

LIETUVOS SPORTO UNIVERSITETAS

Dovilė Kieľė

**KELIO SĄNARIO FUNKCINIAI POKYČIAI
PRIEŠ IR PO PRIEKINIO KRYŽMINIO
RAIŠČIO PLYŠIMO OPERACIJOS
TAIKANT SKIRTINGAS REABILITACIJOS
PROGRAMAS**

Daktaro disertacija
Gamtos mokslai, biologija (N 010)

KAUNAS 2019

Disertacija rengta 2010–2019 metais Lietuvos sporto universitete.

Mokslinis vadovas

Doc. dr. Nerijus Masiulis (Lietuvos sporto universitetas, gamtos mokslai,
biologija – N 010)

TURINYS

SANTRUMPOS	5
IVADAS	6
1. LITERATŪROS APŽVALGA	10
1.1. Kelio sąnario anatomija bei priekinio kryžminio raiščio plyšimo biomechanika	10
1.2. Priekinio kryžminio raiščio plyšimo ir rekonstrukcijos įtaka kelio sąnario funkcijoms	12
1.2.1. Pusiausvyros ir propriocepcijos pokyčiai prieš ir po priekinio kryžminio raiščio plyšimo operacijos	12
1.2.2. Jėgos pokyčiai prieš ir po priekinio kryžminio raiščio plyšimo operacijos	14
1.2.3. Jėgos momento variabilumo pokyčiai prieš ir po priekinio kryžminio raiščio plyšimo operacijos	16
1.3. Gydymas esant priekinio kryžminio raiščio plyšimui	18
1.3.1. Priekinio kryžminio raiščio rekonstrukcija	18
1.3.2. Reabilitacija po priekinio kryžminio raiščio plyšimo ir operacijos	19
1.3.2.1. Įprastinė kineziterapija	19
1.3.2.2. Kineziterapija akcentuojant jėgos išvystymo greitį	21
1.3.2.3. Kineziologinis teipavimas	24
1.3.3. Kelio sąnario funkcijoms įvertinti naudojami testai	25
2. TYRIMO METODAI IR ORGANIZAVIMAS	28
2.1. Tiriamieji	28
2.2.1. Statinės ir dinaminės pusiausvyros nustatymas	30
2.2.2. Maksimalios izometrinės ir dinaminės blauzdos lenkimo ir tiesimo raumenų jėgos momento nustatymas	32
2.2.2.2. Jėgos išvystymo greičio nustatymas	33
2.2.2.3. Jėgos momento variabilumo nustatymas išvysčius 20% MVJ	34
2.2.3. Funkciniai testai	35
2.2.3.1. Žvaigždės nuokrypio pusiausvyros testas	35

2.2.3.2.	Trišuolio testas	36
2.2.3.3.	Stotis-eiti testas	37
2.3.	Tyrimo organizavimas	38
2.3.1.	Pirmojo tyrimo organizavimas	38
2.3.2.	Antrojo tyrimo organizavimas	40
2.3.3.	Trečiojo tyrimo organizavimas	42
2.4.	Statistiniai skaičiavimai	44
3.	TYRIMŲ REZULTATAI.....	45
3.1.	Pirmo tyrimo rezultatai bei jų aptarimas.....	45
3.1.1.	Dinaminės ir izometrinės maksimalios valingos kojų raumenų jėgos momentai.....	45
3.1.2.	Jėgos išvystymo greitis	49
3.1.3.	Klausimynų bei pusiausvyros rezultatai.....	53
3.1.4.	Rezultatų aptarimas	56
3.2.	Antrojo tyrimo rezultatai bei jų aptarimas.....	60
3.2.1.	Pusiausvyros rezultatai.....	60
3.2.2.	Dinaminės ir izometrinės maksimalios valingos kojų raumenų jėgos momentas.....	62
3.2.3.	Jėgos momento variabilumas išvysčius 20% MVJ	65
3.2.4.	Rezultatų aptarimas	66
3.3.	Trečiojo tyrimo rezultatai bei jų aptarimas.....	71
3.3.1.	Jėgos išvystymo greitis	71
3.3.2.	Dinaminės ir izometrinės maksimalios valingos kojų raumenų jėgos momentas.....	76
3.3.3.	Jėgos momento variabilumas išvysčius 20% MVJ	79
3.3.4.	Funkcinių testų ir klausimynų rezultatai	80
3.3.5.	Rezultatų aptarimas	84
3.4.	Rezultatų apibendrinimas.....	91
	IŠVADOS.....	93
	LITERATŪRA	94

SANTRUMPOS

AGFI – apatinių galūnių funkcinis įvertinimas
Ax – kūno masės centro poslinkis šonine kryptimi
Ay – kūno masės centro poslinkis pirmyn-atgal kryptimi
CNS – centrinė nervų sistema
H:Q – blauzdos lenkėjų ir tiesėjų raumenų tarpusavio santykis
IKDC – subjektyvus kelio sąnario vertinimo klausimynas
IPR – įprastinė kineziterapija
JIG – jėgos išvystymo greitis
KON – kontrolinė grupė
KT – kineziterapija
KZ – kineziologinis teipavimas
MVJ – maksimali valinga jėga
PKR – priekinis kryžminis raištis
TIR – tiriamoji grupė
VAS – vizualinė analoginė skausmo vertinimo skalė
VGI – vaizdinė grįžtamoji informacija
VK – variacijos koeficientas
ŽNPT – žvaigždės nuokrypio pusiausvyros testas

IVADAS

Kelio sąnario pažeidimai yra antras pagal dažnumą pasitaikantis griaučių-raumenų sistemos pažeidimas (Anderson et al., 2016; Filbay & Grindem, 2019). Nustatyta, jog 9 procentai šių pažeidimų yra vieno ar kelių raiščių plyšimai, tačiau dažniausiai pažeidžiamas priekinis kryžminis raištis (PKR) (van Grinsven et al., 2010; Goetschius & Hart, 2016). Šias traumas dažniausiai patiria asmenys, sportuojantys tokiose sporto šakose kaip: futbolas, krepšinis, rankinis, tinklinis, kalnų slidinėjimas (van Grinsven et al., 2010; Trulsson et al., 2015).

PKR plyšimas bei operacija yra vienas iš labiausiai tyrinėjamų objektų biomedicinos literatūroje (Anderson et al., 2016). Vien tik per paskutinius 5 metus parašyta 8592 mokslinių straipsnių susijusių su PKR MEDLINE duomenų bazėje. Yra plačiai aprašyta apie PKR plyšimo sukeltą priekinį-šoninį nestabilumą, skausmą, dėl ko sumažėja paciento fizinis aktyvumas, blogėja gyvenimo kokybė (Alonso et al., 2009; Peeler et al., 2010; Trulsson et al., 2015; Filbay & Grindem, 2019) bei padidėja sąnario pažeidimo tikimybė: meniskų pažeidimai, kremzlių defektai bei osteoartritas (van Grinsven et al., 2010; Rodriguez-Merchan, 2015).

Dauguma negydomų kelio sąnario PKR vėliau tampa degeneracinių pakitimų pradžia (Rodriguez-Merchan, 2015), todėl pacientai tampa nedarbingi, turi apriboti sportinę veiklą. Po PKR plyšimo ir operacijos skirtingų šalių klinikose taikomos labai skirtingos reabilitacijos programos ir nėra visuotinai priimtinos nuomonės dėl jų modifikacijos (Hoffman et al., 1999; Rose et al., 2004; Streckis et al., 2007). Dažniausiai prarastoms kelio sąnario funkcijoms atstatyti taikoma įprastinė kineziterapija (van Grinsven et al., 2010; Saka, 2014). Tik neseniai pradėti taikyti jėgos išvystymo greičio (JIG) pratimai (Vila-Cha et al., 2010; Oliveira et al., 2013; Maffiuletti et al., 2016) ir kineziologinis teipavimas (KZ) (Chang et al., 2012; de Almeida Lins et al., 2013; Lumbroso et al., 2014; Howe et al., 2015) klinikinėje praktikoje, todėl nėra pakankamai duomenų apie jų įtaką kelio sąnario funkcijoms esant PKR plyšimui ir po operacijos. Taip pat vis dar išlieka neaišku nuo kada reikėtų taikyti ir kokia reabilitacija yra efektyvesnė norint atgauti prieš traumą buvusią funkciją (van Grinsven et al., 2010). Reikalingi tolesni tyrimai, kurių rezultatais remiantis būtų sukurta reabilitacijos programa kelio sąnario funkcijoms lavinti (Magalhães et al., 2016a) bei KZ naudojimo pagrindimo klinikinėje praktikoje po PKR plyšimo ir operacijos (Vercelli et al., 2012; Drouin

et al., 2013; Parreira et al., 2014; Csapo & Alegre, 2015). Po PKR plyšimo suprastėja neuroraumeninė kontrolė, sutrinka sensomotorinė sistema, raumenų aktyvacija ir sumažėja raumenų jėga (Bonsfills et al., 2008; Ingersol et al., 2008; Peeler et al., 2010; Clagg et al., 2015; Trulsson et al., 2015; Filbay & Grindem, 2019), kas įtakoja subjektyvų kelio sąnario funkcijos vertinimo, ėjimo, šuolio bei pusiausvyros funkcijos suprastėjimą, todėl manome, jog siekiant kelio sąnario funkcijos atstatymo po PKR plyšimo ir operacijos svarbu kompleksiskai vertinti kelio sąnario funkcijas atspindinčius rodiklius reabilitacijos laikotarpiu.

Yra atlikta keletas tyrimų apie pusiausvyrą po PKR plyšimo, tačiau gauti rezultatai skiriasi. Vieni autoriai (Mituza et al., 1992; Alonso et al., 2009; Clagg et al., 2015) nustatė, jog atliekant pusiausvyros testus reikšmingai labiau svyruojama stovint ant pažeistos kojos. Tačiau kiti autoriai (Harrison et al., 1994) nustatė, jog PKR plyšimas pusiausvyrai įtakos neturi. Kaip PKR plyšimas ir operacija įtakoja pusiausvyros sutrikimus lyginant pažeistą ir sveiką kojas bei sveikų tiriamųjų pusiausvyrą iki šiol nėra gerai žinoma, ypač dinaminės pusiausvyros metu (Culvenor et al., 2016).

Kelio sąnario funkcijos atsigavimas po PKR rekonstrukcijos yra ilgalaikis, operuotos kojos šlaunies raumenų silpnumas, lyginant su sveika koja, išlieka net praėjus 6 mėnesiams po operacijos (Risberg et al., 2007). Dažniausiai reabilitacija baigiama, kai matoma, kad pacientas jau atgavo stabilumą, pusiausvyrą, raumenų jėgą (Anders et al., 2008). Tačiau nurodoma, jog norint įvertinti reabilitacijos eigą reikia vertinti paciento būklę kompleksiskai (Gokeler et al., 2017): atsižvelgti į raumenų savybes (Keays et al., 2000; Ly & Handelsman, 2002), sensorinės informacijos deficitą (propriocepciją ir kinesteziją) ir neuroraumeninius parametrus. Mokslininkai yra nustatę, jog po PKR plyšimo (Bryant et al., 2009; Pua et al., 2015) ir po PKR operacijos (Bryant et al., 2008; Telianidis et al., 2014; Pua et al., 2015) stebimas keturgalvio šlaunies raumens kontrolės sutrikimas atliekant izometrinį ir izokinetinį blauzdos tiesimo jėgos matavimą. Tačiau vis dar mažai atkreipiama dėmesio į JIG matavimą kaip vieną iš svarbiausių parametų, leidžiančių įvertinti funkcinę būklę (Angelozzi et al., 2012). Tik neseniai pradėta tirti, kaip JIG keičiasi po griaučių-raumenų sistemos pažeidimų (Aagaard et al., 2002; Maffiuletti et al., 2010; Zebis et al., 2011). Tačiau vis dar trūksta tyrimų, kurie tirtų blauzdos tiesėjų ir lenkėjų MVJ ir JIG pokyčius reabilitacijos laikotarpiu prieš ir po PKR operacijos bei reabilitacijos (Magalhães et al., 2016b).

Kitas kelio sąnario funkciją atspindintis rodiklis yra variabilumas, kuris apibrėžiamas kaip sensomotorinės sistemos nestabilumo rodiklis, apibūdinantis sugebėjimą tolygiai ir stabiliai išlaikyti raumens susitraukimus (Hong & Newell, 2008; Goetschius & Hart, 2016). Daugiausiai yra atlikta tyrimų su sveikais tiriamaisiais, kuriems buvo tirtas raumenų jėgos momento variabilumas atliekant izometrinės užduotis (Christou et al., 2002; Tracy et al., 2007; Stergiou et al., 2006; Salonikidis et al., 2009). Tyrimai ir intervencijos skirtos keturgalvio ir užpakalinių šlaunies raumenų motorinės kontrolės vertinimui nėra dažnos klinikinėje ar mokslo praktikoje (Goetschius & Hart, 2016). Todėl duomenų kaip kinta kelio sąnario lenkimą ir tiesimą atliekančių raumenų jėgos momento variabilumas prieš ir po operacijos bei reabilitacijos metu vis dar trūksta. Manome, jog jėgos momento variabilumo vertinimas gali suteikti vertingos informacijos vertinant raumenų disfunkciją.

Išsikėlėme tris **hipotezes**:

1. Kineziologinio teipo sukelti stimulai įtakoja neuroraumeninę kontrolę ir motorinę funkciją, dirginami odos receptoriai, dėl ko padidėja neuronų jautrumas (Mandelbaum et al., 2005), todėl manome, jog turėtų padidėti izometrinės ir dinaminės jėgos momentas, jėgos išvystymo greitis bei pusiausvyra iš karto po kineziologinio teipo užklėjavimo ir praėjus 4 savaitėms lyginant su kontroline grupe.
2. Manome, jog po reabilitacijos sumažėjus blauzdos tiesėjų ir lenkėjų raumenų jėgos momentui (Chaves et al., 2012; Konishi, 2013; Nyland et al., 2014; Petersen et al., 2014) bus didesnis jėgos momento variabilumas, blogesnė dinaminė pusiausvyra nei prieš priekinio kryžminio raiščio plyšimo operaciją, tačiau statinei pusiausvyrai reabilitacija įtakos neturės.
3. Žinant, jog po priekinio kryžminio raiščio operacijos sutrinka kelio sąnario funkcinis pajėgumas, taip pat ir jėgos išvystymo greitis (Maffiuletti et al., 2016), kurį galima padidinti atliekant pratimus (Aagaard et al., 2000; Aagaard et al. 2001; Aagaard, 2003; Suetta et al. 2008), todėl manome, jog taikant jėgos išvystymo greičio pratimus padidės jėgos išvystymo greitis, izometrinės ir dinaminės jėgos momentas, nušoktas atstumas bei ėjimo greitis lyginant su įprastinės kineziterapijos grupe, tačiau jėgos momento variabilumo ir pusiausvyros rezultatai turėtų reikšmingai nesiskirti. Jėgos išvystymo greičio ir įprastinės grupių visi vertinti rodikliai turėtų būti reikšmingai prastesni ir prieš, ir po 1 mėnesio kineziterapijos lyginant su sveikais tiriamaisiais.

Tikslas – nustatyti blauzdos tiesimą ir lenkimą atliekančių raumenų jėgos momento, jėgos momento variabilumo, pusiausvyros ir funkcinį testų rezultatų pokyčius prieš ir po priekinio kryžminio raiščio operacijos taikant skirtingas reabilitacijos programas.

Uždaviniai:

1. Nustatyti momentinio ir ilgalaikio kineziologinio teipavimo įtaką blauzdos tiesėjų ir lenkėjų raumenų jėgos momentų, jėgos išvystymo greičio, pusiausvyros pokyčiams esant priekinio kryžminio raiščio plyšimui.
2. Nustatyti ir palyginti pusiausvyrą, blauzdos tiesėjų ir lenkėjų raumenų jėgos momento ir jėgos momento variabilumą prieš priekinio kryžminio raiščio operaciją ir po reabilitacijos.
3. Nustatyti jėgos išvystymo greičio ir įprastinės kineziterapijos įtaką jėgos išvystymo greičiui, blauzdos tiesėjų ir lenkėjų raumenų jėgos momentui bei funkcinį testų pokyčiams po priekinio kryžminio raiščio operacijos.

Tyrimo originalumas, teorinė ir praktinė reikšmė.

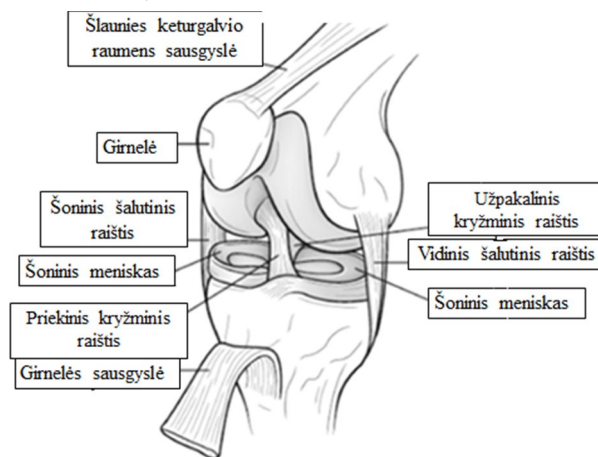
Mūsų žiniomis nėra atlikta mokslinių tyrimų, kurie nagrinėtų kompleksinę vertintų rodiklių kaitą prieš ir po PKR operacijos taikant skirtingas reabilitacijos programas. Tyrimo rezultatai parodė, jog po PKR plyšimo ir operacijos reikėtų taikyti jėgos momento, pusiausvyros ir JIG matavimą norint įvertinti neuroraumeninės sistemos pažeidimus bei kontraktilines funkcijas, o simetrijos indeksas ir H:Q santykis tikslingas vertinant PKR plyšimo įtaką kelio sąnario funkcijai. Po PKR plyšimo ir operacijos stebimas sumažėjęs abipusis kojų funkcinis pajėgumas, todėl reabilitacija ir kineziterapija turi būti taikoma abiems kojoms.

Tyrimo rezultatai bei išvados bus naudingos reabilitacijos srities specialistams įvairiuose paciento gydymo etapuose. Neuroraumeninės disfunkcijos supratimas po PKR plyšimo papildė teorines žinias ir leidžia efektyviau koreguoti reabilitacines programas. Gautos išvados gali prisidėti prie reabilitacijos programų tobulinimo esant PKR plyšimui ir po PKR operacijos.

1. LITERATŪROS APŽVALGA

1.1. Kelio sąnario anatomija bei priekinio kryžminio raiščio plyšimo biomechanika

Kelio sąnarys – didžiausias žmogaus kūne pagal kapsulės dydį ir sąnarių paviršių plotą. Jis skirtas atraminei kojos funkcijai ir didelei judesių amplitudei (Chmielewski et al., 2003). Kelio sąnario raiščiai kartu su šlaunies ir blauzdos raumenimis nulemia sąnario stabilumą ir galimybę sąnariui judėti kiek leidžia fiziologinės ribos. Kelio sąnaryje yra priekinis ir užpakalinis kryžminiai raiščiai (1 pav.). Kryžminiai raiščiai stabilizuoja kelio sąnarį atliekant judesius (Chmielewski et al., 2003; LaBella et al., 2014). Užpakalinis kryžminis raištis stabilizuoja kelio sąnarį kuomet koja ištiesta per kelio sąnarį mažiau nei 30° kampu bei apsaugo nuo per didelio priekinio blauzdikaulio slydimo, o priekinis kryžminis raištis (PKR) ištempiamas ir atlieka savo funkciją esant didesniai kelio sąnario kampui (Kato et al., 2013, Domnick et al., 2016).



1 pav. Kelio sąnario anatominė struktūra (modifikuota pagal LaBella et al., 2014)

Suaugusio žmogaus PKR yra vidutiniškai 30 – 35 mm ilgio ir apie 10 mm skersmens (Chmielewski et al., 2003; Kopf et al., 2009). Jį sudaro nelygiagretūs kolageniniai pluoštai. Raištyje gausu tankiai išdėstytų mechanoreceptorių, kurie yra labai svarbūs propriocepcijai (Bowditch, 2001). Priekinis kryžminis kelio sąnario raištis yra pagrindinis kelio sąnario stabilizatorius, jungiantis šlaunikaulį su blauzdikauliu bei neleidžiantis blauzdikauliui slysti į priekį. Paprastas ėjimas

sukelia 500 N stiprumo jėgą, bet staigus krypties keitimas bėgant, sukimasis ir įsibėgėjimas ar stabdymas jėgą padidina 3 kartus (Fu et al., 1999)

Atliekant kelio sąnario judesius dalyvauja įvairūs raumenys. Svarbiausias jų – keturgalvis šlaunies raumuo, kuris yra svarbus tiesiant koją per kelio sąnarį. Lenkiant kelio sąnarį dalyvauja dvigalvis šlaunies, pusgyslinis ir pusplėvinis raumenys. Kelio sąnario lenkimą riboja kryžminiai raiščiai bei meniskų užpakaliniai galai (Norkin & Levangie, 1992).

Dvilypis blauzdos raumuo riboja per didelį kojos ištiesimą (hiperekstenziją), o kelio sąnario tiesimą riboja priekinio bei užpakalinio kryžminių raiščių bei užpakalinis kapsulės įtempimas (Chmielewski et al., 2003). Taip pat tiesimo amplitudė priklauso nuo keturgalvio šlaunies raumens, kelio sąnario sausgyslių, raiščių bei dvilypio raumens ilgių (Norkin & Levangie, 1992). Neabejotinai kryžminiai raiščiai kartu su meniskais yra vieni svarbiausių kelio sąnario stabilizatorių (van Grinsven et al., 2010). Meniskai dalyvauja sąnarinės kremzlės mitybos procesuose, o krūvio sąnariui metu didina sąnarių paviršių kontaktinį plotą, taip sumažindami sąnarinei kremzlei tenkančius krūvius.

Kai PKR sveikas, vidiniam meniskui, šalutiniams raiščiams ir kapsulei tenka antraeilis vaidmuo užtikrinant kelio sąnario stabilumą. Bet jie įgauna didžiulę svarbą, kai PKR yra plyšęs ar jo nėra, nes tai padidina šių kelio sąnario struktūrų sužalojimo riziką (Bowditch, 2001).

PKR funkcijos (LaBella et al., 2014):

- 1) suteikia kelio sąnariui stabilumo,
- 2) saugo blauzdikaulį nuo per didelio vidinio ir šoninio sukimosi (van Grinsven et al., 2010, Soltani et al., 2014),
- 3) saugo blauzdikaulį nuo priekinio užslydimo ant šlaunikaulio,
- 4) saugo nuo per didelio blauzdikaulio ir šlaunikaulio mobilumo vienas kito atžvilgiu (Bowditch, 2001).

Kryžminiai raiščiai pažeidžiami tiesioginio bei netiesioginio sąlyčio metu. Tiesioginis kontaktas– tokio tipo pažeidimai dažniausiai atsitinka kontaktinių sporto šakų, tokių kaip futbolas, regbis ar krepšinis, atstovams. Kelio sąnarys būna priverstinėje padėtyje, veikiamas stipraus smūgio. Nekontaktinės traumos dažniausiai įvyksta dėl sutrikusio kelio sąnario dinaminio stabilumo (Agel et al., 2005):

- 1) staiga sustojus,
- 2) keičiant bėgimo kryptį, kai dangos paviršius nelygus,

- 3) šokant ant vienos kojos,
- 4) krintant ar susiduriant,
- 5) staiga pasukus koją per kelio sąnarį, kai čiurnos sąnarys fiksuotas.

PKR nekontaktinių sužeidimų rizikos veiksniai (Griffin et al., 2000; Anderson et al., 2016):

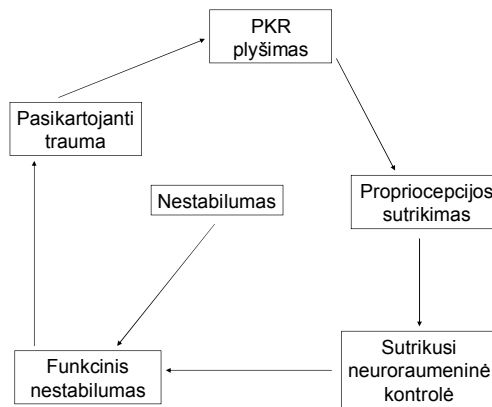
- 1) anatominiai – kelio sąnario laisvumas, siaura tarpgumburinė pakyla, PKR dydis;
- 2) hormoniniai – estrogenas didina kelio sąnario paslankumą;
- 3) aplinkos – netinkama avalynė, nelygus paviršius.

Yra nustatyta, jog staiga pakeitus judėjimo kryptį, pasikeičia kelio biomechanika ir atsiranda didesnė tikimybė, jog įvyks PKR plyšimas (Anderson et al., 2016). PKR plyšimai siejami su sporto šakomis, kuriose dažnai reikia keisti bėgimo kryptį ar stabdyti bėgant (Bowditch, 2001). PKR plyšimas įtakoja sutrikusią kelio sąnario propriocepciją ir mažina kelio sąnario stabilumą (Soltani et al., 2014).

1.2. Priekinio kryžminio raiščio plyšimo ir rekonstrukcijos įtaka kelio sąnario funkcijoms

1.2.1. Pusiausvyros ir propriocepcijos pokyčiai prieš ir po priekinio kryžminio raiščio plyšimo operacijos

Proprioceptorių, esančių raumenyse, raiščiuose ir sąnario kapsulėje dėka gebame jausti kūno padėtį erdvėje. Žinoma, jog PKR yra nervų bei mechanoreceptorių, kurie yra svarbūs kelio sąnario propriocepcijai (Domnick et al., 2016). PKR ir kelio sąnario kapsulėje yra mechanoreceptorių, tokių kaip laisvų nervų galūnėlių, *Ruffini*, *Pacini* ir *Goldžio* kūnelių, kurie siunčia informaciją į centrinę nervų sistemą (CNS) apie kelio sąnario padėtį erdvėje (Ingersoll et al., 2008). PKR viena iš funkcijų yra stabilizuoti kelio sąnarį, todėl jo plyšimas įtakoja pusiausvyros sutrikimus (Beynon et al., 1995) per proprioceptinę funkciją (Lephart & Fu, 2000; Krogsgaard & Solomonow, 2002; Soltani et al., 2014) (2 pav.).



2 pav. PKR plyšimo įtaka propriocepcijai ir neuromaumenei kontrolei (modifikuota pagal Lephart & Fu, 2000)

Pastovios kūno padėties išlaikymas priklauso nuo:

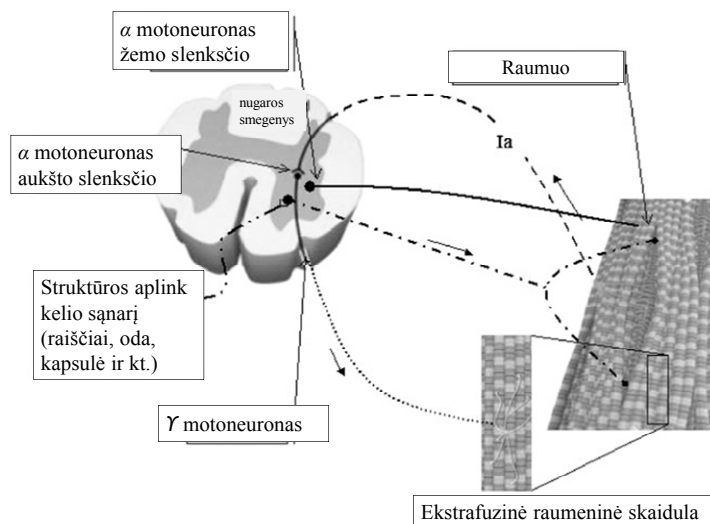
1. Informacijos apie kūno ir kūno segmentų orientaciją iš regos analizatoriaus, vidinės ausies vestibulinio aparato ir propriocepinių jutimų, kylančių dėl kontakto su atrama, dermės;
2. Motorinių reakcijų, koordinuojančių pėdų, kojų ir liemens raumenis;
3. CNS funkcinių galimybių integruoti sensorinius ir motorinius procesus bei gebos juos modifikuoti ir pritaikyti kintančios aplinkos sąlygomis (Nashner, 2001).

Reikšmingiausia pusiausvyrai valdyti yra regos ir vestibulinės sistemų informacija, papildoma informacija yra gaunama per propriocepciją (raumenų verpstės ir Goldžio receptoriai) ir taktilinius jutimus. Raumenų verpstės ir Goldžio sausgyslės sensoriniai receptoriai yra reikalingi pusiausvyros išlaikymui. Jie taip pat teikia informaciją nervų sistemai apie kiekvieno raumens būklę (Guskiewicz & Perrin, 1996). Pusiausvyros stabilumas priklauso nuo raumenų jėgos, elastingumo ir nuo gebėjimo sutelkti dėmesį (Skurvydas, 2008). Judesių amplitudė per sąnarius, raumenų jėga, ištvermė bei skausmas gali sąlygoti kompensacinius klubo ir juosmens judesius išlaikant pusiausvyrą (Guskiewicz & Perrin, 1996). Kuo kelius ir čiurnas supantys raumenys stipresni, tuo geresnė dinaminė pusiausvyra. Jei kelius supantys raumenys yra silpni, o čiurnas supantys raumenys stiprūs, tai dinaminė pusiausvyra tokiems ligoniams nėra labai sutrikusi (Jadelis et al., 2001). Kūno masė taip pat turi įtakos pusiausvyrai: kuo ji didesnė, tuo blogesnė dinaminė pusiausvyra (Messeir et al., 2002).

Yra nustatyta, jog atlikus PKR operaciją, yra geriau atstatoma kelio sąnario mechaninė, o ne neurosensorinė funkcija (Nyland et al., 2016). Po PKR plyšimo bei rekonstruojamosios operacijos yra sutrikęs sugebėjimas išlaikyti pusiausvyrą (Howells et al., 2011; Gribble et al., 2012; Mohammadi et al., 2012), kuri testuojama atliekant stovėjimo ant vienos kojos testą (Ageberg et al., 2004; Okuda et al., 2005; Gribble et al., 2012). Tačiau pusiausvyros testavimo rezultatai yra prieštaringi. Keleto tyrimų (Ageberg et al., 2004; Bonfim et al., 2008; Negahban et al., 2014; Clagg et al., 2015) rezultatai rodo, jog nustatomi pusiausvyros sutrikimai yra ne tik stovint ant pažeistos, bet ir sveikos kojos lyginat su sveikais tiriamaisiais. Manoma, jog sutrikus aferentinei informacijai iš PKR, taip pat pažeidžiama priešingo (sveiko) kelio sąnario neuroraumeninė funkcija (Clagg et al., 2015). Vis tik kiti autoriai (Harrison et al., 1994; Oconnell et al., 1998) nustatė, jog PKR plyšimas pusiausvyrai įtakos neturi. Oconnell ir kt. (1998) atliko tyrimą, kurio metu tiriamieji turėjo stovėti ant sveikos ir pažeistos kojų atsimerkus ir užsimerkus. Nebuvo nustatyta reikšmingų skirtumų tarp tiriamosios grupės stovėjimo ant pažeistos kojos ir sveikų asmenų. Tačiau buvo nustatyta, jog reikšmingai labiau svyruojama stovint ant pažeistos nei ant sveikos kojos.

1.2.2. Ramenų jėgos pokyčiai prieš ir po priekinio kryžminio raiščio plyšimo operacijos

Aferentinė informacija iš struktūrų esančių aplink kelio sąnarį (raiščių, kapsulės, odos) keliauja į gama motoneuronus. Jei šios struktūros yra pažeistos, jų mechanoreceptoriai bus taip pat pažeisti ir grįžtamasis ryšys bus sutrikdytas (3 pav.) (Konishi, 2013). Aferentinė informacija iš mechanoreptorių nebus siunčiama į gama motoneuronus, kurie yra svarbūs Ia aferentinei moduliacijai. MVJ negali būti pasiekta be normalios Ia aferentinės informacijos, nes tinkamas Ia aferentinis aktyvumas reikalingas rekrutuoti aukšto slenksčio motorinius vienetus. Sutrikdytas šių motorinių vienetų rekrutavimas sąlygoja šlaunies keturgalvio raumens silpnumą (Konishi, 2013). Taigi, PKR plyšimas sukelia proprioceptorių pažeidimą, kuris gali pakeisti motorinių vienetų aktyvumą, dėl ko gali sumažėti jėga ir funkcinis pajėgumas (Chaves et al., 2012). Tačiau svarbu paminėti, jog užpakalinių šlaunies raumenų jėgos sumažėjimo mechanizmas yra vis dar neaiškus (Konishi & Fukubayashi, 2010; Kadija et al., 2016).



3 pav. Keturgalvio raumens jėgos sumažėjimo mechanizmo schema (modifikuota pagal Konishi, 2013). *Susilpnėjęs grįžtamasis ryšys iš struktūrų, esančių aplink kelio sąnarį, į nugaros smegenis (---). Šis grįžtamasis ryšys lemia mažesnę gama motoneuronų aktyvumą (---), todėl vyksta sveikos ir pažeistos pusių Ia aferentų slopinimas (.....). Aukšto slenksčio motorinių vienetų rekrutavimas sveikoje ir pažeistoje pusėje reikalauja Ia grįžtamojo ryšio, o šis yra sutrikdytas.*

Po PKR plyšimo labiausiai sumažėja kelio tiesėjų raumenų grupės jėga. Tai kompensuoti padeda klubo tiesėjų ir čiurną lenkiančių raumenų grupių didesnis aktyvumas. Po kiek laiko stebimas šlaunies tiesiojo, klubo tiesėjų, čiurnos lenkėjų, klubo vidinę ir išorinę rotaciją atliekančių raumenų standumo padidėjimas (Nyland et al., 2016). Nustatyta, jog po PKR operacijos sutrinka neurorauemeninė kontrolė, padidėja klubo sąnario raumenų standumas, stebima II tipo greitų raumeninių skaidulų atrofija šlaunies keturgalvyje ir dvilypėje raumenyse (Nyland et al., 2013; Nyland et al., 2014). Petersen ir kt. (2014) atliko 61 straipsnio apžvalgą: 59 straipsniuose buvo nustatytas blauzdos lenkėjų ir tiesėjų jėgos sumažėjimas po PKR plyšimo lyginant su nepažeista koja ar sveikais tiriamaisiais.

Sensorinis struktūrų, esančių aplink kelio sąnarį, dirginimas gali aktyvuoti gama motoneuronus (Johansson & Sojka, 1985). Todėl norint kompensuoti sumažėjusį gama motoneuronų aktyvinimą, reikėtų stimuliuoti odą aplink kelio sąnarį. Yra pastebėta, jog taktilinė stimuliacija įtakoja raumens aktyvumo lygį (Konishi, 2013), dėl to atsirado tokios metodikos kaip kineziologinis teipavimas.

Terapinės intervencijos, kurios gali sumažinti raumens silpnumą, turi būti nukreiptos į:

a) pagerinti sąnario aferentinę informaciją iš aplink kelio sąnarį esančių struktūrų,

b) tiesioginę motorinių vienetų stimuliaciją raumenyje (Konishi, 2013). Yra nustatyta, jog po PKR rekonstrukcijos taikant jėgos pratimus su lengvais ar vidutinio sunkumo svoriais reikšmingai padidėja raumenų jėga ir funkcinis pajėgumas (Anderson et al., 2016).

1.2.3. Raumenų jėgos momento variabilumo pokyčiai prieš ir po priekinio kryžminio raiščio plyšimo operacijos

Žmogus geba prisitaikyti prie aplinkos, atliekamų fizinių pratimų bei atmintyje geba išlaikyti išmokto judesio schemą. Judesių atlikimo tikslumas priklauso nuo išmokimo, motorinės atminties, tarpraumeninės koordinacijos laiko bei erdvės pojūčio (Goodbody & Wolpert, 1998). Kiekvieną kartą judesys atliekamas šiek tiek pakitusioje aplinkoje ir kiekvieną kartą motorinė sistema yra šiek tiek pakitusi. Judesių variabilumas (kaitumas) priklauso nuo judesio planavimo ir jo įgyvendinimo, nuo grįžamosios informacijos apie judesio atlikimą klaidų (Todorov & Jordan, 2002). Šios klaidos kenkia atliekamo judesio tikslumui ir stabilumui. Judesio veiksmingumas priklauso nuo raumens mechaninių savybių, žmogaus emocinės būsenos ir supratimo ką ir kaip reikės atlikti (Skurvydas, 2008). Tikslus raumenų susitraukimo jėgos pasiekimas būtinas judesiams valdyti. Nuo gaunamos propriocepinės informacijos kiekio ir kokybės priklauso atliekamo judesio tikslumas ir stabilumas. Grįžtamoji informacija gaunama iš raumenų, sausgyslių, odos, akių ir kt. (Van Vliet & Wulf, 2006). Yra atlikta keletas tyrimų su sveikais žmonėmis, kuriuose buvo tirtas raumenų jėgos momento variabilumas atliekant izometrinės užduoties (Christou et al., 2002; Stergiou et al., 2006; Tracy et al., 2007). Nustatyta, kad jėgos momento variabilumas priklauso nuo raumenų jėgos bei raumens susitraukimo tipo. Salonikidis ir kt. (2009) tyrė aukšto sportiškumo ir nesportuojančių asmenų riešo izometrinės lenkimo jėgos momento variabilumą ir jo priklausomybę nuo jėgos momento (5, 10, 20, 50 ir 75% nuo MVJ) ir raumens ilgio (230°, 210°, 180°, 150° ir 130° kampuose) ir nustatė, jog tarp grupių raumenų jėgos momentas statistiškai reikšmingai nesiskyrė, o variacijos koeficientas (VK) buvo reikšmingai mažesnis aukšto sportinio meistriškumo tiriamųjų grupėje.

Grįžtamojo ryšio šaltinių yra gana daug: 1) galvos smegenys, 2) stuburo smegenys, 3) raumenys, 4) sausgyslės, 5) sąnariai, 6) oda, 7) akys (Enoka, 2002;

Franklin et al., 2007; Skurvydas, 2008). Kai judesys atliekamas be vaizdinės grįžamosios informacijos (VGI), sumažėja grįžtamojo ryšio šaltinių ir tai pablogina judesių atlikimo tikslumą (Todorov & Jordan, 2002). Kai žmogus atlieka naujus, dar gerai neišmokus judesius, jis yra labiau priklausomas nuo atgalinio ryšio. Be nuolatinės informacijos apie judesio atlikimo eigą ir galutinį rezultatą neįmanoma judesio tiksliai atlikti.

Nustatyta, kad žvilgsnis į taikinį ypač palengvina galvos smegenims sukurti tikslų judesio atlikimo planą (Todorov & Jordan, 2002). Tuo galima paaiškinti kodėl žmonės blogiau atlieka judesius užsimerkę.

Judesių valdymo pagrindiniai veiksniai yra judesių planavimas, organizavimas, valdymas ir koregavimas. Tiksliai valdyti judesių nebūtų įmanoma, jei CNS negautų informacijos iš raumenų, sausgyslių bei sąnarių. Motorinė programa, kuri yra siunčiama iš galvos smegenų į nugaros smegenis ir vėliau į raumenis, valdo judesio atlikimą bei pajautimą erdvėje (Skurvydas, 2008). Motorinė programa kiekvieną kartą susidaro spontaniškai, todėl judesio kinematiniai ir dinaminiai ypatumai taip pat gali spontaniškai pakisti. Keičiantis judesių atlikimo jėgai, amplitudei, kampui, greičiui ir t.t. spontaniškai gali pakisti judesių atlikimo kokybė (Davids et al., 2006). Raumenyse, sausgyslėse, raiščiuose ir sąnariuose yra proprioceptoriai, iš kurių aferentiniais nervais į galvos smegenis eina impulsai, signalizuojantys apie atliekamą judesį, atskirų kūno dalių padėtį, raumenų įsitempimo laipsnį (Enoka, 1994). Propriocepcinė informacija leidžia taisyti judesius užduočių atlikimo metu (Franklin et al., 2007).

Judesių variabilumas priklauso nuo judesio planavimo ir jo įgyvendinimo bei grįžamosios informacijos, kuri suteikia informacijos apie klaidas apie judesio atlikimo metu (Todorov & Jordan, 2002). Judesių kaitumas atsiranda dėl nuolat kintančio judesio tikslo, motorinės sistemos būsenos ir aplinkos (Davids et al., 2006). Motorinės sistemos būseną lemia fizinės, emocinės ir protinės organizmo savybės. Vaizdinė informacija teikia grįžtamąją informaciją apie atliekamo judesio trajektoriją bei padėtį aplinkoje.

Atliekamo judesio informacija einanti iš periferijos (raumenų, sausgyslių, raiščių bei odos) į stuburo smegenis sudaro vientisą sistemą, todėl jei sutrinka vienas sistemos elementas, sutrinka ir visa judesio jautimo sistema. Tai sutrikdo judesio valdymą (Skurvydas, 2008). PKR tvirtinimosi vietose yra nervinių galūnių bei mechanoreceptorių (proprioceptorių), kuriais yra siunčiama informacija smegenims bei CNS aplink kelio sąnario poziciją. Kai šie receptoriai yra

stimuliuojami, CNS aktyvuoja raumenis, esančius aplink kelio sąnarį ir taip suteikia kelio sąnariui stabilumo (Pinczewski et al., 2007). Raumenų išsvystoma jėga priklauso nuo centrinių nervinių ir periferinių mechanizmų sąveikos bei iš receptorių gaunamos informacijos. Svarbiausi receptoriai reikalingi judesių valdymui yra raumeninės verpstės (reaguoja į raumens ilgio pokyčius), Goldžio organai (reaguoja į raumens tempimą ir jėgos padidėjimą), odos receptoriai (perduoda signalus apie kūno padėtį erdvėje), akies receptoriai (informuoja apie kūno padėtį erdvėje) bei sąnario receptoriai (reaguoja į kampinius sąnarių pokyčius, galūnių erdvinę padėtį).

1.3. Gydymas esant kelio priekinio kryžminio raiščio plyšimui

1.3.1. Kelio priekinio kryžminio raiščio rekonstrukcija

Literatūroje vis dar diskutuojama kada yra optimalu atlikti PKR operaciją. Siekiant išvengti pooperacinių komplikacijų (pvz., artrofibrozės), rekomenduojama operaciją atlikti kai yra minimalus skausmas, pilna judesio amplitudė ir neuroraumeninė kontrolė, nėra uždegimo ir tinimo (Wilk et al., 2003; Lahav & Burks, 2005; Vaishya et al., 2015). PKR rekonstrukcija atliekama naudojant skirtingų tipų transplantus norint atstatyti kelio sąnario judesius, raumenų jėgą bei neuroraumeninę kontrolę (Arderne et al., 2014; Bregenhof et al., 2018). Dažniausiai naudojami transplantai iš keturgalvio šlaunies raumens, pusgyslinio ir grakščiojo (užpakalinių šlaunies) raumenų bei girnelės raiščio (Anderson et al., 2016; Mehran et al., 2019). Kiekvienas iš jų turi privalumų ir trūkumų. Nustatyta, jog 53,1 procentas chirurgų atlieka PKR operacijas naudojant transplantą iš užpakalinių šlaunies raumenų (Middleton et al., 2014). Naudojant girnelės raiščio transplantą buvo nustatyta, jog pacientams po operacijos sunku klūpėti, jaučiamas skausmas priekinėje kelio sąnario dalyje, stebimas keturgalvio šlaunies raumens silpnumas, didėja osteoartrito rizika (Hughes et al., 2019). Naudojant pusgyslinio ir grakščiojo raumenų transplantą po operacijos stebimas didesnis kelio sąnario laisvumas, dinaminis nestabilumas, užpakalinių šlaunies raumenų silpnumas bei didesnė osteoartrito atsiradimo tikimybė (Anderson et al., 2016; Bregenhof et al., 2018; Hughes et al., 2019). Naudojant girnelės transplantą mažesnė tikimybė, jog bus stebimas užpakalinių šlaunies raumenų silpnumas (Hughes et al., 2019). Nustatyta, jog naudojant pusgyslinio ir grakščiojo raumenų transplantą, po operacijos išlieka užpakalinių šlaunies raumenų jėgos sumažėjimas praėjus 8 mėnesiams po

operacijos (Ardern et al., 2014; Hughes et al., 2019). Po operacijos naudojant pusgyslinio ir grakščiojo raumenų transplantą beveik dvigubai daugiau pacientų galėjo grįžti į fizinio aktyvumo lygį, buvusį prieš traumą lyginant su girnelės raiščio transplantu (Ardern et al., 2014), todėl jauniems fiziškai aktyviems pacientams dažniausiai atliekama operacija pasirenkant transplantą iš užpakalinių šlaunies raumenų.

1.3.2. Reabilitacija po priekinio kryžminio raiščio plyšimo ir operacijos

1.3.2.1. Įprastinė kineziterapija

Po PKR plyšimo KT taikoma ir prieš, ir po operacijos. Esant PKR plyšimui svarbiausia reabilitacijos metu taikyti jėgos didinimo ir neuroraumeninę kontrolę gerinančius pratimus (Bregenhof et al., 2018). Kineziterapijos tikslai prieš PKR operaciją (Kvist & Gillquist, 2001; van Grinsven et al., 2010; Saka, 2014, Filbay & Grindem, 2019):

1. Mažinti kelio sąnario tinimą ir uždegimą;
2. Mažinti skausmą;
3. Didinti kelio sąnario judesio amplitudę;
4. Palaikyti raumenų jėgą ir masę;
5. Atstatyti judesio amplitudę;
6. Atstatyti normalią eiseną;
7. Gerinti neuroraumeninę kontrolę.

Po PKR operacijos reabilitacija parenkama atsižvelgiant į PKR rekonstrukcijos kokybę, transplanto tipą, įtempimo jėgą, fiksacijos metodą bei stiprumą. Taip pat vertinamas paciento fizinio aktyvumo poreikis, psichologinė būseną, motyvacija greičiau atgauti buvusį fizinį pajėgumą. Pagrindinis KT tikslas po PKR rekonstruojamosios operacijos yra per 6 mėnesius grįžti į prieš traumą buvusį fizinį aktyvumą (Saka, 2014; Vaishya et al., 2015). Kontraktūrų prevencijai atliekami aktyvūs ir pasyvūs blauzdos judesiai, užpakalinių šlaunies raumenų tempimas. Galima taikyti koncentrinčius ir ekscentrinčius pratimus uždaroje ir atviroje kinematinės grandinės. Svarbu aktyvinti keturgalvį ir dvigalvį šlaunies raumenis, nes jie svarbūs siekiant kelio sąnario stabilumo po PKR plyšimo (Kvist & Gillquist, 2001; Saka, 2014). Jei kelio sąnarys yra stabilus (nėra kluptelėjimų), pacientas gali atlikti paprastus propriocepcijos ir pusiausvyros pratimus. Nustatyta, jog programa, kai kartu atliekami uždaros kinematinės grandinės ir pusiausvyros

pratimai, yra daug efektyvesnė nei vien tik raumenų stiprinimas (Cerulli et al., 2002).

Prieš traumą buvusio fizinio aktyvumo atgavimo laikas gali svyruoti nuo 16 savaičių iki 12 mėnesių ar net daugiau (Streckis ir kt., 2007, van Grinsven et al., 2010; Saka, 2014; Bregenhof et al., 2018). Kaip greitai pacientas po PKR rekonstrukcijos pasieks prieš traumą buvusio fizinio aktyvumo lygį priklauso nuo taikytos reabilitacijos (Trees et al., 2005; van Grinsven et al., 2010; Bregenhof et al., 2018). Reabilitacijos tikslas – atsižvelgiant į saugius fiziologinius rekonstruoto PKR transplantanto gijimo terminus, grąžinti normalią kelio sąnario judesių amplitudę, raumenų jėgą, pusiausvyrą ir koordinaciją (Bieler et al., 2014).

Tradicionis protokolas po PKR operacijos (Prentice & Voight, 2001; Filbay & Grindem, 2019):

1. Lėtas lenkimo ir tiesimo amplitudžių didinimas;
2. Po operacijos 2 sav. dalinis ar visiškai negalimas svorio pernešimas ant operuotos kojos;
3. 3 – 4 savaitę uždaros kinematinės grandinės pratimai;
4. Grįžimas į aktyvią veiklą per 6 – 9 mėnesius.

Kelio sąnario funkcijų atstatymas pradedamas nuo judesio amplitudės didinimo, judesio pajautimo ir judesio valdymo atgavimo, o baigiasi raumenų jėgos ir galingumo atgavimu (Skurvydas, 2008). Van Grinsven ir kt. (2010), atlikę sisteminę apžvalgą, rekomenduoja pradėti taikyti kineziterapiją kaip galima anksčiau siekiant sumažinti skausmą, tinimą bei uždegimą; atstatyti judesio amplitudę; padidinti jėgą bei neuroraumeninę kontrolę. Vėlesniuojų reabilitacijos periodu (9 – 16 savaitę) pagrindinis tikslas yra pilnas judesio amplitudės atgavimas, didinti raumenų jėgą atliekant uždaros ir atviros kinematinės grandinės pratimus, rekomenduojama taikyti jėgos didinimo pratimus (Wilk et al., 2003; van Grinsven et al., 2010; Saka, 2014). Neuroraumeninė kontrolė gerinama taikant pusiausvyros bei pliometrinis pratimus. Nustatyta, jog atliekant funkcinis pratimus gerėja juosmens, klubo, kelio ir čiurnos raumenų tarpraumeninė kontrolė (Wilk et al., 2003). Atliekant vien aerobinę ištvermę ar raumenų jėgą ugdančius pratimus, pusiausvyros stabilumas negerėja, todėl juos būtina derinti su pusiausvyros pratimais (Wilk et al., 2003). Pusiausvyros ir propriocepcijos lavinimas po PKR plyšimo gerina sąnario pozicijos erdvėje suvokimą, raumenų jėgą, kelio funkciją (Cooper et al., 2005). Todėl rekomenduojama pusiausvyros bei propriocepcijos pratimus įtraukti į kineziterapijos programas. Thacker ir kt. (2003)

teigia, jog norint išvengti pakartotinio kelio sąnario PKR plyšimo, į reabilitaciją būtina įtraukti neuroraumeninę funkciją lavinančius ir propriocepcijos gerinimo pratimus. Pusiausvyros lavinimas stimuliuoja nuslopintą neuroraumeninę sistemą. Lavinti pusiausvyrą reikia pradėti, kai pasiekta atitinkama judesių amplitudė, jėga ir ištvermė, t.y. maždaug po savaitės nuo reabilitacijos pradžios. Yra duomenų, kurie rodo, kad ankstyvas pusiausvyros pratimų taikymas padeda greičiau atgauti normalią neuroraumeninę funkciją (Tyler et al., 2006). Nustatyta, jog reikšmingai pagerėja pusiausvyrą atliekant pusiausvyros lavinimo pratimus mažiausiai 1 mėnesį 3 kartus per savaitę (Oconnell et al., 1998; Cooper et al., 2005).

2001 metais atliktoje apžvalgoje (Friden et al., 2001) teigiama, jog praktikoje naudojama daug testų propriocepcijai testuoti, tačiau yra mažai žinoma, kaip propriocepcijos lavinimo pratimai įtakoja sensorinius pokyčius. Vis dėl to, yra teigiama, jog po PKR plyšimo sutrinka kelio sąnario mechanika esant PKR plyšimui ir po PKR operacijos. Todėl į reabilitacijos programą rekomenduojama įtraukti raumenų jėgą didinančius, judrumo bei judesio amplitudės didinimo pratimus.

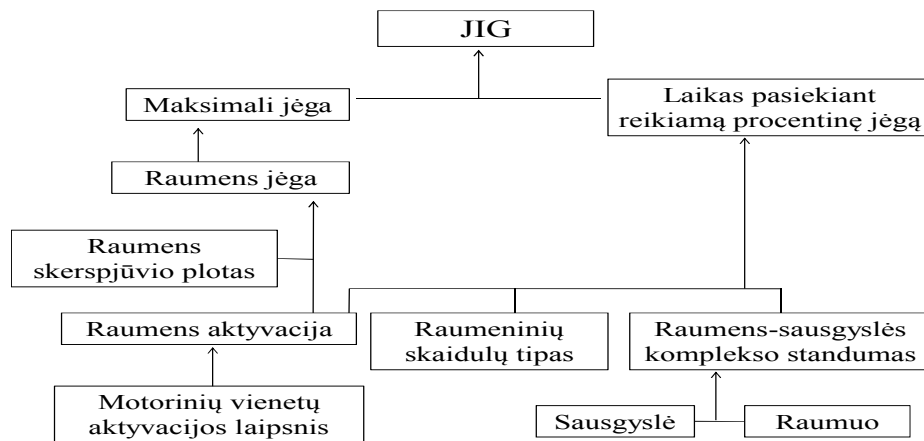
2005 metais atlikto tyrimo metu buvo rasta stipri koreliacija tarp pusiausvyros stovint ant vienos kojos ir šuolio ant vienos kojos, Lysholm ir Tegner fizinio aktyvumo skalių po PKR operacijos praėjus 6 sav., 4, 6, 9 ir 12 mėn. (Dubljanin-Raspopović et al., 2005). Cooper ir kt. (2005) lygino 2 programų efektyvumą – propriocepcijos ir pusiausvyros lavinimo bei raumenų jėgos didinimo – ankstyvajame reabilitacijos periode. Bei nustatė, jog grupėje, kuri atliko raumenų jėgos didinimo pratimus, buvo gauti geresni Cincinnati bei specifinių funkcinio klausimynų rezultatai nei propriocepcijos grupėje. Todėl buvo padaryta išvada, jog jėgos didinimo pratimai yra naudingesni nei propriocepcijos. Propriocepcijos ir pusiausvyros lavinimo pratimai siejami su kelio sąnario pozicijos pajautimu, raumenų jėga, kelio sąnario funkcijom ir šuolių atlikimu (Anderson et al., 2016). Manoma, jog jėgos didinimo pratimai įtakoja propriocepcijos gerėjimą, o daugelis propriocepcijos pratimų turi įtakos raumenų jėgos didėjimui (Cooper et al., 2005).

1.3.2.2. Kineziterapija akcentuojant jėgos išvystymo greitį

Staigioji jėga yra sugebėjimas išvystyti jėgą ar jėgos momentą kaip galima greičiau atliekant raumenų susitraukimus. Iš šios jėgos ar jėgos momento kreivės skaičiuojamas jėgos išvystymo greitis (JIG) (Maffiuletti et al., 2016). JIG atspindi

jėgos išvystymą pradinėje raumens susitraukimo fazėje bei yra vienas svarbiausių parametru, apibūdinančių funkcinį pajėgumą (Aagaard et al., 2000; Aagaard et al., 2002). Nustatyta, jog sporte ir kasdienėje veikloje dažniausiai reikia ne maksimalios jėgos, o vyrauja mažesnė jėga akcentuojant jėgos išvystymo greitį (0 – 200 ms) (Aagaard et al., 2002; Angelozzi et al., 2012). Žinoma, jog išvystyti MVJ reikia daugiau nei 300 ms, todėl JIG labiau susijęs su raumens galingumu nei jėga (Aagaard et al., 2002). Staigioji jėga yra svarbi užtikrinant pusiausvyrą stovint, judant bei reaguojant į kliūtis (Maffiuletti et al., 2010). Išskiriami tokie JIG privalumai lyginant su MVJ: 1) JIG svarbus ne tik sportinėje, bet ir kasdieninėje veikloje (Tillin et al., 2013); 2) JIG jautresnis nustatant neuroraumeninės sistemos ūmius ir lėtinius pakitimus (Penailillo et al., 2015).

JIG gali įtakoti nervinės aktyvacijos pokyčiai, raumens dydis, raumeninių skaidulų tipas (Kadija et al., 2016). JIG įtakoja keletas neuroraumeninės sistemos veiksmų: nerviniai (ankstyvoji JIG fazė (<100 ms)) ir raumeniniai (vėlyvoji JIG fazė (>100 ms)) (4 pav.). Kokią jėgą išvystys raumuo priklauso nuo motorinių vienetų aktyvavimo kiekio ir laipsnio, kurį sukelia veikimo potencialai. Sutrikus aferentinei informacijai iš kelio sąnario, slopinami gama motoneuronai, kas įtakoja keturgalvio šlaunies raumens aukštą motorinių vienetų aktyvavimo slenkstį valingo susitraukimo metu (Konishi et al., 2002; Konishi et al., 2007). Motorinių vienetų aktyvavimas atliekant greitus judesius yra toks pat kaip atliekant lėtus, t.y. maži vienetai aktyvuojami pirmiau nei dideli (Maffiuletti et al., 2016). Atliekant greitus judesius motoriniai vienetai aktyvuojami esant mažesnei jėgai nei atliekant lėtus. O vėlyvoji JIG fazė labiau priklauso nuo raumens susitraukimo mechanizmų. JIG priklauso nuo skaidulų kiekio ir jų tipo sudarančio raumenį: II tipo skaidulos yra greitesnės nei I (Harridge et al., 1996). Yra nustatyta, jog tarp tiriamųjų II tipo skaidulų kiekis skiriasi tame pačiame raumenyje, pvz. ištyrus 21 tiriamąjį buvo nustatyta, jog šoninį platųjį (*vastus lateralis*) raumenį sudaro 25 – 80 % II tipo raumeninių skaidulų (Andersen, 2001). Yra nustatyta teigiama koreliacija tarp MVJ ir JIG, todėl manoma, jog raumens skerspjūvio plotas turi įtakos JIG, t.y. kuo didesnis raumens skerspjūvio plotas, tuo didesnis JIG (Erskine et al., 2014).



4 pav. Veiksniai, įtakoiantys JIG (modifikuota pagal Maffiuletti et al., 2016)

Pastaba. JIG – jėgos išvystymo greitis

JIG galima padidinti treniruojantis (Aagaard, 2003), taip padidinant raumens dydį, skerspjūvio plotą bei sausgyslių standumą (Aagaard et al. 2001; Suetta et al. 2008). Yra nustatyta, jog II tipo raumeninių skaidulų hipertrofija lemia didesnę MVJ ir JIG (Aagaard et al., 2001; Suetta et al., 2008).

Norint padidinti JIG, svarbu taikyti pratimus su pasipriešinimu arba atlikti staigiosios jėgos lavinimo pratimus (Vila-Cha et al., 2010; Maffiuletti et al., 2016). Yra nustatyta, jog įtraukiant į kineziterapijos programas lengvo ar vidutinio pasipriešinimo jėgos lavinimo pratimus, reikšmingai padidėja jėga ir funkcinis pajėgumas. Tačiau yra mažai duomenų, kaip didelio intensyvumo jėgos pratimai įtakoja kelio sąnario funkcijas po PKR operacijos (Anderson et al., 2016).

Pratimai, ugdantys JIG, gali būti atliekami izometrinio ir dinaminio režimu, tačiau nustatyta, jog didesnę JIG galima pasiekti atliekant pratimus dinaminio režimu (Oliveira et al., 2013; Knezevic et al., 2014; Maffiuletti et al., 2016). JIG lavinamas atliekant pliometrinis, balistinius judesius bei pratimus su pasipriešinimu. Yra nustatyta, jog norint padidinti atliekamo judesio jėgą, JIG, galingumą ir greitį, reikia taikyti JIG pratimus su pasipriešinimu ir be jo. Nustatyta, jog taikant staigiosios jėgos pratimus jauniems suaugusiems žmonėms (de Ruiter et al., 2012; Tillin & Folland, 2014), pagyvenusiems ir labai seniems asmenims (Caserotti et al., 2008), bei asmenims po klubo endoprotezavimo operacijos (Suetta et al., 2004) JIG reikšmingai padidėja. Yra teigiama, jog taikant staigiosios jėgos ugdymo pratimus bei pratimus su svoriais, galima padidinti JIG ir ankstyvojoje (0 – 100 ms), ir vėlyvojoje (100 – 300 ms) fazėse, o tai yra svarbu sudarant

reabilitacijos programas atletams, pagyvenusiems žmonėms bei pacientams su skirtingomis patologijomis (Maffiuletti et al., 2016).

1.3.2.3. Kineziologinis teipavimas

Kineziologinis teipavimas (KZ) šiuo metu kineziterapijoje yra laikomas nauju gydymo metodu, kuris padeda reabilitacijoje ir modifikuoja kai kuriuos fiziologinius procesus. KZ metodas grindžiamas tuo, kad kineziologinį teipą užklijavus atitinkama kryptimi ir ištempimo lygiu mechaniškai stimuliuojama oda ir poodiniai audiniai (Kase et al., 2003). Susidomėjimas KZ ir jo poveikiu funkciniam pajėgumui reabilitacijoje išaugo visai neseniai (Chang et al., 2012; de Almeida Lins et al., 2013; Lumbroso et al., 2014; Howe et al., 2015). KZ naudojamas praktikoje, kuomet reikia sąnariui suteikti stabilumo bei koreguoti raumens funkciją neprarandant sąnario mobilumo. Manoma, jog KZ padeda atstatyti raumenų funkciją ir sumažinti skausmą (Balki et al., 2016). Teigiama, jog KZ užklijuotas savo funkciją atlieka 3-5 dienas (Merino-Marban et al., 2013). Norint sustiprinti ar pagerinti raumens susiraukimą, KZ klijuojamas nuo raumens pradžios link pabaigos taikant 25-50% ištempimą (Kase et al., 2003). Manoma, jog KZ greitina pooperacinį sveikimą po PKR rekonstrukcinės operacijos (Solecki & Herbst, 2011). Teorijos, aiškinančios KZ poveikį (Kase et al., 2003; Konishi, 2013):

1. KZ pakelia odą padidindamas kraujo tekėjimą ir galbūt dėl to padidėja raumenų aktyvumas;
2. Kineziologinis teipas dirgina odos receptorių, dėl ko padidėja motorinių vienetų aktyvumas;
3. Padidėja kraujo ir limfos cirkuliacija, sumažėja skausmo intensyvumas;
4. Manoma, jog KZ gali pagerinti propriocepciją;
5. Pakoreguoti raumens funkciją – jį padaryti stipresniu.

Po KZ užklijavimo padidėja periferinių nervų stimuliacija ir motorinių vienetų rekrutavimas, todėl manoma, jog KZ didžiausią efektyvumą pasiekia praėjus 24 valandoms po užklijavimo (Magalhães et al., 2016b), todėl manoma, jog tai gali įtakoti klinikinių testų atlikimą. Nors KZ taikomas klinikinėje praktikoje, yra mažai duomenų apie jo mokslinį pagrindimą (Csapo & Alegre, 2015), todėl dar nėra priimtų visuotinių rekomendacijų, kaip ir kada taikyti KZ (Drouin et al., 2013; Parreira et al., 2014). Vercelli ir kt. (2012) teigia, jog reikia tolesnių tyrimų, leidžiančių įvertinti KZ ilgalaikį efektyvumą.

Yra labai mažai mokslinių tyrimų, įrodančių KZ veiksmingumą po PKR rekonstrukcinės operacijos. Ey-Chmielewska ir kt. (2009) aprašė atvejį, kuomet po KZ taikymo, pacientui po PKR rekonstrukcijos, padidėjo kelio sąnario judesių amplitudė (Balki et al., 2016). Huang su kolegomis (2011) klįjavo KZ funkcinę korekcinę techniką sveikiems asmenims ant blauzdos raumenų ir tyrė jo įtaką raumens aktyvumui bei jėgai šuolio į aukštį metu. Gauti rezultatai parodė, kad KZ pagerina raumens susitraukimą ir padidina raumens jėgą bei pagerina propriocepciją (Huang et al., 2011). Balki ir kt. (2016), Żuk ir Księżopolska-Orłowska (2008) nustatė, kad KZ klįjuojant ankstyvuoju pooperaciniu laikotarpiu, sumažėja skausmas, uždegimas

Yra atlikta keletas tyrimų, kuriuose buvo tirtas KT poveikis raumenų jėgai. Vithoulka ir kt. (2010) nustatė, jog užklįjavus KZ ant keturgalvio šlaunies raumens reikšmingai padidėja jo jėga. Wong su kolegomis (2012) klįjavo KZ sveikiems asmenims ant šlaunies vidinio plačiojo raumens ir tyrė kaip jis įtakoja izokinetinę kelio sąnario jėgą. Gauti rezultatai parodė, kad KZ nepagerino izokinetinės kelio sąnario jėgos (Wong et al., 2012). Kiti autoriai (de Almeida Lins et al., 2013) taip pat tyrinėjo KZ poveikį klįjuodami KZ ant keturgalvio šlaunies raumens sveikiems asmenims. Tyrimo rezultatai parodė, kad KZ nepagerino kelio sąnario funkcijos bei nebuvo stebimas elektromiografinis raumens aktyvumo pokytis. Mes neradome tyrimų, kuriuose būtų tirtas KZ poveikis asmenims turintiems PKR plyšimą.

De Almeida Lins ir kt. (2013), Drouin ir kt. (2013), Parreira ir kt. (2014) teigia, jog reikalingi tolimesni tyrimai, kurie leistų nustatyti KZ įtaką kelio sąnario funkcijoms, pusiausvyrai, neuroraumeninei kontrolei esant lėtiniams/ūmiems pažeidimams reabilitacijos eigoje. Nors tyrimų, kuriuose būtų tirta KZ įtaka yra nedaug ir gauti rezultatai prieštaringi, daugelis tyrimų pagrindžia šio KT metodo veiksmingumą ūmaus uždegimo metu, esant raumenų disbalansui ir kitiems susirgimams (Akbas et al., 2011). Būtent dėl šių savybių per pastaruosius metus šis KZ būdas tapo labai populiarus visame pasaulyje (Aminaka & Gribble, 2008; Derasari et al., 2010).

1.3.3. Kelio sąnario funkcijoms įvertinti naudojami testai

Norint grįžti į prieš PKR plyšimą buvusį fizinį aktyvumą, turi nebūti tinimo ir skausmo, atgauta pilna judesio amplitudė, neturi būti raumenų atrofijos, stebima normali eisena, atgauta prieš operaciją buvusi raumenų jėga ir išstvermė, atsistačiusi propriocepcija, dingusi kineziofobija (Saka, 2014). Todėl, norint vertinti kelio

sąnario atsigavimą esant PKR plyšimui bei reabilitacijos periodu, rekomenduojama periodiškai atlikti testus, kurie yra patikimi, validuoti, pagrįsti, parodantys kaitą laike ir kliniškai svarbūs (Shaw et al., 2004; van Grinsven et al., 2010):

- Vizualinė analoginė skausmo vertinimo skalė (VAS): naudojama skausmui vertinti;
- Apimties matavimas naudojant centimetrinę juostelę: naudojama tinimui matuoti. Sveika koja naudojama kaip kontrolinė;
- Goniometrija: naudojama aktyvių ir pasyvių judesių amplitudėms matuoti;
- IKDC, SF-36, Tegner: specifiniai klausimynai, padedantys subjektyviai įvertinti kelio sąnario funkcijas, paciento sveikatą bei fizinio aktyvumo lygį;
- Šuoliai bei pusiausvyra: vertinamas reabilitacijos efektyvumas ir apatinės galūnės funkcija. Testai taikomi norint įvertinti jėgą, galią, propriocepciją neuroraumeninį pajėgumą (Magalhães et al., 2016a; Magalhães et al., 2016b), nustatyti skirtumą tarp sveikos ir pažeistos kojų.
- Izokinetinis testavimas: objektyviai įvertinama kelio sąnarį stabilizuojančių raumenų jėga bei ištvermė.

Di Fabio ir kt. (2017) atlikto tyrimo metu buvo nustatyta, jog norint testuoti pacientus po PKR plyšimo ir operacijos yra tikslinga atlikti izokinetinės ir izometrinės jėgos testavimus, šuolius, testuoti pusiausvyrą bei skaičiuoti nuovargio indeksą. Dažniausiai jėgos pokyčiams po PKR operacijos ir reabilitacijos nustatyti naudojamas maksimalios valingos jėgos (MVJ) matavimas (Palmieri-Smith et al., 2009; Failla et al., 2015). MVJ pasiekama praėjus 3 – 5 sekundėms po maksimalaus valingo raumens susitraukimo. Toks testavimas dažnai naudojamas nustatyti keturgalvio ir dvigalvio raumenų jėgas bei atsigavimą po PKR operacijos bei reabilitacijos (Failla et al., 2015). Anderson ir kt. (2016) atliktoje apžvalgoje teigia, jog esant PKR plyšimui rekomenduojama taikyti IKDC, SF-36 klausimynus ir Tegner fizinio aktyvumo skalę, matuoti koncentrinę ir izometrinę keturgalvio ir užpakalinių šlaunies raumenų jėgą, kojų asimetriją bei atlikti šuolius viena koja. Žinant, jog žvaigždės pusiausvyros nuokrypio testui (ŽPNT) atlikti reikia atitinkamos raumenų jėgos, neuroraumeninės kontrolės, liemens stabilumo, judesio amplitudės, pusiausvyros ir propriocepcijos, jį tikslinga taikyti vertinant pacientų po PKR plyšimo funkcinę būklę bei neuroraumeninę kontrolę (Gribble et al., 2012).

Teigiama, jog pacientas gali grįžti į normalią fizinę veiklą, jei reabilitacijos metu atgavo pilną judesio amplitudę, atlikus šuolius ir izokinetinį testavimą buvo nustatytos keturgalvio ir užpakalinių šlaunies raumenų jėgos ne mažesnės nei 85 procentai lyginant su sveika koja, skirtumas tarp keturgalvio ir užpakalinių šlaunies raumenų jėgos santykio mažesnis nei 15 procentų lyginant su sveika koja (Anderson et al., 2016). Teigiama, jog šuolius ir izokinetinį testavimą galima atlikti tik tada, kai kelio sąnarys yra stabilus atliekant aktyvius judesius (Wilk et al., 2003; Shaw et al., 2004; van Grinsven et al., 2010). Jei pacientas nori grįžti į profesionalų sportą, tai rekomenduojamas simetrijos indeksas tarp kojų 100%, o atlikus šuolį viena koja – 90%. Jei pacientas nori grįžti į kasdieninę veiklą ir sportuoti laisvalaikio, tai rekomenduojamas simetrijos indeksas tarp kojų turėtų būti 80-90%, o atlikus šuolį viena koja – 80-90% (Thomee et al., 2011; Nyland et al., 2016).

2. TYRIMO METODAI IR ORGANIZAVIMAS

2.1. Tiriamieji

Tyrimui atlikti buvo gautas Kauno regioninio biomedicininio tyrimų etikos komiteto leidimas (2010-11-15 Nr. BE-2-44). Tyrimas buvo atliktas laikantis 1975 m. Helsinkio deklaracijoje priimtų principų dėl eksperimentų su žmonėmis etikos. Pirmą kartą atvykę tiriamieji buvo supažindinami su tyrimo eiga, tikslais, metodais, gautas raštiškas sutikimas dalyvauti tyrime. Iš viso buvo atlikti 3 tyrimai.

2.1.1. Pirmo tyrimo tiriamieji

Pirmame tyrime dalyvavo 16 tiriamųjų, kuriems buvo nustatytas PKR plyšimas (1 lent.). Visų tiriamųjų buvo pažeista dominuojanti dešinė koja.

1 lentelė. Tiriamųjų amžius ir antropometriniai duomenys

Grupė	Amžius (m)	Ūgis (cm)	Svoris (kg)
Kontrolinė (n = 8)	26,2 ± 8,7	183,6 ± 5,7	90,6 ± 19,1
Tiriamoji (n = 8)	24,7 ± 3,7	179,7 ± 4,5	83,3 ± 14,6

Pastabos. Lentelėje parašyti rodiklių vidurkiai ± standartiniai kvadratiniai nuokrypiai; n – tiriamųjų skaičius

Į tyrimą buvo įtraukti tiriamieji, kurie atitiko kriterijus:

1. Nebuvo pastebėtas didesnis nei I laipsnio kremzlės pažeidimas.
2. Nebuvo pažeistas priešingas kelio sąnarys.
3. 18 – 35 metų amžiaus vyrai.
4. Ne ilgesnis nei 3 mėnesių laikotarpis nuo PKR plyšimo iki tyrimo pradžios.

Į tyrimą nebuvo įtraukti, tiriamieji, kurie:

1. Ankščiau buvo patyrę bet kurio kelio traumą.
2. Ankščiau buvo atlikta kelio sąnario operacija.
3. Turėjo osteoartritą arba užpakalinio kryžminio raiščio plyšimą, lateralinio kolateralinio raiščio plyšimą, posterolateralinio komplekso plyšimą arba III^o medialinio kolateralinio raiščio plyšimą.
4. Turėjo II-IV laipsnio sąnario kremzlės pažeidimą.

2.1.2. Antro tyrimo tiriamieji

Antrame tyrime dalyvavo 13 fiziškai aktyvių vyrų turinčių kelio sąnario PKR plyšimą. Tiriamųjų amžiaus vidurkis buvo 28,1 ± 6,7 m., svoris – 94,4 ± 11,8

kg, ūgis – $183,9 \pm 8,8$ cm. Visų tiriamųjų buvo pažeista dominuojanti dešinė koja. Į tyrimą buvo įtraukti tiriamieji, kurie atitiko šiuos kriterijus:

1. 18 – 35 metų amžiaus vyrai
2. Buvo atlikta izoliuota pirminė priekinio kryžminio raiščio rekonstrukcija (įskaitant dalinę menisko rezekciją ir menisko susiuvimą).
3. Operacijos metu naudotas transplantantas iš pusgyslinio ir grakščiojo raumenų sausgyslių.
4. Nebuvo pastebėtas didesnis nei I laipsnio kremzlės pažeidimas.
5. Nebuvo pažeistas priešingas kelio sąnarys.
6. Ne ilgesnis nei 3 mėnesių laikotarpis nuo traumos iki operacijos.

Neįtraukimo į tyrimą kriterijai buvo tokie patys kaip ir pirmojo tyrimo metu.

2.1.3. Trečio tyrimo tiriamieji

Trečiame tyrime dalyvavo 20 tiriamųjų po PKR operacijos, kurie sudarė tiriamąją grupę (2 lent.). Visiems tiriamosios grupės tiriamiesiems buvo pažeista dominuojanti dešinė koja. Operacijos metu buvo naudotas transplantas iš pusgyslinio ir grakščiojo raumenų sausgyslių. Ir 10 sveikų fiziškai aktyvių vyrų, kurie neturėjo kelio sąnario pažeidimų, kurie sudarė kontrolinę grupę. Rezultatų lyginimui KON tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos.

2 lentelė. Tiriamųjų amžius ir antropometriniai duomenys

Grupė		Amžius (m)	Ūgis (cm)	Svoris (kg)
Kontrolinė (n = 10)		$25,1 \pm 3,4$	$185,7 \pm 1,8$	$80,6 \pm 9,6$
Tiriamoji	IPR (n = 10)	$29,3 \pm 2,3$	$186,2 \pm 6,3$	$90,8 \pm 6,7$
	JIG (n = 10)	$27,5 \pm 4,1$	$184,4 \pm 9,5$	$88,3 \pm 8,5$

Pastabos. Lentelėje parašyti rodiklių vidurkiai $\pm$ standartiniai kvadratiniai nuokrypiai; n – tiriamųjų skaičius; IPR – įprastinė kineziterapija; JIG – jėgos išvystymo greičio kineziterapija

Tiriamųjų įtraukimo į tyrimą kriterijai:

1. Atlikta izoliuota pirminė PKR rekonstrukcija (įskaitant dalinę menisko rezekciją ir menisko susiuvimą).
2. Operacijos metu naudotas transplantas iš pusgyslinio ir grakščiojo raumenų sausgyslių.
3. Operacijos metu kremzlės pažeidimas nebuvo didesnis nei I laipsnio.

4. Nebuvo pažeistas priešingas kelio sąnarys.
 5. 18 – 35 metų amžiaus vyrai.
 6. Ne ilgesnis nei 6 mėnesių laikotarpis nuo traumos iki operacijos.
 7. Po operacijos praėjo 3 mėnesiai.
- Neįtraukimo į tyrimą kriterijai buvo tokie patys kaip ir pirmojo tyrimo metu.

2.2. Tyrimų metodai

2.2.1. Statinės ir dinaminės pusiausvyros nustatymas

Tiriamųjų pusiausvyros tyrimui buvo taikomas posturografijos metodas (Bonfim et al., 2008). Buvo naudojama serijinės gamybos tenzoplatforma ir kompiuterinė įranga signalams registruoti (KISTLER, Šveicarija, Slimline System 9286). Pusiausvyra buvo matuojama tiriamajam stovint ant tenzoplatformos atsimerkus, žiūrint tiesiai į akių lygyje pažymėtą tašką, esantį už 2 m., rankas laikant prie šonų. Buvo matuojama:

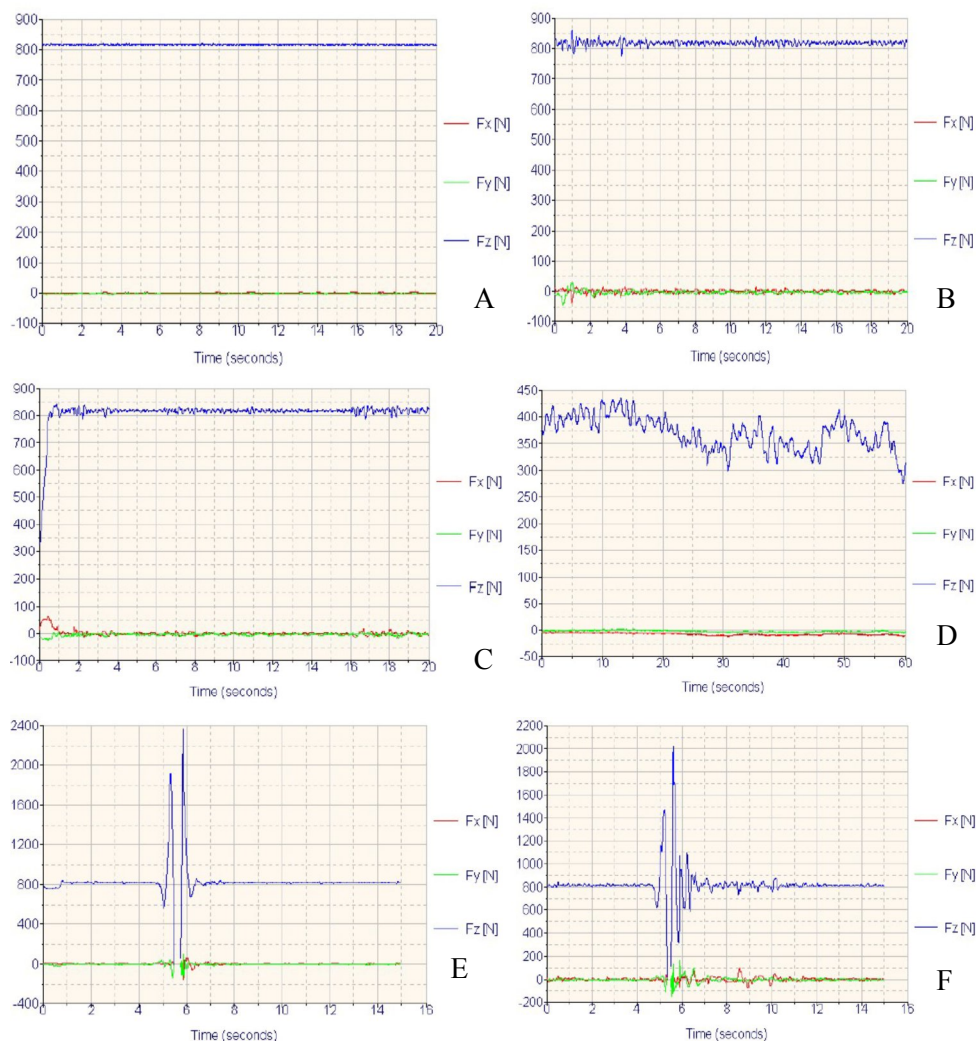
1. Pusiausvyra stovint ant abiejų kojų. Pusiausvyrai stovint ant abiejų kojų nustatyti tiriamųjų buvo prašoma stovėti tiesiai, suglausti pėdas platformos viduryje, rankas laikyti nuleistas prie šonų ir tokią pozą laikyti 20 sekundžių (Soltani et al., 2014) (5 A pav.).

2. Pusiausvyra stovint ant sveikos (5 B pav.) ir pažeistos (5 C pav.) kojos. Pusiausvyrai ant vienos kojos nustatyti tiriamųjų buvo prašoma stovėti tiesiai, kitą koją sulenkti 90° kampu, rankas laikyti nuleistas prie šonų ir tokią pozą laikyti 20 sekundžių (Soltani et al., 2014);

3. Simetrijai nustatyti pacientų buvo prašoma pažeistą koją statyti ant KISTLER platformos, o sveiką koją statyti šalia (tame pačiame aukštyje) ant grindų. Pacientas turėjo stovėti tiesiai 1 min. bei žiūrėti į akių lygyje pažymėtą tašką. Buvo matuojama kaip pacientas sugeba paskirstyti kūno svorį vienodai abiemis kojoms stovint tiesiai (5 D pav.). Tam tikslui buvo skaičiuojamas asimetrijos koeficientas. Laikoma, kad pacientas stovi simetriškai, kai jo asimetrijos koeficientas lygus 1 (Blaszczuk et al., 2000).

4. Pusiausvyros išlaikymas po šuolio ant sveikos (5 E pav.) ir pažeistos (5 F pav.) kojos. Dinaminei pusiausvyrai nustatyti buvo naudojamas šuolio ant vienos kojos testas (Noyes et al., 1991; Rudolph et al., 2000; Reid et al., 2007). Pusiausvyros išlaikymui po šuolio ant vienos kojos nustatyti tiriamųjų buvo prašoma stovėti tiesiai, vieną koją sulenkti 90° kampu, rankas laikyti nuleistas prie

šonų. Po duoto signalo tiriamųjų buvo prašoma pašokti ant vienos kojos ir nusileidus išlaikyti pusiausvyrą. Pusiausvyra buvo registruojama 15 sekundžių.



5 pav. Pusiausvyros tyrimo kreivių pavyzdys kompiuterio ekrane: A – stovint ant abiejų kojų; B – stovint ant sveikos kojos; C – stovint ant pažeistos kojos; D – simetrija; E – pusiausvyra po šuolio ant sveikos kojos; F – pusiausvyra po šuolio ant pažeistos kojos

Buvo atliekama po 2 bandymus, rezultatams apdoroti buvo imamas antro bandymo pusiausvyros rezultatas. Poilsis tarp bandymų – 60 s., registruojamo signalo diskretizacija – 10 ms. Registravome kūno masės slėgio centro koordinatinių kitimo kreives X (sagitalinė ašis) ir Y (skersinė ašis) kryptimis. Poilsis tarp matavimų – 60 s., kad išvengtume nuovargio įtakos pusiausvyrai.

Skaičiavome parametrus, nusakančius tiriamųjų pusiausvyros būklę: A_x – kūno masės slėgio centro poslinkį šonine kryptimi, mm; A_y – kūno masės slėgio centro poslinkį pirmyn – atgal kryptimi, mm; sp – svyravimų greitį, mm/s (Soltani et al., 2014; Culvenor et al., 2016). Kuo mažesni svyravimai A_x ir A_y kryptimis bei svyravimų greitis, tuo pusiausvyra yra geresnė (Negahban et al., 2014).

2.2.2. Maksimalios izometrinės ir dinaminės blauzdos lenkimo ir tiesimo raumenų jėgos momento nustatymas

Tiriamieji buvo testuojami izokinetiniu dinamometru (System 4; Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA). Tiriamasis buvo pasodintas į izokinetinio dinamometro kėdę, atlošas buvo nustatytas 90 laipsnių kampui. Prie dinamometro pritvirtintas kojos padėjimo įtaisas, nustatoma anatominė kelio sąnario ašis, galūnė pasveržiama ir nustatoma judesio amplitudė. Tiriamasis buvo pritvirtinamas prie kėdės diržais ties juosmeniu, krūtine, šlaunimi bei blauzda. Buvo prašoma rankas sukryžiuoti ant krūtinės, kad išvengtume papildomų judesių bei rezultatų netikslumo.

MVJ momentas buvo nustatomas izometrinio režimu, kai koja buvo fiksuota per kelio sąnarį 90°, 80° arba 40° ir tiriamųjų buvo prašoma padidinti kojos tiesimo ir lenkimo jėgos momentą iki maksimumo ir palaikyti 3 s. Procedūra buvo kartojama tris kartus, tarp kartojimų buvo skiriamas 1 min. poilsis. Tiriamieji buvo raginami atlikti užduotį kaip galima stipriau ir greičiau. Izokinetinio dinamometro ekrane tiriamieji matė savo pasiektos jėgos momento dydį. Pasiektas didžiausias valingos jėgos momentas buvo naudojamas rezultatams skaičiuoti (Aagaard et al., 1998; Goetschius et al., 2015; Goetschius & Hart, 2016).

Dinaminės jėgos momentui nustatyti tiriamųjų buvo prašoma kaip galima greičiau tiesti ir lenkti blauzdą. Izokinetinio raumenų jėgos momento testavimo metu buvo matuojamas didžiausias jėgos momentas esant skirtingiems kampiniams greičiams: 30°/s, 60°/s, 180°/s, 300°/s (Aagaard et al., 1998; Czaplicki et al., 2015). Tiriamieji turėjo 3 kartus lenkti ir tiesti koją per kelio sąnarį esant 30°/s kampiniam greičiui, 5 kartus – esant 60°/s, 180°/s ir 300°/s kampiniam greičiui. Pertrauka tarp greičių 1 min. Tiriamieji buvo raginami kuo greičiau atlikti užduotį. Buvo testuojamos sveika ir pažeista kojos. Norint išvengti kūno masės įtakos rezultatams, buvo skaičiuojamas santykinis dydis pagal formulę (Gokeler et al., 2016):

$$\text{Santykinis jėgos dydis (Nm/kg)} = (\text{jėgos momentas (Nm)} / \text{kūno masė (kg)})$$

2.2.2.1. Izometrinės ir dinaminės kojų raumenų jėgos momento koncentrinis santykis, simetrija bei kineziterapijos efektyvumas

H:Q santykis parodo užpakalinių ir priekinių šlaunies raumenų jėgos tarpusavio santykį. Įprastas sveikiems žmonėms H:Q santykis yra 0,5 – 0,8 (Kannus, 1988). Kuo H:Q santykis artimesnis 1, tuo užpakaliniai šlaunies raumenys stipresni ir kelio sąnarys yra stabilesnis. H:Q santykis apskaičiuojamas didžiausią užpakalinių šlaunies raumenų koncentrinės jėgos momento reikšmę dalijant iš didžiausios priekinių šlaunies raumenų koncentrinės jėgos momento reikšmės (Aagaard et al., 1998).

Simetrijai tarp kojų skaičiuoti buvo naudojama formulė:

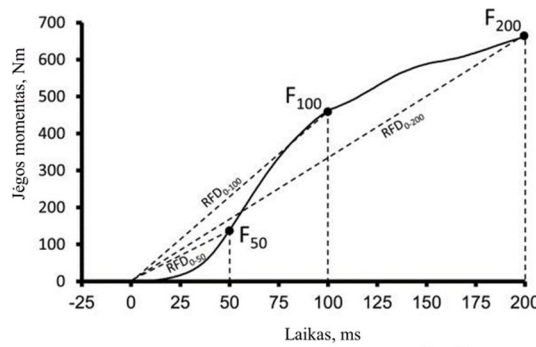
$$\text{Simetrijos indeksas (\%)} = (\text{pažeistos kojos jėgos momentas (Nm)} - \text{sveikos kojos jėgos momentas (Nm)}) * 100$$

Kineziterapijos efektyvumui įvertinti buvo skaičiuojamas pokytis (procentais) pagal formulę (Maffiuletti et al., 2016):

$$\text{Pokytis (\%)} = (\text{jėgos momentas po KT (Nm)} - \text{jėgos momentas prieš KT (Nm)}) / \text{jėgos momentas po KT (Nm)} * 100$$

2.2.2.2. Jėgos išvystymo greičio nustatymas

JIG (Nm/s) apibūdinamas kaip jėgos momento pokytis per laiko vienetą ($\Delta \text{jėga} / \Delta \text{laikas}$). JIG buvo skaičiuotas nuo 0 iki 30, 0 – 50, 0 – 100 ir 0 – 200 ms (6 pav.) (Aagaard et al., 2002; Angelozzi et al., 2012; Maffiuletti et al., 2016). JIG laiko intervalais nuo 0 iki 30, 0 – 50 ms laikomas ankstyvąja JIG fazę. JIG laiko intervalais 0 – 100 ir 0 – 200 ms laikomas vėlyvąja JIG fazę (Maffiuletti et al., 2016).



6 pav. Sveikos ir pažeistos kojų JIG skirtingais laiko intervalais (Modifikuota pagal Maffiuletti et al., 2016)

JIG simetrijai tarp sveikos ir pažeistos kojų skaičiuoti buvo naudojama formulė:

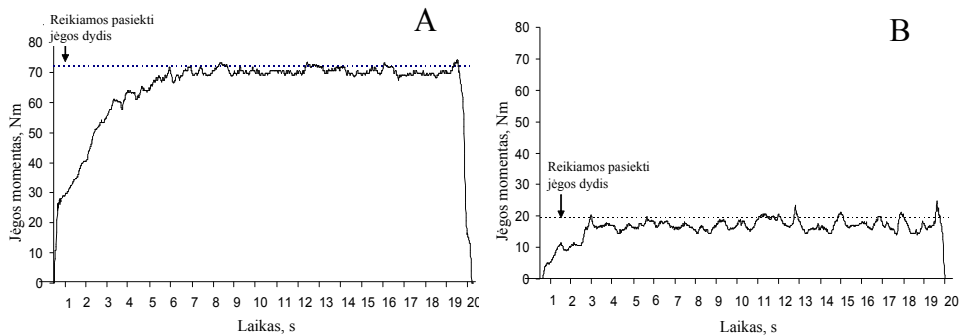
$$\text{Simetrijos indeksas (\%)} = (\text{pažeistos kojos JIG (Nm/s)} - \text{sveikos kojos JIG (Nm/s)}) * 100$$

Kineziterapijos efektyvumui įvertinti buvo skaičiuojamas pokytis (procentais) pagal formulę:

$$\text{Pokytis (\%)} = (\text{JIG po KT (Nm/s)} - \text{JIG prieš KT (Nm/s)}) / \text{JIG po KT (Nm/s)} * 100$$

2.2.2.3. Jėgos momento variabilumo nustatymas išvysčius 20% MVJ

Pagal pasiektą maksimalią valingą blauzdos tiesimo ir lenkimo jėgos momentą kiekvienam tiriamajam buvo apskaičiuota 20% MVJ reikšmė. Reikiamos jėgos momento dydis, kurį reikėjo pasiekti ir palaikyti, dinamometro ekrane buvo pažymėtas horizontalia linija (Carnavale et al., 2018) (7 pav.).



7 pav. 20% nuo MVJ tiesimo (A) ir lenkimo (B) tikslumo užduoties atlikimo pavyzdys, kai koja per kelio sąnarį sulenkta 90° kampu

Tiriamieji atliko 2 serijas po 15 s trunkančius nepertraukiamus izometrinius susitraukimus – pirma serija su VGI, o antroji – be VGI. Kai tiriamieji atliko izometrinius susitraukimus su VGI, tai jie galėjo izokinetinio dinamometro ekrane matyti jėgos momento dydį izometrinio susitraukimo metu ir tai tiriamiesiems suteikdavo informaciją apie atliekamo judesio tikslumą, o kai izometrinis susitraukimas buvo atliekamas be VGI, dinamometro ekranas buvo uždengiamas, todėl tiriamieji nematė išvystomo jėgos momento dydžio izometrinio susitraukimo metu. Variabilumas apibrėžiamas kaip sensomotorinės sistemos nestabilumo rodiklis, taigi kuo mažesnis judesio variabilumas, tuo judesys stabilesnis (Hong & Newell, 2008). Judesio stabilumui įvertinti buvo skaičiuojamas variacijos koeficientas (VK) pagal formulę (Goetschius et al., 2015; Goetschius & Hart, 2016):

$$VK (\%) = \frac{\text{variacijos koeficientas}}{\text{vidurkis}} * 100$$

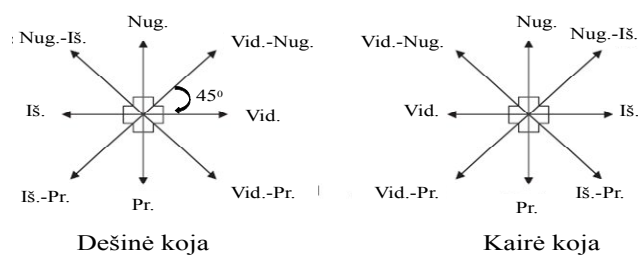
Pastaba. VK – variacijos koeficientas

VK buvo skaičiuotas 5 – 15 izometrinio susitraukimo sekundę.

2.2.3. Funkciniai testai

2.2.3.1. Žvaigždės nuokrypio pusiausvyros testas

Tiriamasis rankas laikė ant klubų, stovėjo per tiesių susikirtimo vidurį ant vienos kojos, o su neatramine koja buvo prašoma tiriamojo pasiekti kuo toliau į visas 8 puses neperkeliant kūno svorio (Herrington et al., 2009; Clagg et al., 2015) (8 pav.). Pusiausvyros tyrimas pradedamas nuo priekinės krypties ir tęsiamas laikrodžio rodyklės kryptimi. Pasiektas atstumas matuojamas centimetrais.



8 pav. Žvaigždės nuokrypio pusiausvyros testo kryptys stovint ant kairės ir dešinės kojos

Pastabos. Pr – priekinė, Vid.-Pr. – priekinė vidinė, Vid. – vidinė, Nug.-Vid. – vidinė nugarinė, Nug. – nugarinė, Nug.-Iš. – išorinė nugarinė, Iš. – išorinė, Iš.-Pr. – priekinė išorinė

Testas buvo atliekamas 3 kartus kiekviena koja ir skaičiuojamas pasiekto atstumo vidurkis. Kuo didesnis pasiektas atstumas, tuo geresnė dinaminė pusiausvyra. Jei tiriamasis neišlaikė pusiausvyros ar atsirėmė į pagrindą siekiančiąją koja, tai rezultatas buvo neužskaitomas ir užduotį prašoma pakartoti. Yra žinoma, jog pasiektas atstumas priklauso nuo kojos ilgio, todėl gautus rezultatus normalizavome, t.y. skaičiavome kiekvienam tiriamajam atskirai atsižvelgiant į kojos ilgį (tiriamiesiems gulint ant nugaros nuo priekinio klubakaulio dyglio iki vidinės blauzdikaulio kulkšnies buvo išmatuotas kojos ilgis centimetrine juoste). Rezultatai skaičiuoti pagal formulę (Herrington et al., 2009; Gribble et al., 2012):

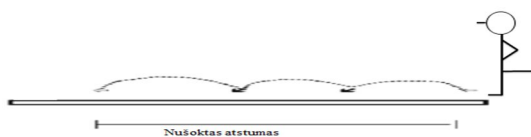
$$\text{Pasiektas atstumas (\%)} = (\text{pasiektas atstumas (cm)} / \text{kojos ilgis (cm)}) * 100$$

Gaunama pasiekto atstumo procentinė išraiška. Siekiant palyginti rezultatus tarp kojų, buvo skaičiuotas simetrijos indeksas pagal formulę:

$$\text{Simetrijos indeksas (\%)} = (\text{pažeistos kojos atstumas (cm)} / \text{sveikos kojos atstumas (cm)}) * 100$$

2.2.3.2. Trišuolio testas

Tiriamųjų buvo prašoma stovint ant vienos kojos atlikti 3 šuolius pirmyn rankas laikant ant klubų (9 pav.). Buvo prašoma šokti kaip galima toliau.



9 pav. Trišuolio atlikimo schema (modifikuota pagal Reid et al., 2007)

Matuojamas bendras 3 šuolių atstumas. Tiriamųjų buvo prašoma iš pradžių šokti ant sveikos, paskui ant pažeistos kojos. Norint išvengti nuovargio, tarp bandymų buvo daroma 30s pertrauka. Užduotis nebuvo atlikta, jeigu tiriamasis lietė pagrindą priešinga koja ar ranka, prarado pusiausvyrą arba atlikęs 3 šuolius neišstovėjo ant vienos kojos galiniame taške. Siekiant palyginti rezultatus tarp

kojų, buvo skaičiuotas simetrijos indeksas pagal formulę (Reid et al., 2007; Gokeler et al., 2016):

$$\text{Simetrijos indeksas (\%)} = (\text{pažeistos kojos atstumas (cm)} / \text{sveikos kojos atstumas (cm)}) * 100$$

2.2.3.3. Stotis-eiti testas

Tiriamieji buvo pasodinti ant 46 (cm) aukščio kėdės, po duoto signalo tiriamieji turėjo kuo greičiau atsistoti nuo kėdės, nueiti 5 metrų atstumą, apsisukti 180 laipsnių kampu, grįžti atgal ir atsisėsti ant kėdės. Buvo matuotas užduoties atlikimo laikas chronometru (s). Testas kartojamas 3 kartus, norint išvengti nuovargio įtakos rezultatams, tarp bandymų buvo daroma 60s pertrauka. Buvo skaičiuojamas trijų bandymų vidurkis (Demura & Uchiyama, 2007).

2.2.4. Klausimynai

Tegner fizinio aktyvumo skalė – tiriamasis įvertina fizinį aktyvumo lygį balais, kur 10 balų reiškia dalyvavimą profesionaliame sporte, 0 – negalėjimą dalyvauti fizinėje veikloje (McGrath et al., 2016).

Lysholm klausimynas skirtas pacientams po kelio sąnario raiščių plyšimų. Naudojama 100 balų skalė, kurią sudaro vertinamos sritys: 25 balai kelio sąnario stabilumas, 25 – skausmas, 15 – kelio sąnario užstrigimas, 10 – tinimas ir kelio sąnario funkcija lipant laiptais, 5 – kelio sąnario funkcija tupiant. Vertinimas: puiki būklė – 95-100 balų, gera – 84-94, patenkinama – 65-83, bloga – mažiau nei 64 balai (Bieler et al., 2014).

Apatinių galūnių funkcijos įvertinimo (AGFI) (*Lower Extremity Functional Scale*) klausimynas sudarytas iš 20 klausimų, susijusių su paciento kasdieninės veiklos metu iškilusiais sunkumais dėl apatinių galūnių sutrikimo ar pažeidimo (Reid et al., 2007). Naudojant AGFI klausimyną pacientų kasdieninė veikla vertinama 5 balų sistemoje. 0 balų rodo, jog pacientui dėl apatinių galūnių funkcijos sutrikimo kasdieninė veikla yra labai sutrikusi. 5 balai rodo, jog kasdieninės veiklos metu pacientui sunkumų nėra. AGFI klausimyno balų suma svyruoja nuo 0 iki 80. 0 balų rodo didelį veiklos apribojimą kasdieninės veiklos metu. 80 balų rodo, jog apribojimo nėra, kasdieninėje veikloje pacientas yra savarankiškas.

SF-36 klausimynas, kuris susideda iš 36 klausimų, atspindinčių aštuonias gyvenimo sritis: fizinį aktyvumą, veiklos apribojimą dėl fizinių negalavimų ir emocinių sutrikimų, socialinius ryšius, emocinę būseną,

energingumą/gyvybingumą, skausmą ir bendrąjį sveikatos vertinimą (Loge et al., 1999). Kiekvienos srities skaitinė reikšmė yra nuo 0 iki 100 (100 balų rodo geriausią įvertinimą) (Busija et al., 2008; Filbay et al., 2015).

VAS – skalė subjektyviam skausmo vertinimui. Buvo naudojama 10 cm ilgio horizontali skalė, kur buvo surašyti skaičiai nuo 0 iki 10. Tiriamojo buvo prašoma įvertinti skausmą 10 balų skalėje, kur 10 balų reiškia nepakeliamą skausmą, o 0 balų – skausmo nėra (Pua et al., 2014).

Subjektyvus kelio sąnario vertinimo klausimynas (IKDC) (*International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form*) – tai yra specifinis klausimynas, padedantis subjektyviai įvertinti kelio sąnario funkcijas bei simptomus, įtakančius funkcijos sutrikimus (Do Carmo Almeida et al., 2016). Klausimynas vertinamas procentais nuo 0 iki 100 pagal formulę (Gokeler et al., 2016):

$$\frac{\text{– ž}}{\text{ų č}} * 100$$

Labai gerai – 90 – 100%, gerai – 70 – 90%, 50 – 70% – patenkinamai, <50% – blogai. Kuo balas aukštesnis, tuo tiriamųjų geresnė funkcinė būklė ir mažiau išreikšti kelio sąnario pažeidimo simptomai.

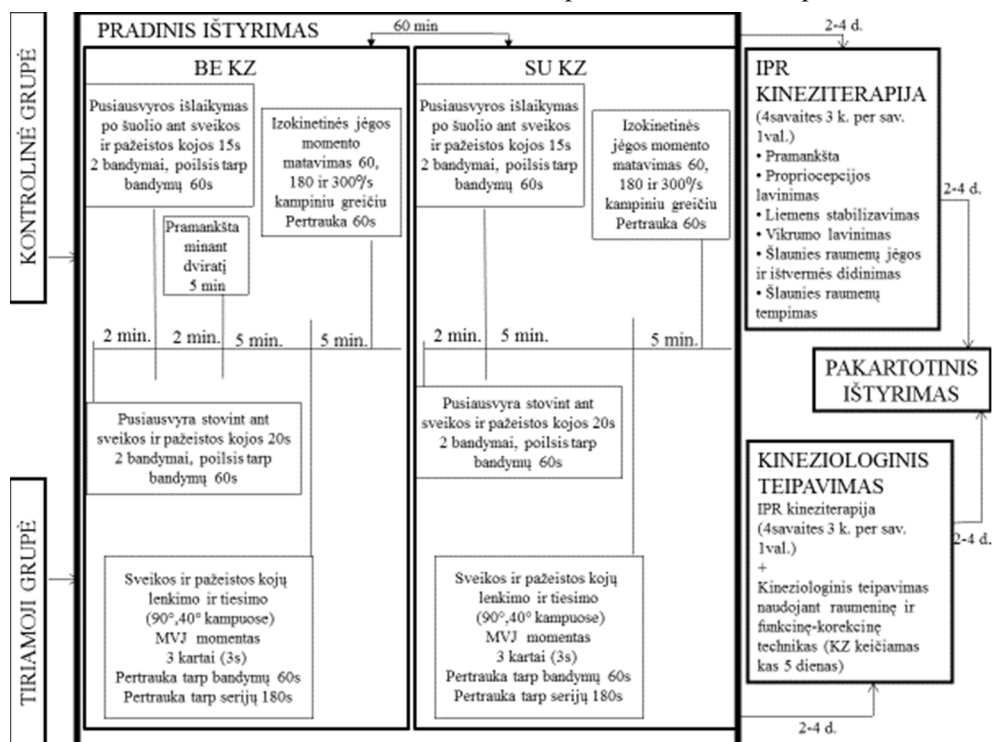
2.3. Tyrimų organizavimas

Tyrimai buvo atlikti Lietuvos Sporto Universiteto Sporto mokslo ir inovacijų institute. Likus 3 dienoms iki testavimų, tiriamieji buvo apmokomi atlikti užduotis. Visi tiriamieji buvo testuoti tuo pačiu paros metu (9 – 12 val). Testavimo dieną atvykus į Sporto mokslo ir inovacijų instituto laboratoriją, tiriamieji turėjo užpildyti klausimynus ir 20 min ramiai pasėdėti. Paskui tiriamieji turėjo atlikti pusiausvyros bei funkcinis testus tam, kad išvengtume nuovargio įtakos rezultatams. Po 5 min pramankštos tiriamieji buvo testuojami izokinetiniu dinamometru.

2.3.1. Pirmojo tyrimo organizavimas

Tyrimo pradžioje buvo testuojama pusiausvyra stovint ant vienos kojos, pusiausvyra po šuolio ant vienos kojos (10 pav.). Po 2 min pertraukos buvo atlikta 5 min trukmės pramankšta ant veloergometro *Monark 834 E* su pasipriešinimu (W) (krūvis parenkamas kiekvienam tiriamajam individualiai – apie 70% nuo maksimalaus širdies susitraukimo dažnio). Širdies susitraukimų dažnis buvo

matuotas aparatu „Polar S810“ (Suomija). Po 5 min pertraukos buvo išmatuotas blauzdos lenkimo ir tiesimo MVJ momentas, kai koja sulenkta per kelio sąnarį 90° ir 40° kampu (ištiesta koja per kelio sąnarį = 0°). Paskui buvo testuojama izokinetinis lenkimo ir tiesimo jėgos momentas 60, 180 ir 300°/s kampiniais greičiais. Siekiant išsiaiškinti momentinį KZ poveikį, tiriamiesiems buvo užklijuotas KZ ant pažeistos kojos ir praėjus 60 min testavimai buvo pakartoti. Testavimai buvo atliekami 4 kartus: du kartus: prieš KT ir 2 kartus po 4 sav. KT.



10 pav. Pirmojo tyrimo protokolas

Pastabos. IPR – įprastinė kineziterapija; MVJ – maksimali valinga jėga; KZ – kineziologinis teipas

Atsitiktine tvarka tiriamieji buvo suskirstyti į 2 grupes: a) kontrolinei grupei buvo taikoma tik kineziterapija, b) tiriamajai buvo taikomas KZ ir kineziterapija. Įprastinės kineziterapijos programa buvo sudaryta remiantis S. van Grinsven ir kt. (2010) reabilitacijos protokolu. Kineziterapija buvo taikoma 4 savaitės 3 kartus per savaitę, procedūros trukmė – 60 min. Kineziterapijos programą sudarė:

- įvadinė dalis –atliekami pratimai pramankštai;

- pagrindinė dalis – pirmiausia atliekami pratimai kelio sąnario judesių amplitudei didinti, vėliau kojų raumenų jėgos didinimo, eisenos, propriocepcijos bei pusiausvyros lavinimo pratimai;
- baigiamojoje procedūros dalyje atliekami raumenis atpalaiduojantys pratimai, kvėpavimo pratimai.

Krūvis buvo didinamas įtraukiant sunkesnius pratimus, suteikiant papildomą apkrovą ar didinant pratimų atlikimo greitį bei intensyvumą.

KZ technika buvo parenkama remiantis K. Kase ir kt. (2003) rekomendacijomis. Naudotas K-Active KZ (Japonija), kuris buvo klijuotas ant pažeistos kojos naudojant raumeninę ir funkcinę-korekcinę technikas ant keturgalvio ir dvigalvio šlaunies raumenų. Tiriamosios grupės vienam pacientui buvo atliktos 6 KZ procedūros. Vienos aplikacijos laikymosi trukmė – 5 – 7 dienos (Merino-Marban et al., 2013). Kontrolinei grupei KZ buvo klijuotas tik pradinio ir pakartotinio testavimo metu norint įvertinti momentinį (t.y. praėjus 1 val. nuo užklėjavimo) KZ poveikį.

Raumeninė technika. Keturgalviui šlaunies raumeniui naudojamas Y formos KZ. Klijuojama nuo šlaunies keturgalvio raumens pradžios link pabaigos – siekiama aktyvinti raumenį. KZ klijuojamas be ištempimo esant sulenktam kelio sąnariui (Kase et al., 2003). Dvigalviui šlaunies raumeniui naudojamas Y formos KZ. Klijuojama nuo šlaunies dvigalvio raumens pradžios link pabaigos. KZ bazė klijuojama be ištempimo. Toliau paciento prašoma sulenkti koją per klubo sąnarį – ištempus užpakalinius šlaunies raumenis, KZ klijuojamas be ištempimo, o KZ galai, einantys link šlaunikaulio medialinio ir lateralinio krumplių, klijuojami be ištempimo.

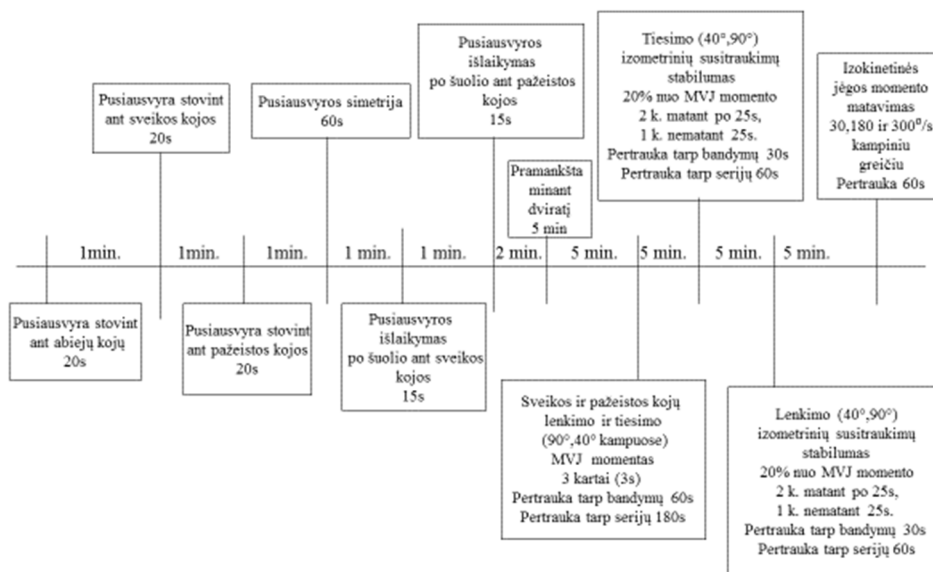
Funkcinė – korekcinė technika. Naudojamas I formos KZ, kuris klijuojamas nuo blauzdikaulio šiurkštumos link abiejų šlaunikaulio medialinio ir lateralinio krumplių norint sumažinti blauzdos slydimą pirmyn. KZ bazė klijuojama be ištempimo, toliau KZ ištempiamas 75 – 100% , o patys galai klijuojami be ištempimo. Aplikacija daroma kelio sąnarį sulenkus 20 – 30° kampu.

2.3.2. Antrojo tyrimo organizavimas

Antrojo tyrimo schema pavaizduota 11 pav. Tyrimo pradžioje buvo testuojama pusiausvyra stovint ant abiejų kojų, ant vienos kojos, simetrija, pusiausvyra po šuolio ant vienos kojos. Po 2 min. pertraukos buvo atlikta 5 min. trukmės pramankšta ant veloergometro su pasipriešinimu (W), atitinkančiu

tiriamųjų kūno svorį. Po 5 min. pertraukos buvo išmatuotas blauzdos lenkimo ir tiesimo MVJ momentas, kai koja sulenkta per kelio sąnarį 90° ir 40° kampų (ištiesta koja per kėlio sąnarį $= 0^\circ$). Po 5 min pertraukos buvo tiriama tiesimo ir lenkimo izometrinų susitraukimų stabilumas (VK) 20% nuo išvystyto MVJ momento. Paskui buvo testuojami izokinetinis lenkimo ir tiesimo jėgos momentas 30, 180 ir $300^\circ/\text{s}$ kampiniais greičiais. Testavimai buvo atliekami du kartus:

1. Prieš PKR rekonstruojamąją operaciją (vidutiniškai praėjus 3 mėnesiams po pažeidimo);
2. Po 3 mėnesių reabilitacijos.



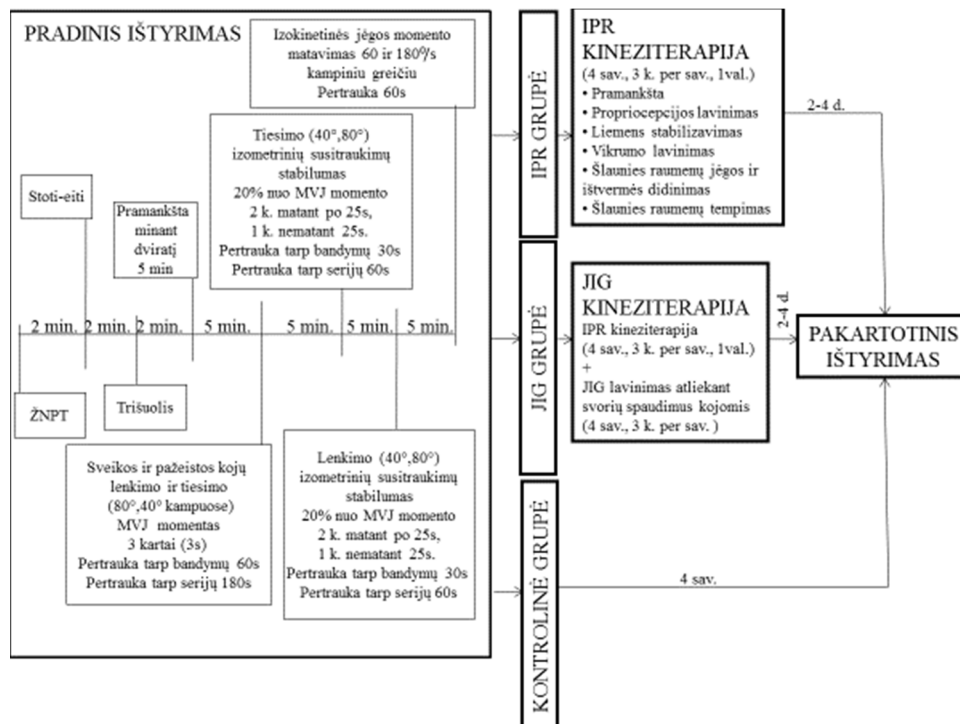
11 pav. Antrojo tyrimo protokolai
Pastabos. MVJ – maksimali valinga jėga; k – kartai

Kineziterapija buvo taikyta Lietuvos Sveikatos Mokslų universiteto (LSMU) klinikose tris mėnesius du kartus per savaitę. Kineziterapijos procedūros trukmė buvo 45 min. Įprastinės kineziterapijos programa buvo sudaryta remiantis S. van Grinsven ir kt. (2010) reabilitacijos protokolu. Po operacijos tiriamieji pirmąsias dvi savaites praleido namuose. Pirmą savaitę buvo naudojami ekstenziniai kelio sąnario įtvarai, o dvi savaites buvo ribojamas fizinis krūvis. Po savaitės buvo nuimtas įtvaras ir pradėtas palaipsniui blauzdos lenkimas. Praėjus dviem savaitėm,

buvo pradėta taikyti kineziterapija. Buvo taikomi judesių amplitudės bei jėgos didinimo pratimai, pusiausvyrą bei koordinaciją lavinantys pratimai. Iš pradžių pacientui taikomi pasyvūs judesių amplitudės pratimai – 10 min. pasyvi mechanoterapija bei izometriniai pratimai. Vėliau amplitudė buvo didinama ir trečią pooperacinę savaitę koją per kelio sąnarį buvo leidžiama lenkti 70°, ketvirtą – 90°, vėliau – lenkimo amplitudė nebuvo ribojama. Didinant krūvį visiškai lenkimo amplitudė buvo pasiekta po 5 savaičių. Jėgos pratimai buvo atliekami didinant pasipriešinimą bei naudojant elastines juostas (Thera-Band, USA). Buvo taikomi svorio pernešimo pratimai ant pažeistos kojos bei pusiausvyros lavinimo pratimai. Pacientai galėjo 2 savaites koją priminti ½ viso kūno svorio, po 4 savaičių buvo leidžiama pilnai remtis operuota koja. Fizioterapijos procedūros trukmė 30 minučių. Buvo atliekama: elektros stimuliacija 15 min. naudojant „Neuro Trac Sports XL“ (Verity Medical, Anglija) aparatą (stimuliacijos dažnis 20 Hz). Taip pat buvo atliekamos masažo procedūros (20 min.). Skausmui malšinti nuo pirmų dienų pacientams buvo dedami šaldantys kompresai ant kelio sąnario.

2.3.3. Trečiojo tyrimo organizavimas

Tyrimo pradžioje buvo testuojama pusiausvyra atliekant ŽNPT, stotis-eiti bei trišuolio testus (tarp testų buvo daroma 2 min. pertrauka) (12 pav.). Po 2 min. pertraukos buvo atlikta 5 min. trukmės pramankšta ant veloergometro (Ergo Fit, Vokietija) su pasipriešinimu, atitinkančiu tiriamųjų kūno svorį. Po 5 min pertraukos buvo išmatuotas blauzdos lenkimo ir tiesimo MVJ momentas, kai koja sulenkta per kelio sąnarį 80° ir 40° kampu (ištiesta koja per kelio sąnarį = 0°). Po 5 min pertraukos buvo tiriamas tiesimo ir lenkimo izometrinių susitraukimų stabilumas (VK) 20% nuo išvystytos MVJ momento. Paskui buvo testuojama izokinetinis lenkimo ir tiesimo jėgos momentas 60 ir 180°/s kampiniais greičiais. Testavimai buvo atliekami du kartus: prieš kineziterapiją ir po 1 mėn. kineziterapijos.



12 pav. Trečiojo tyrimo protokolas

Pastabos. IPR – įprastinė kineziterapija; JIG – jėgos išvystymo greitis; ŽNPT – žvaigždės nuokrypio pusiausvyros testas; MVJ – maksimali valinga jėga; k – kartai

Atsitiktine tvarka tiriamieji buvo suskirstyti į 2 grupes: įprastinės KT ir jėgos išvystymo greičio KT. Įprastinės kineziterapijos programa buvo sudaryta remiantis S. van Grinsven ir kt. (2010) reabilitacijos protokolu, kurios pradžioje buvo atliekama pramankšta pagrindinėms raumenų grupėms. Taikomi progresuojantys ekscentriniai, koncentriniai bei izometriniai raumenų jėgos lavinimo pratimai (keturgalviams šlaunies, viduriniams sėdmens bei užpakaliniams šlaunies raumenims), tiek uždaroje tiek atviroje kinetinėje grandinėje (naudojant *Thera-Band* gumines juostas, *Gymnic* kamuolius, laiptelius „*Step*“). Bilateralinių pratimų metu pacientams buvo akcentuojama simetriškai atlikti pratimus abiem kojom. Taip pat buvo taikomi pusiausvyros bei propriocepciją gerinantys pratimai ant įvairių nestabilių plokštumų (*Airex pad*, *Bosu*). Vėliau, vikrumo lavinimo, pliometriniai, liemens stabilizavimo pratimai. Programos pabaigoje atliekami apatinių galūnių tempimo pratimai. Kineziterapijos procedūros buvo taikomos vieną mėnesį 3 kartus per savaitę. Vienos procedūros trukmė buvo 60 min.

Jėgos išvystymo greičio kineziterapijos grupei buvo taikoma įprastinė kineziterapija bei pratimai jėgos išvystymo greičiui lavinti – svorių spaudimas su

kojomis 4 savaites, 3 kartus per savaitę. Iš pradžių tiriamiesiems buvo nustatytas maksimalus galimas įveikti svoris (Baechle et al., 2000). JIG lavinti buvo pasirinktas 40% nuo maksimalaus svoris (Aagaard et al., 2001). Tiriamieji turėjo atlikti 4 serijas po 5 spaudimus su svoriu įveikiant pasipriešinimą kiek galima didesniu greičiu. Tarp serijų buvo daromas 2 min. poilsis.

2.4. Statistiniai skaičiavimai

Tyrimo duomenys buvo skaičiuojami SPSS v.21.0 kompiuterine programa (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Skirstinių normalusis pasiskirstymas tikrintas Kolmogorov-Smirnov testu. Jei nebuvo išlaikytas skirstinio normalumas, buvo taikyti neparametriniai kriterijai, esant normaliajam skirstiniui – parametriniai. Rezultatams tarp grupių palyginti buvo naudojamas Mann-Whitney U testas. O rezultatų palyginimui tarp sveikos ir pažeistos kojų prieš ir po taikomų intervencijų buvo naudojamas Wilcoxon testas. Tyrimų statistinėje analizėje vertinant rezultatų patikimumą pasirenkamas reikšmingumo lygmuo $p \leq 0,05$ (95 % patikimumas).

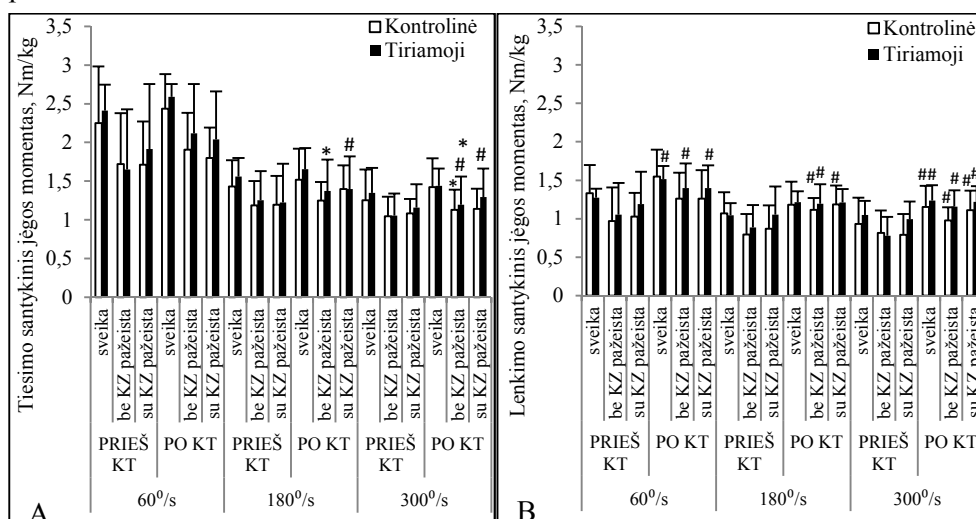
3. TYRIMŲ REZULTATAI IR APTARIMAS

3.1. Pirmo tyrimo rezultatai bei jų aptarimas

3.1.1. Dinaminės ir izometrinės maksimalios valingos kojų raumenų jėgos momentas

Nustatėme, jog po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) TIR grupės pažeistos kojos blauzdos santykinis tiesimo jėgos momentas su KZ 180 ir 300 °/s greičiu, bei pažeistos kojos be KZ 300 °/s greičiu (13 A pav.). Nustatėme, jog 300 °/s greičiu po KT abiejų grupių sveikos kojos tiesimo jėgos momentas ir 180 °/s greičiu tiriamosios grupės buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos be KZ.

Sveikos ir pažeistos kojų lenkimo jėgos momentas 60 ir 300°/s greičiu bei pažeistos be KZ 180 °/s greičiu po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) TIR grupės tiriamiesiems (13 B pav.). KON grupės lenkimo jėgos momentas 300 °/s greičiu po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) sveikos ir pažeistos kojų, o 180 °/s greičiu – tik pažeistos su ir be KZ.

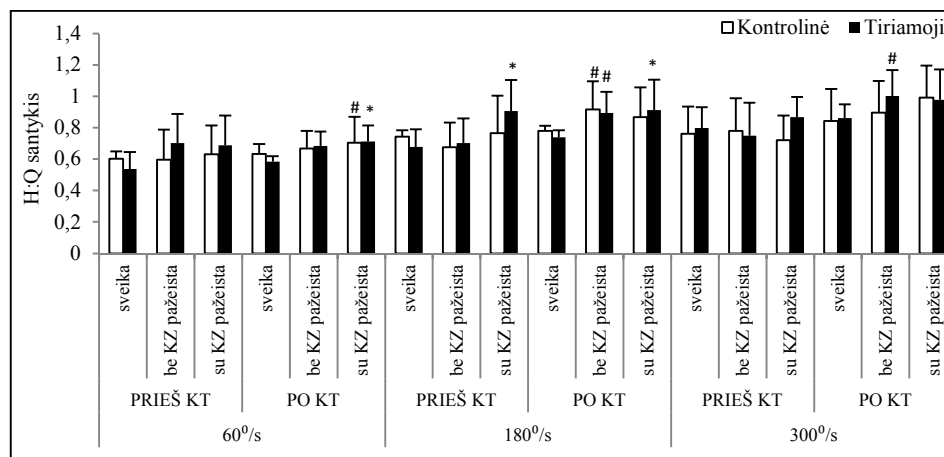


13 pav. Santykinis blauzdos tiesimo (A) ir lenkimo (B) dinaminės jėgos momentas 60, 180 ir 300 °/s greičiais

Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; * – $p < 0,05$ lyginant su sveika koja

Nustatėme, jog KON grupės H:Q santykis atliekant užduotį 60 °/s greičiu po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) pažeistos kojos su KZ, ir 180°/s greičiu –

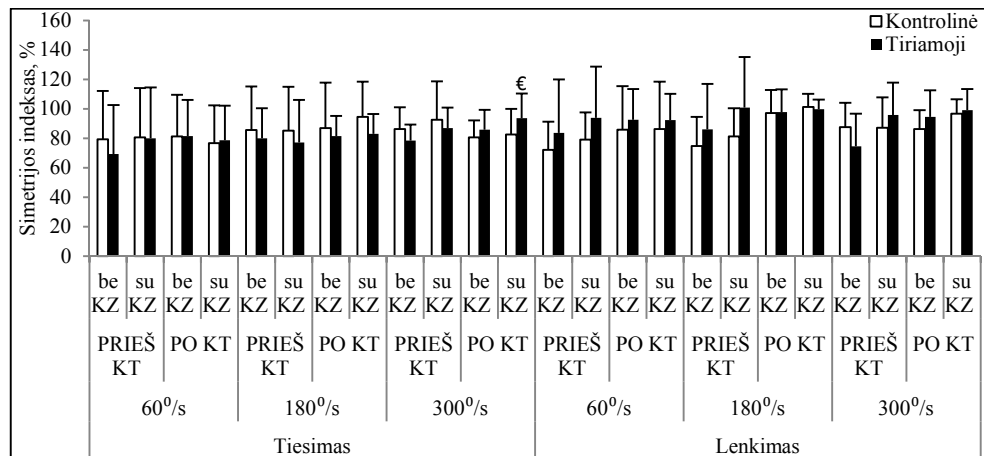
pažeistos kojos be KZ (14 pav.). TIR grupės 60 °/s greičiu po KT pažeistos kojos su KZ H:Q santykis buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei sveikos. TIR grupės 180 °/s greičiu prieš ir po KT pažeistos kojos su KZ H:Q santykis buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei sveikos kojos. 180 ir 300 °/s greičiu po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) pažeistos kojos be KZ H:Q santykis lyginant su prieš KT buvusiu santykiu.



14 pav. Dinaminės jėgos momento H:Q santykis

Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; * – $p < 0,05$ lyginant su sveika koja

Po KT nustatėme, jog TIR grupės blauzdos tiesimo jėgos momento 300°/s greičiu simetrijos indeksas tarp sveikos ir pažeistos kojų su KZ buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei be KZ (15 pav.).

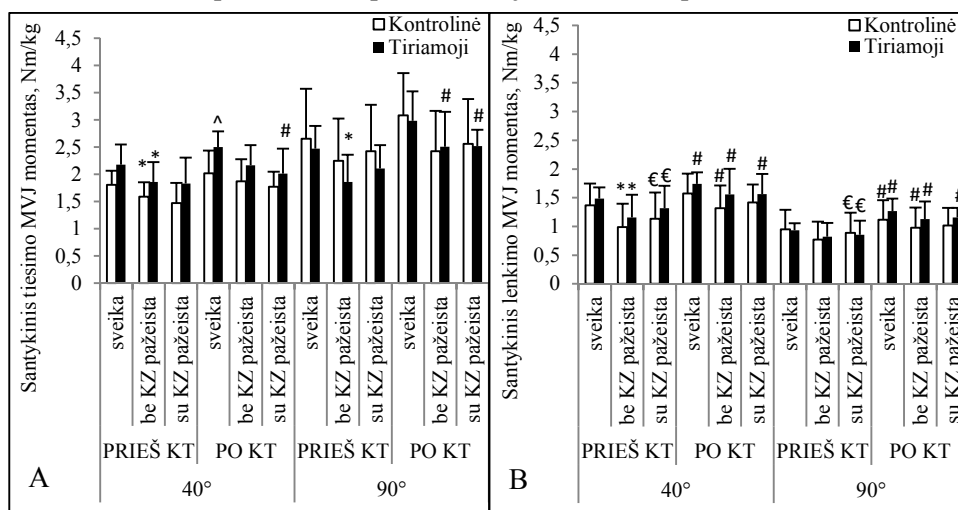


15 pav. Dinaminės jėgos momento simetrijos indeksas

Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; € - $p < 0,05$ tarp pažeistos be ir su KZ

TIR grupės tiesimo MVJ momentas 40° ir 90° kampuose prieš KT pažeistos kojos be KZ buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos (16A pav.). KON grupės tiesimo MVJ momentas 40° kampe prieš KT pažeistos kojos be KZ buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos. Po KT 40° ir 90° kampuose reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) TIR grupės tiesimo pažeistos kojos su KZ MVJ momentas ir 90° kampe pažeistos kojos be KZ. Nustatėme, jog 40° kampe po KT sveikos kojos tiesimo MVJ momentas TIR grupės buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei KON.

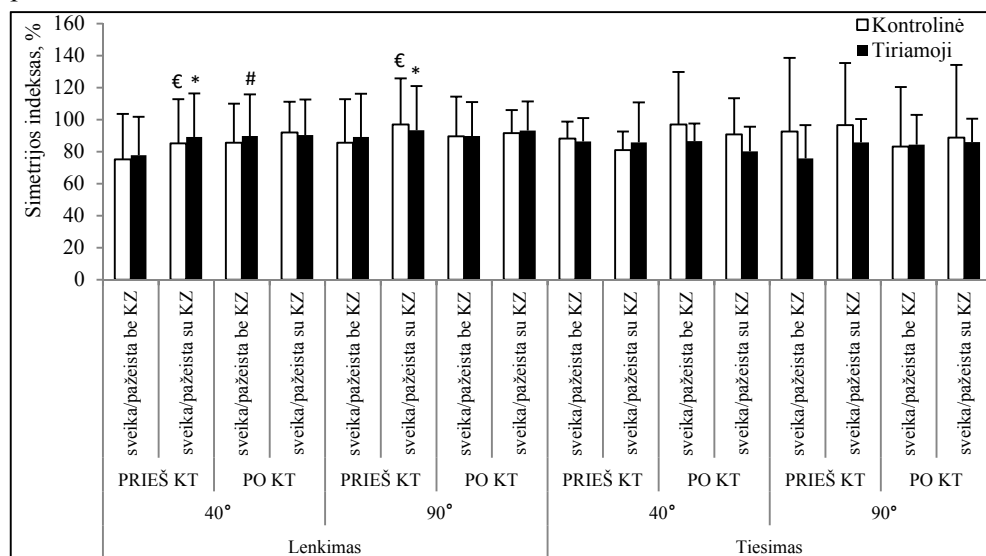
Nustatėme, jog 40° ir 90° kampuose prieš KT abiejų grupių pažeistos kojos su KZ lenkimo MVJ momentas buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei be KZ (16B pav.). 40° kampe prieš KT abiejų grupių sveikos kojos lenkimo MVJ momentas buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos be KZ. Lenkimo MVJ momentas 40° ir 90° kampuose po KT buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) TIR grupės sveikos ir pažeistos kojų nei prieš KT. KON grupės lenkimo MVJ momentas 40° kampe po KT buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) pažeistos kojos be KZ ir 90° kampe sveikos ir pažeistos kojos be KZ nei prieš KT.



16 pav. Blauzdos tiesimo (A) ir lenkimo (B) izometrinės MVJ momentas prieš ir po KT 40° bei 90° kampuose

Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; * – $p < 0,05$ lyginant su sveika koja; € - $p < 0,05$ tarp pažeistos be ir su KZ; ^ – lyginant su KON grupe

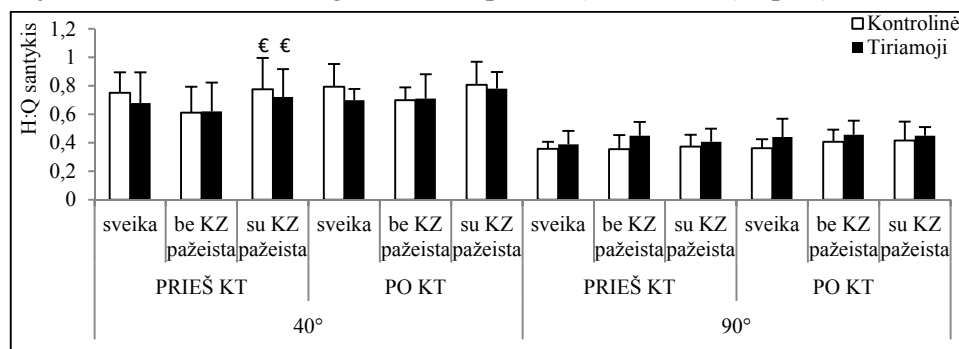
Nustatėme, jog kontrolinės ir tiriamosios grupių lenkimo 40° ir 90° kampuose simetrijos indeksas prieš KT buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) su KZ nei be KZ (17 pav.). Po KT lenkimo 40° kampe TIR grupės simetrijos indeksas lyginant sveiką su pažeista be KZ koja buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT.



17 pav. Blauzdos lenkimo bei tiesimo 40° ir 90° kampuose MVJ momento simetrijos indeksas

Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; * – $p < 0,05$ lyginant su sveika koja; € - $p < 0,05$ tarp pažeistos be ir su KZ

Nustatėme, jog H:Q santykis 40° kampe prieš KT abiejų grupių pažeistos kojos su KZ buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei be KZ (18 pav.).

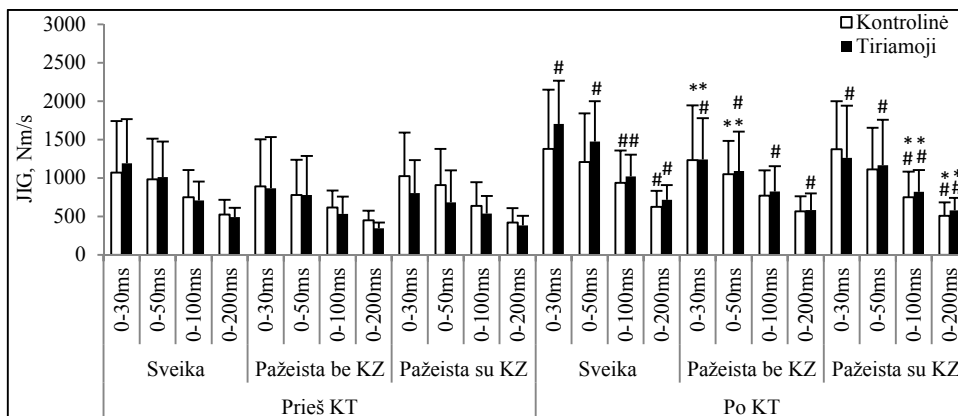


18 pav. Izometrinės MVJ momento H:Q santykis

Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; € - $p < 0,05$ tarp pažeistos be ir su KZ

3.1.2. Raumenų jėgos momento išvystymo greitis

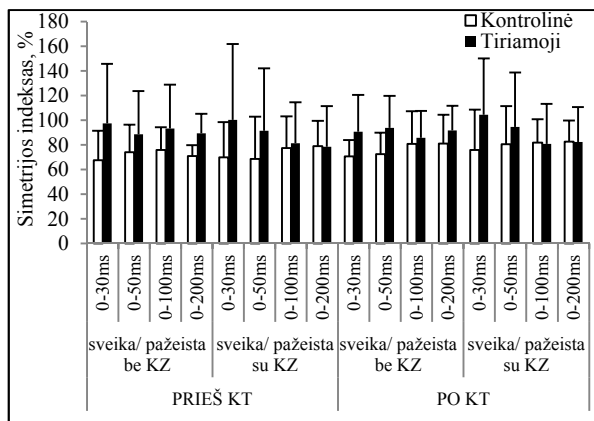
Po KT TIR grupės sveikos ir pažeistos kojų JIG buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) visais laiko intervalais nei prieš KT (19 pav.). Tačiau KON grupės JIG po KT reikšmingai pagerėjo ($p < 0,05$) sveikos bei pažeistos su KZ kojų vėlyvojoje JIG fazėje. Po KT abiejose grupėse nustatėme reikšmingai mažesnę ($p < 0,05$) JIG pažeista koja be KZ nei sveika ankstyvojoje JIG fazėje. Po KT abiejų grupių JIG atliekant tiesimą pažeista koja su KZ buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos kojos vėlyvojoje JIG fazėje. Po KT abiejų grupių JIG atliekant tiesimą pažeista koja be KZ buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos kojos ankstyvojoje JIG fazėje.



19 pav. Blauzdos tiesimo 40° kampe JIG skirtingais laiko intervalais

Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; * – $p < 0,05$ lyginant su sveika koja

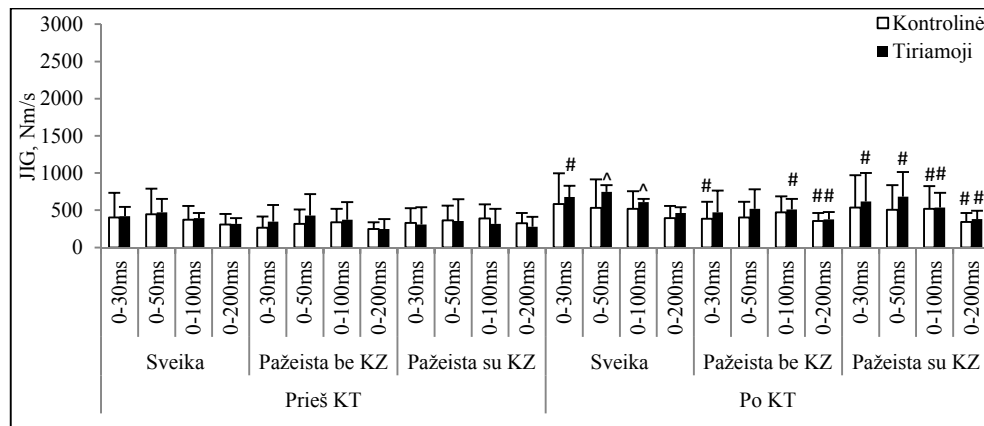
Lygindami simetrijos indeksus (20 pav.) reikšmingų skirtumų tarp grupių bei KZ naudojimo nenustatėme ($p > 0,05$).



20 pav. Blauzdos tiesimo 40° kampe JIG simetrijos indeksas skirtingais laiko intervalais

Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas

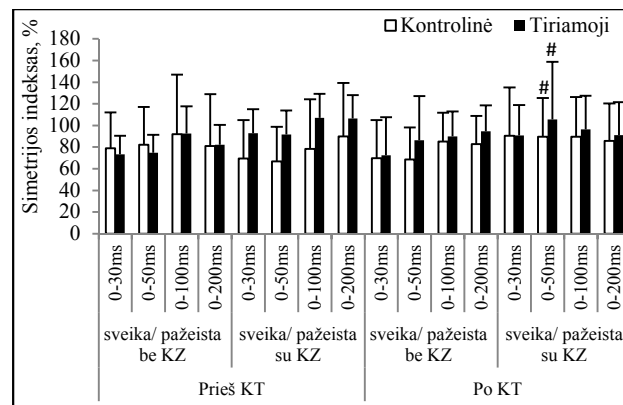
Po KT TIR grupės lenkimo 40° kampe sveikos kojos JIG 0-30 ms laiko intervale, pažeistos be KZ – vėlyvojoje JIG fazėje, ir pažeistos kojos su KZ visais laiko intervalais buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT (21 pav.). TIR grupės JIG atliekant lenkimą 40° kampe po KT pažeista be KZ koja 0-30 ir 0-200 ms laiko intervalais bei pažeista su KZ – vėlyvojoje JIG fazėje buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT. Po KT tiriamosios grupės sveikos kojos JIG 0-50 ir 0-100 ms laiko intervalais buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei kontrolinės grupės.



21 pav. Lenkimo 40° kampe JIG skirtingais laiko intervalais

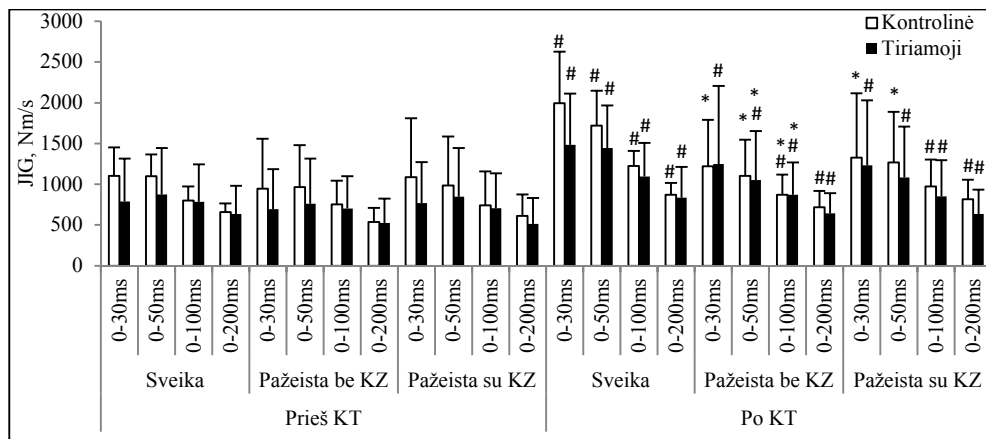
Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe

Po KT abiejų grupių simetrijos indeksas lyginant sveiką su pažeista su KZ koja buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) 0-50 ms laiko intervale nei prieš KT (22 pav.).



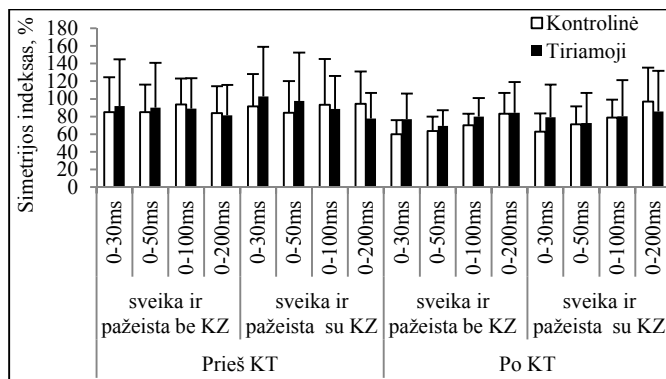
22 pav. Blauzdos lenkimo 40° kampe JIG simetrijos indeksas skirtingais laiko intervalais
Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT

Po KT TIR grupės sveikos ir pažeistos kojų JIG atliekant tiesimą 90° kampe buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) visais laiko intervalais nei prieš KT (23 pav.). Po KT KON grupės sveikos kojos JIG atliekant tiesimą 90° kampe buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) visais laiko intervalais nei prieš KT, o pažeistos – vėlyvojoje JIG fazėje. Po KT KON grupės JIG tiesiant pažeista koja be KZ buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveika ankstyvojoje JIG fazėje bei 0-100 ms laiko intervale. Po KT KON grupės pažeistos kojos su KZ JIG ankstyvojoje JIG fazėje buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos. Po KT TIR grupės pažeistos kojos be KZ JIG ankstyvojoje JIG fazėje buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos.



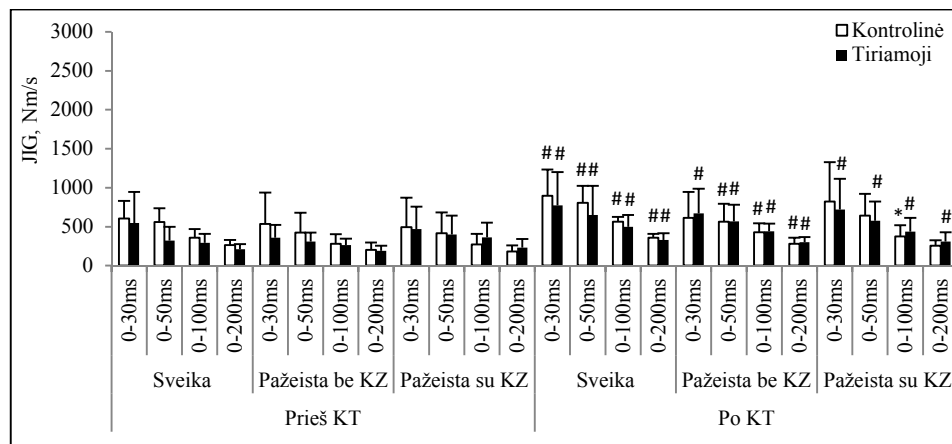
23 pav. Blauzdos tiesimo 90° kampe JIG skirtingais laiko intervalais
Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; * – $p < 0,05$ lyginant su sveika koja

Lygindami tiesimo 90° kampe JIG simetrijos indeksą tarp sveikos bei pažeistos kojos su ir be KZ reikšmingų skirtumų neradome ($p > 0,05$) (24 pav.).



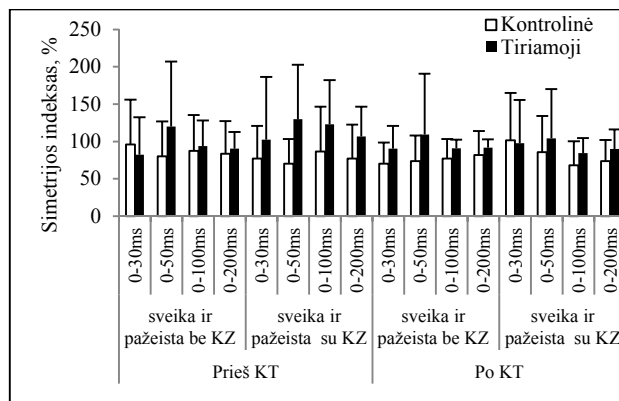
24 pav. Blauzdos tiesimo 90° kampe simetrijos indeksas skirtingais laiko intervalais
Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas

Po KT TIR grupės JIG 90° kampe lenkiant sveika ir pažeista koja buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) visais laiko intervalais nei prieš KT (25 pav.). Po KT KON grupės JIG 90° kampe lenkiant sveika koja buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) visais laiko intervalais nei prieš KT bei pažeista be KZ – 0-50, 0-100, 0-200 ms laiko intervalais. Po KT KON grupės pažeistos kojos su KZ JIG 0-100 ms intervale buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos.



25 pav. Blauzdos lenkimo 90° kampe JIG skirtingais laiko intervalais
Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; * – $p < 0,05$ lyginant su sveika koja

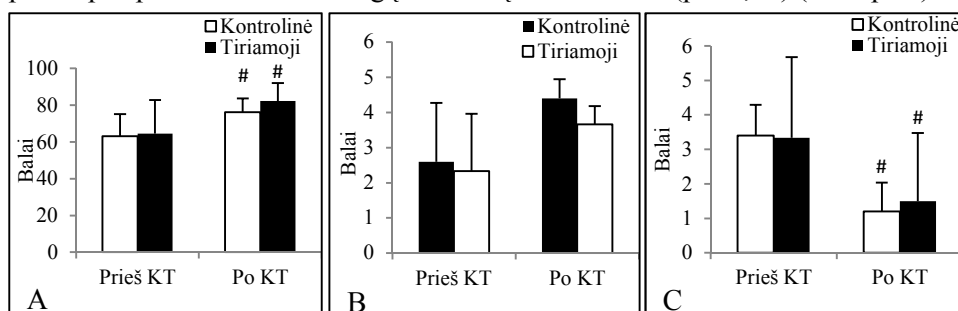
Lygindami simetrijos indeksus tarp sveikos bei pažeistos kojų su ir be KZ, reikšmingų pokyčių nenustatėme ($p > 0,05$) (26 pav.).



26 pav. Blauzdos lenkimo 90° kampe simetrijos indeksas skirtingais laiko intervalais
Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas

3.1.3. Klausimynų bei pusiausvyros rezultatai

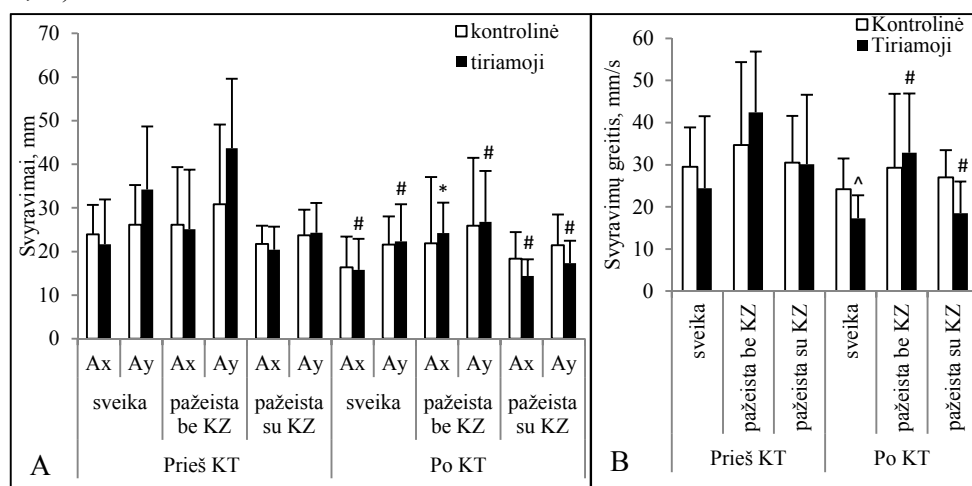
Po KT ir KON, ir TIR grupėse buvo reikšmingai geresnis ($p < 0,05$) Lysholm klausimyno (skirto subjektyviai kelio sąnario funkciniai būklei vertinti) vertinimas bei mažesnis ($p < 0,05$) skausmas (vertinant pagal VAS skalę) nei prieš KT (27 A, C pav.). Tačiau abiejų grupių tiriamieji savo fizinį aktyvumą vertino taip pat kaip ir prieš KT – reikšmingų skirtumų nenustatėme ($p > 0,05$) (27 B pav.).



27 pav. Lysholm (A), Tegner (B) ir VAS (C) klausimynų rezultatai
Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT

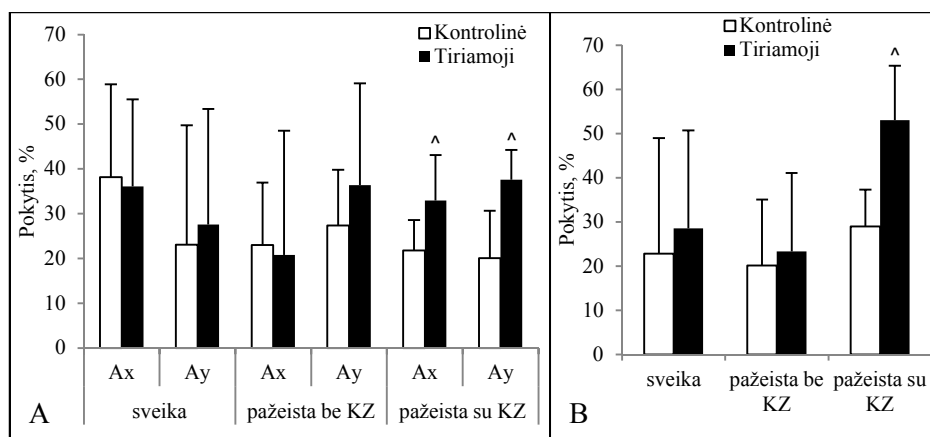
Po KT TIR grupės svyravimai buvo reikšmingai mažesni ($p < 0,05$) stovint ant sveikos ir pažeistos kojos su KZ Ax bei Ay kryptimis ir stovint ant pažeistos be KZ Ay kryptimi nei prieš KT (28 A pav.). Po KT KON grupės tiriamiesiems stovint ant pažeistos be KZ kojos svyravimai Ax kryptimi buvo reikšmingai didesni ($p < 0,05$) nei sveikos. Po KT stovint ant pažeistos kojos svyravimų greitis buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT (28 B pav.). Po KT KON

grupės svyravimų greitis stovint ant sveikos kojos buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei TIR.



28 pav. Svyravimų kryptis (A) ir svyravimų greitis (B) stovint ant vienos kojos *Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; Ax – kūno masės centro poslinkis šonine kryptimi; Ay – kūno masės centro poslinkis pirmyn – atgal kryptimi; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; * – $p < 0,05$ lyginant su sveika koja; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe*

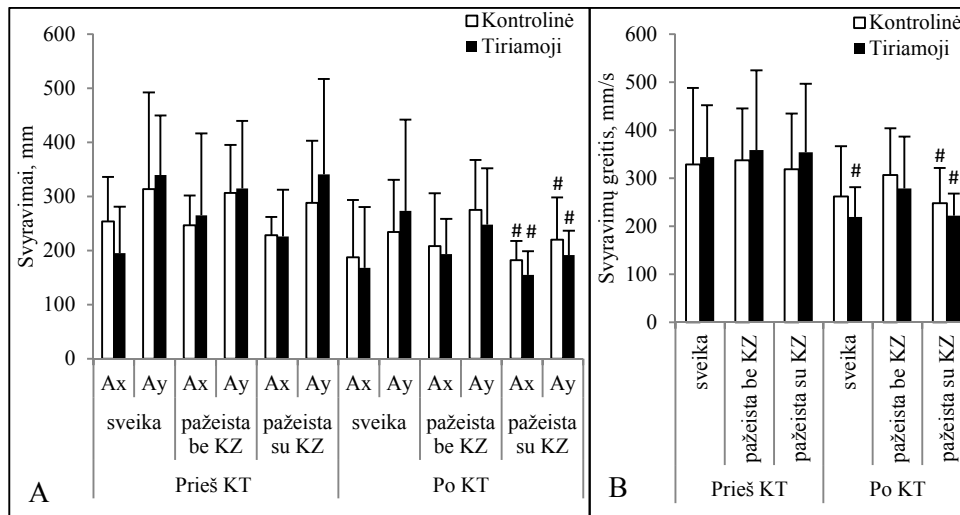
Nustatėme, jog stovint ant pažeistos kojos su KZ TIR grupės svyravimų krypties ir svyravimų greičio pokytis lyginant prieš ir po KT buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei KON grupės (29 A, B pav.). Po KT TIR grupės tiriamieji svyravo reikšmingai mažiau Ax ir Ay kryptimis bei svyravimų greitis buvo reikšmingai mažesnis nei KON grupės.



29 pav. KT metu atsiradęs svyravimų krypties (A) ir svyravimų greičio (B) pokytis stovint ant vienos kojos

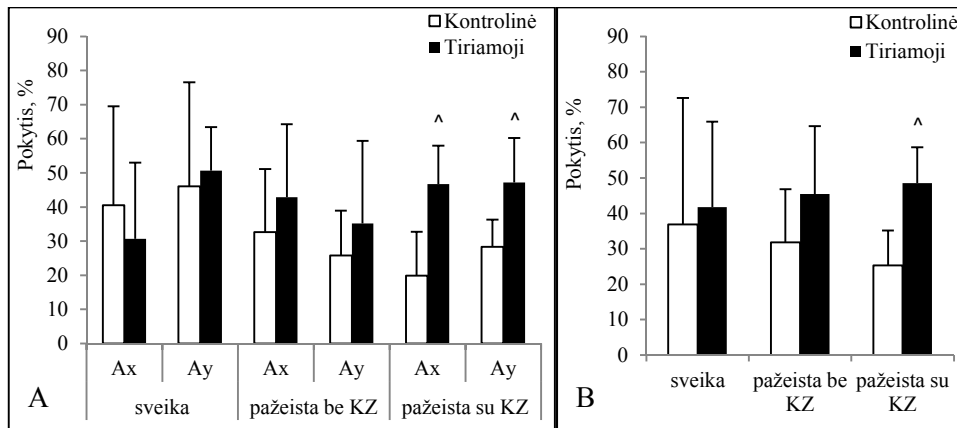
Pastabos. KZ – kineziologinis teipavimas; Ax – kūno masės centro poslinkis šonine kryptimi; Ay – kūno masės centro poslinkis pirmyn – atgal kryptimi; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe

Po KT abiejų grupių tiriamųjų svyravimai Ax ir Ay kryptimis po šolio ant pažeistos su KZ kojos reikšmingai sumažėjo ($p < 0,05$) (30 A pav.). Po KT reikšmingai sumažėjo ($p < 0,05$) abiejų grupių svyravimų greitis po šolio ant pažeistos kojos su KZ ir TIR grupės – po šolio ant sveikos (30 B pav.).



30 pav. Svyravimų kryptis (A) ir svyravimų greitis (B) po šolio ant vienos kojos
Pastabos. KT – kineziterapija; KZ – kineziologinis teipavimas; Ax – kūno masės centro poslinkis šonine kryptimi; Ay – kūno masės centro poslinkis pirmyn – atgal kryptimi; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT

Nustatėme, jog po šolio ant pažeistos kojos su KZ TIR grupės svyravimų krypties ir svyravimų greičio pokytis buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei KON grupės (31A, B pav.). Po KT TIR grupės tiriamųjų svyravimai Ax ir Ay kryptimis bei svyravimų greitis sumažėjo reikšmingai daugiau ($p < 0,05$) nei KON grupės.



31 pav. KT metu atsiradęs svyravimų (A) ir svyravimų greičio (B) pokytis po šuolio ant vienos kojos

Pastabos. KZ – kineziologinis teipavimas; Ax – kūno masės centro poslinkis šonine kryptimi; Ay – kūno masės centro poslinkis pirmyn – atgal kryptimi; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe

3.1.4. Rezultatų aptarimas

Manėme, jog ilgalaikis KZ naudojimas turėtų padidinti mechanoreceptorių aferentinę stimuliaciją ir taip pagerinti propriocepciją ir funkcinį pajėgumą. Atlikę tyrimą galime teigti, jog momentinis KZ neturi reikšmingos įtakos pusiausvyrai, jėgai, JIG ir tiriamųjų sveikatos būklės vertinimui. Tačiau ilgai naudojant KZ reikšmingai padidėja pažeistos kojos tiesimo ir lenkimo JIG ankstyvojoje JIG fazėje (0-30, 0-50, 0-100 ms.) bei pusiausvyra.

Mūsų atlikto tyrimo duomenys rodo, jog iš karto po KZ užklėjavimo nėra reikšmingo jėgos padidėjimo. Manome, jog KZ sukelta odos taktilinė stimuliacija, sukelianti Ia aferentų dirginimą (Konishi, 2013), yra per silpna, kad gautume momentinį efektą. Nustatėme, jog po KT reikšmingai padidėjo pažeistos kojos su KZ lenkimo ir tiesimo izometrinės ir dinaminės jėgos momentas. Manome, jog neuroraumeninis atsakas į KZ pasireiškia po ilgesnio laiko ir trunka kelias dienas. Ilgalaikis veikimas grindžiamas tuo, kad KZ stimuliuoja mechanoreceptorių ir padidėja motorinių vienetų rekrutavimas (Slupik et al., 2007), kas įtakoja jėgos padidėjimą, todėl rekomenduojama KZ laikyti ilgiau nei 24 valandas (Slupik et al., 2007; Lombroso et al., 2014; Balki et al., 2016). Yra atlikti keli tyrimai su sveikais tiriamaisiais, kurių metu buvo nustatyta, jog dėl koncentrinio fascijos tempimo (de Hoyo et al., 2013) atsiradusio iš karto po KZ užklėjavimo padidėjo koncentrinės jėgos momentas (Slupik et al., 2007; Vithoulka et al., 2010; Aktas & Baltaci, 2011;

Vercelli et al., 2012; Wong et al., 2012; Kim & Lee 2013), pagerėjo jėgos dydžio pajautimas (Chang et al., 2010) bei padidėjo MVJ momentas (Fratocchi et al., 2013). Tačiau kiti autoriai nurodo, jog po KZ užkljavimo ant keturgalvio šlaunies raumens sveikiems asmenims nebuvo reikšmingo jėgos padidėjimo (Oliveira et al., 2016; Magalhães et al., 2016b, Guedes et al., 2016), pusiausvyros bei funkcijos (trišuolio ir šuolio ant vienos kojos) pagerėjimo (de Almeida Lins et al., 2013). Manome, jog šie prieštaraivimai lyginant su mūsų tyrimo duomenimis yra dėl to, kad tyrimai atlikti su sveikais tiriamaisiais, o mūsų tyrimo metu tirti pacientai po PKR plyšimo. Tačiau galime sutikti su Parreira ir kt. (2014) išvada, jog trumpalaikis KZ nėra pranašesnis už placebo teipavimą ir vien tik KT, nes mūsų tyrimo metu reikšmingų jėgos momento pokyčių iš karto po KZ užkljavimo nenustatėme. Tačiau tyrimų apie ilgalaikę KZ įtaką izometriniam ir dinaminiam jėgos momentui ir JIG esant PKR plyšimui neradome. Mums pavyko rasti tik vieną studiją (Balki et al., 2016), kurioje nagrinėjama ilgalaikė KZ įtaka kelio sąnario funkcijoms po PKR operacijos ankstyvuoju pooperaciniu laikotarpiu. Balki ir kt. (2016) tyrė ilgalaikį (10 d.) KZ poveikį jėgai, judesio amplitudei ir skausmui pacientams po PKR operacijos ankstyvuoju pooperaciniu laikotarpiu. Gauti rezultatai parodė, jog taikant kineziterapiją ir KZ reikšmingai padidėjo judesio amplitudė ir užpakalinių šlaunies raumenų jėga, sumažėjo skausmas.

Mūsų tyrimo duomenys rodo, jog iš karto po KZ užkljavimo nėra reikšmingo JIG padidėjimo. Žinoma, jog JIG įtakoja raumeninių skaidulų tipas, motoneuronų aktyvavimo laipsnis raumens susitraukimo metu ir motorinių vienetų suaktyvinimo greitis (Corvino et al., 2009), todėl manome, jog iš karto po užkljavimo KZ per silpnai veikia receptorius, kas sąlygoja, jog yra neįtraukiami aukšto slenksčio motoriniai vienetai (II b tipo), reikalingi greitam raumens susitraukimui (Konishi, 2013). Tačiau KZ ir kineziterapiją taikant 4 savaites pažeistos kojos su KZ JIG reikšmingai padidėja pradinėje JIG fazėje. Manome, jog dėl KZ sukeltos odos mechanoreceptorių stimuliacijos, sumažėja motoneuronų rekrutavimo slenkstis, kas sąlygoja motorinių vienetų rekrutavimo pokyčius (Wong et al., 2012; Yeung et al., 2015), kurie lemia tiriamosios grupės JIG pagerėjimą ankstyvojoje JIG fazėje po KT. Tačiau atliktų tyrimų rezultatai su sveikais žmonėmis yra prieštaringi. Serra ir kt. (2015), tyrė KZ įtaką futbolininkų blauzdos tiesimo jėgai nustatė, jog KZ reikšmingai neįtakoja JIG. Todėl autoriai mano, jog KZ gali turėti reikšmingos įtakos tik žmonėms turintiems funkcijos pažeidimų ar jaučiantiems skausmą (Wong et al., 2012; Magalhães et al., 2016 a). Magalhães ir

kt. (2016 b) nustatė, jog ilgalaikis (48 val.) KZ ant tiesiojo šlaunies raumens neturėjo reikšmingos įtakos sveikų asmenų blauzdos tiesimo JIG. Taip pat Magalhães ir kt. (2016 a) tyrė KZ įtaką sveikų tiriamųjų pėdos tiesimo JIG bei nustatė, jog klijuojant KZ aktyvinančia technika reikšmingai padidėja JIG pradinėje fazėje. Tačiau tyrimų, kurie nagrinėtų KZ ilgalaikį ir trumpalaikį poveikį JIG esant PKR plyšimui, mums nepavyko rasti.

Momentinio KZ įtakos statinei ir dinaminei pusiausvyrai nenustatėme, tačiau nustatėme reikšmingą pažeistos kojos su KZ svyravimų sumažėjimą A_x ir A_y kryptimis bei didesnę svyravimų greičio pokytį po KT. Žinoma, jog esant PKR plyšimui sutrinka užpakalinių šlaunies raumenų koaktyvacija (Salonikidis et al., 2009), sumažėja dinaminis kelio sąnario stabilumas, keturgalvio šlaunies raumens jėga, kas įtakoja pusiausvyros sutrikimą. Nustatėme, jog po KT tiriamosios grupės pusiausvyra buvo reikšmingai geresnė nei kontrolinės. Žinant, jog funkcinis pajėgumas susijęs su raumenų jėga (Petschnig et al., 1998; Fu et al., 2008; Vercelli et al., 2012) bei kad mažesnis JIG lemia pusiausvyros pablogėjimą senyvo amžiaus žmonėms (Izquierdo et al., 1999; Maffiuletti et al., 2016), manome, jog po KT tiriamosios grupės tiriamiesiems padidėjus JIG ankstyvojoje JIG fazėje ir jėgos momentui, pagerėjo dinaminė pusiausvyra. Tai pat žinoma, kad pusiausvyra priklauso nuo propriocepcijos (Soltani et al., 2014), todėl remdamiesi ankstesnių tyrimų rezultatais, jog ilgalaikis KZ taikymas pagerino propriocepciją esant PKR plyšimui (Bischoff et al., 2018), galime paaiškinti mūsų tyrimo metu gautus geresnius pusiausvyros rezultatus po ilgalaikio KZ taikymo. Bicici ir kt. (2012), Nakajima ir Baldrige (2013), de Almeida Lins ir kt. (2013) atlikę tyrimus su sveikais tiriamaisiais nenustatė reikšmingo pusiausvyros pagerėjimo po trumpalaikio KZ. Oliveira ir kt. (2016) vertino tiriamųjų po PKR operacijos pusiausvyrą po KZ užklėjavimo ant keturgalvio šlaunies raumens bei nustatė, jog trumpalaikis KZ užklėjavimas pusiausvyrai įtakos neturi. Tačiau mums pavyko rasti tik 1 tyrimą, kuriame būtų tirtas ilgalaikis KZ taikymas ir jo įtaka sveikų asmenų pusiausvyrai, nes dauguma tyrimų atlikti norint įvertinti KZ momentinę įtaką (Chang et al., 2010; de Almeida Lins et al., 2013; Vercelli et al., 2012; Wong et al., 2012; Nakajima & Baldrige, 2013). Wilson ir kt. (2016) tyrė 17 sveikų tiriamųjų, kuriems KZ buvo klijuotas ant dvilypio blauzdos raumens ir stebėta trumpalaikė (iš karto po užklėjavimo) bei ilgalaikė (praėjus 24, 72 ir 120 valandų po KZ užklėjavimo) KZ įtaka pusiausvyrai bei funkciniam pajėgumui, tačiau reikšmingos KZ įtakos pusiausvyrai bei funkciniam pajėgumui nebuvo nustatyta.

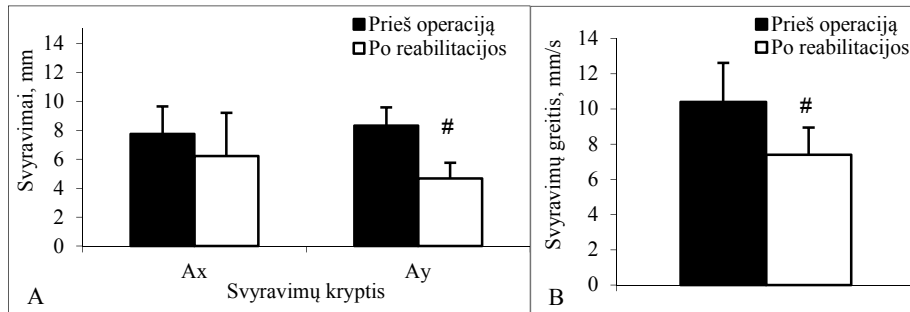
Nustatėme, jog po KT reikšmingai pagerėjo Lysholm klausimyno vertinimas bei sumažėjo skausmas KON ir TIR grupėse. Manoma, jog po KZ užkljavimo dirginami odos receptoriai, pagerėja aferentinė stimuliacija, dėl ko sumažėja skausmas (Žuk & Księżopolska-Orłowska, 2008; Aminaka & Gribble, 2008; Chang et al., 2010). Balki ir kt. (2016) nustatė, jog taikant kineziterapiją ir ilgalaikį (10 d.) KZ po PKR operacijos reikšmingai sumažėjo skausmas ankstyvuju pooperaciniu laikotarpiu. Tačiau Aytar ir kt. (2011) nenustatė reikšmingo skausmo sumažėjimo po KZ užkljavimo praėjus 45 min. pacientams su girnelės skausmo sindromu. Manome, jog skirtingi rezultatai gaunami dėl skirtingų tiriamųjų grupių, KZ kljavimo taikymo metodikų, skirtingo KZ ištempimo lygio bei užklijuoto KZ laikymo trukmės. Tyrimų, kuriuose būtų tirta skausmo kaita po KZ užkljavimo esant PKR plyšimui, mums nepavyko rasti.

Apibendrintai galime teigti, jog mūsų iškelta hipotezė, kad dėl kineziologinio teipo sukeltų stimulų pagerės kelio sąnario motorinė funkcija ir neuroraumeninė kontrolė, pasitvirtino iš dalies. Momentinio registruotų rodiklių (izometrinio ir dinaminio MVJ momento, JIG ir pusiausvyros) pagerėjimo po KZ užkljavimo nenustatėme galbūt todėl, kad KZ per mažai dirgina odos mechanoreceptorius, todėl KZ įtaka yra nepakankama norint įvertinti šių testų pokyčius. Tačiau galime daryti išvadą, jog ilgalaikis KZ taikymas reikšmingai pagerina propriocepciją bei raumenų jėgos parametrus. Yra žinoma, kad neuroraumeninės funkcijos pokyčiai po PKR plyšimo stebimi ne tik pažeistos kojos kelio sąnaryje, bet ir proksimaliniuose bei distaliniuose galūnės sąnariuose (Riemann & Lephart, 2002). Taip pat žinoma, jog pusiausvyrą ir kūno svyravimus labiausiai įtakoja receptoriai, esantys raumenyse aplink čiurnos sąnarį (Di Giulio et al., 2009). Todėl manome, jog po PKR plyšimo norint gauti didesnius funkcijos pokyčius KZ reikėtų klijuoti ne tik ant šlaunies, bet ir čiurnos raumenų, tiesiogiai įtakojančių pusiausvyrą.

3.2. Antrojo tyrimo rezultatai bei jų aptarimas

3.2.1. Pusiausvyros rezultatai

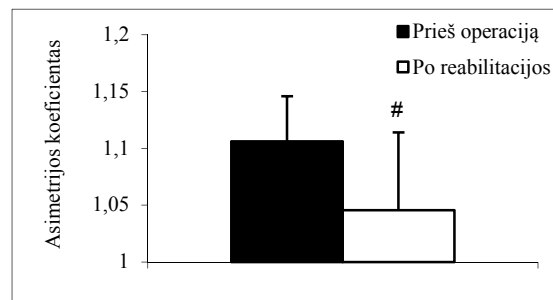
Nustatėme, jog po reabilitacijos stovint ant abiejų kojų (32 A pav.) reikšmingai sumažėjo ($p < 0,05$) svyravimai pirmyn – atgal kryptimi (Ay). Svyravimų greitis stovint ant abiejų kojų (32 B pav.) prieš operaciją buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei po reabilitacijos.



32 pav. Svyravimų kryptis (A) ir greitis (B) stovint ant abiejų kojų

Pastabos. Ax – svyravimai šonine kryptimi; Ay – svyravimai pirmyn – atgal; mm – milimetrai, mm/s – milimetrai per sekundę; # - $p < 0,05$ tarp svyravimų prieš operaciją ir po reabilitacijos

33 paveiksle pavaizduota asimetrijos koeficiento tarp kojų kaita. Nustatėme, jog asimetrijos koeficientas tarp kojų reikšmingai sumažėjo ($p < 0,05$) po reabilitacijos (33 pav.).

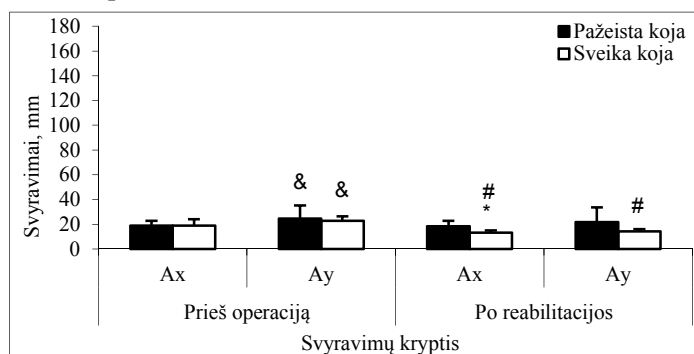


33 pav. Asimetrijos koeficientas

Pastabos. # - $p < 0,05$ tarp svyravimų prieš operaciją ir po reabilitacijos

Stovint ant sveikos kojos po reabilitacijos svyravimai Ax ir Ay kryptimis buvo reikšmingai mažesni ($p < 0,05$) nei prieš operaciją (34 pav.). Prieš operaciją svyravimai pirmyn – atgal kryptimi buvo reikšmingai didesni ($p < 0,05$) nei šonine kryptimi tiek stovint ant sveikos, tiek ir ant pažeistos kojų. Po reabilitacijos tarp šių rodiklių reikšmingų skirtumų nenustatėme ($p > 0,05$). Po reabilitacijos svyravimai

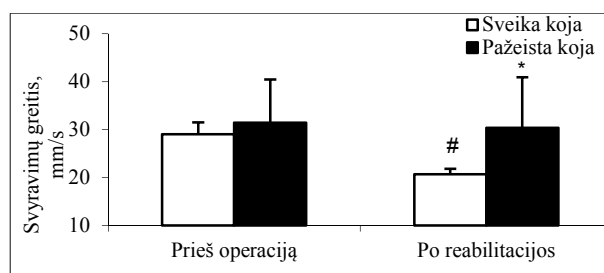
šonine (Ax) kryptimi stovint ant sveikos kojos buvo reikšmingai mažesni ($p < 0,05$) nei stovint ant pažeistos.



34 pav. Pusiausvyra stovint ant vienos kojos

Pastabos. Ax – svyravimai šonine kryptimi; Ay – svyravimai pirmyn – atgal; mm – milimetrai; * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # - $p < 0,05$ tarp prieš operaciją ir po reabilitacijos; & - $p < 0,05$ tarp Ax ir Ay

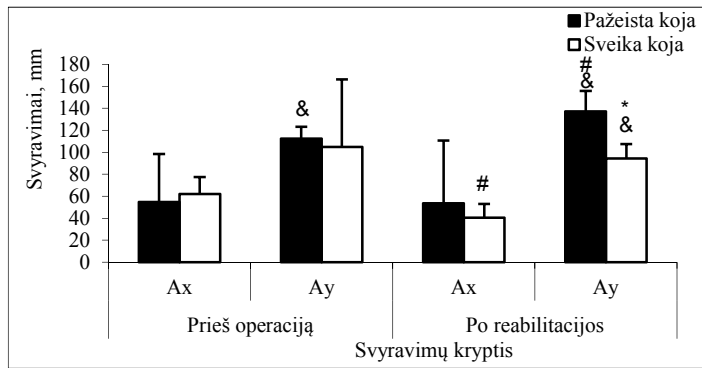
Po reabilitacijos sveikos kojos svyravimų greitis (35 pav.) buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei prieš operaciją. Po reabilitacijos svyravimų greitis stovint ant pažeistos kojos buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei stovint ant sveikos.



35 pav. Svyravimų greitis stovint ant vienos kojos

Pastabos. * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojų; # - $p < 0,05$ tarp prieš operaciją ir po reabilitacijos

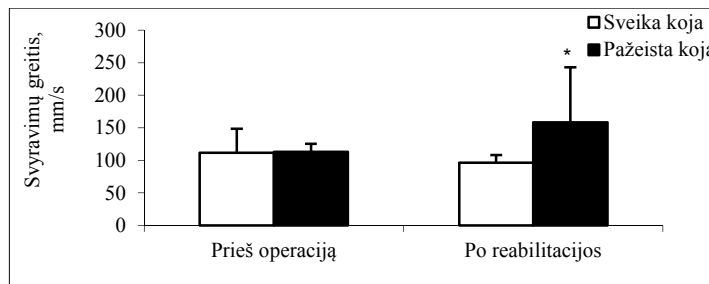
Po reabilitacijos po šolio ant sveikos kojos svyravimai pirmyn-atgal kryptimi (Ay) buvo reikšmingai mažesni ($p < 0,05$) nei pažeistos (36 pav.). Po reabilitacijos svyravimai po šolio stovint ant pažeistos kojos pirmyn-atgal (Ay) kryptimi buvo reikšmingai didesni ($p < 0,05$) nei prieš operaciją. Po reabilitacijos stovint ant sveikos kojos svyravimai šonine kryptimi (Ax) buvo reikšmingai mažesni ($p < 0,05$) nei prieš operaciją. Atlikus šolio ant vienos kojos testą nustatėme, jog svyravimai Ay kryptimi buvo reikšmingai didesni ($p < 0,05$) nei Ax stovint ant pažeistos kojos prieš operaciją ir po reabilitacijos, bei stovint ant sveikos kojos po reabilitacijos.



36 pav. Pusiausvyros rezultatai po šuolio ant vienos kojos

Pastabos. Ax – svyravimai šonine kryptimi; Ay – svyravimai pirmyn – atgal; mm – milimetrai; * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # - $p < 0,05$ tarp svyravimų prieš operaciją ir po reabilitacijos; & - $p < 0,05$ tarp Ax ir Ay

Po reabilitacijos atlikus šuolio ant vienos kojos testą svyravimų greitis po šuolio ant sveikos kojos buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos (37 pav.). Tačiau lyginant rezultatus prieš operaciją ir po reabilitacijos reikšmingų skirtumų ($p < 0,05$) nenustatėme.

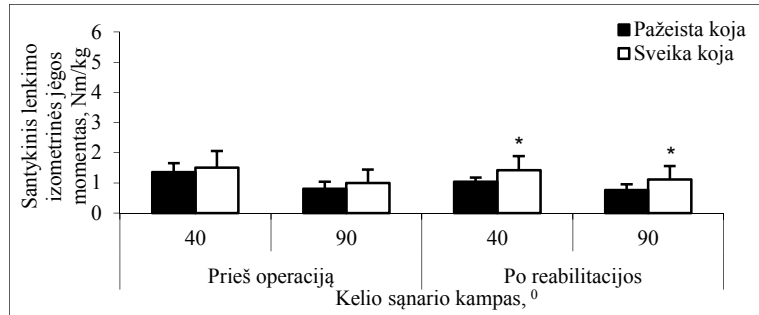


37 pav. Svyravimų greitis po šuolio ant vienos kojos

Pastaba. * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos

3.2.2. Dinaminės ir izometrinės maksimalios valingos kojų raumenų jėgos momentas

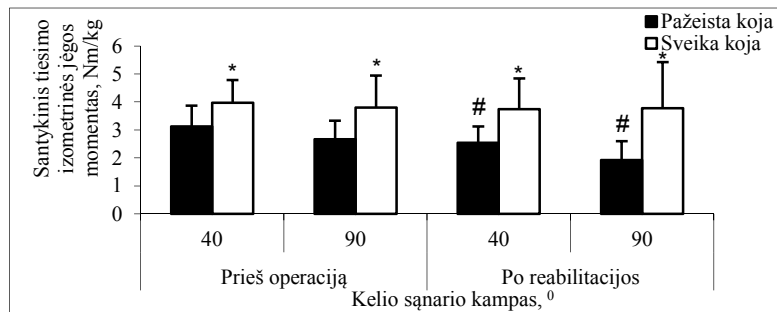
Po reabilitacijos sveikos kojos lenkimo MVJ momentas buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos, kai koja per kelio sąnarį buvo sulenkta 40° ir 90° kampu (38 pav.).



38 pav. Pažeistos ir sveikos kojų lenkimo izometrinės MVJ momentas prieš operaciją ir po reabilitacijos

Pastaba. * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos

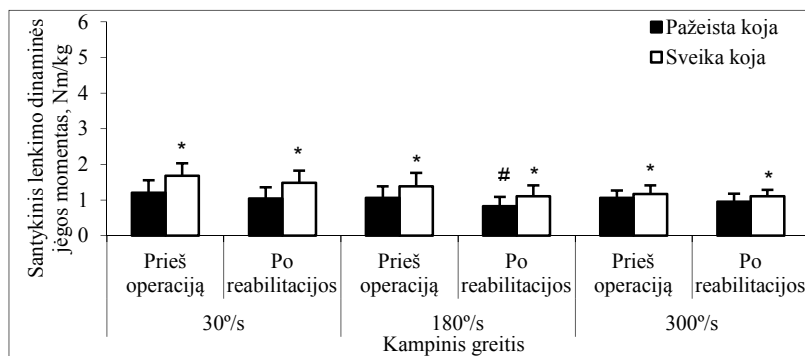
Sveikos kojos tiesimo MVJ momentas buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos prieš operaciją ir po reabilitacijos, kai koja per kelio sąnarį sulenkta 40° ir 90° kampu (39 pav.). Po reabilitacijos pažeistos kojos MVJ momentas 40° ir 90° kampuose reikšmingai sumažėjo ($p < 0,05$).



39 pav. Pažeistos ir sveikos kojų tiesimo izometrinės MVJ momentas prieš operaciją ir po reabilitacijos

Pastabos. * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # - $p < 0,05$ tarp prieš operaciją ir po reabilitacijos

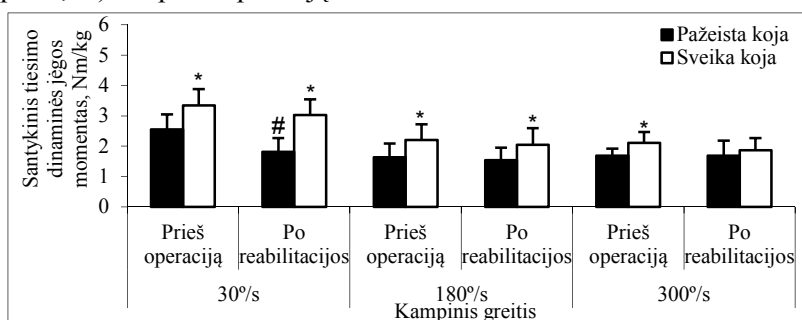
Pažeistos kojos lenkimo jėgos momentas (40 pav.) buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos užduotį atliekant visais greičiais prieš operaciją ir po reabilitacijos. Po reabilitacijos pažeistos kojos lenkimo jėgos momentas esant 180° greičiui buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei prieš operaciją.



40 pav. Pažeistos ir sveikos kojų lenkimo dinaminės jėgos momentas prieš operaciją ir po reabilitacijos

Pastabos. * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # - $p < 0,05$ tarp prieš operaciją ir po reabilitacijos

Sveikos kojos tiesimo jėgos momentas (41 pav.) buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos užduotį atliekant visais greičiais prieš operaciją ir po reabilitacijos, išskyrus esant 300 %/s greičiui, po reabilitacijos tarp sveikos ir pažeistos kojos reikšmingo skirtumo nenustatėme ($p > 0,05$). Po reabilitacijos pažeistos kojos tiesimo jėgos momentas esant 30 %/s greičiui buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei prieš operaciją.



41 pav. Pažeistos ir sveikos kojų tiesimo dinaminės jėgos momentas prieš operaciją ir po reabilitacijos

Pastabos. * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # - $p < 0,05$ tarp prieš operaciją ir po reabilitacijos

Po reabilitacijos prie 40° kampo sveikos kojos H:Q santykis buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos (3 lent.). Po reabilitacijos esant 90° kampui pažeistos kojos H:Q santykis buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš operaciją.

3 lentelė. Izometrinės jėgos momento H:Q santykiai esant 40° ir 90° kampams

Kelio sąnario kampas, °	H:Q prieš operaciją		H:Q po reabilitacijos	
	Sveika koja	Pažeista koja	Sveika koja	Pažeista koja
40	0,35±0,04	0,37±0,12	0,37±0,06*	0,41±0,12
90	0,26±0,07	0,32±0,06	0,31±0,05	0,43±0,21 [#]

Pastabos. H:Q – užpakalinių ir priekinių šlaunies raumenų tarpusavio santykis; * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # - $p < 0,05$ tarp prieš operaciją ir po reabilitacijos

Po reabilitacijos prie 30°/s kampinio greičio sveikos kojos H:Q santykis buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos (4 lent.), tačiau esant kitiems greičiams nebuvo reikšmingų skirtumų ($p > 0,05$) tarp sveikos ir pažeistos kojų prieš operaciją ir po reabilitacijos.

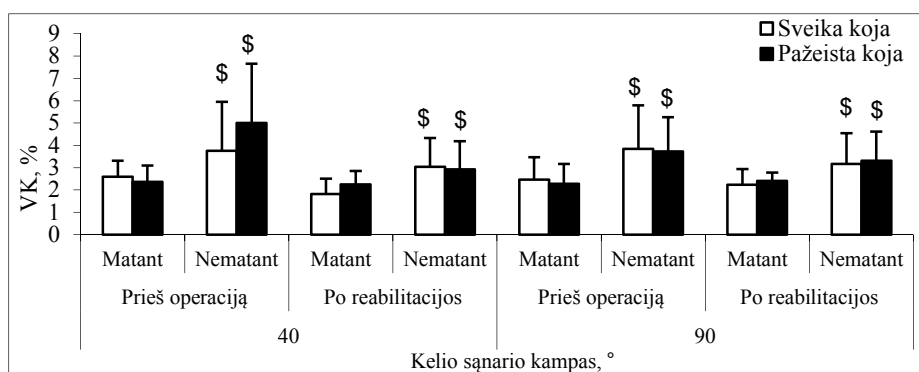
4 lentelė. Dinaminės jėgos momento H:Q santykiai esant skirtingiems greičiams

Kampinis greitis, °/s	H:Q prieš operaciją		H:Q po reabilitacijos	
	Sveika koja	Pažeista koja	Sveika koja	Pažeista koja
30	0,5±0,04	0,52±0,16	0,49±0,07*	0,62±0,15
180	0,62±0,04	0,69±0,15	0,55±0,13	0,57±0,13
300	0,56±0,06	0,67±0,16	0,61±0,15	0,6±0,16

Pastabos. H:Q – užpakalinių ir priekinių šlaunies raumenų tarpusavio santykis; * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos

3.2.3. Jėgos momento variabilumas išvysčius 20% MVJ

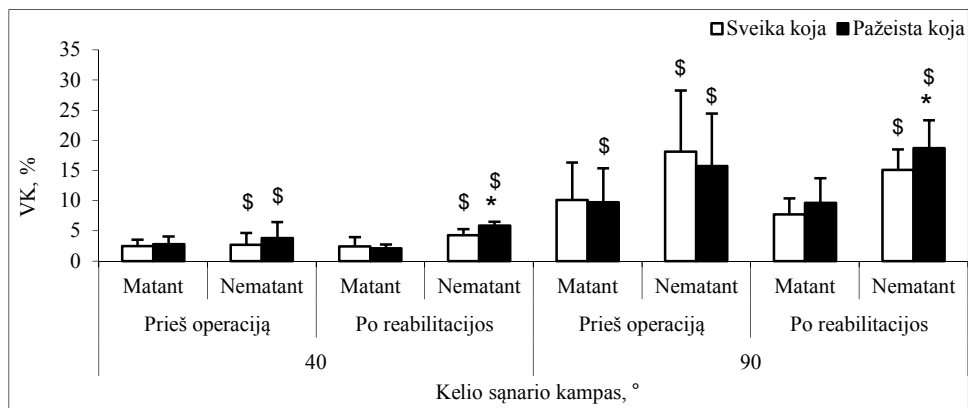
Atlikus 20% nuo MVJ blauzdos tiesimo tikslumo užduotį nustatėme, jog matant VK buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei nematant sveika ir pažeista koja 90° ir 40° kampuose prieš ir po reabilitacijos (42 pav.).



42 pav. Tiesimo momento variacijos koeficientas atliekant tikslumo užduotį 20% nuo MVJ momento

Pastabos. VK – variacijos koeficientas; \$ - $p < 0,05$ tarp matant ir nematant

Atliekant blauzdos lenkimo tikslumo užduotį 20% nuo MVJ po reabilitacijos nematant lenkimo VK pažeista koja, kai koja per kelio sąnarį sulenkta 40° ir 90° kampu, buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei sveikos (43 pav.). Tikslumo užduotis lenkiant buvo reikšmingai prasčiau ($p < 0,05$) atliekama be VGI nei su VGI.



43 pav. Lenkimo momento variacijos koeficientas atliekant tikslumo užduotį 20% nuo MVJ momento

*Pastabos. VK – variacijos koeficientas; * - $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojų; \$ - $p < 0,05$ tarp matant ir nematant*

3.2.4. Rezultatų aptarimas

Tyrimo tikslas buvo nustatyti ir palyginti pusiausvyrą, blauzdos tiesėjų ir lenkėjų raumenų jėgos momento ir jėgos momento variabilumą prieš priekinio kryžminio raiščio operaciją ir po reabilitacijos.

Ištyrus tiriamųjų pusiausvyrą stovint ant abiejų kojų nustatėme, jog po reabilitacijos reikšmingai sumažėjo svyravimai pirmyn-atgal (Ay) kryptimi bei svyravimų greitis. Šie rezultatai patvirtina ankstesnių tyrimų rezultatus, jog po PKR plyšimo svyruojama daugiau pirmyn-atgal kryptimi nei į šonus (Guskiewicz & Perrin, 1996). Manome, jog didelės amplitudės svyravimai rodo, jog yra sutrikusi propriocepcija (Guskiewicz & Perrin, 1996; Blaszczyk et al., 2000) bei neuroraumeninė kontrolė (Culvenor et al., 2016).

Po reabilitacijos asimetrijos koeficientas reikšmingai sumažėjo. Nustatėme, jog tiriamieji daugiau rėmėsi sveikąja koja nei pažeista. Mūsų tyrimo duomenys sutampa su Chmielewski ir kt. (2002) tyrimų rezultatais, kur buvo nustatyta, jog

praėjus 6 savaitėms po operacijos ir po reabilitacijos asimetrijos koeficientas tarp sveikos ir pažeistos kojų reikšmingai sumažėjo.

Atlikus stovėjimo ant vienos kojos testą nustatėme, kad prieš operaciją pusiausvyra stovint ant sveikos ir pažeistos kojos reikšmingai nesiskyrė, tačiau po reabilitacijos pusiausvyra stovint ant sveikos kojos reikšmingai pagerėjo. Žinoma, jog receptoriai, esantys odoje, raumenyse, sausgyslėse, sąnariuose ir kt., suteikia CNS informaciją apie judesį ir teikia grįžtamąją informaciją (Anderson et al., 2016), todėl receptorių pažeidimas operacijos metu, sutrikdo galimybę valdyti kūno judesius ir poziciją (Goetschius & Hart, 2016; Lehmann et al., 2017). Atliktų pusiausvyros po PKR plyšimo tyrimų rezultatai yra prieštaringi. Mokslininkai Noyes ir kt. (1991) nustatė, jog esant pažeistam PKR, kelio sąnario kinestezija yra sutrikusi, todėl paciento galimybė stovėti ant pažeistos kojos bus sumažėjusi net tik prieš, bet ir po PKR rekonstruojamosios operacijos (Harrison et al., 1994; Culvenor et al., 2016). Harrison ir kt. (1994), Oconnell ir kt. (1998) ir Lehmann ir kt. (2017) tyrė statinę pusiausvyrą po PKR plyšimo, bet nenustatė reikšmingų skirtumų tarp sveikos ir pažeistos kojos. Tačiau kiti autoriai (Mizuta et al., 1992; Soltani et al., 2014; Negahban et al., 2014) tirdami pusiausvyrą po PKR plyšimo nustatė, jog yra reikšmingas skirtumas tarp svyravimų stovint ant pažeistos ir sveikos kojų. Manome, jog mechanoreceptorių pažeidimas operacijos metu sutrikdo kūno padėties suvokimo mechanizmus (Soltani et al., 2014) bei įtakoja pusiausvyrą stovint ant operuotos ir neoperuotos kojos (Hoffman et al., 1999; Negahban et al., 2014) atliekant pusiausvyros testą stovint ant vienos kojos.

Po reabilitacijos stovint po šuolio ant pažeistos kojos svyravimai Ay kryptimi ir svyravimų greitis buvo didesni nei prieš operaciją, nes dinaminės pusiausvyros metu reikia kompleksinio sensorinio ir motorinio judesių valdymo (Howells et al., 2011), ir dėl sulėtėjusio raumenų rekrutavimo sumažėja galimybė efektyviai stabilizuoti kelio sąnarį (Bouisset & Do, 2008; Dingenen et al., 2015). Mūsų tyrimo rezultatai sutampa su Shelbourne ir kt. (1990) tyrimų rezultatais, jog po PKR rekonstrukcijos šuolio ant vienos kojos pusiausvyros rezultatai skyrėsi tarp sveikos ir pažeistos kojų. Žinant, jog pusiausvyra priklauso nuo keturgalvio šlaunies raumens jėgos (Noyes et al., 1991; Rudolph et al., 2000; Chmielewski et al., 2002; Reid et al., 2007; Palmeri-Smith et al., 2008; Soltani et al., 2014; Culvenor et al., 2016), galime teigti, jog sumažėjus pažeistos kojos tiesimo jėgos momentui po reabilitacijos stebime reikšmingą pusiausvyros pablogėjimą atlikus šuolį ant pažeistos kojos. Nustatėme, kad po reabilitacijos po šuolio ant vienos

kojos daugiau buvo svyruojama stovint ant pažeistos kojos Ay kryptimi nei sveikos. Galime teigti, jog PKR plyšimas įtakoja didesnius svyravimus pirmyn-atgal (Ay) kryptimi. Galime pritarti Howells ir kt. (2013), jog po PKR plyšimo testuojant pusiausvyrą kliniškai svarbesni svyravimai pirmyn-atgal kryptimi nei šonine. Manome, taip yra dėl keturgalvio šlaunies raumens silpnumo, kurį sukelia sutrikusi raumens aktyvacija (Zult et al., 2017). Tačiau žinant, jei aplink kelio sąnarį esantys raumenys yra silpni, o aplink čiurnas esantys raumenys stiprūs, tai dinaminė pusiausvyra tokiems tiriamiesiems nėra labai sutrikusi (Jadelis et al., 2001), nes tiriamieji stabilizuoja kelio sąnarį įtraukiant pėdos tiesiamuosius raumenis (Rudolph et al., 2000; Thomas et al., 2013). Todėl manome, jog kojos funkcijai įvertinti šuolio ant vienos kojos testas yra per mažo jautrumo, kad galėtume diferencijuoti pusiausvyros sutrikimą po PKR plyšimo, todėl rekomenduojame jį atlikti įtraukiant ir kitus testus.

Nustatėme, jog tiek prieš operaciją, tiek po reabilitacijos pažeistos kojos izometrinės tiesimo bei dinaminės lenkimo ir tiesimo jėgos momentas buvo mažesnis nei sveikos. Todėl galime teigti, jog PKR plyšimas įtakoja pažeistos kojos jėgos momento dydžio sumažėjimą. Kitų mokslininkų atliktų tyrimų rezultatai sutampa su mūsų. Thomas ir kt. (2013) nustatė, jog prieš operaciją ir po reabilitacijos pažeistos kojos tiesimo ir lenkimo jėga buvo reikšmingai mažesnė nei sveikos. Chmielewski ir kt. (2004) nustatė, jog PKR nuplyšimas įtakoja keturgalvio šlaunies raumens jėgos sumažėjimą ne tik pažeistos, bet ir sveikos kojos. Petersen ir kt. (2014), Lepley (2015) atliko literatūros apžvalgą, kur buvo nustatytas kelio lenkėjų ir tiesėjų jėgos sumažėjimas po PKR operacijos lyginant su sveika koja. De Jong ir kt. (2007) nustatė, kad užpakalinių šlaunies raumenų jėga yra svarbi stabilizuojant kelio sąnarį po PKR operacijos. Mokslininkai yra nustatę, jog po PKR plyšimo (Bryant et al., 2009; Pua et al., 2015), po PKR operacijos (Telianidis et al., 2014; Pua et al., 2015) bei reabilitacijos (Czaplicki et al., 2015) stebimas keturgalvio šlaunies raumens ir užpakalinių šlaunies raumenų funkcijos sutrikimas atliekant izometrinį ir izokinetinį kelio tiesimo jėgos matavimą (Xie et al., 2015), todėl manome, jog į reabilitacijos programą reikėtų įtraukti daugiau jėgos lavinimo pratimų.

Atlikus tyrimą nustatėme, kad po reabilitacijos H:Q santykis pažeistos kojos buvo didesnis nei sveikos kojos esant 30°/s greičiui ir 40° kelio sąnario kampui. Manome, kad po reabilitacijos pažeistos kojos keturgalvio šlaunies raumens jėgos momentas sumažėja labiau nei užpakalinių šlaunies raumenų jėgos momentas bei

įvyksta greitų raumeninių skaidulų atrofija (Wang & Pessin, 2013), kas įtakoja jėgos momento skirtumo mažėjimą tarp šių raumenų grupių. Huang ir kt. (2015) atlikę tyrimą taip pat nustatė, jog operuotos kojos H:Q santykis buvo didesnis pažeistos nei sveikos kojos. Mažesnis H:Q santykis tarp sveikos ir pažeistos kojos rodo, jog raumenų jėga dar nėra atsistačiusi ir reikalinga tolimesnė rehabilitacija (Aagaard et al., 1998). Galime daryti išvadą, kad H:Q santykis po PKR plyšimo priklauso nuo keturgalvio šlaunies raumens jėgos sumažėjimo, todėl rehabilitacijos tikslas turėtų būti didinti H:Q santykį tarp sveikos ir pažeistos kojų, kuris atitiktų rekomendacijas.

Prieš PKR operaciją propriocepcijos sutrikimo dėl plyšusio PKR nepastebime dėl mechanoreceptorių esančių sąnaryje ir aplink sąnarį kompensacijos (Zult et al., 2017), todėl teigiama, jog po PKR plyšimo propriocepcinis deficitas tarp kojų yra mažas ir kliniškai nereikšmingas (Zult et al., 2017). Tačiau po operacijos pažeidus kelio sąnario sensorinius receptorius stebimas propriocepcijos sutrikimas užduotį atliekant pažeista koja nematant. Hoffman su bendraautoriais (1999) teigia, kad operacijos metu pažeidžiami mechanoreceptoriai, esantys kapsulėje bei raiščiuose, ir tai sutrikdo normalios aferentinės informacijos gavimą (Harrison et al., 1994; Hart et al., 2014). Tačiau mūsų tyrimo rezultatai parodė, kad prieš operaciją ir po rehabilitacijos atliekant tiesimo tikslumo užduotį visuose kampuose matant ir nematant rezultatai tarp sveikos ir pažeistos kojų reikšmingai nesiskiria, todėl pritariame Goetschius ir Hart (2016) išvadai, jog po PKR pažeidimo stebimas abipusis sensorinės informacijos sutrikimas. Ageberg ir Friden (2008) tirdami pacientus po PKR operacijos nustatė, jog po operacijos motorinė kelio funkcija atstatoma, bet sensorinė funkcija atgaunama žymiai lėčiau. Manome, jog dėl nepilnai atsistačiusios sensorinės funkcijos po rehabilitacijos pažeistos kojos lenkimo VK 40° ir 90° kampuose nematant buvo reikšmingai didesnis nei matant.

Esant 90° kampui lenkimo VK yra didesnis nei 40°. Tiesimo VK nepriklausė nuo raumens ilgio, tačiau lenkimo VK buvo didesnis esant trumpesniai raumens ilgiui. Apibendrinant galime teigti, jog tiesimo VK yra mažesnis nei lenkiant, todėl galime pritarti Poston ir kt. (2008), kurie teigia, jog stiprūs dideli raumenys (keturgalvis šlaunies raumuo) judesius gali atlikti stabiliau nei silpnesni ir mažesni (užpakaliniai šlaunies raumenys). Salonikidis ir kt. (2009) tirdami riešo lenkiamųjų raumenų jėgos momento variabilumą nuo raumens ilgio nustatė, jog raumens ilgis jėgos momento variabilumui įtakos neturėjo.

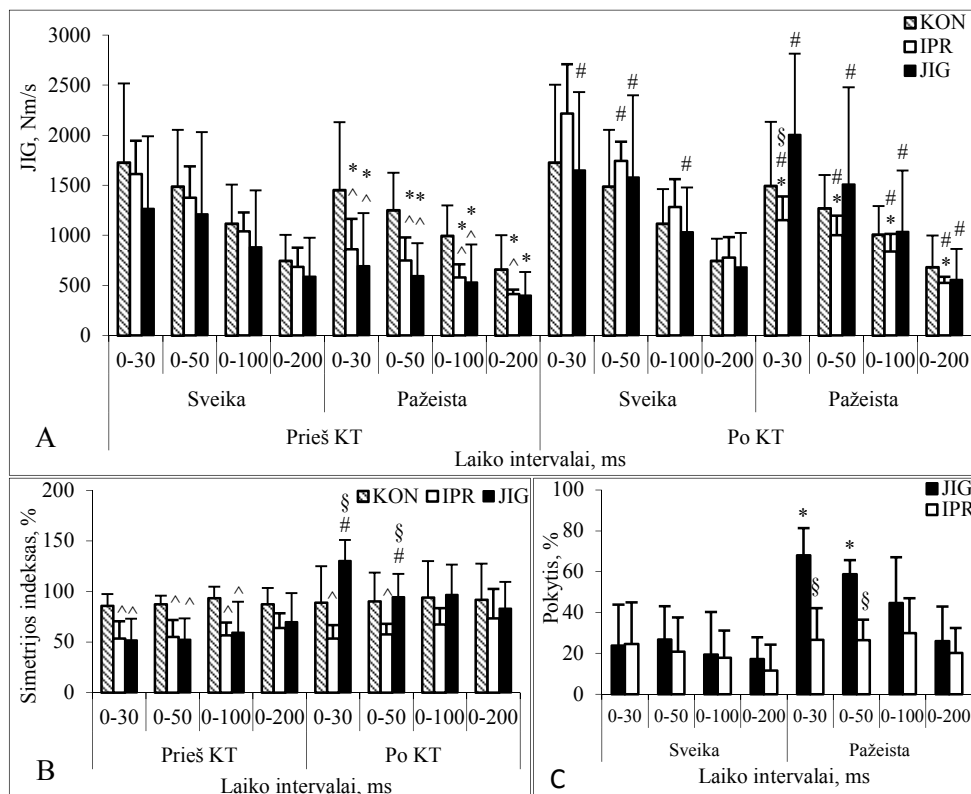
Nustatėme, kad stabilumas pablogėja atliekant izometrinius susitraukimus be VGI. Nustatėme, kad VGI tiriamiesiems padėjo stabiliau palaikyti reikiamą jėgą. Nustatyta, jog VGI yra ypač svarbi atliekant nenutrūkstamą raumenų jėgos palaikymą, todėl esant VGI, didėja jėgos kaitumas – sumažėja stabilumas (Hong & Newell, 2008), o žvilgsnis į taikinį ypač palengvina galvos smegenims sukurti tikslų judesio planą (Todorov & Jordan, 2002). Tuo galima paaiškinti, kodėl jėgos momento variabilumas be VGI buvo reikšmingai didesnis. Yra žinoma, kad kai judesys atliekamas su grįžtama informacija ir trunka ilgiau nei 150 ms, propriocepinė informacija leidžia atlikti korekcijas judesio metu (Magill, 2007). Kai judesys atliekamas be VGI pablogėja judesių atlikimo stabilumas (Todorov & Jordan, 2002), nes sumažinama nervų ir raumenų sistemos galimybė pasinaudoti sensorine grįžtama informacija iš regos receptorių, kas leistų atlikti korekcijas susitraukimo metu (Christou et al., 2002; Davids et al., 2006; Stergiou et al., 2006; Salonikidis et al., 2009). Žmogus, atlikdamas naujus, dar neišmoktus judesius yra labiau priklausomas nuo grįžtamosios informacijos, nesugeba sukurti optimalios motorinės programos, nuo kurios sudarymo tikslumo priklauso agonistų, sinergistų, antagonistų, rankų ir kojų raumenų koordinacija, padedanti tiksliau atlikti judesį (Skurvydas, 2008; Goetschius & Hart, 2016). Žinoma, jog raumenų jėgos momento variabilumas mažesnis, kai motorinių vienetų rekrutavimo kiekis ir jų impulsavimo dažnis yra didesnis (Goetschius et al., 2015; Goetschius & Hart, 2016). Manome, jog VK padidėja dėl sutrikusio grįžtamojo ryšio iš struktūrų, esančių aplink kelio sąnarį.

Apibendrintai galime teigti, kad iškelta hipotezė, jog po reabilitacijos sumažėjus blauzdos tiesėjų ir lenkėjų raumenų jėgos momentui (Chaves et al., 2012; Konishi, 2013; Nyland et al., 2014; Petersen et al., 2014) bus didesnis jėgos momento variabilumas, blogesnė dinaminė pusiausvyra nei prieš PKR plyšimo operaciją, tačiau statinei pusiausvyrai įtakos neturės, pasitvirtino iš dalies, nes po reabilitacijos pažeistos kojos tiesimo jėgos momentas buvo mažesnis nei prieš operaciją bei svyravimai A_y kryptimi po šuolio ant pažeistos kojos reikšmingai padidėjo po reabilitacijos, tačiau jėgos momento variabilumas ir statinė pusiausvyra reikšmingai nepakito.

3.3. Trečiojo tyrimo rezultatai bei jų aptarimas

3.3.1. Jėgos momento išvystymo greitis

Prieš KT pažeistos kojos tiesimo JIG 40° kampe buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) JIG ir IPR grupėse lyginant su KON grupe ir sveika koja (44 A pav.). Po KT JIG grupėje sveikos ir pažeistos kojos JIG reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) visais laiko intervalais ir išnyko skirtumas tarp sveikos ir pažeistos kojos. O IPR grupėje po KT JIG reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) tik pažeistos kojos ir išliko skirtumas su sveika visuose laiko intervaluose. Po KT nustatėme reikšmingai mažesnę ($p < 0,05$) pažeistos kojos jėgos išvystymo greitį IPR grupėje nei JIG grupėje, o lyginant su KON grupe reikšmingų skirtumų nenustatėme ($p > 0,05$).



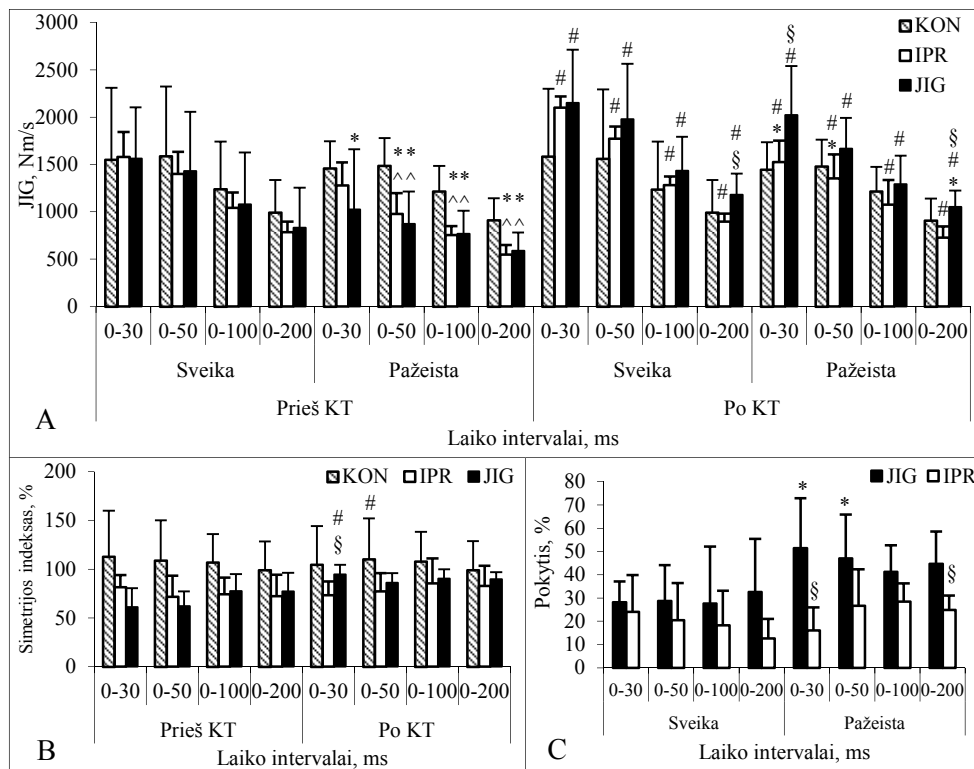
44 pav. Blauzdos tiesimo JIG (A), JIG simetrijos indeksas (B) 40° kampe prieš ir po KT bei KT metu atsiradęs pokytis (C) skirtingais laiko intervalais

*Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedomnuojanti kairė – prie sveikos; JIG – jėgos išvystymo greitis; KT – kineziterapija; * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe; § – $p < 0,05$ tarp IPR ir JIG grupių*

Prieš KT abiejų grupių blauzdos tiesimo 40° kampe JIG simetrijos indeksas 0-30, 0-50 ir 0-100 ms laiko intervaluose buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei KON grupės (44 B pav.). Po KT simetrijos indeksas ankstyvojoje JIG fazėje buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) IPR grupėje nei KON. Po KT reikšmingai pagerėjo ($p < 0,05$) JIG grupės simetrijos indeksas 0-30 bei 0-50 ms laiko intervaluose lyginant su IPR grupe bei prieš KT buvusiais rezultatais. JIG grupėje pažeistos kojos tiesimo JIG pokytis 40° kampe buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) ankstyvoje JIG fazėje nei sveikos kojos (44 C pav.). Pažeistos kojos pokytis ankstyvoje JIG fazėje buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) JIG grupėje nei IPR.

Tiesimo JIG 80° kampe prieš KT pažeistos kojos 0-50, 0-100 ir 0-200 ms laiko intervalais buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) JIG ir IPR grupėse lyginant su KON grupe (45 A pav.). Prieš KT nustatėme reikšmingai mažesnę ($p < 0,05$) pažeistos kojos JIG lyginant su sveika abiejose JIG ir IPR grupėse (išskyrus 0-30 ms laiko intervalą). Po KT pažeistos ir sveikos kojų JIG buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) visais laiko intervalais JIG ir IPR grupėse nei prieš KT. Po KT JIG grupės pažeistos kojos JIG buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) 0-200 ms intervale nei sveikos, o IPR grupės – ankstyvojoje JIG fazėje (0-30 ir 0-50 ms intervaluose). Po KT sveikos kojos JIG 0-200 ms laiko intervale ir pažeistos kojos 0-30 ir 0-200 ms laiko intervaluose buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) JIG nei IPR grupėje.

Prieš KT nustatėme, jog simetrijos indeksas 0-50 ms intervale buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) JIG ir IPR grupėse lyginant su KON grupe (45 B pav.). Po KT JIG simetrijos indeksas reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) ankstyvojoje JIG fazėje (0-30 ir 0-50 ms intervaluose). Po KT JIG simetrijos indeksas 0-30 ms laiko intervale buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) JIG nei IPR grupės. Pažeistos kojos JIG pokytis ankstyvoje JIG fazėje JIG grupėje buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei sveikos (45 C pav.). Pažeistos kojos JIG pokytis 0-30 ir 0-200 ms laiko intervaluose buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) JIG grupėje nei IPR.



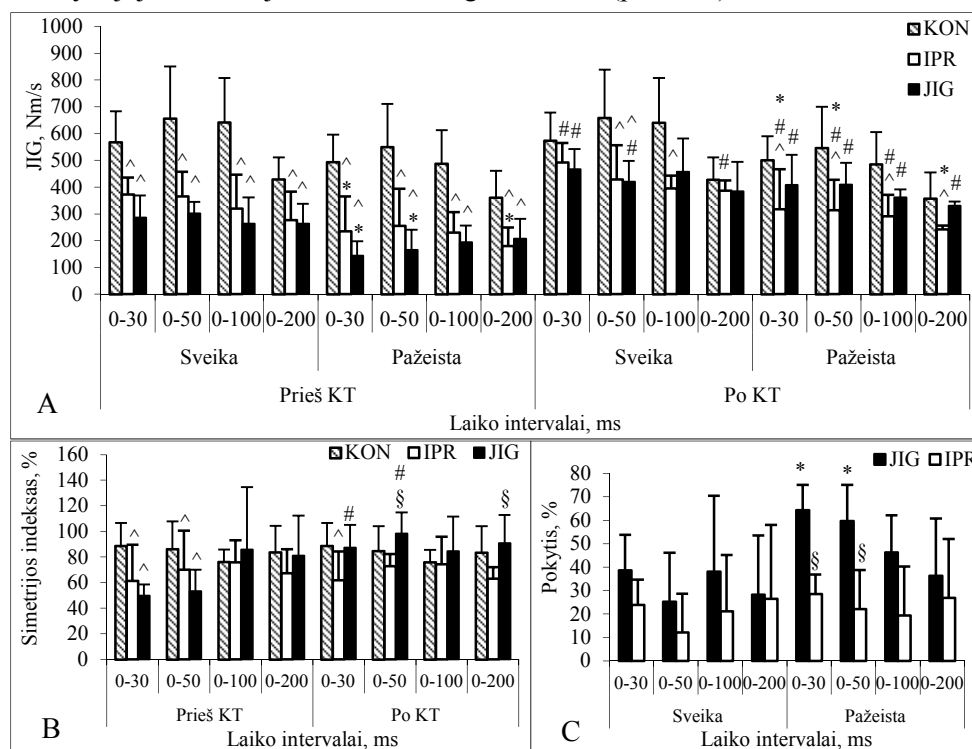
45 pav. Blauzdos tiesimo JIG (A) ir JIG simetrijos indeksas (B) bei KT metu atsiradęs pokytis (C) 80° kampe prieš ir po KT skirtingais laiko intervalais

*Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; KT – kineziterapija; * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe; § – $p < 0,05$ tarp IPR ir JIG grupių*

Prieš KT pažeistos kojos lenkimo JIG 40° kampe buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos JIG grupėje ankstyvoje fazėje (0-30, 0-50 ms) bei IPR grupėje (0-30, 0-200 ms), tačiau po KT reikšmingi skirtumai ($p < 0,05$) išliko tik IPR grupėje (0-30, 0-50, 0-200 ms) (46 A pav.). Prieš KT sveikos ir pažeistos kojos JIG visais laiko intervalais buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) abiejose grupėse lyginant su KON grupe. Tačiau po KT IPR grupėje pažeistos kojos visais laiko intervalais ir sveikos 0-50, 0-100 ms JIG išliko reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei KON. Po KT IPR ir JIG grupėje pažeistos kojos JIG visais laiko intervalais reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) (išskyrus IPR grupės 0-200 ms) lyginant su rezultatais prieš KT. Po KT sveikos kojos JIG grupėje JIG buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) 0-30 ir 0-50 ms laiko intervaluose nei prieš KT, o IPR grupėje

po KT sveikos kojos JIG buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) 0-30 ir 0-200 ms laiko intervaluose nei prieš KT.

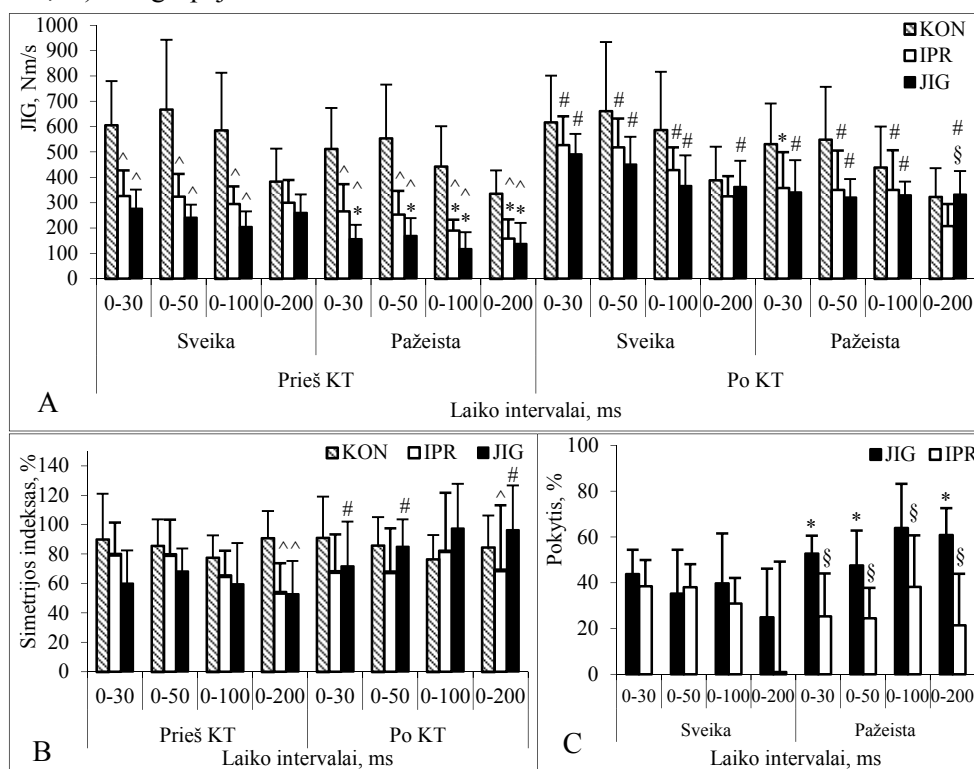
Prieš KT buvo nustatytas reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) simetrijos indeksas ankstyvojoje JIG fazėje KON grupėje nei IPR ir JIG grupėse, tačiau po KT reikšmingi skirtumai ($p < 0,05$) išliko tik IPR grupėje 0-30 ms laiko intervale (46 B pav.). Po KT JIG grupėje JIG simetrijos indeksas 0-30 ir 0-50 ms laiko intervaluose buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT. Po KT simetrijos indeksas 0-50 bei 0-200 ms laiko intervaluose JIG grupėje buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) lyginant su IPR grupe. Taip pat nustatėme pažeistos kojos ankstyvojoje fazėje (0-30 ir 0-50 ms) reikšmingai didesnį ($p < 0,05$) pokytį JIG grupėje nei IPR (46 C pav.). Lenkimo JIG pokytis 40° kampe pažeistos kojos ankstyvojoje JIG fazėje buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei sveikos.



46 pav. Blauzdos lenkimo JIG (A) ir JIG simetrijos indeksas (B) bei KT metu atsiradęs pokytis (C) 40° kampe prieš ir po KT skirtingais laiko intervalais

*Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; JIG – jėgos išvystymo greitis; KT – kineziterapija; * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe; § – $p < 0,05$ tarp IPR ir JIG grupių*

Lenkimo JIG 80° kampe prieš KT sveikos ir pažeistos kojos JIG ir IPR grupėse visais laiko intervalais (išskyrus sveikos kojos 0-200 ms intervalą) buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) lyginant su KON grupe (47 A pav.). Prieš KT JIG grupės pažeistos kojos JIG visais laiko intervalais buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos. IPR grupės prieš KT pažeistos kojos JIG vėlyvojoje fazėje (0-100 ir 0-200 ms intervaluose) buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos. Po KT JIG grupėje reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) sveikos ir pažeistos kojos JIG visais laiko intervalais lyginant su rezultatais prieš KT. IPR grupės sveikos kojos JIG po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) 0-30, 0-50 ir 0-100 ms laiko intervaluose, o pažeistos kojos – 0-50 ir 0-100 ms intervaluose. Po KT IPR grupės pažeistos kojos JIG 0-30 ms intervale buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveikos. Po KT pažeistos kojos JIG 0-200 ms intervale buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) JIG grupėje nei IPR.



47 pav. Blauzdos lenkimo JIG (A) ir JIG simetrijos indeksas (B) bei KT metu atsiradęs pokytis (C) 80° kampe prieš ir po KT skirtingais laiko intervalais

*Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; KT – kineziterapija; * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # –*

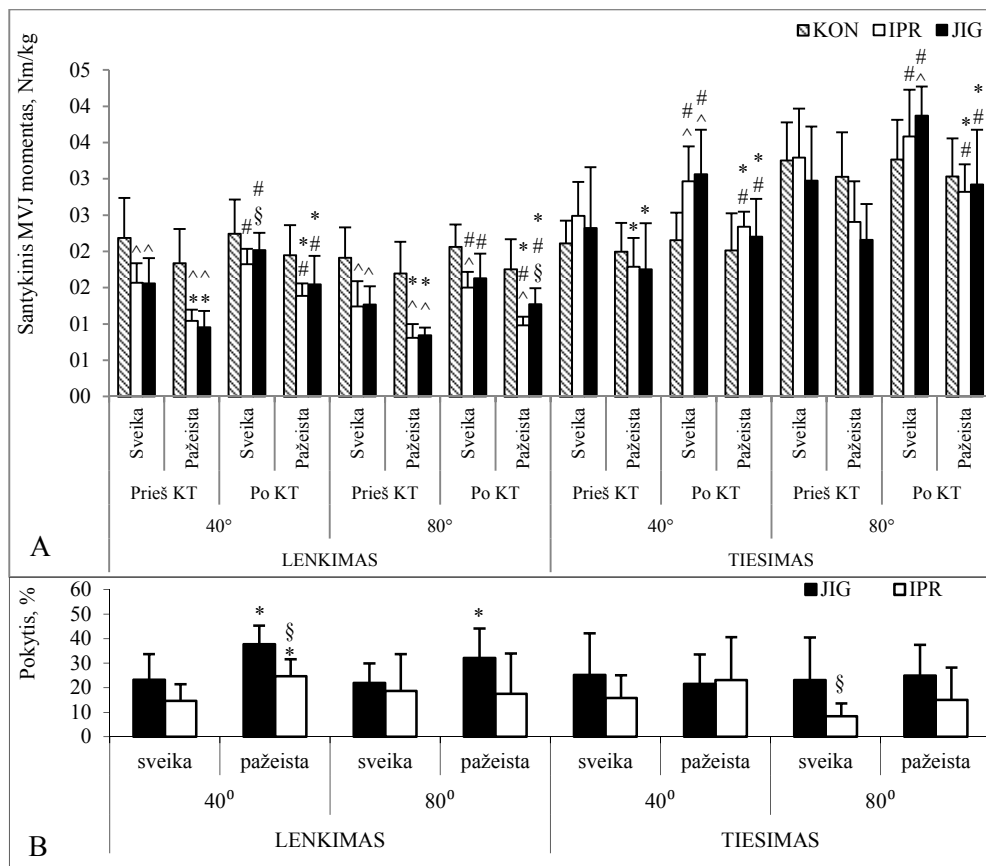
p < 0,05 tarp prieš ir po KT; ^ – p < 0,05 lyginant su KON grupe; § – p < 0,05 tarp IPR ir JIG grupių

Prieš KT buvo nustatytas reikšmingai didesnis lenkimo JIG simetrijos indeksas 0-200 ms laiko intervale KON grupėje nei IPR ir JIG grupėse, tačiau po KT reikšmingas skirtumas ($p < 0,05$) išliko tik IPR grupėje (47 B pav.). Po KT lenkimo JIG simetrijos indeksas JIG grupėje buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) 0-30, 0-50 ir 0-200 ms laiko intervaluose nei prieš KT. Taip pat nustatėme, jog lenkimo JIG pokytis pažeistos kojos JIG grupėje buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) 0-30, 0-50 ir 0-200 ms intervaluose nei sveikos (47 C pav.). Lenkimo JIG pokytis 80° kampe JIG grupės pažeistos kojos visais laiko intervalais buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei IPR grupės.

3.3.2. Dinaminės ir izometrinės maksimalios valingos kojų raumenų jėgos momentas

Blauzdos lenkimo MVJ momentas 40° ir 80° kampuose prieš KT sveikos ir pažeistos kojų buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) IPR ir JIG grupių lyginant su KON grupe (48 A pav.). Tačiau 80° kampe po KT IPR grupės sveikos ir pažeistos kojų lenkimo MVJ momentas išliko reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei KON grupės. Lenkimo MVJ momentas abiejuose kampuose prieš ir po KT sveikos kojos buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos kojos IPR ir JIG grupėse. Lenkimo MVJ momentas 40° ir 80° laipsnių kampuose IPR ir JIG grupių po KT sveikos ir pažeistos kojų buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT. Lenkimo MVJ momentai po KT sveikos kojos 40° kampe ir pažeistos kojos 80° kampe buvo reikšmingai didesni ($p < 0,05$) JIG nei IPR grupės.

Tiesimo MVJ momentas 40° kampe po KT sveikos kojos JIG ir IPR grupėse buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei KON. Tiesimo MVJ momentas 80° kampe po KT sveikos kojos JIG grupėje buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei KON. Tiesimo MVJ momentas 40° kampe prieš ir abiejuose kampuose po KT sveikos kojos buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei pažeistos kojos IPR ir JIG grupėse. JIG ir IPR grupių sveikos ir pažeistos kojų tiesimo MVJ momentas 40° ir 80° kampuose po KT buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT.



48 pav. Santykinis lenkimo ir tiesimo izometrinės jėgos momentas (A) bei KT metu atsiradęs pokytis (B) 40° ir 80° kampuose

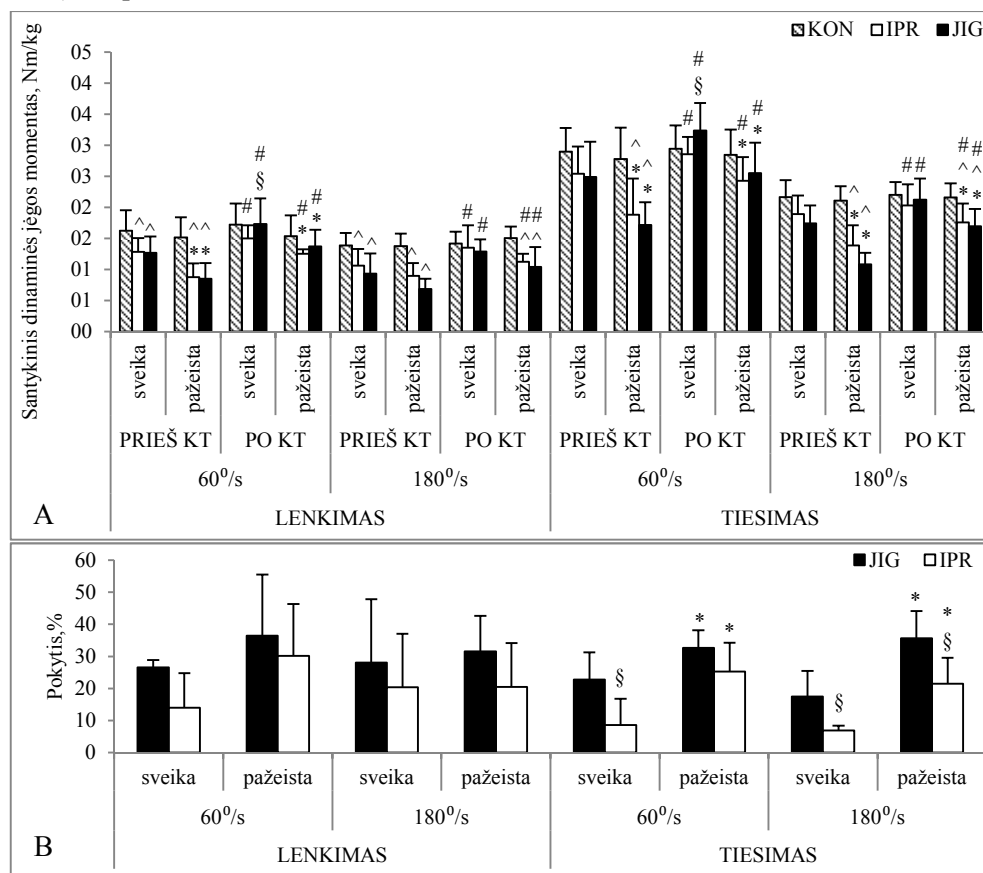
*Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; KT – kineziterapija; * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe; § – $p < 0,05$ tarp IPR ir JIG grupių*

JIG grupės pažeistos kojos lenkimo MVJ pokytis 40° ir 80° kampuose bei IPR grupės 40° kampe buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei sveikos kojos (48 B pav.). JIG grupėje pažeistos kojos lenkimo 40° kampe ir sveikos kojos tiesimo 80° kampe MVJ momento pokytis buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei IPR grupės.

JIG ir IPR grupių lenkimo jėgos momentas 60 ir 180°/s greičiu prieš KT sveikos ir pažeistos kojų buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei KON (49 A pav.). Tačiau po KT šis skirtumas išliko tik lenkiant pažeista koja per kelio sąnarį 180°/s greičiu. JIG ir IPR grupių lenkimo jėgos momentas 60°/s greičiu ir prieš, ir

po KT buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) sveikos nei pažeistos kojos. JIG ir IPR grupių lenkimo jėgos momentas 60 ir 180°/s greičiu po KT abiejų kojų buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT. JIG grupės lenkimo ir tiesimo jėgos momentas 60°/s greičiu po KT sveikos kojos buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei IPR grupės.

JIG ir IPR grupių tiesimo jėgos momentas 60 ir 180°/s greičiu prieš KT sveikos ir pažeistos kojų buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei KON. Po KT šis skirtumas išliko tiesiant 180°/s greičiu pažeista koja. JIG ir IPR grupių tiesimo jėgos momentas 60 ir 180°/s greičiu ir prieš, ir po KT buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) sveikos nei pažeistos kojos. JIG ir IPR grupių blauzdos tiesimo jėgos momentas 60 ir 180°/s greičiu po KT abiejų kojų buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT.

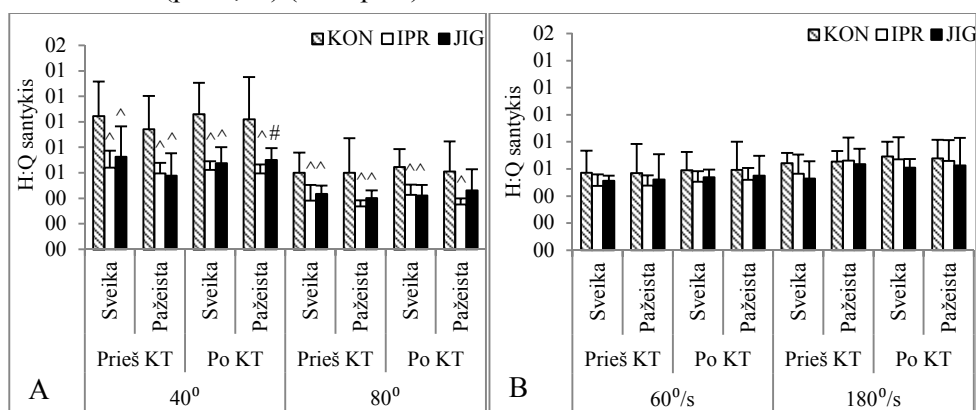


49 pav. Santykinis blauzdos lenkimo ir tiesimo dinaminės jėgos momentas (A) bei KT metu atsiradęs pokytis (B) 60 ir 180°/s greičiu

*Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; KT – kineziterapija; * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe; § – $p < 0,05$ tarp IPR ir JIG grupių*

JIG ir IPR grupių tiesimo pokytis 60 ir 180°/s greičiu pažeistos kojos buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei sveikos kojos (49 B pav.). JIG grupės tiesimo 60 ir 180°/s greičiu sveikos kojos ir 180°/s greičiu pažeistos kojos jėgos momento pokytis reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) lyginant su IPR grupe.

IPR ir JIG grupių izometriniai H:Q santykiai 40° ir 80° kampuose prieš KT abiejų kojų buvo reikšmingai mažesni ($p < 0,05$) nei KON grupės (50 A pav.). Po KT KON grupės H:Q santykis 40 ir 80 kampuose pažeistos kojos buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei IPR grupės, tačiau lyginant su JIG grupe reikšmingų skirtumų nenustatėme ($p > 0,05$). JIG grupės pažeistos kojos izometrinis H:Q santykis 40° kampe po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) lyginant su prieš KT buvusiu santykiu. Lyginant dinaminės jėgos H:Q santykius reikšmingų skirtumų nenustatėme ($p > 0,05$) (50 B pav.).



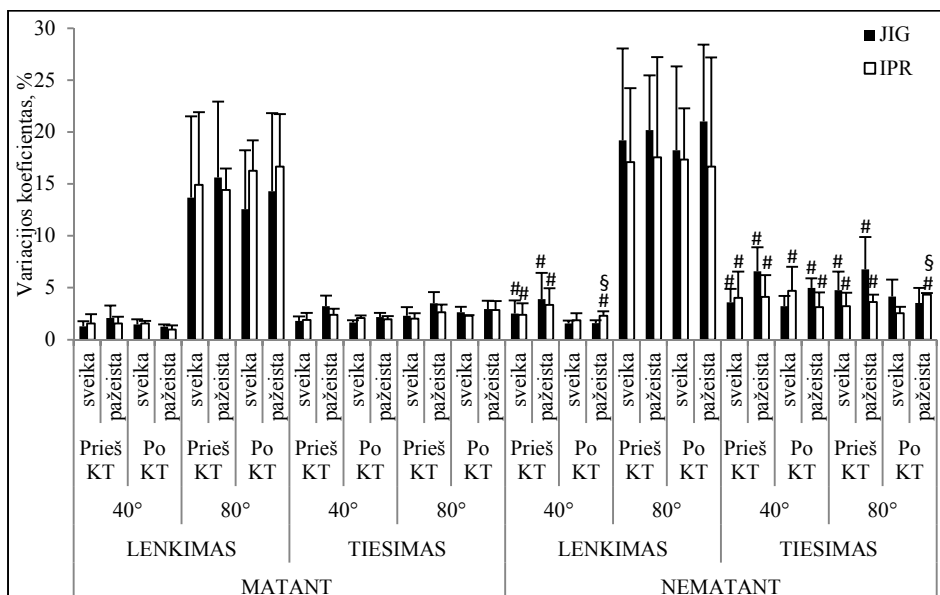
50 pav. Izometrinės (A) ir dinaminės (B) jėgos momento H:Q santykiai esant skirtingiems kampams ir greičiams

Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; KT – kineziterapija; H:Q santykis – užpakalinių ir priekinių šlaunies raumenų jėgos tarpusavio santykis; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe

3.3.3. Jėgos momento variabilumas išvysčius 20% MVJ

Nustatėme, jog atliekant tikslumo užduotį matant ir nematant lenkimo ir tiesimo variacijos koeficientas 40° bei 80° kampuose prieš KT tarp grupių

reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$) (51 pav.). Tačiau nematant IPR grupės VK lenkiant 40° ir tiesiant 80° kampe po KT pažeista koja buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei JIG grupės. Taip pat nenustatėme reikšmingų skirtumų ($p > 0,05$) tarp sveikos ir pažeistos kojų.



51 pav. Tiesimo ir lenkimo momento variacijos koeficientas atliekant tikslumo užduotį 20% nuo MVJ momento matant ir nematant

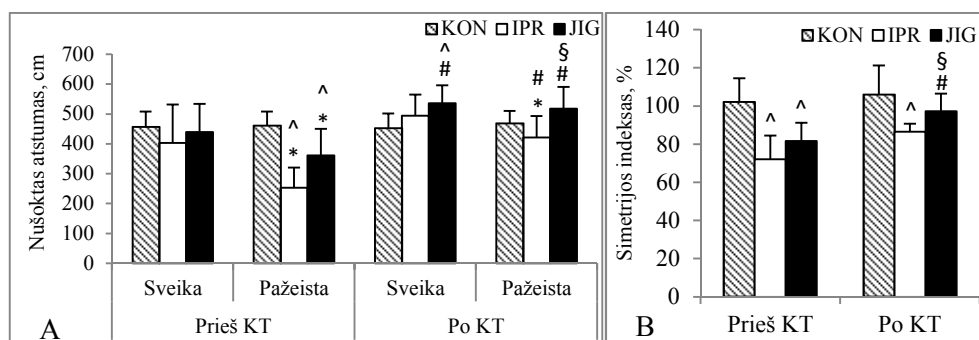
Pastabos. KT – kineziterapija; \$ – $p < 0,05$ tarp JIG ir IPR grupių; # – $p < 0,05$ tarp matant ir nematant

3.3.4. Funkcinių testų ir klausimynų rezultatai

Prieš KT nušoktas atstumas pažeista koja IPR ir JIG grupėse buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei KON (52 A pav.). Prieš KT nušoktas atstumas trišuolio metu pažeista koja buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei sveika koja IPR ir JIG grupėse, po KT šis skirtumas išliko tik IPR grupėje. Po KT JIG grupės tiriamieji nušoko reikšmingai daugiau ($p < 0,05$) ir sveika, ir pažeista koja nei prieš KT, o IPR grupės – tik pažeista. Po KT JIG grupės sveika koja nušoktas atstumas buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) už KON grupės. Nustatėme, jog po KT pažeista koja nušoktas atstumas JIG grupės buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei IPR.

Prieš KT JIG ir IPR grupių simetrijos indeksas trišuolio metu buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) nei KON grupės, tačiau po KT JIG grupės rezultatai reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) ir nesiskyrė ($p > 0,05$) nuo KON grupės

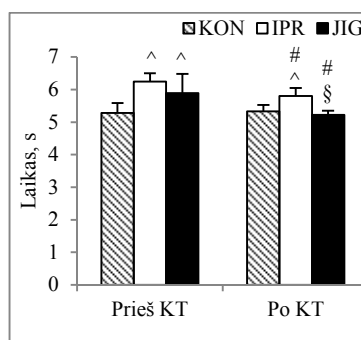
(52 B pav.). Po KT JIG grupės simetrijos indeksas buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei IPR grupės.



52 pav. Grupių trišuolio rezultatai (A) bei tiršuolio simetrijos indeksas (B)

*Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe; § – $p < 0,05$ tarp IPR ir JIG grupių*

Prieš KT KON grupė reikšmingai greičiau ($p < 0,05$) atliko stotis-eiti testą nei IPR ir JIG grupės, tačiau po KT šis skirtumas išliko tik IPR grupėje (53 pav.). Po KT IPR ir JIG grupės reikšmingai greičiau ($p < 0,05$) atliko stotis-eiti testą nei prieš KT. Po KT IPR grupė užtruko reikšmingai ilgiau ($p < 0,05$) atlikdama stotis-eiti testą nei JIG.



53 pav. Stotis-eiti testo rezultatai

Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; KT – kineziterapija; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe; § – $p < 0,05$ tarp IPR ir JIG grupių

Prieš KT JIG ir IPR grupių pasiektas atstumas žvaigždės testo metu stovint ant pažeistos kojos buvo reikšmingai mažesnis ($p < 0,05$) vidine-nugarine ir

priekine kryptimis nei sveika (5 lent.). Po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) pasiektas atstumas pažeista koja beveik visomis kryptimis, išskyrus JIG grupėje – vidine, vidine-nugarine ir IPR grupėje – priekine. Po KT reikšmingai padidėjo ($p < 0,05$) pasiektas atstumas sveika koja JIG grupėje – išorine, išorine-nugarine, vidine-nugarine, vidine-priekine, IPR grupėje - vidine-priekine ir priekine kryptimis. Po kineziterapijos JIG grupės žvaigždės nuokrypio pusiausvyros testo simetrijos indeksas priekine – išorine ir priekine kryptimis buvo reikšmingai didesnis ($p < 0,05$) nei prieš KT.

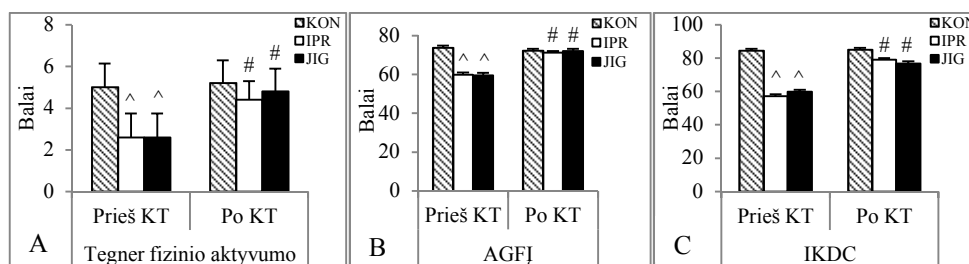
5 lentelė. JIG ir IPR grupių pasiekto atstumo rezultatai žvaigždės nuokrypio pusiausvyros testo metu

Kryptis	Pasiektas atstumas, %					
	JIG grupė					
	Prieš KT			Po KT		
	Sveika	Pažeista	Simetrijos indeksas	Sveika	Pažeista	Simetrijos indeksas
<i>priekinė išorinė</i>	88,6±12,3	84,3±8,9	95,3± 6,2	95,8±4,4	99±3,5 [#]	103,1±7,3 [#]
<i>išorinė</i>	90,8±7,1	87±8,4	95,3±4,2	99,7±1,9 [#]	97,2±2,8 [#]	97,0±1,6
<i>išorinė nugarinė</i>	95,4±6,4	93,9±9,2	97,8±5,5	103,2±6,1 [#]	103,8±2,8 [#]	100,3±4,3
<i>nugarinė</i>	99,6±7,3	94,8±5,2	94,9±5,5	104,6±5,3	103,3±3 [#]	98,4±4,9
<i>vidinė nugarinė</i>	94,7±2,5	89,7±2 [*]	94,4±4,5	97,1±5,8 [#]	97±4,9	99,6±6,1
<i>vidinė</i>	83,1±7	78,4±6	94,3±9,6	87,8±4,4	88,5±4,8	100,6±8,8
<i>priekinė vidinė</i>	79,9±3,8	77,6±5,2	96,7±5,6	84,8±4,7 [#]	86,5±5,5 [#]	101,6±7,0
<i>priekinė</i>	88,9±4,1	83,1±4,5 [*]	93,1±4,3	91,3±2,3	92,6±5,3 [#]	100,9±6,3 [#]
IPR grupė						
<i>priekinė išorinė</i>	94,0±7,4	91±5,2	96,6± 3,3	98±4,6	98±3,6 [#]	99,8± 2,7
<i>išorinė</i>	92,6±10,4	83,9±9,1	95,7±8,1	97,2±5,4	99,8±13,8 [#]	102,2±11,3
<i>išorinė nugarinė</i>	97,6±11,8	92,6±10,1	95,2±10,1	107,8±4	109,8±9,7 [#]	101,6±8,1
<i>nugarinė</i>	99,6±16,5	89±13,5	95,4±6,8	104,7±3,5	109,3±6,8 [#]	104,1±5,2
<i>vidinė nugarinė</i>	94,7±13	78,7±11,6 [*]	91,2±5,5	93,9±7,0	100,5±4,5 [#]	107,0±7,2
<i>vidinė</i>	76,1±11,9	68,9±13,6	91,6±20,7	81,9±9,3	85,3±3,6 [#]	104,8±12,7
<i>priekinė vidinė</i>	75,4±5,7	77±3,5	102,4±9,9	84,5±3,3 [#]	88,4±8,9 [#]	104,3±10,5
<i>priekinė</i>	90,1±4,2	84,7±4,1 [*]	93,8±3,8	95,7±3 [#]	97,7±7,7	101,8±7,2

Pastabos. * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT

Prieš KT KON grupės fizinio aktyvumo lygio (54 A pav.), AGFĮ (54 B pav.) ir IKDC (54 C pav.) klausimynų vertinimas buvo reikšmingai geresnis ($p < 0,05$)

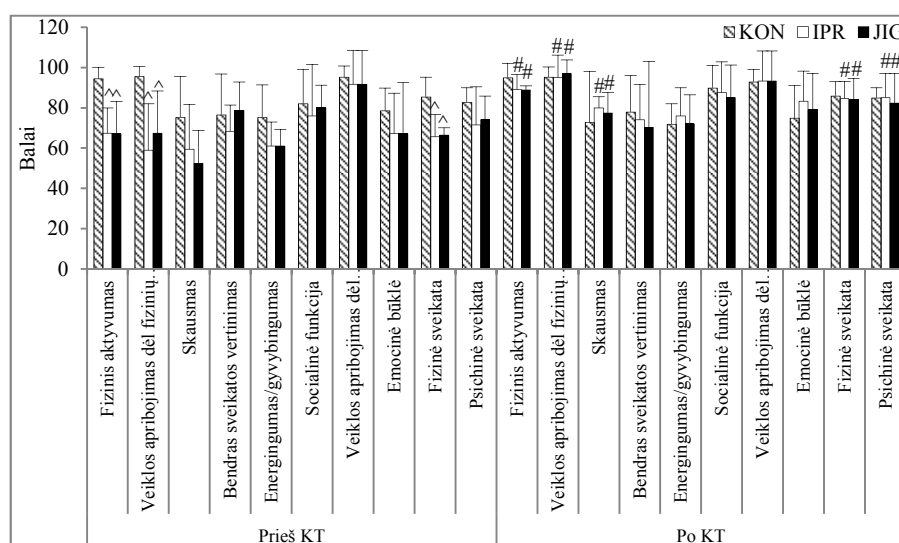
nei IPR ir JIG grupių, o po KT reikšmingai nesiskyrė ($p > 0,05$). Po KT reikšmingai pagerėjo ($p < 0,05$) fizinio aktyvumo lygis, AGFĮ ir IKDC klausimynų vertinimas IPR ir JIG grupėse lyginant su prieš KT buvusiais rezultatais.



54 pav. Tegner fizinio aktyvumo (A), AGFĮ (B) ir IKDC (C) klausimynų rezultatai

*Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; AGFĮ – apatinių galūnių funkcinis įvertinimas; IKDC – subjektyvus blauzdos sąnario vertinimo klausimynas; * – $p < 0,05$ tarp sveikos ir pažeistos kojos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe*

Prieš KT KON grupės tiriamieji reikšmingai geriau ($p < 0,05$) vertino savo fizinę sveikatą, fizinį aktyvumą bei veiklos apribojimą dėl fizinių negalavimų nei JIG ir IPR grupių tiriamieji (55 pav.). Po KT reikšmingai pagerėjo ($p < 0,05$) IPR ir JIG grupių tiriamųjų fizinio aktyvumo, veiklos apribojimo dėl fizinių negalavimų, skausmo bei fizinės ir psichinės sveikatos vertinimas.



55 pav. SF-36 klausimyno vertinimo rezultatai

Pastabos. Rezultatų lyginimui su pacientais po PKR operacijos KON grupės sveikų tiriamųjų dominuojanti dešinė koja buvo priskirta prie pažeistos kojos, o nedominuojanti kairė – prie sveikos; # – $p < 0,05$ tarp prieš ir po KT; ^ – $p < 0,05$ lyginant su KON grupe

3.3.5. Rezultatų aptarimas

Tyrimo tikslas buvo nustatyti jėgos išvystymo greičio kineziterapijos įtaką jėgos išvystymo greičiui, blauzdos tiesėjų ir lenkėjų raumenų jėgos momentui bei pusiausvyros pokyčiams po priekinio kryžminio raiščio operacijos.

Nustatėme, jog prieš KT JIG ir IPR grupių visi vertinti rodikliai buvo prastesni nei KON grupės. Mūsų tyrimų rezultatai sutampa su kitų autorių duomenimis (Nyland et al., 2013; Nyland et al., 2014; Dingenen et al., 2016; Gokeler et al., 2017; Mirkov et al., 2017), jog po PKR operacijos stebimas ir sveikos, ir pažeistos kojos funkcijos sutrikimas lyginant su sveikais tiriamaisiais. Aferentinės informacijos sutrikimas pažeistoje kojoje įtakoja neuroraumeninės funkcijos ir sąnario stabilumo sutrikimus ir sveikoje kojoje. Manoma, jog kuomet yra sensorinės informacijos sutrikimas, galvos smegenims yra sunku valdyti kojas su skirtingu sensoriniu lygiu (Negahban et al., 2014), todėl galime teigti, jog po PKR operacijos stebimas abiejų kojų neuroraumeninės kontrolės deficitas lyginant su sveikais tiriamaisiais.

Prieš KT JIG ir IPR grupių pažeistos kojos jėgos išvystymo greitis tiesiant bei sveikos ir pažeistos kojų lenkiant buvo reikšmingai mažesnis nei KON grupės. Manome, jog sutrikusi neuroraumeninė aktyvacija, ypač greitų raumeninių skaidulų (Maffiuletti et al., 2016; Buckthorpe et al., 2019), lemia mažesnę JIG po PKR operacijos. Mirkov ir kt. (2017) nustatė, jog praėjus 4 mėnesiams po PKR operacijos pažeistos kojos blauzdos lenkimo ir tiesimo JIG vėlyvojoje fazėje buvo reikšmingai mažesnis nei sveikos. Nustatėme, jog po KT sveikos ir pažeistos kojos JIG reikšmingai pagerėjo JIG grupėje ankstyvojoje JIG fazėje. Tačiau po KT pažeistos kojos lenkimo ir tiesimo JIG ankstyvojoje JIG fazėje IPR grupėje buvo reikšmingai mažesnis nei KON grupės. Todėl galime teigti, jog JIG KT pagerino JIG ankstyvojoje fazėje lyginant su KON grupe. Manome, jog taikant JIG pratimus, pagerėja motorinių vienetų rekrutavimas bei impulsavimo dažnis (Aagaard et al., 2000; Aagaard et al., 2002), kas lemia JIG pagerėjimą. Mūsų tyrimo duomenys sutampa su kitų autorių atliktų tyrimų rezultatais, kur yra nustatyta, jog net ir trumpai taikant (2 – 8 sav.) jėgos didinimo pratimus, JIG reikšmingai padidėja (Vila-Cha et al., 2010; Tillin et al., 2012; Ogasawara et al., 2013; Tillin & Folland, 2014).

JIG pokytis buvo reikšmingai didesnis JIG nei IPR grupėje ankstyvuojant jėgos išvystymo greičio periodu. Pažeistos kojos JIG pokytis ankstyvojoje JIG

fazėje buvo reikšmingai didesnis nei IPR grupės. JIG pokyčiai ankstyvuoją JIG periodu rodo, jog reabilitacija po PKR rekonstrukcijos įtakoja ir nervinius, ir kontraktilinius pokyčius raumenyse (Aagaard et al., 2002; Knezevic et al., 2014; Maffiuletti et al., 2016). Po KT reikšmingai padidėjo JIG IPR ir JIG grupėse lyginant su prieš KT buvusiu JIG. Manome, jog JIG gerinimo pratimai lėmė neuroninius motorinės funkcijos adaptacinius pokyčius. Nustatyta, jog ankstyvoji JIG fazė (iki 50 ms) yra svarbi norint išvengti traumų (Domire et al., 2011), todėl norint išvengti pakartotinių traumų, reikia į kineziterapijos programas įtraukti ir JIG pratimų.

Po KT lenkimo ir tiesimo JIG simetrijos indeksas 40° ir 80° kampuose JIG grupėje buvo reikšmingai padidėjo ankstyvojoje JIG fazėje nei IPR grupės. Pagal gautus rezultatus galima teigti, jog taikant JIG pratimus įvyko neuroraumeninės funkcijos adaptacija (Maffiuletti et al., 2016) kaip atsakas į jėgos didinimo pratimus. Mūsų gauti rezultatai parodė, jog blauzdos lenkimo JIG simetrijos indeksas buvo mažesnis nei tiesimo. Mūsų tyrimo rezultatai nesutampa su Kadija ir kt. (2016) gautais rezultatais, kur buvo nustatyta, jog po PKR operacijos keturgalvio šlaunies raumens JIG simetrijos indeksas buvo reikšmingai mažesnis nei užpakalinių šlaunies raumenų. Manome, jog rezultatai nesutampa dėl to, kad pastarajame tyrime (Kadija et al., 2016) dalyvavo tiriamieji po PKR operacijos, kurios metu transplantas buvo imtas iš girnelės, o mūsų tyrime dalyvavusiems tiriamiesiems – iš užpakalinių šlaunies raumenų, kas lemia ilgalaikį blauzdos lenkimo jėgos sumažėjimą (Dauty et al., 2005).

Taip pat nustatėme, jog prieš KT lenkimo izometrinės ir dinaminės MVJ momentas buvo reikšmingai mažesnis IPR ir JIG grupėse nei KON grupės. Šie tyrimo duomenys sutampa su kitų autorių tyrimų rezultatais (Mirkov et al., 2017), kur buvo nustatytas keturgalvio raumens jėgos momento sumažėjimas po PKR operacijos ir teigiama, jog šis sumažėjimas gali išlikti praėjus net 6 mėnesiams po operacijos (Konishi et al., 2002; Konishi & Fukubayashi, 2010). Tik keliuose tyrimuose buvo matuota užpakalinių šlaunies raumenų jėga, todėl dėl skirtingų testavimo sąlygų (pvz.: laiko, kelio sąnario kampo, aparatūros ir kt.) yra sunku palyginti su mūsų gautais rezultatais. Thomas ir kt. (2013) taip pat nustatė, jog pacientams po PKR operacijos sveikos kojos dinaminė tiesimo ir lenkimo jėga $60^\circ/\text{s}$ greičiu buvo reikšmingai didesnė nei pažeistos, tačiau mažesnė nei sveikų tiriamųjų. Manome, jog pažeistos kojos jėgos momento sumažėjimą lemia po PKR

operacijos dėl skausmo atsiradęs nervinis slopinimas bei sumažėjusi neuroraumeninė aktyvacija (Hsiao et al., 2014).

Po KT ir JIG, ir IPR grupių izometrinės ir dinaminės MVJ momentai reikšmingai padidėjo, o sveika koja išliko reikšmingai stipresnė nei pažeista. Mūsų gauti rezultatai sutampa su Czaplicki ir kt. (2015), jog taikant kineziterapiją dinaminės jėgos reikšmingas didėjimas stebimas nuo 3 iki 6 mėnesio po operacijos, todėl šiuo laikotarpiu rekomenduojama taikyti daugiau jėgos didinimo pratimų. Taip pat buvo nustatyta, jog sveikos kojos koncentrinė tiesimo ir lenkimo jėga 60° ir 180° greičiu buvo reikšmingai didesnė nei pažeistos ir šis skirtumas išliko praėjus 12 mėnesių po operacijos (Czaplicki et al., 2015). Manome, jog jėgos momento sumažėjimą galime paaiškinti sumažėjusia neuroraumene aktyvacija ir raumenų spindžiu, raumenų kompozicijos pokyčiais po PKR operacijos.

Šiame tyrime nustatėme, jog JIG ir IPR grupėse pažeistos kojos lenkimo MVJ ir dinaminės jėgos tiesimo momento pokytis buvo reikšmingai didesnis nei sveikos. Tiesimo $180^\circ/s$ greičiu jėgos momento pokytis JIG grupės buvo reikšmingai didesnis nei IPR grupės. Šiuos rezultatus galime paaiškinti įvykusia neuroraumene adaptacija JIG kineziterapijos metu. Oliveira ir kt. (2013) atliko tyrimą, kurio tikslas buvo nustatyti kaip jėgos didinimo pratimai akcentuojant JIG įtakoja sveikų asmenų blauzdos tiesimo JIG ir MVJ. Po 6 savaičių treniruočių MVJ momentas padidėjo 19%, o JIG padidėjo 22-28% 0-10 bei 0-20 ms laiko intervale.

Nustatėme, jog prieš KT IPR ir JIG H:Q santykis 40° ir 80° kampuose sveikos ir pažeistos kojų buvo reikšmingai mažesnis nei KON, o po KT KON grupės H:Q santykis 40° ir 80° kampuose pažeistos kojos buvo reikšmingai mažesnis nei IPR grupės, tačiau lyginant su JIG grupe reikšmingų skirtumų nenustatėme. Mes taip pat nustatėme, jog sveikos ir pažeistos kojos H:Q santykis buvo mažesnis nei rekomenduojama norma. Ankstesnių tyrimų duomenys rodo, jog po PKR plyšimo ir rekonstrukcijos yra būdingas mažesnis simetrijos indeksas ir H:Q santykis (Kadija et al., 2010; Thomee et al., 2011; Logerstedt et al., 2013; Jordan et al., 2015; Kadija et al., 2016). Apibendrinant galime teigti, jog didesnė asimetrija tarp kojų ir didesnis raumenų disbalansas atsiranda dėl sumažėjusios keturgalvio ir užpakalinių šlaunies raumenų jėgos.

Manoma, jog pažeidus sąnario audinius ir receptorius, sutrikdoma sensomotorinė informacija iš kelio sąnario (Johansson et al., 1990; Hart et al., 2014). Kai užduotis atliekama be VGI, judesys atliekamas remiantis motorine

programa, kontroliuojančia judesio atlikimą ir judesio pajautimą erdvėje (Wolpert, 2007), bei sumažėja galimybė atlikti judesio korekciją (Stanislovaitienė et al., 2009). Katayama ir kt. (2004), Slifkin ir kt. (2000), Hong ir Newell (2008) nustatė, jog pažeisto kelio sąnario funkcinis pajėgumas reikšmingai pablogėja testus atliekant be VGI. Tai sutampa su mūsų gautais rezultatais, jog atliekant blauzdos tiesimą ir lenkimą be VGI padidėja VK. Tai rodo, jog pacientams po PKR rekonstrukcijos gali būti sutrikęs šlaunies raumenų judesių valdymas (Goetschius et al., 2015). Šiame tyrime nustatėme, jog po KT JIG grupės tiriamųjų lenkimo 40° kampe ir tiesimo 80° kampe VK užduotį atliekant pažeista koja nematant buvo reikšmingai mažesnis nei IPR grupės ir susilygino su KON grupe. Žinoma, jog užpakalinių šlaunies raumenų aktyvacija atliekant blauzdos tiesimą ir lenkimą gali įtakoti blauzdos tiesimo ir lenkimo jėgos momento variabilumą (Bryant et al., 2009; Telianidis et al., 2014), todėl galime teigti, jog JIG pratimai pagerino sutrikusią užpakalinių šlaunies raumenų koaktyvaciją (Pua et al., 2015), todėl sumažėjo jėgos momento variabilumas taikant JIG KT, kuris įtakoja geresnį izometrinį kelio sąnario stabilumą.

Siekiant išsiaiškinti paciento funkcinę būklę bei jos pokyčius reabilitacijos metu, atliekami šuolių testai bei pusiausvyros matavimas (Hildebrandt et al., 2015). Po KT funkcinį testų atlikimas reikšmingai pagerėjo ir IPR, ir JIG grupėse. Tačiau JIG grupės tiriamųjų funkcinį testų pokyčiai buvo reikšmingai didesni nei IPR grupėje ir rezultatai susilygino su KON grupe.

Šiame tyrime nustatėme, jog prieš KT IPR ir JIG grupių nušoktas atstumas trišuolio metu ir simetrijos indeksas buvo reikšmingai prastesnis nei KON grupės, tačiau po KT JIG grupės nušoktas atstumas ir simetrijos indeksas susilygino su KON grupės, o IPR grupės išliko reikšmingai mažesnis. Manome, jog skirtumus tarp KON ir IPR bei JIG grupių lemia keturgalvio šlaunies raumens jėgos ir aktyvacijos sumažėjimas po PKR operacijos. Jeigu pacientas nori grįžti į kasdieninę veiklą ir sportuoti laisvalaikio, tai rekomenduojamas simetrijos indeksas tarp kojų atliekant trišuolį viena koja – 80-90% (Nyland et al, 2016). Galime teigti, jog po KT JIG grupės simetrijos indeksas trišuolio metu atitiko rekomenduojamą dydį. Reid ir kt. (2007), Schmitt ir kt. (2012) nustatė, jog po PKR plyšimo sumažėjus keturgalvio šlaunies raumens jėgai, sutrinka kelio sąnario funkcijos ir sumažėja nušoktas atstumas šuolio viena koja atlikimo metu lyginant su sveikais tiriamaisiais ir neturinčiais keturgalvio šlaunies raumens jėgos sumažėjimo ir šis

skirtumas gali išlikti praėjus net 2 metams po PKR rekonstrukcijos (Risberg et al., 1999; Reid et al., 2007).

Prieš KT abiejų grupių stotis-eiti testo rezultatai buvo reikšmingai prastesni nei KON grupės. Manome, jog dėl sumažėjusio fizinio aktyvumo sumažėja raumenų jėga bei JIG, kas įtakoja ėjimo greitį. Po KT JIG grupės stotis-eiti testo rezultatai buvo reikšmingai geresni nei IPR grupės ir susilygino su KON grupės rezultatais. Manome, jog sumažėjęs stotis-eiti testo atlikimo laikas po KT gali būti siejamas su mažesniu JIG laiku, nes teigiama, kad ėjimo greičiui įtaką daro JIG, o ne tik raumenų jėga (Pua et al., 2013).

Mūsų tyrimų rezultatai taip pat rodo, jog prieš KT IPR ir JIG grupių pasiektas atstumas vidine-nugarine ir priekine kryptimis buvo reikšmingai mažesnis nei sveikos, o po KT šių skirtumų neliko. Tyrimo duomenys parodė, jog tiriamosios grupės simetrijos indeksas ŽNPT testo metu priekine ir išorine-priekine kryptimis po KT reikšmingai pagerėjo. Howels ir kt. (2011), atlikę sisteminę apžvalgą nustatė, jog po PKR operacijos stebimas dinaminės pusiausvyros suprastėjimas stovint ant pažeistos kojos lyginant su sveikais tiriamaisiais. Žinoma, kad po PKR plyšimo pasireiškia abipusis keturgalvio raumens funkcijos sumažėjimas (Konishi et al., 2003; Gribble et al., 2012), kuris rodo, jog atliekant pusiausvyros testus yra stebimas neuroraumeninis prisitaikymas ir sutrikusi propriocepcija. Manoma, jog taip yra norint apsaugoti pažeistą sąnarį (Culvenor et al., 2016), todėl tikėtina, jog svyravimai bus didesni priekine kryptimi, kur stebimas didžiausias elektromiografinis keturgalvio raumens aktyvumas (Earl & Hertel, 2001; Earl et al., 2005) bei reikalingas didžiausias kelio sąnario sulenkimo kampas (Gribble et al., 2012). ŽNPT atlikti reikia geros koordinacijos, pusiausvyros, lankstumo bei jėgos, todėl žinant, jog sumažėjus keturgalvio raumens jėgai (Clagg et al., 2015) bei JIG (Izquierdo et al., 1999) pablogėja pusiausvyra, galime teigti, jog po KT geresnius JIG grupės rezultatus įtakojo didesnis keturgalvio raumens jėgos momento bei JIG padidėjimas po KT.

Vertindami klausimynų apie fizinę būklę rezultatus reikšmingų skirtumų tarp IPR ir JIG grupių nenustatėme. Prieš KT JIG ir IPR grupių fizinio aktyvumo lygis (naudojant Tegner fizinio aktyvumo skalę), AGFĮ ir IKDC klausimynų rezultatai buvo reikšmingai mažesni nei KON. Po KT IPR ir JIG grupių tiriamieji reikšmingai geriau vertino savo fizinę būklę nei prieš KT ir susilygino su KON grupės rezultatais. Ankstesniais tyrimais (McGrath et al., 2016) nustatyta, jog po operacijos praėjus 12 savaičių fizinio aktyvumo lygis sumažėja iki 3,8 balų

(naudojant Tegner fizinio aktyvumo skalę) ir tik 83% tiriamųjų praėjus 24 mėnesiams po PKR operacijos pasiekė prieš traumą buvusį fizinį aktyvumą. Tačiau Müller ir kt. (2015) nustatė, jog po operacijos praėjus 6 mėnesiams, 79,5% tiriamųjų pasiekė prieš operaciją buvusį fizinio aktyvumo lygį. Reid ir kt. (2007) nustatė, jog taikant 6 savaitių KT programą tiriamiesiems po PKR operacijos reikšmingai pagerėja AGFI klausimyno rezultatai.

Po KT abiejų grupių tiriamieji IKDC klausimynu kelio sąnario funkciją įvertino kaip gerą. Do Carmo Almeida ir kt. (2016) tyrė, kaip keičiasi IKDC klausimyno vertinimas reabilitaciniu laikotarpiu. Nustatė, jog matomas reikšmingas funkcijos pagerėjimas praėjus 30, 90, ir 180 dienų po reabilitacijos pradžios. Tačiau geras IKDC vertinimas ne būtinai reiškia, jog kelio sąnario funkcija yra gera testuojant objektyviais testavimo metodais (Logerstedt et al., 2014), ką rodo ir mūsų tyrimo duomenys.

Apskaičiavę SF-36 klausimyno rezultatus nustatėme, jog IPR ir JIG grupių tiriamieji prieš KT reikšmingai prasčiau vertino fizinę sveikatą nei KON grupės. Manome, jog sumažėjęs fizinis aktyvumas bei veiklos apribojimas po PKR operacijos įtakojo mažesnę subjektyvų įvertinimą. Mūsų tyrimo rezultatai sutampa su Loge ir kt. (1999) atlikto tyrimo rezultatais, kur buvo nustatyta, jog tiriamieji po PKR plyšimo reikšmingai prasčiau vertino fizinę sveikatą (fizinį aktyvumą, veiklos apribojimą dėl fizinių negalavimų, skausmą, fizinę sveikatą) lyginant su sveikais tiriamaisiais (Loge et al., 1999). Po KT nustatėme fizinio aktyvumo, fizinės ir psichinės sveikatos rodiklių reikšmingą pagerėjimą bei skausmo ir veiklos apribojimo dėl fizinių negalavimų, reikšmingą sumažėjimą IPR ir JIG grupėse ir šie rezultatai susilygino su KON grupe, todėl galime teigti, jog reabilitacija įtakojo ne tik fizinės, bet ir psichologinės būklės pagerėjimą. Manome, jog lenkimo ir tiesimo jėgos momento padidėjimas įtakojo didesnę fizinį aktyvumą, tuo pačiu ir pagerino gyvenimo kokybę. Mūsų tyrimo rezultatai sutampa su Von Porat ir kt. (2004), Filbay ir kt. (2015) duomenimis, kurie nustatė, jog po PKR plyšimo stebimas visų SF-36 sveikatos rodiklių sumažėjimas.

Apibendrintai galime teigti, jog 4 savaites taikant JIG pratimus ir kineziterapiją, reikšmingai padidėja pažeistos kojos JIG ankstyvojoje fazėje, lenkimo koncentrinės bei izometrinės MVJ momentai, sumažėja variabilumas, pagerėja stotis-eiti bei trišuolio testo atliekant jį pažeista koja rezultatai, tačiau subjektyvus savo funkcinės būklės vertinimas bei pusiausvyros rezultatai tarp JIG ir IPR grupių po KT reikšmingai nesiskyrė. Po KT nebuvo reikšmingo JIG,

pusiausvyros rezultatų bei subjektyvaus kelio sąnario funkcijos bei sveikatos vertinimo skirtumo tarp JIG ir KON grupių. Todėl pagal gautus rezultatus galime teigti, kad mūsų iškelta hipotezė, jog taikant JIG pratimus padidės JIG, izometrinės ir dinaminės jėgos momentas, nušoktas atstumas bei ėjimo greitis lyginant su IPR KT grupe, tačiau jėgos momento variabilumo ir pusiausvyros rezultatai turėtų reikšmingai nesiskirti, o JIG ir IPR grupių visi vertinti rodikliai turėtų būti reikšmingai prastesni ir prieš, ir po 1 mėnesio KT lyginant su sveikais tiriamaisiais, iš dalies pasitvirtino.

3.4. Rezultatų apibendrinimas

Atlikome tyrimą, kurio tikslas buvo nustatyti blauzdos tiesimą ir lenkimą atliekančių raumenų jėgos momento, jėgos momento variabilumo, pusiausvyros ir funkcinį testų rezultatų pokyčius prieš ir po PKR operacijos taikant skirtingas reabilitacijos programas. Atlikti tyrimai įrodė, jog KT taikymas po PKR plyšimo ir operacijos lėmė sveikos ir pažeistos kojos neuroraumeninius kelio sąnario funkcijos pokyčius.

Nustatėme, jog esant PKR plyšimui nėra stebimas jėgos, propriocepcijos ir statinės pusiausvyros sutrikimas lyginant sveiką ir pažeistą koją. Manoma, jog taip yra dėl aferentinės grįžamosios informacijos (Zult et al., 2017) ir galvos smegenų sensomotorinės žievės pokyčių (Baumeister et al., 2011; Negahban et al., 2014), lemiančių prarastos funkcijos kompensavimą. Tačiau taikant ilgalaikį KZ ir JIG pratimus reikšmingai pagerėjo pusiausvyra, kurią įtakoja propriocepcijos (Bonfim et al., 2008; Soltani et al., 2014) pagerėjimas, raumenų jėgos (Petschnig et al., 1998; Fu et al., 2008; Chang et al., 2010; Vercelli et al., 2012) bei JIG (Izquierdo et al., 1999; Caserotti et al., 2008; Chang et al., 2012; Maffiuletti et al., 2016) padidėjimas.

Esant PKR plyšimui ir po operacijos stebimas šlaunies keturgalvio ir užpakalinių šlaunies raumenų silpnumas, kurį lemia centrinės aktyvacijos sumažėjimas (Aagaard et al., 2000; Ageberg & Friden, 2008; Aktas & Baltacı, 2011), atrofija (Bieler et al., 2014; Anderson et al., 2016), fizinio aktyvumo sumažėjimas (Cerulli et al., 2002) ir per trumpas reabilitacijos taikymas. Nors po PKR plyšimo stebimas didesnis šlaunies keturgalvio raumens funkcijos sumažėjimas (Petschnig et al., 1998; Izquierdo et al., 1999; Fu et al., 2008; Vercelli et al., 2012; Maffiuletti et al., 2016), tačiau užpakaliniai šlaunies raumenys taip pat svarbūs stabilizuojant kelio sąnarį (Angelozzi et al., 2012; Nyland et al., 2016). Todėl siūlome reabilitacijos metu taikyti ir užpakalinių šlaunies raumenų funkcijos gerinimo pratimus.

Nustatėme, jog taikant JIG pratimus po PKR operacijos ir ilgalaikį KZ esant PKR plyšimui pagerėja JIG. Manome, jog JIG padidėjimą lemia įvykę nerviniai ir kontraktiliniai pokyčiai raumenyse (Aagaard et al., 2002; Knezevic et al., 2014; Wong et al., 2012; Yeung et al., 2015; Maffiuletti et al., 2016). Galime teigti, jog esant PKR plyšimui tikslinga taikyti ilgalaikį KZ ant keturgalvio ir užpakalinių šlaunies raumenų bei po PKR operacijos taikyti JIG pratimus norint pagerinti

izometrinės ir koncentrinės jėgos momentus, dinaminę pusiausvyrą, JIG ankstyvojoje fazėje, kas įtakoja pakartotinių traumų prevenciją (Maffiuletti et al., 2016), todėl rekomenduojame į KT programas įtraukti JIG pratimų bei taikyti ilgalaikį KZ. Rekomenduojama į KT programas įtraukti daugiau greitų judesių, suteikti gryžtamąjį ryšį apie išvystytą raumenų jėgą, taip gerinant JIG ir sumažinant asimetriją tarp sveikos ir pažeistos kojų.

Po reabilitacijos išlikęs pažeistos kojos lenkimo ir tiesimo jėgos momento sumažėjimas, didesnis jėgos momento variabilumas užduotis atliekant nematant, didesni svyravimai ir svyravimų greitis pusiausvyros testų metu lyginant su sveika koja leidžia daryti prielaidą, jog reabilitacijos metu nebuvo pilnai atstatyta sensorinė funkcija bei atgautas jėgos dydis, leidžiantis tiriamiesiems grįžti į prieš traumą buvusį fizinio aktyvumo lygį. Manome, jog po PKR plyšimo operacijos taikyta reabilitacija buvo per trumpa ir ji turėtų būti taikoma ilgesnį laiką. Manome, jog atliktų tyrimų trūmas yra pakankamai mažas tiriamųjų skaičius grupėse. Nors pirminiuose testavimuose buvo ištirta po 18-20 tiriamųjų kiekvienoje grupėje, bet dalis tiriamųjų atsisakė dalyvauti tyrimuose dėl asmeninių priežasčių, dalis atkrito dėl kineziterapijos procedūrų nelankymo arba neatvykimo į pakartotinį testavimą po kineziterapijos procedūrų.

Remiantis mūsų atlikto tyrimo gautais rezultatais galime teigti, jog pacientams prieš ir po PKR operacijos yra labai svarbu į kineziterapijos programas įtraukti neuroraumeninę būklę gerinančių pratimų. Tai ypač svarbu norint atstatyti JIG bei jėgos simetriją tarp kojų, kas įtakoja pusiausvyros sutrikimą,ėjimo greitį ir kitas kasdienes veiklas. Subjektyvų kelio sąnario vertinimą po PKR operacijos gali įtakoti psichologiniai faktoriai (Chmielewski et al., 2004, Filbay et al., 2015), operacijos technika (The MARS Group, 2014), kiti kelio sąnario pažeidimai (Cox et al., 2014), paciento fizinis aktyvumas bei bendra sveikatos būklė (Kim et al., 2014), todėl kelio sąnario funkcijas reikėtų vertinti kompleksiskai, kaip tai rekomenduoja Gokeler ir kt. (2017), nes vieno testo taikymas neatspindi sensomotorinės sistemos pažeidimo laipsnio. Apibendrintai galime teigti, jog esant PKR plyšimui ir po PKR operacijos taikytos reabilitacijos tikslas turėtų būti ne tik fizinės būklės atstatymas, bet ir neurosensorinės bei neuroraumeninės kontrolės atgavimas.

IŠVADOS

1. Momentinis kineziologinis teipavimas esant PKR plyšimui neturėjo įtakos pusiausvyrai, jėgos momentui, jėgos išvystymo greičiui ir subjektyviam sveikatos būklės vertinimui. Tačiau ilgalaikis kineziologinis teipavimas pagerino pažeistos kojos šlaunies raumenų jėgos momentą, pusiausvyrą ir jėgos išvystymo greitį ankstyvojoje fazėje.
2. Prieš operaciją pusiausvyros bei jėgos momento variabilumo rezultatai tarp sveikos ir pažeistos kojų nesiskyrė, o jėgos momentas buvo mažesnis pažeistos nei sveikos kojos. Po reabilitacijos statinė ir dinaminė pusiausvyra stovint ant sveikos kojos pagerėjo, o jėgos ir pusiausvyros užduotis atliekant pažeista koja rezultatai buvo prastesni nei sveikos. Stabilumas buvo prastesnis testus atliekant pažeista koja nei sveika.
3. Taikant jėgos išvystymo greičio ir įprastinę kineziterapiją pagrindinės išvados buvo:
 - a) Prieš kineziterapiją jėgos išvystymo greičio ir įprastinės grupių jėgos išvystymo greitis, lenkimo jėgos momentas, funkcinį testų pažeista koja bei klausimynų rezultatai buvo prastesni nei sveikų tiriamųjų.
 - b) Po kineziterapijos pažeistos kojos jėgos išvystymo greičio grupės lenkimo jėgos momento, funkcinį testų pokyčiai ir jėgos išvystymo greitis ankstyvojoje fazėje buvo didesni, o jėgos momento variabilumas nematant mažesnis nei įprastinės kineziterapijos grupės, tačiau subjektyvus pacientų sveikatos būklės vertinimas tarp šių grupių nesiskyrė.
 - c) Po kineziterapijos jėgos išvystymo greičio kineziterapiją lyginant su kontroline grupe pažeistos kojos lenkimo jėgos momentas ir jėgos išvystymo greitis padidėjo, pažeistos kojos jėgos momento variabilumas sumažėjo, funkcinį testų atlikimas pagerėjo ir susilygino su kontrolinės grupės rezultatais, o įprastinės kineziterapijos grupės šie rezultatai išliko prastesni nei kontrolinės.

LITERATŪRA

1. Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, P. S., Larsson, B., Dyhre, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: Quadriceps muscle strength ratio. *The American Journal of Sports Medicine*, 26 (2), 231–237.
2. Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., Halkjær-Kristensen, J., Dyhre-Poulsen, P. (2000). Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 89, 2249–2257.
3. Aagaard, P., Andersen, J. L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A. M., Wagner, A., Magnusson, S. P., Halkjaer-Kristensen, J., Simonsen, E. B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pinnate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *The Journal of Physiology*, 534, 613–623.
4. Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93, 1318–1326.
5. Aagaard, P. (2003). Training-induced changes in neural function. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31, 61–67.
6. Ageberg, E., Roberts, D., Holmström, E., Fridén, T. (2004). The effect of short-duration sub-maximal cycling on balance in single-limb stance in patients with anterior cruciate ligament injury: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 5, 44.
7. Ageberg, E., Fridén, T. (2008). Normalized motor function but impaired sensory function after unilateral non-reconstructed ACL injury: patients compared with uninjured controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16, 449–456.
8. Agel, J., Arendt, E. A., Bershadsky, B. (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *American Journal of Sports Medicine*, 33 (4), 524–530.
9. Aytar, A., Ozunlu, N., Surenkok, O. (2011). Initial effects of kinesio taping in patients with patellofemoral pain syndrome: a randomized, double-blind study. *Isokinetics and Exercise Science*, 19, 135–142.

10. Akbas, E., Atay, A. O., Yüksel, I. (2011). The effects of additional kinesio taping over exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 45 (5), 335–341.
11. Aktas, G., Baltaci, G. (2011). Does kinesiotaping increase knee muscles strength and functional performance? *Isokinetics and Exercise Science*, 19 (3), 149–155.
12. Alonso, A. C., Greve, J. M., Camanho, G. L. (2009). Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. *Clinics*, 64 (3), 163–170.
13. Aminaka, N., Gribble, P. A. (2008). Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, 43 (1), 21–28.
14. Anders, J. O., Venbrocks, R. A., Weinberg, M. (2008). Proprioceptive skills and functional outcome after anterior cruciate ligament reconstruction with a bone–tendon–bone graft. *International Orthopaedics*, 32 (5), 627–633.
15. Andersen, J. L. (2001). *Muscle fibre type characteristics of the runner*. In: Bangsbo J, Larsen HB (eds) *Running & science in an interdisciplinary perspective*. Munksgaard Publishing, Copenhagen, p. 49–65.
16. Anderson, M. A., Browning, W. M., Urband, C. E., Kluczynski, M. A., Leslie J. Bisson, L. J. (2016). A Systematic Summary of Systematic Reviews on the Topic of the Anterior Cruciate Ligament. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4 (3), 2325967116634074.
17. Angelozzi, M., Madama, M., Corsica, C., Calvisi, V., Properzi, G., McCaw, S. T., Cacchio, A. (2012). Rate of force development as an adjunctive outcome measure for return-to-sport decisions after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42 (9), 772–780.
18. Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., Webster, K. E. (2014). Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *British Journal of Sports Medicine*, 48 (21), 1543 – 1552.
19. Baechle, T. R., Earle, R. W., Wathen, D. (2000). *Essentials of Strength Training and Conditioning*, 2, 395-425.

20. Balki, S., Göktaş. H. E., Öztemur, Z. (2016). Kinesio taping as a treatment method in the acute phase of ACL reconstruction: A double-blind, placebo-controlled study. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcia*, 50 (6), 628–634.
21. Baumeister, J., Reinecke, K., Schubert, M., Weiss, M. (2011). Altered electrocortical brain activity after ACL reconstruction during force control. *Journal of Orthopaedic Research*; 29, 1383 – 1389.
22. Beynnon, B. D., Fleming, B. C., Johnson, R. J., Nichols, C. E., Renstrom, P. A., Pope, M. H. (1995). Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *American Journal of Sports Medicine*, 23, 24–34.
23. Bicici, S., Karatas, N., Baltaci, G. (2012). Effect of athletic taping and kinesiotaping on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7 (2), 154.
24. Bieler, T., Sobol, N. A., Andersen, L. L., Kiel, P., Løfholm, P., Aagaard, P., Magnusson, S. P., Krogsgaard, M. R., Beyer, N. (2014). The Effects of High-Intensity versus Low-Intensity Resistance Training on Leg Extensor Power and Recovery of Knee Function after ACL-Reconstruction. *BioMed Research International*, 2014, 278512.
25. Bischoff, L., Babisch, C., Babisch, J. Layher, F., Sander, K., Matziolis, G., Pietsch, S., Röhner, E. (2018). Effects on proprioception by Kinesio taping of the knee after anterior cruciate ligament rupture. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 28 (6), 1157–1164.
26. Blaszczyk, J. W., Prince, F., Reiche, M., Hebert, R. (2000). Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *Journal of Biomechanics*, 33, 1243–1248.
27. Bonfim, T.R., Grossi, D.B., Paccola, C.A.J., Barela, J.A. (2008). Additional sensory information reduces body sway of individuals with anterior cruciate ligament injury. *Neuroscience Letters*, 29, 257–260.
28. Bonsfills, N., Gómez-Barrena, E., Raygoza, J. J., Núñez, A. (2008). Loss of neuromuscular control related to motion in the acutely ACL-injured knee: an experimental study. *European Journal of Applied Physiology*, 104, 567–577.
29. Bouisset, S., Do, M. C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Clinical Neurophysiology*, 38 (6), 345–362.

30. Bowditch, M. (2001). Anterior cruciate ligament rupture and management. *Trauma*, 3, 249–261.
31. Bregenhof, B., Jørgensen, U., Aagaard, P., Nissen, N., Creaby, M. W., Thorlund, J. B., Jensen, C., Torfing, T., Holsgaard-Larsen, A. (2018). The effect of targeted exercise on knee-muscle function in patients with persistent hamstring deficiency following ACL reconstruction - study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, 19 (1), 75.
32. Bryant, A. L., Creaby, M. W., Newton, R. U., Steele, J. R. (2008). Dynamic restraint capacity of the hamstring muscles has important functional implications after anterior cruciate ligament injury and anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89 (12), 2324–2331.
33. Bryant, A. L., Pua, Y. H., Clark, R. A. (2009). Morphology of knee extension torque-time curves following anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 91 (6), 1424–1431.
34. Buckthorpe, M., La Rosa, G., Della Villa, F. (2019). Restoring knee extensor strength after anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14 (1), 159–172.
35. Busija, L., Osborne, R. H., Nilsdotter, A., Buchbinder, R., Roos, E. M. (2008). Magnitude and meaningfulness of change in SF-36 scores in four types of orthopedic surgery. *Health and Quality of Life Outcomes*, 31, 6 – 55.
36. Carnavale, B. F., Fiogbé, E., Farche, A. C. S., Catai, A. M., Porta, A., de Medeiros Takahashi, A. C. (2018). Complexity of knee extensor torque in patients with frailty syndrome: a cross-sectional study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*.
37. Caserotti, P., Aagaard, P., Larsen, J. B., Puggaard, L. (2008). Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18, 773–782.
38. Cerulli, G., Caraffa, A., Ponteggia, F. (2002). Rehabilitation issues in women with anterior cruciate ligament deficiency. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 10 (1), 76–82.
39. Chang, H. Y., Chou, K. Y., Lin, J. J., Lin, C. F., Wang, C. H. (2010). Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and

- force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport*, 11 (4), 122–127.
40. Chang, H. Y., Wang, C. H., Chou, K. Y., Chang, S. C. (2012). Could forearm Kinesio Taping improve strength, force sense, and pain in baseball pitchers with medial epicondylitis? *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22, 327–333.
 41. Chaves, S. F., Marques, N. P., Silva, R. L., Rebouças, N. S., Freitas, L. M., Lima, P. O. P., de Oliveira, R. R. (2012). Neuromuscular efficiency of the vastus medialis obliquus and postural balance in professional soccer athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 2, 121–126.
 42. Chmielewski, T. L., Stackhouse, S., Axe, M. J., Snyder-Mackler, L. (2004). A prospective analysis of incidence and severity of quadriceps inhibition in a consecutive sample of 100 patients with complete acute anterior cruciate ligament rupture. *Journal of Orthopaedic Research*, 22, 925–930.
 43. Chmielewski, T. L., Mizner, R. L., Padamonsky, W., Snyder-Mackler, L. (2003). *Knee*, in *Physical Therapies in Sport and Exercise* (p. 379-398). Churchill Livingstone: Edinburgh.
 44. Chmielewski, T. L., Wilk, K. E., Snyder-Mackler, L. (2002). Changes in weight-bearing following injury or surgical reconstruction of the ACL: relationship to quadriceps strength and function. *Gait & Posture*, 16, 87–95.
 45. Clagg, S., Paterno, M. V., Hewett, T. E., Schmitt, L. C. (2015). Performance on the Modified Star Excursion Balance Test at the Time of Return to Sport Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 45 (6), 444–452.
 46. Christou, E. A., Grossman, M., Carlton, L. G. (2002). Modeling variability of force during isometric contractions of the quadriceps femoris. *Journal of Motor Behavior*, 34, 67–81.
 47. Cooper, R. L., Taylor, N. F., Feller, J.A. (2005). A systematic review of the effect of proprioceptive and balance exercises on people with an injured or reconstructed anterior cruciate ligament. *Research in Sports Medicine*, 13, 163–178.
 48. Corvino, R. B., Caputo, F., Oliveira, A. C., Greco, C. C., Denadai, B. S. (2009). Rate of force development in different muscle contraction velocities. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 15, 428–431.

49. Cox, C. L., Huston, L. J., Dunn, W. R. (2014). Are articular cartilage lesions and meniscus tears predictive of IKDC, KOOS, and Marx activity level outcomes after anterior cruciate ligament reconstruction? A 6-year multicenter cohort study. *American Journal of Sports Medicine*, 42 (5), 1058–1067.
50. Csapo, R., Alegre, L. M. (2015). Effects of Kinesio taping on skeletal muscle strength – a meta-analysis of current evidence. *The Journal of Science and Medicine in Sport*, 18, 450–456.
51. Culvenor, A. G., Alexander, B. C., Clark, R. A., Collins, N. J., Ageberg, E., Morris, H. G., Whitehead, T. S., Crossley, K. M. (2016). Dynamic Single-Leg Postural Control Is Impaired Bilaterally Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Implications for Reinjury Risk. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46 (5), 357–364.
52. Czaplicki, A., Jarocka, M., Walawski, J. (2015). Isokinetic Identification of Knee Joint Torques before and after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *PLoS One*, 10 (12), e0144283.
53. Dauty, M., Tortellier, L., Rochcongar, P. (2005). Isokinetic and Anterior Cruciate Ligament Reconctruction with Hamstrings or Patella Tendon Graft: Anglysis of Literature. *Orthopeadics & Biomechanics*. 26 (7), 599–606.
54. Davids, K., Bennet, S., Newell, K. (2006). *Movement Systems Variability*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
55. De Almeida Lins, C. A., Locks, F., Amorim, A. B., Macedo, L. B., Brasileiro, J. S. (2013). Kinesio Taping does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual Therapy*, 18 (1), 41–45.
56. De Hoyo, M., Álvarez-Mesa, A., Sañudo, B., Carrasco, L., Domínguez, S. (2013). Immediate effect of kinesio taping on muscle response in young elite soccer players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22 (1), 53–58.
57. De Jong, S. N., van Caspel, D. R., van Haeff, M. J., Saris, D. B. (2007). Functional assessment and muscle strength before and after reconstruction of chronic anterior cruciate ligament lesions. *Arthroscopy*, 23, 21–28.
58. Demura, S., Uchiyama, M. (2007). Influence of various obstacle heights on the timed "Up & Go" test in young adults. *Sport Sciences for Health*, 2 (1), 23–28.
59. Derasari, A., Brindle, T. J., Alter, K. E., Sheehan, F. T. (2010). McConnell Taping Shifts the Patella Inferiorly in Patients with Patellofemoral Pain: A

Dynamic Magnetic Resonance Imaging Study. *Physical Therapy*, 90 (3), 411–419.

60. De Ruiter, C. J., Hutter, V., Icke, C., Groen, B., Gemmink, A., Smilde, H., de Haan, A. (2012). The effects of imagery training on fast isometric knee extensor torque development. *Journal of Sports Sciences*, 30, 166–174.
61. Di Fabio, M., Slater, L. V., Norte, G., Goetschius, J., Hart, J. M., Hertel, J. (2017). Relationships of Functional Tests Following ACL Reconstruction: Exploratory Factor Analyses of the Lower Extremity Assessment Protocol. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9, 1–24.
62. Di Giulio, I., Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., Loram, I. D. (2009). The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *The Journal of Physiology*, 587, 2399–2416.
63. Dingenen, B., Janssens, L., Luyckx, T., Claes, S., Bellemans, J., Staes, F. F. (2015). Lower extremity muscle activation onset times during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament injured subjects. *Human Movement Science*, 44, 234–245.
64. Dingenen, B., Janssens, L., Claes, S., Bellemans, J., Staes, F. F. (2016). Lower extremity muscle activation onset times during the transition from double-leg stance to single-leg stance in anterior cruciate ligament reconstructed subjects. *Clinical Biomechanics*, 35, 116–123.
65. Do Carmo Almeida, T. C., de Alcantara Sousa, L. V., de Melo Lucena, D. M., Dos Santos Figueiredo, F. W., Valenti, V. E., da Silva Paiva, L., de Abreu, L. C., Adami, F. (2016). Evaluation of functional rehabilitation physiotherapy protocol in the postoperative patients with anterior cruciate ligament reconstruction through clinical prognosis: an observational prospective study. *BMC Research Notes*, 9 (1), 449.
66. Domire, Z. J., Boros, R. L., Hashemi, J. (2011). An examination of possible quadriceps force at the time of anterior cruciate ligament injury during landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 44, 1630–1632.
67. Domnick, C., Raschke, M. J., Herbort, M. (2016). Biomechanics of the anterior cruciate ligament: Physiology, rupture and reconstruction techniques. *World Journal of Orthopedics*, 7 (2), 82–93.
68. Drouin, J. L., McAlpine, C. T., Primak, K. A., Kissel, J. (2013). The effects of kinesiotape on athletic-based performance outcomes in healthy, active

- individuals: a literature synthesis. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 57 (4), 356–365.
69. Dubljanin-Raspopović, E., Matanović, D., Kadija, M. (2005). Influence of proprioceptive training in the improvement of neuromuscular performance after ACL reconstruction. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*, 133, 429–432.
 70. Earl, J. E., Hertel, J. (2001). Lower-Extremity Muscle Activation during the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 10 (2), 93–104.
 71. Earl, J., Hertel, J., Denegar, C. (2005). Patterns of dynamic mal-alignment, muscle activation, joint motion and patellofemoral pain syndrome. *Journal of Sport Rehabilitation*, 14, 215–233.
 72. Ey-Chmielewska, H., Frączak, B., Sobolewska, E., Polak-Majcher, D., Hamerlak, Z., Serewa, J. (2009). Metoda Kinesiotapingu i jej zastosowanie w leczeniu zaburzeń narządu żucia - przegląd piśmiennictwa. *Dental Forum*, 37 (1), 69–72.
 73. Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics.
 74. Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of Human Movement*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
 75. Erskine, R. M., Fletcher, G., Folland, J. P. (2014). The contribution of muscle hypertrophy to strength changes following resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, 114, 1239–1249.
 76. Failla, M. J., Arundale, A. J. H., Logerstedt, D. S., Snyder-Mackler, L. (2015). Controversies in Knee Rehabilitation: Anterior Cruciate Ligament Injury. *Clinics in Sports Medicine*, 34 (2), 301–312.
 77. Filbay, S. R., Culvenor, A. G., Ackerman, I. N., Russell, T. G., Crossley, K. M. (2015). Quality of life in anterior cruciate ligament-deficient individuals: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49, 1033–1041.
 78. Filbay, S. R., Grindem, H. (2019). Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 33 (1), 33 – 47.
 79. Franklin, D. W., So, U., Burdet, E., Karato, M. (2007). Visual Feedback Is Not Necessary for the Learning of Novel Dynamics. *PLoS One*, 2 (12), e1336.

80. Fratocchi, G., Di Mattia, F., Rossi, R., Mangone, M., Santilli, V., Paoloni, M. (2013). Influence of Kinesio Taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak torque. A placebo controlled study in a population of young healthy subjects. *The Journal of Science and Medicine in Sport*, 16 (3), 245–249.
81. Friden, T., Roberts, D., Ageberg, E., Walder, M., Zetterstrom, R. (2001). Review of Knee Proprioception and the Relation to Extremity Function After Anterior Cruciate Ligament Rupture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31 (10), 567–576.
82. Fu, T. C., Wong, A. M., Pei, Y. C., Wu, K. P., Chou, S. W., Lin, Y. C. (2008). Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11 (2), 198–201.
83. Goetschius, J., Kuenze, C. M., Hart, J.M. (2015). Knee extension torque variability after exercise in ACL reconstructed knees. *Journal of Orthopaedic Research*, 33 (8), 1165–1170.
84. Goetschius, J., Hart, J. M. (2016). Knee extension torque variability and subjective knee function in patients with a history of anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 51 (1), 22–27.
85. Gokeler, A., Welling, W., Zaffagnini, S., Seil, R., Padua, D. (2017). Development of a test battery to enhance safe return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25, 192–199.
86. Goodbody, S. J., Wolpert, D. M. (1998). Temporal and amplitude generalization in motor learning. *Journal of Neurophysiology*, 79, 1825–1838.
87. Gribble, P. A., Hertel, J., Plisky, P. (2012). Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of Athletic Training*, 47 (3), 339–357.
88. Griffin, L. Y., Agel, J., Albohn, M. J. et al. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8, 141–150.
89. Guedes, R., Bottaro, M., Magalhães, I., Trindade, M., Brown, L. E., do Carmo, J., Carregaro, R. L. (2016). The effects of Kinesiotaping on quadriceps muscle performance at different velocities: A randomized controlled trial. *Isokinetics and Exercise Science*, 24, 149–156.

90. Guskiewicz, K. M., Perrin, D. H. (1996). Research and clinical applications of assessing Balance. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5, 45–63.
91. Harridge, S. D., Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M. A., Reggiani, C., Esbjornsson, M., Saltin, B. (1996). Whole-muscle and singlefibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflügers Archiv - European Journal of Physiology*, 432, 913–920.
92. Harrison, E. L., Duenkel, N., Dunlop, R., Russel, G. (1994). Evaluation of Single-Leg Standing Following Anterior Cruciate Ligament Surgery and Rehabilitation. *Physical Therapy*, 74, 245–252.
93. Hart, J. M., Bessette, M., Choi, L., Hogan, M. V., Diduch, D. (2014). Sensory response following knee joint damage in rabbits. *BMC Musculoskeletal Disorder*, 15, 139.
94. Hildebrandt, C., Muller, L., Zisch, B., Huber, R., Fink, C., Raschner, C. (2015). Functional assessments for decision-making regarding return to sports following ACL reconstruction. Part I: development of a new test battery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23 (5), 1273–1281.
95. Hoffman, M., Scharader, J., Kocejka, D. (1999). An investigation of Postural Control in Postoperative Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Patients. *Journal of Athletic Training*, 34 (2), 130–136.
96. Hong, S. L., Newell, K. M. (2008). Visual information gain and the regulation of constant force levels. *Experimental Brain Research*, 189, 61–69.
97. Howe, A., Campbell, A., Ng, L., Hall, T., Hopper, D. (2015). Effects of two different knee tape procedures on lower-limb kinematics and kinetics in recreational runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25, 517–524.
98. Howells, B. E., Arden, C. L., Webster, K. E. (2011). Is postural control restored following anterior cruciate ligament reconstruction? A systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19, 1168–1177.
99. Howells, B. E., Clark, R. A., Arden, C. L., Bryant, A. L., Feller, J. A., Whitehead, T. S., Webster, K. E. (2013). The assessment of postural control and the influence of a secondary task in people with anterior cruciate ligament reconstructed knees using a Nintendo Wii Balance Board. *British Journal of Sports Medicine*, 47, 914–919.
100. Hsiao, S. F., Chou, P. H., Hsu, H. C., Lue, Y. J. (2014). Changes of muscle mechanics associated with anterior cruciate ligament deficiency and

- reconstruction. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 28, 390–400.
101. Huang, C. Y., Hsieh, T. H., Lu, S. C., Su, F. C. (2011). Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *BioMedical Engineering OnLine*, 10 (1), 70–81.
 102. Huang, H. S., Jiang, Y. F., Yang, J., Yu, Y. Y., Wang, Y., Xu, Y., Ao, Y. F. (2015). Effect of anterior cruciate ligament rupture on hamstring: quadriceps ratio during isokinetic knee extension and flexion at 30 degrees of flexion. *Beijing Da Xue Xue Bao*, 47 (5), 787–790.
 103. Hughes, J. D., Burnham, J. M., Hirsh, A., Musahl, V., Fu, F. H., Irrgang, J. J, Lynch, A. D. (2019). Comparison of Short-term Biodex Results After Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Among 3 Autografts. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7 (5), 2325967119847630.
 104. Ingersoll, C. D., Grindstaff, T. L., Pietrosimone, B. G., Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 27, 383–404.
 105. Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L., Hakkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79, 260–267.
 106. Yeung, S., Yeung, E., Sakunkaruna, Y., Mingsongnorn, S., Hung, W., Fan, Y., Lao, H. C. (2015). Acute effects of kinesio taping on knee extensor peak torque and electromyographic activity after exhaustive isometric knee extension in healthy young adults. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 25, 284–290.
 107. Jadelis, K., Miller, M. E., Ettinger, W. H., Jr., Messier, S. P. (2001). Strength, balance, and the modifying effects of obesity and knee pain: results from the Observational Arthritis Study in Seniors (oasis). *Journal of the American Geriatrics Society*, 49 (7), 884–891.
 108. Johansson, H., Sojka, P. (1985). Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of cutaneous afferent fibres in the hind limb of the cat. *The Journal of Physiology*, 366, 343–363.
 109. Johansson, H., Sjolander, P., Sojka, P. (1990). Activity in receptor afferents from the anterior cruciate ligament evokes reflex effects on fusimotor neurones. *Neuroscience Research*. 8 (1), 54–59.

110. Jordan, M. J., Aagaard, P., Herzog, W. (2015). Rapid Hamstrings/Quadriceps Strength in ACL-Reconstructed Elite Alpine Ski Racers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47 (1), 109–119.
111. Kadija, M., Knezevic, O., Milovanovic, D., Bumbasirevic, M., Mirkov, D. (2010). Effect of isokinetic dynamometer velocity on muscle strength deficit in elite athletes after ACL reconstruction. *Medicina dello Sport*, 63 (1-2), 495–507.
112. Kadija, M., Knezević, O. M., Milovanović, D., Nedeljković, A., Mirkov, D. M. (2016). The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on hamstring and quadriceps muscle function outcome ratios in male athletes. *Srpski Arhiv Za Celokupno Lekarstvo*, 144 (3-4), 151–157.
113. Kannus, P. (1988). Ratio of hamstring to quadriceps femoris muscles' strength in the anterior cruciate ligament insufficient knee. Relationship to long-term recovery. *Physical Therapy*, 68, 961–965.
114. Kase, K., Wallis, J., Kase, T. (2003). *Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method*. Tokyo: Japan.
115. Kato, Y., Maeyama, A., Lertwanich, P., Wang, J. H., Ingham, S. J., Kramer, S., Martins, C. Q., Smolinski, P., Fu, F. H. (2013). Biomechanical comparison of different graft positions for single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21 (4), 816–823.
116. Katayama, M., Higuchi, H., Kimura, M., Kobayashi, A., Hatayama, K., Terauchi, M., Takagishi, K. (2004). Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *International Orthopaedics*, 28, 278–281.
117. Keays, S. L., Bullock-Saxton, J., Keays, A. C. (2000). Strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Orthopaedic Research*, 373, 174–183.
118. Kim, H., Lee, B. (2013). The effects of kinesio tape on isokinetic muscular function of horse racing jockeys. *Journal of Physical Therapy Science*, 25 (10), 1273–1277.
119. Kim, S. J., Lee, S. K., Kim, S. H., Kim, S. H., Ryu, S. W., Jung, M. (2014). Effect of cigarette smoking on the clinical outcomes of ACL reconstruction. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 96 (12), 1007–1013.

120. Knezevic, O. M., Mirkov, D. M., Kadija, M., Nedeljkovic, A., Jaric, S. (2014). Asymmetries in explosive strength following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee*, 21 (6), 1039–1045.
121. Konishi, Y., Fukubayashi, T., Takeshita, D. (2002). Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12, 371–375.
122. Konishi, Y., Konishi, H., Fukubayashi, T. (2003). Gamma loop dysfunction in quadriceps on the contralateral side in patients with ruptured ACL. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35, 897–900.
123. Konishi, Y., Aihara, Y., Sakai, M., Ogawa, G., Fukubayashi, T. (2007). Gamma loop dysfunction in the quadriceps femoris of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction remains bilaterally. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17, 393–399.
124. Konishi, Y., Fukubayashi, T. (2010). Relationship between muscle volume and muscle torque of the hamstrings after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13 (1), 101-105.
125. Konishi, Y. (2013). Tactile stimulation with Kinesiology tape alleviates muscle weakness attributable to attenuation of Ia afferents. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16, 45–48.
126. Kopf, S., Musahl, V., Tashman, S., Szczodry, M., Shen, W., Fu, F. H. (2009). A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17 (3), 213 – 219.
127. Krogsgaard, M., Solomonow, M. (2002). The sensory function of ligaments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12 (3), 165.
128. Kvist, J., Gillquist J. (2001). Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament deficient patients and control subjects. *American Journal of Sports Medicine*, 29, 72–82.
129. LaBella, C. R., Hennrikus, W., Hewett, T. E. (2014). Anterior cruciate ligament injuries: diagnosis, treatment, and prevention. *Pediatrics*, 133 (5), 1437-1450.
130. Lahav, A., Burks, R. (2005). Evaluation of the failed ACL reconstruction. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 13, 8–16.

131. Lehmann, T., Paschen, L., Baumeister, J. (2017). Single-Leg Assessment of Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Injury: a Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine – Open*, 3, 32.
132. Lephart, S. M., Fu, F. H. (2000). Proprioception and neuromuscular control in joint stability. *Human Kinetics*.
133. Lepley, L. K. (2015). Deficits in Quadriceps Strength and Patient-Oriented Outcomes at Return to Activity after ACL Reconstruction: A Review of the Current Literature. *Sports Health*. 7 (3), 231–238.
134. Ly, L. P., Handelsman, D. J. (2002). Muscle strength and ageing: methodological aspects of isokinetic dynamometry and androgen administration. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 29 (1-2), 37–47.
135. Loge, J. H., Abrahamsen, A. F., Ekeberg, O., Kaasa, S. (1999). Reduced health-related quality of life among Hodgkin's disease survivors: a comparative study with general population norms. *Annals of Oncology*, 10, 71–77.
136. Logerstedt, D., Lynch, A., Axe, M. J., Snyder-Mackler, L. (2013). Pre-operative quadriceps strength predicts IKDC2000 scores 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee*, 20 (3), 208–212.
137. Logerstedt, D., Di Stasi, S., Grindem, H., Lynch, A., Eitzen, I., Engebretsen, L., Risberg, M. A., Axe, M. J., Snyder-Mackler, L. (2014) Self-reported knee function can identify athletes who fail return to activity criteria up to 1 year after anterior cruciate ligament reconstruction: a Delaware-Oslo ACL cohort study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44 (12), 914–923.
138. Lumbruso, D., Ziv, E., Vered, E., Kalichman, L. (2014). The effect of kinesio tape application on hamstring and gastrocnemius muscles in healthy young adults. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 18, 130–138.
139. Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Widler, K., Munzinger, U. (2010). Asymmetry in Quadriceps Rate of Force Development as a Functional Outcome Measure in TKA. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468 (1), 191–198.
140. Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*, 116, 1091–1116.

141. Magalhães, I., Bottaro, Mezzarane, R. A., Neto, F. R., Rodrigues, B. A., Ferreira-Júnior, J. B., Carregaro, R. L. (2016a). Kinesiotaping enhances the rate of force development but not the neuromuscular efficiency of physically active young men. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28, 123-129.
142. Magalhães, I., Bottaro, M., Freitas, J. R., Carmo, J., Matheus, J. P. C., Rodrigo L. Carregaro, R. L. (2016b). Prolonged use of Kinesiotaping does not enhance functional performance and joint proprioception in healthy young males: Randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 20 (3), 213–222.
143. Magill, R. A. (2007). *Motor learning and control: concepts and applications*. McGraw-Hill International edition.
144. Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., Kirkendall, D. T., Garrett, W. J. (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 33 (7), 1003–1010.
145. McGrath, T. M., Waddington, G., Scarvell, J. M., Ball, N., Creer, R., Woods, K., Smith, D., Adams, R. (2016). An Ecological Study of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Part 1: Clinical Tests Do Not Correlate With Return-to-Sport Outcomes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4 (11), 2325967116672208.
146. Mehran, N., Damodar, D., Shu Yang J. (2019). Quadriceps Tendon Autograft in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*,
147. Merino-Marban R, Mayorga-Vega D, Fernandez-Rodriguez E. (2013). Effect of kinesio tape application on calf pain and ankle range of motion in duathletes. *Journal of Human Kinetics*, 37, 129–135.
148. Middleton, K. K., Hamilton, T., Irrgang, J. J., Karlsson, J., Harner, C. D., Fu, F. H. (2014). Anatomic anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction: a global perspective. Part 1. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22 (7), 1467 – 1482.
149. Mirkov, D. M., Knezevic, O. M, Maffiuletti, N. A., Kadija, M., Nedeljkovic, A, Jaric, S. (2017). Contralateral limb deficit after ACL-reconstruction: an

analysis of early and late phase of rate of force development. *Journal of Sports Science*, 4, 1–6.

150. Mizuta, H., Shiraishi, M., Kubota, K., Kai, K., Takagi, K. (1992). A stabilometric technique for evaluation of functional instability in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Sports Medicine*, 2, 235–239.
151. Mohammadi, F., Salavati, M., Akhbari, B., Mazaheri, M., Khorrami, M., Negahban, H. (2012). Static and dynamic postural control in competitive athletes after anterior cruciate ligament reconstruction and controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20, 1603–1610.
152. Müller, U., Krüger-Franke, M., Schmidt, M., Rosemeyer, B. (2015). Predictive parameters for return to pre-injury level of sport 6 months following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23 (12), 3623–3631.
153. Nakajima, M. A., Baldrige, C. (2013). The effect of kinesio tape on vertical jump and dynamic postural control. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8, 393–406.
154. Nashner, L. M. (2001). Computerized Dynamic Posturography. In: Goebel, J.A. *Practical Management of the Dizzy Patient*, 143–170.
155. Negahban, H., Mazaheri, M., Kingma, I., van Dieën, J. H. (2014). A systematic review of postural control during single-leg stance in patients with untreated anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22 (7), 1491–1504.
156. Nyland, J., Mauser, N., Caborn, D. N. (2013). Sports involvement following ACL reconstruction is related to lower extremity neuromuscular adaptations, subjective knee function and health locus of control. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21 (9), 2019–2028.
157. Nyland, J., Wera, J., Klein, S., Caborn, D. N. (2014). Lower extremity neuromuscular compensations during instrumented single leg hop testing 2–10 years following ACL reconstruction. *Knee*, 21 (6), 1191–1197.
158. Nyland, J., Mattocks, A., Kibbe, S., Kalloub, A., Greene, J. W., Caborn, D. N. (2016). Anterior cruciate ligament reconstruction, rehabilitation, and return to play: 2015 update. *Review*, 7, 21–32.
159. Noyes, F., Barber, S., Mangine, R. (1991). Abnormal lower limb symmetry determined by function hop test after anterior cruciate ligament rupture. *American Journal of Sports Medicine*. 19, 516–518.

160. Norkin, C. C., Levangie, P. K. (1992). *Joint Structure and Function: A comprehensive Analysis*. 2nd ed. Philadelphia: FA Davis.
161. Oconnell, M., George, K., Stock, D. (1998). Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait Posture*, 8, 136–142.
162. Ogasawara, R., Yasuda, T., Ishii, N., Abe, T. (2013). Comparison of muscle hypertrophy following 6-month of continuous and periodic strength training. *European Journal of Applied Physiology*, 113, 975–985.
163. Okuda, K., Abe, N., Katayama, Y., Senda, M., Kuroda, T., Inoue, H. (2005). Effect of vision on postural sway in anterior cruciate ligament injured knees. *Journal of Orthopaedic Science*, 10 (3), 277–283.
164. Oliveira, F. B. D., Oliveira, A. S. C., Rizatto, G. F., Denadai, B. S. (2013). Resistance Training for Explosive and Maximal Strength: Effects on Early and Late Rate of Force Development. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12 (3), 402–408.
165. Oliveira, A. K., Borges, D. T., Lins, C. A., Cavalcanti, R. L., Macedo, L. B., Brasileiro, J. S. (2016). Immediate effects of Kinesio Taping on neuromuscular performance of quadriceps and balance in individuals submitted to anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized clinical trial. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19 (1), 2–6.
166. Palmieri-Smith, R.M., McLean, S.G., Ashton-Miller, J.A., Wojtys, E.M. (2009). Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. *Journal of Athletic Training*, 44 (3), 256–263.
167. Parreira, P. C. S., Costa, L. C. M., Junior, L. C. H., Lopes, A. D., Costa, L. O. P. (2014). Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 60 (1), 31–39.
168. Peeler, J., Leiter, J., MacDonald, P. (2010). Accuracy and Reliability of Anterior Cruciate Ligament Clinical Examination in a Multidisciplinary Sports Medicine Setting. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20 (2), 80–85.
169. Penailillo, L., Blazevich, A., Numazawa, H., Nosaka, K. (2015). Rate of force development as a measure of muscle damage. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25, 417–427.

170. Petersen, W., Taheri, P., Forkel, P., Zantop, T. (2014). Return to play following ACL reconstruction: a systematic review about strength deficits. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 134, 1417–1428.
171. Petschnig, R., Baron, R., Albrecht, M. (1998). The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28 (1), 23–31.
172. Pinczewski, L. A., Lyman, J., Salmon, L. J., Russell, V. J., Roe, J., Linklater, J. (2007). A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled, prospective trial. *American Journal of Sports Medicine*, 35 (4), 564–574.
173. Poston, B., Enoka, J. A., Enoka, R. M. (2008). Endpoint accuracy for a small and a large hand muscle in young and old adults during rapid, goal-directed isometric contractions. *Experimental Brain Research*, 187 (3), 373–385.
174. Prentice, W. E., Voight, M. L. (2001). *Techniques in Musculoskeletal Rehabilitation*. USA: The McGraw-Hill Companies.
175. Pua, Y. H., Ong, P. H., Ho, J. Y., Bryant, A. L. E. Webster, K., Clark, R. A. (2015). Associations of isokinetic knee steadiness with hop performance in patients with ACL deficiency. *Knee surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23 (8), 2185–2195.
176. Reid, A., Birmingham, T., B., Stratford, P. W., Alcock, G., K., Griffin, J., R. (2007). Hop test provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy*, 87, 337–349.
177. Riemann, B. L., Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37 (1), 80–84.
178. Risberg, M. A., Holm, I., Tjomsland, O., Ljunggren, E., Ekeland, A. (1999). Prospective study of changes in impairments and disabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29, 400–412.
179. Risberg, M., Holm, I., Myklebust, C., Engebretsen, L. (2007). Neuromuscular training versus strength training during first 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: A randomized clinical trial. *Physical Therapy Journal*, 87, 737–750.

180. Rodriguez-Merchan, E. C. (2015). Evidence-Based ACL Reconstruction. *The Archives of Bone and Joint Surgery*, 3 (1), 9–12.
181. Rose, T., Engel, T., Bernhard, J. Hepp, P., Josten, C., Lill, H. (2004). Differences in the rehabilitation period following two methods of anterior cruciate ligament replacement: semitendinosus/gracilis vs. ligamentum patellae. *Knee surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 12 (3), 189–197.
182. Rudolph, K. S., Axe, M. J., Snyder-Mackler, L. (2000). Dynamic stability after ACL injury: who can hop? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8, 262–269.
183. Saka, T. (2014). Principles of postoperative anterior cruciate ligament rehabilitation. *World Journal of Orthopedics*, 5 (4), 450–459.
184. Salonikidis, K., Amiridis, I.G., Oxyzoglou, N., de Villareal, E. S., Zafeiridis, A., Kellis, E. (2009). Force variability during isometric wrist flexion in highly skilled and sedentary individuals. *European Journal of Applied Physiology*, 93, 489–498.
185. Schmitt, L. C., Paterno, M. V., Hewett, T. E. (2012). The impact of quadriceps femoris strength asymmetry on functional performance at return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42, 750–759.
186. Serra, M. V. G. B., Vieira, E. R., Brunt, D., Goethel, M. F., Gonçalves, M., Quemelo, P. R. V. (2015). Kinesio taping effects on knee extension force among soccer players. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19, 152–158.
187. Shaw, T., Chipchase, L., Williams, M. (2004). A users guide to outcome measurement following reconstruction. *Physical Therapy in Sport*, 5, 57–67.
188. Shelbourne, K. D., Whitaker, H. J., McCarroll, J. R., Rettig, A. C., Hirschman, L. D. (1990). Anterior cruciate ligament injury-evaluation of intra-articular reconstruction of acute tears without repairs: two- to seven-year follow-up of 155 athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 18, 484–489.
189. Skurvydas (2008). *Judesių mokslas: raumenys, valdymas, mokymas, reabilitavimas, sveikatinimas, treniravimas, metodologija*. Kaunas: LKKA.
190. Slifkin, A. B., Vaillancourt, D. E., Newell, K. M. (2000). Intermittency in the control of continuous force production. *Journal of Neurophysiology*, 84, 1708–1718.

191. Slupik, A., Dwornik, M., Białoszewski, D., Zych, E. (2007). Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*, 9 (6), 644–651.
192. Solecki, T. J., Herbst, E. M. (2011). Chiropractic management of a postoperative complete anterior cruciate ligament rupture using a multimodal approach: a case report. *Journal of Chiropractic Medicine*, 10 (1), 47–53.
193. Soltani, N., Rahimi, A., Naimi, S. S., Khademi, K., Saeedi, H. (2014). Studying the Balance of the Coper and Non-Coper ACL-Deficient Knee Subjects. *Asian Journal of Sports Medicine*, 5 (2), 91–98.
194. Stanislovaitienė, J., Skurvydas, A., Kavaliauskienė, E., Stanislovaitis, A., Brazaitis, M., Ramanauskienė, I. (2009). Feedback information affects accuracy and stability of continuous isometric contraction performed with different target force, *Biologija*, 55 (3), 133–141.
195. Stergiou, N., Harbourne, R., Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30, 120–129.
196. Streckis, V., Skurvydas, A., Zachovajevs, P., Gudas, R., Lukšaitė, J., Trumpickas, V. (2007). Intensyviosios ir įprastinės reabilitacijos poveikis blauzdos tiesiamųjų raumenų jėgai atlikus priekinio kryžminio raiščio rekonstruojamąją operaciją. *Medicina*, 43 (1), 51–59.
197. Suetta, C., Aagaard, P., Rosted, A., Jakobsen, A. K., Duus, B., Kjaer, M., Magnusson, S. P. (2004). Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *Journal of Applied Physiology*, 97, 1954–1961.
198. Suetta, C., Andersen, J. L., Dalgas, U., Berget, J., Koskinen, S., Aagaard, P., Magnusson, S. P., Kjaer, M. (2008). Resistance training induces qualitative changes in muscle morphology, muscle architecture, and muscle function in elderly postoperative patients. *Journal of Applied Physiology*, 105, 180–186.
199. Telianidis, S., Perraton, L., Clark, R. A., Pua, Y. H., Fortin, K., Bryant, A. L. (2014). Diminished sub-maximal quadriceps force control in anterior cruciate ligament reconstructed patients is related to quadriceps and hamstring muscle dyskinesia. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24, 513–519.
200. Thacker, S. B., Stroup, D. F., Branche, C. M., Gilchrist, J., Goodman, R. A., Porter Kelling, E. (2003). Prevention of knee injuries in sports. A systematic

- review of the literature. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43, 165–179.
201. The MARS Group (2014). Effect of graft choice on the outcome of revision anterior cruciate ligament reconstruction in the Multicenter ACL Revision Study (MARS) cohort. *American Journal of Sports Medicine*, 42 (10), 2301–2310.
 202. Thomas, A. C., Villwock, M., Wojtys, E. M., Palmieri-Smith, R. M. (2013). Lower extremity muscle strength after anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 48 (5), 610–620.
 203. Thomee, R., Kaplan, Y., Kvist, J., et al. (2011). Muscle strength and hop performance criteria prior to return to sports after ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19, 1798–1805.
 204. Tillin, N. A., Pain, M. T., Folland, J. P. (2012). Short-term training for explosive strength causes neural and mechanical adaptations. *Experimental Physiology*, 97, 630–641.
 205. Tillin, N. A., Pain, M. T., Folland, J. (2013). Explosive force production during isometric squats correlates with athletic performance in rugby union players. *Journal of Sports Sciences*, 31, 66–76.
 206. Tillin, N. A., Folland, J. P. (2014). Maximal and explosive strength training elicit distinct neuromuscular adaptations, specific to the training stimulus. *European Journal of Applied Physiology*, 114, 365–374.
 207. Tyler, T. F., Mullaney, M. J., McHugh, M. P. (2006). The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *American Journal of Sports Medicine*, 34 (4), 630–636.
 208. Todorov, E., Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, 5, 1226–1235.
 209. Tracy, B. L., Mehoudar, P. D., Ortega, J. D. (2007). The amplitude of force variability is correlated in the knee extensor and elbow flexor muscles. *Experimental Brain Research*, 3, 448–464.
 210. Trees, A., Howe, T., Dixon J, White, L. (2005). Exercise for treating isolated anterior cruciate ligament injuries in adults (review). *Cochrane Database Systematic Review*, 4, 1–41.
 211. Trulsson, A., Miller, M., Hansson, G. Å., Gummesson, C., Garwicz, M. (2015). Altered movement patterns and muscular activity during single and

- double leg squats in individuals with anterior cruciate ligament injury. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13, 16–28.
212. Vaishya, R., Agarwal, A. K., Ingole, S., Vijay, V. (2015). Current Trends in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Review. *Cureus*, 7 (11), e378.
 213. Van Grinsven, S. van Cingel, R. E. H, Holla, C. J. M., van Loon, C. J. M. (2010). Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18, 1128–1144.
 214. Van Vliet, P. M., Wulf, G. (2006). Extrinsic feedback for motor learning after stroke: what is the evidence? *Disability and Rehabilitation*, 28 (13-14), 831–840.
 215. Vercelli, S., Sartorio, F., Foti, C., Colletto, L., Virton, D., Ronconi, G., et al. (2012). Immediate effects of kinesiotaping on quadriceps muscle strength: a single-blind, placebo-controlled crossover trial. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22 (4), 319–326.
 216. Vila-Cha, C., Falla, D., Farina, D. (2010). Motor unit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training. *Journal of Applied Physiology*, 109, 1455–1466.
 217. Vithoulka, I., Beneka, A., Malliou, P., Aggelousis, N., Karatsolis, K., Diamantopoulos, K. (2010). The effects of Kinesio-Taping on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and Exercise Science*, 18 (1), 1–6.
 218. Von Porat, A., Roos, E. M., Roos, H. (2004). High prevalence of osteoarthritis 14 years after an anterior cruciate ligament tear in male soccer players: a study of radiographic and patient relevant outcomes. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 63, 269–273.
 219. Wang, Y., Pessin, J. E. (2013). Mechanisms for fiber-type specificity of skeletal muscle atrophy. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*, 16, (3), 243–250.
 220. Wilk, K., Reinold, M., Hooks, T. (2003). Recent advances in the rehabilitation of isolated and combined anterior cruciate ligament injuries. *Orthopedic Clinics of North America*, 34, 107–137.
 221. Wilson, V., Douris, P., Fukuroku, T., Kuzniewski, M., Dias, J, Figueiredo, P. (2016). The immediate and long-term effects of kinesiotape on balance and

- functional performance. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11 (2), 247–253.
222. Wolpert, D. M. (2007). Probabilistic models in human sensorimotor control. *Human Movement Science*, 26 (4), 511–524.
223. Wong, O. M., Cheung, R. T., Li, R. C. (2012). Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. *Physical Therapy in Sport*, 13 (4), 255–258.
224. Zebis, M. K., Andersen, L. L., Ellingsgaard, H., Aagaard, P. (2011). Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25, 1989–1993.
225. Zult, T., Gokeler, A., van Raay, J. J., Brouwer, R. W., Zijdewind, I., Hortobágyi, T. (2017). An anterior cruciate ligament injury does not affect the neuromuscular function of the non-injured leg except for dynamic balance and voluntary quadriceps activation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25 (1), 172–183.
226. Żuk, B., Księżopolska-Orłowska, K. (2008). Usefulness of Kinesiology Taping method in inflammatory rheumatic illnesses in childhood. *Reumatologia*, 46 (6), 340–347.
227. Xie, X., Xiao, Z., Li, Q. et al. (2015). Increased incidence of osteoarthritis of knee joint after ACL reconstruction with bone-patellar tendon-bone autografts than hamstring autografts: a meta-analysis of 1,443 patients at a minimum of 5 years. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 25, 149 – 159.

MOKSLINĖS PUBLIKACIJOS

STRAIPSNIAI

1. Skurvydas, Albertas; Masiulis, Nerijus; Gudas, Rimtautas; Dargevičiūtė, Gintarė; Parulytė, Dovilė; Trumpickas, Vytenis; Kalesinskas, Jonas Romas. Extension and flexion torque variability in ACL deficiency // Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy. Heidelberg: Springer International. ISSN 0942-2056. 2011, vol. 19, iss. 8, p. 1307-1313. [Science Citation Index Expanded (Web of Science); Scopus]. [cit. rod.: 2,209, kat. cit. rod.: 2,030 (2011 Journal Citation Reports® Science Edition (Thomson Reuters, 2017))]
2. Parulytė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Aleknavičiūtė, Vaida; Solianik, Rima; Dargevičiūtė, Gintarė; Skurvydas, Albertas; Streckis, Vytautas. Knee muscle torque and H:Q ratio changes before ACL surgery and after rehabilitation // Ugdymas. Kūno kultūra. Sportas. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija. ISSN 1392-5644. 2011, Nr. 2(81), p. 38-44. [Central&Eastern European Academic Source (EBSCO); Index Copernicus; Sport Discus with Full Text (EBSCO)]
3. Kielė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Aleknavičiūtė, Vaida; Solianik, Rima; Dargevičiūtė, Gintarė; Skurvydas, Albertas. Balance alterations before acl surgery and after rehabilitation // Reabilitacijos mokslai: slauga, kineziterapija, ergoterapija / Lietuvos kūno kultūros akademija, Klaipėdos universitetas. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija. ISSN 2029-3194. 2011, Nr. 2(5), p. 15-19. [Index Copernicus]
4. Jurevičienė, Vilma; Skurvydas, Albertas; Belickas, Juozas; Bušmanienė, Giedra; Kielė, Dovilė; Česnaitis, Tadas. The analysis of proprioception alteration during first five months after anterior cruciate ligament reconstruction // Ugdymas. Kūno kultūra. Sportas. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija. ISSN 1392-5644. 2012, Nr. 1(84), p. 8-14. [Central&Eastern European Academic Source (EBSCO); Index Copernicus; Sport Discus with Full Text (EBSCO)]
5. Jurevičienė, Vilma; Kielė, Dovilė; Jurevičius, Ričardas; Česnaitis, Tadas. Analysis of motor coordination alteration after anterior cruciate ligament reconstruction // Ugdymas. Kūno kultūra. Sportas. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija. ISSN 1392-5644. 2012, Nr. 2(85), p. 25-30.

- [Central&Eastern European Academic Source (EBSCO); Index Copernicus; Sport Discus with Full Text (EBSCO)]
6. Indriulionis, Tomas; Raistenskis, Juozas; Saniukas, Kęstutis; Garšvienė, Rūta; Zacharenko, Viktorija; Vaičiškuskas, Viktoras; Kamandulis, Sigitas; Sniečkus, Audrius; Česnaitienė, Vida Janina; Kielė, Dovilė; Baranauskienė, Neringa; Eimantas, Nerijus; Solianik, Rima; Mickevičius, Mantas; Skurvydas, Albertas; Streckis, Vytautas; Žumbakytė-Šermukšnienė, Renata. Efficiency of orthopaedic brace with laser on knee joint function, pain and swelling // Baltic Journal of Sport&Health Sciences. Kaunas: Lietuvos sporto universitetas. ISSN 2351-6496. 2015, no. 3(98), p. 13-21. [IndexCopernicus; Central&Eastern European Academic Source (EBSCO); Sport Discus with Full Text (EBSCO)]
 7. Parulytė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Aleknavičiūtė, Vaida; Solianik, Rima; Skurvydas, Albertas. Variability of force during isometric knee extension and flexion before surgery and after rehabilitation in subjects with anterior cruciate ligament rupture // Kūno kultūra ir sportas universitete-2010=Physical Culture and Sport in Universities 2010 : tarptautinės konferencijos pranešimų medžiaga / Kauno technologijos universitetas. Kaunas: Technologija. ISSN 2029-4840. 2010, p. 95-97.
 8. Streckis, Vytautas; Masiulis, Nerijus; Skurvydas, Albertas; Dudonienė, Vilma; Parulytė, Dovilė; Solianik, Rima; Aleknavičiūtė, Vaida. Individualios - intensyvios reabilitacijos poveikis sportininko jėgos momentui ir žaidimo efektyvumui po priekinio kryžminio raiščio rekonstruojamosios operacijos // Sportinį darbingumą lemiantys veiksniai (III) [elektroninis išteklius] : mokslinių straipsnių rinkinys. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija. Individualių sporto šakų katedra. ISSN 2029-1590. 2010, p. 122-135.

KITOS PUBLIKACIJOS

1. Streckis, Vytautas; Masiulis, Nerijus; Skurvydas, Albertas; Dudonienė, Vilma; Parulytė, Dovilė; Solianik, Rima; Aleknavičiūtė, Vaida. Individualios - intensyvios reabilitacijos poveikis sportininko jėgos momentui ir meistriškumo progresui po priekinio kryžminio raiščio rekonstruojamosios operacijos // Sportininkų rengimo valdymas ir sportininkų darbingumą lemiantys veiksniai. LKKA Orientavimosi sporto specializacijai - 25 metai! :

Individualių sporto šakų katedros mokslinė konferencija : pranešimų tezės, Kaunas, 2010 m. gruodžio 16 d. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija, 2010, ISBN 9786098040517. p. 47-48.

2. Parulytė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Aleknavičiūtė, Vaida; Solianik, Rima; Dargevičiūtė, Gintarė; Skurvydas, Albertas; Streckis, Vytautas. Užpakalinių ir priekinių šlaunies raumenų izometrinės ir dinaminės jėgos tarpusavio santykio pokytis prieš ir po priekinio kryžminio raiščio rekonstrukcijos // Sportininkų rengimo valdymas ir sportininkų darbingumą lemiantys veiksniai. LKKA Orientavimosi sporto specializacijai - 25 metai! : Individualių sporto šakų katedros mokslinė konferencija : pranešimų tezės, Kaunas, 2010 m. gruodžio 16 d. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija, 2010, ISBN 9786098040517. p. 64-65.
3. Parulytė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Skurvydas, Albertas; Aleknavičiūtė, Vaida; Solianik, Rima. Evaluation of balance before anterior cruciate ligament rupture operation and after rehabilitation // Physical Activity and Sport in Changing Society: Research, Theory, Practice and Management : 3rd Baltic Sport Science Conference : Abstracts, Riga, Latvia, April 29 - May 1, 2010. Riga: Latvian Academy of Sport Education. ISSN 1691-6220, ISBN 9789984920467. 2010, p. 40.
4. Skurvydas, Albertas; Masiulis, Nerijus; Dargevičiūtė, Gintarė; Parulytė, Dovilė; Aleknavičiūtė, Vaida; Solianik, Rima. Does knee torque variability in an anterior cruciate ligament-deficient leg depend on muscle length and visual feedback? // Physical Activity and Sport in Changing Society: Research, Theory, Practice and Management : 3rd Baltic Sport Science Conference : Abstracts, Riga, Latvia, April 29 - May 1, 2010. Riga: Latvian Academy of Sport Education. ISSN 1691-6220, ISBN 9789984920467. 2010, p. 114-115.
5. Parulytė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Aleknavičiūtė, Vaida; Solianik, Rima; Dargevičiūtė, Gintarė; Skurvydas, Albertas. Pilot study: does functional tests performance depends on dynamic strength in ACL ruptured patients? // Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis=Abstracts of the Fourth Baltic Conference in Exercise and Sport Sciences, Tartu, Estonia, 7-9 April, 2011. Tartu: University of Tartu. ISSN 1406-9822. 2011, vol. 16 (Supplement), p. 50.
6. Solianik, Rima; Parulytė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Skurvydas, Albertas; Aleknavičiūtė, Vaida; Streckis, Vytautas; Dudonienė, Vilma. Accurate and

fast movement performance in the lower extremity: normal vs. anterior cruciate ligament reconstructed knees // Acta Kinesiologiae UniversitatisTartuensis=Abstracts of the Fourth Baltic Conference in Exercise and Sport Sciences, Tartu, Estonia, 7-9 April, 2011. Tartu: Universityof Tartu. ISSN 1406-9822. 2011, vol. 16 (Supplement), p. 60.

7. Kielė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Skurvydas, Albertas; Aleknavičiūtė, Vaida; Solianik, Rima; Jurevičienė, Vilma; Dargevičiūtė, Gintarė. Anterior cruciate ligament rupture: static vs. dynamic balance testing // Current Issues and New Ideas in Sport Science [elektroninis išteklius] : 5th Baltic Sport Science Conference : Abstracts, Kaunas, 18-19 April 2012. Kaunas: Lietuvos kūno kultūros akademija, 2012, ISBN 9786098040708. p. 105.
8. Kielė, Dovilė; Masiulis, Nerijus; Gudas, Rimtautas; Dargevičiūtė, Gintarė; Streckis, Vytautas; Dudonienė, Vilma. Rate of force development in anterior cruciate ligament reconstructed patients // 6th Baltic Scientific Conference "Sport Science for Sustainable Society" [elektroninis išteklius] : Abstracts, Riga, Latvia, 23-25 April 2013. Riga: Latvian Academy of Sport Education. ISSN 1691-6220, ISBN 9789984920467. 2013, p. 59.

