



TARTU ÜLIKOOL

Spordibioloogia ja füsioteraapia instituut

Dmitri Valiulin

Põlveliigese posterolateraalne ebastabiilsus ning taastusravi

Bakalaureusetöö

Füsioteraapia õppekava

Juhendaja: prof Mati Pääsuke

Tartu 2014

Sisukord

Sisukord.....	2
Sissejuhatus.....	3
Töös kasutatud lühendid ja mõistete seletused	5
Põlveliigese ehitus ja biomehaanika	6
1. Biomehaanika.....	7
1.1. Luuliste struktuuride mõju biomehaanikale	7
1.2. <i>Screw-home</i> mehhanism	8
1.3. Tibiaalpinna kalle ja <i>o. patellae</i>	8
2. Põlveliigesele mõjuvad jõud kõnnil.....	9
3. Frontaaltasapinna biomehaanika.....	10
4. Horisontaaltasapinna biomehaanika	11
Posterolateraalne stabiilsus	11
1. Struktuurid	12
1.1. PCL.....	13
1.2. Iliotibiaaltrakt	14
1.3. <i>M. Popliteus</i>	14
1.4. <i>M. Semimembranosus</i>	17
2. Põlveliigese ebastabiilsuse diagnostika.....	18
3. Kirurgiline sekkumine	21
4. Taastusravi	23
4.1. Konservatiivne ravi.....	23
4.2. Harjutusvara	25
4.3. Abivahendid	29
Kokkuvõte.....	31
Kasutatud kirjandus.....	32
Lisa 1.....	36
Summary	37

Sissejuhatus

Põlveliiges on õpingute algusest pakkunud minule erilist huvi. Tegemist on kõige komplekssema liigesega, mis omab kõiki liikumissuundi ning ainuüksi põlvele omaseid struktuure (ristatisidemed ja meniskid). Avastades ka *m. popliteus*'e rolli olulisust kogu kompleksi funktsioneerimisele, olin teemavalikus kindel.

Kinesioloogiliste laborite tehnilise täiustumise tulemusena üle maailma on jätkatud põlveliigese uuringuid rakendades täpsemaid meetodeid ja elektroonikat. See avab iga teadustööga järjest uuemat informatsiooni, mida käesolev bakalaureuse töö proovibki välja tuua. Käesolev töö keskendub põlveliigese primaarse ebastabiilsuse põhjustele ning ei hõlma sekundaarseid muutusi nagu osteoartriit, gonartroos, kondromalaatsia jt. Bakalaureusetöö eesmärgiks on tutvustada lugejale baasteadmisi põlveliigesest, keskendudes hiljem posterolateraalse kompleksi funktsioonile ning selle rollile liigesstabiilsuses. Samuti tulevad kõne alla stabiilsuse parandamise põhitõed ning näiteharjutused põlveliigest ümbritseva lihaskonna tugevdamisest ja asenditunnetuse arendamisest.

Paraku polnud puuduliku kättesaadava kirjanduse tõttu võimalik täismahus tutvustada posterolateraalse struktuuride taastusprotsessi läbi manuaalse sekkumise, hüdroteraapia või spetsiaalsete abivahendite kasutamise. Seega käsitlemise alla kuuluvad vaid kehalised harjutused ning nende sooritamise variatsioonid. Käsitlemisest on kõrvale jäetud ka rasvpatjade, limapaunade ja tibiofibulaarliigese mõju põlve stabiilsusele nende vähese funktsionaalsuse ja tagasihoidliku taastusravi tõttu. Arvesse on võetud vaid tibiofemoraal- ja patellofemoraalliiges, neid ümbritsevad lihased ning ligamendid.

Autor on püüdnud kasutada võimalikult värsket kirjandust, kuid sellegipoolest on sunnitud lisama ka vanemaid kirjatükke (vanim pärineb aastast 1990), mis on juhtumisi algallikateks hilisematele teadustöödele ja milles avastatud teadmised pole viimaste aastatega täiendust leidnud. Töös kasutatud teadusartiklid käsitlevad enamjaolt posterolateraalse struktuuride anatoomilisi iseärasusi ning nende omavahelist võrdlust samasuunalise stabiilsuse kontekstis. Posterolateraalse kompleksi vigastusi esineb küll vähem, kuid nende olemasolu piirab igapäevategevusi oluliselt rohkem kui muusuunaline ebastabiilsus (Hashemi, 2008). Niivõrd spetsiifilise käsitlemise põhjuseks on vajadus pöörata terapeutide tähelepanu PFL, LCL ja *m. popliteus* struktuuride adekvaatsele diagnostikale, kuna just nende vigastuste aladiagnoosimine on üks peamisi põhjuseid ACL ja PCL rekonstruktsioonide

ebaõnnestumisel (Pasque et al., 2003). Samuti on eesmärgiks anda teadmisi vigastuse kirurgilisest taastamisest, rehabilitatsioonist ja enim kasutatavatest abivahenditest.

Töös kasutatud lühendid ja mõistete seletused

Eesmine ristatiside– <ingl *anterior cruciate ligament* (lüh. ACL)> liigesesisene tugev side, kulgeb reie külgpõnda sisepinnalt sääreluu eesmisele põntadevaheväljale

Elektromüograafia– < ingl *electromyography* (lüh. EMG)> lihase elektrilise funktsiooni uurimine | lihaskontraktsiooni põhjustavate aktsioonipotentsiaalide mõõtmine

Fabellofibulaarside– <ingl *fabellofibular ligament* (lüh. FFL)> kaksik-sääremarjalihase lateraalses alguskohas paikneva seesamluu ja pindluu vaheline side

Fascia lata– laisidekirme

Hüperekstensioon– liigne sirutumine üle normaal-liigutusulatus

Kollateraalside– <ingl *collateral ligament*> põlveliigese külgedel paiknevad sidemed, mis pidurdavad ülemääraseid külgsuunalisi liigutusi. Siseküljel paiknev mediaalne (ingl *medial collateral ligament* lüh. MCL) ja välisküljel paiknev lateraalne (ingl *lateral collateral ligament* lüh. LCL). Viimase sünonüümina võib kasutada ka mõistet fibulaarkollateraalside (ingl *fibular collateral ligament* lüh. FCL) (Miller et al., 1997)

Lateraalrotatsioon– külgmisele suunatud pöördliikumine, sünonüüm välisrotatsioonile

Magnetresonantstomograafia– ülesvõte, mis põhineb magnetväljas oleva organismi vesinikuaatomide lähetatavail signaalidel, kui neid raadiolainetega mõjustatakse

Mediaalrotatsioon– keskmisele suunatud pöördliikumine, sünonüüm siserotatsioonile

Periartikulaarne– liigest ümbritsev

Popliteofibulaarside– <ingl *popliteofibular ligament*> (lüh. PFL) *m. popliteus*'e kinnitus pindluule (Shahane et al., 1999)

Põlvekedraside– reie-nelipealihase kõõluse jätk, ühendab põlveketra sääreluukõõrusega

Staatiline venitus– aeglane ja mõõdukas venitus, mis ei kutsu esile venitusrefleksi. Eesmärgiks lihaspikkuse suurendamine (Ghaffarinejad et al., 2007)

Tagumine ristatiside– <ingl *posterior cruciate ligament* (lüh. PCL)> kulgeb reieluu keskmise põnda sisepinnalt sääreluu tagumisele põntadevaheväljale

Varus- valgus jõud– Liigest frontaaltasapinnas mõjutavad jõud. *Varus* viitab lateraalselt mediaalsele ning *valgus* mediaalselt lateraalsele suunatud jõule (Recondo et al., 2000)

(Meditisiinisõnastik, 2004)

Põlveliigese ehitus ja biomehaanika

Normipärase liigese funktsioneerimise eelduseks on staatiliste ja dünaamiliste stabilisaatorite omavaheline koostöö. Staatilist stabiilsust tagavad luud, ligamendid ja rasvpadjad, dünaamilise stabiilsuse eest vastutab liigest ümbritsev lihaskompleks.

Põlveliiges moodustub *o.femur* (reieluu), *o.tibia* (sääreluu), *o.patellae* (põlvekedra) ning ainuüksi põlvele unikaalse struktuuri- meniski- kokkupuutel. Teiste staatiliste stabilisaatorite alla kuuluvad näiteks anterolateraalset stabiilsust suurendav liigeskapsel, põlvekedraside, mediaalne kollateraalne side (MCL), iliotibiaaltrakt, ülemine ja alumine retinaakulum; posterolateraalset lateraalne kollateraalne side (LCL), fabellofibulaarne ligament (FFL), popliteofibulaarne ligament (PFL) ja posterolateraalne kapsel. Samuti oluline siserotatsiooni ja anterioorset translatsiooni piirav eesmine ristatiside (ACL), välisrotatsiooni ja posterioorset translatsiooni piirav tagumine ristatiside (PCL) (Recondo et al., 2000) ning alles 2007 aastal oma lõpliku nimetuse leidnud anterolateraalne side (Cruells Vieira et al., 2007). Viimase ülesandeks on *o.tibia* anterioorse nihkumise takistamine, mis koreleerub ACL funktsiooniga ning tihtipeale esinevad kahe mainitud struktuuri vigastused samaaegselt (Vincent et al., 2012). Posterioorse anatoomia paremaks mõistmiseks, on töö lõppu lisatud ilmestav pildimaterjal (Lisa 1.).

Dünaamiliste stabilisaatorite alla kuuluvad anterolateraalset nihkumist kontrolliv *m. vastus lateralis*, põlveliigese painutust ja välisrotatsiooni teostav *m. biceps femoris* ja vähesel määral *m. gastrocnemius*'e mediaalne osa (Buford et al., 2001), põlveliigese painutust ja siserotatsiooni teostavad *m. popliteus* ja vähese jõuõlaga *m. gastrocnemius*'e lateraalne kõht (Buford et al., 2001). Samuti omavad tähtsust reie posterio-mediaalne grupp *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus*, *m. gracilis* ja *m. sartorius*, mille põhiülesandeks põlveliigeses on painutus ja *o. tibia* siserotatsioon. *M. quadriceps* reguleerib aktivatsiooniga põlvekedrasideme pinget, mis otseselt mõjutab stabiilsust ning tekitatava survega ka suprapatellaarse limapauna ainevahetust (Saavedra et al., 2012). Kuigi tugevat sirutusfunktsiooni omavat *m. quadriceps*'i peetakse olulisimaks dünaamilise stabiilsuse tagajaks (Segal et al., 2010), jääb põlve funktsionaalse anatoomia ja struktuuride detailsesse käsitlemisesse sellegipoolest piisavalt palju küsimärke (Vincent et al., 2012).

Põlv on inimorganismi suurim ning kompleksseim liiges, mis hõlmab enda alla omakorda kahte väiksemat liigest. Esimene, nendest suurim, kondüloidne kahekorruseline *o. fibula* ja *o.*

tibia vaheline plokk-ratasliiges. Ülemise plokkliigese (painutus-sirutus) funktsiooni täitva liigeskorruse moodustavad *o. femur* ja meniskid, alumise ratasliigese (sise- ja välisrotatsioon) ülesannet täidab *o. tibia* ja meniskide vaheline liiges (Saavedraa et al., 2012). Teine põlves abiliigese eesmärki täitev *o. femur* ja *patellae* seesamluu vaheline sadulliiges (Saavedraa et al., 2012) omab varjatud funktsiooni suurendada sääre sirutuse jõuõlga, mille tulemusel tõuseb sirutusliigutuse jõud (Nordin ja Frankel, 2001).

Vaatamata asjaolule, et tihtipeale on proksimaalne tibiofibulaarne liiges ühenduses koormustkandva tibiofemoraalse liigeskapsliga, kuid omamata iseseisvat raskuskande funktsiooni, on teadlased loobunud arvestama seda põlveliigese koosseisu (Saavedraa et al., 2012).

1. Biomehaanika

Põlv on suurim sünoviaalliiges ning üks raskemaid biomehaanilisi süsteeme inimese kehas. Tibiofemoraalliigese teljelisust on põhjalikult uuritud ning proovitud paika panna üldistavad normid. Põlveliigeses saab toimuda sirutus, painutus ning välis- ja siserotatsioon. Suurim liikuvus esineb kahtlemata sagitaaltasapinnas kus maksimaalpainutusest maksimaalsirutuseni on liikuvusulatus umbes 140°. Rotatsioonid saavad toimuda vaid painutatud põlves, saavutades oma maksimumi 90 kraadi juures. Sellises asendis on rotatsioonide ulatus 45 ja 30 kraadi, vastavalt välis- ja siserotatsiooni. Painutuse süvenemisel vähenevad mõlemad pöördliikumised, kuna liikuvust hakkab takistama periartikulaarne pehmekude. Täissirutus takistab pea täielikult igasugust liikumist frontaaltasapinnas tänu põlve lukustusmehhanismile. Passiivne abduktsioon ja adduktsioon suurenevad kuni 30 kraadise painutuseni, edasi on piiravaks faktoriks jällegi liigest ümbritsev pehmekude. (Nordin ja Frankel, 2001)

1.1. Luuliste struktuuride mõju biomehaanikale

O. femuri pea keskk kohta ja hüppelliigese keskk kohta ühendav sirge, peab normaalteljelisuse puhul läbima ka põlveliigese (*o. patellae*) keskpunkti. Mediaalsele jääv mõtteline ühendustelg viitab põlveliigese *varus* asendile, lateraalsele tähendab *valgus* asendit. Kuna mainitud ühendussirge langeb kokku gravitatsiooni mõjusuunaga, siis põlvede *valgus* asend tekitab ülekoormust lateraalse kondüüli piirkonda. Sarnaselt, mediaalsele kalduv telg tekitab ülekoormusnähte mediaalsele liigespinnalet (Levine ja Bosco, 2007), mis ka normaalteljelisuse puhul on laiem mediaalpõnda ning kondüüli tõttu suurema koormuse all (Acland, 2003). Nagu Hsu (1990) oma kolleegidega on avastanud, siis *varus* asendit esineb rohkem meestel

($1.0^\circ \pm 1.5^\circ$ varus), süvenenud valgus asendit pigem naistel ($0.1^\circ \pm 1.7^\circ$ valgus). Ülekoormust aitavad vältida lisaks dünaamilistele struktuuridele ka ainiti põlveliigeses leiduvad meniskid, mille ülesandeks on stabiliseerida ja suurendada *o. tibia* ja *o. femur*'i kokkupuutepindala. Tänu sellele vähendab mediaalne menisk reieluu kompressioonjõudu kuni 5 korda, lateraalne 2–3 korda (Fukuda et al., 2000).

1.2. Screw-home mehhanism

Tänu mediaalse kondüüli piklikumale kujule leiab liigeses aset nähtus *screw-home* ehk „pööre koju“ mehhanism. Tegemist on sääreluu põntade ehitusest tingitud rotatsiooniga, mis toimub samaaegselt sirutuse ja painutusega. Ekstensioonil toimub *m. quadriceps*i aktivatsioonist põhjustatud sääreluu anterioorne translatsioon, mis tingib femoraalkondüülide posterioorse libisemise. Kuna mediaalne kondüüli piklikum kuju võimaldab *o. femur*'i mediaalsel segmendil libiseda ulatuslikumalt, siis leiabki viimase 70 sirutuskraadi ajal aset sääreluu välisrotatsioon, saavutades oma tipu viimase 10° juures. Sarnaselt „lukustumisele“ toimub painutusel vastupidine protsess, millele olulisel moel aitab kaasa *m. popliteuse* aktivatsioon. Ehk *locked* asendist väljumiseks, peab toimuma sääre siserotatsioon koos mediaalse femoraalkondüüli anterioorse libisemisega. (Saavedraa et al., 2012)

1.3. Tibiaalpinna kalle ja *o. patellae*

Tibiaalpinna omadustest sõltub otseselt põlveliigese biomehaanika translatsioonil, rotatsiooni keskme paiknemine, sidemete pinged ning *screw-home* mehhanismi toimumine (Nordin ja Frankel, 2001). Tibiaalpinnal eristatakse kolme erinevat kallet. Esimene frontaaltasapinnaline, mida määratakse sääreluu sagitaalse keskteljega risti oleva tasapinna ja kondüülide keskkohiti ühendava sirge vahelise nurga mõõtmisega. Positiivne nurk tähendab, et lateraalse kondüüli tipp asetseb kõrgemal kui mediaalne, eelmainitud tasapinna suhtes. Teist ning kolmandat mõõdetakse sarnaselt, kuid nüüd võttes aluseks sääreluu frontaalse keskteljega risti olev tasapind ning võrreldes seda kord mediaalse kondüüli keskkohaga läbiva sagitaaltelje kaldega, kord lateraalse kondüüli teljega. Hashemi koos kolleegidega (2008), avastas magnetresonantstomograafia (MRT) uuringute põhjal, et naiste ja meeste tibiaalpinnad omavad erinevat ehitust ning kallete kompositsiooni, sõltumata vanusest. Meestel on kõrgem frontaaltasapinnaline kalle, kuid madalam mediaalne ning lateraalne sagitaalkalle. Tibiaaltasapinna suurem sagitaalkalle omab positiivset efekti PCL kahjustusega patsientidele, vastupidine olukord kergendab ACL funktsiooni. (Hashemi, 2008) Järelikult MRT põhjal

sagitaalkalde analüüsimine võib olla ACL-PCL vigastuste riskiastme määramise üks aspektidest.

Põlvekedra olemasolu tähendab inimestele nii biomehaanilisi kui ka mehaanilisi eeliseid. Esimene tähendab efektiivsemat sirutust ja teine viitab hõõrdejõu vähendamisele *m. quadriceps*'i distaalse kõõluse ja reieluu vahel. Täpsemalt loetakse põlvekedra peamiseks ülesandeks *m. quadriceps*'i jõuõla pikendamist, võimendades seega sirutusliigutust. Funktsiooni maksimaalne efekt esineb 45 kraadise painutuse juures, kui jõuõlg pikeneb tänu *o. patellae* olemasolule 30%. Lisaks on *o. patellae* oluline kompressioonjõudude hajutaja reieluu ja põlvekedrasideme kokkupuutel, mis saavutatakse läbi kontaktpindala suurendamise nende kahe struktuuri vahel. (Nordin ja Frankel, 2001)

2. Põlveliigesele mõjuvad jõud kõnnil

Liigese vale joondus võib olla põhjustatud nii liigsetest välisjõududest, kuid ka olla nende algne põhjus. Mõlemal juhul on tulemuseks liigese patoloogia. Seepärast on oluline liigest mõjutavate biomehaaniliste jõudude täielik mõistmine, mis on eelduseks korrektse taastusravi määramisele. (Levine ja Bosco, 2007)

Toereaktsiooni ja antagonistlihaste jõudude summa võrdub tibiofemoraalliigese reaktsioonjõuga, mida sõltuvalt kontekstist võib nimetada ka kompressioonjõuks. Hoofaasil peab põlveliiges summutama kõik inertsijõud, mis hooliigutusel aset leiavad. Toefaasi jooksul absorbeeritakse aga kompressioonjõudusid, mille üheks komponendiks on toereaktsioon. (Levine ja Bosco, 2007) Toereaktsioon on kõnnitsükli jooksul muutuva vektoriga jõud, mis kannalöögi ajal on suunatud üles-posterioorsele, keskseisul aga üles-anterioorsele. Just seepärast toimubki põlveliigeses painutus (kannalöögi ajal) ja sirutus (keskseisul), mis samaaegselt kontrollitud antagonistlihaste poolt (*m. quadriceps* kannalöögil ning *hamstring* keskseisul) tagamaks liigesstabiilsuse ning sujuva liikumise. (Burstein ja Wright, 2002)

Antagonistlihaste resultandi jõuõlg on märgatavalt väiksem kui toereaktsiooni jõuõlg. Lihaste pikkus on piiratud kinnituskohdade olemasoluga, samas kui toereaktsiooni jõuõlg võib olla kordades pikem. Näiteks sooritades sirge jala tõstmise testi, mil antagonistlihaste jõuõla pikkus põlvest niudeluuni (*m. quadriceps*) ja väikesest põõrlast nimmesegmendini (*m. iliopsoas*), toereaktsioonil aga varbaotstest kuni istmikuluuni, kus suurim surve maapinna ja jala vahel. Seega peab antagonistlihaste rakendatud jõud märgatavalt ületama toereaktsiooni või ükskõik millise välisfaktori poolt tekitatud jõudu, kompenseerimaks lühemat jõuõlga,

kuna jõuõlgade suhteline erinevus kandub sama suhtarvuga põlve koormusastmele. Mehaanika seisukohast omab igasugune väliskeskkonnast mõjuv jõud ca 6 kordset eelist võrreldes sisejõududega. See põhjustab tähelepanuväärseid jõuhulki põlveliigeses ka igapäevategevustel, mis võivad olla kuni 5 korda suuremad kui inimese kehakaal. (Burstein ja Wright, 2002)

Vahetult pärast kannalööki tibiofemoraalliigest läbivad reaktsioonjõud võivad ulatuda kuni kolme keharaskuseni, mille põhjuseks on põhiliselt hamstring lihasgrupi kontraktsioon ning stabiliseerimisfunktsioon. Põlvepainutusel, seisufaasi alguses on liigese reaktsioonjõud võrdne umbes kahe keharaskusega ning seostatud *m. quadriceps* aktivatsiooniga, mille eesmärgiks on säilitada teljelisus ja vältida väändumist. Suurim reaktsioonijõud, mis varieerub vahemikus 2–4 keharaskust läbib põlve hilises seisufaasis äratõuke eel ning seostub tugeva *m. gastrocnemiuse* aktivatsiooniga. Üks vähenõudvamaid faase on hiline hoofaas, mille jooksul võrdub reaktsioonijõud keharaskusega ja on tekitatud põhiliselt *hamstring*-grupi pidurdavate jõudude poolt. Proportsionaalselt on kõnnitsükli jooksul ilmnevad jõud samad nii meeste kui naiste hulgas. (Hashemi, 2008)

3. Frontaaltasapinna biomehaanika

Toereaktsioon ei mõjuta ainult sagitaal-, vaid ka frontaaltasapinda, kus kutsub esile *varus-valgus* jõudusid. Normaalkõnnil esineb mediaalsele suunatud toereaktsioon, mis tekitab *varus* momendi põlves. Näiteks 70 kg isiku normaalteljelisusega põlvele mõjuv *varus* jõud on umbes 50N (Burstein ja Wright, 2002). Põlveliigeses on võimalik kolm kompensatoorset mehhanismi tekitades sisejõude eesmärgil neutraliseerida väliskeskkonnast pärinevaid *varus-valgus* jõudusid. Iga järgneva kompensatoorse mehhanismi rakendumisega suureneb põlvele langev koormus drastiliselt. (Levine ja Bosco, 2007)

- 1) Kompressioonjõu hajutamine tibiaalplatoo nii lateraal- kui mediaalosalale
- 2) Suuremate jõudude puhul antagonistlihaste rakendamine
- 3) Kollateraalsidemete venitamine

Juhul kui väliskeskkonna mõjutused ületavad organismi kompensatoorset võimekust, tekivad paratamatult struktuursed kahjustused. Vigastuste tekkimine toimub vastupidises järjekorras eelmainitud mehhanismide rakendumise järjestusele.

4. Horisontaaltasapinna biomehaanika

Kuigi Paley ja Tetsworth (1992) avaldatud uuringus liigesteljelisuse parandamise teemal, mainitakse normile vastavat 3 kraadist sääre siserotatsiooni mehaanilise liigestelje suhtes, on reieluu rotatsioonide variatiivsuste spekter väga lai ning sõltuvalt patsiendist võib ulatuda ka sügavalt välisrotatsiooni. Erinevustega kaasnevad ka kõrvalekalded lihasaktivatsioonis ning kinemaatikas. On teada (Saavedra et al., 2012), et kombineeritud vaagna, reieluu ning sääreluu siserotatsioon esineb varajase toefaasi ja keskseisu vahepeal ning välisrotatsioon keskseisu ja hoofaasi eelneva faasi vahel. Seega puhkeolekus välisrotatsiooni ulatuv sääreluu võib tähendada suuremat nõudlust reieluu lateraalsuunalistele rotaatoritele, et saavutada normipärane liigeskapsli pinge ja põlve siserotatsioon toefaasi alguses. Vastupidiselt mediaalsele roteerunud sääreluu puhul on normipärase asendi saavutamine vähenõudvam ülesanne. Seepärast on põlve *valgus* asendiga isikutel eelsoodumus välisrotaatorite ülekoormuseks. (Nyland et al., 2005) Eelnevalt peatükis „Luuliste struktuuride mõju biomehaanikale“ mainitud suurem protsent *valgus* joondust naistel (Hsu et al., 1990) lubab väita, et just naistel on kalduvus välisrotaatorite ülekoormusele.

Posterolateraalne stabiilsus

Stabiilne põlveliiges on üheks tugi-liikumisaparaadi normaalse funktsioneerimise eelduseks. Liigese asendikontroll peab olema tagatud kogu liikuvusulatuses ning rakendades kõiki selleks ettenähtud struktuure nagu eelmainitud liigespindade geomeetria, meniskid, sidemed ja periartikulaarsed lihased. (Cruells Vieira et al., 2007) Põlveliigese stabilisaatorite kahjustus viib aja jooksul sümptomite süvenemiseni, teiste struktuuride kahjustumiseni ning võimaliku kroonilise ebastabiilsuse tekkimiseni. Antud peatükis keskendub töö autor posterolateraalse stabiilsuse uuringutele, kuna just selle külje vigastused on kõige piiravama mõjuga igapäevategevustele ning kõnnitsüklil allutatud suurimale jõuhulgale (Hashemi, 2008).

Õnneks esineb põlve lateraalse külje vigastusi harvemini kui mediaalsete struktuuride kahjustusi (Hashemi, 2008). Lisaks isoleeritud vigastusi esineb väga harva, tihti peale on need kombineeritud ristatisidemete või mediaalsete struktuuridega, mistõttu on nad sagedasti jäetud diagnoosimata. Tähelepanuta jäetud posterolateraalsed vigastused võivad aga põhjustada kroonilist ebastabiilsust ning aeglast paranemist ristatisidemete taastamise järgselt. (Veltri ja Warren, 1995)

Posterolateraalset külje peamiseks ülesandeks on vähendada *varus* koormust, sise- ja välisrotatsiooni, anterio-posterioorset nihkumist (Miller et al., 1997) ja hüpererekstensiooni (Pasque et al., 2003). Posterolateraalne vigastus võib tekkida kas otsese *varus* jõu toimele kui sääreluu on välisrotatsioonis (nt põlve siseküljele tulnud löök) või äkilise hüpererekstensiooni tagajärjel. Enamus *m. popliteus*'e ning selle kõõluse vigastustest seostuvad teiste struktuuride kahjustusega: *arcuate ligament complex*, luumurrud, ristatisidemete või meniskirebendid. *Arcuate ligament complex* koosneb nii ligamentidest (LCL, popliteomeniskaalne, popliteofibulaarne, FFL, *arcuate* ja popliteo-põikiside) kui ka lihastest (*m. biceps femoris*'e kõõlus, *m. popliteus* ja selle kõõlus ning *m. gastrocnemius lateralis*). (Miller et al., 1997)

1. Struktuurid

Posterolateraalsete struktuuride anatoomia tundmine pole hädavajalik ainiti manuaalsete testide puhul, vaid ka mõistmaks kirurgiliste rekonstruktsioonide olemust (Rue et al., 2011). Erilist tähelepanu tuleb pöörata LCL, *m. popliteus*'e lihas-kõõluskompleksi ning popliteofibulaarsele ligamendile (Shahane et al., 1999). Nende struktuuride ehk posterolateraalsete vigastuste aladiagnoosimine on üks peamisi põhjuseid ACL ja PCL rekonstruktsioonide ebaõnnestumisel (Pasque et al., 2003).

Pasque koos kolleegidega (2003) on avastanud, et *m. popliteus*'e lihas-kõõluskompleks, LCL ja teised posterolateraalsete struktuurid funktsioneerivad kui tervik. Tegemist oli uuringuga, mille käigus teostati LCL, *m. popliteus* kõõluse ja PFL valikulist läbilõikamist laipadelt eemaldatud põlvedel. Erilist tähelepanu pöörati välisrotatsioonile, *varus*- ja posterioorse translatsiooni suunale. Tulemusena avastati, et ainuüksi PFL läbilõikamisest ei piisa, et tekitada statistiliselt tähelepanuväärset ebastabiilsust, kuigi varasemalt (Shahane et al., 1999) olid uurijad saanud märkimisväärsed tulemused posterioorse nihkumise suunal. Pasque uuringu (2003) *m. popliteus* ja PFL katkestamise puhul tekkis märkimisväärne välisrotatsiooni suurenemine ning *varus* rotatsiooni süvenemine painutuse lõppkraadide juures, kui LCL abi on minimaalne. LCL lõtvub koos painutusulatus suurenemisega märkimisväärselt kaotades oma funktsiooni alates 70°-st. Sama toimub ka liigeskapsli ning teiste posterioorsete struktuuridega, välja arvatud PCL, mille pinge ning koormusaste suurenevad lineaarselt alates 90°-st painutusulatusest, võttes painutuse lõppkraadide juures enda peale suurema osa koormusest. Üllatuseks suurenes pärast LCL katkestamist *varus* suunaline vabadus vaid 2-5° ehk isoleeritud LCL vigastuse diagnoosimine provokatiivse manuaalse testimise kaudu võib

osutada puudulikuks. Diagnoosimine muutub lihtsamaks, kui LCL kahjustusele lisandub mõne teise posterolateraalse struktuuri vigastus. (Pasque et al., 2003)

1.1. PCL

PCL-i loetakse põlveliigese kõige tugevamaks ligamendiks (Wang, 2002), see algab kahe sääreluu kondüüli vaheliselt posterioorselt alalt, möödub ACL-i keskosa eest-ülalt, kinnitudes reieluu mediaalse põnda anterioorsele. Side pingestub painutusel ning takistab sääreluu liigset libisemist posterioorsele reieluu suhtes. Selle koormus väheneb tänu posterolateraalsetele struktuuridele, mis piiravad välisrotatsiooni ja posterioorset translatsiooni. *Varus* jõudude takistajad on abiks ACL rekonstruktsiooniga patsiendile. (Pasque et al., 2003) Näiteks suurim kompensatoorne efekt esineb 30 kraadise painutuse juures, kui *m. popliteus*'e ca 50% maksimaaljõud, vähendab koormust PCL-le 35% ulatuses. Statistiliselt märkimisväärne mõju esineb ka ülejäänud painutuskraadide puhul, välja arvatud 0°. Selliste PCL ja *m. popliteuse* sünergilise koostöö tulemusteni jõudsid aastal 1998 Harner ja kolleegid. Erinevalt ACL isoleeritud vigastuse tugevast mõjust, võib PCL isoleeritud vigastus olla nii ilma märgatava mõjuta kui ka igapäevategevust tõsiselt piirav faktor. Vigastuse mõjutuste sõltub ligamendi terviklikkusest, patsiendi elustiilist, eelnevate vigastuste olemasolust, kuid ka *m. popliteuse* funktsioneerimisest. (Harner et al., 1998)

LaPrade kolleegidega (2005) viisid läbi posterolateraalsete struktuuride mehaanilisi omadusi hindava uuringu. Uurimistöö tulemusena määrati kindlaks LCL, PFL ja *m. popliteus* kõõluse jäikused, mis olid vastavalt 33,5 N/mm; 28,6 N/mm ja 83,7 N/mm. Ehk *m. popliteus* kõõluse suhteline vastupidavus ületab LCL oma umbes kaks ja pool korda ning PFL kolm korda, mis tähendab et kahe struktuuri ühise jõusuuna takistamisel on kergemad katkema sidemed. Võrdluseks on ACL jäikuseks noorematel inimestel 242 N/mm, mis vananemisega võib langeda kuni 218 N/mm (Woo et al., 1991). LCL ja PFL omavahelise võrdlusena on oluline võtta arvesse ka nende pingutusvahemikud. LCL puhul väheneb pingutusaste alates 70 painutuskraadist, PFL on aga pingestatud kogu liikuvusulatusel vältel (Pasque et al., 2003). Selle põhjal võib arvata, et PFL vigastuste arv ületab LCL-i, kuna painutuse süvenemisega väheneb LCL vigastamisoht.

1.2. Iliotibiaaltrakt

Sarnaselt LCL'ile on oluliseks *varus* suuna piirajaks *fascia lata* lateraalselt kulgev tihkem osa *tractus iliotibialis*. Selle alguskohaks võib lugeda *m. gluteus maximus* ja *m. tensor fascia lata* ühendust koos reieluul lokaliseeruva *linea aspera*'ga. Lõppkinnitused on *o. patellae* lateraalservale, liigeskapsli ning Gerdy kõbrukesele sääreluu lateraalsel kondüülil (Recondo et al., 2000). Antud kinnituskohad võimaldavad hoida iliotibiaaltrakti kogu liigesliikuvuse ulatuses pinge all. Põlve painutusega pingulduvad trakti anterioorsed kiud, sirutusega posterioorsed, võimaldades paremat lateraalsuunalist stabiilsust. (Cruells Vieira et al., 2007) Tänu oma struktuuri, vastupidavuse ja kättesaadavusele, kasutatakse iliotibiaaltraktist eemaldatud siirikuid tihti peale posterolateraalsete vigastuste parandamiseks (Oliveira et al., 2012).

1.3. *M. Popliteus*

M. popliteus on üks väheseid lihaseid, mille lõppkinnituskoht asub alguskohast proksimaalsemal. Selle umbes 10 cm pikkune algkinnitus saab alguse *o. tibia* posteromediaalselt pinnalt (Nyland et al., 2005), ning kulgeb superolateraalsele põlveõndlasse, kus muundub kõõluseks. Enamjaolt kinnitub *o. femur*'i lateraalse kondüüli lateraalsele, täpsemalt inferomediaalsele LCL kinnituskoha suhtes, samuti omab kinnituskohti liigeskapslile ja *o. fibula* pea tipule (Nyland et al., 2005). *M. popliteus* kinnituskohti on avastatud ka lateraalse meniski posterioorsele sarvele (Nyland et al., 2005; Tria et al., 1993). Tria ja kolleegide (1993) läbiviidud uuringus, leiti aga *m. popliteus* kiudude kinnitumist lateraalsele meniskile vaid 17,5% katsealustest. Seega antud kinnituskohaga seotud eelised esinevad vaid 17,5% elanikkonnast. Nimelt funktsioneerib *m. popliteus* ka kui lateraalse meniski stabiliseerija ning samaaegselt painutusega sooritab posterioorse sarve retraktsiooni, mis vähendab meniski pitsumise tõenäosust (Simonian et al., 1997). Antud fakt omab erilist tähtsust just lateraalse meniski puhul, kuna selle mobiilsus on mediaalsest märgatavalt ulatuslikum. Üheks põhjuseks on mobiilsem liigeskapsel, millega menisk ühendub, ja teine tuleneb meniski sarvede kitsast kinnitusasendist, mis lisab liikuvusulatust (Acland, 2003).

Sääre sirutamisel maksimaalse siserotatsiooni puhul avastati *m. popliteuse* maksimaalne aktivatsioon vahemikus 60° kuni 20° painutust, vähenedes koos täissirutuse saavutamisega. Arvatavasti on põhjuseks *m. quadriceps* suurem aktiivsus ja ulatuslikum liigese stabiliseerimine sirutuse lõppkraadide juures, kui maksimaalse aktiivsuse saavutab *m. vastus*

medialis (Andersen et al., 2006). Kõhuli asendis saavutab *m. popliteus* oma suurima elektrilise aktiivsuse 20 painutuskraadi juures, mis langeb lineaarselt kuni 90 painutuskraadi saavutamiseni. (Buford et al., 2001)

Tuleb mäletada, et *m. popliteus* omab lisaks staatilisele stabiliseerimisfunktsioonile ka dünaamilist ning tänu sellele oluline tasakaalu säilitaja kõndimisel (Nyland et al., 2005). Kõndimise lihastöö puhul sooritab *m. popliteus* avatud ahela puhul sääre siserotatsiooni, suletud ahelas *o. femur*'i välisrotatsiooni. Ekstsentrilise kontraktsiooni puhul piirab *m. popliteus* sääre välisrotatsiooni (Pasque et al., 2003), vähendades selle amplituuti ning PCL vigastuseriski. Weresh ja kolleegid (1994) uurides inimese normaalkõndi, avastasid et kõnnitsükli jooksul on jälgitavad *m. popliteus*'e kaks ulatuslikumat aktiivsuslainet: esimene lühem esines hoofaasi üleminekul toefaasiks ning teine pikem kannalöögi ajal. Hoofaasi alguses on *m. popliteus*'e aktiivsus oluline sooritamaks põlve painutust lihase kontsentrilise lihastöö arvelt. Hoofaasil painutuse üleminekul sirutuseks toimub *m. popliteuse* kontraktsioonirežiimi muutus ekstsentriliseks, stabiliseerimaks liigest sirutusel toimuva välisrotatsiooni ajal. Samal põhjusel esineb ka teine aktiivsuslaine: *screw-home* mehhanismi stabiliseerimine ekstsentriliselt ning põlve avamine *locked* asendist kontsentrilise kontraktsiooniga kannalöögil. On avastatud (Buford et al., 2001), et sääre välisrotaatorid omavad oluliselt suuremat mehhaanilist eelist võrreldes siserotaatoriga. Sujuvam siserotatsioon ning mehhaaniline puudus on see-eest tagatud sääre siserotaatorite suurema hulgaga. Näiteks põhilisteks lateraalrotaatoriteks on *m. biceps femoris*; mediaalrotatsiooni panustavad aga *m. gracilis*, *m. sartorius*, *m. semimebranosus*, *m. semitendinosus* ja *m. popliteus*.

Samuti oli Weresh ja kolleegide (1994) hüpoteesiks arvamine, et ACL-vigastusega patsientide *m. popliteus* on normaalsest aktiivsem. Elektrilist aktiivsust uuriti elektromüograafi (EMG) abil 16-l tavainimesel, kes moodustasid kontrollgrupi ning 10-l ACL kahjustusega patsiendil. Lihase elektrilist aktiivsust registreeriti kuue tegevuse käigus – tasasel pinnal kõnd ja jook, 7° ülesmäge kõnd ja jook, 8° allamäge kõnd ja jook. Tulemuseks leiti, et erinevused katsegrupi ja kontrollgrupi vahel on statistiliselt ebaolulised, ka elektrilise aktiivsuse pikkus ja töösse rakendamise hetk olid samad. Ainus märkimisväärne erinevus esines hoofaasi alguses, mil vigastatud põlvede *m. popliteus*'e aktiivsuslaine ulatus oli madalam. Arvatavasti destabiliseeriva siserotatsiooni mõju vähendamiseks.

Nagu lähtub Davis'e koostööst kolleegidega (1995), siis allamäge kõndimisel tuleb arvestada mitu korda suurema koormusega põlveliigesele võrreldes horisontaaltasapinnal kõndimisega.

Lisaks suureneb ka põlveliigese painutusnurk, mis koostoimel võimaliku lisakoormusega tingivad ulatuslikumaid destabiliseerivaid mõjusid ning suurenenud nõudmisi stabiliseerivatele lihastele. Antud asjaolu on põhjalikult uuritud *m. popliteuse* aspektist ning leitud et *m. popliteus*'e aktiivsus kasvas 17% kõndimisel allamäge keskseisu faasis seljakotti imiteeriva lisakoormusega 18 kg. Järelikult allamäge kõndimine võib pikas perspektiivis põhjustada ülekoormusnähte muu hulgas ka *m. popliteus*'es, mida võib suurema tõenäosusega arvata ka allamäge jooksu puhul. (Davis et al., 1995)

Aastal 2011 avaldatud uuringus (Schinhan et al.), *m. popliteus*'e dünaamilise stabiilsuse tagamisest, avaldatakse lihase aktivatsiooni graafikud nelja stabiilsusharjutuse jooksul. Kaks staatilist harjutust (seismine ning seismine 90 kraadise põlvepainutusega) 10 sekundi jooksul ning kaks dünaamilist (isoleeritud *m. popliteus*'e aktivatsioon ning kükkimine). Tulemuseks leiti, et *m. popliteus*'e aktiivsus oli madalaim seismise ajal, suurim kükkimise ja isoleeritud harjutuse puhul. Konstantne aktivatsioon leidis aset püstumisfaasis, kui põlveliigest läbib suurim jõuhulk ning stabiliseerimisvajadus on maksimaalne. Lisaks võib mõõtmistulemuste põhjal väita, et kükkimisel aktiveerub varem *m. quadriceps* kui *m. popliteus* ehk sünkroonne töö saavutatakse pärast *m. quadriceps*'i aktivatsiooni, püstumisel on aga pikem *m. popliteus*'e aktivatsiooniaeg. Antud teadmine on tõestatud ka Stensdotter ning kolleegide poolt (2008), kelle uuringust avastati *m. popliteus*'e aktivatsioonimuster avatud ning suletud ahela sääresirutuse puhul. Muster on arvatud olema eelnevalt programmeeritud kesknärvisüsteemi poolt, allumata *m. quadriceps*'i venitusrefleksi või spinaalrefleksile. Sellegipoolest pidi Schinhan koos kolleegidega (2011) uuringu kokkuvõttes tõdema, et *m. popliteus* kompleksi aktivatsioon tavapäraste harjutuste ajal ei oma normipärast mustrit ning on äärmiselt individuaalne.

Eriti näitlik on vaadelda struktuuride funktsioneerimist äkiliste ettearvamarvamatute tasakaalukaotuste puhul (Nyland et al., 2005). Stensdotter kolleegidega (2006) viis läbi uuringu, milles võrreldi alajäseme lihaste töösse rakendumise järjekorda tahtliku ning spontaanse tasakaalukaotuse korral. Tahtliku tasakaalust väljumise puhul märgiti *m. tibialis anterior* ja *m. quadriceps*'i varasemat aktivatsiooni, kuna vaatamata tasakaalukaotusele oli tegemist planeeritud liigutusega. Seisuplatvormi ootamatu liikumise peale reageeris esimesena *m. popliteus* rekordilise ajaga 44 ms, nii ettearvamatult kui taha liikumise korral. Järgnevad lihaste töösse rakendumised esinesid 15-70 ms hiljem.

M. popliteuse lühike latentsiaeg provotseeritud tasakaalukaotuse puhul ning selle sõltumatus suunast viitavad lihase asendikontrolli ja propriotseptiivsele funktsioonile, mis võib tähtsusest ületada lihase seni üldtuntud siserotatsiooni ja fleksiooni. Järelikult tuleb *m. popliteus*'t vaadelda ka kui olulist sensoorse info vastuvõtjat, mis oma soodsatele kinnituskohadele omab asendipõhist informatsiooni nii liigese mediaalselt kui ka lateraalselt küljelt. Hoomates liigest alates MCL-st LCL-ni, projekteerib *m. popliteus* tõelise kolmedimensionaalse tagasiside tibiofemoraalliigese liikumisele. Seda nähtust nimetatakse lihas-kõõluskompleksi kinesteetiaks ehk propriotseptiivse info vastuvõtmist lihaskäavide ja Golgi kõõlusorgani kaudu. Näiteks jooksmisel võib MCL-ile langev ülepinge ja suurenenud kompressioon tibiofemoraalliigese lateraalsele esile kutsuda vahetu *m. popliteuse* aktivatsiooni, eesmärgiga kaitsta ligamente ja lateraalset meniskit. *M. popliteuse* kontraktsioon roteerib liigest mediaalsele ning tõmbab lateraalse meniski posterioorset sarve funktsionaalselt soodsamasse asendisse, säästes selle pitsumist. (Nyland et al., 2005)

Olulist tagasisidet vallandab ka *m. popliteus*'e ekstsentriline aktiivsus ja venitusseisund. Näitena sobib LCL ülepinge koos mediaalse kondüülile suurenenud kompressioonjõududega, mis üldjuhul seostub põlve painutuse ning siserotatsiooniga kõnnitsüklil toefaasis. Kesknärvisüsteemi saadatud info *m. popliteus*'e pikenemisest aktiveerib põlve sirutus ja välisrotatsiooni mehhanisme, ennetades liigese vigastamist. (Nyland et al., 2005)

1.4. *M. Semimembranosus*

Sarnaselt *m. popliteus*'ele funktsioneerib ka *m. semimebranosus* distaalne kompleks. Selle primaarseks stabiliseerimisfunktsiooniks on posterioorse liigeskapsli toetamine, lisaks sünergiline lihastöö *m. popliteuse*'ga, tibiaalplatoo tõmbamine posterioorsele ning viimaks mediaalse ja lateraalse (Kim et al., 1997) meniski posterioorsele sarvele kinnitumine võimaldab säästa ka meniskeid pitsumisest ning liigest lukustumast. *O. tibia* mediaalsele aspektile kinnitumine võimaldab sooritada sääre siserotatsiooni ning seeläbi kergendada *m. popliteuse* koormust. Mainimist väärib ka suurepärane rotatsioon-koostöö ajastamine *m. biceps femoris*'ega, mille distaalne kompleks kinnitub samuti liigeskapslile ja lateraalse meniski posterioorsele sarvele. *Hamstring*-grupi kontraktsioonil toimub posterioorse kapsli pinguldumine ning välis- ja siserotatsiooni produtseerivate struktuuride ajastatud koostöö toimetel stabiilsem *varus-valgus* olek. (Beltran et al., 2003) Küll aga esineb *hamstring*-grupi lateraalse osa eelistatud aktivatsioon *m. quadriceps*'ile suunatud raske harjutuse puhul, mil reie tagumine grupp peab täitma liigutuse antagonisti rolli. Põhjuseks on säästa põlve liigest

siserotatsioonist ning vähendada ACL pinget, mis esineb *m. quadriceps*'i tugeva kontraktsiooni puhul. (Andersen et al., 2006)

2. Põlveliigese ebastabiilsuse diagnostika

Põlvevalu puhul on esmatähtsaks aspektiks õige diagnoosi määramine. Valu võib olla põhjustatud liigeskõhre, ligamentide, kõõluste, limapaunade, rasvapatjade või teiste liigest ümbritsevate struktuuride patoloogilisest seisundist. Koos valuga võib esineda ka vähenenud liigesliikuvus, turse või hüpereemia. Viimane viitab põletiku olemasolule ja võimalikule artriidi arengule.

Põlveliigese ebastabiilsuse riskigruppi kuuluvad pigem naised oma loomuliku *valgus* joonduse, hormonaalsete muutuste, kitsama põntadevahelise augu (*fossa intercondylaris*) ja ebakorrekse maandumistehnika tõttu. (Nyland et al., 2005) Vigastuse tekke tõenäosust mõjutavad lisaks ebastabiilsusele ka valu, koordinatsioon, latentsiaeg, jõumomentide suurus ja lihasjõud. Samuti võivad viimased faktorid olla teineteise nii põhjuseks kui tagajärjeks. Näiteks võivad muutused lihaste omavahelises koordinatsioonis olla põhjustatud valust, kuna motoorne adaptatsioon valule on alati eesmärgiga vältida konkreetset valuaistingut, mitte säilitada õige kõnnimuster. Toimub muundunud kõnnimustri kompenseerimine, mille tulemusel muutub kehaasend ja kõnnitsükli parameetrid, mis omakorda suurendab kukkumisohtu. Kompensatsioonimehhanismid on aga halvema koordineerituse tõttu alati madalama efektiivsusega.

Vigastuste raskusastmeid võib jagada kolmeks: I, II ja III tase. I on neist kergeim ning piirduv vaid ligamendi venitusega, omamata struktuuride terviklikkuse kahjustust. Posterolateraalse külje I astme vigastuse puhul on tulemuseks minimaalne ebastabiilsus *varus* või välisrotatsiooni suunal. II tase tähendab struktuuride mõõdukat kahjustust ning patoloogilist ligamentide lõtvust. III astme vigastus on kõige tõsisem ning viitab tavaliselt sidemete rebendile. Samuti esineb märkimisväärset staatiliste komponentide lõtvust ja rotatoorset ebastabiilsust. (Rue et al., 2011)

Manuaalsed testid on terapeudi asendamatud informatsiooniallikad iga üksiku struktuuri seisundi diagnoosimiseks. Posterolateraalse ebastabiilsuse puhul on *m. popliteus*, PFL ja LCL need põhilised struktuurid, millele tähelepanu pöörata. LCL on olulisim *varus* ning PFL välisrotatsiooni suuna piiraja (Rue et al., 2011). Seni antud piirkonna kõige informatiivsemate

manuaalsete testide hulka kuuluvad *external rotation recurvation test*, *varus stress test*, *dial test*, posterolateraalne sahtlitest, *reverse pivot shift* (Larsen ja Toth, 2005; Wang, 2002) ja ka Lachman-i test (Oliveira et al., 2012; Wang, 2002).

Lachman-i testi loetakse oluliseks ACL vigastuse manuaalse diagnostika võtteks, mis kujutab endast hilisemat anterioorse sahtlitesti variatsiooni väiksema painutusnurga juures.

External rotation recurvatum testi kasutatakse PCL vigastuse diagnoosimiseks. Patsient lamab selili ning terapeut tõstab vigastatud jalga suurest varbast ca 30 kraadi. Test on positiivne kui alajäse vajub hüperekstensiooni ja välisrotatsiooni. (Larsen ja Toth, 2005; Rue et al., 2011)

Varus stress testi sooritatakse põlve täissirutuse ning 30 kraadises painutuses. Mõlemal juhul avaldab terapeut survet liigese mediaalsele küljele, samal ajal fikseerides jäsme distaalset osa. Kui suurenenud liikuvusulatus esineb liigese täissirutusel, siis on tegemist võimaliku ristatisideme vigastusega; kui 30 kraadise painutusel, siis esineb LCL vigastus. (Rue et al., 2011)

Dial testi, kui kõige standartsemat posterolateraalset vigastuse diagnostilist meetodit, võib sooritada nii selili kui kõhuli lamava patsiendiga. Testi esimeses etapis mõlema jala passiivsel painutusel põlveliigese 30° fikseeritakse patsiendi reied ning välisrotatsiooni suunalist mõju avaldades, peab terapeut jälgima võimalikku lateraalrotatsiooni suurenemist. Selle erinevus kahel jalal rohkem kui 10° viitab posterolateraalsete külje vigastusele, mis tõenäoliselt hõlmab PFL-i. Teises etapis suurendatakse painutust kuni 90 kraadini ning korratakse lateraalrotatsiooni suunaline mõju. Kui jõu avaldamisel on välisrotatsiooni erinevus endiselt märkimisväärne, siis on asjakohane diagnoosida lisaks PCL vigastus. (Larsen ja Toth, 2005)

Posterolateraalset sahtlitesti puhul lamab patsient selili, jalg painutatud 45° puusast ja 80° põlvest. Terapeut avaldab survet *o. tibia* antero-proksimaalsele osale, jälgides tibialplatoo nihkumist *o. femuri* suhtes. Testi sooritatakse sääre neutraal ning 15° sise- ja välisrotatsiooni asendis. Posterolateraalsete vigastuste viitab esiteks tibialplatoo suurenenud välisrotatsiooni amplituut ning teiseks survele süvenenud tibialplatoo posterioorne nihe *o. femuri* suhtes 15° välisrotatsioonasendis. Suurenenud nihkumine neutraal- ja siserotatsiooni asendis viitab PCL kahjustusele. (Larsen ja Toth, 2005)

Reverse pivot shift testi rakendatakse samuti posterolateraalsete struktuuride seisundi määramiseks, kuid oluliselt vähem kui eelmainitud. Patsiendi lähteasend on selili, jalg põlvest 90° kõverdatud. Terapeut avaldab testitavale jalale välisrotatsioon- ja *valgus* suunalist jõudu, mis tekitab lateraalse tibialplatoo subluksatsiooni. Passiivsel sirutamisel toimub 30° juures ITT posterioorsete kiudude pinguldumine (Cruells Vieira et al., 2007), mis tõmbab tibialplatoo lateraalset anterioorsele kergendades terapeutil muutuse registreerimist. (Larsen ja Toth, 2005) Seesugune positiivse testitulemus viitab PCL ja posterolateraalsete struktuuride vigastusele.

Kõiki eelmainitud teste tuleb teostada äärmise ettevaatlikusega, vältimaks struktuuride tõsisemat vigastamist. Samas adekvaatsete tulemuste saamiseks on vaja rakendada piisavat jõudu ületamaks lihaste elastsustakistust. Seepärast on oluline sooritada testi võimalikult lõdvestunud lihaste korral eesmärgiga kasutada vähem terapeudi jõupotentsiaali ning vähendada seeläbi testi riskiastet.

Väärdiagnostika vältimiseks on oluline sooritada vastavad testid ka asümptomaatilisel jalal, kuna liigese staatilist stabiilsust tagava kompleksi seisund võib olla kaasasündinult normipärasest erinev. Näiteks mõjutab testitulemusi patsiendi vanusest tingitud degeneratiivsed protsessid, füüsiline aktiivsus ja selle iseloom, varasemad vigastused, sidemete võimalik hüperelastsus või muud patoloogilised seisundid.

Lisaks manuaalsetele testidele on terapeudi kohustuslikuks hindamismeetodiks ka vaatlus, mis võib raskemate vigastuste puhul piirduda vaid turse ja naha visualiseerimisega. Kergemate kaebuste korral võib rakendada visuaalset hindamist ka läbi funktsionaalsete tegevuste nagu tasapinnaline kõnd, kõnd trepil, vajadusel kõnd karkudega. Paranemisprotsessi lõppfaasis on võimalik vaadelda suurema riskiastmega tegevusi, näiteks: jooks, kiirendamine, jooksmine kurvis, hüpped või küikid.

Diagnostilistest meetoditest ei tohi unustada röntgenit ja MRI-d, millest viimast peetakse parimaks (Recondo et al., 2000). Kuigi MRI-d loetakse eriti kasulikuks just vigastuse akuutses faasis, on selle meetodi rakendamisel avastatud akuutsete vigastuste protsent vaid 9,1% (Rue et al., 2011). Võttes arvesse ka meetodi kulukust, on akuutses faasis valu, turse või teiste piiravate faktorite puudumisel parem alustada diagnostikat manuaalsetest testidest.

Kõnnimustri patoloogiate avastamiseks võib kasutada elektrofüsioloogilisi uuringuid nagu müotonomeetria, dünamomeetria, elektromüograafia (EMG), kõnnianalüüsi ning nende kombineerimist.

3. Kirurgiline sekkumine

Struktuuride primaarne taastamine pole alati võimalik kudede kahjustuse või avulsiooni puudumise tõttu. Seepärast on kirurgiliste protseduuride variatiivsus väga lai ning parima tehnika väljaselgitamine äärmiselt keeruline. Küll aga on eelistatud võimalusel anatoomiliste struktuuride kasutamist (Rue et al., 2011) ning väheinvasiivseid meetodeid. Viimaste hulgast on parim näide artroskoopia, mis ei nõua liigese avamist, vähendades seeläbi infektsiooni- ja närvikahjustusriski. Paraku on artroskoopia võimalik vaid ristatisidemete ja *m. popliteuse* proksimaalse kinnituskoha taastamisel, kuna LCL, PFL, FFL ja *arcuate* ligament asuvad ekstraartikulaarselt (Miller et al., 1997).

Rekonstruktsioonid saab jagada anatoomilisteks ning mitte. Anatoomiliste puhul taastatakse lisaks tervik-funktsioonile ka struktuuri üksikkimpude funktsionaalsus, mis tagab võimalikult originaalisarnase toimimise. Kuid lisaks kirurgi oskustele, sõltub meetodi rakendamine ka vigastuse raskusastmest, patsiendi eelnevatest vigastustest ning igapäevategevuste riskiastmest (Rue et al., 2011).

Posterolateraalse kompleksi I astme vigastusi peaks ravima konservatiivselt, tagades võimalikult varajase mobiliseerimise. II astme vigastused samuti mitteoperatiivselt, juhul kui tegu on isoleeritud kahjustusega. Kombineeritud trauma puhul, mis hõlmab ka ristatisidet peab rakendama kirurgilist sekkumist. Selle tulemusena tuleks taastada mõlemad vigastused.

III astme trauma nõuab samuti kirurgilist sekkumist juba akuutses faasis, taastamaks *varus* ning välisrotatsiooni suunaline stabiilsus (Rue et al., 2011). On teada, et posterolateraalset vigastused peaaegu ei esine isoleeritult ristatisidemetest. Nagu avastas Oliveira kolleegidega, siis 129 kirurgilise sekkumise eelselt eksamineeritud patsiendist esines kombineeritud vigastus 100% katsealustest. Posterolateraalse kompleksi vigastuse peamisteks põhjusteks keskmiselt 30 aastastel isikutel on 42%-l autoõnnetus, 42%-l sportimine ning muud tekkepõhjused 16%. Kõige ohtlikumateks tegevusteks võib lugeda mootorrattasõitu ning jalgpalli, mis moodustasid vastavalt 40% ja 40% kõikidest vigastustest. (Oliveira et al., 2012)

Kim kolleegidega (2010) uuris kolme erineva kuid üldtuntud posterolateraalse kompleksi rekonstrueerimistehnika lõikusjärgset efektiivsust, mida mõõdeti *varus* ja välisrotatsiooni-

suunalise lõtvuse võrdlusega. Kuna kolme struktuuri üheaegne taastamine on endiselt üks väljakutsuvamaid protseduure, siis hinnati kahe erineva kombineerimise paremust. Esimesel juhul kuulus taastamisele *m. popliteus*'e kõõlus ja LCL, mille tarbeline siire võeti *m. tibialis posterior*'ist. Teisele katsegrupile rakendati *m. popliteus*'e kõõluse ning PFL rekonstrueerimist *m. quadriceps* kõõluse ning *o. patellae* luutükiga (nn Warreni tehnika). Antud meetodi eeliseks on luutükiga transplantaat, mis kergendab fikseerimist luukanalisse, lisab sellele vastupidavust ning kiirendab kokkukasvamist kahe luustruktuuri vahel. Kolmas Larsoni-nimeline tehnika seisneb PFL ning LCL taastamises *m. semitendinosus*'ega. Katsealusteks põlvedeks kasutati laipadelt eemaldatud liigeseid, mille keskmiseks vanuseks oli 75,7 aastat. Uuritavaid suundi testiti enne ja pärast kompleksi läbilõikamist ning kolmas kord juba rekonstruktsioonijärgselt. Iga mõõtmiskorra järgsed erinevused kolme grupi vahel olid ligikaudselt võrdsed, näitamata märkimisväärset erinevust. (Kim et al., 2010) Järelikult posterolateralse kompleksi mistahes kahe elemendi taastamine on tulemuselt võrdne teiste uuritud meetodite resultatiivsusega. Omamata märkimisväärseid eeliseid, võib väita et artikellis uuritud kolm rekonstrueerimistehnikat on võrdse efektiivsusega.

Hiljutine teaduskirjandus väidab kindlalt, et PCL ja posterolateralse kombineeritud vigastuse puhul on näidustatud kirurgiline taastamine (Harner et al., 1998; Wang, 2002). Sõltuvalt vigastuse raskusastmest peab rekonstruktsiooni teostama akuutses või kroonilises faasis (alates 3 nädalast (Oliveira et al., 2012)). Taastatud struktuurid vähendavad teineteisele langevat koormust ning sellega uut vigastusriski (LaPrade et al., 2010). Sellegipoolest pole endiselt jõutud konsensusele ühtse posterolateralse ebastabiilsuse rekonstrueerimismeetodi suhtes (Schinhan et al., 2011). Loomulikult sõltub tehnika valik kindlate struktuuride vigastusest ja vigastusastmest, kuid ka kirurgi kogemusest ning eelistustest. Igal juhul on PCL ning posterolateraalsete struktuuride üheaegse taastamise rahuldav tulemuslikkus või üle selle registreeritud olema vahemikus 64-85%. Isoleeritud PCL artroskoopilise rekonstrueerimise rahuldavad tulemused esinesid aga 77,4% patsientidest (Wang, 2002). Vaid posterolateralse kompleksi struktuuride taastamisel on saavutatud 92% efektiivsus ning rahulolu (Oliveira et al., 2012). Antud tulemuste põhjal võib väita, et parimat prognoosi võib oodata vaid posterolateraalset rekonstrueerimist läbivatelt patsientidelt. Kombineeritud ja PCL rekonstruktsioonid on raskemini teostatavad ning seepärast ka tulemuste laiem variatiivsusega.

Nagu iga teise liigese puhul on ka põlve ümbritsevate staatiliste struktuuride terviklikkus ning lihaste jõud ja elastsus abiks vältida ebastabiilsust ja sellest tulenevaid kroonilisi vigastusi. Kuigi kirurgiliselt on võimalik taastada põlveliigese esialgne funktsionaalsus ning ligilähedane stabiilsus, on operatiivse sekkumise läbinud liiges alatiseks suurema vigastusriski all (Kim et al., 2010). Lisaks on võimalik ka lõikusjärgne jääk-ebastabiilsus. Tavaliselt esineb seda struktuuride taastamisel juhul kui ei kasutata siirikuid või lisarekonstruktsioone. Samuti võib põhjuseks olla sünergiliste ligamentide kahjustus, mitteamatoomiline taastusmeetod või jalgade liigne *varus* asend (Rue et al., 2011).

Seepärast on oluline pöörata pidevat tähelepanu traumajärgse jala dünaamiliste stabilisaatorite seisundile (jõud, vastupidavus, elastsus), tagamaks kindlam liiges ja stabiilsem toefunktsioon. Sobivad jalanõud ja ohutu pinnakate vähendavad samuti vigastuse tõenäosust (Levine ja Bosco, 2007).

4. Taastusravi

4.1. Konservatiivne ravi

Sõltuvalt vigastusastmest ning kahjustatud struktuuridest rakendatakse kas konservatiivset või kirurgilist sekkumist ning ravi. Kergemate vigastuste puhul, I aste või II astme isoleeritud vigastus, teostatakse rohkem konservatiivset taastusravi. II astme kombineeritud ja III astme kahjustuse korral rakendatakse kirurgilist taastamist. (Rue et al., 2011) Põlveliigese konservatiivse taastusravi all mõistetakse olemasolevate dünaamiliste struktuuride funktsiooni võimendamist eesmärgiga kompenseerida staatiliste elementide vigastust, teostamata eelnevalt kirurgilist sekkumist. Parima tulemuse saavutamiseks on vaja pöörata tähelepanu liikuvusulatus, lihajõu- ja vastupidavuse parandamisele, võttes arvesse ka patsiendi rühti, alajäseme ja selle liigete joondust ning liigete võimalikku patoloogilist koormamist (Nyland et al., 2005). Nende eesmärkide saavutamiseks kasutatakse põhilise ravimeetodina kehalisi harjutusi, mis vigastusjärgse lihasatroofia ja eriti *m. vastus medialis*'e atroofia tõttu on sagedamini suunatud sirutussuunda. Rõhku pannakse *m. quadriceps*'i ning selle mediaalse osa tugevdamisele, kuna *m. vastus medialis*'e nõrkus põhjustab põlvekedra nihkumist lateraalsele, tekitades patoloogilist jõumomentide levikut. (Andersen et al., 2006)

Harjutuste raskusaste peab suurenema koos patsiendi võimekuse paranemisega, mis tagab jätkuva superkompensatsiooni toimimise (Lorenz ja Reiman, 2011). Teadlased on jõudnud ühisele arvamusele, et harjutuse neuromuskulaarne aktiivsus peab olema vahemikus 40%-60% maksimaalsest, et efektiivselt stimuleerida lihase jõuadaptatsiooni. Samuti on avastatud

positiivne korrelatsioon EMG-ga mõõdetud kõrge lihase elektrilise aktiivsuse ning lihasjõu vahel. (Andersen et al., 2006) Teisisõnu produtseerib suurem pingutus suuremat jõudu, suurema jõuhulgaga treenimine tähendab ka taastusfaasis olulisemat massi ning jõu kasvu. Seisundi paranemisel ja kaebuste puudumisel igapäevategevuste sooritamisel võib järgmise taastusetapina kaaluda erialaspetsiifiliste liikuvusmuustrite integreerimist raviprotsessi, mis tõstavad patsiendi motivatsiooni rehabiliteeruma vigastuseelse võimekuseni. Kehalise vormi nõudmistele vastavus (vastupidavus, jõud, kiirus, osavus, tasakaal, lihasmass, liikuvusulatus) ning taktikaliste ja tehniliste oskuste taastamine võimaldavad naasta tagasi hobi või teise suurenendud nõudlusega tegevuse juurde, säilitades madalat riskiastet.

Harjutuste õige kiiruse valik aitab samuti vähendada uue vigastuse tekkeriski. Näiteks *m. popliteus*'e kiulise kompositsiooni uuringu tulemused on korrelatsioonis selle mitmekülgse funktsiooniga. Teisisõnu tagab kiuline ülesehitus lihase loomuliku võime sooritada nii pikka aeglast tasakaalu säilitavat funktsiooni seistes kui ka kiiret ja vahetut reaktsiooni muutustele väliskeskkonnast. (Nyland et al., 2005) Sellegipoolest ei ole soovitatav taastusravi algfaasis teostada kiireid ettearvamatuid liigutusi, hoidmaks riskiastet madalal. Harjutuste sooritamiseks sobib mõõdukas tempo koos samaaegse liigutuse mõtestamisega, eesmärgiga intensiivistada propriotseptiivset integratsiooni.

On teada, et *o. femur*'i sise- ja *o. tibia* välisrotatsioonid horisontaaltasapinnas ning puusaliigese adduktsioon ja põlve abduktsioon frontaaltasapinnas seostuvad alajäseme *valgus*-asendiga. Vastupidised *o. femur*'i välis- ja *o. tibia* siserotatsioonid horisontaaltasapinnal koostoimes frontaaltasapinnalise puusaliigese abduktsiooni ja põlveliigese adduktsiooniga viitavad jäseme *varus*-asendile. (Nordin ja Frankel, 2001; Nyland et al., 2005) Järelikult põlveliigese joondumist mõjutab otseselt ka dünaamiline puusaliigese kontroll frontaaltasapinnas, mida tagavad abduktor *m. gluteus medius*'e ja adduktor-lihaste aktivatsioon. Ehk põlveliigese stabiliseerimisel võivad patsiendid kasutada täiesti erinevaid strateegiaid, nende hulgas puusaliigese kontroll, põlve rotatsioon ja põia asend. Taastusravi harjutuste võtmepunktiks on õpetada patsienti tagama liigese stabiilsus läbi temale omaste strateegiate. See tähendab ühtlasi ka vajadust kasutada taastusravis maksimaalselt funktsionaalseid harjutusi, et anda patsiendile võimalus rakendada oma organismile kõige efektiivsemaid strateegiaid. Terapeudi ülesandeks jääb visuaalselt kontrollida jäseme liikumist mööda telge ja harjutuste soorituskiirust, välistades liigese põikamist liigselt *varus* või *valgus* asendisse ning vältimaks kõrgemat vigastusriski liigse kiiruse tõttu. (Nyland et al., 2005)

4.2. Harjutusvara

Nagu eelnevalt mainitud, on põlveliigese peamiseks rehabilitatsioonvahendiks kehaline harjutus. See parandab neuromuskulaarset aktivatsiooni, stimuleerib hüpertroofiat ning seeläbi suurendab lihasjõudu. Viimane on aga võrdelises seoses isiku igapäevase hakkamasaamisega. (Andersen et al., 2006)

Kahe harjutustüübi võrdlus on esitatud 2006 aasta uuringus (Andersen et al.), milles mõõdeti lihasaktiivsust traditsiooniliste ning raske vastupanuga harjutuste vahel. Esimesed kujutavad endast staatilisi vastupanuta kontraktsioone või dünaamilisi harjutusi kindla raskusega. Rasketeks vastupanuga harjutusteks loetakse aga jõumasinatel ning lisaraskustega sooritusi.

Traditsiooniliste harjutuste gruppi selekteeriti:

***M. quadriceps*'i isomeetriline pingutamine**– Patsienti instrueeriti olema selili ning pingutama *m. quadriceps*'i kogu võimaliku jõuga. Mugavuse tarbeks asetati põlveõndlasse liivakott. Antud harjutust kasutatakse enim taastusravi algfaasis, mil patsient pole võimeline sooritama dünaamilisi harjutusi.

Passiivne põlvekedra nihutamine lateraalsele– Eelmise harjutuse laiendus koos terapeudi manuaalse sekkumisega. Nimelt teostab terapeut puhkeolekufaasis *o. patellae* nihutamist lateraalsele, mis pingutusfaasis nihkub *m. vastus medialis*'e aktivatsiooni tulemusena tagasi algasendisse. Kuigi harjutus on mõeldud rõhutama *m. vastus medialis*'e pingutust, on EMG graafikute põhjal näha koguni poole madalamat lihasaktiivsust.

Rütmiline stabilisatsioon– Patsient seisab, vigastatud jäse on antud harjutuse puhul toejalaks ning painutatud ca 60°–70°. Vigastamata jäse painutatud taha ning asetatud kõrgendusele lõdvestusasendisse. Terapeut asetab käed toejala põlve ümber ning rütmilise survestamisega provotseerib ebastabiilsust. Patsiendi eesmärgiks on algasendi säilitamine ning vastupanu avaldamine välisjõududele, pingutades nii reie- kui säärelihaseid. Antud harjutus kuulub neuromuskulaarse fassiliteerimistehnika alla, mida kasutatakse põlveliigese propriotseptiooni ja stabiilsuse parandamiseks. Sama tehnikat on võimalik rakendada ka teiste liigete arendamiseks.

Vaagnatõsted– Lähteasendiks on selililamang, painutus puusaliigeses 45° ja põlves 100°. Harjutuse sisuks on sirutada puusaliigest kuni neutraalasendini ja seejärel langetada. Raskusastme tõstmiseks või ühe poole *m. gluteus maximus* ja *hamstring*-grupi rõhutamiseks tuleb sooritada harjutus koos sirutatud vastasjalaga, säilitades reied paralleelsena.

Raskete vastupanuharjutuste gruppi, mida aktiivselt kasutavad nii algajad kui edasijõudnud, kuulusid järgnevad:

Kükkimine kangiga turjal– Optimaalne kükk on sügavuseni 100 painutuskraadi põlve- ning ca 90° puusaliigeses. Harjutus suunatud *m. gluteus maximus* ja *m. quadriceps*'i arendamisele.

Horisontaalne jalapress– 100 kraadise põlvepainutusega istestasendist horisontaalpress täissirutuseni, laskmata põlveliigest hüperekstensiooni. Harjutus tugevdab peamiselt *m. gluteus maximus* ja *m. quadriceps*'i.

Isoleeritud isotooniline sääresirutus– Patsient asetatakse istuma isoleeritud sääresirutus jõumasinal. Sobivaim lähteasend on 100° põlvepainutust, millele järgneb maksimaalne sirutusliigutus. Antud harjutus on EMG graafikute tulemuste põhjal tunnustatud kõige efektiivsemaks *m. quadriceps*'i aktivaatoriks. Põhjuseks harjutuse lihtsus ja liigutuse esinemine vaid ühes liigeses.

Isoleeritud isotooniline põlvepainutus– Harjutust sooritatakse kõhulilamangus spetsiaalsel jõumasinal, mis efektiivsuse lisamiseks tagab 10° puusapainutuse kogu soorituse vältel. Kontsentrilises faasis pingutab patsient *hamstring*-grupi lihaseid sooritamaks põlvepainutust kuni 100° saavutamiseni ja seejärel langetab raskused. Tänu optimaalsele asendi ja tõstenurgale on konkreetne harjutus parim *hamstring*-grupi aktivaator kõigi eelnimetatud harjutuste hulgast.

Kõrgeim elektriline aktiivsus registreeriti avatud ahela vastupanuharjutuste puhul (67%- 79% maksimaalsest) nagu vastupanuga isoleeritud sääresirutus ja –painutus. Traditsiooniliste rehabilitatsiooniharjutuste puhul jäid vastavad näitajad 35% piiridesse, mis tähendab pikemas perspektiivis aeglasemat lihasmassi ja –jõu kasvu. Rasketest vastupanuharjutustest tingitud 60% aktiivsustlõhe ületamine on aga vastavate näitajate oluline parandaja. Seepärast on soovitatud neid kombineerida traditsiooniliste harjutustega. Küll aga vaatamata raske vastupanuga harjutuste eelistele, on neil ka mitmeid puudusi. Näiteks taastusravi algetapis pole patsiendid võimelised neid sooritama, samuti ka vanusest tingitud liikuvuspiiratus ja jõudefitsiit on takistuseks isegi taastusprotsessi hilisemas faasis. (Andersen et al., 2006)

Taastusprotsess peab keskenduma ka väikeste lihaste funktsiooni taastamisele (*m. popliteus*), küll aga on see raskendatud puuduliku tahtliku kontraktsioonivõime tõttu. Lahendusena on võimalik rakendada funktsionaalseid taastusharjutusi, suurendades järk-järgult nende raskusastet. Näiteks eelnevalt efektiivseimaks tunnustatud (Andersen et al., 2006) avatud ahela harjutuste variatsiooniks on Nyland ja kolleegid (2005) pakkunud välja järgmise.

Patsiendi lähteasendiks on algseis, millele järgnevalt sooritab kahjustatud jäsme puusa välisrotatsiooni, põlvepainutust ja sääre siserotatsiooni, eemärgiga viia treenitav jalg toejala põlvest posterolateralsele. Abivahendina on soovitatud kasutada kummilinti, mis tõmbaks jalga harjutuse jooksul infero-lateralsele. Samuti on elastsusvastupanu puhul kõige efektiivsem kasutada kiiret kontsentrilist ning aeglast ekstsentrilist faasi.

Lisaks lihasmassi ja -jõu arendamisele on oluline pöörata tähelepanu põlveliigese propriotseptiooni ja liikuvusulatusale. Üheks suurepäraseks näiteks on järgnev suletud ahela harjutus, mis provotseerib kolmedimensionaalset toetust ja liigesliikuvuse arendamist. Patsiendi lähteasendiks on väljaaste, vigastatud jalg ees ning toetatud mittelibisevale stabiilsele kõrgendusele (ca 5 cm), tõukejalg posterolateralsel ehk diagonaalselt toejala suhtes. Patsient sooritab väljaasteid tõukejalaga mõlemas diagonaalis posterioorsel, ette ning kõrvale. Seeria lõppedes korrata harjutus teise jalaga. Terapeut võib kasutada kindlat mustrit või edasijõudnud patsiendi puhul rakendada ka astumist märguande peale. Turvalisuse tagades võib kaaluda segavfaktorite sissetoomist, näiteks pallide püüdmist ja söötmist soorituse ajal. Antud variatsioon ilmestab kõige paremini patsiendi tegelikku liigesstabiilsust ja võimekust. (Nyland et al., 2005)

Kui patsient on suuteline raskusteta ning valuvabalt sooritama eelmainitud harjutusi, siis on võimalik kasutada hüppeelementi sisaldavaid harjutusi koos suunamuutusega. Näiteks hüpped üle mõttelise joone diagonaalsuunas ette või taha. Samuti võimalik kombineerida sooritusmustrit, kuid tagamaks proportsionaalset kontsentrilise ja ekstsentrilise faaside suhet, on Nyland kolleegidega (2005) pakkunud järgmist. Lähteasendiks seis ühel, hüpe anterolateralsele, järgneb kiire toejala vahetus hüppega ning tsükli kordamine kontralateralse jalaga. Harjutuse kõrge riskiastme tõttu, peab terapeut olema eelnevalt veendunud patsiendi piisavas võimekuses teostada mõeldud ülesannet.

4.2.1. Ekstsentriline lihastöö

Ekstsentriline töörežiim tähendab olukorda kui lihasesisene pinge on madalam kui väliskeskkonnast mõjuv jõud ehk lihas pikeneb ja kontraheerub samaaegselt. See nähtus esineb tavaliselt antagonistlihastes, mille eesmärgiks on pidurdada liikumist ning stabiliseerida liigeseid (Levine ja Bosco, 2007). On avastatud, et ekstsentrilise lihastöö ajal (Lorenz ja Reiman, 2011):

- 1) tarbib lihas vähem energiat kui kontsentrilises režiimis.

- 2) rakendub töösse vähem lihaskiude, mille arvelt püsib lihasesisene temperatuur madalamal. Vastupidiselt kontsentrilisel tööol põhjustab kõrgem lihasesisene temperatuur kiiremat ainevahetust ja seeläbi suuremat jääkainete hulka. Metaboliitide kuhjumine ärritab närvilõpmeid ja põhjustab valuaistingu ilmnemist.
- 3) langeb lihase tarbitud hapniku hulk. Kuna "negatiivne treening" vajab vähem hapniku, siis selle arvelt on ka metaboliitide hulk märgatavalt väiksem. Hapnik aitab lagundada happelisi jääkaineid, mille tulemusena pikeneb töövõime kestvus ja lüheneb taastusaeg.
- 4) areneb lihase venitusamplituud. Suurem venitusulatus vähendab aga liigese liikumisel tekkivaid ülepingeid lihas-kõõlus kompleksis, ennetades vigastusi.

Taastusravile pühendatud kirjandus väidab, et ekstsentrilist treeningut kasutatakse enam *hamstring* vigastuste, tendinopaatiate ja eesmise ristatiseideme (ACL) rekonstruktsioonide järgsel taastumisperioodil. Ehk posterolateraalse ebastabiilsusele pühendatud taastusravi võib, tänu oma sarnastele põhimõtetele ACL vigastuse rehabilitatsiooniga, samuti olla hea ekstsentrilise treeningu rakendusmeetod. Vaatamata kõigile positiivsetele omadustele, on teadlased jõudnud aga üksmeelele, et parimaid tulemusi saavutatakse siiski läbi kontsentrilise ja ekstsentrilise kontraktsiooniliigi kombineeritud treeningu. (Lorenz ja Reiman, 2011)

4.2.2. Venitused

Lihaste venitamine on laialdaselt levinud lihashooldusmeetod eesmärgiga parandada lihaselastsust, liigesliikuvust ja üldist võimekust ning samuti vähendada lihaste kurnatust ja jäikust. Staatiline venitus on aeglane ja mõõdukas venitusasendi hoidmine, mis ei kutsu esile venitusrefleksi ega lihase isomeetrilist kontraktsiooni. See venitus on üks turvalisemaid ja kõige levinumaid venitustehnikaid, mille peamiseks väljundiks on lihase pikendamine. (Ghaffarinejad et al., 2007)

Põlveliigese asenditunnetus ei tulene vaid närvilõpmete ärritusest, vaid kõigi ümbritsevate kudede propriotseptorite kaudu ehk kõõlustest, ligamentidest (peamiselt ACL), nahalt, liigeskapslist ning kõige olulisem lihastest (Ghaffarinejad et al., 2007). Seega 2007. aastal viis Ghaffarinejad koos kolleegidega läbi uuringu, mille hüpoteesiks oli staatiliste venituste positiivne mõju põlveliigese asenditunnetusele. Katsealused asetati istuma mugavasse tooli ning seoti silmad kinni, et afferentne info tuleneks kogumahus vaid põlvestruktuuride propriotseptorite kaudu. Algasendiks oli 90° põlvepainutust ning nurka vähendati passiivselt 20° ja 45°-le, asendit hoiti viis sekundit ning seejärel paluti uuritavaal viia jalg samasse

asendisse tagasi. Esimene mõõtmine teostati vahetult enne venitamist, teine pärast etteantud 20°st ja kolmas 45°st põlvefleksiooni. Absoluutset viga tõelise ja katsealuse pakutud nurkade vahel mõõdeti elektrogoniomeetriga, mille üks haar oli kinnitatud reiele ning teine säärele.

Tulemuseks oli absoluutse vea märgatav vähenemine pärast venituse rakendamist 45° painutuse puhul ja seda põhiliselt *m. quadriceps*, reie *hamstring* ja adduktorite rühma venitusseeria järgselt. See on näitlik tõendus, et venitamine võib mõjutada periartikulaarsete struktuuride mehhanoretseptoreid. Järelikut paraneb ka asenditunnetus ning motoorne võimekus koos sellega. Uuringu tulemused on suurepäraseks tõenduseks venituse positiivsetest mõjudest, mida artikkli autor soovib kasutada koostoimes sportimisega.

4.3. Abivahendid

Kannatoed on mõeldud *varus* või *valgus* asendi korrigeerimiseks ja kahjustatud või ülekoormatud külje säästmiseks. Ehk kanna lateraalset üles toetav tugi vähendab koormust põlve mediaalsele, vastupidise *valgus* asendi korrektsiooniks on tarvis kasutada mediaalset kannaserva tõstvat tuge. Kuigi tuge kasutamine on laialdaselt levinud, jääb nende roll seni lõpliku selguseta, eriti põlveliigese *valgus* asendi puhul. (Levine ja Bosco, 2007)

Kannatugedest efektiivsemaks abivahendiks on uuringute tulemuste põhjal dünaamiline põlveortoos koos või ilma kollateraalse tugega. Selle eesmärgiks on vähendada *valgus* ning *varus* jõudusid, külgsuunalist liikumist ja stabiliseerida põlveliigest, kergendades periartikulaarsete lihaste tööd. Kuigi *valgus* asendi puhul on lateraalse ülekoormuse vähendamine leidnud vähemat tõendust kui seda mediaalse ülekoormuse korrektsioon, on kindlaks tehtud, et dünaamiline ortoos on efektiivne koormuse ja valu langetaja ning seeläbi liigese funktsiooni parandaja. Näiteks kombineeritud vigastuse kirurgilise taastamise järgselt on soovitatud kanda 4 nädalat ekstensioonlahast. Selle aja möödudes tutvustatakse patsiendile rehabilitatsiooniprogrammi ning edaspidi kasutatakse vaid toetavat ortoosi, et kaitsta kollateraalsidemeid. 4 nädala immobilisatsioonlahase eemaldamisele järgnevad harjutused on osalise koormusega isomeetrilised kontraktsioonid, mida patsient sooritab samuti 4 nädala jooksul. 8 nädala möödudes rekonstruktsioonist, kui lihaste kõrgem võimekus ei vaja ortoosi tuge, on lubatud täiskoormus ning üle 90 kraadne painutus. Isomeetriliste harjutuste programm jätkub ning lubatud on jõu ja vastupidavuse harjutuste järk-järguline integreerimine taastusprotsessi pärast 12 nädala möödumist. 20 nädala järgselt on lubatud joosta. (Oliveira et al., 2012) Ortoosi võimalikeks puudusteks on patsiendi ebamugavustunne

kõndimisel või mittefunktsionaalsus terapeudi valesti määratud suuruse tõttu. Samuti peab patsient olema teadlik ortoosi mittekandmise olulisusest, et vahelduvalt tagada ka periartikulaarsete lihaste töö. (Levine ja Bosco, 2007) Lisaks pole rehabilitatsiooniprotsess mõeldav ilma spetsiaalsete kehaliste harjutusteta, mis tähendab ka patsiendi vastutust oma ravi eest ja vajadust selles aktiivselt osaleda.

Kokkuvõte

Käesolev bakalaureusetöö on teoreetiline tõendus faktile, et liigest stabiliseeritakse nii staatilise kui dünaamilise, nii isomeetrilise kui ekstsentrilise, nii tahtliku kui tahtmatu lihasaktivatsiooni puhul kogu liikuvusulatuse vältel. Posterolateraalse külje peamiseks stabiliseerijateks on PFL, LCL ja *m. popliteus*, mis üheskoos moodustavad tervikuna funktsioneeriva kompleksi. Kirurgilise sekkumise keerukuse tõttu kuulub aga kogu kompleksi kahjustuse korral taastamisele vaid kaks struktuuri kolmest, mis sellegipoolest tingib kõrge rahuloluprotsendi.

Erilist tähelepanu tuleb pöörata *m. popliteus*'e sensoorsele võimekusele, mis tänu soodsatele kinnituskohdadele suudab projitseerida kolmedimensionaalset tagasisidet kesknärvisüsteemi ning seeläbi kaitsta liigest. *M. popliteus*'e kiuline kompositsioon võimaldab sooritada nii kauakestvat aeglast lihastööd kui ka kiiret-plahvatuslikku kontraktsiooni. Viimane on hädavajalik suunamuutuste ja ettearvamatute tasakaalukaotuste korral, mil *m. popliteus* on esimene alajäseme lihas, mis aktiveerub.

Rehabilitatsiooni vältimatu komponent on kehaline harjutus, mis keskendub eelkõige lihasvastupidavuse, -massi, -jõu ja propriotseptsiooni taastamisele. Asenditunnetuse ja väikeste lihaste arendamiseks sobivad kõige paremini funktsionaalsed harjutused. Nende enim kasutatud variatsioonide kõrvale on soovitatud integreerida raskeid vastupanuga harjutusi, eesmärgiga ergutada neuromuskulaarset aktiivsust ja seeläbi kiirendada lihase arengut. Siinkohal on oluline terapeudi kontroll ja õige raskusastme määramine, vältimaks sekundaarseid vigastusi.

Patsienti tuleb hoiatada esialgu sooritamast tegevusi, mida ta polnud suuteline tegema ka enne vigastust. Ehk kui patsient pole tegelenud spordiga enne traumat, siis ei soovita alustada ka nüüd, kui madalam stabiilsus tingib kõrgema riskiastme. Kõige ohutumateks füüsilisteks tegevusteks kehalise vormi ülalhoidmiseks jäävad endiselt ujumine, jalgrattasõit, suusatamine ja kõnd. Kui aga vigastuseelselt oli tegemist sportlasega, siis enne eriala juurde naasmist peab patsient läbima ka erialaspetsiifilise rehabilitatsiooni.

Kahtlemata pole tegu teema ammendava käsitlemisega. Piiratud töö mahu ja kättesaadava kirjanduse hulga tõttu ei arutleta selles näiteks limapaunade, rasvpatjade, sekundaarsete vigastuste ja degeneratiivsete muutuste üle. Samuti võivad järgnevad tööd keskenduda rohkem manuaalsete tehnikate, spetsiaalsete rehabilitatsioonivahendite ja -meetodite (nt elektromüostimulatsioon, teipimine) käsitlemisele.

Kasutatud kirjandus

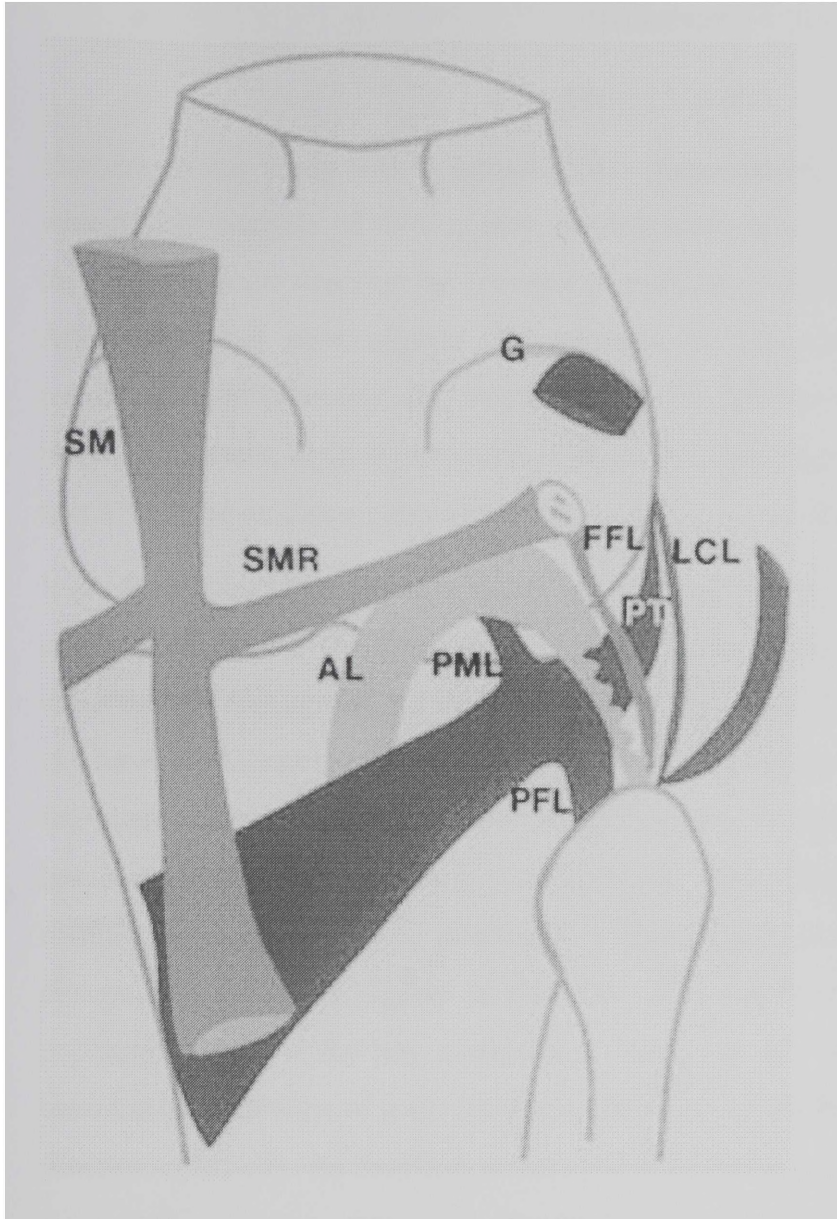
- 1) Acland RD; Acland's atlas of human anatomy [6 DVD set]. *Lippincott Williams Wilkins*, 2003
- 2) Andersen LL, Magnusson SP, Nielsen M, Haleem J, Poulsen K, Aagaard P; Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Journal of Physical Therapy*, 2006; 86:683-697
- 3) Beltran J, Matityahu A, Hwang K, Jbara M, Maimon R, Padron M, Mota J, Beltran L, Sundaram M; The distal semimembranosus complex: normal MR anatomy, variants, biomechanics and pathology. *Skeletal Radiology*, 2003; 32:435-445
- 4) Bogovski P, Kull R, Ootsing S, Trapido L; Meditsiinisõnastik. *Medicina*, 2004; 165, 170, 197, 201, 206, 275, 357, 402, 448, 461, 577, 631, 665, 705, 758
- 5) Buford WL, Ivey FM, Nakamura T, Patterson RM, Nguyen DK; Internal/ external rotation moment arms of muscles at the knee: moment arms for the normal knee and the ACL-deficient knee. *The Knee*, 2001; 293-303
- 6) Burstein AH, Wright TM; Basic biomechanics, Insall & Scott *Surgery of the Knee*, 2002, pp. 215-231
- 7) Cruells Vieira EL, Vieira EA, Silva RT, Santos Berlfein PA, Abdalla RJ, Cohen M; An anatomic study of the iliotibial tract, *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2007; Vol 23, No 3, lk 269-274
- 8) Davis M, Newsam CJ, Perry J; Electromyograph analysis of the popliteus muscle in level and downhill walking. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995; 310:211-217
- 9) Ghaffarinejad F, Taghizadeh S, Mohammadi F; Effect of static stretching of muscles surrounding the knee on knee joint position sense. *British Journal of Sports Medicine*, 2007; 41:684-687
- 10) Fukuda Y, Takai S, Yoshino N, Murase K, Tsutsumi S, Ikeuchi K, Hirasawa Y; Impact load transmission of the knee joint-influence of leg alignment and the role of meniscus and articular cartilage. *Clinical Biomechanics*, 2000; 516-521
- 11) Harner DC, Höher J, Vogrin TM, Carlin GC, Woo SLY; The effects of a popliteus muscle load on in situ forces in the posterior cruciate ligament and on knee kinematics. *The American Journal of Sports Medicine*, 1998; Vol. 26, No.5

- 12) Hashemi J, Chandrashekar N, Gill B, Beynnon BD, Slauterbeck JR, Schutt RC Jr., Mansouri H, Dabezies E; The geometry of the tibial plateau and its influence on the biomechanics of the tibiofemoral joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2008
- 13) Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY; Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1990; (255):215-27
- 14) Kim SJ, Kim HS, Moon HK, Chang WH, Kim SG, Chun YM; A biomechanical comparison of 3 reconstruction techniques for posterolateral instability of the knee in a cadaveric model. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2010; Vol 26, No.3:335-341
- 15) Kim YC, Yoo WK, Chung IH, Seo JS, Tanaka S; Tendinous insertion of semimembranosus muscle into the lateral meniscus. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 1997; 19:365–369
- 16) LaPrade RF, Bollom TS, Wentorf FA, Wills NJ, Meister K; Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee. *American Journal of Sports Medicine*, 2005; 33(9):1386-91
- 17) LaPrade RF, Wozniczka JK, Stellmaker MP, Wijdicks AC; Analysis of the static function of the popliteus tendon and evaluation of an anatomic reconstruction: The "fifth ligament" of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 2010; 38:543
- 18) Larsen MW, Toth A; Examination of posterolateral corner injuries. *Journal of Knee Surgery*, 2005; 18(2):146-50
- 19) Levine HB, Bosco JA; Sagittal and coronal biomechanics of the knee. A rationale for corrective measures, *NYU Hospital for Joint Diseases*, 2007; 65(1):87-95
- 20) Lorenz D, Reiman M; The role and implementations of eccentric training in athletic rehabilitation: Tendinopathy, hamstring strains and ACL reconstruction, *International Journal of Sports Physical Therapy*, 2011; 6(1): 27–44
- 21) Miller T, Gladden P, Staron RB, Henry JH, Feldman F, Posterolateral stabilizers of the knee: anatomy and injuries assessed with MR imaging. *American Journal of Roentgenology*, 1997; 169:1641–1647
- 22) Nordin M, Frankel VH; Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3rd Edition, *Lippincott Williams and Wilkins*, 2001; 177-201

- 23) Nyland J, Lachman N, Kocabey Y, Brosky J, Altun R, Caborn D; Anatomy, function, and rehabilitation of the popliteus musculotendinous complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2005; 35:165–179
- 24) Oliveira MG, Severino NR, Kawano CT; Reconstruction of chronic lesions in the posterolateral corner of the knee with autologous biceps femoralis and fascia lata grafts. *Clinics*, 2012; 67(6):597-602
- 25) Paley D, Tetsworth K; Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992; (280):48-64
- 26) Pasque C, Noyes FR, Gibbons M, Levy M, Grood E; The role of the popliteofibular ligament and the tendon of popliteus in providing stability in the human knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2003; 85-B:292-8
- 27) Recondo JA, Salvador E, Villanúa JA, Barrera MC, Gervás C, Alústiza JM; Lateral stabilizing structures of the knee: functional anatomy and injuries assessed with MR imaging. *RadioGraphics*, 2000; 20:S91–S102
- 28) Rue JP, Kilcoyne K, Dickens J, Kluk M; Diagnosis and treatment of injuries to the posterolateral ligament complex. *Journal of Knee Surgery*, 2011; 24:143–150
- 29) Saavedraa MA, Navarro-Zarzac JE, Villasenor-Ovies P, Canosob JJ, Vargasb A, Chiapas-Gascab K, Hernández-Díazb C, Kalishb RA; Clinical anatomy of the knee, *Reumatologia Clinica*, 2012; 8(S2):39–45
- 30) Schinhan M, Bijak M, Unger E, Nau T; Electromyographic study of the popliteus muscle in the dynamic stabilization of the posterolateral corner structures of the knee. *American Journal of Sports Medicine*, 2011; 39:173
- 31) Segal NA, Glass NA, Felson DT, Hurley M, Yang M, Nevitt M, Lewis CE, Torner JC; The effect of quadriceps strength and proprioception on risk for knee osteoarthritis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2010; 42(11):2081–2088
- 32) Shahane SA, Ibbotson C, Strachan R, Bickerstaff DR; The popliteofibular ligament. An anatomical study of the posterolateral corner of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1999; 81:636–642

- 33) Simonian PT, Sussmann PS, Trommel MV, Wickiewicz TL, Warren RF; Popliteomeniscal fasciculi and lateral meniscal stability. *American Journal of Sports Medicine*, 1997; 25:849–853
- 34) Stensdotter AK, Dalén T, Holmgren C, Häger-Ross C; Knee angle and force vector-dependent variations in open and closed kinetic chain for m. popliteus activation. *Journal of Orthopaedic Research*. 2008; 26:217-224
- 35) Stensdotter AK, Holmgren C, Dalén T, Häger-Ross C; The role of M. Popliteus in unpredictable and in self-initiated balance provocations. *Journal of Orthopaedic Research*, 2006
- 36) Tria A, Palumbo R, Alicea J; Conservative care for patellofemoral pain. *Orthopedic Clinics of North America*, 1993; 23:545–554
- 37) Veltri DM, Warren RF; Posterolateral instability of the knee. *Journal of the American Academy Of Orthopaedic Surgeons*, 1995
- 38) Vincent JP, Magnussen RA, Gezmez F, Uguen A, Jacobi M, Weppe F, Al-Saati MF, Lustig S, Demey G, Servien E, Neyret P; The anterolateral ligament of the human knee: an anatomic and histologic study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2012; 20:147–152
- 39) Wang CJ; Injuries to the posterior cruciate ligament and posterolateral instabilities of the knee. *Medicine Journal*, 2002; 25:288-97
- 40) Woo SLY, Hollis M, Adams DJ, Lyon RM, Takai S; Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. *American Journal of Sports Medicine*, 1991; 19:217–225

Lisa 1.



Pilt nr. 1– Põlveliigese posterioorne vaade: *arcuate* side (AL), fabellofibulaarne side (FFL), m. gastrocnemius (G), lateraalne kollateraalside (LCL), popliteofibulaarne side (PFL), popliteomeniskaalne side (PML), m. popliteus ning selle kõõlus (PT), m. semimembranosus'e kõõlus (SM), m. semimembranosus'e ühendus liigese posterolateraalsega (SMR). (Recondo et al., 2000)

Summary

Dmitri Valiulin

The aim of this study was to introduce the posterolateral compartment of the knee, starting with a basic analysis of the anatomy and biomechanics. The author was also able to analyse the effect of each structure on showing posterolateral stability and the coactivation patterns. After examining posterolateral compartment, the diagnostics and rehabilitation has been introduced. Unfortunately, due to the lack of free articles, it was impossible to introduce the manual treatment, hydrotherapy or use of special equipment in the rehabilitation process. The text is focused on therapeutic exercise, its different types and variations.

It has been found that the most important structures of posterolateral compartment are lateral collateral ligament (LCL), popliteofibular ligament (PFL) and *m. popliteus*. Selective dissection studies agreed, on the fact that these three structures act as a unit and none of them can have preference in the aspect of stability. Although, posterolateral corner also acts as an important afferent, helping to monitor the tibiofemoral joint position. Significant importance has been found in *m. popliteus*, that is able to receive information from medial and lateral compartments of the knee, producing 3-dimensional feedback. Also, muscle tension and elongation send direct signals to the brain. The current thesis supports the theory that *m. popliteus* is one of the key structures in the knee. *M. popliteus* stability function is most essential in mid-range of knee flexion when most capsuloligamentous structures are unable to function optimally. Its function is not only well-known internal rotation, but also to protect the lateral meniscus, preventing forward dislocation of the *o. femur* on the *o. tibia* and providing a balance adjustment function as mentioned above. So the real function of *m. popliteus* cannot be underestimated during implementation of injury prevention programs and functional rehabilitation.

Rehabilitation process is controlled and provided by therapist, but implemented by the patient, and both responsibilities are shared. Exercises should be executed in a controlled manner, in the beginning to avoid fast and unpredictable movements being focused on isometric exercises. In the second phase more dynamic and functional exercises are applied. Some scientific articles suggest that exercises with heavy resistance, produce a greater neuromuscular activation and therefore increase the level of muscle growth and strength. It is

clear that heavy resistance exercises should be included, but only since the patient is able to execute them without pain and in a controlled manner during all range of motion.

Posterolateral compartment is not as well researched part of the knee, therefore I have found that it is important to have more detailed researches to be done in the future. Also the current thesis is not all-inclusive, having not analysed many of structures and types of rehabilitation, keeping possibility for further studies.

Käesolev bakalaureusetöö on lubatud kaitsmisele.

Juhendaja: prof Mati Pääsuke

Juhendaja allkiri

Õppetooli juhataja

Kuupäev ja allkiri

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina,

Dmitri Valiulin

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose

Põlveliigese posterolateraalne ebastabiilsus ning taastusravi,

mille juhendaja on

prof Mati Pääsuke,

- 1.1. reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-is lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;
 - 1.2. üldsusele kättesaadavaks tegemiseks Tartu Ülikooli veebikeskkonna kaudu, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace'i kaudu kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni.
2. olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.
3. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Tartus, 05.05.14

