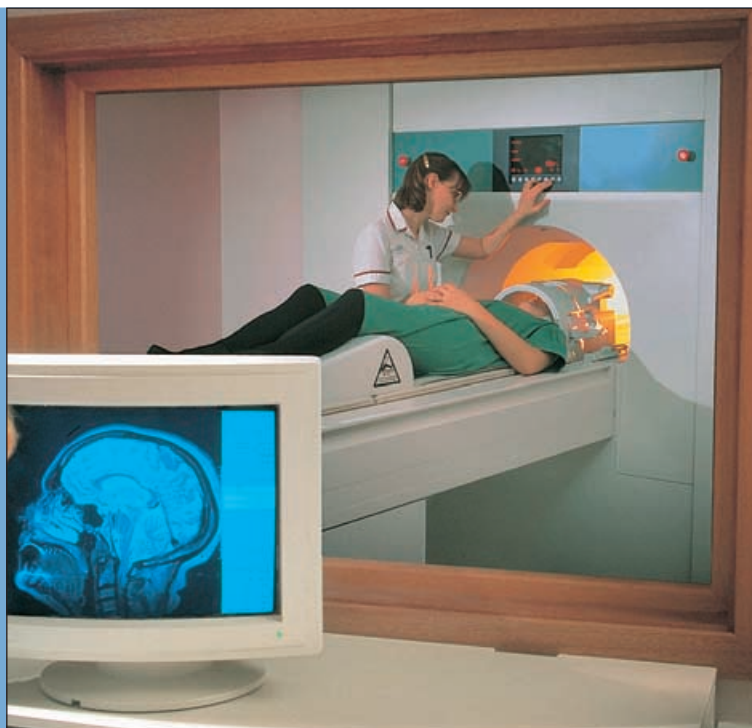


Lääkelaitoksen julkaisusarja **1/2000**

Terveysthuollon laadunhallinta
Magneettitutkimukset ja niiden turvallisuus



Laura Huurto
Tim Toivo



LÄÄKELAITOS
LÄKEMEDELVERKET
NATIONAL AGENCY
FOR MEDICINES

Magneettitutkimukset ja niiden turvallisuus

Laura Huurto
Tim Toivo
Säteilyturvakeskus
Ionisoimattoman säteilyn laboratorio

Kannen kuva: Suomen Kuvapalvelu Oy

Jakelu:
Lääkelaitos
Terveysthuollon laitteet ja tarvikkeet
PL 55
00301 HELSINKI
puh. (09) 4733 4242

ISBN 952-5099-37-7
ISSN 1238-8777

ESIPUHE

Magneettitutkimus eli magneettikuvaus on lääketieteellinen kuvantamismenetelmä, joka on nopeasti yleistynyt Suomessa. Ensimmäinen magneettikuvauslaite otettiin Suomessa käyttöön vuonna 1980 ja nykyään niitä on yli 40. Magneettitutkimuksessa potilas altistuu sekä staattiselle että muuttuville magneettikentille. Voimakkaalla altistuksella voi olla fysiologisia vaikutuksia ihmiseen, siksi kansainvälisissä suosituksissa ja standardeissa on asetettu enimmäisarvot magneettitutkimusten aiheuttamalle altistukselle.

Tässä julkaisussa esitetään Suomessa käytettävien magneettikuvauslaitteiden ja niillä tehtävien tutkimusten määrät sekä magneettitutkimuksiin liittyviä vaara- ja vahinkotilanteita. Lisäksi käsitellään magneettitutkimusten sivuvaikutuksia ja työntekijöiden altistusta staattiselle magneettikentälle. Julkaisussa on käsitelty myös magneettikuvauslaitteita koskevassa standardissa esitettyjen mittausten tarkkuutta ja soveltuvuutta magneettikuvauslaitteiden muuttuvien magneettikenttien aiheuttaman altistuksen määrittämiseen.

Lääkelaitoksen tavoitteena on edistää laadunhallinnan käyttöönottoa terveydenhuollossa. Tässä tarkoituksessa Lääkelaitoksen julkaisusarjassa ilmestyi vuonna 1997 ensimmäinen laadunhallintajärjestelmän perusteita ja käsitteitä sisältävä selvitys, joka käsitteli *terveydenhuollon laitteiden ja tarvikkeiden hankintaa, käyttöä ja ylläpitoa*. Tämä julkaisu muodostaa jatkon terveydenhuollon laadunhallintaa käsittelevälle kokonaisuudelle.

Lääkelaitos toivoo tämän julkaisun olevan apuna terveydenhuollon organisaatioille laadunhallintajärjestelmien kehittämistyössä. Julkaisu on tarkoitettu kaikille magneettitutkimuksista sekä magneettikuvauslaitteiden toimintakuntoisuudesta vastaaville henkilöille - sekä terveydenhuollon yksiköissä että huolto- ja korjauspalveluja tarjoavissa yrityksissä.

Tämän julkaisun perustyön on tehnyt Lääkelaitoksen tilauksesta Säteilyturvakeskuksen Ionisoimattoman säteilyn laboratorio. Työn ohjaajana on toiminut tutkimusprofessori, TkT Kari Jokela, joka on myös kehittänyt gradienttikenttien analysoinnissa käytetyn suodatinpainotukseen perustuvan mallin sekä osallistunut RF-kenttien altistusmäärittämismenetelmän kokeiluun. Parhaat kiitokset tekijöille sekä laboratoriomestari Kari Keskiselle ja laboratorioinsinööri Asko Turuselle mittalaitteistojen toteuttamisesta. Kiitämme myös magneettikuvausyksiköiden, laitteiden valmistajien ja maahan-tuojien henkilökuntaa yhteistyöstä tietojen keräämisen ja laitemittausten aikana.

Helsingissä toukokuussa 2000

Hannes Wahlroos
Ylijohtaja

Petri Pommelin
Yksikön päällikkö

Avainsanat: Magneettitutkimus, magneettikenttä, altistus, enimmäisarvot, turvallisuus, suositukset

Tiivistelmä

Magneettitutkimus eli magneettikuvaus on Suomessa nopeasti yleistynyt lääketieteellinen kuvantamismenetelmä. Magneettitutkimuksen aiheuttamalla altistuksella staattiselle ja muuttuville magneettikentille voi olla fysiologisia vaikutuksia ihmiseen, siksi altistukselle on asetettu enimmäisarvot kansainvälisissä suosituksissa ja standardeissa. Magneettikuvauslaitteita koskevassa IEC-standardissa on myös määritelty mittausmenetelmät magneettikuvauslaitteiden muuttuvien magneettikenttien aiheuttaman altistuksen määrittämiseen.

Tässä raportissa esitetään Suomessa käytettävien magneettikuvauslaitteiden ja niillä tehtävien tutkimusten määrät, tutkimuksiin liittyvät vaara- ja vahinkotilanteet sekä sivuvaikutukset. Työssä myös arvioidaan työntekijöiden altistusta staattiselle magneettikentälle. Lisäksi testattiin IEC-standardissa esitetyn gradienttikenttien mittausmenetelmän tarkkuutta ja soveltuvuutta magneettikuvauslaitteiden mittaamiseen. RF-kenttien aiheuttaman altistuksen määrittämismenetelmää kokeiltiin laboratorioolosuhteissa. Lopussa annetaan magneettikuvauslaitteiden käyttöä koskevat turvallisuussuositukset.

Key words: Magnetic resonance imaging, magnetic field, exposure, exposure limits, safety, recommendations

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is a medical imaging modality the use of which has rapidly increased in Finland. Exposure to static and time-varying magnetic fields caused by MRI can affect on the human physiology. Thus limits for the exposure have been given in international standards and guidelines. IEC standard for MRI equipment also specifies the measurement methods for evaluating exposure to time-varying magnetic fields.

This report presents the number of MRI equipment and examinations in Finland and the hazards, accidents and side effects associated to MRI. The occupational exposure to static magnetic fields is also assessed. The accuracy and applicability of the measurement method for the gradient fields of MRI equipment specified in the IEC standard was tested in this work. Measurement method for RF-exposure was tested in laboratory conditions. Recommendations for the safe use of MRI equipment are given in the last chapter.

1	JOHDANTO	9
2	MAGNEETTITUTKIMUSTEN TURVALLISUUS JA SUOSITUKSET	10
2.1	Fysiologiset vaikutukset.....	10
2.1.1	Staattinen magneettikenttä.....	10
2.1.2	Gradientit.....	11
2.1.3	Radiotaajuinen kenttä.....	11
2.2	Fysikaaliset riskitekijät	11
2.3	Magneettikuvauslaitteita ja niiden käyttöä koskevat suositukset.....	12
2.4	Potilaita koskevat altistusrajat	12
2.4.1	Staattinen magneettikenttä.....	13
2.4.2	Gradienttien muutosnopeudet	13
2.4.3	Radiotaajuinen kenttä.....	14
2.4.4	Muita suosituksia	15
2.5	Työntekijöitä ja väestöä koskevat altistusrajat.....	15
3	KÄYTTÖPAIKKASELVITYS	16
4	LAITEKANTA JA TUTKIMUSMÄÄRÄT	18
4.1	Laitenkanta	18
4.2	Tutkimusmäärät.....	21
5	RISKI- JA VAARATILANTEET	24
5.1	Vaaratilanteiden torjunta ja ennakointi	24
5.2	Magneettitutkimuksen vasta-aiheet	24
5.3	Magneettikuvausyksiköissä sattuneet vaara- ja vahinkotilanteet	25
5.3.1	Henkilö- ja laitevahingot	25
5.3.2	Läheltä piti -tilanteet	25
5.3.3	Pienet häiriöt	26
5.4	Pohdinta	28
5.4.1	Yleistä.....	28
5.4.2	Henkilövanhingot ja läheltä piti -tapaukset	28
5.4.3	Pienet vahingot.....	28
5.4.4	Johtopäätöksiä	29
6	MAGNEETTITUTKIMUKSEN AIHEUTTAMAT SIVUVAIKUTUKSET	30
6.1	Lämpöaistimukset.....	30
6.2	Hermosto- ja lihasstimulaatio-oireet	31
6.3	Pahoinvointi ja muut sivuvaikutukset.....	33
6.4	Pohdinta	34
6.4.1	Yleistä.....	34
6.4.2	Lämpövaikutukset	34
6.4.3	Hermostimulaatiot	34
6.4.4	Muut sivuvaikutukset	35
7	STAATTINEN HAJAKENTTÄ JA SEN AIHEUTTAMA ALTISTUS	36
7.1	Henkilökunnan altistuminen staattiselle hajakentälle	36
7.1.1	Hajakenttämittaukset.....	36
7.1.2	Henkilökunnan altistuminen	37
7.2	Tulokset.....	37
7.2.1	Hajakenttämittaukset.....	37
7.2.2	Työntekijöiden altistusajat	40
7.2.3	Altistusarviot	43
7.3	Pohdinta	44
7.3.1	Hajakenttien voimakkuus	44
7.3.2	Työaikojen pituudet	44
7.3.3	Altistuksen suuruus	44

8	GRADIENTTIEN MITTAAMINEN	46
8.1	Mittalaitteisto ja kalibrointi.....	46
8.2	Mittaukset	47
8.3	Mittaustulokset.....	49
8.3.1	Mittaussignaalin muoto.....	49
8.3.2	Gradienttien muutosnopeudet	50
8.3.3	Mittausgeometrian vaikutus.....	52
8.3.4	Gradienttien ajoitusparametrit	53
8.4	Pohdinta	54
9	PAINOTUSFUNKTION KÄYTTÖ GRADIENTTIEN MUUTOSNOPEUKSIEN ARVIOINNISSA	55
9.1	Painotusfunktio	55
9.2	Painotusfunktio ja IEC:n enimmäisarvot.....	56
9.3	Pohdinta	58
10	RF-ALTISTUKSEN MÄÄRITYS- MENETELMÄN TESTAUS	59
10.1	Fantomit.....	59
10.2	Fantomien toteutus ja testaus	60
10.2.1	Fantomin valmistus	60
10.2.2	Testiliuokset	60
10.2.3	Liuosten testaus	61
10.3	Fantomien testaus.....	62
10.3.1	Testauslaitteisto	62
10.3.2	Lämmitysaikamittaukset	62
10.3.3	Lämpötilajakaumamittaukset	64
10.4	Pohdinta	64
11	YHTEENVETO	66
12	MAGNEETTILAITTEIDEN KÄYTTÖÄ KOSKEVAT TURVALLISUUSOSITUKSET	68
12.1	Laitteita ja käyttöpaikkaa koskevat vaatimukset.....	68
12.2	Potilaita koskevat altistuksen enimmäisarvot	68
12.3	Työntekijöitä koskevat altistuksen enimmäisarvot.....	69
12.4	Väestöä koskevat altistuksen enimmäisarvot.....	69
12.5	Magneettitutkimuksen vasta-aiheet	69
12.6	Muut turvallisuuteen liittyvät seikat	69
	VIITTEET	70

1 JOHDANTO

Magneettitutkimus (magneettikuvaus) on lääketieteellinen tutkimusmenetelmä, jolla voidaan muodostaa poikkileikkauskuvia ihmiskehosta. Magneettitutkimus on suhteellisen uusi tulokas. Ensimmäiset tällä tekniikalla tehdyt kuvaukset tehtiin 1974-1978 ja markkinoille laitteet tulivat 1980-luvun alkupuolella. Suomessa ensimmäinen magneettikuvauslaite otettiin käyttöön 1980-luvun lopussa ja sen jälkeen ne yleistyivät nopeasti; nykyään niitä on käytössä yli 40.

Magneettitutkimusta pidetään haitattomana tutkimusmenetelmänä, koska siinä ei käytetä ionisoivaa säteilyä. Magneettitutkimuksessa potilas kuitenkin altistuu sekä staattiselle että muuttuville magneettikentille ja radiotaajuiselle RF-kentälle. Jotta voidaan välttää magneettikenttiin liittyvät fysiologiset haittavaikutukset, on magneettikuvauslaitteille ja niiden potilaalle aiheuttamalle altistukselle asetettu kansainvälisiä ja kansallisia standardeja ja suosituksia (IEC 1995, IRPA/INIRC 1991, FDA 1998, NRPB 1991). Näistä IEC:n (International Electrotechnical Commission) standardi on vahvistettu myös SFS-standardiksi. Lisäksi on muita magneettikenttäaltistusta koskevia suosituksia, joita voidaan soveltaa työntekijöiden ja väestön altistumisen osalta myös magneettikuvauslaitteisiin (ICNIRP 1998, EUN 1999).

Magneettikuvauslaitteita koskeva kansainvälinen standardi asettaa laitteen staattisen magneettikentän ylärajaksi 2 T (IEC 1995). Tekninen kehitys on tehnyt mahdolliseksi rakentaa laitteita, joiden staattisen magneettikentän voimakkuus¹ on huomattavasti suurempi: tutkimuskäytössä on 4 T kokokehon kuvauslaitteita ja 8 T pään kuvaamiseen tarkoitettuja laitteita (Ortendahl 1988, Schenck ym. 1992, Robitaille ym. 1998). Yleinen kehitys magneettitutkimuksissa tuo käyttöön yhä nopeampia kuvausmenetelmiä, jolloin on luotettavasti varmennettava, että muuttuvien magneettikenttien altistusrajat eivät ylity. Joissain tieteellisissä tai diagnostisissa tutkimustilanteissa IEC:n ja IRPA/INIRC:n asettamat altistuksen enimmäisarvot voidaan joutua ylittämään. Silloin todellinen altistus olisi voitava määrittää luotettavasti ja varmistettava altistuksen turvallisuus.

Magneettikuvauslaitteita käyttävä henkilökunta altistuu staattiselle magneettikentälle työskennellessään laitteiden läheisyydessä. Altistusajat voivat olla pitkiäkin esim. anestesiahenkilökunnan valvoessa nukutettuja potilaita.

Tämän selvityksen tavoitteena oli

- kehittää ja testata IEC-standardin vaatimusten mukaiset mittaamenetelmät magneettikuvauslaitteiden aiheuttaman muuttuvien magneettikenttien ja RF-kentän aiheuttamalle altistukselle,
- selvittää henkilökunnan altistumista staattisille magneettikentille,
- kerätä tietoa magneettikuvauslaitteisiin liittyvistä vaara- ja vahinkotilanteista ja magneettitutkimusten aiheuttamista oireista tai sivuvaikutuksista
- sekä kartoittaa Suomessa käytössä olevat magneettikuvauslaitteet ja niillä tehtävät tutkimusmäärät.

Tutkimusmäärät, sivuvaikutukset ym. laitteiden käyttöön liittyvät seikat selvitettiin kaikkiin käyttöpaikkoihin lähetetyllä kyselylomakkeella. Staattisen magneettikentän aiheuttaman altistuksen arvioimiseksi mitattiin kentän voimakkuus yhdeksän magneettikuvauslaitteen ympäristössä. Muuttuvien magneettikenttien mittaustuloksista testattiin kahdella erityyppisellä kuvauslaitteella. RF-kentän altistuksen määrittäminen testattiin laboratorio-olosuhteissa. Lisätietoja kerättiin myös maahantuojilta ja kotimaiselta laitevalmistajalta.

¹ Magneettikuvauslaitteiden yhteydessä puhutaan yleisesti ”magneettikentän voimakkuudesta”, kun tarkoitetaan suuretta ”magneettivuon tiheys”.

2 MAGNEETTITUTKIMUSTEN TURVALLISUUS JA SUOSITUKSET

Magneettikenttien aiheuttamista fysiologisista vaikutuksista on julkaistu runsaasti teoreettisiin malleihin tai eläinkokeisiin perustuvia tuloksia. Sen sijaan varsinaisesti magneettikuvauslaitteiden aiheuttamia fysiologisia ilmiöitä on raportoitu hyvin vähän. Osa näistä julkaisusta käsittelee enimmäisarvojen mukaisia magneettitutkimuksia, osassa esitetään kokeellisia tutkimuksia, joissa altistuksen enimmäisarvot ylittyvät. Seuraavassa esitetään lyhyt yhteenveto magneettitutkimusten fysiologisista vaikutuksista ja muista magneettikuvauslaitteiden turvallisuuteen vaikuttavista seikoista, sekä esitellään magneettikuvauslaitteita ja niiden käyttöä koskevat kansainväliset standardit ja suositukset.

2.1 Fysiologiset vaikutukset

Magneettitutkimuksessa tutkittava henkilö altistuu

- staattiselle magneettikentälle
- suhteellisen hitaasti muuttuville magneettikentille eli gradienteille sekä
- radiotaajuiselle kentälle (RF-kenttä)

Näistä staattinen kenttä vaikuttaa koko sen ajan mitä henkilö on magneettikuvauslaitteessa, kun taas gradientit ja RF-kenttä vaikuttavat vain sen aikaa kun varsinaisen kuvausprosessi on käynnissä.

Näiden erilaisten magneettikuvauslaitteiden synnyttämien kenttien aiheuttamista biologisista vaikutuksista on julkaistu lukuisia artikkeleita (Leach 1992, Kanal ym. 1990, Kanal ja Shellock 1992, Budinger 1986) ja niitä on käsitelty myös magneettikuvauslaitteita ja niiden käyttöä koskevissa suosituksissa (IEC 1995, NRPB 1991, IRPA/INIRC 1991) ja laajempi suomenkielinen yhteenveto on esitetty Säteilyturvakeskuksen julkaisemassa raportissa (Huurto ym. 1993). Tässä esitetään tiivis yhteenveto magneettikuvauslaitteisiin liittyvistä altistuksista ja muista riskeistä.

2.1.1 Staattinen magneettikenttä

Kliinisessä käytössä olevien magneettikuvauslaitteiden staattinen magneettikenttä on välillä 0,1 - 2 T, mutta kokeellisessa tutkimuskäytössä on muualla maailmassa jopa 8 T laitteita (Orten-dahl 1988, Schenk ym. 1992, Robitaille 1998). Staattinen magneettikenttä kohdistaa liikkuviin varauksiin, kuten ioneihin ja virtaavaan vereen, voiman, jonka vaikutus on kohtisuorassa varausten liikettä vastaan. Hyvin voimakkaat kentät voivat siten teoriassa vastustaa veren virtausta ja nostaa verenvainetta, mutta alle 2 T kentillä ei ole vaikutusta sydämen toimintaan (Reilly 1998a). Tehtyjen tutkimusten perusteella alle 2 T kentillä ei ole muitakaan haittavaikutuksia fysiologiaan, käyttäytymiseen tai alkionkehitykseen (ICNIRP 1994).

Yli 4 T magneettikentät voivat aiheuttaa pahoinvointia, päänsärkyä ja huimausta sekä näköaistimuksena valonvälähdyksiä eli magnetofosfeeneja (Schenck ym. 1992). Näihin on syynä induktiovirrat, jotka aiheutuvat pään tai silmien nopeista liikkeistä staattisessa magneettikentässä (NRPB 1991). Aistimus valon välkkeestä syntyy, kun induktiovirrat stimuloivat verkkokalvon aistinsolujen presynaptisia liitoksia. Tähän liitoskohdan stimulaatioon tarvittava virrantiheys on huomattavasti pienempi, jopa sadasosa, hermosolujen stimulaation kynnyksarvosta (Reilly 1998a).

2.1.2 Gradientit

Magneettitutkimuksen aikana staattisen magneettikentän voimakkuutta muutetaan käyttämällä kolmea eri magneettikenttää, joissa magneettikentän suunta on sama kuin staattisessa kentässä, mutta joiden voimakkuus muuttuu kiilamaisesti X-, Y- tai Z-suunnassa. Näiden gradienttikenttien voimakkuus on mT-luokkaa. Kuvausprosessin aikana gradientteja kytketään päälle ja pois monimutkaisina sarjoina. Tällöin syntyy pulssimaisesti muuttuva magneettikenttä, jonka muutosajat ovat millisekuntien luokkaa.

Muuttuva magneettikenttä aiheuttaa kehossa sähköisiä induktiokenttiä ja -virtoja, jotka edelleen voivat aiheuttaa esimerkiksi hermo- ja lihassolujen stimulaatiota. Suuret induktiovirrat voivat olla vaarallisia, koska ne voivat aiheuttaa kammiovärinää tai hengityksen lamaantumisen (Tenforde ja Budinger 1986, Reilly 1998a). Induktiovirtojen syntyyn vaikuttaa magneettikentän muutosnopeuden ja voimakkuuden lisäksi myös magneettikentän suunta kehoon nähden: induktio on suurimmillaan kun muuttuva magneettikenttä on kohtisuorassa kehon pituusakseliin nähden.

Teoreettisten laskelmien perusteella on päätelty, että pulssimaisen tai sinimuotoisen magneettikentän kestoajan ollessa lyhyempi kuin 0,4 ms ääreishermoston stimulaatiokynnys on ainakin kymmenkertainen sydänlihaksen stimulaatiokynnys verrattuna. Jos pulssin kesto aika on pitempi kuin 5 ms, ääreishermoston stimulaatiokynnys on vain hieman suurempi kuin sydämen (Reilly 1998a, IEC 1995). Sekä ääreishermoston että sydämen stimulaatio voidaan suurella varmuudella välttää, jos muutosnopeus on alle 20 T/s (IRPA/INIRC 1991, Reilly 1998b). Kun pulssin kesto aika lyhenee, hermo- ja lihassolujen stimulaatiokynnys kasvaa solukalvon kapasitiivisuuden vuoksi. Tästä seuraa, että jos magneettikentän muutoksen kesto aika on hyvin lyhyt, niin tarvitaan suurempi muutosnopeus ennen kuin stimulaatiokynnys ylittyy (NRPB 1991, IEC 1995, Jokela 1997).

2.1.3 Radiotaajuinen kenttä

Magneettikuvauslaitteissa käytetään ns. virituspulsseina radiotaajuista kenttää (RF-kenttää). Käytettävän RF-kentän taajuus riippuu staattisen magneetin voimakkuudesta ja se on esim. 1,5 T laitteella 63 Hz. Biologisessa kudoksessa RF-kentän energia aiheuttaa lämpöabsorptiota. Tästä lämmöksi absorboituvasta tehosta käytetään termiä SAR (*specific energy absorption rate*). Absorboituvan lämmön määrä riippuu mm. RF-kentän taajuudesta ja pulssitehosta, altistuksen kestosta ja kudosten johtavuudesta (Bottomley ja Edelstein 1981, Grandolfo 1990).

Kehon lämmönsäätelyjärjestelmä kompensoi lämpöabsorptiota haihduttamalla lämpöä ympäristöönsä, mutta tiettyjen ihmisryhmien, kuten lasten, vanhusten ja raskaana olevien naisten lämmönsäätelykyky voi olla keskimääräistä heikompi. Myös jotkut lääkeaineet alentavat ihmisen lämmönsietokykyä.

Lämpöabsorptio on epätasaista kehon eri osissa johtuen kudosten johtavuuseroista ja muista seikoista. Kudoksissa, joissa verenkierto on heikkoa, voi esiintyä lämmön nousua. Lisäksi tietyt kudokset, kuten mykiö ja kivekset sekä kehittyvä sikiö, voivat olla erityisen herkkiä liiallisen lämmön aiheuttamille vaurioille (NRPB 1991). On arvioitu, että haittavaikutuksia ei esiinny, jos pään lämpötila ei ylitä 38 °C, vartalon 39 °C eikä raajojen 40 °C (IRPA/INIRC 1991).

2.2 Fysikaaliset riskitekijät

Sähköisesti tai magneettisesti aktiivisten implanttien kuten sydäntahdistimen toiminta voi häiriintyä magneettikenttien vaikutuksesta. (Kanal ym. 1990 Pavlicek ym. 1983). Siksi suositetaan, että potilaille, joilla on sydäntahdistin, ei tehdä magneettikuvausta eikä heitä saisi päästää alueelle, jossa staattinen magneettikenttä on yli 0,5 mT (IEC 1995, FDA 1998).

Ferromagneettisia metalleja sisältävät verisuonipuristimet ja muut klipsit sekä kirurgiset istutteet voivat kiertyä tai irrota staattisen magneettikentän vaikutuksesta. Kehonsisäiset metalliesineet kuten lonkkaproteesit voivat myös kuumeta magneettikuvauksen vaikutuksesta (Kanal 1990, Foster 1999). Erilaisten implanttien ja proteesien soveltuvuudesta magneettikuvaukseen on jul-

kaistu kattavia tutkimuksia (Shellock ja Curtis 1991, New ym. 1983). Ferromagneettisia yhdisteitä sisältävät silmänrajaustatuoinnit voivat myös aiheuttaa silmien ärtymistä ja kuvausartefaktoja (Lund ym. 1986).

Magneettikuvauslaitteiden staattiset magneetit vetävät puoleensa ferromagneettisia esineitä, tämä voi aiheuttaa vaaratilanteita ja vahinkoja, jos magneetin liikkeelle tempaisema esine viiltää tai ruhjoo ihmisiä. Ihmisiä on myös jäänyt puserruksiin magneettikuvauslaitteen ja raskaan metalliesineen väliin (Kanal ym. 1990).

Magneettitutkimuksessa käytettävien oheislaitteiden tai monitorointilaitteiden johtimiin indusoituneet virrat voivat joissain tapauksissa aiheuttaa potilaalle palovammoja (Kanal ym. 1990, NRPB 1991).

Magneettikuvauksessa käytettävät kontrastiaineet voivat aiheuttaa allergisia reaktioita samoin kuin muut radiologisissa tutkimuksissa käytettävät aineet.

2.3 Magneettikuvauslaitteita ja niiden käyttöä koskevat suositukset

Magneettikuvauslaitteille ja niiden käytölle on asetettu kansainvälisiä ja kansallisia suosituksia (IEC 1995, FDA 1998, IRPA/INIRC 1991, NRPB 1989 ja 1991). Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta on antanut ohjeet työntekijöiden altistuksen enimmäisarvoiksi sekä staattiselle magneetikentälle (ICNIRP 1994) että muuttuville magneetikentille (ICNIRP 1998). Väestön altistumiselle magneetikentille on asetettu enimmäisarvot Euroopan Unionin neuvoston suosituksessa (EUN 1999).

2.4 Potilaita koskevat altistusrajat

Tässä esitetyt enimmäisarvot perustuvat seuraaviin lähteisiin:

- IEC 601-2-33 Medical electrical equipment - Part 2: Particular requirements for magnetic resonance equipment for medical diagnosis, (International Electrotechnical Commission, IEC 1995)
- Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination (International Non-ionizing Radiation Committee of the International Radiation Protection Association, IRPA/INIRC 1991).

IEC-standardissa altistusrajoissa käytetään kolmiportaista jaottelua:

1. Normaalisissa käytössä altistus on vähäinen eikä edellytä erityistoimia.
2. Valvotussa käytössä altistus on sen verran suuri, että se voi aiheuttaa fysiologista räsitusta potilaalle ja edellyttää potilaan tilan seuranta tutkimuksen aikana. Magneettikuvauslaitteen toiminnan on oltava sellainen, että normaalin käytön mukaisten altistusrajojen ylittäminen ja siirtyminen valvottuun käyttöön voi tapahtua vain tietoisesti ja tarkoituksella.
3. Jos valvottua käyttöä koskevat altistusrajat ylittyvät, altistus voi aiheuttaa merkittävän riskin potilaalle. Tällainen altistus on sallittu vain eettisen toimikunnan hyväksymässä tieteellisessä tutkimuksessa.

2.4.1 Staattinen magneettikenttä

Altistusta staattiselle magneettikentälle pidetään täysin turvallisena, jos taulukossa I esitettyjä rajoja ei ylitetä. Jos nämä rajat ylitetään, on arvioitava tutkimuksen hyöty-haitta -suhde potilaalle. IRPA/INIRC suosittaa lisäksi, että yli 10 T ei käytettäisi lainkaan.

Taulukko I Suositukset magneettikuvauslaitteen staattisen kentän enimmäisarvoksi.

Magneettikenttä	Kehon osa	Viite
2 T	Koko keho	IEC 1995
2 T	Pää ja vartalo	IRPA/INIRC 1991
5 T	Raajat	IRPA/INIRC 1991
Viitteet: IEC 601-2-33. International standard. Medical electrical equipment – Part 2: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. First edition 1995. IRPA/INIRC Guidelines. Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. International Non-Ionizing Radiation Committee of the International Radiation Protection Association. Health Physics 1991;61(6):923-928.		

2.4.2 Gradienttien muutosnopeudet

Gradienttikenttien muutosnopeuden rajoittamisen tarkoituksena on estää ääreishermostojen ja lihasten, varsinkin sydänlihaksen stimulaatio. IRPA/INIRC suosittaa, että gradienttien muutosnopeus dB/dt ei ylitä arvoa 20 T/s. IEC-standardissa annetut enimmäisarvot, jotka on esitetty taulukossa II, riippuvat gradientin muutokseen kuluva ajasta τ . Kun muutos aika on pitempi kuin 120 μs , niin IEC:n normaalia käyttöä koskeva muutosnopeuden yläraja on sama 20 T/s kuin IRPA/INIRCillä. Jos muutos aika on lyhyempi kuin 120 μs mutta pitempi kuin 2,5 μs , niin enimmäisarvolla rajoitetaan muutosnopeuden ja muutosajan tuloa eli gradientin voimakkuutta. Muutosajan ollessa lyhyempi kuin 2,5 μs rajoitus kohdistuu taas muutosnopeuteen.

Taulukko II IEC-standardissa asetetut gradienttien muutosnopeuksien ylärajat.

Gradienttien muutos aika τ	Suurin sallittu muutosnopeus dB/dt (T/s)
Normaali käyttö	
$\tau > 120 \mu s$	20
$2,5 \mu < \tau \leq 120 \mu s$	$2,4 \cdot 10^{-3}/\tau$ [s]
$\tau \leq 2,5 \mu s$	960
Valvottu käyttö	
$\tau > 3 ms$	20
$45 \mu s < \tau \leq 3 ms$	$60 \cdot 10^{-3}/\tau$ [s]
$\tau \leq 45 \mu s$	1330
Viite: IEC 601-2-33. International standard. Medical electrical equipment – Part 2: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. First edition 1995.	

2.4.3 Radiotaajuinen kenttä

Radiotaajuisen kentän aiheuttaman altistuksen rajoitusten tarkoituksena on estää kehon liiallinen lämmön nousu. Lähtökohtana on, että koko kehon lämmön nousu on korkeintaan 1,0 °C. Lapsilla, raskaana olevilla naisilla ja muilla henkilöillä, joiden lämmönsäätelykyky on alentunut, kehon lämpötila saisi nousta korkeintaan 0,5 °C.

Liiallisen lämmön nousun estämiseksi on rajoitettava kudoksiin siirtyvän energian absorptiopesuutta (SAR). Rajoitukset on asetettu erikseen koko kehon keskimääräiselle SAR-arvolle ja paikallisille SAR:n huippuarvoille. Taulukossa III on esitetty koko kehon keskimääräisen SAR-arvon enimmäisarvot ja taulukossa IV paikallisten huippuarvojen enimmäisarvot. IEC ja IRPA/INIRC käyttävät erilaisia perusteita paikallisten SAR-arvojen määrittämiseen. IEC käyttää lähtökohtana 10 g kudosalokioita, mikä on parempi menetelmä kuin kehon osien keskiarvoistaminen. IRPA/INIRC:n seuraajaksi perustetun ICNIRPin (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) uusissa suosituksissa käytetään samaa 10 g keskiarvoistusta (ICNIRP 1998). ICNIRPin suosituksessa annetaan väestön ja työntekijöiden magneettikenttäaltistukselle enimmäisarvot.

Taulukko III Koko kehon SAR-arvojen enimmäisarvot.

SAR	Sovelluskohde	Viite	Huomautuksia
1,5 W/kg	Normaali käyttö	IEC 1995	Määritellään 15 min keskiarvona
4,0 W/kg	Valvottu käyttö	IEC 1995	Määritellään 15 min keskiarvona
2,0 W/kg	Henkilöt, joilla ei ole sydän- ja verisuonitauteja	IRPA/INIRC 1991	Altistuksen kesto korkeintaan tunti
1,0 W/kg	Henkilöt, joilla on sydän- ja verisuonitauteja	IRPA/INIRC 1991	Altistuksen kesto korkeintaan tunti

Viitteet:
IEC 601-2-33. International standard. Medical electrical equipment – Part 2: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. First edition 1995.
IRPA/INIRC Guidelines. Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. International Non-Ionizing Radiation Committee of the International Radiation Protection Association. Health Physics 1991;61(6):923-928.

Taulukko IV Paikalliset SAR:n enimmäisarvot kehon eri osissa.

Kehon osa	SAR	Viite	Altistuksen määrittely	
Pää	3 W/kg	IEC 1995	10 min keskiarvo	Koko pään keskiarvo
	4 W/kg	IRPA/INIRC 1991	Hetkellinen arvo	
Vartalo	8 W/kg	IEC 1995	10 min keskiarvo	Yhdessä grammassa kudosta
	8 W/kg	IRPA/INIRC 1991	Hetkellinen arvo	Koko vartalon keskiarvo
Raajat	12 W/kg	IEC 1995	10 min keskiarvo	Yhdessä grammassa kudosta
	12 W/kg	IRPA/INIRC 1991	Hetkellinen arvo	Koko raajan keskiarvo

Viitteet:
IEC 601-2-33. International standard. Medical electrical equipment – Part 2: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. First edition 1995.
IRPA/INIRC Guidelines. Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. International Non-Ionizing Radiation Committee of the International Radiation Protection Association. Health Physics 1991;61(6):923-928.

2.4.4 Muita suosituksia

Raskaana olevalle naiselle tehtävää magneettitutkimusta suositellaan lykättäväksi ohi raskauden ensimmäisen kolmanneksen. Jos erityiset syyt kuitenkin vaativat magneettitutkimuksen tekoa, se olisi tehtävä mahdollisimman pienellä altistuksella.

Henkilöille, joilla on sydäntahdistin tai vastaava aktiivinen istute, ei saa tehdä magneettitutkimusta eikä heitä saa päästää alueelle, jossa magneettikenttä on yli 0,5 mT. Myös ferromagneettiset klipsit, proteesit ja muut istutteet sekä metallisirpaleet ovat este magneettitutkimukselle.

2.5 Työntekijöitä ja väestöä koskevat altistusrajat

Magneettikuvauslaitteiden staattisen magneetin aiheuttama hajakenttä voi levitä laajallekin ympäristöön. Väestöä koskevat altistusrajat staattiselle magneettikentälle on annettu Euroopan Unionin neuvoston suosituksessa 8550/99 (EUN 1999). Työntekijöitä koskevat enimmäisarvot on annettu ICNIRPin suosituksessa (ICNIRP 1994). Nämä enimmäisarvot on esitetty taulukossa V.

Magneettikuvauslaitteiden gradientit eivät käytännössä ulotu laitteen ulkopuolelle, ja RF-kentän teho kuvauslaitteiden potilasputken ulkopuolella on niin heikko että se on työsuojelumittauksiin tarkoitetun mittarin toiminta-alueen ulkopuolella (Felmlee ja Vetter 1995). Siksi tässä ei tarkemmin käsitellä väestön ja työntekijöiden altistuksen enimmäisarvoja muuttuville magneettikentille ja RF-kentälle.

Taulukko V Väestön ja työntekijöiden altistuksen enimmäisarvot staattiselle magneettikentälle

Kohderyhmä	Viite	Altistusmuoto	Altistuksen enimmäisarvo
Työntekijät	ICNIRP 1994	Koko keho, työpäivän keskiarvona	200 mT
		Koko keho, hetkellinen huippuarvo	2 T
		Raajat, hetkellinen huippuarvo	5 T
Väestö	EU 1999	Koko keho, jatkuva	40 mT
Viitteet: Euroopan Unionin neuvoston suositus 8550/99: väestön sähkömagneettisille kentille (0 Hz – 300GHz) altistumisen rajoittamisesta. ICNIRP Guidelines. Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. Health Physics 1994;66(1):100-106.			

3 KÄYTTÖPAIKKASELVITYS

Kyselylomake (liitteenä) lähetettiin 20 sairaalaan ja 13 yksityiseen laitokseen kesällä 1998. Koska kahdella yliopistosairaallalla ja yhdellä yksityisellä laitoksella oli magneettikuvauslaitteita kahdessa eri käyttöpaikassa, niin lähetettyjen lomakkeiden yhteismäärä oli 36.

Vastausaste oli 100%. Kyselyn vastaajana oli useimmiten magneettikuvausyksikössä työskentelevä hoitaja, toisinaan myös fyysikko tai lääkäri. Vastaajista 3 ilmoitti että magneettikuvauslaite ei ollut vielä käytössä. 33 toimipisteessä oli käytössä yhteensä 38 laitetta. Laitteiden lukumäärää ja tyyppiä koskevia tietoja on myöhemmin täydennetty maahantuojilta saatujen tietojen perusteella. Yhteenvedo vastaus- ja laitemääristä on esitetty taulukossa VI ja VII. Saadut vastaukset ja niistä tehdyt yhteenvedot on esitetty aihepiirinsä mukaan jaoteltuna luvuissa 3-6.

Eri laitoksilla voi olla magneettikuvauslaitteita kahdessa käyttöpaikassa ja eri käyttöpaikoissa voi olla useampi kuin yksi laite. Käyttöpaikkaselvityksen kysymyksistä osa koskee koko käyttöpaikkaa ja osa jokaista laitetta erikseen. Näiden syiden takia eri kysymyksiin kirjattujen vastausten määrä vaihtelee, ja esim. käyttöpaikkoja listattaessa yliopistosairaaloiden määräksi tulee seitsemän käyttöpaikkaa, vaikka yliopistosairaaloita sinällään on viisi.

Taulukko VI Vastaukset ja laitemäärä käyttöpaikan tyyppin mukaan

Käyttöpaikan tyyppi ja määrä	Vastausten määrä	Laitemäärä
Yliopistosairaala 5	7	12
Keskussairaala 8	8	8
Alue- ja kaupunginsairaala 4	4	4
Yksityinen 13	14	14
Yhteensä 30	33	41⁽¹⁾
1) Summa sisältää 3 laitetta, jotka olivat asenteilla kesän 1998 aikana		

Taulukko VII Magneettikuvauslaitteiden käyttöpaikat kesällä 1998.

Magneettikuvauslaite käytössä	
Käyttöpaikka	Laitemäärä
Etelä-Pohjanmaan ks	1
Examinatio Magnetica Fennica,	
Keski-Suomen Magneettitutkimus ⁽¹⁾	1
Examinatio Magnetica Fennica,	
Seinäjoen Lääketieteellinen Tutkimus ⁽¹⁾	1
Hatanpään sairaala, Tampereen kaupunki	1
HYKS, Töölö	1
HYKS, Meilahti	3
Kainuun ks	1
Kanta-Hämeen ks	1
Keski-Pohjanmaan Magneetti	1
Keski-Suomen ks	1
Koski-Magneetti	1
Keskussotilassairaala, Tilkka	1
KYS	2
Lapin ks	1
Lounais-Hämeen as	1
Magneetti-Kymi	1
Magneetti-Mehiläinen	1
Magneetti-Pulssi	1
Marian sairaala, Helsingin kaupunki	1
Medimagneetti	1
Mediscan	1
Oulun Magneetti	1
OYS	2
Päijät-Hämeen ks	1
Puijon Magneetti	1
Saimaan Magneetti	1
Satakunnan ks	1
TaYS	2
Teslamed	1
Teslavagus	1
TYKS A-röntgen	1
TYKS U-röntgen	1
Uudenmaan sairaanhoitopiiri ⁽²⁾	1
Yhteensä	38
Laite asenteilla kesällä 1998	
Käyttöpaikka	Laitemäärä
Kymenlaakson ks	1
Mikkelin ks	1
Pohjois-Karjalan ks	1
Yhteensä	3

1) E.M.F. on yhtiö, jolla on 2 liikkuvaa magneettikuvauslaitetta yksityisten lääkäriasemien käytössä.

2) Liikkuva kuvauslaite

4 LAITEKANTA JA TUTKIMUSMÄÄRÄT

4.1 Laitekanta

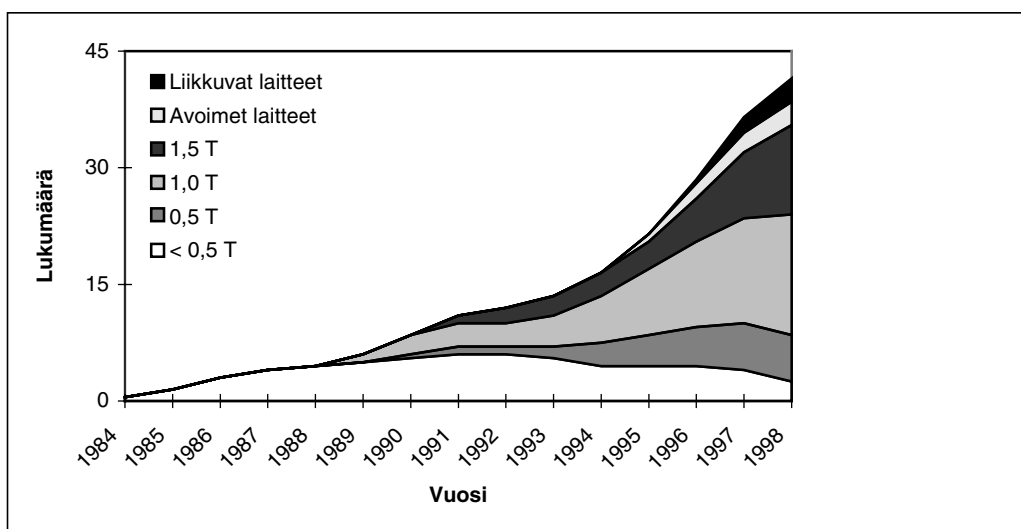
Magneettikuvauslaitteiden määrä on lisääntynyt voimakkaasti. Ensimmäinen MRI-laite otettiin Suomessa käyttöön 1984 ja vuoden 1993 keväällä käytössä oli 12 laitetta (Huurto ym. 1993). Vuoden 1998 alkusyksyllä laitemäärä oli jo 43 ja lisääntyy koko ajan. Syksyn 1998 tietojen perusteella laitekanta on esitetty taulukossa VIII.

Laitteiden lukumäärän lisääntymisen lisäksi laitekanta myös uudistuu; vanhimpia laitteita poistuu ja jo käytössä olevien laitteiden kuvausominaisuuksia päivitetään. Suurinta poistuma on ollut rakenteeltaan perinteisillä matalakenttäisillä laitteilla; ne on korvattu lähinnä 1,0 T laitteilla. Vanhimmat, 1980-luvun lopussa asennetut, 1,0 T laitteet ovat myös poistuneet. Käytöstä poistetut laitteet on esitetty taulukossa IX. Käytössä olevien kuvauslaitteiden ominaisuuksia laajennetaan päivittämällä niiden tietokoneet ja ohjelmistot, jolloin käyttöön voidaan ottaa uusia, paljon laskentatehoa vaativia tutkimusmenetelmiä.

Vuoden 1993 tilanteeseen verrattuna laitekanta on monipuolistunut myös teknisesti. Käyttöön on otettu tavanomaisesta poikkeavia ratkaisuja kuten rakenteeltaan avoimet kuvauslaitteet sekä rekka-autoihin asennetut magneettikuvausyksiköt. Tällä hetkellä käytössä olevat matalakenttäiset laitteet ovatkin lähes poikkeuksetta rakenteeltaan avoimia kuvauslaitteita. Kun perinteisessä magneettikuvauslaitteessa, samoin kuin tietokonetomografialaitteissa, potilas makaa kuvauksen ajan kapeassa putkimaisessa tilassa laitteen sisällä, niin avoimessa magneettikuvauslaitteessa potilas makaa kahden kiekon välissä. Tällainen rakenne mahdollistaa myös sellaiset toimenpiteet magneettitutkimuksen aikana, joita ei voida tehdä tavanomaista kuvauslaitetta käytettäessä, ja lisäksi laite voi olla klaustrofobiselle potilaalle helpompi sietää.

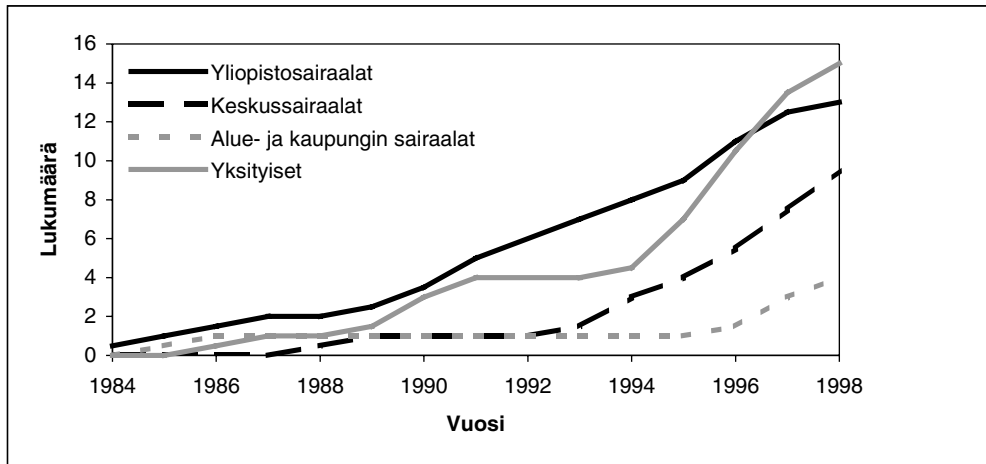
Rekka-autoihin asennettuja magneettikuvauslaitteita oli vuonna 1998 käytössä kolme; kaksi yksityisellä ja yksi julkisella sektorilla. Laitteet ovat voimakkuudeltaan 1,0 T ja 1,5 T. Nämä liikkuvat magneettikuvausyksiköt kiertävät tietyllä alueella, ja sairaalat tai yksityiset laitokset teettävät tutkimuksiaan niissä. Esim. Uudenmaan sairaanhoitopiiriin käytössä oleva liikkuva magneettikuvauslaite kiertää Tammisaaren, Porvoon, Hyvinkään ja Lohjan sairaaloissa.

Laitekannan kehitystä voidaan tarkastella kuvan 1 avulla. Kuvassa laitteet on ryhmitelty seuraavasti: matalakenttäiset eli alle 0,5 T; 0,5 T; 1 T; 1,5 T; avoimet laitteet; liikkuvat laitteet. Neljä ensimmäistä ryhmää käsittää rakenteeltaan tavanomaiset, kiinteästi asennetut kuvauslaitteet. Vaikka Suomessa on käytössä kuuden eri valmistajan magneettikuvauslaitteita, niin kolme suurinta valmistajaa, GE, Philips ja Siemens, vastaa noin 90 % laitekannasta.



Kuva 1. Magneettikuvauslaitteiden lukumäärän kasvu laitetyppeittäin jaoteltuna

Samalla kun magneettikuvauslaitteiden tekniikka on monipuolistunut, kuvauslaitteita asennetaan yhä pienempiin sairaaloihin. Kuvassa 2 on esitetty magneettikuvauslaitteiden lukumäärä käyttöpaikan mukaan. Vuoteen 1993 saakka magneettikuvauslaitteita oli käytännössä vain yliopistosairaa-loissa ja yksityisissä laitoksissa. Sen jälkeen laitteita on hankittu myös muihin keskussairaa-loihin ja vähän myöhemmin aluesairaaloihin sekä kaupunginsairaaloihin. Yliopistosairaa-loissa laitteiden määrä on lisääntynyt tasaisesti koko ajan. Yksityisellä sektorilla havaitaan selvä tasanne 1990-luvun alun laman aikaan ja sen jälkeen taas laitemäärän nopea lisääntyminen.



Kuva 2. Magneettikuvauslaitteiden lukumäärä käyttöpaikan mukaan.

Taulukko VIII Suomessa käytössä olleet magneettikuvauslaitteet syksy 1998.

Käyttöpaikka	Asennus- vuosi	Valmistaja	Laite	Magneetti (T)
Yliopistosairaalat				
HYKS, Meilahti	1993	Siemens	Magnetom Vision	1,5
HYKS, Meilahti	1996	Siemens	Magnetom Vision	1,5
HYKS, Töölö	1995	Picker Nordstar	Outlook	0,2
HYKS, Meilahti	1991	Picker Nordstar	Merit	0,1
KYS	1991	Siemens	Magnetom 63 SP 4000	1,5
KYS	1996	Siemens	Magnetom Vision	1,5
OYS	1990	Siemens	Magnetom 42 SPE	1
OYS	1996	GE	Signa Horizon 1.5 T EchoSpeed	1,5
TaYS	1993	GE	Vectra	0,5
TaYS	1997	GE	Signa Horizon LX1.5 T EchoSpeed	1,5
TYKS, A-röntgen	1991	Siemens	Magnetom 63 SP 4000	1,5
TYKS, A-röntgen	1998	GE	Signa Horizon LX1.5 T	1,5
TYKS, U-röntgen	1995	Picker Nordstar	Outlook	0,2
Keskussairaalat				
Etelä-Pohjanmaan ks	1993	Siemens	Magnetom Impact Attack	1
Kainuun ks.	1996	GE	Signa Contour 0.5 T	0,5
Kanta-Hämeen ks	1998	Philips	T10-NT 1	
Keski-Suomen ks	1994	Siemens	Magnetom Impact Expert	1
Keskussotilassairaala, Tilkka	1997	GE	Signa Horizon 1.0 T	1
Kymenlaakson ks	1997	Siemens	Magnetom Harmony	1
Lapin ks	1996	GE	Signa Contour 0.5 T	0,5
Mikkelin ks	1998	Siemens	Magnetom Harmony	1
Päijät-Hämeen ks	1996	GE	Signa Horizon 1.0 T HiSpeed	1
Pohjois-Karjalan ks	1998	Philips	ACS-NT	1,5
Satakunnan ks	1994	Philips	T5-NT	0,5
Alue- ja kaupungin sairaalat				
Hatanpään sairaala, Tampere	1997	Philips	T10-NT	1
Lounais-Hämeen as	1994	Philips	T5-NT ¹⁾	0,5
Marian sairaala, Helsinki	1996	Philips	T10-NT	1
Uudenmaan shp	1997	GE	Signa Horizon LX1.0 T Mobile	1
Yksityiset				
Examinatio Magnetica Fennica	1996	GE	Signa Horizon 1.0 T Mobile	1
Examinatio Magnetica Fennica	1997	Philips	ACS-NT Mobile	1,5
Keski-Pohjanmaan magneetti	1997	Philips	T5-NT	0,5
Koski-Magneetti	1997	Philips	ACS-NT	1,5
Kymen Magneetti	1997	Siemens	Magnetom Open Viva	0,2
Magneetti-Mehiläinen	1995	Picker	Edge	1,5
Magneetti-Mehiläinen	1998	Siemens	Magnetom Symphony	1,5
Magneetti-Pulssi	1997	Philips	ACS-NT	1,5
Medimagneetti	1996	Hitachi	MRP-7000	0,3
Mediscan	1995	Philips	T10-NT	1
Oulun Magneetti	1994	Siemens	Magnetom Impact Expert	1
Puijon Magneetti	1996	Siemens	Magnetom Impact Expert	1
Saimaan magneetti	1995	Picker	Vista	1
Teslamed	1995	Siemens	Magnetom Impact Expert	1
TeslaVagus	1993	Siemens	Magnetom Impact Expert	1

¹⁾ Asennettu 1994 Koski-Magneettiin, siirretty Lounais-Hämeen aluesairaalaan 1997.

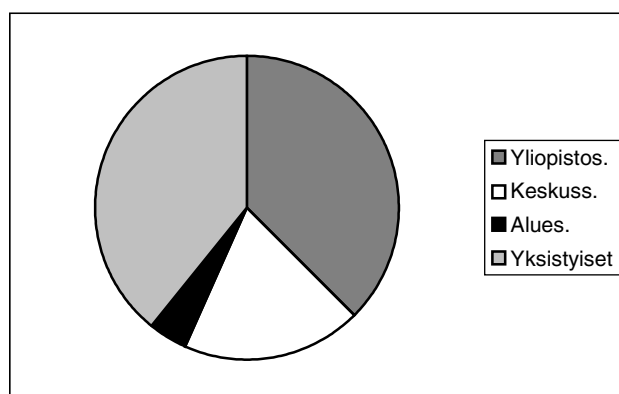
Taulukko IX Käytöstä poistuneet magneettikuvauslaitteet.

Valmistaja	Laitemerkki	Magneetti (T)	Käyttökausi
Instrumentarium Imaging ⁽¹⁾	Magnaview	0,04	1984-89
Instrumentarium Imaging ⁽¹⁾	Acutscan	0,02	1985-94
Instrumentarium Imaging ⁽¹⁾	Acutscan	0,02	1985-90
Instrumentarium Imaging ⁽¹⁾	Acutscan	0,02	1986-89
Instrumentarium Imaging ⁽¹⁾	Magnaview	0,04	1988-89
Instrumentarium Imaging ⁽¹⁾	Magnaview	0,04	1990-93
Instrumentarium Imaging ⁽¹⁾	Merit	0,1	1990-96
Instrumentarium Imaging ⁽¹⁾	Merit	0,1	1990-98
Toshiba	MRT-50	0,5	1990-97
Hitachi	MRP-20	0,2	1990-97

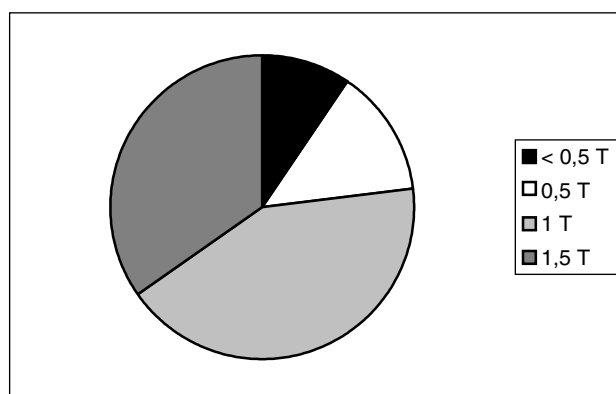
¹⁾ Nykyisin Picker-Nordstar. (1.4. 2000 alkaen Marconi Medical Systems Finland, Inc.)

4.2 Tutkimusmäärät

Vuonna 1997 Suomessa tehtiin yhteensä hieman yli 74 000 magneettitutkimusta 38 kuvauslaitteella. Tarkat tutkimusmäärät on esitetty luvun lopussa taulukoissa X ja XI. Kuvissa 3 ja 4 on esitetty tutkimusmäärien jakaumat käyttöpaikkojen sekä magneetin voimakkuuden mukaan. Yliopistosairaaloiden ja yksityisten laitosten osuudet tutkimuksista olivat käytännössä yhtä suuret (38 % ja 39 %). Keskussairaaloiden osuus oli 19 % ja alue- tai kaupunginsairaaloiden 4 %. Viimeksi mainitun ryhmän osuus on laitemäärään verrattuna pieni, koska vuonna 1997 vain yhdessä kaupunginsairaalassa oli magneettikuvauslaite käytössä koko kalenterivuoden ajan. Kolmessa muussa laitteet otettiin käyttöön vasta vuoden 1997 aikana.



Kuva 3. Magneettitutkimusten määrän jakauma käyttöpaikan mukaan.



Kuva 4. Tutkimusmäärien jakauma magneetin voimakkuuden mukaan

Koko kalenterivuoden käytössä olleiden kuvauslaitteiden (yht. 29 kpl) tutkimusmäärät olivat yliopistosairaaloissa ja yksityislaitoksissa keskimäärin noin 2 500 tutkimusta vuodessa laitetta kohti, keskussairaaloissa vastaavasti 1 500. Laitekohtaiset tutkimusmäärät kasvavat myös magneetin voimakkuuden mukaan kuten taulukosta Xa nähdään.

Vuonna 1995 magneettitutkimusten määrä oli 43 400 (Heikkilä 1999). Kahdessa vuodessa tutkimusmäärien kasvu oli siis lähes 70%. Kasvu selittyy käytännössä kokonaan laitteiden lukumäärän lisääntymisellä. Vertailun vuoksi mainittakoon, että vuonna 1995 tehtiin noin 160 000 tietokone-tomografiatutkimusta (TT-tutkimus) (Heikkilä 1999). STUKin turvallisuusluparekisterin mukaan vuoden 1995 lopussa käytössä oli 60 TT-laitetta, joten yhdellä TT-laitteella tehtiin keskimäärin 2 660 tutkimusta vuodessa. Magneettikuvauslaitteilla ja TT-laitteilla laitekohtaiset vuotuiset tutkimusmäärät ovat siis samaa suuruusluokkaa.

Heikkilän tutkimustuloksista havaitaan myös, että alle 16 v. lapsille tehdään suhteellisesti enemmän magneetti- kuin TT-tutkimuksia aikuisiin verrattuna: lasten osuus TT-tutkimuksissa on vajaa 6% ja magneettitutkimuksissa 23 %.

Taulukko Xa Yhteenveto koko kalenterivuoden 1997 käytössä olleiden magneettikuvauslaitteiden tutkimusmääristä.

Yhteenveto	< 0,5 T	0,5 T	1 T	1,5 T
Laitemäärä	4	4	13	8
Tutk.lkm	6948	8206	29611	22698
Tutk. lkm. per laite	1737	2052	2278	2837

Taulukko Xb Koko kalenterivuoden 1997 käytössä olleiden magneettikuvauslaitteiden tutkimusmäärät laitteittain.

Käyttöpaikka ja laite	Teslamäärä	Tutkm. lkm
Yksityinen	1,5	3800
Yliopistosairaala	1,5	3192
Yliopistosairaala	1,5	2923
Yliopistosairaala	1,5	2923
Yliopistosairaala	1,5	2560
Yliopistosairaala	1,5	2500
Yksityinen	1,5	2500
Yliopistosairaala	1,5	2300
Yksityinen	1	3665
Yliopistosairaala	1	3173
Keskusairaala	1	2560
Yksityinen	1	2500
Yksityinen	1	2408
Yksityinen	1	2203
Keskusairaala	1	2183
Yksityinen	1	2177
Keskusairaala	1	2005
Yksityinen	1	2000
Keskusairaala	1	1708
Yksityinen	1	1527
Alue- tai kaupungin sairaala	1	1502
Yliopistosairaala	0,5	2835
Keskusairaala	0,5	2169
Keskusairaala	0,5	1700
Keskusairaala	0,5	1502
Yksityinen	0,3	2426
Yliopistosairaala	0,2	1846
Yliopistosairaala	0,2	1456
Yliopistosairaala	0,1	1220

Taulukko XIa Yhteenveto vajaan vuoden käytössä olleiden magneettikuvauslaitteiden tutkimusmääristä 1997.

Yhteenveto	< 0,5 T	0,5 T	1 T	1,5 T
Tutk.lkm	13	1822	1817	2995

Taulukko XIb Tutkimusmäärät vajaan vuoden käytössä olleilla magneettikuvauslaitteilla 1997

Käyttöpaikka ja laite	Teslamäärä	Tutk. lkm	Käyttö aika
Yksityinen	1,5	1220	5 kk
Yksityinen	1,5	900	5 kk
Yliopistosairaala	1,5	875	7 kk
Alue- tai kaupungin sairaala	1	800	5 kk
Alue- tai kaupungin sairaala	1	707	9 kk
Keskussairaala	1	310	3 kk
Yksityinen	0,5	1300	6 kk
Yksityinen	0,5	483	4 kk
Alue- tai kaupungin sairaala	0,5	39	1 kk
Yksityinen	0,2	13	2 vko

5 RISKI- JA VAARATILANTEET

5.1 Vaaratilanteiden torjunta ja ennakointi

Magneettikuvauslaitteiden aiheuttama voimakas staattinen magneettikenttä vetää puoleensa ferromagneettisia esineitä ja voi häiritä sydäntahdistimien toimintaa. Näiden vaaratilanteiden välttämiseksi magneettikuvausta koskevissa standardeissa ja ohjeissa vaaditaan, että alueelle, jossa staattinen magneettikenttä on vaarallisen voimakas, ei viedä ferromagneettisia esineitä ja että henkilöt, joilla on sydäntahdistin tai muita implantteja, eivät pääse tälle alueelle. Magneettikuvausyksikön henkilökunnan on varmistettava, että sisään tulevilla henkilöillä, kuten potilailla ja heidän saattajillaan tai sairaalan muulla henkilökunnalla, ei ole mukanaan ferromagneettisia esineitä ja että heidän kehossaan ei ole sydäntahdistimia. Sisäänkäynnin lähellä on oltava varoitukset voimakkaasta magneettikentästä ja siihen liittyvistä riskeistä (IEC 1995, IRPA/INIRC 1991). IEC-standardi määrittelee tämän valvonta-alueen rajaksi 0,5 mT (IEC 1995).

Suomessa magneettikuvausyksiköissä valvonta-alue on järjestetty siten, että kuvaushuoneet, säätöhuoneet, potilaiden pukukopit yms. tilat, jotka muodostavat toiminnallisen kokonaisuuden, on rajattu lukituilla ovilla ympäröivistä tiloista, ja henkilökunta valvoo sisään tulevia. Neljässä magneettikuvausyksiköistä käytetään tarpeen vaatiessa käsikäyttöistä metallipaljastinta varmistamaan, että sisään tulevien henkilöiden mukana ei kulkeudu ferromagneettisia kappaleita. Lisäksi yhdessä kuvausyksikössä on metalli-ilmaisinpotti rutiinikäytössä. Muissa paikoissa henkilökunta varmistaa turvallisuuden muilla keinoin, kuten haastattelulla. Yhteenvedo näistä on esitetty taulukossa XII.

Taulukko XII Metallipaljastinporttien tai käsikäyttöisten paljastimien käyttö potilaiden seulonnassa ennen magneettitutkimusta.

Seulontatapa	Käyttöpaikkojen määrä
Käsin, erityistapauksissa	4
Portti tai käsin erityistapauksissa	1
Portti rutiinikäytössä	1
Ei metallipaljastimia	26

5.2 Magneettitutkimuksen vasta-aiheet

Magneettitutkimukseen lähetetään toisinaan potilaita, joille ei tulisi tehdä magneettitutkimusta. Tällaisia tapauksia sattuu kuitenkin suhteellisen harvoin, keskimäärin muutama vuodessa käyttöpaikkaa kohden. Vastauslomakkeissa mainittiin magneettitutkimuksen esteeksi useimmiten potilaan sydäntahdistin. Potilailla voi myös olla proteeseja, klipsejä tai muita implantteja, joiden sopivuutta magneettitutkimuksessa ei tiedetä. Myös metallisrappaleita pidetään magneettitutkimuksen esteenä, varsinkin jos ne sijaitsevat riskialttiissa kehon osassa kuten silmän alueella.

Magneettitutkimuksia tehdään raskaana oleville potilaille vähemmän kuin viisi vuodessa käyttöpaikkaa kohden ja osassa paikkoja niitä ei tehdä lainkaan. Eniten raskauden aikaisia magneettitutkimuksia tehdään eräissä yliopistosairaaloissa, 10 - 30 vuodessa, joista osa on sikiötutkimuksia. Raskauden aikaisen magneettitutkimusten määrät on esitetty taulukossa XIII. Magneettitutkimuksia ei tehdä raskauden ensimmäisen kolmanneksen aikana, ellei potilaan tila sitä vaadi. Raskauden aikaisissa magneettitutkimuksissa käytetään potilaan altistuksen kannalta kevyempiä sekvenssejä ja kontrastiaineen käyttöä pyritään välttämään.

Taulukko XIII Raskauden aikaisten magneettitutkimusten määrä vuodessa käyttöpaikottain.

Tutkimusten määrä vuodessa	Käyttöpaikat	
	tyyppi	lukumäärä
20 – 30 ¹⁾	yliopistosairaala	1
10 – 20	yliopistosairaala	2
5 – 10	yliopistosairaala	1
vähemmän kuin 5	yliopistosairaala	3
	keskussairaala	6
	alue- tai kaupungin sairaala	2
	yksityinen	11
ei lainkaan	keskussairaala	2
	alue- tai kaupungin sairaala	2
	yksityinen	3

¹⁾ Suurin osa sikiötutkimuksia

5.3 Magneettikuvausyksiköissä sattuneet vaara- ja vahinkotilanteet

Seuraavat tiedot magneettikuvauslaitteisiin liittyvistä vaara- ja vahinkotilanteista perustuvat kyselylomakkeiden vastauksiin sekä hoito- ja huoltohenkilökunnan kanssa käytyihin keskusteluihin. Tarkempi erittely on esitetty taulukoissa XIV ja XV.

5.3.1 Henkilö- ja laitevahingot

Lieviä laite- ja henkilövahinkoja on sattunut kahdesti. Molemmat ovat sattuneet kuvauslaitteen asennuksen tai huollon yhteydessä laitteen maahantuojaan huoltomiehille. Toisessa tapauksessa tuulettimen moottori tempautui huoltomiehen käsistä ja magneetin sisään lentäessään rikkoi pääkelan. Toisessa tapauksessa huoltomiehen kaulassa roikkunut mittari repi kantohihnansa poikki. Molemmilla kerroilla miehille aiheutui lieviä ruhjeita.

5.3.2 Läheltä piti -tilanteet

Ns. läheltä piti -tilanteita vastattiin sattuneeksi kuudessa paikassa. Vastausten mukaan potilaille, joista toisella oli sisäkorvaproteesi ja toisella anerysmaklipseja on tehty magneettitutkimus. Se, että potilaalla oli anerysmaklipseja päässään selvisi vasta kun potilas uusintatutkimukseen tullessaan valitti saaneensa päänsärkyä ensimmäisestä magneettitutkimuksesta. Myös saattaja, jolla oli sydäntahdistin, on ollut kuvaushuoneessa tutkimuksen ajan, koska ei ollut muistanut että hänellä oli tahdistin, kun asiaa kysyttiin. Kaikissa tapauksissa ao. henkilöt lähetettiin tutkimuksiin, sen varmentamiseksi, ettei mitään haittaa ollut aiheutunut.

Muutamina kertoina potilas, saattaja tai ulkopuoliseen henkilökuntaan kuuluva, joilla on ollut anerysmaklipseja tai sydäntahdistin, on päässyt valvonta-alueen sisälle, mutta ei kuvaushuoneeseen asti, ennen kuin magneettikuvauksista vastaava henkilökunta on pysäyttänyt heidät.

Kuvaushuoneisiin on myös yritetty viedä vääranäntyyppistä tippatelinettä tai vuodetta, jopa niin, että vasta kuvaushuoneessa on havaittu, että magneetti vetää tippatelinettä puoleensa.

5.3.3 Pienet häiriöt

Ainoastaan kolme käyttöpaikkaa ilmoitti, ettei pieniäkään vahinkoja ole sattunut. 75 % käyttöpaikoissa on magneetin sisään lennähtänyt pikkuesineitä, kuten paperiliittimiä, nauvoja, avaimia ja hakulaitteita. Myös potentiaalisia vammaisaiheuttajia, kuten suonipuristimia, saksia ja veitsenteriä, on lähtenyt lentoon henkilökunnan taskuista. Joissain tapauksissa tällaiset esineet ovat lentäneet läheltä jonkun kasvoja. Osa tilanteista on sattunut normaalissa tutkimustilanteessa, osa huollon tai siivouksen aikana, jolloin magneettiyksikön henkilökunta ei ole ollut paikalla valvomassa tilannetta ja esim. siivoushenkilökunta ei ole osannut varoa magneettia. Pankki- ja luottokortteja on tuhoutunut magneettikentän vaikutuksesta myös monessa paikassa sekä henkilökunnalta että potilailta.

Taulukko XIVa Vastauslomakkeissa kuvatut lieviä henkilövahinkoja aiheuttaneet tapaukset vuosilta 1993 – 1998.

Tuulettimen moottori lensi magneetin sisään ja rikkoi pääkelan, huoltomies sai käsiinsä naarmuja.
Huoltomiehen kaulassa roikkunut mittari lensi magneettiin: kantohihna katkesi ja mies sai ruhjeita kaulaan, ei laitevahinkoja ⁽¹⁾ .
Potilaalle lievä palovamma johtimesta

¹⁾ Tapausta ei ole mainittu vastauslomakkeessa, vaan sen kertoi ao. huoltomies.

Taulukko XIVb Vastauslomakkeissa kuvatut läheltä piti –tapaukset vuosilta 1993 – 1998.

<ul style="list-style-type: none"> • Magneetti veti puoleensa kuvaushuoneeseen tuotua tippatelinettä. • Saattaja, jolla oli sydäntahdistin, pääsi kuvaushuoneeseen. • Kuvatulla potilalla oli kuulolaite. • Väärä sänky tuotiin melkein kuvahuoneeseen asti. • Potilaalle, tehtiin magneettitutkimus, tietämättä, että hänellä oli aneurysmaklipseja. • Vierailija, jolla sydäntahdistin pääsi valvonta-alueelle, ei kuitenkaan kuvaushuoneeseen asti. • Anestesiaryhmältä lensi pulssioksimetri putkeen, ei osunut potilaaseen. • Potilaan vaatteista lensi hiuspinni läheltä hoitajan kasvoja. • Osaston ulkopuolinen hoitaja, jolla mukanaan happipullo ja päässään verisuoniklipsejä, yritti mennä kuvaushuoneeseen pelkkää uteliaisuuttaan. • Muu henkilökunta on yrittänyt mennä kuvaushuoneeseen ilman kontrollia.

Taulukko XV Magneettikuvauslaitteen staattisen hajakentän aiheuttamat pienet häiriöt käyttöpaikoittain saatujen vastausten perusteella esitettyinä. Taulukoon on yhdistetty vastauslomakkeen kysymyksiin 5 ja 6 saadut vastaukset. Taulukossa on esitetty magneettiin lennähtäneet esineet, mikäli ne on vastauksissa mainittu, ”Kyllä” tarkoittaa jotain pientä esinettä, jota ei ole tarkemmin eritelty. Talukossa on myös lueteltu onko pankki- tai luottokortteja tuhoutunut magneettikentän vaikutuksesta.

	Magneettiin lennähtäneet esineet	Pankkikorttien tuhoutuminen
1	Hiuspinni, klemmari	-
2	Työkalu irtosi huoltomiehen vaatteista	Kyllä
3	Huulipuna, ruuvi potilaan taskusta, ulkomaisia kolikoita	Kyllä
4	Kynä, huulirasvapurkki	Kyllä
5	Pari kelloa, anestesia lääkäriin hakulaite, naula potilaan taskusta	Useita
6	Sakset sairaala-apulaiselta ⁽¹⁾	Kyllä
7	Suonipuristin, avaimet, veitsenterä taskuista	Kyllä
8	Jokin esine anestesiahoitajan taskusta	Kyllä
9	Avaimia, sakset sairaanhoitajan taskusta ⁽¹⁾	Ei
10	Kyllä	Kyllä
11	Kyllä	Kyllä
12	Kyllä	Kyllä
13	Kyllä	Kyllä
14	Kyllä	Kyllä
15	Kyllä	Kyllä
16	Kyllä	Kyllä
17	Kyllä	Kyllä
18	Kyllä	Kyllä
19	Kyllä	Kyllä
20	Kyllä	Kyllä
21	Kyllä	Kyllä
22	Kyllä	Kyllä
23	Kyllä	Kyllä
24	Kyllä	Ei
25	Kyllä	Ei
26	Ei	Kyllä
27	Ei	Kyllä
28	Ei	Kyllä
29	Ei	Kyllä
30	Ei	Kyllä
31	Ei	Kerran
32	Ei	Ei
33	-	Ei

¹⁾ Näissä tapauksissa ao. henkilö on mennyt kuvaushuoneeseen niin, että magneettikuvausista vastaava henkilökunta ei ole sitä huomannut ja voinut tarkistaa tilannetta.

5.4 Pohdinta

5.4.1 Yleistä

Tässä esitetyt vahinko- ja vaaratilanteet antavat kvalitatiivisen kuvan millaisia tilanteita on sattunut. Lisäksi käyttöpaikoissa tehtyjen mittausten yhteydessä havaittiin, että yhdessä käyttöpaikassa varoituskilpien teksti oli vain englanniksi. Kilpien kuvasymbolit olivat kylläkin hyvin selkeitä, mutta silti olisi tarkoituksenmukaista, että varoitustekstit ovat kotimaisella kielellä, tarvittaessa molemmilla.

Vastauslomakkeiden perusteella on selvää, että kaikkia ns. läheltä piti -tapauksia eli potentiaalisia vaaratilanteita ei ole mainittu. On myös vaikea arvioida, kuinka lähellä onnettomuuden syntyminen on ollut tilanteissa, joissa esim. henkilökunta ennättää pysäyttää vääränlaisen tippatelineen tai vuoteen viennin magneettikuvaushuoneeseen, tai jos vasta kuvaushuoneessa havaitaan, että magneetti vetää tippatelinettä puoleensa. Henkilövahinkoja ja läheltä piti -tapauksia ei ole myöskään ilmoitettu Lääkelaitokselle, vaikka niin tulisi tehdä.

5.4.2 Henkilövanhingot ja läheltä piti -tapaukset

Kaksi kolmesta ilmoitetusta henkilövahingosta on sattunut magneettikuvauslaitteiden huoltomiehille, vaikka heidän olettaisi tuntevan parhaiten magneetin vetovoiman riskit. Magneetin hajakentän aiheuttaman vetovoiman arviointi on vaikeaa, koska sen voimakkuus muuttuu jyrkästi kuvauslaitteen ympärillä, ja on lisäksi erilainen pitkittäis- ja poikittaissuunnassa. Kokemukseen ei siten aina auta riskinarvioinnissa. Jos aiemman kokemuksen perusteella luottaa siihen, että ferromagneettisen esineen käsittely jollain tietyllä etäisyydellä on turvallista, niin muistikuvan varainen etäisyysarvio voi ollakin virheellinen ja magneetin vetovoima liian suuri. Tämänkaltaisen virhearvio oli syynä toiseen huoltomiehelle sattuneeseen tapaturmaan.

Kun selvitetään mahdollisia magneettitutkimuksen kontraindikaatioita, niin potilaiden ja heidän saattajiensa haastattelua ei aina voida pitää riittävän luotettava. Saattajan läsnäolon tarpeellisuus kuvaushuoneessa on seikka, jota on ehkä syytä harkita tarkemmin. Se, että kuvaushuoneeseen päästetään saattaja, jolla on sydäntahdistin, osoittaa, kuinka epävarmaa pelkkään asianomaisen henkilön haastatteluun perustuva päätöksenteko on. Saattajien osaltahan käytettävissä ei ole kirjallisia dokumentteja kuten sairaskertomusta. Tosin se, että potilaille on tehty magneettitutkimus tietämättä, että heillä on implantti, kertoo tiedonkulun puutteista potilaita lähettävien yksiköiden ja magneettikuvausyksiköiden välillä.

5.4.3 Pienet vahingot

Suurin osa magneettiin karanneista pikkuesineistä on peräisin ulkopuoliselta henkilökunnalta, joka ei työskentele magneettitutkimusyksikössä säännöllisesti, kuten siivoojat ja anestesiahenkilökunta. Sen takia on kiinnitettävä riittävää huomiota vieraillevan henkilökunnan opastukseen ja valvontaan. Toisaalta vastauksista voidaan tehdä se johtopäätös, että metallinpaljastimen käyttö ei aina estä pienten ferromagneettisten esineitten kulkeutumista kuvaushuoneeseen.

Pikkuesineiden lentely ja pankkikorttien tuhoutuminen vaikuttaa yllättävän yleiseltä. Tähän voi olla syynä niihin liittyvän vaaran tunteen pienuus ja epämääräisyys, jolloin niitä ei osata riittävästi varoa rutiinistyössä. Standardien mukaiset magneetikentästä varoittavat kilvet ja merkinnät on tavallisesti sijoitettu magneettikuvaustiloihin vievälle ovelle, joka on lukittu ja jonka kautta kulkua valvotaan. Ohjaushuone on aina tämän valvonta-alueen sisäpuolella, tosinaan myös potilaiden odotus- ja pukeutumistilat. 0,5 mT vyöhyke, joka on varsinainen valvonta-alueen kynnyсарvo, on aina paljon suppeampi ja rajoittuu usein kuvaushuoneen sisäpuolelle. Henkilökunta tietää sen, että vaikka varoituskilvet ovat ulko-ovessa, niin todellinen "vaara-alue" on jossain epämääräisen lähellä magneettikuvauslaitetta. Kun tiedetään, että pankkikortteja voi turvallisesti pitää säätöhuoneessa, niin jossain vaiheessa varovaisuus unohtuu, ja lompakko kortteineen jää taskuun kuvaushuoneeseen.

seen mentäessä. Samoin pienet ferromagneettiset esineet kuten kynät ja kellot luovat illuusion vaarattomuudesta silloin kun ne ovat tukevasti taskun pohjalla, ja magneetin vetovoima ei kisko niitä havaittavasti. Mutta sitten kun työskennellään lähellä magneettia ja joudutaan kumartumaan, niin puvun rintataskun suu onkin magneetin vetovoiman suunnassa, ja kynä tai kello lennähtää taskusta ulos. Kevyen ja tylpän esineen lentäminen magneettikuvauslaitteen sisään ei olekaan vaarallista, mutta sakset, naulat ja veitsenterät voivat ihmiseen osuessaan viiltää haavoja tai vaurioittaa silmiä.

5.4.4 Johtopäätöksiä

Ongelmana näyttää olevan magneettisen hajakentän näkymättömyys; ei ole mitään mikä varoittaisi missä ohjaushuoneen olemattoman heikko magneettikenttä muuttuu ja ylittää 0,5 mT valvontarajan ja millä alueella magneettinen vetovoima on niin voimakas, että se on vaarallinen. Esimerkiksi jo 3 mT hajakenttä riittää vetämään esineitä kohti magneettia, mutta vasta 20 mT kenttä tuhoaa pankkikortit (IEC 1995). Lukituilla ovilla ja kulunvalvonnalla kontrolloidaan ensisijaisesti potilaiden ja ulkopuolisten henkilöiden pääsyä magneettitutkimusyksikköön. Tämä valvonta-alue on siis hyvin laaja, ja suurimmalla osassa aluetta magneettisen hajakentän vaikutus on hyvin heikko. Siksi olisi hyödyllistä merkitä esim. lattiateippauksin tai muulla näkyvällä tavalla missä 0,5 mT raja todella kulkee.

6 MAGNEETTITUTKIMUKSEN AIHEUTTAMAT SIVUVAIKUTUKSET

Magneettitutkimuksessa potilas altistuu voimakkaalle staattiselle magneettikentälle, suhteellisen hitaasti muuttuville gradienttikentille sekä RF-kentälle. Nämä voivat aiheuttaa potilaalle lämpö- räsitusta tai hermoaistimuksia, kuten luvussa 2 kuvattiin. Useimpien magneettikuvauslaitteiden umpinainen rakenne voi lisäksi aiheuttaa ahtaanpaikan kammoa. Tässä esiteltävä katsaus perustuu käyttöpaikkakyselyn vastauksiin. Vastauksissa on kuvattu potilaiden kokemia oireita ja muita tuntemuksia, jotka voivat olla magneettitutkimuksen aiheuttamia. Käyttöpaikkakyselyn vastauksissa kuvatut tapaukset on esitetty yksityiskohtaisemmin taulukoissa XVI - XVIII.

6.1 Lämpöaistimukset

Magneettitutkimus on aiheuttanut muutamina kertoina potilaiden aistimaa paikallista kudosten kuumotusta sterilointiklipsien, luun tukiraudan tai tatuointien ympärillä. Ensin mainitussa tapauksessa tutkimus keskeytettiin oireiden takia.

Noin joka neljäs käyttöpaikka kuvasi potilaiden kokeneen paikallista lämpenemistä tutkittavassa kehon osassa. Osa vastaajista täsmensi, että kyseessä on ollut selän tai vatsan alueen tutkimus ja useimmiten isokokoinen potilas. Näitä tapauksia on ollut eri paikoissa 1- 10 kertaa vuodessa. Näiden kuvauslaitteet edustivat kaikkia eri kenttävoimakkuuksia (0,2 T - 1,5 T).

Vajaa puolet käyttöpaikoista vastasi potilaiden kokeneen jonkinasteista lämpö räsitusta. Niissä vastauksissa, joissa kuvaillaan potilaiden hikoilevan runsaasti tutkimuksen aikana, tapauksia on ollut viikoittainkin useita. Varsinaista potilaan fysiologiaa kuormittavaa lämpö räsitusta mainittiin esiintyvän 2 - 10 kertaa vuodessa. Kuvauslaitteet olivat välillä 0,5 T - 1,5 T, ja vastausten perusteella lämpö räsituksen yleisyys ei näytä riippuvan kenttävoimakkuudesta.

Taulukko XVIa Vastauksissa kuvatut magneettitutkimuksen potilaalle aiheuttamat lämpövaikutukset.

	Magneetti (T)	Kuvatut lämpövaikutukset ja niiden yleisyys
1	0,5 - 1,5	Implantin tms. kuumeneminen <ul style="list-style-type: none"> • 60-luvulla asennettu olkavarren tukirauta lämpeni • Sterilointiklipsit kuumottaneet LS-rangan V tutkimuksessa • Tatuoinnit lämmenneet (2 potilasta)
2	1,5	Paikallinen lämmön nousu Spine-kelellä isolla potilailla Alavatsan tukimuksissa torsokelalla 3/vuosi 1/vuosi Alle 5/vuosi Kelan alla, n. 10/vuosi
3	0,5 - 1,5	
4	1	
5	1	
6	0,5	
7	0,2	
8	1,5	
9	1,5	
10	1,5	
11	1,5	
12	1	
13	1	
14	1	
15	1	
16	1	
17	1	
18	1	
19	0,5	
20	0,5	

Taulukko XVIb Käyttöpaikat, joista ei ilmoitettu lämpövaikutuksia

Magneetti (T)	lukumäärä
1,5	2
1	6
0,5	2
alle 0,5	3

6.2 Hermo- ja lihasstimulaatio-oireet

Puolet käyttöpaikoista kertoi potilaiden tunteneen jonkinlaista hermostimulaatiota magneettitutkimuksen aikana. Näiden käyttöpaikkojen laitteiden kenttävoimakkuudet olivat välillä 0,2-1,5 T, samoin kuin niissä paikoissa, jotka vastasivat, että hermostimulaatioita ei esiintynyt. Osa vastaajista kuvasi tuntemukset kihelmöinniksi tai lihasvärinäksi. Tyypillisesti tapauksia on sattunut käyttöpaikoittain 2 - 5 kertaa vuodessa, vain muutamassa paikassa 10 - 50 kertaa vuodessa. Vastaajista osa arveli, että syynä lihasvärinään on potilaan jännitys eikä magneettitutkimus, näin etenkin niissä paikoissa, joissa tapauksia oli useita. Lisäksi yhdessä vastauksessa kuvattiin potilaiden nähneen valoilmiöitä 1 T kuvauslaitteessa.

Taulukko XVIIa Hermo- ja lihastimulaatio-oireet ja niiden yleisyys vastauslomakkeiden perusteella

	Magneetti(T)	Stimulaatio-oireet ja niiden yleisyys
1	1,5	2 / vuosi
2	1,5	2 / vuosi
3	1,5	50 / vuosi, värinää, syynä jännitys ? ⁽¹⁾
4	1,5	2 / vuosi
5	1 ja 1,5	2 / vuosi
6	0,5 ja 1,5	Käsissä ja raajoissa tuntemuksia
7	1	On esiintynyt
8	1	10 / vuosi
9	1	Kerran, kun röntgenhoitaja koehenkilönä
10	1	3 / kk
11	1	5 / vuosi
12	1	2 / vuosi
13	1	5 / vuosi, syynä jännitys ? ⁽¹⁾
14	1	20 / vuosi, syynä jännitys ? ⁽¹⁾
15	1	4 / vuosi
16	0,5	5 / vuosi, syynä jännitys ? ⁽¹⁾
17	0,5	Kerran lihasvärinää
18	0,2	Värähtelyä, kihelmöintiä, 50/v

¹⁾ Vastauksessa arveltiin, että potilaan kokeman aistimuksen syynä on potilaan oma jännitys eikä magneettikentät.

Taulukko XVIIb Käyttöpaikat, joista ei ilmoitettu esiintyneen stimulaatio-oireita

Magneetti (T)	Lukumäärä
1,5	4
1	5
0,5	3
alle 0,5	3

6.3 Pahoinvointi ja muut sivuvaikutukset

Magneettitutkimuksissa käytettävä kontrastiaine on aiheuttanut muutaman kerran pahoinvointia tai allergisia reaktioita potilaalle, joskus jopa niin rajuna, että potilas on toimitettu teho-osastolle tarkkailuun. Osa potilaista on kokenut huimausta tai pahoinvointia 0,5-1,5 T:n laitteissa vajaan kymmenessä käyttöpaikassa. Käyttöpaikoista saaduissa vastauksissa osassa arvioitiin, että oireiden syynä on ollut potilaan klaustrofobia tai muu jännitys tai perussairaus eikä magneettitutkimuksen aiheuttama altistus. Myös yksi kyselyyn vastannut hoitaja kuvaili, että nopeat pään liikkeet aiheuttivat outoja tuntemuksia, kun hän hänen siivosi 1,5 T magneetin potilasputken sisällä. Potilaat ovat myös aistineet raudanmakua suussaan kahdessa paikassa, joissa molemmissa laitteen kenttävoimakkuus oli 1 T.

Taulukko XVIII Muut magneettitutkimuksen aiheuttamat sivuvaikutukset kuten pahoinvointi.

	Magneetti (T)	Sivuvaikutus
		Kontrastiainereaktiot
1	1,5	Kontrastiaine reaktioita; potilaat viety teholle tai ensi-apuun tarkkailuun, muutama lievempi reagointi.
2	0,5	Pahoinvointia kontrastiaineesta ?
3	0,2	Kontrastiainereaktioita;
		Pahoinvointi ja klaustrofobia
4	1,5	Klaustrofobiaa
5	1,5	Lievää pahoinvointia 20 / vuosi
6	1 ja 1,5	Huimausta / pahoinv, syynä klaustrofobiasta ? ⁽¹⁾
7	1	Pahoinvointia joskus
8	1	Jännityksestä tai perussairaudesta pahoinvointia.
9	1	Pahoinvointia noin 5 / vuosi
10	1	Pahoinvointia noin 5 / vuosi
11	0,5	Huimausta / pahoinvointia, syynä klaustrofobiasta ? ⁽¹⁾
		Muuta
12	1,5	Epämääräisiä vaivoja
13	1,5	Putken sisällä siivotessaan hoitajan nopeat pään liikkeet aiheutti outoja tuntemuksia.
14	1	Raudanmakua, 1 -2 / vuosi
15	1	Raudanmakua, 5 / vuosi.
16	1	Valoilmiöitä

¹⁾ Vastajat arvelevat potilaan pahoinvoinnin johtuvan klaustrofobiasta.

6.4 Pohdinta

6.4.1 Yleistä

Edellä esitetyt potilaiden magneettitutkimuksen aikana kokemat oireet perustuvat vastauslomakkeissa esitettyihin kuvauksiin potilaiden subjektiivisista tuntemuksista. Vastausten perusteella ei voida arvioida kuinka lievät tai kuinka voimakkaat oireet on vastauksin mukaan. Esimerkiksi maininnat implanttien ja tatuointien lämpenemisestä on saatu kaikki samasta käyttöpaikasta, mutta tämä ei kuitenkaan merkitse, että ao. paikan tutkimusmenetelmät olisivat poikkeuksellisen kuormittavia. Pikemminkin tilanne on se, että magneettitutkimusyksiköissä ei mitenkään talleteta tietoa edellä kuvatun kaltaisista tapahtumista. Tieto näistä tapahtumista ei siten välity muulle henkilökunnalle, joten on ollut satunnaisesti kyselyyn vastanneen henkilön kokemuksen ja muistin varassa miten potilaiden kokemat aistimukset ja pienet poikkeukselliset tapahtumat on kuvattu vastauslomakkeissa.

Lisäksi magneettitutkimuksen aikaisia oireita arvioitaessa on otettava huomioon, että potilaat voivat kokea tutkimustilanteen sinällään niin ahdistavaksi tai pelottavaksi, että siihen liittyvä stressi voi aiheuttaa fyysisiä oireita.

6.4.2 Lämpövaikutukset

Saaduissa vastauksissa ei voitu havaita potilaiden kokeman lämpötuntemusten ja laitteen kenttävoimakkuuden välillä yhteyttä. Sekä 0,5 T, 1 T että 1,5 T laitteilla mainittiin potilailla esiintyvän runsasta hikoilua ja paikallista lämmöntunnetta, viimeksi mainittua myös alle 0,2 T laitteella. Toisaalta ne käyttöpaikat, jotka eivät vastanneet tähän, edustivat myös kaikkia eri kenttävoimakkuuksia. Lämpötuntemuksia voisi olettaa esiintyvän enemmän korkeakenttäisillä laitteilla kuin matalakenttäisillä, koska RF-tehon aiheuttama energian absorptio SAR on neliöllisesti riippuvainen RF-taajuudesta ja siten myös staattisen magneetikentän voimakkuudesta (Bottomley ja Edelstain 1981, Grandolfo ym. 1990). Mutta magneetikuvauksessa lopulliseen SAR-altistukseen vaikuttavat RF-taajuuden lisäksi kuvauksessa käytettävästä kuvaussekvenssistä riippuvat seikat kuten RF-pulssin muoto, amplitudi, kesto ja toistotaajuus (Bottomley ja Andrew 1978, Bottomley ja Edelstain 1981, Shellock FG ja Crues JV 1987). RF-tehon absorptio kehossa on suurimmillaan kehon pintaosissa ja pienenee kehon sisäosia kohti, joten magneettitutkimus aiheuttaa lämmön nousua ihossa ja pinnallisissa kudoksissa, ja vaikutukset kehon sisäosien lämpötilaan ovat vähäisemmät. (Bottomley ja Andrew 1978, Shellock ym. 1989). Kliinisissä tutkimuksissa 1,5 T laitteella ja 0,4-1,2 W/kg SAR-altistusarvoilla suurimmalla osalla potilaista esiintyi lämmöntunnetta ja näkyvää hikoilua, mutta mitattu ihon ja kehon lämpötilan nousu oli pienempi kuin normaalin vuorokausirytmien aiheuttama lämpötilanvaihtelu (Shellock FG ja Crues JV 1987). Jopa 6.0 W/kg altistuksella tutkittujen potilaiden kehon lämpötila kohosi vain 0,5°C (Shellock ym. 1994).

Potilaan kokemaan lämpökuorman vaikuttavat myös ulkoiset seikat kuten tutkimushuoneen lämpötila, potilasputken tuuletuksen tehokkuus sekä se, onko potilaalla yllään täysi vaatetus vai pelkkä pyjama. Lämpörasituksen kokemiseen vaikuttavat myös tutkimuslaitteesta tai -menetelmistä riippumattomat seikat; potilaan ylipaino, raskaus ja tietyt sairaudet voivat heikentää lämmönsäätelyjärjestelmän toimintaa.

6.4.3 Hermostimulaatiot

Voidaan arvioida, että osa kuvatuista potilaiden kokemista hermo- ja lihasaistimuksista johtuu jännityksestä tai muusta magneettitutkimukseen liittyvästä epämukavuudesta, mutta osassa tapauksia potilaan tuntema lihasvärinä tai kihelmöinti on magneetikentän gradienttien aiheuttama. Kirjallisuudessa on kuvattu hermostimulaatioita esiintyneen magneettitutkimuksissa käytettäessä hyvin nopeita kuvaussekvenssejä (Mansfield ja Harvey 1993, Erhardt ym. 1997). Muuttuvan magneetikentän kehoon indusoima virtatiheys on sitä suurempi mitä isompi on kehon poikkipinta-ala magneetikenttään nähden (Reilly 1998a). Magneettikuvauslaitteissa, joissa on ortogonaali-

set gradienttikentät, ja joissa potilas on makuulla staattisen magneettikentän suuntaisesti, kehon pituussuuntaan nähden poikittaisten gradienttien on todettu aiheuttavan hermostimulaatioita herkemmin kuin kehon pituuden suuntaisen gradientin (Abart ym. 1997, Cohen 1990, Erhardt ym. 1997, Ham ym. 1997). Abartin ja Hamin tutkimuksissa testattiin erikseen kaikkien kolmen suunnan gradienttien aiheuttamia stimulaatiokynnyksiä ja tulosten mukaan kehon AP/PA-suunnassa² hermostimulaatioita esiintyi pienemmillä gradientin voimakkuuksilla kuin LR-suunnassa³ tai pitkittäis-suunnassa. Keskimääräinen stimulaatiokynnys AP/PA-suunnassa on 22 mT/m ja sitä vastaava muutosnopeus 44 T/s. Pituussuunnassa ja LR-suunnassa gradientit aiheuttivat vain harvoille koehenkilöille stimulaatioita vaikka gradienttien voimakkuus oli suurin mahdollinen, 25 mT/m (Abart 1997).

Gradienttien voimakkuus ilmoitetaan käytännössä aina staattisen magneettikentän suuntaisen komponentin suuruutena koska se on kuvantamisen kannalta merkittävä arvo. Gradien-teilla on kuitenkin aina myös x- ja y-suuntaiset komponentit, ja esim. y-gradientissa y-akselin suuntainen komponentti voi olla jopa suurempi kuin z-akselin suuntainen komponentti (Abart ym. 1997). Ham (1997) pitää erisuuntaisten komponenttien yhteisvaikutuksena syntyvien gradienttikenttien itseisarvon muutosnopeutta $d|B|/dt$ hermostimulaatioiden kannalta tärkeämpänä parametrina kuin pääakselin suuntaista muutosnopeutta dB_z/dt . Gradien-teja ja niiden muutosnopeuksia ja niiden mittaamista käsitellään tässä raportissa myöhemmin.

Vaikka koeasetelmat olivat samat, eri henkilöt aistivat stimulaatioita kehon eri osissa. Muutenkin hermostimulaatioiden esiintymisellä on suuria eroja eri henkilöiden välillä ja samalla henkilöllä voi olla $\pm 10\%$ ero stimulaatiokynnyksessä eri mittauskertojen välillä (Ham ym. 1997).

6.4.4 Muut sivuvaikutukset

Eräässä vastauksessa mainitut potilaan aistimat valonvälähdykset magneettitutkimuksen aikana voivat olla magnetofosfeeneja, jotka aiheutuvat muuttuvien magneettikenttien indusoimista virroista verkkokalvolla (Reilly 1998a). Ilmiön kuvasi ensimmäisen kerran d'Arsonval jo vuonna 1896. Magnetofosfeenien indusoituminen riippuu sekä magneettikentän muutosnopeudesta että -ajasta. Kokeellisesti magnetofosfeeneja on saatu indusoitua muutosnopeudella 1,3-1,9 T/s muutosajan ollessa 2 ms ja toistotaajuuden 15-30 Hz (Budinger 1986). Magneettikuvauslaitteissa havaittujen fosfeeni-ilmidiöiden, samoin kuin raudan maun, otaksutaan kuitenkin syntyvän staattisen magneettikentän vaikutuksesta, kun pään tai silmien liikkeet indusoivat virtoja päähän (NRPB 1991). Raudanmakua ja magnetofosfeeneja on alun perin havaittu 4 T laitteen lähellä työskennelleillä henkilöillä, mutta myöhemmin myös 1,5 T kliinisellä kuvauslaitteella (Schenck ym. 1992). Schenckin tutkimuksen mukaan magnetofosfeenit liittyvät nimenomaan silmien nopeisiin liikkeisiin, jolloin niitä ei lainkaan esiinny kun potilas makaa rauhallisesti paikallaan. Lisäksi havaitut valoilmiot ovat niin heikkoja, että ne helposti katoavat ympäristön valaistukseen. Samassa tutkimuksessa kuvataan myös muidenkin aistimusten, kuten pahoinvoinnin ja huimauksen, liittyvän nopeisiin liikkeisiin staattisessa magneettikentässä esim. silloin kun tutkimuspöytää liikutetaan nopeammin kuin 1m/s. Hitaassa liikkeessä tai paikalla ollessa aistimukset katoavat tai ovat lievempiä. Nämä seikat selittävät magneettikuvauslaitetta siivonneen hoitajan havainnot pään liikkeiden aiheuttamista oudoista aistimuksista

IEC-standardi (IEC 1995) pitää tatuoimalla tehtyjä silmänrajauksia (ns. kestomeikki) kontraindikaationa magneettikuvauslaitteelle, koska niiden on raportoitu aiheuttaneen pahoja ärsytysoireita ja kuvausartefakteja (Lund ym. 1986). Sen sijaan tavanomaisista ihon tatuoinneista ei standardissa ole mainintaa. Tatuoitu ihoalue voi lämmetä magneettitutkimuksen vaikutuksesta, jos ferromagneettisten tai muuten sähköä johtavien pigmenttihiukkasten takia RF-kenttä aiheuttaa induktiovirtojen tihentymiä tatuoituun ihoon (Sacco 1987). Mutta tatuoinnit eivät ole yleensä aiheuttaneet ongelmia magneettitutkimuksessa eikä niiden ole raportoitu aiheuttaneen palovammoja (Kanal ja Sherlock 1998).

² AP/PA-suunta = edestä taakse / takaa eteenpäin

³ LR-suunta = vasen / oikea suunta.

7 STAATTINEN HAJAKENTTÄ JA SEN AIHEUTTAMA ALTISTUS

Magneettikuvauslaitteiden staattinen magneetti synnyttää ympärilleen hajakentän, joka ulottuu kuvauslaitteen ulkopuolelle. Hajakentän voimakkuus ja laajuus riippuu magneetin voimakkuudesta ja suojaustavasta. Suojausten tarkoituksena on pienentää valvonta-aluetta ja vähentää hajakenttien aiheuttamia magneettisia häiriöitä elektronissa laitteissa. Nämä seikat helpottavat kuvauslaitteiden asennuspaikan turvajärjestelyjä ja mahdollistavat asennukset pieniin tiloihin.

Passiivisessa suojauksessa kuvauslaitteen runkoon on rakennettu raskas metalliverhoilu hajakenttien vaimentamiseksi. Passiivinen suojaus on raskas ja voi siksi asettaa lisävaatimuksia asennuspaikan rakenteiden kestävyydelle. Aktiivisessa suojauksessa hajakenttää vaimennetaan kompensoimalla se laiterungon sisään asennetulla sähkömagneettisella käämityksellä. Aktiivisella suojauksella valvonta-alue saadaan supistettua jopa muutaman metrin säteelle isosentristä⁴, kun magneetin voimakkuus on 1,5 T.

Laittevalmistajat esittävät spesifikaatioissaan hajakenttien voimakkuuden ja levinneisyyden ns. isogaussi- tai isotesta-kaavioilla. Näissä piirroksissa esitetään ainakin vaakataso hajakenttät isosentrin korkeudella, joskus myös pystysuunnassa. Piirroksia tarvitaan, koska tietokoneiden monitorit yms. laitteiden toiminta häiriintyy magneettikentän vaikutuksesta ja ne on sijoitettava riittävän etäälle. Piirroksissa esitetään aina valvonta-alueen raja (0,5 mT). Sen sijaan suurehkoja, laitteen läheisyydessä esiintyviä hajakentän arvoja ei ole esitetty, vaan suurimmat esitetyt hajakentän arvot ovat 20 mT ja lyhyimmät etäisyydet 2,0 m isosentristä. Siten laitespesifikaatioiden perusteella ei voida arvioida magneettikuvauslaitteiden kanssa työskentelevien hoitajien ja muun henkilökunnan altistumista hajakentille, vaan altistus on selvitettävä mittauksin.

7.1 Henkilökunnan altistuminen staattiselle hajakentälle

7.1.1 Hajakenttämittaukset

Staattinen hajakenttä mitattiin magnetometrillä MG-7D, (Walker Scientific Inc). Mittarissa on Hall-anturi, joka mittaa magneettikentän vuontiheyttä. Mittarin toiminta alue on 0 - 2 T. Mittarin tarkkuus ja lineaarisuus testattiin laboratorio-oloissa Helmholtzin kelalla, jolla 1 A virtaa synnyttää 0,813 mT magneettikentän. Virtalähteenä käytettiin Danica TPS 27a/32-15 ja virtamittarina Keithley 196. Käytetyllä Helmholtzin kelalla saatiin aikaan staattisia magneettikenttiä välillä 0,2 - 5 mT. Testauksen perusteella mittarin tarkkuus tällä välillä on $\pm 10\%$ ja mittarin toiminta on lineaarinen. Mittarin lineaarisuus suurilla kenttävoimakkuuksilla tarkistettiin asettamalla anturi 1,5 T kuvauslaitteen isosentriin testausilanteessa, jossa magneettikenttä isosentrisessä voitiin määrittää tarkasti laitteen viritystaajuuden perusteella. Magneettikentän tarkka arvo oli 1,49 T ja mittarin näyttämä 1,39 T, eli poikkeama oli 7 %.

Magneettikuvauslaitteiden staattisen hajakentän työntekijöille aiheuttaman altistuksen arvioimiseksi mitattiin hajakenttä yhdeksän kuvauslaitteen ympäristössä. Mitatut laitteet edustivat eri laitevalmistajia ja niiden ikä vaihteli välillä 1-8 vuotta. Yksi laitteista oli rakenteeltaan avoin matalakenttäinen laite, loput olivat korkeakenttäisiä, joista yksi oli asennettu rekka-autoon.

Hajakentän voimakkuus magneettikuvauslaitteiden lähistöllä mitattiin seuraavissa kohdissa:

- lähellä kuvauslaitteen runkoa ja potilasvuodetta, missä hoitajat työskentelevät asetellessaan potilaita tutkimusta varten,
- säätöhuoneessa työpöytien ääressä, missä hoitajat istuvat tutkimusten aikana
- sekä magneettikuvauslaitteen keskiakselilla eri etäisyyksillä magneetin suuaukosta.

⁴ Magneettikuvauslaitteen isosentri on magneettikentän keskipiste.

7.1.2 Henkilökunnan altistuminen

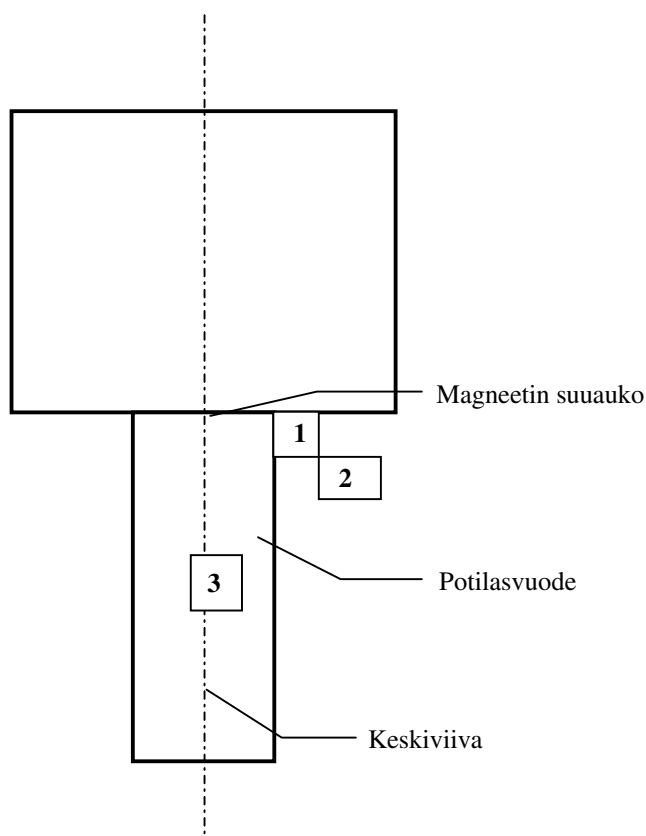
Magneettikuvausyksiköihin lähetetyssä kyselylomakkeessa (liite 1) selvitettiin kuinka pitkiä aikoja henkilökunta työskentelee staattisessa hajakentässä. Lomakkeessa kysyttiin mm. kuinka kauan hoitajat työskentelevät viikon aikana lähempänä kuin yhden metrin säteellä magneetin suuaukosta. Tämä lähityöskentelyaika sisältää potilaiden asettelua ja muuta tutkimuksen valmistelua. Myös anestesiahenkilökunnan altistusajat selvitettiin.

Yhdistämällä mittauksissa saadut tiedot hajakenttien voimakkuudesta ja vastauslomakkeista kerätyt tiedot henkilökunnan altistusaikojen pituuksista, saadaan arviot henkilökunnan altistumisesta työpäivän aikana staattiselle hajakentälle.

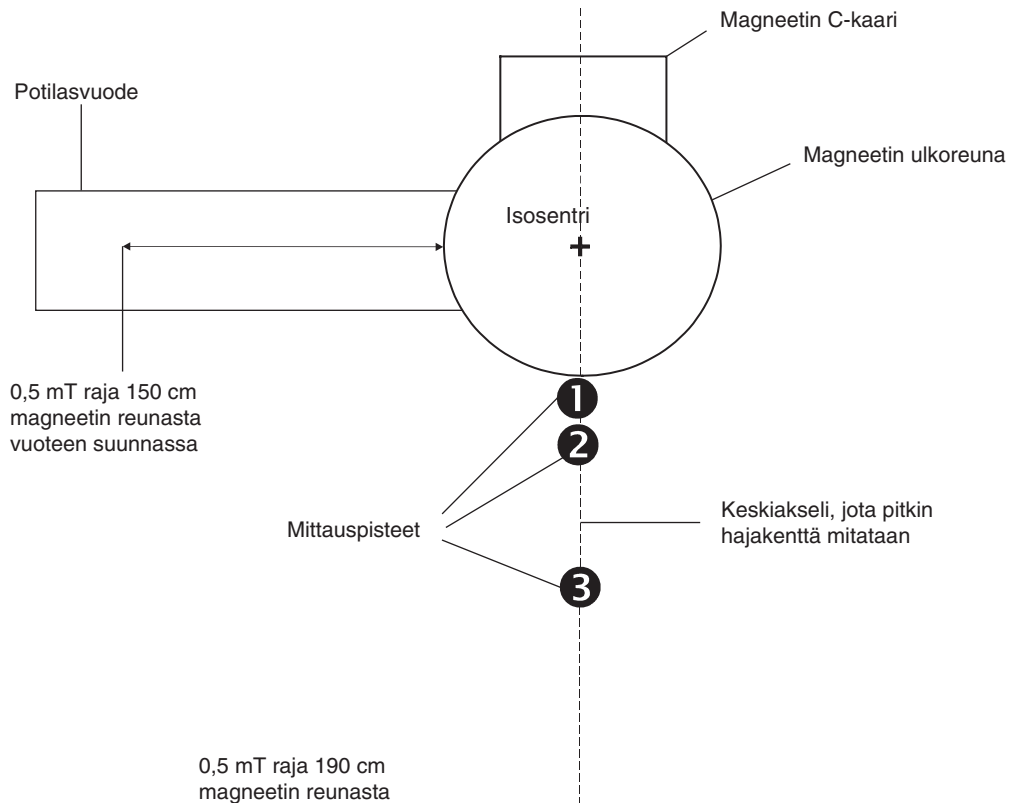
7.2 Tulokset

7.2.1 Hajakenttämittaukset

Magneettikuvauslaitteiden staattisten hajakenttien mittaustulokset on esitetty taulukoissa XIX ja XX. Kuvissa 5 ja 6 on kaavamaisesti esitetty mittauskohtien sijainti laitteiden ympärillä. Kuvauslaitteen rungon ja potilasvuoteen kulmauksessa, lähes rungossa kiinni (mittauskohta 1), mitatut hajakentät olivat 1,0 T laitteilla välillä 60-330 mT ja 1,5 T laitteilla 140-400 mT. Em. kulmauksessa seisovan henkilön keskikehon kohdalla, eli 20-40 cm etäisyydellä laiterungosta (mittauskohta 2), mitatut kentät olivat vastaavasti 40-130 mT ja 70-200 mT.



Kuva 5. Staattisen hajakentän mittauspisteet rakenteeltaan tavanomaisten magneettikuvauslaitteiden ympärillä. Numerot viittaavat taulukossa XIX esitettyihin mittaustuloksiin.



Kuva 6. Staattisen hajakentän mittauspisteet avoimen magneettikuvauslaitteen Outlookin ympärillä. Numerot viittaavat taulukossa XIX esitettyihin mittaustuloksiin.

Väestön altistuksen enimmäisarvo 40 mT alittuu kaikilla mitatulla laitetyypillä viimeistään metrin etäisyydellä potilasputken suuaukosta mitattuna.

Valvonta-alueen raja 0,5 mT kiertää useimmilla kuvauslaitteilla noin 3-4 m päässä magneetin isosentristä mitattuna (ks. taulukko XX). Käytännössä tämä tarkoittaa, että valvonta-alue jää kuvaushuoneen sisäpuolelle. Vanhimman mitatun laitteen tapauksessa 0,5 mT vyöhyke ulottuu säättöhuoneen puolelle, lähelle säätö- ja kuvaushuoneen välistä seinää, 7 m päähän isosentristä. Useimmissa tapauksissa kuitenkin säättöhuoneiden työpöytien ääreltä mitatut hajakentät olivat niin heikkoja, että niistä ei saatu mitattua maan magneettikentästä (Suomessa noin 0,05 mT) poikkeavia arvoja. Mitatut etäisyydet ovat joissain tapauksissa hieman lyhyempiä kuin laitevalmistajan antamat arvot, jotka perustuvat laskennallisiin arvioihin.

Taulukko XX 0,5 mT raja mittausten ja laitetietojen perusteella määritettynä. Etäisyydet on määritetty magneetin pääakselilla eli potilasvuoteen suunnassa. Outlookin tapauksessa vuoteen suunnassa eli C-kaareen nähden poikittaisella akselilla

Laite	Asennus- vuosi	Isosentri- syvyys ¹	0,5 mT raja		
			Mitattu suuaukosta	Laitetietojen perusteella Suuaukosta Isosentristä	
Outlook	0,2 T 1995	60 cm	190 cm	190 cm	250 cm
Magnetom Impact	1,0 T 1995	123 cm	270 cm	307 cm	430 cm
Signa Horizon	1,0 T 1997	127 cm	250 cm	253 cm	380 cm
Magnetom SP 63	1,5 T 1991	145 cm	500 cm	555 cm	700 cm
Edge	1,5 T 1995	120 cm	300 cm ²	350 cm	470 cm
Philips NT	1,5 T 1997	90 cm	280 cm	300 cm	390 cm

¹ Isosentrisyvyys on isosentrin etäisyys magneetin suuaukosta, Outlookin tapauksessa isosentrin ja ulkoreunan välimatka

² Mittaus ei ole keskiakselilta vaan oviaukossa viistossa suunnassa keskiakseliin nähden, missä hajakenttä on pienempi.

Taulukko XIX Staattisen hajakentän mittaustulokset. Kaaviokuvat mittauskohdista on esitetty kuvissa 5 ja 6.

Laite	Asennus- vuosi	Isosentri- syvyys	Hajakentän voimakkuus			40 mT raja ⁽⁵⁾	0,5 mT raja ⁽⁵⁾	
			Suuaukossa	Mittaus- kohta 1 ⁽¹⁾	Mittaus- kohta 2 ⁽²⁾			Mittaus- kohta 3 ⁽³⁾
Magnetom Vision	1,5 T	1993	125 cm	140 mT	70 mT	-	60 cm	-
Edge	1,5 T	1995	120 cm	200 mT	160 mT	-	70 cm	oviaukko
Philips NT	1,5 T	1997	90 cm	400 mT	200 mT	20 mT	80 cm	280 cm
Magnetom SP 63	1,5 T	1991	145 cm	170 mT	-	40 mT	100 cm	säätöhuoneessa
Philips NT	1,0 T	1995	90 cm	330 mT	133 mT	34 mT	85 cm	-
Magnetom Impact	1,0 T	1995	123 cm	100 mT	50 mT	7 mT	40 cm	270 cm
Signa Horizon	1,0 T	1997	127 cm	60 mT	40 mT	-	40 cm	250 cm
Signa Horizon LX Mobile	1,0 T	1997	105 cm	100-150 mT	40 mT	-	40 cm	-
Outlook ⁽⁴⁾	0,2 T	1995	60 cm	110 mT	60 mT	3 mT	20 – 40 cm	150 cm/190 cm ⁽⁶⁾

1) Mitattu laiterungon ja potilasvuoteen nurkassa lähes kiinni rungossa.

2) Mitattu 20 – 40 cm etäisyydellä rungon ja vuoteen nurkasta.

3) Mitattu isosentrikorkeudella 1 m etäisyydellä suuaukosta pääakselilla vuoteen keskilinjalla

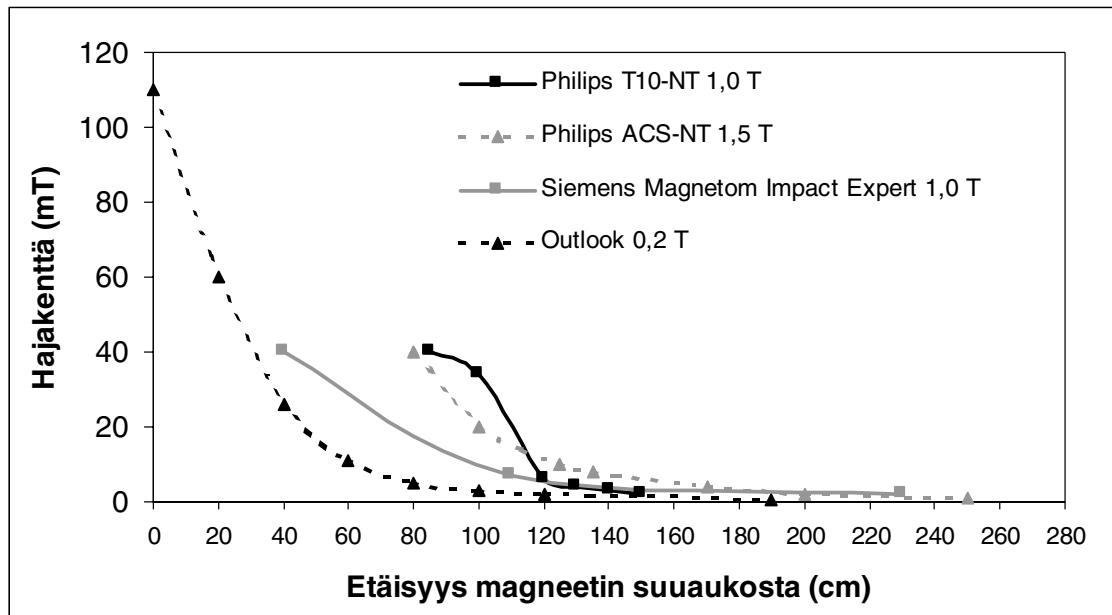
4) Katso erillinen piirros Outlookin mittauksista

5) Mitattu pitkin pääakselia potilasvuoteen suunnassa

6) 0,5 mT raja on 150 cm etäisyydellä potilasvuoteen suunnassa ja 190 cm poikittaissuunnassa.

7) Mittaustulos ei poikennut maan magneettikentästä

Magneettikuvauslaitteiden suuaukon keskellä mitatut hajakentät olivat välillä 180-700 mT. Hajakenttä vaimenee nopeasti kun etäisyys magneettiin kasvaa. Kuvassa 7 on esitetty hajakenttien voimakkuudet etäisyyden funktiona neljällä eri laitteella. Mittaukset on tehty magneetin pääakselin suunnassa isosentritason korkeudella.



Kuva 7 Neljän eri magneettikuvauslaitteen staattisen hajakentän voimakkuudet keskiakselia pitkin mitattuna. Outlook on avoin kuvauslaite, ja etäisyydet on silloin mitattu laitteen ulkoreunasta

7.2.2 Työntekijöiden altistusajat

Magneettikuvausyksiköissä työskentelevien hoitajien viikoittaiset työskentelyajat magneettikuvauslaitteiden läheisyydessä on esitetty taulukoissa XXIa ja XXIb. Saatujen vastausten perusteella hoitajien viikoittainen työskentelyaika vajaan metrin etäisyydellä magneetista vaihtelee suuresti; vaihteluväli on 1,5-9 tuntia viikossa. Yliopistosairaaloissa ajat ovat välillä 4-8 tuntia viikossa, mikä on selvästi pitempi kuin keskus- tai aluesairaaloissa, joissa vastaavat ajat ovat 45 min-6 tuntia. Yksityisillä tutkimuslaitoksilla lähityöskentelyajan pituudet ovat tasaisemmin jakautuneet. Kauempana kuvaushuoneessa käytetyn työajan osalta vaihteluväli oli yhtä suuri, mutta moni vastaaja oli jättänyt vastaamatta tähän kysymykseen.

Taulukko XXIa Yhteenveto hoitajien viikoittaisista työskentelyajoista vajaan metrin etäisyydellä magneetin suuaukosta

Työskentely-aika viikossa	Käyttöpaikkojen lukumäärä			
	Yliopisto-sairaala	Keskussairaalat	Alue- ja kaupungin sairaalat	Yksityiset
1 -2 h		1	2	5
2,5 - 3,5 h		3	1	3
4 - 5 h	3	4		3
5,5 -6,5 h	1		1	1
7- 9 h	3			2

Taulukko XXIIb Hoitajien viikottaiset työskentelyajat eri etäisyyksillä magneetin suuaukosta.

	Magneetti (T)	Työskentely- aika viikossa (h)	
		Alle 1 m etäisyys	Yli 1 m etäisyys
1	1,5	8	-
2	0,2	7,5	3
3	1,5	7	1
4	0,2	6	7
5	1 ja 1,5	5	3
6	0,5 ja 1,5	5	5 ⁽⁴⁾
7	1,5	4,5	8,5
8	0,5	5	3
9	0,5	5	34 ⁽¹⁾
10	1	4	1
11	1	4	1
12	1	3,5	4
13	0,5	3	-
14	1	2,5	-
15	1	1	15 min
16	1	6 ⁽³⁾	- ⁽³⁾
17	0,5	2,5	1
18	1	2	-
19	1	1,5	-
20	1,5	9	-
21	1	7	5
22	1	6,5	3
23	1 ja 1,5	5	20 – 25 ⁽¹⁾⁽²⁾
24	0,2	4,5	-
25	1 ja 1,5	4	6
26	1	3,5	4
27	1,5	3	1,5
28	1	3	1,5
29	0,5	2	10
30	1	1,5	-
31	1	1,5	0,5
32	1,5	1	1,5
33	0,3	1	1

¹⁾ Tarkoittaa työskentelyä säätöhuoneessa

²⁾ Kertyy 2 päivän aikana, 10 h työpäivät. Molemmat magneettikuvauslaitteet ovat liikkuvia.

³⁾ Vastauksessa ei eroteltu miten aika jakaantuu eri etäisyyksille, Magneettikuvauslaite on liikkuva.

⁴⁾ Toinen hoitaja

Anestesiahenkilökunnan työskentelyajat magneettikuvauslaitteiden lähellä on esitetty taulukoissa XXIa ja XXIb. Anestesiahenkilökunta osallistuu magneettitutkimuksiin lähinnä vain yliopisto- ja keskussairaaloissa. Aluesairaaloissa ja suurimmassa osassa yksityisiä laitoksia anestesiaa käytetään vain harvoin tai ei lainkaan. Tyypillisesti anestesia lääkäri valvoo potilasta vajaan metrin

Taulukko XXIa Yhteenveto anestesiahenkilökunnan altistusajoista magneettitutkimusten aikana

Käyttöpaikkojen määrä	Vastaukset
13	Ei vastausta tai anestesiaa ei tehdä
7	Anestesiaa vain harvoin
13	Tyypillisesti 0,5 h / potilas. Yhteensä altistusaika 0,5 – 8 h / viikko Henkilökunta vaihtuu

Taulukko XXIb Viikottainen työskentelyaika, jonka anestesiahenkilökunta työskentelee vajaan metrin etäisyydellä magneetin suuaukosta

	Magneetti (T)	Viikottainen työskentelyaika (h)	Huomautuksia
1	1,5	8	
2	1,5	7-8	Tiistai 2 h, torstai 5-6 h, 1-2 m päässä suuaukosta
3	1 ja 1,5	7	Lisäksi 5 h kauempana
4	1,5	2	
5	0,2	1	
6	0,5 ja 1,5	40 min	Lisäksi 4 h noin 3 m päässä
7	0,23	-	Vain satunnaisesti
8	1	4,5	Lääkärit vaihtuvat viikottain, osa on alle 1 m etäisyydellä ja osa säätöhuoneessa.
9	1	3	
10	0,5	1	
11	0,5	0,5	
12	1	0,5	Vasta kaksi kertaa
13	1	-	3 h noin 2 m päässä
14	0,5	-	Ei anestesiaa
15	1	-	Ei anestesiaa
16	1	-	Hyvin harvoin
17	1	-	Ei anestesiaa
18	0,5	-	Ei anestesiaa
19	1	-	Ei anestesiaa
20	1	3,5	
21	1,5	0,5	Lääkärit vaihtuvat
22	0,5	-	Noin kerran kuussa, 1h per pot. < 1m
23	1	-	Hyvin harvoin; lääkäri valvoo kauempaa
24	1,5	-	Harvoin, lääkäri on oviaukossa 2 - 3 m päässä
25	1,5	-	Vain kerran
26		-	Ei anestesiaa
27		-	Ei anestesiaa
28	1	-	Ei anestesiaa
29	1	-	Ei anestesiaa
30	0,2	-	Ei anestesiaa
31	0,3	-	Ei anestesiaa
32	1	-	Ei anestesiaa
33	1	-	Ei anestesiaa

etäisyydellä puoli tuntia. Potilasmääristä riippuen anestesiahenkilökunnan työskentelyaika magneettikuvauslaitteen lähellä on 0,5-8 tuntia viikossa. Anestesiahenkilökunnan työskentely magneettitutkimusyksiköissä ei kuitenkaan ole säännöllistä, vaan eri henkilöt vuorottelevat tehtävässä.

7.2.3 Altistusarviot

Työntekijöitä koskevan staattisen magneettikentän altistuksen enimmäisarvoiksi on asetettu 2 T huippuarvona ja 200 mT työpäivän aikaisena keskiarvona (ICNIRP 1994). Tätä huippuarvoa ei ylitetä, koska käytössä olevat kuvauslaitteet ovat korkeintaan 1,5 T. Työpäivän aikaisen altistuksen keskiarvon arvioimiseksi yhdistettiin vastauslomakkeista saadut tiedot työskentelyaikojen pituisista ja hajakenttämittauksien tulokset.

Taulukossa XXIII on esitetty laskelmat magneettikuvausyksiköiden hoitajien altistumisesta työpäivän aikana. Laskelmissa on käytetty lähtökohtina staattista hajakenttää, joka on mitattu 20-40 cm etäisyydellä magneetin suuaukosta ja hoitajien työskentelyaika vajaan metrin etäisyydellä suuaukosta. Päivittäiset työajat on laskettu vastauslomakkeissa annetuista viikoittaisista työajoista. Staattinen hajakenttä kuvauslaitteen ympärillä vaimenee jyrkästi kuten taulukossa XIX ja kuvassa 7 esitettiin, ja metrin päässä suuaukosta hajakenttä on korkeintaan 40 mT. Siten taulukossa XXIII esitetyt arvot antavat arvion siitä, millainen käytännön työssä syntyvä altistus suurimmillaan voi olla. Taulukon tulosten perusteella kahdeksan tunnin työpäivän aikana kertyvä keskimääräinen hoitajien altistuminen staattiselle magneettikentälle vaihtelee käyttöpaikoittain välillä 4-40 mT.

Taulukko XXIII Hoitajien altistuminen staattiselle hajakentälle työpäivän aikana. Taulukossa esitetty hajakentän mittaustulos on mitattu 20–40 cm etäisyydellä magneetin suuaukosta (ks. taulukko XIX ja kuvat 5 ja 6). Taulukossa esitetty päivittäinen työskentelyaika on laskettu vastauslomakkeissa annetusta viikottaisesta työajasta alle 1 m etäisyydellä magneetin suuaukosta. Viimeiseen sarakkeeseen on laskettu altistus 8 tunnin työpäivän ajallisena keskiarvona.

Magneetti (T)	Hajakenttä mittauskohda 2 mT	Keskimääräinen työaika päivässä (h)	Työpäivän keskiarvo (mT/ 8 h)
1,5	200	1,6	40
1,5	170	1,6	34
1,5	133	1,3	22
1,5	70	1,4	12
0, 2	60	1,2	9
1	50	1,4	9
1	40	0,7	4
1	40	1,2	6

Anestesiahenkilökunnan osalta altistuminen staattiselle magneettikentälle tapahtuu yksittäisinä työpäivinä viikon aikana ja on lisäksi luonteeltaan usein satunnaista, koska useat eri anestesia-lääkärit ja -hoitajat vuorottelevat tehtävässä. Joissain magneettikuvausyksiköissä, kun anestesiaa vaativat potilaat on keskitetty samalle viikonpäivälle, yhden työpäivän aikana anestesia-lääkäri voi olla kuvaushuoneessa jopa kuusi tuntia. Taulukon XXIIb vastausten perusteella anestesia-lääkärit valvovat potilaita tavallisimmin 1-2 m etäisyydellä. Mittaustulosten perusteella staattinen magneettikenttä 1 m etäisyydellä on välillä 7-40 mT laitteesta riippuen (taulukko XIX). Jos koko kuuden tunnin jakso vietetään metrin etäisyydellä, niin kertyvä altistus laskettuna keskiarvona kahdeksan tunnin työpäivälle on magneettikuvauslaitteesta riippuen välillä 5-30 mT.

7.3 Pohdinta

7.3.1 Hajakenttien voimakkuus

Staattisen hajakentän mittaustulokset antavat arvion hajakenttien voimakkuudesta ja laajuudesta. Lähellä magneetin suuaukkoa magneettivuon suunta ja voimakkuus muuttuu hyvin jyrkästi hyvin lyhyillä etäisyyksillä. Tämän takia esim. potilaan asetteluvaiheessa, kun työntekijä seisoo kuvauslaitteen lähellä, kehon eri osissa staattisen kentän suuruus vaihtelee niin paljon, ettei altistuksen suuruutta voida yksikäsitteisesti määritellä. Mittausten perusteella voidaan sen sijaan määritellä sellaiset vyöhykkeet kuvauslaitteen ympärillä, joiden ulkopuolella staattisen kentän suuruus varmuudella alittaa jonkin määrätyn kynnsarvon.

7.3.2 Työaikojen pituudet

Magneettikuvausyksiköiltä saaduissa vastauksissa oli suuri vaihteluväli siinä kuinka pitkiä aikoja hoitajat viikoittain työskentelevät lähellä magneettia. Lähetetyssä lomakkeessa kysyttiin, kuinka kauan hoitajat työviikon aikana työskentelevät metrin säteellä magneetin suuaukosta ja kuinka kauan kauempana. Tarkoituksena oli arvioida se aika, mikä hoitajilla kuluu potilaiden asettelussa tutkimusta varten, yms. toimenpiteissä, joissa työskennellään lähellä magneetin suuaukkoa alueella, jolla staattinen hajakenttä on suhteellisen voimakas. Vastauksissa vaihteluväli oli 1-9 tuntia, mikä voi herättää epäilyn, että lyhyimmät ilmoitetut ajat tarkoittaisivat päivittäistä työaikaa tai että pisimmät ajat sisältävät työskentelyä kauempana magneetista. Useimmat vastaukset, nekin joissa ajat olivat vaihteluvälin ääriarvoja, oli kuitenkin kirjoitettu sanallisesti hyvin yksikäsitteiseen muotoon. Hajontaan vaikuttaa se, kuinka hoitajat vuorottelevat tehtävissä työpäivän ja -viikon aikana, kuinka paljon on huonokuntoisia potilaita, joiden asettelu vie paljon aikaa yms. seikat joissa on paljon vaihtelua eri käyttöpaikkojen välillä.

7.3.3 Altistuksen suuruus

Työntekijöille sallittu koko kehon altistus staattiselle magneettikentälle on 200 mT laskettuna 8 tunnin keskiarvona ja 2 T hetkellisenä huippuarvona (ICNIRP 1994) Työntekijöiden altistuminen on suurinta silloin kun potilasta asetellaan tutkimusta varten ja työntekijä seisoo vuoteen vieressä lähellä magneetin suuaukkoa. Taulukossa XXIII esitettyjen altistuslaskelmien perusteella potilaiden asettelusta aiheutuva altistus on suurimmillaankin vain 40 mT työpäivän keskiarvona, eli viidesosa sallitusta enimmäisarvosta. Työntekijöiden raajoille suurin sallittu hetkellinen altistus on 5 T, joka on huomattavasti suurempi kuin käytössä olevien magneettikuvauslaitteiden voimakkuus. Magneettikuvauksessa työntekijän käsiin kohdistuu suurin altistus tilanteissa, joissa työskennellään kädet magneetin suuaukossa tai aivan sen lähellä. Tällöin käsien hetkellinen altistus voi olla 200-700 mT, eli suuruusluokaltaan kymmenesosa sallitusta huippuarvosta. Poikkeuksellisissa tilanteissa, kuten esim. jos hoitaja ryömii magneetin sisään noukkimaan magneettiin lennähtänyttä esinettä, altistus on myös sallittujen rajojen puitteissa, koska altistus on hetkellinen ja se on alle 2 T.

Anestesiahenkilökunnan altistuminen on tutkimushenkilökuntaan verrattuna luonteeltaan satunnaisempaa, vaikka yksittäisen työpäivän aikana altistus aika voi olla useita tunteja. Vastauksista voidaan myös päätellä, että paikoissa, joissa anestesiaa käytetään vain harvoin, anestesiahenkilökunta valvoo potilasta selvästi pitemmän matkan päästä kuin paikoissa, joissa anestesian käyttö on yleisempää.

Mittaustulosten ja saatujen vastausten perusteella työntekijöiden altistumisella staattiselle magneettikentällä on suuria eroja eri yksiköissä. Työpäivinä kertyvän altistuksen suuruuteen vaikuttavat laitteen hajakentän voimakkuus ja laajuus. Altistusajan pituuteen vaikuttaa päivittäinen potilasmäärä sekä työrutiinit. Kaikissa tapauksissa kuitenkin altistus on huomattavasti alle sallittujen rajojen.

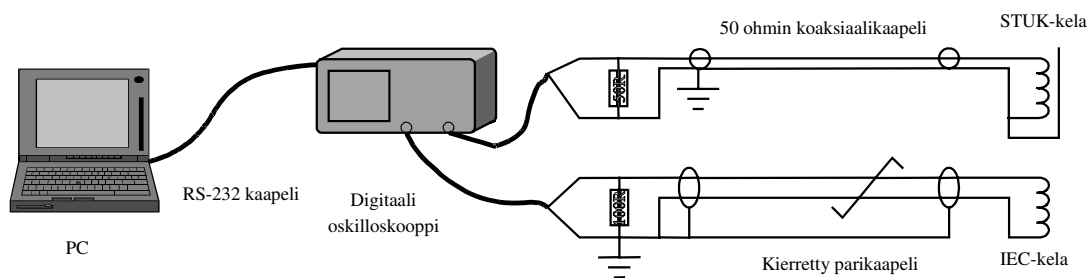
Ruotsalaisessa tutkimuksessa (Jonsson ja Barregård 1995), jossa selvitettiin henkilökunnan altistumista staattisille kentille kahdessa sairaalassa ja tutkimuslaitoksessa, hoitajien päivittäiseksi työskentelyajaksi potilasvuoteen vierellä arvioitiin toisessa sairaalassa 0,2 ja toisessa 1,0 tuntia. Hajakentän voimakkuus em. kohdassa oli vastaavasti 8,3 mT (0,02 T laite) ja 126 mT (0,5 T laite). Jälkimmäisessä tapauksessa kahdeksan tunnin työpäivän keskimääräinen altistus olisi 16 mT, eli keskiarvo taulukossa XXIII esitetyistä arvoista.

8 GRADIENTTIEN MITTAAMINEN

8.1 Mittalaitteisto ja kalibrointi

Magneettitutkimuksissa varsinaisen kuvantamisvaiheen aikana kuvauslaitteen staattisen magneettikentän voimakkuutta muutetaan kiilamaisesti X-, Y- ja Z-suunnissa jaksoittain muuttuvilla magneettikentillä eli gradienttikentillä. Muuttuvat magneettikentät voivat joissain tapauksissa aiheuttaa hermo- ja lihassolujen stimulaatiota, siksi magneettikuvauslaitteiden gradienttikenttien muutosnopeuksille on asetettu rajoituksia kuten taulukossa II on esitetty. Gradienttikenttien nousunopeudet voidaan mitata laitteistolla, joka on spesifioitu magneettikuvauslaitteita koskevassa standardissa (IEC 1995). Mittauksilla voidaan varmentaa, että magneettikuvauslaitteen gradienttien muutosnopeudet eivät ylitä niille asetettuja enimmäisarvoja.

Tässä työssä tavoitteena oli arvioida gradienttien mittaamenetelmän tarkkuutta ja selvittää, miten menetelmä sopii kliinisessä käytössä olevien laitteiden gradienttien muutosnopeuksien mittaamiseen. Tätä tarkoitusta varten mittauksissa tarvittavia induktiokeloja valmistettiin kaksi toisistaan teknisesti hieman poikkeavaa versiota. Mittajärjestelmän kaaviokuva on esitetty kuvassa 8. Standardin mukainen mittauskela (IEC-kela) valmistettiin kiertämällä 13 kierrosta 0,8 mm kuparijohdinta muovisen tukirenkaan ympärille. Kelan läpimitta oli 51 mm. Kela liitettiin oskilloskooppiin kierrettyä parikaapelia ja 100 Ω päätevastuksella. Toinen mittauskela (STUK-kela) oli rakenteeltaan muuten samanlainen, mutta staattisen sähkönsä aiheuttamien häiriöiden estämiseksi kelan ympärille kiedottiin alumiinifolio ja liitosjohtona käytettiin 0,8 mm koaksiaalikaapelia kuormitettuna 50 Ω päätevastuksella. STUK-kelan halkaisija oli 50,5 mm. Oskilloskoopina käytettiin digitaalista muistioskilloskooppia Tektronix TDS 220. Oskilloskoopilta mittaustulokset siirrettiin tietokoneelle RS-232-väylää pitkin.



Kuva 8. Neljän eri magneettikuvauslaitteen staattisen hajakentän voimakkuudet keskiakselia pitkin mitattuna. Outlook on avoin kuvauslaite, ja etäisyydet on silloin mitattu laitteen ulkoreunasta

Induktiokelojen tarkkuus testattiin mittaamalla STUK-kelalla ja tarkasti tunnetulla kalibroitikelalla sinimuotoista muuttuvaa magneettikenttää Helmholtzin kelaan perustuvalla kalibroitijärjestelmällä. Magneettikentän taajuus oli 1 – 100 kHz, mikä vastaa magneettikentän muutosaikaa 5 μs – 0,5 ms, ja kalibroitikelalla määritetty muutosnopeus oli välillä 0,7-1 T/s. STUK-kelan mittaustulokset poikkesi 1-2 % kalibroitikelalla mitatusta arvosta.

Magneettikentän muutosnopeuden määrittäminen induktiokelalla perustuu siihen, että muuttuva magneettikenttä $B(t)$ indusoi kelaan jännitteen V . Mitatun jännitteen perusteella voidaan laskea magneettikentän muutosnopeus dB/dt kaavan (1) avulla.

$$\left| \frac{dB}{dt} \right| = \left| \frac{V}{n\pi r^2} \right|, \quad (1)$$

missä V on kelaan indusoitunut jännite, n on kelan kierrosten lukumäärä ja r on kelan säde. STUK-kelaa käytettäessä $n = 13$ ja $r = 25,25$ mm. Silloin kelalla mitattu 100 mV jännite vastaa magneettikentän muutosnopeutta 3,84 T/s. Vastaavasti IEC-kelalla 100mV vastaa 3,77 T/s.

Gradienttikenttien voimakkuus ajan funktiona $B(t)$ saadaan summaamalla mittausten perustella lasketut muutosnopeudet dB/dt mittausjakson ajalta. Silloin ajanhetkellä t_i gradientin voimakkuus $B(t_i)$ saadaan seuraavasti:

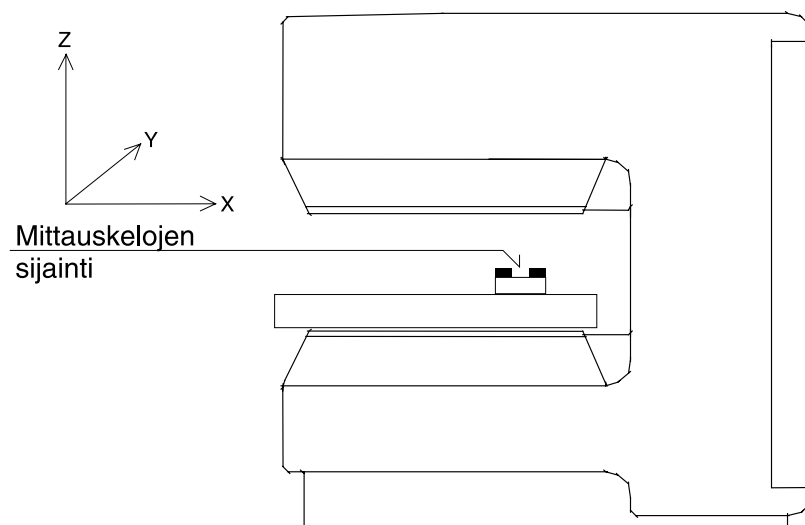
$$B(t_i) = \sum_{t=0}^{t=t_i} \frac{dB(t)}{dt} \times \Delta t, \quad (2)$$

missä $dB(t)/dt$ on ajanhetkellä t mitattu muutosnopeus ja Δt on oskilloskoopin näytteenottoajan pituus.

8.2 Mittaukset

Gradienttikenttien mittauslaitteistoa testattiin matalakenttäisiä avoimia magneettikuvauslaitteita valmistavan Picker-Nordstarin tuotantotiloissa magneettikuvauslaitteella Outlook Proview 0,2 T. Gradienttien ohjaukseen käytettiin testikäyttöön tarkoitettuja gradienttisarjoja siten, että eri suuntaisia gradientteja voitiin mitata sekä yksitellen että yhdessä. Testausgradienttien lisäksi mitattiin kliiniseen kuvauskäyttöön tarkoitettu gradienttisekvenssi sekä Outlookilla että TYKSillä asennusvaiheessa olleella 1,5 T laitteella Signa Horizon. Mittauslaitteistossa olleen viallisen liittimen vuoksi vain osa TYKSillä tehdyistä mittauksista onnistui.

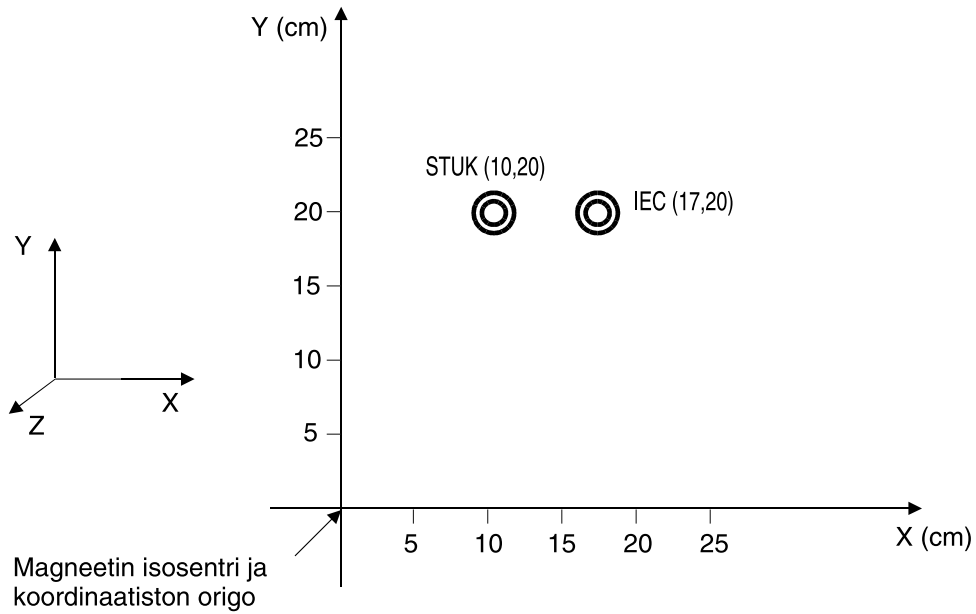
Standardin mukaisessa mittausmenetelmässä kelat asetetaan staattisen magneettikentän suuntaisesti riippumatta siitä, mikä on potilaan asento magneettikenttään nähden. Signa Horizonin on rakenteeltaan perinteinen kuvauslaite, jossa magneettikenttä on vaakatasossa ja potilaan pituusakselin suuntainen, ja sen mittauksissa induktiokela asetettiin staattisen magneettikentän suuntaiseksi erillisen kannatintelineen avulla. Outlook on rakenteeltaan avoin laite ja sen magneettikenttä on pystysuuntainen. Outlookilla tehdyissä mittauksissa kelat asetettiin potilasvuoteelle styroxalustaan kiinnitettynä vierekkäin (kuva 9). Kelojen keskipisteiden väli oli 7 cm. Kelat asetettiin X-Y-Z-koordinaatiston suunnassa siten, että kelojen keskilinja oli 5 cm isosentritason yläpuolella (Z-suunta). Vaakatasossa (X-Y-taso) kelat asetettiin siten, että Y-suunnassa niiden etäisyys isosentristä oli yhtä suuri ja X-akselin suunnassa etäisyysero oli kelojen välimatka. Näin saatiin mitattua gradientin voimakkuus yhtä aikaa kahdessa eri pisteessä. Kelojen sijainnit määritettiin magneettikuvauslaitteen kohdistuslasereiden avulla. Kelojen sijainnin koordinaatit on esitetty taulukossa XXIV ja kelojen asettelu kuvassa 10. Koordinaatteihin liittyy epävarmuutta, koska kelan keskipiste arvioitiin silmämääräisesti ja kelojen välimatka on määritetty mittausasetelmasta otettujen valokuvien perusteella jälkikäteen.



Kuva 9. Mittauskelojen sijoittelu avoimessa magneettikuvauslaitteessa Outlook Proview.

Taulukko XXIV Mittauskelojen sijainti Outlook Proview'n gradienttimittauksissa. Koordinaatiston origo on magneettikuvauslaitteen isosentrisä ja Z-akseli staattisen magneettikentän suuntainen eli pystyakselin suuntainen.

	Kelojen keskipisteen etäisyys isosentristä	
	STUK-kela	IEC-kela
X-suunta	10 cm	17 cm
Y-suunta	20 cm	20 cm
Z-suunta	5 cm	5 cm



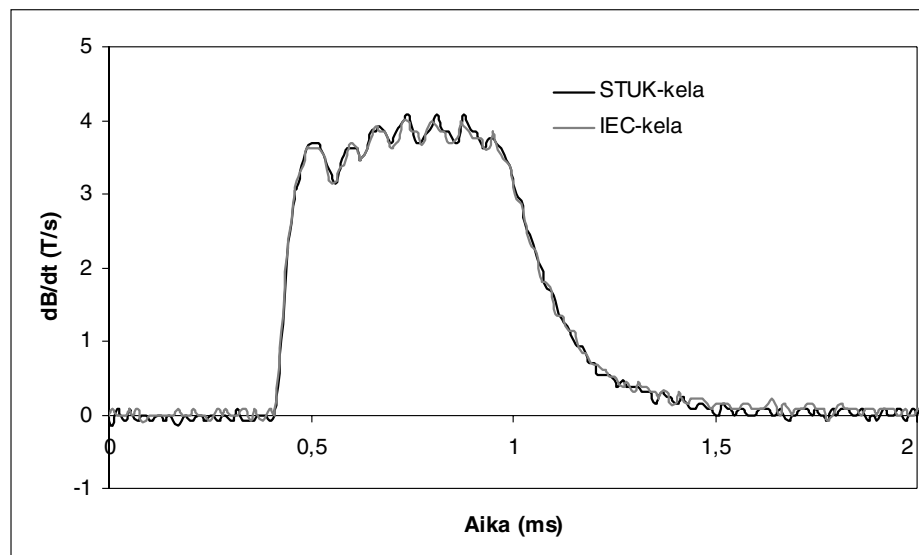
Kuva 10. Mittauskelojen sijoittelu Outlook Proview laitteessa katsottuna ylhäältä päin.

8.3 Mittaustulokset

Tässä esitellään vain testauskäyttöön tarkoitettujen gradienttien mittaukset, joilla arvioitiin mittaajärjestelmän tarkkuutta ja toimivuutta gradienttien muutosnopeuksien ja voimakkuuksien määrittämisessä. Kliiniseen käyttöön tarkoitettujen kuvaussekvenssien mittaustuloksia käsitellään seuraavassa luvussa.

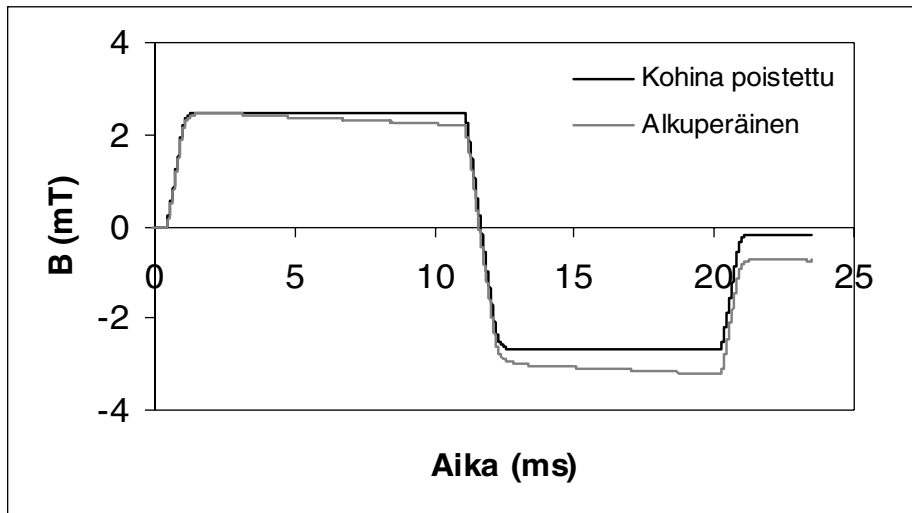
8.3.1 Mittaussignaalin muoto

Kuvassa 11 on esitetty molemmilla keloilla mitatut Y-suuntaisen gradientin muutoksen aiheuttama magneettikentän muutosnopeudet dB/dt . Koska molempien kelojen etäisyys isosentristä Y-akselin suunnassa oli sama 20 cm, niin mittaustuloksen pitäisi myös olla yhtä suuri. Kuvasta nähdään, että molemmilla keloilla mitatut tulokset ovat keskenään identtiset. Kuvassa on esitetty 2 ms jakso, jossa näkyy kun Y-suuntainen gradientti nousee 0-tasolta huippuarvoonsa mittauspisteessä. Piikkien korkeus kuvaa gradientin muutosnopeutta, noin 4 T/s, ja piikkien leveys gradientin nousun kesto-aikaa, noin 0,6 ms. Piikkien huipun "tasanne" ei ole aivan tasainen, eli gradientti muutosnopeus ei ole vakio, vaan hieman askelmainen. Muutosnopeuden keskiarvo on 3,7 T/s ja vaihteluväli 0,8 T/s.



Kuva 11. Kummallakin kelalla mitattu magneettikentän Y-akselin suuntaisen gradientin muutosnopeus $\text{dB}(t)/\text{dt}$. Kelojen mittaustulos on identtinen. Gradientin muutosnopeus ei ole vakio vain hieman pulssimainen, mikä näkyy kuvaajien huipun sakaramaisena muotona. Kun muutosnopeus on nolla, mittaussignaaleissa näkyy digitaalisen oskilloskoopin aiheuttamaa A/D-muunnoskohinaa.

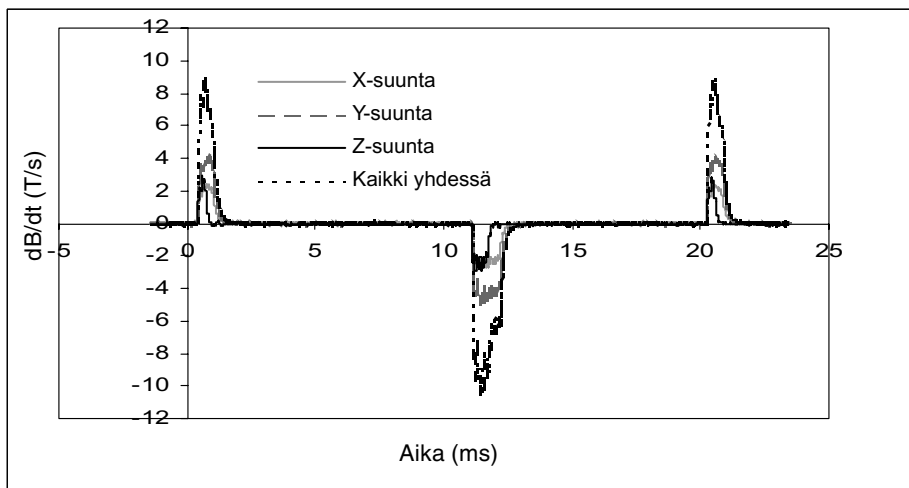
Kun gradientin muutosnopeus on nolla, mittaussignaaleissa näkyy pientä kohinaa, jonka amplitudi on alle 0,1 T/s. Kohina on digitaalisen oskilloskoopin A/D-muuntimen aiheuttamaa kvantisointikohinaa, joka ei ole tasan jakautunut positiivisiin ja negatiivisiin arvoihin. Kun mitatussa $\text{dB}(t)/\text{dt}$ tuloksessa on pitkiä jaksoja kohinaista 0-signaalia ja siitä summataan kaavan (2) mukaisesti $B(t)$, niin kvantisointikohina ei kumoudu kokonaan, vaan summautuu ja vääristää laskettuja $B(t)$ arvoja. Todellisten $B(t)$ arvojen laskemiseksi kohina on poistettava numeerisella suodatuksella ennen integrointia. Kuvassa 12 on esitetty IEC-kelalla mitattu X-suuntaisen gradientin muutos ajan suhteen $B(t)$ laskettuna suoraan mitatuista $\text{dB}(t)/\text{dt}$ arvoista sekä niin, että kohina on poistettu ennen integrointia. Kohinaisesta mittaustuloksesta lasketun $B(t)$ kuvaajan perusteella näyttää siltä, että saavutettuaan huippuarvonsa gradientin voimakkuus alkaisi hitaasti palautua perustasolle. Kun kohina poistetaan ennen integrointia, niin ongelma pienenee oleellisesti. Kuvassa 12 esitettyssä tapauksessa korjaamattoman $B(t)$ arvojen virhe on suurimmillaan 0,7 mT. Kohinan poisto 0-signaalista ei kuitenkaan riitä kokonaan korjaamaan mittaustulosta, vaan mittaussignaalin lopussa korjatutkin $B(t)$ -arvot poikkeavat nolasta -0,2 mT.



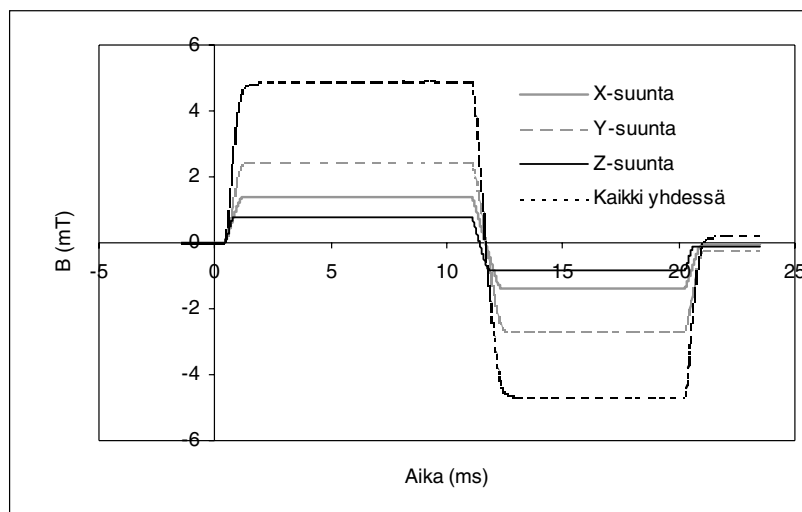
Kuva 12. Mitatussa $\text{dB}(t)/\text{dt}$ mittauksissa 0-tason signaalissa esiintyvän A/D-muunnoskohinan vaikutus laskettaessa $B(t)$ arvoja. Alkuperäisen signaalin kohina vääristää $B(t)$:n pulssimuotoa. Kun A/D-muunnoskohina poistetaan mittaustuloksesta ajanjaksoilta, jolloin muutosnopeuden pitäisi olla nolla, niin $B(t)$:n pulssimuoto

8.3.2 Gradienttien muutosnopeudet

STUK-kelalla mitattujen gradienttien muutosnopeuksien kuvaajat on esitetty kuvassa 13. Kuvassa on kaikki kolme erisuuntaista gradienttia mitattuna erikseen sekä mittaus, jolloin kaikki kolme gradienttia olivat käytössä yhtä aikaa. Muutosnopeuksista lasketut gradienttien voimakkuudet ajan funktiona on esitetty kuvassa 14. Gradienttien todellinen voimakkuus mittauspisteessä voidaan laskea kun mittauksissa käytettyjen gradienttien jyrkkyydet tunnetaan. Eri suuntaisten gradienttien jyrkkyydet ja voimakkuudet STUK-kelan kohdalla sekä vastaavat mittaustulokset on esitetty taulukossa XXV.



Kuva 13. Magneettikentän gradienttien mitatut muutosnopeudet kun gradientit on vuorotellen kytketty X-, Y- ja Z-suuntaan sekä silloin kun kaikkien kolmen suunnan gradientit on kytketty yhtäaikaan. Mittaus on tehty STUK-kelalla ja mittauspisteiden koordinaatit on esitetty taulukossa XXIV.



Kuva 14. Kuvassa 13 esitettyjen mittaustulosten perusteella lasketut magneettikentän gradientit.

Taulukko XXV Kuvissa 13 ja 14 esitettyjen magneettikentän gradienttien muutosnopeuden ja voimakkuuden huippuarvot. Arvot on laskettu positiivisten ja negatiivisten huippuarvojen keskiarvona.

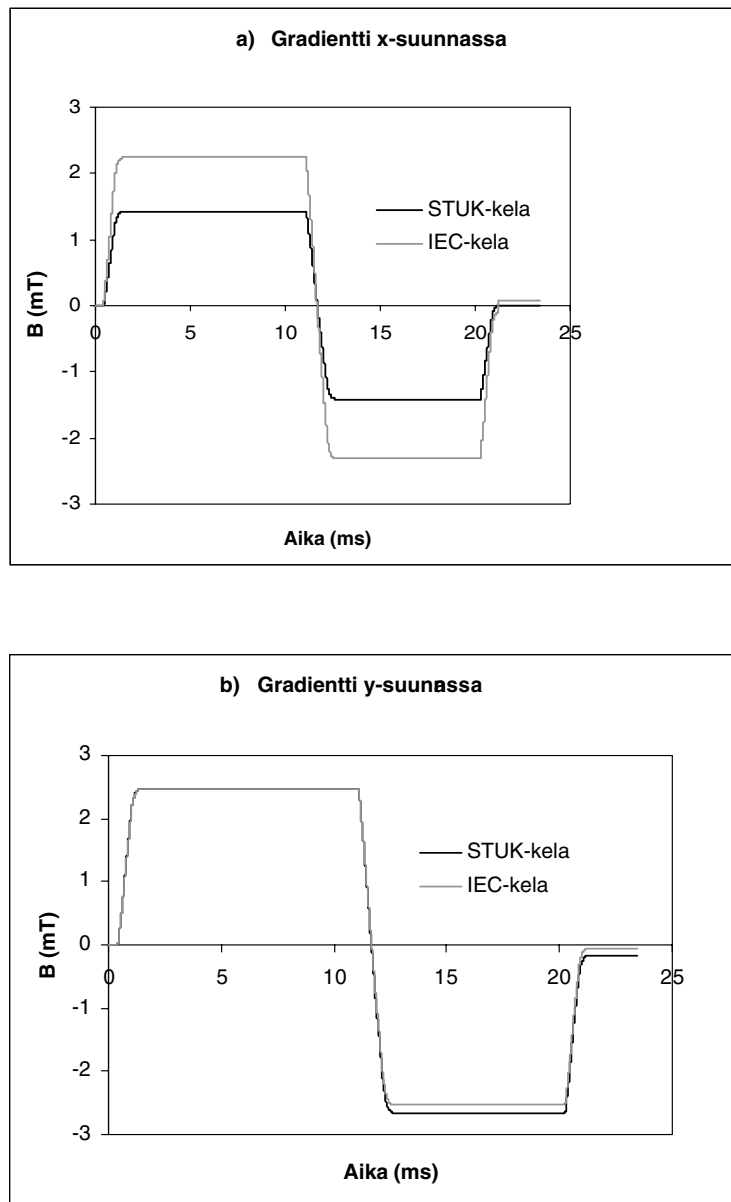
Gradientin suunta	Gradientin jyrkkyys ⁽¹⁾	Kelan etäisyys isosentristä	Gradienttikenttä kelan keskellä		Gradientin mitattu muutosnopeus
			Laskettu	Mitattu	
X	12,4 mT/m	10 cm	1,2 mT	1,4 mT	2,6 T/s
Y	12,2 mT/m	20 cm	2,4 mT	2,6 mT	4,6 T/s
Z	14,8 mT/m	5 cm	0,7 mT	0,8 mT	2,9 T/s
Summa		4,4 mT	4,8 mT	10,1 T/s	
X-Y-Z-gradientit yhtäaikaa			4,4 mT	4,8 mT	9,8 T/s

1) Laitevalmistajan antamien tietojen mukaan laskettu, tarkoittaa mittauksissa käytettyjä gradienttien jyrkkyksiä, ei laitteen huippuarvoja.

Kuvassa 13 ensimmäisen ylöspäin suuntautuvan piikin aikana gradienttien voimakkuus kasvaa 0-tasosta positiiviseen huippuarvoonsa (unipolaarinen muutos). Toinen, alaspäin suuntautuva, piikki kuvaa vaihetta, jolloin gradientit muuttuvat positiivisesta huippuarvostaan negatiivisen huippuarvoon (bipolaarinen muutos). Nämä näkyvät vastaavina dB(t)-kuvaajan muutoksina kuvassa 14. Seuraavan ylöspäin suuntautuvan pulssin aikana gradientit palautuvat nollassa (unipolaarinen muutos). Piikkien leveys, joka kuvaa magneettikenttien muutosaikaa, on unipolaarisessa vaiheessa hieman lyhyempi kuin bipolaarisessa vaiheessa. Gradienttien yhteisvaikutuksena mittauskohdassa magneettikentän muutosnopeus on suurimmillaan noin 10 T/s ja voimakkuus vajaa 5 mT. Erikseen mitattujen gradienttien muutosnopeuksien summa on 3 % pienempi kuin muutosnopeus silloin kun kaikki gradientit ovat käytössä yhtäaikaa. Mittaustulosten perusteella lasketut gradienttien voimakkuudet ovat 7 - 13 % suurempia kuin geometrinen tietojen perusteella lasketut vertailuarvot.

8.3.3 Mittausgeometrian vaikutus

Mittauksissa käytetyt kaksi kela oli sijoitettu siten, että Y-suunnassa niiden etäisyys isosentristä oli yhtä suuri ja X-suunnassa kelojen matkaero isosentriin oli 7 cm (ks. taulukko XXIV). Silloin Y-suuntaista gradienttia mitattaessa molemmilla keloilla pitäisi saada sama tulos ja X-suuntaista gradienttia mitattaessa kelojen välinen etäisyys näkyy mitattujen gradienttien voimakkuuden erona. Kuvassa 15a on esitetty kummallakin kelalla mitatut X-suuntaiset gradientit ja kuvassa 15b Y-suuntaiset gradientit. Gradienttien voimakkuudet on esitetty taulukossa XXVI. Y-suuntaisen gradientin mittaustulokset ovat molemmilla keloilla käytännössä samat, noin $\pm 2,5$ mT, kun gradientin jyrkkyyden (ks. taulukko XXV) perusteella laskettu todellinen arvo oli $\pm 2,4$ mT. X-suunnassa kelojen matkaero näkyy 0,8-0,9 mT erona mitatuissa gradienttien voimakkuuksissa. Mittaustulokset poikkesivat todellisesta arvosta 0,2 mT eli 8%. Gradienttien mittausrvirheet 0,1-0,2 mT vastaavat 8-16 mm virhettä paikan määrittelyssä.



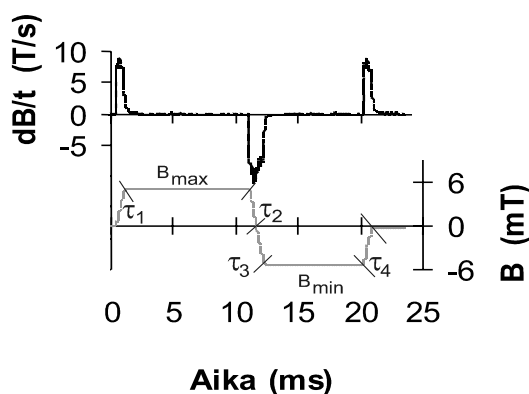
Kuva 15. Magneettikentän X- ja Y-suuntaiset gradientit. X-suunnassa STUK-kelan etäisyys magneetin isosentristä oli 10 cm ja IEC-kelan 17 cm (a). Y-suunnassa molempien kelojen etäisyys isosentristä oli 20 cm (b).

Taulukko XXVI Kuvissa 11 ja 12 esitettyjen magneettikentän gradienttien voimakkuudet mitattuna kahdesta eri pisteestä.

	X-suunta				Y-suunta			
	Etäisyys isosentristä	Gradientti kelan keskellä		Etäisyys isosentristä	Gradientti kelan keskellä			
		Laskettu	Mitattu		Laskettu	Mitattu		
STUK-kela	10 cm	$\pm 1,2$ mT	$\pm 1,4$ mT	20 cm	$\pm 2,4$ mT	$+2,5/-2,7$ mT		
IEC-kela	17 cm	$\pm 2,1$ mT	$+2,2/-2,3$ mT	20 cm	$\pm 2,4$ mT	$\pm 2,5$ mT		

8.3.4 Gradienttien ajoitusparametrit

Kuvassa 16 on esitetty IEC-kelalla tehty mittausta, jossa on mukana kaikki kolme gradienttia. Tässä mittaustuloksessa esiintyy suurimmat mitatut gradienttien muutosnopeudet, joten sitä laskettiin IEC-standardin mukaisesti muutosnopeudet ja muutosvaiheiden kestoajat, jotka on esitetty taulukossa XXVII. Muutosnopeudet on määritetty hetkellisinä huippuarvoina ja muutosjaksojen kestoajat τ_i ovat näiden huippujen puoliarvoleveyksiä (IEC 1995). Suurin mitattu gradientin muutosnopeus on 11,3 T/s, mikä on huomattavasti alle sallitun enimmäisarvon 20 T/s.



Kuva 16. Gradienttien muutosnopeus ja voimakkuus mittauksessa, jossa kaikki kolmen eri suunnan gradientit vaikuttivat yhtä aikaa, ja jossa esiintyi suurimmat mittaussarjassa havaitut muutosnopeuden arvot.

Bipolaariselle muutokselle, jossa gradientti muuttuu positiivisesta huippuarvostaan negatiiviseen huippuunsa, tulee luonnollisestikin vain yksi gradientin muutosnopeuden arvo. IEC-standardin mittaussarjassa mukaisesti muutos aika ilmoitetaan kuitenkin kahdessa osassa: positiivisesta huipusta 0-tasoon (τ_2) ja 0-tasosta negatiiviseen huippuun (τ_3).

Taulukko XXVII Kuvassa 13 esitetyn gradientin mitatut muutosnopeudet (a) ja muutosvaiheiden kestoajat (b) sekä gradienttien huippuarvot (c). Gradientin muutosnopeudet on määritetty huippuarvoina ja muutosajat puoliarvoleveyksinä. τ_2 ja τ_3 muodostavat yhtenäisen bipolaarisen muutosvaiheen, joten niillä on sama muutosnopeuden arvo.

Muutosvaihe	Kesto aika
τ_1	0,61 ms
τ_2	0,525 ms
τ_3	0,575 ms
τ_4	0,61 ms

Muutosvaihe	Muutosnopeus
τ_1	9 T/s
τ_2 ja τ_3	-11,3 T/s
τ_4	9 T/s

Gradienttien huippuarvot	
B_{\max}	5,8 mT
B_{\min}	-5,2 mT

8.4 Pohdinta

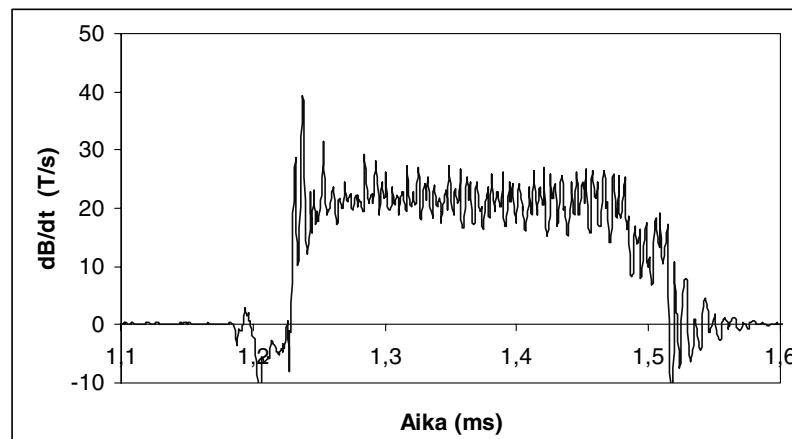
Induktiokelaan perustuvalla mittausjärjestelmällä voidaan luotettavasti mitata magneettikuvauslaitteissa käytettävien gradienttien muutosnopeudet. Tehdyissä mittauksissa induktiokelan suojauksella staattiselta sähkökentältä ja käytetyllä kaapelityypillä ei ollut vaikutusta mittauksen häiriöllisyyteen, vaan molemmilla keloilla saatiin samanlainen mittausvaste. Kalibroinnin perusteella laitteiston virhe on 1-2 % kun magneetikentän muutosajat ovat 0,5 ms tai lyhyempiä. Gradienttien voimakkuuksia määritettäessä ongelmaksi tulee A/D-muunnoskohinan kasautuminen. Tämä virhelähde voidaan osittain kompensoida numeerisella ylipäästösuodatuksella, mutta lopputulokseen jää silti noin 10% virhe.

Mittausmenetelmä soveltuu hyvin sellaisten pulssimuotojen mittaamiseen, missä muutosnopeuksien huippuarvot ja muutosjaksojen kestoajat voidaan yksikäsitteisesti määritellä. Kliiniseen käyttöön tarkoitetuissa kuvaussekvensseissä erisuuntaiset gradientit vaikuttavat ajallisesti osittain yhtä aikaa, jolloin $dB(t)/dt$ pulssimuoto voi olla niin vaihteleva, että puoliarvoveveys ei enää sovellu kestoajan määritelmäksi. Tämä asia voidaan ratkaista käyttämällä painotusfunktioon perustuvaa menetelmää, joka on esitetty seuraavassa luvussa.

Magneettikuvauslaitteita ja niiden käyttöä koskevissa standardeissa ja suosituksissa annetaan enimmäisarvot gradienttien komponentille, joka on staattisen magneetikentän suuntainen riippumatta siitä, miten se suuntautuu tutkittavan henkilöön kehoon nähden. Staattisen magneetin suuntainen komponentti on kuvantamisen kannalta oleellinen gradienttien ominaisuus. Hermostimulaatioiden kannalta suurempi merkitys on kuitenkin sillä, miten suuria ovat kehon pituussuuntaan nähden poikittaiset gradienttien komponentit ja gradienttien yhteisvaikutuksen itseisarvo (Abart ym. 1997, Ham 1997). Näiden mittaaminen edellyttää kolmen eri mittauksen tekoa vaihtamalla kelan suuntaa vuorotellen kaikkien kolmen pääakselin suuntaan tai vaihtoehtoisesti käyttämällä kolmidimensionaalista kelaa, jolla kaikki kolme erisuuntaista komponenttia voidaan mitata yhtä aikaa.

9 PAINOTUSFUNKTION KÄYTTÖ GRADIENTTIEN MUUTOSNOPEUKSIEN ARVIOINNISSA

Edellisessä luvussa käsiteltiin mittausten menetelmää, jolla voidaan määrittää magneettikuvauslaitteissa käytettävien gradienttien muutosnopeudet. Kun verrataan mitattuja muutosnopeuksia niille asetettuihin enimmäisarvoihin, niin tilanne on yksinkertainen silloin kun gradienttien muutosajat ovat pitempiä kuin 120 μs . Tällöin riittää sen varmentaminen, että muutosnopeuden huippuarvo ei ylitä enimmäisarvoa 20 T/s. Jos muutosajat ovat lyhyempiä kuin 120 μs , altistuksen enimmäisarvo on riippuvainen aina muutoksen kestoajasta τ taulukossa I esitetyn kaavan mukaisesti (IEC 1995). Näissä tapauksissa joudutaan gradienttien muutoksille laskemaan kestoajat τ ja niiden perusteella aina erikseen laskemaan sallittu gradientin muutosnopeuden enimmäisarvo. Tämä on suhteellisen yksinkertaista, jos huippunopeus ja kesto aika voidaan yksikäsitteisesti määrittää. Kuvassa 17 on esitetty lyhyt jakso kliinistä kuvaussekvensseistä, jossa esiintyvät hyvin suuret magneettikentän muutosnopeudet aiheuttavat piikkimäisiä häiriöitä mittaussignaaliin. Muutosnopeuden huippuarvoa on käytännössä mahdoton määrittää, koska mitatuissa dB(t)/dt arvoissa maksimi arvot ovat häiriöpiikkejä, ja mittaustulosten keskiarvoitukseksi tai muulla tasoituksella voidaan helposti alitai yliarvioida dB(t)/dt -huippuarvoa.



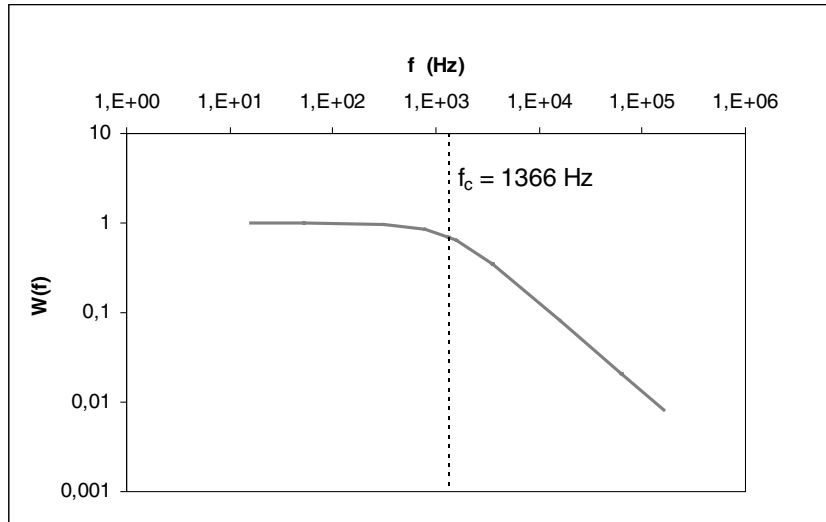
Kuva 17. 0,5 ms pituinen näyte gradienttimittauksesta, jossa suuret muutosnopeudet aiheuttavat piikkimäisiä häiriöitä mittaussignaaliin.

9.1 Painotusfunktio

Ongelma voidaan ratkaista soveltamalla mitattuihin magneettikentän muutosnopeuksiin painotusfunktiota, jonka vaste noudattaa asetettuja magneettikentän muutosnopeuden enimmäisarvoja (Jokela 1999a ja 1999b). Tällainen painotusfunktio voidaan toteuttaa taajuustasossa ensimmäisen asteen RC-alipäästösuodattimena, joka voidaan esittää funktiona

$$W(f) = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{f}{f_c}\right)^2}} \quad (3)$$

missä f_c on katkaisutaajuus. Painotusfunktion $W(f)$ taajuusvaste on esitetty kuvassa 18.



Kuva 18. Painotusfunktion $W(f)$ taajuusvaste kun katkaisutaajuus f_c on 1326 Hz

Gradienttien muutosnopeuksiin painotusfunktiota sovelletaan siirtämällä mitatut $\text{dB}(t)/dt$ arvot Fourier-muunnoksella taajuustasoon kertomalla ne painotusfunktiolla $W(f)$ ja palauttamalla saatu tulos käänteismuunnoksella takaisin aikatasoon. Haluttu katkaisutaajuus f_c on silloin

$$f_c = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \tau_c} \quad (4)$$

missä τ_c on katkaisutaajuutta vastaava gradientin muutoksen kestoaika. IEC:n määrittelemissä normaalia käyttöä ja valvottua käyttöä koskevissa enimmäisarvoissa katkaisukohtaa vastaavat kestoajat ovat $120 \mu\text{s}$ ja $3000 \mu\text{s}$ (ks. taulukko I). Näitä vastaavat katkaisutaajuudet ovat 1326 Hz ja 53 Hz.

9.2 Painotusfunktio ja IEC:n enimmäisarvot

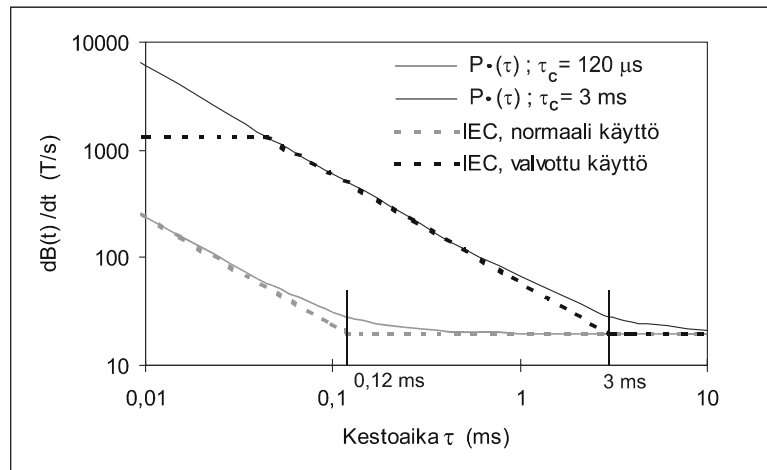
Taajuustason painotusfunktiota $W(f)$ vastaa aikatasossa funktio $P(\tau)$,

$$P(\tau) = \frac{1}{W(f)} \quad (5)$$

missä

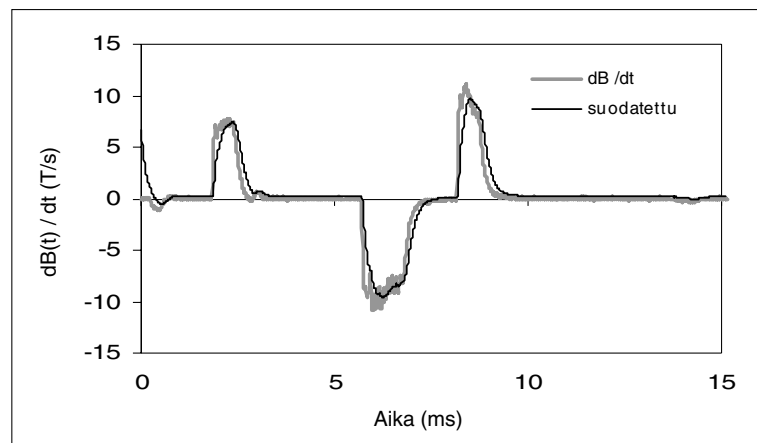
$$\tau = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f} \quad (6)$$

Kuvassa 19 on esitetty IEC:n enimmäisarvojen ja kaavan funktion $P(\tau)$ kuvaajat τ_c arvoilla $120 \mu\text{s}$ ja $3000 \mu\text{s}$. $P(\tau)$ on normitettu kertomalla ne arvolla 20 T/s, mikä on muutosnopeuden sallittu enimmäisarvo, kun τ on pitempi kuin katkaisukohdan τ_c kestoajat. Kuvasta nähdään, että RC-tyyppinen painotusfunktio toimii hyvänä approksimaationa paloittain lineaariselle IEC:n enimmäisarvojen kuvaajalle. Painotus voidaan tehdä myös paloittain lineaarisella funktiolla.



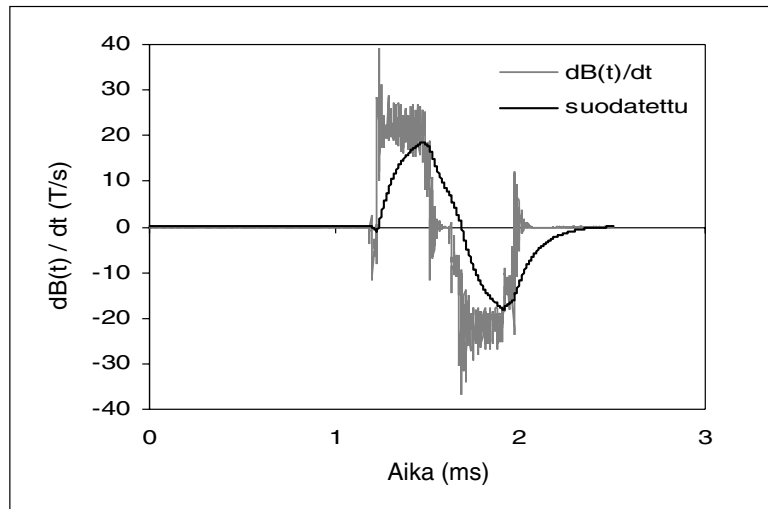
Kuva 19. IEC:n enimmäisarvot gradienttien muutosnopeuksille (ks. taulukko I) ja 20 T/s enimmäisarvon mukaan normitettu painotusfunktio $P(t)$. Katkaisukohtina gradientin muutoksen kestoajat 120 ms ja 3000 ms.

Kuvassa 20 ja 21 on painotusfunktioita on sovellettu kahdesta eri magneettikuvauslaitteesta mitattuihin kliinisissä magneettitutkimuksissa käytettäviin kuvaussekvensseihin. Kuvassa 20 on Outlook Proview laitteesta mitattu Outlook Proview Base -sekvenssi, jossa gradienttien muutosajat ovat 0,5 - 4 ms, eli huomattavasti pitempiä kuin 120 μ s raja. Silloin painotusfunktio ei vaimenna mitattuja muutosnopeuksien arvoja.



Kuva 20. Magneettikuvauslaitteesta Outlook Proview mitattu gradienttisekvenssi ja sen suodatus. Koska sekvenssissä gradienttien muutosajat ovat pitempiä kuin suodatuksen katkaisuarvo 120 ms, niin suodatus ei juurikaan vaikuta lopputulokseen.

Kuvassa 21 on 2,5 ms jakso Signa Horizon 1,5 T -laitteesta mitattua SPGR- sekvenssiä. Mittaus-tuloksessa esiintyy piikkimäisiä häiriöitä, jonka takia alkuperäisistä gradienttien mitatuista muutosnopeuksista ei voida päätellä muutosnopeuden huippuarvoa. Painotusfunktioa soveltamalla häiriöt vaimentuvat pois ja suodatetusta lopputuloksesta nähdään, että gradienttien muutosnopeus on alle 20 T/s enimmäisarvon.



Kuva 21. Magneettikuvauslaitteesta Signa Horizon mitattu gradienttisekvenssi ja sen suodatus. Suodatus vaimentaa pois piikkimäiset häiriöt mittaustuloksesta, ja lopputuloksesta nähdään, että muutosnopeuden huippuarvo ei ylitä enimmäisarvoa 20 T/s.

9.3 Pohdinta

Painotusfunktiota voidaan soveltaa magneettikenttien muutosnopeuksien mittaustulosten arviointiin, riippumatta siitä, millaisia muutosnopeuksia tai muutosaikoja mittaussignaalin esiintyy. Painotuksen käyttö myös suodattaa mittaussignaalin mahdollisesti olevat korkeataajuiset häiriöt pois. Numeerisen painotusfunktion käytettävyyttä rajoittaa se, että Fourier-muunnosten takia se vaatii suhteellisen raskasta matemaattista signaalinkäsittelyä. Siksi sitä on turha soveltaa häiriötömiin mittaustuloksiin, joissa magneettikenttien muutosjaksot ovat selvästi pitempiä kuin 120 μ s. Numeerisen painotusfunktion käytön sijasta vastaava suodatus voidaan toteuttaa rakentamalla magneettikenttien muutosnopeuksien mittalaitteistoon liitettävä analoginen tai digitaalinen suodatin, jonka taajuusvaste on sama kuin painotusfunktiolla.

10 RF-ALTISTUKSEN MÄÄRITYS- MENETELMÄN TESTAUS

Magneettitutkimuksessa tutkittava henkilö altistuu myös radiotaajuiselle (RF) magneettikentälle. Osa RF-kentän energiasta kuluu heijastuksiin ja tehohäviöihin, osa absorboituu tutkittavan henkilön kudoksiin muuttuen lämmöksi. Kudoksiin absorboituvaa tehoa kuvataan suurella SAR, *specific absorption rate*. Kehon lämmön nousun rajoittamiseksi on asetettu enimmäisarvot magneettitutkimuksen aiheuttamalle kudosten SAR-arvolle kuten taulukossa III on esitetty.

Lyhyellä aikavälillä RF-absorption aiheuttama paikallinen kudosten lämmön nousu (ΔT voidaan laskea seuraavasti:

$$\Delta T = \frac{\Delta t \cdot SAR}{c_{kudos}}, \quad (7)$$

missä c_{kudos} on kudoksen ominaislämpökapasiteetti ja Δt on altistuksen kesto aika, SAR on kudokseen absorboitunut teho P_{abs} jaettuna kudoksen massalla m_{kudos} :

$$SAR = \frac{P_{abs}}{m_{kudos}}. \quad (8)$$

SAR riippuu kudoksen johtavuudesta σ , tiheydestä ρ sekä RF-kentän vaikutuksesta kudokseen induoituneesta sähkökentän amplitudista E :

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{2\rho} \quad (9)$$

Magneettikuvauslaitteiden RF-kenttä on pulssimainen, jolloin kaavassa 9 sähkökentän amplitudi E on kerrottava toimintasuhteella τ/T , missä τ on pulssin kesto ja T pulssien toisto aika. Magneettikuvauslaitteet ilmoittavat ennen magneettitutkimusta, mikä on tutkimuksen aiheuttaman RF-altistuksen tuottama arvioitu SAR-arvo. Laitteen näyttämän arvion oikeellisuus voidaan testata kalorimetrisellä menetelmällä, joka on esitetty magneettikuvausstandardissa (IEC 1995). Tässä työssä testattiin kalorimetrisen menetelmän tarkkuutta ja herkkyyttä sekä arvioitiin menetelmän soveltuvuutta kliinisessä käytössä olevien laitteiden RF-altistuksen arviointiin.

10.1 Fantomit

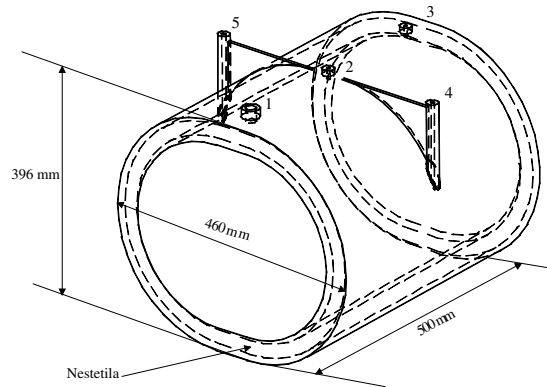
SARin kalorimetrisen määritykseen tarvitaan testikappale, SAR-fantomi, jonka RF-absorptio-ominaisuudet vastaavat ihmiskehoa. Standardin (IEC 1995) vaatimusten mukaan fantomi on poikileikkaukseltaan rengasmaisen sylinteri, täyttötilavuudeltaan korkeintaan 25 l. Fantomi täytetään ruokasuola- ja mangaanikloridiliuoksella. Ruokasuolan (NaCl) konsentraation on oltava sellainen, että fantomin RF-absorptio-ominaisuudet vastaavat 50 - 90 kg painoisen ihmisen kehoa. Mangaanikloridin ($MnCl_2$) tarkoituksena on lyhentää liuoksen relaksaatioaikoja niin, että liuos on magneettikuvauksessa näkymätön. Fantomin on lisäksi kyettävä säilyttämään täytenesteen lämpötila 5 % tarkkuudella tunnin ajan, silloin kun nesteen lämpötila on 2 °C korkeampi kuin ympäristön.

SAR-fantomien lisäksi tarvitaan toinen pienempi ja magneettikuvauksessa näkyvä signaalifantomi, joka asetetaan testin ajaksi SAR-fantomien sisälle. Sitä tarvitaan, jotta fantomeille voidaan tehdä magneettikuvaus. Signaalifantomien johtavuuden on oltava alle 0,003 S/m, jotta sen RF-tehon absorptio on niin vähäinen, että se ei aiheuta häviötä varsinaisen SAR-fantomien tehoabsorptioon.

10.2 Fantomien toteutus ja testaus

10.2.1 Fantomin valmistus

SAR-fantomi valmistettiin 10 mm akryylista ja sen nestetilavuus on 14,8 litraa. Fantomin rakenne on esitetty kuvassa 22. Fantomin yläpinnan seinämään sorvattiin viisi reikää lämpötila-antureita varten. Pituusakselilla olevat kolme reikää ovat fantomin yläpinnassa ja sivulla olevat kaksi reikää ovat kylkien korkeuden keskikohdalla. Reiät voidaan sulkea tulpilla ja yksi rei'istä oli muita suurempi fantomin täyttämistä ja tyhjentämistä varten.



Kuva 22. SAR-fantomin rakenne. Fantomin akryyliseinät ovat 10 mm paksut ja rengasmaisen nestetilan paksuus on 23 mm. Numerot 1-5 osoittavat lämpötilan mittausta varten sorvattuja reikiä fantomin rungossa.

10.2.2 Testiliuokset

IEC-standardissa asetetaan vaatimukset fantomien fysikaalisille ominaisuuksille ja mainitaan käytettävät reagenssit, mutta ei anneta suosituksia tarvittavien liuosten konsentraatioista. Kirjallisuuskäytännöstä löytyy tietoja miten eri reagenssit muuttavat veden johtavuutta ja relaksaatioaikoja (Bucciolini ja Ciruolo 1986, Price ym. 1986, Price ym. 1990). Niiden perusteella voidaan kuitenkin laskea vain suuntaa antavia arvioita sopivista liuosten konsentraatioista.

Magneettikuvauslaitteiden valmistajilla ei ollut käytössä tai tiedossa nimenomaan RF-absorptiomittauksiin tarvittavaa SAR-fantomia, sen sijaan signaali-kohina suhteen määrittämiseen liittyvissä laadunvalvontamittauksissa käytetään ns. kuormitusfantomeja. Koska niiden on tarkoitus kuormittaa magneettikuvauslaitetta kuten keskimääräinen ihminen, niiden ominaisuudet vaikuttivat sopivilta myös SAR-fantomiin.

Kahdelta magneettikuvauslaitteiden valmistajalta saatiin kuormitusfantomin täytenesteen koostumukselle kaksi toisistaan poikkeavaa reseptiä (Siemens Magnetom Vision käyttöohjeet; GE, Daniel J Schaefer, henkilökohtainen tiedonanto):

- 1) 3 g $\text{MnCl}_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ ja 5 g NaCl litrassa vettä (Siemens)
- 2) 0,1 % natriumsorbaattia, 0,21 % NaCl, 0,27 % MnCl_2 ja 4,0 % glyseriiniä ja 95,42 % vettä (GE)

GE:n reseptistä ei selviä, onko kyse puhtaasta mangaanikloridista vai kidevedellisestä muodosta, joten liuosten konsentraatioita ei voi vertailla. Koska IEC-standardin mukaan kuormitusfantomissa on käytettävä vain ruokasuolaa ja mangaanikloridia, GE:n reseptin mukaista kuormitusnestettä ei otettu testeihin mukaan.

Signaalifantomien täytenesteeksi saatiin reseptit:

- 1) 1,25 g $\text{NiSO}_4 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ litrassa vettä (Siemens)
- 2) $1,4 \cdot 10^{-4}$ mol MnCl_2 (GE)

Vaikka standardin mukaan tulisi käyttää vain mangaanikloridia, niin molempien liuosten johtavuudet määritettiin.

10.2.3 Liuosten testaus

Fantomien täytenesteiden johtavuus mitattiin 4, 20 ja 65 MHz taajuudella käyttämällä dielektrisyys-anturia HP 85070 B, joka oli liitetty piirianalysointiin HP 8752 C. Käytetyt taajuudet vastaavat magneettikuvauslaitteissa käytettävän RF-kentän taajuutta, kun magneettikenttä on vastaavasti 0,1 ja 0,5 ja 1,5 T. Liuosten näkyvyys magneettikuvauksessa ja niiden relaksaatioajat määritettiin kahdella 1,5 T kuvauslaitteella (Siemens Magnetom SP 63 ja Magnetom Vision).

Siemensin kuormitusfantomien täytenesteen johtavuudeksi mitattiin 0,98 - 1,07 S/m kun taajuus on 4- 65 MHz ja testauksen perusteella se on magneettikuvauksessa näkymätön. Signaalifantomien nesteiden johtavuudeksi 65 MHz taajuudella saatiin Siemensin reseptillä 0,08 S/m ja GE:n reseptillä 0,005 S/m, nämä johtavuudet ovat suurempia kuin IEC-standardissa esitetty yläraja 0,003 S/m.

Ihmisen lihaskudoksen keskimääräinen johtavuus on 0,64 - 0,71 S/m taajuusalueella 10 - 65 MHz (Gabriel 1996). Kyseisistä arvoista voidaan ekstrapoloida johtavuuden arvoksi 0,62 S/m kun taajuus on 4 MHz. Ihmisen kehon keskimääräinen johtavuuden voidaan arvioida olevan 2/3 lihaskudoksen johtavuudesta (Durney 1978) eli kyseisellä taajuusalueella 0,42 - 0,48 S/m. Kuormitusfantomien nesteiden johtavuus on siten 2,25 - 2,36 kertaa suurempi kuin ihmiskehon, joten se absorboi RF-tehoa voimakkaammin kuin keho. Taulukossa XXVIII on esitetty ihmisen lihaskudoksen johtavuus ja tästä laskettu koko kehon keskimääräinen johtavuus, fantominesteen mitattu johtavuus sekä kahden viimeksi mainitun suhde taajuusalueella 4 - 65 MHz.

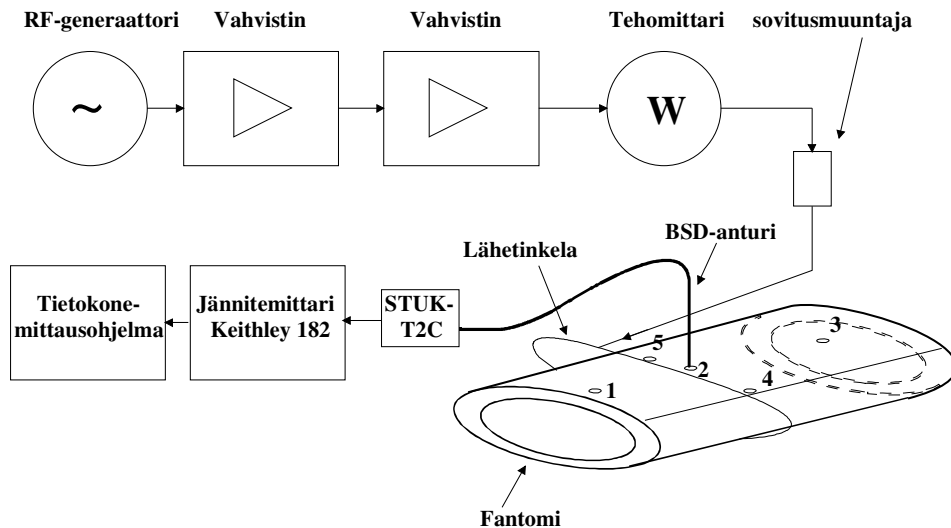
Taulukko XXVIII Fantomin täytenesteen ja ihmisen kudosten johtavuus eri RF-taajuuksilla

Taajuus (MHz)	Lihaskudoksen johtavuus δ_{lihas} (S/m)	Kehon keskimääräinen johtavuus δ_{keho} (S/m)	Fantominesteen johtavuus δ_{fantom} (S/m)	Suhde $\delta_{\text{fantom}}/\delta_{\text{keho}}$
4	0,62	0,42	0,98	2,36
10	0,64	0,43	1,02	2,38
20	0,67	0,45	1,06	2,37
27	0,68	0,45	1,07	2,35
65	0,71	0,48	1,07	2,25

10.3 Fantomin testaus

10.3.1 Testauslaitteisto

SAR-fantomien lämmön nousua RF-altistuksen vaikutuksesta testattiin laboratorio-olosuhteissa. Fantomin ympärille asetettiin lähetinkela, johon syötettiin RF-generaattorista (HP8648B) tehoa 27,12 MHz taajuudella. Generaattorin ja lähetinkelan välissä käytettiin kahta vahvistinta (ENI model 325 LA ja Command Commander HF-1250E) ja sovitusmuuntajaa. Jälkimmäisen vahvistimen ja sovitusmuuntajan välistä mitattiin lähetinkelalle menevä teho UCI model PM-30 tehomittarilla. Kaavio testilaitteistosta on esitetty kuvassa 23. Syöttöteho oli välillä 1,9 - 3,4 W/kg. Fantomin täytenesteen lämpötilaa mitattiin termistorityyppisellä lämpötila-anturilla (BSD Medical). Anturin kalibroinnin epävarmuus oli $\pm 2\%$ (2σ), ja kalibrointi on jäljitettävissä Mittatekniikan keskuksen lämpötilan mittanormaaliin. Anturilta mitattava signaali johdettiin bufferivahvistimelle (STUK-T2C) käyttämällä suurohmisia johtimia, jotta RF-kenttä ei häiriinny ja aiheuta virtatihentymiä (Jokela ym. 1998). Jännitemuodossa oleva signaali rekisteröitiin Keithley 182 jännitemittarilla, ja tämä lämpötilaan suoraan verrannollinen signaali talletettiin tietokoneen mittausohjelmalla. Mitattaessa absoluuttisen lämpötilan sijasta lämpötilaeroja menetelmän mittaustarkkuus on $\pm 0.001^\circ\text{C}$. Fantomin täytenesteen lämpötilaa on mahdollista mitata viidestä eri pisteestä, jotka on esitetty kuvassa 23.



Kuva 23. Mittausjärjestely, yläosassa tehonsyöttöpiiri alkaen teholahteesta vahvistinten kautta lähetin kelalle. Alaosassa lämpötilan mittauspiiri alkaen BSD-anturista päättyen tietokoneen mittausohjelmaan. Numerot 1-5 osoittavat lämpötilan mitauspisteet fantomissa.

10.3.2 Lämmitysaikamittaukset

Lämmitysaikamittauksissa testattiin lämmitystehon ja -ajan vaikutusta fantomin lämpötilan nousunopeuteen. Mittauksessa lähetinkelaan syötettiin RF-tehoa ja mitattiin fantomin täytenesteen lämpötilan muutosta ajan suhteen noin 6 minuutin ajan. Lämpötilanmittaus tehtiin on-line, eli lämpötilaa mitattiin jatkuvasti myös tehon syötön aikana. Tämä menettely poikkeaa IEC:n standardin ohjeista, joissa fantomin lämpötila mitataan vain ennen ja jälkeen RF-altistuksen. Fantomia ei myöskään ravisteltu ennen lämpötila mittauksia eikä sitä ollut lämpöeristetty ympäristöstään. Jatkuva mittaus tapa mahdollistaa lämpötilan rekisteröinnin koko testausajanjaksolta. Lämpötilamittaukset tehtiin kahdella eri RF-teholla: 28 ja 50 W. Lämpötilamittaukset tehtiin fantomin reiässä nro 2 niin että anturi oli nestekerroksen keskikohdalla (n. 11,5 mm akryyliseinämän alapinnan alapuolella). Paikallinen SAR-arvo mitauspisteessä, $SAR_{paik,phantomi}$ saadaan laskettua kalorimetrisesti lämpötilamittaus tuloksista esittämällä kaava (7) muodossa:

$$SAR_{paik,phantomi} = \frac{c \times \Delta T_{paik}}{\Delta t}, \quad (10)$$

missä c on fantomin täytenesteen ominaislämpökapasiteetti, ΔT_{paik} on lämpötilan nousu mittauspisteessä ja Δt on siihen kulunut aika. Fantomin täytenesteen ominaislämpökapasiteetin arvona on käytetty veden ominaislämpökapasiteettia $4180 \text{ J/kg } ^\circ\text{C}$, koska muiden aineiden pitoisuudet ovat niin pieniä, ettei niillä ole vaikutusta ominaislämpökapasiteettiin.

Koska lämpötilan mittaus on paikallinen, sen perusteella laskettu SAR kuvaa siis vain paikallista arvoa mittauskohdassa. Fantomille mitatun ja lasketun paikallisen SAR-arvon perusteella voidaan kaavalla 11 laskea mikä olisi saman RF-altistuksen aiheuttama paikallinen SAR-arvo, jos fantomi olisi täytetty ihmisen kudoksia keskimäärin vastaavalla nesteellä. Todellisen ihmisen kehon keskimääräinen SAR olisi näin laskettua SAR^* -arvoa pienempi.

$$SAR_{paik}^* = \frac{\sigma_{keho}}{\sigma_{fantom}} \times SAR_{paik} \quad (11)$$

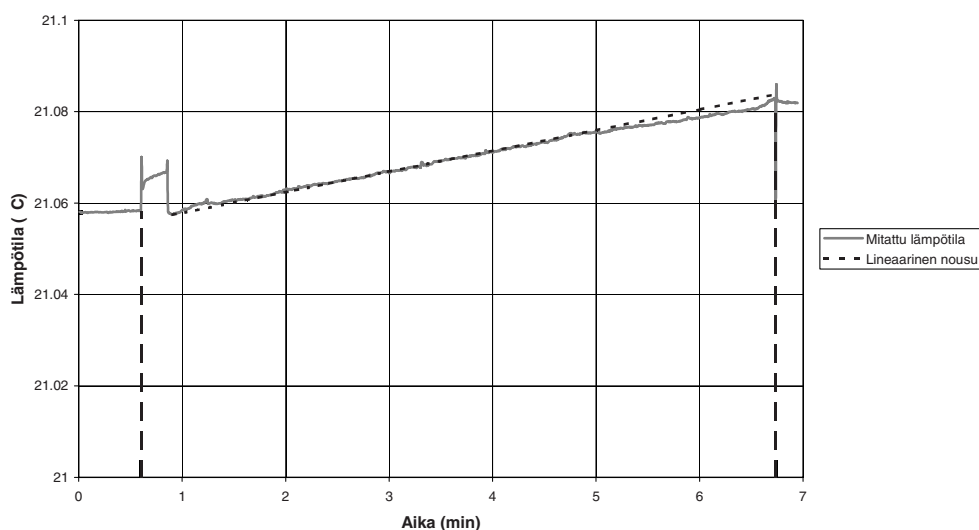
Lämmitysaikamittauks tulokset kahdesta, eri teholla (28 ja 50 W) tehdyistä, mittauksesta on esitetty taulukossa XXIX.

Taulukko XXIX Fantomista mitattu lämpötilan nousu RF-altistuksen jälkeen ja sen perusteella lasketut paikalliset SAR-arvot fantomille mittausräissä. Käytetty RF-taajuus oli 27 MHz.

Mittaus (nro)	RF-teho (W)	Aika Δt (min)	Lämpöt. nousu ΔT ($^\circ\text{C}$)	Lämpötilan nousunopeus ($^\circ\text{C}/\text{h}$)	paikallinen SAR_{fantom} (W/kg)
1	28	6,77	0,024	0,213	0,248
2	50	5,98	0,044	0,438	0,508

Kun sisäänmenotehoa kasvatetaan 28 W:sta 50 W:in, myös paikallinen mitattu lämpötilan nousunopeus on 13 % suurempi, kuin mitä pelkän tehon lisäyksen perusteella. Kuvassa 24 on esitetty yksittäisen mittauksen lämpötilannousu fantomissa (taulukko XXIX, mittaus 1). Kuvaan on myös lisätty suora (katkoviiva) kuvaamaan lineaarista nousua. Suoran ja mittauskäyrän suhteesta voi selvästi havaita, miten lämpötilannousu alkaa ajan kuluessa poiketa lineaarisesta, koska lämpöä alkaa siirtyä fantomin runkoon ja siitä edelleen ympäröivään ilmatilaan.

Lämpötilannousu magneettikuvausfantomissa



Kuva 24. Lämpötilan nousu SAR-fantomien räissä keskiyvytydellä 28 W sisäänmenoteholla. Suuresta RF-hajakentästä johtuen mitattuihin jännitteisiin aiheutuu vakio biasta, joka on selbyyden vuoksi editoitu kuvasta pois. Tehot on kytketty päälle ajan hetkellä 0,6 minuuttia ja pois 6,7 minuuttia, kohdat on esitetty pystysuorilla katkoviivoilla. Tehoja kytkettäessä päälle ja pois esiintyy transienttipulssi, joka kuitenkin häviää muutamassa sekunnissa, tämä näkyy lämpötilakäyrän piikkeinä.

10.3.3 Lämpötilajakaumamittaukset

Lämpötilajakaumamittauksissa oli tarkoitus tutkia miten RF-altistuksen aiheuttama lämpötilanousu on jakautunut fantomin eri osiin. Aluksi mitattiin mittauspisteen lämpötila keskimmaisesta reiästä (nro 2) nestekerroksen keskisyvyydellä (11,5 mm), sen jälkeen syötettiin RF-tehoa 50 W teholla 6 minuutin ajan. Lämpötila ennen RF-tehonsyöttöä oli 20,667 °C ja välittömästi sen jälkeen 20,711°C, eli lämpötilan nousu lämmityksen aikana oli 0,044 °C eli saman verran kuin lämmitysaikamittauksessa vastaavalla teholla ja ajalla. Seuraavaksi mitattiin lämpötila peräkkäin 15 mittauspisteestä fantomin eri osista niin nopeasti kuin mahdollista. Mittaukset tehtiin viidestä eri mittausreiästä (kuva 23) kolmella eri syvyydellä: pinnalla, keskikorkeudella ja pohjalla, nämä vastaavat 5 mm, 11,5 mm ja 22,5 mm syvyyttä fantominesteen yläpinnasta mitattuna. Keskimmaisesta reiästä (nro 2) mittaukset tehtiin kahteen kertaan, jotta voitiin testata mittauksen toistettavuutta.

Lämpötilajakaumamittauksen tulokset on esitetty taulukossa XXX. Kaikkien 18 mittauksen lämpötilan keskiarvo oli 20,777°C, ja keskihajonta 0,070. Taulukossa XXX lämpötilaerot on ilmoitettu mittauspaikan lämpötilan ja referenssilämpötilan (20,775°C) erona. Referenssilämpötila on ensimmäisenä mitattu arvo, eli reiän 2 pohjan lämpötila. Eli jos lämpötilaero on positiivinen, niin mittauspaikassa on suurempi lämpötila kuin reiän 2 pohjan referenssilämpötila. Vastaavasti negatiivinen lämpötilaero tarkoittaa, että paikka on alemmassa lämpötilassa kuin referenssipiste.

Taulukko XXX Lämpötilajakauma fantomissa RF-altistuksen jälkeen, kun lämpötilan muutos reiässä 2 oli 0,044 °C.

Reiän nro	Lämpötilaero (°C)		
	Pohja	Keskikorkeus	Pinta
1	0	0,026	0,039
2	0	0,045	0,074
3	0,021	0,055	0,094
4	-0,107	-0,093	-0,079
5	-0,096	-0,092	-0,05
2	0,029	0,053	0,11

Ero referenssilämpötilan ja välittömästi lämmityksen jälkeen mitatun lämpötilan (20,711°C) välillä johtuu pääasiassa aikaviiveestä (n. 2 minuuttia) mittaushetkien välillä. Tämä aikaviive johtuu mittausjärjestelyn asemoinnista, ja sinä aikana ilmeisesti tapahtui lämmönsiirtymistä fantomin alaosaan ylempiin osiin. Myös muut mittaustekniset seikat, kuten anturin asettelussyvyyden mittaus silmämääräisesti, lisäävät mittauksien epätarkuutta.

10.4 Pohdinta

Magneettikuvausstandardissa (IEC 1995) kuvattu kalorimetrinen fantomi on hyvin pitkälle yksinkertaistettu malli ihmiskehosta. Tämän mallinnuksen lähtökohtana on ollut se seikka, että RF-kentän absorptio on voimakkainta kappaleen pintaosissa. Siten altistuksen turvallisuutta arvioitaessa kehon pintaosien absorptio on parempi lähtökohta kuin koko kehon keskimääräinen absorptio (Bottomley ja Edelstein 1981). Fantomin malli, onnto sylinteri, jossa RF-tehoa absorboiva täyteneste on suhteelliseen ohueen kerroksena onton keskiosan ympärillä, on siis mallinnus kehon pintaosien absorptiolle.

Tässä työssä käytetyn fantomin täytenesteen johtavuus oli vain 2,3 kertaa ihmisen kehon johtavuuteen nähden ja täyttötavuus noin 15 l. Paremmiin ihmiskehon kuormitusominaisuuksiin kuvaavan fantomin tilavuuden tulisi olla huomattavasti suurempi. Kehon suurempaa kokoa voidaan osittain jäljitellä lisäämällä täytenesteen johtavuutta.

Johtavuuden lisäämiseksi nesteen suolapitoisuutta on lisättävä. SAR-mittauksiin käytettävän kuormitusfantomin lisäksi tarvitaan pienikokoinen signaalifantomi. Sen täytenesteen johtavuus laitevalmistajien resepteillä on huomattavasti suurempi kuin IEC-standardissa annettu johtavuuden yläraja. Jos liuosten konsentraatioita laimennetaan johtavuuden pienentämiseksi, niin niiden mitatut T1-relaksaatioajat pitenivät jopa 3 s pituisiksi, mikä voi pidentää SAR-testauksessa käytettävien sekvenssien kestoa epäkäytännöllisen pitkiksi. Signaalifantomia ei tarvittu tässä työssä, koska fantomeja ei voitu testata magneettikuvauslaitteessa.

Tarkoitukseen parhaiten soveltuvien fantomien täytenesteiden koostumusten selvittäminen vaatisi konsentraatioiltaan erilaisten liuossarjojen testausta vuoroin laboratoriossa vuoroin magneettikuvauslaitteessa. Käytännön syistä tällaisten aikaa vievien mittaussarjojen teko ei ollut mahdollista, joten tässä työssä kuormitusfantomien täytenesteinä käytettiin käytettävissä olevien tietojen ja alustavien mittausten perusteella toimivinta liuosta. Fantomi sopii keskimääräisen SAR-arvon määrittämiseen vain siinä tapauksessa, että täytenesteen lämpötilajakauma on tasainen ja että lämmön siirtymisistä aiheutuvat virheet voidaan korjata laskennallisesti

Käytetty lämpötilan mittaussuunnitelma on hyvin herkkä, joten sillä voidaan mitata myös vähäisen SAR-altistuksen aiheuttamat pienet lämpötilan nousut. Paikallisten lämpötilamittausten suurin epävarmuustekijä liittyykin lämmön siirtymisiin. Koska mittalaitteiden kaapelit ovat ferromagneettisia, lämpötilamittauksia ei voida tehdä magneettikuvauslaitteissa, vaan mittaukset on tehtävä ennen ja jälkeen RF-altistuksen riittävän kaukana magneetista.

Lämpötilan jakauma fantominesteessä ei ole tasainen, tähän on monia syitä: RF-kentän kytketyminen fantomiin ei ole tasaista koska lähetyksela kattaa vain fantomin keskiosan, ja fantomi oli sijoitettu styroxlevyn päälle lattialle ja lattian läheisyys osaltaan muuttaa RF-kentän kytketymistä fantomin alaosaan verrattuna yläosaan. Lämpöä siirtyy johtumalla nesteestä fantomin runkoon ja edelleen ilmaan. Lisäksi lämmityksen aikana ja sen jälkeen voi nesteessä esiintyä virtauksia, jotka kuljettavat lämpöä fantomin alaosaan yläosiin. Tätä oletusta tukee se mittaustulos, että rei'issä 4 ja 5, jotka ovat fantomin kyljissä alempana kuin muut, mitatut lämpötilat olivat alempia kuin muissa rei'issä. Myös samasta pisteestä mitatut lämpötilat nousivat vielä RF-tehon sammuttamisen jälkeen. Tähän voi olla syynä se, että kaikki mittauspisteet olivat fantomin rungon ylemmässä puoliskossa, jolloin siis lämpöä voi siirtyä mittausten aikana fantomin alaosaan yläosiin.

Jotta voidaan määrittää fantomin keskimääräinen SAR-arvo nesteiden lämpötilajakauman on oltava tasainen ennen lämpötilamittauksia. Fantomin rungon ja ympäristön välistä lämmön siirtymää voidaan vaimentaa eristämällä fantomi, esim. styroxkuorella. Nesteestä runkoon tapahtuva lämmönsiirtymä voidaan mallintaa matemaattisesti ja varmentaa mittauksin, jolloin voidaan kehittää numeerinen korjaus lämmönsiirtymän aiheuttaman virheen kompensoimiseksi. Lisäksi IEC-standardin mukaan fantomia olisi käännettävä kolme kertaa ylösalaisin ennen mittauksia. On epävarmaa riittääkö pari kääntelyä sekoittamaan nestettä riittävästi lämpötilaerojen tasaamiseksi. Fantomin ravistelu on lisäksi suhteellisen hankalaa fantomin suuren koon ja painon vuoksi: fantomin pituus ja leveys ovat puoli metriä, rungon paino 13 kg ja kokonaispaino lähes 30 kg. Fantomin käsittely vaikeutuu entisestään, jos se ympäröidään lämpöeristeellä. Mittausmenetelmän hankaluutena on myös se, että jokaisen RF-altistuksen ja sitä seuranneen lämpötilan nousun ja sen mittauksen jälkeen fantomin on annettava palautua takasin ympäristön lämpötilaan ennen seuraavaa mittausta. Käytännössä tämä merkitsee vuorokauden taukoa kahden mittauksen välillä.

Keskimääräisen SARin määrittämiseksi kalorimetrisesti lämpöhäviön aiheuttamat virheet on minimoitava ja korjattava ja fantomin täytenesteen lämpötila on saatava tasaantumaan ennen lämpötilan mittausta. Tämä edellyttää, että fantomi on riittävän hyvin lämpöeristetty ympäristöstään ja että lämmön siirtyminen nesteestä fantomin kuoreen tunnetaan riittävä hyvin ja voidaan numeerisesti korjata. Nesteiden lämpötilan tasaamiseksi nestettä on sekoitettava mekaanisesti esim. kiertovirtauksella. Vaihtoehtoisesti fantomin on annettava tasaantua termiseen tasapainoon.

Lyhytaikaisessa RF-altistuksen aikana lämmönsiirtyminen nesteiden sisällä ja nesteestä kuoreen on niin vähäistä, ettei se aiheuta virhettä, vaan lämpötilannousu on ajan suhteen lineaarista kuten kuvasta 23 näkyy. Kun altistus aika pitenee, myös lämpöhäviöt ja -virtaukset lisääntyvät. Siksi SAR-määrittäminen olisi tehtävä mahdollisimman lyhyellä altistusajalla ja lämpömittaukset on tehtävä välittömästi sen jälkeen.

Magneettikuvausstandardissa (IEC 1995) esitetty kalorimetrisen SAR-määrittämiseen tarkoitettu fantomi ei sovellu realistista ihmiskehoa simuloiviin tarkkoihin dosimetriisiin mittauksiin, vaan ainoastaan magneettikuvauslaitteen SAR-näyttämän oikeellisuuden arviointiin osana laitteiden laadunvalvontaa. SAR-mittauksissa olisi RF-syötössä kliinisten kuvaussekvenssien sijasta käytettävä pulssimuodoltaan tunnettuja testi- tai laadunvalvontasekvenssejä, joiden tuottama SAR on ajan suhteen vakio testauksen ajan.

11 YHTEENVETO

Magneettikuvauslaitteiden ja niillä tehtävien tutkimusten lukumäärä ovat kasvaneet jyrkästi koko 90-luvun ajan. Kasvun voidaan olettaa jatkuvan edelleen, koska laitteita on viime vuosina alettu hankkia myös aluesairaaloihin. Ennen 90-luvun puoltaväliä magneettikuvauslaitteita oli käytännössä vain suurimmissa yliopistosairaaloissa ja suurten kaupunkien yksityisillä lääkäriasemilla. Tekninen kehitys on tuonut käyttöön rakenteeltaan avoimia kuvauslaitteita sekä liikkuvia kuvausyksiköitä. Kehitteillä on toimenpideradiologiaan soveltuvia magneettikuvausjärjestelmiä, ja on odotettavissa että myös ne tulevat kliiniseen käyttöön lähivuosina.

Magneettikuvauslaitteiden aiheuttama voimakas magneettinen vetovoima on Suomessa aiheuttanut vain pari lievää henkilövahinkoa; kansainvälisellä tasolla on raportoitu hyvinkin vakavia onnettomuuksia. Sen sijaan lähes kaikissa käyttöpaikoissa on magneettiin lentänyt joitain pieniä esineitä, kuten paperiliittimiä ja saksia. Tilanteet ovat olleet lähes aina aivan vaarattomia, mutta niiden kaltaisiin tilanteisiin liittyy tapaturman riski: jos terävä tai kova esine sattuu lennähtämään magneetin vetämänä riittävän kovalla voimalla, se voi ihmiseen osuessaan aiheuttaa vammoja. Irralliset metalliesineet ovat usein olleet peräisin magneettikuvausyksikön ulkopuolisen henkilökunnan työvaatteiden taskuista. Nämä henkilöt työskentelevät tai käyvät paikalla suhteellisen harvoin ja he periaatteessa tietävät ja tuntevat turvaohjeet, mutta rutiinin puutteen takia jotain pientä esineitä unohtuu taskuihin. Siksi on jatkuvasti valvottava, että ferromagneettisia pieniäkään irrallisia esineitä ei kulkeudu magneettikuvauslaitteiden läheisyyteen huolimattomuuden tai unohtamisen takia.

Staattisen magneetikentän voimakkuudesta riippumatta potilaat ovat kokeneet sekä paikallista lämmöntunnetta että koko kehon lämpörasitusta, joihin syynä on voi olla radiotaajuinen säteily. Sen sijaan muuttuvien magneetikenttien mahdollisesti aiheuttamat hermo- tai lihasstimulaatiot vaikuttavat toistaiseksi suhteellisen harvinaisilta. Uusien nopeiden kuvaussekvenssien käyttöönotto lisää kuitenkin stimulaatiovaikutusten mahdollisuutta.

Magneettitutkimukset ovat satunnaisesti aiheuttaneet myös muita sivuvaikutuksia kuten pahoinvointia ja raudanmakua suussa. Näiden kaikkien edellä kuvattujen sivuvaikutusten syitä ja merkitystä arvioitaessa on otettava huomioon, että oireet voivat johtua myös potilaiden perussairauksista tai tutkimustilanteen aiheuttamasta epämukavuudesta ja ahdistuksesta.

Magneettikuvauslaitteita käyttävä henkilökunta altistuu normaalissa työssään vain magneettikuvauslaitteen ympärille leviävälle staattiselle hajakentälle. Hajakentän voimakkuus on tehtyjen mitausten perusteella niin pieni, että altistus on selvästi alle sallittujen enimmäisarvojen. Nykyisin käytössä olevilla laitetyypeillä työntekijät eivät altistu magneettikuvauslaitteiden gradientteille tai RF-kentälle, koska ne eivät ulotu laitteiden potilastilan ulkopuolelle. On kuitenkin mahdollista, että kehitteillä olevilla laitetyypeillä voi tulla tilanteita, joissa työntekijät voivat altistua myös näille kentille. Silloin on tarpeen mittauksilla selvittää työntekijöiden altistuksen suuruus, jotta voidaan varmistaa ettei altistus ylitä sallittuja enimmäisarvoja.

Gradienttien mittaamiseen tarkoitettu IEC-standardin mukainen induktiokelaan perustuva mittaajärjestelmä on hyvinkin tarkka kun määritetään gradienttien muutosnopeuksia, mikä on mittausten ensi sijainen tarkoitus. Mittajärjestelmä aiheuttaa kuitenkin suurimmillaan noin 10% virheen kun määritetään gradientin voimakkuutta. Järjestelmä on tarkoitettu mittaamaan vain gradienttien yhtä komponenttia, joka on staattisen magneetikentän suuntainen. Kuitenkin altistuksen fysiologisten vaikutusten arvioinnin kannalta on oleellista saada mitattua myös muut komponentit. Siksi olisi tarkoituksenmukaista toteuttaa gradienttien mittauslaitte kolmidimensionaalisenä, jolloin kaikki kolme suuntaa voidaan mitata yhtä aikaa. Standardissa esitettyjen enimmäisarvojen soveltaminen muihin kuin suorakulmaisiin tai sinimuotoisiin gradienttien pulssimuotoihin on hankalaa. Kätevä ratkaisu tähän on gradienttien muutosnopeuksien mittaustuloksen painottaminen alipäästösuodattimella. Magneettikuvausstandardissa (IEC 1995) esitetty kalorimetrinen SAR-määritysmenetelmä soveltuu magneettikuvauslaitteen SAR-näyttämän oikeellisuuden testaamiseen käytettäessä pulssimuodoltaan tunnettuja RF-pulssisarjoja. Menetelmä on kuitenkin kömpelö ja siihen liittyy useita virhetekijöitä. Standardissa esitetyt tiedot SAR-mittauksissa tarvittavan fantomin toteuttamiseksi ovat puutteellisia. Lisäksi standardissa esitetty tavoite, että fantomi mallintaisi keskikokoisen ihmiske-

hon keskimääräistä RF-absorptiota, on epärealistinen. RF-kentän kytkeytyminen ihmiskehossa on hyvin epähomogeenista ja sen mallintaminen on vaikeaa. RF-altistuksen määrittämismenetelmän kehittämiseksi olisi suunniteltava fantomi, jossa lämmön siirtymisestä aiheutuvat virhetekijät voidaan hallita ja jossa fantomin ja ihmiskehon vastaavuus on nykyistä luotettavammin mallinnettu. Tämä vaatii SAR-mittauksiin perehtyneiden asiantuntijoiden ja magneettikuvausyksiköiden kehitys- ja mittausyhteistyötä.

Gradientti- ja SAR-mittaukset vievät paljon aikaa, ja magneettikuvauslaitteet ovat monessa käyttöpaikassa kliinisessä käytössä 12 tuntia vuorokaudessa. Jo käytössä olevan magneettikuvauslaitteen ominaisuuksien testaaminen näillä mittauksilla voi olla siksi käytännössä hyvin hankalaa. Parhaiten mittaukset voidaan toteuttaa laitteen asennuksen tai huoltoiseisokin yhteydessä. On kuitenkin otettava huomioon, että IEC-standardissa esitetyt mittausmenetelmät ovat osittain epärelevanttejä, epärealistisia ja epäkäytännöllisiä. Gradienttien muutosnopeuksien mittaaminen yksinkertaisella induktiokelalla on sinänsä toimiva ja tarkka menetelmä, mutta standardin mukainen mittausmenetelmä ei ota huomioon altistuksen vaikutuksen kannalta oleellisia gradienttien komponentteja. RF-altistuksen määrittämisessä mittausmenetelmälle asetetut tavoitteet ovat epärealistisia ja perustuvat liian pitkälle vietyihin yksinkertaistuksiin eikä menetelmään liittyviä virhelähteitä ole analysoitu.

IEC ja IRPA/INIRC ovat antaneet potilaiden altistusta koskevat enimmäisarvot ja muita turvallisuusohjeita (IEC 1995, IRPA/INIRC 1991). Työntekijöiden ja väestön altistukseen voidaan soveltaa ICNIRPin 1994 ja Euroopan Unionin neuvoston 1999 antamia suosituksia. Näiden perusteella laaditut magneettikuvausta koskevat turvallisuussuosituksukset on esitetty tiivistetysti seuraavassa luvussa.

12 MAGNEETTIKUVAUSLAITTEIDEN KÄYTTÖÄ KOSKEVAT TURVALLISUUSSUOSITUKSET

Tässä esitetään lyhyesti magneettikuvauslaitteita, niiden käyttöä ja niiden aiheuttamaa altistusta koskevat suositukset. Laitteiden, niiden käytön ja potilaaseen kohdistuvan altistuksen osalta suositukset perustuvat magneettikuvauslaitteita koskevaan kansainväliseen ja Suomessa vahvistettuun standardiin (IEC 1995) ja tutkittavan potilaan turvallisuutta koskevaan ohjeeseen (IRPA/INIRC 1991). Työntekijöiden ja väestön altistuksen osalta suositukset perustuvat ICNIRPin ohjeisiin sekä Euroopan Unionin neuvoston suositukseen (ICNIRP 1994 ja 1998, EUN 1999).

Potilaan altistuksen enimmäisarvoissa on määritelty seuraavat käsitteet (IEC 1995):

- Normaali käyttö: altistus on vähäinen eikä edellytä erityistoimia.
- Valvottu käyttö: altistus on sen verran suuri, että se voi aiheuttaa fysiologista räsitusta potilaalle ja edellyttää potilaan tilan seuranta tutkimuksen aikana.

12.1 Laitteita ja käyttöpaikkaa koskevat vaatimukset

- Diagnostisessa käytössä olevien magneettikuvauslaitteiden ja niiden käyttöpaikan on täytettävä standardissa IEC-601-2-33 esitetyt turvallisuutta koskevat vaatimukset.
- Magneettikuvauslaitteen ympärille on rajattava valvonta-alue siten, että staattinen magneettikenttä sen ulkopuolella on vähemmän kuin 0,5 mT. Valvonta-alue on merkittävä selkeästi ja varustettava voimakkaasta magneettikentästä kertovilla varoituskilvillä.
- Pääsyä valvonta-alueelle on valvottava siten, ettei alueelle pääse henkilöitä, joilla on sydäntahdistin, ferromagneettinen klipsi tai muu istute tai proteesi, jonka toiminta voi häiriintyä tai joka voi liikkua magneettikentän vaikutuksesta. On myös varmistettava ettei valvonta-alueelle tuoda ferromagneettisia esineitä, joita magneetti voi vetää puoleensa.

12.2 Potilaita koskevat altistuksen enimmäisarvot

- Potilaan altistus magneettitutkimuksessa tulisi pitää IEC-standardissa esitettyjen normaalia käyttöä koskevien enimmäisarvojen alapuolella mikäli mahdollista (ks. taulukot I-IV).
- Normaalia käyttöä koskevat altistuksen enimmäisarvot voidaan ylittää seuraavin edellytyksin:
 - Valvottua käyttöä koskevia enimmäisarvoja ei ylitetä.
 - Potilaan tilan seuraamiseksi on järjestetty altistuksen suuruus ja potilaan tila huomioon ottaen riittävä lääketieteellinen valvonta.
- Valvottua käyttöä koskevia altistuksen enimmäisarvoja ei saisi ylittää normaalissa kliinisessä käytössä. Enimmäisarvojen ylittäminen vaatii lääketieteellisiä tutkimuksia valvovan eettisen toimikunnan hyväksynnän.

12.3 Työntekijöitä koskevat altistuksen enimmäisarvot

- Työntekijöiden altistuminen magneettikuvauslaitteen staattiselle kentälle ei saa ylittää ICNIRPin ohjeissa asetettuja enimmäisarvoja (ks. taulukko V).
- Sellaisissa poikkeuksellisissa tilanteissa, joissa työntekijä altistuu magneettikuvauslaitteen aiheuttamille gradienttikentille tai radiotaajuisille kentille, altistus ei saa ylittää Sosiaali- ja terveysministeriön päätöksessä (STMp 1991/1474) esitettyjä enimmäisarvoja.

12.4 Väestöä koskevat altistuksen enimmäisarvot

- Väestön altistuminen magneettikuvauslaitteen staattiselle kentälle ei saa ylittää Euroopan Unionin suosituksessa annettuja enimmäisarvoja.
- Väestöä koskevia enimmäisarvoja ei kuitenkaan sovelleta magneettitutkimukseen tulleen potilaan saattajaan tai muihin henkilöihin, joiden oleskelu magneettikuvauslaitteen staattisessa jakentäössä on satunnaista ja lyhytaikaista, edellyttäen että työntekijöitä koskevia altistuksen enimmäisarvoja ei ylitetä.

12.5 Magneettitutkimuksen vasta-aiheet

- Alueelle, jossa magneettikentän voimakkuus on suurempi kuin 0,5 mT ei saa päästää eikä magneettitutkimusta tehdä henkilöille, joilla on kehossaan
 - sydäntahdistin tai muu aktiivinen istute,
 - ferromagneettinen tai metallinen istute, kuten anerysmaklipsi tai proteesi,
 - muu metallinkappale kuten sirpale tms.

ellei ole varmistettu, että kyseinen istute tai kappale on turvallinen magneettitutkimuksessa.

- Magneettitutkimusta ei tulisi tehdä raskauden ensimmäisen kolmanneksen aikana, ellei potilaan tila sitä erityisesti vaadi. Tällöin tutkimuksen aiheuttama altistus on pidettävä mahdollisimman vähäisenä.

12.6 Muut turvallisuuteen liittyvät seikat

Magneettitutkimuksissa on lisäksi otettava huomioon seuraavat turvallisuuteen vaikuttavat seikat:

- tutkimuksessa käytettävien oheislaitteiden johtimiin liittyvä palovamman riski
- kontrastiaineiden mahdolliset sivuvaikutukset
- magneettikenttien mahdollisesti aiheuttamat häiriöt muihin elektronisiin laitteisiin
- kuulon suojaaminen laitteen aiheuttamalta melulta
- suprajohtavissa magneeteissa käytettävään nesteheliumiin ja nestetyyppeen liittyvät vaarat.

VIITTEET

- Abart J, Knuth E, Fischer H, Huk W, Richter E, Schmitt F, Stoch T, Zeitler E. Peripheral Nerve Stimulation by Time-Varying Magnetic Fields. *Journal of Computer Assisted Tomography* 1997;21(4):532-538.
- Bottomley PA, Andrew ER. RF Magnetic Field Penetration, Phase Shift and Power Dissipation in Biological Tissue: Implications for NMR Imaging. *Phys. Med. Biol.* 1978;23(4):630-643.
- Bottomley PA, Edelstein WA. Power deposition in whole-body NMR imaging. *Med. Phys* 1981;8:510-512.
- Bucciolini M., Ciruolo L., Renzi R. Relaxation rates of paramagnetic solutions: Evaluation by nuclear magnetic resonance imaging. *Med.Phys.* 1986;13(3):298-302.
- Budinger TF. Safety of in vivo NMR imaging and spectroscopy. Proceedings of the Twenty-second Annual Meeting of the National Council of Radiation Protection and Measurements. Nonionizing electromagnetic radiations and ultrasound. Proceedings No. 8. NCRP 1986:265-283.
- Cohen MS, Weisskopf RM, Rzedzian RR, Kantor HL. Sensory Stimulation by Time-Varying Magnetic Fields. *Magnetic Resonance in Medicine* 1990;14:409-414.
- Durney C.H. et al. Radiofrequency radiation dosimetry handbook (second edition), University of Utah. 1978
- Erhard JC, Lin CS, Magnotta VA, Fisher DJ, Yuh WT. Peripheral nerve stimulation in a whole-body echo-planar imaging system. *J. Magn. Reson. Imaging* 1997;7(2):405-409.
- Euroopan Unionin Neuvosto. Neuvoston suositus väestön sähkömagneettisille kentille (0 Hz - 300 GHz) altistumisen rajoittamisesta. 8550/99
- Food and Drug Administration (FDA). Guidance for the Submission of Premarket Notifications for Magnetic Resonance Diagnostic Devices. Center for Devices and Radiological Health, 1998
- Felmlee J, Vetter RJ. Radio-frequency Survey at the Bore of a 1.5 T MR Imager. *Radiology* 1995;196(2):571-572
- Foster KR, Goldberg R, Bonsignore C. Heating of Cardiovascular Stents in Intense Radiofrequency Magnetic Fields. *Bioelectromagnetics* 1999;20:112-116.
- Gabriel C. Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies. Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037, 1996),
- Grandolfo M, Vecchia P, Gandhi OP. Magnetic Resonance Imaging. Calculation of Rates of Energy Absorption by a Human-Torso Model. *Bioelectromagnetics* 1990;11:117-128.
- Ham CLG, Engels JML, van de Wiel GT, Machielsen A. Peripheral Nerve Stimulation during MRI: Effects of High Gradient Amplitudes and Switching Rates. *JMRI* 1997;7:933-937.
- Heikkilä M. Säteilyturvallisuus lasten röntgentutkimuksissa. Lasten röntgen-, ultraääni- ja magneettitutkimusmäärät Suomessa vuosina 1995-96. Pro Gradu -tutkielma; Hoitotieteen ja terveyshallinnonlaitos, Oulun yliopisto 1999.
- Huurto L, Jokela K, Servomaa A. Magneettikuvauslaitteet, niiden käyttö ja turvallisuus Suomessa 1993. STUK-A111, Säteilyturvakeskus, 1993.

International Commission on Non-Ionising Radiation Protection (ICNIRP) Guidelines. Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Physics* 1994;66(1):100-106.

International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz). Human exposure to electromagnetic fields. *Health Physics* 1998;74(4):494-522.

International Electrotechnical Commission (IEC) 601-2-33. International standard. Medical electrical equipment - Part 2: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. First edition 1995.

International Non-Ionizing Radiation Committee of the International Radiation Protection Association (IRPA/INIRC) Guidelines. Protection of the patient undergoing a magnetic resonance examination. *Health Physics* 1991;61(6):923-928.

Jokela K. Electrophysiological considerations relevant to the limiting of pulsed electric and magnetic fields. *Health Physics* 1997;72(3):408-417.

Jokela K, Hyysalo P, Puranen L. Calibration of Specific Absorption Rate (SAR) Probes in Waveguide at 900 Mhz. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurements*. 1998;47(2):432-438.

Jokela K. Measurement and compliance with standards. Proceedings of a joint seminar of ICNIRP, WHO and the Health Council of the Netherlands. Health effects of exposure to electromagnetic fields in the frequency range 300 Hz to 10 MHz. Maastricht June 7 and 8, 1999a.

Jokela K. Restriction exposure to pulsed and broadband magnetic fields. *Health Physics*, submitted 1999b.

Jonsson P, Barregård L. Estimated exposure to static magnetic fields for the staffs of NMR-units. *Occup. Med.* 1995;46:17-19.

Kanal E, Shellock FG, Talagala L. Safety Considerations in MR Imaging. *Radiology* 1990;1176:593-606.

Kanal E, Shellock FG. Patient Monitoring during Clinical MR Imaging. *Radiology* 1992;185:623-629.

Leach MO. Magnetic resonance imaging and spectroscopy: An introduction to theory, hardware, current applications and safety. *J. Radiol. Prot.* 1992;Vol. 12, No. 3;137-158.

Lund G, Nelson JD, Wirtschaefer JD, Williams PA. Tattooing of eyelids: Magnetic resonance imaging artifacts. *Ophthalmic Surg.* 1986;7:550.

Mansfield P, Harvey PR. Limits to Neural Stimulation in Echo-Planar Imaging. *MRM* 1993;29:746-758.

National Radiological Protection Board (NRPB). Board Statement on Clinical Magnetic Resonance Diagnostic Procedures. Documents of the NRPB 1991; 2(1). Chilton, Didcot, Oxon 1991.

Ortendahl DA. Whole-Body MR Imaging and Spectroscopy at 4 T: Where Do We Go from Here? *Radiology*, 1988;169:864-865.

Pavlicek W, Geisinger M, Castle L, Borkowski GP, Meaney TF, Bream BL, Gallagher JH. The Effects of Nuclear Magnetic Resonance on Patients with Cardiac Pacemakers. *Radiology* 1983;147:149-153.

- Price RR, Patton JA, Erickson JJ, Pickens DR, Partain CL, James AE. Concepts of quality assurance and phantom design for NMR systems. In: Thomas S.R., Dixon R.L. (ed.). NMR in Medicine: The Instrumentation and Clinical Applications. American Association of Physicists in Medicine, Med.Phys. Monograph, No. 14, 1986.
- Price R.R., Axel L., Morgan T., Newman R., Perman W., Schneiders N., Selikson M., Wood M., Thomas S.R. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging: Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 1. 1990;Med.Phys. 17(2);, 1990.
- Reilly JP. Applied Bioelectricity. From Electrical Stimulation to Electrophatology. Springer-Verlag New York 1998a.
- Reilly JP. Maximum Pulsed Electromagnetic Field Limits Based on Pheripheral Nerve Stimulation: Application to IEEE/ANSI C95.1 Electromagnetic Field Standard. IEEE Transactions on biomedical engineering 1998b;45(1):137-141.
- Robitaille P-ML, Abduljalil AM, Kangarlu A, Zhang X, Yu Y, Burgess R, Bair S, Noa P, Yang L, Hui Zhu, Palmer B, Jiang Z, Chakeres DM, Spigos D. Human magnetic resonance imaging at 8 T. NMR in Biomedicine 1998;NMR Biomed 11,263-265.
- Sacco DC. Permanent eyeliner and MRI imaging. Am. J. Roentgenol. 1987;149:1080.
- Shellock FG, Crues JV. Temperature, Heart Rate and Blood Pressure Changes Associated with Clinical MR Imaging at 1,5 T. Radiology 1987;163:259-262.
- Shellock FG, Schaefer DJ, Crues JV. Alterations in body and skin temperature caused by magnetic resonance imaging: is the recommended exposure for radiofrequency exposure too conservative? BJR 1989;62:904-909.
- Shellock FG, Schaefer DJ, Kanal E. Physiological Responses to an MR Imaging Procedure performed at a Specific Absorption Rate of 6.0 W/kg. Radiology 1994;192:865-868.
- Schenck JF, Dumoulin CL, Redington RW, Kressel HY, Elliot RT, McDougall. Human exposure to 4.0 T magnetic fields in a whole-body scanner. Med. Phys. 1992; 19(4):1089-1098.

Laitos _____

Vastaaja _____ puh. no. _____

- 1 Vuonna 1997 tehtyjen magneettitutkimusten lukumäärä. Jos laite ei ole ollut täyttä kalenterivuotta käytössä, merkitkää monenko kuukauden ajalta tutkimusmäärät on kerätty.

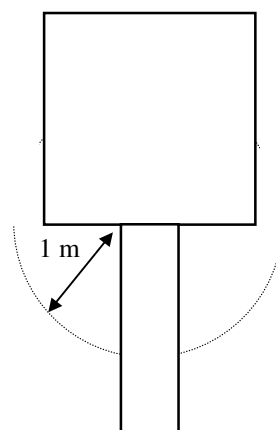
Laitemerkki	Kenttä-voimakkuus	Tutkimusten lukumäärä

- 2 Arvioikaa kuinka kauan yksi hoitaja keskimäärin työskentelee tyypillisen työviikon aikana.

a) 1 m säteellä magneetin suuaukosta _____

b) kauempana kuvaushuoneessa _____

- 3 Jos anestesia lääkäri valvoo nukutettuja potilaita kuvaushuoneessa, niin arvioikaa kuinka kauan anestesia lääkäri oleskelee työviikon aikana kuvaushuoneessa ja millä etäisyydellä magneetista. Käyttäkää tarvittaessa apuna oheista piirrosta.



Seuraavat kysymykset koskevat viiden viime vuoden ajanjaksoa (1993 - 98)

4 Käytetäänkö metallinpaljastimia ennen tutkimushuoneeseen pääsyä?

Ei

Metallinpaljastinportti rutiinikäytössä erityistapauksissa

Käsikäyttöinen ilmaisin rutiinikäytössä erityistapauksissa

5 Onko avaimia, kyniä yms. pieniä esineitä lentänyt magneetin sisään ?

Ei Kyllä

tai onko pankki- tai luottokortteja "pimentynyt" magneettikentän vaikutuksesta ?

Ei Kyllä

6 Onko saksot, instrumentti, työkalu tms. lentänyt magneettiin ?

Ei Huollon yhteydessä Normaalityössä

Jos on, niin kuvailkaa tapaus. _____

Aiheutuiko laitevaurioita ?

Ei Kyllä, millaisia ? _____

Aiheutuiko henkilövahinkoja, mukaan lukien myös vähäiset kolhut ja ruhjeet ?

Ei Kyllä, millaisia ? _____

7 Onko aiheutunut ns. "läheltä piti" tapauksia ?

Ei Kyllä, millaisia? _____

8 Ovatko potilaat kokeneet magneettitutkimuksen aiheuttamana seuraavia aistimuksia ? Jos ovat, niin arvioikaa, kuinka usein, esim. potilaita / vuosi.

- Ei
- lämpörasitusta _____
- paikallista lämmönnousua _____
- raudanmakua suussa _____
- lihas- tai hermostimulaatiota _____
- huimausta tai pahoinvointia _____
- muuta, mitä _____

9 Onko magneettitutkimukseen lähetetty potilaita, joita ei ole voitu tutkia jonkin kontraindikaation, kuten implantin, aneyrysmaklipsin tms., takia ?

- Ei Kyllä, kuinka usein ? _____

Mitkä kontraindikaatiot ? _____

10 Tehdäänkö magneettitutkimuksia raskaana oleville potilaille ? Jos tehdään, niin arvioikaa kuinka monta tutkimusta vuosittain. Jos näissä tutkimuksissa sovelletaan joitain erityisiä rajoituksia tai toimenpiteitä, niin kuvaile ne.

- Ei Kyllä, kuinka usein ? _____ / vuosi

Mahdolliset erityistoimet _____

11 Onko magneettitutkimus aiheuttanut potilasvahinkoja, mukaanlukien esim.lievät palovammat ?

- Ei Kyllä, millaisia _____

Hakemisto

A

altistusrajat 12
 työntekijät 15
 väestö 15

altistuminen 44
 henkilökunta 36
 väestö 38

G

gradientit 11, 13, 35,46

H

hajakenttä 36

I

implantti 11, 24

K

kontrastiaineet 12

L

lämpöabsorptio 11

M

magnetofosfeenit 10, 35

P

proteesi 11, 24

R

radiotaajuinen kenttä (ks. myös RF-kenttä) 11, 14
 RF-kenttä 11, 59
 RF-taajuus 34
 RF-teho 34
 raskaus 15, 24

S

SAR (specific energy absorption rate) 11, 14, 34, 59
staattinen magneetti 36
staattinen magneettikenttä 10, 13, 24
stimulaatio 11, 31
stimulaatiokynnys 11, 35
sydäntahdistin 11, 24

T

tatuointi 12, 35

V

valvonta-alue 24, 38

