



## Digitale mammografie vraagt nieuwe methoden kwaliteitscontrole

Binnen de Nederlandse borstkankerscreening zal binnen afzienbare tijd de overgang plaatsvinden van conventionele mammografie naar digitale mammografie. Daarom doet de fysische groep van het Landelijk Referentiecentrum voor bevolkingsonderzoek op Borstkanker (LRCB) in Nijmegen onderzoek naar kwaliteitsbewaking van digitale systemen.

Vooruitlopend op de invoering van digitale mammografie in de Nederlandse borstkankerscreening, heeft de fysische groep (FG) van het LRCB de afgelopen jaren metingen uitgevoerd op verschillende digitale mammografiesystemen om te bepalen wat de kwaliteitsbepalende factoren van deze systemen zijn. Daarnaast is er contact gezocht met verschillende Europese groepen en een groep in Toronto, om ervaringen met digitale systemen uit te wisselen. De laatste anderhalf jaar is gewerkt aan een Europees protocol voor kwaliteitsbewaking bij digitale mammografie [1], waarvoor het LRCB-meetprotocol voor conventionele mammografie [2], de ervaringen met de kwaliteitsbewaking uit de ACIN-DMIST trial [3] en rapporten van de AAPM (American Association of Physicists in Medicine) [4] als uitgangspunten hebben gediend. Eind 2003 is een eerste versie van dit Europees protocol verschenen. Het Nederlandse protocol zal iets later verschijnen.

In dit artikel zal een overzicht worden gegeven van de opbouw van een digitaal mammografiesysteem en van de digitale beeldopnemers die momenteel in gebruik zijn. Verder wordt er ingegaan op de belangrijkste aandachtspunten voor de kwaliteitscontrole bij digitale mammografie.

### Digitale mammografiesystemen

De verschillende typen digitale systemen onderscheiden zich in het type beeldopnemer. Zo wordt er onderscheid gemaakt in Computed Radiology (fotostimulerende fosforplaten) en Direct Radiology (vaste-stofdetectoren).

Een digitaal mammografiesysteem bestaat globaal uit een mammograaf met een digitale beeldopnemer, een bijbehorend acquisitiewerkstation in de onderzoeksruimte en een diagnostisch werkstation in de bejijkruimte voor de beoordeling door de radioloog. Voor CR-systemen is ook nog een station nodig voor het uitlezen van de fosforplaten.

Bij een digitaal systeem kan, in tegenstelling tot een conventioneel systeem, het beeldvormende proces opgedeeld worden in drie onderdelen:

A: röntgenstraling → **beeldacquisitie** → onbewerkt beeld

B: onbewerkt beeld → **beeldbewerking** → bewerkt beeld

C: bewerkt beeld → **beeldweergave** → softcopy (monitor) of hardcopy (print-out)

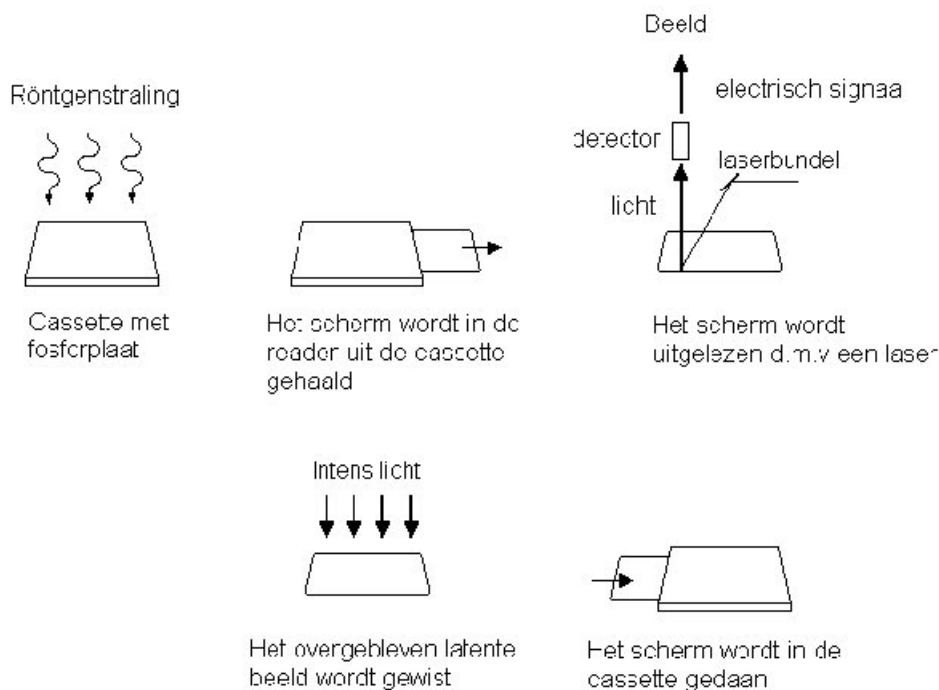
Deze drie onderdelen functioneren onafhankelijk van elkaar en zijn ook onafhankelijk van elkaar te optimaliseren.

## Digitale beeldopnemers

Hieronder wordt een korte beschrijving gegeven van de verschillende typen beeldopnemers.

### **Fosforplaatsysteem**

Bij CR-systemen wordt een conventionele mammograaf gebruikt. De cassette in de bucky bevat een fosforplaat die de energie van de röntgenstraling omzet in een latent beeld. Bij dit proces worden elektronen geëxciteerd van de valentieband naar de geleidingsband (hogere energietoestand), en sommige daarvan worden vervolgens gevangen ('trapped') in een tussenniveau. Het aantal gevangen elektronen per oppervlakte-eenheid is evenredig met de intensiteit van de opvallende röntgenstraling op iedere locatie. Tijdens het uitlezen stimuleert rood laserlicht deze elektronen terug te keren naar de valentieband, waarbij blauwgroen licht wordt uitgezonden. Dit licht wordt gedetecteerd. De hoeveelheid licht wordt omgezet in een digitale waarde, wat uiteindelijk het beeld oplevert. Na uitlezing is nog een deel van het latente beeld aanwezig op de fosforplaat, die daarom aansluitend wordt gewist. Niet alle fosforplaatsystemen kunnen gebruikt worden voor mammografie. Hierbij wordt benadrukt dat de fosforplaten en readers voor algemene radiologie niet zonder meer voor mammografie gebruikt kunnen worden. Ook bij systemen die als mammografiesysteem verkocht worden, zou met een acceptatietest gecontroleerd moeten worden of de beeldkwaliteit voldoende is. Dit is namelijk niet altijd het geval.



<figuur 1: Fosforplaatsysteem>

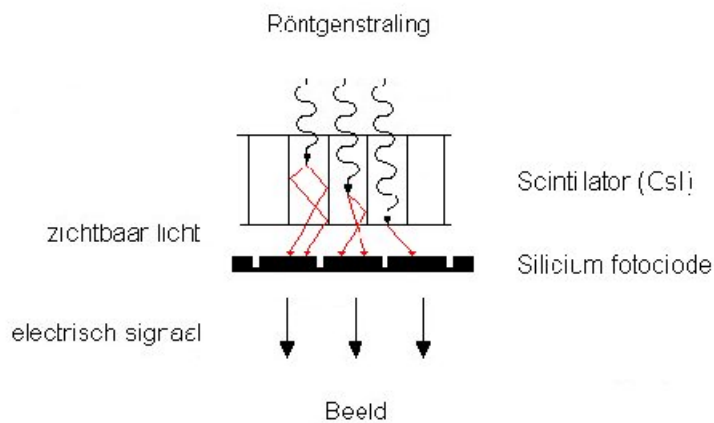
### **Siliciumdetector**

Bij dit type DR-systeem wordt in een scintillator de röntgenstraling omgezet in licht. De dikte van de scintillator is medebepalend voor de resolutie. Als scintillator worden kolomvormige kristallen (CsI) gebruikt om verstrooiing van licht (onscherpte) te

reduceren. Door de kolomvorm is het mogelijk om de laagdikte van de scintillator te vergroten en daarmee de efficiëntie te verhogen.

De fotonen die uit de scintillator treden worden in lichtgevoelige (silicium) detectorelementen omgezet in lading. Het uitlezen van de lading levert het beeld op.

Slechts een deel van de totale oppervlakte van het detectorelement is lichtgevoelig; het overige deel is nodig voor de elektronische uitlezing, hetgeen wordt uitgedrukt met de zogenaamde fill factor. De keuze van de afmetingen van het detectorelement is een compromis tussen de resolutie, de benodigde dosis voor het verkrijgen van voldoende signaal-ruisverhouding, en de vereiste opslagcapaciteit van het archiefsysteem.

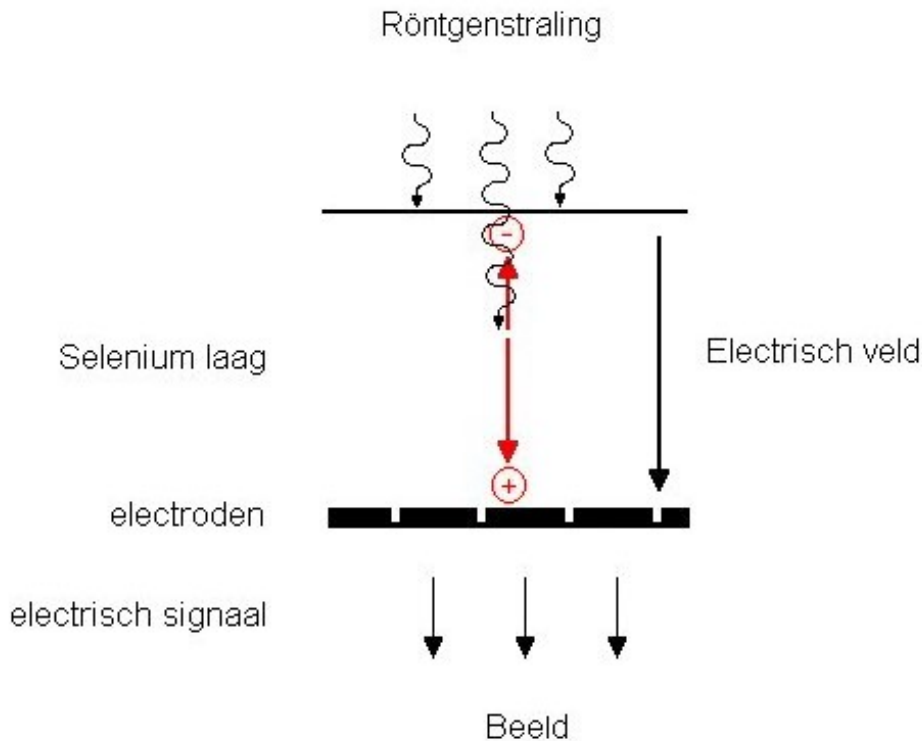


<figuur 2: Silicium digitale detector>

### **Seleniumdetector**

Bij dit type DR-systeem vindt in een seleniumlaag een directe conversie plaats van röntgenstraling naar lading. Door interacties van röntgenstraling in de seleniumlaag ontstaan elektronen en gaten.

Een elektrisch veld over de seleniumlaag transporteert de lading in de richting van de elektroden en minimaliseert de spreiding van elektronen. Hiermee samenhangend kan een grotere laagdikte worden toegepast om de detectie-efficiëntie te verhogen. De lading op de elektroden wordt vervolgens uitgelezen en levert het beeld op. De fill factor kan effectief vergroot worden door het vervormen van het elektrische veld.



<figuur 3: Selenium digitale detector>

### **CCD-detector**

Bij dit type DR-systeem wordt röntgenstraling in een scintillator van kolomvormige kristallen (CsI) omgezet in licht. Dit licht wordt naar een CCD geleid en daar omgezet in lading. Het uitlezen van deze lading levert het beeld op. Een CCD is echter te klein om de gehele borst met voldoende resolutie te kunnen afbeelden; daarom wordt een scanning-slottechniek toegepast waarbij een array van CCD's de borst scant. Een voordeel van deze techniek is de dosisreductie, die mogelijk is door toepassing van smallebundelgeometrie, waardoor het gebruik van een stroostralenrooster niet noodzakelijk is. Een nadeel is de relatief langere opnametijd en de hogere buisbelasting. Vanwege deze hogere buisbelasting is het gebruik van een wolframmanode noodzakelijk in dit systeem.

### **Photon Count detector**

Deze detectiemethode komt uit de elementaire deeltjesfysica. Bij dit systeem wordt de röntgenstraling niet eerst via een conversie omgezet in licht of lading, maar worden direct de röntgenquanten geteld. Op deze manier gebeurt de detectie van röntgenstraling met hoge efficiëntie. Er zijn thans diverse groepen bezig aan de ontwikkeling van dit type detector, waarbij meerdere technieken onderzocht worden (siliciumstrips, gaseous avalanche). Op dit moment zijn er nog geen fabrikanten met dit type systeem op de markt.

### **Acquisitiewerkstation**

DR-systemen zijn uitgerust met een acquisitiewerkstation. Dit is gekoppeld aan de mammograaf en bevindt zich in de onderzoeksruimte. Na de registratie van de cliëntgegevens wordt een opname gemaakt. Het acquisitiewerkstation zorgt ervoor dat de detector wordt uitgelezen en dat de benodigde detectorcorrecties worden aangebracht (zie: Kwaliteitscontrole bij digitale mammografie), waarna ten slotte de opname op de monitor verschijnt. Over het algemeen is de kwaliteit van de monitor van het acquisitiewerkstation onvoldoende om te kunnen beoordelen of additionele opnamen noodzakelijk zijn.

Bij CR-systemen kan het uitleesstation min of meer als acquisitiewerkstation beschouwd worden. Dit hoeft zich niet in de onderzoeksruimte te bevinden.

### **Diagnostisch werkstation**

De beoordeling van de beelden door de radioloog vindt plaats op het diagnostisch werkstation. De beelden die door de radioloog beoordeeld worden zijn niet de 'onbewerkte' beelden zoals die zijn uitgelezen door het acquisitiewerkstation of uitleesstation, maar de beelden worden eerst bewerkt (zie: Kwaliteitscontrole bij digitale mammografie).

Voor mammografie is een diagnostisch werkstation uitgerust met twee monochrome hoge-resolutiemonitoren. De lichtopbrengst van deze monitoren is echter veel kleiner dan die van een lichtkast, waardoor het aantal met het oog zichtbare contrastverschillen in een opname beperkt is. De maximale en minimale luminantie, het omgevingslicht en de bitdiepte van de grafische kaart van de monitor zijn het meest bepalend voor het aantal zichtbare contrastverschillen op een monitorbeeld. Omdat niet alle beeldinformatie tegelijk getoond kan worden, zal het nodig zijn om tijdens het diagnosticeren de zoomfunctie te gebruiken en te 'window-levelen'. Tevens kan gebruik van Computer Aided Detection (CAD) software de radioloog ondersteuning bieden, vooral bij de detectie van microcalcificaties.

### **Kwaliteitscontrole bij digitale mammografie**

Bij conventionele mammografie zijn het voornamelijk de belichtingsautomaat van de mammograaf, de instellingen van het ontwikkelproces en de film-schermcombinatie die de uiteindelijke beeldkwaliteit bepalen. Een goede zwarting en contrast zijn essentieel en worden bepaald door de filmcurve van de toegepaste film. Hierdoor is er ook een directe terugkoppeling over de beeldkwaliteit. Bij digitale mammografie is dit niet meer het geval. Er is een lineair verband tussen signaal en dosis over een groot bereik, en het beeld is achteraf te bewerken. Door de beeldbewerking wordt er o.a. voor gezorgd dat het 'zwartingniveau' van het mammogram gelijk blijft, onafhankelijk van de dosis. Hierdoor ligt bij de kwaliteitsbewaking bij digitale mammografie de nadruk op andere onderdelen dan bij conventionele mammografie. Hieronder wordt beschreven waar volgens het LRCB bij digitale mammografie de nadruk op gelegd zou moeten worden en waarom.

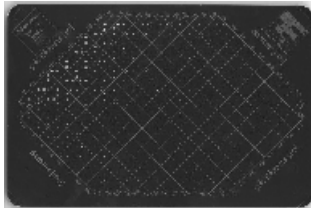
### ***Homogeniteit van het beeld***

Bij DR-systemen wordt de digitale opname gemaakt met een detector die is opgebouwd uit zogenaamde 'discrete element detectors' (dels). De signaalgevoeligheid verschilt per detectorelement en varieert door de uitleeselektronica; daarom wordt een gain-kalibratie of flatfielding uitgevoerd. Er kunnen ook defecte detectorelementen zijn of er kan (een gedeelte van) een kolom zijn uitgevallen. Defecte detectorelementen worden gecorrigeerd door ze een signaal te geven, berekend uit het signaal van hun burens. Omdat defecte detectorelementen hun burens kunnen beïnvloeden bij bepaalde DR-technieken, moeten de del-waarden van die burens ook softwarematig worden gecorrigeerd. Een opname van een homogeen perspex-blok zal een compleet homogeen beeld opleveren. Het blijft verborgen wat de fabrikant allemaal voor correcties heeft moeten uitvoeren om dit resultaat te verkrijgen. Om toch een indruk te kunnen krijgen van de werkelijke 'staat' van de detector wordt van fabrikanten een 'pixel construction map' (of toegang tot het volledig ongecorrigeerde beeld) geëist. Hierin moet weergegeven worden in hoeverre een pixelwaarde geconstrueerd wordt uit de eigen del-uitlezing.

### ***Beeldkwaliteit en dosis***

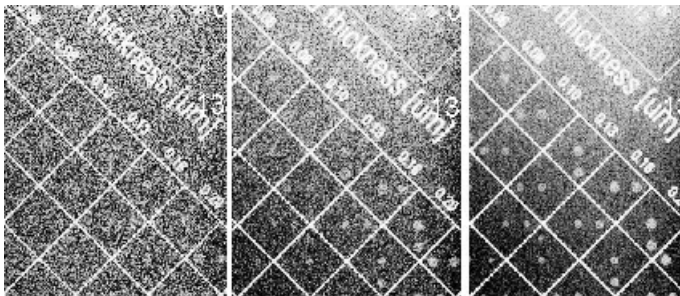
Met een Contrast-Detail fantoom (CDMAM versie 3.4, zie figuur 4) kan de beeldkwaliteit van een bepaalde beeldopnemer beoordeeld worden. In dit fantoom worden microcalcificaties en kleine densiteiten voorgesteld door goudstippen. Het fantoom bestaat uit vierkantjes in 16 kolommen en 16 rijen. Ieder vierkantje heeft een goudstip in het centrum en een goudstip in een van de hoeken. In elke rij neemt de dikte van de

goudstippen toe van  $0,03 \mu\text{m}$  tot  $2,00 \mu\text{m}$  (toenemend contrast), en in elke kolom neemt de diameter van de goudstippen af van  $2,00 \text{ mm}$  tot  $60 \mu\text{m}$  (afnemend detail). Onder klinische omstandigheden wordt een opname van dit fantoom gemaakt. Vervolgens wordt voor iedere diameter van de goudstippen bepaald welke dikte nog juist zichtbaar is op het onbewerkte beeld. Hiermee wordt de waarneembaarheidsgrens van een systeem bepaald. De beoordeling van de zichtbaarheid van de stippen gebeurt op de monitor. Omdat het onbewerkte beeld een grotere bitdiepte heeft dan de monitor kan tonen, is window-leveling en zoomen verplicht om de zichtbaarheid van de stippen te optimaliseren.



<figuur 4: CDMAM versie 3.4>

De zichtbaarheid van de stippen wordt bepaald door de overdrachtskarakteristiek en de ruiskarakteristiek van het digitale systeem. Deze karakteristieken zijn ook als 'modulation transfer function' en 'noise power spectrum' te kwantificeren, maar omdat deze parameters genormaliseerd zijn, geven ze geen informatie over de juistheid van de instellingen en dosis van een specifiek digitaal systeem. Een contrast-detailanalyse geeft dit wel. In figuur 6 is een voorbeeld te zien.



<figuur 5: Invloed van de dosis op de beeldkwaliteit>

De middelste opname is gemaakt met de belichtingsautomaat. De linker opname is gemaakt met de helft van de dosis. Hierin is duidelijk te zien dat de zichtbaarheid van de stippen sterk verminderd is. Dit komt doordat bij een lagere dosis de signaal-ruisverhouding van het beeld lager is, en daarmee de weergave van details en subtiele contrastverschillen verminderd. In de praktijk is het echter voor een gebruiker erg moeilijk te beoordelen aan een mammogram of de signaal-ruisverhouding voldoende is.

De rechter opname is gemaakt met dubbele dosis. Van deze opname is de beeldkwaliteit beter dan die van de middelste opname. Voor een digitaal beeld geldt: hoe hoger de dosis, hoe beter de beeldkwaliteit. De (glandulaire) dosis zal dus gelimiteerd moeten worden. Door middel van optimalisatiestudies wordt geprobeerd een optimum te vinden tussen enerzijds de dosis en anderzijds de beeldkwaliteit. Dit optimum zal voor ieder systeem anders zijn. Om er in de praktijk zeker van te kunnen zijn dat een juiste belichting wordt gekozen, is ook bij digitale mammografie een belichtingsautomaat noodzakelijk.

### **Beeldbewerking**

Bij een DR-systeem wordt na de beeldacquisitie een digitaal onbewerkt beeld verkregen, waarvoor geldt dat er een lineair verband is tussen dosis en pixelwaarde. Op dit onbewerkte beeld worden beeldbewerkingen toegepast. Hierbij kan gedacht worden aan logaritmische schaling (nodig vanwege de logaritmische perceptie van het oog), unsharp masking (waarbij structuren verscherpt worden) en borstrandequalisatie (waarbij de

huidrand beter zichtbaar wordt gemaakt). Het kan ook zijn dat de bitdiepte van het beeld gereduceerd wordt.

Bij CR-systemen is niet altijd een onbewerkt beeld beschikbaar. Tijdens het uitlezen van de fosforplaat vindt er namelijk al een 'screen processing' plaats, waarbij het signaal binnen de beschikbare pixelwaarden geschaald wordt en er geen lineair verband meer hoeft te zijn tussen dosis en pixelwaarde. Daarna vindt een 'post processing' plaats, waardoor een bewerkt beeld wordt verkregen [5].

Enkele algoritmen voor de beeldbewerking zijn gebaseerd op de vorm en structuur van de borst of op het histogram (verdeling van de grijswaarden in een beeld) van een borst. Sterke afwijkingen van de vorm en structuur van de borst, bijv. te scherpe overgangen aan de borstrand of lokalisatiemarkers in de borst, kunnen ertoe leiden dat de beeldbewerking artefacten veroorzaakt in het beeld. Indien de vorm van het histogram afwijkt, bijv. bij implantaten in de borst, of een opname van een fantoom, veroorzaakt de beeldbewerking ook artefacten. Hierdoor is het niet mogelijk de kwaliteit van beeldbewerking te beoordelen met fantoomopnamen. Mogelijk kan dit wel gedaan worden met een testset van onbewerkte mammogrammen. Hier zal in de toekomst aan gewerkt worden.

Doordat de algoritmen die verschillende fabrikanten voor hun beeldbewerking gebruiken nogal kunnen verschillen, en omdat fabrikanten na verloop van tijd met upgrades van hun beeldbewerking kunnen komen, kan het erg moeilijk zijn om van een bepaalde patiënt nieuwe mammogrammen met oudere mammogrammen te vergelijken. Het kan daarom raadzaam zijn op het PACS-systeem naast de bewerkte beelden ook de onbewerkte beelden op te slaan, zodat in de toekomst de onbewerkte beelden met de dan actuele beeldbewerking opnieuw bewerkt kunnen worden.

### **Beeldweergave**

Bij digitale mammografie kan voor twee verschillende methoden van beeldweergave gekozen worden: de digitale beelden op een monitor bekijken (soft-copy reading) of de beelden uitprinten en deze op een lichtkast bekijken (hard-copy reading).

In de digitale radiologie is het waarschijnlijk dat op één diagnostisch werkstation beelden van verschillende typen systemen bekeken gaan worden. Omdat het wenselijk is dat de beelden allemaal op eenzelfde wijze worden weergegeven, is de 'Digital Imaging and Communications in Medicine' (DICOM) standaard (NEMA PS3.14) gedefinieerd [6]. Aan een monitor wordt de eis gesteld dat deze is gekalibreerd volgens de 'Grayscale Standard Display Function', die gedefinieerd is binnen de DICOM-standaard. Deze functie houdt rekening met de invloed van het omgevingslicht op de contrastweergave en met de logaritmische perceptie van het menselijk oog. Het menselijk oog is namelijk gevoeliger voor contrastverschillen in heldere gebieden van een beeld dan in donkere gebieden. Met behulp van 'look-up tables' (LUT) wordt ervoor gezorgd dat gelijke veranderingen in grijswaarden in het digitale bewerkte beeld visueel gelijke veranderingen in luminantie op de monitor veroorzaken.

Indien niet aan de DICOM-standaard wordt voldaan, is de kans groot dat een beeld afkomstig van een ander systeem niet met optimaal window en level op de monitor getoond wordt. Het window en level kan wel worden aangepast, maar de kans bestaat dat er geen optimale instelling is voor de gehele opname, maar dat per gebied (licht en donker) een optimale instelling gezocht moet worden. Dit is een tijdrovende zaak.

Voor de kwaliteitscontrole van monitoren maakt het LRCB gebruik van de testbeelden van de American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Task Group 18 [4].

### **Conclusies en aanbevelingen**

Een eerste versie van het 'Protocol voor kwaliteitsbewaking bij digitale mammografie' is bijna gereed, maar blijft voorlopig aan verandering onderhevig. Zo is er nog niet met alle verschillende digitale systemen ervaring opgedaan, zoals bijvoorbeeld een CCD-detector en de Photon Count detector. Mogelijk maken deze systemen aanpassingen en/of

aanvullingen op het protocol noodzakelijk. Ook is het niet ondenkbaar dat in de toekomst nog geheel nieuwe systemen op de markt verschijnen.

Hoewel op dit moment een aantal digitale mammografiesystemen op de markt zijn, heeft het LRCB gemerkt dat er nog diverse aanloopproblemen bij de invoering zijn. Door grote commerciële belangen zijn fabrikanten geneigd hun apparaat al op de markt te brengen, terwijl het eigenlijk nog niet geheel ontwikkeld is. Zo hebben enkele systemen nog geen belichtingsautomaat. Ook het hebben van een FDA-approval is hierbij geen garantie. Bij CR-systemen is het erg belangrijk dat goed wordt nagevraagd of het systeem wel geschikt is voor mammografie. Er zijn namelijk CR-systemen op de markt waarop mammografie gedaan wordt, maar waarbij getwijfeld wordt of de beeldkwaliteit wel voldoende is. Ook wordt er niet altijd aan gedacht dat bij de overgang van een film-schermbaan naar fosforplaten, de belichtingsautomaat afgeregeld moet worden op de benodigde dosis voor de fosforplaten. Er kan niet van worden uitgegaan dat het dosisniveau in de film-schermsituatie ook de juiste is voor de fosforplaten.

Het LRCB heeft al meerdere voorbeelden gezien van problemen met de beeldkwaliteit bij de overschakeling van conventionele naar digitale mammografie; het wil dan ook benadrukken dat er een uitgebreide acceptatietest zal moeten plaatsvinden voordat een digitaal mammografiesysteem klinisch in gebruik wordt genomen.

*ing. T.D. Geertse*

*ing. M.M.J. Swinkels*

*ing. R.E. van Engen*

*Medewerkers van de fysische groep van het Landelijk Referentiecentrum voor bevolkingsonderzoek op Borstkanker (LRCB), Nijmegen*

*Meer informatie:*

*tel.: 024-3616780*

*e-mail: [fysgroep@lrcb.umcn.nl](mailto:fysgroep@lrcb.umcn.nl)*

## **Literatuur**

1. Engen RE van, Young K, Bosmans H, Thijssen MA. Addendum to the European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening: Digital mammography. Draft version 0.8, Nijmegen 2003.
2. Bijkerk KR, Engen RE van, Geertse TD, Oostveen LJ, Schutten MC, Swinkels MM, Wee RD ter. Meetprotocol Acceptatietest van Screeningseenheden voor Bevolkingsonderzoek op Borstkanker. Versie april 2002, Nijmegen 2002.
3. Yaffe M, Bloomquist A, Bright S, Hendrick E, Mawdsley G, Shen S, Williams M. Quality control procedures for full-field digital mammography, ACRIN #6652. Digital Mammography Imaging Screening Trial, version 2.06 (2002), Toronto 2001.
4. American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Task Group 18. Assessment of display performance for medical imaging systems. Pre-final draft (version 9.0), 2002.
5. Samei E, Seibert JA, Willis CE, Flynn MJ, Mah E, Junck KL. Performance evaluation of computed radiography systems. Med Phys 2001;28: 361-71.
6. National Electrical Manufacturers Association: Digital imaging and communications in medicine (DICOM), Part 14: Grayscale Standard Display Function, 2000.

This document was created with Win2PDF available at <http://www.daneprairie.com>.  
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.