

Epidermaalisten elektronisten järjestelmien käyttö sydämen sähköisen toiminnan monitorointiin

TURUN YLIOPISTO
Tietotekniikan laitos
TkK-tutkielma
Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia
Helmikuu 2025
Jani Norrby

TURUN YLIOPISTO
Tietotekniikan laitos

JANI NORRBY: Epidermaalisten elektronisten järjestelmien käyttö sydämen sähköisen toiminnan monitorointiin

TkK-tutkielma, 26 s.

Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia

Helmikuu 2025

Tässä tutkielmassa perehdytään epidermaalisen elektroniikan järjestelmiin ja erityisesti EKG:hen. Tutkielmassa esitellään näitä ratkaisuja sekä pyritään mahdollisimman laajasti tuomaan esille tämänhetkistä tekniikkaa ja teknologiaa välittämättä siitä, miten näitä ratkaisuja on nimetty. EKG:n pitkäaikaismittaus on lääketieteessä käytetty mittaus, jota käytetään erilaisten arrytmioiden havaitsemiseen. Tällaista pidempiaikaista mittausta kutsutaan Holter-monitorinniksi. EKG on potilaalle äärettömän turvallinen mittaus, sillä se on ei-invasiivinen ja kivuton toimenpide. Pitkäaikaisen mittauksen tämänhetkiset ongelmat ovat laitteiden koko ja vaikeakäyttöisyys, joten sen vuoksi olisikin tarpeen tutkia, onko tulevaisuudessa mahdollista käyttää todella pientä, ihoon kiinnitettävää laitetta. Tällaisen laitteen valmistamisen erityiset ongelmat tällä hetkellä ovat materiaaleihin sekä kustannuksiin liittyvät, mutta toistaiseksi on myös määritettävä saavutettu hyöty suhteessa perinteiseen Holter-monitorointiin. Materiaaleista on oltava erityisen varmoja, että niitä voidaan käyttää suurimmalla osalla ihmisistä pitkäaikaisesti, sillä elektrodit ovat paikallaan yli 24 tuntia. Materiaali ei siis voi olla ärsyttävä tai haitallinen. Tutkielmassa voidaan havaita, että tiettyjä materiaaleja ja tapoja tuottaa laitteita on löydetty ja että niiden tarkkuus on yhtä hyvä, ellei jopa parempi äärioloissa verrattuna perinteisempiin kytkentöihin. Lisäksi artikkeleiden perusteella voidaan todeta, että iholle kiinnitettävät intiimimmät ratkaisut saattavat olla parempia kuin Holter-monitorointi tulosten sekä helppouden vuoksi. Tutkielma on toteutettu kirjallisuuskatsauksena.

Asiasanat: elektrokardiografia, e-tatuointi, epidermaalinen elektroninen järjestelmä, sensoritatuointi, Holter-monitorointi

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Sydämen anatomia ja fysiologia	4
2.1	Sydämen anatomia ja toiminta	4
2.2	Sydämen johtoratajärjestelmä	6
3	EKG	9
3.1	Elektrokardiografian toimintamekanismi	9
3.2	Sydänsähkökäyrä ja sen tulkinta	12
4	EKG epidermaalisten järjestelmien avulla	15
5	Pohdinta	21
6	Yhteenveto	24
	Lähdeluettelo	27

Kuvat

1.1	Tiedonhaun vaiheet esitettynä.	3
2.1	Sydämen perusanatomia. Lähde: Mukailtu [4].	5
2.2	Sydämen johtoratajärjestelmä. Lähde: Mukailtu [6]	6
2.3	Eteisten ja kammioiden diastolen ja systolen vaiheet päällekkäin la- dottuna. Lähde: Mukailtu [5], [7].	7
3.1	Elektrodien standardikytkennät. Lähde: Mukailtu [10].	11
3.2	Yleisin EKG-paperin skaala sekä vaaka- ja pysty akselin merkitykset. . .	13
3.3	Tavallisen sähkösydäncäyrän piirteet sekä merkittynä QRS- kompleksi, P- ja T-aallot sekä RR-, PR- ja QT-intervallit. Mukailtu: [16].	14
4.1	Eräässä tutkimuksessa käytetty testilaite. Lähde: Mukailtu [24]	17
4.2	EMG-mittausasetelma kestävän ja hengittävän elektronisen tatuoin- nin kestävyden mittauksesta. Lähde: Mukailtu [29]	19

Termistö

Apekskardiogrammi Sydämen sähköisen toiminnan kuvaus, joka on mitattu sydämen kärjestä.

Autorytmisyys Sydämen itsenäinen toiminta, joka johtaa sinusrytmiin ilman ulkoisia vaikuttimia.

b.p.m. Beats Per Minute, sydämen lyöntejä minuutissa.

Diastole Sydämen lepovaihe, kts. *systole*.

EKG elektrokardiogrammi, sydänsähkökäyrä

Ekstrasellulaarinen Solun ulkopuolinen

Elektrofysiologia Fysiikan osa-alue, joka tutkii sähköisten ilmiöiden syntyä ja vaikutuksia elävissä organismeissa.

Elektrokardiogrammi Elektrokardiografian tuottama kuvaaja, esimerkiksi näytöllä tai paperilla näkyvä sähköisten potentiaalierojen kuvaaja.

Fibroini Yksinkertainen valkuaisaine, jota voidaan löytää esimerkiksi luonnonsilkistä.

GET Grafeeninen elektroninen tatuointi, jolla voi olla monia erilaisia toiminnallisuksia.

Holter-monitori Sydämen toimintaa jatkuvasti mittaava laite, joka tallentaa sydämen sähköistä toimintaa.

Johtoratajärjestelmä Impulssinjohtojärjestelmä, sydämessä toimiva erikoistuneiden lihassolujen muodostama järjestelmä.

Kronotropia Kronotropia kuvaa vaikutusta tahtiin tai ajoitukseen fysiologisissa prosesseissa, kuten sydämen sykkeessä.

Mediastinum Välikarsina, rintaontelossa sijaitseva alue. lat. *mediastinus* = keskellä oleva

Myosyytti Lihassolu, kaiken elimistön lihaskudoksen pienin alayksikkö.

Perikardium Kaksilehtinen sidekudospussi, sydänpussi.

Prekordiaalinen Sydämen edessä oleva, sijaitsee sydämen edessä, tulee latinan kielen sanoista *prae* "edessä", *cor* "sydän" sekä *axilla* "kainalo" tai "sivu".

Seismokardiografia Sydämen toiminnan mittaamiseen perustuva menetelmä, jossa mitataan rintakehän liikkeitä.

Sydäninfarkti Äkillisen hapenpuutteen aiheuttama vaurio sydämessä, lähes aina sepelvaltimotaudin aiheuttama tukos [1]

Systole Sydämen supistumisvaihe, jolloin kammiot supistuvat pumpaten verta.

Valkoinen paperi Tekninen dokumentti, joka esittelee uuden teknologian, tuotteen tai palvelun.

1 Johdanto

Epidermaaliset järjestelmät, e-tatuoinnit ja sensoritatuoinnit ovat ihon pinnalla tai ihon alla olevia passiivisia tai aktiivisia biosensoreita. Passiivisten sensorien avulla voidaan mitata esimerkiksi jotakin metaboliittia tai kemiallista ominaisuutta, kuten pH:ta tai glukoosipitoisuutta kudoksessa [2]. Aktiivisten sensorien avulla voidaan saada esimerkiksi sydän- tai aivosähkökäyrä ihon pinnalta. Tässä tutkielmassa keskitytään epidermaalisen elektroniikan ratkaisuihin, joiden tarkoitus on mitata sydämen sähköistä toimintaa. Tällainen laite tuottaa sydänsähkökäyrän eli EKG:n (engl. *electrocardiogram*, *ECG*). Sydänsähkökäyrä on diagnostisesti merkittävä sydämen toiminnan indikaattori, jota voidaan käyttää tunnistamaan muun muassa taky- tai bradykardiaa, eteisvärinää tai sydäninfarkti. Sydänsähkökäyrä on myös ei-invasiivinen ja lähestulkoon aina turvallinen tapa tutkia sydämen toimintaa, minkä vuoksi sitä käytetään terveydenhuollossa laajalti [3].

Tämä kandidaatintutkielma on toteutettu kirjallisuuskatsauksena. Tutkielman pääasiallinen tavoite on selvittää, millä tavoin sydämen sähköistä toimintaa voidaan mitata sensoritatuoinneilla ja epidermaalisilla järjestelmillä. Lisäksi tarkoituksena on selvittää, miten nämä laitteet ja metodit ovat kehittyneet kuluneiden vuosikymmenien aikana, miten niitä voidaan käyttää terveydenhuollossa ja teranostisessa hoidossa sekä minkälaisia eettisiä kysymyksiä niiden käyttöön mahdollisesti liittyy. Näiden päälinjojen pohjalta tutkimuskysymyksiksi ovat muodostuneet seuraavat:

Tutkimuskysymys 1: Miten epidermaaliset elektroniset järjestelmät ovat kehittyneet viimeisen vuosikymmenen aikana EKG:n mittauksessa?

Tutkimuskysymys 2: Miten epidermaalista elektroniikkaa voidaan käyttää tulevaisuudessa terveydenhuollossa ja teranostisessa hoidossa?

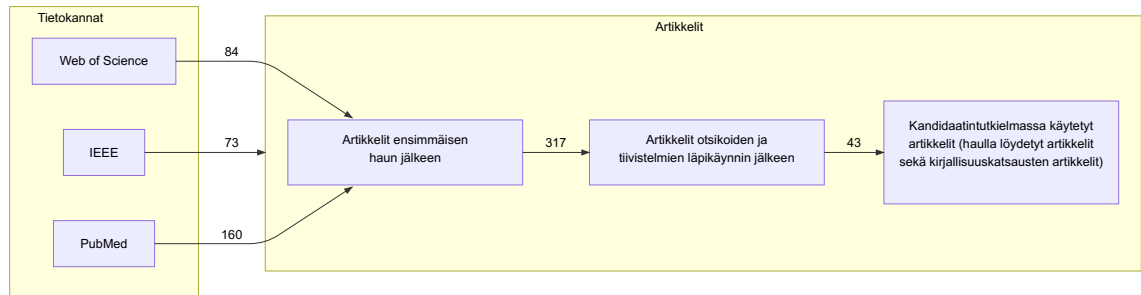
Tutkimuskysymys 3: Minkälaisia ratkaisuja on jo olemassa epidermaalisissa järjestelmissä sähköisen toiminnan mittaamista varten?

Tutkielmaa varten on käyty läpi kirjallisuutta pohjatietoja varten sekä käyty läpi artikkeleiden otsikoita ja tiivistelmimä, jotta tästä tutkielmasta saisi mahdollisimman ajantasaisen kuvan siitä, minkälaisia laitteita ja tekniikoita tulevaisuudessa voitaisiin käyttää.

Tutkielmassa käsitellyt artikkelit on koottu kolmesta eri tietokannasta: **PubMed**, **IEEE** sekä **Web of Science**. Osa artikkeleista on myös otettu kirjallisuuskatsauksista. Lisäksi tietoa on haettu Terveyskirjasto-palvelusta, Turun yliopiston Volter-tietokannasta sekä perusteoksista, joista on koottu pääasiallisesti pohjatietoja koskeva materiaali. Terveyskirjaston haut on suoritettu suomen kielellä, mutta muuten kaikki haut on tehty englannin kielellä. Aiheen terminologia ei ole vakiintunut ja epidermaaliset sensorit sekä e-tatuoinnit tai sensoritatuoinnit eivät tarkoita tiettyjä, spesifejä ratkaisuja. Tämän vuoksi haut ovat olleet alussa todella laajoja, jotta materiaalia on ollut tarpeeksi. Löydettyjen artikkelien pohjalta hakuja muutettiin muutamien sanojen inkluusiolla, ja osa artikkeleista on löydetty kirjallisuuskatsausten lähdeluetteloista.

Kuvassa 1.1 on visualisoitu prosessi, jota käytettiin tiedonhakuun. Hakutuloksissa löytyi 136 artikkelia PubMedistä haulla *epidermal* electronic** sekä haulla (*"epidermal electronic*" OR "e-tattoo*") AND ("ECG" OR electrocardio*)* 24 artikkelia tai muuta tulosta. IEEE:stä vastaavilla hakusanoilla löytyi 63 artikkelia tai muuta tulosta sekä 10 artikkelia tai muuta tulosta. Web of Sciencestä vastaavilla hakusa-

noilla löytyi 2 564 artikkelia tai muuta tulosta sekä 84 artikkelia tai muuta tulosta. Web of Sciencestä ensimmäistä hakutulosta ei ole huomioitu, sillä haun tulosten otsikot eivät olleet aihepiiriin kuuluvia. Tulokset on käyty läpi otsikkotasolla.



Kuva 1.1: Tiedonhaun vaiheet esitettynä.

Tietokannoista hakemisen lisäksi erityisesti kirjallisuuskatsausten lähteiden läpikäyminen sekä tutkimusten lähteiden läpikäyminen on tuonut uusia artikkeleita aihepiiristä tähän tutkielmaan.

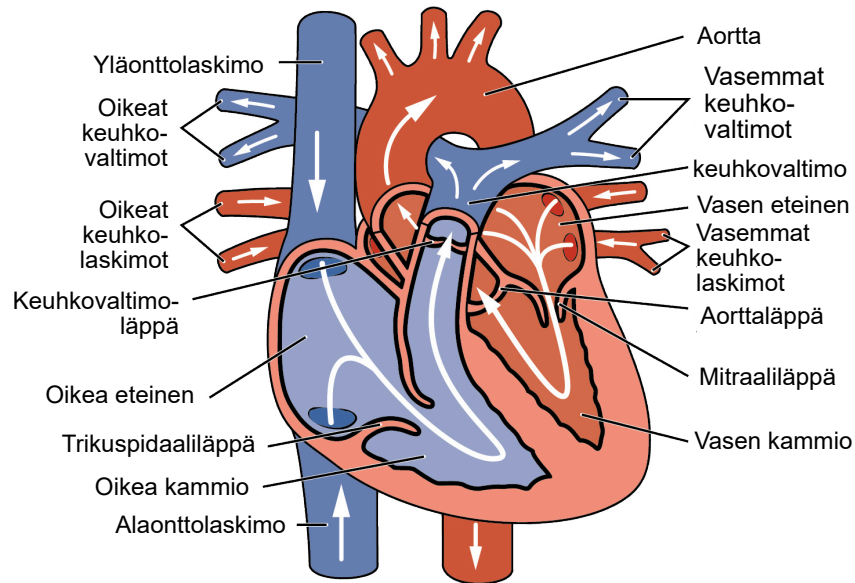
2 Sydämen anatomia ja fysiologia

Ihmisen sydän on naisella noin 250–300 grammaa ja miehellä noin 300–350 grammaa painava elin. Sydän on autonominen lihas eikä sitä voi hallita kuten luustolihasia. Sydämen pääasiallinen funktio ihmiskehossa on kuljettaa verta systeemiseen sekä pulmonääriseen verenkiertoon. Sydän on pääasiassa sydänlihaskudoksesta muodostunut elin. Sydänlihaskudos poikkeaa luustolihasista siten, että sen solut ovat yksitumaisia, sisältävät runsaasti mitokondrioita ja ovat muodoltaan haaraisia [4].

2.1 Sydämen anatomia ja toiminta

Ihmisen sydän sijaitsee rintaontelossa (engl. *thoracic cavity*), tarkemmin ottaen mediastinumissa. Sydäntä ympäröi kaksinkertainen sidekudos pussi, perikardium, jossa on liukasta nestettä. Perikardiumin tehtävänä on vähentää sydämen lyöntien aiheuttamaa kitkaa sekä pitää sydän paikoillaan rintaontelossa. Sydän on jakautunut neljään onteloon, oikeaan ja vasempaan eteiseen sekä oikeaan ja vasempaan kammioon. Molemmilla puolilla eteinen sekä kammiot toimivat suhteellisen itsenäisinä yksiköinä pumpaten ihmiskehossa verta joko pulmonääriseen verenkiertoon tai systeemiseen verenkiertoon. Puolet jakaa keskellä oleva väliseinä, joka jakautuu kahteen osaan (engl. *atrial septum* sekä *interventricular septum*) [5, s. 419-420]. Kuvassa 2.1 on esitelty sydämen anatomiaa.

Vasempaan eteiseen saapuva veri kulkeutuu keuhkolaskimoa pitkin ja oikeaan eteiseen saapuva veri tulee ala- ja yläonttolaskimoita pitkin. Vasemmasta eteisestä



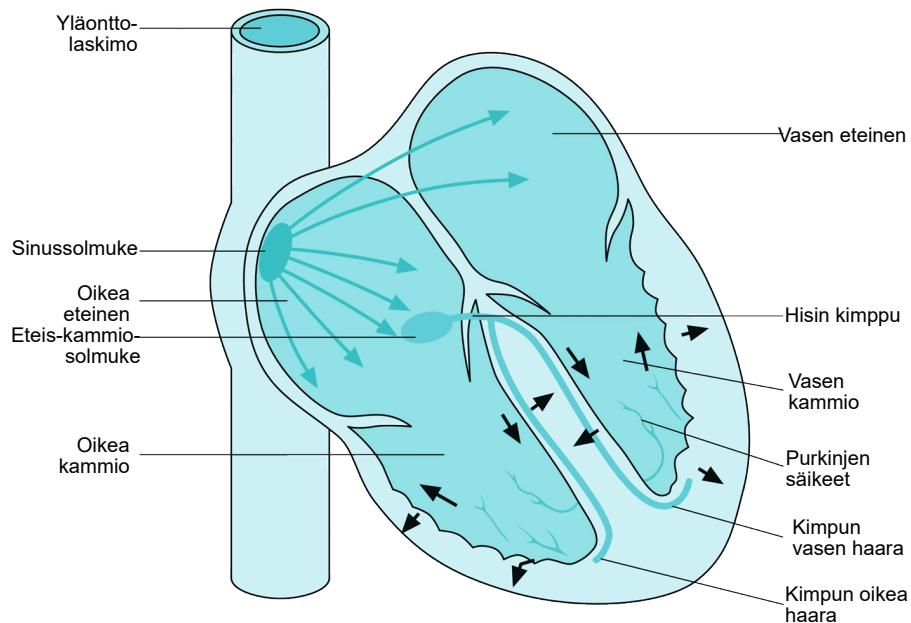
Kuva 2.1: Sydämen perusanatomia. Lähde: Mukailtu [4]. Lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä.

veri siirtyy vasempaan kammioon ja sieltä edelleen aorttaa pitkin systeemiseen verenkiertoon. Oikeasta eteisestä veri taas siirtyy oikeaan kammioon, josta se siirtyy keuhkovaltimoa pitkin keuhkoihin, joissa tapahtuu kaasujenvaihto. Kaasujenvaihdon aikana happi diffundoituu keuhkon alveoleissa olevaan verikudokseen, ja verestä puolestaan diffundoituu hiilidioksidia uloshengitysilmaan.

Sydämen sykli (engl. *cardiac cycle*) voidaan jakaa kahteen pääasialliseen osaan: **systoleen** ja **diastoleen** Sydämen supistumisvaiheessa eli systolessa oikea ja vasen kammio supistuvat pumpaten verta eteenpäin yllä kuvatuin tavoin. Tätä kutsutaan ventrikulaariseksi supistumiseksi (engl. *ventricular contraction*). Ventrikulaarisen supistumisen vuoksi paine kammioissa kasvaa, mikä johtaa mitraali- ja trikuspidaaliläppien sulkeutumiseen sekä valtimoläppien avautumiseen. Kammioissa olevasta verestä noin kaksi kolmasosaa pumppautuu valtimoihin joko pulmmonääriseen tai systeemiseen verenkiertoon [4], [5].

2.2 Sydämen johtoratajärjestelmä

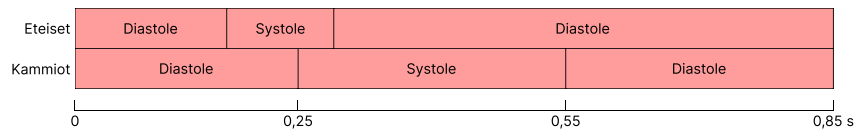
Sydämen toimintaa pystytään mittaamaan elektrokardiografian avulla, koska sydämen toiminta perustuu sähköiseen aktiivisuuteen. Jos sydän poistetaan ihmisen rintaontelosta, voidaan havaita, että se jatkaa edelleen sydämenlyöntien indusointia itsenäisesti. Tämä autorytmisen toiminta osoittaa, että sydämen sähköinen toiminta ei ole pelkästään muiden kehon impulssien säätelemää. Ihmisen sydämessä on mekanismi, joka muuttaa rytmin noin 100 bpm:n tasolle, jos sydän ei saa mitään ulkoisia hermoimpulsseja. Tämä tarkoittaa aktiopotentiaalin (engl. *action potential*) syntyä noin joka 600 ms:n välein. Aktiopotentiaalin synty aiheutuu Ca^{2+} -ionien siirtymisestä solun sisälle, mikä johtaa solun depolarisaatioon. Kuvassa 2.2 on esitelty sydämen johtoratajärjestelmä osana sydämen anatomiaa.



Kuva 2.2: Sydämen johtoratajärjestelmä. Lähde: Mukailtu [6]

Sydämen rytmiä ylläpitävät herätesignaalit, jotka muodostuvat sydämen soluissa. Erityisesti oikean eteisen sinussolmuke on tärkeä sydämen rytmiä ylläpitävä osa, jossa toimivat tahdistinsolut. Kaikki myokardiumin (engl. *myocardium*) solut voivat tarvittaessa toimia tahdistinsoluina, mutta tavallisesti sinussolmuke on ainoa

osa sydäntä, jossa tahdistinsolut ovat tällä tavalla aktiivisia. Sähköisen signaalin eteneminen eteisistä kammioihin tapahtuu eteis-kammiosolmukkeen kautta. Eteis-kammiosolmukkeesta johtoratajärjestelmä jatkuu kammioihin Hisin kimpun ja siitä edelleen Purkinjen säikeiden avulla. Impulssin eteneminen eteis-kammiosolmukkeeseen läpi on hitaampaa, jolloin eteisten ja kammioiden välillä on noin 0,1 s:n viive. Kuvasta 2.3 ilmenee, että eteisten ja kammioiden systole ja diastole ovat eriaikaiset. Vastaavasti Hisin kimpun ja Purkinjen säikeiden solut ovat erittäin tehokkaita välittämään impulssia eteenpäin, jolloin solujen aktivoituminen niiden kautta on erittäin nopeaa. Jotta sähköisen impulssin suunta olisi yksisuuntainen, ovat myosyyttien (engl. *myocyte*) solukalvot refraktorisia aktiopotentiaalin ajan sekä välittömästi sen jälkeen. Tästä johtuen myosyytti ei voi uudelleen aktivoitua sydämen rentoutumisvaiheessa.



Kuva 2.3: Eteisten ja kammioiden diastolen ja systolen vaiheet päällekkäin ladottuna. Lähde: Mukailtu [5, s. 423, kuva 28.6],[7]. Reproduced with permission of the Licensor through PLSclear © 2018 Oxford Publishing Limited.

Koska johtoratajärjestelmä on sähköinen järjestelmä, siitä syntyy myös ekstraselulaariseen nesteeseen pieniä sähköisiä jännitteitä, jotka luovat pieniä jännite-eroja. Näitä jännite-eroja voidaan havaita elektrodein, jotka kiinnitetään ihon pinnalle. Kun näitä jännite-eroja mitataan, saadaan tulokseksi **sydänsähkökäyrä** eli EKG, jonka avulla voidaan seurata sydämen syklin vaiheita. EKG:n toiminnasta puhutaan tarkemmin luvussa 3.

Kardiodynamiikka on sydämen pumppaustoiminnon säätelyn aiheuttamaa vaihtelua sydämen toiminnassa. Yleensä kardiodynamiikasta tiedetään ainakin se, että urheillessa ja hengästyessä syke kohoaa, mikä aiheuttaa verenkierron nopeutumisen koko kehossa. On kuitenkin väärin olettaa, että sykkeen kohoaminen nostaisi

aina minuuttitilavuutta, sillä sykkeen kohoamisen seurauksena kammioiden täyttyminen hidastuu. Vaikka aiemmin todettiin, että sydämen sinussolmukkeella on luontainen rytmisyys, voidaan myös havaita, että sitä tukevat parasympaattisen ja sympaattisen hermoston toiminta. Hermoston fysiologista vaikutusta sydämeen kutsutaan kronotrooppiseksi vaikutukseksi. Parasympaattisen hermoston hidastava vaikutus on negatiivista kronotropiaa ja sympaattisen hermoston nopeuttava vaikutus taas positiivista kronotropiaa. Sydämen leposykettä ohjaa erityisesti parasympaattinen hermosto, jonka pääasiallinen vaikutusreitti on kiertäjähermo eli vagusherma pitkin. Vagushermon stimulointi hidastaa sydämen sähköisen impulssin konduktoitumista eteisistä kammioiden sekä vapauttaa asetyylikoliinia, jolla on sykettä hidastava vaikutus. Negatiivisesta kronotropiasta johtuen sydämen normaali leposyke on ihmisillä useimmiten lähempänä 70 bpm:ää kuin 100 bpm:ää, vaikka ilman ulkoista vaikutusta 100 bpm on tahdistinsolujen iskemä rytmi. Sydämen toimintaan vaikuttavat myös veressä kiertävät katekoliamiinit, kuten adrenaliini ja noradrenaliini. Näiden vaikutusta ei tässä tutkielmassa käydä läpi tarkemmin.

3 Elektrokardiografia

Elektrokardiografian eli EKG:n kehittäjänä pidetään alankomaalaista Willem Einthovenia, joka kehitti tekniikan vuonna 1902 [8]. Nimi tulee suoraan saksankielisestä termistä *elektrokardiogramm*. Elektrokardiografia on lääketieteessä erittäin perustavaa laatua oleva tekniikka, jossa hyödynnetään ihon eri kohtien välisiä jänniteeroja. Näiden jännite-erojen avulla voidaan piirtää sydänsähkökäyrä, josta voidaan tarkemmin lukea sydämen lyönnin eri vaiheet sekä tunnistaa erilaisia sydämen rytmejä sekä tehdä näiden pohjalta erilaisia diagnooseja [1]. EKG on ei-invasiivinen ja hyvin turvallinen tapa tutkia sydämen toimintaa ja siksi sitä käytetäänkin todella matalalla kynnyksellä terveydenhuollossa. Sydämen sähköistä toimintaa käsitellään tarkemmin luvussa 2.2.

3.1 Elektrokardiografian toimintamekanismi

Elektrokardiografian toiminta perustuu siihen, että se kykenee havaitsemaan sähköiset jännitteet ekstrasellulaarisessa nesteessä, jonka vuoksi se voi muodostaa eri elektrodien avulla kuvaajan siitä, miten sydän toimii sähköisesti. Elektrokardiografian tuottamaa kuvaajaa kutsutaan elektrokardiogramiksi. Sydämen myosyytien sähköinen aktivoituminen tapahtuu Ca^{2+} -ionin sisäänoton avulla, jonka jälkeen solu repolarisoituu hitaasti avaamalla K^+ -ionikanavansa. Sinus- ja eteis-kammiosolmukkeessa aktiopotentiali voi olla jopa -65 mV , jonka jälkeen ne depolarisoituvat hitaasti. Eteisten ja kammioden myosyytit kykenevät huomattavasti nopeam-

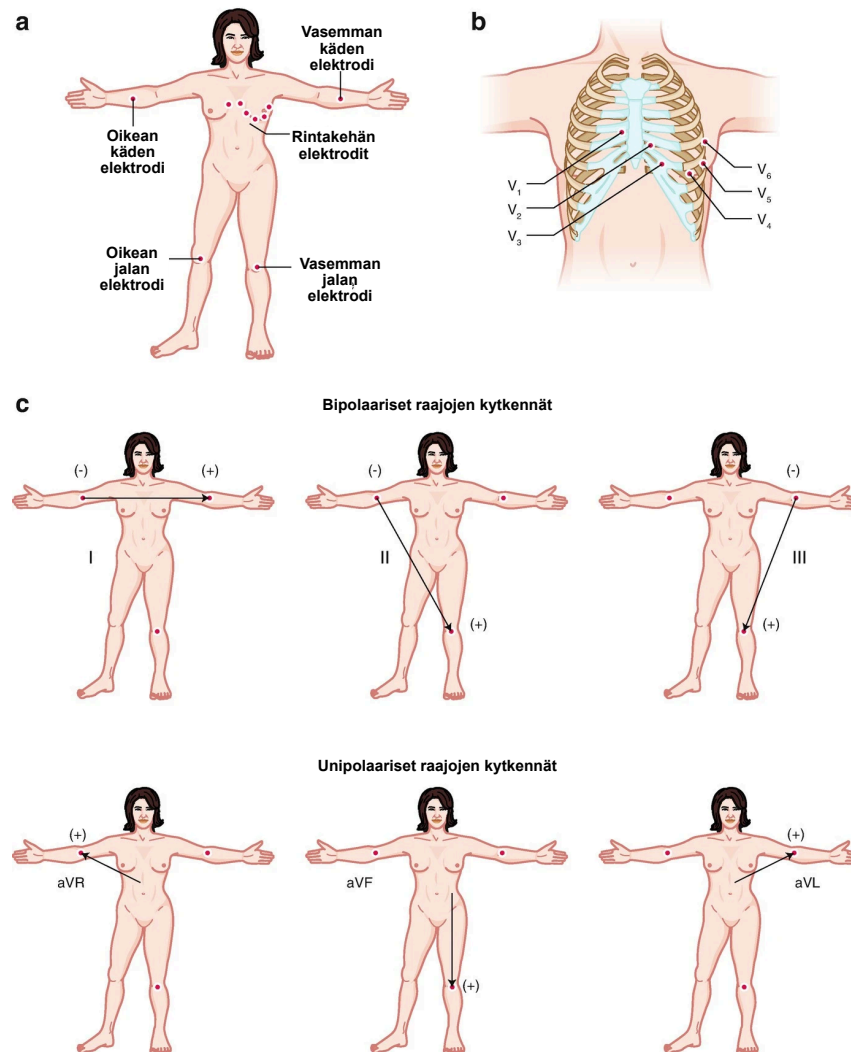
paa toimintaan, jossa depolarisaatio johtaa ne avaamaan Na^+ -kanavansa, joka johtaa Na^+ ajautumaan nopeasti solun sisälle. Tässä tapauksessa aktiopotentiaali on noin 300 ms ajan noin 100 mV, jonka jälkeen solu repolarisoituu nopeasti hyödyntäen kaliumionien ulosvirtausta [9].

Standardisoitu elektrodijärjestys ja -asetelma ei ole juurikaan muuttunut 1940-luvun jälkeen. Edelleen kaikkein yleisin on 12-kytkentäinen EKG, joka on vielä jaettu kuuteen raajakytkentään sekä kuuteen prekordiaaliseen kytkentään. Kuvassa 3.1 havainnollistetaan tarkemmin elektrodien sijaintia ihmiskehossa.

Aiemmin kytkennät on jaettu unipolaarisiin ja bipolaarisiin kytkentöihin, mutta tämä käytäntö on poistumassa. Syy tälle on se, että kytkentä mittaa kahden sijainnin välistä jännite-eroa, jota ei voida mitata ilman relaatiota toiseen kohtaan. Tästä johtuen kaikkia elektrodeja käsitellään bipolaarisina [10], [11]. Elektrodit ovat hopea-hopeakloridielektrodeja, joiden avulla elektronien virtaus voidaan mahdollistaa. Lisäksi kytkennässä käytetään elektrolyyttigeeliä, joka mahdollistaa hyvän kontaktin ihon sekä elektrodin välillä [9, s. 30].

Elektrokardiografian avulla voidaan kerätä erilaisia tietoja tarpeesta riippuen sydäimestä sekä sen toiminnasta. Nykyään elektrokardiografiaa käytetään muun muassa sydämen sähköisen toiminnan monitorointiin, yksittäisten kammioden lihasmassan koon mittaamiseen, sähköimpulssin synnyn tai johtumisen ongelmat sydämessä ja tahdistinaktiiviteetin havaitsemiseen epätavallisissa soluissa [5, s. 450]. Lisäksi elektrokardiografian avulla voidaan mahdollisesti myös havaita epätavallinen plasman elektrolyyttitasapaino ja sen aiheuttamat johtumisen ongelmat. Elektrokardiografian menetelmiä voidaan käyttää kuvantamisen kanssa sydämen metabolian ja metabolisen tilan mittaamiseksi [5], [12], [13].

Tällä hetkellä pitkäaikaista mittaamista suoritetaan sydämen EKG:n pitkäaikaisrekisteröinnillä eli Holter-tutkimuksella. Tällöin sydämen toimintaa mitataan yleensä vähintään päivän ajan. Tavallisimpia tutkimuksen syitä ovat rytmihäiriöi-



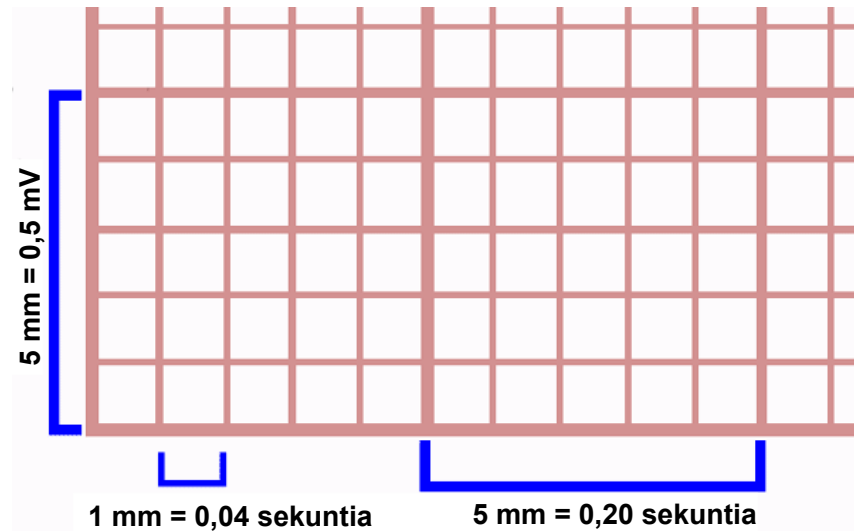
Kuva 3.1: (a) Kytcentöjen tavalliset sijainnit. (b) Rintaan kytkettävien elektrodien sijainti suhteessa rintakehään. (c) Positiivisten ja negatiivisten kytkentöjen sijainnit raajoille. Prekordiaalisille kytkennöille ihon pinnalla oleva elektrodi on positiivinen ja negatiivinen on maa. Lähde: Mukailtu [10].

den luonteen, rytmihäiriölääkityksen tarpeen tai tehon sekä tahdistinhoidon tarpeen tunnistaminen [14]. Pienemmät epidermaaliset järjestelmät voisivat tarjota tähän erilaisia ratkaisuja, jotta pitkäaikaisrekisteröinti olisi tutkittavalle mukavampaa ja helpompaa. Tämänhetkiset laitteet ovat pienen kameran kokoisia ja niiden paino on 100–500 grammaa.

3.2 Sydänsähkökäyrä ja sen tulkinta

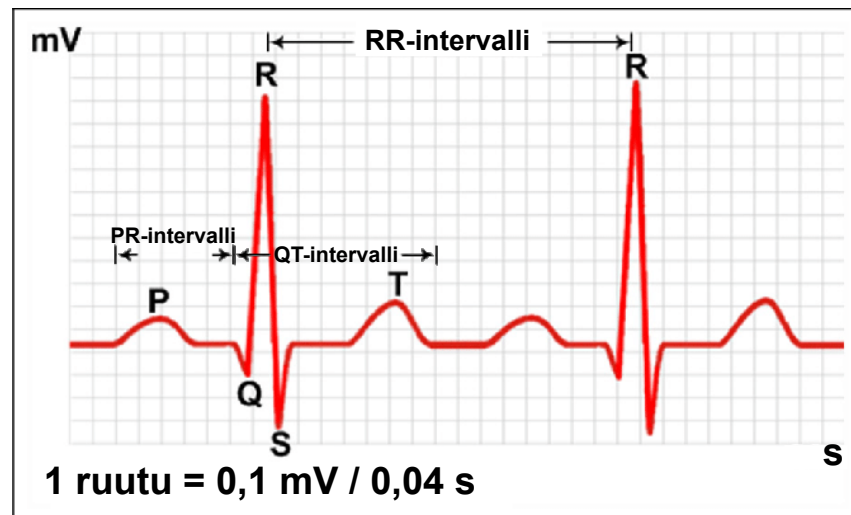
Modernit elektrokardiografit mittaavat useimmiten 25 mm/s tarkkuudella, mikä on paperinsyöttönopeus tavallisesti laitteissa. Tästä johtuen yksi laatikko on vaak akselilla 1 mm pitkä ja ajassa se tarkoittaa 0.04s. Useimmiten paperissa on myös paksummat viivat, joista muodostuu 5x5-kokoisia ruutuja. Yhden tällaisen laatikon pituus on vaak-akselilla 5 mm eli 0.20s. Pystyakselilla 1 mm vastaavasti tarkoittaa 0.1 mV:a, jolloin yksi paksumpi laatikko on pystyakselilla 0.5 mV. EKG-paperin tavallinen asettelu on esitetty kuvassa 3.2. Tavallinen QRS-kompleksi on noin 5 mV-15 mV sekä ohitse noin 100 ms:ssa. Tällöin tavallinen QRS-kompleksi on leveydeltään noin “kaksi ja puoli ruutua”. EKG-paperin skaala kuitenkin riippuu laitteesta ja siinä käytettävästä paperista sekä asetuksista.

Tavallinen sydänsähkökäyrä on esitelty kuvassa 3.3. Tavallisesta sydänsähkökäyrästä erottuvat selkeästi P-aalto, QRS-kompleksi sekä T-aalto. Näiden avulla voidaan myös päätellä RR-intervalli, PR-intervalli sekä QT-intervalli, joita voidaan käyttää hyödyksi erilaisten sydämen rytmien tai tautien diagnosoinnissa [15]. P-aalto kuvaa eteisten depolarisaatiota. Depolarisaatio leviää sinussolmukkeesta eteenpäin ja leviää eteisten solujen johtamana sydämessä eteenpäin luvussa 2.2 kuvatulla tavalla. Q-, R-, ja S-aallot eli QRS-kompleksi kuvaa kammioden depolarisaatiota. T-aalto puolestaan kuvaa kammioden repolarisaatiota. Eteisten repolarisaatio ei tulisi tavallisessa EKG:ssä olla havaittavissa, sillä se tapahtuu QRS-kompleksin aikana ja sen aiheuttama jännite on hyvin pieni verrattuna kammioden supistumisen ai-



Kuva 3.2: Yleisin EKG-paperin skaala sekä vaaka- ja pystyakselin merkitykset.

heuttamiin jännite-eroihin. PR-intervalli on aika, joka sähköisellä impulssilla kestää johtua eteisistä eteis-kammio-solmukkeeseen alapuolella sijaitsevaan Hisin kimppuun. Se alkaa P-aallosta ja päättyy Q-aallon alkuun. QT-intervalli on aika, jonka kammioiden de- ja repolarisaatio kestää. Se alkaa Q-aallosta eli QRS-kompleksin alusta ja päättyy, kun T-aalto palautuu takaisin perustasolle. Joskus sydänsähkökäyrässä näkyy T- ja P-aaltojen välissä positiivinen aalto, jota kutsutaan U-aalloksi.



Kuva 3.3: Tavallisen sähkösydäncäyrän piirteet sekä merkittynä QRS-kompleksi, P- ja T-aallot sekä RR-, PR- ja QT-intervallit. Mukailtu: [16].

4 Elektrokardiografia

epidermaalisten järjestelmien avulla

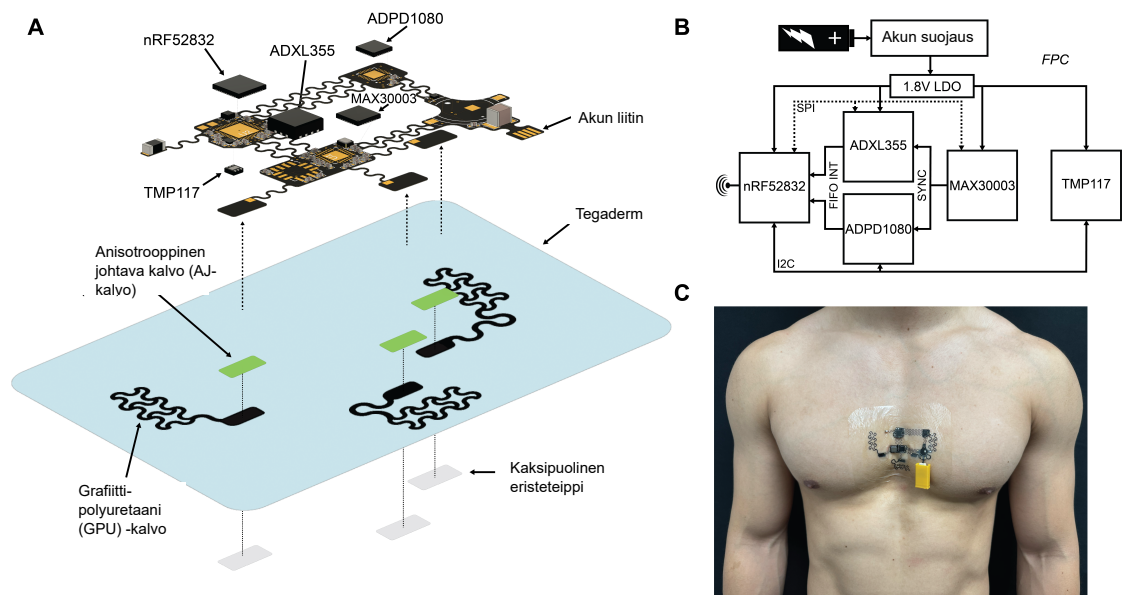
Epidermaaliset järjestelmät kattavat useita erilaisia ratkaisuja. Ratkaisut ovat varsin tuoreita ja useimmiten prototyypivaiheessa. Tästä johtuen tutkimus on useilta eri aloilta, kuten lääketieteen, materiaalitekniikan ja ohjelmistonkehityksen saralta. Pirrera ja kollegat [17] ovat jakaneet alan tutkimusta seuraaviin kategorioihin: terveystietojen tarkkailu ja diagnostiikka, usean käyttökohteen laitteet, sensori- ja monitorointitekniikat, puettavat elektroniikka ja biosensorit sekä muut. Ratkaisuja Dhond et al. [18] kuvailevat mahdollisiksi ennaltaehkäisyn välineeksi sekä niiden tuovan testaamisen lähemmäksi potilaita.

Pirrera ja Giansanti [17] arvioivat, että suurin syy epidermaalisten järjestelmien kehitykselle on ollut lähivuosien kehitys nanoteknologiassa. Ihon pinnalta erilaisia fysiologisia toimintoja ja elektrokemiaa voidaan jo mitata olemassa olevilla ratkaisuilla. Tällaisia ovat esimerkiksi todella laajasti kuluttajien keskuuteen levinneet älyrannekkeet ja -sormukset. Pirrera kollegoineen [17] esittääkin, että jatkuva elintoimintojen mittaaminen on yleistynyt ja yleistyneekin jatkossa laajalti kuluttajien keskuuteen. Ates tutkimusryhmineen [19] esittää, että modernin lääketieteen suurimpia ongelmia on tärkeiden biomarkkerien liian vähäinen ja harvoin tapahtuva mittaus. Erityisesti puettavat laitteet ovat nykyisellään erittäin laajalti hyödynnettävissä tiettyjä mittauksia varten. On kuitenkin otettava erityisesti huomioon puett-

tavissa laitteissa niiden ulkomuoto ja puettavuus, joiden vuoksi niillä ei ole kokoai-
kaista täyttä ihokontaktia. Ates kollegoineen [19] väittääkin, että erityisesti ihossa
“intiimisti kiinni olevat” voivat tarjota jotakin sellaista hoidon ja diagnostiikan tuek-
si, mitä ei tällä hetkellä voitaisi saavuttaa puettavilla laitteilla.

Sydämen sähköisen toiminnan monitoroinnissa voisi Pirreran ja kollegoiden [17]
löytyä vaihtoehtoisia ratkaisuja Holter-monitorointiin juurikin ihon pinnalle kiinni-
tettävistä mittauslaitteista. Holter-monitoroinnin ongelmana on iso laite ja elektro-
dien kiinnitys, joiden vuoksi käyttäjät eivät välttämättä yhtä helposti suostu mitat-
taviksi [20]. Tämän vuoksi myös monitoroinnista saatava data saattaa olla aukol-
lisempaa tai heikkolaatuisempaa. Lisäksi Limmroth et al. [21] on saanut lupaavia
tuloksia ihoon kiinnitettävistä elektrodeista verrattaessa Holter-monitorointiin. Ro-
senberg et al. [22] havaitsivat, että kahden viikon pituisella mittausjaksolla pysty-
tään havaitsemaan harvinaisempia sydämen episodeja, jotka saattaisivat ajan myötä
muodostua henkeä uhkaaviksi ongelmiksi. Yksi tällainen oli tutkimuksessa havaittu
melkein kymmenen sekunnin pituinen sydämenpysähdys, jota ei tavallisessa 24 tun-
nin tai 48 tunnin Holter-monitoroinnissa huomattu. Lisäksi tutkimus osoittaa, että
oireet saattavat olla sellaisia, joita tutkittava itse ei edes kykene havaitsemaan.

Wang et al. [23] korostavat mobiilien ratkaisujen olevan tärkeitä, koska niiden
avulla yksilöt voivat kerätä diagnoosia varten terveysdataa sekä arvioida omaa ter-
veydentilaansa. Tällaiset ratkaisut voivat olla hyvinkin multimodaalisia, jotta ter-
veysdataa saadaan käyttäjältä monipuolisesti ja mitään epäilystä ei varmisteta tai
vaihtoehtoisesti suljeta pois pelkästään yksittäisen fysiologisen signaalin perusteel-
la. Bhattacharya et al. [24] ovat tutkineet multimodaalista ratkaisua, jossa sydämen
sähköistä toimintaa on mitattu EKG:n avulla ja sydämen mekaanista toimintaa on
havaittu seismokardiografisin keinoin. Kuvassa 4.1 on esitetty tutkimuksessa käytet-
tyä laitetta räjäytyskuvana, kytkentäkaaviona sekä käyttäjän päällä. Tutkimuksen
tuloksissa korostuvat erityisesti laitteen sijainnin tärkeys sekä prosessoinnin vaiheet



Kuva 4.1: **A)** Langattoman e-tatuoinnin eri komponentit esitettynä räjäytyskuvana. Joustavan painetun piirin (FPC) ja grafiitti-polyuretaani (GPU) -elektrodien kaksi kerrosta Tegaderm-teipillä on koottu muodostamaan e-tatuoinnin. **B)** Kytkentä-kaavio, joka havainnollistaa e-tatuoinnin tärkeimmät laitteistokomponentit ja niiden väliset yhteydet. **C)** Kuva langattomasta, multimodaalisesta, rintakehään mukautuvasta e-tatuoinnista. Lähde: Mukailtu [24]

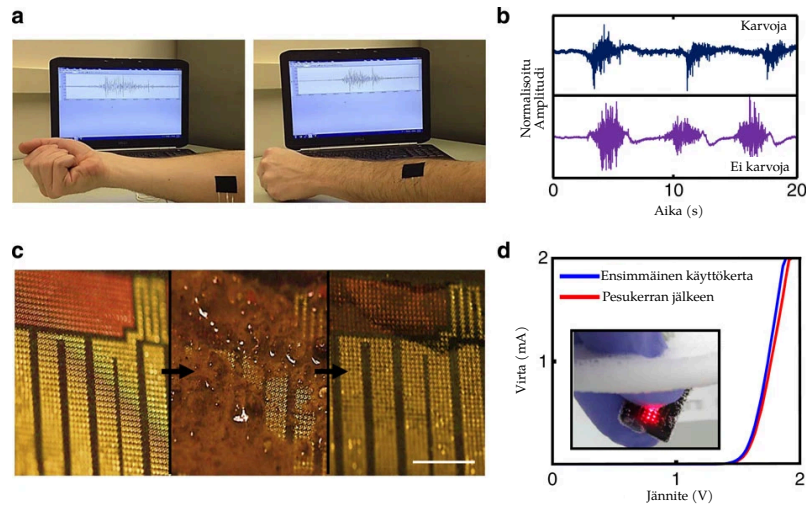
artefaktien poistamiseksi signaalista. Heidän tutkimusryhmänsä kuitenkin sai lupaavia tuloksia pitkäaikaisesta mittauksesta sekä tärkeitä tietoja laadukkaasti signaalin saamiseksi.

Han et al. [25] ovat kirjallisuuskatsauksessaan esittänyt, että nykyisillä biomateriaaleilla on mahdollista saada aikaiseksi ihoon kiinnittyvä elektrodiseti, jonka avulla voidaan jatkuvasti tarkkailla sydämen sähköistä toimintaa, sekä tunnistaa sydämen arrytmiaa, hypertrofiaa sekä myokardiaalista iskemiaa. Tätä väitettä tukee erityisesti se, että Wang tutkimusryhmineen [26] kykeni kehittämään grafeeniin ja silkin fibroiineihin perustuvan elektronisen monitoiminnallisen tatuoinnin, joka kesti venytystä, kompressiota ja vääntymistä niin, että kiinnittyminen ihoon oli edelleen hyvällä tasolla. Lisäksi prototyypitatuointi omasi itseään korjaavia ominaisuuksia, jotka olivat verrannollisia ihon toiminnallisuuteen. Myöhemmin itseään korjaavia

elektronisia tatuointeja ja niiden mahdollisia materiaaleja ovat tutkineet esimerkiksi Jiang ja kollegat [27]. He ovat tutkineet ionisten elastomeerien hyödyntämistä materiaaleina niiden kestävyiden ja kyvyn korjata itseään vuoksi. Myös erilaisia muoviin pohjautuvia materiaaleja on hyödynnetty prototyypin teossa. Kim tutkimusryhmineen [28] hyödynsi polyestereitä ja PVA:ta elektronisen tatuoinnin prototyypissä. Lisäksi he onnistuivat kiinnittämään sähköisen järjestelmän kaupalliseen siirrettävään tatuointiin niin, että tällaisen järjestelmän kosmeettinen haitta jäisi minimaaliseksi.

Jang et al. [29] ovat onnistuneet kehittämään ihoon kiinnitettävän laastarimaisen sensorin, joka voidaan irrottaa ja kiinnittää sata kertaa. Erityisesti tutkimustuloksissa painotetaan sitä, että laite kiinnittyy topografisesti haastavaan ihoon ilman, että ihon karvoitusta tarvitsisi välttämättä poistaa. Lisäksi tämä sensori vaikuttaisi tutkimuksen valossa kestäväksi myös pesuja, eli se voisi potentiaalisesti mahdollistaa pitkän ajan seurannan ilman suuria muutoksia päivittäiseen elämään. Kuvassa 4.2 on esitelty laitteen kestävyyttä ja tarkkuutta näiden toimintojen jälkeen.

Ihoon kiinnitettävien sensorien estetiikkaa on arvioitu muutamien eri alueiden kautta. Erityisesti Pirrera ja Giansanti [17] ovat perustelleet kirjallisuuskatsauksen tekoa sillä, että allergiat, infektiot, kuvien haalistuminen, vaikeat poistoprosessit sekä yhteiskunnalliset huomioon otettavat asiat ovat jääneet toistaiseksi hyvin takalalle. Van der Bent ryhmineen [30] saivat tatuointien komplikaatioista selville, että yli 90 % tatuointien ottajista saa jonkinlaisen kroonisen reaktion, kuten allergisen reaktion, tulehdusreaktion tai systeemistä sarkoidoosia. Tämän kaltaiset tulokset ovat tärkeitä, kun mietitään sensorien lopullista muotoa ja kuinka intiimisti ne halutaan integroida osaksi kehoa. Miao et al. [31] ehdottivat jo 2015, että nykyisten älypuhelimien suurempaa suoritustehoa sekä muita sensoreita voitaisiin käyttää hyödyksi pienen ihoon kiinnitettävän laitteen lisäksi. Prosessoinnin sekä datan välittämisen terveydenhuoltoon hoitaisi älypuhelin, kun taas laitteesta saataisiin näin



Kuva 4.2: **(a)** EMG-mittausasetelma ja **(b)** data käsivarren sisäpuolelta (ilman karvoitusta) ja ulkopuolelta (karvoitusta). **(c)** Optiset kuvat (mitta-asteikko-palkki, 1 mm) vedellä ja saippualla puhdistamisesta: uusi laite (vasen), liialla kontaminaatio (keskellä) ja vedellä ja saippualla puhdistamisen jälkeen (oikealla). **(d)** AlInGaP-mikrokuormituksen omaavan epäorgaanisen LED-moduulin virta-jännitekäyrät, jotka liittyvät verenkierron seurantaan ensimmäisen käytön jälkeen ja pesun jälkeen. Kuvan sisäkehyksessä näkyy laite saippuavedessä. Lähde: Mukailtu [29]

mahdollisimman pieni. Data voitaisiin tätä kautta yhdistää myös muista sensoreista, kuten kiihtyvyyssmittareista sekä gyroskoopeista saataviin tietoihin. Näitä tietoja yhdistelemällä voitaisiin päätellä, minkälaisessa tilanteessa EKG:n muutokset ovat tapahtuneet.

Erilaisia trendejä on selkeästi havaittavissa tutkimuksen kehityksessä. Pirrera ja Giansanti [17] ovat nostaneet seuraavat pääkohdat trendeiksi viimeisen vuosikymmenen ajalta: hinta, käytettävyys, kajoamaton monitorointi, monitoimintainen ja -mittaava biosensorointi, ihoon kiinnittyminen ja mukavuus, kehittyvät materiaalit ja materiaalien valmistustekniikat sekä toiminnallisuuksien monimuotoisuus. Erityisesti tutkimuksen valossa vaikuttaa siltä, että mikäli ihoon kiinnitettäviä pitkän ajan sensoreita jatkokehitetään, niihin haluttaisiin useampia mittaustekniikoita ja toiminnallisuuksia kuin vain yksi yksittäinen toiminto. Tällä tavalla myös vältetään sitä, että ihoon jouduttaisiin kiinnittämään monta erilaista sensoria, jotka voitaisiin komponenttien niin salliessa koota vain yhdeksi toiminnalliseksi kokonaisuudeksi.

Lisäksi uudet elektrodiratkaisut voivat pienentää tarvittavaa kokoa sekä tarjota mahdollisia kosmeettisia etuja. Kabiri Ameri ja Wang [32] ovat kehittäneet grafeenisen elektronisen tatuoinnin (engl. *graphene electronic tattoo*, GET). Erityisesti sen joustavuus, kestävyys ja kyky tarttua ihoon ovat tarjonneet etuja verrattuna perinteisiin Ag/AgCl-elektrodeihin. Lisäksi tällainen GET-tatuointi on paikallaan olevalla henkilöllä mahdollisesti hieman tarkempi, kun taas liikkuvalla henkilöllä tulokset ovat vanhempien ratkaisuiden kanssa samankaltaisia [32].

5 Pohdinta

Varsinaisesti EKG:n näkökulmasta tutkimusta on suhteellisen vähän, joka voisi viitata siihen, että yleisesti tämänkaltaiset laiteratkaisut eivät ole erityisen suosittuja tai toimivia. Erityisesti tutkimuksissa korostuivat monitoiminnalliset laitteet, ja vielä tarkemmin mahdollisuudet niissä ratkaisuissa. Harvassa tutkimuksessa otettiin kantaa siihen, kuinka yleistettävä tai kustannustehokas jokin tällainen ratkaisu on, vaan pikemminkin tutkimuksissa keskityttiin todistamaan sitä, että tällaiset laiteratkaisut voitaisiin mahdollisesti toteuttaa ja niillä voitaisiin saada yhtä laadukasta dataa kuin nykyisilläkin ratkaisuilla.

Cheung et al. [20] huomio, että ensimmäisen 24 tunnin mittausaikana perinteisellä Holter-monitoroinnilla saatiin suurempi havaittua suurempi määrä sydämen arrytmioita, kun taas koko 48 tunnin mittauksen aikana elektroninen tatuointi osoitautui huomattavasti tarkemmaksi, vaatisi lisätutkimusta. Tämän epäillään johtuvan siitä, että mukavuussyistä yksilöt mieluummin käyttäisivät ihoon kiinnitettävää laastarinomaista ratkaisua kuin perinteistä Holter-laitetta, jossa on painavampi ja isompi laite sekä monimutkaisempi elektrodien kiinnitys, joka saattaa olla tiellä arkipäiväisissä askareissa. Lisäksi Rosenberg et al. [22] havaitsema hyöty pidempiaikaisessa mittauksessa pienemmällä laitteella on merkittävä.

Jos rytmihäiriöoireita saadaan jatkossa tunnistettua enemmän sen ansiosta, että mittausjaksot ovat pidempiä, voidaan niillä säästää niin ihmishenkiä kuin merkittäviä summia rahaakin. Timmis et al. [33] arvioivat, että tällä hetkellä Euroopan

Unionin ja sen jäsenmaiden terveydenhuoltoon käyttämistä rahoista noin 11 % menee kardiovaskulaaristen tautien hoitamiseen. Lisäksi Kela maksaa sydän- ja verisuonitauksista aiheutuneita sairauspoissaoloja päivärahoina. Vuonna 2018 vuosittainen summa, joka käytettiin vain sydän- ja verisuonitautien aiheuttamiin kustannuksiin, oli 41 miljoonaa euroa [34]

Suurin osa papereista sivuutti muutamia tärkeitä ja olennaisia seikkoja valmistukseen sekä käytännöllisyyteen liittyen. Ratkaisuista saatiin todella siistejä ja kuvissa ne näyttävät hyvin pieniltä ja käytännöllisiltä, mutta usein niitä oli kuvattu, punnittu ja testattu ilman virtalähdettä, vaikka ulkoinen virtalähde tarvittaisiin kyseisiin laitteisiin. Tämän ansiosta laitteista saatiin huomattavasti kevyempiä sekä niiden muoto on huomattavasti suoralinjaisempi kuin jos niissä olisi kiinni esimerkiksi akku tai paristo. Toisaalta tämä korostaa myös materiaalteknikan tulevaisuuden paristoteknologioiden tutkimuksen tärkeyttä. Mikäli saadaan kehitettyä edullinen, kevyt ja pienikokoinen virtalähde, voitaisiin niitä käyttää juuri tällaisissa tuotteissa.

Mielenkiintoinen vaihtoehto sydänsähkökäyrälle olisi You et al. [35] ehdottama apekskardiogrammi, jossa havaitaan sydämen mekaanista liikettä rintakehän seinää vasten. Tekniikka on ennen ollut laajemmassa käytössä, mutta vanhemmat laitteet ovat tarvinneet suuren äänieristetyn huoneen. Nykyaikaisella tekniikalla tästä voitaisiin saada komplementaarinen mittalaite ihoon kiinnitettävän EKG-elektrodin lisäksi. Kyky havaita erilaisia sydämen sykkeen muutoksia kuin EKG:lla voidaan, olisi suuri etu. On kuitenkin mahdotonta sanoa ilman lisätutkimusta, että tällaisen mobiilin laitteen toteutus olisi nykyäänkään mahdollista, sillä sen ongelmat ovat olleet erittäin suuri rajoittava tekijä viimeisen kuuden vuosikymmenen ajan. Tutkimusta aiheesta on suhteellisen vähän 2000-luvulta ja edelleen esimerkiksi American Heart Association viittaa Tafur et al. [36] sekä Grey Dimond et al. [37] tutkimuksiin 60-luvulta.

Toinen samankaltainen mahdollinen lisä sydänsähkökäyrään on multimodaalisen e-tatuoinnin tuoma vektorikardiogrammi (engl. *vectorcardiogram*. Kabir et al. [38] tutkivat MC10:n tuottamaa e-tatuointia (The BioStamp Research Connect™), jolla voitaisiin saada komplementaarinen vektorikardiogrammi EKG:n lisäksi. Vektorikardiogrammia ovat tutkineet Tereshchenko et al. [39], jotka huomasivat sen hyödyn ventrikulaaristen arrytmioiden sekä äkillisen sydämenpysähdyksen aiheuttamien elektrofysiologisten muutosten havaitsemisessa. Molemmat ovat hengenvaarallisia tiloja ja sydänperäisten kuolemien arvioidaan lisääntyvän tulevina vuosina, joten tämänkaltaiset ratkaisut voivat olla avainasemassa ennaltaehkäisyssä.

Kaupallisia ratkaisuja sydämen sähköiseen mittaamiseen liikkeessä on jo olemassa. Osa näistä laiteratkaisuista on ihoon kiinnitettäviä laitteita ja osa on ulkoisia laitteita. Nykyään yleistyneet älyrannekkeet ja -sormukset voisivatkin olla seuraava askel teranostisessa hoidossa, jossa vieritestaus on avainasemassa. Suomessa älyrannekkeita, joilla voi mitata EKG:ta, on useita. Esimerkiksi Applen Apple Watch, Polarin rannekkeet sekä Garminin tuotteet ovat urheilijoiden keskuudessa suosittuja. Polarin ranne-EKG:n valkoinen kirja esittää, että Polarin uudet rannekellot kykenevät mittaamaan sydämen sykettä melkein yhtä tarkasti kuin perinteiset Holter-laitteet [40].

6 Yhteenveto

Tällä hetkellä tutkimus aiheesta keskittyy pitkälti materiaalitekniikan puolelle, sillä niin kiinnittämiseen kuin virtalähteeseen tarvitaan vielä ratkaisuja, jotta laitteita voitaisiin kaupallistaa ja siirtää laajempaan tuotantoon. Tällaista tutkimusta tehdäänkin, ja merkittäviä saavutuksia ovat saaneet muun muassa Jiang et al. [27]. On vaikeaa kuitenkin tarkastella sitä, kuinka mahdollisia EKG:n saamiseen nykyiset ratkaisut ovat, sillä suurin osa tutkimuksesta keskittyy multimodaalisiin tuotteisiin, jotka voivat mitata montaa arvoa samanaikaisesti. Se toisaalta ehkä osoittaa sen, että EKG on vain yksi fysiologinen signaali, jonka pohjalta on yksinään vaikeaa tehdä minkäänlaisia diagnooseja. Se on kuitenkin erityisen hyvä siihen, että voidaan myös samalla mitata sydämen sykettä sekä saada viitteitä mahdollisista ongelmista sydämen toiminnassa, jotka ovat tärkeitä tietoja niin ammattiurheilijoille kuin toimistotyöntekijöille.

Tällä hetkellä on jo muutamia laitteita, jotka ovat toimivia – ainakin teoriassa. Monia näitä laitteita ei ole kuitenkaan suunniteltu laajaan tuotantoon, vaan ne ovat testikappaleita. Kim et al. [28] esittelemät tuotteet ovat esimerkki siitä, että niitä pystyttäisiin kuitenkin valmistamaan. Kaupalliseen käyttöön ne eivät kuitenkaan vielä ole oikeastaan soveltuvia, niin hintansa kuin toiminnallisuutensakaan vuoksi. Lisäksi on jo olemassa erilaisia ratkaisuja, kuten puettavat laitteet sekä älylaitteet, jotka kykenevät jo erilaisten sensorien avulla mittaamaan fysiologisia signaaleja var-

sin tehokkaasti. On siis hyvä myös tutkia näiden laitteiden tehokkuutta sekä toiminnallisuutta suhteessa e-tatuointeihin, koska ne ovat jo varsin yleisiä.

Holter-monitoroinnissa käytetyt laitteet olisi mahdollista korvata ainakin osittain e-tatuointien avulla, jolloin myös pidemmän aikavälin seuranta olisi mahdollinen. Tätä tukevat muun muassa Cheung et al. [20] sekä Rosenberg et al. [22] tulokset. Tämä kuitenkin vaatii lisää tutkimusta sekä validaatiota, sillä tällä hetkellä tuloksia verrataan perinteiseen Holter-monitorointiin. Lisäksi osittain tulokset eivät ole samanlaisia, vaan antavat samalta käyttäjältä hieman erilaisia tuloksia. Tämän esitetään johtuvan siitä, että elektrodit voivat olla erilaisia ja algoritmit eivät välttämättä laitteissa ole suoraan verrannollisia. Mikäli kuitenkin suunnitellaan jonkin tutkimusmetodin muuttamista, on tärkeää selvittää, että myös korvaava metodi kykenee antamaan luotettavia ja oikeellisia tuloksia.

Potentiaaliset säästöt yhteiskunnalle ovat merkittäviä, sillä sydän- ja verisuonitaudit ovat erittäin kalliita hoitaa, kun tilanne muuttuu akuutiksi. Siksi e-tatuointien mahdollinen ennaltaehkäisevä vaikutus voisi olla merkittävä myös kansantaloudellisesti. Vuodelle 2023 tilaston kustannuksista laatineen Timmis et al. [33] mukaan peräti 11 % EU:n sisäisestä terveydenhuollon kuluista syntyy sydän- ja verisuonitautien hoidosta ja ennaltaehkäisystä. On kuitenkin syytä huomata, että tautien kehittymisen estäminen ja hidastaminen on aina pidemmällä ajanjaksolla parempi niin kustannustehokkuuden kuin elämänlaadunkin näkökulmasta. Tätä tukevat König ja Riedel-Heller [41] tutkimuksen tulokset, vaikkakin on myös huomionarvoista, että kustannustehokkuuden arviointi ei ole suoraviivaista eikä yksinkertaista.

Tällä hetkellä tutkimusta ei ole tehty tarpeeksi ja olisi tärkeää, että erityisesti datan validointia tehtäisiin Holter-monitorointiin verrattuna. E-tatuoinneilla on mahdollisuus korvata myös monia muita laitteita, mutta tällä hetkellä pitkäaikainen EKG-mittaus voisi olla sovelluskohde. Kuitenkin kliinisiin kokeisiin liittyvä byrokraatia sekä eettiset kysymykset tekevät tutkimuksista vaikeita. Lisäongelmia aiheutuu

siitä, että laadukkaat e-tatuoinnit eivät ole välttämättä edullisia valmistaa, varsinkin, kun niitä valmistetaan pienissä erissä. Mikäli laitteita alettaisiin tuottaa kuluttajamarkkinoille, voitaisiin myös olettaa, että prosessien kustannukset laskisivat, ja laitteiden kliininen validointi olisi helpompaa ja edullisempaa. Tämä kuitenkin vaatii ensimmäiset laitteet markkinoille, joka on tällä hetkellä hyvin saturoitu ja jolle voi olla vaikea murtautua tuotteella, joka ei näennäisesti tuo yksittäiselle kuluttajalle mitään uutta tai relevanttia tietoa.

Kaiken kaikkiaan e-tatuointien yleistyminen vaatii vielä lisää aikaa ja kuluttajien hyväksyntää. On myös tärkeää selvittää ne hyödyt, jota uudet e-tatuoinnit voivat tuoda, jotta niiden käyttö kyettäisiin paremmin perustelemaan. Fysiologisia signaaleja mittaavien tuotteiden valmistajat saattavat olla myöhemmin avainasemassa tuotteen yleistymisessä. On siis mahdollista, että tulevaisuudessa juuri potentiaalisten valmistajien kanssa tehdyt prototyypit voivat edistää e-tatuointien kehitystä sekä tutkimusta merkittävästi.

Lähdeluettelo

- [1] H. Eerola. ”Sydänsairauksia, joissa EKG:sta on hyötyä”, Duodecim Terveyskirjasto, viitattu 13. lokakuuta 2024. <https://www.terveyskirjasto.fi/snk03211>.
- [2] A. K. Yetisen et al., ”Dermal Tattoo Biosensors for Colorimetric Metabolite Detection”, *Angewandte Chemie (International Ed. in English)*, vol. 58, nro 31, s. 10 506–10 513, 2019, ISSN: 1521-3773. DOI: <https://doi.org/10.1002/anie.201904416>. pmid: 31157485.
- [3] H. Eerola. ”EKG (sydänfilmi)”, Duodecim Terveyskirjasto, viitattu 13. lokakuuta 2024. <https://www.terveyskirjasto.fi/snk03210>.
- [4] J. G. Betts et al., *Anatomy and Physiology 2e*. Houston, Texas: OpenStax, 2022, 1317 s., ISBN: 978-1-951693-42-8. https://assets.openstax.org/oscms-prodcms/media/documents/Anatomy_and_Physiology_2e_-_WEB_c9nD9QL.pdf.
- [5] G. Pocock, C. D. Richards ja D. A. Richards, *Human Physiology*, Fifth edition. Oxford: Oxford University Press, 2018, ISBN: 978-0-19-108742-4.
- [6] S. Hall ja J. Stephens, ”The Cardiovascular System”, teoksessa *Crash Course Anatomy and Physiology*, S. Hall ja J. Stephens, toim., Fifth Edition, 2019, s. 117–136, ISBN: 978-0-7020-7375-5. DOI: <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-7020-7375-5.00005-5>.

-
- [7] A. Atkielski, *Schematic Diagram of Sinus Rhythm for a Human Heart as Seen on ECG (with English Labels)*. 2007. <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:SinusRhythmLabels.svg>.
- [8] W. B. Fye, "A History of the Origin, Evolution, and Impact of Electrocardiography", *The American Journal of Cardiology*, vol. 73, nro 13, s. 937–949, 1994, ISSN: 0002-9149. DOI: [https://doi.org/10.1016/0002-9149\(94\)90135-X](https://doi.org/10.1016/0002-9149(94)90135-X).
- [9] A. G. Webb, *Principles of Biomedical Instrumentation* (Cambridge Texts in Biomedical Engineering). Cambridge: Cambridge University Press, 2018, ISBN: 978-1-316-28621-0. DOI: <https://doi.org/10.1017/9781316286210>.
- [10] F. Kusumoto, *ECG Interpretation: From Pathophysiology to Clinical Application*. Cham: Springer International Publishing, 2020, ISBN: 978-3-030-40341-6. DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-40341-6>.
- [11] P. Kligfield et al., "Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram", *Circulation*, vol. 115, nro 10, s. 1306–1324, 2007, ISSN: 1524-4539. DOI: <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200>.
- [12] P. Camici, E. Ferrannini ja L. H. Opie, "Myocardial Metabolism in Ischemic Heart Disease: Basic Principles and Application to Imaging by Positron Emission Tomography", *Progress in Cardiovascular Diseases*, vol. 32, nro 3, s. 217–238, 1989, ISSN: 0033-0620. DOI: [https://doi.org/10.1016/0033-0620\(89\)90027-3](https://doi.org/10.1016/0033-0620(89)90027-3).
- [13] S. Obrzut, N. Jamshidi, A. Karimi, U. Birgersdotter-Green ja C. Hoh, "Imaging and Modeling of Myocardial Metabolism", *Journal of Cardiovascular Translational Research*, vol. 3, nro 4, s. 384, 2010, ISSN: 1937-5387. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12265-010-9170-1>. pmid: 20559785.

- [14] H. Eerola. ”Sydämen EKG:n pitkäaikaisrekisteröinti eli Holter-tutkimus”, Duodecim Terveyskirjasto, viitattu 26. lokakuuta 2024. <https://www.terveyskirjasto.fi/snk99009>.
- [15] E. A. Ashley ja J. Niebauer, ”Conquering the ECG”, teoksessa *Cardiology Explained*, London: Remedica, 2004, ISBN: 978-1-901346-22-0. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK2214/>.
- [16] C.-C. Lin, C.-Y. Yang, Z. Zhou ja S. Wu, ”Intelligent health monitoring system based on smart clothing”, *International Journal of Distributed Sensor Networks*, vol. 14, nro 8, s. 155014771879431, 2018, ISSN: 1550-1477, 1550-1477. DOI: <https://doi.org/10.1177/1550147718794318>.
- [17] A. Pirrera ja D. Giansanti, ”Smart Tattoo Sensors 2.0: A Ten-Year Progress Report through a Narrative Review”, *Bioengineering*, vol. 11, nro 4, s. 376, 4 2024, ISSN: 2306-5354. DOI: <https://doi.org/10.3390/bioengineering11040376>.
- [18] K. Dhond, Y. Hu ja A. K. Yetisen, ”Dermal tattoo biosensors”, *Dermatologie (Heidelberg, Germany)*, vol. 74, nro 10, s. 819, 2023, ISSN: 2731-7013. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00105-023-05195-6>. pmid: 37450053.
- [19] H. C. Ates et al., ”End-to-End Design of Wearable Sensors”, *Nature Reviews Materials*, vol. 7, nro 11, s. 887–907, 2022, ISSN: 2058-8437. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41578-022-00460-x>.
- [20] C. C. Cheung, C. R. Kerr ja A. D. Krahn, ”Comparing 14-Day Adhesive Patch With 24-h Holter Monitoring”, *Future Cardiology*, vol. 10, nro 3, s. 319–322, 2014, ISSN: 1479-6678. DOI: <https://doi.org/10.2217/fca.14.24>.
- [21] V. Limmroth et al., ”Electrocardiographic assessments and cardiac events after fingolimod first dose – a comprehensive monitoring study”, *BMC Neurology*,

- vol. 17, nro 1, s. 1–10, 1 2017, ISSN: 1471-2377. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12883-016-0789-7>.
- [22] M. A. Rosenberg, M. Samuel, A. Thosani ja P. J. Zimetbaum, "Use of a Noninvasive Continuous Monitoring Device in the Management of Atrial Fibrillation: A Pilot Study", *Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 36, nro 3, s. 328–333, 2013, ISSN: 1540-8159. DOI: <https://doi.org/10.1111/pace.12053>.
- [23] X. Wang, Z. Liu ja T. Zhang, "Flexible Sensing Electronics for Wearable/Attachable Health Monitoring", *Small*, vol. 13, nro 25, s. 1602790, 2017, ISSN: 1613-6829. DOI: <https://doi.org/10.1002/sml1.201602790>.
- [24] S. Bhattacharya et al., "Cardiac Time Intervals under Motion Using Bimodal Chest E-Tattoos and Multistage Processing", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, s. 1–12, 2024, ISSN: 1558-2531. DOI: <https://doi.org/10.1109/TBME.2024.3454067>.
- [25] N. Han et al., "Recent Progress of Biomaterials-Based Epidermal Electronics for Healthcare Monitoring and Human–Machine Interaction", *Biosensors*, vol. 13, nro 3, s. 393, 3 2023, ISSN: 2079-6374. DOI: <https://doi.org/10.3390/bios13030393>.
- [26] Q. Wang, S. Ling, X. Liang, H. Wang, H. Lu ja Y. Zhang, "Self-Healable Multifunctional Electronic Tattoos Based on Silk and Graphene", *Advanced Functional Materials*, vol. 29, nro 16, s. 1808695, 2019, ISSN: 1616-3028. DOI: <https://doi.org/10.1002/adfm.201808695>.
- [27] X. Jiang, Y. Cheng, L. Shi, J. Sun ja R. Wang, "A Soft, Fatigue-free, and Self-healable Ionic Elastomer via the Synergy of Skin-like Assembly and Bouligand Structure", *Angewandte Chemie International Edition*, vol. 63, nro 43, e202411418, 2024, ISSN: 1521-3773. DOI: <https://doi.org/10.1002/anie.202411418>.

- [28] D.-H. Kim et al., "Epidermal Electronics", *Science*, vol. 333, nro 6044, s. 838–843, 2011, ISSN: 0036-8075. DOI: <https://doi.org/10.1126/science.1206157>.
- [29] K.-I. Jang et al., "Rugged and breathable forms of stretchable electronics with adherent composite substrates for transcutaneous monitoring", *Nature Communications*, vol. 5, nro 1, s. 4779, 2014, ISSN: 2041-1723. DOI: <https://doi.org/10.1038/ncomms5779>.
- [30] S. van der Bent, D. Rauwerdink, E. Oyen, K. Maijer, T. Rustemeyer ja A. Wolkerstorfer, "Complications of tattoos and permanent makeup: Overview and analysis of 308 cases", *Journal of Cosmetic Dermatology*, vol. 20, nro 11, s. 3630–3641, 2021, ISSN: 1473-2165. DOI: <https://doi.org/10.1111/jocd.14498>.
- [31] F. Miao, Y. Cheng, Y. He, Q. He ja Y. Li, "A Wearable Context-Aware ECG Monitoring System Integrated with Built-in Kinematic Sensors of the Smartphone", *Sensors*, vol. 15, nro 5, s. 11 465–11 484, 5 2015, ISSN: 1424-8220. DOI: <https://doi.org/10.3390/s150511465>.
- [32] S. Kabiri Ameri ja L. Wang, "Graphene Electronic Tattoo Sensors for Point-of-Care Personal Health Monitoring and Human–Machine Interfaces", teoksessa *Emerging 2D Materials and Devices for the Internet of Things*, sarja Micro and Nano Technologies, L. Tao ja D. Akinwande, toim., Elsevier, 2020, s. 59–86, ISBN: 978-0-12-818386-1. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818386-1.00003-5>.
- [33] A. Timmis et al., "European Society of Cardiology: The 2023 Atlas of Cardiovascular Disease Statistics", *European Heart Journal*, vol. 45, nro 38, s. 4019–4062, 2024, ISSN: 0195-668X. DOI: <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehae466>.

- [34] ”Sydän- ja verisuonitautien kustannukset - THL”, Terveyden ja hyvinvoinnin laitos, viitattu 1. tammikuuta 2025. <https://thl.fi/aiheet/kansantaudit/sydan-ja-verisuonitaudit/sydan-ja-verisuonitautien-kustannukset>.
- [35] I. You et al., ”Stretchable E-Skin Apexcardiogram Sensor”, *Advanced Materials*, vol. 28, nro 30, s. 6359–6364, 2016, ISSN: 1521-4095. DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.201600720>.
- [36] E. Tafur, L. S. Cohen ja H. D. Levine, ”The Normal Apex Cardiogram”, *Circulation*, vol. 30, nro 3, s. 381–391, 1964, ISSN: 1524-4539. DOI: <https://doi.org/10.1161/01.CIR.30.3.381>.
- [37] E. Grey Dimond, A. Duenas ja A. Benchimol, ”Apex Cardiography”, *American Heart Journal*, vol. 72, nro 1, s. 124–130, 1966, ISSN: 0002-8703. DOI: [https://doi.org/10.1016/0002-8703\(66\)90635-1](https://doi.org/10.1016/0002-8703(66)90635-1).
- [38] M. M. Kabir, E. A. Perez-Alday, J. Thomas, G. Sedaghat ja L. G. Tereshchenko, ”Optimal Configuration of Adhesive ECG Patches Suitable for Long-Term Monitoring of a Vectorcardiogram”, *Journal of Electrocardiology*, vol. 50, nro 3, s. 342–348, 2017, ISSN: 0022-0736. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2016.12.005>.
- [39] L. G. Tereshchenko, J. W. Waks, M. Kabir, E. Ghafoori, A. Shvilkin ja M. E. Josephson, ”Analysis of Speed, Curvature, Planarity and Frequency Characteristics of Heart Vector Movement to Evaluate the Electrophysiological Substrate Associated with Ventricular Tachycardia”, *Computers in Biology and Medicine*, vol. 65, s. 150–160, 2015, ISSN: 0010-4825. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2015.03.001>.
- [40] Polar Research Center, *Wrist-ECG*, Polar, 2023. https://www.polar.com/img/static/whitepapers/pdf/Polar_FECG_whitepaper.pdf.

- [41] H. König ja S. Riedel-Heller, "Prävention aus dem Blickwinkel der Gesundheitsökonomie", *Der Internist*, vol. 49, nro 2, s. 146–153, 2008, ISSN: 1432-1289.
DOI: <https://doi.org/10.1007/s00108-007-1994-7>.