Belgisch Protocol

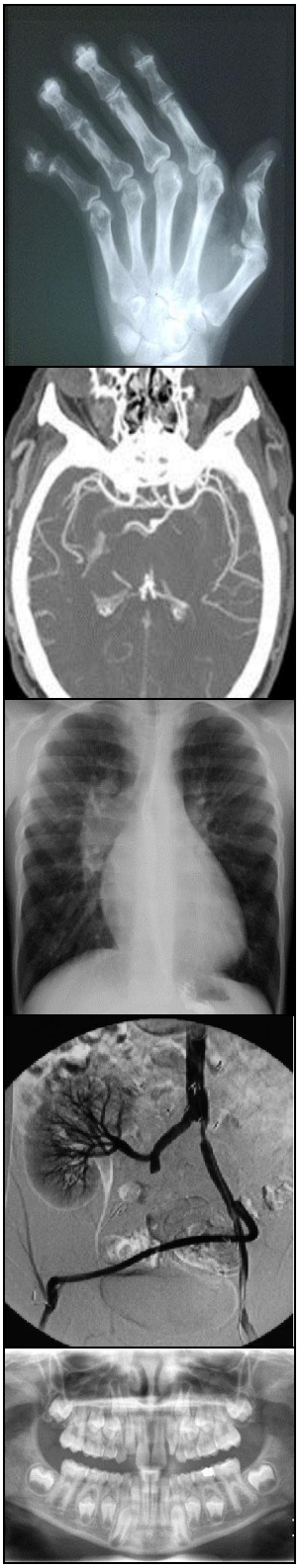
voor

Kwaliteitscontrole

van

X-stralenapparatuur:

Digitale Mammografie



Société Belge des Physiciens d'Hôpital
Belgische Vereniging van Ziekenhuis Fysici

Voorwoord

Dit protocol specifieert en verklaart de testen die medische stralingsfysici in België zullen toepassen op digitale mammografiesystemen in het kader van de borstkanker screening. Verschillende instanties bestuderen vandaag aan welke eisen mammografietoestellen buiten de screening moeten voldoen. De werkgroep radiologie van de BHPA die deze protocol tekst tot stand heeft gebracht oordeelt dat ook mammografietoestellen buiten de screening aan dezelfde voorwaarden moeten voldoen, maar dit is voorl opig niet afdwingbaar.

De regio's in ons land hebben in hun wetgeving normen vastgelegd waaraan digitale mammografiesystemen die in de screening gebruikt worden moeten voldoen. Kenmerkend voor deze wetgeving is de introductie van de 'typetest'. Deze test wordt, op vraag van de fabrikant, uitgevoerd door de teams die daartoe werden aangesteld door het centrum voor kankeropsporing (CvKO). De testen worden doorgevoerd op één mammografiesysteem en op één set monitoren. Na een succesvolle typetest kan elk mammografiesysteem of elke monitor van dit type aangeboden worden voor een acceptatietest en alle verdere kwaliteitscontroles.

De normen die moeten toegepast worden in de verschillende regionale screeningsprogramma's werden wettelijk vastgelegd, en werden weerhouden in deze tekst. Testen die door geen enkele wetgever worden opgelegd maar volgens het oordeel van de werkgroep wel uitgevoerd zouden moeten worden, kregen de aanduiding 'optioneel'.

Deze tekst is bedoeld als leidraad voor de medische stralingsfysicus.

Van borstkankerscreening met behulp van film-scherm mammografie en in een strikte kwaliteitscontrole omgeving werd bewezen dat dit de mortaliteit ten gevolge van borstkanker kan terugdringen [1]. De kwaliteitseisen voor digitale mammografie werden zo opgesteld dat minstens de kwaliteit bereikt wordt die met film-scherm mammografie aanwezig was.

Deze tekst is gebaseerd op "The European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, 4th edition" [2], het addendum bij de European Guidelines [3] en een voorlopige versie van het Nederlands protocol dat we ter beschikking hebben gekregen [4]. Hierbij hebben we getracht om maximaal in overeenstemming te blijven met de Europese teksten. De testen voor beeldweergave, beschreven in dit document, zijn gebaseerd op testmethodes en testbeelden van de AAPM Task Group 18. De concepten en testbeelden van de MoniQA beelden werden beschreven in een wetenschappelijk artikel en worden nu expliciet opgenomen in onderhavige tekst [5].

De testen in dit protocol zijn in principe algemeen toepasbaar op alle systemen. Sommige testprocedures worden gespecifieerd voor CR (computed radiology) of DR (direct radiology) systemen.

Dit protocol voor fysische en technische kwaliteitscontrole bij digitale mammografie is een voortdurend evoluerend proces en is onderworpen aan verbeteringen wanneer meer ervaring met digitale systemen wordt opgedaan en wanneer nieuwe types van systemen ontwikkeld worden. Dit protocol voor digitale mammografie is geen richtlijn om optimale werkingspunten te vinden of om beeldkwaliteit te optimaliseren. We raden de lezer van dit document aan om de nieuwe ontwikkelingen op te volgen in deze voortdurend veranderende technologie van digitale beeldvorming. Updates van dit protocol zullen ter beschikking gesteld worden.

27 feb 2015

Opmerkingen kunnen gestuurd worden naar prof. Hilde Bosmans, voorzitter van de werkgroep, hilde.bosmans@uzleuven.be, met vermelding van 'Opmerkingen Belgisch BHPA protocol digitale mammografie'

Inhoud

1 INLEIDING 1

1.1 ALGEMEEN PRINCIPE 1
1.2 VEREISTEN 1
1.3 VERSCHILLENDE SOORTEN TESTEN 2
1.4 TOEPASSINGSGEBIED 3
1.5 DEFINITIE VAN DE STANDAARDOPNAME 3
1.6 BESCHRIJVING VAN DE METINGEN 4
1.7 DEFINITIES 5

2 BEELDACQUISITIE 8

2.1 X-STRALENTOESTEL 8
2.1.1 Roosterfactor 8
2.1.2 Uitlijning van enerzijds X-stralenveld en beeldreceptor, en anderzijds X-stralenveld en lichtveld (optioneel) 8
2.1.3 Gemist weefsel aan de thoraxzijde 10
2.1.4 Exposietijd 10
2.2 BUISSPANNING EN BUNDELKWALITEIT 12
2.2.1 Buisrendement 12
2.2.2 Buisspanning 13
2.2.3 Halfwaardedikte 14
2.3 AEC-SYSTEEM 16
2.3.1 Exposiestappen: centrale waarde en verschil per stap 16
2.3.2 Korte termijn reproduceerbaarheid 17
2.3.3 Respons van de AEC in functie van de dikte 18
2.3.4 Lokale dense gebieden (DR-systemen) 19
2.4 COMPRESSIE 20
2.4.1 Compressiekracht 20
2.4.2 Uitlijning van de compressieplaat 21
2.5 BEELDRECEPTOR 22
2.5.1 Responsfunctie 22
2.5.2 Evaluatie van de ruis 23
2.5.3 Beeldreceptor homogeniteit 24
2.5.4 Bad pixel map (DR-systemen) 25
2.5.5 Variaties in gevoeligheid van fosforplaten (CR-systemen) 26
2.5.6 Vervaging van het latente beeld (CR-systemen) 27
2.6 DOSIMETRIE 28
2.6.1 Maximale MGD voor simulatie met PMMA 28
2.7 BEELDKWALITEIT 30
2.7.1 Minimale contrastwaarneembaarheid 30
2.7.2 Toegepaste lineaire systeemtheorie 31
2.7.3 Geometrische distorsie en artefact evaluatie 33
2.7.4 Ghostfactor 34

3 BEELDVERWERKING 36

4 BEELDWEERGAVE 38

4.1 QA BIJ MONITOREN 38
4.1.1 Omgevingslicht 38
4.1.2 Geometrische distorsie 39
4.1.3 Contrast waarneembaarheid 40
4.1.4 Resolutie 41
4.1.5 Artefacten 42
4.1.6 Greyscale Display Function (GSDF) 43
4.1.7 Luminantiebereik 44
4.1.8 Luminantie uniformiteit 44
4.2 DAGELIJKSE STABILITEITSTEST 45

APPENDIX A TABELLEN 47

A.1 FREQUENTIES VAN KWALITEITSCONTROLE 47
A.2 AANVAARDBAARHEIDSNORMEN 48
A.3 TESTBENODIGDHEDEN 50

APPENDIX B PROCEDURE VOOR BEPALING VAN GEMIDDELDE BORSTKLIERWEEFSELDOSIS 53

B.1 DOSIS VAN TYPISCHE BORST EN GESIMULEERD MET PMMA 53
B.2 KLINISCHE BORSTDOSIS 53

APPENDIX C BEREKENING VAN DE CONTRASTDREMPELS VOOR HET CDMAM TESTOBJECT 58

APPENDIX D TOEGEPASTE LINEAIRE SYSTEMEN THEORIE: MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF), NORMALIZED NOISE POWER SPECTRUM (NNPS) EN DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY (DQE) 60

D.1 NOISE POWER SPECTRUM (NPS) 60
D.2 MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF) 60
D.3 DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY (DQE) 61
D.4 OPMERKINGEN 62

APPENDIX E TESTEN VAN PRE-EXPOSIE 64

APPENDIX F CR VERWERKINGSMODES 65

APPENDIX G DICOM-GSDF-CURVE 66

APPENDIX H MONIQA: EEN VARIABEL TESTPATROON 67

5 BIBLIOGRAFIE 71

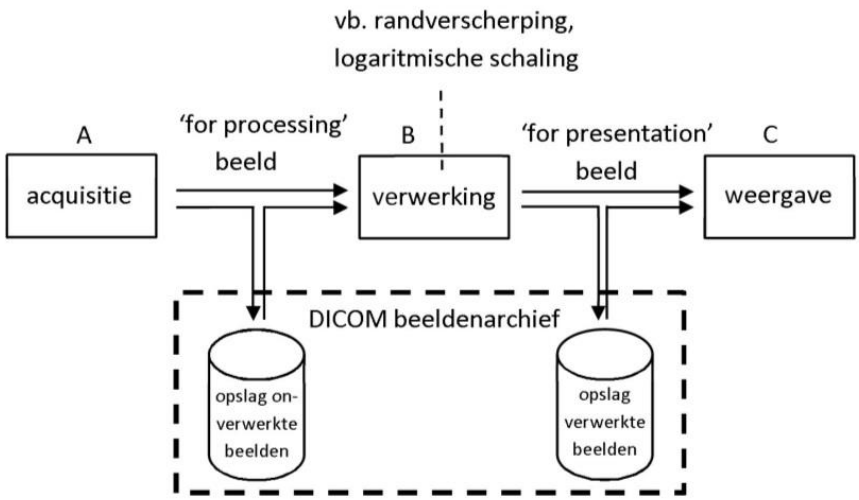
1 Inleiding

1.1 Algemeen principe

Om beelden te produceren met voldoende kwaliteit moet elke schakel van de beeldvormingsketen werken binnen de gegeven performantielimieten. Ervaring met sommige digitale systemen toont dat het niet naleven daarvan resulteert in een slechtere informatieoverdracht naar de waarnemer. Dit kan leiden tot een lagere detectie van microcalcificaties en/of van laag-contrast laesies.

De beeldvormingsketen in digitale mammografie kan verdeeld worden in drie delen (Figuur 1.1):

1. Beeldacquisitie, bevat de X-stralenproductie, de beeldreceptor en (voor sommige systemen) de beeldreceptorcorrecties.
2. Beeldverwerking, bevat de beeldverwerkingssoftware.
3. Beeldweergave, bevat de monitor en de beeldweergavesoftware.



Figuur 1.1 Belangrijkste delen van de beeldvormingsketen: acquisitie, verwerking en weergave.

Dit protocol volgt de aanbevelingen van de DICOM-standaard (NEMA, Digital Imaging and Communications in Medicine). De systemen moeten digitale mammogrammen verzenden en ontvangen zoals IOD's (Information Object Definitions) met modaliteit 'MG' (mammography) of 'CR' (computed radiography). Modaliteit 'MG' wordt verkozen boven modaliteit 'CR' omdat de modaliteit 'MG' de vereiste exposieparameters stockeert in de header van het beeld. De termen 'for processing' en 'for presentation' worden gebruikt om ruwe en verwerkte beelden te onderscheiden. De metingen beschreven in dit protocol worden uitgevoerd op ruwe beelden, in DICOM aangeduid als 'for processing'. Voor een aantal types CR-systemen wordt in Appendix F beschreven hoe men die verkrijgt.

1.2 Vereisten

Zowel de 'for processing' als de 'for presentation' beelden moeten in DICOM formaat ter beschikking zijn.

Het wordt aanbevolen om te eisen dat in de header van het bestand voldoende informatie, zoals anode/filter, gecomprimeerde borstdikte, buisspanning, buislading, leeftijd van de patiënt en opnamerichting/geometrie, ter beschikking is zodat geautomatiseerde berekening van de gemiddelde borstklierweefseldosis voor elke individuele patiënt mogelijk is.

Vandaag worden voor diagnostische werkstations enkel hoge kwaliteit zwart-wit monitoren met minstens 5 megapixel toegelaten. Hiervan kan afgeweken worden indien studies uitwijzen dat de beeldweergave minstens even goed is als bij de huidig goedgekeurde monitoren en deze systemen met succes een typetest hebben ondergaan.

Bij DR-systemen moet de bad pixel map ter beschikking zijn.

Mammografie toestellen aangekocht na 2015 en met eigenschappen zoals in de volgende lijst, zijn onaanvaardbaar:

- Mammografietoestellen zonder AEC
- Mammografietoestellen zonder strooistralenrooster in combinatie met fosforplaten
- Toestellen met een focus-beeldreceptor-afstand kleiner dan 60 cm
- Toestellen met een beeldreceptor kleiner dan 18 x 24 cm²
- Toestellen zonder voetpedaal voor het toedienen van compressie kracht
- Toestellen zonder uitlezing van gecomprimeerde borstdikte
- Toestellen zonder uitlezing van compressiekracht

Hier kan van afgeweken worden door gerichte studies, gevolgd door een typetest.

1.3 Verschillende soorten testen

Typetest

Voordat een mammografiesysteem mag aangeboden worden voor gebruik in de screening, moet de fabrikant een typetest aanvragen. Tijdens de typetest beoordelen fysici in door het CvKO aangeduide groepen of het systeem voldoet aan de recentste kwaliteitsnormen en in het bijzonder ook aan onderhavige tekst. De radiologen beoordelen vervolgens de beeldverwerking en de presentatie van de beelden. Indien het systeem de testen goed doorstaat wordt er een goedkeurig afgegeven voor de installatie van het type systeem binnen de screening.

Acceptatietest

Om tot het kwaliteitscontrole programma te worden toegelaten moet de apparatuur in elke mammografische eenheid voldoen aan de limieten van dit protocol. Om dit te controleren wordt er een acceptatietest uitgevoerd.

Jaarlijkse en halfjaarlijkse testen

Na de acceptatietest vindt er elk jaar een jaarlijkse test plaats en in het kader van de screening ook een halfjaarlijkse test.

Dagelijkse testen

Naast de jaarlijkse en halfjaarlijkse testen moeten een aantal metingen meer frequent worden uitgevoerd. Deze testen zijn zo opgezet dat ze uitgevoerd kunnen worden door het lokale personeel. De resultaten van de testen moeten dagelijks worden overgemaakt aan het centrum verantwoordelijk voor de fysische en technische kwaliteitscontrole.

1.4 Toepassingsgebied

Voor typetest kunnen alle systemen voor 2D digitale mammografie aangeboden worden. Voor acceptatie en (half)jaarlijkse conformiteitstesten in de screening komen enkel systemen in aanmerking die door de werkgroep een positieve beoordeling kregen voor de typetest.

In het kader van de screening worden acceptatietesten, jaarlijkse en halfjaarlijkse testen uitgevoerd door een erkend deskundige in de medische stralingsfysica die deel uitmaakt van een controle organisme erkend voor het uitvoeren van testen in de screening.

1.5 Definitie van de standaardopname

Om het klinisch gebruik van een systeem te evalueren, wordt een specifieke opname gedefinieerd: de standaardopname. Deze opname toont het systeem zoals het onder klinische omstandigheden gebruikt wordt.

Een standaardopname wordt gemaakt van een testobject met de volgende systeeminstellingen (tenzij anders vermeld):

	Standaardopname
Dikte van testobject	40-50 mm, typisch 45mm
Grootte van testobject	Bedekt het volledige bestraalde veld
Materiaal van testobject	PMMA
Buisspanning	Zoals klinisch gebruikt
Materiaal van anode	Zoals klinisch gebruikt
Materiaal van filter	Zoals klinisch gebruikt
Compressieplaat	In contact met testobject, met compressiekracht tussen 50 N en 100 N
Anti-scatter rooster	Zoals klinisch gebruikt
Bron-beeld afstand	Zoals klinisch gebruikt
Automatische exposie controller	Zoals klinisch gebruikt, behalve bij gedocumenteerde redenen*
Exposie controlestap	Zoals klinisch gebruikt
Beeldverwerking	Uit

*vb. Bij Siemens Mammomat Inspiration wordt Segmentation Off geselecteerd. De AEC zoekt naar een borstvorm die niet gevonden kan worden bij PMMA-platen. Hierdoor kan de AEC afwijken.

1.6 Beschrijving van de metingen

- Doel van de metingen

Voor elke test wordt uitgelegd waarom deze test werd ingevoerd.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	In deze paragraaf wordt de apparatuur opgesomd die nodig is om de metingen uit te voeren. In Appendix A is een overzicht terug te vinden met de eisen die gesteld worden aan de apparatuur.
Meetomstandigheden	De omstandigheden waaronder de meting moet gebeuren worden opgesomd.
Aanvaardbaarheidsnorm	De normen worden gesteld waaraan de gemeten en/of berekende grootheden moeten voldoen. Hierbij wordt meestal een onderscheid gemaakt tussen: - Aanvaardbare limiet: dit is een norm waaraan de gemeten of de berekende grootheid zeker moet voldoen opdat het toestel voor deze test positief kan beoordeeld worden. - Wenselijke limiet: dit is de optimale waarde voor de berekende of gemeten grootheid. - Optioneel: indien de test wel zinvol is maar in geen enkele wetgeving opgenomen werd. Bij sommige meetseries worden geen normen gesteld en wordt enkel registratie of een kwalitatieve beoordeling gevraagd.
Frequentie	Er wordt aangegeven met welke frequentie de meetseries uitgevoerd moeten worden.

- Meetprocedure

In deze paragraaf worden de handelingen uiteengezet om tot een correcte meting te komen. Daarnaast wordt vermeld welke grootheden gemeten dienen te worden.

- Berekeningen

Alle nodige berekeningen, met inbegrip van formules, worden beschreven.

- Opmerkingen

1.7 Definities

AAPM-TG18 testpatronen	Testpatronen voor het testen van beeldweergave stations zoals uitgewerkt in werkgroep TG18 van de AAPM, the American Association of Physicists in Medicine.
AEC	Component van het RX-toestel voor automatische exposie controle.
AEC-cel	Actief gebied van de beeldreceptor die meet wanneer het gewenste dosisniveau bereikt is. Een mammografiesysteem kan één grote sensor hebben of meerdere kleine sensoren.
Afwijking	$= \frac{\lvert gemeten\ waarde - referentiewaarde \rvert}{referentiewaarde}$
ALARA-principe	ALARA is de afkorting voor 'As Low As Reasonably Achievable'. Het ALARA-principe houdt in dat de straling die een persoon ontvangt zoveel als redelijkerwijs mogelijk moet worden beperkt.
Bad pixel map	Een kaart (een beeld of tabel) die de positie bepaalt van alle pixels waarvan de pixelwaarde niet gebaseerd is op de uitlezing van zijn eigen detectorelement.
Beeldreceptorcorrecties	Correcties aan het beeld die uitgevoerd worden om voor de individuele eigenschappen van de detectorelementen te corrigeren.
Buislading	Product van buisstroom (mA) en tijd (s), uitgedrukt in eenheid 'mAs' en een maat voor de intensiteit van de X-stralenbundel.
Computer Radiography (CR)	Digitale radiologie technologie die gebruik maakt van fosforplaten.
Detective Quantum Efficiency (DQE)	Functie die de transfer beschrijft van SNR als functie van de spatiale frequentie. De DQE geeft de efficiëntie waarmee de beeldreceptor de beschikbare kwanta gebruikt en wordt berekend volgens [3].
Detector air KERMA (DAK)	Air KERMA ter hoogte van de beeldreceptor.
Detectorruis	De som van alle ruiscomponenten die in een homogeen beeld kunnen voorkomen.
DICOM	**Digital Imaging and Communications in Medicine** is een standaard voor behandelen, afdrukken en doorzenden van informatie in medische beeldvorming. Het omvat een file-formaat en een netwerkcommunicatie protocol.
Direct Radiography (DR)	RX-toestel met directe uitlezing van het latente beeld door een geïntegreerde digitale beeldreceptor.
Elektronische ruis	Ruis veroorzaakt door elektronische componenten die zich in de beeldreceptor bevinden.
Entrance surface air KERMA - ESAK (K)	Air KERMA zoals gemeten ter hoogte van het intredeoppervlak onder de compressieplaat.
Exposietijd	De tijd tussen het eerste en het laatste moment dat de X-stralen de borst bereiken.
Flat-fielding	Procedure om gemeten signalen te corrigeren voor defecte pixels, niet-uniformiteiten van het stralingsveld, correcties voor het signaal van detectorelementen en geometrische storingen, wat resulteert in ruwe beelden.
Gemiddelde borstklierweefseldosis (MGD)	Gemiddelde dosis in het borstklierweefsel, zoals gedefinieerd in [6,7].

Ghost beeld	Residu van vorige exposies in een beeld.
Ghostfactor	Maat voor het residu van vorige exposies in een beeld, berekend volgens de methode in [2].
Gouddiktedrempel	De kleinste gouddikte voor een gegeven detailgrootte die waargenomen kan worden en die berekend kan worden zoals in [3].
Handmatige exposie	Exposie waarbij de anode, filter, buisspanning en buislading handmatig ingesteld worden.
Halfwaardedikte (HVL)	Dikte van materiaal waarbij de intensiteit van de invallende straling gehalveerd wordt na transmissie door het materiaal.
Klinisch kV bereik	Alle mogelijke klinische buisspanningscondities, typisch van 24 kV tot 32 kV.
Kwantumruis	Ruis veroorzaakt door het stochastische karakter van X-stralen.
Modulation Transfer Function (MTF)	Functie die de transfer beschrijft van het hoog contrast als functie van de spatiale frequentie, berekend zoals in [3].
Normalized Noise Power Spectrum (NNPS)	Functie die de ruis in het beeld beschrijft als functie van spatiale frequentie en genormaliseerd met betrekking tot DAK, berekend zoals in [3].
Pixel	Beeldelement, de kleinste eenheid in het beeld.
Pixelwaarde	Discrete waarde toegewezen aan een pixel.
Pixelwaarde offset	Pixelwaarde, voor linearisering, bij DAK=0.
PMMA	Polymethylmetacrylaat of perspex.
Pre-exposie	Korte exposie waarmee de exposieparameters voor de exposie van de beeldvorming worden bepaald.
Referentie ROI	Het centrum van de referentie ROI ligt op 6 cm van de thoraxzijde en is lateraal gecentreerd. Het is 5 mm x 5 mm groot.
Referentiepunt	Positie centraal op de bucky, op 6 cm van de thoraxzijde
Relatieve afwijking	$= \left\lvert \frac{gemeten\ waarde - referentiewaarde}{referentiewaarde} \right\rvert$
Relatieve variatie	$= \left\lvert \frac{maximum\ waarde - minimum\ waarde}{gemiddelde\ waarde} \right\rvert$
ROI	**Region of interest**. Gebied waarin gemeten wordt.
Roosterfactor	Bij een werkingsregime met constant signaal op de beeldreceptor, de dosisverhouding indien er gewerkt wordt met rooster versus zonder rooster.
Ruis	Fluctuaties in pixelwaarden die niet gerelateerd zijn aan het object waarvan een beeld gemaakt wordt.
Ruwe beelden	De beelden na beeldreceptorcorrecties, maar voor beeldverwerking. In DICOM-termen wordt dit 'for processing' genoemd. Ze worden ook soms 'original data' of ' ruwe data ' genoemd.
Slot scanning systeem	Systeem met smalle X-stralenbundel en een smalle beeldreceptor die de borst scant om een digitale opname te verkrijgen.
Signal Difference-to-Noise Ratio (SDNR)	$= \frac{\lvert gemiddelde\ pixelwaarde\ (signaal) - gemiddelde\ pixelwaarde\ (\ achtergrond) \rvert}{\sqrt{\frac{standaard\ deviatie\ (signaal)^2 + standaard\ deviatie\ (achtergrond)^2}{2}}}$
Signal to Noise Ratio (SNR)	$= \frac{gemiddelde\ pixelwaarde - pixelwaarde\ offset}{standaard\ deviatie\ van\ de\ pixelwaarde}$
SDNR-testobject	Aluminium testobject van 10 mm x 10 mm en 0.2 mm dik.
Spacers	Een object om zonder invloed op de AEC een gewenste aangeduide dikte te creëren.

Standaard PMMA-blok	PMMA-testobject om benaderd een gemiddelde borst te simuleren en de AEC te kunnen testen onder omstandigheden die zo dicht mogelijk aanleunen bij de klinische realiteit. De dikte is typisch tussen 40 en 50 mm. Het standaard PMMA-blok bedekt het volledige bestraalde veld.
Standaardopname	Opname die gemaakt is met het standaard PMMA-blok, compressiekracht tussen 50 N en 100 N en de AEC in de klinisch gebruikte mode.
Structuurruis	Ruis die veroorzaakt wordt door structurele verschillen tussen de detector elementen of elders in de opstelling en niet gerelateerd aan het object waarvan een beeld gemaakt werd.
Typische borst	Borst met gemiddelde glandulariteit zoals in de screeningsgroep.
Variantie	$= \frac{\sum_{i=1}^{N}(x_i - \mu)^2}{N-1}$ met N het aantal pixels in de ROI, x_i de pixelwaarde van de huidige pixel en μ het gemiddelde van alle pixelwaarden in de ROI.
Verwerkt beeld	Het beeld na beeldverwerking en bestemd voor presentatie. In DICOM-termen wordt dit beeld 'for presentation' genoemd.

2 Beeldacquisitie

2.1 X-stralentoestel

2.1.1 Roosterfactor

- Doel van de metingen

Het anti-scatter rooster is ontwikkeld om strooistraling te absorberen. Deze test is van toepassing op systemen met een (verwijderbaar) rooster. De roosterfactor is een maat voor de efficiëntie van het rooster en moet waarden hebben conform aan de algemene literatuur tenzij anders gespecifieerd.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Standaard PMMA-blok.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd met handmatige exposie met en zonder rooster.
Aanvaardbaarheidsnorm	Registratie.
Frequentie	Acceptatie.

- Meetprocedure

- Maak een opname van het standaard PMMA-blok met handmatige exposie waarbij de exposieparameters van de standaardopname zo dicht mogelijk worden benaderd.
- Maak een opname zonder rooster met dezelfde exposieparameters.

- Berekeningen

- Lineariseer de beelden.
- Meet de gemiddelde pixelwaarde in de referentie ROIs van de 2 beelden.
- Bepaal de roosterfactor door de gelineariseerde pixelwaarde van het beeld zonder rooster te delen door de gelineariseerde pixelwaarde van het beeld met rooster.
- Bij CR cassettes wordt er gecorrigeerd voor het verschil in afstand tussen focus en cassette.

2.1.2 Uitlijning van enerzijds X-stralenveld en beeldreceptor, en anderzijds X-stralenveld en lichtveld (optioneel)

- Doel van de metingen

Uitlijning X-stralenveld en beeldreceptor: Er wordt gecontroleerd of de afmetingen en de positie van het X-stralenveld voldoende overeenkomen met de afmetingen en de positie van de beeldreceptor.

Uitlijning X-stralenveld en lichtveld: Er wordt gecontroleerd of de afmetingen en de positie van het X-stralenveld en het lichtveld voldoende overeenkomen.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Smalle strookjes zelfontwikkelende film , loden beschermplaat, loodlatje.
Meetomstandigheden	De metingen worden zo mogelijk uitgevoerd zonder compressieplaat en met handmatige exposie bij de klinisch meest gebruikte anode en voor klein en groot beeldformaat.
Aanvaardbaarheidsnorm	De afwijking tussen de randen van het X-stralenveld en de randen van de beeldreceptor moet ≤ 5 mm aan thoraxzijde en aan beide laterale zijden. Er mogen geen witte randen zichtbaar zijn in de klinische beelden. Optioneel: De afwijking tussen de randen van het lichtveld en de randen van het X-stralenveld moet ≤ 5 mm aan thoraxzijde en aan beide laterale zijden.
Frequentie	Uitlijning X-stralenveld en beeldreceptor: jaarlijks, voor klein en groot beeldformaat. Bij acceptatie worden alle anodes getest. Uitlijning X-stralenveld en lichtveld: optioneel.

- Meetprocedure

Uitlijning X-stralenveld en beeldreceptor:

- Verwijder de compressieplaat.
- Bescherm de beeldreceptor.
- Plaats smalle strookjes zelfontwikkelende film aan de thoraxzijde en aan beide laterale zijden van de beeldreceptor.
- Maak een opname totdat voldoende signaal het stralingsveld toont.
- Neem de beschermplaat weg.
- Leg de loodlatjes aan de randen van de beeldreceptor en markeer de positie van het X-stralenveld (afgelezen van de zelfontwikkelende film).
- Maak een opname met lage dosis.
- Meet de afwijking tussen X-stralenveld en beeldreceptor.

Uitlijning X-stralenveld en lichtveld:

- Zoals hierboven.
- Markeer de randen van het lichtveld op de filmstrookjes.
- Meet de afwijking van de markering van de randen van het lichtveld ten opzichte van het belichte deel van de film.

- Opmerking

- Alternatief kan gebruik gemaakt worden van een specifiek voor mammografie ontworpen zelfontwikkelende film met zaagtanden op vaste afstanden aan de zijkant.
- Eén opname bij hoge dosis kan vervangen worden door enkele opnamen met een buislading vergelijkbaar aan de buislading van de standaardopname. Indien géén sterk attenuerende voorwerpen (zoals loodlatjes) in beeld worden gebracht, kan op die manier gewerkt worden zonder loden beschermplaat.

- In de plaats van zelfontwikkelende film kunnen CR platen ondersteboven op de bucky gelegd worden met een loodlatje erop. Een lagere dosis volstaat om het stralingsveld in beeld te brengen.
- Indien de opnamen niet zonder compressieplaat kunnen worden genomen, wordt de compressieplaat zo hoog mogelijk boven de beeldreceptor gepositioneerd. Hou er rekening mee dat aan thoraxzijde de visualisering van de rand van het lichtveld of de rand van het stralingsveld nog verstoord kan worden door de opstaande rand van de compressieplaat.
- Andere alternatieven zijn mogelijk na validatie.

2.1.3 Gemist weefsel aan de thoraxzijde

- Doel van de metingen

De breedte van het weefsel dat zich bevindt tussen de randen van de bucky en het beeldvlak, en dat dus niet getoond wordt op de beelden, verifiëren.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Fantoom met markeringen op een vaste afstand van de buckyrand.
Meetomstandigheden	Maak een opname met handmatige instellingen en de klinisch meest gebruikte anode. Voor CR-systemen worden grote en kleine beeldreceptoren getest.
Aanvaardbaarheidsnorm	De breedte van het gemist weefsel aan thoraxzijde moet ≤ 5 mm.
Frequentie	Jaarlijks. Bij acceptatie worden alle anodes getest.

- Meetprocedure

- Maak een opname van een fantoom waarin markeringen op een vaste afstand van de thoraxzijde opgenomen zijn.

2.1.4 Exposietijd

- Doel van de metingen

Een lange exposietijd kan leiden tot onscherpte ten gevolge van beweging. De exposietijd moet daarom voldoende kort zijn. Indien de exposietijd ook vermeld wordt in de DICOM header moet de precisie ook aangetoond worden, zodat deze waarde dan verder kan gebruikt worden in de geautomatiseerde patiëntendosimetrie. De exposietijd moet getest worden met gebruik van de AEC.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Exposietijdmeter, standaard PMMA-blok, loden beschermplaat.
Meetomstandigheden	De exposietijd wordt bepaald voor de standaardopname. Bij DR-systemen wordt de precisie van de exposietijd uit de header geverifieerd waarna de waarde uit de header gebruikt kan worden. Bij CR-systemen wordt de exposietijd gemeten.
Aanvaardbaarheidsnorm	Het verschil tussen de gemeten exposietijd en de waarde in de header is ≤ 10 %. De exposietijd moet ≤ 2 s, wenselijk ≤ 1.5 s. Deze norm geldt niet voor slot scanning systemen.
Frequentie	Jaarlijks.

- Meetprocedure

- Plaats het standaard PMMA-blok op de bucky.

DR-systemen:
- Maak een opname in volledig automatische modus. Noteer anode/filter, buisspanning en buislading.
- Bescherm de beeldreceptor met een loden beschermplaat.
- Plaats een exposietijdmeter.
- Selecteer de bundelkwaliteit die overeenstemt met de automatische exposie, maak een manuele opname met een buislading net onder of net boven de automatisch verkregen buislading. Noteer de gemeten exposietijd.
- Vergelijk deze tijd met de waarde in de header. Verifieer of de gemeten waarde en header waarde binnen de 10 % liggen.
- Verifieer of de header waarde van de automatische belichting voldoet aan de norm.

CR-systemen:
- Plaats de exposietijdmeter op het standaard PMMA-blok.
- Maak een opname in volledig automatische modus. Meet en noteer de exposietijd.
- Indien de exposietijdmeter de werking van de AEC-cel beïnvloedt, kan de meting uitgevoerd worden met handmatige instellingen en een bundelkwaliteit die overeenstemt met de automatische exposie met een buislading net onder of net boven de automatisch verkregen buislading.
- Vergelijk de gemeten tijd met de norm van de exposietijd.

- Opmerking

- Voor de meeste systemen neemt de exposietijd snel toe met borstdikte en compositie. Deze tijden kunnen variëren van 0.2 s naar 3 s. Voor dikke of dense borsten kan de exposietijd de beperkende factor zijn om dosissen op te drijven.

2.2 Buisspanning en bundelkwaliteit

2.2.1 Buisrendement

- Doel van de metingen

Het buisrendement wordt gemeten om de gemiddelde borstklierweefseldosis te kunnen berekenen en moet niet voldoen aan een aanvaardbaarheidsnorm. Het buisrendement moet voor alle klinisch gebruikte bundelkwaliteiten gekend zijn. Een hoog buisrendement is wenselijk omdat dit resulteert in een kortere exposietijd. Dit minimaliseert het effect van patiëntbewegingen en verzekert een voldoende penetratie van grote/dense borsten binnen een beperkte exposietijd.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Loden beschermplaat, dosimeter.
Meetomstandigheden	Air KERMA wordt gemeten op een lijn door de focus en het referentiepunt, met de compressieplaat in positie. De buislading wordt manueel ingesteld. Air KERMA wordt bepaald voor alle klinisch gebruikte anode/filter-combinaties en buisspanningen.
Aanvaardbaarheidsnorm	Het buisrendement wordt bepaald op 1 meter van de focus en gerapporteerd voor alle klinische bundelkwaliteiten.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Bescherm de beeldreceptor met een loden plaat.
- Positioneer de dosimeter op de as door focus en referentiepunt.
- Noteer de afstand tussen focus en het meetpunt in de dosimeter.
- Noteer de gebruikte buislading, anode/filter en buisspanning.
- Air KERMA wordt bepaald voor alle klinisch gebruikte anode/filter-combinaties en buisspanningen.
- Er wordt opgemerkt dat de parametrische benadering van Robson [8] mag toegepast worden. Deze laat toe om het buisrendement bij buisspanningen in het bereik van 25 kVp tot en met 32 kVp te bepalen aan de hand van de meting van het buisrendement bij 28 kVp met dezelfde anode/filter-combinatie.

- Berekeningen

- Bereken het specifieke buisrendement r op 1 m van de focus met vergelijking 2.1.

$$r\ (\mu Gy/mAs) = \frac{DAK(\mu Gy)}{I(mAs)}\left(\frac{d_{fd}\,(m)}{1\ (m)}\right)^2 \tag{2.1}$$

Hierin is DAK de gemeten air KERMA, I de buislading (uitgedrukt in mAs) en d_{fd} de focus-dosimeter afstand.

- De DAK bij andere buisspanningen in het bereik van 25 kVp tot en met 32 kVp kan gemeten worden of berekend worden met de parametrische benadering gepubliceerd door Robson [8] vanuit één enkele meting bij 28 kVp en bij dezelfde anode/filter-combinaties.

Dit is een 2-stappen proces. Eerst wordt de waarde van A verkregen uit de vergelijking 2.2.

$$DAK(28\ kVp) = A\ (kV)^n \tag{2.2}$$

Hierin is $DAK(28\ kVp)$ de gemeten DAK bij 28 kVp en de parameter n is specifiek voor de anode/filter-combinatie. Hij wordt verkregen uit tabel 2.1.

Ten tweede kan de DAK bij een andere buisspanning dan berekend worden met vergelijking 2.3.

$$log_{10}(DAK) = n\ log_{10}(kV) +\ log_{10}(A) \tag{2.3}$$

Anode/filter-combinatie	*n*	*a*	*b*
Mo / 30 µm Mo	3.06	-0.000326	0.0273
Mo / 25 µm Rh	3.24	-0.000624	0.0445
Rh / 25 µm Rh	3.03	-0.000514	0.0425
W / 50 µm Rh	1.96	-0.000539	0.0403
Rh / 1.0 mm Al	4.39	-0.001130	0.0909
Mo / 1.0 mm Al	4.23	-0.000775	0.0593
W / 55 µm Ag	3.07	-0.000797	0.0660
W / 75 µm Ag	3.15	-0.000900	0.0733
W / 0.7 mm Al	2.44	-0.000106	0.0221
W / 0.5 mm Al	2.44	-0.000106	0.0221

Tabel 2.1 Berekende waarden van de constanten a, b en n voor verschillende anode/filter-combinaties [8].

Bij nieuwe anode/filter combinaties kan men deze parameters zelf bepalen aan de hand van correct uitgevoerde dosismetingen met een correct gekalibreerde dosimeter.

- <u>Opmerking</u>

- Het gebruik van de Robson methode dient gevalideerd te worden voor elk buistype.

2.2.2 Buisspanning

- <u>Doel van de metingen</u>

De bundelkwaliteit hangt af van de buisspanning, het anodemateriaal, de filtratie of halfwaardedikte en de golfvorm. Met de volgende metingen wordt gecontroleerd of de gemeten buisspanning voldoende overeenkomt met de ingestelde waarde (accuraatheid). Vervolgens wordt ook de stabiliteit van de buisspanning gecontroleerd (reproduceerbaarheid).

- <u>Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties</u>

Nodige apparatuur	kV-meter, loden beschermplaat.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd bij één anode/filter-combinatie.
Aanvaardbaarheidsnorm	Over het klinische kV-bereik geldt: Accuraatheid: afwijking ≤ 1 kV. Reproduceerbaarheid: afwijking ≤ 0.5 kV.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Bescherm de beeldreceptor met een loden beschermplaat.
- Verwijder de compressieplaat of verifieer of de kalibratie van de kV-meter een meting met de compressieplaat in de bundel toelaat bij de geselecteerde anode/filter-combinatie.
- Positioneer de dosimeter op de as door focus en referentiepunt.
- Noteer de ingestelde buislading en de anode/filter-combinatie.
- Meet en noteer de buisspanning voor alle klinisch gebruikte buisspanningen.
- Herhaal de meting 5 maal voor een ingestelde buisspanning, typisch 28 kVp.

- Berekeningen

- Bepaal de afwijking van de gemeten waarde ten opzichte van de ingestelde waarde van de buisspanning.
- Bepaal de reproduceerbaarheid: verifieer of de grootste afwijking t.o.v. de gemiddelde buisspanning aan de norm voldoet.

2.2.3 Halfwaardedikte

- Doel van de metingen

De halfwaardedikte (HVL) is een bepalende factor voor de bundelkwaliteit. De HVL moet ook gekend zijn om de gemiddelde borstklierweefseldosis te berekenen. De HVL wordt bepaald bij verschillende instellingen van buisspanning en anode/filter-combinatie.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Dosimeter, aluminiumfilters van dikte d_1 en dikte d_2, in het bereik 0.30 mm tot en met 0.60 mm, loden beschermplaat.
Meetomstandigheden	Er wordt gemeten op een lijn door de focus en het referentiepunt, met de compressieplaat hoog boven de dosimeter. De buislading wordt manueel ingesteld. De halfwaardedikte wordt bepaald voor alle klinisch gebruikte anode/filter-combinaties en buisspanningen.
Aanvaardbaarheidsnorm	De halfwaardediktes worden bepaald en gerapporteerd voor alle klinisch gebruikte bundelkwaliteiten. Elke verandering in HVL vraagt om nader onderzoek.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- <u>Meetprocedure</u>

- Bescherm de beeldreceptor met een loden beschermplaat.
- Positioneer de dosimeter op de as door focus en referentiepunt.
- Plaats de compressieplaat hoog boven de dosimeter (typisch halverwege de focus en de beeldreceptor).
- Noteer de gebruikte buislading, anode/filter combinatie en buisspanning.
- Maak een opname zonder aluminium-filter en twee opnames met respectievelijk een aluminium-filter met dikte d_1 en met dikte d_2.
  Kies d_1 iets kleiner dan de verwachte HVL, kies d_2 iets groter dan de verwachte HVL.
  De aluminiumfilters moeten centraal boven de dosimeter op de compressieplaat worden gelegd (dosimeter 'in de schaduw' van de aluminiumfilters).
- Noteer van elke opname de gemeten dosis.
- De halfwaardedikte wordt bepaald voor alle klinisch gebruikte anode/filter-combinaties en buisspanningen.
- Er wordt opgemerkt dat de parametrische benadering van Robson [8] mag toegepast worden na verificatie voor elke nieuwe anode/filter combinatie. Deze laat toe de HVL te schatten voor elke buisspanning in het bereik van 25 kVp tot en met 32 kVp uit een enkele meting bij 28 kVp met dezelfde anode/filter-combinatie.

- <u>Berekeningen</u>

- Bereken de HVL met vergelijking 2.4.

$$HVL = \frac{d_2 \ln\left(2\frac{X_1}{X_0}\right) - d_1 ln\left(2\frac{X_2}{X_0}\right)}{ln\left(\frac{X_1}{X_2}\right)} \tag{2.4}$$

  Hierin is $X_0(mGy)$ de dosis zonder attenuerend materiaal en $X_1\,(mGy)$ en $X_2(mGy)$ de dosissen bij een aluminiumfilter met respectievelijk diktes $d_1(mm)$ en $d_2(mm)$.
- De parametrische benadering van Robson [8] laat toe de HVL te schatten voor elke buisspanning in het bereik van 25 kVp tot en met 32 kVp uit een enkele meting bij 28 kVp met dezelfde anode/filter-combinatie.
  Dit is een 2-stappen proces. Eerst wordt de waarde van c verkregen uit de vergelijking 2.5.

$$HVL = a(kVp)^2 + \mathrm{b(kVp)} + \mathrm{c} \tag{2.5}$$

  waarbij HVL de gemeten HVL bij 28 kVp is en de parameters a en b specifiek zijn voor de anode/filter-combinatie en worden verkregen uit tabel 2.1.
  Halfwaardediktes voor andere anode/filter-combinaties worden berekend met dezelfde vergelijking 2.5 met gebruik van de parameter c, die berekend werd, en de parameters a en b uit tabel 2.1. Deze parameters kunnen ook zelf gemeten worden mits accuraat meetmateriaal.

- <u>Opmerkingen</u>

- Een zuiverheid van het aluminium ≥ 99.9 % is vereist. De dikte van de aluminiumfilters moet gemeten zijn met een accuraatheid van 1 %.
- Automatische HVL bepaling kan mits bewijs van validatie.
- Het gebruik van een diafragma om de exposie te beperken tot het actieve gebied van de dosimeter kan aangewezen zijn (smalle bundel geometrie).

2.3 AEC-systeem

Systemen die gebruikt worden voor mammografiescreening moeten een AEC bevatten, tenzij de bevindingen van de typetest anders zijn. De performantie van het AEC-systeem moet getest worden op reproduceerbaarheid en accuraatheid onder variërende condities (respons in functie van dikte, bundelkwaliteit, lokale densiteiten). Het AEC-systeem moet anode/filter, buisspanning en buislading aanpassen zodat de beeldkwaliteit voldoende is en de dosis binnen een aanvaardbaar bereik blijft.

2.3.1 Exposiestappen: centrale waarde en verschil per stap

- Doel van de metingen

Deze test is enkel van toepassing op mammografie systemen met exposiestappen. Een toename van de exposiestap moet leiden tot een dosistoename.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Standaard PMMA-blok.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd met automatische instellingen en variërende exposiestappen. Indien nodig worden de anode-filter combinatie en buisspanning vastgezet.
Aanvaardbaarheidsnorm	De gemiddelde gelineariseerde pixelwaarde en buislading worden geregistreerd voor de opeenvolgende exposiestappen en tonen een graduele stijging.
Frequentie	Acceptatie.

- Meetprocedure

- Plaats het standaard PMMA-blok op de bucky.
- Maak opnames met verschillende exposiestappen: de klinisch gebruikte stap, 2 hogere exposiestappen en 2 lagere exposiestappen. Noteer de gebruikte buisspanning, anode en filter en buislading voor elke opname.

- Berekeningen

- Lineariseer de beelden.
- Meet op alle opnames de gemiddelde pixelwaarde in de referentie ROI.
- Bereken de relatieve toename per exposiestap van de buislading en de gemiddelde pixelwaarde.

- Opmerkingen

- Indien de bundelkwaliteit niet constant gehouden kan worden, kan er geverifieerd worden in termen van MGD.
- Optioneel kan het SDNR-object in het referentiepunt worden gelegd.
  De SDNR wordt berekend en de relatieve toename per exposiestap wordt geregistreerd.

Dit kan helpen om een geschikte exposiestap te vinden waarbij het systeem aan dosis-en beeldkwaliteitslimieten voldoet.

- Deze test mag ook uitgevoerd worden met andere diktes van PMMA indien de respons van de AEC in functie van de dikte (sectie 2.3.3) aanwijst dat er voor specifieke diktes moet geoptimaliseerd worden.

2.3.2 Korte termijn reproduceerbaarheid

- Doel van de metingen

Verificatie of de AEC voldoende stabiel is.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Standaard PMMA-blok.
Meetomstandigheden	Standaardopname. Indien nodig worden de anode-filter combinatie en buisspanning vastgezet.
Aanvaardbaarheidsnorm	Voor 6 standaardopnamen geldt: Afwijkingen van de gemiddelde gelineariseerde pixelwaarden moeten ≤ 5 %, wenselijk ≤ 2 %. Afwijkingen van de buislading moeten ≤ 5 %. Afwijkingen van de SNR in de referentie ROI moeten ≤ 5 %, wenselijk ≤ 2 %.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Maak 6 standaardopnamen.
- Noteer voor elke opname de gebruikte buisspanning, anode, filter en buislading.

- Berekeningen

- Lineariseer de beelden.
- Meet op alle opnames de gemiddelde pixelwaarde in de referentie ROI.
- Bereken de SNR.
- Bereken de relatieve variatie in gelineariseerde pixelwaarde, buislading en SNR.

- Opmerkingen

- De testresultaten van de buislading worden enkel gebruikt bij voldoend nauwkeurige aanduiding van de mAs.
- Optioneel kan het SDNR-object in het referentiepunt worden gelegd.
  De SDNR wordt berekend en de relatieve variatie in SDNR wordt geregistreerd. Dit kan helpen om de reproduceerbaarheid van de SDNR in te schatten.

2.3.3 Respons van de AEC in functie van de dikte

- Doel van de metingen

Een juiste exposie is zeer belangrijk voor de kwaliteit van de klinische mammografiebeelden. We verifiëren de kwaliteit a.d.h.v. de SDNR bij verschillende diktes.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	7 PMMA-platen van 10 mm en 1 PMMA plaat van 5 mm die het volledige bestraalde veld bedekken, SDNR-testobject.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd met de klinisch gebruikte automatische exposie.
Aanvaardbaarheidsnorm	Voor de diktes D, namelijk 20 mm, 30 mm, 40 mm, 45 mm, 50 mm, 60 mm en 70 mm, geldt: de gemeten SDNR bij dikte D moet hoger zijn dan $SDNR_{minimum}$ berekend voor dikte D.
Frequentie	Halfjaarlijks bij het klinisch gebruikte dosisprogramma. Bij acceptatietest worden alle dosisprogramma's getest.

- Meetprocedure

- Plaats opeenvolgend 20, 30, 40, 45, 50, 60 en 70 mm PMMA op de bucky.
- Plaats het SDNR-testobject tussen de 2 laagste PMMA-platen van 1 cm dik, in het referentiepunt.
- Maak een opname met volledig automatische exposie.

- Berekeningen

- Lineariseer de beelden.
- Meet de gemiddelde pixelwaarde $PV_{signaal}$ en standaarddeviatie $SD_{signaal}$ in een ROI van 5 mm x 5 mm in het midden van het SDNR-testobject en de gemiddelde pixelwaarde $PV_{achtergrond}$ en de gemiddelde standaarddeviatie $SD_{achtergrond}$ van metingen in 4 ROIs in de achtergrond, elk 5 mm x 5 mm, en geplaatst naast alle zijden van het SDNR-testobject.
- Bereken de SDNR.

Aanvaardbaarheidsnormen voor SDNR voor andere PMMA-diktes

- De SDNR zoals gemeten bij de verschillende PMMA dikten moet groter of gelijk zijn aan de $SDNR_{minimum}(D)$ voor de corresponderende dikte, berekend met vergelijking 2.6 en tabel 2.2:

$$SDNR_{minimum}(D) = SDNR_{gemeten,5cm}\frac{Tg_{gemeten,5cm}}{Tg_{minimum,5cm}}z - factor(D) \qquad (2.6)$$

Hierin is $SDNR_{gemeten,5cm}$ de SDNR die bekomen werd bij de exposie van de 5 cm PMMA plaat met Al testobject, $\mathrm{Tg}_{\mathrm{gemeten,5cm}}$ de gemeten gouddiktedrempel voor een goudstip met een diameter van 0.1 mm en een simulatie van een gecomprimeerde borstdikte van 60 mm. $\mathrm{Tg}_{\mathrm{minimum,5cm}}$ is 1.68 µm gouddikte. z – factor(D) volgt uit Tabel 2.2.

PMMA dikte (mm)	*z – factor(D)*
20	1.15
30	1.10
40	1.05
45	1.03
50	1.00
60	0.95
70	0.90

Tabel 2.2 Factoren om $SDNR_{minimum}$ te berekenen bij verschillende PMMA-diktes.

- Opmerkingen

- Indien de AEC van een systeem beïnvloed wordt door het aluminium object, dan moet eerst een meting uitgevoerd worden met automatische instellingen, zonder aluminium object. Daarna moet deze meting herhaald worden met aluminium object en met manuele instellingen.
- Op sommige systemen wordt de pre-exposie gebruikt in het werkelijke beeld; de aangeduide buislading kan dit tonen of juist niet. Hiermee moet rekening gehouden worden bij de bepaling van de SDNR in manuele modus. Een methode om te controleren of hiervoor gecompenseerd moet worden is uitgewerkt in Appendix E.
- De werkgroep heeft beslist om het gebruik van spacers, zoals vermeld in het EUREF protocol [2,3], niet op te leggen.

2.3.4 Lokale dense gebieden (DR-systemen)

- Doel van de metingen

De gebieden met hogere attenuatie in het klinisch relevante deel van het beeld zouden de exposieparameters voor de opname moeten bepalen en dit wordt geverifieerd in deze test. In deze gebieden verwachten we een constante SNR waarde, onafhankelijk van de densiteit, of een andere weloverwogen SNR waarde.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	3 PMMA-platen van 10 mm die het volledige bestraalde veld bedekken, spacers, kleine PMMA-plaatjes van 20 mm x 40 mm, 5 x 4 mm dik.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd met automatische instellingen.
Aanvaardbaarheidsnom	De AEC moet compenseren voor de extra attenuatie. De SNR gemeten in een 5 mm x 5 mm ROI op de plaats van de extra attenuatie moet voor elk beeld binnen de 20 % van de gemiddelde SNR berekend over alle opnames liggen (of andere waarde na argumentatie door fabrikant).
Frequentie	Bij acceptatietest wordt de positie opgezocht waarbij de AEC het meest reageert op 'lokale densiteiten'. Dit wordt gesimuleerd door een totale dikte van 2 cm aan kleine PMMA plaatjes (20 mm x 40 mm). Jaarlijks.

- Meetprocedure

- Plaats 30 mm PMMA op de bucky.
- Plaats spacers op de PMMA-platen zodat de compressieplaat op 40 mm boven de bucky geplaatst is (compressiekracht kan uitgeoefend worden). De spacers mogen de AEC-cel niet bedekken en mogen de ingestelde exposieparameters niet beïnvloeden.
- Maak een opname met automatische instellingen en noteer de exposieparameters.
- Op de compressieplaat wordt een eerste klein PMMA-plaatje (20 mm x 40 mm, 4 mm dik) geplaatst in het meest gevoelige gebied van de AEC.
- Maak een opname en noteer de exposieparameters.
- Voeg een nieuw PMMA-plaatje toe en herhaal de meting totdat 5 x 4 mm dikke PMMA-plaatjes zijn toegevoegd.

- Berekeningen

- Lineariseer de beelden.
- Meet de gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie in het gebied van de kleine PMMA-plaatjes in een ROI van 5 mm x 5 mm.
- Bereken de SNR van elk beeld en de gemiddelde SNR over alle beelden.

- Opmerkingen

- Tijdens de acceptatietest wordt het meest gevoelige gebied van de AEC bepaald. Hiervoor worden typisch 5 x 4 mm dikke PMMA-plaatjes op verschillende posities op de bucky geplaatst; bijvoorbeeld op 2 cm, 5 cm of 7 cm van de thoraxzijde en lateraal gecentreerd. Voor iedere positie wordt een opname gemaakt met automatische instellingen. De positie die de hoogste buislading geeft, wordt verder gebruikt.

2.4 Compressie

2.4.1 Compressiekracht

- Doel van de metingen

Het doel van compressie is enerzijds immobilisatie om zo bewegingsonscherpte te vermijden en anderzijds om de borstdikte zoveel mogelijk uniform te maken, opdat de beeldkwaliteit van de mammogrammen toeneemt en de benodigde dosis gereduceerd wordt.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Weegschaal, samendrukbaar object.
Meetomstandigheden	De maximale compressiekracht wordt uitgeoefend op een samendrukbaar object en in een klinisch gebruikt programma.
Aanvaardbaarheidsnorm	De maximale kracht uitgeoefend op een samendrukbaar object moet 130 - 200 N (≈ 13 - 20 kg) zijn en moet gedurende 1 minuut aangehouden worden (binnen een limiet van 10 N). De aangeduide kracht moet binnen ± 20 N (2 kg) van de gemeten waarde zijn.

	De compressieplaat mag geen barsten of scherpe randen bevatten.
Frequentie	Jaarlijks.

- Meetprocedure

- Plaats de weegschaal op de bucky. Plaats een samendrukbaar object op de weegschaal.
- Comprimeer het samendrukbaar object tot de maximale compressiekracht bereikt is.
- Noteer de aangeduide waarde van de kracht.
- Noteer de door de weegschaal aangegeven compressiekracht.
- Noteer de aangegeven compressiekracht op de weegschaal opnieuw na een tijdsverloop van 1 minuut.
- Kijk de compressieplaat na op mogelijke barsten en scherpe randen.

- Berekeningen

- Bereken het verschil tussen de gemeten kracht en de aangeduide kracht.

2.4.2 Uitlijning van de compressieplaat

- Doel van de metingen

De uitlijning van de compressieplaat moet gecontroleerd worden om ervoor te zorgen dat er een gelijkmatige kracht wordt uitgeoefend op de borst: de dikte van de gecomprimeerde borst links-rechts moet zo goed mogelijk gelijk zijn.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Samendrukbaar object, latje of lintmeter.
Meetomstandigheden	Het samendrukbaar object wordt zodanig op de bucky geplaatst dat dit aan de thoraxzijde buiten de rand en aan de andere drie zijden binnen de randen van de compressieplaat blijft.
Aanvaardbaarheidsnorm	Bij compressie van een symmetrisch gepositioneerd samendrukbaar testobject moet het verschil tussen de gemeten hoogten tussen bucky en compressieplaat links en rechts kleiner zijn dan 5 mm. De bevestigingen van de compressieplaat moeten stevig zijn.
Frequentie	Jaarlijks.

- Meetprocedure

- Plaats het samendrukbaar object symmetrisch op de bucky (zodanig dat dit aan de thoraxzijde buiten de rand en aan de andere drie zijden binnen de randen van de compressieplaat blijft) en comprimeer het tot de maximale compressiekracht bereikt is.
- Meet en noteer de afstand tussen de compressieplaat en de bucky bij de vier hoekpunten van de compressieplaat, zowel vooraan links en rechts als achteraan links en rechts.
- Controleer of de bevestigingen van de compressieplaat stevig zijn.

- Berekeningen

- Bereken het afstandsverschil tussen de gemeten afstanden vooraan links-rechts en achteraan links-rechts.

2.5 Beeldreceptor

2.5.1 Responsfunctie

- Doel van de metingen

Het lineariseren van beelden laat toe om de eigenschappen van de beeldreceptor te evalueren over zijn volledig dynamisch bereik. De beelden worden gelineariseerd aan de hand van de responsfunctie.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	2 mm Al-filter, dosimeter, loden beschermplaat.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd met gebruik van handmatige exposie met de anode/filter-combinatie en buisspanning van de volledig automatische modus voor het standaard PMMA-blok. De meting gebeurt indien mogelijk zonder het rooster.
Aanvaardbaarheidsnorm	De resultaten bij acceptatietest worden gebruikt als referentie. Na linearisering van de beelden (door inverse transformatie van het functioneel verband tussen pixelwaarde en DAK) is de correlatiecoëfficiënt R^2 tussen pixelwaarden en DAK ≥ 0.99.
Frequentie	Halfjaarlijks bij dezelfde buisspanning als bij de klinisch gebruikte anode/filter combinatie. Bij acceptatietest worden de metingen uitgevoerd bij alle beschikbare anode/filter-combinaties.

- Meetprocedure

- Verwijder de compressieplaat en alle verwijderbare onderdelen. De meting gebeurt indien mogelijk zonder rooster.
- Plaats een aluminiumfilter met een dikte van 2 mm zo dicht mogelijk bij de X-stralenbuis, loodrecht op de X-stralenbundel.

Deel 1: DAK

- Bescherm de beeldreceptor met een loden beschermplaat tegen ghostbeelden.
- Plaats de dosimeter op de as door focus en referentiepunt.
- Noteer de afstand tussen focus en het meetpunt in de dosimeter en de afstand tussen focus en beeldreceptor (Source-imager-distance, SID).
- Maak 4 opnames met de anode/filter-combinatie en buisspanning van de volledig automatische modus voor het standaard PMMA-blok. De buislading wordt gekozen zodat de lineariteitsmetingen een breed bereik van DAK omvatten (bv, 1/10 – 5 keer buislading bij standaardopname). Meet de air KERMA.

- Bereken voor elke mAs-waarde de air KERMA ter hoogte van de beeldreceptor (DAK) met behulp van de inverse kwadratenwet.

Deel 2: Respons

- Verwijder de loden beschermplaat en de dosimeter.
- Maak 10 opnames met verschillende buislading-instellingen bij identieke bundelkwaliteit. De buislading wordt gekozen zodat de lineariteitsmetingen een breed bereik van DAK bevatten (bv, 1/10 – 5 keer de DAK bij standaardopname (vb. 12.5, 25, 50, 100, 200, 400 en 800 µGy).
- Optioneel: acquisitie bij 100 µGy DAK (voor opvolging van de gemeten, niet-gelineariseerde, pixelwaarde in de tijd).

  - Berekeningen

- Meet de gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie in de referentie ROI in de ruwe beelden.
- Plot de gemiddelde pixelwaarde in functie van DAK. Bepaal een regressie curve door deze meetpunten (vb. lineaire regressie, logaritmische regressie of kwadratenwet, aangepast aan het systeem). In geval van lineaire regressie, bepaal de pixelwaarde offset.
- Gebruik de geïnverteerde functie om de pixelwaarden in de beelden pixel per pixel te lineariseren.
- Bereken de correlatiecoëfficiënt R^2 tussen de gelineariseerde pixelwaarden en de DAK.

  - Opmerkingen

- Een zuiverheid van het aluminium ≤ 99.9 % is vereist. De dikte van de aluminiumfilter moet gemeten zijn met een accuraatheid van 1 %.
- Als het rooster niet kan weggenomen worden, wordt de test uitgevoerd met rooster en wordt er bij de selectie van de mAs-waarden gecompenseerd met een typische roosterfactor voor strooistralingsvrije condities.
- Bij CR-systemen wordt de fosforplaat boven op de bucky gelegd.
- Collimatie kan gebruikt worden om de invloed van strooistraling op de metingen te reduceren. Een grotere hoeveelheid strooistraling leidt tot een hogere DAK en dus een hogere NPS. Indien collimatie gebruikt wordt, moet een veldgrootte van 100 mm x 100 mm gebruikt worden in het begin van de testen en behouden worden voor alle metingen.

2.5.2 Evaluatie van de ruis

- Doel van de metingen

Ruisevaluatie wordt uitgevoerd om de verschillende componenten in de ruis te bestuderen met als doel bijkomende informatie over de performantie van beeldvormingssystemen te verkrijgen [3]. Afwijkingen zoals teveel structuurruis of te hoge elektronische ruis kunnen opgespoord worden.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	De metingen uit sectie 2.5.1.
Meetomstandigheden	Geen extra metingen vereist.
Aanvaardbaarheidsnorm	Kwantumruis moet de grootste ruiscomponent zijn voor het klinisch gebruikte bereik van pixelwaarden (of DAK) en de resultaten van de test worden geregistreerd.

Frequentie	Halfjaarlijks bij dezelfde buisspanning als bij de klinisch gebruikte anode/filter combinatie. Bij acceptatietest worden de metingen uitgevoerd bij alle beschikbare anode/filter-combinaties en bij dezelfde buisspanning als bij de klinisch gebruikte anode/filter combinatie.

- Meetprocedure

- Gebruik de gelineariseerde beelden van de meting van de responsfunctie (sectie 2.5.1).

- Berekeningen

- De ruis in de beelden kan ingedeeld worden in elektronische ruis, kwantumruis en structuurruis [9].

$$SD^2 = k_e^2 + PV\ k_q^2 + PV^2\ k_s^2 \tag{2.7}$$

Waarbij SD de gemeten standaarddeviatie in de referentie ROI, k_e de elektronische ruiscoëfficiënt, k_q is de kwantumruiscoëfficiënt, k_s de structurele ruiscoëfficiënt en PV de gemiddelde pixelwaarde in de referentie ROI zijn.
De pixelwaarden moeten gelineariseerd worden voor het uitvoeren van de analyse.

- Meet de gemiddelde pixelwaarde en de standaarddeviatie in de referentie ROI in de ruwe beelden.
- Plot SD^2 in functie van de gemiddelde pixelwaarde (of DAK). Fit de punten met gebruik van vergelijking 2.7 en bepaal de ruiscoëfficiënten.
- Bepaal het dosisbereik van de beeldreceptor waarvoor kwantumruis de grootste ruiscomponent is.

2.5.3 Beeldreceptor homogeniteit

- Doel van de metingen

Een homogene beeldreceptor is van belang om geen ongewenste variaties of artefacten te verkrijgen in het mammogram.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Standaard PMMA-blok, bij acceptatie ook 20 mm en 70 mm PMMA.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd met gebruik van automatische exposie. Er worden 2 opnamen gemaakt. Tussen de 2 opnamen wordt het fantoom 180° gedraaid.
Aanvaardbaarheidsnorm	De variatie in de tijd van de SNR in de referentie ROI of van de buislading moet ≤ 10 % zijn. De variantie van elke ROI moet vergeleken worden met de variantie van naburige ROIs. Als de variantie in een ROI (op beide opnamen) meer dan 30 % hoger is dan de variantie in

	naburige ROIs, moet het beeld visueel onderzocht worden op artefacten op deze positie.
Frequentie	Halfjaarlijks en dagelijks. Bij acceptatie ook met 20 mm en 70 mm PMMA.

- Meetprocedure

- Plaats het standaard PMMA-blok op de bucky.
- Maak een opname met automatische exposie.
- Noteer de anode/filter-combinatie, buisspanning en buislading.
- Draai het standaard PMMA-blok 180 ° en herhaal de meting.
- Voor CR-systemen volstaat 1 opname per CR plaat onder automatische exposie (sectie 2.5.5). Dagelijks worden minstens 2 fosforplaten getest.
- Bij acceptatietest: Herhaal de metingen voor 20 en 70mm PMMA (voor CR: op 1 plaat).

- Berekeningen

- Meet de gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie in een ROI van 2 mm x 2 mm in de beelden.
- Verplaats de ROI over het gehele beeld, 50 % overlappend links – rechts alsook boven – onder. Bepaal de variantie in elke ROI. Bereken de variantie. Deze parameter is gevoelig voor artefacten op het beeld en ondersteunt visuele analyse van artefacten door afwijkingen automatisch aan te duiden [9,10].
- Meet dagelijks additioneel de gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie in de referentie ROI in de beelden en bepaal de SNR (lange termijn reproduceerbaarheid van het automatisch belichtingssysteem).
  De variatie in de tijd van de SNR in de referentie ROI of van de buislading moet ≤ 10 % zijn.

- Opmerkingen

- Idealiter gebeurt de analyse in gelineariseerde beelden, of wordt de relatie gezocht tussen de SNR variaties in ruwe en gelineariseerde beelden.
- Inhomogeniteiten te wijten aan het heel effect of aan de geometrie worden niet als een probleem beschouwd.

2.5.4 Bad pixel map (DR-systemen)

- Doel van de metingen

Het aantal, de grootte en de eventuele clustering van defecte detectorelementen moet gekend zijn om gebieden met onvoldoende kwaliteit van de beeldreceptor te kunnen ontdekken De bad pixel map bepaalt de positie van alle pixels waarvan de pixelwaarde niet gebaseerd is op zijn eigen uitlezing. Dit overzicht moet steeds toegankelijk zijn voor de gebruiker.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Bad pixel map van de fabrikant.
Meetomstandigheden	Geen metingen.
Aanvaardbaarheidsnorm	Op dit moment zijn er nog geen aanvaardbaarheidsnormen verwezenlijkt. In de toekomstige versies van dit protocol kunnen aanvaardbaarheidsnormen vastgelegd worden en waarschijnlijk zal het aantal defecte elementen of kolommen gelimiteerd worden door de oppervlakte van een bepaald gebied dat defect is. Op dit moment wordt geadviseerd om te refereren naar de limieten van de fabrikant.
Frequentie	Acceptatie.

- Meetprocedure

- Inspecteer de bad pixel map van het toestel. De informatie van de bad pixel map wordt overgenomen in het verslag.

- Opmerkingen

- De bad pixel map bevat gecorrigeerde bad pixels.
- Ongecorrigeerde bad pixels kunnen opgespoord worden via de homogeniteitstest (sectie 2.5.3). Als alternatief kunnen homogene beelden geëvalueerd worden door de gemiddelde pixelwaarde in een ROI van 1 cm² te berekenen. De ROI wordt over het hele beeld verschoven (verschuivingen over 0.5 cm). Bepaal de coördinaten van de pixels die in waarde meer dan 20 % van de gemiddelde pixelwaarde in een ROI afwijken. Om de betrouwbaarheid van de meting te verbeteren worden best 4 fantoomopnamen gemaakt met het fantoom steeds in een andere positie (startpositie, achterstevoren, achterstevoren en ondersteboven, ondersteboven). Pixels die meer dan 20 % afwijken in meerdere beelden, zijn mogelijk slecht functionerende pixels. Als de afwijkende pixels op één lijn liggen is er vermoedelijk een slecht functionerende rij of kolom.

2.5.5 Variaties in gevoeligheid van fosforplaten (CR-systemen)

- Doel van de metingen

De gevoeligheden van fosforplaten worden gecontroleerd om variaties tussen de beelden, ten gevolge van het gebruik van verschillende fosforplaten, te voorkomen.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Standaard PMMA-blok, alle klinisch gebruikte fosforplaten.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd met gebruik van automatische instellingen.
Aanvaardbaarheidsnorm	De relatieve variatie in SNR in de referentie ROI tussen alle fosforplaten moet ≤ 10 %. De relatieve variatie in buislading moet ≤ 10 % zijn.

	Er zijn geen ernstige inhomogeniteiten zichtbaar in het beeld (sectie 2.5.3).
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Plaats het standaard PMMA-blok op de bucky.
- Maak een opname met automatische instellingen.
- Noteer de anode/filter-combinatie, buisspanning en buislading.
- Herhaal de meting voor alle klinisch gebruikte fosforplaten, verwissel zo nodig van buckyformaat.

- Berekeningen

- Lineariseer de beelden.
- Meet de gemiddelde pixelwaarde en standaarddeviatie in de referentie ROI in de beelden.
- Bereken de SNR.

- Opmerkingen

- De testresultaten van de buislading worden enkel gebruikt bij voldoende nauwkeurige aanduiding.
- Veroudering van de fosforlaag, gevoeligheidsverliezen aan de randen van de cassettes en aanwezigheid van stof worden beoordeeld op de homogeniteitsbeelden (sectie 2.5.3).
- Optioneel kan de dagelijkse test één keer per maand met alle cassettes worden uitgevoerd in plaats van met 2 cassettes.

2.5.6 Vervaging van het latente beeld (CR-systemen)

- Doel van de metingen

Wanneer een fosforplaat niet onmiddellijk kan uitgelezen worden, kan het latente beeld vervagen waardoor de beeldkwaliteit slechter wordt.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Standaard PMMA-blok.
Meetomstandigheden	De metingen worden manueel uitgevoerd met bundelkwaliteit en buislading typisch voor de fantoomdikte en met dezelfde cassette.
Aanvaardbaarheidsnorm	De SNR in de referentie ROI bij een tijd van 30 minuten tussen de standaardopname en uitlezing mag niet meer dan 15 % verschillen van de overeenkomstige SNR bij een tijd van 5 minuten tussen standaardopname en uitlezing.
Frequentie	Bij acceptatie en bij de eerstvolgende halfjaarlijkse test na vervanging van fosforplaten.

- Meetprocedure

- Plaats het standaard PMMA-blok op de bucky.
- Maak een opname met bundelkwaliteit en buislading typisch voor de fantoomdikte.
- Lees de cassette uit binnen 5 minuten na de opname.
- Maak een 2de opname met dezelfde cassette.
- Lees de opname uit na 30 minuten.

- Berekeningen

- Lineariseer de beelden.
- Meet de SNR in de referentie ROI in beide beelden.
- Bereken de relatieve variatie tussen de SNR van beide beelden.

2.6 Dosimetrie

2.6.1 Maximale MGD voor simulatie met PMMA

- Doel van de metingen

De dosis aan de patiënt vormt een belangrijk onderdeel van de rechtvaardiging van de beeldvormingstechniek. Er wordt d.m.v. PMMA platen geverifieerd of de MGD voor de verschillende gesimuleerde dikten binnen de huidige normen ligt.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Metingen van sectie 2.2.1, 2.2.3 en 2.3.3.
Meetomstandigheden	Geen nieuwe metingen vereist.
Aanvaardbaarheidsnorm	De MGD bij klinische instellingen moet voldoen aan de limieten van het aanvaardbare niveau zoals vastgelegd in tabel 2.3 voor alle vermelde PMMA diktes.
Frequentie	Halfjaarlijks bij het klinisch gebruikte dosisprogramma. Bij acceptatie worden alle dosisprogramma's getest.

PMMA dikte (mm)	*Equivalente borstdikte (mm)*	*MGD (mGy)*	
		Aanvaardbaar niveau	*Wenselijk niveau*
20	21	≤ 1.0	≤ 0.6
30	32	≤ 1.5	≤ 1.0
40	45	≤ 2.0	≤ 1.6
45	53	≤ 2.5	≤ 2.0
50	60	≤ 3.0	≤ 2.4
60	75	≤ 4.5	≤ 3.6
70	90	≤ 6.5	≤ 5.1

Tabel 2.3 Dosisniveaus voor typische borsten gesimuleerd met PMMA.

- <u>Meetprocedure</u>

- Gebruik de metingen van sectie 2.3.3. Bereken de MGD voor de exposieparameters verkregen met de PMMA opnames. Dit zijn de verwachtingswaarden voor de borstklierweefseldosis van vrouwen in de screeningsgroep en met equivalente (gecomprimeerde) borstdikte zoals aangegeven in tabel 2.4.

PMMA dikte (mm)	*Equivalente borstdikte (mm)*	*Glandulariteit van equivalente borst*
20	21	97
30	32	67
40	45	41
45	53	29
50	60	90
60	75	9
70	90	4

Tabel 2.4 PMMA dikte en de equivalente borstdikte in termen van attenuatie en glandulariteit, accuraat over een breed bereik van X-stralenspectra (Dance 2009).

- Gebruik de metingen van het buisrendement (sectie 2.2.1) en van de HVL (sectie 2.2.3). De air KERMA ter hoogte van het intredeoppervlak (K) moet bepaald worden onder de compressieplaat en zonder back scatter.

- <u>Berekeningen</u>

- Bereken de gemiddelde borstklierweefseldosis (MGD) van een typische borstdikte en compositie equivalent met de PMMA-dikte door gebruik te maken van vergelijking 2.8.

$$MGD = Kgcs \tag{2.8}$$

Waarbij de factor g overeenkomt met een glandulariteit van 50 % en is afgeleid uit de waarden berekend door Dance et al [6,7,11,12] en die getoond worden in Appendix B, tabel B.1 voor een bereik van verschillende HVL-waarden. De c–factor corrigeert voor verschillen in compositie voor typische borsten van 50 % glandulariteit [7,12] en worden in tabel B.2 gegeven voor typische borsten in het leeftijdsbereik van 50 tot 64 jaar. Merk op dat de toegepaste c- en g-factoren de factoren zijn voor de equivalente borstdikte en niet die voor de gebruikte PMMA-dikte. Indien nodig wordt er geïnterpoleerd voor verschillende waarden van HVL. De factor s, getoond in tabel B.4 corrigeert voor elk verschil ten gevolge van de keuze van X-stralenspectrum [7,11,12].

- <u>Opmerkingen</u>

- In de originele publicatie van Dance [6] werd het buisrendement gemeten voor elke bundelkwaliteit door manuele selectie van de buislading. Het buisrendement wordt berekend voor een dosimeter die in contact was met en onder de compressieplaat. Hieruit volgt dat de intrededosis aan het oppervlak van de PMMA-platen of aan de bovenkant van de borsten moet berekend worden met deze geometrie om scatter ten gevolge van de compressieplaat correct in

rekening te brengen. *K* wordt geschat aan het bovenoppervlak van de PMMA-platen door gebruik te maken van de inverse kwadratenwet en herschaling naar de geschikte buislading.

2.7 Beeldkwaliteit

2.7.1 Minimale contrastwaarneembaarheid

- Doel van de metingen

Het is belangrijk dat zowel objecten met een laag contrast als objecten met een kleine diameter gedetecteerd kunnen worden. De opnamen van de details worden genomen met een achtergrondobject dat een attenuatie heeft equivalent met 50 mm PMMA. De details moeten geplaatst worden op een hoogte van 20 tot 25 mm boven de bucky. Speciaal voor digitale mammografie is hiervoor versie 3.4 van het CDMAM (Contrast-Detail MAMmography)-fantoom (Artinis, Nederland) ontwikkeld. Met dit fantoom kan de zichtbaarheid van kleine details als functie van de laag-contrast waarneembaarheid worden bepaald [13-15].

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	CDMAM-fantoom compatibel met versie 3.4 (of hogere versie), 4 PMMA-platen van 10 mm dikte, geschikte software.
Meetomstandigheden	De opnamen worden genomen met handmatige instellingen zo dicht mogelijk bij de instellingen van een volledig automatische exposie van 50 mm PMMA (sectie 2.3.3).
Aanvaardbaarheidsnorm	Contrastwaarneembaarheid voor een gesimuleerde gecomprimeerde borstdikte van 60 mm moet beter zijn dan aangegeven in tabel 2.5. De metingen gebeuren met software waarvoor de correlatie tussen menselijke waarnemers en software werd aangetoond door middel van een publicatie.
Frequentie	Halfjaarlijks bij het klinisch gebruikte dosisprogramma. Bij acceptatie worden alle dosisprogramma's getest.

- Meetprocedure

- Plaats het CDMAM-fantoom tussen 4 PMMA-platen (2 eronder en 2 erboven) van 10 mm dikte op de bucky.
- Maak 16 opnames van de details met handmatige instellingen zo dicht mogelijk bij een volledig automatische exposie van 50 mm PMMA (sectie 2.3.3). Wanneer de pre-exposie niet tot de uiteindelijke beeldvorming bijdraagt, wordt de buislading hiervoor gecorrigeerd.
- Verschuif de PMMA-platen met daartussen het CDMAM-fantoom zodat de relatieve positie van de details tegenover de detectorelementen op iedere opname anders is.

- Opmerkingen

- De ruwe beelden moeten gebruikt worden voor de analyse.
- De minimale contrastwaarneembaarheid wordt vergeleken met de normen.
- Appendix C geeft een beschrijving van de werking van CDCOM en de data verwerking tot en met 'human predicted values'.

Analyse door menselijke waarnemers

- De kijkomstandigheden moeten aangepast worden om de waarneembaarheid van de details op de weergegeven beelden te maximaliseren (ruimte verduisteren, geschikte monitor, aanpassen van helderheid en contrast van de beelden, digitale zoom).
- Twee waarnemers moeten de minimale contrastwaarneembaarheid van de details in de beelden bepalen. Elke waarnemer moet twee verschillende beelden scoren. Het hele bereik van detaildiameters, gespecifieerd in Tabel 2.5, moet behaald worden.
- Als er twijfel ontstaat betreffende softwarematige uitlezingen, wordt dit geverifieerd door menselijke waarnemers; dit kan bijvoorbeeld zijn bij acceptatie en is verplicht bij volledig nieuwe systeemconcepten.

Minimale contrastwaarneembaarheid

- De gemiddelde nominale gouddiktedrempel moet vergeleken worden met onderstaande limietwaarden.

	Minimale contrastwaarneembaarheid	
	Aanvaardbaarheidsnorm	***Wenselijke norm***
Detaildiameter (mm)	*gouddiktedrempel (µm)*	*gouddiktedrempel (µm)*
5*	0.056	0.032
2	0.069	0.038
1	0.091	0.056
0.5	0.150	0.103
0.25	0.352	0.244
0.1	1.68	1.10

Tabel 2.5 Aanvaardbare en wenselijke normen voor de minimale contrastwaarneembaarheid.
*(*Deze detaildiameters zijn optioneel.)*

2.7.2 Toegepaste lineaire systeemtheorie

- <u>Doel van de metingen</u>

Toegepaste lineaire systeemtheorie biedt reproduceerbare en objectieve schattingen van de detectorruis en resolutie-eigenschappen. De IEC 62220-1-2 standaard omschrijft de metingen van deze parameters. Het document veronderstelt labo condities. In de QA praktijk wordt een meer pragmatische benadering gebruikt.

Deze metingen kunnen een significant inzicht brengen in de performantie van een individuele beeldreceptor, vb. door deze metingen van beeldreceptoren van een gegeven merk onderling te vergelijken. Ze kunnen ook veranderingen in performantie op lange termijn isoleren.
Kennis van de DQE is nuttig om de absolute performantie van beeldreceptoren te vergelijken en kan vergeleken worden met de referentiedata van de fabrikant.
Merk wel op dat de meetgeometrie waarschijnlijk varieert tussen toestellen en hierdoor een verlies in algemeenheid optreedt.

2.7.2.1 Modulation Transfer Function (MTF)

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	2 mm Al-filter, radio-ondoorzichtige, scherpe en rechte rand met één zijde van minstens 5 cm.
Meetomstandigheden	De metingen worden met handmatige instellingen uitgevoerd.
Aanvaardbaarheidsnorm	Geen norm. De spatiale frequentie voor het 50 % MTF punt wordt berekend en gerapporteerd voor de links – rechts richting en voor de thorax – tepel richting.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Plaats de aluminiumfilter zo dicht mogelijk bij de X-stralenbuis.
- Verwijder alle verwijderbare onderdelen uit de bundel (compressieplaat, rooster, bucky).
- Plaats de rand op het beeldreceptoroppervlak met een hoek van 1 ° - 3 ° ten opzichte van de pixelmatrix.
- Een optimale evaluatie van de beeldreceptor vereist opnames voor 4 richtingen op ongeveer dezelfde plaats op de beeldreceptor. Bij periodieke kwaliteitscontrole op regelmatige basis is 1 beeld met twee scherpe randen in beide richtingen voldoende.
- Maak opnames met gebruik van handmatige exposie met anode/filter-combinatie en buisspanning die gekozen wordt in volledig automatische modus voor een standaard PMMA-blok en een DAK van 300 µGy.

- Berekeningen

- De ruwe beelden moeten gebruikt worden voor de analyse.
- De beelden worden gelineariseerd. Gebruik de functie die hiervoor berekend werd in de test van de responsfunctie in sectie 2.5.1.
- Bereken de MTF zoals omschreven in Appendix D.
- Noteer de spatiale frequentie waarop de MTF 50 % bereikt in de links – rechts richting en in de thorax – tepel richting.

- Opmerkingen

- Collimatie kan gebruikt worden zoals bij de meting van de responsfunctie en NNPS.

2.7.2.2 Normalized Noise Power Spectrum (NNPS)

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Metingen van sectie 2.5.1.
Meetomstandigheden	Geen extra metingen.
Aanvaardbaarheidsnorm	De NNPS wordt berekend en gerapporteerd.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Gebruik de beelden afkomstig van de metingen voor de responsfunctie uit sectie 2.5.1 bij een bepaalde referentie-DAK (vb. 100 µGy).

- Berekeningen

- De ruwe beelden moeten gebruikt worden voor de analyse.
- De beelden worden gelineariseerd. Gebruik de functie die hiervoor berekend werd in de test van de responsfunctie in sectie 2.5.1.
- Bereken de NNPS zoals in Appendix D.

- Opmerkingen

- Collimatie kan gebruikt worden om de invloed van strooistraling op de metingen te reduceren. Een grotere hoeveelheid strooistraling leidt tot een hogere DAK en dus een hogere NPS. Indien collimatie gebruikt wordt, moet een veldgrootte van 100 mm x 100 mm gebruikt worden in het begin van de testen en behouden worden voor alle metingen.

2.7.2.3 Detective Quantum Efficiency (DQE)

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Metingen van sectie 2.5.1.
Meetomstandigheden	Geen extra metingen.
Aanvaardbaarheidsnorm	Voor de DQE bestaan geen aanvaardbaarheidsnormen. De DQE wordt berekend en gerapporteerd.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Gebruik de beelden afkomstig van de metingen voor de responsfunctie uit sectie 2.5.1 bij een DAK van 100µGy (of alternatief bij verschillende DAK waarden).

- Berekeningen

- De ruwe beelden moeten gebruikt worden voor de analyse.
- De beelden worden gelineariseerd. Gebruik de functie die hiervoor berekend werd in de test van de responsfunctie in sectie 2.5.1.
- Bereken de DQE zoals beschreven staat in Appendix D.

2.7.3 Geometrische distorsie en artefact evaluatie

- Doel van de metingen

Storende vervormingen of artefacten kunnen leiden tot het slecht interpreteren van klinische beelden. Distorsies en artefacten moeten vermeden worden.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	CDMAM testobject of ander testobject met horizontale, verticale en diagonale rechte lijnen; testobject met fijn dradenrooster.
Meetomstandigheden	Manuele exposie bij klinische bundelkwaliteit en lage buislading.
Aanvaardbaarheidsnorm	Geen storende artefacten of distorsies zichtbaar.
Frequentie	Jaarlijks.

- Meetprocedure

- Plaats het testobject met rechte lijnen voor geometrische vervorming op de bucky en maak een exposie volgens de handleiding van het testobject.
- Plaats dan het testobject met fijn dradenrooster en maak een opname volgens de handleiding van het testobject.

- Berekeningen

- Beoordeel de beelden visueel op storende artefacten en merkbare vervormingen.

- Opmerkingen

- Artefacten kunnen de positie en grootte verraden van grotere gecorrigeerde defecte clusters en gecorrigeerde lijnen of kolommen. Het is nuttig om de resultaten van deze test bij DR-systemen te vergelijken met de bad pixel map (sectie 2.5.4).

2.7.4 Ghostfactor

- Doel van de metingen

Een ghostbeeld is een residu van het vorige beeld op het huidige beeld. In de meting wordt een ghostbeeld geïnduceerd en wordt vervolgens bepaald hoe groot het effect is in vergelijking met een gekend contrast.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Standaard PMMA-blok, 0.1 mm Al-filter.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd met gebruik van handmatige exposie met anode/filter-combinatie, buisspanning en buislading die gekozen wordt in volledig automatische modus voor het standaard PMMA-blok.
Aanvaardbaarheidsnorm	De ghostfactor is ≤ 0.3.
Frequentie	Jaarlijks. Bij acceptatie wordt de test meerdere keren herhaald.

- <u>Meetprocedure</u>

- Plaats het standaard PMMA-blok op de bucky zodat de helft van de beeldreceptor bedekt wordt.
- Maak een opname met handmatige exposie met anode/filter-combinatie, buisspanning en buislading die gekozen wordt in volledig automatische modus voor het standaard PMMA-blok.
- Plaats het standaard PMMA-blok zodat de volledige beeldreceptor bedekt wordt en plaats een aluminiumfilter van 0.1 mm dikte gecentreerd op het standaard PMMA-blok.
- Maak een tweede opname met handmatige exposie met anode/filter-combinatie, buisspanning en buislading die gekozen wordt in volledig automatische modus voor het standaard PMMA-blok. De tijd tussen beide opnames moet ongeveer 1 minuut zijn.
- Bij acceptatie wordt de meting enkele keren herhaald gedurende de QC-test, bij de jaarlijkse test volstaat 1 meting.

- <u>Berekeningen</u>

- Lineariseer de beelden.
- Meet de gemiddelde pixelwaarde in drie verschillende ROIs, waarbij:
  ROI_1 = gebied buiten de filter en dat tijdens beide opnamen bedekt is geweest met PMMA.
  ROI_2 = gebied binnen de filter en dat tijdens beide opnamen bedekt is geweest met PMMA.
  ROI_3 = gebied binnen de filter en dat alleen tijdens de tweede opname bedekt is geweest met PMMA.
- Bereken de ghost-factor f_{ghost} met vergelijking 2.9.

$$f_{ghost} = \left|\frac{\overline{PV}(ROI_3)-\overline{PV}(ROI_2)}{\overline{PV}(ROI_1)-\overline{PV}(ROI_2)}\right| \tag{2.9}$$

Waarbij $\overline{PV}$ de gemiddelde pixelwaarde gemeten in de overeenkomstige ROI is.

- <u>Opmerkingen</u>

- Indien het systeem faalt voor deze test, moet de homogeniteit van het beeld getest worden. Als het Heel-effect groot is, moeten ROI_1, ROI_2 en ROI_3 op een lijn parallel aan de thoraxzijde gekozen worden.
- Als de meting van ghostbeelden op het einde van de QC-test wordt uitgevoerd, is het aangeraden om achteraf een aantal beelden te nemen van een homogeen PMMA-blok dat de volledige beeldreceptor bedekt om mogelijke ghostbeelden te verwijderen.

3 Beeldverwerking

De verwerkingsalgoritmes worden gebruikt om de zichtbaarheid van specifieke details in de beelden te versterken. Het beeldverwerkingssysteem kan geëvalueerd worden door inspectie en scoren van een set beelden (mammogrammen ofwel (antropomorfe) fantoombeelden), die verwerkt zijn met het beschikbare standaardverwerkingsalgoritme.

Het is nog niet mogelijk objectieve kwantitatieve metingen op beeldverwerking in de context van de acceptatietest uit te voeren. Omwille van het belang van de beeldverwerking worden enkele richtlijnen voor de evaluatie van de beeldverwerking gegeven.

Een onverwerkt beeld (DICOM 'for processing') met een lineair verband tussen de dosis ter hoogte van de beeldreceptor en pixelwaarde, zoals bij de meeste huidige DR-systemen, is voor de radiologen niet het meest geschikte beeld om uit te lezen. In dit beeld is de pixelwaarde gerelateerd aan het aantal fotonen dat interageert met de beeldreceptor. Een radioloog is echter geïnteresseerd in structuren in de borst en de hoeveelheid straling die geattenueerd wordt in deze structuren. Dit 'attenuatiebeeld' wordt bekomen door de pixelwaarde logaritmisch te transformeren. Voor CR-systemen worden de beelden gewoonlijk logaritmisch geschaald door de hardware van het uitleessysteem, dus de ruwe beelden hebben geen lineair verband tussen de dosis ter hoogte van de beeldreceptor en de pixelwaarde.
In de volgende stap worden de beelden nog meer verwerkt om de waarneembaarheid van de klinisch relevante informatie te versterken. Men noemt dit 'DICOM for presentation' beelden.

Verwerkingstechnieken die in mammografie toegepast worden, zijn:

- LUT en Bit operaties
- Dikte egalisering aan de rand van de borst
- Ruisreductie
- Contrast optimalisering

Objectieve evaluatie van de beeldverwerkingsalgoritmes is zeer moeilijk. Beeldeigenschappen zoals de verdeling van pixelwaarden (histogram), vorm, … worden gebruikt in de beeldverwerking-algoritmes. Dit betekent dat fantomen waarvan de eigenschappen verschillen van die van de borst niet gebruikt kunnen worden om de beeldverwerking te evalueren. Het verschil in eigenschappen veroorzaakt een verwerking van de fantoombeelden die verschillend is aan de verwerking van de mammogrammen. Ook artefacten kunnen geïntroduceerd worden omdat de beeldverwerkingsalgoritmes de rand van een borst veronderstellen die afwezig kan zijn in de technische fantomen.

Daardoor kan de evaluatie van beeldverwerking tot nu toe enkel op subjectieve wijze uitgevoerd worden door radiologen die aan de mammogrammen een score toewijzen.

Na de installatie en de acceptatietest wordt aangeraden een serie klinische beelden te evalueren. Indien mogelijk kunnen beelden van het nieuwe systeem vergeleken worden met eerdere beelden van dezelfde vrouw afkomstig van een ander systeem.

De volgende lijst van eigenschappen van het beeld kan geëvalueerd worden [16,17]:

1. De weergave van de huidlijn.
2. De waarneembaarheid van vasculaire structuren door dense parenchyma.
3. De weergave van vasculaire en fibreuze structuren en pectorale spier.
4. De weergave van structuren langs de pectorale spier.
5. De weergave van Coopers ligamenten en vasculaire structuren in de lage en hoge pixelwaarde gebieden van het beeld.
6. De contouren van microcalcificaties.
7. De ruis in lage en hoge pixelwaarde gebieden van het beeld.
8. Het contrast in lage en hoge pixelwaarde gebieden van het beeld.
9. De globale afbeelding van borstklierweefsel.
10. De globale afbeelding van de zwarte achtergrond (het gebied van de beeldreceptor dat belicht werd zonder attenuatie in de bundel).
11. Het vertrouwen (confidence) van de radioloog met de weergave van het beeld.
12. De aanwezigheid van artefacten.

Een groot aantal gevallen van borsttypes, borstdiktes en dosisniveaus moet bekeken worden vooraleer conclusies over beeldkwaliteit genomen kunnen worden, omdat de waarneembaarheid van structuren in individuele gevallen kan verschillen als gevolg van verschillen in positionering of door variaties in anatomische structuren.

4 Beeldweergave

Monitoren vormen een belangrijk onderdeel van de beeldvormingsketen. Ze zijn daarom ook onderwerp van type test, acceptatietest, halfjaarlijkse en dagelijkse test.

Het gebruik van printers bij digitale mammografie voor de beoordeling van mammogrammen in de screening is verboden in België.

De testpatronen moeten weergegeven worden bij volledige resolutie (exact 1 pixel voor elke pixel in het digitale beeld). Contrast en helderheid van de beelden mogen niet aangepast worden.

Enkel de monitoren die gebruikt worden voor diagnosestelling worden aan de test onderworpen. De monitoren moeten getest worden zoals ze klinisch gebruikt worden. Er moet rekening gehouden worden met het feit dat de luminantie afhankelijk is van de kijkhoek. De kijkhoek moet voldoende klein zijn.

4.1 QA bij monitoren

De testen in deze sectie zijn gebaseerd op het werk van AAPM TG18 (American Association of Physicists in Medicine, Task Group 18. (download op http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18). Het MoniQA test patroon (sectie 4.2) werd gepubliceerd in [5].

4.1.1 Omgevingslicht

- Doel van de metingen

Veel van de testen in dit hoofdstuk zijn sterk afhankelijk van de invloed van omgevingslicht. Omgevingslicht is een belangrijke factor in de beeldkwaliteit van de beeldweergave.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Illuminantie-meter, patroon voor omgevingslicht.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De monitor moet uitstaan of een donker patroon weergeven. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	Het omgevingslicht moet ≤ 20 lx zijn.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Zet de monitor uit of toon een donker patroon.
- Plaats de detector van de illuminantiemeter in het centrum van de monitor, met de gevoelige zijde weg van de monitor.

- Noteer de gemeten lichtsterkte (lux) van het omgevingslicht.
- Indien het omgevingslicht niet aan de aanvaardbaarheidsnorm voldoet, pas dan de omstandigheden in de omgeving aan zodat wel aan de aanvaardbaarheidsnormen wordt voldaan. De 'klinische omstandigheden' worden dan geherdefinieerd en gebruikt voor alle verdere testen. Eventuele afwijkingen, zoals te hoge luminantie, worden vermeld in het rapport met de vraag om dit te remediëren.
- Beoordeel de monitor visueel op reflecties.

4.1.2 Geometrische distorsie

- Doel van de metingen

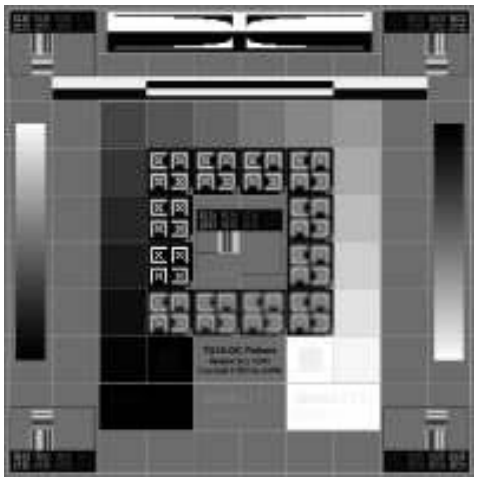
In deze test wordt de monitor gecontroleerd op geometrische distorsies.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	TG18-QC testpatroon.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	Randen moeten volledig zichtbaar zijn, lijnen moeten recht zijn, het actieve weergavegebied moet gecentreerd zijn op de monitor.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Open het TG18-QC testpatroon (Figuur 4.1).
- Controleer visueel of het testpatroon zonder geometrische distorsies weergeven wordt. Controleer de lijnen en randen van het testpatroon.



Figuur 4.1 TG18-QC testpatroon.

4.1.3 Contrast waarneembaarheid

- Doel van de metingen

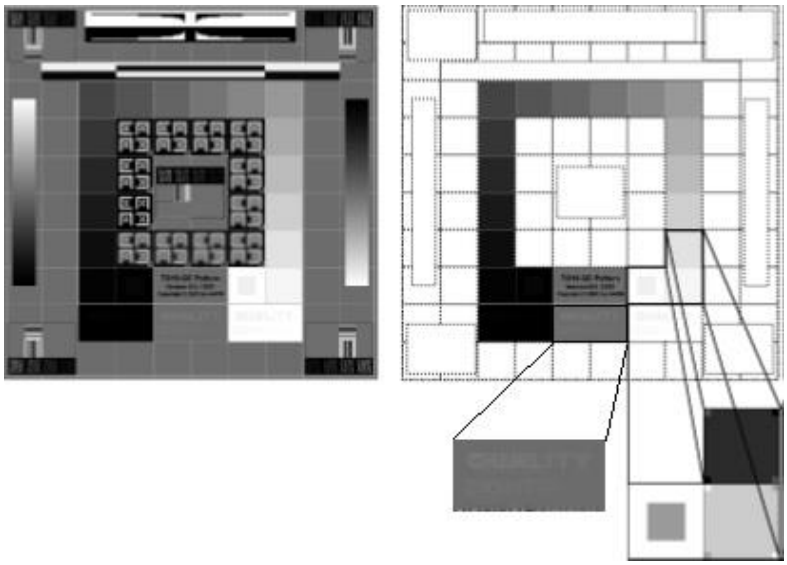
De waarneembaarheid van lage-contrast objecten in mammogrammen is noodzakelijk voor een goede beoordeling van de beelden en wordt daarom gecontroleerd.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	TG18-QC testpatroon.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	Alle hoekpatches in het TG18-QC-patroon moeten zichtbaar zijn. De 5 % en 95 % vlakken moeten duidelijk zichtbaar zijn.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Open het TG18-QC testpatroon (Figuur 4.2).
- De luminantievlakken, allen op gelijke afstand van het centrum van het patroon, bevatten 4 vierkantjes in de hoeken met gelijke laag-contrast patches ten opzicht van het vlak. Beoordeel de zichtbaarheid van de laag-contrast vierkantjes in de vier hoeken van elk van de 16 luminantievlakken.
- De twee vlakken onderaan met maximale en minimale pixelwaarde, links en rechts van de naam van het testpatroon, bevatten in het centrum een vlak met een pixelwaarde van respectievelijk 5 % en 95 % van de maximale pixelwaarde. Beoordeel de zichtbaarheid van de 5 % en 95 % vlakken.
- De letters 'QUALITY CONTROL' in de drie rechthoekige blokken onder de luminantievlakken worden weergegeven met afnemend contrast tegenover de achtergrond. Beoordeel de zichtbaarheid van de letters van 'QUALITY CONTROL' in de drie rechthoekige blokken. Noteer de zichtbare letters. Vergelijk met de zichtbaarheid bij acceptatie om een degradatie in contrast op te sporen.



Figuur 4.2 TG18-QC testpatroon, met uitvergroting van de laag-contrast vierkantjes in de luminantievlakken (rechts), de 5% en 95% vlakken (midden) en letters 'QUALITY CONTROL' (links).

4.1.4 Resolutie

- Doel van de metingen

Een goede spatiale resolutie van de monitor is noodzakelijk om een goede beoordeling van mammogrammen te kunnen garanderen.

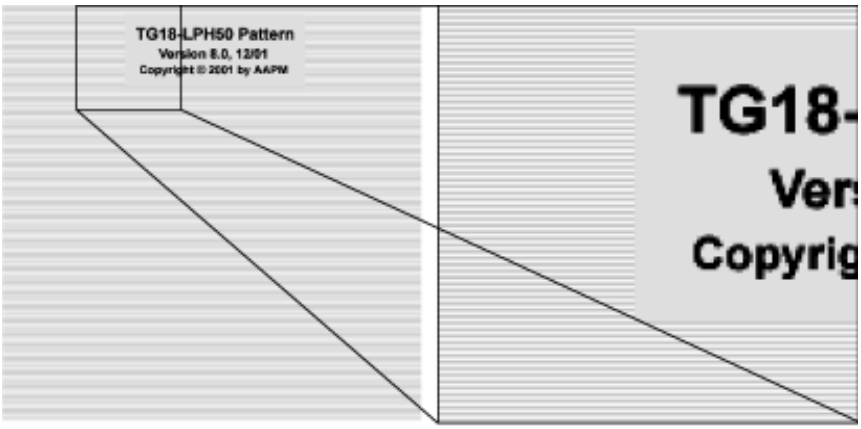
- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	TG18-LPH10, TG18-LPH50, TG18-LPH89, TG18-LPV10, TG18-LPV50, TG18-LPV89 testpatronen.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	Alle horizontale lijnen in TG18-LPH10, TG18-LPH50 en TG18-LPH89 en de verticale lijnen in TG18-LPV10, TG18-LPV50 en TG18-LPV89 moeten zichtbaar zijn. De score van het TG18-LPH10 en TG18-LPV10 patroon vertoont een grote variatie tussen waarnemers. Bij de interpretatie van de resultaten moet hiermee rekening gehouden worden.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Open de testpatronen voor evaluatie van resolutie. Dit zijn de patronen met horizontale lijnen TG18-LPH10, TG18-LPH50 en TG18-LPH89 en de patronen met verticale lijnen TG18-LPV10, TG18-LPV50 en TG18-LPV89 (Figuur 4.3). Elk lijnpatroon heeft een verschillend luminantie niveau ten opzichte van de achtergrond.

- Beoordeel de horizontale en verticale lijnen in de testpatronen visueel.



Figuur 4.3 TG18-LPH50 testpatroon en ingezoomd patroon.

4.1.5 Artefacten

- Doel van de metingen

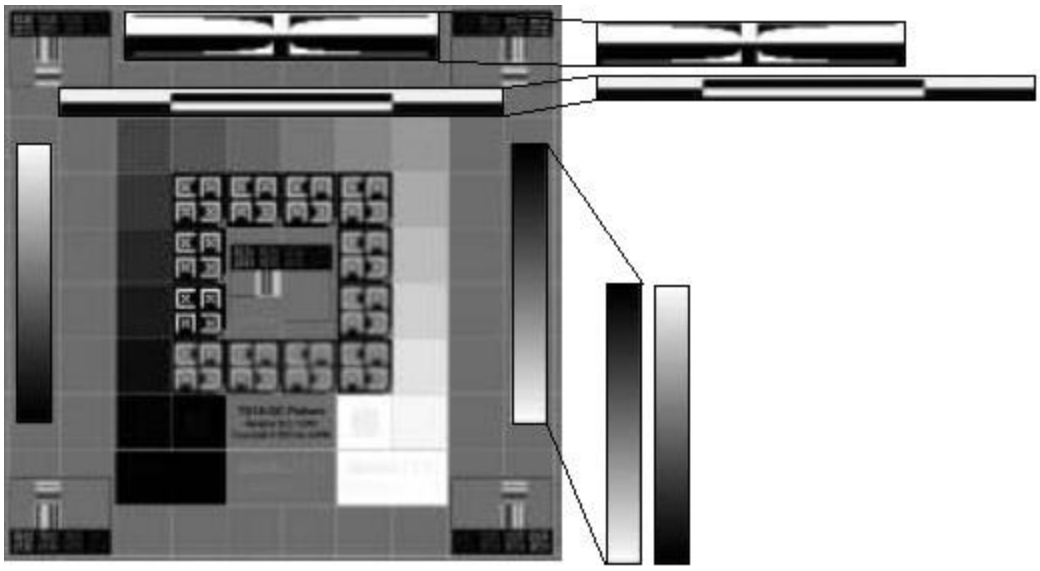
Artefacten kunnen een storende factor zijn in de juiste beoordeling van mammogrammen. Puntartefacten kunnen er bv. uitzien als microcalcificaties.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	TG18-QC testpatroon.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	Er zijn geen storende artefacten zichtbaar.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Het TG18-QC testpatroon bevat elementen die gebruikt kunnen worden om artefacten van de monitor weer te geven (Figuur 4.4).
- Beoordeel de stappen in de zwart-wit en wit-zwart gradiëntbalken.
- Beoordeel op artefacten vlak bij de zwart-wit en wit-zwart overgangen.
- Controleer op temporele instabiliteit (flikkering) en spatiale instabiliteit (jitter).
- Controleer het patroon op defecte pixels.



Figuur 4.4 TG18-QC testpatroon voor de evaluatie van artefacten met zwart-wit en wit-zwart overgangen (boven) en zwart-wit en wit-zwart gradiëntbalken (onder).

4.1.6 Greyscale Display Function (GSDF)

- Doel van de metingen

Het is van belang dat de beelden op verschillende monitoren optimaal en gelijkaardig worden weergegeven. De relatie tussen luminantie en pixelwaarde moet optimaal zijn voor het visueel systeem en moet ook consistent zijn. Daarom is binnen de DICOM-standaard de 'Greyscale Display Function' (GSDF) gedefinieerd. Elke monitor dient conform de GSDF ingesteld te zijn. Meer informatie over de DICOM-GSDF kan teruggevonden worden in Appendix G.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Telescopische luminantiemeter, TG18-LN12-01 tot TG18-LN12-18 testpatronen.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	De berekende contrast respons van de monitoren moet binnen een bereik van 10 % van de GSDF-contrast respons liggen.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Open de TG18-LN12-01 tot TG18-LN12-18 testpatronen.
- Meet de luminantie (cd/m²) in het centrum van het beeld, met behulp van een telescopische luminantiemeter om het omgevingslicht in rekening te brengen.
- Herhaal de meting voor alle testpatronen.

- Berekeningen

- Bereken de GSDF van de monitor en vergelijk deze met de DICOM-GSDF.

4.1.7 Luminantiebereik

- Doel van de metingen

Deze test controleert het luminantiebereik van de monitor.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Metingen van sectie 4.1.6.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	De verhouding tussen de maximale en minimale luminantie moet ≥ 250. De relatieve variatie in maximale luminantie tussen de twee monitoren moet ≤ 5 % zijn.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- De metingen van sectie 4.1.6 worden gebruikt.

- Berekeningen

- Bepaal de verhouding van de maximale en minimale luminantie met vergelijking 4.1.

$$verhouding = \frac{maximale\ luminantie\left(\frac{Cd}{m^2}\right)}{minimale\ luminantie\left(\frac{Cd}{m^2}\right)} \tag{4.1}$$

- Bereken de relatieve afwijking tussen de metingen van beide monitoren.

4.1.8 Luminantie uniformiteit

- Doel van de metingen

Verificatie of de contrastwaarneembaarheid optimaal is, centraal en in de 4 hoeken van de monitor.

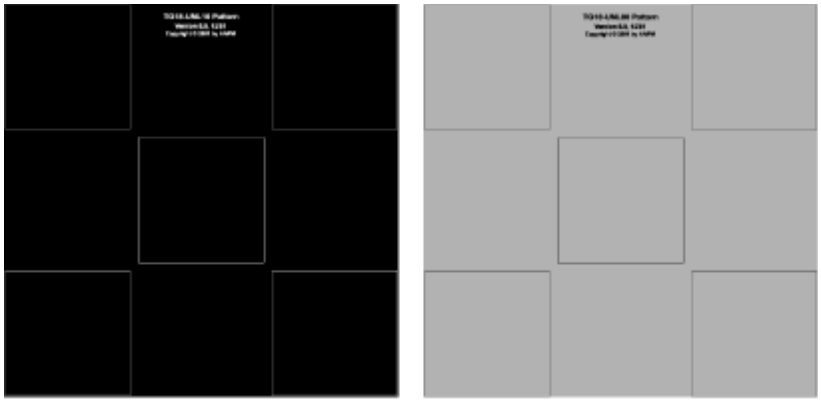
- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	Telescopische luminantiemeter, TG18-UNL10 en TG18-UNL80 testpatronen.

Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	De maximale luminantie-afwijking in het monitoroppervlak in het TG18-UNL10-patroon is ≤ 30 % en in het TG18-UNL80-patroon ≤ 15 %.
Frequentie	Halfjaarlijks.

- Meetprocedure

- Open de TG18-UNL10 en TG18-UNL80 testpatronen (Figuur 4.5).
- Meet de luminantie (cd/m²) in het centrum en in de vier hoeken van het beeld, met behulp van een telescopische luminantiemeter.
- Bepaal de maximale en minimale luminantie van deze metingen.



Figuur 4.5 TG18-UNL10 en TG18-UNL80 testpatronen.

- Berekeningen

- Bereken de maximale afwijking met vergelijking 4.2.

$$maximale\ afwijking = \frac{\max luminantie - \min luminantie}{centrale\ luminantie} \tag{4.2}$$

4.2 Dagelijkse stabiliteitstest

Dagelijks wordt er een leestest met berekening van een score uitgevoerd op het klinische werkstation met een variabel testpatroon dat contrastzichtbaarheid test. De score moet stabiel zijn.

Het TG18-QC testpatroon van de AAPM laat toe geometrische distorsie, contrastwaarneembaarheid, en artefacten te evalueren. Dit patroon is echter niet variabel. Er bestaan alternatieve testpatronen voor de dagelijkse QA van monitoren die variabel zijn. Met behulp van software programma's kunnen nieuwe patronen gegenereerd worden en de scores worden dan vergeleken met het oplossingsschema horend bij het specifieke testpatroon. Deze aanpak, die volgens de Vlaamse regelgeving verplicht is voor de dagelijkse QC van monitoren, voorkomt onaandachtig scoren. In onderstaande tekst wordt een voorbeeld gegeven van zo'n alternatief patroon, nl. MoniQA [5]. Elk variabel patroon dat gevalideerd werd voor alle testparameters, is toegelaten.

- Apparatuur, meetomstandigheden, normen, frequenties

Nodige apparatuur	MoniQA testpatroon of een ander variabel testpatroon.
Meetomstandigheden	De metingen worden uitgevoerd onder klinische omstandigheden. De waarnemer zit op de positie waarop de radioloog de beelden beoordeelt.
Aanvaardbaarheidsnorm	De score behaald bij het uitlezen van het patroon bij acceptatie wordt als referentie gebruikt. De score moet stabiel zijn. Patroon specifieke richtlijnen worden toegepast.
Frequentie	Dagelijks.

- Meetprocedure

- Evalueer het testpatroon.
- In geval het MoniQA testpatroon wordt gebruikt, wordt de meetprocedure beschreven in Appendix H gebruikt.

- Berekening

Controleer of de score stabiel is.

Appendix A Tabellen

A.1 Frequenties van kwaliteitscontrole

	Acceptatie	Jaarlijks	Halfjaarlijks	Dagelijks
Beeldacquisitie				
Roosterfactor	X			
Uitlijning van X-stralenveld en beeldreceptor	X	x		
Uitlijning van X-stralenveld en lichtveld	O	o		
Gemist weefsel aan de thoraxzijde	X	x		
Exposietijd	X	x		
Buisrendement	X	x	x	
Buisspanning	X	x	x	
Halfwaardedikte	X	x	x	
Exposiestappen	X			
Korte termijn reproduceerbaarheid	X	x	x	
AEC in functie van de dikte	X	x	x	
Lokale dense gebieden	X	x		
Compressiekracht	X	x		
Uitlijning van de compressieplaat	X	x		
Responsfunctie	X	x	x	
Evaluatie van de ruis	X	x	x	
Beeldreceptor homogeniteit	X	x	x	x
Bad pixel map	X			
Variaties in gevoeligheid van fosforplaten	X	x	x	
Vervaging van het latente beeld	X		(x)	
Dosimetrie	X	x	x	
Minimale contrastwaarneembaarheid	X	x	x	
MTF, NNPS en DQE	X	x	x	
Geometrische distorsie en artefact evaluatie	X	x		
Ghostfactor	X	x		
Beeldweergave				
Omgevingslicht	X	x	x	
Geometrische distorsie	X	x	x	
Contrastwaarneembaarheid	X	x	x	

Resolutie	X	x	x	
Artefacten	X	x	x	
GSDF	X	x	x	
Luminantiebereik	X	x	x	
Luminantie uniformiteit	X	x	x	
Dagelijkse stabiliteitstest				x

Tabel A.1 Frequenties van kwaliteitscontrole.

A.2 Aanvaardbaarheidsnormen

	Typische waarde	Limietwaarde Aanvaardbaar	Limietwaarde Wenselijk	Eenheid
BEELDACQUISITIE				
X-stralenbron				
Roosterfactor	-	≤ 3	-	-
Uitlijning van X-stralenveld en beeldreceptor	-	≤ 5	-	mm
Uitlijning van X-stralenveld en lichtveld	-	≤ 5	-	mm
Gemist weefsel	-	≤ 5	-	mm
Exposietijd	-	≤ 2	≤ 1.5	s
Buisspanning en bundelkwaliteit				
Buisrendement	-	-	-	µGy/mAs
Buisspanning				
- accuraatheid	-	≤ 1	-	kV
- reproduceerbaarheid	-	≤ 0.5	-	kV
Halfwaardedikte	-	-	-	mm
AEC				
Exposiestappen	5 – 20 %	-	-	mGy of mAs
Korte termijn reproduceerbaarheid				
- afwijking pixelwaarden	-	≤ 5 %	≤ 2 %	-
- afwijking buislading	-	≤ 5 %	-	-
- afwijking SNR	-	≤ 5 %	≤ 2 %	-
AEC in functie van de dikte				
SDNR per PMMA-dikte				
20 mm	-	≥ 115 %	-	-
30 mm	-	≥ 110 %	-	-
40 mm	-	≥ 105 %	-	-
45 mm	-	≥ 103 %	-	-
50 mm	-	≥ 100 %	-	-
60 mm	-	≥ 95 %	-	-
70 mm	-	≥ 90 %	-	-
Lokale dense gebieden	-	≤ 20 %	-	-
Compressie				

Compressiekracht				
- Maximale kracht	-	130 - 200	-	N
- accuraatheid	-	≤ 20	-	N
Uitlijning compressieplaat	-	≤ 5	-	mm
Beeldreceptor				
Responsfunctie	-	$R^2 \geq 0.99$	-	-
Ruisevaluatie	-	Kwantumruis dominant	-	-
Beeldreceptor homogeniteit	-			
- variatie SNR	-	≤ 10 %	-	-
- variantie	-	≤ 30 %	-	-
Bad pixel map	-	-	-	-
Variaties in gevoeligheid fosforplaten				
- variatie SNR	-	≤ 10 %	-	-
- variatie buislading	-	≤ 10 %	-	-
Vervaging van latente beeld	-	≤ 15 %	-	-
Dosimetrie				
Dosimetrie	-			
- MGD per PMMA-dikte				
20 mm	-	≤ 1.0	≤ 0.6	mGy
30 mm	-	≤ 1.5	≤ 1.0	mGy
40 mm	-	≤ 2.0	≤ 1.6	mGy
45 mm	-	≤ 2.5	≤ 2.0	mGy
50 mm	-	≤ 3.0	≤ 2.4	mGy
60 mm	-	≤ 4.5	≤ 3.6	mGy
70 mm	-	≤ 6.5	≤ 5.1	mGy
Minimale contrastwaarneembaarheid	-			
- detail				
5.0 mm	-	≤ 0.056	≤ 0.032	µm
2.0 mm	-	≤ 0.069	≤ 0.038	µm
1.0 mm	-	≤ 0.091	≤ 0.056	µm
0.5 mm	-	≤ 0.150	≤ 0.103	µm
0.25 mm	-	≤ 0.352	≤ 0.244	µm
0.10 mm	-	≤ 1.680	≤ 1.100	µm
MTF, NNPS en DQE	-	-	-	-
Geometrische distorsie en artefact evaluatie	-	Geen aanwezig	-	-
Ghostbeelden	-	≤ 0.3	-	-
BEELDWEERGAVE				
Monitoren				
Omgevingslicht	-	≤ 20	-	lx
Geometrische distorsie	-	Rechte lijnen	-	-
Contrastwaarneembaarheid	-	Hoeken zichtbaar, vierkanten zichtbaar	-	-

Resolutie	-	Lijnen onderscheidbaar	-	-
Artefacten	-	Geen	-	-
GSDF	-	≤ 10 %	-	-
Luminantiebereik				
- verhouding	-	≥ 250	-	cd/m²
- verschil links-rechts	-	≤ 5 %	-	-
Luminantie uniformiteit	-	-	-	-
- TG18-UNL10	-	≤ 30 %	-	-
- TG18-UNL80	-	≤ 15 %	-	-
Dagelijkse stabiliteitstest	-	Patroon specifieke norm	-	-

Tabel A.2 Aanvaardbaarheidsnormen.

A.3 Testbenodigdheden

1. Elektronische meettoestellen

Specificaties zijn van belang.

- **kVp-meter**
  Bereik: 23 - 40 kV
  Nauwkeurigheid: ±0.7 kV
  Reproduceerbaarheid: ±1 %
  Resolutie: ±0.1 kV

- **Exposietijdmeter**
  Bereik: 1 ms - 20 s
  Tijdsresolutie: 0.3 ms
  Nauwkeurigheid: ±1 %, 0.5 ms

- **Dosimeter**
  Bereik: 5 µGy - 100 mGy
  Nauwkeurigheid: ±5 %
  Reproduceerbaarheid: ±1 %
  Energie-afhankelijkheid: Correctiefactoren gekend met 4 % nauwkeurigheid.

- **Illuminantiemeter**
  Bereik: 0.01 - 100 lux
  Nauwkeurigheid: ±3 %

- **Telescopische luminantiemeter**
  Bereik: 0.001 - 1000 cd/m²
  Nauwkeurigheid: ±2 %
  Reproduceerbaarheid: ±0.2 %

2. Fantomen

- **PMMA-platen**
  Materiaal: PMMA
  Afmetingen: bestraalde gebied van de beeldreceptor volledig bedekkend:
  dikte: 1 cm ± 0.1 mm (7 stuks)
  dikte: 0.5 cm ± 0.05 mm (1 stuk)
  20 mm x 40 mm (L x B)
  dikte: 2 mm ± 10 % (10 stuks) of 4mm ± 10 % (5 stuks)

- **CDMAM-fantoom**
  Type: 3.4
  Afmetingen: 24 cm x 16 cm x 0.5 cm
  Gouddetails: 99.9999 % zuiver goud, diameter: 0.06 mm - 2.00 mm,
  dikte: 0.03 µm - 2.00 µm

- **MTF-fantoom**
  Materiaal: niobium, tantalium, wolfraam, lood
  Afmetingen: scherpe en rechte rand met één zijde van minstens 5 cm
  dikte: 0.8 mm, 50 µm haaks

- **Testobject voor distorsie-meting**
  Materiaal: een rooster met rechte lijnen

3. Filters

- **Aluminiumfilters**
  Materiaal: minstens 99 % aluminium
  Afmetingen: 10 cm x 10 cm (L x B), dikte: 0.1 mm ± 10 % (7 stuks; ≥ 99.9 % aluminium)
  20 cm x 20 cm (L x B), dikte: 2 mm ± 1 % (1 stuk; 99 % aluminium)
  1 cm x 1 cm (L x B), dikte: 0.2 mm ± 1 % (1 stuk)

4. Hulpmiddelen

Specificaties zijn informatief

- **Loodplaat voor diafragmering van X-stralenbuis (optioneel)**
  Materiaal: lood
  Afmetingen: 10 cm x 10 cm x 0.2 cm (L x B x D), (4 stuks)
  10 cm x 2 cm x 0.2 cm (L x B x D), (1 stuk)

- **Loden beschermplaat voor afscherming beeldreceptor**
  Materiaal: lood
  Afmetingen: 32 cm x 26 cm x 0.3 cm (L x B x D), dikte ± 10 %

- **Spacers**
  Materiaal: niet van belang
  Afmetingen: de spacers mogen de AEC-cel niet bedekken en mogen de exposieparameters niet beïnvloeden.

- **Fantoom met markeringen op vaste afstand van de thoraxzijde**
  Materiaal: loodlatje of andere markers

- **Loodliniaal**
  Materiaal: drager met looddraden met dikte 0.4 mm
  Bereik: + 5 cm tot - 5 cm, 1 mm schaalaanduiding

- **Zelfontwikkelende film**
  Energiebereik: ± 20 - 40 kVp
  Dosisbereik: 1 - 200 mGy

- **Samendrukbaar object**
  Materiaal: samendrukbaar, specifieke massa ongeveer 30 mg/cm³
  Afmetingen: 18 cm x 25 cm x 5 cm

- **Lintmeter**
  Meetbereik: 0 - 1 m
  Nauwkeurigheid: 1 mm

- **Weegschaal**
  Bereik: 0 - 25 kg
  Resolutie: 0.5 kg
  Nauwkeurigheid: ± 1.0 kg

5. Testbeelden

Alle testbeelden van de AAPM Task Group 18.

- TG18-QC
- TG18-LPH10, 50 en 89
- TG18-LPV10, 50 en 89
- TG18-UNL10 en 80
- TG18-UN10 en 80
- TG18-LN12-01 tot 18

MoniQA-testbeelden (optioneel)

Appendix B Procedure voor bepaling van gemiddelde borstklierweefseldosis

B.1 Dosis van typische borsten gesimuleerd met PMMA

De dosissen van een bereik van typische borsten kunnen verkregen worden door het gebruik van PMMA-platen als simulatiemateriaal voor borstweefsel. Dit is gebaseerd op de eerder bewezen equivalentie tussen de attenuatie van verschillende diktes PMMA en typische borsten zoals getoond in tabel 2.4. Door het verschil in densiteit tussen PMMA en borstweefsel, worden mogelijks andere instellingen voor buisspanning, anode of filter gekozen bij automatische exposie dan bij echte borsten. Dit kan gecorrigeerd worden door spacers toe te voegen die de dikte van de PMMA-blokken laat toenemen tot de equivalente borstdikte. Bij systemen die de exposiefactoren bepalen aan de hand van attenuatie-eigenschappen is het gebruik van spacers niet nodig. De gemiddelde borstklierweefseldosis (MGD) van een typische borst met bepaalde dikte en compositie equivalent met de dikte van PMMA die getest is, kan berekend worden door toepassing van formule B.1.

$$MGD = Kgcs \tag{B.1}$$

Hierin is *K* de air KERMA ter hoogte van het intredeoppervlak (zonder backscatter) berekend aan het bovenste oppervlak van de PMMA en onder de compressieplaat. De factor *g* transformeert de air KERMA naar MGD en is correct voor een borst met 50 % klierweefsel – 50 % adipeus weefsel en Mo/Mo anode/filter. De g-factoren worden getoond in tabel B.1 voor een bereik van HVL-waarden. De *c*-factor corrigeert voor de verschillen in compositie van typische borsten ten opzichte van de 50 % - glandulariteit en worden in tabel B.2 gegeven voor typische borsten in het leeftijdsbereik van 50 tot 64 jaar. Merk op dat de *c* en *g*-factoren toegepast worden voor de overeenkomstige dikte van de typische borst en niet voor de PMMA-dikte. Wanneer nodig kan interpolatie gebruikt worden voor de verschillende HVL-waarden. Typische waarden van HVL voor verschillende spectra worden gegeven in tabel B.3. De factor *s*, getoond in tabellen B.4, B.5 en B.6, corrigeert voor verschillen in X-stralenspectrum.

B.2 Klinische borstdosis

Het is ook mogelijk om de gemiddelde borstklierweefseldosis te meten voor een reeks patiënten. Hiervoor wordt de borstdikte onder compressie gemeten en de buisspanning, anode /filter-combinatie en buislading worden genoteerd.
Uit deze parameters kan dan het buisrendement berekend worden om de gemiddelde borstklierweefseldosis te berekenen met formule B.1.

K is dan de air KERMA ter hoogte van het bovenste oppervlak van de borst, onder de compressieplaat en zonder backscatter. De factor *g*, komt overeen met een glandulariteit van 50 % en wordt getoond in tabel B.7. De *c*-factor corrigeert voor de verschillen in compositie van typische borsten ten opzichte van de 50 % - glandulariteit en wordt in tabel B.8, resp. B.9, gegeven voor typische borsten in het leeftijdsbereik van 50 tot 64 jaar, resp. van 40 tot 49 jaar. De factor *s* corrigeert voor verschillen in de keuze van X-stralenspectrum, zoals eerder getoond. De accuraatheid van de aangeduide borstdikte moet geverifieerd worden door het toepassen van een typische kracht (bv.

100 N) op een vast materiaal met gekende dikte. Het kan nodig zijn om correctiefactoren toe te passen indien de aangeduide waarden niet accuraat zijn. Een accuraatheid van beter dan ± 2 mm is vereist.

PMMA-dikte (mm)	Equivalente borstdikte (mm)	Glandulariteit van equivalente borst (%)	g-factoren (mGy/mGy)										
			HVL (mm Al)										
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80
20	21	97	0.378	0.421	0.460	0.496	0.529	0.559	0.585	0.609	0.631	0.650	0.669
30	32	67	0.261	0.294	0.326	0.357	0.388	0.419	0.448	0.473	0.495	0.516	0.536
40	45	41	0.183	0.208	0.232	0.258	0.285	0.311	0.339	0.366	0.387	0.406	0.425
45	53	29	0.155	0.177	0.198	0.220	0.245	0.272	0.295	0.317	0.336	0.354	0.372
50	60	20	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261	0.282	0.300	0.317	0.333
60	75	9	0.106	0.121	0.136	0.152	0.166	0.189	0.210	0.228	0.243	0.257	0.272
70	90	4	0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172	0.188	0.202	0.214	0.227
80	103	3	0.074	0.085	0.096	0.106	0.117	0.133	0.149	0.163	0.176	0.187	0.199

Tabel B.1 g-factoren voor borsten gesimuleerd met PMMA.

PMMA-dikte (mm)	Equivalente borstdikte (mm)	Glandulariteit van equivalente borst (%)	c-factoren (mGy/mGy)										
			HVL (mm Al)										
			0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80
20	21	97	0.889	0.895	0.903	0.908	0.912	0.917	0.921	0.924	0.928	0.933	0.937
30	32	67	0.940	0.943	0.945	0.946	0.949	0.952	0.953	0.956	0.959	0.961	0.964
40	45	41	1.043	1.041	1.040	1.039	1.037	1.035	1.034	1.032	1.030	1.028	1.026
45	53	29	1.109	1.105	1.102	1.099	1.096	1.091	1.088	1.082	1.078	1.073	1.068
50	60	20	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134	1.124	1.117	1.111	1.103
60	75	9	1.254	1.245	1.235	1.231	1.225	1.217	1.207	1.196	1.186	1.175	1.164
70	90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249	1.236	1.225	1.213	1.200
80	103	3	1.307	1.299	1.292	1.287	1.283	1.273	1.262	1.249	1.238	1.226	1.213

Tabel B.2 c-factoren voor borsten gesimuleerd met PMMA.

kV	HVL (mm Al) voor anode/filter-combinatie						
	Mo Mo	Mo Rh	Rh Rh	W Rh	W Ag	W Al (0.5 mm)	W Al (0.7 mm)
25	0.32 ± 0.02	0.38 ± 0.02	0.37 ± 0.02	0.50 ± 0.03	0.51 ± 0.03	0.34 ± 0.03	0.42 ± 0.03
28	0.35 ± 0.02	0.42 ± 0.02	0.42 ± 0.02	0.53 ± 0.03	0.58 ± 0.03	0.39 ± 0.03	0.49 ± 0.03
31	0.38 ± 0.02	0.45 ± 0.02	0.45 ± 0.02	0.56 ± 0.03	0.61 ± 0.03	0.44 ± 0.03	0.55 ± 0.03
34	0.40 ± 0.02	0.47 ± 0.02	0.47 ± 0.02	0.59 ± 0.03	0.64 ± 0.03	0.49 ± 0.03	0.61 ± 0.03
37				0.62 ± 0.03	0.67 ± 0.03	0.53 ± 0.03	0.66 ± 0.03

Tabel B.3 Typische HVL metingen voor verschillende buisspanningen en anode/filter combinaties. (Data bevatten de effecten op gemeten HVL waarden door attenuatie door een gecomprimeerde PMMA-plaat.)

Spectrum	Filterdikte (µm)	s-factor
Mo/Mo	30	1.000
Mo/Rh	25	1.017
Rh/Rh	25	1.061
W/Rh	50-60	1.042
W/Ag	50-75	1.042

Tabel B.4 s-factoren voor klinisch gebruikte spectra.

PMMA-dikte (mm)	Equivalente borstdikte (mm)	s-factor
20	21	1.075
30	32	1.104
40	45	1.134
45	53	1.149
50	60	1.160
60	75	1.181
70	90	1.198
80	103	1.208

Borstdikte (mm)	Glandulariteit bereik (%)	Typische glandulariteit (%) 50 - 64 jaar	Typische glandulariteit (%) 40 - 49 jaar	kV-bereik (kV)	s-factor
20	80-100	100	100	25-40	1.069
30	62-82	72	82	29-40	1.104
40	40-65	50	65	29-40	1.127
50	23-49	33	49	30-40	1.139
60	11-35	21	35	30-40	1.154
70	2-24	12	24	30-40	1.180
80	0.1-17	7	14	30-40	1.187
90	0.1-14	4	8	30-40	1.198
100	0.1-13	3	5	30-40	1.206
110	0.1-13	3	5	30-40	1.212

Tabel B.5 s-factoren voor een W-anode en 0.5 mm Al-filter.

PMMA-dikte (mm)	Equivalente borstdikte (mm)	s-factor
20	21	1.052
30	32	1.064
40	45	1.082
45	53	1.094
50	60	1.105
60	75	1.123
70	90	1.136
80	103	1.142

Borstdikte (mm)	Glandulariteit bereik (%)	Typische glandulariteit (%) 50 - 64 jaar	Typische glandulariteit (%) 40 - 49 jaar	kV-bereik (kV)	s-factor
20	80-100	100	100	25-50	1.052
30	62-82	72	82	25-50	1.060
40	40-65	50	65	25-50	1.076
50	23-49	33	49	25-50	1.087
60	11-35	21	35	25-50	1.105
70	2-24	12	24	28-50	1.121
80	0.1-17	7	14	28-50	1.129
90	0.1-14	4	8	28-50	1.136
100	0.1-13	3	5	28-50	1.140
110	0.1-13	3	5	28-50	1.144

Tabel B.6 s-factoren voor een W-anode en 0.7 mm Al-filter.

HVL (mm Al)	Borstdikte (mm)									
	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110
0.30	0.390	0.274	0.207	0.164	0.135	0.114	0.098	0.0859	0.0763	0.0687
0.35	0.433	0.309	0.235	0.187	0.154	0.130	0.112	0.0981	0.0873	0.0786
0.40	0.473	0.342	0.261	0.209	0.172	0.145	0.126	0.1106	0.0986	0.0887
0.45	0.509	0.374	0.289	0.232	0.192	0.163	0.140	0.1233	0.1096	0.0988
0.50	0.543	0.406	0.318	0.258	0.214	0.177	0.154	0.1357	0.1207	0.1088
0.55	0.573	0.437	0.346	0.287	0.236	0.202	0.175	0.1543	0.1375	0.1240
0.60	0.587	0.466	0.374	0.310	0.261	0.224	0.195	0.1723	0.1540	0.1385
0.65	0.622	0.491	0.399	0.332	0.282	0.244	0.212	0.1879	0.1682	0.1520
0.70	0.644	0.514	0.421	0.352	0.300	0.259	0.227	0.2017	0.1809	0.1638
0.75	0.663	0.535	0.441	0.371	0.317	0.274	0.241	0.2143	0.1926	0.1746
0.80	0.682	0.555	0.460	0.389	0.333	0.289	0.254	0.2270	0.2044	0.1856

Tabel B.7 g-factoren voor borstdiktes van 2 cm tot 11 cm en HVL-waarden van 0.30 mm Al tot 0.60 mm Al. Toevoegingen aan de tabel zijn aangeduid in grijs.

Borstdikte (mm)	Glandulariteit (%)	HVL (mm Al)										
		0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80
20	100	0.885	0.891	0.900	0.905	0.910	0.914	0.919	0.923	0.928	0.932	0.936
30	72	0.925	0.929	0.931	0.933	0.937	0.940	0.941	0.947	0.950	0.953	0.956
40	50	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
50	33	1.086	1.082	1.081	1.078	1.075	1.071	1.069	1.064	1.060	1.057	1.053
60	21	1.164	1.160	1.151	1.150	1.144	1.139	1.134	1.124	1.117	1.111	1.103
70	12	1.232	1.225	1.214	1.208	1.204	1.196	1.188	1.176	1.167	1.157	1.147
80	7	1.275	1.265	1.257	1.254	1.247	1.237	1.227	1.213	1.202	1.191	1.179
90	4	1.299	1.292	1.282	1.275	1.270	1.260	1.249	1.236	1.225	1.213	1.200
100	3	1.307	1.298	1.290	1.286	1.283	1.272	1.261	1.248	1.236	1.224	1.211
110	3	1.306	1.301	1.294	1.291	1.283	1.274	1.266	1.251	1.240	1.228	1.215

Tabel B.8 c-factoren voor gemiddelde borsten van vrouwen in de leeftijdsgroep van 50 tot en met 64 jaar. Toevoegingen aan de tabel zijn aangeduid in grijs.

Borstdikte (mm)	Glandulariteit (%)	HVL (mm Al)										
		0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60	0.65	0.70	0.75	0.80
20	100	0.885	0.891	0.900	0.905	0.910	0.914	0.919	0.923	0.928	0.932	0.936
30	82	0.894	0.898	0.903	0.906	0.911	0.915	0.918	0.924	0.928	0.933	0.937
40	65	0.940	0.943	0.945	0.947	0.948	0.952	0.955	0.956	0.959	0.961	0.964
50	49	1.005	1.005	1.005	1.004	1.004	1.004	1.004	1.004	1.003	1.003	1.003
60	35	1.080	1.078	1.074	1.074	1.071	1.068	1.066	1.061	1.058	1.055	1.051
70	24	1.152	1.147	1.141	1.138	1.135	1.130	1.127	1.117	1.111	1.105	1.098
80	14	1.220	1.213	1.206	1.205	1.199	1.190	1.183	1.172	1.163	1.154	1.145
90	8	1.270	1.264	1.254	1.248	1.244	1.235	1.225	1.214	1.204	1.193	1.181
100	5	1.295	1.287	1.279	1.275	1.272	1.262	1.251	1.238	1.227	1.215	1.203
110	5	1.294	1.290	1.283	1.281	1.273	1.264	1.256	1.242	1.232	1.220	1.208

Tabel B.9 c-factoren voor gemiddelde borsten van vrouwen in de leeftijdsgroep van 40 tot en met 49 jaar. Toevoegingen aan de tabel zijn aangeduid in grijs.

Appendix C Berekening van de contrastdrempels voor het CDMAM testobject

Software kan gedownload worden op www.euref.org. Men gebruikt een gevalideerde versie van de CDCOM software of een ander gevalideerd programma.

Met gebruik van de output van CDCOM wordt een detectiematrix geconstrueerd en voor elke diameter van de cilindrische details wordt een psychometrische curve gefit die voldoet aan vergelijking C.1 [13].

$$p(d) = \frac{0.75}{1+e^{-f(C-C_t)}} + 0.25 \qquad \text{(C.1)}$$

Waarbij C het logaritme van signaalcontrast is, $C = log\left(1 - e^{-\mu d}\right)$, C_t het signaalcontrast bij waarneembaarheid van 62.5 %, f de fittingparameter en $p(d)$ de waarschijnlijkheid van detectie van een object met grootte d.

De contrastdrempel wordt gedefinieerd als de dikte aan goud die nodig is om de waarneembaarheid gelijk te hebben aan 50 %. Resultaten waarvoor de psychometrische curve gefit worden met slechts enkele datapunten worden buiten beschouwing gehouden.

Om aan de limieten van deze tekst te voldoen, moeten de resultaten geconverteerd worden naar de waarden die de menselijke lezer zou hebben bij hetzelfde testbeeld.

De software 'CDMAM analysis software tool' gebruikt de output van CDCOM voor een set van beelden om de gouddiktedrempel te bepalen voor verschillende detailgroottes. Een software omschrijving en software handleiding voor 'CDMAM analysis software tool' is beschikbaar op de EUREF website. Andere programma's mogen gebruikt worden na validatie. Aangezien de geautomatiseerde analyse van de beelden succesvoller is in het lokaliseren van de details dan een menselijke waarnemer, schat 'CDMAM analysis software tool' de gouddiktedrempel zoals verwacht van een menselijke waarnemer.
Twee basismethodes om de geautomatiseerde drempelwaarden te converteren naar een voorspelling voor menselijke waarnemers worden gebruikt. In de oorspronkelijke benadering beschreven door Young et al [14] worden de drempelwaarden geschaald met gebruik van een waarde voor elke detaildiameter ('UK-methode'). Meer recent wordt een formule, zoals getoond in vergelijking C.2 en beschreven in Young et al [15], gebruikt om de drempelwaarden te schalen onafhankelijk van de detaildiameter ('EU-methode').

$$T_{voorspeld} = a(T_{auto})^n \qquad \text{(C.2)}$$

Waarbij $T_{voorspeld}$ de voorspelde gouddiktedrempel voor menselijke waarnemers is, T_{auto} de computeruitlezing van de gouddiktedrempel en a en n gefitte parameters zijn met $a = 1.441$ en $n = 0.895$.

'CDMAM analysis software tool' kan ook de resulterende voorspelde gouddiktedrempels fitten met een derdegraads polynomiaal (vergelijking C.3) om een contrast-detail curve te bekomen.

$$T = a + \frac{b}{x} + \frac{c}{x^2} + \frac{d}{x^3} \tag{C.3}$$

Hierin is T de gouddiktedrempel in $\mu\mathrm{m}$, x de detaildiameter in mm, en a, b, c en d zijn coëfficiënten die worden aangepast om de beste kleinste kwadraten-fit te bekomen; de coëfficiënten zijn ≥ 0.

De waarden van de gefitte curve moeten gecontroleerd worden tegenover de limiterende waarden voor menselijke uitlezing van de gouddiktedrempel zoals gepubliceerd in [2].

In de analyse wordt verondersteld dat de pixelwaarde en SNR relatief constant zijn over het gehele beeldveld. Als laag frequente trends in pixelwaarde aanwezig zijn, kan het aangeraden zijn om deze trend te corrigeren.

De bovenstaande aanvaardbaarheidsnormen zijn zo gekozen om te verzekeren dat digitale mammografiesystemen minstens even goed presteren als low-end conventionele systemen [14]. Ze zijn afgeleid uit metingen op conventionele en digitale systemen met gebruik van het CDMAM-fantoom versie 3.4.

Hoewel de metingen met automatische analyse vrij consistent werken voor een bepaald fantoom, kunnen de resultaten variëren tussen verschillende fantomen. In de toekomst zullen methodes om dit probleem te reduceren geïntroduceerd worden in verbeterde versies van CDCOM en/of in kalibratieprocedures voor de fantomen. Het type en serienummer van het gebruikte fantoom moet genoteerd worden.

Indien twijfel bestaat over de geautomatiseerde uitlezing van de beelden, moeten de beelden uitgelezen worden door menselijke waarnemers.

Appendix D Toegepaste lineaire systemen theorie: Modulation Transfer Function (MTF), Normalized Noise Power Spectrum (NNPS) en Detective Quantum Efficiency (DQE)

D.1 Noise Power Spectrum (NPS)

- De NPS beschrijft de variantie van de beeldinhoud in functie van de spatiale frequenties en wordt berekend in een uniform beeld. De NPS wordt berekend met vergelijking D.1.

$$NPS(u,v) = \frac{\Delta x\,\Delta y}{M\ 256\ 256}\sum_{m=1}^{M}\left|\sum_{i=1}^{256}\sum_{j=1}^{256}\left(I(x_i,y_j) - S(x,y)\right)e^{-2\pi i\,(u_n x_i + v_k y_j)}\right|^2 \qquad \text{(D.1)}$$

  Een typische ROI heeft afmetingen 256 x 256 pixels, M is het aantal ROIs, Δx is de pixelafstand in de x-richting, Δy is de pixelafstand in de y-richting, $I(x_i,y_j)$ is de gelineariseerde pixeldata en $S(x,y)$ is de gefitte polynoom door het gehele gebied voor de NPS-analyse.
- Bereken de NPS voor een beeld, gelineariseerd aan de hand van de responsfunctie, bij een bepaalde referentie-DAK, (vb. 100 µGy), in een gebied van 50 mm x 50 mm, verdeeld in ROIs van 256 x 256 pixels, die elkaar overlappen met 128 pixels in beide richtingen.
- Dit beperkt het fysische gebied waarvoor de NPS berekend wordt zodat de effecten op de NPS van niet-stationaire en grote niet-uniformiteiten gereduceerd worden. In principe zijn meerdere beelden vereist om het aantal spectra te verhogen en dus de onzekerheid in de schatting van het spectrum te reduceren.
- Tijdens QC-testen kan een gebied van 100 mm x 100 mm gebruik worden. Het is aangeraden om een heel effect correctie te doen met behulp van een 2D polynoom.
- Om de statistische onzekerheid te reduceren, kunnen de spectra van verschillende beelden uitgemiddeld worden. Het uiteindelijke spectrum wordt bepaald uit de 2D NPS. Het kan een radiaal gemiddelde zijn voor systemen met een isotrope NPS. Voor systemen met een niet-isotrope NPS worden de gesectioneerde spectra van de 0°- en 90°-assen berekend.

D.2 Modulation Transfer Function (MTF)

- De MTF beschrijft de spatiale frequentie respons van een lineair en spatiaal invariant systeem. Onderhavige methode genereert de presampled MTF van de beeldreceptor, een parameter die de blurring ten gevolge van de pixelopening van de beeldreceptor en ten gevolge van de conversielaag in de beeldreceptor of het uitleessysteem weergeeft. De presampled MTF wordt voor twee richtingen gemeten, in de richtingen links - rechts en voor - achter (thoraxzijde - tepelzijde). Voor deze methode kan een vierkante plaat van 60 mm x 60 mm en 0.5 mm dik roestvrij staal met een scherpe rand gebruikt worden. De vereisten zijn dat de randen scherp en recht zijn en dat de rand radio-ondoorzichtig is. Indien de rand niet radio-ondoorzichtig is, kan strooistraling de 'Edge Spread Function' (ESF) beïnvloeden en dus ook de MTF.

- De presampled MTF kan berekend worden uit een oversampled ESF, die gegenereerd wordt door rebinning en terugprojectie van de gelineariseerde pixelwaarden voor verschillende lijnprofielen verkregen over de egde. De oversampled ESF wordt gedifferentieerd om een 'Line Spread Function' (LSF) te generen (vergelijking D.2).

$$LSF(x) = \frac{d}{dx} ESF(x) \tag{D.2}$$

- De presampled MTF wordt bekomen door de magnitude te berekenen van de 'Fast Fourier Transform' (FFT) die de LSF transformeert (vergelijking D.3).

$$MTF = |F[LSF(x)]| \tag{D.3}$$

- Lineariseer de pixelwaarden van het beeld.
- Gebruik een voldoende groot gebied dat de rand bevat zodat glare (lage frequentie signaalspreiding) binnen de beeldreceptor correct zal verwerkt zijn. De ROI waarin gemeten wordt moet minstens 40 mm x 40 mm zijn.
- Bereken de MTF voor elke acquisitie: links - rechts, zowel van laag naar hoog signaal en van hoog naar laag signaal en idem voor de richting voor - achter.
- De uiteindelijke MTF is het gemiddelde van beide oriëntaties van de rand (vb. de links-rechts MTF is het gemiddelde van de 0 ° en 180 ° - georiënteerde randen).
- Noteer de spatiale frequentie waarop de MTF 50 % bereikt.

D.3 Detective Quantum Efficiency (DQE)

- De DQE wordt gedefinieerd als het kwadraat van de verhouding van beeldreceptor - output SNR en de beeldreceptor - input SNR. Het is gebruikelijk de beeldreceptor te vergelijken met een perfect 'photon counting'-toestel. De referentie SNR bij de beeldreceptor input is dus het aantal fotonen per eenheidsoppervlak. De DQE wordt berekend met vergelijking D.4, gegeven voor het 1D-geval.

$$DQE(u) = \frac{MTF^2(u)}{(K_a SNR_{in}^2) NNPS(u)} \tag{D.4}$$

  Hierin is $MTF(u)$ de presampled MTF, $NNPS(u)$ is de gemeten genormaliseerde noisepower, K_a is een schatting van de DAK aan het beeldreceptoroppervlak en SNR_{in}^2 is het aantal fotonen (µGy^{-1} mm^{-2}) voor de gebruikte bundelkwaliteit. Het product $K_a SNR_{in}^2$ geeft dus het totaal aantal fotonen per mm^2 aan het beeldreceptoroppervlak. Tabel D.1 geeft SNR_{in}^2 voor enkele typische spectra (met 2 mm Al toegevoegd aan de X-stralenbuis).
- De data van Boone et al [18] kunnen gebruikt worden om SNR_{in}^2 te berekenen voor spectra die niet opgenomen zijn in de standaardtabel, met gebruik van vergelijking D.5.

$$SNR_{in}^2 = \int \frac{\Phi(E,V)}{K_a} dE \tag{D.5}$$

  waarin $\Phi(E,V)$ de fotonfluentie is bij energie E en buisspanning V. Tabel D.1 geeft SNR_{in}^2 voor verschillende spectra berekend volgens Boone [18].

Buisspanning (kV)	*Anode*	*Filter*	SNR_{in}^2 *(µGy⁻¹ mm⁻²)*
28	Mo	Mo (32 µm)	4981
28	Mo	Rh (25 µm)	5439
28	Rh	Rh (25 µm)	5944
28	W	Rh (50 µm)	5975
28	W	Al (500 µm)	6575
29	Rh	Rh (25 µm)	6248
35	W	Al (500 µm)	8823
32	W	Ag (50 µm)	7143

Tabel D.1 Aantal fotonen SNR_{in}^2 (µGy-1 mm-2) voor 2 mm Al overeenkomstig met de IEC-standaard 62220-1-2 (boven dubbele lijn) en aantal fotonen SNR_{in}^2 (µGy-1 mm-2) voor 2 mm Al overeenkomstig met Boone et al voor enkele spectra die niet opgenomen zijn in de IEC-standaard [18].

D.4 Opmerkingen

- De berekeningen moeten uitgevoerd worden met een voldoende gevalideerde software tool.
- Per systeem moet een consistente geometrie en X-stralenbundel gebruikt worden. De gebruikte geometrie (positie van rooster, positie van bucky, gebruik van collimatie), bundelenergie en DAK dienen genoteerd te worden, evenals de data parameters die gebruikt worden in de berekening van de MTF en NNPS (ROI afmetingen, …).
- De geometrie van de test kan variëren tussen systemen, met verlies in algemeenheid, en er moet dus opgelet worden wanneer de lineaire systemen theorie gebruikt wordt om verschi llende systemen te vergelijken.
- Het gebruik van een rooster in de meting van NPS kan de gemeten NPS op verschillende manieren beïnvloeden. Het rooster kan structurele ruis, vooral bij lage spatiale frequenties, introduceren. Deze ruis wordt vooral gezien op de 0 ° - en 90 ° - assen, waarvoor de NPS berekend wordt. Structurele ruis is proportioneel met de dosis en verhoogt daardoor relatief snel tegenover andere ruisbronnen wanneer de DAK toeneemt. De spatiale periode van het rooster kan ook spikes introduceren waardoor de NPS verhoogt op zeer verschillende spatiale frequenties. Indien dit zichtbaar is, kan dit een gevolg zijn van een probleem met roosterbeweging. Een lineair rooster met 30 lijnen per cm kan spikes genereren op 3.0 per mm in de NPS. Deze zullen gezien worden op de as (0 ° of 90 °) parallel aan de richting van de roosterbeweging in het beeld. Het gebruik van het rooster tijdens de metingen voor NPS levert nog andere complicaties. Sommige systemen hebben flat-fielding expliciet voor rooster in of uit de X-stralenbundel, terwijl andere systemen een enkele flat-fielding hebben waarbij verondersteld wordt dat het rooster in de bundel aanwezig is. In dit geval zal een 'afdruk' van de flat-field toegepast worden op beelden waarbij het rooster uit de bundel verwijderd werd, wat leidt tot een toename in structurele ruis in het beeld en dus in de NPS.
- Bij de meting van de MTF zou er geen saturatie mogen voorkomen in het hoge signaal gebied van de ESF en ook geen clipping of truncatie in het lage signaal gebied van de ESF. Dit wordt bereikt door te verzekeren dat de pixelwaarden aan beide zijden van de rand (edge) (voor linearisering) allen in het dynamisch bereik liggen van de beeldreceptor, wat geverifieerd wordt in de beeldreceptor responsfunctie.
- Correcties voor niet-uniformiteit in het MTF-beeld kunnen toegepast worden met als doel de lage frequentie-trends te verwijderen. Dit kan met gebruik van een uniform beeld (vb. beeld met de rand verwijderd) belicht met exact dezelfde parameters.
- Er kunnen verschillende materialen gebruikt worden voor het MTF-fantoom, o.a. niobium, tantalium, wolfraam, lood, … De rand van het materiaal moet scherp genoeg zijn zodat de

resolutie van de beeldreceptor domineert; het materiaal moet dik genoeg zijn om een respons te kunnen meten. Het materiaal mag niet alle straling attenueren. Het materiaal mag geen grote hoeveelheden karakteristieke straling genereren.

Appendix E Testen van pre-exposie

1. Doel van de metingen

De volgende methode kan gebruikt worden om te controleren of de pre-exposie van het AEC-systeem in de uiteindelijke beeldvorming wordt opgenomen.

2. Meetmethode

- Gebruik het stadaard testblok.
- Maak een opname met gebruik van volledig automatische exposie.
- Noteer de buisspanning, anode/filter-combinatie en buislading.
- Maak een aantal opnamen met gebruik van handmatige exposie voor verschillende instellingen.
- Maak ook een handmatige opname met dezelfde exposieparameters als verkregen met de automatische exposie, indien mogelijk.
- Bepaal de relatie (lineaire fit) tussen buislading en pixelwaarde in de referentie ROI voor de handmatige exposies.
- Controleer of er een verschil is tussen de buislading / pixelwaarde bij de manuele exposies versus de buislading / pixelwaarde bij automatische opname. Bereken indien nodig de conversieformule.

Appendix F CR verwerkingsmodes

Ook bij CR systemen is het belangrijk om op ruwe data te werken. Deze kunnen op verschillende wijzen verkregen worden. Hieronder worden een aantal mogelijkheden gegeven.

Fuji systemen	Gebruik 'FIXED EDR' verwerking, aangeraden: S = vast, L = 4.[1]
Carestream systemen	Gebruik 'Pattern' verwerking.
Agfa systemen	Gebruik 'System diagnostics / flat field' verwerking; voor contrast-detail evaluatie wordt 'contrast detail' mode gebruikt.
Konica systemen	Wordt ingesteld door de fabrikant.

[1] Merk op dat voor alle metingen op Fuji-systemen een L-waarde van 4 is aangeraden (dit is de L-waarde in klinisch gebruik). Als de S-waarde afgesneden wordt bij 120, moet een andere S-waarde gekozen worden.

Appendix G DICOM-GSDF-curve

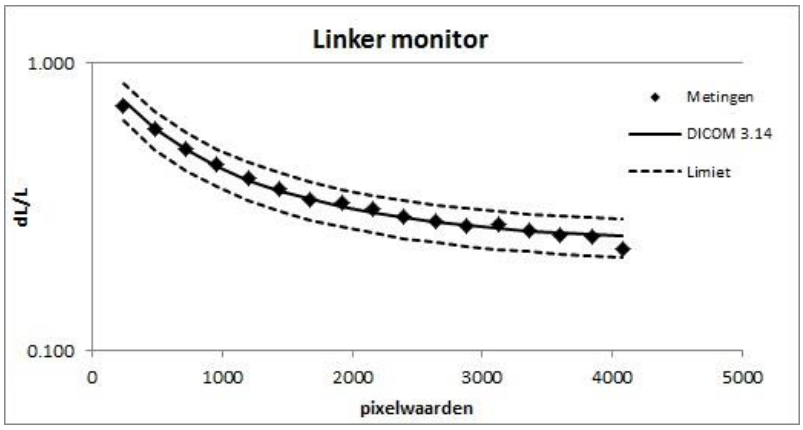
Het menselijke oog is minder gevoelig voor de donkere gebieden van een beeld, dan voor de lichtere gebieden. De "Greyscale Standard Display Function" (GSDF) regelt de lichtsterkte van een monitor zodanig dat een verandering in pixelwaarde een gelijke verandering in waargenomen helderheid oplevert. De GSDF is gedefinieerd voor het luminantiebereik van 0.05 - 4000 cd/m². Het effect van gereflecteerd omgevingslicht (cd/m²) is in de GSDF opgenomen. Dit is ook de reden waarom deze meting met een telescopische luminantiemeter wordt uitgevoerd.

Binnen het luminatiebereik zijn 1023 "Just Noticeable Differences" (JND) gedefinieerd. De GSDF transformatiecurve rekent luminantie om naar JND.

$$JND = A + B\log(L) + C\log(L)^2 + D\log(L)^3 + E\log(L)^4 + F\log(L)^5 + G\log(L)^6 + H\log(L)^7 + I\log(L)^8 \quad \text{(G.1)}$$

Waarin A = 71.498068, B = 94.593053, C = 41.912053, D =9.8247004, E = 0.28175407, F = -1.1878455, G = -0.18014349, H = 0.14710899 en I = -0.017046845.

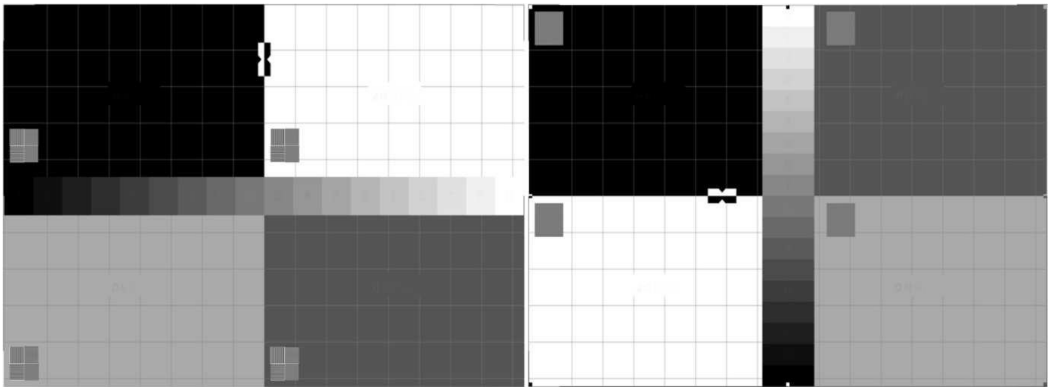
Om te testen of een monitor is afgeregeld volgens de DICOM-GSDF wordt de contrastresponscurve van de monitor vergeleken met de DICOM-GSDF contrastresponscurve. Van 18 testbeelden wordt de luminantie (cd/m²) gemeten. Het luminantieverschil tussen twee opeenvolgende testbeelden (dL/L) levert het contrast.



Figuur G.1 Voorbeeld van een contrastresponscurve

Appendix H MoniQA: een variabel testpatroon

- Het MoniQA-patroon is verdeeld in 4 rechthoekige segmenten met dezelfde afmetingen en met uniforme achtergrondwaarden met verschillende intensiteiten. De achtergrondwaarden zijn gelijk aan 0 %, 33 %, 66 % en 100 % van de maximale grijswaarde. De posities van de segmenten wisselen random elke keer het patroon gegenereerd wordt met als enige beperking dat de segmenten met een grijswaarde van 0 % (L_{min}) en 100 % (L_{max}) altijd een gemeenschappelijke rand hebben. Dit garandeert een zwart-wit of wit-zwart overgang tussen de segmenten met hoogste en laagste grijswaarde in het patroon. Deze overgang kan verticaal of horizontaal zijn. Figuur H.1 toont twee voorbeelden van het variabele patroon.
- De waarnemer begint met een initiële score van 100. Bij elke test kan de waarnemer punten verliezen.



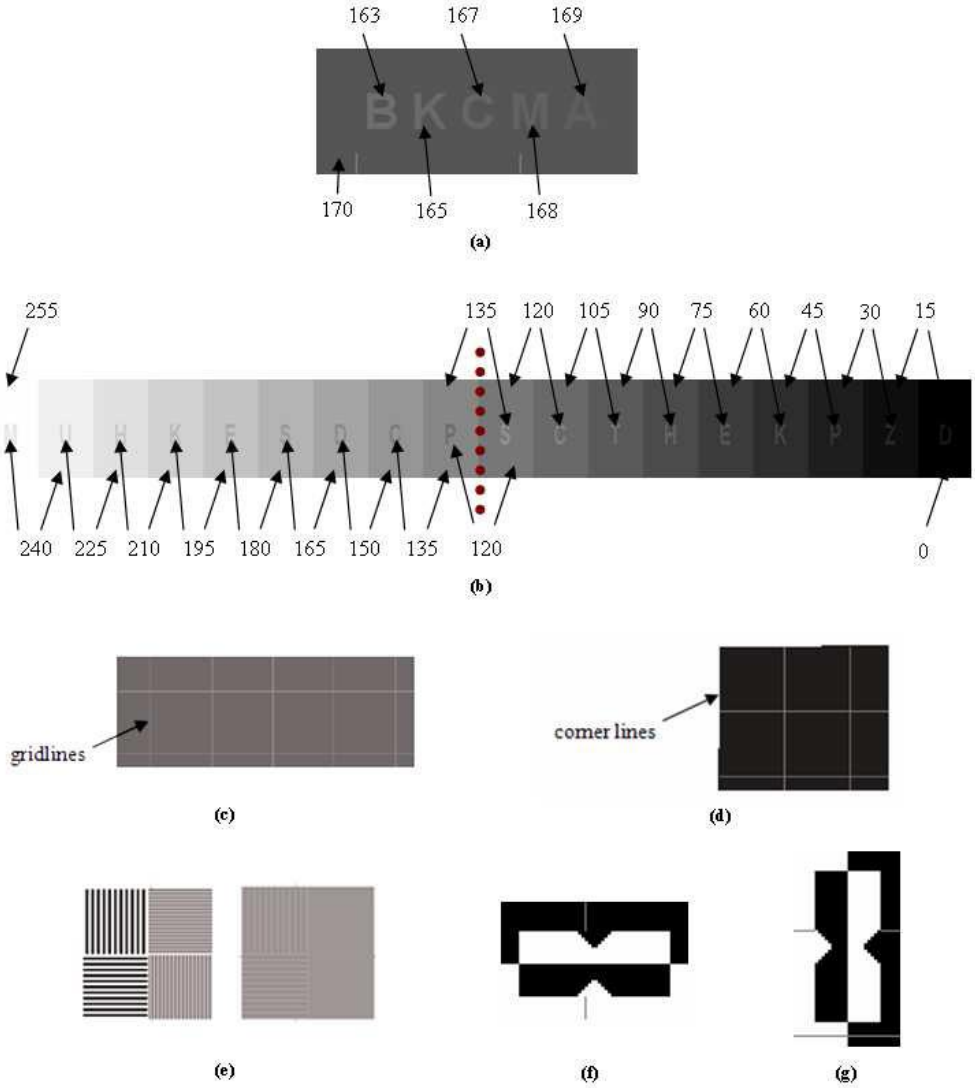
Figuur H.1 Twee voorbeelden van het MoniQA-patroon. Deze patronen bevatten controle-patronen voor contrastwaarneembaarheid, geometrische distorsie, globale beeldkwaliteit en artefacten (herdrukt met toestemming van Med. Phys).

- ***Laag contrast tekens***
  In het centrum van elk segment bevindt zich een set van 5 tekens die een laag contrast vormen met de pixelwaarde van de achtergrond (Figuur a). Elke keer dat het patroon gegenereerd wordt, worden de tekens random gekozen uit een subset van het Latijnse alfabet, nl. ABCDEHJKLMPSTUZ. Elke set heeft een teken met een verschil in pixelwaarde van 7, 5, 3, 2 en 1 tussen de achtergrond en het teken. De waarnemer moet zoveel mogelijk tekens lezen.
  Score: Als de tekens niet kunnen onderscheiden worden van de achtergrond, worden punten afgetrokken van de initiële score van 100, in overeenstemming met het verschil in pixelwaarde tussen de achtergrond en het teken. Als het laatste teken niet gelezen wordt, wordt 1 punt afgetrokken. Het tweede teken heeft een score van 2 punten, het derde teken 3 punten, het vierde teken 5 punten en bij het vijfde teken worden 7 punten afgetrokken.

- ***Kleurovergangen met toenemende pixelwaarde en laag contrast tekens***
  In het centrum van het beeld worden segmenten met 18 onderscheidbare grijswaarden weergegeven. De pixelwaarden in de kleurovergangen komen overeen met de pixelwaarden van de centrale rechthoek in de TG18-LN-patronen. De balk kan horizontaal of verticaal zijn, maar zal nooit het 0 % en het 100 % segment van elkaar scheiden. In elke stap wordt een random teken

geplaatst. In elke stap van de kleurovergang staat een uniek teken. De tekens komen uit dezelfde subset van het alfabet zoals de laag-contrast tekens. De kleurovergang wordt verdeeld in twee gelijke delen, een noordelijk en een zuidelijk deel, of een oostelijk en een westelijk deel. De grijswaarde van elk teken is dezelfde als de grijswaarde van de daaropvolgende illuminantiestap (Figuur b). Met in elk deel van de kleurovergang de helderste of de donkerste stap als extremen.
Score: De tekens moeten gelezen worden vanuit het midden en in overeenstemming met de oriëntatie van de kleurovergang van West naar Oost of van Noord naar Zuid. Wanneer het luminantieteken zichtbaar is, wordt verondersteld dat de onderliggende patch duidelijk onderscheiden kan worden van de aangrenzende patch. In het TG18-QC-patroon en het DIN-testpatroon is de kleurovergang aanwezig om te verifiëren of de verschillende stappen onderscheidbaar zijn. Dit is cruciaal voor de laagste en de hoogste pixelwaarden. Bij evaluatie van het MoniQA-patroon moeten enkel de twee laatst zichtbare tekens geregistreerd worden. Er worden 10 punten afgetrokken voor elk teken dat foutief geïdentificeerd wordt of niet waarneembaar is; dit gebeurt voor beide delen van de kleurovergang. Als geen enkel teken ingevuld is, worden 9 keer 10 punten afgetrokken.

- ***Geometrische distorsie en artefacten***
  Het testbeeld wordt gecontroleerd op geometrische distorsies, pixels die niet getoond worden, problemen met de resolutie voor hoge en lage contrasten en artefacten (problemen in de wit-zwart en zwart-wit overgangen).
  Score: Ieder defect verlaagt de score met 5 punten, behalve een defecte pixel die de score verlaagt met 11 punten.



Figuur H.2 (a) Voorbeeld van een set van 5 tekens met een laag contrast luminantieverschil met de achtergrond. (b) Patches met afnemende pixelwaarde en met random tekens met dezelfde pixelwaarde als de volgende patch. (c) Roosterpatroon om te controleren op geometrische distorsie. (d) Hoeklijnen. (e) Resolutiepatronen, links: hoog contrast, rechts: laag contrast. (f) en (g) horizontale en verticale versie van het zandloper-object om te controleren op artefacten. (Alle patronen worden getoond met een versterkt contrast voor een duidelijke weergave.)

5 Bibliografie

[1] J. Fracheboud, S. J. Otto, J. A. van Dijck, M. J. Broeders, A. L. Verbeek, H. J. de Koning, National Evaluation Team for Breast cancer screening (NETB), "Decreased rates of advanced breast cancer due to mammography screening in The Netherlands", Br J Cancer Aug 31;91(5):861-7, 2004.

[2] N. Perry, M. Broeders, C. de Wolf, S. Törnberg, R. Holland, L. von Karsa, "European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis", 2006.

[3] "The European Protocol for the Quality Control of the physical and technical aspects of mammography screening: Addendum on Digital Mammography", 2011.

[4] "Meetprotocol Digitale mammografie: Acceptatietest van Screeningseenheden voor Bevolkingsonderzoek op Borstkanker, versie 2002", National Expert and Training Centre for Breast Cancer Screening, University Medical Centre Nijmegen.

[5] J. Jacobs, F. Rogge, J. Kotre, G. Marchal, H. Bosmans, "Preliminary validation of a new variable pattern for daily quality assurance of medical image display devices", Med Phys. Jul 34(7):2744-58, 2007.

[6] D. R. Dance, "Monte-Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose", Phys. Med. Biol. 35 1211, 1990.

[7] D. Dance, C. Skinner, K. Young, J. Beckett, C.Kotre, "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol" Phys. Med. Biol., nr 45, pp. 3225-3240, 2000.

[8] KJ. Robson, "A parametric approach for determining mammographic X-ray tube output and half value layer", British Journal of Radiology, nr 74, pp 335-340, 2001.

[9] N. Marshall, "Retrospective analysis of a detector fault for a full field digital mammography system", Phys. Med. Biol., nr. 51, p 5655-5673, 2006.

[10] R. van Engen, M. Swinkels, T. Geertse, L. Oostveen, R. Visser, "Using a homogeneity test as weekly quality control on digital mammography units", "Digital Mammography", pp. 259-265, 2006.

[11] D. Dance, K. Young, R. van Engen, "Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA dosimetry protocols", Phys. Med. Biol., nr 54, pp. 4361-4372, 2009.

[12] D. Dance, K. Young, R. van Engen, "Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols", Phys.Med. Biol., 2010.

[13] W. Veldkamp, M. Thijssen, N. Karssemeijer, "The value of scatter removal by a grid in full field digital mammography", Med. Phys., nr 30, pp. 1712-1718, 2003.

[14] K. Young, J. Cook, J. Oduko, H. Bosmans, "Comparison of software and human observers in reading images of the CDMAM test object to assesss digital mammography systems", "Proceedings of SPIE Medical Imaging" 2006., nr 614206, pp. 1-13, 2006.

[15] K. Young, J. Al Slager, 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", "Proceedings of SPIE Medical Imaging", pp. 6913-6947, 2008.

[16] C. Van Ongeval, A. Van Steen, C. Geniets, F. Dekeyzer, H. Bosmans, G. Marchal, "Clinical image quality criteria for full field digital mammography: a first particle application", Rad. Prot. Dos., nr 129, pp. 265-270, 2008.

[17] Euref typetesting protocol, www.euref.org.

[18] J. Boone, T. Fewel en R. Jennings, "Molybdenum, rhodium and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography", Med. Phys., nr. 24, p1863-1874, 1997.