



# **KANDIDAATINTYÖ**

Ali-Akbar Abdali

**ELEKTRONIIKAN JA TIETOLIIKENNETEKNIIKAN  
TUTKINTO-OHJELMA  
2020**



# KANDIDAATINTYÖ

**Itsekorjaantuva elektroninen iho.**

Ali-Akbar Abdali

Ohjaaja: Jarkko Tolvanen

**ELEKTRONIIKAN JA TIETOLIIKENNETEKNIIKAN  
TUTKINTO-OHJELMA  
2020**

**Abdali A-A. (2020) Itsekorjaantuva elektroninen iho.** Oulun yliopisto, Elektroniikan ja tietoliikennetekniikan tutkinto-ohjelma. Kandidaatintyö, 43 s.

## **TIIVISTELMÄ**

**Tämän kandidaatintyön aiheena olivat itsekorjaantuvat elektroniikan materiaalit, näiden materiaalien komponentit ja komponenttien hyödyntäminen elektronisessa ihossa. Työssä hyödynnettiin tietolähteinä viime aikaisempia vertaisarvioituja tieteellisiä julkaisuita. Työssä käydään läpi itsekorjaantuvan elektronisen ihon nykytilanne sekä tulevaisuuden näkymät.**

**Avainsanat: elastinen, elektroninen iho, itsekorjaantuva, puettava teknologia**

**Abdali A-A. (2020) Self-healing electronic skin.** University of Oulu, Degree Programme in Electronics and Communications Engineering, Bachelor's Thesis, 43 p.

## **ABSTRACT**

**The topic of the Bachelor's Thesis was self-healing electronic materials, their components and utilization of the components in electronic skin. The most recent peer-reviewed scientific publications were used as data sources in this work. The current state of self-healing electronic skin and future prospects are reviewed in the work.**

**Keywords: elastic, electronic skin, self-healing, wearable technology**

## SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ.....	2
ABSTRACT .....	3
SISÄLLYS.....	4
ALKULAUSE .....	5
LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET .....	6
1. JOHDANTO .....	7
2. ITSEKORJAANTUVA ELEKTRONINEN IHO .....	8
2.1. Materiaalit.....	8
2.1.1 Eristeet .....	8
2.1.2 Puolijohteet.....	10
2.1.3 Johteet.....	10
2.2 Elastisuuden saavuttaminen.....	12
2.2.1 Luontaisesti venyvät materiaalit.....	12
2.2.2 Geometrinen suunnittelu.....	13
2.3 Anturit.....	14
2.3.1 Mekaaniset anturit .....	14
2.3.2 Lämpötila- ja kosteusanturit .....	16
2.3.3 Kemialliset anturit .....	17
2.4 Järjestelmät ja integrointi.....	18
2.4.1 Spatiaalinen mittaus.....	19
2.4.2 Multimodaalinen mittaus .....	20
2.4.3 Langaton viestintä.....	20
2.4.4 Energian keruu ja hallinta.....	22
3. SOVELLUKSET .....	24
3.1 Robotiikka.....	24
3.2 Biolääketiede .....	25
3.3 Optoelektronikka .....	25
4. TULEVAISUUDEN NÄKYMÄT .....	26
5. YHTEENVETO .....	27
6. LÄHTEET .....	28

## **ALKULAUSE**

Haluan kiittää perhettäni tuesta ja kannustuksesta tämän koko työn ajan. Kiitokset myös työni ohjaajalle Jarkko Tolvaselle avustuksesta ja neuvoista.

Oulussa, huhtikuussa 2020

Ali-Akbar Abdali

## LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET

<i>a</i>	Parantunut ominaisuuden arvo parantanut
<i>b</i>	Alkuperäinen ominaisuuden arvo alkuperäinen
<i>B</i>	Lämpöindeksi
<i>C</i>	Konduktanssi
<i>E<sub>a</sub></i>	Aktivaatio energia
<i>f</i>	Taajuus
<i>K</i>	Boltzmannin vakio
<i>L</i>	Induktanssi
<i>R<sub>0</sub></i>	Alkuperäinen resistanssi
<i>T<sub>G</sub></i>	Lasisiirtymälämpötila
$\Delta R$	Resistanssin muutos
$\Delta T$	Lämpötilan muutos
$\Delta x$	X arvon muutos
$\Delta y$	Y arvon muutos
°C	Celsius
EMG	Elektromyografia
E-iho	Elektroninen iho
FET	Kanavatransistori
NFC	Lähitunnistaminen
NH <sub>3</sub>	Ammoniakki
OFET	Orgaaninen kanavatransistori
PDMS-MPU <sub>x</sub> -IU1-x	Polydimetyylisiloksaani-4,4'-metyyliinibis(fenyyli urea)- isoforoni bisurea
PIB	Polyisobutyleeni
PPy	Polypyrroliini
Pt	Platina
RTD	Vastuslämpötila-anturi
TCNQ	Tetrasyanokinodimetaani
TFT	Ohutkalvotransistori
TRC	Resistanssin lämpötilakerroin
TTF	Tetrathiafulvaleeni
TTF-TCNQ	Tetrathiafulvaleeni - Tetrasyanokinodimetaani

## 1. JOHDANTO

Ihmisen iho omaa monia erilaisia mielenkiintoisia ominaisuuksia. Ihmisen suurimpana kehonosana se on mekaanisesti sitkeä, pystyy parantamaan tapahtuvia vaurioita (pääosin epiteelikudoksessa) ja aistimaan erilaisia ärsykeitä. Ihon ominaisuuksia matkivia laitteita kutsutaan elektronisiksi ihoiksi (tai lyhyesti e-ihoiksi). [1] Aihealue on suhteellisen nuori, mutta on edistynyt paljon viime vuosikymmenenä.

E-ihoa voidaan soveltaa laajasti, esimerkiksi ihoon kiinnitettävissä laitteissa, robotiikassa ja proteeseissa. E-iho on ominaisuuksiltaan elastista, jonka takia siihen pohjautuva elektroniikka on enemmän alttiina mekaanisille vaurioille ja halkeamille kuin tavalliset jäykät elektroniikan laitteet. Tämän vuoksi tarvitaan itsekorjautuvuuskyky. Venyvyys on myös tärkeä tekemään laitteesta enemmän mukavampi käyttäjälle ja kiinnittymään helpommin epätasaisille pinnoille. Se myös tekee ihosta enemmän sitkeämmäksi.

Antureilla elektronisessa ihossa voidaan aistia useita ärsykeitä. Tässä alueessa elektroninen iho voi mennä pidemmälle kuin normaali iho ja aistia jopa kemikaalisia ärsykeitä. Mekaanisten ja kemikaalisten antureiden asettaminen samaan elektroniseen ihoon on vielä harvinaista. Toinen tärkeä lisäominaisuus, jota ihmisen iholla ei ole, on langaton viestintä. Se voidaan suorittaa joko perinteisillä tavoilla, jotka eivät olleet tarkoitettu elektroniselle iholle tai suunnitella uudenlaisia menetelmiä. Komponenttien integroiminen elektroniseen ihoon on monimutkaista. Ensinnäkin niille pitää antaa jatkuvaa virtaa toimiakseen. Sillä pitää sitten olla joko pitkä akun varaus tai kyky kerätä energiaa. Antureiden ja muiden elektronisten komponenttien integroiminen elektroniseen ihoon vaatii lisäksi spatiaalista ja multimodaalista mittausta.

Tämä työ käsittelee kokonaisvaltaisesti itsekorjaantuvan elektronisen ihon rakentamiseen tarvittavia elektroniikan materiaaleja ja komponentteja. Työn tiedot ovat kerätty viime aikaisista vertaisarvioituista tieteellisistä artikkeleista.



## 2. ITSEKORJAANTUVA ELEKTRONINEN IHO

### 2.1. Materiaalit

Itsekorjautuvat elektroniikan materiaalit ovat älykkäitä materiaaleja, jotka pystyvät palauttamaan osan tai kaikki toiminnoistaan kohdattuun vaurioille altistavia olosuhteita [2]. Esimerkiksi elektroniikkalaitteiden nopea kehittyminen on herättänyt kiinnostusta suoristuskykyiseen ja energiatehokkaaseen elektroniikkaan [3-6]. Vähemmän kiinnostusta on kuitenkin kiinnitetty näiden laitteiden kestävyysparantamiseen. Lisäksi laitteiden ja materiaalien käyttöikä on rajallinen, koska suorituskyky heikkenee ajan myötä. [7, 8] Itsekorjautuvuutta ilmenee monessa muodossa organismeissa, jonka kautta tutkijat ovatkin innostuneet tutkimaan ominaisuuden sisällyttämistä keinotekoisiiin itsekorjautuviin materiaaleihin parantamaan kestävyyttä ja pidentämään laitteiden käyttöikää [9-12]. Itsekorjautuvuudella vaikutetaan myös käytettävän laitteen luotettavuuteen ja vähennetään rajallisten resurssien tuhlaamista [7, 8]. [13]

Elektronisen ihon (e-ihon) itsekorjaantumiskyky saadaan materiaaleista ja niiden muokkauksista, siksi suurimmat innovaatiot ovat olleet materiaaalipohjaisia [13]. Mekaanisten ja sähköisten ominaisuuksien palautumiskykyä itsekorjautuvissa materiaaleissa ilmaisee parantamisen tehokkuus [14], jonka kaava voidaan esittää muodossa

$$\text{Parantumisen tehokkuus} = a/b \times 100\% \quad (1),$$

jossa muuttuja  $a$  on parantuneen ominaisuuden arvo ja  $b$  alkuperäisen ominaisuuden arvo. Verrattaessa erilaisten materiaalien parantumisen tehokkuuksia pitää huomioida myös muita parametrejä. Esimerkiksi kaava 1 ei huomioi aikavälejä tai tarvetta ulkoisille ärsykkeille (esim. lämpötila tai altistus liuottimille) [1].

Tässä luvussa käydään kattavasti läpi itsekorjautuvan e-ihon materiaaleja, syvennytään niiden kehitykseen ja käyttömahdollisuuksiin. Elektroniikan materiaalit voidaan pääosin jakaa kolmeen eri alajoukkoon niiden sähköisen johtavuuden perusteella: eristeet, puolijohteet ja johteet.

#### 2.1.1 Eristeet

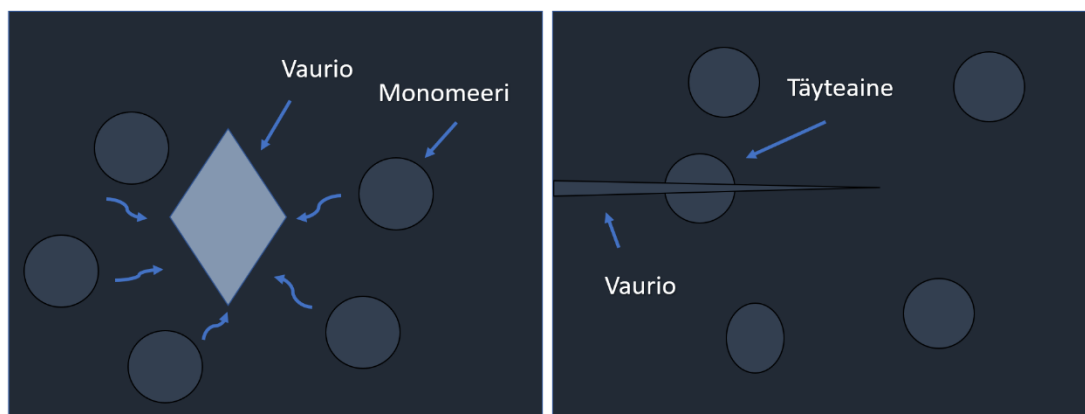
Eristeet ovat elektroniikan materiaaleja, jotka johtavat huonosti sähkövirtaa. Suurin osa tutkimuksista liittyen itsekorjaantuviin materiaaleihin ovat keskittyneet eristäviin polymeereihin ja niiden käyttöön substraatteina sekä pienissä määrin käyttöön dielektrisissä materiaaleissa [1]. Eristeitä hyödynnetään suojapinnoitteina tai kapselointikerroksina monissa elektroniikan laitteissa [15, 16].

Itsekorjautuvuus voidaan saada aikaan kahdella eri tavalla polymeereissä. Yksinkertaisimmassa tavassa hyödynnetään polymeeriketjujen heikkoja kemiallisia sidoksia, jotka kykenevät liikkumaan. Heikkojen kemiallisten sidoksien rikkoutuessa,

sidokset voivat uudelleen muodostua polymeeriketjujen dynaamisten ominaisuuksien vuoksi. Tapahtumaa kutsutaan luontaiseksi itsekorjautumiseksi (engl. ”intrinsic self-healing”), koska prosessi toimii itsenäisesti ilman ulkoisia herätteitä (Kuva 1). Luontainen itsekorjautuvuuskyky vaatii lisäksi alhaisen lasisiirtymälämpötilan ( $T_g$ ). Alhainen  $T_g$  parantaa polymeeriketjujen liikkumista ja mahdollistaa itseparantumiskyvyn jopa huoneen lämpötilassa [1]. Luontainen itsekorjautuskyky sallii teoriassa äärettömän määrän materiaalin korjautumista pitkällä aikavälillä. [13]

Itsekorjautuvassa polymeerissä sidokset voivat olla joko kovalenttisia [17-23] tai ei-kovalenttisia dynaamisia sidoksia [24-26]. Dynaamisiin kovalenttisisidoksiin kuuluvat Diels-Alder reaktion kautta syntyvät sidokset [17, 27, 28] sekä disulfidi- [29] ja olefiinisidokset [20]. Dynaamiset kovalenttisisidokset voivat hajota ja uudelleen muodostua tietyissä olosuhteissa [30]. Itsekorjaukseen tarvitaankin usein ulkoista ärsykettä, kuten lämpötilan muutosta tai valoa, koska kovalenttisilla muodostumisella on hidaskinetiikka. Tämän takia prosessia sanotaan ei-autonomiseksi. Dynaamisten ei-kovalenttisten sidoksien (esim. vetysidos) kanssa itsekorjautuvuus saadaan aikaan tyypillisesti supramolekulaarisella kokoonpanolla. Polydimetyylisiloksaani-4,4'-metyyliinibis(fenyyli urea)-isoforoni bisurea (PDMS-MPUx-IU1-x) on yksi esimerkki sitkeästä itsekorjautuvasta elastomeerista [1]. Tässä tapauksessa ei tarvita ulkoista ärsykettä, koska kyseessä on supramolekulaarinen komposiitti. Kuitenkin ulkoisia ärsykeitä voidaan käyttää nopeuttamaan itsekorjautuksen prosessia, joka voi kestää sekunneista minuutteihin tai jopa tunneista vuorokausiin riippuen materiaalista. [13]

Toisessa yleisessä tavassa käytetään täyteaineita (ns. agenteja), jotka sisällytetään materiaaliin valmistuksessa (Kuva 1). Täyteaineiden takia prosessia kutsutaan ulkonaiseksi itsekorjautumiseksi (engl. ”extrinsic self-healing”). Yleisemmin käytetyssä tavassa agentit sisällytetään mikrokapselina materiaaliin. Kapselin kuori voidaan valmistaa polymeereistä, jonka tarkoituksena on lopulta repeytyä auki. Tyypillisiä agenteja ovat erilaiset metalliseokset, monomeerit ja katalyytit. Materiaalin vaurioituessa repeytyneet kapselit vapautuvat vaurioituneille alueille agenteja korjaten vauriot (mm. kemiallisten reaktioiden ansiosta). Esimerkiksi monomeerit voivat muodostaa polymeerejä tai agentit voivat tukkia aukot. [13, 15, 31-40]



**Luontainen itsekorjautuminen**

**Ulkoinen itsekorjautuminen**

Kuva 1. Kuva osoittaa luontaisen itsekorjautumisen monomeerien avulla ja ulkoisen itsekorjautumisen täyteaineilla

Kapseleihin perustuva itsekorjaantuminen sopii monille polymeerimatriisien ja nestepohjaisten agenttien yhdistelmille, jolloin itsekorjautuvien komposiittien on mahdollista omata tiettyjä ominaisuuksia. Esimerkiksi nestemäistä metallia voidaan käyttää parantavana agenttina valmistamaan itsekorjautuvia johtimia, joita käsitellään tarkemmin tulevassa kappaleessa. Nestemäisen metallin vapauttaminen ja kuljettaminen rikkiinäiseen johtimeen mahdollistaa johtavuuden palautumisen. [13] Isoimpana haasteena on kuitenkin näiden kapseleiden rajallinen määrä ja niiden jakaantuminen tasaisesti koko alueelle. Ulkoinen itsekorjautumiskyky ei siten kykene toistamaan parantumistaan samassa alueessa [30]. Luontaisesti itsekorjautuvat materiaalit ovat osaltaan herättäneet paljon kiinnostusta, koska ne ovat pehmeitä (ts. matala elastinen kerroin) ja omaavat muodonmuutoskyvyn [41].

### ***2.1.2 Puolijohteet***

Puolijohteet ovat tärkeitä materiaaleja monille elektroniikan komponenteilla, kuten diodeille ja transistoreille. Puolijohtavat materiaalit johtavat sähköä paremmin kuin eristeet, mutta ovat silti vähemmän johtavia kuin perinteiset johdinmateriaalit (esim. metallit). Itsekorjautuvista puolijohteista ei ole tähän asti juurikaan raportoitu. [13] Tutkijat ovat huomanneet puolijohteilta vaadittavien sähköisten ominaisuuksien sisällyttämisen itsekorjaantuviin materiaaleihin olevan haastavaa. [1] Puolijohteet vaativat usein hyvin ohuita kerroksia laitteissa, joka tekee vaurioituneiden alueiden kohdistamisen vaikeaksi materiaaleilla, jotka eivät ole sitkeitä. Lisäksi useimpien polymeeristen puolijohteiden ketjut jähmettyvät huoneenlämmössä, koska ne ovat yleensä puolikiteisiä ja omaavat korkean  $T_g$ :n. [41]

Puolijohteen sisällyttäminen itsekorjautuvaan polymeeriin saattaa mahdollistaa autonomisen itsekorjaantuvuuden. Se ei ole kuitenkin ideaalinen ratkaisu, koska itsekorjaantuvuus tulee elektronien vähentyneen liikkuvuuden kustannuksella [1]. Itsekorjautuva puolijohteen valmistus voi onnistua esimerkiksi vetyä sitovia ryhmiä käyttämällä. Bao ja kollegat raportoivat, että vetysidosten omaavien puolijohteiden altistus liuotin höyrylle ja lämmölle aiheuttivat nanokokoisten halkeamien koon ja tiheyden pientymistä materiaalissa. Puolijohteiden liikkuvuus palautui lähes täysin tämän seurauksena. [42] Lisäksi Moore ja kollegat [36] ovat esittäneet tavan, jossa kapseloidaan erikseen kahden yhdisteen esiastetta, jotka purkautuessaan auki yhdistyvät uudeksi materiaaliksi aukkoihin. Ensimmäinen yhdisteen esiaste on tetrathiafulvaleeni (TTF) ja toisen yhdisteen esiaste on tetrasyanokinodimetaani (TCNQ). Niiden lopullinen yhdistelmä on täten TTF-TCNQ:n perustuva varauksensiirtosuola.

### ***2.1.3 Johteet***

Johteet ovat olennainen osa elektroniikkaa toimien johtimina, sähkökontakteina tai elektrodeina. Johteet ovat tästä syystä tutkituin kohde itsekorjaantuville materiaaleille. Johteiden osalta tärkeitä ominaisuuksia ovat hyvä sähköinen johtavuus, johtavuuden stabiilisuus, mekaaninen lujuus, ominaisuuksien palautumiskyky ja niiden

palautumisnopeus. Mekaaninen itsekorjautuvuus on mahdollista, koska mekaanisesti vaurioitunut silloitusverkko pystyy palautumaan vauriosta. Leikatut, revityt tai naarmuttuneet silloitusverkot paranevat niiden kyvyllä uudistaa katkenneet sidokset ja sekoittamalla polymeeriketjut. Parannuksen tehokkuus määritetään palautuneilla ominaisuuksilla (Kaava 1), esimerkiksi murtumisjännityksen tai vetolujuuden suhteen. Kuten on huomattu, itsekorjautuvuuden kemiallinen kinetiikka voidaan tutkia ja muokata räätälöimällä molekyyliarakenteita, säätelämällä mikrorakenteita ja muuttamalla lämpötilaa. [41]

Ensimmäiset raportit itsekorjaantuvista johteista ovat perustuneet kapseleiden hyödyntämiseen. Nestemäisiä metalleja [33, 34] ja hiilimateriaaleiden suspensioita [32, 35, 39] on tutkittu agentteina mikrokapselissa itsekorjaantuvien johtimien tuottamiseen. Nesteet valuivat haavoittuneisiin aukkoihin vaurion syntyessä. White ja Mooren ehdottamassa tavassa käytettiin heksyyliasettaattia agenttina kapseleissa, jotka kykenivät liuottamaan polymeerin sideaineen mahdollistaen hopeapartikkeleiden uudelleen leviämisen alueelle [43]. On olemassa muitakin samantapaisia mekanismeja (esim. Bandodkar [40]), mutta nämä eivät ole ideaalisia johteisiin niiden rajallisen itsekorjaantumiskyvyn vuoksi. [13]

Viimeisinä vuosina tutkijat ovat kehittäneet luontaisesti itsekorjaantuvia johtimia [13]. Johtavuuden itsekorjaantuvuudella on tässä tapauksessa kaksi selvää vaihetta. Ensimmäiseksi kappaleet pitää liittää yhteen, mikä onnistuu yhdistämällä eronneet osat. Toinen vaihe on hitaampi ja liittyy materiaalien fysikaalisten sekä sähköisten ominaisuuksien palautumiseen dynaamisesti jälleenrakentamalla. Monet itsekorjaantuvista johtimista ovat tähän mennessä keskittyneet johtavien reittien välittömään palautumiseen fyysisessä kosketuksessa. Alkuperäisten mekaanisten ominaisuuksien palauttaminen tarvitsee ”dynaamisen” johtimen. Esimerkiksi Bao ja kollegat [44] osoittivat tämän olevan mahdollista itsekorjaantuvalla dynaamisella silloitusverkolla, jossa hyödynnettiin nanojohtimia. Tämä mahdollisti sekä sähköisten, että mekaanisten ominaisuuksien palautumisen. Nanotäyteaineet ovat tavallisesti esimerkiksi metallisia nanopartikkeleita tai nanolankoja [45], hiilinanoputkia tai grafeenia. Nanotäyteaineen sekoittaminen itsekorjaantuvan polymeerimatriisin kanssa muodostaa komposiitin, jonka johtavuus on yleensä melko huono ja tai jopa epävakaa. Itsekorjaantuvien komposiittien johtavuutta pitäisikin edelleen parantaa, sillä heikko johtavuus rajoittaa niiden käyttöä johtimina elektroniikan sovelluksissa [46]. [41]

Johteiden asettaminen itsekorjautuvan substraatin päälle on myös yksi tapa parantaa johtavuutta ja tehostaa itsekorjautumiskykyä. Polymeerien itsekorjaantumiskyky on tehokkaampaa yleensä pinnassa. Esimerkiksi hopea nanolankojen sisällyttäminen sitkeään (ts. lujaan ja venyvään) itsekorjautuvaan polymeeriin voi tuottaa mekaanisesti vahvoja itsekorjautuvia johtavia kuvioita [44]. Vaikka materiaali ei voi muistaa verkon alkuperäistä rakennetta, johtavuuden lähes täydellinen palauttaminen dynaamisella uudelleen rakentamisella on silti mahdollista. Polymeerisubstraatin dynaaminen luonne helpottaa johtavien kuvioiden alkuperäisten sähköisten ja mekaanisten ominaisuuksien palauttamista. Nanorakenteiden uudelleenjärjestäytyminen on havaittu myös hiilinanoputkilla (CNT) ja hopeahiutaleilla [44]. Ilmiö on merkittävä siksi, että näistä materiaaleista voidaan valmistaa venyviä itsekorjautuvia johteita tai jopa puolijohteita, jotka eivät itsessään korjautu (mekaanisesti tai sähköisesti).

Korkean johtavuuden, nopean itsekorjautuvuuden, suuren joustavuuden tai jopa venyvyyden omaavien johtimien valmistus on toisaalta edelleen erittäin haastavaa. Johtavien täyteaineiden asettaminen luontaisesti itsekorjautuvaan ja sitkeään

polymeerimatriisiin on noussut lupaavaksi menetelmäksi. On kuitenkin syytä huomioida itsekorjautuvan polymeerin ja johtavien täyteaineiden huolellisella valinnalla olevan merkittävä rooli haluttujen ominaisuuksien saavuttamisessa. [13, 41]

## 2.2 Elastisuuden saavuttaminen

Vaikka useimmat luontaisesti itsekorjaantuvat materiaalit ovat usein itsessään venyviä, puuttuu niiltä kuitenkin usein sopiva lujuus e-ihoihin. Perinteiset elektroniset laitteet ovat jäykkiä ja hauraita, siten epäsouvia tulevaisuuden teknologiaan (esim. robotiikkaan ja tekoelimiin tai -niveliin). [47-49] Tämän vuoksi elastinen elektroniikka onkin noussut kasvavaksi kiinnostukseen aiheeksi. Elastinen elektroniikan keskeisenä etuna on sen mukautuvuus epätasaisiin ja monimutkaisiin pintoihin. Ihmisen ihon toiminallisuutta mallintavan sitkeän e-ihon saavuttaminen on kuitenkin vieläkin haastavaa ja tarvitaan uusia prosesseja sekä materiaaleja [50-56]. [57]

Elastisuuden toteuttaminen tai ominaisuuden parantaminen e-ihossa tehdään pääosin kahdella tapaa tai yhdistämällä niitä. Ensimmäisessä tavassa hyödynnetään luontaisesti venyviä materiaaleja. Esimerkiksi venyviä johtimia saadaan aikaiseksi sekoittamalla johtavia täyteaineita elastomeeriin. [57]. Toinen tapa keskittyy perinteisten elektroniikan materiaaleiden geometriseen suunniteltuun tarkoituksena saada niitä kestävämmän paremmin mekaanista rasitusta. [1] Tässä luvussa keskitytään näihin kahteen edellä mainittuun tapaan ja varsinkin geometrisiin suunnitteluprosesseihin. Näitä samoja menetelmiä ja periaatteita voidaan hyödyntää myös itsekorjautuvan e-ihon suunnittelussa.

### 2.2.1 Luontaisesti venyvät materiaalit

Luontaisesti venyvä ja sähköisesti toiminnallinen rakenne voidaan saada aikaiseksi yksinkertaisella suoralla painatuksella (engl. ”direct printing”) elastomeerille. Niillä voi olla myös etuja sovelluksissa, joissa halutaan kattaa suuri pinta-ala tai valmistaa yhdensuuntaisia pintoja [58]. Elektroniikan laitteiden venyvyyttä voidaan myös parantaa käyttämällä venyviä liitoskohtia tai johtimia, jotka ovat valmistettu sekoittamalla johtavia materiaaleita elastomeeriin [57]. Tässä tapauksessa voidaan usein käyttää perinteisiä jäykkiä komponentteja.

Suurin este monien elastisten materiaalien käytölle elektroniikassa on usein niiden heikko sähkönjohtavuus. Viime vuosina on saavutettu kuitenkin merkittävää parannusta sähköisessä suorituskyvyssä [1]. Tyypillisesti johtavuuden lisääntyminen tulee venyvyyden kustannuksella, esimerkiksi täyteaineiden suhteellisen osuuden lisääntyminen voi lujittaa materiaalia, mutta vähentää venyvyyttä. Haaste onkin usein löytää kompromissi niiden välillä. [57]

### 2.2.2 Geometrinen suunnittelu

Yleisesti tunnetut epäorgaaniset puolijohteet ja metallit tarjoavat paljon parempaa suorituskykyä elektroniikassa kuin luontaisesti venyvät materiaalit. Perinteiset hauraat materiaalit ovat monien vuosikymmenien tutkimuksen tuloksia, minkä tavoittaminen luontaisesti venyvillä materiaaleille vie aikaa. Hauraita materiaaleja voidaan kuitenkin muuttaa venyviksi geometrisella suunnittelulla. Geometrisessä suunnittelussa manipuloidaan rakenteita elastisemmaksi, esimerkiksi hyödyntämällä erilaisia kuvioita. Tässä kappaleessa käsitelläänkin lyhyesti erilaisia geometrisen suunnittelun tapoja. [58]

Lommahtaminen (engl. ”buckling”) on tapahtuma, joka aiheutuu ohutkalvon rypistymisestä asetettaessa kalvo esijännitetyn substraatin päälle ja annettaessa rakenteen rentoutua [59, 60]. Tapahtuma muodostaa siniaaltomaisia kuvioita kalvon pintaan [61, 62]. Riippuen menetelmästä rypistyminen voi johtaa erilaisiin kuvioihin sekä ”aallon” pituuksiin. Esimerkiksi yksiakselinen esijännitys johtaa yksisuuntaisiin ”aaltoihin” [63-65], kun taas kaksisuuntainen esijännitys kalanruotomaiseen kuvioon [66, 67]. Hiilinanoputkista (CNT) tehdyn kalvon venyttäminen ja vapauttaminen kaksisuuntaisesti johtaa monisuuntaiseen rypistymiseen yksittäisten CNT:n suhteen [68]. Rypistymistä käytettäessä laite voidaan venyttää tyypillisesti esijännityksen arvolle asti aiheuttamatta liiallista rasitusta aktiivisissa materiaaleissa. Tarve esijännitykselle voidaan eliminoida muodostamalla elastomeerille aaltomainen pinta ennen kalvon asetusta, jolloin saadaan aikaiseksi usein samanlaisia tuloksia [69-72]. [58]

Lommahdusta on käytetty monille erilaisille materiaaleille mukaan lukien epäorgaaniset puolijohteet, metallit [73], komposiitit [74], grafeeni [75] ja CNT [68, 76, 77]. John Rogersin ryhmä on ollut edelläkävijöitä monissa tekniikoissa, joissa tehdään menetelmään perustuvia laitteita perinteisistä korkean suorituskyvyn epäorgaanisista puolijohteista ja johteista. He käyttävät yleensä epäorgaanisia nanojohtimia, nanohiukkasia ja nanomembraaneja, jotka luodaan etsaamalla ohuita materiaalikerroksia [66, 78-80]. He ovat käyttäneet muun muassa siirtoprosessia (engl. ”transfer printing”), joilla saadaan tartuttamaan epäorgaaniset nanorakenteet venyviin substraatteihin [81, 82]. Siirtomenetelmät mahdollistavat tiheiden aktiivisten rakenteiden sisällyttämisen halutulle alueelle peräkkäisten siirtovaiheiden [78, 81, 83] ja automatisoitujen järjestelmien avulla [78, 83]. Tämä saavuttaa kustannustehokkaita ratkaisuita suuren pinta-alan valmistusprosesseihin sekä mahdollistaa kolmiulotteisia piirejä lisäämällä useita kerroksia [82]. Lommahdusmenetelmät ovat houkuttelevia niiden yhteensopivuuden tavanomaisten korkean suorituskyvyn materiaalien kanssa [58]. Lommahdusmenetelmää onkin jo onnistuneesti hyödynnetty itsekorjaantuvissa komponenteissa.

Kolmas geometrisen suunnittelun tapa on ”jäykkien saarien” yhdistäminen liitännöillä. Tätä kutsutaan saari-silta rakenteeksi (engl. ”island-bridge”). Mallissa jäykät aktiiviset komponentit ovat ”kelluvia saaria” ja matalan jäykkyyden omaavat liitännät toimivat venymistä edistävinä ”siltoina” [84]. Jäykät saaret ovat upotettu elastomeeriin ja liitännät ovat joko geometrisesti suunniteltu tai luontaisesti venyviä. [1] Matalan elastisen kertoimen (ts. moduuli) omaavien substraattien käyttö on tärkeää jännityksen minimoimiseksi jäykkissä saarissa [85, 86]. Jäykkien saarien ja substraatin moduulien korkea ero johtaa suurimman osan jännityksestä kohdistumaan liitännään estäen aktiivisia komponentteja vaurioitumasta. Liitännäkohdat kokevat huomattavasti

korkeampaa jännitystä saarien reunoilla, mikä voi johtaa joissain tapauksissa laitteiden vioittumiseen [87]. Tietyt geometriat sallivat hauraiden johtimien venyttämisen, koska nämä menetelmät vähentävät tehokkaasti materiaalien todellista jännitystä (esim. kirigami-, serpentiini- ja hevoskenkä rakenteet) [88-90]. Saari-silta menetelmää on onnistuneesti käytetty sekä orgaanisissa- että epäorgaanisissa laitteissa [91-94] ja menetelmä olisi soveltavissa myös itsekorjaantuviin laitteisiin.

## 2.3 Anturit

Itsekorjautuvan sitkeän materiaalin valmistus on vain ensimmäinen osa kohti e-ihoa. E-ihoon sisällytettävä kyky aistia herätteitä vaatii antureita, jotka kykenevät matkimaan ihon reseptoreita tai kykenevät jopa menemään parempiin aistikykyihin kuin mitä ihmisen aistit mahdollistavat.

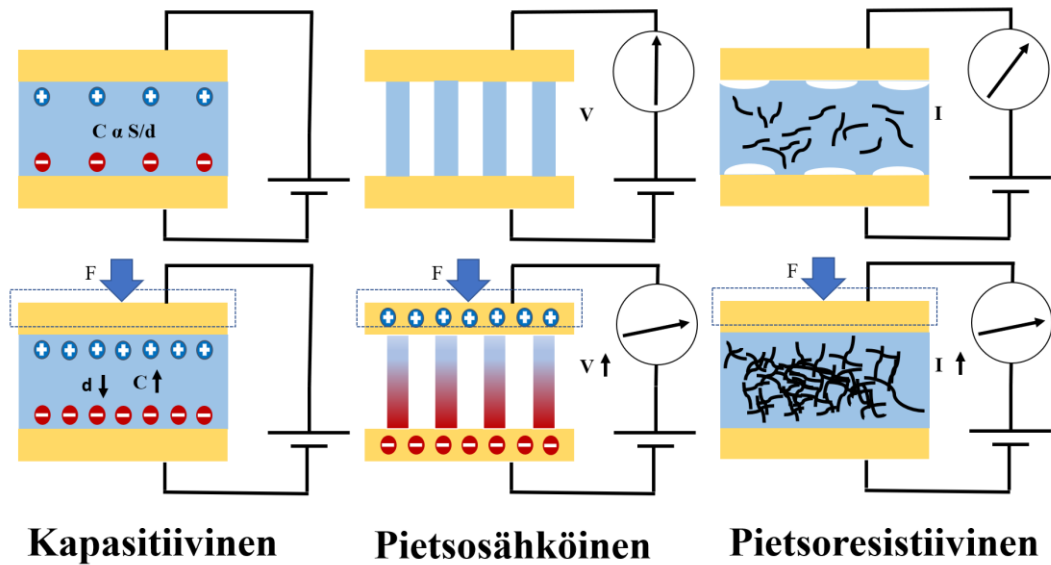
Ihmisen ihosta löytyy seitsemän erityyppistä reseptoria, joihin kuuluvat kipureseptorit, lämpötilareseptorit ja erilaiset mekanoreseptorit [95]. Reseptorit muuttavat ulkoiset ärsykkeet sähköisiksi signaaleiksi ja lähettävät signaalin aivoihin hermojen kautta. Ihminen rekisteröi signaalin aivojen kautta ja reagoi ärsykkeeseen [58, 96, 97]. Kuten ihonkin, myös antureiden pitää itsessään olla pehmeitä ja elastisia, jotta ne kykenevät toimimaan esimerkiksi tekoeliminä. [1]

E-ihon suhteen halutuimpia antureita ovat tuntoanturit, jotka pystyvät aistimaan muun muassa painetta, venymää ja värinää [1]. Tuntoantureita voidaan hyödyntää e-ihossa myös elintärkeiden kehon toimintojen tai kehon liikkeiden seurantaan, joiden avulla saadaan hyödyllistä tietoa käyttäjästä (esim. kehon asennosta tai raajojen äkillisestä vapinasta) [98]. Robotiikalle varsinkin asentoaisti on tärkeää toiminnan kannalta [99, 100]. Asentoaistilla robotit kykenevät jäljittelemään ihmisen kehon liikkumista. Tuntoanturit tarjoavat monenlaisia mahdollisuuksia myös amputaatiopotilaan aistinominaisuuksien palauttamiseksi. Tämä mahdollistaa esimerkiksi arkipäivän esineiden käsittelyn helpottumisen ja vuorovaikutuskyvyn palautumisen [99, 101, 102]. [1]

Muunlaisilla antureilla (esim. kemialliset) e-ihosta voidaan tehdä aistiominaisuuksiltaan kehittyneempi suhteessa ihmisen ihoon. Kemiallisilla antureilla voidaan valvoa ympäristön saasteita, haitallisia kemikaaleja sekä ihmiskehon toiminnan kannalta merkityksellisiä biomarkkereita [103-105]. Kyseisiä antureita on kehitetty perustuen jäykkiin substraatteihin hyödyntäen aktiivisina materiaaleina CNT:a, grafeenia, nanojohtimia tai jopa orgaanisia materiaaleja. Näiden muuntaminen joustaville substraateille tekee niistä houkuttelevia osia e-ihossa [58].

### 2.3.1 Mekaaniset anturit

Mekaanisiin antureihin sisältävät pääasiassa venymä- ja paineanturit. Perinteisesti anturit ovat toimintaperiaatteiltaan usein pietsoresistiivisiä tai kapasitiivisia [44, 106-108]. Kyseiset anturityypit ovat nopeasti kehitymässä vastaamaan e-ihon tarjoamia mahdollisuuksia [109-111].



Kuva 2: Kolme yleisintä toimintamekanismia.

Pietsoresistiiviset ja kapasiitiiviset anturit ovat yleisesti käytetyimpiä (Kuva 2), koska niiden suunnittelu on hyvin yksinkertaista ja ne pystyvät havaitsemaan sekä staattisia, että dynaamisia signaaleja. Pietsoresistiivisyys voi perustua muutoksien aistimiseen polymeerimatriisissa olevien johtavien täyteainepartikkeleiden avulla. Monissa kapasiitiivisissa anturissa on sen sijaan dielektrinen väliaine elektrodien välillä, jolloin herätteet aistitaan pääasiassa geometrian muutoksena. Toisaalta muutos voi tapahtua dielektrisen väliaineen dielektrisen vakiossa. [1]

Mekaanisten antureiden tärkeimmät parametrit ovat herkkyys, mittausalue, hystereisyys, lineaarisuus ja reaktio- ja palautusajat. Herkkyys määritellään sähköisen signaalin suhteellisen muutoksena (ts. kulmakertoimenä; kaava 2 [112]).

$$\text{Herkkyys} = \Delta x / \Delta y \quad (2)$$

Kaavassa 2 jaetaan esimerkiksi resistanssin suhteellinen muutos ( $\Delta x$ ) paineen muutoksella ( $\Delta y$ ). Tarvittava mittausalue on riippuvainen kohdesovelluksesta. Esimerkiksi rannepulssin mittauksessa ei tarvita useiden kilopascalin paineiden mittauskäykä. Toisaalta ihon mekanoreseptoreiden ominaisuuksien matkimiseen tarvitaan vuorostaan suhteellisen laaja mittausalue [58]. Ideaalisesti paineanturilla olisikin korkea herkkyys, laaja mittausalue sekä lineaarisuus. [1]

Hystereisyys voidaan ilmoittaa anturin signaalin voimakkuuden palautumisen tehottomuutena. Hystereesi tekee painetason lukemisen usein vaikeaksi anturin vasteen ollessa riippuvainen edellisestä syklistä. Vaste- ja palautumisajat kertovat anturin nopeudesta reagoida ja palautua herätteestä. Ne liittyvät usein viskoelastisuuteen ja siten osaltaan myös hystereesiin. Hystereisyys sekä vaste- ja palautumisajat halutaan minimoida, mutta standardoinnin puute määrittää kyseisiä parametreja vaikeuttaa tilannetta. Mittauksissa on usein niin monia muuttuvia tekijöitä, että tutkimuksien välillä on epä johdonmukaisuutta. [1]

Venymäantureiden suorituskyvystä kertovat parametrit ovat samoja kuin paineantureilla. Niiden käytössä pitää kuitenkin huomioida seuraavia asioita. Herkkyyden pitäisi olla riittävä havaitsemaan esimerkiksi sivu- ja taivutusvenymät.



Varsinkin pietsoresistiivisissä venymäantureissa on tärkeää määritellä tuntoalue tarkasti. Venymäanturin suunnittelussa pitää myös usein ottaa huomioon kyky havaita moniaksiaalisesti [113]. Monet venymäanturit ovat optimoitu aistimaan hyvin vain yksisuuntaisesti. Ihmisten aistit pystyvät tunnistamaan esimerkiksi lipsumista (vaatii moniaksiaalista havaitsemista), joka on robotiikassa erityisen kiinnostava ominaisuus. [1]

Itsekorjautuvia mekaanisia antureita on tutkittu laajasti, mutta niiden suorituskykyyn liittyviä parametreja ei ole optimoitu. Vuonna 2012 Tee ja kollegat esittivät toistettavasti itsekorjautuvan mekaanisen anturin, joka perustui supramolekulaariseen komposiittiin sisältäen nikkeli-partikkeleita [15]. Materiaali kykeni palauttamaan sähköiset ominaisuudet vain 15 sekunnissa. Wang ja kollegat esittivät itsekorjautuvan materiaalin perustuen grafeenioksidein ja vetysidottuun polymeeriin [114]. Materiaali pystyi ylläpitämään noin 90% parantumisen tehokkuutta, kun materiaalia pidettiin huoneen lämpötilassa 24 tunnin ajan. Bao ja kollegoiden suunnittelemassa itsekorjautuvassa polymeerissä supramolekulaariset polymeerit olivat silloitettu vahvoilla ja heikoilla vetysidoksilla [115]. Materiaalilla oli erinomainen sitkeys, mutta myös kyky itsekorjautua materiaalin pintaan laittaessa vettä tai keinokekoista hikeä. Sisällyttämällä nestemäistä metallia polymeeriin valmistettiin itsekorjautuva kapasitiivinen venymäanturi. Wang ja Tee kehittivät fluorihiihi elastomeerista ja fluoririkkaasta ionisesta nesteestä komposiittimateriaalin, joka pystyy itsekorjautumaan erilaisissa ympäristöissä, (esim. vedessä, hapossa, emäksessä) [116]. Omaisuuden mahdollisti ioni-dipoli vuorovaikutus. [117]

### 2.3.2 Lämpötila- ja kosteusanturit

Kehon lämpötila on keskeinen indikaattori ihmisen kehon tilasta, jonka nousu voi kertoa esimerkiksi tulehdustilasta. Ihmisten lämpöreseptorit pystyvät tunnistamaan jopa 0,02 °C lämpötilan muutoksia [118]. Kehon lämpötila voikin toimia diagnostisena perustana joissakin sairauksissa (esim. sydän- ja verisuonisairaudet tai syöpä) [119]. Vaikka iholla ei ole kosteusreseptoreita, se silti pystyy tunnistamaan kosteuden reseptoreilla, jotka aistivat mekaanisia herätteitä ja lämpötilan muutosta. [120] Esimerkiksi ympäristön kosteuden seuraaminen mahdollistaa tunnistaa tilanteet, joissa voidaan altistua lämpöhalvaukselle. Kaupallisesti saatavilla olevat anturit ovat liian jäykkiä tai fyysisesti liian suuria hyödynnettäviksi e-ihoissa, jolloin onkin käytettävä räätälöityjä antureita [121]. [117]

Lämpöresistiivisissä antureissa lämpötilasta aiheutuva muutos sähköisessä signaalissa muutetaan lämpötilan arvoksi [94]. Näiden antureiden herkkyyden arvioimisen keskeinen indikaattori on TRC (engl. ”Temperature Coefficient of Resistance”)

$$TCR = (1/R_0) \times (\Delta R/\Delta T) \quad (3)$$

jossa  $R_0$  on alkuperäinen resistanssi,  $\Delta R$  on resistanssin muutos ja  $\Delta T$  lämpötilan muutos. Erittäin ohuet ja elastiset lämpöresistiivisyyteen perustuvat anturit ovat välttämättömiä ihmisen kehon jatkuvan kehon lämpötilan mittaamiseen [122-123].

Terveyden seuraamiseen tarkoitettut lämpötila-anturit vaativat muun muassa suurta herkkyyttä sekä laajaa toiminta-aluetta. Niiden herkkyys saadaan esimerkiksi kaavalla

$$B = (E_a/2K) \quad (4),$$

jossa B on lämpöindeksi,  $E_a$  on aktivaatio energia ja K on Boltzmannin vakio. Lupaavia materiaaleja elektronisen ihoon sopivien lämpöresistiivisen antureiden valmistukseen ovat esimerkiksi hiilinanoputket, grafeeni, erilaiset nanopartikkelit ja -kristallit [122, 124-131]. [117]

Lämpötila-antureissa voidaan käyttää myös kahta muuta toimintamekanismia, jotka liittyvät sähkön generoimiseen lämpötilan muutoksilla (lämpö- ja pyrosähköisyys) [121]. Lämpösähköisyys toimii Seebeckin ilmiön avulla. Pyrosähköisyydessä lämpötilan muutos generoi ohimenevän jännitteen sähköisen polarisaation ansiosta. [1]

Kosteusanturit voidaan jakaa resistiivisiin [132-136] ja kapasitiivisiin [137-141]. Kapasitiiviset kosteusanturit ovat laajalti tutkittu viimeisinä vuosina herättäneet kiinnostusta. Kosteus vaikuttaa dielektriseen vakioon ja tämän seurauksena kapasitanssiin. Lisäksi on olemassa omavaraisia kosteusantureita, jotka tuottavat sähköä absorboimalla vesimolekyylejä [142]. [117]

Lämpötila-antureilta vaadittavat ominaisuudet ovat hyvin samanlaisia kuin mekaanisilla antureilla [121]. Nolla- ja/tai- yksidimensioisilla materiaaleilla on usein korkea herkkyys ja nopeat vasteajat kosteuden suhteen, koska suurin osa niiden atomeista on pinnalla [117]. Reaktio ja palautumisajat ovat usein kuitenkin luonteeltaan suhteellisen pitkiä. Di ja Zhu kollegoidensa kanssa löysivät tutkimuksessaan, että pitkät ajat johtuivat pitkästä lämpöhajoamisajasta, jota voitaisiin lyhentää pienentämällä anturin kokoa [143]. Ideaalisen lämpötila-anturin ei pitäisi olla reagoimatta dimensioiden muutoksen. Tämä voidaan osiltaan saavuttaa geometrisella suunnittelulla käyttäen esimerkiksi saari-silta menetelmää. [1]

Itsekorjaantuviin lämpötila-antureihin liittyen Chen ja kollegat suunnittelivat komponentin yhdistämällä karboksyyli-ryhmiä sisältävät yksiseinäiset CNT:t vetysidokseen perustuvan itsekorjautuvan polymeerin kanssa [128]. Pehmeä anturi saavutti erinomaisen itsekorjautumiskyvyn ja elastisuuden. Lisäksi mekaaniset ja sähköiset ominaisuudet korjautuvat useita kertoja ilman ulkoista ärsykettä. Lisääntynyt lämpötila kuitenkin vähensi anturin resistanssia. Wang ja kollegat rakensivat itsestään paranevan anturina sisällyttämällä lämpöherkkiä ionisia nesteitä itseparantuvaan polymeeriin [144]. Komposiitti kykeni itsekorjaantumaaan ympäristön lämpötilassa. [2]

### 2.3.3 Kemialliset anturit

Kemiallisilla antureilla voidaan aistia enemmän kuin mihin ihmisen aistit kykenevät [58]. Kemialliset anturit tarjoavat muun muassa tärkeää fysiologista tietoa molekyylylasolla havaitsemalla ja analysoimalla biomarkkereita [145-147]. Tämän avulla voidaan ennen aikaisesti diagnosoida ja estää sairauksien synty. Viime vuosina kemiallisia antureita on tutkittu paljon varsinkin elastisten substraattien päälle puettavissa laitteissa. [1]

Kemialliset anturit ovat pääosin sähkökemiallisista laitteita, kemiallisesti herkkiä vastuksia tai transistoreita. Laitteet altistetaan halutuille kemikaaleille, jolloin niiden potentiaali, resistiivisyys tai virta voivat muuttuvat. Sähkökemialliset laitteet koostuvat tyypillisesti yhdestä johtavasta kerroksesta, johon reseptorielementti on kapseloitu sekä kolmesta elektrodista. Niiden kokoa pitää kuitenkin huomattavasti pienentää ennen kuin niitä voidaan käyttää e-ihossa. Elektrodijärjestelmät ovat jo itsessään usein liian suuria. Kemiallisesti herkkät vastukset ovat vain lähde- ja nieluelektrodeja, jotka ovat kiinnitetty puolijohtavaan substraattiin. Resistanssimuutokset mitataan altistamalla ne kohdennetulle analyysille. Transistoripohjaiset anturit voidaan kuvitella muokattuina kemiallisesti herkkinä vastuksina, joissa hilaelektrodi on kapasitiivisesti kytkettynä puolijohtavaan kerrokseen dielektrisen kerroksen kautta. Hilaelektrodi toimii samanaikaisesti elektronisena kytkimenä ja signaalin vahvistimena. [58]

Ihmisen bionesteisiin kuuluvat veri, hiki ja sylki [148]. Veri on yleisesti käytettyin, mutta ihon pinta pitää rikkoa sen keräämiseksi. Bionesteestä mittaavan kemiallisen anturin toiminta perustuu usein hikeen, joka on helposti kerättävissä ihon pinnalta. Kemiallisten antureiden käyttö käytännön sovelluksissa vaatii kuitenkin monien eri tekijöiden huomioon ottamista. Ihmisten bionesteissä kemikaalit esiintyvät usein alhaisissa konsentraatioissa (muissa kuin veressä). Antureilla pitääkin olla korkea selektiivisyys, alhainen havaitsemisraja, suuri herkkyys sekä erinomainen toistettavuus, mikä on haastavaa saavuttaa. [1]

Sun ja Wan kollegoidensa kanssa kehittivät CNT:iin perustuvan järjestelmän pohjautuen kerroksittain koostettuun itsekorjautuvaan polyelektrolyyttimonikerroskalvoihin [149]. Rakenteella saatiin aikaiseksi läpinäkyvä kaasuanturi. Toiminta perustui elektronien luovuttamiseen ammoniakista ( $NH_3$ ) aktiiviseen materiaaliin. Elektronien luovutus johti aukkojen vähentymiseen, joka puolestaan kasvatti kalvon resistanssia. Läpinäkyvä kemikaalinen kaasuanturi on toivottu muun muassa nanoelektroniikan laitteissa. [2]

## 2.4 Järjestelmät ja integrointi

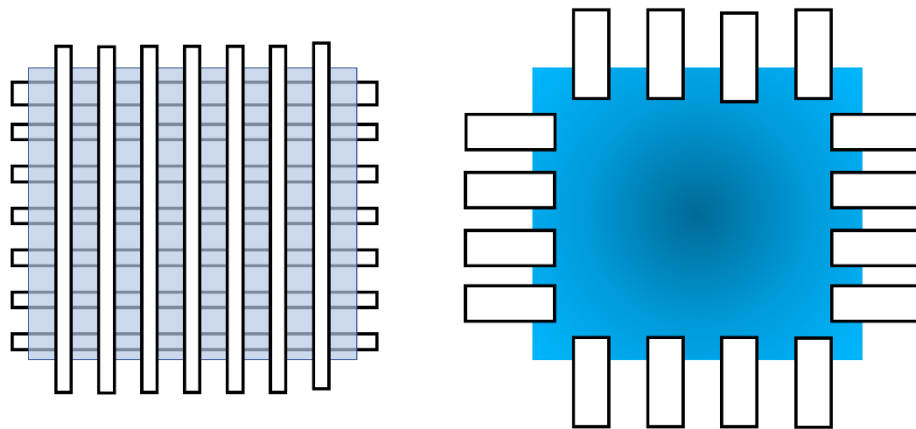
E-ihoon on sisällytettävä monenlaisia komponentteja, jotta saadaan aikaiseksi toimiva laite tai järjestelmä. Antureiden valmistaminen ja integroiminen e-ihoon tuo mukanaan monia haasteita muun muassa spatiaalisen mittauksen ja signaalien prosessoinnin suhteen. Antureiden lisääntyminen aiheuttaa lisäksi johdotuksen monimutkaisuutta, kasvanutta virrankulutusta sekä muun muassa ulkoisen lukemispiirin aikaviivettä [1]. Multimodaalisella mittauksella yritetään korjata signaalien välistä kytkeytymistä ja siitä syntyviä häiriötä. Toisaalta iholle kiinnitettävien laitteiden pitäisi olla energiatehokkaita tai kyetä tuottamaan oma energiansa, sillä ne ovat käytännössä kannettavia laitteita. Langaton viestintä on myös tärkeä mahdollistamaan laitteiden välinen kommunikaatio. Seuraavissa kappaleissa syvennytään edellä mainittuihin haasteisiin laitteiden ja järjestelmien osalta e-ihossa.

### 2.4.1 Spatiaalinen mittaus

Spatiaalinen mittaus tarkoittaa tietyn alueen mittauksen resoluutiota. Sijoittamalla anturit matriisiin voidaan saada useampi mittapiste halutulta alueelta (Kuva 3). Vaikka haju ja kuuloaistit voidaan toteuttaa pienillä määrillä paikallisia antureita, tuntoaistimus vaatii suuria määriä antureita. Spatiaalisen resoluution tarkkuus vaihtelee kuitenkin riippuen kehonosasta ihmisessä. Korkein resoluutio löytyy sormen päässä [150, 151]. [1]

Suurempia antureita käytettäessä vähemmän antureita mahtuu samaan alueeseen ja täten spatiaalinen erottelukyky huonontuu. Toisaalta liian tiheästi asetellut anturit aiheuttavat haitallista vuorovaikutusta (ts. signaalien kytkeytymistä). Lisäksi liitäntöjen määrä kasvaa ja välimatkat lyhenevät [152]. Liitäntöjen oheneminen kasvattaa resistanssia, sekä liitäntöjen määrän ja välien pienentyminen kasvattaa kapasitanssia. Vasteaika on riippuvainen piirin aikaviiveestä, joten tarvitaan hyvin johtavia elektrodimateriaaleja, sekä uudenlaista moniulotteista rakennesuunnittelua vähentämään haitallista kapasitanssia vierekkäisten liitäntöjen välillä. [1]

Yllä olevat ongelmat esiintyvät passiivimatriiseille (Kuva 3), jotka koostuvat kahdesta rinnakkaisesta elektrodialueesta, jolloin yksittäiset anturielementit sijaitsevat elektrodien risteyspisteissä [58]. Esimerkiksi Hata ja kollegat ovat kiinnittäneet lukuisia venymäantureita havaitakseen sorminivelten taivutusliikettä tarkemmin [153]. Toisaalta aktiivisilla matriiseilla voidaan ratkaista passiivimatriisien ongelmat. Aktiivinen matriisi muodostetaan integroimalla antureita ohutkalvotransistoreiden (TFT) kanssa. [1]



**Tavanomainen asennon havaitseminen**     **Sähköinen impedanssitomografia-pohjainen asennon havaitseminen**

Kuva 3. Vasemmalla on kuvioidut elektrodit päällekkäin ja oikealla elektrodit ovat vain reunoilla.

Aktiivinen matriisi monissa suhteissa on parempi passiiviseen matriisiin nähden. Aktiivinen matriisi voi kartoittaa 2D painejakauman matalalla häiriöllä ylläpitäen korkean tilallisen sekä ajallisen resoluution. Passiivinen matriisi on muotoa  $m \times n$ , mutta aktiivinen matriisi vähentää osoiterivien lukumäärän  $m + n$  muotoon [154]. Lisäksi aktiivinen matriisi kuluttaa usein vähemmän tehoa kuin passiivinen matriisi [101], mutta tehonkulutus riippuvainen muun muassa transistoreiden laadusta.

Transistoreiden ominaisuudet (esim. liikkuvuus tai virrantiheys) vaikuttavat aktiivisen matriisin ryhmien nopeuteen ja tehonkulutukseen. Haittapuolena aktiiviselle matriisille on monimutkainen rakenne ja kustannustehottomat prosessit antureiden liittämiseksi yksittäisiin transistoreihin [155]. Spatiaalista korkean resoluution mittausta ei ole vielä onnistuneesti hyödynnetty itsekorjaantuviin materiaaleihin pohjautuvissa antureissa. Kuvassa 3 voidaan nähdä miltä tavanomainen asennon havaitsemisen rakenne näyttää.

#### **2.4.2 Multimodaalinen mittaus**

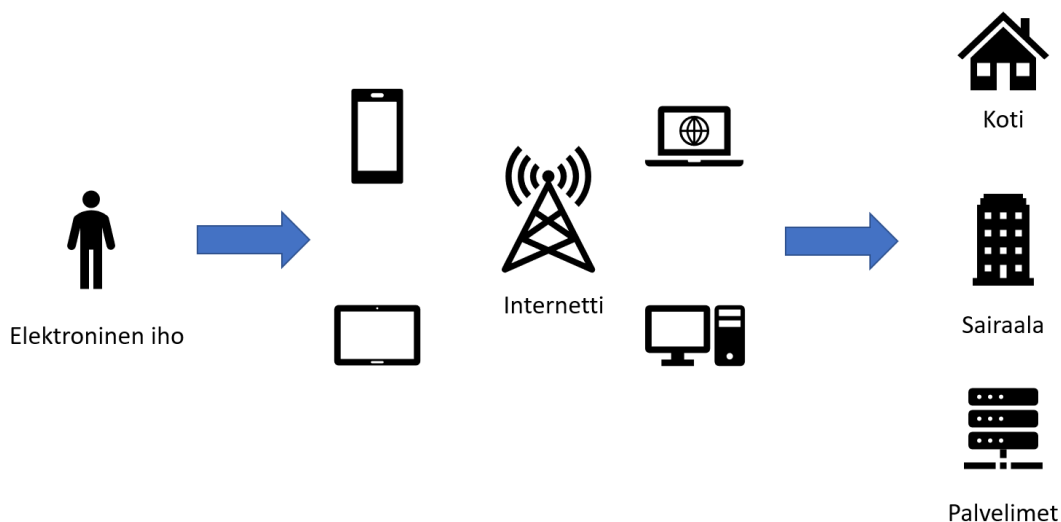
Multimodaalinen mittaus eli monianturointi tarkoittaa useiden eri herätteiden samanaikaista mittausta. Tarkoituksena ei ole ainoastaan mitata useita herätteitä, vaan kyetä mittaamaan niitä tarkasti. Useiden antureiden integroiminen e-ihoon on jo sinänsä kuitenkin vaikeaa. Mekaanisten antureiden integroiminen kemikaalisten ja bioantureiden kanssa on vieläkin haasteellisempaa [117]. Monista mekaanisista antureista koostettujen monianturointiin sopivien laitteiden tärkeys on suuri tulevaisuudessa, mutta etenkin paine/venymä- ja lämpötila-antureiden integroiminen on herättänyt suurta kiinnostusta [156]. Yksi mahdollinen reitti on havaita erilaisia ärsykeitä kytkettyinä signaaleina yhden anturin avulla. Anturit reagoivat usein monenlaisiin herätteisiin [58]. Esimerkiksi venyvät kapasitiiviset anturit ovat tyypillisesti herkkiä sekä venymälle, että paineelle [68, 74, 157, 158]. Tällaiset laitteet kuitenkin kärsivät useiden signaalien häiriöistä [143, 159].

Huolelliset materiaalien valinnat yhdessä rakenteellisen suunnittelun kanssa voivat vähentää signaalien häiriöitä ja kytketyistä [156]. Yleinen strategia on kahden aktiivisen kerroksen pinoaminen, esimerkiksi lämpötilan ja paineen seuraamiseksi [160]. Zhu ja kollegat ovat yksinkertaistaneet integroimista entisestään kehittämällä bimodaalisen anturin, joka koostui kahdesta platina (Pt) -nauhasta sijoitettuna elastiselle polyimidisubstraatille [161]. Platina on herkkä sekä lämpötilalle, että venymälle. Bimodaalinen laite pystyi samanaikaisesti ja riippumattomasti valvomaan valtimoiden lämpötilaa ja ranteen pulssia. Tien ja kollegat ovat käyttäneet innovatiivista menetelmää erottaakseen lämpötila- ja voimasignaalit FET-pohjaisessa (engl. "field-effect transistor") anturissa [162]. Näillä laitteilla pystyttiin tunnistamaan useita ärsykeitä.

Eri tulosten erottaminen voi kuitenkin monissa tapauksissa olla haastavaa. Ärsykkeiden erottelua vaadittaessa tarvitaan usein monimutkaisempia analyysimenetelmiä halutun tiedon saamiseksi [58]. Edistystä onkin jo tapahtunut kahden tai kolmen anturin yhdistämisessä yhteen elastiseen laitteeseen ja signaalien erottamiseen ilman haitallisia kytkentävaikutuksia [156]. Esimerkki itsekorjautuvasta moniin herätteisiin reagoivasta anturista on Wang ja kollegoiden grafeenista ja silkistä valmistettu itsekorjautuva komponentti, joka pystyi aistimaan useita fysikaalisia ärsykeitä, kuten venymän, lämpötilan ja kosteuden (vaikkakin ei yhtäaikaisesti) [163].

### 2.4.3 Langaton viestintä

Laitteet ympärillämme viestittävät jatkuvasti langattomasti (Kuva 4). Langaton viestintä poistaa esimerkiksi tarpeen erillisille johdoille ja kaapeleille. E-ihon toiminallisuuden kannalta langaton viestintä on tärkeä ominaisuus. Langattomien toimintojen avulla e-ihot voisivat olla yhteydessä muiden laitteiden kanssa, kuten älypuhelimien ja rannekkeiden kanssa [164-168]. Tavallisten langattomien laitteiden ongelmana on kuitenkin jäykkyys, joka ei mahdollista ihomaisten laitteiden valmistamista suoraan. [1]



Kuva 4: E-ihon langattoman viestinnän toimintaperiaate.

E-ihon sopivat langattoman viestinnän mahdollistavat komponentit pitäisivät ihon tavoin olla pehmeitä ja sitkeitä. Tämä voitaisiin saavuttaa esimerkiksi antureilla, jotka hyödyntävät sähkömagneettista kytkentää. Sähkömagneettinen kytkentä muodostuu sisäisen kelan ja ulkoisen lukijakelan välille, jonka kautta langaton viestintä toimii. Esimerkiksi paineen kohdistaminen anturiin voi muuttaa kapasitanssia, mikä puolestaan vaikuttaa resonanssitaajuuteen kaavan 4 mukaisesti [111].

$$f = 1/(2\pi\sqrt{LC}) \quad (4)$$

Kaavassa  $f$  on resonanssitaajuus,  $L$  on induktanssi ja  $C$  on kapasitanssi. Ulkoinen lukijakela vastaanottaa sitten resonanssitaajuuden muutoksen elektromagneettisella kytkennällä ja lukemisjärjestelmä muuttaa resonanssitaajuuden tietyksi signaalin voimakkuudeksi. Jos anturin resonanssitaajuus ylittää ulkoisen lukijan suurimman tunnistustaajuuden signaalia ei voida havaita. [111] Tämä on huomioitava, koska esimerkiksi anturin koon pienentyessä resonanssitaajuus suurenee. Langattoman laitteen suunnittelussa pitää myös harkita seuraavia tekijöitä. Ihmisen kehon permittiivisyys on riippuvainen kehonosasta, joka vaikuttaa osaltaan elektromagneettiseen kenttään. Elektromagneettisen kentän muutos puolestaan tulee vaikuttaa elektromagneettiseen kytkentään. Lisäksi ihmisen liikkua ihoa muodonmuutos muuttaa elastisen komponentin dimensioita ja vaikuttaa lähetettyyn

signaalin. [1] Kuvassa 4 voi nähdä elektronisen ihon langattoman viestinnän toimintaperiaatteen.

#### ***2.4.4 Energian keruu ja hallinta***

Komponenttien tiheys e-ihossa vaikuttaa merkittävästi virrankulutukseen ja -käyttöön [143, 146, 169]. Tämä voi vaikuttaa piirin johdotukseen [170], näkyä virrankulutuksessa [57] tai akun kestossa [171] sekä laitteen siirrettävyydessä [172]. Perinteiset virtalähteet ovat isoja ja jäykkiä [173], jonka vuoksi elastisten superkondensaattoreiden ja paristojen kehitys on ollut nopeaa viime vuosina. Niiden toistaiseksi suhteellisen alhaiset energiatihedudet ja niistä saatava teho kuitenkin rajoittavat käyttöä [156]. Näiden ongelmien ratkaisemiseksi on esitetty muun muassa itsenäisesti toimivia puettavia laitteita (ts. kykenevät keräämään energiaa omiin tarpeisiinsa) tai langatonta energian siirtoa. [174]

E-ihon keskeisenä etuna on läheisyys ihmiskehoon, joka tarjoaa mahdollisuuden kerätä energiaa tehokkaasti ympäristöstä, kehon toiminnoista ja/tai liikkeistä. Esimerkiksi valo on yksi helposti saatavissa oleva rikas energialähde mitä laitteet voisivat hyödyntää tehokkaasti johtuen ihon suuresta pinta-alasta. Mekaanista energiaa voidaan saada esimerkiksi ihmisen joka päiväisestä liikkumisesta tai värähtelystä. Monet ryhmät ovat kehittäneet elastisia tribosähköisiä nanogeneraattoreita [174]. Tavanomaisesti käytetään kuvioituja tribosähköisiä kerroksia, joissa on mikro- ja nanorakenteita. Näillä parannetaan lähtötehoa lisäämällä kosketuspinta-alaa [175]. [156]

Itsekorjautuvuus on myös hyvin haluttu ominaisuus komponenteissa, jotka voivat kerätä ja varastoida energiaa. Monien tribosähköisten materiaalien mikro- tai nanorakenteet voivat vaurioitua pitkällä aikajaksolla. Kim ja kollegat ovat ehdottaneet muotomuistiin perustuvia polymeeripohjaisia nanogeneraattoreita [11]. Materiaali kykeni korjautumaan toistuvasti peräkkäin yli 30 kertaa säilyttäen suorituskykynsä. Täten muotomuistipolymeeriin perustuva itsekorjausstrategia on osoittautunut hyväksi tavaksi parantaa komponenttien kestävyyttä ja käyttöikä. Itsekorjautuvat tribosähköiset rakenteet ovat toistaiseksi ainoita toteutettuja itsekorjaantuvia nanogeneraattoreita niiden yksinkertaisten rakenteen vuoksi [13].

Itsekorjaantuvien nanogeneraattoreiden ja lisäksi myös aurinkokennojen tutkimus on kuitenkin vielä aikaisessa vaiheessa, vaikka joitakin komponentteja on jo kehitetty. Aurinkokennojen ongelmana on usein niiden huono stabiilisuus ja kestävyys vaativissa olosuhteissa [144, 176], joita voitaisiin parantaa käyttämällä itsekorjaantuvia materiaaleita. Zhao ja kollegat kehittivät ensimmäisen itsekorjautuvan aurinkokennon [9]. Lisäksi Faust ja kollegat valmistivat polyisobuteeniin (PIB) perustuvan itsekorjautuvan polymeerin, joka toimi älykkäänä kapselointimateriaalina muun muassa aurinkokennoille [177]. Polymeerit kapselointimateriaalina ovatkin osoittautuneet hyväksi strategiaksi stabiilisuuden parantamiseksi [178-181]. Kapseloinnilla voidaan saavuttaa hyvä suojaus esimerkiksi kosteutta ja happea vastaan, mutta toisaalta mahdollistaa itsekorjaantumiskyky pinnan vaurioiden suhteen. [13]

Itsekorjautuvia superkondensaattoreita on myös tutkittu. Tyypillisesti kiinteät superkondensaattorit tavanomaisilla rakenteilla koostuvat elektrolyytistä, jonka

molemmilla puolilla on elektrodi. Elektrolyytti toimii myös erottimena, jonka vuoksi täysin itsekorjautuva superkondensaattori vaatisi sekä itsekorjautuvan elektrolyytin, että elektrodit. Itsekorjautuvissa paristoissa onkin yritetty käyttää uusia elektrodimateriaaleja, kuten metalliseoksia [182], piitä ja pii-hiili komposiitteja [183, 184] korkeiden energiantiheyksien saavuttamiseksi. Riittämättömän syklisen stabiilisuuden vuoksi onkin painotettu luontaisten itsekorjautuvien metalliseosten hyödyntämistä [185, 186] tai itsekorjautuvan polymeerin [187-191] sisällyttämistä elektrodeihin. [13]

Xie ja Zhi kollegoidensa kanssa ovat saaneet luontaisen itsekorjautuvan elektrolyytin toimimaan vetysidosten avulla [192]. Heidän valmistamassa superkondensaattorissa elektrodina käytettiin polypyrroliini (PPy)-CNT paperia. Ionigeelit voivat olla erinomainen vaihtoehto, niiden hyvän itsekorjautuvuuden, elastisuuden ja johtavuuden vuoksi itsekorjautuviin elektrolyytteihin. Lisäksi Wang ja kollegat saivat itsekorjautuvan elektrodin aikaiseksi päällystämällä pii-mikrohiukkasia ohutkerroksisella itsekorjautuvalla polymeerillä [8]. Viime aikaiset itsekorjautuvat esimerkit osoittavat, että vielä ei olla saatu aikaiseksi kokonaan elastista itsekorjautuvaa komponenttia, joka pystyisi samalla ylläpitämään korkeaa teho/energia tiheyttä. [2]



### 3. SOVELLUKSET

Itsekorjaantuva e-iho voi olla mullistava teknologia monilla alueilla. Seuraavissa kappaleissa keskitytään sen hyödyntämiseen kolmessa teknologiassa: robotiikassa, biolääketieteessä ja optoelektronikassa. Sillä on ilmeisiä hyötyjä näissä kaikissa mainituissa aloissa. Robotiikassa voidaan esimerkiksi syventää ihmisten ja robottien välistä vuorovaikutusta sekä tehdä roboteista enemmän ihmisen kaltaisia. Biolääketieteessä voidaan korvata perinteiset laboratoriolaitteet puettavilla laitteilla ihmisen terveydentilan aktiiviseksi seuraamiseksi. Samanaikaisesti kyettäisiin toimittamaan lääke käyttäjälle huomaamattomasti. Sen ilmeisten hyötyjen lisäksi robotiikassa ja biolääketieteessä, e-ihot ovat kiinnostava aihe myös optoelektronikkaan pohjautuvissa laitteissa. Optoelektronikkaan pohjautuvilla e-ihoilla voidaan muun muassa stimuloida kudoksia sekä mahdollistaa erilaiset ihomaiset näyttölaitteet kerätyn tiedon visualisointiin.

#### 3.1 Robotiikka

E-iho varustettuna tunto-ominaisuudella toimii ihomaisena anturina roboteille [58]. Ihmiset pystyvät suorittamaan monenlaisia monimutkaisia operaatioita ja olla vuorovaikutuksessa erilaisten esineiden kanssa, joihin nykyiset robotit ja proteesit eivät usein pysty [100]. Ihmisten tavoin myös robotit tarvitsevat kyvyn mitata ja tunnistaa erilaisia ärsykeitä, niiden suuntia ja voimakkuuksia. Ympäristön kanssa vuorovaikuttaminen vaatii esimerkiksi normaalivoiman, leikkausvoiman ja taiputusjännityksen tunnistamista [193]. Robotiikassa käytetyt anturit ovat kuitenkin usein liian yksinkertaisia, jonka vuoksi niiltä puuttuu kyky mitata ja tunnistaa mainittuja muuttujia samanaikaisesti ihmisen tavoin. Tämän lisäksi tarvitaan esimerkiksi robotin, proteesin, ihmisen ja/tai koneen välisen käyttöliittymän hallintaa. [174]

E-ihon yksi tärkeä ominaisuus on korkearesoluutioinen havaintokyky, jossa anturit analysoivat herätteitä aika-avaruudessa. Tämä tarjoaa suurta määrää tietoa vuorovaikutusprosessien tutkimiseksi. Monitoiminnallisilla anturin aistinominaisuuksilla pyritään rikastuttamaan robottien havaitsemiskykyä eri ulottuvuuksissa. Integraatio ei tarkoita pelkästään eri antureiden pinoamista vaan myös eri elementtien välillä syntyvän haitallisen vuorovaikutuksen ja kytkeytymisen vähentämistä säilyttäen samalla haluttu havaintokyky. [174]

Ihmisen ja robotin välinen käyttöliittymä on tärkeä robotiikan kehittämiseksi. Yleinen käyttöliittymä voi perustua esimerkiksi näköpohjaiseen tunnistamiseen. Toisaalta viime vuosina puettavalla lihassähkökäyrää (EMG) mittaavilla laitteilla on saatu aikaiseksi sovelluksia robottien [194] ja robottimaisten käsien kauko-ohjauksessa [195, 196]. Äänisignaalien käyttö on myös mahdollista. E-ihoon perustuvan äänen tunnistin voidaan esimerkiksi suoraan kiinnittää ihmiseen kaulan etuosaan. Kaulan etuosa on lähimpänä äänikanavia, jossa ääni muodostuu. Tämän avulla voidaan auttaa ihmisiä, joilla on vaikeuksia ymmärtää puhetta tai tuottaa ääntä. [174]

### 3.2 Biolääketiede

Perinteiset lääketieteen menetelmät eivät mahdollista aktiivista terveydentilan seurantaa, joka on tärkeää sairauksien ennaltaehkäisyssä ja tehokkaampien hoitomuotojen kehityksessä. Ongelma on pyritty ratkaisemaan kehitetyillä puettavilla ja ihmiskehoon integroiduilla laitteilla. Ihoa jäljittelevät e-ihot pystyvät esimerkiksi seuraamaan ihmiskehon elintärkeitä signaaleja, havaitsemaan biokemiallisia signaaleita ja/tai annostelemaan lääkkeitä. Viimeaikaisten edistyksien ansiosta pienikokoiset laastarimaiset laitteet kykenevät kytkeytymään läheisesti ihmisen ihon kanssa mahdollistaen jatkuvan reaaliaikaisen aistimisen tavoitteena olla häiritsemästä käyttäjän päivittäistä toimintaa. [174]

Tutkijat ovat keskittyneet yksilöllisen fyysiseen tilaan vaikuttavien parametrien tarkkailemiseen (esim. sydän- ja verisuonisignaalit, verenpaine, kehon nestetasapaino) [197-199]. Toisaalta kemialliset biomarkerit ovat myös kriittisiä tekijöitä ihmisen fyysisen tilan määrittämisessä. Esimerkiksi hiessä esiintyvien biomarkkereiden konsentraatiolla on läheinen korrelaatio niiden pitoisuuksiin veressä, joka mahdollistaa uudenlaisia analyysimenetelmiä sairauksien ennaltaehkäisyssä. Muun muassa glukoositasojen jatkuvalla seurannalla on suuri merkitys hoidon ja hoitomuotojen kehittämisessä hyvin yleisiin sairauksiin (esim. diabetes) [200]. E-iho pystyisi hankkimaan tietoa huomaamattomasti esimerkiksi metaboliiteista, elektrolyyteistä ja molekyyleistä hiessä ilman perinteisestä laboratorioanalytiikan verinäytteenottoa. [174]

Kolmas tutkimuksen alla oleva e-ihon käyttötarkoitus liittyy usein ihon kautta tapahtuvaan (ts. transdermaalinen) lääkkeiden toimittamiseen. Tällä voitaisiin edistää diagnostisen palautteen käyttöä terapeuttisissa prosesseissa. Transdermaalinen lääkkeiden toimittaminen on parempi vaihtoehto esimerkiksi lääkkeiden sivuvaikutusten vähentämisessä (esim. mahaärsytys) verrattuna suulliseen toimittamiseen tai ihonalaiseen injektioon [201]. Huomaamaton ja automaattinen transdermaalinen lääkkeen toimitus tarjoaa uusia mahdollisuuksia muun muassa entistä tehokkaampien hoitomuotojen kehityksessä. [174]

### 3.3 Optoelektroniikka

Optoelektroniikkaan pohjautuvat venyvät e-ihot voivat olla hyödyllisiä esimerkiksi biolääketieteelliseen kuvantamiseen [202], kudosten stimulointiin tai fotodetektoreihin. [203, 204] Ihmisen verkkokalvoa jäljittelevät kaarevat fotodetektorit mahdollistavat paremman kuvantamisen kuin perinteiset tasomaiset fotodetektorit. Uudenlaisilla fotodetektoreilla voidaan jäljitellä hyönteisten silmien hienostunutta kuvantamisjärjestelmää [205], joka on usein ihmisen silmää kehittyneempi. [58]

#### 4. TULEVAISUUDEN NÄKYMÄT

E-iho luo jännittäviä mahdollisuuksia. Äskeisissä luvuissa listatut sovellukset kuvaavat vain muutamia mahdollisista käyttökohteista nykyhetkessä. Tulevaisuudessa ne voivat olla biolääketieteessä hyvin merkityksellisiä.

Aktiivisen seurannan ansiosta potilaat voisivat jatkaa elämäänsä kotona samalla, kun e-iho seuraa heidän terveydentilaansa ja toimittaa lääkettä säännöllisesti. Vakavissa tapauksissa e-iho voisi lähettää hätäsignaalin sairaalaan älypuhelimien kautta. Tämä säästäisi aikaa ja tehostaisi resurssien käyttöä julkisessa terveydenhuollossa. Lääkkeen vapauttamisen kontrollointia terapeuttisissa ihomaisissa laitteissa ei ole vielä kuitenkaan kehitetty, lukuun ottamatta lämpöä johtavaa menetelmää, jota sovellettiin sen yksinkertaisuuden vuoksi [174]. Ihmisen kaltaiset tekoelimet ja proteesit olisivat erittäin haluttuja mahdollisuuksien onnettomuuksien tai syntymäperäisten puutteiden vuoksi.

Kaukotulevaisuudessa e-ihon perustuvat robotit voisivat alkaa työskentelemään aloilla, joissa vaadittaisiin läheistä vuorovaikutusta ihmisten kanssa. Prosessien automatisoituminen tapahtuu jo useilla aloilla, mutta e-ihon kehitys voi nopeuttaa prosessia. Toisaalta kehittyneitä robotteja voitaisiin jatkossa käyttää hengenvaarallisissa tilanneissa ihmisten sijasta.

Mitä enemmän elektroniikka edistyy ja tulee monimuotoisemmaksi, sitä suurempi tarve on itsekorjautuvuudelle. Edistykselliset elektroniikan laitteet tulevat usein olemaan kalliita niiden komponenteilta vaadittavan suorituskyvyn takia. Tässä itsekorjautuvuus onkin hyvin haluttu ominaisuus pidentämään laitteiden käyttöikää ja vähentämään resurssien tuhlausta. Toisaalta laitteet tarvitsisivat vähemmän huoltoa pidemmällä aikavälillä, mikä vähentäisi kokonaiskustannuksia. E-ihon kehitys johtaa auttamatta sen käyttöön vaativimmissa olosuhteissa, mikä herättää kysymyksiä erityisesti laitteiden kestävyuden suhteen huolimatta itsekorjaantumiskyvystä.

## 5. YHTEENVETO

Tässä työssä käsiteltiin kattavasti itsekorjaantuvia elastisia materiaaleja ja niiden komponentteja, joita voidaan hyödyntää e-ihoissa. Työssä on käsitelty materiaalien hyödyntämisen haasteita komponenteissa ja järjestelmissä, sekä lyhyesti esiteltyinä ovat e-ihon sovelluskohteet.

Itsekorjaantuviin elastisiin materiaaleihin pohjautuvan elektroniikan tutkimus on kuitenkin vasta alkuvaiheessa. Parhaimmat itsekorjaantuvat materiaalit tarvitsevat usein ulkoista ärsykettä toimiakseen (tai nopeuttaakseen prosessia) ja ovat kaukana käytännöllisyydestä. Itsekorjautuvat laitteet tarvitsevat materiaaleja, joilla on nopea toistuva itsekorjautuvuuskyky, vakaa ja hyvä johtavuus. Itsekorjautuvissa johtavissa materiaaleissa usein haluttujen sähköisen johtavuuden ja mekaanisten ominaisuuksien saavuttaminen ja säilyttäminen on ristiriidassa. Sitkeä vetysidoksiin perustuvat itsekorjaantuvat materiaalit ovat osoittautuneet lupaavaksi tähän tarkoituksiin. Pitää kuitenkin huomioida, että itsekorjautumisprosessi on usein haastavaa toteuttaa vaurioissa, joiden koko ovat suurempi kuin materiaalin paksuus [41]. Suurin osa itsekorjaantuvista materiaaleista ovat olleet vain eristeitä tai johteita. Puolijohteet ja dielektriset materiaalit tarvitsevat vielä huomattavaa kehitystyötä. Itsekorjaantuvista laitteista ja niitä hyödyntävistä järjestelmistä on vieläkin vähemmän tutkimusta. Nämä ovat haasteellisia kehittää, koska laitteet ja järjestelmät koostuvat useista erilaisista komponenteista ja monimutkaisista rakenteista. [13]

Esimerkiksi monitoiminen integroitu korkean resoluution itsekorjaantuva elastinen e-iho on vaikea valmistaa. Eryityisesti koska itsekorjaantuvien antureiden ominaisuuksia ei ole usein pyritty optimoimaan. Korkean spatiaalisen tarkkuuden saavuttaminen on hankalaa yhdysjohtojen kasvavan tiheyden ja ohenemisen vuoksi, joka lisää muun muassa haitallista kapasitanssia. Halutaankin uusia elektrodimateriaaleja, joilla on suuri sähkönjohtavuus sekä uudenlaisia laitearkkitehtuureja [1]. Näiden saavuttaminen on kuitenkin haastavaa jopa perinteisimmillä materiaaleilla, joilla ei ole itsekorjaantumiskykyä.

Näiden lisäksi täysin itsekorjaantuvilla e-iholla on muitakin haasteita ratkaistavana ennen kuin niitä voidaan käyttää. Esimerkiksi hybridielektroniikka (jäykkien ja elastisten osien yhdistelmä) ei ole soveltuva tähän tarkoitukseen. Tämä saattaa tarkoittaa kaikkien perinteisen komponenttien uudelleen kehitystä. Toisaalta esimerkiksi robotiikalle ja proteeseille suunnatut laitteet tulisivat olla myös esteettisesti sopivia. Lisäksi käyttäjillä pitäisi olla oikeus muokata esimerkiksi omia proteeseja ulkoisesti ja aistinominaisuuksiltaan, sillä saman ärsyksen havaitseminen vaihtelee ihmisten välillä. Tämä voikin osoittautua hyvin suureksi haasteeksi e-ihon kehityksessä. Kaiken lisäksi e-ihon hyödyntäminen vaatii kokonaisvaltaisen energiaan, langattomaan tiedonsiirtoon sekä komponenttien integrointiin liittyvien haasteiden selvittämisen. [1]

## 6. LÄHTEET

- [1] Yang JC, Mun J, Kwon SY, Park S, Bao Z, Park S. Electronic Skin: Recent Progress and Future Prospects for Skin-Attachable Devices for Health Monitoring, Robotics, and Prosthetics. *Adv Mater.* 2019;31(48):1904765.
- [2] Zhang Q, Liu L, Pan C, Li D. Review of recent achievements in self-healing conductive materials and their applications. *J Mater Sci.* 2018;53(1):27-46.
- [3] Ahmed S, Banerjee S, Sundar U, Ruiz H, Kumar S, Weerasinghe A. Energy Harvesting: Breakthrough Technologies Through Polymer Composites. In: Ponnamma D, Sadasivuni KK, Cabibihan J, Al-Maadeed MA, editors. *Smart Polymer Nanocomposites: Energy Harvesting, Self-Healing and Shape Memory Applications.* Cham: Springer International Publishing; 2017. p. 1-42.
- [4] Aricò AS, Bruce P, Scrosati B, Tarascon J, van Schalkwijk W. Nanostructured materials for advanced energy conversion and storage devices. *Nature Materials.* 2005;4(5):366-77.
- [5] Pan S, Ren J, Fang X, Peng H. Integration: An Effective Strategy to Develop Multifunctional Energy Storage Devices. *Adv Energy Mater.* 2016;6(4):1501867.
- [6] Wu H, Huang Y, Xu F, Duan Y, Yin Z. Energy Harvesters for Wearable and Stretchable Electronics: From Flexibility to Stretchability. *Adv Mater.* 2016;28(45):9881-919.
- [7] Ahner J, Bode S, Micheel M, Dietzek B, Hager MD. Self-Healing Functional Polymeric Materials. In: Hager MD, van der Zwaag S, Schubert US, editors. *Self-healing Materials.* Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 247-83.
- [8] Chen X, Fuchs H. *Soft Matter Nanotechnology: From Structure to Function.* John Wiley & Sons; 2015.
- [9] Wang C, Wu H, Chen Z, McDowell MT, Cui Y, Bao Z. Self-healing chemistry enables the stable operation of silicon microparticle anodes for high-energy lithium-ion batteries. *Nature Chemistry.* 2013;5(12):1042-8.
- [10] Zhao Y, Wei J, Li H, Yan Y, Zhou W, Yu D, et al. A polymer scaffold for self-healing perovskite solar cells. *Nature Communications.* 2016;7(1):10228.
- [11] Lee JH, Hinchet R, Kim SK, Kim S, Kim S. Shape memory polymer-based self-healing triboelectric nanogenerator. *Energy Environ Sci.* 2015;8(12):3605-13.
- [12] Wang H, Zhu B, Jiang W, Yang Y, Leow WR, Wang H, et al. A Mechanically and Electrically Self-Healing Supercapacitor. *Adv Mater.* 2014;26(22):3638-43.
- [13] Chen D, Wang D, Yang Y, Huang Q, Zhu S, Zheng Z. Self-Healing Materials for Next-Generation Energy Harvesting and Storage Devices. *Adv Energy Mater.* 2017;7(23):1700890.

- [14] Herbst F, Döhler D, Michael P, Binder WH. Self-Healing Polymers via Supramolecular Forces. *Macromol Rapid Commun.* 2013;34(3):203-20.
- [15] Tee BC-, Wang C, Allen R, Bao Z. An electrically and mechanically self-healing composite with pressure- and flexion-sensitive properties for electronic skin applications. *Nature Nanotechnology.* 2012;7(12):825-32.
- [16] Li Y, Chen S, Wu M, Sun J. Polyelectrolyte Multilayers Impart Healability to Highly Electrically Conductive Films. *Adv Mater.* 2012;24(33):4578-82.
- [17] Chen X, Dam MA, Ono K, Mal A, Shen H, Nutt SR, et al. A Thermally Remendable Cross-Linked Polymeric Material. *Science.* 2002;295(5560):1698.
- [18] Amamoto Y, Otsuka H, Takahara A, Matyjaszewski K. Self-Healing of Covalently Cross-Linked Polymers by Reshuffling Thiuram Disulfide Moieties in Air under Visible Light. *Adv Mater.* 2012;24(29):3975-80.
- [19] Montarnal D, Capelot M, Tournilhac F, Leibler L. Silica-Like Malleable Materials from Permanent Organic Networks. *Science.* 2011;334(6058):965.
- [20] Lu Y, Guan Z. Olefin Metathesis for Effective Polymer Healing via Dynamic Exchange of Strong Carbon–Carbon Double Bonds. *J Am Chem Soc.* 2012;134(34):14226-31.
- [21] Taynton P, Yu K, Shoemaker RK, Jin Y, Qi HJ, Zhang W. Heat- or Water-Driven Malleability in a Highly Recyclable Covalent Network Polymer. *Adv Mater.* 2014;26(23):3938-42.
- [22] Taynton P, Ni H, Zhu C, Yu K, Loob S, Jin Y, et al. Repairable Woven Carbon Fiber Composites with Full Recyclability Enabled by Malleable Polyimine Networks. *Adv Mater.* 2016;28(15):2904-9.
- [23] Jin Y, Yu C, Denman RJ, Zhang W. Recent advances in dynamic covalent chemistry. *Chem Soc Rev.* 2013;42(16):6634-54.
- [24] Nakahata M, Takashima Y, Yamaguchi H, Harada A. Redox-responsive self-healing materials formed from host–guest polymers. *Nature Communications.* 2011;2(1):511.
- [25] Voorhaar L, Hoogenboom R. Supramolecular polymer networks: hydrogels and bulk materials. *Chem Soc Rev.* 2016;45(14):4013-31.
- [26] Cordier P, Tournilhac F, Soulié-Ziakovic C, Leibler L. Self-healing and thermoreversible rubber from supramolecular assembly. *Nature.* 2008;451(7181):977-80.
- [27] Lee DH, Heo G, Pyo K, Kim Y, Kim J. Mechanically Robust and Healable Transparent Electrode Fabricated via Vapor-Assisted Solution Process. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2016;8(12):8129-36.

- [28] Pyo K, Lee DH, Kim Y, Kim J. Extremely rapid and simple healing of a transparent conductor based on Ag nanowires and polyurethane with a Diels–Alder network. *J Mater Chem C*. 2016;4(5):972-7.
- [29] Canadell J, Goossens H, Klumperman B. Self-Healing Materials Based on Disulfide Links. *Macromolecules*. 2011;44(8):2536-41.
- [30] Zhao Y, Kim A, Wan G, Tee BCK. Design and applications of stretchable and self-healable conductors for soft electronics. *Nano Convergence*. 2019;6(1):25.
- [31] Zhang X, Tang Z, Tian D, Liu K, Wu W. A self-healing flexible transparent conductor made of copper nanowires and polyurethane. *Materials Research Bulletin*. 2017;90:175-81.
- [32] Caruso MM, Schelkopf SR, Jackson AC, Landry AM, Braun PV, Moore JS. Microcapsules containing suspensions of carbon nanotubes. *J Mater Chem*. 2009;19(34):6093-6.
- [33] So J, Thelen J, Qusba A, Hayes GJ, Lazzi G, Dickey MD. Reversibly Deformable and Mechanically Tunable Fluidic Antennas. *Adv Funct Mater*. 2009;19(22):3632-7.
- [34] Blaiszik BJ, Kramer SLB, Grady ME, McIlroy DA, Moore JS, Sottos NR, et al. Autonomic Restoration of Electrical Conductivity. *Adv Mater*. 2012;24(3):398-401.
- [35] Odom SA, Tyler TP, Caruso MM, Ritchey JA, Schulmerich MV, Robinson SJ, et al. Autonomic restoration of electrical conductivity using polymer-stabilized carbon nanotube and graphene microcapsules. *Appl Phys Lett*. 2012;101(4):043106.
- [36] Odom SA, Caruso MM, Finke AD, Prokup AM, Ritchey JA, Leonard JH, et al. Restoration of Conductivity with TTF-TCNQ Charge-Transfer Salts. *Adv Funct Mater*. 2010;20(11):1721-7.
- [37] Hong Y, Su M. Multifunctional Self-Healing and Self-Reporting Polymer Composite with Integrated Conductive Microwire Networks. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2012;4(7):3759-64.
- [38] Palleau E, Reece S, Desai SC, Smith ME, Dickey MD. Self-Healing Stretchable Wires for Reconfigurable Circuit Wiring and 3D Microfluidics. *Adv Mater*. 2013;25(11):1589-92.
- [39] Kang S, Jones AR, Moore JS, White SR, Sottos NR. Microencapsulated Carbon Black Suspensions for Restoration of Electrical Conductivity. *Adv Funct Mater*. 2014;24(20):2947-56.
- [40] Bandodkar AJ, Mohan V, López CS, Ramírez J, Wang J. Self-Healing Inks for Autonomous Repair of Printable Electrochemical Devices. *Adv Electron Mater*. 2015;1(12):1500289.

- [41] Kang J, Tok JB-, Bao Z. Self-healing soft electronics. *Nature Electronics*. 2019;2(4):144-50.
- [42] Oh JY, Rondeau-Gagné S, Chiu Y, Chortos A, Lissel F, Wang GN, et al. Intrinsically stretchable and healable semiconducting polymer for organic transistors. *Nature*. 2016;539(7629):411-5.
- [43] Odom SA, Chayanupatkul S, Blaiszik BJ, Zhao O, Jackson AC, Braun PV, et al. A Self-healing Conductive Ink. *Adv Mater*. 2012;24(19):2578-81.
- [44] Son D, Kang J, Vardoulis O, Kim Y, Matsuhisa N, Oh JY, et al. An integrated self-healable electronic skin system fabricated via dynamic reconstruction of a nanostructured conducting network. *Nature Nanotechnology*. 2018;13(11):1057-65.
- [45] Gong C, Liang J, Hu W, Niu X, Ma S, Hahn HT, et al. A Healable, Semitransparent Silver Nanowire-Polymer Composite Conductor. *Adv Mater*. 2013;25(30):4186-91.
- [46] Matsuhisa N, Inoue D, Zalar P, Jin H, Matsuba Y, Itoh A, et al. Printable elastic conductors by in situ formation of silver nanoparticles from silver flakes. *Nature Materials*. 2017;16(8):834-40.
- [47] Rogers JA, Someya T, Huang Y. Materials and Mechanics for Stretchable Electronics. *Science*. 2010;327(5973):1603.
- [48] Lipomi DJ, Bao Z. Stretchable, elastic materials and devices for solar energy conversion. *Energy Environ Sci*. 2011;4(9):3314-28.
- [49] Rogers JA. Materials for semiconductor devices that can bend, fold, twist, and stretch. *MRS Bull*. 2014;39(6):549-56.
- [50] Akinwande D, Petrone N, Hone J. Two-dimensional flexible nanoelectronics. *Nature Communications*. 2014;5(1):5678.
- [51] S. P. Lacour, J. Jones, S. Wagner, Teng Li, Zhigang Suo. Stretchable Interconnects for Elastic Electronic Surfaces. *Proceedings of the IEEE*. 2005;93(8):1459-67.
- [52] Lu T, Finkenauer L, Wissman J, Majidi C. Rapid Prototyping for Soft-Matter Electronics. *Adv Funct Mater*. 2014;24(22):3351-6.
- [53] Muth JT, Vogt DM, Truby RL, Mengüç Y, Kolesky DB, Wood RJ, et al. Embedded 3D Printing of Strain Sensors within Highly Stretchable Elastomers. *Adv Mater*. 2014;26(36):6307-12.
- [54] Gutbrod SR, Sulkin MS, Rogers JA, Efimov IR. Patient-specific flexible and stretchable devices for cardiac diagnostics and therapy. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*. 2014;115(2):244-51.



- [55] Sun B, Long Y, Chen Z, Liu S, Zhang H, Zhang J, et al. Recent advances in flexible and stretchable electronic devices via electrospinning. *J Mater Chem C*. 2014;2(7):1209-19.
- [56] Büscher GH, Kõiva R, Schürmann C, Haschke R, Ritter HJ. Flexible and stretchable fabric-based tactile sensor. *Robotics and Autonomous Systems*. 2015;63:244-52.
- [57] Wang X, Dong L, Zhang H, Yu R, Pan C, Wang ZL. Recent Progress in Electronic Skin. *Adv Sci*. 2015;2(10):1500169.
- [58] Hammock ML, Chortos A, Tee BC-, Tok JB-, Bao Z. 25th Anniversary Article: The Evolution of Electronic Skin (E-Skin): A Brief History, Design Considerations, and Recent Progress. *Adv Mater*. 2013;25(42):5997-6038.
- [59] Bowden N, Brittain S, Evans AG, Hutchinson JW, Whitesides GM. Spontaneous formation of ordered structures in thin films of metals supported on an elastomeric polymer. *Nature*. 1998;393:146-9.
- [60] Watanabe M, Shirai H, Hirai T. Wrinkled polypyrrole electrode for electroactive polymer actuators. *J Appl Phys*. 2002;92(8):4631-7.
- [61] Huang ZY, Hong W, Suo Z. Nonlinear analyses of wrinkles in a film bonded to a compliant substrate. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 2005;53(9):2101-18.
- [62] Song J, Jiang H, Liu ZJ, Khang DY, Huang Y, Rogers JA, et al. Buckling of a stiff thin film on a compliant substrate in large deformation. *Int J Solids Struct*. 2008;45(10):3107-21.
- [63] Lipomi DJ, Tee BC-, Vosgueritchian M, Bao Z. Stretchable Organic Solar Cells. *Adv Mater*. 2011;23(15):1771-5.
- [64] S. P. Lacour, J. Jones, Z. Suo, S. Wagner. Design and performance of thin metal film interconnects for skin-like electronic circuits. *IEEE Electron Device Letters*. 2004;25(4):179-81.
- [65] Jones J, Lacour S, Wagner S, Suo Z. Stretchable wavy metal interconnects. *Journal of Vacuum Science & Technology A: Vacuum, Surfaces, and Films*. 2004;22:1723-5.
- [66] Choi WM, Song J, Khang D, Jiang H, Huang YY, Rogers JA. Biaxially Stretchable "Wavy" Silicon Nanomembranes. *Nano Lett*. 2007;7(6):1655-63.
- [67] Chen X, Hutchinson JW. Herringbone Buckling Patterns of Compressed Thin Films on Compliant Substrates. *J Appl Mech*. 2004;71(5):597-603.
- [68] Lipomi DJ, Vosgueritchian M, Tee BC-, Hellstrom SL, Lee JA, Fox CH, et al. Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes. *Nature Nanotechnology*. 2011;6(12):788-92.

- [69] J. Jeong, S. Kim, J. Cho, Y. Hong. Stable Stretchable Silver Electrode Directly Deposited on Wavy Elastomeric Substrate. *IEEE Electron Device Letters*. 2009;30(12):1284-6.
- [70] Benslimane M, Gravesen P, Sommer-Larsen P. Mechanical properties of dielectric elastomer actuators with smart metallic compliant electrodes. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*. 2002;4695:150-7.
- [71] Benslimane M, Kiil H-, Tryson MJ. Electromechanical properties of novel large strain PolyPower film and laminate components for DEAP actuator and sensor applications. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*. 2010;7642.
- [72] Chung S, Lee J, Song H, Kim S, Jeong J, Hong Y. Inkjet-printed stretchable silver electrode on wave structured elastomeric substrate. *Appl Phys Lett*. 2011;98(15).
- [73] Wang X, Hu H, Shen Y, Zhou X, Zheng Z. Stretchable conductors with ultrahigh tensile strain and stable metallic conductance enabled by prestrained polyelectrolyte nanoplateforms. *Adv Mater*. 2011;23(27):3090-4.
- [74] Xu F, Zhu Y. Highly conductive and stretchable silver nanowire conductors. *Adv Mater*. 2012;24(37):5117-22.
- [75] Kim KS, Zhao Y, Jang H, Lee SY, Kim JM, Kim KS, et al. Large-scale pattern growth of graphene films for stretchable transparent electrodes. *Nature*. 2009;457(7230):706-10.
- [76] Zhu Y, Xu F, Wang X, Zhu Y. Wavy ribbons of carbon nanotubes for stretchable conductors. *Adv Funct Mater*. 2012;22(6):1279-83.
- [77] Zu M, Li Q, Wang G, Byun J-, Chou T-. Carbon nanotube fiber based stretchable conductor. *Adv Funct Mater*. 2013;23(7):789-93.
- [78] Baca AJ, Meitl MA, Ko HC, Mack S, Kim H-, Dong J, et al. Printable single-crystal silicon micro/nanoscale ribbons, platelets and bars generated from bulk wafers. *Adv Funct Mater*. 2007;17(16):3051-62.
- [79] Rogers JA, Lagally MG, Nuzzo RG. Synthesis, assembly and applications of semiconductor nanomembranes. *Nature*. 2011;477(7362):45-53.
- [80] Heung CK, Baca AJ, Rogers JA. Bulk quantities of single-crystal silicon micro-/nanoribbons generated from bulk wafers. *Nano Lett*. 2006;6(10):2318-24.
- [81] Meitl MA, Zhu Z-, Kumar V, Lee KJ, Feng X, Huang YY, et al. Transfer printing by kinetic control of adhesion to an elastomeric stamp. *Nat Mater*. 2006;5(1):33-8.
- [82] Ahn J-, Kim H-, Lee KJ, Jeon S, Kang SJ, Sun Y, et al. Heterogeneous three-dimensional electronics by use of printed semiconductor nanomaterials. *Science*. 2006;314(5806):1754-7.

- [83] Park S-, Xiong Y, Kim R-, Elvikis P, Meitl M, Kim D-, et al. Printed assemblies of inorganic light-emitting diodes for deformable and semitransparent displays. *Science*. 2009;325(5943):977-81.
- [84] Kim D, Song J, Choi WM, Kim H, Kim R, Liu Z, et al. Materials and noncoplanar mesh designs for integrated circuits with linear elastic responses to extreme mechanical deformations. *Proc Natl Acad Sci USA*. 2008;105(48):18675.
- [85] Hsu PI, Huang M, Xi Z, Wagner S, Suo Z, Sturm JC. Spherical deformation of compliant substrates with semiconductor device islands. *J Appl Phys*. 2004;95(2):705-12.
- [86] Lee J, Wu J, Shi M, Yoon J, Park S, Li M, et al. Stretchable GaAs Photovoltaics with Designs That Enable High Areal Coverage. *Adv Mater*. 2011;23(8):986-91.
- [87] Gonzalez M, Axisa F, Bossuyt F, Hsu Y-, Vandeveld B, Vanfleteren J. Design and performance of metal conductors for stretchable electronic circuits. *Circuit World*. 2009;35(1):22-9.
- [88] Gonzalez M, Axisa F, Bulcke MV, Brosteaux D, Vandeveld B, Vanfleteren J. Design of metal interconnects for stretchable electronic circuits. *Microelectronics Reliability*. 2008;48(6):825-32.
- [89] Vanfleteren J, Gonzalez M, Bossuyt F, Hsu Y-, Vervust T, De Wolf I, et al. Printed circuit board technology inspired stretchable circuits. *MRS Bull*. 2012;37(3):254-60.
- [90] Xu S, Zhang Y, Cho J, Lee J, Huang X, Jia L, et al. Stretchable batteries with self-similar serpentine interconnects and integrated wireless recharging systems. *Nature Communications*. 2013;4(1):1543.
- [91] Graz IM, Cotton DPJ, Robinson A, Lacour SP. Silicone substrate with in situ strain relief for stretchable thin-film transistors. *Appl Phys Lett*. 2011;98(12):124101.
- [92] Kim R, Kim D, Xiao J, Kim BH, Park S, Panilaitis B, et al. Waterproof AlInGaP optoelectronics on stretchable substrates with applications in biomedicine and robotics. *Nature Materials*. 2010;9(11):929-37.
- [93] Xu S, Zhang Y, Jia L, Mathewson KE, Jang K, Kim J, et al. Soft Microfluidic Assemblies of Sensors, Circuits, and Radios for the Skin. *Science*. 2014;344(6179):70.
- [94] Kim D, Lu N, Ma R, Kim Y, Kim R, Wang S, et al. Epidermal Electronics. *Science*. 2011;333(6044):838.
- [95] Johansson RS, Flanagan JR. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Nature Reviews Neuroscience*. 2009;10(5):345-59.

- [96] Wagner S, Bauer S. Materials for stretchable electronics. *MRS Bull.* 2012;37(3):207-13.
- [97] Someya T, Bao Z, Malliaras GG. The rise of plastic bioelectronics. *Nature.* 2016;540(7633):379-85.
- [98] Ha M, Lim S, Ko H. Wearable and flexible sensors for user-interactive health-monitoring devices. *J Mater Chem B.* 2018;6(24):4043-64.
- [99] Wang H, Totaro M, Beccai L. Toward Perceptive Soft Robots: Progress and Challenges. *Adv Sci.* 2018;5(9):1800541.
- [100] Bartolozzi C, Natale L, Nori F, Metta G. Robots with a sense of touch. *Nature Materials.* 2016;15(9):921-5.
- [101] Chortos A, Liu J, Bao Z. Pursuing prosthetic electronic skin. *Nature Materials.* 2016;15(9):937-50.
- [102] Osborn LE, Dragomir A, Betthausen JL, Hunt CL, Nguyen HH, Kaliki RR, et al. Prosthesis with neuromorphic multilayered e-dermis perceives touch and pain. *Sci Robotics.* 2018;3(19):eaat3818.
- [103] Lin P, Yan F. Organic Thin-Film Transistors for Chemical and Biological Sensing. *Adv Mater.* 2012;24(1):34-51.
- [104] Sokolov AN, Roberts ME, Bao Z. Fabrication of low-cost electronic biosensors. *Materials Today.* 2009;12(9):12-20.
- [105] Roberts ME, Sokolov AN, Bao Z. Material and device considerations for organic thin-film transistor sensors. *J Mater Chem.* 2009;19(21):3351-63.
- [106] Zhu Z, Li R, Pan T. Imperceptible Epidermal-Iontronic Interface for Wearable Sensing. *Adv Mater.* 2018;30(6):1705122.
- [107] Park J, Lee Y, Hong J, Ha M, Jung Y, Lim H, et al. Giant Tunneling Piezoresistance of Composite Elastomers with Interlocked Microdome Arrays for Ultrasensitive and Multimodal Electronic Skins. *ACS Nano.* 2014;8(5):4689-97.
- [108] Pan L, Chortos A, Yu G, Wang Y, Isaacson S, Allen R, et al. An ultrasensitive resistive pressure sensor based on hollow-sphere microstructure induced elasticity in conducting polymer film. *Nature Communications.* 2014;5(1):3002.
- [109] Ramuz M, Tee BC-, Tok JB-, Bao Z. Transparent, Optical, Pressure-Sensitive Artificial Skin for Large-Area Stretchable Electronics. *Adv Mater.* 2012;24(24):3223-7.
- [110] Fan F, Tian Z, Lin Wang Z. Flexible triboelectric generator. *Nano Energy.* 2012;1(2):328-34.
- [111] Chen LY, Tee BC-, Chortos AL, Schwartz G, Tse V, Lipomi D.J., et al. Continuous wireless pressure monitoring and mapping with ultra-small passive

- sensors for health monitoring and critical care. *Nature Communications*. 2014;5(1):5028.
- [112] Joseph J. Carr John M. Brown. *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. 3rd ed ed. Upper Saddle River, NJ [u.a.]: Prentice Hall, Inc.; 1998.
- [113] Yao S, Swetha P, Zhu Y. Nanomaterial-Enabled Wearable Sensors for Healthcare. *Adv Healthcare Mater*. 2018;7(1):1700889.
- [114] Wang C, Liu N, Allen R, Tok JB-, Wu Y, Zhang F, et al. A Rapid and Efficient Self-Healing Thermo-Reversible Elastomer Crosslinked with Graphene Oxide. *Adv Mater*. 2013;25(40):5785-90.
- [115] Kang J, Son D, Wang GN, Liu Y, Lopez J, Kim Y, et al. Tough and Water-Insensitive Self-Healing Elastomer for Robust Electronic Skin. *Adv Mater*. 2018;30(13):1706846.
- [116] Cao Y, Tan YJ, Li S, Lee WW, Guo H, Cai Y, et al. Self-healing electronic skins for aquatic environments. *Nature Electronics*. 2019;2(2):75-82.
- [117] Li S, Zhang Y, Wang Y, Xia K, Yin Z, Wang H, et al. Physical sensors for skin-inspired electronics. *InfoMat*. 2020;2(1):184-211.
- [118] Dykes RW. Coding of steady and transient temperatures by cutaneous 'cold' fibers serving the hand of monkeys. *Brain Research*. 1975;98(3):485-500.
- [119] Trung TQ, Lee N. Flexible and Stretchable Physical Sensor Integrated Platforms for Wearable Human-Activity Monitoring and Personal Healthcare. *Adv Mater*. 2016;28(22):4338-72.
- [120] Ackerley R, Olausson H, Wessberg J, McGlone F. Wetness perception across body sites. *Neuroscience Letters*. 2012;522(1):73-7.
- [121] Yang T, Xie D, Li Z, Zhu H. Recent advances in wearable tactile sensors: Materials, sensing mechanisms, and device performance. *Materials Science and Engineering: R: Reports*. 2017;115:1-37.
- [122] Webb RC, Bonifas AP, Behnaz A, Zhang Y, Yu KJ, Cheng H, et al. Ultrathin conformal devices for precise and continuous thermal characterization of human skin. *Nature Materials*. 2013;12(10):938-44.
- [123] Feteira A. Negative Temperature Coefficient Resistance (NTCR) Ceramic Thermistors: An Industrial Perspective. *J Am Ceram Soc*. 2009;92(5):967-83.
- [124] Han S, Kim MK, Wang B, Wie DS, Wang S, Lee CH. Mechanically Reinforced Skin-Electronics with Networked Nanocomposite Elastomer. *Adv Mater*. 2016;28(46):10257-65.
- [125] Yang J, Wei D, Tang L, Song X, Luo W, Chu J, et al. Wearable temperature sensor based on graphene nanowalls. *RSC Adv*. 2015;5(32):25609-15.

- [126] Hong SY, Lee YH, Park H, Jin SW, Jeong YR, Yun J, et al. Stretchable Active Matrix Temperature Sensor Array of Polyaniline Nanofibers for Electronic Skin. *Adv Mater.* 2016;28(5):930-5.
- [127] Harada S, Honda W, Arie T, Akita S, Takei K. Fully Printed, Highly Sensitive Multifunctional Artificial Electronic Whisker Arrays Integrated with Strain and Temperature Sensors. *ACS Nano.* 2014;8(4):3921-7.
- [128] Yang H, Qi D, Liu Z, Chandran BK, Wang T, Yu J, et al. Soft Thermal Sensor with Mechanical Adaptability. *Adv Mater.* 2016;28(41):9175-81.
- [129] Joh H, Lee S, Seong M, Lee WS, Oh SJ. Engineering the Charge Transport of Ag Nanocrystals for Highly Accurate, Wearable Temperature Sensors through All-Solution Processes. *Small.* 2017;13(24):1700247.
- [130] Joh H, Lee WS, Kang MS, Seong M, Kim H, Bang J, et al. Surface Design of Nanocrystals for High-Performance Multifunctional Sensors in Wearable and Attachable Electronics. *Chem Mater.* 2019;31(2):436-44.
- [131] Yan C, Wang J, Lee PS. Stretchable Graphene Thermistor with Tunable Thermal Index. *ACS Nano.* 2015;9(2):2130-7.
- [132] Zhao J, Li N, Yu H, Wei Z, Liao M, Chen P, et al. Highly Sensitive MoS<sub>2</sub> Humidity Sensors Array for Noncontact Sensation. *Adv Mater.* 2017;29(34):1702076.
- [133] Shen D, Xiao M, Xiao Y, Zou G, Hu L, Zhao B, et al. Self-Powered, Rapid-Response, and Highly Flexible Humidity Sensors Based on Moisture-Dependent Voltage Generation. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2019;11(15):14249-55.
- [134] Shen D, Xiao M, Zou G, Liu L, Duley WW, Zhou YN. Self-Powered Wearable Electronics Based on Moisture Enabled Electricity Generation. *Adv Mater.* 2018;30(18):1705925.
- [135] Yang C, Huang Y, Cheng H, Jiang L, Qu L. Rollable, Stretchable, and Reconfigurable Graphene Hygroelectric Generators. *Adv Mater.* 2019;31(2):1805705.
- [136] Wu J, Sun Y, Wu Z, Li X, Wang N, Tao K, et al. Carbon Nanocoil-Based Fast-Response and Flexible Humidity Sensor for Multifunctional Applications. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2019;11(4):4242-51.
- [137] Hua Q, Sun J, Liu H, Bao R, Yu R, Zhai J, et al. Skin-inspired highly stretchable and conformable matrix networks for multifunctional sensing. *Nature Communications.* 2018;9(1):244.
- [138] Yao S, Myers A, Malhotra A, Lin F, Bozkurt A, Muth JF, et al. A Wearable Hydration Sensor with Conformal Nanowire Electrodes. *Adv Healthcare Mater.* 2017;6(6):1601159.

- [139] Ho DH, Sun Q, Kim SY, Han JT, Kim DH, Cho JH. Stretchable and Multimodal All Graphene Electronic Skin. *Adv Mater.* 2016;28(13):2601-8.
- [140] Zhao X, Long Y, Yang T, Li J, Zhu H. Simultaneous High Sensitivity Sensing of Temperature and Humidity with Graphene Woven Fabrics. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2017;9(35):30171-6.
- [141] Wang X, Xiong Z, Liu Z, Zhang T. Exfoliation at the Liquid/Air Interface to Assemble Reduced Graphene Oxide Ultrathin Films for a Flexible Noncontact Sensing Device. *Adv Mater.* 2015;27(8):1370-5.
- [142] He H, Fu Y, Zang W, Wang Q, Xing L, Zhang Y, et al. A flexible self-powered T-ZnO/PVDF/fabric electronic-skin with multi-functions of tactile-perception, atmosphere-detection and self-clean. *Nano Energy.* 2017;31:37-48.
- [143] Zhang F, Zang Y, Huang D, Di C, Zhu D. Flexible and self-powered temperature–pressure dual-parameter sensors using microstructure-frame-supported organic thermoelectric materials. *Nature Communications.* 2015;6(1):8356.
- [144] He Y, Liao S, Jia H, Cao Y, Wang Z, Wang Y. A Self-Healing Electronic Sensor Based on Thermal-Sensitive Fluids. *Adv Mater.* 2015;27(31):4622-7.
- [145] Heikenfeld J, Jajack A, Rogers J, Gutruf P, Tian L, Pan T, et al. Wearable sensors: modalities, challenges, and prospects. *Lab Chip.* 2018;18(2):217-48.
- [146] Gao W, Emaminejad S, Nyein HYY, Challa S, Chen K, Peck A, et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis. *Nature.* 2016;529(7587):509-14.
- [147] Gao W, Nyein HYY, Shahpar Z, Fahad HM, Chen K, Emaminejad S, et al. Wearable Microsensor Array for Multiplexed Heavy Metal Monitoring of Body Fluids. *ACS Sens.* 2016;1(7):866-74.
- [148] Yang Y, Gao W. Wearable and flexible electronics for continuous molecular monitoring. *Chem Soc Rev.* 2019;48(6):1465-91.
- [149] Bai S, Sun C, Yan H, Sun X, Zhang H, Luo L, et al. Healable, Transparent, Room-Temperature Electronic Sensors Based on Carbon Nanotube Network-Coated Polyelectrolyte Multilayers. *Small.* 2015;11(43):5807-13.
- [150] R. S. Dahiya, G. Metta, M. Valle, G. Sandini. Tactile Sensing—From Humans to Humanoids. *IEEE Transactions on Robotics.* 2010;26(1):1-20.
- [151] Johansson RS, Vallbo AB. Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin. *J Physiol (Lond ).* 1979;286(1):283-300.
- [152] Chen S, Jiang K, Lou Z, Chen D, Shen G. Recent Developments in Graphene-Based Tactile Sensors and E-Skins. *Adv Mater Technol.* 2018;3(2):1700248.

- [153] Yamada T, Hayamizu Y, Yamamoto Y, Yomogida Y, Izadi-Najafabadi A, Futaba DN, et al. A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection. *Nature Nanotechnology*. 2011;6(5):296-301.
- [154] Yeom C, Chen K, Kiriya D, Yu Z, Cho G, Javey A. Large-Area Compliant Tactile Sensors Using Printed Carbon Nanotube Active-Matrix Backplanes. *Adv Mater*. 2015;27(9):1561-6.
- [155] Takei K, Takahashi T, Ho JC, Ko H, Gillies AG, Leu PW, et al. Nanowire active-matrix circuitry for low-voltage macroscale artificial skin. *Nature Materials*. 2010;9(10):821-6.
- [156] Xu K, Lu Y, Takei K. Multifunctional Skin-Inspired Flexible Sensor Systems for Wearable Electronics. *Adv Mater Technol*. 2019;4(3):1800628.
- [157] Wang X, Li T, Adams J, Yang J. Transparent, stretchable, carbon-nanotube-inlaid conductors enabled by standard replication technology for capacitive pressure, strain and touch sensors. *J Mater Chem A*. 2013;1(11):3580-6.
- [158] Hu W, Niu X, Zhao R, Pei Q. Elastomeric transparent capacitive sensors based on an interpenetrating composite of silver nanowires and polyurethane. *Appl Phys Lett*. 2013;102(8):083303.
- [159] Tien NT, Jeon S, Kim D, Trung TQ, Jang M, Hwang B, et al. A Flexible Bimodal Sensor Array for Simultaneous Sensing of Pressure and Temperature. *Adv Mater*. 2014;26(5):796-804.
- [160] Someya T, Kato Y, Sekitani T, Iba S, Noguchi Y, Murase Y, et al. Conformable, flexible, large-area networks of pressure and thermal sensors with organic transistor active matrixes. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2005;102(35):12321.
- [161] Zhao S, Zhu R. Flexible Bimodal Sensor for Simultaneous and Independent Perceiving of Pressure and Temperature Stimuli. *Adv Mater Technol*. 2017;2(11):1700183.
- [162] Tien NT, Trung TQ, Seoul YG, Kim DI, Lee N. Physically Responsive Field-Effect Transistors with Giant Electromechanical Coupling Induced by Nanocomposite Gate Dielectrics. *ACS Nano*. 2011;5(9):7069-76.
- [163] Wang Q, Ling S, Liang X, Wang H, Lu H, Zhang Y. Self-Healable Multifunctional Electronic Tattoos Based on Silk and Graphene. *Adv Funct Mater*. 2019;29(16):1808695.
- [164] Jeong YR, Lee G, Park H, Ha JS. Stretchable, Skin-Attachable Electronics with Integrated Energy Storage Devices for Biosignal Monitoring. *Acc Chem Res*. 2019;52(1):91-9.
- [165] Jang K, Li K, Chung HU, Xu S, Jung HN, Yang Y, et al. Self-assembled three dimensional network designs for soft electronics. *Nature Communications*. 2017;8(1):15894.



- [166] Ma Z, Chen P, Cheng W, Yan K, Pan L, Shi Y, et al. Highly Sensitive, Printable Nanostructured Conductive Polymer Wireless Sensor for Food Spoilage Detection. *Nano Lett.* 2018;18(7):4570-5.
- [167] Dang W, Manjakkal L, Navaraj WT, Lorenzelli L, Vinciguerra V, Dahiya R. Stretchable wireless system for sweat pH monitoring. *Biosensors and Bioelectronics.* 2018;107:192-202.
- [168] Huang X, Liu Y, Cheng H, Shin W, Fan JA, Liu Z, et al. Materials and Designs for Wireless Epidermal Sensors of Hydration and Strain. *Adv Funct Mater.* 2014;24(25):3846-54.
- [169] Kim SY, Park S, Park HW, Park DH, Jeong Y, Kim DH. Highly Sensitive and Multimodal All-Carbon Skin Sensors Capable of Simultaneously Detecting Tactile and Biological Stimuli. *Adv Mater.* 2015;27(28):4178-85.
- [170] Shi M, Zhang J, Chen H, Han M, Shankaregowda SA, Su Z, et al. Self-Powered Analogue Smart Skin. *ACS Nano.* 2016;10(4):4083-91.
- [171] Sultan N. Reflective thoughts on the potential and challenges of wearable technology for healthcare provision and medical education. *International Journal of Information Management.* 2015;35(5):521-6.
- [172] Lee KY, Gupta MK, Kim S. Transparent flexible stretchable piezoelectric and triboelectric nanogenerators for powering portable electronics. *Nano Energy.* 2015;14:139-60.
- [173] Mannoor MS, Tao H, Clayton JD, Sengupta A, Kaplan DL, Naik RR, et al. Graphene-based wireless bacteria detection on tooth enamel. *Nature Communications.* 2012;3(1):763.
- [174] Li J, Ma Z, Wang H, Gao X, Zhou Z, Tao R, et al. Skin-Inspired Electronics and Its Applications in Advanced Intelligent Systems. *Adv Intell Syst.* 2019;1(6):1900063.
- [175] Jeong CK, Baek KM, Niu S, Nam TW, Hur YH, Park DY, et al. Topographically-Designed Triboelectric Nanogenerator via Block Copolymer Self-Assembly. *Nano Lett.* 2014;14(12):7031-8.
- [176] Zhou H, Chen Q, Li G, Luo S, Song T, Duan H, et al. Interface engineering of highly efficient perovskite solar cells. *Science.* 2014;345(6196):542.
- [177] Banerjee S, Tripathy R, Cozzens D, Nagy T, Keki S, Zsuga M, et al. Photoinduced Smart, Self-Healing Polymer Sealant for Photovoltaics. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2015;7(3):2064-72.
- [178] Søndergaard RR, Makris T, Lianos P, Manor A, Katz EA, Gong W, et al. The use of polyurethane as encapsulating method for polymer solar cells—An inter laboratory study on outdoor stability in 8 countries. *Solar Energy Materials and Solar Cells.* 2012;99:292-300.

- [179] Gaume J, Wong-Wah-Chung P, Rivaton A, Th erias S, Gardette J. Photochemical behavior of PVA as an oxygen-barrier polymer for solar cell encapsulation. *RSC Adv.* 2011;1(8):1471-81.
- [180] Weerasinghe HC, Dkhissi Y, Scully AD, Caruso RA, Cheng Y. Encapsulation for improving the lifetime of flexible perovskite solar cells. *Nano Energy.* 2015;18:118-25.
- [181] Bella F, Griffini G, Correa-Baena J, Saracco G, Gr atzel M, Hagfeldt A, et al. Improving efficiency and stability of perovskite solar cells with photocurable fluoropolymers. *Science.* 2016;354(6309):203.
- [182] Li W, Sun X, Yu Y. Si-, Ge-, Sn-Based Anode Materials for Lithium-Ion Batteries: From Structure Design to Electrochemical Performance. *Small Methods.* 2017;1(3):1600037.
- [183] Yi R, Dai F, Gordin ML, Chen S, Wang D. Micro-sized Si-C Composite with Interconnected Nanoscale Building Blocks as High-Performance Anodes for Practical Application in Lithium-Ion Batteries. *Adv Energy Mater.* 2013;3(3):295-300.
- [184] Ma D, Cao Z, Hu A. Si-Based Anode Materials for Li-Ion Batteries: A Mini Review. *Nano-Micro Letters.* 2014;6(4):347-58.
- [185] Deshpande RD, Li J, Cheng Y, Verbrugge MW. Liquid Metal Alloys as Self-Healing Negative Electrodes for Lithium Ion Batteries. *J Electrochem Soc.* 2011;158(8):A845.
- [186] Ning X, Phadke S, Chung B, Yin H, Burke P, Sadoway DR. Self-healing Li Bi liquid metal battery for grid-scale energy storage. *Journal of Power Sources.* 2015;275:370-6.
- [187] Sun Y, Lopez J, Lee H, Liu N, Zheng G, Wu C, et al. A Stretchable Graphitic Carbon/Si Anode Enabled by Conformal Coating of a Self-Healing Elastic Polymer. *Adv Mater.* 2016;28(12):2455-61.
- [188] Chen Z, Wang C, Lopez J, Lu Z, Cui Y, Bao Z. High-Areal-Capacity Silicon Electrodes with Low-Cost Silicon Particles Based on Spatial Control of Self-Healing Binder. *Adv Energy Mater.* 2015;5(8):1401826.
- [189] Kwon T, Jeong YK, Deniz E, AlQaradawi SY, Choi JW, Coskun A. Dynamic Cross-Linking of Polymeric Binders Based on Host Guest Interactions for Silicon Anodes in Lithium Ion Batteries. *ACS Nano.* 2015;9(11):11317-24.
- [190] Kwon T, Jeong YK, Lee I, Kim T, Choi JW, Coskun A. Systematic Molecular-Level Design of Binders Incorporating Meldrum's Acid for Silicon Anodes in Lithium Rechargeable Batteries. *Adv Mater.* 2014;26(47):7979-85.

- [191] Lopez J, Chen Z, Wang C, Andrews SC, Cui Y, Bao Z. The Effects of Cross-Linking in a Supramolecular Binder on Cycle Life in Silicon Microparticle Anodes. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2016;8(3):2318-24.
- [192] Huang Y, Zhong M, Huang Y, Zhu M, Pei Z, Wang Z, et al. A self-healable and highly stretchable supercapacitor based on a dual crosslinked polyelectrolyte. *Nature Communications*. 2015;6(1):10310.
- [193] Almassri AM, Wan Hasan WZ, Ahmad SA, Ishak AJ, Ghazali AM, Talib DN, et al. Pressure Sensor: State of the Art, Design, and Application for Robotic Hand. *Journal of Sensors*. 2015;2015:846487.
- [194] Jeong J, Yeo W, Akhtar A, Norton JJS, Kwack Y, Li S, et al. Materials and Optimized Designs for Human-Machine Interfaces Via Epidermal Electronics. *Adv Mater*. 2013;25(47):6839-46.
- [195] Lim S, Son D, Kim J, Lee YB, Song J, Choi S, et al. Transparent and Stretchable Interactive Human Machine Interface Based on Patterned Graphene Heterostructures. *Adv Funct Mater*. 2015;25(3):375-83.
- [196] Deng W, Yang T, Jin L, Yan C, Huang H, Chu X, et al. Cowpea-structured PVDF/ZnO nanofibers based flexible self-powered piezoelectric bending motion sensor towards remote control of gestures. *Nano Energy*. 2019;55:516-25.
- [197] Khan Y, Ostfeld AE, Lochner CM, Pierre A, Arias AC. Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices. *Adv Mater*. 2016;28(22):4373-95.
- [198] Yang S, Chen Y, Nicolini L, Pasupathy P, Sacks J, Su B, et al. "Cut-and-Paste" Manufacture of Multiparametric Epidermal Sensor Systems. *Adv Mater*. 2015;27(41):6423-30.
- [199] Wang Z, Yang Z, Dong T. A Review of Wearable Technologies for Elderly Care that Can Accurately Track Indoor Position, Recognize Physical Activities and Monitor Vital Signs in Real Time. *Sensors*. 2017;17(2).
- [200] Moyer J, Wilson D, Finkelshtein I, Wong B, Potts R. Correlation Between Sweat Glucose and Blood Glucose in Subjects with Diabetes. *Diabetes Technology & Therapeutics*. 2012;14(5):398-402.
- [201] Hwang I, Kim HN, Seong M, Lee S, Kang M, Yi H, et al. Multifunctional Smart Skin Adhesive Patches for Advanced Health Care. *Adv Healthcare Mater*. 2018;7(15):1800275.
- [202] Park S, Xiong Y, Kim R, Elvikis P, Meitl M, Kim D, et al. Printed Assemblies of Inorganic Light-Emitting Diodes for Deformable and Semitransparent Displays. *Science*. 2009;325(5943):977.
- [203] Shin G, Jung I, Malyarchuk V, Song J, Wang S, Ko HC, et al. Micromechanics and Advanced Designs for Curved Photodetector Arrays in Hemispherical Electronic-Eye Cameras. *Small*. 2010;6(7):851-6.

- [204] Ko HC, Stoykovich MP, Song J, Malyarchuk V, Choi WM, Yu C, et al. A hemispherical electronic eye camera based on compressible silicon optoelectronics. *Nature*. 2008;454(7205):748-53.
- [205] Song YM, Xie Y, Malyarchuk V, Xiao J, Jung I, Choi K, et al. Digital cameras with designs inspired by the arthropod eye. *Nature*. 2013;497(7447):95-9.