



Syllabus:

**Fysische aspecten bij digitale mammografie
t.b.v. de laboranten van het Nederlandse
Bevolkingsonderzoek op Borstkanker**

Inhoudsopgave

INHOUDSOPGAVE	1
1 INLEIDING	3
2 BASISBEGRIPPEN	5
2.1 PIXEL EN PIXELGROOTTE	5
2.2 PIXELWAARDEN	6
2.3 RESOLUTIE EN ALIASING	7
2.4 SIGNAAL RUIS VERHOUDING (SIGNAL-TO-NOISE-RATIO SNR).....	9
2.5 HISTOGRAM.....	10
2.6 DE DICOM STANDAARD.....	11
2.6.1 <i>Het DICOM bestandsformaat</i>	11
2.6.2 <i>Bewerkte en onbewerkte beelden</i>	13
2.6.3 <i>Modaliteit</i>	13
3 BEELDVORMENDE KETEN: BEELDACQUISITIE	15
3.1 PRODUCTIE VAN RÖNTGENSTRALING.....	15
3.1.1 <i>Remstraling</i>	16
3.1.2 <i>Specifieke straling</i>	18
3.2 HIELEFFECT.....	19
3.3 FILTERS (OF FILTERING)	20
3.3.1 <i>Het röntgencontrast</i>	20
3.3.2 <i>Filtering</i>	21
3.3.3 <i>Filtering in mammografie</i>	22
3.4 STROOISTRALING.....	24
3.4.1 <i>Het strooistralenrooster</i>	24
3.4.2 <i>Eigenschappen van het strooistralenrooster</i>	26
3.5 BEELDOPNEMER: VERSCHILLENDE TYPEN.....	26
3.5.1 <i>CR systemen</i>	26
3.5.2 <i>DR systemen</i>	28
3.6 BEELDOPNEMER CORRECTIES	32
3.6.1 <i>Calibraties</i>	34
3.7 RESPONSIE VAN DE BEELDOPNEMER	34
3.8 BELICHTINGSAUTOMAAT	35
3.9 HET ACQUISITIE WERKSTATION	36
4 BEELDVORMENDE KETEN: BEELDBEWERKING	39
4.1 LOGARITMISCHE SCHALING.....	40
4.2 BORSTRANDCOMPENSATIE	41
4.3 CONTRASTAANPASSINGEN.....	41
4.4 RUISONDERDRUKKING.....	42
4.5 VERSCHERPING	42
5 BEELDVORMENDE KETEN: BEELDWEERGAVE	45
5.1 DIAGNOSTISCH WERKSTATION	45
5.2 BEELDSCHERMEN	45
5.3 BEELDWEERGAVE OP EEN BEELDSCHERM	46
5.4 DE GRAYSCALE STANDARD DISPLAY FUNCTION (GSDF).....	50
6 KWALITEITSCONTROLE BIJ DIGITALE MAMMOGRAFIE	51
6.1 TESTEN UITGEVOERD DOOR DE FYSISCHE GROEP VAN HET LRCB	51
6.2 KWALITEITSCONTROLE BIJ DE BEELDACQUISITIE.....	52

6.2.1	<i>Signaal-ruis verhouding</i>	52
6.2.2	<i>Dosisefficiëntie</i>	53
6.2.3	<i>Beeldkwaliteit</i>	53
6.2.4	<i>Defecte detectorelementen</i>	54
6.2.5	<i>Belichtingsautomaat en dosis</i>	54
6.2.6	<i>Homogeniteit van het beeld en stabiliteit</i>	55
6.3	KWALITEITSCONTROLE BIJ DE BEELDBEWERKING	57
6.4	KWALITEITSCONTROLE BIJ DE BEELDWEERGAVE	58
7	TOEKOMSTVERWACHTINGEN BIJ DE BORSTKANKERSCREENING	61
7.1	COMPUTER ONDERSTEUNDE DETECTIE (CAD)	61
7.2	TOMOSYNTHESE	63
8	STRALINGSBESCHERMING	65
8.1	INLEIDING	65
8.2	INTERACTIE VAN STRALING MET MATERIE	65
8.3	GEZONDHEIDSEFFECTEN VAN STRALING	67
8.4	STRALINGSGROOTHEDEN EN BIJBEHORENDE EENHEDEN	69
8.5	STRALENBESCHERMING BIJ MAMMOGRAFIE VOOR LABORANTEN	71
8.6	STRALENBESCHERMING BIJ MAMMOGRAFIE VOOR PATIËNTEN/CLIËNTEN	72
8.7	RISICO EN BATEN VAN HET BEVOLKINGSONDERZOEK OP BORSTKANKER	74

1 Inleiding

Deze syllabus is geschreven als leidraad voor de scholing in de digitale mammografie voor de laboranten van de Nederlandse screening op borstkanker en geeft een overzicht van de fysische aspecten bij digitale mammografie. De verschillende onderwerpen worden behandeld in de scholing voor screeningslaboranten, die wordt gegeven door de Fysische Groep van het LRCB ter voorbereiding op het werken in de Nederlandse borstkankerscreening.

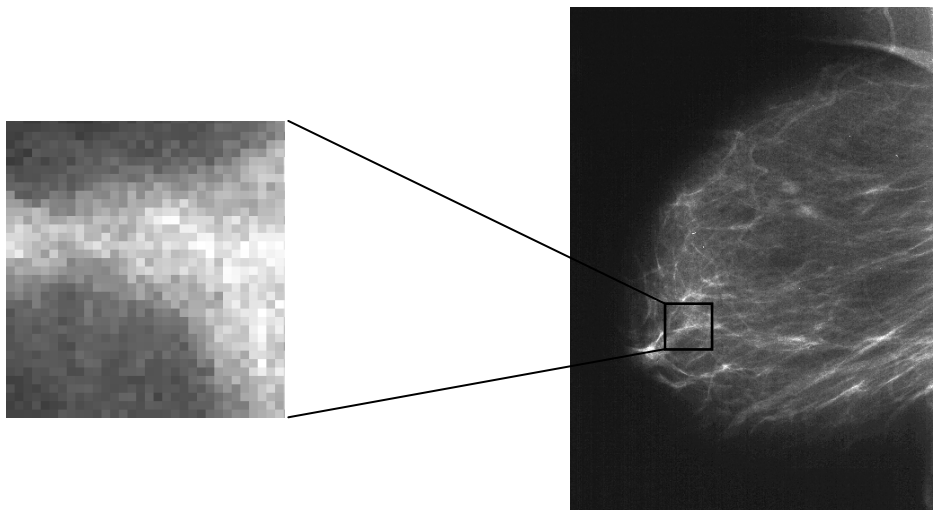
De syllabus behandelt eerst een aantal basisbegrippen uit de digitale röntgentechnieken. Daarna wordt stap voor stap het beeldvormende proces doorlopen. Hierbij wordt dit beeldvormende proces opgedeeld in drie aparte onderdelen: beeldacquisitie, beeldbewerking en beeldweergave. Onder beeldacquisitie wordt verstaan het verkrijgen van het digitale beeld en omvat de mammograaf en digitale beeldopnemer. Door middel van beeldbewerking worden de beelden zo aanpast dat de beeldinformatie van (verdachte) structuren zo optimaal mogelijk gepresenteerd kunnen worden. De beeldweergave omvat alle stappen die genomen worden om een bewerkt beeld weer te geven op een beeldscherm. Tot slot wordt aandacht besteed aan kwaliteitsbewaking, toekomst verwachtingen en stralingshygiëne.

2 Basisbegrippen

Een digitaal beeld is fundamenteel verschillend van een beeld op een film. In de volgende paragrafen wordt een aantal belangrijke begrippen en eigenschappen van digitale beelden en de beeldvormende keten in de digitale mammografie besproken.

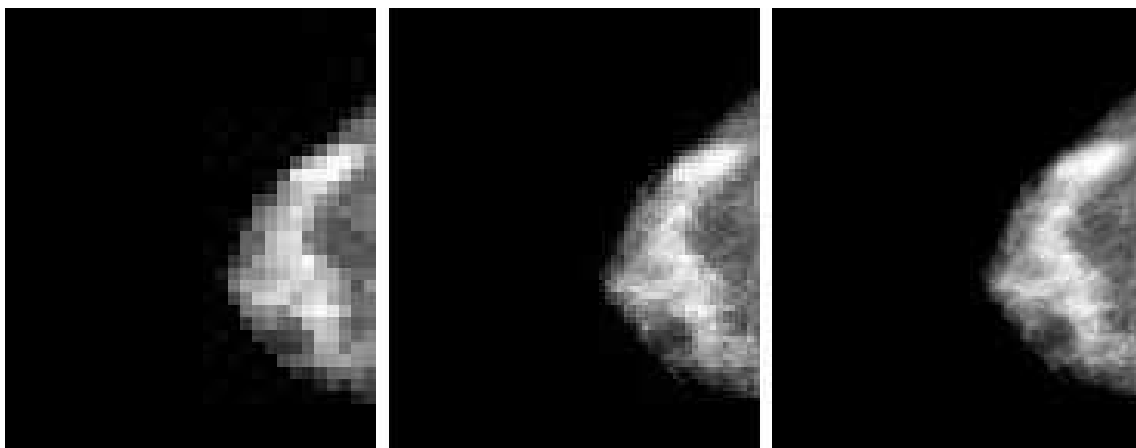
2.1 Pixel en pixelgrootte

Een digitaal beeld is opgebouwd uit beeldpunten, die pixels genoemd worden (een samentrekking van het Engelse “picture element”). Wanneer een opname sterk vergroot wordt, zijn de afzonderlijke beeldpunten duidelijk zichtbaar, zie figuur 2.1. Dit in tegenstelling tot beelden op film, waarbij de filmkorrels zo klein zijn dat deze ook bij gebruik van een vergrootglas niet zichtbaar zijn op een opname.



Figuur 2.1: Een digitaal beeld is opgebouwd uit een groot aantal beeldpunten (pixels)

De grootte van een pixel bepaalt hoe gedetailleerd de vorm van een object kan worden weergegeven. In het algemeen geldt: bij een kleinere pixel kan een object of structuur gedetailleerder worden weergegeven (zie figuur 2.2).















Figuur 2.2 Drie maal hetzelfde mammogram weergegeven met verschillende pixelgrootte.

In de mammografie is de grootte van de pixels afhankelijk van het systeem en varieert tussen ca. 40 en 100 micrometer. Dit is in dezelfde orde van grootte als de diameter van microcalcificaties (100 tot 150 micrometer). Dit betekent dat bij digitale systemen microcalcificaties afgebeeld kunnen worden, maar dat de vorm van een individuele microcalc verloren kan gaan. Hiermee komt de discussie naar voren of de vorm van microcalcificaties of de clustering daarvan belangrijk is voor de diagnose.

De pixelgrootte van een systeem is niet alleen gekoppeld aan de mate van detail in een opname, maar ook aan de geheugenruimte die nodig is om een beeld op te slaan. Bij een kleinere pixelgrootte zijn meer pixels nodig om het beeld te vormen en daarmee neemt het beeld meer geheugen in, wat meer opslagcapaciteit en dus geld kost.

2.2 Pixelwaarden

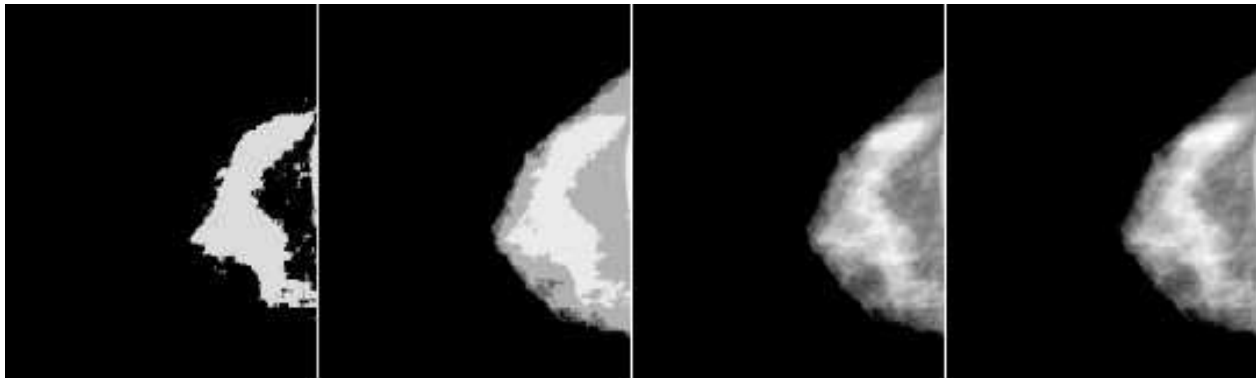
Naast een grootte heeft een pixel ook een waarde, dat in een mammografie beeld beschouwt kan worden als de 'grijswaarde'. Het aantal waarden dat een pixel kan aannemen wordt uitgedrukt met het aantal bits en bytes.

Aantal bits	Mogelijkheden	Betekenis
1	0 1	0  1 
2	00 01 10 11	0  1  2  3 
3	000 001 010 ... 111	0  1  2  ... 7 
4	0000 1111	0  15 

Een bit is een element dat de waarde 0 of 1 kan aannemen. Indien we denken in grijswaarden betekent dit dat een afbeelding met één bit per pixel (bpp) bestaat uit slechts twee waarden: wit en zwart. Indien de grijswaarden met twee bits uitgedrukt worden kunnen vier combinaties ($=2^2$) van 0 en 1 gemaakt worden, met drie bits acht combinaties ($=2^3$), enz. (zie de tabel). De hoeveelheid waarden die de pixels in een beeld kunnen aannemen wordt de bitdiepte genoemd.

Een groep van 8 bits wordt een byte genoemd en hiermee kunnen 256 ($=2^8$) verschillende waarden uitgedrukt worden.

Wanneer de bitdiepte groter is (meer pixelwaarden beschikbaar) kunnen contrasten beter worden weergegeven (zie figuur 2.3). Dit houdt in dat structuren, die een klein verschil in verzwakking hebben in vergelijking met die van hun omgeving beter afgebeeld kunnen worden. In de mammografie is het belangrijk dat de bitdiepte voldoende groot is, omdat de verzwakking van klierweefsel en tumoren slechts gering van elkaar verschilt. In de praktijk zijn mammografiebeelden meestal 12 bit diep, wat betekent dat de pixels 4096 ($=2^{12}$) verschillende waarden kunnen aannemen.

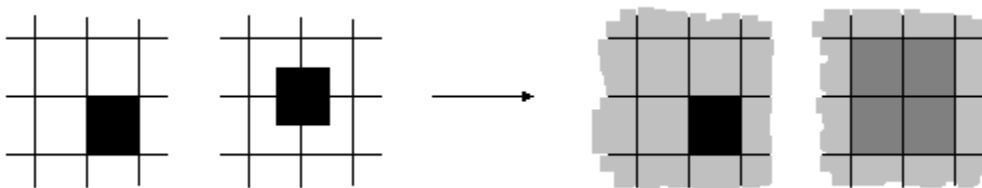


Figuur 2.3 Viermaal hetzelfde mammogram weergegeven met verschillende bitdiepten van links naar rechts: 1 bit (2 grijswaarden), 2 bits (4 grijswaarden), 4 bits (16 grijswaarden), 8 bits (256 grijswaarden)

2.3 Resolutie en aliasing

Het is goed om het onderscheid te maken tussen pixelgrootte en resolutie. De pixelgrootte zegt alleen iets over de grootte van de beeldpunten in een systeem en niets over de zichtbaarheid van objecten met dezelfde of zelfs kleinere afmetingen als de pixel. De resolutie is het oplossend vermogen van een systeem en zegt wel iets over de mogelijkheid om kleine structuren (in de mammografie de microcalcificaties) weer te geven. De resolutie is dus de beeldkwaliteit bepalende factor en niet de pixelgrootte. Uiteraard hangt de resolutie wel mede af van de pixelgrootte.

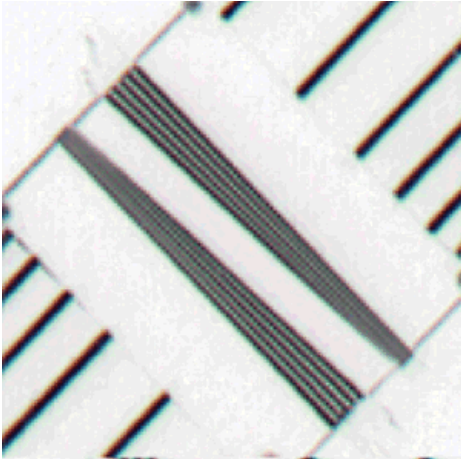
Bij het afbeelden van kleine objecten (kleiner dan twee maal de pixelgrootte) op een digitaal systeem gaat de onderlinge positie van het object en het detector element (de pixel) een rol spelen. Wanneer een vierkant object bijvoorbeeld even groot is als een detector element kunnen deze exact op elkaar liggen, het is echter waarschijnlijker dat het object boven meerdere detector elementen ligt. Dit heeft invloed op de pixelwaarden van het object en daarmee op de zichtbaarheid van het object en wordt het partial filling effect of aliasing genoemd.



Figuur 2.4 Het partial filling effect of aliasing.

A: positie object t.o.v. detectorelementen, B: pixelwaarde van object in het beeld

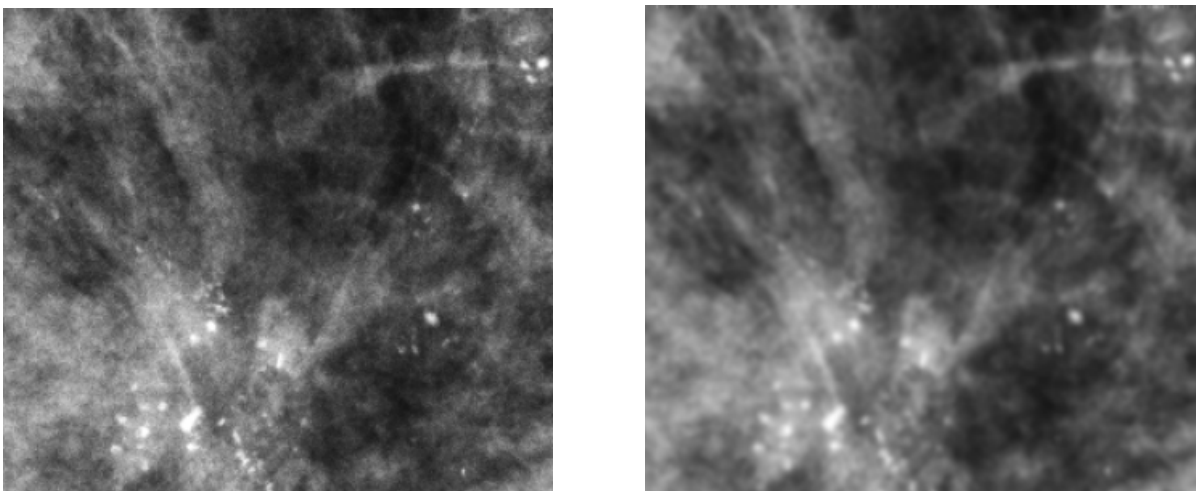
Dit is ook de reden waarom het bij digitale systemen geen zin heeft om een afbeelding te maken van een resolutiepatroon, zoals deze in het QAMAM fantoom voor de dagelijkse kwaliteitsbewaking bij de film-scherm mammografie gebruikt werd (zie figuur 2.5). Aliasing treedt namelijk ook op bij de lijnen van het resolutiepatroon. Als de lijnen dichter bij elkaar liggen dan 2 maal de pixelgrootte worden de lijnen niet meer goed afgebeeld.



Figuur 2.5: Resolutiepatroon, waarmee bij film-scherm mammografie de resolutie bepaald werd

Om bij een digitaal systeem de resolutie te kunnen meten moet dus een andere maat en meetmethode gebruikt worden. De meest gebruikte maat is de Modulation Transfer Function (MTF), ofwel de overdracht functie. Als meetmethode wordt de “edge spread function” gebruikt, waarbij een opname wordt gemaakt van een hele scherpe overgang en bepaald wordt hoe scherp deze digitaal wordt afgebeeld.

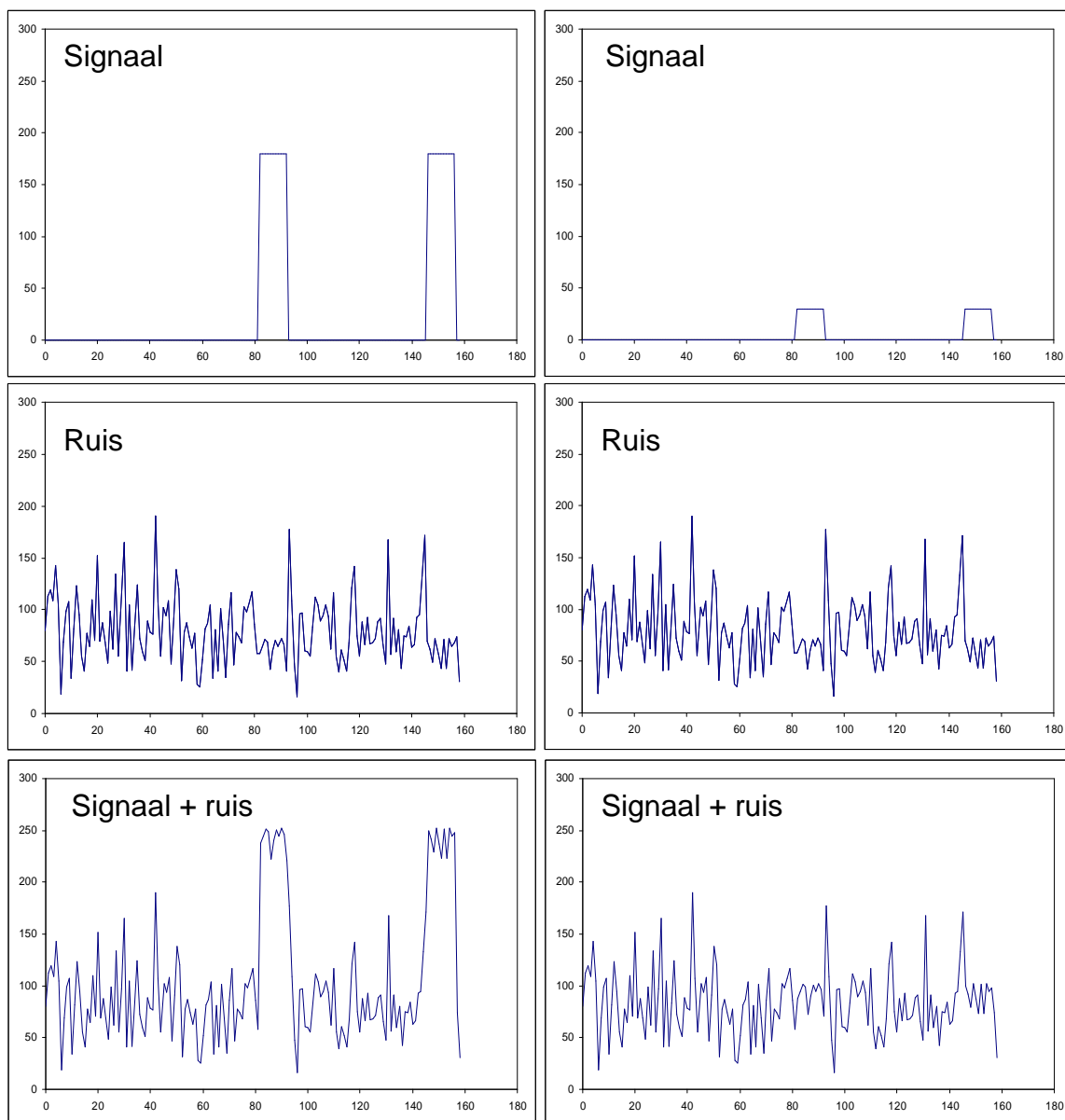
Iedere fabrikant probeert de resolutie van zijn systeem voldoende hoog te maken. Hiervoor worden verschillende technieken toegepast, die afhankelijk zijn van het type digitaal systeem, die er allen op gericht zijn het signaal (röntgenquanten, lading of licht) zo min mogelijk te verspreiden.



Figuur 2.6 A: Vergroting van een deel uit een mammogram met een hoge MTF
B: hetzelfde deel van een mammogram maar nu met een lage MTF.

2.4 Signaal Ruis Verhouding (Signal-To-Noise-Ratio SNR)

Bij het maken van een foto verkrijgen we naast het afgebeelde object ook achtergrondruis. Deze ruis is een willekeurige variatie van het signaal. De zichtbaarheid van structuren in het afgebeelde object hangt af van de grootte van het signaal van deze structuren ten opzichte van de ruis, zie figuur 2.7. Wanneer het signaal voldoende groot is ten opzichte van de ruis (linker voorbeeld) is deze duidelijk zichtbaar in het "beeld". Wanneer echter het signaal klein is ten opzichte van de ruis (rechter voorbeeld), is deze niet waarneembaar. Men zegt dat de signaal-ruisverhouding van het linker voorbeeld groter is dan die van het rechter voorbeeld. Deze signaal-ruis verhouding is een maat voor de zichtbaarheid van structuren en daarmee een maat voor de beeldkwaliteit van een systeem.

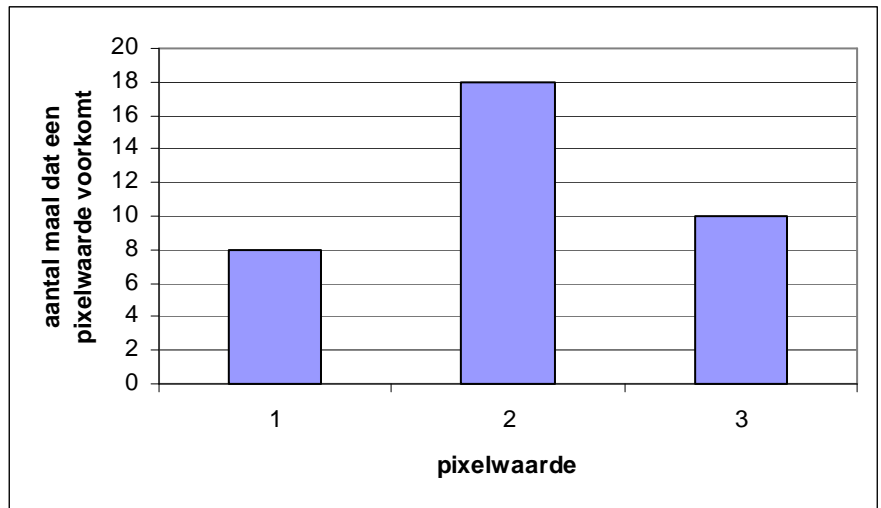


Figuur 2.7: Signaal en ruis in een beeld.

2.5 Histogram

Om enkele beeldbewerkingstechnieken en het weergeven van een beeld op een beeldscherm te kunnen begrijpen is het noodzakelijk om enig inzicht te hebben in het begrip histogram.

1	2	3	2	1	2
2	3	2	1	2	2
2	2	1	2	3	3
3	1	3	3	2	1
1	3	3	2	2	1
2	2	2	3	2	2

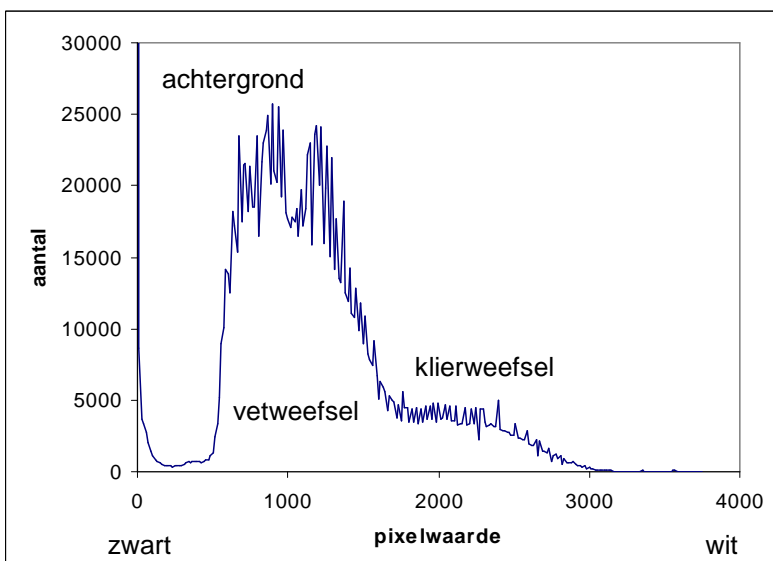


Figuur 2.8 A: Pixels in een beeld met daarin de pixelwaarde vermeld, B: histogram van het beeld in A.

In figuur 2.8A is een “beeld” weergegeven met daarin de pixels en hun pixelwaarde. Het histogram van dit beeld is een grafische voorstelling, die weergeeft hoe vaak een bepaalde pixelwaarde in een beeld voorkomt, zie figuur 2.8B.

In het histogram is te zien dat pixelwaarde 1 acht maal voorkomt, pixelwaarde 2 achttien maal en pixelwaarde 3 tien maal. Op dezelfde manier kan een histogram gemaakt worden van een opname van een borst. In figuur 2.9 is als voorbeeld een histogram van een CC opname weergegeven.

Wanneer dit histogram nader bekeken wordt, zijn de verschillende soorten weefsels duidelijk te onderscheiden: het klierweefsel ligt in dit geval ongeveer tussen pixelwaarden 1700 en 3000, het vetweefsel tussen pixelwaarden 500 en 1700 en de



Figuur 2.9 Histogram van een CC opname van de borst

achtergrond tussen pixelwaarden 0 en 200. Het is belangrijk om op te merken dat de relevante beeldinformatie voor de diagnostiek in dit voorbeeld tussen pixelwaarden 500 en 3000 ligt. Niet alle pixelwaarden zijn dus interessant of aanwezig in het beeld. Hiervan wordt gebruik gemaakt bij verschillende beeldbewerkingstechnieken en bij het weergeven van beelden op het beeldscherm.

2.6 De DICOM standaard

Een digitaal mammogram dat met een digitaal mammografie systeem gemaakt is zal in een digitaal archief (PACS) moeten worden opgeslagen. Het digitale mammogram moet op de monitoren van een workstation getoond kunnen worden en misschien moet het ook geprint kunnen worden. Het is tevens niet ondenkbaar dat deze verschillende apparaten ook nog van verschillende fabrikanten zijn. Kortom in de digitale medische wereld moeten vele verschillende apparaten met elkaar kunnen communiceren. Dit is geen eenvoudige zaak. Om dit toch mogelijk te kunnen maken is de “Digital Imaging and Communications in Medicine” (DICOM) standaard ontwikkeld. De DICOM standaard standaardiseert het medische bestandsformaat, maar ook de communicatie tussen de verschillende (medische) apparaten zoals de mammograaf, het archief, de film scanner, de film printer en de (diagnostische) workstations. Verder beschrijft de DICOM standaard de manier waarop een beeld op een kijkstation moet worden weergegeven en de wijze waarop data beveiliging moet gebeuren. De standaard is beschreven in een document, bestaande uit vele duizenden pagina’s.

De DICOM standaard is belangrijk: alleen wanneer alle betrokken fabrikanten zich houden aan deze standaard kunnen medische beelden en rapporten die afkomstig zijn van het ene apparaat gebruikt worden op een ander apparaat. Hiermee is het nog steeds niet helemaal gegarandeerd dat zich geen problemen zullen voordoen.

2.6.1 Het DICOM bestandsformaat

Het DICOM bestandsformaat bestaat uit vele genummerde regels, zogenaamde “tags”. Van iedere tag is voorgeschreven welke informatie deze bevat. In figuur 2.10 is een voorbeeld van een gedeelte van zo’n DICOM bestand weergegeven. Te zien is dat de verschillende soorten tags in groepen bij elkaar staan, een groep bevat algemene informatie, een andere groep de gegevens van de cliënt/patiënt, weer een andere de exposiegegevens enz.. Iedere groep DICOM tags is onderverdeeld in individuele informatie, zoals bijvoorbeeld de tag “0018,0060” die de buisspanning geeft of de tag “0018,1153” die de mAs-waarde geeft in de groep exposie gegevens. Ook het beeld zelf is eigenlijk niet meer dan zo’n tag met de beeldinformatie daarin. In de volgende paragrafen worden nog enkele specifieke DICOM tags besproken.

Voorbeeld van een DICOM bestand

0008,0005 Specific Character Set: ISO_IR 100
 0008,0008 Image Type: ORIGINAL\PRIMARY\
 0008,0020 Study Date: 20041008
 0008,0023 Image Date: 20041008
 0008,0030 Study Time: 104851
 0008,0033 Image Time: 104959
 0008,0060 Modality: MG
 0008,0070 Manufacturer: Sectra Imtec AB
 0008,0080 Institution Name: Mamea
 0008,0090 Referring Physician's Name:
 0008,1010 Station Name: Sectra MDM
 0008,103E Series Description:
 0008,1070 Operator's Name: Alie

 0010,0010 Patient's Name: Bep Jansen
 0010,0020 Patient ID: 000001
 0010,0030 Patient's Birth Date:
 0010,0040 Patient's Sex: F
 0010,4000 Patient Comments:

 0018,0015 Body Part Examined: BREAST
 0018,0060 kVp: 29
 0018,1150 Exposure Time: 5775
 0018,1151 X-ray Tube Current: 180
 0018,1152 Exposure: 12
 0018,1153 Exposure in uAs: 11987
 0018,1164 Imager Pixel Spacing: 0.0489\0.0489
 0018,11A0 Body Part Thickness: 33
 0018,11A2 Compression Force: 86
 0018,1508 Positioner Type: MAMMOGRAPHIC
 0018,1510 Positioner Primary Angle: 0
 0018,5101 View Position: CC
 0018,7004 Detector Type: DIRECT
 0018,7005 Detector Configuration: SLOT
 0018,7020 Detector Element Physical Size: 0.05\0.05
 0018,7022 Detector Element Spacing: 0.05\0.05

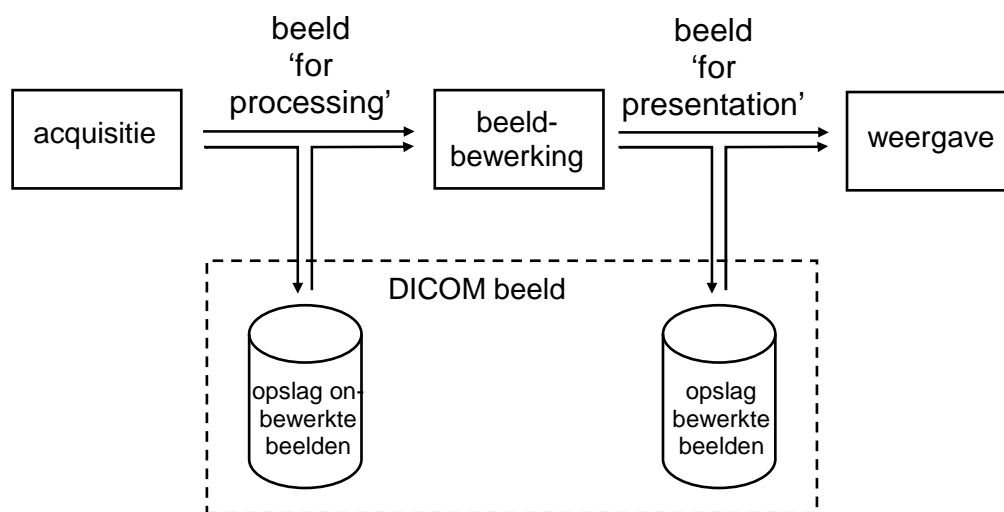
 0028,0010 Rows: 5238
 0028,0011 Columns: 4860
 0028,1050 Window Center: 1800
 0028,1051 Window Width: 1400

Commentaar:
Algemene gegevens:
*datum studie**tijd studie**karakterisatie mammografie**fabrikant**ziekenhuis/screeningsunit**laborant(e)***cliënt/patient gegevens:***naam cliënt/patiënt**ID cliënt/patiënt***Exposie gegevens:***buisspanning**mAs-waarde**hoogte compressieplaat**compressiekracht**oriëntatie***gegevens beeld:***aantal rijen in het beeld**aantal kolommen in het beeld**optimaal window-level voor het beeld**optimaal window-width voor het beeld*

Figuur 2.10 Voorbeeld van een deel van een DICOM bestand, voorzien van enige toelichting.

2.6.2 Bewerkte en onbewerkte beelden

In de DICOM standaard wordt onderscheid gemaakt tussen twee type beelden: “FOR PROCESSING” en “FOR PRESENTATION”. De “FOR PROCESSING” beelden zijn het resultaat van de beeldacquisitie en zijn dus de beelden zoals deze van de detector komen. Eenvoudig gezegd zijn dit dus de onbewerkte beelden. Dit zijn ook de beelden die voor kwaliteitsbewaking worden gebruikt. De “FOR PRESENTATION” beelden zijn de beelden die zodanig bewerkt en geoptimaliseerd zijn dat ze geschikt zijn om een diagnose op uit te voeren. Eenvoudig gezegd zijn dit dus de bewerkte beelden. In figuur 2.10 wordt de gehele beeldvormende keten nog eens schematisch weergegeven. Opgemerkt moet nog worden dat de DICOM standaard alleen zegt OF een beeld bewerkt is, maar niets zegt over de type beeldbewerking die uitgevoerd is.



Figuur 2.10 De beeldvormende keten

2.6.3 Modaliteit

De DICOM standaard schrijft ook voor dat ieder soort opname (bijvoorbeeld thorax, CT, mammografie enz.) zijn eigen karakterisatie heeft, die ook modaliteit genoemd wordt. Mammogrammen kunnen twee modaliteiten hebben: “MG” en “CR”. Als een beeld de modaliteit MG (mammogram) heeft, staat voorgeschreven dat onder andere de exposieparameters (anode/filter combinatie, buisspanning, mAs-waarde), de indicatie “for processing” of “for presentation” en de positionering van de patiënt ten opzichte van de detector (MLO, CC enz.) in het DICOM bestand vermeld zijn.

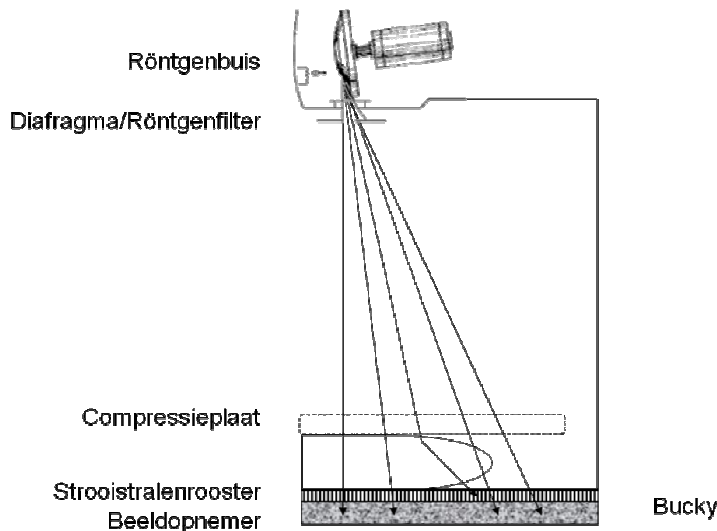
Bij CR systemen (zie paragraaf 3.5.1) is er over het algemeen geen koppeling tussen de mammograaf en het uitleesstation. In deze situatie kunnen de exposieparameters niet ingevuld worden in het DICOM bestand. Deze beelden kunnen daarom geen modaliteit MG krijgen, maar krijgen de modaliteit “CR”. Hierbij hoeven de exposieparameters dan niet te worden ingevuld. Ook de indicaties “for processing” en “for presentation” worden voor CR beelden niet ingevuld. Bij enkele CR systemen vindt

een deel van de beeldbewerking namelijk al bij de uitlezing van de fosforplaat plaats en zijn er alleen maar gedeeltelijk bewerkte opnamen en geheel bewerkte opnamen.

Verder moet voor CR beelden de positionering van de patiënt ten opzicht van de detector anders worden opgeslagen, waardoor het 'hanging protocol' niet meer vanzelfsprekend is. Om deze redenen verdient het gebruik van de MG modaliteit de voorkeur. Er zijn fabrikanten die CR systemen kunnen leveren waarbij er een koppeling is aangebracht tussen de mammograaf en het uitleesstation, waardoor de modaliteit MG gebruikt kan worden. Een andere mogelijkheid is het gebruik van dezelfde cassette voor een bepaalde oriëntatie zodat het mogelijk is het juiste 'hanging protocol' toe te passen.

3 Beeldvormende keten: beeldacquisitie

In dit hoofdstuk wordt de gehele beeldacquisitie gevolgd, beginnend bij de kathode van de röntgenbuis en eindigend bij het verkregen onbewerkte digitale beeld.

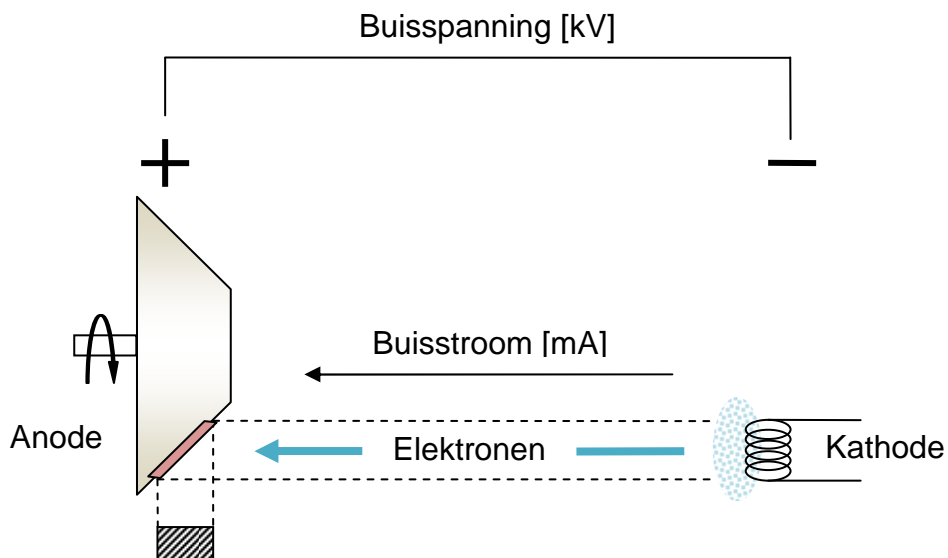


Figuur 3.1 Schematische voorstelling van de beeldacquisitie.

3.1 Productie van röntgenstraling

De productie van röntgenstraling gebeurt met behulp van elektronen, die met een hoge snelheid op een oppervlak botsen. Deze elektronen worden vrijgemaakt uit de kathode van wolfram. Dit is een gloeispiraal te vergelijken met de spiraal in een gloeilamp (peertje). Op het moment dat er stroom gaat lopen door de kathode maken elektronen zich los van het kathodemateriaal.

Doordat de anode op een positieve hogere spanning dan de kathode wordt gehouden, zullen de negatief geladen elektronen aangetrokken worden. Het spanningverschil dat over de kathode en anode staat wordt de **buisspanning** genoemd (in mammografie ca. 28.000 Volt ofwel 28 kV). Door de buispanning worden de elektronen versneld naar de anode. Bij de anode zullen ze botsen met het anodemateriaal (meestal molybdeen of wolfram, sommige mammografen hebben ook rhodium als anode), waar de energie van de elektronen omgezet wordt in ongeveer 99% warmte en 1% röntgenstraling. In figuur 3.1 is het geheel schematisch weergegeven. Twee processen zijn belangrijk voor de productie van röntgenstraling: de vorming van remstraling en specifieke straling.

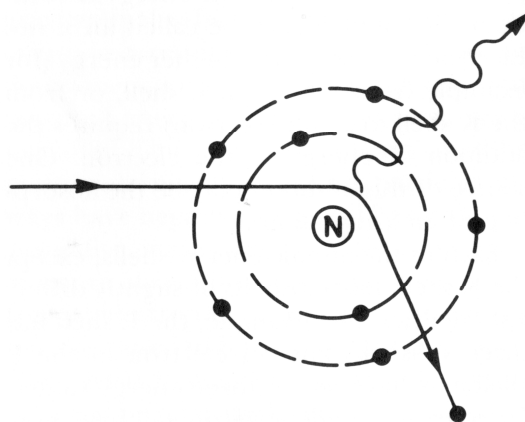


Figuur 3.1 Schematische weergave van het opwekken van röntgenstraling

3.1.1 Remstraling

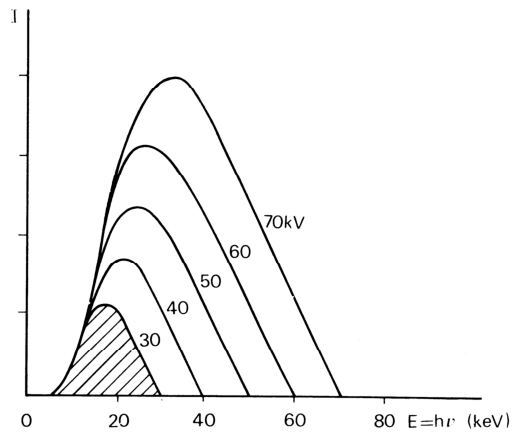
De waarde van de energie die het elektron heeft na het doorlopen van het traject van kathode naar anode wordt uitgedrukt in keV (kilo-elektron-volt). Deze is gelijk aan de waarde van de buisspanning over de kathode en anode. Een buisspanning van 28 kV zal dus elektronen opleveren met een energie van 28 keV.

De elektronen kunnen door het anodemateriaal afgeremd worden, zie figuur 3.2. De (bewegings)energie die het elektron dan verliest wordt omgezet in een röntgenfoton. Indien het elektron in één keer volledig wordt afgeremd verliest het in één keer zijn volledige energie. Dus in het voorbeeld van een buisspanning van 28 kV verliest het elektron dan 28 keV aan energie.



Figuur 3.2 Het ontstaan van remstraling

Het is ook mogelijk dat een elektron niet volledig wordt afgeremd, maar gedeeltelijk. Dan verliest het slechts gedeeltelijk zijn energie en ontstaat een röntgenfoton met een lagere energie. Vervolgens kan het nog verder afgeremd worden, waardoor dan weer een foton ontstaat (uiteeraard weer met een lagere energie dan 28 keV.). Op deze manier ontstaat een spectrum van fotonen met verschillende energieën (zie figuur 3.3).



Figuur 3.3 Het remstralingsspectrum

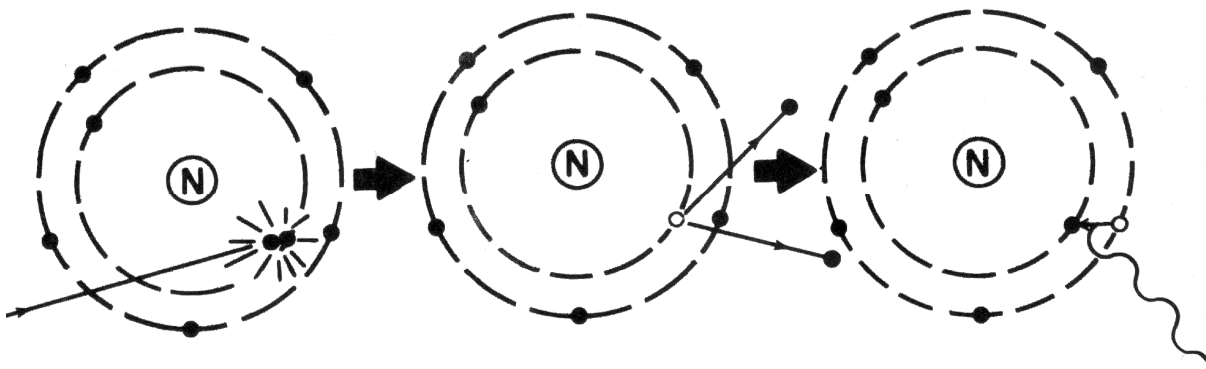
Op de horizontale as is de energie weergegeven. Op de verticale as staat de intensiteit (intensiteit is een maat voor het aantal fotonen. Zie ook dat de maximale energie die voorkomt bij 70 kV, 70 keV is (bij 60 kV, 60 keV etc.).

Zoals in figuur 3.3 te zien is, verandert door een toename van de buisspanning niet alleen de maximale energie van de fotonen, maar neemt ook het aantal fotonen dat ontstaat (de intensiteit) toe.

3.1.2 Specifieke straling

Het elektron dat van de kathode komt, kan botsen met een elektron van een atoom uit de anode. Dit elektron kan dan uit zijn baan om het atoom worden gestoten en er ontstaat een open plaats in de elektronbaan. Dit gat wordt dan opgevuld door een elektron uit een verder naar buiten gelegen baan. Hierbij komt energie vrij, die als röntgenstraling uitgezonden wordt.

Aangezien de elektronenbanen van een atoom (van hetzelfde materiaal) altijd op hetzelfde energieniveau liggen, zal de uitgezonden hoeveelheid energie altijd dezelfde zijn. Daarom wordt deze straling specifieke of karakteristieke straling genoemd. Meestal kan het ontstane gat met elektronen vanuit twee banen worden opgevuld (echter slechts één van de twee mogelijkheden vindt per ontstaan gat plaats). Bij deze mogelijkheid ontstaan röntgenfotonen die twee energieën kunnen hebben. Het geheel is in figuur 3.4 weergegeven.



Figuur 3.4 Het ontstaan van specifieke straling. Een elektron van de kathode stoot een elektron uit zijn baan, waardoor een gat achterblijft. Deze plaats wordt opgevuld door een elektron uit een verder naar buiten gelegen baan, waarbij een röntgenfoton wordt uitgezonden met een vaste energie.

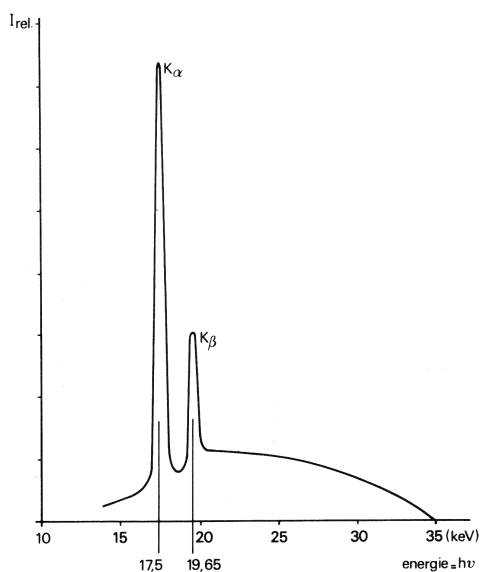
De karakteristieke pieken (energieën) voor molybdeen (Mo), rhodium (Rh) en wolfram (W) zijn in tabel 3.1 weergegeven.

Tabel 3.1: de karakteristieke pieken van Mo, Rh en W.

Materiaal	Karakteristieke pieken (keV)
Mo	17,5 en 19,6
Rh	20,2 en 22,7
W	59,3 en 67,2

Merk op dat de pieken van wolfram zich niet bevinden in de energieën die in de mammografie gebruikt worden, omdat deze pieken boven 28 keV liggen.

Het gehele spectrum wordt gevormd door een optelling van het spectrum dat ontstaat door remstraling en specifieke straling (zie figuur 3.5).

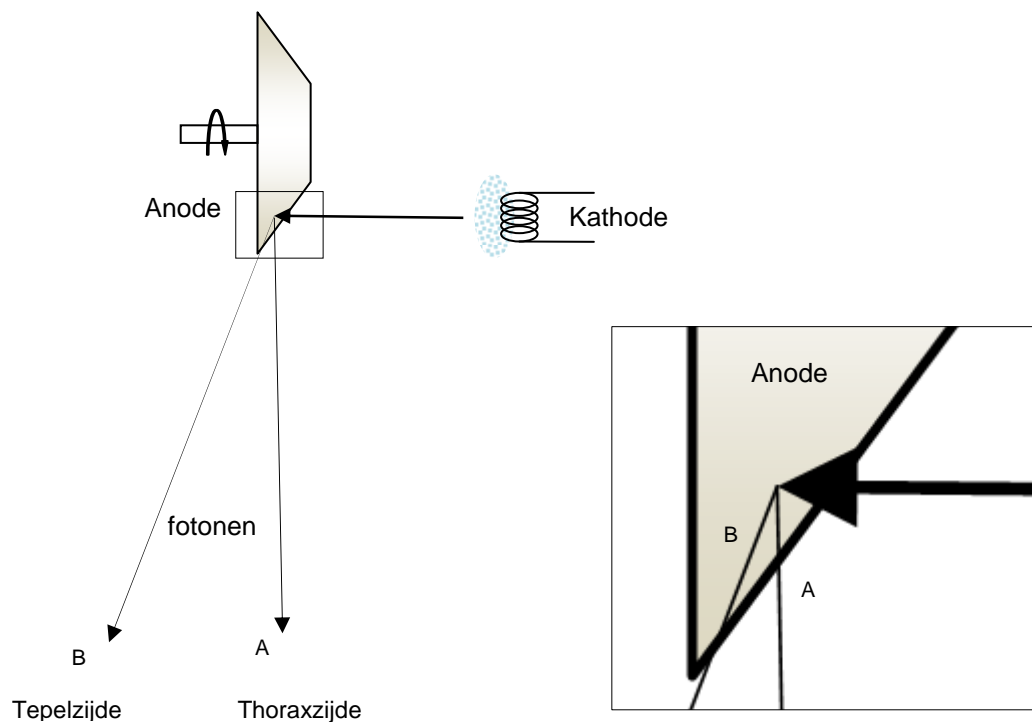


Figuur 3.5 Het totale spectrum van molybdeen opgebouwd uit remstraling en karakteristieke straling

3.2 Hieleffect

Als op het oppervlak van de beeldopnemer naar de verdeling van de röntgenfotonen wordt gekeken dan moet opgemerkt worden dat de intensiteit aan thoraxzijde veel hoger is dan aan tepelzijde. Dit wordt voor het belangrijkste deel veroorzaakt door het hieleffect.

Dit effect wordt veroorzaakt door gedeeltelijke absorptie van de straling in de anode. De fotonen die richting thoraxzijde worden uitgezonden, hebben een kortere weg door de anode dan fotonen die richting tepelzijde gaan. Hierdoor wordt er richting tepelzijde meer straling geabsorbeerd in de anode (zie figuur 3.6) dan richting thoraxzijde. Doordat de borst aan tepelzijde dunner is dan aan thoraxzijde (meestal ook onder compressie) kan van dit effect gebruik gemaakt worden om een gelijkmatiger belichte opname te verkrijgen.



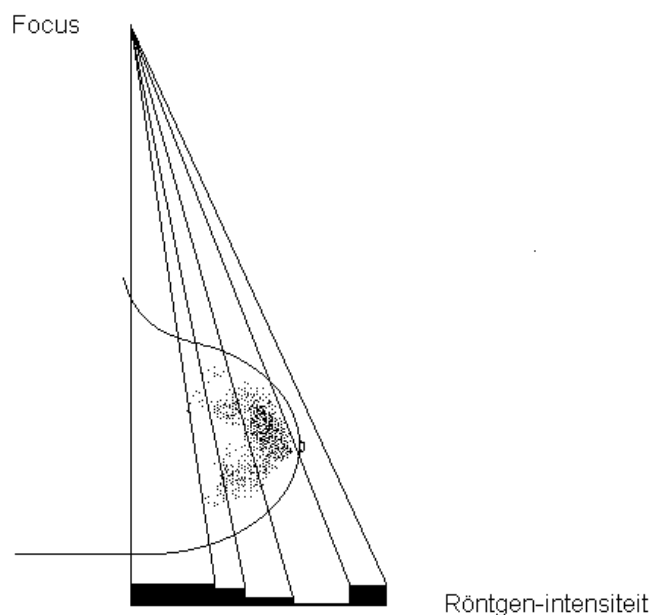
Figuur 3.6 Doordat foton A een kleinere weglengte heeft in de anode dan B, zal in deze richting minder straling worden geabsorbeerd.

3.3 Filters (of filtering)

Voordat de in de anode geproduceerde röntgenstraling het af te beelden object bereikt, wordt deze eerst gefilterd. Het doel van de filtering is het bereiken van een dosisreductie voor de cliënt/patiënt met behoud van of beperkte afname van het contrast. In de volgende paragrafen zal de filtering in de algemene radiologie besproken worden. Daarna zal de filtering toegespitst worden op het gebruik in de mammografie.

3.3.1 Het röntgencontrast

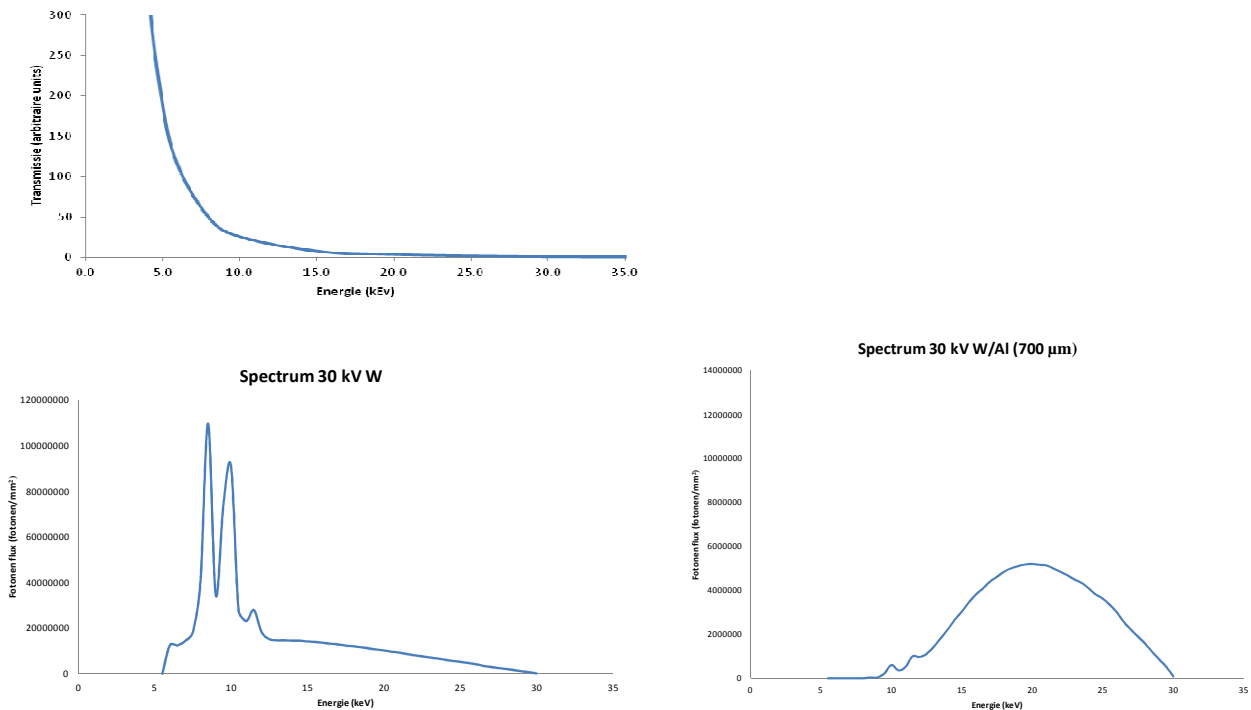
Het röntgencontrast of stralingscontrast is gedefinieerd als het verschil in intensiteit tussen de verschillende delen van de bundel, nadat die door een object zijn gegaan. Het stralingscontrast is dus afhankelijk van het energiespectrum van de gebruikte röntgenstraling en de aard van het object (de dichtheid en materie). Het energiespectrum wordt bepaald door enerzijds het anode materiaal en anderzijds door het filter. Het effect van het filter wordt in de volgende paragrafen besproken.



Figuur 3.7 Het stralingscontrast van een mamma is gerelateerd aan de verschillen in doorgelaten intensiteit.

3.3.2 Filtering

In de radiologie, maar ook in bepaalde mammografie systemen worden filters (van bijvoorbeeld aluminium) gebruikt met een normale verzwakking in het toegepaste energiebereik. Dit houdt in dat de verzwakking van de bundel afneemt naarmate de energie toeneemt, hierdoor wordt een groot deel van de zachte componenten uit de bundel verwijderd. Deze componenten van de straling zouden anders voor een groot deel geabsorbeerd worden door de cliënt (hogere stralingsbelasting) zonder of slechts in geringe mate een bijdrage te leveren aan de beeldvorming. Bij filtering wordt echter ook een deel van de hardere straling weggefilterd. Door filtering moet de opnametijd verlengd worden, wat een grotere buisbelasting en een grotere kans op bewegingsonscherpte tot gevolg heeft.

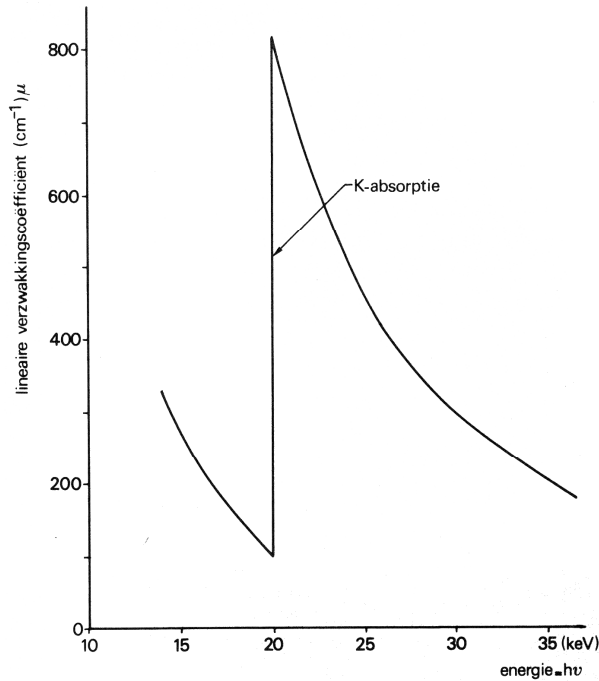


Figuur 3.8a Verzwakking van röntgenstraling door aluminium. De mate van verzwakking (verticale as) tegen de energie van de straling (horizontale as).

Figuur 3.8b De intensiteit (verticaal) tegen de energie van ongefilterde (links) en gefilterde straling (rechts) bij een buisspanning van 35 kV.

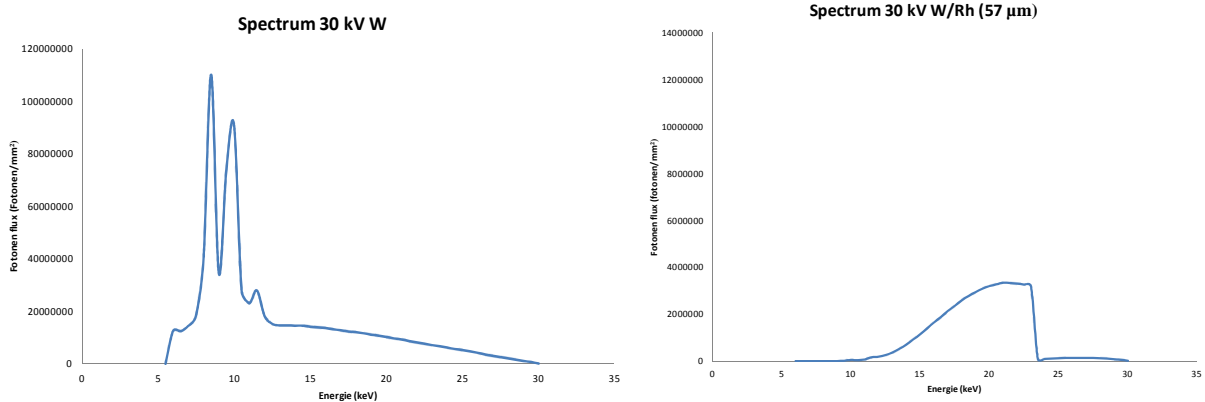
3.3.3 Filtering in mammografie

Bij een mammogram wordt een belangrijk deel van de uiteindelijke afbeelding gevormd door de specifieke of karakteristieke straling. Om voldoende onderscheid te kunnen maken tussen de verschillende typen borstweefsel is een voldoende hoog contrast nodig. Dit wordt bereikt door gebruik te maken van filters met K-edge verzwakking. Dit is een filter waarbij de absorptie boven de zogenaamde K-edge (voor rhodium en zilver bij resp. ongeveer 23.5 en 25.5 keV) sterk toeneemt. Dit zorgt ervoor dat de harde componenten uit de röntgenbundel sterker verzwakt worden dan de specifieke straling. Tevens wordt een deel van de zachte straling, die door de cliënt geabsorbeerd zou worden, weggefilterd. Hierdoor wordt de stralingsbelasting verlaagd. Ook hier geldt dat filtering zorgt voor een langere opnametijd en dus een hogere buisbelasting.



Figuur 3.9 De K-edge verzwakking van molybdeen als functie van de energie van de röntgenfotonen.

In de digitale mammografie hebben de meeste mammografen een wolfram anode met een rhodium en zilver filter. Het verschil tussen beide filters is dat de K-edge van zilver hoger ligt. Door gebruik te maken van een zilverfilter, blijft een hardere straling over. Dit zorgt ervoor dat het röntgencontrast minder wordt, maar dat de geabsorbeerde dosis in de borst lager is.



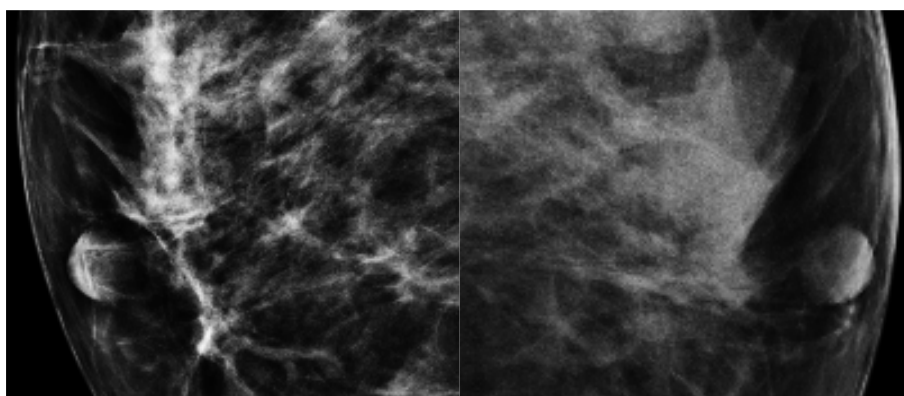
Figuur 3.10 Het spectrum van Wolfram anode zonder filter (links) en met Rh-filter (rechts). Duidelijk is de verzwakking van de lage en hoger energieën te zien. (opm.: de schaalverdeling op de verticale as verschilt tussen beide figuren.)

3.4 Stroostraling

Wanneer röntgenstraling een object treft wordt niet alleen een deel van de straling geabsorbeerd, maar ook verstrooid (zie voor verdere uitleg hoofdstuk 7: Stralingsbescherming). Deze zogenaamde stroostraling wordt naar alle kanten uitgezonden. Een deel van de stroostraling zou de beeldopnemer kunnen bereiken en zou daarmee een soort sluier veroorzaken op het beeld. Het beeld zou contrastarmer worden.

3.4.1 Het stroostralenrooster

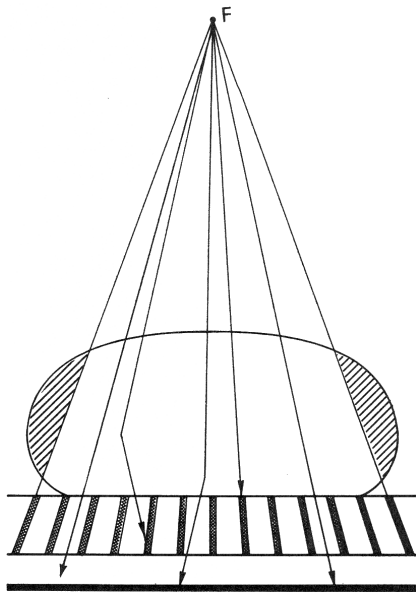
Het stroostralenrooster heeft als functie de stroostraling door absorptie weg te vangen en de niet verstrooide straling (de primaire bundel) door te laten. Het contrast van de opname wordt hierdoor verbeterd, zie figuur 3.11..



Figuur 3.11: Links een deel van een opname gemaakt met stroostralenrooster, rechts zonder stroostralenrooster

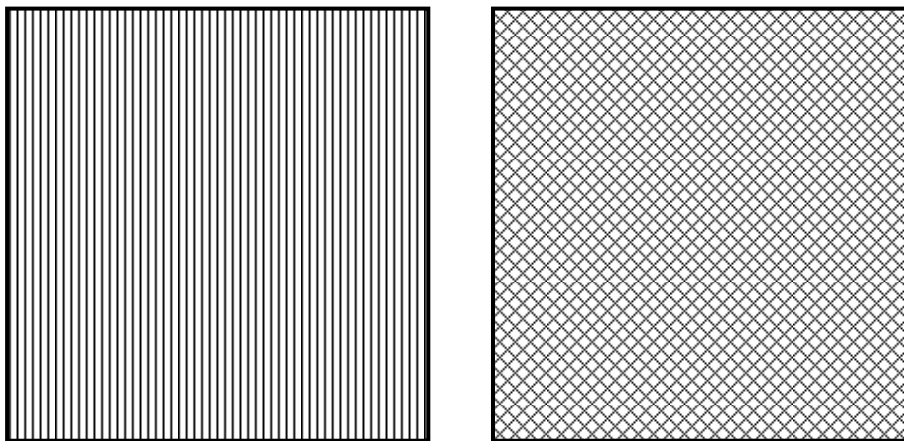
In de praktijk is het niet mogelijk om 100% van de stroostraling te absorberen in het rooster en 100% van de primaire straling door te laten. Er zal een compromis gevonden moeten worden waarbij rekening wordt gehouden met het contrast en de extra benodigde dosis.

De meeste mammografen hebben een stroostralenrooster dat is opgebouwd uit een groot aantal dunne loodlamellen met daartussen een stof die straling nauwelijks verzwakt (zie figuur 3.12). Dit noemen we een lineair grid.



Figuur 3.12 Het lineaire stroostralenrooster. Let hierbij op enkele getekende stralengangen

De Lorad Selenia mammograaf heeft een stroostralenrooster in de vorm van een honingraad ontwikkeld, het zogenaamde HTC grid (zie figuur 3.13). Volgens de fabrikant is het voordeel van dit stroostralenrooster dat het stroostraling in twee richtingen tegenhoudt.



Figuur 3.13 Bovenanzicht van een lineair rooster (links) en een HTC rooster (rechts)

Er zijn ook mammografen die, vanwege het gebruik van een smalle röntgenbundel, nauwelijks last hebben van stroostraling en daarom dus geen stroostralenrooster nodig hebben (zie paragraaf 3.5.2 bij Fotonteller detector).

3.4.2 Eigenschappen van het stroostralenrooster

Hieronder worden een aantal eigenschappen van een lineair stroostralenrooster genoemd met daarbij de in de mammografie voorkomende waarden.

Gerichtheid:	Een rooster kan wel of niet gericht zijn naar het focus. Bij de mammografie is het rooster wel gericht.
Aantal lijnen/cm:	Het aantal loodlamellen per centimeter. Bij mammografie zijn dat er rond de 35 per centimeter.
Roosterfactor:	De hoeveelheid straling die het rooster binnentreedt gedeeld door de hoeveelheid uittredende straling. Bij mammografie is dit ongeveer 2,5. Dit betekent dat er 2,5 keer zoveel straling nodig is met rooster als zonder rooster om dezelfde zwarting te krijgen.
Roosterratio:	De verhouding tussen de hoogte van de lamellen en de ruimte tussen twee lamellen. Bij mammografie is dit 5:1.
Beweging:	Om te voorkomen dat de lamellen zichtbaar zijn op de opnamen wordt er in de mammografie een bewegend rooster gebruikt. (Bij erg dunne borsten is de tijd dat het rooster beweegt vaak zo kort dat de loodlamellen toch zichtbaar zijn.)

3.5 *Beeldopnemer: verschillende typen*

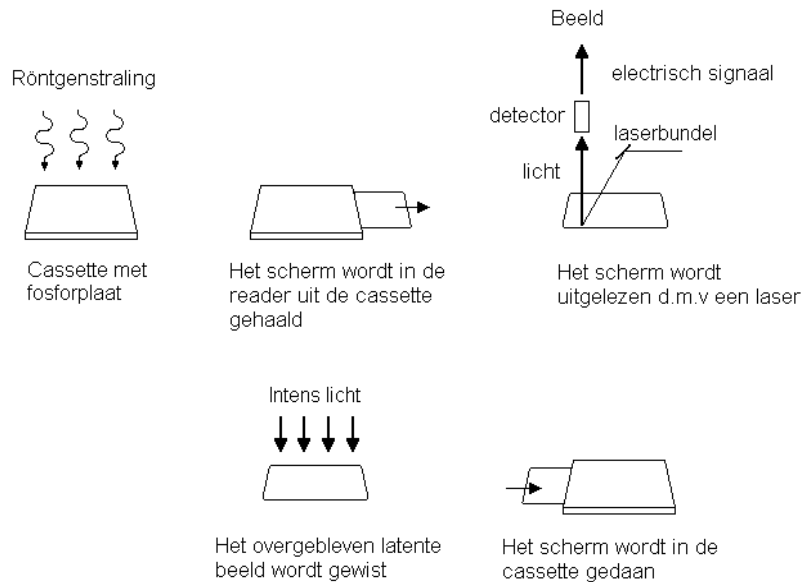
De verschillende typen digitale systemen onderscheiden zich in het type beeldopnemer. Zo wordt er onderscheid gemaakt tussen Computed Radiology (foto-gestimuleerde fosforplaten) en Direct Radiology (flat panel detector of scanning slot, opgebouwd uit detectorelementen). Kortweg praat men over CR- en DR-systemen. In de volgende paragrafen volgt een korte beschrijving van de verschillende typen beeldopnemers.

3.5.1 CR systemen

Fosforplaatsysteem

Fosforplaat systemen, of ook wel CR-systemen genoemd, worden veelal door filmfabrikanten op de markt gebracht (Agfa-Gevaert, Carestream Health (Kodak), FujiFilm, Konica Minolta etc.). Bij CR systemen wordt een film-scherm mammograaf gebruikt. Net als bij film-scherm systemen wordt er gewerkt met cassettes, alleen bevatten deze geen film en scherm, maar alleen een fosforplaat. De cassette wordt in de bucky geplaatst en wanneer er röntgenstraling op de fosforplaat valt wordt energie van de straling omgezet in een latent beeld. Bij dit proces worden elektronen gevangen in een specifieke energietoestand. Bij het uitlezen van de plaat met een laserbundel komen de elektronen uit deze energietoestand waarbij energie vrijkomt in de vorm van licht. Dit licht wordt gedetecteerd en gedigitaliseerd, hetgeen het digitale beeld oplevert. Omdat het licht vrijkomt na toevoeging van energie (stimulatie), wordt het vrijgekomen licht ook wel gestimuleerd licht genoemd en worden CR systemen ook wel foto-

gestimuleerde systemen genoemd. Na uitlezing is nog een deel van het latente beeld aanwezig op de fosforplaat, die daarom aansluitend wordt gewist.

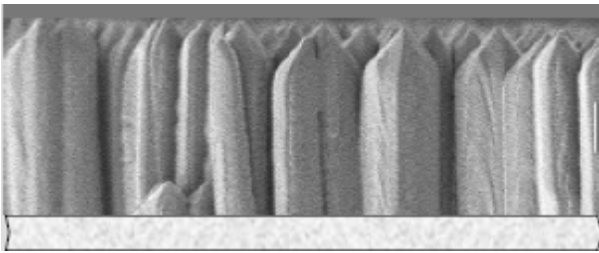


Figuur 3.14 Schematische weergave van een fosforplaten systeem

Het beeldvormende proces bij CR systemen is relatief inefficiënt: Niet alle röntgenstraling wordt omgezet in een latent beeld (een groot deel van het latente beeld valt direct, waarbij nog tijdens de exposie licht vrijkomt uit het scherm). Een deel van het latente beeld blijft na uitlezing in het fosforschermbinnen achter. Het is wel mogelijk om meer van het latente beeld uit het scherm te krijgen, maar dan zou de laserbundel langzamer moeten scannen, waardoor de totale uitleestijd van een scherm te lang zou duren. Ten derde wordt niet al het gestimuleerde licht uit het scherm opgevangen door de lichtdetector. Licht dat naar de onderzijde van het scherm uitgezonden wordt, wordt bijvoorbeeld door de drager van het scherm geabsorbeerd. De verschillende fabrikanten hebben verschillende oplossingen ontwikkeld om hun systeem efficiënter te maken. Hieronder worden drie van deze oplossingen nader bekeken.

Naaldkristallen

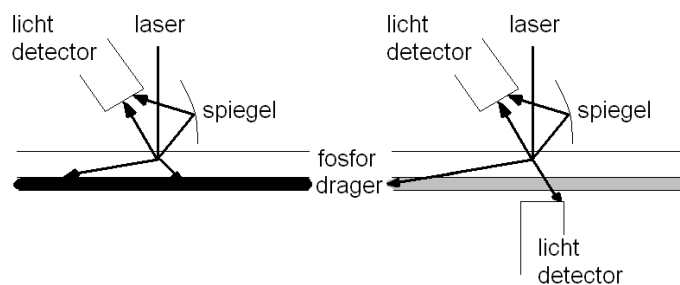
Een hogere efficiëntie kan verkregen worden door de fosforlaag dikker te maken. Maar net als bij de film/schermbeteken het dikker maken van de fosforlaag verlies aan scherpte. Bij het gebruik van fosforen, waarbij de kristallen naaldvormig zijn (zie figuur 3.15), is het wel mogelijk de fosforlaag dikker te maken terwijl de resolutie hoog blijft. Een probleem hierbij is dat schermen van naaldkristallen ook bros zijn, wat een probleem is bij het uitlezen. Op dit moment heeft Konica Minolta een systeem op de markt gebracht dat gebruik maakt van deze techniek.



Figuur 3.15 Fosfor in naaldkristallen structuur (CsBr).

Dubbelzijdige uitlezing van de fosforplaat.

Bij het uitlezen van de fosforplaat wordt het gestimuleerde licht bij de meeste systemen aan één zijde van de fosforplaat gedetecteerd. Dit betekent dat alleen het licht dat aan de bovenzijde uit de fosforplaat treedt gedetecteerd wordt. Om de efficiëntie van de uitlezing te vergroten kan de fosfordrager transparant gemaakt worden en het gestimuleerde licht aan beide kanten van de fosforplaat gedetecteerd worden (zie figuur 3.16). Dit levert een aanzienlijke efficiëntieverbetering op en betekent dat een opname met hogere beeldkwaliteit kan worden verkregen, bij gebruik van dezelfde dosis. Deze techniek is bedacht door FujiFilm en wordt ook op de markt gebracht door Philips en Siemens.



Figuur 3.16 Schematische weergave van enkel- en dubbelzijdige uitlezing van een fosforplaat.

Lijnscanner

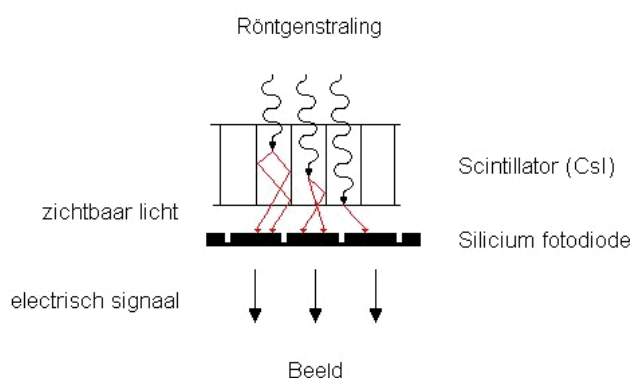
Een aantal fabrikanten van CR systemen zijn bezig met de ontwikkeling om een scherm per lijn in plaats per punt (laserbundel) te scannen. Zo kan namelijk meer latent beeld uit het scherm vrijgemaakt worden zonder de scantijd onpraktisch lang te laten worden. Deze techniek is op dit moment nog niet op de markt voor mammografietoepassing.

3.5.2 DR systemen

Op dit moment zijn er verschillende DR-mammografen op de markt en in ontwikkeling. Deze zijn onder te verdelen in verschillende detectortypen, waaraan een ander fysisch proces ten grondslag ligt. De belangrijkste drie worden hierna kort beschreven.

CsI-silicium detector

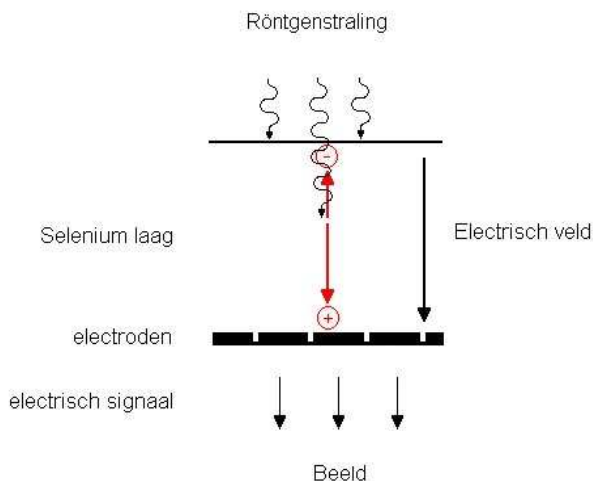
Bij dit type DR systeem wordt in een scintillator de röntgenstraling omgezet in licht. De dikte van de scintillator is mede bepalend voor de resolutie. Als scintillator worden kolomvormige kristallen (CsI) gebruikt om verstrooiing van het licht (onscherpte) te reduceren. Door de kolomvorm is het ook mogelijk om de laagdikte van de scintillator te vergroten en daarmee de efficiëntie van de fosforlaag te verhogen. Dit betekent dat meer röntgenstraling omgezet wordt in licht. De lichtfotonen, die uit de scintillator treden, worden in lichtgevoelige (silicium) detectorelementen (fotodiodes) omgezet in lading. Het uitlezen van de lading op deze detectorelementen levert het beeld op. Iedere fotodiode levert een pixel op met een bepaalde waarde. Dit type detector wordt door General Electric op de markt gebracht, Varian levert sinds kort ook dit type detector voor mammografie doeleinden.



Figuur 3.17 Schematische weergave van een CsI-silicium digitale detector.

Selenium detector

Bij dit type DR systeem vindt in een seleniumlaag een conversie plaats van röntgenstraling naar elektrische lading. Door interactie van de 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, d.w.z. een groter deel van de röntgenstraling wordt omgezet in een beeld. De lading op de elektroden wordt vervolgens uitgelezen en levert het beeld op.



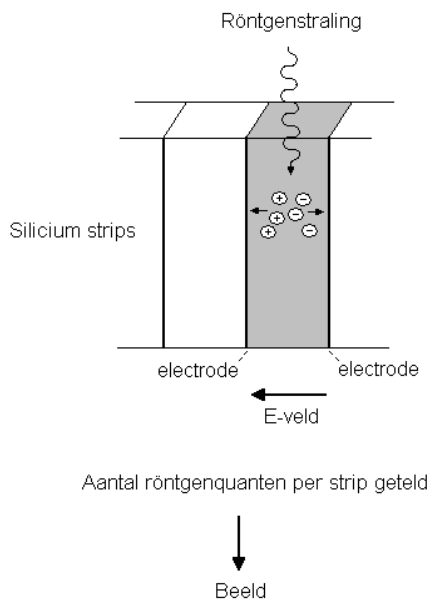
Figuur 3.18 Schematische weergave van een Selenium digitale detector.

Het selenium dat gebruikt wordt bevindt zich in een zogenaamde amorf toestand. Dit betekent dat de moleculen willekeurig gericht zijn en zich niet in een kristalrooster bevinden. Dit is belangrijk in verband met de geleiding van de elektronen en gaten naar de elektroden. Deze geleiding wordt namelijk door een kristalrooster beïnvloed. Selenium heeft echter de eigenschap om bij ca. 35 tot 40 graden te kristalliseren. Om dit te voorkomen, wordt de detector gekoeld met behulp van ventilatoren en zijn stoffen toegevoegd aan het selenium om het kristallisatieproces te voorkomen.

Dit type detector wordt door DirectRay, Anrad en Fujifilm geproduceerd. Een mammograaf met de DirectRay detector wordt op de markt gebracht door Hologic. De fabrikanten IMS, Planmed, Siemens hebben een mammograaf met de Anrad detector. De FujiFilm detector zit in de Fujifilm DR mammograaf. De drie typen selenium detectoren zijn wat betreft opbouw van de detector verschillend en hebben hierdoor wat verschillende karakteristieken, maar op deze verschillen zal niet worden ingegaan.

Fotonteller detector

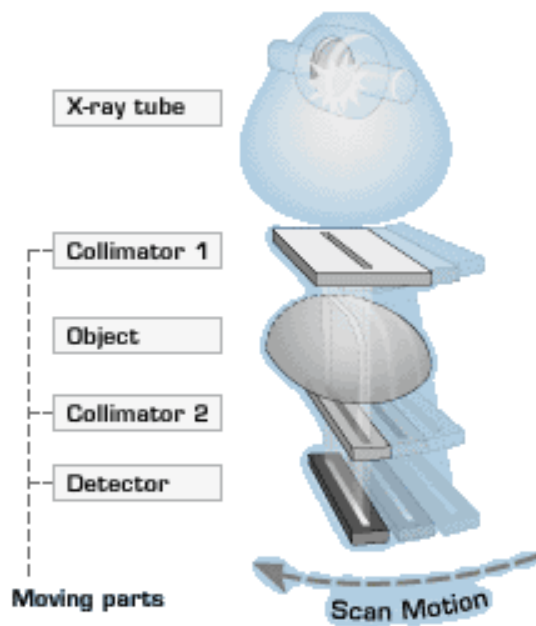
Deze detectortechniek komt uit de elementaire deeltjesfysica. Bij dit systeem worden de röntgenquanten geteld. De detector bestaat uit een detectie medium (silicium strips of een gas). Wanneer een röntgenquant in dit detectie medium binnentreedt en een interactie aangaat, ontstaat een enorme hoeveelheid lading (er wordt ook wel gezegd: een lawine aan lading, zie ook paragraaf 7.2). Electronica, die de lading in het detectie medium meet, telt nu het aantal keren dat zo'n interactie plaats vindt en telt daarmee het aantal röntgenquanten in het detectie medium.



Figuur 3.19 Schematische weergave van een foton teller detector (detectiemedium: silicium strips).

Bij deze detectortechniek is de detector niet voldoende groot om de gehele borst in één keer af te beelden. Daarom wordt gebruik gemaakt van een scanning slot systeem (zie figuur 3.20), waarbij de detector de borst scant (in laterale richting). De röntgenbundel is hierbij heel smal gemaakt en deze beweegt mee met de beweging van de detector. Vanwege deze smalle röntgenbundel is het gebruik van een stroostralenrooster niet noodzakelijk. Dit levert een dosisreductie op. Een nadeel van de scanning slot systeem is de relatief lange scantijd (ca. 6 tot 8 seconden) en daardoor de hoge buisbelasting. Vanwege deze hoge buisbelasting is het gebruik van een Wolfram anode noodzakelijk.

Op dit moment wordt dit type detector door Philips (in deze detector wordt als detectiemedium silicium strips gebruikt) op de markt gebracht. Tot voor enkele jaren geleden was de firma X-counter bezig met de ontwikkeling van dit type detector, waarbij als detectiemedium gas wordt gebruikt. Voor zover bekend wordt deze laatste niet verder ontwikkeld.

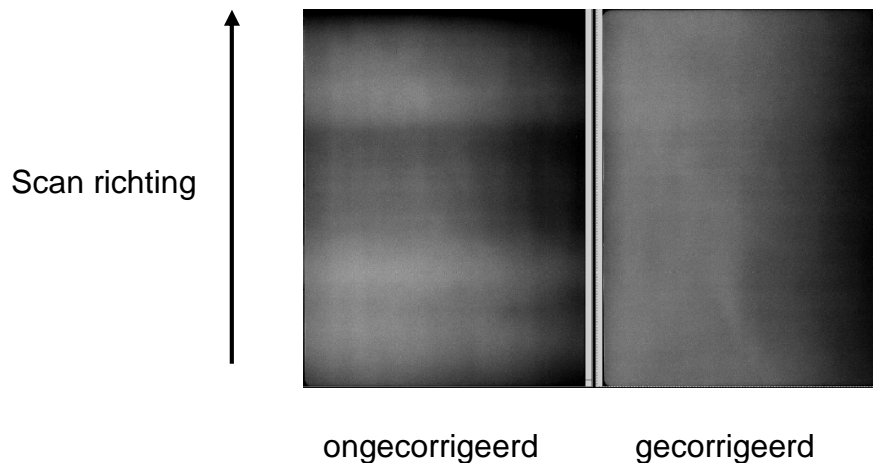


Figuur 3.20 Schematische weergave van een scanning slot systeem. (Bron: Philips)

3.6 Beeldopnemer correcties

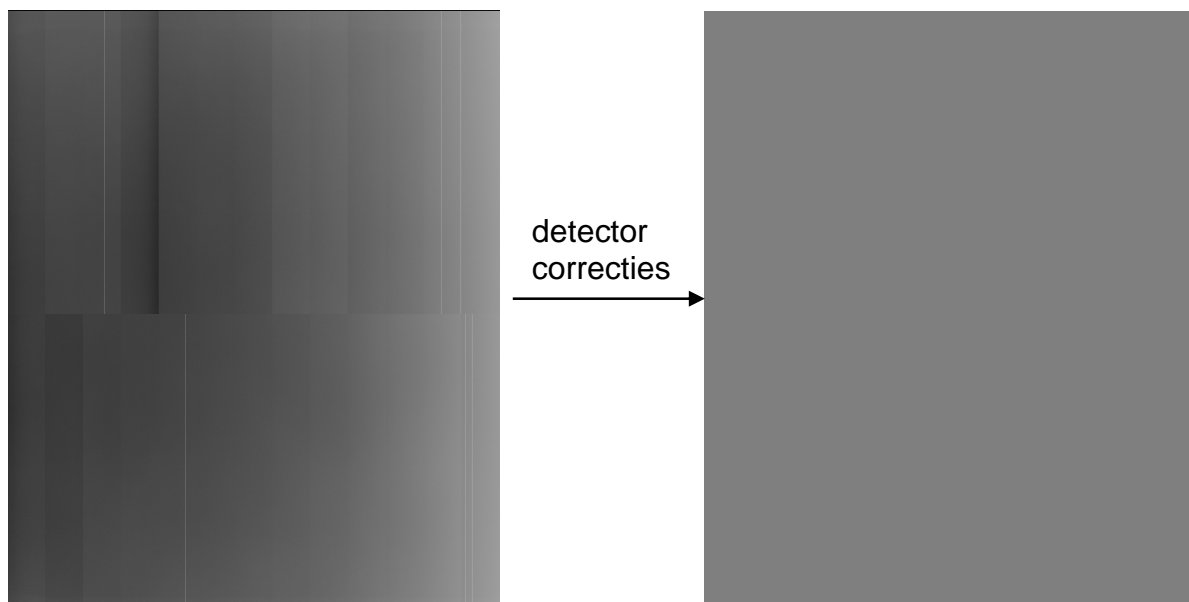
Wanneer een opname van een homogeen object gemaakt wordt, verwacht men ook een homogeen beeld te verkrijgen. Echter, op het beeld dat direct van de digitale beeldopnemer komt, zijn meerdere artefacten aanwezig. Deze zijn een gevolg van onvolkomenheden van de beeldopnemer. Om een beeld zonder artefacten te verkrijgen worden correcties uitgevoerd direct na de acquisitie door de beeldopnemer.

Bij CR systemen is de efficiëntie waarmee het licht afkomstig van de fosforplaat gedetecteerd wordt, afhankelijk van de plaats van uitlezing (in de scanrichting). Hierdoor ontstaan donkere en lichtere banden op de opname. Daarom wordt hiervoor gecorrigeerd in de zogenaamde "shading correctie" (zie figuur 3.21). Bij toepassing van de genoemde correcties blijft een pixelwaardeverloop t.g.v. het hiel- en geometrisch effect bestaan.



Figuur 3.21 Correcties voor de verschillen in efficiëntie van de lichtdetectie in een reader van een CR systeem.

Bij alle genoemde DR systemen wordt het beeld gecorrigeerd voor verschillen in gevoeligheid van de individuele detectorelementen (ook wel DELs genoemd) en uitleeselectronica. Hierbij wordt ook voor het pixelwaardeverloop t.g.v het hiel- en geometrische effect gecorrigeerd. Tevens wordt de pixelwaarde van uitgevallen DELs gereconstrueerd m.b.v. de pixelwaarden van naburige DELs. Bij scanning slot systemen, die gebruik maken van meerdere kleinere naastliggende detectoren, wordt het beeld gereconstrueerd, dat zich op de rand van twee detectoren bevindt. Bij enkele systemen vindt ook nog een correctie op geometrische vervorming plaats. Alle correcties om voor onvolkomenheden van de detector te corrigeren worden detectorcorrecties genoemd.



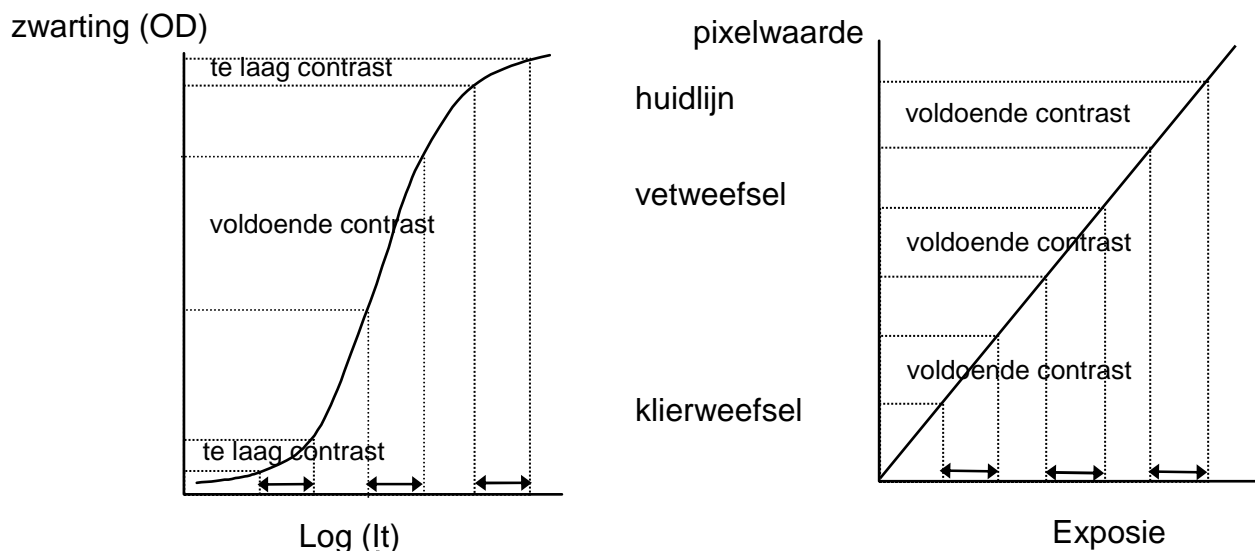
Figuur 3.22 Detectorcorrecties bij een DR systeem ter verkrijging van een homogene opname.

3.6.1 Calibraties

Bij enkele detectoren wordt aangeraden een (wekelijkse) test uit te voeren om te controleren of de toegepaste detectorcorrecties nog juist zijn. Indien de correcties niet meer juist blijken te zijn, moet de leverancier de calibratie opnieuw uitvoeren. Bij sommige detectoren moet de gebruiker de correctie voor verschillen in gevoeligheid van de detectorelementen zelf uitvoeren. Hierbij is het belangrijk dat deze calibratie uitgevoerd wordt op een moment dat het systeem enige tijd niet in gebruik is geweest, omdat een eventueel residu van een vorige opname ("ghost") de calibratie anders zou kunnen beïnvloeden.

3.7 Responsie van de beeldopnemer

In de film-scherm mammografie wordt bij een bepaalde exposie een bepaalde zwarting en contrast van de film verkregen. Hierbij is de karakteristieke filmcurve bepalend. Deze curve heeft een S-vorm, waarbij er weinig contrast is bij lage en hoge exposies (zie figuur 3.23). De ingestelde dosis is direct gekoppeld aan de bruikbare zwarting; een verkeerd gekozen dosiswaarde leidt tot een onder- of overbelichte opname, met een te laag contrast in klier- respectievelijk vetweefsel. Bij digitale mammografie is de responsie van een systeem lineair (of logaritmisch bij CR-systemen), wat betekent dat er over het gehele exposie-bereik voldoende contrast aanwezig is, onafhankelijk van de dosis van de opname. Afhankelijk van de dosis zullen hooguit de pixelwaarden iets lager of hoger zijn, maar zoals in hoofdstuk 5 gelezen kan worden kan er met de software voor gezorgd worden dat de zwartingsindruk van opnamen hetzelfde is, onafhankelijk van de gebruikte dosis.



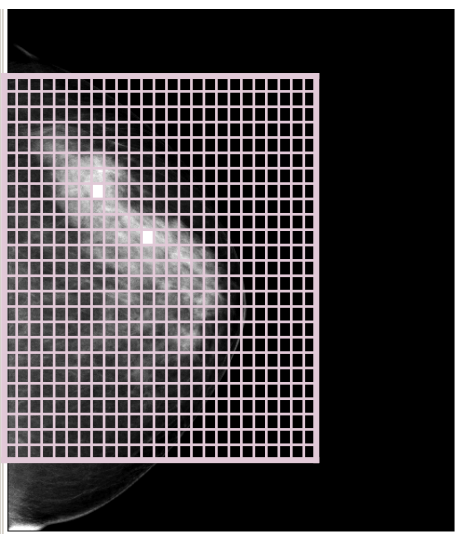
Figuur 3.23 Responsie karakteristieken van een film-scherm systeem (links) en een digitaal systeem (rechts).

3.8 Belichtingsautomaat

De bepaling van de exposieparameters (anode/filter, buisspanning en elektronendosis) van een opname is verschillend van opzet per type digitaal systeem.

Bij CR-systemen wordt een conventionele mammograaf gebruikt, waarvan de belichtingsautomaat voor een juiste exposie van de CR-cassettes moet worden afgeregeld. Het is echter zo dat de belichtingsautomaat ontwikkeld is om de zwarting van de (film-scherm) opnamen gelijk te houden. In de digitale mammografie zou dit overeenkomen met het constant houden van de pixelwaarde. Omdat de pixelwaarde slechts indirect gekoppeld is aan beeldkwaliteit betekent dit dat er enige variatie in de beeldkwaliteit van de opnamen zal zijn. Omdat de leverancier van de mammograaf en het CR systeem over het algemeen niet dezelfde zijn, moet er ook enige kennis bij de leverancier van de mammograaf aanwezig zijn over het gebruikte CR systeem om deze goed te kunnen afregelen. Het plaatsen van de meetcel onder klierweefsel, handmatig door de gebruiker, blijft noodzakelijk om onderbelichting te voorkomen.

Bij DR systemen is geen meetcel meer aanwezig. Een (groot) deel van de digitale detector fungeert nu als meetcel (zie figuur 3.24). De grootte en locatie van dit detectordeel is per type digitaal systeem verschillend. De hoeveelheid straling die na transmissie door de borst komt kan niet meer gedurende de opname gemeten worden, maar alleen als de detector wordt uitgelezen. Daarom wordt bij een DR systeem een pre-exposie (een hele korte opname) gemaakt. Aan de hand van de gecomprimeerde borstdikte worden de exposieparameters (het filter, de buisspanning en de mAs-waarde) voor de pre-exposie gekozen. De exposieparameters voor de "echte" opname worden na deze pre-exposie bepaald door het meten van het laagste signaal (ten gevolge van de grootste verzwakking in het af te beelden object) in een bepaald deel van het beeld. De software zorgt er voor dat de exposie zodanig is dat de beeldkwaliteit in dit deel van de opname op een vooraf ingesteld niveau zit.



Figuur 3.24 Voorbeeld van het gebruik van meetcellen bij de belichtingsautomaat van een DR systeem.

Bij scanning slot systemen is het niet mogelijk om met een korte pre-exposie de belichting te bepalen, omdat een korte exposie namelijk geen geheel beeld, maar slechts een klein deel daarvan oplevert. De detector van het scanning slot systeem van Sectra bestaat uit meerdere detectorlijnen. De eerste detectorlijn wordt nu gebruikt voor de meting van de verzwakking ten gevolge van het af te beelden object. Met de gegevens van de verzwakking kan daarop de scansnelheid worden aangepast. Door een lagere scansnelheid te gebruiken bij een deel dat sterker verzwakt, blijft de beeldkwaliteit toch op een vooraf ingesteld niveau.

Bij film-scherm mammografen (gebruikt bij CR systemen) en bij enkele DR systemen is het mogelijk het dosisniveau aan te passen middels automaatstanden. In de film-scherm situatie zijn deze noodzakelijk omdat:

1. hiermee gecorrigeerd wordt voor variaties in het ontwikkelproces en de filmemulsie. In dit geval kan de automaatstand zowel verhoogd als verlaagd worden.
2. het niet altijd mogelijk is de meetcel (voldoende) onder het klierweefsel te positioneren. In dit geval wordt de automaatstand verhoogd om onderexposie te voorkomen.

Bij digitale mammografie zijn variaties in het ontwikkelproces en de filmemulsie echter niet meer van toepassing. Een verandering van de automaatstand is alleen noodzakelijk indien de meetcel handmatig gekozen moet worden en niet onder klierweefsel gepositioneerd kan worden, wat het geval is bij CR systemen. Hier geldt dus dat alleen automaatstanden boven de nulstand noodzakelijk zijn! Aannemende dat de nulstand correct staat afgeregeld, wordt het gebruik van automaatstanden onder de nulstand afgeraden vanwege het gevaar op onderexposie en het verlies van beeldkwaliteit dat daarmee gepaard gaat.

3.9 *Het acquisitie werkstation*

Digitale systemen zijn uitgerust met een acquisitie werkstation. Deze is gekoppeld aan de mammograaf en bevindt zich over het algemeen in de onderzoeksruijme. Na de registratie van de cliëntgegevens wordt een opname gemaakt. Het acquisitie werkstation zorgt ervoor dat de detector wordt uitgelezen en dat de benodigde detectorcorrecties worden aangebracht, waarna tenslotte de opname op het beeldscherm verschijnt (afhankelijk van het gebruikte systeem na ca. 20 tot 50 seconden).

Bij CR systemen zou het uitleesstation (of reader) als acquisitie werkstation beschouwd kunnen worden. Deze hoeft zich niet in de onderzoeksruijme te bevinden.



Figuur 3.25 Acquisitie werkstation van een DR systeem (links) en uitleesstation van een CR systeem (rechts).

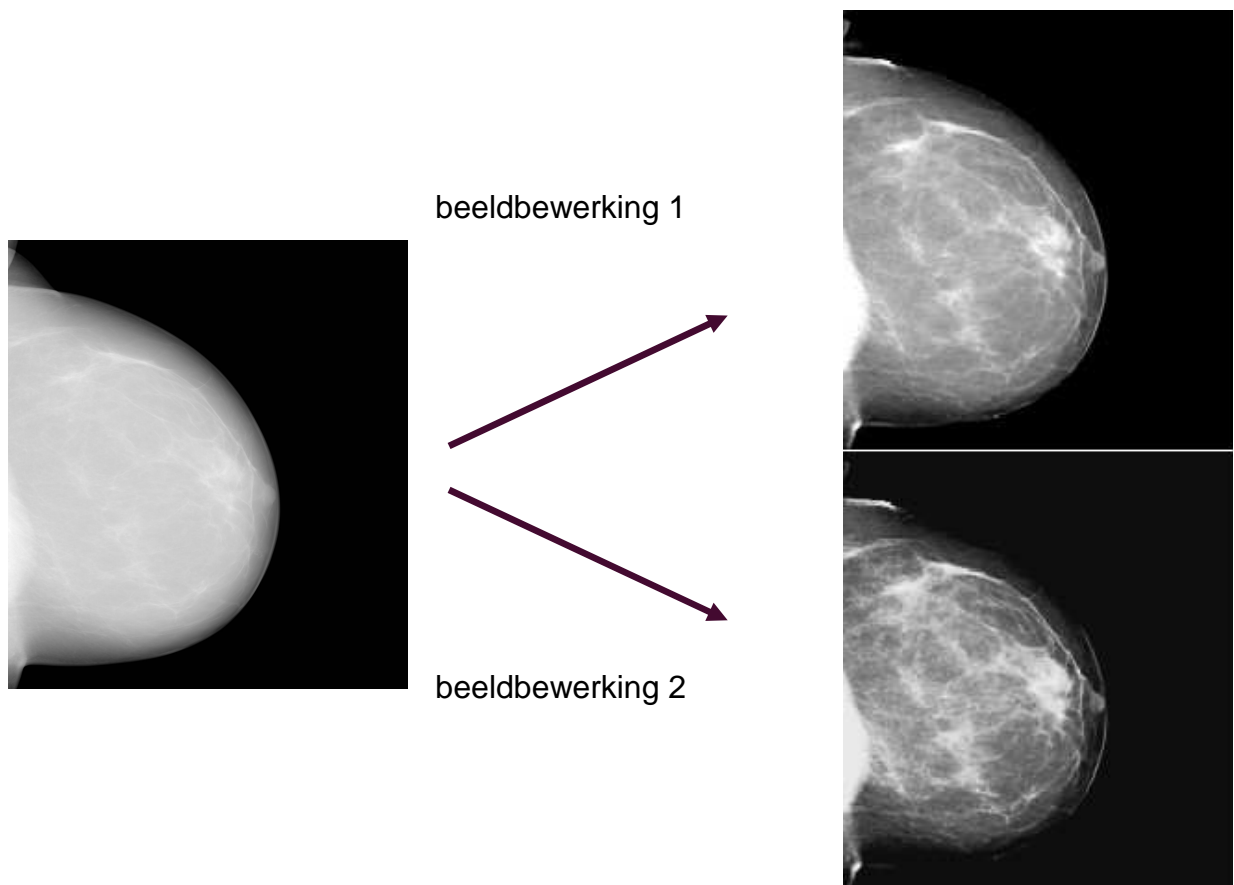
Op het mammogram dat op het beeldscherm verschijnt kan door de laborante beoordeeld worden of de insteltechniek juist is geweest en afhankelijk van de gevolgde werkwijze zal dan tevens bepaald worden of aanvullende opnamen noodzakelijk zijn. In het laatste geval moet het beeldscherm voldoende kwaliteit hebben en zal daarom aan de eisen moeten voldoen zoals die ook gesteld worden aan het beeldscherm waarop de diagnostiek wordt gedaan door de radioloog (zie paragraaf 6.4).

Nadat het onderzoek van de cliënt is afgerond worden het onbewerkte en bewerkte beeld bewaard op het acquisitie werkstation. De beelden kunnen daarna getransporteerd worden naar zowel het diagnostische werkstation van de radioloog als naar het digitale archief. Afhankelijk van de instellingen wordt alleen het bewerkte beeld getransporteerd of zowel het onbewerkte als het bewerkte beeld.

4 Beeldvormende keten: beeldbewerking

Wanneer een onbewerkt beeld van de detector naar het acquisitie werkstation gestuurd wordt, is deze niet geschikt om op een beeldscherm te kunnen beoordelen. De beeldbewerking moet er voor zorgen dat het onbewerkte beeld zo optimaal mogelijk gepresenteerd wordt en dat (verdachte) structuren goed gevisualiseerd worden. Voor de screening is het hierbij belangrijk dat de weergave van een beeld zodanig is dat een radioloog alle relevante structuren kan beoordelen, zonder het contrast en de “zwarting” op zijn beeldscherm te moeten aanpassen. Dit zou namelijk te veel tijd kosten.

Fabrikanten hebben verschillende inzichten over de meest optimale weergave van een beeld. De beeldbewerking kan daarom sterk verschillen per systeem. Ook kunnen binnen een systeem parameters voor de beeldbewerking naar de wensen van de gebruiker ingesteld worden. Dit heeft tot gevolg dat het uiterlijk van beelden van verschillende systemen heel anders kan zijn. Dit kan het vergelijken van opnamen bemoeilijken.



Figuur 4.1 Hetzelfde mammogram, op twee verschillende manieren bewerkt, kan een ander "uiterlijk" opleveren. Merk op dat bij beeldbewerking 2 de borst meer klierweefsel lijkt te bevatten dan bij beeldbewerking 1.

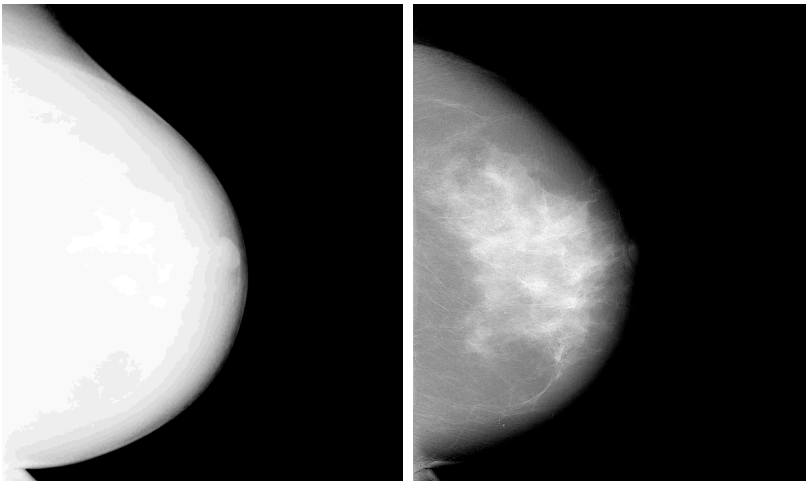
Dit zelfde kan ook optreden nadat een fabrikant, na nieuwe inzichten, met een nieuwe versie van de beeldbewerkingssoftware op de markt komt. Indien ook het onbewerkte beeld in het digitale archief is opgeslagen, kan in deze situatie het “oude” beeld opnieuw bewerkt worden met de nieuwe software. Echter zijn er extra kosten gemoeid met het opslaan van de onbewerkte beelden. Dit leidt dus tot discussies over het wel of niet moeten opslaan van de onbewerkte beelden.

In de volgende paragrafen wordt verder ingegaan op een aantal veel gebruikte beeldbewerkings-technieken.

4.1 Logaritmische schaling

In de mammografie zijn we geïnteresseerd in de structuren in de borst. Deze structuren hebben een verschillende verzwakking van de röntgenbundel en hierdoor ontstaan lokale verschillen in dosis die op de beeldopnemer invallen, zodat de verschillen ook zichtbaar zijn in het beeld. Zoals in paragraaf 3.7 werd besproken heeft een onbewerkt beeld een lineair verband tussen de pixelwaarde en de dosis. Dit heeft tot gevolg dat als je een onbewerkt mammogram op een monitor bekijkt dat je eigenlijk geen structuren in de borst kunt waarnemen (zie figuur 4.2A). De verschillen zijn er uiteraard wel, maar de verschillen in pixelwaarden liggen te veel in een zelfde range. Om nu het ‘verzwakkingsbeeld’ te verkrijgen moeten de pixelwaarden van het beeld logaritmisch geschaald worden (zie figuur 4.2B). Hierbij wordt o.a. gebruik gemaakt van het histogram van een mammogram (zie paragraaf 2.6).

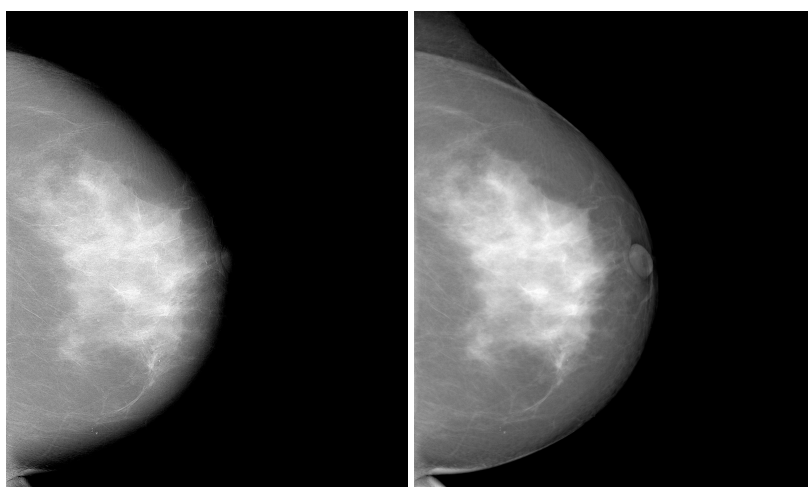
Bij de meeste CR systemen vindt de logaritmische schaling van het beeld al plaats tijdens of direct na de uitlezing van de fosforplaat tijdens de beeldacquisitie. Bij DR systemen vindt deze stap in de beeldbewerking plaats.



Figuur 4.2 A: Onbewerkte mammogram (lineair verband tussen dosis en pixelwaarde) en B: Hetzelfde mammogram, waarbij de pixelwaarden logaritmisch geschaald zijn.

4.2 Borstrandcompensatie

Omdat een borst aan de rand minder dik is en daardoor de röntgenstraling minder verzwakt, wordt dit deel op een film een stuk donkerder dan de rest van de borst. Bij digitale mammografie heeft dit deel pixelwaarden in een andere range dan de rest van de borst. Omdat beeldschermen een beperkte contrastweergave hebben en onze ogen beperkt zijn in het waarnemen van contrastverschillen zijn structuren aan de rand van de borst hierdoor niet tegelijk goed zichtbaar met de overige delen van de borst. Door het toepassen van een correctie voor de afname van de borstdikte wordt dit wel mogelijk (zie figuur 4.3). De pixelwaarden van de borstrand worden min of meer opgehaald, zodat deze meer in de range van de pixelwaarden van de rest van de borst komen te liggen.



Figuur 4.3 A: Logaritmischeschaald mammogram en B: hetzelfde mammogram met borstrandcompensatie.

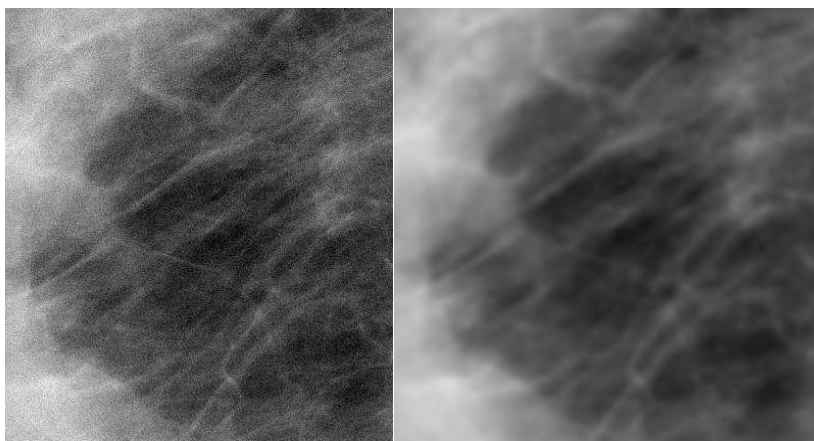
4.3 Contrastaanpassingen

Verschillende beeldbewerkingstechnieken worden gebruikt om het contrast van een opname te optimaliseren. Deze aanpassing van het contrast kan op verschillende manieren gebeuren:

- Het contrast kan voor de gehele borst aangepast worden volgens een vooraf bepaalde curve. Hierbij is de contrastverandering op een opname afhankelijk van de pixelwaarde;
- Het contrast kan lokaal aangepast worden. Dit kan grote gevolgen hebben voor het uiterlijk van een opname. De samenhang tussen de verschillende structuren op de opname kan namelijk verstoord worden, wat de diagnose mogelijk negatief beïnvloedt en de vergelijking met voorgaande mammogrammen kan bemoeilijken. Met deze techniek moet daarom voorzichtig worden omgesprongen;
- Het contrast kan veranderd worden afhankelijk van de grootte van het contrast van een object. Hierbij is het mogelijk om minder zichtbare structuren beter te visualiseren ten koste van de duidelijke en grote structuren.

4.4 *Ruisonderdrukking*

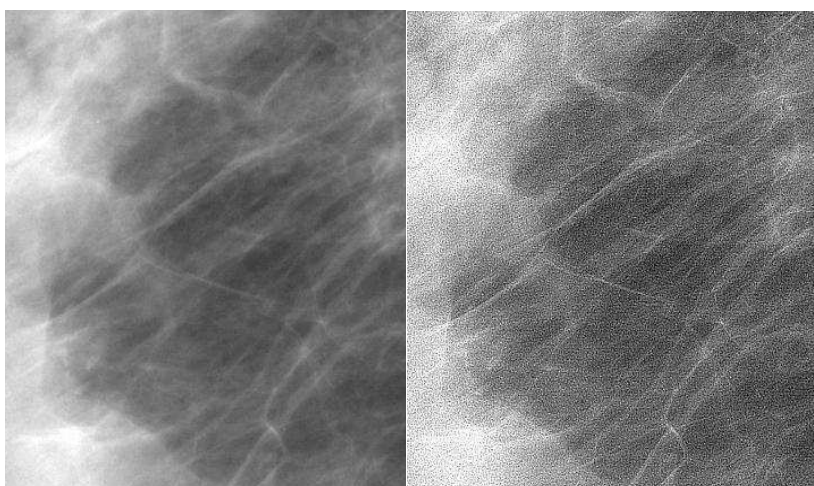
Bij een aantal systemen is het mogelijk om een ruisonderdrukkingstechniek toe te passen. Met deze techniek moet zorgvuldig worden omgesprongen, omdat het moeilijk is om onderscheid te maken tussen “ruis” en details uit het beeld. Wanneer er te veel ruisonderdrukking toegepast wordt, bestaat het risico dat diagnostische informatie verdwijnt uit het beeld (zie figuur 4.4).



Figuur 4.4 A: Vergroting van een deel van een mammogram en B: hetzelfde deel van een mammogram, waarbij een ruisonderdrukkingstechniek is toegepast.

4.5 *Verscherping*

Verscherpingstechnieken kunnen toegepast worden om (overgangen tussen) structuren beter weer te geven. Dit kan echter tot gevolg hebben dat de ruis van een opname verhoogd wordt (zie figuur 4.5). Ook hierbij geldt dat deze techniek op een verstandige manier gebruikt moet worden.



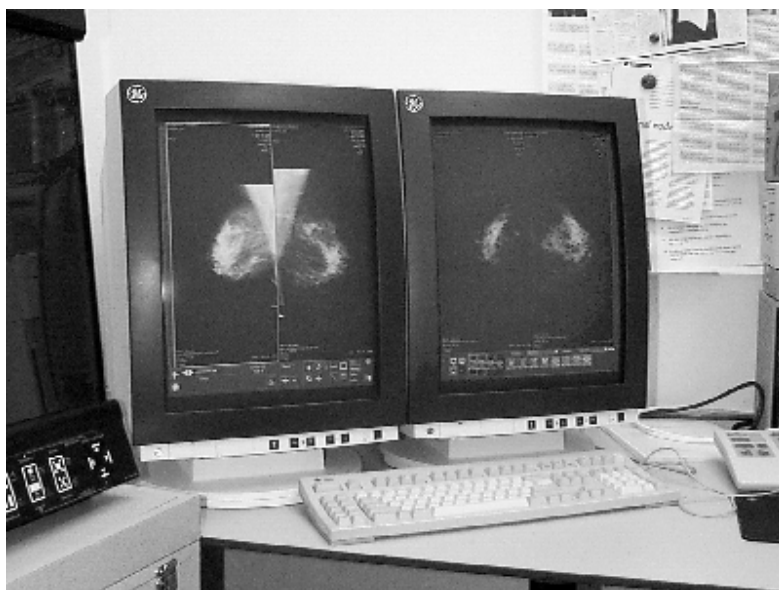
Figuur 4.5 A: Vergroting van een deel van een mammogram en B: hetzelfde deel van een mammogram, waarbij een verscherpingstechniek is toegepast.

Na de beeldbewerking kunnen op het (diagnostische) werkstation nog de zwartingsindruk en het contrast van ieder beeld aangepast worden om eventuele verdachte structuren beter te visualiseren. Dit wordt besproken in het volgende hoofdstuk.

5 Beeldvormende keten: beeldweergave

5.1 Diagnostisch werkstation

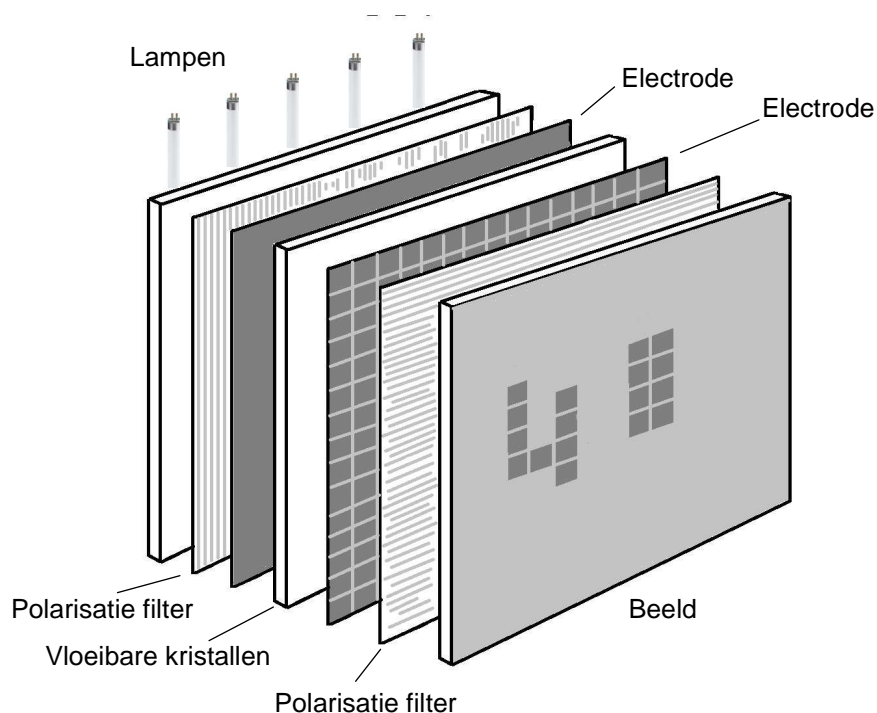
De beoordeling van de beelden door de radioloog vindt plaats op een diagnostisch werkstation. De meeste diagnostische stations bestaan uit een computer met software en twee monochrome hoog-resolutie (5 megapixel) beeldschermen. De bewerkte beelden worden op de beeldschermen gepresenteerd en het werkstation biedt daarbij mogelijkheden aan de radioloog voor vergelijkingen met andere opnamen en voor beeldmanipulaties om structuren nader te evalueren. Hierbij moet het systeem in staat zijn om de hoge workflow in de borstkankerscreening te halen. Om deze te kunnen halen dient een goed “hanging protocol” (de manier en volgorde waarop beelden aan de radioloog worden gepresenteerd) aanwezig te zijn. Tevens dient men door middel van sneltoetsen of een speciaal toetsenbord snel van cliënt of beeld te kunnen wisselen.



Figuur 5.1 Het diagnostische beekijkstation van een digitale mammograaf met twee hoog resolutie beeldschermen.

5.2 Beeldschermen

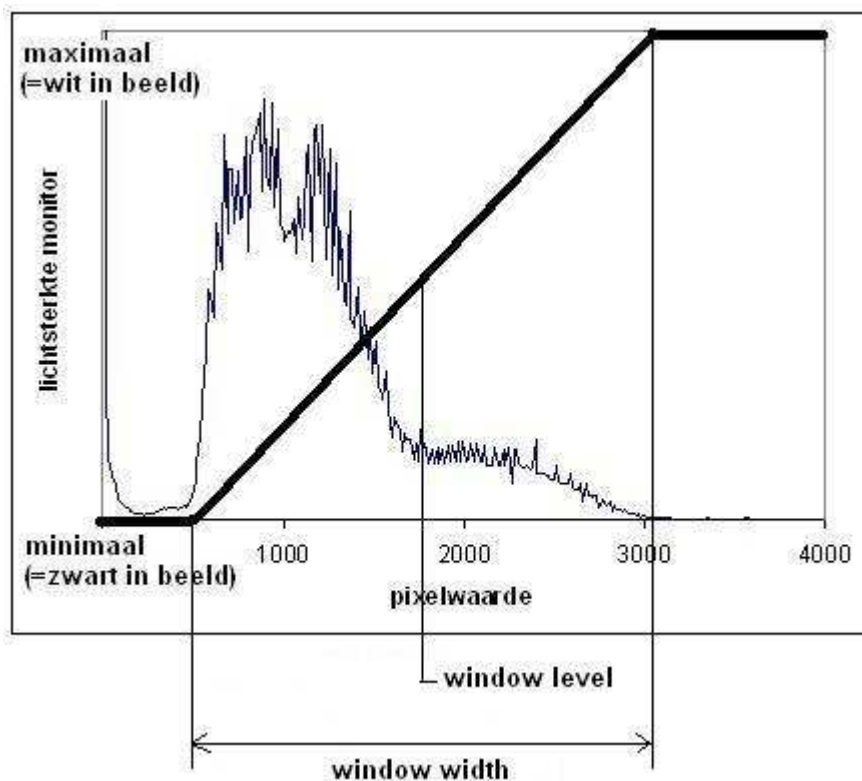
Op dit moment wordt een Liquid Crystal Display (LCD) beeldscherm standaard toegepast in diagnostische werkstations. Bij dit type beeldscherm is er een lichtbron waarvoor een matrix met vloeibare kristallen geplaatst is, zie figuur 5.2. Ieder vlakje uit de matrix is hierbij een beeldpunt. De lichtdoorlaatbaarheid van de vloeibare kristallen wordt geregeld met behulp van een elektrisch veld tussen de elektroden en beide polarisatiefilters. Op deze manier kan de gewenste luminantie voor een beeldpunt bereikt worden en een beeld opgebouwd worden.



Figuur 5.2 Schematisch weergave van een LCD beeldscherm

5.3 Beeldweergave op een beeldscherm

Een beeldscherm kan afhankelijk van de grafische kaart 256 (8 bits per pixel) of 1024 (10 bits per pixel) luminantie waarden weergeven. Het menselijke oog kan ongeveer 250 tot 500 grijswaarden onderscheiden. Dit betekent dat niet alle pixelwaarden van een mammogram met een bitdiepte van 12 bit (4096 pixelwaarden) tegelijk op een beeldscherm met een eigen luminantie weergegeven kunnen worden en indien dit wel kon, zou ons oog dit grote aantal grijswaarden niet kunnen onderscheiden. Daarom wordt het aantal diagnostisch relevante pixelwaarden gereduceerd in de beeldbewerking (bijvoorbeeld door het borstrand compensatie algoritme, zie paragraaf 4.2). Daarnaast is het mogelijk om het aantal pixelwaarden dat op een beeldscherm gepresenteerd wordt te reduceren door diagnostisch niet-relevante pixelwaarden niet weer te geven. De selectie van pixelwaarden, die wordt weergegeven op het beeldscherm (ook het “window” genoemd), wordt gekozen met behulp van een histogram analyse. Hierbij is de “window width” de breedte van het geselecteerde gebied, het “window level” is de gemiddelde pixelwaarde van het “window”. Met deze twee parameters is het gebied, dat weergegeven wordt op de beeldscherm, eenduidig vastgelegd.

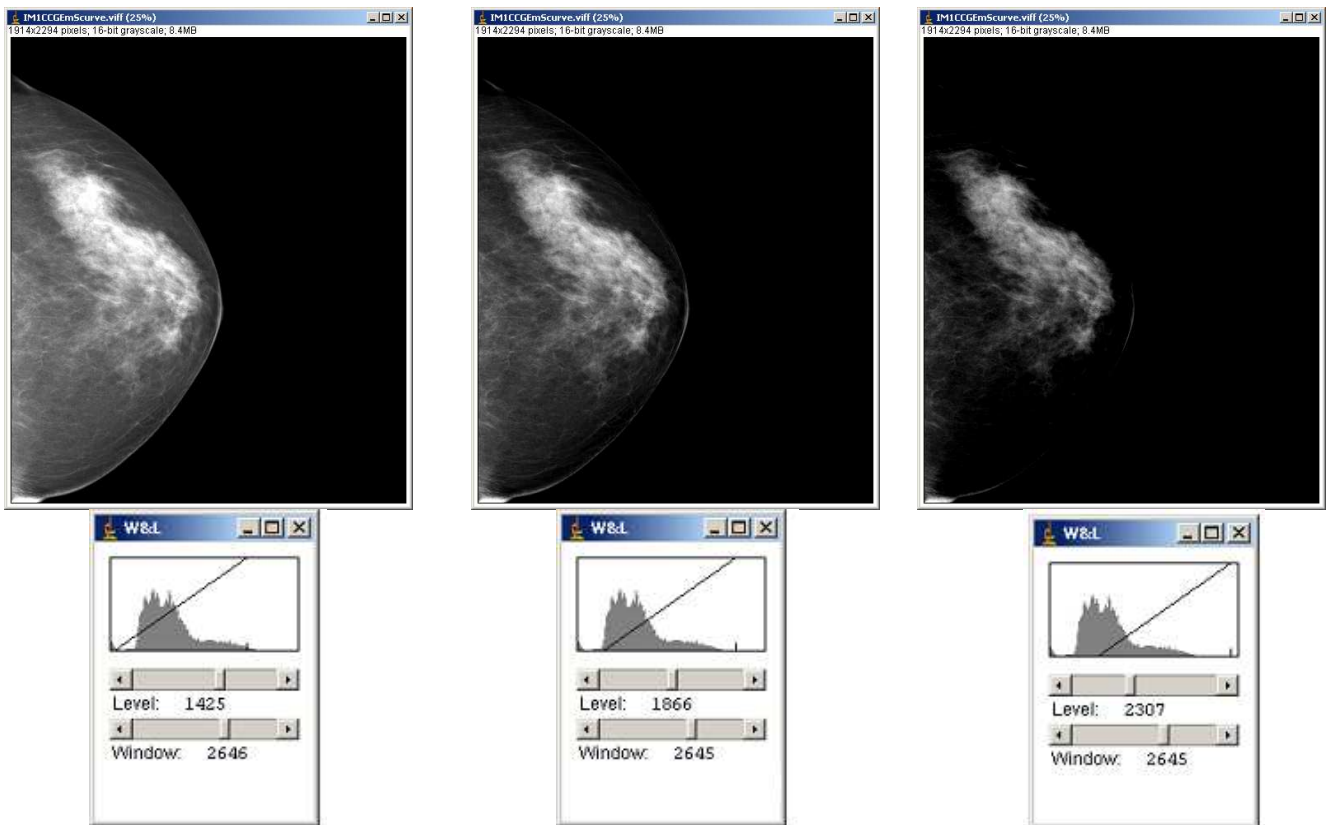


Figuur 5.3 Instelling van het window voor de beeldweergave

Zelfs met het toepassen van een reductie van het aantal diagnostisch relevante pixelwaarden in de beeldbewerking en het weergeven van slechts een (diagnostisch relevante) selectie aan pixelwaarden op het beeldscherm, is het mogelijk dat er meer pixelwaarden zijn dan tegelijk weergegeven kunnen worden. In dit geval worden een aantal opeenvolgende pixelwaarden gekoppeld aan één luminantiewaarde, bijvoorbeeld pixelwaarden 1000, 1001 en 1002 worden weergegeven als luminantiewaarde a en pixelwaarden 1003, 1004 en 1005 als luminantiewaarde b.

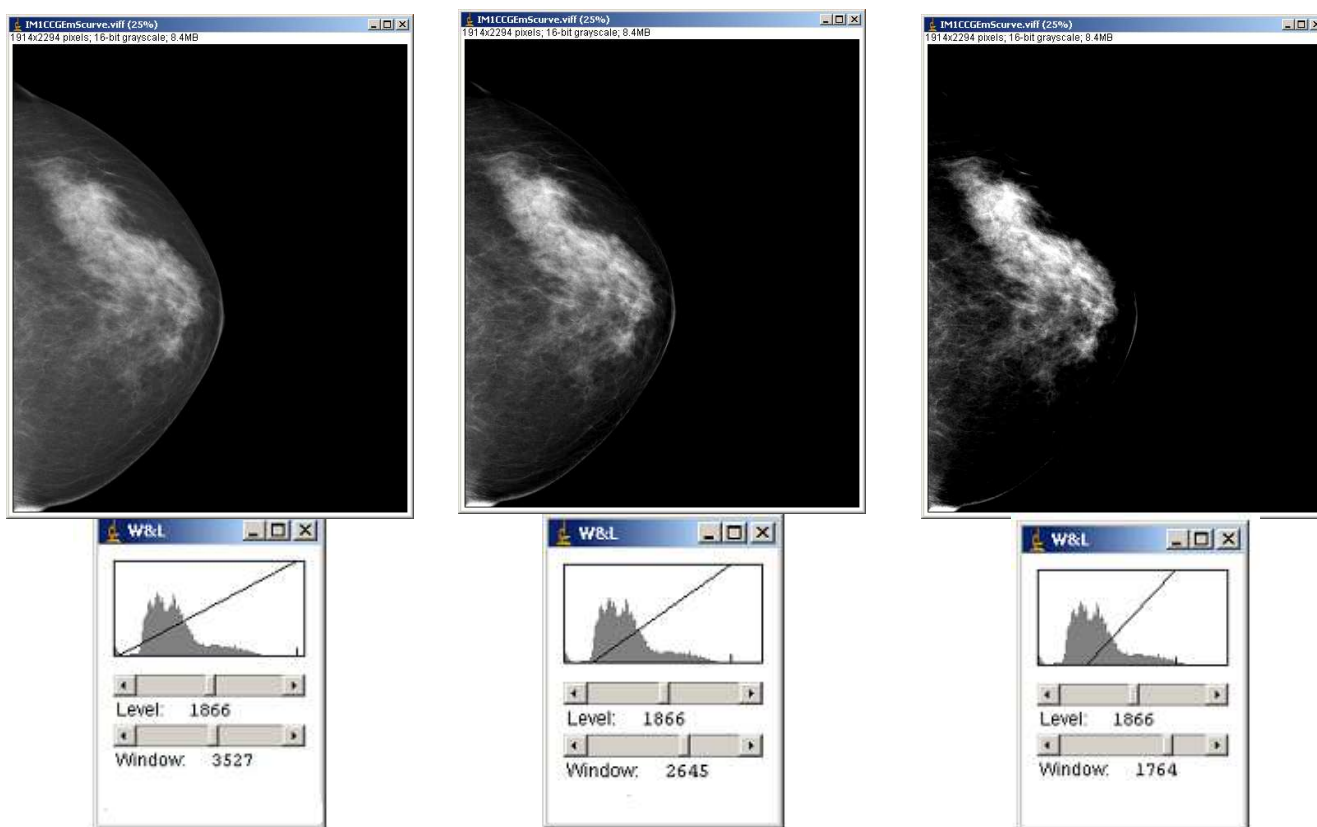
Om de volledige contrastinformatie lokaal in beeld te brengen moet het window worden aangepast. Dit maakt het mogelijk om verdachte structuren in een beeld nader te bekijken. Bij dit handmatig veranderen van het “window” kunnen andere delen van de opname minder goed of zelfs niet meer worden weergegeven.

De door de fabrikant, aan de hand van het histogram bepaalde optimale “window level” en “window width” worden in het DICOM bestand aan het beeld gekoppeld (in de tag “0028,1050” en “0028,1051”, zoals te zien is in figuur 2.10). Als het beeld gepresenteerd wordt op het beeldscherm worden deze instellingen standaard gebruikt voor de weergave.



Figuur 5.4 Window level aanpassen. Door verschuiving van het window worden de opnamen lichter of donkerder. Op het rechter beeld is zichtbaar dat het vetweefsel in het zwart verdwijnt.

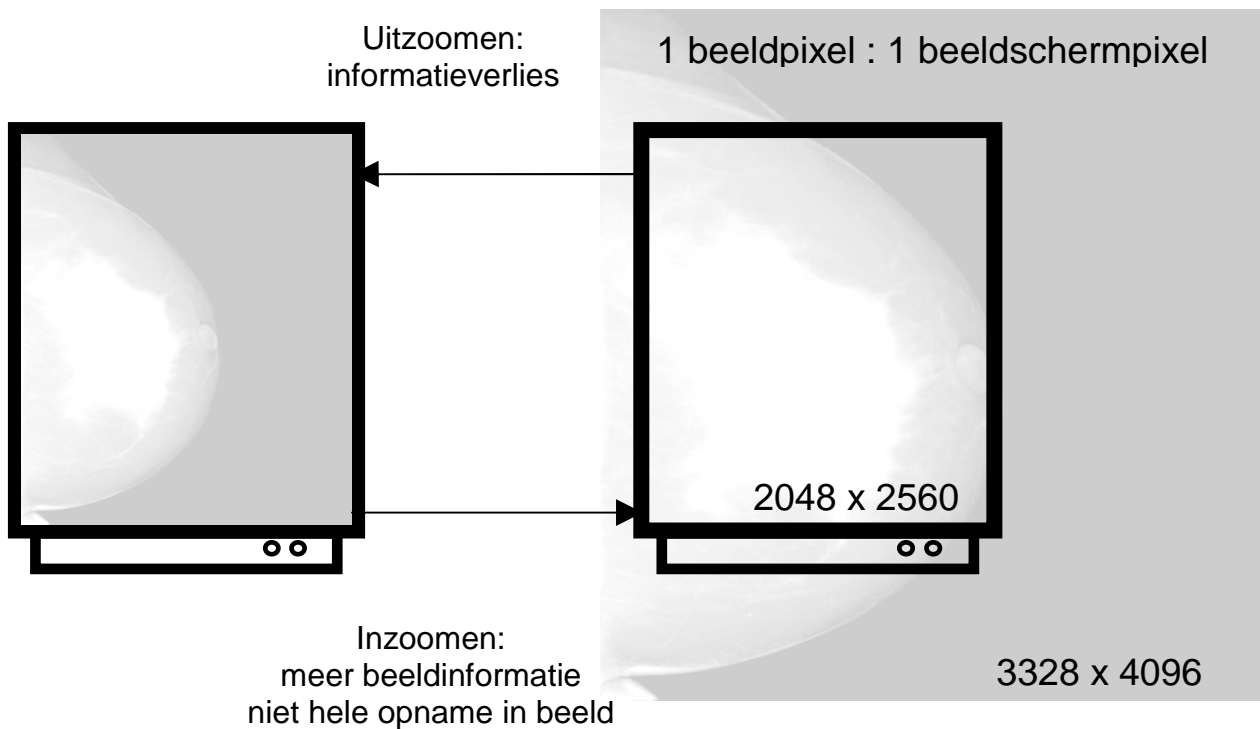
Handmatige aanpassing van de beeldweergave is mogelijk door aanpassing van het window level (zie figuur 5.4, de opnamen worden lichter of donkerder weergegeven) en window width (zie figuur 5.5, de opnamen worden met minder of meer contrast weergegeven). Opgemerkt wordt dat hiermee alleen de beeldweergave verandert, het beeld zelf (de pixelwaarden) blijft ongewijzigd.



Figuur 5.5 Window width aanpassen. Door het verbreden (curve minder steil) of versmallen (curve steiler) van het window krijgt de opnamen minder, respectievelijk meer contrast. Merk op dat in het beeld rechts het vetweefsel in het zwart verdwijnt.

Om ervoor te zorgen dat de weergave van een beeldscherm is geoptimaliseerd voor menselijke waarneming en dat de perceptie van het beeld op verschillende werkstations hetzelfde is, dient alle apparatuur voor diagnostische beeldpresentatie te voldoen aan de 'Digital Imaging and Communications in Medicine' (DICOM) standaard voor beeldweergave. Dit wordt beschreven in paragraaf 5.4)

Tot slot moet er bij het bekijken van beelden op een monitor rekening worden gehouden met het feit dat een beeldscherm is opgebouwd uit een eindig aantal beeldscherm pixels. Bijvoorbeeld een 5 megapixel beeldscherm is opgebouwd uit 2048 x 2560 beeldscherm pixels. Normaal gesproken worden mammogrammen "beeldvullend" bekeken (zie linker situatie in figuur 5.6). Stel dat het mammogram is opgebouwd uit 2560 x 3328 pixels, beeldformaat ca. 18 x 24 cm en 70 µm pixelgrootte, dan wordt het beeld een beetje uitgezoomd om het in zijn geheel op het beeldscherm te kunnen tonen. Dit betekent informatieverlies. Bij een mammogram met eenzelfde pixelgrootte (70 µm) met een beeldformaat van ca. 24 x 30 cm zal nog verder moeten worden uitgezoomd en is de mate van informatie verlies dus ook groter. Om lokale structuren beter te kunnen weergeven kan het dus nodig zijn de zoomfunctie te gebruiken. Indien een 2 megapixel beeldscherm wordt gebruikt in plaats van een 5 megapixel beeldscherm is de mate van informatie verlies dusdanig dat de zoomfunctie altijd gebruikt moet worden om kleine details goed te kunnen weergeven.



Figuur 5.6 Zoomfunctie van de beeldweergave

5.4 De Grayscale Standard Display Function (GSDF)

Naast het bestandformaat is in de DICOM standaard ook de zogenaamde “Grayscale Standard Display Function” gedefinieerd. Deze functie wordt ook wel de DICOM standaard voor presentatie genoemd en schrijft voor op welke manier een monitor gecalibreerd moet worden. Deze functie zorgt ervoor dat:

- de weergave van beeldschermen geoptimaliseerd is voor menselijke waarneming. Het menselijk oog is namelijk gevoeliger voor contrastverschillen in heldere gebieden van een beeld dan in donkere gebieden. Met behulp van een 'look up table' (LUT) wordt er voor gezorgd dat gelijke veranderingen in grijswaarden in het digitale bewerkte beeld visueel gelijke veranderingen in luminantie opleveren op het beeldscherm.
- de contrastverdeling binnen een beeld hetzelfde is en daarmee de perceptie van beelden afgebeeld op verschillende beeldschermen identiek is.
- de (storende) invloed van omgevingslicht op de contrastweergave wordt meegenomen in de bepaling van de weergave karakteristieken en calibratie van het beeldscherm. Deze moeten dan voldoen aan de GSDF.

6 Kwaliteitscontrole bij digitale mammografie

6.1 Testen uitgevoerd door de fysische groep van het LRCB

Net als bij de “film-scherm” borstkanker screening voert de fysische groep van het LRCB ook in de digitale situatie diverse soorten testen uit aan digitale beeldvormende apparatuur in de screening. Hierna worden de type test, de acceptatietest, de halfjaarlijkse test en de wekelijkse kwaliteitsbewaking kort besproken.

Type test

Een type test wordt uitgevoerd om een oordeel te kunnen geven over de toepasbaarheid van nieuwe typen beeldvormende apparatuur in de screening. Deze test wordt uitgevoerd op verzoek van een leverancier die de nieuwe beeldvormende apparatuur in het bevolkingsonderzoek wil introduceren, of de screeningsorganisatie die deze apparatuur in gebruik wil nemen. Deze test vindt over het algemeen buiten de screening plaats.

Tijdens een type test worden uitgebreide meetseries verricht aan een digitaal systeem. Aan eventuele probleempunten worden extra meetseries uitgevoerd om te bekijken of het systeem met andere instellingen wel kan voldoen aan de gestelde normen. Als onderdeel van een typetest is het noodzakelijk om tijdens een klinische testperiode (van enkele maanden) de stabiliteit van een systeem te kunnen beoordelen. Bepaalde problemen (zoals bijvoorbeeld ghosting en detector instabiliteit) kunnen zich namelijk pas na enige tijd voordoen. In deze testperiode wordt met behulp van een regelmatig gemaakte testopname de homogeniteit en stabiliteit van een systeem gecontroleerd. Dit kan, afhankelijk van het systeem, een wekelijkse opname (met eventueel extra opnamen na verplaatsingen etc.), of een dagelijkse opname zijn.

Acceptatietest

Een acceptatietest wordt uitgevoerd aan nieuwe beeldvormende apparatuur waarvoor reeds een typekeuring is afgegeven. Deze test vindt plaats na installatie van de apparatuur in een screeningseenheid, voordat deze apparatuur in gebruik wordt genomen. Bij een acceptatietest wordt gecontroleerd of een systeem aan de gestelde normen voldoet en wordt vastgelegd wat de staat van een systeem is na installatie. Indien de apparatuur niet aan de gestelde limieten blijkt te voldoen, wordt de betreffende fabrikant in de gelegenheid gesteld de apparatuur bij te stellen, waarna een *hertest* wordt uitgevoerd. Vanwege het grote belang van de juiste beijkomstandigheden worden in de digitale situatie ook de werkstations bij de beijkomstandigheden aan een acceptatietest onderworpen.

Halfjaarlijkse test

Na acceptatie van de apparatuur wordt deze twee maal per jaar aan een periodieke test onderworpen. Deze test dient ertoe om de instellingen en de veroudering van een digitaal systeem te controleren.

Wekelijkse kwaliteitsbewaking

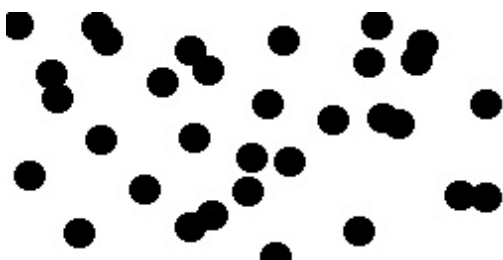
Voor digitale systemen is een dagelijkse kwaliteitsbewaking niet meer noodzakelijk. Daarvoor in de plaats komt een wekelijkse kwaliteitsbewaking die in samenwerking met de laboranten van de screeningseenheid wordt uitgevoerd. Deze wekelijkse kwaliteitsbewaking bestaat uit een homogeniteits- en stabiliteitstest. Deze dient ervoor om de stabiliteit van het digitale systeem te controleren en, bij bepaalde typen systemen, om de calibraties van het systeem te controleren. De laboranten maken hiervoor een testopname, die naar het LRCB gestuurd wordt en daar beoordeeld wordt.

In het algemeen genomen kunnen ook de kwaliteitsmetingen aan een digitaal mammografiesysteem onderverdeeld worden in de drie stappen van het beeldvormende proces: beeldaquisitie, beeldbewerking en beeldweergave. Enkele belangrijke aspecten van de kwaliteitscontrole van deze onderdelen zullen afzonderlijk besproken worden in de volgende paragrafen.

6.2 Kwaliteitscontrole bij de beeldacquisitie

6.2.1 Signaal-ruis verhouding

In paragraaf 2.5 werd al gezegd dat de signaal-ruis verhouding een maat is voor de zichtbaarheid van structuren en daarmee een maat is voor de beeldkwaliteit van een systeem. Hiermee zal het meteen duidelijk zijn dat de signaal-ruis verhouding dus afhankelijk is van de mate van ruis en dat het dus belangrijk is dat bij een digitaal systeem de ruis zo klein mogelijk is. Ruis kan verschillende oorzaken hebben. Om te beginnen is er altijd quantumruis. Quantumruis is de ruis als gevolg van de statistische fluctuatie van fotonen in een röntgenbundel. Anders gezegd: het aantal röntgenquanten dat in een gebiedje komt varieert enigszins, wat ruis tot gevolg heeft (zie figuur 6.1).

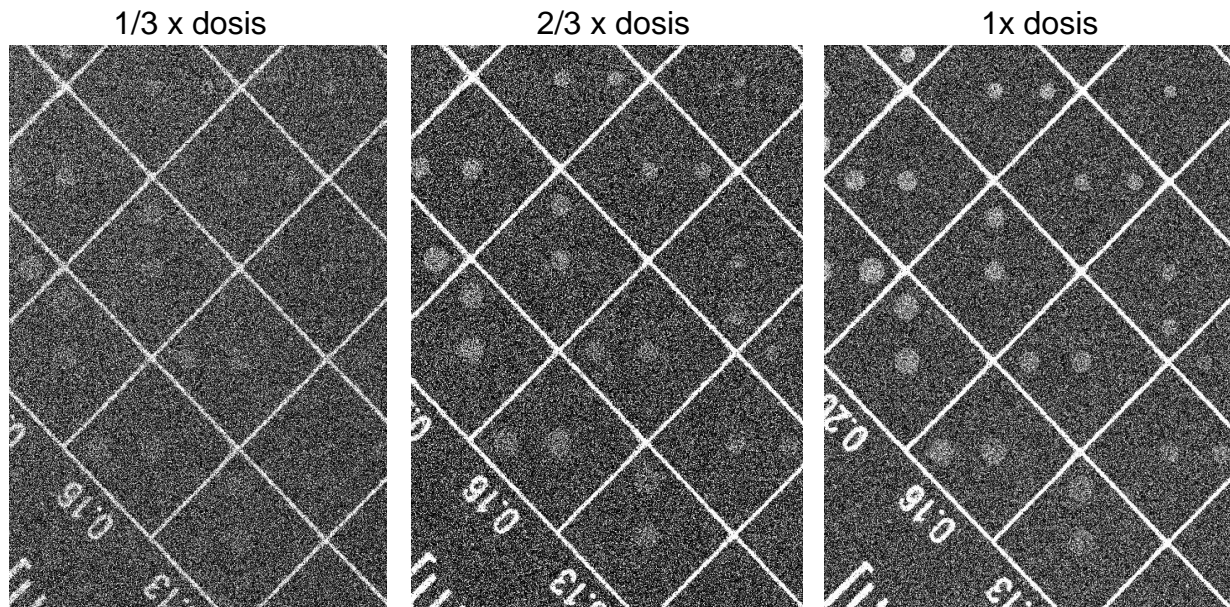


Figuur 6.1 Quantumruis ontstaat doordat het aantal röntgenfotonen wat op een gebiedje komt varieert.

Verder moet het digitale systeem zo min mogelijk extra ruis veroorzaken. Hierbij moet bijvoorbeeld gedacht worden aan uitleesruis bij de detectie van het licht dat van een fosforplaat komt of elektronische ruis, die ontstaan bij de uitlezing van een DR detector.

De signaal-ruis verhouding van een beeld is ook afhankelijk van de dosis, die gebruikt is om de opnamen te maken. Wanneer de dosis verlaagt wordt vermindert de signaal-ruisverhouding en verslechtert daarmee de weergave van details en subtiele contrastverschillen in een beeld, zie figuur 6.2. Objecten in het beeld kunnen zelfs geheel onzichtbaar worden. Merk tevens op dat de zwartingsindruk van de drie opnamen in figuur 6.2 ongeveer identiek is. Deze zwarting wordt namelijk door de

software constant gehouden en heeft geen relatie met onder- of overexposie, zoals in de film-scherm mammografie. Het is dus mogelijk dat een opname onderbelicht is en dat dit niet opgemerkt wordt. Het omgekeerde is overigens ook mogelijk: omdat objecten beter afgebeeld worden bij hogere dosis is het mogelijk dat de dosis langzaam ongemerkt hoger wordt dan noodzakelijk is.



Figuur 6.2 Opnamen van een fantoom gemaakt met verschillende dosis op een digitaal mammografie systeem.

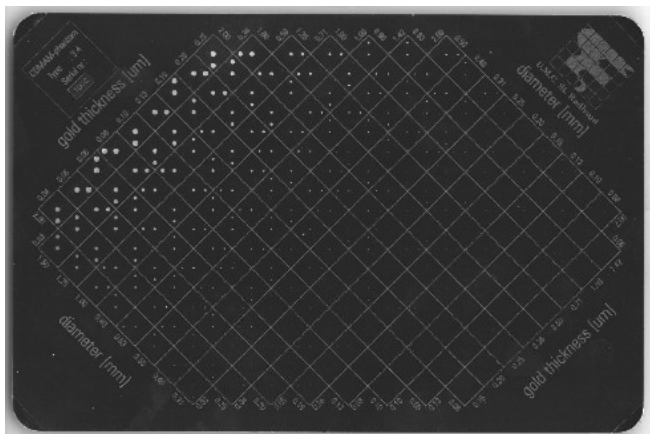
6.2.2 Dosisefficiëntie

Het systeem moet zo efficiënt mogelijk omgaan met de invallende röntgenquanten bij de vorming van het uiteindelijke beeld, zodat er zo min mogelijk verlies aan informatie optreedt. Voorbeelden van processen waarbij verlies aan informatie kan optreden zijn: de vorming van het latente beeld op de fosforplaat, het detecteren van slechts een gedeelte van het licht dat vrijkomt uit een fosforplaat of de omzetting van röntgenstraling in licht of lading in een detectorelement. In het algemeen geldt: hoe beter de efficiëntie van een systeem is, des te hoger de beeldkwaliteit bij een vaste dosis is.

6.2.3 Beeldkwaliteit

Met behulp van een contrast-detail fantoom wordt de waarneembaarheidsgrens van een systeem bepaald. In dit contrast-detail 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 één van de hoeken. In elke rij neemt de dikte van de goudstippen af van 2,00 tot 0,03 μm (afnemend contrast) en in elke kolom neemt de diameter van de goudstippen af van 2,00 tot 0,06 mm (afnemend detail). Onder klinische omstandigheden wordt een opname van dit fantoom gemaakt, waarbij extra perspex wordt toegevoegd om een gemiddelde borstdikte te simuleren. Op het onbewerkte

beeld wordt, voor iedere diameter van de goudstippen, vastgesteld welke dikte nog juist zichtbaar is. Hiermee wordt de grens bepaald van de contrast-detail waarneembaarheid van een acquisitie systeem. De limieten op deze waarneembaarheidsgrens zijn zo gekozen dat indien een systeem voldoet, de beeldkwaliteit van dit systeem gelijk of beter is dan van systemen gebruikt in de film-scherm mammografie.



Figuur 6.3 Het CDMAM fantoom, versie 3.4.

6.2.4 Defecte detectorelementen

Ook van belang bij het bepalen van de beeldkwaliteit is het vaststellen van het aantal en de positie van defecte detectorelementen. De pixelwaarden van deze defecte detectorelementen worden gereconstrueerd uit het signaal van hun burens (zie ook paragraaf 3.6). Een goed reconstructie-algoritme zorgt dat hiervan op klinische beelden niets zichtbaar is. Het is echter belangrijk dat het totale aantal van aaneengesloten defecte detectorelementen niet te groot is om onjuiste diagnose te voorkomen. Tijdens testen van het LRCB wordt het aantal en de positie van gereconstrueerde pixels bijgehouden.

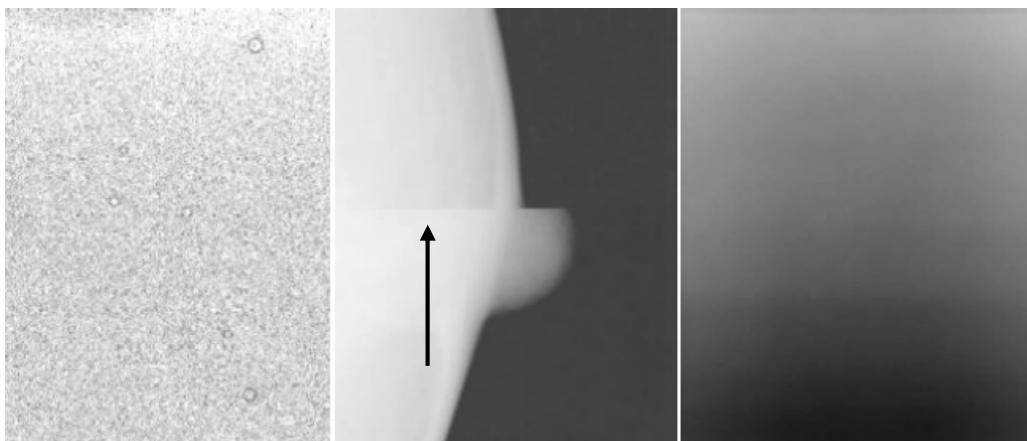
6.2.5 Belichtingsautomaat en dosis

Bij digitale systemen is de belichtingsautomaat nog steeds van groot belang om een zo optimaal mogelijke opname te verkrijgen voor wat betreft beeldkwaliteit en dosis. Daarom moet de belichtingsautomaat aanwezig zijn op iedere mammograaf, die in de screening gebruikt wordt. Dit lijkt een triviale eis, maar tijdens de trials is gebleken dat hieraan niet altijd werd voldaan. Tijdens testen van het LRCB wordt het goed functioneren van de belichtingsautomaat gecontroleerd en wordt bepaald of de dosis, die ingesteld staat, voldoet aan de geldende normen.

6.2.6 Homogeniteit van het beeld en stabiliteit

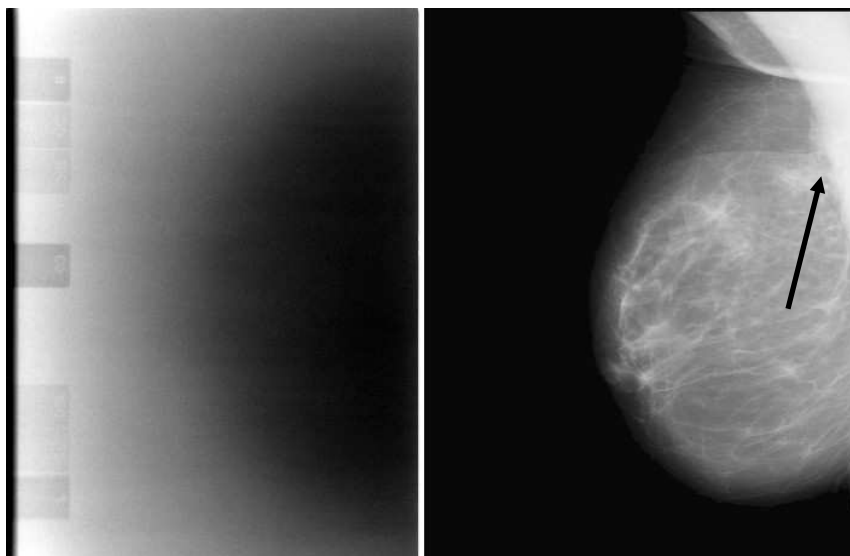
In de verschillende screenings-trials en uit ervaringen in ziekenhuizen is gebleken dat er problemen kunnen zijn met de homogeniteit en stabiliteit van de opnamen. Dit kan veroorzaakt worden door problemen met de beeldopnemer. Deze artefacten zijn heel goed visueel te beoordelen op beelden gemaakt van een homogeen blok perspex. Maar dit is een tijdrovende zaak. Er is daarom ook een software programma ontwikkeld dat een beeld van een homogeen blok perspex kan analyseren en waarop afwijkingen duidelijk zichtbaar zijn. Deze meting wordt tijdens de testen van het LRCB uitgevoerd, maar ook tijdens de wekelijkse kwaliteitsbewaking. Hieronder volgen enkele voorbeelden van problemen die kunnen ontstaan:

- De beeldopnemer veroorzaakt artefacten in het beeld, die niet gecorrigeerd (kunnen) worden. Dit soort problemen kan veroorzaakt worden door een defect of veroudering van de detector en/of de uitleessoftware. Enkele voorbeelden hiervan zijn in figuur 6.4 weergegeven.



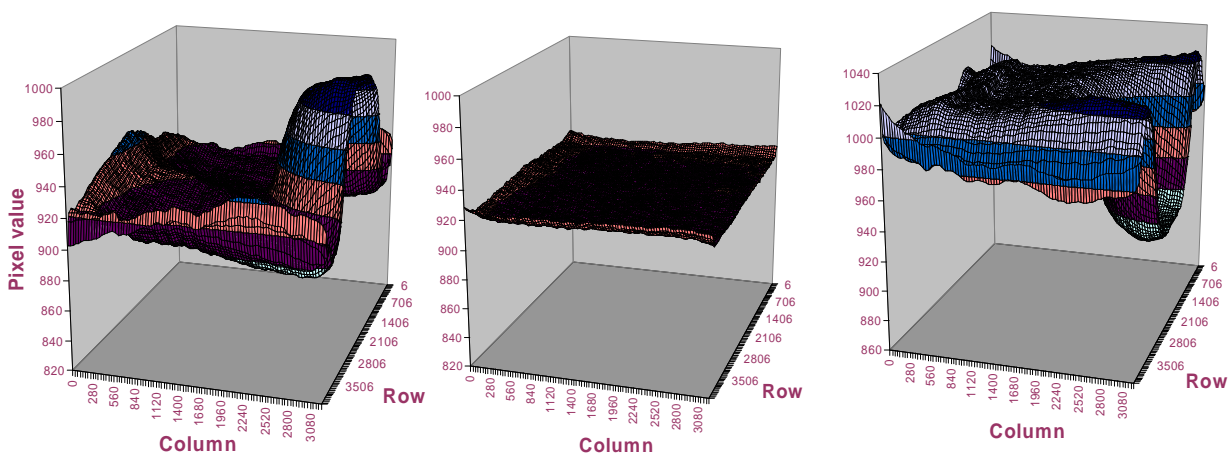
Figuur 6.4 Problemen met de beeldopnemer; A: Lading van een defect detector element stroomt naar de burens toe (cirkeltjes in het beeld); B: een deel van de opname is door een uitleesprobleem verdwenen; C: de efficiëntie van een CR reader varieert tijdens de uitlezing, waardoor de pixelwaarde ca. 30% varieert over het beeld.

- Op de opname is één of meerdere vorige opnamen zichtbaar, men spreekt van zogenaamde “ghost” beelden (zie figuur 6.5). Er zijn 2 soorten ghost beelden: bij het eerste type is een residu van de vorige opname aanwezig. (Bij DR systemen is er dan een restlading aanwezig op de detector, bij CR systemen is de fosforplaat niet goed gewist). Bij het tweede type ghost beeld is de gevoeligheid van een deel van de beeldopnemer veranderd, waardoor de vorige opname of opnamen zichtbaar zijn. Dit laatste type kan zowel een tijdelijk effect als een verouderingseffect zijn.



Figuur 6.5 Problemen met “ghost” beelden; A: De beeldopnemer is minder gevoelig geworden (verouderd) op plekken waar veel straling op komt (lichter beeld); b: Een residu van een vorige opname is zichtbaar (de onderzijde van de andere MLO opname).

- o Problemen met de detectorcalibratie. Bij DR systemen wordt de digitale opname gemaakt met een detector die is opgebouwd uit detectorelementen. De signaalgevoeligheid verschilt per detectorelement en varieert door de uitlees-electronica. Hiervoor wordt een detectorcorrectie uitgevoerd. Bij een aantal systemen wordt dit laatste door laboranten uitgevoerd waarbij eenmaal per week opnamen worden gemaakt van een homogeen perspex blok. Indien de calibratie uitgevoerd wordt terwijl een “ghost” beeld aanwezig is, wordt deze in de calibratie opgenomen. Een dag later, als het “ghost” beeld is verdwenen, is het “ghost” beeld geïnverteerd (licht-donker verwisseld) zichtbaar op alle opnamen.



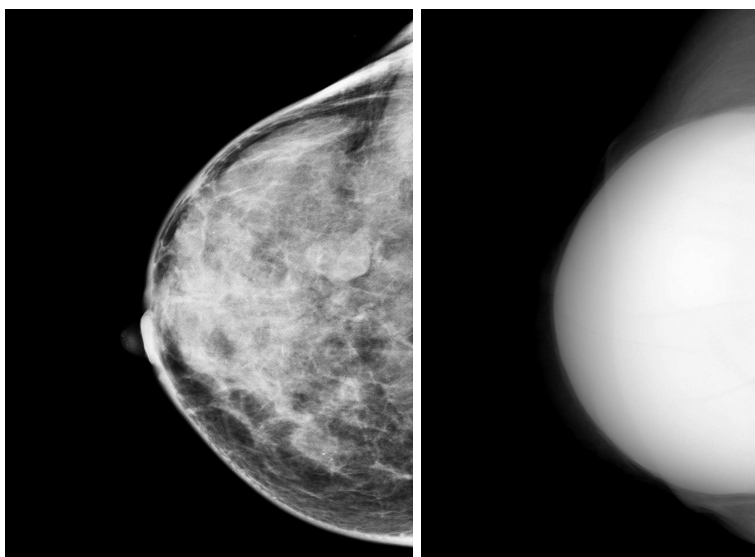
Figuur 6.6 Grafieken van het software programma die beelden gemaakt met een homogeen blok perspex kan analyseren, waarbij te zien is dat er een “ghost” beeld in de calibratie is opgenomen. Links is het beeld net voor de calibratie, in het midden het beeld net na calibratie en rechts het beeld een dag na de calibratie.

6.3 Kwaliteitscontrole bij de beeldbewerking

De basis van de kwaliteitsevaluatie bestaat uit drie onderdelen:

- Verdachte structuren moeten goed gevisualiseerd worden.
- Er mogen geen structuren en samenhangen tussen structuren ‘verloren’ gaan.
- In een screeningssituatie of in de kliniek moet een vergelijking met eerdere opnamen mogelijk zijn.

De digitale beeldopnemer levert een “onbewerkt” beeld op, welke niet geschikt is om te bekijken op een beeldscherm. De beeldbewerking probeert voor ieder beeld afzonderlijk tot een door de fabrikant bepaalde optimale weergave van structuren in een borst te komen. Hierbij wordt gebruik gemaakt van verschillende karakteristieken van een beeld van een borst, zoals het histogram en de vorm. Het is duidelijk dat wanneer een beeld teveel afwijkt van een door de fabrikant gekozen “standaard” de beeldbewerking niet goed functioneert en voor een suboptimale weergave of storende artefacten kan veroorzaken. Dit is tevens de reden dat de beeldbewerking moeilijk of niet te evalueren is met fantomen, waarvan de beeldkarakteristiek afwijkt van die van een borst.



Figuur 6.7 Voorbeelden van artefacten t.g.v de beeldbewerking, A: het algoritme dat de dikte correctie aan de borstrand geeft een dikke witte streep aan de rand van de borst, B: hetzelfde algoritme past de correctie toe op de rand van een implantaat i.p.v. de rand van de borst.

De vele verschillende beeldbewerkingstechnieken, die gebruikt worden, leiden ertoe dat mammogrammen een heel verschillend uiterlijk kunnen hebben. Dit bemoeilijkt vergelijkingen tussen opnamen van verschillende fabrikanten. Deze verschillen in uiterlijk zijn veel groter dan de verschillen tussen verschillende film-typen uit de filmscherm mammografie.

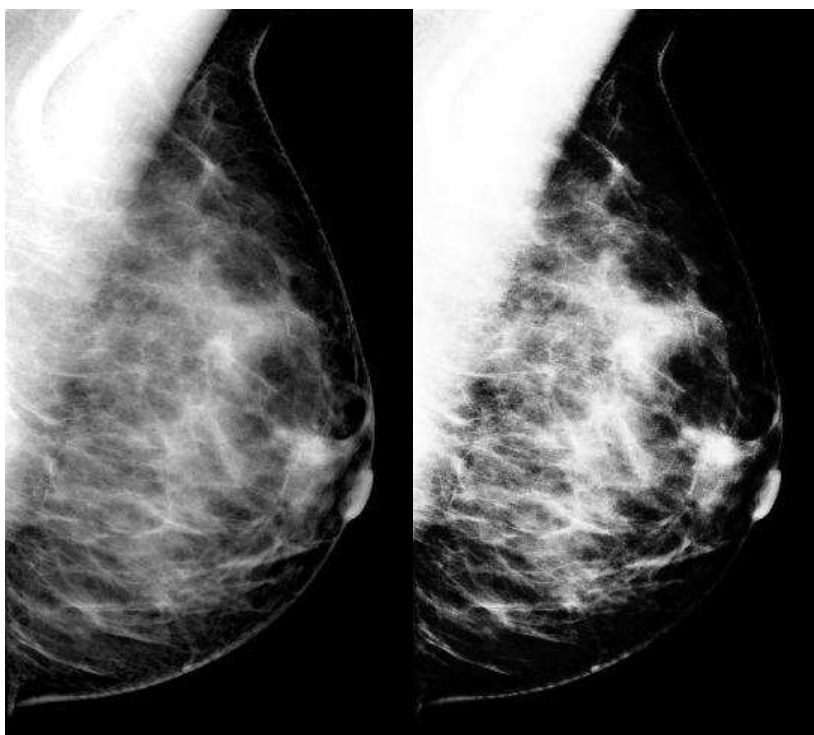
Het is bij testen opgevallen dat enkele apparaten geen standaard beeldbewerking kennen, waarvan door de fabrikant is vastgesteld dat deze voldoende kwaliteit oplevert. Bij deze apparaten worden de beeldbewerkingparameters door de applicatiespecialist van de leverancier en de radioloog bepaald. Hierdoor is het mogelijk dat ongewenste waarden voor de parameters gekozen worden en kan een situatie ontstaan dat beelden

van verschillende locaties met dezelfde apparatuur een verschillend uiterlijk hebben, wat vergelijkingen tussen beelden mogelijk bemoeilijkt.

Evaluatie van de beeldbewerking lijkt daarom noodzakelijk om een beeld van voldoende kwaliteit en voldoende eenheid in uiterlijk te kunnen garanderen. Het LRCB is bezig om objectieve methoden voor de beoordeling van beeldbewerking te ontwikkelen. Op dit moment kan dit alleen gedaan worden door de (subjectieve) mening van een team van ervaren radiologen.

6.4 Kwaliteitscontrole bij de beeldweergave

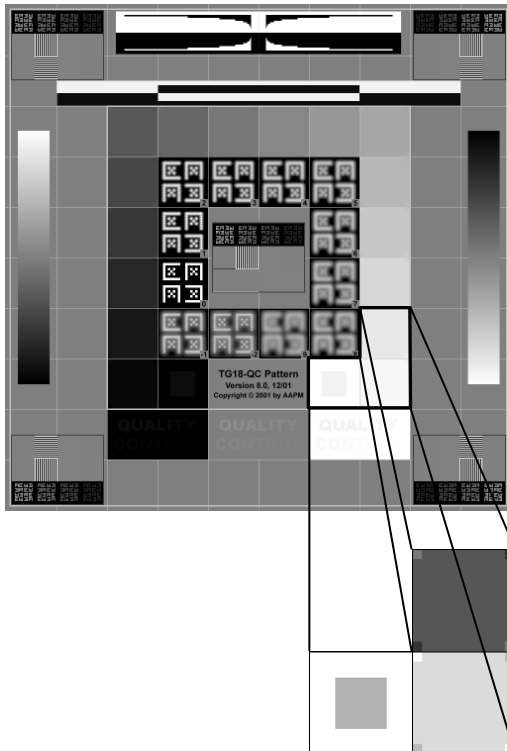
De basis van de kwaliteitscontrole bestaat uit het vaststellen of de beeldschermen zijn afgeregeld volgens de 'Digital Imaging and Communications in Medicine' (DICOM) standaard voor beeldweergave.



Figuur 6.8 Het belang van een juiste beeldscherm calibratie, A: een DICOM beeld weergegeven op een DICOM gecalibreerd werkstation, B: hetzelfde DICOM beeld weergegeven op een niet-DICOM gecalibreerd werkstation.

Uit gepubliceerde studies is duidelijk dat de bekijsomstandigheden en de software voor beeldweergave een grote rol spelen bij de kwaliteit van de beoordeling van de mammogrammen. Bij metingen aan de bekijsstations in de screening trials en in Nederlandse ziekenhuizen bleek de plaatsing van het werkstation en de omgeving daarvan veelal sub-optimaal te zijn (bijvoorbeeld door de plaatsing van lichtkasten of door de aanwezigheid van een onvoldoende verduisterd raam).

Bij de kwaliteitscontrole wordt gebruik gemaakt van testbeelden van de American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Task Group 18. Met behulp hiervan kan de kwaliteit van de weergave bepaald worden en kunnen eventuele artefacten worden opgespoord. Een voorbeeld van een testbeeld is te zien in figuur 6.9.



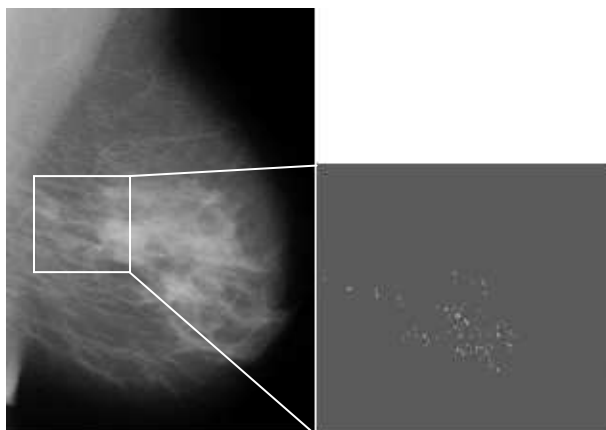
Figuur 6.9 Testbeeld TG18-QC voor de bepaling van contrast en resolutie van een beeldscherm.

7 Toekomstverwachtingen in de borstkankerscreening

7.1 Computer Ondersteunde Detectie (CAD)

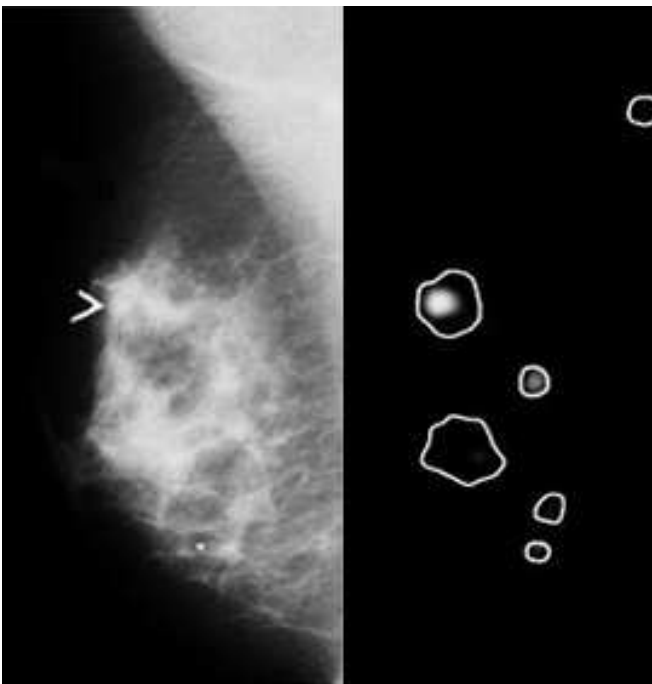
De tekst van deze paragraaf is geschreven door Nico Karssemeijer, UMC St. Radboud Nijmegen, Afdeling Radiologie.

Het ontdekken van borstkanker in screeningsmammogrammen is niet eenvoudig, omdat afwijkingen zich vaak nauwelijks onderscheiden van normaal weefsel. Om het goed te leren is jarenlange ervaring nodig en niet iedereen is er geschikt voor. Men denkt dat een radioloog pas na het lezen ongeveer 20.000 mammogrammen zijn hoogste niveau bereikt. Om de kwaliteit in het bevolkingsonderzoek te waarborgen is er daarom bij aanvang voor gekozen om alle mammogrammen door twee radiologen te laten lezen. De kans dat een afwijking over het hoofd wordt gezien wordt dan verkleind, terwijl men zo ook probeert te voorkomen dat er teveel vrouwen onterecht worden doorverwezen. Ondanks deze maatregelen blijkt uit revisie van eerdere screeningsopnamen van vrouwen met borstkanker dat er nog steeds veel winst is te behalen door mammogrammen beter te lezen. In de afgelopen jaren is het mogelijk geworden computers in te zetten bij het beoordelen van mammogrammen. Met behulp van geavanceerde patroonherkenning zijn computerprogramma's in staat om met hoge sensitiviteit borstkanker in mammogrammen te detecteren. Introductie van deze CAD systemen is in de Verenigde Staten zeer succesvol verlopen, mede dankzij het feit dat verzekeraars gebruik van de techniek vergoeden. Enkele duizenden systemen zijn er inmiddels in gebruik, waarvan de meeste werken met een filmscanner die de mammogrammen voor computerbewerking digitaliseert. Bij gebruik van digitale mammografie is de filmscanner niet meer nodig. Hierdoor wordt CAD niet alleen goedkoper maar ook eenvoudiger, omdat de mammografiewerkstations van de radiologen veel betere mogelijkheden bieden om detectie resultaten effectief weer te geven dan de ouderwetse lichtkast. In de praktijk worden CAD programma's meestal op een server gedraaid. Resultaten worden dan in DICOM formaat (MAMMO-CAD-SR) naar een archief en/of werkstation gestuurd. In principe is het mogelijk CAD op een centrale server te implementeren, per regio of zelfs voor het hele land.



Figuur 7.1 A: een opname van een mamma, B: Resultaat van een CAD programma voor microcalcificaties. De clustering van de microcalcificaties is duidelijk zichtbaar.

De meeste CAD systemen bestaan uit een programma voor detectie van microcalcificatie clusters en een programma voor opsporing van densiteiten of architectuurverstoringen. De sensitiviteit van CAD blijkt, afhankelijk van de fabrikant, zeer hoog te kunnen zijn voor microcalcificatie clusters. Dit is een groot voordeel als radiologen na invoering van digitale mammografie met beeldschermen gaan werken. Vergeleken met beoordeling op film is detectie van calcificaties op monitoren moeilijker en vergt het meer tijd. Dit probleem wordt met CAD ondervangen en waarschijnlijk worden ook meer microcalcificatie clusters ontdekt. Dit zou kunnen leiden tot verhoging van de detectie van DCIS. In het digitale pilot project in Preventicon, waar al jaren met CAD wordt gewerkt, blijkt inderdaad het aantal DCIS gevallen fors te zijn gestegen in de groep vrouwen die digitale mammografie kregen.



Figuur 7.2 Voorbeeld van computer ondersteunde diagnose. De witte intensiteit in het rechterplaatje is een maat voor de maligniteit van een verdacht gebied. De plaats waar een tumor ontdekt is, is met een marker in het linkerplaatje aangegeven.

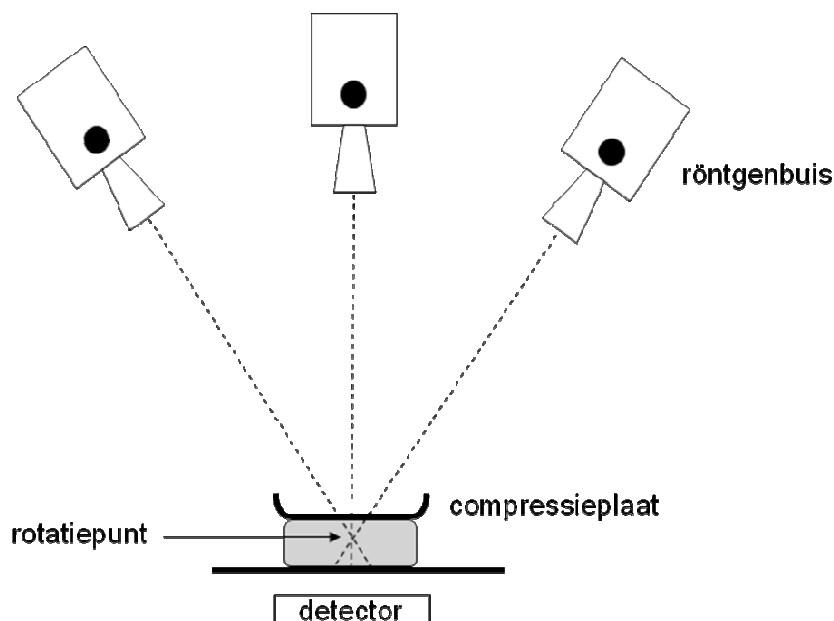
Voor detectie van densiteiten is de sensitiviteit van CAD systemen ook vaak hoog, soms in de orde van 85%, maar de waarde daarvan staat ter discussie omdat de computer ook veel fout positieven geeft. Onderzoek naar de waarde van de techniek is nodig, omdat resultaten van internationale studies tot nu toe weinig houvast bieden voor inschatting van de effecten van CAD in de Nederlandse situatie. Men is hier niet alleen uit op hoge sensitiviteit, maar wil ook een hoge specificiteit. Daarom moet gezocht worden naar een meer effectieve manier om de techniek te gebruiken voor detectie van densiteiten dan de huidige, die uitgaat van een te simpele veronderstelling dat radiologen een carcinoom niet zullen missen als de computer die aanwijst. Inmiddels realiseert menigeen zich dat het probleem ingewikkelder is. Maar door de snelle ontwikkeling van deze technologie, ook in andere gebieden van de radiologie, is de verwachting dat CAD op termijn een grotere rol zal gaan spelen in de radiologische beoordeling.

7.2 Tomosynthese

Bij conventionele mammografie bestaat er een nadeel, namelijk dat er een projectie gemaakt wordt van een 3D structuur op een 2D beeld. Hierbij kan overprojectie van weefsel een vertekend beeld van de werkelijkheid: structuren kunnen versluierd worden en structuren op verschillende hoogte kunnen zich als een abnormaliteit presenteren. Dit zou dus kunnen leiden tot misinterpretatie. Een recente techniek die al op de markt is om dit probleem met overprojectie te op te lossen is tomosynthese.

Bij tomosynthese worden meerdere opnamen (projecties) van de borst gemaakt met lage dosis, steeds onder een iets andere hoek. Het aantal opnamen en de hoek waaronder de opnamen gemaakt worden verschilt per fabrikant, waarbij er ruwweg twee benaderingen zijn: de opnamen worden met een kleine hoek gemaakt (denk hierbij aan een totale hoek van ca. 15 graden) of met een grote hoek (tot een totale hoek van ca. 50 graden), zie figuur 9.3. Ook het aantal opnamen verschilt per fabrikant. Deze verschillen in benadering zorgen ervoor dat de uiteindelijke beelden van tomosynthese systemen sterk van elkaar verschillen m.b.t. de resolutie in de x, y-richting (horizontale richting) en de z-richting (verticale richting).

Vanuit deze projecties wordt met behulp van een reconstructie algoritme een 3D reconstructie van de borst berekend. De borst kan dan in “plakken” van ca. 1 mm dikte bekeken worden. Een deel van de borst wordt scherp, in focus, afgebeeld en het boven- en onderliggende weefsel wordt onscherp afgebeeld in een ‘plak’. Men spreekt daarom van een ‘focal plane’ die bekeken wordt. Op deze manier kan de radioloog de borst in plakken in verticale richting doorlopen en een goede indruk krijgen van overlappende structuren.



Figuur 9.3 Schematische weergave van een borst tomosynthese systeem.

Op dit moment zijn tomosynthese systemen verkrijgbaar, waarbij (situatie 2014) de totale dosis van een 3D tomosynthese mammogram over het algemeen wat hoger is vergeleken met de digitale mammografie. De eerste resultaten in trials zijn echter hoopvol, het lijkt erop dat er beduidend meer verdachte structuren gevonden worden. Het beoordelen van de opnamen duurt echter langer, omdat er een serie 'focal planes' bekeken moet worden. Op dit moment wordt er daarom gewerkt aan mogelijkheden om het beoordelen en vergelijken van tomosynthese beelden te vergemakkelijken, zoals het generen van synthetische 2D beelden. Ondanks deze nadelen zijn radiologen erg enthousiast over deze nieuwe techniek. Vele voorspellen dat deze techniek in de toekomst ook voor de screening gebruikt zou kunnen worden.

8 Stralingsbescherming

8.1 Inleiding

Na de ontdekking van de röntgenstraling bleek al snel dat blootstelling van mensen aan ioniserende straling kan leiden tot schadelijke effecten. Daarom moeten radiologisch werkers en patiënten / cliënten tegen deze straling beschermd worden. In dit hoofdstuk zal worden uitgelegd waarom straling schadelijk kan zijn en wat de schadelijke effecten kunnen zijn. Daarna wordt uiteengezet welke stralingsbeschermende maatregelen er bij mammografie voor de laboranten zijn en welke voor de patiënten.

8.2 Interactie van straling met materie

Röntgenstraling is een vorm van elektromagnetische straling, net als bijv. licht en radiogolven. Vanaf een bepaald energieniveau wordt gesproken van ioniserende straling. De röntgenfotonen hebben zoveel energie dat ze bij een botsing met een atoom zoveel energie overdragen aan een elektron dat deze het atoom verlaat. Hierdoor wordt het atoom geïoniseerd. Vandaar de naam ioniserende straling. Het elektron dat uit het atoom geslagen is, heeft ook voldoende energie om op zijn beurt weer ionisaties te veroorzaken.

Het veroorzaken van ionisaties is er uiteindelijk verantwoordelijk voor dat straling schade kan toebrengen aan lichaamsweefsel. Op deze biologische schade wordt in de paragraaf "Gezondheidseffecten van straling" dieper in gegaan.

Als röntgenstraling op materie invalt, kan het een interactie (energie-overdracht) aangaan met die materie. Er zijn hierbij verschillende interacties mogelijk. Welke interactie optreedt, is afhankelijk van de energie van de röntgenstraling, maar het heeft ook een bepaalde kansverdeling. Als de röntgenfotonen een interactie aangaan met materie verliezen deze (gedeeltelijk) hun energie. De straling wordt dus verzwakt.

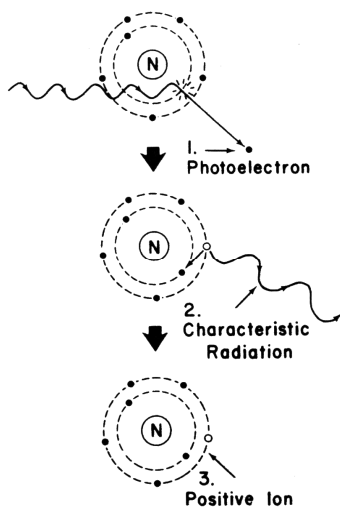
Er zijn nu de volgende mogelijkheden:

1. Het foton verliest geen energie:

Het foton gaat zonder wisselwerking door de materie heen. Dit foton behoudt daardoor zijn energie.

2. Het foton verliest al zijn energie:

Het *foto-elektrisch effect* treedt op. Hierbij draagt het röntgenfoton zijn energie volledig over aan één (in één van de binnenste elektronenbanen gelegen) elektron dat het tegenkomt. Het röntgenfoton is hiermee geabsorbeerd en het elektron heeft nu zoveel energie dat deze het atoom verlaat. Het gat dat dit elektron achterlaat, wordt opgevuld door een elektron in een meer naar buiten gelegen elektronenbaan. Hierbij komt specifieke röntgenstraling vrij (zie paragraaf 3.1.2). Zowel deze specifieke röntgenstraling als het vrijgekomen elektron kunnen op hun beurt weer interacties aangaan en dus nog meer ionisaties veroorzaken.

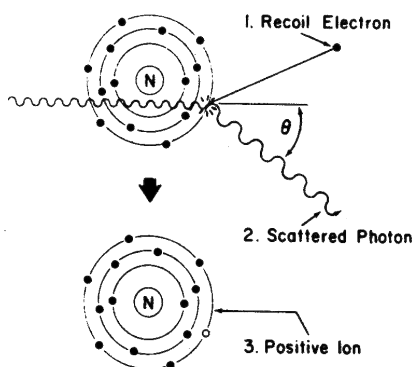


Figuur 7.1 Foto-elektrisch effect.

1. Elektron uit atoom, energie röntgenfoton geheel geabsorbeerd
2. Elektron uit andere schil vult plaats op, specifieke röntgenstraling
3. Eindproducten: positief ion, vrij elektron, specifieke röntgenstraling

3. Het foton verliest gedeeltelijk zijn energie:

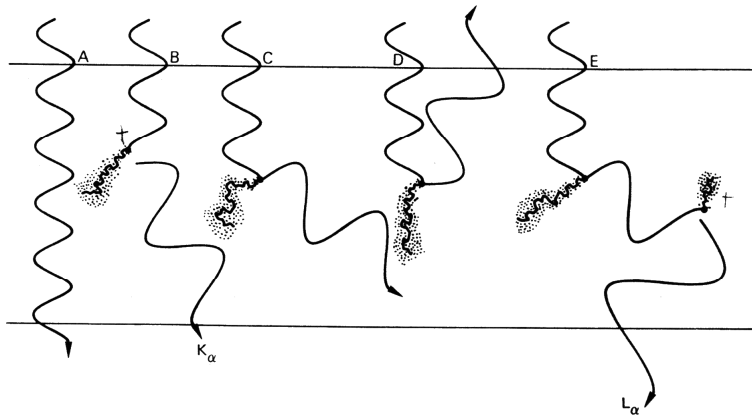
Er treedt *Compton verstrooiing* op. Hierbij draagt het röntgenfoton zijn energie gedeeltelijk over aan een (in de buitenste elektronenbanen gelegen) elektron dat het tegenkomt. Het elektron heeft voldoende energie gekregen om het atoom te verlaten. Het röntgenfoton, nu met een lagere energie, gaat in een andere richting verder. Het foton is dus door de interactie verstrooid. Zowel het verstrooide foton als het vrijgekomen elektron kunnen weer nieuwe interacties aangaan en op deze manier meer ionisaties veroorzaken.



Figuur 7.2 Compton verstrooiing.

1. Deel van de energie röntgenfoton overgedragen aan elektron dat atoom verlaat
2. Verstrooid röntgenfoton met lagere energie
3. Eindproducten: positief ion, vrij elektron, röntgenfoton (met lagere energie)

De volgende figuur geeft een overzicht van deze verschillende mogelijke interacties:



Figuur 7.3 Mogelijkheden interacties van bundel fotonen door materie:

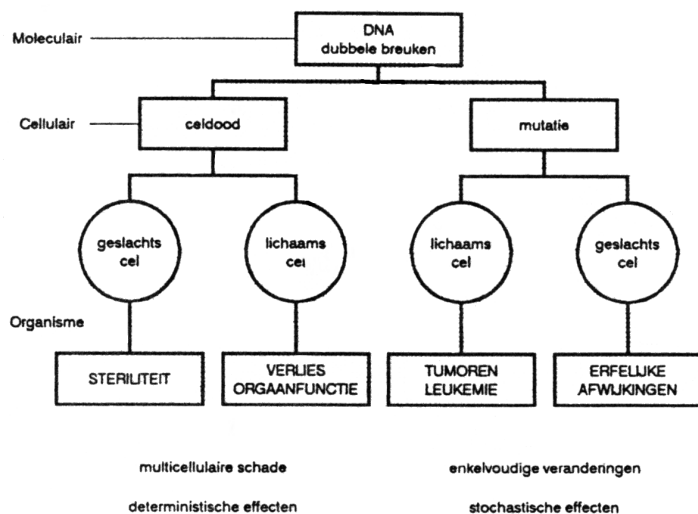
- A. Foton gaat zonder wisselwerking door materie heen.
- B. Foto-elektrisch effect; elektron wordt uit atoom geslagen gevolgd door specifieke röntgenstraling. Het vrijgekomen elektron veroorzaakt een spoor van ionisaties.
- C. Compton verstrooiing; elektron wordt uit atoom geslagen, foton vervolgt zijn weg met een lagere energie in een andere richting. Het vrijgekomen elektron veroorzaakt een spoor van ionisaties.
- D. Als C; het verstrooide foton vervolgt zijn weg in achterwaartse richting.
- E. Als C; het verstrooide foton ondergaat een foto-elektrisch effect (als B), gevolgd door specifieke röntgenstraling.

Samenvattend kan dus gezegd worden dat straling op twee manieren zijn energie (gedeeltelijk) kwijt kan raken en daarmee verzwakt kan worden:

De röntgenfotonen kunnen worden geabsorbeerd (zoals bij het foto-elektrisch effect) of de röntgenfotonen kunnen worden verstrooid (bij het Compton-effect).

8.3 Gezondheidseffecten van straling

Straling veroorzaakt ionisaties en daarmee beschadigingen aan de moleculen en structuren in cellen. Wanneer de straling op (een deel van) het menselijk lichaam invalt, kan deze straling interacties aangaan met de lichaamscellen. Op deze manier kunnen DNA-moleculen beschadigd worden, zoals bijv. breuken in de keten. Het DNA is bijzonder stralingsgevoelig, een kleine verandering op een essentiële plaats in het DNA kan ernstige gevolgen hebben voor de cel. Toch leidt lang niet alle DNA-schade tot ernstige effecten. Bij beschadiging van DNA zijn er namelijk twee mogelijkheden.



Figuur 7.4 Mogelijk effecten van ioniserende straling op de DNA-structuur.

1. Celdood:

Bij zeer hoge doses is de toegebrachte schade aan DNA-cellen zo groot dat de schade niet hersteld kan worden, de cellen gaan dood. Als het geslachtscellen betreft dan kan dit leiden tot sterilititeit. Bij lichaamscellen zal de functie van het betreffende orgaan uitvallen.

2. Mutatie:

Als DNA-cellen door straling niet al te erg beschadigd zijn, is het mogelijk dat de cellen zich herstellen. Als dit onvolledig of foutief gebeurt, kunnen door verdere celdelingen de mutaties worden overgedragen aan volgende generaties lichaamscellen. Dit kan uiteindelijk leiden tot leukemie of tumoren. In het geval van geslachtscellen kan dit leiden tot erfelijke afwijkingen.

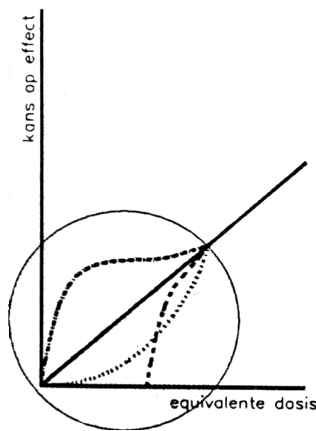
Bij directe celdood, wordt gesproken van deterministische effecten, ofwel niet-kansgebonden effecten. Deze effecten treden pas op vanaf een bepaalde drempeldosis. Deze drempeldosis is een zeer hoge dosis. Daarbij moet gedacht worden aan de hoeveelheid straling die vrij kwam bij bijv. de atoombom op Hiroshima of de ramp met de kerncentrale in Tsjernobyl.

Bij deze deterministische effecten hangt de ernst van het effect direct samen met de dosis. Hoe meer de dosis boven de drempeldosis uitkomt, hoe ernstiger het effect. Beneden de drempeldosis is er geen direct effect.

Bij mutaties wordt gesproken van stochastische effecten, ofwel kansgebonden effecten. Het zijn "alles of niets verschijnselen", een effect treedt op of treedt niet op. Het is dus onzeker of er een effect op zal treden en bovendien als er een effect optreedt wanneer dat zal zijn. Daarom wordt ook wel gesproken over late effecten. De ernst van de schade is hier niet afhankelijk van de hoeveelheid stralingsdosis. Daarentegen is de kans van optreden wel afhankelijk van de stralingsdosis. Hoe hoger de dosis, hoe groter de kans op effecten.

De relatie tussen de hoeveelheid straling en de kans op late effecten is erg onzeker. De wetenschappelijke gegevens over de effecten van straling hebben allemaal betrekking op hoge doses (deterministische effecten). Bijv. van gegevens die verkregen zijn bij de atombom op Hiroshima en de ramp in Tsjernobyl.

Voor lage stralingsdoses, waarmee we bij de mammografie te maken hebben, zijn dus onvoldoende gegevens beschikbaar om met zekerheid een uitspraak te kunnen doen over de kans op late effecten. Door dit gebrek aan informatie wordt er, uit het oogpunt van preventieve gezondheidsbescherming, uitgegaan van de voorzichtige veronderstelling dat elke kleine stralingsdosis een bijdrage kan betekenen aan de kans op late effecten. De gegevens die gevonden zijn bij blootstelling aan hoge doses zijn hierbij lineair geëxtrapoleerd naar lage doses (rechte lijn, zie figuur 7.5).



Figuur 7.5 Onzekerheid over effecten bij zeer lage doses.

8.4 Stralingsgrootheden en bijbehorende eenheden

Bij de stralingsbescherming worden een aantal grootheden gebruikt om de stralingsbron en de dosis te kunnen beschrijven. Bij radiologie worden twee grootheden gebruikt wat betreft de stralingsbron:

1. De exposie:

is gedefinieerd als de hoeveelheid lading (het aantal ionisaties), geproduceerd door elektromagnetische straling per massa-eenheid lucht. De eenheid van exposie is coulomb per kilogram (C/kg). Ook de oude eenheid röntgen (R) wordt soms nog gebruikt ($1 \text{ R} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$).

2. De kerma:

is gedefinieerd als de hoeveelheid kinetische energie overgedragen door de fotonen aan de elektronen per eenheid massa. De eenheid van kerma is joule per kilogram (J/kg), wat de speciale naam gray (Gy) heeft gekregen.

De kerma is een nieuwere grootheid dan de exposie. In de praktijk wordt de exposie steeds vaker vervangen door de kerma, maar de term exposie zal wel nooit helemaal verdwijnen.

Voor de dosis zijn er drie verschillende grootheden gedefinieerd, die een onderling verband hebben:

1. De geabsorbeerde dosis (D):

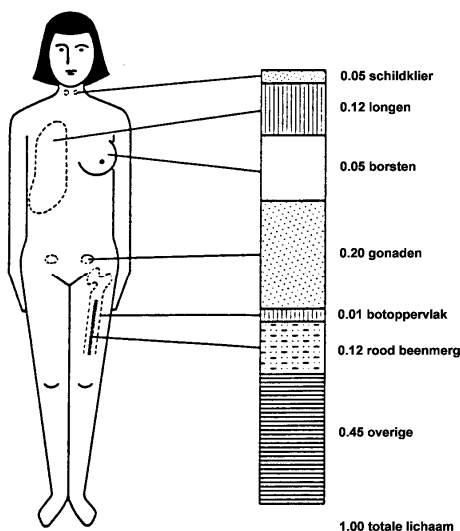
is gedefinieerd als de gemiddelde energie afgifte per eenheid massa. Door de grootte kerma wordt gegeven hoeveel energie door een bron in een bepaalde massa wordt neergelegd, de geabsorbeerde dosis geeft aan hoeveel van deze energie in die massa wordt geabsorbeerd. Voor die bepaalde massa is de geabsorbeerde dosis dus altijd gelijk aan of kleiner dan de kerma. Net als bij de kerma is de eenheid van de geabsorbeerde dosis Gy (Gray). Bij mammografie wordt vaak gesproken over de glandulaire dosis. Dit is de geabsorbeerde dosis in het klierweefsel van de borst.

2. De equivalent dosis (H):

is gedefinieerd als de geabsorbeerde dosis vermenigvuldigd met de kwaliteitsfactor w_R . ($H = D * w_R$), waarbij D de geabsorbeerde dosis en R de variabele is die het soort radioactieve straling aangeeft. De kwaliteitsfactor geeft aan hoe ernstig de biologische schade van de betreffende radioactieve straling is. Voor röntgenstraling is de kwaliteitsfactor gelijk aan 1. Daarmee geldt dat de equivalente dosis gelijk is aan de geabsorbeerde dosis voor röntgenstraling. De eenheid van de equivalente dosis is Sv (sievert).

3. De effectieve dosis (E):

is gedefinieerd als de som van de equivalente dosis-waarden in alle bestraalde organen vermenigvuldigd met de weegfactor w_T voor dat orgaan ($E = \sum(H_T * w_T)$), waarbij T de variabele is die het soort orgaan aangeeft. Deze grootte is ingevoerd om in één getal het risico van straling te kunnen weergeven voor de situatie waarin niet het hele lichaam, maar één of meer organen worden bestraald. De eenheid van effectieve dosis is Sv (sievert). De weegfactoren zijn gekozen op basis van de gevoeligheid van een orgaan en het risico van dood door kanker na bestraling van dat orgaan. In figuur 7.6 is een overzicht gegeven van de waarde van de weegfactoren.



Figuur 7.6 De waarde van de weegfactoren.

8.5 Stralenbescherming bij mammografie voor laboranten

Omdat straling schade kan toebrengen aan de gezondheid, zijn er richtlijnen opgesteld voor het werken met straling. Er zijn internationale instanties die deze richtlijnen en aanbevelingen opstellen en aanpassen. De belangrijkste instantie is de ICRP (International Commission on Radiological Protection). De richtlijnen van het ICRP zijn internationaal geaccepteerd als uitgangspunt voor de stralingsbeschermingswetgeving. Ook in Europees verband is dat het geval, waar de richtlijnen zijn opgenomen in het Euratom-verdrag. Nederland is als lidstaat van de Europese Unie verplicht haar wetgeving te baseren op dit Euratom-verdrag.

De richtlijnen van de ICRP hebben kort gezegd drie uitgangspunten:

1. Rechtvaardiging:

Elke keer dat straling wordt toegepast moet overwogen worden of er geen conventionele methode beschikbaar is, die hetzelfde oplevert tegen soortgelijke kosten. Steeds moet dus een risico/baten overweging gemaakt worden. Paragraaf 6.7 "Risico en baten van het bevolkingsonderzoek op borstkanker" gaat verder in op de rechtvaardiging van het bevolkingsonderzoek.

2. Het ALARA-principe (As Low As reasonably Achievable = zo laag als redelijkerwijs mogelijk is):

Het ALARA-principe wil zeggen dat bij alle toepassingen van straling de dosis zo laag moet worden gehouden als redelijkerwijs haalbaar is. Hierbij spelen niet alleen technische factoren een rol, maar ook economische en maatschappelijke factoren bepalen of een dosisbesparing haalbaar is. Dosisbesparing hoeft dus niet tegen iedere prijs te worden doorgevoerd.

Er zijn een aantal beschermende maatregelen die een radiologisch laborant(e) zonder problemen in acht kan nemen:

- Tijdens het maken van een opname achter de glaswand gaan staan. Op de glaswand staat altijd een loodequivalent vermeld. Dit geeft aan hoeveel mm lood eenzelfde verzwakkingsfactor voor röntgenstraling heeft als de glaswand.
- Indien het niet mogelijk is om tijdens het maken van de opname achter de glaswand te gaan staan, omdat de patiënt vastgehouden moet worden, draag dan een loodschoot als bescherming tegen de (strooi)straling, en/of ga achter de patiënt staan.
- Denk tot slot altijd aan de omgekeerde kwadratenwet: hoe groter de afstand tot de bron hoe kleiner de dosis. De dosis neemt af met het kwadraat van de afstand. Bijv. als de afstand drie keer zo groot wordt, wordt de dosis negenmaal zo klein.

3. Dosislimieten:

Voor de dosis die men tengevolge van de toepassing van radioactieve stoffen en/of ioniserende straling uitzendende toestellen (bijv. een mammograaf) ontvangt geldt een maximaal toelaatbare effectieve dosis van 20 mSv per kalenderjaar. Daarbij is apart vastgesteld dat voor een zwangere vrouw voor de foetus de grens 1 mSv is, gedurende de tijd tussen vaststellen van de zwangerschap en het tijdstip van de bevalling.

Om te kunnen meten of de dosislimieten niet worden overschreden, zijn radiologisch werkers verplicht om een persoonlijke dosismeter te dragen.

De beste plaats om de dosismeter te dragen is op een borstzakje. De stralingsdosis die de drager ontvangen heeft moet namelijk worden afgeleid uit één meetpunt. De romp is daar een beter punt voor dan op de heup of op de mouw. Als een loodschoort wordt gedragen, dan kan de dosismeter het beste op de kraag, boven het loodschoort, gespeld worden. Onder het loodschoort heeft geen zin. Door de dosismeter op de kraag te dragen, kan een indicatie van de dosis voor de ooglenzen en de halsstreek worden verkregen.

Bij NRG (voorheen TNO) worden de badges iedere 4 weken uitgelezen en daarna worden de resultaten in een dosisrapport teruggestuurd. Eenmaal per jaar (meestal in de maand april) wordt een jaaroverzicht gegeven. Hierin staan o.a. de oppervlakte-dosis en de diepte-dosis. De oppervlakte-dosis geeft een schatting van de geabsorbeerde dosis van de huid in dat afgelopen jaar. Deze oppervlakte- of huiddosis mag maximaal 500 mSv zijn.

De diepte-dosis geeft een indicatie voor de lichaamsdosis op 10 mm diepte. Deze mag maximaal 20 mSv zijn. De gegeven dosis is overigens al gecorrigeerd voor de achtergrondstraling die in Nederland 1 tot 2 mSv per jaar bedraagt. Dus de waarden op het jaaroverzicht geven de dosis die ontvangen zijn bovenop de gebruikelijke achtergrondstraling.

8.6 Stralingsbescherming bij mammografie voor patiënten/cliënten

Voor mensen die om medische redenen aan straling worden blootgesteld gelden geen dosislimieten. Wel moet het rechtvaardigings-principe en het ALARA-principe in acht genomen worden. Dus ook voor patiënten/cliënten is stralingsbescherming noodzakelijk.

Stralingsbescherming voor patiënten kan min of meer in twee onderdelen verdeeld worden.

1. Voorkomen dat er onnodig vaak opnamen gemaakt worden:

Het is belangrijk dat de laboranten de insteltechniek en de belichtingstechniek goed beheersen. Om er voor te zorgen dat er minder snel fouten gemaakt worden met de belichting zijn de mammografen uitgerust met een belichtingsautomaat. De belichtingsautomaat zorgt met de diktecompensatie en kV-compensatie dat elke opname, bij iedere willekeurige gecomprimeerde borstdikte, een zelfde zwarting krijgt. Verder moet de mammograaf stabiel zijn en het ontwikkelproces optimaal. Om hiervoor zorg te dragen wordt er dagelijkse kwaliteitsbewaking uitgevoerd.

Bij het Nederlands bevolkingsonderzoek op borstkanker worden standaard twee opnamen gemaakt, terwijl in veel andere landen vier opnamen worden gemaakt. In Nederland wordt dit alleen gedaan indien een vrouw voor de eerste keer naar het bevolkingsonderzoek komt en daarna alleen indien dat voor de beoordeling noodzakelijk is. Dit zorgt voor een belangrijke dosisbesparing voor de cliënt.

2. Bij iedere opname die gemaakt wordt de dosis zo laag mogelijk houden:

Deze maatregelen hebben voornamelijk betrekking op de mammograaf en zijn dan ook meer van technische aard. Hieronder worden de belangrijkste opgesomd:

- De collimator (of het diafragma):

Met de collimator wordt de röntgenbundel begrensd. Er wordt voor gezorgd dat de röntgenstralen zo min mogelijk buiten de bucky en cassette vallen. Vooral aan de thoraxzijde is dit belangrijk. Alle röntgenstralen die aan deze zijde buiten de bucky vallen leveren geen bijdrage aan de beeldvorming, maar dragen wel bij aan de dosis die de cliënt tijdens de opname ontvangt.

Tijdens de periodieke testen die het LRCB uitvoert op de screeningseenheden wordt gemeten hoeveel mm de bundel buiten de filmrand komt. Dit mag maximaal 5 mm zijn.

- Filtering:

Bij een ingestelde buisspanning van bijv. 28 kV wordt geen mono-energetische straling van 28 keV geproduceerd, maar er ontstaat een heel energiespectrum van heel lage keV tot maximaal 28 keV. Straling met lage energie, ook wel zachte straling genoemd, heeft maar een gering doordringend vermogen. Het merendeel van deze laag energetische straling zal in de borst van de cliënt worden geabsorbeerd. Dit levert een dosis op voor de cliënt en geen bijdrage aan de beeldvorming. Om deze reden is het beter als het laag energetische deel van het spectrum al geabsorbeerd wordt voordat het de borst van de cliënt bereikt. Hiervoor zorgt het filter (van molybdeen of rhodium) dat in de röntgenbundel geplaatst is.

- Stralenkwaliteit – halfwaardedikte (HVL):

Een röntgenbundel bestaat uit een spectrum met lage en hoge energieën. De vorm van dit spectrum bepaalt de kwaliteit van de röntgenbundel. De kwaliteit van de straling kan worden uitgedrukt in de halfwaardedikte (HVL). De HVL is de dikte van een aluminiumplaatje dat in de bundel geplaatst moet worden om de intensiteit van de bundel te halveren. Een kleine HVL betekent dat er relatief maar weinig aluminium nodig is om de straling te halveren. Het spectrum bestaat naar verhouding meer uit lage energieën dan uit hoge energieën. Voor een digitale mammograaf is een HVL van 0.32 – 0.65 mm aluminium gebruikelijk, afhankelijk van de gebruikte anode/filter/buisspanning combinatie.

- Compressie:
De compressie van de borst heeft meerdere voordelen. Eén ervan is een dosisbesparing voor de cliënt. Doordat de borst dunner is, is er voor een opname minder straling nodig (kortere opnametijd) en er is minder stroostraling.
- Beeldopnemer:
De exposie die nodig is om een beeld met voldoende beeldkwaliteit te krijgen wordt o.a. bepaald door het type beeldopnemer. Zo hebben CR systemen over het algemeen een hogere dosis nodig dan DR systemen.
- Beveiliging tegen overexposie:
Bij een grote gecomprimeerde borstdikte kan het voorkomen dat met de ingestelde zwarting en kV geen goede opname gemaakt kan worden, omdat de straling een te klein doordringend vermogen heeft. De opnametijd wordt zo lang dat de anode van de röntgenbuis oververhit zou raken. De mammograaf is hiervoor beveiligd. Tijdens de pre-exposie bepaalt de mammograaf de te verwachten benodigde exposie. Als deze exposie boven een bepaalde limiet ligt, slaat de mammograaf af. De dosis die een cliënt bij zo'n mislukte opname ontvangt is maar gering.

8.7 Risico en baten van het bevolkingsonderzoek op borstkanker

Door alle beschermende maatregelen kan er voor gezorgd worden dat de geabsorbeerde dosis voor de cliënt per opname klein is. Maar hoe dan ook, er is altijd een bepaalde hoeveelheid dosis nodig voor de beeldvorming en daarmee een risico op het induceren van een tumor.

De baten van het bevolkingsonderzoek moeten groter zijn dan de risico's om het uitvoeren van een bevolkingsonderzoek te rechtvaardigen. Daarvoor zijn verschillende proefprojecten (in Nijmegen, Utrecht, New York, Stockholm, Gothenburg, Malmö en Edinburgh) en risico/baten-analyses uitgevoerd.

In gerandomiseerde proefprojecten ondergaat een deel van de groep vrouwen screening en een controle groep niet. De sterfte in beide groepen wordt vergeleken om een reductie in de mortaliteit als gevolg van screening waar te kunnen nemen. De meeste proefprojecten geven een positief resultaat na volgperiodes van ongeveer 10 jaar en langer en voor vrouwen ouder dan 50 jaar. De optimale screeningsstrategie (waaronder aanvangsleeftijd en frequentie) blijft echter een onderwerp van studie.

De meeste studies naar tumoren bij de mens die door straling zijn geïnduceerd, zijn nog niet afgerond omdat de relevante groepen gedurende het gehele leven gevolgd moeten worden. Daarom zijn verschillende wiskundige modellen ontwikkeld om de tumorinductie of de mortaliteit als gevolg van de bestraling gedurende de rest van het leven te beschrijven.

Het Centrum voor Stralingsbescherming en Dosimetrie van TNO (Dhr. Zoetelief en Dhr. Jansen), is al een aantal jaren bezig met het ontwikkelen van een model voor risico/baten-analyse voor Borstkanker Screening (het MBS-model). Dit is een Monte Carlo (wiskundig) model waarbij d.m.v. algoritmen screeningsresultaten voor individuen worden gesimuleerd. Door vele individuen te simuleren worden betrouwbare waarden verkregen. Door het vergelijken van de gesimuleerde borsttumor-mortaliteit met en zonder screening bij verschillende screeningsprotocollen (zoals de leeftijd waarop en de frequentie waarmee wordt gescreend) kan dit worden geoptimaliseerd. In onderstaande tabel staan resultaten van de berekeningen, uit het artikel dat verschenen is in het tijdschrift "The British Journal of Radiology" van juni 1997. Deze modelberekeningen zijn gebaseerd op een gesimuleerde Zweedse vrouwelijke populatie van 1 miljoen, die hun hele leven "gevolgd" zijn. De berekeningen gaan uit van een jaarlijkse screening, alleen oblique opnamen (dus twee opnamen per onderzoek), een detectiedrempel van een gemiddelde tumordiameter van 14 mm voor vrouwen jonger dan 49 jaar en 10 mm voor vrouwen van 49 jaar en ouder en een gemiddelde (geabsorbeerde) glandulaire dosis van 2 mGy per onderzoek.

Table 1. Annual screening of a simulated stable Swedish population. Lifetime (years) lost or gained per year, if one million women are followed throughout their lives, is given

Age (years)	Lifetime lost due to spontaneous tumours (years)	Lifetime gained due to early detection (years)	Lifetime lost due to induced fatal tumours ^a (years)	Total lifetime gained by screening ^b (years)
20–24	244	87	960	– 873
25–29	1322	436	301	135
30–34	4217	1652	284	1369
35–39	8271	3652	103	3549
40–44	12 193	5764	90	5674
45–49	14 979	8828	75	8753
50–54	16 248	10 457	58	10 398
55–59	15 806	9383	42	9342
60–64	14 158	7505	27	7478
65–69	11 350	5211	15	5196
70–74	8161	3096	7	3088
75–79	5140	1491	3	1489
80–84	2628	546	1	546
85–89	1012	134	0	134
90–94	242	15	0	15
95–99	18	0	0	0

^a Lifetime lost due to radiation-induced fatal tumours according to the multiplicative risk model.

^b Total lifetime gained (negative values indicate a lifetime lost) due to screening.

Uit deze modelberekeningen blijkt o.a. dat het risico van straling leeftijdsafhankelijk is. Bij een jongere leeftijd is de kans op het induceren van een tumor als gevolg van geabsorbeerde dosis groter dan op hogere leeftijd. Dit komt ten eerste omdat op jongere leeftijd celdeling veel sneller gaat dan op oudere leeftijd. Ten tweede door het grotere aandeel van klierweefsel op jongere leeftijd (en het klierweefsel is juist het meest gevoelig voor straling). Na de leeftijd van 85 jaar worden helemaal geen tumoren meer geïnduceerd. Dit komt door de latentietijd van de tumor (ca. 10 jaar).

Verder blijkt uit de berekeningen dat wanneer een jaarlijks bevolkingsonderzoek op borstkanker zou worden uitgevoerd in de leeftijd van 35 tot 75 jaar, de levensduur die de vrouwen verliezen door spontane tumorgroei met 46% afneemt in vergelijking zonder screening. Voor leeftijden onder de 35 jaar is screening niet wenselijk vanwege het hoge risico door de screening een tumor te induceren. Voor leeftijden boven circa 80 jaar is volgens de modelberekeningen screening niet langer wenselijk, omdat ten gevolge van de eindige levensduur het percentage tumoren dat zonder screening nooit zal worden opgemerkt onder de gescreende tumoren aanzienlijk is. Dit geeft aanleiding tot onnodige behandelingen.

In de leeftijdsgroep 35 tot 75 jaar is ook de frequentie waarmee wordt gescreend gevarieerd, zie onderstaande tabel.

Table 4. Semi-annual, annual, biennial and triennial screening commencing at 35 years of age for a simulated stable Swedish population, employing average risk factors and an absorbed dose of 2 mGy per session. Lifetime (years) lost or gained per year, if one million women are followed throughout their lives, are given

Screening interval (years)		$\frac{1}{2}$	1	2	3
Age (years)	Lifetime lost due to spontaneous tumours (years)	Total lifetime gained due to screening, using the multiplicative risk model (years)			
0-34	861	0	0	0	0
35-40	8660	5069	3966	2483	1644
41-46	13 198	7300	6197	4409	3209
47-52	15 742	11 694	10 281	8053	6069
53-58	16 118	10 447	9722	8259	7033
59-64	14 326	8162	7691	6794	5977
65-70	11 043	5199	4980	4514	4101
71-76	7215	2648	2554	2372	2191
77-99	1444	0	0	0	0

Hieruit volgt dat de screeningsfrequentie geoptimaliseerd kan worden door de frequentie leeftijdsafhankelijk te maken. Als een hogere screeningsfrequentie gerechtvaardigd is indien de levensduur met minstens 25% toeneemt als gevolg van die hogere screeningsfrequentie, dan geldt het volgende schema:

- vrouwen van 35 tot 40 jaar halfjaarlijks,
- vrouwen van 40 tot 55 jaar jaarlijks,
- vrouwen van 55 tot 65 jaar tweejaarlijks,
- en vrouwen van 65 tot 75 jaar driejaarlijks screenen.