

Leidraad Kwaliteitscontrole Radiologische Apparatuur

Nederlandse Vereniging voor Klinische Fysica

met consultatie van de NVKF-leden gedurende september-oktober 2018,
conform het advies van de Commissie Kwaliteit van de NVKF d.d. mei 2019,
vastgesteld door het bestuur van de NVKF d.d. 4-7-2019,
gepubliceerd op 8-10-2019.

Versie 3.0 (2019)

© Copyright 2019 Nederlandse Vereniging voor Klinische Fysica





DISCLAIMER

De auteursrechten liggen bij de auteurs genoemd bij elk protocol 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 Leidraad.

Dit document geeft een overzicht van tests en controles die beschikbaar zijn om de werking en performance van beeldvormende systemen te controleren. De opgenomen testen en frequenties zijn deels gebaseerd op (inter)nationale richtlijnen en normen en deels op de expertise van klinisch fysici in Nederland. Hierbij is geen systematische samenvatting van wetenschappelijk onderzoek gemaakt en zijn de voor- en nadelen van de verschillende opties niet altijd afgewogen. 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 (2016-2017).

De gegeven leidraad is, om bovengenoemde redenen, beperkt in haar reikwijdte: ze heeft een algemeen karakter en kan 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 zijn zelf verantwoordelijk bij de keuze om deze leidraad geheel of ten delen na te volgen.

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



Voorwoord

Doel van de leidraad

Het aanleveren van informatie die de klinisch fysicus ondersteuning biedt bij het, zo nodig in overleg met de gebruikers en leverancier, opstellen van een verantwoord en locatie-specifiek programma voor acceptatie en kwaliteitscontrole.

Doel van het uitvoeren van kwaliteitscontroles

Acceptatietesten en constantheidstesten worden uitgevoerd met het doel om aan te tonen dat apparatuur naar behoren functioneert. Voor röntgentoestellen is er vanuit de kernenergiewet in het Besluit basisveiligheidsnormen stralingsbescherming vereist dat er acceptatietesten en een passend programma voor kwaliteitsborging worden uitgevoerd¹.

Historie

De historie van deze leidraad gaat terug tot 2011 toen het NVKF kringbestuur Beeldvormende Technieken, bestaande uit Arjen Becht en KlaasJan Renema, aangevuld met Jurgen Mourik, het plan opvatten om een document te maken met als werktitel "Metingen aan beeldvormende apparatuur". Het idee was dat er niet persé consensus hoefde te komen, verschillende metingen mochten naast elkaar beschreven worden. Het is aan de klinisch fysicus zelf om te beslissen wat hij/zij gebruikt. Het document zou hem/haar op weg kunnen helpen, maar is geen veldstandaard. Er werden zeven werkgroepen (Bucky, doorlichting, CT, echo, mammografie, MRI en software) opgericht waarin 45 klinisch fysici (i.o.) uit diverse ziekenhuizen en UMC's in Nederland zitting namen.

Op het NVKF congres in 2012 werd de eerste versie van de protocollen gelanceerd toen nog in Excel-formaat. Deze hadden de goed in het gehoor liggende naam WAD-protocollen meegekregen: Werkgroep Apparatuur in de Diagnostiek. Dit acroniem was toepasselijk omdat in maart 2012 een werkbijeenkomst op het Waddeneiland Ameland was georganiseerd, waarbij in een intensief programma de laatste hand werd gelegd aan versie 1.0. Na deze lancering waren de protocollen binnen de NVKF beschikbaar voor alle klinisch fysici en worden sindsdien gebruikt.

In het najaar van 2015 bleek de behoefte aan een update van de protocollen. De stuurgroep werd weer opgestart waarbij Cécile Jeukens het stokje overnam van Jurgen Mourik. Het doel was om: de verbeteringspunten ingebracht door klinisch fysici die de protocollen hadden toegepast in de praktijk, te verwerken, het document toegankelijker te maken voor klinisch fysici in opleiding en het extern publiceren van de protocollen. Ook de werkgroepen werden al dan niet in vernieuwde samenstelling weer opgericht. In februari 2016 werd voor een tweede maal een WAD werkbijeenkomst georganiseerd, ditmaal op Schiermonnikoog, om in afzondering en volle concentratie de puntjes op de i te zetten van de WAD-protocollen 2.0. De protocollen kregen de naam: Aanbevelingen Kwaliteitscontrole Radiologische Apparatuur. Na de lancering op het NVKF congres in 2016 kwamen de protocollen 2.0 beschikbaar op de interne website van de NVKF.

De laatste stap die genomen moest worden om te komen tot het voorliggende document is een ledenraadpleging. Dit traject is geleid door het inmiddels vernieuwde NVKF kringbestuur Radiologie en Nucleaire Geneeskunde (RNG) bestaande uit Cécile Jeukens, Mark Hofman, Arnold Schilham en Jorn van Dalen als stuurgroep. In voorbereiding op de ledenraadpleging zijn tijdens de RNG-nascholingen in begin 2018 alle protocol inhoudelijk bediscussieerd, waarna in september/oktober de ledenraadpleging heeft plaatsgevonden. De ledenreacties zijn door de werkgroepen en stuurgroep verwerkt om te komen tot de huidige versie. Ook heeft in deze laatste stap de leidraad zijn huidige naam gekregen.

Inhoud van de protocollen

De protocollen omvatten een reeks testen met daarbij beschreven een aanbevolen uitvoeringsfrequentie. Er zijn testen die alleen bij acceptatie aanbevolen worden, of in specifieke situaties (b.v. na vervanging van een röntgenbuis), of bij elke reguliere kwaliteitscontrole. De opgenomen testen en frequenties zijn gebaseerd op internationale richtlijnen en normen voor zover beschikbaar, alsmede de expertise van klinisch fysici in Nederland. Dit is zoveel mogelijk aangegeven per test. Hierbij is geen systematische samenvatting van wetenschappelijk onderzoek gemaakt en zijn de voor- en nadelen van de verschillende opties niet altijd afgewogen. Volgens het FMS document 'Uniforme terminologie van kennisdocumenten op het gebied van kwaliteit Versie 1.0 juli 2017' is dit document daarmee een leidraad.

¹ Besluit basisveiligheidsnormen stralingsbescherming artikel 8.15 lid c en d.



Bij elke test zijn er criteria vermeld waaraan het toestel zou moeten voldoen. Wanneer de criteria niet worden gehaald kan de verantwoordelijk klinisch fysicus vanuit zijn/ haar expertise bepalen in overleg met belanghebbenden of het toestel gebruikt kan blijven worden onder de voorwaarde van een vervroegde hermeting, of het beperkt gebruikt kan blijven worden of buiten gebruik gesteld moet worden.

Status

Het voorliggende document is een leidraad dat aanbevelingen bevat en heeft als zodanig geen wettelijke status, of rechten of plichten. Alle leden van de NVKF zijn in de gelegenheid gesteld om tijdens de ledenraadpleging in september/oktober 2018 de protocollen inclusief dit voorwoord van commentaar te voorzien. Alle binnengekomen commentaren zijn zorgvuldig beoordeeld en waar nodig zijn de protocollen aangepast. Op deze manier is een breed draagvlak en consensus onder de leden gecreëerd. De commissie kwaliteit heeft in mei 2019 een positief richting het NVKF-bestuur uitgebracht. Het NVKF-bestuur heeft de Leidraad op 4-7-2019 vastgesteld. De Leidraad is in de Sectie Techniek van de NVvR gepresenteerd (januari 2019) en de sectie ondersteunt het initiatief tot de Leidraad. De NVvR participeert graag in het vervolgtraject om tot multidisciplinair gedragen aanbevelingen te komen en deze verder te optimaliseren.

De huidige versie van de leidraad is tot stand gekomen met de huidige inzichten (2016-2017) en zal in de toekomst zo nodig worden aangepast of aangevuld. Na publicatie zal er een evaluatiefase volgen in samenwerking met aanpalende beroepsverenigingen.

Leeswijzer

Elk protocol is gelijk opgebouwd. Na een paragraaf over de versiebeheer en auteurs, volgt een tabel met een overzicht van de testen. Van elke test wordt aanbevolen of deze uitgevoerd moet worden bij acceptatie of kwaliteitscontrole/ constantheidsmeting, of dat de test optioneel is. Tevens wordt een aanvangsfrequentie gegeven wat inhoudt dat bij een nieuw geïnstalleerd toestel deze frequentie aanbevolen wordt totdat gebleken is dat het toestel constant functioneert waarna de frequentie verlaagd kan worden of verhoogd indien dit nodig geacht wordt. Tot slot wordt er een aanbevolen minimumfrequentie aangegeven wat inhoudt dat een lagere frequentie niet wenselijk is. In sommige protocollen wordt ook de mogelijkheid beschreven om een beknoptere maar frequentere constantheidstest uit te voeren waarbij het verantwoord is de reguliere constantheidstest vervolgens minder frequent uit te voeren.

De volgende paragraaf geeft een inleiding van het protocol met daarin ook beschreven welke bronnen of richtlijnen geraadpleegd zijn bij de totstandkoming. Tot slot volgt een gedetailleerde beschrijving van de afzonderlijke testen met daarbij het doel, de rationale, methode, analyse, criteria en bronvermelding.

Rol van de leverancier

Het is gebruikelijk dat ook de leverancier voor de geleverde apparatuur specifieke kwaliteitstesten met een bijhorende frequentie voorschrijft/ adviseert, deze kunnen afwijken van deze leidraad. Dit kunnen testen zijn die specifiek zijn voor een bepaald toestel. Het is altijd aan de verantwoordelijk klinisch fysicus om te bepalen welke kwaliteitstesten met welke frequentie lokaal uitgevoerd dienen te worden en door wie dit gebeurt.

Software behorende bij de Leidraad

Vanaf het eerste begin heeft een groep klinisch fysici zich bezig gehouden met het ontwikkelen van open source software waarmee een deel van de kwaliteitstesten die hier beschreven zijn geautomatiseerd kunnen worden geanalyseerd, opgeslagen, en gevisualiseerd met trend analyse d.m.v. een web-interface. Hiermee wordt de rapportage en feedback van de kwaliteitsmetingen vereenvoudigd. Deze software, genoemd de WAD-QC software, is modulair opgebouwd en in de loop der jaren zijn er verschillende modules ontwikkeld. Op de website van de NVKF is actuele informatie hierover te vinden, inclusief documentatie over het gebruik van de software (www.nvkf.nl op de interne pagina).

Dankwoord

Deze protocollen zijn tot stand gekomen dankzij de expertise en inzet van veel klinisch fysici in Nederland. Bij elk protocol staan de auteurs van de verschillende versies vermeld. De stuurgroep dankt alle auteurs voor hun bijdrage. Ook dank aan de ontwikkelaars van de WAD-QC software, in alfabetische volgorde: Ralph Berendsen, Dennis Dickerscheid, Joost Kuijer, Rob van Rooij, Arnold Schilham, Anne Talsma en Tim de Wit. Tot slot dankt de stuurgroep alle leden van de NVKF die de protocollen kritisch hebben gelezen en van commentaar voorzien.

September 2019, namens de stuurgroep, Cécile Jeukens



Versiebeheer en stuurgroep

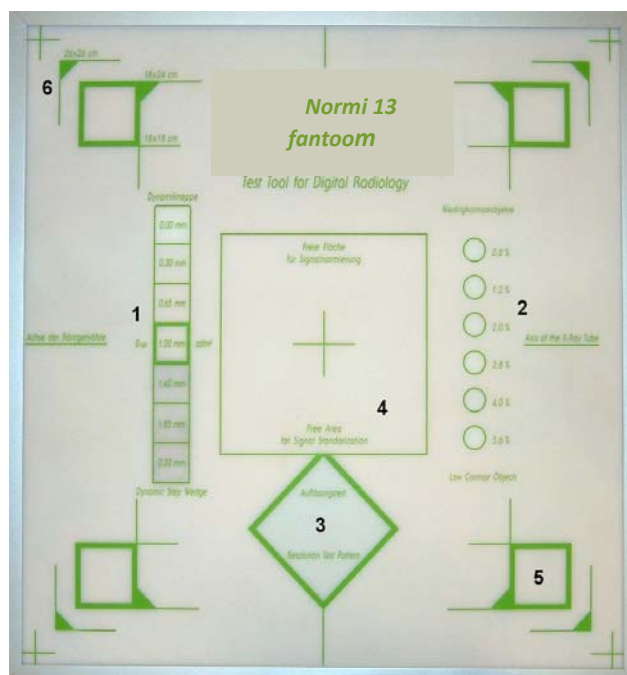
Datum	Versie	Stuurgroep
28-3-2012	Versie 1.0 Vastgesteld op NVKF congres 28 maart 2012 Intern gepubliceerd	Arjen Becht Jurgen Mourik KlaasJan Renema
9-4-2016	Versie 2.0 Lancering op NVKF congres 2016 Intern gepubliceerd	Arjen Becht Cécile Jeukens KlaasJan Renema
8-10-2019	Versie 3.0 Vastgesteld door het NVKF bestuur en de commissie kwaliteit van de NVKF (4-7-2019) na een ledenraadpleging in sep/okt 2018 Extern gepubliceerd op 8-10-2019	Cécile Jeukens (voorzitter) Mark Hofman Arnold Schilham Jorn van Dalen



Inhoudsopgave

VOORWOORD	iii
VERSIEBEHEER EN STUURGROEP	v
LEIDRAAD KWALITEITSCONTROLE	
BUCKY.....	1
CT.....	39
DIAGNOSTISCHE MONITOREN	87
DOORLICHTINGSAPPARATUUR.....	125
MAMMOGRAFIE.....	151
MRI.....	193
ULTRAGELUIDSAPPARATUUR.....	239

Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky





Inhoudsopgave

1	VERSIEBEHEER EN AUTEURS	3
2	OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLING EN AANBEVOLEN FREQUENTIES	4
3	INTRODUCTIE EN RANDVOORWAARDEN	5
4	BESCHRIJVING TESTEN	6
4.1	BUNDELKwaliteit kVp.....	6
4.2	BUNDELKwantiteit	9
4.3	HALFwaardeDikte (HWD).....	10
4.4	DOSISOPPERVLAKTEPRODUCT (DAP)	12
4.5	AEC PRESTATIE	14
4.6	VERGELIJKING AEC CELLEN.....	16
4.7	HOMOGENITEIT EN ARTEFACTEN.....	17
4.8	GHOSTING	19
4.9	CONTROLE ENERGIERESPONS AEC.....	21
4.10	MODULATION TRANSFER FUNCTION	24
4.11	CENTRERING RÖNTGENVELD	26
4.12	OVEREENKOMST LICHT-RÖNTGEN EN VELDGROOTTE	27
4.13	QC LIGHT	29
4.14	LEKSTRALING	34
BIJLAGE A:	HANDMATIGE METING HWD	35
BIJLAGE B:	MTF, GRENSGEVOELIGHEID EN LOKALE GRADIËNT	36



1 Versiebeheer en auteurs

Datum	Versie	Auteurs
28-3-2012	Versie 1.0 Vastgesteld op NVKF congres 28 maart 2012 Intern gepubliceerd	Willy Hummel (werkgroepvoorzitter) Bärbel van den Berg-Bakker Frits van der Meer Egon Scheepers Arnold Schilham
9-4-2106	Versie 2.0 Lancering op NVKF congres 2016 Intern gepubliceerd	Willy Hummel (werkgroepvoorzitter) Sèvrin Huijsse Niels van der Werf
8-10-2019	Versie 3.0 Vastgesteld door het NVKF bestuur en de commissie kwaliteit van de NVKF (4-7-2019) na een ledenraadpleging in sep/okt 2018 Extern gepubliceerd op 8-10-2019	Marcel van Straten (werkgroepvoorzitter) Willy Hummel Sèvrin Huijsse Niels van der Werf

2 Overzicht testen, doelstelling en aanbevolen frequenties

§	Categorie	Parameter	Acceptatie / constantheid ¹	Aanbevolen / optioneel	Aanbevolen aanvangsfrequentie	Aanbevolen minimum ²
4.1	Dosisafregeling	Bundelkwaliteit kVp; nauwkeurigheid en reproduceerbaarheid	A / C	A	half jaarlijks	bij vervanging buis
4.2		Bundel kwantiteit: output lineariteit mGy/mAs	A / C	A	half jaarlijks	bij vervanging buis
4.3		Halfwaardedikte (HWD)	A / C	A	half jaarlijks	bij vervanging buis
4.4		Dosis oppervlakte product (DAP)	A / C	A	half jaarlijks	bij vervanging buis
4.5		AEC dosisafregeling EI-afregeling	A / C	A	half jaarlijks	bij vervanging AEC componenten en vervanging detector
4.6		vergelijking AEC cellen	A / C	A	half jaarlijks	bij vervanging AEC componenten en vervanging detector
4.7	Beeldkwaliteit	Homogeniteit en artefacten	A / C	A	frequentie preventief onderhoud	uitgebreid bij vervanging detector
4.8		Ghosting	A	A	bij acceptatie	bij problemen of bij vervanging detector
4.9		Controle energierespons AEC; SNR en EI	A	A	bij acceptatie	bij problemen of bij vervanging detector
4.10		Modulation Transfer Function (MTF)	A	O	n.v.t. ³	n.v.t. ³
4.11	Mechanisch	Centrering röntgenveld	A / C	A	half jaarlijks	bij vervanging buis en vervanging diafragma
4.12		Overeenkomst licht - röntgen en veldgrootte	A / C	A	half jaarlijks	bij vervanging buis, vervanging diafragma en vervanging lamp lichtvizier
4.13	QC Light	Ketencontrole	A / C	A	frequentie preventief onderhoud	half jaarlijks en na correctief onderhoud
4.14	Algemeen	Lekstralingsmeting	A / C	A	jaarlijks	jaarlijks

Toelichting

- Toelichting 'Doelstelling':
 - A = Acceptatietest
 - C = Constantheidstest
- Toelichting 'Aanbevolen minimum': De aanbevolen minimumfrequentie is van toepassing als ook QC-Light minimaal met de aanbevolen minimumfrequentie wordt uitgevoerd.
- Deze test kan optioneel worden uitgevoerd bij acceptatie en kan optioneel uitgevoerd worden bij problemen, vervanging van de detector en/of bij vervanging van de buis.



3 Introductie en randvoorwaarden

In deze leidraad worden fysisch-technische kwaliteitstesten beschreven die uitgevoerd kunnen worden aan bucky toestellen. De noodzakelijke mechanische kwaliteitstesten (zoals loodrechtheidsmeting) worden hier niet beschreven. Dit meetprotocol kan worden gebruikt voor het uitvoeren van acceptatietesten, periodieke testen en additionele testen aan digitale bucky systemen. Deze verschillende soorten testen worden hieronder nader toegelicht.

Acceptatietest:

Elk individueel apparaat wordt na installatie gecontroleerd op de kwaliteit en instellingen d.m.v. een acceptatietest. Als het systeem aan alle gestelde eisen voldoet en de vereiste documentatie (digitaal aanschaf dossier etc.) is in orde, dan wordt de bucky apparatuur vrijgegeven voor gebruik.¹

Constantheidstest:

Na de acceptatietest vindt er een periodieke test plaats vinden, bijvoorbeeld ieder half jaar. Een deel van de metingen van de acceptatietest wordt dan herhaald, waarbij een controle van het verloop van de kwaliteit en de instellingen uitgevoerd wordt.

QC-Light test:

Een belangrijke constantheidstest is de QC-Light test. Dit is een zgn ketentest, waarbij alle belangrijke parameters direct of indirect worden gecontroleerd. Deze test vindt periodiek plaats met een aanbevolen minimale frequentie van eens per half jaar. Voor de testresultaten geldt dat bij een afwijkende waarde er een additionele test vereist is.

Additionele test:

Bij modificatie of vervanging van een onderdeel van de apparatuur wordt een incidentele test uitgevoerd. Tijdens deze test wordt het deel van de metingen van de acceptatietest, die relevant zijn voor de modificatie, herhaald.

Voor aan groot aantal testen gelden een aantal algemene opmerkingen, deze zijn:

- Gebruik voor alle opnames één gelijke oriëntatie van het beeld.
- Alle metingen dienen te worden uitgevoerd met het meetinstrument of het fantoom in de centraalstraal, tenzij anders vermeld.
- Gebruik voor alle opnames een protocol waarbij geen post-processing wordt toegepast (bijv. flat field protocol of homogeniteitprotocol). Een niet-lineaire postprocessing kan ten onrechte de meting beïnvloeden.
- Gebruik geen toegevoegde externe filters (Al of Cu) e.d.
- Als de data via het PACS van het systeem wordt gehaald, dan dient men er zeker van te zijn dat het PACS de beelden lineair doorstuurt.
- De detector is gedefinieerd als de beeldopnemer samen met alle niet verwijderbare onderdelen (zoals beschermkappen e.d.)
- De beeldopnemer is gedefinieerd als het deel wat de fotonen opvangt en omzet in een digitaal signaal.

¹ Na de acceptatietesten moet het systeem worden afgeregeld voor beoogd gebruik, waarbij de patiëntdosis getoetst wordt aan de gestelde Diagnostische Referentie Niveaus (DRN, www.referentieniveau.nl). Verstandig is om ook de klinische waarden gedurende de eerste maanden te controleren.

4 Beschrijving testen

4.1 Bundelkwaliteit kVp

Nauwkeurigheid & reproduceerbaarheid

4.1.1 Inleiding en rationale

Naast interne filtratie in de buis en toegevoegde externe filters is de buisspanning bepalend voor het energiespectrum. Dit spectrum is van belang voor de beeldkwaliteit, beeldcontrast en patiënt dosis. Daarom is het van belang dat de energie van de geleverde röntgenstraling overeenkomt met de ingestelde waarde (nauwkeurigheid). Daarnaast moet de buis altijd dezelfde output (energiespectrum) produceren bij dezelfde instellingen, zodat röntgenfoto's een consistente kwaliteit hebben (reproduceerbaarheid).

In deze meting wordt gecontroleerd:

1. of de ingestelde buisspanning overeenkomt met de ingestelde waarde,
2. of de buis altijd hetzelfde spectrum levert.

4.1.2 Frequentie

Bij acceptatie en kan worden uitgevoerd bij vervanging van de buis. De bundelkwaliteit wordt indirect getest met QC light. De verantwoorde minimum frequentie van uitvoering is bij vervanging van de buis, mits de QC light test wordt uitgevoerd. Is dit niet het geval, dan dient de test tevens halfjaarlijks te worden uitgevoerd.

4.1.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetapparatuur	Meetinstrument om de buisspanning te meten.	Bv. Unfors of Barracuda Let op dat het meetinstrument compenseert voor de interne niet te verwijderen filtratie of dat er een correctietabel beschikbaar is
Overig	Loodschort om de detector te beschermen of verwijder de detector uit de primaire bundel (kies voor vrije opname)	

4.1.4 Methode

1. Plaats het loodschort op de detector ter voorkoming van "inbranden" van de meter in de detector.
2. Leg het meetinstrument op het loodschort in de centraal straal. (Het loodschort absorbeert teruggestrooide straling door de tafel/detector. Deze strooistraling kan de nauwkeurigheid van de meting beïnvloeden.). Indien de meter gevoelig is voor het heel effect, dient de meter haaks op de anode-cathode richting geplaatst te worden.
3. Verwijder alle toegevoegde filters
4. Centreer de röntgenbundel op het meetinstrument en collimeer de bundel zodat alleen het meetinstrument bestraald wordt.
5. Gebruik een focus-detector afstand (SID) van 1 meter (i.v.m. gecombineerde metingen)
6. Maak opnames bij de handmatige instellingen uit de onderstaande tabel (70 kV en 81 kV zijn veel gebruikte kV-waarden. 70 kV is ook de kV waarde die bij kalibratie wordt toegepast) en meet de uitgezonden kV-waarde.



	Focus	Buisspanning (kV)	Buisstroom (mA)	Duur (ms)	Buislading (mAs)
Meetserie 1	Groot	60	100	100	10
	Groot	81	100	100	10
	Groot	70	100	100	10
	Groot	81	100	100	10
	Groot	102	100	100	10
	Groot	81	100	100	10
	Groot	125	100	100	10
	Groot	81	100	100	10
Meetserie 2	Klein	60	100	100	10
	Klein	81	100	100	10
	Klein	70	100	100	10
	Klein	81	100	100	10
	Klein	102	100	100	10
	Klein	81	100	100	10
	Klein	125	100	100	10
	Klein	81	100	100	10
Meetserie 3	Groot	70	50	100	5
	Groot	70	100	100	10
	Groot	70	200	100	20
	Groot	70	400	100	40
Meetserie 4	Groot	81	40	500	20
	Groot	81	50	400	20
	Groot	81	100	200	20
	Groot	81	400	50	20

4.1.5 Analyse en interpretatie

Berekening:

1. Bereken voor elke meting de nauwkeurigheid “n” volgens de formule

$$n = \left| \frac{V_{\text{gemeten}} - V_{\text{ingesteld}}}{V_{\text{ingesteld}}} \right| \times 100\%$$

2. Toets de waarde van n: $n \leq 5\%$
3. Bereken voor de vier meetresultaten bij 81kV de relatieve standaarddeviatie σV_g (precisie, ofwel reproduceerbaarheid) volgens de formule:

$$\sigma V_g = \left\{ \frac{\sqrt{\sum_{j=1}^n \frac{(V_{gj} - \bar{V}_g)^2}{n-1}}}{\bar{V}_g} \right\} \times 100\%$$

4. Toets de waarde van σV_g : $\sigma V \leq 2,5\%$



4.1.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Nauwkeurigheid	$\leq 5\%$
Reproduceerbaarheid	$\leq 2,5\%$

4.1.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.1.8 Valkuilen en kanttekeningen

Let op dat het meetinstrument gekalibreerd is voor het te gebruiken energiegebied.

Gebruik bij iedere meetserie de gegeven waarden voor buisstroom en duur om een bepaalde mAs-waarde te realiseren. Als alleen voor bijvoorbeeld 10 mAs wordt gekozen, kan een korte duur de gemeten waardes beïnvloeden.

4.1.9 Referenties

1. Richtlijnen kwaliteitsbewaking radiodiagnostiek
2. M.E. Lyra e.a., 2010, Presentation of Digital Radiographic Systems and the Quality Control Procedures that Currently Followed by Various Organizations Worldwide, Recent Patents on Medical Imaging, volume 2

4.2 Bundelkwantiteit

Output lineariteit mGy/mAs

4.2.1 Inleiding en rationale

De hoeveelheid straling per eenheid mAs in mGy/mAs, moet voor een buis constant zijn. Variaties hierin kunnen duiden op problemen met de generator kalibratie, onnauwkeurige timer, verdamping/slijtage van het filament. Daarnaast moet de waarde mGy/mAs voor verschillende buizen vergelijkbaar zijn, zodat röntgenfoto's die met dezelfde instellingen gemaakt zijn, vergelijkbaar zijn in beeld en belasting voor de patiënt. Alleen dan kunnen dezelfde protocollen in de verschillende kamers gebruikt worden. De output is afhankelijk van de buisstroom maal de opnametijd maar moet onafhankelijk zijn van de gekozen buisstroom bij gelijke mAs.

In deze meting wordt de output per mAs gemeten. In bucky systemen kunnen mAs, kV en ms apart worden ingesteld. Echter, opnames met dezelfde mAs-waarde moeten ook dezelfde hoeveelheid straling opleveren, zolang de kV-waarde constant is en de tijden correct zijn.

4.2.2 Frequentie

Bij acceptatie en kan worden uitgevoerd bij vervanging van de buis. De bundelkwantiteit wordt indirect getest met QC light, wanneer de buisoutput niet direct wordt gemeten met een DAP meter. De aanbevolen minimum frequentie van uitvoering is bij vervanging van de buis, mits de QC light test wordt uitgevoerd. Is dit niet het geval, dan wordt aanbevolen de test halfjaarlijks uit te voeren.

4.2.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetapparatuur	Meetinstrument	Bv. Unfors of Barracuda
Overig	Loodschort om de detector te beschermen of verwijder de detector uit de primaire bundel (kies voor vrije opname)	

4.2.4 Methode

1. Plaats het loodschort op de detector. Leg de dosimeter op het loodschort
2. Centreer de röntgenbundel op de meter en collimeer de bundel zodat alleen het meetinstrument bestraald wordt
3. Gebruik een focus-detector afstand (SID) van 1 meter (i.v.m. gecombineerde metingen)
4. Maak verschillende opnames en meet de dosis in mGy bij elke meting (zie meetprotocol bundelkwaliteit; paragraaf 4.1; meetserie 3 en 4)

4.2.5 Analyse en interpretatie

1. Bereken de mGy/mAs waarde voor elke meting
2. Bereken de lineaire variantie in mGy/mAs

4.2.6 Eisen

De lineariteit (in mGy/mAs) is goed als de berekende variatie = $(\max - \min) / (\max + \min) < 0,1$. Bij relatief hoge kV-waarden kan het voorkomen dat de berekende variatie $> 0,1$.

4.2.7 Aanvullende en alternatieve controles

Controleer de stabiliteit van de kV output en de halfwaardedikte als de variatie $> 0,1$.

4.2.8 Valkuilen en kanttekeningen

Let op dat het meetinstrument gekalibreerd is voor het te gebruiken energiegebied.

4.2.9 Referenties

1. M.E. Lyra e.a., 2010, Presentation of Digital Radiographic Systems and the Quality Control Procedures that Currently Followed by Various Organizations Worldwide, Recent Patents on Medical Imaging, volume 2

4.3 Halfwaardedikte (HWD)

4.3.1 Inleiding en rationale

Filters in de röntgenbuis absorberen laagenergetische fotonen die niet bijdragen in de beeldvorming maar alleen de patiëntdosis verhogen. Een maat voor de stralenkwaliteit ("hoe doordringend is de straling") is de halfwaardedikte (HWD) bij een bepaalde buisspanning die gerelateerd is aan de hoeveelheid filtratie.

4.3.2 Frequentie

Bij acceptatie en kan worden uitgevoerd bij vervanging van de buis. De halfwaardedikte wordt indirect getest met QC light, wanneer de buisoutput niet direct wordt gemeten met een DAP meter. De aanbevolen minimum frequentie van uitvoering is bij vervanging van de buis, mits de QC light test wordt uitgevoerd. Is dit niet het geval, dan wordt aanbevolen de test tevens halfjaarlijks uit te voeren.

4.3.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetapparatuur	Meetinstrument	Bv. Unfors, Barracuda of Piranha
Overig	Aluminiumplaatje 1mm dikte (high purity)	Indien er geen Unfors, Barracuda of Piranha beschikbaar is

4.3.4 Methode

Voer de metingen uit bij smalle bundel geometrie (dus: belicht alleen het meetinstrument) i.v.m. minder stroostraling.

1. Plaats een loodschort op de buckytafel
2. Plaats de dosimeter op het loodschort
3. Stel de Focus-beelddetector afstand in op 100 cm
4. Centreer de röntgenbundel op de meter en collimeer de bundel zodat alleen de dosimeter wordt bestraald
5. Maak opname met een veelgebruikte buisspanning (70kV of 80 kV), 100mAs.
6. Lees de HWD af van het meetinstrument
7. Herhaal de meting voor andere buisspanningen indien daar aanleiding voor is (bijvoorbeeld als de bundelkwantiteit in mGy/mAs bij deze buisspanningen verandert)

4.3.5 Analyse en interpretatie

Toets voor elke buisspanning of wordt voldaan aan de hieronder beschreven eisen.

4.3.6 Eisen

Buisspanning (kV)	Minimale halfwaarde dikte in mm Al*
60	2,2
70	2,5
80	2,9
110	3,9
120	4,3

* Deze halfwaarde dikten corresponderen met een totale filtratie van 2,5mm Al. Voor HWD waarden voor andere buisspanningen, zie NEN-IEC 60601-1-3

4.3.7 Aanvullende en alternatieve controles

Met het meetinstrument kan de HWD direct gemeten worden (zie meetprotocol bundelkwaliteit). Wanneer een het meetinstrument niet de HWD kan bepalen, dan kan dit gedaan worden met behulp van verscheidene diktes aluminium en een dosimeter (zie Bijlage 1).



4.3.8 Valkuilen en kanttekeningen

1. Let op dat het meetinstrument corrigeert voor interne filtering.
2. Hoeveelheid toegevoegde filtratie → kan problemen geven met de omzetting naar verwachte totale filtratie

4.3.9 Referenties

1. NEN-IEC 60601-1-3



4.4 Dosisoppervlakteproduct (DAP)

4.4.1 Inleiding en rationale

Deze meting is ter bepaling van de integrale outputdosis over het gebruikte röntgenveld tijdens de totale blootstellingstijd. Tegenwoordig is het verplicht dat er op elk systeem een patiëntdosis indicatie getoond wordt. Deze wordt in deze test gecontroleerd.

4.4.2 Frequentie

Bij acceptatie en kan worden uitgevoerd bij vervanging van de buis. De DAP wordt indirect getest met QC light, wanneer de buisoutput niet direct wordt gemeten met een DAP meter. De aanbevolen minimum frequentie van uitvoering is bij vervanging van de buis, mits de QC light test wordt uitgevoerd. Is dit niet het geval, dan wordt aanbevolen de test tevens halfjaarlijks uit te voeren.

4.4.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetapparatuur	Dosimeter en meetinstrument om röntgenveldgrootte te bepalen OF: DAP meter	

4.4.4 Methode

Methodiek 1

1. Leg ter bescherming een loodschort op de detector of BV
2. Positioneer de dosimeter centraal in het lichtveld (op de tafel)
3. Collimeer bundel naar een veld van vaste veldgrootte (bijv 10x10cm) op de tafel.

Systemen met een lichtvizier:

Het is belangrijk dat er voor de veldgrootte niet afgegaan wordt op de buisgegevens, maar dat het licht-röntgen eerst gecontroleerd wordt. Indien dat voldoet aan de daarvoor gestelde criteria dan kan het lichtveld gemeten worden voor de bepaling van de veldgrootte.

Systemen zonder lichtvizier (of bij afwijkend licht-röntgen):

De grootte van het röntgenveld dient met behulp van het röntgenveld gemeten te worden met bijvoorbeeld een loodlineaal of het licht-röntgenfantoom.

Methodiek 2

1. Leg ter bescherming een loodschort op de detector of BV
2. Plaats DAP meter onder diafragma
3. Zorg dat de volledige röntgenbundel door het meetinstrument valt

Methodiek 1 + 2

1. Kies handbelichting
2. Herhaal de meting voor verschillende protocollen en kV's (zodat het hele bereik van klinisch gebruikte buisspanningen wordt gemeten) en lees telkens de DAP waarde af van het systeem.

4.4.5 Analyse en interpretatie

Vergelijk de gemeten DAP waarden met de door het systeem gegeven DAP waarden.

4.4.6 Grenswaarden

Methode	DAP
Berekende DAP	$\leq \pm 10\%$
Gemeten DAP	$\leq \pm 25\%$

De nauwkeurigheid van een gemeten DAP mag 15% groter zijn dan een berekende DAP, omdat een DAP meter gevoelig is voor omgevingsfactoren. Een berekende DAP wordt daarentegen gebaseerd op buisspanning, totale filtratie, buisstroom en stand van de lamellen (veldgrootte) en de grenswaarde kan daarmee strakker worden gesteld.



4.4.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.4.8 Valkuilen en kanttekeningen

1. Correcte bepaling van veldgrootte op de plaats waar meetinstrument zich bevindt.
2. Let op eenheden van zowel systeem als van de dosimeter.

4.4.9 Referenties

1. draft EC RP91update2009 rapport, die halen het uit IEC2000A en B



4.5 AEC prestatie

Exposure Index afregeling

4.5.1 Inleiding en rationale

De dosis op de detector is niet eenduidig terug te vertalen naar beeldkwaliteit; in termen van SNR en CNR. Toch is het vanuit de patiëntdosis belangrijk om te weten wat de detectordosis van een opname is geweest. De Exposure Index (EI) geeft de dosis van de detector weer in een getal. Als de EI wordt afgeregeld conform IEC 62494-1 dan is de EI gedefinieerd als 100 keer de dosis op de detector (uitgedrukt in mGy), bij de bundelkwaliteit beschreven in IEC 62494-1. Deze test heeft tot doel te controleren of de relatie tussen EI en detectordosis correct is.

4.5.2 Frequentie

De test wordt aanbevolen bij acceptatie. De AEC dosisafregeling wordt direct getest met QC light. De aanbevolen minimum frequentie van uitvoering is bij vervanging van de AEC componenten en vervanging van de detector, mits de QC light test wordt uitgevoerd. Is dit niet het geval, dan wordt aanbevolen de test tevens halfjaarlijks uit te voeren.

4.5.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetapparatuur	Dosimeter of ionisatiekamer	

4.5.4 Methode

1. Verwijder zoveel mogelijk als absorbermateriaal tussen röntgenbuis en detector, zoals rooster, tafelmattas e.d.
2. Als het rooster niet wordt verwijderd moet de meetwaarde gecorrigeerd worden voor de verzwakkingswaarde van het rooster
3. Leg het meetinstrument op de detector (niet boven een meetcel, zodat de absorptie van het meetinstrument niet wordt meegenomen in de AEC terugkoppelloop)
4. Kies 70 kV, klein focus en geen toegevoegde filtratie (0 mm Al)
5. Zet veldgrootte op 43 × 35 cm (detector volledig bestraald)
6. Plaats 21-25 mm Al fantoom onder diafragma
7. Maak opname met AEC, middenveld
8. Noteer gegeven mAs
9. Noteer EI-waarde weergegeven op modaliteit
10. Schakel over op handbelichting
11. Leg meetinstrument op tafel in centraalstraal
12. Maak voor controle van de lineariteit opnamen met
 - 1) helft van genoteerde mAs
 - 2) verdubbeling van genoteerde mAs
13. Noteer de waarde van het meetinstrument (mGy) en EI-waarde weergegeven op de modaliteit

Opmerking:

Indien de EI afregeling van losse detectoren zonder AEC worden getest, noteer dan de mAs waarvoor de dosis op de detector gelijk is aan 2,5 mGy bij 70kV. De Exposure Index moet dan 250 zijn. Denk hierbij aan een eventuele correctie voor absorbers als bescherming rondom de detector.

4.5.5 Analyse en interpretatie

Vergelijk de berekende EI met de EI weergegeven op de modaliteit. Hierbij is de berekende EI de (voor absorbers gecorrigeerde; zie opmerking in methodesectie) gemeten dosis op de detector in mGy×100.

4.5.6 Grenswaarden

Verschil in (gecorrigeerd)gemeten EI en weergegeven EI ≤ 10%



4.5.7 Aanvullende en alternatieve controles

Deze meting geeft informatie over de dosis waarbij de AEC 'afslaat', maar er worden geen eisen aan gesteld. Tijdens het afregelen van het systeem voor beoogd gebruik, waarbij de patiëntdosis getoetst wordt aan de gestelde DRNs kunnen hier eisen aan worden gesteld.

4.5.8 Valkuilen en kanttekeningen

De gemeten dosiswaarde op de tafel moet worden gecorrigeerd voor de absorptie tussen meetinstrument en detector (tafel, meetcellen automaat, beschermplaat detector). Als die niet bekend zijn, kan de tafelblad absorptie worden gemeten, de absorptie van het rooster is meestal bekend, de absorptie van de andere materialen is heel klein.

De door het systeem gerapporteerde EI kan anders zijn gedefinieerd dan in IEC 62494-1. Ga dan na welke formule in plaats van detectordosis in mGy x 100 gebruikt moet worden.

Voor trendanalyses is het in verband met het heel-effect aan te bevelen het meetinstrument op een vaste plaats op de detector te leggen.

4.5.9 Referenties

1. IEC 62494-1
2. AAPM TG 116 report



4.6 Vergelijking AEC cellen

4.6.1 Inleiding en rationale

De controle van de dosisafregeling van de detector wordt uitgevoerd bij 1 meetcel (zie 4.5). Het is belangrijk om te controleren of de andere meetcellen ook correct zijn afgeregeld.

4.6.2 Frequentie

Aanbevolen wordt om de test bij acceptatie uit te voeren. De vergelijking van de AEC cellen wordt direct getest met QC light, op 2 buisspanningswaarden. De aanbevolen minimum frequentie van uitvoering is bij vervanging van AEC componenten en vervanging van de detector, mits de QC light test wordt uitgevoerd. Is dit niet het geval, dan wordt aanbevolen de test tevens halfjaarlijks uit te voeren.

4.6.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	21-25 mm Al blok	

4.6.4 Methode

1. Stel een klinisch gebruikte SID afstand in, met rooster geplaatst.
2. Kies 70 kV, klein focus en geen toegevoegde filtratie (0 mm Al)
3. Zet veldgrootte op 43 × 35 cm (detector volledig bestraald)
4. Plaats 21-25 mm Al fantoom (=kalibratiefantoom) onder diafragma
5. Maak opname met AEC: middenveld
6. Noteer gegeven mAs, deze waarde geldt als referentie mAs
7. Kies een andere meetcel; maak opname en noteer mAs
8. Herhaal dit voor alle meetcellen
9. Vergelijk de metingen van de AEC velden, houd hierbij rekening met de fabrikant specifieke afregeling (zie 4.6.9).

4.6.5 Valkuilen en kanttekeningen

1. Onduidelijkheid over welke meetcel er is gebruikt.
2. Slecht functionerend rooster
3. Verkeerde SID afstand gebruikt bij een gefocusseerd rooster

4.6.6 Analyse en interpretatie

Bereken het percentuele verschil van de meetwaarden (mAs) van de perifere meetcellen met de meetwaarde (mAs) van het middenveld.

4.6.7 Grenswaarden

Verskil in meetwaarden t.o.v. referentie $\leq 15\%$. Hierbij is de referentie de mAs zoals deze voor het middenveld wordt gemeten. Als de fabrikant alle meetcellen niet gelijk afregelt (zie 4.6.9), dient de referentie mAs per meetcel overeenkomstig te worden aangepast.

4.6.8 Aanvullende en alternatieve controles

Voor een aparte wandbucky kan het zinvol zijn om deze metingen op 2 SID afstanden uit te voeren i.v.m. de uitlijning van het rooster.

Door uitsluitend de gekozen meetcel (volledig) af te dekken met het Al blok kan worden gecontroleerd of de meetcellen correct zijn aangesloten en niet zijn verwisseld.

4.6.9 Valkuilen en kanttekeningen

De fabrikanten hebben een verschillende filosofie over de afregeling van de meetcellen. Philips regelt de buitenste meetcellen hoger af dan de centrale meetcel. Andere firma's regelen alle meetcellen gelijk af.

4.6.10 Referenties

1. IEC 62494-1
2. AAPM TG 116 report

4.7 Homogeniteit en artefacten

4.7.1 Inleiding en rationale

Inhomogeniteiten (artefacten) zijn een veel voorkomende bron van technische problemen in de digitale radiologie. Hierbij hebben meerdere typen artefacten karakteristieken van verdachte structuren en kunnen een misdiagnose veroorzaken.

In deze test wordt een opname gemaakt van een homogeen fantoom om te controleren op inhomogeniteiten in het beeld die kunnen ontstaan in de gehele keten van de beeldvorming (inclusief de uitlezing van de detector). In de detector wordt een correctie toegepast om alle pixels dezelfde grijswaarde te geven bij homogene belichting, de zogenaamde flatfield kalibratie. Wanneer deze correctie niet correct is, zullen inhomogeniteiten zichtbaar worden.

4.7.2 Frequentie

Aanbevolen wordt om deze test uit te voeren bij acceptatie en indien er problemen zijn of bij vervanging van de detector. De test maakt onderdeel uit van QC light.

4.7.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	25mm Al of 1-2mm Cu	
Software	Programma voor meting gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie	Bv. PACS of ImageJ

4.7.4 Methode

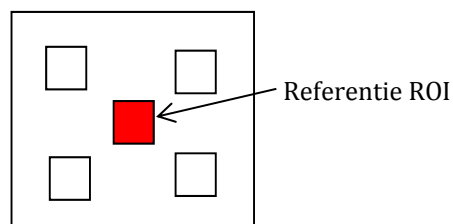
1. Plaats het fantoom onder het diafragma
2. Kies - indien mogelijk - een opnameprotocol zonder post-processing. De beschreven analysemethode en grenswaarden gelden voor de situatie waarbij de pixelwaarden van het beeld recht evenredig zijn met de detectordosis (en niet met de logaritme van de detectordosis). Zie ook Tabel 14 in AAPM Rapport 93
3. Maak bij 70kV een opname zonder rooster, waarbij de automaat is ingeschakeld
4. Maak bij 70kV een opname met rooster, waarbij de automaat is ingeschakeld

Aanbevolen wordt om de metingen voor ieder rooster en iedere detector te herhalen. Pas daarbij de focus-detector-afstand aan aan het rooster.

4.7.5 Analyse en interpretatie

Controleer van het beeld de homogeniteit door op vijf verschillende plaatsen in het beeld een ROI te analyseren. Bepaal daarin de gemiddelde pixelwaarde en standaard deviatie (SD) en bereken de SNR. Vergelijk deze waarden.

1. Controleer van het beeld de homogeniteit door op vijf verschillende plaatsen in het beeld een ROI met een grootte van $\pm 100 \times 100$ pixels te analyseren, waarvan een de referentie ROI is. De configuratie is hierbij gelijk aan de situatie geschetst in figuur 1. Het wordt aangeraden de andere ROI's op 1 cm van de rand van het beeld te positioneren bij detectoren met een afmeting kleiner dan of gelijk aan $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Bij grotere detectoren en/of korte focus-detector afstanden ($< 130 \text{ cm}$) is er een grotere inhomogeniteit dan bij kleinere detectoren door divergentie van de röntgenbundel. Voor deze detectoren wordt aangeraden het centrum van ROI 1, 2, 4 en 5 op 15cm afstand (in horizontale en verticale richting) van het centrum van de detector te plaatsen. Alternatief kan de focus-detector afstand vergroot worden naar 180 cm.
2. Bepaal in iedere ROI de gemiddelde pixelwaarde
3. Bepaal in iedere ROI de standaard deviatie (SD)



Figuur 1 Positionering ROI's en aanduiding referentie ROI



Bij zichtbare inhomogeniteiten:

- Draai het fantoom en herhaal de meting, hiermee controleer je of de inhomogeniteiten worden veroorzaakt door inhomogeniteiten in het fantoom.
- Positioneer de röntgenbuis verticaal en maak een opname. Het heel effect kan immers leiden tot inhomogeniteiten, die niet worden veroorzaakt door de detector.
- Indien mogelijk, vergelijk de resultaten met de resultaten van de andere detector in de kamer (wand/tafel).

Wanneer de inhomogeniteiten blijven moet het systeem opnieuw gekalibreerd worden.

4.7.6 Grenswaarden

Er mogen geen storende artefacten zichtbaar zijn in het beeld.

Parameter	Grenswaarde
Gemiddelde digitale waarde in iedere ROI	< 10% van globaal gemiddelde
Standaarddeviatie (SD) in iedere ROI	<5% van gemiddelde pixelwaarde in desbetreffende ROI

4.7.7 Aanvullende en alternatieve controles

Indien afwijkingen gevonden worden kan met gebruik van dezelfde beelden een nadere ruisanalyse in het frequentiedomein uitgevoerd worden door bepaling van het Noise Power Spectrum (NPS). Hiervoor kan gebruik worden gemaakt van de COX plugin van ImageJ.

4.7.8 Valkuilen en kanttekeningen

Let op dat de bucky schoon is en het fantoom ook schoon is en geen diepe krassen heeft.

Verder is het bekend dat het Heel effect invloed heeft op de homogeniteitmeting. Controleer de richting van het Heel effect over de gemaakte opname.

4.7.9 Referenties

1. Literatuur: AAPM REPORT NO. 93
2. KCare – protocol for the QA of DDR systems



4.8 Ghosting

4.8.1 Inleiding en rationale

Het geheugeneffect van de detector wordt bekeken. Op een lage dosis opname na een hoge dosis opname mag geen beeldresidu van de hoge dosis opname te zien zijn. Deze test heeft tot doel om vast te stellen of de detector goed wordt gewist voor een nieuwe opname.

4.8.2 Frequentie

Deze test wordt aanbevolen bij acceptatie en kan worden uitgevoerd indien er problemen zijn of bij vervanging van de detector. De test maakt geen onderdeel uit van QC light.

4.8.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Patiëntequivalent fantoom (16-32 cm perspex, 1,5-2,1 mm Cu, 25mm Al (patiëntequivalent fantoom) Plaatje lood	
Software	Programma waarin gemiddelde pixelwaarden in een ROI kunnen worden uitgelezen	Bv. PACS of ImageJ

4.8.4 Methode

1. Voor deze test moet eerst een goede uniformiteit van het systeem zijn vastgesteld.
2. Indien het een CR systeem betreft moet de cassette voor en na deze test gewist zijn met een primary erasure.
3. Gebruik standaard focus-detector afstand (i.e. 120 cm voor tafel, 200 cm voor wand).
4. Gebruik de maximale bundelgrootte. Gebruik grid en groot focus. Geen AEC!
5. Plaats patiëntequivalent fantoom en bedek de rechter helft van de detector met plaatje lood
6. Maak een opname met standaard kVp in (75 kV voor tafel, 125 kV voor wand) en hoge mAs (100 mAs) en lees deze uit (flatfield of uniformity setting)
7. Maak meteen een nieuwe opname zonder loodplaat en met lage mAs (1 mAs), en lees deze uit (zelfde parameters)

4.8.5 Analyse en interpretatie

Vergelijk de pixelwaarde in de linker- en rechterkant van het lage mAs beeld; verschil mag niet meer dan 5% zijn. Vergelijk de gemiddelde pixelwaarden in twee ROIs van 1-5 cm. Gebruik afwijking in procent = $100 \cdot 2 \cdot \text{ABS}(\text{ROI1} - \text{ROI2}) / (\text{ROI1} + \text{ROI2})$.

4.8.6 Grenswaarden

Relatief verschil in pixelwaarde $\leq 5\%$

Opmerkingen

Indien meer dan 5% verschil wordt gemeten kan met een reeks opnames worden bepaald wat de minimale tijd is die tussen de opnames moet zitten om ghosting uit te sluiten.

4.8.7 Aanvullende en alternatieve controles

In plaats van loodafdekking kan ook de bundelcollimator worden gebruikt: De hoge dosis opname moet dan worden gemaakt met een bundel gecollimeerd tot halve breedte en halve hoogte van de detector. De lage dosis opname gebeurt met niet-gecollimeerde bundel. De pixelwaarden in het gebied dat met hoge dosis niet was belicht moet dan vergeleken worden met die in het gebied dat nu twee keer belicht is.

4.8.8 Valkuilen en kanttekeningen

Bij gecollimeerde DR opnames kunnen pixelwaarden buiten het gecollimeerde gebied automatisch op "0" worden gezet. Deze controle werkt alleen goed als eerst is vastgesteld dat het systeem uniform is.



4.8.9 Referenties

1. IPEM 77
2. KCare

4.9 Controle energierespons AEC

4.9.1 Inleiding en rationale

De response van een digitale detector is energie afhankelijk. De dosisafregeling van de meetcellen wordt uitgevoerd bij ISO beam conditie 2 (=70 kV, 21 mm Al filtratie). Deze test is ter controle of de energieafhankelijkheid wordt gecorrigeerd, bij gebruik van andere kV waarden en of de correctie wordt toegepast bij de opharding van het spectrum door absorptiemateriaal. De Exposure Index (EI) is evenredig met de air kerma die de detector zou hebben ontvangen onder een gestandaardiseerde beam conditie die zou hebben geleid tot dezelfde detectorresponse als de air kerma bij de gebruikte kV waarde en hoeveelheid absorptiemateriaal. De EI is dus een maat voor de detectorresponse. Het constant blijven van de beeldkwaliteit in termen van Signal to Noise Ratio (SNR) is belangrijk. Deze test heeft tot doel om te controleren of de energie afhankelijkheid is gecorrigeerd zodanig dat de SNR nagenoeg constant blijft. Tevens wordt de waarde van de Exposure Index bij gebruik van klinische parameters (kV en absorberdikte) gecontroleerd.

4.9.2 Frequentie

Deze test wordt aanbevolen bij acceptatie en kan worden uitgevoerd indien er problemen zijn of bij vervanging van de detector. De test maakt onderdeel uit van QC light.

4.9.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Perspexplaten van verschillende dikten (8 – 28 cm) afmeting minimaal 30*30 cm	Zie tabel hieronder voor benodigde perspex dikten
Software	Programma waarin ROI's kunnen worden getekend	Bv. PACS of ImageJ

4.9.4 Methode

1. Plaats fantoom van 8cm perspex op tafel
2. Stel SID in op afstand zoals die standaard bij klinische opnamen wordt gebruikt
3. Stel veldgrootte in op 10×10cm
4. Maak een opname met 60kV, met de middelste meetcel en klein focus. Zet hierbij de toegevoegde filtratie op datgene dat standaard wordt gebruikt. Noteer de mAs, DAP en detectorresponse (EI) waarde (waarbij de EI niet is gedefinieerd aan de hand van de energierespons van de gehele detector, om geen randeffecten mee te nemen).
5. Bepaal de gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie (sd) in een ROI van 5x5cm, gepositioneerd in het centrum van het beeld.
6. Herhaal de meting voor de onderstaande diktes perspex en kV waarden. Houd hierbij de toegevoegde filtratie constant.



PMMA [cm]	kV	Noteren			meten	
		mAs	DAP	Detectorresponse (EI)	Gem. Pixelwaarde	sd
8	60					
8	70					
12	60					
12	70					
16	70					
16 ref.*	77					
20	70					
20	85					
24	85					
24	96					
28	102					
28	125					

* de meting met 16 cm PMMA en 77kV wordt gebruikt als referentie meting

4.9.5 Analyse en interpretatie

1. Controleer of de EI waarde (over alle perspex diktes en bijbehorende kV waarden) nagenoeg constant blijft.
2. Bereken in elke opname de SNR:

$$SNR = \frac{\text{gemiddelde pixelwaarde}}{SD}$$

3. Controleer of over alle perspex diktes en bijbehorende kV waarden wordt voldaan aan de relatie tussen SNR en EI (zie 4.9.6).

4.9.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
EI	10% afwijking t.o.v. referentie*
SNR versus EI	lineaire correlatie met $r^2 > 0,90$

* de meting met 16 cm PMMA en 77kV wordt gebruikt als referentie meting

4.9.7 Aanvullende en alternatieve controles

Het is belangrijk dat de dosisafregelingen gecontroleerd is en in orde is bevonden. Alleen de afregeling van de middelste meetcel wordt op deze manier gecontroleerd. Belangrijk is dat de meetcellen ook onderling worden vergeleken (zie 4.6).

4.9.8 Valkuilen en kanttekeningen

Het kan voorkomen dat bij een bepaalde buisspanning in een deel van het spectrum zit waarvoor een K-edge optreedt. Hierdoor kan fluctuatie van de output optreden. Kies in dat geval een spanning die dicht bij de desbetreffende buisspanning ligt, maar waarvoor de output niet meer zo afwijkend is t.o.v. de andere meetwaarden.



De door het systeem gerapporteerde EI kan anders zijn gedefinieerd dan in IEC 62494-1.

In de klinische praktijk zal het gedrag van de postprocessing - en dus de beeldkwaliteit - afhankelijk zijn van EI. De hier vastgestelde relatie tussen SNR en EI zal dan anders zijn.

4.9.9 Referenties

1. IEC 62494-1
2. AAPM TG 116 report (met name hoofdstuk IX)

4.10 Modulation Transfer Function

4.10.1 Inleiding en rationale

De MTF beschrijft hoe het contrast van een beeld(component) wordt overgedragen als functie van de spatiële frequentie. De MTF geeft een maat voor de kleinst mogelijke details die zichtbaar zijn in beelden.

De MTF wordt tijdens een acceptatie gemeten en daarna wordt de gemeten waarde als referentie meting gebruikt voor volgende metingen, hiermee kan de signaaloverdracht van een systeem worden gevolgd in de tijd. Het doel van deze meting is het bepalen van de (pre-sampled) MTF.

4.10.2 Frequentie

Deze test kan optioneel worden uitgevoerd bij acceptatie en kan optioneel uitgevoerd worden bij problemen, vervanging van de detector en/of bij vervanging van de buis. De test maakt geen onderdeel uit van QC light.

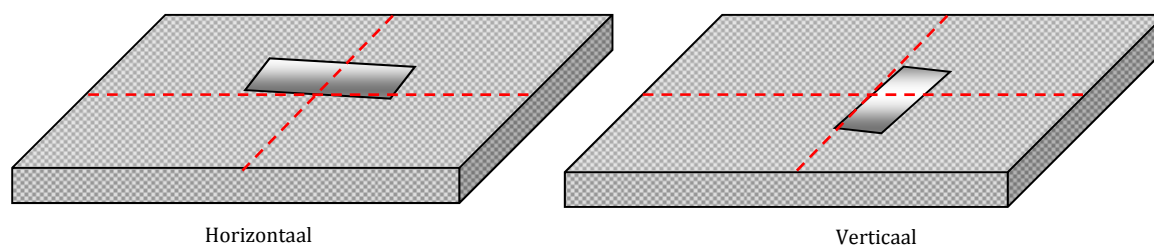
4.10.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	2 koper plaatjes van ongeveer 15 x 15 cm ² , dikte ong. 2mm.	Van het plaatje dat gebruikt wordt op detector dient de rand "netjes" recht te zijn. De afmeting moet voldoende groot zijn voor goede nauwkeurigheid
Software	t.b.v. berekening MTF	Bv. ImageJ, of software die gedownload kan worden via http://deckerd.mc.duke.edu/imagequality.html

4.10.4 Methode

Een eenvoudige methode voor het bepalen van de MTF is volgens de methode van Samei (zie Samei, 1998).

1. Plaats 1 koper plaatje voor de buis, zodanig dat het gehele beeld is afgedekt
2. Leg een koperplaatje schuin in het midden van het veld onder een hoek zodat een edge spread functie gemeten kan worden (figuur 2). Hieruit kan vervolgens de line spread functie en daaruit de MTF bepaald worden via Fourier transformatie.
3. Kies een protocol zonder post-processing
4. Maak een opname met de grootste veldgrootte in het "gewenste" protocol, waarbij de AEC is ingeschakeld.
5. Herhaal de meting voor de verticale stand van het MTF fantoom
6. Bereken de MTF met behulp van de software



Figuur 2 Schematische weergave van plaatsing koper plaatje voor de MTF meting

Het plaatje wordt schuin gelegd om de pre-sampled MTF te verkrijgen. Door het plaatje schuin op de pixelmatrix te leggen wordt de respons oversampled om een goede schatting te maken van de respons op een stapfunctie, waarbij het effect van sampling uitgeschakeld wordt.



4.10.5 Analyse en interpretatie

Met behulp van software voor de analyse van MTF wordt de rand geselecteerd en de Edge Spread Function (ESF) bepaald. Hieruit volgt de Line Spread Function (LSF):

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x)$$

De presampled MTF wordt verkregen door een Fourier Transformatie van de LSF:

$$MTF(u) = |F[LSF(x)]|$$

1. Bereken de MTF met de software. Zie (Donini, 2014) voor een beschrijving van hoe de MTF te bepalen in ImageJ.
2. Er wordt aangeraden de 50%, 10% en 2% MTF waarde te noteren.

4.10.6 Grenswaarden

MTF specificaties komen niet voor in de specificaties van fabrikanten.

4.10.7 Aanvullende en alternatieve controles

De MTF kan alternatief worden bepaald gebruik makend van het IQ X MTF fantoom. Hoewel dit geen algemeen geaccepteerde methode is, staan de testen met het IQ X MTF fantoom voor de volledigheid beschreven in bijlage 2.

Een eenvoudig, semi-kwantitatief alternatief is het visueel beoordelen van een opname van een lijnenparenfantoom.

4.10.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen

4.10.9 Referenties

1. E. Samei and M.J. Flynn, 1998, A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device, Med. Phys 25, 102-13
2. B. Donini e.a., 2014, Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography, Med. Phys. 41(5)

4.11 Centrering röntgenveld

4.11.1 Inleiding en rationale

Naast een correcte overeenkomst van het licht-röntgen dient ook de centraalstraal van de röntgenbundel overeen te komen met het centrum van de detector. Deze overeenkomst wordt in deze test getest.

4.11.2 Frequentie

Deze test wordt aanbevolen bij acceptatie en kan worden uitgevoerd bij vervanging van de buis of vervanging van het diafragma. De test maakt direct onderdeel uit van QC light; wanneer dit niet wordt toegepast, wordt aanbevolen de test tevens halfjaarlijks uit te voeren.

4.11.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Een fantoom met bekende afmetingen t.o.v. het gemarkeerde centrum	Bv. Perspex of Normi-13 Het fantoom dient een marker te hebben die het centrum van het fantoom aangeeft
Software	Programma waarin pixelcoördinaten kunnen worden afgelezen	Bv. PACS of ImageJ

4.11.4 Methode

1. Leg het fantoom dusdanig dat het centrum van het fantoom overeenkomt met centrum van de detector
2. Plaats de röntgenbuis centraal boven het fantoom, zodanig dat SID = 1m
3. Stel de grootst mogelijke veldgrootte in, zodat de gehele detector wordt bestraald

4.11.5 Analyse en interpretatie

1. Bepaal met de software de locatie (x,y) van het centrum van het fantoom
2. Bepaal met de software de locatie (x,y) van het centrum van de detector
3. Bereken Δx en Δy :

$$\Delta x = |x_{\text{centrum fantoom}} - x_{\text{centrum detector}}|$$

$$\Delta y = |y_{\text{centrum fantoom}} - y_{\text{centrum detector}}|$$

4.11.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Δx	$\leq \pm 1\%$ van SID
Δy	$\leq \pm 1\%$ van SID

4.11.7 Aanvullende en alternatieve controles

Aanvullend kan een loodrechtheidsmeting worden uitgevoerd.

4.11.8 Valkuilen en kanttekeningen

Bij deze test wordt aangenomen dat de centraalstraal loodrecht op de detector valt.

4.11.9 Referenties

Geen

4.12 Overeenkomst licht-röntgen en veldgrootte

4.12.1 Inleiding en rationale

Deze test heeft tot doel om te bepalen of het lichtvizier (indien aanwezig) correct uitgelijnd is met de Röntgenbundel. Dit ter voorkomen van instelfouten bij instelling op geleide van lichtvizier.

4.12.2 Frequentie

Deze test wordt aanbevolen bij acceptatie en kan worden uitgevoerd bij vervanging van de buis, vervanging van het diafragma en/of vervanging van het lichtvizier. De test maakt direct onderdeel uit van QC light; wanneer dit niet wordt toegepast wordt aanbevolen de test tevens halfjaarlijks uit te voeren.

4.12.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Methode	Type	Omschrijving	Opmerking
1	Fantoom	Lichtröntgen fantoom	Bv. Normi-13
2	Overig	4 (grote) paperclips of muntjes	
3	Overig	Unfors lichtröntgen liniaal	

4.12.4 Methode

Methodiek 1

1. Leg het lichtröntgenfantoom op de grond of op de tafel
2. Plaats de röntgenbuis centraal boven het fantoom, zodanig dat SID = 1m
3. Diafragmeer op een van de aangegeven velden van het lichtröntgenfantoom. De afmetingen van het desbetreffende veld dienen bekend te zijn.
4. Maak een opname en controleer de röntgenveldgrootte op het fantoom.

Methodiek 2

1. Centreer röntgenbuis boven detector (of fosforplaat)
2. Stel met het lichtvizier een bepaalde veldgrootte in waarvan de afmetingen bekend zijn
3. Leg de paperclips in de lengterichting tegen de grenzen van het lichtveld aan (alle 4 zijden)
4. Markeer voor alle zijden de positie van de paperclips
5. Of leg de muntjes in de 4 hoeken van het lichtveld
6. Maak een opname
7. Controleer op de opname de weergave van de paperclips of muntjes op het röntgenbeeld
8. Meet de afstand tussen de markeringen (in zowel x als in y-richting)

Methodiek 3

1. Leg de lichtröntgen liniaal op de grond of op de tafel
2. Plaats de röntgenbuis boven het fantoom, zodanig dat SID = 1m
3. Stel een bepaalde veldgrootte in
4. Leg de lichtröntgenliniaal op de rand van het lichtvizier
5. Markeer de positie van de liniaal
6. Maak een opname en controleer de röntgenveldgrootte op het fantoom
7. Herhaal dit voor alle zijden van het lichtvizier
8. Meet de afstanden op tussen de markeringen (zowel in x als in y-richting)

4.12.5 Analyse en interpretatie

Op alle zijden visueel afstanden bepalen. Eventueel kwantitatief vaststellen of er wel of niet sprake is van een afwijking (Δx , Δy).

4.12.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Δx licht-röntgen	$\leq \pm 1\%$ van SID
Δy licht-röntgen	$\leq \pm 1\%$ van SID



4.12.7 Aanvullende en alternatieve controles

Indien met het lichtvizier de detector duidelijk te zien is, kan na een goede overeenkomst licht-röntgen ook een snelle controle van de overeenkomst röntgen-detector (zie 4.11) worden uitgevoerd met het lichtvizier.

4.12.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zowel visueel als kwantitatief vast te stellen. Als het licht-röntgen niet 100% overeenkomt, dan dient hier rekening mee te worden gehouden bij de veldgrootte bepaling.

4.12.9 Referenties

1. IPEM 77
2. AAPM 74

4.13 QC Light

4.13.1 Inleiding en rationale

Onderdeel van de kwaliteitsborging van beeldvormende diagnostiek, is, de bewaking van een constante beeldkwaliteit. De meeste bucky opnamen worden vervaardigd met behulp van de Automatic Exposure Control (AEC). Deze AEC regelt de intreedosis op de detector bij een bepaalde absorberdikte. Digitale verwerking zorgt ervoor dat de beeldhelderheid op de monitor constant blijft. Het is belangrijk om de regeling regelmatig te controleren. De QC-Light test is een ketentest. In 2004 zijn de QC-Light testen geïntroduceerd in Nederland. Daarbij is de filosofie en achtergrond van de QC-Light testen uitgelegd.

In deze paragraaf worden twee methoden (methode 1 en 2) beschreven voor de QC-light test. In onderstaande tabel worden de parameters aangegeven die onderdeel zijn van methode 1 en/of 2 en wordt toegelicht waarom. Uit de tabel blijkt dat methode 1 een vollediger ketentest is.

Parameter	Directe of indirecte bepaling	Toelichting	Geldt voor methode 1 en/of 2
Bundelkwaliteit kVp; nauwkeurigheid en reproduceerbaarheid	indirect	Bij een vaste geometrie, afregeling (AEC) en absorberdikte zal bij een vaste kV keuze de exposure (mAs) constant zijn. Dus bij afwijking van de mAs-waarde kan dit wijzen op een afwijking in de kV-waarde (onderdeel van bundelkwaliteit). De betrouwbaarheid wordt groter als er met meerdere kV's wordt getest.	1+2
Bundelkwantiteit: output lineariteit mGy/mAs	indirect, als niet output wordt gemeten	Bij een vaste geometrie, afregeling (AEC) en absorberdikte zal bij een vaste kV keuze de exposure (mAs) constant zijn. Dus bij afwijking van de exposure (mAs) kan dit wijzen op een afwijking in de output (mGy/mAs; ook onderdeel van bundelkwaliteit). De betrouwbaarheid wordt groter als er met meerdere kV's wordt getest.	1+2
Halfwaardedikte (HWD)	indirect, als niet output wordt gemeten	Bij een vaste geometrie, afregeling (AEC) en absorberdikte zal bij een vaste kV keuze de exposure (mAs) constant zijn. Dus bij afwijking van de exposure (mAs) kan dit wijzen op een afwijking in de halfwaardedikte (ook onderdeel van bundelkwaliteit). De betrouwbaarheid wordt groter als er met meerdere kV's wordt getest.	1+2
Dosis oppervlakte product (DAP)	indirect, als niet output wordt gemeten	Bij een vaste geometrie, afregeling (AEC) en absorberdikte zal bij een vaste kV keuze de exposure (mAs) constant zijn. Dus bij afwijking van de output (bundelkwaliteit) geeft dit variatie in de DAP-waarde. De DAP-waarde kan ook afhangen van de veldgrootte. De betrouwbaarheid wordt groter als er met meerdere kV's wordt getest.	1+2
AEC dosisafregeling EI-afregeling	direct	De afregeling wordt getest volgens protocol van IEC 62494-1	1
vergelijking AEC cellen	indirect, op 2 kV waarden	De AEC wordt per detector getest voor 3 configuraties aan meetcellen. Onderlinge verschillen worden hierdoor zichtbaar in termen van pixelwaarden.	1



Homogeniteit en artefacten	direct	De pixelwaardes worden bepaald in 5 ROI's	1+2
Controle energierespons AEC; SNR en EI	indirect op 2 kV waarden	De controle op energierespons houdt in dat de correlatie tussen SNR en EI bij verschillende kV waarden wordt getest. Dit wordt getoetst voor 2 verschillende kV waarden en 1 vaste absorberdikte (fantom).	1 (/+2)
Veldgrootte (samengevoegd met licht röntgen)	direct	Als met een veldgrootte kleiner dan de maximale detectorformaat wordt gewerkt, kan dit ook worden gecontroleerd. Dit kan ook worden gedaan door DAP-waarde vergelijk.	1
Overeenkomst röntgen-detector	direct	Als met een veldgrootte kleiner dan de maximale detectorformaat wordt gewerkt, kan dit ook worden gecontroleerd.	1
Overeenkomst licht -röntgen	direct	Als met een veldgrootte kleiner dan de maximale detectorformaat wordt gewerkt, kan dit ook worden gecontroleerd.	1

4.13.2 Frequentie

De referentiewaarden van de QC-Light testen moeten worden bepaald nadat het systeem is geaccepteerd en is afgeregeld voor klinisch gebruik. Daarna kan de test worden uitgevoerd met dezelfde frequentie als het preventieve onderhoud, mits de frequentie minstens één keer per half jaar bedraagt. De test kan daarnaast nog worden uitgevoerd bij storingsmeldingen en bij klinische vrijgave na onderhoud en storingen.

4.13.3 Methode 1: Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

De methode die hier wordt besproken is specifiek bedoeld voor systemen uitgerust met een digitale detector en waarbij de detectordosisafregeling voldoet aan de IEC 62494-1 International standard. Hierin wordt de voorwaarden en kalibratie van de Exposure Index (EI) aangegeven. De meting kan regulier worden uitgevoerd.

Deze meting behoort ook tot de QC testen zoals deze is vastgelegd met Philips. De technici voeren de test uit na preventief en correctief onderhoud, zodat de afregeling van het systeem kan worden geverifieerd. Hieronder valt ook de dosisafregeling van de digitale detector die conform de IEC 62494-1 International standard uitgevoerd.

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Normi 13 fantoom	Onderstaand protocol is geschreven bij gebruik van beschreven fantoom
	Een verzwakkingsfilter	25 mm Aluminium
Software	Er kan gebruik worden gemaakt van de WAD software voor automatische bepalingen	De bepalingen kunnen ook worden uitgevoerd op het acquisitiesysteem

4.13.4 Methode 1

Tafel (bij een ééndetectorkamer het protocol voor Wand volgen)

1. Centreer de röntgen buis ten opzichte van de detector (handmatig of APR knop CSP).
2. Controleer de buishoogte (in verband met eventueel aanwezig rooster en ter vergelijking met voorgaande QC-light metingen).
3. Controleer of er geen extra interne voorfiltratie is gekozen (0 mm Al).
4. Controleer of het diafragma licht veld juist is ingesteld (28 x 28 cm).
5. Verwijder matrasje

6. Positioneer het test fantoom Normi-13 zodanig, dat de kopertrap (in het fantoom) aan de anode zijde van de buis ligt. Centreer het fantoom ten opzichte van het diafragma lichtveld.

ANODE ZIJDE



7. Plaats het verzwakkingfilter 25mm Al in de accessoire rails van het diafragma.
8. Maak de opname "QC tafel fantoom" (drie AEC meetvelden boven zijde, 70 kV, klein focus)

NB: Het is erg handig als de in het QC protocol genoemde parameters (zoals kV, AEC cellen, SID focusgrootte, veldgrootte) zijn voorgeprogrammeerd in het systeem.

9. Verwijder het NORMI 13 fantoom van tafel.
10. Controleer of er geen interne voorfiltratie in diafragma gekozen is (0 mm Al).
11. Controleer of het diafragma licht veld juist is ingesteld (volledig open).
12. Maak de opname "QC tafel artefacten" (middelste AEC meetveld, 70kV, klein focus)
13. Controleer EI

EI_s: toegestane marge is: $\pm 5\%$ bij afregeling en $\pm 10\%$ bij reguliere controle

NB: Voor het bepalen van de EI-waarde is het belangrijk dat er geen randeffecten (inhomogeniteiten aan de randen van de opname) worden meegenomen. Het gebied waarop de EI wordt bepaald moet daarom kleiner dan het opnameveld worden gezet.

Wand

1. Centreer de röntgen buis ten opzichte van de detector (handmatig of APR knop CSP).
2. Controleer de SID (dient overeen te komen met specificatie aanwezige rooster).
3. Controleer of er geen interne voorfiltratie in diafragma gekozen is (0 mm Al).
4. Controleer of het diafragma licht veld juist is ingesteld (28 x 28 cm).
5. Positioneer het test fantoom Normi-13 zodanig, dat de kopertrap (in het fantoom) aan de anode zijde van de buis ligt.
6. Controleer of het diafragma lichtveld gecentreerd is op het midden van de detector.
7. Centreer het fantoom ten opzichte van het diafragma lichtveld.
8. Monteer het verzwakkingfilter 25mm Al in de accessoire rails van het diafragma.
9. Maak de opname "QC wand (top)" (drie AEC meetvelden, boven zijde, 70 kV, klein focus)
10. Maak de opname "QC wand (bottom)" (drie AEC meetvelden, onder zijde, 125 kV, klein focus,
11. Verwijder het NORMI 13 fantoom van de wand
12. Controleer of er geen interne voorfiltratie in diafragma gekozen is (0 mm Al).
13. Controleer of het diafragma licht veld juist is ingesteld (43 x 43 cm).
14. Maak de opname "QC wand artefacten" (middelste AEC meetveld, 70 kV, klein focus)
15. Controleer EI

ANODE ZIJDE



EI_s: toegestane marge is: $\pm 5\%$ bij afregeling en $\pm 10\%$ bij reguliere controle

4.13.5 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen methode 2

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	<p>Kwaliteitsfantom Bv Perspex; koper; aluminiumblok;</p> <p>De absorptiedikte moet eenzelfde absorberwaarde vertegenwoordigen als een gemiddelde patiënt (bijvoorbeeld ca ~ 20 cm PMMA, ~ 25 mm Al, ~ 1 mm Cu)</p>	<p>Minimaal is opgenomen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Homogeen deel - Geometrie controle; ter controle van licht/röntgen, veldgrootte, centrering bucky e.d. Eventueel aangevuld - Laag contrast elementen - Contrasttrap - Resolutie fantoom

4.13.6 Methode 2

1. Verwijder eventueel patiëntmatrasje
2. Stel de röntgenbuis in op de buckylade (tafel of wand)
3. Standaard afstand focus-film afstand voor tafelbucky en
4. Standaard afstand focus-film afstand voor wandbucky

NB: Bij een "één-detector" statief wordt een opname in zowel horizontale als verticale positie gemaakt. (zoals klinisch gebruikelijk is en daarna zoals bij die eerdere metingen gebruikt)

5. Plaats de QC-cassette in de buckylade (tafel of wand). (dit kan zowel een fosforplaat zijn alsook een digitale detector (DR)).
6. Plaats het fantoom. Dit kan op de tafelbucky of voor de wandbucky, in het midden van het lichtveld, of direct voor het lichtdiafragma van de röntgenbuis
7. Diafragmeer een veldgrootte op de beeldplaat (fosfor, DR) van precies 25*25 cm en markeer eventueel 2 tegenoverliggende hoekpunten.
8. Voeg zo nodig extra absorberend materiaal toe om tot de gewenste gesimuleerde patiëntdikte te komen
9. Kies de volgende belichtingsparameters:
 - klein focus
 - automatische belichting, midden veld én de beide buitenste velden
 - kies voor tafel: 73 kV en wand: 125 kV
 - kies correctiezwarting "0"
10. Maak de opname.
11. Noteer de volgende (meet)waarden:
 - mAs-waarde en indien mogelijk opnametijd [ms] (op schakeltafel)
 - DAP-waarde

Fosforplaat

1. Identificeer fosforplaat
2. Lees de fosforplaat uit. Gebruik daarvoor een uitlezing zonder "extra" postprocessing parameters.
3. Meet de basiswaarde op aangegeven meetplaats en noteer hiervan de waarde.

DR

1. Identificeer opname, gebruik geen "extra" postprocessing parameters.
2. Beoordeel de opname op de onderstaande punten en noteer de "uitkomst"
 - Meet de veldgrootte op (25*25 cm)
 - Controleer de centrering van de testplaat op afbeelding (trek diagonaal lijnen, afbeelding moet in "midden" van opname liggen)
 - Beoordeel de opname visueel op rasterstrepen, overeenkomst licht/röntgen en homogeniteit
3. Meet de basiswaarde op aangegeven meetplaats en noteer hiervan de waarde.



4.13.7 Analyse en interpretatie voor zowel methode 1 als 2

De genoteerde waarden moeten allen voldoen aan de referentiewaarde, binnen de aangegeven marges.

4.13.8 Aanvullende en alternatieve controles

Bij geconstateerde afwijkingen moeten aanvullende metingen worden uitgevoerd.

Welke metingen dat zijn, hangt af van de geconstateerde afwijking

4.13.9 Valkuilen en kanttekeningen

QC light kan zowel met als zonder rooster worden uitgevoerd. Aanbevolen wordt om de metingen met rooster(s) uit te voeren zodat de ketentest vollediger is.

4.13.10 Referenties

1. Werkgroep "Periodieke kwaliteitsborging röntgenapparatuur", QC Light protocol 2004
2. IEC 62494-1



4.14 Lekstraling

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Doorlichtingsapparatuur.

4.14.1 Aanvullingen t.o.v. Document Leidraad Kwaliteitscontrole Doorlichtingsapparatuur

In de praktijk is het dosistempo bij een enkele opname soms niet nauwkeurig te meten. Om het maximale dosistempo te schatten kan dan gebruik worden gemaakt van de volgende berekening:

Maximale dosistempo op 1 meter afstand (in mGy/h) = $K_{\text{gemeten}} \cdot L_{\text{max}} / B_{\text{opname}}$.

Met K_{gemeten} het gemeten luchtkerma op 1 meter afstand (in mGy) bij een enkele opname met een buislading B_{opname} (in mAs) en L_{max} de maximale belasting van het systeem of totale buislading per uur (in mAs/h). Een typische waarde voor L_{max} is 15.000 mAs/h.



BIJLAGE A: Handmatige meting HWD

Let op: voor een goede HWD meting met de hieronder beschreven methodiek moet de output van de buis zeer stabiel zijn (< 1%).

1. Plaats een loodschort op de buckytafel
2. Plaats de dosimeter op het loodschort
3. Stel de Focus-detector afstand in op 100 cm
4. Centreer de röntgenbundel op de meter en collimeer de bundel zodat alleen de dosimeter wordt bestraald
5. Maak een opname met handmatige belichting, 80kV, 100mAs, focus-filter afstand 50cm.
6. Maak een opname zonder Aluminium bij bovenstaande instellingen en noteer de gemeten dosis
7. Herhaal deze nulmeting 3 keer en bereken de gemiddelde dosis en de helft van deze waarde.
8. Plaats 1mm Al in de houder vlak na de röntgenbuis, maak een opname en meet de dosis.
9. Herhaal de meting bij 2, 3, 4 en 5 mm Al
10. Bepaal tussen welke 2 diktes Aluminium de HWD zou moeten liggen.
11. Vul deze diktes in plus de bijbehorende doses die bij punt 7 en 8 gemeten zijn.
12. De Excel sheet berekent vervolgens de HWD volgens:

$$HWD = \frac{d_2 \cdot \ln\left(2 \frac{X_1}{X_0}\right) - d_1 \cdot \ln\left(2 \frac{X_2}{X_0}\right)}{\ln\left(\frac{X_1}{X_2}\right)}$$

Waarin X0 de gemiddelde waarde van de doses zonder verzwakkingmateriaal [mGy], en X1 en X2 de gemiddelde waarden van de doses [mGy] bij een aluminiumdikte van d1 [mm] respectievelijk d2 [mm] voorstellen.

BIJLAGE B: MTF, grensgevoeligheid en lokale gradiënt

B.1 Inleiding en rationale

Bepalen van de overdrachtsfuncties: MTF, grensgevoeligheid en lokale gradiënt. Bovendien de grootte van het kleinste bit (LSB), de Nyquist frequentie in het objectvlak, de μeff van aluminium en de μeff van molybdeen. De MTF wordt bepaald van het gedigitaliseerde beeld en niet zoals bij de edge methode van een fictief beeld zonder digitalisatie. De selectieve meting van discrete frequenties leveren een zeer goede signaal-ruisverhouding van de meting.

De ruimtelijk afhankelijke grootheden worden in twee onderling loodrechte richtingen bepaald.

De gevoeligheid is zo groot dat gemeten kan worden onder klinische omstandigheden. Daardoor is de methode ook geschikt om procedures te optimaliseren: prestaties als functie van kVp, mAs, rooster gebruik, vergroting kunnen gemakkelijk worden bepaald. De grensgevoeligheid volgt uit de MTF en de reële signaal-ruisverhouding in het beeld.

- Met de MTF wordt de frequentie afhankelijke versterking bepaald van verzwakkingsverschillen in de stralingsrichting.
- De grensgevoeligheid levert de frequentieafhankelijke contrastresolutie van het afbeeldende systeem.
- De lokale gradiënt is de versterkingsfactor voor geringe verzwakkingsverschillen.

B.2 Frequentie

Deze test kan optioneel worden uitgevoerd bij acceptatie en kan optioneel uitgevoerd worden bij problemen, vervanging van de detector en/of bij vervanging van de buis. De test maakt geen onderdeel uit van QC light.

B3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetinstrument	IQ X MTF	
Software	Image Pro Plus	
Overig	1 Aluminium plaat 2×20×20cm ³ 2 Perspex platen (5×20×20cm ³)	

B.3 Methode

1. Plaats 100 mm PMMA met daarop 20 mm Aluminium op de tafel, kies een kVp en bepaal met gebruik van de belichtingsautomaat de mAs waarde. Noteer alle techniefactoren (buisfilter, FFD, rooster)
2. Plaats 50 mm PMMA op de tafel
3. Plaats het instrument op de 50 mm PMMA, het opschrift anode zijde evenwijdig aan de anode, zodat twee kwadranten volledig worden afgebeeld.
4. Plaats daarop weer 50 mm PMMA en daarop 20 mm aluminium.
5. Maak een eerste opname met de eerder gevonden waarden.
6. Maak vervolgens opnamen met halve en met dubbele mAs waarde
7. Bereken de beelden ter bepaling van de te bepalen grootheden. Dit kan zowel met "for processing" als met "for presentation" beelden gedaan worden. Bij de laatste is ook de post processing meegenomen.

Zie ook de handleiding bij bovengenoemd meetinstrument en software.

B.4 Analyse en interpretatie

1. Na de berekening zijn de MTF en de grensgevoeligheid in twee onderling loodrechte richtingen beschikbaar. De MTF is bijna altijd verschillend voor "For processing" t.o.v. "For presentation" beelden.
2. Uit de MTF wordt de NEP (Noise equivalent Passband) berekend: een maat voor de oppervlakte onder de MTF.



- Het verschil in de grensgevoeligheid van "For processing" t.o.v. "For presentation" beelden is geringer dan bij de MTF.
- De lokale gradiënt geeft inzicht in de versterkingsfactor afhankelijk van de verzwakingsverschillen. Hiermee kan te agressieve beeldbewerking op gespoord worden.

B.5 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde	Opmerking
NEP	1.2 – 2 mm ⁻¹	Afhankelijk van de toepassing van het röntgenapparaat
Grensgevoeligheid, contrastresolutie	< 5µm Al	
Lokale gradiënt	Geen extra versterking voor geringe verzwakingsverschillen	

B.6 Aanvullende en alternatieve controles

Meting van de juiste instelling van de belichtingsautomaat (zie o.a. wigmeting)

B.7 Valkuilen en kanttekeningen

- De MTF bij gedigitaliseerde beelden is richtingsgevoelig. In de tijd reproduceerbare metingen vereisen een redelijke positionering in lijn met de detector matrix.
- De grootte van het kleinste bit (LSB) kan de contrastresolutie beperken. Niet altijd zijn alle densiteitswaarden beschikbaar waardoor het effectieve LSB groter is. Controle hierop in het histogram van het ruissegment.
- De MTF en de grensgevoeligheid zijn niet gevoelig voor veranderingen in de densiteitschaal. De LSB en de gradiënt wel.

B.8 Referenties

1. "Imaging Quality in X-ray Diagnostic Systems", F. van der Meer, ISBN: 90 75655 03 7



<Lege pagina>

Leidraad Kwaliteitscontrole CT





Inhoudsopgave

1	VERSIEBEHEER EN AUTEURS	41
2	OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLING EN FREQUENTIE	42
3	INTRODUCTIE EN RANDVOORWAARDEN	44
4	BESCHRIJVING TESTEN	45
4.1	LEKSTRALING BUIS	45
4.2	STROOISTRALING	46
4.3	UITLIJNING LASERMARKERING	48
4.4	RADIOTHERAPIELASERS	50
4.5	CONTROLE TAFELPOSITIE-INDICATOR	51
4.6	CONTROLE INCREMENT	52
4.7	UITLIJNING TAFEL GANTRY	54
4.8	TILT.....	56
4.9	TAFEL DOORZAKKEN	58
4.10	BUNDELKwaliteit EN HALFWAARDE Dikte.....	59
4.11	SLICE DOSE PROFIEL & GEOMETRISCHE EFFICIËNTIE	62
4.12	RUIS.....	64
4.13	UNIFORMITEIT	65
4.14	CT-GETALLEN	66
4.15	LAAG CONTRAST DETECTEERBAARHEID	68
4.16	SPATIËLE RESOLUTIE: KWALITATIEF.....	69
4.17	SPATIËLE RESOLUTIE: KWANTITATIEF.....	70
4.18	PLAKDIKTE.....	72
4.19	AFSTANDSMETING	74
4.20	ARTEFACTEN	75
4.21	CTDI _w HEAD EN BODY.....	77
4.22	CTDI _{free,air} HEAD EN BODY	80
4.23	OVERRANGING.....	82
BIJLAGE A	HANDMATIGE BEPALING HWD	84
	REFERENTIES	85



1 Versiebeheer en auteurs

Datum	Versie	Auteurs
28-3-2012	Versie 1.0 Vastgesteld op NVKF congres 28 maart 2012 Intern gepubliceerd	Marcel Greuter (werkgroepvoorzitter) Arnold Schilham Bart van Rooijen Chris Borns Geert Streekstra Jochen van Osch Marcel van Straten Nickie Post Hildebrand Dijkstra
9-4-2106	Versie 2.0 Lancering op NVKF congres 2016 Intern gepubliceerd	Marcel Greuter (werkgroepvoorzitter) Sèvrin Huijsse Anke de Vries
8-10-2019	Versie 3.0 Vastgesteld door het NVKF bestuur en de commissie kwaliteit van de NVKF (4-7-2019) na een ledenraadpleging in sep/okt 2018 Extern gepubliceerd op 8-10-2019	Marcel Greuter (werkgroepvoorzitter) Sèvrin Huijsse Anke de Vries

2 Overzicht testen, doelstelling en frequentie

§	Categorie	Parameter	Acceptatie / Constantheid ¹	Aanbevolen / Optioneel	Aanbevolen aanvangs- Frequentie	Aanbevolen minimum ²
4.1	Veiligheid	Lekstraling	A	A	Jaarlijks	Jaarlijks, na vervangen buis
4.2		Stroostraling	A	O	Eenmalig	Na vervangen buis
4.3	Mechanisch	Uitlijning lasermarkering	A	A	Eenmalig	
4.4		Radiotherapielas ers	A	A	Bepaald door klinisch fysicus	Bepaald door klinisch fysicus
4.5		Controle tafelpositie- indicator	A	A	Eenmalig	
4.6		Controle increment	A	O	Eenmalig	
4.7		Alignment tafel- gantry	A	O	Eenmalig	
4.8		Tilt	A	O	Eenmalig	
4.9		Tafel doorzakken	A	O	Eenmalig	
4.10	Buis	Bundelkwaliteit en HWD	A	A	Eenmalig	Na vervangen buis
4.11		Slice Dose profiel & Geometrisch efficiëntie	A	O	Eenmalig	
4.12	Beeld- kwaliteit	Ruis	A/C	A	Maandelijks	Maandelijks, na vervangen buis en/of detector
4.13		Uniformiteit	A/C	A	Maandelijks	Maandelijks, na vervangen buis en/of detector
4.14		CT-getallen	A/C	A	Maandelijks	Maandelijks, na vervangen buis en/of detector
4.15		Laag-contrast	A	O	Eenmalig	Na vervangen buis en/of detector
4.16		Spatiële resolutie: kwalitatief	A	O	Eenmalig	Na vervangen buis en/of detector
4.17		Spatiële resolutie: kwantitatief	A	O	Eenmalig	Na vervangen buis en/of detector
4.18		Plakdikte	A	O	Eenmalig	
4.19		Afstandsmeting	A	O	Eenmalig	
4.20		Artefacten	A/C	A	Maandelijks	Maandelijks
4.21	Dosis	CTDI _w head / body	A/C	A	Jaarlijks	Jaarlijks, na vervangen buis
4.22		CTDI _{free,air} head / body	A	O	Eenmalig	Na vervangen buis
4.23	Extra	Overranging				



Toelichting

- 1 Toelichting 'Doelstelling':
 - A = Acceptatietest
 - C = Constantheidstest
- 2 Toelichting 'Aanbevolen minimum': verantwoord vanuit technisch en operationeel oogpunt



3 Introductie en randvoorwaarden

In deze Leidraad worden fysisch-technische kwaliteitstesten beschreven die uitgevoerd kunnen worden bij computer tomografie (CT). Dit meetprotocol kan worden gebruikt voor het uitvoeren van acceptatietesten, constantheidstesten en additionele testen. Deze verschillende soorten testen worden hieronder nader toegelicht.

- **Acceptatietest:**
Elk individueel apparaat wordt na installatie gecontroleerd op de kwaliteit en instellingen d.m.v. een acceptatietest. Als het systeem aan alle gestelde eisen voldoet en de vereiste documentatie (digitaal aanschafdossier etc.) in orde is, dan kan de CT door een klinisch fysicus vrijgegeven worden voor gebruik.
- **Constantheidstest:**
Na de acceptatietest vindt er een periodieke test plaats, bijvoorbeeld ieder half jaar. Een deel van de metingen van de acceptatietest wordt dan herhaald, waarbij een controle van het verloop van de kwaliteit en de instellingen uitgevoerd wordt.
- **Additionele test:**
Bij modificatie of vervanging van een onderdeel van de apparatuur wordt een additionele test uitgevoerd. Tijdens deze test wordt het deel van de metingen van de acceptatietest, die relevant zijn voor de modificatie, herhaald.

In dit document worden de volgende meer generieke testen niet beschreven. Met name bij acceptatietesten zijn deze zeker van belang en dienen ze te worden meegenomen in het testrapport.

- Controle of alle componenten zijn geleverd
- Controle installatierapport fabrikant
- Elektrische veiligheid
- Mechanische veiligheid en noodstoppen
- Ruimteafscherming
- Ruimtesignalering
- ICT-aspecten
- Eventuele koppeling met contrastinjector
- Daarnaast worden in dit document geen testen beschreven over de alignment van hybride systemen (bijv. PET-CT). Hiervoor verwijzen wij naar de aanbevelingen nucleaire geneeskunde 2007 of wanneer uitgebracht de vernieuwde versie hiervan.

Opmerking

1. Als de data via het PACS van het systeem wordt gehaald, dan dient men er zeker van te zijn dat het PACS geen beeldbewerking op de beelden toepast (lineaire curve).
2. Alle metingen dienen te worden uitgevoerd met het meetinstrument of het fantoom in het iso-centrum, tenzij anders vermeld.
3. Op een dual source systeem dienen de tests beschreven onder de categorieën 'buis', 'beeldkwaliteit' en 'dosis' voor elke buis-detector combinatie separaat te worden getest. Dit betekent dat er toegang tot de service mode als 'key-user' benodigd is, aangezien voor single source protocollen op een dergelijk systeem standaard de buis-detector combinatie met de grootste detector wordt gebruikt. In de logging van het systeem kan afgelezen worden op welk tijdstip met welke buis is gestraald. Wordt bij een dual source systeem één van de buizen vervangen, dan dient men zich ervan te vergewissen dat een protocol wordt gekozen waarbij de buis wordt gebruikt die is vervangen.

De beelden kunnen normaliter bij een dual source protocol ook per buis gereconstrueerd worden. Dit biedt de mogelijkheid om de tests beschreven onder 'beeldkwaliteit' voor elke buis te testen zonder ingelogd te zijn als 'key-user'. Wordt deze methodiek toegepast, dan dient men zich ervan te vergewissen dat voor elke test de scaninstellingen corresponderen met de in hoofdstuk 4 beschreven instellingen.

4. Na de acceptatietesten moet het systeem worden afgeregeld voor beoogd gebruik, waarbij het Dosis Lengte Product (DLP) getoetst moet worden aan de vastgestelde Diagnostische Referentie Niveaus (DRN) voor CT (www.referentieniveau.nl). Verstandig is om ook de klinische waarden gedurende de eerste maanden te controleren.



4 Beschrijving testen

4.1 Lekstraling buis

4.1.1 Inleiding en rationale

Controle van de lekstraling van de röntgenbuis. Onnodige stralingsbelasting op andere plaatsen dan via de uittree-opening (met name uit de behuizing van het toestel) beperken.

4.1.2 Frequentie

Jaarlijks aanbevolen.

4.1.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetapparatuur	Dosimeter	
Overig	Statief Rolmaat	Voor positionering dosimeter

4.1.4 Methode

Meet met afgeschermd buisopening (met bijvoorbeeld lood) rondom het apparaat het stralingstempo.

4.1.5 Analyse en interpretatie

Vergelijk de dosistampi op verschillende posities rondom de buis met de lekstralingsdata zoals opgegeven door de leverancier.

4.1.6 Grenswaarden

≤ 1 mGy/uur op 1 meter

4.1.7 Aanvullende en alternatieve controles

Bovenstaande test moet bij een dual-source CT voor beide buizen worden uitgevoerd.

4.1.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen

4.1.9 Referenties

1. Van toepassing is art 4.7 (controle toestellen en versnellers) uit de verordening: <https://www.autoriteitnvs.nl/binaries/anvs/documenten/publicatie/2018/01/31/verordening/ANVS+verordening.pdf>

4.2 Stroostraling

4.2.1 Inleiding en rationale

Controle van de stroostraling van de specifieke CT scanner.

4.2.2 Frequentie

Optioneel eenmalig bij acceptatie of optioneel na het vervangen van de röntgenbuis.

4.2.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	CTDI body fantoom	
Meetapparatuur	Ionisatiekamer met typisch volume 230cc	
Overig	Statief Rolmaat	Voor positionering ionisatiekamer

4.2.4 Methode

Het dosistempo wordt gemeten op verschillende posities rondom de scanner ten gevolge van een verstrooiend voorwerp in de CT scanner. Bij de CT scanner is in de specificaties van de plattegrond met stroostraling gedefinieerd hoe de meting uitgevoerd moet worden. Bijvoorbeeld: een cilindrisch PMMA fantoom (CTDI body, diameter 32 cm, lengte 16 cm) wordt gescand met een slice dikte van 20 mm en 140 kV. Kies een aantal posities op de plattegrond en meet het dosistempo op dezelfde hoogte als waarop de plattegrond van de stroostraling is gedefinieerd. Soms wordt het dosistempo op de plattegrond gedefinieerd per effectieve mAs. Corrigeer het gemeten dosistempo dan voor het gebruikte mAs.

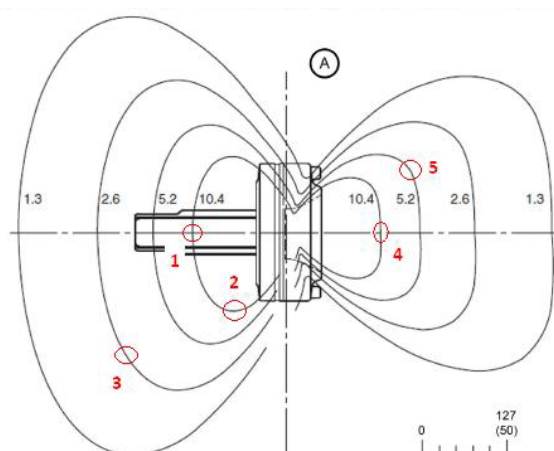


Fig. 1: Voorbeeld van een plattegrond met dosistempo ten gevolge van stroostraling.

4.2.5 Analyse en interpretatie

Corrigeer het gemeten dosistempo eventueel voor het gebruikte (effectieve) mAs en vergelijk de meetwaarden met het dosistempo zoals door de firma aangegeven op het meetpunt.

4.2.6 Grenswaarden

Maximale afwijking van 25% ten opzichte van de opgegeven dosis door de firma. De firma hanteert zelf vaak een maximum afwijking van 10%.

4.2.7 Aanvullende en alternatieve controles

Sommige leveranciers leveren ook een dosis plattegrond in het verticale vlak. Deze meting kan analoog aan de meting in het horizontale vlak uitgevoerd worden.



4.2.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen.

4.2.9 Referenties

Geen.

4.3 Uitlijning lasermarkering

4.3.1 Inleiding en rationale

Deze test wordt uitgevoerd om te controleren of de lasers correct zijn uitgelijnd. De test bestaat uit drie onderdelen:

1. De overeenkomst tussen uitlijning van interne lasers en externe lasers
2. De overeenkomst tussen de interne lasermarkering en het scanvlak
3. Het testen van de coronale en sagittale lasermarkering

4.3.2 Frequentie

Eenmalig aanbevolen bij acceptatie.

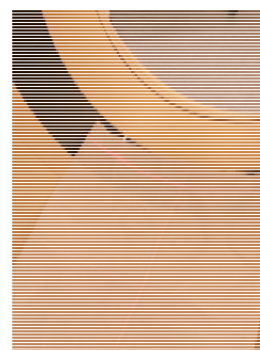


Fig. 2: interne lasers

4.3.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Fantom met marker	De marker moet in het sagittale en het coronale vlak zichtbaar zijn
Overig	OF dunne marker die zichtbaar is op CT-beelden, bijvoorbeeld loodbolletje of uitgerekte paperclip	

Indien men de beschikking heeft over een fantoom met een marker die zowel in het sagittale als coronale vlak zichtbaar is op CT-beelden, dan geniet dit fantoom de voorkeur.

4.3.4 Methode

1. Overeenkomst tussen uitlijning interne lasers en externe lasers

Plak een dunne marker parallel aan de externe axiale lasermarkering. Laat nu de tafel automatisch naar het scanvlak bewegen. De interne lasermarkering hoort nu samen te vallen met de marker.

2. Overeenkomst tussen interne lasermarkering en het scanvlak

Volg stap 1 en maak vervolgens een sequentiële scan met de kleinst mogelijk plakdikte rondom $z=0$.

Gebruik een regulier klinisch protocol. Wees er alert op dat het FOV symmetrisch rondom $(x,y)=(0,0)$ ligt.

3. Sagittale en coronale markering:

Eenzelfde werkwijze waarbij de marker op de buitenkant van bijvoorbeeld een fantoom worden geplakt ter plaatse van (en parallel aan) de lasermarkering.

4.3.5 Analyse en interpretatie

De markeringen op de sagittale en coronale laserlijn moeten respectievelijk op $x=0$ en $y=0$ in beeld verschijnen. Bij de uitlijning van het scanvlak moet de marker in de plak rond $z=0$ verschijnen.

Vergelijk de resultaten met de specificaties die door de fabrikant zijn opgegeven.

4.3.6 Grenswaarden

Voor de meeste systemen wordt een nauwkeurigheid van 2 mm gehanteerd.

4.3.7 Aanvullende en alternatieve controles

Het kan gemakkelijk gebeuren dat de lasers scheef zijn gemonteerd. Dan zijn de lasers links en rechts niet op elkaar afgestemd, en zie je twee lijnen. Of je ziet de positie van de laser verschuiven bij het hoger of lager instellen van de tafel.

4.3.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen.



4.3.9 Referenties

1. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>



4.4 Radiotherapielasers

4.4.1 Doel en rationale

Lasers worden gebruikt om de patiënt in een goede houding te positioneren ten behoeve van radiotherapie. Lasers worden tevens gebruikt om positiemarkeringen op de huid van de patiënt aan te brengen. De nauwkeurigheid van de lasers heeft invloed op het lokaliseren en het later te bestralen doelvolumen van de tumor en dient daarom zo hoog mogelijk te zijn.

4.4.2 Frequentie

Enmalig aanbevolen bij acceptatie. Daarna wordt in de AAPM Task Group 66 rapportage aanbevolen maandelijks deze test te herhalen als QC. In overleg met de klinisch fysicus kan ervoor gekozen worden enkele testen frequenter uit te voeren (bijvoorbeeld een dagelijkse controle van de positie van het laser isocentrum) of geen QC uit te voeren (bijvoorbeeld wanneer de CT niet voor radiotherapiedoeleinden wordt ingezet).

4.4.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Laser QA fantoom of alignment tool	
Overig	Nauwkeurige liniaal voor afstandsmeting	

4.4.4 Methode

Een alignment tool of fantoom dient te worden gebruikt om de geometrie en nauwkeurigheid van de laser te bepalen. Voor verdere omschrijving van een mogelijke meetmethode verwijzen we naar het rapport van de AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 66., pagina 2771 en Appendix D (zie Referenties)

4.4.5 Analyse en interpretatie

Zie rapportage AAPM Task Group 66, Appendix D.

4.4.6 Grenswaarden

- Voor de orthogonaliteit van de transversale lasers ten opzichte van de tafel maximaal 2 mm verloop per meter
- Verloop van de hoogte van de coronale lasers over de breedte van de tafel in het externe isocentrum maximaal 2 mm verloop per meter
- De positionering van de sagittale laser dient in het isocentrum gepositioneerd te zijn met maximaal 2 mm afwijking. Dit over de gehele lengte van de tafel. Echter dient de voorkeur om bij een (herhaaldelijke) afwijking groter dan +/- 1 mm al bij te stellen.

4.4.7 Aanvullende en alternatieve controles

Zie rapportage AAPM Task Group 66, Appendix D.

4.4.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zie rapportage AAPM Task Group 66, Appendix D.

4.4.9 Referenties

1. AAPM Report 83; https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf
2. Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003. https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf



4.5 Controle tafelpositie-indicator

4.5.1 Doel en rationale

De verplaatsing van de tafel moet overeenkomen met de opgegeven verplaatsing om lasermarkeringen zo nauwkeurig mogelijk te kunnen plaatsen en om artefacten te voorkomen ten gevolge van spatiële distorties. Er kunnen drie testen uitgevoerd worden:

1. De juistheid van de tafelpositie-indicator op de gantry
2. De juistheid van de tafelverplaatsing bij axiale scans, zie par. 4.6
3. De juistheid van de tafelverplaatsing bij helical scans, zie par. 4.6

4.5.2 Frequentie

Enmalig aanbevolen bij acceptatie en eventueel na onderhoud aan de tafel. De frequentie kan aangepast worden in overleg met de verantwoordelijk klinisch fysicus.

4.5.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Gewichten van 70-80 kg	Om gewicht patiënt na te bootsen
Overig	Tape of andere niet permanente markering	

4.5.4 Methode

1. Plaats een belasting van 70-80 kg op de tafel om het gewicht van een patiënt te simuleren
2. Gebruik twee stukken tape om de positie van de tafel en de basis van de tafel ten opzichte van elkaar te markeren
3. Verplaats de tafel 1 meter volgens de indicator op de gantry
4. Markeer met een stuk tape op de tafelbasis de eindpositie van de tafel ten opzichte van de tafelbasis
5. Meet de afstand tussen de twee stukken tape op de tafelbasis
6. Verplaats de tafel weer 1 meter terug naar de beginpositie

4.5.5 Analyse en interpretatie

Controleer of de eindpositie van de tafel overeenkomt met de beginpositie en controleer dat de gemeten afstand bij 4.4.4 punt 5 gelijk is aan 1 meter.

4.5.6 Grenswaarden

Rapportage AAPM Task Group 66: 1 mm over de scan range.

4.5.7 Aanvullende en alternatieve controles

Verticale positieverificatie is in dit protocol niet opgenomen maar kan optioneel ook gecontroleerd worden. Bovenstaande test kan eventueel belast en onbelast worden uitgevoerd. Deze test kan ook worden uitgevoerd met een fantoom en lasers in plaats van tape.

4.5.8 Valkuilen en kanttekeningen

Wanneer de CT scanner gebruik wordt voor radiotherapietoepassing moet met de klinisch fysici afgestemd worden wat de herhalingsfrequentie moet zijn (zoals aangegeven in rapport AAPM Task Group 66).

4.5.9 Referenties

1. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>
2. Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003. https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf



4.6 Controle increment

4.6.1 Inleiding en rationale

Deze test wordt uitgevoerd om vast te stellen of de increment bij sequentiële scans en helical scans overeenkomt met de ingestelde waarde.

4.6.2 Frequentie

Eenmalig optioneel bij acceptatie.

4.6.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Fantoom met schuin lijnprofiel	- Bijvoorbeeld het Catphan 500 of 600 fantoom met een module waar lijnprofielen in zitten. - De hellingshoek van het lijnprofiel dient bekend te zijn
Software	Programma waarin lijnprofielen getrokken kunnen worden	Bijvoorbeeld ImageJ

4.6.4 Methode

1. Plaats het fantoom op tafel en lijn het fantoom uit, zoals beschreven staat in de handleiding van het fantoom.
2. Kies een sequentieel protocol met een 'standaard' kernel (niet te scherp en niet te smooth). Stel een increment waarde in van 3 mm en een slice dikte van 3 mm. Gebruik een voldoende hoge buisstroom (om teveel ruis in de beelden te voorkomen).
3. Maak een scan van het fantoom
4. Herhaal dit voor een increment waarde van 5 mm en een slice dikte van 5 mm
5. Voer stap 2 t/m 4 ook uit voor een helical protocol

4.6.5 Analyse en interpretatie

1. Bepaal in de sequentiële beelden in twee opeenvolgende slices de x en y coördinaten van het centrum van het lijnprofiel
2. Bereken de afstand tussen deze twee punten (L_1 en L_2) en bereken de increment volgens

$$\text{Increment} = \tan(\theta) \times (L_2 - L_1)$$

Waarbij θ de hoek is van het lijnprofiel in het coronale vlak is. Bij het Catphan fantoom is deze hoek 23° .

3. Doe dit ook voor de helical beelden

4.6.6 Grenswaarden

De berekende increment van de gereconstrueerde beelden dient overeen te komen met de ingestelde increment.

4.6.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen.

4.6.8 Valkuilen en kanttekeningen

De hoek van het lijnprofiel in het sagittale vlak dient bekend te zijn. Dit staat in de documentatie van het fantoom beschreven. Tevens dient men te controleren dat het fantoom horizontaal is uitgelijnd in het sagittale vlak. Zo niet, dan dient deze hoek bij de hoek van het lijnprofiel opgeteld of afgetrokken te



worden. Er dient eveneens gecontroleerd te worden dat de hoek tussen de tafel en de gantry in het sagittale vlak (bij een tilt van 0 graden) exact 90 graden is (test 4.6).

4.6.9 Referenties

1. Catphan500-600manual

4.7 Uitlijning tafel gantry

4.7.1 Inleiding en rationale

De tafel dient loodrecht geïmponeerd te zijn ten opzichte van de gantry en moet gecentreerd rond het isocentrum geplaatst zijn. Afwijkingen in de uitlijning resulteren in problemen met name voor toepassingen in de radiotherapie, waarbij onnauwkeurigheden in de bestraling kunnen ontstaan. Voor met name radiotherapie toepassingen is het eveneens van belang de horizon van de gereconstrueerde beelden in het (transversale) beeldvlak te controleren.

4.7.2 Frequentie

Bij acceptatie en bij aanpassingen tafelblad.

4.7.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Benodigdheden	Waterbak en meetlat, bij voorkeur op RT tafelblad	Bijvoorbeeld perspex bak
Software	Programma waarin lijnen getrokken kunnen worden en de hoek tussen deze lijnen bepaald kan worden	Bijvoorbeeld ImageJ of treatment planning systeem

4.7.4 Methode

1. Plaats een zo breed mogelijke waterbak op tafel
2. Vul de bak met circa 3 cm water.
3. Verplaats de waterbak naar het scan-vlak en wacht tot het water stil staat. Maak een sequentiële scanopname zonder de tafel te bewegen, i.v.m. bewegingsartefacten. Kies een hoge resolutie om zo nauwkeurig mogelijk de analyse uit te kunnen voeren.

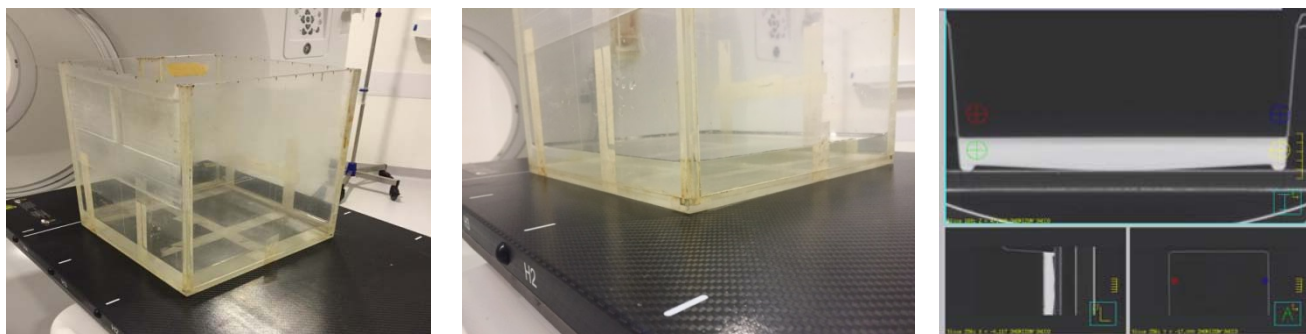


Fig. 3: Waterbak geïmponeerd op het tafelblad (links) gevuld met 3 cm water (midden) en scan ingevoerd in het treatment planning systeem (rechts) voor analyse.

4.7.5 Analyse en interpretatie

1. Analyseer of het tafelloppervlak parallel loopt ten opzichte van het wateroppervlak. Dit kan in 2 richtingen geanalyseerd worden (in het transversale en het sagittale vlak). Importeer de gereconstrueerde data in de analysesoftware waarmee nauwkeurigheden tot op 1 mm bepaald kunnen worden.
2. Controleer of het CT beeld horizontaal afgebeeld wordt. Om dit te testen kan in een softwareprogramma een lijn getrokken worden langs het wateroppervlak. Vervolgens kan van deze lijn de hoek bepaald worden met een horizontale lijn.

4.7.6 Grenswaarden

1. Grenswaarden voor het tafelblad:
 - a. Maximaal 2 mm afwijking over de lengte en breedte van de tafel (in het transversale en het sagittale vlak).



- b. Isocentrum van de tafel mag niet meer dan 1 mm afwijken over de lengte/breedte van de waterbak (in transversale richting en sagittale richting).
2. Grenswaarde voor de horizontaliteit:

De hoek tussen de lijn langs het wateroppervlak en de horizon moet minder dan 0,23 graden zijn (Over een breedte van 50cm levert dat een hoogteverschil links-rechts van minder dan 2 mm op).

4.7.7 Aanvullende en alternatieve controles

In deze meting kan ook gecontroleerd worden of het CT getal van water op verschillende posities gelijk is. Bovenstaande methode kan ook uitgevoerd worden met een voldoende nauwkeurige waterpas in plaats van een waterbak.

4.7.8 Valkuilen en kanttekeningen

Let op dat er sequentieel gescand wordt zonder verschuiving van het tafelblad. Als de controle die beschreven staat onder de aanvullende en alternatieve controles wordt uitgevoerd, wees er dan alert op dat er genoeg tijd wordt genomen om het water 'tot rust' te brengen. Dit in verband met het voorkomen van golven in het water.

4.7.9 eferenties

1. AAPM Report 83 ; https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf
2. Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003. https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf

4.8 Tilt

4.8.1 Inleiding en rationale

Deze test wordt uitgevoerd om vast te stellen of de ingestelde gantry tilt overeenkomt met de werkelijke gantry tilt.

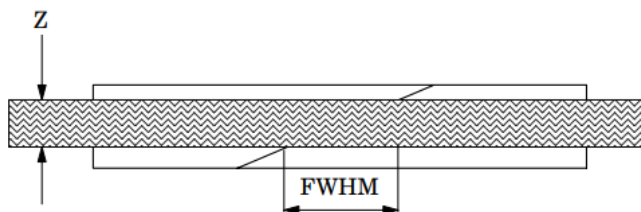


Fig. 4: Met behulp van een bekende hoek van een lijnprofiel in een fantoom kan de tilt berekend worden.

4.8.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie.

4.8.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Fantoom met schuin lijnprofiel	Bijvoorbeeld het Catphan fantoom De hellingshoek van het lijnprofiel dient bekend te zijn
Software	Programma waarin lijnprofielen getrokken kunnen worden	Bijvoorbeeld ImageJ

4.8.4 Methode

1. Plaats het fantoom op tafel en lijn het fantoom uit, zoals beschreven staat in de handleiding van het fantoom.
2. Maak een scan. Gebruik hierbij een sequentieel protocol met een standaard kernel (niet te scherp en niet te smooth). Gebruik een plakdikte van 3 mm en een increment gelijk aan de plakdikte. Gebruik een voldoende hoge buisstroom om te veel ruis in de beelden te voorkomen.

4.8.5 Analyse en interpretatie

De gantry tilt kan berekend worden met de volgende formule:

$$\text{gantry tilt} = \theta \pm \cot^{-1} \left(\frac{L_{FWHM,\theta}}{T_{\text{slice}}} \right)$$

Waarbij $L_{FWHM,\theta}$ de FWHM van het lijnprofiel is, en T_{slice} de plakdikte. Hierbij is θ de hoek van het lijnprofiel in het sagittale vlak. Bij het Catphan fantoom is deze hoek 23°.

Voor een ander fantoom kan deze hoek anders zijn, vul dan in de formule de hoek in die geldt voor dat fantoom.

4.8.6 Grenswaarden

De afwijking mag niet groter zijn dan 1 graad.

4.8.7 Aanvullende en alternatieve controles

De tilt kan ook bepaald worden met een fosforplaat:



1. Plaats hierbij de plaat haaks in het sagittale scanvlak
2. Gebruik een protocol met een minimale plakdikte
3. Belicht de fosforplaat 3 maal: op een gantry tilt van 0 graden, en op de maximale gantry tilt naar beide kanten.
4. Meet vervolgens de hoek tussen de centrale lijn en de andere twee lijnen

4.8.8 Valkuilen en kanttekeningen

De hoek van het lijnprofiel in het sagittale vlak dient bekend te zijn. Deze staat in de documentatie van het fantoom beschreven. Tevens dient men te controleren dat het fantoom horizontaal is uitgelijnd in het sagittale vlak. Zo niet, dan dient de deze hoek bij de hoek van het lijnprofiel opgeteld of afgetrokken te worden. Zie tevens 4.7 Uitlijning tafel gantry.

4.8.9 Referenties

1. ImPACT Leaflet No1 AbstractID: 7614 Title: A New Method to Perform CT Gantry Tilt Angle Quality Control Using Catphan® 500; Phantom <https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/29-7614-68271-906.pdf>
2. AAPM 39, SPECIFICATION AND ACCEPTANCE TESTING OF COMPUTED TOMOGRAPHY SCANNERS, Report of Task Group 2, Diagnostic X-Ray Imaging Committee https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_39.pdf
3. Catphan500-600manual



4.9 Tafel doorzakken

4.9.1 Doel en rationale

Lasers worden gebruikt om de patiënt in een goede houding te positioneren ten behoeve van radiotherapie. Het doorzakken van de tafel vertaalt zich in een slechte reproduceerbaarheid van de positionering van de patiënt op het bestralingstoestel.

4.9.2 Frequentie

Bij acceptatie optioneel. Frequentie in overleg met de klinisch fysicus, AAPM Task Group 66 rapport adviseert jaarlijks.

4.9.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Laser QA fantoom	
Overig	Gewicht van 75 kg gelijk verdeeld over het tafelblad	

4.9.4 Methode

1. Verdeel 75 kg of meer gelijk over het tafelblad.
2. Plaats een laser QA fantoom aan het hoofdeinde van het tafelblad en uitgelijnd met de gantry lasers.
3. Maak een scan.
4. Herhaal stap 2 en 3 maar nu met het tafelblad ingeschoven en het laser QA fantoom aan het voeteneinde.

4.9.5 Analyse en interpretatie

De 2 scans moeten met elkaar overeenkomen. Voor een gedetailleerde omschrijving van de meetmethode verwijzen we naar het rapport van de AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 66, pagina 2771 en Appendix E: Scanner Table tests. (zie Referenties)

4.9.6 Grenswaarden

Maximaal 2 mm over de lengte van het tafelblad

4.9.7 Aanvullende en alternatieve controles

Extra testen kunnen worden uitgevoerd, bijvoorbeeld extra gewicht op de tafel tot 150 kg, of het gewicht niet gelijk verdeeld op de scanner gepositioneerd. Testen en analyseren in overleg met de klinisch fysicus. Bovenstaande meting kan herhaald worden voor verschillende posities van de tafel.

4.9.8 Valkuilen en kanttekeningen

Bij hybride systemen zoals een PET-CT is een alignment test niet voldoende om de doorbuiging van de tafel te meten, omdat er voor alignment softwarematig interne correcties kunnen worden toegepast.

4.9.9 Referenties

1. AAPM Report 83 https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf
2. [Mitic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003.](#)
3. NCS rapport 11: Quality Control (QC) of Simulators and CT scanners and some basic QC methods for Treatment Planning Systems. Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie, 1997

4.10 Bundelkwaliteit en halfwaarde dikte

4.10.1 Inleiding en rationale

Naast interne filtratie in de buis en toegevoegde externe filters is de buisspanning bepalend voor het energiespectrum. Dit spectrum is van belang voor de beeldkwaliteit, beeldcontrast en patiënt dosis. Daarom is het van belang dat de energie van de geleverde röntgenstraling nauwkeurig overeenkomt met de ingestelde waarde. Daarnaast moet de buis altijd dezelfde output (energiespectrum) produceren bij dezelfde instellingen, zodat de CT beelden een consistente kwaliteit hebben (reproduceerbaarheid). In deze meting wordt gecontroleerd: 1) of de ingestelde buisspanning overeenkomt met de ingestelde waarde, 2) of de buis altijd hetzelfde spectrum levert.

4.10.2 Frequentie

Aanbevolen bij acceptatie, optioneel na vervangen van de röntgenbuis

4.10.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetinstrument	Röntgenmeetinstrument om de buisspanning en HWD te meten	Bijvoorbeeld Unfors (Raysafe)

4.10.4 Methode

1. Plaats het meetinstrument met behulp van de lasers in het iso-centrum van de CT (zie figuur 5) op het tafelblad. De wijze waarop het meetinstrument gepositioneerd moet worden ten opzichte van de gantry is afhankelijk van het type meetinstrument. Raadpleeg hiervoor de handleiding van het meetinstrument.

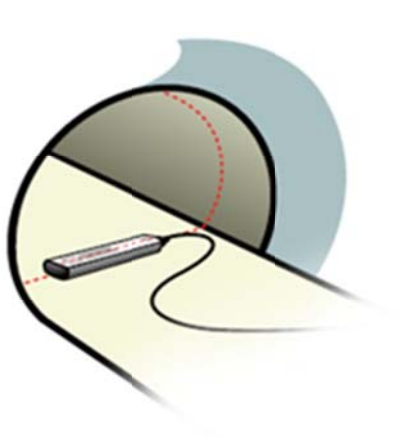


Fig. 5: Positionering Unfors Xi

Opmerking:

De meetopstelling voor Siemens SOMATOM CT scanners wijkt af van de zojuist beschreven opstelling. Bij deze scanners moet de Raysafe Unfors Xi detector op de bodem van de CT scanner gantry worden geplaatst. Hierbij moet de detector horizontaal worden neergelegd, en de lasers moeten worden gebruikt om het sensor oppervlak van de detector in het kruispunt van de lasers te positioneren. Voor meer informatie, zie het document 'CT kV measurements on Siemens SOMATOM CT Scanners'

<http://mediabank.raysafe.com/downloadAsset.jsp?catalog=RaySafe+Media+Bank&id=1681&>

2. Maak een topogram met buispositie boven (top) met een buisspanning van bijvoorbeeld 100 kV. Gebruik een buisstroom > 200mA en kies een dusdanige collimatie zodat de Raysafe Unfors Xi detector wordt bestraald met enkele millimeters aan beide zijden.



3. Lees de maximale kV en halfwaarde dikte (HWD) af van het meetinstrument
4. Herhaal deze meting 3 keer
5. Herhaal deze metingen voor een range aan beschikbare kV waarden, waarbij in ieder geval de maximale en minimale kV worden meegenomen.

Opmerking:

- Wanneer de buisspanning op een Siemens SOMATOM CT scanner wordt gemeten met de Raysafe Unfors Xi detector, dan moet de gemeten buisspanning vermenigvuldigd worden met een correctiefactor. Deze factor is buisspanning afhankelijk en kan ook verschillen tussen de verschillende SOMATOM systemen.
- Hetzelfde geldt voor de HWD op deze systemen, ook hierbij dient men de gemeten HWD te vermenigvuldigen met een correctiefactor.
- Bij gebruik van de Unfors Raysafe X2; raadpleeg de user manual van deze detector om na te lezen of het toepassen van een correctiefactor van toepassing is voor de CT scanner waarop de test wordt uitgevoerd. In de manual staat ook beschreven hoe een correctiefactor toegepast kan worden.

4.10.5 Analyse en interpretatie

1. Bereken voor elke meting de nauwkeurigheid n volgens formule, waarbij 'V_g' de gemeten buisspanning (in kV)

$$n = \left| \frac{V_{ingesteld} - V_g}{V_g} \right| \times 100\%$$

2. Toets de waarde van n ≤ 5%
3. Bereken voor elke (j=1...n) ingestelde buisspanning de relatieve standaarddeviatie σV_g (reproduceerbaarheid) volgens de formule:

$$\sigma V_g = \left\{ \frac{\sqrt{\sum_{j=1}^n \frac{(V_{gj} - \bar{V}_g)^2}{n-1}}}{\bar{V}_g} \right\} \times 100\%$$

4. Toets de waarde van σV_g: σV_g ≤ 2,5%
5. Toets voor de gebruikte buisspanningen of de HWD groter is dan minimum toelaatbare eerste halfwaarde dikte

HALF-VALUE LAYERS in X-RAY EQUIPMENT

X-RAY TUBE VOLTAGE kV	Minimum permissible first HALF-VALUE LAYER mm Al
50	1,8
60	2,2
70	2,5
80	2,9
90	3,2
100	3,6
110	3,9
120	4,3
130	4,7
140	5,0
150	5,4

- HALF-VALUE LAYERS for other voltages shall be obtained by linear interpolation or extrapolation.
 - These HALF-VALUE LAYER values correspond to a TOTAL FILTRATION of 2,5 mm Al for X-RAY EQUIPMENT, operating at constant potential X-RAY TUBE VOLTAGE.



4.10.6 Grenswaarden

1. Nauwkeurigheid $\leq 5\%$
2. Reproduceerbaarheid $\leq 2,5\%$
3. HWD: zie bovenstaande tabel voor de minimum HWD als functie van de buisspanning

4.10.7 Aanvullende en alternatieve controles

Zie 'Bijlage 1 – handmatige bepaling HWD' voor een beschrijving van hoe de HWD handmatig te meten, wanneer het meetinstrument geen HWD kan meten.

4.10.8 Valkuilen en kanttekeningen

Onjuiste positionering van het meetinstrument en het niet correct toepassen van correctiefactoren bij het meten van de buisspanning en, indien van toepassing, HWD.

4.10.9 Referenties

1. IEC 60601-1-3:2008
2. M.E. Lyra e.a., Presentation of Digital Radiographic Systems and the Quality Control Procedures that Currently Followed by Various Organizations Worldwide, Recent Patents on Medical Imaging, 2010; 2: 5-21.
3. RaySafe Xi User Manual; <http://mediabank.raysafe.com/A/RaySafe+Media+Bank/1604>
4. RaySafe X2 User Manual; <http://mediabank.raysafe.com/A/RaySafe+Media+Bank/2704>

4.11 Slice Dose Profiel & Geometrische efficiëntie

4.11.1 Doel en rationale

Het Slice Dosis Profiel is de dosis gemeten als functie van de Z-as bij een bepaalde focal spot grootte en beam collimatie. In combinatie met de afgebeelde plakdikte kan hiermee de geometrische efficiëntie worden berekend. De geometrische efficiëntie geeft de fractie van de dosis weer die is gebruikt voor beeldvorming voor een bepaalde plakdikte.

4.11.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie

4.11.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Methode	Type	Omschrijving	Opmerking
1	Fantom	Licht-röntgenfantom Digitale camera	De camera dient een optie lange sluitertijd te hebben
2	Fosfor plaat		
	Overig	Metalen meetlat	
3	Meetinstrument	Meetinstrument met verscheidene ionisatiekamers	Bijvoorbeeld OSL dosimeter, TLD array dosimeter of solid state multi-detector array
1-3	Software	Programma waarin lijnprofielen getrokken kunnen worden	Bijvoorbeeld ImageJ

4.11.4 Methode

Methode 1:

1. Leg licht-röntgen fantoom op tafel in isocenter van scanvlak,
2. Maak een axiale scan - maak in donkere kamer een frontale foto (met lange sluitertijd) van het oplichtende profiel

Methode 2:

1. Leg fosfor-detector (CR) op tafel in isocenter van scanvlak
2. Maak een axiale scan met verschillende collimaties (b.v. 0,5, 1,5, 10, 20, en 40 mm)
3. Maak een opname van een metalen object (meetlat) op de detector, zodat de afstanden op het uitgelezen beeld bekend zijn voor de analyse

Methode 3:

1. Plaats meter (OSL-dosimeter (Optical Stimulated Luminescence), TLD-array dosimeter of solid state multi-detector array (SSMDA)) in lucht in isocenter van scanvlak
2. Maak axiale scan met verschillende collimaties (bijv. 1, 5, 10, 20, en 40 mm)

4.11.5 Analyse en interpretatie

Methode 1:

1. Bepaal m.b.v. de digitale foto de FWHM van het profiel, doe dit voor verschillende collimaties (b.v. 0,5, 1,5, 10, 20, en 40 mm).
2. Bereken voor elke collimatie ook de geometrische efficiëntie [%] = collimatie/FWHM *100%.

Methode 2:

1. Lees de fosfor detector uit. Bepaal de FWHM van elk profiel.
2. Bereken voor elke collimatie ook de geometrische efficiëntie [%] = collimatie/FWHM *100%.



Methode 3:

1. Bepaal de FWHM van elk profiel
2. Bereken voor elke collimatie ook de geometrische efficiëntie [%] = collimatie/FWHM *100%.

4.11.6 Grenswaarden

Geometrische efficiëntie mag niet meer dan 25% afwijken van de waarde weergegeven in display van het systeem en moet minimaal 70% zijn.

4.11.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.11.8 Valkuilen en kanttekeningen

De resultaten zijn afhankelijk van de grootte van de focal spot. Als het mogelijk is om de focal spot grootte te kiezen dan de meting herhalen voor combinaties van focal spot grootte en collimatie.

4.11.9 Referenties

1. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing;
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>
2. AAPM 39, SPECIFICATION AND ACCEPTANCE TESTING OF COMPUTED TOMOGRAPHY SCANNERS, Report of Task Group 2, Diagnostic X-Ray Imaging Committee;
https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_39.pdf



4.12 Ruis

4.12.1 Inleiding en rationale

De ruismeting is een maat voor de juiste afstelling en kwaliteit van de gehele beeldvormende keten. Ruis limiteert de detecteerbaarheid van laag contrast details. In deze test wordt het ruisniveau gecontroleerd.

4.12.2 Frequentie

Bij acceptatie en vervangen röntgenbuis en/of detector aanbevolen.

4.12.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Water gevuld of weefsel equivalent fantoom met homogeen gedeelte	De diameter van het fantoom dient overeen te komen de diameter beschreven in de specificaties van de fabrikant
Software	Programma waarin ROI's geplaatst kunnen worden	Bijvoorbeeld PACS, ImageJ

4.12.4 Methode

1. Leg het fantoom in het centrum van de gantry in het axiaal vlak.
2. Stel de parameterwaarden in zoals die zijn beschreven in de specificaties van de fabrikant.
3. Maak een scan

4.12.5 Analyse en interpretatie

1. Meet de standaarddeviatie van de CT getallen in de ROI geplaatst in het centrum. Neem hierbij een ROI grootte die correspondeert met de grootte zoals de fabrikant deze heeft gebruikt.
2. Toets de standaarddeviatie aan de grenswaarden.

4.12.6 Grenswaarden

Ruis ligt 15% binnen de specificaties van de fabrikant.

4.12.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.12.8 Valkuilen en kanttekeningen

- De grootte van de ROI komt niet overeen met de grootte zoals opgegeven door de fabrikant.
- Alengroei in water gevuld fantoom

4.12.9 Referenties

1. European Guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262), IEC2004a; <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>
2. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing; <http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>



4.13 Uniformiteit

4.13.1 Inleiding en rationale

Deze test heeft evaluatie van het reconstructie proces tot doel. De uniformiteitsmeting detecteert afwijkingen in de homogeniteitscorrectie van voornamelijk grote FOV's.

4.13.2 Frequentie

Bij acceptatie en vervangen röntgenbuis en/of detector aanbevolen.

4.13.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Water gevuld of weefsel equivalent fantoom met homogeen gedeelte	De diameter van het fantoom dient overeen te komen de diameter beschreven in de specificaties van de fabrikant
Software	Programma waarin ROI's geplaatst kunnen worden	Bijvoorbeeld PACS, ImageJ

4.13.4 Methode

1. Leg het fantoom in het centrum van de gantry.
2. Stel de acquisitie- en reconstructieparameters in zoals die zijn beschreven in de specificatie van de fabrikant (kV, mAs, kernel, plakdikte etc. overnemen uit de specificaties van de CT scanner).
3. Maak een scan. De scan kan sequentieel en/of in helical mode worden uitgevoerd.

4.13.5 Analyse en interpretatie

1. Plaats 5 ROIs; Meet in elke ROI het gemiddelde CT-getal. Neem hierbij een ROI grootte die gelijk is aan de opgave van de fabrikant.
2. Bereken de afwijking van de vier perifere ROI's t.o.v. de centrale ROI in HU. Elk van deze vier waarden dienen te worden getoetst aan de grenswaarden.

4.13.6 Grenswaarden

Het verschil in CT getal tussen de perifere ROI's en de centrale ROI is maximaal 5 HU.

4.13.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.13.8 Valkuilen en kanttekeningen

- De grootte van de ROI komt niet overeen met de grootte zoals opgegeven door de fabrikant.
- Algen groei in water gevuld fantoom

4.13.9 Referenties

1. European Guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262), IEC2004a; <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>
2. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing <http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>



4.14 CT-getallen

4.14.1 Inleiding en rationale

Het CT-getal is afhankelijk van de buisspanning en de filtering. Het controleren van de CT-getallen is belangrijk voor het controleren van de kalibratie en de constantheid van de CT-scanner. Voor diagnostische toepassingen waarbij de absolute waarde van het CT-getal wordt gebruikt, is dit een belangrijke test, evenals voor de radiotherapie i.v.m. planningsdoeleinden.

4.14.2 Frequentie

Bij acceptatie aanbevolen, maandelijks aanbevolen, bij vervangen röntgenbuis en/of detector aanbevolen

4.14.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Een fantoom met een water insert	De diameter van het fantoom dient overeen te komen de diameter beschreven in de specificaties van de fabrikant
Software	Programma waarin ROI's geplaatst kunnen worden	Bijvoorbeeld PACS, ImageJ

4.14.4 Methode

1. Leg het fantoom in het centrum van de gantry (in axiaal vlak).
2. De kalibratie van water en lucht is per definitie kV onafhankelijk. Gebruikte acquisitie en reconstructie parameters zouden geen invloed mogen hebben op de kalibratie. Gebruik bijvoorbeeld een standaard klinisch (abdomen) protocol.
3. Maak een scan

4.14.5 Analyse en interpretatie

1. Meet in elke ROI het gemiddelde CT-getal. Neem hierbij een ROI grootte welke ook correspondeert met de grootte zoals de fabrikant deze heeft gebruikt. De specificaties zijn vaak terug te vinden in een van de mappen die geleverd zijn bij de CT.
2. Bereken de afwijking van water en lucht t.o.v. de fabrikant specificaties en t.o.v. de grenswaarde.

4.14.6 Grenswaarden

Het CT-getal van water en lucht mag niet meer dan 4 HU afwijken.

4.14.7 Aanvullende en alternatieve controles

In de radiotherapie worden CT-getallen gecorreleerd aan elektronendichtheden. Het is dus van belang het CT-getal voor verschillende inserts te controleren met een fantoom. Het CT-getal van de inserts is afhankelijk van de buisspanning. Hiertoe dient het CT-getal van verschillende inserts te worden vergeleken met de specificaties zoals deze bij het fantoom wordt geleverd. Het fantoom dient te worden gescand met parameterwaarden welke overeenkomen met de settings zoals deze zijn beschreven in de specificaties van het fantoom.

Ook wordt er (meestal) een standaard fantoom door de fabrikant meegeleverd, waarin meerdere inserts zitten; bij gebruik van een dergelijk fantoom dienen de voorschriften en specificaties van de fabrikant te worden gevolgd.

4.14.8 Valkuilen en kanttekeningen

Valkuil: Het water in de insert is verontreinigd

Kanttekening: Voor de radiotherapie is het belangrijk ook andere HU waarden dan 0 en -1000 te controleren. Hiervoor zijn fantomen beschikbaar die een range van cilinders met bekende dichtheden



bevatten, die in de buurt liggen van veel voorkomende weefsels (bijv. spier, vet, long, bot). Voorbeeld: Gammex 467 fantoom.

4.14.9 Referenties

1. European Guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262), IEC2004a;
<http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>
2. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing ;
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>
3. Gammex CT electron density phantom;
http://www.sunuclear.com/snc_site/documents/datasheets/gammex/ct_electron_density_phantom.pdf



4.15 Laag contrast detecteerbaarheid

4.15.1 Inleiding en rationale

De laag contrast detecteerbaarheid is een directe maat voor de beeldkwaliteit

4.15.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie na vervanging röntgenbuis en/of detector.

4.15.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Een fantoom met een laag contrast groep	Bijvoorbeeld het Catphan fantoom
Overig	Werkstation met een diagnostisch werkstation in een geschikte bejijkruimte	Zie Leidraad kwaliteitscontrole diagnostische monitoren

4.15.4 Methode

1. Leg het fantoom in het centrum van de gantry (in axiaal vlak).
2. Wanneer beschikbaar, volg parameter instellingen van de fabrikant.

4.15.5 Analyse en interpretatie

1. Bekijk op een diagnostisch werkstation in een voor radiologische toepassingen ingerichte bejijkruimte tot welke diameter de laag contrast objecten nog zichtbaar zijn.
2. Tel het aantal bollen.

Voor het Catphan fantoom insert CTP515 kan gekozen worden het aantal bollen te registreren in de supra-slice (1%, 0,5% en 0,3%) en de sub-slice (7 mm, 5 mm en 3 mm). Ook kan gewerkt worden met het Catphan fantoom insert CTP263 waarbij met een contrastverschil van 1% tot 0,1% het aantal zichtbare bollen met een diameter van 15,0 tot 2,0 mm beoordeeld kan worden.

4.15.6 Grenswaarden

Wanneer door de fabrikant specificaties zijn opgegeven zijn deze leidend.

4.15.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.15.8 Valkuilen en kanttekeningen

Accuraat positioneren is belangrijk om alle bollen in hetzelfde vlak te kunnen beoordelen.

4.15.9 Referenties

1. b for acceptability of radiological (including radiotherapy) and nuclear medicine installations, no 91;
http://www.efrs.eu/publications/see/2012_RP_162_Criteria_medical_radiological_equipment?file=441
2. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing:
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>



4.16 Spatiële resolutie: kwalitatief

4.16.1 Inleiding en rationale

De spatiële resolutie is een directe maat voor de beeldkwaliteit, een visuele check door middel van een lijnenparen fantoom is een snelle test waarbij de hele keten wordt meegenomen.

4.16.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie na vervanging röntgenbuis en/of detector.

4.16.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Een fantoom met lijnparen	Bijvoorbeeld het Catphan fantoom
Overig	Werkstation met een diagnostisch werkstation in een geschikte bejkkruimte	Zie Leidraad monitoren

4.16.4 Methode

1. Plaats het fantoom in het iso-centrum van de CT scanner.
2. Stel de parameterwaarden in zoals die zijn beschreven in de specificaties van de fabrikant.

4.16.5 Analyse en interpretatie

Bekijk op een diagnostisch werkstation tot welke resolutie de lijnen-paren zichtbaar zijn.

4.16.6 Grenswaarden

Binnen de door de fabrikant opgegeven specificaties

4.16.7 Aanvullende en alternatieve controles

In software (bv. ImageJ) kan een lijnprofiel door de lijnparen getrokken worden. Door de lijnprofielen door elke set lijnparen te bekijken, kan op deze manier het onderscheidend vermogen per lijnenpaar beoordeeld worden.

4.16.8 Valkuilen en kanttekeningen

Voor de z-resolutie zijn aparte fantomen verkrijgbaar.

4.16.9 Referenties

1. European Guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262), IEC2004a; <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>
2. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing; <http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>

4.17 Spatiële resolutie: kwantitatief

4.17.1 Inleiding en rationale

Het bepalen van de Modulation Transfer Function (MTF) is een kwantitatieve methode voor het vaststellen van de spatiële resolutie. De MTF is kernel afhankelijk.

4.17.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie na vervanging röntgenbuis en/of detector.

4.17.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

De MTF kan op verschillende manieren bepaald worden. Een van de volgende modules moet in het fantoom aanwezig zijn:

Method	Type	Omschrijving	Vlak	Opmerking
1	Overig	Een dunne draad	✓	In module CTP 528 van het Catphan fantoom (zowel 500 als 600 versie) is een wolfram draad met diameter 0,28 mm opgenomen. Als de draad niet is opgenomen in een fantoom, dan kan deze meetmethode ook in het sagittale vlak gebruikt worden
2	Overig	Zeer kleine bol	✓	✓
3	Overig	Zeer rechte overgang	✓	✓

4.17.4 Methode

Bij het gebruik van een edge wordt het aanbevolen om de overgang een hoek te laten maken met de x of y-as. Door het plaatje schuin op de pixelmatrix van de detector te leggen wordt de respons over sampled om een goede schatting te maken van de respons op een stapfunctie.

Acquisitie:

Parameterwaarden instellen zoals die zijn beschreven in de specificaties van de fabrikant. Indien deze instellingen niet beschikbaar zijn, kies dan een minimale plakdikte, increment gelijk aan de plakdikte, en voldoende hoge mAs om de hoeveelheid ruis in de beelden te reduceren.

Postprocessing:

Gebruik een klein field of view voor de reconstructie, en een zo groot mogelijke matrixgrootte om voldoende sample punten te hebben.

4.17.5 Analyse en interpretatie

Voor een bol of draad:

De MTF wordt verkregen uit de Fourier getransformeerde van de point spread functie.

Voor een edge:

De line spread function is de afgeleide van de edge response functie. De MTF is de Fourier getransformeerde van de line spread function.

Zie (Donini, 2014) voor een beschrijving van hoe de MTF te bepalen in ImageJ.



4.17.6 Grenswaarden

Binnen 10% van de door de fabrikant opgegeven specificaties. Vaak wordt door de fabrikant het aantal lijnenparen per cm behorende bij een aantal niveaus van de nominale MTF vermeld (bijvoorbeeld 50%, 10% en 2%).

4.17.7 Aanvullende en alternatieve controles

De MTF is onafhankelijk van de buisspanning.

4.17.8 Valkuilen en kanttekeningen

Een MTF wordt in principe niet in helical modus gemeten, in verband met de mogelijke invloed van z-interpolatie op de point spread function.

4.17.9 Referenties

1. Catphan500-600manual
2. G.D. Boreman, 2001, Modulation Transfer Function in Optical and Electro-optical systems, SPIE Press; http://spie.org/publications/optipedia-pages/press-content/tt52/tt52_131_modulation_transfer_function
3. Ehsan Samei and Michael J. Flynn, 1998. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device, Med. Phys 25, 102-13; <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9472832>
4. B. Donini e.a., 2014, Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography, Med. Phys. 41(5); <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24784382>

4.18 Plakdikte

4.18.1 Inleiding en fysisch doel

In deze test wordt bepaald of de aangestraalde plakdikte overeenkomt met de opgegeven waarde. Daarnaast geeft de test een indicatie voor de z-resolutie

4.18.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie

4.18.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Een fantoom met een dun profiel dat schuin door de plak loopt onder een bekende hoek, zoals in Figuur 6. Een voorbeeld van een dergelijk fantoom is het Catphan fantoom (CTP 401 in 500 versie, CTP 404 in 600 versie).

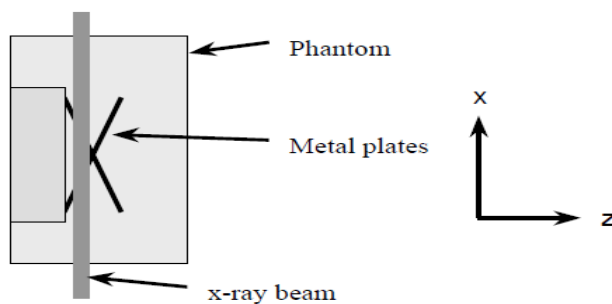


Fig. 6: Voorbeeld van een opstelling voor het meten van de plakdikte van axiale scans.

4.18.4 Methode

1. Leg het fantoom in het midden van de scanner. Hierbij is het belangrijk dat het fantoom goed uitgelijnd is en geen hoek maakt met de lengteas van de scanner. Dit kan gedaan worden door in het sagittale vlak de hoek te bepalen die het fantoom maakt met de lengteas van de scanner. Idealiter is deze hoek dus 0 graden.
2. Stel de parameterwaarden in zoals die zijn beschreven in de specificaties van de fabrikant. Zijn deze niet beschikbaar, gebruik dan een minimale slice thickness, een increment die gelijk is aan de slice thickness, en een zo groot mogelijke matrix. Kies een buisstroom dusdanig dat er voldoende signaal ruis verhouding is. Gebruik een sequentieel protocol en toets voor de verschillende ranges plakdiktes zoals aangegeven in de grenswaarden.

4.18.5 Analyse en interpretatie

1. Maak een lijndoorsnede haaks door het metalen profiel.
2. Bepaal de FWHM van de lijndoorsnede.
 - Bepaal het maximum CT getal in het lijnprofiel (CT_{max}) en het CT getal van de achtergrond (CT_b).
 - Bereken het CT getal dat correspondeert met de helft van de hoogte van het lijnprofiel:

$$CT_{half} = \frac{CT_{max} - CT_b}{2} + CT_b$$

- Bereken de Full Width at Half Maximum (FWHM) waarde (in pixels) door de afstand te bepalen tussen de punten die corresponderen met de CT_{half} waarden. Bereken vervolgens de FWHM uitgedrukt in millimeter.

3. Uit de FWHM kan met de hoek tussen het profiel en het scanvlak van de nominale plakdikte berekend worden volgens:

$$\text{slice thickness} = \text{FWHM} \times \tan(\theta)$$

Hierin is θ de hoek die het lijnprofiel maakt in sagittale richting. Let wel: wanneer het gehele fantoom niet horizontaal is uitgelijnd in het sagittale vlak, dan dient θ hiervoor gecorrigeerd te worden.

4.18.6 Grenswaarden

Gebruik de grenswaarden zoals gesteld door de leverancier. Indien die niet zijn gegeven, dan gelden de volgende richtwaarden:

- Voor plakdikte < 2mm: max 50% afwijking
- Voor plakdikte 2-8 mm: max 25% afwijking
- Voor plakdikte \geq 8mm: max 10% afwijking

4.18.7 Aanvullende en alternatieve controles

Een alternatieve methode is om met een licht-röntgen fantoom (bijvoorbeeld Visi-X) opnames te maken en de aangestraalde bundelbreedte af te lezen van de millimeter schaalverdeling (zie Figuur 7).

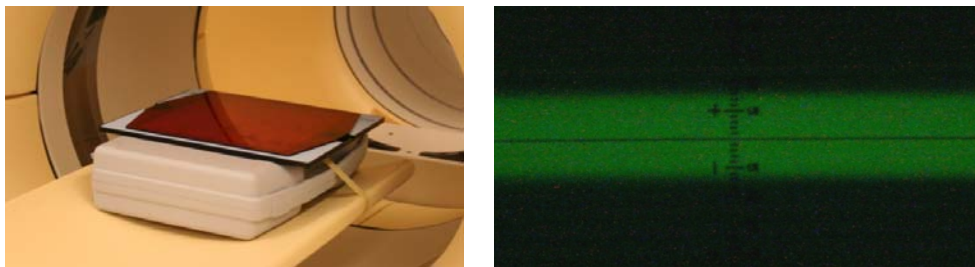


Fig. 7: Het gebruik van het licht-röntgen fantoom om de bundelbreedte te bepalen.

4.18.8 Valkuilen en kanttekeningen

Het fantoom is niet goed uitgelijnd en maakt een hoek met de lengteas van de scanner, waarbij vervolgens geen correctie wordt toegepast op de hoek van het metalen profiel van het fantoom.

4.18.9 Referenties

1. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing;
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>
2. European Guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262), IEC2004a;
<http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>

4.19 Afstandsmeting

4.19.1 Inleiding en rationale

In deze meting wordt de afwijking t.o.v. een bekende afstand bepaald.

4.19.2 Frequentie

Optioneel bij acceptatie

4.19.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Een fantoom met bekende afstanden in zowel het transversale als in het coronale vlak	Bijvoorbeeld het Catphan fantoom
Software	Programma waarin afstanden kunnen worden gemeten	Bijvoorbeeld PACS of ImageJ

4.19.4 Methode

1. Plaats het fantoom in het centrum van de gantry.
2. Gebruik een regulier axiaal (sequentieel) protocol.

4.19.5 Analyse en interpretatie

1. Meet met de software de bekende afstand in het axiale vlak
2. Meet met de software de bekende afstanden in het coronale vlak door te gebruik te maken van de scanogram/scout/localizer.

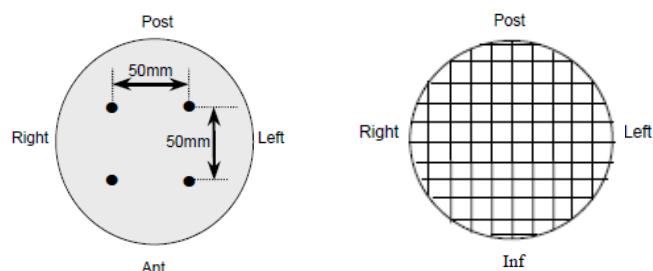


Fig. 8: Meet de afstanden in het transversale vlak (xy) (links; Catphan fantoom module CTP 401/CT404) en het coronale vlak (xz) (rechts; Leed test object) M1).

4.19.6 Grenswaarden

De afwijking van de bekende afstand is maximaal 2 mm.

4.19.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.19.8 Valkuilen en kanttekeningen

Bij de bepaling van de afstand in het coronale vlak is de slice dikte (en increment) van de scout niet minimaal waardoor onnauwkeurigheid in de meetwaarde optreedt.

4.19.9 Referenties

1. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing;
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>
2. European Guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262), IEC2004a;
<http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>

4.20 Artefacten

4.20.1 Inleiding en rationale

Structuren, objecten of vervormingen die niet de anatomische realiteit van het scan-object representeren (artefacten) kunnen de diagnose ernstig beïnvloeden. De oorzaken kunnen in hele beeldvormende keten zitten: hardware, acquisitie, reconstructie en object.

4.20.2 Frequentie

Maandelijks aanbevolen. Afhankelijk van afspraken met firma over bijvoorbeeld metaalartefactreductie of Wide FOV kan dit behoren tot de acceptatietesten. Ook dient bij reguliere kwaliteitscontroles en patiënten studies men altijd alert te zijn op eventuele artefacten.

4.20.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Verschillende soorten fantomen kunnen gebruikt worden, een scan in lucht, scan van het tafelblad. Ook de allereerste patiënten scannen dient kritisch beoordeeld te worden op artefacten.

4.20.4 Methode

Verschillende opstellingen kunnen hier gebruikt worden, afhankelijk van het artefact wat onderzocht wordt. Het Catphan fantoom kan bijvoorbeeld gescand worden om in de insert CTP404 de uniformiteit en eventuele ringartefacten te beoordelen. Ook kan het dosisprofiel beoordeeld worden.

Parameterwaarden buisspanning (kV), buisstroom (mA), slice thickness, increment, zoom en matrix grootte variëren afhankelijk van vraagstelling. Kijk ook naar het gebied buiten de standaard FOV en beoordeel artefacten afhankelijk van afspraken met leverancier.

4.20.5 Analyse en interpretatie

Controleer op artefacten op fantoom met verschillende objecten en uniforme gedeelten bij verschillende acquisities (axiaal en helisch: pitch variatie etc.) en reconstructies.

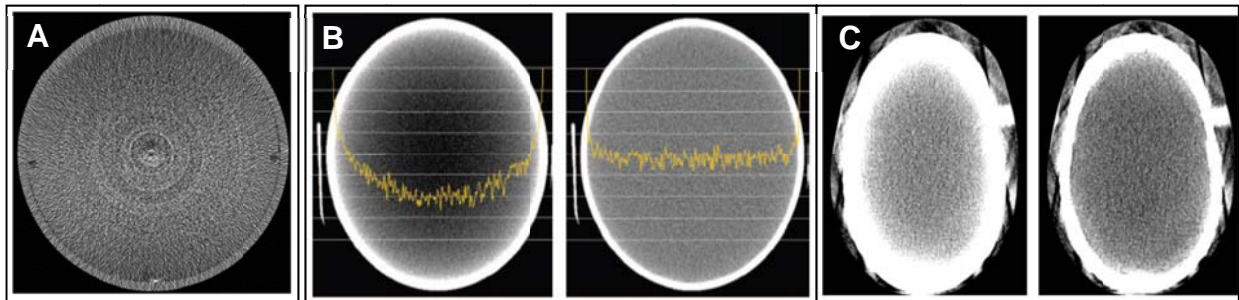


Fig. 9: A) Ringartefact ten gevolge van detector non-uniformiteit; B) CT-getallen van het lijnprofiel getekend door een waterfantom zonder (links) en met kalibratiecorrectie (rechts); C) Schedelfantoom gereconstrueerd zonder (links) en met botcorrectie (rechts).

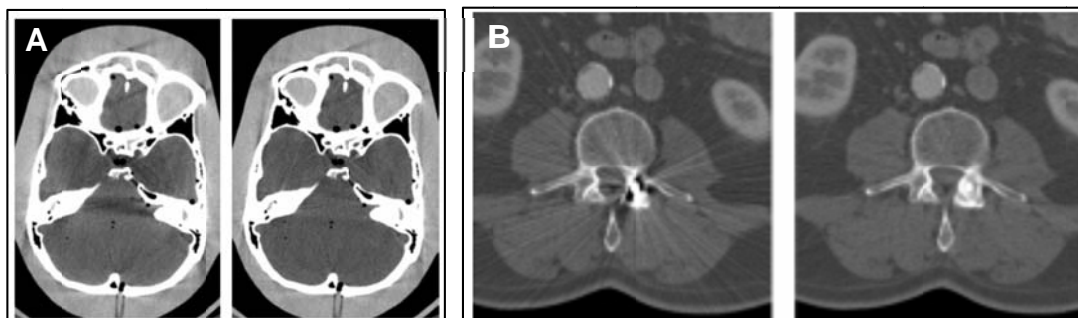


Fig. 10: A) Het CT beeld links laat de posterior fossa zien waarbij in de reconstructie alleen de kalibratiefactor is meegenomen. Het typische beeld toont de donkere banden die ontstaan tussen gedeeltes met hoge dichtheden. Het beeld rechts laat de verbetering zien wanneer een iteratieve beam-hardening correctie is toegepast. B) Streak artefacten door metalen implantaten.

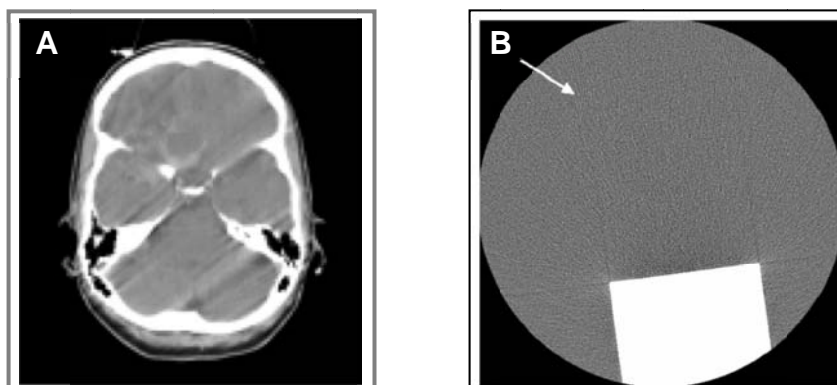


Fig. 11: A) Patiëntbewegingsartefact; B) CT opname van een teflonblok in een waterfantom. Hierin is aliasing te zien (witte pijl) veroorzaakt door ondersampling.

4.20.6 Grenswaarden

Artefacten die bij normaal gebruik niet worden verwacht, zijn reden om niet tot acceptatie over te gaan

4.20.7 Aanvullende en alternatieve controles

Niet van toepassing

4.20.8 Valkuilen en kanttekeningen

Niet van toepassing

4.20.9 Referenties

1. Barrett J and Keat N, Artefacts in CT: Recognition and Avoidance, RSNA 2003; <http://www.impactscan.org/slides/rsna2003/ctartefacts.pdf>
2. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance, Barrett, Radiographics, 2004; <http://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/rg.246045065>
3. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing; <http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>

4.21 CTDI_w head en body

4.21.1 Inleiding en rationale

In een fantoom wordt een volume-gemiddelde dosis gemeten om een indruk te krijgen van de gemiddelde patiëntdosis voor een gestandaardiseerde scan van het hoofd en van het lichaam. Er worden twee controles uitgevoerd: 1) de gemeten waarde wordt vergeleken met de specificaties van de fabrikant, 2) de waarde op de console wordt vergeleken met de specificaties van de fabrikant.

4.21.2 Frequentie

Bij acceptatie of na vervangen röntgenbuis aanbevolen en vervolgens als jaarlijkse controle

4.21.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	CTDI head insert Ø 16 cm CTDI head insert Ø 32 cm	
Meetinstrument	Dosimeter Ionisatiekamer potlood 100mm	Bv. Unfors Raysafe Xi Bv. Unfors Raysafe Xi CT detector

4.21.4 Methode

Voor het vaststellen van CTDI_{head} wordt alleen het hoofd fantoom gebruikt (Ø 16 cm). Voor het vaststellen van CTDI_{body} wordt het gehele fantoom gebruikt (Ø 32 cm)



Fig. 12: Perspex CTDI fantoom. Links het head fantoom (diameter 16 cm), en rechts het body fantoom (diameter 32 cm).

1. Plaats het fantoom in het isocentrum van de gantry.
2. Plaats de ionisatiekamer in het centrum gat van het fantoom en vul de overige gaten met perspex staafjes. Selecteer een protocol en parameterinstellingen waarvoor de fabrikant CTDI_{vol} specificaties heeft opgegeven. De Automatic Current Selection (ACS) en Dose Modulation (DOM) staan uit.

Opmerking:

Voor collimaties groter dan 40mm: gebruik de methodiek die de fabrikant heeft beschreven in de specificaties om de CTDI_{vol} voor dergelijke collimaties te berekenen. Zie ook "IAEA rapport no5: Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners"

3. Maak een sequentiële body scan en noteer de gemeten dosis, D (mGy)

4. Herhaal stap 3 en 4 met de ionisatiekamer in elk van de 4 perifere gaten, waarbij de overige gaten zijn gevuld met de perspex staafjes. Noteer voor elke scan de gemeten dosis.
5. De CTDI meting is afhankelijk van de buisspanning, daarom dient de meting voor herhaald te worden voor alle mogelijke kV instellingen.
6. Herhaal bovengenoemde procedure (stap 1 t/m 5) voor een sequentieel head protocol, waarvoor de fabrikant CTDI_{vol} specificaties heeft beschreven.

Opmerking geldend voor dual source systemen:

- I. Voor dual source systemen dient de meting separaat te worden uitgevoerd voor beide buizen, zodat de gemeten CTDI_{vol} waarde per buis kan worden vergeleken met de specificaties van de fabrikant. Om de meting separaat uit te kunnen voeren is normaliter toegang tot het systeem als 'key-user' vereist.
- II. Tevens dient een dual source protocol te worden toegepast om te controleren of de gemeten en de waarde op de console binnen de hieronder beschreven grenswaarden vallen. Selecteer hierbij een protocol en parameterinstellingen waarvoor de fabrikant CTDI_{vol} specificaties heeft opgegeven.

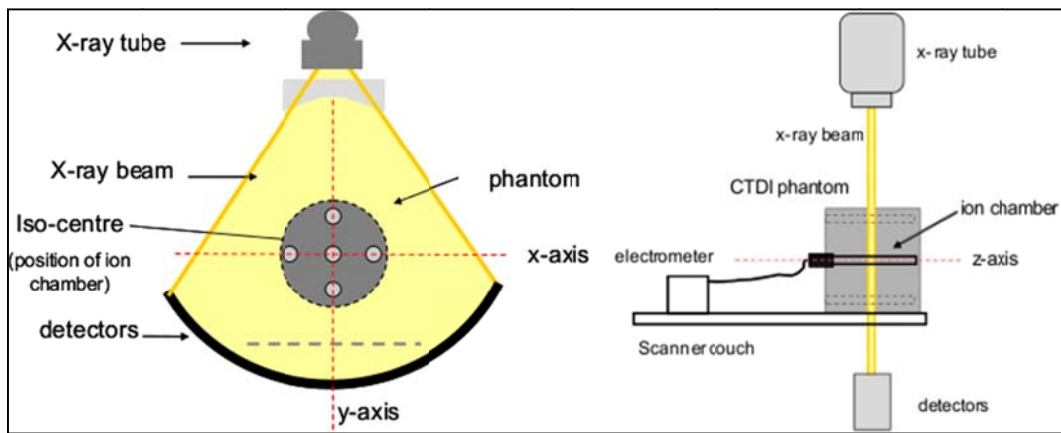


Fig. 13: Opstelling om CTDI_w te meten. De metingen dienen te worden uitgevoerd voor zowel een head als een body fantoom, voor alle mogelijke kV instellingen.

4.21.5 Analyse en interpretatie

1. Bereken voor elke gemeten dosis de CTDI volgens

$$CTDI = L/nT \times D$$

Waarbij *D* de gemeten dosis (mGy), *L* de lengte van de ionisatiekamer (mm), *n* het aantal plakken en *T* de plakdikte (mm).

Op deze manier wordt voor zowel het head fantoom als het body fantoom één keer een CTDI_{centrum} (mGy) en vier keer CTDI_{perifeer} (mGy) berekend.

2. Bereken voor zowel het head als het body fantoom de gewogen CTDI_w als volgt:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{centrum} + \frac{2}{3} CTDI_{perifeer}$$

Waarbij CTDI_{perifeer} de gemiddelde waarde is van de vier berekende perifere CTDI waarden.



4.21.6 Grenswaarden

Aangezien er bij de test sequentieel wordt gescand is de $CTDI_w$ gelijk aan de $CTDI_{vol}$. De gemeten $CTDI_{vol}$ en de op de console weergegeven $CTDI_{vol}$ mag niet meer dan 20% afwijken van de door de fabrikant aangegeven waarde ($CTDI_{vol,specificaties}$). Ofwel:

$$1) \frac{|CTDI_{vol,gemeten} - CTDI_{vol,specificaties}|}{CTDI_{vol,specificaties}} \leq 20\%$$

$$2) \frac{|CTDI_{vol,console} - CTDI_{vol,specificaties}|}{CTDI_{vol,specificaties}} \leq 20\%$$

Als de fabrikant een toelaatbare marge kleiner dan 20% hanteert is die marge leidend. Deze grenswaarden gelden zowel voor $CTDI$ head als ook voor $CTDI$ body.

Opmerking:

Voor dual source systemen dient de grenswaarde per buis getoetst te worden, zodat de gemeten $CTDI_{vol}$ waarde per buis kan worden vergeleken met de specificaties van de fabrikant. Tevens dient een dual source protocol te worden toegepast om te controleren of de waarde op de console binnen de grenswaarde valt.

4.21.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.21.8 Valkuilen en kanttekeningen

Een valkuil is dat bij het meten van de $CTDI$ head niet een hoofdprotocol maar een body protocol wordt gebruikt, of omgekeerd.

4.21.9 Referenties

1. NEN-EN-IEC 61223-3-5
2. IAEA rapport no5: Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners; <http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/8758/Status-of-Computed-Tomography-Dosimetry-for-Wide-Cone-Beam-Scanners>
3. AAPM Report 83 : Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003 ; https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf

4.22 CTDI_{air,free} head en body

4.22.1 Inleiding en rationale

In lucht wordt de CTDI gemeten voor verschillende kVp en detectorcollimaties. Deze buisoutput parameter is afhankelijk van kV, mAs, filtering, röntgenspectrum, is een belangrijke indicator voor de patiëntdosis, en kan worden gebruikt om de patiëntdosis in te schatten. Te meten na buisverwisselingen of andere relevant onderhoud. Deze meting is nodig als basis voor een aantal andere metingen: CTDI_w voor brede detector, overranging en constantheid buis output.

CTDI metingen geven een indicatie van de patiënten dosis

4.22.2 Frequentie

Bij acceptatie of na vervangen röntgenbuis optioneel

4.22.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Meetinstrument	Dosimeter	Bv. Unfors Raysafe Xi
	Ionisatiekamer potlood 100mm	Bv. Unfors Raysafe Xi CT detector

4.22.4 Methode

1. Plaats de ionisatiekamer in het isocentrum van de gantry, zoals aangegeven in de figuur hieronder
2. Selecteer een sequentieel body protocol in met dezelfde parameter waarden (mAs, kVp, detectorcollimatie) die gebruikt zijn bij het onderdeel CTDI_w head en CTDI_w body. Het reconstructiefilter en FOV zijn niet belangrijk. De Automatic Current Selection (ACS) en Dose Modulation (DOM) staan uit.
3. Maak vervolgens scans met alle mogelijke kVp waarden terwijl de mAs en detectorcollimatie gelijk blijven, noteer de gemeten dosiswaarden D (mGy). Maak nu scans met alle mogelijk detectorcollimaties terwijl mAs en kVp gelijk blijven, noteer opnieuw de gemeten dosiswaarden D.

Opmerking:

Voor dual source systemen dient de grenswaarde per buis getoetst te worden, zodat de gemeten CTDI_{air,free} waarde per buis kan worden vergeleken met de specificaties van de fabrikant.

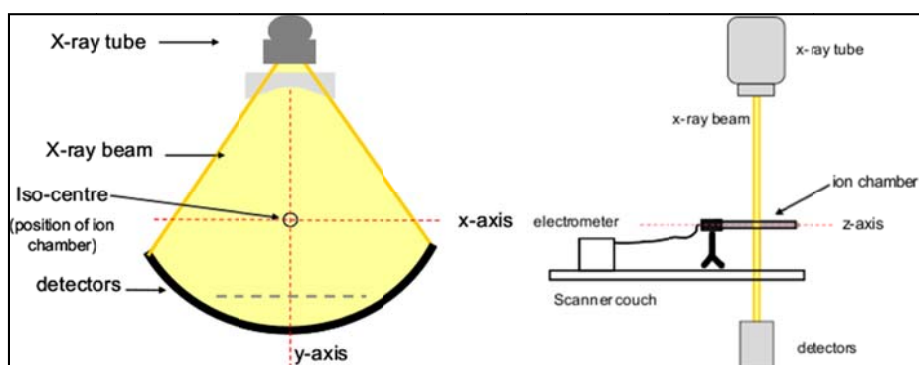


Fig. 14: Opstelling om CTDI_{air,free} te meten.

4.22.5 Analyse en interpretatie

Bereken voor elke meting de CTDI_{air,free} volgens

$$CTDI_{air,free} = L/nT \times D$$



Waarbij D de gemeten dosis (mGy), L de lengte van de ionisatiekamer (mm), n het aantal plakken en T de plakdikte (mm).

4.22.6 Grenswaarden

De gemeten $CTDI_{air,free}$ mag niet meer dan 20% afwijken van de door de fabrikant aangegeven waarde. Als de fabrikant een toelaatbare marge kleiner dan 20% hanteert is die marge leidend. Als geen $CTDI_{air,free}$ waarden worden gegeven door de fabrikant kan de $CTDI_w$ waarde worden gebruikt. Deze grenswaarden gelden zowel voor $CTDI_{air,free}$ head als ook voor $CTDI_{air,free}$ body.

$$\frac{|CTDI_{air,free} \text{ gemeten} - CTDI_{air,free} \text{ specificaties}|}{CTDI_{air,free} \text{ specificaties}} \leq 20\%$$

4.22.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.22.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen

4.22.9 Referenties

1. NEN-EN-IEC 61223-3-5
2. AAPM Report 83 : Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003 ; https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf.

4.23 Overranging

4.23.1 Inleiding en rationale

Overranging is de extra buisrotatie aan het begin en einde van een spiraal (helical) scan om de eerste en laatste plakken te kunnen reconstrueren. De dosis ten gevolge van de overranging is afhankelijk van de gekozen pitch en de collimatiebreedte. Bij scanners met een dynamische collimator wordt overranging (groten)deels voorkomen; voor deze scanners is deze test niet overbodig, eerder aanbevolen om te controleren of de dynamische collimator wel werkt. Er zijn verschillende mogelijkheden om de overranging te bepalen en in kaart te brengen, en hier is geen standaard voor.

Wanneer de collimatie niet optimaal werkt, is er kans op een verhoogde patiënten dosis. Of de collimatie goed werkt kan worden gecontroleerd door de overranging te meten.

4.23.2 Frequentie

Optioneel

4.23.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Kosten	Opmerking
Apparatuur	Dosismeter		Bv. Unfors RaySafe Xi
Apparatuur	Ionisatiekamer potlood 100 mm		Bv. RaySafe Xi CT detector

4.23.4 Methode

Plaats de ionisatiekamer op een standaard op de vloer (de ionisatiekamer mag niet bewegen samen met de tafel). Positioneer de ionisatiekamer in het isocentrum van de gantry (zie Figuur 15).

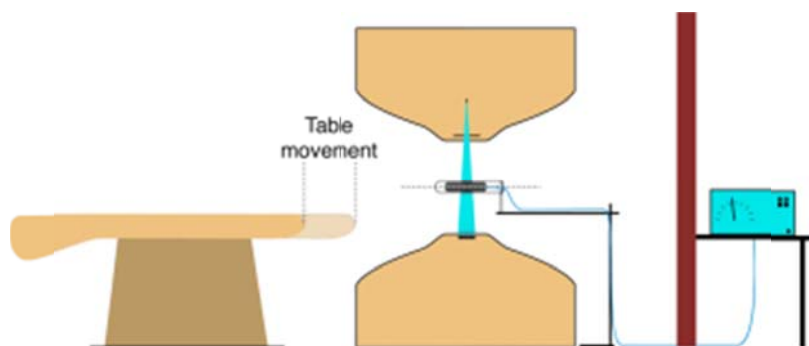


Fig. 15: Positionering van de ionisatiekamer in de gantry van de scanner.

4.23.5 Analyse en interpretatie

De overranging wordt berekend door de dosis te meten van een aantal spiraal (helical) scans waarbij alleen de scanlengte wordt gevarieerd. Kies de protocolparameters (pitch, detectorcollimatie etc.) die je wilt onderzoeken, en houd de overige instellingen vast terwijl je de dosis meet voor verschillende scanlengtes. Zet de scanlengte L (mm) en de gemeten dosis (mGy) uit in een plot zoals in Figuur 16. Wanneer de meetpunten op een rechte lijn liggen, dan is de overranging gedefinieerd als het snijpunt met de x-as. Bereken de overranging voor elke kVp op deze manier.

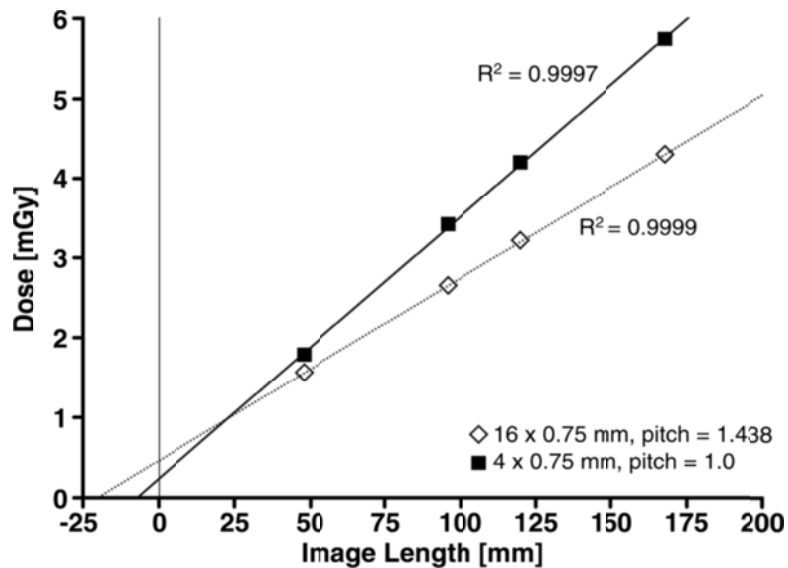


Fig 16: De gemeten dosis uitgezet tegen de scanlengte levert een rechte lijn, waarbij het snijpunt met de x-as de overranging aangeeft.

De mate van overranging kan ook in beeld gebracht worden door gebruik te maken van een fosforplaat. Maak een sequentiële scan en spiraalscans van de fosforplaat met gelijk scanlengte en variaties in pitch en bundelbreedte (zorg voor een goede positie- en dosiskalibratie van de meting op de fosforplaat). Vergelijk vervolgens de verschillen in de breedte van de dosisprofielen.

4.23.6 Grenswaarden

Er zijn geen grenswaarden gedefinieerd. De overranging hangt af van de scaninstellingen. Door deze te meten zou je de efficiëntie van verschillende CT's kunnen bepalen en protocollen kunnen optimaliseren.

4.23.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.23.8 Valkuilen en kanttekeningen

Een valkuil is verwarring over de definitie van image length vs scanlengte. De scanlengte kan gedefinieerd zijn als de afstand tussen het midden van de eerste plak (met dikte P) tot het midden van laatste plak (met dikte P). De image lengte is (zonder overlap) gelijk aan het aantal plakken keer de dikte van de plak.

4.23.9 Referenties

1. Schilham AM, Van der Molen AJ, Prokop M, De Jong H, Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure, *Radiographics* 2010; 30:1057-1067; <http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.304095167>



BIJLAGE A Handmatige bepaling HWD

1. Plaats een loodschort op de detector
2. Plak met behulp van tape het meetinstrument onder de tafel. Plak hierbij het meetinstrument haaks ten opzichte van de gantry om het effect van het heel effect te minimaliseren.
3. Maak een topogram met buispositie boven zonder Aluminium in de bundel met 70kV, 100mAs en noteer de gemeten dosis.
4. Herhaal deze nulmeting 3 keer en bereken de gemiddelde dosis en de helft van deze waarde
5. Leg 1 mm Al op de tafel, maak een scan en meet de dosis
6. Herhaal de meting bij 2, 3, 4 en 5 mm Al
7. Bepaal tussen welke 2 diktes Al de HWD zou moeten liggen
8. Vul deze diktes in plus de bijbehorende doses die bij punt 5 en 6 gemeten zijn
9. De Excel sheet berekent vervolgens de HWD volgens

$$HWD = \frac{d_2 \cdot \ln\left(2 \frac{X_1}{X_0}\right) - d_1 \cdot \ln\left(2 \frac{X_2}{X_0}\right)}{\ln\left(\frac{X_1}{X_2}\right)}$$

10. Waarin X0 de gemiddelde waarde van de doses zonder verzwakkingmateriaal [mGy], en X1 en X2 de gemiddelde waarden van de doses [mGy] bij een aluminiumdikte van d1 [mm] respectievelijk d2 [mm] voorstellen.
11. Herhaal deze meting voor een range aan beschikbare kV waarden, waarbij in ieder geval de maximale en minimale kV worden meegenomen.



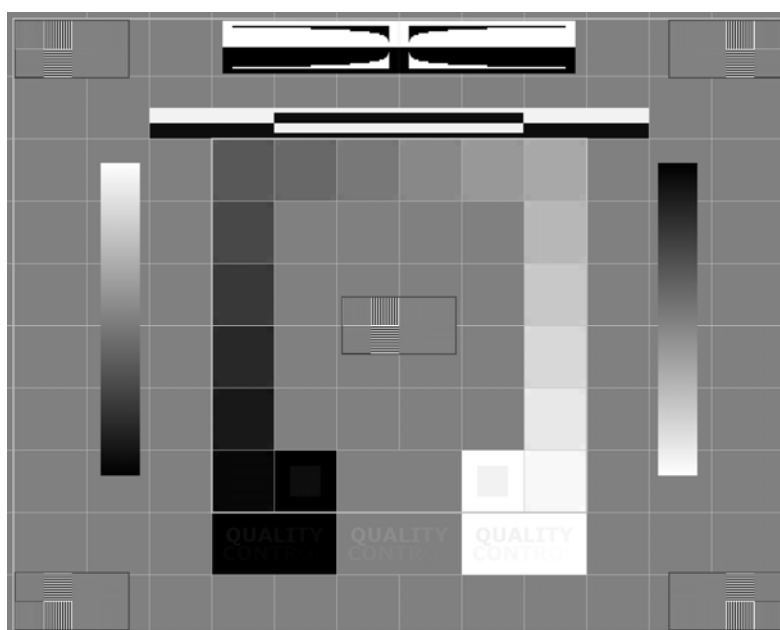
Referenties

1. ImPACT CT Scanner Acceptance Testing;
<http://www.impactscan.org/download/acceptancetesting.pdf>
2. AAPM Report 83; Mutic et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med. Phys. 30; 2003. https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_83.pdf
3. Catphan500-600manual
4. AAPM 39, SPECIFICATION AND ACCEPTANCE TESTING OF COMPUTED TOMOGRAPHY SCANNERS, Report of Task Group 2, Diagnostic X-Ray Imaging Committee;
https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_39.pdf
5. ImPACT Leaflet No1 AbstractID: 7614 Title: A New Method to Perform CT Gantry Tilt Angle Quality Control Using Catphan® 500 Phantom; <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/29-7614-68271-906.pdf>
6. RaySafe Xi User Manual; <http://mediabank.raysafe.com/A/RaySafe+Media+Bank/1604>
7. RaySafe X2 User Manual; <http://mediabank.raysafe.com/A/RaySafe+Media+Bank/2704>
8. European Guidelines on quality criteria for computed tomography (EUR 16262), IEC2004a;
<http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>
9. Gammex CT electron density phantom;
http://www.sunnuclear.com/snc_site/documents/datasheets/gammex/ct_electron_density_phantom.pdf
10. Criteria for acceptability of radiological (including radiotherapy) and nuclear medicine installations, no 91;
http://www.efrs.eu/publications/see/2012_RP_162_Criteria_medical_radiological_equipment?file=441
11. G.D. Boreman, 2001, Modulation Transfer Function in Optical and Electro-optical systems, SPIE Press; http://spie.org/publications/optipedia-pages/press-content/tt52/tt52_131_modulation_transfer_function
12. Ehsan Samei and Michael J. Flynn, A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device, Med. Phys 25, 102-13, 1998;
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9472832>
13. B. Donini e.a., 2014, Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography, Med. Phys. 41(5);
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24784382>
14. Barrett J and Keat N, Artefacts in CT: Recognition and Avoidance, RSNA 2003;
<http://www.impactscan.org/slides/rsna2003/ctartefacts.pdf>
15. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance, Barrett, Radiographics, 2004;
<http://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/rg.246045065>
16. IAEA rapport no5: Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners;
<http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/8758/Status-of-Computed-Tomography-Dosimetry-for-Wide-Cone-Beam-Scanners>
17. Diagnostische Referentie Niveau's in Nederland; <http://www.referentieniveaus.nl/>
18. NCS rapport 11: Quality Control (QC) of Simulators and CT scanners and some basic QC methods for Treatment Planning Systems. Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie, 1997
19. NEN-EN-IEC 61223-3-5
20. Schilham AM, Van der Molen AJ, Prokop M, De Jong H, Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure, Radiographics 2010; 30:1057-1067;
<http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.304095167>
21. M.E. Lyra e.a., 2010, Presentation of Digital Radiographic Systems and the Quality Control Procedures that Currently Followed by Various Organizations Worldwide, Recent Patents on Medical Imaging, 2010; 2;
https://www.researchgate.net/publication/238158439_Presentation_of_Digital_Radiographic_Systems_and_the_Quality_Control_Procedures_that_Currently_Followed_by_Various_Organizations_Worldwide2009-12-092010-02-172010-06-24.



<Lege pagina>

Leidraad Kwaliteitscontrole Diagnostische Monitoren



Inhoudsopgave

1	VERSIEBEHEER EN AUTEURS	89
2	OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLING EN FREQUENTIE	90
3	INTRODUCTIE EN RANDVOORWAARDEN	91
3.1	INTRODUCTIE.....	91
3.2	OVERZICHT RICHTLIJNEN.....	91
3.3	RANDVOORWAARDEN	92
3.4	MONITOREN MET 50+ INCH SCHERM.....	93
3.5	KLEURENMONITOREN	94
3.6	REFERENTIES.....	94
4	CLASSIFICATIE MONITOREN	96
4.1	CATEGORIE 1: MAMMOGRAFIE.....	96
4.2	CATEGORIE 2: DIAGNOSTISCHE MONITOREN	96
4.3	CATEGORIE 3: REVIEW MONITOREN	96
4.4	CATEGORIE 4: OVERIGE MONITOREN	97
4.5	WANNEER WELKE MONITOR?.....	97
5	BESCHRIJVING TESTEN	99
5.1	OMGEVINGSLICHT	99
5.2	Globale evaluatie.....	102
5.3	MINIMALE EN MAXIMALE LUMINANTIE.....	105
5.4	LUMINANTIE RESPONS EVALUATIE (GSDF)	107
5.5	CONTROLE INTERNE LUMINANTIEMETER.....	110
5.6	NIET-UNIFORMITEIT	111
5.7	KLEURUNIFORMITEIT (OPTIONEEL).....	113
5.8	PIXEL FOUT EVALUATIE	114
5.9	DISPLAY RESOLUTIE (OPTIONEEL)	117
5.10	GRIJSWAARDE RESOLUTIE (OPTIONEEL)	119
5.11	DISPLAY REFLECTIE (OPTIONEEL).....	121
	BIJLAGE A: BORGING KLEURKWALITEIT DIAGNOSTISCHE MONITOREN	122



1 Versiebeheer en auteurs

Datum	Versie	Auteurs
28-3-2012	Versie 1.0 Vastgesteld op NVKF congres 28 maart 2012 Intern gepubliceerd	Jurgen Mourik (werkgroepvoorzitter) Lida Dam Willy Hummel Sjoerd Niehof
9-4-2106	Versie 2.0 Lancering op NVKF congres 2016 Intern gepubliceerd	Jurgen Mourik (werkgroepvoorzitter) Lida Dam Wendy Mahn
8-10-2019	Versie 3.0 Vastgesteld door het NVKF bestuur en de commissie kwaliteit van de NVKF (4-7-2019) na een ledenraadpleging in sep/okt 2018 Extern gepubliceerd op 8-10-2019	Jurgen Mourik (werkgroepvoorzitter) Lida Dam



2 Overzicht testen, doelstelling en frequentie

§	Categorie	Parameter	Acceptatie/ constantheid ¹	Aanbevolen / optioneel	Aanbevole naanvangs- frequentie	Aanbevolen minimum ²
5.1	Nulmeting	Omgevingslicht	A / C	A	1 x per 6 mnd	Jaarlijks
5.2	QC-light	Globale evaluatie	A / C	A	1 x per kwartaal	Jaarlijks
5.3	Beeldkwaliteit	Lmax en Lmin	A / C	A	1 x per 6 mnd	Jaarlijks
5.4		Liminantie response evaluatie (GSDF)	A / C	A	1 x per 6 mnd	Jaarlijks
5.5	Verificatie	Controle interne luminantiemeter	A	A	Eenmalig, controle bij twijfel	Nvt
5.6		Niet-uniformiteit	A / C	A	1 x per 6 mnd	Jaarlijks
5.7		Kleuruniformiteit	A	A	Eenmalig	Nvt
5.8		Pixel fout evaluatie	A	O	Eenmalig	Nvt
5.9		Display resolutie	A	O	Eenmalig	Nvt
5.10		Optioneel: Grijswaarde resolutie ³	A	O	Eenmalig	Nvt
5.11		Optioneel: Display resolutie ⁴	A	O	Eenmalig	Nvt

Toelichting

- 1 Toelichting 'Doelstelling':
 - A = Acceptatietest
 - C = Constantheidstest
- 2 Toelichting 'Verantwoord minimum': verantwoord vanuit technisch en operationeel oogpunt
 - Voorbeelden: wekelijks; jaarlijks; groot onderhoud; (her)acceptatie; etc
- 3 Optionele test als toevoeging op de Globale evaluatie
- 4 Optionele test als toevoeging op de Randvoorwaarden

3 Introductie en randvoorwaarden

3.1 Introductie

Dit document beschrijft de acceptatie, constantheid en kwaliteitscontroles die uitgevoerd kunnen worden aan diagnostische en klinische monitoren. Als basis voor deze testen zijn vier richtlijnen gebruikt (AAPM, ACR, DIN, IEC). Daarnaast zijn de leveranciers van diagnostische monitoren gevraagd naar de nut/noodzaak van de in deze normen benoemde testen.

3.1.1 Toepassingsgebied richtlijn kwaliteitscontrole diagnostische monitoren

De testen en alle gestelde grenswaarden zijn in eerste instantie van toepassing op nieuwe installaties. Bij aanschaf van nieuwe diagnostische monitoren dient dan ook rekening gehouden te worden met de grenswaarden en wordt er aanbevolen afspraken te maken met de leverancier zodat zij zich hier ook aan conformeren.

Voor bestaande installaties kan het een uitdaging zijn om te voldoen aan de gestelde grenswaarden en kan het opleggen hiervan gevolgen hebben voor de levensduur van de monitoren (bv na verhoging van de maximale luminantie). Het is raadzaam om altijd eerst te controleren wat de afspraken zijn met de leverancier. Zo garandeert de leverancier vaak een bepaalde levensduur van de monitor indien deze afgesteld is op een bepaalde maximale luminantie. Door deze maximale luminantie te verhogen kan deze garantie mogelijk vervallen of beperkt worden.

Naast de afspraken die gemaakt zijn met de leverancier, dient ook rekening gehouden te worden met de gebruiker. Elke (grote) verandering zal de gebruiker, in positieve dan wel negatieve zin, merken en het is daarom raadzaam om de gebruiker direct te betrekken bij het (gefaseerd) invoeren van de nieuwe instellingen.

3.2 Overzicht richtlijnen

3.2.1 DIN 6868-157 (2014-11) [1-2]

Eind 2014 is de DIN 6868-157:2014-11 gepubliceerd. DIN 6868-157 beschrijft verschillende kwaliteitstesten voor het evalueren van beeldkwaliteit, waarin CRT schermen niet meer worden behandeld. DIN 6868-157 spreekt over twee soorten monitoren, namelijk de beoordeling/verslaglegging monitoren en review monitoren. In het document worden grenswaarden en frequenties voor het uitvoeren van acceptatie, constantheid en kwaliteitscontroles vermeld. Daarnaast worden duidelijk eisen gesteld per modaliteit aan zowel de monitor als de ruimten waarin de monitoren worden geplaatst. Een overzichtsartikel (in het Duits) met daarin een beschrijving van alle testen kan gevonden worden in [2].

3.2.2 ACR-AAPM-SIIM Technische Standaard (2017) [3]

In 2017 heeft de *American College of Radiology* (ACR) samen met de *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) en de *Society for Imaging Informatics in Medicine* (SIIM) richtlijnen uitgebracht waarin alle facetten die nodig zijn om medische beelden te verkrijgen, op te slaan en te interpreteren worden beschreven. Eén van de onderdelen van deze technische standaard is een set richtlijnen waaraan diagnostische en klinische monitoren moeten voldoen.

3.2.3 IEC 62563-1 (2009) [4]

Het IEC rapport 62563-1 (2009) beschrijft verschillende kwaliteitstesten voor het evalueren van beeldkwaliteit. De norm is bedoeld als richtlijn voor andere standaarden en richtlijnen. De IEC spreekt niet over primaire en secundaire monitoren, geeft geen grenswaarden en noemt geen frequenties voor het uitvoeren van constantheid en kwaliteitscontroles. Echter, in de bijlage van het rapport worden de grenswaarden behorende bij bepaalde controles voor het uitvoeren van controles wel genoemd.

3.2.4 AAPM TG 18 (2005) [5]

Het AAPM TG18 rapport beschrijft verschillende kwaliteitstesten voor het evalueren van beeldkwaliteit, waaronder het testen van CRT monitoren. De meeste testen in het AAPM TG18 rapport zijn ook toepasbaar op LCD monitoren. De AAPM definieert primaire en secundaire monitoren en geeft hiervoor verschillende grenswaarden. De AAPM bespreekt geen frequenties voor het uitvoeren van testen.



3.2.5 Overige

Speciale aandacht is ook besteed aan testen die de European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF, [6]) adviseert.

3.3 Randvoorwaarden

3.3.1 Testpatronen

Alle normen raden het gebruik van specifieke testpatronen aan om de prestatie van een diagnostische monitor te evalueren. Deze testpatronen maken het mogelijk om meetresultaten en visuele beoordelingen met elkaar te kunnen vergelijken. In dit document wordt alleen verwezen naar de testpatronen die ontwikkeld zijn door de AAPM TG18 werkgroep. In dit document is ervoor gekozen om geen testen van CRT monitoren te beschrijven, aangezien deze niet meer op de afdeling Radiologie voor diagnostiek worden gebruikt. Bij elke test zal aangegeven worden welk TG18 testpatroon er gebruikt dient te worden. Elk testpatroon heeft een naam met de vorm TG18-xyz, waar x, y en z het type en eventuele varianten van het testpatroon beschrijven. Testpatronen kunnen gedownload worden via internet (zoekwoorden Google: TG18 test patterns).

3.3.2 Meenemen van gehele beeldvormende keten

Bij de acceptatie van diagnostische monitoren wordt geadviseerd om de testpatronen via de software van de leverancier te tonen zodat getoetst kan worden of de monitor voldoet aan de gestelde eisen. Aanvullend wordt geadviseerd een zogenaamde ketentest uit te voeren. De TG18-testpatronen dienen hiervoor in PACS geplaatst te worden en deze dienen via de standaard PACS viewer getoond te worden. Door de acceptatiemetingen op deze manier te herhalen wordt de volledige keten voor het tonen van de beelden (videokaart, PACS, aansluiting monitor (analoog/ digitaal)) getest.

3.3.3 Monitoren met 30 inch scherm

In veel ziekenhuizen wordt gebruik gemaakt van minimaal 30" monitoren (3-12MP). Deze monitoren worden vaak niet gebruikt om medische beelden over de gehele monitor te tonen, maar de monitor wordt dan opgesplitst in verschillende delen (view ports). Geadviseerd wordt om alle kwantitatieve testen beschreven in dit document (§5.3, §5.4 en §5.5) voor zowel de gehele monitor alsmede voor de meest gebruikte viewport configuratie (1 bij 2) te herhalen. Deze aanbeveling is niet terug te vinden de benoemde richtlijnen en daarom is het raadzaam (bij aanschaf) deze methodiek met de leverancier te bespreken.

3.3.4 Opstartprocedure

Om een juiste kwaliteitscontrole uit te voeren is de volgende opstartprocedure belangrijk:

- De monitor dient vaak opgewarmd te worden zodat de backlights en elektronica een stabiele temperatuur bereikt hebben. Ga bij uw monitor leverancier na hoe lang de opwarmperiode is. Als basis kan een opwarmtijd van 15 minuten aangehouden worden;
- Stof, vlekken en ander vuil op de monitor kan de beoordeling van de monitor beïnvloeden en dienen daarom verwijderd te worden op de door de fabrikant aangegeven wijze;
- Er moeten dezelfde condities (o.a. verlichting) zijn als onder normale klinische diagnostische omstandigheden;

Reflecties kunnen leiden tot een verminderd contrast waardoor de beeldkwaliteit afneemt. Voorafgaande aan het gebruik (en kwaliteitscontrole) van de diagnostische monitor dient de ruimte zo ingericht te worden dat speculaire reflectie patronen van hoog contrast objecten (bv patronen van kleren van de kijker) niet gezien worden. Dit kan eventueel getest worden met behulp van de test 'Display reflectie'.

3.3.5 Voorzorgsmaatregelen om inbranden van het LCD paneel te voorkomen

Hoewel gedacht wordt dat inbranden bij de huidige generatie LCD panelen niet meer relevant is, is dit onjuist. Inbranding van LCD monitoren is eigenlijk niets anders dan het ophopen van elektronen op een bepaalde plaats. Door het inbranden zie je bijvoorbeeld de statusbalk van de PACS client terwijl deze niet geopend is. Inbranden, en ook ghosting, is een eigenschap van LCD panelen en er dient daarom altijd rekening mee gehouden te worden. De volgende voorzorgsmaatregelen kunnen genomen worden om het inbranden tot een minimum te beperken:



- Zorg dat alle statische icoontjes en grafische achtergronden van de desktop van de monitor verwijderd zijn.
- Zorg dat na ± 10 minuten zonder activiteit automatisch een bewegende screensaver gestart wordt of dat er altijd een zwarte achtergrond.
- Zorg dat na ± 30 minuten zonder activiteit automatisch de monitor uitschakelt (dit verlengt tevens de levensduur van de monitor).

Tevens kan aan de leverancier gevraagd worden of zij een specifieke test hebben en welke grenswaarden zij daarbij hanteren.

3.3.6 Uitwerkingen werkblad

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

3.3.7 Benodigde meetapparatuur en specificaties meetapparatuur

Referentie: IEC 62563-1 2009-12, Medical electrical equipment – Medical image display systems – Part 1: Evaluation methods, pagina 14.

De luminantiemeter dient de volgende specificaties te hebben:

- De range van de luminantiemeter moet tenminste die van de monitor bevatten;
- Nauwkeurigheid: maximaal 10% afwijking;
- Precisie: maximaal 5% variatie (repeatability);
- De kalibratie van de meter dient te herleiden zijn naar een gecertificeerd 'primary standards laboratory';
- De fabrikant van de meter moet een duidelijk kalibratie programma leveren (onderhoudscontract; de meeste leveranciers van luminantie meters adviseren 1 keer per jaar kaliberen);
- Indien gebruik gemaakt wordt van de interne luminantiemeter van het scherm, dan dient bij aanschaf van de schermen overlegd te worden hoe nauwkeurig de interne luminantie meter is en hoe vaak deze gekalibreerd moet worden. Geadviseerd wordt om bij acceptatie de waarden van de interne luminantie meter te vergelijken met de externe luminantie meter zodat het verloop van de interne luminantie meter over de loop van tijd gecontroleerd kan worden. Bij acceptatie dient altijd een gekalibreerde externe meter gebruikt te worden.

De illuminantiemeter dient de volgende specificaties te hebben:

- Range: 1 to 1000 lux;
- Nauwkeurigheid: maximaal 10% afwijking;
- Precisie: maximaal 5% variatie (repeatability);
- De kalibratie van de meter dient te herleiden zijn naar een gecertificeerd 'primary standards laboratory';
- De fabrikant van de meter moet een duidelijk kalibratie programma leveren (onderhoudscontract; de meeste leveranciers van luminantie meters adviseren 1 keer per jaar kaliberen)

3.4 Monitoren met 50+ inch scherm

In steeds meer interventiekamers (radiologie/cardiologie) worden grote 50 inch schermen gebruikt in plaats van meerdere kleinere schermen. Het voordeel van de 50 inch schermen is dat ze vrij in te delen zijn; het nadeel is dat de elke indeling aan de (afgesproken) grenswaarden moet voldoen. Bij aanschaf en acceptatie is het raadzaam om de volgende punten in acht te nemen:

1. Maak afspraken over de te controleren onderdelen en spreek grenswaarden af.
2. Maak afspraken voor welke indeling de schermen worden gecontroleerd.
3. Zorg dat je weet met hoeveel videokaarten de monitor wordt aangestuurd. Per aansturing dient een acceptatietest uitgevoerd te worden (vergelijkbaar met de acceptatie van gecombineerde diagnostische monitoren)
4. Zorg ervoor dat de testbeelden zo dicht mogelijk bij de bron gegenereerd worden (dit is bijvoorbeeld de Image Processing PC). Soms kan een testbeeld rechtstreeks in een monitor



- opgeroepen worden maar hiermee sla je een groot gedeelte van de beeldvormende keten over waardoor je geen waardevolle acceptatietest uitvoert.
5. Voer de acceptatietesten in beginsel uit bij de “native” indeling waarbij beelden zonder up/down scaling worden weergegeven.
 6. Voer de globale evaluatie (§5.2) ook uit op verschillende weergave indelingen om te bepalen of de beeldvormende keten correct omgaat met up/down scaling. Als hier fouten in ontstaan betekent dat niet dat het scherm afgekeurd moet worden, maar wel dat de dialoog met de leverancier opgezocht moet worden om je ervan te vergewissen dat klinische beeldinformatie correct weergegeven wordt.
 7. Maak aanvullende röntgenopnamen van bijvoorbeeld een resolutiefantom en toon dit beeld op verschillende weergave indelingen om te bepalen of ‘klinische beelden’ correct worden weergegeven. Vergelijk de resolutie van de verschillende weergave indelingen met de native indeling zonder up/down scaling.
 8. Indien de monitor niet goed omgaat met up- of down scaling, dan wordt geadviseerd om röntgenbeelden altijd tenminste op de native resolutie weer te geven en dat alleen upscaling toegestaan is.
 9. Besteedt extra aandacht aan de maximale lichtopbrengst van de 50 inch schermen. Uit ervaring is gebleken dat deze aanzienlijk lager ligt dan de maximale lichtopbrengst bij standaard diagnostische monitoren in de interventiekamers.

3.5 Kleurenmonitoren

Beeldvormende diagnostiek wordt steeds meer gebaseerd op kleur en kleurcontrast. Kleurcontrasten worden gebruikt om bijvoorbeeld de opname van radioactieve tracers in kaart te brengen; te differentiëren tussen benigne en maligne afwijkingen bij MDL-onderzoeken; aankleuring in cellen te classificeren en voor beoordeling van wondhelingsfoto's. De mate van roodheid van een abnormaliteit gevonden gedurende een MDL-onderzoek wordt gebruikt voor de classificatie benigne of maligne. De roodheid van een wondhelingsfoto wordt gebruikt om het helingsproces te beoordelen. Op dit moment is er nog geen standaard voor het kalibreren en testen van kleurenmonitor. Wel zijn er diverse onderzoeken en initiatieven geweest die aangetoond hebben dat een kleurkalibratie meerwaarde heeft. In bijlage A is een initiatief toegevoegd.

3.6 Referenties

1. **DIN 6868-157:2014-11**
Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben - Teil 157: Abnahme- und Konstanzprüfung nach RöV an Bildwiedergabesystemen in ihrer Umgebung
Website: <http://www.beuth.de/de/norm/din-6868-157/216064441>
2. **Overzichtsartikel DIN 6868-157,**
<https://www.tuev-sued.de/uploads/images/1418914571752123410379/artikel-radiopraxis-04-12-abnahme-und-konstanzpruefung-an-bildwiedergabesystemen.pdf>
3. **ACR-AAPM-SIIM (2017)**
Technical Standard for Electronic Practice of Medical Imaging
Website: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Elec-Practice-MedImag.pdf>
4. **IEC 62563-1 2009-12**
Medical electrical equipment – Medical image display systems – Part 1: Evaluation methods
Website: http://webstore.iec.ch/webstore/webstore.nsf/Artnum_PK/43605
5. **AAPM report, no. 03 (2005)**
Assesment of display performance for medical imaging systems, American Association of Physicists in Medicine Task Group 18 Imaging Informatics Subcommittee
Website: <http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>



6. EUREF (2006)

European Guidelines for quality assurance in mammography screening and diagnosis, 4th edition, chapter 2B: Digital mammography R. van Engen, K. Young, H. Bosmans, M. Thijssen. Supplement S1 to the European Guidelines; European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening 2b digital mammography updates, R. van Engen et. al, European Commission 2012.

Website: <http://www.euref.org/european-guidelines/physico-technical-protocol>

4 Classificatie monitoren

In dit document is ervoor gekozen onderscheid te maken in vier categorieën monitoren op basis van het gebruik. De categorieën zijn gebaseerd op het functioneel gebruik:

Functioneel gebruik	Technisch
1. Mammografie	Primair
2. Diagnostisch	
3. Review	Secundair
4. Overige	

Classificatie LCD monitoren binnen het ziekenhuis.

4.1 Categorie 1: Mammografie

Mammografie monitoren zijn high-end (monochrome) monitoren die primair bedoeld zijn voor het diagnosticeren van digitale mammogrammen. Mammografie monitoren beschikken altijd over een DICOM kalibratie (GSDF) curve en stellen de meest strenge technische eisen aan uniformiteit en luminantie (zie hoofdstuk 5).

Specifieke monitoren zijn er op de markt voor het tonen van tomosynthese beelden. Deze monitoren hebben een hogere maximale luminantie (vaak 1000 cd/m²) dan standaard mammografie monitoren (500 cd/m²). Voor het bekijken van tomosynthese beelden zijn er twee mogelijke probleempunten met name in het bekijken van beelden in cine-mode:

1. Indien de responsietijd van de pixels van de monitor te lang is, krijgen de pixels niet de juiste waarde.
2. Indien beelden sneller worden gestuurd naar de monitor dan deze weergegeven kunnen worden, is er een kans dat 'focal planes' over worden geslagen.

Het is onbekend in hoeverre de genoemde problemen in de praktijk voorkomen.

4.2 Categorie 2: Diagnostische monitoren

Diagnostische monitoren zijn high-end monitoren die gebruikt worden voor het stellen van een diagnose op basis van beeldinformatie. Deze categorie monitoren beschikken altijd over een DICOM kalibratie (GSDF) curve en stelt strenge technische eisen aan o.a. de uniformiteit en luminantie van de monitor. Deze monitoren worden met name gebruikt op de radiologie maar kunnen ook elders noodzakelijk zijn.

Primaire en secundaire diagnostische monitoren

Binnen de diagnostische monitoren kan onderscheid worden gemaakt tussen primaire en secundaire monitoren. Op beide type monitoren mag diagnose gepleegd worden, echter aan de secundaire diagnostische monitoren worden minder zware eisen gesteld dan aan de primaire diagnostische monitoren. Deze monitoren kunnen worden gebruikt voor de primaire diagnose als de dichtheid van beeldinformatie lager is (bv minder contrastdiepte / grijswaarden zoals van bijvoorbeeld bij echo beelden).

4.3 Categorie 3: Review monitoren

Monitoren die bedoeld zijn om medische beelden op te bekijken op werkplekken waar geen primaire diagnostische monitor is vereist vallen in de derde categorie (in sommige ziekenhuizen getypeerd als klinische monitoren). Ook worden deze monitoren veel ingezet op plaatsen waar geen primaire diagnose wordt gesteld, maar wel een goede weergave van het beeld is vereist (bv bij longfoto). Overigens kan het voorkomen dat artsen wel degelijk een primaire diagnose stellen op dit type monitoren (zonder verslaglegging), maar dat is een keuze. Een risico van het stellen van een diagnose op een verkeerde monitor is dat er pathologie gezien wordt welke er in werkelijkheid niet is.



Monitoren bij modaliteiten vallen ook in de categorie review monitoren. Omdat dit type monitoren onderdeel uitmaakt van de modaliteit is het tonen van testpatronen vaak een uitdaging. Als testpatronen wel getoond kunnen worden, dan dient afgevraagd te worden of de wijze waarop de testpatronen getoond worden de gehele keten controleert. Verder dient aandacht besteed te worden aan welke grenswaarden de leverancier hanteert en het effect van (het niet onder controle hebben van) omgevingslicht.

4.4 Categorie 4: Overige monitoren

Onder de groep "overige monitoren" vallen de zogenaamde kantoor-automatiserings monitoren (ook wel 'KA'-monitoren genoemd), welke standaard bij een werkplek worden geleverd en waarvoor geen speciale keuze is gemaakt voor een type monitor. Deze monitor wordt doorgaans gebruikt door specialisten (aanvragers van een diagnostisch onderzoek) die de medische beelden samen met het verslag van de radioloog ontvangen. Overigens kan het voorkomen dat artsen wel degelijk een primaire diagnose stellen op dit type monitoren, maar dat is een keuze. Een risico van het stellen van een diagnose op een verkeerde monitor is dat er pathologie gezien wordt welke er in werkelijkheid niet is.

Voor categorie 4 monitoren kan een selectie van de testen gebruikt worden om de beeldkwaliteit te bepalen, echter ontbreken bij deze groep monitoren grenswaarden. Het uitvoeren van testen kan helpen in de discussie met de arts om te tonen wat de verschillen zijn tussen deze categorie monitoren en de overige categorieën. In dit document wordt deze categorie monitoren niet verder besproken.

4.5 Wanneer welke monitor?

4.5.1 Inleiding

Een veel gestelde vraag is "welke (type) monitor dien ik te gebruiken voor verrichting x". Deze vraag is niet zonder enige voorkennis te beantwoorden. Een van de eerste vragen die gesteld moet worden is of de monitor puur en alleen voor een bepaalde verrichting wordt gebruikt of dat ook andere verrichtingen op de monitoren gediagnosticeerd worden. Stel dat op een monitor zowel CT als skelet beelden bekeken worden. Primair voor alleen CT beelden zou je kunnen voldoen met een diagnostische monitor (categorie 2) met minder zware eisen (diagnostisch secundair). Echter, voor de skelet beelden is een diagnostisch primair scherm nodig en bij de keuze van de monitor zal je dus uitkomen bij een diagnostisch primair scherm (ook al zijn de specificaties en eisen te zwaar voor CT beelden).

Verder moet ermee rekening gehouden worden dat bepaalde pathologie gemist kan worden omdat het beeld te veel geschaald is. Tenslotte moet bij de keuze van het scherm in acht worden genomen dat bij veel onderzoeken ook eerdere onderzoeken getoond worden waardoor er verschillende beelden naast en/of onder elkaar staan. De resolutie van het scherm moet dan voldoende groot zijn om nog details in de verschillende *view ports* te kunnen aanschouwen.

De allerbelangrijkste eigenschap van de monitor is dat de medische beelden 1 op 1 getoond kunnen worden, dat wil zeggen dat 1 beeld pixel moet afgebeeld worden op 1 monitor pixel. Hierbij is wel uitgegaan dat het beeld monitor vullend getoond wordt. Een regel die gebruikt kan worden voor het bepalen van de minimale beeldresolutie van de monitor is:

'de monitor resolutie moet in elke richting groter zijn dan de helft van de resolutie van het beeld'

In de praktijk blijkt het voldoende voor goede diagnostiek om per richting twee beeldpixels op één monitorpixel af te beelden.

Als we deze regel toepassen op mammografie beelden (typische resolutie 4096 x 3328 pixels), dan komen we op een aanbevolen resolutie voor de monitor van 2048 x 1664 pixels, wat overeenkomt met een 5MP monitor (zie tabel 1).

4.5.2 Advies

Als de beeldresolutie van alle type verrichtingen bekeken wordt, dan kan de minimale resolutie voor elke verrichting bepaald worden, zie tabel 2. Bij gemengde diagnostiek moet de resolutie gekozen worden die voldoende is voor alle type beelden. Tenslotte moet opgemerkt worden dat de minimale resoluties die genoemd worden in tabel 2 er vanuit gaan dat de beelden monitor-vullend bekeken worden. In de huidige praktijk worden de monitoren vaak in minimaal twee delen (*view ports*) opgedeeld. Als de beelden dan

alsnog 1 op 1 getoond moeten worden, dan moet 2 maal de minimale resolutie uit tabel 2 genomen worden. Voor gemengde diagnostiek zou dit dus uitkomen op een 6MP scherm (2x 3MP).

# pixels	Resolutie
2MP	1600 x 1200
3MP	2048 x 1536
4MP	2560 x 1600
5MP	2560 x 2048
6MP	3280 x 2048
8MP	4096 x 2160
10MP	4096 x 2560

Tabel 1: Resolutie van een monitor en aantal pixels

Type verrichting	Beeldresolutie (typische waarden)	Minimale monitor resolutie	Aanbevolen aantal pixels
Mammografie	4096 x 3328	2048 x 1664	5MP ¹
Bucky	3408 x 2776	1704 x 1388	3MP
Doorlichting	1024 x 1024	512 x 512	2MP
Doorlichting, inclusief opnames ²	3072 x 3072	1536 x 1536	3MP
MR / CT / Echo	1024 x 1024 (2x2 viewport)	512 x 512	2MP
Gemengde diagnostiek	3408 x 2776	1704 x 1388	3MP

Tabel 2: Type verrichting, typische beeldresolutie en bijbehorende minimale beeldresolutie

4.5.3 Thuiswerkplek

Voor het inrichten van een thuiswerkplek dient ook altijd gekeken te worden naar het type verrichtingen dat er bekeken wordt en of het gaat om primaire diagnostiek. Om het voorbeeld van hierboven aan te houden: indien er gemengde diagnostiek in de thuissituatie plaatsvindt, dan is dus ook minimaal een 6MP scherm (2x 3MP) nodig. Voor thuiswerkplekken dient verder extra aandacht besteed te worden aan (het onder controle houden van) het omgevingslicht, kwaliteitscontrole en de manier waarop de connectie met het ziekenhuis tot stand komt. Dit laatste is van belang omdat via een virtuele werkplek ('Citrix') data gecomprimeerd wordt waardoor er vertekeningen in het beeld kunnen ontstaan. Voor primaire diagnostiek in een thuissituatie is daarom altijd een VPN-verbinding nodig.

¹ Bij mammografie kan er eventueel gewerkt kan worden op een 3MP monitor alleen past dan de gehele borst niet op het scherm en moet het beeld in deelgebieden beoordeeld worden. Er zijn mammografie systemen waarbij de beelden 5928 pixels bij 4728 pixels groot zijn. Wanneer de beelden in volle resolutie bekeken worden op een 5MP monitor, betekent dit dat er 9 deelbeelden bekeken moeten worden. Op een 3MP monitor zijn dit nog veel meer deelbeelden. In deze gevallen wordt het gebruik van een 3MP monitor afgeraden.

5 Beschrijving testen

5.1 Omgevingslicht

5.1.1 Inleiding en rationale

Omgevingslicht kan de performance van de diagnostische monitor sterk beïnvloeden. Zo kan een verandering in omgevingslicht de mogelijkheid van het detecteren van subtiele afwijkingen beïnvloeden. Het is daarom zeer belangrijk om het omgevingslicht in een verslagruimte constant te houden.

De hoeveelheid omgevingslicht in een ruimte waar diagnostiek wordt bedreven beïnvloed zowel de waargenomen beeldkwaliteit als ook het visuele comfort van de arts / radioloog en daarmee de diagnostische prestaties en efficiency. Traditioneel werd het omgevingslicht op een laag niveau afgeregeld omdat er met het gebruik van röntgen film niet gecompenseerd kon worden voor omgevingslicht. Een bijkomend nadeel van een dergelijk laag omgevingslichtniveau is het versneld optreden van vermoeidheid omdat het oog zich steeds moet aanpassen aan het relatief grote verschil tussen het heldere beeldscherm en de donkere omgeving. Voor een comfortabele werkomgeving waar ook nog bureauwerk moet worden uitgevoerd is dus een wat hoger lichtniveau gunstiger.

Met het gebruik van moderne monitoren met een hoge maximale luminantie en luminantie ratio (LR, zie ook paragraaf 5.3) is het mogelijk om een dergelijke afweging te maken en kunnen we voor de afname van de contrastresolutie compenseren door het door de monitor gereflecteerde omgevingslicht mee te nemen bij de kallibratie. Dit betekent dus dat een comfortabeler werkomgeving verkregen kan worden door het omgevingslicht wat hoger af te regelen.

Voor het omgevingslicht zijn een aantal definities van belang. De op een oppervlak invallende lichtstroom per oppervlakte-eenheid wordt de verlichtingssterkte (illuminantie) genoemd en heeft als eenheid lux. Omgevingslicht reflecteert op een monitor en resulteert in extra luminantie. Luminantie (L_{amb}) wordt uitgedrukt in candela per vierkante meter, cd/m^2 .

Als er in dit document gesproken wordt over het afstellen van het omgevingslicht in een ruimte, dan wordt hiermee de verlichtingssterkte genoemd (uitgedrukt in lux). In alle andere gevallen wordt luminantie (L_{amb}) bedoeld. Typische aanbevolen waarden voor omgevingslicht van beschrijfruimtes kunnen gevonden worden in tabel 3. Per ruimte kan bepaald worden welke handelingen worden verricht met gebruik van medisch beeldmateriaal met daar aan gekoppeld een aanbevolen (maximaal) omgevingslichtniveau (in lijn met de 6 ruimteklassen vastgelegd in de Duitse norm DIN 6868-157).

Ruimte	Illuminantie (lux)
Diagnostiek (röntgenbeelden, mammografie, CT, MR)	≤ 50
Onderzoek met directe diagnostiek (laag contrast objecten, bv. angiografie en hartkatheterisatie)	≤ 100
Onderzoek en behandeling (hoog contrast objecten, operatiekamer)	≤ 500
Review en behandeling (Bekende diagnose opnieuw uitgevoerd, bv. Herpositioneren in operatiekamer)	≤ 1000
Diagnostiek tandarts	≤ 100
Behandeling tandarts	≤ 1000

Tabel 3 Typische waarden voor omgevingslicht. Bron: DIN 6868-157.

Bij de installatie van nieuwe diagnostische monitoren is het noodzakelijk om de luminantie (L_{amb}) te meten omdat deze direct van invloed is op de in te stellen minimale luminantie (L_{min}) van de monitor (zie §5.3).

Klinische relevantie

Het door het scherm gereflecteerde omgevingslicht (L_{amb}) kan de performance van de diagnostische monitor sterk beïnvloeden. Zo kan een verandering in omgevingslicht de mogelijkheid van het detecteren van subtiele afwijkingen beïnvloeden. Het meten van L_{amb} is noodzakelijk voor het juist kunnen afstellen van de diagnostische monitor. Voor een comfortabele werkomgeving dient het omgevingslicht aangepast te worden aan de handelingen die in de ruimte verricht worden.

5.1.2 Frequentie

Deze test is bedoel voor het bepalen van het omgevingslicht. Het omgevingslicht wordt meegenomen in de berekening van de maximale en minimale luminantie en dient zodoende voorafgaande aan die meting bepaald te worden.

5.1.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Luminantiemeter	
Apparatuur	Lux (illuminantie) meter	Vaak kan de lichtmeter zowel luminantie als illuminantie meten

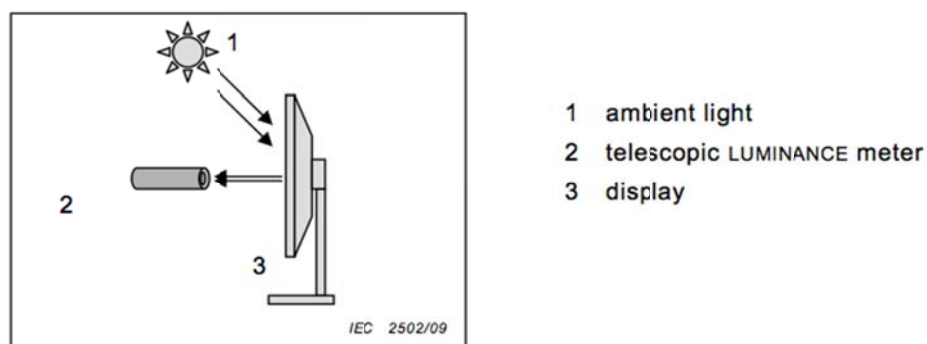
5.1.4 Methode

Het omgevingslicht (L_{amb}) kan op twee manieren bepaald worden. Voor beide methoden geldt dat de verlichtingssterkte ingesteld moet worden zoals klinisch gebruikelijk is.

Methode I – Directe meting

Voor het direct meten van L_{amb} dient er gebruik gemaakt te worden van een luminantiemeter met een telescopische kegel. De monitor dient helemaal uitgeschakeld te worden. Vervolgens dient de luminantiemeter op een afstand van 30 cm loodrecht op de monitor gehouden te worden (zie figuur 1) om L_{amb} te bepalen. Geadviseerd wordt om de meting een aantal keer te herhalen en het gemiddelde te nemen.

Hoewel een directe meting vaak de voorkeur heeft, is het tevens een lastige meting. De meting kan namelijk beïnvloed worden door reflecties van kleding en veranderd omgevingslicht.



*Figuur 1 Meetopstelling om het omgevingslicht (L_{amb}) via de directe methode te bepalen.
Bron: IEC 62563-1 2009-12.*

Methode II – Indirecte meting

Bij de indirecte meting wordt niet L_{amb} gemeten, maar de verlichtingssterkte (Lux). L_{amb} kan vervolgens bepaald worden door de verlichtingssterkte te vermenigvuldigen met de reflectie coëfficiënt van het LCD paneel. De reflectie coëfficiënt van het LCD paneel is een karakteristieke eigenschap van het paneel en kan opgevraagd worden bij de leverancier.



Om de verlichtingssterkte te meten dient de monitor uitgezet te worden en de illuminantie (lux) meter met de rug tegen de monitor geplaatst te worden (gevoelige gedeelte van de monitor af). De persoon die de meting uitvoert dient zich niet tussen de lichtbron en de illuminatiemeter te bevinden. Geadviseerd wordt om de meting een aantal keer te herhalen en het gemiddelde te nemen.

5.1.5 Analyse en interpretatie

De meting zelf dient als nulmeting en wordt gebruikt om de monitor af te regelen. Hierbij wordt uitgegaan dat het omgevingslicht gedurende het gebruik constant is. De resultaten van deze test kunnen in het uitwerkingen werkblad ingevuld worden.

5.1.6 Grenswaarden

Het omgevingslicht wordt meegenomen in de berekening van de maximale en minimale luminantie en dient zodoende voorafgaande aan die meting bepaald te worden. Zodoende zijn er geen grenswaarden.

5.1.7 Aanvullende en alternatieve controles

De meting kan via de directe of indirecte methode uitgevoerd worden, zie sectie 5.1.4 voor details.

5.1.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat het omgevingslicht van de verslagruimte constant is en niet door de gebruikers veranderd kan worden. In de praktijk blijkt dit echter lastig uit te voeren. Toepassing van dimmers valt af te raden. In de praktijk werkt een oplossing waarbij de verlichting in drie standen geschakeld kan worden goed. Er is dan een basisstand voor diagnostiek, een stand voor de schoonmaak waarbij de verlichting maximaal staat en een stand waarbij de verlichting uitgeschakeld is. De meting kan beïnvloed worden door reflecties van kleding en veranderd omgevingslicht, houdt hier dus rekening mee.

5.1.9 Referenties

1. DIN 6868-157
2. IEC 62563-1 (Edition 1.0, 2009), bijlagen B, pagina 43
3. Chawla AS, Samei E. Ambient illumination revisited: A new adaptation-based approach for optimizing medical imaging reading environments. *Medical Physics* 2007;34(1):81.
4. Pollard BJ, Samei E, Chawla AS, Beam C, Heyneman LE, Koweek LMH, et al. The Effects of Ambient Lighting in Chest Radiology Reading Rooms. *Journal of Digital Imaging* 2012;25(4):520–6.

5.2 Globale evaluatie

5.2.1 Inleiding en rationale

De globale visuele evaluatie kan gebruikt worden om een algemene indruk te krijgen van de kwaliteit van de monitor. De resultaten kunnen gecorreleerd worden aan meer specifieke testen en kunnen als basis dienen voor de kwaliteitscontrole. Als er afwijkingen gevonden worden dan kan er eventueel een specifieke vervolgtest uitgevoerd worden.

De globale evaluatie is een uitgebreide versie van de huidige QC-light protocol uit 2004.

Klinische relevantie

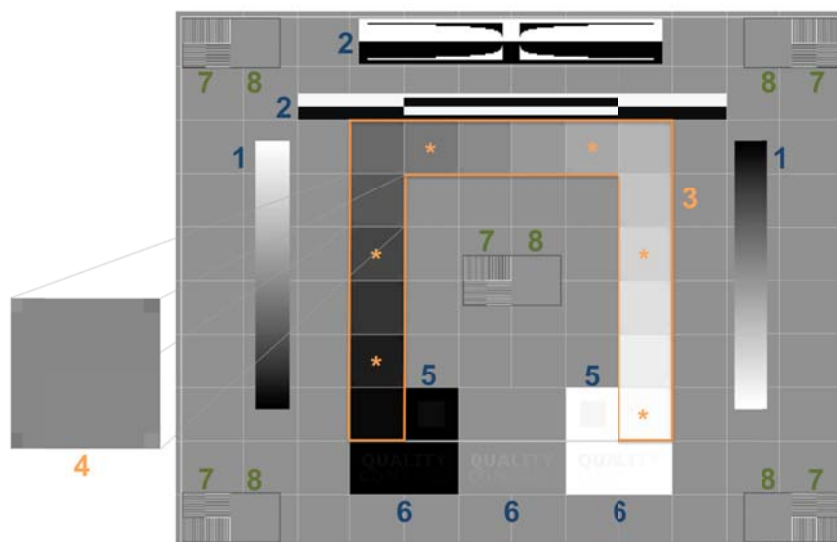
De globale visuele evaluatie kan op een snelle en eenvoudige manier problemen met de monitor naar voren brengen die de klinische interpretatie van medische beelden kan beïnvloeden.

5.2.2 Frequentie

De meting wordt geadviseerd bij acceptatie en kan daarna per kwartaal herhaald worden. Het verantwoord minimum is jaarlijks. Indien er periodiek (minimaal halfjaarlijks) automatische controles uitgevoerd worden met de interne luminantiemeter (zie 5.3 en 5.4) dan kan de frequentie naar jaarlijks verlaagd worden.

5.2.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	TG18 OIQ testpatroon	Als alternatief kan ook het testpatroon TG18 QC gebruikt worden (algemeen test patroon voor CRT monitoren)



Figuur 2 Onderdelen van het testpatroon TG18-OIQ voor de globale evaluatie.

1. Grijswigen 2. Zwart-wit, wit-zwart overgangen; 3. Contrastblokken; 4. Contrast blokjes in de hoeken van de contrastblokken; 5. 5% en 95% blokjes; 6. QUALITY CONTROL contrast blokken; 7. Hoog contrast lijnparen; 8. Laag contrast lijnparen



5.2.4 Methode

Voor de globale evaluatie kan gebruik gemaakt worden van het multifunctionele testpatroon TG18-OIQ. Dit testpatroon is een aangepaste versie van het TG18-QC testpatroon en is speciaal voor LCD monitoren. Het testpatroon dient zo getoond te worden dat één beeld pixel overeenkomt met één display pixel. De kijkafstand dient 30 cm te zijn. Overige instellingen dienen gelijk te zijn aan de normale klinische instellingen. Indien testpatroon TG18-OIQ niet beschikbaar is kan het testpatroon TG18-QC ook gebruikt worden voor de globale evaluatie.

5.2.5 Analyse en interpretatie

Bij deze test dient er naar alle onderstaande onderdelen gekeken worden. De resultaten van deze test kan in het uitwerkingen werkblad ingevuld worden.

Algemene beeldkwaliteit en artefacten

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
Staat het testpatroon gecentreerd in het midden van het actieve gedeelte van de monitor?	
Is het gehele testpatroon vrij van afwijkende patronen, flikkeringen, trillingen, ruis, afwijkingen in uniformiteit en artefacten?	
Gaan de grijswiggen staploos over van wit naar zwart? Zie figuur 2, onderdeel 1.	
Zijn de harde zwart-naar-wit en wit-naar-zwart overgangen duidelijk? Zie figuur 2, onderdeel 2.	

Helderheid, reflectie, ruis en glare

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
Zijn alle 16 contrastblokken afzonderlijk zichtbaar? Zie figuur 2, onderdeel 3.	
Luminantie response: Zijn alle kleine vierkantjes (figuur 2, onderdeel 4) in de hoeken van de 16 contrastblokken (figuur 2, onderdeel 3) zichtbaar? Doe dit in ieder geval voor de 97, 78, 59, 41, 22% en 9% contrastblokken (zie * in figuur 2, onderdeel 3).	
Zijn de 5% blokje en 95% blokjes met dezelfde contrastperceptie zichtbaar? Zie figuur 2, onderdeel 5.	
Is de volledige tekst QUALITY CONTROL zichtbaar in het witte, grijze en zwarte vlak? Zie figuur 2, onderdeel 6.	<p><u>Mammografie en diagnostisch:</u> minimaal zichtbaar tot en met 'CONTRO'</p> <p><u>Review:</u> minimaal zichtbaar tot en met 'CONTR'</p>

Resolutie

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
Zijn de hoog contrast lijnpaarpatronen in de 4 hoeken en in het centrum van het testpatroon afzonderlijk zichtbaar? Zie figuur 2, onderdeel 7.	
Worden de hoog contrast lijnpaarpatronen in de 4 hoeken en in het centrum van het testpatroon flikkervrij weergegeven? Zie figuur 2, onderdeel 7.	
Zijn de laag contrast lijnpaarpatronen in de 4 hoeken en in het centrum van het testpatroon afzonderlijk zichtbaar? Zie figuur 2, onderdeel 8.	Bij acceptatie dienen de lijnpaarpatronen in alle vier de



	kwadranten zichtbaar te zijn.
Worden de laag contrast lijnpaarpatronen in de 4 hoeken en in het centrum van het testpatroon flikkervrij weergegeven? Zie figuur 2, onderdeel 8.	Grijswaarden resolutie

5.2.6 Grenswaarden

Type Monitor	Grenswaarden
Mammografie	Aan alle genoemde voorwaarden moet voldaan worden
Diagnostisch	Aan alle genoemde voorwaarden moet voldaan worden
Review	Aan alle genoemde voorwaarden moet voldaan worden

5.2.7 Aanvullende en alternatieve controles

Bij afwijkingen in de laag contrast lijnpaarpatronen kan de grijswaarde resolutie bepaald worden volgens de methode beschreven in §5.9.

5.2.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

5.2.9 Referenties

1. IEC 62563-1 (Edition 1.0, 2009), § 7.3.2, pagina 16
2. DIN 6868-157



5.3 Minimale en maximale luminantie

5.3.1 Inleiding en rationale

De waargenomen contrast karakteristieken van een beeld zijn afhankelijk van de omgevingsluminantie (L_{amb}), de maximum luminantie (L_{max}) en de minimale luminantie (L_{min}). De waarde van L_{min} is van belang aangezien de contrast responsie van het oog zwak is in de lagere grijstinten. Naast de minimale luminantie vanuit het beeld krijgt het oog ook te maken met reflecties van licht uit de omgeving op de monitor (L_{amb}). De minimale luminantie (L'_{min}) waarbij de component van het omgevingslicht in ogenschouw wordt genomen is $L'_{min} = L_{min} + L_{amb}$. Op een zelfde manier kan L'_{max} berekend worden. De luminantieratio (LR) is gedefinieerd als L'_{max} / L'_{min} .

Bij het gebruik van meerdere monitoren naast elkaar is het van belang dat het bereik van alle monitoren nagenoeg gelijk is.

Klinische relevantie

Het oog neemt helderheid op een niet-lineaire manier waar, zo is de contrast responsie zwak in de lage grijstinten. Hierdoor kunnen contrast verschillen onderbelicht worden. Daarnaast zorgt een te hoge maximale luminantie voor een overprikkeld oog. Een laag omgevingslichtniveau geeft een lage omgevingsluminantie, maar zorgt ook voor een donkere ruimte en een oncomfortabele werkomgeving.

5.3.2 Frequentie

De meting wordt geadviseerd bij acceptatie en kan daarna halfjaarlijks herhaald worden. Het verantwoord minimum is jaarlijks.

5.3.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Luminantiemeter monochroom	
Fantoom	TG18-LN12-1, TG18-LN12-18	

5.3.4 Methode

Bij het inregelen van de monitor (bij acceptatie) kunnen de volgende richtlijnen gehanteerd worden:

1. De volgende waarden voor L'_{min} worden geadviseerd:
 - a. Mammografie: 1.2 cd/m²
 - b. Diagnostisch: 1.0 cd/m²
 - c. Review: 0.8 cd/m²

Verder kunnen de volgende richtlijnen gehanteerd worden: $L_{min} = 4 \times L_{amb}$ (norm ACR-AAPM) en $L'_{min} \geq 1.1 \times L_{amb}$ (DIN).

2. De volgende waarden voor LR worden geadviseerd:
 - a. Mammografie: ≥ 250 (typisch: > 420)
 - b. Diagnostisch: ≥ 250 (typisch: > 350)
 - c. Review: ≥ 225
3. Uit 1 en 2 volgt de waarde voor L'_{max} :
 - a. Mammografie: ≥ 300 cd/m² (typisch: 420 cd/m²)
 - b. Diagnostisch: ≥ 250 cd/m² (typisch: 350 cd/m²)
 - c. Review: ≥ 180 cd/m²

Voor het (periodiek) controleren van de minimale en maximale luminantie kunnen TG18-LN12-1 en TG18-LN12-18 test patronen gebruikt worden. De testpatronen bestaan uit een uniforme achtergrond met in het midden een groot vierkant. Met behulp van een luminantiemeter kan de lichtopbrengst van de twee testpatronen worden gemeten.

Methode:

1. Display het gewenste testpatroon;
2. Plaats de luminantiemeter tegen de monitor op de positie van het testpatroon;
3. Wacht totdat de luminantiewaarde stabiel is en noteer deze waarde;



4. Herhaal de meting voor alle testpatronen.

Geadviseerd wordt om de luminantie response te meten zowel voor de gehele monitor alsmede in de situatie dat de monitor in twee delen is opgesplitst (bijvoorbeeld bij 6MP monitor, links nieuw, rechts oud onderzoek).

5.3.5 Analyse en interpretatie

De resultaten van deze test kunnen in het meetformulier ingevuld worden.

5.3.6 Grenswaarden

Grenswaarden zijn gebaseerd op het omgevingslicht in combinatie met de minimale LR-ratio, zie 5.3.4. Tijdens periodieke controle kunnen L'_{min} kan L'_{max} vergeleken worden met de acceptatiemeting.

Er dient rekening gehouden te worden met de maximale luminantie waarvoor de leverancier zijn garantie afgeeft. Wordt de monitor hoger dan deze waarde afgeregeld, dan zal de garantie vervallen of beperkt worden. Overleg dit altijd met de leverancier.

5.3.7 Aanvullende en alternatieve controles

L_{min} en L_{max} kunnen ook (automatisch) periodiek gemeten worden door de interne luminantiemeter van het scherm. Geadviseerd wordt om dan jaarlijks deze waarden te controleren met behulp van een externe luminantiemeter.

5.3.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

5.3.9 Referenties

1. <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Elec-Practice-MedImag.pdf>

5.4 Luminantie respons evaluatie (GSDF)

5.4.1 Inleiding en rationale

Het menselijk visuele systeem neemt helderheid op een niet-lineaire manier waar. Idealiter zou de luminantie response van een monitor overeenkomen met deze niet-lineaire respons, zodat de beeld grijswaarden op de display overeenkomen met de waargenomen luminantie verschillen. Een benadering hiervan is gemaakt met behulp van de DICOM grayscale standard display function (GSDF), waarbij als basis het model van Barten wordt gebruikt. Bij een gekalibreerde monitor komt de monitor luminantie als functie van de JND-index (CCDS, Characteristic Curve of the Display System) overeen met de GSDF. Het bereik van de JND-index gaat van de minimale monitor luminantie (L_{\min}) tot de maximale monitor luminantie (L_{\max}), en kan niet worden gekalibreerd. Deze kalibratie komt erg precies en is niet mogelijk om op locatie uit te voeren, daarom zal in de praktijk een op de GSDF curve afgekeurde monitor moeten worden teruggestuurd naar de leverancier.

Let op: indien een monitor wordt aangestuurd door twee videosignalen (zoals een 6MP in feite bestaat uit 2 x 3MP monitoren) dient deze als twee monitoren te worden beschouwd.

Klinische relevantie

Zoals in de inleiding genoemd neemt het menselijk visuele systeem helderheid op een niet-lineaire manier waar. Als de monitor niet aan de GSDF curve voldoet en het beeld dus niet (benaderd) overeen komt met de niet-lineaire respons van het oog, heeft het oog problemen om de luminantiestappen in het donkere gebied te onderscheiden.

5.4.2 Frequentie

De meting wordt geadviseerd bij acceptatie en kan daarna halfjaarlijks herhaald worden. Het verantwoord minimum is jaarlijks.

5.4.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Luminantiemeter monochroom	
Fantoom	TG18-LN12-1 tm 18	



Figuur 3 Enkele TG18-LN12 testpatronen. De helderheid van het vierkant verschilt per testpatroon (n.b. in het originele testpatroon is de uniforme achtergrond veel groter). Van links naar rechts: TG18-LN12-1, TG18-LN12-5, TG18-LN12-10 en TG18-LN12-16.

5.4.4 Methode

Kwantitatieve evaluatie I

Voor het controleren van de luminantie respons kunnen de 18 TG18-LN testpatronen gebruikt worden. De testpatronen bestaan uit een uniforme achtergrond met in het midden een groot vierkant. De helderheid van dit vierkant verschilt voor de 18 testpatronen, met de laagste helderheid voor testpatroon TG18-LN-1 en de hoogste helderheid voor testpatroon TG18-LN-18. Hierboven zijn een aantal TG18-LN testpatronen afgebeeld. Met behulp van een luminantiemeter kan de lichtopbrengst van de testpatronen worden gemeten.



Methode:

1. Display het gewenste testpatroon;
2. Plaats de luminantiemeter tegen het monitor op de positie van het testpatroon;
3. Wacht totdat de luminantiewaarde stabiel is en noteer deze waarde;
4. Herhaal de meting voor alle testpatronen.

Geadviseerd wordt om de luminatie respons te meten zowel voor de gehele monitor alsmede in de situatie dat de monitor in twee delen is opgesplitst (bijvoorbeeld bij 6MP monitor, links nieuw, recht oud onderzoek). De meetresultaten kunnen ingevuld worden in het uitwerkingen werkblad waarna de contrast respons curve gegenereerd wordt. Deze kan worden vergeleken met de Bartens curve waarbij de grenswaarden weergegeven zijn, zodat in een oogopslag gezien kan worden of de gemeten contrast respons curve hier binnen valt. Daarnaast wordt de maximale afwijking van de gemeten curve met de Bartens curve bepaald.

Kwantitatieve evaluatie II

Indien de monitor beschikt over een ingebouwde luminantiemeter, dan kan deze worden gebruikt. De ingebouwde luminantie meter is zo gekalibreerd dat hij de luminantie response aan de rand van het scherm meet en dit correleert aan het midden van monitor. Overleg met de leverancier of de ingebouwde luminantiemeter periodiek gekalibreerd moet worden. Geadviseerd wordt om jaarlijks de ingebouwde luminantiemeter te controleren met een gekalibreerde externe luminantiemeter (zie 5.5).

5.4.5 Analyse en interpretatie

Bij het niet slagen van deze test dient er altijd goed naar de grafiek gekeken worden. Indien een enkel punt (aanzienlijk) afwijkt, dan is dat vaak het gevolg van een meetfout. Aangeraden wordt om de meting in dat geval te herhalen. Indien de test wederom niet slaagt dient er contact opgenomen te worden met de leverancier van de monitoren. De resultaten van deze test kunnen in het uitwerkingen werkblad ingevuld worden.

5.4.6 Grenswaarden

Type Monitor	Grenswaarden
Mammografie	de maximale luminantie respons mag voor elk van de test patronen maximaal 10% van de GSDF afwijken
Diagnostisch	de maximale luminantie respons mag voor elk van de test patronen maximaal 10% van de GSDF afwijken
Review	de maximale luminantie respons mag voor elk van de test patronen maximaal 20% van de GSDF afwijken

Vooraf het verschil tussen TG18-LN12-1 en TG18-LN12-2 laat bij veel monitoren een afwijking zien. Dit komt of omdat de monitor niet goed is afgeregeld of omdat de meting niet gecorrigeerd wordt voor L_{amb} .

Onderbouwing drempelwaarde

AAPM On-line report No.03, Assesment of display performance for medical imaging systems (2005), H4.3 Luminance Response, pagina 78-89.

5.4.7 Aanvullende en alternatieve controles

De alternatieve controles worden in de methode sectie beschreven.

5.4.8 Valkuilen en kanttekeningen

Bij monitoren die corrigeren voor een vaste waarde van het omgevingslicht kan de gemeten luminance response (met externe lichtsensor) afwijken³. Dit komt omdat er bij de externe metingen geen rekening

³ Dit is in ieder geval bij Barco Neo en Coronis monitoren het geval.



gehouden wordt met de omgevingslicht correctie. Dit kan eenvoudig opgelost worden: kalibreer de monitor zonder omgevingslicht correctie en toets of de CCDS overeenkomt met de GSDF. Een alternatief is om de metingen te corrigeren met de L_{amb} waarde. Let op dat na het succesvol slagen van de test de monitor opnieuw gekalibreerd wordt met de omgevingslicht correctie aan.

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

Controleer voorafgaande aan de meting of de monitor in de DICOM calibratie modes staat.

5.4.9 Referenties

1. ACR, pagina 8.
2. AAPM TG18, § 4.3, pagina 78-87



5.5 Controle interne luminantiemeter

5.5.1 Inleiding en rationale

De meeste diagnostische monitoren beschikken tegenwoordig over een ingebouwde luminantiemeter. Deze luminantiemeter kan gebruikt worden om L_{\min} en L_{\max} en de luminantie respons te bepalen. De ingebouwde luminantiemeter bevindt zich aan de rand van het scherm en is zo gekalibreerd dat hij de luminantie response aan de rand van het scherm meet en dit correleert aan het midden van monitor. De leveranciers garanderen dat de ingebouwde luminantiemeter voor een bepaald aantal jaar niet gekalibreerd hoeft te worden.

5.5.2 Frequentie

Bij acceptatie wordt geadviseerd een nulmeting te doen. Indien er aanwijzingen voor zijn dan kan de meting herhaald worden en vergeleken worden met de nulmeting. De frequentie is een advies vanuit de NVKF en is niet terug te vinden in de richtlijnen.

5.5.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Zie paragraaf 5.3 en 5.4.

5.5.4 Methode

Bij acceptatie wordt aanbevolen om L_{\min} en L_{\max} en de luminantie respons met zowel de ingebouwde als de externe luminantiemeter te meten en de afwijking hierin te documenteren. Indien er aanwijzingen voor zijn, dan kan een constantheidsmeting uitgevoerd worden door opnieuw L_{\min} en L_{\max} te meten en de afwijking te vergelijken met de nulmeting. Aanvullend kan op een vergelijkbare manier (een deel van) de luminantie respons vergeleken worden.

5.5.5 Analyse en interpretatie

Bepaal L_{\min} en L_{\max} en de luminantie respons met behulp van de interne luminantiemeter volgens de instructies van de leverancier. Herhaal vervolgens beide metingen met een gekalibreerde externe luminantiemeter.

Voor L_{\min} en L_{\max} dient (afzonderlijk) het percentuele verschil tussen de interne en externe luminantiemeter uitgerekend te worden. Voor de luminantie respons dient een tweezijdige T-Test uitgevoerd te worden.

5.5.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
L_{\min}	10%
L_{\max}	10%
Luminantie respons	$P > 0.95$

Onderbouwing drempelwaarde

De grenswaarden zijn niet empirisch vastgesteld.

5.5.7 Aanvullende en alternatieve controles

Bij Eizo kan de interne luminantiemeter gecorreleerd worden aan een externe luminantiemeter. Echter, dit kan alleen met een door Eizo geleverde externe luminantiemeter.

5.5.8 Valkuilen en kanttekeningen

Besprek eventueel bij aanschaf de methode waarop de interne luminantiemeter wordt gecontroleerd en de grenswaarden die worden gehanteerd. Zie voor overige valkuilen en kanttekeningen de paragrafen 5.3.8 en 5.4.8.

5.5.9 Referenties

Geen.

5.6 Niet-uniformiteit

5.6.1 Inleiding en rationale

Bij de luminantie respons evaluatie wordt gekeken naar de luminantie op één punt op de display. Om de luminantie karakteristieken van de hele display te bepalen moet de luminantie op verschillende plaatsen op de monitor worden bepaald.

Klinische relevantie

Technisch geïntroduceerde contrast verschillen kunnen lijken op pathologie en kunnen leiden tot een onjuiste diagnose.

5.6.2 Frequentie

De meting wordt geadviseerd bij acceptatie en kan daarna halfjaarlijks herhaald worden. Het verantwoord minimum is jaarlijks.

5.6.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Luminantiemeter	
Fantom	TG18-UNL10	
Fantom	TG18-UNL80	



Figuur 4 TG18-UNL80 en TG18-UNL10 testpatroon met elk vijf vlakken.

5.6.4 Methode

Voor het controleren van de niet-uniformiteit kunnen de TG18-UNL10 en TG18-UNL80 testpatronen gebruikt worden. De testpatronen bestaan uit een uniforme achtergrond met vier vlakken in de hoeken en één vlak in het midden. In figuur 4 zijn de testpatronen afgebeeld.

Met behulp van een luminantiemeter kan per testpatroon de helderheid van de vijf vlakken worden gemeten. Geadviseerd wordt om de niet-uniformiteit te meten zowel voor de gehele monitor alsmede in de situatie dat de monitor in twee delen is opgesplitst (bijvoorbeeld bij 6MP monitor, links nieuw, recht oud onderzoek).

5.6.5 Analyse en interpretatie

De resultaten van deze test kunnen in het uitwerkingen werkblad ingevuld worden. Bij afwijkingen altijd opnieuw meten. Bij herhaald falen van de test dient actie ondernomen te worden.



5.6.6 Grenswaarden

Type Monitor	Grenswaarden
Mammografie	$\leq 15\%$
Diagnostisch	$\leq 20\%$
Review	$\leq 25\%$

Onderbouwing drempelwaarde

AAPM TG18, § 4.3, pagina 78-87

5.6.7 Aanvullende en alternatieve controles

Er zijn geen aanvullende of alternatieve controles.

5.6.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

5.6.9 Referenties

1. AAPM TG18, § 4.3, pagina 78-87
2. IEC 62563-1, § 7.3.5, pagina 19
3. DIN 6868-157 DRAFT version, § 8.3.7, pagina 21



5.7 Kleuruniformiteit (optioneel)

5.7.1 Inleiding en rationale

De kleuruniformiteit (display chromaticity) van een diagnostische monitor verwijst naar intrinsieke grootte en uniformiteit van de kleurtint wanneer er een zwart-wit beeld getoond wordt.

Bij kleurenmonitoren wordt de kleurtint of uniformiteit beïnvloed door de balans van de drie primaire kleuren die een grijswaarde beeld vormen. Bij LCD schermen wordt de kleurtint bepaald door het spectrum van de achtergrondverlichting. Daarnaast wordt de kleurtint ook beïnvloed door de kijkhoek.

Klinische relevantie

De kleurtint wordt meestal gezien als een voorkeursinstelling. Echter, het kan soms een bron van afleiding zijn, met name in een opstelling met meerdere monitoren waar de kleurtint tussen de schermen afwijkt.

5.7.2 Frequentie

De meting wordt geadviseerd bij acceptatie en kan daarna halfjaarlijks herhaald worden. Het verantwoord minimum is jaarlijks.

5.7.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	TG-UN80	

5.7.4 Methode

Het testpatroon TG18 UN80 dient op de monitor getoond te worden en er moet gekeken worden of er waarneembare kleurverschillen zijn tussen verschillende gebieden van de monitor en (indien van toepassing) tussen verschillende monitoren.

5.7.5 Analyse en interpretatie

Het betreft een visuele test. De resultaten van deze test kunnen in het uitwerkingen werkblad ingevuld worden.

5.7.6 Grenswaarden

Type Monitor	Grenswaarden
Mammografie	Er mogen geen waarneembare kleurverschillen zijn tussen de verschillende gebieden van de monitor en onder verschillende kijkhoeken.
Diagnostisch	
Review	

5.7.7 Aanvullende en alternatieve controles

Er zijn geen aanvullende of alternatieve controles.

5.7.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

5.7.9 Referenties

1. IEC 62563 (Edition 1.0, 2009), § 7.3.6, pagina 19

5.8 Pixel fout evaluatie

5.8.1 Inleiding en rationale

Een LCD monitor is opgebouwd uit miljoenen pixels. Elke pixel bestaat weer uit verschillende sub-pixel delen (bij een kleurenmonitor bestaat elke pixel bijvoorbeeld uit een rood, groen en blauw sub-pixel deel). Elk sub-pixel deel kan het licht doorzenden of blokkeren. Een foute of dode pixel refereert naar het feit dat de pixel de juiste kleur niet meer kan weergeven.

De IEC definieert de volgende fout categorieën:

- **Categorie A: sub-pixel fout**
Een sub-pixel (deel van een grijswaarde pixel of 1 van de basis sub-pixel delen van een kleuren pixel) blijft aan staan. Ook wel 'on pixels' genoemd.
- **Categorie B: sub-pixel fout**
Een sub-pixel staat altijd uit. Ook wel 'off pixels' genoemd.
- **Categorie C: abnormale sub-pixel die niet in categorie A of B valt**
Dit zijn sub-pixels die in een tussen-fase bevinden, knipperen of opeens van status veranderen. Dit worden ook wel 'temporal pixels' genoemd: pixels die niet gerelateerd zijn aan het aangeboden beeld.
- **Categorie D: cluster van foute pixels (categorie A, B en/of C)**
Een cluster is gedefinieerd als twee of meer foute pixels binnen een blok van 5 bij 5 pixels.

Klinische relevantie

Een foute pixel kan potentieel de diagnose beïnvloeden.

5.8.2 Frequentie

De meting wordt geadviseerd bij acceptatie en daarna alleen op indicatie.

5.8.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	TG18-UN10	
Fantom	TG18-UN80	
Software	Online	

5.8.4 Methode

De fout categorie, het aantal en de plaats van de dode pixels dient per diagnostische monitor visueel bepaald te worden.

De IEC raadt het gebruik van de testpatronen TG18-UN10 en TG18-UN80 aan, zie onderstaande tabel. In de tabel staat ook aangeven hoe de foute pixels geïdentificeerd kunnen worden.

Fout categorie	Testpatroon	Aandachtspunt / identificatie
Categorie A	TG18-UN10	Let op heldere pixels
Categorie B	TG18-UN80	Let op donkere pixels
Categorie C	TG18 UN10 en UN80	Gebruik de twee testbeelden na elkaar en let op pixels die in beide beelden zichtbaar zijn (grijs) of opeens veranderen of flikkeren
Categorie D	TG18 UN10 en UN80	Let op 2 of meer foute pixels binnen een blok van 5 x 5 pixels



Voor kleurenmonitoren kan er daarnaast gebruik gemaakt worden van een volledig rode, groene en blauwe achtergrond zodat geïdentificeerd kan worden welk deel van de basis sub-pixel delen van een kleuren pixel kapot is. Een volledig witte, zwarte, rode, groene of blauwe achtergrond kan bewerkstelligd worden door eventuele icoontjes op de desktop weg te halen en de achtergrond van de desktop te veranderen naar rood, groen of blauw. Er bestaan ook gratis (online) tools die de monitor tijdelijk op wit, zwart, rood, groen of blauw kunnen zetten.

5.8.5 Analyse en interpretatie

DIN 6868-157 DRAFT

In de DIN 6868-157 wordt een formule gebruikt om het maximaal toegestane aantal dode pixels voor een bepaalde type monitor te bepalen. Per monitor dient er een pixel fout factor (PFF) berekend te worden:

$$PFF = \frac{(\text{aantal horizontale pixels van monitor}) \times (\text{aantal verticale pixels van monitor})}{1048581}$$

Deze formule geldt alleen voor monitoren met minimaal 1024x1024 pixels. Het maximale toegestane aantal dode pixels per categorie kan vervolgens berekend worden door een vast getal (afhankelijk van de categorie) te vermenigvuldigen met deze pixel fout factor (PFF).

5.8.6 Grenswaarden

De IEC en DIN geven ieder verschillende grenswaarden.

IEC 62563-1

De IEC geeft geen directe grenswaarden. Wel wordt in bijlage A van IEC 62563-1 (Sample test report, pagina 30) gesproken over de volgende grenswaarden:

Fout categorie	Maximaal aantal dode pixels
Categorie A	<= 1
Categorie B	<= 1
Categorie C	<= 2
Categorie D	Niet meerdere in hetzelfde cluster

DIN 6868-157

De DIN 6868-157 hanteert de volgende grenswaarden:

Fout categorie	Maximaal aantal dode pixels
Categorie A	1 x PFF
Categorie B	5 x PFF
Categorie C	5 x PFF
Categorie D	1 x PFF

De DIN 6868-157 geeft tevens als randvoorwaarde dat alleen fout pixels geteld moeten worden die in het relevante diagnostische gebied van de monitor vallen. Er wordt niet aangegeven wat het relevante diagnostische gebied van een monitor precies is, dit dient door de gebruiker te worden bepaald.

Geadviseerd wordt om ook altijd nadrukkelijk bij de leverancier van de monitoren na te gaan wat de grenswaarden zijn die zij gebruiken.



Onderbouwing grenswaarden

Het is onduidelijk waar deze grenswaarden op zijn gebaseerd.

5.8.7 Aanvullende en alternatieve controles

Er zijn geen aanvullende of alternatieve controles.

5.8.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

5.8.9 Referenties

1. IEC 62563-1 (Edition 1.0, 2009), § 7.3.7, pagina 19
2. DIN 6868-157 DRAFT, § 8.2.6, pagina 19

5.9 Display resolutie (optioneel)

5.9.1 Inleiding en rationale

Deze test is bedoeld om de beeldresolutie visueel te controleren.

Klinische relevantie

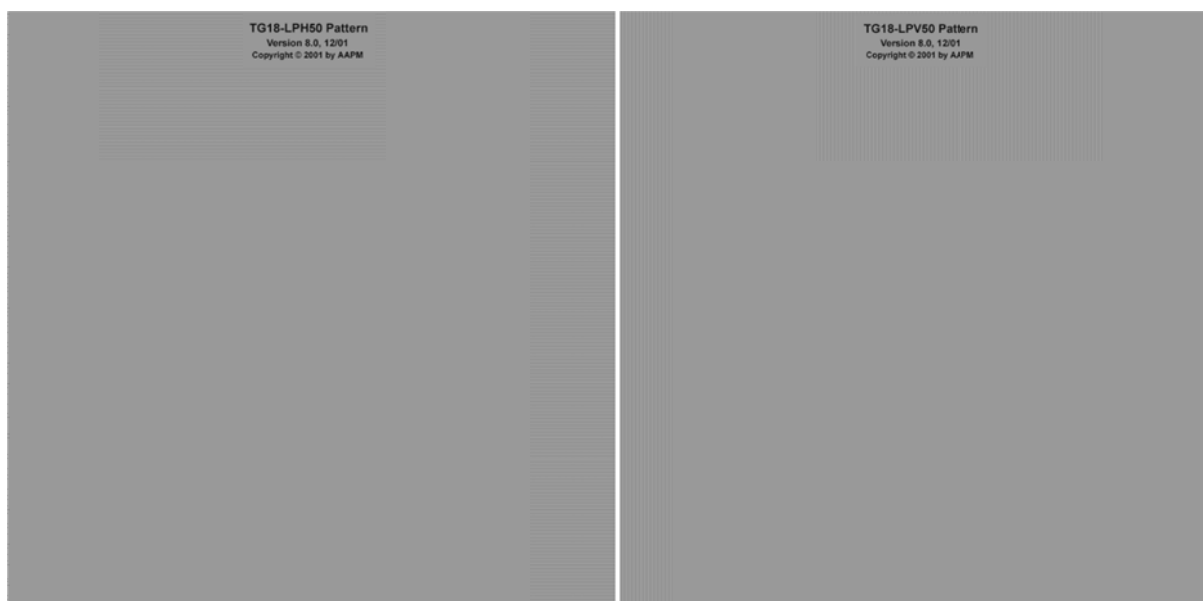
De hoge resolutie van de displays is bedoeld om kleine pathologische details in de opname te kunnen waarnemen en is afgestemd op de maximale resolutie van de modaliteiten. Indien de resolutie van de monitor onvoldoende is kunnen kleine pathologische details gemist worden.

5.9.2 Frequentie

De meting wordt alleen geadviseerd bij diagnostische schermen die voor mammografie worden gebruikt.

5.9.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	TG18-LPH10	
Fantom	TG18-LPH50	
Fantom	TG18-LPH89	
Fantom	TG18-LPV10	
Fantom	TG18-LPV50	
Fantom	TG18-LPV89	



Figuur 5 Het TG18-LPH50 (links) en TG18-LPV50 (rechts) testpatroon

5.9.4 Methode

Voor deze test kan gebruik gemaakt worden van zes TG18-LP testpatronen. De zes testpatronen bestaan uit dunne (1 pixel dikke) horizontale (TG18-LPH) of verticale (TG18-LPV) lijnen. De lijnen hebben een 12% positief contrast tegen drie achtergrond grijswaarden, namelijk 10%, 50% en 89% van de maximale pixel waarden (verticaal: TG18-LPV10, TG18-LPV50 en TG18-LPV89; horizontaal: TG18-LPH10, TG18-LPH50 en TG18-LPH89). De lijnpatronen in alle zes de fantomen dienen zichtbaar te zijn. Indien de



horizontale of verticale lijnen niet zichtbaar zijn, dan kan de kijkafstand gevarieerd worden. Start altijd bij de normale klinische kijkafstand (~ 30 cm).

5.9.5 Analyse en interpretatie

De resultaten van deze test kunnen in het uitwerkingen werkblad ingevuld worden.

5.9.6 Grenswaarden

Type Monitor	Grenswaarden
Mammografie	De lijnpatronen in alle zes de fantomen dienen zichtbaar te zijn
Diagnostisch	De lijnpatronen in alle zes de fantomen dienen zichtbaar te zijn
Review	Geen grenswaarden gedefinieerd

5.9.7 Aanvullende en alternatieve controles

Er zijn geen aanvullende of alternatieve controles.

5.9.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

5.9.9 Referenties

1. AAPM TG18, § 3.2.3.3, pagina 54
2. DIN 6868-157 DRAFT versie, Anhang C, pagina 32
3. EUREF

5.10 Grijswaarde resolutie (optioneel)

5.10.1 Inleiding en rationale

Als bij de globale evaluatie een afwijking gezien wordt, dan kan met behulp van deze test de bit-diepte van de monitor worden gecontroleerd.

Klinische relevantie

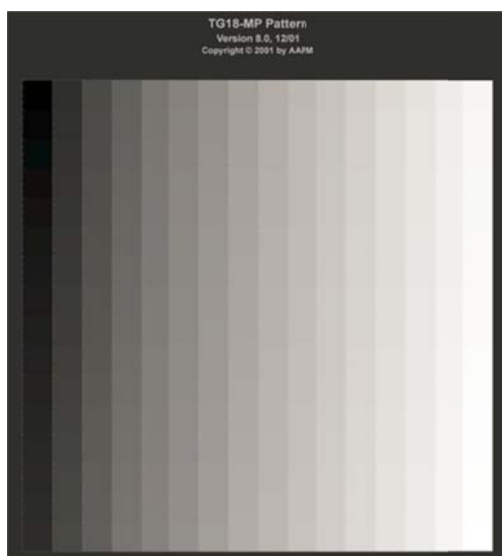
Indien de bit-diepte van de monitor afwijkt, dan is dat een indicatie voor een potentieel verlies van grijswaarden wat kan resulteren in het missen van bepaalde pathologische details.

5.10.2 Frequentie

Deze test is optioneel en dient alleen uitgevoerd te worden als daar indicaties voor zijn.

5.10.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	TG18-MP	



Figuur 6 Het TG18-MP testpatroon kan gebruikt worden voor de visuele evaluatie van de bit-diepte van de monitor

5.10.4 Methode

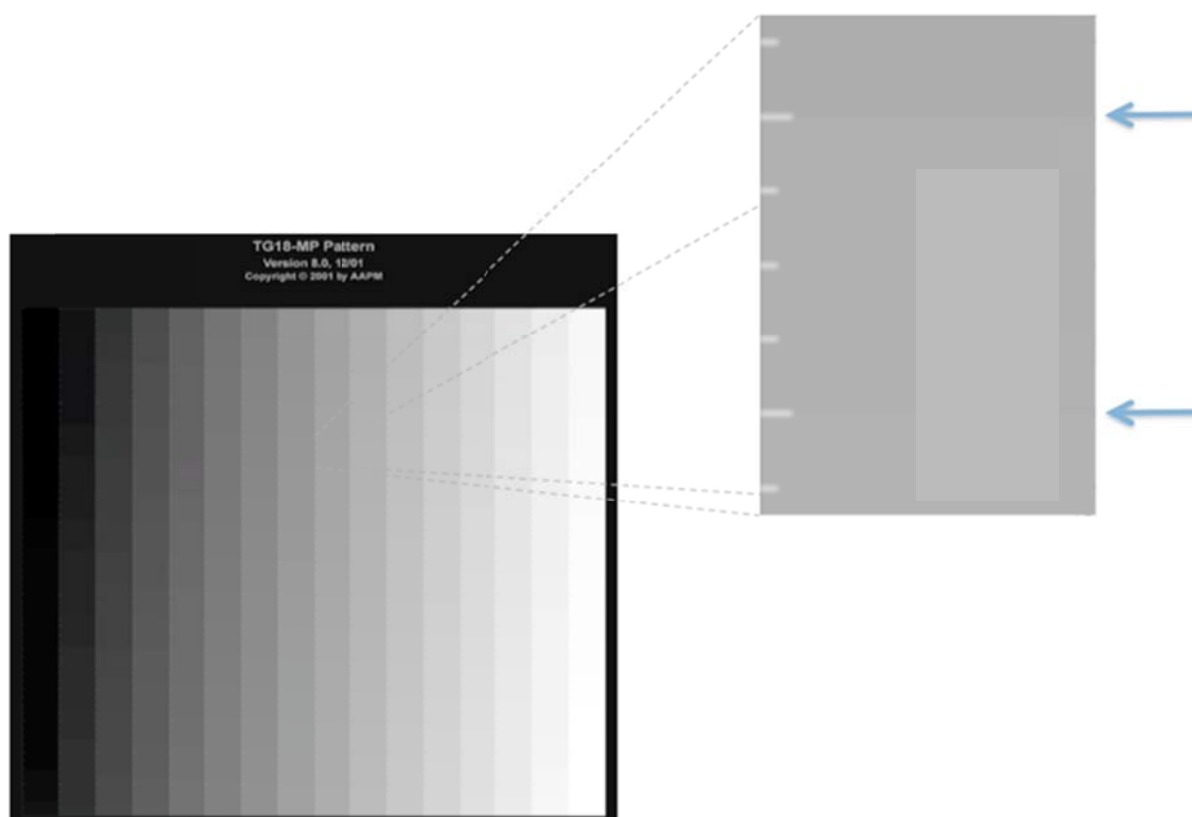
Voor deze test kan gebruik gemaakt worden van testpatroon TG18-MP. Het testpatroon bestaat alleen in de 12 bit versie. De IEC raad aan om de zoom op 200% te zetten. De achtergrond heeft een waarde van 256. Het testpatroon bestaat verder uit 16 verticale balken die elke 1/16 deel tonen van een 12-bit pixel waarde range (tussen 0 en 4095).

Elke verticale balk bevat kleine horizontale markers die een diepte van 8 (lange streepjes) en 10 bit (korte streepjes) aangeven (zie figuur 6).

Het testpatroon moet visueel nauwkeurig bestudeerd worden waarbij er gelet moet worden op horizontale contourlijnen (figuur 7, blauwe pijlen). Indien horizontale contourlijnen zichtbaar zijn, dan moet er gekeken worden naar de positie ten opzichte van de lange/grote horizontale markers. Als de horizontale contourlijn precies op 8-bit marker valt dan betekent dit dat de monitor een bit-diepte heeft van 8 bit. Indien de contourlijn niet precies op de 8-bit marker valt, dan moet er gekeken worden hoever de contourlijn afwijkt. Hiervoor dient de afstand tussen twee horizontale contourlijnen opgemeten te worden.

Indien de afstand tussen twee contourlijnen groter is dan de afstand tussen twee 8-bit markers, dan heeft de monitor een resolutie die lager is dan 8-bit.

Als de grijswaarde overgangen niet precies samenvallen met de horizontale 8-bit markers en de afstand tot de 8-bit marker beperkt is, dan is dat een indicatie voor een potentieel verlies van grijswaarden.



Figuur 7 Het TG18-MP testpatroon bevat horizontale markers. De lange markers geven een bit diepte van 8 weer. Bij het bestuderen van het testpatroon moet gelet worden op horizontale contourlijnen (blauwe pijlen). Zie tekst voor meer detail.

5.10.5 Analyse en interpretatie

Dit is een aanvullende visuele test.

5.10.6 Grenswaarden

Type Monitor	Grenswaarden
Mammografie	De afstand tussen twee contourlijnen dient kleiner te zijn dan de afstand tussen twee 8-bit markers.
Diagnostisch	
Review	

5.10.7 Aanvullende en alternatieve controles

Er zijn geen aanvullende of alternatieve controles.

5.10.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

5.10.9 Referenties

1. IEC 62563-1, § 7.3.3, pagina 17.



5.11 Display reflectie (optioneel)

5.11.1 Inleiding en rationale

Display reflecties worden veroorzaakt door spiegelingen van objecten en licht op en in de monitor. De reflectie karakteristieken van medische monitoren kunnen worden geëvalueerd, zodat de maximale hoeveelheid omgevingslicht kan worden bepaald.

Klinische relevantie

Reflecties op de monitor kunnen leiden tot een verminderd contrast, waardoor de beeldkwaliteit afneemt.

Bij een proefplaatsing van verschillende diagnostische monitoren kan een verschil in speculaire reflectie eventueel van invloed zijn op de keuze.

5.11.2 Frequentie

Deze test is optioneel en dient alleen uitgevoerd te worden als daar indicaties voor zijn.

5.11.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Geen

5.11.4 Methode

De display dient uitgezet te worden. Stel het omgevingslicht vervolgens in zoals dit standaard wordt gedaan (bij het verslaan van beelden door een radioloog). Bekijk de display op een afstand van 30-60 cm en een hoek van ongeveer 15°. Vervolgens dient er bepaald te worden of er speculaire reflectie patronen van hoog contrast objecten (bv patronen van kleren van de kijker) zichtbaar zijn.

Het niet slagen van deze test kan het gevolg zijn van het niet voldoen aan de randvoorwaarden.

5.11.5 Analyse en interpretatie

Dit is een aanvullende visuele test.

5.11.6 Grenswaarden

Type Monitor	Grenswaarden
Mammografie	Speculaire reflectie patronen van hoog contrast objecten (bv patronen van kleren van de kijker) mogen niet gezien worden.
Diagnostisch	
Review	

5.11.7 Aanvullende en alternatieve controles

Er zijn geen aanvullende of alternatieve controles.

5.11.8 Valkuilen en kanttekeningen

Zorg dat de opstartprocedure gevolgd is en aan de randvoorwaarden is voldaan (paragraaf 3.3).

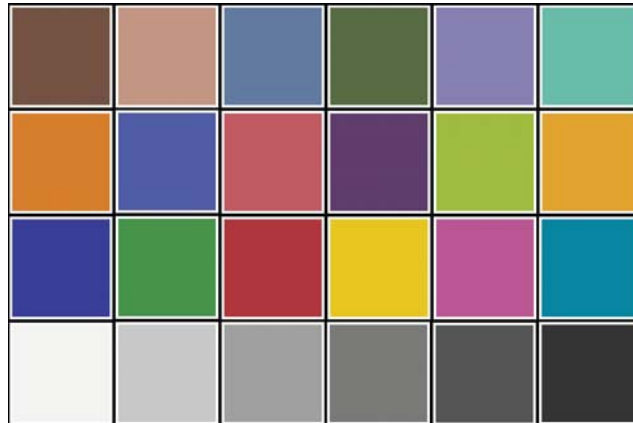
5.11.9 Referenties

1. AAPM TG18, § 4.2.3, pagina 73.

Bijlage A: Borging kleurkwaliteit diagnostische monitoren

A1 Kleurechtheid

Het verschil in kleurechtheid van beeldschermen kan, zeker wanneer deze in dezelfde ruimte aanwezig zijn of naast elkaar staan, een bron van afleiding zijn. Dit kan voorkomen worden door monitoren op kleur perceptief gelijk af te regelen met als uitgangspunt de DICOM kalibratie. Deze praktische aanpak is een voorbeeld van hoe de kleurechtheid op dit moment in het MCL wordt geborgd. Een kalibratie kaart welke gebaseerd is op de X-rite colorchecker wordt gebruikt om de kleurperceptie tussen de monitoren gelijk af te stellen, zie Figuur A1.

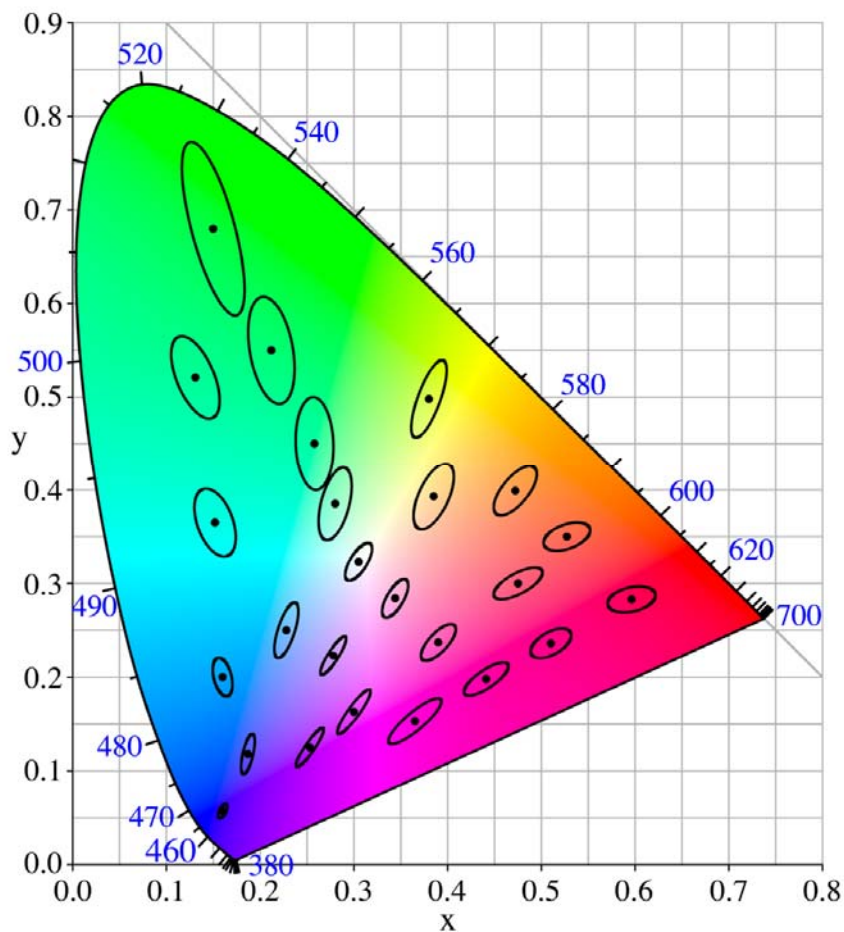


Figuur A1 Kleurkaart gebruikt in het MCL voor uniforme kleurafstelling tussen monitoren.

A2 Kleurcontrast

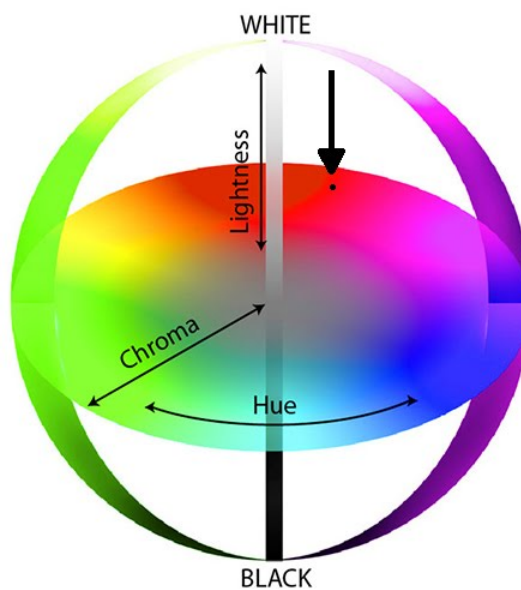
Het onderscheiden van kleurcontrasten is afhankelijk van de afstelling van de beeldschermen die gebruikt worden voor diagnose. Ook de software-applicatie beïnvloed de visualisatie van kleurcontrast. Dit kan potentieel grote gevolgen hebben op de medische besluitvorming.

Analoog aan de grijswaarden is de responsie van het visuele systeem van de mens niet lineair. De responsie is golflengte afhankelijk. De zichtbare kleuren kunnen worden weergegeven in een fysische kleurruimte. De coördinaten in deze kleurruimte (x,y) zijn opgebouwd uit de responsies van de kegels van het menselijk oog (X, Y, Z). Met behulp van MacAdams ellipsen kan visueel worden aangetoond dat het onderscheidbaar vermogen van de mens in de kleuren rood en blauw beter is dan in de kleur groen. Alle punten in de CIE 1931 kleurruimte binnen een MacAddams ellips worden als één kleur gezien door de gemiddelde mens, zie figuur A2.



Figuur A2 CIE 1931 kleurruimte met daarin de MacAddams ellipsen.

Dit resulteert in niet-lineaire perceptie wanneer er RGB overgangen worden aangeboden met gelijke stapgrootte. In de CIE 1976 kleurruimte is de perceptie van het menselijk oog meegenomen waardoor elke stap in deze kleurruimte lineair is ten opzichte van de responsie van het menselijk oog. Kleurruimtes worden vaak weergegeven als een twee-dimensionale ruimte. De kleurruimte is echter een drie dimensionale bol waarbij de derde dimensie de luminantie betreft, zie figuur A3.



Figuur A3 CIE Lab kleurruimte.

Binnen deze kleurruimte is een maat voor een just noticeable difference (JND) op te stellen waarbij compensatie van de luminantie, Chroma, Hue en de blauw-ultraviolet overgang is opgenomen ten opzichte van de perceptie van het menselijk oog. Deze maat wordt de CIEDE2000 genoemd en wordt gegeven door:

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}}$$

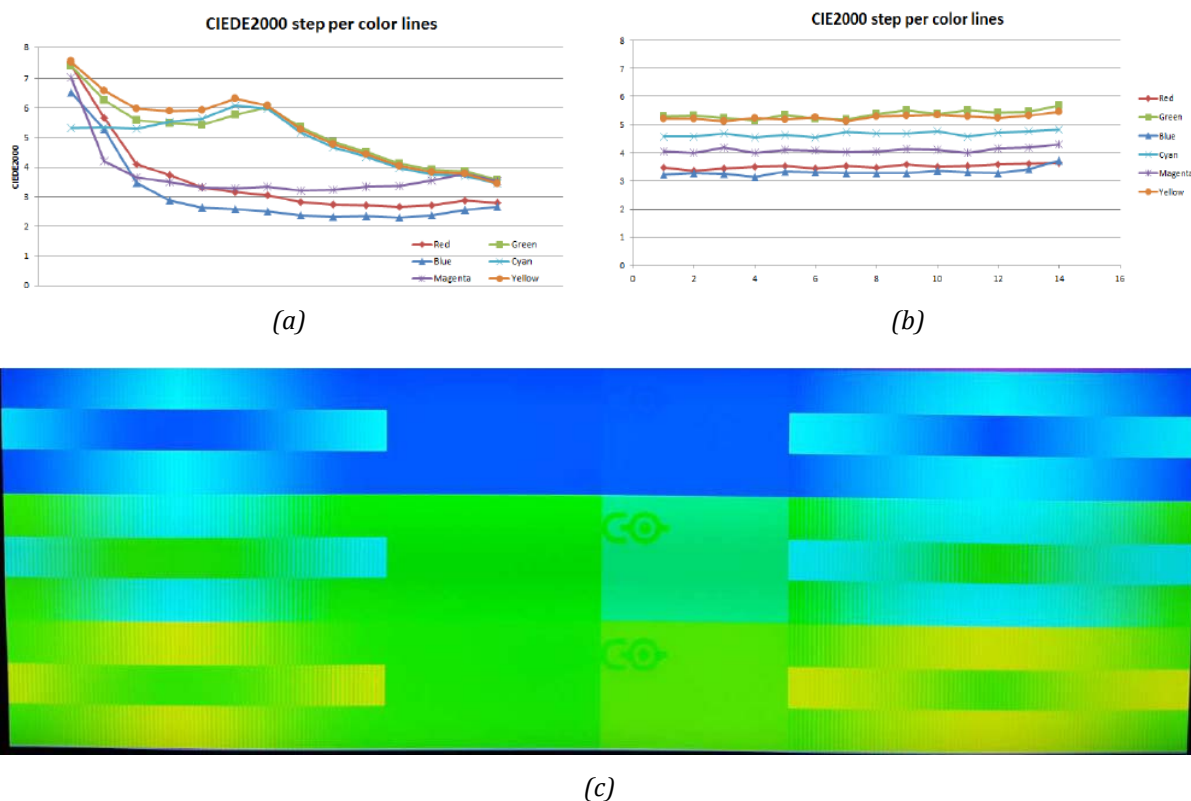
Door eenzelfde testset op te stellen voor de primaire en secundaire kleuren als voor de grijswaarden in de GSDF is het mogelijk om een uitbreiding op de GSDF te creëren namelijk de CSDF (Barco – Tom Kimpe). De uitbreiding betreft het meten van de primaire (rood, groen en blauw) en de secundaire (cyaan, magenta en geel) kleuren. Het streven bij deze meting is dat de afstand tussen contrastovergangen van een ieder van deze kleuren constant blijft en groter is dan 2,3 opdat het menselijk oog in staat zijn de kleuren te kunnen onderscheiden.

De testpatronen die worden gekozen voor de metingen zijn gebaseerd op de geometrie en contrastverhoudingen zoals gedicteerd door de DICOM standaard (part 14, annex D1.1 pagina 33).

Een voorbeeld van een monitor ongekalibreerd en gekalibreerd is te zien in figuur A4. In dit figuur is duidelijk te zien dat er meer informatie uit de afbeelding is te halen na kalibratie.

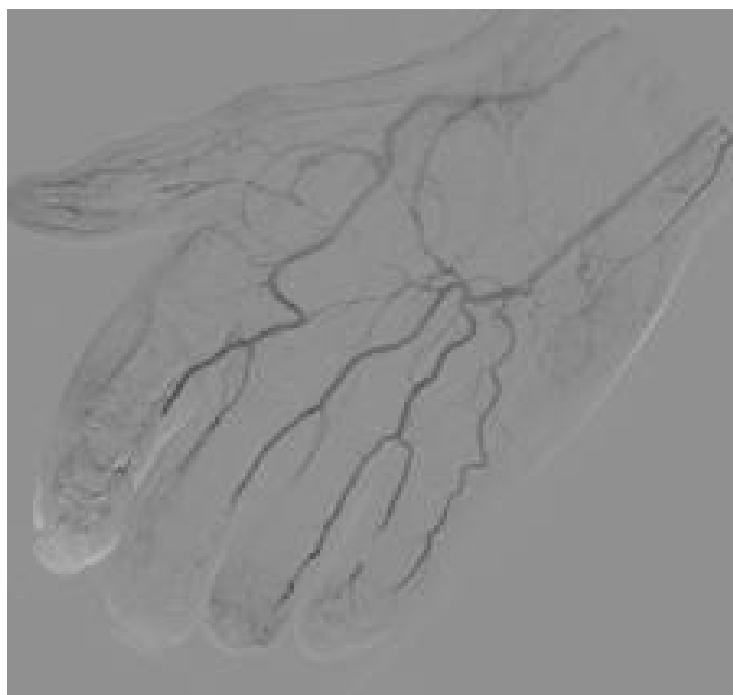
De test die uit te voeren is, is echter alleen een verificatie test gelijk aan de controle van de DICOM curve. Leveranciers zullen een handvat moeten ontwikkelen om de monitor te kalibreren. Hier moet echter ook rekening worden gehouden met het feit dat applicaties en/of grafische kaarten vaak een andere kleurruimte hanteren dan het beeldscherm.

Wanneer er tot kalibratie wordt overgegaan dient het uitgangspunt de borging van de GSDF te zijn waarna de kleurkalibratie kan worden gestart.



Figuur A4 Links ongekalibreerd en rechts gekalibreerd. Bron: Color Standard display Function (CSDF): A proposed extension of DICOM GSDF - Tom Kimpe - Barco - 57th annual meeting & Exhibition AAPM 2015.

Leidraad Kwaliteitscontrole Doorlichtingsapparatuur



Inhoudsopgave

1. VERSIEBEHEER EN AUTEURS	127
2. OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLING EN AANBEVOLEN FREQUENTIES	128
3. INTRODUCTIE EN RANDVOORWAARDEN	130
3.1 SCOPE	130
3.2 OVERZICHT NORMEN EN LITERATUUR.....	131
3.3 REFERENTIES	132
4. BESCHRIJVING TESTEN	133
4.1 MAXIMALE DOORLICHTTIJD	133
4.2 GECORRIGEERDE PIXELS.....	133
4.3 HOMOGENITEIT EN ARTEFACTEN	133
4.4 SPATIËLE RESOLUTIE - MTF	133
4.5 CONTROLE ENERGIERESPONS AEC	133
4.6 LEKSTRALING.....	134
4.7 BUNDELKWALITEIT.....	134
4.8 HALFWAARDEDIKTE (HVL) OF FILTRATIE CONTROLE.....	135
4.9 BUNDEL KWANTITEIT	135
4.10 DOSIS OPPERVLAKTE PRODUCT (DAP/KAP).....	135
4.11 LICHT-RÖNTGEN.....	135
4.12 VELDGROOTTE	135
4.13 PULSEIGENSCHAPPEN BEPALING	136
4.14 DETECTORDOSISTEMPO	138
4.15 HUIDINTREEDOSISTEMPO.....	140
4.16 WERKING ADDITIONELE FILTERING.....	143
4.17 VERIFICATIE GEBRUIKSSTANDEN	145
4.18 MECHANISCHE STABILITEIT ALGEMEEN.....	146
4.19 3D TOEPASSINGEN	147
4.20 QC LIGHT	148
BIJLAGE A: AFKORTINGENLIJST	150



1. Versiebeheer en auteurs

Datum	Versie	Auteurs
28-3-2012	Versie 1.0 Vastgesteld op NVKF congres 28 maart 2012 Intern gepubliceerd	Frank Bastin Leo v/d Berg Peter Brands (werkgroepvoorzitter) Jaap Groen Joep Kierkels Frank de Lange Sandra Smit
9-4-2106	Versie 2.0 Lancering op NVKF congres 2016 Intern gepubliceerd	Jaap Groen Willy Hummel Gerard Kral Frank de Lange Luuk Oostveen Steffie Peters Joost te Riet Marcel van Straten (werkgroepvoorzitter)
8-10-2019	Versie 3.0 Vastgesteld door het NVKF bestuur en de commissie kwaliteit van de NVKF (4-7-2019) na een ledenraadpleging in sep/okt 2018 Extern gepubliceerd op 8-10-2019	Jaap Groen Willy Hummel Gerard Kral Frank de Lange Luuk Oostveen Steffie Peters Joost te Riet Marcel van Straten (werkgroepvoorzitter)

2. Overzicht testen, doelstelling en aanbevolen frequenties

§	Categorie	Parameter	Acceptatie / Constantheid ¹	Aanbevolen / optioneel	Aanbevolen aanvangsfrequentie	Aanbevolen minimum ²
4.3 (B)	Beeldkwaliteit	Homogeniteit en artefacten	A / C	A	frequentie preventief onderhoud	uitgebreid bij vervanging detector
4.4 (B)		Spatiële resolutie, MTF	A	O	n.v.t. ³	n.v.t. ³
4.5 (B)		Controle energierespons AEC; SNR en EI	A	A	Bij acceptatie	bij problemen of bij vervanging detector
4.2		Gecorrigeerde pixels	A	O	n.v.t. ³	n.v.t. ³
4.6	Dosis (afregeling)	Lekstralingsmeting	A / C	A	jaarlijks	jaarlijks
4.7 (B)		Bundelkwaliteit kVp; nauwkeurigheid en reproduceerbaarheid	A / C	A	Half jaarlijks	Bij vervanging buis
4.8 (B)		Halfwaardedikte (HWD)	A / C	A	Half jaarlijks	Bij vervanging buis
4.9 (B)		Bundelkwantiteit; output lineariteit mGy/mAs	A / C	A	Half jaarlijks	Bij vervanging buis
4.10 (B)		Dosis oppervlakte product (DAP)	A / C	A	Half jaarlijks	Bij vervanging buis
4.11 (B)		Overeenkomst licht - röntgen	A / C	A	Half jaarlijks	Bij vervanging buis, diafragma, lamp
4.12 (B)		Veldgrootte	A / C	A	Half jaarlijks	Bij vervanging buis, diafragma, lamp
4.1		Maximale doorlichttijd	A	A	Bij acceptatie	n.v.t.
4.13		Pulseigenschappen bepaling	A	O	n.v.t. ³	n.v.t. ³
4.15		Huidintreedosistempo	A	A	Bij acceptatie	Bij vervanging buis
4.14		Detectordosistempo	A	O	n.v.t. ³	n.v.t. ³
4.16		Werking koperfiltering	A / C	O	n.v.t. ³	n.v.t. ³
4.17		Verificatie gebruiksstanden	A	A	Bij acceptatie	Bij verandering protocollen
4.18	Mechanische stabiliteit	Algemene stabiliteit	A / C	A	Jaarlijks	Jaarlijks
4.19		3D toepassingen	A / C	A	Aanbeveling fabrikant	Aanbeveling fabrikant
4.20	QC Light	Ketencontrole	A / C	A	frequentie preventief onderhoud	half jaarlijks en na correctief onderhoud



Toelichting

(B) Het basisprotocol van deze testen is te vinden in de Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky. Wel worden ze in dit document genoemd en indien van toepassing aangevuld met doorlichtings-specifieke uitvoeringen en/of randvoorwaarden.

1. Toelichting 'Doelstelling':
 - A = Acceptatietest
 - C = Constantheidstest
2. Toelichting 'Aanbevolen minimum': De aanbevolen minimumfrequentie is van toepassing als ook QC-Light minimaal met de aanbevolen minimumfrequentie wordt uitgevoerd.
3. Deze test kan optioneel worden uitgevoerd bij acceptatie en kan optioneel uitgevoerd worden bij problemen met de beeldkwaliteit, bijvoorbeeld na vervanging van de detector of de buis.

3. Introductie en randvoorwaarden

Dit document beschrijft de acceptatie-, constantheid- en kwaliteitscontroles die uitgevoerd dienen te worden aan doorlichtingsapparatuur. De Nederlandse wetgeving met betrekking tot kwaliteitsborging van radiodiagnostische apparatuur is vastgelegd in het Besluit basisveiligheidsnormen stralingsbescherming (Bbs). In dit besluit is vastgelegd dat acceptatie- en statustesten verplicht zijn, maar het besluit schrijft niet voor wat ze moeten inhouden of wie ze dient uit te voeren en controleren. Als basis voor dit document zijn daarom verschillende bronnen gebruikt, welke hieronder kort beschreven worden.

Veel controles die betrekking hebben op doorlichtapparatuur tonen overeenkomst met controles voor bucky-systemen. Daarom is ervoor gekozen om alle controles die voor beide toepassingen gelden alleen op te nemen in het document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky. In dit document voor Doorlichting wordt hiernaar verwezen, eventueel met aanvullende opmerkingen en/of aangepaste eisen en grenswaarden. Verder zijn dus alleen de doorlichtings-specifieke controles volledig uitgewerkt.

Voor het uitvoeren van veel protocollen zijn 'Service Mode' instellingen vereist. Indien dit binnen de eigen instelling niet mogelijk is, kan dit vaak in samenwerking met de fabrikant geregeld worden.

3.1 Scope

Bij doorlichting worden dynamische röntgenbeelden real time weergegeven. Er zijn diverse configuraties van doorlichtsystemen waaronder mobiele C-bogen en vaste opstellingen zoals een angiostatief of conventionele vloer/plafond-opstellingen. In het geval van een biplane opstelling is er sprake van twee röntgenbuizen met bijbehorende detectoren. Systemen kunnen zich daarnaast onderscheiden in toepassingsmogelijkheden (digitale subtractie angiografie (DSA), 3D). De mogelijkheden hangen sterk samen met het maximaal vermogen van de röntgenbuis.

Systemen met een beeldversterker vallen altijd binnen de scope. Op dit moment komen deze systemen in Nederland steeds minder voor omdat ze vaak vervangen worden door apparatuur met flat panel detectoren.

3.1.1 Buiten huidige scope leidraad

- Koppeling van navigatieapparatuur bij doorlichting hangt veel samen met de koppelings-specifieke software en minder met het doorlichttoestel. Om deze reden is controle hiervan niet als test opgenomen in deze leidraad.

Bij acceptatie en periodiek onderhoud dient er ook gedacht te worden aan algemene testen en controles, waaronder: - Ruimte afscherming - Signalering van ruimte controleren - Noodstoppen / Mechanische veiligheid - Elektrische veiligheid - ICT - Monitoren. In dit document worden deze punten niet verder uitgewerkt. Voor monitoren is er een specifieke leidraad beschikbaar met speciale aandacht voor grote monitoren zoals deze in interventiekamers voorkomen.

3.1.2 Toekomstige versies

1. Ghosting: bij doorlichting wordt in de processing stap vaak ook informatie van een vorig beeld gebruikt. Dit maakt het erg lastig om ghosting van de detector te bepalen in fluoromode, en de vraag is of deze informatie relevant is. Er is daarom voor gekozen om ghosting niet op te nemen in dit Leidraad protocol. Dit kan eventueel wel voor een toekomstige versie overwogen worden. Voor controle van ghosting tijdens het maken van opnames, zie Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.
2. Registratie van 3D beeldvorming op 2D doorlichtingsbeelden en fusie van 3D beelden op 3D: hiervoor zijn op dit moment nog geen protocollen beschikbaar maar dit zou voor toekomstige versies wel overwogen kunnen worden.
3. Subtractie/DSA (Digitale Subtractie Angiografie): AAPM report 74 formuleert specifieke kwaliteitscontroles voor DSA (Hoofdstuk 10). Deze protocollen zijn nu nog niet verwerkt in dit Leidraad protocol, maar deze zouden in de toekomst nog toegevoegd kunnen worden.
4. Biplane metingen: Bij biplane metingen moeten beide systemen afzonderlijk bekeken worden. Er zou daarnaast ook gekeken kunnen worden naar de samenhang van beide systemen maar dit is nog niet verwerkt in de huidige versie van het protocol.

3.2 Overzicht normen en literatuur

3.2.1 NEN-EN-IEC 60601-1-3:2008

Deze standaard is een overkoepelende standaard voor de eisen aan veiligheid en werking van diagnostische röntgenapparatuur. Apparatuur moet aan deze Nederlandse implementatie van een Europese Norm voldoen om CE markering te verkrijgen.

3.2.2 NEN-EN-IEC 60601-2-43:2010

Deze standaard gaat over de eisen aan veiligheid en werking van röntgenapparatuur bij interventies. Apparatuur moet aan deze Nederlandse implementatie van een Europese Norm voldoen om CE markering te verkrijgen.

3.2.3 NEN-EN-IEC 60601-2-54:2009/AMD1:2015

Deze standaard beschrijft voorwaarden voor de veiligheid en het functioneren van röntgenapparatuur voor radiografie en radioscopie. In 2015 is hier een wijziging in doorgevoerd. Apparatuur moet aan deze Nederlandse implementatie van een Europese Norm voldoen om CE markering te verkrijgen.

3.2.4 RIVM rapport 26521002/2004

Het RIVM rapport 26521002/2004 is opgesteld in opdracht van de Inspectie voor de Gezondheidszorg voor de acceptatie- en statustesten van radiodiagnostische apparatuur. Dit Nederlands rapport levert een internationaal overzicht van te testen parameters, inclusief een uitgebreid overzicht van de verschillende internationale richtlijnen die hiervoor kunnen worden gebruikt. Het is een breed rapport over alle radiodiagnostische apparatuur maar levert in tabelvorm een mooi overzicht van de grenswaarden die door de verschillende richtlijnen gehanteerd worden per modaliteit en per parameter.

3.2.5 EC RP162 2012

De richtlijn RP162 (Radiation Protection N° 162) is opgesteld door de European Commission en biedt niet-bindende criteria voor de acceptatie van medische radiologische apparatuur gebruikt in radiodiagnostiek, nucleaire geneeskunde en radiotherapie. Het is een update van RP91. De grenswaarden aangegeven in RP162 geven een minimale eis aan.

3.2.6 IPEM 91: Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems

Dit IPEM (Institute of Physics and Engineering in Medicine, UK) rapport (Report 91) uit 2005 vervangt IPEM Report 77 en geeft advies over essentiële en gewenste controles voor diagnostische röntgenapparatuur, waaronder doorlichting. Het geeft aanbevelingen over hoe de tests uitgevoerd zouden kunnen worden (verder uitgewerkt in IPEM Report 32) en door wie, hoe vaak en in sommige gevallen ook wat de grenswaarden zijn. In andere gevallen verwijst het naar andere richtlijnen voor specifieke grenswaarden.

3.2.7 AAPM 74 (2002)

Het AAPM (American Association of Physicists in Medicine) 74 rapport beschrijft verschillende acceptatietesten en kwaliteitscontroles in de radiodiagnostiek. Het bevat een aparte sectie voor doorlichtapparatuur waarbij o.a. dagelijkse, maandelijkse en jaarlijkse controles besproken worden. Het geeft een uitgebreide beschrijving van hoe de tests uitgevoerd moeten worden, echter de limietwaarden worden slechts voor enkele tests genoemd.

3.2.8 AAPM 125 (2012)

Het AAPM rapport 125 beschrijft de functionaliteit en besturing van Automatic Brightness Control/Automatic Dose Rate Control logic in cardiovasculaire en interventieangiografie systemen. Het geeft onder andere limieten van de maximale huidintreedosis voor de patiënt en verwijst daarbij naar FDA regelgeving.

3.2.9 ACR Technical Standard 2011

Deze ACR Technical Standard gaat over Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of Radiographic and Fluoroscopic Equipment opgesteld door het American College of Radiology. Het geeft een bondig overzicht van de uit te voeren controles voor evaluatie van functionering, kwaliteitscontroles



en acceptatie, echter het levert geen protocollen en grenswaarden. Er is daarom vooralsnog geen gebruik van gemaakt bij het opstellen van dit document.

3.2.10 DIN V 6868-55

Het Deutsches Institut für Normung (DIN) heeft IEC normen overgenomen en aangevuld met Duitse limietwaarden. Deze specifieke DIN V 6868-55 gaat over de kwaliteitscontroles van röntgen- en doorlichtingsapparatuur, echter alleen gebruikt in Duitsland. Deze norm is vooralsnog niet gebruikt bij het opstellen van dit document.

3.2.11 IEC 61223-3-1;1999

Deze IEC standaard gaat over acceptatietesten van röntgenapparatuur, hij is echter ingetrokken in 2010 en niet vervangen. Deze norm is vooralsnog niet gebruikt bij het opstellen van dit document.

3.3 Referenties

1. RIVM Rapport 265021002/2004: Acceptatie- en statustesten van radiodiagnostische apparatuur, aanbevelingen voor te inspecteren partners; *Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Milieu, 2004*
2. EC Radiation Protection N° 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy; *European Commission, 2012*
3. IEC 60601-2-54:2009: Medical electrical equipment – Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for radiography and radioscopy; *International Electrotechnical Commission, 2009*
4. DIN V 6868-55:1996-10: Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben – Teil 55: Abnahmeprüfung an medizinischen Röntgen-Einrichtungen; Funktionsprüfung der Filmverarbeitung; *Deutsches Institut für Normung, 1996*
5. IPEM Report 91: Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems; *Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2005*
6. AAPM Report No. 74: Quality Control in Diagnostic Radiology; *American Association of Physicists in Medicine, 2002*
7. AAPM Report No. 125: Functionality and Operation of Fluoroscopic Automatic Brightness Control/Automatic Dose Rate Control Logic in Modern Cardiovascular and Interventional Angiography Systems; *American Association of Physicists in Medicine, 2012*
8. ACR Technical Standard for Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of Radiographic and Fluoroscopic Equipment; *American College of Radiology, 2011*



4. Beschrijving testen

4.1 Maximale doorlichttijd

4.1.1 Inleiding en rationale

Om een onbedoeld hoge patiëntdosis tijdens doorlichting te voorkomen dient de gebruiker gewaarschuwd te worden na maximaal vijf minuten cumulatieve doorlichttijd. Daarom dient het systeem een signaal te geven na iedere vijf minuten doorlichttijd (cumulatief). Het systeem mag dan niet meteen automatisch stoppen met stralen. Na tien minuten ononderbroken stralen dient dit wel te gebeuren (waarbij de gebruiker overigens daarna weer door moet kunnen stralen). Dit kan gecontroleerd worden tijdens het uitvoeren van andere kwaliteitscontroles.

4.1.2 Referenties

1. NEN-EN-IEC 60601-2-54 sectie 203.6.2.1

4.2 Gecorrigeerde pixels

Er is geen specifiek testprotocol gedefinieerd voor het controleren van defecte pixels aangezien dit informatie is die bij de fabrikant opgevraagd kan worden. Het advies is om deze informatie op te vragen bij acceptatie en onderhoud door de firma en daarbij de afkeurcriteria, zoals deze door de fabrikant worden gehanteerd, duidelijk te hebben.

4.3 Homogeniteit en artefacten

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.

4.4 Spatiële resolutie - MTF

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.

4.4.1 Aanvullingen t.o.v. Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky

Houd er rekening mee dat er bij verschillende veldgroottes andere binning van detectorelementen toegepast kan worden. De MTF is dan afhankelijk van de gekozen veldgrootte.

4.5 Controle energierespons AEC

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.

4.5.1 Aanvullingen t.o.v. Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky

Met name de analyse van de ruis in het beeld als functie van de hoeveelheid verzwakkend materiaal (simulatie van verschillende patiëntafmetingen) is van belang bij doorlichtingsapparatuur.

4.6 Lekstraling

4.6.1 Inleiding en rationale

Het is de bedoeling dat de primaire straling de röntgenbuis verlaat uit een door de gebruiker ingestelde, gecollimeerde opening. Er is sprake van lekstraling als deze straling ook op andere punten de buis kan verlaten. Deze lekstraling kan tot een onverwacht hoge stralingsbelasting leiden voor met name omstanders. De lekstraling mag niet significant bijdragen aan de stralingsbelasting voor patiënt en omstanders in vergelijking met de bijdrage van de verstrooide straling.

4.6.2 Frequentie

Jaarlijks en na demontage of reparatie van het toestel (met name vervanging buis). Dit is bij wet voorgeschreven (zie referenties).

4.6.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Röntgenmeetinstrument om het dosistempo te meten	Het instrument moet gevoelig genoeg zijn om ook een laag dosistempo te kunnen registreren.
Fantoom	Verzwakkend materiaal om de collimator volledig te sluiten.	4 mm lood volstaat.

4.6.4 Methode

Gebruik het röntgenmeetinstrument om meer inzicht te krijgen in het dosistempo rondom de röntgenbuis bij de hoogste buisspanning. Meet ook de afstand van het meetinstrument tot het focus van de bundel.

4.6.5 Analyse en interpretatie

Reken het gemeten dosistempo indien van toepassing om naar het dosistempo op 1 meter afstand met behulp van de kwadratenwet.

4.6.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
Lekstraling (luchtkerma) op 1 meter	1 mGy/h

Bovengenoemde grenswaarde (afkomstig uit NEN-EN-IEC 60601-1-3) is relatief hoog. In de praktijk ligt het dosistempo een factor 5 of meer lager. Bij de beoordeling van het gemeten dosistempo dient niet alleen de grenswaarde van 1 mGy/h in ogenschouw te worden genomen, maar ook het dosistempo voor lekstraling waarmee in de RI&E wordt gerekend.

4.6.7 Valkuilen

De collimator is niet volledig afgesloten waardoor het gemeten dosistempo te hoog is.

4.6.8 Referenties

1. ANVS-verordening basisveiligheidsnormen stralingsbescherming, Artikel 4.7, lid 1b.
2. NEN-EN-IEC 60601-1-3:2008, Paragraaf 12.4.

4.7 Bundelkwaliteit

kVp nauwkeurigheid & reproduceerbaarheid

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.



4.8 Halfwaardedikte (HVL) of filtratie controle

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.

4.9 Bundel kwantiteit

Output lineariteit mGy/mAs

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.

4.9.1 Aanvullingen t.o.v. Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky

Voor doorlichting kan bij deze meting onderscheid gemaakt worden tussen microfocus instelling en normale focus instelling.

4.10 Dosis oppervlakte product (DAP/KAP)

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.

4.11 Licht-röntgen

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky.

4.11.1 Aanvullingen t.o.v. Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky

- Veel doorlichtsystemen beschikken niet over een lichtbundel, waardoor dit protocol niet van toepassing is.
- Indien de lichtbundel wel beschikbaar is, dient deze test uitgevoerd te worden bij verschillende veldgrootten (minimale veldgrootte, maximale veldgrootte en één of meerdere veldgroottes daartussen).
- Indien in plaats van de lichtbundel er richtlasers beschikbaar zijn, kan een test gebruikt worden om de juiste centrering van deze lasers te controleren. Zie hiervoor de test Overeenkomst röntgen-detector in de leidraad Bucky.

4.12 Veldgrootte

Dit testprotocol is terug te vinden in het Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky

4.12.1 Aanvullingen t.o.v. Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky

- Deze test dient uitgevoerd te worden bij verschillende veldgrootten (minimale veldgrootte, maximale veldgrootte en één of meerdere veldgroottes daartussen).
- Daarnaast dient gecontroleerd te worden of de bundel juist mee verandert met veranderende SID afstand. Dit kan gedaan worden door voor één veldgrootte te meten bij verschillende SID afstanden (minimaal, maximaal en enkele SID's daartussen). Indien dit voor de gekozen veldgrootte voldoet, mag aangenomen worden dat dit bij andere veldgroottes ook goed gaat.

4.13 Pulse eigenschappen bepaling

4.13.1 Inleiding en rationale

Er zijn verschillende eigenschappen van de puls die bij doorlichting kunnen variëren zoals de framerate (fps), de pulsbreedte en de dosis per puls resulterend in de dosis per tijdseenheid.

Voor de totale dosis die de patiënt ontvangt is het van belang om te weten hoeveel dosis er per tijdseenheid wordt uitgedeeld. Men wil dit graag minimaliseren, echter onder voorwaarde dat de beeldkwaliteit voldoende is voor de diagnostiek.

Deze test is bedoeld om na te gaan of de door de fabrikant opgegeven waarden kloppen.

4.13.2 Frequentie

Bij acceptatie en kan worden uitgevoerd na grote (software)update. De pulse eigenschappen hangen immers grotendeels samen met de aansturing en de röntgenbuiskarakteristieken. Bij een softwarewijziging veranderen de pulse eigenschappen niet, tenzij er een update is waarin dit wordt aangepast. De fabrikant hoort dit echter te vermelden. Röntgenbuiskarakteristieken, waaronder bundelkwaliteit, bundelkwantiteit en DAP, worden al door eerdere testen gecontroleerd.

4.13.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Röntgenmeetinstrument (bijv. RaysafeX2) om het dosistempo te meten	Modern instrument waarbij je met de software meer detail over de pulsen kan inzien
Fantom	Verzwakkend materiaal	Koperplaatje van ~2 mm of stapel PMMA van 20 cm

4.13.4 Methode

Gebruik het röntgenmeetinstrument om meer inzicht te krijgen in de eigenschappen van de gepulseerde bundel.

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
Plaats de röntgenbuis boven de tafel, detector onder	
Leg het röntgenmeetinstrument op een stapel PMMA of koper	
Kies een vast "klinisch" protocol voor de meting	
Het röntgenmeetinstrument ligt nu in de directe bundel	Zorg voor voldoende verzwakking zodat het meetinstrument een dosis kan bepalen. Zonder verzwakking zit dit mogelijk aan de ondergrens.
Kies een aantal verschillende framerate's en verifieer of de gemeten waarde hetzelfde is als de ingestelde framerate	
Doe een aantal series en kijk of de dosis per frame varieert	
Kijk grafisch of er veel verschillen zijn in de pulsbreedte en hoogte	
Wanneer er veel variatie zit in de pulsen, gebruik dan de bijgeleverde software van het instrument om de pulsen te analyseren en kijk of deze valt binnen de grenswaarden	

4.13.5 Analyse en interpretatie

Zoals omschreven in methode.



4.13.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
Dosis per frame	Variatie van $\pm 25\%$
Pulsbreedte (nominaal ≥ 0.1 s)	$\pm 10\%$ van gewenst
Pulsbreedte (nominaal < 0.1 s)	± 2 ms of $\pm 10\%$ van gewenst, welke groter is

Onderbouwing grenswaarden:

- Deze grenswaarden worden gegeven in IPEM report 91.

4.13.7 Aanvullende en alternatieve controles

N.v.t.

4.13.8 Valkuilen

Geen.

4.13.9 Referenties

1. IPEM Report 91: Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems; Institute of *Physics and Engineering in Medicine*, 2005

4.14 Detectordosistempo

4.14.1 Inleiding en rationale

Het detectordosistempo van verschillende klinische protocollen kan bepaald worden als verificatie van de in het protocol ingestelde gewenste detectordosis. Het detectordosistempo hangt samen met het huidintreedosistempo, echter er is geen direct verband bij gelijktijdig variërende buisspanning en filtratie. Voor de stralingsbescherming van de patiënt kan daarom beter worden gekeken naar het huidintreedosistempo en de bijbehorende bundelkwaliteit.

4.14.2 Frequentie

Het wordt aanbevolen om bij acceptatie een meting uit te voeren zodat tijdens het gebruik van het apparaat bij twijfel van de juistheid van deze parameter een referentiewaarde beschikbaar is.

4.14.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Röntgenmeetinstrument (bijv. RaysafeX2) om het dosistempo te meten	Modern instrument waarbij je met de software meer detail over de pulsen kan inzien
Fantoom	PMMA platen 20 cm of ander verzwakkend materiaal zoals koper	Patiëntconform fantoom

4.14.4 Methode

In deze meting wordt de output van het röntgensysteem gemaximaliseerd door voldoende verzwakking te introduceren tussen buis en detector. Het dosistempo kan dan gemeten worden op de detector. Naast deze meting, kan het dosistempo ook onder normale omstandigheden (bijvoorbeeld bij 2 mm Cu of 20 cm PMMA) worden gemeten.

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
<p>Opstelling:</p> <ul style="list-style-type: none"> – Verwijder wanneer mogelijk raster of achterhaal verzwakking – Maximale veldgrootte – SID: 100 cm – Plaats het röntgenmeetinstrument op de detector – Leg voldoende verzwakkend materiaal (bijvoorbeeld aluminium, koper of loodequivalent loodflappen) tussen bron en detector. Als het tempo niet toeneemt bij toenemende verzwakking is deze voldoende. 	Zorg dat de ionisatiekamer doorzichtig is en niet interfereert met de AEC van de detector; dus niet in het kwadrant maar wel in het röntgenveld.
Gebruik 1 detectorformaat	
Stel het doorlichtingsapparaat in op de gewenste doorlichtmodus; meet verschillende doorlichtmodes waaronder 'normal' en 'high'.	Sommige toestellen hebben maar 1 modus; zie deze dan als 'normal'.
Meet het luchtkermatempo bij de detector en bepaal het maximum van de meest gebruikte opnameprotocollen	Varieer de voorfiltering, soms hangt dit samen met de gekozen doorlichtmodus.

4.14.5 Analyse en interpretatie

Controleer of de gevonden correspondeert met de door de fabrikant opgegeven detectordosisvraag



4.14.6 Grenswaarden

Er zijn geen grenswaarden bekend. De grenswaarde van 1 $\mu\text{Gy/s}$ was een fysieke bescherming van beeldversterkers waarbij oververzadiging kon plaatsvinden. Nu is de beperking die opgelegd wordt uit de maximale huidtreedosis voldoende om de detector te beschermen.

4.14.7 Referenties

1. EC Radiation Protection N° 91 en 162

4.15 Huidintreedosistempo

4.15.1 Inleiding en rationale

Het (maximaal) toegestane huidintreedosistempo is geformuleerd in richtlijnen. Indien dit dosistempo overschreden wordt is er kans op deterministische weefselschade in de huid van de patiënt.

Deze test is bedoeld om het (maximale) huidintreedosistempo vast te stellen en te controleren of dit tijdens de levensduur van het apparaat constant blijft. Daarnaast kan bepaald worden of het dosistempo binnen verschillende richtlijnen valt.

4.15.2 Frequentie

Deze test wordt aanbevolen bij acceptatie en bij twijfel.

Toelichting op de gekozen categorie

- De maximale waarde voor het huidintreedosistempo is in de instellingen van de software bij levering vastgelegd. In principe verandert deze niet. Daarom is het controleren van deze waarde bij acceptatie voldoende. Indien er twijfel bestaat bijvoorbeeld na een incident zou deze opnieuw gemeten kunnen worden.

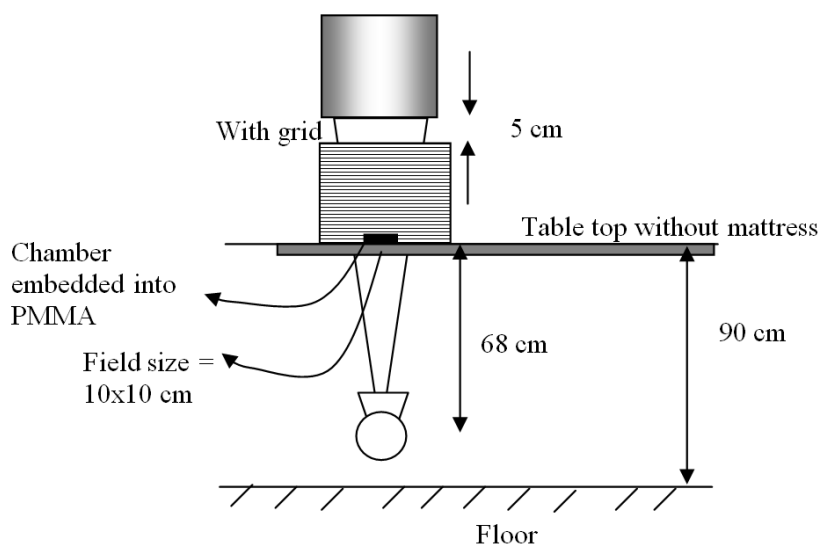
4.15.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Röntgenmeetinstrument (bijv. RaysafeX2) om het dosistempo te meten	Modern instrument; geschikt voor bepaling dosistempo met of zonder terugverstrooide straling, afhankelijk van de meetmethode in de betreffende richtlijn.
Fantoom	PMMA platen 20 cm of ander verzwakkend materiaal zoals koper	Patiëntconform fantoom
Fantoom	Verzwakkend materiaal voldoende om maximaal dosistempo te bereiken	Koper en/of loodplaten voor voldoende verzwakking. Eventueel een loodschort.

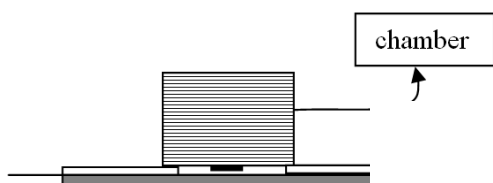
4.15.4 Methode

In de meting van het maximale huidintreedosistempo wordt de output van het röntgensysteem gemaximaliseerd door voldoende verzwakking te introduceren tussen buis en detector. Het dosistempo kan dan gemeten worden op de locatie waar zich gemiddeld genomen de huid bevindt, de extra verzwakking dient zich tussen meetinstrument en detector te bevinden (zie Figuur 1).

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
Opstelling : <ul style="list-style-type: none"> – SID: 100 cm – Plaats het röntgenmeetinstrument op 30 cm van de detector onder 20-24 cm PMMA op de tafel tussen buis en meetinstrument en niet in het meetveld. 	Zorg dat de ionisatiekamer doorzichtig is en niet interfereert met de AEC van de detector. Wanneer er geen uitsparing is in een PMMA plaat gebruik dan een opstelling zoals in Figuur 2.
Stel het doorlichtingsapparaat in op de gewenste doorlichtmodus; meet 'normal' en 'high' mode wanneer mogelijk.	Sommige toestellen hebben maar 1 modus; zie deze dan als 'normal'.
Plaats een absorber op de detector (bijv. 2 mm loodequivalent loodflap/loodplaat) zodat maximale intreedosis wordt bereikt.	Afhankelijk van wat de röntgenbuis aan kan moet je maximaal verzwakken.



Figuur 1



Figuur 2

4.15.5 Analyse en interpretatie

Bepaal wanneer het maximale huidintreedosistempo bereikt wordt en controleer of dit valt binnen de gestelde grenswaarden.

4.15.6 Grenswaarden

De hier genoemde grenswaarden zijn afkomstig van de FDA en gelden formeel niet in Nederland. In de toekomst zouden deze vervangen kunnen worden door DRNs of daaraan gerelateerde grenswaarden voor nauwkeurig beschreven fantoomopstellingen.

Het stellen van grenswaarden is mogelijk problematisch omdat de werkelijke dosis voor de patiënt niet uitsluitend afhankelijk is van het dosistempo, maar ook van de bundelkwaliteit/hoeveelheid filtratie.

Parameter	Grenswaarden
Dosistempo bij fluoro normal	88 mGy/min = 1,46 mGy/s (10R/min)
Dosistempo bij fluoro high	175 mGy/min = 2,9 mGy/s (20R/min)

4.15.7 Valkuilen

Het huidintreedosistempo is niet eenduidig gedefinieerd in de literatuur. Er bestaan zowel definities die een vrije veld meting beschrijven als definities waarbij strooistraling (*backscatter*) van het fantoom ook wordt meegenomen. Daarnaast is het dosistempo afhankelijk van de afstand tot de röntgenbuis. Ook deze afstand is niet eenduidig gedefinieerd. Het is dus zaak om de meetopstelling goed vast te leggen zodat de meting op een later moment kan worden gereproduceerd, indien gewenst.

Merk op dat bij een lateraal veld het ontbreken van verzwakking door de tafel kan zorgen voor een hogere huddosis.



4.15.8 Referenties

1. FDA: 21 CFR 1020.32, Code of Federal Regulations, Title 21, Volume 8, Performance Standards for Ionizing Radiation Emitting Products: Fluoroscopic Equipment. Revised as of April 1, 2011.
2. IPEM Report 91: Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems; *Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2005*
3. AAPM rapport 74 & 125
4. EC Radiation Protection N° 162



4.16 Werking additionele filtering

4.16.1 Inleiding en rationale

Filtering zorgt voor opharding van de röntgenbundel. Foutieve filtratie leidt tot een ander beeld en kan leiden tot een ongewenst hoge huiddosis voor de patiënt door laag energetische röntgenfotonen die niet bijdragen aan de beeldvorming.

De hier omschreven controle is bedoeld om jezelf ervan te overtuigen dat bij een bepaalde filtratie-instelling van het doorlichttoestel, dit (koper-)plaatje in de behuizing van de röntgenbuis ook daadwerkelijk in de bundel geplaatst wordt. Dit kan bijvoorbeeld mis gaan door een defect in de mechaniek van de filtratie.

4.16.2 Frequentie

Deze test wordt uitsluitend aanbevolen bij twijfel: indien de DAP-meting afwijkende waarden geeft, kan ervoor gekozen worden deze test uit te voeren om te controleren of de koperfiltering naar behoren werkt.

4.16.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Röntgenmeetinstrument (bijv. RaysafeX2, Unfors Xi, Diados of Barracuda van RTI Electronics) om het dosistempo te meten	
Fantoom	PMMA of koper	Voldoende verzwakking dat het instrument HVL kan meten

4.16.4 Methode

Bij verschillende instellingen van filtratie wordt de HVL gemeten d.m.v. een röntgenmeetinstrument. Met toenemende filtratie zou de HVL ook moeten toenemen.

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
Plaats de röntgenbuis boven de tafel, detector onder de tafel.	
Leg het röntgenmeetinstrument op een stapel PMMA of koper	
Stel in de software de filtering in op geen filtering en een vaste buisspanning	Vergelijkbaar met de HVL test bij Document Leidraad Kwaliteitscontrole Bucky
Het röntgenmeetinstrument ligt nu in de directe bundel en meet de HVL	Wanneer het meetinstrument niet genoeg dosis kan meten kan deze geen (nauwkeurige) HVL meten, zorg dus voor voldoende verzwakking
Doorloop alle stappen van filtering die gekozen kunnen worden in de software	

4.16.5 Analyse en interpretatie

Een grove controle houdt in dat gecontroleerd wordt dat bij elke stap met meer filtering, ook de HVL toeneemt zoals verwacht.



4.16.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
HVL	Bij toenemende filtratie moet de HVL toenemen

4.16.7 Aanvullende en alternatieve controles

Via een berekening is in principe ook na te rekenen hoeveel filtratie er precies is toegepast, maar dat is hier niet verder uitgewerkt.

4.16.8 Valkuilen en kanttekeningen

De toenemende HVL waarden bij meer koper zijn niet direct te correleren aan de precieze dikte koper dat gebruikt is. Deze hangt namelijk ondermeer af van de buisspanning. Voldoende is om te weten dat de HVL stapsgewijs toeneemt bij meer filtering.

4.16.9 Referenties

1. NEN-IEC 60601-1-3



4.17 Verificatie gebruiksstanden

4.17.1 Inleiding en rationale

Doorlichttoestellen zijn mogelijk voorzien van verschillende gebruiksstanden, ieder met een eigen dosistempo. Welke stand hoort bij welke dosis wordt door de fabrikant geprogrammeerd maar is door de gebruiker (in Service Mode) aanpasbaar. Indien foute aannamen worden gemaakt over welk dosistempo hoort bij welke stand, kan een patiënt een onbedoeld hoge dosis ontvangen.

De hier omschreven test is bedoeld om te verifiëren welk dosistempo hoort bij welke stand.

4.17.2 Frequentie

Bij acceptatie en kan worden uitgevoerd bij verandering van protocollen.

4.17.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Röntgenmeetinstrument (bijv. RaysafeX2, Unfors Xi, Diados of Barracuda van RTI Electronics) om het dosistempo te meten	
Fantoom	Verzwakkend materiaal	Koperplaatje, PMMA, patiënt conforme dikte

4.17.4 Methode

Het dosistempo kan met een röntgenmeetinstrument bepaald worden. Door dit systematisch te meten voor gebruiksstand 1, 2 en (eventueel) 3 kan nagegaan worden welk dosistempo hoort bij welke gebruiksstand.

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
Plaats het röntgenmeetinstrument op een patiënt conform fantoom	
Meet het dosistempo voor een vast protocol dat aangepast worden in verschillende smaken	
Doorloop de smaken en noteer het dosistempo voor een 3-tal metingen	

4.17.5 Analyse en interpretatie

Controleer of de verhouding in dosistempo overeenkomt met de vereiste grenswaarden. Indien de gebruiksstanden niet door de fabrikant maar zelf zijn ingesteld, controleer dan of de verwachte dosistemporen inderdaad worden gevonden onder iedere gebruiksstand.

4.17.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
Dosistempo standaard	Het intreedosistempo van de <i>low dose mode</i> is hooguit 50% van het intreedosistempo van de <i>normal dose mode</i> .
Dosistempo aangepast	Controleer of het dosistempo overeenkomt met de geprogrammeerde waarde

4.17.7 Referenties

1. NEN-EC-IEC 60601-2-43:2010 203.6.101

4.18 Mechanische stabiliteit algemeen

4.18.1 Inleiding en rationale

Bij verschillende posities van het statief (bijv. horizontaal vs. verticaal) kan de doorbuiging van de arm zorgen voor een andere uitlijning van de centrale as tussen röntgenbron en detector. De mechanische stabiliteit hangt dus samen met de starheid van de arm van het doorlichtapparaat. Indien de uitlijning van de röntgenbundel met de detector verandert ten gevolge van mechanische instabiliteit, kan de patiënt een andere dosis dan bedoeld ontvangen.

4.18.2 Frequentie

Jaarlijks

4.18.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Kogeltje	

4.18.4 Methode

De mechanische (in)stabiliteit kan bepaald worden door het kogeltje in de centraalstraal van de röntgenbundel te plaatsen. Er wordt een opname gemaakt 90° t.o.v. de richting van de bundel, vervolgens wordt de arm 180° gedraaid en wordt vanaf deze positie nogmaals een opname gemaakt van het kogeltje. Bij volledige stabiliteit zou het kogeltje dus twee keer op precies dezelfde plek afgebeeld moeten zijn.

Uitvoering	Aanvullende tests / opmerkingen
Kogeltje in de centraalstraal, op de röntgenbuis/diafragma	
Maximale vergroting kiezen	
Horizontale stralengang	
Doorlichten	
Plaats van het kogeltje op de monitor markeren	
Statief 180 graden draaien	
Doorlichten	
Plaats van het kogeltje op de monitor markeren	
Verskil tussen beide posities van het kogeltje meten	

4.18.5 Analyse en interpretatie

Voor deze test dient enkel het gemeten verschil in posities van het kogeltje vergeleken te worden met de gestelde grenswaarden.

4.18.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
verschil in posities	kleiner dan 10 mm

4.18.7 Aanvullende en alternatieve controles

N.v.t.

4.18.8 Valkuilen en kanttekeningen

Het kogeltje dient exact uitgelijnd te worden in de centraalstraal van de bundel. Indien dit niet gebeurt levert dit automatisch afwijkingen op in de locatie van het kogeltje op het beeld welke dan niet toegeschreven kunnen worden aan mechanische instabiliteit.



4.19 3D toepassingen

4.19.1 Inleiding en rationale

Voor 3D toepassingen van een doorlichtingssysteem dient ook gekeken te worden naar beeldkwaliteit van de 3D opname en de dosis van een 3D opname. Met name de geometrische nauwkeurigheid is bij doorlichting van belang.

4.19.2 Frequentie

De frequentie voor controle van geometrische nauwkeurigheid wordt in het algemeen door de fabrikant aangegeven indien van toepassing.

4.19.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

De benodigde fantomen worden veelal door de fabrikant meegeleverd.

4.19.4 Methode

De controle van de geometrische nauwkeurigheid vindt veelal plaats door middel van een door de fabrikant gedefinieerd en geïmplementeerd protocol.

4.19.5 Verwijzingen en extra opmerkingen

1. Het bepalen van beeldkwaliteit voor een 3D opname is beschreven in de leidraad CT. Afgezien van de geometrische nauwkeurigheid voeren de eisen aan beeldkwaliteit voor CT te ver voor doorlichtingsapparatuur.
2. Het is belangrijk om te verifiëren dat een 3D opname met het doorlichttoestel niet een veel hogere dosis levert dan een reguliere CT opname, en indien dit wel het geval is, welk voordeel in beeldkwaliteit het dan oplevert.
3. Het bepalen van dosis voor een 3D opname kan met behulp van het protocol voor DAP/KAP bepaling zoals beschreven in de leidraad voor Bucky. De dosis voor de 3D opname volgt dan uit de afzonderlijke DAPs per beeld en de IAEA conversiefactoren voor DAP naar effectieve dosis. Een alternatieve manier voor het bepalen van de 3D dosis is door het uitvoeren van een CTDI en DLP bepaling (zie Leidraad CT). Hierbij dient dan wel rekening gehouden te worden met het feit dat het systeem vaak geen 360° rotatie maakt en er een extra correctie nodig is indien de bundelcollimatie groter is dan 4 cm.



4.20 QC Light

4.20.1 Inleiding en rationale

In een doorlichtsysteem dragen vele elektronische onderdelen bij tot de vorming van het uiteindelijk beeld. Meestal wordt er gebruik gemaakt van een Automatic Brightness Control (ABC) terugkoppeling om de beeldhelderheid op de monitor constant te houden. Deze ABC regelt de intreedosis bij een bepaalde absorberdikte zodanig dat de lichtintensiteit op een deel van het uittreevenster van de beeldversterker constant blijft. De terugkoppeling bij een digitale detector werkt op een vergelijkbare manier. Het is belangrijk om de regeling regelmatig te controleren. Op deze wijze is ook een sluimerende achteruitgang van de apparatuur waar te nemen en kan men tijdig actie ondernemen.

4.20.2 Frequentie

De referentiewaarden van de QC-Light testen moeten worden bepaald nadat het systeem is geaccepteerd en is afgeregeld voor klinisch gebruik. Daarna kan de test worden uitgevoerd met dezelfde frequentie als het preventieve onderhoud, mits de frequentie minstens één keer per half jaar bedraagt. De test kan daarnaast nog worden uitgevoerd bij storingsmeldingen en bij klinische vrijgave na onderhoud en storingen.

4.20.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Kwaliteitscontrole fantoom, waarin minimaal is opgenomen: <ul style="list-style-type: none"> - Homogeen deel Eventueel aangevuld met - Laag contrast elementen - Contrasttrap - Resolutie fantoom 	Het QC kwaliteitscontrole fantoom kan gemaakt zijn van perspex, koper en/of aluminium, de absorptiedikte moet eenzelfde absorberwaarde vertegenwoordigen als een gemiddelde patiënt. (Bijvoorbeeld 16-25 cm PMMA, 20-25 mm Al, 1-2 mm Cu).

4.20.4 Methode

Plaats de buis onder de tafel en plaats de tafel in stralengang indien noodzakelijk voor het plaatsen van het fantoom.

- Tafelhoogte in de hoogste stand (zodat fantoom zo dicht mogelijk bij de detector ligt)
- SID-afstand 100 cm
- BV-formaat passend bij fantoomafmetingen
- Matrasje verwijderen van hoofdeind
- Leg fantoom op hoofdeind tafel
- Plaats absorptiemateriaal (indien nodig voor voldoende verzwakking van een gemiddelde patiënt)
- Verwijder wig en zet diafragma volledig open
- Kies klinisch doorlichtprogramma (kies een veelgebruikt programma en noteer dit voor de volgende keer)
- Doorlicht in low mode
- Doorlichtpedaal gedurende enige seconde intrappen
- Noteer **kV**, **mAs** en **air kerma dosistempo** (lees deze af tijdens het doorlichten)

Volg onderstaande stappen om de DAP van één opname te bepalen:

- Maak een opname
- Noteer cumulatieve DAP (waarde 1)
- Maak een opname
- Noteer cumulatieve DAP (waarde 2)



4.20.5 Analyse en interpretatie

- Beoordeel de homogeniteit van de zwarting over de gehele doorlichtreeks en opnamen.
- Beoordeel (contrast)resolutie, indien mogelijk met gekozen fantoom.
- Bereken DAP per opname door de twee DAP-waarden van elkaar af te trekken.

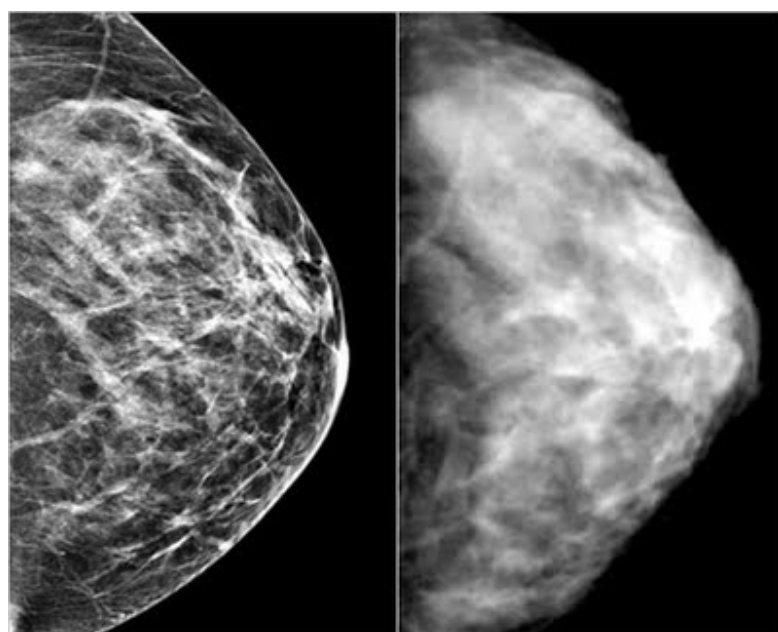
De gevonden waarden mogen niet meer dan 10% afwijken van de referentiewaarden zoals vastgesteld bij acceptatie. Let op dat grotere afwijkingen ook kunnen ontstaan als omgevingsfactoren te veel afwijken van de omstandigheden waaronder de DAP-meter is gecalibreerd.



Bijlage A: Afkortingenlijst

Afkorting	Betekenis	Toelichting
AAPM	American Association of Physicists in Medicine	
AEC	Automatic Exposure Control	
BV	Beeldversterker	
CT	Computed Tomography	
DAP	Dose Area Product	Geabsorbeerde dosis maal de bestraalde oppervlakte. Eenheid: Gy cm ²
DR	Digital Radiography	
FD		
FOV	Field of View	
FWHM	Full Width at Half Maximum	Halfwaardebreedte, breedte van een piek op zijn halve hoogte
fps	Frames per second	
HVL	Half Value Layer	De dikte van een materiaal waarbij de intensiteit van de straling gehalveerd wordt
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine	
KAP	Kerma Area Product	
KERMA	Kinetic Energy Released per Unit Mass	
kVp	Peak kilovoltage	
LIH	Last Image Hold	Bevriezen van laatst gemeten beeld
lp/mm	Line pairs per mm	
mAs	Milliampère seconds	
MTF	Modulation Transfer Function	
NPS	Noise-Power spectrum	
PACS	Picture Archiving and Communication System	
PMMA	Polymethylmethacrylaat	
PSF	Point Spread Function	
ROI	Region of Interest	
SID	Source to image receptor distance	
UWL	Upper Warning Limit	
WAD	Werkgroep Apparatuur in de diagnostiek	

Leidraad Kwaliteitscontrole Mammografie



Inhoudsopgave

1.	VERSIEBEHEER EN AUTEURS	153
2.	OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLINGEN EN FREQUENTIES	154
3.	INTRODUCTIE EN RANDVOORWAARDEN	155
3.1	INTRODUCTIE.....	155
3.2	OVERZICHT RICHTLIJNEN	156
3.3	RANDVOORWAARDEN	156
3.4	REFERENTIES	157
4.	BESCHRIJVING TESTEN	158
4.1	HOMOGENITEIT EN ARTEFACTEN.....	158
4.2	AEC PRESTATIE EN SDNR.....	161
4.3	LINEARITEIT EN RUISEVALUATIE (ZONDER DOSISMETING).....	164
4.4	PRESAMPLED MODULATION TRANSFER FUNCTION (OPTIONEEL).....	166
4.5	DOSIS VAN RUISEVALUATIE.....	169
4.6	DOSIS EN DRN	172
4.7	BEELDKWALITEIT – MINIMALE CONTRAST WAARNEEMBAARHEID	175
4.8	BELICHTINGSAUTOMAAT: KORTE TERMIJN STABILITEIT.....	178
4.9	AEC LOKAAL HOGE DICHTHEID WEEFSEL RESPONSIE	179
4.10	BEVEILIGING OP OVEREXPOSIE	181
4.11	BUISSPANNING	182
4.12	HVL	184
4.13	RÖNTGEN-BEELDVLAKE OVEREENKOMST.....	186
4.14	COMPRESSIEKRACHT	188
4.15	LEKSTRALING	189
BIJLAGE A	AANVULLENDE CONTROLE AEC PRESTATIE EN SDNR.....	191

2. Overzicht testen, doelstellingen en frequenties

§	Categorie	Parameter	Acceptatie/ constantheid ¹	Aanbevolen / optioneel	Aanbevolen aanvangs- frequentie	Aanbevolen minimum ²
	Algemeen	Controle of alle componenten zijn geleverd	A	A	Bij acceptatie	
		Controle installatie rapport fabrikant	A	A	Bij acceptatie	
4.15	Veiligheid	Lekstraling buis	A	A	1x per jaar	1x per jaar
4.10		Beveiliging op overexposie	A	A	1x per jaar	1x per jaar
4.13		Röntgen-beeldvlak overeenkomst	A	A	1x per 6 mnd	1x per 6 mnd
4.14	Mechanisch	Compressiekracht	A	A	1x per 6 mnd	1x per 6 mnd
4.11	Buis	Buisspanning	A	A	1x per jaar	1x per jaar
4.12		HVL	A	A	Bij acceptatie	Na vervangen buis
4.1	Beeld-kwaliteit	Homogeniteit en artefacten	A / C	A	1x per week	1x per week
4.2		AEC prestatie en SDNR	A / C	A	1x per 6 mnd	1x per 6 mnd
4.3		Lineariteit en ruisevaluatie	A / C	A	1x per 6 mnd	1x per 6 mnd
4.4		Modulation transfer function	A / C	O	n.v.t. ³	n.v.t. ³
4.7		Minimale contrast waarneembaarheid	A / C	A	1x per 6 mnd	1x per 6 mnd
4.8		Belichtingsautomaat: korte termijn stabiliteit	A / C	A	1x per 6 mnd	1x per 6 mnd
4.9		AEC lokaal hoge dichtheid weefsel responsie	A	O	n.v.t. ⁴	n.v.t. ⁴
4.5	Dosis	Dosis van ruisevaluatie	A / C	A	1x per 6 mnd	1x per 6 mnd
4.6		Dosis en DRN	A / C	A	1x per 6 mnd	1x per 6 mnd

Toelichting

- 1 Toelichting 'Doelstelling':
 - A = Acceptatietest
 - C = Constantheidstest
- 2 Toelichting 'Aanbevolen minimum': verantwoord vanuit technisch en operationeel oogpunt
- 3 Optionele test: aanbevolen frequentie: Bij acceptatie en na vervanging detector en na update detector software.
- 4 Optionele test: aanbevolen frequentie: Bij acceptatie en na update AEC software.

3. Introductie en randvoorwaarden

3.1 Introductie

In deze leidraden worden fysisch-technische kwaliteitstesten beschreven die uitgevoerd kunnen worden aan mammografie toestellen. Dit meetprotocol kan worden gebruikt voor het uitvoeren van acceptatietesten, periodieke testen en incidentele testen aan digitale mammografieapparatuur. Deze verschillende soorten testen worden hieronder nader toegelicht.

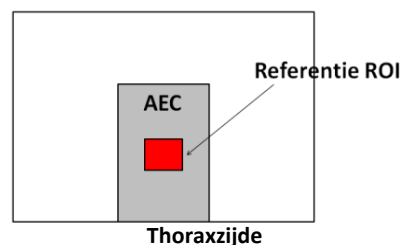
- **Acceptatietest:**
Elk individueel apparaat wordt na installatie gecontroleerd op de kwaliteit en instellingen d.m.v. een acceptatietest. Als het systeem aan alle gestelde eisen voldoet, wordt de mammografieapparatuur geaccepteerd voor gebruik.
- **Periodieke test:**
Na de acceptatietest vindt er een periodieke test plaats, bijvoorbeeld ieder half jaar. Een deel van de metingen van de acceptatietest wordt dan herhaald, waarbij een controle van het verloop van de kwaliteit en de instellingen uitgevoerd wordt.
- **Incidentele test:**
Bij modificatie of vervanging van een onderdeel van de apparatuur wordt een incidentele test uitgevoerd. Tijdens deze test wordt het deel van de metingen van de acceptatietest, die relevant zijn voor de modificatie, herhaald.

Daarnaast kunnen, voor de beoordeling van de lange termijn stabiliteit van de mammograaf, wekelijkse kwaliteitscontrole (QC) opnamen van een standaard fantoom worden gemaakt, uniformiteit metingen (zie 4.1) kunnen als basis worden gebruikt voor deze kwaliteitscontrole. De WAD software heeft een module voor de uniformiteit.

Naast de testen uit dit protocol wordt het aangeraden om alle door de fabrikant van de mammografieapparatuur aanbevolen controles uit te voeren.

Voor een groot aantal testen geldt een aantal algemene opmerkingen:

- Gebruik voor alle opnames één gelijke oriëntatie van het beeld.
- Gebruik voor alle opnames een protocol waarbij geen post-processing wordt toegepast (bijv. flat field protocol of homogeniteitsprotocol). Een niet-lineaire postprocessing kan ten onrechte de meting beïnvloeden.
- De referentie ROI, waarnaar wordt verwezen in verschillende testen, ligt op 6 cm van de thoraxzijde in het midden van de detector, in het AEC sensor gebied.
- De detector is gedefinieerd als de beeldopnemer samen met alle niet verwijderbare onderdelen (zoals beschermkappen e.d.)
- De beeldopnemer is gedefinieerd als het deel wat de fotonen opvangt en omzet in een digitaal signaal.



Belangrijke achtergrond informatie bij mammografie heeft betrekking op de beperkte pixelwaarden van een beeldscherm. Over het algemeen is het bereik van pixelwaarden, die voorkomen op een mammogram, een stuk groter dan het aantal luminantiewaarden dat een beeldscherm kan weergeven. Hierdoor wordt het weergegeven contrast te laag, of valt een deel van de opname buiten de weergegeven pixelwaarden (meestal de borstrand). Om het beeld zo optimaal mogelijk te presenteren wordt het bereik van pixelwaarden van de borst verkleind. Dit wordt gedaan door het beeld aan de rand van de borst te corrigeren voor de geringere borstdikte, waardoor de gemiddelde pixelwaarde in dit gebied ongeveer gelijk wordt gemaakt aan die van de rest van de borst. Hierdoor kan vervolgens de gehele opname met voldoende contrast worden weergegeven, zonder het gebied bij de borstrand te missen. Bij digitale screening is een dergelijke techniek onmisbaar.



3.2 Overzicht richtlijnen

EUREF European guidelines, 4th edition.

In 2006 zijn de Europese richtlijnen voor kwaliteitswaarborging in borst kanker screening en diagnose gepubliceerd. Een update van dit document is verschenen in 2012. In deze documenten worden verschillende kwaliteitstesten beschreven voor mammografie apparatuur. Daarnaast worden richtlijnen gegeven voor kwaliteitswaarborging binnen de mammografie.

Dutch reference centre for screening.

Het LRCB heeft een meetprotocol voor mammografie apparatuur opgesteld. Versie 2.32 uit juni 2016 geeft nauwkeurige beschrijvingen van kwaliteits- en veiligheidstesten voor mammografen. Hierin worden ook grenswaarden beschreven welke gebaseerd zijn op het bovenstaande EUREF protocol.

3.3 Randvoorwaarden

3.3.1 Uitwerking werkblad

Als bijlage bij het Leidraad protocol Mammografie wordt een Excel werkblad geleverd, te downloaden via de NVKF website. In dit Excel document kunnen de resultaten van alle reguliere testen genoteerd worden. Meerdere berekeningen zijn in dit werkblad al verwerkt, alle vergelijkingen en berekeningen worden toegelicht in deze leidraad voor de kwaliteitscontrole van mammografie apparatuur.

3.3.2 Benodigde meetapparatuur en specificaties

Fantoom	PMMA-blok; dikte 4,0 tot 5,0 cm	Geen diepe krassen of putjes
	7 PMMA platen; met dikte 10 mm	
	Aluminium plaatje; 10x10 mm ² en 0,20 mm dikte	
	Spacers; 2, 5, 8 en (2x) 10 mm dikte	
	Aluminium plaat; dikte 2 mm	
	Plaat ter bescherming detector	RVS-plaat of loodschort
	Edge fantoom (niet volledig verzwakkend), afmetingen 120 mm bij 60 mm met scherpe en rechte randen	Afmeting moet voldoende groot zijn voor goede nauwkeurigheid

Type	Omschrijving	Opmerking
	CDMAM fantoom, versie 3.4	
	4 PMMA-plaatjes; 2x4 cm ² en 5 mm dikte	
	6 aluminiumplaatjes; dikte 0,1 mm	Voor HVL meting, indien dosimeter niet geschikt is
	4 plaatjes lood	Voor het diafragmeren van de röntgenbundel
	Röntgen gevoelige film	Een voor mammo geschikte andere röntgenmeter (liniaalvormige detector) is ook geschikt (zoals Unfors DXR+)
Apparatuur	Dosimeter	Ongevoelig voor backscatter en energieonafhankelijk in mammografiebereik
	Gekalibreerde weegschaal	



Software	Programma voor meting gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie	Bijvoorbeeld PACS of ImageJ
	MTF software	http://railabs.duhs.duke.edu/imagequality.html of zie LRCB
	CDMAM analyse software	CDCOM of CDMAM analyzer
Overig	Tennisbal	Of soortgelijk

3.4 Referenties

1. van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M (2006b). European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Chapter 2b: Digital mammography. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition.
2. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, pp. 105–165.
3. van Engen R, Bosmans H, Dance D, Heid P, Lazzari B, Marshall N, Schopphoven S, Thijssen M, Young K. Digital mammography update. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. S1, Part 1: Acceptance and constancy testing. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition, Supplements. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, 2012, pp. 1–54.
4. A. Bolderdijk, R.W. Bouwman, O.M. van der Helm, J. van Immerseel, H. Lelivelt, J. Peulen, R.E. van Engen. Meetprotocol: fysisch-technische testen van digitale mammografie-apparatuur, LRCB 2016.

4. Beschrijving testen

De volgorde van de testen in dit protocol is gebaseerd op gebruiksgemak, echter de verschillende testen zijn ook in een andere volgorde of individueel uit te voeren. De opstelling wordt bij iedere test opnieuw beschreven, waarbij in een aantal gevallen de opstelling van de voorgaande meting kan blijven staan.

4.1 Homogeniteit en artefacten

4.1.1 Inleiding en rationale

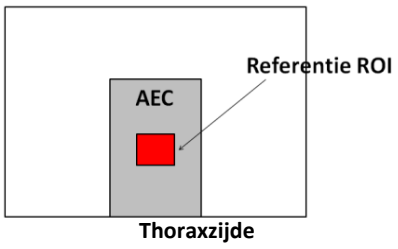
Inhomogeniteiten (artefacten) zijn veel voorkomende indicaties van technische problemen in de digitale mammografie. Hierbij kunnen meerdere typen artefacten karakteristieken van verdachte structuren hebben waardoor een verkeerde diagnose veroorzaakt kan worden.

In deze test wordt een opname gemaakt van een homogeen fantoom om te controleren op inhomogeniteiten in het beeld die kunnen ontstaan in de gehele keten van de beeldvorming (inclusief de uitlezing van de detector). In de detector wordt een correctie toegepast om alle pixels dezelfde grijswaarde te geven bij homogene belichting, de zogenaamde flatfield kalibratie. Wanneer deze correctie niet correct is, zullen inhomogeniteiten zichtbaar worden.

4.1.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test een norm en de specificaties van de leverancier. Daarnaast kunnen de berekende parameters in het referentiepunt worden gebruikt om de constantheid van de mammograaf te controleren, om technische problemen m.b.t. homogeniteit (detector, kalibraties) vroegtijdig te kunnen signaleren wordt geadviseerd om deze test wekelijks en indien van toepassing na iedere kalibratie uit te voeren.

4.1.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	PMMA-blok; dikte 4,0 tot 5,0 cm	Geen diepe krassen of putjes
Software	Programma voor meting gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie	Bijvoorbeeld PACS of ImageJ
Definitie	Referentie ROI: een standaard (virtueel) gebiedje van 0,6 bij 0,6 cm ² , gepositioneerd op 60 mm van de thoraxzijde lateraal gecentreerd	

4.1.4 Methode

1. Plaats het PMMA op de detector, zorg er voor dat de detector volledig is bedekt en comprimeer het fantoom licht (ca. 100 N).
2. Kies een opnameprotocol zonder post-processing (bijvoorbeeld een flat field of homogeniteit protocol).
3. Maak een opname met volledig automatische belichting.
4. Noteer de voor de opname gebruikte instellingen (buisspanning [kV], anode/filter combinatie en eventueel de gekozen sensor van de belichtingsautomaat) en de benodigde buistroom-tijdproduct

[mAs]. Noteer ook het volgnummer van de opname en het tijdstip waarop de opname werd gemaakt (zie eventueel het Excel werkblad).

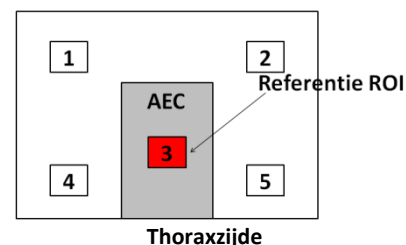
- Herhaal de bovenstaande meting tijdens de gehele kwaliteits test nog enkele malen, bijvoorbeeld halverwege en aan het einde van de (acceptatie) test. Hiermee kan de stabiliteit van het systeem gedurende de test bepaald worden.

Zichtbare inhomogeniteiten zijn gedefinieerd als het artefact duidelijk zichtbaar is bij een window width van 10% van de gehele pixelwaarde range waarbij het window level op de gemiddelde pixelwaarde is gezet. Draai bij zichtbare inhomogeniteiten eerst het fantoom en herhaal de meting, hiermee controleer je of inhomogeniteiten door het fantoom veroorzaakt worden. Wanneer de inhomogeniteiten op dezelfde positie zichtbaar blijven moet het systeem opnieuw gekalibreerd worden.

4.1.5 Analyse en interpretatie

De onderstaande analyse geeft een globale indruk van de homogeniteit van het beeld. De analyse beschreven bij de alternatieve en aanvullende controles is hier een uitgebreide versie van.

- Controleer van het beeld de homogeniteit door op vijf verschillende plaatsen in het beeld een ROI te analyseren, waarvan een de referentie ROI is. Het wordt aangeraden de andere ROI's op 1 cm van de rand van het beeld te positioneren.
- Bepaal daarin de gemiddelde pixelwaarde en standaard deviatie (SD) en bereken de signaal ruisverhouding (SNR). In de formule voor SNR staat de pixelwaarde-offset, dit is een constante waarde die, bij sommige systemen, aan alle pixels toegevoegd wordt om te voorkomen dat negatieve pixelwaarden kunnen ontstaan.
- Vergelijk de SNR waardes met de SNR van de referentie ROI.
- Inspecteer het beeld visueel op artefacten. Gebruik window-leveling om de eventuele artefacten zichtbaar te maken.



$$SNR = \frac{\text{gemiddelde pixelwaarde} - \text{pixelwaarde offset}}{SD}$$

4.1.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Artefacten	Er mogen geen storende artefacten zichtbaar zijn in het beeld
Homogeniteit	De maximale afwijking (deviatie) van de ROI's t.o.v. de gemiddelde waarde: $\leq 15\%$ voor zowel de gemiddelde pixelwaarde als voor de SNR.
Stabiliteit	De mAs-waarde, en de gemiddelde pixelwaarde en SNR in de referentie ROIs van de verschillende fantoomopnamen mogen niet meer dan 5% afwijken.

Het is bekend dat het Hiel effect invloed heeft op de homogeniteitsmeting (ROI 1 en 2 tov ROI 4 en 5), waarbij de intensiteit aan thoraxzijde en tepelzijde verschillend zijn. De maximale afwijking (deviatie) van de ROI's t.o.v. de gemiddelde waarde geldt voor de beelden gemaakt met zowel 2, 4,5 als 6,5 cm PMMA dikte.

Opmerkingen: Er dient rekening mee gehouden te worden dat afwijkingen $\geq 15\%$ kunnen worden aangemerkt als ongewenst indien deze scherp begrensd zijn. Het Hiel effect en geometrische effecten kunnen invloed hebben op de homogeniteitsmeting. Indien een specifiek systeem niet aan de provisionele voorgeschreven waarden voldoet, dient gecontroleerd te worden of het Hiel effect of geometrische effecten hiervan de oorzaak zijn of dat het veroorzaakt wordt door het niet goed functioneren van het systeem.

4.1.7 Aanvullende en alternatieve controles

- Plaats het standaard PMMA-blok op de detector, comprimeer het fantoom met ca. 100 N.
- Maak een opname en noteer de door de belichtingsautomaat gekozen opnameparameters.



Analyse stabiliteit:

1. Bepaal van iedere opname de gemiddelde pixelwaarde en standaard deviatie in de referentie ROI.
2. Bereken per opname de SNR in de referentie ROI.
3. Bereken de relatieve variatie van de gemiddelde pixelwaarde en van SNR in de referentie ROI van alle opnamen.
4. Bereken de relatieve variatie van het buisstroom-tijdproduct.

Analyse homogeniteit en artefacten:

1. Controleer van elk beeld de homogeniteit door een ROI van $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ over het gehele beeld te verplaatsen met stappen van 0.25 cm. Bepaal bij iedere stap in het ROI de gemiddelde pixelwaarde en standaard deviatie en bereken de SNR. Bekijk in een 3D plot het verloop van de pixelwaarde en de SNR over het gehele beeld. Software voor stap 7 is op de Euref website beschikbaar (www.euref.org, naam software: flatfieldtest).

4.1.8 Valkuilen en kanttekeningen

Let op een niet-lineaire postprocessing kan ten onrechte de indruk wekken van inhomogeniteit: dus altijd een flat-field of homogeniteit protocol gebruiken en eventuele processing uitschakelen. Let op dat de bucky schoon is en het perspex fantoom geen diepe krassen heeft.

4.1.9 Referenties

1. R.E. van Engen, M.J. Swinkels, T.D. Geertse, L.J. Oostveen, R. Visser, Using a homogeneity test as weekly quality control on digital mammography units, in: S. Astley, M. Brady, C. Rose, R. Zwiggelaar (ed), Digital mammography, Berlijn, Heidelberg 2006, 259-265.
2. N. Marshall, Retrospective analysis of a detector fault for a full field digital mammography system, Phys. Med. Biol. 51 (2006) 5655–5673.

4.2 AEC prestatie en SDNR

4.2.1 Inleiding en rationale

Tijdens deze meting worden de uitgangswaarden van de contrast-ruis verhouding bij opnames met verschillende gesimuleerde borstdikten bepaald. Hierbij wordt de verzwakking van verschillende mamma's gesimuleerd door middel van verschillende PMMA + spacer dikten. Deze steekproef controleert het juist functioneren van de AEC ongeacht de dikte en samenstelling van de mamma. Je bepaalt de Signal Difference-to-Noise Ratio (SDNR) bij verschillende gesimuleerde borstdiktes in vergelijking met de standaard borstdikte (5cm PMMA).

4.2.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test een norm en de specificaties van de leverancier. Deze constantheidstest wordt half jaarlijks uitgevoerd, omdat deze meting belangrijk is voor de kwaliteit van de opnamen van een systeem.

4.2.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	7 PMMA platen van 10 mm dikte	
Fantoom	Aluminiumplaatje van 10x10 mm ² en 0,20 mm dikte	
Fantoom	Set van spacers van 2, 5, 8 mm dikte en een dubbele set van 10 mm dikte	

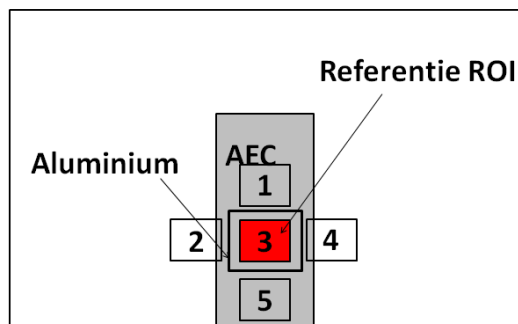
4.2.4 Methode

Alle metingen worden uitgevoerd met volledig automatische belichting bij standaard instellingen. De compressieplaat moet bij iedere meting op de borstdikte worden ingesteld waardoor de verzwakking van het fantoom overeenkomt met de verzwakking van een gemiddelde borst (d.m.v. spacers) welke hoort bij de geplaatste PMMA dikte, zie de onderstaande tabel. Deze equivalente borstdikte bepaalt namelijk het gebruikte spectrum en de target beeldkwaliteit van het systeem. De nauwkeurigheid van de dikte aanduiding per systeem kan verschillen, maak gebruik van afgeschatte waarden. Opmerking: voor sommige systemen is een minimale compressie vereist om de belichtingsautomaat goed te laten functioneren, comprimeer daarom altijd met ca. 100N.

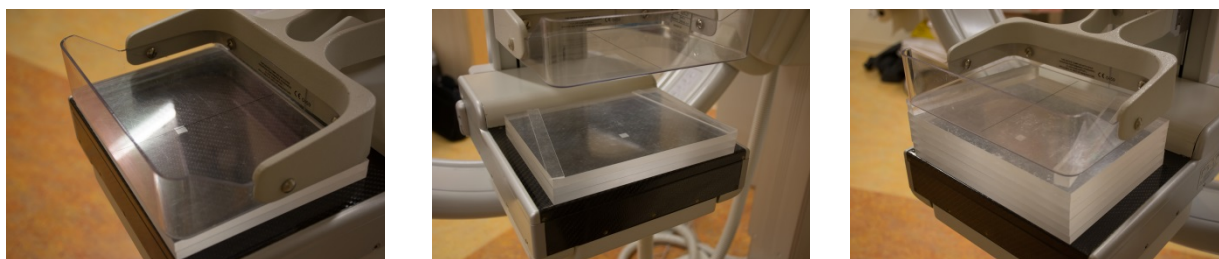
Dikte PMMA [cm]	Equivalente borstdikte [cm]	Dikte spacers [mm]
2.0	2.1	-
3.0	3.2	2
4.0	4.5	5
4.5 (optioneel)	5.3	8
5.0	6.0	10
6.0	7.5	10 + 5
7.0	9.0	10 + 10

1. Plaats 10 mm PMMA op de detector en plaats daarop het 10x10 mm² aluminiumplaatje in het referentiepunt, zie **Fout! Verwijzingsbron niet gevonden.** en **Fout! Verwijzingsbron niet gevonden.**
2. Plaats hier 10 mm PMMA bovenop, zodat het aluminiumplaatje tussen beide PMMA-platen ligt.
3. Positioneer de compressieplaat op de stapel, gebruik een compressie kracht van ongeveer 10 kg of 100 N.
4. Maak een opname met volledig automatische belichting.

- Noteer de voor de opname gebruikte instellingen (buisspanning, anode/filter combinatie, kracht en hoogte instelling compressieplaat) en de benodigde buisstroom-tijdproduct [mAs], dit kan in het Excel document. De instellingen bij een PMMA dikte van 5 cm zullen worden gebruikt in volgende metingen.
- Herhaal de meting voor de PMMA-diktes zoals genoemd in de tabel, door telkens PMMA bovenop de stapel toe te voegen. Het aluminiumplaatje blijft hierbij op dezelfde plaats liggen. Zorg er voor dat de spacers niet in het AEC-sensor gebied liggen en dat je bij iedere meting ongeveer dezelfde compressiekracht gebruikt.



Figuur 1. Positie aluminium plaatje inclusief ROI's die worden gebruikt in de analyse.



Figuur 2. Weergave van de meetopstelling met 2 cm PMMA (links), 3 cm PMMA met 2 mm spacers (midden) en 6 cm PMMA met 15 mm spacers (rechts).

4.2.5 Analyse en interpretatie

- Meet de gemiddelde pixelwaarde en de standaard deviatie in een ROI van 6 x 6 mm² binnen (ROI 3) en op 4 punten buiten (ROI 1,2,4 en 5) het gebied van het aluminiumplaatje, zie Figuur 1.
- Bereken de gemiddelde pixelwaarde buiten het filter met:

$$Gem. pixelwaarde \text{ buiten filter} = \frac{\sum_{n=2}^5 gem. pixelwaarde(ROI_n)}{4}$$

- Bereken de standaard deviatie buiten het filter met:

$$SD_{\text{buiten filter}} = \frac{\sum_{n=2}^5 SD(ROI_n)}{4}$$

4. Bereken de Signal Difference-to-Noise Ratio (SDNR) met:

$$\text{SDNR} = \frac{|\text{gem. pixelwaarde buiten filter} - \text{gem. pixelwaarde binnen filter}|}{\sqrt{\left((\text{SD}_{\text{buiten filter}})^2 + (\text{SD}_{\text{binnen filter}})^2\right)/2}}$$

4.2.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden	
SDNR	PMMA dikte (mm)	SDNR (%)
	20	> 115
	30	> 110
	40	> 105
	45	> 103
	50	> 100
	60	> 95
	70	> 90

Onderbouwing grenswaarden

European guidelines

4.2.7 Aanvullende en alternatieve controles

In bijlage 1 staat beschreven hoe de relatieve beeldkwaliteit uit deze meting gelinkt kan worden aan een absolute beeldkwaliteit met behulp van de score van het CDMAM fantoom. Deze link aan een absolute maat voor de beeldkwaliteit is essentieel omdat SDNR slechts een relatieve maat voor beeldkwaliteit is. Voorbeeld: Indien de SDNR bij 70 mm PMMA dikte te laag is, kan een leverancier de dosis bij 50 mm PMMA dikte verlagen en daarmee de referentie SDNR verlagen, zodanig dat de relatieve SDNR waarde bij 70 mm dikte wel voldoet aan de limieten van tabel 4.2.6.

4.2.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen valkuilen bekend.

4.2.9 Referenties

- van Engen R, Bosmans H, Dance D, Heid P, Lazzari B, Marshall N, Schopphoven S, Thijssen M, Young K. Digital mammography update. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. S1, Part 1: Acceptance and constancy testing. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition, Supplements. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, 2012, pp. 1-54.



4.3 Lineariteit en ruisevaluatie (zonder dosismeting)

4.3.1 Inleiding en rationale

Tijdens deze meetserie wordt de responsie en de ruiskarakteristiek van de digitale beeldopnemer in het spatiële domein bepaald.

4.3.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test de specificaties van de leverancier. Daarnaast kunnen de beelden gebruikt worden om beelden te lineariseren (indien noodzakelijk) en worden dezelfde beelden gebruikt om de grootte van de ruisbronnen van het systeem te bepalen. Daarom wordt aangeraden deze meting halfjaarlijks uit te voeren.

4.3.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Aluminium plaat, 2mm	
Fantom	Plaat ter bescherming van de detector	Bijvoorbeeld RVS-plaat of loodschild

4.3.4 Methode

1. Verwijder alle onderdelen tussen de bundel en de detector, zoals de compressieplaat en het strooistralenrooster. Werk eventueel in service mode, indien noodzakelijk.
2. Plaats de aluminiumplaat zo dicht mogelijk bij de röntgenbuis, loodrecht op de bundel. De aluminiumplaat kan met behulp van elastieken gemakkelijk aan de buis bevestigd worden. Pas op dat geen krassen op het aluminium ontstaan.
3. Kies een opnameprotocol zonder post-processing (bijvoorbeeld flat field of homogeniteit protocol).
4. Maak een opname waarbij de detector volledig is afgeschermd (bijvoorbeeld een RVS-plaat). Hiermee kan de elektronische ruis ge-evalueerd worden.
5. Maak een reeks van 15 opnamen (bij acceptatie, voor volgende QC testen volstaan 8 opnamen) met gelijke stralenkwaliteit (buisspanning en anode/filter combinatie bepaald tijdens meting AEC prestatie bij 5 cm PMMA) en verschillende buisstroom-tijdproduct [mAs] in de range van de kleinst instelbare buisstroom-tijdproduct [mAs] tot nabij verzadiging van de detector (bijvoorbeeld; 2-4-8-16 mAs etc.). De buisstroom-tijdproduct-range per kV zijn per type apparaat te vinden in de manual. Noteer alle gegevens, eventueel in Excel, deze heb je bij een volgende meting nodig.

4.3.5 Analyse en interpretatie

Meet op alle opnamen de gemiddelde pixelwaarde en standaard deviatie (SD) in de referentie ROI. De verdere analyse van deze meting wordt vervolgd in meting 4.5, lineariteit en ruisevaluatie (met dosis).

4.3.6 Grenswaarden

Aangezien de verdere analyse in meting 4.5 wordt uitgevoerd, zijn er voor deze meting geen grenswaarden gedefinieerd.

4.3.7 Aanvullende en alternatieve controles

In plaats van een 2 mm dikke aluminium plaat tegen de buis is het ook mogelijk om een PMMA blok (40 tot 50 mm dik) op de detector te gebruiken. Omdat deze meting een controle is van de detector heeft het gebruik van aluminium de voorkeur i.v.m. de strooistraling van het PMMA blok, die interpretatie van de gegevens kan bemoeilijken.

Indien afwijkingen gevonden worden kan met gebruik van dezelfde beelden een nadere ruisanalyse in het frequentiedomein uitgevoerd worden door bepaling van het Noise Power Spectrum (NPS). De



meetopstelling is identiek aan die van de IEC standaard voor Detective Quantum Efficiency (DQE) in de mammografie.

4.3.8 Valkuilen en kanttekeningen

De aluminiumplaat kan met behulp van elastieken gemakkelijk aan de buis bevestigd worden. Pas op dat geen krassen op het aluminium ontstaan.

4.3.9 Referenties

1. Borasi G, Nitrosi A, Ferrari P and Tassoni D, On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography, *Med.Phys.* 30 (2003) 1719-1731.
2. D.S. Evans, A. Workman, M. Payne, A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography, *Phys. Med. Biol.* 47 (2002) 117-135
3. K.C. Young, J.M. Oduko, H. Bosmans, K. Nijs, L. Martinez, Optimal beam quality selection in digital mammography, *British Journal of Radiology* 79 (2006), 981-990.
4. R. Bouwman, K. Young, B. Lazzari, V. Ravaglia, M. Broeders, R. van Engen, An alternative method for noise analysis using pixel variance as part of quality control procedures on digital mammography systems, *Phys Med Biol*, 54 (2009), 6809-6823.
5. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography, IEC 62220-1-2, ed 1.0, 2007.
6. van Engen R, Bosmans H, Dance D, Heid P, Lazzari B, Marshall N, Schopphoven S, Thijssen M, Young K. Digital mammography update. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. S1, Part 1: Acceptance and constancy testing. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition, Supplements. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, 2012, pp. 1-54.

4.4 Presampled Modulation transfer function (optioneel)

4.4.1 Inleiding en rationale

Het doel van deze meting is het bepalen van de overdrachtsfunctie MTF. De MTF beschrijft hoe het contrast van een beeld(component) wordt overgedragen als functie van de spatiële frequentie. De MTF wordt tijdens een acceptatie gemeten en daarna wordt de gemeten waarde als referentie meting gebruikt voor volgende metingen, hiermee kan de signaaloverdracht worden gevolgd van een systeem. De combinatie van MTF (signaal) en NPS (ruis) geeft informatie over de kwaliteit van een systeem (niet beschreven in dit protocol).

4.4.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test de specificaties van de leverancier. Daarnaast kunnen de beelden gebruikt worden als referentie voor eventuele latere metingen.

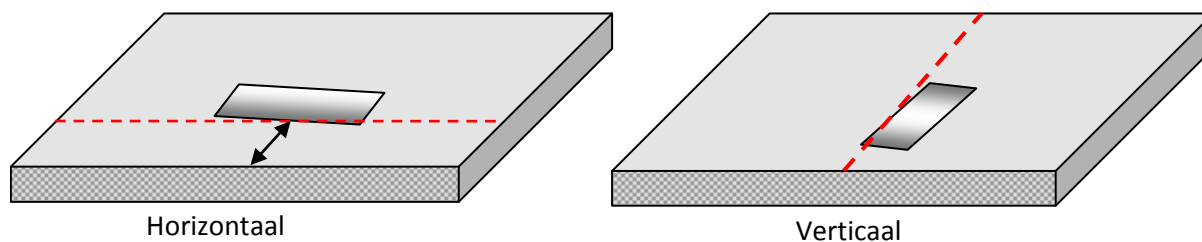
4.4.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Edge fantoom (niet volledig verzwakkend), afmetingen 120 mm bij 60 mm met scherpe en rechte randen	Afmeting moet voldoende groot zijn voor goede nauwkeurigheid. Niet afhankelijk van exacte afmeting.
Fantoom	Aluminiumplaat, 2 mm dik	
Software	MTF software	verkrijgbaar op verschillende websites zoals: http://railabs.duhs.duke.edu/imagequality.html of zie LRCB

4.4.4 Methode

1. Verwijder alle verwijderbare onderdelen uit de bundel. Hieronder wordt o.a. de compressieplaat, het stroostralenrooster en indien mogelijk de buckytafel verstaan.
2. Plaats de aluminiumplaat zo dicht mogelijk bij de röntgenbuis.
3. Plaats het MTF fantoom horizontaal, onder een hoek van 1,5 tot 3° t.o.v. de thoraxzijde van de bucky, op de detector, zodanig dat de rand van het MTF fantoom op ongeveer 6 cm van de thoraxzijde gepositioneerd is, **Fout! Verwijzingsbron niet gevonden..**
4. Kies een opnameprotocol zonder post-processing (bijvoorbeeld flat field of homogeniteit protocol).
5. Maak een opname met de instellingen die overeenkomen met de opname van 5 cm PMMA dikte uit de AEC prestatie (4.2). Indien het beeld verzadigd, verlaag de mAs waarde.
6. Herhaal de meting voor de verticale stand van het MTF fantoom (zie figuur hieronder) op de detector. De rand van het MTF fantoom wordt hierbij ongeveer in het midden van de detector geplaatst (zie figuur hieronder). Zorg ook hier weer dat het MTF fantoom onder een hoek van 1,5 - 3° t.o.v. de laterale zijde van de bucky geplaatst wordt.

Bereken de MTF voor beide opnames volgens de methode hieronder beschreven.



Figuur 3. Schematische weergave van plaatsing edge fantoom voor de MTF meting.



4.4.5 Analyse en interpretatie

De MTF wordt bepaald volgens IEC 62220-1-2 in twee richtingen.

Met behulp van software voor de analyse van MTF wordt de rand geselecteerd en de Edge Spread Function (ESF) bepaald. Hieruit volgt de Line Spread Function (LSF):

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x)$$

De presampled MTF wordt verkregen door een Fourier Transformatie van de LSF:

$$MTF(u) = |F[LSF(x)]|$$

4.4.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
MTF	Bij een acceptatietest wordt de MTF alleen geregistreerd. De resultaten van een acceptatietest zullen worden vergeleken met de specificaties van de fabrikant. Resultaten van opeenvolgende kwaliteitstesten worden vergeleken met die van de acceptatietest.
MTF (periodiek)	$\leq \pm 10\%$ verandering in de spatiële frequentie voor het 50% MTF punt

4.4.7 Aanvullende en alternatieve controles

De MTF kan alternatief worden bepaald gebruik makend van het IQ X MTF fantoom. Deze meting staat beschreven in bijlage 1.

4.4.8 Valkuilen en kanttekeningen

De opname van het MTF fantoom mag niet verzadigd zijn in de achtergrond.

4.4.9 Referenties

1. Bolderdijk, R.W. Bouwman, O.M. van der Helm, H. Lelivelt, J. Peulen, R.E. van Engen. Fysisch-technische testen van digitale mammografie-apparatuur, LRCB 2015.
2. van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Chapter 2b: Digital mammography. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2006, pp. 105–165.
3. van Engen R, Bosmans H, Dance D, Heid P, Lazzari B, Marshall N, Schopphoven S, Thijssen M, Young K. Digital mammography update. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. S1, Part 1: Acceptance and constancy testing. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition, Supplements. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, 2012, pp. 1–54.
4. E. Samei, M.J. Flynn, D.A. Reimann: A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. 1998: Med. Phys. 25(1): 102-113.
5. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography, IEC 62220-1-2, ed 1.0, 2007.
6. K. Young, B. Johnson, H. Bosmans, R. van Engen, Development of Minimum Standards for Image Quality and Dose in Digital Mammography, in: E. Pisano (ed.). Proceedings IWDM 2004, Chapel Hill 2005
7. W.J.H. Veldkamp, M.A.O Thijssen, N. Karssemeijer, The value of scatter removal by a grid in full field digital mammography, Medical Physics vol 30 (2003), 1712-1718.



8. K.C.Young, J.J.H. Cook, J.M. Oduko, H. Bosmans.: Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems. In: Flynn MJ, Hsieh J (eds): Proceedings of SPIE Medical Imaging 2006, 614206 (2006) 1-13.
9. K.C. Young, A. Al Sager, J.M. Oduko, H. Bosmans , B. Verbrugge, T.Geertse, R. van Engen: Evaluation of software in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems: In J. Hsieh; E. Samei (eds): Proceedings of SPIE Medical Imaging 2008, 6913-47.



4.5 Dosis van ruisevaluatie

4.5.1 Inleiding en rationale

Deze meting is het vervolg op meting 4.3, lineariteit en ruisevaluatie (zonder dosis). Tijdens deze meetserie wordt de dosis bepaald bij dezelfde opstelling en instellingen als bij de test in paragraaf 4.3.

4.5.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test de specificaties van de leverancier. Daarnaast kunnen de beelden gebruikt worden om beelden te lineariseren (indien noodzakelijk) en worden dezelfde beelden gebruikt om de grootte van de ruisbronnen van het systeem te bepalen. Daarom wordt aangeraden deze meting halfjaarlijks uit te voeren. Gekoppeld aan meting 4.3.

4.5.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Aluminium plaat, 2mm	
Beschermplaat	Plaat ter bescherming van de detector	Bijvoorbeeld RVS-plaat of loodschort
Apparatuur	Dosimeter, in mammografiebereik energieonafhankelijk	Ongevoelig voor backscatter

4.5.4 Methode

1. Verwijder alle onderdelen tussen de bundel en de detector, zoals de compressieplaat en het stroostralenrooster. Werk eventueel in service mode, indien noodzakelijk.
2. Plaats de aluminiumplaat zo dicht mogelijk bij de röntgenbuis, loodrecht op de bundel. De aluminiumplaat kan met behulp van elastieken gemakkelijk aan de buis bevestigd worden. Pas op dat geen krassen op het aluminium ontstaan.
3. Kies een opnameprotocol zonder post-processing (bijvoorbeeld flat field of homogeniteit protocol).
4. Bescherm nu de detector voor "ghost images" m.b.v. de beschermplaat. Plaats de dosimeter op de detector, in het referentiepunt.
5. Meet bij alle ingestelde buisstroom-tijdproduct [mAs] uit paragraaf 4.3 de intreedosis op de detector [μGy]. Bepaal het verschil in afstand tussen de hoogte van de dosimeter en het beeldopnemer-oppervlak.

4.5.5 Analyse en interpretatie

Maak in de onderstaande analyse gebruik van de metingen uit paragraaf 4.3.

1. Corrigeer de gemeten intreedosis voor het verschil in hoogte (kwadratenwet) van de dosimeter en de detector zonder grid en beschermkappen etc., zodat de intreedosis [μGy] op de beeldopnemer verkregen wordt.
2. Maak een grafiek waarbij de gemiddelde pixelwaarde tegen de intreedosis wordt uitgezet. Bepaal de lineariteit door toepassing van lineaire regressie door alle meetpunten, gebruik makend van de kleinste kwadraten methode. Maak hierbij het snijpunt met de y as gelijk aan de pixelwaarde-offset. De pixelwaarde offset kan bepaald worden uit extrapolatie van de andere meetpunten. Het nul dosis beeld is het beeld van een afgeschermd opname (bijvoorbeeld met een loodschort op de detector). Voor systemen met een niet-lineaire responsie moet de pixelwaarde eerst gelineariseerd worden.
3. Maak een grafiek waarbij SD^2 tegen de intreedosis wordt uitgezet. Controleer of de relatie tussen SD^2 tegen dosis beschreven kan worden met een tweede orde polynoom met positieve coëfficiënten.
4. De detectorruis wordt onderverdeeld in drie componenten: elektronische ruis, structuurruis en kwantumruis d.m.v. vergelijking:

$$\frac{SD}{p} = \frac{\sqrt{SD_e^2 + SD_q^2 + SD_s^2}}{X} = \sqrt{\left(\frac{k_e}{X}\right)^2 + \frac{k_q^2}{X} + k_s^2}$$

waarin:

SD = standaard deviatie van de gemiddelde pixelwaarde

p = gemiddelde pixelwaarde (gecorrigeerd voor pixelwaarde-offset)

X = intreedosis op de beeldopnemer [μGy]

k_e = de coëfficiënt van elektronische ruis

k_s = de coëfficiënt van structuurruis

k_q = de coëfficiënt van kwantumruis

5. Zet de relatieve ruis (SD/p) uit tegen intreedosis en bepaal de coëfficiënten k_e , k_s en k_q door bovenstaande vergelijking door alle meetpunten te fitten, d.m.v. de kleinste kwadraten methode. Hierbij wordt de intreedosis als een vaste waarde beschouwd en mag geen van de ruis coëfficiënten negatief worden.

Voeg vervolgens de drie verschillende componenten toe aan de grafiek van de relatieve ruis tegen de intreedosis.

6. Bepaal in welke dosISRANGE de kwantumruis de grootste factor is.

De ondergrens van het gebied waar kwantumruis de grootste factor is, wordt bepaald door het punt waar de elektronische ruis en kwantumruis elkaar snijden. De bovengrens wordt bepaald door het punt waar de structuurruis gelijk is aan de kwantumruis.

4.5.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
Responsie	De responsiecurve moet zoals gespecificeerd zijn door de fabrikant. Er is geen voorgeschreven waarde.
Ruis	In het dosisbereik van 5 (tot 10) maal de detectordosis van een standaardopname moet kwantumruis de overheersende ruiscomponent zijn. (de detectordosis bij een standaard opname is meestal in de orde van 100 μGy)

4.5.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen alternatieve controles bekend.

4.5.8 Valkuilen en kanttekeningen

Indien afwijkingen gevonden worden kan met behulp van dezelfde beelden een nadere analyse in het frequentiedomein uitgevoerd worden door bepaling van de NPS. De meetopstelling van deze meting is identiek aan die van de IEC standaard voor DQE (MTF en NPS) in de mammografie.

Voor de meeste DR systemen geldt dat de responsiecurve lineair is, in enkele gevallen is deze logaritmisch. Voor andere typen mammografie systemen geldt dat de responsiecurve lineair, logaritmisch of een wortelfunctie kan zijn.

Voor een scanning slot systeem (zoals de Philips Microdose) geldt de kwadratenwet niet.

4.5.9 Referenties

1. Borasi G, Nitrosi A, Ferrari P and Tassoni D, On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography, Med.Phys. 30 (2003) 1719-1731.



2. D.S. Evans, A. Workman, M. Payne, A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography, *Phys. Med. Biol.* 47 (2002) 117-135.
3. K.C. Young, J.M. Oduko, H. Bosmans, K. Nijs, L. Martinez, Optimal beam quality selection in digital mammography, *British Journal of Radiology* 79 (2006), 981-990.
4. R. Bouwman, K. Young, B. Lazzari, V. Ravaglia, M. Broeders, R. van Engen, An alternative method for noise analysis using pixel variance as part of quality control procedures on digital mammography systems, *Phys Med Biol*, 54 (2009), 6809-6823.
5. van Engen R, Bosmans H, Dance D, Heid P, Lazzari B, Marshall N, Schopphoven S, Thijssen M, Young K. Digital mammography update. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. S1, Part 1: Acceptance and constancy testing. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition, Supplements. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, 2012, pp. 1-54.
6. IEC 62220-1-2, Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in mammography, 2007-06.

4.6 Dosis en DRN

4.6.1 Inleiding en rationale

Deze meting is gecombineerd met de meting in paragraaf 4.2.

4.6.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test een norm. Het is een belangrijke meting in de evaluatie van een systeem, daarom wordt aangeraden deze meting halfjaarlijks uit te voeren.

4.6.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Dosimeter, in mammografiebereik energieonafhankelijk	Ongevoelig voor backscatter
Fantoom	Plaat ter bescherming van de detector	Bijvoorbeeld RVS-plaat of loodschort

4.6.4 Methode

1. Bescherm de detector met behulp van een RVS-plaat of loodschort.
2. Plaats de dosimeter in het referentiepunt op 6 cm van de thoraxzijde in het midden van de detector, zie **Fout! Verwijzingsbron niet gevonden..**
3. Zorg ervoor dat de compressieplaat in contact komt met de dosimeter.
4. Meet de entreedosis bij de exposiewaarden zoals gevonden voor verschillende PMMA diktes bij de meting in paragraaf 4.2.
5. De gevonden dosis waarden moeten worden gecorrigeerd voor het hoogteverschil m.b.v. de kwadratenwet. Dit kan worden uitgevoerd in het Excel document, tabblad 'Dosis en DRN'.
6. De glandulaire dosis kan vervolgens worden bepaald met behulp van onderstaande vergelijking, zie eventueel het Excel document:

$$D_g = K \cdot g \cdot c \cdot s$$

Waarin:

D_g = glandulaire dosis [mGy]

K = de intree lucht kerma [mGy]

g = conversiefactor van intree lucht kerma naar gemiddelde glandulaire dosis [mGy/mGy]

c = correctiefactor voor de samenstelling van de borst anders dan 50 % glandulariteit

s = correctiefactor voor het röntgenspectrum anders dan 28 kV Mo/Mo



Figuur 4. Plaatsing van de dosimeter en RVS plaat voor de dosimetrie.

4.6.5 Analyse en interpretatie

Voor de berekening van de gemiddelde glandulaire dosis (bovenstaande vergelijking) zijn verschillende parameters noodzakelijk, namelijk g, c en s. Deze parameters staan in onderstaande tabellen weergegeven.

Perspexdikte [cm]	Borstdikte [cm]	HVL [mm Al]						
		0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2.0	2.1	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.575
3.0	3.2	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448
4.0	4.5	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339
5.0	6.0	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
6.0	7.5	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210
7.0	9.0	0.0859	0.0981	0.1106	0.1233	0.1357	0.1543	0.1723
8.0	10.3	0.0740	0.0847	0.0956	0.1064	0.1171	0.1335	0.1494

Tabel 1: g-factoren

Perspexdikte [cm]	Borstdikte [cm]	HVL [mm Al]						
		0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
2.0	2.1	0.889	0.895	0.903	0.908	0.913	0.917	0.921
3.0	3.2	0.940	0.943	0.945	0.946	0.950	0.952	0.953
4.0	4.5	1.043	1.041	1.041	1.039	1.038	1.036	1.035
5.0	6.0	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134
6.0	7.5	1.254	1.245	1.236	1.231	1.226	1.217	1.208
7.0	9.0	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249
8.0	10.3	1.307	1.299	1.291	1.288	1.283	1.273	1.263

Tabel 2: c-factoren

Anode/filter	Filterdikte [µm]	s-factor
Mo/Mo	30	1.000
Mo/Rh	25	1.017
Rh/Rh	25	1.061
Rh/Ag	30	1.087
W/Rh	50-60	1.042
W/Ag	50-75	1.042

Tabel 3: s-factoren

W/Al (0.5 mm Al)							
Perspexdikte [cm]	2.0	3.0	4.0	4.5	4.0	6.0	7.0
Borstdikte [cm]	2.1	3.2	4.5	5.3	6.0	7.5	9.0
S-factor	1.075	1.104	1.133	1.148	1.159	1.180	1.195

Tabel 4: s-factoren voor een filterdikte van 0.5 mm Al

4.6.6 Grenswaarden

De drempelwaarde komt uit de film-scherm mammografie en is afgeleid van de toentertijd gestelde limiet op de intreedosis bij standaard dikte (4,5 cm) en bij het standaard röntgenspectrum (Mo/Mo 28 kV). De gemiddelde glandulaire dosis bij andere gesimuleerde borstdikten is bepaald uit de data van de enkele Europese screeningsprogramma's, de resulterende curve is hierbij geschaald naar de naar glandulaire dosis omgerekende waarde bij standaard dikte.

Perspexdikte [cm]	DRN [mGy]	Wenselijk [mGy]
3	< 1,5	< 1,0
5	< 3,0	< 2,4
7	< 6,5	< 5,1

Perspexdikte [cm]	Grenswaarden EUREF	
	Limiet [mGy]	Wenselijk [mGy]
2	< 1,2	< 0,8
3	< 1,5	< 1,0
4	< 2,0	< 1,6
4.5	< 2,5	< 2,0
5	< 3,0	< 2,4
6	< 4,5	< 3,6
7	< 6,5	< 5,1

4.6.7 Aanvullende en alternatieve controles

Voor het bepalen van de DRN kan deze meting verkort worden uitgevoerd, met enkel 30, 50 en 70 mm PMMA.

4.6.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen valkuilen bekend.

4.6.9 Referenties

1. Dance D R 1990, Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys. Med. Biol. 35 1211-1219.
2. Dance D R, Skinner C L, Young K C, Beckett J R and Kotre C J 2000. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol Phys. Med. Biol. 45 3225-3240.
3. Dance D R, Young K C and van Engen R E, Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA dosimetry protocols. Phys. Med. Biol 54 4361-72.
4. Dance D R, Young K C and van Engen R E, Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols. Phys. Med. Biol 56 (2011), 453-471.
5. K. Young, B. Johnson, H. Bosmans, R. van Engen, Development of Minimum Standards for Image Quality and Dose in Digital Mammography, in: E. Pisano (ed.). Proceedings IWDM 2004, Chapel Hill 2005.
6. Nederlandse commissie voor stralingsdosimetrie, subcommissie 'Diagnostische referentieniveaus in Nederland', Diagnostische referentieniveaus in Nederland, juni 2012.
7. Update Digital mammography protocol 01-2017, Euref 2017, te downloaden op: <http://www.euref.org/european-guidelines/physico-technical-protocol>.

4.7 Beeldkwaliteit – minimale contrast waarneembaarheid

4.7.1 Inleiding en rationale

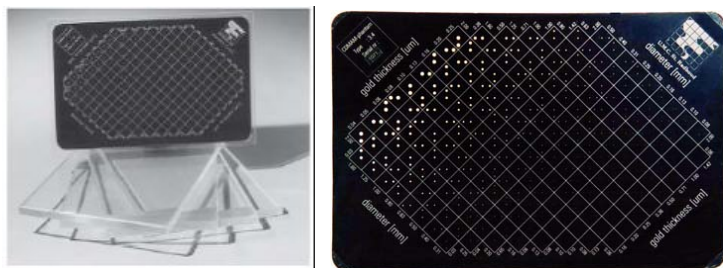
In de mammografie is het van belang dat zowel objecten met een laag contrast als objecten met een kleine diameter gedetecteerd kunnen worden. Daarom wordt in deze meting de zichtbaarheid van kleine details als functie van de laag-contrast waarneembaarheid bepaald met behulp van het Contrast-Detail MAMmografie (CDMAM) fantoom.

4.7.2 Frequentie

Deze test controleert of een systeem aan de norm voldoet. Dit is een van de belangrijkste metingen aan een systeem, daarom wordt aangeraden deze meting halfjaarlijks uit te voeren. De ervaring leert dat een digitaal mammografiesysteem makkelijk aan deze norm moet kunnen voldoen. (zie ook grenswaarden).

4.7.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	CDMAM-fantoom, versie 3.4 of 4.0	
Software	Software om CDMAM-beelden te scoren	CDCOM en bijvoorbeeld CDMAM analyzer, vrij te downloaden op www.euref.org
Fantoom	CDMAM-fantoom, versie 3.4 of 4.0	



Figuur 5. CDMAM fantomen

4.7.4 Methode

1. Plaats het CDMAM-fantoom midden tussen 4 PMMA-platen op de detector.
2. Positioneer de compressieplaat op de stapel, zonder compressie.
3. Maak 16 opnamen met de instellingen die overeenkomen met de opname van 5 cm PMMA dikte uit de AEC prestatie test. De dosis dient te worden gecorrigeerd voor de pre-exposie, indien deze niet gebruikt wordt voor de beeldvorming van het uiteindelijke beeld. De leverancier kan specificeren of de pre-exposie gebruikt wordt voor het uiteindelijke beeld en kan de waarde specificeren. Bij enkele systemen is de waarde van de pre-exposie zichtbaar op de bedieningsconsole. Alle beelden dienen dezelfde oriëntatie te hebben (bijv. RCC). Verplaats tussen elke opname het fantoom enigszins, zodat de goudstippen niet steeds door dezelfde pixel worden waargenomen.
4. Scoor de opnamen m.b.v. het CDMAM uitleesprogramma.

4.7.5 Analyse en interpretatie

1. Scoor de opnamen m.b.v. CDMAM analyzer (indien deze niet beschikbaar is: gebruik CDCOM en een ander CDMAM verwerkingsprogramma).
2. Bereken uit het resultaat van de computeruitlezing een voorspelling van het resultaat voor de menselijke waarneming. Deze stappen worden door de bovengenoemde CDMAM analyzer uitgevoerd.



3. Na het scoren van de beelden met CDCOM wordt per diameter voor elke dikte bekeken hoe vaak een object gedetecteerd is. Hiermee kan een detectie index bepaald worden, welke met een psychometrische functie gefit wordt:

$$p(d) = \frac{0,75}{1 + e^{-f(C(d)-CT(d))}} + 0,25$$

- p(d) = detectie index
- f = vrije fit parameter
- C(d) = contrast goudstip = $\log(1 - e^{-\mu d})$
- CT(d) = contract bij een detectie index van 62,5% = $\log(1 - e^{-\mu d})$
- μ = lineaire verzwakkings coëfficiënt
- d = dikte van de goudstip

4. Het contrast op het 62,5% detectie punt, welke precies halverwege de psychometrische curve ligt, is de minimale contrast waarneembaarheid. Dit punt wordt voor elke diameter bepaald.
5. De automatisch resultaten worden vertaald naar voorspelde mens waarden aan de hand van de volgende formule:

$$C_{Thuman} = a \cdot C_T^n$$

- C_{Thuman} = minimale contrast waarneembaarheid menselijke waarnemer
- C_T = minimale contrast waarneembaarheid computer score
- a = fit parameter = 1,17
- n = fit parameter = 0,888

6. Vervolgens worden de punten van de contrast detail curve gefit met een derdegraads polynoom:

$$T = a + b \cdot D^{-1} + c \cdot D^{-2} + d \cdot D^{-3}$$

- T = dikte goudstip [μm]
- D = diameter goudstip [mm]
- a, b, c, d = fit parameters

4.7.6 Grenswaarden

De grenswaarden zijn ontleend uit de film-scherm mammografie en zijn zo gekozen dat voor iedere diameter 97,5% van de film-scherm systemen voldoet. Een systeem welke niet voldoet is dus slechter dan het overgrote deel van de film-scherm systemen ten tijde van de bepaling van de grenswaarden.

Diameter goudstip [mm]	Minimale contrast dikte goudstip	
	Limiet [mm]	Wenselijk [mm]
0,1	1,68	1,10
0,25	0,352	0,244
0,5	0,150	0,103
1	0,091	0,056

4.7.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen alternatieve controles bekend.

4.7.8 Valkuilen en kanttekeningen

De beelden gemaakt met het CDMAM-fantoom moeten allemaal dezelfde oriëntatie hebben (bijvoorbeeld RCC). Dit is noodzakelijk voor de software om de CDMAM-beelden te scoren.



4.7.9 Referenties

1. van Engen R, Bosmans H, Dance D, Heid P, Lazzari B, Marshall N, Schopphoven S, Thijssen M, Young K. Digital mammography update. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. S1, Part 1: Acceptance and constancy testing. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition, Supplements. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, 2012, pp. 1–54.
2. K. Young, B. Johnson, H. Bosmans, R. van Engen, Development of Minimum Standards for Image Quality and Dose in Digital Mammography, in: E. Pisano (ed.). Proceedings IWDM 2004, Chapel Hill 2005
3. W.J.H. Veldkamp, M.A.O Thijssen, N. Karssemeijer, The value of scatter removal by a grid in full field digital mammography, Medical Physics vol 30 (2003), 1712-1718.
4. K.C.Young, J.J.H. Cook, J.M. Oduko, H. Bosmans.: Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems. In: Flynn MJ, Hsieh J (eds): Proceedings of SPIE Medical Imaging 2006, 614206 (2006) 1-13.
5. K.C. Young, A. Al Sager, J.M. Oduko, H. Bosmans , B. Verbrugge, T.Geertse, R. van Engen: Evaluation of software in reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems: In J. Hsieh; E. Samei (eds): Proceedings of SPIE Medical Imaging 2008, 6913-47.
6. Warren LM, Mackenzie A, Cooke J, Given-Wilson RM, Wallis MG, Chakraborty DP, Dance DR, Bosmans H, Young KC, Effect of image quality on calcification detection in digital mammography, Med Phys. 2012 Jun;39(6):3202-13.

4.8 Belichtingsautomaat: korte termijn stabiliteit

4.8.1 Inleiding en rationale

De automatic exposure control (AEC) zorgt ervoor dat het weefsel in het interessegebied op de juiste wijze belicht wordt. Om dit te bereiken regelt de AEC het intreespectrum en de hoeveelheid röntgenstraling af door middel van filterselectie, kV, mAs, of een combinatie van deze parameters en stopt de straling wanneer de detector een bepaalde hoeveelheid dosis heeft bereikt. Deze methode dient voldoende stabiel te zijn, dit wordt in deze test gecontroleerd.

4.8.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test de specificaties van de leverancier en een norm. Systemen die niet stabiel zijn hebben een variabele dosis en beeldkwaliteit wat potentieel kan leiden tot onvoldoende beeldkwaliteit en/of ongewenst hoge dosis. Daarom wordt aangeraden deze meting halfjaarlijks uit te voeren.

4.8.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	45 mm PMMA	

4.8.4 Methode

1. Plaats het blok PMMA op de detector.
2. Maak 10 identieke opnamen met volledig automatische belichting. Let op dat de gebruikte instellingen niet variëren, maak anders de betreffende opname over. Gebruik de compressieplaat, waarbij telkens dezelfde compressiekracht wordt uitgeoefend.
3. Noteer voor alle opnamen de gebruikte instellingen (kV, anode/filter combinatie, sensor keuze, mAs) in het Excel document, tabblad 'Korte termijn stabiliteit'.

4.8.5 Analyse en interpretatie

1. Meet op alle opnamen de gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie in de referentie ROI.
2. Bepaal de SNR en de variantie in mAs en SNR. (In het Excel document worden de SNR, variantie mAs en variantie SNR bepaald.)

4.8.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Buisstroom-tijdproduct	Variatie $\leq 5\%$
SNR	Variatie $\leq 10\%$, wenselijk $\leq 5\%$

4.8.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen alternatieve controles bekend.

4.8.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen valkuilen bekend.

4.8.9 Referenties

1. van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Chapter 2b: Digital mammography. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2006, pp. 105–165.
2. Bolderdijk, R.W. Bouwman, O.M. van der Helm, H. Lelivelt, J. Peulen, R.E. van Engen. Fysisch-technische testen van digitale mammografie-apparatuur, LRCB 2015.

4.9 AEC lokaal hoge dichtheid weefsel responsie

4.9.1 Inleiding en rationale

De automatic exposure control (AEC) zorgt ervoor dat het weefsel in het interessegebied op de juiste wijze belicht wordt. Tijdens deze meetserie wordt gecontroleerd of de AEC afslaat op het meest dichte weefsel, zodat dit weefsel voldoende wordt belicht.

4.9.2 Frequentie

Bij acceptatie en update van de AEC software controleert deze test een norm. Het is niet nodig deze meting tussentijds uit te voeren.

4.9.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	4 platen PMMA van 1 cm	Afmetingen zodanig dat nagenoeg hele detector wordt benut
Fantoom	4 PMMA-plaatjes van circa 2x4 cm ² en 5 mm dikte	
Fantoom	Set van spacers van 10 mm dikte	
Software	Software voor meting pixelwaarde in DICOM beeld	Bijvoorbeeld in PACs systeem of ImageJ

4.9.4 Methode

1. Plaats 4 PMMA-platen van 1 cm op de detector.
2. Positioneer aan beide zijden lateraal spacers van 10 mm dikte tussen PMMA en compressieplaat, zodanig dat deze buiten het AEC gebied vallen en dat de hoogte van de compressieplaat 50 mm is.
3. Maak een opname, noteer de gebruikte instellingen (kV, anode/filter combinatie, mAs).
4. Bepaal welk AEC gebied wordt gecontroleerd, plaats hier een PMMA-plaatje van 5 mm bovenop de compressieplaat.
5. Maak opnieuw een opname, waarbij de extra verzwakking over de gekozen ROI dient te vallen.
6. Herhaal bovenstaande stappen door telkens een extra plaatje toe te voegen, totdat er 20 mm extra verzwakking is toegevoegd.

4.9.5 Analyse en interpretatie

1. Meet op alle opnamen de gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie in een ROI op de locatie van de toegevoegd PMMA-plaatjes.
2. Bereken nu de SNR en variatie in SNR. Deze informatie kan ook uit het Excel document worden verkregen, onder tabblad 'AEC lokaal hoger dichtheid weefsel responsie'.

4.9.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Gemiddelde pixelwaarde	Variatie \leq 15%
SNR	Variatie \leq 15%

4.9.7 Aanvullende en alternatieve controle

Als alternatief voor de PMMA-plaatjes van 5 mm kunnen ook aluminium plaatjes met een dikte van 0,1 mm gebruikt worden (de aluminiumplaatjes van de HLV meting). In dit geval zijn er geen spacers nodig.



4.9.8 Valkuilen en kanttekeningen

Enkele mammografen bepalen, na de pre-exposie, de lokale glandulariteit op de opname. Indien de glandulariteit > 100% is, wordt dit gebied niet gebruikt bij de bepaling van de exposiefactoren. Dit kan gebeuren bij de opname waarbij alle PMMA-plaatjes van ca. 2x4 cm² gebruikt wordt.

4.9.9 Referenties

1. van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Chapter 2b: Digital mammography. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2006, pp. 105–165.
2. Bolderdijk, R.W. Bouwman, O.M. van der Helm, H. Lelivelt, J. Peulen, R.E. van Engen. Fysisch-technische testen van digitale mammografie-apparatuur, LRCB 2015.



4.10 Beveiliging op overexposie

4.10.1 Inleiding en rationale

De timer ter beveiliging tegen overexposie van een mammograaf kan een opname vroegtijdig beëindigen om de buis te beschermen voor een te hoge buisstroom of de patiënt te beschermen voor onnodige bestraling door het maken van een onbruikbare opname. Dit kan het gevolg zijn van een fout in de AEC of een te grote absorptie van het object, zodat de buis tegen de limiet van zijn vermogen aanloopt. Het resultaat zou een onderbelichte opname zijn waarvan de diagnostische waarde te klein is.

Als de buisstroom te hoge waarden bereikt of als het AEC-systeem te weinig straling meet na de pre-exposie moet de opname zo snel mogelijk automatisch beëindigd worden. Daarom wordt in deze meting de afslagtimer gecontroleerd.

4.10.2 Frequentie

Bij acceptatie en bij een update van de AEC software controleert deze test de specificaties van de leverancier. In het kader van de stralingsbescherming wordt het aangeraden om deze meting jaarlijks uit te voeren.

4.10.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Plaat ter bescherming van de detector	Bijvoorbeeld RVS-plaat of loodschoort
Fantom	45 mm PMMA	
Stopwatch		

4.10.4 Methode

1. Leg de RVS plaat of het loodschoort over de gehele detector.
2. Stel de mammograaf in op automatische belichting, hiervoor is het noodzakelijk om het standaard testblok te gebruiken op de RVS plaat en deze ca. 100N te comprimeren.
3. Maak de opname.
4. Breek de opname af als dit niet binnen 2 seconden automatisch gebeurt.

4.10.5 Analyse en interpretatie

Controleer of de meting automatisch wordt afgebroken, of er een alarm afgaat en of er een foutcode wordt gegeven.

4.10.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Afslagtijd	≤ 2 seconden

4.10.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen alternatieve controles bekend.

4.10.8 Valkuilen en kanttekeningen

Let op dat het systeem zelf binnen twee seconden de opname afbreekt. Zo dat niet het geval is, breek dan zelf de opname af.

4.10.9 Referenties

1. Bolderdijk, R.W. Bouwman, O.M. van der Helm, H. Lelivelt, J. Peulen, R.E. van Engen. Fysisch-technische testen van digitale mammografie-apparatuur, LRCB 2015.

4.11 Buisspanning

4.11.1 Inleiding en rationale

Naast interne filtratie in de buis en toegevoegde externe filters is de buisspanning bepalend voor het energiespectrum van de opname. Dit spectrum is van belang voor de beeldkwaliteit, beeldcontrast en patiënt dosis. Daarom is het van belang dat de energie van de geleverde röntgenstraling overeenkomt met de ingestelde waarde (nauwkeurigheid). Daarnaast moet de buis altijd dezelfde output (energiespectrum) produceren bij dezelfde instellingen, zodat röntgenfoto's een consistente kwaliteit hebben (reproduceerbaarheid). Dit wordt gecontroleerd door de ingestelde buisspanning te vergelijken met de gemeten waarde.

4.11.2 Frequentie

Bij acceptatie en opvolgende testen controleert deze test de specificaties van de leverancier. Daarnaast wordt bij de meting (indirect) de juistheid van het filter gecontroleerd.

4.11.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Röntgenmeetinstrument	
Anders	RVS plaat of loodschort	Ter bescherming van detector

4.11.4 Methode

Voor het meten van de nauwkeurigheid en reproduceerbaarheid van het energiespectrum moeten de metingen zonder compressieplaat worden uitgevoerd. Maak gebruik van handmatige belichting, met een ingestelde (klinisch gebruikte) buisstroom-tijdproduct [mAs] en anode/filter. Het gebruikte röntgenmeetinstrument moet corrigeren voor de interne filtering en gekalibreerd zijn voor het te gebruiken energiegebied en anode/filter combinatie.

1. Leg het loodschort op de detector ter bescherming.
2. Plaats het röntgenmeetinstrument in het midden van het beeldvlak.
3. Stel de buis in op verschillende kV waardes (25, 28, 30, 35kV), herhaal de meting met 28 kV 5 keer en noteer de gemeten kV waarden, dit kan eventueel in het Excel document onder tabblad 'Buisspanning'.



Figuur 6.
Opstelling test
buisspanning

4.11.5 Analyse en interpretatie

1. Bepaal de variatie tussen de ingestelde en gemeten waarden, en de relatieve variatie tussen de gemeten waarden bij 28 kV.

4.11.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Nauwkeurigheid	Ingestelde en gemeten waarde $\leq \pm 1$ kV
Reproduceerbaarheid	Relatieve variatie bij 28 kV $\leq 1\%$

4.11.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen alternatieve controles bekend.

4.11.8 Valkuilen en kanttekeningen

Let op dat het meetinstrument corrigeert voor interne filtering en gekalibreerd is voor het te gebruiken energiegebied.

Er zijn enkele buisspanning meters, waarbij een kalibratie wordt uitgevoerd over het materiaal en dikte van de compressieplaat zodat de buisspanning gemeten kan worden met compressieplaat.



4.11.9 Referenties

1. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, & von Karsa L (eds.). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis – fourth edition, and Supplements, European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, 2013, pp:1-54, 105-165.

4.12 HVL

4.12.1 Inleiding en rationale

De halfwaardedikte (HVL) geeft aan wat de stralenkwaliteit is bij een bepaalde buisspanning. De HVL is nodig om een gemiddelde glandulaire dosis te kunnen berekenen. De HVL wordt bepaald bij verschillende instellingen van de buisspanning [kV] en anode/filter combinaties.

4.12.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test de specificaties van de leverancier. Alleen meten bij acceptatie en wijzigingen aan de röntgenbuis en/of filters, tussentijds zullen de waarden niet veranderen.

4.12.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	5 a 6 aluminiumplaatjes met dikte 0.1 mm	Alleen nodig wanneer de meting niet gedaan wordt met dosimeter welke de HVL kan bepalen
Fantom	4 plaatjes lood	Voor het diafragmeren van de röntgenbundel
Apparatuur	Dosimeter, in mammografiebereik energieonafhankelijk	Ongevoelig voor backscatter
Anders	RVS plaat of loodschoot	Ter bescherming van detector.

4.12.4 Methode

Voer de metingen uit met smalle bundel geometrie, met de compressieplaat in de bundel. Gebruik handmatige belichting met een ingestelde buisstroom-tijdproduct [mAs] die ongeveer overeenkomt met die voor een standaardopname. De HVL wordt gemeten bij alle klinisch relevante spectra (alle spectra zoals geschakeld bij de AEC prestatie en SDNR meting, paragraaf 4.2) t.b.v. de glandulaire dosisberekeningen. De buisspanning bij de HVL-meting wordt gekozen aan de hand van de AEC prestatie en SDNR meting, paragraaf 4.2. Indien de HVL-waarden niet zijn bepaald met de metingen uit 4.2, dan wordt de laagst geschakelde buisspanning per spectrum gekozen min één kV en de hoogst geschakelde buisspanning plus één kV en een buisspanning die ertussenin ligt.

1. Bescherm de detector voor “ghost images” met behulp van de RVS plaat of het loodschoot.
2. Positioneer de compressieplaat midden tussen het focus en de detector.
3. Plaats de detector van de dosimeter op de detector, centraal, op 6 cm van thoraxzijde.
4. Plaats de 4 plaatjes lood in de compressieplaat, zodanig dat een smalle röntgenbundel ontstaat. De dosimeter moet volledig in de bundel gepositioneerd worden.
5. Maak een opname zonder aluminium, een opname met aluminiumdikte d1 en een opname met aluminiumdikte d2, waarbij de verwachte HVL ligt tussen d1 en d2. De aluminiumplaatjes worden op de compressieplaat en op het smalle bundel diafragma gelegd. Noteer van iedere opname de gemeten dosis [mGy].
6. Voer vervolgens de gehele meetserie een tweede keer uit.

4.12.5 Analyse en interpretatie

Bereken de HVL met de vergelijking (zie eventueel het Excel document tabblad ‘HVL’):

$$HVL = \frac{d_2 \cdot \ln\left(2 \frac{X_1}{X_0}\right) - d_1 \cdot \ln\left(2 \frac{X_2}{X_0}\right)}{\ln\left(\frac{X_1}{X_2}\right)}$$



Waarin X_0 de gemiddelde waarde van de doses zonder verzwakkingmateriaal [mGy], en X_1 en X_2 de gemiddelde waarden van de doses [mGy] bij een aluminiumdikte van d_1 [mm] respectievelijk d_2 [mm] voorstellen.

Er bestaat geen typische grenswaarde, maar de berekende HVL is te relateren aan de tabel bij 4.12.6 met de typische waarden.

4.12.6 Grenswaarden

De onderstaande tabel geeft geen grenswaarden, dit zijn typische waarden voor de beschreven anode/filter combinaties.

Buisspanning [kV]	HVL [mm Al]						
	Mo / Mo [30 μ m]	Mo / Rh [25 μ m]	Rh / Rh [25 μ m]	W / Rh [50 μ m]	W / Rh [57 μ m]	W / Ag [57 μ m]	W / Al [500 μ m]
24					0,47		
25	0,33	0,40	0,38	0,52	0,48		
26					0,50		
27					0,52	0,55	0,32
28	0,36	0,42	0,43	0,54	0,52	0,57	
29					0,53		
30					0,54		
31	0,39	0,44	0,48	0,56	0,55	0,61	
32					0,55	0,62	0,40
33		0,46			0,56		
34				0,59		0,64	
35						0,64	
36						0,65	
37							
38							0,50

4.12.7 Aanvullende en alternatieve controles

De HVL kan ook worden bepaald met sommige dosimeters. Let hierbij op dat de dosimeter is gekalibreerd in het mammo bereik. De HVL van de dosimeter kan ook worden vergeleken met de waarde in de tabel in de grenswaarden.

4.12.8 Valkuilen en kanttekeningen

Controleer voor de instrumenten die HVL als meetwaarde weergeven of het geschikt is voor de gebruikte anode-filter combinatie.

4.12.9 Referenties

1. van Engen R, Young K, Bosmans H, Thijssen M. European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Chapter 2b: Digital mammography. In: European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, von Karsa L (eds.). European Commission, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, 2006, pp. 105–165.

4.13 Röntgen-beeldvlak overeenkomst

4.13.1 Inleiding en rationale

De röntgen-beeldvlak overeenkomst meting is een verplichte meting volgens het Rbs (zie referenties). Het voorbehoud voor mammografie in dit artikel houdt in dat de röntgenbundel in ieder geval aan de thoraxzijde tot aan de rand van de detector dient te reiken, om te voorkomen dat aan de thoraxzijde weefsel wordt gemist. Dit is een relevante meting in het kader van stralingsbescherming (ALARA), insteltechniek en beoordeling van het mammogram.

Tijdens deze meetserie wordt gecontroleerd of de afmetingen en positie van de röntgenbundel en de lichtbundel voldoende overeenkomen met de afmetingen en positie van het beeldvlak. Een goed gepositioneerde lichtbundel is van belang voor een correcte positionering van de mamma. Een correct gepositioneerde röntgenbundel zorgt er (vooral aan de thoraxzijde) voor dat zoveel mogelijk borstweefsel wordt afgebeeld.

4.13.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test de specificaties van de leverancier en een norm. Belangrijk in het kader van dosisreductie voor de patiënt/cliënt, daarom wordt aangeraden deze meting halfjaarlijks uit te voeren.

4.13.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Röntgen gevoelige film	Een voor mammo geschikte andere röntgenmeter (liniaalvormige detector) is ook geschikt (zoals Unfors DXR+)
Fantom	Loodliniaaltjes	
Fantom	DR: afscherming voor detector	
Software	Geschikt voor lengte metingen in DICOM beelden	

4.13.4 Methode

1. Plaats de afschermende plaat op de detector, voor bescherming van de detector tegen 'ghost images' (structuren die op volgende opnamen zichtbaar zijn).
2. Positioneer de strookjes film links en rechts aan thoraxzijde en aan beide laterale zijden.
3. Schakel de lichtbundel aan, en markeer de rand van de lichtbundel op de filmstrookjes.
4. Maak een opname met handmatige belichting en een hoge buisstroom-tijdproduct [mAs].
5. Verwijder het verzwakkingmateriaal van de detector.
6. Positioneer het midden van de loodliniaaltjes op de rand van de lichtbundel links en rechts aan thoraxzijde en aan beide laterale zijden. Bepaal de positie van de loodliniaaljes ten opzicht van de rand van de bucky.
7. Maak een opname met handmatige belichting en een lage buisstroom-tijdproduct [mAs].
8. Herhaal de meting voor eventueel andere diafragma- en detectorformaten.

4.13.5 Analyse en interpretatie

1. Bepaal de afwijking tussen de rand van de röntgenbundel en de rand van de lichtbundel met behulp van de filmstrookjes.
2. Bepaal aan de hand van de loodliniaaltjes en de filmstrookjes de afwijking tussen de rand van de röntgenbundel en de rand van het beeldvlak (de detector of het fosforscherf).



3. Bepaal aan de hand van de afbeelding van de loodliniaaltjes in het beeld en de positie van de loodliniaaltjes ten opzichte van de rand van de bucky de afstand tussen de beeldrand en buckyrand.
4. De meting met de strookjes film levert het verschil tussen licht- en röntgenbundel. De meting met de loodliniaaltjes levert het verschil tussen lichtbundel en beeldvlak. Uit het verschil van deze twee waarden kan de afwijking tussen de röntgenbundel en het beeldvlak gecontroleerd worden.

4.13.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
Röntgenbundel-beeldvlak (thoraxzijde)	De röntgenbundel aan de thoraxzijde van het beeldvlak reikt tot aan de rand van het beeld, zonder merkbare pixelwaarde afname. De röntgenbundel mag maximaal 5 mm buiten het beeldvlak vallen.
Röntgenbundel-beeldvlak (laterale zijde)	Aan de laterale zijden van het beeldvlak mogen eventuele onbelichte randen niet groter zijn dan 3 mm (wenselijk: geen onbelichte randen). De röntgenbundel mag maximaal 5 mm buiten het beeldvlak vallen. Voor CR-systemen geldt tevens dat de speling tussen scherm, cassette en beeldopnemer zo klein moeten zijn dat bovengenoemde voorgeschreven waarden op geen enkele wijze kunnen worden overschreden.
Lichtbundel-beeldvlak	Aan de laterale zijden mag de lichtbundel maximaal 5 mm afwijken van de beeldranden (binnen of buiten beeldrand).
Beeldrand-buckyrand overeenkomst (thoraxzijde)	De afstand tussen beeldrand en buckyrand mag maximaal 5 mm bedragen.

4.13.7 Aanvullende en alternatieve controles

Deze meting is ook uitvoerbaar met een losse detector (zoals een fosforplaat of draadloze digitale detector. Let erop dat de beeldopnemer voldoende gevoelig is voor het mammografie energiebereik) en fantomen met een afstand-indicatie. In plaats van loodliniaaltjes kunnen ook andere geschikte afstandmeters gebruikt worden.

4.13.8 Valkuilen en kanttekeningen

De grootste meeton nauwkeurigheid bij deze meting wordt veroorzaakt door onscherpte van de randen van de lichtbundel, gebruik indien nodig de markering van de detectorbegrenzing als referentie.

4.13.9 Referenties

1. Regeling basisveiligheidsnormen stralingsbescherming, artikel 8.1 lid c (samengevat: De ondernemer zorgt ervoor dat een röntgentoestel beschikt over een vaste of automatische diafragma instelling zodat de randen van de röntgenbundel zichtbaar zijn op de beelddrager, tenzij het mammografisch of tandheelkundig onderzoek betreft.)

4.14 Compressiekracht

4.14.1 Inleiding en rationale

Het doel van compressie is op een uniforme wijze de dikte van de borst te verminderen, waardoor de beeldkwaliteit van de mammogrammen toeneemt en de benodigde dosis afneemt.

Tijdens deze meetserie wordt de compressiekracht gemeten en wordt indien mogelijk de dikte- en krachtindicatie op de mammograaf gecontroleerd.

4.14.2 Frequentie

Bij acceptatie controleert deze test de specificaties van de leverancier en een norm. Voor de patiënt/cliënt kan een te hoge compressiekracht onnodig veel pijn opleveren, daarom wordt aangeraden deze meting halfjaarlijks uit te voeren.

4.14.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantom	Tennisbal	
Apparatuur	Weegschaal	Gekalibreerd

4.14.4 Methode

1. Plaats de weegschaal op de detector.
2. Plaats de tennisbal op de weegschaal in het referentiepunt.
3. Comprimeer de tennisbal tot maximale compressie.
4. Vergelijk de waarden van de weegschaal en de krachtindicator met behulp van de grenswaarden.
5. Vergelijk deze waarden opnieuw na 1 minuut.

4.14.5 Analyse en interpretatie

4.14.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Nauwkeurigheid	Verschil weegschaal / krachtindicator ≤ 20 N
Maximale compressiekracht	Tussen 140 en 200 N
Afname van de compressiekracht na 1 minuut	< 10 N

4.14.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen alternatieve controles bekend.

4.14.8 Valkuilen en kanttekeningen

Gebruik een gekalibreerde weegschaal voor deze meter, of ijk je weegschaal zelf met behulp van bekende gewichten.

4.14.9 Referenties

1. Perry N, Broeders M, de Wolf C, Törnberg S, Holland R, & von Karsa L (eds.). European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis – fourth edition, and Supplements, European Commission, Office for Official Publications of the European Union, Luxembourg, 2013, pp:1-54, 105-165.
2. Bolderdijk, R.W. Bouwman, O.M. van der Helm, H. Lelivelt, J. Peulen, R.E. van Engen. Fysisch-technische testen van digitale mammografie-apparatuur, LRCB 2015.

4.15 Lekstraling

4.15.1 Inleiding rationale

Het meten van de lekstraling is verplicht volgens het BS (artikel 18 en 19), zie tevens referenties. Het is een relevante meting in het kader van stralingsbescherming (ALARA en Risico Analyse). Echter, de lekstraling van de buis en het diafragma wordt gemeten door de leverancier in de fabriek en tijdens installatie. Deze meting is nauwkeuriger dan de zelf uit te voeren meting. De resultaten van de lekstraling kunnen worden opgevraagd bij de leverancier, dit rapport kan na controle, en indien deze voldoen aan de wettelijke eis, worden toegevoegd aan de acceptatieresultaten.

4.15.2 Frequentie

Bij acceptatie en buisvervanging controleert deze test de specificaties van de leverancier en een norm. Deze meting is jaarlijks verplicht in het kader van de stralingsbescherming.

4.15.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Apparatuur	Dosimeter	Geschikt voor het meten van lekstraling
Apparatuur	Mobiele DR-detector, CR-cassette of Gafchromic films	
Fantoom	Loodplaat	Ter afscherming van diafragma-opening

4.15.4 Methode

Wanneer onderhoud en controles door de leverancier worden uitgevoerd, wordt alleen de kwantificatie van de lekstraling uitgevoerd, er wordt niet naar "hot spots" gezocht (controle op stralingslekken).

Kwantificatie van de lekstraling

1. Meet met de dosimeter op een afstand van 50 cm van het focus het dosistempo (in mGy/s) bij maximale buisstroom in de volgende richtingen:
 - * Linkerzijde van de röntgenbuis
 - * Rechterzijde van de röntgenbuis
 - * Voorzijde van de röntgenbuis
 - * Bovenzijde van de röntgenbuis
 - * Diafragma-zijde van de röntgenbuis, juist naast diafragma-opening respectievelijk detector (naast de afgeschermdie diafragma-opening). (Optioneel)
2. Reken de meetresultaten om voor een afstand van 1 m.

Indien de lekstraling de grenswaarde overschrijdt of hoger is dan gebruikelijk dient een controle op stralingslekken te worden uitgevoerd.

1. Plaats de loodplaat over de diafragma opening van de röntgenbuis zodat de nuttige stralenbundel compleet wordt afgeschermd. Het diafragma moet echter (grotendeels) vrij blijven van extra afscherming.
2. Plaats de cassettes, detector of films aan alle zijden van de buis (met uitzondering van de achterzijde). Als dit niet in één keer mogelijk is, meerdere opnamen maken. Noteer de exacte posities, bijvoorbeeld met behulp van een schets.
3. Maak één of meerdere opnamen bij maximale buisspanning, en de anode-filtercombinatie die de hoogste buisopbrengst oplevert, met handmatige belichting.
4. Controleer de opnamen op "hot spots", posities met een duidelijk hogere zwarting of grijswaarden. Bepaal de plaats op de buisomhulling of het diafragma waar deze posities zich bevinden.



5. Meet met de dosimeter op een afstand van 50 cm van het focus het dosistempo (in mGy/s) in de richting van alle "hot spots".

4.15.5 Analyse en interpretatie

Zie methode.

4.15.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarden
Lekstraling	Max 1 mSv/uur op 1 meter

4.15.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen alternatieve controles bekend.

4.15.8 Valkuilen en kanttekeningen

Schermdetectoren en CR-schermen altijd af voor directe straling uit de buis, om ghost-effecten te voorkomen. Hiervoor wordt minimaal 2 mm lood aanbevolen. Indien de directe straling niet goed wordt afgeschermd, zal dit ook van invloed zijn op meetresultaten van metingen die buiten het röntgenveld worden gedaan (strooistraling). Het is mogelijk dat de lekstraling hiermee (zwaar) wordt overschat. Wanneer onderhoud en controles door de leverancier worden uitgevoerd, wordt alleen de lekstraling in bepaalde richtingen gemeten, er wordt niet naar "hot spots" gezocht. Tevens wordt de meting in de richting van het gesloten diafragma vrijwel altijd overgeslagen.

4.15.9 Referenties

1. ANVS-verordening basisveiligheidsnormen stralingsbescherming Artikel 4.7, <https://www.autoriteitnvs.nl/binaries/anvs/documenten/publicatie/2018/01/31/verordening/ANVS+verordening.pdf>

Bijlage A Aanvullende controle AEC prestatie en SDNR

Wanneer het CDMAM fantoom gebruikt is kan het volgende uitgevoerd worden om een absolute maat voor de minimale SDNR per PMMA dikte te verkrijgen. Het berekenen van de SDNR bij elke PMMA dikte relatief ten opzichte van de minimaal vereiste SDNR bij 5 cm PMMA:

1. Bereken de minimaal vereiste SDNR bij 5 cm PMMA met behulp van de volgende vergelijking:

$$SDNR_{5cm \text{ limiet}} = \frac{\text{gemeten minimale contrast}_{0,1mm} * SDNR_{5cm \text{ gemeten}}}{\text{limiet minimale contrast}_{0,1mm}}$$

Waarin:

$SDNR_{5cm \text{ limiet}}$ = de minimaal vereiste SDNR bij 5 cm PMMA

gemeten minimale contrast_{0,1mm} = het gemeten minimale contrast bij een goudstip diameter van 0,1 mm

$SDNR_{5cm \text{ gemeten}}$ = de gemeten SDNR bij 5 cm PMMA (resultaat van meting AEC prestatie)

limiet minimale contrast_{0,1mm} = de voorgeschreven waarde (acceptabele) voor het minimale contrast bij een goudstip diameter van 0,1 mm en deze bedraagt 0,23 (berekend uit de goud dikte 1,68 micron, zie contrast detail CDMAM meting)

2. Bepaling van gemeten minimale contrast (0.1 mm.):

Bij meting contrast detail CDMAM zijn CDMAM beelden gemaakt, bij eenzelfde dosis en spectra als bij de AEC prestatie-meting bij 5 cm PMMA dikte. Deze beelden zijn door menselijke waarnemers beoordeeld en daarna is een contrast-detail curve berekend. Uit deze gefitte curve wordt de goud dikte bepaald die nog net waar te nemen is voor een stip met 0,1 mm diameter.

3. Vervolgens wordt deze goud dikte omgerekend naar een contrast, hierbij is het gebruikte spectrum van belang:

- Aan de hand van de gebruikte anode en buisspanning wordt een spectrum ""gegenereerd"" met behulp van een geschikt software programma.
- Dit spectrum wordt verzwakt, eerst met het gebruikte filter, dan met 5 cm PMMA. Dit resulteert in de achtergrond ten opzichte waarvan de goudstip van 0,1 mm diameter nog net valt waar te nemen. Tot slot wordt het spectrum nog verzwakt met de nog net waar te nemen goud dikte. Dit resulteert in het signaal.
- Uit het spectrum van de achtergrond wordt de fotonenflux van de achtergrond berekend en uit het spectrum van het signaal de fotonenflux van het signaal.
- Nu is:

$$\text{gemeten minimale contrast}_{0,1mm} = \frac{\text{fotonenflux}_{\text{achtergrond}} - \text{fotonenflux}_{\text{signaal}}}{\text{fotonenflux}_{\text{achtergrond}}}$$

Op dezelfde manier is de voorgeschreven waarde (acceptabele waarde) voor het minimale contrast bij een goudstip diameter van 0,1 mm (1,68 micron, zie contrast detail CDMAM meting) omgerekend naar een contrast van 0,23

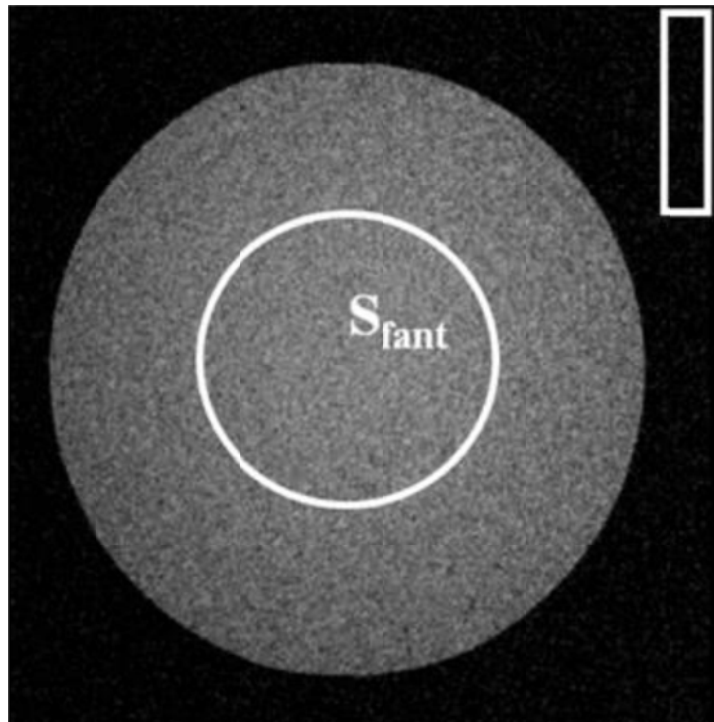
4. Deze berekende $SDNR_{5cm \text{ limiet}}$ wordt gelijkgesteld aan 100%.

Bereken nu de verhouding tussen de gemeten SDNR bij elke dikte PMMA ten opzichte van de minimaal vereiste SDNR bij 5 cm PMMA.



<Lege pagina>

Leidraad Kwaliteitscontrole MRI



Inhoudsopgave

1	VERSIEBEHEER EN AUTEURS	195
2	OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLING EN FREQUENTIE	196
3	INLEIDING	197
3.1	INTRODUCTIE.....	197
3.2	DOELSTELLING	197
3.3	TOEPASSINGSGEBIED.....	197
3.4	OVERZICHT RICHTLIJNEN EN LITERATUUR	197
3.5	MEETPROTOCOL.....	198
4	BESCHRIJVING TESTEN	202
4.1	SNR.....	202
4.2	BEELD UNIFORMITEIT	205
4.3	GHOSTING.....	207
4.4	BEELDARTEFACTEN.....	209
4.5	FANTOOM DIAMETER [X,Y,Z]	210
4.6	RESONANTIE FREQUENTIE	212
4.7	RF ZENDER AMPLITUDE.....	213
4.8	SHIM.....	214
	BIJLAGE A: AFKORTINGEN EN BEGRIPPEN	216
	BIJLAGE B: GENERIEK PROTOCOL MET DIRECTE OFFLINE DATA ANALYSE	218
	BIJLAGE C: PROTOCOL OP SIEMENS MR SYSTEMEN	222
	BIJLAGE D: PROTOCOL OP PHILIPS MR SYSTEMEN	229
	BIJLAGE E: PROTOCOL OP GE MR SYSTEMEN	233
	BIJLAGE F: MRI ACCEPTATIE TESTEN	236



1 Versiebeheer en auteurs

Datum	Versie	Auteurs
28-3-2012	Versie 1.0 Vastgesteld op NVKF congres 28 maart 2012 Intern gepubliceerd	Mark Hofman (werkgroepvoorzitter) Paul de Bruin Lieke 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
9-4-2106	Versie 2.0 Lancering op NVKF congres 2016 Intern gepubliceerd	Mark Hofman (werkgroepvoorzitter) Chiel den Harder Janneke Hilderink
8-10-2019	Versie 3.0 Vastgesteld door het NVKF bestuur en de commissie kwaliteit van de NVKF (4-7-2019) na een ledenraadpleging in sep/okt 2018 Extern gepubliceerd op 8-10-2019	Mark Hofman (werkgroepvoorzitter) Chiel den Harder Janneke Hilderink

2 Overzicht testen, doelstelling en frequentie

§	Categorie	Parameter	Acceptatie/ constantheid ^{1,2}	Aanbevolen / Optioneel	Aanvangs- Frequentie ³	Aanbevolen minimum ⁴
4.1	Beeld- kwaliteit	SNR	C	A	1 keer per 2 weken	periodiek onderhoud
4.2		Beeld- uniformiteit	C	A	1 keer per 2 weken	periodiek onderhoud
4.3		Ghosting	C	A	periodiek onderhoud	periodiek onderhoud
4.4		Beeldartefacten	C	A	periodiek onderhoud	periodiek onderhoud
4.5	Beeld- geometrie	Fantom diameter [x,y,z]	C	O ⁵	n.v.t.	n.v.t.
4.6	Basissysteem parameters	Resonantie frequentie	C	O ⁶	n.v.t. ⁶	n.v.t. ⁶
4.7		RF zender amplitude	C	O ⁶	n.v.t. ⁶	n.v.t. ⁶
4.8		Shim	C	A ⁶	periodiek onderhoud	periodiek onderhoud
	Monitor	Beeldkwaliteit		O	zie leidraad 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
2. 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 F is een overzicht gegeven van testen die voor acceptatie zinvol zijn.
3. 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.
4. Toelichting: aanbevolen 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.
5. Het belang van beeldgeometrie is afhankelijk van de toepassing. Beeldgeometrie is specifiek van belang voor radiotherapieplanning en voor MRI onderzoek waarbij volumebepalingen worden uitgevoerd.
6. 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. De frequentie van de meting zou dan gelijk aan die van de SNR meting kunnen zijn. Bij handmatige analyse is de variatie in deze metingen te beperkt om voldoende efficiëntie uit de QC inspanning te halen.
7. De shim kan gecontroleerd worden middels 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 F extra testen opgesomd die zinvol zijn tijdens de acceptatie van een MRI scanner.

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

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

3.4 Overzicht richtlijnen en literatuur

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

3.5.1 Benodigheden

Fantom

Fantom 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 1× 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 leidraad wordt een Excel werkblad geleverd. In dit Excel werkblad kunnen de resultaten van alle reguliere testen genoteerd worden.

Huidige versie uitwerkingen werkblad:

Uitwerkingen_bij_leidraad_kwaliteitscontrole_MRI_V3.0.xlsxParameters



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.
Fantom 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.

3.5.2 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:
- Bijlage B: Generiek
- Bijlage C: Siemens
- Bijlage D: Philips
- Bijlage E GE

3.5.3 Frequentie

Uitvoering is als volgt:

Routinematig met een adaptieve frequentie van deze metingen. Aanbevolen wordt om te starten met tweewekelijkse metingen van de parameters waarvoor je referentiewaarden wilt opbouwen (SNR, beelduniformiteit, Resonantiefrequentie en RF zender amplitude. Als er geen of weinig acties uit voorkomen kan de frequentie worden verlaagd. De minimale frequentie is gelijk aan die van periodiek onderhoud van het MRI systeem. 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 meer testen nodig)
- Typisch worden in deze situaties 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

3.5.4 Grenswaarden

Criteria	Acceptabel	Kritisch	Speciale toepassingen acceptabel / kritisch	Toelichting
SNR gecombineerd beeld [a.u.]	10%	20%	5/10% MRS	noot 1, 2
SNR ongecombineerd beeld [a.u.]	15%	30%	5/10% MRS	noot 1, 3
Beeld uniformiteit [%]	3%	6%		noot 1,4
Ghosting freq coderingsrichting [%]	1	3		noot 5
Ghosting fase coderingsrichting [%]	1	3		noot 5
Beeldartefacten	niet aanwezig	niet aanwezig		noot 6
Fantom diameter x,y,z [mm]	1%	3%	1/1,5 mm	noot 7
Resonantie Frequentie [MHz]	0,04%	0,1% per maand		noot 1, 8
RF zender amplitude [a.u.]	15%	30%	5/10% MRS	1, 9
Shim Peak-to-Peak [ppm]	1,5	2		noot 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.

Noot 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.

Noot 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 krapper zijn afhankelijk van de uitgangswaarde die bij acceptatie is gemeten, maar vaak zijn deze ruim gedefinieerd. Bij kwantitatieve spectroscopie geldt de striktere specificatie.

Noot 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.

Noot 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.

Noot 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%.

Noot 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.

Noot 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.

Noot 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.

Noot 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.

Noot 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

4.1.1 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 B_1 -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 gradiëntensysteem 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.

4.1.2 Doelstelling

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

4.1.3 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:

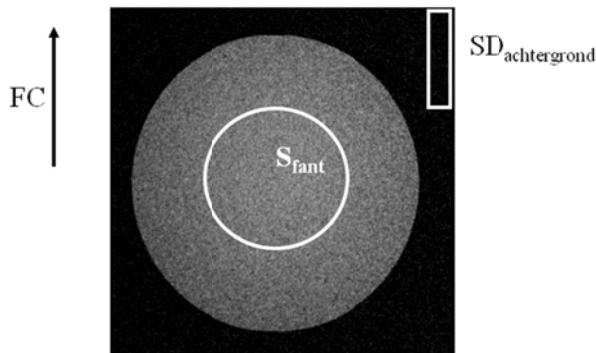
$$\text{SNR}_{\text{NEMA}} = (S1 + S2) / (\text{ruis} \times \sqrt{2})$$

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_{fant} = gemiddelde pixelwaarde van ROI in fantoom, $SD_{\text{achtergrond}}$ = standaard deviatie van ROI in ruisbeeld.

De SNR wordt bepaald met de volgende formule:

$$\text{SNR} = 0,655 S_{\text{fantoom}} / SD_{\text{achtergrond}}$$

Met S_{fantoom} 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.

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

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 gelijk houding van alle andere parameters. Dit is niet op alle scanners mogelijk.

Van belang bij SNR meting is ook de 'loading' (belasting) 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.

4.1.4 Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

4.1.5 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 constantheidstest.
- 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.

4.1.6 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 flexible spoel is een nauwkeurige positionering van belang voor een betrouwbaar meetresultaat.

4.1.7 Referenties

1. Henkelman, "Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images", *Med.Phys* 12 (2) 1985.
2. 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.
3. NEMA standards Publication MS 1-2008 Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR), in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging, 2008.



4.2 Beeld uniformiteit

4.2.1 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. Systeemparameters die de beelduniformiteit beïnvloeden zijn:

- onbalans tussen de elementen van de RF-ontvangstspoel, of defecten in een RF-ontvangstspoel
- homogeniteit van het B_0 -veld (Voor Gradiënt Echo (GE, ook bekend als (Fast) Field Echo, FFE) technieken, niet voor Spin Echo (SE) technieken)
- homogeniteit van het RF excitatie veld (B_1) 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 beelduniformiteit 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.

4.2.2 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.

4.2.3 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.

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.

4.2.4 Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

4.2.5 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:

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.

4.2.6 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

4.3.1 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 A).
- Tenslotte kunnen specifieke ghosts ontstaan, door verkeerde afregeling van de fase van de kwadratuur elementen in de RF zender of ontvangstspolen.
- 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 ontvangstspolen, 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.

4.3.2 Doelstelling

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

4.3.3 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.

4.3.4 Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.



4.3.5 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.

4.3.6 Referenties

1. MRI Quality Control Manual, ACR, 2004, pg 106
(<https://shop.acr.org/Default.aspx?TabID=55&ProductId=731499117>)



4.4 Beeldartefacten

4.4.1 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 ontvangspoel, 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.

4.4.2 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.

4.4.3 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 =

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

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.

4.4.4 Grenswaarden

Niet van toepassing. Zie paragraaf 3.5, note 5.

4.4.5 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]

4.5.1 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 F. 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.

4.5.2 Doelstelling

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

4.5.3 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.

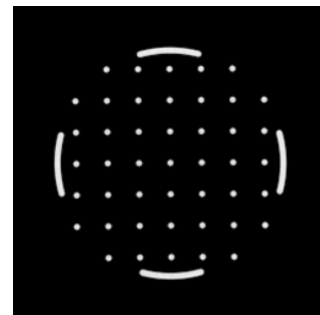
Dezelfde parameter en meer kan bepaald worden door een meer gedetailleerde bepaling van de spatiële lineariteit. Hiervoor kan een fantoom worden gebruikt met meerdere discs zoals in figuur 4.2 is te zien. Hiermee kan deze parameter in 2 richtingen gelijk bepaald worden. Hierbij is de differentiële lineariteit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

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.

4.5.4 Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.



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



4.5.5 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 B_0 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

4.6.1 Inleiding en rationale

De resonantiefrequentie van het signaal wordt bepaald door de sterkte van het B0-veld; verloop van deze parameter is dus een indicatie voor het verloop van het B0-veld. Een aantal processen zorgen ervoor dat de sterkte van het B0-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.

4.6.2 Doelstelling

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

4.6.3 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.

4.6.4 Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.



4.7 RF zender amplitude

4.7.1 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.

4.7.2 Doelstelling

- De test is informatief voor de gebruiker.

4.7.3 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.

4.7.4 Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.



4.8 Shim

4.8.1 Inleiding en rationale

Shimmen van het systeem is het optimaliseren van de homogeniteit van het B_0 -veld, ofwel de uniformiteit van het B_0 -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). Systeemp parameters die van invloed zijn op de shimming zijn:

- nauwkeurigheid van het B_0 -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.

4.8.2 Doelstelling

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

4.8.3 Methode

De homogeniteit van het B_0 -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 lokale B_0 -veld. Een map van het B_0 -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 B_0 -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 lokale 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 C).

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.

Door lijnbreedte van het totale signaal

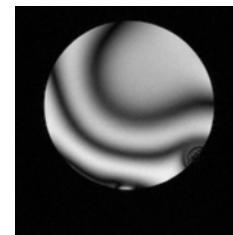
Deze methode gebruikt een spectroscopische maat voor de veld homogeniteit. Hierbij wordt de FWHM (Full Width at Half Maximum) van een non-selectieve FID (Free Induction Decay) gebruikt. De verkregen FID geldt voor het hele volume van het gebruikte fantoom, en komt dus meer overeen met de Shim RMS waarde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

4.8.4 Grenswaarden

Zie paragraaf 3.5.

4.8.5 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.



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



Bijlage A: 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 spoelement gebruikt, met onderling orthogonaal gevoeligheidsprofiel. De combinatie van deze twee orthogonale spoelementen 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 B: Generiek protocol met directe offline data analyse

Dit protocol sluit aan bij het ACR 2004 protocol.

B.1: Fantoom

Generiek MR fantoom: ACR fantoom (zie paragraaf 3.5 Fantoom). Een kleine speciale strip voor positionering van het fantoom in de RF spoel kan nodig zijn voor eenduidige positionering (zie figuur B.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 B1. ACR fantoom

B.2: Spoel

MR hoofdspoel

B.3: Scanner

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



Figuur B2. ACR fantoomhouder met hoofdspoel.

Tabel B.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

B.4: 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.

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

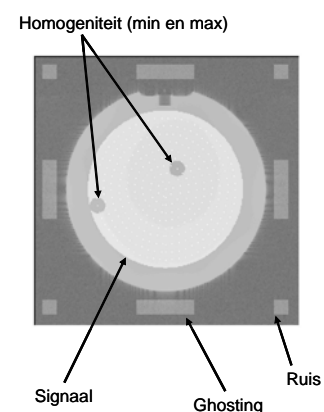
Shim map in transversale vlak, gelijk aan scan #4. Dit kan met een B_0 map m.b.v. een spoiled GE meting met 2 verschillende echotijden (verschil van echotijd in orde van 5 ms) met reconstructie van fase beelden. Standaard kan dit op Philips en Siemens systemen (met oudere Siemens systemen is een fMRI optie noodzakelijk) en met aanpassing op GE.

B.5: 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:

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



Figuur B3. ROI instellingen op transversaal fantoombeeld



- 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 (7×7 mm) zijn geplaatst in de 4 hoeken. Zie ook figuur B.3.

- **Ghosting**, gedefinieerd als:

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

(zie ACR manual pg 106)

Ghosting ROI met rechthoek van 28×7 mm (zie figuur B.3).

- **Beeld uniformiteit**, gedefinieerd als:

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

(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 B.3.

- 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

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

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 afgekapt 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 B.4). Deze DICOM ontvanger, beeldanalyse, database, en webviewing set-up is ontwikkeld in de BVT QC software werkgroep (zie referenties).



Figuur B4. Voorbeeld van resultaten overzicht gegenereerd door de WAD software, met bijbehorende grafiek van verloop van de resultaten in de tijd.

B.6: Referenties

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

Bijlage C: 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 C.1 geeft een overzicht van de verschillende parameters voor constantheidstesten en de bijbehorende Siemens (Customer) QA testen.

Tabel C.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>
Fantomdiameter [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.

C.1: 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 C.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 C.1). De software geeft per test aan welk fantoom en welke fantoomhouder vereist zijn.

Spoel

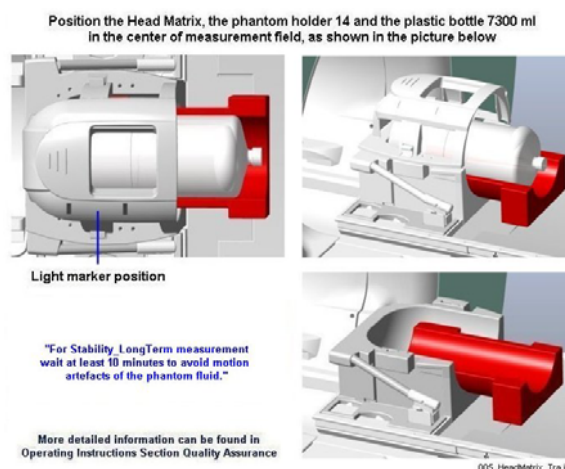
MR hoofdspoel plaatsen en aansluiten.

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:



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

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 C.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

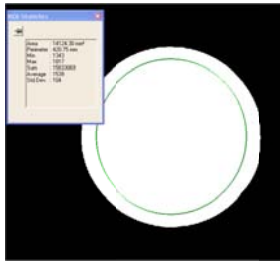
- Voor de handmatige ghosting analyse, zie het generiek protocol (bijlage B).

Shim

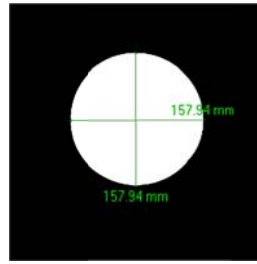
- Voer vervolgens een scan uit; gebruik hiervoor het volgende protocol:
Exam-Explorer>Siemens>SequenceRegion > Service Sequences > DefaultProtocols> field (scantijd 1:19)
- Gebruik een TE van 120 ms.
- Noteer het aantal kleurwisselingen (bijvoorbeeld wit naar wit) in het beeld.

Referenties

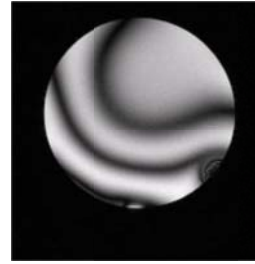
1. Operating instructions, Magnetom family (Version syngo MR B13)



Figuur C.3. Meting van de beelduniformiteit.



Figuur C.4. Meting van de fantoom diameter.



Figuur C.5. Bepaling van de shim.

C.2: 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 systeeminstellingen 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 C.6).



Figuur C.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 spoeelementen.
- Brightness/SN Measurement

	Value	Low Spec	High Spec
SN protocol	CP_Body_Array_BO1_BO2_Sag		
SN	59.0	48.0	
Brightness	355	200	800

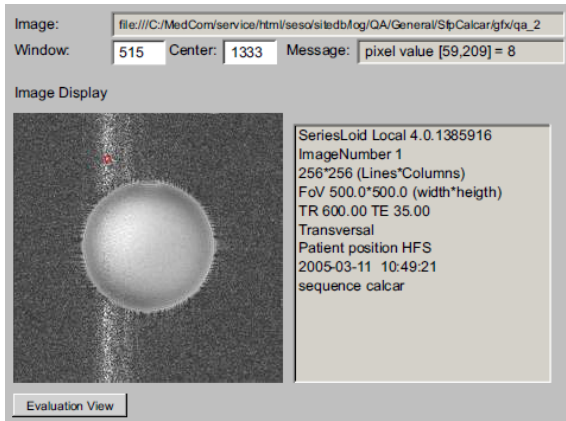
Beeld uniformiteit

- 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%	< 35%

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 C.7. Calculation Artefacts test

Resultaten:

Artifacts_for_Transversal

	V alue	Low Spec	High Spec	U nit
slice shift 1	0. 000			n m
Transversal_Artifact_Ec ho1	1. 112	0.000	2.000	%
slice shift 2	0. 000			n m
Transversal_Artifact_Ec ho2	1. 092	0.000	3.000	%

Artifacts_for_Sagittal

	V alue	Low Spec	High Spec	U nit
slice shift 1	0. 000			n m
Sagittal_Artifact_Ec ho1	0. 282	0.000	2.000	%
slice shift 2	0. 000			n m
Sagittal_Artifact_Ec ho2	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 C.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



	V alue	Low Spec	High Spec	U nit
B pp	1. 68	0.00	3.00	p pm
B rms	0. 14	0.00	0.40	p pm

Bijlage D: 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.

D.1: 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 D.1. Het fantoom is Philips-specifiek en wordt standaard bij een MRI-systeem geleverd.

D.2: 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 D.1. Philips hoofdfantoom met sense 8 head coil

D.3: 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 D.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 D.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.

Onderstaand wordt per parameter uit Tabel D.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.

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

#	Onderdeel	Fantoom-sectie	PIQT parameter	Toelichting
	Signaal ruis verhouding, gecombineerd beeld [a.u.]	FFU	S/N(B)	Gebruik de S/N(B) waarde van de 1 ^e SE (eerste kolom)
	Beelduniformiteit (Flood field uniformity) [%]	FFU	Int_Unif	Gebruik de Int Unif waarde van de 1 ^e SE (eerste kolom)
	Ghostingsniveau [%]	FFU	Art_Level	Gebruik de Art Level waarde van de 1 ^e SE (eerste kolom)
	Beeldartefacten	FFU	Niet in PIQT	Visuele beoordeling van PIQT beelden op ghosting, lines, zippers en andere artefacten.
	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.
	Resonantie-frequentie [MHz]	nvt	Central_freq	
	RF zender amplitude [a.u.]	nvt	RF_factor	
	Shim [ppm]	nvt	Niet in PIQT	Uit losse scan (B0 map), handmatige analyse

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:

- $SNR(B) = 0,655 \times R / SD(B)$
- $SNR(C) = 0,655 \times R / SD(C)$

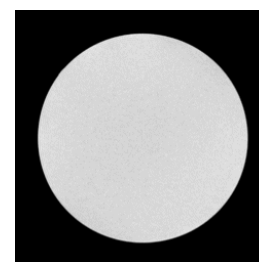
waarbij geldt dat:

- 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)

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

Beelduniformiteit (Flood Field Uniformity)

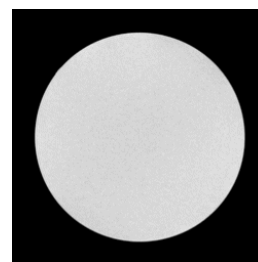
De flood field uniformity is een indicatie van de homogeniteit van een MRI systeem en deze parameter wordt uitgedrukt als het verschil in signaalintensiteit ten opzichte van een gemiddelde pixel waarde.



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

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



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

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

- 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)

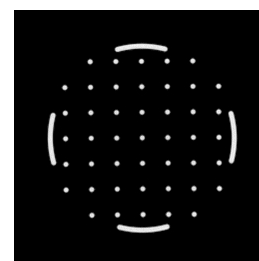
De spatiële lineariteit geeft een indicatie van de geometrische vervorming in de beelden die door een MRI systeem worden geproduceerd. Voor het bepalen van de spatiële lineariteit wordt een gedeelte van het PIQT fantoom gebruikt dat een array van 45 discs bevat (zie figuur D.5).

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:

$$Differentiële\ lineariteit = 100 \times ((gemeten\ afstand / werkelijke\ afstand) - 1)$$

- 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



Figuur D.5: MR beeld waarop geometrische nauwkeurigheid wordt



- 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

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 B_0 -map. Voor het maken van een B_0 -map is echter een Clinical Science Key nodig.

Bijlage E: Protocol op GE MR systemen

Tabel E.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 E.1) die past in de hoofdspool, of evt. een Daily Quality Assurance cilinderfantoom (DQA-III, figuur E.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.



Figuur E.1. GE 8 kanaals hoofdspool met GE Top Level Test bol-fantoom voor QC



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

Deze test meet:

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

E.1: Scanner

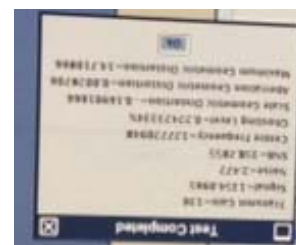
De kwaliteitstesten die beschreven zijn in deze bijlage zijn gebaseerd op GE Discovery 3.0T MR systemen met R25 software. Voor oudere releases is de uitvoering van de kwaliteitstesten vergelijkbaar.

E.2: Meetprotocol

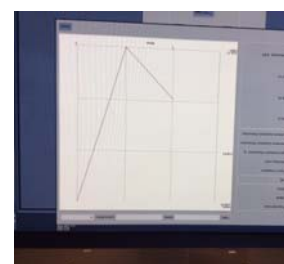
- Kies een nieuwe patiënt in de ‘Scan Desktop’. Vul in ‘geservice’ als patiënt-ID en 50kg als patiëntgewicht.
- Kies een 3-plane ‘localizer’ van de protocollenboom.
- Maak de scan, en kies ‘End Exam.’
- Ga naar de ‘Service Desktop’ en kies de ‘Image Quality’ Tab van de ‘Service Browser’.
- Kies ‘Daily 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 E.4).
- 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 E.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 E.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.



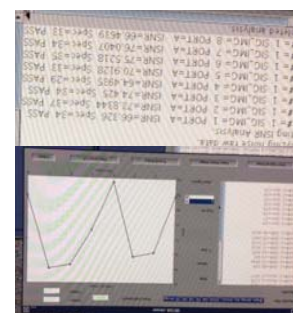
Figuur E.3. De Image Quality Tab van de Service Browser



Figuur E.4. Popup window met testresultaten



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



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

E.3: 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 (5×5 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 (5×5 pixels). De ruis (N) is de gemiddelde signaal intensiteit een vierkant van een 25 pixel ROI (5×5 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.

E.4: Referenties

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



Bijlage F: 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 B_0 , en verloop over de tijd, methode zie 4.6.
 - Shim
 - Methode zie 4.8, en bekijk ook de RMS shim meetrapportage van de fabrikant.
 - Cryogeen vulniveau en verbruik
 - Alleen voor systemen met een open cryostaat.
 - Bepaal start vulniveau; verbruik bij huidige MR systemen pas na langer dan een half jaar 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 d.m.v. bekijken testresultaten van de fabrikant.
 - Gradiënt 'duty cycle'
 - Test of de gespecificeerde gradiënt 'duty cycle' wordt gehaald.
 - Kan ook testrapporten van de fabrikant te 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 localisatie: 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 Leidraad kwaliteitscontrole monitoren.

Leidraad Kwaliteitscontrole Ultrageluidsapparatuur



Inhoudsopgave

1	VERSIEBEHEER EN AUTEURS	241
2	OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLING EN FREQUENTIE	242
3	INTRODUCTIE EN RANDVOORWAARDEN	243
3.1	INTRODUCTIE.....	243
3.2	OVERZICHT RICHTLIJNEN	244
3.3	RANDVOORWAARDEN	245
3.4	PUNTEN DIE NIET IN VERSIE 3.0 ZIJN OPGENOMEN	249
3.5	REFERENTIES	249
4	BESCHRIJVING TESTEN	250
4.1	HYGIËNE EN BESCHADIGING.....	250
4.2	UNIFORMITEIT	252
4.3	SENSITIVITEIT (SEMI-OBJECTIEF).....	254
4.4	DYNAMISCH BEREIK EN CONTRAST RESOLUTION.....	256
4.5	RESOLUTIE	258
4.6	SENSITIVITEIT / PENETRATIE DIEPTE (OBJECTIEF)	260
4.7	AFSTAND IJKING	262
4.8	ELEVATIONELE (PLAK)DIKTE EN FOCUS	264



1 Versiebeheer en auteurs

Datum	Versie	Auteurs
28-3-2012	Versie 1.0 Vastgesteld op NVKF congres 28 maart 2012 Intern gepubliceerd	C.L. de Korte (werkgroepvoorzitter) A.N. de Jong M. van der Graaf G. Weijers N. Braakman R. Wientjes S. Niehof J.M. Thijssen R.J.A. Peters
9-4-2106	Versie 2.0 Lancering op NVKF congres 2016 Intern gepubliceerd	C.L. de Korte (werkgroepvoorzitter) A.N. de Jong M. van der Graaf G. Weijers N. Braakman R. Wientjes S. Niehof J.M. Thijssen R.J.A. Peters W.B.L. Gevers
8-10-2019	Versie 3.0 Vastgesteld door het NVKF bestuur en de commissie kwaliteit van de NVKF (4-7-2019) na een ledenraadpleging in sep/okt 2018 Extern gepubliceerd op 8-10-2019	C.L. de Korte (werkgroepvoorzitter) A.N. de Jong M. van der Graaf G. Weijers N. Braakman R. Wientjes S. Niehof J.M. Thijssen R.J.A. Peters W.B.L. Gevers

2 Overzicht testen, doelstelling en frequentie

§	Categorie	Parameter	Acceptatie/ Constantheid ¹	Aanbevolen / Optioneel	Aanbevolen Aanvangs- frequentie	Frequentie aanpasbaar ²	Aanbevolen minimum ³
4.1	Veiligheid	Hygiëne en beschadiging	C	A	Elke dag	Nee	Elke dag
4.2	Beeld- kwaliteit	Uniformiteit	C	A	Elke dag	Nee	Elke dag
4.3		Sensitiviteit (semi- objectief)	C	A	Elke dag	Ja	Wekelijks
4.4		Dynamisch bereik & contrast resolutie	A/C	A	1 x per 6 mnd	Ja	Jaarlijks
4.5		Resolutie	A/C	A	1 x per 6 mnd	Ja	Jaarlijks
4.6		Sensitiviteit / Penetratiedie pte (objectief)	A/C	A	1 x per 6 mnd	Ja	Jaarlijks
4.2		Uniformiteit	A/C	A	1 x per 6 mnd	Ja	Jaarlijks
4.7		Afstandijking	A	A	1 x per jaar	Ja	(her)acceptatie
4.8		Elevationele bundeldikte & focus	A	A	1 x per jaar	Ja	(her)acceptatie

Toelichting

1. Toelichting 'Doelstelling':
 - A = Acceptatietest
 - C = Constantheidstest
2. Toelichting "aanpasbaar":
 - Frequentie halveren indien significant aantal maal geen afwijking;
 - Frequentie verhogen bij onverwachte afwijkingen
3. Toelichting "Aanbevolen minimum": verantwoord vanuit technisch en operationeel oogpunt
 - Voorbeelden: wekelijks; jaarlijks; groot onderhoud; (her)acceptatie; etc.



3 Introductie en randvoorwaarden

3.1 Introductie

Dit document beschrijft de acceptatie-, constantheid- en statuscontroles die uitgevoerd dienen te worden aan echoapparatuur. Als basis voor deze testen zijn een aantal publicaties en richtlijnen gebruikt zoals hieronder verder omschreven. De testen in dit protocol zijn in eerste instantie van toepassing op nieuwe echomachines. De waarden uit de acceptatietests van deze machines zullen bewaard moeten worden, zodat bij opvolgende constantheidstesten de resultaten vergeleken kunnen worden.

Voordat tests uitgevoerd worden, moeten alle instellingen gelijk aan de waarden tijdens de acceptatietest gezet worden. Het is aan te raden om tijdens de acceptatietest hiervoor een pre-set aan te maken indien dit mogelijk is en bij elke opvolgende test deze preset weer in te laden.

De meest geschikte basisinstelling voor de echomachine voor tijdens de test zijn hieronder aangegeven. Enige afwijkingen aan de standaard instellingen worden per test benoemd.

Voordat de testbeelden geanalyseerd worden, moet er een correctie voor de lineariteit van de grijswaarden uitgevoerd worden. De methode hiervoor is in onderstaande paragraaf verder uitgewerkt.

De beelden die met de echomachine gemaakt worden zijn sterk afhankelijk van de gebruikte probes. De acceptatie-, status- en constantheidstesten zullen dan ook voor elke probe-machine combinatie afzonderlijk uitgevoerd moeten worden. Niet alle tests zijn met alle probes uit te voeren. In onderstaande paragraaf is een kort overzicht aangegeven en bij de individuele tests is nog eens expliciet aangegeven wanneer een probe ongeschikt is voor de test.

Tenslotte is er een overzicht gegeven van welke fantomen er beschikbaar zijn voor het uitvoeren van de tests en welke software pakketten er beschikbaar zijn voor de uitvoering van de analyses.

De lokale klinisch fysicus kan besluiten om af te wijken van de hier genoemde tests en frequenties. Een belangrijk aspect in deze afweging zal het gebruik van de betreffende machine zijn. Bij een hoger risico in het gebruik is het logisch om meer testen uit te voeren of om dit met een hogere frequentie te doen.



3.2 Overzicht richtlijnen

IPEM 102 - 2010

Overzicht van simpele tests voor het regelmatig checken van ultrasound scanners gevolgd door een overzicht van meer complexe tests voor het uitvoeren van een acceptatie of het controleren van de systeemprestaties. Ontwikkeld door het Institute of Physics and Engineering in Medicine, een vereniging van natuurkundigen, ingenieurs en technologen in de gezondheidszorg.

EFSUMB - Guideline for Technical Quality Assurance (TQA) of Ultrasound devices (B-Mode) - 2012

Publicatie van de Technical Quality Assurance groep van de EFSUMB, waarin de belangrijkste quality assurance parameters beschreven worden voor beeldacquisitie, beeldkwaliteit, apparaatprestatie en apparaatfunctie.

IEC 60 601-2-37 - 2007

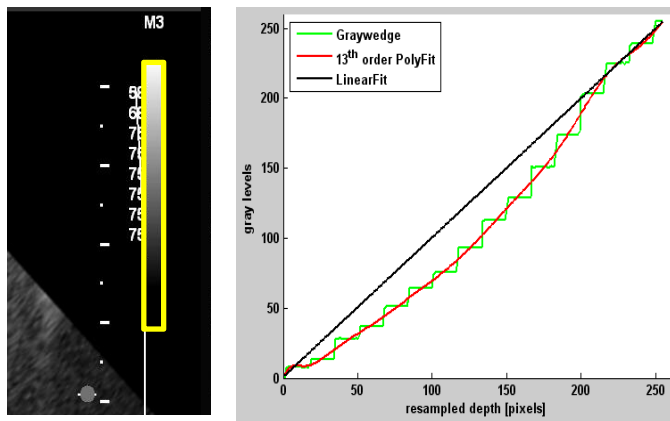
Richtlijn voor de eisen aan veiligheid en essentiële prestaties van ultrageluid apparatuur. Geeft ook een overzicht van de eisen aan elektrische veiligheid, mechanische veiligheid en opwarming als gevolg van het gebruik van ultrageluid.

3.3 Randvoorwaarden

3.3.1 Postprocessing

Inleiding

Voordat de analyse van de testen uitgevoerd kan worden, moeten eerst de grijswaarden gelineariseerd worden. De Look-Up-Table (LUT), ook wel "post-processing" genoemd, is de representatie van de logaritmisch gecomprimeerde en gedigitaliseerde grijswaarden. Voor controle metingen is een lineaire LUT noodzakelijk omdat alleen dan een lineaire relatie bestaat tussen de grijswaarden en echo levels in [dB]. Deze meting moet voor elke reeks van analyses uitgevoerd worden en dient dus met minimaal dezelfde frequentie als de constantheidstesten te worden uitgevoerd. Voor de statustesten is deze stap niet nodig. Deze hieronder genoemde stappen kunnen uitgevoerd worden in bijvoorbeeld de softwarepakketten genoemd in paragraaf 3.3.5.



Methode

1. Extraheer de LUT (grijswaarden wig) van het echobeeld en snijd deze indien nodig zodanig bij dat de maximum(255) en minimum(0) grijswaarden altijd aanwezig zijn.
2. Bereken de gemiddelde waarde over de breedte van de LUT vs. positie (diepte)
3. Als de LUT getrapt is, bepaal dan steeds de gemiddelde waarde per traprede
4. Zijn er minder dan 256 grijswaarden (0-255): resample dan de curve naar 8-bits of voor een polyfit uit.
5. Bereken de lineaire LUT (0:255)
6. Transformeer/corrigeer de grijswaarden van alle echo-beelden aan de hand van het verschil tussen de lineaire Look-up-Table (LUT) en de gemeten LUT.

Om ervoor te zorgen dat deze stap in de toekomst overbodig wordt worden alle klinisch fysici verzocht het ontbreken van een lineaire look-up-table bij fabrikanten onder de aandacht te brengen!

Referenties

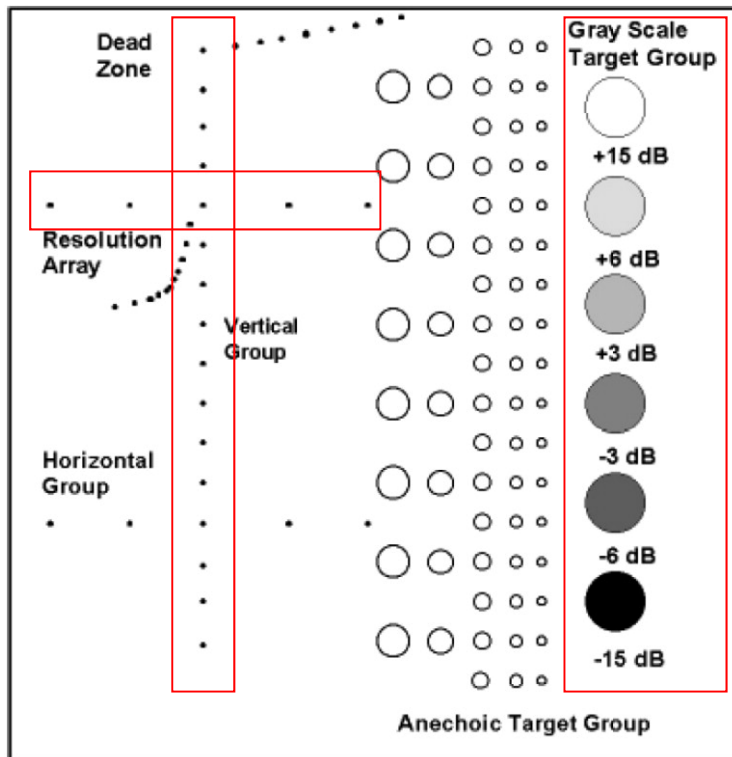
Thijssen JM, Weijers G, de Korte CL. Objective performance testing and quality assurance of medical ultrasound equipment. *Ultrasound Med Biol.* 2007 Mar;33(3):460-71.

3.3.2 Fantomen

Er zijn fantomen van meerdere fabrikanten beschikbaar voor het uitvoeren van de tests. Een fantoom waarmee alle in dit protocol beschreven tests uitgevoerd kan worden, heeft tenminste de volgende onderdelen:

- Een rij met 6 cilinders met intensiteiten tussen de +15 en -15 dB op dezelfde afstand van de rand van het fantoom
- Een kolom en rij met zo dun mogelijke draadjes op bekende afstand van elkaar
- Een homogene regio

Deze onderdelen zijn met rode kaders aangegeven in de volgende afbeelding.



Fantomen worden zowel met Polyurethaan als gel (op waterbasis) als opvulling geproduceerd. De gelopvulling heeft als voordeel dat de geluidssnelheid en de scattering van het materiaal het best overeenkomt met menselijk (spier)weefsel. Het nadeel van dit materiaal is dat het in de tijd degradeert (uitdroogt) en het fantoom opnieuw gekalibreerd en gerepareerd moet worden. Dit moet uitgevoerd worden voordat de acceptatie en constantheidstesten uitgevoerd worden, zodat het degradatieniveau in beide situaties vergelijkbaar is.

Hieronder is een overzicht gegeven van geschikte fantomen om het volledige protocol uit te voeren:

- ATS Multipurpose 539, 549, 550, 551
 - Gemaakt van Polyurethaan
- Kyoto Kagaku N365
 - Gemaakt van Polyurethaan
- CIRS 040GSE
 - Gemaakt van Zerdine®, calibratie niet nodig
- Gammex SONO 403, 410
 - Gemaakt van gel, kalibratie nodig
 - 410 met name geschikt voor curved probes.

3.3.3 Presets

De instellingen van de echomachine kunnen het beste zo dicht mogelijk bij de fabriekinstellingen gezet worden. Bij constantheidstesten moeten de instellingen gelijk worden gezet aan de instellingen bij acceptatie. Het is hierom belangrijk dat de instellingen bij acceptatie zo gekozen worden dat deze reproduceerbaar zijn. Het is aan te raden indien mogelijk een preset op de machine aan te maken waar de gebruikte instellingen tijdens acceptatie in opgeslagen worden. Als dit niet mogelijk is dienen de gebruikte instellingen per test zorgvuldig gedocumenteerd te worden. Hieronder worden aanbevelingen gedaan voor de waarden van veelvoorkomende instellingen, op volgorde van voorkeur:



- Laterale focus: op elevatie focus gegeven door fabrikant of zelf geschat.
- TGC sliders: in de middenstand of in andere reproduceerbare stand
- LGC: uit, in de middenstand of in andere reproduceerbare stand
- Overall Gain: fabrieksinstelling of afstellen op de contrastschijven van een fantoom zodat er geen underflow bij de donkerste schijf plaatsvindt en er geen saturatie bij de lichtste schijf plaatsvindt.
- DR: fabrieksinstelling of tussen de 60 en 80.
 - Harmonics uit.
 - Post-processing zo veel mogelijk uit, bijvoorbeeld:
 - Persistence uit
 - Compounding uit
 - Speckle reduction uit
 - Resolutie enhancements uit

3.3.4 Probes

Het type probe dat gebruikt wordt heeft veel effect op de resultaten van de tests. Hierom moet bij constantheidstesten dezelfde probe gebruikt worden als bij de acceptatie test. Niet alle testen zijn mogelijk met alle probes en voor curved en phased probes is het voordat sommige analyses uitgevoerd worden nodig om een backscan conversie uit te voeren, waarin het gebogen plaatje terugberekend wordt naar een rechte opname. In principe zijn alle tests ook geschikt voor 3D probes. Maar, met name de afstand ijking is wel complexer voor 3D probes (in verband met de oriëntatie van de draadjes in het fantoom).

Hieronder wordt een kort overzicht gegeven van de belangrijkste opmerkingen per probe type:

1. Lineair: Alle tests mogelijk.
2. Curved: backscan conversie nodig bij de meeste testen; elevationele plakdikte test volgens de Skolnik methode niet gevalideerd.
3. Phased: backscan conversie nodig bij meeste testen; uniformiteitstest niet mogelijk, sensitiviteitstest (subjectief) niet mogelijk; elevationele plakdikte test volgens de Skolnik methode niet gevalideerd.
4. Overige probes: Meestal een speciaal op de probe afgestemd fantoom nodig om de transduceroppervlakte volledig op het fantoom te krijgen, meestal backscan conversie nodig, elevationele plakdikte test meestal niet mogelijk

3.3.5 Analyse software

Er zijn verschillende softwarepakketten beschikbaar om de analyse van echobeelden te vereenvoudigen of te automatiseren. Hier is een kort overzicht gegeven van deze pakketten. Desgewenst kan de gebruiker de analyses ook handmatig uitvoeren met gebruik van bijvoorbeeld MatLab of ImageJ.

Vrij beschikbaar

QA4US

http://music.radboudimaging.nl/index.php/MUSIC_qa4us

Een pakket waarin alle tests beschreven in dit protocol geanalyseerd kunnen worden. Daarbij worden alle benodigde pre-processing tests van tevoren uitgevoerd en kan er na de analyse een rapport worden gegenereerd.

WAD software; reverberatie beelden

https://github.com/wadqc/WAD_Python

Er is een WAD software analysemodule beschikbaar binnen het pyWAD pakket waarin automatisch de reverberatiepatronen geanalyseerd kunnen worden voor uniformiteit (objectief) en sensitiviteits



constantheidstesten. Deze software is bedoeld voor monitoring van de status van de echo probes waarbij minimale gebruikers input vereist is.

Commercieel beschikbaar

UltraIQ

<https://ultraiq.com/>

Een pakket waarin alle tests beschreven in dit protocol automatisch met minimale gebruikersinput geanalyseerd kunnen worden. Daarbij worden alle benodigde pre-processing tests van tevoren uitgevoerd en kan er na de analyse een rapport worden gegenereerd.



3.4 Punten die niet in versie 3.0 zijn opgenomen

In dit protocol wordt geen aandacht besteed aan:

1. Borging elektrische veiligheid; dit dient minimaal jaarlijks gecontroleerd te worden
2. QC voor Doppler-metingen
3. Voor de monitor functie verwijzen we naar het protocol Monitoren. Maak eventueel gebruik van het testbeeld van het monitor systeem.

3.5 Referenties

1. Gibson NM, Dudley NJ, Griffith K. A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound. *Ultrasound Med Biol.* 2001 Dec;27(12):1697-711.
2. Browne JE, Watson AJ, Gibson NM, Dudley NJ, Elliott AT. Objective measurements of image quality. *Ultrasound Med Biol.* 2004 Feb;30(2):229-37
3. Thijssen JM, Weijers G, de Korte CL. Objective performance testing and quality assurance of medical ultrasound equipment. *Ultrasound Med Biol.* 2007 Mar;33(3):460-71.
4. "Single phantom image" (SPI) methode van: Gorny KR, Tradup DJ, Hangiandreou NJ. Implementation and validation of three automated methods for measuring ultrasound maximum depth of penetration: application to ultrasound quality control. *Med Phys.* 2005 Aug;32(8):2615-28
5. Skolnick ML. Estimation of ultrasound beam width in the elevation (section thickness) plane. *Radiology.* 1991 Jul;180(1):286-8

4 Beschrijving testen

4.1 Hygiëne en beschadiging

4.1.1 Inleiding en rationale

Voordat het echoapparaat gebruikt wordt, moet dagelijks gecontroleerd worden of deze schoon is en of er geen duidelijke beschadigingen aanwezig zijn.

Breuken in kabels en eventueel losraken van de lens kan de beeldkwaliteit en de elektrische veiligheid negatief beïnvloeden. Aanwezigheid van resten gel en ander vuil kan bijvoorbeeld leiden tot infecties bij patiënt. Een loszittende lens kan een elektrische verbinding tussen het lichaam en de transducer-elementen veroorzaken waardoor het apparaat niet meer veilig is.

4.1.2 Frequentie

Statustest: Als onderdeel van de statustesten is de geadviseerde frequentie dagelijks. Voor elk gebruik uitvoeren vanwege infectiegevaar en effecten op beeldkwaliteit; langdurige aanwezigheid van gelresten kan de transducerlens blijvend beschadigen.

4.1.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Geen.

4.1.4 Methode

Voor gebruik moet getest worden of het transduceroppervlak en het controlepaneel hygiënisch schoon zijn. Ook dient gecontroleerd worden of er beschadigingen aanwezig zijn (zie onderstaand voorbeeld figuur). Hierbij moet met name gelet worden of er geen krassen op het transduceroppervlak aanwezig zijn en of de lens niet los raakt. Snoeren dienen gecontroleerd te worden op breuken. Deze controle kan visueel door de gebruiker worden uitgevoerd.



4.1.5 Analyse en interpretatie

Niet van toepassing

4.1.6 Grenswaarden

Bij aanwezigheid van vuil: reiniging; transducer reinigen met speciale tissues/foam zonder alcohol aangezien transducerkoppen beschadigd kunnen raken door alcohol.

Bij beschadigingen: laten repareren



4.1.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.1.8 Valkuilen en kanttekeningen

Geen

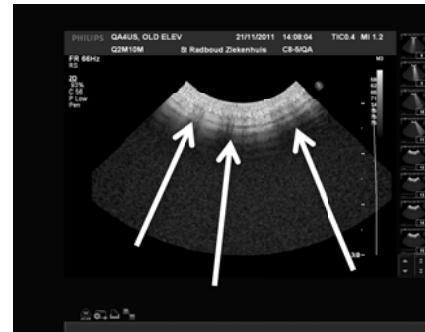
4.1.9 Referenties

Geen

4.2 Uniformiteit

4.2.1 Inleiding en rationale

De uniformiteit van een echobeeld wordt bepaald door afwijkingen in de gevoeligheid van de elementen van de transducer en/of van individuele voorversterkers. Deze test is alleen van toepassing op linear en curved-linear array transducers. Afwijkingen leiden tot inhomogene echobeelden (donkere verticale/radiaale banden) waardoor de diagnostiek negatief wordt beïnvloed.



4.2.2 Frequentie

Statustest: Frequentie dagelijks aangezien transducerelementen plotseling kunnen uitvallen; dit heeft direct effect op de beeldkwaliteit. De resultaten van de test hoeven niet vastgelegd te worden: de laborant of arts dient slechts voor het gebruik visueel te controleren of de uniformiteit acceptabel is.

Constantheidstest: Frequentie om de 6 maanden of indien de statustest voor uniformiteit een afwijking vertoond.

4.2.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving
Fantoom	Fantoom met homogene regio.

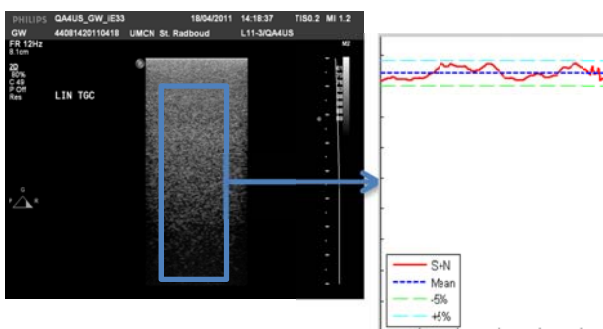
4.2.4 Methode

Statustest: De uniformiteit wordt subjectief bepaald door de ringdown van de transducer in lucht te bekijken. Wanneer de transducer in lucht wordt gehouden zijn een aantal ringen te zien. Verschillen in beeld helderheid over een ring duiden op verminderde gevoeligheid van de elementen die voor deze zone actief zijn (zie figuur boven). Voor de test dient het transducer oppervlak volledig schoon en droog te zijn.

Constantheidstest: De uniformiteit wordt objectief bepaald door een beeld te maken van een homogeen fantoom. De diepteinstelling moet dusdanig gekozen worden dat de overgang van signaal (speckle) naar ruis zichtbaar is. Er moet gezorgd worden voor een goed contact tussen transducer en fantoom en er moet een homogeen deel worden afgebeeld

4.2.5 Analyse en interpretatie

Bij een transducer in lucht (statustest): bepaal visueel of er gebieden zijn met verminderd echoniveau zoals aangegeven door de pijlen in het echogram rechtsboven.



Bij een fantoom meting (constantheidstest): de uniformiteit kan kwantitatief worden bepaald door het gemiddelde laterale profiel te meten. Met behulp van software kan de uniformiteit van het gehele echobeeld worden bepaald door een regio van links naar rechts te selecteren (linker figuur) en daarvan de echogeniciteit gemiddeld over de diepte te bepalen (rechter figuur). De gekozen diepte van de ROI is tot waar de speckle van het scatter in het medium nog gezien kan worden. Aan de zijkanten van het beeld van linear array transducers kan is een lagere helderheid/sensitiviteit (door gebruik van minder aantal elementen bij zenden en ontvangen) zichtbaar zijn. Daarom mag de buitenste 20% van beeld niet worden meegenomen in deze analyse.

4.2.6 Grenswaarden

Bij een transducer in lucht: als er gebieden zijn met verminderd echoniveau voer dan een uniformiteitstest met fantoom uit.

Bij een fantoom meting: afwijkingen aan de randen zijn normaal maar wanneer het echo niveau in het middengebied meer dan 5% afwijkt van het gemiddelde echoniveau:

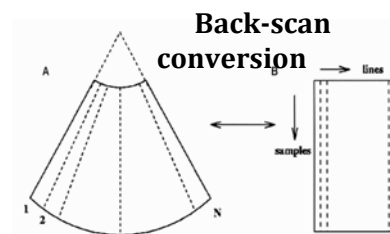
1. controleer of de instellingen identiek zijn aan acceptatietest instellingen en vooral of alle LGC sliders op de correcte waarde staan.
2. herhaal test, bij blijven overschrijding grenswaarden: overleg met klinische gebruiker.
3. Bij afwijking van 10% of meer: direct analyse uitvoeren, enkel gebruiken voor specifieke toepassing met adequate onderbouwing.

4.2.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.2.8 Valkuilen en kanttekeningen

Deze meting is alleen geschikt voor linear en curved-linear array transducers. Uitval of verlies van gevoeligheid van een element(en) kan direct effect op de uniformiteit omdat er normaliter met een subgroep elementen wordt gewerkt voor de beeldvorming van één beeldlijn. Bij curved linear array transducers moet voordat de uniformiteit kan worden bepaald eerst back-scan conversie (Valckx FM, 2000) worden uitgevoerd (figuur rechts). Bij phased array transducers gaat deze meting niet op omdat alle elementen tegelijk actief zijn bij het zenden en ontvangen. Uitval van elementen zal zich vertalen in een verlaagde overall sensitiviteit.



Volledige koppeling bij curved array met een grote (of erg bolle) voetprint is vaak onmogelijk op fantomen met een vlakke bovenkant. Probeer door uitvoeren van extra zo goed mogelijk contact te maken met het gehele transduceroppervlak. Als dit niet lukt, bedenk dan dat het water/gel tussen de lens en het fantoom zorgt voor een onverzwakte aankomst van het geluid bij het fantoom en dus resulteert in enhancement. Dit zorgt voor onbruikbare/onrealistische resultaten. Daarnaast is de analyse-regio zeer beperkt omdat de wanden als snel in beeld zullen komen, en er dus niet meer over de volledige breedte gemeten kan worden. Advies is dan de diepte-range zo klein mogelijk te kiezen.

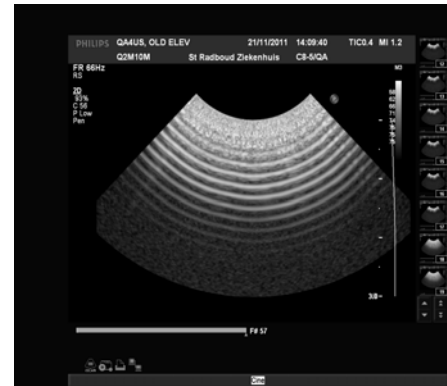
4.2.9 Referenties

1. Gibson NM, Dudley NJ, Griffith K. A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound. *Ultrasound Med Biol.* 2001 Dec;27(12):1697-711.
2. Browne JE, Watson AJ, Gibson NM, Dudley NJ, Elliott AT. Objective measurements of image quality. *Ultrasound Med Biol.* 2004 Feb;30(2):229-37
3. Thijssen JM, Weijers G, de Korte CL. Objective performance testing and quality assurance of medical ultrasound equipment. *Ultrasound Med Biol.* 2007 Mar;33(3):460-71.
4. Valckx FM, Thijssen JM, van Geemen AJ, Rotteveel JJ, Mullaart R. Calibrated parametric medical ultra-sound imaging, *Ultrasonic Imaging* 22, 57-72 (2000).

4.3 Sensitiviteit (semi-objectief)

4.3.1 Inleiding en rationale

De gevoeligheid van een combinatie van echo apparaat en transducer wordt bepaald door de inherente ontwerp eigenschappen van een transducer (materiaal keuzes, efficiency, e.d.) en de kwaliteit van de voorversterkers (ruis getal, bandbreedte). De totale gevoeligheid van apparatuur plus transducer kan (semi-objectief) bepaald worden door middel van een visuele inspectie van het aantal herhalingsecho's (ringdowns) tussen de elementen en de lens of de diepte tot waarop ze nog te zien zijn. Deze test is alleen geschikt voor (curved) linear array probes, daar de herhalingsecho's enkel ontstaan als de geluidsgolven loodrecht worden uitgezonden. Dit is niet het geval bij phased arrays gezien de andere werking van probe, de beeldvorming gebeurt lokaal door alle elementen tegelijk waarbij de bundel gestuurd kan worden.



4.3.2 Frequentie

Statustest: Als onderdeel van de statustesten is de geadviseerde frequentie dagelijks. Een verminderde sensitiviteit heeft direct invloed op het aantal herhalingsecho's en aanbevolen wordt daarom de test dagelijks (maar zeker wekelijks) uit te voeren.

4.3.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Geen

4.3.4 Methode

De sensitiviteit wordt bepaald door de ringdown van de transducer te bekijken (diepte / aantal). Voor de test moet het transducer oppervlak volledig schoon en droog zijn. De diepte/het aantal wordt vergeleken met de nul-meting.

4.3.5 Analyse en interpretatie

Wanneer de transducer in lucht wordt gehouden zijn een aantal ringen te zien. Het aantal ringdowns (of de diepte waarop de laatste ringdown te zien is) dienen genoteerd te worden en geven een indruk van de gevoeligheid van de transducer/apparaat combi. Verminderde gevoeligheid zal resulteren in minder zichtbare ringdown (herhalingsecho's tussen de elementen en de lens).

4.3.6 Grenswaarden

Als de diepte/aantal ringen met 10% is afgenomen t.o.v. de acceptatiewaarden, controleer dan de instellingen en voer de meting opnieuw uit.

Herhaal test, bij blijven overschrijding grenswaarden: direct analyse uitvoeren, enkel gebruiken voor specifieke toepassing met adequate onderbouwing.

4.3.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.3.8 Valkuilen en kanttekeningen

Dieptebepaling (caliper) op US modaliteit moet gecalibreerd zijn, doordat er voldaan is aan de afstandsjking in hoofdstuk 4.7.

4.3.9 Referenties

1. Gibson NM, Dudley NJ, Griffith K. A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound. *Ultrasound Med Biol.* 2001 Dec;27(12):1697-711.
2. Browne JE, Watson AJ, Gibson NM, Dudley NJ, Elliott AT. Objective measurements of image quality. *Ultrasound Med Biol.* 2004 Feb;30(2):229-37



3. Thijssen JM, Weijers G, de Korte CL. Objective performance testing and quality assurance of medical ultrasound equipment. *Ultrasound Med Biol.* 2007 Mar;33(3):460-71.

4.4 Dynamisch Bereik en Contrast Resolution

4.4.1 Inleiding en rationale

Het dynamisch bereik en daaruit afgeleid de contrast resolutie (aantal grijswaarden per decibel (gamma)) is noodzakelijk om de omrekening van grijswaarden naar echo niveau in decibel [dB] te kunnen maken. Met behulp van een Multipurpose fantoom met gekalibreerde, nominale backscatter waarden [dB] kan de omrekening van grijswaarden naar decibel gemaakt worden.

Fysisch doel: opmeten van de contrast resolutie en het dynamisch bereik van de gebruikte preset.

Klinisch doel: Check of het dynamisch bereik van de preset wel volledig/optimaal wordt gebruikt.

Dit is een erg belangrijke maat om een indruk te verkrijgen over het potentiële vermogen voor het onderscheiden van verschillende typen weefsels.

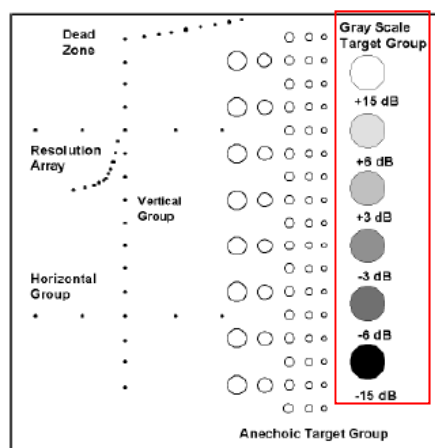
4.4.2 Frequentie

Acceptatietest: Deze test wordt uitgevoerd bij (her)acceptatie

Constantheidstest: Als onderdeel van de constantheidstesten is de geadviseerde frequentie halfjaarlijks. Dit is een uitgebreide test die zich niet leent voor dagelijkse of wekelijkse uitvoering.

4.4.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving
Fantoom	Fantoom met contrast cilinders.



4.4.4 Methode

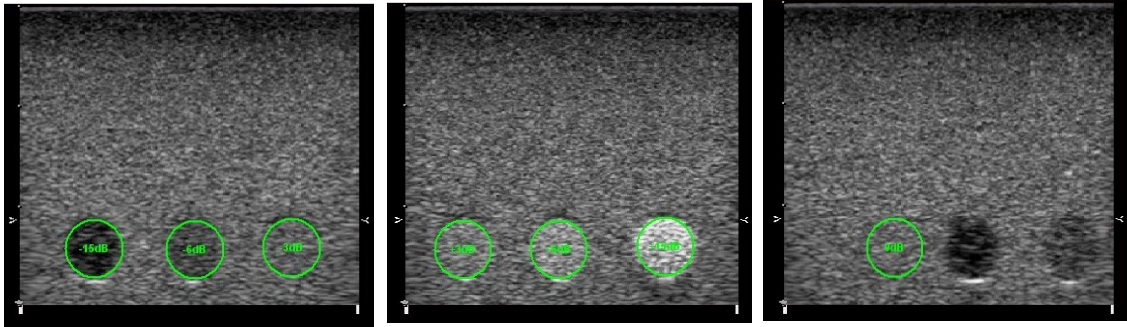
Maak opnamen van alle contrast cilinders van het voorhanden zijnde fantoom.

Deze hebben in het algemeen een echo niveau van 3 tot 15 dB boven en beneden het niveau van de bulk van het fantoom. Voordat de gemiddelde grijswaarde van een contrastschijven mag worden bepaald moet men of zeker zijn van een lineaire post-processing curve dan wel voor de niet-lineariteit te hebben gecorrigeerd (Hoofdstuk 3.1.1), omdat alleen dan een lineair verband tussen grijswaarden (logaritmisch) en nominale back-scatter [dB] bestaat.

Maak voor de constantheidstest één opname van alle contrast objecten van het fantoom, inclusief een opname van de achtergrond waarde (0dB) op dezelfde diepte.

Maak voor de acceptatietest minimaal 5 opnamen van alle contrast objecten van het fantoom, inclusief 5 opnamen van de achtergrond waarde (0dB).

Stel de diepte-instelling zo ondiep mogelijk in zodat contrastschijvenlesies zo groot mogelijk worden afgebeeld (hogere pixeldichtheid/resolutie)



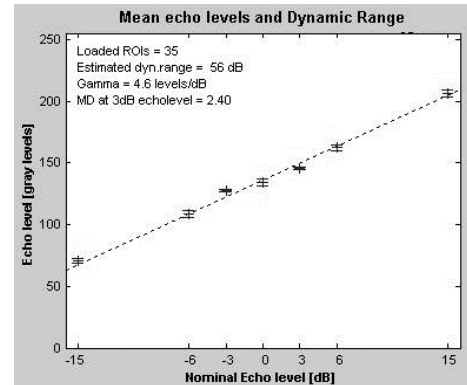
4.4.5 Analyse en interpretatie

Contrast Resolutie bepaling

1. Zet de gemeten gemiddelde grijswaarde uit tegen de nominale (dB) waarde (zie figuur 2).
2. Bepaal daarna de Lineaire regressielijn door deze punten.
3. De helling van deze regressie lijn is de contrastresolutie (grijswaarden/dB = gamma).

Dynamic Range

1. Deze is gedefinieerd als het display bereik (altijd 8 bits = 256) te delen door de gamma.
2. anders gezegd: het dB bereik van de regressielijn van grijswaarde 0 tot 255.



4.4.6 Grenswaarden

Bij DR-afwijkingen groter dan 5% (t.o.v. acceptatiemeting) meting herhalen en instellingen (met name "contrast/compression") controleren.

Bij blijvende afwijking direct analyse uitvoeren, enkel gebruiken voor specifieke toepassing met adequate onderbouwing.

4.4.7 Aanvullende en alternatieve controles

Geen

4.4.8 Valkuilen en kanttekeningen

Post-processing curve moet lineair zijn, of zijn gemaakt (grijswaarden hercodering), zie: "3.1.1 Post-Processing" alleen dan bestaat er een lineair verband tussen nominale echo-level [dB] en de grijswaarden en kunnen de grijswaarden uitgedrukt worden in dB (relatief)

Contrastschijven die niet voldoen aan onderstaande criteria mogen niet worden meegenomen in de analyse omdat deze de gemiddelde grijswaarde positiever al dan negatief beïnvloeden:

1. hyper echogenische lesies met meer dan 5% saturatie (grijswaarde=255)
2. hypo echogenische lesies met meer dan 5% underflow (grijswaarden=0)

Bij linear array transducers: vermijdt plaatsing afbeelding/analyse van contrastschijven aan de buitenkant van het echo beeld omdat daar de gevoeligheid lager is (middelste 50% is veilig gebied)

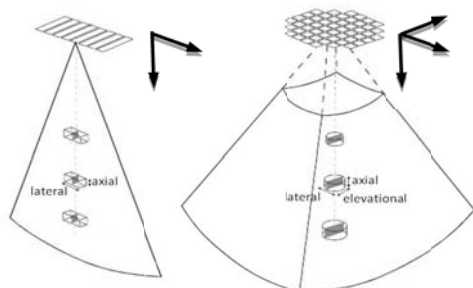
4.4.9 Referenties

1. Gibson NM, Dudley NJ, Griffith K. A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound. *Ultrasound Med Biol.* 2001 Dec;27(12):1697-711.
2. Thijssen JM, Weijers G, de Korte CL. Objective performance testing and quality assurance of medical ultrasound equipment. *Ultrasound Med Biol.* 2007 Mar;33(3):460-71.

4.5 Resolutie

4.5.1 Inleiding en rationale

Bepalen van de axiale (z), laterale (x) en (bij 3D transducers) elevationele (y) resolutie om een inschatting te kunnen maken van het spatiële oplossend vermogen.



4.5.2 Frequentie

Acceptatietest: Deze test wordt uitgevoerd bij (her)acceptatie.

Constantheidstest: Als onderdeel van de constantheidstesten is de geadviseerde frequentie halfjaarlijks. Dit is een uitgebreide test die zich niet leent voor dagelijkse of wekelijkse uitvoering.

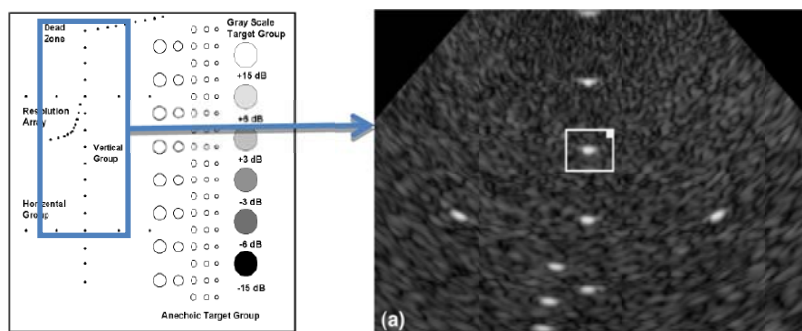
4.5.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving
Fantoom	Fantoom met draadjes(2D)

4.5.4 Methode

De spatiële resolutie is gedefinieerd als de full-width-at-half-maximum (FWHM), ofwel de breedte waarbij het signaal -6dB is afgenomen ten opzichte van de piekwaarde, van de afbeelding van een klein testobject in het ingestelde optimale zend focus (elevation focus). Als het elevation focus bekend is, dan het instelbare zend focus hier op instellen.

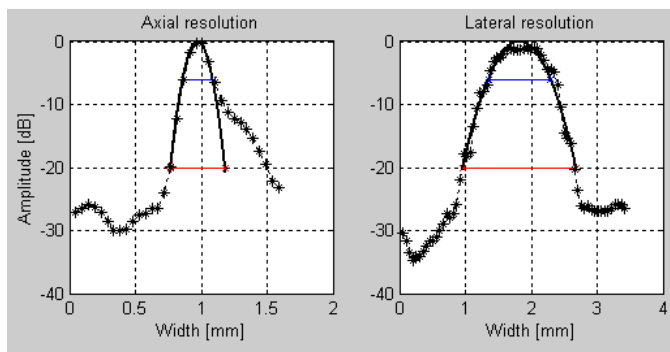
Uitvoering: maak een opname van de kolom draden in het fantoom. Diepte zo ondiep mogelijk instellen zodat de Point Spread Function (PSF) zo optimaal mogelijk gesampeld is in het DICOM-beeld. Uit de kolom draden selecteert men die draad die het dichtst ligt bij het (elevation) focus ligt. Voor voldoende nauwkeurigheid: voer de meting met onafhankelijke beelden 5 of meer keren uit.



4.5.5 Analyse en interpretatie

Bepaal de -6dB (FWHM) breedte m.b.v. software.

Dit kun je doen door de datapunten te interpoleren en de breedte te bepalen op 6dB onder de top, of door eerst een parabool te fitten en daarvan de -6dB breedte te bepalen.



	Diepte [mm]	Axiaal [mm]	Lateraal [mm]	Elevationeel [mm]	
Acceptatietest waarden (gemiddeld)	20	0,46	1,25	1,5	(Let op, vul zelf deze waarden in van de acceptatie)
Acceptatietest waarden (SD)	0,1	0,05	0,2	0,2	(Let op, vul zelf deze waarden in van de acceptatie)
Meetwaarde	20	0,6	1,26	1,54	invullen
Afwijking (absoluut)	0	0,14	0,01	0,04	berekening
Afwijking / 2xSD	0,00	1,40	0,03	0,10	berekening

4.5.6 Grenswaarden

Wanneer de resolutie meer dan 2x de standaard deviatie afwijkt van het gemiddelde (N=5) zoals gemeten bij de acceptatietest.

1. controleer of de instellingen identiek zijn aan acceptatietest instellingen.
2. herhaal test, bij blijven overschrijding grenswaarden: direct analyse uitvoeren, enkel gebruiken voor specifieke toepassing met adequate onderbouwing.

4.5.7 Aanvullende alternatieve controles

Geen

4.5.8 Valkuilen en kanttekeningen

Post-processing curve moet lineair zijn, of zijn gemaakt (grijswaarden hercodering), zie: "3.1.1 Post-Processing" alleen dan bestaat er een lineair verband tussen nominale echo-level [dB] en de grijswaarden en kunnen de grijswaarden uitgedrukt worden in dB (relatief).

Gamma moet bekend zijn (zie: "dynamisch bereik / contrast resolutie") om FWHM bij 6dB te bepalen.

Bij saturatie van de draden in het beeld moet de gain verlaagd worden om bij hoge grijswaarden te voorkomen (de reflectiviteit van de draden is veel hoger dan die van de achtergrond), let wel dat de instellingen zoals bij de acceptatietest gehandhaafd blijven.

Bij phased array en curved linear array transducer moet de kolom draden exact in het midden van het beeld gepositioneerd worden.

4.5.9 Referenties

1. Gibson NM, Dudley NJ, Griffith K. A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound. *Ultrasound Med Biol.* 2001 Dec;27(12):1697-711.
2. Browne JE, Watson AJ, Gibson NM, Dudley NJ, Elliott AT. Objective measurements of image quality. *Ultrasound Med Biol.* 2004 Feb;30(2):229-37
3. Thijssen JM, Weijers G, de Korte CL. Objective performance testing and quality assurance of medical ultrasound equipment. *Ultrasound Med Biol.* 2007 Mar;33(3):460-71.

4.6 Sensitiviteit / Penetratie diepte (objectief)

4.6.1 Inleiding en rationale

Bepalen van de totale gevoeligheid van apparatuur plus transducer door middel van de maximale penetratie diepte van het uitgezonden ultrageluid, bij een bepaalde gekozen preset van het echo apparaat en daarbij geselecteerde transducer.

Deze meting is een objectieve bepaling van de diepte waarbij de echosignalen eenzelfde niveau (ofwel amplitude) hebben als de ruis. Klinisch betekent dit dat de maximale diepte wordt bepaald waarop nog relevante echo-informatie kan worden verkregen.

4.6.2 Frequentie

Acceptatietest: Deze test wordt uitgevoerd bij (her)acceptatie.

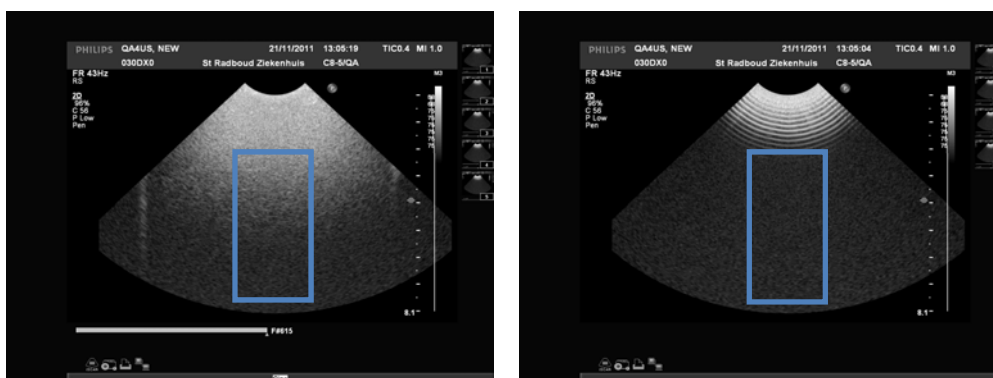
Constantheidstest: Als onderdeel van de constantheidstesten is de geadviseerde frequentie halfjaarlijks. Dit is een uitgebreide test die zich niet leent voor dagelijkse of wekelijkse uitvoering.

4.6.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving
Fantoom	Fantoom met homogene regio.

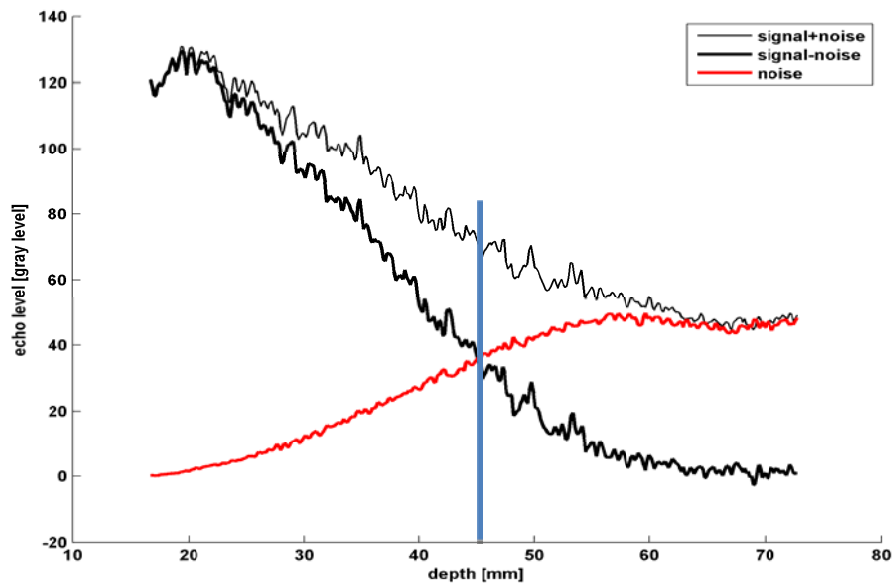
4.6.4 Methode

Maak een beeld van een homogeen fantoom met een diepte instelling waarbij duidelijk het signaal (speckle) overgaat in ruis. Maak een beeld van het reverberatie patroon in lucht bij dezelfde instellingen. Zorg dat de transducer kop schoon is voor de meting in lucht.



4.6.5 Analyse en interpretatie

1. Bepaal de gemiddelde diepte afhankelijke echoniveau (dB) curve (middel echowaarden in blauwe box van links naar rechts om een diepteprofiel te krijgen).
2. Bepaal de gemiddelde diepte afhankelijke ruisniveau curve (middel echowaarden in blauwe box van links naar rechts om een diepteprofiel te krijgen).
3. Bepaal de echo min ruis curve (alleen zuivere backscatter blijft over).
4. Bepaal het snijpunt van de zuivere echo curve en de ruis curve.
5. De diepte waarop beide curves elkaar snijden is de maximale penetratiediepte.



4.6.6 Grenswaarden

Wanneer de penetratiediepte meer dan 10% afwijkt van de waarde gemeten bij de acceptatietest

1. controleer of de instellingen identiek zijn aan acceptatietest instellingen.
2. herhaal test, bij blijven overschrijding grenswaarden: direct analyse uitvoeren, enkel gebruiken voor specifieke toepassing met adequate onderbouwing.

4.6.7 Aanvullende alternatieve controles

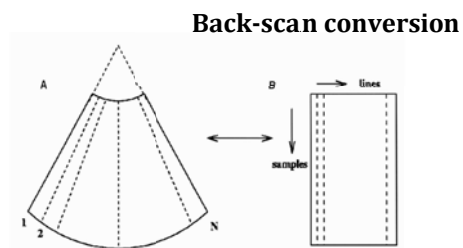
Geen

4.6.8 Valkuilen en kanttekeningen

Bij een te klein fantoom kan er een reverberatie van de bodem ontstaan wat leidt tot een verkeerde diepteafhankelijke echo-intensiteitscurve.

Bij een te klein fantoom kan er te weinig te ruis zichtbaar zijn (deze neemt vaak toe met de diepte). Als er onvoldoende ruis zichtbaar is voor het bepalen een signaal-ruis overgang dan dient een groter fantoom of een lager zendvermogen gekozen te worden.

Bij curved linear en phased array transducers moet voordat de uniformiteit kan worden bepaald eerst back-scan conversie (Valckx FM, 2000) worden uitgevoerd (figuur rechts).



4.6.9 Referenties

1. "Single phantom image" (SPI) methode van: Gorny KR, Tradup DJ, Hangiandreu NJ. Implementation and validation of three automated methods for measuring ultrasound maximum depth of penetration: application to ultrasound quality control. Med Phys. 2005 Aug;32(8):2615-28

4.7 Afstand-ijking

4.7.1 Inleiding en rationale

Eén van de belangrijkste diagnostische parameters die met echo bepaald kan worden is het meten van de grootte en/of oppervlakte van structuren. Een juiste afstand meting is van cruciaal belang.

Bij echografie wordt de afstand langs de bundel bepaald doordat de tijd tussen twee ontvangen reflecties direct omgezet kan worden in afstand omdat de snelheid van geluid constant wordt verondersteld. Loodrecht op de bundel (lateraal) kan de afstand worden bepaald doordat afstand en hoek tussen de uitgezonden geluidsbundels bekend is.

4.7.2 Frequentie

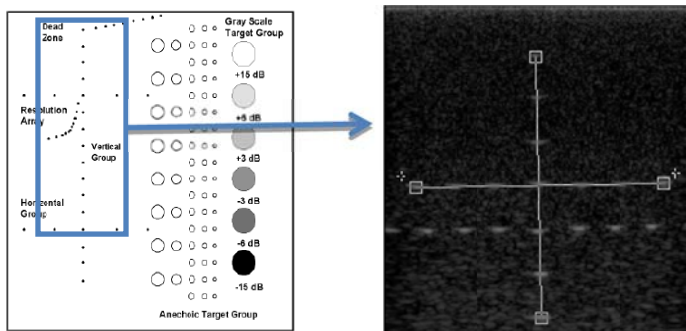
Acceptatietest: Aanbevolen wordt deze test alleen uit te voeren bij (her)acceptatie.

4.7.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving
Fantoom	Fantoom met draden op bekende afstand van elkaar.

4.7.4 Methode

Plaats de transducer boven de regio met de draden, loodrecht op de richting van de draden, zodanig dat op meerdere dieptes en op meerdere horizontale posities de reflecties van de draden zichtbaar zijn als kleine puntjes (zie figuur). Kies een zo groot mogelijke diepte waarbij er met een goede precisie de positie van de draadreflectie punten gemeten kan worden.



4.7.5 Analyse en interpretatie

Op de echomachine: Meet de afstand van twee zover mogelijk uit elkaar liggende draad reflectie punten in horizontale richting en twee punten zover mogelijk uit elkaar liggend in de verticale richting. De afmetingen van de reflecties zijn zodanig groot dat de "kalibers" op het midden van de "banaantjes" geplaatst dienen te worden.

Bij gebruik van DICOM beelden tijdens off-line analyse: Meet de afstand van twee zover mogelijk uit elkaar liggen punten in horizontale richting en twee punten zover mogelijk uit elkaar liggend in de verticale richting (zie figuur), bij voorkeur m.b.v. software zodat het midden van de afgebeelde draadjes figuren exact bepaald kan worden.

Vergelijk de horizontale en verticale afstand deze met de afstand tussen de fantoom draden op basis van de specificaties van het gebruikte fantoom.

4.7.6 Grenswaarden

Wanneer één of beide afstanden meer dan 5% afwijken van de specificaties van het fantoom:

1. Controleer of de temperatuur voldoet aan de richtlijnen van de fabrikant.
2. herhaal test, bij blijvende overschrijding van de grenswaarden: direct analyse uitvoeren, enkel gebruiken voor specifieke toepassing met adequate onderbouwing.



4.7.7 Aanvullende alternatieve controles

Geen

4.7.8 Valkuilen en kanttekeningen

Bij gebruik van DICOM off-line analyse moet de afstand kalibratie uit de DICOM header gehaald worden. Is deze niet beschikbaar dan moet een kaliber in het beeld worden gezet waarvan de lengte bekend is zodat daarmee de afstand kalibratie gedaan kan worden.

Fantomen hebben vaak een andere voortplantingssnelheid van het geluid dan waar de modaliteit mee rekent. De verticale afstanden van de draad-frame zijn voor dit verschil (meestal) gecorrigeerd. Lateraal echter (meestal) niet. Houdt hier rekening als met curved linear en of phased array transducer wordt gewerkt. De geluidbundels worden dan onder hoek verstuurd wat resulteert in een niet realistische afstandsijking vanwege bovengenoemde.

Verder geldt hoe verder de gemeten punten uit elkaar liggen hoe kleiner de relatieve fout die gemaakt wordt.

4.7.9 Referenties

Geen

4.8 Elevationale (plak)dikte en focus

4.8.1 Inleiding en rationale

Bepalen van de elevationale bundelbreedte en de positie van het elevatie focus.

De dikte van de geluidsbundel en de positie van het elevatiefocus (minimale dikte) worden bepaald door de vorm van akoestische lens op de transducer. Op de positie met de minimale elevationale breedte is er een maximale elevationale resolutie. Daarom is het van klinisch belang om deze positie te bepalen en ook QC testen met software focus op deze positie uit te voeren.

4.8.2 Frequentie

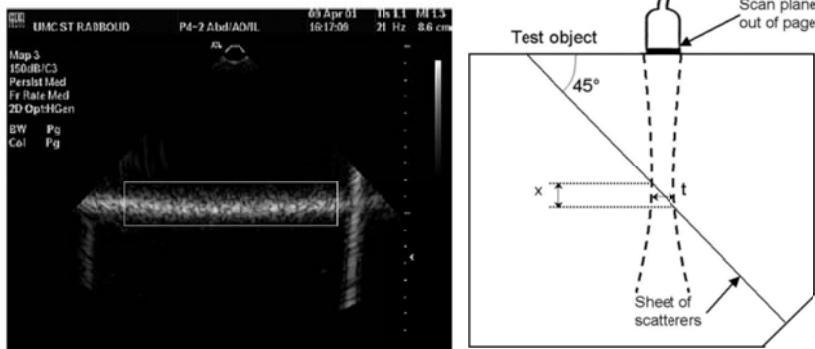
Acceptatietest: Aanbevolen wordt deze test alleen uit te voeren bij (her)acceptatie.

4.8.3 Benodigde apparatuur, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving
Fantoom	Plakdikte fantoom

4.8.4 Methode

Deze waarden kunnen worden gemeten met een speciaal plakdikte fantoom (bijvoorbeeld model 538N van ATS). Dit fantoom bevat een dunne platte strook van verstrooiend materiaal onder een hoek van 45-graden met het oppervlak. Voor het bepalen van de minimale dikte en de positie van het elevatiefocus wordt de transducer loodrecht op het fantoom geplaatst, waarna er door verschuiven van de transducer 5 of meer opnamen van de verstrooiende strook op verschillende diepten worden gemaakt. De strook is zichtbaar als een horizontale balk (zie figuur) met de minimale dikte op de positie van het elevatiefocus. Bij de opnamen moet erop worden gelet dat er zowel afbeeldingen met de balk boven als onder het elevatiefocus worden opgenomen

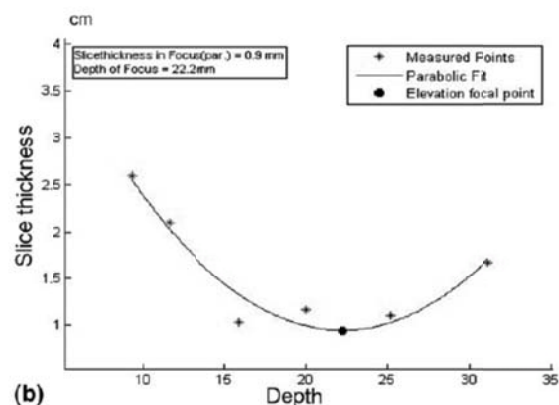


De diepte van het elevatiefocus valt samen met de dunste plak dikte.

4.8.5 Analyse en interpretatie

De dikte van de horizontale balk in de afbeelding wordt (bij voorkeur m.b.v. software) bepaald en is gedefinieerd als de afstand tussen de twee punten waarop de gemiddelde echo niveau gehalveerd is (-6 dB breedte)

Het elevatiefocus wordt vervolgens bepaald door de dikte van de balk uit te zetten tegen de diepte en het minimum te bepalen.



Dit kan door een parabool door de gemeten punten te fitten (zie figuur) en de diepte van het minimum te noteren.

De minimale plakdikte kan langs de verticale as worden afgelezen.

4.8.6 Grenswaarden

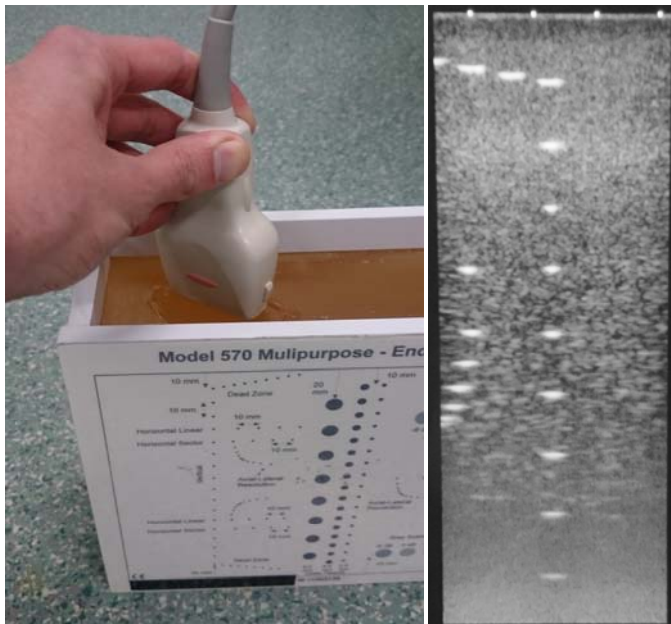
Plakdikte en elevatiefocus worden bepaald door de geometrie van de lens. Deze ligt in principe vast. Alleen als de lens losraakt of anderszins beschadigd is, kan deze veranderen.

Aktie: laat lens controleren bij afwijkingen van waarde bij acceptatie.

4.8.7 Aanvullende alternatieve controles

Bij lineaire array transducers is er een alternatieve methode mogelijk (beschreven door Skolnick, 1991) waarbij er een opname van een rij draadjes (lijn reflectoren van bijvoorbeeld een multipurpose fantoom) op verschillende dieptes wordt gemaakt met de transducer onder een hoek van 45-graden ten opzichte van de draadjes, zie figuur.

De diepte, waarop een draadje op het beeld het smalst weergegeven wordt, komt overeen met de diepte van het elevatiefocus.



4.8.8 Valkuilen en kanttekeningen

Transducer moet loodrecht op fantoom geplaatst worden, zodat er een horizontale balk in het beeld wordt verkregen.

De alternatieve methode van Skolnick werkt niet goed bij phased array transducers.

4.8.9 Referenties

1. Thijssen JM, Weijers G, de Korte CL. Objective performance testing and quality assurance of medical ultrasound equipment. *Ultrasound Med Biol.* 2007 Mar;33(3):460-71.
2. Skolnick ML. Estimation of ultrasound beam width in the elevation (section thickness) plane. *Radiology.* 1991 Jul;180(1):286-8