

Arto Sarja

Puujaloista robottiraajoihin

Raajaproteesit ennen ja nyt

Automaatiotekniikan koulutusohjelma

2019

PUUJALOISTA ROBOTTIRAAJOIHIN RAAJAPROTEESIT ENNEN JA NYT

Sarja, Arto
Satakunnan ammattikorkeakoulu
Automaatiotekniikan koulutusohjelma
Joulukuu 2019
Sivumäärä: 62

Asiasanat: proteesi, tekojäsen, raajat, e-OPRA, nilkkaproteesi, jalkateräproteesi, sarjaelastinen

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli tehdä kuvaileva kirjallisuuskatsaus raajaproteeseista, jossa esitellään nykytietoa sellaisenaan. Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää raajaproteesien kehityksen historiaa sekä koota yhteen ajankohtaisimmat raajaproteesien kehitysaskleet, yritykset ja tutkimuslaitokset. Työn tarkoituksena on tarjota kattava ja nykyaikainen suomenkielinen tietopaketti raajaproteeseista. Aineistona käytettiin kirjoja, tieteellisiä artikkeleita eri tietokannoista ja nettisivustoja. Aineistosta suurin osa oli englanninkielistä ja sitä oli paljon. Suomenkielistä nykyaikaista aineistoa proteeseista oli haastavaa löytää.

Aihetta rajatessa päädyttiin karsimaan suurimmaksi osaksi passiivisten proteesien käsittely opinnäytetyössä ja tekoniveliä ei käsitellä opinnäytetyössä ollenkaan. Työn edetessä huomattiin, miten hidasta vuosien saatossa proteesien kehitys on ollut ja kuinka se on ollut ajoittain jopa pysähdyksissä. Positiivista kuitenkin on, että suurien instituutioiden rahallisen panoksen ansiosta on saatu viime vuosina huomattavia summia rahaa käytettäväksi proteesien tutkimukseen ja kehitykseen. Tämän seurauksena 2010-luvulla onkin tehty useita eri läpimurtoja proteeseissa hyödynnettävien teknologioiden parissa.

Tässä opinnäytetyössä esitellään proteesien tunnettua historiaa alkaen ensimmäisestä tunnetusta proteesista, joka on 3000 vuoden takaa, lopulta siirtyen 2010-luvun uusimpiin innovaatioihin. Historiallisen näkökulman jälkeen käydään läpi ylä- ja alaraajaproteeseihin liittyvää yleistietoa ja mitä tulee huomioida proteeseja valmistettaessa. Opinnäytetyön lopussa tarkastellaan eri valmistajien ja tutkimuslaitosten proteesijärjestelmiä.

FROM WOODEN LEGS TO ROBOTIC LIMBS PROSTHETIC LIMBS NOW AND THEN

Sarja, Arto

Satakunnan ammattikorkeakoulu, Satakunta University of Applied Sciences

Degree Programme in Automation Engineering

December 2019

Number of pages: 62

Keywords: prosthesis, artificial limb, limb, prosthetics, e-OPRA, ankle-foot prosthesis, series-elastic,

The purpose of this thesis was to make a descriptive literature study of limb prosthesis. The main goal of the study was to find out latest innovations and progression in limb prosthetics, companies and research institutes. The intent is to provide a comprehensive and present-day information package on limb prostheses in Finnish. Most of the source material used to compile this thesis was in English and there was a lot of it. Finding present-day material on prostheses was challenging.

Outlining the subject, it was decided that passive prostheses and artificial joints would be predominantly axed outside of the thesis. As the thesis progressed it was noted how slow the development of prostheses has been over the years and how it has sometimes even stopped. A positive note is that because of the financial contribution of large institutions towards research and development of prostheses as a result of that several breakthroughs have been made in the technology of prostheses in the 2010s.

This thesis introduces the known history of prosthetics from the first known prosthesis, 3000 years ago to the latest innovations of the 2010s. Following the historical perspective, general information on upper and lower limb prostheses is discussed and what to consider when making prostheses is reviewed. At the end of the thesis prosthetic systems from different manufacturers and research institutes are surveyed.

SISÄLLYS

JOHDANTO	5
1 RAAJAPROTEESIEN HISTORIAA.....	7
1.1 Yleistä	7
1.2 Proteesit ennen nykyteknologiaa	7
1.3 Modernit proteesit.....	15
2 ERILAISET PROTEESIT JA NIIDEN VALMISTUS.....	18
2.1 Proteesin hankinta.....	18
2.2 Proteesityyppejä.....	18
2.2.1 Yläraajaproteesit.....	19
2.2.2 Alaraajaproteesit.....	22
2.3 Valmistustavat.....	27
3 ESIMERKKEJÄ PROTEESIJÄRJESTELMISTÄ.....	33
3.1 Össur.....	34
3.2 Ottobock.....	42
3.3 Open Source Robotic Leg -projekti (OSL).....	44
3.4 Prosthetic ankle-foot devices (PAFD).....	49
3.5 Eurooppalainen DeTOP – projekti.....	52
4 POHDINTA	56
LÄHTEET.....	60

Johdanto

Ihmisen toimintakyvyn tukeminen on keskeisimpiä sosiaali- ja terveystalitiikan tavoitteita Suomessa. Erilaisten raajaproteesien avulla voidaan edistää ihmisen toimintakykyä ja omatoimisuutta silloin, kun hänen toimintansa ja osallistumisensa on heikentynyt esimerkiksi sairauden tai vamman takia. Uusien teknisten ratkaisujen ansiosta saatavilla olevien raajaproteesien kirjo laajenee ja niiden hyödyntämismahdollisuudet paranevat jatkuvasti. (Salminen 2003, 15–17).

Proteesi on raajan tai sen osan korvike, jonka avulla pyritään vähentämään puuttuvan kehonosan aiheuttamia motorisia, kosmeettisia ja psyykkisiä haittoja. Proteesitekniikkaan sisältyy proteesien valmistukseen, sovittamiseen ja tasapainottamiseen sekä käyttöön tarvittavat tekniset tiedot ja kokemusperäisen käytännön taidot. (Solonen & Huittinen 1992, 185.) Alkeellisia proteeseja on ollut käytössä antiikin ajoista lähtien puuttuvien kehonosien, kuten raajojen ja hampaiden korvaamiseksi. Näiden proteesien hyödyllisyys ja kehittyneisyys on kasvanut ajan myötä. Perinteisten tekoraajojen lisäksi monille amputoiduille sekä synnynnäisesti poikkeaville henkilöille on kehitetty erityisiä tekoraajoja ja laitteita, joiden avulla heidän on mahdollista urheilla ja harrastaa virkistystoimintaa. (Disabled World 2019.)

Proteesilla tarkoitetaan siis jonkin kehon osan, kuten hampaan, silmän, kasvojen luun, lonkan, polvinivelen, jalan tai käsivarren keinotekoisia vastiketta. Proteesi suunnitellaan käytännöllisistä tai kosmeettisista syistä tai molempien takia. Proteesi on keinotekoinen jatke, joka korvaa puuttuvan kehonosan. Proteesitekniologia on osa biomekatroniikan alaa, jossa mekaaniset laitteet sulautetaan osaksi ihmisen lihaksistoa, luustoa ja hermostoa. Proteesien tavoitteena on auttaa ja edesauttaa kehon motorista ohjautuvuutta, joka on menetetty esimerkiksi trauman, sairauden tai synnynnäisen poikkeavuuden takia.

Tyypillisiä nivelproteeseja ovat lonkka-, polvi-, kyynär-, nilkka-, ja sorminivelproteesit. Proteesi-implantit voivat olla nivelen osia. (Disabled World 2019.)

Käytettävän keinotekoisien raajan tyyppi määrittyy suurelta osin amputaation tai menetyksen laajuuden ja puuttuvan raajan sijainnin perusteella. Viime vuosina keinotekoiset raajat ovat edistyneet huomattavasti. Uudet muovit ja muut materiaalit, kuten hiilikuitu, ovat mahdollistaneet entistä vahvempien ja kevyempien keinotekoisien raajojen kehittämisen. Samalla raajan käyttöön tarvittavan energian määrää on saatu vähennettyä. (Disabled World 2019.)

Proteesien kehittyminen on avannut uusia mahdollisuuksia niille, joilla on suoritettu amputaatio tai muuten menettäneet toimintakykyyään tavallisiin toimiin raajoillaan. Nykyään on mahdollisuus palauttaa osa tästä toimintakyvystä ja päästään jo lähelle oikean käden tai jalan toiminnallisuutta. Raajaproteesit ovat todella tärkeitä amputoiduille, koska proteesit voivat palauttaa osan amputoidun raajan menettämistä ominaisuuksista. Vaikka proteesien kehitys ei ole vielä nykyäänkään edennyt niin pitkälle, että proteesit pystyisivät saavuttamaan biologisen raajan toiminnallisuuden, on niiden tarjoama hyöty huomattava. Tietotekniikan hyödyntäminen muuttaa käsitystämme proteesien toiminnasta. Keino yhdistää bioninen proteesi henkilön aivoihin tai lihakseen on tullut helpommaksi neuraalisen signaalin hyödyntämisen takia. Näin mahdollistetaan eteneminen yksinkertaisesta proteesista, jossa ei ole mitään aktiivista toiminnallisuutta, proteeseihin, jotka voivat vastata oikean käden toimintoja. (Kyriazi 2016, 3.)

Proteesien kehityksen tutkiminen on tärkeää, sillä proteesitekniikalle on tulevaisuudessakin suurta tarvetta. Solosen ja Huittisen (1992, 27) mukaan yläraaja-amputaatiot ovat vähentyneet parantuneen tapaturmien ehkäisyn ja kirurgian kehityksen seurauksena. Ihmisten odotetun eliniän kasvaessa ja väestön ikääntyessä lisääntyvät kuitenkin muun muassa verisuonisairaudet, jotka ovat suurin syy alaraaja-amputaatioihin.

1 RAAJAPROTEESIEN HISTORIAA

1.1 Yleistä

Proteesi valmistetaan aina käyttäjänsä tarpeiden mukaiseksi yksilöllisesti. Eri proteesit voivat olla hyvin erilaisia teknisiltä ominaisuuksiltaan. Jotkin proteesit on valmistettu vähäiseen toimintaan, kuten auttamaan alaraaja-amputoidun ihmisen siirtymistä pyörätuolista. Toisenlaiset proteesit voivat mahdollistaa jopa vaativia liikuntasuorituksia, esimerkiksi maratonin juoksemisen. Osa proteeseista on passiivisia, jolloin niiden ensisijainen tarkoitus on olla kosmeettisia apuvälineitä. Toimiva proteesi palauttaa käyttäjälleen normaalin toiminnallisuuden ja on esteettisesti miellyttävä. Proteesi myös kohentaa käyttäjänsä minäkuvaa. Silloin proteesi on yhtä lailla lääketieteellinen apuväline kuin tunnepitoisen mukavuuden aikaansaaja. (Bell 2015; Kruus-Niemelä 2003, 177.)

Keskeisiä raajaproteesia tarvitsevia väestöryhmiä ovat syntymästään saakka tai jossakin elämänvaiheessa vammautuneet henkilöt sekä henkilöt, joiden toimintakyky on rajoittunut sairauden takia. Vammaisten ihmisten lukumäärästä ei ole Suomessa tarkkoja tilastoja, mutta on arvioitu, että heidän osuutensa väestöstä olisi noin 10%. (Salminen 2003, 15–17). Yleensä raajan amputaatioon johtava sairaus kehittyy hitaasti, jolloin amputaatioon ja proteesin suunnitteluun voidaan valmistautua etukäteen. Joskus amputaatio joudutaan kuitenkin tekemään ilman ennakoivaa valmistautumista esimerkiksi tapaturmien yhteydessä. Ennen amputaatiota on joka tapauksessa huomioitava jäljelle jäävän raajan tila. Amputaation suorittavan henkilökunnan tulee tietää, millainen tynkä on proteesin toiminnan kannalta paras. Proteesipalvelussa tarvitaan tiivistä yhteistyötä eri ammattiryhmien välillä. (Kruus-Niemelä 2003, 177.)

1.2 Proteesit ennen nykyteknologiaa

Proteesien historia ei ole vain osa tieteen historiaa, vaan se kertoo tarinan ihmisistä sivilisaation alkua ajoilta lähtien. Arkeologisten tutkimusten perusteella

tiedetään, että ihmiset ovat tehneet raaja-amputaatioita ainakin kolmentuhannen vuoden ajan. Varhaisin esimerkki proteesista on isovarvasproteesi, joka kuului jalosukuiselle egyptiläiselle naiselle 950–710 eaa. Tämä lähes 3000 vuotta vanha varvas edustaa proteesien historiaa osoittaen niillä olevan niin käytännöllinen kuin identiteetillinen merkitys. Olisi nimittäin todennäköisesti ollut helpompaa ja halvempaa valmistaa jokin toisenlainen kenkä, mutta perinteisten egyptiläisten narusandaalien pitäminen oli riittävän tärkeä syy tehdä proteesi. Toinen maailman vanhimpia säilyneitä proteeseja oli yli 2000 vuotta vanha puinen metallikuorinen Rooman aikainen alaraajaproteesi (Kuva 1). Se tuhoutui toisen maailmansodan pommituksissa Lontoossa. (Bell 2015; Dobson, Wei & Ren 2019, 3; Brooker 2012, 524–525; Pliny the Elder 1967, 213; Solonen & Huittinen 1992, 7; 15.)



Kuva 1. Kopio yli 2000 vuotta vanhasta roomalaisesta proteesista. (Science Museum Group Collection 2019)

Aristofanes ja Herodotos mainitsivat proteesit kirjoituksissaan noin 500 vuotta ennen ajanlaskun alkua. Ensimmäinen dokumentoitu esimerkki proteesin käytöstä amputaation jälkeen normaalin toiminnon palauttamiseksi oli roomalaisen kenraalin Marcus Sergiuksen taisteluissa käyttämä raudasta valmistettu

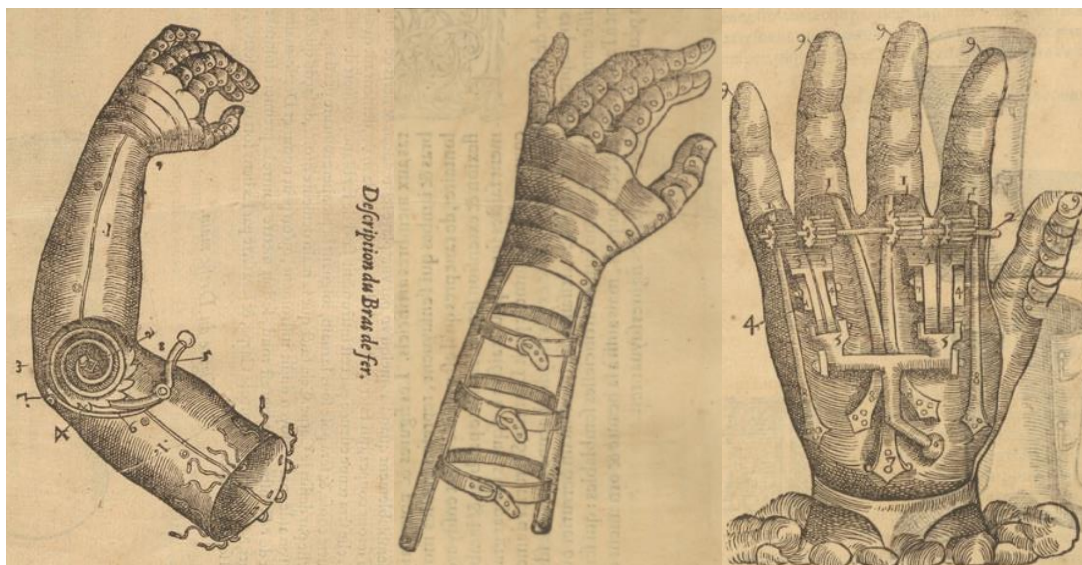
rautakäsi. Hän menetti kätensä toisessa Puunilaissodassa 218–210 eaa. Proteesin ansiota hän pystyi käyttämään kilpeään taisteluissa ja palaamaan aktiiviseen sotilaspalvelukseen, jossa hän palveli monissa taisteluissa. Hänen rautaraajansa ja sen uskomaton kestävyys tekivät hänestä kuuluisan. Lopulta ihmiset antoivat hänelle lempinimen ”Ferrous”, joka tarkoittaa latinaksi raudasta tehtyä. (Bell 2015; Berkerle, Willwacher, Liarokapis, Bowers & Popovic 2019, 236; Brooker 2012, 525; Solonen & Huittinen 1992, 15.)

Proteesien kehitys on ollut hidasta, vaikka niistä on historiallista tietoa tuhansien vuosien takaa. Proteesit olivat vielä keskiajalla 500–1400-luvulla teknologisen kehityksen näkökulmasta samanlaisia kuin Rooman valtakunnan aikana tuhat vuotta aikaisemmin. Keskiaikaisista kirjoituksista ei olekaan säilynyt proteeseihin liittyviä tietoja. Amputaatiokirurgian edistyttyä Ambroise Parén maineikkaan verisuonisidontatekniikan ansiosta 1500-luvulla proteesitekniikkakin alkoi kehittyä. Paré oli ammatiltaan parturi, joka palveli 1500-luvun puolivälissä Ranskan armeijassa. Häntä pidetään yleisesti alullepanijana kirurgian ja proteesihoidon aloilla. Paré teki suosituksi sidelangan käytön katkaistujen valtimoiden korjaamiseen. Lisäksi hän kehitti voiteen, joka edisti haavojen paranemista. Molemmat käytännöt paransivat huomattavasti amputoitujen veteraanien selviytymisprosenttia. (Bell 2015; Brooker 2012, 526; Solonen & Huittinen 1992, 15.)

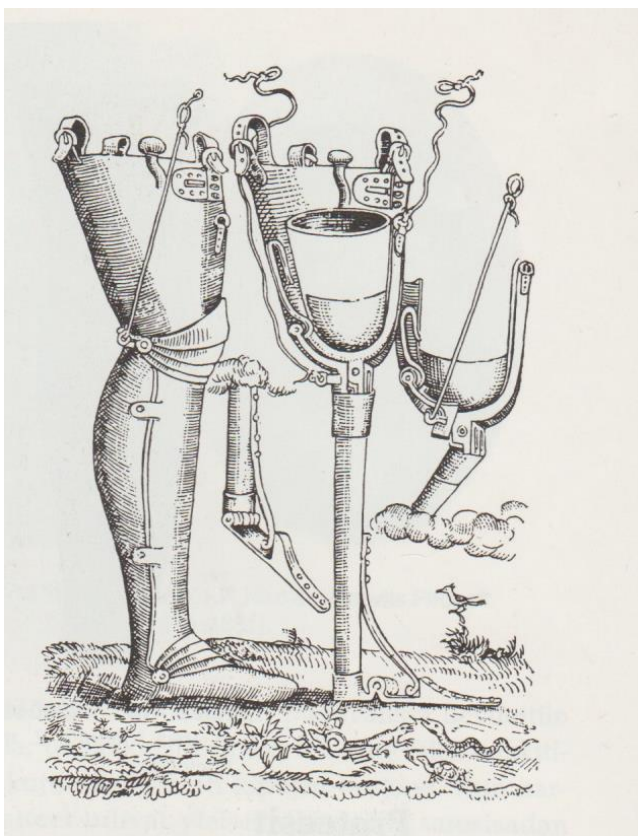
Valitettavasti monet sotilaista, joiden eteen Paré näki paljon vaivaa pelastaakseen taistelukentällä, päättivät myöhemmin ottaa oman henkensä kuin elää ilman amputoituja raajojaan. Tämän seurauksena Paré ymmärsi, ettei pelkkä haavojen parantaminen riittänyt, vaan tarvittiin jotain, millä palauttaa potilaan normaali toimintakyky ja eheyttää hänen minäkäsitystään. Tätä silmällä pitäen Paré otti kokonaisvaltaisen lähestymistavan proteesien hoitoon. Hän loi ensimmäisen keinotekoisen jalan (Kuva 3), jossa oli toimiva polvinivel, sekä ensimmäisen keinotekoisen käden, jossa on nivelletyt sormet (Kuva 2). (Bell 2015; Solonen & Huittinen 1992, 15–18.)

Keinotekoisten raajojen kehitys oli vähäistä 1500- ja 1800-lukujen välissä. Amputaatiokirurgian kehittyessä 1800-luvun puolivälissä lääkäreiden oli mahdollista

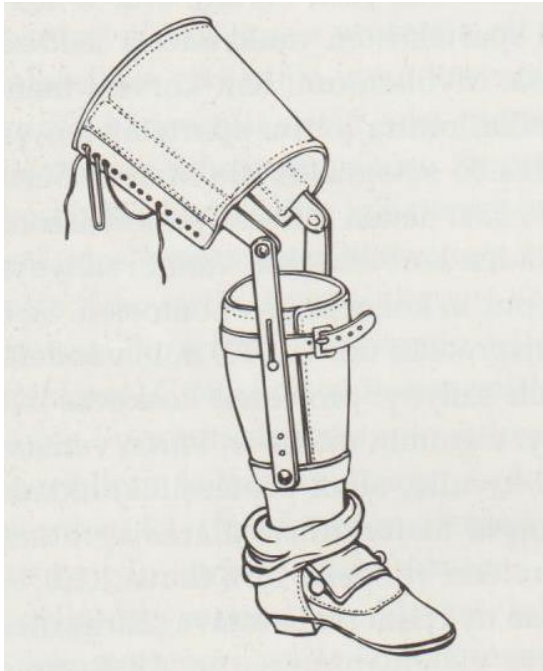
muovata jäljelle jäävää raajaa siten, että raajan jäännös oli helpompi yhdistää proteesiin. Proteesit itsessään eivät olleet huomattavasti aiempaa parempia, mutta elämä niiden kanssa eläville kävi miellyttävämmäksi. (Bell 2015; Solonen & Huittinen 1992, 15–18.)



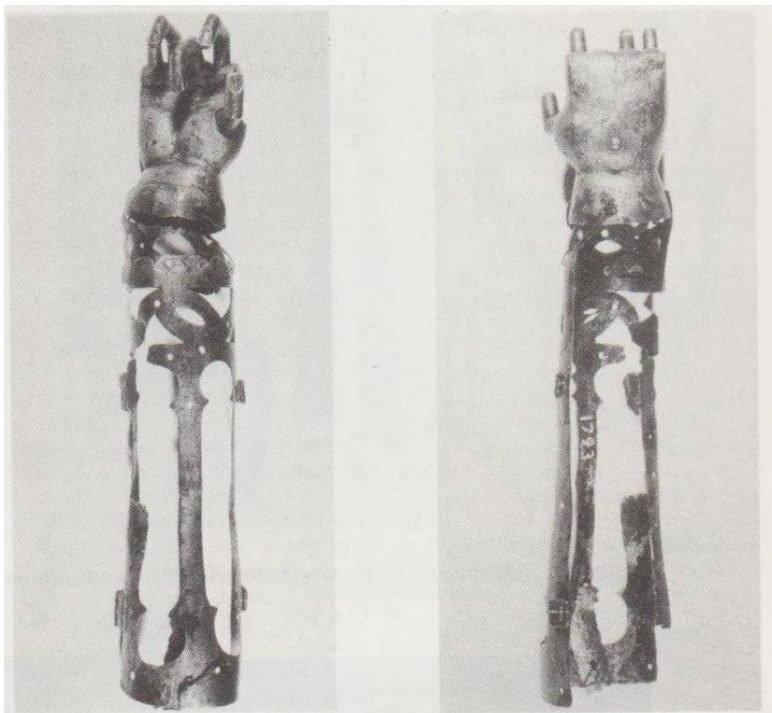
Kuva 2. Ambroise Parén suunnittelema yläraajaproteesi (Paré 1585)



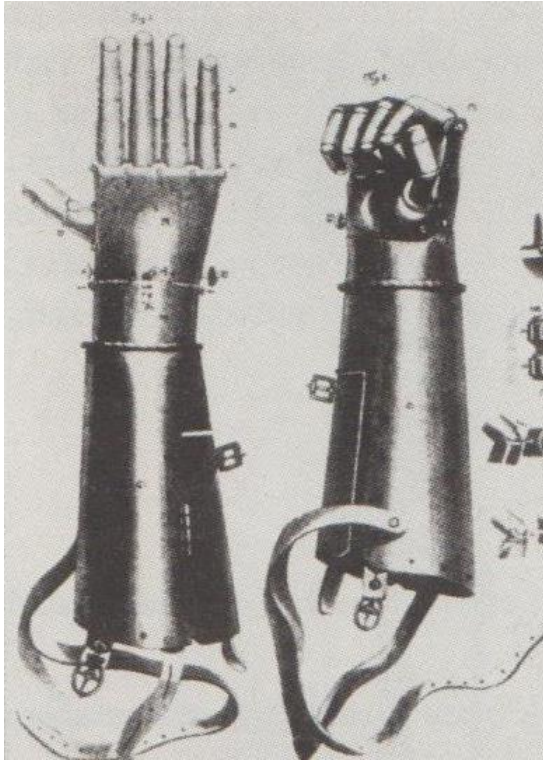
Kuva 3. Ambroise Paré suunnittelema reisiproteesi (Solonen & Huittinen 1992)



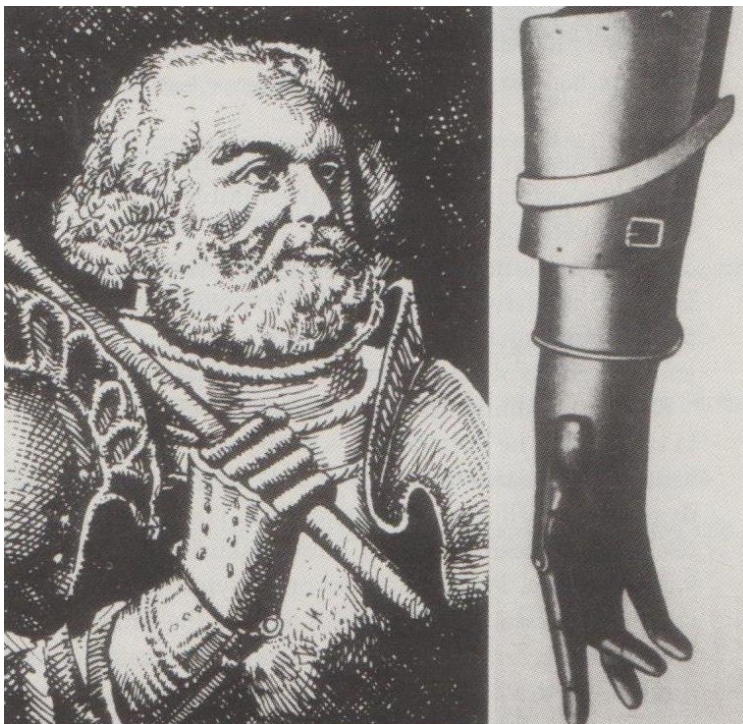
Kuva 4. Verduinin proteesi (Solonen & Huittinen 1992)



Kuva 5. 1600-luvulla Suomesta löydetty yläraajaproteesi (Solonen & Huittinen 1992)



Kuva 6. 1400-luvulla Reinin laaksosta löydetty Alt-Ruppin rautainen yläraaja-proteesi (Solonen & Huittinen 1992)



Kuva 7. 1500-luvulta Götz von Berlichingenin rautakäsi. (Solonen & Huittinen 1992)

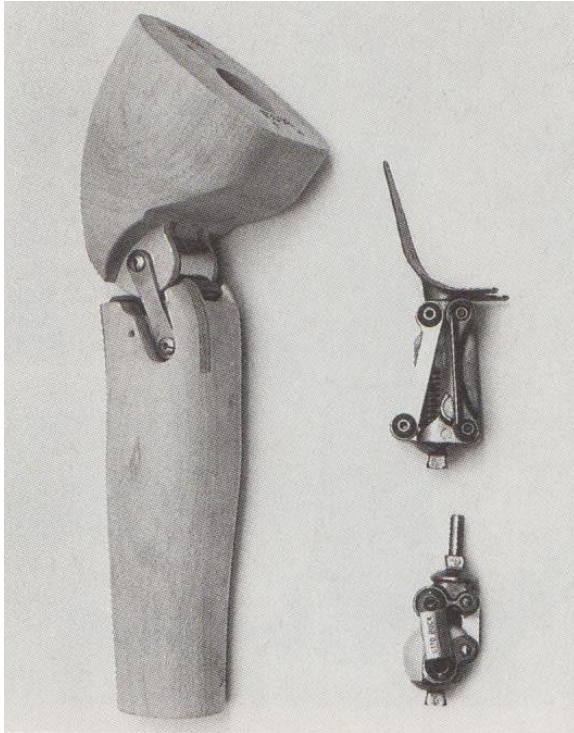
Verduinin suunnittelema reisuella varustettu sääriproteesi 1600-luvulta on tunnetuimpia historiallisia alaraajaproteeseja (Kuva 4). Vanhin tunnettu yläraajaproteesi puolestaan on Alt-Ruppin-käsi, joka on valmistettu 1400-luvun alkupuolella ja jonka sormet liikkuvat pareittain jousien avulla (Kuva 6). Rosvoritari Götz von Berlichingenin rautakäsi 1500-luvun alusta on kuitenkin tunnetuin historiallinen yläraajaproteesi (Kuva 7). Suomen ainoa historiallinen yläraajaproteesi on 1500- ja 1600-lukujen taitteessa valmistettu rautainen proteesi. Sen liikkuvien sormien asentoja säädetään kämmenen yläpuolella olevan vivun avulla (Kuva 5). (Solonen & Huittinen 1992, 15–18; Brooker 2012, 525–526.)

Ihmiskunnan historiassa erityisesti sodat ovat aiheuttaneet lukemattomia raajojen menetyksiä. Ennen lääketieteen kehitystä amputaatio oli hengenvaarallinen leikkaus, eikä amputaatiosta eloon jääneillä ollut välttämättä toivoa apuvälineiden saannista. Sotakirurgiset kokemukset varsinkin suurissa maailmansodissa edistivät huomattavasti amputaatiokirurgiaa ja proteesitekniikkaa. Nykyään tapaturmat ovat yksi yleisimmistä syistä yläraajan amputaatioon ja tavallisimmin yläraajan menettävä henkilö on nuori tai keski-ikäinen. (Solonen & Huittinen 1992, 7.) Proteesitekniikan kehitys perustuu vuosisatojen aikana pikkuhiljaa kerääntyneeseen kokemukseen ja tutkimukseen. Viime vuosikymmeninä tehty teknistieteellinen tutkimustyö on huomattavasti nopeuttanut alan kehitystä. (Solonen & Huittinen 1992, 9.)

Eri aikoina käytössä olleet proteesitekniikat ovat vaikuttaneet amputaation tapoihin. Varhaisilla alkeellisilla proteeseilla ei voitu korvata raajan toimintaa. Tällöin amputoidun raajan tyngän kärjen tuli kestää liikkumisen aiheuttamaa painetta sekä proteesilla että ilman. Tynkä oli siksi verhoitava kuormitusta kestäville kudoksilla. Esimerkiksi jalkaterän amputaatiossa hyödynnettiin jalkapohjan kudosta tyngän peitoksi. Modernien alaraajaproteesien käyttö ei kuitenkaan perustu samalla tavalla tyngän kärjen kuormitukseen. Amputaation tavoitteena on nykyään sylinterimäinen toimivia lihaksia käsittävä tynkä, joka proteesin avulla korvaa toiminnallisesti menetetyn raajan. Amputaatio on nykyään siis ennallistamiseen pyrkivä toimenpide. (Solonen & Huittinen 1992, 14.)

Proteesitekniikka ei edistynyt merkittävästi vielä ensimmäisen maailmansodan aikana, vaikka amputaatioita tehtiin paljon. Ensimmäinen sähkökäyttöinen proteesi kehitettiin Saksassa 1920-luvulla. Kyseisessä proteesissa sähkömagneetti sai aikaan peukalon ja etu- ja keskisormen välisen otteen. Aluksi sähköproteesit olivat toiminnaltaan sähkömekaanisia laitteita, joissa sähköisiä toimintoja ohjattiin pneumaattisilla ja mekaanisilla kytkimillä. Proteesit olivat aluksi vaikeita käyttää ja hyvin kömpelöitä. Lihassähköisen hallinnan avulla saatiin lisättyä huomattavasti raajaproteesien käyttökelpoisuutta. Kuitenkin vasta toisen maailmansodan loputtua alkoi proteesialan varsinainen tutkimus- ja kehitystyö. Eri yliopistot alkoivat kehittää yhteistyössä proteesitekniikkaa, jonka tuotoksia ovat muun muassa SACH-jalkaterä (solid-ankle cushioned heel) sekä PTB-proteesi (patellar tendon bearing). Erilaisten muovimateriaalien kehittäminen ja yleistyminen edistivät huomattavasti proteesitekniikan kehitystä. (Solonen & Huittinen 1992, 18–19, 211–213.)

Raajaproteesien valmistuksen varhaisessa historiassa puu oli paljon käytetty materiaali (Kuva 8). Vielä 1990-luvulla noin viidesosa Suomessa valmistetuista reisiproteesien tynkätupista oli puisia. Puumateriaalien etuja ovat edullinen hinta, keveys, kestävyys, käyttäjäystävällisyys ja helppo työstettävyys. Ennen muovimateriaalien keksimistä proteeseissa hyödynnettiin puun ohella paljon nahkaa ja alumiinia. Muovihartsien käyttö proteesien valmistuksessa yleistyi 1950-luvulta alkaen ja 2000-luvulle tultaessa muovin käyttö syrjäytti muut materiaalit lähes kokonaan. (Solonen & Huittinen 1992, 185–187; Disabled World 2019.)



Kuva 8. Puisen reisi- ja polvinivelmekanismeja (Solonen & Huittinen 1992)

1.3 Modernit proteesit

Huolimatta vuosikymmenien tutkimus- ja kehitystyöstä keinotekoisien raajojen ja hermorajapintojen parissa amputoidut käyttävät edelleen tekniikkaa, joka on kehitetty moottorituihin proteeseihin 40 vuotta sitten. Näitä myoelektronisia proteeseja ohjataan pintaelektrodien avulla. Tämä on nykyään luotettavin ja kliinisesti toteuttamiskelpoisin tekniikka. Elektromyografian (EMG) käyttö tarkoittaa, että proteesissa hyödynnetään lihasten käytöstä syntyvää sähköistä aktiivisuutta proteesin liikuttamiseen. Tämän tyyppiset proteesit tunnetaan kuitenkin niiden huonosta toiminnallisuudesta, huonosta hallittavuudesta ja heikosta aistipalautteesta sensorien kautta. (Detop project www-sivut 2019.)

Robottiproteesit eroavat perinteisistä proteeseista siinä, että ne kykenevät aktiivisesti säätelemään proteesijalan nivelmomenttia. Robottiproteesin toiminta esimerkiksi kävellessä vastaa täysin oikean jalan kinetiikkaa ja kinematiikkaa. Robottiproteesin on mahdollista palauttaa luonnollinen askellus ja kävelemisen tehokkuus. (Lenzi, Sensinger & Hargrove 2014, 94–95.)

Robotisoitujen proteesien kehittämisessä voidaan erotella kaksi suurta haastetta. Ensimmäinen haaste on ollut ratkaista, miten proteesi saadaan kiinnitettyä tukevasti ja varmasti ihmiskehoon. Toisena haasteena on ollut kehittää proteesista vaistonvaraisesti ja tehokkaasti hallittava, jotta se olisi todellisudessa hyödyllinen ja mahdollistaisi menetettyjen toimintojen takaisin saamisen. Tällä hetkellä robottiproteeseissa käytetään yleisesti ihoa vasten olevia elektrodeja. Elektrodit havaitsevat lihaksen sähköiset impulssit, jolloin proteesilla saadaan aikaan haluttuja toimintoja. Tämän lähestymistavan ongelma on, että normaalisti vain kaksi toimintoa saadaan aikaan kymmenistä eri liikkeistä, joihin vastaava raaja pystyy. Käyttämällä istutettuja elektrodeja voidaan saada enemmän signaaleja, jolloin useamman liikkeen hallinta on mahdollista. Lisäksi on mahdollista tarjota potilaalle luonnollinen havainto tai ”tunne” hermosimulaation avulla. (Chalmers University of Technology www-sivut 2019.)

Osseointegraatio on termi, jonka professori Per-Ingvar Brånemark kehitti, kun hän sai selville 1950-luvulla, että luu voidaan yhtenäistää titaanista valmistettujen komponenttien kanssa (Kuva 9). Osseointegraatioproteesissa titaanista tehty ruvinmuotoinen kiinnitin asetetaan luun sisään, jolloin geneettinen koodi, joka normaalisti saa luun hylkimään vierasperäisiä materiaaleja ei aktivoitu. Sen sijaan tapahtuu luutuminen titaanipintaan. Lopputuloksena on tukeva ja lopullinen ankkurointipaikka proteesille. (Surgien www-sivut.)



Kuva 9. Värillisesti parannettu elektroplastinen valokuva titaanille kasvavista luusoluista (Surgien www-sivut 2019)

Tavanomaiseen proteesiin verrattuna suurin ero on siinä, ettei holkille ole tarvetta, eli proteesi sopii aina ja yhdistyy juuri oikealla tavalla tukevasti. Holkin puuttuminen tarkoittaa myös sen aiheuttamista haitoista, kuten hiostavuudesta, hankaantumisesta ja epämukavuudesta eroon pääsemistä. Myös painehankaumista ja -kivusta päästään eroon. OPRA-proteesi (Osseointegrated Protheses for the Rehabilitation of Amputees) hyödyntää pehmytkudoksen ja luukudoksen biologiaa ja luo melkein sinetin ihonalaiselle kiinnikkeelle. Tämä poistaa tai ainakin vähentää huomattavasti monia ongelmia, kuten eritteiden kertyminen holkkiin, parkkiintuva iho ja yleinen kivun tunne. (Surgien [www-sivut](#) 2019.)

2 ERILAISET PROTEESIT JA NIIDEN VALMISTUS

2.1 Proteesin hankinta

Proteesin valmistamisen periaatteena on, että käyttäjä saa sen käyttöönsä mahdollisimman nopeasti tarpeen ilmettyä. Oikeaan aikaan aloitettu proteesin käyttö edistää tyngän vahvistumista, muotoutumista ja mukautumista tulevaa käyttöä varten. Mitä suurempi aika amputaation ja proteesin saannin välillä on, sitä vaikeampaa on amputoidun henkilön kuntoutus. Usein amputoidulle henkilölle valmistetaankin lähes välittömästi toimenpiteen jälkeen niin kutsuttu harjoitusproteesi tai väliaikainen proteesi, jonka tuppiosaa voidaan uusia tarpeen mukaan ennen lopullisen proteesin valmistusta. Harjoitusproteesin tehtävänä on siis osallisuuden edistämisen lisäksi harjoittaa tynkää lopullisen proteesin käyttöön. Jos henkilö ei opi harjoitusproteesin käyttöä, lopullista proteesia ei kannata valmistaa. Varsinainen proteesi pystytään valmistamaan yleensä muutaman viikon harjoitusproteesivaiheen jälkeen. Joissakin tilanteissa proteesi voidaan asentaa jo amputaation yhteydessä. Tällaisia tilanteita ovat esimerkiksi tietyt sääri- ja reisiamputaatiot. (Solonen & Huittinen 1992, 9, 119–120, 123.)

2.2 Proteesityyppejä

Modernit proteesit pyritään sovittamaan yksilön tarpeisiin ottaen huomioon hänen elämäntyyliinsä ja takaamaan proteesin käyttäjälle mahdollisimman laaja-alainen liikkuvuus. (Amputee Coalition www-sivut 2019.) Raajaproteesit voidaan jakaa neljään päätyyppiin sen mukaan, mikä raajan osa puuttuu. (Disabled World 2019.) Ylä- ja alaraajaproteeseja käsitellessä käydään läpi nämä päätyypit tyyppikohtaisesti. Alaraajoja läpikäyvässä osuudessa käydään läpi myös alaraaja-amputaatiosta mahdollisesti koituvia haasteita. Lisäksi esitellään lyhyesti Denavit-Hartenberg malli.

2.2.1 Yläraajaproteesit

Käsiamputaatiot suoritetaan joko kyynärpään yläpuolelta (transhumeral) tai alapuolelta (transradial). Proteesit suunnitellaan korvaamaan käsi, ranne ja käsivarsi. Kyynärpään yläpuolelta tehtävät amputaatiot tehdään joko kyynärpään kohdalta tai sen yläpuolelta. Perinteisesti on olemassa kolmen tyyppisiä käsi-proteeseja: kehovoimainen proteesi, sähkövoimalla toimiva proteesi sekä näiden kahden yhdistelmä. (Amputee Coalition www-sivut 2019.)

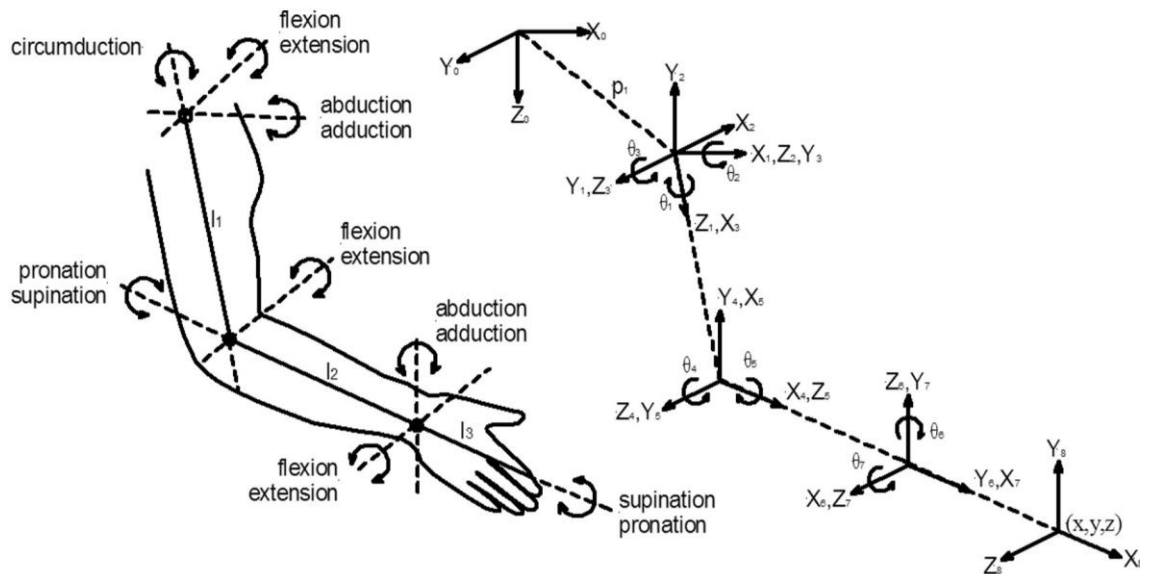
Kaapeliohjatut raajat toimivat kiinnittämällä valjaat ja kaapeli vaurioituneen käden vastakkaisen olkapään ympärille. Toinen saatavilla oleva proteesimalli on myoelektroninen raaja. Nämä tunnistavat elektrodeja hyödyntämällä sen, milloin lihas yläkädessä liikkuu aiheuttaen keinotekoisien käden avautumisen ja sulkeutumisen. Transhumeraalinen proteesi korvaa kyynärpään yläpuolelta puuttuvan käden. Transhumeraaliamputoidut kokevat samankaltaisia ongelmia kuin transfemoraaliamputoidut, sillä kyynärpään liikkeen toteuttaminen keinotekoisella raajalla on erittäin haasteellista. (Disabled World 2019.)

Proteesi voi olla passiivinen tai aktiivinen eli toiminnallinen. Passiivisessa raajaproteesissa ei ole liikkuvia osia. Aktiiviset proteesit puolestaan sisältävät erilaisia mekanismeja, jotka mahdollistavat ja tuottavat käyttäjän haluamia liikkeitä, kuten peukalon ja etusormen puristusotteen tai ranteen liikkeen. Proteesin liike voidaan tuottaa perinteisellä valjas- tai kaapelisysteemillä, jossa liikesuoritus kontrolloidaan jäljellä olevan tyngän tai vastakkaisen yläraajan lihasten voimalla. Yleensä aktiivinen yläraajaproteesi on kuitenkin myoelektroninen, jolloin liike tuotetaan proteesin sisään asennettujen elektrodien avulla. Tällöin käyttäjä ohjaa proteesinsa toimintoja omien lihastensa lihasimpulsseilla näiden elektrodien avulla. Proteesin varsinainen käyttövoima saadaan siihen istutetuista pienistä akuista. Yläraajaproteesin käsiosaan voidaan istuttaa tavallisen kosmeettisen kämmenen lisäksi esimerkiksi koukkuja tai työssä tarvittavia välineitä. (Berkerle ym. 2019, 237; Kruus-Niemelä 2003, 180; Solonen & Huittinen 1992, 191.)

Yhden tai useamman sormen amputaatiossa käytetään korvaavina komponentteina kosmeettisia sormiproteeseja, joilla on usein suuri psykologinen merkitys. Sormiproteesin avulla parannetaan myös käyttäjän puristusotetta ja -varmuutta. Nykyaikaisten menetelmien ja materiaalien ansiosta sormiproteeseista saadaan erittäin kosmeettisia ja hyvin paikallaan pysyviä. Kämmentä ja ranneamputoidut ihmiset suoriutuvat usein päivittäisistä toiminnoista ilman proteeseja, mutta niiden avulla voidaan kuitenkin lisätä käyttäjän toiminnallisuutta ja toimintojen sujuvuutta. (Kruus-Niemelä 2003, 181.)

Kyynärvarsiamputaatiossa tynkä on tavallisesti hyvin toiminnallinen ja mahdollistaa muun muassa nostoliikkeet. Proteesi koostuu tällöin seuraavista osista: kämmenosa, rannekappale, kaksinkertainen kovapintainen holkki ja pehmeä tuppi. Yleensä kyynärvarren proteesi on niin sanottu totaalikontaktiproteesi, joka pysyy paikoillaan kyynärnivelen ylittävän muotoilun ansiosta. Proteesiin voi kuulua myös erillinen mansettiosa, joka tukeutuu olkavarteen. Olkavarren proteesissa on edellä lueteltujen osien lisäksi kyynärnivelosa ja olkavarren holkki. Jos proteesin käyttäjällä on erittäin lyhyt olkavarsitynkä, holkki tukeutuu olkapäähän. (Kruus-Niemelä 2003, 181.)

Ihmisen raajat voidaan mallintaa jäykkien segmenttien ketjuna, jossa nivelet toimivat jakavana tekijänä kullekin kehon osa-alueelle. Jotta käsi tai proteesi voi ohjata päätelaitetta, kaikkien segmenttien suhteellisen kulman ja vartalon vertailupisteiden tulee olla tiedossa. Kinemaattiset mallit tekevät yleensä joi-tain yksinkertaistuksia vapausasteiden lukumäärän suhteen jättämällä huomi-oimatta lineaariset siirtymät ja luun joustavuuden. Tarkka malli käsivarresta saavuttaa seitsemän vapausastetta (Kuva 11) jos lapaluu otetaan huomioon. Nämä ovat kolme vapausastetta olkapäästä. Kaksi vapausastetta kyynär-päässä ja ranteessa. (Brooker 2012, 531.)



Kuva 11. Denavit-Hartenberg -malli käsivarresta (Brooker 2012, 531)

Denavit-Hartenberg mallissa peruskoordinaattijärjestelmä (X_0, Y_0, Z_0) sijaitsee puolivälissä kehoa hartioiden välissä. Olkapään vastaavat koordinaattipisteet sijaitsevat olkanivelen keskipisteessä.

- Circumduction (X_1, Y_1, Z_1) eli sirkumduktio (X_1, Y_1, Z_1)
- Adductio–abduction (X_2, Y_2, Z_2) eli adduktio–abduktio (X_2, Y_2, Z_2)
- Flexion–extension (X_3, Y_3, Z_3) eli fleksio–ekstensio (X_3, Y_3, Z_3)

Kyynärpään liikkeen koordinaattipisteet ovat vastaavasti:

- Flexion–extension eli fleksio–ekstensio (X_4, Y_4, Z_4)
- Supinatio–pronatio eli supinaatio–pronaatio (X_5, Y_5, Z_5)

Ranteen liikkeen koordinaattipisteet ovat vastaavasti:

- Adduction–abduction eli adduktio–abduktio (X_6, Y_6, Z_6)
- Flexion–extension eli fleksio–ekstensio (X_7, Y_7, Z_7)

Päätekoordinaattipisteet sijaitsevat suoraksi ojennettujen sormien päissä (X_8, Y_8, Z_8) kuten kuvassa 11 osoitetaan. (Brooker 2012, 531; (Forner-Cordero 2008, ym. 2008 64–67.)

Taulukko 2. Denavit–Hartenberg parametrit ihmisen käsivarrelle (Pons 2008, 66)

Joint	β_i	Number	α_i	a_i	d_i	θ_i
Base	0	1 _(0→1)	0	a_0	d_0	0
Shoulder	(−90) medial rotation/lateral rotation (+90)	2 _(1→2)	−90°	0	0	$\beta_1 + 90^\circ$
Shoulder	(−180) abduction/adduction (+50)	3 _(2→3)	+90°	0	0	$\beta_2 + 90^\circ$
Shoulder	(−180) flexion/extension(+80)	4 _(3→4)	0	l_1	0	$\beta_3 + 90^\circ$
Elbow	(−10) extension/flexion (+145)	5 _(4→5)	+90°	0	0	$\beta_4 + 90^\circ$
Elbow	(−90) pronation/supination (+90)	6 _(5→6)	+90°	0	l_2	$\beta_5 + 90^\circ$
Wrist	(−90) flexion/extension (+70)	7 _(6→7)	+90°	0	0	$\beta_6 + 90^\circ$
Wrist	(−15) abduction/adduction (+40)	8 _(7→8)	0	l_3	0	β_7

Denavit–Hartenberg -parametrit ihmisessä on määritelty taulukossa 2. Kulma θ_i akselin Z_i ympäri liittyy i :n vapausasteeseen mallissa. Liikealue riippuu taulukon X1 luettelossa mainitun nivelen fysiologisista rajoituksista β_i (aste). Parametrit a_i ja d_i ovat kehon segmenttien pituudet, jotka pysyvät vakioina ja niiden arvo riippuu yksilöstä. Käyttämällä Denavit–Hartenbergin tapaa voidaan muodostaa kahden koordinaattijärjestelmän muunnosmatriisi, joka on yleisesti muodoltaan kuten taulukossa 3. (Brooker 2012, 532.)

Taulukko 3. Denavit–Hartenbergin muunnosmatriisi (Brooker 2012)

$$T_{i-1}^i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i \sin \theta_i & \sin \alpha_i \sin \theta_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i \cos \theta_i & -\sin \alpha_i \cos \theta_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Päätelaitteen suunta ja sijainti määritetään kehittämällä muunnosmatriisi kustakin peräkkäisestä nivelestä. Useimpien proteesien kanssa vain osajoukkoa koko muunnoksesta käytettäisiin riippuen amputaation laajuudesta. (Brooker 2012, 532; Forner-Cordero 2008, ym. 2008 66–67.)

2.2.2 Alaraajaproteesit

Alaraajan proteesien tasot vaihtelevat varvasamputaatiosta lonkkaniveltason amputaatioon. Amputoitu varvas tai jalkaterän osa voidaan korvata pehmeästä

materiaalista, esimerkiksi silikonista tehdyllä täytteellä. Jos alaraaja on amputoitu säärestä, valmistetaan sääriproteesi normaalisti seuraavista osista: jalkaterä, runko, kovapintainen holkki ja pehmeä tuppi. Erilaisia sääriprotee-seja erotellaan toisistaan kuormitustapansa mukaan. Tynkätuppi valmistetaan nykyään yleensä silikon- ja geelimateriaaleista. Näin ollen erillisiä proteesin ripustuslaitteita ei tarvita. Reisi-proteesiin kuuluu sääriproteesissa mainittujen osien lisäksi reisosia ja polvinivel. Polvinivel valitaan monista eri vaihtoehdoista muun muassa käyttäjän painon ja aktiivisuuden mukaan. Polvinivel voi olla rakenteeltaan mekaaninen, elektroninen, pneumaattinen tai hydraulinen ja sitä voidaan säätää tietokoneavusteisesti. Erittäin lyhyeen reisitynkään tai lonkkaniveltasosta amputoidulle valmistetaan lonkkaproteesi. Lonkkaproteesissa holkin tilalle valmistetaan alavartalon ympäri muovikori, johon proteesi kiinnitetään. (Kruus-Niemelä 2003, 179–180.)

Transtibiaalinen proteesi korvaa polven alapuolelta puuttuvan jalan. Transtibiaaliamputoidut kykenevät yleensä palauttamaan normaalin liikkeen helpommin kuin he, joilla on transfemoraalinen amputaatio, sillä polven säilyminen mahdollistaa helpomman liikkumisen. Transfemoraalinen proteesi korvaa polven yläpuolelta puuttuvan jalan. Transfemoraalisesti amputoiduille on todella vaikeaa saavuttaa takaisin normaali liike. Yleisesti transfemoraalisesti amputoitujen täytyy käyttää 80% enemmän energiaa kävelemiseen kuin henkilöiden, joilla on molemmat jalat käytössään. Tämä johtuu polven monimutkaisista liikkeistä. Uusimmissa ja parannetuissa proteesimalleissa käytetäänkin hydraulikkaa, hiilikuitua, mekaanisia kytkentöjä, moottoreita, tietokoneiden mikroprosessoreita ja näiden tekniikoiden innovatiivisia yhdistelmiä. Näin käyttäjälle mahdollistetaan proteesin parempi hallinta. Suurimpia edistysaskeleita edellä mainitussa teknologiassa on tehty viime vuosina robotisoitujen ja suoraan luumun yhdistettävien proteesien parissa. (Brooker 2012, 535; Disabled World 2019.)

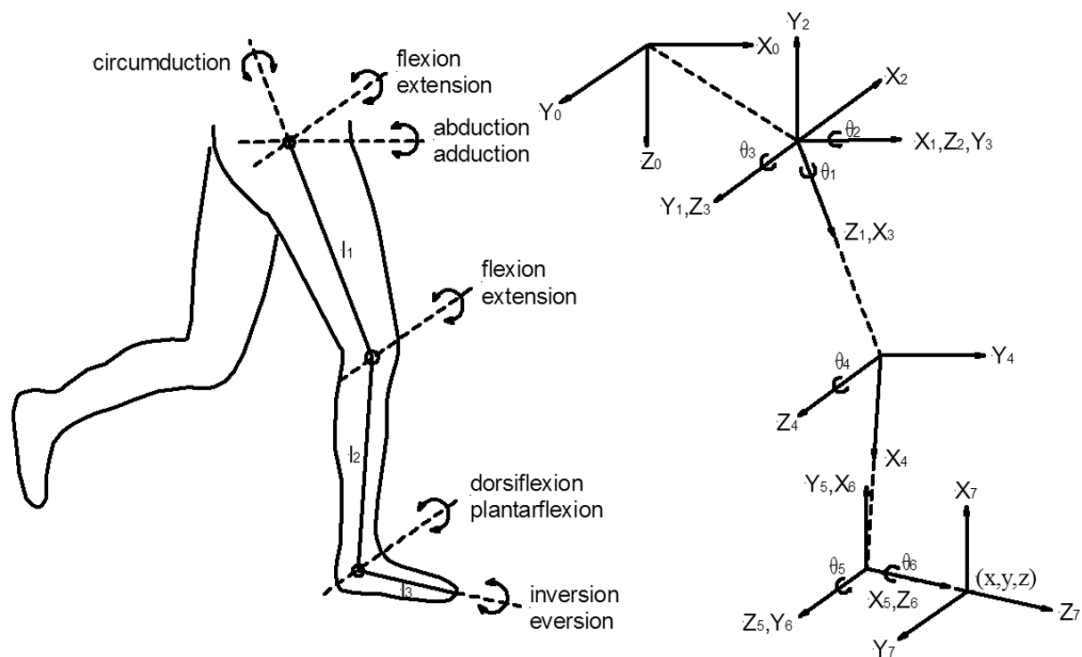
Ihmisen raajat voidaan mallintaa jäykkien segmenttien ketjuna, jossa nivelet toimivat jakavana tekijänä kullekin kehon osa-alueelle. Jotta jalka tai proteesi voi ohjata päätelaitetta, kaikkien segmenttien suhteellisten kulmien ja vartalon vertailupisteiden tulee olla tiedossa. Tarkka Denavit–Hartenberg -malli jalasta

saavuttaa kuusi vapausastetta. Kolme vapausastetta sijaitsee lonkkanivelessä, yksi polvinivelessä ja kaksi nilkassa. Kuten käden mallissa ensin tulee määrittää koordinaatistopisteet (Kuva 10). (Brooker 2012, 534.)

Tutkimusten mukaan alaraaja-amputoidut ihmiset kaatuvat useammin kuin muut. Tämä johtuu yleisimmin siitä, ettei proteesi tarjoa samaa maavaraa askelluksen aikana kuin anatominen jalka. Seisomisen vakaus saattaa järkkyyä, jos käytössä on proteesi, joka ei aktiivisesti tee korjausliikkeitä vaihtelevassa maastossa. Lisäksi amputoiduilla syntyy lisähaasteita portaiden kiipeämisessä, kun käytössä on jalka, joka ei mukaudu tarpeen mukaan jalkaterä ylöspäin portaita kävellessä. Näiden haasteiden yhteisvaikutus vaikeuttaa amputoitujen liikkumista madaltaen elämänlaatua. Yhdysvaltalaisessa tutkimuksessa huomattiin, että puolet amputoiduista ihmisistä pelkää kaatuvansa ja viidesosa on kaatunut kuntoutusjaksonsa aikana. Viimeksi mainituista 18% loukaantui hoidon aikana. Kaatumisten aiheuttamista taloudellisista kustannuksista on olemassa tutkittua tietoa lähinnä vanhusten kaatumisista syntyvistä kustannuksista. (Össur, 2019;) Knuus-Niemelän (2003, 178) mukaan amputaatiotasolla ei ole merkittävää yhteyttä amputoidun toiminta- ja liikuntakyvyn tasoon.

Olemassa olevat robotisoidut transtibiaaliproteesit mahdollistavat vain nilkan nivelen toiminnallisuuden, mutta ne eivät palauta kahteen niveleen liittyvän kaksoiskantalihaksen toimintoja. Tämä rajoittuneisuus ilmenee siten, että transtibiaaliamputoidut, jotka käyttävät perinteisiä proteeseja, kävelevät hitaammin kuin amputoimattomat henkilöt. Kävellessään transtibiaaliamputoidut tarvitsevat normaalia enemmän energiaa liikkuaakseen. Lisäksi transtibiaaliamputaatio kuormittaa polvea tavallista enemmän, sillä amputoidun on valmistauduttava proteesin heilautusvaiheeseen. Tämän vaiheen aikana transtibiaaliamputoidut, jotka kävelevät perinteisillä proteeseilla, lisäävät lonkan positivistista ja negatiivista voimaa kompensoidakseen pohjelihaksen tuottaman voiman puutetta. (Brooker 2012, 535; Eilenberg, Kuan & Herr 2018.)

Toisin kuin perinteiset proteesit, uudentyyppiset robottimaiset moottorikäyttöiset nilkka-jalkaproteesit (PAFP - powered ankle-foot prostheses) pystyvät tuottamaan mekaanista voimaa samoin kuin ihmisen nilkan ja jalan yhdistelmä. Tämän seurauksena amputoidut, joilla on käytössään moottorikäyttöiset proteesit, omaavat paremman kävelynopeuden ja aineenvaihduntakustannukset. Lisäksi vaikutus vastakkaiseen jalkaan ei ole olennaisesti eriävä kuin se olisi amputoimattomalla henkilöllä. (Eilenberg, Kuan & Herr 2018.) Ennen proteesien valmistustapoihin siirtymistä käydään yksityiskohtaisesti läpi jalan Denavit Hartenberg- malli seuraavalla sivulla.



Kuva 10. Denavit–Hartenberg -malli käsivarresta (Brooker 2012, 534)

Aloituskoodinaattipisteet sijaitsevat keskellä lantiota lonkkien välissä X_0 , Y_0 , Z_0 . (Kuva 10). Lonkan koordinaattipisteet ovat seuraavat:

- Circumduction (X_1 , Y_1 , Z_1) eli sirkumduktio (X_1 , Y_1 , Z_1)
- Adductio–abduction (X_2 , Y_2 , Z_2) eli adduktio–abduktio (X_2 , Y_2 , Z_2)
- Flexion–extension (X_3 , Y_3 , Z_3) eli fleksio–ekstensio (X_3 , Y_3 , Z_3)

Polvinivelen liikkeen koordinaattipisteet ovat vastaavasti:

- Flexion–extension eli fleksio–ekstensio (X_4 , Y_4 , Z_4)

Nilkan liikkeen koordinaattipisteet ovat vastaavasti:

- Dorsiflexion–plantarflexion eli dorsifleksio–plantaarifleksio (X_5, Y_5, Z_5)
- Inversion–eversion eli inversio–eversio (X_6, Y_6, Z_6)

Päätekoordinaattipiste sijaitsee pisimmän varpaan päässä (X_7, Y_7, Z_7), kuten kuvassa 10 osoitetaan. Kuten kädessä Denavit–Hartenberg -parametrit osoitetaan taulukossa 1. Kulma θ_i akselin Z_i ympäri liittyy i :n vapausasteeseen mallissa. Liikealue riippuu taulukon 1 luettelossa mainitun nivelen fysiologisista rajoituksista β_i (aste). Parametrit a_i ja d_i ovat kehon segmenttien pituudet, jotka pysyvät vakioina ja niiden arvo riippuu yksilöstä. Käyttämällä Denavit–Hartenbergin tapaa voimaannuodostetaan kahden koordinaattijärjestelmän muunnosmatriisi, joka on yleisesti muodoltaan kuten taulukossa 3. (Brooker 2012, 534; Forner-Cordero, Pons, Turowska & Schiele 2008 67–68.)

Taulukko 1. Denavit–Hartenberg -parametrit ihmisen jalalle (Pons 2008, 68)

Joint	β_i	Number	α_i	a_i	d_i	θ_i
Base	0	$1_{(0 \rightarrow 1)}$	0	a_0	d_0	0
Hip	(–50) medial rotation/lateral rotation (+40)	$2_{(1 \rightarrow 2)}$	-90°	0	0	$\beta_1 + 90^\circ$
Hip	(–20) abduction/adduction (+45)	$3_{(2 \rightarrow 3)}$	$+90^\circ$	0	0	$\beta_2 + 90^\circ$
Hip	(–30) extension/flexion (+120)	$4_{(3 \rightarrow 4)}$	0	l_1	0	β_3
Knee	0 extension/flexion (+150)	$5_{(4 \rightarrow 5)}$	0	l_2	0	$\beta_4 + 90^\circ$
Ankle	(–40) plantarflexion/dorsiflexion (+20)	$6_{(5 \rightarrow 6)}$	$+90^\circ$	0	0	$\beta_5 + 90^\circ$
ankle	(–35) inversion/eversion (+20)	$7_{(6 \rightarrow 7)}$	0	0	l_3	β_6

Ihmisen kahdella jalalla kävely on kehittynyt miljoonien vuosien saatossa. Kävely on hioutunut niin vakaaksi ja energiatehokkaaksi toiminnaksi kuin on mahdollista. Askelluksen tehokkuus voidaan määrittellä lantion liikkeen, polven taipumisen sekä polven ja jalkaterän vuorovaikutuksen mukaan. Yhdessä ne vähentävät kehon heiluntaa massakeskipisteessä. Lisäksi jalkalihaksista osa on käytössä vain askelluksen tietyssä vaiheessa vähentäen energian kulutusta. Henkilö, jolla on käytössään polven yläpuolelle ulottuva proteesi, ei voi saavuttaa samaa energiankulutuksen tasoa, kuin henkilö, jolla ei ole vammaa. Tämä rajoittaa amputoitujen toiminnallisuutta ja voi aiheuttaa tiettyjen toimintojen välttelyä. (Brooker 2012, 534–537.)

2.3 Valmistustavat

Raajaproteesien suunnittelun keskiössä on proteesia tarvitseva ihminen. Proteesin käyttäjä ja usein myös hänen omaisensa ovat parhaimmat tiedon tuottajat proteesin suunnittelu- ja valmistusprosessin aikana. On tärkeää ymmärtää proteesia tarvitsevan ihmisen toimintakykyä ja elämäntilannetta. Tällöin tarkastellaan ihmisen toiminnallisia tarpeita ja toiveita, olemassa olevia taitoja ja valmiuksia sekä mahdollisuuksia, joita proteesi voi tarjota. Raajaproteesin suunnittelussa huomioidaan ihmisen fyysisen, sosiaalisen ja kulttuurisen ympäristön vaikutukset. (Salminen 2003, 15–17.)

Yksilöllisten raajaproteesien valmistus on hyvin monivaiheinen prosessi. Proteesin valmistus vaatii paljon suunnittelua, arviointia, mittauksia ja sovituksia. Varsinaisen valmistusprosessin jälkeen joudutaan usein tekemään korjauksia, seuranta ja uudelleen arviointia. Proteesista pyritään tekemään asiakkaalle monin tavoin ideaalinen apuväline. Toiminnaltaan sen on oltava asiakkaan toiveiden mukainen sekä mahdollisimman yksinkertainen ja huomaamaton. Proteesin tulee olla helposti omaksuttava, yksinkertaisesti puettava ja riisuttava, mahdollisimman kevyt ja muunneltava. Proteesin on oltava lisäksi kosmeettisesti miellyttävä ja helposti puhdistettava. (Kruus-Niemelä 2003, 189; Solonen & Huittinen 1992, 187–189.)

Muutaman viikon päästä amputaatiosta raajaan tehdään ensin niin sanottu ensiproteesi. Kun raajan tyngän mitat vakiintuvat, valmistetaan varsinainen proteesi. Proteesi valmistetaan tulevan käyttäjänsä yksilöllisten ominaisuuksien mukaan. Proteesiin valitaan käyttäjän aktiviteettitason mukaiset osat, jotka on säädettävä ja tasapainotettava oikeaan asentoon, linjaan ja herkkyyteen. Kun proteesi on ollut koekäytössä, siihen valmistetaan mekaaniset osat sekä rungon peittävä kosmetiikka viimeistellyn lopputuloksen aikaansaamiseksi. Tavallisen käyttöproteesin lisäksi käyttäjä tarvitsee toisen proteesin, niin sanotun kylpyjalan, joka mahdollistaa ja helpottaa peseytymistä kosteissa tiloissa. (Kruus-Niemelä 2003, 178.)

Ideaalitilanteessa proteesien valmistus on nopeaa ja niitä on helposti saatavilla. Useimmiten kaikkia edellä mainittuja tavoitteita ei kuitenkaan voida saavuttaa. Näin ollen jokaisen asiakkaan kohdalla on priorisoitava tavoitteet ja pyrkiä parhaaseen mahdolliseen lopputulokseen asiakkaan lähtökohdat huomioiden. Jos proteesi esimerkiksi valmistetaan käyttäjälle kävelyn mahdollistamiseksi, sen kestävydestä voidaan joutua tinkimään, jotta se olisi mahdollisimman kevyt ja käyttökelpoinen. Proteesien valmistuksessa on huomioitava käyttäjän anatomian ohella muun muassa mekaniikan ja biomekaniikan lainalaisuudet. Proteesin valmistuksen peruskäsitteitä ovat esimerkiksi kävelysyklin tuntemus, nivelten akselit, momentit ja voimat sekä kudosten paineensietokyky. Lisäksi yksilöllisen proteesin valmistukseen tarvitaan psykologiaa ja estetiikkaa. (Kruus-Niemelä 2003, 189–190.)

Proteesien valmistuksessa pyritään jatkuvasti nopeampaan valmistusprosessiin sekä valmiiden proteesien saatavuuden helppouteen. Yhtenä menetelmänä 3D-tulostus vastaa näihin tavoitteisiin. Esimerkiksi Open Bionics -yritys on kehittänyt maailman ensimmäisen lääketieteellisesti hyväksytyyn 3D-tulostetun bionisen käden. Hero Arm (Kuva 12) on moottorikäyttöinen myoelektrooninen proteesi. Jokainen Hero Arm -proteesi suunnitellaan mittojen mukaan tehtynä asiakkaalle 3D-tulostusta ja 3D-skannausta hyödyntämällä. Mahdollisuutena valita Hero Arm -proteesiin. Kädestä on valittavissa kolme eri kokoluokkaa ja käden kantokyky on 8kg. Proteesi painaa alle 1kg. Proteesiin on mahdollista valita laajasta valikoimasta erilaisia vaihdettavissa olevia ulkokuoria. Se sopii käytettäväksi kahdeksasta ikävuodesta ylöspäin. (Open Bionics www-sivut 2019.)

Moderneilla yläraajaproteeseilla ei ole ihmisen käteen verrattavissa olevaa näppäryyttä eikä toiminnallisuutta, mutta ne ovat silti riittävän suorituskykyisiä suorittamaan jokapäiväisiä askareita. (Berkerle, ym. 2019, 245.) Raajaproteesien suunnittelussa tulee huomioida lukuisia seikkoja: toiminnallisuus, helppokäyttöisyys, mukavuus, massa, koko, ulkonäkö, ääni, energia, monipuolisuus, kestävyys, yksilöitävyys, modulaarisuus ja hinta. Proteesien on tarkoitus palauttaa menetetty näppäryys ja mahdollistaa luonnollinen vuorovaikutus ym-

päristön kanssa. Proteesien tulisi olla monilta ominaisuuksiltaan mahdollisimman lähellä fysiologista kättä. Näihin kuuluu riittävän laajan liikkeen mahdollistavat nivelet proteesissa, nivelkulman nopeus ja joko passiivisesti tai aktiivisesti toteutettu nivelen vääntömomentti. Lisäksi proteesit keräävät sensoritietoja käyttäjän kehosta ja ympäröivästä maailmasta. Sensoritietojen avulla proteesit pyrkivät tulkitsemaan käyttäjän aikomuksia ja ohjaavat näin toimilaitteita laitteessa. (Berkerle, ym. 2019, 248–550; Kruus-Niemelä 2003, 189–190.)

Yläraajaproteesin valmistus on hyvin samantapainen kuin alaraajaproteesin. Jäljellä olevan tyngän pituus, liikkuvuus, voimakkuus ja käyttäjän yksilölliset tarpeet vaikuttavat proteesin komponenttien ja materiaalien valintoihin ja koko proteesin rakenteeseen. Tavallisesti proteesi tehdään kosmeettisesti mahdollisimman paljon käyttäjän toisen raajan mukaiseksi. (Kruus-Niemelä 2003, 180.)

Proteesi on intiimi kehon jatke. Näin ollen niiden tulee toteuttaa vaaditut tehtävät sulavasti ja suurella tarkkuudella samalla tavalla kuin biologiset raajat. Proteesin helppokäyttöisyys on erityisen tärkeää, jotta käyttäjä hyväksyy sen osaksi elämäänsä. Proteesin pitkäaikaisessa käytössä käyttäjän tynkään kohdistuu painetta ja erisuuntaisia voimia. Paine on välttämätöntä, jotta proteesi pysyy paikoillaan, mutta käyttäjä voi silti kokea voimakkaita kivun tunteita, turvotusta, ihottumaa ja jopa ihon halkeilua parhaimmillakin proteesiholkeilla. Näin ollen proteesi ja holkki tulee suunnitella mahdollisimman mukavan tuntuisiksi. (Berkerle, ym. 2019, 248–550.)

Proteesin massan tulee olla sama tai pienempi kuin puuttuvan raajan. Jos proteesi on todella kevyt, se voi aiheuttaa epätasapainoa kehon oikean ja vasemman puolen välillä. Epätasapaino voi johtaa selkärangan kiertymiseen, luuston rasitukseen tai skolioosiin. Proteesin keveys helpottaa sen käyttöä ja vähentää käytöstä johtuvaa väsymystä. Proteesin painon keventäminen onnistuu harkinnanvaraisella mekaanisten osien ja toimilaittejärjestelmän valinnalla. Proteesin suunnittelussa tulee ottaa huomioon myös mittasuhteet. Proteesin tulisi olla samaa kokoluokkaa kuin puuttuva raaja. Proteesikäden koon rajoittaminen aiheuttaa huomattavia rajoituksia sille, minkälaisia komponentteja voidaan

käyttää samalla rajoittaen proteesin suorituskykyä. Monet amputoidut suosivat ihmismäistä ulkonäköä proteeseissa. Aidon raajan kaltainen ulkonäkö voidaan saavuttaa käyttämällä esimerkiksi erilaisia kosmeettisia hanskoja tai keinoihoja. (Berkerle, ym. 2019, 248–550.)

Proteesin tuottaman äänen tulee olla mahdollisimman hiljainen. Tämä vaatimus rajoittaa toimilaitteen valintaa, sillä esimerkiksi jotkin lineaariset toimilaitteet ovat hyvinkin äänekkäitä. Proteesilaitteen tulee olla ratkaisuiltaan myös energiatehokas. Parempi energiatehokkuus johtaa parempaan käyttäjäkokemukseen, sillä se määrittää esimerkiksi sen, kuinka monta askelta on mahdollista kävellä proteesilla tai montako otetta on mahdollista suorittaa. Proteesilla on pystyttävä suorittamaan monia erilaisia toimintoja. Käsiproteesilla pitäisi pystyä esimerkiksi kirjoittamaan, tarttumaan ja kantamaan. Jalkaproteesilla puolestaan on pystyttävä muun muassa kävelemään ja juoksemaan, hyppimään, nousemaan ja laskemaan portaita ja rinteitä sekä pyörimään. Proteesin tulee myös olla riippumaton ympäröivän maailman olosuhteista. Eri proteeseilla on lisäksi erilaisia vaatimuksia, esimerkiksi vedenkestävyys suihkussa käymiseen. (Berkerle, ym. 2019, 248–550.)

Proteesin tulee olla kestävä ja toimia mahdollisimman vähällä kunnossapidolla. Proteesia tulee olla mahdollista yksilöidä sopimaan tietylle käyttäjälle, kun otetaan huomioon kehon massa ja mittasuhteet sekä käyttäjän fyysinen kunto. Suunniteltaessa amputoidulle proteesia käytetäänkin hyväksi toiminnassa olevan raajan mittasuhteita. Proteesijärjestelmän modulaarisuus on tärkeää, jotta sen käyttömahdollisuuksia voidaan parannella ja muokata sekä korjata rikkoutuneet tai vioittuneet osat. Hinta on oleellinen suunnittelukriteeri. Kehittyneimmät biomekatroniset proteesit ovat kalliimpia kehittää kuin passiiviset proteesit. Korkeammat kustannukset johtuvat pitkälle kehittyneistä antureista ja toimilaitteista, monimutkaisesta ohjausjärjestelmästä, tutkimuksesta ja kehityksestä ja pienemmästä kysynnästä markkinoilla. Kaikki edellä mainitut asiat tulee ottaa huomioon suunniteltaessa uutta proteesia, jotta löydetään kompromissi käyttäjän tarpeiden ja teknisten mahdollisuuksien välillä. (Berkerle, ym. 2019, 248–550.)



Kuva 12. Hero Arm – proteesin 3D mallinnus. (Open Bionics www-sivut 2019)

Yksilölliset proteesit valmistetaan asiakkaan mittojen mukaisesti esimerkiksi kipsimallin tai mittapiirustuksen mukaan. Nykyään tämä työvaihe voidaan suorittaa tietokonepohjaisilla mitta- ja jyrsinohjelmilla. Proteesin valmistuksessa tärkeää on oikeiden materiaalien ja komponenttien valinta. Proteeseja ja niiden komponentteja voidaan valmistaa erilaisista metalleista, hiilikuiduista, silikoneista, nahkasta, kangasmateriaaleista, kumista ja muovista. Nykyään erilaiset muovit on paljon käytetty materiaali, sillä ne ovat kevyitä, kosmeettisia ja hyvin muotoiltavia. Oikean materiaalivaihtoehdon valitseminen vaatii perehtymistä asiakkaaseen ja hänen yksilöllisiin ominaisuuksiinsa, kuten toimintakykyyn, harrastuksiin ja mahdollisiin allergioihin. Osien valinnoilla ja muotoilulla voidaan vaikuttaa tulevan proteesin toimintaan, jäykkyyteen ja sallittuihin liikkeisiin eli soveltuvuuteen yksilölliseen tarkoitukseensa. (Kruus-Niemelä 2003, 190; Solonen & Huittinen 1992, 187–189.)

Proteesiin käytettävien materiaalien on täytettävä monia kriteerejä. Niiden on oltava lujia kestääkseen niihin kohdistuvat voimat. Joissakin proteeseissa materiaalin on oltava liikkeen estävää ja toisissa taas sen on sallittava haluttua liikettä. Materiaalien täytyy myös kestää iskuja ja kuormituksen vaihtelua. Joidenkin materiaalien, kuten hiilikuidun, hyötynä on niiden energiaa sitova ominaisuus. Eri materiaalien paino vaikuttaa usein materiaalivalintaan, sillä yleensä tavoitteena on valmistaa mahdollisimman kevyt proteesi. Muita materiaalien valintaan vaikuttavia ominaisuuksia ovat aineen tiheys, korroosion

kestävyys, työstettävyys, hinta ja saatavuus. (Kruus-Niemelä 2003, 190; Solonen & Huittinen 1992, 185–187.)

3 ESIMERKKEJÄ PROTEESIJÄRJESTELMISTÄ

Ensimmäinen proteesi, joka mukaili biologista kättä, valmistettiin 55 vuotta sitten. Belgrade-käden kehitti vuosina 1962-1964 Rajko Tomovic yhteistyössä Miodrag Rakicin kanssa Belgraden yliopistossa. Se oli ensimmäinen viisisorminen käsiproteesi ja ensimmäinen laite, jossa oli tuntoaisti. Belgrade-käsi oli ihmismäinen ja ihmisen käden kokoinen. Proteesin sormenpäät oli varustettu paineantureilla, jotka koskettaessaan aktivoivat yhden toimilaitteen, joka sulki kaikki viisi sormea, kunnes paine oli tasaantunut.

Vuosikymmeniä myöhemmin kehitettiin ”Luke Arm”, joka on nimetty Star Warsissa olevan Luke Skywalkerin tekoraajan mukaan. Proteesin kehitti Dean Kamen ja sitä on rahoitettu vuodesta 2006 lähtien. Luke Arm -proteesi painaa 3,6kg ja se sisältää lukuisia sähkömoottoreita, jotka mahdollistavat 18 vapausastetta, kun vastaavasti ihmisen kädessä niitä on 22. Alkuperäistä Luke Arm -proteesia ohjattiin paineherkillä antureilla jalkojen alla ja olkalihaksilla. Projektin sai alkunsa tarpeesta kehittää toimiva yläraajaproteesijärjestelmä Irakin sodasta palaaville veteraaneille. Lukuisia eri proteesikäsiä on ollut kehitettävänä, kuten DEKA Arm ja Johns Hopkins modulaarinen proteesi (eli MPL = modular prosthetic limb).

MPL-proteesi kykenee suorittamaan melkein kaikki niistä liikkeistä, joita ihmisen käsivarsi ja käsi voivat tehdä. Yli sadalla anturilla varustettu käsi ja käsivarsi on todennäköisesti maailman kehittynein yläraajaproteesi. MPL-proteesi painaa 4,8kg ja siinä on kolmen vapausasteen olkapää, sisäänrakennettu voimakas olkapää aktiivisella ojennuksella, 3 vapausasteen rannerakennelma ja nivelletty käsi kymmenellä toiminnallisella nivelellä. Seuraavaksi käymme läpi muutamia esimerkkejä tarjolla olevista proteeseista. (Berkerle ym. 2019, 255–257.)

3.1 Össur

Össur on vuonna 1971 perustettu yritys. Yritys on nimetty Össur Kristinssonin mukaan. Hän oli islantilainen proteesien kehittäjä, joka keksi alaa mullistaneen silikoniliitännän proteesien holkkeihin. Yritys on keskittynyt edistämään uusia ratkaisuja proteesien, nivelrikkojen ja vammautumien parissa. Össur panostaa tutkimukseen ja kehitykseen ja toimii tiiviissä yhteistyössä yliopistojen ja tutkimuskumppaneiden kanssa ympäri maailman. Össur on yli kymmenen vuoden ajan soveltanut tekniikkaa, erityisesti elektroniikkaa biologisten ongelmien selvittämiseen. Tavoitteena on palauttaa asiakkaan normaali toiminnallisuus käyttämällä älykkäitä ratkaisuja tuotteissa. Össur kehittää bionista teknologiaa se on muun muassa fuusio tekoälyn ja ihmisen fysiologian välillä. Seuraavaksi muutamia esimerkkejä Össurin raajaproteeseista. (Össur www-sivut 2019.)

PROPRIO FOOT

Proprio Foot on mukautuva mikroprosessoriohjattu nilkkaproteesi transtibial- ja transfemoral- amputoiduille (Kuva 13). Säänkestävää (IP34) laitetta voidaan käyttää märässä tai kosteassa ympäristössä, mutta sitä ei saa upottaa veteen. Laite kestää mistä tahansa suunnasta roiskuvaa makeaa vettä. Akun kesto laitteella on 18-36 tuntia riippuen käyttö tavoista. Proteesi on tarkoitettu matalan aktiviteetin askareisiin, kuten normaaliin kävelyyn vaihtelevalla nopeudella. Proteesin kanssa autolla ajaminen on myös mahdollista, mutta laite tulee sammuttaa tai laittaa lepotilaan ajon ajaksi. Moottoriavusteinen nilkka edesauttaa askellusta heilautusvaiheessa jalkaterän ylöspäin taivutuksella näin vähentäen riskiä kompastumiseen tai kaatumiseen. Se myös muuttaa nilkan asentoa maasto-olosuhteiden mukaan. Se takaa tukevan alustan jalalle niin portaissa kuin kaltevissa pinnoissa. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 13. Proprio Foot (Össur www-sivut 2019)

RHEO KNEE XC

Rheo Knee XC on mikroprosessoriohjattu polvinivelproteesi, joka mukautuu automaattisesti eri aktiviteetteihin ja laitteella on mahdollista kohtalaisen tai korkean aktiviteetin toiminnat (Kuva 14). Laite on suunniteltu käytettäväksi varhaisesta kuntoutuksesta alkaen aina täyteen toipumiseen. Laitteen avulla on mahdollista niin kävely, portaiden ja ramppien nousu sekä laskeminen, pyöriäily sekä juokseminen. Portaita ja rampeja laskiessa laite koukistuu ja tukee käyttäjää seuraavalle askelmalle. Noustessa portaita on käyttäjän mahdollista jättää askelmia väliin. Ensimmäisen askelman jälkeen laite sopeutuu portaissa kävelyyn. Juokseminen onnistuu saumattomasti suoraan kävelystä. Polven toiminto säätyy automaattisesti juoksuun, kun sen alkaminen tunnistetaan. Akun kesto laitteella käyttötavasta ja käyttäjän aktiivisuudesta riippuen on kuitenkin 48–72 tuntia. Säänkestävää (IP34) laitetta voidaan käyttää märässä tai kosteassa ympäristössä, mutta sitä ei saa upottaa veteen. Rheo Knee XC on helppo sovittaa ja se mukautuu käyttäjänsä jo 30 askeleen jälkeen. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 14. Rheo Knee XC -polvinivelproteesi (Össur www-sivut 2019)

i-Limb (Quantum, Revolution, Ultra ja Access)

i-Limb on myoelektroninen yläraajaproteesi, joka pystyy vaihtamaan käden otteita (Kuva 15). Riippuen käden mallista valmiita otteita on saatavilla 12–24 sekä mukautettavia otteita 12 (Taulukko 4). Kaikkia i-Limb proteeseja pystyy ohjaamaan käyttämällä olemassa olevia lihaksia (myoelektroninen) sekä Össurin kehittämää sovellusta. Laitteessa on viisi erikseen moottoroitua sormea sekä kiertyvä peukalo. Laitteen akun kesto on jopa 16h riippuen kuinka aktiivista sen käyttö on. Suurin kantokyky koko kädellä on 90kg ja sormien kantokyky on 32kg, mutta sormien kantokykyä on mahdollisuus kasvattaa 50% suuremmaksi käyttämällä titaanivahvennettuja sormia. (Össur www-sivut 2019.)

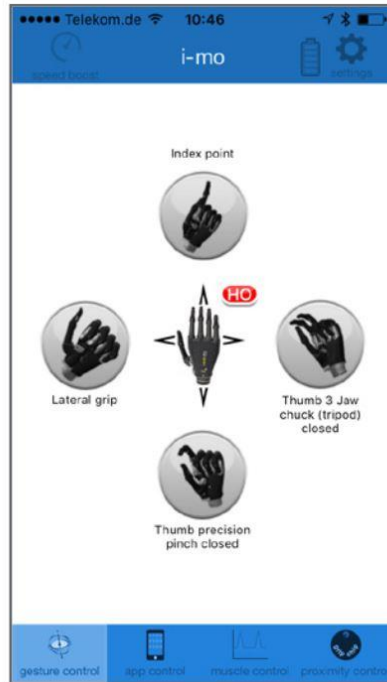


Kuva 15. i-Limb proteesi (Össur www-sivut 2019)

Taulukko 4. i-Limb proteesin versioiden ominaisuuksien seloste. (Össur 2019)

Features comparison				
	i-limb® quantum	i-limb® revolution	i-limb® ultra	i-limb® access
Control options				
- Gesture control	✓	-	-	-
- App control	✓	✓	✓	✓
- Muscle control	✓	✓	✓	✓
- Proximity control	✓	✓	-	-
Grips available	24	24	14	12
my grips®	12	12	-	-
Speed boost	✓	✓	✓	✓
Powered thumb rotation	✓	✓	-	-
vari-grip®	✓	✓	✓	-
Natural hand mode	✓	✓	✓	-

Eleohjaus (Gesture control) mahdollistaa otteiden käytön automatisoidusti liikkuttamalla proteesia tasaisesti valittuun suuntaan joko eteenpäin, taaksepäin tai jommallekummalle sivulle (Kuva 17). Otteet on yksilöllisesti ohjelmoitu käyttäjän omien vaatimusten mukaan käyttämällä Össurin Biosim tai i-Limb ohjelmistoa. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 17. i-Limb proteesin eleohjaus i-Limb sovelluksessa. (Össur www-sivut 2019)

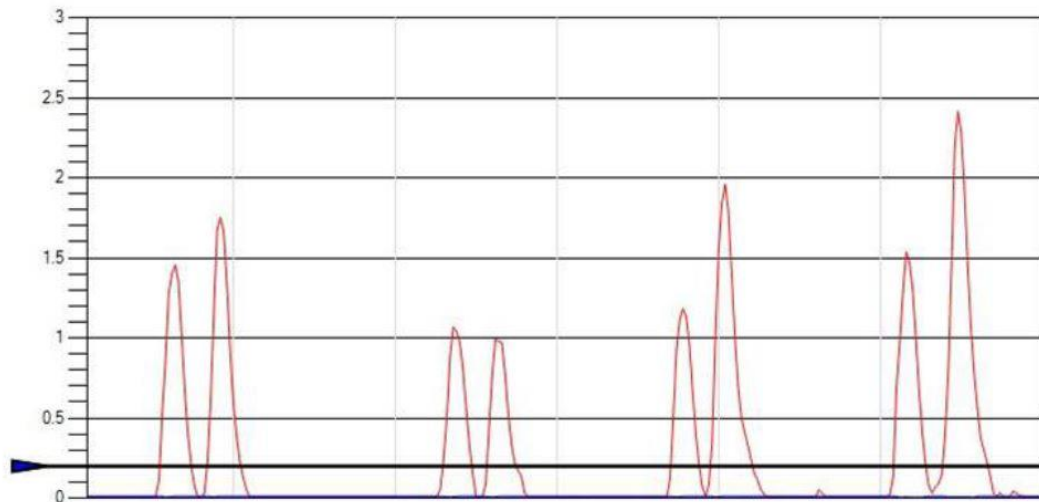
Proteesia voidaan ohjata sovelluksella (App Control) (Kuva 18). Automatisoitu ote on mahdollista valita valintaikkunasta Biosim- tai i-Limb -sovelluksessa. Näitä kutsutaan nopeiksi otteiksi (Quick Grips). I-Limb palautuu otteesta, kun painettua kuvaketta painetaan uudelleen tai painetaan toisen otteen kuvaketta. Nopeuden kasvatus (Speed boost) on saatavilla myös sovelluksessa liikusäätimillä. Sormien nopeuden kasvattaminen tarjoaa herkemmän toiminnan, luonnollisemman ulkonäön ja suuremman otevoiman. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 18. i-Limb proteesin otteita i-Limb sovelluksessa. (Össur www-sivut 2019)

Lihaksella ohjaus

Käden liikkeen aiheuttavat tarkoin ennalta määrätyt lihassignaalit, jotka on linkitetty automatisoituun otteeseen (Kuva 19). Valittavissa on neljä eri liikkeen aiheuttavaa lihassignaalia: auki pitäminen, kaksi impulssia, kolme impulssia ja vastakkaisen MINKÄ? samanaikainen jännittäminen. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 19. Electromyografia kuvaajia i-Limb sovelluksessa. (Össur www-sivut 2019)

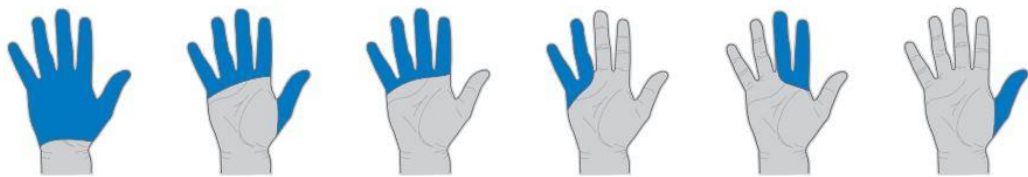
Etäisyysohjaus

Pienet Bluetooth-sirut (Grip chip) voivat muuttaa i-Limb -käden ohjelmointia, kun asetat käden lähelle sirua (Kuva 20). Sirut voidaan asettaa käytännöllisiin paikkoihin, jotta halutut otteet tapahtuvat automaattisesti niille käytännöllisissä tilanteissa ja paikoissa. Sirujen toiminnot on mahdollista ohjelmoida uudelleen käyttäjän toimesta milloin tahansa. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 20. Grip Chip sijoitettuna kynärasiaan (Össur www-sivut 2019)

i-Digits Quatum on muokattava proteesi henkilöille, jotka ovat menettäneet käden osan tai joilla on poikkeavuutta kädessä (Kuva 21). I-Digits Quantum -proteesi sopii korvaamaan osittaisen käden puutteen. Se sopii potilaille, joilla käden poikkeavuus tai puute on kaukana ranteesta ja lähellä rystysniveltä. Sormia on mahdollista korvata yhdestä viiteen. Proteesiin on sisällytetty ranneke, jossa sijaitsevat akku ja mikroprosessori. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 21. i-Digit -proteesin asennusvaihtoehtoja (Össur www-sivut 2019)

Sormet liikkuvat itsenäisesti ja toimivat yhteistyössä olemassa olevien sormien kanssa (Kuva 22). Valittavissa on jopa 32 ennalta määritettyä erilaista otetta. Proteesia on mahdollista ohjata neljällä tavalla: eleohjauksella, lihasohjauksella, erillisellä ohjelmalla (i-limb, biosim) sekä etäisyysohjauksella. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 22. i-Digit proteesi (Össur www-sivut 2019)

Livingskin on passiivinen toiminnallinen proteesilaitte, joka valmistetaan korkealaatuisesta silikonista (Kuva 23). Se pyrkii jäljentämään käden luonnollista ulkonäköä. Proteesin ihonväri voidaan säätää yksilöllisesti ja siihen voidaan

myös lisätä pisamia, karvoja, arpia tai tatuointeja. Proteesi avustaa päivittäisissä askareissa mahdollistaen työntämisen, vetämisen, tasapainon tukemisen, kevyen tarttumisen ja kirjoittamisen. Ihonväri ja muut ominaisuudet lisätään uloimman kerroksen alapuolelle, mikä tekee ulkoisesta olemuksesta kestävämmän ja pitkäkestoisemman. (Össur www-sivut 2019.)



Kuva 23. Livingskin proteesi (Össur www-sivut 2019)

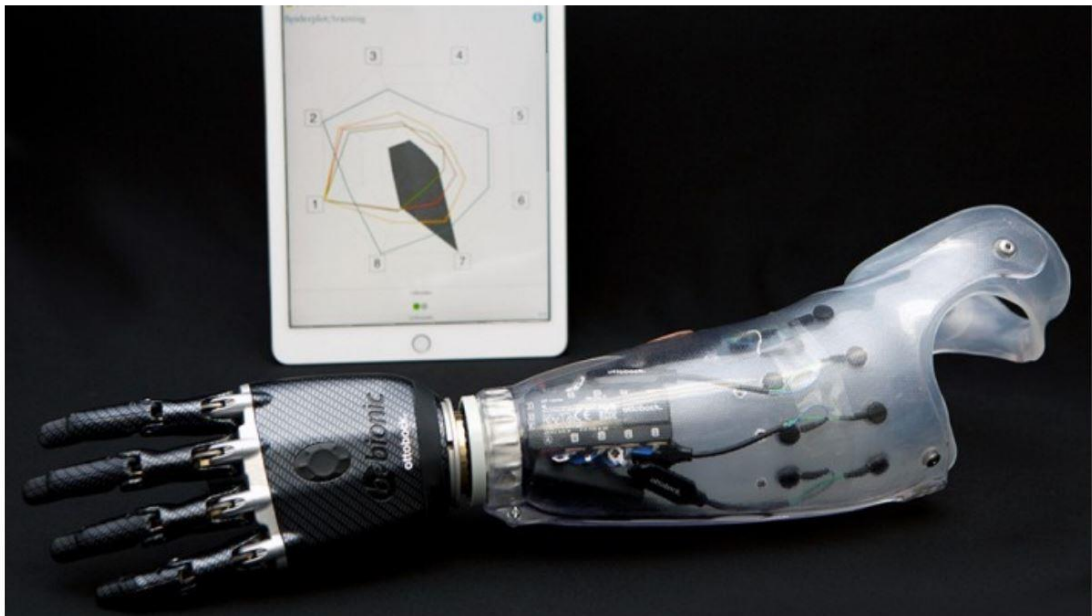
3.2 Ottobock

Ottobock on yksityisomistuksessa oleva yritys, joka on perustettu 1919. Ottobockilla on ollut viimeisen sadan vuoden aikana vain kolme eri toimitusjohtajaa: Otto Bock ja hänen vävynsä Max Näder sekä Max Näderin poika Hans Georg Näder. Ottobock-yrityksen perustamisen lähtökohtana oli hyödyntää sarjatuotantona tuotettuja proteesikomponentteja ja parantaa sotaveteraanien käyttöön tulevia proteeseja. Nykyään Ottobockilla on henkilöstöä ympäri maailmaa 7000. Sen palvelu- ja myyntiyhtiöt toimivat 50 maassa. Ottobock tarjoaa proteeseja, ortopedisia palveluita, ihmisen liikkuvuutta avustavia käsikäyttöisiä ja moottoroituja pyörätuoleja ja muita kuntoutustuotteita. (Ottobock www-sivut 2019.)

Myo Plus pattern recognition system

Raaja-amputoidut tai synnynnäisesti raajastaan poikkeavat kykenevät kuvittelemaan kätensä sulkeutuvan ja liikkuvan muulla tavalla. Olemassa olevat hermot ja lihakset aktivoituvat raajassa aivan kuten käsi liikkuisi normaalisti. Myo Plus -proteesiohjaus mittaa käden lihaksista tulevia signaaleja ja luo niistä kuvioita, jotka yksilöidään eri käden liikkeiksi (Kuva 24). Tämän jälkeen voidaan

tietyntyylinen proteesikäden ote yhdistää opittuun kuvioon. Myo Plus -proteesiohjaus yhdistää tekoälyn vaistonvaraisiin lihassähkökäyriin (EMG). Myo Plus mukautuu siis käyttäjän luonnollisiin liikkeisiin, eikä käyttäjän tarvitse yrittää mukautua valmiiseen järjestelmään. Laitteessa on 18 erillistä sensoria, jotka seuraavat käden eri lihasten tuottamia lihassähkökäyriä. Verrattuna tavalliseen myoelektroniseen proteesiin Myo Plus -proteesi vaatii huomattavasti vähemmän työtä lihaksilta otteiden aktivoimiseen. Laitteessa käytetty tekniikka vähentää käyttäjän tekemiä vahinkoliikkeitä ja -otteita. Myo Plus -proteesista saadaan suurin hyöty käyttämällä siinä käyttötarkoitukseen sopivinta päätelaitetta, kuten Bebionic-, Greifer DMC- tai MyoHand VariPlus Speed -laitetta. (Ottobock www-sivut 2019; Ottobock Myo Plus www-sivut 2019.)



Kuva 24. Myo Plus kuvion tunnistusjärjestelmä. (Ottobock Myo Plus www-sivut 2019)

Bebionic-käsi

Bebionic-proteesi on mikroprosessoriohjattu käsi (Kuva 25). Bebionic-kädessä on viisi erikseen moottoroitua sormea, mikä helpottaa otteiden muodostamista luonnollisesti. Laitteella on mahdollista muodostaa 14 erilaista otetta ja käden asentoa. Laitteen suhteellinen nopeuden säätö helpottaa tarkkuutta vaativien toimintojen suorittamista. Laitteen käden kantokyky on 45kg ja sormien kantokyky on 25kg. Rystysten avulla on mahdollista työntää jopa

90kg:n voimalla. Otteen muuttamiseen, esimerkiksi käden avaamiseen tai sulkemiseen, menee keskimäärin yksi sekunti. (Ottobock Myo Plus www-sivut 2019.)



Kuva 25. Ottobock BeBionic hand (Reliance www-sivut 2019)

3.3 Open Source Robotic Leg -projekti (OSL)

Projektin päätarkoituksena on yhdistää pirstoutunut ala proteesilaitteiston suunnittelussa, proteesien säädössä ja amputoitujen biomekaniikan saralla. Tällä hetkellä tutkijat kehittävät omat robottijalkajärjestelmänsä, joilla he testaavat hypoteesejaan. Pitkällä aikavälillä tällainen pirstoutunut tutkimustapa estää kauaskantoisen ja ihmisiä paremmin auttavien proteesien kehityksen. (Azocar, Mooney, Hangrove & Rouse n.d.; Michigan Engineering www-sivut 2019.)

Jalkaproteesien moninaiset ongelmat huomioitaessa tulee muistaa, että kysymysten ratkaiseminen vaatii parhaita asiantuntijoita, jotka tekevät innovatiivista tutkimusta ja vertaavat tuloksiaan standardoidun ja skaalautuvan tietialustan kautta. Tällä hankkeella pyritään alentamaan rajaa, joka muodostuu

rahallisesta ja ajallisesta panostuksesta, joka kuluisi oman laitteiston kehittämiseen. Lisäksi tavoitteena on mahdollistaa tasapuolinen vertailu erilaisissa ohjausmenetelmissä, kun tutkijat voivat käyttää kaikkialla yhtenevää robottijalkajärjestelmää koetusalustanaan. Tämä eroaa huomattavasti nykytilanteesta, jossa jokainen tutkija käyttää itse kehittämäänsä laitetta erilaisine ominaisuuksineen, eikä tiedetä, johtuvatko erilaiset tutkimustulokset tutkijan ohjausstrategiasta vai käytetystä laitteistosta. (Azocar ym. N.d.; Michigan Engineering www-sivut 2019.)

Pelkästään Yhdysvalloissa sadoillatuhansilla jalka-amputoiduilla on alentunut elämänlaatu liikkuvuuden rajoittuneisuuden takia. Pyrittäessä parantamaan amputoitujen kohtaamia rajoituksia elämässä on kulutettu paljon aikaa, vaivaa ja rahaa proteesien laitteistojen ja ohjausjärjestelmien suunnitteluun. Yhdenmukaisen laitteistojärjestelmän puuttuminen on kuitenkin hidastanut kehitystä jalkaproteesien ohjausjärjestelmissä. Tällä hetkellä ennen kuin voidaan luoda ohjausjärjestelmä, on tutkijoiden täytynyt suunnitella ja valmistaa oma laitteisto, johon on saattanut kulua useita vuosia ja satojatuhansia euroja. Jalkaproteesin valmistuksen ja ohjausjärjestelmän valmistuttua ei ole mahdollista vertailla ohjausjärjestelmien toiminnallisuutta johtuen valmistajien käyttämistä erilaisista laitevalmisteista. Näin ollen koko ohjausjärjestelmien tutkimusala on pirstoutunut eri laitteistorakenteisiin. (Azocar ym. N.d.; Michigan Engineering www-sivut 2019.)

Michiganin yliopiston neurobiologian osasto ehdotti ratkaisuksi jalkaproteesien ohjausjärjestelmien yhtenäistämiseksi avoimen lähdekoodin robottiproteesijalan kehittämistä (OSL - Open source robotic leg) (Kuva 28). OSL on vankka ja suhteellisen edullinen järjestelmä, joka voidaan helposti valmistaa, koota ja ohjata. Opensourceleg-sivuston kautta tutkijoilla on pääsy jalan rakentamiseen tarvittaviin laitteisto- ja ohjelmistotiedostoihin. Lopulta kaikille avoin jalkaproteesi tulee helpottamaan vertailua ohjausjärjestelmien välillä mahdollisesti virtaviivaistamalla alaa kohti erittäin toimivia robottiproteeseja. (Azocar ym. N.d.; Michigan Engineering www-sivut 2019.)

OSL-hankkeella on kolme päätavoitetta, joista ensimmäinen on tehdä sähkömekaaninen suunnitelma avoimen lähdekoodin robotisoidulle polvi- ja nilkka-järjestelmälle, joka on halpa ja tehokas. Toisena tavoitteena on ymmärtää, kuinka erilaisia proteesin ohjausjärjestelmiä voidaan yhdistellä ja hyödyntää paremman askelluksen saavuttamiseksi. Hankkeen kolmantena tavoitteena on arvioida kehitettävien ohjausjärjestelmien hyötyä amputaatiokokeissa. Päämääränä on siten vahvistaa ehdotettu avoimen lähdekoodin järjestelmä yleishyödylliseksi työkaluksi proteesien ohjausjärjestelmien tutkimukseen. (Azocar ym. N.d.; Michigan Engineering www-sivut 2019.)

Suunniteltuun OSL-proteesiin kuuluu proteesilaitteisto, sensorit, matalan tason ohjausohjelmisto ja sovellusrajapinta (API). OSL-proteesin suunnittelussa otettiin huomioon, ettei jalka vaadi korkeaa tarkkuutta vaativia komponentteja kuten kuula- tai rullaruuveja. OSL-proteesin tuli myös olla helposti purettavissa ja uudelleen kasattavissa. OSL-proteesi on kevyt ja vaadittavat moottorit toimivat omavaraisilla akuilla mahdollistaen tutkimustyöskentelyn muuallakin kuin laboratorio-olosuhteissa. OSL-proteesissa polvi ja nilkka toimivat itsenäisesti mahdollistaen tutkimustyön transtibiaali- ja transfemoraaliamputoitujen hyödyksi. OSL-proteesin polvinivelessä on mahdollista valita eritasoinen joustavuus niveleen ja kyseinen joustavuus voidaan valita myös vaihtelevaksi. OSL-proteesin hinnaksi muodostuu n. 20 000€. (Azocar ym. N.d.; Michigan Engineering www-sivut 2019.)

OSL-proteesin valmistaminen, kokoonpano ja ohjaaminen haluttiin yksinkertaistaa, joten polven ja nilkan nivelessä päädyttiin samanlaisiin suunnitteluratkaisuihin. Molemmassa nivelissä on käytössä sähkömoottori yhdistettynä monivaiheiseen hihnavahteistoon. Voiman siirtoon valittiin jakohihna sen matalan hinnan ja hiljaisen toiminnan vuoksi. OSL-proteesin polvessa valittavissa oleva sarjajoustavuus saavutetaan tilaustyönä valmistetuilla vääntöjousilevyillä (Kuva 27). Sisäosien ja jousilevyn välinen suhteellinen liike ohjaa ulokepalkit vierintäkoskettimien kautta ja seurauksena on tehokas energian varastointi. Kaiken kaikkiaan tämänkaltainen vääntöjousen toteutus mahdollistaa kevyen pienikokoisen sarjajoustavan toimilaitteen, jossa on valittavissa olevat jäykkyysominaisuudet. (Azocar ym. N.d.; Michigan Engineering www-sivut 2019.)

OSL-proteesin nilkka perustuu samaan laitteistoon, jota käytetään polvessa. Kokorajoituksen ja muiden rajoitteiden takia nilkassa ei ole sisällytettynä sarjajoustavuutta, mutta vastaava hyöty voidaan saavuttaa yhdistämällä nilkkaan hiilikuitujalka, joka tarjoaa osan niistä hyödyistä, joita sarjajoustavuudella voitaisiin saavuttaa. Proteesin avulla on tarkoitus kehittää tutkijoille väline, jolla he voivat tutkia kehittämiään ohjausjärjestelmiä sekä mahdollistaa niiden vertailu. Suurimpana erona on se, että nilkkaproteesissa käytetään kaksivaiheista jakohihnavoimansiirtoa kytkettynä nelijakoiseen kytkentämekanismiin (Kuva 26). (Azocar ym. N.d.; Michigan Engineering [www-sivut](#) 2019.)

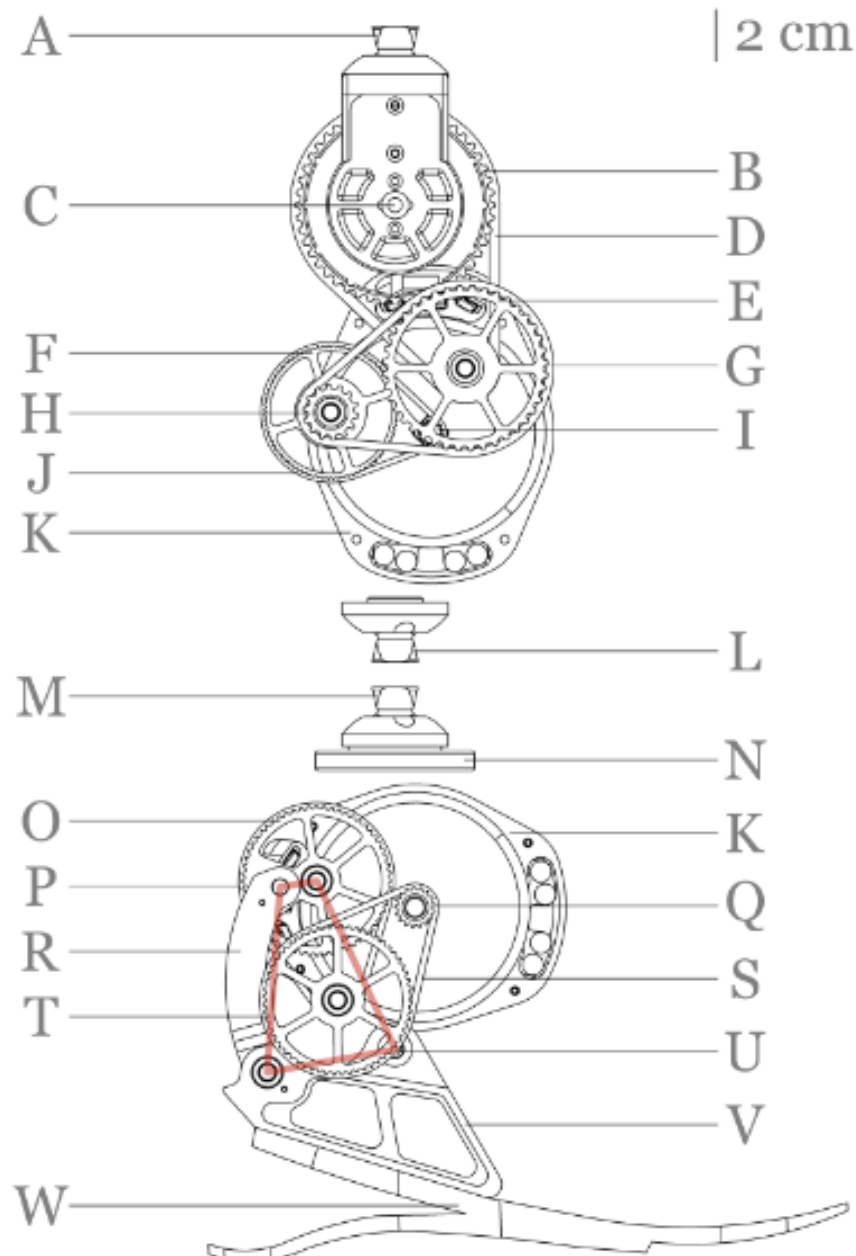


Fig. 2. Major components of the OSL: (A) proximal pyramid, knee; (B) 3rd stage output pulley, knee; (C) knee joint; (D) 3rd stage belt, knee; (E) 2nd stage output pulley (coupled to 3rd stage input pulley), knee; (F) 1st stage output pulley, knee; (G) 2nd stage belt, knee; (H) 2nd stage input pulley, knee; (I) 1st stage input pulley, knee; (J) 1st stage belt, knee; (K) Dephy actuator; (L) distal pyramid, knee; (M) proximal pyramid, ankle; (N) SRI load cell; (O) 2nd stage output pulley, ankle; (P) 2nd stage belt, (ankle); (Q) 1st stage input pulley, ankle; (R) linkage coupler; (S) 1st stage belt, ankle; (T) 1st stage output pulley (coupled to 2nd stage input pulley), ankle; (U) ankle joint; (V) linkage rocker and foot attachment; (W) Össur LP Vari-Flex foot. The ankle's virtual four-bar linkage is highlighted.

Kuva 26. Opensourceleg -proteesi pääkomponentit. (Azocar ym. N.d.)



Kuva 27. Yksittäinen jousilevy kuvattuna edestäpäin (vasen). Irto-osakuva jousilevyistä proteesin sisällä (keskellä). Kuvaaja vääntövoiman ja kulman suhteellisuudesta eritasoisilla jäykkyyksasteilla (oikea). (Azocar ym. N.d..)



Kuva 28. OSL-proteesin mallinnettu (ylin kuva) ja fyysinen (alin kuva) havainnekuva (Azocar ym. N.d.)

3.4 Prosthetic ankle-foot devices (PAFD)

Nilkan ja jalkaterän muodostama kokonaisuus on tärkeässä osassa ihmisen liikkeessä. Alaraajan amputaatio on suuri vamma, joka voi aiheuttaa merkittäviä haitallisia vaikutuksia, kuten heikentyneen liikkumisen sekä itsenäisyyden ja haittaa niin fyysiselle ja henkiselle hyvinvoinnille. Vastaavasti proteesin oletetaan palauttavan normaali toimintakyky. Tutkimukset osoittavat amputoitujen olevan vahvasti riippuvaisia proteeseistaan: 61% polven alapuolelta ampu-

toiduista ja 88% polven yläpuolelta amputoiduista käyttää proteesiaan kahdeksan tuntia päivässä. Hyvin toimiville alaraajaproteeseille onkin suuri tarve, jotta voidaan mahdollistaa potilaille luonnollinen ja mahdollisimman miellyttävä käyttäjäkokemus päivittäisen elämän askareisiin. (Dobson ym. 2019, 3.)

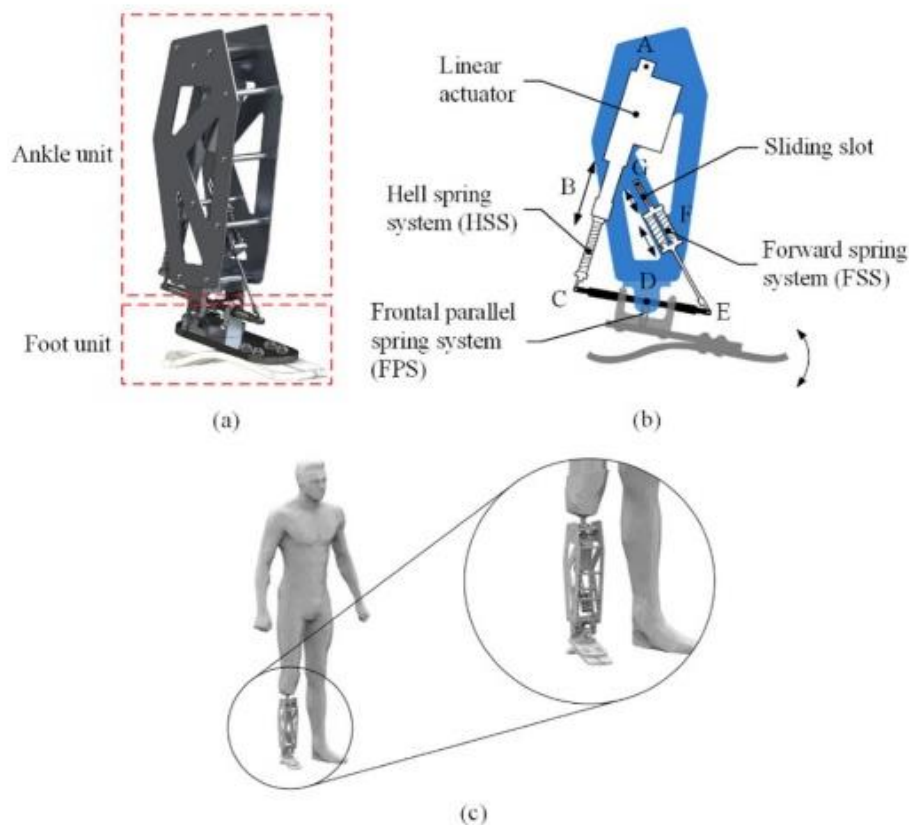
Nilkka-jalkateräproteesia (prosthetic ankle-foot devices (PAFDs)) tarvitsevat kaikki alaraaja-amputoidut. Se on päärajapinta tyngän, holkin ja maan välillä siirtäen askelluksesta syntyvän reaktiovoiman kävelyjakson asentovaiheen aikana. Nilkka-jalkateräproteeja on kehitetty passiivisia, puolipassiivisia, moottoroituja sekä bionisia vähitellen kehittäen niistä parempia perustuen proteesien käyttäjien vaatimuksiin. Suurin osa amputoiduista käyttää passiivisia tai puolipassiivisia nilkka-jalkateräproteeja, joiden avulla he pystyvät saavuttamaan tyydyttävän kävelynopeuden. Monet kuitenkin kokevat edelleen askelukseen liittyviä ongelmia, kuten suurempaa kinemaattista ja kineettistä jalan epäsymmetriaa kävellessään nopeasti, korkeampaa aineenvaihdunnan tarvetta ja vähentynyttä mahdollisuutta vaikuttaa omaan kävelynopeuteen. (Dobson ym. 2019, 3.)

Nilkka-jalkateräproteesi voi olla SACH (solid-ankle cushioned-heel), yksiakselinen tai moniakselinen. Suurin osa nykyisistä moottorikäyttöisistä nilkka-jalkateräproteeista on yksiakselisia johtuen moottoroitujen nilkka-jalkateräproteesien teknologian varhaisuudesta. Näillä moottoroiduilla nilkka-jalkateräproteeilla on monien hyötyjen lisäksi myös epäedullinen puolensa. Yksiakselinen proteesi mahdollistaa jalkaterän taivuttamisen jalkapohjaan päin (plantarfleksio) sagitaalitasossa, mutta ei taivuttamista jalanselän puolelle (dorsaalifleksio), mikä johtaa huonoon maaston mukautuvuuteen ja laskeneeseen käyttömukavuuteen. (Dobson ym. 2019, 3.)

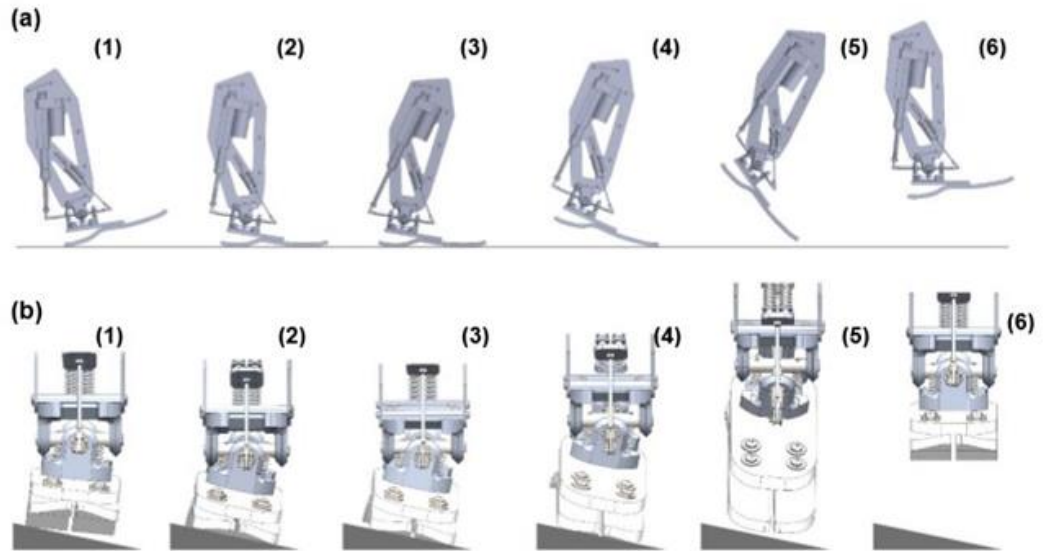
Nilkka-jalkateräproteesi (PAFD) on suunniteltu kuvan 29 mukaisesti. Siihen kuuluu nilkkaosio ja jalkateräosio. Nilkkaosio koostuu useasta erillisestä osasta, joista muodostuu universaali U-nivel. Nilkka on tärkeä osa nilkka-jalkateräproteesin mekanismia. Nilkka koostuu useista alakomponenteista ja mahdollistaa kaksiasteisen vapauden liikkeelle niin passiivisessa liikkeessä kuin moottoriavusteisessa liikkeessä sagitaalitasossa ja passiivisen liikkeen

frontaalitasossa. Nilkka koostuu neljästä pääkomponentista, jotka ovat sarjaelastinen toimilaite (SEA), eteenpäin suuntautuva jousijärjestelmä (FSS), rinnakkainen etujousi (FPS) ja nilkan U-nivel. Sarjaelastinen toimilaite ja eteenpäin suuntautuva jousijärjestelmä tuottavat vääntöä sagitaalitasossa, kun taas rinnakkainen etujousi tuottaa vääntöä frontaalitasossa. Kuva 30 näyttää nilkan frontaalitason tavoitellun liikkeen kaltevalla tasolla. (Dobson ym. 2019, 3.)

Nilkan päätavoitteena oli mahdollistaa mahdollisimman luonnollinen askellus kävelyn aikana kinematiikan ja vääntömomentin kannalta. Nilkka-jalkateräproteesilla toteutettiin kahdeksan erillistä tutkimustilannetta. Tutkimuksissa osoitettiin, että nilkka-jalkateräproteesi toimii yhtä hyvin tasaisella kuin kaltevalla pinnalla. Proteesin nilkka seurasi tarkkaan vertailuna käytettyä biologisen nilkan liikettä. Nilkka-jalkateräproteesi osoitti kykyä mukautua nopeasti vaihteleviin maastonolosuhteisiin. (Dobson ym. 2019, 3.)



Kuva 29. (a) CAD-mallinnus lopullisesta nilkka-jalkateräsuunnitelmasta, (b) Sagitaalitasoon poikkileikkausdiagrammi ja (c) CAD-mallinnus nilkka-jalkaterä loppukäyttäjällä. (Dobson ym. 2019, 3)



Kuva 30. Suunniteltu liike PAFD-laitteelle sagitaalitasossa (a) ja frontaalitasossa (b). tärkeimmät astumisen aikaiset tapahtumat: (1) kantapää maahan, (2) hallittu dorsifleksio, (3) kantapää irti maasta, (4) avustettu plantaarifleksio, (5) varpaat ilmassa ja (6) jalan heilautus (Dobson ym. 2019, 3.)

3.5 Eurooppalainen DeTOP – projekti

DeTOP -projekti käsittelee tieteellistä teknologista ja kliinistä ongelmaa käden toiminnan palauttamiseen amputaation jälkeen. DeTOP-nimitys tulee sanoista ”Dexterous Transradial Osseointegrated Prosthesis with neural control and sensory feedback” eli suomeksi ”kätevä transradiaalinen osseointegroitu proteesi, jossa hermostollinen kontrollointi ja palaute tulee antureiden kautta”. Sen tavoitteena on kehittää robotisoituja, aistivia ja pitkän aikavälin liitäntäteknologiaa seuraavan sukupolven transradiaaliproteesien tarpeeseen. Järjestelmän ydin on osseointegroitu ihmisen ja koneen välinen yhdysväylä eli OHMG - osseointegrated human-machine gateway. OHMG on luuhun ankkurointitekniikka, jonka avulla kyetään kahdensuuntaiseen tiedonvälitykseen ihmisen ja robotisoidun proteesin välillä. (Detop project www-sivut 2019.)

DeTOP-kehityshankkeen tavoitteena on hyödyntää ja arvioida transhumeraalisiin eli olkapäähän ulottuviin amputaatioihin hyväksi todennettua tekniikkaa myös transradiaalisiin eli kyynärtaiteeseen ulottuviin amputaatioihin. Osseoin-

tegraatioteknologia mahdollistaa tehokkaan mekaanisen liitännän. Se on jo itsessään osoittanut parantavansa proteesien toiminnallisuutta ja potilaiden elämänlaatua. Sitä voidaan käyttää kaksisuuntaisena viestintärajapintana istutettujen elektrodien ja proteesin välillä. Osseointegraatio on nykyään kehittynein ja erikoisin tekniikka, kaksisuuntainen hermoihin ja lihaksiin liittyvä rajapinta, joka on todettu toimivaksi ja sopivaksi yläraaja-amputoiduille.

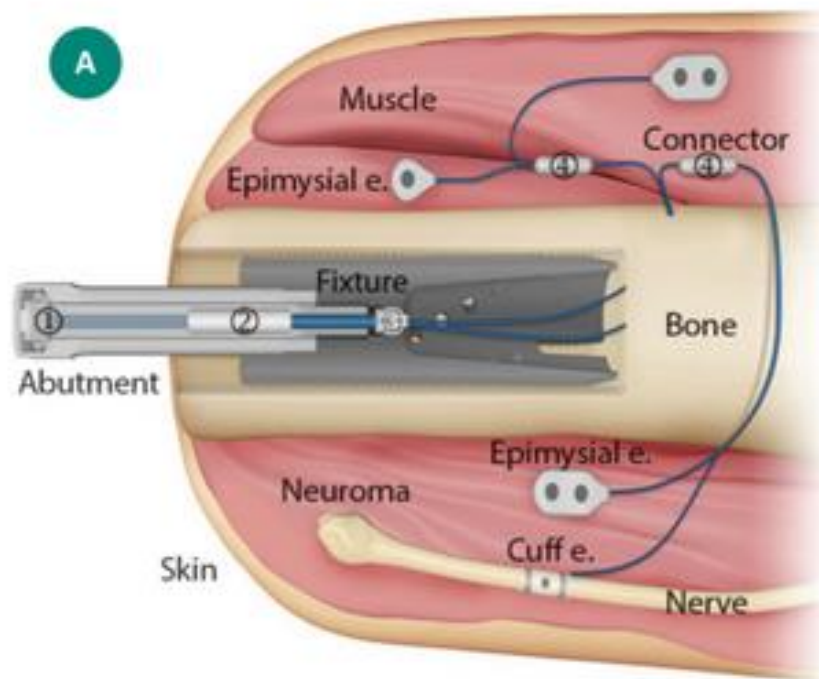
(Amputee Coalition [www-sivut\(2\)](#) 2019; Detop project [www-sivut](#) 2019.)

Tutkimusprojektin aikana on kehitetty e-OPRA -implanttijärjestelmä (Kuva 31). Se perustuu OPRA-järjestelmään, joka on ollut käytössä jo 1990-luvulta asti. Vain yläraaja-amputoiduilla käytössä oleva e-OPRA -järjestelmässä kiinnitintuoviin sisällytetyt liittimiä hyödynnetään kaksisuuntaiseen tiedonvälitykseen. Liittimet mahdollistavat lihaksen päällyskalvoelektrodien avulla proteesin ohjaamisen. Kynärluun hermoon yhdistetty mansettielektrodi sallii suoran hermostimulaation. Stimulaation avulla on mahdollisuus saada aikaan tuntohavainto aaveraajassa. Proteesilla toteutettavissa olevat liikkeet ja hermostimulaation havaitseminen ovat käyttäjäkohtaisia. Proteesin ohjauksessa on keskitytty käden avaamis- ja sulkemisliikkeisiin. Proteesilla on mahdollista suorittaa muitakin liikkeitä ja jatkuvaa kehitystyötä tehdään yksityiskohtaisempien liikkeiden mahdollistamiseksi. (Berntsson 2019; Chalmers [www-sivut](#) 2019.)

Ruotsalainen potilas vastaanotti ensimmäisen kynärpään alapuolelle asennetun e-OPRA -implantin vuoden 2019 alussa. Perinteiset proteesikädet ovat ihon pinnalla olevien elektrodien varassa vastaanottaakseen signaaleja tynгän lihaksista. Pintaelektrodit tuottavat vain rajoitteisia sekä epäluotettavia signaaleja, joiden avulla proteesia voidaan ohjata muutamalla rajallisella liikkeellä. Luotettavampaa tietoa saadaan, kun kaikkiin jäljellä oleviin lihaksiin liitetään suoraan elektrodi. Leikkauksessa titaani-implantit asetettiin värttinä- ja kynärluuhun. Leikkauksessa käteen asetettiin 16 elektrodi, joiden avulla voidaan saavuttaa parempi hallinta e-OPRA -järjestelmää varten kehitetystä proteesista (Kuva 32). (Chalmers [www-sivut](#) 2019.)

Nykyaikaisissa proteeseissa ongelmana on myös rajoittunut aistipalaute. Nykyaikaiset proteesit eivät tarjoa tuntoaistimusta tai kinesteettistä tunnetta, joten

käyttäjä joutuu tukeutumaan näköhavaintoihin käyttäessään proteesia. Perinteisten proteesien käyttäjät eivät tiedä, kuinka voimakkaasti tarttuvat esineestä. Istuttamalla elektrodit hermoihin, jotka oli aiemmin kytketty käden kädönneisiin biologisiin antureihin, tutkijat voivat stimuloida näitä hermoja sähköisesti samalla tavalla kuin biologisen käden välittämä tieto. Uudenlaisen proteesikäden avulla käyttäjän on mahdollista kokea tuntoaistimuksia kädessä olevien anturien kautta. (Chalmers www-sivut 2019.)



Kuva 31. e-OPRA -implantti (Integrum www-sivut 2019)



Kuva 32. Mia Hand -proteesi (Prensilia www-sivut 2019)

4 POHDINTA

Raajaproteesien historiaa tutkiessa voidaan havaita, miten hidasta proteesien kehitys on ollut ja kuinka jotkin proteeseihin liittyvät keksinnöt ovat olleet sellaisenaan käytössä vuosikymmeniä ja jopa vuosisatoja. Eräs syy hitaaseen kehitykseen saattaa liittyä siihen, että vaikka vammaisia ja raajansa menettäneitä ihmisiä on ollut kaikissa yhteisöissä koko ihmiskunnan historian ajan, suhtautuminen heihin on kuitenkin vaihdellut. Vammaisuuden historiaan liittyy voimakasta sortoa ja syrjintää. Esimerkiksi antiikin aikana vammaisten ja epämuodostuneiden lasten surmaaminen oli tavallista valtion edun nimissä. (Vehmas 2005, 34–38.) Raajoistaan tai muilta osin normista poikkeavat ihmiset ovat pitkään olleet marginaaliryhmä, jota on pyritty piilottamaan omiin laitoksiinsa. Tällainen suhtautuminen on ollut omiaan hidastamaan erilaisten apuvälineiden kehitystyötä.

Toisaalta proteesien kehityksessä on tapahtunut suuria edistysaskeleita viimeisten vuosikymmenien aikana. Nykyään erilaisuus onkin entisaikoja näkyvämpää. Ihmiset saavat median kautta jatkuvasti tietoa esimerkiksi onnettomuuksissa ja sodissa vammautuneista henkilöistä. Erilaiset dokumentit, henkilökuvaukset ja sankaritarinat lisäävät ihmisten kiinnostusta ja halua kehittää ratkaisuja muiden auttamiseksi. Vammaisuuteen liittyy kuitenkin edelleen negatiivisia tunteita ja erilaisuuden pelkoa, sillä ihmiset haluavat olla samanlaisia kuin muut. Erottautuminen laumasta voi aiheuttaa yksilölle pelkoa ja häpeää. Siksi raajaproteesien valmistuksessa keskitytään toiminnallisuuden ohella kosmeettisiin tekijöihin.

Huolimatta vuosikymmenten tutkimus- ja kehitystyöstä keinotekkoisten raajojen ja hermostollisten käyttöliittymien parissa, amputoidut käyttävät edelleen tekniikkaa, joka on kehitetty 40 vuotta sitten moottoroituihin proteeseihin. Amputoidut käyttävät edelleen siis pääasiassa myoelektronisia proteeseja, joita kontrolloidaan pintaelektrodeilla. Tällaiset laitteet eivät tuota aistillista takaisinkytkentää ja ne tunnetaan huonosta toiminnallisuudesta, kontrollista ja sensorien takaisinkytkennästä, sillä niissä käytetään pintaelektrodeja.

Solosen ja Huittisen (1992, 7, 191) mukaan nykyaikaisen huipputekniikan avulla ei voida edes suuren rahoituksen turvin valmistaa proteesia, joka toiminnallisesti korvaisi menetetyn käden. Vaikka proteesien valmistajilla on runsaasti erilaisia tuotteita ja tekniikoita raajojen menetyksen palauttamiseksi, teknologiset rajoitukset ovat yhä osa tätä päivää. Mahdollisesti kriittisin osa proteesia on rajapinta ihmisen ja proteesin välillä. Potilaat pitävät mukavuutta jatkuvasti tärkeämpänä kuin toiminnallisuutta tai esteettisyyttä. Teknisesti kaikkein kehittyneintäkään proteesia ei käytetä, jos sen käyttömukavuutta ei ole ajateltu. (Legro 1999.)

Proteesien tulevaisuus näyttää kuitenkin lupaavalta. Kehitteillä on tapoja, joilla voidaan hyödyntää biomateriaalien käyttöä proteeseissa. Näemme Bernhardin ym. (2015) tekemässä tutkimuksessa kehitteillä olevan vaihtoehdon proteeseille ja raajan elinsiirrolle. Bernhardin ym. tekemässä tutkimuksessa tavoitteena on luoda potilaan omista soluista kasvattamalla puuttuva ruumiinosa. Lisäksi osana Euroopan Unionin suurimman Horizon 2020- tutkimus ja innovaatio-ohjelmaa on kehitetty e-OPRA -järjestelmää, joka on edelleen kesken-eräisten kliinisten tutkimusten alla. E-OPRA -järjestelmän tullessa yleisesti saataville se mahdollistaisi perinteisiä pinta-elektrodeja paremman kontrollin proteeseihin ja parantaisi amputoitujen elämänlaatua.

Toinen erityisen mielenkiintoinen alkutekijöissään oleva tekniikanala on pehmeä robotiikka ja sen hyödyntäminen proteeseissa. Acome, E. ym. tutkimuksessa kehitetty pehmeä toimilaitte luo uusia mahdollisuuksia proteesien valmistukselle. Pehmeissä toimilaitteissa käytettävien materiaalien kehittyessä on mitä todennäköisemmin mahdollista kehittää erityisen ihmismäisiä proteeseja. Suotavaa olisikin hahmotella edeltävään liittyen erilaisten proteesien kehittämistä, jotta niiden sisällyttäminen proteeseihin tapahtuisi nyt eikä 40 vuoden päästä.

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää raajaproteesien historiaa ja koota yhteen ajankohtaisimmat raajaproteesien kehitysaskleet, yritykset ja tutkimuslaitokset. Tässä onnistuttiin mielestäni historian kohdalla hyvin ja tietoa löytyi monista lähteistä. Yrityksiä läpikäydessä ilmeni, että tarjolla olevista proteeseista

on niukasti tarjolla tietoa yleisesti. Otin sähköpostitse yhteyttä eri yrityksiin lisätietojen toivossa, mutta vain yksi yritys vastasi lähettämääni viestiin. Vastauksessaan he mainitsivat, etteivät voi yrityssalaisuuksien vuoksi kommentoida paljoakaan. Näin ollen keskityin muihin tiedonhankintatapoihin. Yritysten proteesien esittely jäikin tämän takia suppeammaksi kuin olisin toivonut. Raajaproteesien kehitysaskelista löytyi kuitenkin onneksi paljon tietoa, jota pystyin hyödyntämään. Opinnäytetyöstä saa mielestäni riittävän hyvän kuvan siitä, mikä on tällä hetkellä vallitseva tilanne raajaproteesien parissa.

Tutkimusta kokonaisuutena arvioitaessa tarkastellaan tiedon laatua ja pätevyyttä sekä tulosten yleistettävyyttä ja käyttökelpoisuutta. Myös tutkimuksen objektiivisuus on huomioitava luotettavuutta arvioitaessa. (Soininen 1995, 119.) Tutkimuksen objektiivisuus tarkoittaa sitä, etteivät tutkimustulokset selity tutkijaan liittyvistä ominaisuuksista. Tässä tutkimuksessa objektiivisuutta lisää tutkijan aktiivinen pyrkimys välttää henkilökohtaisten näkökulmien vaikutusta tuloksiin. Kaikki tulokset perustuvat suoraan tutkimuksessa käytettyyn aineistoon.

Tätä tutkimusta ei toteutettu tutkijatriangulaationa, jolloin useamman tutkijan erilaiset näkökulmat olisivat voineet rikastuttaa aineiston hankintaa, tulkintaa ja analysointia (Eskola & Suoranta 2014, 69). Useamman tutkijan osallistumisen tutkimuksen analysointiin voidaan ajatella lisäävän tutkimuksen objektiivisuutta. Osa tutkimuksessa käytetyistä lähteistä on vanhoja, mikä voi osaltaan olla tutkimuksen luotettavuutta heikentävä tekijä. Vanhojen tutkimuksen aiheeseen liittyvien perusteosten hyödyntäminen lähdemateriaalina on kuitenkin perusteltua tutkimuksen historiallisen näkökulman kannalta.

Tutkimuksen luotettavuutta olen parantanut etsimällä useasta eri lähteestä samojakin tietoja, jotta löytyneiden tietojen voidaan olettaa mitä todennäköisemmin olevan tosia. Tutkimuksen teossa tulee kuitenkin ottaa huomioon, onko lähdemateriaalina esimerkiksi eri tahoja esitellessä tuotu esille vain niitä, jotka ovat löytyneet helpoiten Internetistä etsiessä. Kirjallisuustutkimuksen luotettavuutta voi parantaa se, ettei kirjoitetun tiedon tutkimisessa ole samalla tavalla

tulkinnan varaa sen tarkoituksesta, kuten saattaisi olla käytettäessä haastattelua tutkimuksen osana. Tutkimusmenetelmänä kuvaileva kirjallisuuskatsaus sopi hyvin valitsemaani aiheeseen.

Tutkimuksen kannalta olisin voinut tehdä joitakin asioita toisin. Olisin voinut aloittaa tutkimukseen soveltuvien lähteiden etsimisen ja vertailun aiemmin, jotta olisin saanut kattavammin aineistoa kerättyä. Lisäksi olisin voinut harkita opinnäytetyön ohella tekevänä jonkinlaisen proteesin tai sen osan prototyypin esimerkiksi 3D-tulostamalla. Olisin myös voinut pyrkiä ennalta määrittelemään, minkä tasoisia lähteitä käytän opinnäytetyötä tehdessä. Onnistuin mielestäni tutkimusaiheen valinnassa hyvin, sillä löysin itseäni kiinnostavan aiheen, joka on ajankohtainen ja jatkuvan kehityksen alla. Päädyin rajaamaan aiheen raajaproteeseihin niiden saaman mediahuomion takia ja koska halusin itse tietää enemmän niistä. Jälkikäteen ajateltuna aihetta olisi voinut rajata vielä tarkemmin esimerkiksi tiettyyn amputaatiotasoon, joka olisi johtanut vain tietynlaisen raajaproteesin tutkimiseen. Lisäksi olisin voinut ottaa uudelleen yhteyttä proteeseja valmistaviin yrityksiin ja näin saada monipuolisemmin näkökulmia tähän opinnäytetyöhön.

Opinnäytetyötä tehdessäni olen oppinut tieteellisen tutkimukseen liittyvien vaiheiden suorittamista. Kriittisyyteni eri lähteitä kohtaan on kehittynyt ja kyky pitkäjänteiseen työskentelyyn parantunut. Olen oppinut uudenlaista käsitteistöä niin omaan alaani liittyen kuin myös muihin tekniikan aloihin. Englanninkielinen ammattisanastoni on laajentunut, koska suurin osa aineistosta on englanniksi. Jatkotutkimuksen aiheena tuntuisi luonnolliselta kehittää hankitun tiedon pohjalta esimerkiksi nilkkaproteesi. Myös vertaileva tutkimus eri proteesimallien vaikutusta alaraaja-amputoitujen kävelyyn olisi mielenkiintoinen.

LÄHTEET

Acome, E., Mitchell, Shane., Morrissey, T., Emmett, M., Benjamin, C., King, M & Keplinger, C. 2018. Hydraulically amplified self-healing electrostatic actuators with muscle-like performance. Viitattu 18.12.2019. DOI: 10.1126/science.aao6139

Amputee Coalition www-sivut. 2019. Viitattu 28.10.2019. <https://www.amputee-coalition.org/prosthetics-types-guide/>

Amputee Coalition www-sivut(2). 2019. Viitattu 28.10.2019. <https://www.amputee-coalition.org/resources/osseointegration-an-overview/>

Azocar, A., Mooney, L., Hangrove, L. & Rouse, E. n.d. Design and Characterization of an Open-source Robotic Leg Prosthesis. Viitattu 10.10.2019. <https://opensourceleg.com/wp-content/uploads/2019/05/biorob-osl-v11-1.pdf>

Bell, M. 2015. The history of prosthetics. Viitattu 27.10.2019. <http://unyq.com/the-history-of-prosthetics/>

Beckerle, P., Willwacher, S., Liarokapis, M., Bowers, M. & Popovic, M. 2019. Prosthetic Limbs. Teoksessa Popovic M. (Ed.), Biomechatronics. Academic Press: Elsevier. 236–272. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812939-5.00009-4>

Bernhard, J., Linjie, X., Philipp, T., et a. 2015. Engineered composite tissue as a bioartificial limb graft. Teoksessa Leong, K. (Ed.), Biomaterials. Academic Press: Elsevier. 246–256. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2015.04.051>

Berntsson, L. 2019. Evaluation of cognitive workload using EEG. Viitattu 1.11.2019. <http://liu.diva-portal.org/smash/get/diva2:1349437/FULLTEXT01.pdf>

Brooker, G. 2012. Introduction to Biomechatronics. Raleigh: SkyTech

Chalmers www-sivut. 2019. Viitattu. 1.11.2019. <https://www.chalmers.se/en/departments/e2/news/Pages/Hand-prosthesis-successfully-implanted.aspx>

Chalmers University of Technology www-sivut. 2019. Viitattu 10.11.2019. <http://www.mynewsdesk.com/uk/pressroom/chalmers/press-release/view/world-premiere-of-muscle-and-nerve-controlled-arm-prosthesis-839560>

Detop project www-sivut. 2019. Viitattu 10.11.2019. <http://www.detop-project.eu>

Disabled World www-sivut. 2019. Viitattu 5.11.2019. <https://www.disabled-world.com/assistivedevices/prostheses/>

Dobson, A., Wei, Gouwu. & Ren, L. 2019. Biologically Inspired Design and Development of a Variable Stiffness Powered Ankle-foot Prosthesis. *Journal of Mechanisms and Robotics*. Viitattu 27.10.2019. DOI: 10.1115/1.4043603.

Eilenberg, M., Kuan, J. & Herr, H. 2018. Development and Evaluation of a Powered Artificial Gastrocnemius for Transtibial Amputee Gait. *Journal of Robotics*. Viitattu 15.11.2019. <https://doi.org/10.1155/2018/5951965>

Eskola, J. & Suoranta, J. 2014. Johdatus laadulliseen tutkimukseen. Jyväskylä: Vastapaino.

Forner-Cordero, A., Pons, J., Turowska, E. & Schiele, A. 2008. Kinematics and Dynamics of Wearable Robots. Teoksessa Pons, J. (Ed.), *Wearable Robots—Biomechatronic Exoskeletons*. Chichester: John Wiley & Sons, 47–71.

Integrum www-sivut. 2019. Viitattu 25.10.2019. <https://integrum.se/opra-implant-system/e-opra/>

Kruus-Niemelä M. 2003. Proteesit ja ortoosit. Teoksessa Salminen A.-L. (toim.) *Apuvälinekirja*. Kehitysvammaliitto. S. 177 – 191.

Kyriazi, N. 2016. AI and Prosthetics. Pro gradu -tutkielma. Universitat Politècnica de Catalunya. Viitattu 21.10.2019. <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/90813>

Legro, M., Reiber, G., del Aguila, M., et al. 1999. Issues of importance reported by persons with lower limb amputations and prostheses. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*. 36(3):155–63. Viitattu 1.11.2019

Lenzi, T., Sensinger, J. & Hargrove, L. 2014. Speed Adaptation Mechanism - Robotic Prostheses Can Actively Regulate Joint Torque. *IEEE Robotics & Automation Magazine*. 21. 94–107. Viitattu 14.1.2020 DOI: 10.1109/MRA.2014.2360305.

Michigan Engineering www-sivut. 2019. Viitattu 15.10.2019. <https://opensourceleg.com/>

Open Bionics www-sivut. 2019. Viitattu 25.11.2019. <https://openbionics.com/>

Ottobock www-sivut. 2019. Viitattu 21.11.2019. <https://www.ottobock.com/prosthetics/>

Ottobock Myo Plus www-sivut. 2019. Viitattu 21.11.2019. https://www.ottobock.com/news-detail-page_93440.html

Paré A. 1585. Diuisees en vingt huict liures, avec les figures & portraits, tant de l'anatomie que des instruments de chirurgie, & de plusieurs monstres : reueuës & augmentees par l'auteur. U.S. National Library of Medicine. <https://collections.nlm.nih.gov/catalog.nlm:nlmuid-2274003R-bk>

PLINY THE ELDER 1967 (1938). Natural History. Volume 1: Praefatio, Libri 1–2. Translated by H. Rackham. Revised and Reprinted. Cambridge, Massachusetts (Loeb Classical Library 330).

Reliance www-sivut. 2019. Viitattu 22.11.2019 <https://www.reliance.co.uk/project/miniature-actuation-solutions-for-steepers-bebionic-hand/>

Prensilia www-sivut. 2019. Viitattu 25.11.2019. <https://www.prensilia.com/portfolio/mia/>

Salminen A.-L. (toim.) Apuvälinekirja. 2003. Kehitysvammaliitto.

Science Museum Group Collection www-sivut. 2019. Viitattu 10.11.2019. <https://collection.sciencemuseumgroup.org.uk/objects/co84549/copy-of-roman-artificial-leg-london-england-1905-1915-artificial-leg>

Soininen, M. 1995. Tieteellisen tutkimuksen perusteet. Turun yliopiston täydennyskoulutuskeskuksen julkaisuja A: 43.

Solonen, K. A. & Huittinen V. 1992. Amputaatiot ja Proteesit. Proteesisäätiö.

Surgien www-sivut. 2019. Viitattu 28.10.2019. <http://www.opraosseointegration.com>

Vehmas, S. 2005. Vammaisuus: Johdatus historiaan, teoriaan ja etiikkaan. Helsinki: Gaudeamus.

Össur www-sivut. 2019. Viitattu 17.10.2019. <https://www.ossur.ca/>