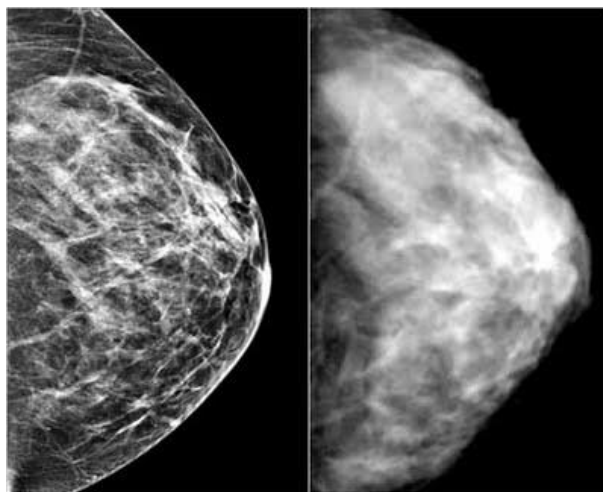


Aanbevelingen Kwaliteitscontrole Mammografie



Versie: 2.1 (12 juli 2018)

Auteurs: Ruben van Engen (voorzitter)
Niels van der Werf
Mariska Damen

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

Versie 1.0

Bärbel van der Berg (v1.0)
Remko Bijkerk (v1.0)
Martin Thijssen (v1.0)
Frits van der Meer (v1.0)

DISCLAIMER

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

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

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

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

Inhoudsopgave

1. VERSIEBEHEER.....	4
2. OVERZICHT TESTEN, DOELSTELLINGEN EN FREQUENTIES	5
3. INTRODUCTIE EN RANDVOORWAARDEN.....	6
3.1 INTRODUCTIE	6
3.2 OVERZICHT RICHTLIJNEN	7
3.3 RANDVOORWAARDEN.....	7
3.4 REFERENTIES	8
4. BESCHRIJVING TESTEN.....	9
4.1 HOMOGENITEIT EN ARTEFACTEN	9
4.2 AEC PRESTATIE EN SDNR	12
4.3 LINEARITEIT EN RUISEVALUATIE (ZONDER DOSIS METING)	15
4.4 PRE SAMPLED MODULATION TRANSFER FUNCTION (OPTIONEEL).....	17
4.5 DOSIS VAN RUISEVALUATIE	20
4.6 DOSIS EN DRN.....	23
4.7 BEELDKWALITEIT – MINIMALE CONTRAST WAARNEEMBAAARHEID	26
4.8 BELICHTINGSAUTOMAAT: KORTE TERMIJN STABILITEIT	29
4.9 AEC LOKAAL HOGE DICHTHEID WEEFSEL RESPONSIE.....	30
4.10 BEVEILIGING OP OVEREXPOSIE.....	32
4.11 BUISSPANNING.....	33
4.12 HVL	35
4.13 RÖNTGEN-BEELDVLAKE OVEREENKOMST	37
4.14 COMPRESSIEKRACHT	39
4.15 LEKSTRALING	40
BIJLAGEN	42
1. AANVULLENDE CONTROLE AEC PRESTATIE EN SDNR	42
2. ALTERNATIEVE METING MODULATION TRANSFER FUNCTION	43

1. Versiebeheer

Datum	Onderdeel	Wijziging	Reden
26-3-2012	Gehele document	Eerste versie: WAD 1.0	Introductie
15-2-2016	Gehele document	WAD 1.0-Excel omgezet naar word-template van 'WAD protocol monitoren'	Verduidelijking en uniformiteit voor versie 2.0
19-2-2016	Gehele document	Revisie nav afspraken WAD expeditie	Uniformiteit versie 2.0
12-7-2018	Gehele document	Revisie n.a.v. bespreking tijdens RNG-nascholing	Verduidelijking & gereedmaken ledenraadpleging

2. Overzicht testen, doelstellingen en frequenties

Hfst.	Categorie	Parameter	Acceptatie / Constantheid ¹	Vereist / Optioneel	Aanvangsfrequentie	Verantwoord minimum ²
	Algemeen	Controle of alle componenten zijn geleverd	A	V	Eenmalig	
		Controle installatie rapport fabrikant	A	V	Eenmalig	
4.15	Veiligheid	Lekstraling buis	A	V	Eenmalig	Na vervangen buis
4.10		Beveiliging op overexposie	A	V	1x / jaar	1x / jaar
4.13		Röntgen-beeldvlak overeenkomst	A	V	1x / 6 mnd	1x / 6 mnd
4.14	Mechanisch	Compressiekracht	A	V	1x / 6 mnd	1x / 6 mnd
4.11	Buis	Buisspanning	A	V	Eenmalig	Na vervangen buis
4.12		HVL	A	V	Eenmalig	Na vervangen buis
4.1	Beeldkwaliteit	Homogeniteit en artefacten	A / C	V	1x / week	1x / week
4.2		AEC prestatie en SDNR	A / C	V	1x / 6 mnd	1x / 6 mnd
4.3		Lineariteit en ruisevaluatie	A / C	V	1x / 6 mnd	1x / 6 mnd
4.4		Modulation transfer function	A / C	O	1x / 6 mnd	Na vervanging detector en na update detector software
4.7		Minimale contrast waarneembaarheid	A / C	V	1x / 6 mnd	1x / 6 mnd
4.8		Belichtingsautomaat: korte termijn stabiliteit	A / C	V	1x / 6 mnd	1x / 6 mnd
4.9		AEC lokaal hoge dichtheid weefsel responsie	A	O	Eenmalig	Na update AEC software
4.5	Dosis	Dosis van ruisevaluatie	A / C	V	1x / 6 mnd	1x / 6 mnd
4.6		Dosis en DRN	A / C	V	1x / 6 mnd	1x / 6 mnd

Toelichting:

- 1 Acceptatie: meting bij acceptatie van het systeem, of wanneer betrokken hardware is vervangen.
Constantheid: meting om de constantheid van een systeem te kunnen beoordelen.
- 2 Verantwoord vanuit technisch en operationeel oogpunt.

3. Introductie en randvoorwaarden

3.1 Introductie

In deze aanbevelingen 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.

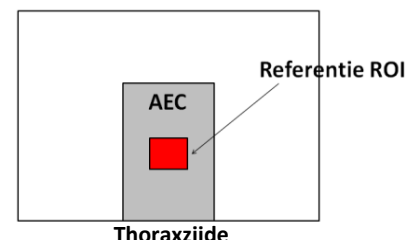
- **Acceptatietest:**
Elk individueel apparaat wordt na installatie gecontroleerd op de kwaliteit en instellingen d.m.v. een acceptatietest. Als het systeem aan alle gestelde eisen voldoet, wordt de mammografieapparatuur geaccepteerd voor gebruik.
- **Periodieke test:**
Na de acceptatietest vindt er een periodieke test plaatsvinden, 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 is het mogelijk dat er wekelijkse kwaliteitscontrole (QC) opnamen van een standaard fantoom worden gemaakt, voor de beoordeling van de lange termijn stabiliteit van de mammograaf. Deze opnamen staan niet uitgewerkt in dit protocol, echter uniformiteit metingen 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 homogeniteitprotocol). 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. Dit is midden op het AEC afregel 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 WAD 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 aanbeveling voor de kwaliteitscontrole van mammografie apparatuur.

3.3.2 Benodigde meetapparatuur en specificaties

Type	Omschrijving	Opmerking
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
	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
Apparatuur	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+)
	Dosimeter	Ongevoelig voor backscatter en energieonafhankelijk in mammografiebereik
Software	Gekalibreerde weegschaal	
	Programma voor meting gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie	Bijvoorbeeld PACS of ImageJ
	MTF software	http://railabs.duhs.duke.edu/imagequality.html of zie LRCB
Overig	CDMAM analyse software	CDCOM of CDMAM analyzer
	Tennisbal	Of soortgelijk

3.4 Referenties

- 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. 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.
- 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.
- 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

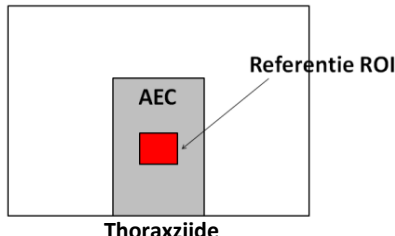
Inhomogeniteiten (artefacten) zijn veel voorkomende indicaties van technische problemen in de digitale mammografie. Hierbij kunnen meerdere typen artefacten karakteristieken van verdachte structuren hebben waardoor een verkeerde diagnose veroorzaakt kan worden.

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 buisroost-tijdproduct [mAs]. Noteer ook het volgnummer van de opname en het tijdstip waarop de opname werd gemaakt (zie eventueel het Excel werkblad).
5. Herhaal de bovenstaande meting gedurende tijdens de gehele kwaliteits test nog enkele malen, bijvoorbeeld halverwege en aan het einde van de (acceptatie) test.

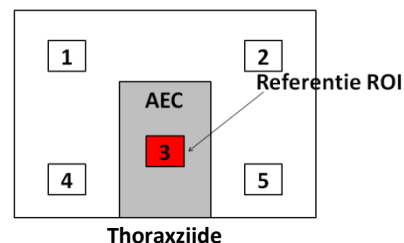
Zichtbare inhomogeniteiten zijn gedefinieerd als het artefact duidelijk zichtbaar is bij een window width van 10% van de gehele pixelwaarde range waarbij het window level op de gemiddelde pixelwaarde is gezet. Draai bij zichtbare homogeniteiten eerst het fantoom en herhaal de meting, hiermee controleer 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.

1. 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 ROIs op 1 cm van de rand van het beeld te positioneren.
2. 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.
3. Vergelijk de SNR waarden met de SNR van de referentie ROI.
4. 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, provisioneel

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

1. Plaats het standaard PMMA-blok op de detector, comprimeer het fantoom met ca. 100 N.
2. Maak een opname en noteer de door de belichtingsautomaat gekozen opnameparameters.

Analyse stabiliteit:

3. Bepaal van iedere opname de gemiddelde pixelwaarde en standaard deviatie in de referentie ROI.
4. Bereken per opname de SNR in de referentie ROI.
5. Bereken de relatieve variatie van de gemiddelde pixelwaarde en van SNR in de referentie ROI van alle opnamen.
6. Bereken de relatieve variatie van het buisstroom-tijdproduct.

Analyse homogeniteit en artefacten:

7. 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

- 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.
- 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	

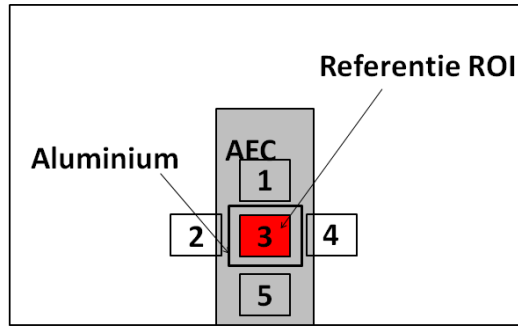
4.2.4 Methode

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 (dmv spacers) welke hoort bij de geplaatste PMMA dikte, zie de onderstaande tabel. Deze positie 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.

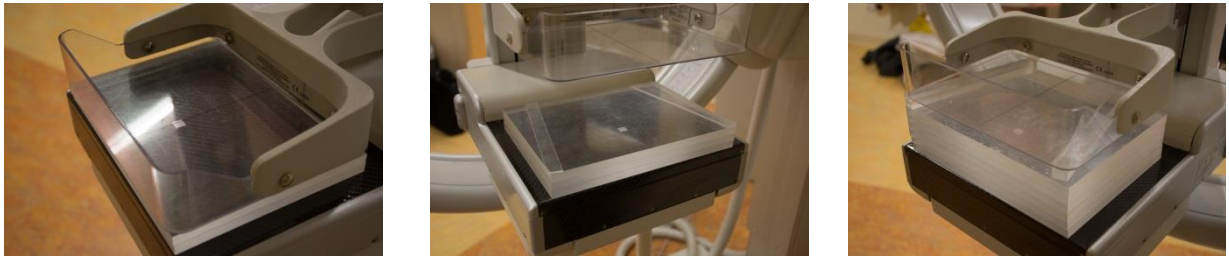
Dikte PMMA [cm]	Equivalent borstdikte [cm]	Dikte spacers [mm]
2.0	2.1	-
3.0	3.2	2
4.0	4.5	5
4.5 (optioneel)	5.3	8
5.0	6.0	10
6.0	7.5	10 + 5
7.0	9.0	10 + 10

1. Plaats 10 mm PMMA op de detector en plaats daarop het 10x10 mm² aluminiumplaatje in het referentiepunt, zie Figuur 1 en Figuur 2.
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.
5. 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.
6. 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

1. 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.
2. Bereken de gemiddelde pixelwaarde buiten het filter met:

$$Gem.pixelwaarde \text{ buiten filter} = \frac{\sum_{n=2}^5 gem.pixelwaarde(ROI_n)}{4}$$

3. 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:

$$SDNR = \frac{|gem. pixelwaarde \text{ buiten filter} - gem. pixelwaarde \text{ binnen filter}|}{\sqrt{((SD_{\text{buiten filter}})^2 + (SD_{\text{binnen filter}})^2)/2}}$$

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 dosis meting)

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 loodschort

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 stroostraling 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

- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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 Pre sampled 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

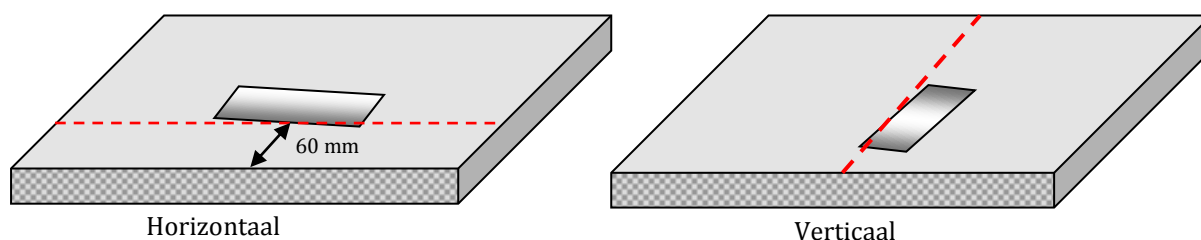
Bij acceptatie controleert deze test de specificaties van de leverancier. Daarnaast kunnen de beelden gebruikt worden als referentie voor eventuele latere metingen.

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 strooi-stralenrooster 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, Figuur 3.
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.
7. 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

- A. 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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
- 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.
- 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.
- 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 strooi-stralenrooster. 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 bescherm-plaat. Plaats de dosimeter op de detector, in het referentiepunt.
5. Meet bij alle ingestelde buisstroom-tijdproduct [mAs] uit paragraaf 4.3 de intreedomdosis 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 intreedomdosis voor het verschil in hoogte (kwadratenwet) van de dosimeter en de detector zonder grid en beschermkappen etc., zodat de intreedomdosis [μGy] op de beeldopnemer verkregen wordt.
2. Maak een grafiek waarbij de gemiddelde pixelwaarde tegen de intreedomdosis 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 intreedomdosis 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 = intreedomosis 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 intreedomosis 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 intreedomosis 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 intreedomosis.
6. Bepaal in welke dosISRage 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 dosISR bereik 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

- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.

- 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 Figuur 4.
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 dosismeting.

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]	Grenswaarden	
	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

- Dance D R 1990, Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys. Med. Biol. 35 1211-1219.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Nederlandse commissie voor stralingsdosimetrie, subcommissie 'Diagnostische referentieniveaus in Nederland', Diagnostische referentieniveaus in Nederland, juni 2012.
- 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

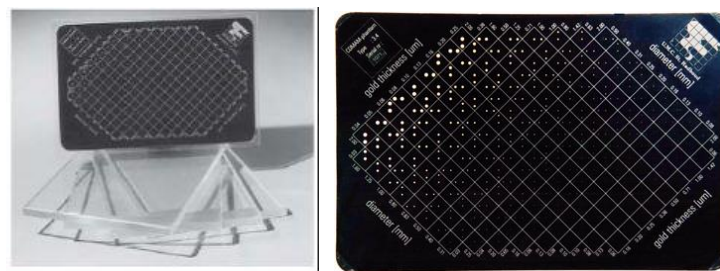
In de mammografie is het van belang dat zowel objecten met een laag contrast als objecten met een kleine diameter gedetecteerd kunnen worden. Daarom wordt in deze meting de zichtbaarheid van kleine details als functie van de laag-contrast waarneembaarheid bepaald met behulp van het Contrast-Detail MAMmografie (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	4 PMMA platen van 10 mm dikte	
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



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

- 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.
- 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

- 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
2	0.069	0.038

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

- 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.
- 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
- 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.

- 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.
- 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.
- 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
Fantoom	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	Variantie $\leq 5\%$
SNR	Variantie $\leq 10\%$, 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

- 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.

- A. 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 dense 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
Fantom	4 platen PMMA van 1 cm	Afmetingen zodanig dat nagenoeg hele detector wordt benut
Fantom	4 PMMA-plaatjes van circa 2x4 cm ² en 5 mm dikte	
Fantom	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

Geen valkuilen bekend.

4.9.9 Referenties

- 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.

- A. 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.

4.10.3 Benodigde apparatuur, software, fantomen en bronnen

Type	Omschrijving	Opmerking
Fantoom	Plaat ter bescherming van de detector	Bijvoorbeeld RVS-plaat of loodschort

4.10.4 Methode

1. Leg de RVS plaat of het loodschort over de gehele detector.
2. Stel de mammograaf in op automatische belichting, hiervoor is het kan het noodzakelijk zijn 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

- A. 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 waarden (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'.



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.

Figuur 6. Opstelling test buisspanning

4.11.6 Grenswaarden

Parameter	Grenswaarde
Nauwkeurigheid	Variatie ingestelde en gemeten $\leq \pm 1$ 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

- 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 loodschort	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 loodschort.
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 dosisdetector 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 d1 [mm] respectievelijk d2 [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 µm]	Mo / Rh [25µm]	Rh / Rh [25 µm]	W / Rh [50 µm]	W / Rh [57 µm]	W / Ag [57 µm]	W / Al [500 µm]
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

- 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 BS (artikel 68), zie tevens 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 loodliniaaltjes 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 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

Geen alternatieve controles bekend. 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 meetonnauwkeurigheid 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

- BS Artikel 68 (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

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

- 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.
- A. 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 belangrijk 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	
Fantom	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

- BS Artikel 18 (samengevat): Toestellen zijn zodanig afgeschermd dat de straling die naar buiten treedt (uitgezonderd de nuttige stralenbundel), zo weinig als redelijkerwijs mogelijk schade kan toebrengen. Het diafragma waarborgt dezelfde mate van bescherming tegen straling als de omhulsel van het toestel.
- BS Artikel 19 (samengevat): Bij gesloten opening bedraagt het omgevingsdosisequivalenttempo van de door het omhulsel naar buiten tredende straling, gemeten bij de maximale hoogspanning en de daarbij behorende continu toelaatbare buisstroom, op 1 m afstand van het focus, niet meer dan 1 mSv per uur.

Bijlagen

1. 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:

$$SDNR_{5cm \text{ limiet}} = \frac{\text{gemeten min imale contrast}_{0.1mm} * SDNR_{5cm \text{ gemeten}}}{\text{limiet min imale contrast}_{0.1mm}}$$

Waarin:

$SDNR_{5cm \text{ limiet}}$ = de minimaal vereiste SDNR bij 5 cm PMMA

$\text{gemeten min imale contrast}_{0.1mm}$ = 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)

$\text{limiet min imale contrast}_{0.1mm}$ = 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:

$$\text{gemeten min imale contrast}_{0.1mm} = \frac{\text{fotonenflux}_{\text{achtergrond}} - \text{fotonenflux}_{\text{signaal}}}{\text{fotonenflux}_{\text{achtergrond}}}$$

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.

2. Alternatieve meting Modulation Transfer Function

Voor een alternatieve MTF meting wordt gebruik gemaakt van het IQ X MTF meetinstrument, met de bijbehorende software (Image pro plus). De analyse kan als volgt worden uitgevoerd:

1. Plaats 50 mm PMMA op de tafel, kies een kVp en bepaal met gebruik van de belichtingsautomaat de mAs waarde, het anode materiaal en het buisfilter. Noteer alle techniekfactoren, ook het eventuele rooster en de FFD.
2. Plaats het instrument op 20 mm PMMA, het opschrift anode zijde evenwijdig aan de anode waardoor twee kwadranten volledig kunnen worden afgebeeld.
3. Plaats daarop weer 20 mm PMMA.
4. Maak een eerste opname met de eerder gevonden waarden.
5. Maak vervolgens opnamen met halve en met dubbele mAs waarde.
6. Maak met dezelfde opstelling, maar met het instrument gedraaid rond een as evenwijdig aan de anode (zodat de andere twee kwadranten kunnen worden gemeten) dezelfde serie van drie metingen.
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, bij de beoordeling van deze resultaten moet hier rekening mee worden gehouden.

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. 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 verzwaktingsverschillen. Hiermee kan met enige mits en maren de invloed van beeldbewerking beoordeeld worden.

De grenswaarden van deze meting zijn weergegeven in onderstaande tabel.

Parameter	Grenswaarde
NEP	3 - 4 mm ⁻¹
Grensgevoeligheid, contrastresolutie:	< 0.5 µm Al
Lokale gradiënt	geen extra versterking voor geringe verzwaktingsverschillen

Referenties:

- Imaging Quality in X-ray Diagnostic Systems, F. van der Meer, ISBN: 90 75655 03 7.
- Digital Image Processing, Kenneth R. Castleman.
- The Image Processing Handboek, John C. Russ.