



Nico Järvinen, Amanda Tykkyläinen

Proteesikävelyn mittausprosessi

Palvelumuotoilu kävelyanalyysistä liikelaboratoriossa

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Apuvälineteknikko

Apuvälinetekniikan tutkinto-ohjelma

Opinnäytetyö

16.11.2022

Tekijät	Nico Järvinen, Amanda Tykkyläinen
Otsikko	Palvelumuotoilu liikelaboratoriosta, proteesikävelyn analysointi liikelaboratoriossa
Sivumäärä	19 sivua + 0 liitettä
Aika	16.11.2022
Tutkinto	Apuvälineteknikko
Tutkinto-ohjelma	Apuvälinetekniikan tutkinto-ohjelma
Ohjaajat	Apuvälinetekniikan lehtori Tomi Nurminen Yliopettaja Kaarina Pirilä
<p>Opinnäytetyön tarkoitus on tehdä palvelumuotoilu kävelyanalyysistä, joka on suunnattu alaraajaproteesien käyttäjille. Kävelyanalyysiin käytetään Metropolian Ammattikorkeakoulun liikelaboratoriota. Hyödynämme liikelaboratorion mallinnusjärjestelmää, voimalevyjä, sekä suurnopeuskameroita. Haluamme työllämme kehittää apuvälinealaa.</p> <p>Tavoitteenamme oli luoda palvelu, jota voitaisiin myydä ulkopuolisille apuvälinealan yrityksille, jotka voivat tarjota sitä proteesi asiakkailleen. Kävelyanalyysillä pystytään selvittämään proteesin käyttäjän lihasvoimia, nivelten liikkuvuutta, sekä millä tavalla proteesin komponentit vaikuttavat käyttäjän kävelyn.</p> <p>Teoria osuudessa käsittelemme alaraaja-amputaatiota, proteesin osia, palvelumuotoilua, sekä kävelyä proteesin kanssa. Kerromme, millaisen palvelun olemme luoneet ja kuvailimme mittausprosessin vaiheet. Olemme käyttäneet lähteinä alan kirjallisuutta, sekä tutkimusartikkeleita.</p> <p>Idea opinnäytetyöhömme tuli koulun tarpeesta saada liikelaboratorio ulkopuolisten asiakkaiden käyttöön.</p> <p>Jotta palvelumuotoiluista saataisiin luotettavia tuloksia, tulee sen suorittaa kokenut terveydenalan ammattilainen. Markkereiden asettelussa vaaditaan huolellisuutta. Mittausprosessi itsessään on helppo ja nopea mutta tulosten analysointi ja raportointi vie aikaa.</p>	
Avainsanat	Kävelyanalyysi, alaraaja proteesi, palvelumuotoilu

Authors	Nico Järvinen, Amanda Tykkyläinen
Title	Service design from the movement laboratory, analysis of prosthetic walking in the movement laboratory
Number of Pages	19 pages + 0 appendices
Date	16.11.2022
Degree	Bachelor of Health Care, Prosthetics and Orthotics
Degree Programme	Prosthetics and Orthotics
Instructors	Tomi Nurminen, Senior Lecturer Kaarina Pirilä, Principal Lecturer
<p>The purpose of the thesis is to make a service design from gait analysis aimed at users of lower limb prostheses. The movement laboratory of Metropolia University of Applied Sciences is used for gait analysis. We use the movement laboratory's modeling system, force plates, and high-speed cameras. With our work, we want to develop the assistive technology industry.</p> <p>Our goal was to create a service that can be sold to external assistive technology companies that can buy it for prosthetic customers. With gait analysis, it is possible to find out the muscle strength of the prosthesis user, the mobility of the joints, and how the components of the prosthesis affect the user's gait.</p> <p>In the theory part, we discuss lower limb amputation, parts of the prosthesis, service design, and walking with a prosthesis. We will tell you what kind of service we have created and describe the steps of the measurement process. We have used industry literature and research articles as sources.</p> <p>The idea for our work came from the school's need to have a business laboratory available for the studies of external customers.</p> <p>In order to get reliable results from service design, an experienced healthcare professional is required. Care must be taken when placing the markers. The measurement process itself is easy and fast. Analyzing and reporting the results takes time.</p>	
Keywords	Gait analysis, lower limb prosthesis, service design

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Palvelumuotoilu	3
3	Alaraaja-amputaatiot	3
4	Proteesin polvinivelet ja jalkaterät	4
4.1	Polvinivelet	5
4.1.1	Mekaaninen polvinivel	5
4.1.2	Pneumaattiset ja hydrauliset polvinivelet	5
4.1.3	Mikroprosessori polvinivelet	6
4.2	Jalkaterät	6
5	Proteesitekniset haasteet	7
6	Proteesikävelyn haasteet	8
7	Mittausprosessin kuvaus	9
7.1	CGM mallinnusjärjestelmä	9
7.2	Palvelumuotoilu alaraajaproteesin käyttäjälle	10
7.3	Mittausprosessi	12
8	Tulokset ja johtopäätökset	15
9	Pohdinta	15
	Lähteet	17

1 Johdanto

Yleisimmät syyt alaraaja-amputaatioihin ovat verenkiertosairaudet, diabetes, sekä traumat (Keski-Suomen sairaanhoitopiiri 2015). Jokainen henkilö kokee amputaation yksilöllisellä tavalla. Joillekin se on helpottava kokemus, sillä amputaatio voi helpottaa sairauden tai vamman tuomia kipuja. Toiset taas kokevat amputaation hyvinkin traumaattisena. Amputaation jälkeinen aika on asiakkaalle henkisesti raskasta. Tunteet voivat vaihdella negatiivisista ajatuksista positiivisiin (Schober & Amrahamsen 2022.) Mieliala ongelmat ja masennus ovat yleisiä silloin, kun asiakkaalle on suoritettu alaraaja-amputaatio (Shelmerdine & Stansby 2022).

Monet asiakkaat ilmaisevat huolenaiheensa amputaation jälkeen liittyen taloudellisiin haasteisiin, miten he suoriutuvat töistä sekä motoriikkaa vaativista tehtävistä, monet myös kokevat kehon fyysiset rajoitteet haastaviksi amputaation jälkeen. Oma identiteetti voi muuttua, kun amputaatio on suoritettu ja voi kestää pitkään ennen kuin asiakas on hyväksynyt uuden elämänsä alaraaja-amputaationsa kanssa. Monet potilaat kokevat saavansa identiteettinsä takaisin, kun he saavat kävelykyvyn takaisin proteesin avulla. Kävelykyvyn palautuminen onkin yksi isoimmista amputaatio asiakkaiden odotuksista. Seuraavaksi tärkeimpänä tulee töihin palaamisen mahdollisuus.

Tukiverkoston tärkeys korostuu amputaation aikana, mitä kannustavampi tukiverkosto sitä paremmin asiakas pystyy sopeutumaan nykyiseen tilanteeseensa. Saumaton yhteistyö terveydenhuollon ammattilaisten kanssa on tärkeää, sillä ammattilaiselta saadut tiedot ja ohjeet amputaatioon liittyen on tärkeässä osassa potilaan kuntoutumisessa (Schober & Amrahamsen 2022.) Proteesin saaminen asiakkaan käyttöön vaikuttaa hänen elämänlaatuunsa ja helpottaa asiakkaan sopeutumista amputaatioon. Tutkimuksen mukaan mitä korkeampi amputaatiotaso on sitä suuremmin se vaikuttaa henkilön kokemukseen kehonkuvastaan. Proteesin käyttöön ottamisella pystytään vaikuttamaan henkilön kehonkuvaan positiivisella tavalla. Proteesi myös edistää amputaatiosta kuntoutumista, sillä se vaikuttaa henkilön liikkuvuuteen huomattavasti (Gozaydinogly, Hosbay, Durmaz 2019.)

Opinnäytetyömme tarkoitus on tehdä suurista alaraaja-amputaatiosta eli sääri- ja reisi-proteesien käyttäjille palvelumuotoilu kävelyanalyysistä Metropolian ammattikorkeakouluun, Myllypuron kampuksella sijaitsevaan liikelaboratorioon. Metropolian Ammattikor-

keakoulu toimii myös meidän yhteistyökumppaninamme. Lyhyen aikavälin tavoitteenamme on luoda palvelumuotoilu, joka jossain vaiheessa tulisi toimintaan, sekä saada sosiaali- ja terveystieteiden opiskelijat kiinnostumaan liikelaboratorion palvelumuotoilun vastuutehtävistä. Tällöin liikelaboratorio saataisiin ulkopuolisten asiakkaiden käyttöön. Pitkän aikavälin tavoitteenamme on kehittää palvelu, jonka avulla palveluntuottajien sekä maksavan tahon välinen vuorovaikutus paranee, jolloin kustannusarvioissa pystytään perustelemaan hankintoja paremmin. Tutkimme opinnäytetyössämme, millaisia tietoja saamme kävelyanalyysistä henkilöiltä, joilla on alaraajaproteesi käytössä. Käytännössä tämä toteutuu proteesikävelyn demonstraatiolla, josta teemme prosessikuvauksen. Kohderyhmänä toimii alaraajaproteeseja valmistavat apuvälineyritykset ja niiden asiakkaat.

Selvitämme, miten mittauksia tehdään, kun halutaan arvioida alaraajaproteesin jalkaterän ja polvinivelen toiminnallisuutta, verrattuna kävelyn viitearvoihin. Tavoitteenamme on saada kirjallinen tuotos liikelaboratorion laitteiden käytöstä. Kävelyanalyysia varten käytämme voimalevyjä, sekä CGM2 ohjelmistoa. Voimalevyillä saamme selvitettyä nivelten liikkuvuutta eli miten nivelet toimivat kävelyn aikana, sekä liiketietoja kuten muun muassa askelpituutta, sekä kävelynopeutta. Voimalevyistä saatuja tietoja pystymme vertailemaan Vicon ohjelmistossa oleviin viitearvoihin.

Palvelumuotoilusta on hyötyä proteesiasiakkaille ja apuvälinealanyrityksille, jotka valmistavat proteeseja, lääkinälliselle kuntoutukselle, sekä muille kuntoutusalan ammattilaisille. Pystymme vertailemaan asiakkaiden kävelyä viitearvoihin, jonka perusteella pystytään valitsemaan hänelle sopivin polvi- tai nilkkakomponentti proteesiin. Tulosten avulla voimme löytää kehityskohteita asiakkaan kävelystä. Yritykset pystyvät hyödyntämään palvelumuotoilua tarjoamalla asiakkailensa monimuotoisempaa palvelua kävelyanalyysin muodossa. Terveystieteiden ammattilaiset laativat kustannusarvion tutkimusten perusteella palveluntuottajalle. Kustannusarvioon hän voi sisällyttää kävelyanalyysissä ilmi tulleita tuloksia ja niitä asioita, jotka ovat vaikuttaneet ammattilaisen päätökseen tekniikan valitsemisessa. Sillä tällöin perustelut eivät ole pelkästään proteesintekijän ja asiakkaan omaa näkemystä asiaan liittyen.

Tutkimuksemme on ajankohtainen, sillä Metropolian Ammattikorkeakoululla on tavoitteena myydä ulos myytävää palvelua ja markkinoida sitä alan yrityksille. Tällöin apuvälinealan yritykset pääsisivät hyödyntämään palveluamme. Liikelaboratorion sijainti kampuksella takaa opiskelijoille käytännön kokemusta työskennellessään asiakkaiden kanssa ja he oppivat samalla protetiikkaan, sekä kävelyanalyysiin liittyviä käytäntöjä.

2 Palvelumuotoilu

Palvelumuotoilu tarkoittaa palvelukokonaisuuden kehittämistä asiakaslähtöisesti. Palvelumuotoilun prosessiin sisältyy tavoitteen asettaminen; mitä halutaan kehittää ja kuka on kohderyhmä. Seuraavaksi mietitään asiaa asiakkaan näkökulmasta. Tämän jälkeen kuvaillaan omat ideat ja arvioidaan niitä. Kun nämä kolme vaihetta on käyty läpi, testaan omat ideat käytännössä (Koski 2019.)

Palvelut ovat yrityksille liiketoimintamahdollisuuksia, näiden avulla yritys pystyy erottumaan muista palveluntuottajista. Teknologia tarjoaa paljon mahdollisuuksia ihmisten tarpeisiin. Tällainen voi olla esimerkiksi palvelumuotoilu, jossa teknologia toimii tärkeässä roolissa. Palvelumuotoilussa tulee ymmärtää sen tarjoamat mahdollisuudet ja hyödyntää niitä ratkaisujen tekemisessä (Tuulaniemi 2011.) Palvelumuotoilun avulla yhdistämme liikelaboratorion, sekä meidän ideamme proteesikävelyn analysoimisesta. Tällöin kehitämme olemassa olevasta palvelusta monimuotoisemman. Palvelunkehittäjinä vahvistamme omaa osaamistamme, sekä mahdollistamme liikelaboratorioon sopivan toimintamallin kävelyanalyysin tekemiseen. Palvelumuotoiluosaaminen tuo etulyöntiaseman ja arvokkaamman markkina-arvon yritykselle (Tuulaniemi 2011.)

3 Alaraaja-amputaatiot

Alaraaja-amputaatiotasoa suunniteltaessa tulee selvittää asiakkaan lihasvoimat ja liikkuvuus alaraajoissa, sillä proteesikävely vaatii enemmän energian käyttöä kuin normaali kävely (Shelmerdine & Stansby 2022). Alaraaja-amputaatiot luokitellaan seuraavasti; lonkan disartikulaatio, reisiamputaatio, polven eksartikulaatio, sääriamputaatio ja jalkaterän amputaatiot. Näistä suuret amputaatiot ovat reisi- ja sääriamputaatio. (Solonen & Huittinen 1991;55–75.) Valtaosa amputaatiosta johtuu akuutista tai kroonisesta alaraaja iskemiasta. Kasvaimet ja traumat aiheuttavat harvemmin amputaatioita (Keski-Suomen sairaanhoitopiiri 2015). Reisiamputaatioiden määrä suomessa vuonna 2016 on ollut 840 kappaletta ja sääriamputaatioiden määrä on ollut 324 kappaletta, polvinivelestä suoritettuja amputaatioita on ollut 20 kappaletta. Tilastoista huomaa, että varpaiden ja jalkapöytien amputaatiot ovat yleisempiä, sillä niitä on tehty yhteensä 1834 kappaletta (Terveystieteiden tutkimuskeskus ja hyvinvoinninlaitos 2016.) Diabetes ja verenkiertohäiriöt aiheuttavat yli 80 % alaraaja-amputaatioista (Pohjolainen & Alaranta 2000).

Hyvän toiminnallisuuden takaamiseksi sääriamputaatiossa on tavoitteena säilyttää polvinivel. Pitkä tynkä on suotuisa, mikäli siinä on hyvä verenkierto ja ihossa ei ole ongelmia. Lyhyt tynkä on protetisoinnin kannalta myös mahdollinen, jos polvinivelen toiminnallisuus on normaali ja jalassa on hyvät lihasvoimat (Keski-Suomen sairaanhoitopiiri 2015.)

Polven eksartikulaatio suoritetaan nivelpinnasta, jolloin luut ja lihakset säästyvät. Amputaatiotyylä suositaan henkilöillä, joilla verenkierto polven tasolla on hyvä, sillä se on yksinkertainen ja mahdollista protetisoida nopeasti. Amputaatio on myös helpompi toimenpide, sillä siinä ei katkaista luita eikä lihaksia. Kyseisessä amputaatiossa henkilö kuluttaa vähemmän energiaa, kuin reisiamputaatiossa. Erikoisindikaatioita ovat tilanteet, joissa potilaan iho ei riitä peittämään pitkää tai lyhyttä sääriamputaatiota. Polven disartikulaatio toimii paremmin riittävällä pehmytkudoksella, kuin sääriamputaatio riittämättömällä pehmytkudoksella, vaikka polven disartikulaatio on korkeampi amputaatiolinja. Kun polven fleksiokontraktuura lähestyy 45 astetta, ei henkilö todennäköisesti pysty käyttämään proteesia. Lievä polven fleksiokontraktuura usein parantaa proteesin käyttöä (Smith, Michael, Bowker, 2004 s. 517–519.)

Reisiamputaatiossa pitkä tynkä on eduksi, mutta silti kaikista amputaatiolinjoista tämä ryhmä kuluttaa eniten energiaa. Pitkässä tyngässä on hyvä verenkierto ja vahvat lihakset, kivuton ja distaalisesti kapeneva reisitynkä helpottaa proteesin käytön hallintaa ja protetisointia. Reisityngässä ei saa olla liikaa pehmytkudosta, sillä tämä hankaloittaa tyngän kontaktia proteesiin. (Smith ym. 2004 s.533–538.)

4 Proteesin polvinivelet ja jalkaterät

Reisiproteesi muodostuu holkista, polvinivelestä ja jalkaterästä. Sääriproteesin komponentteihin kuuluu holkki ja jalkaterä (Solonen & Huittinen 1991.) Proteesin polvinivel ja jalkaterä valitaan asiakkaan aktiivisuusluokan mukaan. Aktiivisuusluokkia on neljä. Ensimmäiselle tasolle kuuluvat asiakkaat käyttävät proteesia vain siirtymiin tasaisella lattialla, tavoitteena on pystyä seisomaan ja kävelemään sisätiloissa rajoitetusti. Toisen tason asiakkailla on mahdollisuus kävellä hitaasti, sekä ylittää mm. kynnyksiä ja kävellä lievästi epätasaisessa maastossa, sisällä sekä ulkona. Kolmanteen tasoon noustessa kävely nopeutta pystytään säätelemään, nopeaksi tai keskinopeaksi. Suurin osa luonnollisten esteiden ylityksistä ei aiheuta ongelmia. Asiakas pystyy myös osallistumaan kuntoutukseen, jossa mekaaninen rasitus ei ole keskitason ylittävää. Neljännellä tasolla

asiakkaan toimintakyky on lähes sama, kuin ilman rajoitteita olevalla henkilöllä. Kävely-
matkan pituuteen ei ole rajoittavia tekijöitä (Ottobock.)

4.1 Polvinivelet

Polvinivelet voidaan jakaa kahteen eri kategoriaan, mekaanisiin ja mikroprosessoreihin. Mekaaniset polvinivelet jaetaan vielä alempiin kategorioihin, monosentrisiin ja polysentrisiin. Jokaisessa polvinivelessä on jonkinasteinen tasapainomekanismi, manuaalinen tai painonsiirrolla aktivoitava lukkosysteemi. Polvinivelten fleksiota ja ekstensiota kontrolloidaan kitkan avulla tai pneumaattisella ja hydraulisella kontrollilla (Physiopedia.)

4.1.1 Mekaaninen polvinivel

Yksiakseliset polvinivelet perustuvat yksinkertaiseen saranan toimintaan. Ne ovat rakenteeltaan yksinkertaisia ja edullisia valmistaa, kyseisiä polviniveleitä käytetään usein tuoreilla amputoiduilla edullisen hinnan ja rakenteellisen keveyden takia (Dupes.)

Polysentristen polvinivelten toiminta perustuu monen akselin samanaikaiseen toimintaan, jäljitellen liukuniveltä. Useimmat polvinivelistä on 4 akselisia, mutta on olemassa myös 7 akselisia. Kun polvinivel taipuu fleksioon, lyhenee sen rakenteellinen pituus akselien liikkumisen takia, tämän takia kompastuminen ei ole yhtä todennäköistä kuin yksiakselisella polvinivelellä. Polysentrisissä polvinivelissä on usein vain yksi heilahdusnopeus, mutta nopeuden säätely onnistuu myös, kun polviniveleen on rakennettu pneumaattisia tai hydraulisia ominaisuuksia (Dupes.)

4.1.2 Pneumaattiset ja hydrauliset polvinivelet

Kyseiset polvinivelet ovat suunnattu aktiivisemmille käyttäjille. Polvinivelet ovat yksi- tai moniakselisia, mutta niihin on yhdistetty pneumaattinen tai hydraulinen yksikkö.

Pneumaattisessa yksikössä sylinterin sisällä on ilmaa ja hydraulisessa yksikössä nestettä. Näiden ansioista käyttäjä pystyy itse säätämään kävelyvauhtiaan. Kun nopeus kasvaa, sylinterissä venttiili menee kiinni, rajoittaa se nivelen fleksiota. Rajoitetun fleksion avulla, käyttäjä pystyy kävelemään nopeammin. Kun vauhti hidastuu, sylinterin venttiili aukeaa asteittain, antaen nivelelle isomman liikeradan fleksioon (The War Amps.)

4.1.3 Mikroprosessori polvinivelet

Mikroprosessori polvinivelten tarkoituksena on parantaa mekaanisten, pneumaattisten ja hydraulisten polviniveliä toimintaa. Pneumaattisella ja hydraulisella polvinivelellä vauhdinmuutos tapahtuu hitaasti, mutta mikroprosessorin avulla se pystytään toteuttamaan heti, joten polven toiminta on tällöin paljon luonnollisempaan eli polvi aistii kävelijän liikemuutoksen (The War Amps.)

Polvinivelissä on sensoreita, mikroprosessori, vastusjärjestelmä ja akku. Mikroprosessori kontrolloi polvinivelen sisäistä nestettä, joka on hydraulista tai pneumaattista. Tietokone seuraa jokaista kävelysyklin vaihetta ja tarvittaessa muuttaa polvinivelen vastusta, sisäistä nestettä säätämällä. Polvinivelen jäykkyydellä voidaan lisätä nivelen turvallisuutta (Ottobock.)

4.2 Jalkaterät

Jalkaterien pää rakennusmateriaali on hiilikuitu. Jalkaterien tulisi mahdollistaa kuormitusvaiheessa jalkaterän plantaarifleksio, neutraaliasento keskitukivaiheessa ja varpaiden hyperekstensio päätöstukivaiheessa. Jalkaterät voivat varastoida energiaa ja joissakin voidaan säätää kannan korkeutta (Physiopedia.) Proteesien jalkaterät eivät ole yhtä monitoimisia kuin luonnolliset jalkaterät, mutta ne parantavat asiakkaan toimintakykyä (Olewi & Hadi 2021). Iskunvaimennuksen, työntövoiman, tasapainon ja dorsifleksio ominaisuuksien tulisi jäljitellä luonnollisen jalkaterän biomekaniikkaa mahdollisimman tarkasti (Pitkin 1995). Jalkaterien tulee myös täyttää kriteerit vetolujuuden, tiheyden, korroosion eston, joustavuuden ja kestävyuden osa-alueilla (Olewi & Hadi 2021.)

Matalan aktiivisuustason jalkaterät sopivat hyvin ensiprotetisointiin, sillä ne ovat halpoja ja kestäviä. Toiminnallisuudeltaan jalkaterä sopii matalan aktiivisuustason käyttäjälle, ne on tarkoitettu enemmän tuen tuottamiseen, kuin toiminnallisuuteen (NZALS.) Jalkaterässä ei ole saranoita, ne ovat helpommin tuotettavia, kun liikkuvia osia ei ole. Elinkaari on pitkä, eikä kyseisiä jalkateriä tarvitse huoltaa usein (Amputee Coalition 2016.)

Jalkaterät ovat usein tehty jäykästä hiilikuidusta, jotka toimivat jousen tavoin. Ne taipuvat kuormituksen alla ja palautuvat takaisin normaaliin muotoon, kun kuormitus poistuu. Jalkaterä antaa työntövoimaa, kun askel rullaa kantaiskusta varvastyöntöön. Kyseiset jalkaterät sopivat parhaiten keski- ja korkeatason aktiivisuusluokille (Amputee Coalition

2016.) Tavoitteena on vähentää kävelyn käytettyä energiaa ja parantaa liikkuvuutta (Olewi & Hadi 2021).

On myös olemassa jalkaterä kategoria, joiden sisässä on pieni mikroprosessori, joka aistii ja mukautuu sensoreiden avulla siihen, miten jalkaterää käytetään, lisäämällä jäykkyyttä tai nilkan kulmaa. (Amputee Coalition 2016; Hanger Clinic). Kävelysykli on lähempänä normaalia ja kävely on helpompaa epätasaisessa maastossa. Mikroprosessori mukautuu kävelynopeuteen ja maastoon automaattisesti, myös puhelin applikaatioilla voidaan muokata suorituskykyä (Amputee Coalition 2016.) Mikroprosessori jalkaterä painaa enemmän kuin yksinkertainen jalkaterä, sekä sitä pitää ladata. Mikroprosessori ohjatut jalkaterät sekä polvinivelet toimivat hyvin yhdessä (Hanger Clinic).

5 Proteesitekniset haasteet

Sääriamputaatiossa tyngän ollessa nuijmainen aiheuttaa se haasteita protetisoinnille. Pehmytkudoksen ollessa vähäistä täytyy miettiä mistä tukipinnat haetaan. Pitää kiinnittää huomiota, että holkki tukee asiakkaan polviniveltä, jotta sen toiminnallisuus säilyy (Smith ym. 2004 s.504.) Reisiamputaatiossa lyhyt tynkä aiheuttaa haasteita protetisoinnille. Tyngän ollessa lyhyt vaikeutuu proteesin hallinta ja se voi vetäytyä kontraktuuraan. (Hammar 2011 s. 275.)

Mikäli proteesi ei ole asiakkaalle sopiva voi se vahingoittaa tynkää, mikä taas vaikuttaa kävelyn negatiivisesti. Proteesijalan ollessa liian pitkä tai lyhyt voi kävelyssä esiintyä ontumista, vartalon sivuheilahdusta tai jalan ponnaHDusta. Proteesin käyttäjällä voi ilmetä kävellessään proteesiraajan heilahdus sivukautta eteen. (Smith ym. 2004 s.512–513.)

Protetisoinnissa huomioon otettavia asioita ovat myös psykologiset ongelmat. Protetisointia on vaikea aloittaa, mikäli asiakas ei ole motivoitunut proteesin käyttöön. Jotkut henkilöt kokevat amputoinnin suurempana traumana, kuin toiset. Etenkin henkilöille, joilla raajan menetys vaikuttaa työhön tai harrastuksiin voi kuntoutuminen ja amputoituihin suhtautuminen olla vaikeampaa. Monille henkilöille amputaation seuraukset ovat vieraita ja he voivat pelätä mitä fyysisiä seurauksia amputaatiosta tulee. Amputaatioprosessin läpi käyminen huolellisesti asiakkaan ja terveydenhuollon ammattilaisen kanssa voi lievittää näitä pelkoja. (Bella J. May 2002 s. 109–110.) Mitä nopeammin protetisointi

voidaan aloittaa ja proteesi saadaan käyttöön, vähentää se psykologisia ongelmia. Mikäli proteesin saaminen taas viivästyy voi se lisätä psykologisia ongelmia, kuten pelkoa ja masentuneisuutta. Mikäli henkilöllä jolle proteesi tehdään, on hengitysvaikeuksia tai kipuja tyngässä voivat ne johtaa proteesin käyttämättä jättämiseen. Henkilöt, joilla on voimakasta kipua tai lääketieteellisiä ongelmia ei proteesin tekeminen ole välttämättä oikea vaihtoehto. (Seymour 2002. 63–72.)

Iho-ongelmat amputoiduilla on otettava vakavasti ja ne tulisi hoitaa mahdollisimman nopeasti. Nopea reagointi iho-ongelmiin ennalta-ehkäisee sen pahentumista ja tällöin proteesin käyttöä ei tarvitse jättää pois. Joillakin amputoiduilla iho kestää hyvin kuormitusta, eikä iho-ongelmia synny niin helposti. Toisilla taas iho saattaa olla ohutta, jolloin riskit iho-ongelmille nousee. Tyngän ihon terveys on tärkeää proteesin käytön kannalta, mikäli iho-ongelmia tyngässä esiintyy ei proteesia voida laittaa siihen. Proteesin holkki ollessa epäsopiva asiakkaalle, voi se aiheuttaa kovaa kipua ja ärsytystä tyngässä, sekä iho-ongelmia. (Smith, Michael, Bowker 2011 s. 701–712.)

Apuvälineteknikon tarkkaavaisuus yksityiskohtiin, suunnitelmallisuuteen ja kommunikation yhdistettynä oikeanlaisiin komponentteihin, jotka ovat linjassa asiakkaan fyysiseen kykyyn ja tavoitteellisuuteen johtavat asiakkaan pitkäaikaiseen proteesin käyttöön ja amputaation hyväksymiseen. (Smith ym. 2004 s. 572.)

6 Proteesikävelyn haasteet

Alaraajaproteesilla käveleminen vaatii tavallista enemmän kognitiivista työtä, sekä lihasten energiankulutus on suurempaa. Alaraaja-amputoidut kokevat haasteita epätaisisella maastolla kävellessään (Gozaydinogly ym. 2019.) Alaraaja-amputoidulla kaatumisriski on suurempi ja heillä voi olla tasapainohäiriöitä, tämä voi johtua proteesijalan aistipalautteen puuttumisesta (Petersen, Sparto, Fisher 2022).

Kävelyn poikkeavuudet voivat johtua, väärän kokoisesta holkista, huonosti linjatusta proteesista, ärtyneestä tyngästä tai huonoista kävelytottumuksista. Poikkeavuudet aiheuttavat lisääntyntä energian kulutusta ja samalla aiheuttavat epämukavuutta tyngässä, samalla rajoittaen proteesin toimivuutta. Sääriamputaatiossa polven yliojentuminen aiheuttaa energian kulutusta, tähän vaikuttaa mm. reisilihasten heikkous, jolloin lihaksisto ei ole tarpeeksi vahva kontrolloimaan polven liikettä. Poikkeavuudet ovat tär-

keää huomata aikaisessa vaiheessa, jotta niistä päästään lopullisesti eroon. Leveä askellus aiheuttaa ylistabilointia lonkan liikkeessä lateraalisesti. Olkapää ja lonkka putoavat lateraalipuolelta alaspäin aiheuttaen ylimääräistä painetta holkin proksimaali lateraali puolelle, samoin mediaali distaali puolelle. Holkin kiinnityksen ollessa väljä, tekee tynkä mäntämäistä liikettä, jolloin heilahdusvaiheeseen mentäessä proteesi valahtaa alaspäin, kun tynkä nousee ylöspäin, tästä johtuen myös proteesin varpaat voivat tökätä maahan, aiheuttaen kaatumisen. Holkin ylimääräinen liike tynkään nähden voi aiheuttaa ärsytystä iholle. (Bella J. May 2002.)

Liiallinen tyngän lihasvoimien käyttö proteesia vietäessä eteenpäin aiheuttaa proteesijalan askeleesta liian pitkän. Tällöin polvi nousee liian korkealle ja kävelysykli ei ole toivotunlainen. Väärä painopiste, sekä proteesin heilauttaminen sivukautta eteen voi aiheuttaa kävelystä huojuvaa. Jos proteesia ei uskalleta kuormittaa voi kävelyssä havaita hypähtämisen proteesin yli. Vääränlainen kävely kuormittaa lihaksia liiallisesti. (Keski-Suomen sairaanhoitopiiri 2015.)

7 Mittausprosessin kuvaus

7.1 CGM mallinnusjärjestelmä

CGM mallinnusjärjestelmä on algoritmi alaraajojen nivelten liikkeen laskemiseen. CGM kinemaattinen ketju koostuu seitsemästä osa-alueesta, molemmat puolet lantiosta erikseen, reisiluut, sääriluut ja jalan osiot, vasen ja oikea. Nämä ovat yhdistetty toisiinsa ketjulla, johon kuuluu nivelet. Mallinnuksen voi tehdä vähintään kolmella markkerilla per osa-alue, mutta suurempi määrä markkereita takaa tarkemman mallinnuksen. Markkerit tulee asettaa siten, että niiden ylimääräinen liike saadaan minimoitua. Mallinnuksella voidaan selvittää lantion sisä- ja ulkokiertoa, sekä lantion kippausta eteen tai taakse. Lonkan ja polven fleksiota ja ekstensiota, adduktiota sekä abduktiota, sisä- ja ulkokiertoa. Nilkasta saadaan selville sen fleksiota ja ekstensiota, sekä niiden sisä- ja ulkokiertoa. CGM on tällä hetkellä eniten käytetyin järjestelmä kliinisessä kävelyn analyysissä (PyCGM2.)

7.2 Palvelumuotoilu alaraajaproteesin käyttäjälle

Tavoitteenamme oli luoda palvelu alaraaja proteesien käyttäjille. Palvelu on kävelyanalyysi, jonka avulla asiakas saa kattavasti tietoa kävelystään, kuten esimerkiksi kävelynopeuden, askelsyklin, sekä raajojen puolieroja. Palvelu toteutetaan liikelaboratoriossa. Ideamme oli saada kehittämämme palvelu apuvälinealan asiantuntijoiden käyttöön, jolloin he pystyisivät hyödyntämään kävelyanalyysia alaraaja proteesin komponenttien valinnassa. Kävelyanalyysin avulla asiantuntijat saisivat numeerista tietoa siitä, miten proteesi vaikuttaa heidän asiakkaan kävelyynsä ja vaikuttaako esimerkiksi komponenttivalinnat kuten erilaiset jalkaterät asiakkaan kävelyyn jollakin tavalla. Asiantuntijat pystyisivät käyttämään kävelyanalyysista saatuja tuloksia laatiessa kustannusarvioita ja käyttämään niitä perusteluina jollekin tietylle komponentille.

Loimme palvelun, jossa analysoimme alaraajaproteesin käyttäjän kävelyä. Kävelyn analysointiin käytimme liikelaboratoriossa voimalevyjä, jotka tuottavat tietoa CGM2 ohjelmistolle, ohjelmistossa voidaan verrata saatuja tuloksia viitearvoihin. Proteesin käyttäjä saa arvokasta tietoa kävelystään esimerkiksi, jos raajoissa on puolieroja kävelyn aikana näkyvät ne tuloksissa. Suunnitelmamme oli käyttää kahta mittausjärjestelmää, mutta päädyimme lopulta käyttämään vain CGM2-ohjelmistoa. Toisen järjestelmän käyttäminen olisi vienyt lisää resursseja, sekä siitä saatavat tiedot olisivat olleet samoja kuin meidän käyttämässämme ohjelmistossa. Asiakkaan ohjaaminen mittaustilanteeseen ei vaadi runsaasti etukäteen suunnittelua, mutta markkereiden sijoittaminen asiakkaaseen vaatii kokemusta, sillä niiden virheellinen kiinnitys vaikuttaa tuloksiin merkittävästi. Mittaustilanne suoritettiin liikelaboratoriossa. Siinä asiakas kävelee noin kymmenen metriä edestakaisin, voimalevyjen päältä kävellen. Kävelyn aikana tulokset rekisteröityvät ohjelmistoon, jota mittaaja käyttää. Itse mittaustilanne kestää vain 20 minuuttia, mutta tulosten analysointi ja raportin laatiminen vievät aikaa. Asiakasta ohjataan kävelemään omaa luonnollista kävelyään. Hänen voidaan antaa kävellä muutama kerran ennen kuin mittaus aloitetaan, jotta kävely olisi mahdollisimman luonnollista. Tulokset näkyvät ohjelmistossa graafisina taulukkoina ja numeraalisina arvoina, ohjelmisto vertaa niitä automaattisesti viitearvoihin. Mittausprosessista saimme selville lonkan, polven ja nilkan nivelten liikkuvuutta, sekä askelpituutta, kävelynopeutta ja heilahdus- ja tukivaiheen kestoa.

Kävelyanalyysin mittauksen suorittaa liikelaboratorion vastaava. Asiakkaalle annetaan ohjeet kirjallisesti ennen mittaukseen saapumista. Hänelle kerrotaan mitä mittauksessa tapahtuu, eli häneen kiinnitetään heijastavia markkereita, jonka jälkeen hän kävelee 10

metrin pituista matkaa sisätilassa edestakaisin muutaman kerran. Asiakasta ohjataan myös pukeutumaan asiaan kuuluvalla tavalla, tiukkoihin ihon myötäisiin vaatteisiin tai esimerkiksi alusvaatteisiin, jolloin markerit saadaan ihoon kiinni. Asiakasta informoidaan ennen mittaukseen tulemistä, että hän saa tulokset seuraavalla käyntikerralla tai sähköisenä raporttina. Tuloksissa tuodaan esille asioita, joihin asiakas on halunnut kiinnittää erityistä huomioita kävelyanalyysissä, esimerkiksi kuinka paljon voimaa hän käyttää proteesijalalla työntövaiheen aikana tai onko kävely symmetristä verrattuna terveeseen jalkaan ja jalkaan, jossa on proteesi. Asiakas saa myös muut analyysissä ilmenneet tulokset yhteenvetona.

Kävelyanalyysin suorittaminen

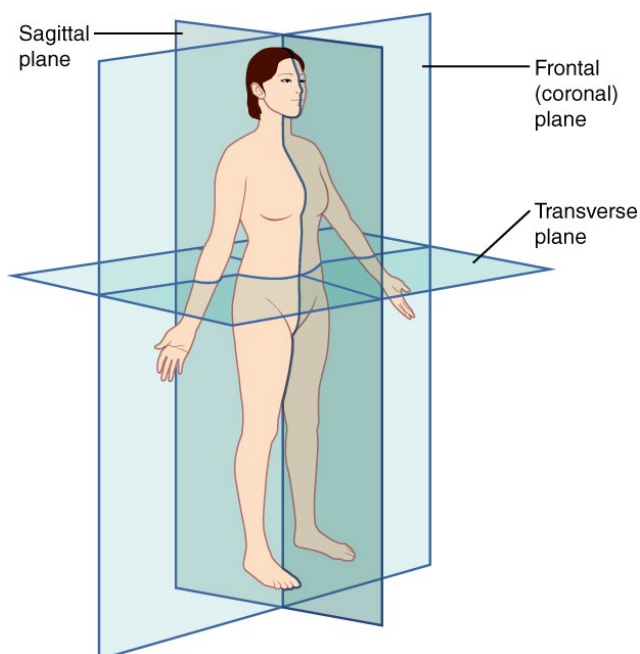


Kuva 1. Palvelumuotoilun prosessin kuvaus. Järvinen & Tykkyläinen 2022.

Mittausprosessin jälkeen apuvälineteknikko käy tulokset läpi ja arvioi ne, sekä luo raportin asiakkaalle. Asiakas voi käyttää raporttia ja sen tuloksia apuna apuvälineen, kuten esimerkiksi proteesin aktiivisen jalkaterän hankinnassa ja sen hankintaa varten tehtävään kustannusarvioon.

7.3 Mittausprosessi

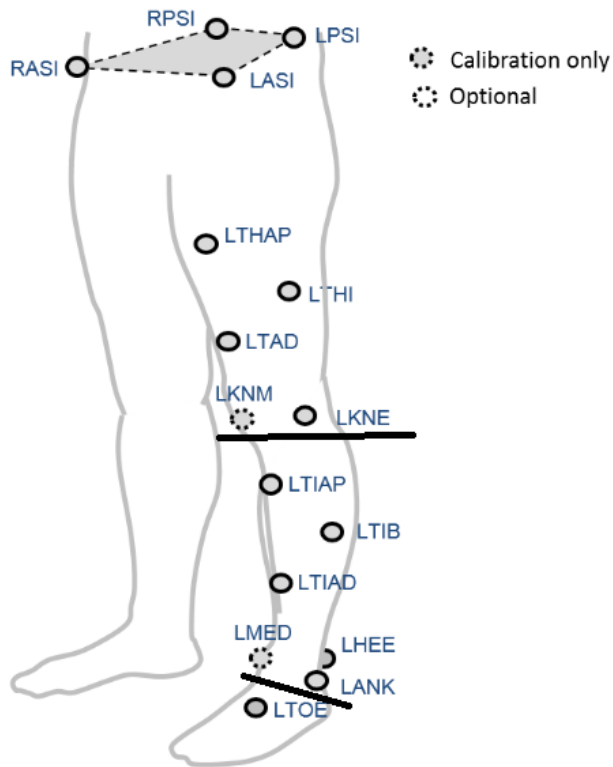
Kävelyä on totuttu arvioimaan havainnoimalla silmämääräisesti, mutta nykYTEKNOLOGIAN kuten suurnopeuskameroiden avulla kävelyä pystytään arvioimaan tarkemmin (Niemelä, Lehtonen, Mäenpää 2014). Liikelaboratoriossa kävelyanalyysissä hyödynnämme voimalevyjä, sekä kameroita, jotka kuvaavat kävelyä mittauksen aikana. Ohjelmisto, jolle tulokset tallentuvat muodostaa asiakkaasta kolmiulotteisen biomekaanisen mallin asiakkaaseen kiinnitettyjen valo heijastavien markkereiden avulla. Kävelystä saadaan selville tietoja kolmessa eri liiketasossa. Nämä ovat sagittaali-, frontaali- ja transversaalitaso, tasot on kuvattu alla olevassa kuvassa. Analyysin avulla saadaan selvitettyä kävelyn eri vaiheissa tapahtuva liike nivelissä, kuinka paljon niveliin kohdistuu vääntövoimaa, sekä kuinka paljon lihakset tuottavat voimaa liikkeen aikana. (Niemelä ym. 2014.)



Kuva 2. OpenStax College. Anatomy & Physiology, Connexions Web

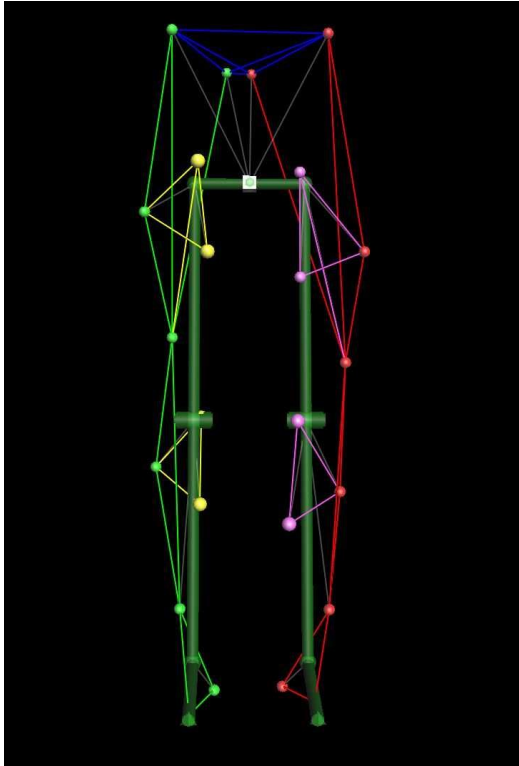
Ennen mittaukseen saapumista ohjataan asiakasta pukeutumaan ihonmyötäisiin vaatteisiin, mittaukseen varten tulisi varata aikaa noin 20 minuuttia. Markkerit tulee kiinnittää asiakkaaseen niin, etteivät ne liiku tutkimuksen aikana. Markkerin kiinnittäminen ihoon on paras vaihtoehto hyvien tulosten takaamiseksi. Markkereita on yhteensä 16 kappaletta ja ne kiinnitetään alaraajoihin. Polvien ja nilkkojen markkerit kiinnitetään asiakkaaseen, kun hän istuu, loput markkerit laitetaan paikoilleen asiakkaan ollessa pystyasennossa. Markkerit kiinnitetään asiakkaaseen alapuolella näkyvän kuvan mukaisesti. Ennen mittauksen aloittamista tarkistetaan, että markkerit ovat kohtisuorassa keskenään

esimerkiksi polven ja nilkan mediaali- ja lateraalipuolella olevat markkerit, kuvassa tämä on havainnollistettu mustalla viivalla.



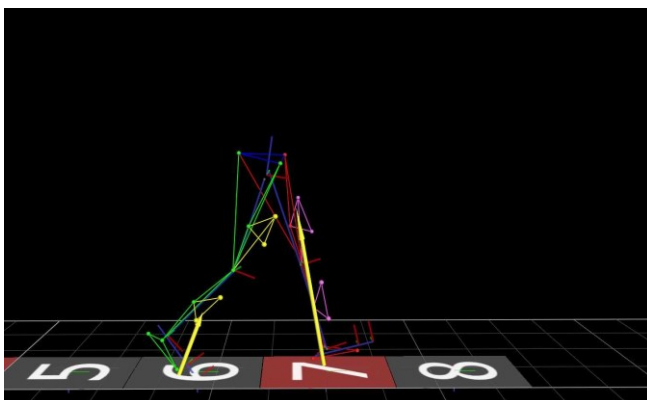
Kuva 3. About the Conventional Gait Model 2.3, Vicon Documentation

Mittaamisen suorittamiseksi tarvitaan asiakkaan seuraavat tiedot: pituus, paino, sekä alaraajojen mitat. Paino voidaan kysyä asiakkaalta tai se voidaan mitata voimalevyn avulla asiakkaan seisoessa sen päällä. Tiedot syötetään ohjelmistoon, jonka jälkeen tiedot tallennetaan. Asiakas ohjataan voimalevyn päälle seisomaan kohtisuoraan kameraa päin ja pyydetään häntä nostamaan kädet ylös sivuille, samaan aikaan mittaja kalibroi.



Kuva 4. Kuvassa näkyy kalibroitu malli Vicon ohjelmistossa. Thiel Tom. 2022.

Kalibroinnin jälkeen asiakasta ohjataan kävelemään omaa luonnollista vauhtiaan voimalevyjen päällä edestakaisin. Mittaaja sanoo asiakkaalle, koska hän voi lopettaa kävelemisen. Voimalevyt rekisteröivät asiakkaan askeleet kävelyn aikana. Jokaisesta puhtaasta kontaktista eli siitä kun jalka on osunut kokonaisuudessaan yhden voimalevyn päälle, saadaan voimatiedot, muista askeleista saadaan liiketiedot. Oikea jalka näkyy näytöllä vihreänä ja vasen jalka punaisena.



Kuva 5. Ohjelmisto on rekisteröinyt kolme puhdasta osumaa voimalevylle numero 7. Thiel Tom 2022

8 Tulokset ja johtopäätökset

CGM2- ohjelmiston avulla saadaan mitattua alaraajaproteesin käyttäjältä alaraajojen puolieroja kävelyn aikana. Kalibroinnissa nähdään, onko raajoilla pituuseroa ja tämä voidaan tarvittaessa korjata muokkaamalla proteesin mekaanista pituutta. Ohjelmisto on hyödyllinen, mikäli halutaan tietoa alaraajojen lihasvoimista ja nivelliikkuvuudesta, sekä proteesin komponenttien toimivuudesta esimerkiksi kuinka paljon voimaa varvas-työnnön aikana tuotetaan. Mittausprosessi on nopea suorittaa asiakkaalle. Yhdessä mittauksessa kestää noin 20 minuuttia. Tulosten analysointi, sekä raportin laatiminen on aikaa vievää ja se vaatii asiantuntijuutta, jotta tuloksista pystyy tekemään yhteenvedon. Palvelumuotoilu liikelaboratoriosta vaatii vielä lisää kehittämistä, syventämistä asiaan ja osaamisen jatkuvuutta, jotta se saataisiin opiskelijoiden ja ulkopuolisten käyttöön. Mittauksen suorittaminen vaatii keuhonhallintaa asiakkaalta joten, se ei sovellu henkilöille, joilla on esimerkiksi tasapainohäiriöitä.

Mittaukseen osallistuvan tulee pystyä kävelemään vähintään 10 metrin matkan ilman tukea, jotta tuloksista tulee luotettavia. Matka pitää pystyä kävelemään useamman kerran, koska askeleen tulee osua voimalevyyden puhtaasti kolme kertaa.

9 Pohdinta

Markkereiden asettelu vaatii anatomian tuntemusta, sekä kokemusta mittausprosessista, tällöin mittausprosessi saadaan tehtyä laadukkaasti. Pienikin virhe markkereiden laitossa aiheuttaa tuloksiin merkittäviä muutoksia. Mittausprosessin suorittaminen sujuvasti alusta loppuun vaatii useamman toistokerran ja mittauslaitteiston tuntemista, jotta sitä voitaisiin käyttää itsenäisesti. Tällä hetkellä liikelaboratoriota käytetään enimmäkseen kliinisiin tutkimuksiin, jolloin vaatimuksena on, että markkerit asettaa henkilö, jolla on siitä useamman vuoden kokemus, näin tuloksista saadaan luotettavia. Tämän takia on suositeltavaa, että osaava henkilö on avustamassa ja varmistamassa, että mittausprosessi etenee oikealla tavalla. Tulosten analysointi vaatii myös kattavasti kokemusta, jotta tuloksista osaa etsiä oikeat asiat.

CGM2 ohjelmisto prosessoi mittauksen tuloksia kauemmin kuin aikaisemmin käytössä ollut ohjelmisto, tästä johtuen tuloksia ei saada heti mittausprosessin jälkeen asiakkaalle. Pohdimme että tulokset voidaan lähettää asiakkaalle ja yritykselle myöhemmin esimerkiksi sähköisenä raporttina. Keskustelimme siitä, että yksi jatkokehitys idea voisi olla raporttipohjan laatiminen asiakkaalle. Raportissa voisi olla visuaaliset kuvat tuloksista, videoita, jotka havainnollistavat tehtyä mittausprosessia sekä kirjallinen osuus, jossa terveydenalan ammattilainen on käsitellyt tulokset ja tehnyt niistä arvioin. Vanhalla järjestelmällä tulosten prosessointi kestää vähemmän aikaa, mutta tulokset eivät ole yhtä tarkat kuin uudella ohjelmistolla. Tulimme siihen lopputulokseen, että järkevin vaihtoehto on ottaa mittaukset yhtenä päivänä ja palata tuloksiin myöhemmällä ajalla, jotta asiakas ei odota turhan pitkää aikaa vastaanotolla.

Mittausprotokolla saadaan sujuvammaksi, kun toistoja saadaan tehtyä lisää. Mitä useammin mittausohjelmistoa käytetään sen nopeammin mittaaja osaa etsiä oikeat tiedot saaduista tuloksista, näin ollen tuloksia pystyttäisiin mahdollisesti analysoimaan jossain vaiheessa jo heti mittausprosessin jälkeen.

Palvelumuotoilun käyttöönotto vaatii nuoremmilta vuosikursseilta kiinnostusta hanketta kohtaan, jotta siihen saadaan rakennettua tietynlainen jatkumo. Liikelaboratorion käytöstä voitaisiin tehdä esimerkiksi yksi valinnainen opintojakso ainakin alkuun. Liikelaboratoriota voisi myös hyödyntää työelämäharjoitteluiden yhteydessä. Kävelyanalyysiä olisi mahdollista hyödyntää esimerkiksi ortoosi asiakkaiden ja tukipohjallisten käyttäjien kanssa, näistäkin olisi mahdollista tehdä jatkotutkimuksia.

Lähteet

Amputee Coalition 2016. Fact Sheet. Prosthetic Feet. Saatavina osoitteessa <<https://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-feet/>> Luettu 27.10.2022.

Douglas G. Smith, John W. Michael, John H, Bowker 2004. Atlas of amputations and limb deficiencies. American Academy of Orthopaedic surgeons.

Dupes Bill. Prosthetic Knee Systems. Amputee Coalition. <<https://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-knee-systems/>> Luettu 17.4.2022

Fact Sheet. Prosthetic Feet. Amputee Coalition. Updated August 2016. <<https://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-feet/>> Luettu 12.4.2022

Gozaydinoglu Suheda, Hosbay Zepnep, Durmaz Hayti 2019. Body image perception, compliance with a prosthesis and cognitive performance in transfemoral amputees. ScienceDirect. Saatavina osoitteessa: < <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1017995X18303286>>. Luettu 1.11.2022

Hafner J Brian, Sanders E Joan, Czerniecki, Fergason John. 2002. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis?. Clinical Biomechanics 17:5, 325-344. 45. John G. Buckley, Steven F. Jones, Karen M. Birch. 2002. Oxygen consumption during ambulation: Comparison of using a prosthesis fitted wi

Hammar Anne-Marja 2011. Kirurgian perusteet. Wsoy pro Oy.

Hanger Clinic. Microprocessor Feet. Prosthetic Feet. <<https://hangerclinic.com/prosthetics/lower-limb/prosthetic-feet/microprocessor-feet/>> Luettu 3.11.2022

Jawad K Oleiwi & Ahmed Namah Hadi. 2021. Properties of Materials and models of Prosthetic Feet: A Review. <<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1757-899X/1094/1/012151/pdf>> Luettu 3.11.2022

Koski Elina 2019. Linked in. Palvelumuotoilun prosessi ja menetelmät. Luettu. 20.5.2022. Saatavina osoitteessa. <<https://www.linkedin.com/pulse/palvelumuotoilun-prosessi-ja-menetelm%C3%A4t-elina-koski.>>.

Kutch Leslie nd. Physique development. Planes of motion: Sagittal, Frontal, Transverse. Saatavina osoitteessa: <https://physiquedevelopment.com/wp-content/uploads/2020/02/Planes-of-Motion.jpg>. Luettu 3.11.2022

May J. Bella 2002. Amputations and prosthetics a case study approach. F. A. Davis Company Philadelphia.

Metropolia 2020. Palvelut ja asiakastyö. Liikelaboratoriopalvelut opiskelijatyönä. <<https://www.metropolia.fi/fi/asiakastyot-ja-palvelut/hyvinvointi-ja-terveyskyla/liikelaboratoriopalvelut>>. Luettu 7.3.2022

Niemelä Tuula, Lehtonen Krista, Mäenpää Helena 2014. Lasten kvantitatiivinen kävely-analyysi. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim. Saatavana osoitteessa: <<https://www.duodecimlehti.fi/duo11776>>. Luettu 3.11.2022

NZALS Peke Waihanga, Aotearoa. Feet and Ankles. <<https://www.pw.co.nz/products/categories/feet-and-ankles>> Luettu 12.4.2022

OpenStax College. Anatomy & Physiology, Connexions Web site. <<http://cnx.org/content/col11496/1.6/>>

Ottobock. Activity Levels. Finding the best foot for you. <<https://www.ottobock.com/en-za/lower-limb-feet>> Luettu 31.10.2022

Ottobock. Microprocessor Controlled Knees. How do they work? <<https://www.ottobock.com/en-gb/microprocessor-controlled-knees>> Luettu 31.10.2022

Petersen BA, Sparto PJ, Fisher 2022. Clinical measures of balance and gait cannot differentiate somatosensory impairments in people with lower-limb amputation. ScienceDirect. Saatavana osoitteessa: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636222006178>>. Luettu 1.11.2022

Physiopedia. Prosthetic Knees. <https://www.physio-pedia.com/Prosthetic_Knees > Luettu 12.4.2022

Pitkin R Mark. 1995. Mechanical Outcomes of a Rolling-Joint Prosthetic Foot and Its Performance in the Dorsiflexion Phase of Transtibial Amputee Gait. Pubmed Central. <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4831899/>> Luettu 3.11.2022

Pohjolainen Timo 1993. Duodecim, Alaraaja-amputaatiot ja protetisointi. Luettu 20.5.2022 Saatavana osoitteessa <<https://www.duodecimlehti.fi/duo30045>>

Pohjolainen Timo & Alaranta Hannu 2000. Miksi amputaatiot eivät vähene ja kuntoutus ontuu? Aikakauskirja Duodecim. Saatavana osoitteessa: <<https://www.duodecimlehti.fi/duo91428>>. Luettu 1.11.2022

Pycgm2. Kinematic chain. Saatavana osoitteessa. <<https://pycgm2.netlify.app/background/definitions/kinematic-chain/>>. Luettu 27.10.2022

Schober Thea-Louise & Abrahams Charlotte 2022. Patient perspectives on major lower limb amputation- A qualitative systematic review. ScienceDirect. Saatavissa osoitteessa: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1878124122>. Luettu 31.10.2022.

Shelmerdine Lauren & Stansby Gerry 2022. Lower limb amputation and rehabilitation. Saatavana osoitteessa: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263931922001107>>. Luettu 31.10.2022

Solonen A. Kauko & Huittinen Veli-Matti 1991. Amputaatiot ja proteesit. Proteesisäätiö

Smith, D.G., Michael, J. W., & Bowker, J.H. (2004). Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. Amer Academy of Orthopaedic.

Terveyden ja hyvinvoinninlaitos 2016. Somaattinen erikoissairaanhoito. Yksittäiset toimenpiteet toimenpideryhmittäin. Saatavina osoitteessa: < https://sampo.thl.fi/pivot/prod/fi/thil/perus01/summary_summaryperus012?time_0=135124&optype1_0=197439&optype2_0=3333230&measure_0=17711#>. Luettu 1.11.2022

The War Amps. Prosthetic Knees for Adults. <<https://www.waramps.ca/pdf/english-site/ways-we-help/artificial-limbs-and-devices/lower-limb/knees-for-adults.pdf>> Luettu 12.4.2022

Tuulaniemi, Juha 2011. Palvelumuotoilu. 4. painos. Talentum Media Oy, Helsinki. <[https://bisneskirjasto-almatalent-fi.ezproxy.metropolia.fi/teos/BABBGXETEB#kohta:1.\(\(20\)Palveluistuminen\(:Arvosta\(\(20\)tarjoomaan/piste:t43](https://bisneskirjasto-almatalent-fi.ezproxy.metropolia.fi/teos/BABBGXETEB#kohta:1.((20)Palveluistuminen(:Arvosta((20)tarjoomaan/piste:t43). Luettu 27.10.2022 s. 58, 23

Vicon Documentation. Saatavina osoitteessa. <https://docs.vicon.com/display/ProCalc15/About+the+Conventional+Gait+Model+2.3>. Luettu 27.10.2020