

Pasi Harju, Christer Lindqvist

Proteesipolvinivelen valinta

Valinnan vaikutus asiakkaan fyysiseen toimintakykyyn

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Apuvälineteknikko AMK

Apuvälinetekniikka

Opinnäytetyö

18.11.2015

Tekijä(t) Otsikko Sivumäärä Aika	Pasi Harju, Christer Lindqvist Proteesipolvinivelen valinta Valinnan vaikutus asiakkaan fyysiseen toimintakykyyn 46 sivua + 5 liitettä 18.11.2015
Tutkinto	Apuvälineteknikko (AMK)
Koulutusohjelma	Apuvälitekniikan koulutusohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	Apuvälinetekniikka
Ohjaaja(t)	Lehtori Tomi Nurminen Yliopettaja Kaija Matinheikki-Kokko
<p>Opinnäytetyömme on tapaustutkimus, jossa on yksi asiakas. Tavoitteena on tutkia, kuinka proteesipolvinivelen valinta vaikuttaa asiakkaan fyysiseen toimintakykyyn ja tarkoituksena on selvittää, mikä valituista polvinivelistä soveltuu hänelle parhaiten. Fyysistä toimintakykyä arvioitiin testeillä, jotka mittasivat asiakkaan ketteryyttä, nopeutta, energiankulutusta ja kävelyn symmetriaa. Opinnäytetyön yhteistyökumppaneina toimivat Suomen proteesipalvelu Oy ja Össur.</p> <p>Opinnäytetyössä on käyty läpi fyysistä toimintakykyä, kävelyä, reisiproteesikävelyä, protetiointia, amputointia ja proteesipolvinivelen toimintaperiaatteita. Tutkimusasetelman määrittämiseksi tutustuimme proteesinkäyttäjille tehtyihin tutkimuksiin ja erilaisiin kävelytesteihin. Näiden pohjalta luotiin teoreettinen viitekehys tutkimuksen suorittamiseksi.</p> <p>Valitsimme asiakkaallemme kolme polviniveltä, joista jokainen vastasi hänen aktiivisuustasoaan. Asiakas suoritti jokaisella polvinivelellä kolmen viikon mittaisen testijakson. Testijakson päätteeksi järjestettiin testipäivä, jonka aikana fyysistä toimintakykyä ja sen muutoksia arviointiin kävelytestien avulla. Testijaksojen päätyttyä asiakkaalle annettiin arviointilomake, jolla hän arvioi omaa suoriutumistaan arjessa, proteesipolviniveliä ja testijaksoja.</p>	
Avainsanat	Fyysinen toimintakyky, kävely, proteesikävely, reisiproteesi, proteesipolvinivel

Authors Title Number of Pages Date	Pasi Harju, Christer Lindqvist Choosing a Prosthetic Knee Joint and its Effect on Patient's Physical Ability to function 46 pages + 5 appendices Autumn 2015
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Prosthetics and Orthotics
Specialisation option	Prosthetics and Orthotics
Instructors	Tomi Nurminen, Senior Lecturer Kaija Matinheikki-Kokko, Principal Lecturer
<p>This thesis is a case study with one patient. The purpose of this thesis is to analyse how the choice of a prosthetic knee joint effects the patient's physical ability to function and also to determine which of the chosen prosthetic knee joints is the most suitable option for our patient. A set of walking tests was used to assess the patient's physical ability to function. Tests measured agility, walking speed, energy consumption and symmetry. The thesis was carried out in cooperation with Finnish Orthopedic Service Ltd. and Össur Ltd. Finnish Orthopedic Service Ltd. provided us patient and Össur Ltd. prosthetic components.</p> <p>The thesis covers main aspects of physical ability to function, gait, transfemoral amputee gait, prosthetics, amputation and function of commonly used prosthetic knee joints. For this thesis we went through different studies concerning amputee gait and walking test used among prosthetic users to create the research frame and theoretical framework for the study.</p> <p>We chose three prosthetic knee joints for our patient according to his activity level. The patient conducted a test period with each prosthetic knee joint. The duration of each test period was three weeks, in total nine weeks. A test day was arranged for the patient at the end of every test period. During the test day we conducted walking tests with our patient. After nine weeks a questionnaire was given to the patient to assess his own performance on daily basis with different prosthetic knee joints.</p>	
Keywords	Physical ability to function, gait, prosthetic gait, transfemoral prosthesis, prosthetic knee joint

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Case-asiakas	2
3	Fyysinen toimintakyky	4
3.1	Kävely	5
3.2	Reisiproteesikävely	8
3.3	Reisiproteesikävelyn tarkkailu kävelyn aikana	8
4	Protetisointi ja amputaatio	10
4.1	Yleisimmät amputointiin johtavat syyt	10
4.2	Reisiproteesin rakenne	12
4.3	Aktiivisuusluokitukset proteesiasiakkaille	14
5	Proteesipolviniveliä toimintaperiaatteet	16
6	Testijaksot	18
6.1	Sovitukset	19
6.2	Testijaksoilla käytetyt komponentit	20
6.2.1	Total Knee 2000 -polvinivel	21
6.2.2	Mauch knee -polvinivel	22
6.2.3	Rheo knee 3 -polvinivel	23
6.2.4	Vari-Flex XC -jalkaterä	24
7	Kävelyn arviointi ja arvioinnin menetelmät	25
7.1	Ketteryys- ja nopeustestit	25
7.2	Kävelyn symmetria	27
7.3	Energiankulutuksen mittaaminen	29
8	Testitulokset	31
8.1	Ketteryys- ja nopeustestien tulokset	31
8.2	Kävelyn symmetrian testitulokset	32
8.3	Energiankulutuksen mittaustulokset	34
8.4	Asiakkaan subjektiivinen näkemys	36
8.5	Johtopäätökset	37
9	Pohdinta	40

Liitteet

Liite 1. Kyselylomake

Liite 2. Asiakkaan perustietolomake

Liite 3. Tietojenkäytösopimus asiakas

Liite 4. Tietojenkäytösopimus Össur (information usage agreement)

Liite 5. Tietojenkäytösopimus Suomen Proteesipalvelu Oy

1 Johdanto

Proteesikomponentteja ja erityisesti proteesipolviniveliä on saatavilla useita. Näiden valintaan vaikuttaa monta muuttujaa. Tällaisia ovat esimerkiksi asiakkaan fyysinen toimintakyky, amputaatiotaso ja motivaatio proteesikävelyn opetteluun. Reisiproteesiasiakkaan kannalta mietittynä, oikein valittu polvinivel mahdollistaa hänelle paremman fyysisen toimintakyvyn. Hyvä fyysinen toimintakyky taas edesauttaa itsenäistä suoriutumista, oli sitten kyseessä työ, harrastukset tai normaali arki. Proteesipolvinivelistä löytyy edullisia ja hintavia vaihtoehtoja ja maksavat tahot haluavat hyviä perusteita niiden hankkimiseksi. Sosiaali- ja terveysministeriön (2010) selvityksen mukaan erikoiskomponentit, kuten hiilikuitujalkaterät ja mikroprosessoripolvinivelet, vaativat yksilöllisen tarvearvion, jossa huomio painottuu käyttäjän aktiivisuuteen ja käytön vaativuuteen.

Opinnäytetyömme aihe kehkeytyi omasta mielenkiinnosta siihen, voiko jokin polvinivel toiseen verrattuna tuoda merkittävää hyötyä asiakkaalle. Mietimme myös, millä perusteilla apuvälineteknikko voi tehdä päätöksen proteesipolvinivelen valinnasta. Opinnäytetyö on toteutettu yhteistyössä Suomen proteesipalvelu Oy:n ja Össurin kanssa. Ilman heidän yhteistyötään opinnäytetyötä ei olisi ollut mahdollista toteuttaa.

Tapaustutkimuksessa tutkitaan yksilöä, rajattua kokonaisuutta tai yksittäistä tapahtumaa. Tapaustutkimuksessa ei pyritä yleistettävään tietoon, vaan lisäämään ymmärrystä tutkittavasta ilmiöstä. (Puusniekka – Saaranen-Kauppinen 2006.) Opinnäytetyö on tämän määritelmän mukaisesti case- eli tapaustutkimus, jossa on yksi asiakas.

Opinnäytetyön tavoitteena on tutkia miten proteesipolvinivelen valinta vaikuttaa asiakkaan fyysiseen toimintakykyyn ja tarkoituksena on selvittää mikä valituista polvinivelistä soveltuu hänelle parhaiten. Asiakkaalle valittiin kolme polviniveltä, ja hän suoritti jokaisella polvinivelellä testijakson. Testijakson päätteeksi järjestettynä testipäivänä asiakkaan fyysisen toimintakyvyn muutoksia arvioitiin kävelytestien avulla. Asiakkaalle annettiin kaikkien testijaksojen päätyttyä arviointilomake, jolla hän arvioi omaa suoriutumistaan arjessa, proteesipolviniveliä ja testijaksoja. Arviointilomakkeen tarkoituksena oli verrata asiakkaan subjektiivista näkemystä testituloksiin. Työelämässä asiakkaan subjektiivisella mielipiteellä on mielestämme suuri merkitys palvelua tuottaessa.

2 Case-asiakas

Opinnäytetyössämme pyrimme kävelyn ja sen arvioinnin kautta pohtimaan proteesipolvinivelen valinnan vaikutusta case-asiakkaamme fyysiseen toimintakykyyn sekä sen mahdollisiin muutoksiin. Halusimme siis selvittää mikä valitsemistamme proteesipolvinivelistä sopii asiakkaalle parhaiten. Halusimme opinnäytetyömme suorittamiseksi aktiivisesti liikkuvan asiakkaan, koska pyrimme arvioimaan fyysistä toimintakykyä ja sen muutoksia kävelytestien avulla.

Keskustelimme Suomen proteesipalvelu Oy:n kanssa valintaan vaikuttavista kriteereistä. Kriteereinämme asiakkaan valinnalle oli hänen aktiivisuustasonsa, sitoutumishalukkuutensa opinnäytetyön vaatimaan ajanjaksoon ja että hän olisi kokenut reisiproteesinkäyttäjää. Halusimme kokeneen reisiproteesinkäyttäjän siitä syystä, että hän todennäköisesti oppisi hänelle uuden proteesipolvinivelen käytön helpommin. Näiden kriteereiden perusteella Suomen proteesipalvelun proteesimestarit ehdottivat meille mahdollisia asiakkaita. Keskusteltuamme mahdollisten case-asiakkaiden kanssa ja kerrottuamme heille testijaksojen sisällöstä sekä niihin vaadittavasta ajankäytöstä, useimmat eivät olleet halukkaita sitoutumaan opinnäytetyömme vaatimuksiin. Lopulta käytyjen keskustelujen perusteella case-asiakkaaksemme suostui Jani Roponen, joka myös täytti mainitsemamme kriteerit proteesinkäyttäjänä (ks. kuvio 1). Aktiivisuustasoltaan Jani vastaa mielestämme K-luokittelun arvoa K3. K-luokitus käydään paremmin läpi luvussa 4.3.



Kuvio 1. Case-asiakas. Kuva: Christer Lindqvist.

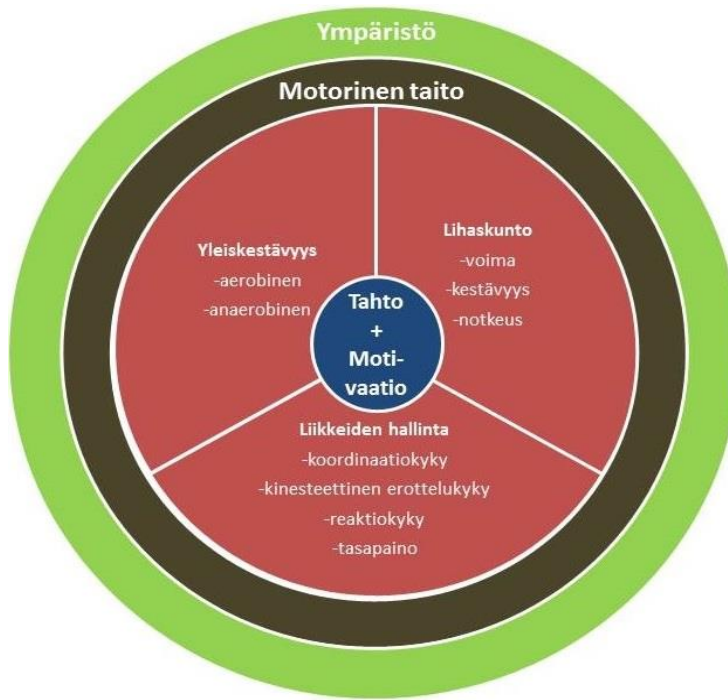
Jani on 35-vuotias ja hän painaa 73 kg. Hänet amputoitiin vasemmasta reidestä 1998 junaonnettomuuden seurauksena. Hänen tyngässään ei ole paljon toimivia lihaksia ja noin puolet ihosta on siirrännäistä. Janin selkä murtui onnettomuudessa kolmesta kohdasta, jonka vuoksi hänen alaselkänsä on jäykistetty. Onnettomuudesta johtuen oikeassa jalassa on hermovaurio, jonka seurauksena jalka on heikko. Jani kärsii ajoittaisista hermosäryistä, jotka tuntuvat hänen mukaansa siltä, kuin ”hakattaisiin naulaa kantapäähän”. Hänellä ei ole jatkuvaa lääkitystä tai muita sairauksia. Jani on tällä hetkellä vakituisessa työssä ja harrastaa kelkkajääkiekkoa kerran viikossa. Oman arvionsa mukaan hän kävelee noin kaksi kilometriä päivittäin.

3 Fyysinen toimintakyky

Toimintakyky on suurempi kokonaisuus, joka koostuu useista eri osa-alueista ja lähteestä riippuen ne ovat jaettu hieman eri tavoin. Yleisimmin toimintakyky erotellaan fyysiseen, psyykkiseen, sosiaaliseen ja kognitiiviseen osa-alueeseen. Ihmisen toimintakyky on ymmärrettävä kokonaisuutena, jonka osa-alueet ovat toisistaan riippuvaisia. (Kettunen – Kähäri-Wiik – Vuori-Kemilä – Ihalainen 2009: 9.)

Fyysinen toimintakyky on kuvattavissa ihmisen kykynä suoriutua päivittäisistä perustoiminnoista, arjen askareista, mielekkästä vapaa-ajanvietosta, sosiaalisesta kanssakäymisestä, työelämästä ja opiskelusta (Terveysten ja hyvinvoinnin laitos 2014). Fyysistä toimintakykyä on mahdollista mitata yksittäisten suoritteiden tasolla, kuten tasapaino-, kävely- ja puhallustestien avulla. Fyysistä toimintakykyä tarkasteltaessa on keskeistä se, millaiseksi ihminen kokee oman toimintakykynsä ja millaisessa kunnossa hänen kehonsa on. (Kettunen ym. 2009: 91.) Otimme työssämme tarkasteluun fyysisen toimintakyvyn osa-alueen sen mitattavuuden vuoksi sekä katsoimme hyvän fyysisen toimintakyvyn mahdollistavan toimintakyvyn muiden osa-alueiden toteutumista.

Toimintakyky määräytyy henkilön omien ominaisuuksien sekä ympäristön suhteesta toisiinsa. Ympäristön vastatessa yksilön ominaisuuksia kykenee hän toimimaan, eli hyvä fyysinen toimintakyky antaa henkilölle paremmat mahdollisuudet selvitä vaikeammasta ympäristöstä. Fyysinen toimintakyky koostuu kolmesta eri osa-alueesta: yleiskestävyys, lihaskunto ja liikkeiden hallinta. Näitä voidaan kutsua yhteisellä nimittäjällä motorinen taito eli kehon- ja liikkeiden hallinta. (Kettunen ym. 2009: 16,112-116.) Ennen kaikkea yksilöltä vaaditaan tahtoa ja motivaatiota fyysisen toimintakyvyn edistämiseen ja ylläpitämiseen (ks. kuvio 2).



Kuvio 2. Fyysisen toimintakyvyn tasot (mukaillen Kettusta ym. 2009: 92).

Proteesiasiakkaalle soveltuvin proteesipolvinivel mahdollistaa hyvän fyysisen toimintakyvyn ylläpitämisen. Parempi fyysinen toimintakyky mahdollistaa kyvyn selviytyä paremmin päivittäisistä toimista, harrastuksista ja työstä. Apuvälineteknikko on tässä mielessä merkittävässä roolissa asiakkaan toimintakyvyn kannalta. Hänen tekemillä proteesikomponenttivalinnoilla on mielestämme suora vaikutus asiakkaan toimintakykyyn ja sen edistämiseen. Parhaatkaan komponentit eivät kuitenkaan pysty korvaamaan asiakkaan tahtoa tai motivaatiota oman fyysisen toimintakykynsä ylläpitämiseen ja edistämiseen.

3.1 Kävely

Ihmisen perusliikkumismuoto on kävely, jossa eteneminen tapahtuu kahden jalan varassa paikasta toiseen. Matala energiankulutus ja suhteellisen tasainen nopeus ovat kävelyn ensisijaisia tunnusmerkkejä. Kävelyä voidaanakin kuvata juoksua hitaammaksi, alaraajojen varassa yhtäjaksoisesti tapahtuvaksi liikkumiseksi. Ihmisellä täytyy kävelyn määritelmän mukaan olla koko ajan kontakti alustaan kävelyn aikana, joten ainakin toinen jalka on aina maassa kehonpainon latauksen alaisena. Tasapainoa kävellessä tarvitaan siirrettäessä painoa vuorotellen alaraajalta toiselle, sekä pystyasennon säilyttämiseen. Ihminen tarvitsee kykyä mukauttaa kävelyään ja kävelynopeuttaan ympäristön vaatimusten mukaiseksi, koska kävely tapahtuu harvoin tasaisella alustalla tai suoraan.

Aktiivisuustasosta riippuen perusterve ihminen ottaa noin 5000–15000 askelta vuorokaudessa, joka tekee 2-5 miljoonaa askelta vuodessa. Puhutaan siis merkittävästä kuormituksesta tuki- ja liikuntaelimistölle. (Kauranen 2011: 216.)

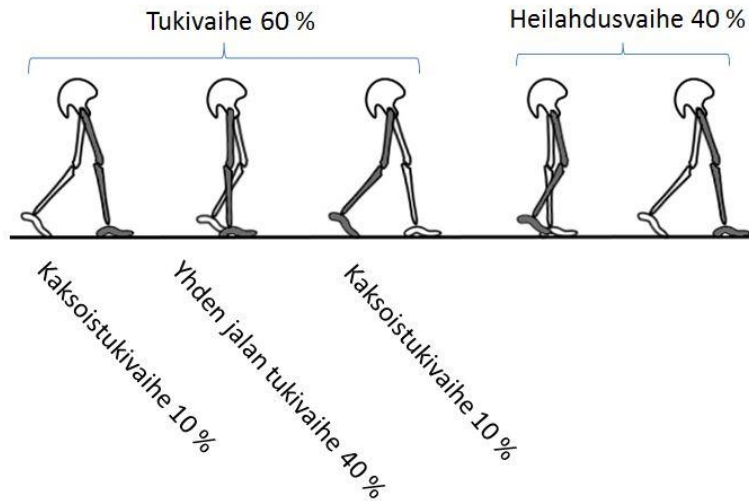
Kävelyä tarkisteltaessa puhutaan kävelysyylistä, joka muodostuu kahdesta askeleesta, tai yhdestä askelparista (ks. kuvio 3). Askel mitataan yhden jalan alkukontaktista toisen jalan alkukontaktiin ja askelpari mitataan saman jalan alkukontaktien välisestä matkasta. (Ahonen – Sandström 2011: 297.) Askelleveys kävelyn aikana tarkoittaa jalkaterien etäisyyttä toisistaan sivuttaissuunnassa, kun kävellään suoraan (Kauranen – Nurkka 2010: 382).



Kuvio 3. Askeleen ja askelparin mittaaminen. Kuva: Pasi Harju.

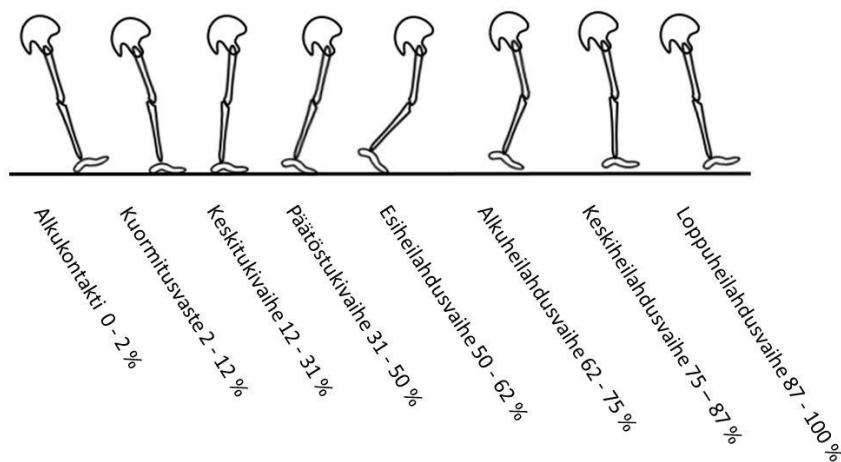
Kävelysykli itsessään jaetaan kahteen eri osa-alueeseen: tuki- ja heilahdusvaiheeseen (ks. kuvio 4). Tukivaihe ilmaisee ajanjaksoa, jonka jalkaterä koskettaa maata. Heilahdusvaihe taas käsittää ajanjakson, jolloin jalkaterä on ilmassa. Tukivaiheen kesto kävelysyylistä on yleisesti 60% ja heilahdusvaihe 40%. Tukivaiheesta on eroteltavissa vielä kolme eri vaihetta. Tukivaihe alkaa ja loppuu kaksoistukivaiheella, jonka kesto kävelysyylistä on yhteensä 20%. Näissä kävelynvaiheissa molemmat jalat ovat kontaktissa alustaan samanaikaisesti. Kaksoistukivaiheen osuus pienenee kävelynopeuden kasva-

essa ja sen puuttuessa kokonaan ihminen on siirtynyt kävelystä juoksuun. Kaksoistukivaiheiden välissä tapahtuvaa ajanjaksoa kutsutaan yhden jalan tukivaiheeksi, jonka kesto kävelysykleistä on 40%. (Burnfield – Perry 2010: 4-6.)



Kuvio 4. Tuki- ja heilahdusvaiheiden kestot. Lisäksi havainnollistettu kaksoistukivaihe ja yhden jalan tukivaihe. Kuva: Pasi ja Niina Harju.

Whittlen (2002: 46) mukaan tuki- ja heilahdusvaiheet jaetaan seitsemään ja Burnfieldin ja Perryn (2010: 10) mukaan kahdeksaan pienempään osa-alueeseen kirjallisuudesta riippuen. Tukivaihe jaetaan viiteen pienempään osioon, joita ovat alkukontakti, kuormitusvaste, keskituki-, päätöstuki- ja esiheilahdusvaihe. Heilahdusvaiheeseen kuuluvat puolestaan alkuheilahdus-, keskiheilahdus- ja loppuheilahdusvaiheet. (Burnfield – Perry 2010: 10–16.) (ks. kuvio 5.)



Kuvio 5. Kävelysyklin vaiheet ja kesto. Kuva: Pasi ja Niina Harju.

3.2 Reisiroteesikävely

Alaraaja-amputoidun kävelykyky riippuu proteesin mekaanisten ominaisuuksien ja tyn­gän toiminnallisuuden suhteesta. Ensisijaisesti tyn­gän toiminnallisuuden laadun määrit­taa nivelien passiivinen liike ja lihasvoima. Reisi­amputaatio ei ainoastaan poista raa­janosia vaan myös heikentää lantiota kontrolloivia lihaksia. Toinen huomioitava seikka tyn­gän optimaaliseen toimintaan on lonkan luonnollinen lepoasento. Tynkä pyrkii spon­taanisti 30 asteen fleksioon sekä 15 asteen ulkorotaatioon ja abduktioon. Tämän seu­rauksena kuntoutuksen varhaisessa vaiheessa täytyy ehkäistä kontraktuuran syntymistä sekä pyrkiä vahvistamaan lonkan ojentajia. (Bowker – Michael – Smith 2004: 367,375.)

Reisiroteesia käyttävä henkilö joutuu normaalikävelystä poiketen tekemään monia kompensoivia liikkeitä sekä vartalollaan että terveellä jalallaan proteesista johtuvien ra­joitusten vuoksi. Nämä liikkeet vaativat huomattavasti enemmän energiaa normaalikä­velyy­n verraten, jotka vaikuttavat erityisesti kävelyn tukivaiheessa terveellä jalalla. (Bowker ym. 2004: 380.) Amputoidut henkilöt kuluttavat näin ollen enemmän energiaa kuin normaalisti kävelevä henkilö kävelynopeudesta riippumatta. Energiankulutus on verrattavissa amputaatiotasoon, eli mitä korkeampi amputaatiotaso on sitä suurempi energi­ankulutus. Tutkimusten mukaan reisi­amputoitu käyttää normaalikävelijään verrat­ tuna 45-70 % enemmän energiaa. (Seymour 2002: 166–167.)

Toisen tehdyn tutkimuksen mukaan tukivaiheen aikana proteesinkäyttäjän terveeseen jalkaan kohdistuu 25 % suurempia vääntövoimia nilkan, polven ja lonkan alueella nor­maalikävelijään verrattuna. Samassa tutkimuksessa havaittiin protetisoidun puolen tuki­vaiheen vääntövoimien olevan minimaalisia terveeseen puoleen verrattuna. Näiden löy­dösten perusteella tulisi molempien raajojen lonkan ojentajia ja terveen jalan nilkan plan­taarifleksoreita vahvistaa. (Bowker ym. 2004: 381.)

3.3 Reisiroteesikävelyn tarkkailu kävelyn aikana

Proteesikävelyn aikana tapahtuvia poikkeamia voidaan pääasiassa tarkkailla sivusuun­nasta muutamia poikkeuksia lukuun ottamatta. Ensikontaktin tavoitteina ovat kontrolloitu plantaarifleksio, polven ojennuksen vakaus ja askelpituuden symmetrisyys. Kuormitus­vasteessa tavoitteena on, että jalka jatkaa etenemislinjan mukaisesti plantaarifleksioon.

Keskitukivaiheen tavoitteena ovat proteesiputken pystyasento, askelleveys 5-10 cm jalkaterän mediaalireunasta katsottuna ja ylävartalon lateraalisen taipumisen hallinta. (Bowker ym. 2004: 391–392.)

Päätöstukivaiheen tavoitteina ovat, että painolinja seuraa ilman näkyvää pään ylös-alasliikettä ja normaali askelpituus terveellä jalalla ilman liiallista lantion lordoosia. Esiheilahduksessa tapahtuvia poikkeamia voidaan tarkkailla taka- ja sivusuunnista. Takasuunnasta tarkkaillaan jalkaterässä tapahtuvia mediaali- ja lateraalikiertoja. Sivusuunnasta tarkkaillaan lonkan ja polven normaalin kaltaista fleksiota, kantapään nousua terveeseen jalan kanssa samalle tasolle ja holkin pysymistä tyngässä. (Bowker ym. 2004: 393.)

Alku- ja keskiheilahduksessa painolinja saavuttaa huippunsa pehmeästi ja rytmikkäästi proteesijalan ylitse. Tässä vaiheessa tapahtuvaa terveeseen jalan korostunutta plantaarifleksiota voidaan parhaiten tarkkailla sivusuunnasta ja proteesin lateraalisesti tapahtuvaa heilahdusta takasuunnasta. Loppuheilahduksen tavoitteena on proteesipolvinivelen pehmeä hidastuminen ja täydellinen ekstensio äänettömästi sekä terveeseen jalan kanssa yhtä pitkä askelpituus. (Bowker ym. 2004: 394.)

4 Protetisointi ja amputaatio

Proteeseilla on pitkä historia, vaikka ei tiedetä tarkkaan milloin ensimmäinen proteesi on valmistettu. Ensimmäinen maininta proteeseista löytyy jo 1500 vuotta ennen ajanlaskun alkua. Vanhin säilynyt proteesi löytyi 300 vuotta ennen ajanlaskun alkua Pompeijista. (Seymour 2002: 4.) Tämä oli esillä Lontoossa, Royal college of surgeons'in kokoelmissa, joka tuhoutui toisen maailmansodan pommituksissa (Huittinen – Solonen 1992: 15). Varhaiset proteesit olivat valmistettu kuiduista, puusta, luusta ja erilaisista metalleista, ja ne olivat yleensä vuorattu kankailla (Seymour 2002: 4). Aluksi proteeseja valmistivat sepät, haarniskojen tekijät, taitavat artesaanit tai käyttäjät itse (Michael – Shurr 2000: 2).

Protetisoinnin kehityksen kannalta käänteen tekevä vaihe oli toisen maailman sodan aikana, jolloin perustettiin Department of Veterans Affairs (VA). Heidän toimesta kehitettiin patella tendon bearing (PTB) ja quadrilateraalinen holkkiratkaisu. Nämä muotoilut ja tekniikat opetettiin kaikille proteesien valmistajille, jotta sekä siviilit että sotaveteraanit hyötyisivät. (Michael – Shurr 2000: 2–3.)

Proteesikuntoutusryhmän synnystä ei ole virallista dokumentaatiota, mutta jossain vaiheessa kirurgit ja proteesien valmistajat alkoivat vaihtaa ideoita keskenään proteesien kehityksestä. Eri alojen yhteistyön vaikutuksesta kuntoutuksesta tuli monimutkaisempaa, jolloin perustettiin sosiaali – ja terveydenhuollon ammattilaisista kuntoutustyöryhmiä arvioimaan asiakkaan tarpeita ja tekemään päätöksiä. Työryhmät koostuivat yleensä ammattilaisista lääketieteen, fysioterapian, toimintaterapian, apuvälinetekniikan ja sosiaali-toimen aloilta. (May 2002: 12.)

4.1 Yleisimmät amputointiin johtavat syyt

Amputoinnin katsotaan johtuvan pääosin kuudesta eri syystä: perifeerisestä verisuonitautista, diabeteksestä, traumasta, infektiosta, kasvaimista ja raajan epämuodostumista tai puutoksista. Yleisin amputointiin johtava syy on perifeerinen verisuonitauti. Tämä on epänormaali tila, jonka aiheuttaa yleensä veritulppa, verisuonitukos, trauma, verisuonien kramppitila, tulehdus tai arterioskleroosi, joka johtaa valtimosuonien ja lymfakierron puutostiloihin. (Seymour 2002: 10–11.)

Arterioskleroosi on perifeerisen verisuonitaudin yleisin ilmentymismuoto, joka voi johtaa alaraajojen iskemiaan ja sitä kautta amputaatioon. Arterioskleroosia ilmenee lähinnä vanhemmalla ikäryhmällä ja noin viidellä prosentilla 50:n ikävuoden ylittäneistä miehistä ja 25:llä prosentilla 60:n ikävuoden ylittäneistä naisista. Näistä tapauksista noin viisi prosenttia johtaa jonkin asteiseen amputaatioon. (Seymour 2002: 11.)

Diabetes ja sen seurauksena esiintyvät hermovauriot eli neuropatia ja tukkeuttava valtimotauti ovat yleinen ja koko ajan kasvava terveysongelma. Suomessa 2008 oli yli puoli miljoonaa diabeetikkoa. Neuropatiasta johtuvia jalkahaavoja ilmenee vuosittain 2-5 % diabeetikoista ja elinaikana jalkahaavan saa 15-25 %. Ennen amputaatiota 85 %:lla diabeetikoista oli jalkahaava. (Diabetesliitto 2009.) Pitkäaikaisen diabeteksen sairastaminen altistaa myös verisuonitaudeille, kuten arterioskleroosille. Noin 15 %:lla diabetestä sairastavista oli todettu arterioskleroosi heti taudin toteamisen yhteydessä ja 45 %:lla se todetaan 20 vuotta sairauden toteamisesta. (Seymour 2002: 11.)

Yleisimmät traumasta johtuvat syyt amputaation ovat auto-onnettomuus, paleltumat, palovammat, parantumattomat murtumat, työkalujen ja voimatyökalujen aiheuttamat onnettomuudet. Näistä johtuvien amputaatioiden määrä on kuitenkin pienentynyt parantuneiden kirurgisten toimenpiteiden johdosta. Traumatapauksissa voidaan käyttää MESS- (Mangled Extremity Severity Score) ja LSI-taulukoita (Limb Salvage Index). Taulukoiden avulla voidaan arvioida raajan pelastamisen mahdollisuuksia. On kuitenkin huomioitava, että raajan pelastaminen on usein vaativampi toimenpide kuin amputaatio. Operaatiosta voi aiheutua komplikaatioita, jotka johtavat korjausleikkauksiin, pidempään sairaalahoitoon, raajan rajoittuneeseen toimintakykyyn ja invaliditeettiin. (Seymour 2002: 15–17.)

Infektiot ovat usein seuraus perifeerisestä verisuonitaudista, diabeteksestä ja bakteerien aiheuttamista tulehduksista, esimerkiksi palovamma ja avomurtumatapauksissa (Huittinen – Solonen 1992: 23; Seymour 2002: 17). Jos infektiota ei joissain hankalissa tapauksissa saada hoidettua, on raajan amputaatio mahdollinen primäärihoito. Tällaisia ovat erityisesti MRSA eli sairaalabakteeri - ja verenmyrkytystapaukset. (Bowker ym. 2004: 37.)

Raajan pahanlaatuinen kasvain on selkeä syy amputaatiolle. Kasvain on tarkoitus poistaa radikaalisti leikkauksen avulla, minkä takia amputaatiotasoa päätetään usein kasvaimen tyypin, koon ja sijainnin perusteella. (Bowker ym. 2004: 536; Huittinen – Solonen 1992: 22.) Osteosarkooma eli luusarkooma on yleisin luusyöpä, joka esiintyy yleensä

10- 25-vuotiailla ja on hieman yleisempi pojilla. Osteosarkooma voi esiintyä missä tahansa luussa, mutta yleisimmin se löydetään vartalon pitkistä luista, kuten sääri-, reisi- ja olkavarrenluista. Parantuneet hoito- ja kuvausmenetelmät ovat vähentäneet raaja-amputaation tarvetta huomattavasti. (Seymour 2002: 17–18.)

Syynynnäiset raajan epämuodostumat tai puutokset muodostuvat yleensä 28 päivän kohdalla sikiön kehitysvaihetta. Äidin raskauden aikana käyttämä lääkitys, viruksien aiheuttamat tulehdukset, vihurirokko, diabetes ja raskauden keskeytysyritykset ovat johtaneet raajapuutoksiin. Lapset joilla on raajapuutoksia tarvitsevat usein monia leikkauksia maksimaalisen toimintakyvyn saavuttamiseksi. Hoitotoimenpiteinä ovat esimerkiksi jänne- ja luusiirteet, amputaatio ja raajan pidennysleikkaukset. (Seymour 2002: 18–19.)

4.2 Reisi- ja sääripoteesin rakenne

Reisi- ja sääripoteesi koostuu reisiholkista, proteesipolvinivelestä, kiinnitysmekanismista, jalkaterästä, sääriputkesta, tarvittavista adaptereista ja asiakkaan halutessa kosmetiikasta (ks. kuvio 6). Seymour:in (2002: 209) mukaan lukuisia eri komponentteja proteesin valmistamiseksi on saatavilla. Komponenttien tutkimus ja tuotekehitys on jatkuvasti käynnissä parempien tuotteiden saamiseksi.

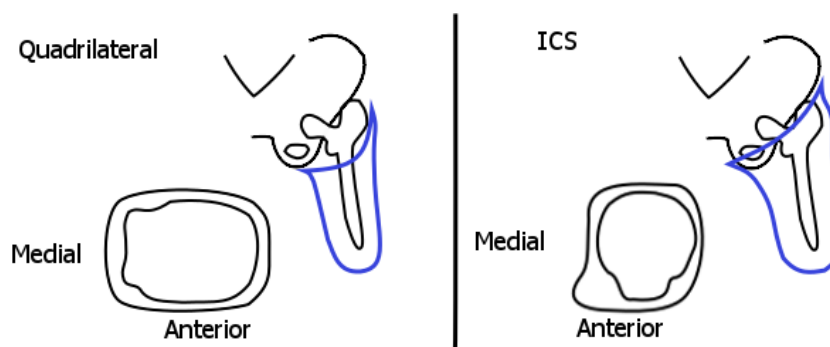


Kuvio 6. Reisi- ja sääripoteesiin kuuluvat komponentit. Kuva: Pasi Harju.

Reisiproteesiholkin valmistuksessa käytetään pääasiassa kahta eri muotoilutapaa, joita ovat Quadrilateraalinen ja Ischial Containment Socket (ICS). Quadrilateraalista holkkia käytetään mieluummin pitkän tyngän kanssa, jossa on vahvat adduktorilihakset. ICS-holkkimallin on havaittu toimivan paremmin lyhyen ja lihaksikkaan tyngän omaavilla aktiivisilla amputoiduilla. Molemmista holkkimalleista on olemassa myös joustavasta lämpömuovista tehty sisäholkillinen versio eli ISNY (Islandic Swedish New York). (Seymour 2002: 215–218.)

Quadrilateraalinen holkkimalli kehitettiin 1950-luvun loppupuolella ja se on nimetty holkin neljän seinämän mukaan, joilla kullakin on erityinen tehtävä holkin toiminnan kannalta (ks. kuvio 7). Mediaalisen seinämän tarkoituksena on tukea kudoksia ja toimia vastavoimana lateraalille seinämälle. Lateraalinen seinämä on muotoiltu niin, että tynkä on lievässä adduktiossa estääkseen liiallisen abduktion terveen jalan ollessa heilahdusvaiheessa. Anteriorinen seinämä taas estää amputoidun raajan liikkumisen eteenpäin. Posteriorinen seinämä toimii kantopintana holkissa istuinkyhmy ja pakaralihaksien alueella. (Seymour 2002: 215–217.)

ICS-holkki kehitettiin quadrilateraalisen holkin ongelmien pohjalta 1980-luvun loppupuolella. ICS-holkki eroaa quadrilateraalista holkista siten, että istuinkyhmy ja häpyluu (os-sis ramus pubis) suljetaan holkin sisäpuolelle (ks. kuvio 7). Muoto tekee niin sanotun luulukon istuinkyhmy, trochanterin ja femurin latereraalisen sivun kanssa. Tällä tavalla pyrittiin parantamaan tyngän kontrollia, koska lyhyessä tyngässä voidaan menettää jopa 70% adduktiovoimasta adduktorilihasten kiinnityspisteiden puuttumisen takia. (Seymour 2002: 217–218.)



Kuvio 7. Quadrilateraalinen- ja ICS-holkkimalli. Kuva: Niina Harju.

Proteesipolvinivelellä on monta eri tehtävää, se mahdollistaa esimerkiksi polvistumisen, istumisen sekä jalan kontrolloidun ja pehmeän liikkeen kävelyn eri vaiheissa. Polvinivelet jaetaan yleisesti kolmeen toimintatapaa kuvaavaan kategoriaan: mekaaniset, hydrauliset tai pneumaattiset ja mikroprosessori-ohjatut polvinivelet. (May 2002: 148–149.) Mekaaniset polvinivelet toimivat kitkaperiaatteella, joka ei salli kävelynopeuden muutosta toisin kuin pneumaattinen ja hydraulinen polvinivel, joiden vastus muuttuu kävelynopeuden mukaan. Mikroprosessoripolvinivel taas toimii erilaisten antureiden avulla ja voi muuttaa vastusta nopeastikin tilanteen vaatimalla tavalla. (Seymour 2002: 211–215.)

Reisiproteesin kiinnitysmekanismeja ovat tappilukko, narulukko, vakuumikiinnitys, TES- (Total Elastic Suspension), Silesian- ja lantiovyö. Tappi- ja narulukkiinnitys vaativat aina linerin käyttöä. Vakuumikiinnitys saavutetaan joko linerin kanssa tai pelkän ihokontaktin avulla käyttäen holkissa olevaa alipaineventtiiliä. Silesian- ja TES-vyötä voidaan käyttää vakuumikiinnityksen lisäksi ja TES-vyötä myös sellaisenaan. Vyökiinnitystä käytetään yleensä ensiproteesissa, mutta lyhyen tyngän kanssa käytettynä ne voivat tarjota tehokkaan ja turvallisen kiinnityksen. (360 Orthotics&Prosthetics 2009.)

Proteesijalkaterän toiminta kävelyn aikana tulisi imitoida nivelien ja lihasten liikkeitä, toimia iskunvaimentimena ja vakaana alustana tukivaiheessa sekä näyttää kosmeettisesti miellyttävältä. Jalkaterät voidaan jakaa pääasiassa kahteen ryhmään, perinteisiin ja dynaamisiin malleihin (Seymour 2002: 181.) Perinteisistä jalkateristä käytetyin on 1956 kehitetty SACH-jalkaterä (Solid Ankle Cushion Heel), jossa on puu tai alumiinirunko, kumiinen kantakiila ja kosmeettinen ulkokuori. Dynaamiset jalkaterät kehitettiin alun perin aktiivisille asiakkaille, jotka halusivat esimerkiksi juosta. Nykyään dynaamiset jalkaterät ovat yleistyneet proteesien valmistuksessa. (May 2002: 125.) Dynaamiset jalkaterät toimivat hienostuneina jousina, jotka varastoivat ja vapauttavat energiaa kävelyn aikana. Tämä sallii normaalimman liikeradan ja symmetrisemmän kävelyn. (Seymour 2002: 184.)

4.3 Aktiivisuusluokitukset proteesiasiakkaille

AMP-testi (Amputee Mobility Predictor) suunniteltiin tarjoamaan objektiivista tietoa amputoidun kyvystä kävellä, jotta proteesin valmistaja voi valita proteesiin tarkoituksenmukaiset komponentit. AMP-testi voidaan suorittaa asiakkaille siitä huolimatta, onko heillä käytössään proteesia. Näin ollen testi voidaan suorittaa asiakkaalle jo ennen proteesin

ensisovitusta tai asiakkaalle, joka on käyttänyt proteesia jo useamman vuoden ajan. AMP-testi on 20-kohdan toiminnallinen mittari, joka ei vaadi erityisiä välineitä tai tiloja ja voidaan suorittaa noin 15 minuutissa. Testin tarkoituksena on mitata muun muassa tasapainoa eri tilanteissa, koordinaatiokykyä, ketteryyttä ja voimaa. Terveysthuoltopalvelun kasvaneet vaatimukset maksusitoumuksien myöntämiselle, ovat kasvattaneet asiakkaan toimintakykyä luotettavasti mittaavien testien tarvetta. (Bowker ym. 2004: 593.)

MFCL (Medicare Functional Classification Level) on kliinikoiden käyttämä viisiportainen arviointimenetelmä, jonka avulla pyritään määrittelemään amputoidun henkilön toimintakykyä. Menetelmän arvioinnissa käytetään K-arvoa, joka vaihtelee K0 - K4:ään (ks. taulukko 1).

Taulukko 1. MFCL K-arvot.

K0	Ei kykyä/potentiaalia kävellä tai siirtyä turvallisesti ilman avustusta. Proteesi ei paranna elämän laatua tai liikkumista.
K1	On kyky kävellä tai potentiaalia käyttää proteesia siirtymiseen tai kävelyyn tasaisella alustalla. Tyypillinen sisällä liikkuja.
K2	On kyky tai potentiaalia kävellä ympäristössä, jossa on vähäisiä esteitä, kuten esim. katukivetykset, portaat tai epätasainen alusta. Tyypillinen rajoittunut ulkonaliikkuja.
K3	On kyky tai potentiaalia muuttaa kävelynopeutta. Työn, terapian tai harrastustoiminnan takia normaali liikkumista vaativampi käyttäjä. Tyypillinen ulkonaliikkuja, jolla on kyky suoriutua useimmista esteistä.
K4	On kyky tai potentiaalia vaativaan liikkumiseen, joka ylittää normaalin kävelykyvyn. Asettaa proteesille erityisiä vaatimuksia liikkumisen kuormituksesta johtuen. Tyypillisesti lapsi, aktiivinen aikuinen tai urheilija.

Useimmiten kliinikon arvio perustuu asiakkaan omaan näkemykseen, fyysiseen tutkimukseen ja kävelyanalyysiin. Asiakkaan subjektiivinen näkemys omasta toimintakyvystään lisää epävarmuustekijän K-arvon luotettavuuteen. Objektivisempi ja läpinäkyvämpi tapa K-arvon määrittämiseen mahdollistaisi kliinikoiden ja kuntoutustyöryhmän kriittisen arvion tehdystä arviosta. Tämä on erityisen tärkeää perusteltaessa tapoja K-arvojen erottamiseen. K-arvojen erottelu taas perustuu olettamukseen siitä, että klinikot tulkitisivat K-arvoja samalla tavalla. (Berdan – Godfrey – Engelen – Rosenbaum-Choun 2014.)

5 Proteesipolviniveliä toimintaperiaatteet

Ideaalitapauksessa proteesipolvinivel korvaa normaali polven toimintaa kävelyn aikana toimimalla iskunvaimentimena, tukivaiheen kontrollissa sekä heilahdusvaiheessa tekeväällä fleksiota. Realistisesti ajateltaessa proteesipolviniveliä ominaisuuksia, täytyy hyväksyä jotain kompromisseja normaalin polven toimintaan verrattuna. (Michael – Shurr 2000: 109–110.) Proteesipolvet voidaan luokitella käytön ja aktiivisuusluokan mukaan. Ne vaihtelevat erittäin yksinkertaisista malleista aina kehittyneeseen mikroprosessoriohjaukseen. Polviniveliä valinnassa tulisi ottaa huomioon useita tekijöitä, kuten aktiivisuusluokka, tyngän pituus sekä proksimaalinen lihasvoima ja – kontrolli. (Cifu ym. 2015: 205.)

Rakenteeltaan yksinkertaisimpia ovat yksiakseliset, jarru- ja manuaalisesti lukittuvat polvinivelet. Yksiakselinen polvinivel koostuu nimensä mukaisesti yhdestä nivelestä, joka sallii polven vapaan fleksion ilman heilahdusvaiheen kontrollia. (Seymour 2002: 210–214.) Yksinkertaisen rakenteensa vuoksi yksiakseliset polvinivelet ovat kustannuksiltaan edullisia ja huoltovapaita. Perinteinen yksiakselinen polvinivel on käymässä harvinaisemmaksi, mutta sitä käytetään yhä yksinkertaisissa lasten proteeseissa tai tapauksissa, joissa käyttäjä asuu kaukana palveluista. (Bowker ym. 2004: 420.)

Jarrupolvea käytetään yleisimmin vanhuksilla tai henkilöillä, joilla on lihasheikkoutta ja huono tasapainon hallinta (Michael – Shurr 2000: 111). Polviniveliä jarru kytkeytyy, kun käyttäjä varaa painoa proteesin päälle tukivaiheen alussa. Vapauttaakseen jarrun, täytyy käyttäjän siirtää painoa vastakkaiselle jalalle koukistaakseen polviniveltä. Proteesin ollessa täysin kuormittamattomassa tilassa, jarru vapautuu ja proteesi voi heilahtaa vapaasti eteenpäin. Käyttäjillä ei ole hankaluuksia oppia kävelemään kyseisellä tyylillä, vaikka se johtaakin poikkeavaan kävelymalliin. (Bowker ym. 2004: 420.)

Manuaalisesti lukittuvaa polvea käytetään usein geriatrikoilla tai pienillä lapsilla ennen tasapainon kehittymistä. Manuaalinen lukittavuus tarjoaa maksimaalisen stabiliteetin kävelysyklin aikana polven pysyessä täydessä ekstensiossa. Tämä kuitenkin lisää kävelyn paljon kompensoivia liikkeitä ja energiankulutusta. Väliaikaisessa käytössä manuaalisesti lukittava polvi tulisi vaihtaa mahdollisimman nopeasti toiseen, jotta kompensoivat liikkeet eivät muodostu tavaksi. (Bowker ym. 2004: 421–422.)

Polycentriset- eli moniakseliset polvinivelet koostuvat monimutkaisesta nivelrakenteesta, joka mahdollistaa polven kiertoliikkeen useassa tasossa fleksion aikana. Tämä mahdollistaa reisiproteesin sääriosan lyhenemisen heilahdusvaiheessa ja lisääntyneen stabiliteetin alkukontaktivaiheessa. Istuttaessa polvinivel taipuu reiden alle sallien säären samanmittaisuuden. Ideaalinen kandidaatti polycentriselle polvinivelelle on esimerkiksi amputoitu käyttäjä, jolle on tehty polven eksartikulaatio. (Seymour 2002: 210.)

Pneumaattiset ja hydrauliset polvinivelet toimivat ilma- tai nestetäytteisen sylinterin avulla tuottaakseen muuttuvan vastuksen kävelysyklin eri vaiheissa (May 2002: 152). Pneumaattinen polvinivel käyttää paineilmaa kitkan luomiseen, joka on riippumaton lämpötilan vaihteluille. Hydraulinen polvinivel toimii samalla periaatteella, mutta käyttää yleensä silikoniöljyä ilman sijaan. Liikkeen alkuvaiheessa vastus on pieni, mutta se kasvaa liikkeen nopeuden ja voiman kasvaessa. Nämä polvinivelet ovat siis kävelynopeuteen reagoivia. Hydraulista polviniveltä käytetään useammin, koska se sallii suuremman vaihtelun kävelynopeudessa. Pneumaattista polvea suositellaankin vain kohtalaisella nopeudella kävelevälle käyttäjälle. (Seymour 2002: 211–212.)

Tarjotakseen käyttäjälle monipuolisempia vaihtoehtoja, komponenttien valmistajat ovat yhdistelleet kahden tai useamman polven ominaisuuksia niin sanottujen hybridien luomiseksi (Michael – Shurr 2000: 114). Tyypillisin näistä on polycentrisen biomekaanisilla hyödyillä varustettu polvinivel yhdistettynä hydrauliseen tai pneumaattiseen yksikköön. Tämä tarjoaa esimerkiksi heilahdusvaiheen kontrollin vaihtelevalla kävelynopeudella (Bowker ym. 2004: 422).

Mikroprosessoripolvinivelet keräävät tietoa erilaisten antureiden, kuten kiihtyvyyssantureiden, gyroskooppien ja liuska-antureiden avulla, jota mikroprosessori käsittelee. Anturit antavat tarkkaa informaatiota polven kulmasta, liikkeen suunnasta, kulmanopeudesta ja kuormituksesta, jota mikroprosessori analysoi 50–1000 kertaa sekunnissa. Vaikka mikroprosessoripolvista on tullut paljon kestävämpiä ja luotettavampia, vaativat ne yhä varovaisuutta käytettäessä karussa ympäristössä sekä veden läheisyydessä. Mikroprosessoripolvet toimivat hyvin aktiivisilla käyttäjillä, mutta niitä ei ole suunniteltu aktiiviseen urheiluun. (Cifu ym. 2015: 207.)

6 Testijaksot

Kun suunnittelimme kullakin polvinivelellä suoritettavan testijakson järjestämistä, jouduimme pohtimaan asiaa useasta eri näkökulmasta. Päällimmäisenä testijaksojen järjestämisessä nousi esille tarvittavan ajan määrä. Ajallisesti rajoittavia tekijöitä olivat opinnäytetyöhömmme käytettävä aika, asiakkaan tarvitsema aika opetella käyttämään uutta polviniveltä sekä Össurilta saatavien komponenttien laina-aika. Keskustelimme myös asiakkaamme kanssa testijakson mahdollisesta pituudesta, koska halusimme lähestyä opinnäytetyömme aihetta asiakaslähtöisesti.

Motorista oppimista käsittelevän kolmen vaiheen teorian kehittivät yhdysvaltalaiset psykologian tutkijat Paul Fitts ja Michael Postner vuonna 1967. Teorian mukaan uuden motorisen taidon oppiminen sisältää kognitiivisen, assosiaatio ja automaatiovaiheen. Riippuen tehtävän haastavuudesta kognitiivinen vaihe kestää päivistä muutamaan viikkoon. Kognitiivisessa vaiheessa suorittaminen vaatii huomiokykyä ja päätöksentekoa, miten päästä tavoitteeseen. Assosiaatiovaiheessa suoritukset alkavat vakiintua ja varmentua sekä huomio kiinnittyy enemmän pieniin yksityiskohtiin. Tämä sulavoittaa ja pehmentää liikkeitä, jolloin liikkeiden ajoitus ja ennakointi paranee. Vaiheen kesto on yleensä muutamasta viikosta muutamaan kuukauteen. Viimeisessä eli automaatiovaiheessa on kehittynyt suoritukselle motorinen ohjelma, joka ei vaadi huomiota vaan liike tapahtuu autonomisesti. Taidon edistyminen ja parantuminen on hidasta, koska ollaan henkilön suorituskyvyn ylärajan lähellä. (Kauranen 2011: 307–308.)

Edellä mainitun teorian mukaisesti halusimme antaa asiakkaalle riittävästi aikaa jokaisen polvinivelen käytönopetteluun, rasittamatta häntä kuitenkaan liikaa. Ottaen huomioon kaikki edellä mainitut seikat päädyimme kolmen viikon mittaiseen testijaksoon jokaisella polvinivelellä. Testijaksojen kokonaiskesto oli yhdeksän viikkoa. Testijaksojen tavoitteena jokaisen polvinivelen kohdalla oli, että asiakkaamme opettelee itsenäisesti käyttämään polviniveliä ja hyödyntämään niiden erilaisia ominaisuuksia omassa arjessaan. Testijakson päätteeksi suunnittelimme testipäivän, jonka aikana suoritimme asiakkaan kanssa erilaisia kävelytestejä. Testipäivän tarkoituksena oli havainnoida kävelytestien perusteella, kuinka hyvin asiakas on omaksunut polvinivelen käytön ja onko fyysisessä toimintakyvyssä mahdollisesti tapahtunut muutoksia. Halusimme asiakkaalta palautetta testijaksoista, polvinivelistä ja hänen suoriutumisestaan arjessa. Tämän vuoksi kehittimme polvinivelillä suoritettujen testijaksojen päätteeksi asiakkaalle annettavan kyselylomakkeen (ks. liite 1).

6.1 Sovitukset

Sovitukset tehtiin Suomen proteesipalvelu Oy:n tiloissa ja proteesin linjaukset suoritettiin jokaisen polvinivelen kohdalla valmistajan ohjeiden mukaisesti proteesimestarin tai Össurin edustajan valvonnassa. Käytimme kaikissa testijaksoissa samaa proteesiholkkia ja jalkaterää, joten ainoa muuttuva komponentti proteesissa oli polvinivel. Sovitusten yhteydessä asiakkaalle kerrottiin kunkin polvinivelen ominaisuuksista ja käyttöön liittyvistä seikoista. Sovitusten yhteydessä asiakkaan kävelyä havainnoitiin ja proteesiin tehtiin tarvittavat muutokset proteesimestarin tai Össurin edustajan ohjeistuksen mukaisesti (ks. kuvio 8).



Kuvio 8. Jessica Össurilta säätää proteesin linjausta. Kuva: Pasi Harju.

Testijaksojen aikana asiakkaalla oli käytössään vain testiproteesi. Testijakson päätyttyä käytössä ollut polvinivel otettiin pois ja seuraava polvinivel asennettiin sekä linjattiin valmistajan ohjeiden mukaisesti. Uuden polvinivelen asennuksen vaatiman ajan asiakas käytti hänelle aiemmin valmistettua proteesia. Asiakkaan kanssa sovittiin uudesta sovituksista proteesin ollessa valmis. Testijakson aikana asiakasta neuvottiin ottamaan yhteyttä puhelimitse, jos proteesissa tai sen käytössä ilmenee ongelmia.

6.2 Testijaksoilla käytetyt komponentit

Proteesikomponenttien valmistajana Össur tuli tutuksi koulussa järjestettyjen seminaarien kautta ja päätimme ottaa heihin yhteyttä sähköpostitse. Yhteistyömme varmistuttua valittiin testeissä käytetyt komponentit heidän valikoimastaan. Kriteereinä komponenttivalinnoille olivat pääasiassa asiakkaan toimintakyky ja aktiivisuustaso. Valitsemamme polviniveliä toimintaperiaatteet erosivat toisistaan, mutta olivat kaikki asiakkaamme aktiivisuusluokituksen mukaisia. Asiakkaalla käytössä olevan proteesin polvinivel vastaa läheisesti toimintaperiaatteeltaan testijaksoilla käytettyä Total Knee 2000, joka esitellään tarkemmin luvussa 6.2.1.

Valittuamme asiakkaalle mielestämme sopivat polvinivelet keskustelimme opinnäytetyömme toisen yhteistyökumppanin Suomen proteesipalvelu Oy:n proteesimestarien kanssa mahdollisista jalkaterävaihtoehdoista. Valinnassa käytettiin asiakkaan toimintakyvyn ja aktiivisuustason lisäksi ehtoa, että valitsemamme polvinivelet toimisivat optimaalisesti jalkaterän kanssa.

Asiakkaan reisiproteesiholkin muoto on proteesimestarin suunnittelema ja valmistama. Otimme käytössä olevasta holkista alginaattikopion, koska muoto oli todettu asiakkaalle hyväksi ja toimivaksi. Tämän jälkeen valmistimme uuden holkin puolivaluna, eli valudapteri kiinnitettiin holkin ulkopuolelle (ks. kuvio 9).



Kuvio 9. Adapterin kiinnitys. Kuva: Christer Lindqvist.

Tämä mahdollisti valuadapterin mahdollisen siirtämisen holkkia purkamatta jokaiselle polvinivelelle optimaalisen linjauksen saavuttamiseksi. Holkki valmistettiin yksinomaan testijaksojen ajaksi.

6.2.1 Total Knee 2000 -polvinivel

Total Knee 2000 on hyvä valinta keskimääräisen tai korkean aktiivisuustason käyttäjälle, joka tarjoaa käyttäjälleen luonnollisia liikeratoja, turvallista liikkumista ja miellyttävän ulkonäön (ks. kuvio 10). Käyttäjän liikkeistä tekevät luonnollisia sisäänrakennettu stanceflex-toiminto ja iskunvaimennus. Turvallisuutta lisää seitsemänakselinen rakenne lukittuen polven ollessa täysin ekstensiossa ja lisäämällä maavaraa heilahdusvaiheessa. Lukituksen vapauttamiseen tarvitsee vain vähän voimaa heilahdusvaiheen aikana. Symmetrisen kävelyn eri nopeuksilla mahdollistaa heilahdusvaiheen hallinta. (Össur 2015: 106.)



Kuvio 10. Total Knee 2000 edestä ja sivulta kuvattuna. Kuva: Pasi Harju.

Total knee 2000 on suunniteltu maksimissaan 100kg painaville käyttäjille ja sallii enintään 160° fleksion. Total knee:n rakennekorkeus on 173mm ja se painaa 690 grammaa. Heilahdusvaiheen hallinta tapahtuu kolmivaiheisella hydraulikkajärjestelmällä, jossa on mekaaninen koukistuksenrajoitin. Total knee 2000 on tarkoitettu transfemoraali tai polvinivelen disartikulaatio tasolta amputoiduille käyttäjille. (Össur 2015: 106.)

6.2.2 Mauch knee -polvinivel

Mauch knee on suunnattu keskimääräisen aktiivisille ja erittäin korkea-aktiivisille käyttäjille (ks. kuvio 11). Erilaisissa tilanteissa ja ympäristöissä kehittynyt hydraulikka tarjoaa käyttäjälle turvallisuutta ja joustavuutta. Mauch knee:ssä fleksio- ja ekstensiovastuksia voidaan säätää toisistaan riippumatta. Näin käyttäjä voi vaihdella kävelynopeuttaan erilaisilla alustoilla, portaissa ja alamäissä. Polvinivelessä on lukitus- ja vapaaheilahdusominaisuudet, joita voidaan käyttää hyväksi esimerkiksi pyöräillessä ja seistessä. (Össur 2015: 99.)



Kuvio 11. Mauch knee -polvinivel kuvattuna edestä ja sivulta. Kuva: Pasi Harju.

Mauch Knee on suunniteltu enintään 136kg painaville käyttäjille ja sallii enintään 115° fleksion. Polvinivelen omapaino on 1.14kg ja sen rakennekorkeus on 248mm. Mauch Knee sopii transfemoraali -tasolta amputoiduille käyttäjille. (Össur 2015: 99.)

6.2.3 Rheo knee 3 -polvinivel

Rheo knee 3 on maailman ensimmäinen itseoppiva ja itsesäätyvä proteesipolvinivel, joka on suunnattu matalan ja keskimääräisen aktiivisuustason käyttäjille (ks. kuvio 12). Rheo Knee 3:ssa on ohjelmistopohjainen tekoäly DLMA (Dynamic Learning Matrix Algorithm), joka käsittelee polven antureista saatavaa tietoa. Tämän avulla polvi oppii käyttäjän yksilöllisen kävelytavan, ja vastaa välittömästi maaston, kuormituksen sekä nopeuden muutoksiin. (Össur 2015: 88–90.)



Kuvio 12. Rheo knee 3 edestä ja sivulta kuvattuna. Kuva: Christer Lindqvist.

Rheo 3 on suunniteltu enintään 136kg painaville käyttäjille ja se sallii enintään 120° flexion. Polvinivelen paino on 1.63kg ja sen rakennekorkeus on 236mm. Rheo 3 sopii transfemoraali- tasolta amputoiduille käyttäjille. (Össur 2015: 90.)

6.2.4 Vari-Flex XC -jalkaterä

Vari-Flex XC -jalkaterä on tarkoitettu keskimääräisen tai korkean aktiivisuustason käyttäjälle (ks. kuvio 13). Paremman tuen ja optimaalisen rullauksen joka askeleella tuottava sekä iskuja vaimentava kaksinkertainen hiilikuitujalkaterä, jossa on madallettu varvasosa. Jalkaterä on suunniteltu aktiivisille käyttäjille, jotka suosivat kevyttä jalkaterää. Vari-Flex XC toimii kävelyssä ja lenkkeilyssä niin tasaisella alustalla kuin maastossakin. (Össur 2015:197.)



Kuvio 13. Vari-Flex XC -hiilikuitujalkaterä (Össur 2015).

Vari-Flex XC on suunniteltu enintään 166kg painaville käyttäjille. Rakennekorkeus riippuu jalkaterän koosta, minimi on 141mm ja maksimi 172mm. Vari-Flex XC-jalkaterää voidaan käyttää transtibiaali- tai transfemoraalitasolta amputoiduille käyttäjille. (Össur 2015: 197–198.)

7 Kävelyn arviointi ja arvioinnin menetelmät

Kun ajattelee fyysistä toimintakykyä käsitteenä, ensimmäisenä tulee mieleen ihmisen tapa liikkua ja toimia ympäristössä. Liikkumisen muodoista päällimmäisenä esiin nousee jo kappaleessa 2.1 mainittu ihmisen perusliikkumismuoto eli kävely. Kävelyn arvioinnissa voidaan käyttää useita eri menetelmiä riippuen siitä, mitä halutaan arvioida.

Kävelystä yleisimmin analysoitavia muuttujia ovat kävelynopeus ja kävelyn symmetriisyys, eli vasemman ja oikean jalan puoliero (Kauranen – Nurkka 2010: 409–410). Tutkiessamme proteesinkäyttäjille tehtyjä tutkimuksia havaitsimme että niissä oli analysoitu samoja muuttujia (Allyn – Buell – Hafner – Smith – Willingham 2007; Lipfert – Meier-Gratz – Schaarschmidt – Scholle – Seyfarth 2012). Näiden lisäksi mietimme mitä muita amputoidun käyttäjän kannalta tärkeitä tekijöitä on tutkittu. Blumentrittin, Jaraschin ja Schmalzin (2002) tekemässä tutkimuksessa analysoitiin energiankulutusta. Keräämämme tiedon perusteella päädyimme arvioimaan asiakkaamme kävelystä kävelynopeutta, symmetriaa ja energiankulutusta alla mainittujen menetelmien avulla.

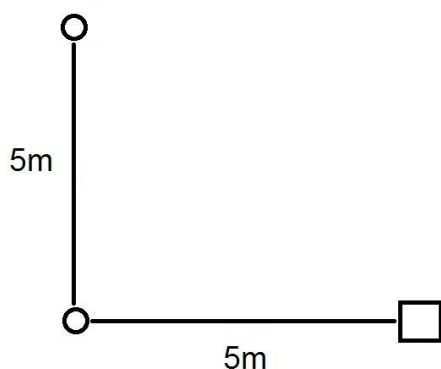
7.1 Ketteryys- ja nopeustestit

Miettiessämme tapoja mitata asiakkaamme ketteryyttä ja kävelynopeutta kävimme läpi kirjallisuutta erilaisista testeistä. Frossin, Kappin, Stevensin (2009) tekemässä artikkelissa oli lueteltu useita kliinisesti päteviä testausmenetelmiä amputoidun toimintakyvyn määrittämiseksi, kuten L-testi. Deathen ja Millerin (2005) L-testistä tekemän tutkimuksen mukaan L-testi oli havaittu luotettavaksi testausmenetelmäksi, joka tarjoaa käytännöllistä ja kliinistä tietoa asiakkaan perusliikkumiskyvystä.

L-testi mittaa perusliikkumiskykyä kuvaavia osa-alueita sisältäen tasapainon, siirtymisen, kävelyn ja kääntymisen kävelyn aikana. Käsitimme nämä osa-alueet yhteisnimellä ketteryys. Näiden perusteella päätimme ottaa L-testin yhdeksi käyttämistämme testausmenetelmistä. Toinen peruste L-testin käytölle oli suorittamisen helppous.

L-testi suoritettiin käyttämällä 5m x 5m rataa, joka on L-kirjaimen muotoinen. Ennen testin suoritusta asiakkaan annettiin tehdä koesuoritteita. Testi suoritettiin Metropolia ammattikorkeakoulun liikuntasalissa. Suorittamisessa käytettiin kyynärnojatonta tuolia, kar-

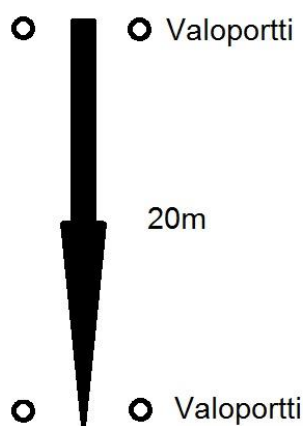
tioita ja sekuntikelloa. L-testi suoritettiin kolme kertaa jokaisen testijakson lopuksi järjestettynä testipäivänä. Suoritteiden välillä asiakkaan annettiin levätä tarpeelliseksi katsomansa ajan verran. Lepoaika oli suoritteiden välillä vain noin minuutin mittainen. Testirata oli yhteensä 20m pitkä, joka sisälsi kaksi siirtymistä ja kolme käännoästä, joista kaksi on 90° ja yksi 180° (ks. kuvio 14).



Kuvio 14. L-testirata. Kuva: Pasi Harju.

Lähtö tapahtuu asiakkaan istuessa kyynärnojattomalla tuolilla. Aika alkaa, kun asiakas nousee tuolista ja loppuu kun asiakas istuu. Asiakas nousee tuolilta, kävelee viiden metrin matkan suoraan, jonka jälkeen suoritetaan 90° asteen käännoä oikealle kiertäen kartio. Tämän jälkeen kävellään viisi metriä suoraan ja käännytään vapaavalintaisesti vasemman tai oikean kautta 180° kartion ympäri. Sen jälkeen kävellään samaa reittiä takaisin viisi metriä, suoritetaan 90° käännoä vasemmalle kiertäen. Lopuksi asiakas kävelee viisi metriä takasin tuolille ja istuu.

Tämän lisäksi halusimme mitata kävelynopeutta, eli kuinka nopeasti asiakkaamme pystyy kävelemään kullakin polvinivelellä. Tarkoituksenamme oli testata tilanteita, jossa asiakas joutuu kiirehtimään, kuten esimerkiksi tien ylityksessä. Tämän selvittämiseksi kehitimme 20m nopean kävelyn testin. Testi suoritettiin Metropolia ammattikorkeakoulun liikuntasalissa jokaisen testijakson päätteeksi järjestettävänä testipäivänä kolme kertaa. Suorittamisessa käytettiin kahta valoporttia, jotka sijoitettiin 20m päähän toisistaan (ks. kuvio 15). Kaurasen ja Nurkan (2010) mukaan valoporteilla kävelynopeuden tarkka määrittäminen on mahdollista, koska valosähköiseen ilmiöön perustuvat kellolaitteet pystyvät 0,001 sekunnin tarkkuuteen.



Kuvio 15. 20m nopean kävelyn rata. Kuva: Pasi Harju.

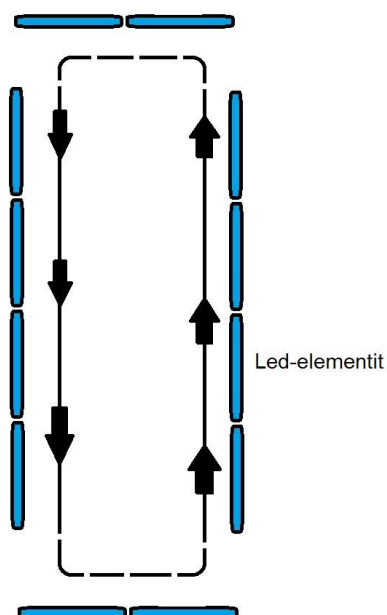
Halusimme tehdä testistä 20m mittaisen, jotta erot olisivat ajallisesti selvempiä kuin lyhyellä matkalla mitattuna. Miettiessämme sopivan mittaista rataa, otimme huomioon asiakkaamme kyvyn suoriutua valitsemaamme matkasta. Testi suoritettiin käyttäen lentävää lähtöä, jossa asiakkaalle annettiin tilaa kiihdyttää ennen valoportille tuloa. Asiakkaalla oli myös riittävästi tilaa hidastaa vauhtia käveltyään toisen valoportin lävitse, jotta kävelyssä mitattaisiin vain nopeaa kävelyä mitattavalla matkalla ilman hidastus- tai kiihdytysjaksoa. Testien välillä asiakkaalle annettiin aikaa palautua haluamansa ajan verran.

7.2 Kävelyn symmetria

Proteesinkäyttäjille tehdyn tutkimuksen mukaan symmetrinen kävely parantaa kävelyn ulkonäköä, vähentää energiankulutusta sekä laskee epäsymmetriasta aiheutuvien sairauksien riskiä, kuten esimerkiksi nivelrikon syntymistä (Bamberg ym. 2012). Useimmat kävelyn parametrit ovat riippuvaisia kävelynopeudesta. Asiakkaan kävellessä mittaustilanteissa eri nopeuksilla, jää järkeviksi tarkkailtaviksi parametreiksi ainoastaan kävelyn symmetrisyys ja kävelynopeus. (Kauranen – Nurkka 2010: 387.) Tästä syystä Microgaiten OptoGait-laitteistolla tekemissämme mittauksissa keskityimme jokaisella mittauserällä kävelyn symmetriaan, eli vasemman ja oikean jalan puolieroon. Kaurasen ja Nurkan (2010: 409–410) mukaan kävelyn symmetriasta yleisimmin analysoitavat muuttujat ovat askeleeseen ja kävelysykliin käytetty aika, askelleveys ja -pituus sekä tuki- ja heilahdusvaiheen kesto.

Microgaten OptoGait-laitteisto perustuu optiseen havainnointiin lähettävän ja vastaanottavan elementin välillä. Jokainen elementti sisältää 96 lediä, jotka lähettävät infrapunava-
loa. Elementit asennetaan vastakkain mitattavassa tilassa, jossa ne havaitsevat asiak-
kaan kävelyn aiheuttamat valonsäteen katkokset. Tämän avulla laitteisto laskee käveli-
jän sijainnin 1,041 senttimetrin tarkkuudella ja askeleen keston yhden tuhannesosa se-
kunnin tarkkuudella. Laitteisto tarjoaa reaaliaikaista tietoa esimerkiksi juoksun, kävelyn
ja hyppäämisen analysoimiseksi. (OptoGait 2012.) Jung ym. (2014) tekemän tutkimuk-
sen mukaan OptoGait-laitteiston on todettu olevan luotettava vaihtoehto samankaltais-
ten kliinisiin tutkimuksiin soveltuvien laitteistojen kanssa.

Valitsimme OptoGait:in kävelyn symmetrian analysointiin käytön helppouden takia. Op-
toGait-laitteisto sijaitsee Metropolia ammattikorkeakoulun Vanhan viertotien toimipisteen
kävelylaboratoriossa. Laitteisto oli aseteltu kävelylaboratorioon suorakaiteen muotoon
sitien, että päädyissä oli kaksi elementtiä poikittain ja neljä kummallakin sivulla pitkittäin
(ks. kuvio 16).



Kuvio 16. OptoGait-testialue. Kuva: Pasi Harju.

Kävelytestit suoritettiin jokaisella polvinivelellä yhden kerran, jonka aikana kerättiin tietoa
keskimäärin 80:stä askeleesta. Asiakas suoritti testin käyttäen vapaata kävelynopeutta.
Testi suoritettiin niin sanotulla sokealla aloituksella, jossa asiakas käveli testialueella ja

testi käynnistettiin hänen tietämättään. Kävelyä mitattiin vain suorilta osuuksilta ja käännösten aikana asiakas astui niin sanotusti mittausalueen ulkopuolelle. Lopetus tapahtui noin 80 askeleen jälkeen, jolloin asiakasta pyydettiin kävelemään päädyn kautta pois.

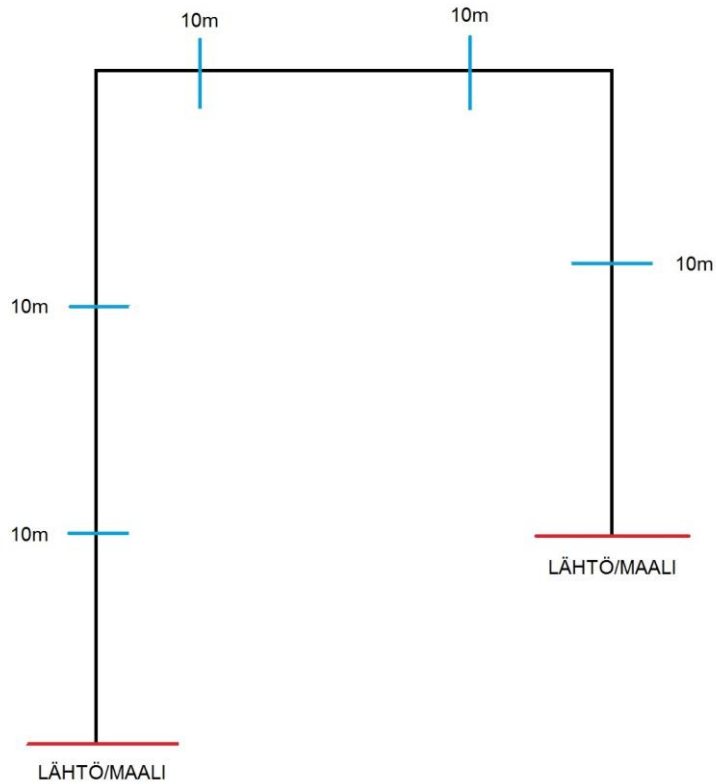
7.3 Energiankulutuksen mittaaminen

Kuten kappaleessa 2.2 todettiin, amputoidut henkilöt käyttävät enemmän energiaa terveisiin ihmisiin verrattuna kävelyn aikana. Mietimme miten voisimme mitata asiakkaamme kävelyn energiankulutusta eri polvinivelillä. Halusimme tietää mikä valituista polvinivelistä olisi asiakkaallemme energiatehokkain. Päädyimme mittaamaan asiakkaan kävelyn energiankulutusta käyttämällä PCI-testiä (Physiological Cost Index).

PCI-testin esitteli MacGregor arvioidakseen terveiden ihmisten energiankulutusta kävelyn aikana. Testiä on käytetty myös alaraaja-amputoiduille. Vakiintunut käytäntö energiankulutuksen mittaamiseen on hapenkulutuksen mittaaminen (VO₂), mutta PCI-testi on soveltuvampi kliiniseen käyttöön. Testin suorittamiseen tarvitaan ainoastaan sykemittari ja sekuntikello. (Krasniqi ym. 2015.) Sykkeen nousulla on suora yhteys energiankulutukseen erityisesti alaraajoilla tapahtuvan liikkeen suhteen (Bowker ym. 2004: 396). Tämän menetelmän valitsemiseen vaikutti myös opinnäytetyömme lähestymistapa apuväline-tekniikan näkökulmasta, koska työolosuhteissa ei ole käytettävissä kallista hengityskasuanalysaattoria hapenkulutuksen mittaamiseen.

Kävelynopeuden ja energiankulutuksen suhde on lähes lineaarinen. Energiankulutus siis kasvaa, kun kävelynopeutta nostetaan tai lasketaan vapaasti valitusta kävelynopeudesta. (Jorge – Lusardi – Nielsen 2013: 28.) Tämä antoi aiheita tarkkailla asiakkaan vapaan kävelynopeuden muutosta PCI-testissä. Halusimme tietää muuttuuko asiakkaan vapaasti valittava kävelynopeus eri polvinivelillä testisuoritusten aikana.

PCI-mittaukset suoritettiin Metropolia ammattikorkeakoulun liikuntasalissa käyttäen 60m pituista rataa (ks. kuvio 17). Testirata oli hevosenkengän muotoinen, jossa oli mittauspisteet kymmenen metrin välein. Mittauspisteiden kohdalla otettiin syke ja väliaika. Mittauslaitteistona käytettiin Polar FT1-sykemittaria ja älypuhelimien sekuntikelloa väliaikatoiminnolla. Asiakkaalle kerrottiin ohjeet testin suorittamiseksi ja hän sai suorittaa koe-kävelyn ennen testin aloittamista.



Kuvio 17. PCI-testirata. Kuva: Pasi Harju.

Testi suoritettiin kolme kertaa jokaisella polvinivelellä käyttäen vapaata kävelynopeutta. Ennen testin aloittamista asiakas sai istua tuolilla rauhassa leposykkeen saamiseksi noin viisi minuuttia. Asiakas ilmoitti sykkeen pyydettyäessä mittauspisteellä, ranteessaan olevasta sykemittarista. Rata kierrettiin molempiin suuntiin ja kävelyjen välillä asiakas istui viisi minuuttia sykkeen tasaamiseksi ennen uutta suoritusta.

8 Testitulokset

Tässä luvussa käymme läpi testeistä saadut tulokset. Tulokset on jaoteltu samalla periaatteella kuin luvussa kuusi on esitelty. Kolmen eri polvinivelen tulokset esitellään testi-kohtaisesti nopeus, ketteryys, symmetria ja energiankulutus jaottelun mukaisesti. Tuloksissa on käyty myös asiakkaan subjektiivinen näkemys, joka on hankittu käyttämällä kyselylomaketta. Lopuksi esitellään tulosten perusteella tehdyt johtopäätökset.

8.1 Ketteryys- ja nopeustestien tulokset

L-testi suoritettiin jokaisella polvella kolme kertaa testijakson päättyessä järjestettävän testipäivän aikana (ks. taulukko 2). Total Knee 2000 -polvinivelellä mitattujen suoritusten ensimmäinen aika oli 22,79s, toisen 22,49s ja kolmannen 21,97s. Kolmen suorituksen keskiarvoksi laskettiin 22,42s. Mauch Knee:llä ensimmäisen suorituksen aika oli 20,14s, toisen 19,62s ja kolmannen 17,79s. Kolmen suorituksen keskiarvoksi laskettiin 19,18s. Rheo Knee 3:lla ensimmäisen suorituksen aika oli 16,74s, toisen 15,43s ja kolmannen 15,83s. Kolmen suorituksen keskiarvoksi laskettiin 16,00s.

Taulukko 2. L-testin suoritusajat ja laskettu keskiarvo.

L-testi	1.suoritus	2.suoritus	3.suoritus	Keskiarvo
Total Knee 2000	22.79s	22.49s	21.97s	22.42s
Mauch Knee	20.14s	19.62s	17.79s	19.18s
Rheo Knee 3	16.74s	15.43s	15.83s	16.00s

20m-testi suoritettiin jokaisella polvinivelellä kolme kertaa testijakson päättyessä järjestettävän testipäivän aikana (ks. taulukko 3). Total Knee 2000 -polvinivelellä mitattujen suoritusten ensimmäinen aika oli 11,67s, toisen 12,25s ja kolmannen 13,29s. Kolmen suorituksen keskiarvoksi laskettiin 12,07s. Keskiarvosta laskettiin keskinopeus käyttäen kaavaa, kävelty matka jaettuna käytetyllä ajalla. Tästä saatiin tulokseksi keskinopeus 1,66m/s. Mauch Knee:llä ensimmäisen suorituksen aika oli 10,06s, toisen 10,54s ja kolmannen 10,11s. Kolmen suorituksen keskiarvoksi laskettiin 10,23s ja keskinopeudeksi

1,96m/s. Rheo Knee 3:lla ensimmäisen suorituksen aika oli 9,05s, toisen 9,07s ja kolmannen 8,93s. Kolmen suorituksen keskiarvoksi laskettiin 9,01s ja keskinopeudeksi 2,22m/s.

Taulukko 3. 20m nopean kävelyn suoritusajat ja laskettu keskiarvo ja –nopeus.

20m-testi	1.suoritus	2.suoritus	3.suoritus	Keskiarvo	Keskinopeus
Total Knee 2000	11.67s	12.25s	12.29s	12.07s	1,66m/s
Mauch Knee	10.06s	10.54s	10.11s	10.23s	1,96m/s
Rheo Knee 3	9.05s	9.07s	8.93s	9.01s	2,22m/s

8.2 Kävelyn symmetrian testitulokset

OptoGait-laitteistolla analysoimme kävelyn symmetriasta seuraavia muuttujia (ks. taulukko 4):

- Kävelysykliin käytetty aika
- Tukivaiheen kesto kävelysyklistä
- Heilahdusvaiheen kesto kävelysyklistä
- Askelpituus
- Askelleveys
- Askeleen kesto

OptoGait-laitteisto ilmoittaa muuttujien arvot erikseen vasemmalle ja oikealle puolelle. Esitetty luku on keskiarvo asiakkaan suorittamista askeleista. Lisäksi se ilmoittaa vasemman ja oikean välisen eron prosentteina. Eroprosentteissa oleva miinusmerkkinen etumerkki kertoo oikean jalan arvon olevan suurempi.

OptoGait-laitteistolla mitattu kävelysykliin käytetty aika Total Knee 2000:lla oli 1,180s, Mauch Knee:llä 1,183s ja Rheo Knee 3:lla 1,130s. Tukivaiheen kesto ilmoitettiin prosentteina kävelysyklin kestosta sekä prosentuaalisena erona vasemman ja oikean jalan välillä. Total Knee 2000:lla tukivaiheen kesto oli vasemmalle jalalla 60,7 % ja oikealla 66,7 %. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli 16,7 %. Mauch Knee:llä tukivaiheen kesto oli vasemmalla jalalla 65,0 % ja oikealla 65,7 %. Vasemman ja oikean välinen ero oli -1,1 %. Rheo Knee 3:lla tukivaiheen kesto oli vasemmalla jalalla 64,6 % ja oikealla 64,1 %. Vasemman ja oikean välinen ero oli 0,8 %.

Heilahdusvaiheen kesto ilmoitettiin prosentteina kävelysyklin kestosta sekä prosentuaalisena erona vasemman ja oikean jalan välillä. Heilahdusvaiheen kesto Total Knee 2000:lla oli vasemmalla jalalla 39,2 % ja oikealla jalalla 33,0 %. Vasemman ja oikean jalan ero oli 15,8 %. Heilahdusvaiheen kesto Mauch Knee:llä oli vasemmalla jalalla 35,0 % ja oikealla jalalla 34,2 %. Vasemman ja oikean jalan ero oli 2,4 %. Heilahdusvaiheen kesto Rheo Knee 3:lla oli vasemmalla jalalla 35,6 % ja oikealla jalalla 35,8 %. Vasemman ja oikean jalan ero oli -0,7 %.

Askelpituus on ilmoitettu senttimetreinä vasemmalle ja oikealle jalalle sekä niiden ero prosentteina. Total Knee 2000:lla askelpituus vasemmalla jalalla oli 67,3cm ja oikealla 64,6cm. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli 4 %. Mauch Knee:llä askelpituus vasemmalla jalalla oli 60,1cm ja oikealla 57,4cm. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli 4,5 %. Rheo Knee 3:lla askelpituus vasemmalla jalalla oli 59,1cm ja oikealla 61,0cm. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli -3,2 %.

Askelleveys on ilmoitettu myös senttimetreinä vasemmalle ja oikealle jalalle sekä niiden ero prosentteina. Total Knee 2000:lla askelleveys vasemmalla jalalla oli 9,0cm ja oikealla 7,5cm. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli 16,7 %. Mauch Knee:llä askelleveys vasemmalla jalalla oli 11,5cm ja oikealla 11,5cm. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli 0 %. Rheo Knee 3:lla askelleveys vasemmalla jalalla oli 13,7cm ja oikealla 13,7cm. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli 0 %.

Askeleen kesto on ilmoitettu sekunteina vasemmalle ja oikealle jalalle sekä niiden ero prosentteina. Total Knee 2000:lla askeleen kesto vasemmalla jalalla oli 0,623s ja oikealla 0,561s. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli 10 %. Mauch Knee:llä askeleen kesto vasemmalla jalalla oli 0,594s ja oikealla 0,589s. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli 0,8 %. Rheo Knee 3:lla askeleen kesto vasemmalla jalalla oli 0,543s ja oikealla 0,572s. Vasemman ja oikean jalan välinen ero oli -5,3 %.

Taulukko 4. OptoGait-laitteistolla analysoituja muuttujia kävelyn symmetriasta.

OptoGait	Total Knee 2000	Mauch Knee	Rheo Knee 3
Kävelysykliin käytetty aika (s)	1,180s	1,183s	1,130s
Tukivaiheen kesto vas/oik kävelysyklistä (%) ja ero (%)	60,7/66,7 -9,8	65,0/65,7 -1,1	64,6/64,1 0,8
Heilahdusvaiheen kesto kävelysyklistä vas/oik (%) ja ero (%)	39,2/33,0 15,8	35,0/34,2 2,4	35,6/35,8 -0,7
Askelpituus vas/oik (cm) ja ero (%)	67,3/64,6 4,0	60,1/57,4 4,5	59,1/61,0 -3,2
Askelleveys vas/oik (cm) ja ero (%)	9,0/7,5 16,7	11,5/11,5 0	13,7/13,7 0
Askeleen kesto vas/oik (s) ja ero (%)	0,623/0,561 10,0	0,594/0,589 0,8	0,543/0,572 -5,3
Puolierot Yhteensä (%)	56,3	8,8	10

8.3 Energiankulutuksen mittaustulokset

PCI-testi ilmoittaa kuinka monta kertaa sydän lyö metrin matkan aikana. Pienempi arvo on parempi. PCI-arvo laskettiin käyttämällä testissä saatuja arvoja ja niistä laskettuja keskiarvoja. Kaavana PCI-arvon laskemiseen käytettiin seuraavaa: keskirasitusyke vähennettynä keskileposykkeellä jaettuna kävelijän keskinopeudella (ks. kuvio 18).

$$PCI = \frac{\text{Keskirasitusyke} - \text{Keskileposyke}/\text{min}}{\text{Keskinopeus m}/\text{min}}$$

Kuvio 18. PCI-arvon laskentakaava. Kuva: Pasi Harju.

PCI-testi suoritettiin testijakson päätteeksi järjestettävä testipäivänä. Testi suoritettiin jokaisella polvinivelellä kolme kertaa, joiden perusteella laskettiin PCI-tulosten keskiarvo. Tämän lisäksi jokaiselle polvinivelelle laskettiin kolmen suorituksen kävelynopeuden keskiarvo (ks. taulukko 5). Laskennassa käytetty leposyke mitattiin jokaisen polvinivelen kohdalla testipäivän alussa ja niistä laskettiin keskiarvo. Tämä tehtiin sen vuoksi että yleisesti tiedetään esimerkiksi stressin ja kofeiinin nostavan leposykettä. Laskennassa käytetty rasisussyke on yksittäisen suorituksen laskettu rasisussykkeiden keskiarvo. Laskennassa käytetty keskinopeus on yksittäisen suorituksen kävelynopeuden laskettu keskiarvo.

Total knee 2000:lla ensimmäisen suorituksen laskettu PCI-arvo oli 0,40, toisen suorituksen laskettu arvo oli 0,40 ja kolmannen suorituksen 0,36. Näistä laskettiin keskiarvoksi 0,39. Kolmen suorituksen laskettu keskinopeus oli 72,3 m/min. Mauch Knee:llä ensimmäisen suorituksen laskettu PCI-arvo oli 0,39, toisen 0,37 ja kolmannen 0,34. Näistä laskettiin keskiarvoksi 0,37. Kolmen suorituksen laskettu keskinopeus oli 73,4 m/min. Rheo Knee 3:lla ensimmäisen suorituksen laskettu PCI-arvo oli 0,26, toisen 0,18 ja kolmannen 0,21. Näistä laskettiin keskiarvoksi 0,22. Kolmen suorituksen laskettu keskinopeus oli 76,8 m/min.

Taulukko 5. Lasketut PCI-arvot ja niistä laskettu keskiarvo.

PCI-mittaukset	1.suoritus	2.suoritus	3.suoritus	Keskiarvo	Laskettu keskinopeus m/min
Total Knee 2000	0,40	0,40	0,36	0,39	72,3
Mauch Knee	0,39	0,37	0,34	0,37	73,4
Rheo Knee 3	0,26	0,18	0,21	0,22	76,8

8.4 Asiakkaan subjektiivinen näkemys

Testijaksojen päätyttyä asiakkaalta kysyttiin lomakkeen avulla subjektiivista arviota kunkin polvinivelen soveltuvuudesta hänelle (Ks. liite 1). Lomake koostui 14 numeraalisesti arvioitavasta kohdasta ja kolmesta polvinivelkohtaisesta kirjallisesta kysymyksestä, sekä niiden lisäksi neljästä yleiskysymyksestä. Numeraalisesti arvioitavissa kysymyksissä asiakasta pyydettiin ympyröimään mielestään sopiva vaihtoehto asteikolla 1-5, jossa luku yksi vastaa erittäin huonoa ja luku viisi erinomaista. Lomakkeen numeraalisista vastauksista laskettiin keskiarvo jokaiselle polvinivelelle (ks. taulukko 6). Numeraalisesti arvioitavia kohtia olivat polvinivelen toimivuus kotona, työssä ja harrastuksissa. Tämän lisäksi asiakas arvioi selviytymistään tietyistä päivittäisistä toimista, joita olivat:

- istuutuminen
- ylämäessä käveleminen
- alamäessä käveleminen
- porraskävely
- nopea kävely
- hidas kävely
- kävelynopeuden muutokset
- maastokävely
- lisäpainon kanssa käveleminen
- autoon meneminen
- autosta nouseminen

Taulukko 6. Arviointilomakkeen arvot ja laskettu keskiarvo.

Subjekttiivinen arvio	Total Knee 2000	Mauch Knee	Rheo Knee 3
Kotona	4	3	4
Työssä	4	3	4
Harrastuksissa	4	3	4
Istuutuminen	4	4	4
Ylämäessä käveleminen	4	4	5
Alamäessä käveleminen	2	4	5
Porraskävely	2	3	5
Nopea kävely	3	3	5
Hidas kävely	3	4	5
Kävelynopeuden muutokset	3	4	5
Maastokävely	3	3	4
Lisäpainon kanssa käveleminen	4	4	4
Autoon meneminen	4	4	4
Autosta nouseminen	4	4	4
Keskiarvo	3,42	3,57	4,14

8.5 Johtopäätökset

Analysoimme testitulosten perusteella asiakkaallemme sopivinta polviniveltä. Lisäksi vertasimme saatuja tuloksia asiakkaan subjektiiviseen arvioon, selvittääksemme eroavatko saamamme testitulokset asiakkaamme näkemyksien kanssa. Tällä tavoin pyrimme selvittämään ovatko saamamme tulokset yhteneväisiä asiakkaaltamme saamamme palautteen kanssa vai ovatko ne kenties ristiriidassa. Tuloksia tarkastaessa tulee ottaa huomioon, että kyseessä on tapaustutkimus. Saatuja tuloksia ei voida yleistää valittaessa polviniveliä reisiproteesiasiakkaalle. Näkemyksemme mukaan on kuitenkin mahdollista arvioida polvinivelen soveltuvuutta asiakkaalle käyttämällä opinnäytetyösämme esiteltyjä testausmenetelmiä.

Ketteryys- ja nopeustesteistä L-testi pyrkii mittaamaan perusliikkumiskykyä kuvaavia osa-alueita sisältäen tasapainon, siirtymisen, kävelyn ja kääntymisen kävelyn aikana. Testissä suorituksen arvioimiseen käytettiin suoritukseen kulunutta aikaa. Tästä voidaan

päätellä, että nopeampi suoritus tarkoittaa parantunutta fyysistä toimintakykyä. Taulukossa 2 esitettyjen tulosten mukaisesti asiakas suoriutui testistä nopeimmin Rheo Knee 3:lla. Näin voimme olettaa, että Rheo Knee 3 olisi asiakkaallemme paras kolmesta valitusta polvinivelestä fyysisen toimintakyvyn edistäjänä L-testillä mitattavissa osa-alueissa.

20m nopean kävelyn testin tarkoituksena oli selvittää kuinka nopeasti asiakas kykenee kävelemään käyttäen eri polviniveliä. Testissä suorituksen arvioimiseen käytettiin suoritukseen kulunutta aikaa, jonka avulla laskettiin kävelyn keskinopeus (ks. taulukko 3). Asiakkaan laskettu keskinopeus 20m matkalla oli nopein Rheo Knee 3:lla. Tuloksesta voidaan siis päätellä, että asiakas kykenee kävelemään nopeimmin Rheo Knee 3:lla.

Symmetriasta yleisimmin analysoitavat muuttujat ovat askeleeseen ja kävelysykliin käytetty aika, askelleveys ja – pituus sekä tuki- ja heilahdusvaiheen kesto (Kauranen – Nurkka 2010: 409–410). Tämän perusteella valitsimme kävelystä analysoitavaksi nämä kyseiset muuttujat kävelyn symmetrian arvioimiseksi. Symmetriaa arvioitaessa kiinnitimme huomiota vasemman ja oikean väliseen puolieroon, joka OptoGait-laitteistossa ilmoitetaan prosentuaalisena erona. Suurempi eroprosentti kertoo suuremmasta epäsymmetriasta vasemman ja oikean jalan välillä.

Laskimme aluksi taulukossa olevat eroprosentit yhteen kokonaiskuvan hahmottamiseksi (ks. taulukko 4). HavaitSIMME Total Knee 2000:lla suoritettussa kävelyssä esiintyvän suurta epäsymmetriaa. Koska Mauch Knee:n ja Rheo knee 3:n väliset erot olivat pienemmät toisiinsa nähden, vertailimme niitä tarkemmin keskenään. Rheo Knee 3:lla oikean ja vasemman jalan puolierot olivat pienemmät Mauch Knee:hin verrattuna tuki- ja heilahdusvaiheen kestossa sekä askelpituudessa. Askelleveyden ero prosentteina oli kummallakin polvinivelellä 0 %. Mauch Knee:llä oli pienempi eroprosentti (0,8 %) askelleen kestossa, joka tarkoittaa 0,005s eroa vasemman ja oikean jalan välillä. Rheo Knee 3:lla ero oli -5,3 %, eli 0,029s. Mauch Knee:n ja Rheo Knee 3:n askelleen keston erojen ollessa sekunnin tuhannes- ja sadasosia, eivät ne mielestämme olleet ajallisesti erityisen merkittäviä. Rheo Knee 3:n ollessa parempi kolmessa muussa osa-alueessa totesimme sen olevan hieman parempi asiakkaallemme kävelyn symmetrian suhteen.

Energiankulutusta pyrittiin selvittämään PCI-testin avulla. PCI-testin tulos ilmoitetaan sydämenlyönteinä metrin matkalta. Sykkeen ollessa matalampi kävelyn aikana, tarkoittaa pienempi luku matalampaa energiankulutusta. Total Knee 2000:n arvo 0,39 ja Mauch

Knee:n 0,37 olivat PCI-arvoiltaan lähellä toisiaan. Rheo Knee 3:lla PCI-arvo oli 0,22, joka osoittaa 40,5 % parannusta PCI-arvossa toiseksi tulleeseen Mauch Knee:hin verrattuna (ks. taulukko 5). HavaitSIMME myös kävelynopeuden nousseen Rheo Knee 3:lla, jonka kappaleessa 6.3 mainitun teorian mukaan pitäisi mahdollisesti nostaa asiakkaan energiankulutusta. Koska näin ei tapahtunut, voimme olettaa Rheo Knee 3:n olevan PCI-testin tulosten perusteella asiakkaallemme energiatehokkain vaihtoehto kolmesta polvinivelestä.

Asiakkaalle suorittamiemme testien lisäksi halusimme verrata hänen subjektiivista mielipidettä testituloksiin kokonaisvaltaisemman kuvan saamiseksi. Testeistä saatujen tulosten perusteella havaitSIMME Rheo Knee 3:n sijoittuvan ensimmäiseksi kaikissa tehdyissä testeissä. Toiseksi testeissä sijoittui Mauch Knee ja kolmanneksi Total Knee 2000. Kävelyn eri osa-alueita mittaavien kävelytestien perusteella asiakkaamme kävely parantui Rheo Knee 3:lla nopeuden, ketteryyden, symmetrian ja energiankulutuksen kannalta. Koska opinnäytetyössämme pyrimme arvioimaan kävelyn kautta polvinivelen vaikutusta asiakkaan fyysisen toimintakykyyn, voimme päätellä asiakkaan fyysisen toimintakyvyn parantuneen Rheo Knee 3:n avulla. Näillä perusteilla arvioimme sen olevan mielestämme paras vaihtoehto asiakkaallemme. Tämä oli havaittavissa myös asiakkaan subjektiivisessa arviossa, kun kyselylomakkeen numeraalisista arvioitavista kysymyksistä laskettiin keskiarvo. On siis todettava testitulosten ja asiakkaan subjektiivisen mielipiteen olevan yhtenevät.

9 Pohdinta

Oma mielenkiintomme aiheeseen ja halumme kehittyä ammatillisessa mielessä säilyi koko opinnäytetyöprosessin ajan. Tämä lisäsi tietynlaista itsekriittisyyttä opinnäytetyön tekemiseen, joka näkyi esimerkiksi tulosten analysoinnissa. Halusimme ymmärtää mitä ne kertovat meille, ymmärrämmekö tulokset oikein ja mitä niistä voi päätellä. Uskomme, että pystyimme analysoimaan tuloksia objektiivisesti ja ennen kaikkea selvittämään testeistä saamiemme tuloksien perusteella, mikä valitsemistamme polvinivelistä on paras asiakkaallemme sekä miten ne vaikuttavat osaltaan asiakkaan fyysiseen toimintakykyyn.

Parhaiten näkemyksemme mukaan opinnäytetyömme vaikutusta asiakkaan fyysiseen toimintakykyyn kuvaa hänen kommenttinsa kyselylomakkeessa, missä hän kertoi ottaneensa Rheo knee 3 -polvinivelellä juoksuaskelia ensimmäistä kertaa 17 vuoteen. Asiakkaamme oli opinnäytetyömme kannalta muutenkin loistava. Hän sitoutui varauksetta testijaksoihin ja niiden vaatimiin aikatauluihin. Yksi suurimmista peloista toteutuksen kannalta olikin se, että asiakas ei jaksaisi tai halua suorittaa testijaksoja loppuun.

Näkemyksemme mukaan opinnäytetyön tekeminen auttoi saavuttamaan sille asetetun henkilökohtaisen tavoitteen, joka oli oma ammatillinen kehittymisemme. Testeistä saadut tulokset osoittavat, että asiakas pystyi suoriutumaan testijaksoista ja -päivistä valitsemillamme polvinivelillä, vaikka niissä tarkoituksellisesti haettiin eroja toimintaperiaatteissa vertailun vuoksi. Lisäksi testien ja kyselylomakkeen tekeminen opettivat meitä arvioimaan asiakasta ja hänen tarpeitaan oikeiden proteesikomponenttien valinnassa.

Teoreettisen viitekehyksen luomiseksi tutkittiin useita proteesinkäyttäjille tehtyjä tutkimuksia. Niistä oli havaittavissa, että mikroprosessoripolvinivelellä asiakkaat suoriutuvat yleensä paremmin tehdyissä testeissä. Tältä osin emme yllättyneet tuloksista. Opinnäytetyön tarkoituksena oli kuitenkin saada laajempi kuva asiakkaan fyysisestä toimintakyvystä erilaisten kävelytestien kautta, kun taas lukemissamme tutkimuksissa keskityttiin tiettyyn kävelyn osa-alueeseen, kuten energiankulutukseen.

Apuvälineteknikon näkökulmasta jokainen asiakas on case-asiakas. Tarkoitamme tällä sitä, etteivät proteesinkäyttäjät ole yleistettävissä, vaan jokaiselle asiakkaalle on tehtävä proteesikomponenttivalinnat juuri hänen toimintakykynsä mukaisesti. Kävelytesteistä, tai yleisesti testeistä saatava tieto ei kerro yksinään kaikkea, vaan asiakasta täytyy myös

kuunnella. Apuvälineteknikon ja asiakkaan välinen asiakassuhde on parhaimmillaan läheinen ja pitkäaikainen. Asiakkaalta tarvitaan jatkuvaa palautetta muuttuvan toimintakyvyn määrittämiseksi. Kanssakäyminen apuvälineteknikon ja asiakkaan välillä onkin merkittävässä roolissa parhaan palvelun tuottamiseksi asiakkaalle. Tämän vuoksi halusimme ottaa asiakkaan subjektiivisen näkökulman osaksi opinnäytetyötämme.

Työharjoittelujaksoilla havaitsimme proteesinvalmistajan, kuten esimerkiksi apuvälineteknikon tai proteesimestarin ammattitaidon ja -etiikan merkityksen proteesikomponenttivalinnoissa. Apuvälineteknikko joutuu valintoja tehdessään luottamaan vahvasti omaan ammattitaitoonsa. Ammattitaitoa on hankala käyttää perusteena maksajatahoille, vaikka se antaisikin oikean tuloksen asiakkaan proteeseissa käytettäviin komponentteihin. Havaintojemme mukaan esimerkiksi kalliiden mikroprosessori polvinivelten kohdalla maksajatahot eivät ole halukkaita myöntämään maksusitoumuksia niiden hankkimiseksi ilman hyviä perusteita.

Toistaiseksi ei ole käytettävissä yleistä työkalua tai testiä, jonka avulla komponenttivalintoja voitaisiin tehdä. Standardoidun testausmenettelyn puute osaltaan vaikeuttaa valinnan merkityksen perustelemista esimerkiksi maksajatahoille. Työelämässä ei ole resursseja saman mittakaavan testausasetelman käyttöön, jota olemme käyttäneet opinnäytetyössämme. Toivoisimme, että opinnäytetyöstä saisi viitteitä tällaisen työkalun kehittämiseksi tai ainakin sellaisen tarpeellisuuteen.

Lähteet

Ahonen, Jarmo – Sandström, Marita 2011. Liikkuva ihminen. Aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. Lahti: VK-kustannus Oy.

Allyn, Katheryn J. – Buell, Noelle C. – Hafner, Brian J. – Smith, Douglas G. – Willingham, Laura L. 2007. Evaluation of Function, Performance, and Preference as Transfemoral Amputees Transition From Mechanical to Microprocessor Control of the Prosthetic Knee. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88 (2). 207–217. Verkkodokumentti. <<http://www.sciencedirect.com.ezproxy.metropolia.fi/science/article/pii/S0003999306014808?np=y>>. Luettu 16.10.2015

Bamberg S.J.M. – Carson, R.J. – Dyer, P.S. – Foreman, Bo K. – Webster, J.B. – Yang, L. 2012. Utilization of a lower extremity ambulatory feedback system to reduce gait asymmetry in transtibial amputation gait. *Gait & Posture* 36 (3). 631–634. Verkkodokumentti. <<http://www.sciencedirect.com.ezproxy.metropolia.fi/science/article/pii/S0966636212001257?np=y>>. Luettu 16.10.2015.

Berdan, Jeffery – Godfrey, Bradeigh – Engelen, Robert – Rosenbaum-Chou, Teri 2014. Developing a reference K-level for comparison to clinically feasible K-level assessments. *American academy of orthotists & prosthetists (AAOP)*. Verkkodokumentti. <www.oandp.org/academytoday/2014apr/5.asp>. Luettu 16.10.2015.

Blumentritt, Siegmund – Jarasch, Rolf – Schmalz, Thomas 2002. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait. The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait & Posture* 16 (3). 255–263. Verkkodokumentti. <<http://www.sciencedirect.com.ezproxy.metropolia.fi/science/article/pii/S0966636202000085?np=y>>. Luettu 16.10.2015.

Bowker, John H. – Michael, John W. – Smith, Douglas G. 2004. Atlas of amputations and limb deficiencies. Surgical, prosthetic and rehabilitation principles. Third edition. Illinois: American academy of orthopaedic surgeons.

Burnfield, Judith M. – Perry, Jacquelin 2010. Gait analysis. Normal and pathological function. Second edition. New Jersey: SLACK Inc.

Cifu, David X. – Kaelin, Darryl L. – Kowalske, Karen J. – Lew, Henry L. – Miller, Michelle A. – Ragnarsson, Kristjan T. – Worsowicz, Gregory M. 2015. Braddom's physical medicine and rehabilitation. 5th edition. Philadelphia: Elsevier.

Deathe, Barry – Miller, William C. 2005. The L Test of Functional Mobility: Measurement Properties of a Modified Version of the Timed "Up & Go" Test Designed for People With Lower-Limb Amputations. *Physical Therapy* 85 (7). 626–635. Verkkodokumentti. <<http://ptjournal.apta.org/content/85/7/626.long>>. Luettu 11.4.2015.

Diabetesliitto 2009. Diabeetikon jalkaongelmien ennaltaehkäisy ja hyvä hoito säästävät amputaatioilta. Poutapilvi web design. Verkkodokumentti. <<http://www.diabetes.fi/diabetesliitto/ajankohtaista/piilosivut/jalkahoitotiedote>>. Luettu 13.10.2015.

Fross, Natalie – Kapp, Susan – Stevens, Phil 2009. Clinically Relevant Outcome Measures in Orthotics and Prosthetics. *The Academy today* 5 (1). Verkkodokumentti. <<http://www.oandp.org/academytoday/2009feb/2.asp>>. Luettu 16.10.2016

Huittinen, Veli Matti – Solonen A, Kauko 1992. Amputaatiot ja Proteesit. Helsinki: Proteesissäitiö.

Jorge, Milagros – Lusardi, Michelle M. – Nielsen, Caroline C. 2013. Orthotics & Prosthetics in rehabilitation 3rd edition. Missouri: Elsevier Saunders.

Jung, Sang Woo – Lee, Kyoung Jin – Lee, Myung Mo – Shin, Doo Chul – Shin, Seung Ho – Song, Chang Ho 2014. Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the OPTOGait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. *Journal of Physical Therapy Science*. 26 (1). 81–85. Verkko-dokumentti. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3927048/>>. Luettu 1.10.2015.

Kauranen, Kari – Nurkka, Niina 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro 166. Liikuntatieteellinen seura ry.

Kauranen, Kari 2011. Motoriikan säätely ja motorinen oppiminen. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro 167. Liikuntatieteellinen seura ry.

Kettunen, Reetta – Kähäri-Wiik, Kaija – Vuori-Kemilä, Anne – Ihalainen, Jarmo 2009. Kuntoutumisen mahdollisuudet. Helsinki: WSOYpro Oy.

Krasniqi, Blerim – Krasniqi, Valbona – Murtezani, Ardiana – Orovcaneq, Nikola – Rama, Bukurije – Vllasolli, Teuta Osmani – Zafirova, Beti 2015. Physiological Cost Index and Comfort Walking Speed in Two Level Lower Limb Amputees Having No Vascular Disease. *Acta inform med*. 23 (1). 12–17. Verkkodokumentti. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4384862/>>. Luettu 7.10.2015.

Lipfert, Susanne W. – Meier-Gratz, Christine – Schaarschmidt, Margrit – Scholle, Hans-Christoph – Seyfarth, Andre 2012. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Human Movement Science* 31 (4). 907–917. Verkkodokumentti. <<http://www.sciencedirect.com.ezproxy.metropolia.fi/science/article/pii/S016794571100162X?np=y>>. Luettu 16.10.2015.

May, Bella J. 2002. Amputations and Prosthetics. A Case Study Approach. Second edition. Philadelphia: F.A. Davis Company.

Michael, John W. – Shurr, Donald G. 2002. Prosthetics and orthotics. Second edition. New Jersey: Pearson education Inc.

OptoGait 2012. What is OptoGait. Microgate Corporation. Verkkodokumentti. <<http://www.optogait.com/What-is-OptoGait>>. Luettu 4.5.2015.

Puusniekka, Anna – Saaranen-Kauppinen, Anita. 2006. Tapaustutkimus. KvaliMOTV Menetelmäopetuksen tietovaranto. Verkkodokumentti. <http://www.fsd.uta.fi/menetelmaopetus/kvali/L5_5.html>. Luettu 10.11.2015.

Terveyden ja hyvinvoinnin laitos 2014. Toimintakyvyn ulottuvuudet. Verkkodokumentti. <<https://www.thl.fi/fi/web/toimintakyky/mita-toimintakyky-on/toimintakyvyn-ulottuvuudet>>. Luettu 23.3.2015.

Seymour, Ron 2002. Prosthetics and orthotics. Lower limb and spinal. Maryland: Lippincott Williams & Wilkins.

Sosiaali- ja terveysministeriö 2010. Sosiaali- ja terveysministeriön selvityksiä 2010: 31 yhtenäiset kiireettömän hoidon perusteet. Helsinki: Sosiaali- ja terveysministeriö. Verkko-dokumentti. <www.epshp.fi/files/3050/get_file.pdf>. Luettu 13.11.2015.

Whittle, Michael W. 2002. Gait analysis. An introduction. Third edition. Great Britain: Reed educational and Professional publishing Ltd.

Össur 2015. Össur prosthetic solutions. Proteesikuvasto. Tuotekuvasto.

360 Orthotics&Prosthetics 2009. Transfemoral suspension systems. 360 O&P. Verkko-dokumentti. <<http://www.360oandp.com/Prosthetics-101-Transfemoral-Suspension-Systems.aspx>>. Luettu 15.10.2015.

Liite 1. Kyselylomake

(Malli asiakkaalle testijaksojen jälkeen annetusta kyselylomakkeesta)

Proteesipolvinivelten testijaksopalaute**Total Knee-polvinivel****Miten hyvin Total Knee toimi mielestäsi?**

Ympyröi mielestäsi sopivin vaihtoehto (1= erittäin huonosti, 2=huonosti, 3=kohtalaisesti, 4=hyvin, 5=erinomaisesti).

Kotona	1	2	3	4	5
Työssä	1	2	3	4	5
Harrastuksissa	1	2	3	4	5

Miten selvisit alla olevista päivittäisistä toimista kyseisellä polvinivelellä?

Ympyröi mielestäsi sopivin vaihtoehto (1= erittäin huonosti, 2=huonosti, 3=kohtalaisesti, 4=hyvin, 5=erinomaisesti).

Istuutuminen	1	2	3	4	5
Ylämäessä käveleminen	1	2	3	4	5
Alamäessä käveleminen	1	2	3	4	5
Porraskävely	1	2	3	4	5
Nopea kävely	1	2	3	4	5
Hidas kävely	1	2	3	4	5
Kävelynopeuden muutokset	1	2	3	4	5
Maastokävely	1	2	3	4	5
Lisäpainon kanssa käveleminen (Esim. kauppakassi)	1	2	3	4	5
Autoon meneminen	1	2	3	4	5
Autosta nouseminen	1	2	3	4	5

Mitä hyvää/huonoa Total Knee:ssä oli mielestäsi?

Miten hyvin kävelit mielestäsi Total Knee:llä?

Tapahtuiko kävelyssä mielestäsi edistystä testijakson edetessä? Mitä?

Mauch-polvinivel**Miten hyvin Mauch toimi mielestäsi?**

Ympyröi mielestäsi sopivin vaihtoehto (1= erittäin huonosti, 2=huonosti, 3=kohtalaisesti, 4=hyvin, 5=erinomaisesti).

Kotona	1	2	3	4	5
Työssä	1	2	3	4	5
Harrastuksissa	1	2	3	4	5

Miten selvisit alla olevista päivittäisistä toimista kyseisellä polvinivelellä?

Ympyröi mielestäsi sopivin vaihtoehto (1= erittäin huonosti, 2=huonosti, 3=kohtalaisesti, 4=hyvin, 5=erinomaisesti).

Istuutuminen	1	2	3	4	5
Ylämäessä käveleminen	1	2	3	4	5
Alamäessä käveleminen	1	2	3	4	5
Porraskävely	1	2	3	4	5
Nopea kävely	1	2	3	4	5
Hidas kävely	1	2	3	4	5
Kävelynopeuden muutokset	1	2	3	4	5
Maastokävely	1	2	3	4	5
Lisäpainon kanssa käveleminen (Esim. kauppakassi)	1	2	3	4	5
Autoon meneminen	1	2	3	4	5
Autosta nouseminen	1	2	3	4	5

Mitä hyvää/huonoa Mauch:ssa oli mielestäsi?

Miten hyvin kävelit mielestäsi Mauch:lla?

Tapahtuiko kävelyssä mielestäsi edistystä testijakson edetessä? Mitä?

Rheo 3-polvinivel**Miten hyvin Rheo 3 toimi mielestäsi?**

Ympyröi mielestäsi sopivin vaihtoehto (1= erittäin huonosti, 2=huonosti, 3=kohtalaisesti, 4=hyvin, 5=erinomaisesti).

Kotona	1	2	3	4	5
Työssä	1	2	3	4	5
Harrastuksissa	1	2	3	4	5

Miten selvisit alla olevista päivittäisistä toimista kyseisellä polvinivelellä?

Ympyröi mielestäsi sopivin vaihtoehto (1= erittäin huonosti, 2=huonosti, 3=kohtalaisesti, 4=hyvin, 5=erinomaisesti).

Istuutuminen	1	2	3	4	5
Ylämäessä käveleminen	1	2	3	4	5
Alamäessä käveleminen	1	2	3	4	5
Porraskävely	1	2	3	4	5
Nopea kävely	1	2	3	4	5
Hidas kävely	1	2	3	4	5
Kävelynopeuden muutokset	1	2	3	4	5
Maastokävely	1	2	3	4	5
Lisäpainon kanssa käveleminen (Esim. kauppakassi)	1	2	3	4	5
Autoon meneminen	1	2	3	4	5
Autosta nouseminen	1	2	3	4	5

Mitä hyvää/huonoa Rheo 3:ssa oli mielestäsi?

Miten hyvin kävelit mielestäsi Rheo 3:lla?

Tapahtuiko kävelyssä mielestäsi edistystä testijakson edetessä? Mitä?

**Tunsitko olevasi aktiivisempi joillain kolmesta käyttämästäsi polvinivelestä?
(Esim. työssäsi tai harrastuksissa?)**

Minkä polvinivelen itse valitsisit? Miksi?

Millaiseksi koit kävelytestit ja testijaksot? (Esim. rasittavuus/aikataulu/vaativuus)

Miten suoriuduimme mielestäsi testijaksojen järjestämisessä?

Liite 2. Asiakkaan perustietolomake

(Malli asiakkaalle annetusta perustietolomakkeesta)

Asiakkaan perustietolomake

Ikä?

Paino?

Milloin amputoitu, mistä syystä?

Millainen amputaatio?

Mitä lihaksia jäljellä tyngässä?

Onko oikeassa jalassa lihasheikkoutta tai muuta normaalista poikkeavaa?

Muita muutoksia amputaatiosta johtuen esim. selässä?

Kärsitkö hermosäryistä?

Onko perussairauksia esimerkiksi diabetes?

Onko jatkuvaa lääkitystä?

Missä työskentelet ja mitä harrastat?

Kuinka paljon kävelet päivittäin (kilometreissä)?

palauta täytetty lomake sähköpostiosoitteeseen: pasi.harju@metropolia.fi tai christer.lindqvist@metropolia.fi

Kiitos!

Liite 3. Tietojenkäyttösopimus asiakas

(Malli asiakkaalle annetusta tietojenkäyttösopimuksesta)

Tietojenkäyttösopimus

Annan suostumukseni, että antamiani ja kyselylomakkeessa esiintyviä tietoja saa käyttää Metropolian Ammattikorkeakoulun apuvälinetekniikan opinnäytetyön aineistona. Opinnäytetyön alustava otsikko on Proteesipolvinivelen valinta, Valinnan vaikutus asiakkaan fyysiseen toimintakykyyn. Opinnäytetyön tavoitteellinen valmistumisaika on joulukuussa 2015, jolloin se julkaistaan ja tallennetaan Theseus-opinnäytetyötietokantaan.

Nimeni saa esiintyä opinnäytetyössä

Kyselylomakkeessa antamiani tietoja saa käyttää opinnäytetyön aineistona

____/____2015 Helsinki

Allekirjoitus ja nimenselvennys

Liite 4. Tietojenkäytösopimus Össur (information usage agreement)

(Malli Össurille annetusta tietojenkäytösopimuksesta)

Information usage agreement

We give our consent, that company name, product information from internet and catalogs, along with given information and pictures taken during making of the thesis are allowed to be used as material for Metropolia university of applied sciences degree programme of prosthetics and orthotics thesis. The preliminary title of the thesis is Choosing the prosthetic knee joint, and effect of choice to user's physical ability to function. Goal to complete the thesis is in December 2015, when it is published and added to the The-seus thesis database.

Our company name is allowed to be used in thesis

Our given information, pictures and etc. is allowed to be used as material for thesis

____/____2015 Helsinki

Signature of representative of the company

Liite 5. Tietojenkäytösopimus Suomen proteesipalvelu Oy

(Malli Suomen proteesipalvelu Oy:lle annetusta tietojenkäytösopimuksesta)

Tietojenkäytösopimus

Annamme suostumuksemme, että yrityksemme nimeä ja antamiamme tietoja saa käyttää Metropolian Ammattikorkeakoulun apuvälinetekniikan opinnäytetyön aineistona. Opinnäytetyön alustava otsikko on Proteesipolvinivelen valinta, Valinnan vaikutus asiakkaan fyysiseen toimintakykyyn. Opinnäytetyön tavoitteellinen valmistumisaika on joulukuussa 2015, jolloin se julkaistaan ja tallennetaan Theseus-opinnäytetyötietokantaan.

Yrityksemme nimi saa esiintyä opinnäytetyössä

Antamiamme tietoja saa käyttää opinnäytetyön aineistona

____/____2015 Helsinki

Yrityksen edustajan allekirjoitus ja nimenselvennys
