

Tartu Ülikool
Kehakultuuriteaduskond
Spordibioloogia ja füsioteraapia instituut

Vallo Vaher

**REIE NELIPEALIHASE JÕU JA PÕLVELIIGESE AKTIIVSE
LIKUVUSE NÄITAJAD GONARTROOSIGA PATSIENTIDEL ENNE
JA 2 NING 6 KUUD PÄRAST KORRIGEERIVAT OSTEOTOOMIAT**

Magistritöö

Liikumis- ja sporditeaduste erialal
(Kinesioloogia ja biomehaanika)

Juhendaja: MD, PhD Helena Gapeyeva

Tartu 2006

SISUKORD

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Väitekirja materjalide põhjal avaldatud publikatsioonid | 4 |
| Töös kasutatud lühendid | 5 |
| Sissejuhatus | 6 |
| 1. Kirjanduse ülevaade | 7 |
| 1.1. Põlveliigese funktsionaalne anatoomia..... | 7 |
| 1.2. Lihasjõudu määravad faktorid..... | 9 |
| 1.3. Skeetilihaste jõu ja kiirusliku jõu testimise võimalustest laboratoorses tingimustes..... | 11 |
| 1.4. Osteoartroos..... | 12 |
| 1.5. Korrigeeriv sääreluu supratuberositaarne osteotoomia..... | 14 |
| 1.6. Gonartroosiga patsientide osteotoomia järgse taastusravi üldine ülevaade..... | 15 |
| 1.7. Funktsionaalse seisundi hindamiseks kasutatavad vahendid gonartroosi puhul..... | 18 |
| 2. Töö eesmärk ja ülesanded | 21 |
| 3. Töö metoodika | 22 |
| 3.1. Vaatlusalused..... | 22 |
| 3.2. Uuringu korraldus..... | 23 |
| 3.3. Uurimismeetodid..... | 24 |
| 3.3.1. Reie nelipealihase tahtelise isomeetrilise jõu näitajate määramine..... | 24 |
| 3.3.2. Reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni hindamine..... | 25 |
| 3.3.3. Reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajate määramine..... | 27 |
| 3.3.4. Põlveliigese aktiivse liikuvuse hindamine..... | 29 |
| 3.3.5. Kehalise seisundi hindamine..... | 29 |
| 3.3.6. Valu subjektiivne hinnang..... | 30 |
| 3.4. Andmete statistiline töötlus..... | 30 |
| 4. Töö tulemused | 31 |
| 4.1. Reie nelipealihase tahteline isomeetriline maksimaaljõud..... | 31 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 4.2. Reie nelipealihase tahtelisel isomeetrilisel pingutusel registreeritud jõugradientide näitajad..... | 32 |
| 4.3. Reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajad..... | 34 |
| 4.4. Reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni hindamine..... | 37 |
| 4.5. Põlveliigese aktiivse liikuvuse näitajad..... | 38 |
| 4.6. Antropomeetrised näitajad, kehalise seisundi ja valu hindamine..... | 38 |
| 5. Töö tulemuste arutelu..... | 41 |
| 6. Järeldused..... | 48 |
| Kasutatud kirjandus..... | 49 |
| Summary..... | 56 |
| Tänuavaldus..... | 57 |

VÄITEKIRJA MATERJALIDE PÕHJAL AVALDATUD PUBLIKATSIOONID

1. Vaher, V., Gapejeva, H., Ereline, J., Lenzner, A., Haviko, T., Pääsuke, M. Reie-
nelipealihase jõu ja põlveliigese aktiivse liikuvuse näitajad gonartroosiga patsientidel
enne korrigeerivat osteotoomiat. Konverents “Teadus, sport ja meditsiin” Kääriku,
2004, lk 100-102.
2. Vaher, V., Gapejeva, H., Ereline, J., Pääsuke, M., Haviko, T., Lenzner, A. Strength
deficits and voluntary activation of quadriceps femoris muscle in osteoarthritic knee.
8th Congress of European Federation for Research in Rehabilitation. Ljubljana,
Slovenia. International Journal of Rehabilitation Research, 2004, 27 (Suppl 1): 171-
172.
3. Vaher, V., Gapejeva, H., Ereline, J., Lenzner, A., Haviko, T., Pääsuke, M. Reie-
nelipealihase jõud ja põlveliigese aktiivne liikuvus gonartroosiga patsientidel enne ja
kaks ning kuus kuud pärast korrigeerivat osteotoomiat. TÜ Kehakultuuriteaduskonna
teadus- ja õppemetoodiliste tööde kogumik XIII. AS Atlex, Tartu, 2005, lk 209-223.

TÖÖS KASUTATUD LÜHENDID

- p** - olulisuse tõenäosus
- F_{max}** - tahteline maksimaaljõud
- RFD 25** – suhteline jõugradient 25% jõuarenduse juures
- RFD 50** – suhteline jõugradient 50% jõuarenduse juures
- M_{max}** - maksimaalne jõumoment
- N_{max}** - maksimaalse jõumomendi saavutamise hetkel arendatav võimsus
- X** - aritmeetiline keskmine
- SD** - standard hälve
- KMI** - kehamassi indeks
- TA** - tahtelise aktivatsiooni protsent
- N** - vaatlusaluste hulk
- ATP** - adenosiintrifosfaat
- SSO** - sääreлуу supratuberositaarne osteotoomia
- OA** - osteoartroos

SISSEJUHATUS

Osteoartroos on üks levinuim liigesehaigus ja ülemaailmselt levinuimaid rahvatervise probleeme. Põhiliselt esineb see haigus just vanemaealistel. Osteoartroos on krooniline degeneratiivne liigesehaigus. Haiguse tunnusteks on kõhre esmane degeneratsioon ja destruktsioon, kõhrealune skleroos ning proliferatiiv-fibroossed muutused luukoes ja sünoviaalkestas ning madalam põlveliigese sirutajate jõud, põlve valu, põlveliigese liikuvusulatuse vähenemine, lihaste düsfunktsioon.

Skeletilihased moodustavad 40-45% inimese kehamassist. Lihase inaktiivsuse korral tekivad neis morfoloogilised ja funktsionaalsed muutused, tekib lihasatroofia. Tihti on reie nelipealihase jõu vähenemine tingitud põlveliigese osteoartroosist. Taastusravi üheks probleemiks on operatsiooni järgselt tekkinud lihaste funktsionaalse võimekuse langusele viiva lihasatroofia vähendamine. Sellest lähtudes, lisaks liigese liikumisulatuse taastamisele, on vaja taastada lihaste funktsionaalne seisund.

Tänapäeval kasutatakse põlveliigese osteoartroosi raviks sääreluu osteotoomiat ning selle protseduuriga on saadud väga häid tulemusi põlveliigese mediaalse osteoartroosi puhul.

Kõigie kaasaegsema osteotoomia meetodina on võetud kasutusele sisese fiksaatori süsteem (TomoFix süsteem), mis on mõeldud hoidma saavutatud korrektsiooni ilma lisa luukiilu paigutamiseta sääreluu osteotoomia kohale. Uus TomoFix plaat on disainitud nii, et oleks saavutatud optimaalne stabiilsus ilma luulise vahelesegamiseta ja ilma ühegi lisa luukiilu võtmiseta teistelt luudelt. Antud süsteem on uus ja üha laiemalt kasutatav ning patsiendile vähem komplikatsioone tekitav. Ka antud uuringus oli patsientidele teostatud TomoFix süsteemiga osteotomia.

Käesoleva töö eesmärgiks oli hinnata reie nelipealihase ning põlveliigese funktsionaalset seisundit patsientidel, kellel oli diagnoositud unilateraalne põlveliigese osteoartroos. Kõigile patsientidele oli raviks määratud korrigeeriv tibiaalse osteotoomia. Patsiente uuriti osteotoomia eelselt ning 2 ja 6 kuud pärast operatsiooni, võrreldes näitajaid kontrollgrupiga. Määrati reie nelipealihase isomeetrilise- ja isokineetilise jõu, elektrostimulatsiooniga esile kutsutud üksikkontraktsiooni näitajad, tahtelise aktivatsiooni protsent ning põlveliigese aktiivse liikuvuse näitajad.

1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

1.1. Põlveliigese funktsionaalne anatoomia

Põlveliiges (*articulatio genus*) on suurim ja kõige komplekssem sünoviaalliiges inimese kehas. Põlveliiges koosneb kolmest osast, mis kujutavad endast omaette liigeseid ja kuuluvad kõik ühisesse sünoviaalsesse liigeseõõnde (Kent jt., 1988; Rogers, 1992; Birkenfeldt jt., 1995): mediaalsest osast reieluu mediaalse osa ja sääreluu põnda vahel; lateraalsest osast reieluu lateraalse osa ja sääreluu põnda vahel; põlvekedra ja sääreluu vahelisest osast. Pindluu ei võta osa põlveliigese moodustamisest (Kent jt., 1988; Rogers, 1992; Birkenfeldt jt., 1995; Watkins, 1991).

Põlveliiges on keerulise ehitusega plokk-ratasliiges. Liigeses on võimalik sääre painutamine ja sirutamine ning piiratud ulatuses ka pööramine sääreluu pikkitelje ümber. Viimane saab toimuda ainult siis, kui sääär on painutatud ja kui põlveliigese kollateraalsidemed (*lig. collaterale*) ei ole pingul. Reieluul kinnitub liigesekapsel 1 cm liigesepinnast kõrgemal: sääreluul kondüülide servadele, põlvekedral aga liigesepinna servadele. Liigesekapsli välimine osa kujutab endast õhukest fibrosset kihti, mida tugevdavad laisidekirme (*fascia lata*) ja liigest ümbritsevad kõõlused (Kent jt., 1988; Rogers, 1992).

Põlveliiges on stabiliseeritud ja kaitstud põlvekedra (*patella*) ja põlvekedrasidemega (*lig. patellaris*), mis kokku moodustab libiseva põlvekedra-reie liigese (Kent jt., 1988; Rogers, 1992).

Põlveliigest stabiliseerivad vastupidavad välispidised sidemed: sääreluumine kollateraalkülgside, pindluumine kollateraalkülgside, eesmine ristatiside ja tagumine ristatiside. Reie nelipealihase kõõlus kinnitub põlvekedrapõhimikule ja suundub tema tipust põlvekedrasidemena sääreluukõprusele. Liigesekihnu kummalgi küljel paiknevad kollateraalsidemed (*lig. collaterale*) - sääreluumine ja pindluumine kollateraalside. Need suunduvad reieluu põntadelt vastavalt sääreluu mediaalsele põndale ja pindluupeale. Neil on pidurdav funktsioon: ülemäärase sirutuse korral põlveliigeses need sidemed venivad välja või rebenevad. Eesmine ristatiside limiteerib libisemisliikumisi sääreluu ja reieluu vahel. Tagumine ristatiside on kinnitunud tagumisele põntadevahelisele alale sääreluul ja

see limiteerib sääreluu taha- ja reieluu ette liikumist. Mõlemad ristatsidemed takistavad välja- ja sissepöörämist ning lülitavad täielikult välja külgliikumised (Kent jt., 1988; Rogers, 1992; Roosalu, 1994; Birkenfeldt et al., 1995; Seeder, 1995; Harries jt., 1996).

Põlvekedra sideme ja liigese kapsli sünoviaalkelmete vahel paikneb infrapatellaarne rasvkeha (*corpus Hoffa*), mis asub põlvekedrast allpool (Kent jt., 1988).

Põlveliigest stabiliseerivad mitmed lihased: reie nelipealihhas (*m. quadriceps femoris*), reie sirglihas (*m. rectus femoris*), külgmine pakslihak (*m. vastus lateralis*), keskmine pakslihak (*m. vastus medialis*), reie kakspealihhas (*m. biceps femoris*), poolkõõluslihhas (*m. semitendinosus*), poolkilelihhas (*m. semimembranosus*) (Kent jt., 1988).

Sääreluu-reieluu liigeses on eristatavad kaks osa: mediaalne ja lateraalne. Jagunemine tuleneb sellest, et reieluul olevad põndad on eraldatud põntadevahelise alaga, mis kujutab endast sätku põntade vahel. Seetõttu on reieluu ja sääreluu põntade vahel kaks liigestust (Kent jt., 1988; Rogers, 1992; Harries jt., 1996).

Liigese kihnu eesmises osas paikneb põlvekedra, mille tagumine pind liigestub reieluu põlvekedermise pinnaga. Sääreluu põntade liigesepinnad on kergelt nõgusad, reieluul kumerad. Reieluu põndad on suuremad ning seetõttu on need kombineeritud ja nähtavad põlve painutuse või sirutuse ajal. Sääreluu põndad tulevad vähesel määral nähtavale vaid sirutuse ning painutuse korral. Liigesepindade mittevastavus kompenseeritakse mediaalse ja lateraalse meniski (võruketta) abil, mis asetsevad liigeseõõnes reie- ja sääreluu põntade vahel (Rogers, 1992; Harries jt., 1996). Meniskid kujutavad endast kiilukujulisi fibrooskõhrelisi kettaid. Menisk on elastne ja deformeerumisvõimeline, morfoloogiliselt koosneb tema ülemine ja alumine pind pinguletõmmatud kiudkõhrest, mis moodustatud põhiliselt sidekoest (Walker, Erkman, 1975).

Mediaalse ja lateraalse põnda eesmised servad on põlveristsideme abil teineteisega ühendatud. Meniskid kui elastsed kõhrelised moodustised amortiseerivad põrutusi, mis käimisel, jooksmisel või hüppamisel labajalalt pikki luid edasi antakse (Brady, Hurson, 1996; Seeder, 1996). Peale selle on meniskil tähtis roll keharaskuse ülekandel, põlveliigese stabiliseerimisel ja sünoviaalvedeliku ringlemise tagamisel (Shrine, 1974; Walker, Erkman, 1975; Kurosawa jt., 1980; Brady, Hurson, 1996).

Liigesepindadele langevast komprimeerivast koormusest langeb meniskitele ~50% sirutatud ja ~90% painutatud põlve korral (Walker, Erkman, 1975). Meniskid on

tähtsad proprioretseptoreid sisaldavad struktuurid liigese asendi tunnetuses, meniski ees- ja tagasarv sisaldab I ja II tüüpi aferentseid närvilõpmeid (Seeder, 1995).

Liigeseõõnes asuvad reeluud sääreluuga ühendavad eesmine ja tagumine ristatiside (*lig. cruciata*). Need sidemed stabiliseerivad põlveliigest sagitaaltasapinnas. Liigesekihnu sünoviaalkiht moodustab mitmeid sopistisi ehk sünoviaalpaunu, millest osa on ühenduses liigeseõõnega. See liigese kapsli sünoviaalkiht katab ristatisidemed peaaegu täielikult, mistõttu viimased jäävad väljapoole liigese sünoviaalõõnt (Kent jt., 1988; Rogers, 1992).

Põlveliigese on võimalikud järgmised liikumised (Seeder, 1995; Harris jt., 1996):

- 1) frontaalteelje ümber: painutus, sirutus;
- 2) pikitelje ümber painutatud põlve puhul: siserotatsioon 5-10° ja välisrotatsioon kuni 30°.

Liikumine frontaalteelje ümber toimub liigese ülemises osas (*articulatio menisocofemoralis medialis et lateralis*), liikumine sääreluu pikitelje ümber liigese alumises osas (*articulatio meniscotibialis medialis et lateralis*) (Seeder, 1995; Harris jt., 1996).

1.2. Lihaskõude määravad faktorid

Kehalise võimena on lihaste jõudu defineeritud kui võimet ületada lihaskontraktsiooni abil välist vastupanu (Verhošanski, 1985). Kehalistest võimetest on jõud üks olulisemaid näitajaid, kuna igasugune liikumine (keha ümberpaiknemine ruumis) toimub tänu lihaskõule. Seetõttu tulebki jõuvõimeid vaadelda eelkõige kui tingimust, mis määrab inimese motoorse võimekuse, millest aga omakorda sõltub liikumise kiirus (Verhošanski, 1985).

Närvi-lihaskõu funktsionaalset võimekust ja seisundit määravad kaks gruppi tegureid (Pääsuke, Lemberg, 1989):

- 1) tsentraalsel (kesknärvisüsteemi) tasandil - mootorsete närvikeskuste erutuvus ja labiilsus, nende talitluse tulemusena teostuvad lihasesisese ja -vahelise koordinatsiooni efektiivsus;

2) perifeersel tasandil (lihase tasandil) - lihaskontraktsiooni lõõgastuse tekke kiirus ning lihaskontraktsioonide energeetilise kindlustatuse efektiivsus.

Liikumise tööefekti määrab lihaskontraktsioonil arendatava pinge suuruse maksimum ja selleks kulutatud aeg. Seepärast oleks otstarbekas valida jõuvõimete kriteeriumiks lihaste kontraktsioonil arendatava võimsuse näitaja (Verhošanski, 1985). Arendatav maksimaalne lihaspinge võib olla ühekordne, korduv, tsükliline või vahelduv, suure või väikese vastupanuga, suure kiirusega või aeglane. Lihase tööeelne seisund võib olla mitmesugune (lõtv või pingestatud). Esinevad järgmised liha stöö režiimid (Gurfinkel, Levik, 1985):

- * isomeetiline;
- * dünaamiline;
- * isotooniline;
- * segarežiim.

Skeletilihaste kontraktsioonijõud on seotud kolme grupi füsioloogiliste faktoritega (Gurfinkel, Levik, 1985; Enoka, 1988):

- * tsentraalsed (kesknärvisüsteemi) faktorid;
- * perifeersed (lihase-) faktorid;
- * energeetilised faktorid.

Kesknärvisüsteemi faktorid tagavad motoneuronite erutuse ja lihaste omavahelise regulatsiooni ning nende osa jõupinge ilmnemisel väljendub nn. lihastesiseses koordinatsioonis. Lihasejõu suurendamine sõltub oluliselt adaptatsioonilistest muutustest kesknärvisüsteemis (neuraalsest adaptatsioonist), mis suurendab motoorsete keskuste võimet mobiliseerida rohkem motoneuroneid ja täiustada lihastevahelist koordinatsiooni (Gurfinkel, Levik, 1985; Enoka, 1988).

Perifeersed faktorid määravad lihase kontraktsiooniomadused ja funktsionaalse seisundi ning mõjutavad jõuvõimeid. Seejuures lihaste jõuvõimeid määravate teguritena võib esile tuua kaks momenti (Gurfinkel, Levik, 1985; Verhošanski, 1985; Enoka, 1988):

- * kiirete ja aeglaste lihaskiudude vahetamine lihases;
- * lihase energeetilise kindlustatuse ja ainevahetusprotsesside kulgemise kvantitatiivne tase.

Pingutuse suurus ja kiirus sõltuvad suurel määral skeletilihaste kontraktsioonimehhanismide funktsionaalsetest võimetest (Eloranta, Komi, 1980; Knapik, 1980;

Alen jt., 1984; Verhošanski, 1985). Maksimaalse pingutuse ajal mobiliseeritakse kõik lihaskiudude tüübid (Häkkinen jt., 1984; Enoka, 1988; Gurfinkel, Levik, 1988; Narici jt., 1996;). Isomeetrilise jõu arendamisel osalevad nii aeglased kui ka kiired lihaskiud (Häkkinen jt., 1984; Gurfinkel, Levik, 1988).

Energeetilised faktorid tagavad lihaskontraktsiooni mehaanilise efekti. Lihastöö vahetuks energiaallikaks on ATP. Nii lihasraku kontraktsioon kui ka lõõgastumine toimub ATP hüdrolyüüsil vabaneva energia arvel. Kuna lihastööl pidevalt kulutatakse ATP -d, on lihaskontraktsiooni säilitamise hädavajalikuks tingimuseks ATP taastootmine ehk resünteerimine. See võib toimuda nii lihastes juba leiduvate kui ka lihastöö käigus moodustavate makroergiliste ühendite arvel (Belcastro jt., 1980).

1.3. Skeletilihaste jõu ja kiirusliku jõu testimise võimalustest laboratoorses tingimustes

Füsioloogilisest seisukohast võttes sõltub liigutuse kiiruse, maksimaal- ja kiirusliku jõu tase eelkõige indiviidi närvi-lihasaparaadi funktsionaalsest võimekusest ja seisundist. Inimese närvi-lihasaparaadi moodustavad seljaaju hallaine esisarvedes paiknevad motoorsed närvirakud - alfa-motoneuronid, neid lihastega ühendavad pikad närvikiud - aksonid ning motoneuronite poolt innerveeritavad lihaskiud. Sealjuures närvi-lihasaparaadi juhtimine tahtelise liigutuse sooritamisel toimub kesknärvisüsteemi (eriti ajukoore motoorse tsooni ja mõningate koorealuste keskuste) poolt. Seega närvi-lihasaparaadi võimekuse määravad kaks gruppi tegureid - tsentraalsed (kesknärvisüsteemi) - ja perifeersed (lihas-) tegurid (Pääsuke, 1996).

Närvi-lihasaparaadi võimekuse hindamisel määratakse lihaste jõudu ja kiiruslikku jõudu iseloomustavad parameetrid tahtelise maksimaalse pingutuse tingimustes. Sel juhul on tegemist kahe ülalnimetatud tasandi summarse toime hindamisega. Need näitajad registreeritakse dünamomeetrilisel teel ning viiakse läbi spetsiaalselt konstrueeritud seadmetel. Vastavalt lihaskontraktsiooni liigile jagunevad dünamomeetrid isomeetriliseks ja isokineetiliseks. Isomeetriliste dünamomeetritega määratakse maksimaaljõud ning jõu aja karakteristikud isomeetrilises lihaskontraktsiooni režiimis (Hood, Forward, 1965; Pääsuke, Lemberg, 1989; Pryor jt., 1994; Väätäinen jt., 1995). Lisaks sellele võimaldab isomeetriline dünamomeetria

hinnata lihase tahtelise lõõgastuse kiirust (Stam, Binkhorst, 1992). Isomeetrilisel kontraktsioonil avalduvat lihasjõudu nimetatakse staatiliseks jõuks (Vain, 1972). Jõutestid on parimaks vahendiks kehalise võimekuse hindamisel. Saadud üksikute lihasrühmade jõu andmete abil on võimalik arvutada mitmesuguste komplekssete liigutuste jõu teoreetilist summat (Kalam, Viru, 1973).

Isokineetilise dünamomeetriga mõõtes on lihaskontraktsiooni liigiks isokineetiline kontraktsioon. Selle kontraktsiooni liigi korral lihases tekkiv pinge varieerub selliselt, et lihase lühenemise või pikenemisega kaasneb luukangide liikumine konstantse nurkkiirusega, mille tagabki vastav dünamomeeter. Isokineetilise dünamomeetri abil registreeritakse peamiselt jõumoment (Knapik jt., 1983; Batzopoulos, Brodie, 1989; Hinson jt., 1995). Lihased võivad isokineetilisel kontraktsioonil töötada nii kontsentrilises kui ka ekstsentrilises režiimis (Pääsuke, 1996). Vastavalt etteantavatele nurkkiirustele (mida väiksem on etteantud nurkkiirus, seda suurem on liikumisel väline vastupanu) ja liikumise iseloomule, hinnatakse registreeritud jõumomentide alusel vaadeldava lihasrühma seisundit alljärgnevalt (Perrin jt., 1987; MacDougall jt., 1991; Hinson jt., 1995):

- * 10 kuni 90°/s - hinnatakse lihasgrupi jõuomadusi;
- * 100 - 230°/s - hinnatakse lihasgrupi kiirusliku jõu omadusi;
- * 240°/s ja enam - hinnatakse lihasgrupi kiirusomadusi.

Tänapäeval leiavad isokineetilised dünamomeetrid arenenud riikides laialdast kasutamist nii spordis kui ka rehabilitatsioonis ja kliinilises meditsiinis.

Taastusravis on kasutatavad nii kontsentrilises kui ka ekstsentrilises režiimis tehtavad harjutused. Uuringute tulemused on näidanud, et põlve sirutusvõime arendamisel erilisi erinevusi nende kahe režiimi vahel ei esine (Werner, Erikson, 1993; Henk jt., 1993).

1.4. Osteoartrroos

Osteoartrroos (lad. *osteoarthrosis*, ingl. *osteoarthritis*) on krooniline degeneratiivne liigesehaigus. Haiguse tunnusteks on kõhre esmane degeneratsioon ja destruktsioon,

kõhrealune skleroos ning proliferatiiv-fibroossed muutused lukoes ja sünoviaalkestas (Soren, 1993; Birkenfeldt jt., 1995, 2000; Gur, Cakin, 2003).

Osteoartroos on kõige levinuimaks liigesehaiguseks ning seda peetakse üheks ülemaailmselt oluliseimaks rahva tervise probleemiks. Kõigist reumatoloogilistest haigustest 60-70% moodustavad OA haiged ja seda põeb 10-12% täiskasvanud elanikkonnast. Sagedamini esineb see haigus just vanemas eas. Viiekümne kuni kuuekümmne aasta vanuses on haigeid 27%, üle kuuekümmne aasta vanuste seas juba 97% (Birkenfeldt jt., 1995, 2000).

Osteoartroosi riskifaktorid on järgmised (Marks, Allegrante, 1995; Birkenfeldt jt., 1995, 2000):

1. mehaaniline ülekoormus liigesekõhrale (põhjustajateks on suur kehamass, raske füüsiline töö, töö püstiasendis, korduvad stereotüüpsed liigutused, tippsport);

2. keha staatika häired (skeleti arengu häired, staatikahäired, lihas- ja sidemetesüsteemi nõrkus ning hüpermobiilsussündroom);

3. sisenõrenäärmete häired (põhjustavad diabeet, akromegaalia, menopaus);

4. perifeerse vereringe häired;

5. varasemad mikrotraumad ja põrutused;

6. pärilikkus.

Tihti võib osteoartroosi nimetada poliosteoartroosiks, kus on haaratud korraga mitu liigest. Sagedasemad osteoartroosi vormid on koksartroos, gonartroos ja distaalsete interfalangeaalliigeste artroos. Haigus kombineerub osteokondroosi ja spondüloartroosiga (Gur, Cakin, 2003).

Enamikul juhtudel algab osteoartroos aeglaselt ja märkamatult. Liikumisel tekib kerge valu ja krudin ning haige ei oska selle põhjust välja tuua. Tavaliselt esineb kerge valu koormuse ajal, mis kaob puhkeolekus. Valu ägeneb päeva teisel poolel. Esinevad nn. stardivalud liikumise alustamisel (Birkenfeldt jt., 1995, 2000).

Sagedamini on osteoartroosi puhul valude põhjuseks reaktiivne sünoviit, periartriit ja ümbritsevate lihaste spasm. Reaktiivse sünoviidi tekke peamiseks põhjusteks on infektsioon, trauma või liigese mehhaaniline ülekoormus. Tekivad põletiku nähud ja valud. Liiges on kergelt turses, palpatsioonil valulik, lokaalne nahatemperatuur on maksimaalselt kõrgenenud ning liigese liikuvus on piiratud (Birkenfeldt jt., 1995, 2000).

Hoolimata suhteliselt kergesti äratuntavatest kliinilistest sümptomitest põhineb osteoartroosi diagnoos tänapäeval enamasti röntgenoloogilisel leiul. Spetsiaalsed laboratoorsed testid puuduvad. Kasutatakse ka ultrasonograafiat ning kompuutertomograafiat (Birkenfeldt jt., 1995, 2000).

1.5. Korrigeeriv sääreluu supratuberositaarne osteotoomia

Korrigeeriv sääreluu supratuberositaarne osteotoomia (SSO) on operatsioon, mis on näidustatud põlveliigese mediaalse osteoartroosi korral. ning selle protseduuriga on saadud väga häid tulemusi põlveliigese mediaalse osteoartroosi puhul (Insall jt. 1983; Coventry, 1985; De Pablos jt. 1998; Hernigou jt. 1987; Hernigou jt. 1996) (Joonis1).



Joonis 1. Postoperatiivne radiograafia : varus gonartroosiga patsiendil teostatud sääreluu supratuberositaarne osteotoomia TomoFix plaadiga (Alex jt., 2003)

Pikka aega on olnud laialt levinud tehnikaks lateraalne suletud kiiluga osteotoomia (Coventry jt., 1985). Selle operatsiooni korral on kasutatud erinevaid fikseerimis viise. Selle meetodi potentsiaalsed komplikatsioonid on seotud neurovaskulaarsete vigastustega, infektsioonidega, liigesesisesed murrud, mittestabiilsus, taastuv valgusdeformatsioon ja

valgus ülekorrektsioon (Coventry, 1985; Jokio jt. 1985; Hee jt. 1996; Magyar jt. 1998; Weale jt. 2001).

Tänapäeval kasutatakse laialdaselt mediaalset avatud kiiluga (luutüve kiiluga) osteotoomiat. See meetod hoiab liigest paremini paigal, korrigeerib paremini deformatsiooni – kõrvaldades selle (Weale jt., 2001). Tavaliselt tehakse lõige ainult sääreluu proksimaalsele otsale, lõike kohale asetatakse luuline kiil. Pindluule tavaliselt seda ei tehta, aga kui selleks on vajadus, siis on see operatsioon tehniliselt kergem (Alex jt. 2003).

See meetod on seotud väliste kõrvaltoimetega ja fiksaator seadeldisega mitmeteks nädalateks. Peamine selle meetodi kahjulikkus on kruvikohtade infektsioon. Suurimaks probleemiks on olnud luukiilu sobimatus ja selle ebastabiilsus lõikekohas ning sellest tulenev kahju korrektsioonile (Murphy 1994; Alex jt. 2003).

Üritades üle saada fiksaatori probleemist, on välja töötatud sisene fiksaator (TomoFix), mis on mõeldud hoidma saavutatud korrektsiooni ilma lisa luukiilu paigutamiseta osteotomia kohale (De Simoni jt., 2000, Alex jt. 2003). Uus TomoFix plaat on disainitud nii, et oleks saavutatud optimaalne stabiilsus ilma luulise vahelesegamiseta ja ilma ühegi lisa luukiilu võtmiseta teistelt luudelt. Antud süsteem on uus ja üha laiemalt kasutatav ning tekitab patsiendile vähem komplikatsioone (Frigg jt. 2001). Antud uuringus kasutati patsiente, kellele oli teostatud TomoFix süsteemiga osteotomia. Seda süsteemi kasutatakse kõige sagedamini patsientidel kellel on välja kujunenud põlveliigese vaarus deformatsioon ja ülekoormussümptomid põlve mediaalsel osal.

1.6. Gonartroosiga patsientide osteotomia järgse taastusravi üldine ülevaade

Meditsiiniliste rehabilitatsioonimeetmete kasutamine parandab gonartroosi puhul tunduvalt haigete seisundit - valud vähenevad, suureneb liigese liikuvus ning lihaste jõud, paraneb psühholoogiline seisund ja suureneb kehaline aktiivsus ning mõjutab soodsalt taastumist operatsiooni järgselt (Rogind jt., 1998).

SSO järgselt on vajalik vähendada opereeritud jala koormust. Selleks kasutatakse liikumisel kahe kuu ulatuses osteotoomia järgselt abivahenditena karke, kogu keha raskusega opereeritud jalale toetuda on keelatud. Vaatamata sellele on vajalik parandada liigesekehre ainevahetust ning verevarustust. Füsioteraapial on põletikuvastane, rahustav ja valu vaigistav toime, mille tulemusena paraneb liigese liikuvus, lihaste ja kogu organismi üldine kehaline võimekus (Vapra, 1980). SSO järgselt algab rehabilitatsioon füsioterapeudi poolt juhendatava võimlemise, asendravi ja karkudega kõndimise õppimisega. Esimesed kaks kuud tuleb liikuda karkudel ning on keelatud keharaskusega opereeritud jalale toetuda (Alex jt., 2003).

Immobilisatsioon, mida kasutatakse pehmete kudede vigastuste ja luumurdude raviks, põhjustab nende kudede atroofiat. On teada, et lihas kaotab kiiresti oma massi ja jõu. Samuti on hästi teada fakt, et paljudel patsientidel osutuvad atroofia ja funktsionaalsed muutused lihastes pöördumatuteks. Kliinilised uuringud näitasid, et paar aastat pärast põlve sidemete rebestust esines reie nelipealihases 10-35% jõu ja võimsuse defitsiit (Kannus jt., 1992). Immobilisatsiooni mõju erinevat tüüpi lihaskiududele on erinev - kiiret tüüpi lihased atrofeeruvad rohkem kui aeglased lihaskiud, kuid samas taastuvad kiired lihaskiud aeglastest kiiremini. See on enamasti tingitud aeglaste kiudude paremast verevarustusest ja kiiremast valkude uuenemisest. Võrreldes immobilisatsiooniga on remobilisatsiooni mõju uuritud tunduvalt vähem ja ei teata isegi teoreetilisi võimalusi, mida remobilisatsioon pakub, et taastada skeetilihaste morfoloogilised ja funktsionaalsed omadused. Et vältida immobilisatsioonist tingitud atroofiat, on oluline, et täielik immobilisatsiooniperiood oleks minimaalne (Kannus jt., 1992).

Rehabilitatsioon on menetluste kompleks, mis taotleb haige kohanemist haigusest tekkinud defektiga, otsides teid kaotatud lokomotoorsete funktsioonide kompenseerimiseks (Birkenfeldt, 1995).

Kõige olulisemaks taastusravi meetodiks on kehalised harjutused. Kehalised harjutused aitavad säilitada liigese funktsioone, samas ka taastavad ja arendavad lihasjõudu ning koordinatsiooni. Harjutused vähendavad liigesevalu ja aitavad vältida osteoporoosi. Harjutused peaksid olema aeroobse iseloomuga ning sisaldama jõuharjutusi, tasakaaluharjutusi ning painduvust ja liikuvust parandavaid harjutusi (Nied, Franklin, 2002). Lihaste töö, aktiivne või passiivne liigese liigutamine igas rehabilitatsiooni faasis ja lubatud piirides on parimad vahendid atroofia vältimiseks (Kannus jt., 1992). Treenima peaks nii kahjustatud kui ka kahjustamata liigeseid ning lihaseid. Valu vähendamiseks

enne kehaliste harjutuste sooritamist võib teha soojaprotseduuri või massaaži. Sama eesmärgiga peaks algul sooritama passiivseid harjutusi, minnes neilt üle aktiivsematele (Vapra, 1980). Põlve sirutajalihased on väga tundlikud atroofiale pärast vigastust ja/või artroskoopiat. Väga sageli kujuneb reie nelipealihase atroofia välja juba operatsioonieelsel perioodil. Seepärast on rehabilitatsiooniharjutuste programm üles ehitatud lihasjõu ja liigese liikuvuse taastamisele (Kannus jt., 1992). On täheldatud, et 3-nädalase kehaliste harjutuste perioodil suurenes oluliselt reie nelipealihase jõud (9-19%) ning vähenes valu igapäevategevuste sooritamisel (Fisher jt., 1993). Samas pole täheldatud kehaliste harjutuste kahjulikku mõju taastumisprotsessidele (Häkkinen jt., 1994).

Biomehaanilised, biokeemilised ja histoloogilised uuringud on näidanud, et eksperimentaalselt esile kutsutud sideme rebendi paranemine sõltub suuresti varajast mobilisatsioonist (Kannus jt., 1992).

Kehaline aktiivsus mängib põhilist rolli muutuste vältimisel luudes ja seda ei saa asendada toitumuslike või hormonaalsete faktoritega. Luude kaltsiumi kaotust aitavad ära hoida lihaste kontraktsioonid ja harjutused vastupanuga. On tõestatud, et luu mineraalainetesisalduse, tugevuse ja vastava lihase suuruse vahel on seos (Kannus jt., 1992). Lihaste treenimiseks atroofia vältimise eesmärgil eelistatakse isomeetrilisi harjutusi. On palju andmeid selle kohta, et jäigastunud liigestega jäsemete lihased, kui nad omavad normaalset innervatsiooni ja on võimelised isomeetrilisteks kokkutõmmeteks, säilitavad oma jõu, massi ja normaalse morfoloogilise ehituse (Petlem, 1974).

Remobilisatsioon nõuab palju rohkem aega kui atroofia tekimine. Remobilisatsiooni abil võivad skeletilihaste funktsionaalsed omadused oluliselt paraneda, kuid ükski uurimine ei ole näidanud, kui täielik taastumine on võimalik (Kannus jt. 1992).

Valude ja liigeste tursete puhul on soovitatavad järgmised füüsilise ravi meetodid: impulssravi, interferentsvoolud, diadünamoforees. Kõhr- ja luukoe ainevahetuse intensiivistamiseks soovitakse fonoforeesi, soojaraviprotseduure, elektroforeesi või mikrolaineravi (Birkenfeldt jt. 1995). Vesiraviprotseduuridest annavad häid tulemusi kümbused ja vannid, kasutatakse samuti ravidušše ning vesivõimlemist, ujumist ning vesimassaaži (Birkenfeldt jt. 2000). On leitud, et vesivõimlemisel on soodne mõju liigese liikuvusele, suureneb reie ümbermõõt ja väheneb ühe miili kõndides läbimise aeg (Wyatt jt. 2001).

Väga olulisel kohal on massaaž ja liigeseid säästev võimlemine lihaskonna tugevdamiseks (Birkenfeldt jt., 1995). Massaaži toimetel lümfisooned laienevad ja lümfi-

ning vereringe intensiivistub, paraneb organismi ainevahetus. Massaaž avaldab soodsat toimet lihastele nende väsimuse ja isegi atroofia korral: parandab lihaste toitumist ja takistab ning pidurdab nende kõhetumist (Loogna, 1999).

Funktsionaalne rehabilitatsioon, eneserehabilitatsioon patsiendi kodus ning patsiendi harimine ja harjutuste õpetamine on põhilised ja hädavajalikumad mitteremedikamentoossed võimalused OA ravis. Need meetodid aitavad vähendada valu ja arstlike konsultatsioonide hulka, tõstavad kehalist aktiivsust ning elukvaliteeti (Birkenfeldt jt., 2000; Rouillon 2002).

1.7. Funktsionaalse seisundi hindamiseks kasutatavad vahendid gonartroosi puhul

Liikumisaparaadi funktsionalset võimekust iseloomustavad lihaste jõud ja vastupidavus, liigete liikuvus ja motoorsed oskused. OA puhul omab liikumisaparaadi funktsionaalse võimekuse hindamine suurt rolli (Lin jt., 2001). Liikumisaparaadi funktsionaalse seisundi hindamiseks on mitmeid erinevaid võimalusi: liigete liikuvuse mõõtmine, lihaste jõu ja kiirusomaduste määramine erinevates režiimides tahtelisel pingutusel ning elektrostimulatsioonil, tasakaalutestid, kõnnitestide erinevad moodused, igapäevase tegevusega toimetuleku ja valu küsimustikud. Üheks levinuimaks haigusspetsiifilise seisundi küsimustikuks on WOMAC`I indeks – see koosneb 24-st küsimusest kliiniliselt tähtsate sümptomite nagu valu, liigete jäikuse ja füüsilise toimetuleku kohta (Bellamy jt., 1988). WOMAC`I indeksit on ka võimalik kombineerida funktsionaalsete testidega. Sellega on võimalik hinnata gonartroosi puhul liikumisaparaadi funktsionaalse seisundi ja terapeutilise vahele segamise efektiivsust (Lin jt., 2001).

Närvi-lihasaparaadi funktsionaalse võimekuse hindamisel määratakse lihaste jõudu ja kiiruslikku jõudu iseloomustavad parameetrid maksimaalse tahtelise pingutuse tingimustes. Selleks kasutatakse dünamomeetrilisi seadmeid – isomeetrilisi- ja isokineetilisi dünamomeetreid (antud meetodeid on kirjeldatud peatükkides 1.2 ja 1.3). On leitud, et OA haigetel on oluliselt madalam reielihaste jõud ja vastupidavus kui samas vanuses tervetel (Minor jt. 1988). Uuringutes on leitud, et OA haigetel on vähenenud reielihaste isomeetriline jõud võrreldes tervetega (Häkkinen jt., 1997).

Haigetel oli süvenenud toimetuleku raskused ja valu igapäevaelu tegevustes. Samuti oli neil võrreldes tervetega oluliselt madalam isokineetiline jõumoment sääre sirutus- (72%) ja painutusliigutusel (56%), reie nelipealihase (203%) ning hamstringlihaste (214%) vastupidavus ja kontraktsioonikiirus (128%) (Fisher ja Pendergast 1997). OA haigetel on madalam reie nelipealihase maksimaalne isokineetiline jõumoment ja maksimaalne jõugradient isomeetrilisel pingutusel (Häkkinen jt.1997). Sama autor (Häkkinen jt., 1997) aga ei leidnud erinevusi reie nelipealihase maksimaalses tahtelises isomeetrilises maksimaaljõus.

Immobilisatsiooni, vigastuse või operatsiooni järgselt tuleks kasutada nende lihaste funktsiooni uurimist, mis on olulised traumeeritud liigese funktsiooni kohalt. Lihaste funktsiooni taastumisega saab hinnata ravi ja rehabilitatsiooni tulemuslikkust (Häkkinen jt., 1994).

Põlveliigese kahjustuse järgselt võib väheneda proprioretseptiivne tundlikkus reie nelipealihases ning sellega seoses väheneb reie nelipealihase motoneuronite erutuvus ja tagajärjeks on lihase tahtelise aktivatsiooni langus. See aitab kaasa ka üldisele reie nelipealihase nõrkuse tekkele. Üheks funktsiooni hindamise viisiks on reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni protsendi leidmine (antud meetodit kirjeldatakse peatükis 3.3.2).

On leitud, et reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni protsendi defitsiit oli patsientidel kuni 26% võrreldes kontrollgrupiga (Hurley jt., 1997; O'Reilly jt. 1998; Hassan jt., 2001; Mizner jt., 2003).

Elektrostimulatsioon leiab laialdast kasutamist närvi-lihasaparaadi perifeersetel lülidel funktsionaalse seisundi hindamisel. Elektrostimulatsiooni tingimustes määratakse skeetilihase kontraktsioonijõu ja selle dünaamikat iseloomustavad ajalised karakteristikud supramaksimaalse ärritustugevusega üksikkontraktsioonil või submaksimaalse tugevusega tetaanilisel kontraktsioonil. Ärritusimpulsi kestus on esimesel juhul enamasti 0,5-1 ms. Elektrostimulatsiooni kombineerimisel dünamomeetria meetodiga lihaste tahtlise aktivatsiooni hindamisel on lihaskontraktsioon enamasti isomeetriline (Hassan jt. 2001; Pääsuke jt., 2001).

Üheks oluliseks funktsionaalseks näitajaks gonartroosiga patsientidel on liigese liikuvus. Liigese liikuvus on paindumise aluseks. Liigese liikuvust iseloomustatakse kindlas tasapinnas ja suunas sooritatud liigutuse maksimaalse amplituudiga, tavaliselt pöördenurgaga. Liigese liikuvust mõõdetakse goniomeetriga (Lin jt., 2001). Liigese vähenenud liikuvus on faktor, mis viitab vigastusele liigeses (Watkins jt., 1991)

Gonartroosi puhul mõõdetakse, mitme kraadi ulatuses on võimalik liigest sirutada ja painutada ning millised liigutused on seejuures valulikumad. Haiguse algfaasis on tuntav liigese jäikus ning liigese liikuvus on vähe piiratud. Hilisstaadiumis liigese liikuvus väheneb, kuid täielikku anküloosi ei teki (Birkenfeldt jt., 2000). On leitud, et sageli on gonartroosiga patsientidel väiksem liigese liikuvus nii haigestunud kui ka tervel jalal võrreldes tervetega (Messier jt., 1992; Steultjens jt., 2000).

Tasakaaluga on seotud kehaasend ja liikumine. Kõnd on keha vahelduv tasakaalust väljaviimine ja tasakaalu taastamine (Pääsuke, jt., 2001). Liikumapanevaks jõuks kõndimisel on lihaste töö. Dünaamilise tasakaalu uurimisel kasutatakse stabilograafilist meetodit. Keha staatilise tasakaalu määramiseks kasutatakse spetsiaalselt konstrueeritud platvorme (Hassan jt., 2001; Pääsuke, jt., 2001). Tasakaal ja kõnd on väga tihedalt seotud nii alajäsemete liigete liikuvuse kui lihaste jõuga. OA haigetel esinevad neis puudujäägid ja häiritud on normaalne kõnd (Messier jt., 1992; Steultjens jt., 2000). Gonartroosihaigetel väheneb kõnni kiirus (Lin jt., 2001). Samuti esineb puudujäärke liigutuste kontrollis ja tasakaalu säilitamises ning muutuvad kõnni biomehhaanilised parameetrid (Chen jt., 2003).

2. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED

Töö eesmärgiks oli uurida liikumisaparaadi funktsionaalset seisundit unilateraalse gonartroosiga patsientidel enne, 2 kuud ja 6 kuud pärast sääreluu supratuberositaarset osteotoomiat. Patsientide näitajaid võrreldi kontrollgrupiga.

Töös püstitati järgmised ülesanded:

1. Hinnata gonartroosiga patsientide reie nelipealihase tahtelist isomeetrilist ja isokineetilist jõudu iseloomustavad näitajad.
2. Uurida gonartroosiga patsientide reie nelipealihase tahtelist aktivatsiooni.
3. Hinnata patsientide põlveliigeses aktiivset liikuvust.
4. Uurida patsientidel põlvevalu ning kehalist aktiivsust.

TÖÖ METOODIKA

3.1. Vaatlusalused

Vaatlusalusteks oli unilateraalse gonartroosiga patsiendid (põlveliigese varus deformatsiooniga) kellele oli raviks määratud SSO. Operatsiooni eelselt uuriti 14. patsienti (3 meest ja 11 naist), 2- ja 6 kuud peale operatsiooni uuriti 6 patsienti (1 mees ja 5 naist). Kontrollgrupi moodustasid 10 tervet indiviidi (3 meest ja 7 naist). Uuritavate vanus ning antropomeetrilised näitajad on toodud tabelis 1. Põhjuseks, miks teisel ja kolmandal uuringul on osalenud ainult kuus patsienti võrrelduna esimese uuringu 14 patsiendiga, on see, et esimesele uuringule saatis patsiendid nende raviarst üks päev enne operatsiooni otse haiglast. 2 ja 6 kuud hiljem oli patsiente juba väga raske motiveerida uuringus osalema. Üheks põhjuseks oli ka see, et 14-st patsiendist 12 olid väljaspool Tartut ning erinevatel põhjustel ei olnud nad enam nõus Tartusse sõitma. Samuti olime sunnitud ühe patsiendi andmed kõrvale jätma tema operatsioonijärgsete tüsistuste tõttu. Kontrollgrupi valiku kriteeriumiks oli sarnane kehakaal, kehaline aktiivsus ning vanus patsientide grupiga.

Patsiente opereeriti Tartu Ülikooli Kliinikumi traumatoloogia ja ortopeedia osakonnas. Kõik vaatlusalused andsid kirjaliku nõusoleku uuringus osalemiseks. Uuring oli kooskõlastatud Tartu Ülikooli Inimuuringute Eetika Komiteega.

Tabel 1. Vaatlusaluste vanus, antropomeetrilised näitajad ja kehamassiindeks ($\bar{X} \pm SD$)

| Näitajad | Osteoartroosiga patsiendid | | | Kontrollgrupp (n=10) |
|--------------------------|----------------------------|---------------------------------|---------------------------------|----------------------|
| | Enne osteotoomiat (n=14) | 2 kuud peale osteotoomiat (n=6) | 6 kuud peale osteotoomiat (n=6) | |
| Vanus (a) | 54,7±7,5 | 56,6±6,5 | 57±6,1 | 54,8±5,5 |
| Kehamass (kg) | 75,5 ± 12,2 | 80,0±12,8 | 78,8±11,3 | 71,5 ± 12,3 |
| Keha pikkus (cm) | 163,4 ± 7,4 | 161,6±7,7 | 161,6±7,7 | 165,1 ± 6,2 |
| KMI (kg/m ²) | 28,5±5,6 | 30,9±7,02 | 30,4±6,45 | 26,21±3,9 |

Spetsiaalset taastusravi olid patsiendid saanud keskmiselt 5 päeva, mille käigus pidi patsient harjutused selgeks saama ning iseseisvalt kodus edasi harjutama.

3.2. Uuringu korraldus

Käesolev uuring viidi läbi aastatel 2003-2005 Tartu Ülikooli kinesioloogia ja biomehaanika laboratooriumis. Esimeses uuringus registreeriti uuritavad parameetrid enne SSO. Patsiendid tulid laborisse iseseisvalt arsti suunamisega. Eelnevalt oli Traumatoloogia ja Ortopeedia kliinikus uuritud põlveliigese funktsiooni ja saadud sõnaline nõusolek uuringus osalemiseks. Laboris selgitati vaatlusalustele kõigepealt uuringu korraldust ja nad andsid allkirja uuringus vabatahtlikult osalemiseks. Kordusuuringud teostati gonartroosiga patsientidel 2 ja 6 kuud peale põlveliigese korrigeerivat osteotoomiat. Kontrollrühma vaatlusaluseid testiti ühekordselt.

Metoodika järjestus kõigil uuringutel oli järgmine:

- a). Vaatlusalused täitsid kehalist seisundit ja aktiivsust hindava ankeedi.
- b). Hinnati patsientide põlvevalu visuaalse analoogs kaala järgi.
- c). Mõõdeti vaatlusaluse keha pikkus Martini metallantropomeetriga (täpsusega ± 1 mm) ja kehamass meditsiinilise elektronkaaluga (täpsusega $\pm 0,1$ kg).
- d). Määrati reie nelipealihase tahtelise isomeetrilise jõu näitajad. Patsiendid sooritasid esimesena testi terve jalaga ja seejärel haige jalaga. Kontrollrühmal määrati need näitajad ainult domineerival jalal, mis määrati jalgpalli löögi eelistuse järgi.
- e). Määrati reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni protsent. Patsientidel määrati see näitaja algul tervel jalal ja seejärel haigel jalal. Kontrollrühmal määrati samad näitajad ainult domineerival jalal.
- f). Määrati reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajad nurkkiirustel $60^\circ/s$ ja $180^\circ/s$. Patsientidel määrati need näitajad algul tervel jalal ja seejärel haigel jalal. Kontrollrühmal määrati samad näitajad ainult domineerival jalal.
- g). Määrati põlveliigese aktiivne liikuvus. Patsientidel määrati see kõigepealt tervel jalal ja seejärel haigel jalal jalal. Kontrollrühmal määrati liikuvus ainult domineerival jalal.

3.3. Uurimismeetodid

Reie nelipealihase funktsionaalse seisundi näitajate määramiseks kasutati spetsiaalset dünamomeetrilist seadet (Pääsuke jt., 1999). Nimetatud dünamomeetriline seade on elektromehhaaniline, koosnedes pingist, tensoandurist ning anduri toite- ja võimendusploki. Võimendusploki väljundite kaudu on seade ühendatud analoogandmete sisendi mikrokontrolleriga ning sealt omakorda analoogdigitaalmuunduriga. Vastav andur võtab vahetult osa mõõteprotsessist (registreerib jõu muutumist ajas). Analoogmuunduri abil teisendatakse signaal numbriliseks ning arvuti abil saab signaali muutusi visuaalselt jälgida graafikute näol.

3.3.1. Reie nelipealihase tahtlise isomeetrilise jõu näitajate määramine

Käesolevas töös kasutati isomeetrilise dünamomeetria meetodit reie nelipealihase jõu määramiseks maksimaalse tahtlise pingutuse tingimustes (joonis 2).



Joonis 2. Isomeetrilise maksimaaljõu (F_{\max}) ja jõugradientide 25% ja 50% jõuarenduse juures (RFD_{25} [N/s] ja RFD_{50} [N/s]) määramine.

Vaatlusalune fikseeriti dünamomeetrilisele pingile selliselt, et nurk uuritava jäseme põlveliigeses moodustas ligikaudu 90° ning puusaliigeses 110° . Kere ette liikumise

vältimiseks oli uuritav vöökohalt kinnitusrihmaga fikseeritud tooli seljatoe külge. Säär fikseeriti sääreluu keskmisest ja pindluu külgmisest peksist umbes 1 cm proksimaalsemalt manseti abil tensodünamomeetri teljele, mis registreeris lihase isomeetrilise kontraktsioonil tekkinud pinge muutuse. Vaatlusaluse ülesanne oli sirutada säärt vastu mansetti, kusjuures sääre liikumist põlveliigeses ei toimunud ning reie nelipealihase pikkus ei muutunud.

Esimesel testil sooritasid vaatlusalused kolm maksimaalse tugevusega reie nelipealihase isomeetrilist pingutust kestvusega 2-3 s, kusjuures pingutuse kiirus ei olnud määrav. Puhkepauside kestus pingutuste vahel oli 1 min. Statistiliseks analüüsiks võeti reie nelipealihase tahtelise isomeetrilise maksimaaljõu (F_{max} , [N]) suurim näitaja.

Teise testiga määrati uuritava reie nelipealihase tahtelist isomeetrilist pingutust iseloomustavad näitajad - jõugradiendid. Vaatlusalusel tuli valgussignaali (lambi süttimine) reageerida maksimaalselt kiire ja tugeva lihaspingega, hoida maksimaalset lihaspinget valgussignaali vältel (2 sek) ning signaali väljalülitumisel (lambi kustumine) kiirelt lihased lõõgastada. Arvutati järgmised näitajad:

RFD_{25} [N/s] – jõugradient 25% jõuarenduse juures;

RFD_{50} [N/s] – jõugradient 50% jõuarenduse juures.

3.3.2. Reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni hindamine

Reie nelipealihases tahtelise aktivatsiooni protsendi (TA) määramiseks oli vaatlusaluse asend analoogne eelnevalt kirjeldatud dünamomeetrilisele pingile (p. 3.3.1.). Reie nelipealihase kõhule asetati kaks elektrostimulatsiooni elektroodi (mõõtmetega 5x10 cm), mille materjaliks oli adhesiivse geeliga kaetud karboniseeritud kumm (Compex, Earblens, Šveits). Katood asetati inguinaalse voldi juurde, anood asetati reie proksimaalse kolmandiku lõppu. Elektrostimulaatorina kasutati komplektis (“MEDICOR” MG-42, Ungari) olevat seadet (joonis 3).

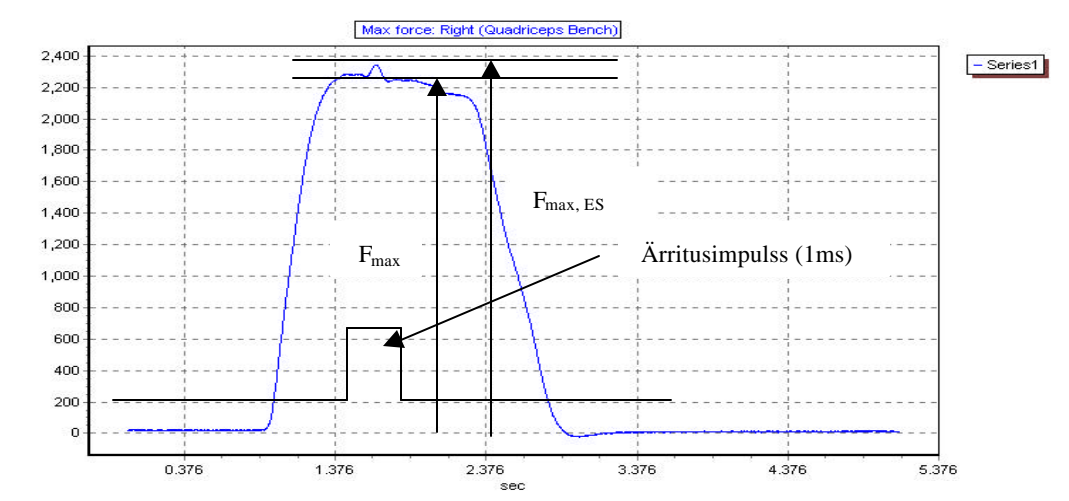


Joonis 3. Reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni määramine.

Reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni uurimisel hoidis vaatlusalune lihase maksimaalpingutust 4-5 s. Kui pingutuse käigus arendatav jõud oli saavutanud platooväärtuse (umbes 1-1,5 s pärast pingutuse algust), kutsuti indirektse elektrostimulatsiooniga (*n. femoralise* kaudu), mille impulssi kestus oli 1 ms, esile reie nelipealihase isomeetiline üksikkontraktsioon. Seda nimetatakse kaudseks stimulatsiooniks mille puhul antakse ärritus motoorse närvi kaudu. Sellel puhul lülituvad lihaskiud töösse (rekruteeruvad) analoogiliselt tahtelisele pingutusele. Seejuures kasutati alalisvoolu, mille pinge oli 150 V. Eksaminaator jälgis ekraanilt tahtelise pingutuse ajal jõu kasvu ning andis indirektse elektriärrituse, kui jõud oli saavutanud platoon. Registreeriti kolm katset ja analüüsiti seda katset, kus oli suurim tahteline maksimaaljõud. Puhkepauside kestus katsete vahel oli 1 min. Registreeritud dünamogrammilt (joonis 4.) arvutati tahtelise aktivatsiooni protsent (TA) valemiga:

$$TA = \frac{F}{F_{ES}} \cdot 100 \quad (\%)$$

kus F on enne elektrostimulatsiooniga esile kutsutud üksikkontraktsiooni arendatud jõud ja F_{ES} jõud koos elektrostimulatsiooniga esile kutsutud üksikkontraktsiooniga.



Joonis 4. Reie nelipealihase tahtlise aktivatsiooni protsendi mõõtmise skeem.

3.3.3. Reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajate määramine

Reie nelipealihase isokineetilise jõu määramiseks kasutati moderniseeritud isokineetilist dünamomeetrit “CYBEX II” (USA). Isokineetilise lihaskontraktsiooni režiimi käigus varieerub väline koormus selliselt, et lihases tekkiva pinge muutusega kas suuremaks või väiksemaks, toimub lihase lühenemine ja luukangide liikumine konstantse nurkkiirusega. Seega säilitatakse selles režiimis kogu liikumise ulatuses konstantne nurkkiirus. Liikumiskiirusi (nurkkiirusi) on võimalik muuta antud dünamomeetril 0-st kuni 270°/s. Käesolevas töös kasutati kahte nurkkiirust:

- 60°/s (iseloomustab valda valt lihase jõuomadusi)
- 180°/s (iseloomustab lihase kiirusomadusi).

Vaatlusalune istus dünamomeetril, kusjuures kere ja reis fikseeriti rihmadega tooli seljatoe ja seadme aluse külge. Nurk põlveliigeses oli ligikaudu 90° ning põlveliigese frontaalteel langes kokku isokineetilise dünamomeetri hoova liikumisteljega. Sääre distaalne osa fikseeriti manseti abil dünamomeetri liikuva hoovaga. Fiksaatori kõrgust võib muuta vastavalt vaatlusaluse sääre pikkusele (joonis 5).



A

B

Joonis 5. Reie nelipealihase isokineetilise jõu määramine. A – algasend; B – lõppasend.

Testimisel anti vaatlusalusele ülesanne teostada maksimaalselt kiire sääresirutus, kusjuures igal etteantud nurkkiirusel sai vaatlusalune sooritada vähemalt kolm katset, vajadusel ka rohkem. Arvesse võeti suurema jõumomendi näitajaga tulemus. Registreeriti jõumomendi muutusi iseloomustav dünamogramm ja põlveliigese goniogramm.

Mõlemal eespool nimetatud nurkkiirusel (60 ja 180°/s) määrati järgmised karakteristikud:

M_{\max} [N·m] – maksimaalne jõumoment;

N_{\max} [W] – maksimaalse jõumomendi saavutamise hetkel arendatav võimsus.

Patsiendid sooritasid katse mõlema jalaga, kusjuures esimesena sooritati katse terve jalaga. Kontrollgrupp sooritas katse ainult domineeriva jalaga.

3.3.4. Põlveliigese aktiivse liikuvuse määramine

Põlveliigese aktiivse liikuvuse (fleksiooni) mõõtmisel kasutati standartset mehaanilist goniomeetrit Gollehon Extendable Goniometer (Lafayette Instrument, USA). Vaatlusalune lamas teraapialaual kõhuli. Kõigepealt märgiti ära põlveliigese liigesepilu, suure reieluupea ning pindluu külgmise päksi asukoht. Goniomeetri 0-punkt asetati liigesepilu kohale, liikumatu haara reie välisküljele nii, et haara pikkitelg läbiks suure reieluu pea keskpunkti ning liikuva haara pikitelg pindluu külgmise päksi keskpunkti. Fikseeriti goniomeetri algnäit. Põlveliigese aktiivse liikuvuse määramisel sooritas vaatlusalune iseseisvalt põlveliigese maksimaalse fleksiooni, mille ajal mõõdeti goniomeetriga põlveliigese liikuvusulatus. Mõõtmisi teostati mõlemal jalal kolm korda, arvesse läks parim tulemus (joonis 6).



Joonis 6. Põlveliigese aktiivse liikuvuse määramine.

3.3.5. Kehalise seisundi hindamine

Vaatlusalused täitsid ankeedi, kus esitati küsimusi kehalise aktiivsuse, taastusravi, igapäevaste tegevustega toimetuleku ja liikumisel abivahendite kasutamise kohta. Ankeet täideti enne igat uuringut.

3.3.6. Valutugevuse subjektiivne hinnang

Valu hinnati visuaal analoog skaala (VAS - 10-ne palliline skaala). Skaalad olid patsientide jaoks kommenteeritud. Patsiendid hindasid valu tugevust puhkeajal, kõnnil tasasel pinnal ja trepist üles ja alla minekul. Lisaks hinnati valu erinevatel kehalistel tegevustel ning igapäevastel toimingutel. Valu hinnati ainult opereeritud jalal. Valu subjektiivne hinnang viidi läbi enne operatsiooni kui ka 2 ja 6 kuud pärast operatsiooni.

3.4. Andmete statistiline töötlus

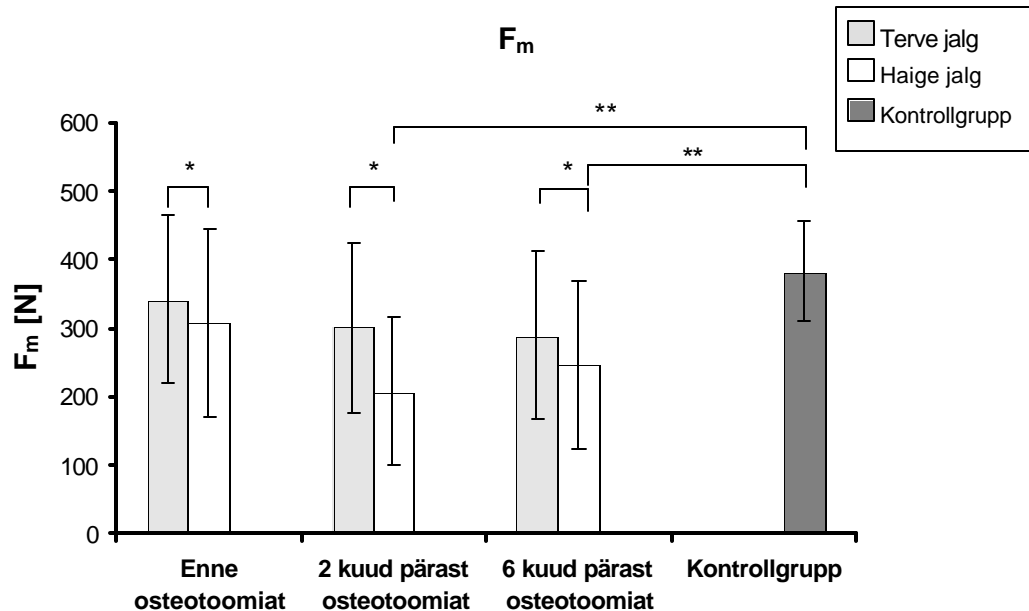
Saadud andmete statistiliseks töötluks kasutati tarkvara paketti Microsoft Excel. Arvutati aritmeetiline keskmine ja standardhälve. Gruppide vaheline erinevuse olulisuse hindamine toimus Studenti t-kriteeriumi testiga ning olulisust hinnati Studenti paaris t-testi alusel. Madalamaks olulisuse nivooks võeti $p < 0,05$.

4. TÖÖ TULEMUSED

4.1 Reie nelipealihase tahteline isomeetriline maksimaaljõud.

Reie nelipealihase tahtelise maksimaaljõu (F_{\max}) dünaamikast gonartroosiga patsientidel nii tervel kui ka haigel jalal ning nende andmete võrdlusest kontrollgrupiga annab ülevaate joonis 7. Maksimaaljõud oli vähenenud statistiliselt oluliselt haigel jalal võrreldes terve jalaga kõigil kolmel uuringul ($p < 0,05$).

Võrreldes kontrollgrupiga olid patsientide haige jala näitajad statistiliselt oluliselt alanenud teisel ja kolmandal uuringul ($p < 0,01$). Patsientide terve jala näitajad ei olnud oluliselt alanenud võrreldes kontrollgrupi vastavate näitajatega.



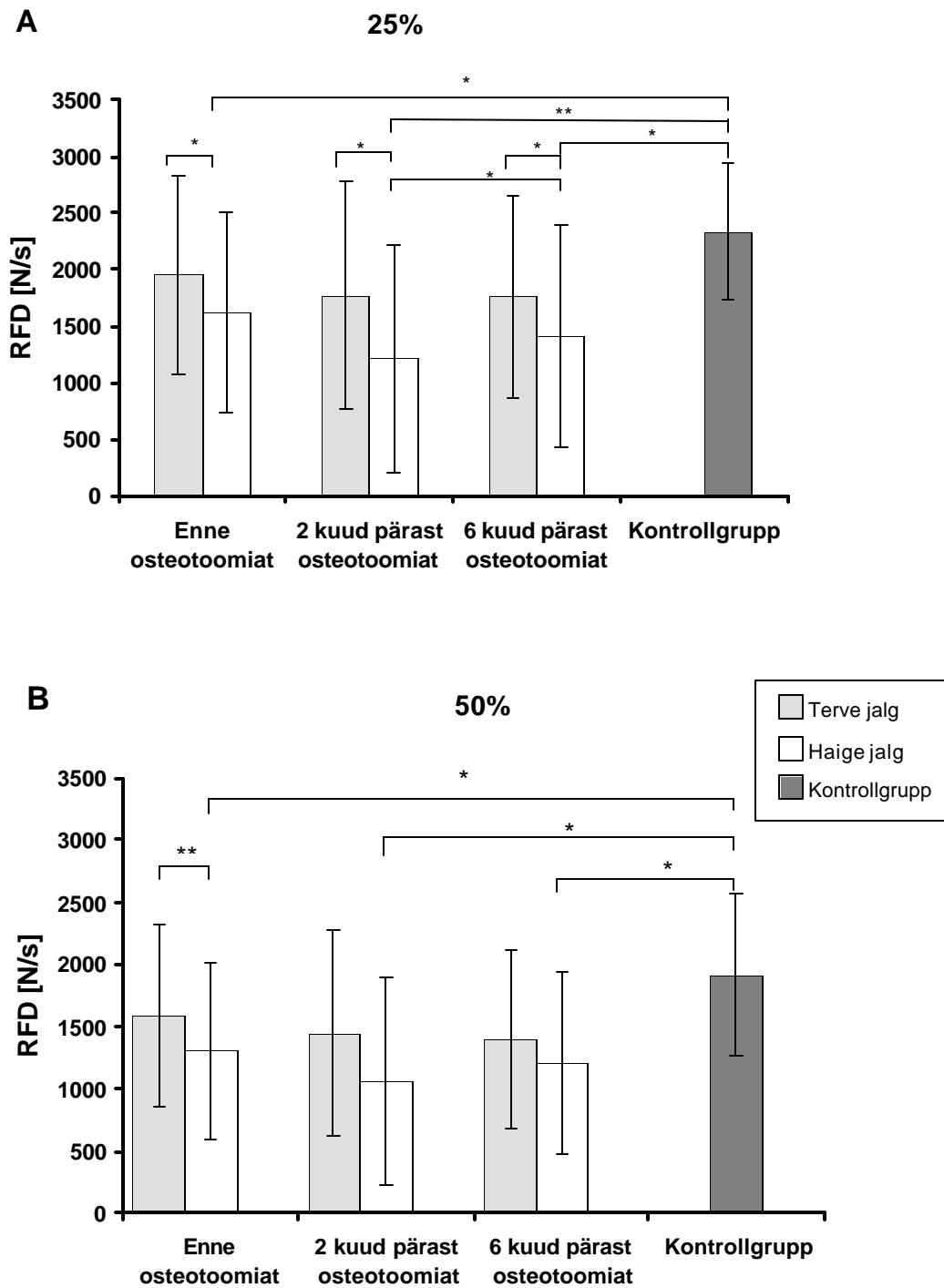
Joonis 7. Reie nelipealihase tahteline isomeetriline maksimaaljõud (F_{\max}) gonartroosiga patsientidel tervel ja jalal enne, 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat võrrelduna kontrollgrupiga domineeriva jala vastavate näitajatega ($\bar{X} \pm SD$). * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

4.2. Reie nelipealihase tahtelisel pingutusel registreeritud jõugradientide näitajad.

Reie nelipealihase tahtelisel pingutusel registreeritud suhteliste jõugradientide (RFD₂₅ ja RFD₅₀) näitajate dünaamika gonartroosiga patsientidel nii tervel kui ka haigel jalal ning nende andmete võrdlusest kontrollgrupiga annab ülevaate joonis 8.

RFD₂₅ näitajad olid statistiliselt oluliselt langenud gonartroosiga patsientide haigel jalal võrreldes terve jalaga kõigil kolmel uuringul ($p < 0,05$). Samuti esines statistiliselt oluline erinevus RFD₂₅ näitajates haigel jalal 2 kuud pärast osteotoomiat ja 6 kuud pärast osteotoomiat saadud andmete vahel ($p < 0,05$). Võrreldes kontrollgrupiga olid patsientide haige jala RFD₂₅ näitajad statistiliselt oluliselt alanenud kõigil kolmel uuringul (esimesel ja kolmandal $p < 0,05$ ning teisel uuringul $p < 0,01$). Gonartroosiga patsientide terve jala ja kontrollgrupi näitajate võrdluses statistiliselt olulisi erinevusi ei leitud ($p > 0,05$).

RFD₅₀ näitajad olid statistiliselt oluliselt langenud gonartroosiga patsientide haigel jalal, võrreldes terve jalaga, ainult preoperatiivselt ($p < 0,01$). Võrreldes kontrollgrupiga olid patsientide haige jala RFD₅₀ näitajad statistiliselt oluliselt alanenud kõigil kolmel uuringul ($p < 0,05$). Gonartroosiga patsientide terve jala ja kontrollgrupi näitajate võrdluses statistiliselt olulisi erinevusi ei täheldatud ($p > 0,05$).



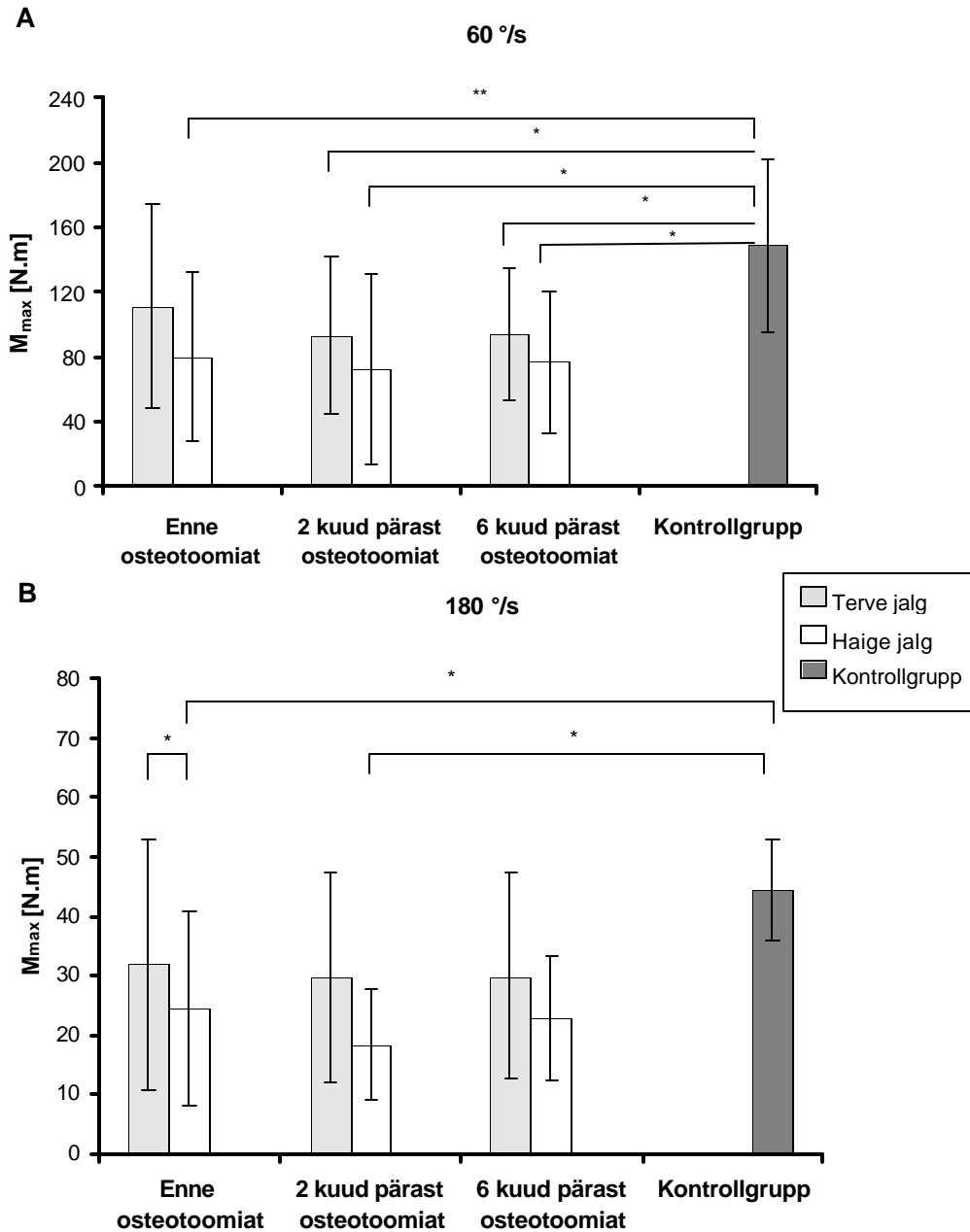
Joonis 8. Reie nelipealihase tahtelisel maksimaalsel pingutusel registreeritud suhtelised jõugradiendid RFD₂₅ (A) ja RFD₅₀ (B) gonartroosiga patsientidel enne, 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat ning kontrollgrupil ($\bar{X} \pm SD$).

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

4.3. Reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajad.

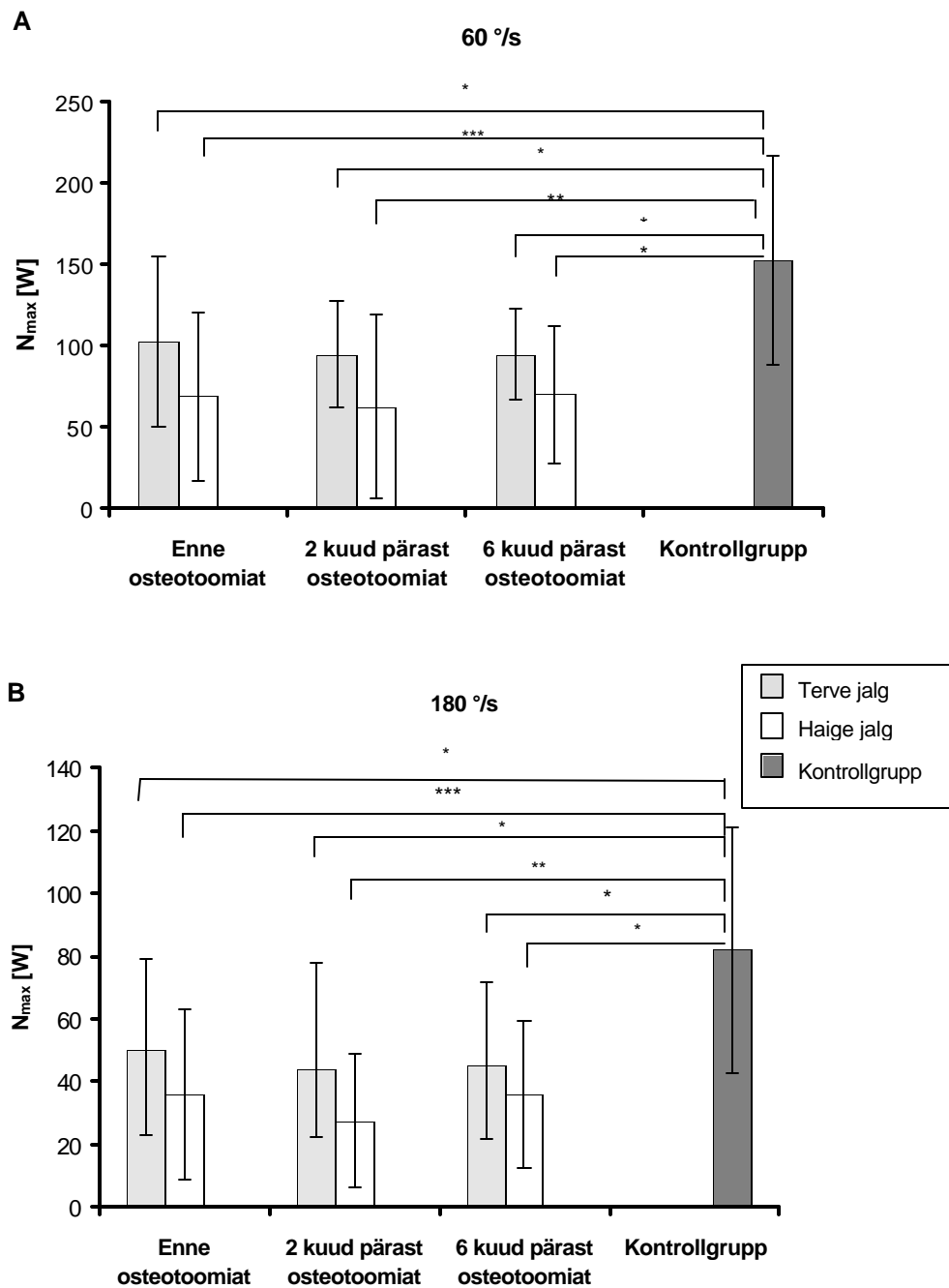
Isokineetilise dünamomeetriga määratud reie nelipealihase maksimaalse jõumomendi (M_{\max}) dünaamika on toodud joonisel 9. Nurkkiirusel 60°/s statistilisi olulisi erinevusi patsientide terve ja haige jala vahel ei esinenud nii enne kui ka pärast osteotoomiat. Võrreldes kontrollgrupiga olid patsientide terve jala M_{\max} näitajad oluliselt madalamad 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat võrreldes kontrollgrupiga ($p < 0,05$). Haige jala M_{\max} näitajad olid võrreldes kontrollgrupiga madalamad enne operatsiooni ($p < 0,01$), 2 kuud ($p < 0,05$) kui ka 6 kuud pärast osteotoomiat ($p < 0,05$). Nurkkiirusel 180°/s esines statistiliselt oluline erinevus M_{\max} näitajates patsientide terve ja haige jala vahel enne osteotoomiat ($p < 0,05$). 2 kuud ja 6 kuud pärast osteotoomiat M_{\max} näitajates olulisi erinevusi ei esinenud. Võrreldes kontrollgrupuiga olid patsientide haige jala reie nelipealihase maksimaalne jõumoment madalam enne ja 2 kuud pärast osteotoomiat ($p < 0,05$).

Isokineetilise dünamomeetriga määratud reie nelipealihase maksimaalse jõumomendi hetkel arendatava võimsuse (N_{\max}) dünaamika on toodud joonisel 10. Nurkkiirusel 60°/s olulisi erinevusi patsientide N_{\max} näitajates terve ja haige jala vahel ei esinenud. Võrreldes kontrollgrupiga olid N_{\max} näitajad oluliselt madalamad patsientide tervel jalal enne osteotoomiat, 2 kuud ja 6 kuud pärast osteotoomiat ($p < 0,05$); patsientide haige jala N_{\max} näitajad nurkkiirusel 60°/s olid madalamad võrreldes kontrollgrupiga enne osteotoomiat ($p < 0,001$), 2 kuud ($p < 0,01$) ja 6 kuud ($p < 0,05$) pärast osteotoomiat. Nurkkiirusel 180°/s N_{\max} näitajates olulisi erinevusi patsientide terve ja haige jala vahel ei esinenud enne ega ka 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat. Võrreldes kontrollgrupuiga olid patsientide terve jala N_{\max} näitajad nurkkiirusel 180°/s oluliselt madalamad enne ja 2 kuud pärast osteotoomiat ($p < 0,05$). Haige jala N_{\max} näitajad nurkkiirusel 180°/s olid võrreldes kontrollgrupiga madalamad enne osteotoomiat ($p < 0,001$), 2 kuud ($p < 0,01$) kui ka 6 kuud pärast ($p < 0,05$) osteotoomiat.



Joonis 9. Reie nelipealihase maksimaalse isokineetilise jõumomendi (M_{max}) dünaamika gonartroosiga patsientidel terval ja haigel jalal võrrelduna kontrollgrupiga nurkkiirustel 60°/s (A) ja 180°/s (B) ($\bar{X} \pm SD$).

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

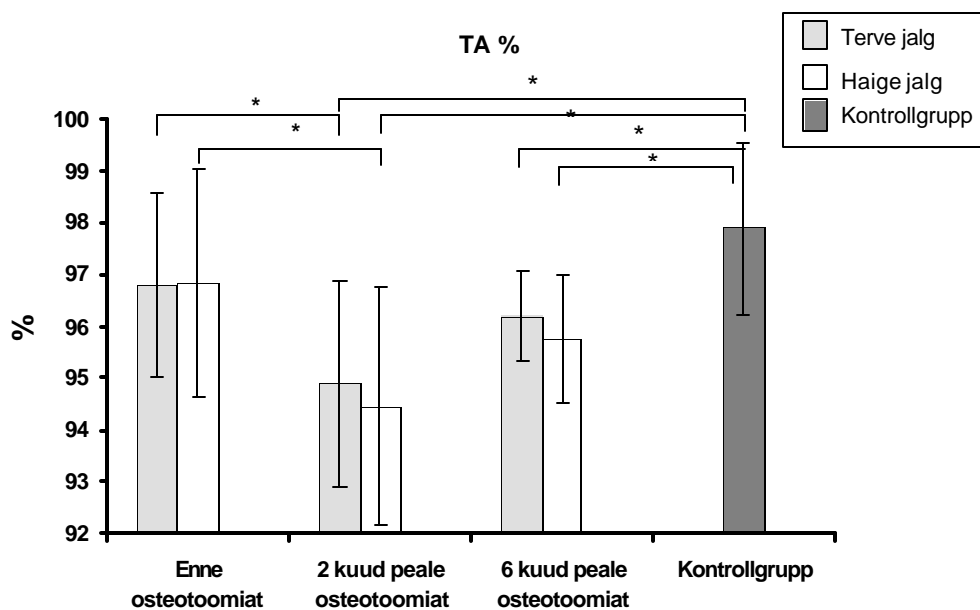


Joonis 10. Reie nelipealihase maksimaalse isokineetilise jõumomendi hetkel arendatava võimsuse (N_{\max}) dünaamika gonartroosiga patsientidel terval ja haigel jalal võrrelduna kontrollgrupiga nurkkiirustel 60°/s (A) ja 180°/s (B) ($\bar{X} \pm SD$).

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$

4.4. Reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni hindamine.

Reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni protsendi (TA %) suurused (joonis 11) olid statistiliselt oluliselt vähenenud patsientide tervel ja haigel jalal 2 kuud pärast osteotoomiat võrreldes pre-operatiivsete andmetega ($p < 0.05$). Võrreldes kontrollgrupiga olid patsientide terve ja haige jala näitajad oluliselt madalamad 2 kuud peale osteotoomiat ning 6 kuud peale osteotoomiat ($p < 0.05$).

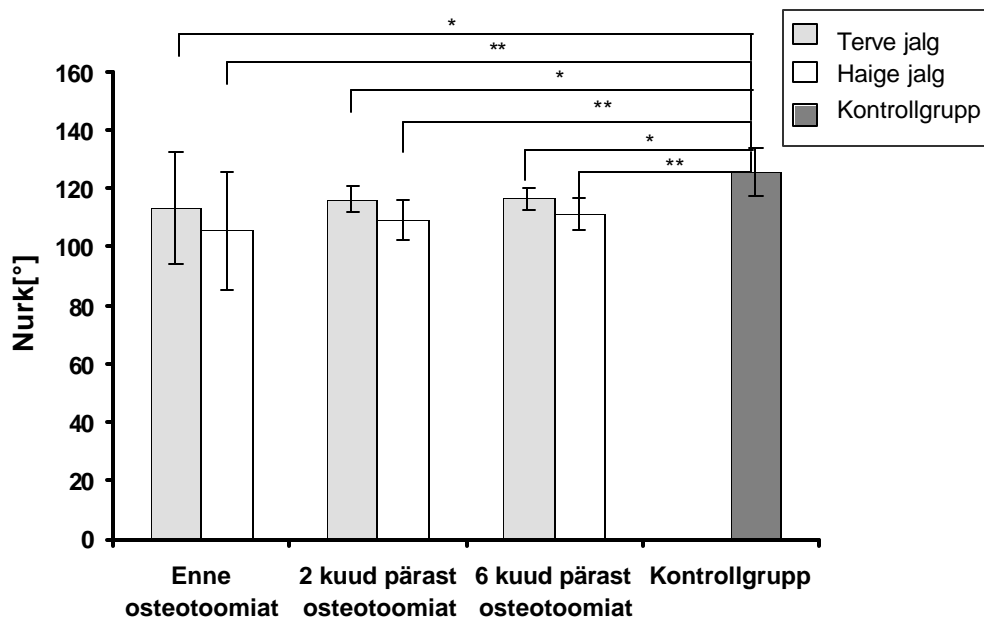


Joonis 11. Reie tahtelise aktivatsiooni (TA) protsendi dünaamika gonartroosiga patsientidel tervel ja haigel jalal enne, 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat võrrelduna kontrollgrupi domineeriva jala vastavate näitajatega ($\bar{X} \pm SD$).

* $p < 0,05$

4.5. Põlveliigese aktiivse liikuvuse näitajad.

Põlveliigese aktiivse liikuvuse (fleksioonil) parameetrites (joonis 12) ei esinenud olulist erinevust patsientide tervel ja haigel jalal. Võrreldes kontrollgrupiga oli patsientide terve ja haige jala põlveliigese aktiivne liikuvus oluliselt madalam nii enne, kui ka 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat ($p < 0,05$; $p < 0,01$).



Joonis 12. Põlveliigese aktiivne liikuvus fleksioonil gonartroosiga patsientidel võrrelduna kontrollgrupiga ($\bar{X} \pm SD$).

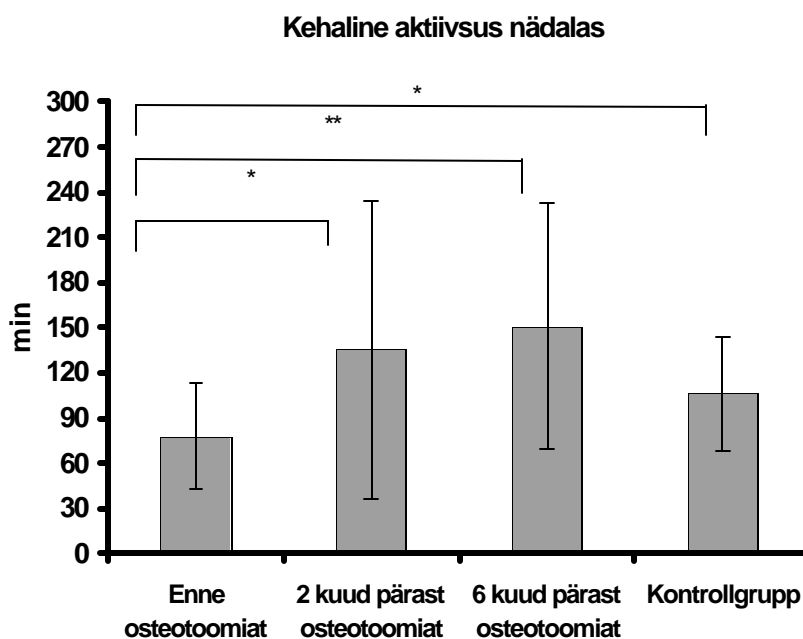
* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

4.6. Antropomeetriselised näitajad, kehalise seisundi ja valu hindamine

Korrigeeriva osteotoomia eelselt oli 14-st patsiendist 13 ülekaalulised ($KMI > 25 \text{ kg/m}^2$), haiguslikult ülekaalulisi ($KMI > 35 \text{ kg/m}^2$) ei olnud. 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat olid ülekaalulised kõik 6 patsienti. Kontrollgrupi liikmete hulgas oli ülekaalulisi 7. Haiguslikult ülekaalulisi kontrollgrupi hulgas ei esinenud. Statistiliselt

olulisi erinevusi ($p > 0,05$) antropomeetrilistes näitajates patsientide ja kontrollgrupi vahel ei esinenud.

Võrreldes gonartroosiga patsientide kehalist aktiivsust nädala vältel enne osteotoomiat, 2 ja 6 kuud peale osteotoomiat ning võrrelduna kontrollgrupi vastavate näitajatega selgus, et kehalise aktiivsuse näitajad olid oluliselt madalamad pre-operatiivselt võrreldes kahe järgmise uuringuga ning kontrollgrupiga (võrreldes teise uuringuga $p < 0,05$; võrreldes kolmanda uuringuga $p < 0,01$; võrreldes kontrollgrupiga $p < 0,05$) (joonis 13).



Joonis 13. Patsientide kehaline aktiivsus nädalas (minutites) sääreluu supratuberositaarset osteotoomiat (SSO), 2 ja 6 kuud peale osteotoomiat ($\bar{X} \pm SD$).

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Gonartroosiga patsientide valu subjektiivse hinnangu tulemused on esitatud tabelis 2. Puhkeolekus oli valu oluliselt kõrgem põlveliigeses enne osteotoomiat võrreldes 6 kuud peale osteotoomiat antud hinnanguga ($p < 0,01$). Kõnnil tasasel pinnal oli enne osteotoomiat oluliselt kõrgem valu kui 2 kuud peale osteotoomiat ($p < 0,05$) ja 6 kuud

peale osteotoomiat ($p < 0,001$). Samuti oli siin näha, et 2 kuud peale osteotoomiat esines oluliselt tugevam valu kui 6 kuud peale osteotoomiat ($p < 0,01$). Kõndimisel trepist üles esines oluliselt tugevam valu gonartroosiga patsientidel enne osteotoomiat kui 2 kuud peale osteotoomiat ($p < 0,05$) ja 6 kuud peale osteotoomiat ($p < 0,001$). Kõnnil trepist alla esines oluliselt tugevam valu enne osteotoomiat gonartroosiga patsientidel kui 2 kuud peale osteotoomiat ($p < 0,05$) ja 6 kuud peale osteotoomiat ($p < 0,001$). Samuti esines siin oluline erinevus 2 kuud peale osteotoomiat ja 6 kuud peale osteotoomiat saadud valuhinnangute vahel ($p < 0,05$). Suurtel pingutustel oli valutugevus oluliselt kõrgem enne operatsiooni võrrelduna 2 ($p < 0,05$) ja 6 kuud ($p < 0,001$) peale osteotoomiat ning 2 kuud peale osteotoomiat oli samuti valu tugevam võrreldes 6 kuud peale osteotoomiat saadud hinnangut ($p < 0,05$).

Tabel 2. Valutugevuse subjektiivne hinnang gonartroosiga patsientidel enne osteotoomiat ja 2 ning 6 kuud peale osteotoomiat ($\bar{X} \pm SD$).

| | Valu subjektiivne hinnang | | |
|------------------------------|---------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | Enne osteotoomiat | 2 kuud pärast osteotoomiat | 6 kuud pärast osteotoomiat |
| Puhkeolekus | 2,9±1,9 | 1,7±1,8 | 0,3±0,5** |
| Kõnnil tasasel pinnal | 5,3±1,8 | 3,2±1,8* | 0,8±0,7*** ## |
| Kõnnil trepist üles | 4,9±2,3 | 2,5±2,3* | 0,8±0,7*** |
| Kõnnil trepist alla | 5,3±2,4 | 3±2,4* | 0,8±0,7*** # |
| Suurel pingutusel | 6,6±1,4 | 5±2,3* | 2,2±1,4*** # |

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$ – võrreldes pre-operatiivsete andmetega.

$p < 0,05$; ## $p < 0,01$ – võrreldes 2 kuud post-operatiivse andmetega.

5. TÖÖ TULEMUSTE ARUTELU

Käesolevas uuringus registreeriti reie nelipealihase isomeetrilise ja isokineetilise jõu näitajad ning tahtelise aktivatsiooni protsent ja põlveliigese aktiivse liikuvuse näitajaid gonartroosiga patsientidel enne sääreluu supratuberositaarset osteotoomiat (SSO), ning 6 kuulisel operatsiooni järgsel taastusravi perioodil. Samad näitajad registreeriti 10-st tervest isikust moodustatud kontrollgrupil. Kontrollgruppi uuriti ühekordselt ja neil registreeriti näitajad domineerival jalal. Lisaks hinnati patsientide ja kontrollgrupi kehalist aktiivsust ning patsientide subjektiivset valu tugevust põlveliigeses. Uuringust selgus, et osteoartroosiga jäsemel olid enamuse näitajaid oluliselt madalamad kui kontrollgrupi vastavad näitajaid. Leiti, et ka terve jala näitajates esines olulisi erinevusi võrreldes kontrollgrupi näitajatega. Samuti täheldati erinevusi patsientide terve ja haige jala vahel.

Reie nelipealihase jõu ja kontraktsioonikiiruse vähenemist gonartroosiga patsientidel on täheldatud varasemates uuringutes (Slemenda jt., 1997; Hurley jt., 1997; Hassan jt., 2001).

Gonartroos on 50-60%-l juhtudest tingitud reie nelipealihase jõu vähenemisega. Reie nelipealihase tahtelise jõu alanemine võib olla seotud nii tsentraalsete kui ka perifeersete faktoritega. Käesolevas uuringus tahtelise isomeetrilise lihaskontraktsiooni tingimustes määratud reie nelipealihase maksimaaljõud haigel jalal oli terve jalaga võrreldes oluliselt madalam kõigil kolmel uuringul (I uuringul 9%, II uuring 31,2%, III uuring 14,9%). Oluliselt madalamad olid haige jala näitajad teisel ja kolmandal uuringul võrreldes kontrollgrupi näitajatega (II uuringul 45,8% ja III uuringul 35,6%). Erinevad autorid on täheldanud, et erinevusi ei esine reie nelipealihase tahtelises isomeetrilises maksimaaljõus (F_{max}) patsientide ja kontrollgrupi vahel ning patsientide terve ja haige jala vahel (Hurley, Newham 1993; Häkkinen jt., 1995; Nordesjo jt., 1983; Pap jt., 2004). Samas leidub kirjanduses andmeid, et gonartroosiga patsientidel on reie nelipealihase tahteline isomeetriline maksimaaljõud võrreldes tervetega oluliselt alanenud (Hurley jt., 1997; Hassan jt., 2001). Meie uuringus ei leitud samuti erinevusi kontrollgrupi ja gonartroosiga patsientidel SSO eelselt reie nelipealihases tahtelise isomeetrilise jõu osas. Olulised erinevused tekkisid alles osteotoomia järgselt opereeritud jala ja kontrollgrupi parameetrite vahel mõlemal uuringul. See on ilmselt tingitud suurest lihase innaktiivsusest, valust – mille tulemusena on langenud oluliselt lihase kontraktsiooni võime, mis on seotud kindlasti ka lihasatroofia tekkega peale põlveliigese osteotoomiat.

Seda kinnitavad ka mitmete uuringute tulemused, mis olid läbi viidud pärast põlveliigese operatsioone (Nordesjo jt., 1983; Kannus jt., 1992; Hurley, Newham 1993). Antud uuringus esines tendents haige jala reie nelipealihase taastumisele terve jala tasemele. Seda fakti, et erinevus esines patsientidel haige ja terve jala isomeetrilise jõu parameetrites kõigil uuringutel, võib seostada sellega, et haiget jalga on oluliselt vähem koormatud ning tänu inaktiivsusele on tekkinud reie nelipealihases atroofia. Reielihased on tihedalt seotud põlveliigese ja seoses sellega mõjutab põlveliigese ebastabiilsus ümbritsevate lihaste funktsionaalset seisundit (Arvidsson jt., 1981). Gonartroos põhjustab liikumisvaegusi. Tihti on vigastatud jäse immobilisatsiooni seisundis ja selle tagajärjel tekib lihases atroofia, mis veelgi suurendab gonartroosi teket, kuna liigest ümbritsevad lihased on pidevalt inaktiivses olekus (Nordesjo jt., 1983; Hurley, Newham 1993).

Atroofia kujuneb sageli välja juba operatsiooni eelselt ja võib peale operatsiooni süveneda. Kõige kiiremini atrofeeruvad kiired lihaskiud kuid samas taastuvad nad jälle võrreldes aeglaste lihaskiududega kiiremini. Maksimaalses isomeetrilises kui ka isokineetilises lihastöörežiimis mobiliseeritakse kõik lihaskiudude tüübid (Häkkinen jt., 1984; Enoka, 1988; Gurfinkel, Levik, 1985; Narici jt., 1996). Kui ühte tüüpi lihaskiud on juba atrofeerunud, siis on jõu arendamise võime langenud. On leitud, et täielik operatsioonijärgsest atroofiast taastumine ei ole võimalik (Kannus jt., 1992). Ka antud tööst võib järeldada, et tahtelise pingutuse näitajad taastuvad väga aeglaselt ning enamus patsientide puhul ei taastu need täielikult. Pre-operatiivset läbi viidud patsientide küsitlusest selgus, et enamus neist olid vähese liikumisaktiivsusega juba enne põlveliigese osteotoomiat. Kui liikumis vaegus on suur siis on ka lihased inaktiivsemad, millest saavad alguse lihaste väiksem lihasjõud ja liigese liikuvus. Sageli oli liikumisvaeguse põhjustajaks põlve valu. Kuna valu tõttu on haige põlve koormamine vähenenud, siis sellega kaasneb ka reie nelipealihase funktsionaalse aktiivsuse langus, mis pikema aja jooksul tekitab atroofiat (Gur, Cakin 2003). Atroofia võib veelgi süveneda kui ei alustata operatsiooni järgselt koheselt liigese ja lihaste funktsionaalse seisundi parandamist, vajalik oleks sooritada reielihase isomeetrilisi harjutusi (Petlem, 1974).

Käesoleva uuringu põhjal võib reie nelipealihase kiirel isomeetrilisel pingutusel registreeritud jõugradientide RFD₂₅ ja RFD₅₀ alusel konstateerida, et gonartroosiga patsientidel oli reie nelipealihase haige jala jõugeneerimise kiirus maksimaalsel tahtelisel pingutusel langenud võrreldes kontrollgrupiga kõigil uuringutel (RFD₂₅ – I uuringul 30,4%, II uuringul 47,9%, III uuringul 39,4%; RFD₅₀ – I uuringul 31,7%, II

uuringul 44,6%, III uuringul 36,9%). Võrreldes terve jalaga olid haige jala näitajad oluliselt madalamad RFD₂₅ näitajates kõigil kolmel uuringul (I uuringul 16,9%, II uuringul 31,2%, III uuringul 19,7%). Lihaskude talituse tasandil on jõugradient seotud nii Ca²⁺ - ioonide vabaneise kiirusega sarkoplasmaatilise retikulumi sarkoplasmasse ja nende sidumisega regulaatorvalkude süsteemiga kui ka müosiini ATP-aasi aktiivsuse ja ristisillakeste formeerumiskiirusega kontraktsiooniprotsessis (Barany, 1967; Belcastro jt., 1980). Kesknärvisüsteemi tasandil on jõugradiendid aga sõltuvad mootorsete ühikute kiirusest ja ulatuslikust rekruteerimisest tahtelise pingutuse algul (Kent-Braun, 1997).

Põlveliigese kahjustuse järgselt võib väheneda proprioretseptiivne tundlikkus reie nelipealihases ning sellega seoses väheneb reie nelipealihase motoneuronite erutuvus ja tagajärjeks on lihase tahtelise aktivatsiooni langus. See aitab kaasa ka üldisele reie nelipealihase jõu vähenemise tekkele. Üheks funktsiooni hindamise viisiks on reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni protsendi määramine. On leitud, et reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni defitsiit oli patsientidel kuni 26% võrreldes kontrollgrupiga (Hurley 1997; O'Reilly jt., 1998; Hassan jt., 2001; Mizner jt., 2003). Käesolevas uuringus nii suuri erinevusi patsientide ja kontrollgrupi näitajate vahel ei esinenud. Võrreldes kontrollgrupiga olid patsientide reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni protsendi näitajad oluliselt madalamad 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat sooritatud uuringutel (haigel jalal 2 kuud pärast osteotoomiat 4%, 6 kuud pärast osteotoomiat 3,9% ja tervel jalal 2 kuud pärast osteotoomiat 3,4% ja 6 kuud pärast osteotoomiat 2%). Võrreldes haige jala TA näitajaid terve jala vastavate näitajatega, esinesid erinevused ja 2 kuud pärast osteotoomiat saadud andmete vahel (terve jala näitajad olid vähenenud 2 kuud peale osteotoomiat 2,2% ja haige ajala näitajad olid vähenenud peale osteotoomiat 2,6%). Kuigi protsentides väljendatuna ei tundu vahed suured olevat, siis statistiliselt olid ikkagi saadud andmed oluliselt erinevad. Seda, et antud uuringus ei leitud suuri erinevusi patsientide ja kontrollgrupi reie nelipealihase tahtelise aktivatsiooni parameetrites võib seletada asjaoluga, et TA ei olnud seotud reie nelipealihase atroofiaga ja sellest tingitud jõu vähenemisega, see oli pigem seotud tsentraalsete mehhanismidega (mootorsete ühikute mobilisatsiooniga). Sellele on viidanud ka Lewek jt., (2004), kus leiti, et TA langus ei ole tugevalt seotud reie nelipealihase jõu vähenemisega ja atroofiat ei saa pidada ainsaks reie nelipealihase nõrkuse põhjustajaks.

Käesolevas uuringus esinesid analoogsed tendentsid ka isokineetilises lihastöörežiimis sooritatud tööl. Patsientide haige jala reie nelipealihase isokineetilises

lihastöörežiimis registreeritud lihasjõu näitajad olid oluliselt nõrgemad kui kontrollgrupi vastavad näitajad. Kindlasti oli siingi üheks põhjuseks lihasatroofia. Sellest, et tahtelisel pingutusel esinesid suured erinevused patsientidel ja kontrollgrupil, võib järeldada, et toimunud mõningad muutused ka närvisüsteemis, mis ei võimalda mobiliseerida motoorseid ühikuid haiges jalas sama väärselt tervetega. Oma osa siin on kindlasti ka psüühho-emotsionaalsel faktoril: paljud patsiendid ei julge ilmselt valu kartuses sooritada maksimaalset pingutust, eriti kui aktiivne liikuvus põlveliigeses on piiratud ja seda tihti tingituna just valust.

Mitmed autorid on sarnaselt meie uuringuga leidnud, et gonartroosiga haigetel on madalam reie nelipealihase M_{max} ning N_{max} võrreldes kontrollgrupiga. (Nordesjo jt., 1983; Hurley, Newham 1993; Häkkinen jt., 1995; Pap jt., 2004). Käesolevas uuringus registreeriti reie nelipealihase tahtelise isokineetilise kontraktsiooni parameetrid (reie nelipealihase maksimaalne M_{max} ning N_{max}) kahel nurkkiirusel 60°/s ja 180°/s. Tulemused näitasid, et terve ja haige jala funktsionaalne seisund oluliselt ei erine enne, 2 ja 6 kuud peale osteotoomiat, vaid nurkkiirustel 180°/s mõõdetud M_{max} osas olid haige jala näitajad oluliseolt madalamad terve jala näitajatest osteotoomia eelsel uuringul (22%). Võrreldes patsiente kontrollgrupiga olid patsientide näitajad oluliselt madalamad järgmistel uuringutel: M_{max} näitajates nurkkiirusel 60°/s haigel jalal enne osteotoomiat (46,3%), 2 kuud pärast osteotoomiat (51,7%) ja 6 kuud pärast osteotoomiat (48,5%) ning tervel jalal 2 kuud pärast osteotoomiat (37,4%), 6 kuud pärast osteotoomiat (36,8%); M_{max} näitajates nurkkiirusel 180°/s haigel jalal enne osteotoomiat (44,8%) ja 2 kuud pärast osteotoomiat (58,3%). N_{max} näitajates olid patsientide tulemused oluliselt madalamad kõigil uuringutel võrreldes kontrollgrupiga: nurkkiirusel 60°/s – haigel jalal I uuringul 54,9%, II uuringul 59,1%, III uuringul 54,1% ja tervel jalal I uuringul 33,1%, II uuringul 38%; III uuringul 37,9%. Nurkkiirusel 180°/s – haigel jalal I uuringul 56,1%, II uuringul 66,4%, III uuringul 56%; tervel jalal I uuringul 38,8%, II uuringul 46,5%, III uuringul 44%.

Fakt, et gonartroosiga patsientidel on isokineetilise jõu näitajad kontrollgrupist madalamad tuleneb samuti kindlasti patsientide suuremast inaktiivsusest – 2 kuu jooksul pärast osteotoomiat ei tohi nad oma keharaskusega opereeritud jalale toetuda (peavad liikuma karkude abil). Tihti on osteoartroos pikaajaline protsess – lihasvõimekus väheneb pidevalt pika aja jooksul. Ka meie patsientidel oli põlveliigese osteoartroosi sümptomite kestvus mõnel juhul juba kuni 3 aastat. Selles, et ka terve jala näitajad olid oluliselt madalamad võrreldes kontrollgrupi näitajatega oli mitmeid põhjuseid. Enne osteotoomiat

on põhjuseks kindlasti see, et seoses haige jala valulikkusega on olnud piiratud keheline aktiivsus, mille tagajärjel nõrgeneb ka nn. tervem jalg.

On leitud, et kui ühel jalal juba on välja kujunenud osteoartroos, siis on mingil määral see olemas ka teisel jalal (Messier jt., 1992; Steultjens jt., 2000). Peale osteotoomiat on terve jala jõu langus seotud samuti suurema inaktiivsusega (kuigi meie patsiendid muutusid peale osteotoomiat oluliselt aktiivsemaks – peamiselt ravivõimlemise arvelt). Põhiliseks terve jala nõrgendajaks oli ikkagi suurenenud koormus tervele jalale. Seoses sellega, et haigele jalale oli keelatud 2 kuu ulatuses toetuda, sai terve jala põlveliiges suurendatud koormuse ning sageli tekkisid valud ning osteoartrootilised nähud suurenesid ka tervel jalal. Oluline on mainida samuti, et sageli takistab lihase maksimaalpingutust liigesevalu, mis tihti kaasnevad osteoartroosiga. Samas oli näha, et olulisi erinevusi jõu näitajates terve jala ja haige jala vahel esines väga vähe. Seda, et opereeritud jalg taastub kiiresti tervema jala tasemele pärast operatsiooni võib seostada sellega, et antud operatsiooni käigus ei kahjustata oluliselt lihaseid, sidemeid ega kõõluseid, mis juhtub näiteks liigese endoproteesimisel ning selle tõttu ei toimu seal ka nii kiireid taastumisprotsesse. See tõestab ka fakti, et osteotoomia TomoFix süsteemiga on palju leebem ja vähem invasiivsem meetod gonartroosiga patsientide ravis. Üheks operatsiooni eesmärgiks oli valu vähendamine põlveliigeses ning kui patsiendid tundsid, et valu liigeses ei olnud, muutusid nad palju optimistlikumaks ning hakkasid tõsisemalt tegelema ravivõimlemisega lihaskonna taastamiseks.

Põlveliigese aktiivne liikuvusulatus oli vähenenud nii tervel kui haigel jalal enne (tervel jalal 9,8%; haigel jalal 16,1%), 2 (tervel jalal 7,7%; haigel jalal 13%) ja 6 kuud (tervel jalal 7,3%; haigel jalal 11,7%) peale osteotoomiat võrrelduna kontrollgrupi näitajatega. See ühtib kirjanduses toodud andmetega (Watkins jt., 1991). Põlveliigese normaalne liikuvus on 120°-140° (Seeder, 1995). Antud uuringus oli patsientidel põlveliigese aktiivse liikuvuse näitaja oluliselt madalam normväärtusest. Erinevad uuringud on näidanud, et väljakujunenud põlveliigese gonartroosiga patsientidel on liikuvus vähenenud nii haigel kui tervel jalal võrreldes tervetega (Messier jt., 1992; Steultjens jt., 2000). Liigese liikuvusulatus oleneb liigespindade kujust, sidemete asetusest ja funktsioonist ning vaatlusaluste antropomeetrilistest näitajatest (ülekaaluslusis) (Lin jt., 2001), ümbritsevate lihase funktsionaalsest seisundist ja reielihaste atroofia olemasolust (Seeder, 1995). Need väited ühtivad suures osas antud uurimistööga – meie patsiendid

olid samuti ülekaaluslised ning neil oli välja kujunenud lihaste atroofia. Lisaks oli mõne patsiendi liigese liikuvuse limiteerivaks faktoriks reie tagakülje lihaste krambioht.

Erinevatest uuringutest on leitud, et gonartroosiga patsientidel on tihti, lisaks reie nelipealihase madalamale jõule, ka kõrgenenud kehakaal, valu ning põlveliigese liikuvusulatuse vähenemine (Watkins jt., 1991; Häkkinen jt., 1995). Selline tendents esines ka meie uuringus. Patsiendid, kes osalesid uuringus, olid suhteliselt kõrge kehakaaluga ning kehamassiindeksiga. Mõlemal uuringul peale osteotoomiat oli patsientidel kehamassiindeks üle 30-ne. Kehamassiindeksit üle 30-ne loetakse ülekaalususeks. Ja see oli ka kindlasti üheks gonartroosi soodustavaks faktoriks (Birkenfeldt jt., 1995, 2000; Marks, Allegrante, 2002). Ülekaalusus on tavaliselt üheks inaktiivsuse põhjuseks. Lisaks on osteoartroosi riskifaktoritena välja toodud rasket füüsilist tööd, tööd püstiasendis, korduvad stereotüüpsed liigutused, varasemad mikrotraumad ja põrutused. Kõik nimetatud põhjused esinesid antud uuringus osalenud patsientidel.

Nagu juba varasemalt mainitud esines patsientidel puudujääke kehalises aktiivsuses. Samas tuleb märkida, et oluliselt oli patsientidel kehaline aktiivsus alanenud enne osteotoomiat võrreldes 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat (vastavalt 42,7% ja 48,3%) ning võrreldes kontrollgrupiga (26,5%). Selle põhjuseks võib olla see, et enne osteotoomiat takistas kehalise aktiivsusega tegelemist valu põlveliigeses. Peale osteotoomiat selgitati patsientidele ravivõimlemise vajalikkust ning enamus neist võtsid seda tõsiselt. Paljud patsiendid võimlesid igapäevaselt iseseisvalt kodus. Nad said kõik 5. kuni 10-ne päevase ravivõimlemise paketi taastusravikeskustes, kus neile harjutused selgeks õpetati. Vestluses patsientidega selgus, et enamusele on võimlemine saanud päeva lahutamatuks osaks. Aga oli ka neid, kes sellega ei tegele.

Uuritud patsientide grupil oli valu tugevus, mida hinnati 10-ne palli süsteemis, oluliselt vähenenud opereeritud jalal võrreldes opereerimata jalaga 2 ja 6 kuud pärast operatsiooni võrreldes enne operatsiooni tehtud uuringuga. Operatsiooni eelselt esines suur valu kõigis uuritud positsioonides. Seega võib järeldada, et osteotoomia on suuresti täitnud oma eesmärgi – valu oli oluliselt vähenenud põlveliigeses. On leitud, et kehalised harjutused vähendavad oluliselt valu (Van Baar jt., 2001). Seda võib konstateerida ka antud uuringust, kuna osteotoomia järgselt kasvas oluliselt patsientide kehaline aktiivsus.

Antud töö tulemused näitasid, et gonartroosiga patsientidel olid RH jala reie nelipealihase isomeetrilise ja isokineetilise jõu näitajad oluliselt vähenenud võrreldes

kontrollgrupiga nii enne, kui ka 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat, oluliselt on vähenenud põlveliigese aktiivne liikuvus võrreldes kontrollgrupiga ning patsientide kehaline aktiivsus on oluliselt suurenenud osteotoomia järgselt. Samuti on enamus patsientidest enne osteotoomiat vaevanud põlveliigese valudest vabanenud pärast osteotoomiat.

Loetletud järeldustele toetudes võib järeldada, et SSO gonartroosi raviks annab head tulemused põlveliigese funktsiooni taastamisel. Selle meetodi eeliseks on see, et operatsiooni käigus kahjustatakse vähem liigest ümbritsevaid ja teda stabiliseerivaid kudesid võrreldes endoproteesimisega. Patsiendid taluvad samuti seda operatsiooni paremini. Miinuseks on see, et pärast osteotoomiat peavad patsiendid kasutama liikumiseks abivahendeid keharaskuse vähendamiseks opereeritud jalale. Seoses sellega tuleb pidevalt gonartroosiga patsientidel sooritada taastavaid harjutusi nii opereeritud kui mitteopereeritud jalale ning seda tuleb teha koheselt peale operatsiooni veel haiglas olles ja koduse taastumise perioodil. Sageli esineb just selles osas kõige suuremaid probleeme. Spetsiaalset taastusravi saadi keskmiselt 5-10 päeva, mille käigus sai patsient mõned harjutused selgeks. Operatsioon võib olla tehtud väga kõrgel tasemel, aga kui sellele ei järgne professionaalset taastusravi, siis on tulemus ed sedavõrra halvemad

JÄRELDUSED

1. Gonartroosiga patsientidel olid haige jala reie nelipealihase isomeetrilise ja isokineetilise jõu näitajad oluliselt vähenenud võrreldes kontrollgrupiga nii enne, kui ka 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat. Võrreldes terve jalaga olid haige jala näitajad madalamad maksimaalse isomeetrilise jõu ning jõugradiendi 25% maksimaaljõust näitajates kõigil komel uuringul.
2. Gonartroosiga patsientidel olid terve ja haige jala reie nelipealihase tahelise aktivatsiooni näitajad oluliselt madalamad 2 ja 6 kuud pärast osteotoomiat võrreldes kontrollgrupi vastavate näitajatega. 2 kuud pärast osteotoomiat olid patsientide terve ja haige jala tahelise aktivatsiooni näitajad oluliselt madalamad võrreldes preoperatiivsete andmetega.
3. Põlveliigese osteoartroosiga patsientidel olid nii tervel kui ka haigel jalal oluliselt vähenenud põlveliigese aktiivne liikuvus võrreldes kontrollgrupiga.
4. Gonartroosiga patsientidel oli oluliselt suurenenud kehaline aktiivsus ning vähenenud valu 2 ja 6 kuud pärast põlveliigese osteotoomiat võrreldes preoperatiivsete andmetega.

KASUTATUD KIRJANDUS

1. Alen, M., Häkkinen, K., Komi, P.V. Changes in neuromuscular performance and muscle fibre characteristics of elite power athletes self-administering androgenic and anabolic steroids. *Acta Physiol. Scand.*, 1984, 122: 525-544.
2. Alex, E., De Simoni, C., Babst, R., Lobenhoffer, P. TomoFix: a new LCP-concept for open wedge osteotomy of the medial proximal tibia – early results in 92 cases. *J. Care Injured*, 2003, 34: S-B55-S-B62.
3. Arvidsson, I., Eriksson, E., Haggmark, T., Johnson, R.J. Isokinetic thigh muscle strength after ligament reconstruction in the knee joint: results from a 5-10 year follow-up after reconstructions of the anterior cruciate ligament in the knee joint. *Int J Sports Med.*, 1981, 2(1):S7-11.
4. Barany, M. ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *J. Gen. Physiol.*, 1967, 50: 197-218.
5. Batzopoulos, V., Brodie, D.A. Isokinetic dünamometry: Application and limitations. *Sports Med.*, 1989, 8: 101-116.
6. Belcastro, A.N., Wenger, H., Nikei, T., Secorrd, D., Boners, A. Functional overload of rat fast-twitch skeletal muscle during development. *J. Appl. Physiol.* 1980, 49: 583-588.
7. Bellamy, N., Buchanan, W.W., Goldsmith, C.H., Campell, J. Stitt, L. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically -important patient-relevant outcomes following total hip or knee arthroplasty in osteoarthritis. *J Rheumatol*, 1988, 1: 95-108.
8. Birkenfeldt, R., Päi, L., Haviko, T. *Reumatoloogia*, Tartu: AS Medicina 1995 lk 273-313.
9. Birkenfeldt, R., Päi, L., Haviko, T., Kallikorm, R., Päi, S., Veinpalu, L. *Reumatoloogia*. Tallinn: AS Medicina, 2000.
10. Brady, H. O., Hurson, J.B. Acute injuries of the meniscus. In: *Oxford Textbook of Sports Medicine*. Oxford University Press, 1996.
11. Caillet, R. Knee pain and disability. Philadelphia, 1992, lk. 70-111.
12. Chen, C.P., Chen, M.J., Pei, Y.C., Lew, H.L., Wong, P.Y., Tang, S.F. Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 2003, 82(4): 307-312.

13. Coventry M.B: Upper tibial osteotomy for osteoarthritis. *J. Bone Joint Surg.*, 1985, 67A: 1136-1140.
13. De Pablos J., Gozalez Herranz P., Barros C. Progressive opening-wedge osteotomy for severe tibia vara in adults. *Orthopedics*. 1998, 21(12):1253-1257.
14. De Simoni, C., Staubli, A.E. Neue Fixationstechnik für mediale open-wedge Osteotomien der proximalen Tibia. *Schweiz Med. Wochenschrift*, 2000, 119:130.
15. Enoka, R. *Neuromechanical Basic of Kinesiology*. Human Kinetics Books, Illinois, 1988: lk 31-206.
16. Eloranta, V., Komi, P.V. Function of the quadriceps femoris muscle under maximal concentric contractions. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 1980, 20: 159-174.
17. Fisher N.M., Pendergast, D.R. Reduced muscle function in patients with osteoarthritis. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 1997, 29(4):213-221.
18. Fisher, N.M., Gresham, G.E., Abrams, M., Hicks, J., Horrigan, D., Pendergast, D.R. Quantitative effects of physical therapy on muscular and functional performance in subjects with osteoarthritis of knee. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1993, 74(8): 840-847.
19. Frigg R., Locking compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the dynamic compression plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury.*, 2001; 32(suppl 2):SB63-SB66
20. Gur H., Cakin N. Muscle mass, isokinetic torque, and functional capacity in women with osteoarthritis of the knee. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2003, 84(10):1534-1541.
21. Gurfinkel V.S., Levik J.S. *Skeletnaja mōštsa: struktura i funktsija*. M., 1985, 36 - 108.
22. Harries, M., Williams, C., Stanish, W.D., Micheli, L.J. *Oxford Textbook of Sport Medicine*. Oxford University Press, 1996, 354-375.
23. Hassan B.S., Mockett S., Doherty M. Statistic postural sway, proprioception and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheum Dis*, 2001, 60: 612-618.
24. Hee, H.T., Low, C.K., Seow, K.H., Tan, S.K. Comparing staple fixation to buttress plate fixation in high tibial osteotomy. *Ann. Acad. Med. Singapore.*, 1996, 25:233-235.
25. Henk, J., Stam, PhD., Binkgorst, PhD., Han, F. van Nieuvenhyzen, Hagmeier, R. The long-term consequence of strength deficits after meniscectomy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1993, 74: 271-275.

26. Hernigou, P., Medevielle, D., Debeyere, J., Goutallier, D. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg. Am.* 1987, 69: 332-354.
27. Hernigou, P. A 20-year follow-up study of internal gonarthrosis after tibia valgus osteotomy. Single versus repeated osteotomy. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice. Appar. Mot.*, 1996, 82(3): 241-250.
28. Hinson, M.N., Smith, W.C., Funk, S. Isokinetics: A classification. *Res. Quart.*, 1995, 59: 30-35.
29. Hood, L.B., Forvard, E.M. Strength variations in two determinations maximal isometric contractions. *Phys. Ther.*, 1965, 45: 1046-1053.
30. Hurley, M.V., Newham, D.J. The influence of arthrogenous muscle inhibition on quadriceps rehabilitation of patients with early, unilateral osteoarthritic knees. *Br. J. Rheumatol.*, 1993, 32(2): 127-31.
31. Hurley M.V., Scott D.L., Rees J., Newham D.J. Sensorimotor changes and functional performance in patients with knee osteoarthritis. *Ann. Rheum. Dis.* 1997, 56(11): 641-8.
32. Häkkinen, K., Alen, M., Komi, P.V. Neuromuscular, anaerobic and aerobic performance characteristics of elite power athletes. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1984, 53: 97-105.
33. Häkkinen, A., Hannonen, P., Häkkinen, K. Effects of strength training on neuromuscular function and disease activity in patients with recent-onset inflammatory arthritis. *Scand. J. Rheumatol.*, 1994, 23: 237-242.
34. Häkkinen, K., Pastinen, U.M., Karsikas, R., Linnamo, V. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction during electrical stimulation in men at different ages. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 1995, 70: 518-527.
35. Häkkinen, A., Mälkiä, E., Häkkinen, K., Jäppinen, I., Laitinen, L., Hannonen, P. Effects of detraining subsequent to strength training on neuromuscular function in patients with inflammatory arthritis. *Br. J. Rheumatol.*, 1997, 36: 1075-1081.
36. Insall, J.N., Hood, R.W., Flawn, L.B., Sullivan, D.J. The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 1983, 65(5): 619-28.

37. Jokio, P., Lindholm, T.S., Vankka, E. Medial and lateral gonarthrosis treated with high tibial osteotomy: a prospective study. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.*, 1985, 104(3): 135-144.
38. Kalm, V., Viru, A. Kehaliste võimete testid. Tallinn, 1973.
39. Kannus P., Jozsa L., Renström P., Järvinen M., Kvist M., Lehto, M., Oja P., Vuori J. The effects of training, immobilization and remobilization on musculoskeletal tissue. *Scand. J. Med. Sci. Sports*, 1992, 2: 164-176.
40. Kent, M. van De Graff. *Human Anatomy*. 3rd ed. Iowa, 1988: 212-214.
41. Kent-Braun, J.A. Noninvasive measures of central and peripheral adevateor in human muscle fatigue. *Muscle Nerve*, 1997, Supplement 5: S 598-S 101.
42. Knapik, J.J. Isokinetic and isometric torque relationships in the human body. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1980, 61: 64-67.
42. Kurosawa, H., Fukubayashi, T., Nakajama, H. Load-bearing mode of the knee joint: physical behaviour of the knee joint with or without menisci. *Clin. Orthop.*, 1980, 149 - 283.
43. Lewek, M.D., Kathrine, S., Rudolph, L.S.M. Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic knee osteoarthritis. *J. of Orthop. Res.*, 2004: 22: 110-115.
44. Lin, Y.C., Davey, R.C., Cochrane, T. Test for physical function of the elderly with knee and hip osteoarthritis. *Scan. J Med. Sci. Sports.*, 2001, 11: 280-286
45. Ling, S.M., Fried, L.P., Garret, E.S., Fan, M.Y., Rantanen, T., Bathon, J.M. Knee osteoarthritis compromises early mobility function: The Women's Health and Aging Study II. *J. Rheumatol.*, 2003, 30(1): 114-20.
46. Loogna, N., Loogna, G. Füüsiline töö ja ülekoormushaigused. Tallinn: OÜ Ten-Team, 1999.
47. MacDougall, A., Wenger, A., Green, J. *Physiological Testing of the High Performance Athlete*. Illinois, 1991 lk. 21-86.
48. Magyar, G. Toksvig-Larsen, S., Lindstrand, A. Open-wedge tibial osteotomy by callus distraction in gonarthrosis. *Acta Orthop. Scand.*, 1998, 69: 147-151.
49. Marks, R., Allegrante, J.P. Body mass indices in patients with disabling hip osteoarthritis of knee. *Scand. J. Caring. Sci.*, 1995, 9(1): 47-54.

50. Messier, S.P., Loeser, R.F., Hoover, J.L., Semble, E.L., Wise, CM. Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1992, 73(1): 29-36.
51. Minor, M.A., Hewett, J.E., Webel, R.R., Dreisinger, T.E., Kay, D.R. Exercise tolerance and disease related measures in patients with rheumatoid and osteoarthritis. *J Rheumatol.*, 1988: 15: 905-911.
52. Mizner, R.L., Stevens, J.E. Snyder-Macler, L. Voluntary activation and decreased force production of the quadriceps femoris muscle after total knee arthroplasty. *Phys Ther.*, 2003, 83(4): 359-365.
53. Murphy, S.B. Tibial osteotomy for genu varum. Indications, preoperative planning, and technique. *Orthop. Clin. North. Am.*, 1994, 25: 477-482.
54. Narici, M.V., Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L., Claassen, H., Gavardi, C., Conti M., Cerretelli, P. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiol. Scand.*, 1996, 157: 175-186.
55. Nied, R.J., Franklin, B. Promoting and prescribing exercise for the elderly. *Am Fam Physician*, 2002, 65: 419-426.
56. Nix, W. A., Vrbova, G. *Electrical stimulation and neuromuscular disorders*. Berlin, 1986.
57. Nordesjo, L.O., Nordgren B., Wigren A., Kolstad K. Isometric strength and endurance in patients with severe rheumatoid arthritis or osteoarthritis in the knee joints. A comparative study in healthy men and women. *Scand. J. Rheumatol.*, 1983, 12(2): 152-156.
58. Nuiamäe, P.-R. *Meniskivigastused*. Tartu, 1988.
59. O'Reilly, S.C., Jones, A., Muir, K.R., Doherty, M. Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability. *Ann. Rheum. Dis.*, 1998, 57: 588-594.
60. Pap, G., Mechner, A., Awiszus, F. Strength and voluntary activation of the quadriceps femoris muscle at different severities of osteoarthritic knee joint damage. *J. Orthop. Res.*, 2004, 22(1): 96-103.
61. Perrin, D.H., Robertson, R.J., Ray, R.L. Bilateral isokinetic peak torque, torque acceleration energy, power and work relationship in athletes and nonathletes. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 1987, 9: 184-189.
62. Petlem, H. *Luude ja liigeste kinnised vigastused*. Tallinn: Valgus, 1984.

63. Pryor, J.F., Wilson G.J., Murphy, A. The effectiveness of eccentric, concentric and isometric rate of force development tests. - *J. Human Mov. Stud.*, 1994, 27: 153-172.
64. Pääsuke, M., Lemberg, H. Sportlase närvi-lihasaparaadi funktsionaalsete võimete testid. Tallinn, 1989.
65. Pääsuke, M. Inimese liikumise biomehaanika. Tartu, 1996, 83-85.
66. Pääsuke, M., Ereline, J., Gapeyeva, H. Knee extension strength and vertical jumping performance in Nordic combined athletes. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 2001, 41: 354-361.
67. Rogers, A.W. *Textbook of Anatomy*. Longman Group UK Limited, 1992, lk. 282-286.
68. Rogind, H., Bibow-Nielsen, B., Jensen, B., Moller, H.C., Frimodt-Moller, H., Bliddal, H. The effects of a physical training program on patients with osteoarthritis of the knee. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1998, 79(11): 1421-1427.
69. Roosalu, M. Liikumisaparaat. Tln., 1994 lk. 43.
70. Rouillon, O. Functional re-education, self-education and education of patients with leg arthrosis. *Presse. Med.*, 2002, 12: 15-17.
71. Seeder, J. Skeletisüsteemi ülekoormushaigused ja spordivigastused. *Medicina*, Tallinn, 1995, lk. 29-96.
72. Shrine, N. The weight-bearing role of the menisci in force transmission across the knee. *J. Bone Joint Surg.*, 1974, 56B : 381.
73. Slemenda, C., Brandt K.D., Heilman D.K., Mazzuca, S., Braunstein, EM., Katz, BP., Wolinsky, F.D. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann. Intern. Med.*, 1997, 127(2): 97-104.
74. Soren, A. *Arthritis and Related Affections*. Berlin: Springer Verlag, 1993.
75. Staubli, A.E., De Simoni, C., Babst, R., Lobenhoffer, P. TomoFix: a new LCP-concept for open wedge osteotomy of the medial proximal tibia – early results 92 cases. *Injury. Int. J. Care Injured*, 2003, 34: S-B55-S-B62.
76. Stam, H.J., Binkhorst, R.A. The correlation of isometric and isokinetic torque measurement of knee extensors. *Isok. Exerc. Sci.*, 1992, 2, 2: 73-75.
77. Steultjens, M.P., Dekker, J., van Baar, M.E., Oostendorp, R.A., Bijlsma, J.W. Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. *Rheumatology (Oxford)*, 2000, 39(9): 955-61.

78. Van Baar, M.E., Dekker, J., Oostendorp, R.A., Bijl, D., Voorn, T.B., Bijlsma, J.W. Effectiveness of exercise in patients with osteoarthritis of hip or knee: nine months' follow up. *Ann. Rheum. Dis.*, 2001, 60(12): 1123-30.
79. Vain, A. Kehaliste harjutuste biomehaanika. Tartu, 1972.
80. Vapra, A. Liigesehaigused kesk- ja vanemas eas. Tallinn: Valgus, 1980.
81. Verhosanski J.V. Programmirovaniie i organisatsija trenirovotsnogo protsessa. M., 1985, lk 32-64.
82. Väätainen, U, Aineksinen, O., Jaroma, H., Kiviranda, J. Decreased torque and electromyographic activity in the extensor thigh muscles and chondromalacia patellae. *Int. J. Sports Med.*, 1995, 16: 45-50.
83. Walker, P.S., Erkman, M. J. The role of the menisci in force transmission across the knee. *Clin. Orthop.*, 1975, 109: 184-192.
84. Watkins, J. Structure and Function of the Musculoskeletal System. Champaign: Human Kinetics, 1999.
85. Watkins, M.A., Riddle, D.L., Lamb, R.L., Personius, WJ. Reliability of goniometric measurements and visual estimates of knee range of motion obtained in a clinical setting. *Phys. Ther.*, 1991, 71(2): 90-96.
86. Weale, A.E., Lee, A.S., MacEachern, A.G. High tibial osteotomy using a dynamic axial external fixator. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2001, 382: 154-67.
87. Werner, S., Eriksson, E. Isokinetic quadriceps training in patients with patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg., Sports Traumatol., Arthrosc.*, 1993, 1: 162-168.
88. Wyatt, F.M., Milan, S., Manske, R.C., Deere, R. The effects of aquatic and traditional exercise programs on persons with knee osteoarthritis. *J. Strength. Cond. Res.*, 2001, 15: 337-340.

**STRENGTH OF QUADRICEPS FEMORIS MUSCLE AND ACTIVE RANGE OF
MOVEMENT IN KNEE JOINT IN PATIENTS WITH KNEE OSTEOARTHRITIS
BEFORE, 2- AND 6 MONTHS AFTER HIGH TIBIAL OSTEOTOMY**

Vallo Vaher

SUMMARY

The aim of the present study was to investigate the changes in strength characteristics of quadriceps femoris (QF) muscle in patients with gonarthrosis and active range of motion in knee joint before high tibial osteotomy (HTO) and 2- and 6 months after surgery.

Patients with unilateral knee osteoarthritis (OA) aged 48-63 years participated in the study before osteotomy (n=14), 2 months (n=6) and 6 months (n=6) after HTO. Datas of patients were compared to healthy persons (n=10) aged 49-59 years, without any orthopedic or neurologic diseases.

For assesment of strength characteristics of QF muscle isometric and isokinetic dynamometry (at angular velocities of 60°/s and 180°/s) were used. The active range of motion (ROM) of knee joint was measured using a mechanical goniometer (Gollehon Extendable Goniometer; Lafayette Instrument, USA).

Results of study showed that:

1. The mean values of isometric and isokinetic strength of quadriceps femoris muscle were significantly lower in both limbs of patients than in dominant limb of controls before, 2 and 6 months after osteotomy. Isometric maximal force and rate of force development at 25% level of maximal force (RFD₂₅) was significantly lower in osteoarthritic knee in comparison with not osteoarthritic knee before and 2 months after HTO.

2. Voluntary activation percent was significantly lower in both limbs of patients than in dominant limb of controls 2 and 6 months after osteotomy. The mean values of voluntary activation percent of QF muscle were significantly lower in both limbs 2 months after osteotomy as compared to pre-operatively data.

3. The active ROM of flexion of knee joint was significantly lower in both limbs in patients as compared to control group.

4. The mean data of pain in knee joint and physical activity were significantly lower in patients after osteotomy than pre-operatively.

TÄNUAVALDUS

Täna TÜ Kliinikumi traumatoloogia ja ortopeedia osakonna arste, TÜ Kehakultuuriteaduskonna kinesioloogia- ja biomehhaanika laboratooriumi töötajaid abi eest uuringute läbiviimisel.

Täna kõiki vaatlusaluseid, kes leidsid aega käesolevas uuringus osaleda.

Töö teostati Haridus- ja Teadusministeeriumi sihtfinantseeritava teema nr. 0182130S02 raames ja Eesti Teadusfondi grantide nr. 6214 toetusel.