

# **Reisiamputoidun proteesikävelyn edistymisen seuranta**

**Lomake fysioterapeutin ja apuvälineteknikon väliseen  
yhteistyöhön**

Ida Liukkala

Opinnäytetyö  
Kesäkuu 2016  
Sosiaali-, terveys- ja liikunta-ala  
Fysioterapeutti (AMK)

Tekijä(t) Liukkala, Ida	Julkaisun laji Opinnäytetyö, AMK	Päivämäärä Kesäkuu 2016
	Sivumäärä 51	Julkaisun kieli Suomi
		Verkojulkaisulupa myönnetty: x
Työn nimi <b>Reisiamputoitujen proteesikävelyn edistymisen seuranta</b> Lomake fysioterapeutin ja apuvälineteknikon väliseen yhteistyöhön		
Tutkinto-ohjelma Fysioterapia (AMK)		
Työn ohjaaja(t) Pirjo Mäki-Natunen		
Toimeksiantaja(t) Respecta Oy		
Tiivistelmä <p>Alaraaja-amputaatioiden syitä on monia. Suomessa alaraaja-amputaatioita tehdään erityisesti verisuonitautiperäisten syiden takia ikääntyneille henkilöille. Ikääntyvien määrän kasvaessa alaraaja-amputoitujen määrä tulee nousemaan. Protetisointi ja siihen liittyvä kuntoutus on kallis kokonaisuus, minkä takia panostetaan onnistuneeseen proteesin käyttöön. Proteesin tuoma kävelykyky luo kuntoutujalle itsenäisyyttä ja mahdollisuuden osallistua ja toimia yhteisössä mahdollisimman esteettömästi.</p> <p>Opinnäytetyö oli rakenteeltaan tutkimuksellista kehittämistoimintaa. Se pohjautui toimeksiantajan, Respecta Oy:n havaitsemaan ongelmaan fysioterapeuttien ja apuvälineteknikoiden amputoitujen proteesikävelyn kuntoutuksen yhteistyössä. Ongelman ratkaisuksi kehitettiin kuntoutuksen seurannan arviointilomake.</p> <p>Opinnäytetyön tavoitteena oli parantaa fysioterapeuttien ja apuvälineteknikoiden yhteistyötä ja tätä kautta tehdä amputoitujen kävelyn kuntoutuksesta sujuvampaa ja laadukkaampaa. Työ rajattiin koskemaan reisiamputoituja, koska sillä ryhmällä on sääriamputoituja enemmän haasteita kävelyn opettelussa. Työssä käsiteltiin tasaisella alustalla kävelyä.</p> <p>Arviointilomakkeen taustalle tehtiin kirjallisuuskatsaus proteesikävelyn ongelmista ja niiden syistä sekä kävelyn biomekaniikan eri osa-alueista ja niiden vaikutuksesta proteesikävelyyh. Kirjallisuuskatsauksen tulokset kerättiin taulukkoon, jonka pohjalta luotiin lyhyt ja helpokäyttöinen arviointilomake. Arviointilomakkeen sisältöä täydennettiin toimeksiantajan kommenttien perusteella vastaamaan työelämän tarvetta.</p>		
Avainsanat ( <a href="#">asiasanat</a> )  Amputaatio, proteesit, kävely, kuntoutus		
Muut tiedot		

Author(s) Liukkala, Ida	Type of publication Bachelor's thesis	Date June 2016 Language of publication: Finnish
	Number of pages 51	Permission for web publication: x
Title of publication <b>The follow-up of the progress of transfemoral amputees' prosthetic gait.</b> A form for the cooperation of physiotherapist and assistive technology technician.		
Degree programme Degree Programme in Physiotherapy		
Supervisor(s) Mäki-Natunen, Pirjo		
Assigned by Respecta Oy		
Description  <p>There are many reasons for performing a lower-limb amputation. In Finland vascular reasons are the main cause for an amputation process. Because of this, lower-limb amputees are mostly elderly people. Since the number of the older population is increasing, this may lead to an increased number of amputees. Making a prosthesis for an amputee is an expensive operation, which is why it is hoped that the related rehabilitation would result in a walking amputee. The ability to walk also increases the amputees' independence and social participation.</p> <p>The thesis was a research-based development project. It was based on a problem identified by the assigning company, Respecta Oy. The problem was related to the cooperation between physiotherapists and assistive technology technicians in the rehabilitation process of lower leg amputees' prosthetic walking. In order to solve this problem, an assessment form was created.</p> <p>The objective of the thesis was to improve the cooperation between the physiotherapist and technicians. This was hoped to make the rehabilitation of lower leg amputees more expedient and more effective. The topic of the thesis was limited to the transfemoral amputees since they have more problems with rehabilitation than the transtibial amputees. Prosthetic walking was limited to walking on level ground.</p> <p>The assessment form was based on a literature review about the problems in prosthetic walking and the reasons for those problems and biomechanics of walking and how they affect prosthetic walking. The results of the review were collected into a chart based on which a short and easy-to-use assessment form. The content of the form was complemented to better meet the needs of working life based on the comments of Respecta Oy.</p>		
Keywords/tags ( <a href="#">subjects</a> )  Amputation, prostheses, walking, rehabilitation		
Miscellaneous		

## Sisältö

1	Johdanto.....	4
2	Työn toteutus .....	6
	2.1 Metodin valinta ja kuvaus .....	7
	2.2 Tiedonhaku ja luotettavuuden arviointi.....	10
3	Reisiamputoitujen kuntoutus.....	14
	3.1 Onnistuneen protetisoinnin edellytykset.....	16
	3.2 Reisiroteesit.....	18
4	Kävelyn biomekaaniset osatekijät ja reisiamputoidun proteesikävelyn vaikutus niihin.....	21
	4.1 Kävelyn vaiheet .....	21
	4.2 Tasapaino.....	22
	4.3 Symmetria .....	24
	4.4 Energian kulutus .....	25
	4.5 Lihasvoima ja nivelliikkuvuus .....	27
5	Reisiamputoidun proteesikävely ja sen ongelmat .....	28
	5.1 Alkukontaktivaihe.....	30
	5.2 Keskitukivaihe.....	33
	5.3 Pääöstukivaihe .....	36
	5.4 Esiheilahdusvaihe .....	38
	5.5 Alkuheilahdusvaihe .....	39
	5.6 Keskiheilahdusvaihe .....	40
	5.7 Loppuheilahdusvaihe .....	40
6	Arviointilomakkeen työstäminen ja käyttö.....	43
7	Pohdinta .....	46
	Lähteet.....	52
	Liitteet .....	56
	Liite 1. Reisiamputoidun proteesikävelyn arviointitaulukko.....	56

Liite 2.	Koonti kirjallisuuskatsauksen lähteistä .....	61
Liite 3.	Reisiamputoidun proteesikävelyn arviointilomake.....	62

## Kuviot

Kuvio 1. Projektimallin lineaarinen eteneminen.....	7
Kuvio 2. Arviointilomakkeen työstäminen. ....	9
Kuvio 3. Hakutulosten arviointi.....	14

## Kuvat

Kuva 1. Reisiroteesi. ....	20
Kuva 2. MOBIS, kuntoutuksen pisteytystaulukko. ....	45

## Taulukot

Taulukko 1. Alkukontaktivaihe (kts. luku 5.1) .....	56
Taulukko 2. Keskitukivaihe (kts. luku 5.2) .....	57
Taulukko 3. Päätöstukivaihe/Esiheilahdusvaihe (kts. luku 5.3) .....	58
Taulukko 4. Heilahdusvaihe (kts. luku 5.7).....	58
Taulukko 5. Muut ongelmat .....	59
Taulukko 6. Kirjallisuuskatsauksen haun kautta löydettyt artikkelit.....	61
Taulukko 7. Kirjallisuuskatsausaun ulkopuolelta mukaan otetut lähteet.....	62

# 1 Johdanto

Magee (2008. 1013) määrittelee amputaation raajan, raajan osan tai muun ulkone-man poistoksi. Poistettua raajaa tai sen osaa korvaamaan tehdään amputoiduille proteeseja, joilla pyritään tuomaan takaisin mahdollisimman hyvä toimintakyky. Syitä alaraaja-amputaation tekemiseen on olemassa useita, Suomessa yleisimpiä ovat verisuonitaudit ja diabetes, jotka ovat syynä noin 80%:ssa tapauksista (Määttänen & Pohjalainen 2009). Suomessa aikuisväestöstä diabetesta sairastaa 10 %, joista 15 %:lle tulee jalkahaava ja näistä noin neljännes johtaa amputaatioon (Ikonen 2011. 1519-20). Etelä-Suomessa alaraaja-amputaatioiden esiintyvyys oli vuonna 2000 noin 1,35 tapausta 10 000 asukasta kohden. Tähän lukuun on laskettu nilkan yläpuoliset, suuret amputaatiot. (Määttänen & Pohjalainen 2006) Maailmanlaajuisesti amputaatioita esiintyy 1,2-4,4 tapausta 10 000 henkeä kohden riippuen tutkittavasta maasta. (Sansam, O'Connor, Neumann & Bhakta 2012.) Alaraaja-amputaatiot vähenivät parantuneen verisuonikirurgian ansiosta vuoteen 2006 saakka (Määttänen & Pohjalainen 2006). Tämän jälkeen on kuitenkin ollut havaittavissa etenkin reisiamputaatioiden määrän kasvua, mikä yhdistettynä ikärakenteen muutokseen ja iäkkään väestön osan kasvuun tarkoittanee sitä, että amputaatiomäärät kasvavat edelleen jatkossa. (Salmi 2014. 28)

Alaraaja-amputoidun protetisointi on kallis toimenpide, jossa kunkin proteesin osat ja sen tekemiseen liittyvä työ maksavat tuhansia euroja per valmistettu proteesi (Salmi 2014. 31-47) Onkin tärkeää, että tehdyt proteesit päätyvät käyttöön, ei vain korkeiden kustannusten takia, mutta myös siksi, että kävely on yksi tärkeimmistä itsenäisyyteen vaikuttavista tekijöistä (Sagawa ym. 2010). Tähän pyritään amputaatiopotilaiden kuntoutuksella, jota tehdään leikkauksesta proteesin käytön opetteluun saakka (Piitulainen & Ylinen 2014).

Opinnäytetyöni toimeksiantajana toimii Respecta Oy:n Jyväskylän toimipiste. Respecta Oy tuottaa apuvälineisiin perustuvia palveluita, jotka tähtäävät asiakkaiden elämänlaadun parantamiseen ja itsenäisen selviytymisen mahdollistamiseen (Respecta

2016). Näihin palveluihin kuuluvat mm. proteesit, joita Respectalla tekevät apuvälineteknikot eli proteesimestarit. Reisiamputoitujen protetisointiin kuuluu olennaisesti fysioterapeutin ja proteesimestarin välinen yhteistyö, joka on usein haastavaa, koska he toimivat eri organisaatioissa. Proteesimestari työskentelee yksityisellä ja fysioterapeutti kunnallisella puolella. Työ tehdään fyysisesti eri paikoissa ja kirjaukset asiakkaasta tehdään eri järjestelmiin. Näin ollen kaikki tarvittava tieto ei aina kulkeudu henkilöltä toiselle ja on liiaksikin asiakkaan varassa. Kävelyn ongelmatapauksissa voi näin ollen olla haasteena selvittää, kenen osaamisalueen piiriin ongelman ratkaiseminen kuuluu. Usein kyseessä onkin useamman tekijän yhteisvaikutus, jonka selvittäminen vaatii tiivistä moniammatillista yhteistyötä.

Opinnäytetyön tarkoituksena on vaikuttaa reisiamputoidun ihmisen toimintakykyyn ja itsenäiseen selviytymiseen niin, että kävelykyky saataisiin palautettua mahdollisimman nopeasti ja sujuvasti. Fysioterapeutin ja apuvälineteknikon välille on tarkoitus tuoda lisää mahdollisuuksia yhteistyöhön sitä varten luodun arviointilomakkeen kautta ja kehittää kummankin ammattiryhmän osaamista lisäämällä tietoa toisen ammattiryhmän toiminnasta. Helpottamalla yhteistyötä pyritään saamaan kuntoutuksen sujuvuutta ja tehokkuutta säästäen näin sekä fyysisiä että henkisiä resursseja niin kuntoutujan kuin kuntouttavien ammattihenkilöidenkin osalta. Kuntoutuksen laatua lisäämällä on mahdollista saavuttaa parempia tuloksia proteesikävelyn suhteen. Näin saavutetulla paremmalla toimintakyvyllä on merkitystä yhteiskunnallisesti vähentäessä hoidon- ja avuntarvetta ja näin vapauttamalla resursseja sekä tuomalla paremman vasteen kuntoutukseen jo sijoitetuille resursseille.

Opinnäytetyön tavoitteena on kuvata normaalikävelyn biomekaanisia osa-alueita ja reisiamputoidun proteesikävelyn vaikutusta niihin sekä selvittää tyypillisiä reisiamputoidun kävelyn ongelmia ja niiden syitä. Tämän lisäksi tavoitteena on luoda reisiamputoidun proteesikävelyn arviointilomake helpottamaan fysioterapeutin ja proteesimestarin välistä yhteistyötä ja parantamaan kuntoutuksen laatua. Arviointilomak-



keen tavoitteena on selkeyttää kuntoutuksen yksilöllistä tavoitetta, toimia keskustelualustana kuntoutuksessa mukana olevien asiantuntijoiden välillä sekä helpottaa jatkotoimenpiteiden suunnittelua.

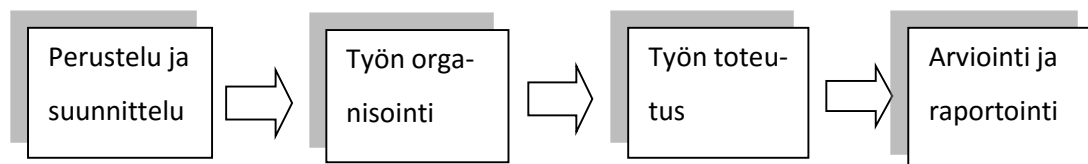
Tässä työssä proteesikävelyllä tarkoitetaan aina reisiamputoidun proteesikävelyä. Työssä käsitellään kävelyä ja sen biomekaanisia osa-alueita sekä normaalikävelyn että proteesikävelyn kannalta. Käsiteltävä kävely on tasaisella ja esteettömällä alustalla kävelemistä, ei esim. porraskävelyä, juoksua tai esteiden ylittämistä/ohittamista. Työ on rakenteeltaan tutkimuksellista kehittämistoimintaa, johon sisältyy tutkimuksellinen kirjallisuuskatsausosio ja siihen pohjautuvan arviointilomakkeen kehittäminen.

## **2 Työn toteutus**

Opinnäytetyön aihealue valittiin kirjoittajan kiinnostuksen pohjalta. Aiheen tarkempi rajautuminen tapahtui toimeksiantajan esittämän tarpeen perusteella heidän havaitsemansa työelämän ongelman ympärille. Toimeksiantaja oli havainnut haasteita amputoitujen proteesikävelyn kuntoutuksessa ja erityisesti yhteistyön sujuvuudessa apuvälineteknikon ja fysioterapeutin välillä. Tähän kehitettiin ratkaisuksi proteesikävelyn arviointilomake. Työ rajattiin reisiamputoituihin, sillä heillä esiintyy enemmän ja haastavampia ongelmia sujuvan proteesikävelyn opettelussa kuin sääriamputoiduilla. Koska tällä työllä pyritään vaikuttamaan käytännön työmenetelmiin, on se rakenteeltaan kehittämistoimintaa ja koska työn pohjalle päädyttiin tekemään kirjallisuuskatsaus reisiamputoitujen proteesikävelyn ongelmista ja niiden syistä, on kyseessä tutkimuksellinen kehittämistoiminta.

## 2.1 Metodien valinta ja kuvaus

Työ on rakenteeltaan tutkimuksellista kehittämistoimintaa, joka etenee lineaarisen projektimallin mukaan (kuvio 1). Työn alkaa kehittämistoiminnan perustelulla ja suunnittelulla, jota seuraa organisointivaihe ja käytännön työn toteutus. Tämän jälkeen työ ja sen vaikutukset arvioidaan ja raportoidaan. Tutkimuksellisessa kehittämissä otetaan varsinaisen kehittämistoiminnan avuksi tutkimuksellisia menetelmiä, jotka lisäävät kehittämistyön käyttökelpoisuutta. (Toikko & Rantanen 2009. 11-159)



Kuvio 1. Projektimallin lineaarinen eteneminen.

Kehittämissä pohjautuu joko havaittuun ongelmaan tai visioon jostakin paremmasta (Toikko & Rantanen 2009. 57). Tässä työssä kehittämistyötä perustellaan toimeksiantajan havaitsemalla yhteistyön haastavuudella proteesikävelyn kuntoutuksen eri ammattilaisten välillä sekä visiolla siitä, kuinka tätä yhteistyötä voisi parantaa. Koska kehittäminen koskee useampaa kuin yhtä ammattiryhmää, on otettava huomioon eri ammattiryhmien mahdollisesti eroavat intressit (Toikko & Rantanen 2009. 44).

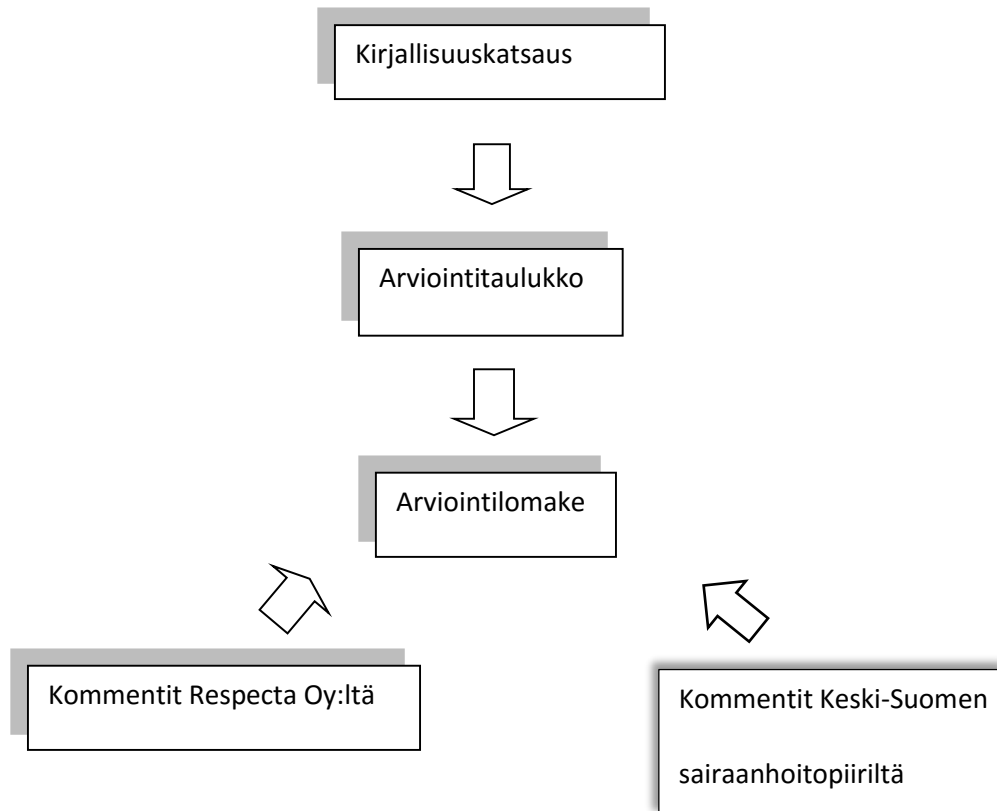
Koska kehittämissä tehdään yhteistyössä toimeksiantajan kanssa, on tärkeää organisoida ja suunnitella toiminta mahdollisimman selkeästi, jotta kaikki osallistujat tietävät omat vastuunsa ja työalueensa. Kun työtä tehdään sosiaalisessa ympäristössä monen ihmisen yhteistyönä, tekee se toteutuksesta tyypillisesti vaikeasti ennakoitavaa ja vaatii tekijöiltään joustavuutta ja tilanteen jatkuvaa uudelleen arviointia. Edelleen, koska kehittämistyötä tehdään arkityön yhteydessä, voi sille olla vaikeaa löytää systemaattisesti aikaa ja eri toimijoiden osallistaminen ja sitouttaminen kehittämistoiminnan tekemiseen voi olla haasteellista. (Toikko & Rantanen 2009. 11-160.)

Tutkimuksellisena osiona tässä työssä on kirjallisuuskatsaus, jolla on haettu tietoa reisiamputoidun proteesikävelyn ominaisuuksista, sen tyypillisistä haasteista ja syistä niihin. Kirjallisuuskatsauksessa kootaan yhteen johonkin tiettyyn aiheeseen liittyviä tutkimuksia, jotta saataisiin kuva siitä, miten paljon ja millaista tietoa kyseisestä aiheesta on jo olemassa (Johansson 2007, 3-5). Kirjallisuuskatsauksen suunnitteluvaiheessa määritellään katsauksen tarve, tutustutaan aikaisempaan aineistoon ja laaditaan tutkimussuunnitelma, joka sisältää muun muassa määritellyt tutkimuskysymykset ja aiheen rajauksen. Silloin määritellään hakutermit ja valitaan tietokannat, joista haku suoritetaan. Lisäksi määritellään sisäänotto- ja poissulkukriteeristöt. (Johansson 2007, 5-7; Axelin & Pudas-Tähkä 2007, 47.) Kirjallisuuskatsauksen tulokset on koottu proteesikävelyn arviointitaulukkoon. Taulukosta löytyy reisiamputoidun proteesikävelyn ongelmat ja niiden syyt.

Varsinainen kehittämistyö on reisiamputoitujen proteesikävelyn arviointilomakkeen suunnittelu ja toteutus. Arviointilomakkeessa on yhdistetty arviointitaulukkoon koottu kirjallisuuskatsauksen tutkimuksellinen tieto ja eri ammattiryhmien kokemustieto (kuvio 2). Lomakkeen on tarkoitus helpottaa kuntoutuksen tarkentamista oikeille osa-alueille, mikä nopeuttaa sekä kävelyn oppimisen prosessia että parantaa lopullisen saavutetun kävelyn laatua vähentämällä mahdollisia haittatekijöitä. Lomaketta tehdessä ei ole voinut turvautua pelkästään tutkimustietoon, sillä se olisi kehittämistyön periaatteiden vastaista. Toikkon ja Rantasen (2009. 159) mukaan kehittämistyöllä ei ole merkitystä, ellei siitä synny jotakin käyttökelpoista. Näin ollen tieteellinen tieto ja kokemustieto ovat yhdenvertaisia (Toikko & Rantanen 2009. 159).

Arviointilomakkeen työstäminen alkoi kokoamalla tietoperustan pohjalta proteesikävelyn arviointitaulukko, johon kirjattiin kaikki lähteissä esiintyneet proteesikävelyn ongelmat ja niiden syyt. Jotta arviointitaulukosta tulisi helppolukuinen ja selkeä, jaettiin proteesikävelyn ongelmat ensin kävelysyklin mukaisesti osioihin. Näiden osioiden sisällä ongelmien syyt jaettiin fysioterapeuttien ja proteesimestareiden työnkuvan

mukaan proteeseista johtuviin syihin ja muihin syihin, joka pitävät sisällään sekä amputoidun fyysiset ominaisuudet että harjoitteluun liittyvät syyt.



Kuvio 2. Arviointilomakkeen työstäminen.

Arviointitaulukko itsessään oli käytettävyyden kannalta liian pitkä, joten kehittämistä jatkettiin edelleen. Tuloksena syntyi lyhyempi arviointilomake, jonka kriteerejä olivat helppo- ja nopeakäyttöisyys sekä selkeys. Lomakkeen pohjaksi siirrettiin arviointitaulukosta poimitut proteesikävelyn ongelmien syyt. Tämän jälkeen lomake annettiin toimeksiantajalle arvioitavaksi ja siihen tehtiin muokkauksia sen mukaan, mitä käytännön työkokemus ja apuvälineteknikoiden hiljainen tieto vaativat. Lomake annettiin tämän lisäksi kommentoitavaksi Keski-Suomen Sairaanhoitopiirin fysiatriille, jotta kokonaisuus vastaisi käytettävyyden osalta molempien kuntoutuksessa mukana olevien tahojen toivetta ja näkemystä. Lopullinen versio etenee Respecta Oy:n markkinoitiosastolle, jossa määritetään arviointilomakkeen ulkoasu. Arviointilomake tullaan esittelemään Keski-Suomen Sairaanhoitopiirin Fysiatrian koulutuksessa syyskuussa 2016, jossa lomake otetaan käyttöön jokaisen fysioterapeutin työkaluksi.

Itse kehittämistyön lisäksi tutkimukselliseen kehittämistoimintaan kuuluu olennaisena osana tehdyn työn arviointi ja saadun tiedon levittäminen (Toikko & Rantanen 2009. 56). Opinnäytetyö kuuluu osaksi toimeksiantajan laajempaa kehittämistyötä. Näin ollen tässä kirjallisessa raportissa ei voida tyhjentävästi arvioida työn onnistumista, sillä projekti on osaltaan vielä kesken. Tässä työssä arvioidaan kirjallisuuskatsausta sekä pinnallisesti lomakkeen onnistumista, mutta varsinainen työn onnistumisen arviointi voidaan suorittaa vasta, kun lomaketta on kokeiltu käytännössä. Kehittämistyön joustava luonne huomioiden tulisi lomaketta kehitellä edelleen ja parantella testaamisen yhteydessä, jotta se vastaisi mahdollisimman hyvin työelämän tarvetta. Uuden työvälineen käyttöönotto ja levittäminen eivät myöskään ole kehittämistyössä itsestäänselvyksiä, vaan niille on varattava oma aikansa ja huomionsa kehittämistyön projektisyklissä (Toikko & Rantanen 2009. 56-62). Nämä ovat toimeksiantajan vastuualueita tämän projektin yhteydessä eivätkä näin ollen kuulu tämän raportin piiriin.

## 2.2 Tiedonhaku ja luotettavuuden arviointi

Kirjallisuuskatsausta tehdessä voidaan sekä tutkimuskysymyksen asettelussa, hyväksymiskriteeristöä luodessa sekä artikkeleita arvioidessa käyttää PICO-formaattia. PICO:ssa otetaan huomioon neljä päätekijää: potilasryhmä tai tutkittava ongelma (P= population/problem of interest), tutkittavat interventiot (I= intervention under investigation), interventioiden vertailut (C= the comparison of interest) ja lopputulokset (O= the Outcomes considered most important in assessing results). Näiden neljän ryhmän avulla voidaan luoda selkeä ja kattava kriteeristö ja kysymyksenasettelu. (Axelin & Pudas-Tähkä 2007, 47.) Hakutermejä valittaessa pyritään löytämään parhaiten tutkimuskysymystä vastaavat yhdistelmät kokeilemalla ensiksi määriteltyjä termejä, etsimällä uusia termejä löytyneistä artikkeleista ja korjaamalla hakutermejä tuloksien mukaan. Hakua laajennetaan tai rajataan käyttämällä hyväksi Boolean operaattoreita eli yhdistelemällä hakutermejä välisanoilla AND, OR tai NOT. (Tähtinen 2007, 23-24)

Tässä kirjallisuuskatsauksessa hain vastauksia kysymyksiin:

- Mitkä normaalikävelyn biomekaaniset osatekijät vaikuttavat reisiamputoidun proteesikävelyyn?
- Millaisia ongelmia reisiamputoidun proteesikävelyssä esiintyy?
- Mistä nämä ongelmat johtuvat?

PICO formaattista saatiin vastaukseksi: P (tässä tapauksessa sekä potilasryhmä että tutkittava ongelma): amputation, prosthesis, prosthetics, walk, gait, ambulation, mobility ja biomechanics. O (lopputulos): adaptation, deviation, deficit, compensation, asymmetry. Kohtia I ja C eli interventioita tai verrattavia interventioita ei tässä katsauksessa käytetty. Hakutermeinä käytettiin edellisiä termejä yhdistettynä Boolean operaattoreilla esim. amputation AND walk OR gait OR ambulation OR mobility AND adaptation OR deviation OR deficit OR compensation OR asymmetry.

Sisäänottokriteereiksi määritettiin seuraavat:

- otsikossa tulee olla mainittuna amputaatio
- jokin kävelyn, sen osa-alueen tai siihen liittyvän toiminnon ulottuvuus
- Artikkelista on koko teksti saatavilla ilmaiseksi
- Artikkelit on suomen tai englanninkielinen.
- Artikkelit on julkaistu vuonna 2000 tai myöhemmin
- Artikkelit joissa aiheena on kävelyä tai muuta mobiiliutta ennustavat tekijät

Poissulkukriteereiksi määritettiin:

- Amputaatio koskee muuta kuin reisiamputaatiota
- Pelkästään eri proteesin osien vertailuun liittyvät artikkelit
- Artikkelit joista ei selviä onko tutkittava populaatio amputaatiokuntoutujia
- Artikkelit, jotka käsittelevät jotakin muuta toiminnallista osa-aluetta kuin tasisella kävelyä, esim. porraskävelyä tai esteiden ylitystä.

Tutkimuskysymyksen, hakutermien ja artikkelien hyväksymiskriteeristöjen selkiytyttyä toteutetaan haku sekä valitaan mukaan otettavat tutkimukset. Haku voidaan suorittaa myös asiantuntijan avustuksella parhaan lopputuloksen saamiseksi. Ihanteellisessa tutkimusasetelmassa tulisi hakuun sisällyttää ns. harmaa kirjallisuus eli julkaisemattomat artikkelit sekä tehdä käsihaku keskeisiin alan julkaisuihin olennaisten artikkeleiden vahingossa pois jäämisen estämiseksi. Käytännössä tämä on kuitenkin haasteellista ja usein resurssien ulkopuolella, kuten myös tässä työssä. Tutkimuksia valitessa käydään läpi ensin otsikot, sitten abstraktit ja lopuksi koko tekstit seuraten hyväksymiskriteeristöjä ja pudottaen epäsovikat tutkimukset pois. (Johansson 2007, 5-7; Axelin & Pudas-Tähkä 2007, 49-52)

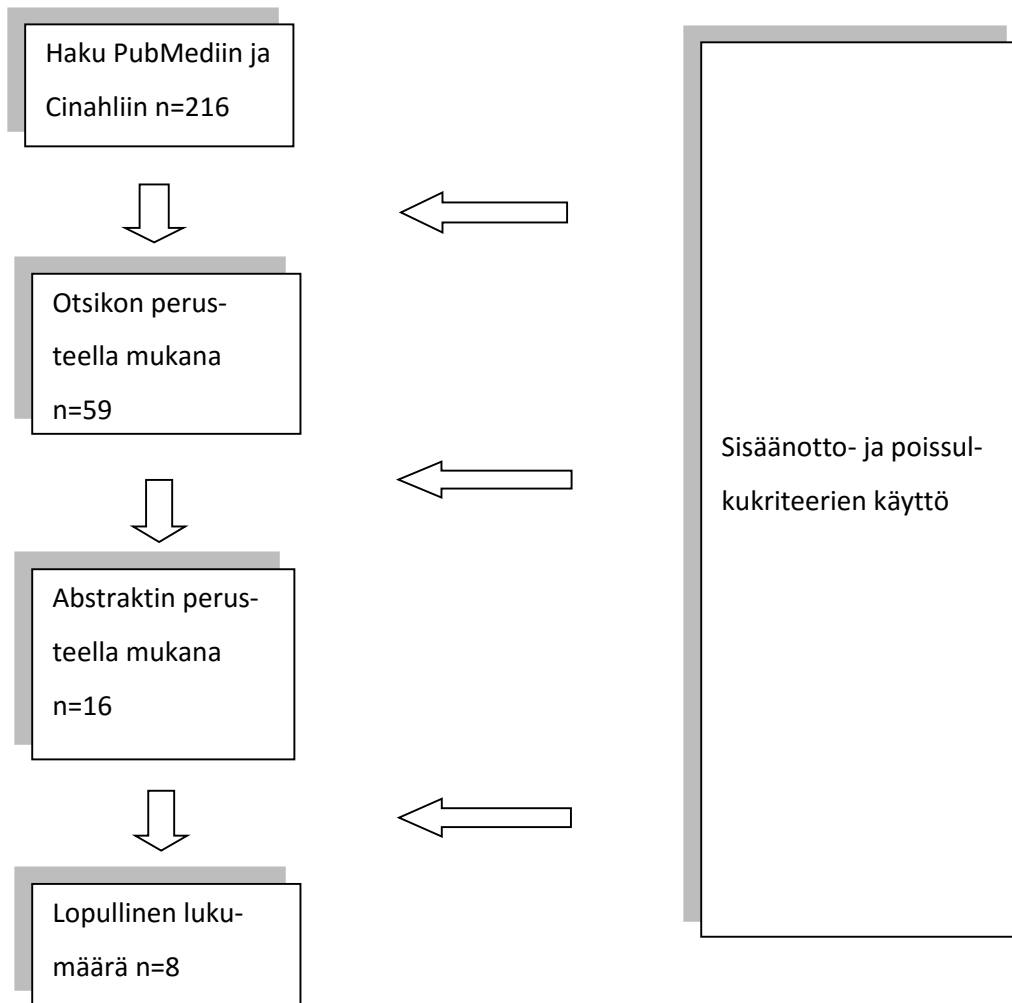
Haut tehtiin kahteen tietokantaan: PubMediin ja Cinahliin. Ensimmäisessä haussa Cinahlista nousi eri hakusanayhdistelmillä vaihtelevasti 30-60 hakuosumaa. Otsikon ja abstraktin perusteella luettavaksi jäi 14 artikkelia. Toinen haku tehtiin sekä PubMed- että Cinahl -tietokantoihin. Artikkeleita löytyi yhteensä 156 kappaletta, joista otsikon perusteella otin näistä tarkasteluun 45. Abstraktin lukemisen jälkeen luettavaksi jäi 14. Yhdistettynä aikaisempaan hakuun, kun kaksoiskappaleet oli poistettu, jäi artikkeleita 16. Tämän jälkeen rajattiin pois vielä ennen vuotta 2000 tehdyt artikkelit, joka jätti 11 artikkelia lopulliseen lukuun. Luvuvaiheessa kolme artikkelia jäi vielä pois, koska sisältö ei vastannut hyväksymiskriteerejä (kuvio 3 ja liite 2, taulukko 6). Hakuja täydennettiin vielä muita opinnäytetöitä ja tekstejä lukiessa löydettyillä asian kannalta olennaisilla artikkeleilla ja kirjallisuudella (liite 2, taulukko 7).

Kirjallisuuskatsauksessa tutkimusten laatu arvioidaan ja niiden tulokset pyritään vetämään yhteen. Arvioinnissa otetaan huomioon, onko tietoa löytynyt riittävästi, ja onko se luotettavaa, sopiiko tieto sille varattuun käyttötarkoitukseen, sekä ovatko tiedonhaku ja tehdyt valinnat olleet tehokkaita. Arvioidaan myös, ovatko työn tavoite ja käytössä olleet resurssit järkevässä suhteessa keskenään. Työn luotettavuutta arvioitaessa on hyvä kiinnittää huomiota myös julkaisuharhaan eli siihen, että positiiviset tulokset julkaistaan herkemmin, kieliharhaan eli siihen, että kielen rajaa-

minen hakuvaiheessa voi jättää pois olennaisia tutkimuksia sekä toistojulkaisun mahdollisuuteen, eli sama tutkimus on voitu julkaista eri julkaisuissa tai eri kielillä, ja saattaa päätyä mukaan katsaukseen useampaan otteeseen. (Johansson 2007, 5-7; Tähtinen 2007, 27.) Tämän työn luotettavuutta ei ole arvioitu tyyppillisten kirjallisuuskatsauksen luotettavuuden arviointimenetelmien kautta, johtuen resurssien puutteesta. Sen sijaan työtä on arvioitu tutkimuksellisen kehittämistyön luotettavuuden arviointimenetelmien avulla.

Tutkimuksellisessa kehittämistyössä luotettavuuden arvioinnin perusteet eroavat hieman perinteisestä tutkimustiedon arvioinnista. Koska tuotettavan tiedon on oltava käytännöllistä, voi aineiston analyysi olla suhteessa tilanteeseen ja tarpeeseen ja tutkimuksellisesta tarkkuudesta on varaa joustaa. (Toikko & Rantanen 2009. 121.) Tämän työn kirjallisuuskatsaus on tehty teemojen mukaan eli se ei ole yhtä tarkka kuin systemaattinen kirjallisuuskatsaus. Tähän päädyttiin, jotta käytettävät resurssit olisivat järkevässä suhteessa työn laajuuteen, mutta myös siksi, että kirjallisuuskatsauksen luotettavuuden vaatimukset eivät täyty, jos tekijöitä on vain yksi. Toikon ja Rantanen (2009. 61) mukaan kehittäjällä on silti velvollisuus pyrkiä luotettaviin tietoihin ja torjua virheellisiä tulkintoja, mikä toteutetaan tekemällä kehittämistyön prosessi mahdollisimman näkyväksi tuoden esiin tasapuolisesti virheet ja onnistumiset sekä prosessin aikana opitut asiat. Tärkeä luotettavuuden osa-alue kehittämistyön yhteydessä on kehittämisprojektin parissa työskennelleiden henkilöiden sitoutuminen ja aktiivisuus projektin toteuttamisen suhteen. (Toikko & Rantanen 2009. 61.) Tämän työn luotettavuutta arvioidaan luvussa 7.





Kuvio 3. Hakutulosten arviointi.

### 3 Reisiamputoitujen kuntoutus

Amputaation tavoitteena on saada aikaiseksi mahdollisimman sopusuhtainen tynkä, jossa on hyvä motorinen kontrolli ja tunto (Magee 2008. 1016). Alaraaja-amputaatiopotilaan kuntoutus voidaan jakaa karkeasti neljään vaiheeseen; leikkausta edeltävään, leikkausvaiheeseen, leikkauksen jälkeiseen ja protetisointiin liittyvään kuntoutukseen. (Alaranta, Kruus-Niemelä & Pohjalainen 2008) Leikkausta edeltävä kuntoutus keskittyy yleiskunnon parantamiseen ja ylläpitämiseen. Neuvonta ja tuki kuuluvat olennaisena osana tähän vaiheeseen. (Alaranta, Anttila, Kyöstiä, Kärkkäinen, Linnakko, Pohjalainen, Railo-Granfelt & Väinölä. 1990. 3-4)

Leikkausvaiheessa amputaatiotaso valitaan tavoitteen mukaan (Piitulainen & Ylinen 2014). Tervettä raajaa pyritään säästämään mahdollisimman paljon ja protetiikan vaatimukset ja edellytykset pyritään ottamaan huomioon (Alaranta ym. 1990, 3; Määttänen & Pohjalainen 2009). Reisiamputaatio on polvinivelen ja lonkkanivelen väliltä tehty raajan katkaisu (May & Lockart 2011. 54). Sääriamputaatio on ensisijainen reisiamputaatioon nähden, sillä liikuntakyky säilyy parempana ja polvinivelen toiminta pysyy normaalina. (Piitulainen & Ylinen 2014). Myös proteesikävelyn oppiminen, raajan asennon hahmottaminen ja koordinaatio helpottuvat ja energiankulutus vähenee verrattaessa sääriamputoitua reisiamputoituun (Alaranta, Kruus-Niemelä & Pohjalainen 2008).

Leikkauksen jälkeen kuntoutukseen kuuluu hengitystä ja verenkiertoa tehostavat harjoitteet, asentohoito, tyngän sitominen ja muotouttaminen, yleiskunnon säilyttäminen, ilmalastaharjoittelu sekä voimistelu, joka sisältää sekä voima- että venyvyysharjoitteita. Tässä vaiheessa opetellaan myös turvallinen siirtyminen sängystä pyörätuoliin ja muiden apuvälineiden käyttö. (Alaranta ym. 1990. 4-12, Piitulainen & Ylinen 2014.) Proteesipoliklinikalle arvioitavaksi potilas pääsee yleensä noin 6 viikon kuluttua leikkauksesta, mikäli hän on voinut jo harjoitella ilmalastan avulla eikä leikkaushaavan paranemisessa ole ilmennyt komplikaatioita. Kävelyyn valmistavat harjoitteet aloitetaan ennen protetisointia nojapuiden tai tasapainon ja lihasvoiman niissä salliessa kyynärsauvojen avulla. Tällöin huomio kohdistetaan erityisesti tyngän liikkeeseen, jotta se vastaisi mahdollisimman normaalia kävelyä. (Piitulainen & Ylinen 2014.)

Parasta tapaa harjoitella kävelyä proteesin kanssa ei ole tutkitusti osoitettu. Kuitenkin spesifi vastuksen kanssa tehty, osaharjoituksista kokonaisuuksiin etenevä harjoittelu tai toiminnallinen harjoittelu, on arvioitu tehokkaammaksi kuin kävelyharjoittelu ilman vastusta tai valvottu kävely. Tuloksia voidaan saada aikaan niin kotiharjoittelun avulla, lyhytaikaisella intensiiviharjoittelulla kuin pitkäkestoisella säännöllisellä harjoittelulla. (Wong, Ehrlich, Ersing, Maroldi, Stevenson & Varca 2014)

Leikkaus ja postoperatiivinen kuntoutus hoidetaan Keski-Suomen sairaanhoitopiirissä keskussairaalassa. Jatkoahoito toteutetaan yksilöllisesti joko keskussairaalassa vuodepotilaiden kohdalla tai terveyskeskuksessa potilaan ollessa kotona. Protetisointivaiheessa tehdään yhteistyötä Keskussairaalan ja Respectan kanssa ja protetisoinnin jälkeinen kuntoutus toteutetaan terveyskeskuksessa. Ensimmäisen vuoden ajan vastuu proteesien maksusitoumuksista ja korjaustöistä kuuluu keskussairaalalle, jolloin järjestetään kontrollikäyntejä neljästi, minkä jälkeen vastuu siirtyy terveyskeskukselle. (Piitulainen & Ylinen 2014.)

### 3.1 Onnistuneen protetisoinnin edellytykset

Onnistuneeseen protetisointiin vaikuttavat monet tekijät. Hyvinä indikaattoreina on pidetty kykyä kävellä ja seistä yhdellä jalalla, yleiskunnon eli VO<sub>2</sub>max tason yli 50% tasolla olemista, riittävää voimaa ja liikkuvuutta sekä ala- että yläraajoissa, riittävän hyvää motorista kyvykkyyttä ennen leikkausta, itsenäisyyttä päivittäistoiminnoissa, lyhyttä aikaa ennen kuntoutuksen aloittamista sekä motivaatiota proteesin hankintaan (Sansam, Neumann, O'Connor & Bhakta 2009; Sansam ym. 2012; Alaranta, Kruus-Niemelä & Pohjalainen 2008; Ylinen & Piitulainen 2014). Hieman huonompaa protetisointitulosta voidaan odottaa, jos amputoitu on iäkäs, nainen, korkean amputaatiotason omaava tai jos amputoidulla on kontraktuuria eli lihaksen lyhenemää tai liiallista lihaskireyttä (Sansam ym. 2012). Lisäksi haastavia tekijöitä on tyngän huono kunto tai kivuliaisuus. (Sansam ym. 2009; Alaranta, Kruus-Niemelä & Pohjalainen 2008; Ylinen & Piitulainen 2014)

Ennen protetisointia amputoidun fyysisiä ominaisuuksia pyritään mittaamaan, jotta voitaisiin arvioida henkilön mahdollisuuksia proteesikävelijänä. Apuvälineiden käyttökykyä ja yleistä fyysistä kuntoa mitataan puristusvoimamittauksella (Terveystieteiden tutkimuskeskus ja hyvinvoinnin laitos 2013a). Puristusvoimaa mitataan JAMAR/SAEHAN -mittareilla (VSSHP 2013. 184). Näistä löytyy ikäryhmiä vastaavat viitearvot ja onkin havaittu,

että heikko puristusvoima kertoo päivittäistoimintojen, fyysisen toimintakyvyn, elämänlaadun ja kognitioiden heikkenemisestä etenkin iäkkäillä ihmisillä (Terveystieteiden tutkimuskeskus 2013b). Koska amputaatiopotilaat ovat potilasryhmänä hyvin monimuotoinen, tulisikin kuntoutujaa verrata mieluummin ikäryhmäänsä kuin muihin amputaatiopotilaisiin.

Reisiamputoidulla on otettava huomioon, että reisiaproteesin käyttö vaatii erityisesti tasapainoa ja lihasvoimaa, jolloin on huomioitava amputoidun sydänsairaudet tai rajallinen hengityskapasiteetti, tasapaino, koordinaatio ja lihasvoima (May 2002). Tasapainoa mitataan esim. ikääntyneille tarkoitettuna TOIMIVA -testistön (2000) tasapainotestin avulla. Testissä pyydetään koehenkilöä seisomaan yhdellä jalalla ja on arvioitu, että terveelle 60-69 vuotiaalle riittää vähintään viiden sekunnin seisomatasapaino. (Hamilas, Hämäläinen, Koivunen, Lähteenmäki, Pajala, Pohjola 2000. 8.) Proteesinkäyttäjillä tarvittava seisomatasapainoaika on oletettavasti pidempi, sillä esim. proteesin pukemiseen vaaditaan yhden jalan tasapainoa.

Kävelyn kannalta reiden lointontajalihasten voiman on todettu olevan erityisen tärkeää. Liikkuvuuden osa-alueelta puolestaan etenkin lonkan kontraktuurat vaikeuttavat kävelyn opettelua. (Piitulainen & Ylinen 2010.) Nivelliikkuvuuden perusmittaukset suoritetaan goniometrimittauksilla ennalta määrättyistä asennoista (Norkin & White 2003. 3-19). Amputoiduilla yleistä fleksiokontraktuuraa arvioidaan esim. Thomasin testillä. Testissä testattava makaa selällään tutkimuspöydällä ja terapeutti nostaa testattavan toisen polven tämän rintaa vasten koukkuun. Jos vastakkainen jalka nousee ilmaan, voidaan mitattavalla todeta olevan fleksiokontraktuura. Kontraktuuran vakavuutta mitataan goniometrimittauksella. (Magee 2008. 692.) Lihasvoimaa mitataan manuaalisella lihastestauksella (MMT), jolloin käytetään mitatessa asteikkoa 0-5. Asteikolla numero 3 tarkoittaa painovoiman voittavaa liikettä, 4 hyvää lihasvoimaa ja 5 normaalia lihasvoimaa. Numerot 0-2 ovat heikon lihasvoiman eri asteita. (Cutter & Kervokian 1999. 2-3.) Proteesikävelyssä oletettavasti pyritään saamaan lihasvoima

mahdollisimman lähelle tasoa 5, jotta kompensatioliikkeiltä välttyttäisiin. Todennäköistä on kuitenkin, että joskus joudutaan tyytymään heikompaankin lihasvoimaan (tasot 3-4).

Fyysisten ominaisuuksien lisäksi myös amputoidun henkiset kyvyt on otettava huomioon. Tutkimukset kognitiivisten kykyjen vaikuttavuudesta onnistuneeseen protetisointiin eivät ole täysin yksimielisiä ja vaativat vielä lisätutkimusta (Sansam ym. 2009). Oppimiskyvyllä ja alkavalla dementialla on kuitenkin Larnerin, Rossin ja Halen (2003) tutkimuksessa todettu olevan enemmän merkitystä kuin ahdistuneisuudella tai masennuksella. Jos dementiaa testatessa todetaan Kendrickin Objekt Learning testin olevan pisteytyksessä 15 tai yli, voidaan olettaa henkilöllä olevan riittävät kognitiiviset kyvyt proteesikävelyn opetteluun silloin, kun tieto yhdistetään kuntoutujan amputaatiotasoon. (Larner ym. 2003.) Protetisoinnin onnistumiseen vaikuttavia muita tekijöitä kuten yleinen sairaalloisuus, amputaation syy, muu terveydentila, motivaatio, BMI ja tupakointi on tutkittu, mutta näyttö on ristiriitaista tai puutteellista (Sansam ym. 2012; Sansam ym. 2009).

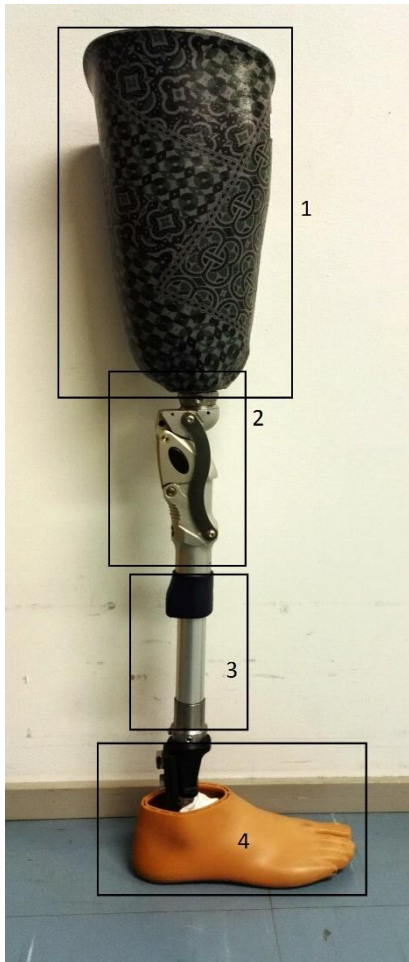
### 3.2 Reisiproteesit

Proteesit kootaan osista ja osat tulisi aina valita käyttäjänsä aktiivisuustason ja tarpeiden mukaan. Erilaisia osia on monenlaisia ja fysioterapeutin olisikin hyvä olla yhteydessä paikalliseen proteesimestariin tietääkseen, mitä osia paikallisesti on käytössä. (May 2002. 60-119) Reisiproteesin kanssa suurin haaste on proteesipolven kontrolloiminen. (May 2002. 176-200; Kauranen & Nurkka 2010. 380-385) Eri polvinivelet vaativat erilaista käyttöä, joten polvimekanismien on oltava tuttuja kävelyä opettavalle henkilölle. Proteesipolven toiminnassa olennaisinta on proteesin oikea linjaus sekä aktiiviset lonkan ja lantion liikeradat (May & Lockard 2011. 126).

Reisiproteesi yksinkertaisimmillaan koostuu holkista, polvinivelestä, modulaarisesta adapterista ja jalkaterästä (kuva 1). Proteesin holkki on kontaktipinta amputaatiotyngän ja proteesin välillä. Sen on tuettava kävelijän paino ja istuttava mahdollisimman hyvin, jotta hankaus holkin ja ihon välillä olisi mahdollisimman pientä. Holkkimalleja on useita ja niiden mallissa vaihtelee holkin seinämien korkeus ja tukipinta. Esim. Qadrilateraalinen holkki on matalampi ja sallii enemmän rotaatio- ja sivuttaisliikettä kuin korkeampi Ischial Containment -holkki. Holkin alla käytetään lineria, joka voi olla esim. tynkäsukka, silikonitai polyuretaanituppi. (May & Lockard 2011. 83-85, 94-95.) Proteesin kiinnitysmenetelmiä on monenlaisia, mm. alipaine-, tappilukko tai KISS-kiinnitys ja ne vaikuttavat holkin rakenteeseen. Alipainekiinnitystä käyttävän holkin kanssa pidetään holkin päälle puettavaa sleeveä, joka varmistaa alipaineen pysymisen holkin ja tyngän välillä.

Polviniveltyyppejä on monia. Ne vaihtelevat yksinkertaisista mekaanisista polviniveleistä hydraulisesti tai paineilman avulla toimiviin polviniveeliin sekä tietokone- eli mikroprosessoripolviin. Polvinivelestä riippuen voidaan proteesiin tehdä säätöjä joko tukivaiheeseen, heilahdusvaiheeseen tai molempiin niin, että kävelystä saadaan mahdollisimman sujuvaa ja turvallista. Riippuen käyttäjän tarpeesta, voidaan polviniveeliin lisätä mm. rotaatio-ominaisuutta. (May & Lockard 2011. 99-100.)

Proteesin jalkaterät vaihtelevat myös suuresti. Niitä on hyvin yksinkertaisista ja melko liikkumattomista malleista (kuten SACH eli solid ankle cushioned heel) yksi- tai kaksi akselisiin malleihin ja edelleen dynaamisiin ja ns. voimanilkkoihin. Mallista riippuen voi nilkka olla jäykkä tai elastinen, joustaa yhden tai kahden akselin suhteen tai varastoida liike-energiaa ja näin auttaa lopputukivaiheen varvastyönnössä. Polviniveltä ja jalkaterää yhdistää metalliputki, jossa olevia kiinnitysosia kutsutaan modulaarisiksi adaptereiksi. Näihin on mahdollista saada joitakin iskunvaimennus- tai rotaatio-ominaisuuksia. (May & Lockard 2011. 85-87, 93.)



Kuva 1. Reisiroteesi.

Proteesin tehnyt ja kuvannut Tiina Salmi, Respecta Oy. 1 = Holkki, 2 = Polvinivel, 3 = modulaarinen adapteri, 4 = jalkaterä.

## 4 Kävelyn biomekaaniset osatekijät ja reisiamputoidun proteesikävelyn vaikutus niihin

Biomekaniikka yhdistää kemian ja fysiikan tietoja anatomian ja fysiologian tuntemukseen ja esimerkiksi liikeanalyysjä voidaan tehdä biomekaniikan pohjalta. Biomekaniikassa katsotaan kehoa ikään kuin konetta ja kiinnitetään huomiota mm. nivelkulmiin, kehosta lähteviin ja siihen kohdistuviin voimiin, lihasten sähköiseen aktivaatioon ja lihasvoimaan. Näin voidaan analysoida erilaisia asentoja, liikkeitä ja liikkumista, kuten kävelyä. Kävelyn analysointi voidaan jakaa kahteen alaryhmään: kvalitatiiviseen eli silmämääräiseen ja kvantitatiiviseen eli tietokoneavusteisesti suoritettavaan analyysiin. (Kauranen & Nurkka 2010. 10-11, 380-385) Silmämääräistä kävelyn analyysia tukemaan on olemassa mm. Tinnetin testi, jonka avulla tarkastellaan kävelyn eri osatekijöitä (VSSHP 2013. 36). Tämän työn arviointilomake on tarkoitettu Tinnetin tavoin silmämääräisen kävelyanalyysin tueksi.

### 4.1 Kävelyn vaiheet

Kaurasen ja Nurkan (2010. 380) määritelmän mukaan kävely on kahden jalan varassa eli bipedaalisesti tapahtuva pääasiallinen liikkumisen ja etenemisen muoto, joka vaatii vain suhteellisen matalan energiankulutuksen. Kävelyn jokaisessa askeleessa toistetaan samoja askeleen perusvaiheita. Tämä sykli jaetaan kahteen vaiheeseen: tukija heilahdusvaiheeseen, jotka voidaan vielä jakaa pienempiin osiin. Yhteensä syklin osia lasketaan olevan seitsemästä kahdeksaan. Tukivaiheeseen kuuluu alkukontakti-, (kuormitusvaste-,) keskituki-, päätöstuki- sekä esiheilahdus- ja heilahdusvaiheeseen alku-, keski- ja loppuheilahdusvaiheet. (Ahonen & Sandström. 2011. 298; Kauranen ja Nurkka 2010. 382-383; Magee 2008. 943)

Kirjallisuudesta riippuen kävelyn eri vaiheita on nimetty hieman eri tavoin. Alkukontaktivaiheesta käytetään myös kantaisku -termiä, kuormitusvasteesta käytetään pai-



nonsiirtovaihetta, päätöstukivaiheesta käytetään kannankohotusvaihetta ja esiheilahduksesta varvastyöntöä. (Ahonen & Sandström. 2011. 298; Kauranen ja Nurkka 2010. 382-383; Magee 2008. 943) Osassa kirjallisuutta esiheilahdusvaihe lasketaan heilahdusvaiheeseen. Tällöin esiheilahdusvaihetta kutsutaan suljetuksi heiluriksi, koska jalka on edelleen kosketuksissa alustaan (Ahonen & Sandström 2011. 298.)

Kävelysykliin kuuluu yksi askelpari eli yksi askel kummallakin jalalla. Kävelysykliä kuvataan 100%:lla ja jokainen kävelyn vaihe vie tietyn prosentuaalisen osuuden kävelysyklistä. Tukivaihe kestää n. 60%:a tästä syklistä ja heilahdusvaihe 40%:a. Kävelysykliä kuvataan myös jaettuna yhden jalan tukivaiheeseen ja kahden jalan tukivaiheeseen eli kaksoistukivaiheeseen. Kaksoistukivaiheeseen kuuluu kävelyn vaiheista alkukontakti-, kuormitusvaste-, ja esiheilahdusvaiheet. Muut vaiheet vastaavasti kuuluvat yhden jalan tukivaiheeseen. (Ahonen & Sandström 2011. 297-298.) Normaalikävelyssä kaksoistukivaiheen osuus on n. 10 % kävelysyklistä (Engstrom & Van de Ven 1999. 116). Reisiroteesilla kävellessä tyypillisesti kävelysyklin kaksoistukivaiheen osuus kasvaa, kun haetaan suurempaa vakautta kävelyn (Curtze, Otten, Hof & Postema 2011). Tämä kuitenkin vaikuttaa suoraan kävelynopeuteen, sillä mitä pidempi kaksoistukivaihe on, sitä hitaampaa kävelystä tulee (Engstrom & Van de Ven 1999. 116).

## 4.2 Tasapaino

Kävely edellyttää sitä, että ihminen kykenee säilyttämään kehon vakauden painovoima huomioon ottaen ja mukautumaan ympäristön luomiin haasteisiin sekä muokkaamaan kävelyä omiin tavoitteisiinsa sopivaksi. Tasapainoisessa asennossa, esim. seistessä pyritään pitämään kehon massakeskipiste eli tasapainopiste, joka sijaitsee keskilinjassa muutaman sentti sisäänpäin ristiluun yläosasta, tukipinnan eli jalkaterien ääriviivojen sisäpuolelle jäävän alueen sisällä. Kävellessä massakeskipiste liikkuu tukipinnan ulkopuolelle ja tasapaino säilytetään viemällä heilahtava jalka eteenpäin ja sivulle suhteessa massakeskipisteeseen. Epävarmalla alustalla ylävartalo jäykistyy ja askelpituus lyhenee, jolla pyritään ennakoivasti estämään kaatumista. (Ahonen &

Sandström 2011. 165-166, 290.) Mitä matalammalla massakeskipiste on, sitä tukevampi on asento. Kävelysyklissä massakeskipiste on matalimmillaan kaksoistukivaiheessa ja korkeimmillaan keskitukivaiheessa. (Engstrom & Van de Ven 1999. 117.) Tämä johtaa proteesikävelyssä siihen, että kaksoistukivaihe pitenee ja proteesipuolen keskitukivaihe lyhenee, kun pyritään vakauttamaan kävelyä.

Reisiproteesin käyttö on tasapainon kannalta haastavaa, jo tyngän anatomian takia. Toisin kuin sääriproteesissa, ei reisiproteesissa voida tukea holkkia tyngän luisiin tukikohtiin, jotka kestävät paremmin painetta, vaan reisiluu on keskellä reisilihaksia. Tämä tekee reisiproteesista epästabiliin sekä sivuttais- että rotaatiosuunnassa. (May 2002. 60-140.) Reisiproteesin käyttö vaatii siis suurempaa tasapainoa ja hallintaa kuin sääriproteesin käyttö tai normaalikävely.

Kävellessä jalkaterien väliin jäävä alue tulisi olla korkeintaan 5-10 cm leveä. Leveämpi tukipinta saattaa johtua liian pitkästä proteesista tai liian korkeasta holkin mediaali-reunasta, jolloin kävelijä koettaa välttää painetta tai kipua pitämällä proteesia kaukana nivusalueesta. (May & Lockart 2011. 128; Engstrom & Van de Ven 1999. 137.) Holkin lateraalinen reuna ei välttämättä anna tarpeeksi tukea reidelle, mikä myös johtaa leventyneeseen tukipintaan. Myös proteesin linjaus vaikuttaa, jos holkki on liian adduktiossa tai mahdollinen lannevyö on asetettu väärin. (Engstrom & Van de Ven 1999. 137.) Proteesista johtuvien syiden lisäksi abduktiokontraktuura ja heikot adduktorit taikka ylävartalon kompensatioliikkeet saattavat aiheuttaa tukipinnan levenemistä (May & Lockart 2011. 128; Devan ym. 2015; Engstrom & Van de Ven 1999. 137). Myös liian vähäinen kävelyn ohjaus tai huonosti opittu kävelymalli voivat olla syynä tukipinnan levenemiseen (May & Lockard 2011. 129).

Tukipinnan lisäksi jalkapohjan täyskontakti alustaan on yksi kävelyyntukeytuutta tuovista osatekijöistä. Proteesikävelijällä normaalin nilkan toiminnan puuttumisen takia kuluu pidemmän aikaa saavuttaa jalkapohjan täyskontakti alustaan alkukontaktista

keskitukivaiheeseen siirryttäessä. Normaalikävelyssä tähän kuluu noin 9% kävelysyklistä, kun proteesikävelyssä jopa 20 %. Syynä tähän on proteesinilkan rajoittuneet liikkeet ja polvinivelen puuttuva koukistus keskitukivaiheessa. Vaikka polvimekanismi olisi teknisesti sellainen, että polven koukistus onnistuisi, se jätetään usein hyödyntämättä, koska polven koukistuminen yhdistetään proteesin pettämiseen eikä sitä siksi koeta turvallisena. (Sagawa ym. 2010.)

Kävelyssä tasapainon säilyttämiseen liittyy myös ylävartalon ja yläraajojen hallinta. Niitä on liikutettava oikeassa suhteessa lonkkanivelen liikkeisiin verrattuna, jotta kehon massakeskipiste pysyy toivotulla alueella. (Ahonen & Sandström 2011. 290.) Lantion rotaatio on normaalisti yhteensä n. 8-10 astetta, 4-5 astetta mediaalisesti heilaitavan jalan puolella ja 4-5 astetta lateraalisesti tukijalan puolella. Jotta tasapaino säilyisi, kiertyy vartalo vastakkaiseen suuntaan lantion kanssa. Lantion lateraalinen liike on normaalisti 2,5-5 cm ja yksi merkki heikkoudesta lateraalisessa stabiiliudessa on Trendelenburgin kävely eli lonkan tipahtaminen, kun paino siirtyy saman puolen jalle. (Kauranen, Nurkka 2010. 381; Magee 2008. 945-947.)

### 4.3 Symmetria

Kävelyn symmetriaan liittyy mm. askelpituus, askelleveys ja aurasikulma eli jalkaterien kiertyminen sisään- tai ulospäin. Askelleveys on jalkaterien etäisyys toisistaan kävellessä, aikuisilla noin 5-10/15 cm. Leventynyt tukipinta-ala saattaa viitata esim. tasapaino-ongelmiin (kts. edellinen luku). (Kauranen, Nurkka 2010. 381; Magee 2008. 945-947.) Kävellessä massakeskipiste liikkuu aina tukijalan päälle, jolloin jos tukipinta on leveämpi, on massakeskipisteen liike suurempaa, jolloin energiaa liikkumiseen kuluu enemmän (Engstrom & Van de Ven 1999. 118). Jalkaterien aurasikulma on useimmiten n. 5-10 astetta ulkokierrossa. (Kauranen, Nurkka 2010. 381; Magee 2008. 945-947.)

Askelpituus on ihmisestä riippuen n. 50-80 cm ja mitataan etäisyytenä yhden jalan kantapäästä toisen jalan kantapäähän kaksoistukivaiheen aikana. Askelpituuden tulisi olla symmetrinen, sillä epätasaisuudet askelpituudessa vaikuttavat kävelyn rytmiin ja tasaisuuteen. (Kauranen, Nurkka 2010. 381; Magee 2008. 945-947.) Reisiroteesilla kävellessä on tyypillistä, että terveen jalan tukivaiheen osuus kävelysykylistä kasvaa, jolloin proteesijalan heilahdusvaihe kestää pidempään ja sillä otetaan pidempi askel. Proteesijalka sijoitetaan myös usein kauemmas sivulle keskilinjasta paremman tasapainon toivossa. Nämä variaatiot kävelyssä johtavat reisiroteesikävelyn tyypilliseen asymmetriaan. (Curtze ym. 2011; May & Lockard 2011. 131.)

Proteesipuolella pidemmän askeleen ottaminen saattaa johtua lonkan fleksiokont- raktuurasta ja lonkan ja selän ojentajien heikkoudesta, jolloin lonkkaa ei saada ojen- nettua proteesin tukivaiheen aikana. Lisäksi luottamuksen puute tai väärin opittu kä- velymalli kuten esim. proteesin voimakas heilauttaminen eteen polvinivelen ojentu- misen varmistamiseksi voivat aiheuttaa epäsymmetrisiä askeleita. Lyhyt proteesipuo- len askel voi johtua huonosti istuvasta ja epämiellyttävästä holkista, holkin liiallisesta fleksiosta tai epäluottamuksesta polvinivelen toimintaan. Myös tasapainon ongel- mat, kipu tyngässä tai istuinkyhmyssä tai ylipäättään heikkous tyngän, vartalon tai ter- veen jalan lihaksistossa aiheuttaa sekä askelten epäsymmetristä pituutta että epätä- saista ajoitusta ja käsien vastaliikkeiden epäsymmetriaa. (Engstrom & Van De Ven 1999. 138.)

#### 4.4 Energian kulutus

Peruskävely on luonteeltaan hyvin taloudellista. Suurin osa eteenpäin suuntautu- vasta liikkeestä tulee painovoiman ja inertian eli hitausvoiman (massa vastustaa sen liiketilan muutosta) kautta eikä suurta ylös-alas liikettä kehon painopisteen suhteen tule. Suurin osa kävelyn lihastyöstä on eksentristä eli liikettä jarruttavaa ja tapahtuu vain noin 10-30%:n teholla. Suurempaakin tehoa käyttävät lihakset kuten ponnistuk- sesta vastaava m. gastrocnemius (työteho n. 70-80%) työskentelee vain lyhyen aikaa

eli ehtii palautua ennen kuin sitä tarvitaan uudestaan. (Ahonen & Sandström 2011. 159, 295.)

Massakeskipiste liikkuu kolmella tasolla kävelyn aikana: frontaalisesti, horisontaalisesti ja sagittaalisesti. Mitä pienempi liike massakeskipisteessä tapahtuu, sitä pienempää on energiankulutus (Ahonen & Sandström 2011. 295). Normaali kehon vertikaalisuuntainen liike on n. 5 cm, eikä kävellessä kehon korkeuden tulisi koskaan ylittää sitä korkeutta, mikä henkilöllä on kahdella jalalla seistessä (Kauranen & Nurkka 2010. 381; Magee 2008. 945-947). Devanin, Carmanin, Heidrickin, Halen ja Ribeiron (2015) kirjallisuuskatsauksessa todetaan ylävartalon sagittaali- ja frontaalitason liikkeiden olevan suurempaa reisiamputoitujen kävelyssä kuin normaalikävelyssä. Massakeskipisteen liikkeen lisäksi energiankulutukseen vaikuttaa myös kävelyn askeltiheys. Askeltiheys on aikuisilla n. 90-120 askelta minuutissa ja normaalissa kävelyssä päivän aikana askelia kertyy noin 5000-15000. (Kauranen & Nurkka 2010. 381; Magee 2008. 945-947)

Verrattuna normaaliin kävelyn traumaperäinen säariamputoitu käyttää kävellessään 15-30 % enemmän energiaa, kun taas traumaperäinen reisiamputoitu jopa 50-65%. Verisuoniperäisen leikkaussyyn takia amputoitu voi kuluttaa jopa 120% normaalikävelijää enemmän energiaa kävellessään. (Piitulainen & Ylinen 2010) Myös kävelyn ongelmat lisäävät kävelyn energiankulutusta. Ne voivat aiheuttaa epämukavuutta tynkään ja tästä syystä rajoittaa proteesin toiminnallista käyttöä. (May 2002. 176-178) Mitä lähemmäs normaalikävelyä proteesikävelyllä päästään, sitä vähemmän kuluu energiaa, jolloin protetisoitu jaksaa enemmän ja kokee proteesin rajoittavan elämää vähemmän. (Engstrom & Van de Ven 1999. 135.) Jos energiankulutus liikkuessa proteesilla ylittää energiankulutuksen liikkuessa ilman proteesia, sauvojen avulla tai pyörätuolilla, tuomatta lisähyötyä toimintakykyyn, jää proteesi helposti käyttämättä. (May 2002. 60-140.) Proteesin käyttö lisää myös kuormitusta jäljelle jääneelle jalalle (Devan ym. 2015).

Energiankulutus kasvaa amputaatioosyyntä ja -tason lisäksi myös kävelynopeuden hidastuessa, sillä tällöin ei voida käyttää lihasten elastista energiaa (Piitulainen & Ylinen 2010). Normaalikävelyn kävelynopeus vaihtelee iän mukaan lapsen 0,5 m/s:sta 20-60 vuotiaiden 1,5 m/s:iin (Kauranen & Nurkka 2010. 381; Magee 2008. 945-947) ollen keskimäärin n. 1.2 m/s. Tämän oletetaan olevan minimaaliseen energiankulutukseen kuuluva vauhti (Engstrom & Van de Ven 1999. 118.) Jos kuntoutuja joutuu kävelemään ulkoisen tuen, kuten kävelytelineen avulla, ennen kuin hän on sinut proteesin kanssa, on todennäköistä, että kuntoutujalle kehittyy hidas ja tehoton kävelytapa. Harjoitteista nojapuilla tulisikin siirtyä suoraan sauvojen käyttöön tai muuhun lopputilanteessa oletettuun kävelyn apuvälineeseen. (May 2002. 201-208.) Myös amputoidun todennäköisyys kyetä kävelemään 500 metriä tai enemmän madaltuu, mitä korkeampia potilaan ikä ja amputaatiotaso ovat. Todennäköisyys laskee tämän lisäksi, jos potilaalla on tynkä- tai aavekipua, jos hänet on amputoitu verisuoniperäisen syyn takia, tai jos verisuoniperäisen syyn taustalta löytyy diabetes. (Geertzen, Bosmans, van der Schans & Dijkstra. 2005.)

#### 4.5 Lihasvoima ja nivelliikkuvuus

Reisiproteesia käyttäessä amputoidun jalan puuttuvia toimintoja pyritään kompensoimaan terveen jalan ja muun vartalon muuttuneella toiminnalla. Esimerkiksi nilkan suorittama energian varastointi ja luovutus ovat amputoiduilla heikkoja. Dynaamisenkaan jalkaterä ei pääse kuin n. 20%:iin normaalin nilkan toiminnasta. Suurempi voimankäyttö tyngän lonkan ojentajissa ja koukistajissa korvaa nilkan puuttuvaa voimaa. Samalla terveen jalan nilkkaa käytetään 1/3 enemmän kun normaalikävelyssä. (Sagawa ym. 2010.) Nilkan ponnistusvoiman korvaavia kompensatiomenetelmiä tarvitaan kehon eteenpäin työntämiseen, jalan liikkeen kiihdyttämiseen ja polven koukistamiseen heilautusvaiheessa (Prinsen, Nederhand & Rietman 2011).

Nilkan lisäksi polven toiminta muuttuu. Polven kyky toimia iskunvaimentimena, varastoida ja luovuttaa energiaa pienenee proteesissa terveeseen jalkaan verrattuna. Tätä kompensoidaan käyttämällä enemmän lonkkaa ja kuormittamalla tervettä jalkaa

enemmän. (Sagawa ym. 2010.) Tyngän lonkan lihaksisto työskentelee enemmän, kun terveen puolen lonkan lihaksisto taikka amputoimattoman henkilön lonkat, kompensoidakseen mm. proteesipolven koukistumisen puuttumista. Ylimääräisellä työllä pyritään tuomaan normaalia taaemmaksi jäänyt kehon massakeskipiste eteenpäin. Etenkin gluteus-lihakset aktivoituvat kompensoidessaan puuttuvaa varvastyöntöä, jolloin voimansiirto saadaan tuotua vartaloon ja eteneminen mahdollistuu. (Prinsen ym. 2011.)

Muuttunutta toimintaa voidaan havaita myös amputoidun lonkkien lihaksistossa. Amputoidun terve lonkka työskentelee painonsiirtovaiheessa enemmän kuin normaalin henkilön lonkka. Keskitukivaiheen jälkeen, jalan siirtyessä vartaloon nähden taaemmaksi, se taas työskentelee vähemmän kuin normaalikävelijän lonkka. Kuitenkin keskitukivaiheessa, polvea ojennettaessa, amputoidun terveen puolen polvi työskentelee enemmän kuin normaalikävelijän polvi. (Prinsen ym. 2011.)

## **5 Reisiamputoidun proteesikävely ja sen ongelmat**

Proteesikuntoutuksen päätavoitteena on saavuttaa sujuva ja energiatehokas kävely, kunkin henkilön halutulla aktiivisuustasolla, niin että jalat etenisivät aina toisen yli ilman suurta sivuttaishuojuntaa ja symmetristen käsiliikkeiden kanssa. Ongelmatto-  
massa kävelyssä lihakset aktivoituvat oikeaan aikaan ja liikkeet on helppo sovittaa ylä- ja alaraajojen sekä vartalon kesken. Tämä vaatii kykyä pitää painoa kummallakin jalalla, kykyä säilyttää tasapaino yhdellä jalalla seistessä, kummankin jalan eteenpäin liikuttamista ja seuraavaan askeleeseen valmistautumista sekä ympäristön vaatimukseen mukautumista. (May 2002. 176-200; Kauranen & Nurkka 2010. 380-385.)

Proteesikävelyn ongelmat voivat johtua mm. amputoidun yleisestä kunnosta, tyngän ominaisuuksista tai tuntemuksista, huonosta proteesin istuvuudesta tai linjauksesta,

kuntoutujan nivelliikkuvuuden rajoituksista tai lihaskontraktuurista, virheellisesti opituista kävelymalleista tai riittämättömästä kävelykoulutuksesta. Myös psykologiset, sosiaaliset ja ekonomiset syyt voivat vaikuttaa proteesikävelyyne. (May 2002. 175-208; Engstrom & Van de Ven 1999. 135.) Esimerkiksi proteesin hyvä istuvuus oletettavasti lisää proprioseptiikkaa ja voimansiirtoa, mikä vähentää kävelyn asymmetriaa (Sagawa 2010). Fysioterapeutin olisi näin ollen hyvä olla selvillä myös proteesin ominaisuuksista ja siitä, miten proteesin on tarkoitus istua, tietääkseen johtuvatko kuntoutujan kävelyn ongelmat proteesista vai muista seikoista. Mayn (2002. 60-119) mukaan proteesin käyttöön vaikuttaa edellisten lisäksi sen mukavuus, toimivuus ja kosmeettisuus.

Proteesin kyvyttömyys täysin toistaa normaaleja jalan toimintoja johtaa erilaisiin kompensatioliikkeisiin lantion, lonkan ja ylävartalon alueella (Devan ym. 2015). Reisi-proteesia ohjataan tyngän jäljellä olevilla lihaksilla sekä lonkan ja lantion toiminnalla. Reisiamputoidulla ei ole omaa polvi- tai nilkkaniveltä, joten näiden osien liikkeestä vastaavat proteesin polvi- ja nilkkaosat. Myöskään omaa lihastoimintaa ei ole näillä alueilla, joten proteesin toiminnalla sekä jäljellä olevien lihasten muuttuneella toiminnalla tulee korvata normaalisti omasta lihastoiminnasta syntyvät liikkeet. Eri-tyisen tärkeää on jäljellä olevien lonkan ja lantion lihasten hyvä toiminta ja riittävä lihasvoima, jotta vakaa proteesikävely onnistuisi.

Esimerkkinä monen tekijän yhteisvaikutuksesta syntyvään kompensatiomalliin on mm. kumarassa kävely. Tämä voi johtua heikoista lonkan ojentajista tai lonkan koukistuskontraktuurasta. Myös yleinen koukkusuuntainen tapa-asento tai rintarangan korostunut kyfoosi näkyvät kumarana kävelynä. Kumarassa kävely voi olla myös kompensatiomalli, joka tulee varpasiin katsomisesta, pitkään liian tukevalla apuvälineellä kävelemisestä tai heikosta näöstä. Proteesista johtuvia syitä kumaraan kävellyyn ovat liian vähäinen holkin fleksio, epämukava holkki tai riittämätön vakaus polvinivelessä. (Engstrom & Van De Ven 1999. 139.)



## 5.1 Alkukontaktivaihe

### **Normaalikävely**

Normaalissa kävelyssä alkukontaktivaiheessa askelta ottavan jalan vastakkainen yläraaja on voimakkaasti eteen työntyneenä, olkanivelen fleksio n. 45 astetta ja kyynärnivelen fleksio n. 10 astetta. Vartalo kiertyy rintarangasta Th-7:n kohdalta lievästi ylöspäin astuvan jalan puolelle ja Th-8 kohdalta alaspäin vastakkaiselle puolelle. Lantio on vaakasuorassa ja n. 5 astetta mediaalisesti kiertyneenä askelta ottavan jalan puoleen. (Kauranen & Nurkka 2010. 383; Magee 2008. 949-950.)

Askelta ottavassa jalassa lonkkanivel on 30-49 asteen fleksiossa ja lateraalisesti kiertyneenä (Kauranen & Nurkka 2010. 383; Magee 2008. 949-950). Lonkan ojentajalihas m. gluteus maximus alkaa aktivoitua ja painaa raajaa alustalle ja taaksepäin. Lonkan loitontajalihaksista m. gluteus medius ja minimus ovat aktivoituneena ja valmistautuvat tukemaan yhden jalan kuormitusvastetta. Tasapainoon vaikuttaa myös lonkan lähentäjistä m. adductor longus ja m. adductor magnus, jotka stabiloivat raajaa. M. adductor magnus toimii myös raajan alustaan painajana ja auttaa raajan taakse viemisessä. (Ahonen 1998. 182-183, 190-192; Ahonen & Sandström. 2011. 298-301).

Polvinivel on lähes suora ja tibia lateraalisesti kiertynyt (Kauranen, Nurkka 2010. 383; Magee 2008. 949-950). M. quadriceps femoris ojentaa polvea niin, että sen neljästä osasta vastus medialis on kaikkein aktiivisin. M. gluteus maximus jännittää tractus iliotibialista yhdessä m. tensor fascia lataen kanssa tuottaen tukea polvinivelelle ja avustaen polven ojennusta. Takareiden lihaksista m. biceps femoris (erityisesti lihaksen pitkä pää) aktivoituu ja m. semitendinosuksessa sekä m. semimembranosuksessa aktiivisuus laskee. Nämä lihakset pysäyttävät säären eteen heilahduksen ja estävät polvea yliojentumasta sekä toimivat m. gluteus maximuksen kanssa jalan taakse viemisessä ja alustaan painamisessa. (Ahonen 1998. 182-183, 190-192; Ahonen & Sandström. 2011. 298-301)

Nilkkanivel on neutraalissa 90 asteen kulmassa ja jalkaterä pienessä inversiossa (Kauranen, Nurkka 2010. 383; Magee 2008. 949-950). Lihastyötä tekevät säären etuosan lihakset (m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus ja m. digitorum longus) vetäen nilkkaa dorsifleksioon sekä m. tibialis posterior kääntäen jalkaterää supinaatioon (Ahonen 1998. 182-183, 190-192; Ahonen & Sandström. 2011. 298-301). Ensimmäinen kontakti alustaan osuu kantapään ulkosyrjälle ja polvi lähtee koukistumaan painon siirtyessä kyseiselle raajalle (Kauranen & Nurkka 2010. 383; Magee 2008. 949-950).

Painopisteen siirtyessä eteenpäin pohkeen m. soleus sekä m. gastrocnemius jarruttavat painopisteen pudotusta pääasiallisen työn ollessa m. soleuksella polven koukkuasennon takia. M. tibialis posterior jarruttaa nilkan liian suurta pronaatiota ja m. tibialis anteriorin aktivaatio vähenee. M. quadriceps femoris estää polven liian suurta koukistusta, kaikki lonkan ulkoreunan lihakset (m. gluteus maximus, - medius, - minimus, tensor fascia latae sekä piriformis) estävät lonkan liian suurta adduktiosuuntaista joustoa ja lantion vastakkaisen puolen alastipahtamista. Lonkan ulkokiertäjät (m. piriformis, m. obturatorius 1 ja 2, m. gemellus 1 ja 2 ja m. quadratus femoris sekä useat lonkan lähentäjälihakset) pitävät polven linjassa estäessään liiallista lonkan sisäkiertoa. (Ahonen 1998. 182-183, 190-192; Ahonen & Sandström. 2011. 298-301)

### **Proteesikävely**

Mayn ja Lockardin (2011. 127-128) mukaan hyvässä proteesikävelyssä reisiproteesin kanssa alkukontaktivaiheessa polvi on ojennettuna keskitukivaiheeseen saakka, jos proteesissa on käytetty muuta kuin mikroprosessoripolvea. Mikäli proteesissa on käytetty mikroprosessoripolvea, se jäljittelee normaalin kävelyn tapaan polven toimintaa eli koukistuu lievästi alkukontaktivaiheesta keskitukivaiheeseen. Tämän lisäksi jalkaterän tulisi edetä sujuvasti lattiaan ja kehon painon tulisi siirtyä tasapainopisteseen proteesijalan päälle. Jotta painonsiirto onnistuisi vartalon on edettävä eteenpäin ja hieman lateraalisesti.

### Proteesikävelyn ongelmat

Michaudin, Gardin & Childressin (2000) alustavan tutkimuksen mukaan reisiamputoiduilla lantion liike on jäykempää kuin terveän ihmisen normaalikävelyssä. Myös lonkan fleksio voi olla rajoittunut (Devan ym 2015). Kun lantion normaali liikemalli muuttuu, myös sen vaikutus kävelyyn muuttuu. Lantion joustoliikkeen on ehdotettu toimivan alkukontaktissa iskunvaimentimen tavoin ja Michaud ym (2000) arveleekin, että proteesikävelyssä kunnolla toimivan iskunvaimentimen puuttuminen saattaisi vaikuttaa hidastavasti kävelynopeuteen. Alkukontaktivaiheessa ja kuormitusvasteen aikana proteesipuolella lantion laskeutuminen alaspäin oli Michaudin ym. (2000) tutkimuksessa vähäisempää kuin terveellä puolella ja vähäisempää kun normaalikävelyssä. Samaa todettiin Devanin ja muiden (2015) kirjallisuuskatsauksessa. Michaud ja muut (2000) ehdottaa syyksi proteesin holkin yläreunan aiheuttamaa epämiellyttävää tuntemusta, jonka takia lantion ei annettaisi laskeutua alas. Holkkimallin epäiltiin myös vaikuttavan lantion liikkeen vähyyteen, sillä quadrilateraalaisella holkilla kävelleellä koehenkilöllä oli vähäisimmät lantion normaalit liikkeet, kun taas Ischial-containment -holkilla kävelleillä lantion liikkeet olivat hieman suuremmat, vaikkakaan eivät yhtä suuret kuin normaalikävelyssä. Devan ja muut (2015) kuvaa lisäksi mikroprosessoripolvien ja iskunvaimennusputkien vähentävän edellä mainittua lantion kompensatiota. Terveen jalan puolella lantion ylös jääminen saattaa johtua siitä, että proteesijalan esiheilahdusvaiheessa proteesipolvi jää liian suoraksi, mikä viivyttäisi heilahduksen alkamista. (Michaud ym. 2000)

Lantion hallintaa yleisempiä ongelmia ovat proteesipolven hallinnan ongelmat. Muissa kun mikroprosessoripolvissa polven lievä koukkuasento alkukontaktivaiheessa aiheuttaa epävakautta kävelyyn ja polven pettämistä. Tämä saattaa johtua proteesin linjauksesta, jos kehon painon linja jää polviniveleen taakse ja luo näin fleksioasennuksen polviniveleen. Proteesin holkki voi olla liian vähäisessä fleksioasennossa, mikä vaikuttaa kävelijän lonkan liikkeisiin ja lantion eteen tuomiseen rajoittavasti, tai proteesin jalkaterä saattaa reagoida alkukontaktiin liian jäykästi, jolloin polveen muodostuu fleksio kannan osuessa alustaan. Proteesin ongelmien lisäksi ongelmaa voi aiheuttaa lonkan fleksiokontraktuura, jota voidaan kyllä kompensoida holkin muotoilulla jonkin verran. (May & Lockard 2011. 128.)

Jalkaterän läpsähtäminen alustaan proteesin alkukontaktivaiheessa on harvemmin esiintyvä ongelma. Tämä voi johtua liian lyhyestä jalkaterästä tai jalkaterän liian joustavasta reagoimisesta kantaosan alustaan osumiseen. Proteesin ongelmien lisäksi kyseessä voi olla myös keho kävelymalli, jolloin kävelijä tuo proteesin liian suurella voimalla alustaan yrittäessään varmistaa polvikappaleen suorana pysymisen tai proteesin kanssa pidettävän kengän korko on väärän korkuinen. (May & Lockard 2011. 128; Engstrom & Van De Ven 1999. 139) Jalkaterän läpsähtämisen lisäksi rullatessaan alustalle jalkaterä voi kiertyä ulospäin. Ihanteellisessa kävelyssä jalkaterän tulisi pysyä linjassa etenemissuunnan kanssa. Kiertymisongelma saattaa johtua jalan liiallisesta ulkokiertoon linjauksesta, liian väljästä tai väärin puetusta holkista tai tiukasti sovitetusta holkista, silloin kun tyngässä on runsaasti pehmytkudosta. (May & Lockard 2011. 128; Engstrom & Van de Ven 1999. 137) Liian jäykkä proteesin jalkaterä tai heikko lihaskontrolli tyngän ojentajissa ja sisäkiertäjissä saattavat myös olla syynä varpaiden kiertymiseen ulospäin alkukontaktivaiheessa (Engstrom & Van de Ven 1999. 137).

## 5.2 Keskitukivaihe

### **Normaalikävely**

Keskitukivaiheessa kävelijän on kyettävä siirtämään painopiste ja tasapainoilemaan yhdellä jalalla toisen jalan siirtyessä eteenpäin (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 950). Lihastyö on enemmän tasapainoa ja raajaa tukevaa, koska eteenpäin kulkeva liike tulee painovoiman vaikutuksesta (Ahonen 1998. 201-203; Ahonen & Sandström. 2011. 303). Tämä vaatii tasapainon lisäksi lonkan lateraalista stabiiliutta (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 950). Lonkassa lihastyö onkin asentoa ylläpitävää ja pyrkii estämään vastakkaisen puolen tipahtamisen liikkeen aikana. Se tarjoaa myös tukea selkärangalle ja auttaa ryhdin ylläpidossa. M. transversus abdominis tukee selkää olemalla aktiivinen koko kävelysyklin ajan. (Ahonen 1998. 201-203; Ahonen & Sandström. 2011. 303.)

Keskitukivaiheessa keho on linjassa tukijalan kanssa. Lonkkanivel lähtee n. 35 asteen fleksiosta ja ojentuu neutraaliin 0 asteeseen. Polvinivel koukistuu painon siirtyessä 15-25 asteeseen ja suoristuu, lihasaktiiviteettia on polven ojentajissa. (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 950; Ahonen 1998. 201-203.) M. gluteus medius ja minimus ovat aktiivisia lähes keskitukivaiheen loppuun saakka ja m. tensor fascia latae aktivoituu hieman ennen kuin edellä mainitut lopettavat. M. gluteus maximus on aktiivinen keskitukivaiheen alkuosassa ja aktiiviteetti vaimenee hieman ennen muiden gluteus -lihasten aktiiviteetin vaimenemista. Lonkan loitontajien aktivaatio kiristää tractus iliotibialiksen, joka tukee polvea lateraalisesti. Polven kannalta lihastyö lisää stabiliteettia. Polven fleksoreista m. popliteus ja m. gastrocnemius ovat aktiivisia ja estävät polven yliojentumista. (Ahonen 1998. 201-203; Ahonen & Sandström. 2011. 303.) Mediaalisesti kiertynyt tibia siirtyy kontaktissa olevan jalkaterän päälle (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 950) .

Nilkkanivel siirtyy planteerifleksiosta 5-8 asteen dorsifleksioon painon siirtyessä alustalla olevan jalan päällä eteenpäin, lihasaktiivisuus siirtyy dorsifleksoreilta plantaarifleksoreille: M. tibialis posterior ja m. flexor hallucis longus aktivoituvat keskitukivaiheen lopussa, m. peroneus brevis aktivoituu keskitukivaiheen puolella välissä lisäten aktiivisuutta loppuvaihetta kohden ja m. peroneus longus toimii alhaisella aktiiviteetillä koko vaiheen läpi. (Ahonen 1998. 201-203; Ahonen & Sandström. 2011. 303). Jalkaterän laskeutuessa alustalle nilkkaan syntyy pronaatio, joka mahdollistaa ympäristöön mukautumisen. Painon siirtyessä jalkaterällä eteenpäin pronaatio muuttuu neutraaliksi nilkan asennoksi. Vastakkainen yläraaja on vielä eteentyöntyneenä. (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 950)

## Proteesikävely ja sen ongelmat

Proteesikävelyn keskitukivaiheessa lantion tippumisen ei tulisi olla yli 5:ttä astetta eikä vartalon sivukallistuksen tulisi olla yli 2,5 cm (May & Lockart 2011. 128). Sivulle nojaamista esiintyy sekä proteesin suuntaan että proteesista poispäin, riippuen ongelman syistä (Engstrom & Van de Ven 1999. 137). Sivulle nojaaminen tai vartalon sivukallistus saattavat kompensoida lantion normaalien liikkeiden puuttumista (Michaud ym. 2000). Proteesipuolelle kallistuminen voi johtua abduktiokontraktuurasta, hyvin lyhyestä tai kivuliaasta tyngästä tai heikoista lonkan abduktoreista (Engstrom & Van de Ven 1999. 137; Devan ym. 2015; May & Lockard 2011. 129). Näiden lisäksi sivukallistus proteesin puolelle voi johtua myös proteesin lyhydestä, jolloin lantio tipahtaa sivukallistuksen lisäksi, holkin liiallisesta adduktiosta tai holkin reunoista, jolloin joko mediaalireuna aiheuttaa epämiellyttävän tuntemuksen, josta kävelijä koettaa nojata poispäin, tai lateraalireuna ei tue reittä tarpeeksi ja kävelijä koettaa tasapainottaa kävelyään. Tasapaino ylipäätään ei välttämättä ole riittävä, jotta kävelijä saisi tuotua painoa proteesille (May & Lockard 2011. 129; Engstrom & Van de Ven 1999. 137). Proteesista poispäin kallistuminen voi johtua liian pitkästä proteesista tai liian abduktioon linjatusta holkista (Engstrom & Van de Ven 1999. 137). Lantiossa saattaa esiintyä myöskin liiallista eteenpäin tiltaamista, minkä arvelaan johtuvan proteesiholkin aiheuttamasta liikerajoituksesta tai opitusta liikemallista, sillä lantion tiltaaminen eteen lisää proteesipolven vakautta (Devan ym. 2015). Terveen jalan noustessa lattiasta tulisi kävelijän olla hyvässä tasapainossa ja mediolateraalaisesti stabiili proteesinsa kanssa, mikä vaatii aktiivisia gluteuslihaksia. (May & Lockart 2011. 128; Ahonen & Sandström 2011. 303)

Proteesikävelyssä mahdollisesti esiintyvä ylävartalon liiallinen ojentaminen luo kävelijälle aktiivisen lannelordoosin (May & Lockard 2011. 129). Muutoksen lanneselän asennossa saattavat altistaa alaselkävaurioille ja selän nikamien kulumiselle (Devan ym. 2015). Mahdollisia syitä selän notkistamiselle on useita: Proteesin holkki ei välttämättä ole tarpeeksi fleksiossa, jolloin selän ojennuksella haetaan lonkkaan ojennusliikettä ja pyritään tuomaan lantio tukipisteen päälle. Kävelijällä saattaa olla lonkan fleksiokontraktuura, jota ei ole kompensoitu holkin muokkauksella, jolloin lonkan liikerajoituksen takia liike haetaan selästä. Ongelmana saattaa olla myös heikot lonkan

ojennuslihakset sekä heikot vatsalihakset eli kävelijällä ei ole voimaa viedä proteesia tarvittavan taakse eivätkä vatsalihakset tue selkää. (May & Lockart 2011. 130; Engstrom & Van De Ven 1999. 139.) Kipu istuinkyhmyyn alueella, polvikappaleen liian heikko vakaus tai liian korkeakorkoinen kenkä proteesijalassa ovat myös eräitä liiallista lannenotkoa aiheuttavia tekijöitä (Engstrom & Van De Ven 1999. 139).

### 5.3 Päästöukivaihe

#### **Normaalikävely**

Päästöukivaiheessa lantio on alkuun vaakatasossa sekä kiertyneenä lateraalisesti, kunnes tipahtaa hieman heilahtavan jalan puolelle pysyen lateraalisesti kiertyneenä. (Kauranen, Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 943, 950) M. tensor fascia latae pysyy aktiivisena osan päästöukivaihetta ja m. adduktor longus aktivoituu vaiheen loppupuolella. Lonkan loitontajat ja ulkokiertäjät kohottavat vastapuolen lantiota hieman (Ahonen 1998. 208-209; Ahonen & Sandström. 2011. 303). Kantapää alkaa kohota alustalta ja lonkkanivelen ojentuminen jatkuu (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 943, 950). Normaalikävelyssä lonkan ojennus on passiivinen eikä vaadi töitä m. gluteus maximukselta (Ahonen 1998. 208-209; Ahonen & Sandström. 2011. 303).

Polvinivel on tässä vaiheessa voimakkaimmin ojentuneena ja M. gastrocnemiuksen ja m. popliteuksen aktivoitumiset huolehtivat, ettei polvi pääse yliojentumaan (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Ahonen 1998. 208-209). Nilkkanivel planteerifleksoituu sekä siirtyä inversiosta eversioon (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 943, 950). Nilkan plantaarifleksorit ovat lihasryhmistä aktiivisimmat ja osallistuvat nilkan vakauttamiseen sekä kannan kohottamiseen. (Ahonen 1998. 208-209; Ahonen & Sandström. 2011. 303) Yläraajat ovat kehon vierellä lähes samassa kohtaa (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 943, 950).

## Proteesikävely ja sen ongelmat

Proteesikävelyn päätöstukivaiheessa jalkaterän tulisi rullata sujuvasti alustalta niin, että kanta pääsee nousemaan. Lonkka ojentuu ilman, että selkään muodostuu ylimääräistä lannelordoosia. (May & Lockart 2011. 128) Korostunut lannelordoosi on kuitenkin tyypillinen reisiproteesin käyttäjille samoin kuin lonkkanivelen liikerajoitukset, joita on havaittu sekä fleksio- että ekstensiosuuntaan. Lanneselkää kääntämällä kompensoidaan vajavaista lonkan liikkuvuutta yhdessä lantion eteen tiltaamisen kanssa. Lonkan liikkuvuuksista ekstensiosuuntaisen rajoituksen syyksi on arveltu lonkan fleksorilihasten kireyttä ja fleksiokontraktuuraa sekä mahdollisesti proteesin holkkin mallia. Ongelmallisessa kävelyssä lantion transversaali rotaatio vähentyy proteesipuolella verrattuna terveeseen jalkaan. Tämän on arveltu valmistavan proteesijalkaa heilahdusvaiheeseen. (Devan ym. 2015)

Polven tulisi alkaa koukistua jalkaterän irrotessa lattiasta. Proteesipolven koukistuminen saattaa kuitenkin viivästyä, jos kävelijä ei vie painoa proteesin jalkaterän ja varvasosion yli ja tervettä jalkaa eteenpäin. Etenkin mikroprosessoripolven ja hydraulisen polven kanssa tämä saattaa olla ongelmallista. Polvi saattaa koukistua myös enenaikaisesti, mikä johtaa ylävartalon äkilliseen alaspäin suuntautuvaan liikkeeseen. Tämä yleensä johtuu liian lyhyestä jalkaterästä, liian pehmeistä varpaista, liian eteen linjatusta holkista tai väärän korkuisesta kengän korosta kyseiselle proteesille. (May & Lockart 2011. 128-131; Engstrom & Van De Ven 1999. 139) Jos paino ei siirry riittävästi proteesin jalkateräosuudelle, proteesin kantaosa voi jäädä nousematta kannankohotusvaiheessa ja lähteä liikkeelle vasta koko muun jalan liikkeessä. (May & Lockart 2011. 128-131.)



## 5.4 Esiheilahdusvaihe

Esiheilahdusvaiheessa vartalon kierrot alkavat palautua ääriasennoista kohti neutraalia, lantio pysyy taaksepäin kiertyneenä. Hieman mediaalisesti kiertynyt lonkkanivel päätyy n.10-20 asteen ekstensioon ja koukistus alkaa, kun varpaat irtoavat alustasta. (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 943, 950.) Vaiheen loppupuolella moni lonkan fleksori aktivoituu käynnistäessään raajan heilahdusvaihetta. Näihin lihaksiin kuuluu m. rectus femoris, m. adductor longus, m. sartorius, m. iliacus ja m. iliopsoas, joista m. adductor longus on aktivoituneena pisimpään. (Ahonen & Sandström. 2011. 306.)

Polvinivelen koukistus on 30-35 astetta eli noin puolet sen heilahdusvaiheessa saavuttamasta suurimmasta koukistuksesta (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 943, 950). Polven koukistuminen tapahtuu osittain inertian vaikutuksesta, osittain m. gastrocnemiuksen aktiviteetin kautta. Polvea tukeva m. popliteus on muuten aktivoituneena koko syklin ajan, mutta lopettaa toimintansa esiheilahduksen aikana. (Ahonen & Sandström. 2011. 306) Nilkkanivelessä plantaarifleksio on n. 25 astetta ja paluu neutraaliasentoon alkaa heti varpaiden alustasta irtoamisen jälkeen (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 943, 950). Vaiheen loppupuolella nilkan dorsifleksorit aktivoituvat kevyesti, jotta varpaat eivät osu alustaan heilahdusvaiheessa (Ahonen 1998. 216-217). Jalkaterä torsioi ja viimeinen työntö tulee isovarpaalta ja päkiän sisäsyryltä (Kauranen & Nurkka 2010. 383-384; Magee 2008. 943, 950).

Proteesikävelyä ja sen ongelmia esiheilahdusvaiheessa kuvataan luvun 5.3. Päätöstu-kivaihe alla.

## 5.5 Alkuheilahdusvaihe

Alkuheilahdusvaiheessa lantio pysyy alkuun taaksepäin kiertyneenä ja tipahtaa hie-  
man heilahtavan jalan puolelle. Lonkka koukistuu ja kiertyy mediaalisesti. (Kauranen  
& Nurkka 2010. 385; Magee 2008. 950-951.) Lihastoimintaa löytyy lonkan flek-  
soreista, vaikkakin reiden heilahtaminen eteen on vapaa heiluriliike eikä vaadi juuri-  
kaan aktiivista lihastyötä. Reiden ja muun alaraajan linjauksesta medio-lateraalisesti  
huolehtii m. adductor longus, jonka tarkoituksena on estää liiallinen reiden abduktio.  
(Ahonen 1998. 219; Ahonen & Sandström 2011. 307.)

Polvi koukistuu kohti 60 astetta (Kauranen & Nurkka 2010. 385; Magee 2008. 950-  
951) ja polven fleksoreista (m. biceps femoriksen lyhyt pää, m. gracilis ja m. sartorius)  
löytyy aktiviteettia. Riippuen lähdeteoksesta m. popliteuksen sanotaan olevan joko  
epäaktiivinen tai tuottavan polvea linjaavaa sisäkiertoliikettä. (Ahonen 1998. 219;  
Ahonen & Sandström 2011. 307.) Vartalo on kiertojen suhteen neutraali ja yläraajat  
ovat kehon sivuilla. Nilkanivelessä paluu neutraaliin kulmaan jatkuu ja jalkaterä su-  
pinoituu. (Kauranen & Nurkka 2010. 385; Magee 2008. 950-951.) Nilkan dorsiflek-  
soreissa säilyy kevyt aktiviteetti, joka pitää varpaat irti alustasta (Ahonen 1998. 219).

Reisiproteesikävely ja sen ongelmat alkuheilahdusvaiheessa on kuvattu luvussa 5.7.  
Loppuheilahdusvaihe.

## 5.6 Keskiheilahdusvaihe

Keskiheilahdusvaiheessa lantio käy neutraalissa asennossa, lonkka jatkaa sekä koukistumista että mediaalista kiertymistä ja polvinivel koukistuu n. 60 asteeseen (Kauranen & Nurkka 2010. 385; Magee 2008. 950-951). Sääri heilahtaa eteenpäin m. rectus femoriksen aktivaation sekä inertian avulla. Keskiheilahdusvaiheen lopussa polven fleksoreiden (m. biceps femoriksen pitkä pää ja m. semimembranosus) aktivoituminen alkaa. (Ahonen & Sandström 2011. 307.) Ahosen ym. (1998) mukaan m. popliteus aloittaa aktivoitumisen uudestaan keskiheilahdusvaiheen puolen välin jälkeen. Nilkkanivelessä on neutraali 90 asteen kulma, supinaatio sekä eversio ja lihasaktiiviteettia havaitaan tässä vaiheessa edelleen nilkan dorsifleksoreissa. (Kauranen & Nurkka 2010. 385; Magee 2008. 950-951; Ahonen 1998. 220-221). Painopiste alkaa siirtyä eteenpäin (Kauranen, Nurkka 2010. 385).

Reisiproteesikävely ja sen ongelmat keskiheilahdusvaiheessa on kuvattu seuraavassa luvussa.

## 5.7 Loppuheilahdusvaihe

### **Normaalikävely**

Loppuheilahdusvaiheessa lantio kiertyy taas mediaalisesti n. 5 astetta, lonkkanivel koukistuu 30-40 asteeseen ja polvinivel ojentuu lähes suoraksi (Kauranen & Nurkka 2010. 385; Magee 2008. 950-951). Kaikki Hamstring lihakset aktivoituvat voimakkaasti loppuheilahdusvaiheen puolivälissä estäen lonkan liiallisen koukistumisen sekä säären liiallisen ojentumisen suhteessa reiteen. Aktivaatio vähenee vaiheen loppuosaan kohden ja m. quadriceps femoris aktivoituu vieden polven ojennuksen loppuun. (Ahonen 1998. 223) Polven loppuojennuksessa auttavat myös m. gluteus maximus ja m. tensor fascia latae (Ahonen & Sandström 2011. 308).

M. gluteus maximus aktivoituu loppuheilahdusvaiheen loppuosassa valmistaen lonkan abduktoreita vastaanottamaan yhden jalan tukivaihetta (Ahonen 1998. 223). Sekä m. gluteus maximus että hamstring-ryhmän lihakset painavat raajaa alaspäin, niin että kanta osuu alustaan (Ahonen & Sandström 2011. 308). M. adductor magnus on ainoa lähentäjäryhmän aktiivinen lihas. Sen toiminta ohjaa ja ylläpitää tarvittavaa reiden ulkokiertoa ja tasapainottaa m. gluteus maximuksen yläosan aiheuttamaa sisäkiertoa (Ahonen 1998. 223). Nilkkanivel on neutraalissa kulmassa, supinaatio ja eversio pysyvät. (Kauranen & Nurkka 2010. 385; Magee 2008. 950-951) Nilkan dorsifleksorit ovat edelleen aktiiviset ja jarruttavat jalan liikettä, ettei jalkaterä pääse läpsähtämään alustalle (Ahonen & Sandström 2011. 308).

### **Proteesikävely ja sen ongelmat**

Hyvässä proteesikävelyn alkuheilahdusvaiheessa jalkaterä irtoaa maasta ja polvi koukistuu sujuvasti. Keskiheilahdusvaiheessa sekä lonkka että polvi koukistuvat proteesin edetessä. Kantapään tulisi kohota lattiasta tarpeeksi, jotta varpaat eivät osu maahan liian aikaisin, liikkeen olematta silti liioiteltu. Loppuheilahdusvaiheessa sääri heilahtaa eteenpäin äänettömästi ja sujuvasti ja polvi ojentuu juuri ennen uutta kantaiskuja. Askelpituuden tulisi olla symmetrinen. (May & Lockart 2011. 128)

Ongelmallisessa proteesikävelyssä lantio saattaa tipahtamisen sijaan nousta. Tällä yritetään helpottaa proteesijalan heilahdusliikettä eteen tuomalla lisää maavaraa proteesin ja alustan väliin. (Devan ym. 2015; Michaud ym. 2000; Sagawa ym. 2010.) Tämä kuitenkin lisää kävelyn energian kulutusta (Sagawa ym. 2010). Kompensaatioliike saatetaan havaita reisiproteesinkäyttäjillä myös terveen jalan heilahdusvaiheessa (Michaud ym. 2000). Toinen mahdollisesti esiintyvä kompensatioliike on terveellä jalalla varpaille nousu, jolla pyritään vastaavasti lisäämään maavaraa proteesin eteen heilahtamisessa (Curtze ym. 2011; May & Lockard 2011. 131). Tämä saattaa johtua liian pitkästä proteesista, riittämättömästä proteesin kiinnityksestä, proteesipolven liiallisesta stabiliteetista, liiallisesta jarrusta tai puutteellisesta fleksiosta. (May & Lockard 2011. 131.) Pelko varpaiden alustaan osumisesta voi aiheuttaa terveellä

jalalla varpaille nousua, kuten myös lakkopolven käyttäjillä heikko lantion lihaskontrolli, jolloin lantiota ei saa nostettua heilautuksen aikana. Näiden lisäksi lantion heikko lihaskontrolli fleksiosuuntaan, hyvin lyhyt tyngän pituus tai puutteellinen kävelyn harjoittelu voivat aiheuttaa varpaille nousua. (May & Lockard 2011. 131; Engstrom & Van De Ven 1999. 138)

Kolmas heilahdusvaiheen kompensatioliike on jalan vienti eteen sivukautta. Tämä voi johtua proteesin liiallisesta pituudesta, kiinnityssysteemin riittämättömyydestä, proteesipolven liiallisesta vakaudesta tai liiallisesta vastuksesta polvikappaleessa, jolloin polvea on hankala koukistaa. Kävelijä voi myös kokea epävarmuutta kävelystä ja jättää sen takia proteesipolven koukistamatta. Näiden lisäksi tukivaiheen kontrollipolven toiminnassa saattaa olla vikaa. (May & Lockard 2011. 131; Engstrom & Van De Ven 1999. 137.) Proteesista johtuvien syiden lisäksi sivukautta heilauttamista voi esiintyä, jos tyngässä on abduktiokontraktuura tai lihasheikkoutta. Lakkopolvea käytävillä myös lihasepätasapaino voi aiheuttaa jalan sivukautta heilauttamista. Tällöin lähentäjät ovat liian heikot eikä lantion nosto heilautusvaiheessa onnistu. (Engstrom & Van De Ven 1999. 137.)

Heilahdusvaiheen lopussa polvikappale saatetaan ojentaa liian aikaisin. Aikaisella ojennuksella pyritään varmistamaan alkukontaktivaiheen turvallisuus eli se, ettei polvikappale koukistu painon siirron seurauksena. Tätä kompensatiomallia aiheuttaa mm. luottamuksen puute proteesiin ja polvikappaleen väärin asetetut heilahdusvaiheen säädöt. (Engstrom & Van De Ven 1999.140) Lisäksi, jos proteesipolvi on linjattu liian lateraaliseen tai mediaaliseen kiertoon, voi siitä syntyä proteesikantapään kiertyminen heilahdusvaiheessa joko ulos- tai sisäänpäin (May & Lockard 2011. 131). Kantapään kiertymistä voi aiheuttaa myös liian tiukka tai löysä holkki, esiheilahdusvaiheessa huono linjaus tai polvikappaleeseen säädetty liian suuri varus/valgus. Mediaali- tai lateraalikiertoa voi aiheuttaa myös opittu kävelytapa, jos tyngässä on epämiellyttäviä tuntemuksia tai terveessä jalassa on jotakin ongelmaa. Näiden virheellisten liikemallien lisäksi joissain tapauksissa proteesijalan kantapää saattaa nousta hei-

lahdusvaiheen alussa huomattavan korkealle verrattuna toiseen jalkaan. Tätä aiheuttaa liian helposti koukistuva polvikappale tai väärin asetetut polvikappaleen heilahdusvaiheen säädöt. Myös liian voimakas lonkan koukistajien käyttö proteesipolven koukistamisessa saattaa aiheuttaa kantapäähän liiallista ylöspäin nousua. (Engstrom & Van De Ven 1999. 139-140.)

## 6 Arviointilomakkeen työstäminen ja käyttö

Arviointilomakkeen työstäminen alkoi kirjallisuuskatsauksen tulosten koonnilla proteesikävelyn arviointitaulukkoon (liite 1, taulukot 1-5). Taulukot jaoteltiin kävelysyklin eri vaiheiden mukaan (liite 1, taulukot 1-4), jotta oikean ongelman hakeminen taulukosta olisi mahdollisimman nopeaa. Kävelyn vaiheiden lisäksi tehtiin yksi taulukko (liite 1, taulukko 5), johon koottiin ne proteesikävelyn ongelmat, joita ei voinut yksiselitteisesti sijoittaa mihinkään tiettyyn kävelyn vaiheeseen. Jokaisen taulukon sisällä ongelmat jaoteltiin niin, että ylävartaloon liittyvät ongelmat tulevat ensin ja niistä edetään alaspäin nilkkaan saakka. Tämän lisäksi ongelmien syyt eroteltiin fysioterapeutin ja proteesimestarin työnkuvaan liittyviin tekijöihin, jotta olisi mahdollisimman helppo löytää omaa osaamista koskevat tiedot taulukosta.

Arviointilomakkeen (liite 3) tehtävänä on toimia tiedon välittäjänä ja sen tulee sopia käytännön työelämän vaatimuksiin. Arviointitaulukko todettiin liian pitkäksi, joten toimeksiantajan antamien kommenttien perusteella tehtiin lyhyempi arviointilomake, jonka pääkriteerejä olivat helppo- ja nopeakäyttöisyys sekä selkeys. Arviointilomaketta työstettiin syklisesti usean eri version kautta, jotta toimeksiantajan kommentteja hyväksikäyttäen saataisiin tehtyä sellainen arviointilomake, joka mahdollisimman hyvin vastaisi toimeksiantajan tarvetta. Arviointitaulukossa on laajemmin proteesikävelyn ongelmat ja niiden syyt eriteltynä ja sitä voi tarvittaessa käyttää arviointilomakkeen tukena.

Tavoitteena on, että arviointilomakkeen voisi ottaa käyttöön jo ennen ensimmäistä käyntiä proteesimestarin luona, jos esim. ilmalastakävelyn aikana on jo havainnointu joitakin ongelmia, joiden tiedostaminen voisi helpottaa proteesin tekoa. Näihin kuuluu esim. tiedot lonkan liikkuvuuksista ja lihasheikkouksista. On myös huomioitava, että kuntoutuksen edetessä ja proteesiin muutoksia tehdessä voivat proteesikävelyn ongelmat muuttua erilaisiksi. Näin ollen arviointilomakkeen käyttöaika voi kasvaa pitkäksi. Voikin olla tarpeellista ottaa kuntoutuksen aikana käyttöön useampi arviointilomake aina edellisen käydessä vanhaksi. Arviointilomakkeen on tarkoitus kulkea asiakkaan mukana tämän vieraillessa sekä fysioterapeutin että proteesimestarin luona.

Arviointilomakkeen käytössä tulee huomioida sen eri ominaisuudet. Lomakkeen alussa kerätään perustiedot asiakkaasta ja kuntoutuksessa mukana olevista henkilöistä. Arviointilomakkeelle kirjataan yksilöllinen kuntoutustavoite ja sen tehtävänä on ohjata kuntoutusta selkeämmin tarvittuun suuntaan. Kuntoutuksen tavoitteen kirjaamisessa apuna on MOBIS luokituskuvio (kuva 2). MOBIS on liikkuvuuden arviointiin luotu yksinkertainen luokittelumenetelmä, jossa kuntoutujan kyky liikkua jaetaan yhteen neljästä kuntoutusryhmästä. Sisätiloissa rajoitetusti kävelevä amputoitu kuuluu ryhmään 1, jossa terapiatavoitteena on palauttaa kyky seistä ja liikkua sisätiloissa rajoitetusti. Ryhmään 2 kuuluvat ne kuntoutujat jotka voivat kävellä jonkin verran myös ulkona, mutta tarvitsevat esim. apuvälineen. Ryhmään 3 kuuluvat ne kuntoutujat joilla on vain lieviä rajoituksia ulkona liikuttaessa ja ryhmään 4 kuuluvilla kuntoutujilla ei ole rajoituksia liikkumisen suhteen. Kuntoutusryhmän lisäksi MOBIS -kuvioon merkitään myös kuntoutujan paino, koska se vaikuttaa olennaisesti kuntoutujalle valittaviin proteesin osiin. Painoryhmiä on neljä: alle 75 kg, 75-100 kg, 100-125 kg ja yli 125 kg. (Otto Bock.)



Kuva 2. MOBIS, kuntoutuksen pisteytystaulukko.

Kuvion yläosa: 1 = rajoituksin sisällä liikkuva kuntoutuja, 2 = rajoituksin sisällä ja ulkona liikkuva kuntoutuja, 3 = lievin rajoituksin ulkona liikkuva kuntoutuja ja 4 = rajoituksetta liikkuva kuntoutuja. Kuvion alaosassa on painoluokat proteesin osia varten.

Perustietojen jälkeen lomakkeella on taulukko, jossa on kävelysyklin vaiheet jaettuna samoin kuin arviointitaulukossa. Tämä mahdollistaa omien havaintojen kirjaamisen sekä tarpeen mukaan arviointitaulukoista eri kävelyongelmien tarkistamisen. Asiakslähtöistä kuntoutusotetta tukemaan on asiakkaan omalle näkemykselle jätetty tilaa vapaan tekstin muodossa. Tähän kohtaan tulisi kirjata asiakkaan havainnot, kommentit ja toiveet, jotta ne olisi myös näkyvästi dokumentoitu.

Seuraavaksi lomakkeella on kaksi ammattikuntakohtaista taulukkoa: fysioterapeutille ja apuvälineteknikolle. Arviointilomakkeen taulukoihin on ensin poimittu tiedot arviointitaulukosta (liite 1, taulukot 1-5), jonka jälkeen niitä on täydennetty toimeksiantajan tarpeelliseksi kokemilla tiedoilla. Ammattikohtaisissa taulukoissa on kyllä/ei vaihtoehdot nopeaa käytettävyyttä huomioiden, sekä tila lisätiedoille, johon voi merkitä esim. testituloksia, omia huomioita tai jos halutaan korostaa tai selventää toiselle kuntoutuksen ammattilaiselle jotakin keskustelua herättänyttä asiaa. Osaan kohdistaa on valmiiksi merkitty joitakin testejä, olettaen että tämä lisäisi ja yhtenäistäisi niiden käyttöä.



Kuntoutuksen suunnitelmallisuutta ja tavoitteellisuutta lisäämään kirjataan arviointilomakkeelle jatkosuunnitelma. Vapaasti kirjoitettavaan jatkosuunnitelmaan voi kumpikin kuntoutuksessa mukana oleva asiantuntija merkitä omat mielipiteensä siitä, mitä toimenpiteitä jatkossa tulisi tehdä, että kuntoutus etenisi mahdollisimman joutuvasti. Nämä voivat sisältää niin muutoksia proteesin rakenteeseen kuin suuntausehdotuksia erityishuomiota vaativiin kohtiin fysioterapiassa.

## 7 Pohdinta

Kiinnostus proteeseja kohtaan on alkanut jo ennen fysioterapiaopintoja, joten aiheen valinta oli helppo. Aiheenvalintaa suuremmaksi ongelmaksi osoittautui mielenkiintoisen aiheen tarpeeksi tarkka rajaaminen, mikä vaikeutti omalta osaltaan kirjallisuuskatsauksen hakujen suunnittelua. Kontaktoituminen oli tämän työn kannalta tärkeää, koska kyseessä oli projektityyppinen kehittämistyö. Se osoittautui kuitenkin helpoksi ja aiheen tärkeyttä kuvaa osaltaan se, miten innokkaasti monet eri ammattiryhmien asiantuntijat lähtivät auttamaan aihepiirin hahmottamisessa ja tutustumisessa käytännön työhön amputaatiokuntoutuksessa.

Reisiamputoitujen proteesikävelystä on aiemmin tehty joitakin opinnäytetöitä. Forsman ja Hamnström (2014) tekivät visuaalisen opetusmateriaalin fysioterapiaopiskelijoille, Tamminen (2011) selvitti kävelyn ohjauksen käytänteitä Helsingin ja Uudenmaan alueella, Lautala ja Paajanen (2007) selvittivät fysioterapian mahdollisuuksia reisiamputoidun proteesikävelyyntä liittyen ja Markkanen ja Nortia (2015) tutkivat proteesikävelyn piirteitä liikelaboratoriossa. Tämä opinnäytetyö käsittelee aihetta hieman eri näkökulmasta: se selvittää kävelyn biomekaniikan osatekijöitä, biomekaniikan muutoksia proteesikävelyn vaikutuksesta, proteesikävelyn ongelmia reisiamputoiduilla ja näiden ongelmien mahdollisia syitä. Aiheen käsittelyssä on myös huomioitu fysioterapeutin näkökulman lisäksi apuvälineteknikon näkökulmaa, jotta työ vastaisi toimeksiantajan tarpeeseen.

Opinnäytetyön tavoitteena oli kuvata kävelyn biomekaniikkaa sekä normaalikävelyn että proteesikävelyn kannalta. Tähän opinnäytetyö vastasi hyvin ja työstä löytyy suhteellisen kattavasti tietoa biomekaniikan eri osa-alueista ja proteesikävelyn vaikutuksesta niihin. Tähän työhön pyrittiin keräämään tietoa proteesikävelyn ongelmista ja niihin johtavista syistä. Proteesikävelyn ongelmia löytyi työhön kattavasti ja vaikka ne eivät välttämättä kata kaikkia esiintyviä ongelmia, saa niiden avulla kuitenkin hyvin kuvan siitä, millaisiin asioihin kuntoutuksessa tulisi kiinnittää huomiota. Lisäksi tavoitteena oli luoda työelämän tarpeisiin vastaava arviointilomake, joka helpottaisi fysioterapeutin ja apuvälineteknikon yhteistyötä. Arviointilomake saatiin tehtyä onnistuneesti ja toimeksiantaja oli siihen tyytyväinen, vaikka lomakkeen testaaminen käytännössä vasta osoittaa kuinka hyvin lomake todella toimii. Opinnäytetyön tarkoitus oli parantaa kuntoutuskäytäntöjä ja tehdä niistä sujuvampia sekä parantaa kuntoutuksen laatua. Sitä, miten tämä työ onnistui vastaamaan sen tarkoitukseen ei ole mahdollista arvioida tässä vaiheessa, sillä se vaatisi arviointilomakkeen testaamista ja sen tutkimista, miten lomake vaikuttaa kuntoutuskäytäntöihin ja yhteistyön toimivuuteen fysioterapeuttien ja apuvälineteknikoiden välillä.

Opinnäytetyön metodin valinta osoittautui odotettua haasteellisemmaksi oman kokemattomuuteni ja metodien tuntemattomuuden vuoksi. Alkuun opinnäytetyötä työstettiin kirjallisuuskatsauksena, mikä hankaloitti kokonaisuuden hahmottamista ja itse kirjallisen työn jäsentämistä. Tutkimuksellinen kehittämistoiminta sopi metodiksi paremmin, koska se sisälsi kirjallisuuskatsausosion lisäksi myös toimeksiantajan toiveen työn kehittämisosuudesta. Tutkimuksellinen kehittämistyö kuvaa myös paremmin käytännön prosessin sosiaalisia- ja yhteistyöpiirteitä.

Kirjallisuuskatsauksen suhteen törmäsin työtä tehdessä muutamiin haasteisiin: Ensimmäisin jotta kirjallisuuskatsaus olisi tieteellisesti luotettava, tulisi se tehdä vähintään kahden henkilön toimesta. Tässä työssä kaikki päätökset olivat yhden henkilön tekemiä, mikä heikentää työn tieteellistä uskottavuutta. Koska kyseessä on tutkimukselli-

nen kehittämistyö, ei tieteellisyyden täydellinen tavoittelu ole kuitenkaan tarpeellista. Toiseksi työn tarkoituksen ja fokuksen hahmottumisessa kesti huomattavan paljon aikaa, minkä takia haut tehtiin useassa eri osassa, joka kerralla hieman eri hakusanoilla ja sisäänotto-/poissulkukriteereillä, joten haun kuvaaminen ei ole niin tarkka ja täsmällinen, kun mitä sen tulisi tutkimuksessa olla. Tutkimuksen toistettavuus siis kärsi ja tiedonhaun kuvaaminen raportissa jäi sen mukaisesti epämääräiseksi. Kolmantena ongelmana oli oma kokemattomuuteni, mikä sekin heijastuu työn kirjallisen osuuden epämääräisyyteen. Esimerkiksi hakujen tekemistä ja myöhempää kirjaimista helpottaa, jos tietokantapalveluihin on luonut tilin ja viralliset haut tallentanut muistiin. Myös hakusanojen valinta, hakujen muodostus eri hakukoneisiin sekä hakukoneiden valinta ovat asioita, joissa kokemattomuus vaikuttaa tuloksen kattavuuteen ja luotettavuuteen.

Koska resurssit olivat rajalliset, työstäni jäivät myös puuttumaan täysin harmaan kirjallisuuden haut. Tämän lisäksi luotettavuuden osio jäi metodin ja haun kuvaamiseen, vaikka esim. PEDrosta olisi löytynyt tutkimusartikkeleiden luotettavuuteen käytettävä kaavio, jota olisi voinut tässäkin työssä käyttää. Resurssien rajallisuuden vuoksi tämäkin jätettiin pois. Osa lähteistä on myöskin suhteellisen vanhoja. Protetiikka kehittyy kovaa vauhtia koko ajan, joten voidaan olettaa, ettei kaikki lähteinä käytetty materiaali ole täysin ajan tasalla. Peruseriaatteet pysyvät kuitenkin suhteellisen samanlaisina ja kävelykuntoutukseen osallistuvien henkilöiden tulisi joka tapauksessa kommunikoida keskenään proteesin osien ominaisuuksista ja vaatimuksista, joten en näe vanhempienkaan lähteiden käyttöä täysin poissuljettavana. On myöskin mahdollista, että kaikkia proteesikävelyssä esiintyviä ongelmia ei ole tyhjentävästi saatu kirjattua tähän työhön.

Ongelmista huolimatta kirjallisuuskatsaus tuotti mielestäni tarvittavan määrän oikeanlaista tietoa työn resursseihin ja tasoon nähden. Kokeneempi hakujen tekijä olisi saattanut löytää tarkempia tietoja sellaisilta osa-alueilta, jotka tästä työstä jäivät puuttumaan. Näihin kuuluu esim. tarkemmat numeeriset tiedot eri proteesikävelyn ongelmien vakavuudesta esim. lonkan ojennusvajauden vakavuudesta eritasoisten

vajausasteiden suhteen. Voi myös olla, että tällaista tietoa ei ole vielä tuotettu, minkä takia siitä ei löytynyt materiaalia hakujen avulla. Työn lopullista onnistumista voidaan arvioida vasta kun tiedetään miten arviointilomake vastaa toimeksiantajan tarvetta.

Itse arviointilomakkeen kokoaminen oli haastavaa. Toimeksiantaja toivoi, että listaan olisi saatu joitakin numeerisia arvoja tai pisteytysratkaisua lomakkeen käytön helpottamiseksi. Reisiamputoidun kävelyn mahdollistavista seikoista ei kuitenkaan löydy varsinaisesti selkeää numerotietoa ja viitearvojen luominen tälle asiakasryhmälle puuttuu. Tässä työssä on käytetty mm. ikääntyneillä testattuja viitearvoja, jotka eivät suoraan sovi amputaatioryhmälle, sillä pelkkä iän mukainen määrittäminen ei ole pätevä amputoitujen kohderyhmän monimuotoisuuden takia. Amputoiduissa on hyvin eri kuntoisia ja eri ikäisiä henkilöitä ja vaikka ikääntyneet ja huonokuntoiset ovat suuri joukko ryhmän sisällä, ei ikäihmisille luotuja viitearvoja voi silti pitää yleispätevinä. Amputoiduilla on myös erilaiset vaatimukset esim. tasapainon ja yhdellä jalalla seisomisen suhteen, joten ikäihmiselle riittävä aika ei todennäköisesti amputoidun kohdalla riitä, koska mm. proteesin pukeminen tai proteesin kanssa vaatteiden pukeminen vaatii enemmän aikaa haastavuutensa takia.

Jos kaikki olennainen tieto olisi jätetty lopulliselle lomakkeelle, siitä olisi tullut liian pitkä helposti käytettäväksi. Arviointilomake voikin alkuun vaatia perehdyttämistä tai taulukon käyttämistä sen rinnalla. Taulukkomuotoisen listan etu on siinä, että siitä löytyy eriteltynä kaikki kirjallisuuskatsauksessa löydetyt proteesikävelyn ongelmat ja niiden syyt. Tämä helpottaa erityisesti, jos kuntoutuksen parissa työskentelevä henkilö on vieraampi amputaatiopotilaiden proteesikävelyn kuntoutuksen kanssa.

Yksi suurimmista puutteista tämän työn suhteen oli, että arviointilomakkeen testaaminen käytännössä jäi puuttumaan. Tämän takia työtä ei ole mahdollista arvioida kunnolla, koska se kuitenkin tähtää muutokseen kuntoutusprosessissa ja tiedonkulun lisäämiseen. Teoriassa arviointilomakkeen viimeinen versio vaikutti hyvältä. Siinä tuli

selkeästi käsitellyksi sekä fysioterapeuttien että apuvälineteknikkojen vastuualueita ja määritellyksi laajasti kuntoutuksen tavoitetta ja kuntoutuksen etenemiseksi suunniteltuja toimenpiteitä. Tilaa vapaalle kirjoittamiselle löytyy runsaasti, minkä toivoisi edistävän tiedonkulkua eri henkilöiden välillä. Lomakkeessa tarjottiin kuitenkin myös nopea raksi ruutuun menetelmä, minkä olettaisi helpottavan käytettävyyttä. Jatkossa arviointilomake tulisi testata ja tämän jälkeen siihen tulisi tehdä paranteluja käytännön kokeilussa havaittujen muutostarpeiden mukaan. Tämä voisi sopia esimerkiksi oppinäytetyön aiheeksi, jos työn aloitus ajoitetaan lomakkeen käyttöönoton jälkeen.

Testaamattomuuden lisäksi yksi haaste arviointilomakkeessa on se, että lomake on suunniteltu kulkemaan asiakkaan matkassa. Heikkoutena tässä tiedonkulutavassa on se, että se vie osan tiedonkulun vastuusta asiakkaalle. Toisaalta joidenkin kuntoutujien kohdalla tämän voisi nähdä kuntoutujaa aktiivivana osallistavana menetelmänä. Kumpikin kuntoutukseen osallistuva ammattiryhmä käyttää kuitenkin eri tietokantoja kirjaamiseen ja tiedonsiirtoon, mikä tekee sähköisestä tiedonsiirrosta mahdollonta. Tämä onkin todennäköisesti yksi syy fysioterapeuttien ja proteesimestareiden kokemalle yhteistyön haastavuudelle.

Lisätutkimusta vaadittaisiin proteesikävelyn eri biomekaanisten osa-alueiden tutkimiseen. Oletettavasti tutkimuksen vähyydestä johtuen ei tutkijoidenkaan keskuudessa ole selvää yhteisymmärrystä siitä, mitkä parametrit kävelystä ovat kuntoutuksen kannalta olennaisimpia (Sagawa 2010). Esimerkiksi Curze ym (2011) nostaa esiin kysymyksen proteesikävelyn symmetrian korjaamisen tarpeellisuudesta. Kompensoiivat kävelymallit ovat syntyneet tuomaan lisää vakautta kävelyn ja saattavat näin mahdollistaa suuremman toiminnallisuuden. Toisaalta, kuten Michaud ym (2000) tuo esiin, on erilaisilla proteesimalleilla mahdollista vaikuttaa proteesikävelyn vakauteen ja mitä lähempänä normaalikävelyä ollaan, kuten Engstrom ja Van de Venkin (1999) toteavat, sitä vähemmän kuluu kävelyn energiaa.

Donker ja Beek (2002) kuitenkin kyseenalaistavat energiankulutuksen seuraamisen kävelyn pääasiallisena määrittävänä tekijänä. Donkerin ja Beekin (2002) mukaan, koska amputoidun keho on jo lähtökohtaisesti epäsymmetrinen eikä proteesilla kyetä korvaamaan kaikkia normaalin jalan toimintoja, on symmetrisyyden tavoittelu myös kävelyssä epäolennaista. Heidän mukaansa kuntoutuksen tavoitteena tulisi mieluummin olla toiminnallisesti optimaalinen kävely joka olisi siis vakaata, adaptiivista, liikkumista lisäävää ja kaatumisriskin minimoivaa. Energiankulutukseen keskittynyt kävelykuntoutus vie huomiota pois muista biomekaanisista osatekijöistä, mikä näkyy myös tutkimusten suuntautumisena enemmän energiankulutuksen seurantaan kuin muihin tekijöihin. (Donker & Beek 2002.)

Amputoitujen kuntoutuksen jatkokehittämisessä tulisi huomioida oppilaitosten tarjoama opetus fysioterapiaopiskelijoille ja mahdollisuuksien mukaan laajentaa sitä. Tämän lisäksi myös työelämän koulutusten tarjontaa voisi laajentaa sekä niin, että fysioterapeuteille tarjottaisiin koulutusta protetiikan ja proteesikävelyn osalta kuin myöskin apuvälineteknikoille voisi tarjota enemmän tietoa fysioterapeuttien toimintatavoista ja mahdollisuuksista proteesikävelyn kuntoutuksen suhteen. Molempien ammattiryhmien tietotason lisääminen todennäköisesti nostaisi proteesikävelyn kuntoutuksen laatua.

## Lähteet

Ahonen, J. & Sandström, M. 2011. Liikkuva Ihminen - aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. Jyväskylä. VK-Kustannus Oy.

Ahonen, J. 1998. Kävelyn vaiheet ja niiden aikana tapahtuvat muutokset koko kehossa. Kirjasta Ahonen, J., Sandström, M., Laukkanen, R., Haapalainen, J., Immonen, S., Jansson, L & Fogelholm M. Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. Jyväskylä. VK-Kustannus Oy

Alaranta, H., Anttila, S., Kyöstilä, R., Kärkkäinen, M., Linnakko, R., Pohjalainen, T., Railo-Granfelt, A. & Väinölä K. 1990. Alaraaja-amputoidun opas. Helsinki. Proteesisäätiö.

Alaranta, H., Kruus-Niemelä & M. Pohjalainen, T. 2008. Alaraaja-amputaatiot ja kuntoutus. Viitattu 10.11.2014 Duodecim [www.terveysportti.fi](http://www.terveysportti.fi), työterveys ja kuntoutus, kuntoutus, alaraaja-amputaatiot ja kuntoutus

Curtze, C., Otten, B., Hof, A & Postema K. 2011. Determining asymmetry of roll-over shapes in prosthetic walking. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2011; 48(10): 1249-1259.

Cutter, N. & Kevorkian, C. 1999. Handbook of manual muscle testing. McGraw-Hill. USA

Devan, H., Carman, A., Hendrick, P., Hale, L. & Ribiero, D. 2015. Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with lower-limb amputation: Systematic review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Vol. 52 No. 1, 2015. 1 — 20

Donker, S. & Beek, P. 2002. Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica* 110. (2002) 265-288.

Engstrom, B. & Van de Ven, C. 1999. Therapy for amputees. 3rd edition 2005. Elsevier limited.

Forsman, C & Hamnström, N. 2014. Proteesikävelyn ABC: visuaalinen opetusmateriaali fysioterapiaopiskelijoille. Opinnäytetyö. Lahden ammattikorkeakoulu.

- Geertzen, J., Bosmans, J., van der Schans, C. & Dijkstra, P. 2005. Claimed walking distance of lower limb amputees. *Disability and rehabilitation*. 2005. 27(3): 101-104.
- Ikonen T. 2011. Alaraaja-amputaatioiden määrä vähenee - mutta ei riittävästi. *Lääketieteellinen aikakauskirja duodecim*. 2011; 127(15); 159-20.
- Johansson, K. 2007. Kirjallisuuskatsaukset - huomio systemaattiseen kirjallisuuskatsaukseen. Teoksessa *Systemaattinen kirjallisuuskatsaus ja sen tekeminen*. Toimittanut Axelin, A., Johansson, K., Stolt, M. & Ääri R-L. Turun yliopisto: Tutkimuksia ja raportteja. A:52/2007
- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. *Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille*. Liikuntatieteellinen seura. Tampere: Tammerprint Oy.
- Lautala, A & Paajanen, K. 2007. Reisiamputoidun proteesikävely: fysioterapian mahdollisuudet proteesikävelyharjoittelun ongelmissa. *Opinnäytetyö*. Jyväskylän ammattikorkeakoulu.
- Larner, S., Ross, E. & Hale, C. 2003. Do psychological measures predict the ability of lower limb amputees to learn to use a prosthesis? *Clinical rehabilitation* 2003, 17, 493-498.
- Magee, D. 2008. *Orthopedic physical assessment*. 5. p. Missouri: Saunders Elsevier
- Markkanen, S. & Nortia, R. 2015. Alaraaja-amputoidun kuntoutuksen kävelyn piirteitä - liikelaboratorio tutkimisympäristönä. *Opinnäytetyö*. Metropolia.
- May, B. 2002. *Amputation and prosthetics. A case study approach*. 2 ed. Philadelphia: F. A. Davis company
- May, B. & Lockard, M. 2011. *Prosthetics & Orthotics in clinical practice. A case study approach*. Philadelphia: F. A. Davis Company
- Michaud, S., Gard, S. & Childress, D. 2000. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation.



Journal of Rehabilitation Research and Development Vol. 37 No.1. January/February 2000. 1-10

Määttänen, M. & Pohjalainen, T. 2006. Alaraaja-amputaatiopotilaan fysioterapia ja protetiikka tänään. Fysioterapia 4. 5-9.

Määttänen, M & Pohjalainen, T. 2009. Raaja-amputaatiot, proteesit ja kuntoutus. Teoksessa Fysiatria. Toimittanut Arokoski, J., Alaranta, H., Pohjalainen, T., Salminen, J. & Viikari-Juntura, E. Helsinki: Duodecim.

Norkin, C. & White, D. 2003. Measurement of joint motion – a guide to goniometry. 3<sup>rd</sup> edition. F.A. Davis Company. Philadelphia.

Otto Bock. MOBIS The Ottobock mobility system. Viitattu 21.4.2016. Irtolehtinen.

Piitulainen, K. & Ylinen, J. 2014. Keski-Suomen sairaanhoitopiiri. Alaraaja-amputoidun hoitoketju. Viitattu 10.11.2014. [www.terveysportti.fi](http://www.terveysportti.fi), haku: alaraaja-amputoidun hoitoketju

Piitulainen, K. & Ylinen, J. 2010. Uudet protetisointikäytännöt tehostavat amputaatiopotilaiden kuntoutusta. Suomen Lääkärilehti 2010; 65(6):499-503

Prinsen, E., Nederhand, M. & Rietman, J. 2011. Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: a systematic review. Arch physical medical rehabilitation. vol 92. aug 2011.

Respecta. 2016. Respecta Oy. <http://respecta.fi/>, yritys. Viitattu 22.2.2016

Sagawa, Y., Turcot, K., Armand, S., Thevenon, A., Vuillerme, N. & Watelain, E. 2011. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. Gait and posture. March 2011. Elsevier.

Salmi, H. 2014. ALARAAJAPROTETISOINTIKÄYTÄNTÖJEN KUSTANNUSVERTAILU. Kat-saus isojen alaraaja-amputaatioiden määrään Suomessa. Opinnäytetyö, Jamk.

Sansam, K., Neumann, V., O'Connor, R., Bhakta, B. 2009. Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2009; 41; 593-603

Sansam, K., Neumann, V., O'Connor, R., & Bhakta, B. 2012. Can simple clinical tests predict walking ability after prosthetic rehabilitation? *Journal of Rehabilitation Medicine* 2012; 44; 968-974

Tamminen, P. 2011. Kävelyn ohjaus alaraajaproteesin käyttäjälle: selvitys Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiirin käytänteistä. Opinnäytetyö. Metropolia.

Terveyden ja hyvinvoinnin laitos. 2013a. Käden puristusvoima. <http://www.thl.fi/toimia>, mittarit, käden puristusvoima. Viitattu 26.2.2016

Terveyden ja hyvinvoinnin laitos. 2013b. Tietoja mittarin pätevydestä, toistettavuudesta ja käyttökelpoisuudesta. <http://www.thl.fi/toimia>, mittarit, käden puristusvoima, tietoja mittarin pätevydestä, toistettavuudesta ja käyttökelpoisuudesta. Viitattu 26.2.2016

Toikko, T. & Rantanen, T. 2009. Tutkimuksellinen kehittämistoiminta. Tampereen yliopistopaino Oy. Tampere.

Tähtinen, H. 2007. Systemaattinen tiedonhaku hoitotieteen näkökulmasta. Teoksessa Systemaattinen kirjallisuuskatsaus ja sen tekeminen. Toimittanut Axelin, A., Johansson, K., Stolt, M. & Ääri R-L. Turun yliopisto: Tutkimuksia ja raportteja. A:52/2007

VSSH. 2013 Toimintakyvyn mittarit, TO-Mi.

Wong, C., Ehrlich, J., Ersing, J., Maroldi, N., Stevenson, C. & Varca, M. 2014. Exercise programs to improve gait performance in people with lower limb amputation: a systematic review. *Prosthetics and Orthotics International*. <http://poi.sagepub.com/content/early/2014/09/25/0309364614546926>

## Liitteet

### Liite 1. Reisiamputoidun proteesikävelyn arviointitaulukko

Taulukko 1. Alkukontaktivaihe (kts. luku 5.1)

Ongelma	Proteesista johtuva syy	Muu syy
Proteesi kiertyy ulkorotaatioon	Proteesi linjattu liikaa ulkorotaatioon  Holkki on liian väljä  Holkki on puettu vinoon, varpaat liikaa ulospäin  Liian jäykät varpaat	Tyngässä runsaasti pehmytkudosta ja se pääsee pyörittämään tiukasti istuvaa holkkia  Heikko lihaskontrolli, etenkin ojentajat ja sisäkiertäjät
Lantio pysyy liian korkealla	Holkin yläreuna aiheuttaa epämiellyttäviä tuntemuksia	
Lantio tiltaa eteen	Holkki aiheuttaa liikevajakseen lonkassa	Virheellisesti opittu liikemalli
Rajoittunut lonkan fleksio		Lonkan liikevajausta tai lihaskireydestä
Polvikomponentin hallintavaikeus	Proteesin linjauksessa ongelma  Holkki ei ole tarpeeksi fleksiossa  Proteesin jalkaterä on liian jäykkä	Lonkassa koukistuskontraktuura
Polvikomponentti ojennetaan liian aikaisin ennen alkukontaktia  HUOM! yhteydessä proteesijalan liian pitkään askeleeseen	Polvikappaleen heilahdusvaiheen asetukset väärin	Liian voimakas tyngän koukistus, varmistaakseen polvikappaleen pitävyyden alkukontaktissa  Kompensaatiomalli  Luottamuksen puute proteesiin

Jalkaterä läpsähtää alustaan, ei normaalia rullausta kanta-päältä päkiälle	Liian pehmeä nilkka  Liian lyhyt jalkaterä	Kantapää viedään alustaan liian suurella voimalla  Vääränlainen kenkä
--	--	---

Taulukko 2. Keskitukivaihe (kts. luku 5.2)

Ongelma	Proteesista johtuva syy	Muu syy
Liiallinen ylävartalon ekstensio/lannenotko	Holkin riittämätön fleksio  Epämiellyttävä tuntemus istuinkyhmyssä holkista joltuen  Kengän korko proteesijalassa on liian korkea  Riittämätön vakaus polvikappaleessa	Lonkan fleksiokontraktuura  Riittämätön lonkkanivelen liikelajajuus  Heikot lonkan ojentajat/vatsalihakset  Yritys siirtää massakeskipistettä edemmäs tasapainon lisäämiseksi
Liiallinen ylävartalon sivukallistus, joko proteesin puoleen (p) tai terveen jalan puoleen (t)	Holkki liian abduktiossa (t)/adduktiossa (p)  Holkin lateraaliseinän tuki riittämätön (p)  Holkin liian korkea mediaalinen reuna (p/t)  Liian lyhyt proteesi (p) tai liian pitkä proteesi (t)	Riittämätön tasapaino  Hyvin lyhyt tynkä (p)  Tyngän heikot abduktorit (p)  Tyngän abduktiokontraktuura (p)  Kipuinen/herkkä tynkä (p)  Lantion virheellinen liikemalli
Lantion tipahtaminen	Liian lyhyt proteesi	

Taulukko 3. Pääöstukivaihe/Esiheilahdusvaihe (kts. luku 5.3)

Ongelma	Proteesista johtuva syy	Muu syy
Ylävartalon yhtäkkinen "tipahdus"/alaspäinsuuntautuva liike -> polven mahdollinen liian aikainen koukistuminen	Liian lyhyt jalkaterä  Varpaat liian ylhäällä  Holkki liian edessä jalkaan nähden	Liian korkea korko proteesijalan kengässä
Lantio jää liian ylös terveellä puolella	Proteesijalan polvi jää liian suoraksi	
Vähentynyt lantion transversaali kierto		
Vähentynyt lonkan ekstensio	Holkin malli epäsopiva	Lonkan fleksiokontraktuura
Vähentynyt lonkan fleksio		
Liian myöhäinen polven koukistus		Virheellinen painonsiirto
Liian myöhäinen kantapään nousu alustalta		Pelko tuoda painoa proteesille

Taulukko 4. Heilahdusvaihe (kts. luku 5.7)

Ongelma	Proteesista johtuva syy	Muu syy
Proteesi heilauttaminen sivukautta eteen	Liian pitkä proteesi  Ongelma polvikappaleen koukistuksen kanssa  Väärin toimiva polvikappale: liikaa vastusta tai vakautta  Riittämätön kiinnitys	Riittämätön luottamus proteesipolveen  Heikot lihakset  Abduktio kontraktuura lonkassa  Lihasepätasapaino: heikot adduktorit ja kyvyttömyys nostaa lonkkaa (lukkopolvi)  Pelko jalan törmäämisestä alustaan
Lantion nosto ylöspäin		Virheellinen kävelymalli

Varpaille nousu terveellä jalalla antaakseen proteesille lisätilaa heilauttaa eteen	Liian pitkä proteesi  Riittämätön holkin kiinnitys  Liian jäykkä polvi	Virheellinen kävelytekniikka  Pelko proteesin tökkäämisestä alustaan  Hyvin lyhyt tynkä  Kehno lihaskontrolli, kyvyttömyys nostaa lonkaa (lukko- polvi)/ lonkan fleksoreiden heikko kontrolli (vapaa polvi)
Kantapään heilahtaminen mediaalisesti/lateraalisesti	Proteesipolven linjaus liian mediaalisesti/lateraalisesti  Liian tiukka holkki  Liian löysä holkki  Linjauksen ongelma siinä vaiheessa, kun varpaat irtoavat alustasta  Proteesipolvessa liiallinen varus/valgus	Väärin opittu kävelymalli
Proteesijalan kantapään liiallinen nousu ylöspäin polven koukistuksessa	Liian löysä polvikappale  Heilahdusvaiheen kontrollit asetettu väärin polvikappaleeseen	Liiallinen lonkkalihasten voimankäyttö proteesipolvea koukistaessa

Taulukko 5. Muut ongelmat

Ongelma	Proteesista johtuva syy	Muu syy
Vartalon liiallinen koukku- asento  kts. luvun 5 alku	Holkin riittämätön fleksio  Epämiellyttävän tuntuinen holkki  Riittämätön polvikappaleen va- kaus	Heikot lonkan ojentajat  Lonkan fleksiokontraktuura  Kehno asento ylipäätään

		Korostunut kyfoosi rangassa  kompensaatiotapa -> jalkoihin katsominen
<p>Terveen jalan tukivaiheen pidentyminen – Pitkä askel proteesilla, lyhyt terveellä jalalla (t) TAI lyhyt askel proteesilla (p)</p> <p>Huom! myös askelluksen ajoituksen epäsymmetria ja epätasaiset käsien liikkeet kuuluvat tähän</p> <p>(kts. luku 4.3)</p>	<p>Riittämätön fleksiokontraktuuran huomiointi holkissa (t)</p> <p>Liian pitkä proteesi (t)</p> <p>Huonosti istuva holkki (p)</p> <p>Holkki liian fleksiossa (p)</p>	<p>Riittämätön kävelyharjoittelu, apuvälineen käytöstä opittu hidas/väärä kävelymalli (t)</p> <p>Pelko viedä painoa proteesille (t/p)</p> <p>Riittämätön tasapaino</p> <p>Epävarmuus polvikappaleen toiminnasta (p)</p> <p>Kipu tyngässä (p)</p> <p>Pyrkimys vakaampaan kävelyyn</p> <p>Kyvyttömyys ojentaa lonkkaa proteesijalan tukivaiheessa -&gt; fleksiokontraktuura ja selän ja lonkan ojentajien heikkous (t)</p> <p>Heikot lihakset tyngässä, vartalossa ja terveessä jalassa</p>
<p>Liian leveä tukipinta</p> <p>kts. luku 4.2</p>	<p>Liian pitkä proteesi</p> <p>Holkin mediaalireunan aiheuttama epämiellyttävä tunne- mus/kipu</p> <p>Holkin lateraalireuna ei anna tarpeeksi tukea reisiluulle</p> <p>Holkki liiallisessa adduktiossa</p>	<p>Abduktiokontraktuura + heikot tyngän adduktorit</p> <p>Huono kävelymalli/riittämätön ohjaus</p> <p>Vakauden hakeminen kävelyyn</p> <p>Ylävartalon kompensaatioliikkeet</p>

	Lannevyö linjattu huonosti	
--	----------------------------	--

Liite 2. Koonti kirjallisuuskatsauksen lähteistä

Taulukko 6. Kirjallisuuskatsauksen haun kautta löydetyt artikkelit

Tekijä(t)	Artikkelin nimi	Julkaisuvuosi
Curtze, C., Otten, B., Hof, A & Postema K	Determining asymmetry of roll-over shapes in prosthetic walking.	2011
Devan, H., Carman, A., Hendrick, P., Hale, L. & Ribiero, D.	Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with lower-limb amputation: Systematic review.	2015
Geertzen, J., Bosmans, J., van der Schans, C. & Dijkstra, P	Claimed walking distance of lower limb amputees.	2005
Larner, S., Ross, E. & Hale, C.	Do psychological measures predict the ability of lower limb amputees to learn to use a prosthesis?	2003
Michaud, S., Gard, S. & Childress, D.	A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation	2000
Sansam, K., Neumann, V., O'Connor, R., Bhakta, B.	Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature.	2009
Sansam, K., Neumann, V., O'Connor, R., & Bhakta, B.	Can simple clinical tests predict walking ability after prosthetic rehabilitation?	2012



Wong, C., Ehrlich, J., Ersing, J., Maroldi, N., Stevenson, C. & Varca, M.	Exercise programs to improve gait performance in people with lower limb amputation: a systematic review.	2014
---	--	------

Taulukko 7. Kirjallisuuskatsausaun ulkopuolelta mukaan otetut lähteet.

<b>Tekijä(t)</b>	<b>Nimi</b>	<b>Julkaisuvuosi</b>	<b>Lähdetyyppi</b>
Donker, S. & Beek, P.	Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity.	2002	Artikkeli
Engstrom, B. & Van de Ven, C.	Therapy for amputees.	1999	Kirja
May, B.	Amputation and prosthetics. A case study approach.	2002	Kirja
May, B. & Lockard, M.	Prosthetics & Orthotics in clinical practice. A case study approach.	2011	Kirja
Prinsen, E., Netherland, M. & Rietman, J	Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: a systematic review.	2011	Artikkeli
Sagawa, Y., Turcot, K., Armand, S., Thevenon, A., Vuillerme, N. & Watelain, E.	Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review	2011	Artikkeli

## Reisiamputoidun proteesikävelyn arviointilomake

Asiakkaan nimi \_\_\_\_\_ Päivämäärä \_\_\_\_\_

Apuvälineteknikko \_\_\_\_\_ Fysioterapeutti \_\_\_\_\_

Kuntoutustavoite \_\_\_\_\_



### Ongelma proteesin kävelysyklin vaiheessa:

Alkukontakti/ Kuormitusvaste	
Keskitukivaihe	
Pääöstukivaihe/ Esiheilahdusvaihe	
Heilahdusvaihe	

MOBIS: 1 = Kyky seistä ja kävellä sisätiloissa rajoitetusti. 2 = Kyky seistä ja kävellä sekä sisällä että ulkona rajoitetusti. 3 = Kyky seistä ja kävellä ilman rajoituksia sisätiloissa sekä lievien rajoitusten kanssa ulkona. 4 = Kyky seistä ja liikkua sekä sisällä että ulkona ilman rajoituksia.

### Havainnointi/asiakkaan oma kokemus

---



---



---

<b>Apuvälineteknikon tutkimukset</b>	Kyllä	Ei	Lisätietoja
Proteesin linjaus hyvä			
Holkin fleksio/adduktio/abduktio			
Adapterin paikka			
Jalkaterän rotaatio/inversio/eversio			
Polvinivelen rotaatio			
Proteesi on oikean pituinen			
Polvinivelet samalla tasolla			
Holkki on oikean kokoinen			
Ongelmia distaaliosassa			
Ongelmia proximaaaliosassa			
Holkki ei estä nivelen liikeratoja			
Proteesin kiinnitys toimii oikein			
Proteesin polvinivel toimii oikein			
Proteesin jalkaterä toimii oikein			
Kanta liian kova/pehmeä			
Kantaisku puuttuu			
Keskitukivaiheelta rullaus varvastyöntöön toimii			
Proteesin osat ovat kuntoutujalle sopivat			
Kuntoutustavoite huomioiden			
Painoluokka huomioiden			
Asiakas osaa käyttää proteesia oikein			
Pukeminen			
Huolto			

<b>Fysioterapeutin tutkimukset</b>	Kyllä	Ei	Lisätietoja
Tyngän postoperatiivinen hoito suoritettu oikein			
Lonkassa lihaksissa liiallista kireyttä			(Thomasin testi: _____ astetta)
Lonkkanivelessä liikevajautta			_____ astetta
Lonkan lihaksissa heikkoutta			
<i>Trendelenburg</i>			
Pystyy seisomaan yhden jalan tasapainossa terveellä jalalla			_____ sekuntia
Vie painoa proteesille riittävästi			
<i>Seistessä</i>			
<i>Kävellessä</i>			
Ylävartalon hallinta hyvä			
Kipuja tyngässä			
Iho-ongelmia tyngässä			
Oikea kävelytekniikka/liikemalli			
<i>Proteesi heilautetaan sivukautta eteen</i>			
<i>Terveen jalan varpaillenousu proteesin heilahdusvaiheessa</i>			
Symmetrinen askelsykli			
<i>Askelpituus symmetrinen</i>			
<i>Askelleveys symmetrinen</i>			
Turvattomuutta proteesin käyttämisessä			
Terveen jalan kunto			
<i>Iho-ongelmat/haavaumat</i>			
<i>Kivut</i>			
Käsivoimat riittävät proteesin pukemiseen			
Osa käyttää kävelyn apuvälinettä oikeaoppisesti			
Kognitio riittävä proteesin käytön opetteluun			(KOLT >15 pistettä)

**Jatkosuunnitelma**


---



---



---