

Yksittäisten motoristen yksiköiden  
tutkiminen suuritiheyksisen  
pinta-elektromyografian avulla

TURUN YLIOPISTO  
Tietotekniikan laitos  
TkK-tutkielma  
Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia  
Kesäkuu 2026  
Sanni Korhonen

TURUN YLIOPISTO  
Tietotekniikan laitos

SANNI KORHONEN: Yksittäisten motoristen yksiköiden tutkiminen suuritiheyksisen pintaelektromyografian avulla

TkK-tutkielma, 32 s.

Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia

Kesäkuu 2026

---

Elektromyografia on diagnostinen tutkimusmenetelmä, jonka avulla voidaan tutkia lihasten sähköistä aktiivisuutta sekä lihasten ja niitä hermottavien motoneuronien terveyttä. Nykyään elektromyografiaa käytetään muun muassa palautumisen ja kuntoutumisen seurannassa, proteesien kehityksessä sekä neuromuskulaaristen tautien diagnostiikassa, joissa hyödynnetään tietoa motoneuronien johtamisnopeudesta sekä yksittäisten motoristen yksiköiden aktivoitumisesta.

Pitkään käytetyt invasiiviset elektromyografian elektrodit koetaan potilaiden kannalta epämiellyttäväksi ja neula- tai johdin-elektrodin asettaminen potilaan lihaseen voi aiheuttaa muun muassa mustelmia potilaalle. Invasiivisen elektromyografian rinnalle on kehitelty noninvasiivinen versio, eli pintaelektromyografia, jonka avulla voidaan nykypäivänä tutkia muun muassa lihasten palautumista.

Tutkielman tarkoituksena on tarkastella suuritiheyksisen pintaelektromyografian (HD-sEMG) mahdollisuuksia yksittäisten motoristen yksiköiden tutkimisessa, mitä voitaisiin hyödyntää neuromuskulaaristen tautien diagnostiikassa sekä proteesien kehityksen tukena. Tutkielmassa tarkastellaan tämänhetkisiä menetelmiä, joiden avulla voidaan tutkia motorisia yksiköitä sekä pintaelektrodisignaalin käsittelymenetelmiä, joiden avulla signaalista voidaan erottaa motorisia yksiköitä.

HD-sEMG on menetelmänä heikompi kuin muut motorisia yksiköitä tutkivat EMG-menetelmät eritoten tutkiessa syviä lihaksia tai tehdessä pitkäaikaisia mittauksia. Motoristen yksiköiden erottelun kannalta tärkeimpiä vaiheita käsitellessä HD-sEMG-signaalia ovat kohinanpoisto, spatiaalinen käsittely sekä itse hajotus, joka toteutetaan usein eri konvoluutioytimen kompensatiomenetelmien avulla. Tutkielmassa pohditaan myös muun muassa mahdollisuutta laajentaa HD-sEMG:n käyttömahdollisuuksia luomalla HD-sEMG:stä sekä magnetomyografiasta yhdistelmälaite.

Asiasanat: suuritiheyksinen pintaelektromyografia, HD-sEMG, motorinen yksikkö, signaalinkäsittely, signaalin hajotus, robottiproteesit

# Sisällys

<b>1</b>	<b>Johdanto</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Fysiologinen tausta ja elektromyografia</b>	<b>5</b>
2.1	Motorinen yksikkö . . . . .	5
2.2	Elektromyografia . . . . .	10
<b>3</b>	<b>Motoristen yksiköiden tutkiminen ja HD-sEMG-signaalin käsittely</b>	<b>13</b>
3.1	Motoristen yksiköiden tutkiminen . . . . .	13
3.2	HD-sEMG-signaalin käsittely . . . . .	17
<b>4</b>	<b>Pohdinta</b>	<b>28</b>
<b>5</b>	<b>Yhteenveto</b>	<b>31</b>
	<b>Lähdeluettelo</b>	<b>33</b>

# 1 Johdanto

Ihmisen fysiologisia sähköisiä signaaleita tutkivan elektrogrammin yksi alaluokista on elektromyografia (EMG), jonka avulla voidaan tutkia luustolihasien sähköistä aktiivisuutta [1]. EMG-tutkimusten avulla tutkitaan luustolihasia hermottavien motoneuronien aktivoitumista sekä motoneuronien aktivoitumisjärjestystä, joita voidaan hyödyntää muun muassa ihmisen biomekaniikan tutkimisessa sekä neuromuskulaaristen tautien diagnostiikassa. Lisäksi EMG:tä hyödynnetään erityisesti yläraajojen proteesien kehityksessä. [2].

Monet neuromuskulaariset taudit, kuten amyotrofinen lateraaliskleroosi (ALS), ovat motoneuroneita tuhoavia motoneuronitauteja. Amyotrofisen lateraaliskleroosin taudinkuvaan kuuluu esimerkiksi alempien motoneuronien tuhoutuminen, mikä puolestaan aiheuttaa aluksi lihasheikkoutta ja johtaa lopulta potilaan kuolemaan. Nykyään neuromuskulaaristen tautien diagnostiikassa hyödynnetään invasiivista EMG:tä, jossa elektrodit asetellaan ihon pinnan alle lihassäikeisiin. Jotta keinoja ALS:n hoitoon voitaisiin tutkia kliinisesti, on tärkeää löytää keino diagnosoida tauti jo aikaisessa vaiheessa. Tätä varten tulisi pohtia, olisiko invasiivisen elektromyografian sijasta olemassa jokin toinen neurofysiologinen menetelmä, jonka avulla aikaisen diagnoosin teko onnistuisi paremmin. [3].

Robottiproteesit hyödyntävät toimintamekanismissaan noninvasiivista pintaelektromyografiaa (engl. surface electromyography, sEMG), jonka avulla käsivarren amputaatioalueelle jääneistä lihaksista kerättyä EMG-signaalia voidaan käyttää re-

aaliaikaisesti proteesin hallinnassa [2],[4]. Vaikka EMG:n hyödyntäminen yläraajojen proteeseissa on mahdollistanut merkittävän kehityksen proteesien hallinnassa, proteeseilla toteutettavat liikkeet ovat vielä tänä päivänä rajoittuneet käden perusliikkeisiin. Edistyneiden proteesien kehitystä varten tulisi kehittää tapa hyödyntää sEMG-signaalin keräämää signaalia monipuolisemmin kuin tähän mennessä on tehty. [2].

Sekä diagnostiikassa että proteesien kehityksessä on siis tarve noninvasiiviselle menetelmälle, jonka avulla voitaisiin kerätä tietoa kokonaista lihasta pienemmistä rakenteista. Tällainen on motorinen yksikkö, joka koostuu motoneuronista sekä motoneuronin hermottamista lihassäikeistä [3].

Pintaelektromyografian avulla tutkitaan lihassähköisiä signaaleita asettamalla elektrodeja ihon pinnalle tutkittavan lihaksen yläpuolelle. sEMG-signaaleja hyödynnetään tänä päivänä proteesien kehityksen lisäksi muun muassa kuntoutumisen sekä palautumisen seurannassa, sillä sEMG-signaalin ominaisuudet soveltuvat lihas-ten sekä lihasryhmien tutkimiseen [5]. Yksi sEMG:n eduista on sen noninvasiivinen luonne, minkä vuoksi sEMG on invasiiviseen EMG:hen verrattuna käytännöllisempi sekä potilaalle kivuttomampi mittausmenetelmä [6],[7].

sEMG:stä on kehitelty useita sovelluksia, kuten tekstiilipohjaiset mittaustavat, joiden avulla tavoitellaan aiempaa parempaa käyttäjäystävällisyyttä sekä mahdollisimman tiivistä ja pieneen tilaan sopivaa laitteistokokoa. Tänä päivänä yksi laajasti käytössä oleva sEMG-menetelmä on suuritiheksinen sEMG (engl. high-density sEMG, HD-sEMG), jonka avulla sEMG:n käyttömahdollisuuksia on pystytty laajentamaan [8]. Tällä hetkellä HD-sEMG:tä käytetään vain täydentävänä menetelmänä muun muassa motoneuronitauteja diagnosoidessa [6],[7], mutta tulevaisuudessa HD-sEMG:n käyttöä voidaan mahdollisesti laajentaa signaalinkäsittelyn kehittämisen ansiosta.

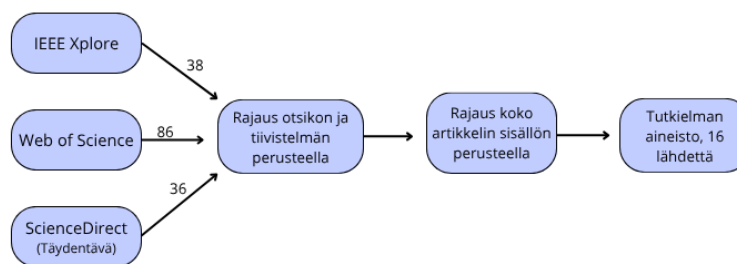
Tämä tutkielma tarkastelee suuritiheyksistä sEMG:tä sekä suuritiheyksisen sEMG-signaalin hajotus- (engl. decomposition) ja suodatusmenetelmiä. Tarkoituksena tutkielmalla on tarkastella, mahdollistavatko eri signaalinkäsittelymenetelmät yksittäisten motoristen yksiköiden tutkimisen noninvasiivisen elektromyografian avulla. Koska aihetta suoraan käsittelevän aineiston määrä on erittäin suppea, HD-sEMG:n mahdollisuuksia motoristen yksiköiden tutkimuksessa käsitellään vertailemalla tämänhetkisiä menetelmiä motoristen yksiköiden tutkimisessa sekä kartoittamalla kuinka HD-sEMG-signaalia käsitellään. Tämän vuoksi tutkimuskysymyksiksi valikoituivat seuraavat:

- TK1: Miten yksittäisiä motorisia yksiköitä voidaan tutkia elektromyografian avulla?
- TK2: Millä tavoilla sEMG-signaalia suodatetaan ja hajotetaan, jotta siitä voidaan erotella motorisia yksiköitä?

Tutkielma on toteutettu kirjallisuuskatsauksena, jossa analysoidaan aiempaa kirjallisuutta elektromyografiasta, signaalinkäsittelymenetelmistä sekä motoristen yksiköiden tutkimisesta. Aineisto haettiin pääsääntöisesti IEEE Xplore- ja Web of Science -tietokannoista aikavälillä 2021 – 2026. Yksittäisiä motorisia yksiköitä käsitteleviä aineistoja varten hakua täydennettiin ScienceDirect -tietokannalla, josta haku rajattiin vastaamaan aineistoja aikavälillä 2023 – 2026. Aineisto haettiin seuraavilla hakulausekkeilla:

- ("sEMG" OR "surface electromyography" OR "high-density surface EMG" OR "HD-sEMG") AND "single motor unit"
- ("sEMG" OR "surface electromyography" OR "high-density surface EMG" OR "HD-sEMG") AND "motor unit" AND "filter\*"

Hakulausekkeiden avulla löydettiin IEEE Xplore -tietokannasta 38 artikkelia, Web of Science -tietokannasta 86 artikkelia ja ScienceDirect -tietokannasta 36 artikkelia. Hakutulokset rajattiin ensin artikkelien otsikoiden sekä tiivistelmien perusteella. Lopullinen aineisto valittiin lukemalla ensimmäisen rajauskierroksen perusteella koostettu aineisto. Lopulliseksi aineistoksi valikoitui 16 lähdettä. Aineiston valintaprosessia mallinnetaan kuvassa 1.1.



Kuva 1.1: Aineiston haku- ja valintaprosessi

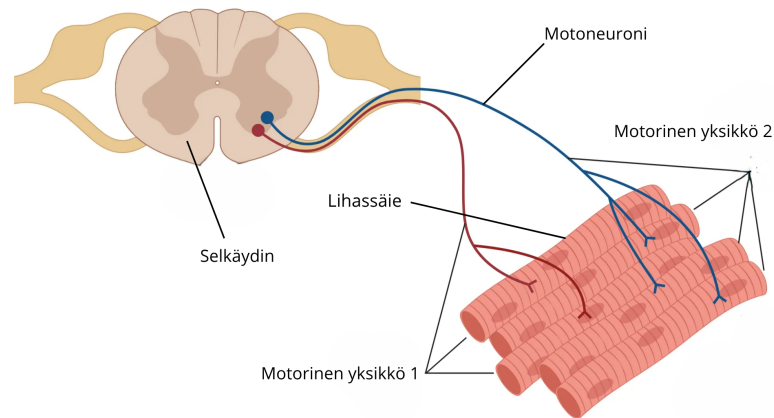
Tutkielma koostuu johdannon lisäksi neljästä luvusta. Toisessa luvussa esitellään tutkielmalle oleellista taustatietoa, kuten motoristen yksikköjen toimintaa sekä elektromyografian yleisiä piirteitä. Luvussa kolme vertaillaan eri elektromyografian menetelmiä joiden avulla voidaan tutkia motorisia yksiköitä. Lisäksi luvussa käsitellään HD-sEMG-signaalin käsittelytapoja, joiden avulla signaalista voidaan erottaa motorisia yksiköitä. Kolmannen luvun tuloksia sekä mahdollisia tulevaisuuden ratkaisuja pohditaan luvussa neljä, ja lopulta luku viisi sisältää yhteenvedon.

## 2 Fysiologinen tausta ja elektromyografia

EMG-signaali on selitettävissä aktiopotentiaalin synty- ja etenemisprosessin avulla. Näitä käsitellään tässä luvussa motorisen yksikön anatomian lisäksi. Mitattaessa EMG-signaalia ihon pinnalta on huomioitava yksittäisten aktiopotentiaalien summautuminen motoristen yksiköiden aktiopotentiaaleiksi sekä aktiopotentiaalisarjoiksi. Kulkeutuessaan kudoksen läpi motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit ja aktiopotentiaalisarjat summautuvat summa-aalloksi, joka voidaan havaita elektrodien ja ihon rajapinnalta.

### 2.1 Motorinen yksikkö

Motorinen yksikkö (engl. motor unit, MU) on ääreishermoston pienin toiminnallinen osa, joka koostuu selkäytimen etusarven kautta kulkevasta motoneuronista ja niistä lihassäikeistä, joita kyseisen motoneuronin aksonin haarakkeet hermottavat [3],[6]. Etusarven kautta kulkevat motoneuronit voidaan luokitella alfa-, beeta- ja gamma-motoneuroneihin, joista alfa- ja beeta-motoneuronit hermottavat varsinaisia lihassäikeitä (engl. extrafusal skeletal muscle fibers). Kun aivot lähettävät käskyn lihaksille liikkeestä, käsky kulkeutuu sähköisen impulssin muodossa ensin selkäytimen kautta ääreishermostoihin, joita pitkin impulssi kulkeutuu kohdelihakseen. [9],[10]. Motorisen yksikön rakennetta kuvataan kuvassa 2.1.



Kuva 2.1: Motorinen yksikkö, muokattu lähteestä [11]. Alkuperäinen kuva on lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

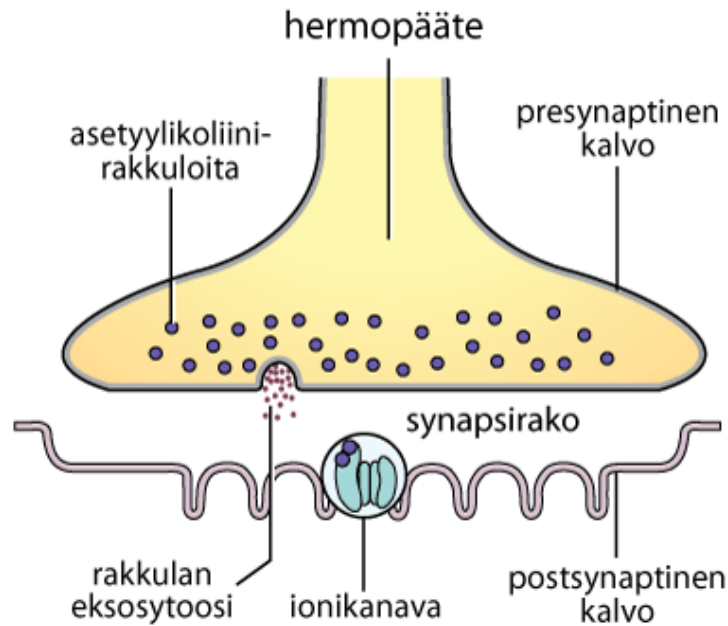
Hermon, eli hermosolujen aksonien kimpusta koostuvan ääreishermoston rakenteen yksi päätehtävistä on välittää aivoista lähteviä käskyjä selkäytimen etusarven motorisia neuroneita pitkin tahdonalaisille luustolihasille. Aivoista lähtevät käskyt kulkeutuvat hermosoluja pitkin sähköisenä jänniteaaltona, jota kutsutaan aktiopotentiaaliksi. Jokaisen hermosolun aksonaalinen solukalvo on sähköisesti aktiivinen. Tämä johtuu solukalvon puoliläpäisevästä luonteesta, jonka ansiosta isot negatiivisesti varautuneet anionit eivät pääse solukalvon läpi. Natriumionien kulkeutuminen solukalvon läpi solun ulkopuolelle on puolestaan mahdollista, kun solu on lepotilassa. Lisäksi aktiivinen natrium-kaliumpumppu siirtää natriumioneja solun ulkopuolelle ja tuo kaliumioneja solun sisäpuolelle sähkö- ja konsentraatiogradientteja vastaan. Näin ylläpidetään hermosolun solukalvon negatiivisesti varautunutta lepopotentiaalia. [12].

Aksonin solukalvolla on useita jänniteriippuvaisia natriumionikanavia, jotka toimivat solukalvon jännitteen muutosten mukaan. Kun ärsykkeen, kuten hermovälittäjäaineen, myötä aksonin sisäinen jännite kasvaa yli kynnysjännitteen suuruiseksi, kyseinen hermosolun kohta depolarisoituu. Kynnysjännitteen ylitys tarkoittaa ta-

vanomaisesti solukalvon jännitteen kasvamista noin 10–30 mV verran. Jänniteaallon kulkeutumista eteenpäin aksonia pitkin voidaan selittää solukalvolla olevien natriumionikanavien jänniteriippuvaisten reseptorien avulla. Reseptorit tunnistavat jännitemuutoksen depolarisoituneen kohdan vieressä, minkä vasteena kyseisen kohdan ionikanavat avautuvat ja solun sisäpuolelle virtaavat natriumionit aiheuttavat paikallisen depolarisaation. Sama toistuu juuri depolarisoituneen kohdan edellä. [12].

Jänniteriippuvaliset natriumionikanavat ovat auki vain rajoitetun ajan, ja ionikanavat sulkeutuvat noin 1–2 ms aukeamisen jälkeen. Tätä vaihetta kutsutaan repolarisaatioksi. Repolarisaation aikana solukalvo ei pysty virittäytymään, eivätkä jänniteriippuvaliset ionikanavat pysty täten avautumaan. Ajanjaksoa, jolloin depolarisaatio ei ole mahdollinen, kutsutaan refraktaariajaksi, joka estää depolarisaation leviämisen väärään suuntaan aksonia pitkin. Repolarisaation aikana jänniteriippuvaliset kaliumionikanavat avautuvat, jolloin kaliumionit virtaavat hermosolun ulkopuolelle sähkökemiallisen gradientin mukaisesti. Yhdessä aktiivisen natrium-kaliumpumpun kanssa jänniteriippuvaisten ionikanavien toiminta palauttaa solukalvon jännitteen takaisin negatiivisesti varattuun lepopotentiaaliin. [12].

Hermopiirin (engl. neural circuit) muodostavat solut viestivät keskenään solujen välisissä tiloissa, eli synapseissa, joissa tieto välittyy kemiallisessa muodossa hermoston välittäjäaineiden avulla. Hermoston välittäjäaineet ovat pakkautuneet rakuloihin, jotka ovat kiinni presynaptisessa solukalvossa. Motorisissa yksiköissä olevat ääreishermoston ja lihassäikeiden väliset synapsit ovat hermo-lihasliitoksia, jotka ovat rakenteeltaan sähkökemiallisia liitoksia. Presynaptisen solukalvon depolarisoidessa hermosolun sisälle kulkeutuu kalsiumioneja, jolloin kasvanut kalsiumionikoncentraatio aiheuttaa välittäjäaineen vapauttamisen synapsiin. Hermo-lihasliitoksien välittäjäaine on asetyylikoliini. [9],[12]. Hermo-lihasliitos on esitetty kuvassa 2.2.



Kuva 2.2: Hermo-lihasliitos. Tekijät: Mervaala E, Haaksiluoto E, Himanen S, Jääskeläinen S, Kallio M, Vanhatalo S (toim.). Kliininen neurofysiologia [online]. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim, 2018 (luettu 06.05.2026). Saatavilla Internetissä (vaatii käyttäjätunnuksen): [www.oppiportti.fi/op/kfi00046](http://www.oppiportti.fi/op/kfi00046) (005.002) [13]

Synapsiin vapautetut asetyylkoliinimolekyylit kulkevat synapsin läpi diffuusion avulla ja sitoutuvat postsynaptisen solun eli lihassäikeen solukalvolla sijaitseviin nikotiiniasetyylkoliinireseptoreihin. Reseptoriin sitoutuminen aiheuttaa postsynaptisessa solussa muutoksen sen muodossa, minkä seurauksena solukalvossa sijaitsevat kationikanavat aukeavat ja natriumionit pääsevät tulvimaan solun sisään. Tällöin lihassolukalvo depolarisoituu paikallisesti ja depolarisaatio kulkeutuu eteenpäin lihassäikeeseen. Lihassäikeen depolarisoitunutta tilaa kutsutaan lihassäikeen potentiaaliksi, jonka suuruus on riippuvainen nikotiiniasetyylkoliinireseptoreihin sitoutuneen asetyylkoliinin määrästä. [9],[12].

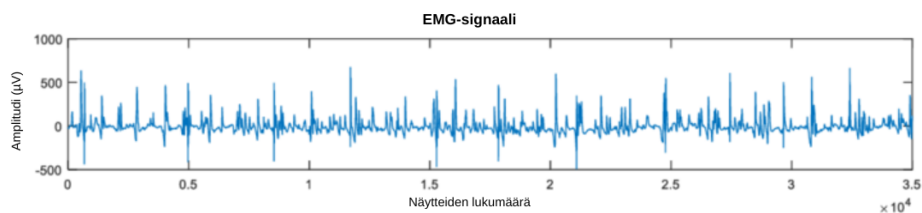
Mikäli kationitulvan aiheuttama lihassäikeen potentiaali ylittää kynnysjännitteen, syntyy lihassäikeen läpi kulkeva aktiopotentiaali. Eri lihassäikeiden potentiaalit summautuvat keskenään kulkeutuessaan kudoksien läpi. [9]. Yhden motorisen

yksikön lihassäikeiden potentiaalien summaa kutsutaan motorisen yksikön aktiopotentiaaliksi (engl. motor unit action potential, MUAP), joka esiintyy mitattavana sähköisenä signaalina. MUAP:n ominaisuudet vaihtelevat tutkittavan lihaksen sekä potilaan iän mukaan, mikä tulee ottaa huomioon tutkiessa näitä elektromyografian avulla. MUAP johtaa lihassäikeiden supistusnykäisyyn. Jotta lihas supistuisi pidemmän ajan, tulee motoristen yksiköiden aktivoitua useamman kerran. Toistuva motoristen yksiköiden aktiivisuus luo sekvenssin MUAP:ja, joita kutsutaan motoristen yksiköiden aktiopotentiaalisarjoiksi (engl. motor unit action potential train). [10],[14].

Elektromyografiatutkimusten ymmärtämisen kannalta on tärkeää ymmärtää motoristen yksiköiden koon merkitys motoneuronien impulssin johtonopeuteen. Tähän vaikuttaa aksonin koko, myeliinitupen paksuus, depolarisaation kynnysjännite sekä motoneuronin hermottavien lihassäikeiden metabolinen tyyppi. Isokokoiset motoneuronit johtavat nopeasti impulsseja suuren aksonin koon ja paksun myeliinitupen takia. Ne hermottavat nopean värähdyksen lihassäikeitä, jotka sekä tuottavat voimaa että väsyvät nopeasti. Vastaavasti hitaan värähdyksen lihassäikeet supistuvat ja väsyvät hitaasti. Pienet motoneuronit johtavat impulsseja hitaasti pienen aksonikoon ja ohuen myeliinitupen takia. Lisäksi pienien motoneuronien depolarisaation kynnysjännite on pienempi verrattuna suurien motoneuronien kynnysjännitteeseen. Pienet motoneuronit hermottavat hitaan värähdyksen lihassäikeitä, jotka pienen kynnysjännitteen vuoksi aktivoidaan ensimmäisenä tahdonalaisessa lihassupistuksessa. Supistuksen kasvaessa motorisia yksiköitä aktivoidaan kasvavassa järjestyksessä ja isoimmat nopean värähdyksen motoriset yksiköt ovat aktiivisia maksimaalisessa lihassupistuksessa. Elektromyografiatutkimuksissa suurin osa tutkituista motoristen yksiköiden aktiopotentiaalisarjoista ovat peräisin pieniltä, hitaan värähdyksen lihassäikeitä hermottavilta motorisilta yksiköiltä. [12].

## 2.2 Elektromyografia

Luustolihas-  
ten tuottamaa sähköistä aktiivisuutta, eli motoneuronien luomia lihas-  
sähköisiä signaaleja voidaan mitata elektromyografian avulla. EMG-signaalit ovat  
sähköinen ilmentymä tahdonalaisten lihasten supistumiseen liittyvästä neuromus-  
kulaarisesta aktiivisuudesta. Signaali esittää lihassäikeiden solukalvojen läpi kulke-  
vaa ionivirtausta, joka voidaan mitata joko suoraan lihaksensisäisesti solukalvon vie-  
restä tai ihon pinnalta, jolloin mitattava signaali on muodostunut useammasta ku-  
doksen läpi kulkeutuneesta motorisen yksikön aktiopotentiaalista. Elektromyografia  
on yksi kolmesta elektrogrammin pääluokista aivosähkökäyrän ja sydänsähkökäyrän  
ohella ja se voidaan luokitella karkeasti invasiiviseen elektromyografiaan (iEMG)  
ja noninvasiiviseen pintaelektromyografiaan (sEMG). EMG-mittauksissa elektrodit  
voivat olla aseteltuna joko yksittäin, jolloin kyse on yksinapaisesta mittauksesta, tai  
pareittain, jolloin mittaus on kaksinapainen. [1],[14],[15]. Elektromyografiasignaali  
muodostetaan lisäämällä motoristen yksiköiden aktiopotentiaalisarjat yhteen ajan  
suhteen. Tavanomaista terveen potilaan EMG-signaalia kuvataan kuvassa 2.3.



Kuva 2.3: Tavanomainen EMG-signaali, muokattu lähteestä [16]. Signaalista voi-  
daan erottaa depolarisaation huippukohdat positiivisina piikkeinä ja repolarisaation  
aiheuttamat hyperpolarisaatiotilat negatiivisina piikkeinä. Näytteiden lukumäärän  
sijaan EMG-signaali voidaan esittää myön ajan suhteen. Kuva on lisensoitu CC BY  
4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Invasiivisessa iEMG:ssä neulaelektrodit pistetään suoraan lihakseen, jolloin pys-  
tytään tutkimaan tarkasti pieneltä alueelta yksittäisiä lihassäikeitä tai pieniä lihas-

säieryhmiä. Tämän vuoksi iEMG:tä hyödynnetään hermojen johtamisnopeuden tutkimisessa sekä diagnostiikassa mittaamaan paikallisten leesioden, eli motoneuronissa tai lihassäikeessä olevien vaurioiden, etenemisnopeutta ja kroonisuutta. Yleisesti iEMG-menetelmiä voidaan lajitella kolmeen eri alaluokkaan, joita ovat yksinapaiset yksittäiset elektrodit, yksittäiskuitu-EMG ja konsentriset EMG-elektrodit. Kliinissä käytössä suositetaan useimmiten konsentrista neulaelektrodia. [10],[14],[15].

Invasiivisen luonteen takia iEMG-elektrodien uudelleenasettaminen lihakseen muuttaa mahdollisesti elektrodia ympäröivän alueen sähköisiä varauksia, minkä vuoksi iEMG:llä on rajoitteita mittausten toistettavuudessa. Tämän lisäksi iEMG:n käyttöä rajoittaa se, että sen avulla kerätty signaali heijastaa hyvin pienen alueen aktiivisuutta, jolloin useamman motorisen yksikön joukon aktiivisuuden tutkiminen osoittautuu haastavaksi. [17]. Haasteita toistettavuuden sekä laajemman MU-joukon tutkimisessa on erityisesti mitattaessa signaalia neulaelektrodilla, jota ei voida liikuttaa enää elektrodin asettamisen jälkeen [6].

Noninvasiivisessa pintaelektromyografiassa käytetyt elektrodit havaitsevat muutoksia ihon pinnalla olevan elektrodikerroksen sekä kehon tukikudoksen välisessä kemiallisessa tasapainossa [18]. sEMG-elektrodit voidaan luokitella ominaisuuksien perusteella passiivisiin ja aktiivisiin elektrodeihin. Erona näiden välillä on se, että aktiivisissa elektrodeissa on korkean tuloimpedanssin omaava vahvistin, jonka avulla pyritään vähentämään elektrodin herkkyyttä elektrodin ja ihon rajapinnan impedanssille. Rajapinnan impedanssi heikentää signaalin laatua muun muassa lisäämällä siihen kohinaa. Passiivisia elektrodeja käytettäessä impedanssia pyritään vähentämään käyttämällä johteena toimivaa geeliä tai tahnaa. [14]. Pintaelektromyografia-elektrodien kiinnityksessä on huomioitava sijainti tarkasti, sillä elektrodit tulee kiinnittää lihassyiden suuntaisesti lihasjänneliitoksen ja hermotusalueen väliin. Näin saadaan mitattua sEMG-signaali, jolla on mahdollisimman iso amplitudi. [4]. Elekt-

rodeille ei ole kuitenkaan standardoitua asettelumallia, minkä vuoksi tasaisten ja luotettavien tulosten saaminen voi osoittautua haastavaksi [18].

Pintaelektrodilla mitattu EMG-signaali kuvaa elektrodien alueella olevien pinnallisten motoristen yksiköiden aktiivisuuden summa-aaltoa, sillä aivoista lähtevä luustolihasien supistukseen johtava sähköinen käsky johtaa useamman kuin yhden motorisen yksikön aktivaatioon tutkittavalla alueella [8],[18]. Summa-aaltoa ilmentävän EMG-aallon amplitudi on riippuvainen aktiivisten motoristen yksiköiden lukumäärästä, koosta sekä taaajuudesta [8].

sEMG:lla on monia eri menetelmiä, joita ovat muun muassa yksikanavaiset menetelmät sekä suuritiheksinen sEMG. HD-sEMG-mittauksissa joukko pintaelektromyografiaelektrodeja, jotka ovat useimmiten aseteltuna levyille, mittaavat yhdenaikaisesti ihon pinnalta havaittavaa sähköistä aktiivisuutta [19]. Kaikilta elektrodeilta saadut signaalit suodatetaan ja hajotetaan, minkä jälkeen hajotetuista signaaleista voidaan tulkita tietoa yksittäisistä motorisista yksiköistä [20]. HD-sEMG:n avulla voidaan kerätä spatiotemporaalista tietoa elektrodien alla olevien lihasten sähköisestä aktiivisuudesta. Tätä tietoa voidaan soveltaa muun muassa palautumisen seurannassa sekä proteesien käytössä. Perinteisempiin sEMG-menetelmiin verrattuna HD-sEMG:llä on parempi erotustarkkuus, sillä HD-sEMG:ssä mitataan lihaksen lihassähköistä aktiivisuutta lihaksen eri kohdista samaan aikaan. HD-sEMG:n käyttöä rajoittaa kuitenkin erillisen laitteen sekä ohjelmiston tarve. [7],[21].

Hajotetun HD-sEMG-signaalin avulla voidaan tutkia aktiivisten motoristen yksiköiden ominaisuuksia jokaisesta yksittäisen motorisen yksikön aktiopotentiaalisarjasta. Motoristen yksiköiden ominaisuuksia ovat muun muassa purkautumistaajuus, eli motorisen yksikön aktivoitumisaika sekä aktivoitumisen kynnyksjännite, joka puolestaan viittaa motorisen yksikön aktivoituessa olevaan käytetyn lihasvoiman suuruuteen. [22]. Näitä tietoja hyödynnetään erityisesti robottiproteesien kehityksessä.

# 3 Motoristen yksiköiden tutkiminen ja HD-sEMG-signaalin käsittely

HD-sEMG:n käyttömahdollisuuksien tutkiminen yksittäisten motoristen yksiköiden tutkimuksessa toteutetaan kartoittamalla nykyiset menetelmät, joiden avulla motorisia yksiköitä tutkitaan ja vertailemalla näiden rajoitteita yleisellä tasolla. Lisäksi luvussa kartoitetaan HD-sEMG-signaaliin sovellettavia sEMG-signaalin käsittelytapoja, joiden avulla voidaan erotella signaalista motorisia yksiköitä. Luvussa kartoitetaan, voisiko eri signaalinkäsittelytapojen avulla laajentaa HD-sEMG:n mahdollisuuksia motoristen yksiköiden tutkimisessä.

## 3.1 Motoristen yksiköiden tutkiminen

Yksittäisiä motorisia yksiköitä on jo pitkään tutkittu EMG:llä invasiivisten elektrodien avulla, mutta signaalinkäsittelyn kehittymisen myötä myös HD-sEMG signaalista on pystytty tunnistamaan yksittäisten motoristen yksiköiden aktiivisuutta. HD-sEMG:n korkeamman spatiaalisen resoluution myötä HD-sEMG-signaalista pystytään erottamaan jopa enemmän yksittäisiä MU:ta tavanomaisiin iEMG-tekniikoihin verrattuna. [6]. Nykyisen tiedon mukaan HD-sEMG:n kyky tutkia yksittäisiä MU:ta on vielä rajoittunut, ja esimerkiksi Karacan ja Turker esittävät HD-sEMG:n kyvyn yksittäisten motoristen yksiköiden tutkimisessä rajoittuvan isometriisiin olosuhteisiin, joissa lihaksen pituus ei muutu [19]. Kuitenkin Škarabot ja muut esittävät, että

tulevaisuudessa HD-sEMG:llä voisi olla mahdollista tutkia myös pitkäkestoisia sekä dynaamisia supistuksia. Tämä vaatisi iteratiivisen arvioinnin sekä suodattimien soveltamista lyhyen aikavälin signaalin pätkiin. [23]. Huomioimisen arvoista on, että Shandizin ja muiden mukaan HD-sEMG:lla toteutettava motoristen yksiköiden tutkiminen on käytössä vasta tutkimuskäytössä [20].

iEMG:n ja sEMG:n väliset eroavaisuudet elektrodien mallissa, näytteenotossa sekä suodatuksen ominaisuuksissa ovat peräisin eroista eri mittaustavoilla saatujen signaalien luonteiden välillä. Aktiopotentiaalin aiheuttaman signaalin kulkeutuessa lihassäikeestä ihon pinnalle tämän amplitudi pienenee ja jaksonaika pitenee muun muassa lihaksen ja ihon pinnan välisen kudosten impedanssin sekä signaalin hajaantumisen takia. Mitattaessa aktiopotentiaalia solunsisäisesti lihassäikeistä saadaan signaali, jonka amplitudi on noin 100 mV ja jaksonaika 0,5 ms. Siirryttäessä mitaamaan aktiopotentiaalia lihaksensisäisesti solun ulkopuolelle, signaalin amplitudi pienenee 1–2 mV kokoiseksi. Samalla jaksonaika pitenee noin yhden millisekunnin pituiseksi. Lihaksensisäisesti tapahtuva huomattava muutos amplitudissa perustuu siihen, että toteutettaessa mittausta solun ulkopuolella elektrodien vastaanottama tieto on peräisin lähinnä lihassolukalvon depolarisaatiosta, kun taas solun sisäisissä mittauksissa elektrodit mittaavat koko solunsisäistä aktiopotentiaalia. Ihon pinnalta havaittava signaali edustaa MUAP:a, jonka amplitudi on enää 10  $\mu$ V suuruinen jaksonajan ollessa noin 10 ms. [19].

Arvioidessa motoristen yksiköiden aktiivisuutta sEMG-signaalista tulee huomioida eri motoristen yksiköiden aktiivisuuden synkronisointi. Eri motoristen yksiköiden aktiivisuuden synkronisoituessa aktiivisuutta peilaavat aktiopotentiaalit menevät enemmän päällekkäin, mikä puolestaan Karacanin ja Turkerin mukaan pienentää sEMG-signaalissa havaittavien aaltomuotojen lukumäärää ja kasvattaa joidenkin aaltojen amplitudia [19]. Osa sähköisiä impulsseja kuvaavista aaltomuodoista siis katoaa näiden yhdistyessä toisten aaltomuotojen kanssa. Kalc ja muut puoles-

taan esittävät, että motoristen yksiköiden synkronisointi voi johtaa siihen, että eri motorisia yksiköitä edustavat aktiivisuuskuviot (engl. firing pattern) muovaantuvat melkein identtisiksi. Aaltomuodot synkronisoituvat yleensä silloin, kun lihassupistuksen yhteydessä tapahtuvaa sähköistä aktiivisuutta on kestänyt jo hetken. Tämä vaikeuttaa motoristen yksiköiden tunnistamista hajotuksessa ja on syy siihen, miksi pitkäaikaisia mittauksia MU-toiminnasta ei suositeta tehtävän sEMG:llä. [24].

Invasiivisen EMG:n avulla voidaan tunnistaa yksittäisiä motorisia yksiköitä sekä pinnallisista että syvistä lihaksista reaaliajassa joko johdin- tai neulaelektrodilla [6]. Yksi syytä, miksi lihaksensisäistä EMG:tä suositetaan yksittäisten motoristen yksiköiden tutkimisessa on se, että EMG-signaalin laatu on riippumaton ihonalaisen kudoksen paksuudesta [6],[24]. Toisin kuin iEMG-elektrodeilla mitatulla signaalilla, noninvasiivinen EMG:n signaalin laatu on riippuvainen ihonalaisen kudoksen paksuudesta, minkä vuoksi HD-sEMG-mittausten laadussa on eroja sukupuolten ja yksilöiden välillä [6]. iEMG-mittauksella voidaan kuitenkin tunnistaa yksittäisiä motorisia yksiköitä vain pieneltä lihaksen alueelta, mikä rajoittaa mittauksen laajuutta huomattavasti. Lisäksi on huomattava, että voimakkaiden lihassupistusten aikana syntyvät signaalit interferoivat eli summautuvat helposti keskenään, minkä vuoksi elektrodin nauhoittama signaali voi edustaa mahdollisesti vain tiettyä interferoitunutta aaltomuotoa. Siksi iEMG:llä tehtävät mittaukset rajoitetaan usein matalan kynnyksen motorisiin yksikköihin [6],[23],[24]. Johdin- ja neula-EMG:tä verrattaessa on huomioitava, että vain johdinelektrodia voidaan siirtää elektrodin asetuksen jälkeen [6].

Sekä HD-sEMG:lla että iEMG:lla on vaikeaa mitata tulkittavaa signaalia pitkistä lihassupistuksista, eikä signaalia voida hajottaa luotettavasti. Tämä johtuu siitä, että motoristen yksiköiden aktiopotentialien muodot muuttuvat ennustamattomalla tavalla motoristen yksiköiden aktivaation sekä lisääntyneen lihasväsymyksen takia. Selektiivisen luonteen takia neulaelektrodeja voidaan hyödyntää yksittäisten moto-

risten yksiköiden aktiivisuuden seurannassa pitkän lihassupistuksen aikana, mutta neulan asentoa on vaikea hallita. [6]. Lihaksen täyttä isometrista supistusta lähes tyttässä mittaaminen on ongelmallista kaikilla EMG-menetelmillä. Tällöin signaalin hajotus sekä tulkinta osoittautuvat hankaliksi, sillä signaali sisältää paljon eri MUAP:n aaltomuotoja, jotka tulee erotella toisistaan. [6],[24].

Yksittäisten motoristen yksiköiden tutkiminen dynaamisen lihassupistuksen aikana osoittautuu haastavammaksi isometrisen lihassupistuksen aikana tehtyihin mittauksiin verrattuna, sillä lihaksen pituus muuttuu lihassupistuksen aikana. Mitattaessa EMG-signaalia dynaamisesta lihassupistuksesta, johon käytetään osittaista voimaa, HD-sEMG-elektrodit liikkuvat ihon pinnalla lihaksen pituuden muutoksen takia. Tämän vuoksi MUAP:in muoto vaihtelee, mikä puolestaan on ongelmallista signaalin hajotuksen kannalta. Tämä pyritään ratkaisemaan erilaisten hajotusmenetelmien avulla. Toteutettaessa mittausta joko johdin- tai neulaelektrodilla dynaamisen lihasupistuksen aikana lihaksen pituuden muutos liikuttaa myös mittaavaa elektrodia, mikä on erityisen ongelmallista käytettäessä neulaelektrodia. Vaikka lihaksen pituuden muutoksen aiheuttama liike ei vaikeuta johdinelektrodilla toteutettavaa mittausta erityisesti, lihaksen pituuden muutos aiheuttaa MUAP:n muodon muutoksen, mikä puolestaan vaikeuttaa yksittäisten motoristen yksiköiden aktiivisuuden tunnistamista. Lihaksen täydellisen dynaamisen supistuksen aikana luettavan EMG-signaalin mittaaminen on lähes mahdotonta. Tämä johtuu laajasta motoristen yksiköiden aktivoitumismallista sekä korkeista purkausviivoista. [6]. Taulukkoon 3.1 on koottu aineistoista havaitut ominaisuudet kullekin EMG-menetelmälle, joiden avulla voidaan tutkia motorisia yksiköitä.

Taulukko 3.1: Vertailu yksittäisiä motoristen yksiköiden toimintaa mittaavista menetelmistä

	HD-sEMG	Neula-EMG	Johdin-EMG
Invasiivisuus	matala	korkea	korkea
Pitkäkestoiset mittaukset	ei	kyllä	kyllä
Syvien lihasten tutkiminen	ei	kyllä	kyllä
Osittainen isometrinen supistus	rajallinen	kyllä	kyllä
Pitkäaikaisien supistuksien mittaus	ei	kyllä	ei
Elektrodin siirto asetuksen jälkeen	kyllä	ei	rajallinen
Täysi isometrinen supistus	rajallinen	rajallinen	rajallinen
Osittainen dynaaminen supistus	rajallinen	rajallinen	osittain
Täysi dynaaminen supistus	ei	ei	ei

Taulukosta 3.1 havaitaan, että HD-sEMG on huomattavasti heikompi menetelmä verrattuna invasiivisiin EMG-menetelmiin, kun halutaan mitata signaalia syvistä lihaksista sekä mittauksen jatkuessa pitkään. Erityisesti ongelmat syvien lihasten tutkimisessä rajoittavat merkittävästi HD-sEMG:n käyttöä. Tätä on vaikea ratkaista kehittämällä signaalinkäsittelyä. Huomattavaa on myös se, että jokainen taulukoitu EMG-menetelmä on hyvin rajoittunut tutkittaessa dynaamisia lihassupistuksia.

## 3.2 HD-sEMG-signaalin käsittely

Motoristen yksiköiden tunnistamisen kannalta oleellisia vaiheita signaalin käsittelyssä ovat signaalin muokkaaminen, kohinanpoisto sekä signaalin hajottaminen. Muiden sEMG-signaalien tavoin käsittely aloitetaan signaalin muokkaamisella (engl. signal conditioning), jossa signaalia ensin vahvistetaan noin satakertaiseksi 5mV suuruiseksi [4],[25]. Tämän jälkeen signaalista suodatetaan noin 40-500 Hz:n taajuusalue käsiteltäväksi kaistanpäästösuodattimien avulla, jolloin suodattimen läpi pääsee vain tietyn taajuusalueen signaaleja samalla kun taajuusalueen ulkopuolella olevat

signaalit vaimennetaan. Lisäksi signaalin vahvistamisessa voidaan hyödyntää kaistanestosuodatinta verkkohäiriöiden poistamiseen. [4]. Kootun aineiston perusteella sekä kolmannen että neljännen asteen Butterworth-kaistanpäästösuodattimet ovat suositeltuja menetelmiä signaalin muokkaamisessa [26],[27],[28],[29].

Signaalin vahvistamisen ja kaistanpäästösuodattimien käytön jälkeen signaalista poistetaan huonolaatuiset kohdat, jotta raakadata on valmis analyysiä varten [4]. Signaalin laatua arvioidaan neliöllisen keskiarvon mukaan [27],[29]. Esimerkiksi Rubin ja muut hyödynsivät EMG-signaalin analyysissään 85 korkeimman keskimääräisen neliöllisen keskiarvon omaavaa kanavaa [27].

Pintaelektromyografialla mitattu EMG-signaali sisältää erilaisia kohinoita, jotka tulee suodattaa ennen signaalin hajotusta. Näistä merkittävimpiä ovat Zhaon ja muiden mukaan perustason kohina ja liikeartefaktit, verkkohäiriöt sekä valkoinen Gaussin kohina (engl. white Gaussian noise, WGN). Perustason kohina ja liikeartefaktit ovat lähinnä peräisin elektrodien ja ihon välisellä rajapinnalla tapahtuvasta liikkeestä sekä mittauskytkentään kuuluvien johtojen häiriöistä. [30]. Erityisesti HD-sEMG-elektrodeja käyttäessä liikeartefaktien aiheuttama kohinan vaikutus voi olla merkittävä, sillä iholle aseteltavien elektrodien lukumäärä on korkea [31]. Verkkohäiriökohina on puolestaan peräisin vaihtovirtalähteiden sähkömagneettisesta säteilystä. Verkkohäiriöt ovat taajuudeltaan 50 tai 60 Hz olevaa sinimuotoista aaltoliikettä, jotka voivat peittää matalan amplitudin sEMG-piirteitä. Koska matalan amplitudin signaalit ovat merkittävässä roolissa hienovaraisia liikkeitä toteuttavien lihasten tutkimisessa, on tärkeää pystyä suodattamaan verkkohäiriökohinaa. Lisäksi verkkohäiriöt voivat luoda perustaaajuuden moninkertoja, jotka ovat muodoltaan samankaltaisia tahdonalaisien lihassupistuskomentojen kanssa, ja näin vääristävät mitattua EMG-signaalia. [25]. WGN on puolestaan satunnaista elektrofysiologisissa mittauksissa ilmenevää kohinaa. Zhao ja muut pitävät WGN:ää motoristen yksiköiden hajotusta häiritsevänä pääkohinana. [30].

Kohinoiden suodattamiseksi on kehitelty erilaisia menetelmiä, joista aineistosta nousi esiin äärettömän impulssivasteen (engl. Infinite impulse response, IIR) suodatin, eri aallokemenetelmät, sekä Fourier-muunnoksen avulla tehtävä suodatus [25],[30],[31]. Näiden lisäksi myös empiirinen moodihajotelma (engl. Empirical mode decomposition, EMD), ensemble-empiirinen moodihajotelma (engl. Ensemble empirical mode decomposition, EEMD) ja variaatiomuotoinen hajotelma (engl. Variational mode decomposition, VMD) esiintyvät useasti aineistossa [30],[31].

IIR-suodatin on kaistanestosuodatin, jonka avulla saadaan poistettua kapeakaistainen interferenssi, kuten verkkohäiriöt, signaalista. Tämän vuoksi IIR-suodattimet ovat Zhaon ja muiden mukaan laajassa käytössä motoristen yksiköiden hajotusta käsittelevissä tutkimuksissa. [25],[30]. Kaistanestosuodattimet suunnitellaan tyypillisesti sijoittamalla navat vaimennettavan taajuuden lähistölle. Napojen avulla tavoitellaan helppoa kaistanleveyden hallintaa sekä vakaata suodatusta. Verrattaessa IIR-suodatinta äärellisen impulssivasteen suodattimeen IIR on laskennallisesti tehokkaampi, sillä IIR:llä tietyn tason spektrinen suorituskyky saadaan huomattavasti pienemmällä suodatinjärjestyksellä äärelliseen impulssivasteen suodattimeen verrattuna. Tehokkaammasta suorituskyvystä huolimatta IIR-suodattimilla on riski vääristää signaalia rajataajuuden lähistöllä. [25]. Lisäksi Zhaon ja muiden tutkimuksen mukaan IIR-suodattimen käytöllä motoristen yksiköiden hajotusmenetelmissä ei ollut merkittävää vaikutusta hajotuksen lopputulokseen [30].

Kohinanpoistoon ehdotettuja aallokemenetelmiä ovat muun muassa aallokehajotussuodatin sekä aallokekohinanpoisto [25],[30]. Aallokehajotussuodatin jakaa signaalin useisiin aallokealikaistoihin, joiden tasoittamiseksi pienet kertoimet vaimennetaan pehmeän kynnyksen strategian avulla [30]. Alikeaistoista löydetty kohinaiset signaalin osat poistetaan signaalista, ja jäljelle jääneistä alikaistojen osista muodostetaan signaali uudelleen. Zhaon ja muiden toteuttamien kokeiden mukaan aallokehajotussuodattimen käyttö ei kuitenkaan paranna myöhemmin toteutettavan

hajotuksen laatua [30]. Aalokekohinanpoiston avulla voidaan tehokkaasti parantaa erityisesti muuttuvan signaalin laatua. Aalokekohinanpoisto hyödyntää diskreettiä aalokemuunnosta, jonka avulla signaali voidaan hajottaa taajuuskaistoiksi aika-taajuusavaruudessa. Taajuuskaistoista saadaan poistettua kohina käyttämällä kynnyksifunktioita ja kokoamalla signaali takaisin käänteisen aalokemuunnoksen avulla. Escobedo-Magallan ja muut esittävät aalokekohinanpoiston säilyttävän signaalin oleelliset ominaisuudet samalla kun se poistaa kohinaa tehokkaasti. Aalokekohinanpoiston tarkkuus ja tehokkuus ovat kuitenkin riippuvaisia muun muassa kynnyksifunktion ja perusaalokkeen valinnasta. [25].

Empiirisen moodihajotelman toiminta perustuu datapohjaiseen seulontaan, jonka avulla pystytään luomaan sarja sisäisiä moodifunktioita. EMD-menetelmien huomattava heikkous on menetelmien taipumus sekoittaa moodeja keskenään. Tämä johtaa siihen, että kohinaa ei voida enää poistaa täydellisesti, koska erilaisia kohinoita ei voida erotella toisistaan. [31]. EEMD:n avulla pyritään parantamaan kohinanpoiston tehokkuutta hajottamalla signaalia useilla taajuuskaistoilla. Tämän vuoksi EEMD on EMD:aan verrattuna parempi menetelmä kohinanpoistossa [30],[31]. Molempien menetelmien itseään toistavien luonteiden takia arviointivirheet kertaantuvat menetelmiä käytettäessä, mikä heikentää kohinanpoistomenetelmien luotettavuutta [31].

Ma ja muut esittävät variaatiomuotoisen hajotuksen olevan EMD- ja EEMD-menetelmiin verrattuna vakaampi sekä piirteiden erottelussa että kohinanpoistossa. Tämä johtuu siitä, että VMD:ssa signaali hajotetaan useammaksi kapeakaistaiseksi moodiksi [30],[31]. Kohinanpoistomenetelmät eivät ole suoraan vertailtavissa keskenään, mutta aineiston perusteella VMD, EEMD ja EMD voidaan todeta olevan laskevassa suorituskykyjärjestyksessä. Lisäksi aineiston perusteella EEMD:n ominaisuudet täydentävät IIR:n taipumusta vääristää signaalia leikattavan taajuuden läheltä. Eri toimintaperiaatteista huolimatta Zhao ja muut ovat toteuttamiensa ko-

keiden perusteella todettiin, että suurin osa esitellyistä kohinanpoistomenetelmistä ei vaikuta signaalille toteutettavan hajotuksen tulokseen huomattavasti [30].

Kohinoiden lisäksi yksi ongelmista, jota pyritään ratkaisemaan signaalinkäsittelyn avulla, on ylikuuluminen (engl. crosstalk). Karacan ja Turker määrittelevät ylikuulumisen olevan muiden kuin tutkittavien lihasten sähköistä aktiivisuutta, joka häiritsee mitattavaa EMG-signaalia. Etenemättömät signaalikomponentit, joita syntyy lihasjänniteiden solunsisäisten aktiopotentiaalien sammumisen yhteydessä, voivat myös aiheuttaa ylikuulumista. Tämä rajoittaa HD-sEMG:n kykyä tallentaa yksittäisten lihasten aktiivisuutta tarkasti. Ylikuuluminen johtuu ihmisen lihaksiston anatomiasta, jossa lihakset ovat usein limittäytyneet, sekä synergisistä lihaksista, jotka eivät voi aktivoitua itsenäisesti. [19].

Juuri HD-sEMG-signaalissa olevaa ylikuulumisen aiheuttamaa kohinaa voidaan minimoida spatiaalisten suodattimien avulla. Tällöin signaaliin lisätään niin sanottua painoa sekä spatiaaliseen että ajalliseen avaruuteen. Klassisten spatiaalisten suodattimien avulla pyritään parantamaan signaalin paikkaselektiivisyyttä, jotta motoristen yksiköiden aktiopotentiaalisarja voitaisiin erotella paremmin signaalin kohinasta. [23].

HD-sEMG:n superpositiosignaali, joka mallintaa mitattavan alueen ihon elektrodien pinnalle saapunutta useamman motorisen yksikön aktiivisuuden summaa, pilkkotaan yksittäisten motoristen yksiköiden aktivaatiotaajutta mallintaviksi osiksi hajotuksen avulla [27]. Nykyään HD-sEMG-signaalien hajotuksessa hyödynnetään erilaisia sokeita signaalinerottelumenetelmiä, joiden avulla signaali hajotetaan yksittäisiksi motoristen yksiköiden impulssijonoiksi [32],[33]. Yeung ja muut esittävät, että kehitettyjen sokeiden signaalinerottelumenetelmien avulla voidaan mahdollisesti erotella jopa enemmän motorisia yksiköitä HD-sEMG-signaalista kuin iEMG-signaalista tälle sopivan piikkilajittelun avulla. Aineiston perusteella suosituimpia sokeita signaalinerottelumenetelmiä ovat eri riippumattomien komponenttien ana-

lyysimenetelmät (engl. independent component analysis, ICA) sekä konvoluutioytimen kompensatiomenetelmät (engl. convolution kernel compensation, CKC). Näistä erityisesti CKC-menetelmiä käytetään aineistojen perusteella useasti tutkimuksissa, joissa pyritään erottelemaan motorisia yksiköitä HD-sEMG-signaalista. [23],[26],[27],[28],[30],[32].

CKC on matemaattinen mallinnustapa, jossa HD-sEMG-signaaleita mallinnetaan monituloisena ja -lähtöisenä systeeminä. CKC:ssä jokaista tietyltä kanavalta mitattua signaalia mallinnetaan motoristen yksiköiden impulssijonojen ja näitä vastaavien aktiopotentiaalien konvoluutioseoksena. [26],[32]. HD-sEMG-signaalin kanavalla  $i$  mitattu arvo ajan hetkellä  $n$  kuvataan seuraavalla summakaavalla:

$$x_i(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{l=0}^{L-1} h_{ij}(l)t_j(n-l) + w_i(n), \quad i = 1, \dots, M$$

Summakaava käsittää kaikkien kanavalla  $i$  mitattujen yksittäisten motoristen yksiköiden kaikilla näytteenottopituuksilla  $l$  mitatut signaalit maksiminäytteenottopituuteen  $L$  asti [29],[33]. Kaavassa  $h_{ij}(l)$  kuvaa kanavalla  $i$  mitattua motorisen yksikön  $j$  aktiopotentiaalia,  $t_j(n-l)$  lukuarvo MU:n  $j$  pulssisarjaa ja  $w_i(n)$   $i$ -kanavalla havaittavaa kohinaa. Koska aktiopotentiaalia kuvaava termi  $h_{ij}(l)$  on tuntematon, kompensoidaan tätä CKC:ssä hyödyntämällä lineaarista pienimmän keskineliövirheen arviointia. [34]. Täten impulssisarja motoriselle yksikölle  $j$  voidaan mallintaa seuraavalla tavalla:

$$\hat{t}_j = f_{t_j x}^T C_{yy}^{-1} y(n)$$

Kaavassa  $f_{t_j x}$  kuvaa EMG-signaalin sekä  $j$ -nen piikkisarjan välistä ristikorrelaatiovektoria,  $C_{yy}$  EMG-signaalien korrelaatiomatriisia ja  $y(n)$  vektoria, joka sisältää näytteet kaikilta mittauskanavilta. Muodostamalla yksittäisen motorisen yksikön impulssisarjaa kuvaava matemaattinen lauseke motoristen yksiköiden ominaisuuks-

sien tutkiminen on mahdollista. Chenin ja muiden mukaan hajotuksen avulla saadaan laskettua MU-suodattimet, joiden avulla signaalin käsittelyä jatketaan. MU-suodattimien on määritelty olevan lähteiden, eli MU-piikkisarjojen sekä vertailukohteena olevan EMG-signaalin välisiä ristikorrelaatiovektoreita. [32].

Segmenttikohtaisella CKC:lla (engl. segment-wise CKC, swCKC) voidaan Chenin ja muiden mukaan tulkita motoristen yksiköiden purkauksia eri motoneuronipopulaatioissa. Menetelmää varten HD-sEMG-signaalia mitataan usean motoristen liikkeiden sarjojen ajan. Tämän jälkeen signaalit esikäsitellään ja jaetaan segmentteihin, jotka käydään yksitellen läpi CKC-menetelmällä. Jokaisen menetelmän impulssijonot erotellaan k-means klusteroinnin avulla, ja saadut klusterimassakeskipisteet säilytetään yleisen HD-sEMG-signaalin hajotusta varten. [32]. Liikekohtaisessa CKC:ssä (engl. motion-wise CKC, mwCKC) signaali puolestaan segmentoidaan mittauksen aikana tehtyjen liikkeiden mukaan ja jokainen segmentti käydään yksitellen läpi CKC:llä [29]. Chenin ja muiden toteuttamassa kokeessa puolestaan käytetään luonnolliseen gradienttimenetelmään perustuvaa CKC:tä (engl. gradient CKC, gCKC), jossa yksittäisten motoristen yksiköiden piikkisarjojen sekä HD-sEMG-signaalin välisiä ristikorrelaatiovektoreita mallinnetaan lineaarisesti luonnollisen gradienttimenetelmän avulla [34].

Hajotuksen laatua voidaan tarkastella MU-tunnistuksen tarkkuutta arvioivalla pulssin ja kohinan välisellä vertailuluvulla (engl. pulse-to-noise ratio, PNR), joka kuvaa aktivaatiotaajuuden aikaisen motoristen yksiköiden piikkijonon suhdetta muiden motoristen yksiköiden piikkijonoihin kymmenkantaisen logaritmin avulla. [23],[24]. Aineistossa toteutetuissa kokeissa monet käyttävät motoristen yksiköiden tunnistamiseen vain dataa, jonka PNR-arvo on yli 25 dB. Kalc ja muut puolestaan hyödyntävät dataa, jonka PNR-arvo on yli 28 dB ja käyttivät MU-suodattimien muodostamisessa pelkästään hajotustuloksia, joiden PNR-arvo oli ainakin 30 dB [24]. Stimu-

loimalla toteutetuissa kokeissa hyödynnetään halutun signaalin ja kohinan välistä suhdelukua (engl. signal-to-noise ratio, SNR) signaalin laadun ilmaisussa [26].

Aineiston tutkimukset, joissa tutkitaan signaalista eroteltujen yksittäisten motoristen yksiköiden lukumäärää, on koottu alla oleviin taulukkoihin. Tutkimuksia on tehty sekä stimuloimalla lihasta että kokeellisesti käsittelemällä isometristä lihassupistuksista mitattua HD-sEMG-signaalia. Kun hajotusmenetelmiä tutkitaan stimuloimalla lihasta, lihassupistuksen suuruutta verrataan lihaksen maksimaaliseen tahdonalaiseen supistusvoimaan (engl. maximal voluntary contraction, MVC). Näin hajotusmenetelmien tehokkuutta ja tarkkuutta voidaan kartoittaa monilla eri supistusvoimakkuuksilla. Stimuloidun lihassupistuksen ja MVC:n suuruuksien suhdetta ilmaistaan prosenttiluvulla, joka ilmoitetaan yleensä yksikön MVC-% avulla. [33], [34].

Motoneuroneita stimuloimalla toteutetut kokeet on taulukoitu taulukkoon 3.2, jossa ilmoitetaan sekä laskennallinen (Akt. MU) että havaittu (Hav. MU) aktiivisten motoristen yksiköiden lukumäärä. Isometristä lihassupistusta mittaavat kokeet hyödyntävät eri liikkeissä mitattua HD-sEMG-signaalia motoristen yksiköiden tunnistamisessa, minkä vuoksi toteutettujen liikkeiden lukumäärä mittauksen aikana on myös taulukoitu taulukkoon 3.3. Koska aineiston tutkimukset, jossa tutkitaan HD-sEMG-signaalin hajotusmenetelmiä motoristen yksiköiden erottelun kannalta ovat peräisin pääosin samalta tutkimusryhmältä, sisällytetään taulukkoon myös tutkimukset, jossa tutkitaan hajotustulosten tarkkuutta eli PNR-arvoa.

Taulukko 3.2: Lihaksia stimuloimalla havaitut MU:t

Lähde	MVC-%	Akt. MU:t	SNR	Hajotus	Hav. MU:t(1)	Hav. MU:t(2)
Chen ym. (2022) [32]	10%	52			$47 \pm 2$	
	30%	84			$25 \pm 3$	
	50%	100	-	swCKC(1)	$13 \pm 3$	
	70%	100			$8 \pm 3$	
	90%	100			$5 \pm 1$	
Škarabot ym. (2023) [23]	10%	105				
	30%	155				
	50%	178	25 dB	CKC(1)		
	70%	193				
	90%	200				
Xia ym. (2024) [26]	10%	52			$21,0 \pm 4,1$	$35,3 \pm 4,0$
	20%	73			$20,0 \pm 1,5$	$37,0 \pm 4,8$
	30%	84			$18,3 \pm 0,8$	$34,1 \pm 4,3$
	40%	93	$\infty$ dB	CKC(1)	$17,3 \pm 2,3$	$30,3 \pm 3,4$
	50%	100		fastICA(2)	$14,1 \pm 3,5$	$29,6 \pm 3,7$
	60%	100			$12,5 \pm 2,4$	$29,8 \pm 4,8$
	70%	100			$11,3 \pm 4,3$	$27,5 \pm 2,9$

Taulukko 3.3: Kokeellisesti mitatuista isometrisista lihassupistuksista havaitut MU:t

Lähde	Raaja	Liikkeiden lkm	PNR	Hajotus	MU:t
Chen ym. (2022) [32]	käsi	10	44,5 ± 7,4 dB	CKC	43 ± 12
			36,6 ± 6,5 dB	swCKC	133 ± 24
Chen ym. (2022) [35]	käsi	4	25,8 ± 2,9 dB	CKC	176 ± 52
Chen ym. (2023) [29]	käsi	12	32,1 ± 5,6 dB	mwCKC CKC	164 ± 34
Chen ym. (2023) [28]	käsi	-	30,8 ± 4,2 dB	swCKC	145 ± 33
Chen ym. (2025)[34]	käsi	4	> 25 dB	gCKC	96 ± 49
Kalc ym. (2023) [24]	jalka	1	32,6 ± 3,6dB	CKC	42,6 ± 14,2
Xia ym. (2024) [26]	käsi	-	> 25 dB	fastICA	-

Taulukossa 3.2 esiintyvät kokeet havainnollistavat hyvin, kuinka lihassupistusvoiman kasvaessa motoristen yksiköiden erottelukyky laskee. Taulukossa 3.3 näkyvät kokeet ovat käsitelleet HD-sEMG-signaalia vielä hajotuksen jälkeen muun muassa MU-suodattimien sekä K-means++-klusteroinnin avulla, mutta kokeissa tapahtuvasta signaalin käsittelystä hajotuksen jälkeen on liian vähän tietoa taulukointia varten. Huomion arvoista taulukossa 3.3 on erityisesti se, että yhdessä Chenin ja muiden

kokeessa ilmenee ristiriita hajotusmenetelmän tarkkuuden ja tehokkuuden kehittämisen yhteydessä [32]. Kokeessa swCKC osoittautuu huomattavasti tehokkaammaksi hajotusmenetelmäksi, mutta hajotuksen tarkkuutta kuvaavan PNR-arvon kehitys on puolestaan negatiivinen. Toisaalta pääosa taulukon kokeista on peräisin samalta tutkimusryhmältä, minkä vuoksi tieto voi olla valikoitunutta.

## 4 Pohdinta

Vaikka signaalinkäsittelyssä tapahtunut kehitys on laajentanut HD-sEMG:llä toteutettavien tutkimusten mahdollisuuksia, motoristen yksiköiden tutkiminen HD-sEMG:n avulla on ensimmäistä tutkimuskysymystä varten tehdyn kartoituksen mukaan rajautunut pinnallisiin lihaksiin sekä suurilta osin mittauksiin, jossa lihassupistus on kaukana maksimisupistuksesta. Taulukon 3.1 perusteella verratessa HD-sEMG:n ominaisuuksia eri invasiivisten EMG-menetelmien ominaisuuksiin huomataan, että HD-sEMG:llä on erityisesti puutteita sen kyvyssä tehdä pitkäkestoisia mittauksia sekä tutkia syvällä ihon pinnan alapuolella olevia lihaksia. Tulevaisuuden kannalta on syytä miettiä, pystyttäisiinkö näitä puutteita kehittämään signaalinkäsittelyn kehityksen avulla.

HD-sEMG-signaalin käsittelymenetelmiä kehittäessä on pohdittava, halutaanko menetelmien kehityksessä priorisoida kykyä erotella mahdollisimman monta motorista yksikköä vai tavoitella mahdollisimman tarkkaa hajotustulosta. Taulukossa 3.3 huomataan, että eroteltavien motoristen yksiköiden lukumäärän ja PNR:n kehitys eivät ole toisistaan riippuvaisia, vaan tehokkaampaa hajotusmenetelmää käyttäessä hajotuksen tarkkuuteen viittaava PNR-arvo laskee. Hyödynnettäessä HD-sEMG:n avulla kerättyä tietoa motorisista yksiköistä muun muassa diagnostiikassa ja robottiproteesien kehityksessä tulee pohtia, kuinka haitallista vääristynyt HD-sEMG-data voi olla potilaalle.

Erityisesti proteesien kehityksen kannalta HD-sEMG:n rajoittunut tutkittava MVC-% -alue ei ole välttämättä merkittävä asia, sillä signaalit käden hienomotorisista liikkeistä tulee pääsääntöisesti pieniltä motorisilta yksiköiltä, jotka aktivoituvat järjestyksessä ensin. Iso osa aineistosta hyödynsi kokeissaan hyvin pienistä lihassupistuksista syntyviä signaaleja, minkä vuoksi voidaan otaksua HD-sEMG:n havaitsevan signaalin jo yksittäisten motoristen yksiköiden aktivoituessa [27],[33],[36],[37]. Täydestä lihassupistuksesta kerättävän EMG-signaalin merkitystä erityisesti motoristen yksiköiden tutkimisen kannalta voikin epäillä, sillä taulukon 3.1 mukaan yksikään EMG-menetelmä ei pysty tuottamaan hyödynnettävää signaalia täydestä lihassupistuksesta.

Lihassupistuksen suuruuden sijaan HD-sEMG:n rajoittuminen pinnallisten lihasten tutkimiseen rajoittaa huomattavasti HD-sEMG:n käyttöä niiden artikkelien perusteella, joissa valtaosa toteutetuista kokeista suoritettiin ranteen alueella sijaitseville lihaksille. Nykyiset rajoitteet rajaavat HD-sEMG:n käytön tässä käyttötarkoituksessa lähes kokonaan ylävartalon alueelle, minkä vuoksi kudoksen impedanssin aiheuttamalle signaalin heikkenemiselle tulisi keksiä ratkaisu tulevaisuudessa. Yksi vaihtoehto mahdolliseksi ratkaisuksi on kehonkoostumuksesta kertovan informaation avulla luoda algoritmi, jonka avulla ihon pinnalle saapunut signaali voitaisiin niin sanotusti luoda uudelleen ennustettuun alkuperäiseen muotoon. On kuitenkin pohdittava, onko sekä taloudellisesti että potilaan kannalta kannattavaa kehittää ratkaisu, joka vaatii jokaisen käyttäjän kehonkoostumuksen ja kudosten määrän arvioinnin, vai pysyttäytyä invasiivisessä mittaustavoissa, vaikka mittaus jouduttaisiin toteuttamaan monta kertaa tutkittaessa laajaa aluetta.

Edellä olevien lisäksi on pohdittava, voiko Martinez-Valdesin ja muiden esittämä HD-sEMG:n vaihteleva kyky tunnistaa motorisia yksiköitä sukupuolten ja yksilöiden välillä aiheuttaa eettisiä ongelmia tulevaisuudessa, vaikka ero mittauskäytössä perustuu fysiologisiin eroihin. Esimerkiksi taulukossa 3.2 esiintyvä Kalcin ja muiden

toteuttama koe tutki kolmipäiseen pohjelihakseen kuuluvasta leveästä kantalihaksesta havaittavien motoristen yksiköiden lukumäärää kokeellisesti vain miespuolisilta koehenkilöiltä, jolloin kokeen tuloksia ei voida suoraan soveltaa naissukupuolelle. Tämän vuoksi tulevaisuudessa on syytä pohtia, olisiko kannattavaa kehittää hajotus- ja suodatusmenetelmistä variaatiot eri sukupuolille. Huomattavaa on se, että aiemmin ehdotettu kehonkoostumukseen ja kudosten määrän arviointiin perustuva ratkaisu voisi mahdollisesti tasata sukupuolten välillä olevaa HD-sEMG:n suorituskykyeroa motorisia yksiköitä tutkiessa.

Yksi mahdollista tavoista laajentaa HD-sEMG:n käyttömahdollisuuksia tulevaisuudessa on magnetomyografian (MMG) käyttäminen samanaikaisesti HD-sEMG-mittauksissa. MMG on magneettinen versio sähköistä motoristen yksiköiden toimintaa mittaavasta EMG:stä, mitä voidaan mahdollisesti Yun ja muiden mukaan käyttää tulevaisuudessa rinnakkain HD-sEMG:n kanssa tehostamaan tahdonalaisten lihasten tutkimista. [17],[38].

Aiemmin magnetomyografian mahdollisuuksia ovat rajoittaneet tämän suprajohtavien laitteiden kookas koko sekä korkeat kustannukset. Nykypäivänä MMG:ssä hyödynnetään optisesti pumpattuja magnetometrejä (OPM), jotka ovat mahdollisesti Yun ja muiden mukaan integroitavissa HD-sEMG-laitteiston kanssa. Esitetty yhteislaitteisto yhdistää aikaviivekompensaatiotekniikan sekä magneettisesti yhteensopivan elektrodikonfiguraation. Näiden avulla voitaisiin mahdollisesti kerätä multimodaalista signaalia, jonka merkitys robottiproteesien kehittämiseksi on merkittävä. [38]. HD-sEMG:n ja OPM-MMG:n muokkaus yhteensopiviksi on kuitenkin vielä haasteellista, sillä mittausmenetelmillä on eri kaistanleveydet [17]. Lisäksi laitteiston kulujen vuoksi on pohdittava, onko yhdistelmälaiteisto kannattava ratkaisu tulevaisuudessa.

## 5 Yhteenveto

Tutkielmassa tarkasteltiin noninvasiivisen HD-sEMG:n mahdollisuuksia motoristen yksiköiden tutkimisessa, mitä tarvitaan muun muassa neuromuskulaaristen tautien diagnosoinnissa sekä proteesien kehityksessä. Jo pidempään käytetyt neula- sekä johdinelektromyografiat ovat invasiivisiä menetelmiä, jotka voivat olla potilaalle hyvin epämiellyttäviä. Lisäksi invasiivisten EMG-menetelmien avulla saadaan signaali vain muutamasta motorisesta yksiköstä kerrallaan, minkä vuoksi mittaus tulee tehdä useaan otteeseen haluttaessa kerätä tietoa laajalta alueelta. Tämän vuoksi on tarve tutkia yksittäisiä motorisia yksiköitä noninvasiivisella tavalla. HD-sEMG:n käytön mahdollisuuksia yksittäisten motoristen yksiköiden tutkimisessa käsiteltiin tutkimuskysymysten avulla.

Tutkimuskysymys 1: Motorisia yksiköitä voidaan tutkia joko invasiivisesti neula- ja johdin-EMG:llä tai noninvasiivisesti HD-sEMG:llä. HD-sEMG:llä toteutettu motoristen yksiköiden tutkiminen on mahdollista vain pinnallisista lihaksista, eikä HD-sEMG:llä suositella tutkittavan motoristen yksiköiden aktiivisuutta pitkien lihassupistusten aikana MUAP:en synkronaation takia. Kaikilla kolmella mittaustavalla motoristen yksiköiden tutkiminen onnistuu isometrisen lihassupistuksen aikana, kun supistuksessa käytetään submaksimaalista voimaa. Maksimaalinen lihassupistus, joko isometrisesti tai dynaamisesti, on puolestansa haastava kaikille mittausten menetelmille muuttuneen MUAP-aaltomuodon takia, minkä vuoksi sitä vältetään mittauksissa.

Tutkimuskysymys 2: HD-sEMG-signaalin käsittely alkaa signaalin vahvistamisella, jossa signaalia muun muassa suodatetaan kaistanpäättösuodattimella. Signaalin käsittely jatkuu kohinanpoistolla sekä spatiaalisella käsittelyllä, jonka avulla signaalin paikkaselektiivisyyttä pyritään parantamaan. Tämän jälkeen signaali hajotetaan eri menetelmien avulla motoristen yksiköiden piikkisarjoiksi, joiden avulla voidaan luoda signaaliin sovellettavia MU-suodattimia.

Tulevaisuudessa HD-sEMG:n kykyä tutkia motorisia yksiköitä voidaan todennäköisesti kehittää uusien signaalinkäsittelymenetelmien avulla. Kirjallisuuskatsauksen perusteella hajotusmenetelmiä kehittäessä haasteena on muun muassa valinta hajotustarkkuuden ja -tehokkuuden välillä sekä epätasa-arvo HD-sEMG:n toimintakyvyssä sukupuolten ja yksilöiden välillä. Näiden ratkaisemiseksi ehdotetaan yksilöllisten mittojen hyödyntämistä hajotusalgoritmeissa sekä magnetomyografian integroimista HD-sEMG:hen.

# Lähdeluettelo

- [1] V. Gohel ja N. Mehendale, ”Review on electromyography signal acquisition and processing”, *Biophysical Reviews*, s. 1361–1367, 2020. DOI: 10.1007/s12551-020-00770-w.
- [2] N. Malesevic et al., ”A database of high-density surface electromyogram signals comprising 65 isometric hand gestures”, *Scientific Data*, vol. 8, helmikuu 2021. DOI: 10.1038/s41597-021-00843-9.
- [3] B. T. Sleutjes, D. J. S. Garcia, P. A. van Doorn, H. S. Goedee ja L. H. van den Berg, ”Simulating progressive motor neuron degeneration and collateral reinnervation in motor neuron diseases using a dynamic muscle model based on human single motor unit recordings”, *Journal of Neural Engineering*, vol. 20, nro 5, lokakuu 2023. DOI: 10.1088/1741-2552/acfe9d.
- [4] T. V. B. de Oliveira, E. B. Costa, P. S. Almeida, L. R. Olivi ja W. A. Neto, ”Development of a Printed Circuit Board for Electromyographic Signal Acquisition”, teoksessa *2025 Brazilian Conference on Robotics (CROS)*, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil, huhtikuu 2025, s. 1–6.
- [5] J. F. Córdova-Manzo, L. Leija-Salas, A. Vera-Hernández ja J. M. Gutiérrez-Salgado, ”Graphical interface for time and frequency patterns extraction in surface electromyography signals using Hilbert-Huang Transform.”, teoksessa *2023 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pacific Health Care*

- Engineering (GMEPE/PAHCE)*, Songdo, South Korea, maaliskuu 2023, s. 1–6.
- [6] E. Martinez-Valdes et al., ”Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Single motor unit matrix”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 68, helmikuu 2023. DOI: 10.1016/j.jelekin.2022.102726.
- [7] C. Shin-Yi Lin et al., ”Neurophysiological and imaging biomarkers of lower motor neuron dysfunction in motor neuron diseases/amyotrophic lateral sclerosis”, *Clinical Neurophysiology*, s. 91–120, 2024. DOI: 10.1016/j.clinph.2024.03.015.
- [8] M. Zheng, M. S. Crouch ja M. S. Eggleston, ”Surface Electromyography as a Natural Human–Machine Interface: A Review”, *IEEE Sensors Journal*, s. 9198–9214, 2022. DOI: 10.1109/JSEN.2022.3165988.
- [9] ”Anatomy and Physiology of the Neuromuscular Junction”, teoksessa *Comprehensive Electromyography: With Clinical Correlations and Case Studies*, M. A. Ferrante, toim., Cambridge: Cambridge University Press, 2018, s. 68–72.
- [10] ”The Needle EMG Examination”, teoksessa *Comprehensive Electromyography: With Clinical Correlations and Case Studies*, M. A. Ferrante, toim., Cambridge: Cambridge University Press, 2018, s. 161–182.
- [11] E. D. Kirby, M. J. Glenn, N. J. Sandstrom ja C. L. Williams, ”2.3 Principles of Bioelectricity - Introduction to Behavioral Neuroscience | OpenStax”, *OpenStax*, 2024. url: <https://openstax.org/books/introduction-behavioral-neuroscience/pages/2-3-principles-of-bioelectricity>.
- [12] D. C. Preston ja B. E. Shapiro, *Electromyography and neuromuscular disorders : clinical-electrophysiologic-ultrasound correlations*. Philadelphia, PA: Elsevier, 2021.

- [13] E. Mervaala, E. Haaksiluoto, S. Himanen, S. Jääskeläinen, M. Kallio ja S. Vanhatalo, *Kliininen neurofysiologia*. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim, 2018, Online-versio, luettu 06.05.2026. url: <https://www.oppiportti.fi/op/kfi00046>.
- [14] C. De Luca, *Electromyography*, huhtikuu 2006. DOI: 10.1002/0471732877.emd097.
- [15] V. Tiwari et al., "From muscle potentials to computer interfaces: A multiscale review of electromyography for clinical and computational applications", *Sensing and Bio-Sensing Research*, vol. 51, helmikuu 2026. DOI: 10.1016/j.sbsr.2026.100969.
- [16] A. Achmamad, M. Elfezazi, A. Chehri, A. Jbari, R. Saadane ja A. Jakimi, "Machine Learning-Based Intelligent Smart Embedded Sensors for Automatic Detection and Classification of Neuromuscular Disorders using EMG Signals", tammikuu 2024. DOI: 10.21203/rs.3.rs-3865389/v1.
- [17] N. Noury, J. Marquetand, S. Hartwig, T. Middelmann, P. Broser ja M. Siegel, "Detecting single motor-unit activity in magnetomyography", *Journal of Neural Engineering*, vol. 22, nro 4, 2025. DOI: 10.1088/1741-2552/adeaeb.
- [18] V. P. Hotur, G. Arun Francis, N. M. Jayadevan, K. Ramaraj ja M. Thilagaraj, "Bluetooth Enabled Microcontroller-based Stimulator for Assessing the Electrical Activity of Muscles", teoksessa *2023 2nd International Conference on Automation, Computing and Renewable Systems (ICACRS)*, Pudukkottai, India, joulukuu 2023, s. 120–125.
- [19] I. Karacan ja K. S. Türker, "A comparison of electromyography techniques: surface versus intramuscular recording", *European Journal of Applied Physiology*, s. 7–23, 2024. DOI: 10.1007/s00421-024-05640-x.

- [20] E. Shandiz et al., "Applying high-density surface EMG to the study of neuromuscular disorders: a systematic review", *Clinical Neurophysiology*, vol. 179, s. 2110983, marraskuu 2025. DOI: 10.1016/j.clinph.2025.2110983.
- [21] J. E. Lara, L. K. Cheng, O. Rohrle ja N. Paskaranandavadivel, "Muscle-Specific High-Density Electromyography Arrays for Hand Gesture Classification", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, s. 1758–1766, 2022. DOI: 10.1109/tbme.2021.3131297.
- [22] A. Del Vecchio, A. Holobar, D. Falla, F. Felici, R. Enoka ja D. Farina, "Tutorial: Analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 53, s. 102426, elokuu 2020. DOI: 10.1016/j.jelekin.2020.102426.
- [23] J. Škarabot et al., "Decoding firings of a large population of human motor units from high-density surface electromyogram in response to transcranial magnetic stimulation", *The Journal of Physiology*, s. 1719–1744, 2023. DOI: 10.1113/jp284043.
- [24] M. Kalc et al., "Identification of Motor Unit Firings in H-Reflex of Soleus Muscle Recorded by High-Density Surface Electromyography", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, s. 119–129, 2023. DOI: 10.1109/tnsre.2022.3217450.
- [25] J. F. Escobedo-Magallán, A. del Carmen Téllez Anguiano, W. A. Rojas ja L. García, "Comparative Analysis of Power-line Denoising Techniques in Electromyographic Signals", teoksessa *2025 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (ROPEC)*, Ixtapa, Guerrero, México, marraskuu 2025, s. 1–6.
- [26] M. Xia, C. Chen, X. Sheng ja H. Ding, "Integration of Motor Unit Filters for Enhanced Surface Electromyogram Decomposition During Varying Force Iso-

- metric Contraction”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, s. 2905–2913, 2024. DOI: 10.1109/tnsre.2024.3438770.
- [27] N. Rubin, Y. Zheng, H. Huang ja X. Hu, ”Finger Force Estimation Using Motor Unit Discharges Across Forearm Postures”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, s. 2767–2775, 2022. DOI: 10.1109/tbme.2022.3153448.
- [28] C. Chen, Y. Yu, X. Sheng, J. Meng ja X. Zhu, ”Mapping Individual Motor Unit Activity to Continuous Three-DoF Wrist Torques: Perspectives for Myoelectric Control”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, s. 1807–1815, 2023. DOI: 10.1109/tnsre.2023.3260209.
- [29] C. Chen, Y. Yu, X. Sheng, J. Meng ja X. Zhu, ”Real-Time Hand Gesture Recognition by Decoding Motor Unit Discharges Across Multiple Motor Tasks From Surface Electromyography”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, s. 2058–2068, 2023. DOI: 10.1109/tbme.2023.3234642.
- [30] Z. Zhao, Z. Zhou, W. Guo ja X. Sheng, ”Filtering Selection for High-Density sEMG in Motor Unit Decomposition”, teoksessa *Intelligent Robotics and Applications*. Springer Nature Singapore, 2025, s. 328–339.
- [31] S. Ma, B. Lv, C. Lin, X. Sheng ja X. Zhu, ”EMG Signal Filtering Based on Variational Mode Decomposition and Sub-Band Thresholding”, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, s. 47–58, 2021. DOI: 10.1109/jbhi.2020.2987528.
- [32] C. Chen, S. Ma, Y. Yu, X. Sheng ja X. Zhu, ”Segment-Wise Decomposition of Surface Electromyography to Identify Discharges Across Motor Neuron Populations”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, s. 2012–2021, 2022. DOI: 10.1109/tnsre.2022.3192272.

- [33] D. Yeung, F. Negro ja I. Vujaklija, "Adaptive HD-sEMG decomposition: towards robust real-time decoding of neural drive", *Journal of Neural Engineering*, vol. 21, nro 2, maaliskuu 2024. DOI: 10.1088/1741-2552/ad33b0.
- [34] C. Chen, D. Li ja M. Xia, "A motor unit action potential-based method for surface electromyography decomposition", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 22, nro 60, maaliskuu 2025. DOI: 10.1186/s12984-025-01595-y.
- [35] C. Chen, Y. Yu, X. Sheng ja X. Zhu, "Non-Invasive Analysis of Motor Unit Activation During Simultaneous and Continuous Wrist Movements", *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 26, nro 5, s. 2106–2115, 2022. DOI: 10.1109/jbhi.2021.3135575.
- [36] L. Meng ja X. Hu, "Motion Intention Decoding: The Role of Data Parameters in Motor Unit-Based Decoders", teoksessa *2025 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, Vienna, Austria, lokakuu 2025, s. 4326–4329.
- [37] G. Valli, P. Ritsche, A. Casolo, F. Negro ja G. De Vito, "Tutorial: Analysis of central and peripheral motor unit properties from decomposed High-Density surface EMG signals with openhdemg", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 74, helmikuu 2024. DOI: 10.1016/j.jelekin.2023.102850.
- [38] H. Yu, Y. Gao, H. Wu ja X. Ning, "Synergistic Voluntary Muscle Signal Characteristic Analysis and Comparison of OPM-MMG and sEMG", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 74, s. 1–16, 2025. DOI: 10.1109/tim.2025.3613905.