

OLLI ALA-MURSULA
LANGATTOMAT IMPLANTIT JA NIIDEN MATERIAALIT

Kandidaatintyö

Tarkastajat: Juha Nousiainen ja
Aleksi Palmroth
Tarkastaja ja aihe hyväksyty:
22.8.2019

TIIVISTELMÄ

TAMPEREEN YLIOPISTO

Biotekniikan koulutusohjelma

Ala-Mursula, Olli: Langattomat implantit ja niiden materiaalit

Kandidaatintyö, 33 sivua

Tammikuu 2019

Pääaine: Biolääketieteen tekniikka

Tarkastajat: Juha Nousiainen ja Aleks Palmroth

Avainsanat: langaton tekniikka, implantit, materiaalit

Tämä on kandidaatintutkintoon kuuluva kandidaatin työ, joka suoritettiin Tampereen Yliopistolla kirjallisuustutkimuksena aiheesta langattomat implantit ja niiden materiaalit. Työn tarkoituksena oli selvittää kirjallisuudesta mitä radioaaltoja (RF) hyödyntävät langattomat implantit ovat ja minkälaisia materiaaleja niissä käytetään. Työssä käytettiin lähteenä Tampereen Yliopiston kirjaston tietokantaa ja tieteellisiä hakukoneita Andor, NCBI PubMed ja pienissä määrin myös Googlen hakukone. Tutkimuksessa havaittiin, että radioaaltoja voidaan käyttää matalatehoisten piirien sähköistämiseen ja voidaan käyttää tiedonvälitykseen kehosta tai kehossa käytettäviin laitteisiin. Erilaisia kytkentätapoja ovat kaukokentän energian siirto, sekä lähikentän resonoiva induktiivinen tai magneettinen kytkentä. Suurin osa laitteista tässä tutkimuksessa käyttävät induktiivista kytkentää tai kaukokentän yhteyksiä. Yleisimpiä RF-tekniikkaa hyödyntäviä laitteita ovat sisäkorvan implantit, mutta tekniikasta voi olla käytännön hyötyä esimerkiksi Parkinsonin taudin hoidossa, sekä aivo-tietokone liitännöissä (BMI) halvaantuneille. Yleisimpiä piirirakenteita ovat komplementtimetallioksidipuolijohde (CMOS) -rakennetta hyödyntävät laitteet ja monet hyödyntävät langattomien verkkojen (WiFi) taajuusalueita, joka on noin 900 MHz. Viime aikoina väliaikaisia sekä biohajoavia laitteita on tutkittu ja kehitetty. Suurin osa laitteista koostuivat metalleista, polymeereistä, puolijohdeista ja keraameista. Eniten esiintyneitä alkuaineita tai yhdisteitä olivat magnesium, silkki, polylaktidi (PLA), pii ja magnesiumoksidi. Tämä lyhyt katsaus antaa peruskuvan RF-tekniikan teoriasta, piirien suunnittelussa huomioon otettavista asioista ja materiaaleista, joita ollaan käytetty tai ovat aktiivisesti tutkimuksien kohteina.

SISÄLLYSLUETTELO

1.	JOHDANTO	1
2.	LANGATTOMAT LÄÄKINNÄLLISET ETÄLUKULAITTEET.....	3
2.1	Teoria ja toimintaperiaatteet.....	3
2.2	Laiterakenne ja suunnittelu	8
2.3	Langattomien elektronisten implanttien sovellukset	10
3.	MATERIAALIT	13
3.1	Metallit	13
3.2	Puolijohtimet	15
3.3	Polymeerit	17
3.4	Keraamit.....	21
4.	YHTEENVETO.....	23
	LÄHTEET	26

LYHENTEET JA MERKINNÄT

a	Käämin säde
B	Magneettikenttä
C	Kapasitanssi
d	käämin langan läpimitta
f	Taajuus
G	vahvistuskerroin
I	Virta
k	Kytkentäkerroin
L	Itseinduktanssi
M	Keskinäisinduktanssi
N	Käämien kierrokset
P	Teho
Q	Resonaattorin laatutekijä
r	lähettimen ja vastaanottimen välinen etäisyys
x	Häviökerroin
η	Tehokkuusarvo
λ	aallonpituus
μ	Väliaineen permeabiliteetti
v	Jännite
Φ	Magneettikentän vuo
ω	Kulmataajuus
BMI	<i>engl. Brain-machine interface, aivo-tietokone liitäntä</i>
CMOS	<i>engl. complementary metal oxide semiconductor, komplementtimetallioksidipuolijohde</i>
DBS	<i>engl. deep brain stimulator, syväaivostimulaattori</i>
EcoG	<i>engl. Electrocorticography, elektrokortikografia</i>
HSMS	<i>engl. High-speed SECS Message services, tietoliikennetekniikka</i>
MICS	<i>engl. medical implant communication service, lääkinnällisten implanttien viestintäpalvelu</i>
NFC	<i>engl. near field communication, lähikentän viestintä</i>

OFET	<i>engl. organic field effect transistor</i> , orgaaninen kanavatransistori
PET	polyetyleenitereftalaatti
PGS	polyglyserolisebasaatti
PHBV	poly(3-hydroksi-butyraatti-ko-3-hydroksivaleraatti)
PLA	polylaktidi
PLGA	poly(laktidi-ko-glykoli happo)
PLLA	poly(-L-laktidi)
PI	polyimidi
POMaC	poly(oktametyleeni maleaatti (anhydridi) sitraatti)
PPy	polypyrroli
PVDF	poly(vinylideeni fluoridi)
PZT	lyijy-zirkonaatti-titanaatti
RCF	<i>engl. regenerated cellulose film</i> , regeneroitu selluloosakalvo
RF	<i>engl. radio frequency</i> , radioaalto
RFID	<i>engl. radio frequency identification</i> , radioaalto etätunnistus
SIBO	<i>engl. small intestinal bacterial overgrowth</i> , ohutsuolen bakteerien liika- kasvu
SiNM	<i>engl. monocrystalline silicon nanomembrane</i> , yksikiteinen piinanokalvo
SMS	<i>engl. short message service</i> , tekstiviesti
UWB	<i>engl. ultra wide band</i> , ultra laajakaista
WiFi	<i>engl. Wireless Fidelity</i> , langaton lähiverkko

1. JOHDANTO

Lääkinnällisten laitteiden kehityksen suuntana on valmistaa yhä huomaamattomampia, vaivattomampia ja turvallisempia laitteita. Perinteiset tekniikat ja materiaalit tarjoavat ratkaisun moneen ongelmaan, mutta ne tarvitsevat toisen operaation laitteen poistoon tai pahimmassa tapauksessa uudelleenasetusta komplikaatioiden johdosta. Osaan ongelmista saadaan ratkaisu käyttämällä biohajoavia materiaaleja. Esimerkiksi biohajoava ruuvi tarjoaa mekaanista tukea, kunnes paranemisen myötä ympäröivän kudoksen mekaaniset ominaisuudet palautuvat. Tämän jälkeen laite hajoaa kehon luontaisia aineenvaihduntareittejä.

Biohajoavia materiaaleja on käytetty aiemmin erityisesti ortopedisissä implanteissa, jotka varsinaisen implantaation jälkeen toimivat tukena ja vapauttavat lääkkeitä, kuten antibioottia, hajoamisensa aikana [1]. Kuitenkin esimerkiksi potilastarkkailu, haavanparannus, jänteen paranemisprosessin tarkkailu tai kraniaalisen paineen tarkkailu vaativat järjestelmiä, jotka kykenevät vastaanottamaan ja välittämään mittaustietoa kehon ulkopuolelle. Olemassa olevien materiaalien pohjalta voidaan tehdä laitteita, jotka sopivat näihin käyttötarkoituksiin. Näillä laitteilla on kuitenkin useita ongelmia: tarve poisto-operaatiolle, mahdolliset toksiset reaktiot kehon kanssa ja ennen kaikkea miten laitteeseen saadaan tuotua sen tarvitsema energia. Uudelleen operointi saattaa haitata paranemisprosessia tai voi olla haasteellista toteuttaa, joten biohajoavien laitteiden kehittäminen ratkaisisi ongelman. Näihin kohtiin haetaan ratkaisua uusista materiaaleista tai soveltamalla tunnettuja materiaaleja. Elektroniset laitteet tarvitsevat toimiakseen virtalähteen ja perinteiset paristot kasvattavat implantin kokoa. Eräs tapa sähköistää implantoitu laite on käyttää langattomia induktiivisia teholinkkejä radioaaltojen (RF) avulla [2]. Tällöin erillistä virtalähdettä ei välttämättä tarvitse viedä laitteen mukana kehoon, sillä laitteen energiatarpeet täytetään sille tuodulla signaalilla. Samaa tekniikkaa voidaan myös hyödyntää laitteeseen liitettyjen anturien tuottaman datan lukemiseen, jolloin ihoa lävistäviä johtoja ei tarvita, kun tietoa saadaan mittalaitteelta langattomasti. Tässä työssä esitellään RF-tekniikan periaatteita, mutta päätavoite oli selvittää erilaisia langattomissa implanteissa käytettäviä tai tutkittuja materiaaleja.

Luvussa 2.1 käsitellään teoriaa, joihin RF-laitteiden toiminta perustuu ja tuodaan esiin erilaisia linkkimahdollisuuksia. Luvun 2.2 käsitellään RF-tekniikkaa käyttävien laitteiden rakennetta ja esitellään eri töissä esiteltyjä piirimalleja. Luku 2.3 keskittyy tämän hetkiin laitteisiin, jotka käyttävät RF-tekniikkaa hyödyksi.

Luku 3 käsittelee materiaaleja, joita on tutkittu tai käytetty näihin sovelluksiin. Materiaalit on jaoteltu metalleihin, puolijohtimiin, polymeereihin ja keraameihin. Materiaalit on

kerätty pääosin tutkimustöistä kuluvalta vuosikymmeneltä ja sisältävät paljon biologisesti hajoavia yhdisteitä ja pääpaino onkin kohdistunut niille.

2. LANGATTOMAT LÄÄKINNÄLLISET ETÄLUKULAITTEET

Potilastarkkailussa on usein tärkeää saada reaaliaikaista tietoa pitkällä aikavälillä, jonka perusteella hoitohenkilökunta pystyy tekemään päätöksiä hoitotoimenpiteistä. Tietyt asiat, kuten syke ja happisaturaatio voidaan mitata kohtuullisen vaivattomasti myös iholta, mutta esimerkiksi intrakraniaalisen tai -okulaarisen paineen tarkkailu voi vaatia implantoitavan anturin. Monesti tällaiset mittauskohteet ovat hankalia päästä käsiksi ja ihon läpi kulkevat johdot ovat infektioriski. Tähän langaton RF-tekniikka tarjoaa ratkaisun. [3]

Tässä luvussa käsitellään RF-tekniikkaan perustuvien laitteiden fysikaalisia ja elektroniisia toimintaperiaatteita. Aluksi käsitellään radioaaltoilta kerättävän energian teoriaa, jonka avulla voidaan myös muodostaa kriteereitä tietyille komponenteille. Sen jälkeen tutustutaan yksinkertaisiin piireihin, joissa tätä tekniikkaa on käytetty. Lopuksi käsitellään tällä hetkellä pilottivaiheessa ja kaupallisessa käytössä olevia laitteita ja miten tekniikkaa on hyödynnetty. Näiden perusteella lukija saa käsityksen, miten tämä teknologia toimii ja miten sitä voidaan hyödyntää käytännössä.

2.1 Teoria ja toimintaperiaatteet

Energian siirtäminen RF-signaalin avulla voi tapahtua kolmella tavalla. Se voi tapahtua induktiivisen kytkennän kautta, jossa kaksi käämiä on kytketty yhteisellä taajuudella. Toinen tapa on energian keruu -järjestelmän avulla, jossa antenni kerää ympäröivää sähkömagneettista säteilyä ja muuttaa sen sähkösignaaliksi. Erilaisia energiansiirron tapoja on vertailtu taulukossa 1. Erilaisia RF-lähteitä voivat olla joko tarkoituksenmukaiset lähettimet, kuten kytkentöjen tapauksissa. Siinä radioaaltoja tuotetaan halutulla taajuudella ja voimakkuudella, jota järjestelmä käyttää. Toinen tapa on käyttää ympäröiviä RF-signaaleja. Tämä on erilaisista lähettimistä muodostunutta signaalia, jota pystytään hyödyntämään laitteessa energiankeräysjärjestelmän avulla. Etenkin kaupunkialueilla, jossa lähettimien määrä on suuri, voidaan paremmin hyödyntää ympäröiviä signaalilähteitä. [2, 4]

Taulukko 1. Langattomien energian siirtotapojen ominaisuuksia ja vertailua [2]

Energian siirtotapa	Kauko- / lähikenttä	Propagaatio	Toiminta-alue	Hyötysuhde	Sovellukset
Energian siirto Radioaalloilla	Kauko- kenttä	Säteilevä	Metreistä muutamaan kilometriin riippuen, taajuudesta ja vastaanottimen herkkyydestä	0,4% 40 dBm:ssä, -20 dBm:ssä 18,2% ja 50% -5 dBm:ssä	langattomat anturiverkot ja langattomat kehon verkot
resonoiva induktiivinen kytkentä	Lähikenttä	Ei-Säteilevä	Millimetreistä senttimetreihin	5,81–57,2% taajuusalueen ollessa 16,2–508 kHz	RFID, lataustoiminnot, älytunnisteet
Magneettinen resonoiva kytkentä	Lähikenttä	Ei-Säteilevä	Senttimetreistä metreihin	>90 % kun etäisyys on 0,75 m ja >30 % kun etäisyys on 2,25 m	Erilaiset lataustoiminnot

Induktiivinen kytkentä perustuu kahden laitteen väliseen resonanssiin, jossa lähetyslaite syöttää primaarikäämin (ensiökäämi) kautta halutun signaalin, joka pystytään vastaanottamaan implantin sekundaarikäämillä (toisiökäämi). [5, s. 422] Toisin sanottuna, lähetinlaite syöttää antennista signaalia, jonka vastaanottavan laitteen antenni ja resonaattori pystyy muuttamaan sähköiseksi signaaliksi, jolloin voidaan ajaa siihen kytkettyjä antureita tai yksinkertaisimmillaan tuottaa lämpöä. Lähetetyn signaalin energia aiheuttaa kuorman implantissa, jonka synnyttämä impedanssin muutos toisiökäämillä pystytään havaitsemaan. Kuinka hyvin linkki muodostuu, miten eri materiaalit kykenevät vastaanottamaan radioaaltoja ja mihin RF-tekniikka perustuu, keskustellaan tässä luvussa.

Kahden käämin linkin laatua kuvataan kytkentäkertoimella k , joka kertoo kahden johdon välisen yhteisen vuon yhtenäisyydestä. Tämä saa arvonsa välillä 0 – 1 ja sen lähestyessä

maksimiaan, ovat vuot täysin yhtenäiset ja lähestyessään minimiään täysin toisensa kumoavat vuot. Muuttuja M kuvaa keskinäisinduktanssia, joka kuvaa käämien vuorovaikutuksen voimakkuutta ts. se kuvaa ensiökäämin sähkövirran muutoksesta johtuvan toisio-käämille indusoitavan voiman suuruutta. Tästä saadaan yhteys k :hon ja itseinduktansseihin L_1 ja L_2 :

$$M = k\sqrt{L_1L_2}. \quad (1)$$

Mikäli kyseessä olevat käämit ovat ympyrän muotoisia ja niillä on säde a_n , voidaan niiden synnyttämä magneettikenttä B ja sen myötä toisen käämin lävitse kulkeva vuo $\Phi(r)$ laskea seuraavilla kaavoilla:

$$B(r) = \mu N_1 I \frac{a_1^2}{2(r^2 + a_1^2)^{3/2}} \text{ ja} \quad (2)$$

$$\Phi(r) = B(r) \times \pi a_2^2 = \mu N_1 I \left(\frac{\pi(a_1 a_2)^2}{2(r^2 + a_1^2)^{3/2}} \right). \quad (3)$$

Tässä vuo on $\Phi(r)$, $B(r)$ magneettikenttä, a_1 ja a_2 käämien 1 ja 2 säteet, I virta, μ väliaineen permeabiliteetti, r käämien välinen etäisyys ja N käämin kierrokset. Näin saadaan johdettua keskinäisinduktanssi

$$M = N_2 \frac{\Phi(r)}{I} = \mu N_1 N_2 \left(\frac{\pi(a_1 a_2)^2}{2(r^2 + a_1^2)^{3/2}} \right). \quad (4)$$

Koska itseinduktanssit L_1 ja L_2 voidaan ilmaista kaavoilla

$$L_1 = \mu a_1 N_1^2 \ln \left(\frac{a_1}{d_1} \right) \text{ ja} \quad (5)$$

$$L_2 = \mu a_2 N_2^2 \ln \left(\frac{a_2}{d_2} \right), \quad (6)$$

joissa d on käämin langan läpimitta, voidaan lausua kytkentäkerroin kaavojen 4, 5 ja 6 avulla:

$$k = \frac{M}{\sqrt{L_1 L_2}} = \frac{\pi}{2 \sqrt{\ln \frac{a_1}{d_1} \ln \frac{a_2}{d_2}}} \left(\frac{a_1 a_2}{r^2 + a_1^2} \right)^{\frac{3}{2}}. \quad (7)$$

Kytkentäkerroin k on siis riippuvainen käämien muodosta, niiden etäisyydestä sekä käämien langan koosta. Kytkentäkertoimen perusteella voidaan arvioida, kuinka hyvin käämien välinen induktiivinen linkki toimii. Kun k lähestyy maksimiarvoa, kertoo se, että kytkentä on lähes täydellinen ja minimiarvossaan kytkentää ei tapahdu. [5, s. 423–424]

Resonaattorit ovat osa induktiivisessa linkissä, joka muodostaa yhteyden kahden käämin välillä. Perinteinen resistanssi-induktanssi-kapasitanssi-resonaattori (RLC-resonaattori) sisältää käämin, kondensaattorin ja sillä on tietty resistanssi. Sille voidaan laskea ominaistajuus [5, s. 426]

$$\omega_n = \frac{1}{\sqrt{L_1 C_1}} = \frac{1}{\sqrt{L_2 C_2}}. \quad (8)$$

Lisäksi resonaattoreille on annettu laatutekijä Q , joka kuvaa resonaattorin toimintakykyä. Q :n arvot voidaan laskea kytkemällä resonaattori induktiivisesti ja mittaamalla kaistanleveys. Ominaistaajuuksilla saadaan piikki vaimenemisesta, jolloin voidaan laskea huipun taajuuden ja taajuusalueen suhde:

$$Q = \frac{f}{\Delta f}. \quad (9)$$

Tässä kuormittamattomalla resonaattorilla f on resonanssiipiikin taajuus ja Δf kaistanleveys, jossa piikin magnitudi on 0 – 3 dBm. Näin voidaan määrittellä laatutekijät resonaattorin ominaistaajuudelle. [6] Primaarikäämin laatutekijää merkitään yleensä Q_1 :llä ja sekundaarikäämi Q_2 :lla. Näiden kahden avulla voidaan laskea sekundaarisen kapasitiivisen laatutekijän Q_L ja sen optimiarvo $Q_{L, opt}$ kaavoilla [5, s. 436]

$$Q_L = \omega_n R_{L,ac} C_2 \text{ ja} \quad (10)$$

$$Q_{L, opt} = \frac{1}{k} \sqrt{\frac{Q_2}{Q_1}}. \quad (11)$$

Mitä isompi Q_L arvo on, sitä suurempi on systeemin teoreettinen tehokkuus, joka voidaan laskea kaavasta

$$\eta = \eta_{prm} \eta_{sknd} = \left(\frac{k^2 Q_1 \frac{Q_2 Q_L}{Q_2 + Q_L}}{1 + k^2 Q_1 \frac{Q_2 Q_L}{Q_2 + Q_L}} \right) \left(\frac{Q_2}{Q_2 + Q_L} \right). \quad (12)$$

Maksimiarvo saadaan silloin, kun Q_L saavuttaa optimiarvonsa [5, s. 439; 6]

$$\eta_{MAX} = \frac{k^2 Q_1 Q_2}{(k Q_1 + 1)(k Q_2 + 1)}. \quad (13)$$

Näiden laatutekijöiden avulla pystytään suunnittelemaan linkki. Tietämällä linkin, r , a_1 , a_2 , Q_1 , Q_2 ja hyötykuorma R_L resonanssitaajuudella ω_n , voidaan rakentaa piiri aloittamalla sekundaaripiiristä. Tämä tapahtuu määrittelemällä ensin kapasitanssi C_2 , jolla saavutetaan optimaalinen Q_L kaavan 10 ja 11 mukaan. Tämän jälkeen voidaan laskea induktanssi L_2 toisiokäämille kaavan 8 mukaan. Seuraavaksi täytyy laskea ensiökäämin induktanssi L_1 , joka saadaan jännitteen avulla kaavasta

$$v_{out} = v_{prm} \left(\sqrt{\frac{L_2}{L_1}} \right) \left(\frac{kQ_1Q_2'}{1+Q_1Q_2'} \right), \quad (14)$$

jossa v_{out} on sekundaarille indusoituva jännite ja v_{prm} primaarikäämin jännite. [5, s. 440] Toisiokäämin kuormitettu laatutekijä Q_2' on määritelty seuraavasti:

$$Q_2' = \frac{Q_2Q_L}{Q_2+Q_L} \quad (15)$$

Ensiökäämille voidaan laskea tarvittava kapasitanssi kaavan 8 mukaisesti. [5, s. 440 – 441]

Edellä kuvatun induktiivisen kytkennän lisäksi on olemassa muita voimansiirron muotoja. Eräs tällainen siirtotapa on sähkömagneettista energiaa keräävä järjestelmä. RF-signaaleja tehonlähteenä käyttäville järjestelmille voidaan laskea siirretty teho Friisin yhtälöstä:

$$P_r = xP_tG_rG_t \lambda^2 / (4\pi r)^2 \quad (16)$$

P_r on piirille siirtynyt teho, P_t on lähetysteho, G_r ja G_t ovat lähettimen ja vastaanottimen vahvistukset, λ on aallonpituus, x on väliaineen häviökerroin ja r on etäisyys lähettimen ja vastaanottimen välillä. Etäisyys on todellinen haaste tehonsiirtojärjestelmille, sillä vastaanotettu teho pienenee etäisyyden neliössä. Implanttisovelluksissa tarvitaan tehokas piiri ja antenni, joilla ovat suuret vahvistuskertoimet, sillä keho on sähkömagneettisen signaalin kulun kannalta haasteellinen. Uzun ehdottaa artikkelissaan kehä-, jagi-, tai suoraa antenneja. Renkaan muotoiset ja suorat antennit ovat eniten käytettyjä, sillä näillä voidaan säilyttää laitteen koko mahdollisimman pienenä. Friisin yhtälö ei ota huomioon epäsuorasti säteilevää signaalia. Heijastuneille signaaleille voidaan laskea myös niiden kuljettama teho, mutta sitä ei käsitellä tässä työssä. [2, 4]

Laitteen haluttu toimintataajuus riippuu useista tekijöistä. Korkeammat taajuudet tarjoavat paremman kaistanleveyden ja niiden energianhukka on pienempi matalampiin taajuuksiin verrattuna, mutta ne kuluttavat enemmän energiaa. Korkeilla taajuuksilla voidaan käyttää pienempiä antenneja, mutta korkeammat taajuudet ovat myös helpompia heijastumaan, hajautumaan ja absorboitumaan esimerkiksi kudoksiin. Pienemmät taajuudet ennemmin diffraktoituvat esteiden ympäri. Lisäksi ihmiskeho on monimutkainen ympäristö, jossa esimerkiksi 433 MHz taajuus on hyvin häviöllistä. Etäisyys on tärkeä ottaa huomioon, sillä pidemmällä etäisyyksillä signaalit tarvitsevat suuremman aallonpituuden kompensoidakseen häviöitä. [5, s. 524]

Energiankeräyksessä voidaan käyttää signaaligeneraattoria, mutta siinä voidaan myös hyödyntävää ympäröiviä sähkömagneettisia signaalinlähteitä. Esimerkiksi 900 MHz taajuusalue voidaan käyttää tehonsiirtoon kaukokytkenällisissä järjestelmissä, sillä esimerkiksi monet matkapuhelinverkot ja wireless fidelity-laitteet (WiFi-laitteet) toimivat

tällä taajuusalueella. Mikäli laitteen tulee lähettää signaalia takaisin kannattaa valita tähän jokin toinen taajuusalue. Eräissä tutkimuksissa RF-käyttöinen laite loi 900 MHz verkon avulla 41 μ W tehon [4]. Matalammat taajuudet ovat parempia kuljettamaan energiaa, sillä energiansiirtoon ei tarvita suurta kaistanleveyttä ja matalilla taajuuksilla on pienempi kaistanleveys. Korkeat taajuudet voivat myös välittää energiaa, mutta ne ovat hyödyllisempiä tiedon siirrossa. Sarpeshkar ehdottaa kirjassaan taajuutta 6,78 MHz käytettäväksi energiansiirtotarkoituksiin induktiivisissa linkeissä. Kaukokentän kytkennöissä Sarpeshkar mainitsee 402 – 405 MHz medical implant communication service (MICS) kaistan sekä 3,1–10,6 GHz ultra wide band (UWB). Nämä korkeammat taajuudet ovat tietyissä tapauksissa hyviä energian siirrossa, mutta ne ovat hyödyllisempiä kommunikaatiossa, kuten tiedon lähettämiseen implantilta lukulaitteelle. [5, s. 524–525]

2.2 Laiterakenne ja suunnittelu

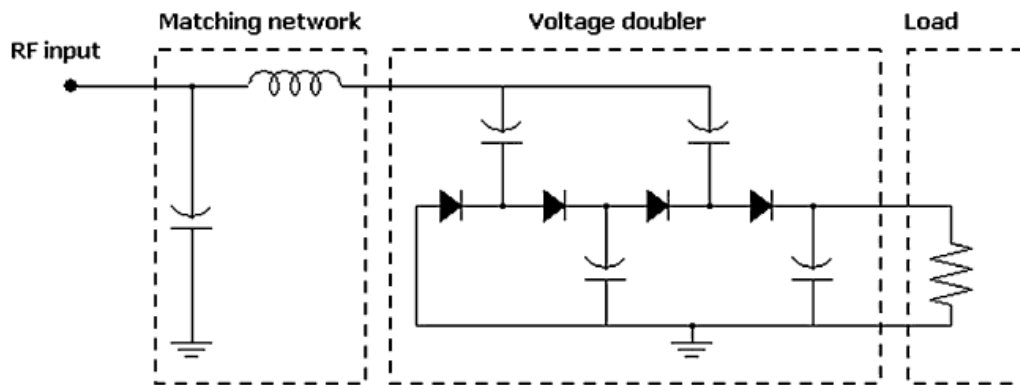
Jotta voitaisiin tarkastella RF-laitteen materiaaleja, täytyy myös tietää, mitkä komponentit ovat olennainen osa toimivaa kokonaisuutta. Tässä kappaleessa tarkastellaan RF-toimisen laitteen rakennetta. Kappaleen lopussa käsitellään myös ehdotettu malli yksinkertaiselle radioaaltoja hyödyntävälle elektroniselle laitteelle.

Laitetta suunniteltaessa tulee ensin suunnitella piirin rakenne ja arkkitehtuuri. Langattoman RF-toimisen laitteen olennaisin osa on sen energiaa keräävä osa. Se koostuu antennista, jonka muotoa ja kokoa säätelemällä, voidaan vastaanottaa erilaisia radioaaltoja. Tähän kytkeytyneenä on energian muuntojärjestelmä, joka muuttaa radioaallon energiaa tasavirraksi. Se koostuu impedanssisovituksesta, tasasuuntaajasta ja kaskadista. Impedanssisovituksen tehtävänä on resonoida tietyllä taajuudella, jolla voimansiirto on tehokainta. Impedanssisovitus voidaan täten suunnitella toimimaan halutulla taajuudella, joka on hyvä voimansiirtotaajuus. Lu et al. tutkimuksen [2] mukaan kolme tähän käyttöön toimivaa impedanssisovitusjärjestelmää ovat muuntaja, induktorisuntti tai RLC-verkko. Impedanssisovituksen jälkeen tarvitaan kaskadi ja tasasuuntaaja, jotka voimistavat tulojännitettä sekä muuttavat vaihtovirran tasavirraksi. Tämä tehdään yleensä diodien avulla. Sopivan mallin valitseminen riippuu käyttökohteesta, tehon tarpeesta sekä toimintaympäristöstä, joka asettaa esimerkiksi rajoitteen koolle. Erilaisia piiriratkaisuja on tehty komplementtimetallioksidipuolijohde- (CMOS), tietoliikenne- (HSMS) ja lyhytsanoma palvelutekniikkaa (SMS) hyödyntäen. Suurin kiinnostuksen kohde on CMOS-tekniikka. Vaikka CMOS-tekniikalla saavutettava muuntosuhde radioaallosta tasavirraksi on paljon pienempi kuin esimerkiksi HSMS-tekniikassa, ne toimivat pienemmällä jännitteellä ja vaativat siten pienemmän RF-tulovoiman. Elävässä ympäristössä tämä on hyvä kompromissi, sillä suuremmat toimintatehot ja jännitteet ovat riski potilaalle. Esimerkiksi 300 MHz – 6 GHz taajuusluokassa yhdysvaltalaisen määritelmän mukaan alueellinen energian absorptio kehoon saa olla enintään 1,6 W/kg ja koko kehon keskiarvo ei saa ylittää 80 mW/kg [5, s. 525].

Kun laitteeseen tuodaan virtaa radioaalloilla, voidaan tätä virtaa nyt hyödyntää erilaisiin kohteisiin. Riippuen käytettävästä järjestelmästä, käytetään joko ”kerää ja käytä”- tai ”kerää, varastoi, käytä” -menetelmää. Yksinkertaisissa järjestelmissä voidaan käyttää ”kerää ja käytä” -tyyppistä ratkaisua, jossa energia siirtyy suoraan antennilta vaikkapa anturille. Tällöin laite toimii niin kauan kuin tulosignaali on riittävä ja sammuu, kun tulosignaali ei riitä laitteen sähköistämiseen. Monimutkaisemmat järjestelmät voivat kuitenkin vaatia jonkinlaista sisäistä virtalähdettä. Tässä radioaallon energia varastoidaan ja käytetään myöhemmin laitteen toimintaan. Etenkin, jos laitteen tulee toimia pitkään tai se sisältää logiikkapiirejä, tulee sen energiantarve taata jonkinlaisella virran lähteellä. [2]

Mikäli laitteet lähettävät aktiivisesti tietoa ulospäin on otettava seuraavia asioita huomioon. Vaikka 900 MHz:n kaista, joka on hyvä valinta energiansiirron taajuudeksi sen runsauden vuoksi, pystyy kuljettamaan myös informaatiota, se ei ole välttämättä tehokkain tapa. Mikäli käyttää samaa taajuutta energian- ja datan siirtoon, voi virheitä syntyä enemmän kuin järjestelmissä, jotka tekevät ne eri taajuuksilla. Useamman taajuuden käyttö vaatii kuitenkin suunnitelmallisuutta, jotta energian kerääminen, tiedon vastaanotto ja lähetys, muuntotehokkuus sekä tiedonsiirron laatu saadaan optimaaliseksi. Esimerkiksi järjestelmä, joka ensin kerää tarvitsemansa energian ja käyttää sen sitten tiedon lähetykseen, pystyy toteuttamaan tällaisen tehtävän. Haasteena on, että tehokasta tiedonsiirtoa on vaikeaa tehdä yhdellä antennilla, mutta toinen antenni kasvattaa piirin kokoa. Erilaisilla kellokytkimillä tai tehonjaottimilla voidaan eritellä tiedon- ja energiansiirtokaistat, mutta tälläkin on omat hyvät ja huonot puolensa. [2] Nämä rakenteet lisäävät piirin kokoa ja monimutkaisuutta. Tällaiset rakenteet tulee suunnitella tarkoin, että laite toimii sen tarkoitustussa ympäristössä.

Kuvassa 1 on Uzunin ehdottama malli RF-signaalin keräämiselle. Se koostuu kolmesta osasta: impedanssinsovitussuunnitelmasta, kaskadista, joka toimii myös tasasuuntaajana, sekä vastuksesta, joka kuvaa laitetta, jolle kerätty energia syötetään. Impedanssinsovitussuunnitelma pohjautuu maksimi voimansiirron teoreemaan, jonka mukaan suurimman siirtotehon saa, kun lähdeimpedanssi on yhtä suuri kuorman impedanssin kanssa. Suunnitteleamalla oikeanlainen RLC-resonaattori, voidaan suunnitella taajuusalue, jolla laite toimii kaikkein parhaiten. Kuvan 1 piirin impedanssi riippuu tulotehotasosta ja -taajuudesta, joten tämän resonaattoriosan tarkoitus on arvioida käyttötaajuutta ja lähetystehoa. Kuvassa 1 on käytetty L-tyypin impedanssinsovitussuunnitelmaa, joka koostuu ohituskondensaattorista ja käämistä. Koska RF-taajuus on aalto, on piiriin siirtynyt energia vaihtovirtaa. Siksi tarvitaan tasasuuntaaja, joka muuttaa vaihtovirran tasavirraksi. Lisäksi radioaaltojen amplitudi on pieni, joten niitä keräävien järjestelmien tulee käyttää jonkinlaista kaskadia (jännitekerääjää). Uzun käytti Schottky-diodeja ja teki niiden avulla Dickinsonin kaskadia. Diodien pitää kytä nopeaan kytkentään, sekä pieneen läpivirtaan ja rajapinnan kapasitanssiin. Tällä koejärjestelyillä pystyttiin rakentamaan piiri, joka toimi 900 MHz taajuudella riittävän hyvin pienitehoisille laitteille. [4]



Kuva 1. Esimerkki RF-toimisesta järjestelmästä [4]

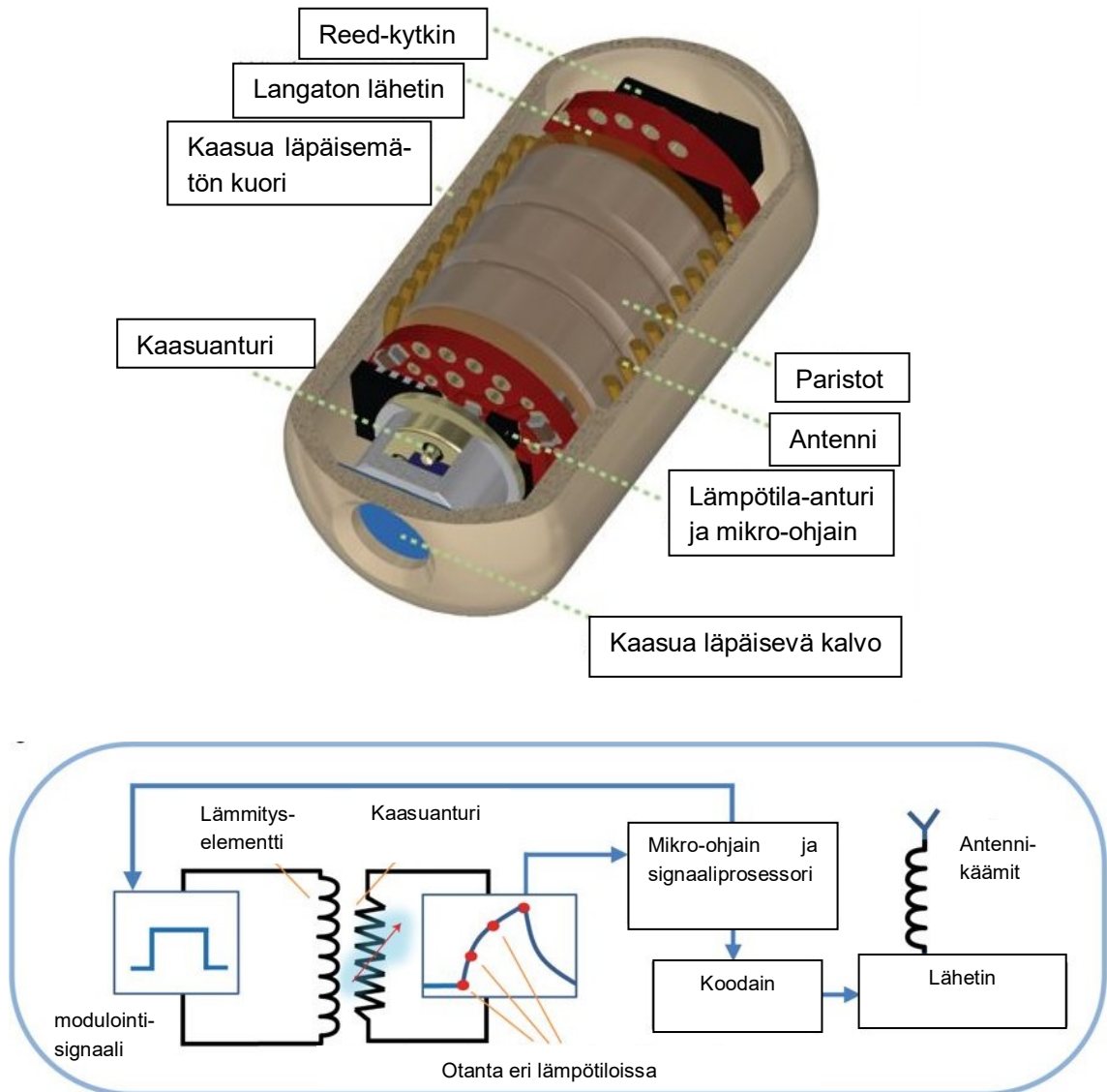
Puhuttaessa laitteista, jotka keräävät ja lähettävät tietoa sen käyttäjästä, täytyy myös tuoda esiin sen tietoturvasäilytyksen aspekti. Potilastiedot ovat luottamuksellisia, eikä siihen saa päästä käsiksi muut kuin käyttäjä itse ja mahdollisesti hoitava henkilökunta. Kun antennit lähettävät tietoja, niitä voi mahdollisesti kaapata, ellei tiedonsiirto ole suojattua tai muutoin tehty vaikeaksi lukea. Syöttämällä melua signaaliin, vähentämällä lähetystehoja tai muodostamalla suojattuja linkkejä voidaan pienentää riskejä, mutta kaikissa järjestelmissä näiden toteutus ei ole mahdollista. Siksi on tärkeää suunnitella laite siten, että mahdolliset salakuuntelijat eivät pääse käsiksi henkilökohtaiseen tietoon, jota laite lähettää. [2]

2.3 Langattomien elektronisten implanttien sovellukset

Radioliikenne ja radioaallot eivät ole uusi ilmiö ja siitä löytyykin useita jo hyödyllisiksi todettuja varsinaisia ja mahdollisia sovelluksia implanteissa. Jo käytettyjä sovelluksia ovat esimerkiksi sisäkorvaimplantit, jotka auttavat heikkokuuloisia kuulemaan paremmin. Lisäksi Parkinsonin taudista kärsiville voidaan asentaa syväaivostimulaattori (DBS), joka parantaa heidän elämänlaatua huomattavasti. Mahdollisia muita sovelluksia on esimerkiksi aivon ja tietokoneen väliset liitännät (BMI), implantoidut lääkkeenannostelijat tai implantoidut defibrillaattorit. [5, s. 489 ja 451–534] Biohakkerit ovat myös tarttuneet tilaisuuteen ja hyödyntäneet tekniikkaa esimerkiksi erilaisten RFID-implanttien muodossa, tehden elektronisia avaimia lukkoihin tai lisäturvaksi virtuaalivaluutalle.

Royal Melbourne Institute of Technologyssa Kalantar-Zadehin työryhmän luoma laite, joka on ollut vuoden 2018 alkuvuodesta lähtien pilottivaiheessa, soveltaa langatonta tekniikkaa suolistotutkimuksiin käyttämällä sitä elektronisessa pillerissä. Tämä pilleri sisältää pienen kaasua läpäisevän kalvon, jonka avulla laite tutkii suoliston kaasuja, kuten vetyä. Pillerin rakenne on nähtävissä kuvassa 2. Erilaiset mikrobit luovat omanlaisen kaasujälkensä ja tätä tutkimalla voidaan päätellä mitä mikrobeja on suolistossa ja miten ne toimivat. Laitteen hyötynä on kyky saada sijaintikohtaista tietoa suoliston mikrobeista.

Tätä laitetta voidaan käyttää mm. laktoosi-intoleranssin tai ohutsuolen bakteerien liikakasvun (SIBO) diagnoosin parantamiseen. Lääkäreiden mukaan tämä työkalu voi toimia vaihtoehtona esimerkiksi kolonoskopiaalle tietyissä tilanteissa. [7, 8]



Kuva 2. Kalantar-Zadehin elektronisen pillerin 3d-läpileikkausmalli ja kaavio [8]

Yhdysvalloissa Second Sight on luonut RF-tekniikkaa hyödyntävän bionisen silmän, jonka avulla kyetään palauttamaan kyky havaita valoa verkkokalvorappeumasta aiheutu-neissa sokeuksissa. Laitteessa on kolme osaa: silmälasit, prosessori, sekä implantoitava elektrodijärjestelmä. Tavallisten silmälasien tapaan käytettävissä silmälasissa on liitet-tynä kamera ja lähetin. Kamera kuvaa ympäristöä ja lähettää tiedon tältä prosessorille,

joka on erillinen kannettava laite, joka on kytketty laseihin kaapelin avulla. Prosessori käsittelee kameralta saatavan tiedon ja lähettää sen takaisin lasien lähettimelle, joka lähettää tiedon silmään implantoidulle elektrodijärjestelmälle. Kirurgisesti verkkokalvolle asennettu implantti sisältää vastaanottimen ja elektrodit. Implantin elektrodit stimuloivat silmän hermosoluja sen vastaanottaman signaalin mukaisesti ja potilas voi näin havaita karkeita muotoja sekä erottaa tumman värin vaaleasta. [9, 10]

Biohakkerit ovat myös kiinnostuneet RF-tekniikan käytöstä ja esimerkiksi Dangerous Things tarjoaa erilaisia implantoitavia RFID- ja NFC-tekniikkaan perustuvia implantteja. Nämä tarjoavat mahdollisuuden implantoida vaikkapa digitaalisen avaimen käteen, jota voi käyttää lisäturvana vaikkapa maksuissa tai sitä voi käyttää tunnistena laitteille. [11] Täytyy kuitenkin muistaa, että biohakkerit eivät välttämättä noudata kansainvälisiä standardeja ja laitteet eivät ole täysin riskittömiä käyttää. Siksi tällaisia laitteita ovat vain rajoitetusti saatavilla. Tämä tekniikka, vaikka onkin käytännöllinen monella tavalla, ei ehkä käyttömukavuutensa takia ole varteenotettava vaihtoehto, sillä tunnisteen voi sijoittaa myös muualle, kuten korttiin. On tosin mielenkiintoista nähdä, mitä tavalliset ihmiset olemassa olevilla saavat aikaiseksi, sillä biohakkerit pystyvät monesti innovatiivisiin ratkaisuihin.

3. MATERIAALIT

Piiriarkkitehtuurin lisäksi tulee valita implantoitavan langattoman laitteen käyttöön sopivat materiaalit. Esimerkiksi substraatti, jolle piiri rakennetaan, toimii kuten konventionaalisessa elektroniikassa alustana, joka pitää komponentin tietyllä tasolla ja paikallaan. Tämän levyn tulee olla ohut, monesti elastinen ja riittävän kestävä mekaaniselle rasitukselle, jolle se altistuu kohteessaan. Hyvä substraatti on myös helposti käsiteltävää ja kestää useampia valmistusmenetelmiä, kuten erilaisia tulostustekniikoita, ja on edullinen kustannuksiltaan. Lisäksi kehossa toimiva virtapiiri tulee eristää muusta ympäristöstä, jotta laite ei häiriinny tai kudokseen tule vaurioita. Eristävän materiaalin tulee suojella piiriä kehon ympäristöltä, joka haittaa piirin toimintaa. Toisaalta voidaan myös suunnitella biohajoavia ratkaisuja, jolloin eristävä materiaali kestää kehon ympäristöä tietyn aikaa ja sitten hajoaa. Biohajoavissa laitteissa eristävän materiaalin huokoisuus, reaktiivisuus veden kanssa, kerrokset ja paksuus vaikuttavat hajoamisaikaan. Implantoitaessa laite kehoon vain uloin pinta on kosketuksessa kudoksen kanssa. Siksi on tärkeää, että valittu materiaali tuottaa vain haluttuja reaktioita.

Laitetta suunniteltaessa on tärkeää valita laitteen käyttötarkoitusta vastaavat materiaalit. Esimerkiksi perinteiset, jo pitkään käytössä olleet metallit, kuten ruostumaton teräs tai kulta, ovat hyviä johtimia ja niitä voidaan käyttää implanteissa moneen eri sovellukseen, mutta esimerkiksi tällä vuosituhanella on tutkittu erilaisia biohajoavia metalleja, jotka antavat jälleen uuden ominaisuuden lääkinnälliselle laitteelle: absorptio [12]. Sen sijaan, että laitteita poistettaisiin kirurgisesti, voidaan laite suunnitella itsestään hajoavaksi, jolloin mahdollisesti komplikaatiolle altistavaa toista operaatiota ei tarvita. Yhdistettynä langattomaan tekniikkaan biohajoavista materiaaleista rakennetut laitteet eivät tarvitse myöskään ihon läpi kulkevia johtoja, jotka voivat myös olla infektioriski [1].

Tässä luvussa esitellään langattomissa laitteissa käytettyjä tai tutkittuja materiaaleja ja niiden ominaisuuksia sekä kunkin materiaalin mahdollisia käyttökohteita. Materiaaleissa keskitytään RF-laitteiden näkökulmasta olennaisiin ominaisuuksiin. Pääpaino esitettävillä materiaaleilla on biohajoavissa materiaaleissa, mutta vertailun vuoksi esitellään myös muutamia biohajoamattomia ratkaisuja.

3.1 Metallit

Implantoitavissa laitteissa metalleja on käytetty kauan esimerkiksi ruuveina, hammaspaikkoina ja levyinä. Metallit ovat usein biohajoamattomia, mutta uudet tutkimukset tarkastelevat metallien hajoamista biologisessa ympäristössä. Tarkoituksena on luoda väliaikaiselektroniikkaa, joka absorboituu suunnitellun käyttöjakson päätteeksi. Ihmiske-

hossa on valmiiksi metalleja, joista eniten esiintyy rautaa, sinkkiä, magnesiumia, kalsiumia ja mangaania. Näillä metalleilla on havaittu olevan biohajoavia ominaisuuksia, ja keholla on keinoja käsitellä tiettyjä määriä kyseisiä metalleja luonnostaan. [12] Monista biohajoavista metalleista on vielä vähän tutkimuksia, joten tulevaisuudessa saatetaan kehittää lisää biohajoavia metalleja.

Magnesium on biohajoavista metalleista ehkäpä tutkituin. Langattomissa implanteissa käyttökohteita magnesiumilla ja magnesiumseoksilla ovat johtimet, RLC-resonaattorit tai elektrodit [6, 13]. Yleisesti magnesium on nopeasti liukeneva sekä turvallinen metalli. Magnesium on hyvä vaihtoehto biohajoavassa piirissä, mutta sen kääntöpuolena on sen epäpuhtaudet, joiden läsnäolo jo pienissä määrin vaikuttaa sen hajoamisnopeuteen ja mekaanisiin ominaisuuksiin, kuten myötölujuuteen. Pahimmassa tapauksessa epäpuhtaudet voivat aiheuttaa myös toksisia reaktioita. Erittäin puhtaasta magnesiumista puhuttaessa tarkoitetaan metallia, jonka epäpuhtaudet, kuten rauta ja alumiini, ovat alle 0,005 paino-%. Magnesiumin hajoamisnopeus vaihtelee välillä 0,05–0,5 $\mu\text{m}/\text{h}$ kehon nestettä simuloivassa liuoksessa ja ruumiinlämpötilassa tehden siitä nopeasti liukenevan metallin. [13]

Magnesium ei metalliksi ole kuitenkaan kovin vankkaa ja sen myötölujuudeksi Zheng et al. ilmoittavat noin 100 MPa riippuen valmistustavasta. Tämän vuoksi voi olla tarpeellista tutkia magnesiumin erilaisia seoksia, jotka vaikuttavat mekaanisiin ominaisuuksiin ja hajoamisnopeuteen. Magnesium–strontium- tai magnesium–kalsium-seosten on havaittu parantavan mekaanisia ominaisuuksia puhtaaseen magnesiumiin verrattuna. Hajoamisnopeudeksi Mg–1Ca–0,55Sr-seoksella on mitattu 0,17 $\mu\text{m}/\text{h}$ suolaliuoksessa. Jos seoksessa on sekä strontiumia että kalsiumia, seoksesta voi tulla haurasta sisäisesti muodostuneiden eri faasien takia. [12] Myös sinkki toimii hyvänä seoksen ainesosana. Sinkki on yhteensopiva monien muiden metallien kanssa, joiden avulla pystytään säätämään seoksen ominaisuuksia. Tällaisia metalleja ovat zirkonium, alumiini, mangaani ja yttrium. Esimerkiksi Boutry et al. käyttivät työssään [6] yhtenä RLC-resonaattorin materiaalina Mg–2Y–1Zn–0,25Ca–0,15Mn-seosta, jota vertailtiin muihin seoksiin. Tutkimuksessa testatuista materiaaleista havaittiin, että biohajoavan RLC-resonaattorin valmistusmateriaaliksi sopivimmat olivat magnesium ja magnesiumin seokset.

Magnesiumia pystytään työstämään monilla perinteisillä tavoilla, kuten jyrsimellä ja laserleikkurilla. Lisäksi magnesiumia voidaan työstää lukuisilla kemiallisilla menetelmillä, kuten sähköpinnoitusmenetelmällä. Kliinisissä kokeissa on käytetty useita magnesiumipohjaisista seoksista tehtyjä stenttejä ja niiden tuloksena ei ole havaittu magnesiumista johtuvia komplikaatioita. Eläinkokeissa, joissa mitattiin magnesium-stenttien hajoamisaikaa, kesti kolmesta viiteen kuukautta, kunnes stentti oli hajonnut. Hwang et al. käyttivät kokeessaan magnesiumista rakennettua 5–50 μm paksua antennia, jossa tutkittiin laitteen hajoamista. Kokeessa käytetty laite, joka oli päällystetty silkillä, hajosi silkin mukana kahdessa tunnissa. [14]

Rauta on pitkään ollut lääkinällisessä käytössä, pääasiassa teräksen muodossa, mutta puhdas rauta ja tietyt raudan seokset ovat luonnostaan biohajoavia metalleja. Magnesiumiin verrattuna raudalla on huomattavasti paremmat mekaaniset ominaisuudet, mutta raudan huonoja puolia ovat sen reaktiivisuus magneettien kanssa, mikä rajaa pois MRI-kuvauslaitteiden käytön, sekä todella hidas hajoamisnopeus. Eläinkokeissa käytetyt raudastentit kestivät 6–12 kuukautta ennen implantin rakenteen hajoamista. Raudasta voidaan saada kuitenkin nopeammin hajoavia yhdisteitä käyttämällä seoksissa mangaania. Mangaanilla saadaan raudasta myös mekaanisesti vahvempaa oikeilla seoksilla. Muita ehdotettuja raudan kanssa sopivia alkuaineita ovat koboltti, volframi, hiili ja rikki, mutta näistä aineista valmistettujen seosten sopivuutta ihmiskehoon ei vielä ole täysin kartoitettu. [12]

Zheng et al. raportoivat artikkelissaan [12] myös muista biohajoavista metalleista. Yksi näistä on sinkki, jota on käytetty sinkkipohjaisissa seoksissa, yleensä magnesiumin kanssa. Puhtaaseen magnesiumiin verrattuna seoksen mekaaniset ominaisuudet eivät ole merkittävästi parempia, mutta sinkin avulla voidaan hidastaa hajoamisnopeutta. Volframi on myös biohajoava metalli, mutta se on sytotoksinen suurilla konsentraatioilla, joten suuria määriä ei voida käyttää. Vaikka monilla muilla metalleilla on kyky hajota ihmiskehossa, ei niitä laajamittaisesti käytetä, koska niistä ei ole vielä paljoa tietoa, tai ne ovat ominaisuuksiltaan epäsoivia.

Kun puhutaan metalleista ei voida sivuuttaa myöskään ei-hajoavia metalleja, jotka ovat todistetusti laadukkaita, turvallisia ja monesti myös edullisia vaihtoehtoja. Mikäli laitetta ei ole suunniteltu hajoamaan kehossa, materiaaleina voitaisiin käyttää lääketieteeseen tarkoitettua ruostumatonta terästä, kobolttia, kromia, titaania tai jalometalleja, kuten kulta, hopea ja palladium. Etenkin jalometallit ovat erittäin hyviä johtimia, mutta ovat yleisesti kalliita käyttää. Ruostumaton teräs on kuitenkin helpoiten saatavilla, sillä on erinomaiset mekaaniset ominaisuudet ja sitä pystytään työstämään monella tavalla. [15] Mueller et al. käyttää työssään polymeeriä, johon oli liitetty haihduttamalla platinaa ja kulta. Tätä voidaan käyttää mikroelektrokortikografi-laitteessa (EcoG), joka on tarkoitettu aivojen signaalien tarkkailuun, jossa kyseiset materiaalit toimivat erinomaisesti. [16]

3.2 Puolijohtimet

Nykyaikaisen elektroniikan pohjana toimivat puolijohtimet, joita käytetään transistoreissa ja diodeissa, jotka ovat olennainen myös RF-laitteita [14]. Puolijohteiden ominaisuudet perustuvat niiden elektronirakenteeseen. Niiden ulkokuorella on neljä elektronia ja ne ovat noin 1 eV päässä johtovyöstä, ts. tarvitaan 1 eV energiaa elektronin siirtämiseen yhdeltä atomilta seuraavalle. Tämä energia on huomattavasti pienempi kuin eristeillä, joiden johtamiseen tarvitsema energia on >5 eV, ja suurempi kuin johtimilla, joilla elektronin siirtymiseen tarvittava energia on lähes 0 eV. Toisin sanoen puolijohteet johtavat huomattavasti huonommin kuin johteet, mutta eivät ole täysin eristeitä. Puolijohteiden johtavuutta voidaan lisäksi muokata lisäämällä niihin epäpuhtauksia, kuten fosforia tai arseenia tehtäessä n-

tyypin ja booria tai galliumia tehtäessä p-tyypin materiaalia. N-tyypin puolijohteessa on suhteellinen negatiivinen varaus seostusaineen ylimääräisen valenssielektronin takia ja p-tyypissä taas aukkoja puuttuvan valenssielektronin takia. Nämä ovat perusta monelle elektroniikan komponentille ja esimerkiksi yksinkertainen diodi saadaan liittämällä n- ja p-tyypin aineet yhteen. Tällöin näiden aineiden rajapintaan muodostuu sähkökenttä, kun p-tyypin aukkojen positiivinen varaus muodostuu n-tyypin aineen puolelle ja negatiivinen p-tyypin aineen puolelle. Tästä johtuen negatiivisen jännitteen muodostuessa p-tyypin materiaalin puolelle, ei virta pysty ylittämään rajapinnan sähkökenttää. Tilanteen ollessa päinvastainen jännite kulkee läpi. Puolijohteen resistiivisyyttä voidaan myös muokata lämmöllä, sähkövirralla tai vaikkapa valolla. Esimerkiksi virran tai lämmön kasvaessa, puolijohteen resistiivisyys pienenee, päinvastoin kuin johtimilla. Nämä ominaisuudet antavat puolijohteille lukuisia eri käyttökohteita, kuten esimerkiksi valoon tai lämpöön reagoivia laitteita. [17, s. 7–17]

Puolijohteisiin voidaan tuoda epäpuhtaudet diffuusiolla korkeassa lämpötilassa tai hiukkaskiihdyttimien avulla. Diffuusio voidaan tehdä lyhyissä sykleissä tai tasaisena diffuusiona. Tasaisessa diffuusiosta nimensä mukaisesti voidaan ajasta ja seostusaineen määrästä riippuen tehdä erilaisia profiileja materiaaleihin ja kaksivaiheisessa rajoitetussa diffuusiosta lyhyen alun jälkeen tehdään vielä toinen sykli, jolla pakotetaan epäpuhtauden aiheuttava aine puolijohteeseen. Kolmas tapa tuoda epäpuhtaus puolijohteeseen on käyttämällä ionikiihdytintä, missä haluttu aine ammutaan hiukkaskiihdyttimellä puolijohteeseen. Käyttämällä eri tasoisia energioita ja määrittelemällä puolijohteeseen tuotavien aineiden hajontaa, kyetään tekemään tarkasti määriteltyjä alueita puolijohteeseen. Näin muodostuneiden materiaalien avulla voidaan rakentaa korkeamman tason komponentteja. [18, s.195–210]

Elektroniikassa eniten käytetty puolijohde on pii, jolla on myös kyky hajota vedessä. Kokeissa fosfaatilla puskuroidussa suolaliuoksessa pii hajoaa piitetrahydroksidiksi 4,5 nm/päivä ruumiinlämmössä (37 °C) ja tavanomaisessa transistorissa käytetty pii liukenee hyvin pieniinkin tilavuuksiin [19]. Piillä on havaittu toksisia vaikutuksia rotissa suurilla (2000 mg/kg) annoksilla ruoan kautta nautittuna, mutta myös vastakkaisia tuloksia ollaan saatu eläinkokeissa [20]. Usein implantoitavissa laitteissa käytetään huomattavasti pienempiä määriä, jolloin haitalliset vaikutukset ovat rajoitetumpia [14, 21, 22]. Piillä on useita käyttökohteita, mutta biohajoavissa implantoitavissa piireissä se esiintyy pääasiassa yksikiteisenä piinanokalvona (SiNM), jonka ansiosta pystytään rakentamaan ohuita, taipuisia, tasomaisia piirejä ja ennen kaikkea laadukkaita puolijohdelaitteita. Tätä kalvoa muokkaamalla pystytään luomaan piistä erilaisia metallioksidikanavatransistoreita (MOSFET). Esimerkiksi Hwang et al. käyttivät työssään fosforia 950 °C:ssa ja booria 1050 °C:ssa luodakseen p-tyypin transistoreita, joista pystyttiin rakentamaan biohajoavia CMOS logiikkapiirejä ja diodeja. [14] Yu et al. raportoivat artikkelissaan aivokuoren reaalitodellisuuden sähköisen toiminnan kartoittamisesta käyttämällä biohajoavia SiNM-elektrodeja. Eläinkokeissa elektrodeja vertailtiin kaupalliseen EcoG-laitteeseen ja koejakson

aikana molemmat elektrodit antoivat samanlaisen signaalin, josta pystyttiin tarkkailemaan aivojen sähköistä toimintaa. Noin kuukauden jälkeen biohajoava elektrodi hajosi. Artikkelissa ehdotetaan, että kyseisestä materiaalista valmistettua laitetta voitaisiin käyttää vaikkapa epilepsiapotilailla tai vaikka postoperatiivisessa verenkierron tarkkailussa. MOSFETeille annetaan usein laadun merkinä mobiliteetti ja I_{on}/I_{off} -suhde. Mobiliteetti kuvaa nopeutta, jolla virta kulkee laitteen läpi ja mitä suurempi, sen nopeammin virta kulkee. I_{on}/I_{off} -suhde kuvaa puolijohdelaitteen on- ja off-tiloissa läpi kulkevien virtojen suhdetta. Raportoituja mobiliteetteja ja I_{on}/I_{off} -suhteita biohajoaville MOSFETeille on mm $560 \text{ cm}^2/\text{V}\cdot\text{s}$ ja 10^5 [19] sekä $400 \text{ cm}^2/\text{V}\cdot\text{s}$ ja 10^8 . [23]

Puolijohteita on kuitenkin enemmänkin kuin pelkkä pii. Piin jälkeen eniten huomiota on kohdistunut germaniumiin. Germaniumista valmistetuilla diodeilla on pienempi jännitekyky virran läpäisyyn. Lisäksi virta on paljon suurempi germanium-diodeilla jo pienillä jännitteillä, mutta germanium toimii huonommin korkeammilla lämpötiloilla ja lisäksi vuotaa virtaa piitä enemmän [17, s.15–17]. Näistä syistä germanium on jäänyt taka-alalle tutkimuksissa, mutta germaniumilla on silti kyky hajota elävässä ympäristössä. Kang et al. testasivat germaniumin ja piin hajoamisnopeuksia $37 \text{ }^\circ\text{C}$:ssa 7,4 pH puskuriliuoksessa. Kokeissa käytettiin osakiteistä ja amorfista piitä, germaniumia, sekä SiGe-seosta. Testattu germanium sekä pii hajosivat nopeiten, mutta SiGe-seos hajosi huomattavasti hitaammin nopeudella 0,1 nm/päivä, joka on noin 30 kertaa hitaampi kokeessa käytettyyn osakiteiseen piihin verrattuna. Kang et al. totesivat kokeidensa perusteella käyttämänsä materiaalit biohyteensopiviksi, jonka perusteella germaniumilla voi olla sovellusmahdollisuuksia tulevaisuudessa implantoitavassa biohajoavassa elektroniikassa. [22]

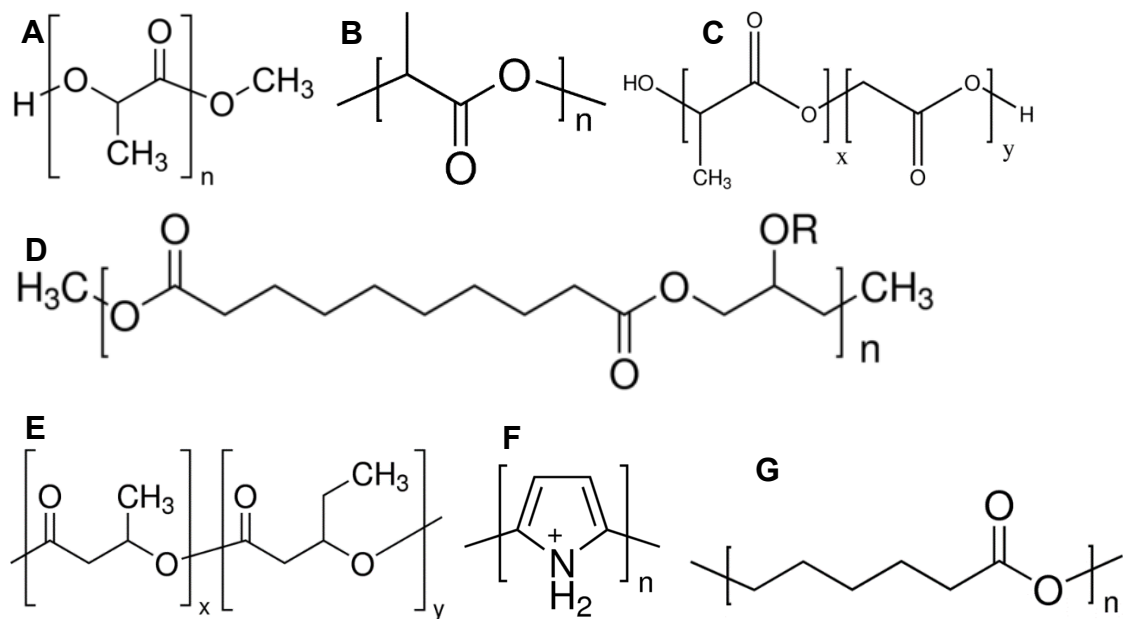
Alkuaineiden lisäksi on olemassa myös erilaisia yhdisteitä, joilla on puolijohteen ominaisuuksia. Tällaisia yhdisteitä ovat monet orgaaniset yhdisteet ja niitä on käytetty laajasti moneen eri tarkoitukseen ja voivat olla tulevaisuudessa osana RFID teknologiaa [24]. Esimerkiksi Takimiya et al. kertoo artikkelissaan erilaisista tioasetoni-pohjaisista orgaanisista puolijohdeista. Kokeissa testattiin myös erilaisia orgaanisia kanavatransistoreita (OFET) ja useimpien yhdisteiden mobiliteetit jäivät alle $5 \text{ cm}^2/\text{V}\cdot\text{s}$, joka on piistä valmistettuihin MOSFETeihin verrattuna paljon pienempi. Orgaanisten yhdisteiden kirjo osoittaa kuitenkin sen, että mahdollisuuksia on erittäin paljon ja etenkin, kun opitaan ymmärtämään enemmän elektronin siirtoketjun toimintaa, saadaan valmistettua tehokkaampia orgaanisia puolijohdelaitteita. [25]

3.3 Polymeerit

Elävään ympäristöön suunnitellulla elektroniikalla täytyy johdin- ja puolijohdemateriaalien lisäksi olla eristävä elementti estämässä oikosulkuja ja hallitsemassa laitteen ha-

joamisnopeutta. Elektroniikassa tarvitaan myös piirilevy, jonka päälle laite voidaan rakentaa. Tähän on haettu ratkaisua erilaisista polymeereistä. Polymeerien hyviä puolia ovat hyvä sopivuus elävään ympäristöön ja lähes rajaton ominaisuuksien räätälöintimahdollisuus. Erilaisia tähän tarkoitukseen käytettyjä polymeerejä ovat esimerkiksi polylaktidi (PLA), poly(laktidi-ko-glykolidi) (PLGA) ja silkki. Tässä kappaleessa esiintyviä polymeerejä on nähtävissä kuvassa 3.

Vaikka suurin osa polymeereistä on erittäin heikkoja johdinmateriaaleja, pystyy osa kuitenkin johtamaan sähköä. Tällaisia polymeerejä ovat mm. polypyrroli, polyasetyleeni ja polyfluoreeni [26]. Näiden käyttö on kuitenkin hyvin vähäistä, sillä kuten Boutry et al. toteaa, heikomman johtavuutensa vuoksi polypyrrolista (PPy) tehdyt RLC-resonaattorit eivät pääse metallisten tasolle, mutta uusia polymeerejä ja valmistustapoja kehitetään, jotta polymeerit voisivat tulevaisuudessa olla varteenotettava materiaaliveikko [6]. Tässä työssä kuitenkin ei tämän enempää puhuta johtavista polymeereistä, koska ne eivät ole biohajoavia ja koska niiden käyttö on vähäistä.



Kuva 3. Polymeerien rakennekaavoja (A) PLA, (B) poly(-L-laktidi) (PLLA), (C) PLGA, (D) polyglyseroli sebasaatti (PGS), (E) polyhydroksi butaraatti-ko-3-hydroksivaleriaanihappo (PHBV tai PHB/PHV), (F) Polypyrroli (PPy), (G) polykaprolaktoni (PCL)[27]

RF-implanteissa eristeillä on kaksi vaatimusta: kyky eristää piiri kehosta ja olla turvallinen materiaali käyttää. Kestomuovit, kuten polyetyleenitereftalaatti (PET) ja polyimidit (PI), ovat tässä suhteessa hyviä. Ne ovat lähes inerttejä ja turvallisia kehon ympäristössä, sekä toimivat hyvin eristeenä johtimissa. Ongelmana on, että pidempiaikaisessa käytössä

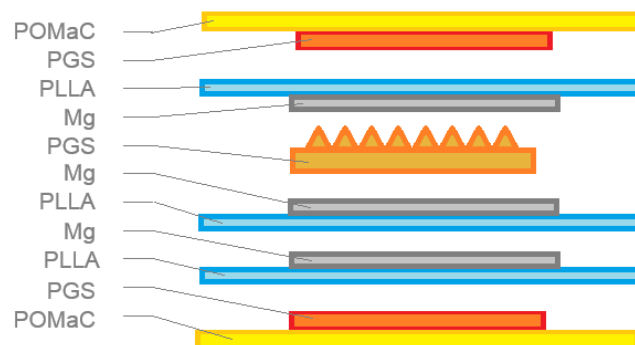
muovien kertyminen saattaa olla haitallista ja öljypohjaiset materiaalit eivät ole ympäristöystävällisiä. Biohajoavilla muoveilla ei ole tätä ongelmaa, sillä ne hajoavat veden tai entsyymien vaikutuksesta luontaisiksi yhdisteiksi ja palaavat takaisin luonnon kiertokulkuun. Polymeerejä käytetään esimerkiksi paineantureissa eristeenä [28] tai substraatteina [29]. Koska polymeerejä on useita ja lisää kehitetään jatkuvasti, keskitytään tässä työssä eniten käytettyihin biohajoaviin polymeereihin, sillä muiden polymeerien toimintaperiaate eristeenä on sama. Erot näkyvät lähinnä hajoamisnopeuksissa ja mekaanisissa ominaisuuksissa.

Hwang et al. esittelevät substraattimateriaaleina PLGA:n, PLA:n ja PCL:n, joista PLGA ja PLA ovat selvästi eniten esiintyviä biohajoavia muoveja. PLGA on siis polylaktidin ja polyglykolidin (PGA) kopolymeeri. Säättämällä näiden kahden monomeerin suhdetta ja sijoittelua ketjussa, voidaan hallita materiaalin hajoamiskinetiikkaa. Laktidista ja glykolidista voidaan tehdä useita erilaisia PLGA-kopolymeerejä, joka tekee PLGA:sta suosittu vaihtoehdon biohajoavan implantin materiaaliksi. Toinen syy materiaalien suosiolle on tietysti valmiiksi hyväksytty käyttö Euroopan ja Yhdysvaltain markkinoilla. Hwang et al. käyttävät työssään useita biohajoavia polymeerejä virtapiirin substraattina. Tässä työssä käytetyt materiaalit valittiin niiden pinnan tarttuvuuden takia, sillä siirrettäessä tulostettua piiriä tai laitetta substraatille, tarvitaan pinta joka on tahmea. Tutkimuksessa PLGA toimi tässä suhteessa hyvin. PLGA:lle on kuitenkin ominaista, että joutuessaan vesiympäristöön, se paisuu ja sitoo nestettä itseensä. Tästä johtuen substraatti paisui ja tämä saattaa johtaa laitteen ennenaikaiseen hajoamiseen. Tämän estämiseksi työssä esitetään käytettävän paksuja aktiivisia kerroksia (magnesium, pii, pioksidi) ja ohuita substraattikerroksia (10 µm). Substraatin paisumista ensimmäisten päivien aikana voidaan myös säätää pienentämällä polymeeriketjujen pituutta, sekä laktidin ja glykolidin suhdetta. [29]

PLA:lla tai erityisesti PLLA:lla voidaan saada myös pietsosähköisiä ominaisuuksia oikealla käsittelyllä. Näistä ominaisuuksista ja valmistustavoista kerrotaan Curry et al. artikkelissa, missä esiteltiin biohajoava pietsosähköinen anturi, joka hyödyntää PLLA:ta. Pietsosähköiset laitteet muuttavat siihen kohdistuneen mekaanisen voiman sähköksi ja tällaisia laitteita voidaan käyttää vaikkapa kranaalisen paineen tarkkailuun ja lukuisiin muihin tarkoituksiin. Pietsosähköisyys PLLA:ssa syntyy hiilen ja hapen välisestä kaksoissidoksesta. Normaalissa tilanteessa polymeeriketju ei ole polaarinen, mutta taipuessaan, siihen syntyy tasoissa polarisoituneita kohtia, jonka avulla saadaan sähkövirtaa. Pietsoelektrinen vakio kertoo kuinka polarisoituvaa materiaali on suhteessa siihen kohdistuneeseen voimaan ja toimii tietynlaisena mittatikkuna. PLLA:lla on pienempi pietsoelektrinen vakio verrattuna polyvinylideeni fluoridiin (PVDF) tai lyijy-zirkonaatti-titanaattiin (PZT), jotka ovat tyypillisempiä materiaaleja tähän käyttöön. PLLA:lla on kuitenkin parempi muuntotehokkuus kuin PVDF:llä. PLLA:n pietsosähköinen ominaisuus riippuu sen hiiliketjussa olevan happiatomien orientaatiosta, joten PLLA-kerroksia lisäämällä voidaan päästä vielä parempiin tehokkuuksiin. Valmistustavalla, kuten lämpökäsittelyllä ja veny-

tyksellä, on myös vaikutus tuotteen ominaisuuksiin. Curry et al. käyttivät työssään lämpöprässä ja mekaanista venytystä 90 °C:ssa. Näin valmistettuja antureita testattiin ja laitteet pystyivät jopa neljän päivän PBS-liotuksen 37 °C:ssa jälkeen suoriutumaan luotettavasti. Koska PZT ja PVDF sisältävät joko myrkyllisiä elementtejä tai ovat luonnostaan hajoamattomia, tarjoaa PLLA vaihtoehdon pietsosähköisille lääkinällisille laitteille, sillä PLLA on jo valmiiksi FDA:n hyväksymä materiaali lääkinälliseen käyttöön. [30]

Boutry et al. kertovat artikkelissaan uudesta biohajoavasta paineanturista, jota voitaisiin käyttää ortopedisiin tarkoituksiin, kuten jänneleikkausten post-operatiiviseen tarkkailuun, tai sydämen toiminnan monitorointiin. Anturin rakenne ja käytetyt materiaalit voi nähdä kuvasta 4. Tässä laitteessa käytetään laminoituja kerroksia, joka koostuu poly(oktametyleeni maleaatti (anhydridi) sitraattista) (POMaC), PLLA:sta ja polyglyseroli-sebasaatista (PGS). POMaC toimii eristeenä, sekä kykenee venymään muotoon muistuttaen mekaanisilta ominaisuuksiltaan monia pehmytkudoksia. PGS taas toimii elastomeerinä sekä eristeenä anturien välissä. Näillä materiaalivalinnoilla Boutry et al. pystyivät rakentamaan tuhansia syklejä kestäviä, biohajoavia ja nopeatoimisia antureita. Laitteet ovat herkkiä etenkin matalalla painealueella, sillä yleensä väliaineena on toiminut ilma. Vaikka ilma on kätevä ja halpa väliaineena, se kärsii huonosta herkkyydestä tietyillä painealueilla. [31]



Kuva 4. Biohajoavan paine- ja venymäanturin kerrosten materiaalit ja koostumus [31]

Hiileen pohjautuvia polymeerejä on lukuisia ja lisää kehitetään alati, mutta yksi paljon biohajoavissa elektronisissa laitteissa käytetty polymeeri pohjautuu luonnossa esiintyvään proteiinikuituun silkkiin. Kuidun rakenneosat (silkkiproteiini) koostuvat pienemmistä rakenneosista (aminohapoista). Silkillä on hyvä mekaaninen kestävyys, erittäin hyvä bioyhteensopivuus ja kyky hajota biologisessa ympäristössä, mikä tekee siitä käytökelpoisen materiaalin moneen eri tarkoitukseen. [32]

Artikkelissaan Brenckle et al. [32] esittelevät artikkelissaan silkin ominaisuuksia ja lukuisia käyttökohteita. Silkkiä voidaan käyttää substraattina, diffuusioesteena ja lisäksi silkki on osoittautunut lupaavaksi materiaaliksi optiikassa sekä lääkevalmistuksessa. Silkin erinomaisten mekaanisten ominaisuuksien, biohajoavuuden ja bioyhteensopivuutensa

vuoksi silkki on artikkelin mukaan erinomainen valinta implanteissa. Artikkelissa kuitenkin keskitytään silkin ominaisuuksiin diffuusioesteenä. Muutkin ryhmät kuten Hwang et al. [21] ovat käyttäneet silkkiä substraatin tekoon ja päällystävänä elementtinä. Silkki estää välittömän kontaktin veden kanssa, mutta se päästää jonkin verran vettä lävitsensä. Kosteissa ympäristöissä helposti hajoavat materiaalit, kuten magnesium, voivat ruostua nopeasti. Esimerkiksi kullalle ja muille inerteille metalleille silkki toimii siksi päällystetään paremmin. Silkillä päällystettyjä magnesiumvastusten ja -antennien toimivuutta ja käyttöaikaa kokeiltiin eri silkkikerroksilla. Kolmella silkkikerroksella pystyttiin pidentämään hajoamisaikaa noin kuusinkertaisesti yhteen kerrokseen verrattuna ja arvioitu laitteen selviytymiskerroin kasvoi neljäkymmentäkertaisesti jokaista silkkikerrosta kohden. Silkin kiteisyydellä, kerrosten lukumäärällä ja paksuudella voidaan kuitenkin lisätä esimerkiksi magnesium-johtimen käyttöaikaa vesiliuoksessa. Erikoisen huomio on, että silkkikerrosten määrällä oli suurempi vaikutus kuin niiden paksuudella. Esimerkiksi kolme kerrosta paksuudeltaan vastaava silkkikalvo kestää vain puolet siitä, mitä yksi ohut kerros ja kolmella ohuella kerroksella päällystetty antenni kesti jopa kaksi tuntia ennen hajoamistaan. [32]

Selluloosa on ollut pitkään yksi Suomen tärkeimmistä luonnonvaroista, mutta sitä valmistavat isot paperiyhtiöt käyttävät puusta kerätyn selluloosan enimmäkseen paperin ja pahvin valmistukseen. Selluloosasta voidaan kuitenkin oikein valmistamalla saada tehtyä paperia, joka on ohutta, taipuisaa, bioyhteensopivaa sekä -hajoavaa. Tällaista materiaalia ovat nanopaperi ja regeneroitu selluloosafilmi (*RCF*). Nanopaperi on valmistettu yksisolotteisista selluloosakuiduista, kun taas *RCF* on valmistettu liuenneesta selluloosasta ja on paljon epäsäännöllisemmin muodostunut. Lisäksi niiden valmistustavat eroavat toisistaan. Nanoselluloosa kuluttaa 1600 kWh energiaa tuhatta kilo kohti, kun taas *RCF* kuluttaa huomattavasti vähemmän, sillä sitä ei tarvitse homogenisoida. Zhu et al. vertailevat artikkelissaan valmistamia paperisubstraatteja PET:n ominaisuuksiin ja toteavat, että nanopaperi ja *RCF* ovat kevyempiä ja huomattavasti taipuisampia. Molemmista materiaaleista voidaan tehdä myös läpinäkyviä, jolloin kyseisiä materiaaleja voidaan käyttää vaikkapa näyttöjen päällystetään. Molemmat materiaalit sopivat siirtotulostukseen ja rullatulostukseen. [28]

3.4 Keraamit

Polymeerit ovat mainioita eristeitä, mutta joissain tapauksissa on hyödyllisempää käyttää muita eristeitä. Keraamisiin aineisiin kuuluvat metallioksidit ovat esimerkki tästä. Oksidit muodostavat vaikkapa metallin pinnalle sähköä johtamattoman kerroksen, jota hyödyn-tämällä voidaan rakentaa erilaisia komponentteja tai vaikkapa suojaava kerros. Näitä syntyy normaaleissa olosuhteissa itsestään ilman hapen seurauksesta, mutta niitä voi myös tarkoituksella valmistaa. Keraameja käytetään erityisesti komponenteissa, joissa tarvitaan

eristystä, kuten kondensaattoreissa ja transistoreissa. Tässä kappaleessa käsitellään materiaaleja, jotka eivät asetu edellä mainittuihin materiaaleihin ja käytetään väliaikaiselektronikassa.

Magnesium muodostaa MgO-kerroksen kosketuksissa ilman kanssa ja kosteus edesauttaa hapettumien muodostumista. Toisin kuin puhdas magnesium, MgO on hyvä eriste ja tätä ominaisuutta voidaan hyödyntää moniin eri tarkoituksiin. Esimerkiksi Hwang et al. käyttävät työssään magnesiumoksidia eristeenä erilaisissa MOSFETeissa ja parantamaan laitteen toimintakykyä estämään oksidikerroksen alla olevan johtimen hajoamista [21]. Samaan tapaan käytetään myös piioksidia eristämään piikalvoja sen ympäristöstä tarvittavalla tavalla. Kang et al. käyttävät 100 µm piidioksidikerrosta implantoitavan paineanurin piikerroksen suojana ja sähköisenä eristeenä [22].

Siirtymämetallit, kuten magnesium, rauta ja mangaani, ovat viimeaikoina olleet mielenkiinnon kohteena niiden sähköä varastoivien ominaisuuksien ansiosta. Siirtymämetallien oksidit ovat sähkökemiallisesti aktiivisia ja pystyvät säilömään varauksia niiden reversiibleiden pseudokapasitiivisten ominaisuuksien ansiosta, jotka ovat hyödyllisiä superkondensaattoreissa. [33] Tulevaisuudessa voidaan nähdä, että superkondensaattorit korvaavat perinteisiä akkuja ja paristoja, kun uusia valmistustapoja kehitetään ja valmistuskulut saadaan pieneksi.

4. YHTEENVETO

Tämän työn tarkoituksena oli tehdä kirjallinen selvitys lääkinällisistä RF-tekniikkaa hyödyntävistä laitteista, niiden toimintaperiaatteista sekä niissä käytettävistä materiaaleista. Tulevaisuudessa lääkinällisellä tekniikalla on useita ajavia tekijöitä. Niitä ovat esimerkiksi hinta, invasiivisuus, kestävä tuotanto ja käytännöllisyys. Vähemmän invasiivisilla ratkaisuilla voidaan välttää kalliit ja mahdollisesti vaaralliset operaatiot, mutta tiettyissä tapauksissa, kuten epilepsian tarkkailussa, voidaan hyödyntää materiaalien biohajoavia ominaisuuksia ja suunnitella laitteita, jotka poistuvat kehosta ilman erillistä poistooperaatiota.

Langatonta tekniikkaa hyödyntävät laitteet tarjoavat monesti mainion edun tarkkailla pitkäaikaisesti ja ajantasaisesti haluttua ilmiötä kehossa. Tiedon lisäksi laitteisiin pystytään siirtämään energiaa radioaalloilla ja tätä pystytään hyödyntämään matalatehoisissa piireissä. Erilaisia tapoja linkittää lähetin ja vastaanotin ovat lähi- ja kaukokentän yhteydet. Kaukokentän yhteyksissä etäisyydet ovat metreistä jopa kilometreihin, mutta tätä ei yleensä käytetä energian siirtoon. Tekniikaltaan se on kuitenkin hyvin yksinkertainen toteuttaa, joten ehkä tulevaisuudessa nähdään enemmän tällaisia laitteita, jotka hyödyntävät ympäröivää sähkömagneettista säteilyä. Lähikentän kytkennät perustuvat induktiivisesti tai magneettisesti resonoivaan kytkentään, missä on tarkoin suunnitellut lähettimet ja vastaanottimet. Näiden avulla yleensä pystytään useiden senttien tiedon- ja energiansiirtoon. Lisäksi laitteet, joita voidaan lukea tai käyttää etäältä, ovat tietoturvariski, jolloin turvallisen tiedonsiirron suunnitteleminen on tärkeää käyttäjän kannalta.

Materiaalit ovat tärkein osa laitteen toimivuutta ja kullakin materiaalilla on hyötyjä ja haittoja, jotka täytyy punnita ja valita paras materiaali näiden perusteella. Kriteereitä materiaalien valinnassa ovat esimerkiksi hinta, bioyhteensopivuus, mekaaniset ominaisuudet, sähköiset ominaisuudet ja materiaalin saatavuus. Metallit ovat mainioita johtimia ja siksi niitä käytetäänkin komponenttien johtimina. Eri metallit käyttäytyvät eri tavoin vaikkapa magneettikentässä, joten komponentin indikaatiosta riippuen, tulee valita materiaali oikein. Tärkeimpänä kuitenkin on yhteensopivuus elävän ympäristön kanssa ja biohajoavuus. Jos halutaan, että laite ei reagoi kehon kanssa, niin tulee valita lähes inerttejä metalleja, kuten kulta tai ruostumaton teräs, mutta jos halutaan vaikkapa biohajoavuutta, niin mahdollisuuksia löytyy magnesiumista, puhtaasta raudasta ja monesta seoksesta. Monista mahdollisuuksista huolimatta, biohajoavista metalleista toistaiseksi löytyy hyvin vähän käytännön sovelluksia, mutta tutkimusta tehdään jatkuvasti. Kaikkia metallien vaikutuksia on kuitenkin vaikea vielä arvioida, sillä tietoa on toistaiseksi aika lyhyeltä ajalta. Siksi on hyvin tavallista, että laitteen rakentajat kallistuvat tunnettujen metallien puo-

leen, sillä ne ovat tutumpia ja monesti myös paremmin saatavilla ja halvempia. Magnesium kuitenkin saattaa olla tulevaisuudessa isompi osa väliaikaiselektroniikkaa, sillä tutkimuksia on tehty todella paljon.

Puolijohde on pii, mutta eri valmistustekniikoilla saadaan piistä moneen eri käyttöön tarkoitettuja tuotteita. Esimerkiksi piinanokalvoilla voidaan muodostaa antureita tai transistoreita. Piioksidikalvoa säätelemällä, voidaan kontrolloida hajoamisnopeutta ja kontaktipintaa mitattavaan kohtaan. Pii on biohajoavaa, mutta suurissa määrin sillä on toksisia vaikutuksia. Muut puolijohdemateriaalit ovat huomattavasti vähemmän tutkitumpia lääkinnällisten laitteiden tarkoituksiin, mutta esimerkiksi germanium voi olla vaihtoehto materiaali-paletissa. Etenkin tietyissä erikoistilanteissa voi germanium olla parempi vaihtoehto piihin nähden, sillä alkuaineilla on omat vahvuudet ja heikkoudet.

Polymeerit ovat todella monipuolisia ja niitä voidaan käyttää useaan eri tarkoitukseen. Polymeerien hyötynä on niiden hyvä muovattavuus ja ominaisuuksien räätälöintimahdollisuudet. Erilaisia suunniteltavia ominaisuuksia ovat mm. biohajoavuus ja -nopeus, pinnan ominaisuudet, sähkön johtavuus. Näihin voidaan myös lisätä lääkeaineita, jotka vapautuvat hajoamisen aikana. Tutkimuksissa eniten käyttökohteita polymeereillä oli substraattimateriaalina, eristeenä ja myös pietsosähköisessä anturissa. Tyypillisiä polymeerejä ovat esimerkiksi biohajoavat PLA ja PLGA, sekä biologisesti hajoamaton lääketieteellistä laatua oleva PET. Kullakin on jälleen kerran hyötynsä ja haittansa, mutta suurin mietittävä asia on arvioida polymeerien kanssa yhteyteen tulevia aineita ja polymeerin reaktiota niihin. Ruoansulatusjärjestelmän läpi kulkevan laitteen, kuten elektronisen pillerin tulee kestää monia entsyymejä ja happamia olosuhteita, joten materiaalin tulee kestää näitä olosuhteita. Biohajoavat polymeerit ovat tulevaisuudessa tärkeä osa laitteita ja osissa tapauksissa ne ovat korvanneet aiemmin käytettyjä materiaaleja. Monia asioita voidaan kuitenkin toteuttaa ilman biohajoavuutta ja pitää myös puntaroida, onko se haluttu ominaisuus laitteelle.

Komposiittirakenteet voivat sisältää edellä mainittujen lisäksi keraamisia osia kuten siliikaattia tai magnesiumoksidia. Yksinkertaisimmillaan ne ovat vain hapetettu kerros materiaalin päällä. Tällä voidaan kontrolloida esimerkiksi hajoamisnopeutta ja sähköisiä ominaisuuksia. Erilaiset transistorit, kuten MOSFET:t, käyttävät metallioksidia osana komponenttia, erottaen vaikkapa n- ja p-osia. Dielektrisenä aineena niillä on tärkeä tehtävä, mutta niiden käyttö on kokonaisuudessaan vähäisempää, verrattuna vaikkapa metalleihin tai polymeereihin.

Koska RF-tekniikalla on useita sovelluskohteita, se voi tulevaisuudessa löytää tiensä arkikäyttöön. Esimerkiksi epilepsian tutkinnassa langattoman ja väliaikaisen implantin käyttö olisi hyödyllistä, sillä aktiivinen tutkimusjakso on muutaman viikon pituinen, minkä jälkeen laite katoaa itsestään kehon metaboliareittejä pitkin. Ongelmana tässä tek-

niikassa on väliaikaisten materiaalien vähäinen tieto vaikutuksista ja vähäinen ihmisko-keiden määrä. Itse RF-tekniikka toimii ja on testattu monin tavoin. RF-tekniikan kompas-tuskiviin kuitenkin kuuluu tietoturvallisuus, mitä ei kovin monissa lähteissä käsitellä. Koska laitteet lähettävät luottamuksellista tietoa, ei niihin saa päästä potilaan ja hoitohen-kilökunnan lisäksi muut käsiksi. Turvallisen viestinnän suunnittelu tai tarkempi tutkinta on kuitenkin tämän työn ulkopuolella, mutta tämä on tärkeää huomioida.

Työn tarkoituksena oli tehdä kirjallinen tutkimus RF-tekniikkaa hyödyntäviin lääkin-nä-lisiin laitteisiin ja niiden materiaaleihin. Kandidaatintyön skaalan huomioon ottaen tämä työ antaa hyvän kokonaiskuvan tämän hetken tutkimuskohteista ja peruskuvan tekni-i-kasta itsestä. Materiaaleissa painopiste on vahvasti biohajoavien materiaalien puolella, koska tällä hetkellä niistä tehdään paljon tutkimusta. Vaikka biohajoamattomat ratkaisut ovat jääneet vähemmälle huomiolle, voisi näistä kirjoittaa huomattavasti enemmänkin, sillä ne ovat kuitenkin vielä enemmän käytössä. Lisäksi materiaaleista puuttuu tai on sup-peasti kerrottu, miten materiaalit hajoavat elimistössä ja niiden vaikutuksista, mutta jäl-leen tutkimuksen mittapuuta ajatellen, se voisi olla parempi tehdä omana aiheenaan.

LÄHTEET

- [1] CiproScrew™, Bioretec Ltd., verkkosivu, saatavissa: <http://www.bioretec.com/products/CiproScrew/>, viitattu 14.1.2019.
- [2] X. Lu, P. Wang, D. Niyato, D. Kim, Z. Han, Wireless Networks With RF Energy Harvesting: A Contemporary Survey, IEEE Communications Surveys & Tutorials, Vol. 17, Iss. 2, 2015, pp. 757–789. <https://ieeexplore.ieee.org/document/6951347>.
- [3] S. Kang, R.K. Murphy, S. Hwang, S.M. Lee, D.V. Harburg, N.A. Krueger, J. Shin, P. Gamble, H. Cheng, S. Yu, Z. Liu, J.G. McCall, M. Stephen, H. Ying, J. Kim, G. Park, R.C. Webb, C.H. Lee, S. Chung, D.S. Wie, A.D. Gujar, B. Vemulapalli, A.H. Kim, K. Lee, J. Cheng, Y. Huang, S.H. Lee, P.V. Braun, W.Z. Ray, J.A. Rogers, Biore-sorbable silicon electronic sensors for the brain, Nature, Vol. 530, Iss. 7588, 2016, pp. 71–76. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26779949>.
- [4] Y. Uzun, Design and Implementation of RF Energy Harvesting System for Low-Power Electronic Devices, Journal of Electronic Materials, Vol. 45, Iss. 8, 2016, pp. 3842–3847. <https://search.proquest.com/docview/1800923920>.
- [5] R. Sarpeshkar, Ultra Low Power Bioelectronics, Cambridge University Press, USA, 2010, pp. 889
- [6] C.M. Boutry, H. Chandralim, P. Streit, M. Schinhammer, A.C. Hänzi, C. Hierold, Characterization of miniaturized RLC resonators made of biodegradable materials for wireless implant applications, Sensors & Actuators: A. Physical, Vol. 189, 2013, pp. 344–355, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424712005456>.
- [7] CEN online, How electronic pills could monitor your health — Speaking of Chemistry, T. Nguen, YouTube, 24.4.2018, <https://www.youtube.com/watch?v=7jPrJdpGB74>, viitattu 14.1.2019.
- [8] K. Kalantar-Zadeh, K.J. Berean, N. Ha, A.F. Chrimes, K. Xu, D. Grando, J.Z. Ou, N. Pillai, J.L. Campbell, R. Brkljača, K.M. Taylor, R.E. Burgell, C.K. Yao, S.A. Ward, C.S. McSweeney, J.G. Muir, P.R. Gibson, A human pilot trial of ingestible electronic capsules capable of sensing different gases in the gut, Nature Electronics, Vol. 1, Iss. 1, 2018, pp. 79–87, <https://doi.org/10.1038/s41928-017-0004-x>.
- [9] Argus II Retinal Prosthesis System, Second Sight, verkkosivu, saatavissa: <http://www.secondsight.com/g-the-argus-ii-prosthesis-system-pf-en.html>, viitattu 14.1.2019.
- [10] SecondSightEurope, Second Sight Argus II Retinal Prosthesis System (English), YouTube, 7.10.2010, saatavissa: https://www.youtube.com/watch?v=Bi_HpbFKnSw, viitattu 14.1.2019.

- [11] Dangerous Things, Flex Transponders <https://dangerousthings.com/product-category/flex-line/>, viitattu 14.1.2019.
- [12] Y.F. Zheng, X.N. Gu, F. Witte, Biodegradable metals, *Materials Science & Engineering R*, Vol. 77, 2014, pp. 1–34. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0927796X14000023>.
- [13] L. Yin, H. Cheng, S. Mao, R. Haasch, Y. Liu, X. Xie, S. Hwang, H. Jain, S. Kang, Y. Su, R. Li, Y. Huang, J.A. Rogers, Transient Electronics: Dissolvable Metals for Transient Electronics, *Advanced Functional Materials*, Vol. 24, Iss. 5, 2014, pp. 645–658. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adfm.201470029>.
- [14] S. Hwang, X. Huang, J. Seo, J. Song, S. Kim, S. Hage-Ali, H. Chung, H. Tao, F.G. Omenetto, Z. Ma, J.A. Rogers, Materials for Bioresorbable Radio Frequency Electronics, *Advanced Materials*, Vol. 25, Iss. 26, 2013, pp. 3526–3531. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.201300920>.
- [15] T. Hanawa, *Metals for biomedical devices*, Elsevier Ltd, 2010, pp. 3–24.
- [16] R. Muller, Hanh-Phuc Le, Wen Li, P. Ledochowitsch, S. Gambini, T. Bjorninen, A. Koralek, J.M. Carmena, M.M. Maharbiz, E. Alon, J.M. Rabaey, A Minimally Invasive 64-Channel Wireless μ ECoG Implant, *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, Vol. 50, Iss. 1, 2015, pp. 344–359. <https://ieeexplore.ieee.org/document/6964818>.
- [17] R. Boylestad, L. Nashelsky, *Electronic devices and circuit theory*, 8th ed., Prentice Hall, Upper Saddle River (NJ), 2002, pp. 1020
- [18] N. Braithwaite, G. Weaver, *Electronic materials : inside electronic devices*, 2nd ed., Butterworth-Heinemann, London, 1998, pp. 432
- [19] S. Hwang, H. Tao, D. Kim, H. Cheng, J. Song, E. Rill, M.A. Brenckle, B. Panilaitis, S.M. Won, Y. Kim, Y.M. Song, K.J. Yu, A. Ameen, R. Li, Y. Su, M. Yang, D.L. Kaplan, M.R. Zakin, M.J. Slepian, Y. Huang, F.G. Omenetto, J.A. Rogers, A Physically Transient Form of Silicon Electronics, *Science*, Vol. 337, Iss. 6102, 2012, pp. 1640–1644. <https://www.jstor.org/stable/41703610>.
- [20] M. Kim, J. Park, H. Jeong, J. Hong, W.S. Choi, B. Lee, C.Y. Park, An Evaluation of the in vivo Safety of Nonporous Silica Nanoparticles: Ocular Topical Administration versus Oral Administration, *Scientific reports*, Vol. 7, Iss. 1, 2017, pp. 8238, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28811672>.
- [21] S. Hwang, D. Kim, H. Tao, T. Kim, S. Kim, K.J. Yu, B. Panilaitis, J. Jeong, J. Song, F.G. Omenetto, J.A. Rogers, Materials and Fabrication Processes for Transient and Bioresorbable High-Performance Electronics, *Advanced Functional Materials*, Vol. 23, Iss. 33, 2013, pp. 4087–4093, <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adfm.201300127>.
- [22] S. Kang, G. Park, K. Kim, S. Hwang, H. Cheng, J. Shin, S. Chung, M. Kim, L. Yin, J.C. Lee, K. Lee, J.A. Rogers, Dissolution Chemistry and Biocompatibility of Silicon- and Germanium-Based Semiconductors for Transient Electronics, *ACS Applied*

Materials & Interfaces, Vol. 7, Iss. 17, 2015, pp. 9297–9305,
<https://doi.org/10.1021/acsami.5b02526>.

[23] K.J. Yu, D. Kuzum, S. Hwang, B.H. Kim, H. Juul, N.H. Kim, S.M. Won, K. Chiang, M. Trumpis, A.G. Richardson, H. Cheng, H. Fang, M. Thompson, H. Bink, D. Talos, K.J. Seo, H.N. Lee, S. Kang, J. Kim, J.Y. Lee, Y. Huang, F.E. Jensen, M.A. Dichter, T.H. Lucas, J. Viventi, B. Litt, J.A. Rogers, Bioresorbable silicon electronics for transient spatiotemporal mapping of electrical activity from the cerebral cortex, *Nature Materials*, Vol. 15, Iss. 7, 2016, pp. 782–791, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27088236>.

[24] A. Mishra, P. Bäuerle, Small Molecule Organic Semiconductors on the Move: Promises for Future Solar Energy Technology, *Angewandte Chemie International Edition*, Vol. 51, Iss. 9, 2012, pp. 2020–2067, <https://doi.org/10.1002/anie.201102326>.

[25] K. Takimiya, S. Shinamura, I. Osaka, E. Miyazaki, Thienoacene-based organic semiconductors, *Advanced materials (Deerfield Beach, Fla.)*, Vol. 23, Iss. 38, 2011, pp. 4347–4370, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21842474>.

[26] U. Lange, N.V. Roznyatovskaya, V.M. Mirsky, Conducting polymers in chemical sensors and arrays, *Analytica Chimica Acta*, Vol. 614, Iss. 1, 2008, pp. 1–26, <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003267008004273>.

[27] Sigma-Aldrich, <https://www.sigmaaldrich.com/finland.html>, viitattu 14.1.2019.

[28] H. Zhu, Z. Xiao, D. Liu, Y. Li, N.J. Weadock, Z. Fang, J. Huang, L. Hu, Biodegradable transparent substrates for flexible organic-light-emitting diodes, *Energy & Environmental Science*, Vol. 6, Iss. 7, 2013, pp. 2105–2111.

[29] S. Hwang, J. Song, X. Huang, H. Cheng, S. Kang, B.H. Kim, J. Kim, S. Yu, Y. Huang, J.A. Rogers, High-Performance Biodegradable/Transient Electronics on Biodegradable Polymers, *Advanced Materials*, Vol. 26, Iss. 23, 2014, pp. 3905–3911, <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.201306050>.

[30] E.J. Curry, K. Ke, M.T. Chorsi, K.S. Wrobel, A.N. Miller III, A. Patel, I. Kim, J. Feng, L. Yue, Q. Wu, C. Kuo, K.W.-H. Lo, C.T. Laurencin, H. Ilies, P.K. Purohit, T.D. Nguyen, Biodegradable Piezoelectric Force Sensor, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol. 115, Iss. 5, 2018, pp. 909–914, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29339509>.

[31] C.M. Boutry, A. Nguyen, Q.O. Lawal, A. Chortos, S. Rondeau-Gagné, Z. Bao, A Sensitive and Biodegradable Pressure Sensor Array for Cardiovascular Monitoring, *Advanced Materials*, Vol. 27, Iss. 43, 2015, pp. 6954–6961, <https://doi.org/10.1002/adma.201502535>.

[32] M.A. Brenckle, H. Cheng, S. Hwang, H. Tao, M. Paquette, D.L. Kaplan, J.A. Rogers, Y. Huang, F.G. Omenetto, Modulated Degradation of Transient Electronic Devices through Multilayer Silk Fibroin Pockets, *ACS applied materials & interfaces*, Vol. 7, Iss. 36, 2015, pp. 19870–19875, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26305434>.

[33] R.R. Salunkhe, Y.V. Kaneti, Y. Yamauchi, Metal–Organic Framework-Derived Nanoporous Metal Oxides toward Supercapacitor Applications: Progress and Prospects, *ACS Nano*, Vol. 11, Iss. 6, 2017, pp. 5293–5308, <https://doi.org/10.1021/acsnano.7b02796>.