

Aanbevelingen Kwaliteitscontrole MRI



Versie: 2.1 (13-08-2018)

Auteurs: Mark Hofman (voorzitter)
Chiel den Harder
Janneke Hildering

Stuurgroep: Arjen Becht
KlaasJan Renema
Cécile Jeukens
Jurgen Mourik
namens NVKF nascholingskring RNG

Versie 1.0

Paul de Bruin, Mark Hofman, Anne-
Poot, Nicole de Beer, Chris Borns,
Bart Titulaer, Esther van
Velthoven, Saar Muller, Sergiy
Lazarenko, Rien Moerland, Noortje
de Groot, Marijn Rolf, Rene Kroes,
Joost Kuijer

DISCLAIMER

De auteursrechten liggen bij de auteurs genoemd bij elk hoofdstuk en de NVKF. Er mogen geen teksten of tekstdelen worden overgenomen dan na uitdrukkelijke toestemming van deze auteurs en steeds met volledige bronverwijzing naar deze Aanbevelingen.

Dit document geeft een overzicht van tests en controles die beschikbaar zijn om de werking en performance van beeldvormende systemen te controleren. Door de continue evolutie van de techniek verandert het palet aan testen. Het overzicht is daarom niet uitputtend en geschreven op de huidige stand van de techniek.

De gegeven aanbevelingen zijn, om bovengenoemde redenen, beperkt in hun reikwijdte: ze hebben een algemeen karakter en kunnen niet zonder meer worden toegepast in elke situatie. Welke combinatie van testen in de praktijk gebruikt zal worden hangt af van de wijze van gebruik en de specifieke eigenschappen van het te controleren systeem. Dit document beoogt de informatie aan te leveren die de klinisch fysicus ondersteuning biedt bij het, zo nodig in overleg met de gebruikers, zelfstandig opstellen van een verantwoord locatie-specifiek programma voor acceptatie en kwaliteitscontrole. De klinisch fysicus en de instelling zal altijd zelf verantwoordelijk zijn en blijven bij de keuze om deze aanbevelingen geheel of ten dele na te volgen.

De NVKF en de auteurs sluiten iedere aansprakelijkheid in verband met het in deze aanbevelingen gestelde, uit welke hoofde ook, uit.

Inhoudsopgave

1. VERSIEBEHEER.....	4
2. OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLING EN FREQUENTIE.....	5
3. INLEIDING	6
3.1 INTRODUCTIE	6
3.2 DOELSTELLING.....	6
3.3 TOEPASSINGSGEBIED	6
3.4 OVERZICHT RICHTLIJNEN	6
3.5 MEETPROTOCOL	7
4. BESCHRIJVING TESTEN.....	11
4.1 SNR	11
4.2 BEELD UNIFORMITEIT.....	14
4.3 GHOSTING	16
4.4 BEELDARTEFACTEN	17
4.5 FANTOOM DIAMETER [X,Y,Z]	18
4.6 RESONANTIE FREQUENTIE	20
4.7 RF ZENDER AMPLITUDE	21
4.8 SHIM	22
BIJLAGE 1: AFKORTINGEN EN BEGRIPPEN	24
BIJLAGE 2: GENERIEK PROTOCOL MET DIRECTE OFFLINE DATA ANALYSE.....	25
BIJLAGE 3: PROTOCOL OP SIEMENS MR SYSTEMEN	29
BIJLAGE 4: PROTOCOL OP PHILIPS MR SYSTEMEN.....	35
BIJLAGE 5: PROTOCOL OP GE MR SYSTEMEN	40
BIJLAGE 6: MRI ACCEPTATIE TESTEN.....	42
BIJLAGE 7: BVT QC MRI WERKGROEP	45

1. Versiebeheer

Datum	Onderdeel	Wijziging	Reden
27-03-2012	Gehele document	Eerste versie: WAD 1.0	Introductie
19-10-2015	Gehele document	Omgezet naar word-template van 'WAD protocol monitoren'	Uniformiteit in versies 1.8
21-03-2016	Gehele document	Gehele revisie in afgelopen periode + toevoeging bijlage acceptatiemetingen.	N.a.v. WAD expeditie versie 1.9
12-8-2016	Gehele document	Tekstuele wijzigingen en verduidelijkingen	Feedback vanuit de NVKF
13-8-2018	Gehele document	Beperkte tekstuele verduidelijkingen, met name van rationale grenswaarden onder 3.5, en bijlage 6 naar bijlage 1 verplaatst.	Feedback vanuit de kring RNG NVKF, bijeenkomst 12 april 2018 & gereedmaken ledenraadpleging

2. Overzicht testen, doelstelling en frequentie

Onderstaande tabel geeft een overzicht van de constantheidstesten voor MRI.

Par	Categorie	Parameter	Acceptatie / Constantheid ¹	Vereist / optioneel	Aanvangs- Frequentie ²	Verantwoord minimum ³
4.1	Beeldkwaliteit	SNR	C/A	V	1 keer per 2 weken	Periodiek onderhoud
4.2		Beelduniformiteit	C/A	V	1 keer per 2 weken	Periodiek onderhoud
4.3		Ghosting	C/A	V	Periodiek onderhoud	Periodiek onderhoud
4.4		Beeldartefacten	C/A	V	Periodiek onderhoud	Periodiek onderhoud
4.5	Beeldgeometrie	Fantom diameter [x,y,z]	C/A	O ⁴	Periodiek onderhoud	Periodiek onderhoud
4.6	Basis systeem parameters	Resonantie frequentie	C/A	O ⁵	1 keer per 2 weken	Periodiek onderhoud
4.7		RF zender amplitude	C/A	O ⁵	1 keer per 2 weken	Periodiek onderhoud
4.8		Shim	C/A	V ⁶	Periodiek onderhoud	Periodiek onderhoud
	Monitor	Beeldkwaliteit	C/A	O	Zie aanbeveling kwaliteitscontrole monitoren; modaliteitenmonitor (categorie 3)	

NB: Afwijkende waarden bij de metingen zullen vaak niet de directe oorzaak aangeven, maar een indicatie zijn voor mogelijke fouten ergens in het systeem.

Toelichting

- (1) A – Acceptatietest
C – Constantheidstest
De testen zoals beschreven in dit document zijn primair bedoeld als constantheidstesten. Voor acceptatie van een MRI systeem moeten aanvullende aspecten gecontroleerd worden en zijn uitgebreidere testen nodig, echter dan voer je ook de eerste constantheidsmetingen uit. In [bijlage 6](#) is een overzicht gegeven van testen die voor acceptatie zinvol zijn.
- (2) Voor SNR, beelduniformiteit, Resonantie frequentie en RF zender amplitude wordt geadviseerd te starten met tweewekelijkse metingen (aanvangsfrequentie) zodat referentiewaarden worden opgebouwd. Voor verdere uitleg m.b.t. frequentie van testen, zie paragraaf [Frequentie](#).
- (3) Toelichting: verantwoord vanuit technisch en operationeel oogpunt. Voorbeelden: wekelijks; jaarlijks; groot onderhoud; (her)acceptatie; etc. Voor toepassingen zoals radiotherapie planning, neuronavigatie en wetenschappelijke studies is de frequentie van periodiek onderhoud niet voldoende en moet de minimale frequentie hoger zijn, zie paragraaf [Frequentie](#).
- (4) Het belang van beeldgeometrie is afhankelijk van de toepassing. Beeldgeometrie is specifiek van belang voor radiotherapieplanning en voor MRI onderzoek waarbij volumebepalingen worden uitgevoerd.
- (5) De RF zender amplitude is niet op alle scanners eenvoudig te vinden in de DICOM header, Resonantie frequentie wel. Bij automatische analyse van de data zijn deze gegevens makkelijk mee te nemen. Bij handmatige analyse is de variatie in deze metingen te beperkt om voldoende efficiëntie uit de QC inspanning te halen.
- (6) De shim kan gecontroleerd worden middels handmatige analyse van een B0-map. Dit is niet op alle systemen mogelijk.

3. Inleiding

3.1 Introductie

Bij MRI dragen vele systeemonderdelen bij tot de vorming van het uiteindelijke beeld. Indien deze onderdelen niet optimaal functioneren zal dit invloed hebben op de beeldkwaliteit. Om sluimerende achteruitgang van apparatuur te signaleren is het belangrijk om de werking en kalibratie van het systeem regelmatig te controleren. Van de kwaliteitsparameters in het overzicht in paragraaf 2 zal een sluimerende achteruitgang van de kwaliteit van de apparatuur zich meestal met name uiten in de beeldkwaliteitsparameters Signaal-Ruis Verhouding (Signal-to-Noise Ratio of SNR), Beelduniformiteit, Ghosting, Beeldartefacten, Beeldgeometrie en Shim. Een gemiddeld MRI systeem is vrij stabiel waardoor de frequentie van de constantheidsmeting beperkt is tot het periodiek onderhoud voor de meeste toepassingen.

3.2 Doelstelling

Het tijdig signaleren van geleidelijke veranderingen in de prestaties van een MRI scanner, die van invloed zijn op de beeldkwaliteit.

3.3 Toepassingsgebied

De testen zoals gedefinieerd in dit document zijn bedoeld als constantheidstesten om de stabiliteit van het systeem te controleren. Tevens kan dit protocol worden gevolgd om de MRI na installatie, onderhoud en/of reparatie vrij te geven voor klinisch gebruik. Daarnaast staan in [bijlage 6](#) extra testen opgesomd die zinvol zijn tijdens de acceptatie van een MRI scanner.

In de huidige versie van de aanbevelingen kwaliteitscontroles MRI zijn niet opgenomen:

- Speciale testen en eisen voor MRI bedoeld voor specifieke toepassingen, zoals voor kwantitatieve MR spectroscopie.

3.4 Overzicht richtlijnen

1. R.R. Price, L. Axel e.a., AAPM report No. 28, Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging: report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 1, Med. Phys. 17 (2), mar/apr 1990: 287-295 (https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_28.pdf)
2. J.G.Och, G.D.Clarke e.a., Acceptance testing of magnetic resonance imaging systems: report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 6, Med. Phys. 19 (1), Jan/Feb 1992: 217-229.
3. E.F. Jackson, M.J. Bronskill e.a., Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities: Report of MR Subcommittee Task Group I, AAPM Report No. 100 (http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_100.pdf)
4. OVERVIEW OF THE ACR MRI ACCREDITATION PHANTOM. Geoffrey D. Clarke, Ph.D.
5. American College of Radiology (ACR), Site Scanning Instructions for Use of the MR Phantom for the ACR MRI Accreditation Program (12/02).
6. American College of Radiology (ACR), Phantom Test Guidance (06/05).
7. J. Zhuo, R.P. Gullapalli. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. MR Artifacts, Safety, and Quality Control. RadioGraphics 2006; 26:275-297.
8. IPEM Publication, Report No. 80 – Quality control in Magnetic Resonance Imaging, R. Lerski, J. de Wilde, D. Boyce, J. Ridgway, Institute of Physics and Engineering in Medicine, UK, forthcoming 2016.

3.5 Meetprotocol

Benodigheden

Fantoom

Fantoom voor MRI kwaliteitscontrole, met de volgende eigenschappen:

- Het fantoom moet ongeveer de maat hebben van een hoofd, en eenduidig te positioneren zijn in de RadioFrequentie (RF) spoel.
- Het fantoom moet water of gel bevatten met een toevoeging zodat T1, T2 en T2* relaxatietijden in orde van grootte van weefsels worden verkregen. Daarnaast is een stabilisator van belang om te voorkomen dat er bacterie/schimmel groei ontstaat in het fantoom. De diameter van het fantoom moet eenvoudig bepaald kunnen worden in verschillende oriëntaties (een cilindervormig fantoom heeft hierbij de voorkeur). Er moet een sectie inzitten met homogene MR signaalintensiteit (voor homogeniteit en SNR metingen).
- Daarnaast is van belang dat het fantoom elektrisch geleidend is, waardoor het een RF belasting vormt voor de RF spoel, gelijkend aan het lichaamsdeel waarvoor de RF ontvangst spoel bedoeld is.

Mogelijke fantomen zijn:

- MRI fantoom van de fabrikant, zoals b.v. een bolfantoom, of cilinderfantoom.
- Voor alle metingen behalve geometrie is een bolfantoom afdoende, voor nauwkeurige geometrie constantheidstesten is een cilinder fantoom beter en minder afhankelijk van positionering.
- Generiek MR fantoom:
 - groot ACR fantoom (JM Specialty Parts Inc. VS, American College of Radiology (ACR): <http://www.acraccreditation.org/~media/Documents/MRI/LargePhantomOrderForm.pdf?la=en>
 - Of inclusief houder voor het fantoom: <http://cspmedical.com/acr-mri-phantom/>

Spoelen

Spoelen te bemeten:

- Altijd de hoofdspoel of de body coil (afhankelijk van lokaal gebruik).
- Daarnaast is het goed als 1x per jaar alle RF spoelen getest worden op SNR, beelduniformiteit en beeldartefacten. Dit zou typisch door de fabrikant kunnen worden gedaan na periodiek onderhoud.
- Afhankelijk van lokaal gebruik is het aan te raden om naast de reguliere controles met de hoofd- of body coil ook de andere RF spoelen regelmatig te controleren op SNR en uniformiteit. Hierbij moet gelet worden op kwantitatieve MRI bepalingen die gevoelig zijn voor performance veranderingen als een of enkele ontvangst kanalen uitvallen.
- Voor radiotherapie toepassingen kan hierbij gedacht worden aan flexcoils als deze gebruikt worden bij metingen met radiotherapie maskers. Echter spoel afhankelijke parameters als SNR en uniformiteit zijn sterk gevoelig voor nauwkeurige positionering. De waarde van kwaliteitscontrole van deze parameters is beperkt voor radiotherapie toepassing, gezien daar relevante afwijkingen ook visueel zichtbaar zijn.

Uitwerkingen werkblad

Als bijlage bij deze aanbevelingen wordt een Excel werkblad geleverd. In dit Excel werkblad kunnen de resultaten van alle reguliere testen genoteerd worden.

Huidige versie uitwerkingen werkblad:

Uitwerkingen_bij_aanbeveling_kwaliteitscontrole_MRI_V2.0.xlsx

Parameters

Parameter	Toelichting
SNR	Gevoelige parameter, wordt bepaald door veel verschillende systeem onderdelen.
Beelduniformiteit	Afhankelijk van homogeniteit van RF zend en ontvangstspoel; homogeniteit van B ₀ veld.
Ghosting	Onder andere een maat voor systeem stabiliteit op gebied van zowel RF als gradiënten.
Beeldartefacten	Indicatie van veel mogelijke oorzaken.
Fantoom diameter [x,y,z]	Controle voor kalibratie van de magnetische veld gradiënten, van belang voor

	geometrische vervorming.
Resonantie frequentie	Indicatie voor verloop van B_0 veld.
RF zender amplitude	Indicatie voor verloop van RF zenderbuis.
Shim	Maat voor homogeniteit van B_0 veld.

Zie ook [hoofdstuk 4](#) voor een uitgebreide beschrijving van de verschillende parameters.

Werkwijze

- Plaats het fantoom in het midden van de bore, positioneer m.b.v. de aanwezige laserlichten
- Maak een MR scout opname; transversaal, coronaal en sagittaal om te controleren of het fantoom goed geplaatst is (herpositioneer en maak een nieuwe scout opname indien nodig)
- Voor verdere specificaties van het protocol zie Bijlagen:
 - [Generiek](#)
 - [Voor Siemens](#)
 - [Voor Philips](#)
 - [Voor GE](#)

Frequentie

Uitvoering is als volgt:

Routinematig met een adaptieve frequentie van deze metingen. Start met tweewekelijkse metingen van de parameters waarvoor je referentiewaarden wilt opbouwen (SNR, beelduniformiteit, Resonantiefrequentie en RF zender amplitude), en halveer na ongeveer 5 keer meten de frequentie als er geen of te weinig acties uit voortkomen. Doorgaan met halveren van de frequentie tot minimaal de frequentie van periodiek onderhoud. Voor de overige parameters is de startfrequentie gelijk aan de frequentie van periodiek onderhoud.

De minimale frequentie moet hoger zijn in de volgende situaties:

- gebruik MRI voor radiotherapie planning
- gebruik MRI voor neuronavigatie
- gebruik MRI voor wetenschappelijke studies waarbij bijvoorbeeld nauwkeurig volumina veranderingen worden bekeken
- gebruik voor kwantitatieve MR spectroscopie (in dat geval is echter meer testen nodig)

Typisch worden hiervoor wekelijkse testen uitgevoerd.

Daarnaast kunnen deze metingen worden uitgevoerd:

- na periodiek onderhoud
- na reparaties (aan een component in de beeldvormende keten)
- bij verdenking van afwijkingen

Grenswaarden

Criteria	Acceptabel	Kritisch	Speciale toepassingen acceptabel / kritisch	Toelichting
SNR gecombineerd beeld [a.u.]	10%	20%	5/10% MRS	notes 1, 2
SNR ongecombineerd beeld [a.u.]	15%	30%	5/10% MRS	notes 1, 3
Beeld uniformiteit [%]	3%	6%		notes 1,4
Ghosting freq coderingsrichting [%]	1	3		note 5
Ghosting fase coderingsrichting [%]	1	3		note 5
Beeldartefacten	niet aanwezig	niet aanwezig		note 6
Fantoom diameter x,y,z [mm]	1%	3%	1/1.5 mm	note 7
Resonantie Frequentie [MHz]	0.04%	0.1% per maand		notes 1, 8
RF zender amplitude [a.u.]	15%	30%	5/10% MRS	notes 1, 9
Shim Peak-to-Peak [ppm]	1.5	2		notes 10

Grenswaarden voor constantheidstesten zijn beperkt beschreven in de literatuur. Het ACR protocol [5,6] richt zich vooral op een absolute niveau van grenswaarden met een standaard fantoom, en wordt op een aantal specificaties gevolgd. Op basis van ervaring binnen de NVKF zijn deze grenswaarden opgesteld. Hieronder staat de rationale hierover weergegeven.

Note 1: Grenswaarden voor SNR, beelduniformiteit, Resonantie Frequentie en RF zender amplitude betreft de maximaal toelaatbare afwijking (%) ten opzichte van een gemiddelde waarde gedurende een referentieperiode.

Note 2: De SNR van het gecombineerde beeld van alle elementen van een spoel. Rationale: meetnauwkeurigheid ligt in de orde van 5%. Op het oog is 10% SNR verandering zichtbaar. 30% verlies van SNR kost al een factor 2 in scantijd om te compenseren. Een hogere SNR is op zich geen probleem. Echter zo'n sterke SNR verhoging zou je wel verklaard willen hebben. Fabrikanten hebben vaak specificaties op basis van absolute SNR, deze kunnen ruimer of krappere zijn afhankelijk van de uitgangswaarde die bij acceptatie is gemeten, maar vaak zijn deze ruim gedefinieerd. Bij kwantitatieve spectroscopie geldt de striktere specificatie.

Note 3: De SNR van een beeld van een enkel spoелеlement. Rationale: voor enkele spoel elementen is het logisch de specificaties minder kritisch te zetten t.o.v. het gecombineerde beeld, gezien ze een deel bijdrage aan het geheel hebben. Bij kwantitatieve spectroscopie geldt de striktere specificatie.

Note 4: De mate van uniformiteit is een ontwerp parameters van de RF spoel, en kan sterk verschillen voor verschillende RF spoelen, typische uniformiteit voor een hoofdspoel ligt boven de 80% [2]. Bij acceptatie moet deze vergeleken worden met de specificatie zoals bij aanschaf of door de fabrikant is gesteld. Echter in dit protocol wordt een grenswaarde gezet op de constantheid ervan. Rationale: in zekere mate zijn de limieten arbitrair. In principe mag de uniformiteit natuurlijk beter worden. Echter bij grote veranderingen moet hiervoor wel een verklaring zijn, omdat dit namelijk ook kan ontstaan door juist SNR verlies in die delen met een hoog signaal. Deze constantheidswaarden zijn in de praktijk goed haalbaar gebleken bij verschillende MRI systemen.

Note 5: ACR [5,6] geeft voor ghostniveau specificatie <2.5%. AAPM [2] geeft een specifieke quadratuur ghost grenswaarde van 2%. Daarmee is een 1% verandering wel reden tot verder onderzoek. Sommige MR fabrikanten hanteren striktere eisen, te weten 1%.

Note 6: Door allerlei redenen kunnen in MRI beelden andere artefacten ontstaan dan ghosting. Het beeld behoort artefact vrij te zijn, behalve generieke artefacten die intrinsiek zijn aan MRI. Andere artefacten (visueel te beoordelen) vereisen verder onderzoek in hoeverre deze de diagnostische kwaliteit van een MRI onderzoek verstoren. Er is geen referentiewaarde gespecificeerd, omdat de ernst van het artefact sterker wordt bepaald door de aard van het artefact dan door de intensiteit.

Note 7: Dit geldt voor een fantoom met een diameter in de orde van grootte van het hoofd, dus 20-25 cm. Voor gewone diagnostiek is geometrische nauwkeurigheid niet heel kritisch. ACR [5,6] stelt in haar meetprotocol 1% (op 19 cm). Ter vergelijking de totale foutmarge in bijvoorbeeld de linker ventrikel volume bepaling van het hart ligt in de orde van 5%. Speciale toepassingen waarvoor een striktere grenswaarde geldt zijn MRI voor gebruik voor stereotactische radiotherapie planning, neuronavigatie, als ook voor wetenschappelijk morfologisch onderzoek waarbij naar kleine volumeveranderingen wordt gekeken. Deze kunnen verder gaan dan de specificaties van de MR fabrikant. De grenswaarde van 1/1.5 mm zijn redelijk gezien wat haalbaar is gebleken op huidige commerciële MRI systemen. Voor gebruik voor stereotactische radiotherapie planning voor het hoofd is het ook in redelijke relatie tot andere foutenbronnen in de planning. De totale foutenmarge bij deze stereotactische planning ligt in de orde van 3 mm [zie: relative contribution of MRI gradient stability to geometric inaccuracies in intracranial stereotactic treatment, Anke Mourik, Joost Kuijer, Johan Cuijpers, VUmc 2011]. AAPM [2] geeft als typische waarden voor geometrische nauwkeurigheid van 2%, en maximale waarden van 5%, echter zonder FOV grootte specificaties, waarmee het aannemelijk is dat dit moet gelden voor het totale imaging FOV wat in die tijd typisch in de orde van 40 cm lag.

Note 8: Rationale: de limiet is afgeleid van MR systeem specificaties van fabrikanten. Grote afwijkingen in de resonantie frequentie hebben tot gevolg dat de spoelen niet in hun optimale frequentiegebied functioneren. Sterke variabiliteit in resonantiefrequentie kan duiden op problemen in het RF-zend subsysteem.

Note 9: Rationale: voor de actielimiet is geen strikte eis, maar deze waarde is gebaseerd op ervaring met een aantal MR systemen in het VUmc. Bij kwantitatieve spectroscopie geldt de striktere specificatie.

Note 10: De afwijkingen zijn gespecificeerd in parts per million (ppm) t.o.v. het B_0 veld voor een fantoom met een diameter in de orde van grootte van het hoofd, dus 20-25 cm. Rationale: chemische verschuiving tussen water en vet is 3.5 ppm, en ook verstoringen van het veld door de patiënt liggen in de orde van 3-4 ppm. Daarbij is een 2 ppm verstoring van B_0 significant. Bij veel klinische protocollen wordt de lineaire term van de shim nog wel in vivo geoptimaliseerd. De AAPM [2] specificeert een typische waarde van 10 ppm over een bol met een diameter van 30-40 cm. Echter daarvoor moet je met een veel groter fantoom meten wat onhandig is voor een constantheidstest. Typische systeem specificaties van MRI systemen zijn momenteel ruim beter dan deze grenswaarde.

4. Beschrijving testen

4.1 SNR

Inleiding en rationale

De signaal-ruisverhouding (SNR) is een generieke parameter die door verschillende systeemonderdelen wordt bepaald. Het is een sensitieve parameter in MRI, afwijkingen in de orde van 5% kunnen systematisch gemeten worden. De absolute waarde van de SNR is sterk afhankelijk van de gebruikte scanparameters, het gebruikte fantoom (met name de RF belasting ervan) en het specifieke systeem waarop gemeten wordt. Systeem-parameters die de SNR beïnvloeden zijn:

- De RF-zendketen. Als het B₁-veld (ofwel het RF-veld) van de RF-spoel afwijkt, heeft de RF-puls effectief een andere fliphoek, waardoor de signaalsterkte zal veranderen. Hierbij kan er een koppeling zijn met de RF zender amplitude.
- De RF-ontvangstketen. Fouten in de RF-ontvangstspoel, voorversterkers en ADC kunnen leiden tot SNR-verlies.
- Fouten in het gradiëntstelsel kunnen leiden tot andere effectieve voxel grootte waardoor ook de SNR kan veranderen, zowel lager als hoger. Dit moet dan ook meetbaar zijn in de gemeten fantoom diameter.
- Door storing van andere RF-bronnen kan de ruis toenemen, waardoor ook de SNR verlaagt. Gelijksortig effect ontstaat in geval de kooi van Faraday een lek vertoont (RF-bronnen buiten de kooi).
- Door beperkte beelduniformiteit is deze meting gevoelig voor precieze plaatsing van het fantoom.
- Tenslotte beïnvloeden allerlei reconstructie parameters de SNR ook, zoals filtering van de ruwe data.

Omdat met name fouten in de RF-ontvangstspoel relatief vaak voorkomen, is de SNR bepaling een belangrijke test om verloop van de kwaliteit op te merken.

Klinische relevantie: Voor medische beeldvorming is het van belang te realiseren dat deze parameter direct de beeldkwaliteit beïnvloedt, met name in die MRI-protocollen waarbij de SNR al intrinsiek aan de lage kant is zoals o.a.: spectroscopie-toepassingen, fMRI, dynamische scans voor perfusie. De SNR bepaalt voor een belangrijk deel de detecteerbaarheid van kleine laag-contrast details.

Doelstelling categorie

Doelstelling:

- Deze test controleert een specificatie van een leverancier
- De test bepaalt een uitgangswaarde die daarna met een constantheidstest opnieuw bepaald kan worden.

Methode

De SNR van een MR-systeem in combinatie met een specifieke spoel kan op verschillende manieren bepaald worden:

- Door herhaalde meting, en signaal variatie per voxel te bepalen (Nema protocol).
- Door signaal in het fantoom en de ruis in de achtergrond buiten het fantoom te bepalen.
- Door een aparte ruis scan te maken zonder RF excitatie.

Afhankelijk van het MRI systeem kunnen bepaalde methodes wel of niet praktisch toepasbaar zijn.

SNR ruismeting door herhaalde meting

NEMA Procedure

Hierbij wordt de SNR bepaald door een scan direct te herhalen (een of meerdere malen). Het verschil tussen de twee opnames is een maat voor de ruis, dus door beeldsubstractie wordt een ruisbeeld verkregen. De NEMA definitie van SNR is:

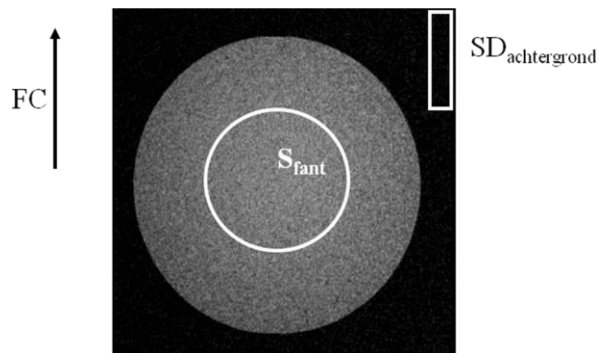
$$SNR_{NEMA} = (S1 + S2) / (ruis \times \sqrt{2})$$

met S1 en S2: gemiddelde pixel waarde van de ROI gepositioneerd in het centrum van het fantoom van beeld 1, respectievelijk beeld 2. Ruis is de standaarddeviatie van dezelfde ROI in het ruisbeeld.

Voordeel van deze methode: werkt ook bij parallel imaging.

Nadeel van deze methode: deze meting kan worden beïnvloed door de korte termijn systeem instabiliteit.

SNR ruismeting met ruisbepaling in de achtergrond



Figuur 4.1. SNR bepaling uit opname van homogeen fantoom. FC = fase coderingsrichting, S_{fantom} = gemiddelde pixelwaarde van ROI in fantoom, $SD_{\text{achtergrond}}$ = standaard deviatie van ROI in ruisbeeld.

De SNR wordt bepaald met de volgende formule:

$$SNR = 0.655 S_{\text{fantom}} / SD_{\text{achtergrond}}$$

Met S_{fantom} de gemiddelde pixel waarde van de ROI gepositioneerd in het centrum van het fantoom en $SD_{\text{achtergrond}}$ de standaard deviatie van een ROI in het ruisbeeld (achtergrond).

- ROI in fantoom elke keer op gelijke positie bepalen, om invloed in inhomogeniteit van het signaal te voorkomen.
- Achtergrond ROI plaatsen zodanig dat ghosting van het fantoom in de fase coderingsrichting (FC) niet bijdraagt tot de ruis in de ROI. Deze ROI niet te klein kiezen, minimaal 40 pixels.
- De standaard deviatie (SD) van achtergrond ROI bepalen.
- De factor 0.655 komt doordat de ruis bepaald wordt in een magnitude beeld, waardoor de werkelijke ruis onderschat wordt (ref Henkelman, "Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images", *Med.Phys* 12 (2) 1985).

Beperking van deze methode: in de MR reconstructie kan de ruis in de achtergrond gefilterd worden, waardoor aldaar niet meer een goede schatting is te maken van de ruis. Een controle hiervoor is dat in de achtergrond ROI de verhouding van mean/SD=1.91 is (in gebieden waar alleen ruis is vervalt de Rician-distributie in een Rayleigh-distributie waarvoor geldt dat de mean/SD gelijk is aan 1.91). De factor van 0.655 geldt alleen voor enkelvoudige RF spoelen en niet voor gecombineerde beelden van een phased array RF ontvangspoelen (ref C. D. Constantinides, E. Atalar, and E. R. McVeigh, "Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays," *Magn Reson Med*, vol. 38, no. 5, pp. 852–857, Nov. 1997.). Bij parallel imaging werkt deze methode niet meer doordat de ruis inhomogeen over het beeld wordt.

SNR ruismeting met aparte ruis opname

SNR kan ook bepaald worden door naast een standaard signaal opname een aparte ruis opname te verkrijgen. Door de scanner de opname te herhalen met gelijke setting van alle instellingen maar met een RF puls van 0° wordt een ruisbeeld verkregen.

$$SNR = \text{signaal} / \text{ruis}$$

met signaal: gemiddelde pixel waarde van de ROI gepositioneerd in het centrum van het fantoom van het beeld. Ruis is de standaard deviatie van dezelfde ROI in het ruisbeeld.

Beperking van deze methode: er moet op de scanner een mogelijkheid zijn om de RF puls eenvoudig op 0° te zetten bij gelijkhouding van alle andere waarden. Dit is niet op alle scanners mogelijk.

Van belang bij SNR meting is ook de loading van de spoel door het fantoom, dat bepaalt het ruis niveau. Bij sommige MR systemen wordt hiervoor gebruik gemaakt van een extra onderdeel, een loading ring, om dit te bereiken. Door te kijken naar de RF zender amplitude kan een loading verkregen worden die

vergelijkbaar is met een klinische studie. Dit is met name van belang om het effect van externe ruis bronnen te kunnen beoordelen. Als met een fantoom met een erg lage loading de meting wordt uitgevoerd dan kan deze externe ruisbron sterk worden overschat.

Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

Aanvullende en alternatieve controles

- Absolute SNR metingen zijn kritischer. Daarvoor is verder fantoom standaardisatie van belang. Het NEMA protocol (NEMA standards Publication MS 1-2008 Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging) geeft hiervoor richtlijnen. Echter dit gaat verder dan een constantheidtest.
- Als aanvullende meting geldt de SNR meting per apart spoel element voor een phased array ontvangst spoel. Afhankelijk van het MR systeem kunnen in de beeldreconstructie de MRI beelden van de afzonderlijke elementen van een phased array ontvangst spoel worden gegenereerd. Dit kost dan geen extra acquisitietijd. Het voordeel van SNR meting in afzonderlijke spoel elementen is dat je gevoeliger bent om fouten in een enkel RF ontvangstkanaal te vinden. Zeker bij spoelen met een groot aantal elementen kan een afwijking in een enkel element niet direct zichtbaar zijn in de globale SNR, maar wel een lokale SNR verlaging veroorzaken. Grotere effecten veroorzaken dan wel weer inhomogeniteitseffecten.

Valkuilen

- Het wordt afgeraden om het ruisniveau te meten in de voorgrond waar ook het signaalniveau wordt bepaald, omdat daar de standaard deviatie van de pixelwaarden mede afhankelijk is van al dan niet bedoelde inhomogeniteiten.
- Bij het bepalen van de ruis in de achtergrond is het belangrijk om de windowing zo in te stellen, dat de achtergrondruis goed kan worden onderscheiden van het zwarte gebied buiten het beeld.
- Met name bij gebruik van een flexcoil is een nauwkeurige positionering van belang voor een betrouwbaar meetresultaat.

Referenties

- Henkelman, "Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images", *Med.Phys* 12 (2) 1985.
- C. D. Constantinides, E. Atalar, and E. R. McVeigh, "Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays," *Magn Reson Med*, vol. 38, no. 5, pp. 852–857, Nov. 1997.
- NEMA standards Publication MS 1-2008 Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR), in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging, 2008.

4.2 Beeld uniformiteit

Inleiding en rationale

Beelduniformiteit is een maat voor het vermogen van het MRI systeem om een constant signaal te produceren over het gehele gescande volume van een homogeen object. Systeemparemeters die de beelduniformiteit beïnvloeden zijn:

- onbalans tussen de elementen van de RF-ontvangstspoel, of defecten in een RF-ontvangstspoel
- homogeniteit van het B₀-veld (Voor Gradient Echo (GE, ook bekend als (Fast) Field Echo, FFE) technieken, niet voor Spin Echo (SE) technieken)
- homogeniteit van het RF excitatie veld (B₁) van de RF zendspoel.

Op veel scanners zitten filters om de beelduniformiteit in postprocessing te verbeteren.

De beelduniformiteit is sterk afhankelijk van het spoelontwerp en verschilt daarmee sterk van spoel tot spoel. Absolute bepalingen zijn typisch onderdeel van het acceptatieprotocol.

Omdat met name fouten in de RF-ontvangstspoel relatief vaak voorkomen, is de bepaling van de beeld uniformiteit een belangrijke test om verloop van de kwaliteit op te merken. In combinatie met SNR meting van onafhankelijke spoel elementen is dit probleem goed vast te stellen.

Klinische relevantie: door slechte beelduniformiteit kan de SNR in delen van het beeld te laag worden waardoor het beeld deels niet meer diagnostisch is.

Doelstelling categorie

Doelstelling:

- Deze test controleert een specificatie van een leverancier
- De test bepaalt een uitgangswaarde die daarna met een constantheidstest opnieuw bepaald kan worden.
- De test is informatief voor de gebruiker.

Methode

Beelduniformiteit kan gemeten worden in dezelfde opname als de SNR opname, er is een fantoom nodig met homogeen signaal. De beelduniformiteit is een indicatie van de homogeniteit van het MRI signaal over het FOV en deze parameter wordt uitgedrukt als het verschil in signaalintensiteit ten opzichte van een gemiddelde pixel waarde.

De beeld uniformiteit kan op verschillende manieren berekend worden.

$$\text{Percentuele beeld uniformiteit} = 100\% \times [1 - (\text{maximum signaal} - \text{minimum signaal}) / (\text{maximum signaal} + \text{minimum signaal})]$$

(zie ACR manual pg 106)

Hierbij wordt een grote ROI gekozen afhankelijk van het fantoom en de gebruikte RF spoel. Om SNR invloeden te verminderen kan ook voor de maximum en minimum waarde van een bepaalde ROI grootte in de orde van 1 cm gekozen worden, of het beeld kan gefilterd worden met een laag-doorlaat filter om ruis te verminderen.

Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

Aanvullende en alternatieve controles

Als de uniformiteit niet goed is het zinvol de SNR te bepalen voor de verschillende spoелеlementen om te controleren of er een spoелеlement defect is.

NEMA gebruikt een iets andere definitie en noemt het integrale uniformiteit:

$$\text{Integral Uniformity} = (\text{Max pixel value} - \text{min pixel value}) / (\text{Max pixel value} + \text{min pixel value})$$

waar:

- Max pixel value: maximum pixel waarde in de specificatie ROI
- Min pixel value: minimum pixel waarde in de specificatie ROI

Het beeld wordt gefilterd om de invloed van ruis op de maximum en minimum pixel waardes te verminderen. De specificatie ROI is een cirkel.

Daarnaast is er een andere procedure d.m.v. een histogram (bij Philips Flood field uniformity genoemd).

- De gemiddelde pixelwaardes in het centrum (C) en een artefactvrije achtergrond (B) van ROI's op een referentiepositie R worden uitgerekend (waarbij R afhangt van het type spoel)
- De threshold T wordt gekozen als $10 \times B$
- Afhankelijk van de spoel is een histogram ROI gedefinieerd waarin het aantal pixels N_{tot} dat groter is dan T wordt bepaald
- Voor elke grijswaarde in de histogram ROI wordt de procentuele ratio uitgerekend als aantal pixel met die grijswaarde in de ROI gedeeld door N_{tot} .
- De uiteindelijk beelduniformiteit wordt uitgerekend aan de hand van de procentuele ratio's.

Valkuilen

Met name bij oppervlaktespoelen en als het fantoom dicht bij de spoel ligt is deze test is gevoelig voor fantoom positionering.

4.3 Ghosting

Inleiding en rationale

Met ghosting worden ‘spookbeelden’ bedoeld; MRI signaal in het beeld op locaties waar het niet vandaan komt. Dit kunnen hele duidelijke kopie beelden van het originele beeld zijn, maar ook signaal met veel minder structuur. Doordat dit proces al in de ruwe complexe data optreedt, kan het in het standaard magnitude MRI beeld zich zowel uiten als een hoger of lager signaal afhankelijk van de fase van het ghost signaal t.o.v. het eigenlijke MRI signaal ter plekke.

- Ghosting wordt gemeten in een projectie lijn van het beeld buiten de fantoomgrenzen. Hierdoor is het ghost signaal altijd positief in het magnitude beeld.
- Ghosting in de fasecoderingsrichting is o.a. een indicatie voor systeeminstabiliteit op gebied van zowel RF als gradiënten.
- Ghosting in de frequentiecoderingsrichting is een indicatie voor problemen met constantheid van de frequentiecoderingsgradiënt. Dus een maat voor de stabiliteit op korte termijn. Deze kan verminderd zijn door slechte eddy current compensatie afregeling (zie bijlage 1).
- Tenslotte kunnen specifieke ghosts ontstaan, door verkeerde afregeling van de fase van de kwadratuur elementen in de RF zender of ontvangstspoelen.
- Ook beweging van ferromagnetische voorwerpen ten tijde van de MRI scan, zoals een lift in de buurt van de magneet, kan leiden tot ghosting in de fasecoderingsrichting.

Omdat het ghosting niveau erg gevoelig kan zijn voor kleine afwijkingen in de afregeling van systeemcomponenten zoals gradiënt-timing, eddy-current compensatie, en RF zender en ontvangstspoelen, is dit een belangrijke test om verloop van de kwaliteit op te merken. Aangezien ghosting in de fasecoderingsrichting voortkomt uit instabiliteit over verschillende excitaties en ghosting in de frequentiecoderingsrichting uit instabiliteit t.o.v. aansluitende datasamples, is in het algemeen de ghosting in de fasecoderingsrichting groter dan in de frequentiecoderingsrichting.

Klinische relevantie: bij ghosting is er sprake van MRI signaal op locaties waar het niet vandaan komt. Ghosting artefacten kunnen de interpretatie van beelden en/of diagnose beïnvloeden.

Doelstelling categorie

Doelstelling:

- Deze test controleert een specificatie van een leverancier
- De test is informatief voor de gebruiker.

Methode

Ghosting kan gemeten worden in dezelfde opname als de SNR opname. Voorwaarde is wel dat het FOV van de opname groter is dan het fantoom, zodat ROIs gezet kunnen worden buiten het fantoom. De intensiteit van het ghostsignaal wordt gemeten in de (rechthoekige) ROI's links en rechts van het fantoom en boven en onder van het fantoom voor bepaling van de afzonderlijke ghostingniveau's in zowel frequentie- als fasecoderingsrichting.

Percentueel signaal ghosting = $100\% \times \frac{|\text{Ghost signaal} - \text{Ruis niveau}|}{2 \times \text{gemiddeld signaal fantoom}}$, met:

- gemiddeld signaal: signaal in grote ROI in centrale deel van het fantoom
- ghost signaal: signaal in ROI in de achtergrond naast het fantoom in frequentie respectievelijk fase coderingrichting.
- ruis niveau: intensiteit in de achtergrond buiten de projectie richtingen van het fantoom, dus in een hoek van het beeld.

Deze definitie komt uit het ACR protocol, ACR manual pg 106.

Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

Valkuilen

Bij het bepalen van de ruis in de achtergrond is het belangrijk om de windowing zo in te stellen, dat de achtergrondruis goed kan worden onderscheiden van het zwarte gebied buiten het beeld.

Referenties

MRI Quality Control Manual, ACR, 2004, pg 106

(<https://shop.acr.org/Default.aspx?TabID=55&ProductId=731499117>)

4.4 Beeldartefacten

Inleiding en rationale

Veel mogelijke oorzaken. Zie bijvoorbeeld:

<http://revisemri.com> of <http://www.mritutor.org/mritutor/artifact.htm> voor voorbeelden met uitleg.

Omdat allerlei problemen, inclusief relatief veel voorkomende problemen zoals defecten in een RF ontvangstspool, kunnen leiden tot artefacten, is dit een belangrijke test om verloop van de kwaliteit op te merken. Juist bij een constantheidsmeting heb je een goed beeld ter referentie uit de acceptatiemetingen.

Klinische relevantie: beeldartefacten kunnen de interpretatie van beelden beïnvloeden wat kan leiden tot een onjuiste diagnose.

Doelstelling categorie

Doelstelling:

- Deze test controleert een specificatie van een leverancier
- De test bepaalt een uitgangswaarde die daarna met een constantheidstest opnieuw bepaald kan worden.
- De test is informatief voor de gebruiker.

Methode

De beelden moeten visueel beoordeeld worden op beeld artefacten. Sommige artefacten zullen ook zichtbaar zijn in de SNR of ghostingsmeting, maar dat hangt natuurlijk sterk van het artefact af. Bij sommige artefacten kan het zinvol zijn om de intensiteit van het artefact te bepalen. Deze is uit te drukken als de intensiteit (artefact in de achtergrond) of de intensiteitsafwijking (artefact in het fantoom) gedeeld door tweemaal de signaalintensiteit in het fantoom.

Percentueel artefact niveau =

$$100\% \times \frac{|\text{Artefact intensiteit} - \text{Omgevingsintensiteit}|}{(2 \times \text{gemiddeld signaal fantoom})},$$

met:

- gemiddeld signaal: signaal in grote ROI in centrale deel van het fantoom
- artefact niveau: intensiteit in ROI waar het artefact is.
- omgevingsintensiteit: intensiteit rondom het artefact.

Grenswaarden

Niet van toepassing. Zie paragraaf 3.5, note 5.

Valkuilen

- Automatische analyse van dit item is lastig. Sommige beeldartefacten zullen leiden tot afwijkingen in SNR, homogeniteit of de ghost meting. Echter andere artefacten zijn visueel duidelijk, maar zullen in die metingen niet zichtbaar zijn.
- Bij het bepalen van de ruis in de achtergrond is het belangrijk om de windowing zo in te stellen, dat de achtergrondruis goed kan worden onderscheiden van het zwarte gebied buiten het beeld.

4.5 Fantoom diameter [x,y,z]

Inleiding en rationale

De gemeten diameter van het fantoom in x-, y- en z-richting geeft een indicatie van de geometrische nauwkeurigheid van het systeem; met name het verloop van de output van de gradiëntversterkers. Voor geometrische nauwkeurigheid is ook de spatiële lineariteit van de gradiëntspoel van belang, dit is meer een ontwerp specificatie van de gradiëntspoel en wordt bij acceptatie metingen doorgemeten. Onderdelen van de beeldvormende keten die deze parameter kunnen beïnvloeden zijn:

- nauwkeurigheid kalibratie van de magnetische gradiënten
- nauwkeurigheid van de lineariteit van de magnetische gradiënten in de fase coderingsrichting.

Dit zijn de parameters die evt. kunnen verlopen en met een constantheidstest dus gemonitord kunnen worden. Bij acceptatie en systeem upgrades moeten eventueel uitgebreidere metingen aan geometrie worden gedaan. Bij toepassing voor radiotherapie kan het bij acceptatiemeting zinvol zijn om te werken met een groot fantoom en groter FOV. Zie hiervoor bijlage 6. Bij constantheidsmetingen check je met name de stabiliteit en afregeling van de gradiëntversterker, dat is goed met een standaard hoofdfantoom te bepalen.

Klinische relevantie: deze parameter is met name van belang voor beeldvorming t.b.v. stereotactische toepassingen en radiotherapie, waarbij nauwkeurige positionering cruciaal is. Daarnaast is deze parameter in morfologische wetenschappelijke studies van belang waarbij kleine volumetrische veranderingen van anatomische structuren over de tijd worden vervolgd.

Doelstelling categorie

Doelstelling:

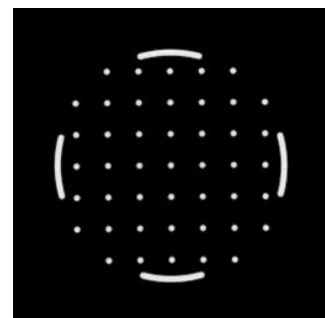
- Deze test controleert een specificatie van een leverancier
- De test is informatief voor de gebruiker.

Methode

De fantoom diameter is een eenvoudige maat voor de spatiële lineariteit en geometrische vervorming in de beelden die door een MRI systeem worden geproduceerd.

Eenzijds kan de fantoom diameter van een fantoom worden bepaald in de 3 oriëntaties, om de 3 orthogonale gradiëntsystemen te testen.

Dezelfde parameter en meer kan bepaald worden door een meer gedetailleerde bepaling van de spatiële lineariteit. Hiervoor kan een fantoom worden gebruikt met meerdere discs zoals in figuur 4.2 is te zien. Hiermee kan deze parameter in 2 richtingen gelijk bepaald worden. Hierbij is de differentiële lineariteit = $100 \times ((\text{gemeten afstand} / \text{werkelijke afstand}) - 1)$ (NEMA definitie).



Figuur 4.2. Deel van het ACR fantoom voor bepaling van geometrische nauwkeurigheid.

Volgens Philips quality procedure:

- Voor elke disc in het beeld wordt de horizontale en verticale verschuiving ten opzichte van de bekende positie in het fantoom gemeten
- De differentiële lineariteit van elk paar van naastgelegen discs wordt bepaald:
- De grootte van het fantoom in horizontale en verticale richting wordt bepaald.

Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

Valkuilen

- Bij het analyseren van de beelden op een ander systeem dan de scanner is het belangrijk om te controleren of de pixelgrootte van de scan wordt meegenomen in de bepaling van de gemeten afmeting.

- Deze test is gevoelig voor fantoom positionering. Afhankelijk van de vorm van het fantoom ben je minder of meer gevoelig voor fantoom positionering. Het voordeel van een bol fantoom is dat niet verkeerd gedraaid geplaatst kan worden, anderzijds moet het beeldvlak wel weer precies op het goede niveau liggen. Een cilinder fantoom heeft het voordeel dat als het parallel aan het B0 magneetveld wordt geplaatst dat er geen vervorming is door inhomogeniteit van het magneetveld. In de praktijk blijkt dat om dit nauwkeurig reproduceerbaar te kunnen doen een cilinder met een goede houder voor de gebruikte RF spoel een vereiste is.

4.6 Resonantie Frequentie

Inleiding en rationale

De resonantiefrequentie van het signaal wordt bepaald door de sterkte van het B_0 -veld; verloop van deze parameter is dus een indicatie voor het verloop van het B_0 -veld. Een aantal processen zorgen ervoor dat de sterkte van het B_0 -veld kan veranderen:

- cryogeen-verdamping
- thermische of mechanische veranderingen die leiden tot veranderingen in stroomdichtheid in de magneet
- shim-veranderingen
- energieverlies door beweging van ferromagnetische voorwerpen in de buurt van de magneet (lange termijn verloop)
- aanbrengen van grote ferromagnetische voorwerpen in de omgeving van het MRI systeem.

Klinische relevantie: sterk verloop van de resonantiefrequentie heeft invloed op de gevoeligheid van het systeem, bij grote veranderingen wordt het zichtbaar als een lagere SNR omdat je buiten het optimale bereik van de RF ontvangspoelen komt. Bij korte termijn veranderingen, tijdens een MRI acquisitie, kan het leiden tot ghosting. De variatie van deze parameter is in de praktijk niet groot. Bij automatische analyse van de QC kan deze parameter eenvoudig worden meegenomen aangezien hij in de DICOM header staat, en geen extra acquisitietijd vereist. Bij handmatige analyse is de kosten/baten verhouding onvoordelig.

Doelstelling categorie

Doelstelling:

- Deze test controleert een specificatie van een leverancier
- De test bepaalt een uitgangswaarde die daarna met een constantheidstest opnieuw bepaald kan worden.

Methode

Deze parameter wordt door het systeem standaard bepaald bij elk onderzoek. Hiervoor zijn verschillende meetmethodes zoals: de piek frequentie uit een spectrale MRI meting, frequentie bepaling door middel van minimale RF reflectie bij een RF zender frequentie sweep. In de DICOM header staat de resonantiefrequentie vermeld in veld (0018,0084). Deze parameter kan bepaald worden uit de SNR opname.

Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

4.7 RF zender amplitude

Inleiding en rationale

Dit is een maat voor de stabiliteit van het RF zend systeem van de MR scanner, zowel de RF versterker, klein signaal vorming in het tijdsdomein, Digital Analog Converter (DAC), kabels, PIN diodes, en connecties t/m de zend RF spoel. Het geeft de sterkte van de RF output weer om tot een 90° excitatie hoek te komen (met een vaste RF puls duur). Deze parameter is afhankelijk van de RF loading door het fantoom. Verloop van deze parameter wordt in eerste instantie gecompenseerd omdat bij elke patiënt opnieuw de sterkte van de RF puls wordt gekalibreerd. Wanneer door sterk verloop deze kalibratie buiten het bereik van de RF zend versterker gaat lopen heeft dit invloed op de effectieve excitatiehoek. Primair heeft dit invloed op SNR (GE technieken zijn hier gevoeliger voor de SE technieken), maar daarnaast heeft het ook invloed op plakdikte en plakpositie. Bij versterking d.m.v. een RF vacuümbuis is er sprake van verloop over de tijd. Deze kan worden geherkalibreerd. Een snelle verandering van de RF-zend amplitude over de tijd geeft een indicatie dat de levensduur van de buis bijna bereikt is. Modernere halfgeleider RF versterkers hebben dit gedrag niet meer.

Klinische relevantie: een te grote afwijking van deze parameter heeft invloed op de SNR, welke voor een belangrijk deel de detecteerbaarheid van kleine laag-contrast details bepaalt. Tevens kan bij sterk verloop hiervan problemen optreden bij met name zware patiënten, en kunnen dan artefacten ontstaan die je het gebruikte fantoom niet direct waarneemt. Direct verloop van deze parameter is niet groot, maar door het gemak waarmee hij gemonitord kan worden op de meeste systemen wordt deze meegenomen in de constantheidstest. De variatie in deze parameter is in de praktijk niet groot. Echter bij automatisch analyse van de QC kan deze parameter eenvoudig worden meegenomen gezien hij in de DICOM header staat, en geen extra acquisitietijd vereist. Voor systemen waar deze parameter niet gemakkelijk kan worden gemonitord (bijv. Philips), kan monitoring van deze parameter achterwege worden gelaten, gezien bij handmatige analyse de kosten/baten verhouding onvoordelig is.

Doelstelling categorie

Doelstelling:

- De test is informatief voor de gebruiker.

Methode

Deze parameter wordt door het systeem standaard bepaald bij elk onderzoek. Meestal als maat voor vereist RF vermogen om een 90° excitatie harde puls te creëren. Soms staat deze waarde in een privaat DICOM veld vermeld, maar het is geen verplichte DICOM parameter. Dit kan bepaald worden bij de SNR opname. Als de waarde niet in de DICOM parameters is opgeslagen, kan deze vaak in de logfile of in een gebruikersmenu op de scanner gevonden worden.

Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

4.8 Shim

Inleiding en rationale

Shimmen van het systeem is het optimaliseren van de homogeniteit van het B₀-veld, ofwel de uniformiteit van het B₀-veld over het gescande volume. De homogeniteit wordt gebruikelijk uitgedrukt in 'parts per million' (ppm) van het magneetveld binnen een volume (vaak een bol, soms een cylinder). Systeemparameters die van invloed zijn op de shimming zijn:

- nauwkeurigheid van het B₀-veld van de magneet
- aanwezigheid van grotere ferromagnetische materialen in de omgeving van de magneet, of kleine ferromagnetische materialen in de magneet.
- effectiviteit van active shim-coils of passive shim-strips

De bepaalde waarde is shim Peak-to-Peak:

$$\text{Shim Peak-to-Peak [ppm]} = 10^6 \times (\max B_0 - \min B_0) / \text{mean } B_0.$$

Deze parameter kan sterk worden beïnvloed door een lokale verstoring. De homogeniteit van de shim uitgedrukt in een Root-Mean-Square (RMS) waarde van meerdere metingen over een volume is hiervoor minder gevoelig:

$$\text{Shim Root-Mean-Square [ppm]} = 10^6 \times \sqrt{\sum_{x,y,z} B_0(x,y,z)^2 / \text{Volume}}$$

Specificaties van MRI systemen zijn meestal RMS waarden in uitgedrukt. Echter omdat dit constantheidsmetingen betreft, is de Peak-to-Peak waarde voldoende, daarnaast wordt met een relatief klein fantoom (t.o.v. het image FOV) gemeten waardoor de eis dat ook de Peak-to-Peak variatie klein moet zijn reëel is.

Klinische relevantie: wanneer een systeem niet goed geshimd is kunnen geometrische vervormingen optreden, beelduniformiteit en SNR wordt slechter bij GE technieken, en vetonderdrukking d.m.v. spectrale technieken wordt moeilijker. MR spectroscopie is nog de meest gevoelige techniek hiervoor; slechte shim leidt tot verbreding van de spectrale pieken.

Voor systemen waar deze parameter niet gemakkelijk zelf kan worden gemonitord (bijv. Philips), moet de gebruiker zelf een kosten/baten afweging maken om deze parameter te monitoren. Of hij laat deze parameter monitoren door de fabrikant.

Doelstelling categorie

Doelstelling:

- Deze test controleert een specificatie van een leverancier
- De test is informatief voor de gebruiker.

Methode

De homogeniteit van het B₀-veld, de shim, kan op verschillende manieren bepaald worden [2]:

- een spoiled GE meting met verschillende echotijden
- door een interferentiebeeld van spin echo (SE) en stimulated echo (STE)
- door lijnbreedte van het totale signaal

Bij shim metingen moet je er bewust van zijn dat de scanner op patiëntniveau een extra shim kan uitvoeren, zowel de lineaire als soms ook een hogere orde shim. Afhankelijk van de fabrikant en het protocol wordt deze wel of niet geactiveerd. Zo mogelijk moet de shim parameter in het scanprotocol worden uitgezet, maar dit is niet op alle systemen mogelijk.

Een spoiled GE met verschillende echotijden

Bij een spoiled GE opname is de signaal fase afhankelijk van het locale B₀-veld. Een map van het B₀-veld is te maken door 2 opnames te maken met een verschillende echotijd in de orde van 5 ms, met reconstructie van fase beelden. Op basis van het fase-verschil tussen de 2 beelden kan een B₀-map berekend worden. Verder uitleg zie AAPM report No. 6 [2].

Voordeel: een kwantitatieve B_0 -map wordt verkregen, die eenvoudig automatisch is te analyseren. Nadeel: fase reconstructies niet altijd beschikbaar.

Door een interferentiebeeld van SE en STE

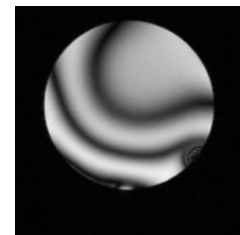
Een beeld van de B_0 inhomogeniteit kan ook verkregen worden door een opname te maken waarbij het signaal een combinatie is van het Spin Echo (SE) signaal en het gestimuleerde echo (STE) signaal. Afhankelijk van het locale veld zijn deze 2 signalen in fase en tellen ze op, of zijn ze in tegenfase waardoor signaal uitdoving ontstaat. Door variatie in het B_0 -veld ontstaan er interferentie lijnen in het beeld (zie figuur 4.3). Door variatie van tijd tussen de RF pulsen (TE wordt hiervoor gebruikt) is de gevoeligheid van de meting te variëren. Deze methode vereist een speciale puls-sequentie (zie bijv. bijlage 3).

Een maat voor de variatie van het B_0 -veld over het fantoom wordt verkregen door het aantal wit-wit overgangen in het beeld te tellen. Het aantal ppm's van één kleurwisseling (bijvoorbeeld wit naar wit) in het plaatje staat voor:

$$\delta B_{\text{wit-wit afstand}} = \frac{1}{\gamma B_0 TE}$$

Hierin staat γ voor de gyromagnetische verhouding (MHz/T), B_0 voor de sterkte van het magneetveld (Tesla), δB voor het aantal ppm's per lijn en TE de gebruikte echotijd in seconden. Door verschillende TE's te nemen kunnen er beelden met verschillende lijndichtheden gemaakt worden.

Voordeel: snelle visuele beoordeling is mogelijk. Nadeel: automatische analyse is lastiger, en het vereist een speciale puls-sequentie die niet beschikbaar is op alle MR systemen.



Figuur 4.3. Shim bepaling aan de hand van B_0 map.

Door lijnbreedte van het totale signaal

Deze methode gebruikt een spectroscopische maat voor de veld homogeniteit. Hierbij wordt de FWHM (Full Width at Half Maximum) van een non-selectieve FID (Free Induction Decay) gebruikt. De verkregen FID geldt voor het hele volume van het gebruikte fantoom, en komt dus meer overeen met de Shim RMS waarde dan met de Shim Peak-to-Peak waarde.

Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

Valkuilen

- Om de meting gevoelig te maken voor B_0 variaties van het systeem is het belangrijk om de shim-parameter van het scanprotocol uit te zetten, zodat er geen specifieke shim correctie wordt uitgevoerd voor de scan, en met de default shim instellingen wordt gemeten.
- Bij de analyse van de B_0 -map kan het systeem een B_0 waarde rapporteren die geen rekening houdt met fase-wraps. In dat geval moeten de fase-wraps handmatig worden meegenomen in de berekening van de Peak-to-Peak waarde.
- Om een B_0 -map te maken op basis van 2 fase beelden met verschillende echotijd, moet het systeem geen fase-correctie per beeld toepassen, soms is zo'n fase correctie, of echo shift correctie geïmplementeerd en kan je deze niet uitzetten.

Bijlage 1: Afkortingen en begrippen

Afkorting	Betekenis
ACR	American College of Radiology
a.u.	arbitrary units
CF	Center (resonance) Frequency
DAC	Digital Analog Converter
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DQA	Daily Quality Assurance
FID	Free Induction Decay
EPI	Echo Planar Imaging
fMRI	Functional MRI
FoV	Field of View
FWHM	Full Width at Half Maximum
GE	Gradient Echo (ook wel (F)FE – (Fast) Field Echo)
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MRS	Magnetic Resonance Spectroscopy
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
PIQT	Periodic Image Quality Test
ppm	parts per million
QA	Quality Assurance
QC	Quality Check
RF	RadioFrequentie
RMS	Root-Mean-Square
ROI	Region Of Interest
SD	Standaard Deviatie
SE	Spin Echo
SNR	Signal-to-Noise Ratio / Signaal-Ruis verhouding
SPT	System Performance Tool
STE	STimulated Echo
TG	Transmitter gain

Begrip	Betekenis
Eddy current compensatie	Eddy currents zijn stromen die opgewekt worden door verandering van het magnetisch veld, en daarmee weerstand bieden aan de verandering van het magnetisch veld. Hierdoor wordt het effectief aan- of uitschakelen van een gradiëntveld vertraagd. Om dit te compenseren wordt tijdens aan- en uitschakelen van het gradiëntveld de stroomsterkte aangepast.
Kwadratuur element	Een B ₁ veld of RF signaal heeft twee spatiële orthogonale componenten (X en Y), beiden loodrecht op het B ₀ veld (Z). Om zo efficiënt mogelijk het B ₁ veld te genereren dan wel het RF signaal te meten wordt voor ieder van beide orthogonale componenten een apart spoелеlement gebruikt, met onderling orthogonaal gevoeligheidsprofiel. De combinatie van deze twee orthogonale spoелеlementen heet een kwadratuur element.
Loading	De belastingsweerstand die een RF spoel tijdens het genereren van een B ₁ veld ondervindt van het object dat in het B ₁ veld ligt.
Frequentie sweep	Het doorlopen van een continue reeks aan frequenties.
Harde puls	Een blok RF-puls die niet frequentie specifiek is, en overal in homogene deel van de RF zend spoel een gelijke excitatiehoek creëert.
Flood field uniformity	De uniformiteit van de signaalintensiteit in de afbeelding van een homogeen fantoom.

Bijlage 2: Generiek protocol met directe offline data analyse

Dit protocol sluit aan bij het ACR 2004 protocol.

Fantoom

Generiek MR fantoom: ACR fantoom (zie [3.5 Fantoom](#)). Een kleine speciale strip voor positionering van het fantoom in de RF spoel kan nodig zijn voor eenduidige positionering (zie figuur B2.2). Dit protocol kan ook gescand worden op een ander fantoom, zoals een bolfantoom van de MR firma (behalve qua fantoom diameter, daarvoor is een cilindrisch fantoom beter), echter de automatische beeldanalyse zal dan aangepast moeten worden aan zo'n specifiek fantoom.



Figuur B2.1. ACR fantoom

Spoel

MR hoofdspoel

Scanner

Dit protocol is getest op GE scanner (HDxt), Siemens scanner (Avanto, Sonata) en een Philips scanner (Intera).

Tabel B2.1. QA testen generiek protocol.

Criteria	Opmerkingen	Scan nummer (zie onder)
SNR gecombineerd beeld [a.u.]	automatische analyse	4
SNR ongecombineerd beeld [a.u.]	automatische analyse	4
Beelduniformiteit [%]	automatische analyse	3
Ghosting freq coderingsrichting [%]	automatische analyse	4
Ghosting fase coderingsrichting [%]	automatische analyse	4
Beeldartefacten	visueel te inspecteren	3
Fantoomdiameter [x,y,z]	automatische analyse	2, 3
Resonantiefrequentie [MHz]	automatische analyse	3
RF zender amplitude [a.u.]	automatische analyse	3
Shim [ppm]	sterk afhankelijk van type scanner	5

MR acquisitie protocol

Bij het voor de eerste keer opstellen van de acquisitieprotocollen, is enige ervaring met het userinterface van de MRI scanner nodig. Gebruik voor constantheidsmeting steeds exact hetzelfde protocol.

Scan #1

Localizer scan met sagittaal, coronaal en transversaal beeld.

Scantijd: ca. 7 s.

Deze scan is om de volgende scan goed op te kunnen plannen.



Figuur B2.2. ACR fantoomhouder met hoofdspoel.

Scan #2

Mid-sagittale spoiled (d.i. T1w) GE scan

Scantijd: ca. 12 s.

Instellingen: TR 20 ms, TE ca. 4.5 ms, fliphoek 25°, plakdikte 10 mm, FoV 250x250 mm, matrix 512x512, fase codering H-F met 2° tot 4° in-plane rotatie (om op sub-pixel niveau de fantoomlengte te kunnen bepalen), 1 plak. Geometrische correctie aan.

Scan #3

Transversaal multi-slice T1-SE

Scantijd: ca. 2.5 min.

Gepland loodrecht op scan 2.

Instellingen: TR 500 ms, TE 20 ms, fliphoek 90°, plakdikte 5 mm, FoV 256x256 mm, matrix 256x256, fase codering L-R, 11 plakken, plakafstand 10 mm, geen parallel imaging (zoals SENSE of GRAPPA). Geometrische correctie aan.

Scan #4

Transversaal single-slice T1-SE

Scantijd: ca. 2.5 min.

Gepland op het homogene waterdeel van het fantoom.

Instellingen: TR 500 ms, TE 20 ms, fliphoek 90°, plakdikte 5 mm, FoV 256x256 mm, matrix 256x256, ontvangst bandbreedte orde 130 Hz/pixel, fase codering L-R. Geen parallel imaging (zoals SENSE of GRAPPA). Hierbij reconstructie optie aan om de aparte beelden van enkele spoel elementen te verkrijgen, indien deze optie beschikbaar is. Zonder geometrie correcties, zover dat mogelijk is (*anders evt. ROI positie in de analyse in de hoeken aanpassen*).

Deze scan (#4) is voor de SNR meting. SE omdat GE SNR ook van de shim afhankelijk is. Redelijk grote voxels voor voldoende SNR in de meting, waardoor de fout in de SNR beperkt is. Verder een basale T1 gewogen SE die klinisch ook veel gebruikt wordt.

Scan #5

Shim map in transversale vlak, gelijk aan scan #4. Dit kan met een B₀ map m.b.v. een spoiled GE meting met 2 verschillende echotijden (verschil van echotijd in orde van 5 ms) met reconstructie van fase beelden. Standaard kan dit op Philips en Siemens systemen (met oudere Siemens systemen is een fMRI optie noodzakelijk) en met aanpassing op GE.

Beeldanalyse

De beeldanalyse van het ACR fantoom is geïmplementeerd in de WAD software. Voor andere fantomen is deze module ook te configureren, maar nog niet getest. Via DICOM protocol moeten de beelden naar een centrale server met een DICOM ontvanger verstuurd worden. Vanuit hieruit worden beelden automatisch doorgegeven naar een analyse programma geschreven in Matlab. Hier worden automatisch de volgende parameters bepaald, en in een database ingevuld:

- **Resonantie frequentie** uit de DICOM header, veld (0018,0084) uit serie #3.

- **RF zender amplitude** uit de DICOM header, uit serie #3. Veld fabrikant specifiek GE (0019,1094), Siemens (0024,1020 hierin zit het gehele protocol met ook o.a. deze parameter), bij Philips is deze parameter niet beschikbaar in de header.

- **SNR** bepaald op basis van acquisitie #4, voor de gehele spoel en per spoel element, waarbij SNR als volgt is gedefinieerd:

$$SNR = 0,655 \times \frac{Mean ROI_{signaal}}{SD ROI_{ruis}}$$

Eerst wordt de rand van het fantoom bepaald m.b.v. rand detectie en elliptische fitting. De ROI voor het gemiddelde signaal is ingesteld met een diameter van 15 cm, gecentreerd in het fantoom. Ruis ROI's (7x7 mm) zijn geplaatst in de 4 hoeken. Zie ook figuur B2.3.

- **Ghosting**, gedefinieerd als:

$$Percentuele\ signaal\ ghosting = 100\% \times \frac{|Ghost\ signaal - Ruis\ signaal|}{(2 \times gemiddeld\ signaal)}$$

(zie ACR manual pg 106)

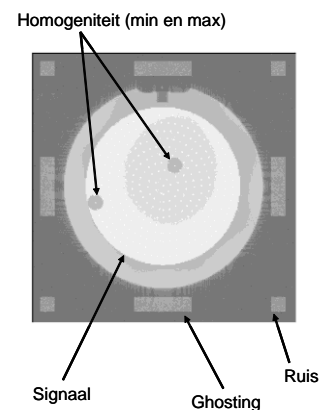
Ghosting ROI met rechthoek van 28x7 mm (zie figuur B2.3).

- **Beeld uniformiteit**, gedefinieerd als:

$$Percentuele\ beelduniformiteit = 100\% \times \frac{1 - (max\ signaal - min\ signaal)}{(max\ signaal + min\ signaal)}$$

(zie ACR manual pg 106)

Maximum en minimum signaal bepaald in een 1.5 cm diameter ROI binnen de grote gemiddelde signaal ROI ook gebruikt voor SNR bepaling, zie figuur B2.3.



Figuur B2.3. ROI instellingen op transversaal fantoombeeld

- **Fantoom diameter [x,y,z]**

M.b.v. rand detectie en elliptische fitting wordt in een transversaal beeld de horizontale (X) en de verticale (Y) diameter van het fantoom bepaald uit serie 3) De lengte van het fantoom (Z) wordt bepaald in een sagittaal beeld van serie 2), m.b.v. rand-detectie gevolgd door een Radon transformatie. De Radon transformatie maakt de analyse ongevoelig voor in-plane draaiing. Deze kleine in-plane draaiing van het beeld t.o.v. het fantoom is bewust gemaakt zodat sub-pixel sampling van de fantoomrand mogelijk is.

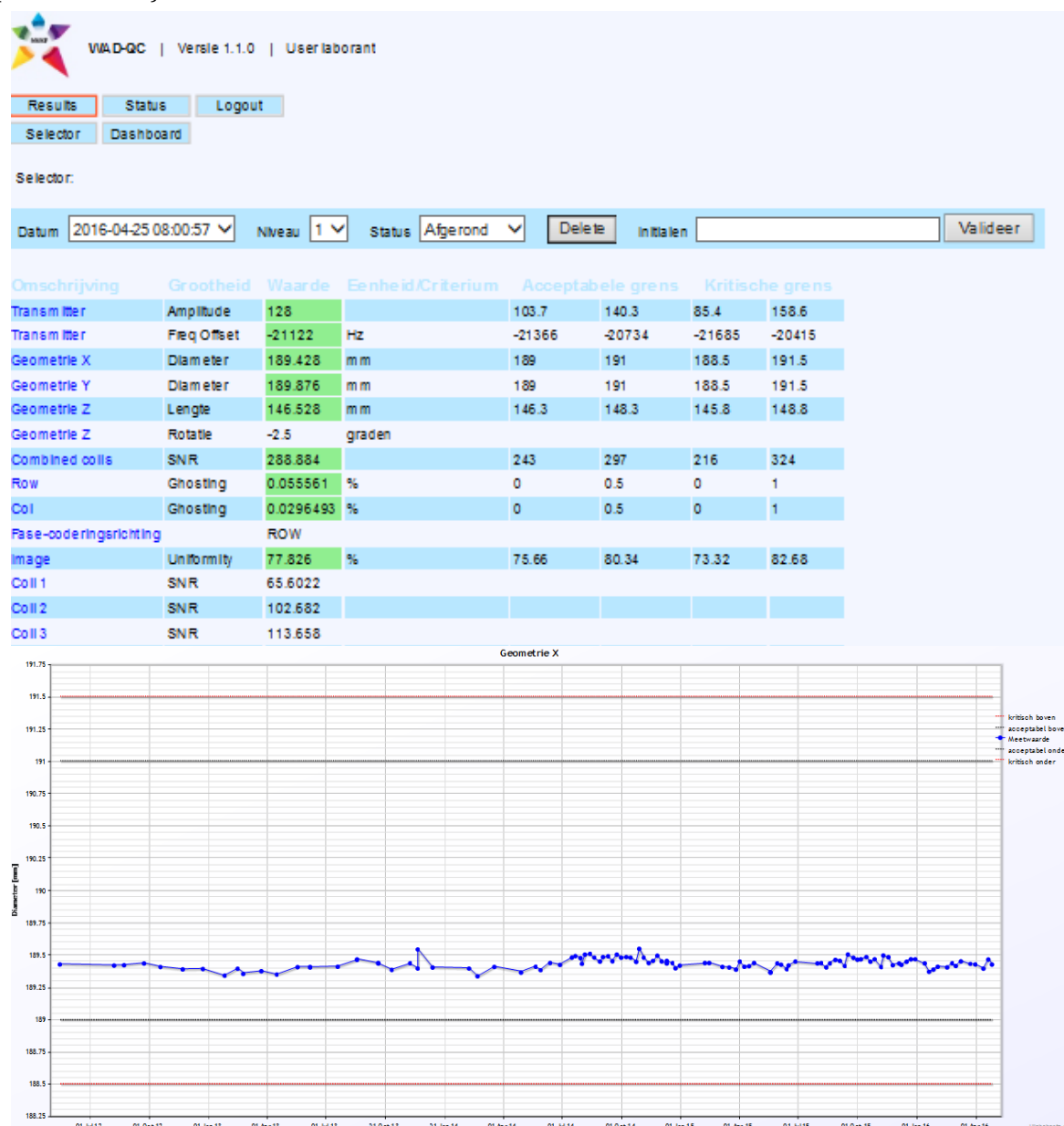
- **Shim**

Analyse van de B_0 map

$$Shim [ppm] = 10^6 \times \frac{\max B_0 - \min B_0}{\text{mean } B_0}$$

Hiervoor wordt de maximale en de minimale waarde van B_0 bepaald over een ROI die ingesteld is op 95% van de fantoom diameter, waarna de verticaal bovenste 20% (in diameter) van de ROI afgekap is met een rechte lijn i.v.m. een luchtbel die bovenin het fantoom kan zitten.

Als de resultaten automatisch worden geanalyseerd door de WAD software, zijn de resultaten t.o.v. actie limiet en historisch verloop via een webserver te bekijken vanaf elke PC (zie figuur B2.4). Deze DICOM ontvanger, beeldanalyse, database, en webviewing set-up is ontwikkeld in de BVT QC software werkgroep (zie referenties).



Figuur B2.4. Voorbeeld van resultaten overzicht gegenereerd door de WAD software, met bijbehorende grafiek van verloop van de resultaten in de tijd.

Referenties

- JPA Kuijer, E Kist, MBM Hofman. Protocol for Regular Quality Control of MRI Scanners in a Clinical Setting. Proceedings ISMRM 18, 5074, 2010.
- MRI Quality Control Manual, ACR, 2004.
- WAD software: <https://nvkf.nl/nl/wiki/wad-software-home>

Bijlage 3: Protocol op Siemens MR systemen

Dit protocol licht toe welke mogelijkheden er voor QC worden gefaciliteerd binnen het systeem van Siemens. Hierbij wordt onderscheid gemaakt tussen de mogelijkheden met Service Key en de mogelijkheden als gebruiker zonder Service Key. Tabel B3.1 geeft een overzicht van de verschillende parameters voor constantheidstesten en de bijbehorende Siemens (Customer) QA testen.

Tabel B3.1. QA testen van SIEMENS voor verschillende criteria.

Criteria	(Advanced) User login ¹	Service Key login
SNR gecombineerd beeld [a.u.]	Customer QA: Coil check	QA: Coil check
SNR ongecombineerd beeld [a.u.]	Customer QA: Coil check	QA: Coil check
Beelduniformiteit [%]	<i>Uit losse scan, handmatige analyse</i>	QA: Coil check (Body)
Ghosting freq coderingsrichting [%]	<i>Uit losse scan, handmatige analyse</i>	QA: Calculation Artefacts
Ghosting fase coderingsrichting [%]	<i>Uit losse scan, handmatige analyse</i>	QA: Calculation Artefacts
Beeldartefacten	<i>Uit losse scan, visuele analyse</i>	<i>Uit losse scan, visuele analyse</i>
Fantoomdiameter [x,y,z]	<i>Uit losse scan, handmatige analyse</i>	QA: Gradient Sensitivity
Resonantiefrequentie [MHz]	<i>Uit usermenu bij standaard scan</i>	QA: BC Tuning Check
RF zender amplitude [a.u.]	<i>Uit usermenu bij standaard scan</i>	QA: RF Verify BC
Shim [ppm]	<i>Uit losse scan, handmatige analyse</i>	QA: Shim Check

¹Om de logfiles te kunnen raadplegen moet als advanced user ingelogd worden.

Mogelijkheden MRI QC zonder servicekey

Dit protocol licht toe welke mogelijkheden er voor QC worden gefaciliteerd binnen het systeem van Siemens voor gebruikers zonder servicekey.

Doelstelling

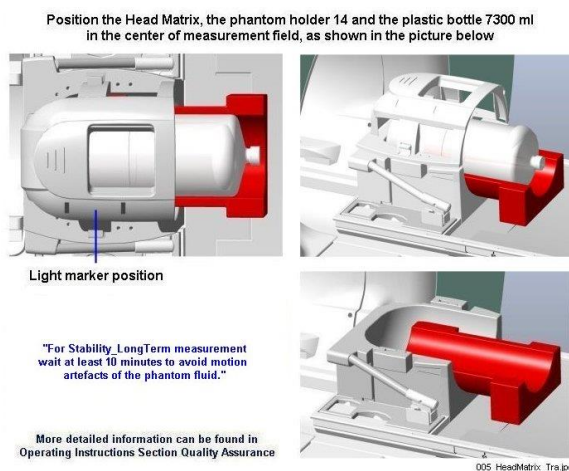
Met de testen zoals beschreven in tabel B3.1 worden geleidelijke veranderingen in de prestaties van een Siemens MRI scanner, die van invloed zijn op de beeldkwaliteit gesignaleerd. Dit protocol is niet geschikt voor gevoelige toepassingen zoals radiotherapie en navigatie. Daarvoor is het fantoom en de fantoom positionering niet nauwkeurig genoeg.

Scanner

Siemens Magnetom Avanto

Fantoom

Plaats het Siemens MR fantoom in de bijbehorende fantoomhouder (zie figuur B3.1). De software geeft per test aan welk fantoom en welke fantoomhouder vereist zijn.



Figuur B3.1. Voorbeeld van fantoom opstelling in Siemens scanner met plastic flesfantoom en fantoom houder nummer 14.

Spoel

MR hoofdspoel plaatsen en aansluiten.

Procedure

Onderstaand is voor de verschillende parameters beschreven hoe deze op een Siemens systeem zonder service key uitgevoerd kunnen worden.

SNR

Start QA modus, selecteer hiervoor:

Options > Service > Customer QA > Head Matrix

Selecteer "Coil check", initieer met "Go" (scanduur 5 min.)

Bij een succesvolle scan verandert de button 'To Do' achter de Coil Check in 'Done'.

Hiermee kan de signal-to-noise ratio worden bepaald. De resultaten worden weggeschreven in een log-file. De logfiles worden lokaal opgeslagen en zijn terug te vinden onder (na inloggen als advanced user):

c:\MedCom\service\html\seso\sitedb\log\QA\Customer\Headmatrix\SfpCoilCheckLocalCoils

De naamgeving van de logfiles heeft de volgende conventie: "QA_YYYY_MM_DD-HHMMSS.htm".

Open de meest recente logfile. Noteer de **Brightness en S/N Ratio's** voor de verschillende spoel elementen.

De bijbehorende beelden zijn terug te vinden onder de folder GFX



Figuur B3.2. Voorbeeld van beelden behorend bij de spoeltest

Resonantiefrequentie en RF zender amplitude

Voer vervolgens een normale scan buiten het service menu uit; gebruik hiervoor het volgende protocol:

Exam-Explorer>Siemens>SequenceRegion > Service Sequences > DefaultProtocols> sn (scantijd 1:18)

Na uitvoeren van de scan kan het protocol nogmaals worden geopend om informatie over de scan te vinden. Selecteer hiervoor:

tabblad system > tabblad Transmitter/Receiver

Noteer **Frequency** 1H (MHz), dit is de resonantiefrequentie

Noteer **Ref. amplitude** 1H (V), dit is RF zender amplitude van een 'harde' 90° RF puls.

Beelduniformiteit

Bepaal in een ROI die 1,5 cm binnen het fantoom valt de maximum en minimum signaalintensiteit (deze wordt automatisch gegeven bij een ROI).

$$\text{Percentuele beelduniformiteit} = 100\% \times \frac{1 - (\max \text{signaal} - \min \text{signaal})}{(\max \text{signaal} + \min \text{signaal})}$$

Fantoom diameter

De fantoom diameter is ongeveer 16 cm. Zet voor deze meting in het viewing window Center op 400 (lower spec van de Brightness) en Window op 1.

Meet vervolgens handmatig de diameter met de Distance tool. Doe dit zowel RL als AP.

Ghosting

Voor de handmatige ghosting analyse, zie het generiek protocol (bijlage 2).

Shim

Voer vervolgens een scan uit; gebruik hiervoor het volgende protocol:

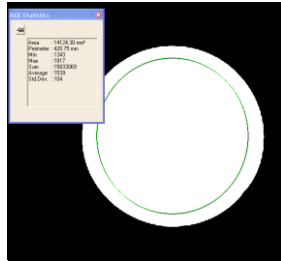
Exam-Explorer>Siemens>SequenceRegion > Service Sequences > DefaultProtocols> field (scantijd 1:19)

Gebruik een TE van 120 ms.

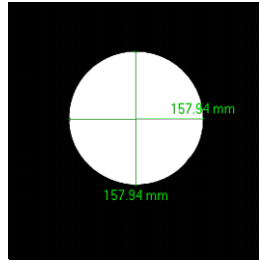
Noteer het aantal kleurwisselingen (bijvoorbeeld wit naar wit) in het beeld.

Referenties

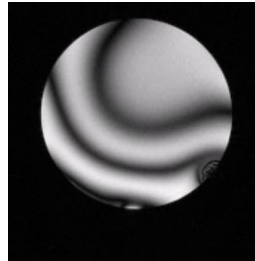
Operating instructions, Magnetom family (Version syngo MR B13)



Figuur B3.3. Meting van de beelduniformiteit.



Figuur B3.4. Meting van de fantoom diameter.



Figuur B3.5. Bepaling van de shim.

Mogelijkheden MRI QC met servicekey

Dit protocol licht toe welke mogelijkheden er voor QC worden gefaciliteerd binnen het systeem van Siemens voor gebruikers met service key.

Het gebruik van service levels voor fabrikant QA testen moet alleen worden uitgevoerd door opgeleid personeel!

Technisch is het geen probleem om service keys op verschillende levels uit te geven. De lijst met onderstaande criteria voor QC testen behoeven waarschijnlijk een service level 4 (minimaal). Met dit service level hebben mensen toegang tot de systeem instellingen en daarom is het onveilig om deze toegang aan niet opgeleide medewerkers door te geven. Zonder service key kunnen we alleen de customer QA (SNR en uniformiteit) metingen uitvoeren. De andere QA testen moeten door een opgeleide laborant of klinisch fysicus worden uitgevoerd.

Coils, fantomen en houders

Er moeten standaard Siemens MR fantomen gebruikt worden. De informatie over fantomen, coils en houders wordt voor iedere test weergegeven.

Procedure

Start QA, selecteer de benodigde testen (zie figuur B3.6).



Figuur B3.6. Tune up en QA testen.

Bij een succesvolle scan verandert de button 'To Do' in 'Done'.

Resultaten

De resultaten worden weggeschreven in een html-file. De html-files worden lokaal opgeslagen en zijn terug te vinden onder (na inloggen als advanced user);

`c:\MedCom\service\html\seso\sitedb\log\QA\...`

De naamgeving van de logfiles heeft de volgende conventie: "QA_YYYY_MM_DD-HHMMSS.htm" of "oldhtmlqa_YYYY_MM_DD-HHMMSS.htm".

Open de meest recente logfile. Voorbeelden van de QA testen zijn hieronder weergegeven. Deze resultaten kunnen ook opgeslagen worden in pdf bestanden.

SNR

QA test: Coil check

Noteer de Brightness en S/N Ratio voor de verschillende spoелеlementen.

Brightness/SN Measurement

	Value	Low Spec	High Spec
SN protocol	CP_Body_Array_B01_B02_Sag		
SN	59.0	48.0	
Brightness	355	200	800

Beeld uniformiteit

QA test: Coil check

De resultaten van de testen zijn te vinden in: oldhtmlqa_YYYY_MM_DD-HHMMSS.htm

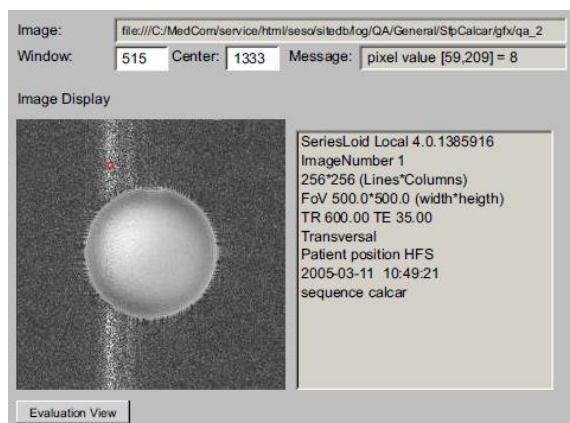
Inhomogeneity Results					
SN protocol	Hor		Ver		Int
Body_Sag	17.4%	< 25%	28.7%	< 35%	29.7%

Ghosting freq coderingsrichting/ Ghosting fase coderingsrichting

QA test: Calculation Artefacts (deze tool is niet op alle systemen beschikbaar).

De Calculation Artefacts (CalcAr) QA procedure wordt gebruikt om de sterkte van artefacten (ofwel signaal intensiteiten *buiten* de afbeelding van het fantoom) te kwantificeren. Artefacten in MR beelden kunnen worden veroorzaakt door verscheidene mechanismen. Gradient tekortkomingen (instabiliteit, non-lineariteit, 50/60Hz storingen) of RF instabiliteiten kunnen bijvoorbeeld periodieke blurring of ghosting veroorzaken in de fasecoderingsrichting.

Calcar is een SE sequentie met twee echo's die wordt gescand in alle drie de plak orientaties in het iso-centrum (slice shift = 0). De transversale orientatie wordt eerst uitgevoerd, gevolgd door de sagittale meting en de coronale meting. (Let op: voor de sagittale plak orientatie wordt de Z-gradiënt gebruikt als fasecoderingsgradiënt.)



Figuur B3.7. Calculation Artefacts test

Resultaten:

Artifacts_for_Transversal

	Value	Low Spec	High Spec	Unit
slice shift 1	0.000			mm
Transversal_Artifact_Echo1	1.112	0.000	2.000	%
slice shift 2	0.000			mm
Transversal_Artifact_Echo2	1.092	0.000	3.000	%

Artifacts_for_Sagittal

	Value	Low Spec	High Spec	Unit
slice shift 1	0.000			mm
Sagittal_Artifact_Echo1	0.282	0.000	2.000	%
slice shift 2	0.000			mm
Sagittal_Artifact_Echo2	0.476	0.000	3.000	%

Artifacts_for_Coronal

	Value	Low Spec	High Spec	Unit
slice shift 1	0.000			mm
Coronal_Artifact_Echo1	0.521	0.000	2.000	%
slice shift 2	0.000			mm
Coronal_Artifact_Echo2	0.846	0.000	3.000	%

Beeldartefacten

QA test: Calculation Artefacts visueel te inspecteren, zie informatie hierboven en figuur B3.7.

Fantomdiameter

QA test: Gradient Sensitivity

Grad Sens Phantom Diameter

	PhaseEnc				ReadOut				Average				Deviation Read/Phase			
	Value	Low Spec	High Spec	Unit	Value	Low Spec	High Spec	Unit	Value	Low Spec	High Spec	Unit	Value	Low Spec	High Spec	Unit
Diameter X	239.7	236.0	244.0	mm	239.6	236.0	244.0	mm	239.7	236.0	244.0	mm	0.1	0.0	5.0	mm
Diameter Y	241.0	236.0	244.0	mm	240.1	236.0	244.0	mm	240.5	236.0	244.0	mm	0.9	0.0	5.0	mm
Diameter Z	240.3	236.0	244.0	mm	239.1	236.0	244.0	mm	239.7	236.0	244.0	mm	1.2	0.0	5.0	mm

Resonantiefrequentie

QA test: BC Tuning Check

Reflection

	Frequency (at Minimum)				Factor (at Minimum)				Phase (at System Freq.)			
	Value	Low Spec	High Spec	Unit	Value	Low Spec	High Spec	Unit	Value	Low Spec	High Spec	Unit
0 deg	63.76	63.50	63.90	MHz	0.20	0.00	0.40		-43.03			deg
90 deg	63.79	63.50	63.90	MHz	0.19	0.00	0.40		-40.12			deg
Delta	30.0	-150.0	150.0	kHz								

RF zender amplitude

QA test: RF Verify BC

RF Verify Measurement

	Value
Input Voltage	781.02 V
Output Voltage	791.42 V
Calculated Power	12527.0 W

Shim

QA test: Shim Check

Field terms

	Value	Low Spec	High Spec	Unit
Bpp	1.68	0.00	3.00	ppm
Brms	0.14	0.00	0.40	ppm

Bijlage 4: Protocol op Philips MR systemen

Op Philips systemen kan een Periodic Image Quality Test (PIQT) worden uitgevoerd. In de Philips SPT Quality Manual staat de volledige beschrijving van de PIQT, deze bijlage geeft een kort overzicht van de onderdelen van een PIQT.

Fantoom

De PIQT wordt uitgevoerd met een cilindrisch fantoom met een diameter van 200 mm (head phantom) in de sense head 8 coil, zie Figuur B4.1. Het fantoom is Philips-specifiek en wordt standaard bij een MRI-systeem geleverd.

Uitvoering

Het scannen en evalueren van de beelden gebeurt automatisch en kost ongeveer 15 minuten. De protocollen voor de PIQT zijn beschikbaar in de protocollen folder Philips→Phantom studies→PIQT. Vergelijkbare tests worden beschreven voor verschillende spoelen en deze kunnen middels een batch file uitgevoerd worden.

Het Philips systeem kent een gewone gebruiker (*MRUser*) en een gebruiker met meer privileges (*gyrotest*). De kliniek scant altijd als gewone gebruiker. Iedere gebruiker kan de PIQT uitvoeren, maar het resultaat van de test is als gewone gebruiker standaard niet altijd volledig in te zien, ook niet als onderdelen falen (!). De Service Engineer kan dit aanpassen en de juiste rechten instellen zodat de gebruiker de resultaten wel kan inzien. Het is afhankelijk van het systeem en de gebruikersrechten of 1) de resultaten en 2) de signalering voor gefaalde onderdelen (o.b.v. Philips specificaties) wel of niet worden getoond. Vaak moet er als gebruiker met meer privileges worden ingelogd om het meetrapport en de specificaties te zien. Dit maakt het vaak erg moeilijk om als gewone gebruiker het resultaat van een PIQT te beoordelen.



Figuur B4.1. Philips hoofdfantoom met sense 8 head coil.

Flood Field Uniformity

Date

Tue, 26 May 2015 10:03:47

List Type

MRL with SPEC

Applied Verification File(s)

S: t15r2v6l3_03_l19_nt.spec, C: t15r2v6l3_03_l13_nt.cust

Field Strength

T15

Release

2.6.3

Gradient Chain

Nova

Gradient Amplifier

274-D

Gradient Coil

Watercooled2

Gradient Switchbox

None

Magnet

F2000

RF Amplifier

S23_64

Tested by

-

Order

-

Patient	PIQT			PIQT
Scan_Name	QA1H.MS.SE			QA2H.MS.FE
Scan_Date	11-05-2015			11-05-2015
Scan_Time	12:35			12:40
Coil_Type	NT			NT
Bw/Pixel	218.84			217.01
Trans_Q	202			204
Drive	0.95			0.95
RF_Factor	1.15			1.15
Rec_Q	38	S31 - 39	38	S31 - 39
Req_Att	12.35			0
Scan_Seq	SE			FFE
Off_oen_dist	7.22			7.22
Central_freq	63876252			63876252
Image_Type	M			M
Slice_No	3	3	2	
Echo_No	1	2	1	
Dyn_Scan_No	1	1	1	
Dist_sel	7.22	7.22	7.22	
Echo_Time	30	100	15	
SNR_Factor	3.5	2.62	2.41	
Meas_Ok	OK			OK
Verify_Ok	NOT OK			NOT OK
S/N (C)	89.7	64.57	56.39	
S/N (B)	88.38 *	83.82 * S > 68	88.92 * S > 64	
B/sd(B)	1.86	1.87	1.89	
Art_Level	0.17	0.93	0.4	
Int_Unif	5.38	6.02	7.94	
T/C-20	3.61 S < 6	3.21 S < 6	3.13 S < 6	
C-20/C-10	0.37 S < 2	0.38 S < 2	0.38 S < 2	
C-10/C+10	73.81 * S > 92	71.18 * S > 92	88.8 * S > 92	
C+10/C+20	22.21 * S < 2	25.23 * S < 2	26 * S < 2	
C+20/Max	0.01 S < 2	0 S < 2	1.69 S < 2	
Rad 10%	78.13 * S > 92	74.58 * S > 92	85.43 * S > 92	
Rad 20%	96.63	96.63	87.89	

Figuur B4.2: voorbeeld van (een deel van) PIQT rapport waarbij verschillende testonderdelen buiten de vereiste range vallen en rood-gearceerd worden weergegeven.

Resultaten

Na het uitvoeren van een PIQT kan een meetrapport worden gegenereerd waarin de automatisch bepaalde meetresultaten worden weergegeven en getoetst aan de specificaties van Philips. Het PIQT rapport bestaat uit vier onderdelen (overeenkomstig met de vier secties van het fantoom): Flood Field Uniformity (FFU), Spatial Linearity (SPL), Slice Profile (SLP) en Spatial Resolution (SPR). Zie Figuur B4.2 voor een voorbeeld van (een deel van) een PIQT rapport met afwijkende waarden. In de WAD software is een module geschreven om de resultaat files van de PIQT test in te lezen op de Wadserver database.

Tabel B4.1 geeft een overzicht van parameters die voor constantheidstesten van belang zijn. De meeste parameters volgen rechtstreeks uit de automatische analyse van de PIQT, maar voor enkele parameters is een aanvullende scan en/of handmatige beoordeling nodig.

Tabel B4.1. QA testen van PHILIPS voor verschillende criteria.

#	Onderdeel	Fantom-sectie	PIQT parameter	Toelichting
1	Signaal ruis verhouding, gecombineerd beeld [a.u.]	FFU	S/N(B)	Gebruik de S/N(B) waarde van de 1 ^e SE (eerste kolom)
2	Beelduniformiteit (Flood field uniformity) [%]	FFU	Int_Unif	Gebruik de Int Unif waarde van de 1 ^e SE (eerste kolom)
3	Ghostingsniveau [%]	FFU	Art_Level	Gebruik de Art Level waarde van de 1 ^e SE (eerste kolom)
4	Beeldartefacten	FFU	Niet in PIQT	Visuele beoordeling van PIQT beelden op ghosting, lines, zippers en andere artefacten.
5	Geometrische nauwkeurigheid (Spatiële lineariteit)	SPL	Hor_diff_av Ver_diff_av	Dit zijn de gemiddelde afwijkingen van de posities in de discs in horizontale en verticale richting en deze waarden zijn het gevoeligst voor afwijkingen in de geometrische nauwkeurigheid.
6	Resonantie-frequentie [MHz]	nvt	Central_freq	
7	RF zender amplitude [a.u.]	nvt	RF_factor	
8	Shim [ppm]	nvt	Niet in PIQT	Uit losse scan (B ₀ map), handmatige analyse

Onderstaand wordt per parameter uit Tabel B4.1 weergegeven hoe deze volgens de Philips procedure wordt bepaald, of –indien de parameter niet uit de PIQT volgt- hoe deze parameter handmatig bepaald kan worden. In plaats van gebruik te maken van de automatische PIQT analyse kan er ook voor worden gekozen om de PIQT beelden zelf te analyseren volgens de NEMA procedure, zie paragraaf 4.1.

Signaal ruis verhouding

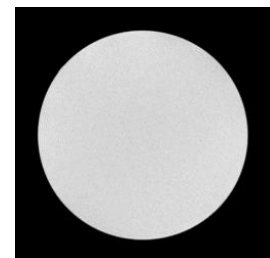
Philips procedure:

De SNR wordt uitgedrukt als signaalruisverhouding ten opzichte van het centrum (SNR(C)) en signaalruisverhouding ten opzichte van de achtergrond (SNR(B)), welke worden gedefinieerd als:

- $SNR(B) = 0.655 \times R / SD(B)$
- $SNR(C) = 0.655 \times R / SD(C)$

waarbij geldt dat:

- B: background
- C: center
- R: gemiddelde pixel waarde van een ROI op een referentie positie (hangt af van type spoel)
- SD(B): standaard deviatie van pixel waarden van een ROI in een “ghost-free” gedeelte van het beeld; 0.655: correctie factor (zie paragraaf 4.1, SNR)



Figuur B4.3: MR beeld waarop SNR wordt bepaald.

Op sommige systemen laat het PIQT rapport ook de SNR voor het ongecombineerde beeld (aparte spoелеlementen) zien.

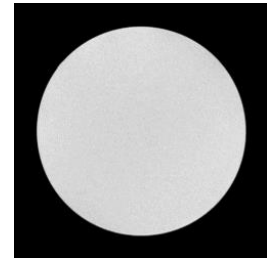
Beelduniformiteit (Flood Field Uniformity)

De flood field uniformity is een indicatie van de homogeniteit van een MRI systeem en deze parameter wordt uitgedrukt als het verschil in signaalintensiteit ten opzichte van een gemiddelde pixel waarde.

Philips procedure:

De beelduniformiteit wordt bepaald door een histogrammethode:

- De gemiddelde pixelwaardes in het centrum (C) en een artefactvrije achtergrond (B) van ROI's op een referentiepositie R worden uitgerekend (waarbij R afhangt van het type spoel)
- De threshold T wordt gekozen als $10 \times B$
- Afhankelijk van de spoel is een histogram ROI gedefinieerd waarin het aantal pixels N_{tot} dat groter is dan T wordt bepaald
- Voor elke grijswaarde in de histogram ROI wordt de percentuele ratio uitgerekend als aantal pixels met die grijswaarde in de ROI gedeeld door N_{tot} .
- De uiteindelijke beelduniformiteit wordt uitgerekend aan de hand van de percentuele ratio's.



Figuur B4.4: MR beeld waarom beeld-uniformiteit wordt bepaald.

De waarde Int_Unif is een maat voor de integrale uniformiteit (waarvoor geldt: hoe lager hoe beter), gedefinieerd als:

$$Int_Unif = \frac{Max - Min}{Max + Min} \times 100\%$$

Met Max en Min respectievelijk de maximale en minimale pixelwaarde in de ROI. Let op: dit is een andere definitie dan in paragraaf 4.2.

Ghosting (en andere beeldartefacten)

Het niveau van ghosting wordt automatisch bepaald in de PIQT aan de hand van het FFU deel van het fantoom. De mate van ghosting wordt percentueel uitgedrukt in de parameter *artefact_level* (*art_level*) en wordt gedefinieerd als:

$$Artifact_level = \frac{Gost\ signaal - B}{C} \times 100\%$$

Definitie B en C zie hierboven. Let op: dit is een andere definitie dan in paragraaf 4.3

Daarnaast wordt geadviseerde de PIQT beelden op te slaan en visueel te inspecteren op ghosting, lines, zippers en andere artefacten.

Geometrische nauwkeurigheid (Spatiële lineariteit)

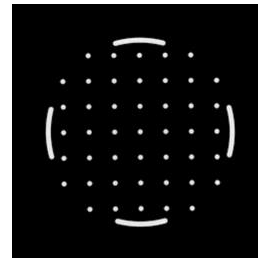
De spatiële lineariteit geeft een indicatie van de geometrische vervorming in de beelden die door een MRI systeem worden geproduceerd. Voor het bepalen van de spatiële lineariteit wordt een gedeelte van het PIQT fantoom gebruikt dat een array van 45 discs bevat (zie figuur B4.5).

Volgens Philips procedure:

- Voor elke disc in het beeld wordt de horizontale en verticale verschuiving ten opzichte van de bekende positie in het fantoom gemeten
- De differentiële lineariteit van elk paar van naastgelegen discs wordt bepaald:
Differentiële lineariteit = $100 \times ((\text{gemeten afstand} / \text{werkelijke afstand}) - 1)$
- De grootte van het fantoom in horizontale en verticale richting wordt bepaald.

Uit de gemeten verschuivingen en differentiële lineariteit worden de volgende parameters bepaald:

- Average value of shifts
- Standard deviation of shifts
- Maximum shift towards the right/ upwards
- Maximum shift towards the left/ downwards
- Average of differential linearity
- Standard deviation of differential linearity values
- Maximum value of differential linearity
- Minimum value of differential linearity
- Distance between the outer discs on the horizontal axis
- Distance between the outer discs on the vertical axis
- Nema spatial linearity



Figuur B4.5: MR beeld waarop geometrische nauwkeurigheid wordt bepaald.

In het PIQT rapport wordt de geometrische nauwkeurigheid beschreven aan de hand van verschillende parameters, waaronder de parameters *Hor_diff_av* en *Ver_diff_av*. Deze parameters beschrijven respectievelijk de horizontale en de verticale differentiële lineariteit; een maat voor de geometrische nauwkeurigheid. De deviatie in afstand tussen 2 dots is als volgt gedefinieerd:

Deviation in percentage:

$$\delta(i) = \frac{\Delta d(i)}{d} \times 100\% = \frac{Hs(i) - Hs(i + 1)}{25} \times 100\%$$

waarbij $Hs(i)$ de positie van dot(i) in het beeld is, gegeven in mm.

Average deviation:

$$a = \frac{\sum \delta(i)}{38}$$

Standaard deviation:

$$sd = \frac{\sum (\delta(i) - a)^2}{37}$$

Met max H en min H respectievelijk de maximale en minimale waarde van $\delta(i)$. Vergelijkbaar voor de verticale lineariteit: a, sd, max V en min V.

Resonantiefrequentie en RF zender amplitude

- Resonantiefrequentie (F_0) en RF zender amplitude worden weergegeven in het PIQT rapport. Resonantiefrequentie wordt in het rapport aangeduid als *Central_Freq* en de RF zender amplitude wordt aangeduid als *RF_factor*. Waarbij *RF_factor* is gedefinieerd als:

$$RF_factor = \frac{actual_RF_drive_scale \times \sqrt{Q_trans}}{ref_RF_drive_scale \times \sqrt{Q_reference}}$$

Op sommige systemen wordt de *RF_factor* niet weergegeven, maar wel de *RF_drive* en *Q_trans*. Deze zouden dan gezamenlijk gemonitord kunnen worden.

- Alternatief: Resonantiefrequentie (F_0) en RF zender amplitude (forward power at amplifier) zijn bovendien beschikbaar in verschillende tabbladen (F_0 , resp. VSWR of RCU) van het datamonitoring tool, dat op te vragen is via het usermenu Examination → Datamonitoring.

Shim

Controle van de Shim zit niet in de PIQT test. De shim kan gecontroleerd worden middels handmatige analyse van een B0-map. Voor het maken van een B0-map is echter een Clinical Science Key nodig.

Bijlage 5: Protocol op GE MR systemen

Tabel B5.1. QA testen van GE voor verschillende criteria.

Criteria	Test op GE systeem
SNR gecombineerd beeld [a.u.]	Onderdeel van de Daily Automated Quality Assurance (DAQA) test, automatische analyse
SNR ongecombineerd beeld [a.u.]	Multicoil RCV test (test van de receiver kanalen van de multicoil) alleen te doen met service key.
Beelduniformiteit [%]	Uit losse scan, handmatige analyse
Ghosting frequentiecoderingsrichting [%]	Scan onderdeel van de DAQA, handmatige analyse.
Ghosting fasecoderingsrichting [%]	Onderdeel van de DAQA test, automatische analyse
Beeldartefacten	Uit losse scan, visueel te inspecteren
Resonantiefrequentie [MHz]	Onderdeel van de DAQA test, automatische analyse
RF zender amplitude [a.u.]	Transmitter gain; onderdeel van de DAQA test, automatische analyse
Shim [ppm]	Large volume shim test, alleen te doen met service key
Fantomdiameter [x,y,z]	Onderdeel van de DAQA test, automatische analyse

Voor de Daily Automated Quality Assurance (DAQA) test binnen de SPT test kan gebruik gemaakt worden van een Top Level Test bolfantoom (TLT bol, figuur B5.1) die past in de hoofdspoel, of evt. een Daily Quality Assurance cilinderfantoom (DQA-III, figuur B5.2). Voor het bolfantoom is een cirkelvormige houder beschikbaar waarmee het fantoom op de juiste plaats in de spoel wordt gelegd. Scantijd en processing tijd zijn ongeveer 5 à 12 minuten.

Deze test meet:

- Resonantie frequentie
- Gradient kalibratie, gelijk aan de fantoom diameter
- SNR
- Ghosting

Scanner

De kwaliteitstesten die beschreven zijn in deze bijlage zijn gebaseerd op GE Discovery 3.0T MR systemen met R25 software. Voor oudere releases is de uitvoering van de kwaliteitstesten vergelijkbaar.



Figuur B5.2. Het GE DQA-III cilinderfantoom voor QC



Figuur B5.1. GE 8 kanaals hoofdspoel met GE Top Level Test bol-fantoom voor QC

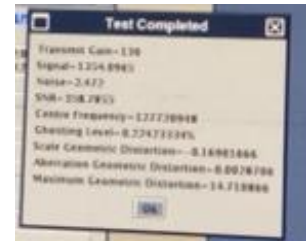
Meetprotocol

- Kies een nieuwe patiënt in de 'Scan Desktop'. Vul in 'geservice' als patiënt-ID en 50kg als patiëntgewicht.
- Kies een 3-plane 'localizer' van de protocollenboom.
- Maak de scan, en kies 'End Exam.'
- Ga naar de 'Service Desktop' en kies de 'Image Quality' Tab van de 'Service Browser'.
- Kies 'Daily Automated Quality Assurance Tool'.
- Nu zijn er 2 mogelijkheden, "Ghosting Level and Geometric Accuracy" of "SNR": de eerste optie voert zowel ghosting en geometrie tests als een SNR meting uit en duurt ongeveer 12 minuten; de laatste voert alleen een SNR meting uit en duurt ongeveer 5 minuten.
- Ghosting Level and Geometric Accuracy: Selecteer deze optie, klik Start en bevestig de juiste coil en het juiste fantoom, en bevestig daarna fantoom plaatsing en landmark. Het systeem maakt nu 3 scans van elk scanvlak en 1 axial noise image, en berekent daaruit center (resonantie) frequentie in Hz (CF), transmitter gain [a.u] (TG), SNR, ghosting in [%] en geometric accuracy (CF, TG, en SNR uit de transversale scan, geometrische nauwkeurigheid uit de combinatie van transversale, coronale en sagittale scans). Deze getallen worden in een popup window gepresenteerd (zie figuur B5.4).

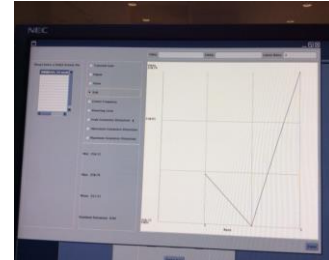


Figuur B5.3. De Image Quality Tab van de Service Browser

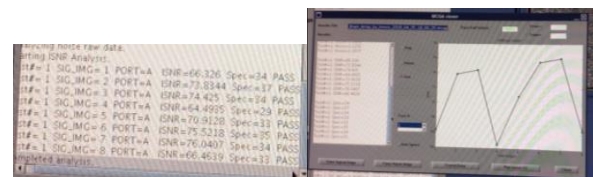
- SNR: Deselecteer de optie Ghosting Level and Geometric Accuracy, klik Start en bevestig de juiste coil en het juiste fantoom, en bevestig daarna fantoom plaatsing en landmark. Kies het gewenste scanvlak en klik Start. Bevestig fantoom plaatsing en landmark. Het systeem berekent uit de gemaakte scan de SNR, TG, en CF voor dit scanvlak, resultaten worden in een popup window gepresenteerd.
- Van meetresultaten van de huidige en eerdere metingen zijn ook grafieken beschikbaar in de Trend Viewer (zie figuur B5.5).
- Onder de 'Image Quality' Tab van de 'Service Browser' is tevens de Multi-Coil QA Tool beschikbaar voor het testen van de SNR in de ongecombineerde beelden. De resultaten per kanaal worden getoond en vergeleken met de specificatie (zie figuur B5.6). Deze test duurt ongeveer 5 minuten.
- Met de Multi-Coil QA Viewer kunnen eerder gemeten testresultaten worden bekeken (zie figuur B5.6).
- Large Volume shim is met service key te vinden onder 'calibrations (in de service browser)/calibration tools / LV shim'. Kies alhier de optie 'test' anders pas je de shim waarden direct aan. Gebruik het grote GE shim fantoom in de scanner; dit fantoom is erg groot en zwaar en niet geschikt voor frequente QC metingen.



Figuur B5.4. Popup window met testresultaten



Figuur B5.5. Trend Viewer met grafiek van SNR metingen



Figuur B5.6. Multi-Coil QA Tool met testresultaten (links) en Multi-coil QA Viewer met verloop van testresultaten in de tijd (rechts).

Analyse

- Voor de geometrische nauwkeurigheid worden 3 getallen gegeven:
 - Scale Geometric Distortion (GD): het relatieve verschil tussen het gemiddelde van acht metingen van de radius in het beeld en de werkelijke radius van de bol (8.5 cm) (eenheidsloze fractie): $SGD = \frac{\langle R_{meting\ i} \rangle - R_{werkelijk}}{R_{werkelijk}}$
 - Aberration GD: de relatieve standaard deviatie van de acht metingen van de radius in het beeld (eenheidsloze fractie): $AGD = \frac{\sigma(R_{meting\ i})}{R_{werkelijk}}$
 - Maximum GD: het maximale verschil tussen de metingen van de radius in het beeld en de werkelijke radius van de bol (mm): $MGD = \max(R_{meting\ i} - R_{werkelijk})$
- Het ghosting niveau wordt als volgt bepaald:
 - Als de SNR (S/N) ≥ 100 is, is de ghosting waarde G/S. Echter bij een SNR < 100 wordt de waarde (G-N)/S weergegeven.
 - De 'ghost' (G) is de gemiddelde waarde van het signaal in een vierkant van een 25 pixel ROI (5x5 pixels) in het gebied buiten het fantoom in de fase-encoding. Het signaal (S) is de gemiddelde intensiteit in het fantoom in een vierkant van een 25 pixel ROI (5x5 pixels). De ruis (N) is de gemiddelde signaal intensiteit een vierkant van een 25 pixel ROI (5x5 pixels) in de frequentiecoderingsrichting buiten het fantoom.

Daarnaast worden door GE meer testen meegeleverd met het systeem, maar deze kunnen niet zonder *service key* door de gebruiker worden uitgevoerd, zoals de Multicoil RCV test, en de large Volume shim. De *service key* wordt alleen beschikbaar gesteld op sites waar lokale technici volledig op het apparaat zijn getraind.

Referenties

- Help menu Signa HDx 1.5T and 3.0T, GE.
- SPT CHECK.pdf, GE.
- GE MR Systems 25.0 Operator Manual 5500867-1EN (10/2014) Rev.2

Bijlage 6: MRI acceptatie testen

Tijdens een acceptatie van een MRI scanner is het zinvol om naast de constantheidstests een aantal testen uit te voeren dan wel te controleren of deze zijn uitgevoerd door de leverancier. Hieronder staan een aantal van deze tests opgesomd:

- **Inventarisatie van spoelen, fantomen, software opties, en documentatie.**
 - Soms is een fantoom, RF spoel, of software optie per abuis niet geïnstalleerd door de fabrikant.
- **Magneet**
 - Veldsterkte
 - Bepaling van B₀, en verloop over de tijd, methode zie 4.6.
 - Shim
 - Methode zie 4.8, maar bekijk ook de RMS shim meetrapportage van de fabrikant.
 - Cryogeen vulniveau en verbruik
 - Bepaal start vulniveau; verbruik bij huidige MR systemen pas na een half jaar of zo te bepalen.
 - Vraag bij de fabrikant kritisch vulniveau na, waaronder je niet meer mag scannen.
- **Gradiënt systeem**
 - Spatiële lineariteit / geometrische vervorming
 - Meetmethode: zie 4.5.
 - Voor gebruik in RTH en neuronavigatie zijn uitgebreidere metingen nodig waarbij vervorming over gehele FOV worden bepaald, alsook niet lineaire vervormingscomponenten. Dit soort metingen zijn ook gewenst bij MR research toepassingen waarbij naar volumetrische veranderingen van anatomische structuren over de tijd wordt gekeken. Een voorbeeld hiervan is m.b.v. het ADNI fantoom of het MRID 3D fantoom.
 - Gradiënt polariteit
 - Meetmethode: asymmetrisch object scannen en oriëntatie controleren.
 - Check of de gradiëntkabels op de juiste plek zijn aangesloten.
 - Kan ook evt. test van de fabrikant bekijken
 - Gradiënt 'duty cycle'
 - Test of de gespecificeerde gradiënt 'duty cycle' wordt gehaald
 - Kan ook testrapporten van de fabrikant bekijken
 - Eddy current afregeling
 - Kan ook de testrapporten van de fabrikant bekijken
 - Artefacten bij EPI
 - Test van vervorming van cilindrisch fantoom bij Echo Planar Imaging (EPI) door beperkingen in de eddy current compensatie; zie AAPM report #100.
 - Test van N/2 ghosting bij EPI; Referentie: AAPM report #100, sectie F.
 - Kan ook testmetingen van de fabrikant bekijken.
- **RF kooi**
 - Kooi dempingsmeting
 - Typisch door een gespecialiseerde firma na installatie. Rapportage hiervan opvragen.
 - RF stoor signalen vanuit systeem of van buiten de kooi.
 - Meetmethode: Scan met maximale ontvangst bandbreedte, controleer MR beeld op strepen of stippellijnen. Gevoeligheid van de meting kan worden verhoogd door een geleidend snoer op de scannertafel in de scanner te leggen. .
 - Referentie: AAPM 100 sectie IIB, RF Shield Testing
- **RF**
 - RF calibratie, controle of de juiste excitatiehoek wordt getuned. Of bekijk testrapportages fabrikant.
 - RF spoelen: Beeldkwaliteitstests (SNR, beelduniformiteit) van *alle* RF spoelen
 - Methode zie 4.1 en 4.2
 - Typisch controleer je hier de specificaties van de fabrikant, dus moet je ook zijn meetprotocol aanhouden.
 - I.p.v. alle testen zelf uitvoeren, kan je ook controleren of de firma dit heeft gedaan.
 - *(Laag contrast detectie; eigenlijk een soort SNR meting, geeft weinig nieuwe informatie)*

- Absolute SNR test vereist ook fantoom uniformisering; zie Nema standaard (*nog niet gebruikelijk bij acceptatie*).
- **Spatiële resolutie en positie**
 - Spatiële resolutie in-plane
 - Plakdikte meting
 - Plaatsing plak positie
 - deze metingen kunnen b.v. met het ACR fantoom worden uitgevoerd, zijn wel puls sequentie afhankelijk.
 - Laser localizer: controle of afstelling van de laser ter positionering.
 - Tafelpositie en –beweging
 - Meetmethode: tafelbeweging uitvoeren en nameten hoeveel de tafel bewogen heeft.
- **T1/T2 nauwkeurigheid**
 - Bepaling van T1 en T2 relaxatietijden in standaard fantoom
 - Alleen als dit soort sequentie worden gebruikt; momenteel vooral research toepassingen.
- **Stabiliteitsmetingen**
 - Ghosting, methode zie 4,3
 - Weisskoff test: van belang voor herhaalde meetprotocollen zoals DTI, fMRI, en ASL.
- **Spectroscopie**
 - Voor kwantitatieve MR spectroscopie zijn specifiek metingen met spectroscopie fantomen noodzakelijk, typisch in academische setting
- **Veiligheid**
 - Elektrische veiligheid
 - aardweerstandsmeting ten opzichte van de RF filter box van alle elementen die de patiënt kan aanraken. Opvragen meetresultaten van de fabrikant.
 - Alarmbel voor de patiënt
 - aanwezig en werkend
 - Noodstop tafelbeweging
 - werkend
 - Noodstop elektrische veiligheid
 - aanwezig, werkend?
 - quench knop
 - aanwezig en met juiste signalering, zowel in de scanruimte als bedienruimte
 - opvragen testrapportage van de fabrikant of deze zijn aangesloten
 - Check uitgang Quench pijp
 - niet vrij toegankelijk
 - signalering
 - Camera
 - werkend, en geen RF storing
 - Intercom van en naar de patiënt
 - werkend en duidelijk verstaanbaar
 - Ventilatie magneettunnel
 - werkend
 - Waarschuwingssignalering bij toegangsdeuren
 - Magnetisch strooiveld
 - < 0,5 mT in openbare ruimtes en waar geen waarschuwingssignalering aanwezig is. Meetmethode: gaussmeter app.
 - Geluidsmetingen
 - Zowel in de scanruimte als in de bedienruimte en evt omliggende ruimtes.
 - Check SAR en Stimulatie monitor
 - Check of de monitor een pop-up geeft als naar 1^e niveau geschakeld moet worden.
 - *Echte controle van deze monitoring is met normaal beschikbare apparatuur niet mogelijk.*
 - Interlocks op de deur
 - Check of melding wordt gegeven als de deur niet goed dicht is. Sommige fabrikanten stellen in dat de scan stopt. De vraag is of je dit wel wilt.
- **DICOM functionaliteit**
 - DICOM worklist
 - Connectie met RIS
 - DICOM send en DICOM storage commitment

- Connectie met PACS
 - DICOM query en retrieve
 - Connectie met PACS
 - DICOM annotatie
 - Zijn de vereiste DICOM header velden aanwezig
 - DICOM store naar CD/DVD
 - Test als dit een back-up techniek is voor als het netwerk plat ligt.
- **Klimaat en koeling in de scanruimte/techniekrimte**
 - Temperatuur en luchtvochtigheidsmetingen. Hiervoor zijn specificaties van de fabrikant.
- **Monitoren**
 - Zie Aanbeveling kwaliteitscontrole monitoren.

Bijlage 7: BVT QC MRI werkgroep

MRI QC Werkgroep vanuit de NVKF, BVT kring.

Versie 1.0

Paul de Bruin, LUMC, Leiden (subspecialisatie RNG)
Mark Hofman (vz), VUmc, Amsterdam (subspecialisatie RNG)
Lieke Poot, Isala Kliniek, Zwolle (subspecialisatie AKF, RNG)
Nicole de Beer, Tweesteden Ziekenhuis, Tilburg (subspecialisatie AKF)
Chris Borns, KCL, Leeuwarden (subspecialisatie AKF)
Bart Titulaer, Spaarneziekenhuis, Hoofddorp (subspecialisatie AKF)
Esther van Velthoven, Haga ziekenhuis, Den Haag (subspecialisatie AKF)
Saar Muller, NKI, Amsterdam (subspecialisatie RNG)
Sergiy Lazarenko, MCA, Alkmaar/ WFG, Hoorn. (subspecialisatie RNG)
Rien Moerland, UMCU, Utrecht (subspecialisatie RT)
Noortje de Groot, Isala Kliniek, Zwolle (subspecialisatie AKF, RNG)
Marijn Rolf, VUmc, Amsterdam (subspecialisatie RNG)
Rene Kroes, Tergooiziekenhuis/VUmc, Hilversum (subspecialisatie AKF)
Nicole de Beer, Elisabeth-Tweesteden ziekenhuis, Tilburg (subspecialisatie AKF)
met input van Joost Kuijer, VUmc, Amsterdam (subspecialisatie RNG)

Versie 2.0

Janneke Hilderink, MST, Enschede (subspecialisatie AKF)
Chiel den Harder, LUMC, Leiden (subspecialisatie RNG)
Mark Hofman (vz), VUmc, Amsterdam (subspecialisatie RNG)