

Hylättyjen sydämentahdistinjohtimien turvallisuus magneettikuvauksessa

Kandidaatintyö
Turun yliopisto
Fysiikka
2026
Miko Friman
Ohjaajat:
FT T. Sainio
FT J. Salonen

Turun yliopiston laatujärjestelmän mukaisesti tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck-järjestelmällä

TURUN YLIOPISTO
Fysiikan ja tähtitieteen laitos

Friman, Miko Hylättyjen sydämentahdistinjohtimien turvallisuus magneettiku-
vauksessa

Kandidaatintyö, 17 s., 3 liites.
Fysiikka
Kesäkuu 2026

Tässä kandidaatintyössä tarkastellaan hylättyjen epikardiaalisten sydämentahdistinjohtimien turvallisuutta magneettikuvauksessa. Työssä tehdään kirjallisuuskatsaus aiheesta sekä kokeellinen mittaus tahdistinjohtimen lämpenemisestä 1,5 T:n magneettikuvauksessa. Mittauksessa halutaan keskittyä erityisesti tahdistimeen kiinnitetyvän pään (PM-kärjen) tulppaamisen vaikutukseen johtimen lämpenemiseen kuvauksen aikana.

Merkittävin turvallisuusriski hylättyjen tahdistinjohtimien magneettikuvauksessa on kuvauslaitteen RF-kenttä, joka aiheuttaa induktiota ja tästä seuraavaa johtimen lämpenemistä. Koska nämä johtimet ovat metallia, ne voivat absorboida energiaa RF-kentästä, ja johtimen lämpeneminen voi aiheuttaa kudosaivourioita erityisesti johtimen kärjessä.

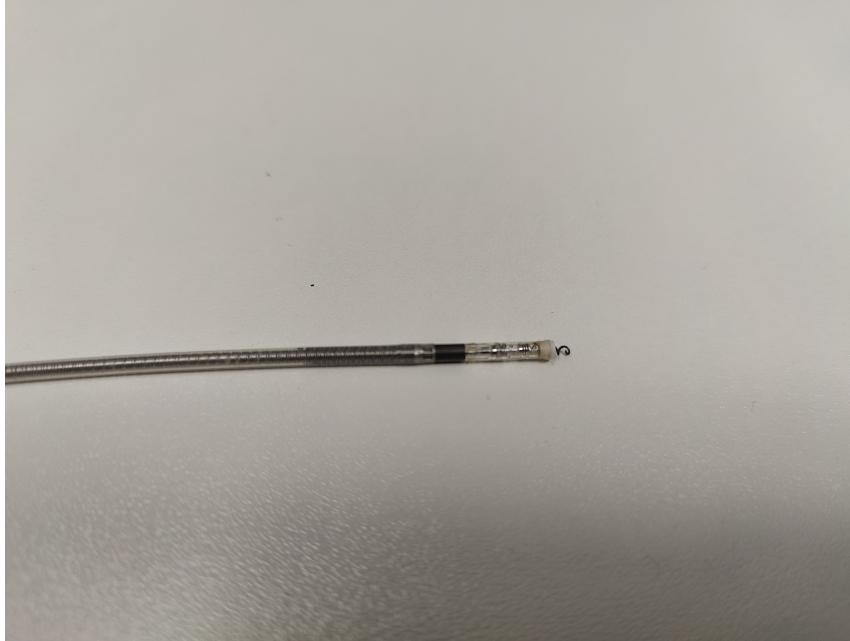
Mittaukset suoritettiin 1,5 T:n magneettikuvauslaitteella käyttäen 51,5 cm:n pituisia tahdistinjohtoa. Saatujen tulosten perusteella tulppaamaton PM-kärki lämpeni merkittävästi kuvauksen aikana, kun taas tulpattu PM-kärki ei lämmennyt kuvauksen aikana lainkaan. Johtimen sydämessä olevan pään lämpenemiseen PM-kärjen tulppaamisella ei ollut suurta vaikutusta. Tämä on ristiriidassa aikaisempien tutkimusten kanssa. Tämä poikkeama voi johtua johtimen pituudesta, asennosta, johtimen mallista tai eri kuvausparametreista.

Työn perusteella voidaan todeta, että hylättyjen tahdistinjohtimien turvallisuus magneettikuvauksessa riippuu useista tekijöistä, erityisesti johdon pituudesta, asennosta ja RF-energian määrästä. PM-kärjen tulppaaminen poistaa kyseisen pään lämpenemisen, mutta ei estä sydänpään lämpenemistä. Aihe vaatii edelleen lisätutkimusta erityisesti nykyaikaisilla tahdistinjohtimilla ja eri kuvausparametreilla.

Asiasanat: magneettiturvallisuus, sydäntahdistin, magneettikuvaus, hylätyt tahdistinjohtimet

Sisällys

Johdanto	1
1 Magneettikuvaus ja magneettiturvallisuus	2
2 Hylätyt johtojen turvallisuus	5
3 Hylättyjen johtojen vaikutus kuvanlaatuun	8
4 Tulppaaminen	9
5 Mittausmenetelmät	10
6 Tulokset	11
7 Yhteenveto	13

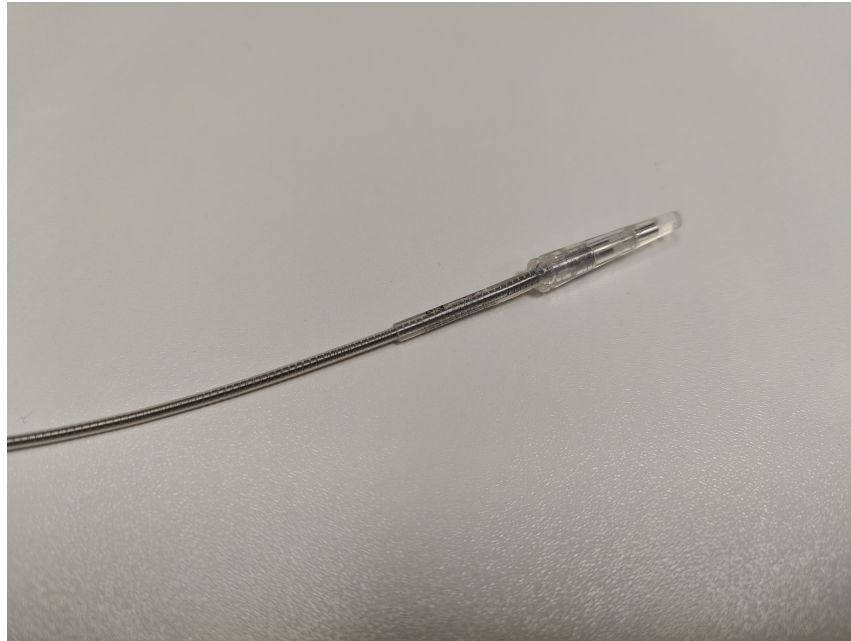


Kuva 1. Epikardiaalisen tahdistinjohton sydämessä oleva kärki.

Johdanto

Tässä työssä on tarkoitus tehdä kirjallisuuskatsaus hylättyjen epikardiaalisten tahdistinjohtojen magneettiturvallisuuteen sekä tehdä mittausta tahdistinjohtojen lämpenemisestä ja siitä, kuinka tahdistimen toisen pään eristäminen vaikuttaa siihen. Sydämentahdistimia on monenlaisia, mutta tässä työssä keskitytään epikardiaalisiin tahdistimiin, jotka ovat kehon sisäisiä, eikä huomioon oteta väliaikaisia sydämentahdistimia, jotka voivat osittain olla kehon ulkopuolella. Vielä tarkemmin epikardiaalisissa tahdistimissa ei oteta huomioon johdottomia tahdistimia, koska niissä ei voida jättää johtoja tahdistimen poiston jälkeen.

Epikardiaalinen sydämentahdistin on laite, joka voidaan implantoida potilaan kehoon hoitamaan sydämen rytmihäiriöitä. Kuvassa 1 näkyy tahdistinjohtimen sydämessä oleva kärki. Johtimen toinen kärki on kiinni itse tahdistimessa, ja tätä päätä kutsun työssä termillä ”PM-kärki”. Jos potilaan tarve tahdistimelle loppuu, saatetaan laite poistaa kirurgisesti, mutta johdot jättää vielä potilaan kehoon. Näi-



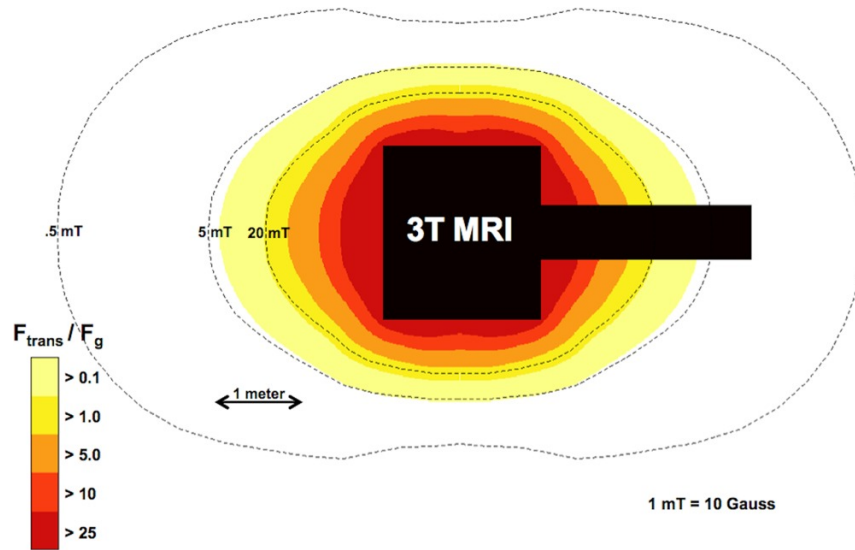
Kuva 2. Epikardiaalisen tahdistinjohdon tulpattu PM-kärki.

den johtojen tahdistimessa kiinni olleet päät voidaan eristää tulpalla tai jättää paljaksi. Koska nämä hylätyt johdot on valmistettu metallista, voivat ne aiheuttaa turvallisuusriskin magneettikuvauksen aikana. Tässä työssä on tarkoitus selvittää, vaikuttaako tämän ei-johtavan pään eristäminen johdon magneettiturvallisuuteen.

1 Magneettikuvaus ja magneettiturvallisuus

Magneettikuvauslaitteen toiminta voidaan jakaa kolmeen eri kelaan ja niiden luomaan magneettikenttään. Kuvauslaitteen ”pääkela” on useimmiten suprajohteesta valmistettu sähkömagneetti, mutta se voi olla myös perinteinen pysyvä magneetti. Tähän pääkelaan on lisätty toinen kela, joka luo RF-kentän (radiofrequency electromagnetic field). Näiden kahden kelan lisäksi ovat gradienttikelat, jotka mahdollistavat kuvan luomisen synnyttämällä spatiaalisen magneettikentän.

Pääkela luo staattisen magneettikentän, jonka voimakkuus on huomattavasti suurempi kuin mitä normaalisti saattaa havaita päivittäin. Yleisesti tämän mag-



Kuva 3. Tyypillisen 3 T:n magneettikuvauslaitteen luoman magneettikentän aiheuttama voima verrattuna painovoimaan [1].

neettikentän voimakkuus kuvauslaitteissa on 1,5–3,0 T, mikä on noin 30 000–60 000 kertaa suurempi kuin maapallon oma magneettikenttä [1]. Tämä voimakas magneettikenttä mahdollistaa magneettikuvauksen, mutta se aiheuttaa myös huomattavan turvallisuusriskin. Magneettikenttä vetää ferromagneettisia aineita puoleensa, mikä voi olla turvallisuusriski. Jos magneettikentän aiheuttama voima on pienempi kuin painovoima, ei sen pitäisi aiheuttaa suurta turvallisuusriskiä. Kuvasta 3 nähdään, että metrin etäisyydellä kuvauslaitteesta magneettikentän aiheuttaman voiman ja painovoiman suhde voi muuttua alle yhdestä yli kymmeneen. Tällä etäisyydellä voimien suhde voi siis muuttua turvallisesta erittäin vaaralliseksi nopeasti. Välillä 5–20 mT ferromagneettisen esineen tuominen tälle alueelle voi olla turvallista, mutta tältä alueelta lähemmäksi esineen tuominen on vaarallista. Suurin magneettikentän aiheuttama voima on aivan kuvauslaitteen vieressä eikä sen sisällä itsessään. Itse kuvauslaitteen sisällä magneettikentän aiheuttama voima on nolla [1].

Kuvauslaitteen luoman RF-kentän magneettikenttäkomponentin voimakkuus on huomattavasti pienempi kuin itse staattisen magneettikentän voimakkuus. Sen vah-

vuus on muutaman mikrotleslan (μT) luokkaa [1].Tämän pienen magneettikentän voimakkuuden takia RF-kenttä ei aiheuta samanlaista turvallisuusriskiä kuin kuvauslaitteen luoma staattinen magneettikenttä. RF-kenttä oskilloi tiheästi. 3 T:n kuvauslaitteella tämän oskilloinnin taajuus on noin 128 MHz. Tämän takia RF-kentän aiheuttama turvallisuusriski on erilainen kuin staattisen magneettikentän. RF-kelan luoman kentän oskilloinnin takia sähköä johtavassa biologisessa kudoksessa voi tapahtua induktiota, mikä voi johtaa kudoksen lämpenemiseen. Koska biologisessa kudoksessa on resistanssia ja induktio saa siinä kulkemaan virran, lämpenee kyseinen kudos. Kudoksen absorboima energia (SAR) [$\frac{W}{kg}$] RF-kentästä voidaan laskea kaavalla

$$SAR = (\sigma/2\rho)(\pi f B_p R)^2, \quad (1)$$

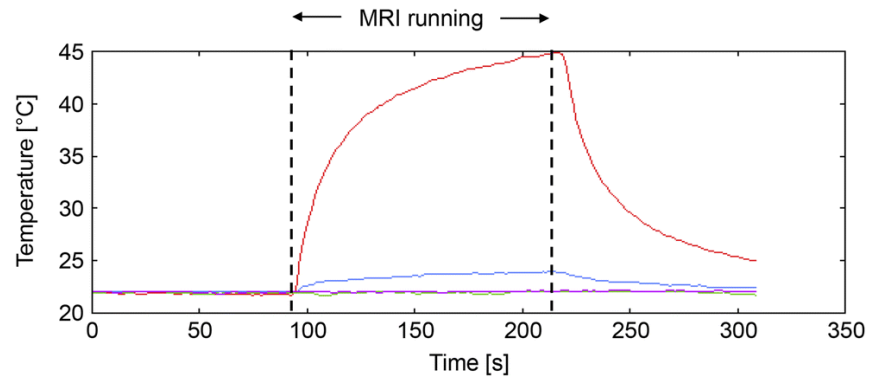
missä σ on kudoksen johtavuus, ρ kudoksen tiheys, f RF-kentän taajuus, B_p RF-kentän magneettikenttäkomponentin maksimiamplitudi ja R kappaleen säde. Jos tämä jaetaan aineen ominaislämpökapasiteetilla, saadaan tulokseksi, kuinka paljon kudos lämpenee tässä kentässä. Jos SAR on 4,2 W/kg ja kudoksen lämpökapasiteetti on noin 4200 J/kg/° C, saadaan tulokseksi, että kudos lämpenee tahtia 10^{-3} ° C/s eli kudos lämpenee 1 °C:n noin 1000 sekunnissa tai noin 17 minuutissa [1]

Koko kehon SAR:n sallittu yläraja on 4 W/kg, mutta paikallinen absorptio voi olla suurempaa, jos koko kehon absorptio pysyy alle 4 W/kg. Huomataan, että kudoksen lämpeneminen induktion takia ei ole suuri turvallisuusriski. Tämä muuttuu, jos kudoksen sisällä on metalliesine. Koska metallin johtavuus on suurempi kuin biologisen kudoksen, absorboi se enemmän energiaa RF-kentästä. Tämä johtaa siihen, että metallissa kulkee suurempi virta kuin kudoksessa. Tämän seurauksena absorboitunut energia keskittyy pienelle tilavuudelle, mikä aiheuttaa paikallista lämpenemistä ja mahdollisesti kudonsvaurioita.

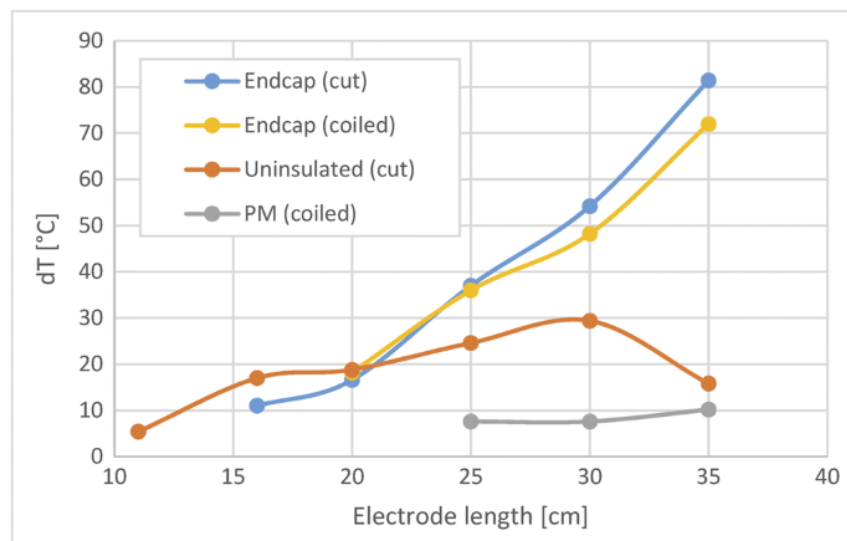
Kuvauslaitteen gradienttikelat luovat spatiaalisen magneettikentän eli gradienttikentän. Kyseinen gradienttikenttä on oskilloiva gradienttikelojen virran päälle- ja poislyöntikentän ansiosta. Koska kyseessä on oskilloiva magneettikenttä, voi myös tästä kentästä indusoitua virtaa. Verrattuna RF-kenttään absorboitu energia on kuitenkin huomattavasti pienempi. Gradienttikentän voimakkuus on enimmillään 8 mT, ja sen oskillointi tapahtuu noin 1 kHz:n taajuudella. Näillä arvoilla saadaan, että SAR on 0,006 W/kg kappaleelle, jonka säde on 20 cm. Samalle kappaleelle RF-kentän, jonka voimakkuus on 2μ T aiheuttama SAR on 6,5 W/kg. Gradienttikenttä voi siis aiheuttaa lämpenemistä, mutta se on huomattavasti vähäisempää kuin RF-kentästä aiheutuva lämpeneminen. Koska gradienttikeloissa kulkee suuri virta, kohdistuu niihin suuri Lorentzin voima. 3 T:n kuvauslaitteessa kelaan kohdistuva Lorentzin voima voi olla yli 120-kertainen painovoimaan verrattuna. Koska keloissa kulkeva virta vaihtelee, myös niihin kohdistuva Lorentzin voima vaihtelee. Tämän seurauksena keloista voi aiheutua voimakasta melua, jonka äänenvoimakkuus voi ylittää 130 dB. Tästä voi aiheutua potilaalle kuulovaurioita. Toinen gradienttikenttään liittyvä turvallisuusriski on hermostimulaatio. Gradienttikenttä voi aiheuttaa stimulaatiota myös erilaisissa implanteissa, kuten sydämentahdistimissa. Erityisesti tahdistimien tapauksessa tämä voi muodostaa turvallisuusriskin, jos gradienttikentän aiheuttama stimulaatio johtaa sydämen rytmihäiriöön. [2]

2 Hylätyt johtojen turvallisuus

Koska magneettikenttä on nolla kuvauslaitteen keskellä, ei se kohdistu hylättyyn tahdistinjohtoon minkäänlaista voimaa kuvauksen aikana. Magneettikentästä johtuvaa turvallisuusriskiä ei ole, kun kuvataan potilasta, jolla on hylätty sydämentahdistinjohto. Joten hylätyn epikardiaalisen tahdistinjohtojen kuvauksessa ainoa turvallisuusriski on johdon lämpeneminen ja sitä kautta paikallinen kudosaivaurio. Koska johdon toinen pää on kuitenkin kiinnitetty sydämeen, pitää tämä riski ottaa hyvin vakavasti.



Kuva 4. Lämpötilan muutos ajan funktiona 2 minuutin aikana 21 cm:n pituiselle epikardiaaliselle johdolle, jonka toinen pää on eristetty [3].



Kuva 5. Epikardiaalisen tahdistinjohdon lämpötilan muutos eri asetelmilla. (Sininen) Tulpattu suora johdin, (keltainen) tulpattu silmukallinen johdin, (oranssi) suora tulppaamaton johdin ja (harmaa) tahdistimeen kiinnitetty silmukallinen johdin [3].

Hylätyn epikardiaalisen johdon magneettiturvallisuuteen vaikuttavat johdon pituus ja ei-sydämessä olevan pään eristys [4], sekä johdon asento potilaan kehon sisällä [5]. Suurin turvallisuusriski hylättyjen epikardiaalisten johtojen magneettikuvauksessa on johdon johtavan pään kuumeneminen kuvauksen aikana. Kuvasta 4 nähdään, kuinka tyypillisen hylätyn johdon kärki lämpenee kuvauksen aikana.

Teorian mukaan, jos suorana olevan hylätyn johdon pituus on puolet kuvauslaitteen luoman RF-kentän aallonpituudesta, lämpenee johdon johtavaa päätä koskeva biologinen kudokseksi maksimaalisesti [1]. 1,5 T:n magneettikentässä tämä puolikas aallonpituus on noin 24 cm [6]. Kuvasta 5 nähdään, kuinka suoran ja eristämättömän epikardiaalisen tahdistinjohdon lämpötilan muutos 1,5 T:n magneettikentässä on suurin, kun johdon pituus on välillä 25–30 cm. Tämä eroavaisuus johdon pituudessa voi johtua siitä, että magneettikenttä ei ole tyhjiössä, vaan se kulkee biologisessa kudoksessa. Kliinisissä tutkimuksissa ei ole havaittu tämän puolikkaan aallonpituuden pituisen johdon maksimaalista lämpenemistä [6]. Johdon pituus on kuitenkin suuri tekijä siinä, kuinka paljon johdon kärki lämpenee. Kuvasta 5 nähdään, kuinka johdon pituuden kasvattaminen lisää huomattavasti lämpötilan muutosta johtimen kärjessä kuvauksen aikana ainakin silloin, kun kyseessä on tulpattu PM-kärki.

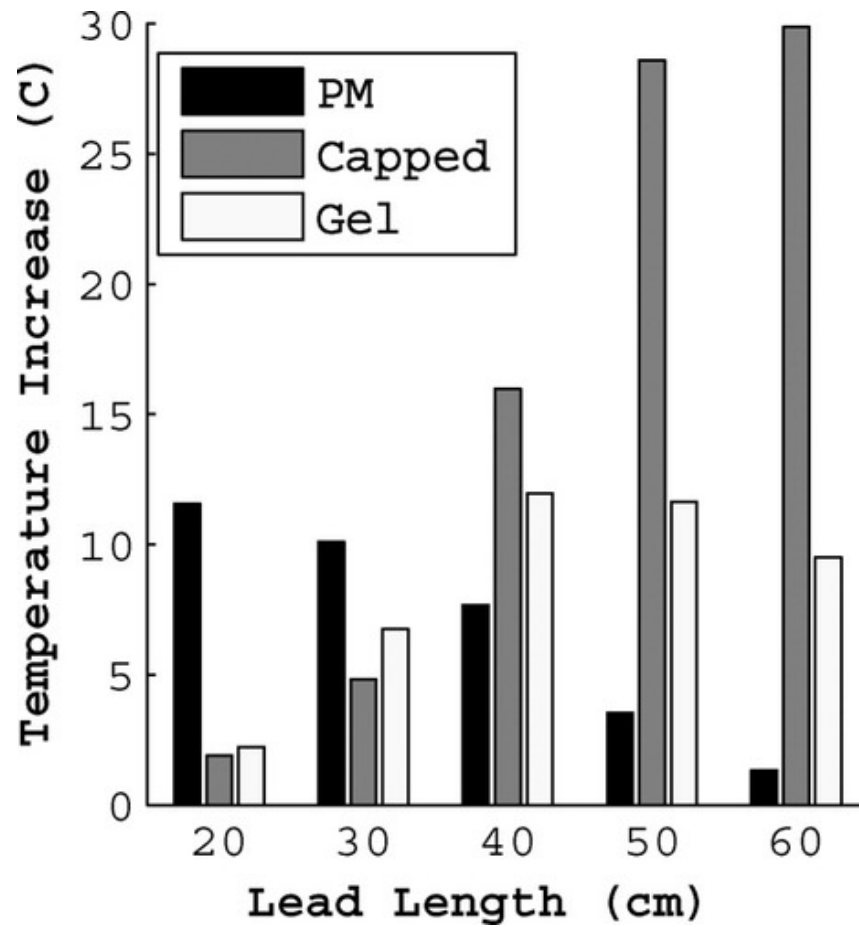
Johdon lämpenemiseen vaikuttavat monet eri muuttujat, kuten sen pituus, materiaali, kuvauslaitteen kelojen geometria ja johdon asento, joten sen lämpenemisen mallintaminen on vaikeaa. Jos kuitenkin keskitytään vain yhteen näistä muuttujista, voidaan sitä mallintaa. Tahdistinjohdon asennon vaikutusta johtimen absorboiman energian määrään varten on kehitteillä tapa simuloida sitä. Tässä käytetään koneoppimista, jolla voidaan simuloida hyvin monia erilaisia reittejä johtimelle ja simuloida johtimen absorboimaa energiaa kuvauksen aikana. Tällä simulaatiolla saadut SAR-

määrät ovat olleet hyvin samanlaisia kuin ennustetut SAR-arvot kuvauksen aikana. Tarkkuuteen on vaikuttanut se, onko yritetty simuloida 1,5 T:n vai 3 T:n magneettikuvauslaitetta. 1,5 T:n simulaatioissa virhemarginaali on ollut huomattavasti pienempi. Tulevaisuudessa tästä voitaisiin kehittää malli, jolla voitaisiin ennustaa potilaan hylätyn tahdistinjohtoon absorboima energia jo ennen kuvausta, kunhan sen asento on tiedossa [7]

3 Hylättyjen johtojen vaikutus kuvanlaatuun

Yleisesti voidaan sanoa, että mikä tahansa metalliesine voi aiheuttaa artefaktoja kuvauksen aikana, jos kyseinen esine on kuvausalueella. Näiden artefaktojen vaikutus diagnosointiin riippuu täysin niiden koosta ja sijainnista. Artefaktojen syntyminen johtuu metallin ja orgaanisen kudoksen magneettisen susceptibiliteetin suuresta eroista. Metallien magneettinen susceptibiliteetti on huomattavasti suurempi, ja tämä voi aiheuttaa muutoksia kuvauslaitteen luomaan magneettikenttään, mikä puolestaan johtaa siihen, että laitteen luoma homogeeninen kenttä lakkaa olemasta homogeeninen metalliesineen kohdalla. Tämä magneettikentän muutos voi aiheuttaa kolmea eri artefaktatyyppiä: signaalin menettämistä, signaalin kertymistä ja geometrista vääristymistä [8].

Itse tahdistinjohtimen aiheuttamat artefaktat keskittyvät sydämen alueelle, joten jos kyseessä on kuvaus, joka ei keskity tälle alueelle, eivät nämä mahdolliset artefaktat aiheuta haittaa diagnosoinnille. Varsinkin sydämen ja sen läheisten alueiden kuvauksissa pitää tahdistinjohtimet ottaa huomioon sekä turvallisuussyistä että niiden mahdollisuuden vuoksi aiheuttaa artefaktoja. Artefaktojen syntymistä voidaan vähentää, jos johtimien asento kehon sisällä on tiedossa ennen kuvausta [9].

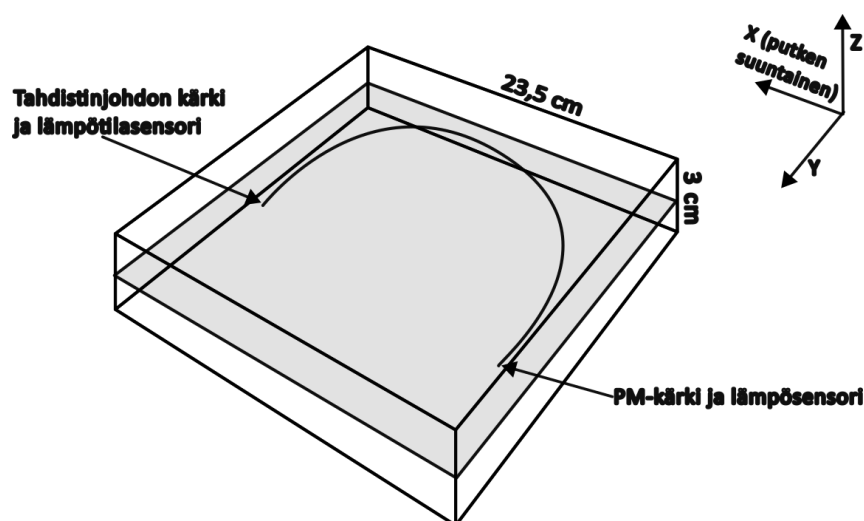


Kuva 6. PM-kärjen päätteen vaikutus lämpötilan muutokseen eri johdinpituuksilla [4].

4 Tulppaaminen

Nykyinen yleinen toimintatapa hylättyjen tahdistinjohtimien kanssa on se, että näiden johtojen PM-kärki tulpataan tahdistimen poiston yhteydessä. Tämän suosituksen perusteluna on, että se aiheuttaisi samanlaisen käyttäytymisen kuin tilanteessa, jossa tahdistin on edelleen johtimissa kiinni. Hylätyn johtimen tulppaaminen luo johtimeen avoimen piirin sen sijaan, että kyseessä olisi suljettu piiri, jossa virta pääsisi helpommin liikkumaan.

Kuvasta 6 nähdään kuitenkin, että PM-kärjen tulppaaminen ei saa aikaan samanlaista käyttäytymistä kuin tahdistimeen kiinnitetyt johtimet. Tulppaaminen ja

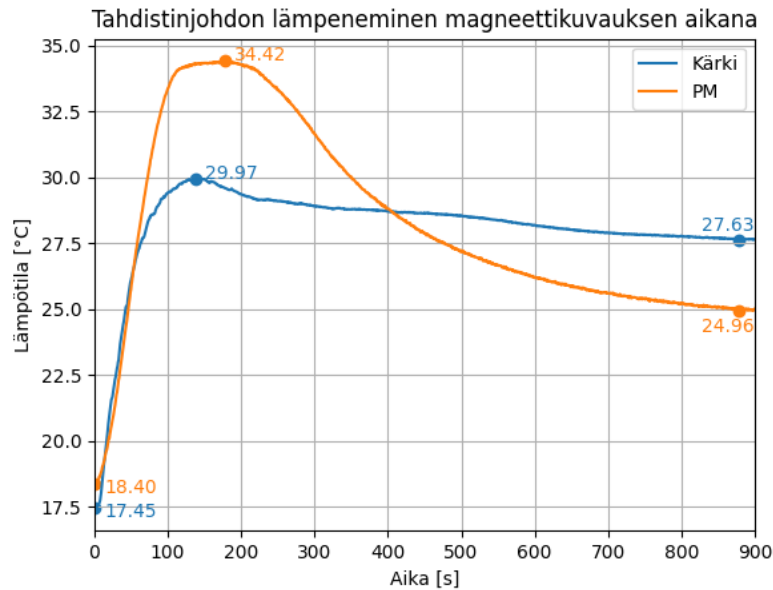


Kuva 7. Mittauksessa käytetty asetelma, jossa tahdistinjohto on kahden 1,5 cm paksuisen geelilaatan välissä.

eristämätön PM-kärki aiheuttavat pienemmän lämpötilanmuutoksen johtimen kärjessä lyhyemmällä johdinpituuksilla. Tällä hetkellä markkinoilla olevat tahdistinjohtimet ovat kuitenkin yli 50 cm pituisia. Näillä pituuksilla PM-kärjen tulppaaminen kasvattaa lämpötilanmuutosta huomattavasti. Kuvista 5 ja 6 nähdään, että tulpatu PM-kärki kasvattaa lämpötilanmuutosta sitä enemmän, mitä pidempi johdin on kyseessä. Hylättyjen johtimien tulppaamisen vaikutus johtimen kärjen lämpenemiseen vaatii lisää tutkimusta, eikä tästä aiheesta ole tehty uutta tutkimusta lähes kymmeneen vuoteen. Tänä aikana sekä tahdistinjohtimet että kuvauslaitteet ovat kehittyneet [3, 4].

5 Mittausmenetelmät

Mittaus suoritettiin Siemens MAGNETOM Sola 1,5 T:n magneettikuvauslaitteella. Lämpötilan mittaamiseen käytettiin Opsens AccuSens -valokuitumittaria. Tahdistinjohdon molempiin päihin liitettiin lämpötilasensori mittauksen ajaksi. Kuvasta 7 näkyy mittausasettelu. Mittauksessa käytettiin lannerangan RUT-protokollan T2 TSE sekvenssiä, jolla SAR oli 1,81. Mittausta tehtiin 15 minuutin ajan.

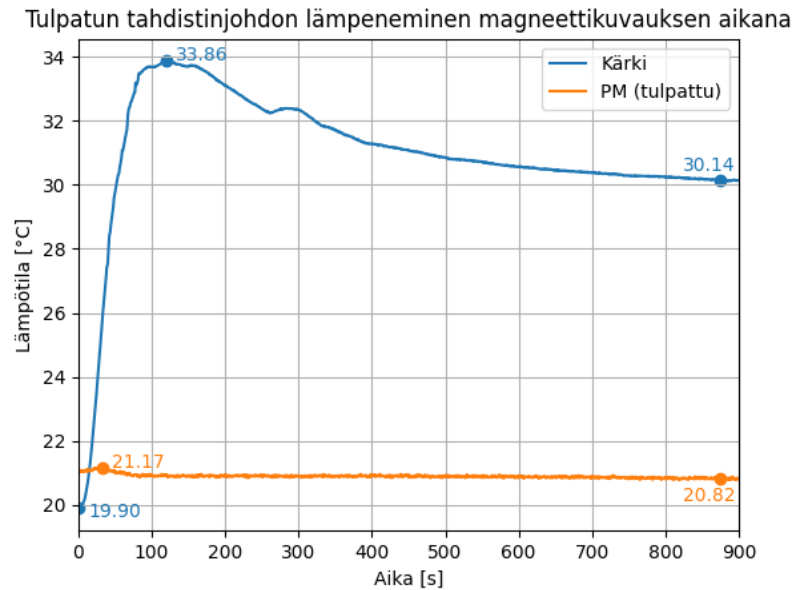


Kuva 8. Tulppaamattoman tahdistinjohdon lämpeneminen kuvauksen aikana.

Mittaus suoritettiin kolme kertaa: ilman tahdistinjohtoa, tulppaamattoman tahdistinjohdon kanssa sekä tulpatun tahdistinjohdon kanssa. Tahdistinjohdona käytettiin 51,5 cm:n pituista Medtronic CapSureFix™ Novus Novus -eteiskammiojohtoa.

6 Tulokset

PM-kärki lämpenee huomattavasti enemmän kuin tahdistinjohdon kärki silloin, kun tätä kärkeä ei ole tulpattu, kuten kuvasta 8 näkyy. Tässä täytyy ottaa huomioon, että lämpömittarin anturien kalibrointi ei ollut onnistunut, joten tahdistinjohdon kärjessä oleva anturi antoi toistuvasti 1,5 °C suuremman arvon molempien anturien ollessa samoissa olosuhteissa. Lämpötilan muutos on kuitenkin todenmukainen molemmilla antureilla. PM-kärjen lämpötilan muutos on suurempi kuin itse tahdistinjohdon kärjen lämpötilan muutos. Kuvasta 8 huomataan, että molemmat kärjet lämpenevät nopeasti lähes 200 sekuntiin asti. Tämän jälkeen molempien kärkien lämpötila alkaa laskea. PM-kärjen lämpötilan lasku on huomattavasti nopeampaa,



Kuva 9. Tulpatun tahdistinjohdon lämpeneminen kuvauksen aikana.

ja se laskee enemmän kuin tahdistinjohdon kärjen lämpötila. Voidaan olettaa, että tämän jäähtymisen aiheuttaa kärkien lämpöenergian dissipaatio geeliin. Kuvauksen lopussa johtimen molemmat kärjet eivät ole palautuneet alkuarvoihinsa.

Tulpatun johtimen PM-kärki ei lämmennyt kuvauksen aikana, kuten kuvasta 9 näkyy. Johtimen kärki lämpenee nopeasti ensimmäisen 200 sekunnin aikana, kuten myös tulppaamattoman johtimen tapauksessa tapahtui. Kuvasta 10 voidaan nähdä, että sekä ilman tulppaa että sen kanssa johtimen kärki saavuttaa maksimilämpötilansa ennen 200 sekuntia. Tulpattuna johtimen kärjen maksimaalinen lämpötilan muutos on hieman suurempi kuin ilman tulppaa. Näiden kahden mittauksen eri alkuarvot johtuvat siitä, että tulpattu mittausta tehtiin toisena, ja tässä vaiheessa johdin oli ehtinyt lämmitä lähemmäksi huonelämpötilaa kuin ensimmäisessä mittauksessa. Tämän takia on turhaa verrata näiden mittausten maksimiarvoja. Lämpötilan muutokseen tämän ei kuitenkaan pitäisi vaikuttaa.

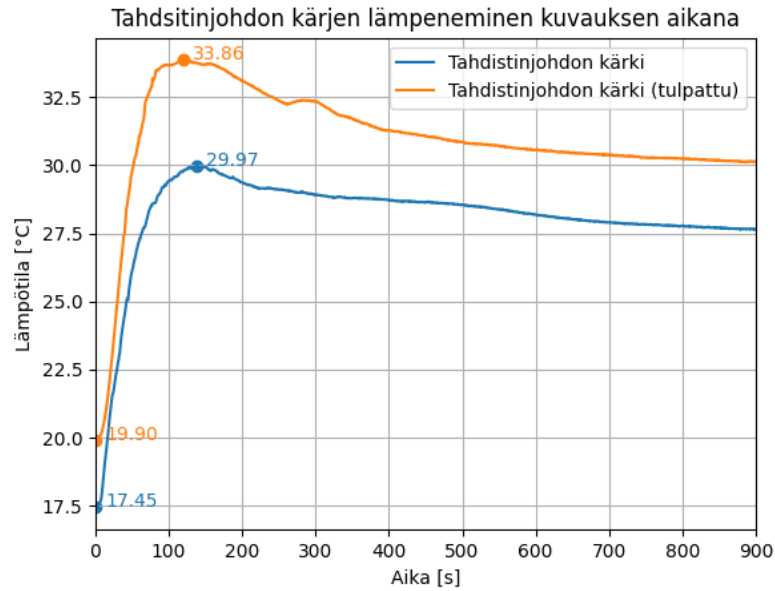
Suurin muutos tapahtuu PM-kärjessä silloin, kun sitä ei ole tulpattu. PM-kärkeen asetettu tulppa poistaa myös kokonaan kyseisen kärjen lämpenemisen kuvauksen aikana. Mittauksesta saadut tulokset eivät täsmää aikaisemmin saatujen tulosten kanssa. Aikaisemmissa mittauksissa samanpituiselle tulpatulle johtimelle on saatu huomattavasti suurempi lämpötilan muutos. Tämä voi johtua siitä, että aikaisemmissa mittauksissa on käytetty vanhempaa tahdistinjohtoa ja suurempaa SAR-arvoa [4].

PM-kärjen tulppaamisen on aikaisemmissa mittauksissa huomattu vaikuttavan tahdistinjohtoon kärjen lämpenemiseen siten, että se kasvattaa sitä [3]. Sama ilmiö on myös havaittavissa tehdyissä mittauksissa. Koska tässä mittauksessa on käytetty pidempää johdinta ja johdin on ollut eri asennossa, eivät tulokset kuitenkaan täsmää aikaisempien mittausten kanssa.

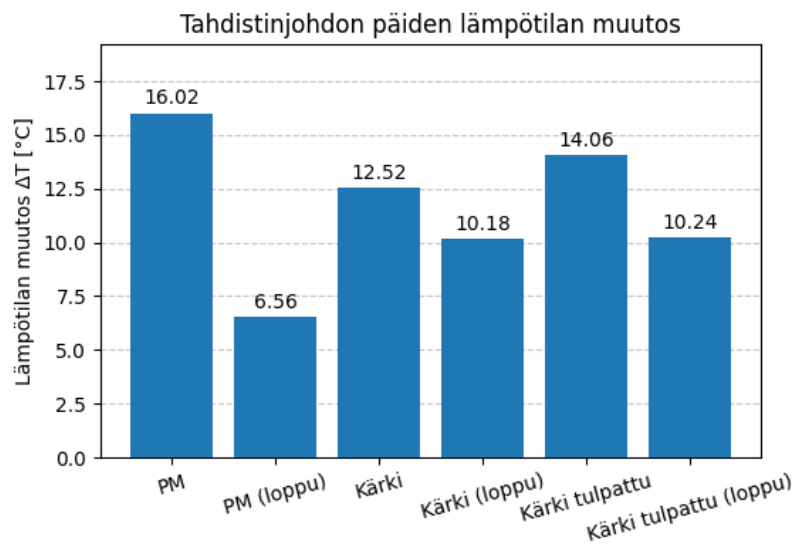
PM-kärjen lämpenemisestä ei löytynyt aikaisempia mittauksia, joten sen lämpenemistä eri johtimen pituuksilla olisi hyvä tutkia. Lisäksi olisi hyödyllistä tutkia johtimen lämpenemistä eri asetelmissa pitkäkestoisissa kuvauksissa.

7 Yhteenveto

Tässä työssä tarkasteltiin hylättyjen epikardiaalisten sydämentahdistinjohtimien turvallisuutta magneettikuvauksessa sekä kirjallisuuskatsauksen että kokeellisen mittauksen kautta. Johtimien aiheuttama turvallisuusriski ei ole kuvauslaitteen luoma voimakas staattinen magneettikenttä vaan oskilloiva RF-kenttä, mikä voi aiheuttaa induktiota. Tästä voi aiheutua lämpenemistä, kun johtimessa induktion seurauksena liikkuva virta pääsee orgaaniseen kudokseen ja aiheuttaa siinä lämpenemistä.



Kuva 10. Tahdistinjohdon kärjen lämpeneminen tulpattuna ja tulppaamattomana.



Kuva 11. Tahdistinjohdon kärkien lämpötilan muutokset silloin, kun muutos on suurimmillaan, ja kuvauksen lopussa. (PM) Tulppaamaton PM-kärki.

Kirjallisuuskatsauksen perusteella johtimen asento, materiaali, pituus sekä kuvantamisparametrit vaikuttavat johtimen kärjen lämpenemiseen. Teorian mukaan suurin lämpeneminen tapahtuisi silloin, kun johtimen pituus olisi puolet RF-kentän aallonpituudesta, mutta tätä ei ole havaittu kliinisissä tutkimuksissa.

Johtimen PM-kärjen päätte vaikuttaa sydämessä olevan kärjen lämpenemiseen. Tehdyissä mittauksissa huomattiin, että PM-kärjen tulppaaminen kasvattaa johtimen kärjen lämpenemistä, mutta huomattavasti vähemmän kuin aikaisemmissa tutkimuksissa. Itse PM-kärjen lämpeneminen katosi kokonaan tulppaamisen seurauksena. Nämä tulokset viittaavat siihen, että PM-kärjen tulppaaminen ei suoranaisesti vaikuta sydämessä olevan kärjen lämpenemiseen.

Koska saadut mittaustulokset eivät vastaa aikaisempia tutkimuksia, korostaa tämä tarvetta lisätutkimukselle aiheesta. Erityisesti eri pituisten johtojen, eri kuvausparametrien sekä johtimen asennon vaikutusta kärjen lämpenemiseen tulisi tutkia lisää. Näissä mittauksissa pitäisi myös ottaa huomioon PM-kärjen päätte.

Hylättyjen tahdistinjohtimien magneettiturvallisuuden vaikuttavat monet tekijät, mikä tekee sen tarkasta mallintamisesta lähes mahdotonta. Tästä samasta syystä on vaikeaa antaa yhtä sääntöä näiden johtimien magneettiturvallisuudesta, joka pätee kaikkiin tilanteisiin. Yleisesti voidaan kuitenkin sanoa, että hylättyjä tahdistinjohtimia voidaan kuvata turvallisesti magneettikuvauksella, jos niiden aiheuttamat turvallisuusriskit otetaan huomioon.

Tekoälyn käyttö tutkielmassa

Tässä työssä on käytetty OpenAI:n ChatGPT-5.2 suurta kielimallia kielioppivirheiden tarkistamiseen.

Viitteet

- [1] L. P. Panych ja B. Madore, **47**, 28 [doi:10.1002/jmri.25761](https://doi.org/10.1002/jmri.25761).
- [2] A. F. Pulver, M. D. Puchalski, D. J. Bradley, L. L. Minich, J. T. Su, E. V. Saarel, P. Whitaker ja S. P. Etheridge, **32**, 450 [doi:10.1111/j.1540-8159.2009.02304.x](https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.2009.02304.x).
- [3] C. Balmer, M. Gass, H. Dave, F. Duru ja R. Luechinger, **56**, 321 [doi:10.1007/s10840-019-00627-7](https://doi.org/10.1007/s10840-019-00627-7).
- [4] D. A. Langman, I. B. Goldberg, J. P. Finn ja D. B. Ennis, **33**, 426 [doi:10.1002/jmri.22463](https://doi.org/10.1002/jmri.22463).
- [5] F. Jiang, B. Bhusal, B. Nguyen, M. Monge, G. Webster, D. Kim, G. Bonmassar, A. R. Popsecu ja L. Golestanirad, **90**, 2510 [doi:10.1002/mrm.29776](https://doi.org/10.1002/mrm.29776).
- [6] A.-M. Vuorinen, R. Paakkanen, J. Karvonen, J. Sinisalo, M. Holmström, S. Kivistö, J. I. Peltonen ja T. Kaasalainen, **32**, 3830 [doi:10.1007/s00330-021-08469-6](https://doi.org/10.1007/s00330-021-08469-6).
- [7] X. Chen, C. Zheng ja L. Golestanirad, **349**, 107384 [doi:10.1016/j.jmr.2023.107384](https://doi.org/10.1016/j.jmr.2023.107384).
- [8] G. C. Feuerriegel ja R. Sutter, **53**, 1737 [doi:10.1007/s00256-024-04624-4](https://doi.org/10.1007/s00256-024-04624-4).
- [9] M. Runge, E.-S. H. Ibrahim, F. Bogun, A. Attili, M. G. Mahani, Y. Pang, L. Horwood, T. L. Chenevert ja J. Stojanovska, **213**, 555 [doi:10.2214/AJR.19.21187](https://doi.org/10.2214/AJR.19.21187).