



TAMPEREEN TEKNILLINEN YLIOPISTO

MIIKA KILGAST

**MAGNESIUMDIBORIDIN POTENTIAALI  
MAGNEETTIKUVAUSLAITTEISTOISSA**

Diplomityö

Tarkastaja: lehtori Risto Mikkonen

Tarkastaja ja aihe hyväksytty

Tieto- ja sähkötekniikan

tiedekuntaneuvoston kokouksessa

3. maaliskuuta 2010

# Tiivistelmä

TAMPEREEN TEKNILLINEN YLIOPISTO

Sähkötekniikan koulutusohjelma

**KILGAST, MIKA:** Magnesiumdiboridin potentiaali magneettikuvauslaitteistoissa

Diplomityö, 71 sivua

Kesäkuu 2010

Pääaine: Moderni sähköenergiatekniikka

Tarkastaja: Lehtori Risto Mikkonen

Avainsanat: Magnesiumdiboridi, suprajohtavuus, magneettikuvaus, solenoidimagneetti, MgB<sub>2</sub>, MRI

Magneettiresonanssikuvaus on vakiinnuttanut asemansa lääketieteen keskeisenä tutkimusmenetelmänä. Tyypillisesti nykyaikaisen magneettikuvauslaitteiston pääkäämi on konstruoitu niobititaanista, jonka kriittinen lämpötila on noin 9 K. Käämityksen jäähdytys operointilämpötilaansa 4,2 K toteutetaan yleisimmin nestemäisen heliumin avulla. Vuonna 2001 japanilainen tutkimusryhmä havaitsi magnesiumdiboridin (MgB<sub>2</sub>) menettävän resistiivisyytensä jo 39 kelvinin lämpötilassa. Tämä mahdollistaa magneettisovellusten toteuttamisen kryojäähdytintä käyttäen lämpötilavälillä 15 – 25 K. Kryojäähdytimen käytön ja magnesiumdiboridin raaka-aineiden edullisen hinnan on arveltu tuovan merkittäviä säästöjä magneettikuvauslaitteistojen valmistus- ja käyttökustannuksiin.

Tämän diplomityön tarkoituksena on tarkastella magnesiumdiboridin ominaisuuksia, tutkien sen soveltuvuutta magneettikuvauslaitteiston pääkäämin materiaaliksi. Lisäksi esitellään magneettikuvantamisen periaate ja luodaan katsaus magneettikuvauslaitteistojen kehitystrendeihin.

# Abstract

TAMPERE UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

Master's Degree Programme in Electrical Engineering

**KILGAST, MIIKA:** The Potential of Magnesium Diboride in Magnetic Resonance Imaging

Master of Science Thesis, 71 pages

June 2010

Major: Modern Electric Energy Technology

Examiner: Lecturer Risto Mikkonen

Keywords: Magnesium diboride, superconductivity, magnetic resonance imaging, solenoidal magnet,  $\text{MgB}_2$ , MRI

Magnetic Resonance Imaging (MRI) has been established as an essential medical imaging technique. Typically main coil of an MRI device has been constructed using niobium-titanium, which has critical temperature of 9 K. Mostly the superconducting coil is cooled down to its operation temperature 4.2 K by cryostat with liquid helium. Discovering superconductivity of magnesium diboride in 39 K in year 2001 offered an alternative for usage of liquid cryogens. It was assessed that relatively cheap raw materials and a possibility of using cryocooler instead of liquid helium provide savings in construction and operation costs of MRI devices.

In this M.Sc. Thesis properties of  $\text{MgB}_2$  and its feasibility for MRI devices were studied. Principle of magnetic resonance imaging was introduced and future trends of MRI devices were outlined. Finally, different kind of solenoidal coil constructions were examined.

## **Alkusanat**

Tämä diplomityö on tehty Tampereen teknillisen yliopiston sähkömagnetiikan laitoksella. Työ aloitettiin lokakuussa 2009 ja sen ohjaajana ja tarkastajana toimi lehtori Risto Mikkonen. Haluan kiittää häntä mielenkiintoisesta diplomityön aiheesta ja työn aikana saamastani ohjauksesta.

Lisäksi haluan kiittää ystäviäni, jotka tarjosivat mahdollisuuden rentoutua hyvässä seurassa pitkiksi venyneiden työpäivien jälkeen. Kaikista suurin kiitos kuuluu kuitenkin avopuolisolleni Saijalle, joka jaksoi tukea ja kannustaa minua koko diplomityöprosessin ajan.

Lahdessa toukokuun 26. päivänä 2010

Miika Kilgast



# Sisällys

1. Johdanto .....	1
2. Magneettikuvaus .....	3
2.1 Lääketieteellisten kuvantamismenetelmien vertailua .....	3
2.2 Magneettikuvauksen taustalla oleva teoria .....	5
2.3 Magneettikuvauslaitteiston rakenne .....	7
2.4 Magneettikuvauslaitteistojen trendit .....	14
3. Suprajohtavuus .....	18
3.1 Suprajohtavuuden teoria ja kriittiset suureet .....	19
3.2 Suprajohteiden jaottelu .....	20
3.3 Suprajohteiden valmistus .....	22
3.4 Suprajohteiden markkinat .....	24
4. Magnesiumdiboridi .....	27
4.1 Magnesiumdiboridin ominaisuudet .....	28
4.2 MgB <sub>2</sub> -johdinten valmistus .....	31
4.3 MgB <sub>2</sub> :n hyödyntäminen magneettikuvauslaitteistoissa .....	36
5. MgB <sub>2</sub> :n hyödyntäminen MRI-järjestelmän pääkäämissä .....	41
5.1 Solenoidimagneetin suunnitteluperusteita .....	41
5.2 MgB <sub>2</sub> -solenoidimagneetin suunnittelu .....	46
6. Teknistaloudellinen vertailu – MgB <sub>2</sub> ja NbTi .....	59
6.1 Jäähdytyskustannukset .....	59
6.2 Johdinten valmistuskustannukset .....	60
7. Yhteenveto .....	62
Lähteet .....	64

# Työssä käytetyt merkinnät ja lyhenteet

## **Merkinnät**

<b>a</b>	Käämin sisäsäde
$A_j$	Johtimen poikkileikkauksen pinta-ala
<b>b</b>	Käämin ulkosäde
<b>B</b>	Magneettivuon tiheys
$B_0$	Kuvausalueen magneettivuon tiheys
$B_c$	Kriittinen magneettivuon tiheys
$B_{c1}$	Alempi kriittinen magneettivuon tiheys
$B_{c2}$	Ylempi kriittinen magneettivuon tiheys
$B_{max}$	Käämin magneettivuon tiheyden maksimiarvo
<b>E</b>	Sähkökentän voimakkuus
<b>h</b>	Käämin pituus
<b>H</b>	Magneettikentän voimakkuus
<b>I</b>	Virta
$I_{op}$	Operointivirta
<b>J</b>	Virrantiheys
$J_c$	Kriittinen virrantiheys
<b>L</b>	Induktanssi
<b>N</b>	Johtimen kierrosten määrä magneetissa
<b>T</b>	Lämpötila
$T_c$	Kriittinen lämpötila
$T_{op}$	Toimintalämpötila
$\mu_0$	Tyhjiön permeabiliteetti
<b>W</b>	Käämiin varastoitunut energia

## ***Lyhenteet***

AC	Vaihtovirta (Alternating Current)
BCS-teoria	Bardeenin, Cooperin ja Schriefferin suprajohtavuusteoria
DC	Tasavirta (Direct Current)
HTS	Korkean lämpötilan suprajohde (High Temperature Superconductor)
LTS	Matalan lämpötilan suprajohde (Low Temperature Superconductor)
MRI	Magneettikuvaus (Magnetic Resonance Imaging)
NMR	Ydinmagneettinen resonanssi (Nuclear Magnetic Resonance)
PIT	Eräs suprajohteiden valmistusmenetelmä (Powder In Tube)
SMES	Sähkömagneettinen energiavarasto, Superconducting Magnetic Energy Storage

## ***Kemialliset lyhenteet***

Ag	Hopea
B	Boori
Bi	Vismutti
Bi-2212	Vismuttipohjainen korkean lämpötilan suprajohde
Bi-2223	Vismuttipohjainen korkean lämpötilan suprajohde
Cu	Kupari
Fe	Rauta
Mg	Magnesium
MgB <sub>2</sub>	Magnesiumdiboridi
Nb	Niobi
Nb <sub>3</sub> Sn	Niobitina
NbTi	Niobititaani
YBCO	Yttriumpohjainen korkean lämpötilan suprajohde

# 1. Johdanto

Magnesiumdiboridi ( $\text{MgB}_2$ ) on herättänyt tiedepiireissä suurta mielenkiintoa siitä lähtien, kun sen suprajohtavuus havaittiin vuonna 2001 [46]. Erityisen mielenkiintoisen siitä tekee sen edullinen hinta ja suhteellisen korkea kriittinen lämpötila  $T_c \approx 40$  K. Kaupallisesti eniten käytetyt suprajohteet niobititaani ( $\text{NbTi}$ ) ja niobitina ( $\text{Nb}_3\text{Sn}$ ) jäädytetään toimintalämpötilaansa yleisimmin nestemäisen heliumin avulla. Nestemäinen helium on kuitenkin kallista ja sen käsittely on hankalaa. Magnesiumdiboridin korkeampi toimintalämpötila mahdollistaa suprajohteen tehokkaan jäädyttämisen kryojäädytintä käyttäen, mikä puolestaan alentaa laitteiston käyttökustannuksia ja helpottaa sen käyttämistä.

Suprajohteiden tällä hetkellä tärkein kaupallinen sovelluskohde on magneettikuvauslaitteistojen suprajohtemagneetit. Perinteisesti ne on valmistettu käyttäen markkinoiden yleisintä matalan lämpötilan suprajohtetta niobititaania. Magnesiumdiboridiin perustuvan suprajohteen kehityksessä on edetty pienimuotoiseen kaupalliseen tuotantoon ja ensimmäinen kyseisellä tekniikalla toteutettu magneettikuvauslaitteisto valmistui vuonna 2006. [7] [8]

Tämän työn tarkoituksena on luoda katsaus magnesiumdiboridin ominaisuuksiin, tutkien sen soveltuvuutta magneettikuvauslaitteiston pääkkämin materiaaliksi. Luvussa 2 esitellään magneettikuvauksen periaate ja tarkastellaan magneettikuvauslaitteistojen rakennetta ja kehitystrendejä. Kolmannessa luvussa luodaan katsaus suprajohtavuuteen ilmiönä ja tarkastellaan kaupallisten suprajohteiden ominaisuuksia, valmistusta ja markkinoita. Luvussa 4 paneudutaan magnesiumdiboridin tämän hetkisiin tutkimustuloksiin ja verrataan sen ominaisuuksia kilpailevien suprajohteiden kesken. Yleisimmät valmistusmenetelmät esitellään ja yhdisteen potentiaalia eri sovelluksiin pohditaan.

Viides luku keskittyy solenoidimagneetin yleisiin suunnitteluperusteisiin ja magneettikuvauslaitteistojen magneeteille asettamiin erityisvaatimuksiin. Magnesiumdiboridin soveltuvuutta MRI-laitteen pääkäämitykseen tutkitaan esimerkkikäämitysten avulla. Lisäksi tarkastellaan lähemmin quenchin, hot spotin ja Lorentz-voimien merkitystä suprajohdesovellusten suunnittelussa.

Kuudennessa luvussa vertaillaan magnesiumdiboridi- ja niobititaanijohdinten valmistus- ja jäähdytyskustannuksia. Lisäksi luodaan katsaus kyseisten johdinmateriaalien merkittävimpiin eroihin magneettikuvauslaitteiston päämagneettia suunniteltaessa. Viimeisessä luvussa kootaan tulokset ja pohditaan magnesiumdiboridin kypsyyttä ja potentiaalia magneettikuvauslaitteistoihin. Lisäksi luodaan katsaus materiaalin mahdollisiin lähitulevaisuuden trendeihin ja mahdollisuuksiin.

## 2. Magneettikuvaus

Magneettikuvaus (MRI, Magnetic Resonance Imaging) on vakiinnuttanut asemansa keskeisenä lääketieteen kuvantamismenetelmänä. Menetelmä perustuu ydinmagneettiseen resonanssiin ja usein siitä käytetäänkin tieteellisissä julkaisuissa lyhennettä NMRI (Nuclear Magnetic Resonance Imaging). Vaikkei menetelmässä käytetä ionisoivaa säteilyä, sana "nuclear" herätti potilaissa mielikuvia altistumiselle haitalliselle säteilylle. Tämän vuoksi menetelmän lyhyempi nimitys vakiintui lääketieteen käyttöön. Vaikka lääketieteellinen kuvantaminen onkin magneettikuvauksen tärkein sovelluskohde, magneettikuvausta käytetään myös erilaisten materiaalien ja biologisten näytteiden rakenteen tutkimiseen.

Magneettikuvaus on verraten uutta teknologiaa. Ensimmäinen magneettikuva julkistettiin vuonna 1973 ja ihmisiä alettiin tutkia magneettikuvauksen avulla vuonna 1977. Maailmanlaajuisesti kolmen vuosikymmenen aikana on asennettu useita kymmeniätuhansia magneettikuvauslaitteistoja. Magneettikuvauksella onkin monia kiistattomia etuja muihin laajalti käytettyihin kuvantamismenetelmiin verrattuna.

### **2.1 Lääketieteellisten kuvantamismenetelmien vertailua**

Yleisimpiä lääketieteen kuvantamismenetelmiä ovat ultraääni- ja röntgenkuvaus. Ultraäänikuvaus perustuu ultraäänen heijastumiseen eri tiheyden omaavien kudosten välisestä rajapinnasta. Tämän vuoksi esimerkiksi luiden ympäröimistä elimistä on vaikea saada kunnollista kuvaa ultraäänen heijastuessa takaisin jo ennen kuin se saavuttaa tutkittavaa elintä. Lisäksi ultraäänikuvauksen erottelutarkkuus on erittäin heikko verrattuna magneetti- tai röntgenkuvaukseen. Ultraäänikuvauksen etuna on kuitenkin liikkuvan reaaliaikaisen kuvan saaminen tutkittavasta kohteesta. [68]

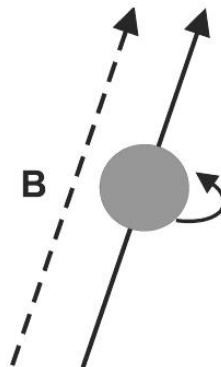
Röntgenkuvaus perustuu ionisoivan säteilyn kulkeutumiseen kuvattavan kohteen lävitse. Osa säteilystä absorboituu kohdatessaan tiheämpää kudosta, kuten luuta. Osa säteilystä kulkeutuu kuvauskohteen läpi säteilynilmmaisimelle kuvan muodostusta varten. Röntgenkuvauksella saavutetaan erittäin hyvä erottelutarkkuus luiden ja pehmytkudosten välille, mutta eri pehmytkudoksia ei perinteisellä kuvantamistavalla saada kunnolla erottumaan toisistaan. Perinteinen röntgenkuva muodostaa kuvattavasta kohteesta kaksiulotteisen kuvan, joten kuvassa näkyvien kohteiden syvyysuuntaista sijaintia ei yhdestä kuvasta pystytä varmuudella päättelemään. Tietokonetomografiakuvauksessa eri suunnista otettujen röntgenkuvien avulla saadaan laskettua kolmiulotteinen malli kuvattavasta kohteesta. Tällöinkin pehmytkudosten erottelutarkkuus jää kuitenkin melko vaatimattomaksi. [68]

Magneettikuvauksen avulla kuvattavasta kohteesta saadaan poikkileikkauskuvia hyvällä erottelutarkkuudella. Tyypillisesti poikkileikkausten paksuus on 2 mm 1,5 T:n järjestelmällä ja 1 mm 3 T:n järjestelmällä kuvattuna. Näistä poikkileikkauskuvista saadaan helposti laskettua kolmiulotteinen malli kuvattavasta kohteesta. Erottelutarkkuudessa ei päästä röntgenkuvauksen tasolle tutkittaessa esimerkiksi luunmurtumia, mutta eri pehmytkudoksien erottelutarkkuus on ylivoimainen muihin perinteisiin kuvantamismenetelmiin verrattuna. [68]

Magneettikuvauksen haitoiksi voidaan laskea laitteistojen korkeasta hinnasta johtuvat kalliit kuvauskustannukset sekä kuvantamiseen kuluva pitkä aika. Tyypillisesti esimerkiksi polven magneettikuvaukseen kuluu aikaa esivalmisteluineen noin puoli tuntia. Koska kuvauksen aikana on oltava täysin liikkumatta, voi lasten ja eläinten kuvaaminen olla toisinaan hankalaa. Kuvausta ei voida suorittaa potilaalle, jolla on sydämentahdistin, sillä sen toiminta saattaa häiriintyä voimakkaan magneettikentän takia. Toisinaan ongelmia tuottavat myös potilaan mahdollinen klaustrofobia tai vakava ylipaino. [5] [68]

## 2.2 Magneettikuvauksen taustalla oleva teoria

Magneettikuvaus ei perustu röntgenkuvauksen tavoin ionisoivan säteilyn käyttöön, vaan ydinmagneettiseen resonanssi-ilmiöön. Kaikki atomien ytimet, joilla on pariton määrä protoneja tai neutroneja, omaavat nollasta poikkeavan spinin. Spin ( $I$ ) on kvanttimekaniikan termi, joka kuvaa hiukkasen ominaisuutta, jolle ei löydy täydellistä vastinetta klassisen mekaniikan puolelta. Usein spiniä havainnollistetaan puhumalla hiukkasen sisäisestä liikemäärästä tai magneettisesta liikemäärämomentista. Ytimen sanotaan pyörivän akselinsa ympäri. Vertailukohtana voidaan käyttää pyörimisliikkeeseen saatettua lasten leluhyrrää. Kuva 2.1 havainnollistaa ytimen spiniä.



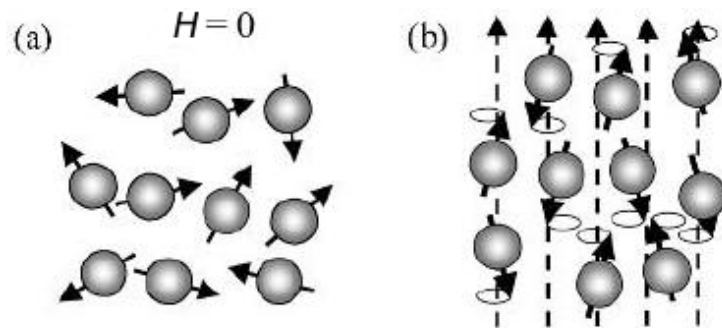
**Kuva 2.1.** Akselinsa ympäri pyörivä varaus synnyttää ympärilleen magneettikentän. [5]

Mikäli atomin ytimen atomi- ja massaluvut ovat parillisia, ytimellä ei ole spiniä ( $I = 0$ ). Tällaisia ytimiä ei voida hyödyntää magneettikuvauksessa, sillä ne eivät reagoi ulkoiseen magneettikenttään. Spinin mahdolliset arvot ovat kvantittuneet, eli se voi saada vain tiettyjä arvoja. Ihmisen kehossa on monia alkuaineita, joiden ydin omaa nollasta poikkeavan spinin. Lääketieteellisessä kuvantamisessa hyödynnetään kuitenkin lähes yksinomaan (lukuun ottamatta kontrastiainekuvauksia) vety-ytimen spiniä. Vety on rakenteellisesti kaikkein yksinkertaisin alkuaine ja sen ydin koostuu vain yhdestä protonista. Sen spin  $I = 1/2$  ja vedyn ydin reagoi voimakkaasti ulkoiseen magneettikenttään. Ihmiskeho koostuu lähinnä vedestä ja rasvasta, jotka sisältävät runsaasti vetyä. Onkin sanottu, että noin 63% prosenttia ihmiskehosta koostuu



vetyatomeista [37]. Yhdessä nämä ominaisuudet tekevät vedystä erittäin soveliaan magneettikuvaustutkimuksiin. [5]

Vedyn ytimien, eli protonien, magneettiset momentit suuntautuvat sattumanvaraisesti, kun ulkoisen magneettikentän  $H$  arvo on nolla. Ulkoisessa magneettikentässä protonien magneettiset momentit suuntautuvat kentän suuntaisesti tai sitä vastaan. Suuntautumisen suunnan määrää se, onko protonin spin ylemmällä vai alemmalla energiatasolla. Ulkoisen magneettikentän vaikutusta havainnollistetaan kuvassa 2.2. [5] [29]



**Kuva 2.2.**

a) Magneettiset momentit ovat suuntautuneet satunnaisesti.

b) Magneettiset momentit ovat suuntautuneet ulkoisen magneettikentän mukaisesti. [29]

Aivan kuten hyrrä, myös atomin ydin prekessoi akselinsa ympäri. Prekessioliikkeellä tarkoitetaan pyörimisakselin kiertymistä tietyn akselin (tässä ulkoisen magneettivuon) ympäri siten, että pyörimisen kaltevuuskulma pysyy vakiona, mutta kaltevuussuunta kiertyy. Ilmiö havaitaan myös kuvasta 2.2 (b), missä prekessioliikettä on kuvattu pienillä ympyräradoilla, joita pitkin magneettista momenttia kuvaavat nuolenkärjet kiertävät. [29]

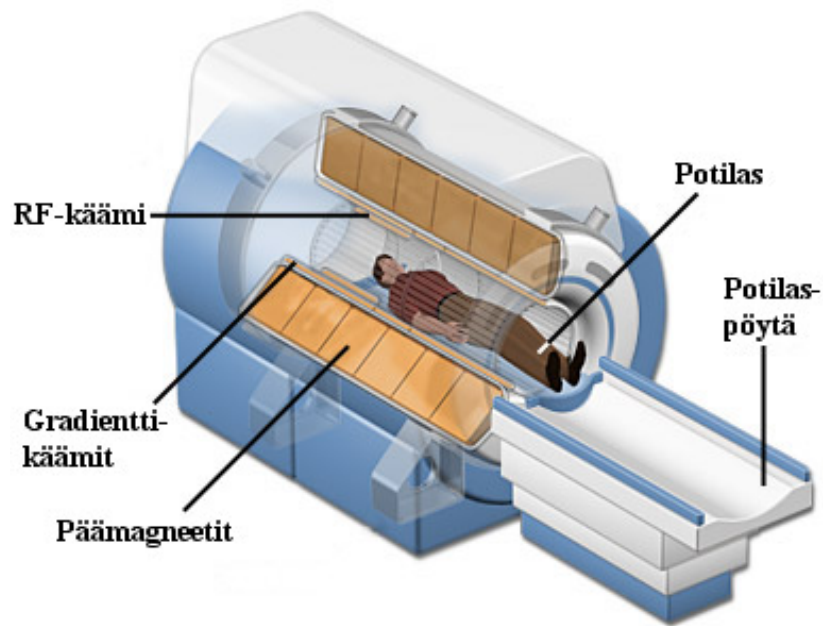
Mikäli tutkimuskohteella olisi täsmälleen sama määrä protoneja, jotka suuntautuisivat kentän suuntaisesti tai sitä vastaan, sen nettomagnetisaatio olisi nolla. Tällöin siitä ei saataisi tietoa magneettikuvauksella. Ihmisen kehon lämpötilassa hieman suurempi osa protoneista on alemmalla energiatasolla. Vastakkaisiin suuntiin suuntautuneiden spinien vaikutukset siis kumoavat toisensa, mutta magneettiresonanssikuva saadaan

muodostettua jäljelle jääneiden protonien avulla. Näitä, niin sanottuja parittomia protoneja, on ainoastaan yksi noin miljoonaa protonia kohden. [5] [29]

Magneettiresonanssikuvan muodostus perustuu siihen, että parittomat protonit viritetään hetkellisesti ylemmälle energiatasolleen oikean taajuisella radiotaajuuspulsilla. Protoni absorboi virittymiseen vaaditun energian resonanssi-ilmiön avulla, mistä johtuu nimitys magneettiresonanssikuvaus. Kun viritystila purkautuu ja protoni palaa takaisin alemmalle energiatasolle, se vapauttaa ylemmän ja alemman energiatasonsa erotuksen verran energiaa. Tämä energia havaitaan vastaanottimessa. Näin saatu informaatio muodostaa niin sanotun NMR-spektrin, sillä varsinaisen MR-kuvan muodostamiseen tarvitaan paikkatietoa siitä, mistä kohdasta tutkimuskohdetta havaittu energia on peräisin. Teoriaa tämän paikkatiedon selvittämisessä käsitellään seuraavassa luvussa magneettikuvauslaitteiston gradienttikäämien yhteydessä. [5]

### ***2.3 Magneettikuvauslaitteiston rakenne***

Lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetut magneettikuvauslaitteistot koostuvat laitteiston rungon ohella tietojenkäsittely-, tehonsyöttö- ja magneettijärjestelmistä. Tarkastelu rajataan seuraavissa kappaleissa lähinnä magneettijärjestelmään. Kuvassa 2.3 on kuvattuna tyypillinen MRI-laite, jossa potilas asetetaan suljettuun, poikkileikkaukseltaan sylinterimäiseen tilaan, johon luodaan laitteiston päämagneettien avulla voimakas magneettikenttä.



*Kuva 2.3. Magneettikuvauslaitteiston poikkileikkaus. [9]*

### **Päämagneetit**

Päämagneetit ovat magneettikuvauslaitteiston kallein yksittäinen komponentti. Magneettikuvauslaitteistot voidaan jakaa päämagneettien kentänvoimakkuuden perusteella matala-, keski-, korkea- ja ultrakorkeakenttälaitteisiin. Matalakenttälaitteisiin lasketaan kuuluvaksi kaikki alle 0,5 teslan laitteistot. Niiden päämagneetit voidaan toteuttaa suprajohteiden ohella joko kesto- tai sähkömagneeteilla. Kestomagneettilaitteistojen huonoihin puoliin lukeutuvat laitteiston valtavan koon ja massan ohella se, ettei kenttää saada kytkettyä pois päältä, mikä hankaloittaa tiloissa tehtäviä huoltotoimia ja laitteen parissa työskentelyä. Toisaalta kestromagneettilaitteen käyttökustannukset ovat olemattomia muihin ratkaisuihin verrattuna. Perinteiseen sähkömagneettiin perustuvat laitteet eivät ole yleistyneet, sillä kestromagneettien tapaan, niillä voidaan toteuttaa vain matalakenttälaitteita. Johdinmateriaalin resistanssin vuoksi riittävän vahvan magneettikentän luomiseksi käytettävän tehon on oltava erittäin suuri. Resistiivisiin sähkömagneetteihin perustuvien laitteiden eduksi suprajohtavuuteen perustuviin laitteisiin verrattuna voidaan lukea yksinkertaisempi rakenne ja jäähdytysjärjestelmä, sekä vähäisempi huollon tarve. [5]

Keskisuuren kentänvoimakkuuden laitteisiin lasketaan kuuluvaksi 0,5 ja 1 teslan välille sijoittuvat laitteistot. Korkeakenttälaitteistoihin puolestaan kuuluvat laitteistot, joiden kentänvoimakkuus on 1 T ja 1,5 T väliltä. Yli 3 teslan laitteistoja voidaan kutsua ultrakorkean kentän laitteistoiksi. Keskisuuren kentän laitteistoja ei käytännössä voida toteuttaa ilman suprajohtavaa käämitystä. Ylivoimaisesti yleisin suprajohtava magneettigeometria koostuu niobititaanista käämityistä solenoidikämeistä, jotka on upotettu nesteheliumkylpyyn. Päämagneetin toteutuksessa käytetään useampaa erillistä solenoidikämitystä yhden sijaan, jotta kuvausalueelle saadaan luotua laajempi homogeeninen magneettikenttä. Tyypillisesti pääkäämitys koostuu kuudesta erillisestä solenoidikämityksestä. [5]

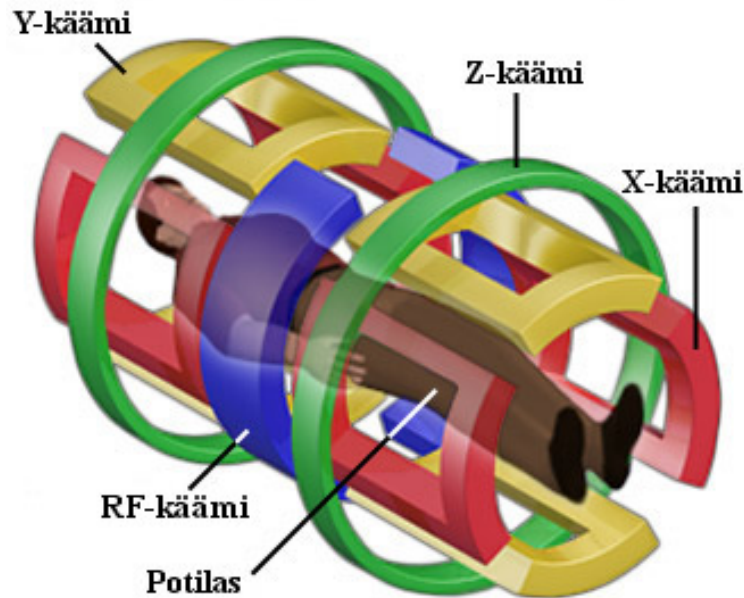
Avointen magneettikuvaslaitteiden kentän homogeenisuus ei yleisesti ottaen ole yhtä hyvä kuin perinteisillä suljetuilla solenoidikämirakenteilla. Koska homogeenisen magneettikentän laajuus on oleellinen tekijä magneettikuvien laatua ajatellen, sen parantamiseen on panostettu paljon. Yleinen tapa kasvattaa kentän homogeenisuutta on käyttää niin sanottua shim-käämitystä. Se voi olla passiivinen metallilevyistä koostuva kenttää ohjaava rakennelma tai aktiivinen sähkömagneettiin perustuva käämitys. Kuvassa 2.4 on esitetty Paramed Medical Systemsin valmistama avoin magneettikuvaslaitteisto. [5]



*Kuva 2.4. Avoin MRI-laitteisto. [51]*

### **Gradienttikäämit**

Gradientti-, eli X-, Y- ja Z-käämit tuottavat huomattavasti pääkäämiä heikomman magneettivuon. Sen voimakkuus on vain joitain kymmeniä millitesloja. Päämagneetin tehtävänä on muodostaa voimakas, homogeeninen ja stabiili magneettivuo, jotta vetyatomit suuntautuvat ulkoisen kentän suuntaisesti. Gradientti- eli poikkeutuskäämien tehtävänä on, nimensä mukaisesti, poikkeuttaa pääkäämin kenttää kuvausalueella. Gradienttikäämit ovat huoneen lämpötilassa toimivia sähkömagneetteja. Niiden tyypillinen rakenne on kuvattu kuvassa 2.5. [25] [5]



*Kuva 2.5. RF- ja gradienttikäämit. [9]*

Gradienttikäämit kytketään vuoron perään päälle ja pois nopeaan tahtiin, jotta päämagneettien luoma kenttä saadaan värähtelemään pienellä alueella. Tämä mahdollistaa kuvattavan poikkileikkauksen paikan ja suunnan määrittämisen potilasta liikuttamatta. Tämä myös aiheuttaa kuvantamisen aikana voimakkaan, vasarointia muistuttavan äänen. [25]

### ***Radiotaajuuskäämit***

Radiotaajuus-, eli RF-käämien, tehtävänä on lähettää ja vastaanottaa radiotaajuista värähtelyä. Vetyatomien ytimellä on tietty, niin sanottu Larmor-taajuus, jolla ydin saadaan virittymään ja siirtymään ylemmälle energiatasolle. Tällöin parittomien protonien spinin suunta muuttuu vastakkaiseksi. Viritystilan purkautuessa protoni vapauttaa viritys- ja lepotilansa välisen energiamäärän, jonka antennina toimiva RF-käämi havaitsee. Luonnollisestikaan antenni ei tarkkaile yksittäisten protonien emittoimia aaltoja, vaan tiettyjen paikkakoodattujen tilavuuksien, vokseleiden, nettomagnetisaatioita. [25]

Radiotaajuuskäämi voi toimia sekä lähettimenä, että vastaanottimenä tai näitä tehtäviä varten voi rakenteesta riippuen olla erilliset käämit. Myös eri ruumiinosia varten on erilaisia käämirakenteita. Tyypillisesti pään ja niskan alueen kuvauksissa käytetään niin sanottua lintuhäkkikäämitystä, joka on esitetty kuvassa 2.6. Kyseinen käämitys tarjoaa parhaan mahdollisen radiotaajuuden kentän homogeenisuuden ja on tämän vuoksi yleisesti käytössä tilanteissa, joissa kuvien on oltava erittäin hyvälaatuisia. [25]

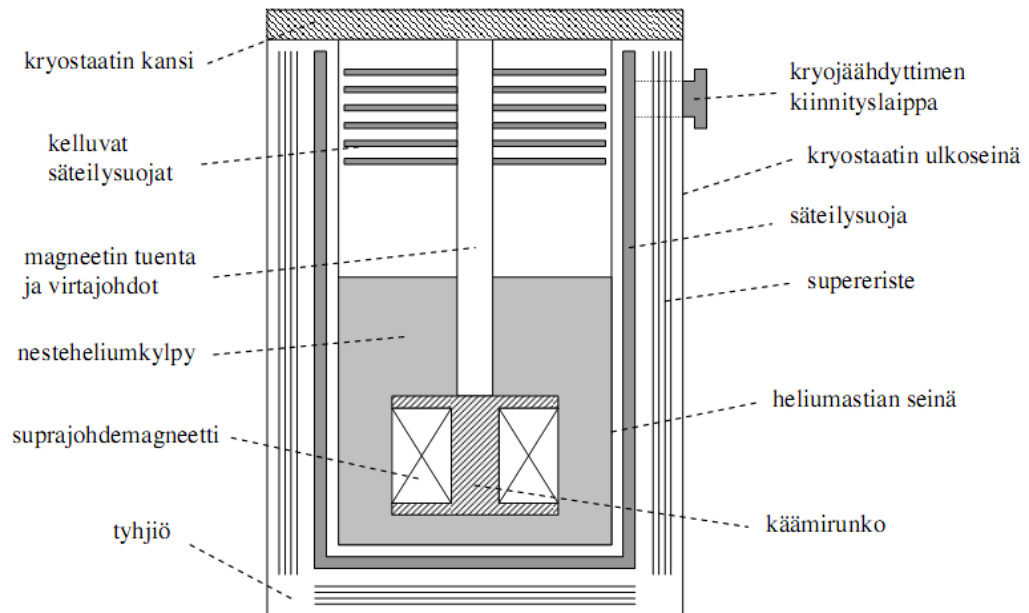


*Kuva 2.6. Lintuhäkkikäämitys pään alueen kuvauksessa. [22]*

### **Kryostaatti ja kryojäähdytin**

Suprajohtava käämitys vaatii erittäin tehokkaan jäähdytyksen, jottei käämi siirry normaalijohtavaan tilaan. Ylivoimaisesti käytetyin jäähdytysratkaisu on pääkäämin upottaminen nesteheliumiin. Kuva 2.7 esittää suprajohdemagneetin kryostaatin rakennetta. Nestemäisen heliumin kiehumispiste on 4,2 K. Kiehumisen takia heliumia on aika ajoin lisättävä järjestelmään. Nykyaikaisille magneettikuvausjärjestelmille tyypillinen nesteheliumin lisäysväli on puolesta vuodesta noin vuoteen. Tyypillisen kryostaatin nesteheliumtilavuus on noin 1700 litraa. Nesteheliumin häviöitä on pienennetty muun muassa rakentamalla heliumjäähdytysjärjestelmän ympärille nestemäiseen tyyppiin tai mekaanisiin kryojäähdyttimiin perustuva lisjäähdytysjärjestelmä. Kondensoivassa jäähdytysjärjestelmässä kryostaatin yläosaan on asennettu metallilevy, jota jäähdytetään kryojäähdyttimellä alle heliumin

kiehumispisteen 4,2 K. Höyrystynyt heliumkaasu nesteytyy uudelleen ollessaan kontaktissa metallilevyn kanssa, mikä vähentää nesteheliumhäviöitä huomattavasti. [5] [37]



**Kuva 2.7.** Kryostaatin poikkileikkauskuva. [44]

Heliumia tuotetaan pääasiassa erottamalla sitä maakaasusta. Viime vuosien aikana heliumin kysyntä on kasvanut suuresti. Lisääntyneen suprajohdeiden jäähdytystarpeen ohella kysyntää on lisännyt heliumin käyttäminen puolijohde-elektroniikan ja valokaapeleiden valmistuksessa. Yhdessä tuotantokustannusten kasvun kanssa, tämä on saanut heliumin hinnan nousemaan reilusti. Nestemäisen heliumin hinta onkin kaksinkertaistunut vuosien 2002 ja 2007 välillä. [3] [32]

Magneettikuvausjärjestelmän käyttöönoton yhteydessä nesteheliumin häviöitä voidaan minimoida jäähdyttämällä magneetti ensin nestetyellä 77 Kelvinin lämpötilaan ja vasta sitten korvata jäähdytysneste kertaluokkaa kalliimmalla heliumilla. Viime vuosien nopea kehitys mekaanisesti toimivien kryojäähdyttimien alalla antaa vaihtoehdon nesteheliumin käytölle magneettikämmityksen jäähdytyksessä. Onkin mahdollista, että suprajohdekäämien jäähdytys voitaisiin hoitaa kalliin ja hankalasti käsiteltävän nesteheliumin sijaan kryojäähdyttimen avulla. Niobititaanin operointilämpötilassa



nestehelium lienee edelleen kustannustehokkain ratkaisu. Sen sijaan hieman korkeammissa lämpötiloissa operoivien suprajohteiden kehitys antaa mielenkiintoisia vaihtoehtoja niobititaanin ja nesteheliumin käytölle. [5] [37]

Kryojäähdyttimien toiminta perustuu termiseen kontaktiin metallilevyn ja jäähdytettävän kohteen välillä. Metallilevy puolestaan jäähdytetään kryogeenisen kaasun avulla. Kuva 2.8 esittää SHI Cryogenics Groupin valmistamaa kaksivaiheista kryojäähdytintä. Ensimmäinen vaihe (kuvassa ylempi kuparilevy) jäähdytetään laitteen toiminnassa ollessaan 40 kelvinin lämpötilaan. Toinen vaihe (kuvassa alempi kuparilevy) puolestaan jäähdytetään nestemäisen heliumin lämpötilaan 4,2 K. Laitteen virrankulutus on noin 7 kW. Huoltoväliksi valmistaja ilmoittaa noin 3,5 vuotta. [58]



*Kuva 2.8. Kryojäähdytin. [58]*

## **2.4 Magneettikuvauslaitteistojen trendit**

Lääketieteellisissä tutkimuksissa käytettävien laitteistojen magneettivuon tiheys on yleisimmin 0,1..3 T. Vuonna 1998 Suomessa oli lääketieteellisessä käytössä 43 magneettikuvauslaitteistoa, joista 31 oli voimakkuudeltaan joko 1 T tai 1,5 T. Tämän tehokkaampia laitteistoja ei Suomessa vielä tuolloin ollut, lukuunottamatta vain tutkimuskäyttöön asennettua 3 teslan yksikköä teknillisessä korkeakoulussa Espoossa. [55] Vuonna 2005 magneettikuvauslaitteiden määrä oli kasvanut jo noin 80:een [67].

Kuluneen vuosikymmenen aikana Suomeen on hankittu useita aiempaa tehokkaampia 3 teslan magneettikuvausjärjestelmiä. Samalla käytöstä on poistettu erityisesti kaikkein

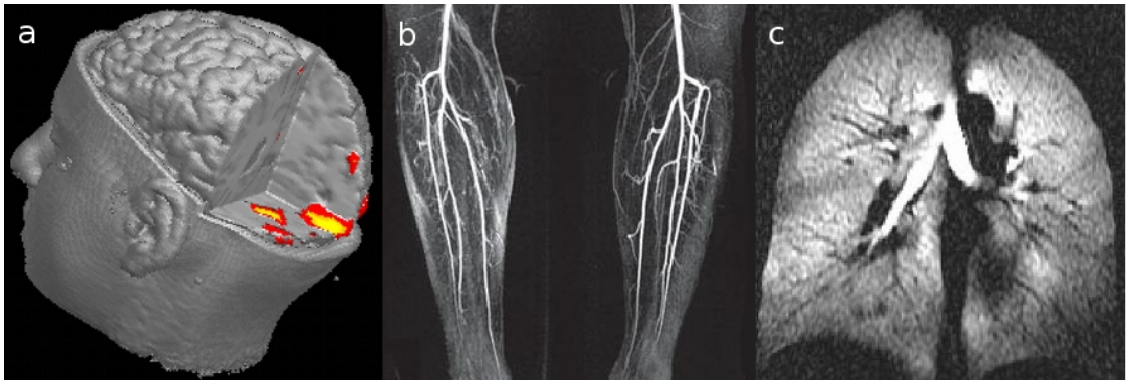
matalimmilla magneettivuontiheyksillä operoivia laitteistoja. Magneettikuvausjärjestelmien korkean hinnan ja alhaisen asukastiheyden vuoksi Suomeen on hankittu jonkin verran liikuteltavia rekan perävaunuun asennettavia MRI-laitteita. Nämä joutuvat kuitenkin liikuteltavuuden takia kiinteästi asennettuja järjestelmiä kovemmalle mekaaniselle rasitukselle, kuten tärinälle. Tämä saattaa lisätä niiden huoltotarvetta ja siten myös kunnossapitokustannuksia. Lisäksi liikuteltavat laitteistot ovat alttiina maanteillä sattuville onnettomuuksille. Vuonna 2006 Suomen terveystalo Oyj:n magneettikuvausrekka joutui liikenneonnettomuuteen ja 1,3 miljoonan euron arvoinen kuvauslaitteisto romuttui korjauskelvottomaksi. [55] [69]

MRI-laitteiston keskimääräinen vaihtoväli on Suomessa tyypillisesti noin 10 vuotta. MRI-laitteistojen kehitystrendi on ollut magneettikuvantamisen alkuajoista lähtien koko ajan kohti suurempia magneettivuontiheyksiä. 3 Teslan laitteistojen suurimpina etuina voidaan pitää korkeampaa paikkaresoluutiota, lyhyempää kuvausaikaa ja parempaa signaali/kohina -suhdetta. Tarkempien kuvien ansiosta aiempaa pienempien kasvainten havainnointi helpottuu ja diagnosointi tarkentuu. Erityisesti neuroradiologisten tutkimusten, kuten funktionaalisen magneettikuvantamisen (fMRI), tarkkuus paranee huomattavasti kolmen teslan laitteistoilla. [55] Yksi tärkeimmistä magneettikuvantamisen kehityssuunnista onkin uudempien kuvantamissovellusten yleistyminen perinteisen pehmytkudoskuvauksen rinnalla.

Funktionaalisella magneettikuvauksella (fMRI) tutkitaan aivojen hermotoimintaa ja aivojen eri osien aktivoitumista esimerkiksi aivoissa virtaavan veren happipitoisuuden muutoksiin perustuvalla BOLD-menetelmällä (Blood Oxygenation Level Dependent fMRI) [29]. Funktionaalisen magneettikuvauksen ohella diffuusiokuvauksella voidaan tutkia aivo- ja elintoimintojen vaikutuksia. Diffuusiokuvaus (DTI, Diffusion Tensor Imaging) antaa tietoa veden liikkeestä ja diffuusiosta kehossa. [75]

Magneettikuvauksen avulla suoritettu angiografia (Magnetic Resonance Angiography, MRA), eli verisuonten kuvaus, on joissain tapauksissa syrjäyttämässä perinteistä röntgenkuvauksen avulla suoritettavaa verisuonten varjoainekuvauksia. MRA voidaan suorittaa joko ilman varjoaineita tai käyttäen kehoa vähemmän rasittavia varjoaineita,

kuin perinteisesti käytetty jodipitoinen neste. Modernin magneettikuvausjärjestelmän avulla potilaan verisuonista saadaan muodostettua tarkka kolmiulotteinen malli. Jalokaasua (helium tai xenon) varjoaineena käytettäessä voidaan tutkia potilaan hengityselimiä magneettikuvauksen avulla. [5] Kuvassa 2.9 on esimerkkejä eri MRI-sovelluksilla otetuista kuvista.



**Kuva 2.9.**

- a) Kolmiulotteinen malli aivojen aktivoitumisesta fMRI:llä kuvattuna. [49]
- b) Pohkeiden verisuonisto MRA:lla kuvattuna. [21]
- c) Keuhkojen jalokaasukuvaus potilaan hengitettyä heliumia. [5]

Yleensä magneettikuvaus suoritetaan vain tietylle ruumiinosalle, kuten päälle tai polvelle, kerrallaan. Yhtenä tulevaisuuden trendinä voi olla koko kehon kuvaaminen kerralla. Kyseistä tekniikkaa voidaan käyttää esimerkiksi etsittäessä kasvaimen mahdollisia etäpesäkkeitä. [21] Kansainvälinen metalli- ja teknologiayhtiö Luvata solmi vastikään sopimuksen suprajohteen toimittamisesta maailman tehokkainta, lähes 12 teslan, koko kehon MRI-järjestelmää varten [39]. Toisaalta, samalla kun koko kehon yhdellä kertaa kuvaavat laitteistot kehittyvät, trendi vie todennäköisesti myös päinvastaiseen suuntaan. Pään alueen kuvaaminen ja erilaiset funktionaaliset kuvantamismenetelmät ovat tulleet entistä tärkeämmiksi nykylääketieteelle. Tämä on mahdollistanut pienempien, ja siten myös halvempien, vain tietyn ruumiinosan kuvaamiseen tarkoitettujen laitteistojen kehittämisen. Kuva 2.10 esittää GE Healthcaren 1,5 teslan raajojen kuvantamiseen tarkoitettua laitetta. [29] [25]



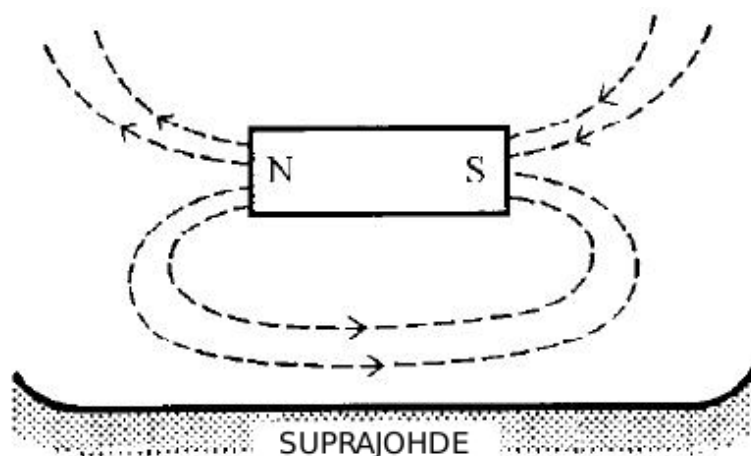
**Kuva 2.10.** Pienikokoinen raajojen ja nivelten kuvaamiseen tarkoitettu laite. [15]

Valtaosa tällä hetkellä käytössä olevista magneettikuvauslaitteistoista on rakenteeltaan umpinaisia. Kyseinen rakenne kuitenkin saattaa vaikeuttaa ylipainoisten, klaustrofobiasta kärsivien ja pienten lasten kuvaamista. Nämä ongelmat helpottuisivat, mikäli käytettäisiin rakenteeltaan avoimia magneettikuvauslaitteita. Täten näiden voidaan olettaa yleistyvän tulevaisuudessa.

### 3. Suprajohtavuus

Suprajohtavuudeksi kutsutaan tilaa, jossa materiaali menettää resistiivisyytensä. Ilmiö havaittiin ensimmäisen kerran hollantilaisen fyysikon, Heike Kamerlingh Onnesin, toimesta vuonna 1911 hänen tutkiessaan elohopean käyttäytymistä nestemäisen heliumin lämpötilassa. Vaikka ilmiön löytymisestä tulee ensi vuonna kuluneeksi sata vuotta, ovat suprajohteet vakiinnuttaneet asemansa kaupallisesti lähinnä tietyissä magneettisovelluksissa. Näistä magneettikuvauslaitteistojen suprajohtemagneetit muodostavat ylivoimaisen enemmistön.

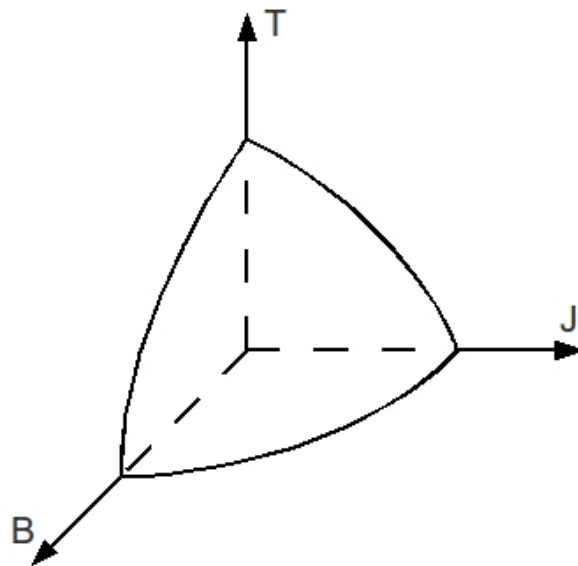
Resistiivisyyden menettämisen ohella suprajohteilla on toinenkin mielenkiintoinen ominaisuus. Ulkoinen magneettikenttä ei kykene vapaasti tunkeutumaan suprajohtavaan materiaaliin. Tämän, toisen keksijänsä mukaan nimetyn, Meissnerin ilmiön ansiosta magneetti saadaan levitoimaan suprajohteen yllä. Ilmiötä on havainnollistettu kuvassa 3.1. Meissnerin ilmiön tunnetuin sovellus lienee niin sanottu maglev-juna, joka leijuu radan yllä koskettamatta sitä. Maglev-junan suurimpana etuna perinteiseen verrattuna on huomattavasti pienempi kitka, mikä mahdollistaa erittäin suuren ajonopeuden. [4]



*Kuva 3.1. Kestomagneetti levitöi suprajohteen yllä. [12]*

### 3.1 Suprajohtavuuden teoria ja kriittiset suureet

Kaikki tähän mennessä löydetyt suprajohteet käyttäytyvät NTP-olosuhteissa kuten mitkä tahansa muutkin yhdisteet. Resistiivisyytensä ne menettävät vasta, kun kolme niin sanottua kriittistä suuretta alittuvat. Nämä ovat kriittinen lämpötila ( $T_c$ ), kriittinen virrantiheys ( $J_c$ ) ja kriittinen magneettivuon tiheys ( $B_c$ ). Kriittiset suureet riippuvat toisistaan ja koordinaatistossa kuvattaessa ne muodostavat kriittisen pinnan, jota on havainnollistettu kuvassa 3.2. Kriittisen pinnan alapuolella yhdiste on suprajohtavassa tilassa. Mikäli yksikin suureiden arvoista kasvaa kriittistä arvoaan suuremmaksi, menettää yhdiste suprajohtavuutensa. Tätä tapahtumaa kutsutaan nimellä quench ja ilmiötä käsitellään tarkemmin kappaleessa 5.1.



**Kuva 3.2.** Kriittinen pinta koordinaatistossa kuvattuna.

Syyt resistiivisyyden katoamiselle tietyn lämpötilan alapuolella askarruttivat tutkijoita vuosikymmenien ajan ennen kuin Bardeen, Cooper ja Schrieffer julkaisivat heidän mukaansa nimetyn BCS-teorian vuonna 1957. Teoria pohjautuu niin sanottuun Cooperin pariin, jolla tarkoitetaan kahden elektronin muodostamaa paria, jotka liikkuvat kidehilassa törmäilemättä atomin muihin rakenneosiin. Normaalisti negatiivisesti

varautuneet elektronit hylkivät toisiaan, mutta BCS-teorian mukaan suprajohteen ionirakenteessa syntyy paikallisia positiivisesti varautuneita alueita elektronin vetäessä puoleensa positiivisesti varautuneita ioneja. Tämä positiivisesti varautunut alue puolestaan vetää puoleensa jotain toista lähistöllä olevaa elektronia, jolloin Cooperin pari muodostuu. [4] [12]

Normaaliolosuhteissa Cooperin pari hajoaisi atomin kiderakenteen lämpövarähtelyn vuoksi, mutta kriittisen lämpötilan alapuolella lämpövarähtelyn energia ei riitä rikkomaan Cooperin paria ja se voi liikkua kidehilassa vapaasti. Teoria ei kuitenkaan kykene selittämään korkean lämpötilan suprajohtavuuden syytä, sillä tällöin lämpövarähtelyn energian pitäisi teoriassa hajottaa muodostuneen Cooperin parit. BCS-teorian keksijöille myönnettiin Nobelin fysiikan palkinto vuonna 1972. [4]

### **3.2 Suprajohteiden jaottelu**

Suprajohteet jaetaan ominaisuuksiensa mukaisesti matalan ja korkean lämpötilan, sekä tyyppin I ja tyyppin II suprajohteisiin. Matalan lämpötilan suprajohteet (LTS, Low Temperature Superconductor) ovat metalliyhdisteitä, jotka jäädytetään yleisimmin toimintalämpötilaansa nestemäisen heliumin avulla. LTS-materiaalista valmistetut johtimet ovat tyypillisesti monisäikeisiä pyöreitä tai profiilijohtimia, joiden matriisimetallina käytetään useimmiten kuparia. Matalan lämpötilan suprajohteet hallitsevat tällä hetkellä suprajohdemarkkinoita. Eniten käytetään niobititaania (NbTi), jonka kriittinen lämpötila on noin 9 K. Käytännössä niobititaanilla operoidaan aina nestemäisen heliumin lämpötilassa 4,2 K. Toinen kaupallisessa tuotannossa oleva matalan lämpötilan suprajohde on niobitina (Nb<sub>3</sub>Sn). Sen kriittinen lämpötila  $T_c = 18$  K on myös sen verran alhainen, että sekin vaatii käytännön sovelluksissa nestemäisellä heliumilla toteutetun jäähdytyksen.

Korkean lämpötilan suprajohteet (HTS, High Temperature Superconductor) ovat tyypillisesti kovia ja hauraita kuparioksiditasoista koostuvia keraamisia yhdisteitä. Niiden koostumus vaikeuttaa johdinten tuotantoa ja käsittelyä nostaen siten myös tuotantokustannuksia. HTS-johtimet valmistetaan yleisimmin poikkileikkaukseltaan suorakaiteen muotoisiksi nauhoiksi. Kaupallisessa tuotannossa on yttrium- (YBCO) ja vismuttipohjaisia (Bi-2223 ja Bi-2212) suprajohdenauhoja. Korkean lämpötilan suprajohteiden kriittiset lämpötilat ovat tyypillisesti 100 Kelvinin paikkeilla, joten jäähditys voidaan toteuttaa nestemäisen typen tai kryojäähdyttimien avulla. Matriisimetallina HTS-nauhoissa käytetään usein hopeaa, koska kupari reagoi kemiallisesti HTS-materiaalin kanssa heikentäen sen sähkömagneettisia ominaisuuksia. [4]

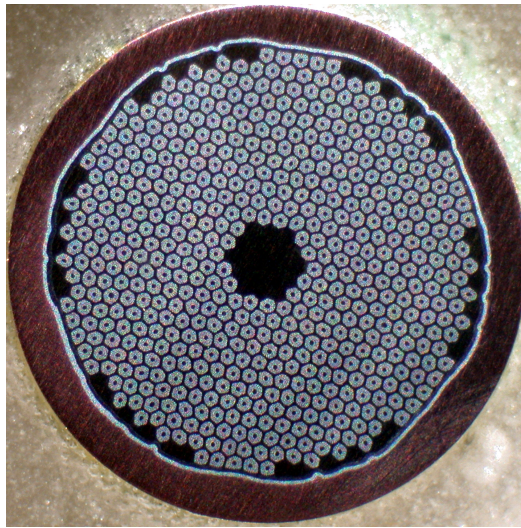
Suprajohteet jaotellaan tyypin I ja tyypin II suprajohteiksi niiden käyttäytymisen perusteella ulkoisessa magneettikentässä. Tyypin I suprajohteet ovat metallisia aineita, jotka hylkivät ulkoista magneettikenttää niin, ettei magneettivuo kykene tunkeutumaan johteeseen. Mikäli magneettivuon suuruutta kasvatetaan kriittistä magneettivuota suuremmaksi, siirtyy LTS-johde jyrkästi normaaliin resistiiviseen tilaan. Tyypillisesti magneettivuon kriittinen arvo on tyypin I suprajohteilla niin matala, ettei niistä ole käytännön magneettisovelluksiin. [4] [62]

Tyypin II suprajohteelle määritellään yhden kriittisen magneettivuon sijaan alempi ( $B_{c1}$ ) ja ylempi ( $B_{c2}$ ) kriittisen magneettivuon arvo. Kun ulkoinen magneettivuo pysyy pienempänä kuin alempi kriittinen magneettivuon arvo, käyttäytyy johde tyypin I suprajohteen tavoin. Magneettikentän voimakkuutta kasvatettaessa alkaa magneettivuo vähitellen tunkeutua johteeseen. Magneettivuon sanotaan kulkevan suprajohteen lävitse normaalijohteisia vuoputkia pitkin. Vuoputkien käsitteeseen palataan myöhemmin kappaleessa 4.2. Suprajohtava tila menetetään kokonaan vasta, kun magneettivuon arvo ylittää ylemmän kriittisen magneettivuon arvon. [4]



### **3.3 Suprajohteiden valmistus**

Suprajohdemateriaaleista valmistetaan johtimia useilla toisistaan suuresti poikkeavilla menetelmillä. Tyypillisesti matalan lämpötilan suprajohteista on valmistettu poikkileikkaukseltaan pyöreitä tai suorakaiteen muotoisia johtimia prosessissa, joka saattaa sisältää usein useita kuumennus- ja muokausvaiheita. Valmistettaessa niobitina-johdinta pronssitiemenetelmällä pakataan suprajohdefilamenttien lukumäärää vastaava määrä niobisauvoja tinapronssimatriisiin sisällä kupariputken sisään. Kuparin ja pronssin välillä on tantaalikerros, jonka tehtävänä on estää kuparin ja pronssin sisältämän tinan diffundoituminen keskenään. Tantaalikerros erottuu selkeästi hopeanharmaana yhtenäisenä kerroksena kuvassa 3.3. Mekaanisten venytys- ja muokausvaiheiden aikana suoritetaan useita välihehkuksia pronssin muokauslujittumisen vuoksi. Suprajohtavan niobitinan muodostumisen aikaansaama reaktiohehkuus tehdään yleensä vasta viimeisenä työvaiheena Nb<sub>3</sub>Sn:n haurauden vuoksi. Vastaavanlainen valmistusprosessi ei kuitenkaan sovellu koville ja hauraille korkean lämpötilan suprajohteille, joiden suprajohtava faasi muodostetaan jo ennen johtimen mekaanista käsittelyä. Tällöin keraamiset kuparioksiditasoista koostuvat filamentit murtuisivat venytysprosessissa. HTS-materiaaleista valmistetaankin tyypillisesti ohuita nauhamaisia johtimia. Poikkileikkaukset 3.3 ja 3.4 ovat tyypillisiä esimerkkejä erilaisista johdinrakenteista.



**Kuva 3.3.** Poikkileikkauskuva niobitinasta valmistetusta LTS-johtimesta. [70]



**Kuva 3.4.** Poikkileikkauskuva vismuttipohjaisesta HTS-johtimesta. Suprajohdefilamentit erottuvat tummina alueina matriisimetallin sisällä. [36]

Suprajohdekaapeleiden ja -nauhojen lisäksi suprajohdeesta voidaan tehdä myös niin sanottuja bulkkeja tai ohutkalvoja. Bulkillä tarkoitetaan pelkästään suprajohdemateriaalista tehtyä kappaletta. Käytännön sovelluksissa suprajohdebulkkia ei sellaisenaan yleensä käytetä, mutta bulkin valmistus voi olla esimerkiksi osana suprajohdekaapelin valmistusprosessia. Ohutkalvot puolestaan ovat nimensä mukaisesti ohuita, jopa vain muutamien nanometrien paksuisia, substraattimateriaaliin kerrostettuja suprajohdeita. Tulevaisuudessa niiden käyttö tulee lisääntymään muun muassa tietoliikennetekniikan SSPD-sovelluksissa (Superconducting Single Photon Detector). [73] [74]

### ***Matriisimetalli***

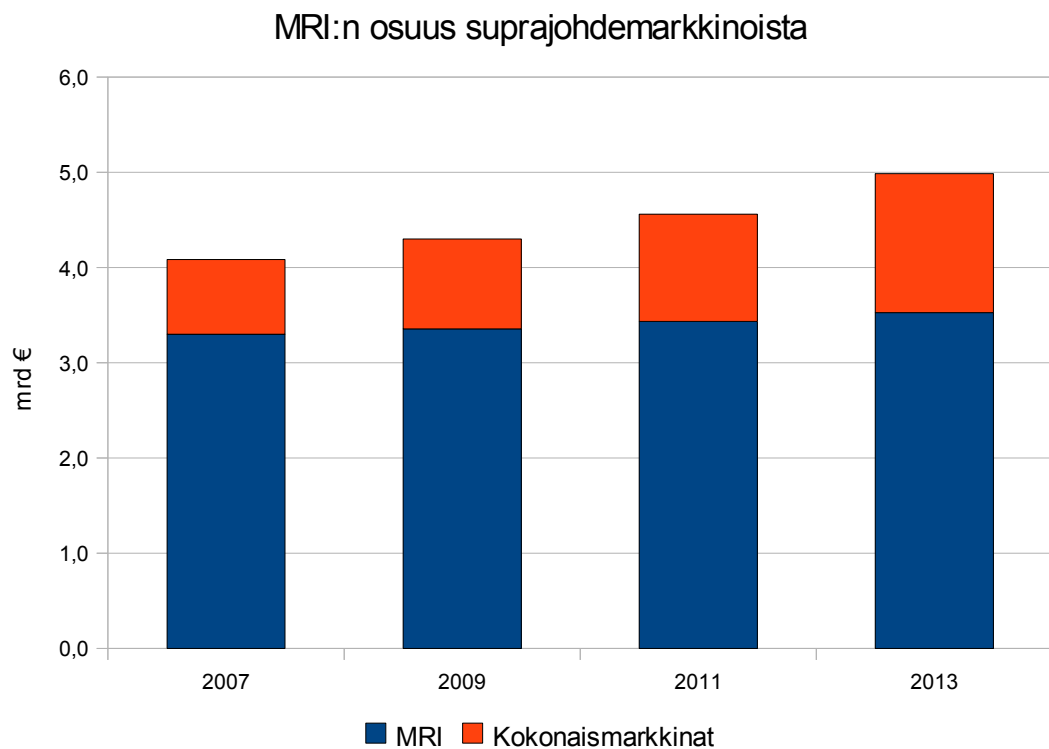
Yksittäisen suprajohdesäikeen mekaaninen kestävyys ei yleensä riitä käytännön sovelluksiin. Lisäksi yksittäinen suprajohdesäike kuumenee voimakkaasti ja palaa poikki, mikäli suprajohtava tila menetetään yllättäen. Edellä mainittujen syiden vuoksi, suprajohde koostuu itse suprajohtavan materiaalin ohella niin sanotusta matriisimetallista, joka ympäröi suprajohdesäikeitä. Matriisimetallin tehtävänä siis on vahvistaa johdinta niin, että se kestää mekaanisen rasituksen jolle se altistuu. Lisäksi matriisimetalli toimii stabilaattorina, eli se tarjoaa virralle alhaisen resistiivisyyden omaavan kulkutien silloin, kun suprajohtava materiaali siirtyy normaalitilaan. Kyseistä ilmiötä kutsutaan nimellä quench. Normaalitilaan siirtymisen jälkeen suprajohteessa kulkeva virta saa aikaan voimakasta lämmönkehitystä. Normaali-alue alkaa levitä pisteestä, jossa suprajohtavuus menetettiin, laajeten johdetta pitkin yhä pidemmälle alueelle. Lämmönkehityksen vuoksi matriisimetallin lämmönjohtavuuden tulisi olla riittävän suuri. [35]

Matriisimetallin valinta ei kuitenkaan aina ole yksinkertaista. Edellä lueteltujen ominaisuuksien lisäksi matriisimetallin lämpölaajenemiskertoimen tulisi olla hieman suurempi, kuin itse suprajohteen. Matriisimetalli ei myöskään saa reagoida kemiallisesti suprajohtavan materiaalin kanssa. Joissain tilanteissa stabilaattorin ja suprajohteen välille on asetettu kerros metallia estämään kemiallinen reaktio näiden välillä. Yleisimmin käytettyjä matriisimetalleja ovat kupari, hopea ja pronssi. [4] [35]

### ***3.4 Suprajohteiden markkinat***

Conectus (Consortium of European Companies Determined to Use Superconductivity) arvioi suprajohdemarkkinoiden vuotuisen kasvun olevan kolmen prosentin luokkaa. Vuoden 2009 suprajohdemarkkinoiden kokonaismääräksi Conectus arvioi 4,3 miljardia euroa. Magneettikuvauslaitteistojen osuus tästä oli noin 78 %. Käytännön sovelluksissa korkean lämpötilan suprajohteiden käyttö on harvinaista ja näiden markkinaosuus oli vain 2,3 %. Vuoden 2007 tilastoissa niiden osuus oli vain 1,5 %, joten HTS-markkinat

ovat voimakkaassa kasvussa. Conectus arvioikin HTS-markkinoiden kasvavan lähes kahdeksaan prosenttiin vuoteen 2013 mennessä. Kuva 3.5 esittää suprajohdemarkkinoiden arvioitua kehitystä. Arvion mukaan MRI-laitteet tulevat olemaan vielä lähitulevaisuudessa suprajohdeiden ylivoimaisesti tärkein käyttökohde, vaikka muut sovellukset, kuten virranrajoittimet, muuntajat ja generaattorit, kasvattavatkin suhteellista osuuttaan. [8]



**Kuva 3.5.** Arvio suprajohdemarkkinoiden kehityksestä. [8]

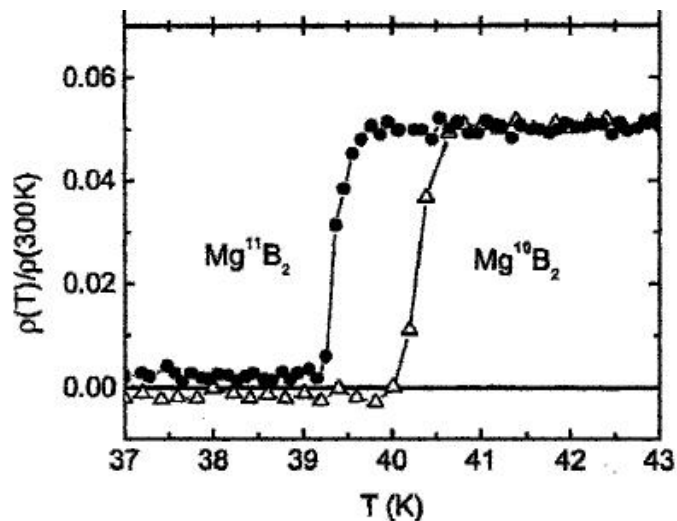
Vuonna 1998 Suomessa oli käytössä kuuden valmistajan magneettikuvauslaitteita. Kolme suurinta valmistajaa, GE Healthcare, Siemens Medical Solutions ja Philips Medical Systems, vastasivat kuitenkin noin 90 % laitekannasta. Maailmanlaajuisesti nämä tarjoavat työpaikan lähes 130 000 työntekijälle. GE Healthcare on perinteisesti ollut edellä mainituista yhtiöistä suurin niin henkilömäärällä kuin liikevaihdollakin mitattuna. Vuoden 2009 vuosikatsauksen mukaan, sen liikevaihto painui kuitenkin hieman Siemens Medical Solutionsin vastaavaa arvoa alemmas. Osittain tämä selittyy vertailussa käytetyn dollarin ennätysmäisen heikon kurssin takia loppuvuonna 2009. Laskelmissa on käytetty kurssia 1 € = 1,48 \$. Kyseisellä kurssilla laskettuna GE

Healthcaren liikevaihto oli 10,8 miljardia euroa, kun se puolestaan Siemens Medical Solutionsilla oli 11,9 mrd €. Philips Medical Systems oli kolmikosta liikevaihdollisesti pienin arvolla 6,4 mrd €. [15] [16] [52] [53] [55] [59] [60]

Edellä mainittujen lisäksi alan suurimpiin yhtiöihin kuuluvat Fonar, Toshiba Medical Systems ja Hitachi Medical Systems. Tutkimuskäyttöön MRI-laitteita toimittavat myös Bruker Biospin MRI ja Varian. [25]

## 4. Magnesiumdiboridi

Magnesiumdiboridi on yksinkertaisen rakenteen omaava yhdiste, jota valmistettiin teollisesti ensimmäisen kerran vuonna 1953 [31]. Vaikka sitä käytettiin yleisesti kemian laboratorioissa kymmenien vuosien ajan, sen suprajohtavuus havaittiin vasta vuonna 2001 Japanissa [46]. Tuolloin  $\text{MgB}_2$ :n kriittisen lämpötilan raportoitiin olevan 39 Kelviniä, joka oli korkein yksinkertaisen, ei kuparioksiditasoista koostuvan, metalliyhdisteen transitiolämpötila. Myöhemmin havaittiin, että boorin hieman harvinaisemmasta isotoopista ( $^{10}\text{B}$ ) valmistettu  $\text{Mg}^{10}\text{B}_2$  omaa vielä asteen korkeamman kriittisen lämpötilan kuin yleisempi  $\text{Mg}^{11}\text{B}_2$  [54]. Tätä käyttäytymistä havainnollistaa kuva 4.1. Oleellista korkeammassa kriittisen lämpötilan arvoissa on kuitenkin se, että  $\text{MgB}_2$ :n käytännön sovelluksissa operointilämpötila voidaan saavuttaa kryojäähdytintä käyttäen, ilman kallista ja hankalasti käsiteltävää nestemäistä heliumia.



*Kuva 4.1. Magnesiumin isotoopin vaikutus resistiivisyyden lämpötilariippuvuuteen. [6]*

## 4.1 Magnesiumdiboridin ominaisuudet

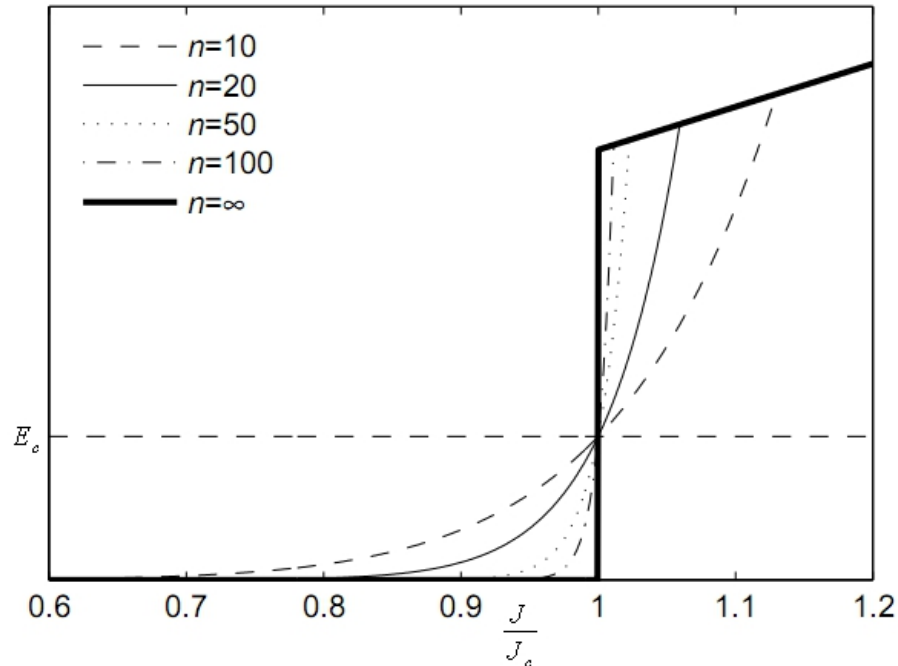
Magnesiumdiboridin luokittelu tyypin I tai II suprajohteeksi, sekä luokittelu puhtaasti matalan tai korkean lämpötilan suprajohteisiin on hankalaa. Tämä johtuu siitä, että  $MgB_2$  sijoittuu monessa mielessä ominaisuuksiltaan jonnekin edellisten välimaastoon. Yleisesti magnesiumdiboridia pidetään matalan lämpötilan suprajohteena, vaikka sen kriittinen lämpötila onkin perinteisiä LTS-materiaaleja korkeampi.  $MgB_2$  eroaa niin oleellisesti tavanomaisista matalan ja korkean lämpötilan suprajohteista, että sen löytyminen innoitti tutkijoita etsimään uudenlaista selitysmallia koko suprajohtavuusilmiölle. Nykykäsityksen mukaan  $MgB_2$  on kuitenkin BCS-teorian mukaisesti käyttäytyvä suprajohde poikkeuksellisen korkealla kriittisen lämpötilan arvolla. [72]

LTS-materiaalien siirtyminen suprajohtavasta tilasta normaalitilaan on huomattavasti jyrkempi kuin HTS-materiaaleilla. Suprajohteen resistiivisyyden kasvun jyrkkyyttä normaalitilaan siirryttäessä kuvataan niin sanotulla  $n$ -arvolla. Matalan lämpötilan suprajohteille kyseinen arvo on suuruusluokaltaan tyypillisesti välillä 20 – 50, kun taas korkean lämpötilan suprajohteiden  $n$ -arvo asettuu välille 10 – 20. Kirjallisuudessa annetut  $n$ -arvojen suuruudet  $MgB_2$ -johtimille vaihtelevat suuresti välillä  $n = [18..150]$ . Tyypillisesti mitatut  $n$ -arvot ovat yleisimmin olleet noin 40, eli  $MgB_2$  asettuu tässä mielessä lähemmäs LTS- kuin HTS-materiaaleja. LTS- ja HTS-johdinten normaalitilaan siirtymisen eroja havainnollistetaan usein potenssilailailla (4.1), joka kuvaa sähkökentän muutosta virrantiheyden funktiona. [33] [38] [62]

$$E = E_c \left( \frac{J}{J_c} \right)^n \quad (4.1)$$

Yhtälössä (4.1) sähkökentän kriteeriarvolla  $E_c$  tarkoitetaan sitä, että johtimen jännite laskee tietyn arvon verran johtimen pituusyksikköä kohden. Yleisimmin kriteeriarvona käytetään 0,1 tai 1  $\mu V/cm$ . Yhtälö (4.1) pätee vain, kun virrantiheys on lähellä kriittistä arvoaan, magneettivuon tiheyden ja lämpötilan ollessa vakioita. Kuvassa 4.2

on havainnollistettu  $E(J)$ -käyrää eri  $n$ -arvoilla. Kuvasta havaitaan, että alhaisen  $n$ -arvon omaavilla johtimilla resistiivinen lämmönkehitys voi alkaa jo ennen kriittisen virrantiheyden saavuttamista. [62]

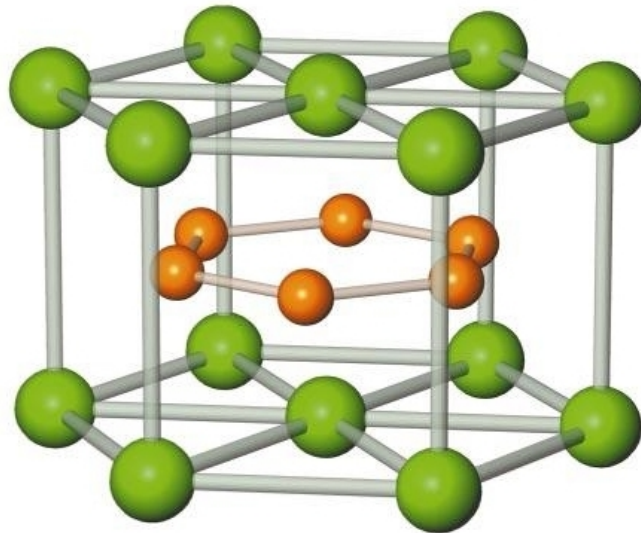


**Kuva 4.2.**  $n$ -arvon vaikutus  $E(J)$ -käyrään. [62]

$\text{MgB}_2$ -johdinten valmistusmenetelmät ovat lähempänä korkean lämpötilan suprajohteiden kuin LTS-johdinten valmistusmenetelmiä, sillä  $\text{MgB}_2$  on hauras yhdiste, joka ei mekaanisilta ominaisuuksiltaan ole lähelläkään esimerkiksi niobititaanin kestävyyttä ja venyvyyttä. Metalliyhdisteenä  $\text{MgB}_2$  kuitenkin muistuttaa rakenteeltaan enemmän matalan lämpötilan suprajohteita kuin kuparioksiditasoista koostuvia keraamisia HTS-materiaaleja. Yleensä, korkean lämpötilan suprajohteista poiketen, matalan lämpötilan suprajohteet ovat isotrooppisia. Yleisesti ottaen käsitteellä isotropia tarkoitetaan suunnasta riippuvaa. Suprajohteiden tapauksessa isotrooppisen yhdisteen kriittiset arvot ovat suunnasta riippumattomia. Kuten  $\text{MgB}_2$ :n, kuvassa 4.3 esitetystä, kiderakenteesta voidaan olettaa, muuttuvat sen kriittiset arvot, kun ulkoisen magneettivuon tiheyden suunta muuttuu atomitasoihin nähden. Näin ollen  $\text{MgB}_2$  on korkean lämpötilan suprajohteiden tavoin anisotrooppinen yhdiste. Magneettisuunnittelussa anisotropia on otettava huomioon, sillä ulkoisen



magneettikentän suunta voi vaikuttaa huomattavasti kriittisen virrantiheyden suuruuteen. [10] [62]



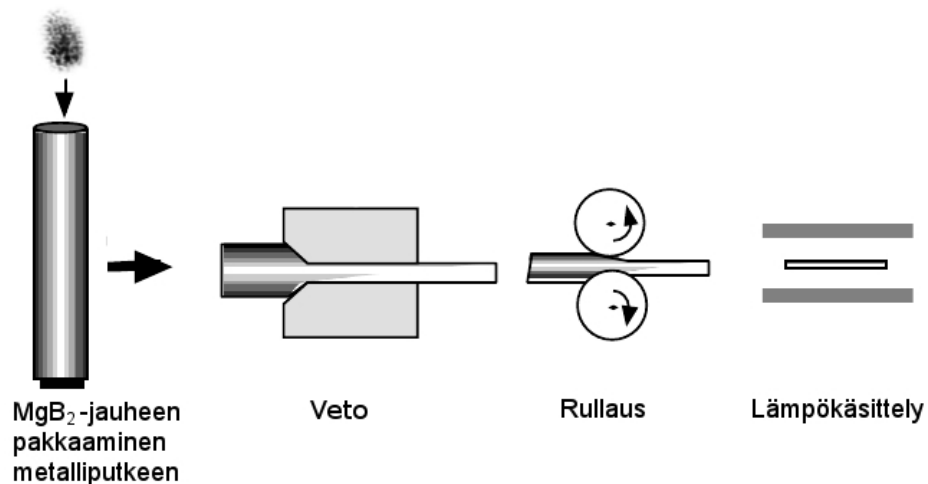
**Kuva 4.3.**  $MgB_2$ :n kiderakenne. Booritaso kahden magnesiumtason välissä. [36]

Kuten aiemmin todettiin, myös jaottelu tyypin I ja tyypin II suprajohteisiin on haastavaa. Matemaattisesti tarkasteltuna  $MgB_2$  täyttää sekä tyypin I, että tyypin II suprajohteen määritelmän riippuen siitä, käytetäänkö laskelmissa sen kriittisen magneettivuon alemmaa ( $B_{c1}$ ) vai ylempää ( $B_{c2}$ ) arvoa. Tämän vuoksi  $MgB_2$ :n sanotaankin joskus olevan tyypin 1,5 suprajohde. [45]

Magnesiumdiboridin uskotaan yleisesti soveltuvan parhaiten matalan tai keskisuuren magneettikentän omaaviin sovelluksiin [62]. Sen soveltuvuutta onkin tutkittu magneettikuvauslaitteistojen lisäksi muun muassa induktiokuumentimiin [65], vikavirranrajoittimiin [42], magneettilaakerointiin [17] ja avaruussovelluksiin [56].

## 4.2 $MgB_2$ -johtinten valmistus

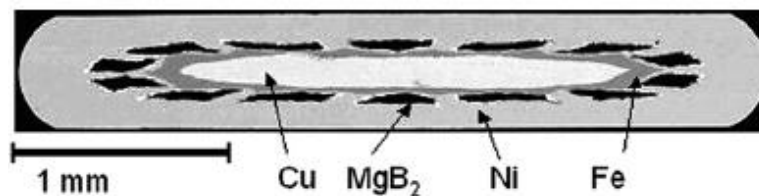
Magnesiumdiboridista valmistetaan johtimia yleisimmin niin sanotulla PIT-menetelmällä (Powder In Tube). Nimensä mukaisesti suprajohtava materiaali, tai sen raaka-aineet, pakataan jauhemaisessa muodossa matriisimetalliputken sisään. Metalliputki muokataan johtimeksi tyypillisesti useiden veto-, puristus- ja lämpökäsittelyvaiheiden jälkeen. Kuva 4.4 havainnollistaa johtimen valmistamista PIT-menetelmällä.



*Kuva 4.4. PIT-menetelmän periaatekuva. [18]*

Kuvan 4.4 menetelmää kutsutaan ex situ -menetelmäksi, sillä matriisimetalliputkeen pakataan valmista  $MgB_2$ -jauhetta. In situ -menetelmässä metalliputki täytetään magnesium- ja boorijauheilla, jotka reagoivat magnesiumdiboridiksi lämpökäsittelyn aikana. Kummallakin menetelmällä on saavutettu hyviä tuloksia laboratorio-oloissa. In situ -menetelmän etuina voidaan pitää johteen nopeaa valmistusprosessia, matalampaa prosessilämpötilaa ja johteen  $MgB_2$ -partikkelit ovat paremmassa kontaktissa toistensa kanssa, kuin ex situ -menetelmää käytettäessä. Toisaalta ex situ -menetelmällä saavutetaan korkeampi  $MgB_2$ :n puhtausaste ja raekokoon vaikuttaminen on helpompaa. [71] [19] Hyviä tuloksia on saatu myös menetelmällä, jossa magnesiumjauheen tilalla käytetään kiinteää magnesiumtankoa, joka reagoi boorijauheen kanssa muodostaen magnesiumdiboridia [26].

Kaikkein yleisimmin käytetyn suprajohteen, niobititaanin, matriisimetallina käytetään yleensä kuparia. Kupari omaa erittäin hyvät sähkön- ja lämmönjohtavuusominaisuudet, joten se on ihanteellinen materiaali matriisimetalliksi. Kupari kuitenkin reagoi kemiallisesti magnesiumin kanssa heikentäen johtimen kriittisiä arvoja. Hopea puolestaan saostuu  $MgB_2$ :n kanssa, joten sekään ei ole sovelias matriisimetalliksi. Nikkeli ja tantaali eivät reagoi magnesiumdiboridin kanssa, mutta niiden lämpölaajenemiskertoimet ovat pienempiä kuin  $MgB_2$ :lla, mikä heikentää kontaktia suprajohteen ja matriisimetallin välillä. Lisäksi niiden sähkön- ja lämmönjohtavuudet ovat huomattavasti heikompia kuin kuparilla. Kupariakin voidaan käyttää  $MgB_2$ :n stabiliaattorina, mikäli suprajohteen ja kuparin välissä käytetään suojamateriaalina jotain  $MgB_2$ :n kanssa reagoimatonta metallia. Columbus Superconductors on päättänyt käyttämään kaupallistamassaan johtimessa magnesiumdiboridin lisäksi rautaa, kuparia ja nikkeliä. Rauta ei reagoi  $MgB_2$ :n kanssa, joten se ympäröi suprajohtefilamentteja. Johtimen keskusta puolestaan on nikkellillä ympäröityä kuparia. Kuva 4.5 havainnollistaa johtimen rakennetta. [7] [19] [35] [34]



**Kuva 4.5.** Poikkileikkaus Columbus Superconductorsin valmistamasta kuparilla stabiloidusta  $MgB_2$ -johtimesta. [19]

Kuvan 4.5 johdin on valmistettu ex situ -menetelmällä. Aluksi valmis  $MgB_2$ -jauhe on pakattu tiiviisti nikkeliputken sisään. Mekaanisen kylmäkäsittelyn tuloksena saadaan monofilamenttijohdin, jonka ydin koostuu magnesiumdiboridista. Johdin leikataan sopivan mittaisiksi pätkiksi, joista 14 kappaletta pakataan halkaisijaltaan aiempaa suuremman nikkeliputken sisään siten, että putken keskelle asetetaan kuparitanko, jota ympäröi rautavaippa. Tätä vaihetta seuraa mekaaninen kylmäkäsittely, joka sisältää veto- ja rullausprosesseja, jotka antavan johtimelle sen lopullisen muodon. Viimeisenä vaiheena on lämpökäsittely  $900\text{ }^{\circ}\text{C}$  magnesiumdiboridin sinteröimiseksi. [61]

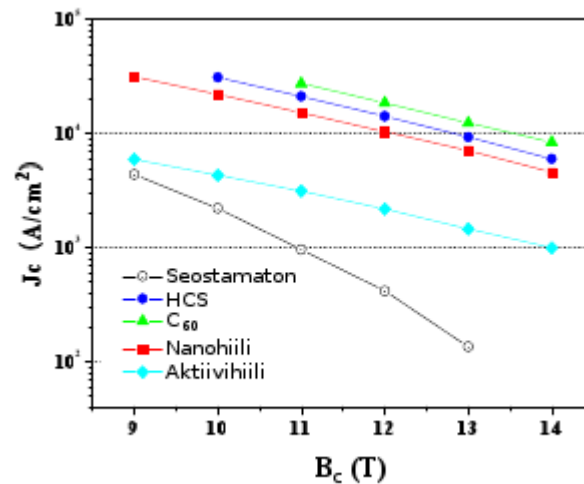
Kuten aiemmin todettiin, rauta ei reagoi  $\text{MgB}_2$ :n kanssa, joten sitä voidaan käyttää matriisimetallina. Sen ominaisuudet eivät kuitenkaan ole yhtä hyvät kuin kuparilla. Lisäksi rauta on ferromagneettinen alkuaine, joten sen magnetoituma monimutkaistaa suprajohdekäämien toiminnan mallintamista. Koska rautaa on helppo muokata ja se sopii hyvin magnesiumdiboridijohtimen valmistamiseen PIT-menetelmällä, se on ollut erittäin yleinen matriisimetalli  $\text{MgB}_2$ -johtimia käsittelevissä tutkimuksissa. [35] [19]

Suprajohteen ominaisuuksiin voidaan vaikuttaa matriisimetallien valinnan ohella monella muullakin tapaa. Yksi tutkituimmista lienee epäpuhtauspartikkeleiden lisääminen suprajohteen joukkoon. Tällöin saadaan tyypillisesti nostettua johtimen kriittisen virrantiheyden ja magneettivuon arvoja kriittisen lämpötilan arvon laskiessa hieman. Yleensä myös normaalitilan resistiivisyys kasvaa, mutta anisotropiaa saadaan pienennettyä.  $\text{MgB}_2$ :n anisotropia laskee merkittävästi kriittistä virrantiheyttä varsinkin korkeilla magneettivuon arvoilla. Tämän vuoksi anisotropian pienentäminen on oleellista erityisesti korkeita kentänvoimakkuuksia käyttävissä magneettisovelluksissa. [10]

Fysikaalinen selitys epäpuhtauspartikkeleiden vaikutuksesta suprajohteen suoritusarvoihin saadaan tarkastelemalla vuoputkien käyttäytymistä tarkemmin. Kuten luvussa 3.2 todettiin, tyypin 2 suprajohteissa magneettivuo kulkee suprajohteen lävitse normaalijohteisia vuoputkia pitkin, kun  $B = [B_{c1}..B_{c2}]$ . Vuoputket kulkevat niin sanottujen pinning-keskusten kautta. Niitä syntyy suprajohteessa kohtiin, jotka poikkeavat hieman ympäristöstään. Täten epäpuhtauspartikkelit toimivat pinning-keskuksina. Ilmiötä, jossa vuoputken paikka siirtyy pinning-keskuksesta toiseen, kutsutaan vuohypyksi. Vuohypyn yhteydessä vapautuu aina hieman lämpöä, joten mitä enemmän vuohypyjä tapahtuu, sen herkemmin suprajohte siirtyy normaalitilaan. Lisättäessä suprajohteeseen sopivassa suhteessa oikeanlaisia epäpuhtauksia, saadaan vuohyppyjen määrää vähennettyä ja johteen suoritusarvoja parannettua. [62]

Lupaavia tuloksia on saavutettu seostamalla  $\text{MgB}_2$ :n joukkoon epäpuhtauspartikkeleina muun muassa hiiltä, polymeerejä sekä steariini-, oksaali- tai sitruunahappoa. Tyypillisesti seostaminen heikentää  $\text{MgB}_2$ :n kriittistä lämpötilaa, mutta parantaa

kriittisen virrantiheyden ja magneettivuon arvoja. Lisäksi pienen tinamäärän lisäksi magnesium- ja boorijauheen joukkoon ennen reaktiohehkutusta on havaittu lyhentävän tarvittavaa hehkutusaikaa huomattavasti. [13] [40] [47] [79] Kuvassa 4.6 on esitetty eri hiilipohjaisten seostusaineiden vaikutusta virrantiheyden ja magneettivuon kriittisiin arvoihin 4,2 kelvinin lämpötilassa.



**Kuva 4.6.** Hiilyhdisteiden seostamisen vaikutus  $MgB_2$ :n kriittisiin arvoihin 4,2 K:n lämpötilassa. [14]

Tällä hetkellä kolme yhtiötä, Columbus Superconductors, Hyper Tech Research ja Hitachi, valmistavat  $MgB_2$ -johtimia kaupallisiin tarkoituksiin. Lisäksi useat tutkimuslaitokset valmistavat magnesiumdiboridijohtimia tutkimuskäyttöön. Taulukossa 4.1 on esitetty Columbus Superconductorsin valmistaman  $MgB_2$ -johtimen kriittisen virran arvoja lämpötilan ja magneettivuon tiheyden funktiona. Kyseisen johdinmallin tuotannossa on edetty jo muutaman kilometrin yksikköpituuksiin. [7] [62]

**Taulukko 4.1.** Columbus Superconductorsin valmistaman  $3,6 \times 0,65 \text{ mm}^2$  suprajohdenauhan kriittisen virran arvoja ampeereina lämpötilan ja magneettivuon tiheyden funktiona. [7]

T \ B	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6
16										222	176	144
20								237	185	148	110	85
24							196	142	104	73	46	29,5
30	216	186	151	120	91	66	47	20,5	7,5	2,5		

Magnesiumdiboridijauhetta on yleisesti saatavilla, mutta sen puhtausaste ei kaikilla valmistajilla ole kovinkaan suuri. Usein tutkimuskäytössä on käytetty Alfa Aesarin valmistamaa  $\text{MgB}_2$ -jauhetta, joka on puhtausasteltaan jopa  $>99,99\%$ . Sen grammahinta on, tilausmäärästä riippuen, noin kolme euroa. Tämän hetken kaupallisten  $\text{MgB}_2$ -johdinten hinta on samaa suuruusluokkaa NbTi-johdinten kanssa. Korkean lämpötilan yttrium- ja vismuttipohjaisten johdinten hinta on edellisiin verrattuna noin kymmenkertainen. [1] [27] [62]

Johtimen lämpökäsittelyllä, sekä magnesiumdiboridin seostamisella ja raekoolla voidaan vaikuttaa johtimen suoritusarvoihin suuresti. Kriittisiin arvoihin vaikuttaa luonnollisesti myös johdintyyppin valinta. Viime aikoina onkin saatu lupaavia tutkimustuloksia  $\text{MgB}_2$ -ohutkalvoista. Ohutkalvosovellukset ovat vielä käytännön magneettisovelluksissa harvinaisia, joten ne jätetään tarkastelun ulkopuolelle. [73]

Erityisen kiinnostavan materiaalin magnesiumdiboridista tekee sen sijoittuminen monilta ominaisuuksiltaan matalan ja korkean lämpötilan suprajohdeiden välimaastoon. Taulukossa 4.2 on esitelty viiden eri suprajohdemateriaalin keskeisimpiä ominaisuuksia. Anisotropia on määritelty kriittisen virrantiheyden suhteellisena erona, kun magneettikentän suuntaa muutetaan. Lähteessä [62] niobititaanin anisotropian arvoksi kyseisellä määrittystavalla on saatu 2 – 5. Yleisesti ottaen kyseistä yhdistettä kuitenkin pidetään isotrooppisena. Kuten taulukosta havaitaan, pitkään markkinoilla olleen niobititaanin suoritusarvot ovat melko vakiintuneita. Sen sijaan magnesiumdiboridin

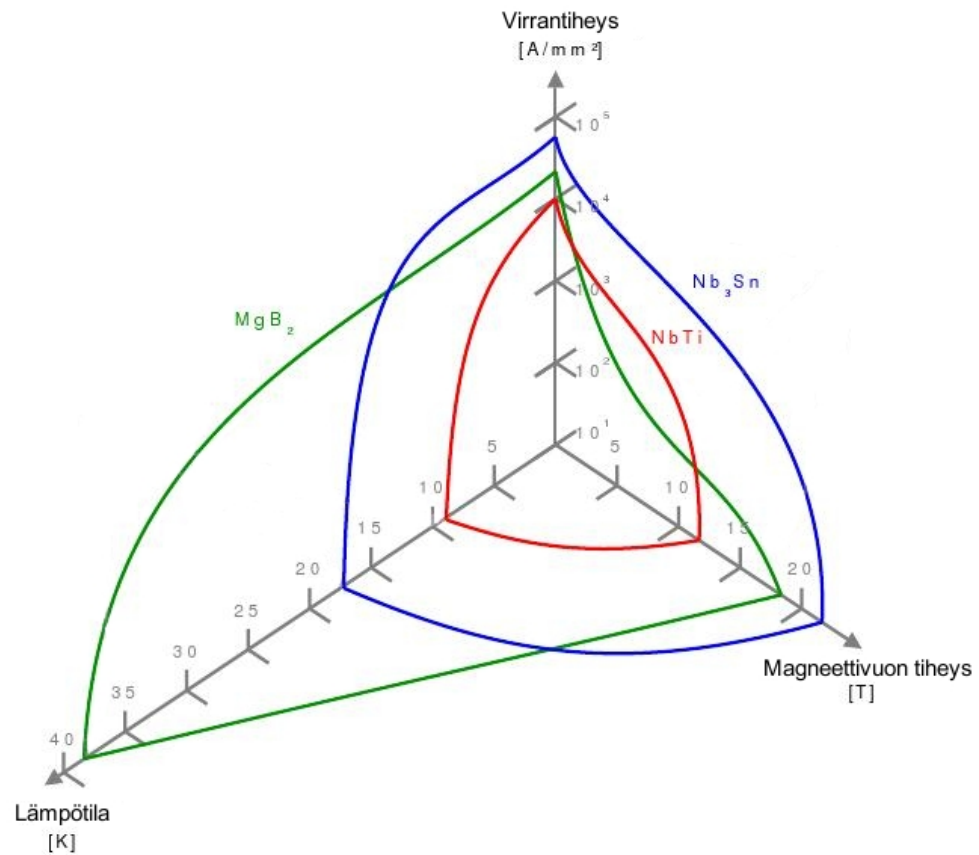
anisotropia, ylemmän kriittisen magneettivuon tiheys ( $B_{c2}$ ), sekä palautumattomuuskentän ( $B_{irr}$ ) arvot vaihtelevat suuresti. Palautumattomuuskentällä tarkoitetaan magneettivuon tiheyden arvoa, jolla vuoputket alkavat irtaantumaan pinning-keskuksista. Magneettisovelluksissa palautumattomuuskentän arvo rajoittaa suprajohteiden käyttöä usein jo huomattavasti ylempää kriittistä magneettivuon tiheyttä pienemmillä arvoilla. [11] [62]  $MgB_2$ :n kirjallisuudessa esitetty resistiivisyyden  $\rho$  arvo 39 kelvinin lämpötilassa vaihtelee huomattavasti lähteestä riippuen.

**Taulukko 4.2.** Yleisimpien suprajohteiden ominaisuuksia. [46] [62]

Suprajohte	$T_c$ [K]	Anisotropia	$B_{c2}(4,2K)$ [T]	$B_{irr}(4,2 K)$ [T]	$\rho(T_c)[\mu \Omega cm]$
NbTi	9	merkityksetön	11 - 12	10 - 11	60
Nb <sub>3</sub> Sn	18	merkityksetön	25 - 29	21 - 24	5
MgB <sub>2</sub>	39	1,5 - 5	15 - 20	6 - 12	0,4 - 75
Bi-2223	110	50 - 200	>100	0,2 (77 K)	40 - 60
YBCO	92	5 - 7	>100	5 - 7 (77 K)	150 - 800

### 4.3 $MgB_2$ :n hyödyntäminen magneettikuvauslaitteistoissa

Magnesiumdiboridia pidetään lupaavana johdinmateriaalina erityisesti matalan ja keskisuuren magneettikentän sovelluksiin, kuten magneettikuvauslaitteistojen pääkkämiin. Kuten kuvasta 4.8 nähdään,  $MgB_2$  on suoritusarvojen perusteella varteenotettava kilpailija tämän hetken kahden yleisimmin käytetyn suprajohteen, niobititaanin ja niobitinan, kanssa. Lämpötilavälillä 20 – 30 K  $MgB_2$  on kolmikosta ainoa, joka säilyttää suprajohtavuutensa ja on täten edes teoriassa sovelias kyseisen lämpötilavälin magneettisovelluksiin. [62]



**Kuva 4.8.** Niobititaanin (punainen), niobitinan (sininen) ja magnesiumdiboridin (vihreä) kriittiset pinnat. [62]

Jo melko pian magnesiumdiboridin suprajohtavuuden löytymisen jälkeen rakennettiin ensimmäiset käämit, joilla tutkittiin  $\text{MgB}_2$ :n soveltuvuutta magneettisovelluksiin. Hyper Tech Research rakensi vuonna 2005 halkaisijaltaan muutaman senttimetrin solenoidikäämin, joka tuotti 20 Kelvinin lämpötilassa 2,4 teslan magneettikentän. Vuotta myöhemmin yhtiö esitteli sisähalkaisijaltaan 53 senttimetrin solenoidikäämiä, joka tuotti 0,12 teslan magneettivuon tiheyden 20 K:ssä. Kyseinen käämi on esitetty kuvassa 4.9. [27]





**Kuva 4.9.**  $MgB_2$ :n potentiaalia MR-kuvaukseen demonstroiva solenoidikäämi, jonka valmistukseen on käytetty 820 metriä  $MgB_2$ -johdinta. [27]

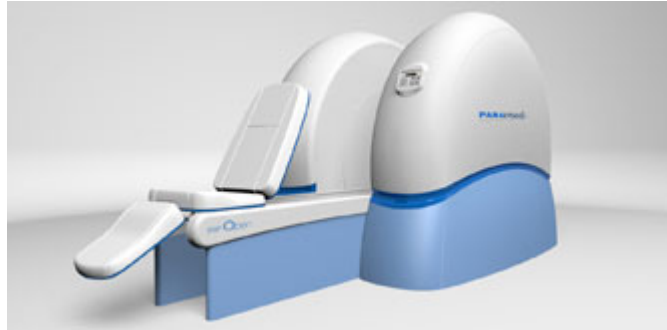
Vuosien 2004 ja 2005 aikana useat tutkimusryhmät konstruivat pienikokoisia  $MgB_2$ -käämejä, jotka tuottivat 1 – 1,5 teslan magneettivuon tiheyksiä ilman nesteheliumjäähdytystä. Tuloksia pidettiin lupaavina MRI-sovelluksia ajatellen, sillä tutkimustyötä magnesiumdiboridin suprajohtavuuden parissa oli tehty vasta muutamia vuosia. [24] [57]

ASG Superconductors, Paramed Medical Systems ja Columbus Superconductors julkistivat ensimmäisen magneettikuvauslaitteen, jonka pääkäämi oli valmistettu magnesiumdiboridista, vuonna 2006. Laitteisto sai nimekseen MR-Open. Columbus Superconductors toimitti laitetta varten reilut 18 kilometriä kuvassa 4.5 kuvattua johdinta. Johdinten yksikköpituudet olivat noin 1600 m. ASG Superconductors valmisti kyseisestä johtimesta magneettikuvauslaitteiston päämagneetin, jonka oleellimmat parametrit on esitelty taulukossa 4.3. Magneetti rakennettiin malliltaan avoimeksi, C-kirjaimen muotoisen ferromagneettisen sydämen ympärille siten, että napojen välinen etäisyys on 60 cm. Magneetti tuottaa kuvausalueelle 0,5 teslan magneettivuon ja kuvausalueen homogeenisen kenttäalueen halkaisija on 40 cm. Täten laitteisto soveltuu koko vartalon kuvaamiseen. Magneetin operointilämpötila, 20 K, toteutettiin kryojäähdyttimen avulla ilman nestemäisiä jäähdytysaineita. [2] [7]

**Taulukko 4.3. Päämagneetin parametrit. [51]**

Magneettivuon tiheys kuvantamisalueella	0.5 T
Magneettivuon maksimitiheys	1.3 T
Nimellisvirta	90 A
Induktanssi	60 H
Operointilämpötila	20 K
Paino	25 t

Rakenteeltaan avoimiin magneettikuvauslaitteistoihin erikoistunut Paramed Medical Systems toteutti ASG Superconductorsin toimittaman magneetin pohjalta kuvassa 4.10 esitetyn magneettikuvauslaitteiston. Myöhemmin Paramed Medical Systems toi markkinoille uudemman, hieman alkuperäistä MR-Openia voimakkaamman magneettikentän tuottavan kuvauslaitteiston. Se kykenee tuottamaan 0,6 teslan magneettivuon tiheyden kuvausalueelle. [51]

**Kuva 4.10. MR-Open. [51]**

Vaikka magnesiumdiboridin kehitykseen on panostettu suuresti MR-Openin julkaisun jälkeenkin, se ei kuitenkaan ole vielä saavuttanut kaupallisesti suosiota. Kehitystyö magnesiumdiboridin parissa on kuitenkin jatkunut näihin päiviin asti kiivaana. Vuonna 2008 julkaistiin raportti kryojäähdyttimen avulla toteutetusta  $MgB_2$ -demonstraatiokäämityksestä magneettikuvauslaitteistoa varten. Se koostui kymmenestä sisähalkaisijaltaan 77 cm:n solenoidikäämistä, jotka tuottivat kuvausalueelle 0,54 teslan magneettikentän. [78]

Heliumin viime vuosien rajun hinnan nousun otaksutaan tuovan lisäpainetta kryojäädyttimellä toimivien magneettikuvauslaitteistojen kehitystyöhön. Hyper Tech Research Inc. sai kesäkuussa 2009 5 miljoonan dollarin rahoituksen magnesiumdiboridijohtimensa jatkokehitystä varten. Yhtiö uskoo tämän mahdollistavan seuraavan sukupolven korkeammissa lämpötiloissa operoivien MRI-laitteistojen kehittämisen. [3] [27]

## 5. MgB<sub>2</sub>:n hyödyntäminen MRI-järjestelmän pääkäämissä

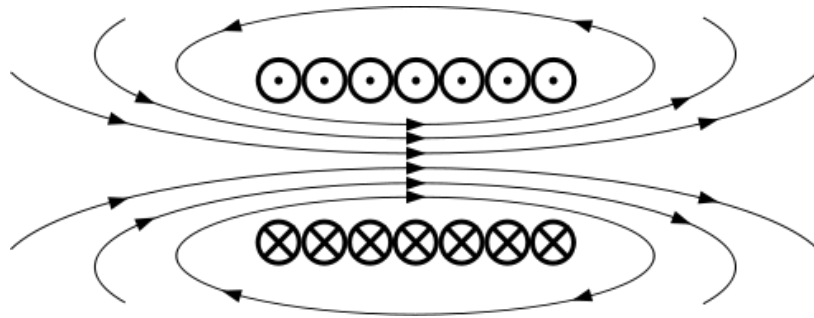
HIPERMAG oli kolmevuotinen, vuonna 2004 aloitettu EU-rahoitteinen projekti, jonka tarkoituksena oli tutkia ja kehittää magnesiumdiboridia käytännön sovelluksia, kuten magneettikuvauslaitteistoja, induktiokuumentimia ja muuntajia varten. Projektin aluksi määriteltiin eri sovelluksien asettamia vaatimuksia MgB<sub>2</sub>-johtimelle. Taulukossa 5.1 on esitetty vaatimukset, joita MgB<sub>2</sub>-johtimelle asetettiin magneettikuvauslaitteiston päämagneettia varten. [23]

*Taulukko 5.1. MRI solenoidijohteen vaatimuksia [23]:*

Virrantiheys	$10^4 - 10^5 \text{ A/cm}^2$
Operointilämpötila	20 K
Magneettivuon tiheys	1 – 6 T
Hinta	< 5 € / kAm

### 5.1 Solenoidimagneetin suunnitteluperusteita

Käämigeometrioista yksinkertaisin on solenoidi. Suprajohtava solenoidikäämi on myös käytetyin käämigeometria magneettikuvauslaitteistoissa. Se on rakenteensa puolesta mekaanisesti hyvin tuettu, minkä ansiosta operointivirta voi toisinaan olla jopa 90-95 % virran short sample -arvosta. Termillä short sample -arvo tarkoitetaan pidemmästä johtimesta leikatulla lyhyellä näytteellä tehtyä ominaiskäyrämittausta. Kuvassa 5.1 on esitelty solenoidikäämityksen ympärilleen luoma magneettikenttä.



**Kuva 5.1.** Solenoidikäämin luoma magneettikenttä. [76]

LTS-käämin magneettikentän mallintaminen onnistuu analyttisesti suhteellisen yksinkertaisia lausekkeita käyttäen, mikäli käämitystä rakennettaessa on käytetty vain magnetoitumattomia materiaaleja. Tällöin magneettikentän voimakkuuden ja magneettivuon tiheyden välillä vallitsee lineaarinen, yhtälössä (5.1) esitetty, riippuvuus.

$$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} \quad (5.1)$$

Edellisessä yhtälössä termi  $\mu$  kuvaa permeabiliteettia. Sen arvona voidaan hyvällä tarkkuudella käyttää tyhjiön permeabiliteettia  $\mu_0$ , mikäli käämityksessä ei ole käytetty ferromagneettisia materiaaleja. Näin ei kuitenkaan voida menetellä magnesiumdiboridin tapauksessa, koska yleisimmin matriisimetallina käytetty rauta on ferromagneettinen yhdiste. Tällöin  $\mu$  on magneettivuon tiheyden epälineaarinen funktio. Tämän vuoksi  $\text{MgB}_2$ -käämitystä ei voida mallintaa tarkasti LTS-mallinnuksen keinoin, vaikka magnesiumdiboridin  $n$ -arvo on lähempänä matalan kuin korkean lämpötilan suprajohdeiden  $n$ -arvoja. Magneettivuon tiheyden mallintamisessa useimmat funktiot muuttuvat epälineaariseksi ja matriisimetallin magnetoitumisen vaikutus magneettivuon tiheyden jakautumiseen on otettava huomioon. Näin ollen, yksinkertaisenkin ferromagneettista materiaalia sisältävän käämityksen mallintaminen on suoritettava numeerisesti. [63]

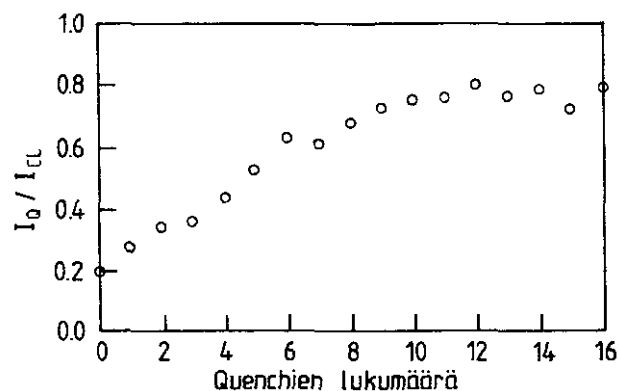
Magneettikuvauslaitteistojen suprajohdekäämeissä käytetään suuria virrantiheyksiä resistiivisiin sähkömagneetteihin verrattuna. Tämän vuoksi suprajohdekäämitykseen vaikuttavat voimavaikutuksetkin ovat suuria. Yhtälö (5.2) esittää johtimeen vaikuttavan Lorentz-voiman, joka saadaan virrantiheyden ja magneettivuon tiheyden ristitulona. 1,5

Teslan MRI-magneettiin kohdistuva kehäjännitys on suuruusluokaltaan 150 MPa ja aksiaalinen voimavaikutus noin 800 kN. Suurten voimavaikutusten vuoksi käämitys on tuettava kunnolla, jottei johteen liikkuminen aiheuta ongelmia. [48]

$$\mathbf{F} = \mathbf{J} \times \mathbf{B} \quad (5.2)$$

Jotta käämityksen johdinkierrokset eivät pääsisi liikkumaan suurienkaan voimavaikutusten takia, ne impregnoidaan esimerkiksi epoksihartsilla. Impregnointi voidaan suorittaa sivelemällä epoksi johtimen pintaan samanaikaisesti käämityksen kanssa tai niin sanottua tyhjiöimpregnointimenetelmää käyttäen. Tyhjiöimpregnoinnissa valmiiksi käämitty magneetti asetetaan muottiin, jonka ympärille imetään tyhjiö. Tämän jälkeen impregnointiaine valutetaan muottiin. Kun paine nostetaan takaisin normaaliksi, impregnointiaine tunkeutuu ilmanpaineen vaikutuksesta käämityksessä jääneisiin pieniinkin koloihin.

Kun käämi on impregnoitu, sen suoritusarvot eivät vielä ole parhaat mahdolliset. Tällöin käämi saattaa menettää suprajohtavan tilansa jo alhaisillakin virran arvoilla. Nostettaessa virta toistuvasti niin korkeaksi, että käämi menettää suprajohtavuutensa, eli tapahtuu quench, käämin suoritusarvot saattavat parantua huomattavastikin. Kuva 5.2 havainnollistaa tätä, niin sanottua training-ilmioä. [43]



*Kuva 5.2. Training-ilmio. [43]*

### **Quench ja hot spot**

Kuten aiemmin on jo todettu, johteen siirtymistä suprajohtavasta tilasta normaalitilaan kutsutaan nimellä quench. Tyypillisesti quench alkaa käämin virtaa nostettaessa kohdasta, jossa Lorentz-voimien aiheuttamat mekaaniset jännitykset ovat suuria. Quenchin voi laukaista esimerkiksi johteen liikkumisesta tai epoksikyllästeen halkeamisesta aiheutunut paikallinen johteen lämpötilan nousu. Ilmiön seurauksena käämitykseen varastoitunut sähkömagneettinen energia  $W = \frac{1}{2} LI^2$  muuttuu lämpöenergiaksi johtimen normaalitilan resistiivisyyden vuoksi.

Lämpötilan nousun takia normaali-alue alkaa laajeta johdinta pitkin. Lämmönjohtumisen vuoksi lämpöenergiaa siirtyy myös matriisimetallin ja impregnointiaineen kautta myös viereisiin johdinkerroksiin, joiden lämpötila voi ylittää johteen kriittisen lämpötilan. Mikäli lämmönkehitys alkaisi välittömästi koko käämityksen alueella, operointivirran arvo laskisi suhteellisen nopeasti nolnaan ja lämpötilan maksimiarvo jäisi usein suhteellisen alhaiseksi. Todellisessa tilanteessa quenchin aikainen käämityksen korkein lämpötila esiintyy siinä pisteessä, joka on kaikkein pisimpään alttiina ohmiselle lämmönkehitykselle. Kyseinen piste on quenchin alkukohta ja sitä kutsutaan nimellä hot spot. Hot spot lämpötilan kehittymistä voidaan mallintaa lämpötasapainoyhtälöllä (5.3), jonka vasen puoli kuvaa lämmönkehitystä ja oikea puoli lämmön varastoitumista johdinmateriaaliin. Termi  $\gamma C(T)$  kuvaa lämpökapasiteettia yksikkötilavuutta kohti.

$$\rho(T) J^2(t) = \gamma C(T) \frac{dT}{dt} \quad (5.3)$$

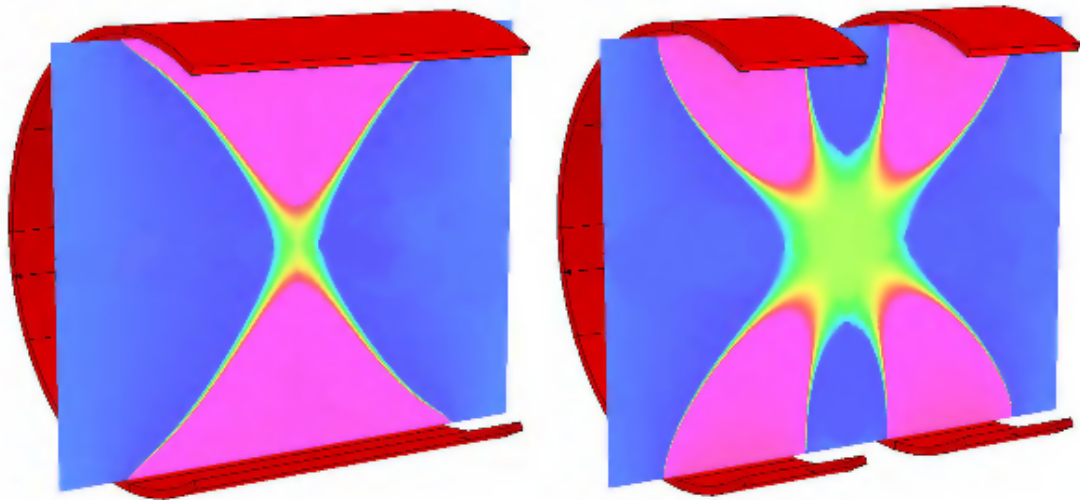
Yhtälö (5.4) saadaan integroimalla yhtälö (5.3). Tapahtuma on oletettu adiabaattiseksi, sillä varsinkin LTS-johdinten tapauksessa lämmönkehitys tapahtuu niin nopeasti, ettei merkittävää määrää lämpöä ehdi siirtymään käämin ulkopuolelle.  $Z(T)$  on johteen, ja erityisesti matriisimetallin, aineominaisuuksista riippuva suojausfunktio.

$$\int_0^t J^2(t) dt = \int_{T_0}^{T_{\max}} \frac{\gamma C(T)}{\rho(T)} dt = Z(T) \quad (5.4)$$

Yhtälö (5.4) osoittaa, että hot spotin lämpötila  $T_{\max}$  riippuu suojausfunktion ja virrantiheyden integraalin suuruudesta. Hopea ja puhdas kupari omaavat hyvät suojausfunktion arvot, mutta  $MgB_2$ -johtimen matriisina usein käytetty rauta ei suojausominaisuuksiltaan yllä edellisten tasolle.

### ***MRI-järjestelmän päämagneetin suunnitteluperusteita***

Magneettikuvauslaitteiston päämagneetti koostuu tyypillisesti kuudesta solenoidikäänistä. Syy useamman käänin rakenteeseen löytyy niiden tuottaman magneettikentän homogeenisuudesta. Yhden solenoidikäänin tuottama magneettikenttä on homogeeninen vain pieneltä alueelta solenoidin keskipisteessä. Kun solenoidikäänijä on useampia, niiden kentät vahvistavat toisiaan ja homogeenisen alueen koko kasvaa. Kuva 5.3 havainnollistaa homogeenisen alueen kasvamista, kun solenoideja on yhden sijaan kaksi.



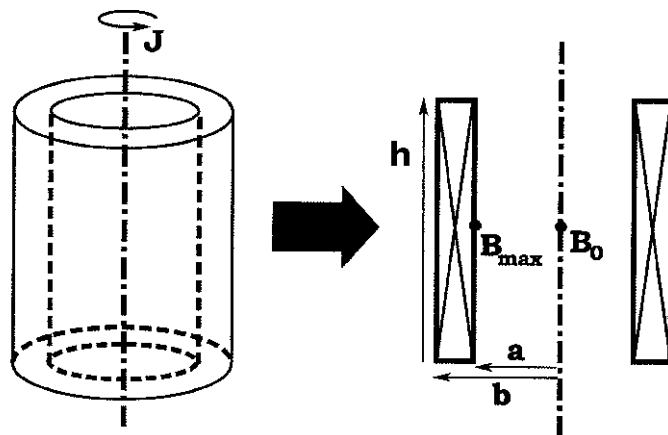
***Kuva 5.3.*** Kahden solenoidikäänin tuottama magneettikentän homogeeninen alue on huomattavasti laajempi kuin yhden käänin. [48]

Magneettikuvauslaitteiston päämagneetin suunnittelu on monimutkaista kentälaskentaa vaativa tehtävä. Suprajohteen soveltuvuudesta kyseiseen tehtävään saadaan kuitenkin hyvä kuva suunnittelemalla yksinkertainen solenoidikäänin ja tarkastelemalla sen tuottamaa magneettikenttää.



## 5.2 $MgB_2$ -solenoidimagneetin suunnittelu

Tähän mennessä magnesiumdiboridista on konstruoitu 0,5 teslan MRI-järjestelmän pääkäämitys, sekä lukuisia pienikokoisia käämejä, joilla on tutkittu materiaalin soveltuvuutta magneettisovelluksiin. Tässä kappaleessa tarkastelemme  $MgB_2$ :n soveltuvuutta 1,0 - 1,5 teslan magneettikuvauslaitteiston pääkäämitykseen suunnittelemalla kolme hieman toisistaan poikkeavaa yksinkertaista solenoidikäämiä, jotka tuottavat keskustaansa halutun suuruisen magneettivuon tiheyden  $B_0$ . Kuvan 5.4 mukaisesti magneettivuon tiheyden maksimiarvo  $B_{max}$  muodostuu solenoidikäämin tapauksessa tyypillisesti käämin sisäsäteelle, pituussuunnassa sen keskikohtaan.



*Kuva 5.4. Solenoidikäämin poikkileikkaus. [77]*

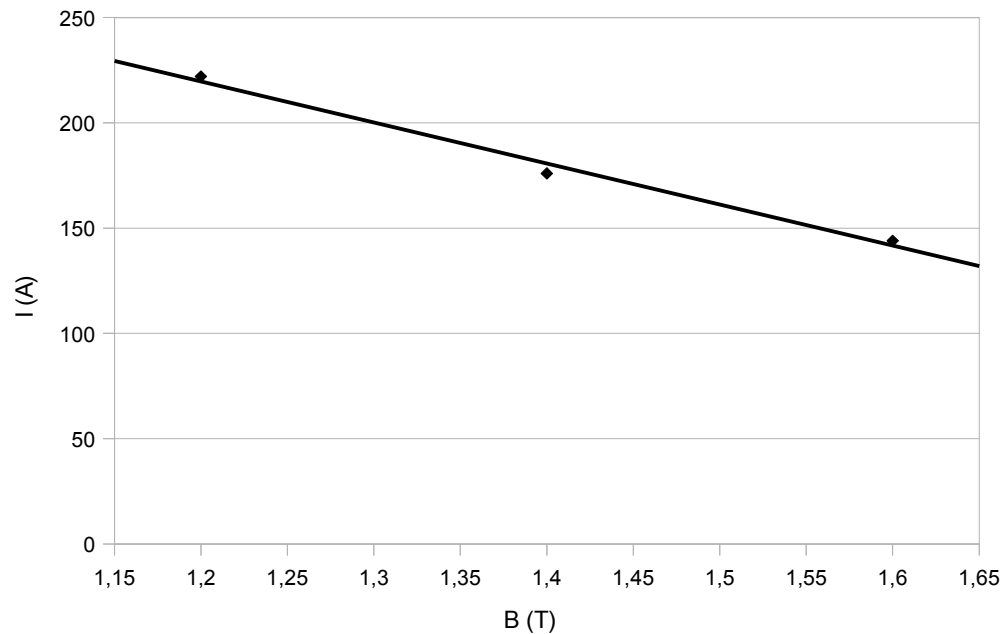
Edellisessä luvussa todettiin, ettei ferromagneettista materiaalia sisältävää käämistä voida mallintaa tarkasti käyttäen LTS-suunnittelun analyttisiä lausekkeita. Tämän työn tarkoituksena on selvittää karkealla tasolla  $MgB_2$ :n potentiaalia magneettikuvauslaitteiden pääkäämityksessä. Kirjallisuudessa [64] on todettu, ettei ferromagneettista matriisimetallia sisältävän  $MgB_2$ -käämin tarkka kentän mallintaminen onnistu huomioimatta matriisimetallin magnetoitumaa. Kyseisessä lähteessä lineaarisen LTS-analyysin osoitettiin kuitenkin toimivan riittävällä tarkkuudella magnesiumdiboridista valmistetun SMES-käämin (sähkömagneettinen energiavarasto, Superconducting Magnetic Energy Storage) kriittistä virtaa määrittäessä. Koska

tarkoituksenamme ei ole suunnitella varsinaista MRI-laitteen magneettia, vaan ainoastaan karkealla tasolla tutkia  $\text{MgB}_2$ :n soveltuvuutta kyseiseen tehtävään, ei permeabiliteetin epälineaarista käyttäytymistä huomioida mallinnuksessa. Tarkastelussa ei myöskään oteta huomioon magnesiumdiboridin anisotropiaa.

Käämin suunnittelussa lähdetään liikkeelle reunaehdoista, joiden on toteuduttava. Ensimmäinen näistä liittyy kuvausalueen magneettivuon tiheyden arvoon  $B_0$ , jonka on oltava suuruudeltaan 1,5 T. Toinen reunaehto määrittää käämin sisähalkaisijan  $a$ . Kaupallisten MRI-laitteiden käämitysten sisään jäävän potilastilan halkaisija on noin 60 cm. Jotta RF- ja gradienttikäämeille, sekä magneettien eristykselle ja koteloinnille jäisi riittävästi tilaa, valitaan sisäsäteeksi  $a = 33$  cm.

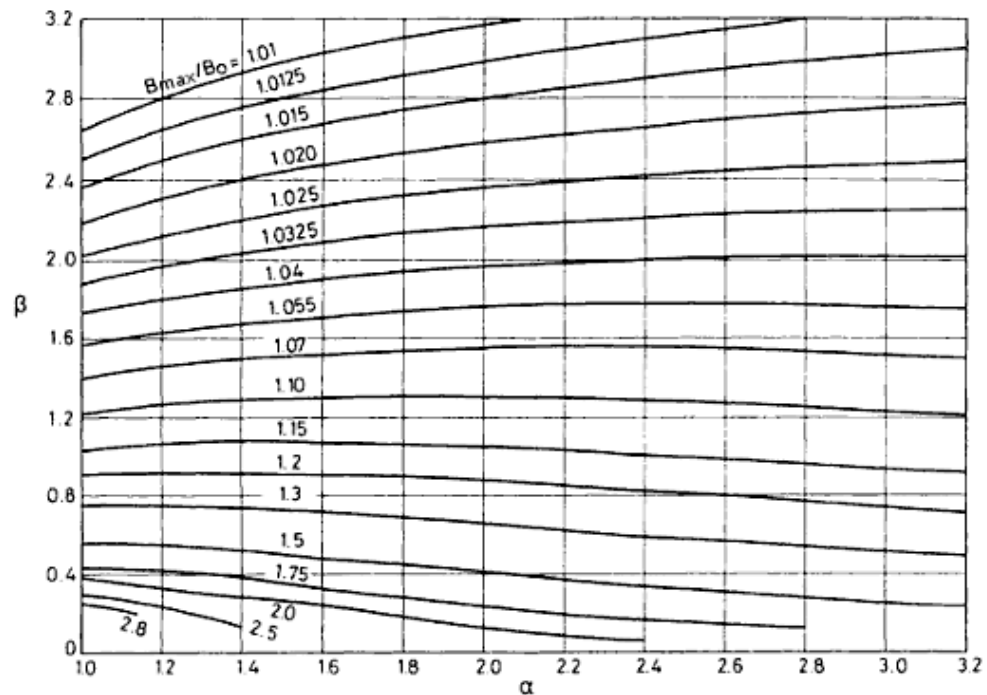
Käämi suunnitellaan aiemmin esitellyn Columbus Superconductorsin  $\text{MgB}_2$ -johtimelle valmistajan ilmoittamien kriittisten arvojen pohjalta. Johtimen poikkileikkaus on esitetty kuvassa 4.5 ja valmistajan sille ilmoittamat parametrit on annettu taulukossa 4.1. Operointilämpötilaksi valitaan 16 K, joka on vielä suhteellisen helposti saavutettavissa kryojäähdyttimiä käyttäen. Taulukon arvojen pohjalta muodostetaan lineaarinen riippuvuus magneettivuon tiheyden ja kriittisen virran välille. Riippuvuus, joka noudattaa regressiomenetelmällä laskettua yhtälöä (5.5), on esitetty kuvassa 5.5.

$$I(B) = -195B + 454 \quad (5.5)$$



**Kuva 5.5.** Johtimen  $I(B)$ -suora.

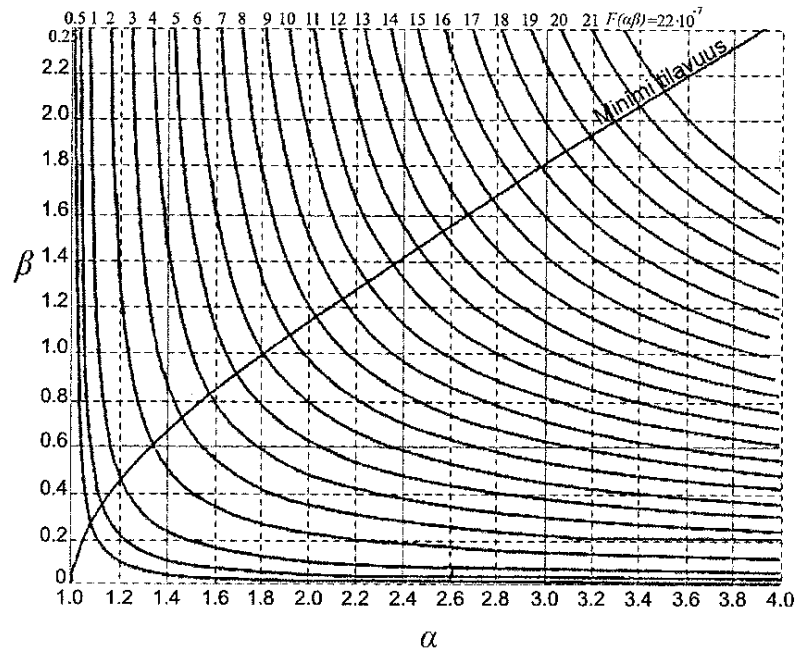
Kuten aiemmissa kappaleissa on todettu, käytännön magneettisovelluksissa ei päästä johtimen short sample -arvoihin. Tyypillisesti solenoidikäimityksellä saavutetaan noin 85 % kyseisestä arvosta. Lisäksi on hyvä jättää stabiilisuuskorjausmarginaalia, jottei suprajohtavuutta menetettä niin herkästi esimerkiksi johtimen liikahdessa. Stabiilisuuskorjausmarginaalin suuruudeksi valitaan 90 %. Näin ollen johtimen virran arvoksi valitaan 77 % short sample -virran arvosta suurimmalla käämiin kohdistuvalla magneettivuon tiheyden arvolla  $B_{\max}$ . Magneettivuon tiheyden maksimiarvon ja kuvausalueen magneettivuon tiheyden suhde  $B_{\max} / B_0$  voidaan selvittää kuvassa 5.6 esitetyn Boom ja Livingstone tasa-arvokäyrästä avulla, kun magneetin dimensiot on tiedossa.



**Kuva 5.6.** Boom ja Livingstone tasa-arvokäyrästä. [77]

Dimensioiden suhdelukuja  $\alpha = b/a$  ja  $\beta = h/2a$  määrittäessä pyrittiin mahdollisimman pieneen eroon magneettivuon tiheyksien  $B_{\max}$  ja  $B_0$  välillä. Lisäksi pyrittiin minimoimaan käämigeometrian tilavuus, käyttäen apuna kuvassa 5.7 esitettyä muotokerroinkäyrästä. Käyrästä suhteuttaa toisiinsa kuvausalueen magneettivuon tiheyden  $B_0$ , käämin virrantiheyden  $J$ , sekä sen sisäsäteen  $a$ . Muotokertoimen tarkka arvo laskettiin yhtälön (5.6) avulla. Tyhjiön permeabiliteetin  $\mu_0$  arvona käytettiin  $4\pi \cdot 10^{-7}$  Vs/Am.

$$F(\alpha, \beta) = \mu_0 \beta \ln \frac{\alpha + \sqrt{\alpha^2 + \beta^2}}{1 + \sqrt{1 + \beta^2}} \quad (5.6)$$



**Kuva 5.7.** Muotokerroinkäyrästä. [30]

Valitsemamme johtimen pinta-ala  $A_j = 2,34 \text{ mm}^2$ . Kun johtimesta konstruoidaan käämi, se tyhjökyläistetään esimerkiksi epoksin avulla. Kirjallisuudessa [66] Columbus Superconductorsin suprajohdenauhaa ympäröivän epoksikerroksen paksuutena on käytetty 0,11 mm, joten kyseinen arvo valittiin myös tähän tarkasteluun. Tällöin epoksikerroksella päällystetyn johtimen poikkileikkauksen pinta-ala  $A_{ej} = 3,32 \text{ mm}^2$ . Käämiä konstruoidaessa määritetään usein niin sanottu täytekerroin  $\lambda$ , joka kuvaa johdinkierrosten pinta-alan ja käämityksen poikkileikkauksen pinta-alan suhdetta. Johtimen nauhamaisen geometrian ansiosta täytekerroin saadaan johtimen pinta-alan  $A_j$  sekä johtimen ja sitä ympäröivän epoksikerroksen pinta-alan  $A_{ej}$  suhteena. Tällöin täytekerroimen arvoksi saadaan  $\lambda = 0,7$ .

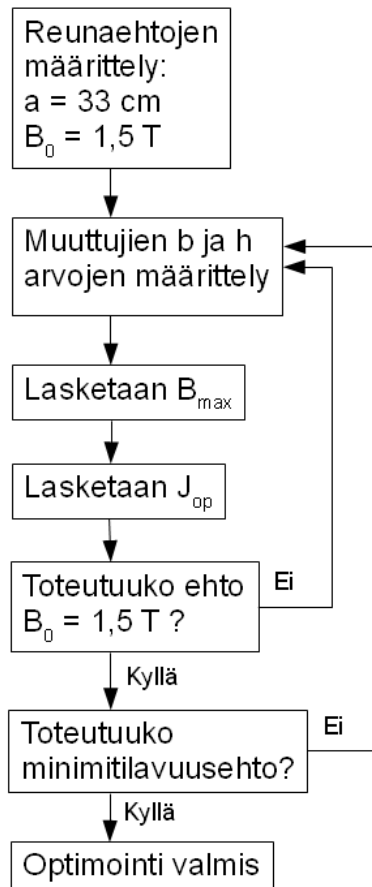
### **Optimointialgoritmi**

Magneetin parametrien optimoinnissa käytetty algoritmi voidaan jakaa karkeasti kuuteen vaiheeseen kuvan 5.8 mukaisesti. Ensimmäisessä vaiheessa määritellään optimoinnin reunaehtoina sisäsäteen  $a$  ja magneettivuon tiheyden  $B_0$  minimiarvot. Optimoitaviksi muuttujiksi valittiin käämin ulkosäde  $b$  ja käämin pituus  $h$ .

Ensimmäisellä iterointikierröksellä arvot valittiin arvioimalla ja seuraavilla iterointikierröksillä arvoja muutettiin ehtojen saavuttamiseksi.

Kolmannessa vaiheessa selvitetään  $B_{\max}/B_0$  -suhde kuvan 5.6 tasa-arvokäyrästä ja käämin dimensioiden avulla. Optimoinnin päättyessä kuvausalueen magneettivuon tiheys  $B_0$  saa arvon 1,5 T, joten se voidaan tässä vaiheessa olettaa  $B_0$ :n arvoksi. Tällöin saadaan laskettua magneettivuon tiheyden maksimi-arvo  $B_{\max}$ . Mikäli  $B_0$  on todellisuudessa erisuuri kuin 1,5 T, virhe korjaantuu seuraavilla iterointikierröksillä. Neljännessä vaiheessa lasketaan operointivirta yhtälön (5.5) mukaisesti. Yhtälössä magneettivuon tiheyden arvona käytetään edellisessä vaiheessa laskettua arvoa  $B_{\max}$ . Lisäksi huomioidaan johtimen käämin aiheuttama kriittisen virran laskeminen ja stabiilisuuskriteeri. Tämän jälkeen lasketaan virrantiheyden arvo  $J_{op}$  jakamalla operointivirta johtimen pinta-alalla.

Viidettä vaihetta varten lasketaan muotokerroin yhtälön (5.6) avulla. Tämän jälkeen kuvausalueen magneettivuon tiheys  $B_0$  voidaan laskea myöhemmin esiteltävän yhtälön (5.8) avulla. Mikäli ehto  $B_0 = 1,5$  T ei täyty, suoritetaan uusi iterointikierrös valitsemalla uudet arvot käämin ulkosäteelle  $b$  ja käämin pituudelle  $h$ . Ehdon toteutuessa jatketaan optimoinnin viimeiseen vaiheeseen, jossa tarkastellaan minimitalavuusehdon täyttymistä. Tämä tehdään silmämääräisesti tarkastelemalla kuvan 5.7 muotokerroinkäyrästä. Mikäli käämin dimensioiden suhdelukujen avulla päästään suhteellisen lähelle minimitalavuuskäyrää, katsotaan minimitalavuusehto täytyneeksi ja optimointi suoritetuksi. Muussa tapauksessa iterointia jatketaan kohdasta kaksi muuttamalla muuttujien  $b$  ja  $h$  arvoja haluttuun suuntaan.



**Kuva 5.8.** Optimointialgoritmi.

### **45 cm pitkän 1,5 teslan solenoidikäämin suunnittelu**

Kuten kuvan 5.7 muotokerroinkäyrästä havaitaan, sama  $B_0$  voidaan saavuttaa joko pitkällä ja kapealla tai lyhyemmällä ja paksummalla käämityksellä. Toisaalta kuvan 5.6 käyrästä havaitaan, että suurin magneetissa esiintyvä magneettivuon tiheys kasvaa voimakkaasti, kun käämityksen pituutta lyhennetään. Johtimen sisäsäteeksi oli valittu  $a = 33$  cm, joten johtimen pituus oli valittava siten, ettei liian suureksi kasvava magneettivuon maksimiarvo rajoita käämityksen kriittistä virrantiheyttä kovin alhaiseksi. Täten käämityksen pituudeksi valittiin  $h = 45$  cm, jolloin suhde  $\beta = 0,7$ .

Magneetin ulkosäteen  $b$  arvoa lähdettiin määrittämään kasvattamalla sen arvoa asteittain, kunnes kuvausalueelle muodostui haluttu 1,5 teslan magneettivuon tiheys. Ulkosäteen kasvattaminen nostaa ulko- ja sisäsäteen suhdelukua  $\alpha$ , mikä puolestaan

vaikuttaa muotokertoimeen ja magneettivuon maksimiarvoon. Lisäksi se vaikuttaa johtimen operointivirtaan  $I_{op}$ , joka aiemmin esitetyn perusteella on 77 % short sample -arvostaan kyseisellä magneettivuon tiheydellä. Operointivirran avulla saadaan laskettua käämin virrantiheys  $J_{op}$  yhtälön (5.7) avulla.

$$J_{op} = \lambda \cdot \frac{I_{op}}{A_j} \quad (5.7)$$

Käämin keskipisteen magneettivuon tiheys  $B_0$  saadaan laskettua aiemmin esitettyjen arvojen avulla yhtälöstä (5.8).

$$B_0 = J_{op} \cdot F(\alpha, \beta) \cdot a \quad (5.8)$$

Kun ulkosäde oli kasvatettu arvoon  $b = 50$  cm, käämin keskustaan muodostui vaadittava 1,5 T magneettivuon tiheys. Tällöin  $B_{max}$  sai arvokseen 2 T ja operointivirta  $I_{op} = 50$  A. Magneetin minimi-tilavuusehto toteutui muotokerroinkäyrästäön mukaan melko hyvin, sillä  $\alpha = 1,5$  ja  $\beta = 0,7$ . Alhaisen operointivirran takia käämikierroksia tarvittiin kuitenkin paljon, joten myös magneetin tilavuus kasvoi suureksi. Taulukossa 5.2 on eritelty suunnitellun magneetin oleelliset parametrit.

**Taulukko 5.2.** 45 cm pitkän solenoidimagneetin parametrit.

Sisäsäde	a (cm)	33
Ulkosäde	b (cm)	50
Pituus	h (cm)	45
Magneettivuon tiheys solenoidin keskellä	$B_0$ (T)	1,5
Magneettivuon tiheyden maksimiarvo	$B_{max}$ (T)	2,0
Operointivirta	$I_{op}$ (A)	50
Operointilämpötila	$T_{op}$ (K)	16
Johdinkierroksia	N (kpl)	23 042
Johtimen pituus	l (m)	60 083

Kuten edellä todettiin, suunniteltuun magneettiin kuluisi noin 60 km MgB<sub>2</sub>-johdinta alhaisen operointivirran takia. Mikäli suunnitellun magneetin operointilämpötila olisi



matalampi, johdinta kuluisi huomattavasti pienempi määrä. Columbus Superconductors ei kuitenkaan ilmoita johtimensa datalehtisessä (taulukko 4.1) kriittisen virran arvoja 16 kelviniä alhaisemmissa lämpötiloissa. Kyseisen johdintyyppin kriittinen virta laskee voimakkaasti magneettikentän kasvaessa. Tämä havaitaan selkeästi johtimen  $I(B)$ -suorasta (yhtälö 5.5). Johtimen kriittinen virta laskee kulmakertoimen verran, eli 195 A, magneettivuon tiheyden kasvaessa yhden teslan verran.

### **120 cm pitkän 1,5 teslan solenoidikäämin suunnittelu**

Mikäli solenoidi konstruoidaisiin siten, että sen  $B_{\max}/B_0$  -suhde olisi noin 1,1, saataisiin käämityksen operointivirta kasvatettua huomattavasti korkeammaksi. Kyseiseen suhteeseen päästäisiin esimerkiksi mitoilla  $a = 33$  cm,  $b = 38$  cm ja  $h = 120$  cm. Tällöin solenoidin geometriaan liittyvät suhdeluvut  $\alpha$  ja  $\beta$  olisivat 1,15 ja 1,82. Edellisistä arvoista havaitaan, että minimi-tilavuusehto ei toteudu pitkän ja ohuen solenoidikäämin tapauksessa. Suurin magneettivuon tiheys olisi ainoastaan 1,7 T ja operointivirta voitaisiin nostaa arvoon 94 A. Taulukossa 5.3 on esitelty kyseisen magneetin oleellisia parametreja.

**Taulukko 5.3.** 120 cm pitkän solenoidimagneetin parametreja.

Sisäsäde	a (cm)	33
Ulkosäde	b (cm)	38
Pituus	h (cm)	120
Magneettivuon tiheys solenoidin keskellä	$B_0$ (T)	1,5
Magneettivuon tiheyden maksimiarvo	$B_{\max}$ (T)	1,7
Operointivirta	$I_{\text{op}}$ (A)	94
Operointilämpötila	$T_{\text{op}}$ (K)	16
Johdinkierroksia	N (kpl)	18 072
Johtimen pituus	l (m)	40 310

Taulukkoja 5.2 ja 5.3 vertailemalla huomataan, että käytetyn johtimen pituus on kolmanneksen pienempi pidemmässä magneetissa. Silti yli 40 km johdinta on suuri määrä magneettikuvauslaitteistoa ajatellen. Esimerkiksi 0,5 teslan MR-Openin pääkäämityksen konstruointiin käytettiin noin 18 km samaa johdinta, jota käytettiin

tämän työn käämien mallintamisessa. Täten vaikuttaisi, että kyseinen johdintyyppi sopii paremmin hieman alhaisemmilla magneettivuon tiheyksillä operoiviin sovelluksiin.

### **40 cm pitkän 1,0 teslan solenoidikäämin suunnittelu**

Työn edetessä heräsi ajatus  $MgB_2$ -johtimen soveltuvuudesta kuvan 2.10 kaltaisten pienempien ja edullisempien kuvauslaitteistojen päämagneetin materiaaliksi. Usein kyseisen konseptin kuvauslaitteet tuottavat joko 1,0 T tai 1,5 T magneettivuon tiheyden  $B_0$ . Kyseisten, vain raajojen ja nivelten kuvaamiseen tarkoitettujen, laitteiden edullisempi hinta johtuu pitkälti valmistuksen pienemmistä materiaalikustannuksista. Kuvan 2.10 laitteen päämagneetti painaa vain 339 kg. Tämä on lähes kolmaskymmenesosa Siemensin 3 T Magnetom Trion 10 000 kg:n päämagneetin painosta. [15] [59]

Jotta  $MgB_2$ :n soveltuvuus pienten MRI-laitteistojen päämagneetiksi selviäisi, suunniteltiin sisäsäteeltään 20 cm solenoidikäämi. Tämä mahdollistaisi halkaisijaltaan noin 35 cm potilastilan, joka olisi riittävä raajojen ortopedisiin kuvauksiin. Suunnitellun magneetin parametrit on annettu taulukossa 5.4.

**Taulukko 5.4.** 40 cm pitkän 1 T:n solenoidimagneetin parametrit.

Sisäsäde	a (cm)	20
Ulkosäde	b (cm)	22,2
Pituus	h (cm)	40
Magneettivuon tiheys solenoidin keskellä	$B_0$ (T)	1,0
Magneettivuon tiheyden maksimiarvo	$B_{max}$ (T)	1,2
Operointivirta	$I_{op}$ (A)	170
Operointilämpötila	$T_{op}$ (K)	16
Johdinkierroksia	N (kpl)	2 650
Johtimen pituus	l (m)	3 514

Taulukkojen 5.2 ja 5.4 arvoja vertailemalla selviää, että kun magneettivuon tiheyden maksimiarvo laski ensimmäisen magneetin 2,0 teslasta 1,2 teslaan, saatiin operointivirta kasvatettua yli kolminkertaiseksi. Tällä on suuri vaikutus magneetin kokoon ja syntyvän

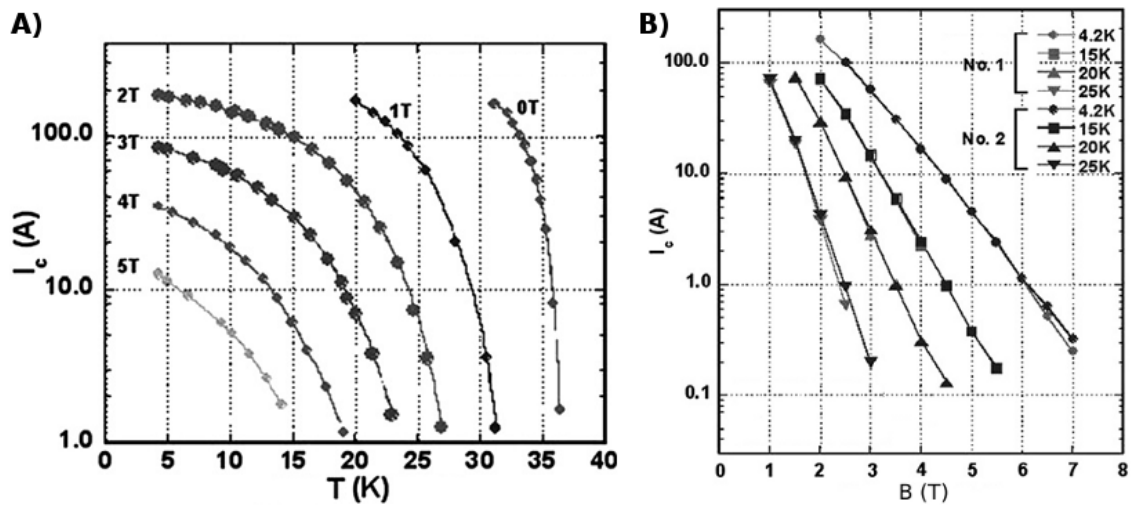
magneettikentän voimakkuuteen. Mikäli 40 cm pituisen magneetin operointivirta 170 A laskettaisiin ensimmäisessä magneetissa käytettyyn 50 ampeeriin, laskisi kuvausalueen magneettivuon tiheys arvoon 0,3 T.

### ***Tulosten analysointi***

Mallinnetut 1,5 teslan magneetit eivät vaikuta kovinkaan lupaavilta tarvittavan johtimen suuren määrän vuoksi. Pääasiallisena syynä tähän on alhainen operointivirta. Virran arvoa saataisiin kasvatettua laskemalla operointilämpötilaa. Kuitenkin yksi  $MgB_2$ -johdinten vahvoista puolista on mahdollisuus operoida niobititaanijohdintia korkeammissa lämpötiloissa. Yleisesti ottaen kryojäähdyttimille soveliaimpana lämpötila-alueena on pidetty 15 – 25 kelvinin lämpötiloja, vaikka nykyisillä kryojäähdyttimillä päästään jo nestemäisen heliumin lämpötilaan.

On myös mahdollista, että käyttämämme  $I(B)$ -riippuvuus ei vastaa tämän hetken kehittyneimpien  $MgB_2$ -johdinten arvoja. Kirjallisuudessa [19] on raportoitu Columbus Superconductorsin monifilamenttijohtimen mitatun virran short sample -arvon olleen 320 A, kun operoitiin 20 kelvinin lämpötilassa ja magneettivuon tiheyden ollessa 1,2 T. Valmistajan kotisivuillaan antaman tiedon mukaan, kriittinen virta kyseisissä olosuhteissa olisi 148 A. Jälkimmäinen arvoista on se, jota käytettiin mallinnettaessa tämän työn solenoidikämmityksiä. Tarvittavan johtimen määrä olisi luonnollisesti huomattavasti pienempi, mikäli  $I(B)$ -riippuvuutta määritettäessä olisi käytetty yli kaksi kertaa suurempaa kriittisen virran arvoa 320 A.

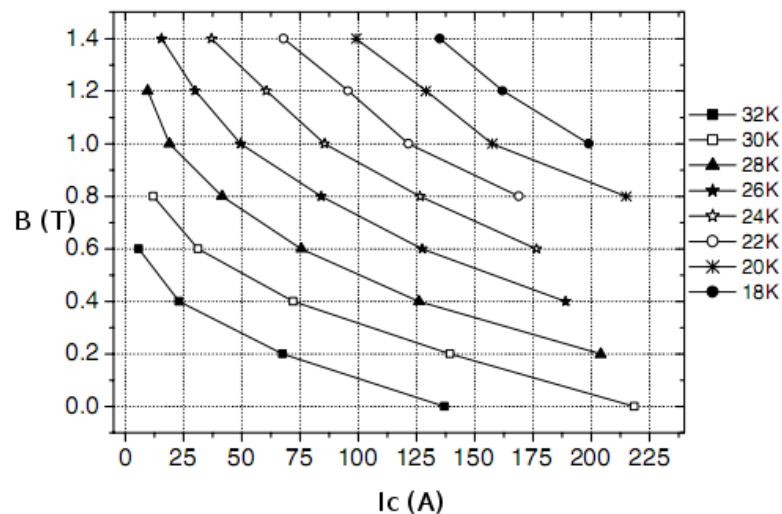
Tarvittavan johtimen määrää saataisiin vähennettyä jonkin verran myös optimoimalla käämin geometriaa tarkemmin. Lisäksi on mahdollista, että käämien kriittinen virta arvioitiin todellista alhaisemmaksi. Toisaalta, kun tuloksia verrataan käyttämämme  $3.6 \times 0.65 \text{ mm}^2$  johtimen kokeellisesti saatuihin kriittisiin arvoihin, joita on esitetty kuvissa 5.9 ja 5.10, vaikuttavat mallinnukset varsin realistisilta.



**Kuva 5.9.** [19]

A)  $MgB_2$ -johtimen kriittisiä arvoja, kun magneettivuo on johtimen suuntainen.

B)  $MgB_2$ -johtimen kriittisiä arvoja, kun magneettivuo on kohtisuorassa johtimeen nähden.



**Kuva 5.10.**  $MgB_2$ -johtimen kokeellisesti määritetty  $I(B)$ -riippuvuus. [41]

Viimeinen tässä työssä mallinnetuista magneeteista vaikuttaa kaikkein lupaavimmalta magneettikuvauslaitteistoja ajatellen. Yhdeksi käytännön ongelmaksi saattaisi suuria käämejä konstruoidaessa muodostua tarpeeksi pitkän  $MgB_2$ -johtimen valmistaminen. Vuonna 2006 pisimmät suunnittelussa käytetyn johdintyyppin yksikköpituudet olivat 1,6 kilometrin luokkaa. Tuolloin ei myöskään osattu valmistaa suprajohtavaa liitosta kahden  $MgB_2$ -monifilamenttijohtimen välille. Ongelma kierrettiin 0,5 teslan MR-Openin

rakentamisessa siten, että kukin 12 käytetystä käämityksestä konstruointiin erillisestä noin 1,5 kilometrin mittaisesta johtimesta. Nykyisin  $MgB_2$ -johdinten pisimmät yksikköpituudet ovat kuitenkin jo 5 km:n luokkaa. [7] [41]

Tuloksia analysoitaessa on hyvä pitää mielessä, että solenoidimagneettien mallinnuksessa ei huomioitu ferromagneettisten raudan ja nikkelin magnetoitumista, mikä laskee hieman solenoidin keskipisteen magneettivuon tiheyttä  $B_0$ . Tarkastelussa ei myöskään otettu huomioon  $MgB_2$ :n anisotropian vaikutusta. Kuvan 5.9 perusteella anisotropian vaikutus korostuu huomattavasti, kun magneettivuon tiheyttä kasvatetaan yli 2 teslaan. Mallinnetussa sisästeeltään 20 cm solenoidissa magneettivuon tiheyden maksimiarvo oli vain 1,2 T, joten anisotropian huomioimatta jättäminen ei vaikuta oleellisesti suoritusarvoihin.

## 6. Teknitaloudellinen vertailu – MgB<sub>2</sub> ja NbTi

HIPERMAG-projektissa MgB<sub>2</sub>:n suurimmaksi kilpailueduksi oli arvioitu sen tuomat kustannussäästöt kohteissa, joissa se korvaisi niobititaaniin pohjautuvaa teknologiaa. Säästöjä arvioitiin syntyvän johtimen valmistuksen ohella niin jäähdytysjärjestelmän rakentamisessa, kuin käytön aikaisissa kuluissa. [23]

### 6.1 Jäähdytyskustannukset

Jäähdytyskustannusten osuus MRI-järjestelmän käyttökustannuksista on huomattava. Kryojäähdyttimellä 25 Kelvinin lämpötilassa operoivan suprajohdejärjestelmän jäähdytyskustannusten arvioitiin HIPERMAG-projektissa olevan 20 kertaa pienemmät kuin nestemäiseen heliumiin pohjautuvan järjestelmän. Lisäksi kryojäähdytintä pidettiin nesteheliumjäähdytystä turvallisempänä ratkaisuna. [23]

Suomessa nesteheliumin myyntihinta toimittajasta riippuen on luokkaa 15 – 25 € / l. Otettaessa käyttöön magneettikuvauslaitteisto, jonka nesteheliumtilavuus on 1700 litraa, heliumin hankintakustannukset ovat edellisten hintojen perusteella välillä 25 500 € ja 42 500 €. Käytännössä paljon heliumia kuluttavat yksiköt saavat todennäköisesti neuvoteltua itselleen hieman edellä mainittua edullisemmat litrahinnat. [50]

Luvussa 2.3 esiteltiin magneettikuvauslaitteistoihin soveltuva kryojäähdytin, jonka sähköverkosta ottama teho on noin 7 kW. Kun sähkön hintana käytetään 0,08 € / kWh, saadaan kryojäähdyttimen käyttämän sähkön vuosikustannukseksi hieman alle 5000 €.

## **6.2 Johdinten valmistuskustannukset**

Magnesiumdiboridijohteen kokonaiskustannukset koostuvat itse suprajohteen materiaalikustannusten ohella suojamateriaalin materiaalikustannuksista, sekä työvoima- ja valmistuskustannuksista. Suprajohdemateriaalin kustannuksiin kuuluvat magnesiumin ja boorin ohella mahdollisten johteen ominaisuuksia parantavien seostusaineiden osuus. Tyypillisesti suprajohteeseen tarkoituksella lisättyjen epäpuhtauspartikkeleiden osuus on kuitenkin vain muutamia prosentteja itse suprajohteen määrästä, joten niiden aiheuttama lisä johtimen valmistuskustannuksiin on pieni. Esimerkiksi 10 % SiC -nanopartikkeliseostuksen on arvioitu nostavan suprajohteen materiaalikustannuksia noin 30 € per kilogramma valmista magnesiumdiboridia. [20]

Magnesium ja boori ovat edullisia ja helposti saatavilla olevia raaka-aineita. Niiden hinnat kuitenkin vaihtelevat erittäin suuresti puhtausasteen ja tilausmäärän mukaan. Magnesiumin kilohinta asettuu välille 35 – 150 €. Vastaavasti boorin hinta vaihtelee laadusta riippuen jopa välillä 10 – 800 € / kg. Kohtuullisen hyvälaatuista MgB<sub>2</sub>:a on saatu tuotettua huonompilaatuisestakin boorijauheesta käytettäessä epästoikiometrisiä raaka-ainesuhteita. MgB<sub>2</sub>-johtimen suprajohdemateriaalien metrihinnaksi on arvioitu noin 0,2 € / m. [20]

Matriisimetallien hintaan vaikuttavat itse materiaalivalinnan ohella myös sen puhtaus sekä tilattavan erän koko. Yksi kaikkein käytetyimmistä matriisimetalleista MgB<sub>2</sub>-johtimissa on rauta. Johdinvalmistukseen soveltuvan rautaputken metrihinta on tilausmäärästä riippuen noin 15 – 20 €. Yhdestä metrillä kyseistä putkea saadaan mekaanisen käsittelyn jälkeen 150 – 250 metriä valmista johdinta. Tällöin valmiin johtimen matriisimetallin hinnaksi muodostuisi 0,06 – 0,13 € / m. Vieläkin edullisemmaksi tulisi käyttää matriisimetallina ruostumatonta terästä, jolloin valmiin johtimen matriisimetallin metrihinnaksi muodostuisi noin 0,02 € / m. Kuparimatriisin metrihintana on noin kaksinkertainen ja nikkelimatriisin hinta noin kolminkertainen raudasta valmistettuun matriisiin verrattuna. Matriisimetallin materiaalikustannusten on arvioitu jäävän alle 0,5 € / m. [20]

Edellisten kappaleiden perusteella  $\text{MgB}_2$ -johtimen materiaalikustannukset jäisivät noin  $0,7 \text{ € / m}$ . Työvoimakustannusten osuuden oletetaan olevan vähäisiä täysimittaisessa sarjatuotannossa. Eri suprajohtinten hintaa ei ole mielekäästä vertailla metrihinnoilla niiden toisistaan suuresti poikkeavien suoritusarvojen takia. Tämän vuoksi vertailu suoritetaan yleensä käyttäen yksikköä  $\text{€ / kAm}$ . Toisin sanoen, verrataan johtimen metrihintaa suhteutettuna sen virrankuljetuskapasiteettiin. Vuonna 2005 kolmen vuoden tuotekehitystavoitteeksi ilmoitettiin  $\text{MgB}_2$ -johtimen hinnan laskevan siten, että se olisi operoitaessa 20 kelvinin lämpötilassa ja magneettivuon tiheyden ollessa 1 T,  $10 \text{ € / kAm}$ .  $\text{NbTi}$ -johtimen hinnaksi ilmoitettiin tuolloin  $4 - 5 \text{ € / kAm}$ , operoitaessa nesteheliumin lämpötilassa 4,2 K ja magneettivuon tiheyden ollessa 8 T.  $\text{NbTi}$ -johtimen tämän hetkiseksi hinnaksi ilmoitetaan yleisesti  $1 - 2 \text{ € / kAm}$ . Myös arviot  $\text{MgB}_2$ -johtimen hinnasta ovat samaa suuruusluokkaa. [20]

Magnesiumdiboridin suprajohtavuus on tunnettu vasta vuodesta 2001. Lyhyen elinkaarensa aikana  $\text{MgB}_2$ -johtinten rakenne ei ole kuitenkaan vielä yhtä vakiintunut kuin  $\text{NbTi}$ -johtimilla. Vuonna 2005  $\text{MgB}_2$ -monifilamenttijohdinten kriittiseksi virraksi mitattiin 110 A, kun operoitiin 20 kelvinin lämpötilassa ja magneettivuon tiheyden ollessa 1,2 T. Kolmen vuoden tuotekehitystyön tuloksena vastaavissa oloissa suoritettun mittauksen antama kriittinen virta oli 320 A, eli lähes kolminkertainen aikaisempaan verrattuna. Virrantiheyden avulla ilmoitettuna kyseinen arvo on suurempi kuin  $10^5 \text{ A/cm}^2$ . Kyseinen arvo myös täyttää taulukossa 5.1 määritellyn edellytyksen  $\text{MgB}_2$ -johtimen käyttämiselle magneettikuvauslaitteiston pääkäämissä.

Mikäli magnesiumdiboridijohdinten kehitys jatkuu edellisvuosien kaltaisena, voi siitä jo lähitulevaisuudessa tulla varteenotettava vaihtoehto niobititaanijohdinten rinnalle erityisesti pienillä tai keskisuurilla magneettikentillä operoivissa sovelluksissa. Kirjallisuudessa [10]  $\text{MgB}_2$ -teknologian on arveltu jo nyt olevan suhteellisen kypsää magneettisovelluksia varten. Luvussa 5 esitettyjen laskelmien perusteella vaikuttaa kuitenkin siltä, että operoitaessa suuremmilla kuin 1,5 teslan magneettivuon tiheyksillä, johtimen kriittinen virta jää turhan alhaiseksi vielä 16 kelvinin lämpötilassa. Ongelma voidaan kuitenkin ainakin jossain määrin kiertää käyttämällä alhaisempaa operointilämpötilaa tai hieman pienempiä magneettivuon tiheyksiä.



## 7. Yhteenveto

Magneettiresonanssikuvaus on vakiinnuttanut asemansa lääketieteen keskeisenä tutkimusmenetelmänä. Magneettikuvauslaitteiston kallein yksittäinen komponentti on sen päämagneetti. Kesto- tai sähkömagneeteilla toteutettuja MRI-magneetteja voidaan käyttää vain erittäin pienillä magneetikentillä operoivilla magneettikuvauslaitteistoilla. Yleisimmin magneettikuvauslaitteiston päämagneetti on konstruoitu kuudesta solenoidikäämistä, jotka on valmistettu kuparilla stabiloidusta niobititaanijohtimesta. Magneetti jäähdytetään operointilämpötilaansa 4,2 K tyypillisesti kalliin ja vaikeasti käsiteltävän nestemäisen heliumin avulla.

Magnesiumdiboridin ( $\text{MgB}_2$ ) suprajohtavuuden löytyminen vuonna 2001 sai osakseen paljon huomiota tiedepiireissä. Sen raaka-aineet, magnesium ja boori, ovat edullisia ja helposti saatavilla.  $\text{MgB}_2$ -johtimen valmistus on huomattavasti yksinkertaisempaa, kuin hauraiden kuparioksiditasoista koostuvien korkean lämpötilan suprajohteiden tapauksessa. Lisäksi magnesiumdiboridi omaa yksinkertaiseksi metalliyhdisteeksi poikkeuksellisen korkean kriittisen lämpötilan  $T_c \approx 40$  K. Tämän ansiosta sen jäädyttäminen operointilämpötilaansa onnistuu kryojäädyttimen avulla edullisemmin kuin nestemäistä heliumia käytettäessä. Yhdessä näiden seikkojen otaksuttiin tuovan merkittäviä säästöjä magneettisovelluksiin.

Täysin ongelmaton yhdiste magnesiumdiboridi ei kuitenkaan johdinten konstruoinnin kannalta ole. Yleisimmin käytetyt matriisimetallit, kupari ja hopea, reagoivat magnesiumdiboridin kanssa heikentäen johtimen ominaisuuksia. Tämän vuoksi  $\text{MgB}_2$ -johtimien matriisimetallina käytetään usein rautaa, joka ei stabiloivien ominaisuuksiensa puolesta ole läheskään kuparin veroinen. Lisäksi rauta on ferromagneettinen aine, joten sen magnetoituma tulee ottaa huomioon  $\text{MgB}_2$ -käämin magneetikenttää mallinnettaessa. Magnesiumdiboridi on myös anisotrooppinen yhdiste, eli sen kriittiset arvot riippuvat johtimeen kohdistuvan ulkoisen magneetikentän suunnasta.

Yhtenä tämän työn tavoitteena oli tutkia magnesiumdiboridijohtimen soveltuvuutta MRI-laitteiston pääkäämitykseen. Tämä toteutettiin suunnittelemalla kolme yksinkertaista solenoidikäämiä, jotka tuottivat kuvausalueelle halutun suuruisen magneettivuon tiheyden. Koska suunnittelu tehtiin vain karkealla tasolla, ei  $MgB_2$ :n ferromagneettista matriisimetallia eikä yhdisteen anisotropiaa huomioitu.

Tulosten perusteella mallinnuksessa käyttämämme Columbus Superconductorsin valmistama  $3.6 \times 0.65 \text{ mm}^2$  johdin ei ole erityisen houkutteleva 1,5 T:n magneettikuvauslaitteistoon. Kyseisellä magneettivuon tiheydellä operointivirran arvo jää liian alhaiseksi ja tarvittavan johtimen määrä kasvaa turhan suureksi. Sen sijaan kyseinen johdintyyppi voi olla hyvinkin sovelias pienemmillä kentillä operoivan magneettikuvauslaitteiston magneetikäämitykseen. Tätä testattiin mallintamalla kokoluokaltaan raajojen ortopedisiin kuvauksiin soveltuvan 35 cm:n potilastilan mahdollistava 1,0 T:n esimerkkikäämi. Kyseisen käämin valmistamiseen tarvittaisiin noin 3,5 km  $MgB_2$ -johdinta, joten se saattaisi olla hyvinkin toteutuskelpoinen. Yksi tulevaisuuden magneettikuvauslaitteistojen trendeistä voikin olla, että tehokkaan koko vartalon kuvantamiseen soveltuvan laitteiston rinnalle hankitaan pienempi ja huomattavasti edullisempi laitteisto, jota käytetään tiettyihin erityissovelluksiin.

Tähän päivään mennessä magnesiumdiboridijohdinten kehitystyössä on edetty pienimuotoiseen kaupalliseen tuotantoon ja ensimmäinen kyseisellä tekniikalla toteutettu magneettikuvauslaitteisto valmistui vuonna 2006. Tutkimustyö magnesiumdiboridin parissa on ollut vilkasta ja kehitys erittäin nopeaa. Mikäli kehitys jatkuu edelleen samanlaisena, voi magnesiumdiboridi tarjota jo aivan lähitulevaisuudessa hyvän vaihtoehdon niobititaanille pienillä ja keskisuurilla magneettivuon tiheyksillä operoivissa magneettisovelluksissa.

## Lähteet

[1] Alfa Aesar. <http://www.alfa.com/>.

Viitattu: 22.3.2010.

[2] ASG Superconductors. <http://www.as-g.it/>.

Viitattu 28.3.2010.

[3] Basu S. Updates: Into Thin Air. Scientific American Magazine. October 2007.

[4] Buckel W, Kleiner R. Superconductivity: Fundamentals and Applications. Second Edition. John Wiley & Sons, Inc. 2004.

[5] Brown M, Semelka R. MRI Basic Principles and Applications. Third Edition. John Wiley & Sons, Inc. 2003.

[6] Canfield P. et al. An Overview of the Basic Physical Properties of MgB<sub>2</sub>. Physica C: Superconductivity, 385(1-2):1-7. 2003.

[7] Columbus Superconductors. <http://www.columbussuperconductors.com/>.

Viitattu: 1.2.2010.

[8] Conectus (Consortium of European Companies Determined to Use Superconductivity). <http://www.conectus.org/>. Viitattu: 12.12.2009.

[9] Coyne K. MRI: A Guided Tour. National High Magnetic Field Laboratory. <http://www.magnet.fsu.edu/education/tutorials/magnetacademy/mri/fullarticle.html>.

Viitattu: 10.2.2010.

[10] Eisterer M. Magnetic properties and critical currents of MgB<sub>2</sub>. Superconductor Science and Technology Volume 20. 2007.

- [11] Fuchs G. et al. Upper critical field and irreversibility line in superconducting MgB<sub>2</sub>. Institut für Festkörper- und Werkstofforschung Dresden. 2001.
- [12] Fujita S, Godoy S. Quantum Statistical Theory of Superconductivity. Kluwer Academic Publishers. 2002.
- [13] Gao Z. et al. Strongly enhanced critical current density in MgB<sub>2</sub>/Fe tapes by stearic acid and stearate doping. Superconductor Science and Technology Volume 20. 2007.
- [14] Gao Z. et al. Development of Doped MgB<sub>2</sub> Wires and Tapes for Practical Applications. 2009.
- [15] GE Healthcare. <http://www.gehealthcare.com/>. Viitattu: 22.3.2010.
- [16] General Electric Annual Report 2009.
- [17] Giunchi G. et al. Magnetic Levitation Using MgB<sub>2</sub>. SCENET-WG Workshop "Application Prospects for MgB<sub>2</sub> Conductors". 2005.
- [18] Glowacki B, Majoros M. MgB<sub>2</sub> Conductors for DC and AC Applications. University of Cambridge. 2001.
- [19] Grasso G. et al. Current MgB<sub>2</sub> Wire Performance and their Industrial Development. Workshop on Accelerator Magnet Superconductors, Design and Optimization. 2008.
- [20] Grasso G. Cost Considerations for MgB<sub>2</sub> Conductors. SCENET-WG Workshop "Application Prospects for MgB<sub>2</sub> Conductors". 2005.
- [21] Goyen M. Real Whole Body MRI. McGraw-Hill Professional. 2008.

- [22] Hayse C. et al. An Efficient Highly Homogeneous Radiofrequency Coil for Whole-Body NMR Imaging at 1.5T. *J. Magn. Reson.* 63:622-628. 1985.
- [23] Hipermag Consortium. Nano- and micro-scale engineering of higher-performance MgB<sub>2</sub> composite superconductors for macro-scale applications. Description of Work. 2004.
- [24] Hitachi Research Laboratory. MgB<sub>2</sub> material used to achieve persistent current operation in a high T<sub>c</sub> system. News Release Digest. 2005.
- [25] Hornak J. The Basics of MRI. <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>. Viitattu: 7.3.2010.
- [26] Hur J. et al. Fabrication of high-performance MgB<sub>2</sub> wires by an internal Mg diffusion process. *Superconductor Science and Technology* Volume 21. 2008.
- [27] Hyper Tech Research. <http://www.hypertechresearch.com/>. Viitattu: 22.3.2010.
- [28] Iwasa Y. et al. Magnetoresistivity of silver over temperature range 4.2 – 159 K. *Cryogenics*. Volume 33, Issue 8, August 1993.
- [29] Jezzard P. et al. *Functional MRI An Introduction to Methods*. Oxford University Press. 2003.
- [30] Jokinen H. Suprajohteen sähkönjohtavuuden vaikutus monisoloidimagneetin jäähdytyskustannuksiin. Diplomityö. Tampereen teknillinen yliopisto. 2007.
- [31] Jones M, Marsh R. The Preparation and Structure of Magnesium Boride, MgB<sub>2</sub>. *Journal of the American Chemical Society*. 1954.

- [32] Kaplan K. Helium shortage hampers research and industry. *Physics Today*. American Institute of Physics. June 2007.
- [33] Kitaguchi H. et al. V–I characteristics of MgB<sub>2</sub> PIT composite tapes: n-values under strain, in high fields, or at high temperatures. 2003.
- [34] Kováč P. et al. Compatible metals for ex-situ and in-situ MgB<sub>2</sub> wires. Institute of Electrical Engineering of SAS. SCENET-WG Workshop "Application Prospects for MgB<sub>2</sub> Conductors". 2005.
- [35] Kováč P. et al. Cu stabilizes MgB<sub>2</sub> composite wire with NbTi barrier. *Superconductor Science and Technology* Volume 23. 2009.
- [36] Larbalestier D. et al. High-T<sub>c</sub> Superconducting Materials for Electric Power Applications. *Nature*, vol 414. 2001.
- [37] Laurenti A. et al. Possible Application of MgB<sub>2</sub> in MRI. SCENET-WG Workshop "Application Prospects for MgB<sub>2</sub> Conductors". 2005.
- [38] Lezza P. et al. Transport Properties and Exponential n-values of Fe/MgB<sub>2</sub> Tapes With Various MgB<sub>2</sub> Particle Sizes. 2003.
- [39] Luvata. Luvata solmii \$6.5 miljoonan sopimuksen CEA Saclayn kanssa. Lehdistötiedote. <http://www.luvata.com/fi/News-Room/Press-Releases/Luvata-solmii-6-5-miljoonan-sopimuksen-CEA-Saclayn-kanssa/>. Viitattu: 4.3.2010.
- [40] Ma Z et al. The acceleration of low-temperature sintering of MgB<sub>2</sub> bulks with high critical density by minor Sn doping. *Superconductor Science and Technology* Volume 23. 2009.
- [41] Marabotto R. et al. Development of a new MgB<sub>2</sub> superconducting open MRI magnet. 2006.

- [42] Martini L. Prospects for Application of MgB<sub>2</sub> in Fault Current Limiters. SCENET-WG Workshop "Application Prospects for MgB<sub>2</sub> Conductors". 2005.
- [43] Mikkonen R. Suprajohtavuus sähköverkossa. Luentomoniste. Tampereen teknillinen yliopisto. 2005.
- [44] Mikkonen R. Suprajohtavuus sähköverkossa. Harjoitustehtävät. Tampereen teknillinen yliopisto. 2010.
- [45] Moshchalkov V. et al. Type-1.5 Superconductivity. Phys. Rev. Lett. 102, 117001. 2009.
- [46] Nagamatsu J. et al. Superconductivity at 39 K in Magnesium Diboride. Nature, vol 410. 2001.
- [47] Ojha N. et al. The effect of citric and oxalic acid doping on the superconductin properties of MgB<sub>2</sub>. Superconductor Science and Technology Volume 22. 2009.
- [48] Overweg J. 2nd Nordic Seminar on Superconductors and their Industrial Applications. Philips Research. Pori 2006.
- [49] Oxford Centre for Functional MRI of the Brain. University of Oxford. <http://www.fmrib.ox.ac.uk/education/fmri/images/>. Viitattu: 22.2.2010.
- [50] Oy AGA Ab. Oy Woikoski Ab. Nesteheliumin hintatiedustelut sähköpostitse. 19.4.2010.
- [51] Paramed Medical Systems. <http://www.paramedmedicalsystems.com/>. Viitattu: 23.3.2010.

[52] Philips Medical Systems. <http://www.philips.com/>.

Viitattu: 22.3.2010.

[53] Philips Annual Report 2009.

[54] Poole C. et al. Superconductivity. 2nd edition. Academic Press. 2007.

[55] Salmenaho A. Magneettikuvantamisen laitekanta, tutkimusmäärät ja tarve Länsi-Suomen alueella 2003. Tampere University of Technology. Ragnar Granit Institute. Report No. 2/2003 vol. 17.

[56] Schlachter S. Exotic Applications of MgB<sub>2</sub> Wires and Tapes. SCENET-WG Workshop "Application Prospects for MgB<sub>2</sub> Conductors". 2005.

[57] Serquis A. et al. Large field generation with Hot Isostatically Pressed Powder-in-Tube MgB<sub>2</sub> coil at 25 K . 2004.

[58] SHI Cryogenics Group. <http://www.shicryogenics.com/>.

Viitattu: 17.5.2010.

[59] Siemens Medical Solution. <http://www.medical.siemens.com/>.

Viitattu: 22.2.2010.

[60] Siemens Annual Report 2009.

[61] Stenvall A. et al. A checklist for designers of cryogen-free MgB<sub>2</sub> coils. Superconductor Science and Technology Volume 20. 2007.

[62] Stenvall A. An Electrical Engineering Approach to the Stability of MgB<sub>2</sub> Superconductor. Tampere University of Technology. Publication 743. 2008.



- [63] Stenvall A. et al. Critical current of an MgB<sub>2</sub> coil with a ferromagnetic matrix. Superconductor Science and Technology Volume 19. 2006.
- [64] Stenvall A. et al. Discrepancies in Modeling Magnets Utilizing MgB<sub>2</sub> Conductor with Ferro- and Non-Magnetic Matrix Configurations. IEEE Transactions on Applied Superconductivity Volume 17. 2007.
- [65] Stenvall A. et al. Electromagnetic viewpoints on a 200 kW MgB<sub>2</sub> induction heater. Physica C: Superconductivity, Volume 468. 2008.
- [66] Stenvall A. et al. Stability considerations of multifilamentary MgB<sub>2</sub> tape. Superconductor Science and Technology Volume 19. 2006.
- [67] Säteilyturvakeskus. Magneettitutkimus. [http://www.stuk.fi/sateilyn\\_kaytto/terveydenhuolto/fi\\_FI/magneetti/](http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/terveydenhuolto/fi_FI/magneetti/). Viitattu: 16.5.2010.
- [68] Suetens P. Fundamentals of Medical Imaging. Second Edition. Cambridge University Press. 2009.
- [69] Suomen terveystalo Oyj. Perusesite. 2008. [www.terveystalo.com/Link.aspx?id=1056534](http://www.terveystalo.com/Link.aspx?id=1056534). Viitattu: 19.2.2010.
- [70] Supercon Inc. Products. Nb<sub>3</sub>Sn Superconducting Wires. [http://www.supercon-wire.com/products\\_nb3sn.html](http://www.supercon-wire.com/products_nb3sn.html). Viitattu: 4.3.2010.
- [71] Takahashi M. et al. The influence of magnesium grain size and ball milling time on the phase formation of MgB<sub>2</sub> tapes. Superconductor Science and Technology Volume 22. 2008.
- [72] Vinod K. et al. Superconductivity of MgB<sub>2</sub> in the BCS framework with emphasis on extrinsic effects on critical temperature. Superconductor Science and Technology Volume 20. 2007.

- [73] Wang Y et al. Ultrathin epitaxial MgB<sub>2</sub> superconducting films with high critical current density and T<sub>c</sub> above 33 K . Superconductor Science and Technology Volume 22. 2009.
- [74] Wang Z. et al. Superconducting Nanowire Single Photon Detectors for Quantum Information and Communications. IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, 15, No.6, 1741-1747. 2009
- [75] Westbrook C, Kaut C. MRI In Practice. Second edition. Blackwell Publishing. 1998.
- [76] Wikipedia. Solenoid. <http://en.wikipedia.org/wiki/Solenoid>. Viitattu: 4.4.2010.
- [77] Wilson M. Superconducting Magnets. Oxford Science Publications. 1983.
- [78] Yao W. et al. A Solid Nitrogen Cooled MgB<sub>2</sub> “Demonstration” Coil for MRI Applications. IEEE Transactions on Applied Superconductivity Volume 18. 2008.
- [79] Zeng R. et al. Significant enhancement of the superconducting properties of MgB<sub>2</sub> by polyvinyl alcohol additives. Superconductor Science and Technology Volume 21. 2008.