



# MAGNEETTIKUVAUKSEN LAADUNVALVONNAN HYVÄN KÄYTÄNNÖN OHJEET



# Magneettikuvauksen laadunvalvonnan hyvän käytännön ohjeet

## **Työryhmä**

### **Taitto**

Juha Peltonen

### **Kirjoittajat**

Eveliina Lammentausta

Antti Pekkarinen

Juha Peltonen

Jari Rautiainen

Lasse Räsänen

## Versiot

v1.0 26.10.2022	Ensimmäinen julkaistu versio

# Sisällys

Esipuhe .....	6
Laadunvarmistusohjelma.....	7
Absoluuttimittaus (vuosittain) .....	7
Päivittäislaadunvarmistus (suoritusväli päivittäisestä viikoittaiseen) .....	7
Laadunvarmistusvälineet.....	8
Testikohteet yleiskäyttöön.....	8
Testikohteet erikoissovelluksiin .....	8
Testattavat suureet.....	10
Signaali-kohinasuhde.....	10
Kuva-alan tasaisuus.....	11
Geometrinen poikkeama.....	12
Leikkeen paksuus .....	12
Leikkeen paikka .....	13
Haamuartefaktasuhde.....	14
Kelatestit.....	14
Päämagneettikentän homogeenisuus .....	15
Relaksaatioajat .....	15
Diffuusiokuvantaminen.....	16
Funktionaalinen magneettikuvaus (EPI).....	16
Spektroskopia .....	16
Mittaus- ja analyysimenetelmät .....	18
Signaali-kohinasuhde.....	18
Kuva-alan tasaisuus.....	19
Geometrinen poikkeama.....	20
Leikkeen paksuus .....	21
Leikkeen paikka .....	22
Haamuartefaktasuhde.....	22
Kelatestit.....	23
Päämagneettikentän homogeenisuus .....	23
Relaksaatioajat .....	24
Spektroskopiamittaukset.....	24
Laskennalliset analyysimenetelmät .....	25
Käytävissä olevat työkalut.....	25
Yleisiä menetelmiä.....	25

Lähteet ..... 27

## Esipuhe

Projekti magneettikuvauksen kansallisten laadunvalvontaohjeiden muodostamiseksi sai kimmokkeensa Suomen radiologiyhdistyksen fyysikoiden koulutustapahtumassa 2017. Kyseistä tapahtumaa varten tehtiin magneettikuvausta tuottaville toimijoille kysely laadunvarmistuskäytännöistä, jonka tuloksia käsiteltiin tapahtumassa. Kyselyssä ja itse tapahtumassa kansallisten ohjeiden laadinta sai kannatusta ja työryhmää lähdettiin muodostamaan heti tapahtuman jälkeen. Työryhmä toimi pääasiassa sähköpostin välityksellä, jonka lisäksi kokoonnuttiin lähes vuosittain Sädeturvapäivien yhteydessä.

Toisin kuin säteilevien kuvantamismodaliteettien osalta, magneettikuvaukselle ei viranomaisen taholta ole asetettu mitään teknisiä laatuvaatimuksia. Käytännössä kuitenkin kaikkien magneettikuvauksen toiminnanharjoittajien tahtona on ylläpitää laadunvarmistusjärjestelmää, jotta tiedetään diagnoosien perustuvan oikeaan tietoon.

Käytössä olevat laadunvarmistusmenetelmät pohjautuvat tyypillisesti kansainvälisesti esitelyihin malleihin ja standardeihin tai laitteiston valmistajan määrittelemiä testeihin. Testien perusteellisuuden ja tarkkuuden skaala on laaja ja sopiva testaamisen laajuus tulee mitoittaa käyttötarkkuuden laajuuden mukaan. Erilaisten testien haasteena ovat käytettävien hyväksymisrajojen puute ja omien toimenpiderajojen määrittelyn vaikeus. Osaltaan yhtenäisillä laadunvarmistusohjeilla voidaan tarttua tähän ongelmaan parantamalla tulosten vertailtavuutta ja siten mahdollistaa laajemman tulosten keräämisen poikkeamien havaitsemiseksi.

Näiden ohjeiden tarkoituksena on paitsi tarjota kollektiivinen ehdotus toimivasta laadunvarmistusohjelmasta, myös esitellä erilaisia mittausmenetelmiä ohjelman toteuttamiseksi sekä antaa ideoita kuvien analysoimiseksi. Magneettikuvaus ja sen laadunvalvonta on nopeasti kehittyvä ala, joten myös uusimpia kehitysaskelia on pyritty huomioimaan viitteissä ja ohjetta pyritään päivittämään määräjain.

## Laadunvarmistusohjelma

Oheisessa laadunvarmistusohjelmassa on esitetty suositeltavat käyttäjän testit ja niiden aikataulutus magneetikuvauslaitteelle.

### Absoluuttimittaus (vuosittain)

Testikohteella tehtävä absoluuttimittaus, jossa vertailuarvona saatavissa olevat hyväksyttävyyssrajat ja laitteen aiemmat tulokset.

Mittaus	Tarkenne
Signaali-kohinasuhde	
Leikkeen paksuus	
Leikkeen paikka	
Kuva-alan tasaisuus	
Haamuartefaktasuhde	
Geometrinen poikkeama	
Kelojen laadunvalvonta	3–12 kk välein laitevalmistajan testillä
Päämagneetikentän homogeenisuus	Mikäli laitteella tehdään tavallista suurempaa geometrista tarkkuutta edellyttäviä tutkimuksia tai toimenpiteitä.
Relaksaatioajat	Mikäli laitteella tehdään relaksaatioaikoihin perustuvia kvantitatiivisia mittauksia
Spektroskopia	Mikäli laitteella tehdään spektroskopiattutkimuksia
Diffuusio	Epäiltäessä diffuusiomittauksiin liittyvää vikaa

### Päivittäislaadunvarmistus (suoritusväli päivittäisestä viikoittaiseen)

Yksinkertainen, mahdollisesti laitevalmistajan vakiotestikohteella, tehtävä mittaus laitteen toiminnan varmistamiseksi. Tehdään päivän tai viikon aluksi laitteen toiminnan varmistamiseksi ennen ensimmäistä potilaskuvausta.

Päivittäislaadunvarmistuksen kuvia voidaan käyttää laitteen toiminnan vakioisuuden seuraamiseen pitkällä aikavälillä.

# Laadunvarmistusvälineet

## Testikohteet yleiskäyttöön

### Laitevalmistajien omat testikohteet

Tyypilliset magneettikuvauslaitteen mukana toimitettavat laitevalmistajan testikohteet soveltuvat useimpiin mittauksiin sopivia analyysimenetelmiä soveltaen.

### ACR testikohde

American College of Radiology testikohde laadunvarmistukseen on kenties maailman yleisimmin magneettikuvauksen laadunvalvonnassa käytettävä testikohde. Testikohde on suunniteltu mahdollistamaan tulosten analysoinnin käyttäen ainoastaan normaaleja kuvankatselutyökaluja. Testikohteita on saatavilla kolmessa eri koossa halkaisijoilla 100 mm, 178 mm ja 203 mm. Testikohteelle on julkaistu kattava ohjeistus kuvaamiseen, analyysiin sekä tulkintaan (ACR, 2015).

## Testikohteet erikoissovelluksiin

### Relaksaatioaikamittausten testikohteet

Relaksaatioaikamittausten testikohteet sisältävät tyypillisesti useita eri mittauskohteita, joiden relaksaatioparametrit on tunnettu. Testikohteiden dokumentaatio sisältää tarkemman tiedon kohteiden koostumuksesta sekä niiden relaksaatioparametrien riippuvuudesta suhteessa ympäristön olosuhteisiin.

Relaksaatioaikatestikohteiden yleinen ongelma on riittävän stabiiliuden ja tarkkojen absoluuttisten relaksaatioaika-arvojen saavuttaminen. Mahdollisuuksien mukaan kannattaa vertailla useammalla eri laitteella saatuja tuloksia keskenään testikohteen epästabiiliuden vaikutuksen pienentämiseksi.

NIST ja ISMRM ovat kehittäneet yhteistyössä kaupallisen MRI-testikohteen, jossa on myös T1- ja T2-relaksaatioaikakohteita. Relaksaatioaikatestikohteiden dokumentaatioksi ja omavalmistukseen on olemassa useita julkaistuja ohjeita, joista muutama on lueteltuna alla.

### Ohjeita relaksaatioaikatestikohteista ja niiden omavalmistuksesta:

*ISMRM/NIST-testikohde:* Stupic KF, Ainslie M, Boss MA, et al. A standard system phantom for magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med.* 2021; 86: 1194– 1211.  
<https://doi.org/10.1002/mrm.28779>

*HUS rautalastitestikohde:* Kato H, Kuroda M, Yoshimura K, Yoshida A, Hanamoto K, Kawasaki S, et al. Composition of MRI phantom equivalent to human tissues. *Med Phys* 2005;32(10):3199-3208.)

*Turun CuSO-resepti:* Thangavel K, SARITAŞ EÜ. Aqueous paramagnetic solutions for MRI phantoms at 3 T: A detailed study on relaxivities. *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences.* 2017 May 29;25(3):2108-21.



## **Testikohteet spektroskopiamittauksiin**

Spektroskopiamittauksiin käytettävien testikohteiden mallit eivät ole vakiintuneita. Laittevalmistajien kautta on mahdollista spektroskopian laadunvalvontaan soveltuvia testikohteita, jonka lisäksi löytyy ainakin yksi kaupallisesti saatavissa oleva testikohde.

# Testattavat suureet

## Signaali-kohinasuhde

Signaali-kohinasuhde määrittelee käytettävän laitekoonpanon tuottaman signaalin tason suhteessa kohinaan. Signaali-kohinasuhde on ensisijaisesti magneettikuvauslaitteen radiotaajuisen järjestelmän ominaisuus ja tyypilliset arvot riippuvat paljon kuvattavasta kohteesta, laitetekniikasta, kuvauskelasta, kuvaussekvenssistä ja erityisesti sekvenssin parametreista. Mitattujen arvoja kannattaa verrata aiempiin mittauksiin absoluuttisiin virherajoihin vertaamisen sijaan.

Mitattavat kohinatasot ovat erittäin riippuvaisia mittausmenetelmästä ja käytettävästä kuvaustekniikasta. Rinnakkaiskuvantamismenetelmiä käytettäessä tulee huomata, että kohinan jakauma saattaa muuttua oletetusta eikä se ole välttämättä jakautunut tasaisesti kuvassa.

**Soveltuvat laitteet:** kaikki

**Suoritusväli:** absoluuttimittaus kerran vuodessa. Tarvittaessa nopea mittaus useammin seuranta varten.

**Kuka mittaa:** fyysikko tai rtg-hoitaja

**Kuka analysoi:** fyysikko

## Suosittelava mittaustapa

Suosittelava tapa signaali-kohinasuhteen absoluuttimittauksen tekemiseen on ohjeessa NEMA MS 1-2008 (NEMA, 1-2018) esitetty tapa. Kyseisessä menetelmässä kuvataan leike homogeenisestä testikappaleesta kaksi kertaa identtisesti. Kuvauksessa tulee varmistaa, että laite ei suorita magneettikentän shimmausta tai muita mittaukseen vaikuttavia säätöjä kuvien välillä. Mahdollisuuksien mukaan kuvaus voidaan myös toteuttaa niin, että laite kerää limittäin molempien leikkeiden dataa.

Signaali-kohinasuhteen signaalin S laskemiseen käytetty arvo saadaan keskimääräisenä harmaasävyarvona mielenkiintoalueelta, joka on keskitetty signaalia tuottavan alueen suhteen ja kattaa sen oleellisilta osin. Signaalia tuottavan alueen reunoja tulee kuitenkin välttää.

Kohinan N arvona käytetään pikselien harmaasävyjen keskihajontaa, joka on määritetty kahden kuvan erotuskuvasta samalta mielenkiintoalueelta kuin signaalin arvo. Keskihajonta tulee jakaa tekijällä  $\sqrt{2}$  kahden kuvan erotuksen huomioimiseksi.

Signaali-kohinasuhde lasketaan tämän jälkeen kaavalla  $SNR = S/N$

Signaalikohinasuhteen määrittämiseen suositellaan käytettäväksi riittävän toistettavaa ja korkean signaali-kohinasuhteen omaavaa sekvenssiä tulosten seurannan mahdollistamiseksi. Tyypillinen kuvasarja on spin-kaikusekvenssi alle 10 mm leikepaksuudella

## Kuva-alan tasaisuus

Kuva-alan tasaisuus mittaa laitteen tuottaman kuvasignaalin eroja kuvausalueella. Tyypillisesti kuva-alan tasaisuutta mitataan tarkastelemalla tasaisen signaalin tuottavan testikohteen intensiteettieroja kuvassa. Mittaukseen on käytettävissä useita erilaisia menetelmiä, jotka voivat painottaa korkea- tai matalataajuisia intensiteettieroja kuvassa.

Kuva-alan tasaisuus riippuu laitteen radiotaajuisen sähkömagneettisen kentän tasaisuudesta, vastaanotettavan signaalin vahvistuksesta ja menetelmistä, joilla signaalin epätasaisuutta korjataan. Radiotaajuisen virituskentän tasaisuus todennäköisesti heikkenee mitä kauempana laitteen isosentristä ollaan, johtuen toteutuvien virityskulmien muuttumisesta. Mittaukseen käytettävän testikohteen koon tulisi olla riittävän suuri, jotta sillä voidaan arvioida kuva-alan tasaisuuden riittävyttä myös kauempana isosentristä. Pienempää testikohdetta käytettäessä voidaan käyttää tiukempia arviointikriteereitä.

Laitteen vastaanotettavan signaalin vahvistus ei ole vakio riippuen käytettävästä vastaanottokelasta. Erityisesti monikanavakeloja käytettäessä kelan antennivahvistus voi olla hyvin epätasainen, jolloin laite korjaa vahvistusta ohjelmallisesti. Ohjelmallinen kuva-alan tasaisuuden korjaus voi näkyä tasaisuuskuvassa laiteyhdistelmälle ominaisena artefaktamaisena kuviona.

Erilaiset kipinä-artefaktat ja sähköiset häiriöt laitteen radiotaajuisessa vastaanotinketjussa voivat aiheuttaa kuvassa signaalin paikallisena epätasaisuutena näkyviä virheitä aiheuttaen muutoksia myös mitattuihin kuva-alan tasaisuuden arvoihin.

**Soveltuvat laitteet:** kaikki

**Suoritusväli:** absoluuttimittaus kerran vuodessa. Tarvittaessa nopea mittaus useammin seuranta varten.

**Kuka mittaa:** fyysikko tai rtg-hoitaja

**Kuka analysoi:** fyysikko tai rtg-hoitaja

## Suosittelava mittaustapa

Suosittelava mittaustapa riippuu siitä, halutaanko mittauksen olevan herkkä paikallisille muutoksille signaalin voimakkuudessa vai enemmän yleiselle muutokselle, esimerkiksi säännölliselle tekstuurimuotoiselle vaihtelulle.

Paikallisen signaalin epätasaisuuden mittauksen soveltuva tapa on esitetty ACR ohjeistuksessa (ACR, 2015), jossa signaalin epätasaisuus määritetään mielenkiintoalueella olevan suurimman ja pienimmän harmaasävyarvon erotuksen ja summan suhteena. Prosentuaalinen tasaisuusarvo voidaan laskea vähentämällä laskettu epätasaisuus arvosta 100 %.

Yleisen kuva-alan tasaisuuden mittaamiseen soveltuva menetelmä on esitetty IEC standardissa 62464-1 (IEC, 2007). Menetelmässä lasketaan mielenkiintoalueen pikselien harmaasävyn keskimääräistä poikkeamaa mielenkiintoalueen harmaasävyn keskiarvosta. Menetelmä soveltuu hyvin toistuvien, koko mielenkiintoalueen kattavien, poikkeamien havaitsemiseen, mutta ei ole välttämättä herkkä yksittäisille hyvin paikallisille poikkeamille.

Esitetyt menetelmät ovat luonteeltaan rinnasteiset ja herkkiä hyvin erityyppisille muutoksille kuva-alan tasaisuudessa. Tästä johtuen on myös suositeltavaa käyttää molempia menetelmiä rinnakkain kuva-alan tasaisuuden seurantaan.

## Geometrinen poikkeama

Kuvan geometriseen tarkkuuteen vaikuttavat ensisijaisesti magneettikentän homogeenisuus ja gradienttien lineaarisuus. Laitteen sisälle joutuneet metalliset vierasesineet saattavat vaikuttaa tarkkuuteen paikallisesti. Laittevalmistajat ilmoittavat yleensä paikkavirheen maksimiarvon millimetreissä pallomaisessa tilavuudessa, jonka halkaisija on määritetty (DSV). Esimerkiksi alle 2 mm poikkeama tilavuudessa 30cm DSV, mikä tarkoittaa enintään 2 mm paikkavirhettä 30cm etäisyydellä isosentristä. Tyypillisesti virhe on huomattavasti pienempi lähellä laitteen isosentriä, kuin lähestyttäessä käytännöllisen kuvaustilavuuden reunoja.

Geometrisen tarkkuuden määrittämiseen on valmistettu erillisiä testikohteita, joissa on mitoitetaan tunnettuja kolmiulotteisia kohteita. Geometrisen tarkkuuden vakioisuutta voi myös arvioida nestetäytteisellä pallon tai sylinterin muotoisella testikohteella, jonka koko tiedetään. Tarvittaessa laitteen mukana tulleita testikohteita voi kuvata TT-laitteella tarkan halkaisijan selvittämiseksi.

**Soveltuvat laitteet:** kaikki.

**Suoritusväli:** kerran vuodessa tai tarvittaessa epäiltäessä vikaa.

**Kuka mittaa:** fyysikko.

**Kuka analysoi:** fyysikko.

## Suosittelava mittaustapa

Aluksi testikohde asetetaan sopivien telineiden avulla siten, että testikohteen keskikohta on kuvauslaitteen isosentriä. Testikohteesta kuvataan kolme toisiinsa nähden kohtisuoraa leikettä siten, että leikkeiden keskikohta on isosentriä. Aksiaalisuunnan leikkeistä määritetään testikohteen halkaisija pysty- ja vaakasuunnassa sekä ainakin 45° kulmissa suhteessa näihin. Halkaisijoiden mittoja verrataan toisiinsa ja tunnettuun halkaisijaan. Mikäli käytetään pallomaista testikohdetta, samanlainen vertailu voidaan tehdä myös sagittaali- ja koronaaliskuuvien kuvilla. Sylinterimäisestä testikohteesta tarkastellaan sagittaali- ja koronaaliskuuvista testikohteen reunan etäisyyttä kuvan keskipisteestä eri etäisyyksillä isosentristä.

Käyttämällä erikokoisia testikohteita, tai runsaasti pienempiä kohteita sisältävää testikohdetta, saadaan tarkempaa tietoa geometrisesta tarkkuudesta eri etäisyyksillä isosentristä. Testikohteen voi myös asetella siten, että sen reuna on isosentriä tai vastaa esimerkiksi pään sijaintia kliinisessä kuvausasetelmassa. Tällöin tulee muistaa, että testikohteiden halkaisijat eivät anna absoluuttista tietoa paikkavirheen suuruudesta.

## Leikkeen paksuus

Leikkeen paksuus magneettikuvauslaitteessa määräytyy ensisijaisesti käytettävien virityspulssien taajuuskaistan tarkkuuden perusteella. Ideaalisella virityspulssilla taajuuskaistan reunat ovat äärettömän terävät, mutta tällöin myös sen kesto on

epäkäytännöllisen pitkä. Sekvenssien nopeuttamiseksi ja monipuolistamiseksi myös virituspulssin muotoa täytyy optimoida, jolloin leikkeen paksuus muuttuu. Erityisesti leikkeen reunan jyrkkyys voi loiventua virituspulssin muodon muuttumisen seurauksen.

Tyypillisesti leikkeen paksuus suhteessa asetettuun leikepaksuuteen on ennen kaikkea sekvenssityypin ominaisuus. Mikäli leikepaksuus muuttuu suhteessa aiempiin mittauksiin, on syytä epäillä muutoksia laitteen radiotaajuisissa komponenteissa.

Tyypillisesti leikepaksuuden mittaukseen käytetään tunnetussa kulmassa olevaa ramppia, jonka paksuus ja kulma tiedetään. Kuvattaessa leike viistosti rampin läpi, voidaan rampin mitoista kuvassa laskea todellinen leikepaksuus.

**Soveltuvat laitteet:** kaikki.

**Suoritusväli:** kerran vuodessa tai tarvittaessa.

**Kuka mittaa:** fyysikko.

**Kuka analysoi:** fyysikko.

### **Suosittelava mittaustapa**

Vakiintunut tapa leikkeen paksuuden mittaamiseksi on käyttää tunnettuun geometriseen kulmaa asetettua ramppia tai levyä. Käyttämällä testikappaleita, jossa mittaukseen käytettävät testikohteet on sijoitettu toistensa suhteen peilikuvina, voidaan kompensoida mahdollinen testikohteen asettelu vinoon suhteessa kuvausleikkeeseen. Esitetty mittaustapa ei poikkea merkittävästi eri lähteiden välillä. Perusteellinen selvitys mittauksesta on esitetty mm. standardissa IEC 62464-1 (IEC, 2007).

### **Leikkeen paikka**

Leikkeen paikan oikeellisuudella tarkoitetaan kuvatus leikkeen sijainnin vastaavuutta suunniteltuun leikkeen paikkaan. Leikkeen paikan valinta on riippuvainen käytettävien kuvausgradienttien lineaarisuudesta eri suunnissa, käytettävien radiotaajuisten pulssien taajuuskaistan tarkkuudesta ja päämagneettikentän homogeenisuudesta.

Tyypillisesti leikkeen paikkaa mittaavissa testeissä käytetään tarkkaan paikan määrittämiseen sopivia elementtejä testikohteessa, joihin suunniteltujen leikkeiden osumista kohdalleen arvioidaan syntyvien kuvien piirteiden perusteella. Tällainen kohde voi olla esimerkiksi kahden vastakkaisen rampin muodostama haarukka, jolloin leikkeen paikan poikkeama voidaan lukea ramppien epäsymmetrisyydestä kuvassa.

**Soveltuvat laitteet:** kaikki

**Suoritusväli:** kerran vuodessa tai tarvittaessa.

**Kuka mittaa:** fyysikko tai rtg-hoitaja.

**Kuka analysoi:** fyysikko tai rtg-hoitaja.

### **Suosittelava mittaustapa**

Leikkeen paikan mittauksessa käytettävä tapa on voimakkaasti riippuvainen käytettävissä olevasta testikappaleesta. Yleisesti ottaen on suositeltavaa, että mittauksen pystyy kliinisen käytön huomioon ottaen riittävän suurella leikepakalla siten, että testikappaleen mittauksessa käytettävät kohteet ovat riittävän kaukana toisistaan. Lisäksi on hyvä, mikäli

testikohteista muodostuvan kuvan perusteella voidaan määrittellä kvantitatiivisesti leikepaikan virheen suuruus.

## Haamuartefaktasuhde

Haamuartefaktoilla tarkoitetaan magneettikuvauksessa signaalin leviämistä varsinaisen signaalia tuottavan alueen ulkopuolelle. Haamuartefaktojen muoto kuvissa riippuu käytettävästä signaalin näytteistyksestä taajuustasossa, mutta normaalissa karteesisessa keräyksessä haamuartefaktat esiintyvät kuvassa vaihekoodaussuunnassa. Artefaktan synty johtuu peräkkäisten signaalin keräysten paikkatiedon monikäsitteisyydestä, jonka syynä voi olla kuvattavan kohteen liikkuminen signaalin keräysten välillä tai laitteiston gradienttien epästabiilius. Tyypillinen syy artefaktalle kuvauksissa on testikohteen värinä laitteen mukana, jos kiinnitys ei ole tukeva. Laiteteknisiä syitä lisääntyneelle haamuartefaktalle voi olla esimerkiksi gradienttikelojen tai -vahvistimien ylikuumentuminen kuvauksen aikana.

**Soveltuvat laitteet:** kaikki

**Suoritusväli:** kerran vuodessa tai tarvittaessa.

**Kuka mittaa:** fyysikko tai rtg-hoitaja

**Kuka analysoi:** fyysikko

## Suosittelava mittaustapa

Haamuartefaktan mittaukseen soveltuva menetelmä on esitetty mm. IEC standardissa 62464-1 (IEC, 2017). Kyseisessä menetelmässä haamuartefaktasignaalin voimakkuutena käytetään kuvassa testikappaleen ulkopuolella vaihesuunnassa olevaa voimakkainta pienen mielenkiintoalueen keskimääräistä harmaasävyarvoa. Verrattuna joihinkin muihin haamuartefaktan mittaukseen käytettyihin menetelmiin, esitetty menetelmä on herkkä myös paikallisimmille signaalin muutoksille, mutta ei reagoi yksittäisiin kirkkaisiin pikseleihin. Mittauksen mielenkiintoalueen valinnassa tulee huomioida mahdolliset laskennalliset artefaktat välittömästi signaali-alueen vieressä tai kuva-alueen reunoilla, jotka voi helposti sekoittaa haamuartefaktoihin. Samaten signaali-kohinasuhteen ollessa matala, tulee keskimääräinen taustakohinan voimakkuus huomioida haamuartefaktan voimakkuudessa.

## Kelatestit

Magneettikuvissa voi esiintyä artefaktoja ja kuvanlaadun tai signaali-kohinasuhteen heikkenemistä, joka voi johtua vialliseen kelasta tai kelaelementistä. Kelatestien avulla voidaan varmistua, että kelan suorituskyky pysyy riittävänä. Testit tehdään jokaiselle kelalle erikseen ja ne perustuvat signaali-kohinasuhdemittauksiin, joiden analysointi on yleensä automatisoitu toistettavuuden parantamiseksi. Testikappaleina käytetään kelakohtaisia testikohteita, jotka on tyypillisesti täytetty sulfaattipohjaisilla nesteillä.

**Soveltuvat laitteet:** kaikki

**Suoritusväli:** kaikki kelat 1-4 kertaa vuodessa tai epäiltäessä laitevikaa

**Kuka mittaa:** fyysikko tai rtg-hoitaja

**Kuka analysoi:** fyysikko tai rtg-hoitaja

## Suosittelava mittaustapa

Käytetään valmistajan laitteistoihin integroimia sisäisiä kelatestejä. Mikäli testiä ei ole kelalle käytettävissä, tehdään laitteiston signaali-kohinasuhteen mittausta ja verrataan aiempiin tuloksiin.

## Päämagneettikentän homogeenisuus

Laittevalmistajan edustajat mittaavat päämagneettikentän homogeenisuutta laitteen käyttöönoton ja laajempien huoltojen yhteydessä. Pääsääntöisesti fyysikolla ei ole käytettävissä magneettikentän voimakkuuden mittaria, mutta homogeenisuudesta voidaan saada hyvä käsitys myös epäsuorilla menetelmillä.

Uudemmissa kuvauslaitteissa on huoltosekvenssien joukossa erityinen kentän homogeenisuuden mittaustyökalu, joka kuvaa tietyn testikohteen ja ilmoittaa kentän homogeenisuuden karttana.

Mikäli tällaista työkalua ei ole käytettävissä, voidaan homogeenisuuskartta generoida kuvaamalla pallomainen tai sylinterimäinen testikohde kahdesti gradienttikaikusekvenssillä, siten että TE on hieman erilainen. Kuvien vaihe-eroista voidaan laskea homogeenisuuskartta.

**Soveltuvat laitteet:** kaikki.

**Suoritusväli:** tarvittaessa.

**Kuka mittaa:** fyysikko.

**Kuka analysoi:** fyysikko.

## Relaksaatioajat

T1-, T2- ja T2\*-relaksaatioaikojen kvantitatiivisia mittauksia käytetään kliinisesti esimerkiksi maksan, pernan ja sydämen rautakertymän määrittämisessä. Tutkimuskäytössä relaksaatioaikamittauksia on sovellettu huomattavasti laajemmin, ja niiden kliinisten käyttökohteiden monipuolistuessa onkin syytä kiinnittää huomiota niissä käytettävien sekvenssien ja analyysimenetelmien laadunvarmistukseen.

Relaksaatioaikojen mittaamisessa keskeisessä asemassa ovat mahdollisimman vakaana pysyvät testikappaleet, joiden relaksaatioaika on tunnettu ja riittävän vakaa, että laitteiden toimintaa on mahdollista seurata pitkän ajan kuluessa ja eri sijainneissa. Joitain soveltuvia testikappaleita on esitelty tämän ohjeen laadunvarmistusvälineitä käsittelevässä kappaleessa.

**Soveltuvat laitteet:** laitteet, joilla tehdään kvantitatiivisia relaksaatioaikamittauksia, esimerkiksi kudoksen rautakertymän määrittämisessä.

**Suoritusväli:** kerran vuodessa tai tarvittaessa, esimerkiksi merkittävien laitteistopäivitysten jälkeen tai uusien menetelmien käyttöönotossa.

**Kuka mittaa:** relaksaatioaikamittauksiin perehtynyt fyysikko tai rtg-hoitaja.

**Kuka analysoi:** relaksaatioaikamittauksiin perehtynyt fyysikko.

## Diffuusiokuvantaminen

Tyypillisesti käytettävissä olevat diffuusiokuvaukseen käytettävät kuvaussekvenssit on laitteiston kannalta vaativia. Niiden edellyttämät nopeat gradienttikentät ja herkkyys magneettikentän tasaisuudelle mahdollistavat useita mahdollisia virhelähteitä kuvanlaadun osalta.

Diffuusiokuvauksen laadunvalvontaan voidaan stabiilisuuden osalta käyttää yksinkertaisia laitteen valmistajan toimittamia testikappaleita. Mikäli halutaan seurata kvantitatiivisesti diffuusion vaikutusta kuvaan, tulee käyttää erityisiä testikohteita, joissa diffuusio on vakaa ja tunnettu.

**Soveltuvat laitteet:** laitteet, joilla tehdään runsaasti diffuusiokuvauksia.

**Suoritusväli:** kerran vuodessa tai tarvittaessa, esimerkiksi merkittävien laitteistopäivitysten jälkeen tai uusien menetelmien käyttöönotossa.

**Kuka mittaa:** diffuusiokuvauksiin perehtynyt fyysikko tai rtg-hoitaja.

**Kuka analysoi:** diffuusiokuvauksiin perehtynyt fyysikko.

## Funktionaalinen magneettikuvaus (EPI)

Tyypillisesti käytettävissä olevat funktionaaliseen magneettikuvaukseen käytettävät kuvaussekvenssit on laitteiston kannalta vaativia. Niiden edellyttämät nopeat gradienttikentät ja herkkyys magneettikentän tasaisuudelle mahdollistavat useita mahdollisia virhelähteitä kuvanlaadun osalta. Kuvauksissa edellytetään myös toistettavuutta pitkien kuvaussekvenssien aikana.

Funktionaalisen magneettikuvaus laadunvalvontaan voidaan stabiilisuuden osalta käyttää yksinkertaisia laitteen valmistajan toimittamia testikappaleita. Mikäli halutaan seurata kvantitatiivisesti vääristymiä kuvauksessa, tulee käyttää enemmän anatomista kohdetta muistuttavia testikohteita.

**Soveltuvat laitteet:** laitteet, joilla tehdään runsaasti funktionaalisia magneettikuvaus.

**Suoritusväli:** kerran vuodessa tai tarvittaessa, esimerkiksi merkittävien laitteistopäivitysten jälkeen tai uusien menetelmien käyttöönotossa.

**Kuka mittaa:** funktionaaliin magneettikuvaus perehtynyt fyysikko tai rtg-hoitaja.

**Kuka analysoi:** funktionaaliin magneettikuvaus perehtynyt fyysikko.

## Spektroskopia

Spektroskopiitutkimuksissa seurataan eri molekyylien muodostamien ydinmagneettisen resonanssin spektrin signaalipiikkien suhteellista voimakkuutta. Spektrin oikean muodostumisen varmistamiseksi spektroskopiitutkimusten laadunvarmistus tehdään testikohteella, jossa syntyvien piikkien voimakkuuksien suhde on tunnettu. Tarkoitukseen ei ole olemassa yleisesti suositeltavaa testikappaletta, mutta laitevalmistajien kautta on saatavissa riittävän stabiileina pysyviä kappaleita.

**Soveltuvat laitteet:** laitteet, joilla tehdään runsaasti kvantitatiivisia spektroskopiämittauksia

**Suoritusväli:** kerran vuodessa tai tarvittaessa, esimerkiksi merkittävien laitteistopäivitysten jälkeen tai uusien menetelmien käyttöönotossa.



**Kuka mittaa:** spektroskopiamittauksiin perehtynyt fyysikko.

**Kuka analysoi:** spektroskopiamittauksiin perehtynyt fyysikko.

# Mittaus- ja analyysimenetelmät

## Signaali-kohinasuhde

### ACR signaali-kohinasuhde

**Tarkoitus:** signaali-kohinasuhteen visuaalinen mittaus.

**Sekvenssi:** ACR ohjeen mukainen T1 ja T2 sekvenssi sekä yksikön tyypilliset pään T1 ja T2 sekvenssit.

**Varusteet:** ACR testikohde.

**Toteutus:** Visuaalinen mittaus perustuen eri leikkeissä näkyvien reikien kontrastiin suhteessa ympäristöön. Lasketaan silmin erottuvia radiaalisia kontrastikohteiden puolia. Optimoitu visuaaliseen analyysiin, automaattinen analyysi ei tarkoituksenmukainen.

**Virheraja:** perustuu näkyvien kohteiden määrään ja on riippuvainen kentänvoimakkuudesta.

**Hyväksyttävyyseraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** testikohteen asettelu, poikkeamat laitteen signaalin vastaanotinketjussa.

**Viite:** ACR MRI Quality Control Manual 2015.

### NEMA - SNR

**Tarkoitus:** signaali-kohinasuhteen mittaus.

**Varusteet:** homogeenisen signaalin tuottava testikohde.

**Sekvenssi:** suositeltu spinkaiku sekvenssiä.

**Toteutus:** Arvioidaan signaalia tuottavan alueen keskimääräisen harmaasävyn suhdetta kohina-alueen harmaasävyn keskihajontaan. Kohina-alue voi olla signaalia tuottavan alueen ulkopuolella, tai käytettäessä kahden samanlaisen kuvan vähennyskuvaa, sama kuin signaalia tuottavan alueen mielenkiintoalue.

**Virheraja:** signaali-kohinasuhteen poikkeama yli 3 keskihajontaa 10 mittauksen vertailuarvosta.

**Hyväksyttävyyseraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** testikohteen asettelu, poikkeamat laitteen signaalin vastaanotossa.

**Viite:** NEMA MS 1-2008 ja Firbank et al. (Firbank, 2000).

### IEC signaali-kohinasuhde

**Tarkoitus:** signaali-kohinasuhteen mittaus.

**Varusteet:** homogeenisen signaalin tuottava testikohde.

**Sekvenssi:** suositeltu spinkaiku sekvenssiä.

**Toteutus:** Kuvataan sekvenssi kaksi kertaa peräkkäin. Signaalikuvana käytetään ensimmäisen sekvenssin kuvaa ja kohinakuvaa ensimmäisen sekä toisen kuvan erotusta.

Määritetään signaalitaso ensimmäisen kuvan signaalia tuottavana alueen keskiarvona ja kohina samalta alueelta erotuskuvan keskihajontana.

Signaali-kohinasuhde lasketaan kaavalla

$$SNR = \sqrt{2} * \frac{\text{Signaali}}{\text{Kohina}}.$$

**Virheraja:** -

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** virheet RF-järjestelmässä.

**Viite:** IEC 62464-1.

## Kuva-alan tasaisuus

### NEMA – Kuva-alan tasaisuus

**Tarkoitus:** kuva-alan tasaisuuden määrittäminen.

**Varusteet:** homogeenisen signaalin tuottava testikohde.

**Sekvenssi:** suositeltu spinkaiku sekvenssiä.

**Toteutus:** Kaksi mahdollista analyysitapaa:

**Tapa I:** Lasketaan testikohteen tasaista aluetta vastaavalta mielenkiintoalueelta suurimman ja pienimmän harmaasävyarvon erotuksen suhde niiden summaan. Kuva-alan tasaisuus on tämä suhde vähennettynä yhdestä prosentteina.

**Tapa II:** Määritetään testikohteen signaalia tuottavalle alueelle useampia paikallisia ROI alueita, joiden tasaisuutta tarkastellaan vastaavasti, kuin tavassa 1.

**Virheraja:** kuva-alan tasaisuus alle 80 %.

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** erot pintakelan elementtien vahvistuksissa, kuva-alan tasoitus ei käytössä monikanavakeloilla.

**Viite:** NEMA MS 6-2008 ja MS 3-2008.

### ACR– Kuva-alan tasaisuus

**Tarkoitus:** kuva-alan tasaisuuden määrittäminen.

**Varusteet:** ACR:n testikohde.

**Sekvenssi:** ACR ohjeen mukainen T1 ja T2 sekvenssi sekä yksikön tyypilliset pään T1 ja T2 sekvenssit.

**Toteutus:** Lasketaan testikohteen tasaista aluetta vastaavalta mielenkiintoalueelta suurimman ja pienimmän harmaasävyarvon erotuksen suhde niiden summaan. Kuva-alan tasaisuus on tämä suhde vähennettynä yhdestä prosentteina.

**Virheraja:** vähintään 87.5% alle 3T laitteilla ja 82% 3T laitteilla.

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** erot pintakelan elementtien vahvistuksissa, kuva-alan tasoitus ei kytkettynä päälle monikanavakeloilla.

**Viite:** ACR MRI Quality Control manual 2015.

### IEC - Kuva-alan tasaisuus

**Tarkoitus:** kuva-alan tasaisuus.

**Varusteet:** homogeenisen signaalin tuottava testikohde.

**Sekvenssi:** suositeltu spinkaiku sekvenssiä.

**Toteutus:** Määritetään mielenkiintoalueen yksittäisten pikselien harmaasävyjen ja kaikkien pikselien harmaasävyarvon erotuksen summa. Jaetaan tämä summa kaikkien mielenkiintoalueen pikselien lukumäärällä.

**Virheraja:** -

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** erot pintakelan elementtien vahvistuksissa, kuva-alan tasoitus ei kytkettynä päälle monikanavakeloilla.

**Viite:** IEC 62464-1.

## Geometrinen poikkeama

### NEMA – Geometrinen poikkeama (2D)

**Tarkoitus:** kaksiulotteisen kuva-alan geometrisen poikkeaman määrittäminen.

**Varusteet:** testikohde, jonka paksuus on vähintään kaksinkertainen suhteessa käytettyyn leikepaksuuteen.

**Sekvenssi:** suositeltu spinkaiku sekvenssiä.

**Toteutus:** Kuvataan testikohteesta isosentrin läpäisevä leike. Kuvasta mitataan vähintään neljä mitta testikohteen tason läpi siten, että mitta kulkee isosentrin kautta (halkaisijat ympyrälle 45 asteen välein, halkaisijat ja nurkasta nurkkaan -mitat neliölle) ja verrataan niitä tunnettuun testikohteen kokoon. Geometrinen vääristymä on suurin havaituista poikkeamista.

**Virheraja:** -

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** testikohteen aiheuttama geometrinen vääristymä, vajaatäytteinen testikohde, testikohteen asettelu, käytetty vastaanottimen kaistanleveys, päämagneettikentän vääristymä.

**Viite:** NEMA MS 2-2008.

### NEMA – Geometrinen poikkeama (3D)

**Tarkoitus:** kuva-alan geometrisen poikkeaman määrittäminen.

**Varusteet:** Testikohde, jossa selkeät paikkaa määrittävät elementit tai ristikko, jotka näkyvissä magneetikuvassa. Elementtien tai ristikon paksuus ei tule olla yli käytetyn leikepaksuuden.

**Sekvenssi:** suositeltu spinkaiku sekvenssiä.

**Toteutus:** Testikohteen keskikohta asetetaan laitteen isosentriin. Kuvasta mitataan etäisyys elementteittäin referenssipisteeseen ja verrataan sitä tunnettuun etäisyyteen. Geometrinen poikkeama voidaan piirtää karttana koko kuva-alalle tai esitetään kuvaajana tai taulukoituna esim. 5 cm:n etäisyyksien sisältä keskiarvoina.

**Virheraja:** -

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Testikohteen aiheuttama geometrinen vääristymä, vajaatäytteinen testikohde, testikohteen asettelu, käytetty vastaanottimen kaistanleveys, päämagneettikentän vääristymä

**Viite:** NEMA MS 10-2010.

## Leikkeen paksuus

### ACR - Leikkeen paksuus

**Tarkoitus:** sekvenssin todellisen leikepaksuuden mittaaminen.

**Varusteet:** ACR testikohde, jossa ramppi-elementti leikepaksuuden mittausta varten.

**Sekvenssi:** ACR laadunvarmistusohjeen T1 tai T2 sekvenssi, yksikön normaalissa käytössä oleva pään T1 tai T2 sekvenssi, jossa karteeminen signaalin keräys.

**Toteutus:** ACR testikohteessa asetetaan 11 leikkeen pakka niin, että ensimmäinen leike leikkaa leikkeen paksuuden mittaukseen käytettävät rampit.

Mitataan ramppien pituus kuvassa kynnystäen harmaasävyllä, joka vastaa puolta ramppien keskimääräisestä harmaasävyistä. Tällöin leikepaksuus on 0,2 kertaa ylemmän ja alemman rampin kuvassa näkyvän osuuden pituuksien tulo jaettuna pituuksien summalla.

**Virheraja:** leikepaksuudella 5 mm poikkeama saa olla  $\pm 0,7$  mm.

**Hyväksyttävyyseraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Muutokset laitteen RF-lähetyspiirissä. Paksumpi tai epätarkkarajainen leike voi olla myös sekvenssin optimoinnista johtuva ominaisuus.

Testikohteen asettelu vinoon.

**Viite:** ACR MRI Quality Control Manual 2015

### IEC - Leikkeen paksuus

**Tarkoitus:** sekvenssin todellisen leikepaksuuden mittaaminen.

**Varusteet:** testikohde, jossa ramppi tai vastakkaiset rampit tunnetussa kulmassa.

**Sekvenssi:** suositeltu gradienttikaikusarjaa.

**Toteutus:** kuvataan leike siten, että se leikkaa tunnetussa kulmassa leikkeen suhteen olevat rampit.

$$\text{Leikepaksuus} = \sqrt{w_1 w_2} * \tan \alpha_s,$$

missä  $w_1$  ja  $w_2$  ovat ramppien paksuudet kuvassa ja  $\alpha_s$  rampin kulma suhteessa leiketason.

**Virheraja:** -

**Hyväksyttävyyseraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Muutokset laitteen RF-lähetyspiirissä. Paksumpi tai epätarkkarajainen leike voi olla myös sekvenssin optimoinnista johtuva ominaisuus.

Testikohteen asettelu vinoon.

**Viite:** IEC 62464-1.

### NEMA – Leikkeen paksuus

**Tarkoitus:** leikepaksuuden mittaaminen.

**Varusteet:** testikohde, jossa kolmio- tai ramppikohde.

**Sekvenssi:** suositeltu spin-kaiku sarjaa, jossa vähintään 3 leikettä.

**Toteutus:** Leikepaksuus lasketaan pakan keskeltä yhden leikkeen profiilista suhteessa testikohteen jyrkkyysskulmaan. Mahdollinen testikohteen kierto otettava huomioon.

**Virheraja:** suurempi kuin 1 mm:n virhe.

**Hyväksyttävyyseraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Muutokset laitteen RF-lähetyspiirissä. Paksumpi tai epätarkkarajainen leike voi olla myös sekvenssin optimoinnista johtuva ominaisuus. Testikohteen asettelu vinoon.

**Viite:** NEMA MS 5-2018, Price et al. (Price, 1990).

## Leikkeen paikka

### ACR - Leikkeen paikka

**Tarkoitus:** leikkeen paikan vastaavuus suunnitellun leikkeen paikan kanssa.

**Varusteet:** ACR testikohde, jossa kaksi ramppiparia leikkeen sijainnin määrittämiseksi.

**Sekvenssi:** ACR laadunvarmistusohjeen T1 tai T2 sekvenssi, yksikön normaalissa käytössä oleva pään T1 tai T2 sekvenssi, jossa karteeminen signaalin keräys.

**Toteutus:** ACR testikohteessa asetetaan 11 leikkeen pakka niin, että ensimmäinen ja viimeinen leike leikkaavat ramppiparit keskeltä. Vastaavasti ensimmäisestä ja 11. leikkeen kuvista katsotaan mikä on kuvattujen ramppien välinen korkeusero kuvassa.

**Virheraja:** ramppien pituusero kuvassa tulisi olla alle 5 mm.

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Todennäköisin virhemekanismi käyttäjän leikkeen asetteluun epätarkkuus. Mahdolliset tekniset syyt laitteen päämagneettikentän, gradienttien tai RF-taajuuden epätarkkuus.

**Viite:** ACR MRI Quality Control manual 2015.

## Haamuartefaktasuhde

### ACR - haamuartefaktasuhde

**Tarkoitus:** haamuartefaktasuhteen mittaaminen.

**Varusteet:** ACR testikohde

**Sekvenssi:** ACR laadunvarmistusohjeen T1 tai T2 sekvenssi, yksikön normaalissa käytössä oleva pään T1 tai T2 sekvenssi, jossa karteeminen signaalin keräys.

**Toteutus:** Mitataan signaalin voimakkuus ROI alueilta testikohteen ulkopuolelta taustasta molemmin puolin vaihekoodaus- ja taajuuskoodaussuunnissa. Haamuartefakta suhde laskemalla vaihekoodaussuunnan ROI alueiden keskiarvojen summan ja taajuuskoodaussuunnan ROI alueiden summan erotus ja jaetaan tämä kaksinkertaisella testikohteen signaalin keskiarvolla.

**Virheraja:** haamuartefaktasuhde yli 2.5 %.

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Testikohteen värinä tai liikkuminen kuvauksen aikana. Gradienttien epästabiilius.

**Viite:** ACR MRI Quality Control Manual 2015.

### IEC - haamuartefaktasuhde

**Tarkoitus:** haamuartefaktasuhteen mittaaminen.

**Varusteet:** homogeenisen signaalin tuottava testikohde .

**Sekvenssi:** suositeltu gradienttikaikusarjaa .

**Toteutus:** Kuvataan yksi leike testikohteen homogeenisesta osasta. Haamuartefaktasuhde on testikohteen signaalia tuottavan alueen ulkopuolelta mitattu vähintään 5 x 5 pikselin ympäristöstä saatu suurin signaalin keskimääräinen voimakkuus jaettuna vähintään 5 x 5

pikselin ympäristön testikohteesta mitattu keskimääräinen signaalin voimakkuus. Jos testikohteen signaali-kohina suhde on matala tulisi haamuartefaktasignaalista vähentää edustavan kohinasignaalin voimakkuus.

**Virheraja:** -

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Testikohteen tärinä tai liikkuminen kuvauksen aikana. Gradienttien epästabiilius.

**Viite:** IEC 62464-1.

## Kelatestit

### SNR testit

**Tarkoitus:** varmistaa RF-kelan suorituskyvyn vakioisuus.

**Varusteet:** kelakohtaiset testikohteet.

**Sekvenssi:** laitevalmistajakohtainen.

**Toteutus:** laitevalmistajakohtaiset ohjeet.

**Virheraja:** hylätty mittaustulos.

**Hyväksyttävyyssraja:** laitevalmistajakohtaiset hyväksyttävyyssrajat.

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** testikohteen asettelu, kelan asettelu, viallinen liitin.

**Viite:** -

### Mekaaniset testit

**Tarkoitus:** varmistaa RF-kelan mekaaninen eheys.

**Varusteet:** kelat.

**Toteutus:** tarkasta kelan mekaaninen eheys sekä liittimien ja johtojen kunto ulkoisesti.

**Virheraja:** selkeä mekaaninen vika.

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** kuluminen, runsas käyttö.

**Viite:** -

## Päämagneettikentän homogeenisuus

**Tarkoitus:** päämagneettikentän homogeenisuuden visualisointi ja mittaus.

**Varusteet:** homogeenisen signaalin tuottava testikohde, mielellään geelimäisen virtausartefaktoiden minimoiseksi.

**Sekvenssi:** gradienttikaikusarja, jossa kaksi eri TE arvoa.

**Toteutus:** Kuvataan testikohteesta kaksi eri TE aikaa vastaavaa dataa ja rekonstruoidaan näistä vaihekuvat. Vaihekuvien erotuksen harmaasävyarvo on suhteessa magneettivuon tiheyteen kussakin leikkeen pisteessä.

**Virheraja:** laitteen speksien mukaiset rajat.

**Hyväksyttävyyssraja:** -

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Metallisten esineiden muutokset laitteen ympäristössä. Virtausartefaktat testikohteessa. Runsaat pyörrevirrat kuvaushuoneessa ja laitteen sisällä.

**Viite:** ACR MRI Quality Control Manual 2015.

## Relaksaatioajat

**Tarkoitus:** relaksaatioaikamittausten tarkkuuden määrittäminen.

**Varusteet:** T1- T2- tai T2\*- relaksaatioajoiltaan (vertailuarvot ja virherajat) tunnettuja testikohteita sisältävä testikappale. Testikappaleen relaksaatioaikojen tulee kattaa kussakin yksikössä käytettävien kliinisten- tai tutkimussovellusten kannalta keskeinen arvoalue. Testikappaleen vakioisuus on ylläpidettävä huomioiden mahdollinen konsentroituminen kuivumisen takia tai mahdollinen sedimentoituminen.

**Sekvenssi:** Kliinisissä relaksaatioaikamittauksissa käytössä oleva sekvenssi mahdollisimman pienin muutoksin. Mikäli kyseessä on tahdistettu sekvenssi jonka antamalla tuloksilla on mahdollisesti sykeriippuvuus, on laadunvalvonnassa suositeltavaa käyttää simuloitua EKG-signaalia. Sykkeen vaikutusta tuloksiin voi tällöin testata toistamalla kuvausta eri simuloituilla sykearvoilla.

**Toteutus:** Kuvataan testikappale kliinisissä tutkimuksissa käytetyllä kelalla. Käytetään kliinisessä käytössä olevaa sekvenssiä ja analyysimenetelmää mahdollisimman pienin muutoksin, jotta koko analyysiketjun tarkkuus voidaan varmistaa. Tarvittaessa, esimerkiksi vertailtaessa tuloksia eri laitteistojen tai yksiköiden välillä, voidaan käyttöpaikan omien kliinisten menetelmien lisäksi käyttää yhteistä, vakioitua vertailusekvenssiä ja -analyysimenetelmää. Molemmissa tapauksissa sekvenssin parametrit (TR, TE, pixel bandwidth, echo train length, effective TE, jne) on syytä vakioinnin lisäksi kirjoittaa talteen tulosten vertailtavuuden ylläpitämiseksi.

**Virheraja:** Määritetään sisäisesti sovellusten herkkyyden perusteella. Esimerkiksi  $\pm 10\%$  alkuperäisestä arvosta todennäköisesti tarkoittaa systemaattista muutosta.

**Hyväksyttävyyseraja:** Määritetään sisäisesti sovellusten herkkyyden perusteella.

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** Kun kudoksen signaali vähenee relaksaation vaikutuksesta erittäin pieneksi, kohinan suhteellinen osuus mitattavasta signaalista kasvaa. Mikäli tämän ns. noise floor –efektin vaikutusta ei huomioida analyysimenetelmässä, voi siitä aiheutua virheitä mittaustuloksiin. Kliinisesti vaikutus voi olla merkittävä esimerkiksi kudoksen rautapitoisuuden T2\*-määrittäyksissä.

Monissa relaksaatioaika-analyysiin käytettävissä sekvensseissä on käytössä tahdistus sykkeen perusteella. Tämä pätee erityisesti sydämen magneettikuvantamisessa käytettäville sekvensseille. Näiden sekvenssien tuloksilla voi olla sykeriippuvuus.

## Spektroskopiämittaukset

**Tarkoitus:** varmistaa spektroskopiämittausten vakioisuus.

**Varusteet:** tunnetut ydinmagneettisen resonanssin spektrin tuottava testikappale.

**Sekvenssi:** laitevalmistajakohtainen.

**Toteutus:** kliinistä kuvausta vastaava sekvenssi.

**Virheraja:** asetettava sisäisesti tai valmistajan virheraja.

**Hyväksyttävyyseraja:** asetettava sisäisesti tai valmistajan virheraja.

**Mahdolliset syyt poikkeaviin arvoihin:** muutokset radiotaajuuden signaaliketjun taajuusvasteessa.

**Viite:** -



# Laskennalliset analyysimenetelmät

## Käytettävissä olevat työkalut

Magneetikuvien analysoiminen laskennallisilla ja osittain tai kokonaan automaattisilla menetelmillä lisää tulosten toistettavuutta ja mahdollistaa analysoinnit, jotka eivät ole mahdollisia pelkästään normaalissa käytössä olevilla kuvankatselutyökaluilla. Tyypillisesti analyysit on nykyisin toteutettu perustuen MATLAB ympäristöön tai Python kirjastoihin.

Maksullisen MATLAB laskentaympäristön Image Processing toolbox sisältää itsessään hyvin kattavat lääketieteellisen kuvankäsittelyn kirjastot sisältäen valmiina mm. tyypillisimmät kuvanprosessoinnit funktiona sekä valmiit työkalut DICOM-kuvien käsittelyyn. Haittapuolena on ohjelmistolisenssien maksullisuus sekä rajallinen mahdollisuus upottaa tehtyjä sovelluksia osaksi suurempia järjestelmiä

Python-ohjelmointikielen vapaasti tarjolla olevat ohjelmointikirjastot tarjoavat helposti lähestyttävän työkalujen laskennallisten analyysien tekemiseksi. Erityisesti Python kirjastot Pydicom ( <https://pydicom.github.io/> ), OpenCV ( <https://opencv.org/> ) ja SciPy ( <https://scipy.org/> ) tarjoavat hyvän pohjan omien sovellusten valmistamiseen. Python pohjaisten ohjelmien etuna on niiden helppo siirrettävyys laitteelta toiseen ja upottaminen osaksi suurempia työnkulkuja.

Joissain sovelluksissa edulliseksi saattavat tulla C++ pohjaiset ohjelmat esimerkiksi nopeuden tai liitettävyyden takia. Tällöin ainakin Insight Toolkit (ITK) ( <https://itk.org/> ) tarjoaa hyvän pohjan sovelluksille.

## Yleisiä menetelmiä

### Mielenkiintoalueiden määrittely

Automaattisessa testikohteiden analysoinnissa keskeisessä asemassa on mahdollisimman toistettava mielenkiintoalueiden määrittely. Tunnettuja testikappaleita analysoitaessa tyypillisesti tunnistettavia piirteitä ovat erilaisten muotojen keskikohdat, laajuudet ja kulmat.

Yksinkertaisten geometrinen muotojen tunnistamiseen on olemassa useita digitaalisessa kuvankäsittelyssä vakiintuneita menetelmiä. Suorakulmaisten kohteiden tunnistuksessa voidaan käyttää erilaisia pintojen tunnistuksia, joista voidaan yleensä ennakkotietojen perusteella suodattaa haluttu alue. Esimerkkinä tällaisesta lähestymistavasta on OpenCV kirjaston funktio *findContours*. Vastaavasti pyöreitä muotoja voidaan etsiä saman kirjaston Hough-muunnokseen perustuvalla funktiolla *HoughCircles*.

Monimutkaisempia kohteita etsittäessä usein hyödyllinen menetelmä on laskea 2D-konvoluutio mielenkiintoalueen yli suhteessa haluttua kohdetta muistuttavaan maskiin. Kuvatulla tavalla voidaan monimutkaisestakin testikappaleesta tunnistaa piirteitä riippumatta testikappaleen asennosta kuvassa.

## Signaali-kohinasuhde

Signaali-kohinasuhteen laskennassa toistuvana ongelmana on valita riittävän toistettavat edustavat mielenkiintoalueet:

- Edustavan signaali-kohteen valinnassa kannattaa pyrkiä välttämään testikohteen reuna-alueita, joissa voi tapahtua satunnaista vaihtelua eri mittauskertojen välillä. Tyypillisenä ratkaisuna esimerkiksi varsinainen mielenkiintoalue määritetään käsittämään esimerkiksi 75% varsinaisen signaalia tuottavan alueen pinta-alasta.
- Kohinaa edustavan alueen rasitteena ovat usein haamuartefaktat tai kuvan laskennassa syntyvät hajasignaalia aiheuttavat virheet. Mikäli kohinaa ei voi määrittää suoraan samalta alueelta kuin signaalia esimerkiksi vähennyskuvan avulla, kannattaa kohinan määrittäminen pyrkiä tekemään usealta vaihtoehdoiselta alueelta. Kohinan määrittämiseen käytettävän alueen tulisi olla riittävän laaja, jotta mitattava kohina on tilastollisesti riittävän edustava, mutta samalla välttää signaalia tuottavan alueen tai kuvan reunojen ylimääräistä signaalia. Melko toistettava tapa on määrittää useita kooltaan vastaavia kohinan mielenkiintoalueita ja valita näiltä alueilta lasketuista tilastollisilta hajonnoiltaan pienin. Teoriassa kaikilla kohinaan summutuneilla signaaleilla on ainoastaan hajontaa kasvattava vaikutus.

## Reunafunktio (MTF)

Määritettäessä reunafunktiota laskennallisesti on ensimmäinen askel tyypillisesti kuvassa olevan reunan resoluution kasvattaminen ja reunan kohinan vähentäminen. Käytännössä hyväksi havaittuja menetelmiä ovat ainakin:

- Analysoitavan reunafunktion tarkkuutta kannattaa pyrkiä kasvattamaan interpoloimalla reunan sisältävää osaa kuvassa. Interpolointifunktion osalta kannattaa huolehtia, että kuvan informaation sisältö ei muutu. Esimerkiksi lineaarinen interpolointi on yleensä turvallinen.
- Kohinattoman reunafunktion saamiseksi kannattaa keskiarvoistaa kuvaa reunan suunnassa. Käytännössä tähän päästään useilla menetelmillä, joista usein käytettyjä ovat ainakin kuva-alkioiden jakaminen koreihin suhteessa etäisyyteen reunasta ja kuvan projisointi reunan suunnassa. (Samei, 1998)

Laskemalla muodostetun reunafunktion derivaatan Fourier-muunnos, saadaan muodostettua modulaatiosiirtofunktio (MTF). Tyypillisiä resoluution tunnusarvoja ovat kuvataajuudet, joissa modulaatiosiirtofunktion arvo on pudonnut puoleen (MTF50) tai 10% (MTF10) nollataajuuden arvostaan. Tyypillisesti MTF10 arvot vastaavat melko hyvin visuaalisesti perinteisellä viivapari-kohteella saatuja tuloksia (Steckner, 1994).

Mikäli kuvattavassa testikohteessa ei ole riittävän selkeää reuna keskiarvoistetun reunafunktion muodostamiseksi, käyttökelpoinen tapa on myös teoreettisen reunafunktion sovitus kuvasta mitattuun reunafunktioon (Delakis, 2009). Menetelmä sisältää oletuksen reunafunktion muodosta, joten sovellettavuus voi olla rajallinen mikäli kuvaa on suodatettu huomattavasti.

## Lähteet

ACR, American College of Radiology, Magnetic Resonance Imaging Quality control manual, 2015.

Delakis I, Xanthis C, Kitney RI. Assessment of the limiting spatial resolution of an MRI scanner by direct analysis of the edge spread function. *Medical physics*. 2009 May;36(5):1637-42.

Firbank MJ, Harrison RM, Williams ED, Coulthard A. Quality assurance for MRI: practical experience. *The British journal of radiology*. 2000 Apr;73(868):376-83.

International Engineering Consortium (IEC), IEC 62464-1. Magnetic Resonance Equipment for Medical Imaging—Part 1: Determination of Essential Image Quality Parameters. 2007.

Kato H, Kuroda M, Yoshimura K, Yoshida A, Hanamoto K, Kawasaki S, et al. Composition of MRI phantom equivalent to human tissues. *Med Phys* 2005;32(10):3199-3208.)

National Electrical Manufacturers Association (NEMA), NEMA Standards Publication MS 1-2008 Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. 2008.

National Electrical Manufacturers Association (NEMA), NEMA Standards Publication MS 2-2008 Determination of Two-Dimensional Geometric Distortion in Diagnostic Magnetic Resonance Images.2008.

National Electrical Manufacturers Association (NEMA), NEMA Standards Publication MS 3-2008 Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images. 2008.

National Electrical Manufacturers Association (NEMA), NEMA Standards Publications MS 5-2010, Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging.2010.

Price RR, Axel L, Morgan T, Newman R, Perman W, Schneiders N, Selikson M, Wood ML, Thomas SR. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging. *Med Phys*. 1990 May;17(2):287-95.

Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Medical physics*. 1998 Jan;25(1):102-13.

Steckner MC, Computing the Modulation Transfer Function of Magnetic Resonance Imagers. 1994.

Stupic KF, Ainslie M, Boss MA, et al. A standard system phantom for magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med*. 2021; 86: 1194– 1211. <https://doi.org/10.1002/mrm.28779>

Thangavel K, Saritas EÜ. Aqueous paramagnetic solutions for MRI phantoms at 3 T: A detailed study on relaxivities. *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*. 2017 May 29;25(3):2108-21.