

Mikko Rytönen

IHMISEN ELEKTRONISET VARAOSAT

Kandidaatintyö
Informaatioteknologian ja viestinnän tiedekunta
Tarkastaja: Yliopistonlehtori Erja Sipilä
Toukokuu 2022

TIIVISTELMÄ

Mikko Rytkönen: Ihmisen elektroniset varaosat
Kandidaatintyö
Tampereen yliopisto
Sähkötekniikan tutkinto-ohjelma
Toukokuu 2022

Erilaisia kosmeettisia proteeseja on käytetty vammautuneiden kehonosien korvaamiseen jo kauan, mutta ne eivät ole kyenneet korvaamaan kehonosien toimintoja. Tavoitteena on kuitenkin palauttaa ihmisille normaali elämänlaatu. Tällä hetkellä kaikkia kehonosien toimintoja ei pystytä palauttamaan, mutta paras toimintakyky ihmiselle saavutetaan elektronisilla proteeseilla. Tämä työ on kirjallisuuskatsaus, joka käsittelee nykyisistä elektronisista proteeseista näkö-, kuulo- ja raajaproteeseja. Työn tavoitteena on esitellä niiden toimintaperiaatteita ja käyttökokemuksia sekä joitakin kehityksenalaisia proteesinosia. Aineistona työssä on käytetty tieteellisiä artikkeleita ja valmistajien tuotesivuja.

Sekä näkö- että kuuloproteesien toiminta osoittautuu työssä samankaltaiseksi. Molemmista aistimus tuotetaan stimuloimalla hermopäätteitä elektrodeilla. Kuvan tallentamista ympäristöstä voidaan tehdä kameroilla tai silmän toimivia osia hyödyntäen, äänen tallentamista taas mikrofonin avulla. Myös raajaproteeseissa toimintaperiaate on samanlainen proteesityypistä riippumatta. Liike tuotetaan aktuaattoreilla, kuten sähkömoottoreilla, ja ohjaus tapahtuu anturien tai ihmisen hermosignaalien avulla.

Näkö- ja kuuloproteeseilla käyttäjäkokemukset ovat olleet vaihtelevia, mutta niiden käyttäjät ovat parhaimmillaan pystyneet tunnistamaan kirjaimia ja ymmärtämään puhetta. Raajaproteesit korvaavat yksinkertaisempia kehon toimintoja, minkä vuoksi etenkin jalkaproteeseilla on pystytty palauttamaan käyttäjälle normaali toimintakyky.

Työn perusteella tämänhetkiset elektroniset proteesit eivät siis kykene täysin palauttamaan ihmisille normaalia elämää lukuun ottamatta jalan proteeseja. Tulevaisuuden proteesien kehitystyön tavoitteena onkin päästä yhä lähemmäksi proteeseja, jotka vastaavat täysin ihmisen kehon toimintaa. Tässä tavoitteessa on jo edistytty, sillä tutkijat ovat esimerkiksi pystyneet kehittämään kuuloproteesien äänenlaatua parantavaa teknologiaa ja raajaproteeseihin soveltuvia kevyitä aktuaattoreita. Koska hinta on monelle rajoittava tekijä proteesia valitessa, myös edullisimpien proteesien kehittäminen on tärkeää.

Työssä käy myös ilmi proteeseihin liittyviä ongelmakohtia. Implantoitavat laitteet aiheuttavat esimerkiksi huolia valmistajien tarjoamasta ylläpidosta laitteille ja implanttien korjausvaikeuksista. Tämän lisäksi proteeseissa käytettävä langaton tiedonsiirto aiheuttaa huolia käyttäjien tietosuojasta ja seurannasta.

Avainsanat: verkkokalvoproteesit, sisäkorvaistute, raajaproteesit, myoelektrinen proteesi, pehmeä aktuaattori

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck –ohjelmalla.

ALKUSANAT

Kandidaatintyöni aiheeksi valitsin ihmisten elektroniset varaosat, sillä siinä yhdistyivät täydellisesti kiinnostukseni elektroniikkaan sekä ihmisen biologiaan ja terveyteen.

Mielestäni erilaiset elektroniset varaosat tulevat olemaan tärkeä osa tulevaisuuden lääketiedettä. Työ on ollut erittäin opettavainen, ja olenkin kirjoittamisen aikana saanut täysin uuden käsityksen aiheen moninaisuudesta ja tärkeydestä.

Yliopistonlehtori Erja Sipilä on ollut työni ohjaaja, ja haluankin kiittää häntä hyvistä neuvoista, työn lopullisesta tarkastamisesta ja innoituksesta aiheen moninaiisiin osiin tutustumiseen. Lisäksi haluan kiittää perhettäni ja ystäviäni kaikesta saamastani tuesta kirjoitusprosessin aikana.

Tampereella, 30.5.2022

Mikko Rytönen

SISÄLLYSLUETTELO

1. JOHDANTO	1
2. NÄKÖPROTEESIT	2
2.1 Silmän rakenne	2
2.2 Verkkokalvoproteesit	3
2.3 Argus® II	3
2.4 Alpha IMS	6
3. KUULOPROTEESIT	8
3.1 Korvan rakenne	8
3.2 Sisäkorvaistute	8
3.3 NANOCI-projekti	9
4. RAAJAPROTEESIT	11
4.1 Jalan proteesit	11
4.1.1 Jalkaterän proteesit	12
4.1.2 Polven proteesit	13
4.2 Käsiroteesit	15
5. YHTEENVETO	17
LÄHTEET	19

LYHENTEET JA MERKINNÄT

ASIC	Application Specific Integrated Circuit, sovelluskohtainen integroitu piiri
DTCA	Double Helix Twisted and Coiled Soft Actuator, yhteen kiedotusta spandexista ja hopeapääällysteisestä nylonista valmistettu pehmeä aktuaattori
FDA	U.S. Food and Drug Administration, Yhdysvaltain elintarvike- ja lääkintävirasto
IMU	Inertial Motion Unit, liikettä mittaavia antureita sisältävä yksikkö
MIT	Massachusetts Institute of Technology, teknillinen korkeakoulu Massachusettsissa Yhdysvalloissa
MPDA	Micro-photodiode array, mikrofotodiodimatriisi
MPK	Microprocessor Controlled Knee, mikroprosessoriohjattu polvi
RF	Radio Frequency, radiotaajuus
VPU	Visual Processing Unit, kuvanprosessointiyksikkö

1. JOHDANTO

Vakavia vammoja on korjattu erilaisilla keinotekoisilla varaosilla, tai proteeseilla, jo vuosisatojen ja -tuhansien ajan. Arkeologit ovat esimerkiksi löytäneet keinotekoisien silmien, jonka iäksi arvioitiin lähes 5000 vuotta [1]. Myös keinotekoisien jalkojen ja käsien laajastakin käytöstä löytyy dokumentaatiota jo 1800-luvulta Yhdysvaltain sisällissodan ajalta [2]. Proteeseilla oli kauan aikaa kuitenkin perustavanlaatuinen ongelma. Ne olivat vain kosmeettisia, eivätkä pystyneet palauttamaan vammautuneen ruumiinosan toimintoja. Keinotekoiset jalat toki mahdollistivat seisomisen ja jonkinlaisen kävelemisen, mutta esimerkiksi näköä tai sormien liikettä ei voitu palauttaa.

Erilaisten proteesien kehitystä on tapahtunut runsaasti 1900-luvulta lähtien muun teknologian kehityksen mukana, ja kehitys jatkuu edelleen. Kehityksen tavoitteena on ollut parantaa jatkuvasti vammautuneiden ihmisten elämänlaatua tarjoamalla entistä enemmän ihmiskehon normaalia toimintaa vastaavia proteeseja. Lopullinen päämäärä onkin luoda proteeseja, jotka voivat palauttaa ihmisille täysin normaalin elämän.

Lopullisen tavoitteen saavuttaminen vie aikaa, mutta tällä hetkellä erilaiset elektroniset ja prosessoriohjatut proteesit tarjoavat ihmisille parhaan toimintakyvyn. Menetettyjen aistien korvaamisessa elektroniset proteesit ovat myös ainoa vaihtoehto ennen mahdollisten kantasoluhoidojen kehittymistä. Näistä syistä elektroniikka on erittäin tärkeässä roolissa ihmisten varaosissa, niin nykyhetkessä kuin tulevaisuudessa.

Tämän työn tavoitteena on esitellä erilaisia elektronisia proteeseja, niiden toimintaperiaatteita ja käyttökokemuksia rajoittuen näkö-, kuulo- ja raajaproteeseihin. Painopiste on tällä hetkellä käytössä olevissa proteeseissa, mutta työssä käsitellään myös joitakin kehityksessä olevia proteesivaihtoehtoja.

Työn rakenne jakautuu eri proteesityyppien mukaan. Luvussa 2 käsitellään erilaisten näköproteesien toimintaa. Luku 3 keskittyy kuuloproteeseihin ja niiden kehitykseen. Raajaproteesit eli käden ja jalan proteesit esitellään luvussa 4. Lopuksi luvussa 5 kootaan työn tulokset yhteen ja tehdään katsaus tulevaisuuden mahdollisuuksiin ja uhkiin.

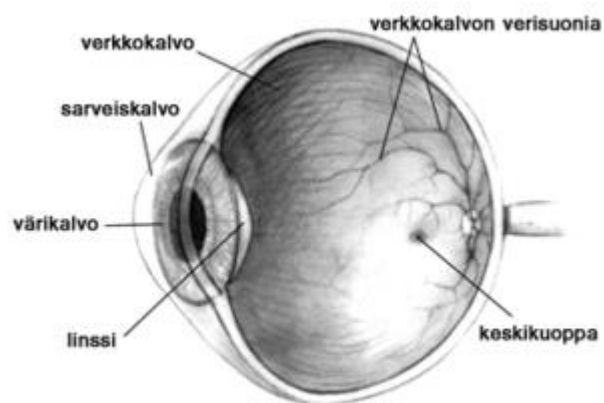
2. NÄKÖPROTEESIT

Näköproteesit voivat korvata useiden eri silmän rakenneosien toimintoja, ja proteeseja luokitellaankin korvattavan rakenneosan perusteella. Näitä luokkia ovat verkkokalvoproteesit, näköhermon nystyn proteesit ja aivojen näkökuorialueen proteesit. Näistä yleisimpiä ja pisimmälle kehitettyjä ovat verkkokalvoproteesit, joita käsitellään tässä luvussa. [3]

2.1 Silmän rakenne

Eri proteesien toimintaperiaatteen ymmärtämiseksi on tarpeellista kuvata lyhyesti joitakin silmän tärkeitä osia ja silmän toimintaa. Verkkokalvo on näköaistimuksen kannalta erittäin oleellinen silmän osa, joka koostuu värien näkemisen mahdollistavista tappisoluista, valon intensiteettiin reagoivista sauvasoluista sekä hermosoluista.

Nämä hermosolut yhdistyvät verkkokalvon takaosassa aivoihin kulkevaksi näköhermoksi. Verkkokalvon keskikuoppa sisältää paljon tappisoluja, ja siellä syntyy tarkin kuva. Linssin tehtävänä on kohdistaa silmään tullut valo verkkokalvolle. Värikalvo ja sen lihakset taas säätelevät mustuaisen kokoa ja sitä kautta verkkokalvolle pääsevän valon määrää. [4] Silmän tärkeimpiä rakenneosia on esitetty kuvassa 1.



Kuva 1. Silmän rakenne [5].

2.2 Verkkokalvoproteesit

Tämänhetkisten verkkokalvoproteesien toiminta perustuu näkösignaalia vastaavan vasteen luomiseen sisemmässä verkkokalvossa, minkä takia ne soveltuvat henkilöille, joilla sisäinen verkkokalvo on kunnossa, mutta ulkoisessa verkkokalvossa eli fotoreseptoreissa tai verkkokalvon pigmenttiepiteelissä on rappeumaa. [6] Kun tämä vaatimus asetetaan, proteesin toiminta voidaan jakaa kolmeen osaan: kuvan tallentaminen, tallennetun kuvan muokkaaminen hermostolle sopivaksi signaaliksi ja signaalin välittäminen sisäiseen verkkokalvoon ja sitä kautta aivojen näkökuorialueelle. [3]

Kuvan tallentaminen ja prosessointi voidaan toteuttaa kahdella tavalla, ulkoisesti tai sisäisesti. Ulkoisessa tavassa ympäristöä kuvataan ulkoisella videokameralla ja ulkoinen tietokone muuttaa kuvan sopivaksi sähköiseksi signaaliksi. Sisäisessä tavassa taas käytetään sähköisen signaalin luomiseen silmäpohjaan kiinnitettäviä fotodiodeja, joihin silmän sarveiskalvo ja linssi kohdistavat kuvan. Ulkoista tapaa käyttää esimerkiksi Argus[®] II-verkkokalvoproteesi ja sisäistä tapaa Alpha IMS -verkkokalvoproteesi. [3]

2.3 Argus[®] II

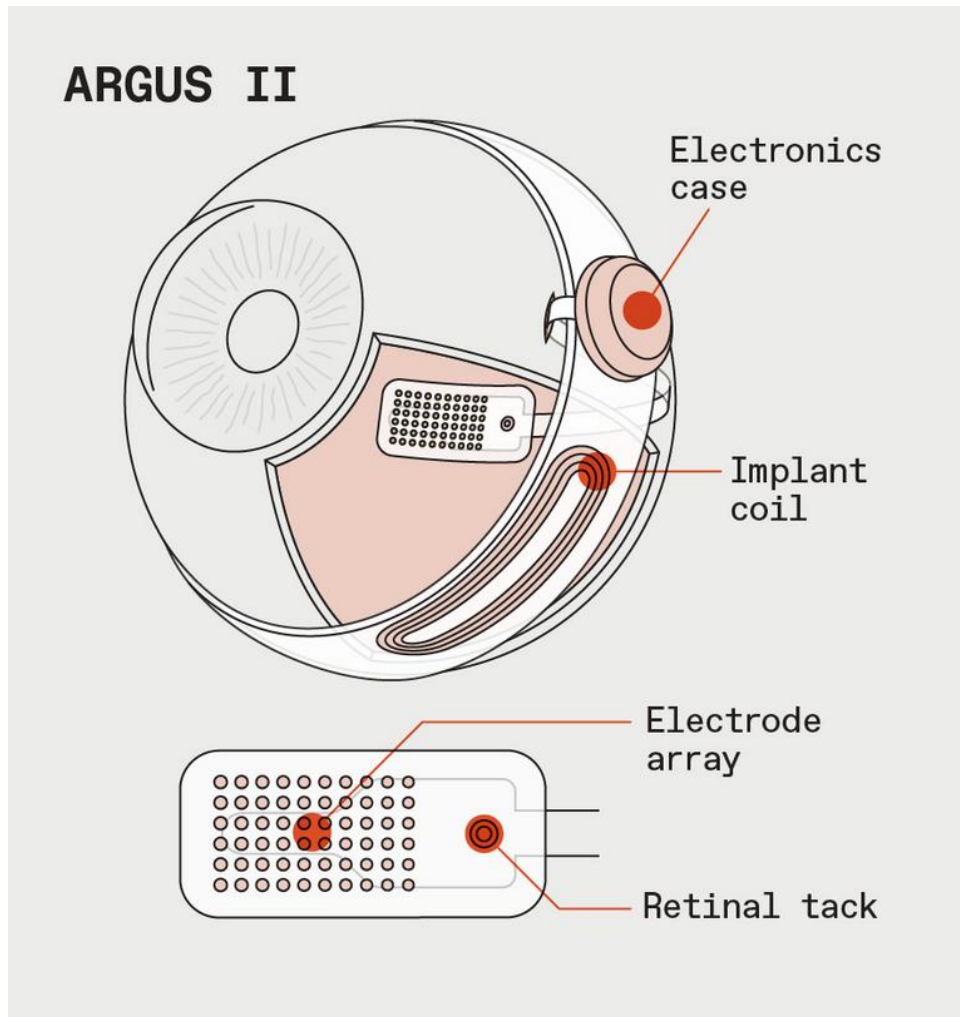
Yhdysvaltalaisen Second Sight Medical Products Inc.:n kehittämä Argus[®] II on viime vuosina yleisimmin käytetty verkkokalvoproteesi [6]. Se on ollut saatavilla Euroopassa vuodesta 2011 ja Yhdysvalloissa vuodesta 2013 lähtien [3], mutta sen valmistus ja tuki lakkautettiin vuonna 2019 [7]. Argus[®] II koostuu kolmesta ulkoisesta ja kolmesta sisäisestä osasta.

Ulkoisiin osiin kuuluvat silmälaseihin kiinnitettävä videokamera, mukana kannettava tietokone (engl. visual processing unit, VPU) ja käämi, joka kiinnitetään myös silmälaseihin (kuva 2). VPU toimii reaaliaikaisesti ja muuttaa kameran tuottaman kuvan avaruudellista ja visuaalista tietoa kuvaaviksi sähkökenttäkuvioiksi. [3,6] Käämin tehtävänä on lähettää VPU:n tuottama data langattomasti sisäisille komponenteille ja samalla toimia niiden tehonlähteenä. Datan siirto tapahtuu radiotaajuuksilla (engl. radiofrequency, RF). [6]



Kuva 2. Argus® II ulkoiset komponentit [6].

Sisäisistä osista, jotka on esitetty kuvassa 3, ensimmäinen on käämi, joka toimii ulkoisen käämin lähettämien RF-signaalien vastaanottimena ja muuttaa ne sähköisiksi signaaleiksi. Toinen sisäinen osa on ASIC-mikropiiri (Application-Specific-Integrated-Circuit), joka tuottaa VPU:n tuottaman datan perusteella sähköisiä pulsseja ja lähettää ne kolmanteen sisäiseen osaan. Tämä osa on verkkokalvolle kiinnitettävä mikroelektrodimatriisi, joka sisältää 60 polyimidiin upotettua platinaelektrodia. ASIC pystyy ohjaamaan jokaista elektrodia itsenäisesti. [6] Elektrodit stimuloivat sisäisen verkkokalvon hermopäätteitä, mikä aiheuttaa hermon sähkövarauksen muutoksen ja näköaistimuksen [3].



Kuva 3. Argus® II sisäiset komponentit [7].

Argus® II:n yksinkertaisen rakenteen ja elektrodien vähäisen määrän takia sen avulla ei pystytä saavuttamaan normaalia näkökykyä. VPU:n täytyy muuttaa ulkoinen videokuva vain 60 pikseliksi, joten sen tuottaman kuvan resoluutio riittää vain yksinkertaisten muotojen muodostamiseen. Tämän lisäksi proteesi ei pysty stimuloimaan näköhermoja siten, että eri värien näkeminen olisi mahdollista, vaan proteesin käyttäjä pystyy näkemään vain harmaan sävyjä. [7]

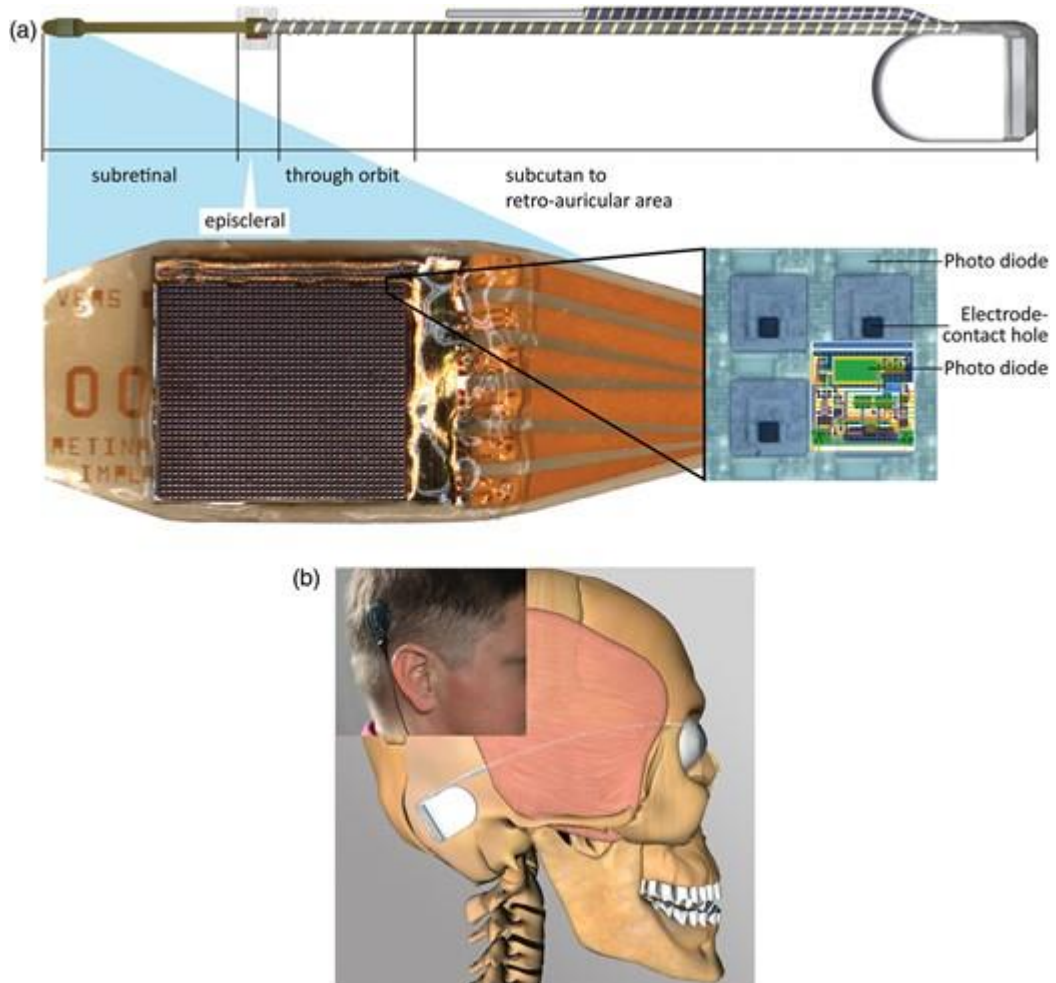
Käyttäjäkokemukset Argus® II-proteesista ovatkin olleet vaihtelevia. Osa sen käyttäjistä ei kyennyt näkemään yksinkertaisiakaan muotoja, kun taas osa pystyi erottamaan eri muotoja ja kirkkauksia, esimerkiksi suojatien viivat. Osalla käyttäjistä proteesissa on myös ilmennyt toimintaongelmia tai sen toiminta on kokonaan loppunut. Etenkin silmän sisäisten osien ongelmia on hankalaa tai jopa mahdotonta korjata. Näissä tapauksissa proteesi on usein jätetty silmään, koska sen poistaminen vaatisi leikkausta. Proteesista on siis jäänyt käyttäjälle vain haittavaikutukset, kuten mahdollinen magneettikuvauksen

estyminen tai lääkinälliset sivuvaikutukset. [7] Tutkimuksissa on kuitenkin todettu proteesin olevan turvallinen alle 3 T:n magneettikuvauksissa, jos proteesi ei ole toiminnassa ja ulkoiset laitteet on poistettu [3]. Argus® II-proteesille on myös tehty Yhdysvaltain elintarvike- ja lääkintävirasto FDA:n (U.S. Food and Drug Administration) vaatima tutkimus, jossa ilmeni vakaviakin haittavaikutuksia, yleisimpänä silmän sidekalvon rappeuma [7,8].

2.4 Alpha IMS

Saksalaisen Retina Implant AG:n Alpha IMS -implantti siis hyödyntää näköhavainnon tuottamisessa silmän toimivia osia, kuten sarveiskalvoa ja linssiä. Ensimmäiset versiot implantista aloittivat kliiniset tutkimukset ihmisillä 2005, ja se sai CE-merkinnän vuonna 2013 [3], mutta tuotteen kehitys lakkasi 2019, kun Retina Implant AG lopetti toimintansa [9].

Alpha IMS koostuu 1500 fotodiodista, jotka muodostavat matriisin (engl. microphotodiode array MPDA), sekä yhtä monesta mikroelektrodista, jotka on yhdistetty fotodiodeihin vahvistimien kautta. Laitteeseen kuuluu lisäksi virtalähde, joka koostuu kehon ulkoisesta ja sisäisestä käämistä ja kiinnitetään korvan taakse. MPDA ja sisäinen käämi on yhdistetty toisiinsa silikonikaapelilla. Implantti kiinnitetään silmäpohjan takaosaan, jolloin silmän oma sarveiskalvo ja linssi voivat kohdistaa valon suoraan MPDA:lle. Fotodiodit muuntavat valon virraksi, joka on kuitenkin liian heikko stimuloimaan suoraan näköhermoja. Näköhermojen aktivoituminen vaatii noin 10 mA virran, mutta fotodiodit pystyvät tuottamaan vain nanoampeereja. Tästä syystä Alpha IMS sisältää fotodiodien ja elektrodien väliset vahvistimet, jotka vaativat ulkoisen virtalähteen. [3] Alpha IMS osineen on esitetty kuvassa 4.



Kuva 4. Alpha IMS rakenneosat [3].

Myös Alpha IMS -implantin käyttökokemukset ovat olleet vaihtelevia. Kymmenelle ensimmäiselle implantin saaneelle tehdyssä seurannassa implantti tarjosi melko hyvän näkökyvyn palautumisen; kolme henkilöä pystyi erottamaan jopa yksittäisiä kirjaimia. Implantin asettaminen aiheutti kuitenkin kahdelle henkilölle haittavaikutuksia. Toisella henkilöllä ilmeni verkkokalvon verenvuotoa, kun taas toisen henkilön näköhermo vahingoittui, minkä takia tämä ei pystynyt ollenkaan havainnoimaan valoa. [3]

3. KUULOPROTEESIT

Tässä luvussa käsitellään sisäkorvaistutetta, joka on ainut nykyinen kuuloproteesityyppi. Sillä voidaan korjata kuulovaurioita, joihin perinteiset äänenvoimakkuutta vahvistavat kuulolaitteet eivät anna apua. Lisäksi luvussa käsitellään NANOCl-projektia, jossa pyrittiin parantamaan sisäkorvaimplanttien äänenlaatua.

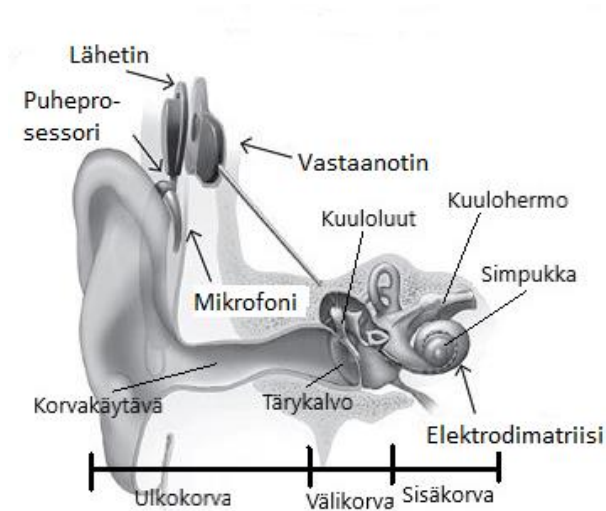
3.1 Korvan rakenne

Kuuloaistimus tapahtuu korvassa, joka voidaan jakaa kolmeen osaan, ulko-, väli-, ja sisäkorvaan. Ulkokorva koostuu korvalehdestä ja -käytävästä, joiden kautta ääniaallot kulkevat välikorvaan. Välikorvaan kuuluvat tärykalvo ja kuuloluut, joiden tehtävänä on vahvistaa ääntä ja kuljettaa se eteenpäin sisäkorvaan. Sisäkorvassa oleva simpukka sisältää aistinsoluja, joista kuuloaistimus välittyy hermosäikeitä pitkin aivoihin. [10]

Yleisimmät kuulovammat ovat välikorvan ja sisäkorvan vammoja. Erilaiset välikorvan viat vaikuttavat siellä tapahtuvaan äänenvahvistukseen, joten ihminen ei kuule voimakkuudeltaan matalia ääniä. Tätä voidaan helposti korjata perinteisillä ulkoisia ääniä vahvistavilla kuulolaitteilla. Sisäkorvan aistinsolujen vammoihin kuulolaitteista ei kuitenkaan ole apua. [11] Näissä tapauksissa kuuloa voidaan korjata sisäkorvaistutteella, joka korvaa koko korvan toiminnan. Sisäkorvaistute sopii myös synnynnäisesti kuuroille ja henkilöille, joilla kuulolaitteen vahvistus ei riitä korvaamaan välikorvan vaurioita [12].

3.2 Sisäkorvaistute

Sisäkorvaistute koostuu sisäisestä ja ulkoisesta osasta, jotka näkyvät kuvassa 5. Ulkosiin osiin kuuluvat mikrofoni, prosessori ja lähetinkäämi. Sisäisiä osia ovat vastaanotin ja simpukkaan kiinnitetty elektrodimatriisi. Prosessori erottelee mikrofoniin poimimasta äänestä melua ja muuttaa hyötyäännet digitaaliseksi signaaliksi, joka lähetetään RF-taajuuksilla ihon sisään vastaanottimeen. Vastaanotin muuttaa signaalit sähköisiksi impulsseiksi, joilla stimuloidaan suoraan kuulohermosäikeitä elektrodien kautta. [12]



Kuva 5. Korvan ja sisäkorvaistutteen rakenne, muokattu lähteestä [12].

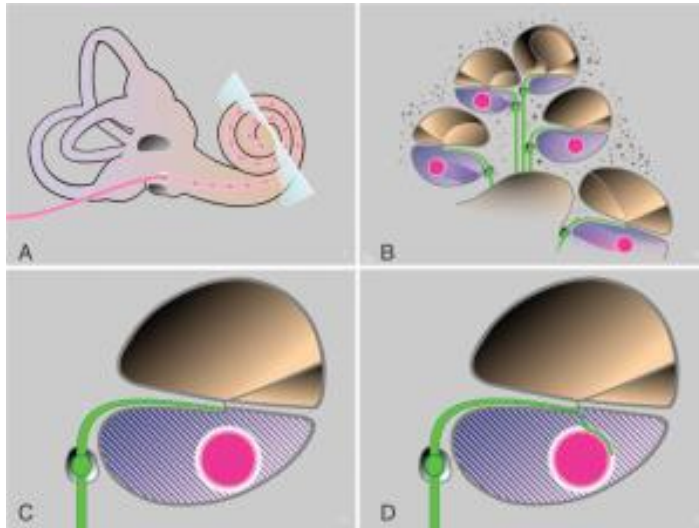
Sisäkorvaistutteen aikaansaama kuulo ei vastaa täysin normaalia kuuloa. Se voi kuitenkin mahdollistaa puheen ymmärtämisen tai jopa musiikin kuuntelun. [12] Äänenlaadussa ja puheen ymmärtämisessä on kuitenkin paljon vaihtelua, ja melu voi vaikeuttaa laitteen toimivuutta entisestään. Äänenlaadun ongelmat selittyvät elektrodien pienellä määrällä suhteessa hermosoluihin, jolloin niitä ei voida stimuloida riittävän pienissä ryhmissä ja havaittavien taajuuksien määrä jää normaalia kuuloa pienemmäksi. Elektrodien määrää ei kuitenkaan voida lisätä elektrodien välisten häiriösignaaleiden ja ylikuulumisen takia. Lisäksi sisäkorvaistutteen ongelmana on suurista stimuloitavista johtuva suuri energiankulutus. [13]

3.3 NANOCI-projekti

Sisäkorvaistutteen ongelmakohtien ratkaisemiseksi aloitettiin kansainvälinen NANOCI-projekti, jossa myös Tampereen yliopisto oli osallisena. Vuonna 2017 valmistuneessa projektissa saatiin todisteita siitä, että hermosolujen ja elektrodimatriisin välille on mahdollista toteuttaa suora yhteys, jolloin suuremmalla määrällä elektrodeja voidaan stimuloida pienempiä hermosoluryhmiä. Tulosten perusteella on siis mahdollista kehittää sisäkorvaistute, jolla voidaan palauttaa normaalia kuuloa vastaava kuulo. [13]

NANOCI-projektin tavoitteena oli siis yhdistää simpukan hermosolujen toiminta suoraan sisäkorvaistutteeeseen. Projektissa tutkittu ratkaisu tähän on simpukan kuulokäytävään kiinnitettävä elektrodimatriisi, jonka ympärille injektoidaan nanomatriisigeeli, joka sisältää hermosolujen toimintaa ja kasvua ylläpitäviä proteiineja. Tämän nanomatriisin tehtävänä on ohjata hermosolujen kasvu suoraan elektrodien pinnoille. Myös elektrodeja

muokattiin, jotta hermosolut kasvaisivat paremmin kiinni niihin ja niiden johtavuus paranisi. Perinteisesti sisäkorvaistutteissa käytettyjen platinaelektrodien sijaan parhaat tulokset saavutettiin yhdistämällä platinaan johtavien polymeerien ja hiilinanoputkien nanokomposiitteja. Paremman johtavuuden lisäksi nanokomposiittien avulla hermosolujen vaatima stimulointivirta, ja sitä kautta energiankulutus, saatiin pienemmäksi. [13]



Kuva 6. NANOCI-projektin rakennekuva [13].

Kuvassa 6 esitetään NANOCI-projektin toimintaperiaate. Osassa A näkyy sisäkorva, ja osat B-D kuvaavat läpileikkausta simpukasta. Kuvissa pinkillä näkyy elektrodimatriisi ja valkoisella sen pinta, vihreällä kuulohermo ja sinisillä raidoilla nanomatriisi. Osassa D esitetään hermosolun kasvu elektrodin pintaan. Kasvua ohjataan nanomatriisin proteiineilla, mutta se antaa myös rakenteellista tukea hermolle, jotta se kasvaa oikeaan suuntaan. [13]

Muokatun laitteen toimintaa testattiin kuuroutuneilla marsuilla, ja testeissä havaittiin todisteita hermosolujen kasvamisesta elektrodien pintaan nanomatriisigeelin proteiinien ansiosta, joten projektin tavoite hermosolujen yhdistämisestä suoraan sisäkorvaistutteeseen toteutui. Laitteesta tehtiin myös ihmisille sopiva prototyyppi elektrodimatriisista, jota ei kuitenkaan voitu jäykkyytensä takia asettaa ihmisen sisäkorvaan. [13]

4. RAAJAPROTEESIT

Proteeseilla ja bionisilla raajoilla voidaan korvata useanlaisia raaja-amputaatioita. Suurin vaikutus valittavan proteesin ominaisuuksiin ja samalla toiminnallisuusasteeseen on vammautuneella raajalla ja amputaation laajuudella, mutta hinta on toki usein myös ratkaiseva tekijä. Karkeasti ottaen amputaatiot voidaan jakaa jalan ja käden amputaatioihin, jotka voidaan edelleen jakaa jalan osalta polven ylä- ja alapuolisiin amputaatioihin ja käden osalta ranteen sekä kyynärpäähän ylä- ja alapuolisiin amputaatioihin. [14]

Esimerkiksi jalkaterän ja polven alapuolisten proteesien ei yleensä tarvitse korvata nilkan tai varpaiden liikettä, joten ne ovat useimmiten yksinkertaisia eivätkä sisällä elektroniikkaa. On kuitenkin olemassa elektronisia proteeseja, jotka kykenevät nilkan liikkeeseen, kuten MIT:n (Massachusetts Institute of Technology) ja Yhdysvaltojen hallituksen yhteistyössä kehitetty iWalk. Polviproteeseilla taas korvataan pääosin aina polven liike, joten ne ovat usein polven alapuolisia proteeseja monimutkaisempia. Liike voidaan toteuttaa hydraulisesti tai elektronisesti. [14]

Käden proteesit voivat olla vain kosmeettisia tai eri asentoihin lukittavia, mutta useimmiten niillä halutaan korvata sormien, ranteen ja kyynärpäähän liikettä. Riippuen amputaation laajuudesta liikkeet voidaan toteuttaa mekaanisesti lihaksilla käytettävien narujen ja väkipyörien avulla, mutta elektroniset proteesit tarjoavat niitä paremman toiminnallisuuden ja ovat usein myös kevyempiä. Kosmeettisia, keholla ohjattavia ja elektronisia komponentteja voidaan myös yhdistellä, jolloin kyseessä on hybridiproteesi. [14] Tässä luvussa käsitellään edellä mainituista proteesivaihtoehdoista vain erilaisia elektronisia raajaproteeseja.

4.1 Jalan proteesit

Jalan proteesit voidaan siis jakaa karkeasti kahteen luokkaan, polven ylä- ja alapuolisiin proteeseihin. Elektroniset proteesit ovat yleisesti käytössä polven yläpuolisissa proteeseissa, sillä niiden avulla voidaan toteuttaa monipuolisiakin liikkeitä. Polven alapuolisissa proteeseissa kehon omaa painoa hyödyntävät proteesit ovat laajalti käytössä, mutta elektroniset vaihtoehdot mahdollistavat paremmin normaalia askelta vastaavan liikkeen. [14]

4.1.1 Jalkaterän proteesit

Ensimmäinen elektroninen jalkateräproteesi on vuonna 2007 julkaistu Proprio, jonka toiminnallisuus rajoittuu nilkan taipumiseen jalan alla olevan pinnan mukaan. Se koostuu matalasta ja taipuisasta jalkalevystä ja nilkan liikettä ohjaavasta nilkkaan kiinnitettävästä yksiköstä, joka mittaa nilkan asentoa kiihtyvyyss- ja kulma-antureiden avulla. Propriion avulla ei kuitenkaan pystytä toteuttamaan normaalia päkiän ja kantapään askelliikettä, mikä vaikeuttaa tasapainon ylläpitämistä kävellessä ja siten vähentää sen käyttökelpoisuutta. [14]

MIT:n kehittämä ja Yhdysvaltojen hallituksen rahoittama iWalk-proteesi julkaistiin vuonna 2011, jota on kehitetty eteenpäin iWalk BiOM -proteesiksi [14]. Propriosta poiketen se pystyy tarjoamaan normaalia askelta vastaavan liikkeen [15]. Tämä saavutetaan ohjelmoitavilla jousilla ja moottoreilla, jotka simuloivat jalan lihasten ja jänteiden toimintaa. Lisäksi proteesiin kuuluu ulkoinen akku ja hiilikuituinen jalkaosaa. [15] Kokonaiskuva iWalk BiOM -proteesista on esitetty kuvassa 7. Jalkaosaa on yleisesti käytetty passiivinen proteesi (engl. energy storing carbon foot), jonka jousi varastoi energiaa kantapään osuessa maahan askeleen alussa ja vapauttaa sen askeleen lopussa helpottaen kävelyä [14].

BiOM:n lihaksia ja jänteitä simuloiva ominaisuus on nimeltään Bionic Propulsion, tai bioninen työntö, joka koostuu kahdesta toiminnosta. Ensimmäiseksi kantapään osuessa maahan proteesi vaimentaa iskua ja työntää säärtä eteenpäin säätämällä nilkkaosassa olevan jousen jäykkyyttä. Toisena toimintona proteesi simuloi askeleen loppuvaiheessa jalkapohjan normaalia taipumista ja työntää käyttäjää eteenpäin akusta saatavan tehon avustamana. [15]



Kuva 7. *iWalk BiOM -proteesi ilman jalkaterän muotoista kosmeettista kuorta [15].*

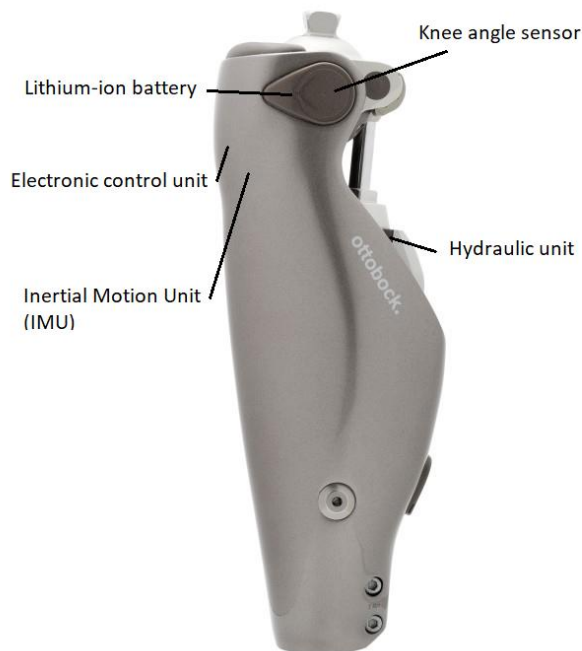
Ulkoisen tehon käyttämisellä kävelyliikkeen avustamiseen saavutetaan useita etuja. Se muun muassa vähentää liikkeisiin kuluva aineenvaihduntaenergiaa, parantaa tasapainoa ja kävelynopeutta sekä vähentää nivelrasitusta. [15,16] Sen etuihin lukeutuva ulkoinen akku on kuitenkin myös sen heikkous, sillä se tekee proteesista painavan ja vaikeuttaa sen kiinnipysymistä. [14]

4.1.2 Polven proteesit

Elektronisista polviproteeseista käytetään myös nimitystä mikroprosessoriohjattu polvi (MPK, Microprocessor Controlled Knee). Ensimmäinen, ja yhä käytössä oleva, MPK on Ottobockin vuonna 1997 julkaisema C-Leg. C-Leg-polven tärkein ominaisuus on kyky estää kaatumisia vastustamalla polvinivelen taipumista, jolloin proteesijalan päälle voi asettaa enemmän painoa. Tapahtuvan harha-askeleen C-Leg tunnistaa mittaamalla askeleen aikana poikkeavan suurta painoa proteesin varvasosan takana. Polven liikettä ja painovastusta kontrolloidaan polven kulmaa mittaavilla sensoreilla ja mikroprosessorin ohjaamalla hydraulikalla. Hydraulikalla ohjattavien polvien lisäksi on myös olemassa polviproteeseja, joissa ohjaus tapahtuu hyödyntämällä metallia sisältäviä viskoosisia

nesteitä. Niiden koostumusta, ja samalla niistä tehtyjen sähköjohtojen pituutta, voidaan muuttaa sähkövirran avulla. [14]

Ottobockin uusin versio C-Leg-proteesista on C-Leg 4, joka näkyy kuvassa 8. Pääosiltaan se koostuu kahdesta sensoriyksiköstä, mikroprosessorin sisältävästä kontroliyksiköstä, hydraulikkayksiköstä ja akusta. IMU (Inertial Motion Unit) sisältää gyroskoopin ja kiihtyvyyssantureita, joiden avulla mitataan proteesin asentoa. Polvinivelen kulmaa mitataan erillisellä sensorilla. Näiden sensorien tuottaman datan ja jalalle asetetun painon perusteella mikroprosessori ohjaa polvinivelen liikkeestä ja painovastuksen tuottamisesta vastaavaa hydraulikkayksikköä. C-Leg 4 sisältää myös Bluetooth-ominaisuuden, mikä mahdollistaa sen ohjaamisen puhelinsovelluksen avulla. Sovelluksen avulla voidaan esimerkiksi seurata akun latausta tai vaihtaa eri aktiviteetteihin, kuten pyöräilyyn, suunniteltujen tilojen välillä. [17]



Kuva 8. C-Leg 4 ja sen tärkeimmät rakenneosat, muokattu lähteestä [17].

C-Leg-proteesi mahdollistaa hyvin normaalin kävelemisen, ja polven taipumista vastustamalla se myös mahdollistaa portaisissa kävelemisen. Kuten aiemmin mainittiin, C-Leg pystyy myös estämään kaatumisia. Lisäksi se tunnistaa, milloin käyttäjä seisoo paikallaan ja estää polven taipumisen, jolloin käyttäjä voi varata proteesin päälle enemmän painoa. [17] Proteesi on kuitenkin melko painava ja kallis, minkä lisäksi se vaatii huoltoa ja akun latausta [14]. C-Leg-proteesille tehdyssä tutkimuksessa sitä verrattiin polviproteeseihin, joita ei ohjata mikroprosessorilla. Tutkimuksessa testattiin

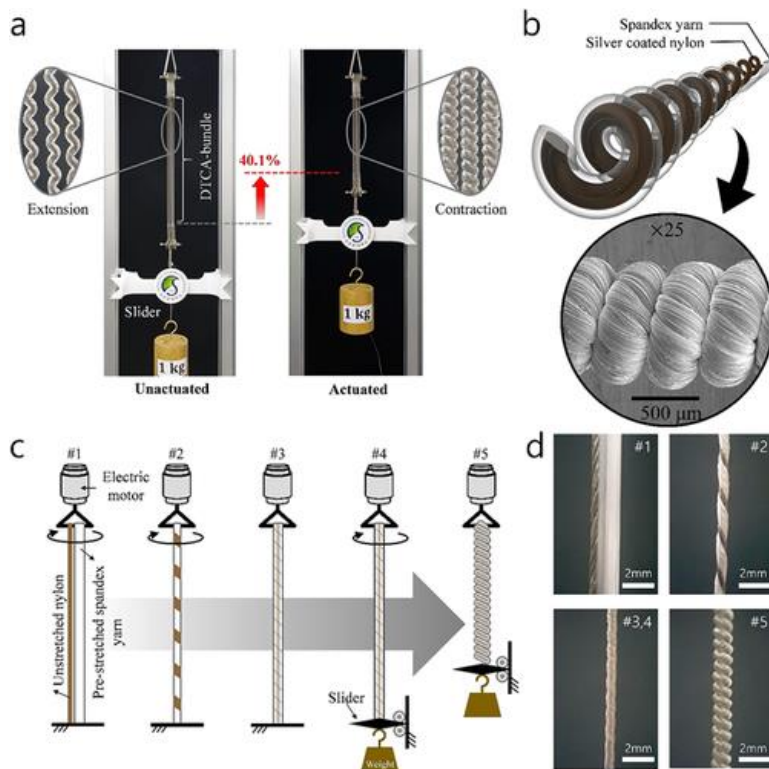
energiankulutusta juoksumatolla ja esteradan läpäisyyn käytettyä aikaa. Tulosten perusteella C-Legin käyttäjät kuluttivat vähemmän happea ja suoriutuivat esteradasta nopeammin ja vähemmällä askeleilla, minkä pohjalta todettiin, että se voi parantaa liikkuvuutta ja helpottaa toimintaa kotona ja muissa normaaleissa toimintaympäristöissä. [18]

4.2 Käsiproteesit

Elektronisten käsiproteesien toiminta on hyvin samankaltaista kuin jalkaproteeseilla, sillä niissäkin eri käden osien, kuten kyynärpään ja ranteen, liikkeen tuottaminen toteutetaan sähkömoottorien tai muiden aktuaattoreiden avulla. Käden liikkeet ovat kuitenkin jalkaan verrattuna monimutkaisia, minkä vuoksi käsiproteeseilla ei pystytä palauttamaan täysin normaalia käden toimintaa. Kehittyneimmät proteesit voivat tarjota kuitenkin esimerkiksi useita erilaisia tarttumaotteita ja ranteen liikkuvuuden useaan eri suuntaan. [14]

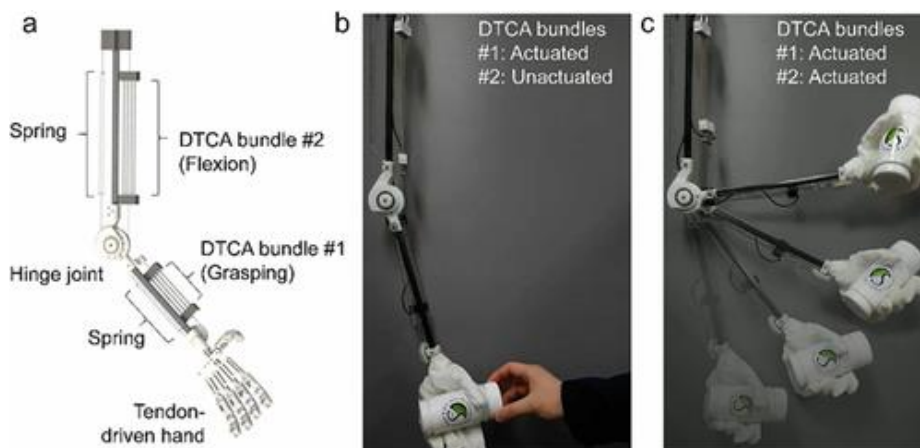
Erona jalkaproteeseihin on myös tapa ohjata käsiproteeseja. Käsiproteesit vaativat luonnollisesti kykyä käyttäjän tahdonalaisesti ohjaamaan liikkeeseen, kuten tarttumiseen, joten niitä ei voida ohjata jalan proteesien tapaan anturidatan avulla. Yleinen ohjaamiseen käytetty tapa on myoelektrinen ohjaus, jossa hyödynnetään lihasten supistuessa hermoissa syntyviä sähköisiä signaaleja. Signaaleja mitataan proteesin kiinnityskohdassa olevilla elektrodeilla. Jos henkilö ei pysty tuottamaan riittävän vahvoja myoelektrisiä signaaleja, proteesin ohjaukseen voidaan käyttää esimerkiksi perinteisiä kytkimiä tai muun ruumiinosan liikettä mittaavia antureita. [14]

Vaikka proteeseissa käytetään sähkömoottoreita ja muita perinteisiä aktuaattoreita, kuten paineilma-aktuaattoreita, ne eivät sovellu kaikista parhaiten bionisiin raajoihin tai muihin kannettaviin proteeseihin, sillä ne ovat usein painavia, suurikokoisia ja vaativat paljon ulkoisia osia. Tämän ongelman korjaamiseksi on kehitetty uudenlainen pehmeä aktuaattori, DTCA (Double Helix Twisted and Coiled Soft Actuator), joka rakentuu yhteen kiedotuista spandexkuiduista ja hopeapäälysteisistä nylonkuiduista. Sen rakenne näkyy kuvassa 9. DTCA:n toiminta perustuu polymeerikuitujen laajentumiseen ja kutistumiseen lämmön vaikutuksesta. Hopeapäälysteistä nylonia käytetään siitä syystä, että itsessään johtamattomat polymeerit vaatisivat ulkoisen lämmönlähteen, kun taas johtavia polymeerejä voidaan kuumentaa resistiivisesti, jolloin erillistä lämmönlähdettä ei tarvita. [19]



Kuva 9. DTCA:n rakenne [19].

DTCA:lle tehtyjen testien perusteella se voi korvata perinteiset aktuaattorit, sillä se on kevyt ja pienikokoinen ja se pystyy tuottamaan lihaksiin verrattuna suuren jännityksen ja voiman. Lisäksi se on eristetty vuotovirroilta, sillä eristävät spandexkuidut on kiedottu johtavan nylonin päälle. Yhden nylonnarun ja kahdeksan spandexnarua sisältävistä aktuaattoreista valmistettu bioninen käsi pystyi testeissä tarttumaan 60 g painoiseen pulloon, mutta bionisen käden tuottamaa voimaa voidaan helposti säätää liittämällä useita DTCA-aktuaattoreita rinnakkain. [19] Testissä käytetty bioninen käsi on esitetty kuvassa 10.



Kuva 10. DTCA käytännön toteutuksena käsiproteesissa [19].

5. YHTEENVETO

Tässä työssä esiteltiin erilaisia elektronisia proteeseja, joiden avulla korvataan menetettyjä aisteja ja amputoituja raajoja. Pohjimmiltaan näiden kahden kategorian eri proteesit toimivat samankaltaisesti. Sekä näkö- että kuuloproteeseissa aistimus saadaan aikaan stimuloimalla hermopäätteitä elektrodien avulla. Eroja proteesityyppien välillä on luonnollisesti tavassa kaapata dataa ympäristöstä. Kaikki raajaproteesit taas toimivat sähkömoottoreiden ja muiden aktuaattoreiden avulla, ja niiden ohjaaminen voi tapahtua sensoridatan kautta tai myoelektrisesti hyödyntäen ihmisen omia hermosignaaleja.

Suuria eroja ilmeni myös proteesien käyttökokemuksissa. Näköproteeseilla on työssä käsitellyistä proteeseissa vähiten käyttäjiä, mutta heidän saamansa hyödyt ovat olleet hyvin vaihtelevia ja ne ovat vielä melko kaukana täysin normaalin näön palauttamisesta. Kuuloproteesit ovat näköproteeseja laajemmin käytössä ja niidenkin käyttökokemukset ovat olleet vaihtelevia. Kuitenkin nykyisillään kuuloproteeseilla voidaan mahdollistaa puheen ymmärtäminen ja musiikin kuuntelu. Elektroniset raajat ovat myös laajasti käytössä, ja etenkin jalkaproteeseilla päästään täysin normaaliin kävelyyn. Myös käsiproteesit pystyvät jo mahdollistamaan lähes normaalin käden käytön.

Nykyään käytössä olevilla elektronisilla proteeseilla ei siis jalan proteeseja lukuun ottamatta pystytä palauttamaan käyttäjille täysin normaalia elämänlaatua. Tämä on yksi tulevaisuuden kehityksen keskeisimmistä tavoitteista, ja kehitystyötä onkin jatkuvasti käynnissä. Loistavia esimerkkejä näistä kehitystyön tuloksista ovat NANOCI-projekti ja DTCA-aktuaattori. Vaikka ne eivät vielä olekaan edenneet kuluttajamarkkinoille asti, ne antavat hyvän kuvan tulevaisuuden mahdollisuuksista. Jatkossa tullaan näkemään entistä suorituskykyisempiä proteeseja, jotka ovat silti kevyempiä ja huomaamattomampia.

Toinen tulevaisuuden kehityskohteista on edullisimpien proteesien kehittäminen, mikä toisaalta vastustaa suoraan ajatusta suorituskyvyn parantamisesta. Hinta on kuitenkin monille proteeseja tarvitseville suuri este elektronisten proteesien valinnalle, millä taas voi olla negatiivisia vaikutuksia heidän elämänlaatuunsa. Toivottavasti tulevaisuudessa kenenkään ei siis tarvitsisi tyytyä vain kosmeettisiin proteeseihin elektronisten proteesien korkean hinnan takia.

Työssä tuli myös esille etenkin implantoitavien laitteiden mukanaan tuomia eettisiä ongelmia, jotka täytyy tulevaisuudessa ratkaista. Esimerkiksi Second Sight Medical Products Inc.:n konkurssin myötä Argus® II-proteesin käyttäjät menettivät kaiken tuen

laitteelle, eikä yritys vastannut lainkaan vahingoista tai laitteiden korjauksista. Muissakin tapauksissa implanttien korjaus tai poistaminen vaatisi leikkausta, mikä tekee korjauksista periaatteessa mahdottomia. Implantoitavien laitteiden suunnitteluvaiheessa tulisikin kiinnittää erityistä huomiota luotettavuuteen ja sen testaamiseen. Monet proteesit hyödyntävät langatonta tiedonsiirtoa, kuten C-Leg mobiilisovelluksensa kautta, mikä myös aiheuttaa huolia käyttäjän yksityisyydestä ja esimerkiksi paikkatietojen seurannasta. Kaiken kaikkiaan elektronisten proteesien tulevaisuus näyttää kuitenkin lupaavalta.

LÄHTEET

- [1] A.N. Moghadasi, Artificial Eye in Burnt City and Theoretical Understanding of How Vision Works. Iranian journal of public health, Volume 43, Issue 11, 2014, pp. 1595-1596, Saatavissa: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4449516/>
- [2] K. Ott, D. Serlin, S. Mihm, Artificial Parts, Practical Lives Modern Histories of Prosthetics. New York; New York University Press, 2002, Saatavissa: https://search-ebscohost-com.libproxy.tuni.fi/login.aspx?direct=true&AuthType=cookie_ip_uid&db=e000xw&AN=1020878&site=ehost-live&scope=site
- [3] Y. H.-L. Luo, L. da Cruz, A review and update on the current status of retinal prostheses (bionic eye). British Medical Bulletin, Volume 109, Issue 1, 2014, pp. 31–44, Saatavissa: <https://doi.org/10.1093/bmb/ldu002>
- [4] T.F. Freddo & E. Chaum. Anatomy of the Eye and Orbit: The Clinical Essentials. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2017, Saatavissa: <https://ebookcentral.proquest.com/lib/tampere/detail.action?pq-origsite=primo&docID=5568207>
- [5] Ihmisen silmä, Saatavissa (viitattu 1.3.2022) https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ihmisen_silm%C3%A4.png
- [6] Y. H.-L. Luo & L. da Cruz. The Argus® II Retinal Prosthesis System. Progress in retinal and eye research 50, 2016, pp. 89–107, Saatavissa: <https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2015.09.003>.
- [7] E. Strickland & M. Harris, Their bionic eyes are now obsolete and unsupported, IEEE Spectrum, 15.2.2022, Saatavissa (viitattu 23.2.2022): <https://spectrum.ieee.org/bionic-eye-obsolete>
- [8] Ext f/u of the Argus II Feasibility Study, Saatavissa (viitattu 25.2.2022): https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpma/pma_pas.cfm?c_id=799&t_id=469382
- [9] Retina Implant AG discontinues business activities, 4.4.2019, Saatavissa (viitattu 1.3.2022): <https://www.bioregio-stern.de/en/news/retina-implant-ag-discontinues-business-activities>
- [10] Kuuleminen, Saatavissa (viitattu 5.3.2022): <https://www.kuuloliitto.fi/kuulo/kuulo-ja-kuulovammat/>
- [11] Kuulovammat, Saatavissa (viitattu 5.3.2022): <https://www.kuuloliitto.fi/kuulovammat/>
- [12] Cochlear implants, päivitetty 24.3.2021, Saatavissa (viitattu 7.3.2022): <https://www.nidcd.nih.gov/health/cochlear-implants>
- [13] P. Senn et al., NANOCI—Nanotechnology Based Cochlear Implant With Gapless Interface to Auditory Neurons. Wolters Kluwer Health, Inc., 2017, Saatavissa: <https://trepo.tuni.fi/handle/10024/102092>

- [14] D. Murphy, Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics. New York, NY: Demos Medical, 2014, Saatavissa: https://search-ebSCOhost-com.libproxy.tuni.fi/login.aspx?direct=true&AuthType=cookie_ip_uid&db=e000xw&AN=627098&site=ehost-live&scope=site
- [15] Infinite Technologies orthotics and prosthetics, BiOM® Ankle Foot, Saatavissa (viitattu 10.4.2022): <https://www.infinitetech.org/biom-ankle-foot/>
- [16] Progressive orthotics and prosthetics, iWalk BiOM, Saatavissa (viitattu 10.4.2022): <https://www.progoandp.com/i-walk-biom/>
- [17] Ottobock, C-Leg® above knee prosthetic leg, Saatavissa (viitattu 10.4.2022): <https://www.ottobockus.com/prosthetics/lower-limb-prosthetics/solution-overview/c-leg-above-knee-system/>
- [18] R. Seymour et al., Comparison Between the C-Leg® Microprocessor-Controlled Prosthetic Knee and Non-Microprocessor Control Prosthetic Knees: A Preliminary Study of Energy Expenditure, Obstacle Course Performance, and Quality of Life Survey. Prosthetics & Orthotics International, Volume 31, Issue 1, 2007, pp. 51–61, Saatavissa: <https://oce-ovid-com.libproxy.tuni.fi/article/00006479-200731010-00006/HTML>
- [19] K. Kim et al., Double Helix Twisted and Coiled Soft Actuator from Spandex and Nylon. Advanced engineering materials, Volume 20, Issue 11, 2018, Saatavissa: <https://doi-org.libproxy.tuni.fi/10.1002/adem.201800536>