

TARTU ÜLIKOOL  
Kehakultuuriteaduskond  
Spordibioloogia ja füsioteraapia instituut

**Anneli Jõeloo**

**Kõnni kinemaatilised näitajad enne ja kuus kuud pärast  
ühepoolset puusaliigese endoproteesimist**

Magistritöö  
liikumis- ja sporditeaduste erialal

uurimisvaldkond: taastusravi ja rehabilitatsioon

Juhendajad: lektor, MSc Priit Eelmäe  
lektor, PhD Jaan Ereline

**Tartu 2008**

## KASUTATUD LÜHENDID

|      |                                         |
|------|-----------------------------------------|
| 3-D  | – kolmemõõtmeline                       |
| ASIS | – eesmine ülemine niudeluuoga           |
| BTS  | – firma Bioengineering Technical System |
| OA   | – osteoartroos                          |
| TPE  | – täielik puusaliigese endoproteesimine |
| WHO  | – Maailma Tervishoiuorganisatsioon      |

## AVALDATUD PUBLIKATSIOONID

Antud magistritöö on teostatud sihtfinantseeritava teadusteema SF 0180030s07 raames.

### Artiklid:

1. Eelmäe, P.; Haviko, T.; Söderlund, A.; Arras, A.; Emtner, M. Füsioterapeutiline hindamine puusaliigese proteesimise järgselt. Teadus, sport ja meditsiin VII. Tartu, Atlex, 2007, 20-22.
2. Jõeloo, A.; Ereline, J.; Gapejeva, H.; Haviko, T.; Eelmäe, P. Kõnni kinemaatilised näitajad enne ja kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist. Kehakultuuriteaduskonna teadus- ja õppemetoodiliste tööde kogumik XV. Tartu, 2007 (trükkis).

**Märkus:** Anneli Jõeloo endine perekonnanimi oli Anneli Arras

## SISUKORD

|                                                       |    |
|-------------------------------------------------------|----|
| 1. SISSEJUHATUS.....                                  | 5  |
| 2. KIRJANDUSE ÜLEVAADE.....                           | 6  |
| 2.1. Puusaliigese anatoomia.....                      | 6  |
| 2.2. Puusaliigese liigutusi teostavad lihased.....    | 6  |
| 2.3. Osteoartroos.....                                | 9  |
| 2.4. Puusaliigese endoproteesimine.....               | 10 |
| 2.5. Proteesi valik ja operatsiooni tehnikad.....     | 11 |
| 2.6. Füsioteraapia pärast endoproteesimist.....       | 12 |
| 2.7. Kõnni biomehhaaniline analüüs.....               | 15 |
| 2.8. Lihaste funktsioon kõnnil.....                   | 16 |
| 2.9. Liigeste kinemaatika kõnnil.....                 | 17 |
| 2.10. Postoperatiivne kõnd.....                       | 17 |
| 2.11. Kolmemõõtmeline kinemaatiline kõnnianalüüs..... | 18 |
| 3. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED.....                      | 20 |
| 4. TÖÖ METOODIKA.....                                 | 21 |
| 4.1. Vaatlusaluste kirjeldus.....                     | 21 |
| 4.2. Kõnni kinemaatiliste parameetrite määramine..... | 21 |
| 4.3. Uuringu korraldus.....                           | 27 |
| 4.4. Andmete statistiline analüüs.....                | 28 |
| 5. TÖÖ TULEMUSED.....                                 | 29 |
| 6. TULEMUSTE ARUTELU.....                             | 39 |
| 7. JÄRELDUSED.....                                    | 46 |
| 8. KASUTATUD KIRJANDUS.....                           | 47 |
| SUMMARY.....                                          | 54 |

## 1. SISSEJUHATUS

Reumaatilised liigesehaigused on Maailma Tervishoiuorganisatsiooni (WHO) andmetel oma tõsiduselt vereringe-ja hingamiselundite haiguste järel 3. kohal, mis põhjustavad väga sageli invaliidistumist. Tähtsal kohal nende seas on osteoartriit, mis põhjustab liigese liikuvuse piiratust, valu ning vähendab funktsionaalset võimekust.

Üheks võimaluseks liigese endise seisundi taastamisel ja parandamisel on liigese endoproteesimine. Üldjuhul on patsiendid operatsiooni tulemustega rahul, kuna väheneb valu, paraneb liigese funktsionaalne seisund ja inimeste heaolu ning seeläbi suureneb nende töövõime.

Endoproteesimine on operatsioon, mille käigus tehakse liigese totaalne või partsiaalne resektsioon sellele järgneva liigese asendamisega totaalse või partsiaalse tehisimplantaadiga. Puusaliigese totaalse proteesimise käigus asendatakse nii reieluupea kui ka liigeseõõs. Fikseerimiseks kasutatakse tänapäeval tsementeerimis- ja mittetsementeeristehnikat ning anterolateraalset ja posterolateraalset lähenemisviisi.

Pärast liigese endoproteesimist on peamised eesmärgid lihasjõu taastamine, liigese liikuvuse suurendamine ning käimise turvaliseks muutmine nii tasasel pinnal kui treppidel. Taastumise kiirus sõltub eelkõige patsiendi operatsiooni eelsest ja järgsest kehalisest aktiivsusest.

Vaatamata aga operatsioonide edukusele ei pruugi patsientidel operatsioonijärgselt kõnnimuster taastuda veel mitmete aastate vältel. On leitud, et endoproteesimise järgselt paranevad mitmed olulised kõnniparameetrid nagu näiteks kehahoiaku sümmeetrilisus, keharaskuse jaotuvus, suureneb liikumiskiirus ja paraneb puusaliigese liikuvus. Ent vaatamata nendele edusammudele ei ole operatsioonijärgne kõnnimuster siiski sellisel tasemel, mida võiks pidada normaalseks.

Käesoleva töö eesmärgiks oligi selgitada, kas ühepoolse puusaliigese osteoartriidiga patsientide kõnni ruumilis-ajalised parameetrid ja kinemaatilised näitajad olid muutunud kuus kuud pärast endoproteesimist võrreldes enne operatsiooni määratud näitajatest ning mil määral erinevad terve ja haige jala vastavad näitajad nimetatud perioodil.

## 2. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

### 2.1. Puusaliigese anatoomia

Puusaliiges (*artiklatio coxae*) on keraliiges (pähkelliiges), mille moodustavad reieluupea (*caput femoris*) ja puusanapp (*acetabulum*) (Birkenfeldt *et al.*, 2000). Puusaliigese kaudu ühendub alajäseme vabaosa vaagnavöötmega (Roosalu, 2006).

Keraliiges võimaldab kolmesuunalist liikumist - frontaalteljel: fleksioon ja ekstensioon, sagitaalteljel: abduktsioon ja adduktsioon ning vertikaalteljel: sise- ja välisrotatsioon ning samuti koonusliikumine (Clarkson, 2000; Roosalu, 2006). Liiges kannab suurt staatilist ja dünaamilist koormust, tema stabiilsuse tagavad reieluupea sügav asend puusanapas, tugev fibroosne liigesekapsel ja liigest ümbritsevad lihased - reie fleksorid, ekstensorid, abduktorid, adduktorid ja rotaatorid (Birkenfeldt *et al.*, 2000).

Tähtsaim side on liigese eesmisel küljel - alumise-eesmise niudeluuga ja põõrlitevahejoone vahel asetsev niudelu-reie side (*lig. iliofemorale*), pärsib reie ekstensiooni (aitab säilitada keha tasakaalu) ja pronatsiooni, see on inimese keha kõige tugevam side. Puusanapa-sälku täiendab puusanapa-ristiside (*lig. transversum acetabuli*). Liigeseõõnes paikneb reieluupeaside (*lig. capitis femoris*), mis kulgeb puusanapa-sälgult ja puusanapa ristisidemelt reieluupea lohku. Sõõrvööde (*zona orbicularis*) aitab hoida reieluupead puusanapas ja omab tähtsust reieluupea mediaalse osa verevarustuse aspektist (Roosalu, 2006). Häbemelu-reie side (*lig. pubofemorale*), takistab reie abduktsiooni ning osalist supinatsiooni, istmikulu-reiesidekude (*lig. ischiofemorale*) pärsib reie adduktsiooni ja osalist pronatsiooni (Roosalu, 2006).

Puusaliigese normaalseks fleksiooni ulatuseks loetakse 0° kuni 125°, ekstensiooni ulatuseks 0° kuni 30° (Kendall *et al.*, 2005; Clarkson, 2000). Normaalne liikuvusulatus puusaliigese abduktsioonil on 0° - 45° (Kendall *et al.*, 2005) ja adduktsioonil 0° - 30°. Sise- ja välisrotatsiooni normaalseks liikuvusulatuses loetakse 0° kuni 45° (Clarkson, 2000).

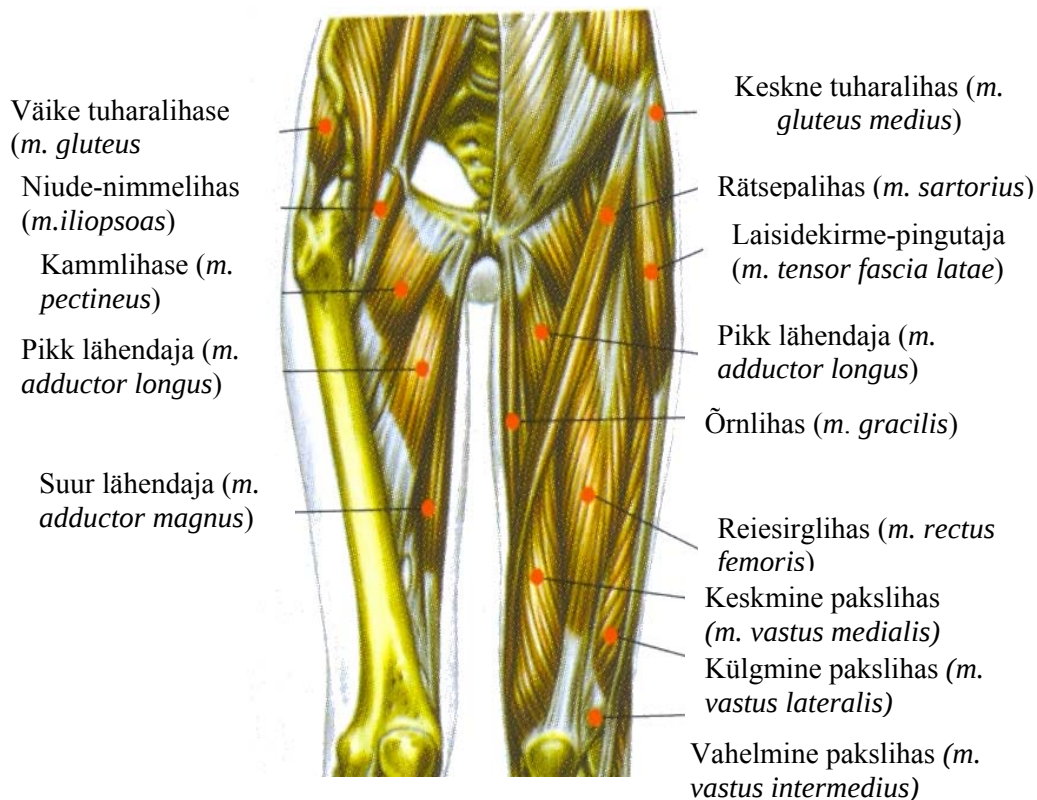
### 2.2. Puusaliigese liigutusi teostavad lihased

Väike tuharalihase (*m. gluteus minimus*) (joonis 1) ülesanne on abducteerida ja teostada siserotatsiooni ning assisteerida puusaliigese fleksiooni. Keskne tuharalihas (*m. gluteus medius*) abducteerib puusaliigest, eesmisel kiud sooritavad siserotatsiooni ja võivad assisteerida ka puusaliigese fleksiooni. *M. gluteus medius* tagumised kiud sooritavad

välisrotatsiooni ja võivad assisteerida ekstensiooni. Suur tuharalihas (*m. gluteus maximus*) sooritab puusaliigese ekstensiooni ja välisrotatsiooni, *m. gluteus maximus* alumised kiud assisteerivad puusaliigese adduktsiooni, ülemised kiud aga abduktsiooni ning aitab kaasa põlveliigese ekstensiooni stabiliseerimisel (Kendall *et al.*, 2005).

Niude-nimmelihas (*m. iliopsoas*) teostab puusaliigese fleksiooni ja vähesel määral ka välisrotatsiooni. Fikseeritud alajäseme puhul, näiteks seismisel, kallutab see lihas kere ettepoole, st. väldib tahapoole kukkumist, olles seega suure tuharalihase antagonist (Roosalu, 2006). Pirnlihas (*m. piriformis*) teostab puusaliigese abduktsiooni ja välisrotatsiooni. Ülemise (*m. gemellus superior*) ja alumise kaksiklihase (*m. gemellus inferior*) ning reieruutlihase (*m. quadratus femoris*) ülesandeks on puusaliigese välisrotatsioon. Välimine toppelihas (*m. obturatorius externus*) ja sisemine toppelihas (*m. obturatorius internus*) osalevad puusaliigese fleksioonil ja välisrotatsioonil. Laisidekirme-pingutaja (*m. tensor fascia latae*) funktsiooniks on puusaliigese fleksioon, abduktsioon, *fascia lata* pingutamine ja põlveliigese ekstensioon. Rätsepalihase (*m. sartorius*) osaleb puusaliigese fleksioonil, välisrotatsioonil ja abduktsioonil, põlveliigese puhul fleksioonil ja siserotatsioonil. Õrnlihas (*m. gracilis*) teostab puusaliigese adduktsiooni, fleksiooni ning põlveliigese fleksiooni ja siserotatsiooni. Pikk lähendaja (*m. adductor longus*) teostab adduktsiooni ja fleksiooni.

Kammlihase (*m. pectineus*) ja lühikese lähendaja (*m. adductor brevis*) funktsiooniks on puusaliigese adduktsioon, fleksioon ning välisrotatsioon. Suur lähendaja (*m. adductor magnus*) teostab adduktsiooni, siserotatsiooni ja ekstensiooni. Reiesirglihas (*m. rectus femoris*) on puusaliigese fleksor. Reie-kakspealihase (*m. biceps femoris*) pikk ja lühike pea (*caput longum et caput breve*) osalevad põlveliigese fleksioonil ja välisrotatsioonil, *caput longum* aga puusaliigese ekstensioonil. Poolkõõluslihase (*m. semitendinosus*) funktsiooniks on puusaliigese ekstensioon, põlveliigese fleksioon ja siserotatsioon. Poolkilelihas (*m. semimembranosus*) teostab puusaliigese ekstensiooni (Kendall *et al.*, 2005; Roosalu, 2006; Clarkson, 2000).



**Joonis 1.** Puusaliigese liigutusi teostavad lihased.

### 2.3. Osteoartroos

Reumaatilised haigused on levinud kogu maailmas ja nende osakaal üldises haigestumises on väga suur. Eestis on reumaatilised haigused üldhaigestumise struktuuris kolmandal kohal südame-veresoonkonnahaiguste ning kopsuhaiguste järel (Birkenfeldt *et al.*, 2000). Kõige levinum liigesehaigus on osteoartroos (Guillemin, 1998). Kõigist reumatoloogilistest haigetest 60-70% moodustavad osteoartroosi haiged (Birkenfeldt *et al.*, 2000).

Osteoartroos (OA) (*ostheoarthrosis*) on krooniline degeneratiivne liigesehaigus, mille aluseks on kõhre esmane degeneratsioon ja destruktsioon ühes järgneva kõhrealuse skleroosiga ning muutustega luukoes ja sünoviaalkestas (Volck *et al.*, 1999; Bullough, 1992; Brandt, 1991; Howell, 1986).

OA on üks levinumaid haigusi, mis mõjutab närvilihasaparaadi seisundit eakatel inimestel ning sellel on suur mõju tervisele ja elukvaliteedile (Nilsdotter, Lohmander, 2002). Tavaliselt tekib see haigus 40-aastastel ja vanematel inimestel, meestel ja naistel võrdse sagedusega, kuid naistel on raskema kuluga. Koksartroos ehk puusaliigese osteoartroos on sagedaseim osteoartroosi vorm, moodustades üle 40% osteoartroosi juhtudest (Klieppel, Dieppe, 1998). Enamikul juhtudel algab OA aeglaselt ja märkamatuvalt. Valu tekib harilikult liigese koormamisel ning kaob rahuolekus (Birkenfeldt *et al.*, 2000). Algstaadiumis on puusaliigese piirkonnas tuimad valud, mis kiirguvad kubeme- ja põlvepiirkonda. Liikumisel tekib kerge krudin ja valulikkus. Valu tekib pärast käimist või trepist laskumist. Väljakujunenud haiguse puhul esinevad nn stardivalud, valud rahuolekus, reie-, tuhara-, ja säärelihaste atroofia. Tekib jala sundasend – puusaliigese kerge painutus ja rotatsioonihäire. Sellega koos tekib kompensatoorne lumbaarne hüperlordoos, vaagna kalle kahjustatud liigese poole ja skolioos. Haige hakkab lonkama, kahepoolse koksartroosi puhul tekib pardikõnnak (Klieppel, Dieppe, 1998). Haiguse varajases staadiumis on oluline riskitegurite kõrvaldamine ja vältimine: ülekaalulistel kehakaalu normaliseerumine (spetsiifilised programmid), haigestunud liigese koormuse vähendamine (püstitöö asendamine, raske kehalise töö vältimine, stereotüüpsete liigutuste vältimine) (Hochberg *et al.*, 1995a; 1995b).

OA ravis on soovitatavad mitmesugused füsioteraapiaprotseduurid vastavalt sümptomitele (Hochberg *et al.*, 1995a). OA ravi peamiseks eesmärgiks on vähendada valusündroomi ja redutseerida sekundaarse sünoviidi nähte, taastada kahjustatud liigese funktsiooni, pidurdada haiguse progresseerumist, et parandada haigete elukvaliteeti, säilitada töövõimet

ja hoida ära invaliidistumist (Birkenfeldt *et al.*, 2000). Tähtsaks peetakse ohustatud jäsemete lihaskonna tugevdamist, üldist kehalist aktiivsust (Dieppe, 1998). Suurte liigeste OA puhul on väga oluline liigeste toetamine ja stabiilsuse korrigeerimine, mis vähendab oluliselt valusid. Vajalikud on ka head amortisaatorina toimivad ja võlvtoega jalatsid, vajaduse korral tugivahendid: sobiva käepideme ja naeltega jalutuskepp või kargud ning muud abivahendid (Dieppe, 1995).

Osteoartroos on sagedaseim diagnoos, mis viib liigese endoproteesimiseni (Levy *et al.*, 1995). Raske kuluga puusaliigese OA korral on kõige mõjusam ravi täielik puusaliigese endoproteesimine (TPE), mis aitab parandada patsiendi liikumisvõimet ja leevendab valu (Nilsson *et al.*, 2001; Dieppe *et al.*, 2001; Bachmeier *et al.*, 2001).

#### **2.4. Puusaliigese endoproteesimine**

Puusaliigese esimese totaalendoproteesimise tegi John Charnley 1958. aastal. Igal aastal sooritatakse maailmas umbes miljon puusaliigese endoproteesimise operatsiooni. Uuringud on näidanud, et 90%-l patsientidest väheneb pärast puusaliigese endoproteesimist valu ja paraneb funktsionaalne võimekus (Chipchase, Brumby, 2001a; Espenhaug *et al.*, 2002; Gunter, 2001). Endoproteesimine on operatsioon, mille käigus tehakse liigese totaalne või partsiaalne reseksioon sellele järgneva liigese asendamisega totaalse või partsiaalse tehisimplantaadiga (Birkenfeldt *et al.*, 2000). Esmane täielik puusa endoproteesimine (TPE) on väga tõhus ulatusliku puusaliigese osteoartriidiga patsientide puhul. Paranemine on kõigi ortopeedias kasutatavate hindamise meetodikatele tuginedes ulatuslik (Andriacchi *et al.*, 1997). Peamised haigused, mille puhul kasutatakse endoproteesimist on – osteoartroos, reumatoidartriit, osteonekroos, podagra, traumajärgsed seisundid (luumurrud) ja luukasvajad (Boyd *et al.*, 1997; Levi, 1997; Birkenfeldt *et al.*, 2000).

Liigeste endoproteesimise kliinilisteks eeldusteks on valu ja lonkamine, liigeste kontraktuur või anküloos ning jäsemete lühenemine. Röntgenoloogilisteks eeldusteks on liigeseruumi ahenemine, liigese deformatsioon ning osteofüütide ja luutsüstide olemasolu (Birkenfeldt *et al.*, 2000).

Endoproteesimisel võivad tekkida mitmesugused tüsistused nagu: operatsioonihaava süvaimfektsioon, proteesi luksatsioon, istmikunärvi kahjustus, liigese dislokatsioon (Chipchase *et al.*, 2001b; Birkenfeldt *et al.*, 2000).

Endoproteesimise vastunäidustuseks peetakse mädainfektsiooni kudedes, neuroloogilisi häireid, patsiendi psüühikahäireid ja eelnevaid korduvaid liigeseoperatsioone (Birkenfeldt

*et al.*, 2000). Täieliku liigese asendamise pikaajaline edu sõltub mitmetest faktoritest nagu kirurgia tehnikast (Zahiri *et al.*, 1999; Cameron *et al.*, 2001), materjalist (Black, 1989; Young *et al.*, 1999) ja proteesi tüübist (Walker, 1989; Kubo *et al.*, 2001).

## 2.5. Proteesi valik ja operatsiooni tehnikad

Proteesimisel lähtub kirurg patsiendi vajadustest, proteesi oodatavast ealisusest, patsiendi aktiivsusest ja luu kvaliteedist ning proteesi kättesaadavusest. Samuti arvestatakse kirurgi väljaõppe ja kogemustega (Branson, Goldstein, 2003). Ükski protees ei saa kindlasti vastata kõigi patsientide vajadustele (Bowen, 2002).

Materjalid, mida proteesimiseks kasutatakse on metallid (roostevaba teras ning koobalti-, kroomi- ja titaanisegud) ning plastikmaterjalid (polüetüleen), mis on vastupidavad ja kulumiskindlad. Välja on töötatud ka bioaktiivse kattega endoproteesid, mille pind on kaetud hüdroksüapatiidi või vereplasma kihiga (Coutts, 1999; Birkenfeldt *et al.*, 2000).

Endoproteesi fikseerimiseks kasutatakse peamiselt kolme liiki tehnikat:

- **tsementeerimistehnika** - eelistatav haigetel vanuses üle 60 aasta, resorptsiooni või osteopeenia korral, samuti osteonekroosi, reumatoidartriidi, podagra ja luukasvajatega haigetel.
- **mittetsementeerimistehnika** ehk mehaaniline kinnitus - eelistatav liikuva eluviisiga alla 50 aastasel patsientidel, kelle luukoestruktuur on vähe muutunud (Birkenfeldt *et al.*, 2000; Morscher, 1995).
- **hübriidproteesid**- tsemendita puusanapaga ja tsemendiga reiedetailiga (Michelson, Riley, 1989; Rothman, Chon, 1990).

Tsemendiga fikseerimise tagajärgi, eelised ja eelistatavaid näidustusi võrreldes tsemendita fikseerimisega, iseäranis reiedetaili osas on küll palju uuritud (Michelson, Riley, 1989; Rothman, Chon, 1990), kuid on endiselt lahtine küsimus. Kummagi fikseerimismeetodi üleolekut teise suhtes ei ole lõplikult tõestatud tänu erinevate faktorite mõjule, nagu patsiendi vanus, sugu, kehakaal ja diagnoos (Michelson, Riley, 1989). Paljude kirurgide soovitusel ei tohiks tsementeerimata femoraalsed komponendid saada koormatud 6 nädala vältel, samal ajal kui tsementeeritud femoraalsed komponendid suudavad koormust taluda koheselt pärast operatsiooni. Viimasel ajal on see vaidlustatud ja praegu lubavad paljud

kirurgid tsementeerimata puusaga patsientidel raskuse talumist ka koheselt pärast operatsiooni (Gray, Pratt, 2001).

Põhilised lähenemisviisid, mida kasutatakse puusaendoproteesimisel on:

- anterolateraalne lähenemisviis,
- posterolateraalne lähenemisviis.

Anterolateraalne sekkumine mõjutab *m. gluteus minimus*, *m. gluteus medius*, *m. tensor fasciae latae* ja *m. vastus lateralis* lihaste funktsiooni. Anatoomiliselt on *m. gluteus medius* ja *m. gluteus minimus* suures osas vastutavad puusa abduktsiooniks vajaliku rotatsiooni osas ja kontrollivad vaagna kaldasendit kõndimisel. Posterolateraalne sekkumine mõjutab tagumist liigeskapslit ja välist rotaatorlihaste rühma, mis vastutab põhiliselt puusaliigese tagumise ja lateraalse stabiilsuse eest (Crenshaw, 1992). Kliiniliselt uuritud seisukoht seisneb selles, et anterolateraalne sekkumise puhul on suurem postoperatiivse lonkamise risk, samal ajal aga posterolateraalne sekkumise puhul on suurem dislokatsiooni risk (Jolles, Bogoch, 2004; Ritter *et al.*, 2001).

## **2.6. Füsioteraapia pärast endoproteesimist**

Kuigi kehalise tegevusega alustamine varasel operatsioonijärgsel perioodil on ravi aktsepteerituks ja tähtsaks komponendiks, ei ole seda alati kerge saavutada. Koheselt pärast operatsiooni võivad aktiivsust vähendada paljud tegurid nagu valu, väsimus, ülemäärane rahustite tarbimine, iiveldus ja/või oksendamine, ning ortostaatiline ebastabiilsus, samuti vanus, üldise jõudluse langus ja kehakaalu tõus (Philbin, 1995).

Pärast endoproteesimist on peamised eesmärgid lihasjõu taastamine, liigese liikuvuse järkjärguline suurendamine ning käimise turvaliseks muutmine nii tasasel pinnal kui treppidel (Kujala *et al.*, 1998).

Uuringud on näidanud, et operatsioonijärgne taastumine sõltub oluliselt operatsioonieelsest puusaliigese liikuvuse ulatusest, jõust, funktsionaalsest võimekusest ning kasutatud proteesi liigist, mida tuleks arvestada füsioteraapia planeerimisel. Olulist rolli kõnniparameetrite taastumisel omab samuti käte jõud, kuna varajases postoperatiivses faasis kasutavad patsiendid erinevaid abivahendeid, mis nõuavad ka piisavat kätejõudu (kepp, kargud jne) (Atkinson *et al.*, 1999; Chipchase, Brumby, 2001a; Whitney, Parkman, 2002).

Operatsiooni päeval alustatakse juba aktiivsete isomeetriliste jõuharjutustega reie- ja tuharalihastele (Chipchase, Brumby, 2001b; Gerber *et al.*, 1990). Teisel päeval pärast operatsiooni lisanduvad liigese liikuvust suurendavad harjutused (Griffin *et al.*, 2000). Hüppeliigese harjutused, *m. quadriceps femoris* treenimine ja jalatõsted aitavad taastada distaalset venoosset vereringet vähendades trombemboolia riski ja aidates parandada postoperatiivset ödeemi (Gray, Pratt, 2001). Patsient peab sooritama harjutusi iga päev, et vältida liigese jäigastumist ning säilitada liikuvust (Byrd *et al.*, 2000).

Seismist, istumist ja kõndimist võib alustada esimesel operatsioonijärgsel päeval, kui sealjuures jälgitakse endoproteesimise järgseid ettevaatusabinõusid (Gray, Pratt, 2001).

Esimest korda voodist välja tulles, tuleb kindlaks teha kummale poole soovib patsient tõusta. Tuleb jägida, et puusaliigeses ei toimuks adduktsiooni ega painutust üle 90°, mis võivad esile kutsuda endoproteesi luksatsiooni (Chipchase, Brumby, 2001a).

Samuti tuleb tähelepanu pöörata asendravile, et ära hoida proteesi nihestumist algstaadiumis. Esimese nädala jooksul lamab patsient voodis selili, abduktsioonpadi jalgade vahel. Lisaks abduktsioonasendile hoitakse opereeritud jäset pööramise suhtes keskmises asendis, nädal pärast operatsiooni võib patsient lamada tervel küljel. Magamine terve puusa poolisel küljel ilma tugipadjata on lubatud alles 1-2 kuud pärast lõikust. Opereeritud puusapoolsele küljele võib patsient pöörata 4-6 nädalat pärast operatsiooni (Kujala, 1998).

Trepist kõndimise harjutamine algab tavaliselt kolmandal päeval. Tasastel pindadel kõndimiseks õpetatakse kolmepunkti kõndimisviisi minimaalse raskusekandmisega opereeritud jalale; astmeid või trepiastmeid mööda üles minnes, suundub patsient trepist üles terve jalg eespool ja trepist alla opereeritud jalg eespool (Gray, Pratt, 2001).

Posterolateraalne lähenemisviis TPE puhul eeldab patsiendi instrueerimist ettevaatusabinõudest, mis keelaksid puusa fleksiooni üle 90°, adduktsiooni üle keha keskjoone ja puusa siserotatsiooni. Anterolateraalse lähenemise puhul tuleks vältida patsiendil ülemäärast ekstensiooni, välisrotatsiooni ja adduktsiooni (Gray, Pratt, 2001).

Peale operatsiooni peab füsioterapeut mõõtma patsiendi jalgade pikkused ning kui esineb olulisi erinevusi, siis need ka likvideerima. Juhul, kui jalgade pikkuste ebavõrdsus jääb 1-5 cm vahele, võib selleks kasutada ajutisi kingakõrgendusi, vältimaks ebanormaalse kõnnimustri kujunemist (Atkinson *et al.*, 1999; Chipchase, Brumby, 2001a).

Sageli kõnnivad TPE läbinud patsiendid nii, et opereeritud jalg on puusast abduktseeritud. Neid tuleks julgustada oma kõndimisviisi normaliseerima juba varasel taastumisetapil (Gray, Pratt, 2001).

Kui protees on kinnitatud luutsemendiga, võib jäsemele algusest peale toetuda nii, kuidas valu lubab (Atkinson *et al.*, 1999; Kujala *et al.*, 1998).

Mõned autorid soovivad, et kui proteesi kinnitamiseks ei ole kasutatud luutsementi, tohib jalga algul koormata ainult jäseme oma raskusega (15-20 kg) ja seda kuni 6-12 nädalat pärast operatsiooni (Perrenoud *et al.*, 1991; Wirtz *et al.*, 1998; Atkinson *et al.*, 1999; Kujala *et al.*, 1998). Teised autorid rõhutavad vanemaealistele patsientidele normaalse igapäevase režiimi võimaldamise tähtsust nii ruttu kui vähegi võimalik ning on uuringuid, mis näitavad, et tsementeerimata proteesi korral kohene keharaskuse kandmine opereeritud jalale ei mõju halvasti proteesikomponentide stabiilsusele. Küll aga lühendab see haiglas viibimise aega, vähendab haiglakulusid ja trombide tekke ohtu ning aitab varem tööle asuda (Ng *et al.*, 2007; Kishida *et al.*, 2001; Bilotta *et al.*, 1992).

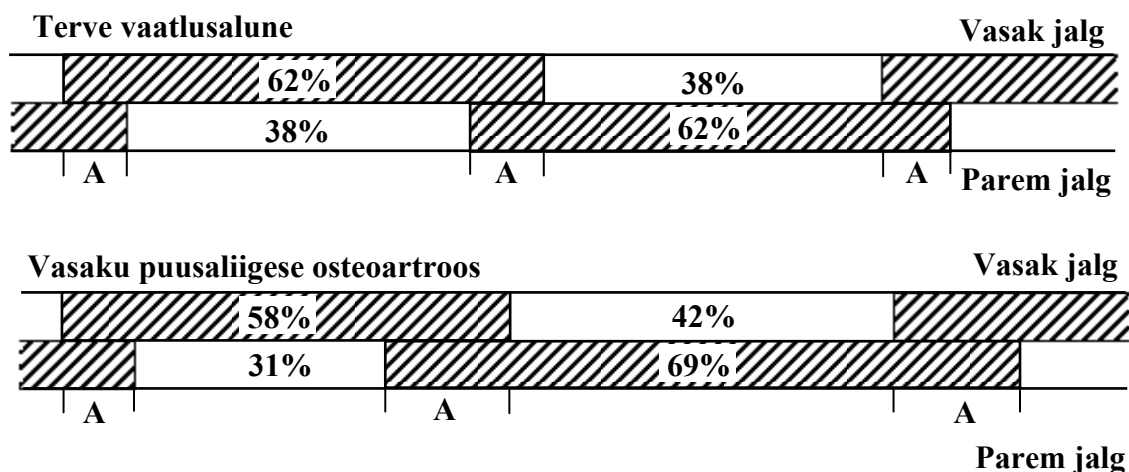
Samuti on uuringud näidanud, et 4-12 kuud pärast puusaliigese endoproteesimist teostatud füsioteraapia, mis oli keskendunud põhiliselt keharaskuse kandmisele jalale ja keha stabiilsuse tagamisele, parandas oluliselt patsientide lihasjõudu, kehakontrolli ja -tunnetust (Trudelle-Jackson, Smith, 2004).

Kuid rehabilitatsiooniprotsess peaks algama juba ligikaudu neli nädalat enne operatsiooni. Patsiendile õpetatakse selgeks harjutused, mida on vaja teha enne ja pärast operatsiooni. Õpetatakse kasutama kõndimise abivahendeid - tugiraame, karke. Antakse juhiseid kodukeskkonna turvalisemaks muutmiseks (trepid, pesuruum, tualeti juurdepääs). Patsiendid, kes on saanud operatsioonieelse koolituse ja kes on sooritanud enne operatsiooni füsioterapeudi poolt soovitatuid harjutusi, on enne operatsiooni vähem murelikud ja nende haiglasoleku aeg lüheneb (Butler *et al.*, 1996).

On leitud ka, et pikal statsionaarsel taastusravil ei ole kliinilistes tulemustes eeliseid koduse taastusravi ees. Viimane vähendab aga haiglate voodihõivet ja sellega seotud kulusid (Moller *et al.*, 1992; Burger *et al.*, 2002; Polder *et al.*, 2001). Suurbritannias tehti uuring (McGregor *et al.*, 2004), mis põhines mitmel varasemal uuringul ja leiti, et tihti on patsientidel ebareaalsed ootused taastumise suhtes ning traditsioonilise taastusravi kõrval on oluline operatsioonieelne ja -järgne teavitustöö. Uuringust selgus, et teavitustöö suurendas patsientide rahulolu operatsiooni tulemustega ja teadlikkust taastusravist (sh kodusest taastusravist), vähendas haiglas veedetud päevade arvu 18-lt 15-le ning seega ka kulusid.

## 2.7. Kõnni biomehhaaniline analüüs

Kõndi defineeritakse kui edasiliikumist kahel jalal, mille puhul alajäsemete korduvad liigutused sisaldavad kahekordset tugifaasi, kui mõlemad labajalad on kontaktis maapinnaga ja sellele järgneb ühekordne tugifaas, periood kus ainult üks jalg toetab keha ja samal ajal on teine jalg hoofaasis – jalg liigub maapinna kohal. Siiski erinevalt jooksmisest, ei esine kõndimisel hetke, mil mõlemad jalad oleksid üheaegselt õhus (Wall, 1999). Vahemaa kannal kontaktist kuni sama jala järgmise kannal kontaktini nimetatakse sammutsükli pikkuseks (Kirtley, 2006). Sammutsükkel (100%) sisaldab kahte peamist faasi: hoofaasi ja tugifaasi (Wall, 1999). Periood 0 – 15% on kannalöögifaas, 15 – 30% on keskseisufaas, 30 – 45% on äratõukefaas, 45 – 60% on hoojala kiirendusfaas, 60 – 100% on hoofaas. Hoofaas jaguneb omakorda läbiva liikumise faasiks ja liikuva jala aeglustumise faasiks (Chan *et al.*, 1994). Kui üks jalg on hoofaasis, siis teine on toefaasis (Kirtley, 2006). Tervel noorel inimesel moodustab tugifaas vabalt valitud kiirusel sammutsükli kestusest ligi 60% (seejuures kahekordne tugifaas moodustab 20%, ühekordne tugifaas 40%), hoofaas aga umbes 40% (Sutherland *et al.*, 1988; Wall, 1999; Kirtley, 2006). Iga kord kui jalg liigub ette maha, tehakse üks samm. Sammu pikkus on vahemaa tagumise jala kannast eesmise jala kannani (Wall, 1999; Kirtley, 2006). Kui vasak ja parem jalg on liikunud ühe korra ette, siis on inimene sooritanud ühe sammutsükli (Kirtley, 2006).



**Joonis 2.** Tugi- ja hoofaasi vaheldumine käimisel tervel ja vasaku puusaliigese osteoartroosiga vaatlusalusel (Murray *et al.*, 1981). A – kahekordne tugiperiood.  
 ▨ – tugifaas, □ – hoofaas.

Iga sammutsükkel koosneb kahest sammust. Vasaku sammu pikkuseks kõndimisel on vahemaa parema jala kannast vasaku jala kannani. Parema sammu pikkuseks kõndimisel on vahemaa vasakust kannast parema jala kannani (Wall, 1999).

Sammutsükliks kulutatud aega nimetatakse sammutsükli pikkuseks või sammutsükli ajaks (Wall, 1999; Kirtley, 2006). Terve täiskasvanu normaalseks sammutsükli pikkuseks loetakse umbes  $1,17 \pm 0,15$  m, sammutsükli ajaks 1 s ja sammu pikkuseks  $0,67 \pm 0,08$  m ning sammud on võrdse pikkusega (Nieuwboer *et al.*, 2001). Kiiruse suurenedes suureneb ka sammu sagedus ja pikkus ning samas lüheneb kahekordne tugifaas. Kui tempo tõuseb 190-200 sammuni minutis, kaob kahekordne tugifaas ning kõndimine läheb üle jooksuks (Wall, 1999). Normaalseks sammu laiuseks peetakse vähem kui pool vaagna laiusest, mõõdetuna ASIS -te vahelt (Kirtley, 2006). Kõnni kiirus on sammu rütmi ja sammu pikkuse tulem, sammu hulka minutis nimetatakse sammu rütmiks (Kirtley, 2006).

## **2.8. Lihaste funktsioon kõnnil**

Puusa sirutajad, eeskätt *m. gluteus maximus*, on kõige aktiivsemad just peale kanna kontakti maapinnaga. Sellel ajal puus sirutub ja nende ülesandeks on kontrollida keha edasiliikumist antud ajahetkel. Enne kanna kontakti on puusa sirutajate ülesandeks pidurdada hoofaasis olevat jalga (Clarkson, 2000; Wall, 1999). Puusa painutajate, eriti *m. iliopsoase* ülesandeks on puusa painutamine alates kahekordsest tugifaasist ja see ühtib puusa esialgse painutusega (Wall, 1999).

Puusaliiigese abduktsiooni teostavad *m. gluteus minimus*, *m. gluteus medius* ja *m. tensor fasciae latae*. Juhul, kui on vaja kasutada suuremat jõudu, toimivad sünergistina ka *m. gluteus maximus* ülemised kiud (Clarkson, 2000). Abduktorite tööd kasutatakse kõnnitsükli ühekordses tugifaasis. Abduktorite peamiseks funktsiooniks on vaagna stabiliseerimine sel ajal kui inimene seisab ühel jalal.

Puusaliiigese adduktorid on aktiivsed kogu hoofaasi vältel (Norkin *et al.*, 1992). Põlvepainutajad: poolkilelihas (*m. semimembranosus*), poolkõõluslihas (*m. semitendinosus*), reie-kakspealihas (*m. biceps femoris*) on aktiivsed hoofaasi lõpupoole ja sarnaselt *m. gluteus maximusega*, on nende ülesandeks aeglustuda jäseme hoogu. Reie-nelipealihas (*m. quadriceps femoris*) on kõige aktiivsem vahetult pärast kannalööki, kui põlvliigeses toimub painutus ja nende lihaste ülesanne on rohkem kontrollida liigutust kui seda põhjustada (Wall, 1999).

Plantaarfleksorid *m. soleus* ja *m. gastrocnemius* töötavad üksiktoefaasi alguses, et kontrollida dorsaalfleksiooni. Kõige suurem aktiivsus selle lihasgrupi töös saavutatakse üksiktoefaasi lõpus, kui toimub hüppeliigese plantaarfleksioon (Wall, 1999).

## **2.9. Liigeste kinemaatika kõnnil**

Tagamaks normaalset kõnnimustrit toimuvad puusaliigeses liigutused nii sagitaal-, frontaal- ja horisontaaltasapinnal. Sagitaaltasapinnas on sammu tugifaasis vajalik maksimaalne puusaliigese ekstensiooniulatus keskmiselt 10° kuni 20°, hoofaasi lõpus ja tugiperioodi alguses on aga vajalik 30°-ne fleksiooniulatus (Guillemin, 1998; Norkin *et al.*, 1992).

Kõnnil on vajalik hoofaasi alguses maksimaalselt 7°-ne puusaliigese abduktsiooniulatus ning tugifaasis lõpus on vajalik 7°-ne puusaliigese adduktsiooniulatus (Clarkson, 2000). Puusaliigese siserotatsiooni ulatus normaalse kõnnimustri korral on umbes 9° ja välisrotatsiooni ulatus 5°. Välisrotatsioon väljendub tugifaasi lõpus ning hoofaasi kestel ja puusaliigese siserotatsioon esineb hoofaasi lõpus (Clarkson, 2000).

Normaalse kõnnimustri korral roteerub vaagen hoofaasis ümber vertikaaltelje ligikaudu 4° mõlemas suunas. Rotatsiooni ulatus sõltub sammu pikkusest (Carr, Shepherd, 2003). Kõnnil esineb ka vaagna külgsuunaline liikumine, ligikaudu 4cm mõlemale poole. See ilmneb kui üks jalg on hoofaasis ja tugijala puusaliigeses toimub eemaldamine ning lähendamine. Samuti esineb hoofaasis 5°-ne vaagna liikumine alla (Carr, Shepherd, 2003). Toefaasis on põlveliigese fleksioon kannakontakti ajal 15°, hoofaasis suureneb fleksioon 60°-ni.

Normaalsel kõnnil on vajalik toefaasis 10°-ne labajala dorsaalfleksioon ja hoofaasi lajal maksimaalselt 20°-ne plantaarfleksioon (Clarkson, 2000).

## **2.10. Postoperatiivne kõnd**

Vaatamata operatsioonide edukusele ei pruugi patsientidel operatsioonijärgselt kõnnimuster taastuda veel mitmete aastate vältel. On leitud, et endoproteesimise järgselt paranevad mitmed olulised kõnniparameetrid nagu näiteks kehahoiaku sümmeetrilisus, keharaskuse jaotuvus, suureneb liikumiskiirus ja paraneb puusaliigese liikuvus. Ent vaatamata nendele edusammudele ei ole operatsioonijärgne kõnnimuster siiski sellisel tasemel, mida võiks pidada normaalseks. TPE mõju lihaste funktsioonile ja puusa

piirkonna staatiline pinge on sageli põhjusteks, mis ei võimalda taastada normaalset kõndi (Madsen *et al.*, 2004).

On leitud, et TPE-järgselt toimub funktsionaalne taastumine kiiresti ja patsient saab ilma abita kõndida kuue kuu möödudes (Perron *et al.*, 2000). Seejärel toimub funktsionaalne paranemine siiski aeglasemalt ja täielikku paranemist ei saavutata peaaegu kunagi (Perron *et al.*, 2000). Kõnni kiirust peetakse heaks taastumise efektiivsuse näitajaks (Alexander, 1999). Samuti võib artroosihaigetel kõndimise kiirus iseloomustada sümptomide tõsidust (Bradley *et al.*, 1991). Uuringud näitavad, et iseseisva eluga hakkama saamiseks on vajalik kõndimiskiirus 0,15 m/s (Friedman *et al.*, 1988). Kõndimiskiirus jääb aga näiteks normaalsetest näitajatest 15% kuni 25% madalamaks ka kaks või isegi neli aastat pärast operatsiooni. Patsiendid kurdavad samuti kaks aastat pärast operatsiooni iseseisvalt liikumise raskustega seotud probleemidest. Kõnnimustri uuringud TPE-ga patsientidel on näidanud, et puusa liikuvuse ulatus on vähenenud, mis seisneb tugifaasi lõpus esineva puusa sirutusvõime ja jõumomendi vähenemises puusa sirutusel ja painutusel ning puusale äratõukel sagitaaltasapinnas rakendatava jõu vähenemises (Perron *et al.*, 2000).

## **2.11. Kolmemõõtmeline kinemaatiline kõnnianalüüs**

Kinemaatiline analüüs on ainus võimalus saamaks objektiivset informatsiooni liigete kolmemõõtmelisest (3-D) liikumisest kõnni ajal. See võimaldab hinnata liigete liikumist erinevates tasapindades. Markerite süsteem, mis muudab inimese keha liikuvate segmentide süsteemiks, on hetkel parim kasutusel olev tehnika saamaks andmeid kogu keha liikumise kohta kõnni ajal (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Kõnni ajalised ja ruumilised parameetrid määratakse tavaliselt 3-D kinemaatilise analüüsi alusel. Nii saab hinnata näiteks liikumist puusa-, põlve- ja hüppeliigeses, aga ka segmentide, näiteks vaagna, kere, reie, sääre ja labajala liikumist kõnni ajal kolmel tasapinnal (Kirtley, 2006). Kolm tasapinda, mille alusel vaatluslust jälgitakse on:

- 1) frontaaltasapind (vertikaalne tasapind), mis jagab keha eesmiseks ja tagumiseks osaks,
- 2) sagitaaltasapind (vertikaalne tasapind), mis jagab keha paremaks ja vasakuks pooleks,
- 3) transversaalne tasapind (horisontaalne tasapind), mis jagab keha alumiseks ja ülemiseks pooleks (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Saadud kinemaatilisi karakteristikuid võrreldakse normaalandmetega, saades nii objektiivset informatsiooni võrreldes eakaaslastega (Fitzgerald *et al.*, 2002; Kirtley, 2006). Liigeste kineetika uurimine annab informatsiooni põhjustest, mis tekitavad ebanormaalse kõnnimustri (Fitzgerald *et al.*, 2002).

### **3. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED**

#### **Eesmärk:**

Käesoleva töö eesmärgiks oli selgitada, kas ühepoolse puusaliigese osteoartroosiga patsientide kõnnimuster muutus kuus kuud pärast endoproteesimist võrreldes enne operatsiooni määratud kõnnimustrist ning mil määral erinevad terve ja haige jala vastavad näitajad nimetatud perioodil.

#### **Ülesanded:**

1. Hinnata ühepoolse puusaliigese osteoartroosiga patsientide kõnni ajalisi ja ruumilisi parameetreid enne ja kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist.
2. Hinnata ühepoolse puusaliigese osteoartroosiga patsientide kõnni kinemaatiliste näitajate muutusi kõnni erinevates faasides, enne ja kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist.
3. Võrrelda patsientidel registreeritud kõnni ajalisi-ruumilisi ja kinemaatilisi näitajaid BTS normväärtustega.

## 4. TÖÖ METOODIKA

### 4.1. Vaatlusaluste kirjeldus

Käesolevas pilootuuringus osalesid 12 ühepoolse puusaliigese osteoartroosiga naispatsienti vanuses 43-64 aastat. Haigete puhul oli 7 juhul tegemist parema ja 5 vasaku puusaliigese haigestumisega. Haiguse keskmine kestus oli  $6,36 \pm 4,69$  ( $\bar{X} \pm SD$ ) aastat. Operatsioonijärgseks haiglaravi kestuseks oli keskmiselt 4 - 6 päeva. Vaatlusaluseid iseloomustavad andmed on toodud tabelis 1.

**Tabel 1.** Vaatlusaluste antropomeetrilised näitajad ( $\bar{X} \pm SD$ ).

| Vaatlusalused | n  | Vanus (a)       | Pikkus (cm)       | Kehakaal (kg)     | Kehamassi indeks ( $\text{kg/m}^2$ ) |
|---------------|----|-----------------|-------------------|-------------------|--------------------------------------|
| Patsiendid    | 12 | $55,5 \pm 7,37$ | $161,67 \pm 7,02$ | $80,75 \pm 20,92$ | $30,60 \pm 6,56$                     |

Puusaliigese endoproteesimiseks kasutati kõigil juhtudel standardset operatsiooni meetodikat posterolateraalse juurdepääsuga, proteesi stabiliseerimiseks kasutati tsementeerimistehnikat.

Preoperatiivselt ei saanud ükski patsient füsioteraapiat ega sooritanud iseseisvalt kehalisi harjutusi. Postoperatiivselt akuutravi viibitud aja jooksul sooritasid kolm patsienti kehalisi harjutusi füsioterapeudi juhendamisel vastavalt 10, 100, 210 min, ülejäänud patsiendid füsioteraapiat ei saanud. Statsionaarset füsioterapeudi poolt juhendatud taastusravi said postoperatiivselt pärast akuutravi kümnel päeval kaks patsienti, vastavalt 30 ja 60 min päevas. Iseseisvalt sooritas kodus pärast akuutravi kehalisi harjutusi 2 patsienti, vastavalt 140 ja 30 min nädalas. Viiendal kuul postoperatiivselt sooritas kehalisi harjutusi kodus neli patsienti, vastavalt 95, 30, 180, 50 min nädalas.

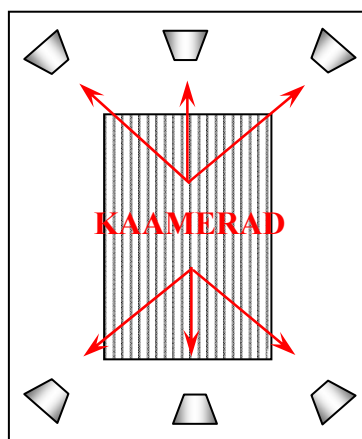
Kõik vaatlusalused andsid kirjaliku nõusoleku uuringus osalemiseks. Uuring oli kooskõlastatud Tartu Ülikooli Inimuurigute Eetika Komiteega.

### 4.2. Kõnni kinemaatiliste parameetrite määramine

Uuringus kasutati liigutustegevuse biomehaaniliseks analüüsiks kaasaegset tipptehnoloogilist optilis-elektroonilist aparatuurikompleksi BTS Elite 2002, mis on välja töötatud firma BTS Bioengineering (Milano, Itaalia) poolt. Seade võimaldab teostada:

- 1) liigutustegevuse 3-D kinemaatilist analüüsi 6 infrapunakaamera (kaamera sagedus 100 Hz) baasil,
- 2) tugipinnal avalduvate toereaktsioonide 3-D dünaamilist analüüsi 2 dünamograafilise platvormi (Kistler 9286 A) abil.

Käsolevas uuringus kasutati liigutustegevuse analüüsiks kuut infrapunakaamerat (joonis 2) kõnni kinemaatiliste näitajate registreerimiseks. Nimetatud kaamerad on valgustundlikud allpool inimesilma valgustundlikkuse alumist piiri.

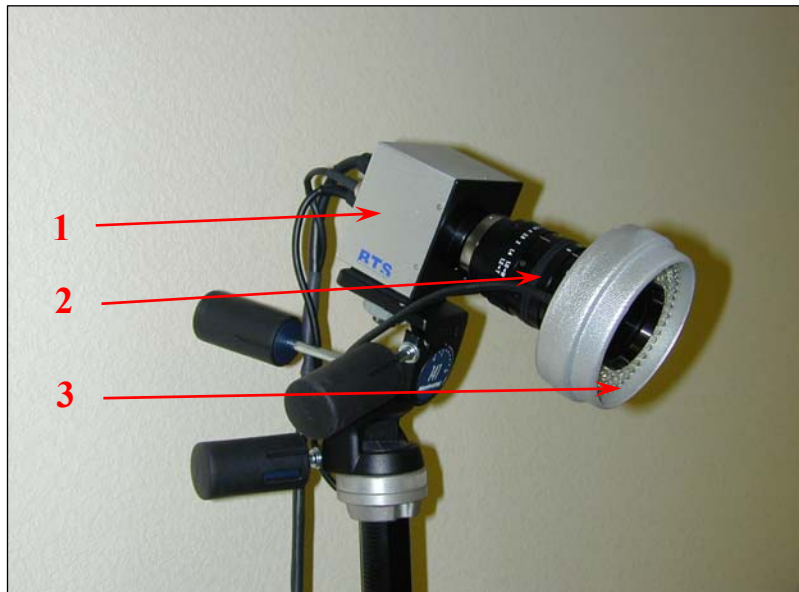


**Joonis 3.** Infrapunakaamerate paigutus kõnni kinemaatiliste näitajate registreerimisel. Viirutatud osa joonisel kujutab kõnnirada, millel teostati kõnnitestid.

Kaamerate soojustundlikkus on seatud kõrgemaks, kui on inimese kehatemperatuur, et uuritava objekti enda soojuslikud omadused uuringut ei segaks. Uuritava kehale paigutati uuringu otstarbe kohaselt kindlatesse punktidesse infrapunases alas kiirgavad fluorestseeruvad markerid. Vaatlusaluse liigutused salvestati fluorestsentsi kasutades. Iga kaamera koosnes mehaanilisest aspektist lähtudes kolmest erinevast lülist (joonis 4.). Esimesed kaks lüli (1, 2) on iseloomulikud ka tavalisele videokaamerale. Kolmanda osana on rõngakujuline valgusdiodidest koosnev infrapuna valgusallikas ümber infrapunatundliku objektiiv, mis tagab vaatlusaluse kehal (joonis 5) olevate markerite liikumise fikseerimise kaamerate abil.

Enne markerite paigutamist kehapinnale määrati vaatlusaluse antropomeetrilised mõõtmed. Selleks lamas vaatlusalune selili kušetil. Eksperimentaator mõõtis puusa laiuse ja puusa kõrgused nii vasakul kui ka paremal kehapoolel. Seejärel määrati alajäsemete segmentide

laiused ja pikkused. Seejärel paigutati markerid kleeplindi abil nahapinnale keha teatud punktidesse vastavalt kasutatud Davise mudelile (Davis *et al.*, 1991) (joonis 6).



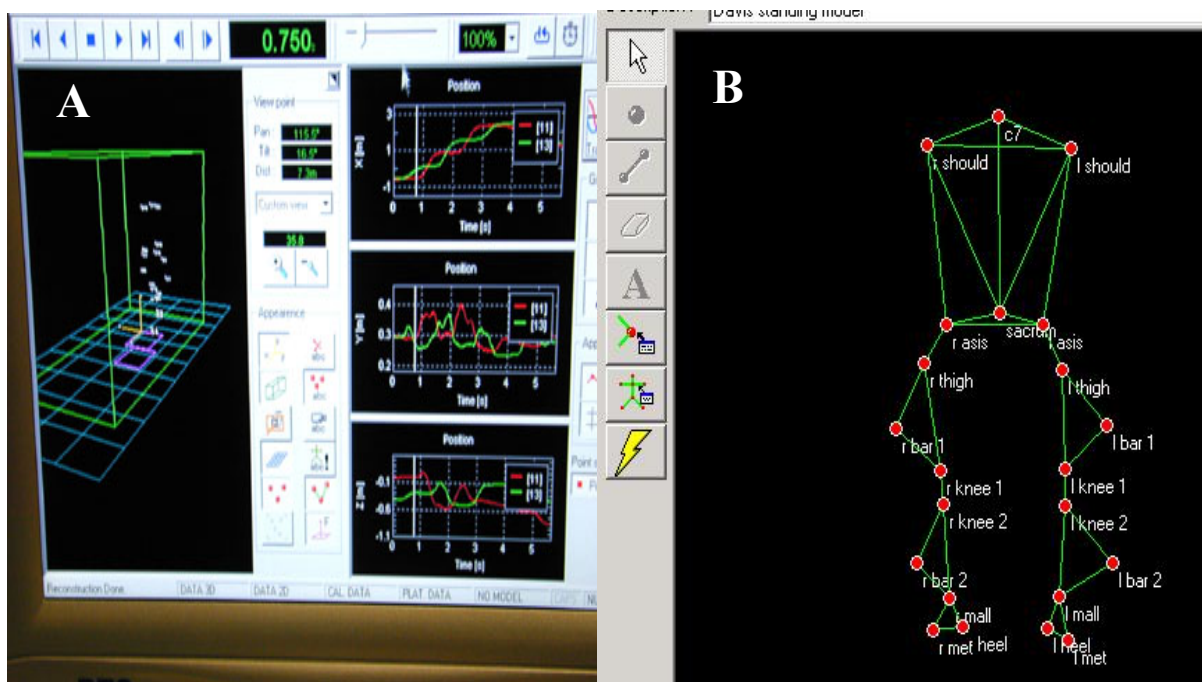
**Joonis 4.** Infrapunakaamera. CCD tehnoloogial põhinev videokaamera (1), infrapunatundliku suurendusega (zuum) objektiiv (2), rõngakujuline valgusdiodidest koosnev infrapuna valgusallikas ümber infrapunatundliku objektiivi (3).



**Joonis 5.** Markerite panek ning markeritega (infrapunases alas kiirgavad fluorestseeruvad markerid) kõnd.

Pikemad markerid on mõeldud arvutis kujundatava inimese mudeli koostamiseks, tähistamaks vastava keha segmendi asukohta.

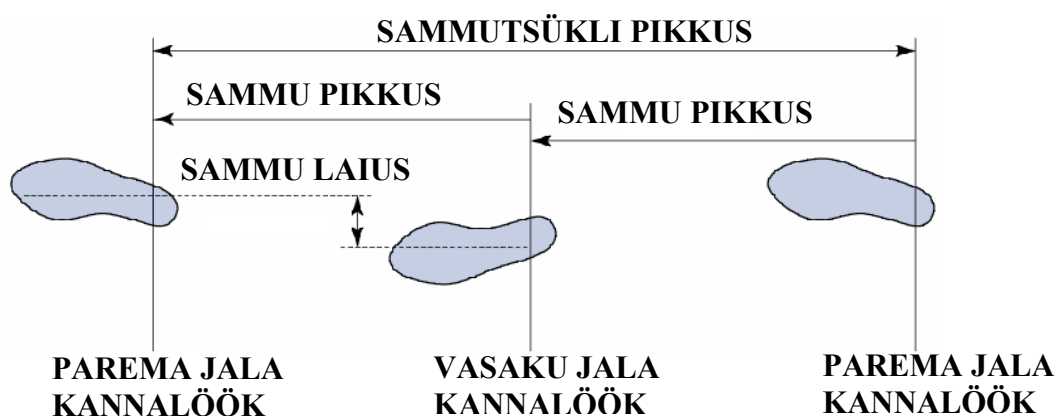
Esimeseks testiks oli vaatlusaluse kehakaalu määramine. Selleks astus ta dünamograafilisele platvormile ning seisis sellel liikumatult umbes 2 s, mille jooksul määrati kehakaal. Teise testina määrati vaatlusaluse asend kõnnirajal. Selleks pidi vaatlusalune seisma kõnnirajal platvormi ees ning mõõteprogrammi käivitamisel (peale eksperimentatori käsklust) astus vaatlusalune platvormile ning jäi sinna 2–3 sekundiks seisma. Pärast seda koostati vastav keha mudel (Davise mudel) (joonis 5 B) ning määrati markerite asukohad ruumis. Kui see protseduur oli teostatud, võis asuda kõndi sooritama. Kõnni liigiks valiti vaatlusaluse poolt vabalt valitud tempos sooritatud kõnd (normaalne kõnd). Kõndi sooritas vaatlusalune kolmel korral. Tulemuste analüüsimiseks valiti katse, mille puhul sammude rütm oli liikumise ulatuses (mille puhul toimus vastavas ruumis markerite muutuste registreerimine) ühtlane. Samuti jälgiti, et ei toimuks sammude venitamist ega tippivat kõndi, st. tempo muutusi. Kogu liikumise ulatus oli 8 m. Nimetatud näitajad määrati eelnevalt arvuti abil.



**Joonis 6.** Markeritest moodustunud keha kujutis ja liikumise nihke graafikud arvuti ekraanil (A). Markerid ühendatakse pidevate joontega, millest kujuneb keha mudel (B) (Davis *et al.*, 1991).

Analüüsi järgmisi kõnni ruumilisi ja ajalisi parameetreid:

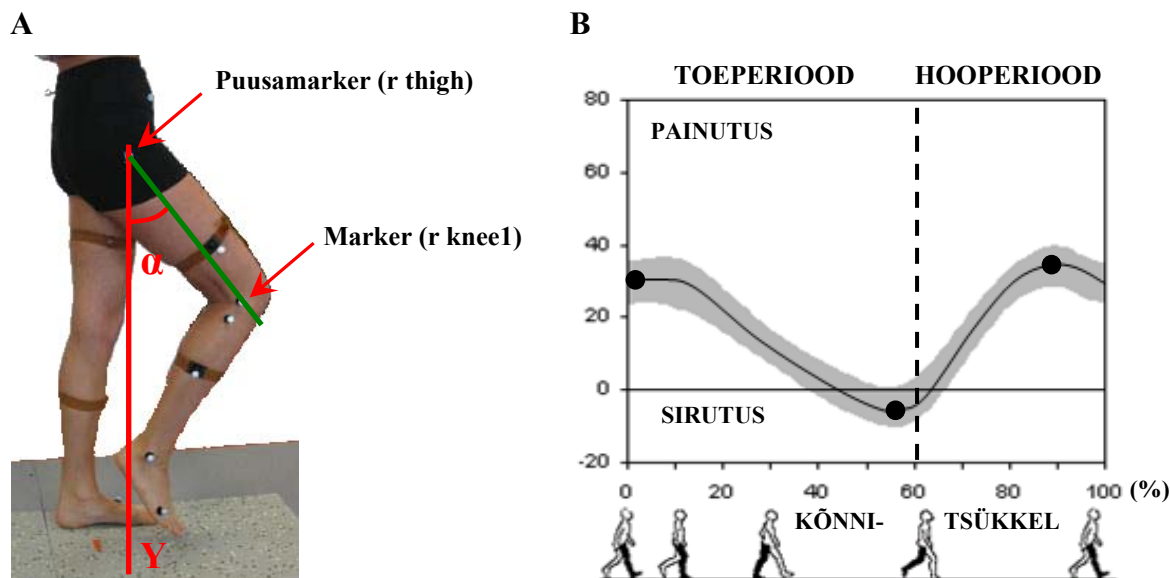
- 1) sammutsükli pikkus (mm),
- 2) sammu laius (mm),
- 3) tugifaasi kestus (ms),
- 4) hooperioodi kestus (ms),
- 5) tugifaasi kestus protsentides (%),
- 6) hoofaasi kestus protsentides (%),
- 7) sammusagedus (sammu/minutis),
- 8) liikumise kiirus kõndimisel (m/s).



**Joonis 7.** Kõnni ruumilised parameetrid.

Registreeriti järgmised liigete liikumist iseloomustavad kinemaatilised karakteristikud kõnnil sagitaaltasapinnas (nurgad):

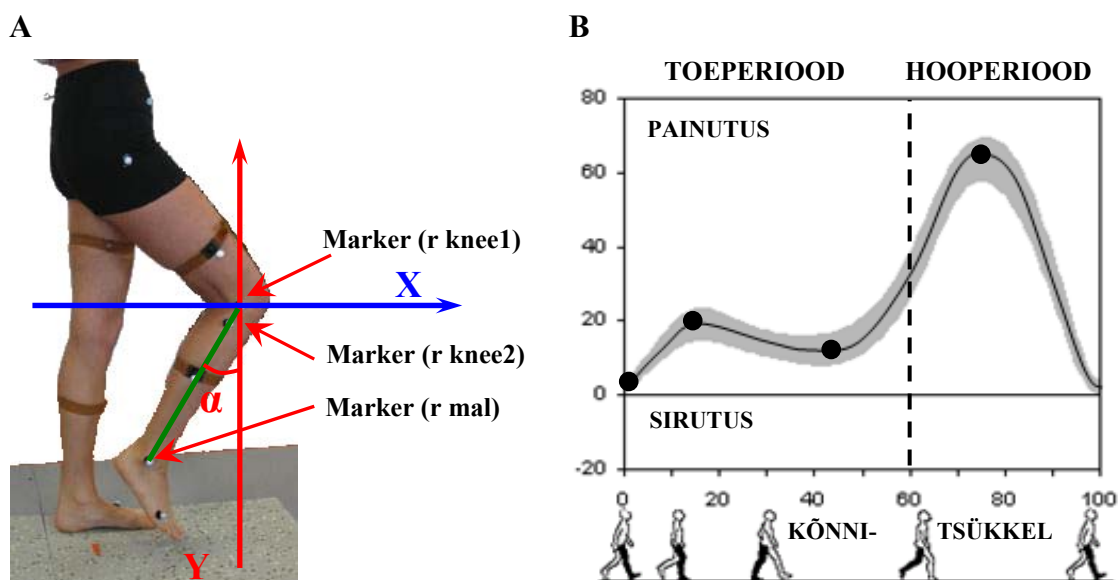
- 1) Nurk puusaliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasides (joonis 8):
  - painutus jala mahapanekul,
  - maksimaalne sirutus toeperioodil,
  - maksimaalne painutus hooperioodil.



**Joonis 8.** Puusa painutust ja sirutust iseloomustavad skeemid (A, B). Graafikul (B) pidev must joon tähistab puusa liikumist kogu kõnnitsükli jooksul (nurga  $\alpha$  muutus). Hall joon tähistab hälbe piire ( $\pm$  SD). Y – vertikaaltelg. ● – määratavad väärtused.

2) Nurk põlveliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasides (joonis 9):

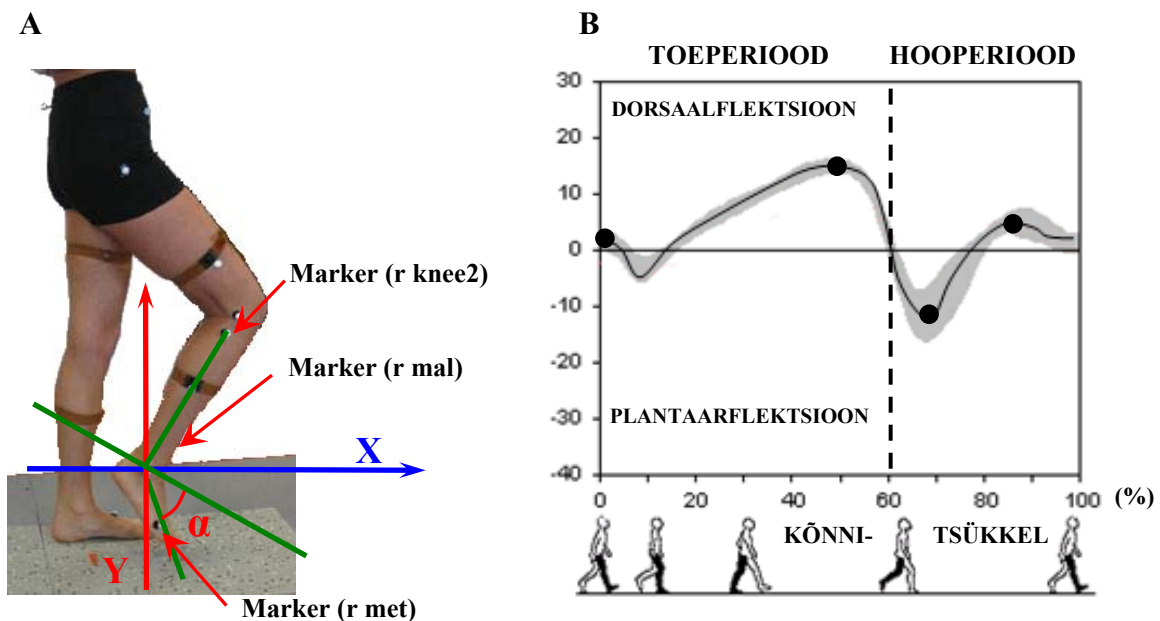
- painutus jala mahapaneku hetkel,
- maksimaalne painutus amortisatsioonifaasis,
- maksimaalne sirutus tõukefaasis,
- maksimaalne painutus hoofaasis.



**Joonis 9.** Sääre painutust ja sirutust iseloomustavad skeemid (A, B). Graafikul (B) pidev must joon tähistab sääre liikumist kogu kõnnitsükli jooksul (nurga  $\alpha$  muutus). Hall joon tähistab hälbe piire ( $\pm$  SD). Y – vertikaaltelg, X - sagitaaltelg. ● – määratavad väärtused.

3) Nurk hüppeliigses (kraadides) järgmistes liikumisfaasides (joonis 10):

- dorsaalfleksioon jala mahapaneku hetkel,
- maksimaalne dorsaalfleksioon toeperioodil,
- maksimaalne plantaarfleksioon hoofaasis,
- maksimaalne dorsaalfleksioon hoofaasis.



**Joonis 10.** Jala dorsaal- ja plantaarfleksiooni iseloomustavad skeemid (A, B). Graafikul (B) pidev must joon tähistab jala liikumist kogu kõnnitsükli jooksul (nurga  $\alpha$  muutus). Hall joon tähistab hälbe piire ( $\pm$  SD). Y – vertikaaltelg, X - sagitaaltelg. ● – määratavad väärtused.

Saadud kinemaatilisi karakteristikuid võrreldi BTS firma poolt väljatöötatud normaalväärtustega.

#### 4.3. Uuringu korraldus

Uuringud viidi läbi Tartu Ülikooli kinesioloogia ja biomehaanika laboris 2005-2007 aastal. Kõiki eksperimentis osalenud patsiente uuriti nii üks päev enne kui ka kuus kuud pärast ühepoolset puusaliigese endoproteesimist.

Vaatlusalustel mõõdeti metallist antropomeetriga keha pikkus (täpsusega 1 cm) ja määrati kehakaal dünamograafilisele platvormil. Nende näitajate alusel arvutati kehamassi indeks.

Järgmiseks määrati vaatlusaluse asend kõnnirajal ja koostati vastav keha mudel (Davise mudel) ning määrati markerite asukohad ruumis. Seejärel viidi läbi kõnnitest.

#### **4.4. Andmete statistiline analüüs**

Uuringu tulemusel saadud andmete analüüsimisel kasutati ühemõõtmelist andmetöötlusprogrammi STATISTICA 7.1. Kõigi tunnuste osas määrati aritmeetiline keskmine ( $\bar{X}$ ) ja standardviga ( $\pm SE$ ). Keskmiste erinevuse olulisuse hindamine haige ja terve jala näitajate vahel toimus Student'i t-testi järgi ning enne ja kuus kuud pärast operatsiooni vastavalt paaris t-testi alusel. Erinevuse olulisuse nivooks valiti  $p < 0,05$ .

## 5. TÖÖ TULEMUSED

**Tabel 2.** Kõnni ruumilised parameetrid enne ja 6 kuud pärast puusaliigese endoproteesimist. ( $\bar{X} \pm SE$ ).

| Ruumilised<br>karakteristikud | enne operatsiooni | 6 kuud pärast<br>operatsiooni | normväärtused |
|-------------------------------|-------------------|-------------------------------|---------------|
| Sammusagedus<br>(sammu/min)   | 100,6±3,5 ###     | 112,6±2,1 ***\$\$\$           | 128±0,72      |
| Sammu laius<br>(mm)           | 127,9±10,6 #      | 140,7±8,7 *\$                 | 106±1,82      |
| Keskmine kiirus<br>(m/s)      | 0,83±0,08 ###     | 1,02±0,04 ***\$\$\$           | 1,26±1,82     |

\* - oluline erinevus võrreldes operatsioonieelse tasemega \* p<0,05, \*\* p<0,01, \*\*\*p<0,001.

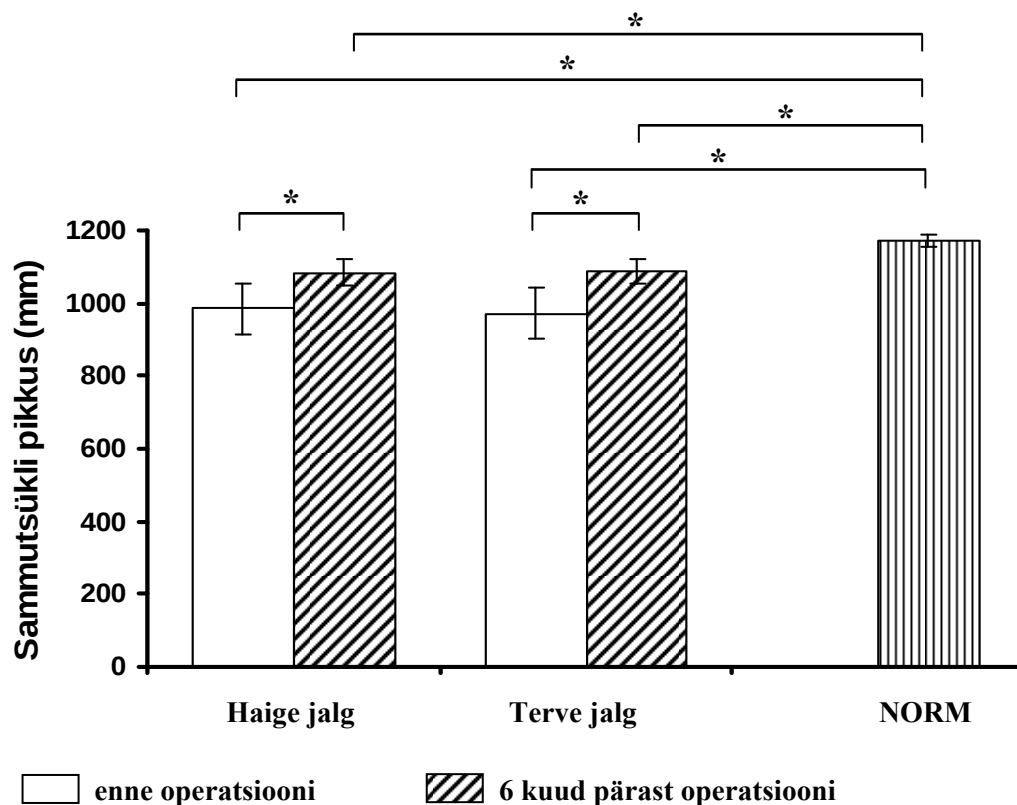
# - oluline erinevus võrreldes normväärtusi operatsioonieelsete näitajatega # p<0,05, ### p<0,001

\$ - oluline erinevus võrreldes normväärtustega \$ p<0,05, \$\$\$ p<0,001

Ruumiliste karakteristikute osas sammusagedus (tabel 2) suurenes kuus kuud pärast operatsiooni 13% võrra võrreldes operatsioonieelse näitajaga. Nimetatud suurenemine oli statistiliselt oluline nivool p<0,001. Samuti suurenes samm laius 10% võrra, mis oli statistiliselt oluline (p<0,05). Liikumise kiirus suurenes pärast operatsiooni 23% võrra, kuid samas jäi liikumise kiiruspärast operatsiooni 23% võrra väiksemaks kui BTSi normväärtus. Antud muutus oli samuti statistiliselt oluline (p<0,01). Enne ja pärast operatsiooni erinesid sammusagedus (p<0,001), samm laius (p<0,05) ja keskmine kiirus (p<0,001) statistiliselt oluliselt BTS normväärtustest.

Sammutsükli muutustest annab ülevaate joonis 11. Jooniselt nähtub, et kuus kuud pärast operatsiooni olid nii haige kui ka terve jala sammutsükli pikkused oluliselt pikemad (p<0,05) võrreldes operatsioonieelsel perioodil mõõdetud näitajatega, kuid haige ja terve jala näitajad erinesid nii enne kui ka pärast operatsiooni BTS normväärtustest (p<0,05).

Toeperioodi (joonis 12) kestus haigel ja tervel jalal vähenesid oluliselt (vastavalt p<0,05 ja p<0,01) kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist võrreldes operatsiooni eelse tasemega, kuid terve ja haige jala näitajad erinesid siiski nii enne kui ka kuus kuud pärast operatsiooni statistiliselt oluliselt BTS normväärtustest (p<0,001). Haigel jalal vähenes toeperioodi kestus 10% ja tervel jalal vastavalt 15% võrra. Analoozne tendents valitses ka hooperioodi (joonis 13) kestuse muutuses. Haigel jalal vähenes hooperioodi pikkus 14% ja

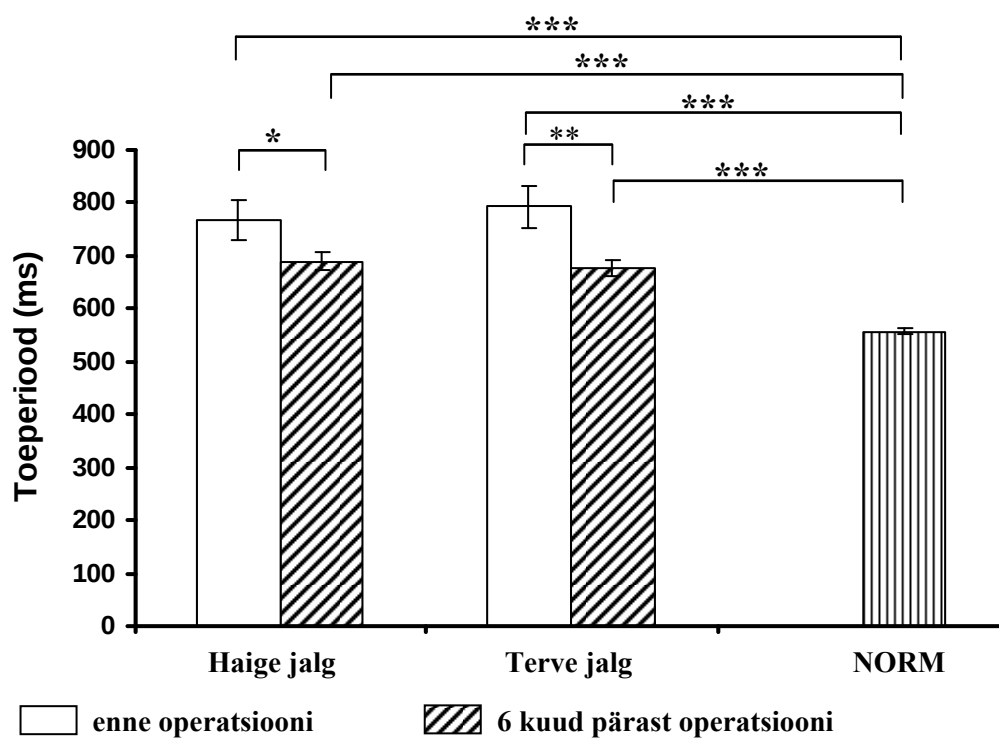


**Joonis 11.** Sammutsükli pikkuse muutused. ( $\bar{X} \pm SE$ ). \*  $p < 0,05$ .

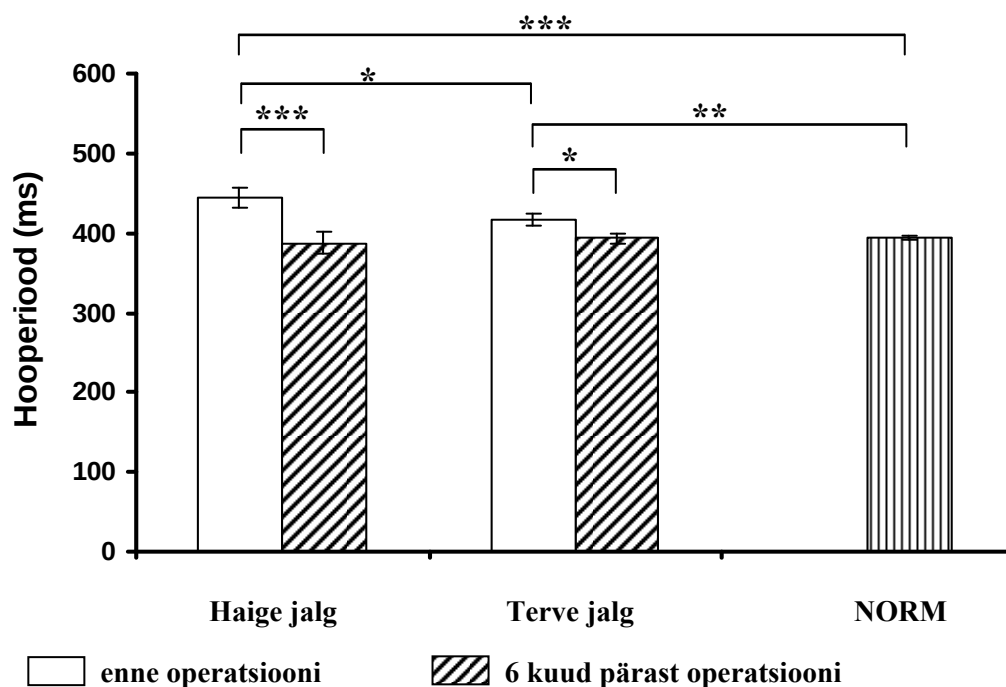
tervel jalal 8% võrra. Mõlemal juhul oli muutus statistiliselt oluline (vastavalt  $p < 0,001$  ja  $p < 0,05$ ). Enne operatsiooni oli hooperioidi kestuse erinevus haigel ja tervel jalal samuti statistiliselt oluline  $p < 0,05$ , ka erinesid enne operatsiooni nii haige kui ka terve jala näitajad statistiliselt oluliselt võrreldes normväärtustega ( $p < 0,001$  ja  $p < 0,01$ ). Kui jälgida sammutsükli protsentuaalset jaotust, selgus, et toeperioidi protsentuaalne (joonis 14) osa sammutsüklist erines võrreldes haige ja terve jala vahel ainult operatsioonieelsel perioodil ja oli statistiliselt

oluline ( $p < 0,05$ ). Terve jala toeperioidide protsentuaalne osa erines statistiliselt oluliselt ( $p < 0,001$ ) kuus kuud pärast operatsiooni. Samuti erinesid haige ja terve jala näitajad nii enne kui ka 6 pärast operatsiooni normväärtustega nivool  $p < 0,001$ .

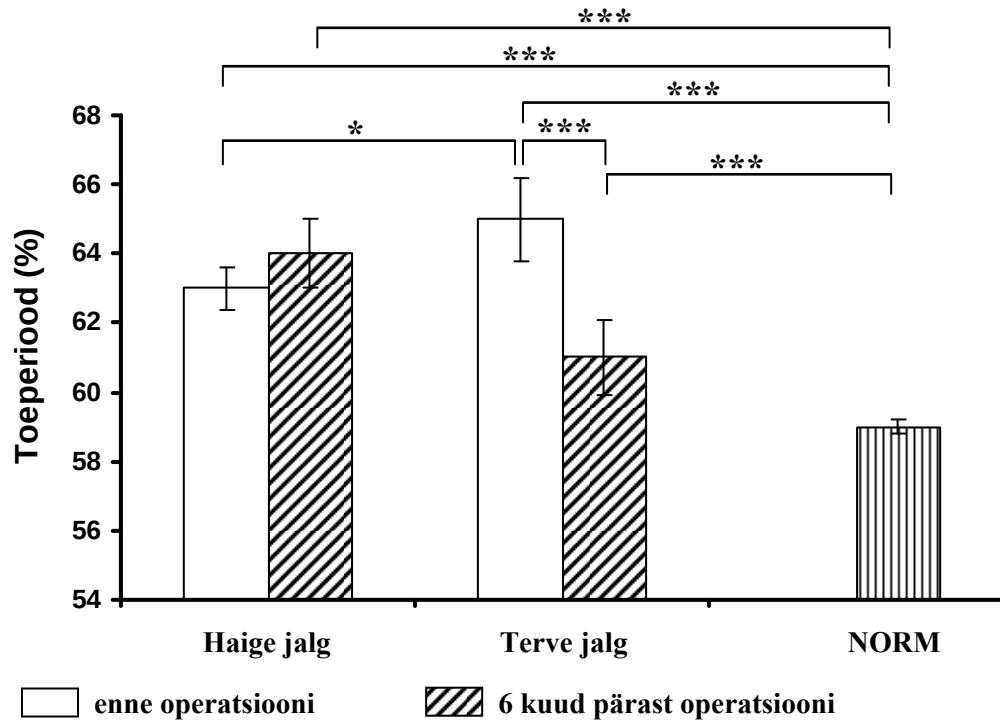
Hooperioidi protsentuaalne osa (joonis 15) sammutsüklist erinevus võrreldes haige ja terve jala vahel, oli statistiliselt oluline ( $p < 0,05$ ) ainult operatsioonieelsel perioodil. Võrreldes nimetatud näitajaid normväärtustega, oli oluline erinevus nivool  $p < 0,001$ . Kuus kuud pärast operatsiooni haige ja terve jala näitajate vahel olulist erinevust ei täheldatud. Tervel jalal, kuus kuud pärast operatsiooni, suurenes hooperioidi protsentuaalne osa oluliselt ( $p < 0,05$ ) võrreldes operatsioonieelsel perioodil mõõdetud näitajaga ning normväärtustega ( $p < 0,001$ ).



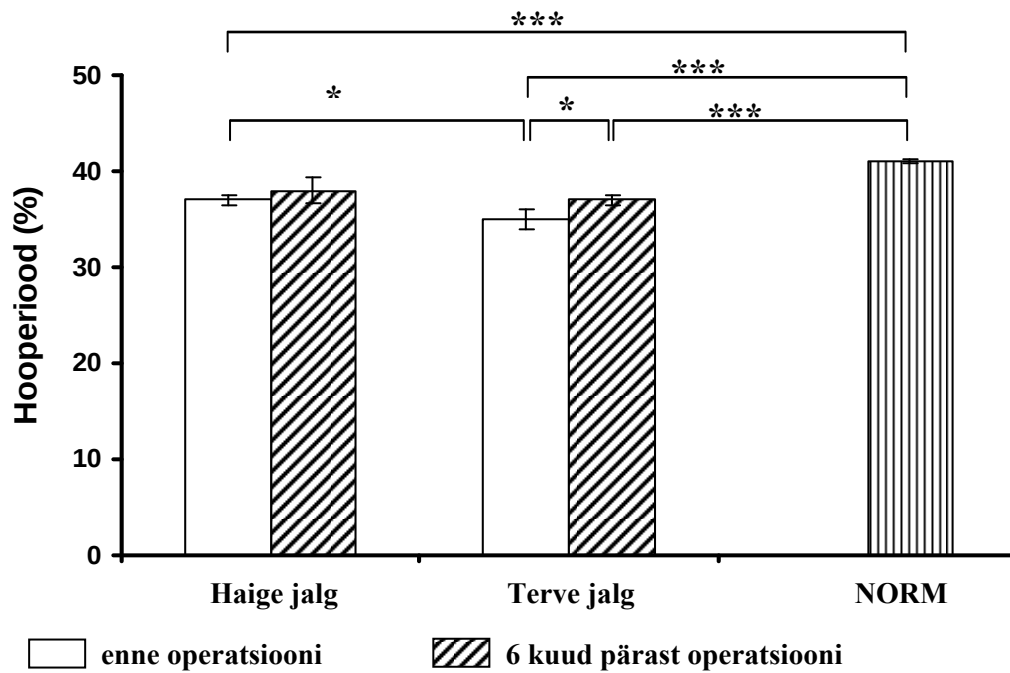
**Joonis 12.** Sammutüklis toeperioodi muutused. ( $\bar{X} \pm SE$ ). \* p<0,05, \*\* p<0,01, \*\*\* p<0,001.



**Joonis 13.** Sammutüklis hooperioodi muutused. ( $\bar{X} \pm SE$ ). \* p<0,05, \*\* p<0,01, \*\*\* p<0,001.



**Joonis 14.** Sammutsükli toeperioodi (% kõnnitsüklist) muutused. ( $\bar{X} \pm SE$ ). \* p<0,05, \*\*\* p<0,001



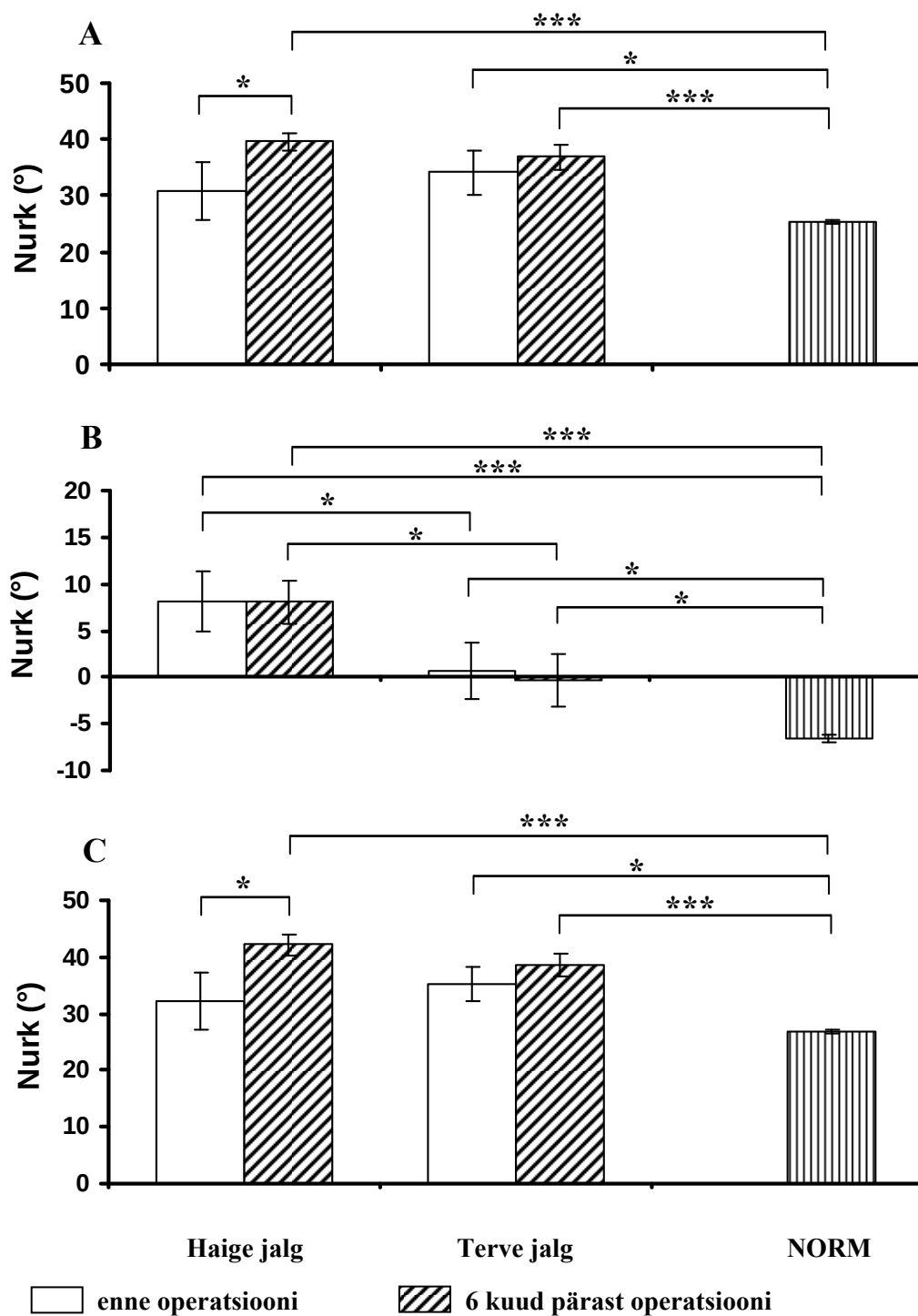
**Joonis 15.** Sammutsükli hooperioodi (% kõnnitsüklist) muutused. ( $\bar{X} \pm SE$ ). \* p<0,05, \*\*\* p<0,001.

Nurga muutustest puusaliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas annab ülevaate joonis 16. Nurga muutus tuuakse välja kolmel erineval momendil – painutusena jala mahapanekul, maksimaalse sirutusena toeperioodil ja maksimaalse painutusena hooperioodil. Nurk (joonis 16 A), mis iseloomustas puusaliigeses tekkivat painutust jala mahapanekul, oli oluliselt suurem ( $p < 0,05$ ) kuus kuud pärast operatsiooni haigel jalal võrreldes operatsioonieelse perioodiga. Terve jala korral oli nimetatud nurk kuus kuud pärast operatsiooni 5% võrra küll suurem võrreldes operatsioonieelsel perioodil määratud näitajast, kuid nimetatud nihe ei olnud statistiliselt oluline.

Pärast operatsiooni erinesid statistiliselt oluliselt haige ja terve jala nurk puusaliigeses jala mahapaneku hetkel normväärtustest nivool  $p < 0,001$  ja enne operatsiooni erinesid statistiliselt oluliselt terve jala näitajad normväärtustest ( $p < 0,05$ ).

Toeperioodil puusaliigeses maksimaalset sirutust iseloomustav nurk (joonis 16 B) ei erinenud oluliselt ( $p > 0,05$ ) nii haigel jalal kui ka tervel jalal kuus kuud pärast operatsiooni võrreldes operatsioonieelse tasemega. Samal ajal oli oluline erinevus ( $p < 0,05$ ) nimetatud nurga muutustes haige ja terve jala näitajate vahel. Analoogne tendents esines nii enne kui ka pärast operatsiooni. Kuid nii haige kui terve jala näitajad nii enne kui peale operatsiooni erinesid statistiliselt oluliselt BTS normväärtustest (vastavalt  $p < 0,001$  ja  $p < 0,05$ ).

Nurga (joonis 16 C), mis iseloomustab puusaliigeses maksimaalset painutust hooperioodil, muutus oli täiesti analoogne jala mahapanekul tekkiva nurga muutusega puusaliigeses. Haige jala korral oli nurga suurenemine kuus kuud pärast operatsiooni oluline ( $p < 0,05$ ) võrreldes operatsiooni eelse perioodiga. Nimetatud nurk suurenes 26% võrra. Terve jala korral nimetatud nurk küll suurenes, kuid erinevused ei olnud statistiliselt olulised. BTS normväärtustega erinesid terve jala näitajad nii enne kui ka pärast operatsiooni (vastavalt  $p < 0,05$  ja  $p < 0,001$ ) ning haige jala puhul oli oluline erinevus ainult pärast operatsiooni ( $p < 0,001$ ).



**Joonis 16.** Nurk puusaliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas. ( $\bar{X} \pm SE$ )  
 A - painutus jala mahapanekul, B- maksimaalne sirutus toeperioodil, C- maksimaalne painutus hooperioodil. \*  $p < 0,05$ , \*\*\*  $p < 0,001$ .

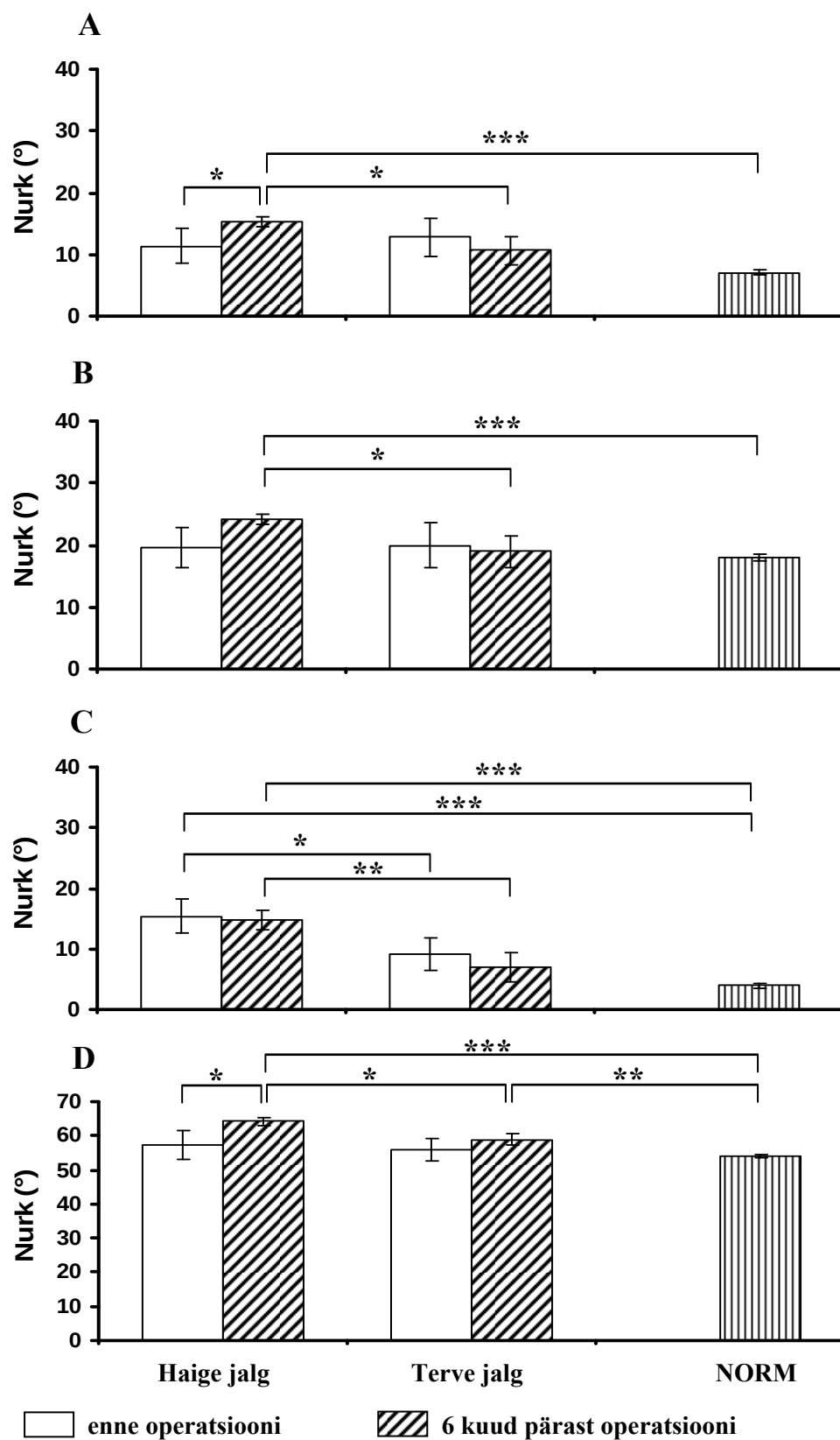
Nurga muutustest põlveliigeses kõnni erinevates faasides annab ettekujutuse joonis 17. Nimetaud nurga muutused tuuakse välja neljal erineval momendil – painutusena jala mahapaneku hetkel, maksimaalse painutusena amortisatsioonifaasis, maksimaalse sirutusena tõukefaasis ja maksimaalse painutusena hoofaasis. Põlveliigese nurga väärtus (joonis 17 A), mis iseloomustab painutust jala mahapaneku hetkel, oli haigel jalal oluliselt ( $p<0,05$ ) suurenenud kuus kuud pärast operatsiooni võrreldes operatsioonieelse tasemega. Kuus kuud pärast operatsiooni oli nimetatud nurga väärtused haigel ja tervel jalal siiski oluliselt ( $p<0,05$ ) erinevad.

Kuid kuus kuud pärast operatsiooni põlveliigese nurk haigel jala mahapaneku hetkel erines normväärtustest 55% võrra ning antud muutus oli statistiliselt oluline nivool  $p<0,001$ .

Nurga väärtus (joonis 17 B), mis iseloomustab põlveliigeses maksimaalset painutust amortisatsioonifaasis, oli kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist haigel jalal 6% võrra suurenenud võrreldes operatsioonieelse näitajaga. Antud suurenemine ei olnud aga statistiliselt oluline ( $p>0,05$ ). Kuus kuud pärast operatsiooni olid aga haige ja terve jala vastavad nurga väärtused oluliselt ( $p<0,05$ ) erinevad. Samuti erines 25% võrra haige jala näitaja pärast operatsiooni statistiliselt oluliselt normväärtustest ( $p<0,001$ ).

Nurga väärtused (joonis 17 C) operatsioonieelsel perioodil, mis iseloomustavad põlveliigeses maksimaalset sirutust tõukefaasis, ei erinenud oluliselt kuus kuud pärast operatsiooni vastavatest näitajatest ning seda nii haigel kui ka tervel jalal. Oluline erinevus leidis aset aga haige ja terve jala vastavate nurga näitajate võrdlemisel. Operatsioonieelsel perioodil oli oluline erinevus nivool  $p<0,05$ , operatsiooni järgselt aga  $p<0,01$ . Põlveliigese maksimaalne sirutus tõukefaasis haigel jalal nii enne kui ka kuus kuud pärast operatsiooni erinesid statistiliselt oluliselt BTS normväärtustest ( $p<0,001$ ), terve jala puhul statistilist olulist muutust ei täheldatud.

Haige jala põlveliigese nurga väärtus (joonis 17 D), mis iseloomustab maksimaalset painutust hoofaasis, suurenes kuus kuud pärast operatsiooni 14% võrra võrreldes operatsioonieelse näitajaga. Antud suurenemine oli statistiliselt oluline nivool  $p<0,05$ . Terve jala vastav põlveliigese nurk suurenes operatsiooni järgselt 3% võrra, kuid nimetatud suurenemine ei olnud oluline ( $p>0,05$ ). Oluline erinevus ( $p<0,05$ ) esines aga kuus kuud pärast operatsiooni määratud haige ja terve jala vastavate nurga väärtuste võrdlemisel. Samuti oli statistiliselt oluline erinevus kuus kuud pärast operatsiooni nii haige kui terve jala näitajate vahel võrreldes normväärtustega (vastavalt  $p<0,001$  ja  $p<0,01$ ).



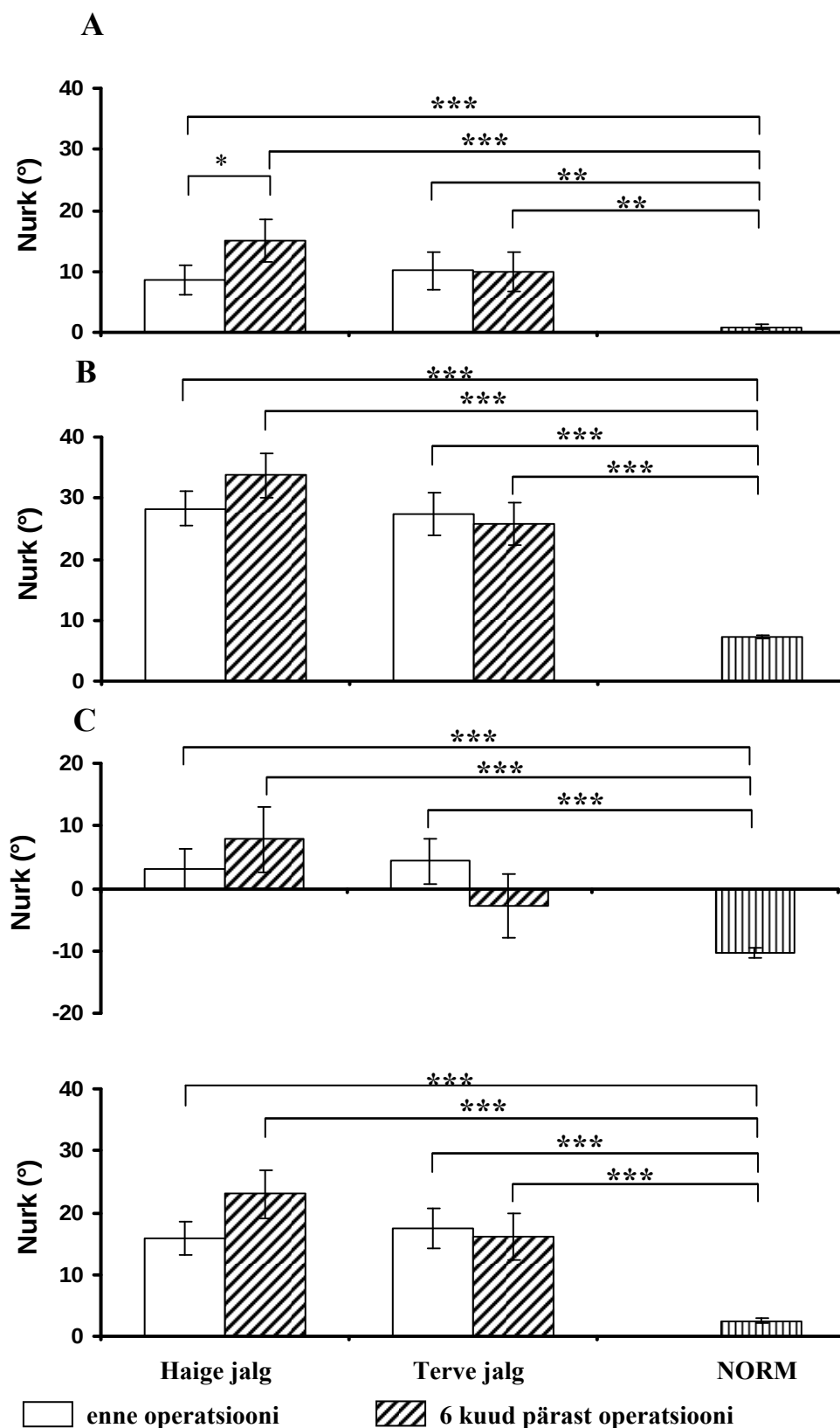
**Joonis 17.** Nurk põlveliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas. ( $\bar{X} \pm SE$ ).  
 A - painutus jala mahapaneku hetkel, B- maksimaalne painutus amortisatsioonifaasis, C- maksimaalne sirutus tõukefaasis, D- maksimaalne painutus hoofaasis. \*  $p < 0,05$ , \*\*  $p < 0,01$ , \*\*\*  $p < 0,001$ .

Nurga muutustest hüppeliigeses kõnni erinevates faasides annab ettekujutuse joonis 18. Nimetaud nurga muutused tuuakse välja neljal erineval momendil – dorsaalfleksioon jala mahapaneku hetkel, maksimaalne dorsaalfleksioon toeperioodil, maksimaalse plantaarfleksioon hoofaasis ja maksimaalse dorsaalfleksioon hoofaasis. Hüppeliigese nurga väärtus (joonis 18 A), mis iseloomustab dorsaalfleksiooni jala mahapaneku hetkel, oli haigel jalal pärast operatsiooni oluliselt suurenenud ( $p<0,05$ ), tervel jalal olulist erinevust ei esinenud. BTS normväärtustega erinesid nii haige kui ka terve jala näitajad enne ja kuus kuud pärast operatsiooni oluliselt (vastavalt  $p<0,001$  ja  $p<0,01$ ).

Nurga väärtus (joonis 18 B), mis iseloomustab hüppeliigeses maksimaalset dorsaalfleksiooni toeperioodil, haigel jalal pärast operatsiooni küll suurenes (16% võrra), kuid nimetatud muutus ei olnud oluline. Tervel jalal hüppeliigeses nurk maksimaalsel dorsaalfleksioonil vähenes (6% võrra), kuid see muutus ei olnud statistiliselt oluline. BTS normväärtustega erinesid nii haige kui ka terve jala näitajad enne ja kuus kuud pärast operatsiooni oluliselt nivool  $p<0,001$ . Normväärtus oli keskmiselt 75% võrra väiksem.

Nurga väärtus (joonis 18 C), mis iseloomustab hüppeliigeses maksimaalset plantaarfleksiooni hoofaasis, haigel jalal küll suurenes pärast operatsiooni, kuid see muutus ei olnud oluline. Tervel jalal hüppeliigeses maksimaalne plantaarfleksioon hoofaasis vähenes, kuid see muutus ei olnud samuti oluline. BTS normväärtustega võrreldes olid muutused enne operatsiooni terve jala näitajate ja haige jala näitajate vahel nii enne kui ka pärast operatsiooni statistiliselt olulised nivool  $p<0,001$ .

Haige jala hüppeliigese nurga väärtus (joonis 18 D), mis iseloomustab maksimaalset dorsaalfleksiooni hoofaasis, suurenes oluliselt pärast kuus kuud operatsiooni ( $p<0,05$ ), terve jala puhul olulist muutust ei toimunud. Haige jala ja terve jala nurgad maksimaalsel dorsaalfleksioonil hoofaasis hüppeliigeses erinesid oluliselt normväärtustest nivool  $p<0,001$ .



**Joonis 18.** Nurk hüppeliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas. ( $\bar{X} \pm SE$ ).  
 A - dorsaalfleksioon jala mahapaneku hetkel, B - maksimaalne dorsaalfleksioon toeperioodil, C - maksimaalne plantaarfleksioon hoofaasis, D - maksimaalne dorsaalfleksioon hoofaasis. \*  $p < 0,05$ , \*\*  $p < 0,01$ , \*\*\*  $p < 0,001$ .

## 6. TULEMUSTE ARUTELU

Puusa täielik asendamine leevendab efektiivselt kerge kuni tõsise osteoartroosiga patsientide valu ja funktsionaalset puuet. Tänu vananeva ühiskonna suurenenud nõudmisele viiakse igal aastal USA-s läbi rohkem kui 260 000 primaarset puusaliigese endoproteesimist. Saksamaal tehakse igal aastal rohkem kui 180 000 puusa täielikku asendamist (Lindemann *et al.*, 2006).

Vaatamata aga operatsioonide edukusele ei pruugi patsientide operatsioonijärgne kõnnimuster taastuda normaalseks veel mitme aasta jooksul (Madsen *et al.*, 2004). Kindlasti on määrav ka patsiendi varasem kehaline aktiivsus, kehakaal aga ka sotsiaalne staatus (Eelmäe *et al.*, 2007). Kõnnianalüüs on laialdaselt kasutatav väga erinevate probleemide korral ja ravi efektiivsuse hindamisel (Fitzgerald *et al.*, 2002). Kõnni kiirust peetakse heaks taastumise efektiivsuse näitajaks ja sümptomite tõsiduse iseloomustajaks (Alexander, 1999; Bradley *et al.*, 1991).

Ruumilistest karakteristikutest suurenes sammusagedus puusaliigese osteoartroosiga patsientidel kuus kuud pärast operatsiooni 13% võrra, võrreldes operatsioonieelse ajaga, kuid need näitajad jäid siiski 13% võrra madalamaks kui on normväärtused. On leitud, et kõnni kiirus jääb normgrupi näitajatest 15% kuni 25% madalamaks isegi kaks kuni neli aastat pärast operatsiooni (Perron *et al.*, 2000). Antud uuringus patsientide liikumise kiirus suurenes 25% võrra pärast operatsiooni, kuid samas oli liikumise kiirus 23% võrra väiksem kui BTSi normväärtused. Selle põhjuseks võib olla, et kuue kuu möödudes on puusaliigest ümbritsevad lihased endiselt nõrgad, ega taga veel turvalisust kõndimiseks. Samuti võib olla vähenenud puusaliigese liikuvus nii tervel kui ka haigel jalal, mis kirjanduse andmetel on oluliseks kõnni kvaliteeti määravaks teguriks.

Ühe põhjusena, miks sammu pikkus kõnnil vanemaealistel ja reumaatilistel haigetel väheneb ongi liigeste liikuvusulatus vähenemine ning seda peamiselt puusaliigeses. Seda võivad põhjustada ka teised liikumisaparaadis aset leidvad muutused, nagu näiteks lihasjõu alanemine (Larish, 1988).

Kõnni kiirus sõltub eelkõige sammu pikkusest ja sagedusest. Samas kõnni kiiruse suurenemine saavutatakse kas sammu pikkuse suurenemise, sammu sageduse suurenemise läbi või nende mõlema kombinatsiooni tulemusena.

Enne operatsiooni oli osteoartroosiga patsientide sammu laius suurem normväärtustest. Mõnevõrra üllatuslikult suurenes kuus kuud pärast operatsiooni sammu laius 10% võrra veelgi. Selle põhjuseks võiks olla puusa abduktorite nõrkus ja patsientide hirm kukkumise

ees (Mbourou *et al.*, 2003). Nii leidis ka Põldaru oma magistritöös, et kuus kuud pärast endoproteesimist oli abduktoorte jõud langenud, võrreldes operatsioonieelsete näitajatega (Põldaru, 2002). Lihasjõu arendamisele iseseisvalt pööratakse vähem tähelepanu, kuna jõunäitajate paranemist on liikuvusulatuse suurenemisest visuaalsel teel raskem tähele panna. Sammu laiuse suurenemine viitab ka tasakaalu halvenemisele, viimane võib olla tingitud ebapiisavast postoperatiivsest füsioteraapiast ja vähesest kehalisest aktiivsusest. Tavaliselt kõnni kiiruse suurenedes samm laiuse väheneb.

Terve täiskasvanu normaalseks sammutsükli pikkuseks loetakse umbes  $1,17 \pm 0,15$  m, (Nieuwboer *et al.*, 2001). Antud uuringus jäi preoperatiivselt sammutsükli pikkused väiksemaks BTS normväärtustest, mis viitab sellele, et reumaatilistel haigetel esineb oluline lihasjõu langus (Häkkinen *et al.*, 1995) samuti valu ja puusaliigese liikuvuse piiratus (Birkenfeldt *et al.*, 2000, Põldaru, 2002).

Kuid sammutsükli pikkused kuus kuud pärast operatsiooni olid nii haige kui ka terve jala puhul oluliselt pikemad võrreldes operatsioonieelse perioodiga, kuid mitte veel normväärtuste tasemel. Seda võib seletada sellega, et 6 kuud pärast operatsiooni on patsientidel küll vähenenud valu ja suurenenud puusaliigese liikuvus, kuid lihaste jõud ei ole täielikult veel taastunud. On leitud, et kõnni kiiruse suurenedes suureneb samm sagedus ja samm pikkus (Wall, 1999). Siingi võiks olla üheks põhjuseks patsientide halb tasakaal.

Uuriti ka puusaliigese osteoartroosiga patsientide liigete kinemaatikat kõnnil, so. nurga muutusi kõnnil erinevates liikumisfaasides.

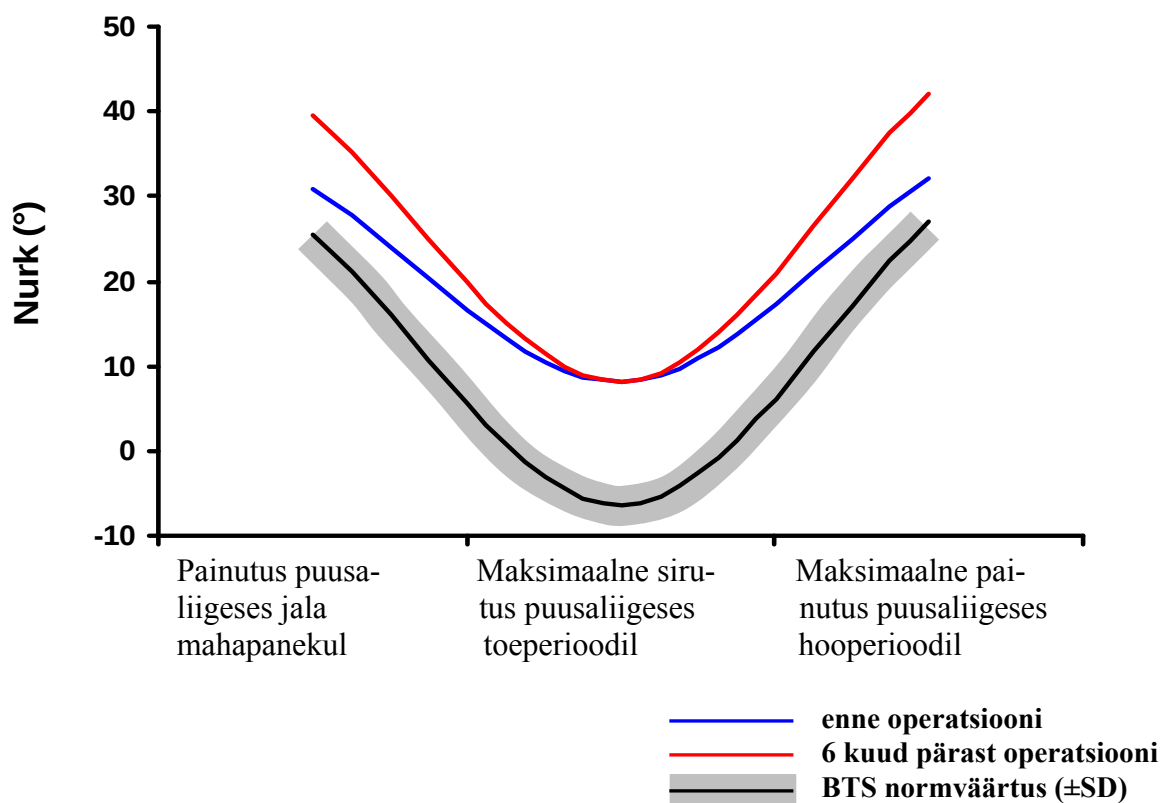
Näiteks kiire kõnd saavutatakse tavaliselt sammu pikkuse suurendamise teel. Kiire kõnni puhul esineb oluliselt suurem liikuvuse ulatus puusa-, põlve- ja hüppeliigses kui vabalt valitud kiirusega kõnnil (Inman, 1981; Winter, 1983).

Liigete kinemaatika hindamisel kasutatakse keha liikumise ruumilisi ja ajalisi karakteristikuid ning jäetakse arvestamata jõud, mis põhjustavad selle liikumise. Saadud kinemaatilisi karakteristikuid võrreldakse normaalandmetega, saades nii objektiivset informatsiooni võrreldes eakaaslastega. Kinemaatiline analüüs on ainus võimalus, et hankida objektiivset informatsiooni liigete kolmemõõtmelisest liikumisest kõnni ajal. See on asendamatu võimalus hinnata liigete liikumist erinevates tasapindades. Markerite süsteem, mis muudab inimese keha liikuvate segmentide süsteemiks, on hetkel parim kasutusel olev tehnika saamaks andmeid kogu keha liikumise kohta kõnni ajal (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Nurga muutused puusaliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas (joonis 19) tuuakse välja kolmel erineval momendil – painutusena jala mahapanekul, maksimaalse sirutusena toeperioodil ja maksimaalse painutusena hooperioodil.

Mida pikem on samm, seda suurem on painutus- ja sirutusliigutus puusaliigesest kõnnil.

Painutus puusaliigeses jala mahapaneku hetkel ja hooperioodil oli oluliselt suurem kuus kuud pärast operatsiooni haigel jalal võrreldes operatsioonieelse perioodiga. Terve jala puhul toimus samuti nimetatud nurkade suurenemine kuus kuud pärast operatsiooni võrreldes operatsioonieelse perioodiga kuid see nihe ei olnud statistiliselt oluline.



**Joonis 19.** Haige jala nurga muutused puusaliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas võrreldes BTS normväärtustega.

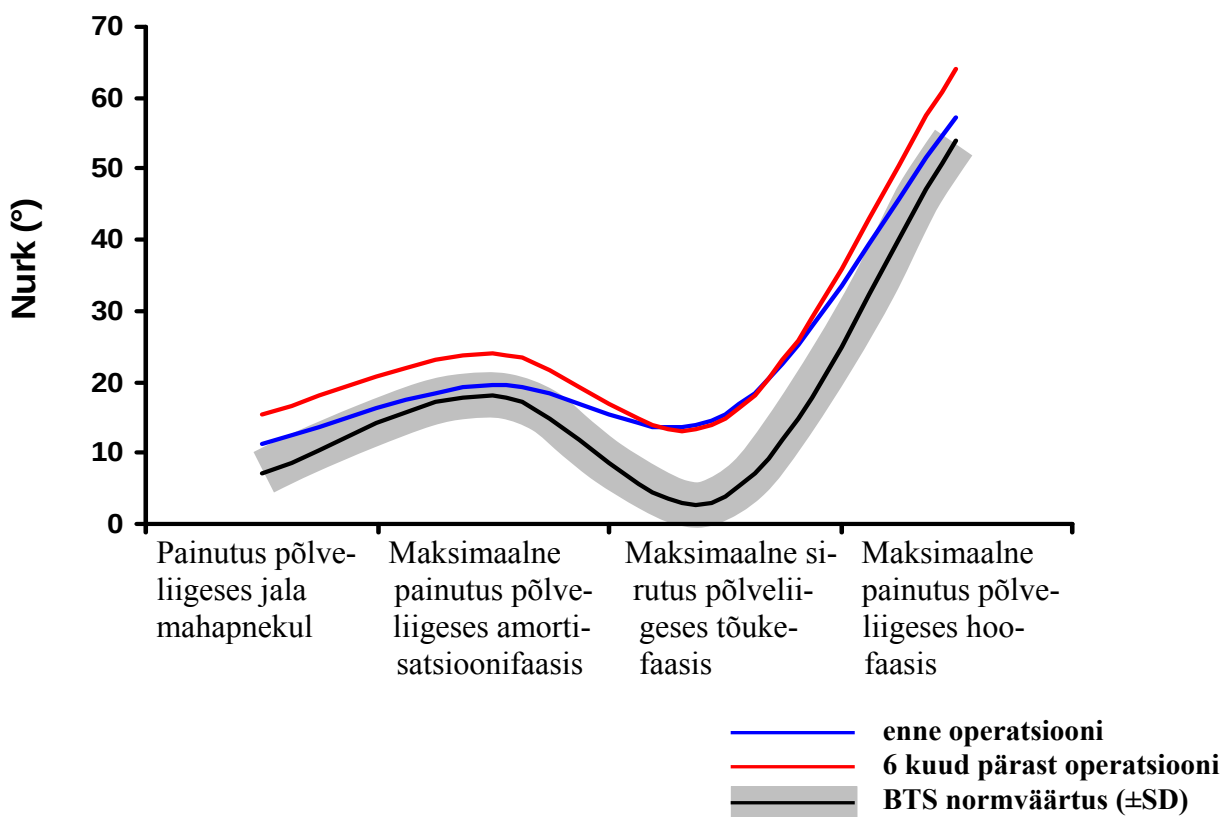
Vaatamata sammutsükli pikkuse suurenemisele ei ilmnenu maksimaalsel sirutusel toeperioodi lõpus statistiliselt olulist nurga suurenemist puusaliigeses haigel jalal võrreldes pre- ja postoperatiivseid näitajaid, mistõttu võiks arvata, et kõnnitakse mõnevõrra painutatud puusaliigesega ja maksimaalne sirutus toeperioodil jääb väiksemaks.

Selle põhjuseks võib olla puusa sirutajalihaste nõrkus, vähene postoperatiivne keheline aktiivsus ja mitteküllaldane füsioteraapia.

Puusaliigese nurgad kõnni erinevates faasides erinesid nii haige kui terve jala näitajad enne kui pärast operatsiooni statistiliselt oluliselt BTS normväärtustest. Saadud tulemusi võib põhjendada sellega, et puusaliigese protees võimaldab patsiendil taastada liigeste funktsiooni ja leevendab valu (Birkenfeldt *et al.*, 2000; Mouret *et al.*, 1992), samas erinevus normväärtustega võib olla tingitud patsientide suurest kehakaalust ja lihasjõu mittetäielikust taastumisest.

Ühe põhjusena, miks oli pärast operatsiooni painutus puusaliigese suurem on asjaolu, et patsiendid kõndisid mõnevõrra pikemate sammudega. Mida pikem on samm, seda suurem on painutus- ja sirutusliigutus puusaliigese kõnnil. See kinnitab aga fakti, et kirurgilise raviga saab parandada ja taastada liigese funktsiooni (Williams *et al.*, 1994).

Põlveliigese nurga muutused kõnnil (joonis 20) erinevates faasides tuuakse välja neljal erineval momendil – painutusena jala mahapaneku hetkel, maksimaalse painutusena amortisatsioonifaasis, maksimaalse sirutusena tõukefaasis ja maksimaalse painutusena hoofaasis.



**Joonis 20.** Haige jala nurga muutused põlveliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas võrreldes BTS normväärtustega

Haige jala põlveliigese nurga väärtused, maksimaalsel painutusel jala mahapaneku hetkel, painutusel amortisatsioonifaasis ja hoofaasis suurenesid pärast kuus kuud operatsiooni oluliselt.

Terve jala puhul toimus painutusel jala mahapaneku hetkel, sirutusel tõukefaasis ning amortisatsioonifaasis nurkade vähenemine pärast kuus kuud teostatud endoproteesimist. Põlveliigese maksimaalse sirutuse puhul oli samuti tendents vähemise suunas nii tervel kui haigel jalal pärast kuus kuud endoproteesimist. Kuid kõigi põlveliigese nurkade muutused kõnnil erinevates faasides jäid BTS normväärtustest suuremaks.

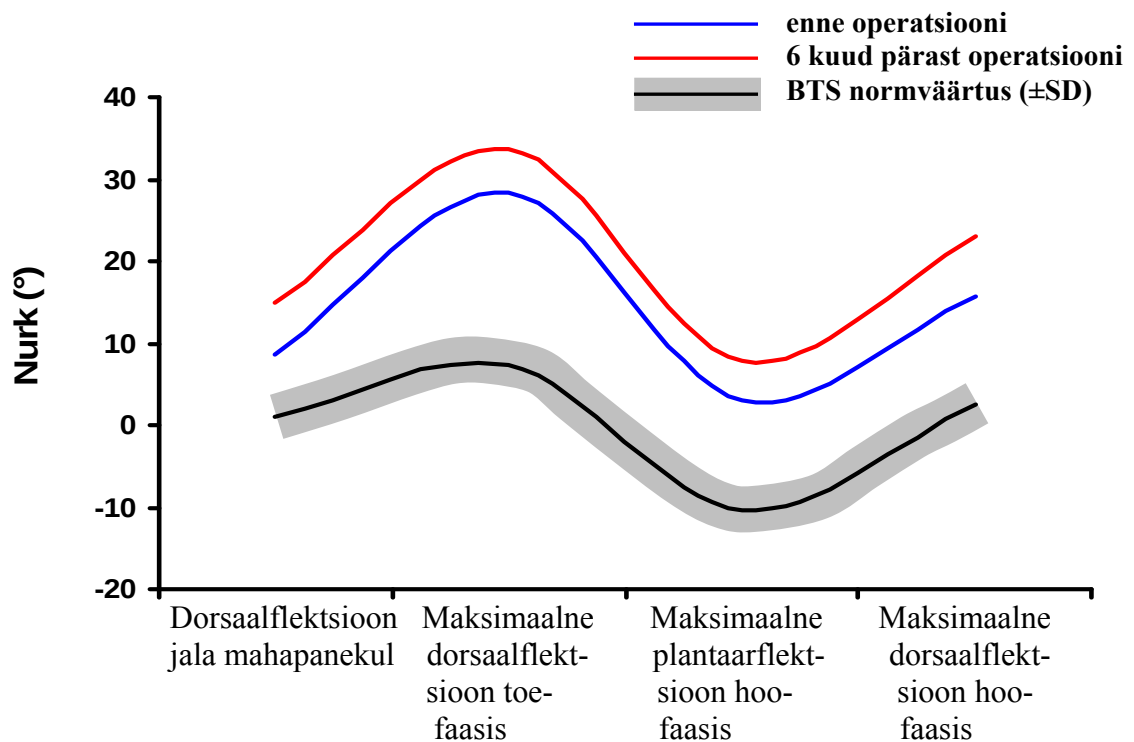
Kuna postoperatiivselt põlve- ja puusaliigese nurgad painutusel kõnni erinevates faasides haigel jalal suurenesid ja sirutusnurkades oluliselt muutust ei toimunud, siis nähtub, et haige jala sammu kõrgus oli oluliselt suurem kui tervel jalal. See võib olla tingitud, puusa sirutajalihasest nõrkusest ja võiks arvata, et need jõunäitajad haigel ja tervel jalal on erinevad.

Ühe võimalusena tuleks arvestada siin ka patsientide vanust, mistõttu kõnd muutub ebaökonomiseks, kulutatakse rohkem energiat (Larish, 1988), alateadlik ebakindlus ja hirm kukkumise ees. Samuti pole kuue kuu möödudes taastunud lihasjõud endisele tasemele (Eelmäe *et al.*, 2007; Põldaru, 2002).

Nurga muutustest hüppeliigese kõnni (joonis 21) erinevates faasides tuuakse välja neljal erineval momendil – dorsaalfleksioon jala mahapaneku hetkel, maksimaalne dorsaalfleksioon toeperioodil, maksimaalse plantaarfleksioon hoofaasis ja maksimaalse dorsaalfleksioon hoofaasis.

Kõik need hüppeliigese nurga muutused erinevates kõnni faasides haigel jalal pärast operatsiooni suurenesid, mida võib seletada dorsaalfleksorite nõrkusega. Samas võib see olla ka üheks põhjuseks, miks nurgad puusa ja põlveliigese painutusel suureneid. Lihasjõu vähenemine on üks peamisi põhjusi, mis kõnnikvaliteeti mõjutab (Graf *et al.*, 2005).

Terve jala hüppeliigese nurga muutustes kõigis kõnni faasides kuus kuud pärast operatsiooni ilmnes tendents vähenemisele, seega paremuse poole, kuid nii terve ja haige jala väärtused jäid BTS normväärtustest suuremaks. Dorsaalfleksiooni suurenemine normväärtustest võib olla ka põhjustatud nõrkadest säärelihastest (Vandervoort, McComas, 1986).



**Joonis 21.** Haige jala nurga muutused hüppeliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas võrreldes BTS normväärtustega.

Ka plantaarfleksiooni teostavate lihaste nõrgenemist arvatakse olevat üheks kõnnimustri muutuste põhjustajaks (Anderson, Pandy, 2001).

Tervel noorel inimesel moodustab tugifaas vabalt valitud kiirusel sammutsükli kestusest ligi 60% (seejuures kahekordne tugifaas moodustab 20%, ühekordne tugifaas 40%), hoofaas aga umbes 40% (Sutherland *et al.*, 1988; Wall, 1999; Kirtley, 2006).

Toeperioodi ja hooperioodi kestus haigel ja tervel jalal vähenesid kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist võrreldes operatsiooni eelse tasemega, mis on hea näitaja. Seda võib seletada sellega, et kõnni kiirus, sammutsükli pikkus ja sammu sagedus suurenesid ning seega toeperiood lüheneb (Allard *et al.*, 1995; DeLisa, 1998).

Kuid terve ja haige jala näitajad olid siiski suuremad nii enne kui ka kuus kuud pärast operatsiooni BTS normväärtustest.

Kui jälgida sammutsükli protsentuaalset jaotust, selgus, et haige jala toeperioodi protsentuaalne osa kõnnitsüklis suurenes ja tervel jalal vähenes kuus kuud pärast endoproteesimist. Preoperatiivne toeperioodi protsentuaalne jaotus antud uuringu patsientidel on iseloomulik puusaliigese osteoartroosiga patsiendi kõnnile, mis ühtib ka kirjanduse ülevaates joonisel 2 toodud näitajatega. Hooperioodi protsentuaalne osa sammutsüklis mõnevõrra suurenes, kuid see muutus ei olnud statistiliselt oluline.

Nimetatud muutused olid küll mõlema parameetri puhul statistiliselt olulised, kuid jäid endiselt BTS normväärtustest erinevaks.

Kokkuvõtteks võib öelda, et puusaliigese endoproteesimine parandab puusaliigese osteoartroosiga patsientide kõnnikvaliteeti ja annab informatsiooni taastumisprotsessi toimumise kohta. Kuid uuringu tulemused näitasid erinevusi BTSi normväärtustest ja et kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist ei ole piisav aeg, et saavutada kõnnimustri taastumine.

Selle põhjuseks on tõenäoliselt patsientide vähene kehaline aktiivsus ja ebapiisav pre- ja postoperatiivne füsioteraapia. Patsientide teadlikkus füsioteraapia vajalikkusest ning füsioteraapia kättesaadavus Eestis on selgelt ebapiisav (Suits, 2006). Võib arvata, et postoperatiivse füsioterapeutilise nõustamise ja motivatsioonisüsteemi kasutusele võtmine aitab kiirendada patsientide kõnnimustri taastumist.

## **7. JÄRELDUSED**

1. Postoperatiivselt ühepoolse puusaliigese osteoartroosiga patsientide kõnni kiirus, sammusagedus ja sammutsükli pikkus suurenesid ning hoo- ja toeperioodi protsentuaalne osakaal kõnnitsüklist paranes.
2. Kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist sammu laius halvenes.
3. Kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist kõnni kinemaatika haigel jalal halvenes ja tervel jalal paranes.
4. Enne ja kuus kuud pärast puusaliigese endoproteesimist erinesid kõnni ruumilised ja ajalised parameetrid ning kinemaatilised näitajad BTS normväärtustest.

## 8. KASUTATUD KIRJANDUS

1. Alexander, N.B. Gait disorders in older adults. *Clinical Geriatrics*. 1999, 7(3): 73-79.
2. Allard, P.; Stokes, Ian A.F.; Blanchi, J-P. *Three-Dimensional Analysis of Human Movement*. Champaign: Human Kinetics, 1995, 296-304.
3. Anderson, F.C.; Pandy, M.G. Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001, 123: 381-390.
4. Andriacchi, T.P.; Hurwitz, A. E.; Hurwitz, D.E. Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement. *Gait & Posture*, 1997, 5(3): 256-264.
5. Atkinson, K.; Coutts, F.J.; Hassenkamp, A.-M. *Physiotherapy in Orthopaedics: A Problem-Solving Approach*. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1999.
6. Bachmeier, C.J.M.; March, L.M.; Cross, M.J, et al. A comparison of outcomes in osteoarthritis patients undergoing total hip and knee replacement surgery. *Osteoarthritis Cartilage*, 2001, 9: 137–146.
7. Bilotta, T.W.; Fusaro, I.; Osti, R.; Mari, G. Rehabilitation treatment in cemented and cementless prostheses. *Chirurgia Degli Organi Di Movimento* 1992, 77: 447–449.
8. Birkenfeldt, R.; Haviko, T.; Kallikorm, R.; Päi, L.; Päi, S.; Veinpalu, L. *Reumatoloogia*. AS Medicina, 2000.
9. Black, J. Requirements for successful total knee replacement. *Material considerations*. *The Orthopaedic Clinics of North America*, 1989, 20: 1–13.
10. Bowen, B. *Orthopedic Surgery in Alexander's Care of the Patient in Surgery* J C Rothrock, ed 12th ed St Louis: Mosby, Inc, 2002, 817-930.
11. Boyd, K.T.; Peirce, N.S.; Batt, M.E. Common Hip Injuries in Sport. *Sports Medicine*, 1997, 24(4): 273-288.
12. Bradley, J.D.; Brandt, K.D.; Katz, B.P.; Kalasinski, L.A.; Ryan, S.I. Comparison of an antiinflammatory dose of ibuprofen an analgesic dose of ibuprofen and acetaminophen in the treatment of osteoarthritis of the knee. *The New England Journal of Medicine*, 1991, 325(2): 87-91.
13. Brandt, K.D. The pathogenesis of osteoarthritis. *Journal of Rheumatology*, 1991, 1: 3-11.
14. Branson, J.J.; Goldstein, W. M. Primary total hip arthroplasty. *AORN*, 2003, 78(6): 946-969.

15. Bullough, P.G. The pathology of osteoarthritis. In: Moskowitz, R.; Howell, D.; Goldberg, V.M.; Mankin, H.S. ed. Osteoarthritis. Diagnosis and medical and surgical management. 2nd edition, Saunders, 1992, 39-69.
16. Burger, W.; Dietsche, S.; Morfeld, M.; Koch, U. Outpatient and inpatient orthopaedic rehabilitation - results of a study comparing outcome and costs. Rehabilitation (Stuttgart) 2002, 41(2-3): 92–102.
17. Butler, G.S.; Hurley, C.A.; Buchanen, K.L.; Smith-VanHorne, J. Prehospital education effectiveness with total hip replacement surgery patients. Patients Educ Couns, 1996, 29(2): 189-97.
18. Byrd, J.W.T.; Griffin, K.M.; Henry, C.O. Rehabilitation after hip arthroscopy.- Journal of Sport and Rehabilitation, 2000, 9: 77-88.
19. Cameron, B.; Galatz, L.; Williams, Jr., G.R. Factors affecting the outcome of total shoulder arthroplasty. The American Journal of Orthopedic, 2001, 30: 613–623.
20. Carr, J.H.; Shepherd, R.B. Stroke Rehabilitation: Guidelines for Exercise and Training to Optimize Motor Skill. Butterworth-Heinemann Medical, 2003.
21. Chan, C.W.; Rudins, A. Foot biomechanics during walking and running. Mayo Clinic Proceedings. Mayo Clinic, 1994, 69(5): 448-461.
22. Chipchase, L.S.; Brumby, S.A. Gait and Mobility Education. In: Patient Physiotherapy, Management of Orthopaedic Surgery. Oxford, Butterworth-Heinemann, 2001a.
23. Chipchase, L.S.; Brumby, S.A. Hip surgery. In: Patient physiotherapy, Management of Orthopaedic Surgery. Oxford, Butterworth-Heinemann, 2001b.
24. Clarkson, H.M. Functional Application: Hip. Musculoskeletal Assessment. Joint Range of Motion and Manual Muscle Strength. 2000, 306-313.
25. Coutts, F. Joint replacements of the lower limb. In: Atkinson, K; Coutts, F; Hassenkamp, AM. Physiotherapy in Orthopaedics, A Problem –Solving Approach. Harcourt Brace and Company Limited 1999: 202-231.
26. Crenshaw, A. Surgical approaches. In: Crenshaw, A.H., editor. Campbell's Operative Orthopaedics. 8th ed. St. Louis, MO: Mosby-Year Book, Inc; 1992.
27. Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D.S., Gage J.R. A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science, 1991, 10: 575-587.
28. DeLisa, J.A., Gait Analysis in the Science of Rehabilitation, Department of Veterans Affairs, Washington, 1998.
29. Dieppe, P. Osteoarthritis. Acta Orthopaedica scandinavica, 1998, 281(69): 2-5.

30. Dieppe, P. Towards effective therapy for osteoarthritis. Primary, secondary and tertiary prevention. *Rheumatology in Europe*, 1995, 24(39): 118-120.
31. Dieppe, P.; Chard, J.; Faulkner, A.; Lohmander, L. S. Osteoarthritis In: Godlee, F., ed. *Clinical evidence. A compendium of the best evidence for effective health care*. London: BMJ Publishing Group 2001, 5: 808–822.
32. Eelmäe, P.; Haviko, T.; Söderlund, A.; Arras, A.; Emtner, M. Füsioterapeutiline hindamine puusaliigese proteesimise järgselt. Teadus, sport ja meditsiin VII. Tartu, Atlex, 2007, 20-22.
33. Espenhaug, B.; Furnes, O.; Havelin, L.I.; Engesaeter, L.B.; Vollset, S.E. The Type of Cement and Failure of Total Hip Replacements. *The Journal of Bone and Joint Surgery [British]* 2002,84-B:832-838.
34. Fitzgerald, R.H.; Kaufer, H.; Malkani, A.L.. *Orthopaedics*. Mosby, 2002.
35. Friedman, P.J.; Richmond, D.E.; Baskett, J.J. A prospective trial of serial gait speed as a measure of rehabilitation in the elderly. *Age Ageing* 1988, 17: 227-235.
36. Gerber, L; Hicks, J.E. Exercise in the rheumatic diseases. In Basmaian, J.V.; Wolf, S.L. *Therapeutic Exercise (Fifth Edition)*. Williams & Wilkins: Baltimore, Hong Kong, London, Sydney, 1990, 351-370.
37. Graf, A.; Judge, J.O.; Õunpuu, S.; Thelen, D.G. The effect of walking speed on lower-extremity joint power among elderly adults who exhibit low physical performance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2005, 86: 2177-2183.
38. Gray, A.; Pratt, E. Total Hip Replacement. In: Maxey, L.; Magnusson, J. *Rehabilitation for the postsurgical orthopedic patient*. Elsevier Health Sciences, 2001, 172-187.
39. Griffin, K.M.; Henry, C.O.; Byrd, J.W.T. Rehabilitation after hip arthroplasty. *Journal of Sport and Rehabilitation*, 2000, 9: 77-88.
40. Guillemin, F. The burden of rheumatic disease: disability and consequences. *Rheumatology in Europe*, 1998, 27(1): 11-13.
41. Gunter, K.P. Surgical approaches for osteoarthritis. *Baillière's best practice and research. Clinical rheumatology*, 2001, 15(4): 627-643.
42. Hochberg, M.C.; Altman, R.D.; Brandt, K.D. et al. Guidelines for the medical management of osteoarthritis. Part I. Osteoarthritis of the Hip. *Arthritis and Rheumatism*, 1995a, 38(11): 1535-1540.

43. Hochberg, M.C.; Altman, R.D.; Brandt, K.D. et al. Guidelines for the medical management of osteoarthritis. Part II. Osteoarthritis of the Knee. *Arthritis and Rheumatism*, 1995b, 38(11): 1541-1546.
44. Howell, D.S. Pathogenesis of osteoarthritis. *The American Journal of Medicine*, 1986, 80(46): 24-28.
45. Häkkinen, K.; Pastinene, U.M.; Karsikas, R.; Linnamo, V. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contractions and during electrical stimulation in men at different ages. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 1995, 70: 518-527.
46. Inman, V.T.; Ralston, H.J.; Todd, F. *Human Walking*. Williams and Wilkins. Baltimore, 1981.
47. Jolles, B.M.; Bogoch, E. R. Posterior versus lateral surgical approach for total hip arthroplasty in adults with osteoarthritis. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2004, (1):CD003828.
48. Kendall, F.P.; McCreary, E.K.; Brovance, P.G.; Rodgers, M.Mc.; Romani, W.A. *Muscles: Testing and Function with Posture and Pain* 5th Edition. Lippincott Williams and Wilkins, 2005.
49. Kirtley, C. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*, Churchill Livingstone, 2006.
50. Kishida, Y.; Sugano, N.; Sakai, T.; Nishii, T.; Haraguchi, K.; Ohzono, K.; Yoshikawa, H. Full weight-bearing after cementless total hip arthroplasty. *International Orthopaedics*. Berlin, Springer-Verlag, 2001.
51. Klippel, J.H.; Dieppe, P.M. *Rheumatology: observing, analysing and teaching human movement*. London, Mosby, 1998.
52. Kubo, T.; Inoue, S.; Maeda, T.; Arai, Y.; Hirakawa, K.; Wu, Y.; Suehara, H.; Ogura, T.; Hirasawa, Y. Cementless lord total hip arthroplasty: cup loosening common after minimum 10-year follow-up of 103 hips. *Acta orthopaedics Scandinavica*, 2001, 72(6): 585–590.
53. Kujala, U.; Orava, S.; Järvinen, M. Liikumine pärast operatsiooni või kirurgilist protseduuri. Liikumine ja meditsiin. Tallinn, Medicina, 1998, 296-309.
54. Larish, D.D.; Martin, P.E.; Mungiole, M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. In: Joseph, J.A (eds.). *Central Determinants of Age-Related Declines in Motor Function*. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1988, 515: 18-31.

55. Levi, S.J. Posthospital Setting, Resource Utilisation and Self-Care Outcome on Older Woman With Hip Fracture. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1997, 78.
56. Levy, R.N.; Levy, C.M.; Snyder, J.; Digiovanni, J. Outcome and long-term results following total hip replacement in elderly patients. *Clinical Orthopedics*, 1995, 316: 25-30.
57. Lindemann, U.; Becker, C.; Unnewehr, I.; Muche, R.; Aminin, K.; Dejnabadi, H.; Nikolaus, T.; Puhl, W.; Huch, K.; Dreinhöfer, K.E. Gait analysis and WOMAC are complementary in assessing functional outcome in total hip replacement. *Clinical Rehabilitation*, 2006, 20(5): 413-420.
58. Madsen, M.S.; Ritter, M.A.; Morris, H.H.; Meding, J.B.; Berend, M.E.; Faris, P.M.; Vardaxis, V.G. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, 22(1): 44-50.
59. Mbourou, G.A.; Lajoie, Y.; Teasdale, N. Step length variability at gait initiation in elderly fallers and non-fallers, and young adults. *Gerontology*, 2003, 49(1): 21-26.
60. McGregor, A.H.; Rylands, H.; Owen, A.; Dore, C.J.; Hughes, S.P. Does preoperative hip rehabilitation advice improve recovery and patient satisfaction. *Journal of Arthroplasty* 2004, 19(4): 464–468.
61. Michelson, J.D.; Riley, L.H. Jr. Considerations in the comparison of cemented and cementless total hip prostheses. *Journal of Arthroplasty*, 1989, 4: 327–34.
62. Moller, G.; Goldie, I.; Jonsson, E. Hospital care versus home care for rehabilitation after hip replacement. *International Journal of Technology Assessment in Health Care* 1992, 8(1): 93–101.
63. Morscher, E.W. *Endoprosthetics*. Berlin, Springer-verlag, 1995.
64. Mouret, P.; Zichner, L. Postoperative treatment, rehabilitation and expert assessment of patients with endoprostheses of the hip joint. *Versicherungsmedizin*, 1992, 44(1): 7-10.
65. Murray, M.P.; Gore, D. R.; Brewer, B.J.; Mollinger L.A.; Sepic, S.B. Joint function after total hip arthroplasty: A four-year follow-up of 72 cases with Charnley and Muller replacements. *Clinical Orthopaedics*, 1981, 157: 119-224.
66. Ng, F.; Zhu, Y.; Chiu, K. Cementless acetabular component inserted without screws - the effect of immediate weight-bearing. *International Orthopaedics*, 2007, 31(3): 293-296(4)

67. Nieuwboer, A.; Dom, R.; Weerdt, W.D.; Desloovere, K.; Fieuws, S.; Broens-Kaucsik, E. Abnormalities of the Spatiotemporal Characteristics of Gait at the Onset of Freezing in Parkinson's Disease. *Movement Disorders*, 2001, 16(6): 1066–1075.
68. Nilsson, A.K.; Aurell, Y.; Siösteen A.K.; Lohmander, L.S.; Roos, H.P. Radiographic stage of osteoarthritis or sex of the patient does not predict one year outcome after total hip arthroplasty. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 2001, 60: 228–232.
69. Nilsson, A.K.; Lohmander, L.S. Age and waiting time as predictors of outcome after total hip replacement for osteoarthritis. *Rheumatology*, 2002, 41: 1261–1267.
70. Norkin, C.C.; Levangie, P.K. Joint Structure and Function In: Davis, F.A. A Comprehensive Analysis, 2-nd ed. Philadelphia, 1992.
71. Perrenoud, A.; Kissling, R.; Hilfiker, B.; Schreiber, A. Physical therapy aspects of treatment following total hip prosthesis. *Schweizerische Rundschau Fur Medizin Praxis* 1991, 80: 1024–1029.
72. Perron, M.; Malouin, F.; Moffet, H.; McFadyen, B.J. Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 2000, 15(7): 504-515.
73. Philbin, E.F.; Ries, M.D.; French, T.S. Feasibility of maximal cardiopulmonary exercise testing in patients with endstage arthritis of the hip and knee prior to total joint Arthroplasty. *Chest*, 1995, 108: 174-181.
74. Polder, J.J.; van Balen, R.; Steyerberg, E.W.; Cools, H.J.M.; Habbema, J.D.F. A cost-minimisation study of alternative discharge policies after hip fracture repair. *Health Economics* 2001, 12: 87–100.
75. Põldaru, K. Ühepoolse puusaliigese osteoartroosiga patsientide pre-ja postoperatiivne kehaline seisund. Magistritöö. 2002.
76. Ritter, M.; Harty, L.; Keating, M. et al. A clinical comparison of the anterolateral and posterolateral approaches to the hip. *Clinical Orthopaedics* 2001, 385(9): 5–9.
77. Roosalu, M. Inimese anatoomia. Koolibri, 2006.
78. Rothman, R.H.; Cohn, J.C. Cemented versus cementless total hip arthroplasty. A critical review *Clinical Orthopaedics*, 1990, 254: 153–169.
79. Suits, S. Taastusravi korraldus ja tõhusus. *Eesti Arst*. 2006, 792-795.
80. Sutherland, D.H.; Olhsen, R.A.; Bidsen, E.N.; Wyatt, M. P. The Development of Mature Walking. Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1988.

81. Zahiri, C.A.; Schmalzried, T.P.; Ebramzadeh, E.; Szuszczewicz, E.S.; Salib, D.; Kim, C.; Amstutz, H.C. Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement. *Journal of Arthroplasty*, 1999, 14: 326–332.
82. Trudelle-Jackson, E.; Smith, S.S. Effects of late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004, 85: 1056-1062.
83. Walker, P.S. Requirements for successful total knee replacements. Design considerations. *The Orthopaedic Clinics of North America*, 1989, 20: 15–29.
84. Wall, J.C. Walking. - In: Durward, B.P.; Baer, G.D; Rowe, P.J., (Eds.). *Functional Human Movement. Measurements and Analysis*. Oxford, Butterworth-Heinemann, 2001, 93-105.
85. Vandervoort, A.A.; McComas, A.J. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology*, 1986, 61: 361-367.
86. Williams, M.; Frankel, S.; Nanchahal, K.; Coast, J.; Donovan, J. Total hip replacement: epidemiologically based needs assessment. Bristol- Health Care Evaluation Unit, University of Bristol, 1994.
87. Winter, D.A. Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of motor. Behavior*, 1983, 15(4): 302-330
88. Wirtz, D.C.; Heller, K.D.; Niethard, F.U. Biomechanical aspects of load-bearing capacity after total endoprosthesis replacement of the hip joint an evaluation of current knowledge and reviewof the literature. *Zeitschrift Fur Orthopadie Und Ihre Grenzgebiete*, 1998, 136: 310–316.
89. Volck, B.; Ostergaard, K.; Johansen, J.S.; Garbarch, C.; Price, P.A. The distribution of YLK-40 in osteoarthritic and normal human articular cartilage. *Scandinavian Journal of Rheumatology*, 1999, 28: 171-179.
90. Young, T.H.; Cheng, C.K.; Lee, Y.M.; Chen, L.Y.; Huang, C.H. Analysis of ultrahigh molecular weight polyethylene failure in artificial knee joints: thermal effect on longterm performance. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1999, 48: 159–164.
91. Whitney, J.A.D.; Parkman, S. Preoperative physical activity, anesthesia and analgesia: effects on early postoperative walking after total hip replacement. *Applied Nursing Research*. 2002, 15: 19-27.

## SUMMARY

### **Gait kinematics before and six months after unilateral total hip replacement**

**Anneli Jõeloo**

Osteoarthritis is the most common diagnosis which leads to joint replacement. Patients are generally satisfied with the results of the operation due to pain reduction, improvement of joint functionality and general welfare which increases their ability to work.

The purpose of the present study was to ascertain whether the gait parameters of unilateral hip osteoarthritis patients had altered comparing the postoperative results obtained after six months with the preoperative results and to what extent those parameters of the healthy and impaired leg differ pre- and postoperatively.

In this pilot study participated 12 female patients at the age of 43- 64 with unilateral hip osteoarthritis. Patients average age was under  $55,5 \pm 7,37$  ( $\bar{X} \pm SD$ ) years, height  $161,67 \pm 7,07$  ( $\bar{X} \pm SD$ ) cm and body weight  $80,75 \pm 20,92$  ( $\bar{X} \pm SD$ ) kg. The research was conducted in TÜ kinesiology and biomechanics laboratory. All the participating patients were examined one day before and six months after unilateral hip replacement.

A modern high-tech optical electronical complex device BTS Elite 2002 created by BTS Bioengineering company (Milan, Italy) was used for biomechanical analysis of the participant's movement.

Kinematical characteristics (angles) of hip, knee and ankle movement were measured in different gait phases on sagittal plane and gait spatiotemporal parameters were analysed.

By the obtained results can be concluded that postoperatively unilateral hip osteoarthritis patients' gait speed, step frequency and stride length had increased and also swing phase and stance phase duration percentage of a stride had increased. Six months after hip replacement surgery the stride width had increased and gait kinematics of the impaired leg had worsened while improved on the healthy leg. Before and six months after total hip replacement gait spatiotemporal parameters and kinematical characteristics differed from BTS norm values.