

Juho Seppälä

PROTEESIKÄDEN OHJAUS

Kandidaatintyö
Tekniikan ja luonnontieteiden tiedekunta
Jyrki Latokartano
Syyskuu 2023

TIIVISTELMÄ

Juho Seppälä: Proteesikäden ohjaus
Kandidaatintyö, 22 sivua
Tampereen yliopisto
Tekniikan ja luonnontieteiden tiedekunta, konetekniikka
Syyskuu 2023

Tämän kandidaatin työn aiheena oli sähkötoimiset käsiproteesit ja niiden ohjaus. Työssä selvitettäviä asioita olivat, kuinka sähkötoimiset käsiproteesit toimivat, miten niitä ohjataan ja kuinka neurokirurgiaa hyödynnetään ohjauksessa. Työ on tehty kirjallisuustutkimana.

Teknologian kehittyminen on mahdollistanut rakenteellisesti entistä paremmin ihmisen kättä jäljittelevien proteesien valmistamisen. Käden rakenne voidaan jäljitellä akselitoilla ja jänteillä, joita liikutetaan sähkömoottoreilla. Ihmisen kädessä on kuitenkin noin 20 vapausastetta, mikä tekee sen ohjaamisesta haasteellista.

Sähkötoimisten proteesien liikuttamiseen tarvittava informaatio saadaan mittaamalla lihassähkökäyrää, missä aivoilta lihaksiin välittyvät hermoimpulssit havaitaan erilaisilla elektrodeilla. Elektrodit voidaan sijoittaa ihon pinnalle tai kirurgisesti lähemmäs hermoja. Ihon pinnalta mitattaessa haasteina on elektrodien altistuminen ulkoisille olosuhteille ja iskuille, jotka häiritsevät mittaamista. Ihon alta mitattaessa elektrodit puolestaan kapseloituvat, jolloin syntynyt arpikudos heikentää niiden toimintaa. Tämän lisäksi elektrodeista lähtevien johtojen ihonläpäisykohdat ovat alttiita infektioille. Proteesin ohjauksessa yksittäisten mitattavien signaalien määrä rajoittaa proteesin ohjattavien vapausasteiden määrää. Koneälyä voidaan hyödyntää ohjauksessa yksittäisten signaalien havaitsemisessa.

Käden amputoimisessa hermot, joista lihassähkökäyrää mitataan, jäävät ilman ohjattavia lihaksia käden tynkään. Vaurioituneet hermot voivat kasvattaa kipeitä kasvaimia (amputaationeuroomia) ja niissä kulkevat signaalit voivat heikentyä. Hermojen sijoittuminen pienelle alueelle vaikeuttaa myös yksittäisten signaalien mittaamista. Ongelmien ratkaisemiseksi hermot voidaan johtaa muihin lihaksiin kohdennetulla uudelleenhermotuksella, tai niille voidaan ottaa lihassiirrännäiset toisista lihaksista regeneroituvalla ääreishermoston liitännällä. Kummallakin menetelmällä hermot saadaan kytkettyä takaisin lihaksiin, mikä vahvistaa niissä kulkevia signaaleja, ja estää neuroomien muodostumisen. Hermot voidaan myös sijoittaa laajemmalle alueelle, mikä helpottaa lihassähkökäyrän mittaamista.

Proteesin ohjaamiseen käytettyjen lihasten lähellä sijaitsevan ihon on myös huomattu palautuvan tuntemaan ärsykeitä, jotka kohdistuvat puuttuvan käden osiin, joita ohjataan. Ilmiötä voidaan hyödyntää tuntoaistimusten palauttamiseen lisäämällä proteesiin sensoreita, joiden havaitsemat ärsykkeet voidaan siirtää toimilaitteilla kyseiseen ihoon.

Avainsanat

Käsiproteesi, Elektrodi, Lihassähkökäyrä

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck –ohjelmalla.

ABSTRACT

Juho Seppälä: Prosthetic hand control
Bachelor's thesis, 22 p.
Tampere University
Faculty of Engineering and Natural Sciences, Engineering
September 2023

This bachelor's thesis topic was electrically powered hand prostheses and their control. Topics to be clarified in the work were how electrically operated hand prostheses work, how they are controlled, and how neurosurgery is utilized in the control. The work has been done as a literature study.

The development of technology has made it possible to manufacture prostheses that can better than before imitate the structure of the human hand. The structure of the hand can be imitated with shafts and tendons, which are moved by electric motors. However, the human hand has about 20 degrees of freedom, which makes controlling it challenging.

The information needed to move electrically operated prostheses is obtained by measuring the electromyogram, where the nerve impulses transmitted from the brain to the muscles are detected by different electrodes. Electrodes can be placed on the surface of the skin or surgically closer to the nerves. When measuring impulses from the surface of the skin, the electrodes are exposed to external conditions and shocks that disturb the measurement, which poses a challenge. On the other hand, when measuring impulses from under the skin, the electrodes become encapsulated, and the resulting scar tissue weakens their function. In addition to this, the points where the wires of the electrodes penetrate the skin are prone to infections. The number of individual measurable signals limits the number of degrees of freedom that can be controlled by the prosthesis. Machine intelligence can be used to aid the control by detecting individual signals.

When a hand is amputated, the nerves from which the electromyogram is taken are left without the muscles to control in the stump of the hand. The damaged nerves can grow painful tumors (amputation neuromas) and the signals that travel through them can be weakened. The placement of the nerves in a small area also makes it difficult to measure individual signals. To solve these problems, the control nerves can be led to other muscles with targeted reinnervation, or grafts can be taken from other muscles for regenerative peripheral nerve connection. With both methods, the nerves can be connected back to the muscles, which strengthens the signals passing through them, and prevents the formation of neuromas. Nerves can also be placed in a wider area, making measuring the electromyogram easier.

The skin, located near the muscles used to control the prosthesis, has also been found to return feeling stimuli directed at the controlled parts of the missing hand. The phenomenon can be used to restore tactile sensations by adding sensors to the prosthesis, where the stimuli detected can be transferred with actuators to the relevant skin.

Keywords

Hand prosthesis, Electrode, Electromyogram.

The originality of this thesis has been checked using the Turnitin Originality Check service.

SISÄLLYSLUETTELO

1	JOHDANTO.....	1
	1.1 Työn tavoite ja menetelmät.....	2
2	KÄSIPROTEESIEN KEHITTYMINEN	3
3	SÄHKÖTOIMINEN KÄSIPROTEESI	5
4	KIINNITYS JA LAAJUUS.....	6
	4.1 Osseointegraatio.....	7
5	OHJAUS	9
	5.1 Proteesin tilan viestiminen käyttäjälle	9
	5.2 Elektrodit.....	9
	5.3 Ihon pinnalle ja lihaksiin asetettavat elektrodit.....	10
	5.4 Hermokytkenä.....	11
	5.5 USEA ja sieve-elektrodit	12
6	NEUROKIRURGIA EMG-PROTEESEISSA	14
	6.1 Amputaatiokivut ja neurooma	14
	6.2 TMR-Menetelmä	15
	6.3 RPNI-menetelmä	16
7	TULOKSET.....	17
	LÄHTEET	20

LYHENTEET JA MERKINNÄT

Osseointegraatio	Elävän luun ja implantin suoraan yhdistäminen
EMG	ElektroMyoGrafia, lihassähkökäyrä
FINE	Flat Interface Nerve Electrode, litteän rajapinnan hermoelektrodi
RPNI	Regenerative Peripheral Nerve Interface, regeneroituva ääreisher- mojen liitäntä
tfLIFE	thin-film Longitudinal Intra-Fascicular Electrode, pitkittäinen hermo- kimpun sisäinen ohutfilmi elektrodi
TIME	Transversal Intrafascicular Multi-channel Electrode, poikittainen her- mokimpun sisäinen monikanavainen elektrodi
TMR	Targeted Muscle Reinnervation, lihasten kohdennettu uudelleenher- motus
USEA	Utah Slanted Electrode Arrays, Utah kallistettu elektrodiryhmä

1 JOHDANTO

Käsi- ja jalaproteeseja tarvitsevia ihmisiä on maailmalla paljon. Vuonna 2006 tehdyn selvityksen mukaan Japanissa ja Kiinassa käsi- ja jalaproteeseja tarvitsevia ihmisiä on vähintään 9,3 miljoonaa (Yong et al. 2014), ja vuonna 2005 yläraaja-amputoitujen ihmisten määrä Yhdysvalloissa oli noin 41 000, joiden määrän on arvioitu vain kasvavan 131 % vuoteen 2050 mennessä (Engdahl et al. 2015). Käsi- ja jalaproteesit tarjoavat parhaan tavan puuttuneen raajan palauttamisessa.

Yksinkertaisilla liikkumattomilla käsi- ja jalaproteeseilla on pystytty jo pitkään palauttamaan potilaan raaja visuaalisesti. Kehon muita lihaksia hyödyntävät lihasvoimakäyttöiset proteesit ovat puolestaan voineet palauttaa osan aidon käden toiminnallisuuksista. Lihasvoimakäyttöiset proteesit mahdollistavat kuitenkin tyypillisesti vain yhden ohjattavan vapausasteen.

Sähkötoimiset proteesit ovat mahdollistaneet entistä aidomman käden kaltaisten käsi- ja jalaproteesien valmistamisen. Sähkötoimisissa käsi- ja jalaproteeseissa liike tuotetaan sähkömoottoreilla. Rakenteellisesti lähes aidon käden kaltaisia proteeseja voidaan valmistaa, mutta sen lukuisten vapausasteiden ohjaaminen, sekä aistien palauttaminen on haastavaa. Kehittyneimpien käsi- ja jalaproteesien valmistaminen on myös hyvin kallista, hinnan vaihdellen 20 000–100 000 dollarin välillä riippuen proteesin laajuudesta ('The Complete Guide To Arm & Hand Amputations and Prosthetics | MCOP' n.d.).

Kädensiirrot tarjoavat vaihtoehtoisen menetelmän käsi- ja jalaproteeseille. Ne toimivat ylivertaisesti aidon käden kaltaisesti. Menetelmällä on omat haasteensa eivätkä ne korvaa käsi- ja jalaproteeseja. Kädensiirto esimerkiksi vaatii aina luovuttajan ja lääkityksen hylkimisreaktion hoitoon mikä pitkällä aikavälillä rasittaa kehoa kohtuuttomasti, kun kyseessä ei ole elintärkeä siirretty elin. (Zuo & Olson 2014)

1.1 Työn tavoite ja menetelmät

Työn tavoitteena on selvittää ja koota kirjallisuustutkimuksen avulla nykyisen teknologian avulla luotujen sähkötoimisten käsiproteesien ohjausmenetelmiä. Työssä käsiteltäviä tutkimuskysymyksiä ovat seuraavat:

- Millaisia sähköiset käsiproteesit ovat ja kuinka ne toimivat?
- Mitä erilaisia toteutustapoja sähkötoimisen käsiproteesin kytkennälle on?
- Miten neurokirurgiaa hyödynnetään proteesin ohjaamisessa?

Luvussa 2 käydään läpi käsiproteesien kehittyminen. Työssä käsitellään myös amputoituun raajaan liittyviä kipuloja. Työssä ei keskitytä ranneamputaatiota vähäisempiin tapauksiin.

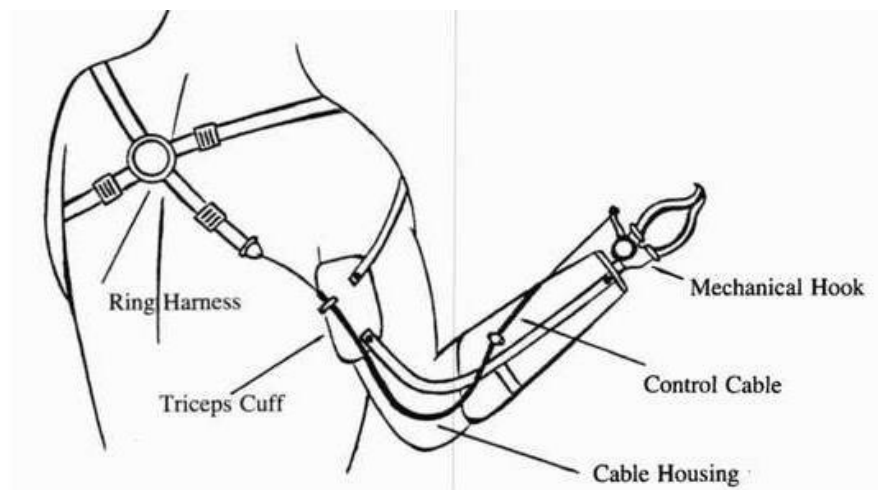


Kuva 1. Kuvassa on esitetty eräänlainen sähkötoiminen käsiproteesi ('The Complete Guide To Arm & Hand Amputations and Prosthetics | MCOP' n.d.)

2 KÄSIPROTEESIEN KEHITTYMINEN

Ensimmäiset käsiproteesit on kehitetty jo tuhansia vuosia sitten. Yksinkertaisimmat käsiproteesit ovat kiinteitä ja muistuttavat kättä tai työkaluja. Toiminnallisuuden kannalta proteesin liikuteltavuus on kuitenkin tärkeää. Ihmisen kädellä on noin 20 vapausastetta, mikä tekee aidon käden kaltaisista proteeseista rakenteellisesti monimutkaisia. Rakenteen toteuttaminen akseleiden ja saranoiden avulla ei ole vaikeaa, mutta niiden ohjaaminen on haasteellista. Tämän takia ensimmäiset liikuteltavat proteesit olivat passiivisesti ohjattuja. Passiivisesti ohjattua proteesikättä voidaan liikuttaa vain ulkoisesti esimerkiksi toisen käden avulla, jolloin se voidaan avata tai sulkea pitämään kiinni esineistä tai kahvoista. Passiivisesti ohjattuja proteeseja käytetään yhä, koska ne ovat halvempia ja helppokäyttöisempiä. Erityisesti nuorille lapsille ja vanhuksille ne tarjoavat hyvän vaihtoehdon. Passiivisesti ohjatut proteesit ovat kuitenkin toiminnallisesti hyvin rajoittuneita.

Passiivisesti ohjattujen käsiproteesien jälkeen kehittyivät aktiivisesti ohjatut käsiproteesit, joissa käyttäjä ohjaa proteesia itsenäisesti. Proteesin vapausasteiden karsiminen mahdollistaa yksinkertaisemman ohjauksen. Ensimmäiset aktiivisesti ohjatut käsiproteesit mahdollistivat yleensä yhden vapausasteen liikkeen. Niistä hyvä esimerkki on lihasvoimakäyttöinen tarttumakoukku, minkä käyttäjä pystyy avaamaan ja sulkemaan valjaiden ja vaijerin avulla, jotka kiinnitetään proteesista vastakkaisen puolen hartiaan.



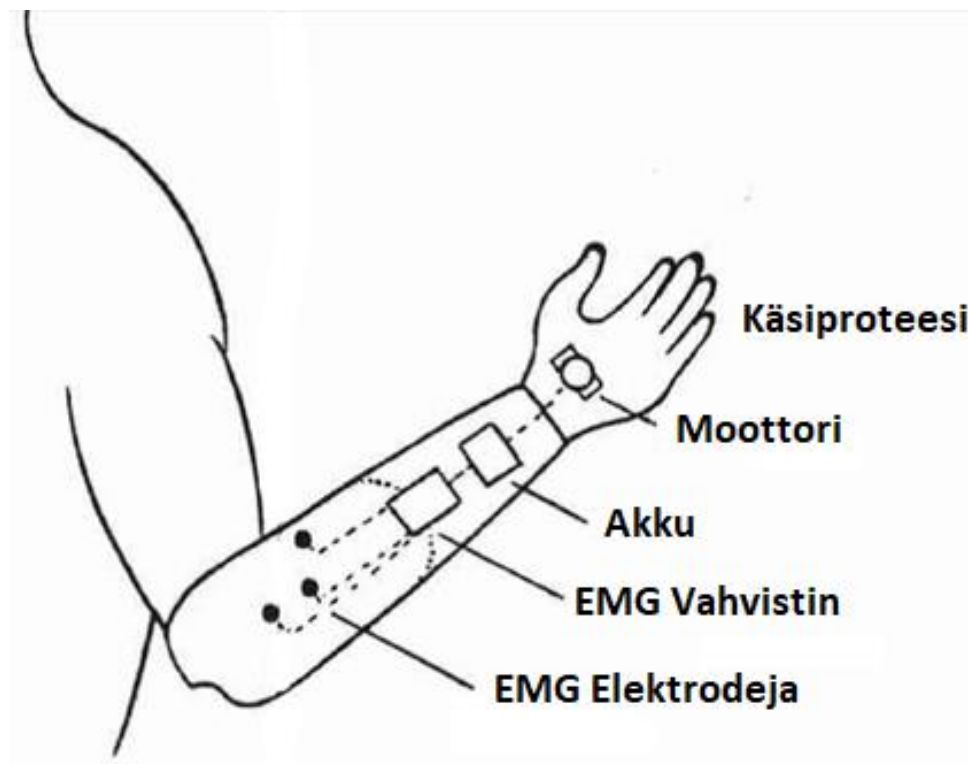
Kuva 2. Kuvassa on esitetty lihasvoimakäyttöinen tarttumakoukku (Zuo & Olson 2014)

Vuonna 1919 kehitettiin ensimmäiset motorisoidut proteesit, mutta niiden elektronista ohjausta ei pystytty vielä toteuttamaan. Vuonna 1948 keksittiin ensimmäinen EMG-menetelmällä (Elektromyografia, Lihassähkökäyrä) ohjattu käsiproteesi. Moottoreita ohjaavat signaalit saatiin aivoilta lihaksiin tulevista sähköisistä hermoimpulsseista, jotka voitiin havaita ihon pinnalle asetetuilla elektrodeilla. (Zuo & Olson 2014) EMG-menetelmällä toteutettu ohjaus mahdollisti proteesin liikuttamisen oikean käden kaltaisella tavalla. Menetelmää on sovellettu ja kehitetty paljon sen keksimisen jälkeen.

3 SÄHKÖTOIMINEN KÄSIPROTEESI

Sähkökäyttöisten proteesien suurin ero lihasvoimakäyttöisiin proteeseihin nähden on se, ettei niiden liikuttamiseen tarvitse käyttää kehon muita lihaksia. Proteesin liikkeet tuotetaan sähkömoottoreilla, jonka seurauksena niiden ohjaus on toteutettava erikseen elektronisesti. Proteesin moottoreita ohjaavat signaalit mitataan ihon pinnalle tai kirurgisesti lähemmäs hermoja asetettavilla elektrodeilla. Elektrodiin mittaamaa lihassähkökäyrää analysoidaan tämän jälkeen erillisellä EMG-vahvistimella usein koneälyä hyödyntäen. Sähkökäyttöisen proteesin energianlähteenä toimii akku.

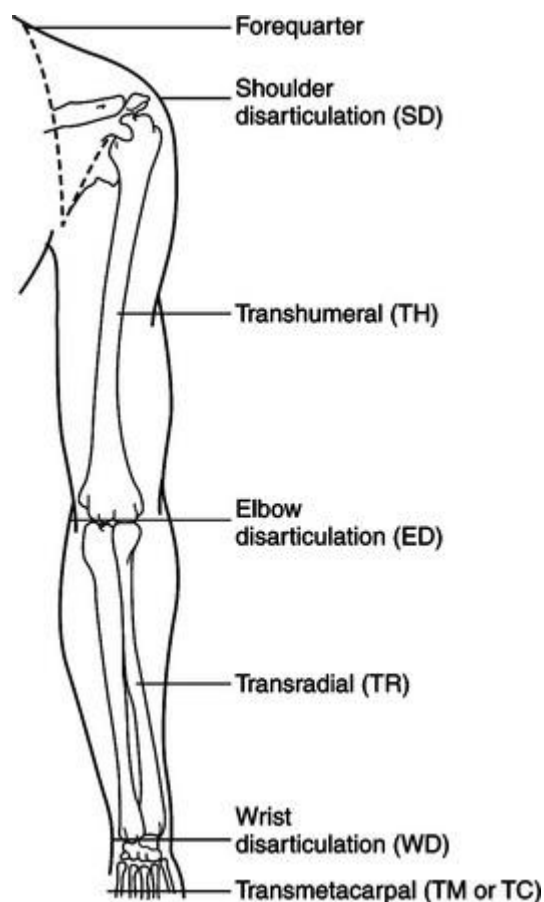
Sähkötoimista käsi- ja käsiproteesia vastaavassa aidossa kädessä on niin monta ohjattavaa vapausastetta, että usein osa niistä joudutaan ohjaamaan erillisillä hallintalaitteilla tai muilla menetelmillä, kun pelkkä EMG-ohjaus ei riitä kattamaan niitä. Esimerkiksi proteesin ranteen kierto liike usein toteutetaan passiivisella menetelmällä, missä käyttäjä kääntää sitä toisen kätensä avulla.



Kuva 3. Kuvassa sähkötoimisen käsi- ja käsiproteesin perusrakenne. Mukailten (Zuo & Olson 2014)

4 KIINNITYS JA LAAJUUS

Amputaation laajuus vaikuttaa paljon siihen millaisia proteeseja voidaan käyttää. Yläraajan amputaation laajuudet ranteesta olkapäähän voidaan luokitella seitsemään eri luokkaan. Vähäisimmästä laajimpaan luokkien amputaatio kohdat ovat: ranteen alapuolelta, ranteen yläpuolelta, ranteen ja kyynärpään välistä, kyynärnivelistä, kyynärpään ja olkapään välistä, olkanivelestä tai olkapään yläpuolelta. (Themes 2017) Laajimmassa poistetaan lapa- ja solisluu. ('The Complete Guide To Arm & Hand Amputations and Prosthetics | MCOP' n.d.)



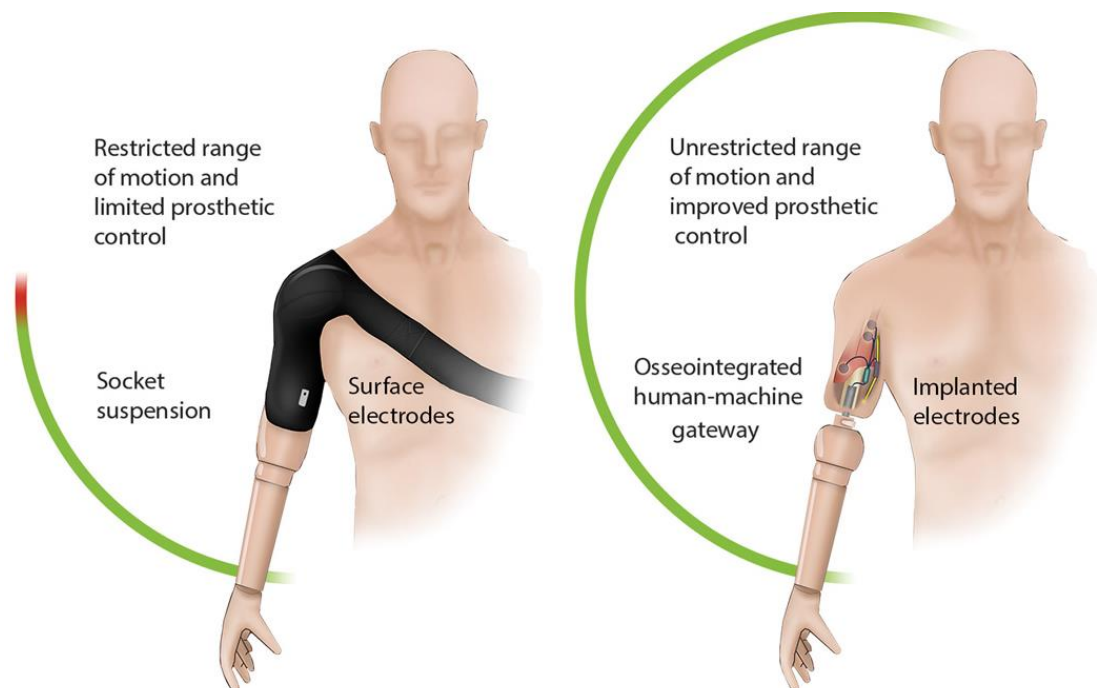
Kuva 4. Kuvassa yläraaja amputaation luokat. (Themes 2017)

Vähäisimmissä amputaatioissa proteesin akustolle on vähemmän tilaa mutta samalla sen tarvitsema voiman tarve on pienempi, kun käden lihaksistoa on enemmän jäljellä.

Laajemmissa amputaatioissa proteesin nivelten määrän kasvaessa myös vapaus asteiden määrä kasvaa. Vapausasteiden ohjaamiseen tarvittavien signaalien mittaaminen myös vaikeutuu, kun menetetään elektrodeille sopivia alueita.

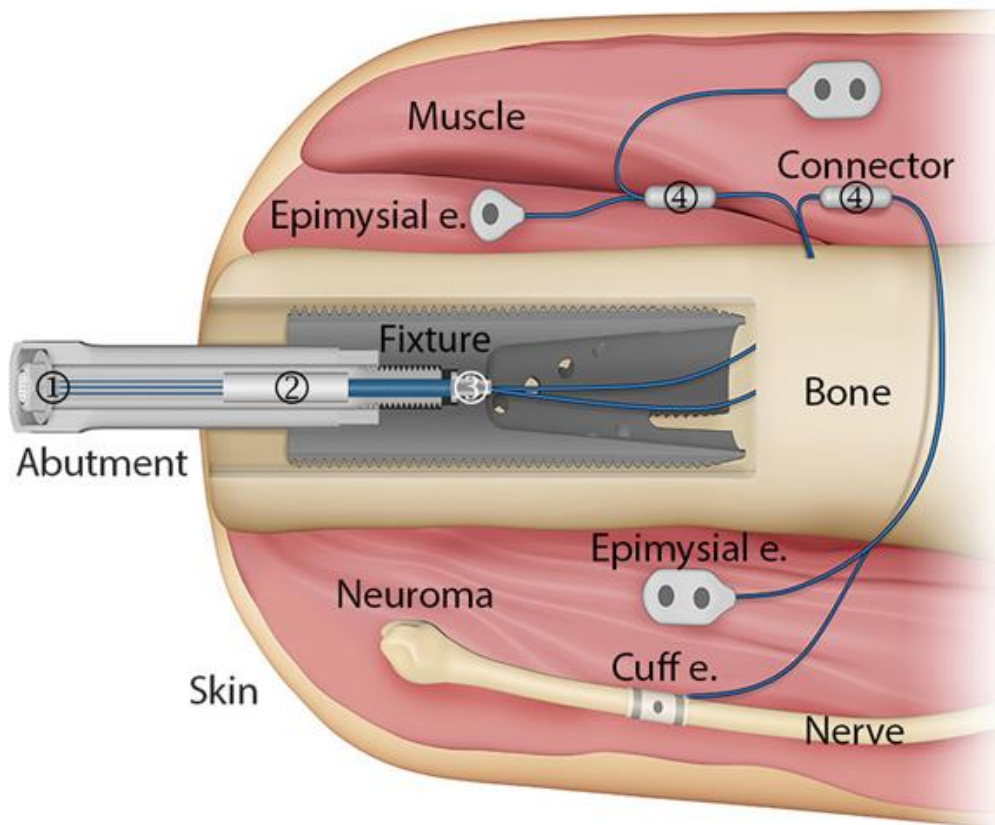
4.1 Osseointegraatio

Osseointegraatiossa käsi- ja jalkaproteesi kiinnitetään suoraan käden tyngän luuhun titaanitangolla. Menetelmällä vältetään tavanomaisessa käsi- ja jalkaproteesissa käytettävältä tyngän ympärille asetetusta holkista, joka rajoittaa proteesin liikeratoja, ja voi aiheuttaa erilaisia iho-ongelmia. (Zuo & Olson 2014)



Kuva 5. Kuvassa vasemmalla on esitetty perinteinen käsi- ja jalkaproteesin kiinnitys holkien avulla. Oikealla on puolestaan osseointegraation avulla tehty kiinnitys. Mukailen (Ortiz-Catalan, Håkansson, and Brånemark 2014)

Osseointegraatio tarjoaa myös hyvän reitin EMG-proteesin ihon alle asetettujen elektrodien kytkennälle, jossa vältetään ylimääräisiltä elektrodien johtojen ihon läpäisykohdilta. Kytkennän vaaroja on katastrofaaliset vauriot, mikäli kiinnityskohta hajoaa proteesiin kohdistuvien voimien seurauksesta.



Kuva 6. Kuvassa esitetty osseointegroidun proteesin kiinnityksen rakenne. Luun sisälle asennettu titaanitanko toimii reittinä kuvassa esitettyjen lihaksiin- ja hermon ympärille asetettujen elektrodien johdoille. Mukailten (Ortiz-Catalan, Häkansson, and Brånemark 2014)

5 OHJAUS

Sähkötoimisten käsiproteesien ohjaaminen lihassähkökäyrän avulla toimii vastaavalla tavalla kuin aidon käden liikuttaminen lihassähkökäyrää mittaavien elektrodien ansiosta.

Proteesilla on hybridiohjaus, kun sitä ohjataan useammalla eri menetelmällä. EMG-ohjaukseen voidaan lisätä esimerkiksi jalkoihin kiinnitettävät inertiaan perustuvat sensorit (Engdahl et al. 2015), tai kitalakeen kiinnitettävä kielellä ohjattu hallintalaitte (Johansen et al. 2021). Ulkoisten hallintalaitteiden avulla voidaan lisätä ohjattuja vapausasteita tai hienosäätää proteesin liikkeitä.

Tieto käsiproteesin tilasta ja puristusvoimasta ovat käyttäjälleen tärkeitä. Proteesin tulisi viestiä käyttäjälleen missä asennossa se on ja kuinka lujaa sen moottorit vääntävät tai puristavat milläkin ajanhetkellä. Tiedon puuttuessa nostetut esineet voivat pudota tai proteesi voi vahingoittaa ympäristöä tai itse käyttäjänsä.

5.1 Proteesin tilan viestiminen käyttäjälle

Sähköisen proteesin käyttäjän pääasiallinen tapa seurata proteesin toimintaa ja voiman käyttöä tapahtuu visuaalisesti. Käyttävä voi esimerkiksi katsoa kuinka proteesilla tartuttu kappale muuttaa muotoaan. Tämä ei ole aina mahdollista eikä se korvaa ihmisen asentoaistia. Lihaskäyttöisissä proteeseissa ongelmaa ei ole koska informaatio siirtyy proteesin ohjaamiseen käytettävillä lihaksilla, minkä takia osa niitä suosii. (Gillespie et al. 2009)

Käsiproteesin tilan viestintä käyttäjälle voidaan myös toteuttaa kehon ulkopuolisilla toimilaitteilla, jotka aiheuttavat tuntoaistiin perustuvia ärsykeitä käyttäjälleen. Toimilaitteet viestivät proteesin voimista aiheuttamalla painetta, värinää tai venyttämällä ihoa proteesin rajapinnassa. Ärsykkeiden voimakkuudella voidaan viestiä proteesin voimien suuruus. (Brown et al. 2013)

Myöhemmin luvussa 6.2 käydään läpi, kuinka neurokirurgian avulla voidaan toteuttaa eräänlainen proteesin tilan viestiminen.

5.2 Elektrodit

Elektrodeilla mitataan aivoista lihaksille hermoja pitkin kulkeutuvaa lihassähkökäyrää. Elektrodit ovat laitteita mitkä siirtävät hermoissa kulkevat sähköimpulssit proteesin virtapiiriin. Ääreishermostosta mitattuna ne voidaan asettaa ihon pinnalle, hermojen lähelle

lihaksiin tai suoraan hermojen yhteyteen. Elektrodeilla voidaan myös mitata suoraan keskushermoston signaaleja mutta menetelmä on hyvin tunkeutuva, koska kallon ja selkärangan luiset rakenteet suojaavat niitä.

Proteesin EMG-ohjauksessa ohjattavien vapausasteiden määrä riippuu siitä, kuinka monta yksittäistä lihassähkökäyrän signaalia saadaan havaittua elektrodeilla. Muita ohjaus signaaleja kuten lihasten värinää, painejakaumaa ja asentoa niitä liikutellessa on myös tutkittu lihassähkökäyräohjauksen rinnalle. (Engdahl et al. 2015)

Elektrodien mittaamat signaalit ovat vahvempia mitä lähemmäs hermoja ne voidaan asettaa, ja mitä pienempiä ne ovat sitä paremmin niillä voidaan mitata yksittäisiä hermosignaaleja. (Yoshida, Stieglitz, and Qiao 2014)

5.3 Ihon pinnalle ja lihaksiin asetettavat elektrodit

Ihon pinnalle asettaminen ei vaadi kirurgisia toimenpiteitä mutta pidempi etäisyys hermoihin, ihonalaiskudokset, ympäristön olosuhteet sekä hiki häiritsevät signaalien mittaamista. Ulkoiset elektrodit ovat myös alttiita siirtymään iskujen seurauksesta.

Tavanomaisesti elektrodeja voidaan sijoittaa ihon pinnalle vain kahteen erilliseen kohtaan, vaikka amputaatio olisi tehty kyynärpään alapuolelta. Tämä rajoittaa yksittäisen mitattavien signaalien määrää. Ihon pinnalle asetetut elektrodit havaitsevat kaikki hermokimpussa kulkevat signaalit, jolloin yksittäiset signaalit pitää erotella esimerkiksi koneällyn hahmontunnistuksen avulla. (Engdahl et al. 2015)

Elektrodeja voidaan myös asettaa kirurgisesti lihaksiin suojaan ympäristön olosuhteilta. Lihaksiin asetettujen elektrodien haasteita ovat niiden johtojen ihon läpäisykohtien alttius tulehduksille, ja että niilläkin yksittäisten signaalien saaminen vaatii erottelua. Luvussa 6.3 käydään läpi kuinka neurokirurgian avulla nämä elektrodit mahdollistavat mainion ohjausmenetelmän proteesille.

Kyvyttömyys havaita yksittäisiä signaaleja suoraan johtaa myös siihen, että käyttäjä joutuu aktivoimaan samoja lihaksia jatkuvasti proteesin ohjaamiseen. Tämä voi ylikuormittaa lihakset jatkuvan käytön aikana, jolloin proteesin hallinta vaatii lepotaukoja lihasten palautumisen ajaksi. (Branner, Stein, and Normann 2001)

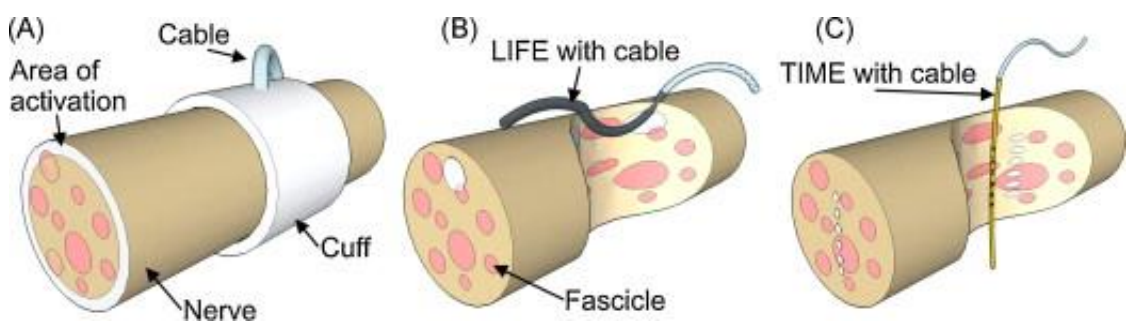
5.4 HermokytKentä

Signaalien mittaaminen on helpompaa, kun elektrodit asetetaan ihon alle hermojen läheisyyteen. Hermojen läheisyydessä elektrodit voidaan asettaa hermokimppujen ympärille cuff- ja FINE (Flat Interface Nerve Electrode, litteän rajapinnan hermoelektrodi) elektrodeilla, jotka mittaavat hermokimppussa kulkevia signaaleja useasta kohdasta koko hermokimppun ympäri. FINE on cuff-elektrodin muunnos, jolla saavutetaan suurempi hermo-yhteyden mitattava pinta-ala ja lyhyempi etäisyys keskimmäisten hermojen signaalien mittaamiseen, kun hermo on litistetty. (Engdahl et al. 2015)

Cuff-elektrodien haasteina on niiden sopivuus hermokimppun ympärille. Liian tiukka sovitukset katkaisee verenkierron hermokimppuun, ja liian väljä voi puolestaan menettää yhteyden hermoihin mikä estää signaalien mittaamisen. (Branner, Stein, and Normann 2001)

Elektrodeja voidaan sijoittaa myös suoraan yksittäisiin hermoihin neulamaisilla elektrodeilla kuten TIME (Transversal Intrafascicular Multi-channel Electrode, poikittainen hermokimppun sisäinen monikanavainen elektrodi) ja tfLIFE (thin-film Longitudinal Intra-Fascicular Electrode, pitkittäinen hermokimppun sisäinen ohutfilmi elektrodi). Nämä tunkeutuvat hermokimppuun, mikä mahdollistaa entistä paremmin yksittäisten signaalien mittaamisen.

TIME:n huono kestävyys rajoittaa niiden käyttämistä pidempiaikaisissa sovelluksissa kuten proteesien ohjaamisessa. tfLIFE:n joustavampi ohutfilmirakenne kestää paremmin ja niillä on pystytty mittaamaan signaaleja joitakin viikkoja. tfLIFE:n rakenne on kuitenkin sellainen, että useamman sellaisen asentaminen samaan hermokimppuun on haasteellista. (Branner, Stein, and Normann 2001) Kuvassa 4. esitetään cuff-, tfLIFE- ja TIME-elektrodien perusrakenteet.



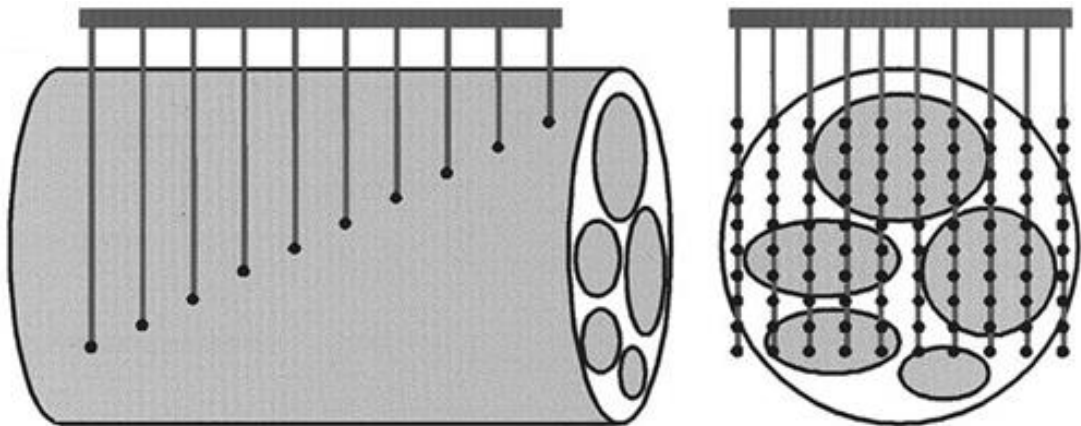
Kuva 7. Vasemmalla näkyy cuff-elektrodi, joka mittaa signaaleja hermokimppun pinnasta. Keskellä tfLIFE, ja oikealla TIME, joka asennetaan poikittain hermokimppuun, jotta se osuu useampaan hermoon. (Boretius et al. 2010)

TIME- ja tFLIFE-elektrodit kapseloituvat hermokudokseen kuten muutkin hyvin bioyh-teensopivat laitteet. Niiden rakenteet eivät kuitenkaan vastaa hermokudoksen raken-
netta kyllin hyvin, jolloin ne voivat ajan kanssa liikkua, hajota tai aiheuttaa ylimääräistä
arpeutumista niitä ympäröivään hermokudokseen, mikä estää niiden kyvyn toimia. Uu-
sien entistä paremmin hermokudoksen rakennetta vastaavien materiaalien keksiminen
mahdollistaisi tehokkaan ja kestävä mittaamisen tällaisilla elektrodeilla. (Yoshida,
Stieglitz, and Qiao 2014)

5.5 USEA ja sieve-elektrodit

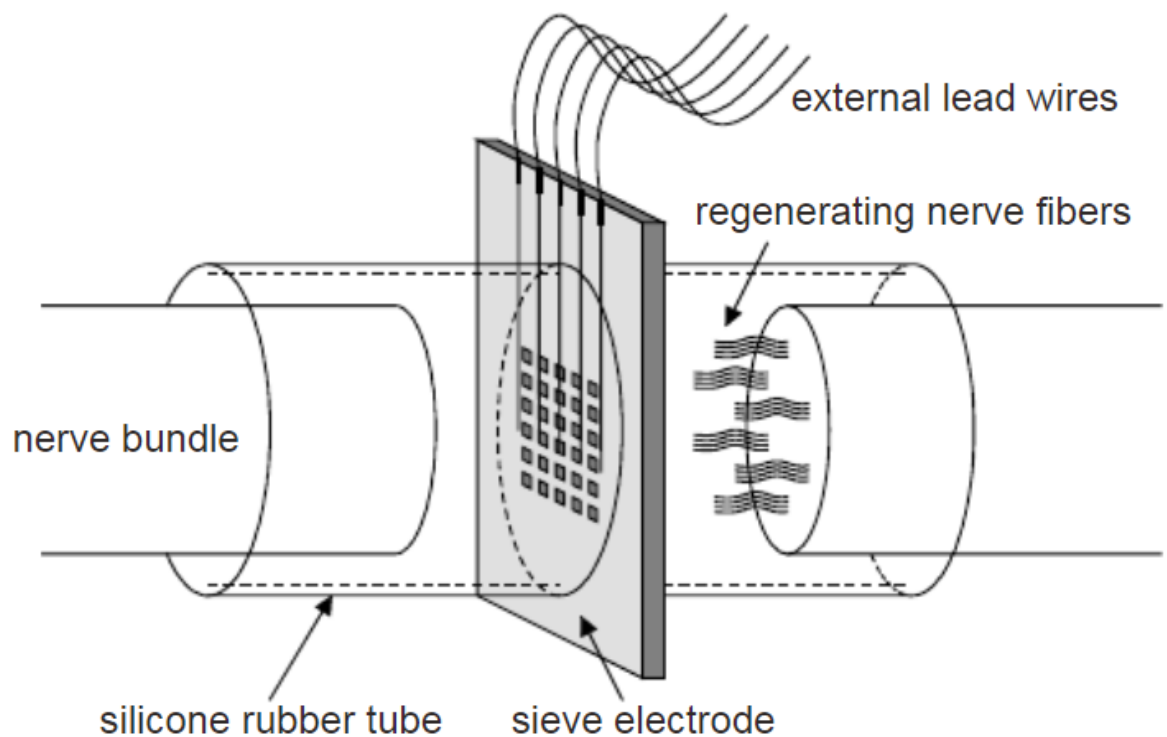
Hermokimppujen kaikkien hermojen mittaamiseen on kehitetty useista elektrodeista
koostuvia USEA (Utah Slanted Electrode Arrays, Utah kallistettu elektrodiryhmä) elekt-
rodiryhmiä sekä sieve-elektrodeja.

USEA koostuu sadasta elektrodista, jotka voidaan asettaa samanaikaisesti erityisellä
pneumaattisella menetelmällä häiritsemättä hermokimppun toimintaa. Sen viistetty ra-
kenne mahdollistaa yhteyden hermokimppun jokaiseen hermoon, ilman että yksittäiset
elektrodit mittaisivat samoja hermoja. (Branner, Stein, and Normann 2001)



Kuva 8. Vasemmalla näkyy USEA:n viistetty rakenne ja oikealla kuinka se kytkey-
tyy jokaiseen hermokimppun hermoon. (mukaillen Branner, Stein, and Normann
2001)

Sieve-elektrodi koostuu rei'itetystä levystä, jonka reikien reunoissa on lihassähkökäyrää mittaavat elektrodit. Sen asentamisessa hermokimppu katkaistaan, jonka jälkeen hermojen annetaan kasvaa silikonista valmistetun putken ohjaamana sieve elektrodin reikien läpi. Hermojen parantumisen jälkeen saadaan stabiili yhteys hermoon, mikä kestää paremmin kuin kytkennät, joissa yksittäisiin hermoihin tunkeudutaan. Sieve elektrodin heikkoutena on kuitenkin se, että asentamisen ajaksi hermokimppu on katkaistava, jolloin signaaleja ei voida mitata. (Kawada et al. 2004)



Kuva 9. Kuvassa sieve elektrodin perusrakenne. (Kawada et al. 2004)

6 NEUROKIRURGIA EMG-PROTEESEISSA

Proteeseilla voidaan palauttaa puuttuvan raajan toiminnallisuus, mutta amputaatiosta seuraa yleensä erilaisia kiputiloja, joiden hoitaminen on oleellinen osa kunnollisten proteesien valmistamisessa.

Amputaatiossa käden tynkään jääneitä hermoja voidaan neurokirurgisesti siirtää ja liittää eri lihaksiin TMR-menetelmällä (Targeted Muscle Reinnervation, lihasten kohdennettu uudelleenhermotus), sekä RPNI-menetelmällä (Regenerative Peripheral Nerve Interface, regeneroituva ääreishermostojen liitäntä). Menetelmillä voidaan tehostaa proteesin ohjaamista ja samalla hoitaa amputaatioon liittyviä kiputiloja.

6.1 Amputaatiokivut ja neurooma

Amputaation yhteydessä ja sen jälkeen potilaiden kokemat kiputilat voidaan jakaa neljään luokkaan: jäljellejääneen raajan kipuun, puuttuvan raajan tuntemuksiin, puuttuvan raajan aavesärkyyn, ja oireileviin neuroomiin. (Jirangkul, Kosiyatrakul, & Gajaseni 2020).

Proteesit itsessään toimivat hoitona osaan kiputiloista, mutta neuroomista johtuva kipu vaatii erillistä hoitoa. Neuroomat ovat hermokudoksen hyvälaatuisia kasvaimia, jotka kasvavat amputaatiossa vaurioituneisiin hermoihin, jolloin niitä kutsutaan amputaationeuroomiksi. Ne koostuvat epänormaalista hermokudosmassasta, mikä on tavallista herkempi erilaisille ärsykeille ja aiheuttaa kipua. Neuroomia voidaan hoitaa erilaisilla lääkityksillä ja ne voidaan poistaa kirurgisesti monella eri tapaa, mutta lääkitykset ovat jatkuvia eivätkä poista kivun aiheuttajia, ja poistetut neuroomat voivat uusiutua.

Neuroomien syntymistä voidaan estää palauttamalla hermot normaaliin tilaansa yhdistämällä vaurioituneet hermot ohjaamaan toimivia lihaksia. Hermot voidaan liittää muihin lihaksiin TMR-menetelmällä tai niille voidaan ottaa siirrännäisiä kehon muista lihaksista RPNI-menetelmällä. (Frost et al. 2018)

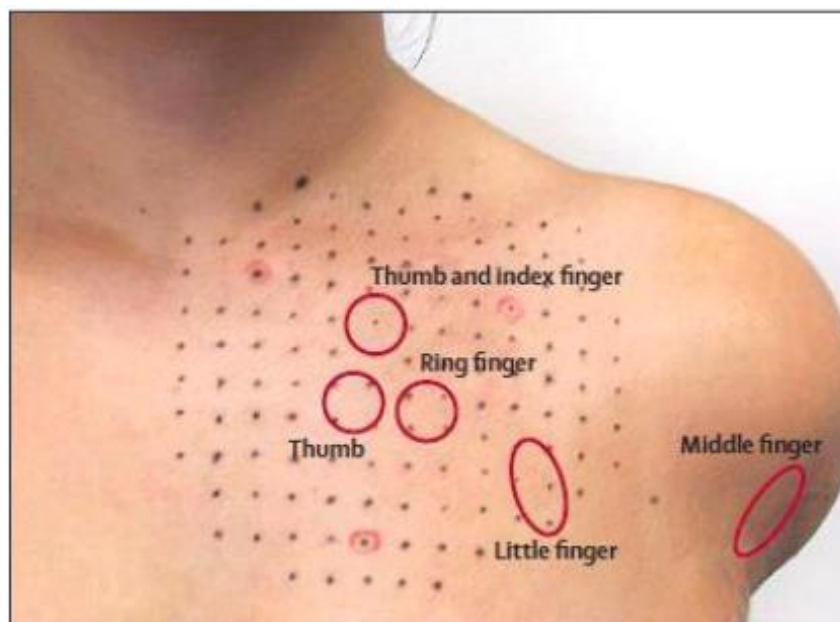
6.2 TMR-Menetelmä

TMR-menetelmässä hermot, jotka ohjasivat amputaatiiossa menetettyjä lihaksia, liitetään proteesin lähellä sijaitseviin muihin lihaksiin, joiden omat hermot tuhoetaan.

Menetelmällä voidaan esimerkiksi uudelleen kohdentaa kämmentä ohjaavat hermot rintalihakseen, jolloin kun amputoitu yrittää liikuttaa sormiaan se aktivoikin rintalihasta ja luo vahvan signaalin ihon pinnalle asetetuilla elektrodeilla mitattavaksi.

TMR-menetelmässä on myös huomattu, että potilaille on kehittynyt puuttuvan raajan tuntoaisti uudelleen kohdennetun lihaksen päällä olevaan ihoon. Kun kyseiselle alueelle annetaan ärsykeitä potilaat ovat tunteneet ne puuttuvan raajansa osissa mitä hermot ohjaavat. (Engdahl et al. 2015)

Kokeilemalla iho alueesta mitkä kohdat vastaavat puuttuvan käden eri osia, ja saadun tiedon perusteella lisäämällä proteesiin sensoreita sekä iho alueelle toimilaitteita. Potilaille on voitu palauttaa tuntoaisti proteesikäteen. Menetelmällä potilaat ovat voineet aistia neljä erivahvuista paineen aistimusta esineitä käsitellessään yli 75 % tarkkuudella mikä mahdollistaa voimanhallinnan sekä esineiden muotojen ja tiheyksien päättelemisen ilman muiden aistien käyttämistä. (Zuo and Olson 2014)



Kuva 10. Kuvassa on kartoitettu alueita mihin TMR-menetelmän avulla on palautettu puutuneen raajan tuntoaistimus. (Zuo and Olson 2014)

6.3 RPNI-menetelmä

RPNI-menetelmässä amputaatiossa käden tynkään jääneille hermoille otetaan lihassiirrännäiset. Ne ovat kooltaan (3 x 1 cm.) ja ne otetaan joko kädentyngän luustoliuksista tai muualta kehosta. Menetelmässä voidaan asettaa hermokimppuja tai yksittäisiä hermoja siirrännäisten sisälle. Tämän jälkeen niihin lisätään verenkierto kirurgisesti, ja annetaan parantua muutamia kuukausia.

RPNI-menetelmän etuna TMR-menetelmään verrattuna on se, että siirrännäisten parantumisen jälkeen saadaan erillisiä toiminnallisia yksiköitä, joista hermojen signaalit voidaan mitata lihaksiin asetetuilla elektrodeilla. Siirrännäisillä luodut yksiköt poistavat tarpeen koneällyn hyödyntämisestä signaalien erottelemiseksi, mikä TMR-menetelmässä on tarpeellista.

RPNI-menetelmällä saadaan paljon yksittäisiä hermosignaaleita tunkeutumatta hermokimppuihin, jolloin riski niiden vaurioitumiseen poistuu. Tämä mahdollistaa proteesin useiden vapausasteiden ohjaamisen pitkälläkin aikavälillä. RPNI-menetelmällä on onnistuttu estää neuroomien muodostuminen, vahvistamaan EMG-signaalien voimakkuutta ja mittaamaan niitä jopa 18 kuukautta. (Frost et al. 2018)

7 TULOKSET

Käsiroteeseja tarvitsevia ihmisiä on paljon ja niiden määrän uskotaan vain kasvavan. Rakenteellisesti ihmisen kättä jäljittelevien proteesien valmistaminen on mahdollista, mutta sen yli 20 vapausasteen ohjaaminen on haastavaa. Sähkötoimiset proteesit mahdollistavat lukuisten vapausasteiden ohjaamisen ja niillä on pystytty palauttamaan puuttuva raaja toiminnallisuukseensa melko hyvin.

Sähkötoimisten käsiroteesien voimanlähteenä toimivat sähkömoottorit, joten niiden ohjaus on toteutettava elektronisesti. Niiden pääasiallinen ohjaustapa on hyödyntää EMG-menetelmää, jossa moottoreita ohjaavat signaalit saadaan mitattua elektrodeilla aivoilta lihaksiin kulkeutuvista sähköisistä hermoimpulsseista. EMG-ohjaus toimii siis samalla tavalla kuin aidon käden ohjaaminen.

Elektrodit voidaan asettaa ihon pinnalle, lihaksiin tai suoraan hermojen läheisyyteen. Ohjausta voidaan tehostaa ulkoisilla hallintalaitteilla ja muitakin kehon signaaleja on tutkittu EMG-ohjauksen rinnalle. Proteesin tilan viestiminen käyttäjälleen tapahtuu pääasiallisesti visuaalisesti mutta ulkoisilla hallintalaitteilla voidaan palauttaa tuntoaistimus osittain.

Amputaation taso vaikuttaa paljon siihen millaisia proteeseja voidaan käyttää. Yläraaja voidaan amputoida ranteen ja olkapään välistä seitsemästä eri kohtaa. Pienimmissä proteeseissa proteesin akustolle ei ole juurikaan tilaa mutta niiden voimantarve on myös pienempi. Laajemmissa proteeseissa ohjattavien vapausasteiden määrä kasvaa samalla kun menetetään alueita joihin elektrodeja, voidaan asettaa. Proteesin laajuus vaikuttaa myös merkittävästi sen hintaan.

Proteesit kiinnitetään tavallisesti amputaatiossa jääneen tyngän ympärille asettuvalla holkilla. Osseointegraatiossa proteesi kiinnitetään suoraan luuhun titaanitangolla. Menetelmällä vältytään mahdollisilta holkien aiheuttamilta iho ongelmilta, se mahdollistaa laajemmat liikeradat ja hyvän reitin ihon alle asetettujen elektrodien johdoille. Osseointegraation haasteena on katastrofaaliset kudosaauriot, mikäli se hajoaa ulkoisten voimien seurauksesta.

Proteesin EMG-ohjauksessa ohjattavien vapausasteiden määrä riippuu siitä, kuinka monta yksittäistä lihassähkökäyrän signaalia saadaan havaittua elektrodeilla. Elektrodien mitaamat signaalit ovat vahvempia mitä lähemmäs hermoja ne voidaan asettaa, ja mitä pienempiä ne ovat sitä paremmin niillä voidaan mitata yksittäisiä hermosignaaleja.

Ihon pinnalta mitattaessa elektrodit altistuvat ympäristön olosuhteille, mahdollisille iskuille ja pidempi etäisyys hermoihin sekä ihonalaiskudokset heikentävät mittausta. Ihon pinnalta mitattaessa elektrodit havaitsevat kaikki hermokimpuissa kulkevat signaalit, joten yksittäisten signaalien saamiseksi ne on eroteltava esimerkiksi koneällyn hahmon-tunnistuksen avulla.

Lihaksiin kirurgisesti asetetut elektrodit ovat suojassa ympäristön olosuhteilta, ja lyhyempi etäisyys helpottaa mittaamista. Niiden johtojen ihonläpäisykohdat ovat kuitenkin alttiita infektioille ja yksittäisten signaalien saaminen vaatii edelleen erottelua.

Yksittäisten signaalien mittaaminen helpottuu, kun elektrodit asetetaan suoraan hermojen yhteyteen. Elektrodit voidaan asettaa hermokimpun ympärille Cuff- ja FINE elektrodeilla, jotka mittaavat hermokimpuissa kulkevia signaaleja useasta kohdasta koko hermokimpun ympäri. FINE on cuff-elektrodin muunnos, jossa hermo on litistetty paremman yhteyden saamiseksi. Cuff-elektrodeilla hermokimppujen keskimmäisten hermojen mittaaminen on vaikeaa, ja etenkin FINE:n haasteena on sovitus hermokimpun ympäri niin että yhteys hermokimppuun säilyy muttei ole liian tiukka verenkierron pysäyttämiseksi.

Entistä parempi yksittäisten signaalien mittaaminen saadaan piikkimäisillä TIME ja tfLIFE elektrodeilla, jotka tunkeutuvat hermokimppuun. Kaikkien hermokimpun signaalien mittaaminen vaatii useampia tällaisia. TIME:n rakenne ei kuitenkaan vastaa hermokudoksen rakennetta kyllin hyvin, jotta se kestäisi pidempiaikaisissa sovelluksissa kuten proteesien ohjauksessa. tfLIFE:n rakenne kestää paremmin mutta sen rakenne tekee useamman sellaisen asentamisesta samaan hermokimppuun haasteellista.

Kaikkien hermokimpuissa olevien hermojen mittaamiseksi on kehitetty USEA elektrodiryhmä sekä sieve-elektrodi. USEA koostuu sadasta piikkimäisestä elektrodista ja se voidaan asentaa hermokimppuun erityisellä pneumaattisella menetelmällä hermokimppua vaurioittamatta. Sen viistetty rakenne mahdollistaa sen, ettei yksittäiset elektrodit mittaa samoja hermoja. Sieve-elektrodi koostuu rei'itetystä levystä, jonka reikien reunoissa on elektrodit. Sen asentamisessa hermokimppu katkaistaan, jonka jälkeen hermojen annetaan kasvaa putken ohjaamana sieve elektrodin reikien läpi. Sieve-elektrodin heikkous on, että mittaaminen estyy hermokimpun parantumisen ajaksi. Asentamisen jälkeen saadaan kuitenkin kestävämpi yhteys kuin elektrodeilla, jotka tunkeutuvat yksittäisiin hermoihin.

Amputaation jälkeen potilaan kokevat erilaisia kiputiloja, joiden hoitaminen on tärkeää kunnollisten proteesien valmistamisessa. Proteesit itsessään toimivat hoitona puuttuvaan raajaan liittyvissä kiputiloissa. Käden tynkään jääneet vaurioituneet hermot usein kasvattavat kuitenkin kipeitä amputaatieneuroomia.

Neuroomien syntyminen voidaan estää palauttamalla hermot normaaliin tilaansa ohjaamaan toimivia lihaksia, samalla kun hermoissa kulkevat signaalit vahvistuvat. Hermot voidaan liittää neurokirurgisesti toisiin lihaksiin TRM-menetelmällä tai niille voidaan ottaa siirrännäiset kehon muista lihaksista RPNI-menetelmällä.

TMR-menetelmällä voidaan esimerkiksi uudelleen kohdentaa kämmentä ohjaavat hermot rintalihakseen, jonka omat hermot tuhotaan. Tällöin kun amputoitu yrittää liikuttaa sormiaan se aktivoikin rintalihasta ja luo vahvan signaalin ihon pinnalle asetetuilla elektrodilla mitattavaksi. TMR-menetelmässä on myös huomattu, että potilaille on kehittynyt puuttuvan raajan tuntoaisti uudelleen kohdennetun lihaksen päällä olevaan ihoon. Kun kyseiselle alueelle annetaan ärsykeitä potilaat ovat tunteneet ne puuttuvan raajansa osissa mitä hermot ohjaavat. Asentamalla proteesiin sensoreita ja kyseiselle ihoalueelle toimilaitteita, on proteesiin voitu luoda tuntoaisti.

RPNI-menetelmässä amputaatiossa käden tynkään jääneille hermoille otetaan lihassiirrännäiset, kädentyngän luustoliuksista tai muualta kehosta. Menetelmässä voidaan asettaa haluttu määrä hermoja siirrännäisten sisälle, lisätä verenkierto kirurgisesti, ja antaa parantua muutamia kuukausia. Siirrännäisten parantumisen jälkeen saadaan erillisiä toiminnallisia yksiköitä, joista hermojen signaalit voidaan mitata lihaksiin asetetuilla elektrodilla, jolloin vaara hermojen vaurioitumisesta poistuu. Yksiköt poistavat tarpeen koneälyn hyödyntämisestä signaalien erottelemiseksi. Menetelmällä on onnistuttu estää neuroomien muodostuminen ja mittaamaan vahvoja EMG-signaaleja jopa 18 kuukautta.

LÄHTEET

Boretius, Tim, Jordi Badia, Aran Pascual-Font, Martin Schuettler, Xavier Navarro, Ken Yoshida, and Thomas Stieglitz. 2010. 'A Transverse Intrafascicular Multichannel Electrode (TIME) to Interface with the Peripheral Nerve'. *Biosensors and Bioelectronics* 26 (1): 62–69. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2010.05.010>.

Branner, Almut, Richard B. Stein, and Richard A. Normann. 2001. 'Selective Stimulation of Cat Sciatic Nerve Using an Array of Varying-Length Microelectrodes'. *Journal of Neurophysiology* 85 (4): 1585–94. <https://doi.org/10.1152/jn.2001.85.4.1585>.

Brown, Jeremy D., Andrew Paek, Mashaal Syed, Marcia K. O'Malley, Patricia A. Shewokis, Jose Luis Contreras-Vidal, Alicia J. Davis, and R. Brent Gillespie. 2013. 'Understanding the Role of Haptic Feedback in a Teleoperated/Prosthetic Grasp and Lift Task'. In 2013 World Haptics Conference (WHC), 271–76. <https://doi.org/10.1109/WHC.2013.6548420>.

Engdahl, Susannah M., Breanne P. Christie, Brian Kelly, Alicia Davis, Cynthia A. Chestek, and Deanna H. Gates. 2015. 'Surveying the Interest of Individuals with Upper Limb Loss in Novel Prosthetic Control Techniques'. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 12 (1): 53. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0044-2>.

Frost, Christopher M., Daniel C. Ursu, Shane M. Flattery, Andrej Nedic, Cheryl A. Hassett, Jana D. Moon, Patrick J. Buchanan, et al. 2018. 'Regenerative Peripheral Nerve Interfaces for Real-Time, Proportional Control of a Neuroprosthetic Hand'. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15 (1): 108. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0452-1>.

Gillespie, Brent, John Baker, Marcia O'Malley, Patricia Shewokis, and Jose Luis Contreras-Vidal. 2009. 'Functionally Biarticular Control for Smart Prosthetics'. In *World Haptics*

2009 - Third Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 627–28. <https://doi.org/10.1109/WHC.2009.4810921>.

Jirangkul, Puripun, Arkaphat Kosiyatrakul, and Pawin Gajasen. 2020. 'Late Presentation of Recurrent Symptomatic Amputation Neuroma'. *Journal of Orthopaedic Case Reports* 10 (6): 28–31. <https://doi.org/10.13107/jocr.2020.v10.i06.1862>.

Johansen, Daniel, Dejan B. Popović, Strahinja Dosen, and Lotte N. S. Andreasen Struijk. 2021. 'Hybrid Tongue - Myoelectric Control Improves Functional Use of a Robotic Hand Prosthesis'. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 68 (6): 2011–20. <https://doi.org/10.1109/TBME.2021.3052065>.

Kawada, T, Can Zheng, S Tanabe, T Uemura, Kenji Sunagawa, and M Sugimachi. 2004. 'A Sieve Electrode as a Potential Autonomic Neural Interface for Bionic Medicine'. *Conference Proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 6 (February)*: 4318–21. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1404202>.

Ortiz-Catalan, Max, Bo Håkansson, and Rickard Brånemark. 2014. 'An Osseointegrated Human-Machine Gateway for Long-Term Sensory Feedback and Motor Control of Artificial Limbs'. *Science Translational Medicine* 6 (257): 257re6-257re6. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3008933>.

Themes, U. F. O. 2017. 'Upper Extremity Prosthetics'. *Musculoskeletal Key (blog)*. 13 March 2017. <https://musculoskeletalkey.com/upper-extremity-prosthetics/>.

Yong, Xu, Xiaobei Jing, Yinlai Jiang, Hiroshi Yokoi, and Ryu Kato. 2014. 'Tendon Drive Finger Mechanisms for an EMG Prosthetic Hand with Two Motors'. In *2014 7th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 568–72. <https://doi.org/10.1109/BMEI.2014.7002838>.

Yoshida, Ken, Thomas Stieglitz, and Shaoyu Qiao. 2014. 'Bioelectric Interfaces for the Peripheral Nervous System'. In *2014 36th Annual International Conference of the IEEE*

Engineering in Medicine and Biology Society, 5272–75.
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944815>.

Zuo, Kevin J, and Jaret L Olson. 2014. 'The Evolution of Functional Hand Replacement: From Iron Prostheses to Hand Transplantation'. *Plastic Surgery* 22 (1): 44–51.

'The Complete Guide To Arm & Hand Amputations and Prosthetics | MCOP'. n.d. MCOP Prosthetics. Accessed 20 February 2023. <https://mcopro.com/blog/resources/arm-hand-prosthetics/>.