

**MRI-kuvantamislaitteiden ACR-laadunvalvontaprotokollan
automaattisen ja manuaalisen analyysin sekä mittausten
toistettavuuden vertailu**

Pro gradu

Turun yliopisto

Fysiikan ja tähtitieteen laitos

Fysiikka

2019

LuK Kalle Karjalainen

Tarkastajat:

FT Jarmo Teuho

FT Kimmo Halonen

Prof. Petriina Paturi

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

TURUN YLIOPISTO
Fysiikan ja tähtitieteen laitos
KARJALAINEN, KALLE

MRI-kvantamislaitteiden ACR-laadunvalvonta-
protokollan automaattisen ja manuaalisen
analyysin sekä mittausten toistettavuuden vertailu

Pro gradu 64 s., 3 liites.
Fysiikka
Elokuu 2019

MRI (*magnetic resonance imaging*) eli magneetikvantaminen on NMR-ilmiön (*nuclear magnetic resonance*) perustuva kuvantamismenetelmä. MRI on potilaaseen kajoamaton kuvaustekniikka, jossa ei käytetä ionisoivaa säteilyä ja joka mahdollistaa funktionaalisen kuvantamisen. MRI-laitteiden laadunvalvontaan ei ole varsinaista kansainvälistä ohjeistusta. American College of Radiology (ACR) on kuitenkin kehittänyt ohjeet ja kriteerirajat seitsemän kuvanlaatuun liittyvään parametrin mittaamiseen. Parametrien määrittämiseen käytetään ACR:n suunnittelemaa fantomia. Manuaalinen analyysi on melko työläs, joten useita analyysiohjelmia on kehitetty joiden toimintaa on tutkittu useissa tutkimuksissa.

Tässä tutkimuksessa kuvattiin kahdella laitteella yhteensä 40 ACR-kuvasarjaa. Käytetyt MRI-laitteet olivat 1.5 T:n Avanto fit ja 3.0 T:n Skyra fit. ACR-kuvasarjoja kuvattiin kaksikymmentä kummallakin laitteella. Ensimmäisessä kymmenessä mittauksessa fantomia ei aseteltu uudestaan kuvausten välissä ja seuraavassa kymmenessä fantomi nostettiin MRI-kelan sisältä ja aseteltiin uudestaan paikoilleen. Tarkoituksena oli arvioida uudelleenasettelun vaikutusta tulosten vaihteluun verrattuna MRI-laitteesta johtuvaan vaihteluun.

Molemmilla laitteilla saadut tulokset pysyivät ACR-kriteerien sisällä. Uudelleenaseteltujen ja ei-uudelleenaseteltujen kuvausten tuloksien välillä ei havaittu tilastollisesti merkittävää eroa. Automaattiset tulokset olivat keskihajonnaltaan manuaalisia tuloksia pienempiä. Matalan kontrastin objektien erotettavuuden testissä automaattisen ohjelman toiminta todettiin vajavaiseksi Skyra fit-laitteella. Automaattinen ohjelma todettiin toimivaksi MRI-laitteiston laadunvalvontaan, mutta matalan kontrastin objektien testissä suositellaan manuaalista varmistusta 3.0 T:n laitteilla.

Asiasanat: magneettiresonanssikvantaminen, ACR-laadunvalvonta, kuvanlaatu,
analyysiohjelma

Termistöä

ACR	American College of Radiology
MRI	magnetic resonance imaging, magneettiresonanssikuvantaminen
Fantomi	Kuvantamistutkimuksissa käytetty ei-orgaaninen malli
B_0	päämagneettikenttä
M	magnetisaatio
T_1	magnetoituman relaksaatioaika vertikaalisesti
T_2	magnetoituman relaksaatioaika horisontaalisesti
B_1	virityspulssi
RF-pulssi	radio frequency-pulssi, radiotaajuuksinen pulssi
TR	repetition time, sisältää virityspulssin ja kaiun
TE	echo time, virityspulssin ja kaiun välinen aika
Lokalisoiija	alkukuva kohteesta, jota käytetään tarkempien kuvasarjojen asetteluun
ROI	Region Of Interest, kuvaan piirretty mittausalue
Valekuva	kuvavirhe, jossa kopio toisesta kuvasta heijastuu varsinaisen kuvan päälle
KS-testi	Kolmogorov-Smirnovin testi, populaatioiden normaalijakauman noudattamisen testaaminen
Wilcoxonin testi	Populaatioiden välisten tilastollisten merkittävien erojen testaus

Sisällysluettelo:

Johdanto	1
1 MRI-kuvantaminen	2
1.1 MRI-kuvantamisen fysikaalinen perusta	2
1.2 Sekvenssit	7
1.3 Datan keräys ja signaalin muodostus	13
1.4 Laitteisto	17
1.5 Kuvanlaatuun vaikuttavia tekijöitä	21
2 Materiaalit ja menetelmät	22
2.1 Käytetty laitteisto ja ohjelmisto	22
2.2 ACR:n ohjeistamat mittaussarjat	22
2.3 Mittausten suorittaminen	23
2.4 Kuvien analyysi	26
2.4.1 Geometrinen tarkkuus	27
2.4.2 Korkean kontrastin spatiaalinen resoluutio	28
2.4.3 Leikepaksuuden tarkkuus	29
2.4.4 Leikkeen sijainnin tarkkuus	30
2.4.5 Intensiteetin tasaisuus	31
2.4.6 Valekuvakerroin	32
2.4.7 Matalan kontrastin objektien havainnoitavuus	33
2.5 Mittaustuloksiin vaikuttavia tekijöitä ja ACR-kriteerirajat	34
2.6 Tilastolliset menetelmät	36
2.7 Tulosten esityksestä	37
3 Tulokset	38
3.1 Parametrien arvot	38
3.4.1 Geometrinen tarkkuus	38
3.4.2 Korkean kontrastin spatiaalinen resoluutio	39
3.4.3 Leikkeen paksuuden tarkkuus	41
3.4.4 Leikkeen sijainnin tarkkuus	43
3.4.5 Intensiteetin tasaisuus	45
3.4.6 Valekuvakertoimet	47
3.4.7 Matalan kontrastin objektien havainnoitavuus	48

3.2 Tulosten tilastollinen analyysi	51
3.2.1 KS-testin tulokset	51
3.2.2 Tilastollisen merkitsevyyden testaus	51
4 Pohdinta	53
4.1 Tulosten tarkastelu	53
4.1.1 Geometrinen tarkkuus	53
4.1.2 Spatiaalinen resoluutio	53
4.1.3 Leikkeen paksuuden tarkkuus	54
4.1.4 Leikkeen sijainnin tarkkuus	54
4.1.5 Intensiteetin tasaisuus	55
4.1.6 Valekuvien kerroin	56
4.1.7 Matalan kontrastin objektien erotettavuus	56
4.2 Tulosten eroihin vaikuttavien tekijöiden arviointi	57
4.3 Tutkimuksen rajoitteita	59
5 Yhteenveto	61
Lähteet:	62
Liitteet:	65

Johdanto

Peter Mansfieldin ja Paul Lauterburin tutkimuksiin ja kehitystyöhön perustuva magneettiresonanssikuvantaminen (*magnetic resonance imaging, MRI*) on noussut 1970-luvun alkupuolelta yhdeksi tärkeimmistä lääketieteen kuvantamismodaliteeteista. Vuonna 2013 MRI-tutkimuksia tehtiin arviolta 100 miljoonaa ja aktiivisia MRI-laitteita arvioitiin olevan 30000 maailmanlaajuisesti. MRI on kajoamaton kuvaustekniikka, jossa ei käytetä ionisoivaa säteilyä ja joka mahdollistaa funktionaalisen kuvantamisen. Kuvantamisajan lyhentäminen ja resoluution parantaminen ovat jatkuvan kehitystyön alla. [1, s.1-3]

MRI:n merkityksestä huolimatta laitteiden kuvanlaadun tarkkailuun ei ole kehitetty varsinaista kansainvälistä ohjeistusta. American College of Radiology (ACR) on kuitenkin esittänyt seitsemän eri parametria sisältävän laadunvalvontaprotokollan. Tämä sisältää kuvaussekvenssit, ohjeet parametrien mittaukselle ja läpäisykriteerit kuville [2], [3]. ACR-protokollasta on tehty useita tutkimuksia eri koeasetelmilla ja MRI-laitteilla [4–8]. Analyysiohjelmia on kehitetty manuaalisen analyysin työläyden takia. Ohjelmien toimintaa on tutkittu useissa tutkimuksissa ja niiden tuloksia on verrattu manuaaliseen analyysiin useilla mittaustoistoilla [9–11]. Tutkimuksissa ei ole kuitenkaan vertailtu toisiinsa ohjelma-analyysin ja manuaalisen analyysin tuloksia kaikilla parametreilla. Lisäksi fantomia ei oltu aseteltu uudestaan paikalleen kuvausten välissä. Todennäköisesti myös fantomin asettelu ja manuaalinen analyysi voivat tuottaa tilastollisesti merkitsevää eroa tuloksiin.

Tässä työssä tutkittiin tulosten vaihtelua sekä paikallaan olevan että uudelleenasetellun fantomin mittaustoistojen välillä. Tutkimuksessa käytettiin 3.0 T:n ja 1.5 T:n MRI-laitteita. Kuvat analysoitiin Turun yliopistollisessa keskussairaalassa (TYKS) kehitellyllä MATLAB-ohjelmalla ja manuaalisella analyysillä. Analyysin tuloksia vertailtiin kahdessa koeasetelmassa. Ensimmäisessä koeasetelmassa fantomi oli paikallaan mittaustoistojen välillä ja toisessa fantomi uudelleenaseteltiin jokaisen toiston jälkeen.

1 MRI-kuvantamisen teoreettinen tausta

1.1 MRI-signaalin fysikaalinen perusta

MRI-laitteiden kuvanmuodostus perustuu ydinmagneettiseen resonanssiin (nuclear magnetic resonance, NMR). NMR-ilmiön hyödyntäminen tapahtuu asettamalla tutkittava kohde ulkoiseen magneettikenttään B_0 [12, s.333-336]. Kohteen atomien spinien kulmaliikemäärän taajuus noudattaa magneettikentässä yhtälöä

$$\omega_L = \gamma B_0. \quad (1)$$

Larmor-taajuus ω_L on suoraan verrannollinen ulkoisen magneettikentän B_0 voimakkuuteen. Yhtälössä (1) γ merkitsee aineen gyromagneettista vakiota, joka riippuu tutkittavasta ytimestä. B_0 tuotetaan tavallisesti suprajohtavilla magneeteilla. Spin on atomiytimen kulmaliikemäärän kvantittuma. Kulmaliikemäärä saadaan selville kertomalla spin I redusoidulla Planckin vakiolla \hbar yhtälön

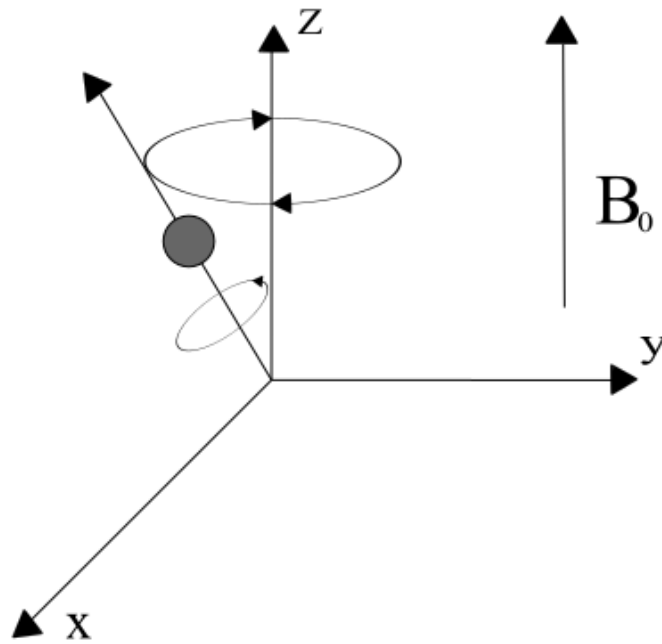
$$p = I\hbar \quad (2)$$

mukaisesti. Ulkoisessa magneettikentässä tutkittavan kohteen sisältämät atomit prekessoivat ulkoisen magneettikentän suuntaisesti tai vastaisesti. Magneettikentän suuntaisesti (N_+) ja sitä vastaan (N_-) asettuneiden atomien suhde lasketaan voidaan laskea yhtälöllä

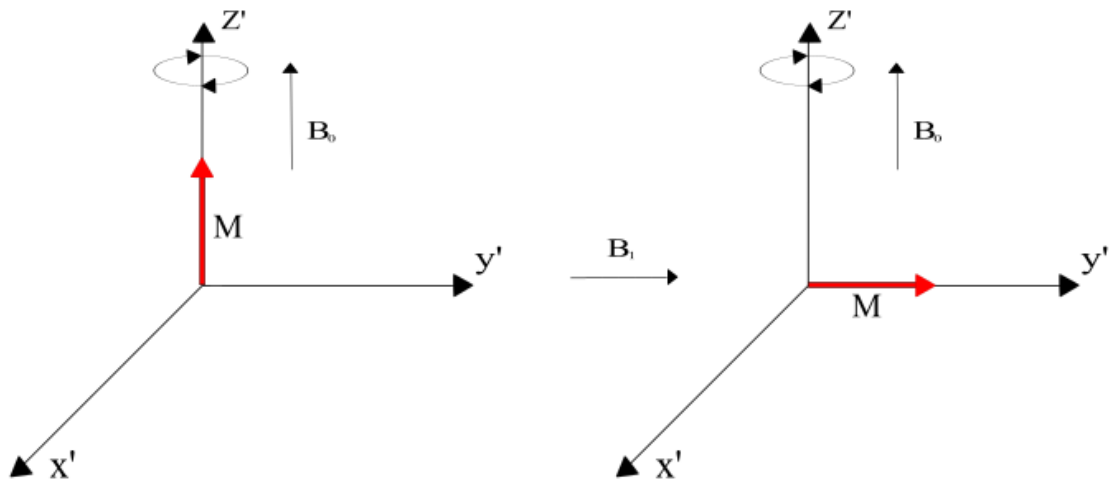
$$\frac{N_+}{N_-} = e^{\hbar\omega_L/k_B T}. \quad (3)$$

Yhtälössä (3) k_B edustaa Boltzmannin vakiota ja T lämpötilaa. Esimerkiksi 1.5 T:n magneettikentällä näiden spinien suhde on noin 1:1,00001, eli hyvin pieni enemmistö spineistä asettuu B_0 suuntaisesti. Prekessiota on havainnollistettu kuvassa 1.

B_0 -kentässä prekessoiva atomi voidaan virittää erilaiseen energiatasoon sähkömagneettisellä pulssilla [12, s.338-339]. Larmor-taajuuksinen pulssi B_1 kohdistetaan prekessoivaan atomiin (Kuva 2). Tällöin kokonaismagnetoituma M muuttuu ja spin prekessoi kohdistetun pulssin B_1 mukaisesti. B_1 -kenttä muuttaa atomien kokonaismagnetisaation suuntaan ja käänkökulma kasvaa B_1 -pulssin keston mukana. Magnetisaation suunnanmuutoksen jälkeen B_1 asetetaan nolnaan ja magnetisaatio palautuu B_0 -kentän suuntaiseksi. Magnetisaation palautuminen alkutilaan indusoi jännitteen, joka voidaan havaita ulkoisella käämillä.



Kuva 1: Prekession periaate. Laboratoriokoordinaatistossa atomi prekessoi magneettikentän B_0 ympäri. Taajuutta, jolla spin prekessoi kutsutaan Larmor-taajuudeksi ja on ominainen prekessoivalle atomiytimelle.



Kuva 2: Nettomagnetisaation suunnanmuutos pyörivässä koordinaatistossa. Magnetisaatio M on suuntautunut alkutilanteessa vasemmalla päämagneettikentän B_0 suuntaisesti ja 90 asteen poikkeutuspulssin B_1 jälkeen kohtisuoraan B_0 -kentän suhteen oikealla.

Valtaosa MRI-kuvantamisesta perustuu vedyn protonin spinin hyödyntämiseen esimerkiksi veden muodossa. MRI-tekniikkaa voidaan hyödyntää muihinkin atomiytimiin, kuten hiileen ja fluoriin. [12, s.335]

1.2.1 T_1 -relaksaatio

B_1 -kentällä viritetty atomi ei prekessoi loputtomiin B_1 -kentän ympäri vaan hidastuu vähitellen, mikä johtuu spinien vuorovaikutuksista ympäristönsä kanssa [12, s.339], [13, s.9]. Osa viritetystä energiasta siirtyy spiniä ympäröiviin hilarakenteisiin. Tällaista spinihila-relaksaatiota kuvataan T_1 -arvolla, joka vaihtelee kudoksittain. T_1 -relaksaatio kuvaa magnetisaation palautumista tasapainoasemaansa M_z -suunnassa ja magnetoitumaa voidaan kuvata yhtälöllä

$$M_z(t) = M_z(0)e^{-\frac{t}{T_1}} + M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}), \quad (4)$$

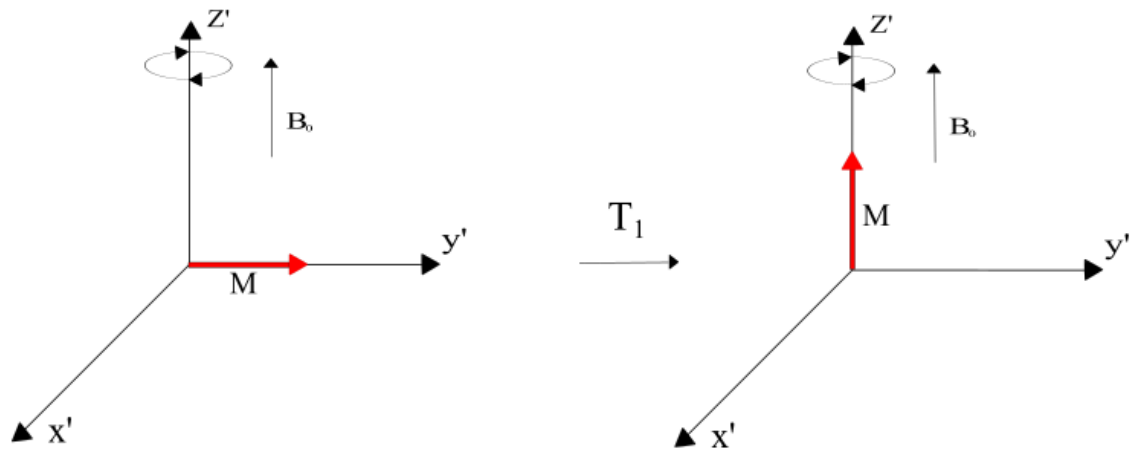
jossa M_0 kuvaa tasapainoasemaa ja t aikaa. T_1 -relaksaatio on riippuvainen B_0 :n voimakkuudesta.

1.2.2 T_2 - ja T_2^* -relaksaatio

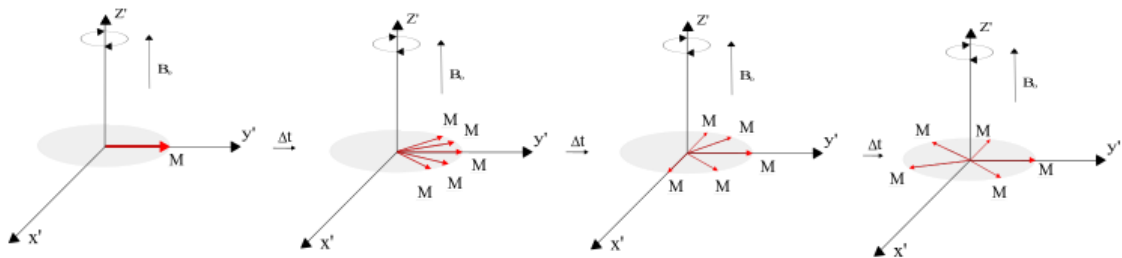
T_2 -relaksaatio kuvaa M_{xy} -suuntaisen magnetisaation vaimenemista [12, s.340], [13, s.11]. T_2 -relaksaatio johtuu spinien keskinäisestä vuorovaikutuksesta. Prekessoidessaan spinit luovat omat magneettikenttensä, jotka liikkeissään vaikuttavat toistensa magneettikenttiin. Tämä johtaa spinivaiheiden yhtenäisyyden menetykseen ja magnetisaation horisontaaliseen osuuden menetykseen. T_2 -relaksoitumista voidaan kuvata yhtälöllä

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-\frac{t}{T_2}}. \quad (5)$$

T_2 -relaksaatio ei riipu alkuperäisestä magnetisaatiosta tai B_0 -kentän suuruudesta. Kuvissa 3 ja 4 esitellään T_1 - ja T_2 -relaksaatio pyörivässä koordinaatistossa.



Kuva 3: T_1 -relaksaatio nettomagnetisaatiolle, joka on käännetty xy -tasoon vasemmalla. T_1 -ajan jälkeen horisontaalinen magnetisaatio palaa alkutilanteeseensa oikealle.



Kuva 4: Nettomagnetisaation T_2 -relaksaatio, magnetisaation menettää yhteneväisyytensä xy -tasossa edetessä vasemmalta oikealle, vertaa kuvan 3 T_1 -relaksaatioon.

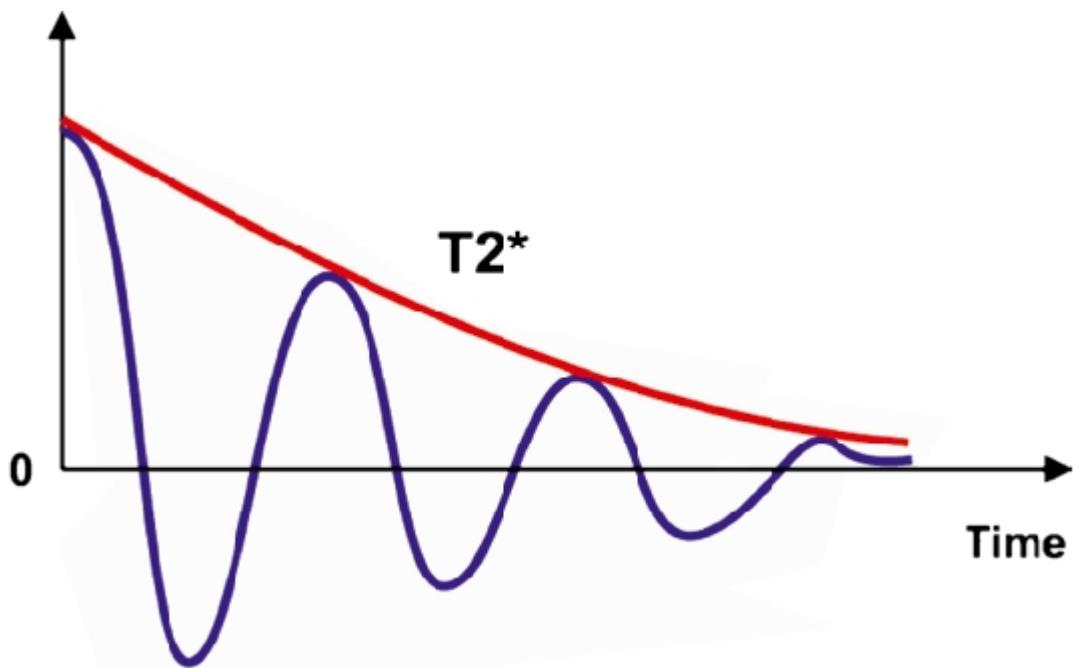
MRI-laitteen päämagneettikenttä ei ole täysin homogeeninen, mikä voi tuottaa signaalin heikkenemistä [12, s.342]. Magneettikentän epähomogeenisyydet voivat tuottaa eroja spinien prekessointitaajuuksiin ja vaihtelua spin-spin-vuorovaikutuksissa. T_2^* -relaksaatiovakio kuvaa epähomogeenisyyksiä yhtälön

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta B = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \quad (6)$$

mukaisesti, jossa ΔB kuvaa vokselin magneettikentän epähomogeenisyyttä, γ gyromagneettista vakiota ja T_2' sen tuottamaa muutosta vakioon T_2 . T_2' tuottaman lisäyksen takia T_2^* on aina suurempi kuin T_2 .

Tavallisimmat epähomogeenisyydet näkyvät erilaisten kudosten ja aineiden raja-alueilla, erityisesti ilman ja kudoksen rajoilla. ACR-fantomien huolellinen täyttäminen on tärkeää, sillä fantomiin jääneet ilmakuplat voivat tuottaa kuvanlaadun vaihtelua tai peittää kuvattavat kohteet.

Horisontaalisen signaalin heikkeneminen tapahtuu nk. vapaainduktio-hajoamisen (*free induction decay, FID*, kuva 5) mukaisesti [12, s.344]. Ajan funktiona tämä vastaa eksponentiaalista vaimenemista, jota kuvataan T_2^* -relaksaatiovakiolla.



Kuva 5: FID-signaalin muoto ja suhde T_2^* -relaksaatioon. Chrysikopoulos 2009 [13,s.19]

1.2 Sekvenssit

Sekvenssit MRI-kuvauksissa määritellään tapahtumasarjoiksi, joiden tarkoitus on manipuloida kohteen magnetisoitumaa halutulla tavalla [14, s.575]. Sekvenssien parametreihin kuuluvat käytetyt RF-pulssit (*radiofrequency=RF*, radiotaajuus), gradientit ja datankeräys. Lähes kaikki kuvasarjat koostuvat yhdestä tai useammasta sekvenssistä. Tässä keskitytään T_1 - ja T_2 -painotteisten kuvien perussekvensseihin.

1.2.1 RF-pulssit

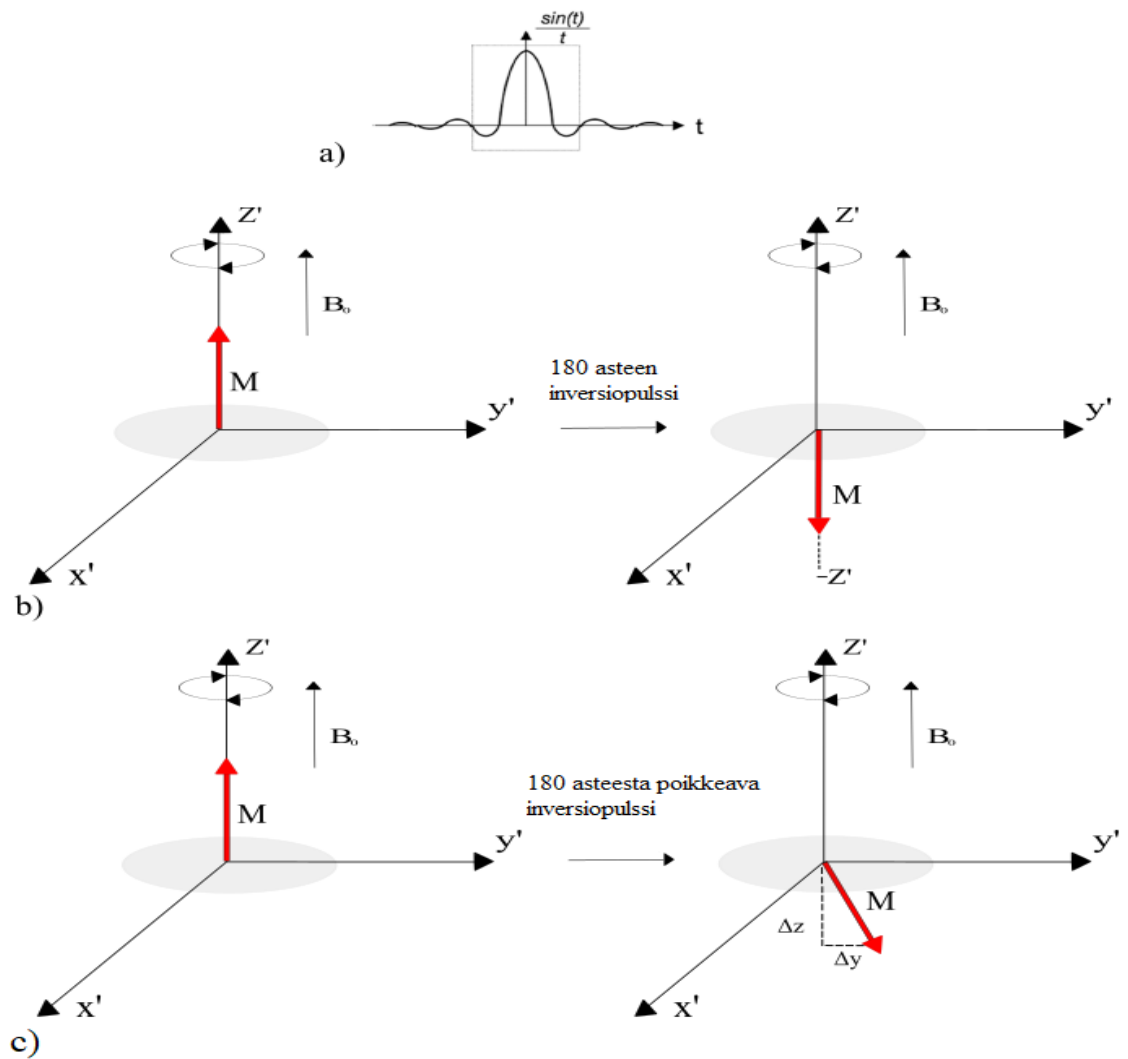
Yksinkertaisimmat RF-pulssit ovat virituspulsseja, jotka muuttavat magnetisaation B_0 -suunnasta pois [14, s.67].

Leikeselektiivisillä pulsseilla tuotetaan valikoidusti viritetty leike kohteesta. Tavallisella virityspulssilla viritetään kuvantamistilavuus kokonaisuudessaan [12, s.346]. Leikkeen valinta saavutetaan käyttämällä lineaarista magneettikenttägradienttia RF-pulssin kanssa. Tavallisesti tämä RF-pulssi on *sinc*-muotoinen. Viritetty leikeprofiili muistuttaa RF-pulssin Fourier-muunnosta (kuva 6a), mikä mahdollistaa leikkeen valitsemisen. Leikevalinta toimii tarkemmin pienillä kääntökulmilla, mutta sitä käytetään yleisesti 90 asteen poikkeutuskulmiin asti. Viritetyn leikkeen paksuus voidaan laskea yhtälöllä

$$\Delta z = \frac{BW}{\gamma G_z} \quad (7)$$

jossa Δz on leikkeen paksuus, BW käytetty RF-pulssin kaistanleveys ja G_z leikkeenvälinta-gradientin amplitudi. ACR-testin parametrihin kuuluvat leikepaksuuden ja -sijainnin tarkkuus.

Inversiopulsseja käytetään muuttamaan magnetisaation suunta päinvastaiseksi B_0 -kentän suunnasta [14, s.77]. Poikkeutuskulman ei tarvitse olla täydet 180 astetta. Inversiopulssit 180 asteen kulmalla eivät tuota horisontaalia M -komponenttia. Inversiopulssit mahdollistavat T_1 -painotettujen kuvien kontrastin muokkaamisen ja voivat parantaa leikeprofiilien laatua. Inversiopulssi esitetään kuvissa 6b-6c.



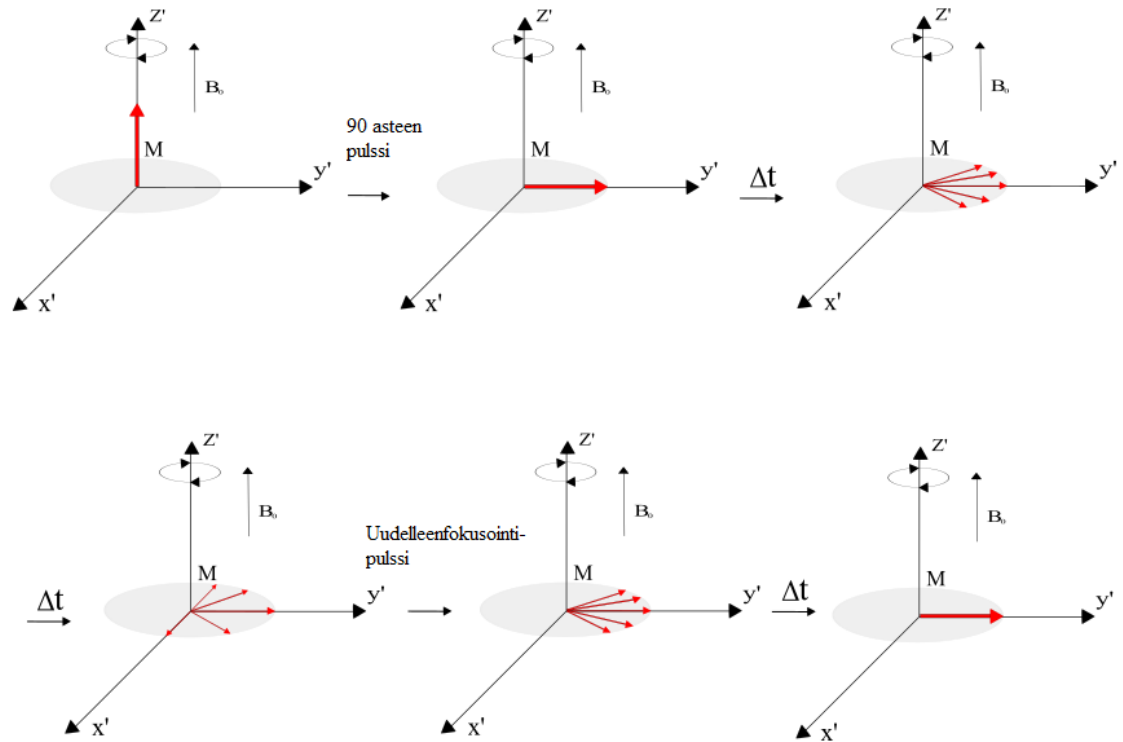
Kuva 6: a) tyypillisen RF-pulssin ja sinc-käyrän muoto, kopioitu ja muokattu Dance et al. 2009 [12, s.347]. Kahden erilaisen inversiopulssin vaikutus näkyy nettomagnetisaation suunnan kääntymisenä. b)-kohdassa 180 asteen inversiopulssin vaikutus ja c)-kohdassa epätäydellisen inversiopulssin vaikutusta.

Uudelleenfokusoitimpulssien tuottamaa magnetisaation uudelleenfokusoitumaa kutsutaan myös spinkaiuksi (*spin echo*) [14, s.84]. Näitä käytetään tässä tutkimuksessa. Jos magnetoitumaan kohdistetaan 90 asteen pulssi, niin käytännössä atomien prekessointi poikkeaa hieman tästä oletetusta 90 asteen muutoksesta. Uudelleenfokusoinnissa 90 asteen pulssin jälkeen kohdistetaan 180 asteen pulssi, jonka seurauksena spinien prekessio keskittyy y-akselin suuntaisesti. Tämä tuottaa signaalin, "kaiun", jota kutsutaan spin echoksi tai spinkaiuksi. Spinkaiun periaatetta

havainnollistetaan kuvassa 7. Spinkaikusekvensseillä voidaan korjata spinien jakauman epätasaisuuksia. Spinkaiut ovat vähemmän alttiita magneettikentän vaihteluiden tuottamille artefakteille kuin gradienttikaiut. Sekvenssien tutkimusaika on laskettavissa yhtälöllä

$$T_{scan} = TR \times N_{phase} \times NEX, \quad (8)$$

jossa TR toistamisaika, N_{phase} vaihetta koodaavien näkymien määrä ja NEX signaalien keskiarvoistus.[14, s.631-632]



Kuva 7: Spinien käyttäytyminen spinkaiuissa. 90 asteen pulssin jälkeen odotetaan pieni aika (Δt) spinien dekoherenssiin xy -tasossa ylärivillä vasemmalta oikealle. Tämän jälkeen alarivillä kohdistetaan uudelleenfokusoitinpulssi, joka muuttaa spinien liikesuunnan takaisin kohti y' -tasoa.

1.2.2 Gradientit

MRI-kuvantamisessa gradientti tarkoittaa magneettikenttään tuotettua avaruudellista variaatiota [14, s.215]. Gradientit G ovat ilmaistavissa yhtälöllä

$$G = \frac{\delta B_x}{\delta x} \hat{x} + \frac{\delta B_y}{\delta y} \hat{y} + \frac{\delta B_z}{\delta z} \hat{z} \equiv G_x \hat{x} + G_y \hat{y} + G_z \hat{z} \quad (9)$$

kun B_0 on z -akselin suuntainen. Käytettäviä gradientteja on monia erilaisia. Niiden käyttö riippuu kuvaan halutuista ominaisuuksista.

Taajuutta koodaava gradientti (*frequency encoding gradient*) hyödyntää spinryhmittymien taajuutta niiden avaruudellisessa sijoittamisessa [14, s.244-245]. Tämä tapahtuu antamalla tietyn sijainnin spinryhmittymillä tietty prekessiotaajuus. Esimerkiksi fantomin vesi antaisi yhden signaalin vedelle silloin kun ei käytetä taajuuden koodaamista. Gradienttia käyttäessä eri sijaintien spinryhmien prekessiotaajuudet muuttuvat lineaarisesti gradientin suuntaisesti. Taajuutta koodaavan gradientin Fourier-muunnos sisältää spintiheydet kuvatusta objektista. Tavallisesti tällaiset gradientit ovat kaksiosaisia sisältäen amplitudiltaan negatiivisen *dephase*-osan ja positiivisen *readout*-osan.

Vaihetta koodaavalla gradientilla (*phase encoding gradient*) manipuloidaan xy -tasossa pyörivien spinien vaiheita [14, s.256]. Eri sijainnin spinryhmittymät tällaisten gradienttien käytössä prekessoivat eri vaiheissa mahdollistaen spinryhmittymien paikkakoodauksen. Tätä kutsutaan myös Fourier-koodaamiseksi. Kuvattavien vokseleiden magnetisaatiot muuntuvat vaiheiltaan ja silloin saadaan tietoa sen avaruudellisesta sijainnista. k -avaruuden signaali S (katso kpl. 1.3.3) tällä gradientilla on ilmaistavissa vaiheen ϕ avulla yhtälöllä

$$S(k_y) = \int M_{\perp}(y) e^{-i\phi(y)} dy \quad (10)$$

Leikevalintagradientit (*slice selection gradients*) ovat tyypillisesti vakioamplitudisia gradientteja, joiden kanssa käytetään samanaikaisesti leikkeenvalinta-pulssia [14, s.269]. Leikkeen valintaan voidaan käyttää mitä tahansa gradienttia, esimerkiksi z -akselin suuntaisen gradientin käyttö tuottaa aksiaalileikkeen kuten fantomia kuvatessa. Gradientilla G_s , sijainnilla r ja B_0 :llä voidaan kuvailla Larmor-taajuus yhtälöllä

$$f_L = \frac{\gamma}{2\pi} (B_0 + \vec{G}_s \cdot \vec{r}). \quad (11)$$

Leikkeen valinta yleensä tuottaa vaiheen dispersiota $\Delta\phi$ yhtälön

$$\Delta\phi = \gamma G_z \Delta z \Delta t \quad (12)$$

mukaisesti vaiheeseen, mikä voidaan korjata vastakkaisuuntaisella gradientilla. Tätä kutsutaan leikkeen uudelleenvaiheistavaksi gradientiksi [14, s.271].

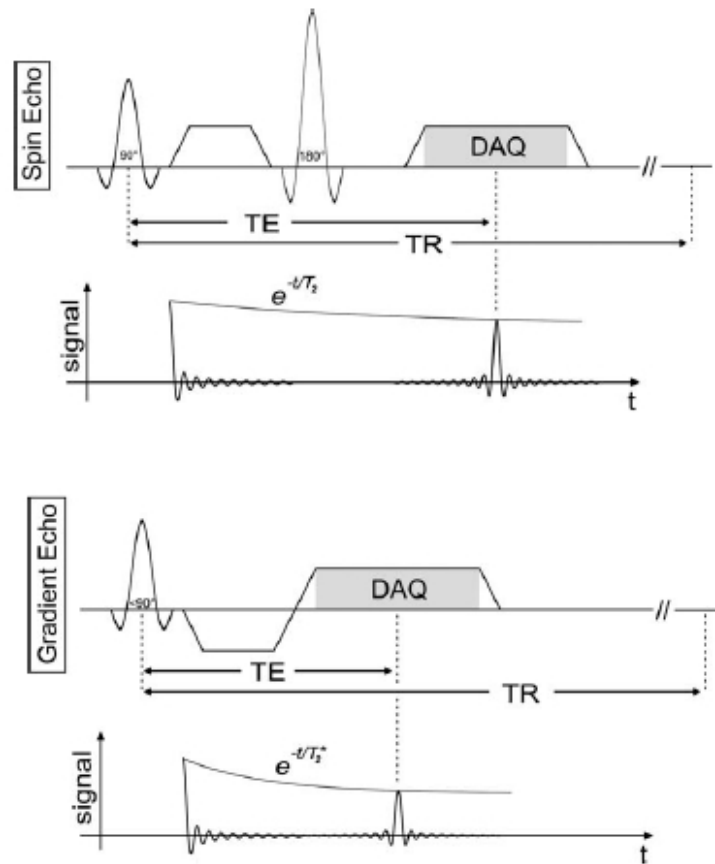
1.2.3 Spinkaikusekvenssi

Spinkaikusekvenssi sisältää yhden 90 asteen poikkeutuksen ja uudelleenfokusoivan 180 asteen pulssin (Kuva 7) [14 s.632-639]. Mallitilanteessa nämä ovat ajallisesti lähekkäin leikevälin minimoimiseksi ja avaruudellisesti valikoivia mahdollistaen usean leikkeen samanaikaisen keräämisen yhdellä TR-ajalla (*repetition time*). Spinkaikusekvensseistä on monia muunnelmia. Tutkimuksessa T_1 -kuviin käytettiin tavallista spinkaikusekvenssiä. Signaalia kuvaillaan yhtälöllä

$$S = M_0 \left(1 - 2e^{-\frac{TR-TE}{T_1}} + e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{2}} \quad (13)$$

Spinkaiku -sekvenssit T_1 - ja T_2 -painotteisten kuvien saamiseksi riippuvat TR- ja TE-parametreistä (*TE, echo time*). T_2 -painotus kasvaa TE mukana ja T_1 painotus kasvaa, kun aikaväli TR-TE pienenee [15]. T_2 -painotteisten kuviin ACR ohjeistaa kahden kaiun spinkaiku-sekvenssiä.

Spinkaiun periaatetta hyödynnetään gradienttikaikusekvensseissä, joissa uudelleenfokusointi tuotetaan vastakkaisuuntaisella gradientilla RF-pulssin sijasta. Spinkaiku- ja gradienttikaiku-sekvenssien eroavaisuuksia esitellään kuvassa 8.



Kuva 8: Spinkaiun ja gradienttikaiun signaalikaaviot. Molemmilla tuotetaan samanlainen signaali, mutta gradienttikaiussa ei hyödynnetä 180 asteen pulssia, vaan käännteistä gradienttia. Markl et al, 2012 [16].

1.2.4 Usean kaiun spinkaikusekvenssit

Usean kaiun sekvensseissä 180 asteen pulssi toistetaan useita kertoja yhdellä toistamisajalla [15]. Tällöin saadaan joukko signaaleja yhden TR:n aikana. Tällä sekvenssityypillä on joitain rajoitteita: signaalit pienevät voimakkuudeltaan, joten hyödyllisten kaikujen määrä on kohteen T_2 rajoittama. Usean kaiun sekvenssit sopivat hyvin niiden aineiden kuvantamiseen, joilla on pitkä T_2 . Usean spinkaiun sekvensseillä saadaan tavallisesti T_2 -painotettuja kuvia. Tutkimuksessa käytettiin kahden spinkaiun-sekvenssiä T_2 -painotettuihin kuviin.

1.3 Datan keräys ja signaalin muodostus

1.3.1 Signaali

Magnetisoituman havainnointi perustuu sen luomaan sähköpotentiaaliin jota voidaan kuvailla yhtälöllä

$$v(t) = \text{real} \left(\int c(r) \frac{d}{dt} M(\vec{r}, t) d\vec{r} \right), \quad (14)$$

jossa c on signaalin vastaanottavan kelan kelavaste [17]. Nykyisin MRI-kuvantamisessa käytetään useita kelaelementtejä signaalien samanaikaiseen vastaanottamiseen. Tällaisessa rinnakkaiskuvantamisessa signaalia kuvataan yhtälöllä

$$S_l(t) = \int c_l(\vec{r}) f(\vec{r}) e^{\frac{-t}{T_2}} e^{-i\phi(r,t)} d\vec{r}, \quad (15)$$

jossa c_l kuvaa kelan l vastetta, f näytteen horisontaalia magnetisaatiota virityksen jälkeen ja ϕ vaihetta. Vaihetta voidaan kuvata B_z :ssä yhtälöllä

$$\phi(\vec{r}, t) = \int_0^t (\gamma B_z(\vec{r}, t') - \omega_0) dt'. \quad (16)$$

Mittaukset näytteestä i ja kelasta l saadaan muodossa

$$y_{il} = s_l(t_1) + \varepsilon_{il}, \quad i = 1, \dots, n_d, \quad l = 1, \dots, L \quad (17)$$

jossa ε_{il} kuvaa systeemin mittausvirhettä, L kelojen kokonaismäärää ja n_d aikanäytteiden määrää. Tätä kuvataan linearisaatiolla

$$y = Af + \varepsilon, \quad (18)$$

jossa A vastaa kaikista mittauksista muodostettua $(n_d L) \times L$ -matriisia. Esitystapa tuottaa kuitenkin ongelmia, koska A voi kasvaa suureksi. Ratkaisuna tähän ovat Fourier-muunnokset k -avaruudessa. Kuvassa 9 esitellään MRI-kuvan luominen yksinkertaistettuna.

1.3.2 Fourier-muunnos

Fourier-muunnos on matemaattinen apuväline, jolla muunnetaan signaalin intensiteetin käyttö ajan funktiona käytökseen taajuuden funktioksi [14, s.7-11]. Jatkuva Fourier-muunnos kuvataan yhtälöllä

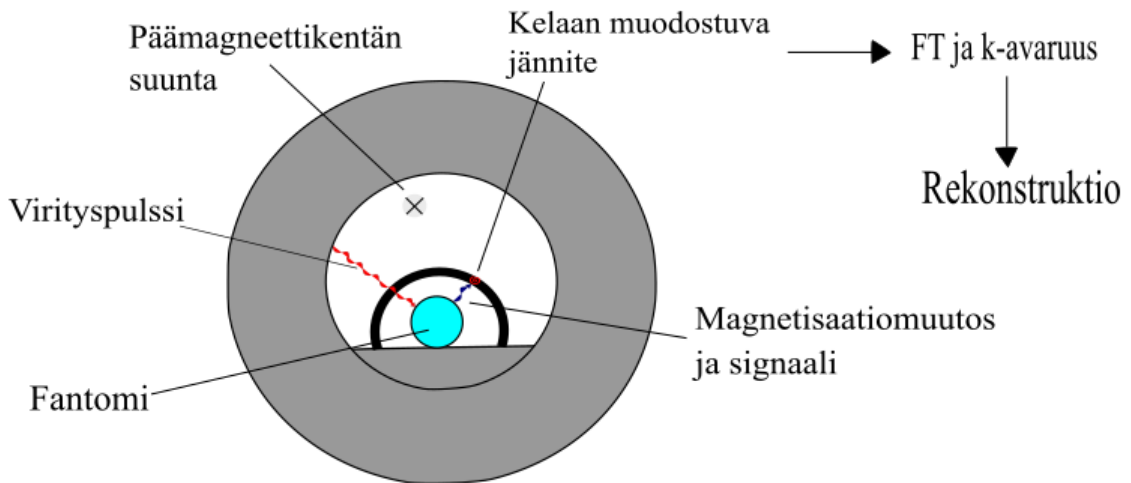
$$FT[g(x)] = G(k) = \int_{-\infty}^{\infty} g(x) e^{-2\pi kx} dx. \quad (19)$$

Käytännössä, koska mittaustiedostot eivät muodostu jatkuvasta funktiosta vaan äärellisestä määrästä datapisteitä, kuvarekonstruktioita varten käytetään datapisteitä

$$\{d\} = \{d_0, d_1, d_2, \dots, d_{N-1}\}$$

diskreettiin Fourier-muunnokseen (*discrete Fourier transform, DFT*) joka kuvataan yhtälöllä

$$DFT[d]_j = D_j = \sum_{K=0}^{N-1} d_K e^{-\frac{2\pi i JK}{N}}, \quad J=0,1,2,\dots,N-1. \quad (20)$$



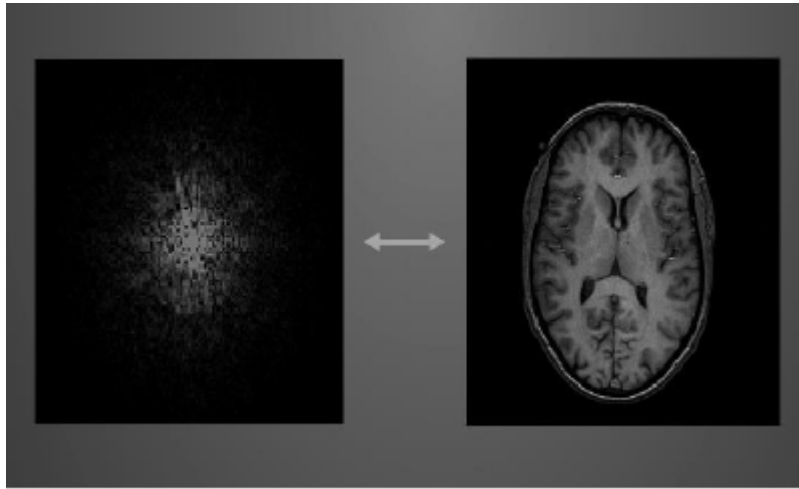
Kuva 9: MRI-kuvan luonti. Kelan ympäröimä vesifantomien spinien prekessiot asettuvat päämagneettikentässä. Prekessiosuuntaa muutetaan virityspulssilla. Virittyneen magnetisaation palaaminen alkutilaansa tuottaa kelaan jännitteen, joka voidaan tallentaa ja rekonstruoida kuvaksi.

Kuvaussignaalin Fourier-muunnosta voidaan ajatella niin, että siitä pystyy lukemaan signaalissa esiintyvät taajuudet ja niiden intensiteetit. Fourier-muunnos on oleellinen k -avaruuden soveltamisessa.

1.3.3 k -avaruus

Signaalista saadaan kuva-avaruus, jonka datapisteet muunnetaan Fourier-muunnoksilla k -avaruuden muotoon [17–19]. Yksittäinen piste k -avaruudessa ei vastaa yhtä kuva-avaruuden pikseliä vaan sisältää tietoa koko kuva-avaruuden taajuudesta ja vaiheesta. Tämä pätee myös k -avaruuden akselisiin k_y ja k_x . k -avaruudet sisältävät harvoin kaikki datapisteet niiden suuren koon takia ja koska suuri osa datapisteistä sisältävät tarpeetonta dataa. Kuva rakennetaan k -avaruuden symmetrian avulla tästä huolimatta. Mallitilanteessa k -avaruus sisältää kohteen ydinmagneettisten resonanssisignaalien

tiheyden. k -avaruus yksinkertaistaa monien sekvenssien käyttöä. Suhde kuvan ja k -avaruuden välillä esitellään kuvassa 10.



Kuva 10: Suhde aivoista otetun MRI:n ja k -avaruuden välillä. Nuoli kuvien välillä edustaa FT-muutosta siirryttäessä avaruudesta toiseen. Jhamb et al [19].

k -avaruus voidaan ilmaista yhtälönä

$$\vec{k}(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \vec{G}(t') dt' \quad (20)$$

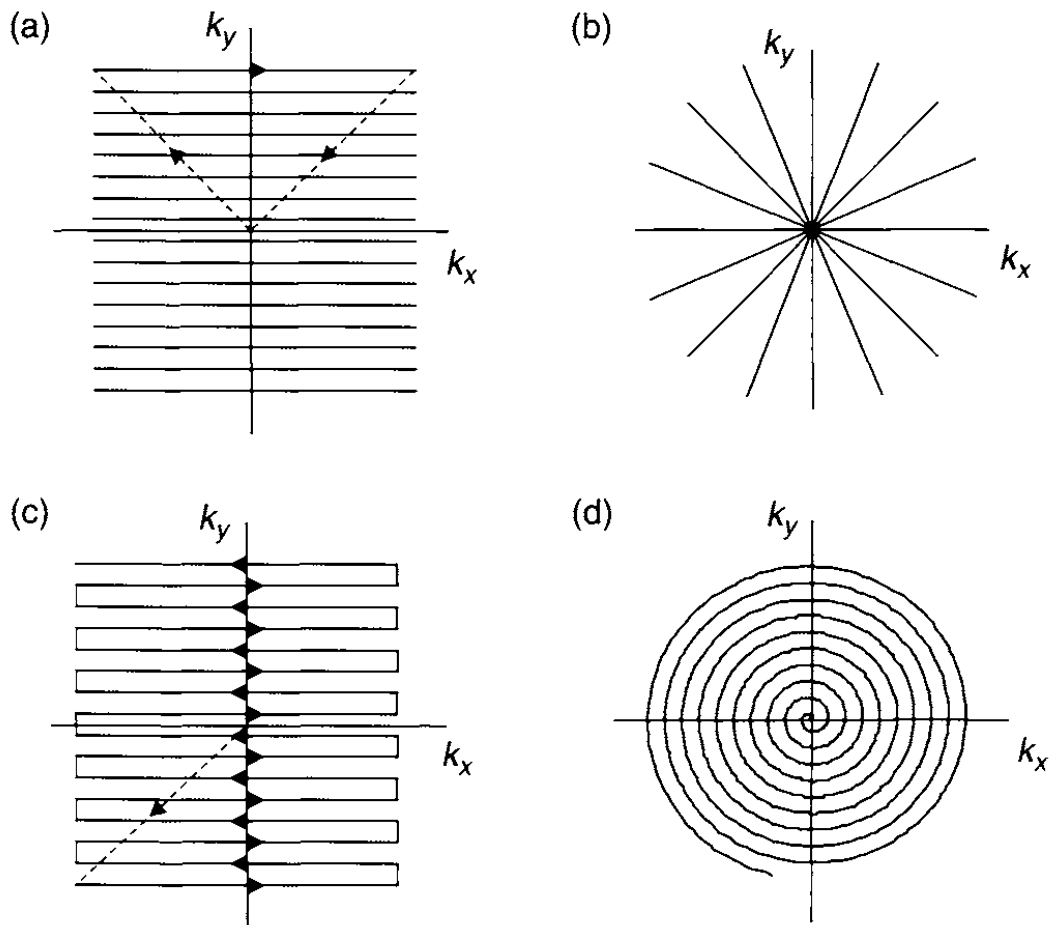
jossa Fourier-muunnoksen G voidaan ilmaista vaiheen ϕ avulla ja sijaintimuuttujalla r

$$\phi(\vec{r}, t) = \gamma \int_0^t \vec{r} \cdot \vec{G}(t') dt' \quad (21)$$

Magnetisaatio voidaan ilmaista yhtälönä

$$S(t) = \int M(\vec{r}) B(\vec{r}) e^{-i2\pi\vec{k}(t)\vec{r}} d^3r, \quad (22)$$

joka on yksinkertaistettu versio yhtälöstä (10) [14, s.378-382]. Yhtälön (14) $\vec{k}(t)$ tuotetaan nk. k -avaruuden radalla (Kuva 11). Tämän voi ajatella vektoriksi, jonka mukaisesti näytteestä otetaan signaali. Radalla on vaikutus mahdollisiin kuva-arteefakteihin ja mittausaikaan [16]. Artefaktien esiintyminen on yksi laatuanalyysiin vaikuttava tekijä. Tyypillisin k -avaruuden rata on pitkän mittausajan karteellinen rasterihilarata. Radiaalinen projektiokeräysrata on mahdollisesti nopeampi mutta voi tuottaa viiva-arteefakteja [14, s.381]. EPI-hila nopeuttaa rasterihilaa pienemmällä pulssimäärällä, mutta voi tuottaa geometrisia vääristymiä ja vaikuttaa geometriseen tarkkuuteen. Spiraaliradan haittapuolena ovat mahdolliset resoluution menetykset.



Kuva 11: k -avaruuden ratoja. Kohdassa (a) rasterihila-rata, (b) projektiokeräysrata, (c) EPI-hila ja (d) spiraalirata. Bernstein et al 2004 [14, s.381].

Kuvien rekonstruktioon voidaan käyttää tyvistettyä k -avaruuden dataa. Toisin kuin k -avaruuden symmetriaa hyödyntävässä rekonstruktiossa, tyvistetty k -avaruus sisältää dataa sekä taajuus- että vaihe-ulottuvuudessa ja on vähemmän symmetrisempää kuin yksiulotteinen data [18].

1.4 MRI-laitteisto

Ydinmagneettisen resonanssin periaatteet löydettiin 1930- ja 1940-luvuilla, mutta kuvantamissovellukset ilmiön pohjalta kehitettiin vuonna 1973 Peter Mansfieldin ja Paul Lauterburin tutkimustyön ansiosta [12, s.333]. Tämän jälkeen tekniikka kehittyi nopeasti kliinisiä sovelluksia varten.

1.4.1 Magneetit

Valtaosa MRI-laitteissa käytetyistä magneeteista ovat pitkittäin aseteltuja suprajohtavia sylinterimagneetteja [20, s.51]. Suprajohtavuus on ilmiö, jossa resistanssi laskee nolnaan matalissa lämpötiloissa, mikä mahdollistaa korkeiden magneettikenttien tuottamisen kompakteilla keloilla [20, s.61]. Suprajohtavat sylinterimagneetit tuottavat vakaan kentän ilman ulkoista voimansyöttöä. Niiden yleisin valmistusmateriaali on niobium-titaaniseos. Niobium-titaaniseoksen kriittinen toimintalämpötila on noin 10 K.

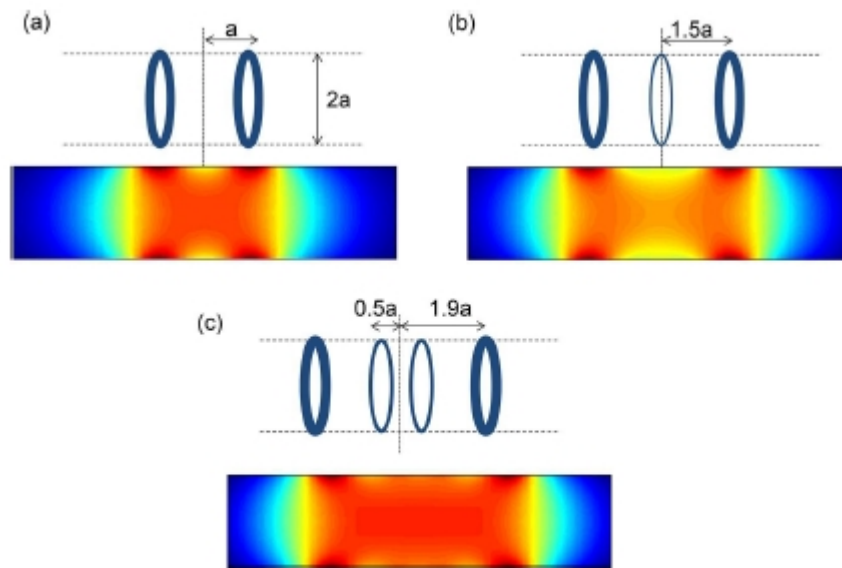
Mahdollisimman homogeeninen kenttä tuotetaan usealla kelalla, joiden keskinäinen sijainti ja virta on optimoitu [20, s.53]. Tavallisesti keloja on homogeenisen kentän tuotantoon 6 tai 12. Magneettikenttä tuotetaan yksinkertaistettuna Helmholtzin parien periaatteella (Kuva 12). Voimakkaat magneettikentät vaativat magneettien ulkoreunalla vastakkaisuuntaisten magneettikenttien luonnin hajakentän minimoimiseksi.

1.4.2 RF-kelat

RF-kehoja käytetään radiosignaalin lähettämiseen tai vastaanottamiseen näytteestä. Lähetys ja vastaanotto voi tapahtua samasta tai erillisestä kelasta. Keloilta vaaditaan mahdollisimman homogeenisen transmissiokentän B_1^+ luonti, minimaalinen virran indusointi ja suurimman virityskentän luonti yhtälön

$$\alpha = \gamma B_1^+ \tau \quad (23)$$

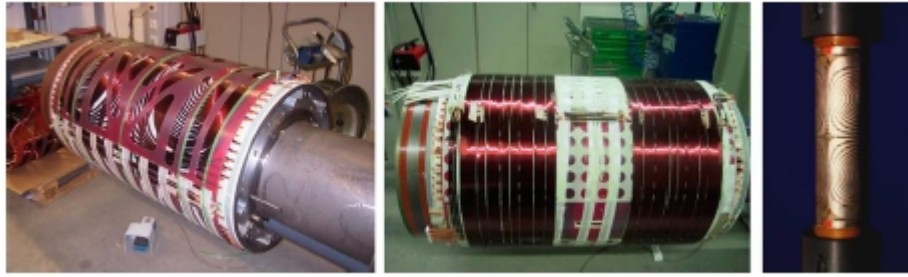
mukaan, jossa α on signaalin tuottama syrjäytyskulma ja τ signaalin kesto [20, s.81].



Kuva 12: Esimerkki magneettikentän homogenisoinnista eri kela-asetteluilla mittayksiköllä a . Kohdassa (a) on kaksi kelaä samansuuruisella virralla, (b) kolmen kelan asettelu, jossa keskikelan virta on neljäsosa kahden ulkoisen kelan virrasta ja kohdassa (c) neljän kelan asettelu jossa ulkoisissa keloissa on noin 2,5 -kertainen virta sisäkeloihin verrattuna. Webb 2016 [20, s.54].

1.4.3 Gradienttikelat

Gradienttisysteemit koostuvat tavallisesti kelasta, jäädytysysteemistä, virtajärjestelmästä ja ohjaussysteemistä [20, s.230]. Tavallisesti gradienttikelat valmistetaan epoksiresiinistä sen suuren dielektrisen lujuuden ja materiaalin joustavuuden takia. Dielektrinen lujuus on tarpeen sähköisten läpilyöntien estämiseksi sisärakenteiden suojaamiseksi. Sisärakenteiden kerroksittainen asettelu on tarpeen mahdollisten ristikytkentöjen välttämiseksi. Sylinterigradienttikela esitellään kuvassa 13.



Kuva 13: Sylinterigradianttikelan sisärakenteita. Webb 2016 [20, s.233]

1.4.4 Magneettikentän homogenisointi

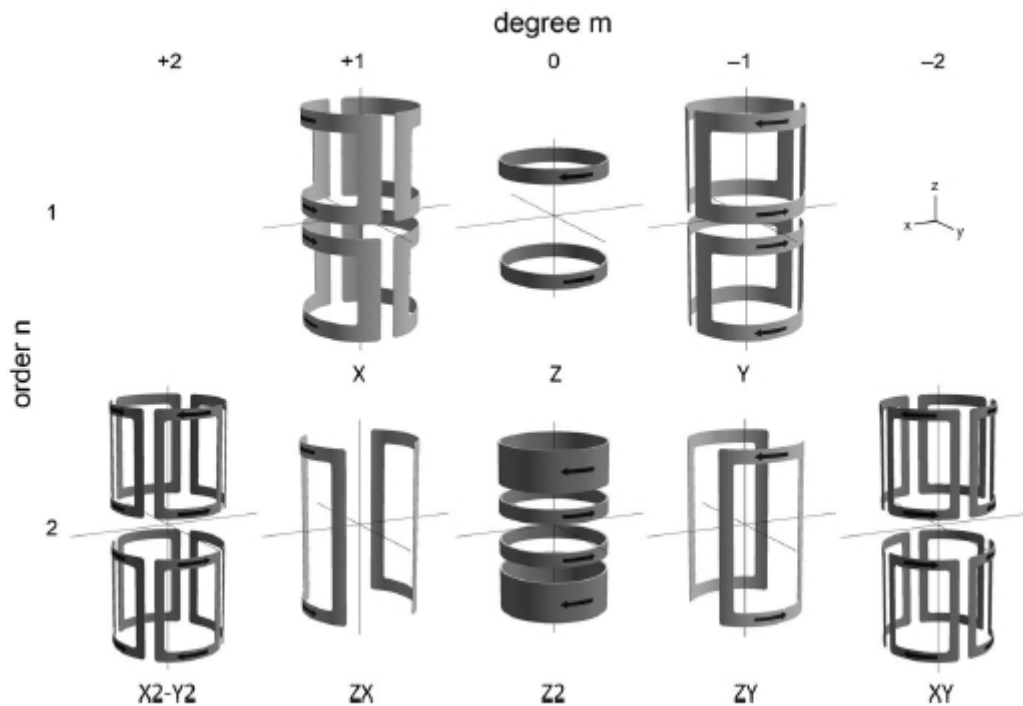
MRI-kuvantamisessa homogenisoinnilla (shimming) tarkoitetaan magneettikentän variaatioiden minimointia. Tämä tapahtuu asettelemalla päällekkäin toissijaisia magneettikenttiä päämagneettikentän kanssa [20, s.167]. Magneettikentän variaatiot johtuvat pääasiallisesti päämagneettikentän laitekomponenttien epätäydellisyyksistä: täydellisen homogeeninen magneettikenttä vaatisi äärettömän pitkän solenoidin. Laitteen ympäristö voi tuottaa epähomogeenisyyksiä kuten metallitolpat tai vastaavat rakennuselementit. MRI-laitteiden sijainti suunnitellaankin näiden mukaisesti.

Suurimmat variaatiot magneettikenttään johtuvat variaatioista näytteen magneettisessä susceptibiliteetissä. Pään kuvantamisessa aivokudoksen, luun ja ilmäteiden väliset erot tuottavat variaatiota magneettikenttään ohimo- ja etulohkon alueilla [20, s.168]. Kuvatussa fantomissa oli eri materiaalien raja-pintoja.

Toissijaiset magneettikentät luodaan noudattamaan palloharmonisia funktioita variaatioltaan. Moderneissa MRI-systeemeissä käytetään B_0 -kartoitukseen usein karteesisista koordinaatistoa, joissa magneettikentät kuvataan yhtälöllä

$$B(x, y, z) = B_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=-n}^{+n} C_{n,m} F_{n,m}(x, y, z) \quad (24)$$

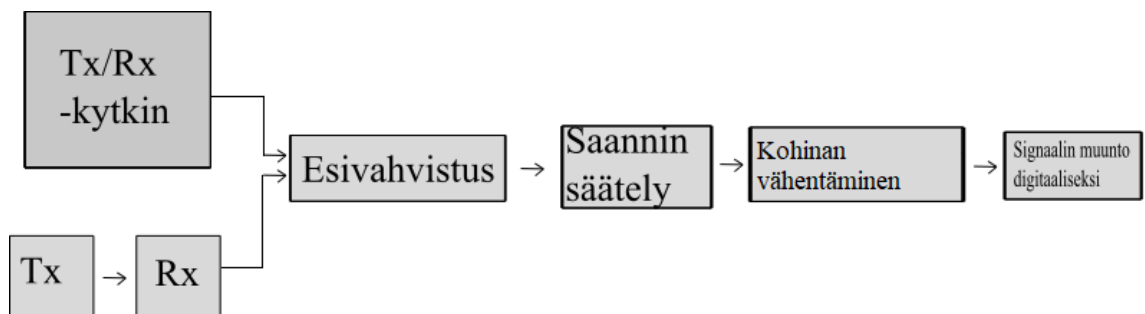
Tässä C ilmaisee karteesisista koordinaatistoa ja F palloharmonisia funktioita [20, s.173]. Tällaisia kenttiä voidaan tuottaa kuvassa 14 esitellyillä keloilla, jotka suunnitellaan ensimmäisen ja toisen asteen palloharmonisten funktioiden analyttisten ratkaisujen mukaisesti.



Kuva 14: Palloharmonisiin funktioihin perustuvia kelarakenteita. Webb 2016 [20, s.177]

1.4.5 Signaalin vastaanottoteknologia

Signaalin vastaanotto voi tapahtua samassa tai erillisessä kelassa kuin viritys ja transmissio. Yksinkertaistettuna vastaanotto koostuu signaalin esivahvistuksesta, saannin (*gain*) variaatiovahvistuksesta, melun vähentämisestä ja signaalin muuntamisesta digitaalseksi. (Kuva 15) [20, s.309]



Kuva 15: Signaalin kulku laitteiston eri osista toiseen. Ylempi aloitus kuvaa tilannetta, jossa viritys ja transmissio tapahtuvat samassa kelassa.

1.5 Kuvanlaatuun vaikuttavia tekijöitä

Eri kuvantamisparametrit, kuvantamislaitteet ja tiedostotyypit voivat vaikuttaa tuloksiin. Geometrisen tarkkuuden tavallisimpia virhelähteitä ovat huonosti kalibroidut gradientit ja liian matala signaalin keräystaajuus. Korkean kontrastin spatiaalisen resoluution tavallisin virhelähde on liian suuri kuvasuodattimien käyttö. Leikepaksuuden tarkkuuteen vaikuttaa tavallisesti RF-vahvistimien ja virtakomponenttien toiminta. Leikkeen sijaintiin vaikuttaa eniten fantomin tai tutkimuspöydän asetteluvirheet. Intensiteetin tasaisuuteen vaikuttavat eniten fantomin keskikohdan virheasettelu ja kelojen virhetoiminta. Valekuvien ilmaantuminen on hyvin epäspesifi laitteisto-ongelma, mutta voi johtua signaalin epätasaisuudesta. Matalan kontrastin objektien erotettavuuteen vaikuttaa tavallisesti, kuinka tarkasti objektit sisältävät kuvaleikkeet on asetettu. [2]

Diffuusiotensorikuvantamisen, jota on käytetty aivojen valkean aineen tutkimiseen, on huomattu vaikuttavan leikkeenpaksuuksien, leikkeen sijantien, intensiteetin tasaisuuden, valekuvakertoimien ja matalan kontrastin objektien testeistä saatuihin tuloksiin [21]. Joustavan kelan käytöllä ei havaittu vaikuttaneen parametrien läpäisyä haittaavalla tavalla [22] eikä kuvien JPEG-pakkauksella [23]. Fantomin täyteaineella voi myös olla merkitystä Hatab *et al.* [24] ja Wey *et al.* [25] tekemien tutkimusten perusteella. Näissä tutkimuksissa fantomi on ohjeistetun vesiliuoksen sijasta täytetty öljyä ja piitä sisältävän nesteen sekoituksella. Tämä on nostanut intensiteetin tasaisuutta useilla prosenteilla sekä 1.5 T:n että 3.0 T:n laitteilla.

2 Materiaalit ja menetelmät

2.1 Laitteisto

Tutkimuksessa käytettiin kahta Siemensin MRI-laitetta. Liitteen 1 Skyra fit, vastedes Skyra, on 3.0 T:n MRI-laite. Skyran korkeahomogeeninen päämagneettikenttä tuotetaan suprajohtavalla niobium-titaaniseoksisella sylinterimagneetilla. Skyra on potilasystävällinen suuren aukon malli, ja sen magneettisuojaus hyödyntää viidennen sukupolven aktiivista suojausta päämagneetista vastakkaissuuntaisilla keloilla. Aktiivista suojausta hyödynnetään myös systeemin koko kehon gradienttikelasysteemissä. Magneettikentän homogenisointiin käytetään 3D-homogenisoinnin lisäksi aktiivista ja passiivista homogenisointia. Signaalien lähetykseen Skyrassa käytetään 0,03 Hz -tarkkuista DirectRF-taajuudensääteoteknologiaa, joka integroi radiosignaalin vastaanoton ja lähetyksen magneetissa. Suprajohteiden jäähtymiseen käytetään noin 1200 litran heliumjäähdytystä. [26]

Toinen MRI-laite on liitteessä 2 esitelty 1.5 T:n Avanto fit, vastedes Avanto. Myös Avanto tuottaa päämagneettikentän suprajohtavalla niobium-titaaniseosmagneetilla. Laitteessa käytetään 5. sukupolven aktiivista suojausta vastakeloilla. Aktiivisen suojauksen lisäksi molemmat laitteet hyödyntävät integroitua ulkoista interferenssisuojausta, joka kompensoi mahdollisia ulkoisia virhelähteitä kuvauksen aikana. Systemissä on noin 1600 litran heliumjäähdytys. [27]

Avannossa ja Skyrassa käytetään erilaisia gradienttisysteemejä, jotka eroavat niiden nousuajoilta (Avanto: min 200 μ s 0-40 mT/m, Skyra: min 225 μ s) ja gradientin maksimiampplitudilta (Avanto: 72 mT/m, Skyra: 78 mT/m). Gradien-teissa korkeammat amplitudit ja nousuajat mahdollistavat nopeampia kuvaustekniikoita. [27]

2.2 ACR:n ohjeistamat mittaussarjat

ACR-laadunvalvontasarja koostuu neljästä sekvenssistä: lokalisoijasta, "surveysta", T1- ja T2-sekvenssistä. Lokalisoijaa käytetään survey-leikkeen asetteluun. Kuvausaika on

noin 10 sekuntia.

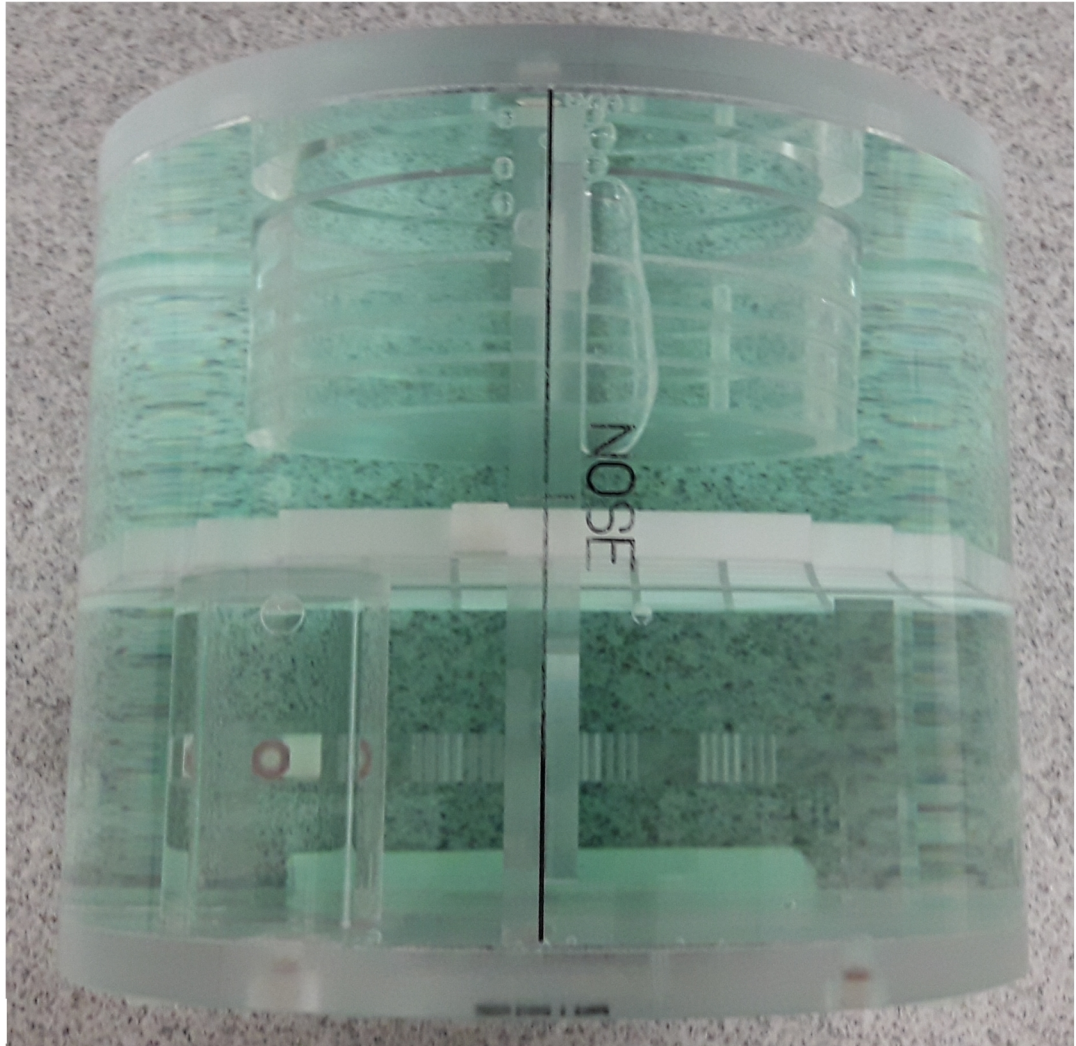
Asettelyn jälkeen kuvattiin noin minuutin kestävä "survey" (TR=200 ms, TE= 20 ms). Surveytä käytetään T1- ja T2-sekvenssien asetteluun. Survey-sekvenssi on tavallinen spinkaiku-sekvenssi, jonka leikepaksuus on 20 mm ja sisältää yhden leikkeen. [3, s.5]

T1- ja T2-sarjat sisältävät suurimman osan analysoitavista kuvista, survey-kuvasta mitattiin vain fantomin aksiaalinen pituus tai korkeus. T1- ja T2-kuvasarjat sisältävät molemmat 11 kappaletta 5 mm paksuista kuvaleikettä. T1-sekvenssi on tavallinen spinkaiku-sekvenssi. T2-sekvenssi on kahden kaiun spinkaikusekvenssi, josta analysoidaan vain jälkimmäinen spinkaiku. T1-sarja kestää noin 2-3 minuuttia (TR=500 ms, TE=20 ms) ja T2 (TR=2000 ms, TE=20/80 ms)-sarja noin 8-9 minuuttia. [3, s.8]

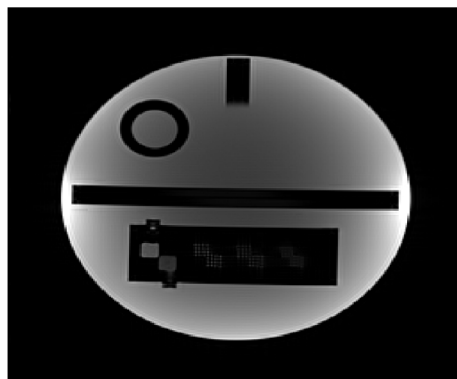
ACR:n ohjeistus kehottaa testaamaan yleisesti käytettyjä kliinisiä pään T1- ja T2-sekvenssejä. Tässä tutkimuksessa näitä ei testattu.

2.3 Mittaukset

Molemmilla laitteilla käytettiin 20 elementtiä sisältävää Head/Neck-kelaa. Kela aseteltiin liitteissä yksi ja kaksi nähtyihin potilaspöytien päätyihin. Tutkimuksen fantomi on tyypiltään ACR:n kuvanlaatufantomi. Fantomi on esitetty kuvassa 16. Fantomi on täytetty tislattun veden, NaCl:n, ja NiCl₂ :n liuoksella. Fantomin ja sen sisärakenteet on valmistettu akryylimuovista.



a)



b)

Kuva 16: a) Valokuva tutkimuksessa käytetystä fantomista ja b) MRI-kuva fantomista.

ACR-fantomista kuvattiin neljäkymmentä ACR-kuvasarjaa, kaksikymmentä kummallakin laitteella.

Fantomi kuvattiin seuraavasti:

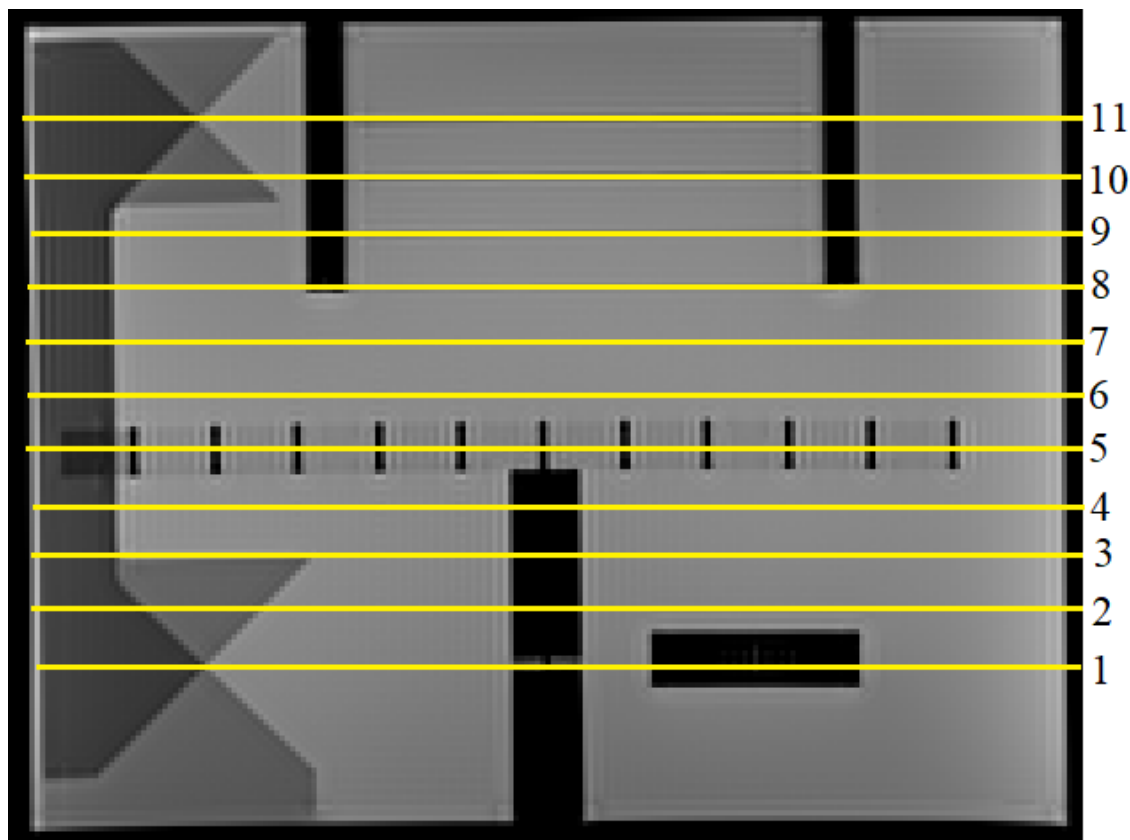
Pääkela aseteltiin potilaspöydän päytyyn. Kelan lukittuminen varmistettiin MRI-laitteen näytöstä. Kelan aksiaalinen asema varmistettiin asettelemalla laseri linjaan kelan alareunan kanssa. Tämän jälkeen fantomi aseteltiin kelan sisälle. Laserviivan näkyessä korostuneena fantomin alareunan muovitaitteessa aksiaalinen asettelu todettiin onnistuneeksi. Fantomin kohottamiseksi sen alle aseteltiin kolmesti taiteltu huopapaperinpala. Aksiaalisen asettelun varmistuksen jälkeen tarkastettiin fantomin koronaalinen ja mediaalinen suoruus. Tässä laserin risti asetettiin fantomin kylkeen piirrettyyn ristiin. Fantomi siirrettiin kuvauspisteeseen.

Kuvaukset suoritettiin kahdella eri tavalla kummallakin laitteella.

1. Ei uudelleenasettelua: kymmenen kuvaussarjaa kuvattiin ilman uudelleenasettelua kuvaussarjojen välissä.
2. Uudelleenasettelu: kymmenen kuvaussarjaa kuvattiin asettelemalla fantomi uudestaan paikalleen ylläkuvattujen asettelukohtien mukaisesti.

Näitä lukuunottamatta kuvaustavoissa ei ollut eroa.

Lokalisoijaan asetettiin survey-leike liitteen neljä mukaisesti keskelle fantomia. Tämän jälkeen Survey-leike kuvattiin, siihen aseteltiin kuvan 17 mukaisesti T1- ja T2-sarjojen leikkeet. Kuvaleikkeillä 1 ja 11 pyrittiin leikkaamaan fantomin "nenän" ja "leuan" kohdalla olevien kiilojen välistä. Leikkeen 5 piti lävistää fantomin ristikko mahdollisimman keskeltä. Leikepakat pyrittiin pitämään suorina, koska kierrossa pitäisi käyttää gradientteja. Vaatimuksista täytyi tehdä usein kompromisseja käyttäen mittajan harkintaa, esimerkiksi leike 5 ei välttämättä lävistänyt täysin suorasti ristikkoo mutta jos leikkeet 1 ja 11 olivat kohdillaan, asettelu hyväksyttiin. Ajoittain leikepakkoja jouduttiin kiertämään hieman. Leikkeiden numerointi vastasi myös niiden kuvausjärjestystä. Kuvaleikkeet aseteltiin uudestaan jokaisessa kuvauksessa.



Kuva 17: T1- ja T2-sarjojen transaksiaalisten kuvaleikkeiden asettelu. Leikkeitä on yhteensä 11, mutta leikkeiden 1, 5 ja 11 ovat asettelussa tärkeimmät. Leikkeen 5 täytyi lävistää kuvan pystyviivat ja leikkeiden 11 ja 1 kuvan kiilat.

Leikkeiden asettelun jälkeen käynnistettiin T1-kuvasarja. T1-kuvasarjojen leikesijainnit ja parametrit kopioitiin T2-kuvasarjaan, jonka loputtua survey-kuva, T1- ja T2-kuvasarjat siirrettiin sairaalan potilaskuvien arkistoon.

2.4 Kuvien analyysi

Fantomien kuvauksesta määritettiin seitsemän eri parametria.

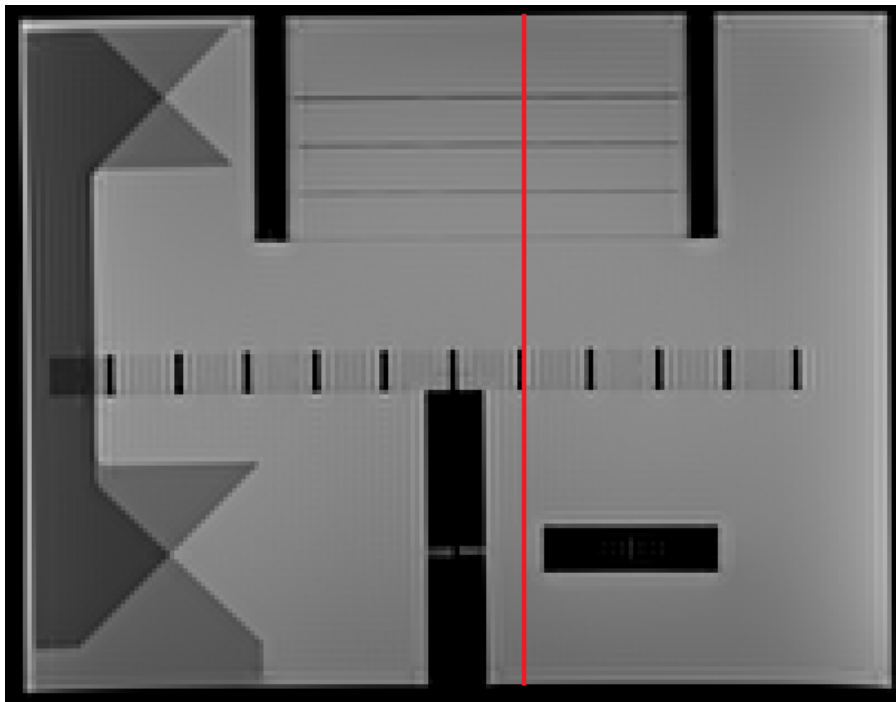
1. Geometrinen tarkkuus (geometric accuracy)
2. Korkean kontrastin avaruudellinen resoluutio (high contrast spatial resolution)
3. Leikepaksuuden tarkkuus (slice thickness accuracy)
4. Leikesijainnin tarkkuus (slice position accuracy)
5. Kuvaintensiteetin tasaisuus (image intensity uniformity)
6. Valekuvakerroin (percent-signal ghosting)

7. Matalan kontrastin objektien erotettavuus (low contrast object detectability)

Nämä parametrit määriteltiin manuaalisesti käyttäen ImageJ-kuvankäsittelyohjelmaa (versio 1.51w, public domain) ja TYKS:ssä kehitellyllä, automaattisella MATLAB-ohjelmalla. ACR-kriteerit on esitelty kappaleessa 2.5.

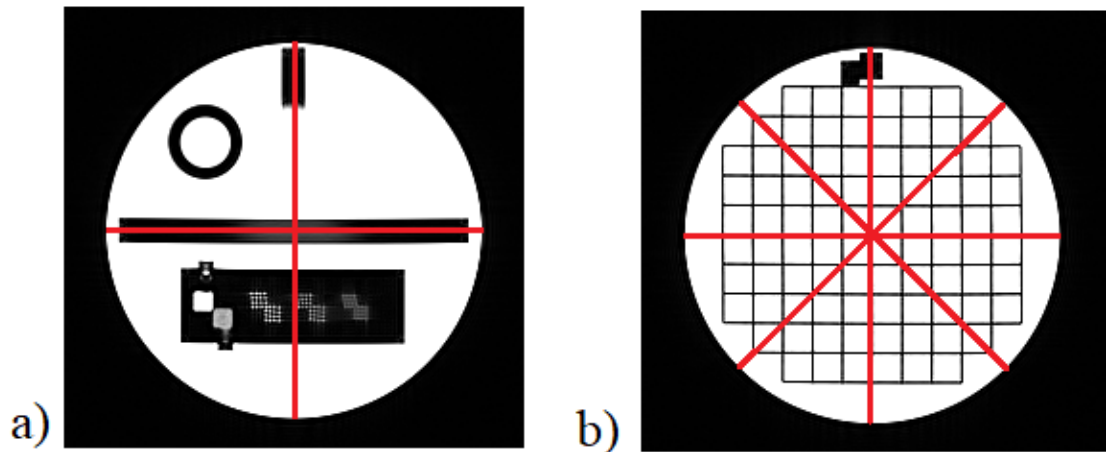
2.4.1 Geometrinen tarkkuus

Geometrinen tarkkuus arvioi kuvan geometrinen ulottuvuuksien paikkaansapitävyyttä, kuten esimerkiksi vastaako kuvasta mitattu korkeus fantomin todellista korkeutta [2, s.7]. Geometrinen tarkkuus määritellään kolmesta eri kuvasta: survey-kuvasta sekä kuvaleikkeistä 1 ja 5. Korkeus mitataan kerran survey-kuvasta ja halkaisija yhteensä kuusi kertaa kahdesta leikkeestä. Kuvaleikkeestä 1 mitataan halkaisija kaksi kertaa ja kuvaleikkeestä 5 neljä kertaa. Ennen mittauksia kuvan intensiteetin taso ja ikkunointi säädettiin sopivaksi. Aluksi ikkunointi asetettiin minimiinsä ja sitten etsittiin vesialueiden intensiteetin tason puoliväli. Tämä arvo edelleen puolitettiin ja ikkunointi asetettiin samalle tasolle. Kuvista mitattua korkeutta ja halkaisijaa verrattiin todellisiin lukemiin. Geometriset mittaukset ovat nähtävillä kuvista 18-19. [2, s.7-9]



Kuva 18: Survey-kuvan korkeusmittaus nähtävissä punaisesta viivasta.

Tutkimuksessa testattava automaattinen ohjelmaa hyödyntää geometrisen tarkkuuden mittauksiin MATLAB:n rajojentunnistustoimintoa, joka summaa kuvan kaistaleiden tai pylväiden arvoja toisiinsa. Summan ylittäessä tietyn kynnsarvon reuna todetaan löytyneeksi ja kahden reunan etäisyys mitataan. Ohjelma mittaa survey-kuvan korkeuden kahdesti.

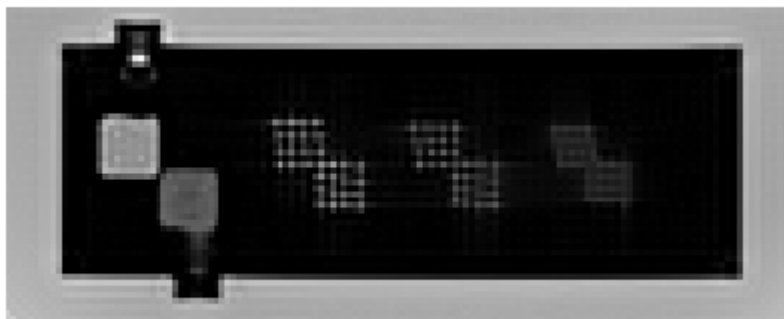


Kuva 19: a) Kuvaleikkeen 1 geometrisen tarkkuuden mittaukset ja b) kuvaleikkeen 5 geometrisen tarkkuuden mittaukset.

2.4.2 Korkean kontrastin spatiaalinen resoluutio

Korkean kontrastin spatiaalinen resoluutio arvioi kuvauslaitteen kykyä erottaa pieniä esineitä silloin, kun kuvavirheet eivät rajoita erotuskykyä. [2, s.9]. Fantomissa on tätä varten rei'itetty levy.

Testi on kvalitatiivinen. Testiin hyödynnettiin kuvaleikkeessä yksi olevaa rei'itettyä muovilevyä, jossa on kaksi riviä toisistaan eri etäisyyksillä olevaa 4×4-reikäneliötä. Nämä ovat nähtävissä kuvassa 20. Ylempi ja alempi rivi ovat liitetty toisiinsa yhdellä reiällä, joka on yhteinen molemmille ryppäille. Reikien välinen etäisyys pienenee vasemmalta oikealle siten, että etäisyydet ovat 1,1 mm, 1,0 mm ja 0,9 mm. Testissä tarkastellaan kuinka yhdestä 4×4-reikäryppästä erottuu ylemmissä rei'issä rivillinen reikiä ja alemmissa ryppäissä yksi pylväs reikiä. Reikien välissä on erotettava selvä intensiteettimuutos. [2, s.12]



Kuva 20: Kuvaleikkeen 1 alareunassa sijaitseva resoluutioinsertti.

Mittausohjelma toimii oletuksella, että reikämatriiseilla on vakiokoordinaatit. Kolme matriisipareja yhdistävää kohtaa etsitään fantomin keskipisteen avulla. Paikannuksen jälkeen reikäriveihin ja -pylväisiin piirretään mittausviivat. Näiden viivojen intensiteetti-profiileista etsitään huippukohtat ja niiden etäisyyttä toisistaan verrataan testifunktiolla tuotettuun kontrastiin.

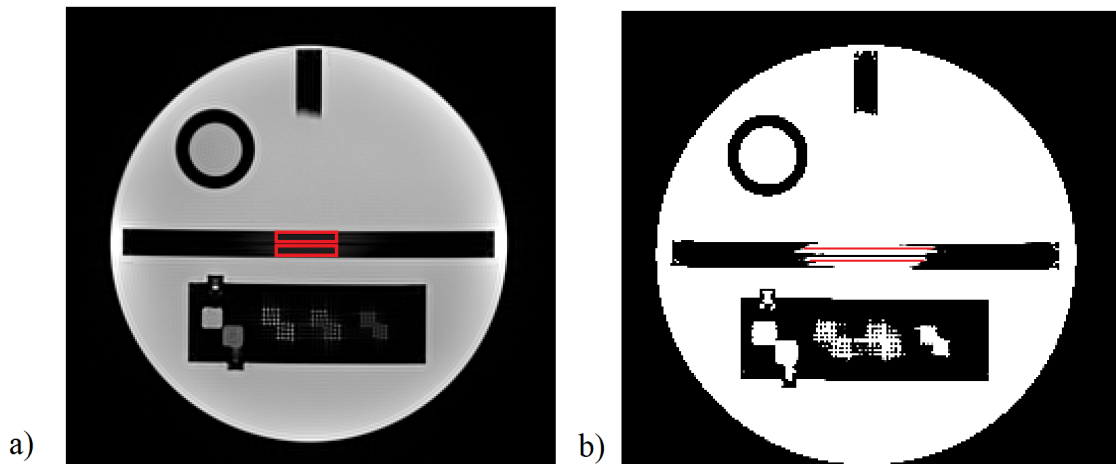
2.4.3 Leikepaksuuden tarkkuus

Leikepaksuuden tarkkuus testaa laitteen kykyä saavuttaa haluttu leikepaksuus [2, s.12]. Parametri määritettiin kuvaleikkeessä yksi sijaitsevien vaakasuorien ramppien avulla. Toinen rampeista on kulmakertoimeltaan positiivinen ja toinen negatiivinen kuvaleikkeeseen verrattuna. Niiden kulma kuvaleikkeen pinnasta on 5,71 astetta ja pituus on noin 10-kertainen verrattuna leikkeen paksuuteen. Molempiin rampeihin piirrettiin suorakaiteen muotoinen ROI kuvan 21a) mukaisesti ja niiden kuvaintensiteettien keskiarvo laskettiin. Kuvan ikkunointi asetetaan minimiin ja kuvan intensiteettitaso puoleen ramppien keskiarvosta. Kuvan 21b) mukaisesti mitataan ramppien pituus ja kuvaleikkeen paksuus lasketaan yhtälöllä [2, s.13]

$$\text{leikkeen paksuus} = \frac{0,2 \times (\text{ylä} \times \text{ala})}{(\text{ylä} + \text{ala})}. \quad (25)$$

Mittausohjelma piirtää ROI:t ja kuvan ikkunointi säädetään niiden avulla lasketun keskiarvon mukaan. Ramppien väleiltä mitataan joukko etäisyyksiä ja näistä valitaan

paras laskuihin.



Kuva 21:a) leikkeen 1 rampeihin piirrettävät ROI:t joista niiden keskiarvointensiteetti määritetään. b) Leike 1, jonka taso ja ikkunointi on asetettu a)-kohdan mukaisesti. Punaisella näkyvissä ramppien pituuden määrittäminen.

2.4.4 Leikkeen sijainnin tarkkuus

Tämä parametri testaa laitteen kykyä sijoittaa kuvaleikkeet haluttuun paikkaan [2, s.14]. Testi keskittyy kuvaleikkeissä 1 ja 11 yläosissa oleviin mustiin palkkeihin. Kuvan ikkunointi ja taso asetettiin pieniksi niin, että palkkien reunat olivat teräviä. Kuvan 22 mukaisesti palkkien alareunojen etäisyys mitattiin. Jos vasen palkeista oli lyhyempi, niin luku merkittiin positiiviseksi ja jos oikea on lyhyempi niin mittauksen arvo merkittiin negatiiviseksi. [2, s.15]

Mittausohjelma säätää kuvan ikkunoinnin ja tason käyttämällä veden intensiteettiä. Kiilojen reunat etsitään rajojentunnistusfunktiolla ja löydetystä koordinaateista mitataan etäisyys vektorina. Tämä muunnetaan millimetreiksi.



Kuva 22: Vasemmalla leikkeestä 1 ja oikealla leikkeestä 11 leikesijainnin tarkkuuden mittausta. Testin mittausta voi olla hankalaa: joskus parhaimmista yrityksistä huolimatta palkeista ei tule esille pituuseroa kuten yllä.

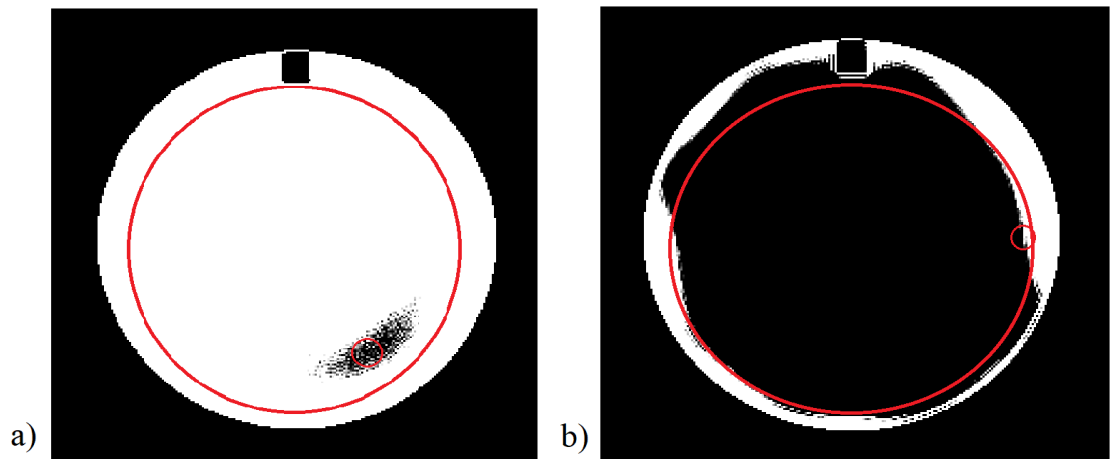
2.4.5 Intensiteetin tasaisuus

Kuvaintensiteetin tasaisuus testaa kuvien tasaisuutta suurella vesialueella [2, s.16]. Parametrin mittaauksessa ikkunointi asetettiin minimiinsä ja kuvaleikkeeseen 7 piirrettiin noin 200 cm² kokoinen ympyrämuotoinen ROI. Intensiteetin tasoa nostettiin kunnes piirretyn ympyrän sisälle ilmestyi noin 1 cm² kokoinen tumma alue. Tämä mitataan 1 cm² kokoisella ROI:lla ja merkittiin matalan signaalin lukuarvona. Sitten kuvan tasoa nostettiin kunnes suuren ympyrän keskelle jää yksi, noin 1 cm² kokoinen valkea alue. Tämä alue mitattiin ja merkittiin muistiin korkean signaalin arvona. Intensiteetin tasaisuus laskettiin PIU-arvona (*percent integral uniformity, PIU*) yhtälöllä

$$PIU = 100 \times \left(1 - \frac{\text{korkea} - \text{matala}}{\text{korkea} + \text{matala}} \right) \quad (26)$$

Mittaukset on esitelty kuvassa 23. [2, s.17]

Mittausohjelma toimii pitkälti manuaalisen mittauksen tavoin. Kuvan keskipisteen avulla piirretään 200 cm² kokoinen ROI ja sen sisältä etsitään pienimmän ja suurimman signaalin sisältävä 1 cm² kokoinen ROI. PIU lasketaan näillä arvoilla samoin kuin yllä.



Kuva 23: a) Matalan signaalin mittausta suoritettiin kuvassa olevasta pienemmästä punaisesta ROI:sta. Kuvaleike seitsemän. b) Korkean signaalin mitattiin pienemmästä ympyrästä. Tässä voi olla hankaluuksia määrittää mikä alue "pimenee" viimeisenä. Mittaajan on käytettävä arviointikykyään. Kuvaleike 7.

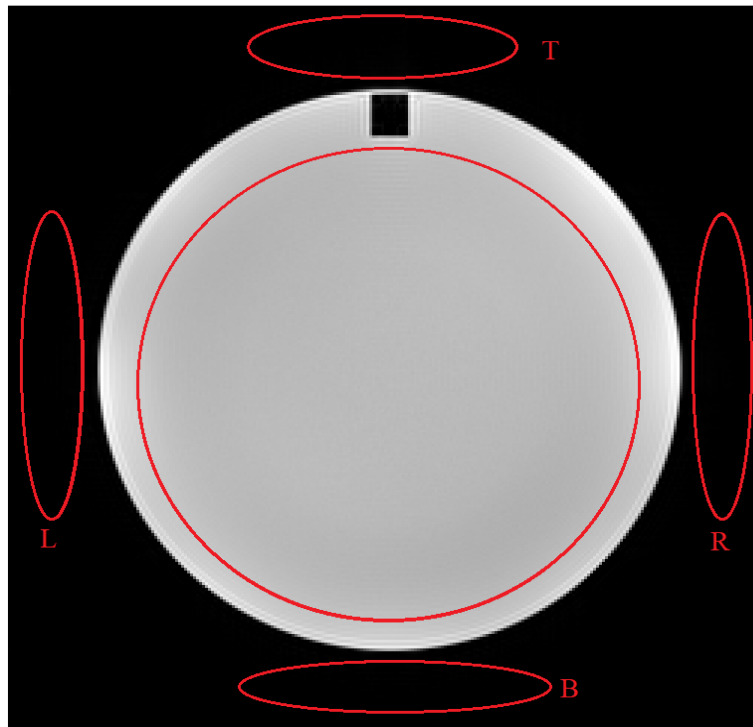
2.4.6 Valekuvakerroin

Valekuvakerroin (*percent-signal ghosting, PSG*) arvioi kuvassa olevien valekuvien (*ghost*) määrää [2, s.18]. Valekuva tässä yhteydessä tarkoittaa kuvassa esiintyvää artefaktia, joka on vaimea kopio aiemmasta kuvaleikkeestä. Tässä testissä aseteltiin kuvan 24 mukaisesti viisi eri ROI:ta kuvaleikkeeseen 7. Jokaisesta ROI:sta mitattiin sen alueen intensiteettikeskiarvo suuruus. Valekuvakerroin laskettiin yhtälöllä

$$PSG = \frac{(T+B)-(L+R)}{(2 \times \text{suuri ROI})}. \quad (27)$$

Yhtälössä (27) T =top, B =bottom, L =left, R =right. [2, s.18-19]

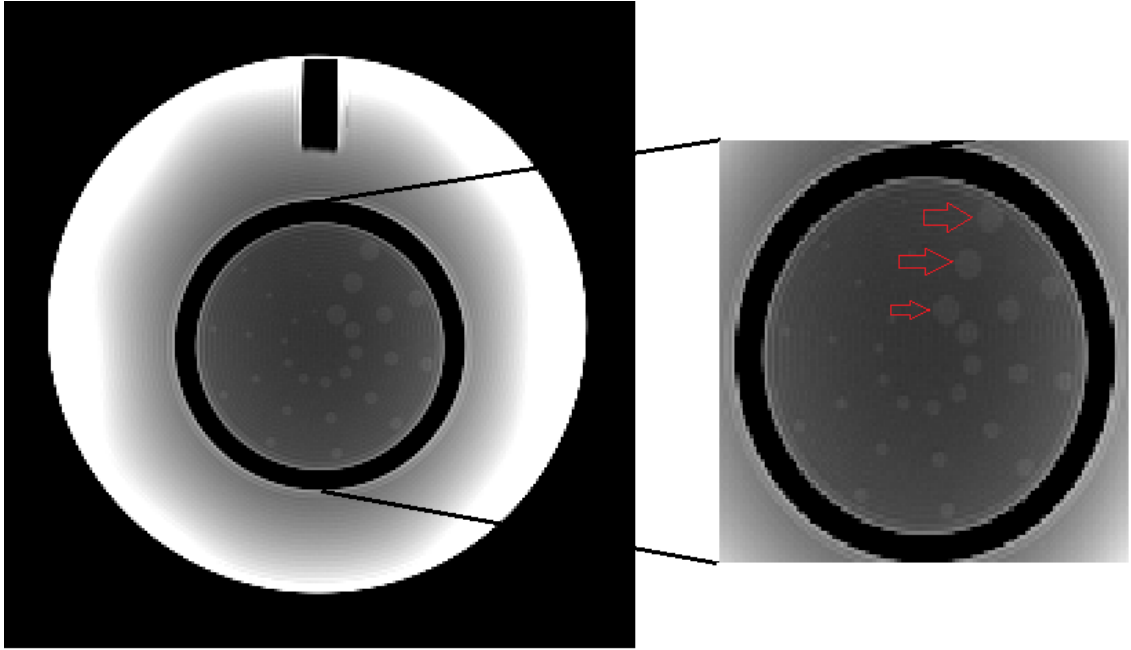
Mittausohjelma toimii samankaltaisesti. Ellipsien koot määritellään samankokoisiksi ja niiden sijainti määritellään kuvan keskipisteen avulla.



Kuva 24: Kuvaleikkeeseen 7 sijoitettavat ROI:t, joita käytetään valeskuvien prosenttien määrittämiseen. T=top, B=bottom, L=left, R=right.

2.4.7 Matalan kontrastin objektien erotettavuus

Parametri arvioi kuinka MRI-kuvasta erotetaan kuvassa 25 esitettyjä matalan kontrastin objekteja [2, s.20]. Testi on kvalitatiivinen. Matalan kontrastin objektit sijaitsevat kuvaleikkeissä 11, 10, 9 ja 8 olevissa muovilevyissä. Testissä laskettiin kuinka monta kolmen objektin puolaa erotettiin kuvasta. Mikäli kaikki kymmenen ovat näkyvissä kuvaleikkeestä, sen arvoksi merkitään 10. Vastaavasti yhdeksän erotettavaa objektipuolaa merkitään arvoksi 9. Kuvaleikkeiden 8-11 arvot laskettiin yhteen. Kuvan intensiteetti ja ikkunointi asetettiin niin, että objektit olivat erotettavissa mahdollisimman hyvin. Fantomi on suunniteltu niin, että objektit erottuvat sitä huonommin mitä alemmaksi muovilevyissä mennään, eli kuvaleikkeessä 8 on vaikeasti erotettavimmat objektit. [2, s.20-21]



Kuva 25: Matalan kontrastin objektit ovat erotettavissa sisemmän renkaan sisällä olevina himmeinä ympyröinä, joista suurimmat on merkitty punaisilla nuolilla.

Automaattinen ohjelma piirtää tarkasteltaviin kuvaleikkeisiin kahdentyyppisiä ROI:ta. Objekti-ROI:t piirretään niihin kuvan kohtiin, joissa objektien pitäisi olla. ROI-koko vaihtelee objektien kokojen mukaan. Tausta-ROI:t piirretään kuvan taustaan. Useasta tausta-ROI:sta keskiarvoistettua intensiteetin arvoa verrataan objekti-ROI:iin ja jos objektin signaali ylittää taustan, se merkitään havaituksi.

2.5 Mittaustuloksiin vaikuttavia tekijöitä ja ACR-kriteerirajat

Kaikissa kuvauksissa kuvaleikkeet asetellaan manuaalisesti ACR-sarjojen välissä. Vaihteluiden määrä pyrittiin minimoimaan pitämällä samat mittaajat, sekvenssit, kelat ja analysoijat kaikissa mittauksissa. Automaattiset tulokset tuotettiin kaikki samalla versiolla kehityksen alla olevasta ohjelmasta. ACR:n asettamat kriteerirajat mittauksille on esitetty taulukossa 1.

Taulukko 1: ACR-kriteerirajat laadunvalvontaprotokollan parametreille.

Parametri	ACR-kriteerit mittaukselle x	
	<3.0 T-laitteet	≥3.0 T-laitteet
Geometrinen tarkkuus, korkeus (mm)	$146 \leq x \leq 150$	$146 \leq x \leq 150$
Geometrinen tarkkuus, halkaisija (mm)	$188 \leq x \leq 192$	$188 \leq x \leq 192$
Korkean kontrastin spatiaalinen resoluutio (mm)	$x \leq 1,0$	$x \leq 1,0$
Leikepaksuuden tarkkuus (mm)	$4,3 \leq x \leq 5,7$	$4,3 \leq x \leq 5,7$
Leikkeen sijainnin tarkkuus (mm)	$-5 \leq x \leq +5$	$-5 \leq x \leq +5$
Intensiteetin tasaisuus (%)	$x \geq 87,5$	$x \geq 82$
Valekuvakerroin	$x \leq 0,025$	$x \leq 0,025$
Matalan kontrastin objektien erotettavuus	$x \geq 9$	$x \geq 37$

2.6 Tilastolliset menetelmät

Tutkimuksessa haluttiin verrata eri tulosten välisiä eroja. Tähän käytettiin tilastollisia testejä MATLAB-ohjelmalla 5%:n merkitsevyystasolla. Perinteinen t-testi ei sovellu näytteiden pienen koon takia (10 mittausta/näyte). Näytteiden normaalijakauman noudattamista testattiin Kolmogorov-Smirnovin testillä [28]. Mittausten yhteneväisyyttä testattiin Wilcoxonin testillä [29, s.93-94].

2.6.1 Kolmogorov-Smirnovin testi

Kolmogorov-Smirnovin testillä, vastedes KS-testi testattiin kuinka hyvin näyte noudattaa normaalijakaumaa. Testissä populaatiolle oletetaan tietyt taajuuden kertymäfunktio $F_0(x)$ ja askelten kertymäfunktio $S_N(x)$ satunnaiselle N-suuruuselle näytteelle. Jos tämä kertymäfunktio on tarpeeksi lähellä $F_0(x)$, niin näytteen N todetaan noudattavan normaalijakaumaa. Tarkemmin tämä määritellään

$$S_N(x) = \frac{k}{N}, \quad \text{kun } k = \text{havaintojen määrä} \leq x. \quad (29)$$

Tästä määritellään kahden kertymäfunktion erotus

$$d = \max |F_0(x) - S_N(x)|. \quad (30)$$

Tuloksen d edustaa kuinka suurella merkitystasolla testattava populaatio noudattaa normaalijakaumaa. [28]

MATLAB:ssa KS-testi toteutettiin funktiolla $p = kstest(x)$, jossa x on testattava näyte.

2.6.2 Wilcoxonin testi

Wilcoxonin testin etu on se, että näytteiden ei tarvitse noudattaa normaalijakaumaa ja se sopii pienille sekä erikokoisille näytteille. Testin nollahypoteesi on, että vertailtavat näytteet ovat peräisin samasta normaalijakaumasta. Mikäli tutkitut tulosnäytteet eivät täytä tätä nollahypoteesiä niin niiden välillä todettiin olleen tilastollisesti merkittävää eroa. [29, s.92]

Testiä varten määritellään näytteiden mediaaneista X_i ja Y_i arvoasteikko D_i ja niiden summa

$$D_i = \text{sgn}|X_i - Y_i| \Rightarrow T^+ = \sum_{t_i \geq 0} D_i, T^- = \sum_{t_i < 0} D_i \quad (31)$$

josta edelleen voidaan summata 2^n eri järjestystä jakaumalla T^+ ja keskihajonnalla S_T :

$$T^+ + T^- = \frac{n(n+1)}{2} \Rightarrow \bar{T} = \frac{n(n+1)}{4} \quad \text{ja} \quad S_T = \left[\frac{n(n+1)(2n+1)}{24} \right]^{\frac{1}{2}}. \quad (32)$$

Näillä voidaan laskea viimein haluttu p -arvo yhtälöllä

$$p = \frac{T^+}{S_T}. \quad (33)$$

Mikäli p on pienempi kuin 0,05, nollahypoteesi hylätään. [29, s.94]

MATLAB:ssa testi toteutettiin funktiolla $p = \text{ranksum}(x,y)$, jossa x ja y ovat testattavat näytteet.

2.7 Tulosten esitys

Parametrein arvot esiteltiin mittauskerran funktiona keskihajontoineen, jotka oli laskettu kymmenestä mittauksen näytteistä. Keskihajonnat on merkitty kuvaajiin mittauspisteiden virherajoina ja niiden koko on vaihdellut eri mitta-asetelmilla ja MRI-laitteilla. Kuvaajien skaala ei edusta ACR:n asettamia vaatimusrajoja vaan on aseteltu sallimaan mahdollisimman hyvä erotuskyky. ACR-rajat merkittiin kuvaajiin silloin kun tämä oli mahdollista. Spatiaalinen resoluutio ja matalan kontrastin objektien erotettavuus esitellään pylväsdiagrammeina.

3 Tulokset

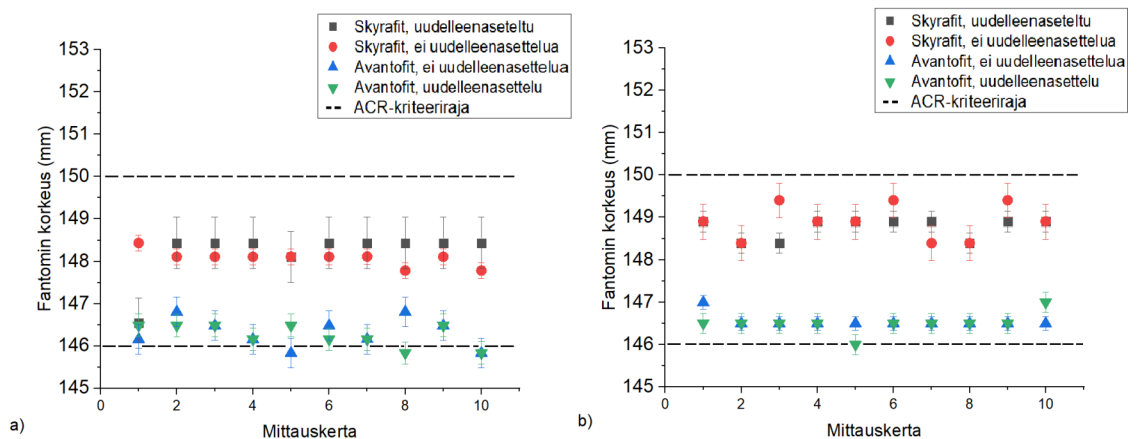
3.1 Parametrien arvot

3.1.1 Geometrinen tarkkuus

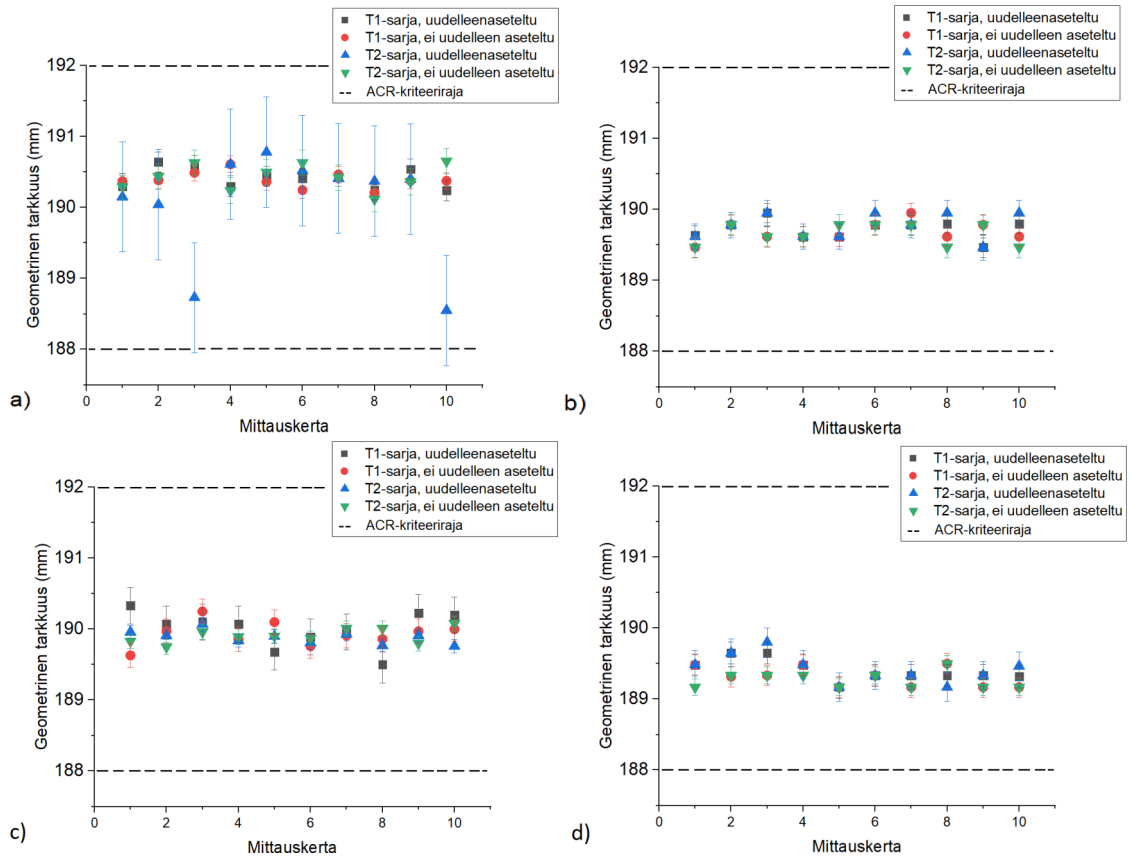
Geometrisen tarkkuuden tulokset ovat esitettynä kuvissa 29 ja 30. Kuvaajassa 29 esitellään mitatut aksiaaliset pituudet tai korkeudet ja kuvaajassa 30 transaksiaaliset pituudet tai halkaisijat. Suurin löydetty hajonta oli 0,78 mm. Tuloksista neljä korkeusmittausta ei läpäise ACR-kriteeriä. Taulukossa 2 nähdään mitattujen fantomien halkaisijoiden keskiarvot ja keskihajonnat, jotka pysyvät myös ACR:n kriteerien sisällä.

Taulukko 2: Geometrinen tarkkuuksien keskiarvot hajontoineen.

Geometrinen tarkkuus (mm)		Manuaalinen mittaus	Automaattinen mittaus
Avanto	Uudelleenasettelu, T1	190,00 ± 0,26	189,41 ± 0,16
	Ei uudelleenasettelua, T1	189,93 ± 0,17	189,31 ± 0,14
	Uudelleenasettelu, T2	189,89 ± 0,09	189,42 ± 0,20
	Ei uudelleenasettelua, T2	189,91 ± 0,10	189,27 ± 0,11
Skyra	Uudelleenasettelu, T1	190,42 ± 0,14	189,72 ± 0,14
	Ei uudelleenasettelua, T1	190,39 ± 0,12	189,69 ± 0,14
	Uudelleenasettelu, T2	190,06 ± 0,78	189,77 ± 0,18
	Ei uudelleenasettelua, T2	190,43 ± 0,18	189,66 ± 0,15



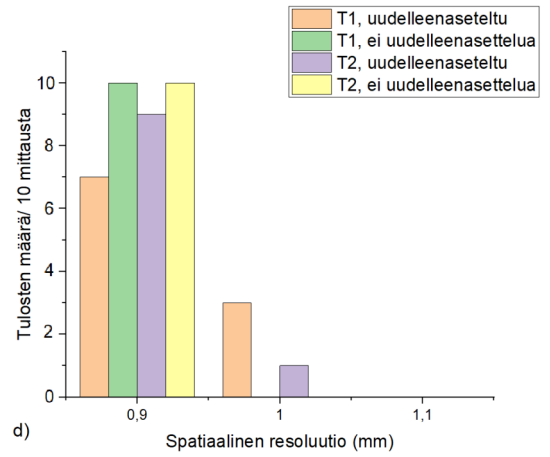
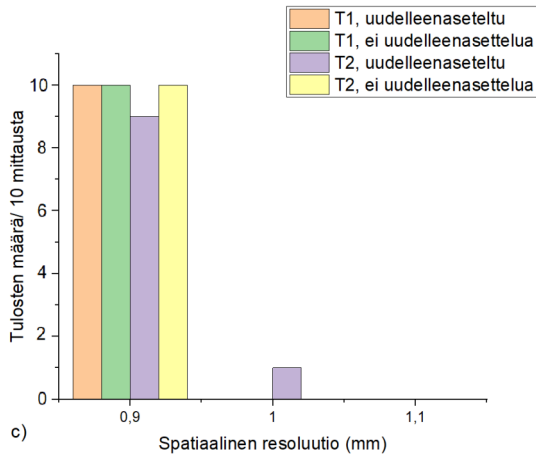
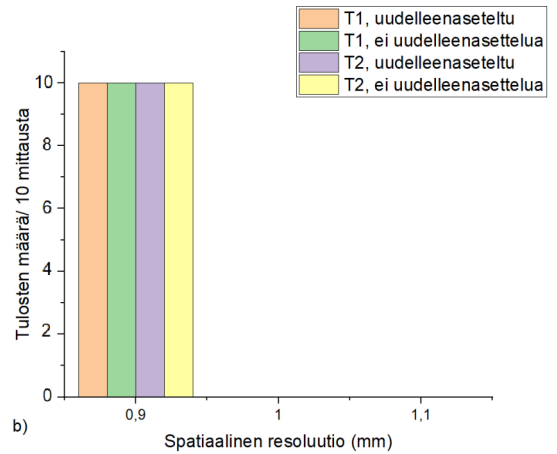
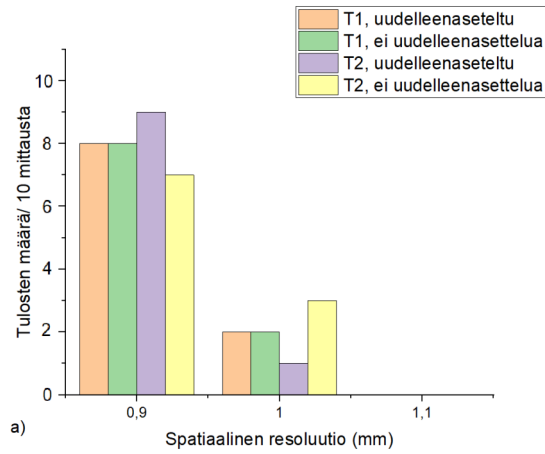
Kuva 29: Fantomeiden mitatut korkeudet: a) manuaalisesti mitatut tulokset ja b) automaattisesti mitatut tulokset.



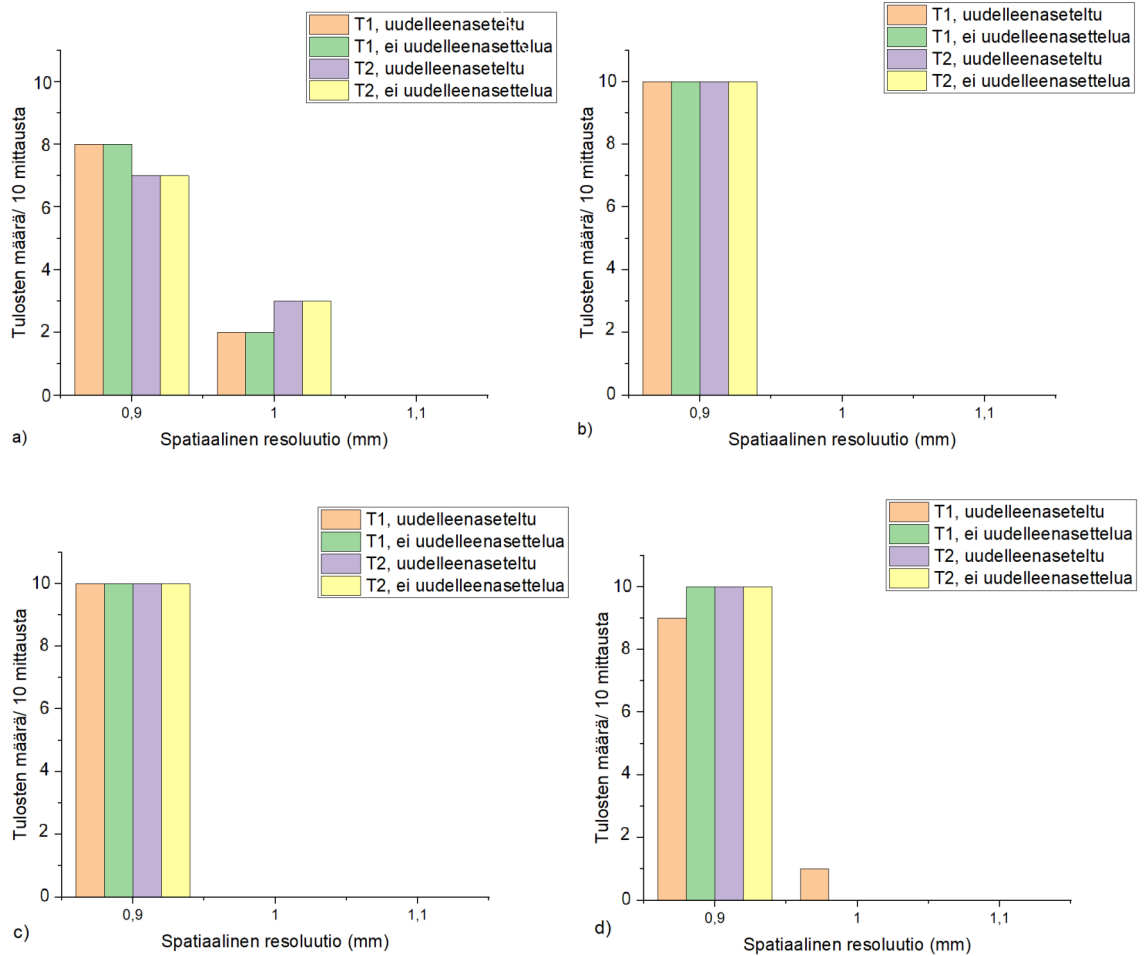
Kuva 30: Fantomien halkaisijat Skyralla: a) manuaalisesti mitatut tulokset, b) automaattisesti mitatut tulokset. Fantomien halkaisijat Avannolla c) manuaalisesti ja d) automaattisesti.

3.1.2 Korkean kontrastin spatiaalinen resoluutio

Kuvissa 31 ja 32 ovat esitettynä mittaustulokset testistä (nro 2), joka mittaa MRI laitteen resoluutiota korkean kontrastin tilanteissa. Yhdenkään mittauksen tuloksena ei ollut 1,1 mm joten molempien laitteiden kaikki mittaukset läpäisevät ACR-kriteerit. Vain 24/320:stä (7,5 %) tuloksista oli 1,0 mm ja loput 0,9 mm.



Kuva 31 : Skyran vertikaalinen resoluutio: a) manuaalisesti mitattuna, b) automaattisesti mitattuna. Avannon vertikaalinen resoluutio: c) manuaalisesti mitattuna d) automaattisesti mitattuna.



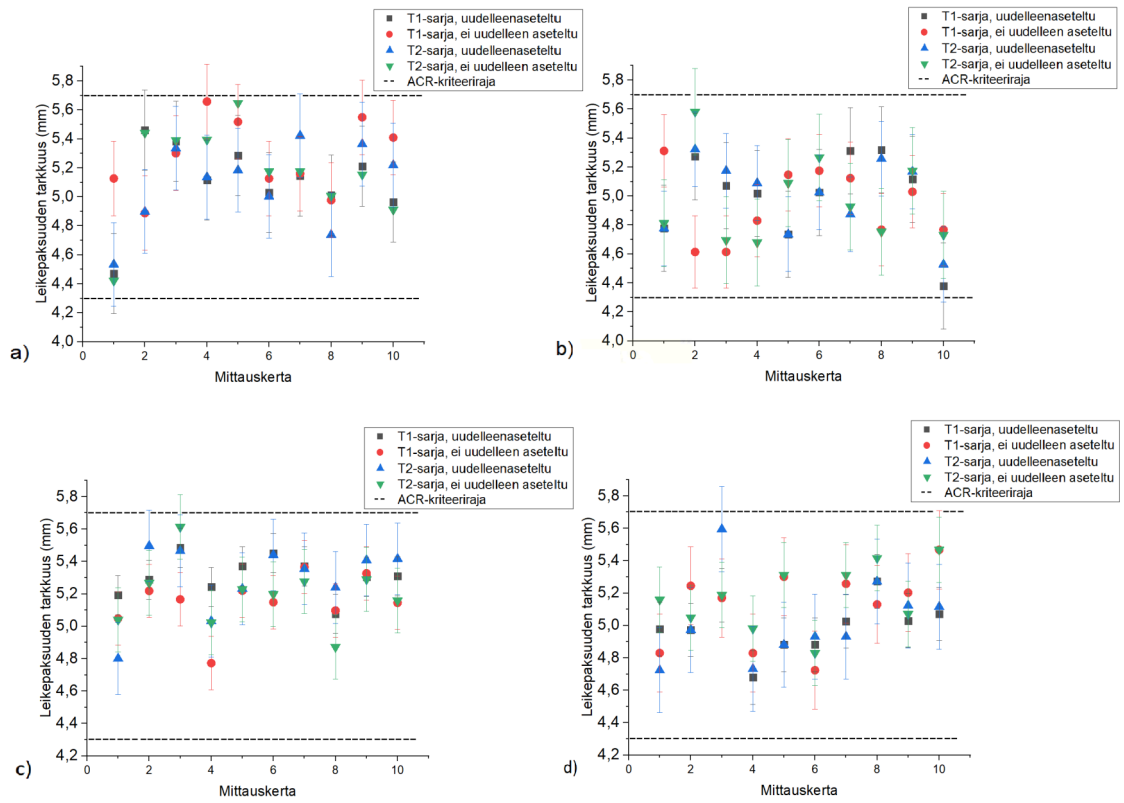
Kuva 32: Skyran horisontaalinen resoluutio: a) manuaalisesti mitattuna, b) automaattisesti mitattuna. Avannon horisontaalinen resoluutio: c) manuaalisesti mitattuna ja d) automaattisesti mitattuna.

3.1.3 Leikkeen paksuuden tarkkuus

Leikepaksuuden tarkkuudet on esitetty kuvassa 33. Kaikki mittauspisteet pysyivät ACR:n virherajojen sisällä. Suurin yksittäinen mittauspiste leikepaksuuden on n. 5,65 mm ja pienin yksittäinen tulos 4,4 mm. Keskihajonta (0,34 mm maksimissaan) on melko suuri verrattuna 0,7 mm sallittuun poikkeamaan. Tulosten keskiarvot ja keskihajonnat on esitetty taulukossa 3.

Taulukko 3: Leikkeiden paksuuksien tarkkuudet hajontoineen.

Leikepaksuuden tarkkuus (mm)		Manuaalinen mittaus	Automaattinen mittaus
Avanto	Uudelleenasettelu, T1	5,11 ±0,28	5,00 ±0,17
	Ei uudelleenasettelua, T1	5,27 ±0,26	5,12 ±0,24
	Uudelleenasettelu, T2	5,08 ±0,29	5,03 ±0,26
	Ei uudelleenasettelua, T2	5,17 ±0,34	5,18 ±0,20
Skyra	Uudelleenasettelu, T1	5,31 ±0,12	5,00 ±0,30
	Ei uudelleenasettelua, T1	5,15 ±0,16	4,94 ±0,25
	Uudelleenasettelu, T2	5,29 ±0,22	4,99 ±0,26
	Ei uudelleenasettelua, T2	5,20 ±0,20	4,97 ±0,30



Kuva 33: Skyran kuvista mitatut leikepaksuuden tarkkuudet: a) manuaalinen b) automaattinen mittaus. Avannon mitatut leikepaksuuden tarkkuudet: c) manuaalinen ja d) automaattinen mittaus.

3.1.4 Leikkeen sijainnin tarkkuus

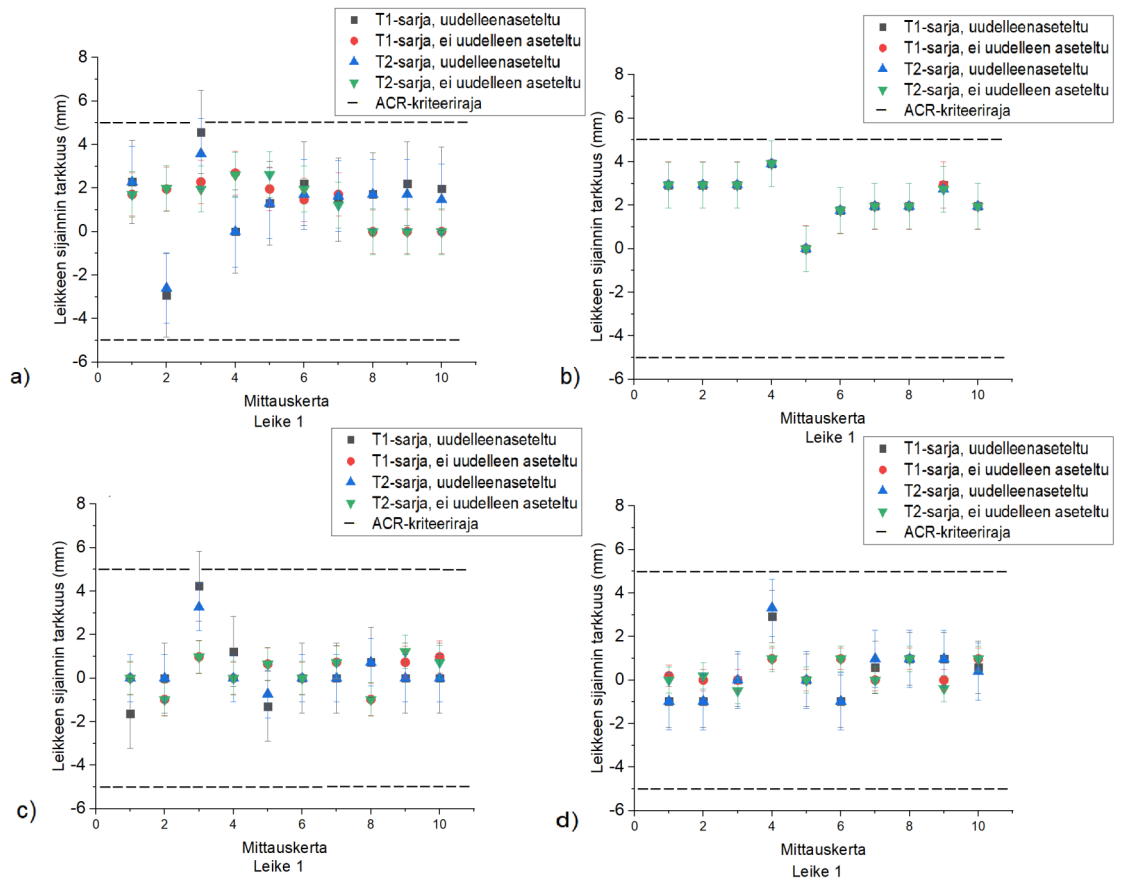
Kuvissa 34 ja 35 on esitetty mitatut tulokset leikkeiden sijaintien tarkkuuksille. Taulukoissa 4 ja 5 on esitelty mittausten keskiarvot ja keskihajonnat. Suurin mitattu keskihajonta oli 1,92 mm. Keskihajonnan suuruudesta huolimatta mittaukset läpäisevät ACR-kriteerit. Yksittäiset mittauspisteet ovat kuitenkin lähellä 5 mm läpäisyvaatimusta.

Taulukko 4: Leikkeen sijaintien tarkkuudet kuvaleikkeessä I hajontoineen.

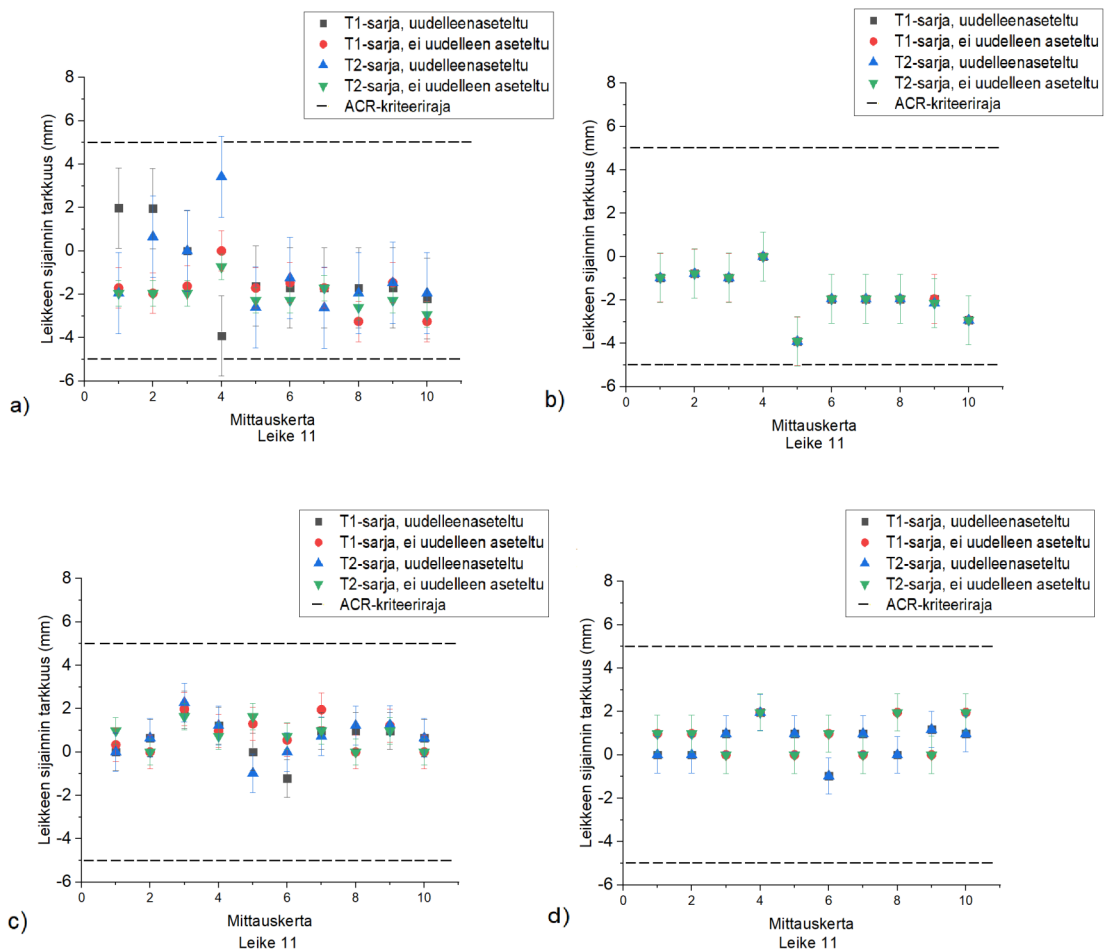
Leikkeen sijainnin tarkkuus (mm), leike 1		Manuaalinen mittaus	Automaattinen mittaus
Avanto	Uudelleenasettelu, T1	0,33 ±1,61	0,41 ±0,49
	Ei uudelleenasettelua, T1	0,21 ±0,74	0,31 ±1,20
	Uudelleenasettelu, T2	0,33 ±1,09	0,32 ±0,60
	Ei uudelleenasettelua, T2	0,24 ±0,77	0,37 ±1,31
Skyra	Uudelleenasettelu, T1	1,48 ±1,92	2,32 ±1,06
	Ei uudelleenasettelua, T1	1,38 ±1,01	2,32 ±1,06
	Uudelleenasettelu, T2	1,28 ±1,62	2,30 ±1,04
	Ei uudelleenasettelua, T2	1,40 ±1,05	2,30 ±1,05

Taulukko 5: Leikkeen sijainnin tarkkuudet kuvaleikkeessä II hajontoineen.

Leikkeen sijainnin tarkkuus (mm), leike 11		Manuaalinen mittaus	Automaattinen mittaus
Avanto	Uudelleenasettelu, T1	0,62 ±0,86	0,88 ±0,86
	Ei uudelleenasettelua, T1	0,83 ±0,77	0,61 ±0,84
	Uudelleenasettelu, T2	0,72 ±0,89	0,88 ±0,86
	Ei uudelleenasettelua, T2	0,77 ±0,61	0,61 ±0,84
Skyra	Uudelleenasettelu, T1	-1,06 ±1,85	-1,74 ±1,13
	Ei uudelleenasettelua, T1	1,40 ±1,05	-1,74 ±1,13
	Uudelleenasettelu, T2	-0,97 ±1,87	-1,76 ±1,13
	Ei uudelleenasettelua, T2	-2,07 ±0,59	-1,76 ±1,13



Kuva 34: Skyralla leikkeestä yksi mitatut leikesijainnin tarkkuudet: a) manuaalinen b) automaattinen mittausta. Avannon leikkeestä yksi mitatut leikesijainnin tarkkuudet: c) manuaalinen ja d) automaattinen mittausta.



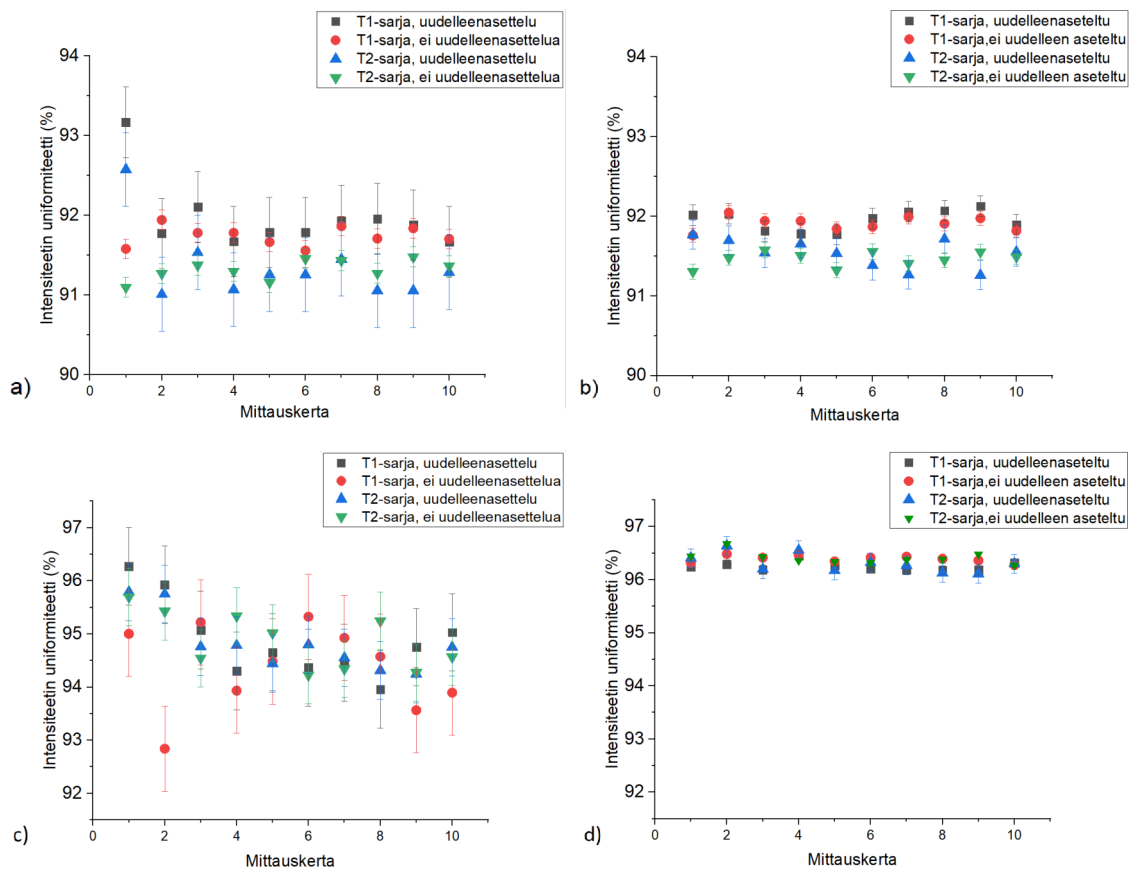
Kuva 35: Skyralla leikkeestä 11 mitatut leikesijainnin tarkkuudet: a) manuaalinen tarkkuus b) automaattinen mittaus. Avannolla leikkeestä 11 mitatut leikesijainnin tarkkuudet: c) manuaalinen tarkkuus ja d) automaattinen mittaus.

3.1.5 Intensiteetin tasaisuus

Kuvassa 36 on esitetty mitatut intensiteettien tasaisuudet. Taulukossa 6 listataan mittausten keskiarvot ja keskihajonnat. Kaikki tulokset läpäisevät ACR-kriteerit helposti. Suurin mitattu keskihajonta on 0,8 % ja pienin yksittäinen mittauspiste on noin 91,3 %. Varsinkin automaattisella ohjelmalla mitattujen arvojen vaihtelu on hyvin pientä.

Taulukko 6: Kuvaintensiteetin tasaisuuksien keskiarvot hajontoineen.

Intensiteetin tasaisuus (%)		Manuaalinen mittaus	Automaattinen mittaus
Avanto	Uudelleenasettelu, T1	94,88 ±0,73	96,25 ±0,08
	Ei uudelleenasettelua, T1	94,38 ±0,80	96,39 ±0,07
	Uudelleenasettelu, T2	94,82 ±0,54	96,31 ±0,18
	Ei uudelleenasettelua, T2	94,87 ±0,54	96,41 ±0,11
Skyra	Uudelleenasettelu, T1	91,97 ±0,44	91,95 ±0,13
	Ei uudelleenasettelua, T1	91,74 ±0,12	91,91 ±0,09
	Uudelleenasettelu, T2	91,35 ±0,46	91,54 ±0,18
	Ei uudelleenasettelua, T2	91,32 ±0,13	91,46 ±0,09



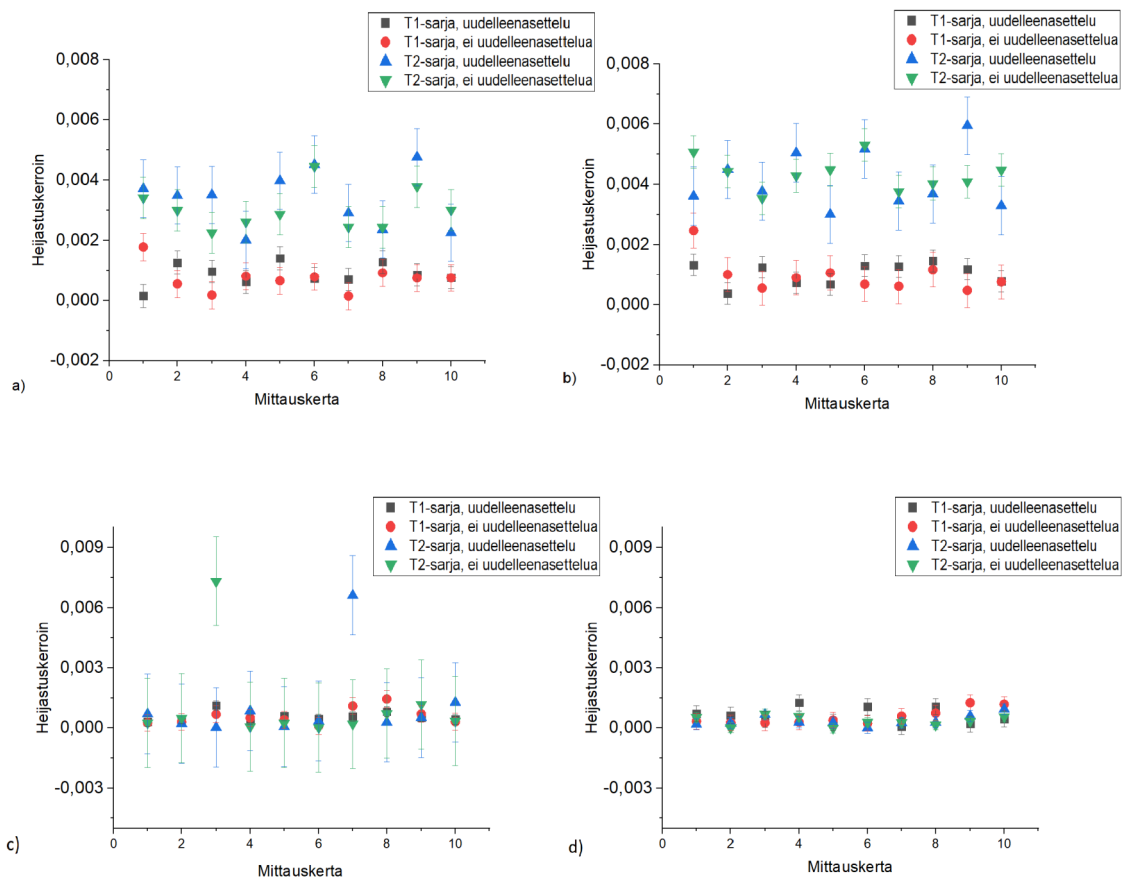
Kuva 36: Skyralla mitatut intensiteetin tasaisuudet: a)manuaalinen, b) automaattinen mittaus. Avannolla mitatut intensiteetin tasaisuudet: c)manuaalinen ja d) automaattinen mittaus. Huomioi, että laitteiden erilaisten vaatimustasojen vuoksi kuvaajien skaalat eroavat toisistaan.

3.1.6 Valekuvakertoimet

Valekuvakertoimet on esitetty kuvassa 37. Tulosten keskiarvot ja keskihajonnat listataan taulukossa 7. Selkeyden vuoksi kuvaajien akselia on laajennettu sisältämään negatiiviset arvot keskihajonnan suuruuden takia. Negatiivinen valekuvakertoim ei kuitenkaan ole fyysisesti mahdollinen, mikä nähdään kappaleesta 2.4.6 ja yhtälöstä (27). Yksikään tulos ei ole lähellä ACR:n asettamaa ylärajaa 0,025 tälle arvolle.

Taulukko 7: Valekuvakertoimista lasketut keskiarvot hajontoineen.

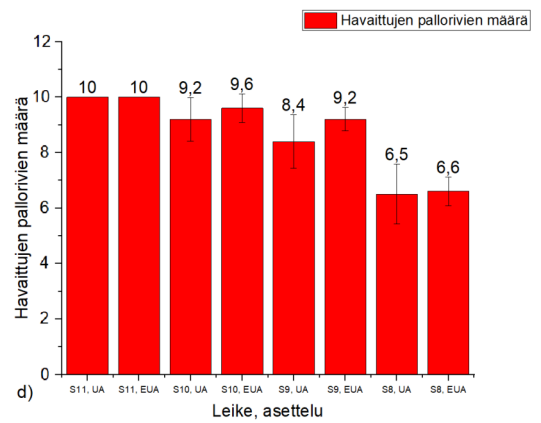
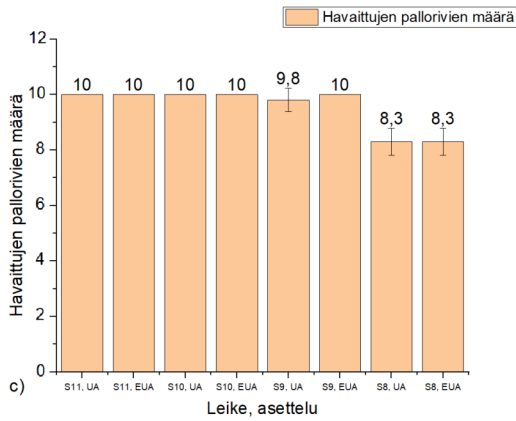
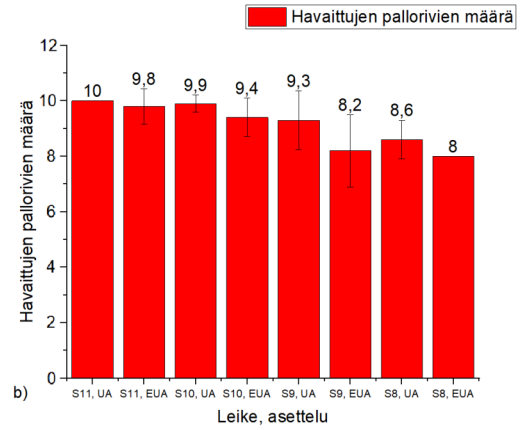
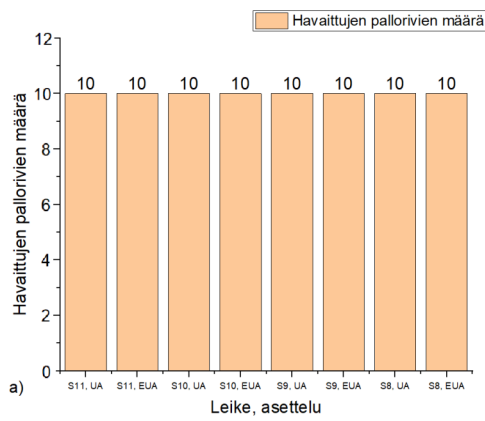
Valekuvakerroin		Manuaalinen mittaus	Automaattinen mittaus
Avanto	Uudelleenasettelu, T1	0,0009 ±0,0004	0,0006 ±0,0004
	Ei uudelleenasettelua, T1	0,0007 ±0,0005	0,0006 ±0,0004
	Uudelleenasettelu, T2	0,0034 ±0,0009	0,0004 ±0,0003
	Ei uudelleenasettelua, T2	0,0030 ±0,0007	0,0003 ±0,0002
Skyra	Uudelleenasettelu, T1	0,0006 ±0,0002	0,0010 ±0,0004
	Ei uudelleenasettelua, T1	0,0006 ±0,0004	0,0010 ±0,0006
	Uudelleenasettelu, T2	0,00100 ±0,0020	0,0040 ±0,0010
	Ei uudelleenasettelua, T2	0,00100 ±0,0020	0,0040 ±0,0006



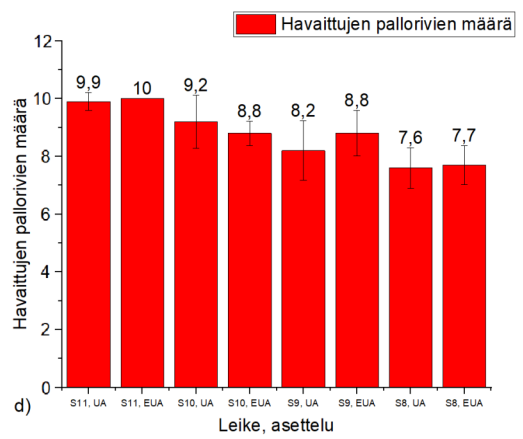
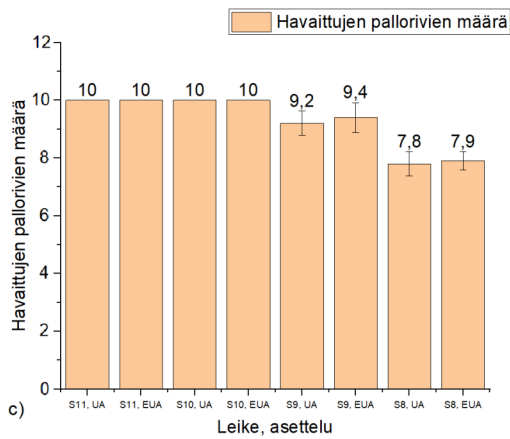
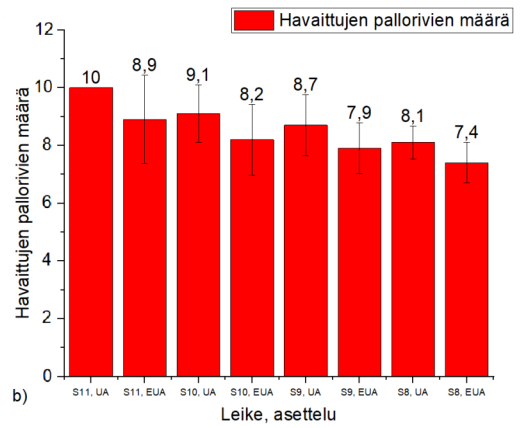
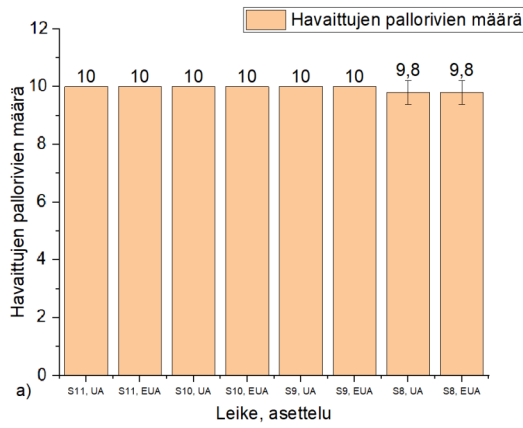
Kuva 37: Skyralla mitatut valekuvakertoimet: a) manuaalinen b) automaattinen mittaus. Avannolla mitatut valekuvakertoimet: c) manuaalinen ja d) automaattinen mittaus. Huomioi kahden eri laitteen kuvaajien skaalat.

3.1.7 Matalan kontrastin objektien erotettavuus

Kuvissa 38-39 on esitelty tulokset matalan kontrastin objektien erotettavuuden testistä. Kaikki manuaaliset testit läpäisivät ACR-kriteerit. Automaattiset tulokset läpäisevät ACR-kriteerit vaihtelevasti. Avannon automaattiset tulokset läpäisevät testit helposti 9 havaitun objektin per mittaus ollessa vaatimus. Skyran automaattiset tulokset eivät läpäise 37 havaitun objektin vaatimusta mittauksista kohti. Kuvissa on käytetty lyhenteitä kuvaajien tiivistämiseksi. S11 tarkoittaa leikettä 11, EUA "ei uudelleenasettelua" ja UA "uudelleenasettelua".



Kuva 38: Skyran T1-sarjoista määritetyt matalan kontrastin objektit: a) manuaalinen ja b) automaattinen mittaus. Avannon T1-sarjoista määritetyt matalan kontrastin objektit: c) manuaalinen ja d) automaattinen mittaus.



Kuva 39: Skyran T2-sarjoista määritetyt matalan kontrastin objektit: a) manuaalinen b) automaattinen mittausta. Avannon T2-sarjoista määritetyt matalan kontrastin objektit: c) manuaalinen ja d) automaattinen mittausta.

3.2 Tulosten tilastollinen analyysi

Tässä osiossa tutkittiin, noudattivatko mittaustulokset normaalijakaumaa sekä tarkasteltiin niiden tilastollista merkittävyyttä. Spatiaalisen resoluution ja matalan kontrastin objektien testit jätetään tulosten luonteen takia testaamatta tilastollisesti ja niitä tarkastellaan kvalitatiivisesti kappaleissa 4.1.2 ja 4.1.7.

3.2.1 KS-testin tulokset

Taulukkoon 8 on kerättyä MATLAB:lla tehdyt Kolmogorov-Smirnov-testien tulokset kaikille näytteille.

Taulukko 8: Kolmogorov-Smirnov-testien tulokset mitatuille näytteille. Tässä tulos 1 tarkoittaa, että näyte ei noudata nollahypoteesia. Taulukosta nähdään, että hyvin harva näyte noudattaa normaalijakaumaa.

Parametri	Skyra				Avanto			
	Manuaalinen		Automaattinen		Manuaalinen		Automaattinen	
	T1	T2	T1	T2	T1	T2	T1	T2
Geometrinen tarkkuus, uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1
Geometrinen tarkkuus, ei uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1
Leikepaksuuden tarkkuus, uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1
Leikepaksuuden tarkkuus, ei uudestaaseteltu	1	1	1	1	0	1	1	1
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 1, uudestaaseteltu	1	1	1	1	0	0	0	1
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 1, ei uudestaaseteltu	1	1	1	1	0	0	0	0
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 11, uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 11, ei uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1
Kuvaintensiteetin tasaisuus, uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1
Kuvaintensiteetin tasaisuus, ei uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1
Heijastusprosentti, uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1
Heijastusprosentti, uudestaaseteltu	1	1	1	1	1	1	1	1

3.2.2 Tilastollisen merkitsevyyden testaus Wilcoxonin testillä

Taulukoissa 9-11 on kerättyä eri parametrien Wilcoxonin testien tuloksia. Kun $p < 0,05$, tulos on tilastollisesti merkittävä. Tilastollisesti merkitsevät tulokset ovat merkitty *-merkillä taulukoihin.

*Taulukko 9: Uudelleenaseteltujen mittausten tilastollinen eroavaisuus ei-uudelleenaseteltuihin mittauksiin verrattuna. Manuaaliset ja automaattiset mittaukset eri laitteilla ovat eriteltyinä. Tilastollisesti merkitsevät tulokset on merkitty *-merkillä taulukoihin.*

Uudelleenaseteltujen mittausten suhde ei-uudelleenaseteltuihin, p-arvot				
Vertailtavat tulokset	Avanto, manuaalinen	Skyra, manuaalinen	Avanto, automaattinen	Skyra, automaattinen
Geometrinen tarkkuus, T1-sarjat	0,5566	0,4920	0,2188	0,5625
Geometrinen tarkkuus, T2-sarjat	0,9688	0,4922	0,1328	0,2031
Leikepaksuuden tarkkuus, T1-sarjat	0,0195*	0,1934	0,0273*	0,5566
Leikepaksuuden tarkkuus, T2-sarjat	0,1309	0,4316	0,1309	1,0000
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 1, T1-sarjat	0,8438	0,5605	0,7969	1,0000
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 1, T2-sarjat	0,7813	0,6211	0,9844	1,0000
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 11, T1-sarjat	0,5742	0,2305	0,5938	1,0000
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 11, T2-sarjat	0,9219	0,0186*	0,5938	1,0000
Intensiteetin tasaisuus, T1-sarjat	0,2754	0,5566	0,0059*	0,3750
Intensiteetin tasaisuus, T2-sarjat	0,9219	0,3750	0,0840	0,3750
Valekuvakerroin, T1-sarjat	1,0000	0,2754	0,9219	0,6520
Valekuvakerroin, T2-sarjat	0,6953	0,2354	0,4316	0,4922

*Taulukko 10: Automaattisen ja manuaalisen analyysin vertailu niillä mittauksilla, jossa fantomin uudelleenasettelua ei oltu tehty. Tilastollisesti merkitsevät tulokset on merkitty *-merkillä taulukoihin.*

Automaattisen ja manuaalisen analyysin välinen vertailu ei-uudelleenasetelluilla mittauksilla, p-arvot		
Vertailtavat tulokset	Avanto	Skyra
Geometrinen tarkkuus, T1-sarjat	0,0020*	0,0020*
Geometrinen tarkkuus, T2-sarjat	0,0020*	0,0020*
Leikepaksuuden tarkkuus, T1-sarjat	1,0000	0,0195*
Leikepaksuuden tarkkuus, T2-sarjat	0,8457	0,1602
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 1, T1-sarjat	0,5801	0,0371*
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 1, T2-sarjat	0,7969	0,0801
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 11, T1-sarjat	0,9766	0,5469
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 11, T2-sarjat	0,8223	0,1523
Intensiteetin tasaisuus, T1-sarjat	0,0020*	0,0840
Intensiteetin tasaisuus, T2-sarjat	0,0020*	0,0039*
Valekuvakerroin, T1-sarjat	1,0000	0,0645
Valekuvakerroin, T2-sarjat	1,0000	0,0020*

*Taulukko 11: Automaattisten ja manuaalisten tulosten vertailu niillä mittauksilla, jossa fantomi oltiin aseteltu uudestaan kuvasarjojen välissä. Tilastollisesti merkitsevät tulokset on merkitty *-merkillä taulukoihin.*

Automaattisen ja manuaalisen analyysin välinen vertailu uudelleenasetelluilla mittauksilla, p-arvot		
Vertailtavat tulokset	Avanto	Skyra
Geometrinen tarkkuus, T1-sarjat	0,0020*	0,0020*
Geometrinen tarkkuus, T2-sarjat	0,0020*	0,4316
Leikepaksuuden tarkkuus, T1-sarjat	0,0039*	0,3223
Leikepaksuuden tarkkuus, T2-sarjat	0,0137*	0,4922
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 1, T1-sarjat	0,6055	0,1934
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 1, T2-sarjat	1,0000	0,1934
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 11, T1-sarjat	1,0000	0,0781
Leikkeen sijainnin tarkkuus, leike 11, T2-sarjat	0,7344	0,0371*
Intensiteetin tasaisuus, T1-sarjat	0,0039*	0,4922
Intensiteetin tasaisuus, T2-sarjat	0,0020*	0,1602
Valekuvakerroin, T1-sarjat	0,8457	0,3223
Valekuvakerroin, T2-sarjat	0,3750	0,0273*

4 Pohdinta

4.1 Tulosten tarkastelu

4.1.1 Geometrinen tarkkuus

Fantomin halkaisijaa mitattaessa hajonta oli suurempi uudelleenasetelluissa kuvauksissa. Keskihajonta oli suurempi T2-sarjoilla kuin T1-sarjoilla. Skyralla mitattu fantomin korkeus oli keskimäärin 1,5 mm suurempi kuin Avannolla mitattu. Ero ilmeni sekä manuaalisella että automaattisella analyysillä. Mittauspisteiden keskinäinen vaihtelu oli pienempi automaattisella ohjelmalla. Manuaaliset ja automaattiset tulokset olivat samankaltaisia verrattuna fantomin todellisiin mittoihin. Panych *et al.* [10] tekemässä tutkimuksessa erot automaattisen ohjelman ja manuaalisen mittauksen välillä olivat samankaltaisia kuin tässä tutkimuksessa. Toisaalta Davids *et al.* [9] tutkimuksessa käytetty automaattinen analyysisohjelma oli tuottanut manuaalista analyysiä huomattavasti tarkempia tuloksia. Kahden erisuuruisen magneettikentän laitteiden tuloksissa oli eroa enemmän tässä tutkimuksessa kuin tutkimuksessa, jossa oli tutkittu useaa samansuuruisen magneettikentän laitetta [8].

Geometrisessa tarkkuudessa ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa uudelleenaseteltujen ja ei-uudelleenaseteltujen kuvausten välillä. Tilastollisesti merkitseviä eroja tuloksissa ilmeni manuaalisten ja automaattisten tulosten välillä, paitsi Skyralla kuvatuissa T2-kuvasarjoissa, kun uudelleenasettelua ei oltu tehty. Kuvasta 30 nähdään että manuaaliset tulokset olivat noin 5 mm korkeammalla kuin automaattiset tulokset.

Automaattisen ohjelman toiminta on geometrisen tarkkuuden osalta vähintään tasaveroinen manuaaliseen verrattuna ja sen käyttö on todennäköisesti suositeltavaa.

4.1.2 Spatiaalinen resoluutio

Tulokset olivat hyvin yhteneväiset: suuri enemmistö mitatuista resoluutioista oli pienin mahdollinen. Osassa tuloksista oli vain yksi 0,9 mm poikkeava tulos. Kaikki tulokset läpäisevät ACR-kriteerit. Suurin vaihtelu oli manuaalisissa mittauksissa uudelleenasetelluilla kuvauksissa. Tämä vaihtelu oli kuitenkin jäänyt vähäiseksi. Automaattisella ohjelmalla 4 tulosta 160 :stä (2,5 %) oli poikkeava 0,9 mm resoluutiosta. Laitteiden välinen ero ei ollut merkittävä. Korkean kontrastin

resoluutiotesteissä useissa tutkimuksissa, joissa on tutkittu useita laitteita, tulokset ovat vaihdelleet 0,9 ja 1,0 mm välillä [4,6–8,24]. Joissakin näistä oli kuitenkin käytetty erilaisia pääkelojen asetuksia ja kuvaussekvenssejä kuin mitä oli suositeltu ACR-ohjeistuksessa. Tämän parametrin osalta on suositeltavaa käyttää automaattista ohjelmaa sen suuremman tarkkuuden vuoksi, joka ei ole riippuvainen manuaalisen analysoijan näöstä tai arvioinnista.

4.1.3 Leikkeen paksuuden tarkkuus

Avannolla automaattisen ohjelman tulokset olivat keskihajonnaltaan pienempiä kuin manuaaliset tulokset. Skyralla manuaaliset tulokset olivat keskihajonnaltaan pienempiä. Automaattiset tulokset olivat kuitenkin keskiarvoltaan lähempänä todellista leikepaksuutta kuin manuaaliset tulokset. Suurimmat eroavaisuudet olivat uudelleenaseteltujen ja ei-uudelleenaseteltujen mittausten välillä, joiden tulokset asettuvat selvästi omiin ryhmiinsä. Kuvasta 33 nähdään että manuaaliset tulokset olivat noin 0,1 mm korkeampia kuin automaattiset tulokset. Muut tutkimukset olivat tuottaneet hyvin samankaltaisia tuloksia [4,7,8]. Panych *et al.* [30] testasivat tämän parametrin vaihtelua kuvaustoistojen välillä ja heidän tulostensa vaihtelu muistuttaa tämän tutkimuksen tulosten vaihtelua.

Uudelleenaseteltujen ja ei-uudelleenaseteltujen sarjojen välillä oli tilastollisesti merkitseviä eroja vain Avannolla kuvattujen T1-kuvasarjojen tuloksissa. Automaattisen ja manuaalisen analyysin välillä oli tilastollisesti merkitseviä eroja Avannolla silloin kun fantomi oli aseteltu uudestaan kuvausten välissä.

Automaattisen ohjelman toiminta on manuaaliseen verrattuna tämän parametrin määrittämisessä todennäköisesti tasaveroinen tulosten tarkkuudessa.

4.1.4 Leikkeen sijainnin tarkkuus

Huomattavimmat erot olivat manuaalisen ja automaattisen tulosten keskihajontojen välillä. Automaattisissa mittauksissa tulokset asettuivat lähelle toisiaan ja tämä nähtiin varsinkin Skyran tuloksissa. Toisaalta myös manuaalisten tulosten keskihajonta oli suurimmillaan Skyran kuvissa. Huomattavimmat tulosten keskiarvojen erot nähtiin

kuvaleikkeiden 1 ja 11 välillä, jotka sijaitsevat fantomin pohjassa tai yläpinnalla. Useilla laitteella tehdyt tutkimukset ovat tuottaneet, kuten tässäkin tutkimuksessa, vaihtelevia tuloksia 3.0 T:n, 1.5 T:n ja 1.0 T:n MRI-laitteilla [4,6–8]. Kuvaustoistojen välinen tulosten vaihtelu [30] oli hyvin samankaltaista kuin leikepaksuudenkin testissä.

Leikkeen 1 tuloksissa ei ollut tilastollisesti merkittäviä eroja uudelleen- ja ei-uudelleenasetelluissa kuvauksissa katsottuna taulukosta 8. Automaattisen ja manuaalisen analyysin välillä oli tilastollisesti merkittäviä eroja leikkeessä 1 vain Skyran tuloksissa katsottuna taulukosta 9.

Leikkeen 11 tuloksissa tilastollisesti merkittäviä eroja uudelleenaseteltujen ja ei-uudelleenaseteltujen mittausten välillä havaittiin ainoastaan Skyran T2-kuvasarjan manuaalisessa analyysissä. Leikkeessä 11 manuaalisen ja automaattisen analyysin välillä oli tilastollisesti merkittäviä eroja Skyran T2-kuvasarjoissa uudelleenasetelluissa kuvauksissa.

Tähän testiin automaattinen ohjelma toimii hyvällä toistettavuudella ja sen käyttö on suositeltavaa.

4.1.5 Intensiteetin tasaisuus

Manuaalisissa tuloksissa nähtiin enemmän vaihtelua sekä keskiarvoissa ja -hajonnoissa kuin automaattisissa tuloksissa, jotka olivat yhdenmukaisia. Toistuva ilmiö intensiteettien tasaisuuksissa oli ero T1- ja T2-sarjojen tulosten välillä varsinkin Skyran tuloksissa, Avannossa sama ilmiö oli heikompi. T2-sarjoilla kuvaintensiteetin tasaisuus oli matalampi kuin T1-sarjoilla. Kaikki mittauspisteet pysyivät 90 %:n yläpuolella. Avannon intensiteetti oli korkeampi kuin Skyran. Eri tutkimuksissa manuaalisen ja automaattisen analyysin väleillä ei ole todettu suurta eroa [9,11]. Intensiteettien tasaisuus vaihtelee suuresti eri laitteilla ja koeasetelmilla [4,6–8]. Tähän vaihteluun oli vaikuttanut magneettikentän suuruus ja suuri vaihtelua tuottava tekijä vaikuttaa olevan sairaalan omien kliinisten sekvenssien käyttö.

Uudelleenaseteltujen ja ei-uudelleenaseteltujen mittausten tulosten välillä oli

tilastollisesti merkitsevää eroa Avannon T1-kuvasarjan automaattisissa tuloksissa. Automaattisen ja manuaalisen analyysin välillä havaittiin merkitseviä eroja Avannon kaikissa kuvilla sekä Skyran T2-kuvasarjoilla ilman uudelleenasettelua.

Automaattisen analyysin toiminta on manuaaliseen analyysiin verrattuna parempi, joten sen käyttö on suositeltavaa, vaikka Skyralla ei kaikissa kuvauksissa ollut tilastollisesti merkitsevää eroa.

4.1.6 Valekuvien kerroin

Automaattisilla tuloksilla oli pienempi keskihajonta kuin manuaalisilla. Avannon tulokset olivat keskihajonnoiltaan pienempiä verrattuna Skyran tuloksiin. Skyran tuloksissa valekuvakertoimet olivat suurempia T2-sarjoilla kuin T1-sarjoilla, Avannolla näiden välillä ei ollut yhtä suurta eroa. Valekuvakertoimet olivat pienempiä uudelleenasetelluissa mittauksissa kuin ei-uudelleenasetelluissa mittauksissa. Joissain tutkimuksissa eri laitteiden väliset erot ovat olleet pieniä [8,7] ja toisessa tulosten väliset erot ovat olleet suuria laitteiden välillä [6].

Tilastollista eroa uudelleenaseteltujen ja ei-uudelleenaseteltujen kuvausten välillä ei nähty. Automaattisen ja manuaalisen analyysin välillä todettiin Skyralla T2-kuvasarjoissa tilastollista eroa.

Automaattisen ohjelman käyttäminen valekuvakertoimien määrittämiseen on suositeltavaa, erot manuaaliseen verrattuna olivat pieniä.

4.1.7 Matalan kontrastien objektien erotettavuus

Suurimmat erot huomattiin automaattisen analyysin ja manuaalisen analyysin välillä. Yleinen trendi tuloksissa oli että manuaaliset analyysit tuottavat suuremman määrän havaittuja objektirivejä kaikilla laitteilla, mittausasetelmilla, kuvasarjoilla ja kuvaleikkeillä. Skyralla manuaalinen analyysi tuottaa lähes kaikilla mittauksilla täydet määrät havaittuja objekteja. Avannolla havaittujen objektien määrä oli myös hyvin korkea manuaalisesti tehdyillä mittauksilla. Chen *et al.* [6] ja Kaljuste *et al.* [8] manuaalisesti analysoiduissa tutkimuksissa 1.5 T:n laitteet olivat läpäisseet 100-

prosenttisesti testin. Kaikilla laitteilla ja mittausasetelmilla T2-sarjoilla erotettavien objektien määrä oli pienempi kuin T1-sarjoilla. Skyralla tämä ilmiö oli lievempi kuin Avannolla. Erotettavien objektien määrä oli odotetusti pienempi kuvaleikkeissä 9 ja 8 verrattuna kuvaleikkeisiin 11 ja 10.

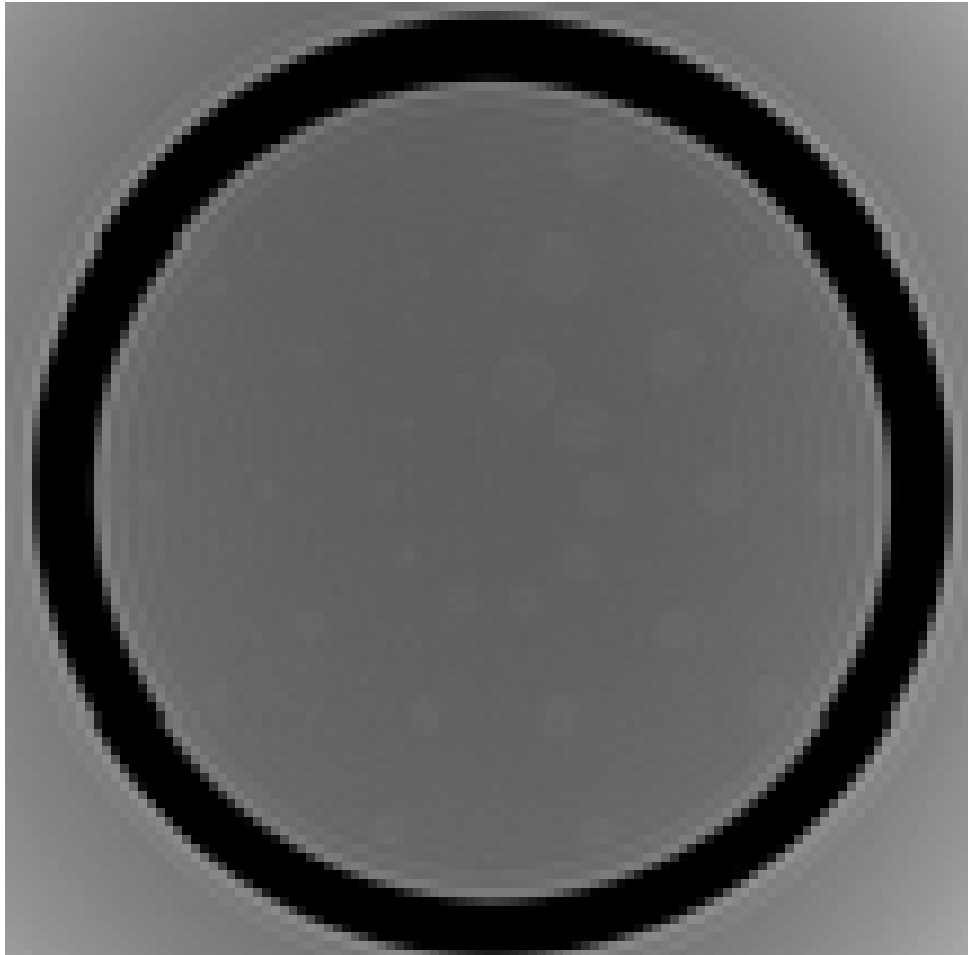
Automaattisen ohjelman käyttö on suositeltavaa 1.5 T:n laitteilla. 3.0 T tai sitä suurempien magneettikenttien laitteilla testin läpäisyn epäonnistuessa kuvaleikkeet voi tarkistaa manuaalisesti.

4.2 Tulosten eroihin vaikuttavien tekijöiden arviointi

Tavallinen virhelähde geometriselle tarkkuudelle on huonosti kalibroidut gradientit, joten laitteiden erilaiset gradientit voivat olla osasyynä laitteiden välisten tulosten eroihin [2, s.8]. Spatiaalisen resoluution erot automaattisen ja manuaalisen analyysin välillä voivat johtua siitä, että ohjelma tunnistaa intensiteettieroja ihmissilmää tarkemmin. Tämä voi vaikuttaa myös leikepaksuuden ja -sijainnin määrittämisen eroihin. Laitteiden välinen ero monella eri parametrilla voi selittyä sillä, että Avannon intensiteetin tasaisuus on suurempi kuin suuremman magneettikentän omaavalla Skyralla.

Matalan kontrastin erotettavuuteen voi vaikuttaa monia tekijöitä. Trazko *et al.* [31] tutkimuksessa käytetty analyysiohjelman tulokset korreloivat hyvin manuaalisen analyysin kanssa ja Ramos *et al.* [32] tutkimuksessa käytetyllä koneoppimiseen perustuvalla analyysiohjelmalla on saatu hyvin lupaavia tuloksia tämän testin suorittamiseen. Analyysiohjelmien kehittymisestä huolimatta tässä tutkimuksessa pieniä intensiteettieroja tarkasteltaessa objektien kohdalla käytetyn analyysiohjelman toiminta voi olla riittämätöntä toistaiseksi. 3.0 T:n tai sitä suurempien magneettikenttien laitteiden intensiteetin tasaisuus on lisäksi yleisesti pienempää kuin 1.5 T:n laitteissa, mikä voi vaikuttaa analyysiohjelmaa, joka perustuu intensiteetin mittaukseen. Suurempi syy automaattisen testin eroihin manuaaliseen mittaukseen verrattuna on käytetyn ohjelman toiminta, jossa mitataan tietty pinta-ala ja jonka intensiteetti keskiarvoistetaan Tätä tulosta verrataan kahdesta taustatuloksesta laskettuun keskiarvoon. Tämä keskiarvoistaminen voi häivyttää kontrastieroja olemattomiin. Lisävaikeutena kuvaleikkeissä esiintyy kuvassa 40 esiteltyjä aaltomaisia viiva-artefakteja. Nämä

artefaktit tuottavat hieman tummempia alueita mittauksiin ja sotkevat keskiarvoistamista. Tavallisesti nämä voidaan poistaa kuvasuodattimilla, mutta ACR-ohjeen mukaan niitä ei käytetty tässä testissä, koska ne voivat häiritä kuvanlaatua muilta osin.



Kuva 40: Matalan kontrastin testissä voi esiintyä kuvassa (varsinkin fantomin reunoilla parhaiten erottuvia) kaarimaisia artefakteja, jotka voivat häiritä analyysiohjelman tekemiä mittauksia.

Käytettyä ohjelmaa voisi parantaa soveltamalla samanlaista ratkaisua matalan kontrastin objekteille kuin Bao *et al.* [33] ja Trazko *et al.* [31] käyttämässä tutkimuksessa. Tämä tapa perustuu myös kuvaan piirrettäviin ROI:in mutta määrittää niiden sijainnit ja kulmat sisäympyrän keskipisteeseen nähden. On mahdollista, että edellämainitut koneoppimisteknologiat voivat tuottaa tarkempia tuloksia matalan kontrastin objektien havainnoinin testille ohjelmakehityksen jatkuessa. Lisäksi on mahdollista, että

erityyppiset laitteet vaativat hieman räätälöidyn ohjelman niiden testaamiseen vaikka niiden toimintaperiaate olisi sama. Tässä tutkimuksessa käytetty ohjelma oli suunniteltu testaamaan useita eri laitteita TYKS:ssä. Muiden parametrien kannalta paranteluihin ei vaikuta olevan tarvetta tällä ajankohdalla.

Kokonaisuudessaan tutkimuksessa havaituille tulosvaihteluille voi olla monia syitä. Fantomin uudelleenasettelu ei tuonut tilastollisesti merkittävää eroa kuin muutamaan parametriin tällä koeasetelmalla. Kuvaleikkeiden asettelu on todennäköisesti suurempi mittaajan tuottama virhelähde kuin fantomin asettelu. Automaattisten tulosten huomattava tasaisuus joidenkin parametrien kohdalla tukee myös epäilyä, että fantomin uudelleenasettelu ei tuottanut suurta eroa. Jos näin ei olisi, mittausten ero uudelleenasetellun kuvauksessa verrattuna ei-uudelleenaseteltuun olisi suurempi esimerkiksi intensiteetin tasaisuudessa. Kuvaleikkeiden manuaalinen asettelu saattaa asettaa kaikki mittaukset siis alkutilaan fantomin asettelusta riippumatta. Automaattisella ohjelmallakin tuloksissa oli keskihajontaa, mikä tukee päätelmää, että MRI-laitteen sisäinen vaihtelu, kuten esimerkiksi magneettikentän epätasaisuus, tuottaa jonkin verran vaihtelua kuviin.

4.3 Tutkimuksen rajoitteita

Fantomien uudelleenasettelun vaikutuksen tutkimista voi rajoittaa se, että kuvaleikkeet asetellaan manuaalisesti jokaisella kuvauksella. Täten kaikki ei-uudelleenasetellut mittaukset sisälsivät joka tapauksessa kuvaleikkeiden uudelleenasettelun. Itse fantomien asettelua rajoittaa mittaajan ja MRI-systeemin laserasteikon tarkkuus. Kuvaleikkeiden uudelleenasettelun vaikutuksen voisi poistaa lisätutkimuksessa niin, että 10 kuvasarjaa yhdistetään yhteen. T1- ja T2-kuvasekvenssejä kopioitaisiin kymmenen kappaletta ja kerran tehty asettelu kopioitaisiin kaikkiin näistä. Tällöin voisi tutkia tarkemmin kuinka paljon MRI-laitteisto itsessään tuottaa vaihtelua. Todellista kuvaustilannetta, jossa potilaan asentoa ja kuvaussekvenssin asettelua pitäisi muttaa, tällainen asetelma ei vastaisi. Toinen vaihtoehtoinen koeasetelma, jolla voitaisiin arvioida kuvaleikkeiden asettelun vaikutusta tuloksiin olisi laittaa kaksi eri mittaajaa asettelemaan kuvaleikkeet 10 kuvasarjaan. Tämän jälkeen ohjelmalla tehtyjä tuloksia arvioitaisiin ja voitaisiin vertailla kuinka paljon mittaajan asettelu vaikuttaa tuloksiin.

Mahdollinen lisätutkimus voisi tutkia pidemmällä aikavälillä laadunvalvontasarjojen tuloksia manuaalisesti ja automaattisesti. Varsinkin laitteen elinkaaren alun ja lopun tulosten vertailu voisi paljastaa laitteen iän mukana tulevia ongelmia. Lisäksi manuaalista ja automaattista analyysiä voisi vertailla laitteen ongelmatilanteissa, esimerkiksi tilanteessa jossa päämagneetikentässä on selvä epähomogeenisyys. Uudelleenasettelun vaikutusta voisi tutkia tarkemmin tilanteessa, jossa hypoteettinen MRI-laitteen mittausohjelma sijoittaisi leikkeet automaattisesti, poistaen mittaajan tuottaman virheen mittauksesta. Tilastollisen analyysin parantamiseksi kuvasarjoja olisi voinut kymmenen sijaan kerätä useampia, mutta tämä olisi voinut olla haastavaa riittävien laiteaikojen kanssa. Lisäksi itse ohjelman toimintaa voisi tarkastella sairaalassa käytetyillä kliinisillä pään kuvantamissekvensseillä ACR-ohjeiden mukaisesti. Opiskelijan mittaustyötä voisi myös verrata kokeneemman mittaajan tuloksiin. Lisäksi sairaalassa käytettyjen korkealaatuisten tietokonenäyttöjen vaikutusta manuaaliseen analyysiin voisi tutkia. Tällä voisi verrata kuinka paljon mittaajan näkö vaikuttaisi tiettyjen testien tuloksiin.

5 Yhteenveto

Tutkimuksessa selvitettiin ACR-fantomien kuvausten välillä tapahtuvan uudelleenasettelun vaikutusta tuloksiin. Uudelleenasettelun ei huomattu tällä koeasetelmalla aiheuttaneen tilastollisesti merkittävää eroa mittaustuloksiin. Tämän tutkimiseen on voinut vaikuttaa se, että kuvaleikkeet aseteltiin manuaalisesti jokaiseen kuvaukseen.

Tämän tutkimuksen ja kirjallisuudesta löytyvien tutkimusten perusteella automaattinen ja manuaalinen analyysi eivät eronneet toisistaan ACR-kriteerien läpäisemiseen vaikuttavalla tavalla. Automaattisen ja manuaalisten tulosten välillä oli kuitenkin tiettyjen mitattavien parametrien kohdalla tilastollisesti merkittävää eroa. Suurimmat tilastollisesti merkitsevät erot olivat geometrisessa tarkkuudessa, intensiteetin tasaisuudessa ja valesuhteissa. Kvalitatiivisesti matalan kontrastin objektien erotettavuudessa manuaalisen ja automaattisen analyysin välillä oli huomattavia eroja. Automaattiset tulokset olivat myös keskihajonnaltaan pienempiä kuin manuaalisesti mitatut tulokset. Automaattisen ohjelman toiminta voi olla puutteellista vain 3.0 T:n laitteilla testattaessa matalan kontrastin objektien erotettavuutta. Automaattisen ohjelman käyttö on siis suositeltavaa MRI-laitteen laadunvalvontaan, mutta matalan kontrastin objektien erotettavuuden kohdalla kriteerirajojen uudelleenarviointi tai kuvien manuaalinen tarkistus voi olla tarpeen.

Laadunvalvontaprotokolla todetaan riittäväksi kun fantomi ja kuvaleikkeet asetellaan ACR-ohjeiden mukaan ja analyysi suoritetaan manuaalisesti tai automaattisella ohjelmalla.

Lähteet:

- [1] Hayden, M., Nacher, P., Hayden, M., History, P.N., Saba, L., Hayden, M.E. et al. (2016) History and physical principles of MRI To cite this version : History and physical principles of MRI.
- [2] Program, A. (2005) Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program. *American College of Radiology*, 5.
- [3] ACR. (2008) Site Scanning Instructions for Use of the Small MR Phantom for the ACR MRI Accreditation Program. *American College of Radiology*, 1–4.
- [4] Etman, H.M., Mokhtar, A., Abd-Elhamid, M.I., Ahmed, M.T. and El-Diasty, T. (2017) The effect of quality control on the function of magnetic resonance imaging (MRI), using American College of Radiology (ACR) phantom. *Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, Egyptian Society of Radiology and Nuclear Medicine. **48**, 153–60. <https://doi.org/10.1016/j.ejnm.2016.12.003>
- [5] Wang, Z.J., Seo, Y., Chia, J.M. and Rollins, N.K. (2011) A quality assurance protocol for diffusion tensor imaging using the head phantom from American College of Radiology. *Medical Physics*, **38**, 4415–21. <https://doi.org/10.1118/1.3595111>
- [6] Chen, C.C., Wan, Y.L., Wai, Y.Y. and Liu, H.L. (2004) Quality assurance of clinical MRI scanners using ACR MRI phantom: Preliminary results. *Journal of Digital Imaging*, **17**, 279–84. <https://doi.org/10.1007/s10278-004-1023-5>
- [7] Ihalainen, T.M., Lönnroth, N.T., Peltonen, J.I., Uusi-Simola, J.K., Timonen, M.H., Kuusela, L.J. et al. (2011) MRI quality assurance using the ACR phantom in a multi-unit imaging center. *Acta Oncologica*, **50**, 966–72. <https://doi.org/10.3109/0284186X.2011.582515>
- [8] Kaljuste, D. and Nigul, M. (2014) Evaluation of the ACR MRI phantom for quality assurance tests of 1.5 T MRI scanners in Estonian hospitals. *Proceedings of the Estonian Academy of Sciences*, **63**, 240. <https://doi.org/10.3176/proc.2014.3.06>
- [9] Davids, M., Zöllner, F.G., Ruttorf, M., Nees, F., Flor, H., Schumann, G. et al. (2014) Fully-automated quality assurance in multi-center studies using MRI phantom measurements. *Magnetic Resonance Imaging*, Elsevier Inc. **32**, 771–80. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2014.01.017>
- [10] Panych, L.P., Chiou, J.Y.G., Qin, L., Kimbrell, V.L., Bussolari, L. and Mulkern, R. V. (2016) On replacing the manual measurement of ACR phantom images performed by MRI technologists with an automated measurement approach. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, **43**, 843–52.

<https://doi.org/10.1002/jmri.25052>

- [11] Sun, J., Barnes, M., Dowling, J., Menk, F., Stanwell, P. and Greer, P.B. (2015) An open source automatic quality assurance (OSAQA) tool for the ACR MRI phantom. *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, Springer Netherlands. **38**, 39–46. <https://doi.org/10.1007/s13246-014-0311-8>
- [12] D.R Dance, S. Christofides, A.D.A Maidment, I. M.K.. N. (2014) Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students [Internet]. IAEA.
- [13] Haris, S.C. (2009) Clinical MR Imaging and Physics: a Tutorial. Springer, Berlin.
- [14] Bernstein, M.A., King, K.F. and Zhou, X.J. (2004) Handbook of MRI Pulse Sequences. Handb. MRI Pulse Seq. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-092861-3.X5000-6>
- [15] Harms, S.E., Hildenbrand, P., Plum, G. and Harms, S. Index terms: Brain magnetic resonance imaging Magnetic Resonance technique physics Multiple spin echo magnetic resonance imaging of the brain. **6**.
- [16] Markl, M. and Leupold, J. (2012) Gradient echo imaging (Review). *Journal of Magnetic Resonance Imaging : JMRI*,. <https://doi.org/10.1002/jmri.23638>
- [17] Fessler, J.A. (2010) A review of the use of iterative algorithms]. *IEEE Signal Processing Magazine*, **936726**, 81–9. <https://doi.org/10.1109/MSP.2010.936726>
- [18] Luo, J., Zhu, Y., Li, W., Croisille, P. and Magnin, I.E. (2012) MRI reconstruction from 2D truncated k-space. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, **35**, 1196–206. <https://doi.org/10.1002/jmri.23538>
- [19] Kumar Jhamb, T., Rejathalal, V. and Govindan, V.K. (2015) A Review on Image Reconstruction through MRI k-Space Data. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*, **7**, 42–59. <https://doi.org/10.5815/ijigsp.2015.07.06>
- [20] Webb., A.G. (2016) Magnetic Resonance Technology: Hardware and System Component Design. The Royal Society of Chemistry.
- [21] Jung-Hoon Lee, Sang-Young Kim, Do-Wan Lee, Jin-Young Jung, K.-H.S. and Choe, B.-Y. (2014) Quality Assurance for Diffusion Tensor Imaging Using an ACR Phantom: Comparative Analysis with 6, 15, and 32 Directions at 1.5 T and 3.0 T MRI Systems. *Journal of the Korean Physical Society*, **65**, 103–10.
- [22] Yuan, J., Wong, O., Cheung, K. and Yu, S. (2016) SU-F-J-153: ACR MRI Phantom Test On a 1.5T MR-Simulator with Flexible Coils Setting and Performance Comparison to Volumetric Head Coil Setting. *Medical Physics*,. <https://doi.org/10.1118/1.4956061>

- [23] Lee, K.-B., Lee, J.-H., Kim, S.-Y., Lee, D.-W., Choe, B.-Y., Choi, Y.-B. et al. (2011) Evaluations of ACR MRI Phantom Images with SENSE Factors by Using the JPEG2000 Image Compression Technique. *Journal of the Korean Physical Society*,. <https://doi.org/10.3938/jkps.58.1178>
- [24] Hatab, M., Goerner, F. and Clarke, G. (2007) SU-FF-I-78: Evaluating the Effect of Dielectric Resonance On Image Uniformity at 1.5T and 3T in An ACR MRI Phantom Filled with Mineral Oil and Silicone Fluid. *Medical Physics*,. <https://doi.org/10.1118/1.2760455>
- [25] Wey, H.Y., Huang, J.C., Hsu, Y.Y., Lim, K.E., Kuan, W.C., Chen, C.C. et al. (2006) SU-FF-I-56: Image Quality Testing Using An Oil-Filled ACR MRI Phantom at 3 T. *Medical Physics*,. <https://doi.org/10.1118/1.2240297>
- [26] Magnetom, Omistajan käsikirja: Tekniset tiedot. Skyrafit. Siemens.
- [27] Magnetom, Omistajan käsikirja: Tekniset tiedot. Avantofit. Siemens.
- [28] Frank J. Massey, J. (1951) The Kolmogorov-Smirnov Test for Goodness of Fit. *Journal of the American Statistical Association*, **46**, 68–78.
- [29] Şen, Z. (2017) Innovative trend methodologies in science and engineering. *Innov. Trend Methodol. Sci. Eng.* <https://doi.org/10.1007/978-3-319-52338-5>
- [30] Panych, L.P., Bussolari, L. and Mulkern, R. V. (2010) Automated analysis of ACR phantom data as an adjunct to a regular MR quality assurance program. *International Society of Magnetic Resonance in Medicine 2010*, **18**, 5071.
- [31] Trzasko, J.D., Bao, Z., Manduca, A., McGee, K.P. and Bernstein, M.A. (2012) Sparsity and low-contrast object detectability. *Magnetic Resonance in Medicine*,. <https://doi.org/10.1002/mrm.23084>
- [32] Ramos, J.E., Kim, H.Y. and Tancredi, F.B. (2019) Automation of the ACR MRI Low-Contrast Resolution Test Using Machine Learning. *Proceedings - 2018 11th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics, CISP-BMEI 2018*, IEEE. 1–6. <https://doi.org/10.1109/CISP-BMEI.2018.8633140>
- [33] Z. Bao, S. O. Stiving, J.P.F. and K.. M. (2007) Algorithms for automatic calculation of quality control metrics for ACR accreditation compliance. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*, **15**, 2007.

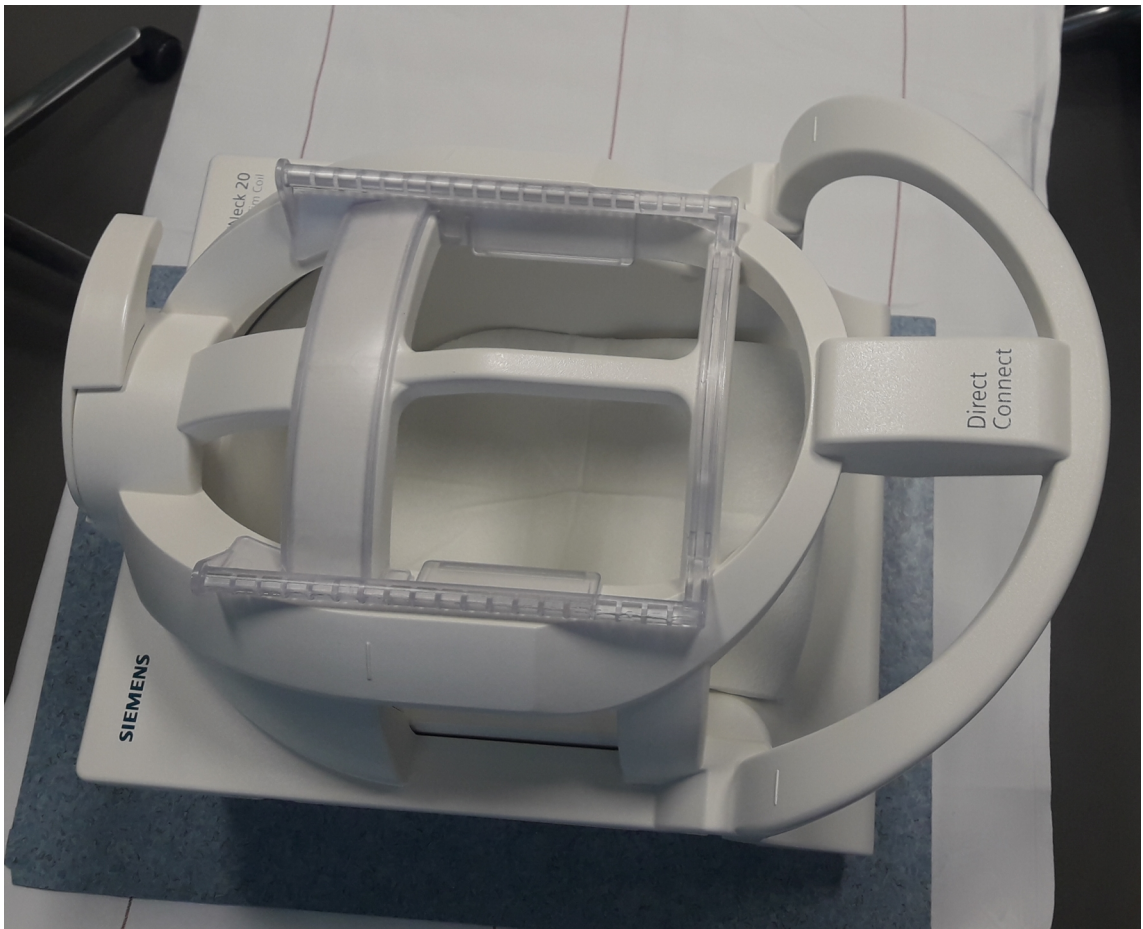
Liitteet:



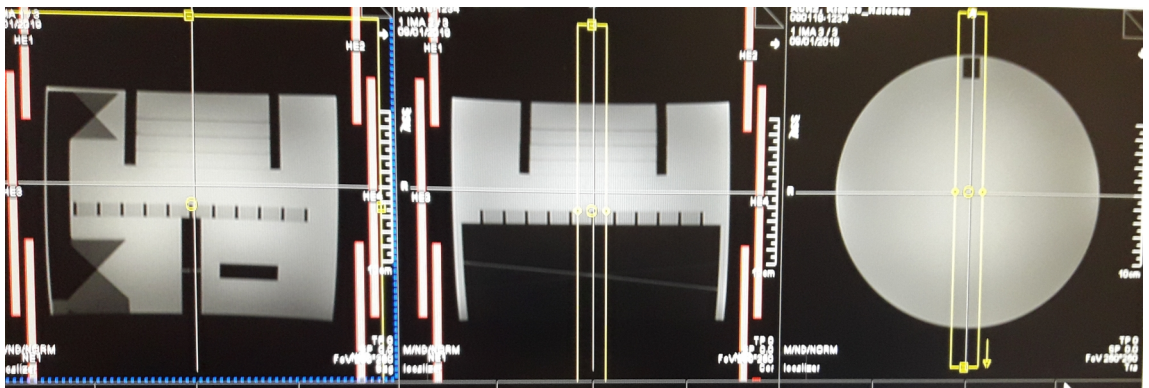
Liite 1: Skyra fit-MRI-laite.



Liite 2: Avanto fit -MRI-laite.



Liite 3: Tutkimuksessa käytetty 20 käämielementtiä sisältävä Head/Neck-kela.



Liite 4: Survey-kuvan asettelu kuvausohjelmistossa.