



Heikki Tuomola

Kuivaelektrodien rakenteen suunnittelu, toteutus ja testaus

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Tieto- ja viestintäteknikka

Insinöörityö

22.4.2024

Tiivistelmä

Tekijä: Heikki Tuomola
Otsikko: Kuivaelektrodien rakenteen suunnittelu, toteutus ja testaus
Sivumäärä: 36 sivua
Aika: 22.4.2024

Tutkinto: Insinööri (AMK)
Tutkinto-ohjelma: Tieto- ja viestintätekniikka
Ammatillinen pääaine: Hyvinvointi- ja terveysteknologia
Ohjaajat: Lehtori Juha Havukumpu
Vanhempi tutkija Teemu Ruotsalainen

Insinööriyössä selvitettiin kuivaelektrodien potentiaalia korvata laajalti käytössä olevat geelielektrodit EKG-mittauksissa. Kuivaelektrodien kehitys terveysteknologiassa on hyvin tarpeellista nykyisten geelielektrodien rajoitteiden, epämukavuuden ja potentiaalisen ihoärsytyksen sekä kertakäyttöisten geelielektrodien aiheuttaman ympäristöllisen kuormituksen takia.

Työ toteutettiin osana VTT Oy:n kuivaelektrodiprojektia. Työssä käytiin läpi sydämen sähköistä toimintaa, EKG-elektrodien nykytilannetta ja uusien kuivaelektrodien tutkimus- ja kehitystyötä. Työssä suunniteltiin sekä valmistettiin kehitteillä olevalle kuivaelektrodille metalliohutkalvoja. Metalliohutkalvollisia kuivaelektrodeja testattiin työssä kehitetyllä testaussuunnitelmalla. Työssä hyödynnettiin toiminnallista testausta, biomimikriä ja analyysiohjelmistoja laadukkaiden tuloksien saavuttamiseksi.

Insinööriyön tuloksena kartoitettiin tietoa kuivaelektrodien nykytilanteesta ja tuotettiin 4 kappaletta metalliohutkalvoja sisältäviä kuivaelektrodiprototyyppisiä. Kyseisten elektrodien testauksen avulla tutkimus tuotti uutta tietoa metalliohutkalvollisten kuivaelektrodien käyttäytymisestä liikkeen aikana suoritettavissa EKG-mittauksissa.

Avainsanat: kuivaelektrodi, geelielektrodi, biopotentiaali, ohutkalvo, EKG, sydämen toiminta, aktiopotentiaali

Tämän insinööriyön alkuperä on tarkastettu Turnitin Originality Check -ohjelmalla.

Abstract

Author: Heikki Tuomola
Title: Design, Implementation and Testing of Dry Electrodes
Number of Pages: 36 pages
Date: 22 April 2024

Degree: Bachelor of Engineering
Degree Programme: Information technology
Professional Major: Health and wellbeing technologies
Supervisors: Juha Havukumpu, Senior Lecturer
Teemu Ruotsalainen, Senior scientist

This thesis covers the potential of dry electrodes to replace the widely used gel electrodes in ECG measurements. The development of dry electrodes in health technology is necessary due to the limitations and harms of current gel electrodes such as discomfort and potential skin irritation as well as the environmental burden caused by disposable gel electrodes.

The study was carried out as part of VTT Oy's dry electrode project. The study covers the electrical function of the heart, the current situation of ECG electrodes and the research and development of new dry electrodes. In the study, metal thin films were implemented for dry electrodes, as well as their testing plan and the test itself. Functional testing, biomimicry and analysis software were used to achieve high-quality results.

As a result, information on the current situation of dry electrodes was mapped and 4 dry electrode prototypes containing metal thin films were produced. Through testing of the electrodes in question, this research produced new information about the behavior of metal thin film dry electrodes in ECG measurements performed during movement.

Keywords: dry electrode, gel electrode, biopotential, thin film, ECG, heart function, action potential

Sisällys

Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	Elektrokardiografia	3
2.1	Sydämen sähköinen toiminta	4
2.2	EKG-käyrä	6
2.3	EKG-laitteisto	8
2.3.1	Firstbeat Bodyguard 3	9
2.3.2	Geeli- ja kuivaelektrodit	10
3	Työn tarkoitus	12
4	Menetelmät	15
5	Elektrodin kehittäminen	17
5.1	Materiaalit	18
5.2	Mallin suunnittelu	20
5.3	Valmistusprosessi	23
6	Testaus	24
7	Tulosten tarkastelu ja jatkokehitys	26
8	Yhteenveto	33
	Lähteet	34

Lyhenteet

EKG	Elektrokardiografia. Tutkimus, jolla saadaan tietoa sydämen toiminnasta.
AV	Atrioventricular. Eteiskammiokimppu, joka on osa sydäntä.
EMG	Elektromyografia. Lihasten sähköisen aktivoitumisen mittaus.
CSV	Comma-Separated Values. Tiedostomuoto, jota käytetään taulukkomuotoisen datan tallentamiseen tekstimuodossa.
Ag/AgCl	Hopea/hopeakloridi.
OECT	Organic electrochemical transistor. Orgaanisia molekyylejä sisältävä transistoriteknologia biopotentiaalien havaitsemiseen.

1 Johdanto

Lääketieteen ja terveydenhuollon alalla on lähivuosina nähty suurta kehitystä etenkin biosignaalien monitoroinnissa, jolla on olennainen rooli erilaisten fysiologisten tilojen ymmärtämisessä ja hallinnassa. Yksi näistä elintärkeistä biosignaaleista on sydänsähkökäyrä eli elektrokardiogrammi, joka tuottaa arvokasta tietoa sydämen tilasta sekä sähköisestä toiminnasta. EKG-tutkimuksessa sydämen sähköiset impulssit muutetaan käyräksi, josta voidaan tarkastella lukuisia terveyteen liittyviä tekijöitä. Täten EKG ansaitsee paikkansa yhtenä sydämdiagnostiikan kulmakivenä.

EKG-tutkimusten määrä on hurjassa kasvussa terveysteknologian kehityksen ja tiettyjen fysiologisten oireiden määrällisen kasvun takia ja tarve uudelle, kestäväälle ja käyttäjäystävälliselle kehitykselle on tarpeen. Tämän insinööriyön tavoitteena on selvittää kuivien elektrodien potentiaalia lupaavana innovaationa EKG-tekniikassa ja korostaa biosignaaliavun merkitystä terveydenhuollon tulevaisuuden kannalta. Tavoitteisiin lukeutuu myös kuivaelektrodien mallien suunnittelua ja testausta. Tarkoituksena on vähentää ihmisen kehon liikkeestä aiheutuvien virhemittausten määrää EKG-tutkimuksen aikana.

Kuivaelektrodien kehitys terveystekniikassa on hyvin tarpeellista nykyisten geelielektrodien rajoitteiden, epämukavuuden ja potentiaalisen ihoärsytyksen sekä kertakäyttöisten geelielektrodien aiheuttaman ympäristöllisen kuormituksen takia. Puettavat laitteet, etämonitorointi ja telelääketiede tuovat biosignaaliavun mittauksen sekä terveydenhuollon ammattilaisten että yksilöiden käsiin. Hyödyntämällä näitä uudistuksia ja biosignaaliavun antamaa tietoa voidaan tehdä terveyden kannalta tietoisempia päätöksiä, räätälöidä hoitoja ja ennustaa mahdollisia terveysongelmia entistä paremmin kuormittamatta jo ruuhkaista terveydenhuoltoa.

Työ tehdään Teknologian tutkimuskeskus VTT Oy:lle ja sen sisällä työskentelevälle Flexible Sensors and Devices -tiimille, joka erikoistuu esimerkiksi ihmiskehon fysiologisten merkkien aistimiseen ja terveysteknologian kehitykseen. Tämä työ keskittyy pohtimaan ratkaisuja tiimissä kehitteillä olevan kuivaelektrodin ongelma-kohtiin liikkeen aikana suoritettavien mittausten aikana.

VTT on yksi Euroopan johtavista tutkimuslaitoksista, jonka tutkimusalueisiin kuuluvat hiilineutraalit ratkaisut, kestävät tuotteet ja materiaalit sekä digitaaliset teknologiat. VTT perustettiin vuonna 1942, ja sen omistaa Suomen valtio. VTT:n tavoitteena on edistää tutkimuksen ja teknologian hyödyntämistä ja kaupallistamista elinkeinoelämässä ja yhteiskunnassa. Tähän tavoitteeseen se pyrkii esimerkiksi kehittämällä ratkaisuja ongelmiin asiakkaiden ja muiden kumppaneiden kanssa. (1.)

2 Elektrokardiografia

Elektrokardiografia eli EKG on nimitys lääketieteelliselle, ei-invasiiviselle, tutkimukselle, jossa sydämen sähköinen aktiviteetti havaitaan laitteiston avulla ja tuotetaan helpommin tulkittavaan muotoon. Tutkimuksen tuloksena tuotettu tallenne tunnetaan nimellä elektrokardiogrammi ja sitä tulkitsemalla saadaan tärkeää tietoa sydämen sähkökäyttäytymisestä, sydänsairauksista sekä epäsäännöllisyyksistä. Lukemisen helpottamiseksi tässä työssä elektrokardiografiasta käytetään termiä EKG-rekisteröinti ja sen tuottamasta elektrokardiogrammista käytetään termiä EKG-käyrä. (2.)

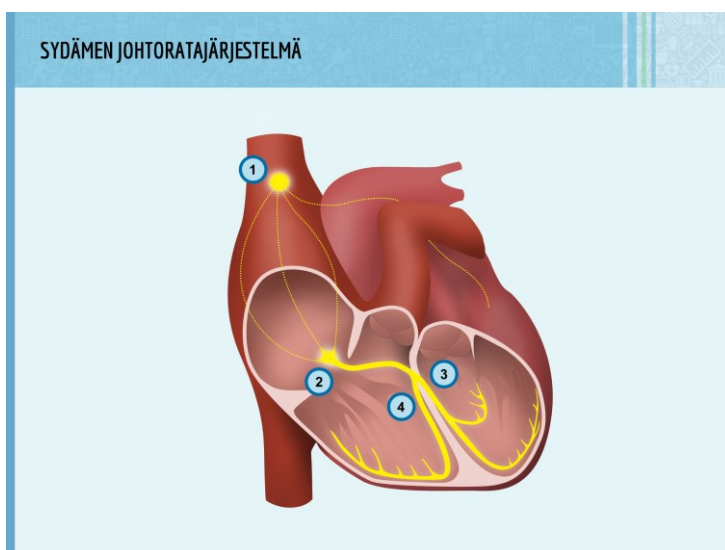
Sydämen sähköinen aktiviteetti havaittiin ensi kerran 1800-luvun jälkipuoliskolla, ja sydämen synnyttämän sähkökentän luotettava ja suora rekisteröinti kehon pinnalta kehitettiin vuonna 1902 Willem Einthoverin tuottaman galvanometrin avulla. Nykypäivän EKG-rekisteröinti on siis yli 120 vuoden teknisen kehityksen ja fysiologisen tietämyksen tuote. (2.)

EKG-rekisteröinnissä tutkittavan kohteen iholle asetetaan elektrodeja, jotka havaitsevat ihon pinnalta sydämen toiminnasta syntyviä sähköisiä potentiaaleja. Raajaliitännöillä eli tutkittavan raajoihin kiinnitetyillä elektrodeilla mitataan raajojen välistä jännitettä, kun taas rintaliitännöillä eli rintaan kiinnitetyillä elektrodeilla mitataan sydämen etuosaan heijastuvaa sähkökenttää. Nämä elektrodit on kytketty tallennuslaitteeseen, joka vahvistaa ja näyttää sähköiset signaalit EKG-käyränä.

Vaikka EKG-rekisteröinti on tutkimuksena vanha, on se edelleen yksi tärkeimmistä toimenpiteistä sydämdiagnostiikan aihealueella. Maailman terveysjärjestön (WHO) mukaan sydän- ja verisuonitaudit ovat yleisin kuolinsyy maailmanlaajuisesti. Lisäksi sydämen fysiologisten ongelmien määrä on jatkuvassa kasvussa. Sydämen fysiologisten ongelmien suuri määrä kulkee käsi kädessä EKG-rekisteröintien määrän kanssa. Tarkoituksena on todeta sairaudet aikaisemmin, ennaltaehkäistä suurempaa vahinkoa ja keventää lopullista terveydenhuollon taakkaa. (3, s. 47–48.)

2.1 Sydämen sähköinen toiminta

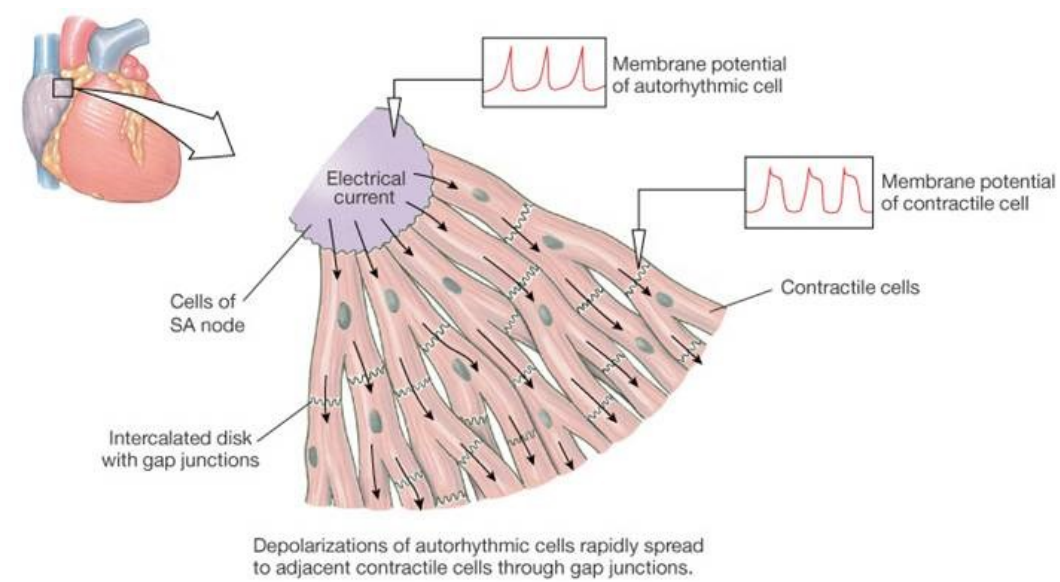
Sydämen sähköinen toiminta perustuu sähkökemiallisiin muutoksiin sydänsolujen kalvoilla sekä sydänsolujen sisällä. Sähkökemiallisia muutoksia synnyttää solukalvoissa esiintyvät ionivirrat, jotka aiheuttavat sähkövirtoja ympäröivään kudokseen. Normaalisti sydämen sähkövirta eli lyönti saa alkunsa oikean eteisen yläosassa sijaitsevasta sinussolmukkeesta. Sinussolmuke on sydämen oma tahdistin, ja sen soluissa syntyy sähköisen toiminnan käynnistävä heräte, joka johtoratoja pitkin leviää muualle sydänsoluihin ja saa aikaan mekaanisen supistumisen (kuva 1). Impulssi saa alkunsa sinussolmukkeesta, josta se etenee sydämen eteisten läpi eteiskammiosolmukkeeseen. Tästä eteenpäin kamionsisäinen johtojärjestelmä jakaantuu vasempaan ja oikeaan haarakkeeseen. Vasen haara jakautuu edelleen kahteen haarakkeeseen. (4.)



Kuva 1. Sydämen johtoratajärjestelmä

Sydämen tahdistinsolmukesolut (sinussolmukkeen solut) pystyvät aiheuttamaan solun kalvoa pitkin kulkevan sähköisen latauksen ilman ulkoisia hermoärsykeitä. Tätä solun kalvon depolarisaatiosta syntyvää sähköistä tapahtumaa kutsutaan aktiopotentiaaliksi. Sinussolmukkeen solujen aiheuttama aktiopotentiaali kuljettaa muihin sydänlihassoluihin käskyjä johdinratoja pitkin. Sinussolmukkeen solut yhdistyvät sydänlihassoluihin aukkoliitoksen avulla ja näin solut muodostavat kanavia, jotka sallivat solukalvon jännitettä säätelevien ionien virtauksen

solusta toiseen (kuva 2). Kun sinussolmukkeen synnyttämä aktiopotentiaali leviää muuhun sydämeen, aiheuttaa se sydänlihaksessa supistumista. Tästä syystä sinussolmuketta kutsutaan usein sydämen tahdistimeksi. (6; 7.)



Kuva 2. Sydämen solujen muodostamat kanavat aukkoliitosten avulla.

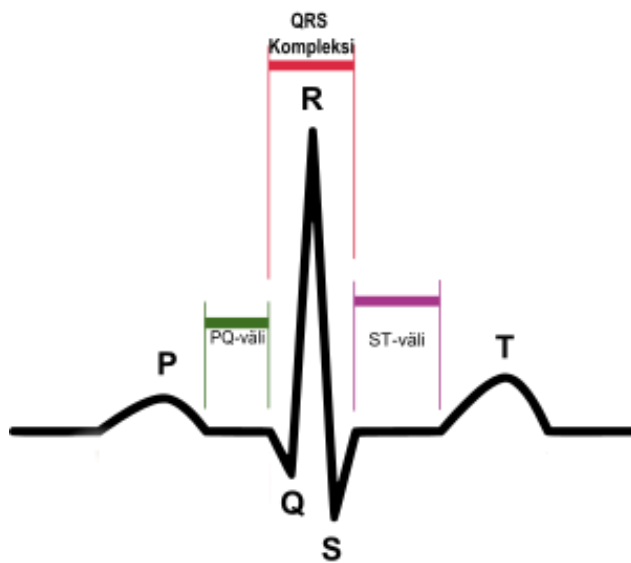
Sydänlihaksen solut ovat polarisoituneet, joka tarkoittaa, että yksittäisen solun kalvolla on sähköinen jännite. Solun ollessa "lepotilassa" solukalvon ympärillä vallitsee tietty konsentraatio erilaisia ioneja, ja kalvon jännite on yleensä negatiivinen, jolloin solu on enemmän negatiivinen kalvon sisäpuolelta (kuin ulkopuolelta). Ionipumput sekä ionivirrat ylläpitävät eri ionien jakoa solun kalvon sisä- ja ulkopuolella. Aktiopotentiaalissa solun kalvolla tapahtuu lyhyt sähköisen polariteetin vaihtelu, mikä johtuu mainituista ionivirroista, joita säätelevät eri jännitteisiin reagoivat portit. Kalvon jännitettä muuntavat ionit voivat kulkea näitä portteja pitkin, ja porttien suut aukeavat ja sulkeutuvat eri kalvopotentiaalien aikana. (6; 7.)

Kun tiettyjä ioneja virtaa portteja pitkin solukalvon eri puolille, jännite kalvolla nousee eli muuttuu vähemmän negatiiviseksi. Tällöin puhutaan, että solu on vähemmän polarisoitunut eli depolarisoitunut. Aktiopotentiaali syntyy vain, jos kalvon jännite depolarisoituu kriittiseen pisteeseen (syttymiskynnys). (6.)

Sydämen lihassolujen aktivoituminen ja palautuminen lepotilaan aiheuttaa sähkökentän muutoksia, jotka ovat havaittavissa EKG-rekisteröinnissä. Nämä sähkökentän muutokset piirtyvät EKG-käyrään, jonka aaltojen järjestyksestä, muodosta ja kestosta saadaan informaatiota sydämen sen hetkisestä tilasta.

2.2 EKG-käyrä

Sydämen sähköinen toiminta tallennetaan luettavaan muotoon EKG-rekisteröinnissä. Tuloksena on EKG-käyrä, joka on tallenne sydämessä tapahtuvista eri aktiopotentiaaleista. Jokainen segmentti käyrässä kuvaa tapahtumaa sydämen sähköisen toiminnan kiertokulussa. Kuvassa 3 näkyy normaalin sinusrytmin omaava, yhden sydämenlyönnin kestävä, EKG-käyrä. Käyrässä näkyvät tapahtumat ovat vasemmalta oikealle järjestyksessä P-aalto, PQ-väli, QRS-kompleksi, ST-väli sekä T-aalto. (6; 8.)



Kuva 3. EKG-käyrä

Käyrän ensimmäinen heilahdus on P-aalto. P-aallon aikana sydämen eteiset depolarisoituvat ja supistavat verta vasempaan ja oikeaan sydänkammioon. Seuraava vaihe on nimeltään PQ-väli. PQ-väli kuvaa aikaa, joka sinussolmukkeen aloittamalla impulssilla kestää matkata johdinrataa pitkin

eteiskammiosolmukkeelle (AV solmuke). PQ-välin jälkeinen QRS-kompleksi merkkää eteiskammiosolmukkeen impulssin lähettämistä eteenpäin johdinradassa ja kuvastaa kammioden depolarisaatiota. (6; 9.)

QRS-kompleksi sisältää kolme aaltoa. Q-aalto vastaa sydämen kammioden väliseinän depolarisaatiota, R-aalto vastaa kammioden pääasiallisen massan depolarisaatiota ja S-aalto vastaa kammioden lopullista depolarisaatiota sydämen juuressa. S-aallon aikana sydämen eteiset repolarisoituvat ja täyttyvät uudelleen verellä, mutta signaali peittyy suuren QRS-kompleksin alle. ST-välin aikana kammiot pumppaavat niille eteisistä siirtyneen veren eteenpäin verenkiertoelimistössä. Käyrän viimeinen heilahdus, T-aalto, vastaa kammioden repolarisaatiota juuri ennen kammioden rentoutumista. (6; 8; 9.)

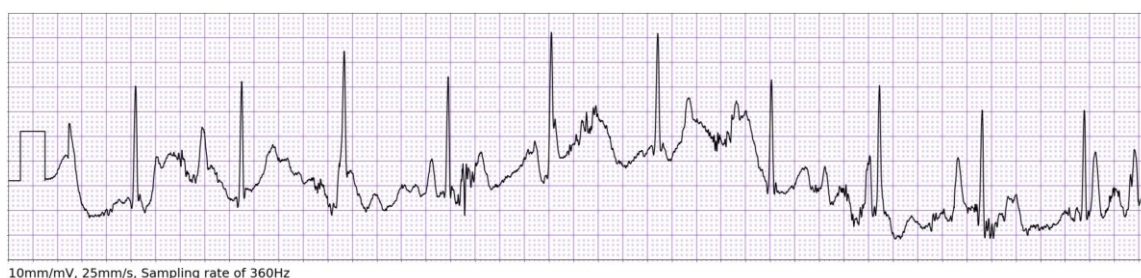
EKG-käyrän aaltojen kesto, järjestys ja muoto ovat terveydenhuollon ammattilaisten tulkinnan ytimessä. Niiden avulla voidaan tarkastella lukuisia aihealueita kuten sydämen lihaseinämän rakennetta ja patologisia muutoksia, rytmihäiriöihin viittaavia ilmiöitä sekä kehoon kohdistuvaa fyysistä tai psyykkistä kuormitusta. (10.)

EKG-rekisteröinti on hyödyllistä vain, jos tallennettu data on korkealaatuista ja luotettavaa. Matalien jännitteiden takia EKG-rekisteröinti on altis erilaisille virhe- ja häiriötekijöille. Onneksi virheet on mahdollista tunnistaa ja poistaa tai kokonaan ennaltaehkäistä. Useimmissa virhelähteissä syy on inhimillinen tekijä tai ympäristön häiriötekijä, ei niinkään itse EKG-laite tai sen elektrodikaapelit, vaikka nämä tulee silti ottaa huomioon. Tässä insinööriyössä käsitellään vain asetetulle ongelmalle relevantteja häiriötekijöitä.

Yksi yleisistä, virheitä aiheuttavasta häiriöstä, on liikehäiriö. Liikehäiriö voi aiheutua monella eri tavalla joko suoraan tai välillisesti. Elektrodien huono kontakti iholla tai elektrodien väliaineen heikentyminen ajan kuluessa voi altistaa EKG-rekisteröinnin kohinalle, mikä johtuu elektrodin ja ihon välisestä liikkeestä tai huonosta johtokyvystä. EKG-rekisteröinnissä kohinalla tarkoitetaan kaikkea ylimääräistä, ei-toivottua, häiriötä, joka voi väärentää tai peitota sydämen sähköistä signaalia EKG-käyrän tallennuksessa. Elektrodien liikehäiriö syntyy

yleensä, kun iho venyy ja ihon pinnan impedanssi muuttuu elektrodin ympärillä. (11. s. 2, 12.)

Rekisteröinnin aikana tapahtuva kehon liike voi aiheuttaa myös EMG-kohinaa (elektromyografia-kohinaa), joka näkyy häiriönä EKG-käyrässä. EMG-kohinalla tarkoitetaan luuston lihasten aktivoitumisesta aiheutuvien sähköisten impulssien sekaantumista sydämen EKG-käyrään (kuva 4). EKG-rekisteröintiin vaikuttaviin liikkeisiin voidaan laskea pienetkin eleet kuten hengitys, aivastukset ja hikka, vaikka modernit EKG-laitteet pystyvät suodattamaan näitä tapahtumia. (13; 14.)



Kuva 4. EMG-kohinaa EKG-rekisteröinnissä (13).

2.3 EKG-laitteisto

EKG-laitteisto toimii jännitemittarina, joka havaitsee rintaelektrodeilla sydämen etupuolelle heijastuvan sähkökentän ja mittaa raajaelektrodien avulla jännitettä raajojen välillä. Yleisesti EKG-laitteistoon kuuluu iholle kiinnitettävät elektrodit, keskusyksikkö (tallennuslaite tai sensori) ja johtimet elektrodien ja keskusyksikön välillä. EKG-laitteistoja on useita malleja, ja ne voi karkeasti jakaa kahteen ryhmään, kliinisiin tutkimuksiin soveltuvat EKG-laitteet ja puettavat EKG-laitteet terveyden seuraamiseen. (15.)

Kliinisiin tutkimuksiin soveltuvat EKG-laitteet ovat käytössä terveydenhuollon toimipisteissä kuten terveysasemilla ja sairaaloissa. Niiden avulla terveydenhuollon ammattilaiset saavat mitattua sydämen sähköistä toimintaa tarkasti ja pystyvät tekemään tietoisia päätöksiä jatkotoimenpiteistä potilaille. Kliinisiin tutkimuksiin soveltuvat laitteet ovat yleensä suunniteltu 12-kytkentäistä, makuulla

suoritettavaa, rekisteröintiä varten, joten tutkimus tapahtuu tällöin aina terveydenhuollon toimipisteellä. (15.)

On olemassa kliinisesti validoituja EKG-laitteita, joiden tarkoitus on kulkea potilaan mukana arkielämässä ja samalla kerätä EKG-dataa tutkimusta varten. Tämän tyylistä tutkimusta kutsutaan Holter-tutkimukseksi, joka tunnetaan myös sydämen EKG:n pitkäaikaisrekisteröintinä. Holter-tutkimuksen aikana potilas pitää EKG-laitetta yhden tai useamman päivän kiinni kehossaan, kunnes tutkimus on suoritettu. Pidempi mittausjakso parantaa sydämen oireiden tallentumisen mahdollisuuksia EKG-käyrään. (16.)

Puettavat, terveyden seuraamiseen soveltuvat, EKG-laitteet on suunniteltu joko pelkästään sydämen sähköisen toiminnan tallennukseen ja tulkintaan tai esimerkiksi toiminnoksi isommassa kokonaisuudessa kuten älykellossa. Terveyden seuraamiseen soveltuvat EKG-laitteet ovat ihanteellisia käyttäjille, jotka haluavat seurata sydämensä terveyttä häiritsemättä päivittäistä toimintaa. Sydämen sähköinen toiminta voidaan havaita joko elektrodeilla tai optisilla sensoreilla. Tällaisissa laitteissa iholle asetettavia elektrodeja voi olla yhdestä useampaan kappaletta. Vähäinen elektrodien määrä parantaa laitteen käyttömukavuutta ja tekee siitä erittäin soveltuvan pitkäaikaisseurantaan, mutta kerätty data on usein laadultaan heikompaa kuin kliinisissä tutkimuksissa. Käytettävyyden lisäksi terveyden seuraamiseen soveltuvat EKG-laitteet kykenevät tunnistamaan trendejä ja rakentamaan johtopäätöksiä niille syötetystä datasta. (15.)

2.3.1 Firstbeat Bodyguard 3

Tämän insinööriyön tutkimuksessa hyödynnetään Firstbeat Technologies -yhtiön kehittämää Bodyguard 3 - EKG-laitetta (ks. kuva 5). Bodyguard 3 on henkilökohtainen mittalaite laadukkaasti EKG-datan keräykseen. Laite toimii yhdessä puhelin- ja nettisovelluksen kanssa ja tuottaa käyttäjälle tämän terveydentilaan liittyvää tietoa, mikä riippuu valitusta lisenssistä. Bodyguard 3 ei ole lääkinällinen laite, mutta tuottaa tarpeeksi laadukasta raakadataa tutkimus- ja kehitystyötä varten. Kerätyn datan pohjana on 1-kanavainen EKG, josta R-R-intervallin avulla lasketaan sykevälivaihtelua (HRV). Laite suodattaa itse

virhemittauksia ja tekee kerätyn datan pohjalta johtopäätöksiä käyttäjän terveydestä ja fyysisestä kuormituksesta. Laite voidaan tutkimustyötä varten asettaa keräämään vain raakadataa CSV-formaatissa. Bodyguard 3 -mittalaite sisältää datan keräävän sensorin sekä kaapelit sensorin ja iholle asetettavien elektrodien välille. Laitteen mukana toimitetaan geelielektrodeja, mutta kaapeliin ja sensoriin voi kiinnittää haluamiaan elektrodeja nappikiinnityksellä. (17.)



Kuva 5. Firstbeat BG3 -mittalaite (17)

2.3.2 Geeli- ja kuivaelektrodit

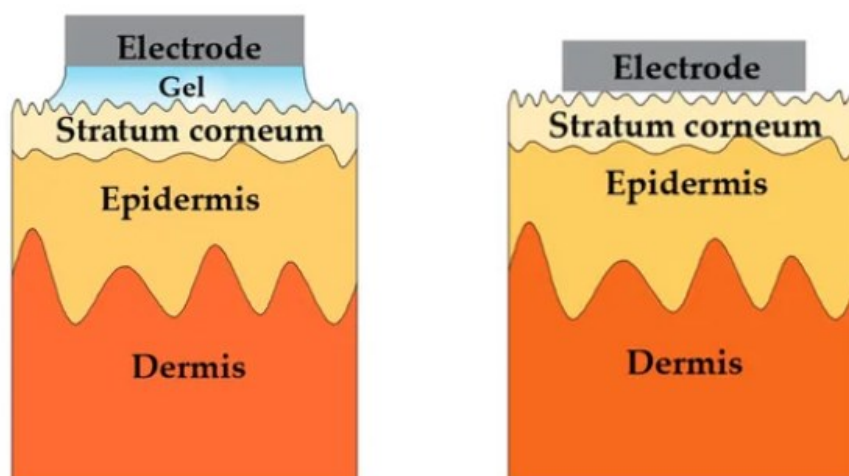
Elektrodit ovat osa EKG-laitteiston kokonaisuutta ja niitä käytetään sydämen sähköisten impulssien havaitsemiseen ihon pinnalta. Elektrodit toimivat johtavana materiaalina signaalin kululle iholta tallennuslaitteelle/sensorille. Yleisimmin käytössä olevat elektrodit sisältävät johtavaa geeliä, joka parantaa signaalin kulkua laitteelle. Nämä elektrodit tunnetaan täten nimellä geelielektrodi. Itse johdinmateriaali on hopea/hopeakloridia (Ag/AgCl), jonka elektrodipotentiaali (engl. half cell potential) on suhteellisen matala ja täten soveltuva biopotentiaalien

havaitsemiseen ja kuljetukseen. Kehon sähkövirta koostuu kehossa kulkevista ionivirroista, ei niinkään elektronivirroista. Biopotentialien mittaukseen kehitetyt elektrodit toimivat muuntajina, jotka havaitsevat ionien jakauman ihokudoksen pinnalta ja muuntavat ionivirran elektronivirraksi. (18, s. 1.)

Ag/AgCl-geelielektrodien rakenteessa hopeaydin on päällystetty hopeakloridilla, joka vähentää elektrodin impedanssia ja pitää yllä parempaa signaalin laatua. Ag/Cl-geelielektrodit ovat ei-polaarisia (engl. nonpolarized), joka tarkoittaa, että sähkövirta pystyy kulkemaan vapaasti elektrolyytin (geelin) ja elektrodin välisessä liitännässä. Tämän tyylliset elektrodit soveltuvat hyvin EKG-tutkimuksiin niiden vähäisemmän liikehäiriön ansiosta. (18, s. 1; 19.)

Geelielektrodit pitävät yllä korkeaa signaalin laatua, mutta eivät sovellu hyvin pitkäaikaisrekisteröintiin ihoärsytyksen ja johtavan geelin haihtumisen vuoksi. Tämän vuoksi markkinoille on alettu kehittää kuivaelektrodeja, jotka toimivat ilman johtavaa geeliä ja parantavat yleisesti käyttömukavuutta. Kuivaelektrodeista tutkituimpia ovat pintakuivaelektrodit niiden simppelein mittauseränsä ja yksinkertaisen valmistusprosessinsa ansiosta. Pintakuivaelektrodit pystyvät oikein suunniteltuina säilyttämään hyvän kosketuksen ihokudoksen kanssa liikkeen aikana ja soveltuvat sen ansiosta urheiluun ja esimerkiksi kiereellisiin ensihoidon tilanteisiin. (19.)

Erilaisia kuivaelektrodeja kehitetään useista eri materiaaleista ja testien avulla etsitään näistä parasta yhdistelmää. Kehityksessä tähdätään bioyhteensopivuuteen, käyttömukavuuteen, käytettävyyteen ja etenkin laadukkaan signaalin tuottoon. Nykyisten kuivaelektrodien ongelmana kohdataan hankaluus saavuttaa matalaa impedanssia sekä vakaata yhteyttä, etenkin pintakuivaelektrodeilla. Nämä ongelmat yritetään korjata valitsemalla elektrodeille sopivat materiaalit ja suunnittelemalla rakenne mahdollisimman mukautuvaiseksi. (20.)



Kuva 6. Yksinkertaistettu kuva geelielektrodien (vas.) ja pintakuivaelektrodien (oik.) rakenteesta iholla. (19)

3 Työn tarkoitus

Tämän insinööriyön tarkoituksen ytimenä on edistää kuivaelektrodien kehitystä projektissa, jossa kaavaillaan hyödyllisempää vaihtoehtoa tavanomaisille geelielektrodeille. Haasteena on tutkia, voiko elektrodin johdinmateriaalina käytettävän metalliohukalvon rakenteellinen suunnittelu vähentää liikkeen takia mittaustuksissa mahdollisesti syntyvää häiriötä. Liikehäiriön minimointi mahdollistaisi kehitteillä olevien kuivaelektrodien luotettavamman käytön aktiivisissa mittaustilanteissa ja parantaisi soveltuvuutta pitkäaikaismittauksiin. Insinööriyö rajataan aiheen tietokäsittelyyn, haasteen ratkaisujen tutkimiseen ja potentiaalisen ratkaisun toteutukseen sekä testaukseen.

Insinööriyö on osana suurempaa kuivaelektrodiprojektia. Projektin tavoitteena on luoda tuotekonsepti, joka paikkaa nykyisten geelielektrodien haittapuolia ja edistää elektrodien yleistä kehitystä terveysteknologian alalla. Geelielektrodit dominoivat biopotentialisten signaalien monitoroinnin markkinoita lääkinnällisellä sekä terveyssektorilla vakiintuneen aseman ja laadukkaan signaalin ylläpidon takia. Geelielektrodit kuitenkin aiheuttavat osalle käyttäjistä ihoärsytystä ja allergisia reaktioita ja ovat usein epämukavia käyttää. Käyttäjästävällisyyden puute nähdään geelielektrodien suurimpana haittapuolena, kun kehitetään

uusien elektrodeja lääketieteelliseen käyttöön. Geelielektrodien johtavan geelin haihtuminen käytön aikana tai esimerkiksi liukeneminen hikoillessa tekee pitkäaikaismittauksista epäluotettavia, ellei elektrodeja vaihdeta useampaan kertaan mittauksen aikana. Elektrodien usein vaihtelu mittauksen aikana voi lisätä ihoärsytystä, nostaa mittauksesta aiheutuvia kuluja ja aiheuttaa ylimääräistä taakkaa ympäristölle. Johtava geeli asettaa geelielektrodeille myös rajallisen säilytysajan.

Kuivaelektrodit eivät sisällä johtavaa geeliä eivätkä aiheuta ihoärsytystä geelielektrodien tavoin. Kuivaelektrodit ovat hengittäviä ja täten myös käyttäjäystävällisempiä. Kuivaelektrodien valmistuksessa hyödynnettävät materiaalit ovat halpoja, sekä valmiiden elektrodien säilytysaika on pitkä. Kuivaelektrodit soveltuvat hyvin pitkäaikaismittauksiin ilman, että elektrodi tarvitsisi vaihtaa useaan kertaan mittauksen aikana. Ympäristöön kohdistuva taakka voidaan minimoida suunnittelemalla kuivaelektrodeista myös uudelleenkäytettäviä malleja. Nämä hyödylliset seikat ovat projektityön tarkoituksen ytimessä.

Käyttäjäystävällisyys, taloudellisempi valmistusprosessi sekä uudelleenkäytettävien elektrodien mahdollisuus soveltuu hyvin nykyiseen kestävä kehityksen malliin sekä omahoidon kehitykseen. Luotettavan ja helpon pitkäaikaismittauksen mahdollistaminen sydämdiagnostiikan alueella voi avata uusia telehealth- ja etämonitorointimahdollisuuksia sekä parhaassa tapauksessa nopeuttaa potilaiden sydämen fysiologisten ongelmien havaitsemista. Luotettavan etämonitoroinnin ja pitkäaikaismittauksen toteutus on myös hyvä ratkaisu purkamaan terveydenhuoltoon kohdistuvaa stressiä sekä yhteiskunnalle kalliita potilaskuluja.

Globaali EKG-elektrodien ja pitkäaikaisrekisteröinnin markkina-arvo vuonna 2022 arvioitiin olevan 1,2 miljardia dollaria ja sen yhdistetty vuotuinen kasvuvauhti odotetaan olevan 19,58 % vuodesta 2023 vuoteen 2030. Markkina-arvon nousuun vaikuttaa lääkintäteknikan nopea kehitys, eteisvärinän yleisyys, ikään-tynyt populaatio sekä verenkiertoelimistön ongelmien määrällinen kasvu. Polikliininen hoito ja etämonitoroinnin suosio lisäävät investointia helpompiin ja kustannustehokkaisiin ratkaisuihin terveydenhuollossa, joka (myös) kasvattaa markkina-arvoa. Ikääntyvän populaation kasvu lisää verenkiertoelimistön

ongelmien määrää, jotka aiheuttavat merkittävän määrän kuolemista vuodessa. Näiden ongelmien aikaisempi havaitseminen ja hoidon nopeampi aloitus vähentää edenneiden sydänsairauksen sekä kuolemien määrää. Sydämen fysiologisten ongelmien kasvu aiheuttaa potilasjonoa terveydenhuollon toimipisteillä suoritettaviin EKG-mittauksiin ja tarve etämonitoroinnille sekä laadukkaalle pitkäaikaisrekisteröinnille on tarpeen. Eteisvärinä on sydämen rytmihäiriöistä yleisin ja sen yleisyyden (esiintyvyyden) odotetaan kasvavan tulevina vuosina. Eteisvärinän yleisyyden odotetaan nousevan Yhdysvalloissa 12,1 miljoonaan henkilöön vuoteen 2030 mennessä, sekä 17,9 miljoonaan henkilöön Euroopassa vuoteen 2060 mennessä. Eteisvärinän yleisyyden kasvu lisää tarvetta helpolle ja laadukkaalle pitkäaikaisrekisteröinnille, joka voisi korvata hankalan ja vanhanaikaisen Holter-tutkimuksessa käytettävän laitteiston. (26.)

Terveydenhuollon ala aiheuttaa yhden suurimmista hiilijalanjäljistä, jonka takia yrityksille asetetaan sääntöjä toteuttaa kestävämpiä ratkaisuja. Yritysten investointi kestäviin tuotteisiin yhdistyy hyvin kuivaelektrodien tuotekehitykseen ja markkinointiin. Terveydenhuolto alan massiivinen hiilijalanjälki koostuu osittain poisheitettävän muovin määrästä, joka on noin 25 % sairaaloiden tuottamasta kokonaisjättemäärästä. Kertakäyttöiset ja useasti mittauksen aikana vaihdettavat geelielektrodit ovat hygieenisinä, mutta tuottavat suuren määrän jätettä. Henkilökohtaiset uudelleenkäytettävät kuivaelektrodit voi laskea jätteen määrää huomattavasti etenkin omahoidon saralla pitkäaikaismittauksissa. (27.)

4 Menetelmät

Insinööriyön ongelmaa lähdettiin ratkomaan toteuttamalla käytännönläheinen tutkimus ja niin sanottu trial and error -testaus. Ennen testausta tarpeellinen aineisto kerättiin tietokannoista tiettyjen kriteerien mukaan hyödyntäen hakutermeissä biomimikriin kuuluvaa termistöä. Biomimikri tarkoittaa luonnossa esiintyvien mallien emulointia omaan tutkimukseen tarkoituksena ratkaista ongelma. Biomimikri nähdään varteenotettavana tutkimusmenetelmänä, sillä luonto on iteroinut ratkaisuja ongelmiin miljardeja vuosia ja näin käynyt läpi lukuisia vaihtoehtoja. (29.) Esimerkkejä biomimikrin hyödyntämisestä nyky-yhteiskunnassa nähdään luotijunien muodon suunnittelussa, materiaalitekniikassa sekä robotiikassa. Tiedonkeruussa hyödynnettiin myös paljon projektissa jo kerättyä materiaalia. Testaus toteutettiin toiminnallisena testauksena.

Kubios HRV Scientific on analyysiohjelmisto, joka on suunniteltu tutkimustyöhön sekä ammattikäyttöön. HRV Scientific on kattavampi versio Kubioksen normaaleista HRV-analyysiohjelmistoista ja sillä pystyy visualisoimaan sekä analysoimaan erilaisia biosignaalien mittauksia. Ohjelmistoon voi viedä laitteilla mitattua raakadataa kuten EKG:tä ja RRI:tä (R-R-intervalli). Ohjelmistoon viedylle raakadatalle voi asettaa eri sääntöjä ja asetuksia ennen visualisointia ja analysointia. Ohjelmisto tuottaa viedystä datasta analyysin ja visualisoi tuloksia käyrillä, diagrammeilla ja kuvaajilla (kuva 7). Ohjelmisto pystyy tarkkaan QRS-kompleksin tunnistukseen, automaattiseen kohinatunnistukseen ja käyrän korjaukseen.



Kuva 7. Kubios HRV -analyysiohjelmiston graafinen käyttöliittymä

Tässä insinööriyössä hyödynnetään Kubios HRV Scientific -ohjelmistoa kuiva-elektrodien testauksessa kerätyn EKG-datan analysointiin ja etenkin virhe-, häiriö- ja kohinamittausten tunnistukseen. Ohjelmisto arvioi vietyä dataa ja antaa siitä tarkan tuloksen, jonka avulla kuivaelektrodin ja vertailuelektrodin virhemittauksia voidaan verrata keskenään.

5 Elektrodin kehittäminen

Tässä insinööriyössä kuivaelektrodin kehittämisen päällimmäisenä haasteena on elektrodin laadukkaan signaalin ylläpito liikkeen aikana suunnittelemalla metallisen johdinmateriaalin malli mahdollisimman mukautuvaiseksi ihmisen ihon elastisuuden kanssa. Metallinen johdinmateriaali tulee olemaan ohut kalvo elektrodin keskellä ja sen toimintaa tukevat useat muut materiaalit elektrodin rakenteessa. Haasteen ratkaisulle on hankalaa toteuttaa vankkaa hypoteesia, koska samankaltaisilla materiaaleilla ei ole tarpeeksi aikaisempia tutkimuksia ja testaus tapahtuu yrityksen ja erehdyksen (trial and error) kautta kokeilemalla ja vertailemalla. Haasteen ratkaisuihin lähdetään silti puhtaasti hyödyntäen aikaisempia laadukkaita tutkimuksia samantyyllisistä aiheista ja yhdistämällä ne omaan työhön.

Elektrodin kehitys alkoi selventämällä haasteen rajaus ohjaajan kanssa ja perehtymällä aikaisempiin tutkimuksiin kuivaelektrodien rakenteista ja materiaaleista. Samalla valittiin kehitykselle menetelmä, jolla metalliohutki kalvo suunnitellaan. Metalliohutkalvon materiaali ja koko tulivat suoraan yritykseltä ja ainoaksi työksi jäi kalvon mallin suunnittelu, toteutus ja materiaalina käytetyn metallin määrä kalvossa. Mallin suunnittelun menetelmänä käytettiin biomimikriä, ja hyödynnetyt aikaisemmat tutkimukset määräytyivät myös biomimikrin mukaan. Aikaisempien tutkimusten keräyksessä ei asetettu biomimikriä tiedonhaun ehdoksi vaan parhaimmat tutkimukset vain sattuivat olemaan haasteeseen ja biomimikriin liittyviä. Tiedonhaussa relevanteiksi lähteiksi valittiin vain luotettavia tieteellisiä julkaisuja ja tietokantojen tekstejä, joissa tietoperusta oli tuotettu laadukkailla tutkimuksilla tai jäljitettävissä muihin luotettaviin tutkimuksiin lähteiden avulla.

Insinööriyö aloitettiin kesken VTT:n kuivaelektrodiprojektia, joten kehitteillä oleva laite oli jo olemassa ja sille oli määritelty materiaaleja, rakenteeseen liittyviä parametrejä ja testikappaleiden valmistusprosesseja. Elektrodikehityksen haasteeseen siis lähdettiin suoraan metalliohutkalvon mallin suunnittelusta. Insinööriyön tavoitteeksi opiskelija asetti 4 kappaletta eri mallista prototyyppimetalliohutki kalvoa, mutta työn ajallisten resurssien takia toteutettavaa määrä on

vaikea arvioida. Metallin määrä kalvoissa suunniteltiin siten, että se pidetään samana, jotta testituloksien mahdolliset eroavaisuudet saisi selitettyä kalvon mallin suunnittelulla eikä metallin määrällä. Elektroodin materiaaleissa ja valmistuksessa on hyödynnetty ulkopuolisten yritysten palveluja ja tuotteita. Ulkopuolisten yritysten valmistamat materiaalit on mainittu tarkemmin aliluvussa 5.1 Materiaalit sekä ulkopuolisten yritysten palvelut on mainittu tarkemmin aliluvussa 5.3 Valmistusprosessi.

5.1 Materiaalit

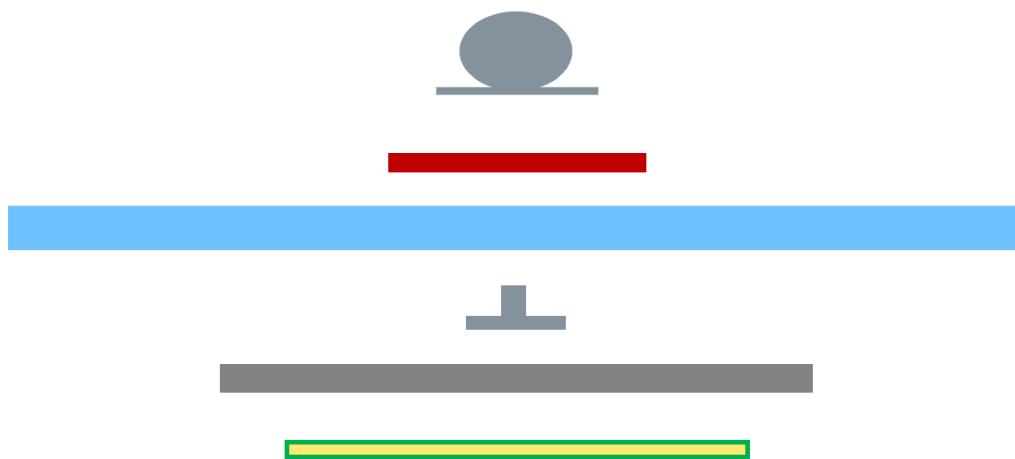
Kuivaelektroodin materiaalien harkittu valinta on tärkeä osa suunnitteluprosessia. Materiaalien valinnassa on otettava huomioon bioyhteensopivuus ihmisen kehon kanssa sekä soveltuvuus tuottaa haluttu tekninen lopputulos, joka tässä tapauksessa oli tuottaa laadukasta EKG-dataa eri mittausajanjaksoissa ja mitausolosuhteissa. Ennen varsinaisen tuotteen testausta on varmistettava, että laitteen materiaalit eivät aiheuta liiallisia ei-toivottuja reaktioita ihon kanssa. Materiaalien valinnat oli toteutettu jo insinööriyön aloitusvaiheessa eikä niihin vaikutettu työn aikana.

Kehitteillä olevan kuivaelektroodin rakenteen prototyyppi on suunniteltu kerroksittain. Elektroodin rakenteessa on kuusi kerrosta (kuva 8), joista jokaisella on tarkoitus elektroodin toiminnan kokonaisuudessa. Ensimmäinen kerros on metallinen neppari, josta elektrodi kiinnitetään signaalien tiedonsiirtoa varten. Nepparin alapuolelle lisätään jäykistävää materiaalia, joka tukee nepparin kiinnitystä ja vähentää siihen kohdistuvaa rasitusta. Nepparin alapuolella on elektroodin suurin osuus, ihon kanssa kontaktissa oleva laastarimainen sidosmateriaali, jonka avulla elektrodi kiinnitetään iholle. Materiaaliksi on valittu 3M-nimisen valmistajan 4076 pitkäkestoinen lääketeeppi. Lääketeipin jälkeen tulee nepparin vastapuoli.

3M-lääketeipin ja nepparin vastapuolen alle asetetaan toinen, sähköä johtava vasta materiaalista valmistettu, sidosmateriaali. Tämä sidosmateriaali kasvattaa elektroodin johtavaa pinta-alaa ja parantaa mittauksissa kerätyn datan laatua. Materiaali on Flexcon-yrityksen valmistama OMNI-WAVE-teknologia. OMNI-

WAVE on geeliton elektrodimateriaali biosignaalien tunnistukseen. Tuotteella on geelielektrodeihin verrattuna hyvin pitkä käyttö- ja säilöntäaika eikä se aiheuta suurempaa ihoärsytystä. OMNI-WAVE on epäherkkä kosteudelle, joten sen käyttö elektrodeissa aktiivisen toiminnan aikana ei ole ongelma.

Elektrodin pohjimmainen kerros on metallinen johdinmateriaali, jonka päätarkoituksena on toimia johtimena kehon sähköisten impulssien kuljetukselle. Kuivaelektrodin neppari ja johdinmateriaali on ruostumatonta terästä. Johdinmateriaalina ruostumaton teräs on ohutkalvon muodossa elektrodin ja ihon välillä, joten sen bioyhteensopivuus on tärkeää tutkimuksen kannalta. Ruostumaton teräs vapauttaa käytön aikana metalleja hyvin hitaasti ja on täten elektrodin tutkimuskulmasta epätodennäköinen materiaali aiheuttamaan ihoärsytystä. Aikaisempien tutkimusten perusteella, pitkäaikainen ruostumattoman teräksen käyttö iholla ei aiheuta ärsytystä. Tämä tekee ruostumattomasta teräksestä hyvän valinnan kuivaelektrodin johdinmateriaaliksi. (21.)



Kuva 8. Kehitteillä olevan kuivaelektrodin rakenteen prototyyppi.

5.2 Mallin suunnittelu

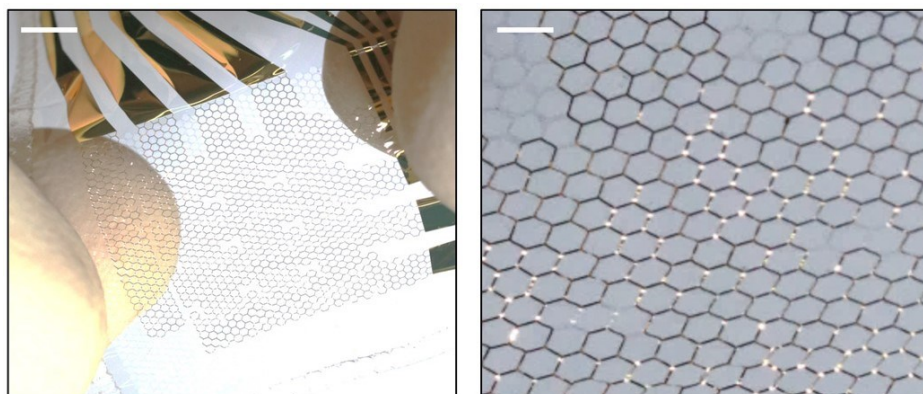
Metalliohukalvojen suunnitteluun lähdettiin hyödyntämällä biomimikriä ja etsimällä kuvioita sekä muotoja aikaisempien tutkimusten pohjalta. Tiedonhaun aikana kerättiin tutkimuksia, joissa on hyödynnetty saman tyylistä suunnittelua ja omat mallit rakennettiin näiden tutkimusten pohjalta. Tiedonhaun kriteerinä oli valita vain malleja ja kuvioita, jotka olivat aikaisemman tutkimuksen perusteella osoittaneet hyödyllisiä piirteitä.

Tiedonhaussa löydettiin neljä kuviota, jotka osoittivat potentiaalia ratkaista insinööriyön haasteen. Ajallisten resurssien takia näistä neljästä kuvioista valittiin kaksi lupaavinta ja omia malleja alettiin suunnitella niiden pohjalta. Ensimmäinen valittu kuvio on tutkimuksesta, jossa perhoskuvio yhdistetään hunajakennokuvion kanssa biovaikutteiseksi rakenteeksi, tarkoituksena vähentää joustavaan elektrodiin kohdistuvaa rasitetta käytön aikana (kuva 9). Tutkimuksen tulokset osoittavat, että käytetyn joustavan elektrodimateriaalin yhdistäminen perhos-/hunajakennokuvion kanssa tehokkaasti ylläpitää sähköistä johtavuutta kuvion muodonmuutosprosessin aikana. Tutkimus osoittaa positiivisia tuloksia kuvion taivutuskestävyydessä, väsymiskestävyydessä, venytysvastuksessa sekä itsepalautumisessa. Tutkimus ei ollut täysin verrattavissa omaan insinööriyöhön, sillä kehitettävässä kuivaelektrodissa metalliohukalvo ei ole venyvää materiaalia vaan ruostumatonta terästä. Kuivaelektrodin mallista valmistettiin oma versio, joka ottaa vaikutteen perhos-/hunajakennokuviosta, mutta pyöristää teräviä kulmia, jotta elektrodin käyttö liikkeen aikana ei aiheuttaisi häiriöitä. (22.)



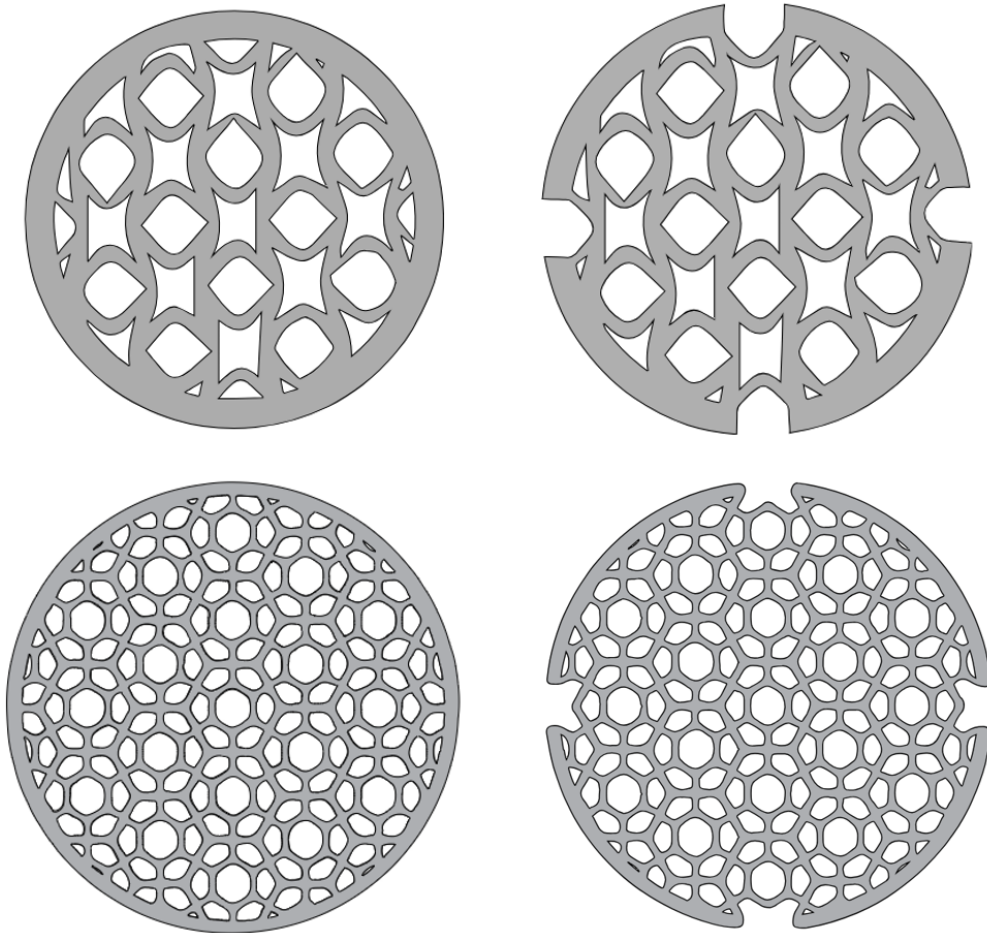
Kuva 9. Perhos-/hunajakennokuvio hyödynnettynä joustavan elektrodimateriaalin kanssa (22).

Toinen aikaisempien tutkimusten perusteella valittu kuvio on hunajakennoverkosto (kuva 10). Hunajakennoverkostoa on tutkittu metallimateriaaleilla, ja se on todettu hyväksi ylläpitämään rakenteen stabiiliteettia ja venyvyyttä. Aikaisemmissa tutkimuksissa hunajakennoverkostoa on käytetty teräväkulmaisena, hyvin pienenä kuviona, joka venyy jokseenkin tarpeen mukaan. Kehitteillä olevaan kuivaelektrodiin suunniteltiin suurempi hunajakennoverkoston kuvio, jotta metallin määrä saadaan pysymään samana kuin toisessa mallissa. Suuremman hunajakennoverkoston takia kuvion teräviä kulmia pyöristettiin mukautuvaisemmiksi ihon elastisuuden kanssa. (23; 24.)



Kuva 10. Hunajakennoverkosto orgaanisella sähkökemiallisella transistorilla (OECT) (23).

Kuvioiden valinnan jälkeen aloitettiin metalliohutkalvojen mallien graafinen suunnittelu. Suunnittelu toteutettiin Adobe Illustrator -ohjelmistolla. Ohjelmistoon vietiin kuvakaappaukset valituista kuvioista (kuva 9 ja 10) ja niistä generoitiin graafiset pohjat. Pohjien rajat muokattiin uudelleen vastaamaan metalliohutkalvojen suunnitelmia sekä teräviä kulmia poistettiin mahdollisuuksien mukaan liikaa muuttamatta alkuperäistä pohjaa. Pohjille luotiin ympyräkehikko, johon kuvio kiinnitettiin, jotta metalliohutkalvo on katkoton ja valmiit tallennettiin vektorigrafiikka muotoon kuvioiden laserleikkausta varten. Metalliohutkalvojen prototyyppinä suunniteltiin 4 kappaletta, yksi perhos-/hunajakennokuvioinen, yksi hunajakennoverkolla sekä neljästä kohtaa aukileikatut versiot kummastakin mallista (kuva 11). Aukileikatut versiot todettiin tarpeelliseksi, koska ruostumattomasta teräksestä valmistetun mallin ulkokehä on kuvion joustamattomin elementti.



Kuva 11. Valmiit metalliohukalvojen mallit

Valmiiden mallien pinta-ala laskettiin, jotta saatiin selville, tuleeko metallin määrä olemaan sama mallista riippumatta. Adobe Illustrator -ohjelmisto ei kyennyt itse määrittämään kompleksien mallien pinta-alaa, joten ohjelmiston tiedostoihin asetettiin scripti, joka ilmoittaa ponnahdusikkunan avulla käyttäjälle valitun objektin pinta-alan neliömillimetreinä (esimerkkikoodi 1).

```

alert(
  "Area (millimeters): " + (Math.abs(app.activeDocument.selection[0].area/8.03521617).toFixed(4)) + " mm" +
  "\nLength (millimeters): " + (app.activeDocument.selection[0].length/2.8346567).toFixed(4) + " mm" +
  "\n\nArea (inches): " + (Math.abs(app.activeDocument.selection[0].area/5184).toFixed(4)) + " in" +
  "\nLength (inches): " + (app.activeDocument.selection[0].length/72).toFixed(4) + " in"
);

```

Esimerkkikoodi 1. Objektin pinta-alan ilmoittava scripti (25).

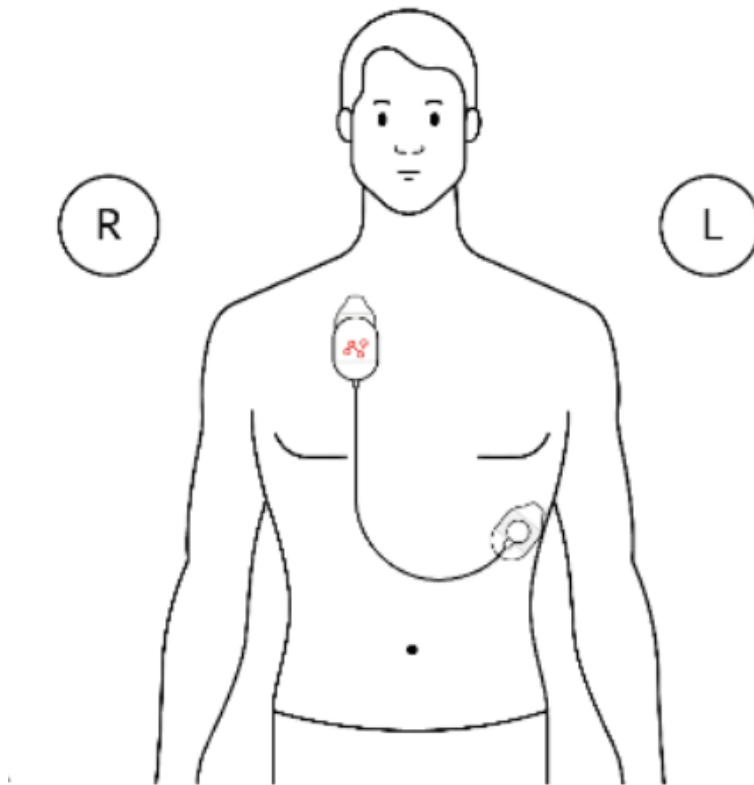
Metallin määrä vaihteli haluttua enemmän, muttei liikaa. Perhos-/hunajakenokuvion pinta-ala on 570 mm^2 ja aukileikatun version 530 mm^2 . Hunajakenoverkostokuvion pinta-ala on 540 mm^2 ja aukileikatun version 501 mm^2 . Kii-reellisen aikataulun takia kuvioita ei enää muutettu täsmällisempään muotoon. Suunnittelulle asetetut säännöt metallin määrää lukuun ottamatta onnistuivat hyvin.

5.3 Valmistusprosessi

Valmiit metalliohukalvojen mallit lähetettiin ruostumattoman teräsfilmin kanssa Lasercenter Finland Oy:lle laserleikattavaksi. Kun valmiit metalliohukalvot saapuivat laserleikkauksesta, ne käytiin puhdistamassa asetonikylvyssä mahdollisten prosessin aikana syntyneiden materiaali-jätösten vuoksi. Muut elektrodin osat leikattiin itse VTT:n laboratoriossa laserleikkurilla, nepparia lukuun ottamatta. Materiaalien laserleikkausta varten työstettiin leikattavat kuvat vektorigrafiikkana. Vektorigrafiikka lähetettiin laserleikkurille, jossa materiaalien mallit leikattiin halutuilla grafiikoilla. Tuloksena saatiin oikean kokoiset ja muotoiset osat elektrodin rakenteelle. Laserleikatuista materiaaleista sekä nepparista kasattiin lopullinen elektrodi asettamalla osat rakenteellisesti oikeassa järjestyksessä ja varmistamalla, ettei prosessin aikana valmistunut elektrodi ole millään tavalla vääristynyt ja näin aiheuta virheitä testauksessa. Valmiisiin versioihin ei lisätty nepparin alle jäykistävää materiaalia.

6 Testaus

Valmiille kuivaelektrodeille tehtiin käytännönläheinen testisuunnitelma suorituskyvyn mittausta varten. Testi ei vaadi kliinistä ympäristöä ja voidaan toteuttaa itsenäisesti. Testissä verrataan kuivaelektrodien suorituskykyä referenssielektrodien suorituskykyyn mittaamalla EKG-käyrää ja tutkimalla mittauksen aikana käyrässä mahdollisesti ilmeneviä virhemittauksia ja kohinaa/häiriötä. Mittauksessa kummatkin vertailtavat elektrodimallit ovat kiinni kehossa samaa aikaa, jotta kerätty data ei poikkea. Elektrodit ja mittalaitteet asetetaan kehoon Firstbeatin ohjeiden mukaisesti (kuva 12). Mittauksen aikana suoritetaan kontrolloitavia aktiviteetteja.



Kuva 12. Firstbeat Bodyguard – mittalaitteen asettelu kehossa (28, s. 5).

Testin tarkoitus on selvittää kehitteillä olevan kuivaelektrodin ja vertailuelektrodin keräämän signaalin laatua kevyen aktiviteetin toiminnassa. Testin mittausräimenttina toimii Firstbeat Bodyguard 3. Vertailuelektrodina käytetään projektissa kehitteillä olevaa kuivaelektrodiä ilman metalliohutkalvoa, jotta saadaan selville, onko metalliohutkalvosta hyötyä elektrodin toiminnassa. Elektrodien pinta-ala ja materiaalit ovat muuten samoja, lukuun ottamatta metalliohutkalvoa. Testauksessa kehoon asetetaan kaksi Firstbeat Bodyguard 3 -mittaria vierekkäin, toisessa elektrodit metalliohutkalvolla ja toisessa ilman. Laitteiden samanaikainen käyttö ei aiheuta häiriötä mittausräimessä. Jokaiselle metalliohutkalvomallille toteutetaan sama testi verraten metalliohutkalvottomiin elektrodieihin. Viimeiseksi sama testi suoritetaan tavanomaisilla geelielektrodeilla, jotta voidaan verrata myös kuivaelektrodien yleistä suorituskykyä verrattuna normiin.

Testin aikana testihenkilö suorittaa 10 minuutin ajan tasaista hölkkää. Jokaisen elektrodimallin testauksessa kuljetaan samaa reittiä ja käytetään samoja vaateteita ulkopuolisen häiriön minimoimiseksi. Mittaläite on säädetty Firstbeat Bodyguard 3 Exporter -ohjelmiston avulla testausta helpottaviin asetuksiin. "Merge data series threshold" on asetettu 1 minuutin arvoon. Ennen ja jälkeen suoritettavaa liikettä toinen neppari kummastakin mittaläitteestä irrotetaan reiluksi minuutiksi, jotta jokaisesta liikesarjasta tallentuu oma tiedosto. "Select time columns for export" on asetettu "Machine" ja "Human readable time", joka helpottaa datan plottaamista Kubios Scientific -ohjelmistossa. Kubioksen ohjelmistossa "Automatic noise detection" on asetettu "Strong"-tilaan ja "Beat correction" on asetettu "Automatic"-tilaan. Suorituksen alussa ja lopussa mittaläitteitä napautetaan kohtuullisella voimalla, jotta mallinnuksessa voidaan tarkastella haluttua aikaikkunaa. Kerätty data mallinnetaan ja käsitellään luvussa 7 Tulosten tarkastelu ja jatkokehitys.

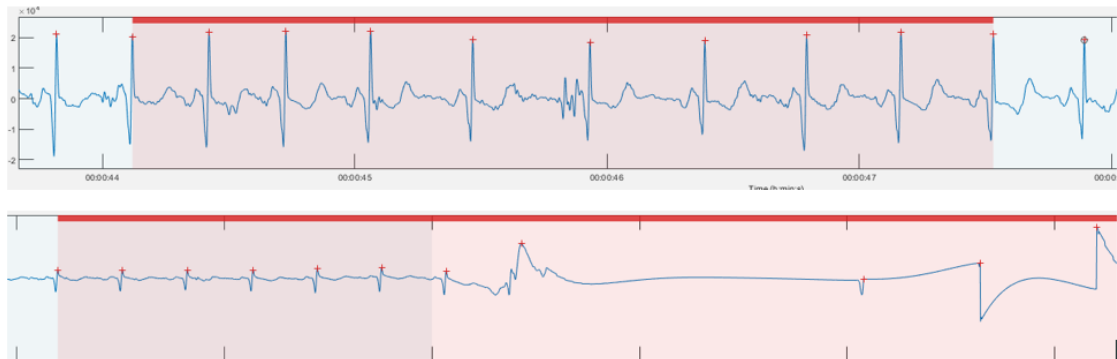
Ennen testauksen aloitusta testihenkilön iho valmisteltiin elektrodeja varten. Iholta ajettiin ihokarvat ja elektrodien kohdat iholla pyyhkäistiin ihohiomapaperilla, jotta ihon pinnalta saatiin osa kuolleista soluista pois. Elektrodit asetettiin Firstbeatin ohjeiden mukaisesti iholle ja läitteet asetettiin kiinni elektrodieihin. Testissä jokaiselle elektrodimallille annettiin oma tunnus. Perhos-

/hunajakennokuvioinen elektrodi on testi numero 1 ja sen aukileikattu versio on testi numero 2. Hunajakennoverkosto on testi numero 3 ja sen aukileikattu versio on testi numero 4.

7 Tulosten tarkastelu ja jatkokehitys

Testien tulokset esitellään järjestyksessä 1,2,3 ja 4. Tuloksissa esitellään eri elektrodimallien kohinaa ja lyönnin korjausta sekä EKG-käyrän laatua Kubios Scientific -ohjelmiston avulla.

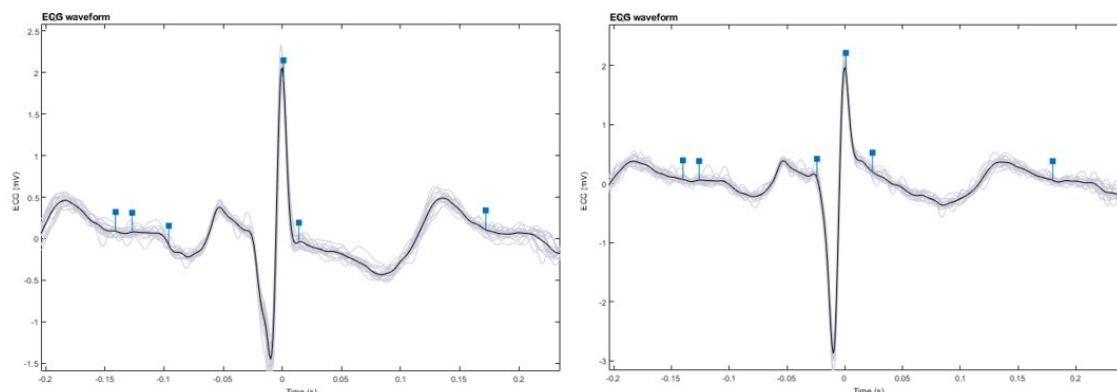
Testissä 1 kerättiin dataa perhos-/hunajakennokuvioisen kuivaelektrodin ja metalliohukalvottoman kuivaelektrodin suorituskyvystä toiminnallisen testauksen aikana. Perhos-/hunajakennokuvioisen kuivaelektrodin kohinan määrä testin aikana oli 1,6 % ja metalliohukalvottoman elektrodin kohinan määrä oli 1 %. Perhos-/hunajakennokuvioisen kuivaelektrodin kohina sijoittui yhdelle yhtäjaksoiselle pätkälle ekg-rekisteröinnissä, ajalle 00:00:44 – 00:00:47. Metalliohukalvottoman elektrodin kohina sijoittui mittauksen loppuun, kun johdinkaapeli irrotettiin elektrodeista. Kuvassa 13 nähdään kohina ja vääristyneet EKG-käyrät testissä 1.



Kuva 13. Testissä 1 elektrodien kohinat EKG-rekisteröinnissä. Perhos-/hunajakennokuvioinen elektrodi (ylempi) sekä metalliohukalvoton elektrodi (alempi)

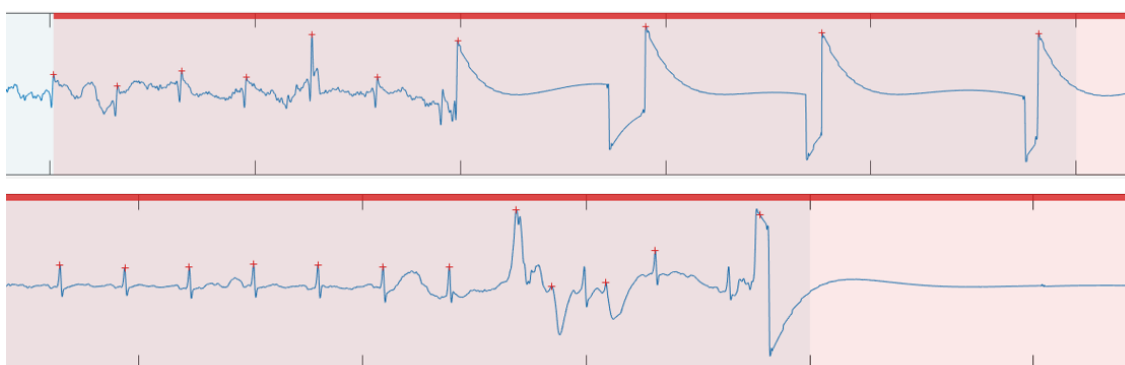
Testissä 1 analyysiohjelmiston automaattisen lyönninkorjauksen työkalu korjasi perhos-/hunajakennokuvioisen kuivaelektrodin datasta 8 lyöntiä, joka on 1,17 % kokonaisnäytteestä ja metalliohukalvottoman kuivaelektrodin datasta 0 lyöntiä.

Kuvassa 14 näkyy testissä 1 vertailtujen elektrodien EKG-aaltomuodot kaikkien rekisteröityjen lyöntien osalta.



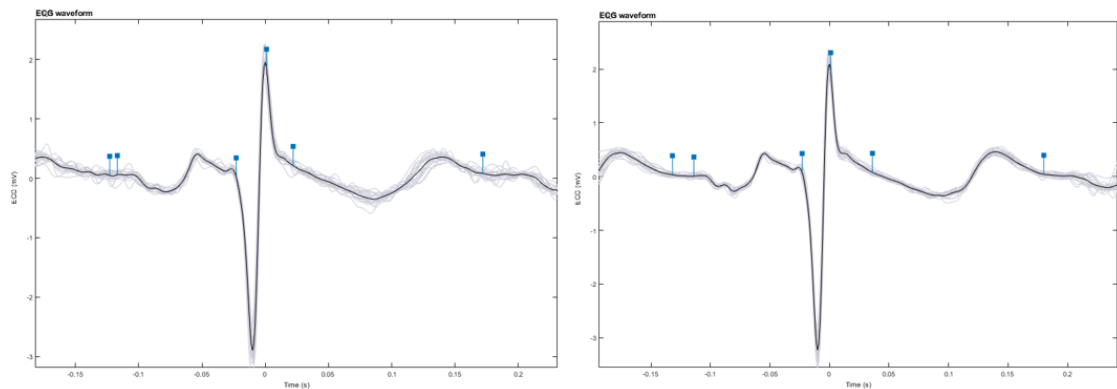
Kuva 14. Testissä 1 vertailtujen elektrodien EKG-aaltomuodot kaikkien rekisteröityjen lyöntien osalta. Perhos-/hunajakennokuviollinen elektrodi (vas.) sekä metalliohutkielton elektrodi (oik.).

Testissä 2 kerättiin dataa aukileikatun perhos-/hunajakennokuviollisen kuiva-elektrodin ja metalliohutkielton kuiva-elektrodin suorituskyvystä toiminnallisen testauksen aikana. Aukileikatun perhos-/hunajakennokuviollisen kuiva-elektrodin kohinan määrä testin aikana oli 2 % ja metalliohutkielton elektrodiin kohinan määrä oli 1,7 %. Kummankin elektrodiin kohina sijoittui mittauksen loppuun, kun johdinkaapeli irrotettiin elektrodeista. Kuvassa 15 nähdään kohina ja vääristyneet EKG-käyrät testissä 2.



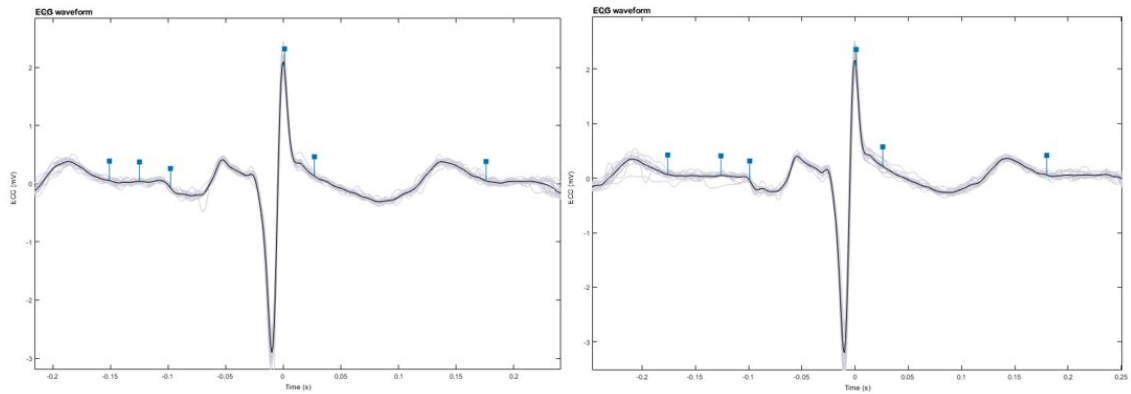
Kuva 15. Testissä 2 elektrodien kohinat EKG-rekisteröinnissä. Aukileikattu perhos-/hunajakennokuviollinen elektrodi (ylempi) sekä metalliohutkielton elektrodi (alempi)

Testissä 2 analyysiohjelmiston automaattisen lyönninkorjauksen työkalu korjasi aukileikatun perhos-/hunajakennokuvioisen kuivaelektrodin datasta 6 lyöntiä, joka on 0,84 % kokonaisnäytteestä ja metalliohutki- kalvottoman kuivaelektrodin datasta 3 lyöntiä, joka on 0,39 % kokonaisnäytteestä. Kuvassa 16 näkyy testissä 2 vertailtujen elektrodien EKG-aaltomuodot kaikkien rekisteröityjen lyöntien osalta.



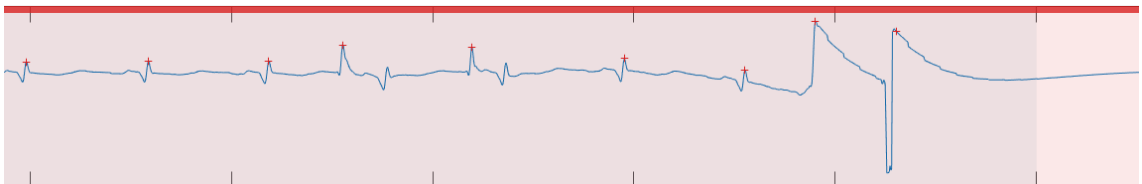
Kuva 16. Testissä 2 vertailtujen elektrodien EKG-aaltomuodot kaikkien rekisteröityjen lyöntien osalta. Aukileikattu perhos-/hunajakennokuvioinen elektrodi (vas.) sekä metalliohutki- kalvoton elektrodi (oik.).

Testissä 3 kerättiin dataa hunajakennoverkollisen kuivaelektrodin ja metalliohutki- kalvottoman kuivaelektrodin suorituskyvystä toiminnallisen testauksen aikana. Kummankin elektrodimallin kohinan määrä oli testissä 0 %. Analyysiohjelmiston automaattisen lyönninkorjauksen työkalu korjasi hunajakennoverkollisen kuivaelektrodin datasta 3 lyöntiä, joka on 0,45 % kokonaisnäytteestä ja metalliohutki- kalvottoman kuivaelektrodin datasta 2 lyöntiä, joka on 0,34 % kokonaisnäytteestä. Kuvassa 17 näkyy testissä 3 vertailtujen elektrodien EKG-aaltomuodot kaikkien rekisteröityjen lyöntien osalta.



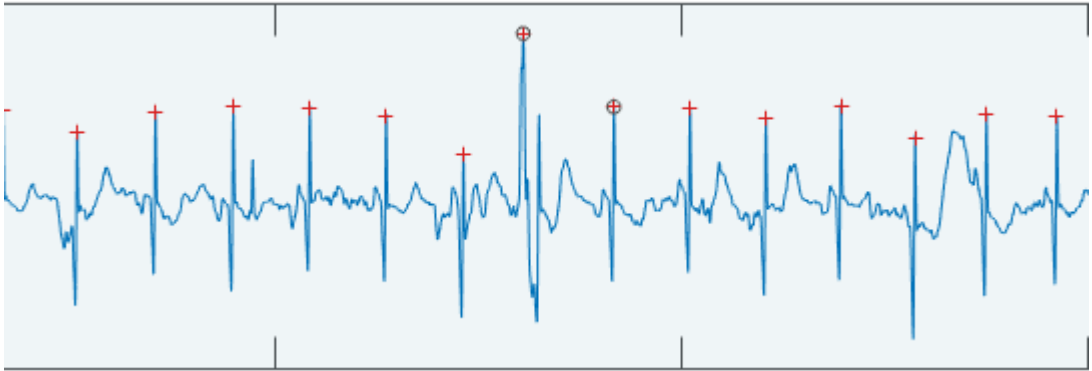
Kuva 17. Testissä 3 vertailtujen elektrodien EKG-aaltomuodot kaikkien rekisteröityjen lyöntien osalta. Hunajakennoverkollinen elektrodi (vas.) sekä metalliohutkalvoton elektrodi (oik.).

Testissä 4 kerättiin dataa aukileikatun hunajakennoverkollisen kuivaelektrodin ja metalliohutkalvottoman kuivaelektrodin suorituskyvystä toiminnallisen testauksen aikana. Aukileikatun hunajakennoverkollisen kuivaelektrodin kohinan määrä testin aikana oli 2 % ja metalliohutkalvottoman elektrodin kohinan määrä oli 0 %. Aukileikatun hunajakennoverkollisen kuivaelektrodin kohina sijoittui mittauksen loppuun, kun johdinkaapeli irrotettiin elektrodeista. Kuvassa 18 nähdään kohina ja vääristyneet EKG-käyrät testissä 4.



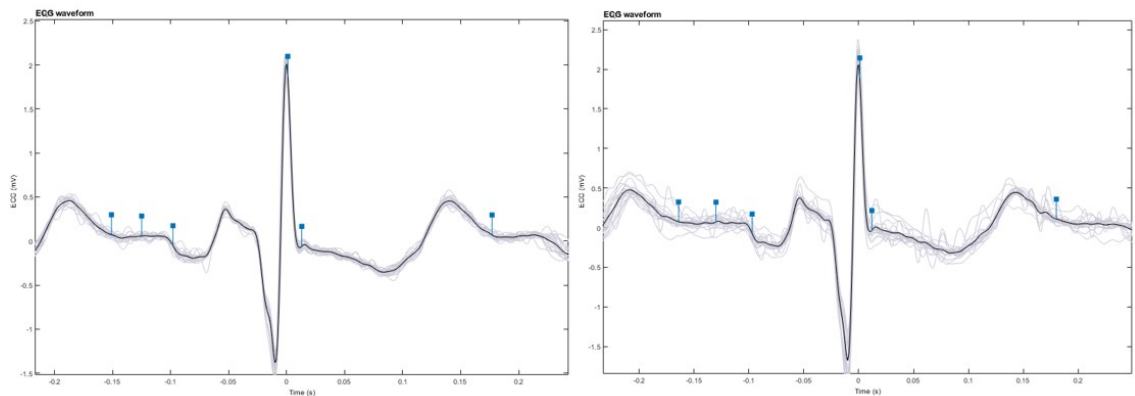
Kuva 18. Aukileikatun hunajakennoverkollisen kuivaelektrodin kohina testissä 4.

Testissä 4 ilmeni liikehäiriötä aukileikatun hunajakennoverkollisen kuivaelektrodin EKG-rekisteröinnin aikana, jota analyysiohjelmisto ei merkannut kohinaksi (kuva 19). Liikehäiriö tapahtui ajalla 00:00:16 – 00:00:22.



Kuva 19. Testissä 4 havaittu liikehäiriö.

Testissä 4 analyysiohjelmiston automaattisen lyönninkorjauksen työkalu korjasi aukileikatun hunajakennoverkollisen kuivaelektrodin datasta 9 lyöntiä, joka on 1,37 % kokonaisnäytteestä ja metalliohutkalvottoman kuivaelektrodin datasta 6 lyöntiä, joka on 0,97 % kokonaisrekisteröinnistä. Kuvassa 20 näkyy testissä 4 vertailtujen elektrodien EKG-aaltomuodot kaikkien rekisteröityjen lyöntien osalta.



Kuva 20. Testissä 4 vertailtujen elektrodien ekg-aaltomuodot kaikkien rekisteröityjen lyöntien osalta. Aukileikattu hunajakennoverkollinen elektrodi (vas.) sekä metalliohutkalvoton elektrodi (oik.).

Testauksien tuloksista voi tehdä suuntaa antavia johtopäätöksiä, mutta varmojen tuloksien toteaminen vaatii lisää testausta ja mahdollisesti testaussuunnitelman muutosta. Testeissä metalliohukalvottomat elektrodit vaikuttavat paremmalta vaihtoehdolta liikkeen aikana suoritettaviin mittauksiin niin kohinan että rekisteröityjen lyöntien osalta. Metalliohukalvottomien elektrodien kohina ajoittui aina mittauksen loppuun, joka johtui johdinkaapelin irrotuksesta, kun taas metalliohukalvolla kohinaa ilmeni myös mittauksen aikana. Metalliohukalvottomien elektrodien EKG-aaltomuodot olivat testiä 4 lukuun ottamatta puhtaampia ja tarkempia. Hunajakennoverkollinen elektrodi (testi 3) suoriutui metalliohukalvollaista elektrodeista parhaiten, muttei osoittanut potentiaalia korvata metalliohukalvotonta elektrodiä. Metalliohukalvo vie OMNI-WAVE:n liimapinnan pinta-alaa elektrodin kokonaispinta-alassa, joka aiheutti niiden huonomman pysyvyyden iholla. Huonompi pysyvyys korreloi tuloksien kanssa ja saattaa aiheuttaa ongelmia elektrodien pitkäaikaismittauksissa. Testauksen aikana huomattiin suurempaa ihoärsytystä metalliohukalvollaisten elektrodien kanssa kutinan ja ihon punoituksen muodossa. Metalliohukalvollaista elektrodeja ei voi varmuudella poissulkea huonompana elektroditeknologiana, sillä varmat tulokset vaativat lisää testausta.

Tulosten luotettavuuteen ja niistä tehtäviin tietoihin havaintoihin vaikuttaa moni asia, joka ilmeni testauksen jälkeen. Pienet erot elektrodien tulosten välillä saattaa johtua liian lyhyestä rekisteröintiajasta ja pidemmällä mittauksella erot saattavat kasvaa suuremmiksi. Testauksessa mittalaitteet eivät aloittaneet datan tallennusta heti johdinkaapelin kiinnityksen jälkeen. Tämän takia jokaisen mittauksen alusta puuttuu lyhyt, mutta merkittävä pätkä dataa. Jokaisen mittauksen pituus oli silti sama (+5 sekuntia) ja mittauksien lopetus tallentui EKG-reksiteriin. Elektrodien asettelu kehoon kahdelle mittalaitteelle samanaikaisesti altisti olkapäätä lähempänä olevat elektrodit mahdollisesti suuremmalle liikehäiriölle kuin rintakehää lähempänä olevat elektrodit. Elektrodien asettelu oikeille kohdille toteutettiin silmämääräisesti. Testauksissa ei pystytty ottamaan huomioon ihon erittämän hien vaikutusta elektrodien suorituskykyyn.

Elektrodien testauksen ja tulosten tarkastelun jälkeen ilmeni ongelmakohtia metalliohukalvollaisten elektrodien suunnittelussa. Testeissä 1 ja 2 testattujen elektrodien metalliohukalvot vievät liian suuren alan elektrodien liimapintaisesta OMNI-WAVE-kerroksesta, jolloin elektrodi ei pysy ihossa kiinni halutulla tavalla. Ratkaisuna voi toimia metalliohukalvon pinnoittaminen ohuella kerroksella liimaa tai asettamalla kalvon päälle toinen kerros OMNI-WAVE-materiaalia. Tämä monimutkaistaa elektrodin rakennetta ja nostaa konseptin kuluja, mutta voi ratkaista kiinnipysymisen ongelman. Metalliohukalvollaisten elektrodien ihoärsytys johtuu metalliohukalvojen terävien ääriviivojen hankauksesta ihon kanssa liikkeen aikana, joka pitää ottaa huomioon jatkokehityksessä. Testauksen kannalta tarkkojen tuloksien keräys vaatii hallitumpia olosuhteita ja valvomista testin aikana. Testaus tulisi suorittaa sisätiloissa juoksumatolla mahdollisten ulkopuolisten tarkkailijoiden kanssa, jotta testin aikana kirjataan ylös testauksen kulku. Testin pituutta tulisi kasvattaa, jotta saadaan selville kasvavatko elektrodien erot ajan myötä. Testit tulisi myös suorittaa moneen kertaan, jotta kerätty data saadaan varmistettua.

8 Yhteenveto

Tämä insinööri työ tehtiin osana VTT:n kuivaelektrodiprojektia tarkoituksena korjata geelielektrodien ongelmakohtia sekä tukkia ja kehittää metalliohukalvoinen kuivaelektrodi liikkeen aikana tapahtuviin EKG-mittauksiin. Työssä perehdyttiin sydämen sähköiseen toimintaan, erilaisten elektrodien vahvuuksiin ja heikkouksiin sekä uuden elektrodin kehitystyöhön. Työssä pyrittiin tuottamaan kuivaelektrodeille metalliohukalvomalleja, jotka pystyvät ylläpitämään luotettavaa datan keräystä EKG-mittauksien aikana. Työssä havaittiin tarve kuivaelektrodien kehitykselle tukemaan kestävän kehityksen trendiä ja paikkaamaan nykyisten käytössä olevien elektrodien ongelmakohtia.

Työn tuloksena saatiin uutta näkökulmaa metalliohukalvoisten kuivaelektrodien testausprotokollasta sekä käyttäytymisestä mittauksen aikana ja miten kyseiset elektrodit ja niiden testaus kannattaa jatkossa toteuttaa. Työn tavoitteet saavutettiin osittain, sillä varmojen testaustulosten toteutuminen vaatii pidempiä aikoja ja toistettavaa testausta. Tutkimuksen jatko on tämän työn pohjalta mahdollista. Työn ansiosta saatiin selville, ettei nykyinen metalliohukalvojen sijoitus suoraan iholle elektrodin rakenteessa ole kestävä ratkaisu.

Insinööri työ edetessä työn tekijä oppi valtavan määrän sydämen sähköisen toiminnan mittauksesta ja uuden tekniikan kehityksen kulusta. Metalliohukalvoille asetetun haasteen ratkaisu oli hankalaa, koska aikaisempaa tutkimusta metalliohukalvojen rasituksesta ei löytynyt tiedonkeruun vaiheessa ja testaus toteutettiin ilman vankkaa hypoteesia eri elektrodimalleista. Insinööri työ aiheen rajaaminen olisi pitänyt toteuttaa tarkemmin, sillä kaikkien työssä läpikäytyjen aiheiden tiivistäminen pieneen pakettiin on epäedullista tutkimuksen kannalta ja rajoittaa työssä tehdyn toteutuksen skaalaa. Lopullinen toteutus pysyi silti kassassa, ja kaikki lähtökohdassa asetetut tavoitteet olivat mukana tutkimuksessa.

Lähteet

- 1 What is VTT. 2023. Verkkoaineisto. VTT Oy. <vttresearch.com/en/about-us/what-vtt>. Luettu 22.06.2023.
- 2 EKG:n tulkinta. 2018. Verkkoaineisto. Duodecim. <<https://www.oppiportti.fi/op/ekg00001/do>>. Luettu 29.05.2023.
- 3 Dry electrodes for electrocardiography. 2013. Verkkoaineisto. Institute of Physics and Engineering in Medicine. IOP Science. <<https://iop-science.iop.org/article/10.1088/0967-3334/34/9/R47/meta>>. Luettu 08.06.2023.
- 4 EKG:n perusteet ja systemaattinen tulkinta. 2022. Verkkoaineisto. Duodecim <<https://www.oppiportti.fi/op/dvk00005/avaa>>. Luettu 29.06.2023.
- 5 EKG:n perusteet ja systemaattinen tulkinta. 2022. Verkkoaineisto. Duodecim <<https://www.oppiportti.fi/op/lko00002/avaa>>. Luettu 29.06.2023.
- 6 Lääketieteen alan valintakoe. 2011. Verkkoaineisto. <<https://www.laaketieteelliset.fi/site/files/2011%20TEHT%C3%84V%C3%84MONISTE%20Fin.pdf>>. Luettu 18.07.2023.
- 7 Mistä eteissolmuke saa käynnistyssignaalin ja miten käynnistyssignaali etenee sydämessä? 2014. Verkkoaineisto. Metropolia AMK. <<https://wiki.metropolia.fi/pages/viewpage.action?pageId=291248246>>. Luettu 18.07.2023.
- 8 EKG. 2019. Verkkoaineisto. Duodecim. <<https://www.oppiportti.fi/op/ekg00005/do>>. Luettu 29.05.2023.
- 9 EKG. 2014. Verkkoaineisto. Metropolia AMK <<https://wiki.metropolia.fi/pages/viewpage.action?pageId=116034925>>. Luettu 30.05.2023.
- 10 EKG. 2019. Verkkoaineisto. Duodecim. <<https://www.oppiportti.fi/op/ekg00002/do>>. Luettu 29.06.2023.
- 11 Rahul Kher. Signal Processing Techniques for Removing Noise from ECG Signals. 2019. Verkkoaineisto. Journal of Biomedical Engineering and Research. <<https://jscholaronline.org/articles/JBER/Signal-Processing.pdf>>. Luettu 24.07.2023.

- 12 EKG-tietokannat. 2019. Verkkoaineisto. Duodecim <<https://www.oppiportti.fi/op/ekg00011/do>>. Luettu 30.06.2023.
- 13 Why Electrodes Matter: ECG Artifacts. Verkkoaineisto. PulseAI. <<https://www.pulseai.io/blog/why-electrode-matter>>. Luettu 01.08.2023.
- 14 Guide to Understanding ECG Artifact. 2015. Verkkoaineisto. ACLS Medical Training. <<https://www.aclsmedicaltraining.com/blog/guide-to-understanding-ecg-artifact/>>. Luettu 01.08.2023.
- 15 A Guide to Wearable Electrocardiogram (ECG) Devices: Types, Advantages and Disadvantages. 2022. Verkkoaineisto. APACMED <<https://apacmed.org/wearable-ecg-device/>>. Luettu 11.08.2023.
- 16 Sydämen EKG:n pitkäaikaisrekisteröinti eli Holter-tutkimus. Hannaleena Eerola. 2022. Verkkoaineisto <<https://www.terveyskirjasto.fi/snk99009>>. Luettu 14.08.2023.
- 17 Firstbeat Bodyguard 3 For Research Device for Clinical Grade ECG-based HRV Monitoring. Verkkoaineisto. Firstbeat. <<https://content.firstbeat.com/hubfs/Life%20for%20Research/ENG%20Firstbeat%20Bodyguard%203%20For%20Research.pdf>>. Luettu 04.09.2023.
- 18 Stephen Lee, John Kruse. Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems. 2008. Verkkoaineisto. Analog Devices. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/technical-articles/ECG-EEG-EMG_FINAL.pdf>. Luettu 18.08.2023.
- 19 Dry Electrodes for Human Bioelectrical Signal Monitoring. 2020. Yulin Fu. Verkkoaineisto. MDPI. <<https://www.mdpi.com/1424-8220/20/13/3651>>. Luettu 18.08.2023.
- 20 Hyeonseok Kim. Advances in Soft and Dry Electrodes for Wearable Health Monitoring Devices. 2022. Verkkoaineisto. <<https://www.mdpi.com/2072-666X/13/4/629>>. Luettu 18.08.2023.
- 21 Tiina Santonen, Helene Stockmann-Juvala, Antti Zitting. Review on toxicity of stainless steel. 2010. Verkkoaineisto. Finnish Institute of Occupational Health. <<https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/134863/Review%20on%20toxicity%20of%20stainless%20steel.pdf?sequence=1>>. Luettu 21.09.2023.
- 22 Chunyang Han, Kuiyang Gao, Ruiyao Liu, Guofeng Yao. Highly Flexible and Conductive Electrodes through Combining Honeycomb and Butterfly Pattern Bio-Inspired Structure for ECG Signal Recording. 2022.

- Verkkoaineisto. Advanced Materials Interfaces. <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/admi.202200821>>. Luettu 14.07.2023.
- 23 Nonthrombogenic, stretchable, active multielectrode array for electroanatomical mapping. 2018. Verkkoaineisto. Science Advances. <<https://www.science.org/doi/10.1126/sciadv.aau2426>>. Luettu 14.07.2023.
- 24 ECG Electrode. 2013. Verkkoaineisto. ScienceDirect <<https://www.sciencedirect.com/topics/materials-science/ecg-electrode>>. Luettu 15.07.2023.
- 25 Find Area of Shape in Adobe Illustrator | Script Guide. 2022. Verkkoaineisto. Youtube. <https://www.youtube.com/watch?v=Hs_EyAxn0aA>. Katsottu 22.09.2023.
- 26 ECG Patch and Holter Monitor Market Size, Share & Trends Analysis Report. 2021. Verkkoaineisto. Grand View Research. <<https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/ecg-patch-holter-monitor-market>>. Luettu 07.10.2023.
- 27 VTT Develops Sustainable, Biodegradable ECG Patch. 2023. Verkkoaineisto. VTT Oy. <<https://www.vttresearch.com/en/news-and-ideas/vtt-develops-sustainable-biodegradable-ecg-patch>>. Luettu 07.10.2023.
- 28 Firstbeat Bodyguard 3 User Manual. 2021. Verkkoaineisto. Firstbeat <https://support.firstbeatlife.com/hc/ft/article_attachments/4409022463249>. Luettu 26.03.2024.
- 29 Bharat Bhushan. Biomimetics. 2018. Verkkoaineisto. <<https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-319-71676-3>>.