Laiptinis mėginys, savo reikšme susijęs su daugeliu pagrindinių raumenų grupių izometrine jėga, parodo apatinių galūnių raumenų jėgos pasiskirstymo (tarpraumeninės koordinacijos) požymį.

#### 4.4.1 lentelė. Kelio sąnario funkcijos rodiklių sąsajų prieš kineziterapijos taikymą įvertinimas

Rodiklis (nurodomos r; p reikšmės)	Funkcinė būklė	Skaumas lenkime	Skaumas tiesime	Pasyvus lenkimas	Pasyvus tiesimas	„Lag“ testas	Šl. lenk. r. jėga	Šl. ties. r. jėga	Kelio lenk. r. jėga	Kelio ties. r. jėga	Čiurnos lenk. r. jėga	Čiurnos ties. r. jėga	Laiptinis mėginys	Modif. Keitel testas
Funkcinė būklė	1	,662 ,000	,342 ,064	,292 ,117	,094 ,621	,208 ,271	,554 ,002	,515 ,004	,638 ,000	,503 ,005	,653 ,000	,661 ,000	,975 ,000	,361 ,050
Skaumas lenkime	,662 ,000	1	,396 ,030	-,306 ,100	-,051 ,789	-,337 ,068	-,567 ,001	-,600 ,000	-,558 ,001	-,434 ,017	-,640 ,000	-,652 ,000	-,690 ,000	-,509 ,004
Skaumas tiesime	,342 ,064	,396 ,030	1	-,272 ,146	-,039 ,839	,202 ,284	-,370 ,044	-,223 ,235	,352 ,056	,403 ,027	,205 ,278	,220 ,243	-,420 ,021	,395 ,031
Pasyvus lenkimas	,292 ,117	,306 ,100	,272 ,146	1	-,128 ,500	-,187 ,323	,127 ,504	,092 ,629	,058 ,759	-,147 ,437	,213 ,259	,138 ,466	,421 ,021	,518 ,003
Pasyvus tiesimas	-,094 ,621	-,051 ,789	-,039 ,839	-,128 ,500	1	-,448 ,013	-,215 ,254	,045 ,815	,058 ,759	,038 ,843	-,125 ,509	-,069 ,718	-,109 ,568	-,122 ,522
„Lag“ testas	,208 ,271	,337 ,068	,202 ,248	-,187 ,323	-,448 ,013	1	,044 ,818	-,268 ,153	-,191 ,312	,197 ,296	-,158 ,404	,220 ,244	-,203 ,286	-,161 ,397
Šl. lenk. r. jėga	,554 ,002	-,567 ,001	-,370 ,044	,127 ,504	-,215 ,254	-,044 ,818	1	,794 ,000	,678 ,000	,761 ,000	,584 ,001	,639 ,000	,590 ,001	,379 ,039
Šl. ties. r. jėga	,515 ,004	-,600 ,000	-,223 ,235	,092 ,629	,045 ,815	-,268 ,153	,749 ,000	1	,679 ,000	,781 ,000	,698 ,000	,766 ,000	,513 ,004	,405 ,026
Kelio lenk. r. jėga	,638 ,000	-,588 ,001	-,352 ,056	,058 ,759	,058 ,795	-,191 ,312	,678 ,000	,679 ,000	1	,671 ,000	,638 ,000	,680 ,000	,641 ,000	,544 ,022
Kelio ties. r. jėga	,503 ,005	-,434 ,017	-,403 ,027	-,147 ,437	,038 ,843	-,197 ,296	,761 ,000	,781 ,000	,671 ,000	1	,558 ,001	,686 ,000	,480 ,007	,191 ,311
Čiurnos lenk. r. jėga	,653 ,000	-,640 ,000	-,205 ,278	,213 ,259	-,125 ,509	-,158 ,404	,584 ,001	,698 ,000	,638 ,000	,558 ,001	1	,907 ,000	,657 ,000	,352 ,056
Čiurnos ties. r. jėga	,661 ,000	-,652 ,000	-,220 ,243	,138 ,466	-,069 ,718	-,220 ,244	,639 ,000	,766 ,000	,680 ,000	,686 ,000	,970 ,000	1	,670 ,000	,315 ,090
Laiptinis mėginys	,975 ,000	-,690 ,000	-,420 ,021	,421 ,021	-,109 ,568	-,203 ,283	,590 ,001	,513 ,004	,641 ,000	,480 ,007	,657 ,000	,670 ,000	1	,460 ,010
Modif. Keitel testas	,361 ,050	-,509 ,004	-,395 ,031	,518 ,003	-,122 ,522	-,161 ,397	,379 ,039	,405 ,026	,554 ,002	,191 ,311	,352 ,056	,315 ,090	,460 ,010	1

r – tiesinės priklausomybės koreliacijos koeficientas;

p – statistinio reikšmingumo skirtumas



#### 4.4.2 lentelė. Kelio sąnario funkcijos rodiklių sąsajų po kineziterapijos taikymo įvertinimas

Rodiklis (nurodomos reikšmės)	Funkcinė būklė	Skausmas lenkime	Skausmas tiesime	Pasyvus lenkimas	Pasyvus tiesimas	„Lag“ testas	Šl. lenk. r. jėga	Šl. ties. r. jėga	Kelio lenk. r. jėga	Kelio ties. r. jėga	Čiurnos lenk. r. jėga	Čiurnos ties. r. jėga	Laiptinis mėginys	Modif. Keitel testas
Funkcinė būklė	1	-,676 ,000	-,661 ,000	,392 ,032	-,231 ,219	,027 ,889	,563 ,001	,478 ,008	,583 ,001	,414 ,023	,630 ,000	,650 ,000	,980 ,000	,434 ,016
Skausmas lenkime	-,676 ,000	1	,651 ,000	-,438 ,016	-,087 ,648	,310 ,095	-,588 ,001	-,568 ,001	-,649 ,000	-,474 ,008	-,642 ,000	-,709 ,000	-,678 ,000	-,581 ,001
Skausmas tiesime	-,661 ,000	,651 ,000	1	-,437 ,016	,114 ,550	,058 ,760	-,455 ,012	-,379 ,039	-,524 ,003	-,331 ,074	-,477 ,008	-,556 ,001	-,664 ,000	-,544 ,002
Pasyvus lenkimas	,392 ,032	-,438 ,016	-,437 ,016	1	,003 ,987	-,315 ,090	,277 ,138	,157 ,407	,231 ,219	,126 ,508	,056 ,771	,245 ,193	,338 ,068	,420 ,021
Pasyvus tiesimas	-,231 ,219	-,087 ,648	,114 ,550	,003 ,987	1	-,545 ,002	-,179 ,343	-,087 ,647	,020 ,917	-,016 ,932	-,232 ,218	-,167 ,378	-,238 ,206	,076 ,689
„Lag“ testas	,027 ,889	,310 ,095	,058 ,760	-,315 ,090	-,545 ,002	1	-,062 ,746	-,148 ,435	-,201 ,286	-,357 ,053	-,043 ,821	-,187 ,323	-,013 ,944	,001 ,998
Šl. lenk. r. jėga	,563 ,001	-,588 ,001	-,455 ,012	,277 ,138	-,179 ,343	-,062 ,746	1	,693 ,000	,724 ,000	,768 ,000	,602 ,000	,634 ,000	,611 ,000	,475 ,008
Šl. ties. r. jėga	,478 ,008	-,568 ,001	-,379 ,039	,157 ,407	-,087 ,647	-,148 ,435	,693 ,000	1	,634 ,000	,687 ,000	,717 ,000	,718 ,000	,535 ,002	,299 ,109
Kelio lenk. r. jėga	,583 ,001	-,649 ,000	-,524 ,003	,231 ,219	,020 ,917	-,201 ,286	,724 ,000	,634 ,000	1	,688 ,000	,755 ,000	,661 ,000	,664 ,000	,581 ,001
Kelio ties. r. jėga	,414 ,023	-,474 ,008	-,331 ,074	,126 ,508	-,016 ,932	-,357 ,053	,768 ,000	,687 ,000	,688 ,000	1	,585 ,001	,654 ,000	,485 ,007	,364 ,048
Čiurnos lenk. r. jėga	,630 ,000	-,642 ,000	-,477 ,008	,056 ,771	-,232 ,218	-,043 ,821	,602 ,000	,717 ,000	,755 ,000	,585 ,001	1	,796 ,000	,687 ,000	,427 ,019
Čiurnos ties. r. jėga	,650 ,000	-,709 ,000	-,556 ,001	,245 ,193	-,167 ,378	-,187 ,323	,634 ,000	,718 ,000	,661 ,000	,654 ,000	,796 ,000	1	,688 ,000	,537 ,002
Laiptinis mėginys	,980 ,000	-,678 ,000	-,664 ,000	,338 ,068	-,238 ,206	-,013 ,944	,611 ,000	,535 ,002	,664 ,000	,485 ,007	,687 ,000	,688 ,000	1	,454 ,012
Modif. Keitel testas	,434 ,016	-,581 ,001	-,544 ,002	,420 ,021	,076 ,689	,001 ,998	,475 ,008	,299 ,109	,581 ,001	,364 ,048	,427 ,019	,537 ,002	,454 ,012	1

r – tiesinės priklausomybės koreliacijos koeficientas;

p – statistinio reikšmingumo skirtumas

## 5. TYRIMO REZULTATŲ APTARIMAS

Tiriamąjį darbo metu visiems pacientams buvo taikyta 10 dienų kineziterapijos programa. Lyginant su kitų autorių pateiktomis 8-72 sav. trukusiomis, kineziterapijos efektyvumą vertinančiomis studijomis [53], mūsų darbe taikytos programos laikotarpis buvo itin trumpas, tačiau teikiantis efektyvių teigiamų pažeisto sąnario funkcijos pokyčių.

Kitas išskirtinis šio tyrimo bruožas – tyrimo tikslas ir taikytos kineziterapijos programos sandara. Atlikto tyrimo metu įprasto ir atgalinio žingsniavimo modeliais paremtos svorio pernešimo veiklos, buvo pritaikomos siekiant nustatyti skausmo, judesių amplitudės, raumenų izometrinės jėgos, funkcinės būklės ir funkcinių gebėjimų pokyčius. Tuo tarpu didžiojoje kelio sąnario osteoartrozinius pokyčius nagrinėjančių tyrimų dalyje, vertinamas skirtingų kineziterapijos programų efektyvumas svorio pernešimo veikloms, bei dinaminiais – žingsnio ilgio, pločio, greičio – jų rodikliams. Analizuojant literatūros šaltinius buvo rastas tik vienas eksperimentinis tyrimas, kuriame vertintas atgalinio žingsniavimo metodo efektyvumas kelio sąnario funkcijai [8]. Dėl šios priežasties savo tyrimo rezultatus toliau lyginsime su panašius parametrus vertinusiomis studijomis bei moksliniais tyrimais, paskelbusiais normines mūsų darbe nagrinėtų rodiklių vertes.

Atgalinio žingsniavimo tyrimo metu pagal SAS vertinant skausmo pojūtį pastebėtas  $1,5 \pm 1,44$  balo tiriamąjoje ir  $1,2 \pm 1,38$  balo kontrolinėje grupėje skausmo sumažėjimas lenkime. Taip pat nustatytas  $2,0 \pm 1,55$  balo tiriamąjoje ir  $0,2 \pm 1,51$  balo kontrolinėje grupėje skausmo sumažėjimas tiesime. P. Shaman atliktame atgalinio žingsniavimo tyrime, po 10 dienų programos taikymo laikotarpio matuotas skausmo pojūtis vertinant pagal SAS sumažėjo 6,23 balo. Tyrimas nepateikia tiksliaus aprašymo kokio tipo skausmas SAS skale buvo vertinamas. Tuo tarpu kitas [54] 12 sav. vykęs stacionaraus dviračio minimą taikęs tyrimas nurodo 16 mm pagal VAS (10 mm VAS = 1 b SAS) skausmo pojūčio kelio sąnario tiesime sumažėjimą. K. Kallioinen tyrimas, vertinęs skausmo pojūtį aktyvių judesių metu, nustatė, kad po 8 sav. taikytos kineziterapijos programos skausmas pagal VAS aktyvių judesių metu sumažėjo 2,5 mm (0,25 balo) pratimus sausumoje dariusiųjų pacientų tarpe ir 4 mm (0,4 balo) pratimus vandenyje dariusiųjų pacientų tarpe [55]. Lyginant su kitų autorių skausmo vertinimo rezultatais galime teigti, kad atgalinio žingsniavimo metodas yra veiksmingesnis pacientų skausmo pojūčio mažinimui už svorio pernešimo veiklą minant stacionarų dviratį, dinaminių pratimų atliekamų sausumoje ir dinamių pratimų, atliekamų vandenyje programas.

Tiriamąjį darbo metu vertinant aktyvias kelio sąnario judesių amplitudes kelio lenkimo metu pastebėtas  $9,4^\circ \pm 6,81^\circ$  pokytis tiriamąjoje ir  $11,1^\circ \pm 9,74^\circ$  pokytis kontrolinėje grupėje. Kitų

autorių darbuose nebuvo rastas kelio sąnario lenkimo amplitudės matavimas. Kelio sąnario judesio amplitudė moksliniuose tyrimuose dažniau vertinama kelio sąnario standumo požymiu (įtraukiant požymį į funkcinės būklės klausimyną) ir aktyvaus tiesimo amplitudės rodikliu [8, 54, 55].

Aktyvus tiesimas po kineziterapijos programos taikymo tiriamojoje grupėje padidėjo  $2,9^{\circ} \pm 2,25^{\circ}$ , kontrolinėje –  $2,7^{\circ} \pm 2,02^{\circ}$ . Lyginant su K. Kallioinen taikytos programos rezultatais –  $1^{\circ}$  aktyvaus ištiesimo pokyčiu po 6 sav. programos atliekant pratimus vandenyje ir sausumoje – mūsų tyrime gauti geresni tiesimo amplitudės pažeistame kelio sąnaryje pokyčiai [55].

Atgalinio žingsniavimo tyrimo metu po kineziterapijos programos taikymo tiriamojoje grupėje „Lag“ testo rezultatai sumažėjo  $4,0 \pm 3,80$ , kontrolinėje –  $2,8 \pm 3,63$ . P. Shankar savo tyrimo metu po 10 kineziterapijos atgalinio žingsniavimo užsiėmimų, nustatė trigubai didesnę šio rodiklio vertės sumažėjimą, kuris siekė 11,3. Toks aukštas rodiklio pokytis mums kelia abejonių, atliktoje studijoje nėra nurodomi pradinės ir po tyrimo apskaičiuotos sąnario judesių amplitudės ir kelio tiesiamųjų raumenų jėgos rodiklių reikšmės [8].

Pastebėta, kad instrumentinis raumenų izometrinės jėgos rodiklio vertinimas, moksliniuose OA pokyčius ir efektyvumo programas analizuojančiuose tyrimuose yra labai retas. Pavyko rasti vieną tyrimą, kuris dinamometrijos metodu vertino kelio tiesiamųjų raumenų izometrinę jėgą [55]. Dėja, ir šis tyrimas neatskeidžia raumenų jėgos pokyčio verčių, tik nurodo, kad 2k./sav. 8 savaites vykdant apatinių galūnių dinaminis pratimus vandenyje ir salėje, šlaunies keturgalvio raumens izometrinei jėgai apskaičiuotas 0,14 karto teigiamas pokytis darant pratimus salėje ir neigiamas -0,16 karto. pokytis darant pratimus vandenyje. 2010 metais paskelbtas tyrimas, nagrinėjantis progresyvaus pasipriešinimo programos, įtraukusios analogiškus mūsų tyrimui apatinių galūnių pratimus [56]. Programos poveikis raumenų jėgos atžvilgiu vertino tik kelio tiesiamųjų raumenų grupės įveikiamo vienkartinio maksimalaus pasipriešinimo (angl. muscle resistance) pokytį, kuris per 6 mėn. tiriamojoje grupėje padidėjo nuo 42,8 iki 60,2 (N/m). Šiuos duomenis sudėtinga lyginti su mūsų gautais rezultatais, todėl vertinant atgalinio žingsniavimo tyrime apskaičiuotus raumenų grupių izometrinės jėgos rezultatus atsižvelgiame į moksliniame šaltinyje skelbiamas apatinių galūnių raumenų izometrinės jėgos normines vertes.

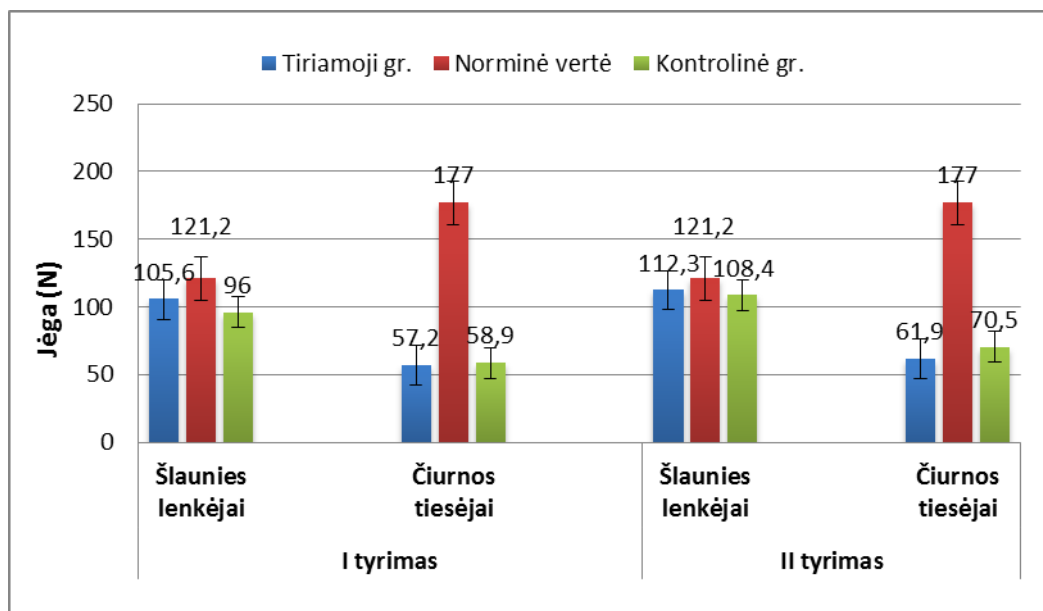
Tiriamojo darbo metu, prieš (I tyrimas) ir po (II tyrimas) kineziterapijos programų taikymo vertinti pacientų apatinių galūnių raumenų izometrinės jėgos duomenys palyginti su 1996 m. A.W Andrews ir kt. studijoje paskelbtomis apatinių galūnių raumenų jėgos, matuojamos rankiniu dinamometu norminėmis vertėmis. Atsižvelgiant į tiriamųjų amžių, pažeisto kelio sąnari

supančių raumenų izometrinė jėga lyginta su 60-69 metų amžiaus asmenims skirtos nedominuojančios galūnės raumenų jėgos (N) reikšmėmis (žr. 5.1 lentelė) [65].

**5.1 lentelė. Apatinių galūnių raumenų izometrinės jėgos norminės vertės (A.W Andrews, 1996)**

	Šlaunies lenkėjai	Čiurnos tiesėjai	Kelio lenkėjai	Kelio tiesėjai
Norminė vertė (N)	121,2	177	153,6	248

Nustatyta, kad šlaunies lenkėjų raumenų izometrinė jėga, mūsų tyrimo metu matuota tiriamosios ir kontrolinės grupės pacientams, turi artimiausias autorių siūlomoms normoms jėgos vertes. Prieš kineziterapijos (I tyrimas) taikymą tiriamojoje grupėje šlaunies lenkėjų raumenų izometrinė jėga sudarė 87,12 proc. ir po programos taikymo 5,54 proc. pakilo iki 92,66 proc (II tyrimas) rekomenduojamos norminės vertės. Kontrolinėje grupėje šlaunies lenkėjų raumenų izometrinė jėga I tyrimo metu siekė 79,21 proc. rekomenduojamos norminės vertės, o po programos taikymo (II tyrimas) 10,23 proc. pakilo iki 89,44 proc. norminės vertės (23 pav.).

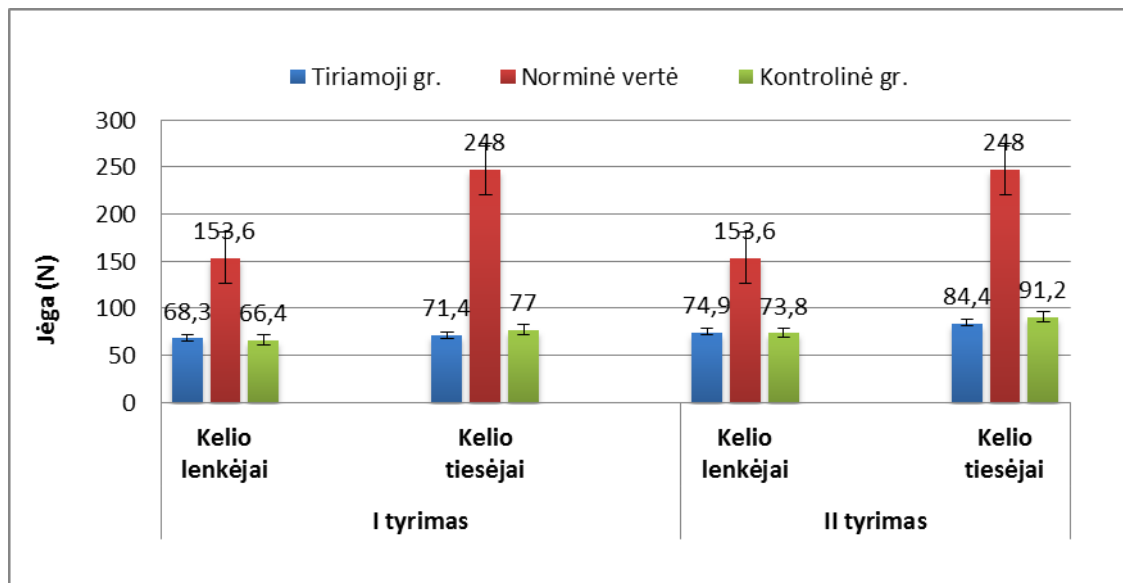


**23 pav.** Šlaunies lenkėjų ir čiurnos tiesėjų raumenų izometrinės jėgos palyginimas su norminėmis vertėmis (A.W Andrews 1996)

Mūsų atlikto tyrimo darbe metu vertinant čiurnos tiesėjų raumenų izometrinę jėgą, pastebėta, kad šios raumenų grupės rezultatai stipriai atsilieka nuo autorių rekomenduojamos

norminės jėgos (N) vertės. I tyrimo metu, prieš kineziterapijos taikymą tiriamojoje grupėje čiurnos tiesėjų raumenų izometrinė jėga sudarė 32,31 proc., po programos taikymo (II tyrimas) 2,66 proc. pakilo iki 34,97 proc. rekomenduojamos norminės vertės. Kontrolinėje grupėje čiurnos tiesėjų raumenų izometrinė jėga I tyrimo metu siekė 33,28 proc. norminės vertės, po programos taikymo (II tyrimas) 6,55 proc. pakilo iki 39,83 proc. norminės vertės (23 pav.).

Lyginant kelio lenkėjų raumenų izometrinės jėgos duomenis, nustatyta, kad šios raumenų grupės jėga stipriai atsilieka nuo autorių rekomenduojamos norminės jėgos vertės. Prieš kineziterapijos (I tyrimas) taikymą tiriamojoje grupėje kelio lenkėjų raumenų izometrinė jėga sudarė 44,64 proc. ir po programos taikymo (II tyrimas) 4,12 proc. pakilo iki 48,76 proc. rekomenduojamos norminės vertės. Kontrolinėje grupėje kelio lenkėjų izometrinė raumenų jėga I tyrimo metu siekė 41,93 proc. rekomenduojamos norminės vertės, o po programos taikymo (II tyrimas) 6,11 proc. pakilo iki 48,04 proc. norminės kelio lenkėjų raumenų izometrinės jėgos (N) vertės (24 pav.).



**24 pav.** Kelio lenkėjų ir kelio tiesėjų raumenų izometrinės jėgos palyginimas su norminėmis vertėmis (A.W Andrews, 1996)

Analizuojant tyrimo metu įvertintą kelio tiesėjų raumenų izometrinę jėgą, pastebėta, kad šios raumenų grupės rezultatai labiausiai atsilieka nuo autorių rekomenduojamos norminės jėgos vertės. I tyrimo metu, prieš kineziterapijos taikymą tiriamojoje grupėje kelio tiesėjų raumenų jėga sudarė vos 28,79 proc. norminės vertės, po programos taikymo (II tyrimas) 5,24 proc. pakilo iki 34,03 proc. rekomenduojamos norminės vertės. Kontrolinėje grupėje kelio tiesėjų raumenų izometrinė jėga I tyrimo metu siekė 31,05 proc. norminės vertės, o po programos taikymo (II tyrimas) 5,72 proc. pakilo iki 36,77 proc. norminės vertės (24 pav.).

A.W Andrews ir kt. autoriai savo darbe nustatė tik šlaunies lenkėjų, čiurnos tiesėjų, kelio lenkėjų ir kelio tiesėjų raumenų izometrinės jėgos (N) normines vertes [65]. Tuo tarpu šlaunies tiesėjų ir čiurnos lenkėjų raumenų izometrinės jėgos norminės vertės nėra aiškios. Nepavyko surasti kitų autorių atliktų tyrimų, kuriuose būtų aprašomos tikslinės šlaunies tiesėjų ir čiurnos tiesėjų raumenų jėgos (N) norminės vertės, taikomos pagyvenusio amžiaus asmenims.

K. Torgborg atlikto apatinių galūnių izometrinės raumenų jėgos vertinimų tyrimo duomenimis, sveikiems vidutinio amžiaus asmenims, šlaunies tiesėjų ir šlaunies lenkėjų raumenų jėgos santykis turėtų būti 0,84 [64]. Remiantis šiuo raumenų jėgos santykio reikšme ir A.W Andrews nustatyta šlaunies lenkėjų raumenų izometrinės jėgos normine verte [65], darome prielaidą, kad rekomenduojama šlaunies tiesėjų raumenų izometrinės jėgos vertė siektų vidutiniškai 102 N. Tokiu atveju lyginant 102 N jėgos norminę vertę su tiriamojo darbo metu nustatyta šlaunies tiesėjų raumenų jėga, teigiame, kad I tyrimo metu, prieš kineziterapijos taikymą tiriamojoje grupėje šlaunies tiesėjų raumenų izometrinė jėga sudarė 70,0 proc. ir po programos (II tyrimas) taikymo 19,9 proc. pakilo iki 89,9 proc. rekomenduojamos norminės vertės. Kontrolinėje grupėje šlaunies tiesėjų raumenų izometrinė jėga I tyrimo metu siekė 72,6 proc. norminės vertės, po programos taikymo (II tyrimas) 6,8 proc. pakilo iki 79,4 proc. norminės vertės.

Atliekant literatūros šaltinių analizę nebuvo rasta duomenų, patvirtinančių čiurnos lenkėjų raumenų izometrinės jėgos norminę vertę, taip pat nerasta duomenų patvirtinančių čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų jėgos santykio norminę vertę. J. Indriūnienės teigimu, su amžiumi moterų čiurnos lenkėjų ir tiesėjų raumenų jėga ir ištvermė mažėja, stebima raumenų jėgos disbalanso tarp kairės ir dešinės kojos tendencija [70]. Negalime tiksliai įvertinti, kurią dalį tikslinės čiurnos lenkėjų raumenų izometrinės jėgos atitinka mūsų tyrime įvertinti tiriamosios ir kontrolinės grupių pacientų rezultatai. Kadangi atgalinio žingsniavimo tyrime vertintų pacientų čiurnos lenkėjų ir čiurnos tiesėjų raumenų jėgos duomenys buvo panašūs, manome, kad stipriai atsilikant pacientų čiurnos tiesėjų raumenų izometrinės jėgos norminei vertei, nuo tikslinės normos žymiai atsilieka ir čiurnos lenkėjų raumenų jėgos rodikliai.

Pastebėta, kad apatinių galūnių raumenų jėgos tyrimuose, vykdomuose naudojant rankinio dinamometro prietaisą nėra atliekamas čiurnos lenkėjų raumenų jėgos vertinimas. Rastas tik vienas mokslinis straipnis, atsikrai nagrinėjęs šį judesį vertinančio matavimo metodiką [68]. Pastaraisiais metais atliekami raumenų jėgą rankiniu dinamometru vertinantys tyrimai yra siauro profilio, sutelkti į skirtingų matavimo metodų patikimumo įvertinimą. Tuo tarpu trūksta šaltinių, kurie pateiktų tikslią, moksliniais tyrimais nustatytą informaciją apie apatinių galūnių

raumenų grupių jėgos pasiskirstymo dėsningumus sveikiems ir atramos-judamojo aparato sutikimų turintiems senyvo amžiaus asmenims.

Kelio sąnario funkcijos rodiklių tarpusavio ryšių vertinimas parodė dėsningumus, kurie būdingi kelio sąnario osteoartroze sergantiems pacientams. Remiantis šio tyrimo rezultatais, nustatėme, kad apatinių galūnių funkcinė būklė, esant kelio sąnario osteoartroziniam pažeidimui priklauso nuo kelio sąnario skausmo pojūčio ir visų pagrindinių apatinių galūnių raumenų jėgos pokyčių. Mūsų teiginiai sutampa W. Herzog [4] M. Adouni [6] tyrimų rezultatais, kuriuose įrodyta, kad pažeisto kelio sąnario galūnėje yra sumažėjusi daugelio sąnarių supančiųjų raumenų grupių jėga.

Dar kartą atkreipinat dėmesį į dvilypio raumens svarbą kelio sąnario stabilizacijai [5] ir šio raumens dėka atgaliniame žingsniavime teikiamu ėjimo judesio amortizavimu [10], manome, kad po atgalinio žingsniavimo programo padidėjusi čiurnos lenkėjų raumenų jėga yra susijusi su judesių metu geriau stabilizuojamu kelio sąnariu. Tokiu būdu, mažesnėms mechaninėms apkrovoms veikiant kelio sąnario struktūras jaučiamas skausmo pojūčio sumažėjimas uždariausioje – pilno kelio sąnario ištiesimo padėtyje.

Nors keturgalvio raumens atsilikimo testas „Lag“ yra šio raumens silpnumo požymį vertinantis rodiklis, iš mūsų atlikto tyrimo rezultatai parodė, kad kelio sąnario osteoartozinių pokyčių metu „Lag“ testo reikšmė labiau priklauso nuo kelio sąnario tiesimo judesio amplitudės pokyčio, bet ne nuo raumenų jėgos. Manome, kad šis testas priklausomybės ryšiais su kelio tiesiamųjų raumenų jėga būtų susijęs esant pirminiams kelio sąnario osteoartoziniams pakitimams. Tuo tarpu didžioji dalis mūsų tyrime dalyvavusių pacientų turėjo ryškius struktūrinius pakitimus, pasireiškiančius akivaizdžia sąnario deformacija, ribota sąnario judesių amplitude.

Vertinant kelio sąnario osteoartroze sergančių pacientų funkcinę būklę mokslinėje bendruominėje auksiniu standartu laikomas WOMAC indeksas [8, 54, 55, 64]. Lietuvoje kelio sąnario osteoartrozės ligos atveju apatinių galūnių funkciniam gebėjimams vertinti naudojamas modifikuotas Keitel testas. Atlikto tyrimo duomenys parodė, kad tik dalies apatinių galūnių raumenų grupių izometrinė jėga turi tiesinės priklausomybės ryšius su modifikuoto Keitel funkcinio judėjimo testo rezultatais. Atsižvelgiant į šiuos duomenis manome, kad Keitel funkcinio judėjimo testas nėra pakankamai tikslus funkcinio pajėgumo vertinimo metodas kelio sąnario osteoartroze sergantiems pacientams. Laiptinis mėginys savo reikšme tiesiogiai susijęs su visų pagrindinių apatinių galūnių raumenų grupių jėga, tiksliau apibūdina pacientų funkcinį pajėgumą.

## 6. IŠVADOS

1. Atgaliniu ir įprastu žingsniavimu papildytos kineziterapijos programos statistiškai patikimai mažina skausmo pojūtį kelio sąnario lenkime, didina šlaunies lenkėjų, šlaunies tiesėjų, kelio lenkėjų, kelio tiesėjų, čiurnos lenkėjų ir čiurnos tiesėjų raumenų grupių izometrinę jėgą. Atgalinio žingsniavimo metodas mažina skausmo pojūtį kelio sąnario tiesime, reikšmingiau nei įprastas ėjimas didina šlaunies tiesėjų ir čiurnos lenkėjų raumenų izometrinę jėgą.
2. Kineziterapijos programos, papildytos atgaliniu arba įprastu žingsniavimu reikšmingai pagerina sergančiųjų kelio sąnario osteoartroze funkcinę būklę ir funkcinius gebėjimus.
3. Sergant kelio sąnario osteoartroze funkcinė būklė priklauso nuo klubo, kelio, čiurnos lenkimo ir tiesimo judesiuose dalyvaujančių raumenų grupių jėgos, kelio sąnario judesiuose jaučiamo skausmo rodiklių. Pažeisto kelio sąnario skausmas atvirkštine priklausomybe yra susijęs su pagrindinių apatinės galūnės raumenų grupių silpnumu, apatinių galūnių funkcinės būklės ir funkcinių gebėjimų apribojimais.



## **7. PRAKTINĖS REKOMENDACIJOS**

Atgalinis žingsniavimas yra naudingas metodas lavinant svorio pernašos funkciją klaidingą eisenos stereotipą, dėl osteoartrozės pažeisto kelio sąnario funkcijų, turintiems pacientams. Atgaliniu žingsniavimu siūlome papildyti šio tipo pacientams skiriamas fizinio aktyvumo programas ir veiklas.

Įvertinus teigiamą atgalinio žingsniavimo poveikį čiurnos lenkėjų raumenų jėgos didinimui, siūlome šiuo metodu papildyti čiurnos raiščių pažeidimams atokiuoju reabilitacijos laikotarpiu skiriamą kineziterapijos programą.

## 8. LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Nguyen US, Zhang Y, Zhu Y, Niu J, Zhan B. Increasing prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis: survey and cohort data. *Ann Intern Med* 2011;155(11):725-32.
2. Williams SN, Wolford ML, Bercovitz A. Hospitalization for total knee replacement among inpatients aged 45 and over: United States, 2000 - 2010. *NCHS Data Brief* 2015;(210):1-8.
3. Fink B, Egl M, Singer J, Fuerst M, Bubenheim M, Neuen-Jacob E. Morphologic changes in the vastus medialis muscle in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis and Rheumatism* 2007;56(11):3626-33.
4. Herzog W, Longino D. The role of muscles in joint degeneration and osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* 2007;40(1):54-63.
5. Adouni A, Shirazi-Adl A, Marouane H. A role of gastrocnemius activation in knee joint biomechanics: gastrocnemius acts as an ACL antagonist. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2016;19(4) 376-385.
6. Adouni M, Shirazi-Adl A. Evaluation of knee joint muscle forces and tissue stresses-strains during gait in severe OA versus normal subjects. *J Orthop Res* 2014;32:69-78.
7. Valderrabano V, Steiger Ch. Treatment and Prevention of Osteoarthritis through Exercise and Sports. *Journal of Aging Research* 2011;ID374653:doi:10.4061/2011/374653.
8. Shankar P, Renukadevi M, Adithi B, Harish P. Effectiveness of retrowalking in chronic osteoarthritis of knee joint. *Innovative journal of medical and health science* 2013;1(3):19-22.
9. Mundermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary Gait Changes in Patients with Medial Compartment Knee Osteoarthritis; Increased Load on Ankle, Knee, Hip During Walking. *Arthritis Rheum* 2005;52:2835-44.
10. Minhyeon L, Jungyoon K, Jongsang S, Youngho K. Kinematic and kinetic analysis during forward and backward walking. *Gait & Posture* 2013;38(4):674-8.
11. Jansen K, de Groote F, Jonkers I. Similar muscles contribute to horizontal and vertical accelerations of centre of mass in forward and backward walking: implications of neural control. *J Neurophysio* 2012;107(12):3385-96.
12. Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R, Helmick CG, Kington SR et al. Osteoarthritis: New Insights Part 1: The Disease and Its Risk Factors. *Ann Intern Med* 2000;133:635-46.

13. Leyland KM, Hart DJ, Javaid MK, Judge A et al. The natural history of radiographic knee osteoarthritis: a fourteen-year population-based cohort study. *Arthritis Rheum* 2012;64(7):2243-51.
14. Thorstensson C. Exercise and functional performance in knee osteoarthritis. Lund University: Faculty of Medicine Doctoral Dissertation. 2005.
15. Funck-Brentano T, Richette P. What is New on the Osteoarthritis Front? *European Musculoskeletal Review* 2010;5(2):8-10.
16. Russell EM, Hamill MJ. Knee OA and obesity: A cyclical clinical challenge. *Lower extremity review magazine* 2010. <http://lermagazine.com/article/knee-oa-in-obese-patients-a-cyclical-clinical-challenge>.
17. Slemenda C, Brandt KD, Heilman DK, Mazzuca S, Braunstein EM, Katz BP et al. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med* 1997;127:97-100.
18. Stein G, Knoell P, Faymonville C, Kaulhausen T, Siewe J, Otto C et al. Whole body vibration compared to conventional physiotherapy in patients with gonarthrosis: a protocol for a randomized, controlled study. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2010;11:128.
19. Nemanis E. Sąnarių degeneracija ir lėtinis skausmas: tebeieškoma trūkstamos sąsajos. *Skausmo medicina* 2009;1(25):15.
20. Kawaguchi H. Endochondral Ossification signals in cartilage degradation during osteoarthritis progression in experimental mouse models. *Mol Cells* 2008;25(1):1-6.
21. Andriacchi TP, Mundermann A, Smith LR, Alexander EJ, Durby CO, Koo S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng* 2004;32:447-57.
22. Volck B, Qstergaard BK, Johansen JS, Garbarsch C, Price PA. The distribution of YKL-40 in osteoarthritic and normal human articular cartilage. *Scand J Rheumatol* 1999;28:171-9.
23. Pavelka K, Gatterova J, Olejarova M. Glucosamine sulfate use and delay of progression of knee osteoarthritis. *Arch Intern Med*. 2002;162:2113-23.
24. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis* 1957;16:494-502.
25. Peterfy CG, Guermazi A, Zaim S, Tirman PFJ, Miaux Y, White D et al. Whole-Organ Magnetic Resonance Imaging Score (WORMS) of the knee in osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 2004;3(12):177-190.

26. Edmond SL. Sąnarių mobilizacija, manipuliacija. Technikos skirtos galūnių sąnariams ir stuburui. Kaunas: Vitae Litera; 2012.
27. Karpavičienė A, Seibutienė A, Zachovajevas P. Žmogaus anatomija. Kaulai. Jungtys. Studijų knyga. Kaunas: LKKA; 2012.
28. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res* 1991;9:113-9.
29. Kenneth A, Krockow M.D. The measurement and analysis of axial deformity of the knee. Homer Skyter centre: Skyter; 2008.
30. Cameron J, Tile M. Knee Conditions and Disability. Knee Conditions and Disability Discussion paper prepared for The Workplace Safety and Insurance Appeals Tribunal. Toronto: Aug 2013.
31. Issın A, Şahin V, Koçkara N, Gürsu S.S, Kurtuldu A, Yıldırım T. Is proximal tibia the major problem in varus gonarthrosis? Evaluation of femur and ankle. *Joint Diseases and Related Surgery* 2012;23(3):128-133.
32. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994;25:395-403.
33. Shelburne K.B, Michael R, Pandy M.G. Contributions of Muscles, Ligaments, and the Ground-Reaction Force to Tibiofemoral Joint Loading During Normal Gait. *J Orthop Res*, 2006;24:1983-90.
34. Andriacchi TP, Mundermann A, Smith LR, Alexander EJ, Durby CO, Koo S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng* 2004;32:447-57.
35. Erhart-Hledika CJ, Favre J, Andriacchi TP. New insight in the relationship between regional patterns of knee cartilage thickness, osteoarthritis disease severity, and gait mechanics. *Journal of Biomechanics* 2015;48(48):3868-75.
36. Sayers A, Wydle V, Lengueerand E, Beswick AD, Gooberman-Hill R, Pyke M et al. Rest Pain and Movement-Evoked Pain as Unique Constructs in Hip and Knee Replacements. *Arthritis Care & Research* 2016;29(68):237-45.
37. Linaker CH, Walker-Bone K, Palmer K, Cooper C. Frequency and impact of regional musculoskeletal disorders. *Baillieres Best Pract Res Clin Rheumatol* 1999;13:197-215.
38. Dieppe PA, Lohmander LS. Pathogenesis and management of pain in osteoarthritis. *Lancet* 2005;365:965-73
39. Kidd BL, Photiou A, Inglis JJ. The role of inflammatory mediators on nociception and pain in arthritis. *Novartis Found Symp* 2004;60:122-33;133-38,277-79.

40. Felson DT, McLaughlin S, Goggins J, et al. Bone marrow edema and its relation to progression of knee osteoarthritis. *Ann Intern Med* 2003;139:330-36.
41. Neogi T, Guermazi A, Roemer F, Nevitt MC, Scholz J, Arendt-Nielsen L et. al. Association of Joint Inflammation With Pain Sensitization in Knee Osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatology* 2016;3(68):654-61.
42. Segal NA, Glass NA, Torner J, Yang M, Felson DT, Sharma L et al. Quadriceps weakness predicts risk for knee joint space narrowing in women in the MOST cohort. *Osteoarthritis Cartilage* 2010;18(6):769-75.
43. Hortobágyia T, Westerkampa L, Beama S, Moodya J, Garryb J, Holbertc D, DeVitaa P. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 2005;1(20):97-104.
44. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, Sharma L. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis & Rheumatism* 2005;52(11):3515-19.
45. Sharder MW, Draganich LF, Pottenger LA, Piotrowski GA. Effects of knee pain relief in osteoarthritis on gait and stair-stepping. *Clin Orthop* 2004;42:188-93.
46. Al-Zahrani KS, Bakheit AM. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil* 2002;24:275-80.
47. Griškevičius J, Daunoravičiūtė K. Biomechanikos praktikumas I dalis. *Tecnika: Vilnius;* 2012.
48. Zhang M, Liu A, Jiang A, Pang J, Guo H, Chen K at al. The biomechanical effect of backward walking on the knee: a new method for releasing the joint loading. *Osteoarthritis & Cartilage*
49. Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Physical Therapy* 1992;72(1):45-53.
50. JoAnne K, Perry G, Perry J. Gait analysis techniques. *The Journal of American Physical Therapy Association* 1984;63(12):1831-38.
51. Soda N, Ueki T, Aoki T. Three-dimensional Motion Analysis of the Ankle during Backward Walking. *J Phys Ther Sci* 2013;25:747-49.
52. Flynn TWC, Soutas-Little RW. Patellofemoral joint compressive forces in forward and backward running. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1995;21:277-82.
53. Tanaka R, Ozawa J, Kito N, Moriyama H. Effects of exercise therapy on walking ability in individuals with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Clinical Rehabilitation* 2016;30(1):36-52.

54. Salacinski AJ, Krohn K, Lewis SF, Holland ML, Ireland K, Marchetti G. The effects of group cycling on gait and pain-related disability in individuals with mild-to-moderate knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:985-95.
55. Kallioinen K. Aquatic vs. land-based exercises as a viable treatment for knee osteoarthritis. PT critically appraised topics. Paper 47:2014. <http://commons.pacificu.edu/ptcats/47>.
56. Foroughi L, Smith RM, Lange AK, Singh MA, Vanwanseele B. Progressive resistance training and dynamic alignment in osteoarthritis: A single-blind randomised controlled trial. *Clin Biomech* 2011;26(1):71-7.
57. Hawker G.A, Mian S, Kendzerska T, French M. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care & Research* 2011;63(11):240-52.
58. Grinsven S, Cingel REH, Holla CJM, Loon CJM. (2010). Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2010;18:1128-44.
59. Stillman BC. Physiological quadriceps lag: Its nature and clinical significance. *Australian Journal of Physiotherapy* 2004;50:237-41.
60. Dube BP, Peloquin MH, Sauvageau B, Poirier C. Evaluation of a stair climbing test as a marker of improvement in exercise capacity and quality of life in patients undergoing pulmonary rehabilitation. *Pulmonary rehabilitation: organization and outcomes: 2013*, pp. A5129.
61. Camarda SRA, Tebexreni SA, Páfaró CN, Sasai FB, Tambeiro VL, Juliano Y et al. Comparison of Maximal Heart Rate Using the Prediction Equations Proposed by Karvonen and Tanaka. *Arq Bras Cardiol* 2008;91(5):285-88.
62. Karvonen JJ, Kentala E, Mustala O. The effects of training on heart rate: a “longitudinal” study. *Ann Med Exp Biol Fenn.* 1957;35:307-15.
63. Juocevičius A. Guodys H. Reumatinėmis sąnarių ligomis sergančiųjų fizinio pajėgumo ir reabilitacijos potencialo kompleksinis vertinimas. M. Šumausko spaustuvė: Vilnius; 1985.

64. Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Holmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer. *Scand J Med Sci Sports* 2010;20:493-501.
65. Andrews AW, MW Thoma, RW Bohannon. Normative Values for Isometric Muscle Force Measurements Obtained With Hand-held Dynamometers. *Physical Therapy* 1996;76(3):248-59.
66. Arnold CM, Warkentin KD, Chilibeck PD, Magnus CRA. The reability and validity of hand-Jurnal of Strenght and Conditional Reasearch 2010;3(24):815-24.
67. Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM, Hertel J. Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young Adults. *Journal of Sport Rehabilitation* 2008;17;160-70.
68. Marmon RA, Pozzi F, Alnahdi, JA Zeni. The validity of plantarflexor strength measures obtained trough hand-held measurements of force. *The International Journal of Sports Physical Therapy* 2016;8(6):820-7.
69. Holm B, Jacobsen, S, Skjodt, H, Klarlund M, Jensen T, Hetland MD, Ostergaard M. Keitel functional test for patients with rheumatoid arthritis: translation, reliability, validity, and responsiveness. *Phys Ther* 2008;88:664-78.
70. Indriūnienė J, Juocevičius A. Amžiaus įtaka moterų blauzdos tiesiamųjų ir lenkiamųjų raumenų jėgos ir ištvėmės parametrams. *Gerontologija* 2011;12(3):167-171.

# 1 PRIEDAS. TYRIMO PROTOKOLAS

## ATGALINIO ŽINGSNIAVIMO METODO POVEIKIS KELIO SĄNARIO FUNKCIJAI

### PROTOKOLAS

Diagnozė :

LIN:

- |                             |                        |
|-----------------------------|------------------------|
| 1. Paciento inicialai ..... | I ištyrimo data .....  |
| 2. Lytis .....              |                        |
| 3. Amžius .....             |                        |
| 4. Ūgis .....               |                        |
| 5. Svoris .....             | II ištyrimo data ..... |
| 6. KMI .....                |                        |
| 7. Pažeidimo pusė .....     |                        |
| 8. Patirtos traumos .....   |                        |
| 9. Tel. Nr. ....            |                        |

Rodiklis	I tyrimas	II tyrimas
<b>SAS</b> Aktyvus max. lenk. Aktyvus max. ties.		
<b>Aktyvus lenkimas</b> D K		
<b>Pasyvus lenkimas</b> D K		
<b>Aktyvus tiesimas</b> D K		
<b>Pasyvus tiesimas</b> D K		
<b>„Lag“ testas</b> Pasyvi ampl. Aktyvi ampl.		
<b>Laiptinis mėginys</b> 1.  2.  3.		
<b>Keitel testas</b>		



## Skausmo vertinimas

Max. lenkimas/I tyrimas



Max. tiesimas/ I tyrimas



Max. lenkimas/ II tyrimas



Max. tiesimas/ II tyrimas



## Laiptinio mėginio vertinimas

	I tyrimas		II tyrimas	
	Laikas (t)	Galinis ŠSD	Laikas (t)	Galinis ŠSD
1.				
2.				
3.				




**Raumenų izometrinės jėgos (N) vertinimas „Lafayette“ dinamometru**

	I tyrimas		II tyrimas	
	D	K	D	K
Šlaunies lenkėjai	1.			
	2.			
	3.			
Kelio tiesėjai	1.			
	2.			
	3.			
Kelio lenkėjai	1.			
	2.			
	3.			
Šlaunies tiesėjai	1.			
	2.			
	3.			
Čiurnos lenkėjai	1.			
	2.			
	3.			
Čiurnos tiesėjai	1.			
	2.			
	3.			








## Modifikuotas Keitel funkcinio judėjimo testas

Užduotis	Įvertinimas	Max balų suma			
		Prieš		Po	
		D	K	D	K
<b>1. Atsisėsti lovoje iš gulimos padėties</b>	6- atliekama su ištiestomis rankomis 5-atliekama su ištiestomis rankomis, bet sunkiai 4- remiantis rankomis 2-su pagalba 0-neatliekama				
<b>2. Gulint ant nugaros plačiai praskėsti kojas</b>	2- 50 cm ir daugiau 1- mažiau 50 cm 0- mažiau 20 cm				
<b>3. Atsistoti nuo kušetės</b>	6- atliekama su ištiestomis rankomis 5-atliekama su ištiestomis rankomis, bet sunkiai 4- remiantis rankomis 2-su pagalba 0-neatliekama				
<b>4. Stovėti abt pirštų galų (15s)</b>	2-atliekama 1-mažiau nei 15s 0-neatliekama				
<b>5. Stovėti ant kulnų (15s)</b>	2-atliekama 1-mažiau nei 15s 0-neatliekama				
<b>6. Pilnai atsitūpti</b>	2-atliekama 1-atliekama sunkiai 0-neatliekama				
<b>7. Išorinė klubo sąn. rotacija, vienos kojos kulną pastatyti ant kitos kojos, pėdų ašies kampas 90°</b>	2-atliekama 1-kampas tik iki 90° 0-neatliekama				
<b>8. Stovėti ant vienos kojos</b>	2-atliekama 1-mažiau nei 15s 0-neatliekama				
<b>9. Sulenkti koją per kelio sąn. ir užkelti pėdą ant kėdės</b>	2-atliekama 1-koja atkeliama nuo grindų 0-koja neatkeliama nuo grindų				
<b>10. Stovėti 1m atstumu nuo kėdės, pakelti tiesią koją ir uždėti ant kėdės</b>	2-atliekama 1-koja atkeliama nuo grindų 0-koja neatkeliama nuo grindų				
<b>11. Vaikščiojimas (30m)</b>	6-20s 5-20s, bet sunkiai 4-25s 3-30s 2-40s 1-keli mostai su pagalba ar be jos				
<b>12. Kėlimasis laiptais. 10 laiptų aukštyn ir 10 laiptų žemyn.</b>	3- 7s nesilaikant už turėklų 2- iki 14s pasilaikant 1- daugiau kaip 14s ar tik keli laiptukai 0-neatliekama				
<b>Suma</b>					

## 2 PRIEDAS. KINEZITERAPIJOS PROGRAMOSE TAIKYTI RAUMENŲ TEMPIMO PRATIMAI

<p>1. Pasyvus klubinio šlaunies, keturgalvio šlaunies raumenų tempimas (1 savaitė).</p>	
<p>2. Aktyvus klubinio šlaunies, keturgalvio šlaunies raumenų tempimas (2 savaitė).</p>	
<p>3. Aktyvus dvigalbio šlaunies, dvilypio blauzdos raumenų tempimas (1-2 savaitės).</p>	

### 3 PRIEDAS. KINEZITERAPIJOS PROGRAMOSE TAIKYTI RAUMENŲ JĖGOS STIPRINIMO PRATIMAI

<b>1. Kelio tiesimas 0°- 30°</b>	
Pradinė padėtis	Galinė padėtis
	
<b>2. Kelio tiesimas 90°- 180°</b>	
Pradinė padėtis	Galinė padėtis
	
<b>3. Šlaunies atitraukimas</b>	
Pradinė padėtis	Galinė padėtis
	
<b>4. Abipus (izometrinis) šlaunies pritraukimas</b> 3-4 pratimai atlikti gulimose ant dešinio ir kairiojo šono padėtyse	
	
Pradinė padėtis	Galinė padėtis
<b>Dubens kėlimas, tiesių kojų atrama</b>	

