

Endrit Isufi

# LANGATTOMAT PARISTOTTOMAT IMPLANTOITAVAT LAITTEET

Kandidaatintyö

Informaatioteknologian ja viestinnän tiedekunta

Tarkastaja: yliopistonlehtori Erja Sipilä

Kesäkuu 2023

# TIIVISTELMÄ

Endrit Isufi: Langattomat paristottomat implantoitavat laitteet  
Kandidaatintyö  
Tampereen yliopisto  
Sähkötekniikka, Tieto- ja sähkötekniikan kandidaattiohjelma  
Kesäkuu 2023

---

Perinteiset lääketieteelliset implantit vaativat lisätoimenpiteitä, kun vanhat paristot korvataan uusilla. Lisäksi perinteiset implantit ovat suuria. Nämä asiat tekevät näistä implanteista epäkäytännöllisiä ja lisäävät riskejä potilaille. Langattomat ja paristottomat implantit eivät vaadi paristoja sekä niiden kokoa voidaan huomattavasti pienentää paristollisiin implanteihin verrattuna. Työn tavoite on selvittää langattomien ja paristottomien lääketieteellisten implanttien sovelluksia, haasteita, historiaa, ja vertailla implanttien toimintaperiaatteita, kokoja ja valmistusmenetelmiä. Työ myös pohtii ja selvittää tulevaisuuden näkymät. Työ on kirjallisuuskatsaus ja perustuu aiempaan kirjallisuuteen.

Työssä on selvitetty toimintaperiaatteista lupaavimmat, eli induktiiviset kytkennät, magneettiresonanssikytkennät ja kapasitiiviset kytkennät. Työssä myös selvitettiin, mikä tekee kytkennästä sopivan implanttien toiminnan kannalta. Kytkennöistä selvitettiin niiden hyötysuhteita, kantamaa, läpäisevyyttä, taajuuden vaihteluväliä ja minkälaisia rajoituksia on kytkennöillä. Implanttien kokoja vertailtiin keskenään ja selvitettiin, mistä arvot johtuvat ja kuinka paljon ne eroavat.

Työ osoittaa, että langattomat ja paristottomat implantit voivat mullistaa lääketiedettä tarjoamalla uusia tapoja seurata ja hoitaa potilaita ilman vaarallisia toimenpiteitä tai suurikokoisia implanteja. Nämä implantit ovat kuitenkin vielä uusia ja lisää tutkimusta ja kehitystä on tehtävä. Suosituin menetelmä korvata paristoja on induktiivinen kytkentä, koska induktiivinen kytkentä kykenee saavuttamaan yli 90 % hyötysuhteen ja tällä menetelmällä implantin koko riippuu eniten kytkennän kelasta. Induktiivisella kytkennällä on kuitenkin pieni kantama ja läpäisevyys, kuten muillakin tässä työssä esitetyillä menetelmillä. Implanttien kokoja on kuitenkin saatu pienennettyä millimetrin kokoisiksi, koska mikroelektronikan ja langattoman teknologian läpimurrot ovat mahdollistaneet implanttien koon optimointia.

Avainsanat: paristoton implantti, langaton implantti, langaton tehonsiirto, implantit.

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck –ohjelmalla.

# ABSTRACT

Endrit Isufi: Wireless batteryless implantable devices  
Bachelor's thesis  
Tampere University  
Electrical Engineering, Bachelor Programme in Computing and Electrical Engineering  
June 2023

---

Traditional medical implants require additional procedures to replace old batteries and are large in size. These issues make the implants impractical and increase the risks for patients. Wireless implants do not require batteries and their size can be reduced compared to implants with batteries. The goal of the thesis is to figure out what are the challenges in creating these implants, their history, potential applications of these implants and to compare operating methods, sizes and manufacturing methods of the implants. Future of these implants have also been considered and researched in the thesis. The work is a literature review based on previous literature.

The work has dealt with the most promising operating principles which are inductive coupling, magnetic resonance coupling and capacitive couplings. The thesis also found out what makes the operating principles suitable in terms of the function of the implants. The operating principles were investigated for their efficiency, range, permeability, frequency range, and what kind of limitations the couplings have. The sizes of the implants were compared with each other and found out where the values come from and how much they differ.

The work shows that wireless and batteryless implants can revolutionize the medical field by providing new ways to monitor and treat patients without invasive procedures or large sizes. However, these implants are still new, and more research and development needs to be done. The most popular method of replacing batteries is inductive coupling because it can achieve a higher than 90% efficiency and with this method the size of the implant depends mostly on the coil of the coupling. Inductive coupling however has a small range, just like the other methods presented in this thesis. The sizes of the implants however have been reduced to the size of millimetres because breakthroughs in microelectronics and wireless technology have made it possible to optimize the size of the implants.

Keywords: batteryless implant, wireless implant, wireless power transfer, implants.

The originality of this thesis has been checked using the Turnitin OriginalityCheck service.

## SISÄLLYSLUETTELO

1. JOHDANTO .....	1
2. SOVELLUKSET .....	2
2.1 Implanttien historia .....	3
2.2 Haasteet.....	4
3. VERTAILU .....	8
3.1 Toimintaperiaatteet .....	8
3.1.1 Induktiivinen kytkentä .....	9
3.1.2 Magneettiresonanssikytkentä .....	11
3.1.3 Kapasitiivinen kytkentä.....	13
3.2 Koko.....	13
3.3 Valmistusmenetelmät.....	15
4. TULEVAISUUDEN NÄKYMÄT .....	18
5. YHTEENVETO .....	19
LÄHTEET .....	20

## LYHENTEET JA MERKINNÄT

CMOS	Komplementaarinen metallioksidipuolijohde; complementary metal-oxide semiconductor
GaN	Galiumnitridi; Gallium nitride
LC	Värähtelypiiri; resonance circuit
MEMS	Mikroelektromekaaniset systeemit; Microelectromechanical systems
MP35N	Nikkeli-koboltti-molybdeeniseos; Nickel-cobalt base alloy
RF	Radiotaajuus; radio frequency
RX	Vastaanotin piiri; receiver circuit
SAR	Ominaisabsorptionopeus; specific absorption rate
TX	Lähetin piiri; transmitter circuit

# 1. JOHDANTO

Viime vuosina on nähty huomattavaa edistystä langattomassa implanttiteknologiassa. Nämä laitteet ovat mullistaneet lääketiedettä. Yksi suuri este, joka on rajoittanut langattomien implanttien mahdollisuuksia, on kuitenkin paristojen tarve. Nämä ovat usein tilaa vaativia, vaativat vaihtoleikkauksia ja aiheuttavat mahdollisia riskejä potilaalle. Mutta entä jos voisimme poistaa paristojen tarpeen kokonaan? Tässä tulee esiin langattomien implanttien huipputeknologia ilman paristoja. Hyödyntämällä radioaaltojen tehoa tutkijat ovat kehittäneet implantoitavia laitteita, jotka voivat saada virtaa langattomasti, mikä tekee niistä pienempiä, turvallisempia ja kätevämpiä kuin koskaan ennen.

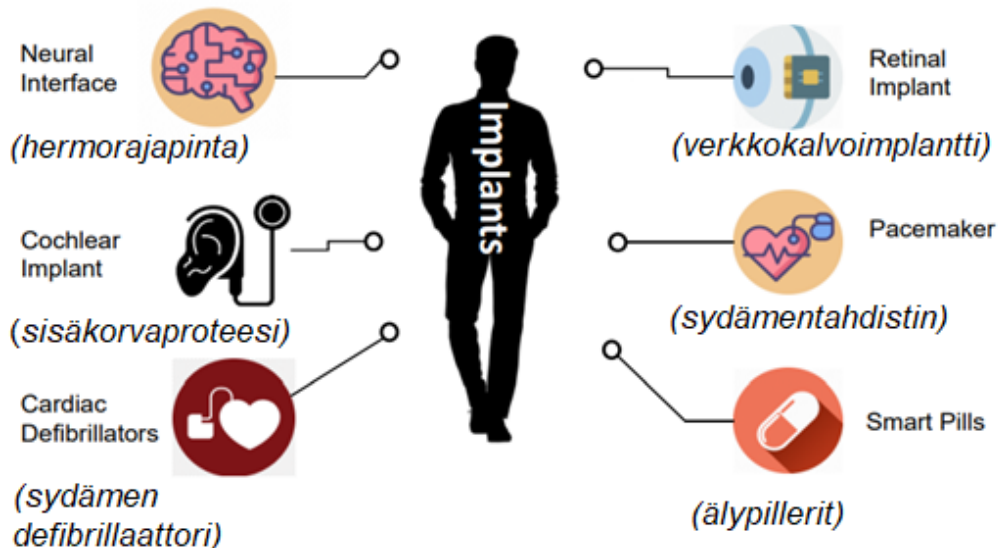
Langattomat implantit ilman paristoja kehittyvät jatkuvasti, ja uusia läpimurtoja ja löytöjä tehdään päivittäin. Siksi on erittäin tärkeää pysyä ajan tasalla alan uusimmasta tutkimuksesta ja kehityksestä. Tämän työn tavoitteena on tarjota kirjallisuuskatsaus langattomista ja paristottomista implanteista, jossa tarkastellaan nykyistä tekniikan tasoa ja keskustellaan tulevaisuuden tutkimuksen lupaavimmista kehityksistä.

Tämän kirjallisuuskatsauksen aikana tutkitaan erilaisia tutkimuksia ja tutkimuspapereita useista eri lähteistä, mukaan lukien akateemiset lehdet, alan julkaisut, kirjat ja konferenssijulkaisut. Työssä käsitellään laaja valikoima aiheita langattoman tehonsiirron taustalla olevista periaatteista langattoman implantin suunnittelun ja toteutuksen viimeisimpiin saavutuksiin. Työssä Keskustellaan myös tämän teknologian kohtaamista haasteista ja rajoituksista sekä eettisistä ja lainsäädännöllisistä näkökohdista, jotka on otettava huomioon.

Luvussa 2 esitetään näiden implanttien nykypäivän sovellukset, niiden historia ensimmäisistä implanteista lähtien 60-luvulta ja myös haasteita, joita nykypäivänä kehittäjät kohtaavat. Luvussa 3 vertaillaan mm. implanttien toimintaperiaatteita, kokoja ja valmistusmenetelmiä. Luvussa 4 perehdytään tulevaisuuden näkymiin alalla ja viimeiseksi luvussa 5 esitetään yhteenveto työstä.

## 2. SOVELLUKSET

Viime vuosikymmenien aikana elektroniikan, mikroelektroniikan ja langattoman teknologian suuri kehitys on parantanut myös lääketieteen laatua ja tehokkuutta. Sen ja kehittyneiden biomateriaalien avulla on mahdollistettu istutettavaksi ihmiskehoon yhä pienempiä antureita ja muita bioyhteensopivia implantteja, mikä on antanut mahdollisuuden diagnosoida, ennustaa ja tutkia ihmiskehoa. Kuvassa 1 on havainnollistettu implanttien käyttökohteita. Myös muun muassa aivojen, silmien, sydämen, keuhkojen ja nivelien kroonisia sairauksia on diagnosoitu ja parannettu implanttien avustuksella. [1]



**Kuva 1.** Langattomien ja paristottomien implanttien käyttösovellukset lääketieteessä. Muokattu lähteestä [2].

Aivojen ja ääreishermoston toimintaperiaatteiden paljastaminen ovat suuria tieteellisiä haasteita, joilla on suuri merkitys akateemisessa tutkimuksessa sekä suurta käytännön arvoa terveydenhuollossa. Teknologiset kehitykset implanteissa ovat mahdollistaneet entistä tarkempia menetelmiä tutkia neurotieteessä sähköisiä aktiviteetteja, diagnosoida neurologisia sairauksia, havaita hermotoimintaa ja optogenetiikkaan perustuvaa simulointia. [3][4]

Aorttaläppäsairaus on yksi johtavista sydän- ja verisuonijärjestelmän komplikaatiomuodoista. Perinteiset lääketieteelliset menetelmät perustuvat usein verenvirtauksen mittaamiseen ja vaativat lääkärintarkastuksia. Nämä

lääkärintarkastukset vievät kuitenkin työvoimaa ja aiheuttavat suuria kustannuksia, ja siksi niitä suoritetaan harvoin. Lääketieteelliset sensoriset implantit voivat mahdollistaa sydämen bioproteesin toiminnan kaukovalvonnan säännöllisin väliajoin minimaalisella lisäkululla, ja niitä voidaan käyttää automatisoimaan tiedonhankintaprosessia. Verenvirtausmittaukset, jotka on otettu välittömästi alavirtaan aorttaläppää, voivat antaa tärkeää tietoa läppävikojen diagnosoitiin ja mahdollisen bioproteesisydänlähän varhaiseen huononemiseen. Viime vuosina on julkaistu useita järjestelmiä implantoitaville suurten verisuonten verenvirtausmittareille. [5]

Viallisten ihmisen aistielinten korvaaminen keinotekoisilla antureilla, jotka palauttavat kadonneen aistimuksen, on muuttunut realistiseksi tavoitteeksi. Esimerkiksi sisäkorvaistute on palauttanut kuuloa sadoille tuhansille potilaille. Sisäkorvaistutteiden menestys on inspiroinut kehitystä implanteissa, jotka perustuvat samaan konseptiin muiden perusaistimusten palauttamiseksi. Näköproteesi muuttaa kameran syötteen visuaalisen hermoston sähköiseksi stimulaatioksi pikselisoidun näön luomiseksi. Vestibulaariproteesin kehitys puolestaan on vielä alkuvaiheissaan, mutta siinä on tehty merkittäviä läpimurtoja kuluneen vuosikymmenen aikana. [6]

Nykyään yli kolmella miljoonalla ihmisellä ympäri maailmaa on sydämentahdistin ja sen tarve jatkuvasti lisääntyy, sillä pelkästään sydämen vajaatoiminta vaikuttaa 25 miljoonaan ihmiseen maailmanlaajuisesti [7]. Sydämentahdistimen suurin ongelma on kuitenkin sen tahdistusjohdot. Kaikkiin tahdistusjohtimiin liittyy komplikaatioita, kuten infektioita, murtumia, vikoja ja irtaantumisia [8]. Siksi sellaisen tahdistinjärjestelmän kehittämiseksi on suuri kysyntä, joka eliminoi tahdistusjohdon energiansiirron kanavana. Ratkaisu tähän on sydämentahdistin, joka ei sisällä tahdistusjohtoja eikä paristoja [8]. Viime aikoina on ilmestynyt monia julkaisuja tällaisista implanteista. Ratkaisulla on merkittävä etu tahdistusjohtimia ja paristoja käyttävään tahdistimeen verrattuna, koska niiden toimintaan ei tarvita paristoja, mikä säästää lähes puolet käytettävissä olevasta tilasta [8].

## 2.1 Implanttien historia

Transistorit ovat pieniä, halpoja ja käyttävät erittäin pieniä jännitteitä. Ne ominaisuudet tekevät transistoreista sopivia implanttien kehittämiseen. Sähköisten implanttien kehitys alkoikin vasta, kun transistorit tulivat markkinoille 1950-luvun puolivälissä, ja ensimmäinen sähköinen implantti, jota kehitettiin onnistuneesti, oli sydämentahdistin 1960-luvulla. Seuraavien vuosikymmenien aikana tutkittiin lukuisia lähestymistapoja ja



sovelluksia, mutta mikroelektronikka oli usein isoin rajoite implanttien kehityksessä, eikä monia implantteja siten saatu kaupallistettua. [9]

1970-luvulla alkoi ilmestyä implantteja, jotka perustuivat langattomaan induktiiviseen tehonsiirtoon. 70-luvun loppupuolella induktiivisella tehonsiirrolla kyettiin siirtämään suuriakin tehoja, mutta jo 1980-luvulla alkoi ilmestyä haasteita saada implantit toimimaan suurilla taajuuksilla elektroniikan teknologian rajoitusten takia. 1990-luvusta lähtien markkinoille alkoi ilmestyä lukuisia induktiiviseen tehonsiirtoon perustuvia implantteja. [10]

## 2.2 Haasteet

Ensimmäinen vaihe kohti korkean suorituskyvyn langatonta järjestelmäpiiriä on suunnitella luotettava virransyöttömenetelmä, joka on yhteensopiva tulevaisuuden anturijärjestelmien vaatimusten kanssa [2]. Akkuteknologian rajoitusten takia paristoja ei voida pienentää tiettyjen rajojen alapuolelle, ja paristot vievät myös suuren osan implantin koosta. Koska pienemmät implantit ovat vähemmän vaarallisia ihmisen keholle, paristoja tavoitellaan korvattavan langattomilla tehonsiirtomenetelmillä [2][10].

Koon minimointi on yksi tärkeimmistä vaatimuksista implanteissa, koska se tuo suuria etuja implanteissa. Kun implanttia on hyväksytysti pienennetty millimetrien pituiseen tasoon, saadaan seuraavat edut [2]:

1. suurempi anturitiheys
2. erittäin pienen signaalin havaitsemisen ja tallennuksen mahdollistaminen
3. pienet kudოსvauriot
4. implanttien kapseloinnin helpottaminen
5. implanttien istuttamisen helpottaminen

Koon minimoiminen tuo kuitenkin omia haasteita. Käytettävissä oleva teho on suoraan verrannollinen ja skaalautuu implantin koon kanssa. Tämä rajoittaa järjestelmän toimivuutta ja vaatii laajoja toimia rajoittamaan tehon tarvetta. Lisäksi haasteita muodostuu myös energian varastoimisessa, koska komponenteilla kuten kondensaattoreilla on vaikeuksia varastoida tarpeeksi energiaa mitä pienemmälle mittakaavalle mennään. Tietoliikenteessä on myös vakavia haasteita, sillä pienet antennit osoittavat huonoa tehokkuutta pienillä taajuuksilla ja niitä käytetään yleensä GHz:n taajuusalueella, mikä ei ole implanttien toimintataajuus. GHz:n taajuusalueella

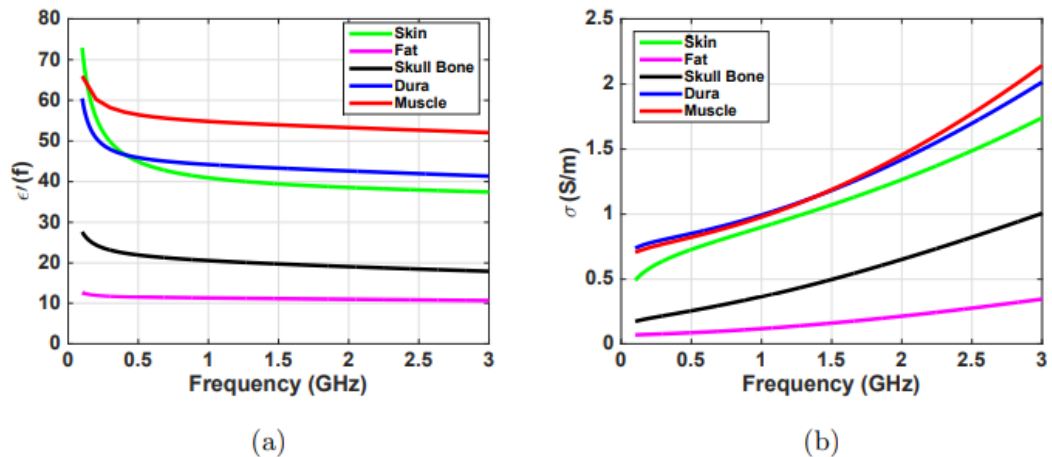
toimiva implantti taas menettäisi toiminta-alueita, koska etenemispolun häviöt ovat merkittävän suuria. [2]

Langattomien implanttien toimivuus määräytyy pääasiassa käytettävissä olevan tehon mukaan. Siksi tehon maksimointi on yksi suunnitteluprosessin tärkeimmistä haasteista. Ongelmana tässä on kuitenkin koon minimoinnin haasteiden lisäksi se, että välissä olevat biologiset kudokset osoittavat absorptiokäyttäytymistä sähkömagneettista säteilyä kohtaan ja se pahenee korkeammilla taajuuksilla [2][11]. Kuva 2 havainnollistaa, kuinka kudosten permittiivisyys ja johtavuus riippuvat taajuudesta.

Kudoksen kyky absorboida sähkömagneettista säteilyä tekee langattomasta virransyötöstä mm-kokoiselle implantille erittäin haastavaa, sillä lähetetty teho tulee pitää tietyn kynnyksen alapuolella turvallisuussyistä, turvallisuustandardien mukaisesti [2]. Ominaisabsorptionopeus (engl. specific absorption rate, SAR) on hyvin tunnettu parametri energian absorption kvantifiointiin biologisissa kudoksissa, joiden syynä on biologisen väliaineen läpi kulkeva sähkökenttä (E) [2][11]. SAR-arvoksi määritellään imeytynyt teho kudossmassayksikköä kohti kaavan (2.1) mukaisesti, missä  $\sigma$  on sähköinen johtokyky,  $\rho$  kudoksen massatiheys ja E sähkökentän voimakkuus. Esimerkiksi standardi IEEE C95.1–2005 määrittää ihmisten altistuman sähkömagneettisille kentille RF- ja mikroaaltouunissa taajuusalueella 3 kHz - 300 GHz SAR-arvoksi 10 W/kg läheisyydessä ja 0.4 W/kg koko keholle, sekä Euroopan Unioni rajoittaa sen arvoa alle 2 W/kg [2].

$$SAR \left( \frac{W}{kg} \right) = \frac{\sigma}{2\rho} |E|^2 \quad (2.1)$$

Toinen tekijä, joka täytyy ottaa huomioon potilasturvallisuudessa, on implantista johtuva kudoksen lämpötilan kasvu. Kehon kudoksen lämpötilan nousu voi aiheutua absorboituneen elektromagneettisen kentän takia [11]. Lämpötila implantoituneen laitteen lähistöllä ei saisi erota enemmän kuin 1–2°C [11].



**Kuva 2.** Erilaisten biologisten kudosten (a) Permittiivisyys ja (b) johtavuus. Kuvassa vihreällä iho, vaaleanpunaisella rasvakudos, mustalla kallon luu, sinisellä kovakalvo ja punaisella lihas kudokset. [2]

Implantoitavien laitteiden on oltava bioyhensopivia pitkäaikaiseen toimintaan potilasturvallisuuden takaamiseksi. On olemassa kaksi tyypillistä lähestymistapaa, joilla pyritään puuttumaan bioyhensopivuusongelman käsittelyyn käytännön sovelluksissa. Yksi on suunnitella implantit suoraan bioyhensopiville materiaaleille. Nämä bioyhensopivat materiaalit ovat muun muassa macor, teflon ja keraaminen alumiinioksidi. Toinen tapa on istutettavan implantin kotelointi tai pinnoitus ohuella kerroksella matalahäviöistä bioyhensopivaa pinnoitetta. Koteloinnin tai pinnoituksen bioyhensopivan materiaalin paksuus voi kuitenkin vaikuttaa antennin suorituskykyyn ja siten koteloitu bioyhensopiva materiaali on otettava huomioon antennien suunnittelussa. [11]

Implanttien, kuten muidenkin langattomien järjestelmien yhtydessä, on haasteena kehittää ja ylläpitää kyberturvallisuutta. Lääketieteelliset laitteet sisältävät yhä enemmän ominaisuuksia langattomaan viestintään ja etävalvontajärjestelmiin, jotka välittävät kliinisiä tietoja potilailta klinikoille. Esimerkiksi monet sydämeen implantoitavat sähkölaitteet voivat välittää tietoja potilaan oireista, jotka liittyvät rytmihäiriöihin ja sydämen vajaatoimintaan. Tämä tekniikka voi parantaa potilaiden hoitoa, mutta se tuo myös mahdollisia riskejä tietoturvalle ja potilasturvallisuudelle. [12]

Tärkeimmät luokat, jotka tutkijat ovat tunnistaneet lääketieteellisten implanttien haavoittuvuuksista, ovat ohjaushaavoittuvuudet, jotka tarkoittavat sitä, että luvaton henkilö voi saada hallintaansa implantin toiminnan tai jopa poistaa käytöstä sen terapeuttiset palvelut. Toiset haavoittuvuudet ovat yksityisyyden haavoittuvuudet, jotka

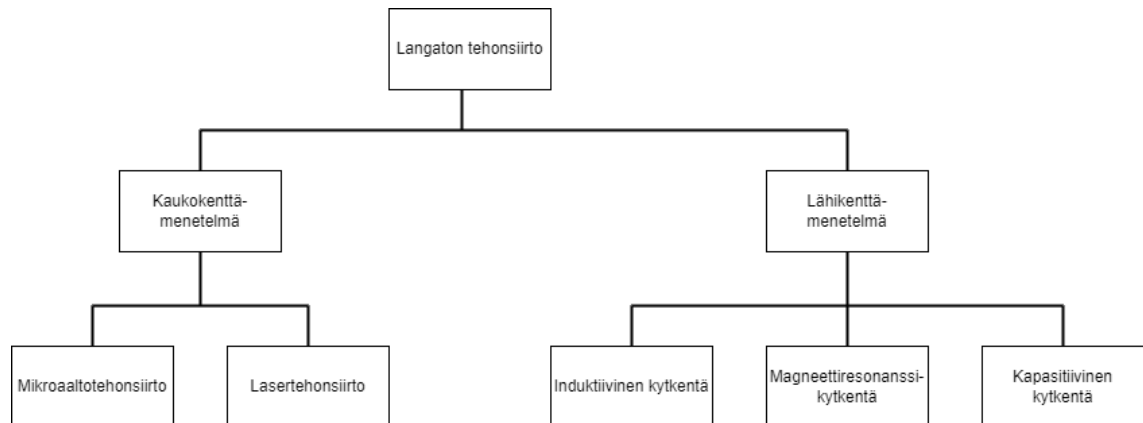
tarkoittavat sitä, että implantti paljastaa potilastiedot valtuuttamattomalle osapuolelle. [13]

Lääketieteellisten implanttisuunnittelijoiden tulee ottaa turvallisuus huomioon kaikissa suunnitteluvaiheissa. Jotta turvallisuus voidaan ylläpitää asianmukaisesti, on hyvä ottaa koko suunnittelussa huomioon useita hyödyllisiä perusääntöjä [13]:

1. **Rakenna turvallisuutta.** Turvatoimia ei tule suunnitella jälkikäteen; tämä johtaa odottamattomiin vikatiloihin.
2. **Pidä turvamekanismit yksinkertaisina.** Yksinkertaiset järjestelmät helpottavat turvallisuutta ja haavoittuvuuksien löytämistä ennen kuin vastustaja kykenee löytämään ne.
3. **Käytä vakiotyökaluja.** Käytä teollisuuden vakiomuotoisia lähdekoodianalyysitekniikoita suunnitteluhetkellä.
4. **Epäselvyys ei anna turvaa.** Oleta, että vastustaja voi löytää lähdekoodin ja suunnitteluasiakirjat.
5. **Salaa arkaluonteinen dataliikenne.** Jos implantti lähettää arkaluontaista dataa, salaa tiedot salakuuntelijoilta suojautumiseksi.
6. **Käytä hyvin tutkittuja kryptografisia rakennuspalikoita.** Jos käytät kryptografiaa, älä suunnittele omia salauksiasi tai salausjärjestelmiä; käytä vakiosalauksia ja suojaa salaisia avaimia.
7. **Todenna kolmannen osapuolen laitteet.** Anna ulkoisten laitteiden kryptografisesti todistaa, että ne ovat mitä ne väittävät olevansa.
8. **Kehitä realistinen uhkamalli.** Puolusta eniten houkuttelevat kohteet ottaen huomioon jokaisen arvo ja kompromissin helppous ensin.

### 3. VERTAILU

Tyypilliset lääketieteelliset implantit rakentuvat antureista, signaalien vastaanottimesta, AC-DC muuntimesta, virran kulutuksen säätämisen yksiköstä, virran tuotannon järjestelmästä ja energiavarastosta [2][14]. Näistä suurimpana haasteena on kehittää tehonsiirtojärjestelmä, joka toimisi ilman paristoja ja samalla säilyttäen saman toiminnallisuuden tason. Siksi nykypäivänä kehitetyt implantit perustuvat useimmiten induktiiviseen kytkeytymiseen, sillä implantin koko riippuu eniten induktiivisen kytkennän kelojen koosta. Tämä ei kuitenkaan ole ainoa periaate tuottaa tehoa implantille, vaan useita menetelmiä on keksitty kuten kuva 3 havainnollistaa.



**Kuva 3.** Käytetyimmät menetelmät siirtää tehoa langattomasti jaettuna kahteen päämenetelmään. Perustuu lähteeseen [14].

Implantit myös vaihtelevat niiden käyttötarkoituksen mukaan. Lääketieteelliset implantit luokitellaan terapeuttisiin implantteihin, diagnostisiin implantteihin ja suljettuihin silmukajärjestelmiin [14]. Näillä implanteilla on siten hieman erilaiset vaatimukset ja siksi on tärkeää vertailla implantteihin liittyviä yksityiskohtia kuten toimintaperiaatteita, kokoja ja valmistusmenetelmiä.

#### 3.1 Toimintaperiaatteet

Langattomaan tehonsiirtoon perustuvat implantit voidaan luokitella niiden langattoman sähkönsiirron mukaan kahteen ryhmään kuvan 3 mukaisesti: lähikenttä- ja kaukokenttälähetys [10][11]. Taulukko 1 kuvaa näiden menetelmien ominaisuuksia.

Suurin osa langattomista implanteista käyttää lähikenttämenetelmää [10]. Tällä menetelmällä on kuitenkin omia vaatimuksia, joita täytyy ottaa huomioon implanttia suunniteltaessa. Jotta mitä tahansa aluetta voidaan pitää lähikenttänä, kaksi ehtoa on otettava huomioon: ensinnäkin lähettimen ja vastaanottimen kelan välisen etäisyyden ( $r$ ) tulee olla pienempi kuin yksi aallonpituus ( $\lambda$ ) toimintataajuudella ( $r < \lambda$ ), ja toiseksi lähettimen kelan suurin ulottuvuus tulee olla pienempi kuin  $\lambda/2$  [10].

**Taulukko 1.** Langattoman sähkönsiirron kaksi yleisintä menetelmää ja niiden ominaisuudet. Muokattu lähteestä [10].

Menetelmä	Taajuus	Suuntaavuus	Kantama	Tunkeutuminen	Tehon hyötysuhde
Lähikenttä	Matala Hz - MHz	Heikko	Lyhyt	Vahva	Suuri
Kaukokenttä	Keskisuuri MHz - THz	Keskivahva tai vahva	Pitkä	Keskiverto tai heikko	Keskisuuri tai pieni

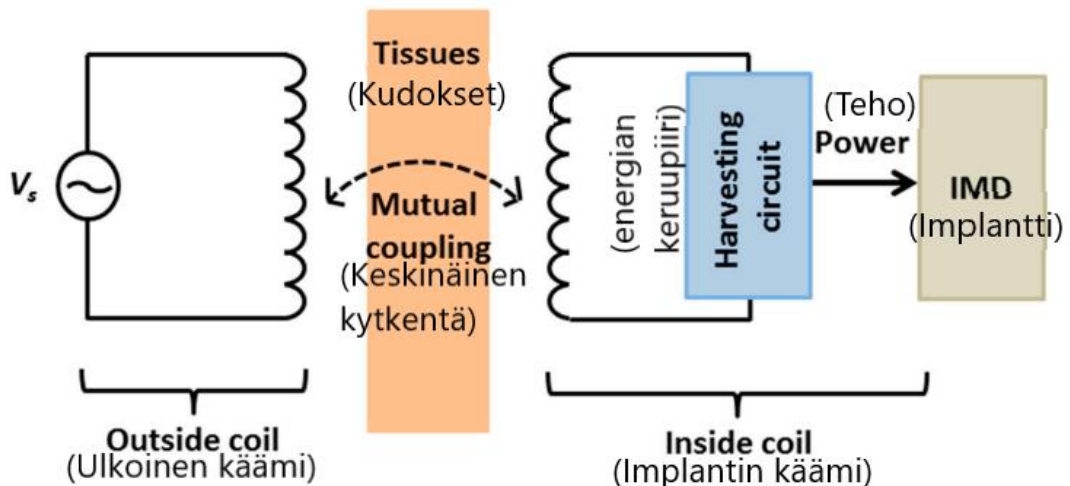
Lähikenttämenetelmä rajoittuu taajuuksille Hz-MHz taulukon 1 mukaisesti, mikä ei ole riittävä tulevaisuuden korkean suorituskyvyn implanteille. Toinen tapa siirtää tehoa langattomasti pitkiä etäisyyksiä metreistä kilometreihin on kaukokenttämenetelmällä. Tällä menetelmällä lähetinpuoli siirtää tehoa ja dataa antennin välityksellä implantin vastaanottimen antenniin käyttäen mikroaaltoja. Tämän menetelmän etu on sen pitkä kantama, mutta kuten taulukko 1 havainnollistaa, sen hyötysuhde ei ole yhtä suuri kuin lähikenttämenetelmillä. Kaukokenttämenetelmät eivät myöskään riipu lähettimen ja vastaanottimen tarkasta kohdistuksesta, mikä on suuri etu verrattuna lähikenttämenetelmiin [18]. Kaukokenttämenetelmät kykenevät myös läpäisemään muutaman senttimetrin kudosta, mikä on enemmän kuin lähikenttämenetelmät kykenevät [18]. Kudokset kuitenkin absorboivat huomattavan osan tehosta kaukokenttien taajuuksilla, mikä on vaarallista ja siksi pysyäkseen SAR-rajoituksen alapuolella, näitä menetelmiä käytetään vain ultramatalilla ja pienitehoisilla implanteilla muutamasta mikrowatista kymmenesosaan milliwattia [18]. Tämän lisäksi, korkeasta taajuudesta johtuvat tasasuuntaustehohäviöt ja pienet hyötysuhteet tekevät kaukokenttämenetelmästä huonomman vaihtoehdon kuin lähikenttämenetelmästä [18]. Siksi tässä työssä keskitytään enemmän lähikenttämenetelmiin.

### 3.1.1 Induktiivinen kytkentä

Induktiivinen kytkentä perustuu kahden kelan väliseen induktanssiin, jossa ensimmäisen kelan magneettikenttä  $\vec{H}$  ja sähkökenttä  $\vec{E}$  indusoi toiselle kelalle jännitteen  $V$

$$V = j\omega\mu \int \vec{H} \cdot \vec{ds} \quad (3.1)$$

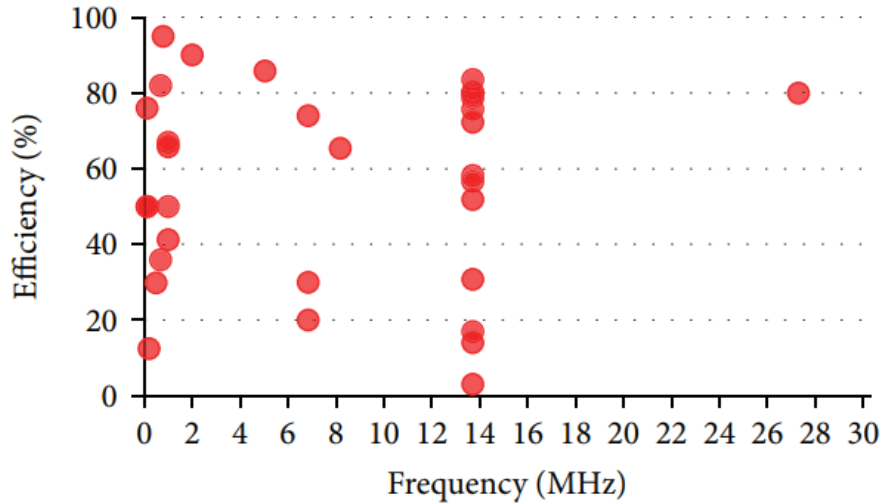
jossa  $\omega$  on kulmataajuus ja  $\mu$  on väliaineen permeabiliteetti [10]. Kaavasta 3.1 voidaan päätellä, että kytkentä pääasiassa riippuu ensiö- ja toisiokelan välisestä magneettivuosta sekä toimintataajuudesta. Ensiö- ja toisiokäämien tulee myös olla kohdakkain, jotta hyötysuhde pysyy parhaalla mahdollisella tasolla eikä kytkennästä aiheudu tehohäviötä. Implanttien induktiivisessa kytkennässä on kaksi komponenttia. Ensimmäinen komponentti on teholähetin, joka on kehon ulkopuolella. Tämä komponentti sisältää DC-lähteen, DC-AC muuntimen, virityspiirin, antennin, joka mahdollistaa datan lähettämistä ja vastaanottamista, ja ensiökäämin [10]. Toinen komponentti on tehovastaanotin, joka istutetaan kehon sisään ja sen toisiokäämiin indusoituneen jännitteen avulla implantti saa vakaan toiminnan. Tämä komponentti sisältää antennin, virityspiirin, AC-DC muuntimen, regulaattorin ja tehonhallintayksikön [10]. Itse induktiivisen kytkennän piiriä on havainnollistettu kuvassa 4.



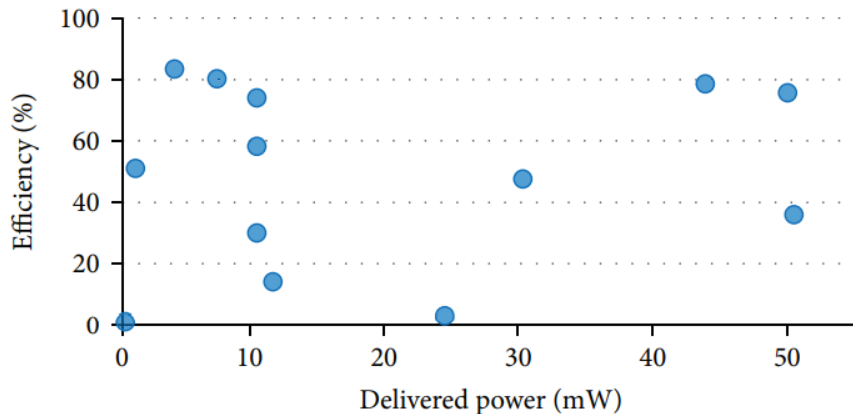
**Kuva 4.** Induktiivisen kytkennän piiri. Muokattu lähteestä [1].

Lähteessä [10] on esitetty ja arvioitu useita julkaisuja, jotka perustuvat induktiiviseen kytkentään, joista osa on simuloitu kudoksissa ja toiset taas ilmassa. Kytkennät eroavat myös ensiö- ja toisiokäämien koon suhteen, sekä käämien välisen pituuden suhteen. Näillä kytkennöillä on myös erilaiset toimintataajuudet, mutta alle 50 MHz:n taajuudet ovat yleisimmät. Ne eroavat myös niiden käytetyn tehon mukaan. Näiden kytkentöjen tehonkulutukset vaihtelevat muutamasta mW:sta 48 W:iin. Kuva 5 havainnollistaa hyötysuhteen verrattuna taajuuksiin ja kuva 6 havainnollistaa hyötysuhteen erilaisilla lähetystehoilla. Useita tutkimuksia on julkaistu tavallisten 2-kelaisten järjestelmien

tehosiirron tehostamiseksi, joissa kelan geometria, mitat, kierrosten lukumäärä ja häviöt tutkittiin optimointia varten, koska tällä toimintaperiaatteella on lupaavat ominaisuudet toimittaa riittävää tehoa [1].



**Kuva 5.** Implanttien hyötysuhde eri taajuuksilla. [10]



**Kuva 6.** Implanttien hyötysuhde verrattuna lähetettyyn tehoon (mW). [10]

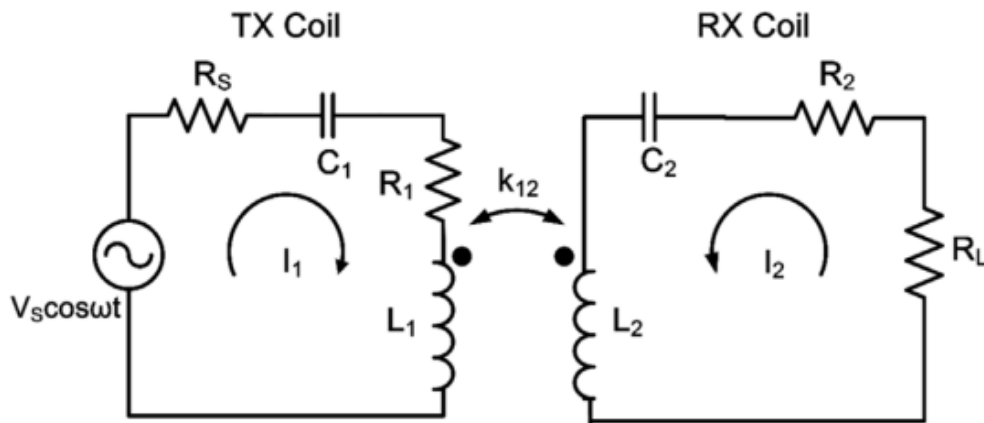
### 3.1.2 Magneettiresonanssikytkenä

Magneettiresonanssikytkenä on toinen kytkentä, joka perustuu lähikenttämeneeseen. Magneettiresonanssikytkenän ideana on siirtää energiaa tehokkaasti luomalla vahva magneettinen kytkentä kahden kohteen välille. Magneettiresonanssikytkenä käyttää piiriä, joka koostuu kelasta ja kondensaattorista, joiden avulla tehoa siirtyy langattomasti. Ulkoinen virtalähde tuottaa magneettikentän tietyllä taajuudella, joka vastaa implantoidun laitteen piirin resonanssitaajuutta. Tämä saa laitteen piirin resonoimaan,



minkä ansiosta se voi tehokkaasti kaapata ja siirtää tehoa pitkien etäisyyksien ja välissä olevan kudoksen läpi. [14][15]

Laajalti hyväksytty rakenne tällä menetelmällä on 2-kelajärjestelmä, joka koostuu kela- ja kondensaattoriresonaattoreista, joissa saavutetaan resonanssi magneettisesti kytkettyjen kelojen välillä [15]. Tätä piiriä on havainnollistettu kuvassa 7.



**Kuva 7.** 2-Kelajärjestelmämagneettiresonanssikytkentä. Vasemmanpuolinen (TX) piiri on lähetyspiiri ja oikeanpuoleinen (RX) on vastaanotinpiiri, joka on osana implanttia. [15]

Tämän menetelmän paras hyötysuhde ja jännitteen vahvistus saavutetaan, kun lähettimen ja vastaanottimen LC-piirit resonoivat samalla taajuudella yhtälön (3.2) mukaisesti [14]:

$$\omega = \frac{1}{\sqrt{L_{TX}C_{TX}}} = \frac{1}{\sqrt{L_{RX}C_{RX}}} \quad (3.2)$$

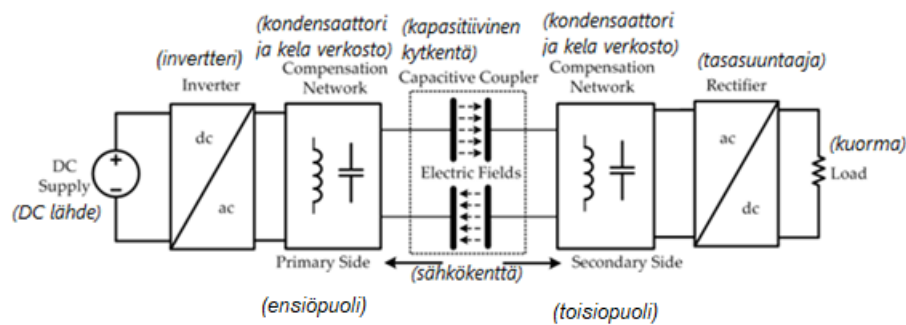
missä  $L_{TX}$  on lähettimen kelan induktanssi,  $L_{RX}$  on vastaanottimen kelan induktanssi,  $C_{TX}$  on lähettimen kondensaattorin kapasitanssi ja  $C_{RX}$  on vastaanottimen kondensaattorin kapasitanssi.

Tämän kytkennän kantama ulottuu moneen metriin, ympäristö ei vaikuta sen energian siirtoon, sen tehonsiirolla on suuri hyötysuhde ja se sietää myös sivuttais- ja kulmasuuntaisia poikkeamia [14]. Kytkentä kykenee myös toimimaan megahertsien taajuuksilla [14]. Kytkennällä on kuitenkin muutamia haittoja. Vaikka kytkentä mahdollistaa kantaman moneen metriin, kytkennän hyötysuhde pienenee mitä kauempana lähetin ja vastaanotin ovat toisistaan [15]. Lähettimen ja vastaanottimen

kelojen välisillä akselin suuntaisilla orientaatioilla on myös suuri vaikutus tehonsiirron hyötysuhteeseen [14]. Tehonsiirron hyötysuhde on myös suoraan verrannollinen vastaanottimen kokoon, mutta sen kokoa ei saa kasvattaa kovin isoksi potilaan turvallisuuden vuoksi [14].

### 3.1.3 Kapasitiivinen kytkentä

Kapasitiivinen kytkentä on laajalti käytetty virransyöttömenetelmä myös muilla aloilla ja hyvin tutkittu langattoman tehonsiirron kytkentä nykyään [14][16]. Tämän menetelmän pääkomponentit ovat kaksi rinnakkain olevaa johtavaa levyä, jotka yhdessä muodostavat kondensaattorin. Tehonsiirto perustuu sähkökenttään johtavien levyjen välillä [14]. Tyypillinen rakenne on havainnollistettu kuvassa 8.



**Kuva 8.** Kapasitiivisen kytkennän rakenne. Toisiopuoli on osa implanttia. Muokattu lähteestä [16].

Kapasitiivisella kytkennällä on kaksi etua verrattuna induktiivisiin kytkentöihin. Ensimmäinen etu on pyörrevirtähäviöiden puute ja toinen se, että kytkentätyyppi on kevyt ja halpa. Tämä kytkentä kuitenkin rajoittuu pieneen tehoon ja lyhyeen siirtoetäisyyteen, koska kun siirtoetäisyys on useita satoja millimetrejä, kytkentäkondensaattorin kapasitanssi on yleensä pikofaradialueella ja kapasitanssi vain pienenee mitä suurempi on siirtoetäisyys. [17]

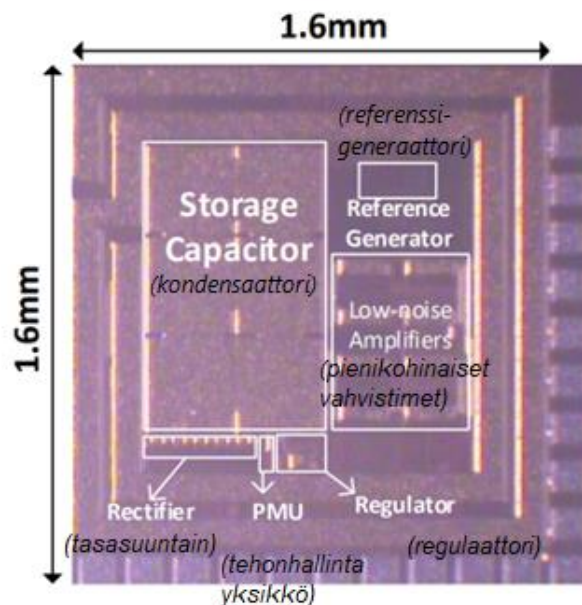
## 3.2 Koko

Integroidun puolijohdetekniikan viimeaikaisten edistysten ansiosta implanttien koot riippuvat eniten langattomasta tehonsiirtomodulista. Implantin mittoihin voidaan vaikuttaa pienentämällä esimerkiksi vastaanottokäämin kokoa induktiivisissa kytkennöissä ja kehittämällä induktiivisen kytkennän piiriä tämän muutoksen ympärillä. Lisäksi tehonsiirtomoduli voidaan valmistaa samaan CMOS-siruun muiden implantin

moduulien kanssa, mikä vähentää merkittävästi kokonaiskustannuksia, parantaa luotettavuutta ja eliminoi jälkivalmistusprosessien tarpeen. [2]

Implantin koot riippuvat myös käyttötarkoituksesta, koska implantin käyttötarkoitus voi vaatia tietyn suuruisen tehon ja tarkan sijainnin. Suurin koko voi olla muutamista millimetreistä kymmeneen millimetriin [10]. Esimerkiksi kapseliendoskopia on implantti, joka otetaan suun kautta. Tämän kapselin koko on välillä 11 mm - 27 mm yleisissä sovelluksissa [10]. Riippuen käyttötarkoituksesta, jotkut implantit voivat olla suhteellisen yksinkertaisia, sisältäen vain muutamia antureita ja perusviestintäominaisuuksia. Toiset taas voivat olla paljon monimutkaisempia, ja voivat sisältää antureita, ohjausyksiköitä, AC-DC muuntimia ja virrankulutusyksiköitä [2].

Lähteessä [2] on esitetty langaton tehonsiirtojärjestelmä mm-kokoisille implanteille, joka pohjautuu kaukokenttämenetelmään ja kykenee toimimaan laajalla virrankulutuksen vaihteluvälillä. Tämän järjestelmän pinta-ala on  $1.6 \times 1.6 \text{ mm}^2$ , kuten kuva 9 havainnollista. Järjestelmän koko on pienempi samantyyppisiin järjestelmiin verrattuna. Lähteessä [2] on esitetty kehitetyn järjestelmän ja muiden samantyyppisten järjestelmien ominaisuuksia. Muut esitetyt järjestelmät ovat kooltaan  $3 \times 3 \text{ mm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ mm}^2$ ,  $2 \times 2.18 \text{ mm}^2$  ja  $6.5 \times 6.5 \text{ mm}^2$ .



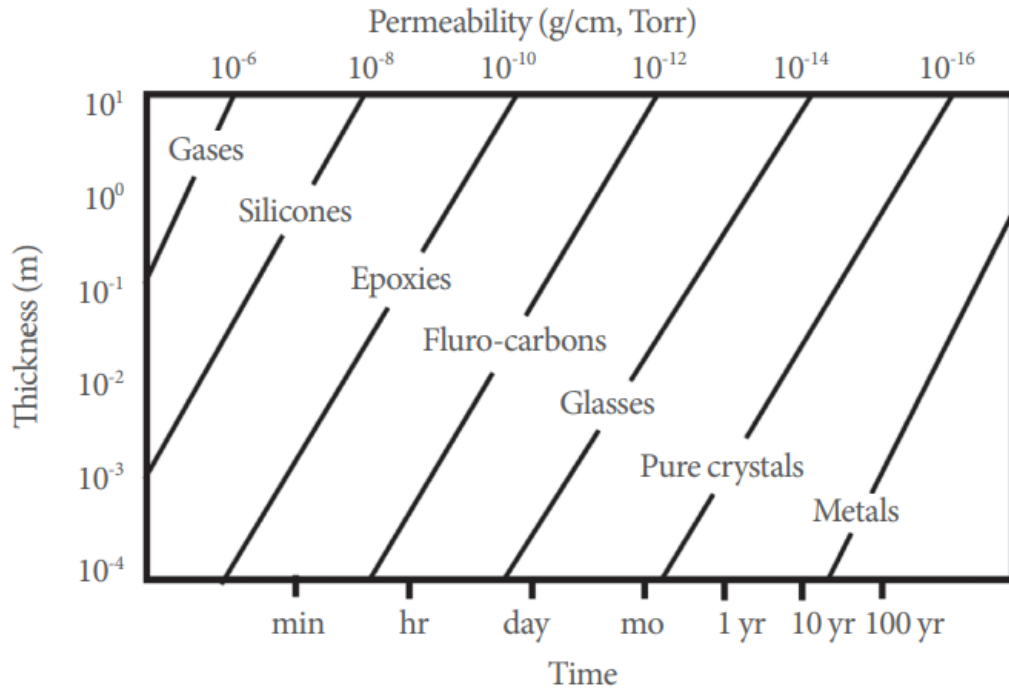
**Kuva 9.** Kaukokenttään pohjautuva langaton tehonsiirto järjestelmä valmistettu CMOS-tekniikalla. Muokattu lähteestä [2].

Lähikenttämenetelmistä lähteessä [17] on esitetty uusia induktiiviseen kytkentään perustuvia tehonsiirtojärjestelmiä implanteille. Nämä järjestelmät ovat kooltaan muun muassa  $30 \times 30 \text{ mm}^2$ ,  $0.116 \times 0.116 \text{ mm}^2$ ,  $4.5 \times 3.6 \text{ mm}^2$  ja  $20 \times 30 \text{ mm}^2$ . Lähteessä [18] esitetään monien implanttien teknisiä tietoja, mukaan lukien myös koot. Esimerkiksi lähteessä [18] esitetty silmäproteesi muodostuu yhdestä piiristä, jonka koko on  $37.6 \text{ mm}^2$  ja tarvittava teho on 98.8 mW. Lähteessä [18] esitetty selkärangan stimulaatio implantti koostuu  $29 \text{ mm}^2$  kokoisesta piiristä ja  $0.5 \text{ cm}^2$  kokoisesta implantista ja vaatii 18 mW tehoa toimiakseen.

### 3.3 Valmistusmenetelmät

Implanttien materiaalien (metallit, keramiikka tai polymeerit ja niiden komposiitit) on oltava harkiten valittuja ja suunniteltu yhdistämään biologista yhteensopivuutta tiettyihin ominaisuuksiin, kuten tiheyteen, kimmoisuuteen, murtumis- ja kulutuskestävyyteen [19]. Bioyhteensopivia materiaaleja ovat esimerkiksi titaani ja sen seokset, jalometallit ja niiden seokset, biolaatuiset ruostumattomat teräkset, muutamat kobolttipohjaiset seokset, tantaali, niobium, titaani-niobiumseokset, nitinoli, MP35N (nikkeli-koboltti-molybdeeniseos), alumiinioksidi, zirkoniumoksidi, kvartsi, sulatettu piidioksidi, biolaatuinen lasi, pii ja muutamat bioyhteensopivat polymeerit [20]. Näillä materiaaleilla on mahdollista yhdistää bioyhteensopivuutta toiseen haluttuun ominaisuuteen.

Elektroniikkasirun valmistuksen loppuvaiheessa elektroniikkaosat pakataan tyhjiöön, jotta estetään komponenttien sähköisen suorituskyvyn heikkeneminen ja suojataan implanttia kehon sisäisiltä elementeiltä, kuten soluilta, proteiineilta, verihytaleilta ja kemiallisilta kaasuilta [20]. Kuvassa 10 on havainnollistettu eri materiaalien kykyä eristää implantti kapseloinnilla ja näiden kapselointimateriaalien arvioitua elinikää.



**Kuva 10.** Permeabiliteetti erilaisissa lääketieteellisissä materiaaleissa verrattuna paksuuteen (m). Kuvassa myös näkyvät eri materiaalien eliniät. [20]

3D-tulostus on uusi teknologia, joka on äärimmäisen lupaava teknologia biolääketieteellisiin sovelluksiin, koska sillä on mahdollisuus saavuttaa monimutkaisia ja kompakteja rakenteita, jotka mukautuvat potilaan anatomiaan. Näiden näkökohtien lisäksi 3D-tulostuksen etuja ovat myös geometrinen vapaus tuottaa monimutkaisiakin implantteja, sekä mahdollisuus tuottaa pieniä erinä edullisesti. Prosessoitavat materiaalit rajoittuvat kuitenkin kestopuoveihin (esim. ABS, PLA jne.) ja metalliseoksiin (esim. Ti-64 ja Ti-Ni). [19]

CMOS-tekniikan kehitys on vaikuttanut merkittävästi langattomien paristottomien implanttien kehitykseen. CMOS on tekniikka, jota käytetään integroitujen piirien valmistukseen, ja sitä käytetään laajalti elektroniikkateollisuudessa pienitehoisten ja tehokkaiden piirien valmistukseen. CMOS-tekniikka on myös mahdollistanut useiden toimintojen integroinnin yhdelle sirulle, mikä on johtanut integroitujen implanttien kehittämiseen [2]. Esimerkiksi yksi CMOS-siru voi integroida anturin, signaalinkäsittely-yksikön ja langattoman viestintämoduulin, mikä mahdollistaa täydellisten langattomien anturijärjestelmien kehittämisen. Kuvassa 9 on esimerkki CMOS-tekniikan piiristä.

Mikroelektromekaaniset systeemit, joihin yleisesti viitataan MEMS-lyhenteellä (engl. MicroElectroMechanical-Systems), ovat millimetrin ja jopa nanometrien kokoisia laitteita,

jotka toteuttavat tietyn toiminnon kahden tai useamman fyysisen alueen välillä, joissa myös mekaaniset toiminnot ovat aina mukana [21][22]. MEMS-laitteissa on pieniä rakenneosia, jotka liikkuvat, taipuvat, venyvät, muotoutuvat ja koskettavat toisiaan. Nämä ominaisuudet tekevät MEMS-laitteista erityisen sopivia toteuttamaan implanttien osia. CMOS- ja MEMS-teknologiat kuitenkin jakavat suurimman osan valmistuksen prosesseista. [21][22]

Mikroelektromekaanisten systeemien juuret ovat puolijohdeteknologiassa sillä useimmat laitteet on edelleen valmistettu piistä, koska piitä on hyvin saatavilla ja sen materiaaliominaisuudet ovat hyvin tunnettuja. Piipohjaiset laitteet ovat houkuttelevia myös siinä mielessä, että niihin on mahdollista integroida piielektroniikkaa, kuten CMOS-teknologiaa MEMS-laitteiden viereen samalla alustalla. [21]

Koon minimointia myös tavoitellaan mikrosysteemeissä eri tavalla kuin puolijohdepiireissä [21]. CMOS-teknologiassa tavoitellaan koon pienenemistä pienentämällä transistorien kanavan pituutta. MEMS:issä ei ole trendiä kehittää teknologiaa ja prosesseja, jotta laite saataisiin pienemmäksi. Sen sijaan tavoite on ottaa käyttöön enemmän toimintoja laitteelle ja parantaa suorituskykyä [21].

## 4. TULEVAISUUDEN NÄKYMÄT

Langattomien ja paristottomien implanttien toimintaperiaatteiden tavoite on antaa mahdollisimman tehokkaasti tehoa implanteille, mutta samalla pitää SAR-arvo turvallisella tasolla. Optimaalisen tehokkuuden saavuttamiseksi hyvällä siirtoetäisyydellä lähetin- ja vastaanotinyksiköiden välillä monet tutkijat ovat pyrkineet parantamaan tehon siirtotehokkuuden lisäämistä optimoimalla taajuutta, kytkentäkerrointa ja kytkennän impedanssia. Implanttien tehokkuuden odotetaan paranevan, ja niiden virrankulutuksen odotetaan pienenevän koon pientyessä nanoteknologian kehityksellä ja langattoman tehonsiirron kytkennän ja implantin integroimisella osaksi yhtä piiriä integrointitekniikoiden kehittyessä. Esineiden internet ja langattomat anturiverkot voivat myös mahdollisesti valvoa näiden implanttien verkostoa hallitakseen niitä samanaikaisesti. [14]

Monien ongelmien ratkaisuyritykset voi olla tuleva trendi tällä alalla. Esimerkiksi langattoman tehonsiirron lähettimien koon kasvattaminen laajentamalla lähettämiä osoittamaan useampaan implantiin, ja käsittelemällä huomattavia haasteita tällaisen järjestelmän hallinnassa voi olla yksi tulevaisuuden trendi. Tämän lisäksi tutkijat voivat keskittyä käyttämään useampaa kuin yhtä lähetintä ja painottaa tiettyä lähetintä, mikäli sillä on muita lähettämiä paremmat tehonsiirrot. Lisää validointia, kokeellista työtä ja simulointia on myös suoritettava määrittämään, kuinka malleja voi kliinisesti soveltaa. [14]

Implanteille asetetaan uusia odotuksia, kuten implantin kyky kommunikoida ulkoisten yksiköiden kanssa reaaliaikaisella seurannalla ja mittauksella. Algoritmeja voidaan käyttää hyödyksi suodattamaan, tulkitsemaan ja lajittelemaan tietoja diagnooseja, tallennusta tai reaaliaikaisia tutkimuksia varten. Myös muita asioita, kuten turvallisuutta, hyödyllisyyttä ja mukavuutta, on parannettava. [1]

Kaiken kaikkiaan langattomien ja paristottomien lääketieteellisten implanttien historia on vielä alkuvaiheessa, mutta näiden laitteiden mahdollisuudet muuttaa terveydenhuoltoa ovat valtavat. Tekniikan kehittyessä voimme odottaa, että kehitetään yhä enemmän langattomia ja paristottomia lääketieteellisiä implantteja sairauksien diagnosoinnissa, hoidossa ja seurannassa.

## 5. YHTEENVETO

Viime vuosikymmenien aikana suuret kehitykset elektroniikassa, mikroelektroniikassa, langattomassa teknologiassa ja kehittyneissä biomateriaaleissa avulla ovat mahdollistaneet istutettavaksi ihmiskehoon yhä pienempiä antureita ja muita bioyhteensopivia implantteja, antaen mahdollisuuden diagnosoida, ennustaa ja tutkia ihmiskehoa eri elimissä. Viiallisten ihmisen aistielinten korvaaminen keinotekoisilla antureilla, jotka palauttavat kadonneen tunteen, ovat muuttuneet realistisiksi tavoitteiksi myös.

Implanttien suunnittelussa kohdataan monia haasteita. Koon minimointi on yksi tärkeimmistä vaatimuksista implanteissa, koska se tuo suuria etuja implanteissa. Lisäksi haasteita muodostuu myös energian varastoisessa, koska komponenteilla kuten kondensaattoreilla on vaikeuksia varastoida tarpeeksi energiaa mitä pienemmälle mittakaavalle mennään. Implantille lähetetty teho sähkömagneettisena säteilynä tulee pitää tietyn kynnyksen alapuolella turvallisuussyistä. Toinen tekijä, joka täytyy ottaa huomioon potilasturvallisuudessa, on implantista johtuva kudoksen lämpötilan kasvu. Monilla monimutkaisimmilla implanteilla on myös tietoturvariskejä.

Paristoja on korvattu langattomalla sähkönsiirrolla. Langattomat tehonsiirtomenetelmät jaetaan lähikenttä- ja kaukokenttämenetelmään, niiden toimintaperiaatteiden mukaan. Näistä lähikenttämenetelmä on suosituin ja lähikenttämenetelmistä induktiivinen kytkentä on lupaavin. Lähikenttämenetelmiin kuuluvat induktiiviset kytkennät, magneettiresonanssikytkennät ja kapasitiiviset kytkennät.

Implantin koot riippuvat käyttötarkoituksen mukaan, koska implantin käyttötarkoitus voi vaatia tietyn suuruisen tehon ja tarkan sijainnin. Koot vaihtelevat useimmiten muutamista millimetreistä kymmeneen millimetriin.

Implanttien materiaalien on oltava harkiten valittuja ja suunniteltu yhdistämään biologista yhteensopivuutta tiettyihin ominaisuuksiin, kuten tiheyteen, kimmoisuuteen, murtumis- ja kulutuskestävyyteen. Itse implantit rakentuvat useimmiten CMOS-teknologialla tai MEMS-teknologialla ja molempia on mahdollista yhdistää yhdelle implantille.

Langattomien ja paristottomien lääketieteellisten implanttien historia on vielä alkuvaiheessa, mutta näiden laitteiden mahdollisuudet muuttaa terveydenhuoltoa ovat valtavat. Tulevaisuuden tavoitteina voi olla ratkaista nykyisiä ongelmia, tutkia uusia teknologioita tai lisätä uusia toimintoja.



# LÄHTEET

- [1] Amar, A. B. et al. (2015) Power approaches for implantable medical devices. *Sensors*. [Verkossa] 15 (11), 28889–28914.
- [2] Rahmani, H. (2020) *Integrated Wirelessly Powered Solutions for Medical Implants and Internet of Things*. eScholarship, University of California.
- [3] Gutruf, P. & Rogers, J. A. (2018) Implantable, wireless device platforms for neuroscience research. *Current opinion in neurobiology*. [Verkossa] 5042–49.
- [4] Majidzadeh Bafar, V. & Schmid, A. (2013) *Wireless Cortical Implantable Systems*. 2013th edition. Vol. 9781461467021. [Verkossa]. New York, NY: Springer New York.
- [5] Vennemann, B. et al. (2020) A smartphone-enabled wireless and batteryless implantable blood flow sensor for remote monitoring of prosthetic heart valve function. *PloS one*. [Verkossa] 15 (1), e0227372–e0227372.
- [6] Jiang, D. & Demosthenous, A. (2013) Vestibular prosthesis design for restoring balance. *Analog integrated circuits and signal processing*. [Verkossa] 77 (3), 319–332.
- [7] Asif, S. M. et al. (2016) Design and In Vivo Test of a Batteryless and Fully Wireless Implantable Asynchronous Pacing System. *IEEE transactions on biomedical engineering*. [Verkossa] 63 (5), 1070–1081.
- [8] Lee, K. L. (2010) In the wireless era: leadless pacing. *Expert review of cardiovascular therapy*. [Verkossa] 8 (2), 171–174.
- [9] Ko, W. H. (2012) Early History and Challenges of Implantable Electronics. *ACM journal on emerging technologies in computing systems*. [Verkossa] 8 (2), 1–9.

- [10] Shadid, R. & Noghianian, S. (2018) A Literature Survey on Wireless Power Transfer for Biomedical Devices. *International journal of antennas and propagation*. [Verkossa] 20181–11.
- [11] Liu, Changrong, Yong-Xin Guo, and Shaoqiu Xiao. "A review of implantable antennas for wireless biomedical devices." *Forum for electromagnetic research methods and application technologies (FERMAT)*. Vol. 14. No. 3. 2016.
- [12] Kramer, D. B. & Fu, K. (2017) *Cybersecurity Concerns and Medical Devices: Lessons From a Pacemaker Advisory*. *JAMA : the journal of the American Medical Association*. [Verkossa] 318 (21), 2077–2078.
- [13] Burleson, W. & Carrara, S. (2014) *Security and Privacy for Implantable Medical Devices*. 1st ed. 2014. Wayne. Burleson & Sandro. Carrara (eds.). [Verkossa]. New York, NY: Springer New York.
- [14] Mahmood, A. I. et al. (2022) Near-field wireless power transfer used in biomedical implants: A comprehensive review. *IET power electronics*. [Verkossa] 15 (16), 1936–1955.
- [15] Barman, S. D. et al. (2015) Wireless powering by magnetic resonant coupling: Recent trends in wireless power transfer system and its applications. *Renewable & sustainable energy reviews*. [Verkossa] 511525–1552.
- [16] Lu, F. et al. (2017) A review on the recent development of capacitive wireless power transfer technology. *Energies (Basel)*. [Verkossa] 10 (11), 1752–.
- [17] Haerinia, M. & Shadid, R. (2020) *Wireless Power Transfer Approaches for Medical Implants: A Review*. *Signals*. [Verkossa] 1 (2), 209–229.
- [18] Roy, S. et al. (2022) *Powering Solutions for Biomedical Sensors and Implants Inside the Human Body: A Comprehensive Review on Energy Harvesting Units, Energy Storage, and Wireless Power Transfer Techniques*. *IEEE transactions on power electronics*. [Verkossa] 37 (10), 12237–12263.

- [19] Velu, R. et al. (2019) A comprehensive review on bio-nanomaterials for medical implants and feasibility studies on fabrication of such implants by additive manufacturing technique. *Materials*. [Verkossa] 13 (1), 92–.
- [20] Joung, Y.-H. (2013) Development of implantable medical devices: From an engineering perspective. *International neurourology journal*. [Verkossa] 17 (3), 98–106.
- [21] Zhou, Z. et al. (2012) 'Introduction to MEMS', in *Microsystems and Nanotechnology*. [Online]. Germany: Springer Berlin / Heidelberg. pp. 187–206.
- [22] Basu, A.K., Basu, A., Ghosh, S. and Bhattacharya, S. (2021). Introduction to MEMS in Biology and Healthcare. *MEMS Applications in Biology and Healthcare*, pp.1–8.