

RIVM rapport 265021003/2005

**Digitalisering in de radiodiagnostiek**  
Gevolgen voor de patiëntveiligheid

H. Bijwaard en M.J.P. Brugmans

Contact: H. Bijwaard  
Laboratorium voor Stralingsonderzoek  
[harmen.bijwaard@rivm.nl](mailto:harmen.bijwaard@rivm.nl)



Dit onderzoek werd verricht in opdracht en ten laste van de Inspectie voor de Gezondheidszorg, in het kader van project V/265021, 'Toezichtondersteuning Medische Stralingstoepassingen'.

RIVM, Postbus 1, 3720 BA Bilthoven, telefoon: 030 - 274 91 11; fax: 030 - 274 29 71

# Rapport in het kort

## Digitalisering in de radiodiagnostiek: gevolgen voor de patiëntveiligheid

Steeds meer afdelingen radiologie gaan over op digitale beeldvormingstechnieken. Voor beeldkwaliteit en patiëntendosis kan deze digitalisering zowel voordelig als nadelig uitpakken.

Voor de Inspectie voor de Gezondheidszorg zijn in dit rapport de gevolgen van de toenemende digitalisering in de radiodiagnostiek voor de patiëntveiligheid in kaart gebracht. Daarbij is ook aandacht besteed aan de kwaliteitsborging van digitale systemen en het toekomstperspectief van nieuwe digitale technieken.

De belangrijkste conclusie van dit onderzoek is dat een omschakeling naar digitale systemen momenteel in de praktijk lang niet altijd in een dosisreductie resulteert, maar dat dat in de meeste gevallen na optimalisatie wel mogelijk is. Voor de nabije toekomst is de verwachting dat digitale systemen beter en goedkoper zullen worden. Ook zullen enkele nieuwe digitale technieken hun opwachting maken. Belangrijke voordelen van digitale technieken zijn dat vrijwel elke exposie een beeld levert, de beeldbewerkingsmogelijkheden en de transporteerbaarheid van de beelden. Daar staan tegenover de hoge kosten van de omschakeling, het lagere oplossend vermogen en mogelijk onzorgvuldig gebruik. Een omschakeling naar digitale technieken betekent ook dat het werkproces verandert. Speciaal op digitale systemen toegesneden protocollen voor kwaliteitsborging zijn daarbij nodig. Om problemen met beeldkwaliteit en patiëntendosis te voorkomen dienen deze protocollen bij acceptatie van digitale apparatuur, dus vóór de klinische ingebruikname, opgesteld te worden.

Trefwoorden: digitalisering, radiodiagnostiek, beeldkwaliteit, patiëntveiligheid

## Abstract

### **From conventional to digital radiology: consequences for patient safety**

More and more radiology departments change from conventional to digital imaging techniques. This change can have a beneficial or an adverse effect on the resulting image quality and patient dose.

In this report the consequences of a change to digital radiology for patient safety are investigated for the Health Care Inspectorate. Apart from that, the quality assurance of digital systems and their future perspectives are studied.

The main conclusion of this research is that the use of digital systems often does not lead to a reduction of patient dose, but that this reduction can be achieved in most cases with some optimization. It is expected that digital systems will become cheaper and better in the near future and some new techniques will emerge. Important advantages of digital radiology are the possibilities for image processing, the transportability of the images, and the fact that every exposure yields an image. Disadvantages are the high costs of changing to digital systems, the lower resolving power, and possibly negligence. Generally, a change to digital systems has severe consequences for the working process. Special protocols for the quality assurance of digital systems are needed. These protocols need to be drawn up when the commissioning tests are carried out, i.e. before clinical use, to prevent problems with image quality and patient dose.

Key words: digital, radiology, image quality, patient safety



# Inhoud

<b>Samenvatting</b>	<b>7</b>
<b>1. Inleiding</b>	<b>9</b>
<b>2. Techniek van digitale radiodiagnostiek</b>	<b>11</b>
2.1 Inleiding	11
2.2 Computed Radiography	12
2.3 Direct Radiography	13
2.3.1 Indirecte DR-systemen	13
2.3.2 Directe DR-systemen	14
2.4 Digitale fluoroscopie	15
<b>3. Geschiedenis en huidige status van digitale radiodiagnostiek</b>	<b>17</b>
3.1 Geschiedenis	17
3.2 Huidige status in Nederland	17
<b>4. Mogelijkheden en risico's van digitalisering</b>	<b>19</b>
4.1 Mogelijkheden	19
4.2 Risico's	20
<b>5. Gevolgen digitalisering voor dosis en beeldkwaliteit</b>	<b>23</b>
5.1 Gevolgen van overgang naar CR	23
5.2 Gevolgen van overgang naar DR	23
5.3 Gevolgen van overgang naar digitale fluoroscopie	24
5.4 Praktische aspecten	25
<b>6. Gevolgen digitalisering voor kwaliteitsborging</b>	<b>27</b>
6.1 CR-systemen	27
6.2 Randapparatuur	28
<b>7. Toekomstperspectief van digitale radiodiagnostiek</b>	<b>29</b>
7.1 Digitale mammografie	29
7.2 CR versus DR	29
7.3 Fotontellers	30
<b>8. Conclusies</b>	<b>31</b>
<b>Dankwoord</b>	<b>33</b>
<b>Literatuur</b>	<b>35</b>

---

<b>Bijlage 1</b>	<b>Lijst met afkortingen</b>	<b>39</b>
<b>Bijlage 2</b>	<b>Verklarende woordenlijst</b>	<b>41</b>

## Samenvatting

Steeds meer afdelingen radiologie gaan over op digitale beeldvormingstechnieken en nieuw aangeschafte apparatuur is vrijwel altijd digitaal. Er zijn echter grote verschillen tussen de diverse digitale systemen wat betreft techniek en optimalisatie. Dit heeft tot gevolg dat de digitalisering zowel voordelig als nadelig kan uitpakken voor beeldkwaliteit en patiëntendosis.

Voor de Inspectie voor de Gezondheidszorg zijn in dit rapport de gevolgen van de toenemende digitalisering in de radiodiagnostiek in kaart gebracht. Het ging daarbij vooral om de indentificatie van mogelijke risico's van digitalisering voor de patiëntveiligheid. Naast specifieke aandacht voor de veranderingen in beeldkwaliteit en patiëntendosis is daarbij aandacht besteed aan de kwaliteitsborging van digitale systemen en het toekomstperspectief van nieuwe technieken. Daarbij is gebruik gemaakt van kennis en ervaringen opgedaan voor eerdere rapporten over kwaliteitsborging en er heeft uitgebreid literatuuronderzoek plaatsgevonden.

Een van de conclusies van dit onderzoek is dat een omschakeling naar digitale systemen niet altijd in een dosisreductie resulteert. Dat kan wel het geval zijn bij een overgang naar digitale systemen die direct een beeld produceren. Verder zijn er met name voor doorlichting nog dosisreducties te behalen met het gebruik van nieuwe digitale mogelijkheden. In de nabije toekomst zullen de bestaande digitale technieken verbeterd worden en zullen nieuwe digitale technieken hun opwachting maken. Naast eventuele dosisreductie door deze systemen zijn de belangrijkste voordelen van digitale technieken vooral het grote dynamische bereik waardoor vrijwel elke exposie een beeld oplevert, de uitgebreide mogelijkheden voor beeldbewerking en computergestuurde diagnose en de mogelijkheden voor elektronische verzending van de beelden. Daar staat tegenover dat het lagere oplossend vermogen en het ontbreken van een natuurlijke dosisindicator zoals de zwarting van film kan leiden tot hogere doses. Ook moet rekening gehouden worden met de hoge kosten van sommige systemen plus de kosten voor het computernetwerk, de dataopslag en de omscholing van medewerkers. Daarnaast kan het gebruiksgemak bij deze systemen leiden tot onzorgvuldigheden zoals het maken van onnodige extra opnames, verlies van diagnostische informatie door teveel beeldcompressie en het beoordelen van opnames op ongeschikte monitoren. Een omschakeling naar digitale technieken betekent ook dat het werkproces verandert. Speciaal op digitale systemen toegesneden protocollen voor kwaliteitsborging zijn daarbij nodig. Aandachtspunten bij de kwaliteitsborging zijn onder andere pixeluitval en achterblijvend beeld op de detector, de relatie van dosisindicatie met de werkelijke dosis, de werking van beeldbewerkingssoftware en de kwaliteit van diagnostische monitoren. Hieraan dient vóór ingebruikname aandacht besteed te worden.





# 1. Inleiding

## *Afbakening*

Binnen de radiodiagnostiek wordt met de voortschrijdende technische ontwikkelingen steeds meer apparatuur gedigitaliseerd. Dit rapport richt zich op de overgang van conventionele naar digitale techniek, dat wil zeggen van film als beelddrager naar filmloze diagnostiek. Het gaat daarbij met name om radiografie (röntgenopnames) en fluoroscopie (doorlichting). Van oorsprong digitale technieken als Computer Tomografie (CT) vallen buiten deze beschouwing.

Het rapport richt zich op de beeldvormende apparatuur en gaat als zodanig niet uitgebreid in op de toenemende informatisering daar omheen en de systemen die daarbij betrokken worden zoals het ziekenhuisinformatiesysteem, het Picture Archiving and Communication System (PACS) en het elektronisch patiëntendossier.

## *Aanleiding*

De aanleiding voor dit rapport was de vraag van de Inspectie voor de Gezondheidszorg (IGZ) om risico's voor de patiëntveiligheid van de toenemende digitalisering in kaart te brengen. Met name de invloed van digitalisering op de patiëntendosis is onduidelijk. In de literatuur en de wandelgangen wordt zowel een toename als een afname daarvan gerapporteerd. Een eventuele toename van de patiëntendosis zou strijdig zijn met het ALARA-beginsel.

## *Doelstelling*

De doelstelling van RIVM bij dit onderzoek is het voor IGZ identificeren van risicofactoren van digitalisering voor de patiëntveiligheid. Daarbij gaat het met name om de gevolgen van de verschillende vormen van digitalisering voor de diagnostische beeldkwaliteit en de uitgedeelde patiëntendosis.

## *Werkwijze*

Om de gevolgen van digitalisering in kaart te brengen is uitgebreid literatuuronderzoek verricht. Een belangrijke leidraad die daarbij werd gehanteerd is het onlangs verschenen rapport "Managing patient dose in digital radiology" van de International Commission on Radiological Protection (ICRP) [1]. Daarnaast is voor dit rapport geput uit eerder gehouden interviews voor voorgaande rapporten over kwaliteitsborging in de radiodiagnostiek [2, 3].

## *Leeswijzer*

Dit rapport is als volgt ingedeeld: in Hoofdstuk 2 komen de verschillende technieken van digitale radiodiagnostiek aan bod. Er wordt met name aandacht besteed aan de verschillen tussen Computed Radiography (CR) en Direct Radiography (DR). Hoofdstuk 3 behandelt in het kort de ontstaansgeschiedenis van de verschillende digitale technieken en de huidige toepassing daarvan in Nederland. Vervolgens gaat Hoofdstuk 4 uitgebreid in op de voor- en nadelen van digitale techniek voor beeldvorming en dosis. In Hoofdstuk 5 komen de directe gevolgen van een overgang van conventionele naar digitale techniek aan de orde. Hoofdstuk 6 gaat vervolgens over de gevolgen voor de kwaliteitsborging van een overstap naar digitale techniek en grijpt daarbij terug op het voorafgaande RIVM rapport daarover [3]. In Hoofdstuk 7 worden kort de verwachtingen voor de nabije toekomst aangestipt. Ten slotte volgen in Hoofdstuk 8 de conclusies. In Bijlage 1 en 2 worden respectievelijk de gebruikte afkortingen uitgeschreven en enkele technische begrippen uitgelegd.

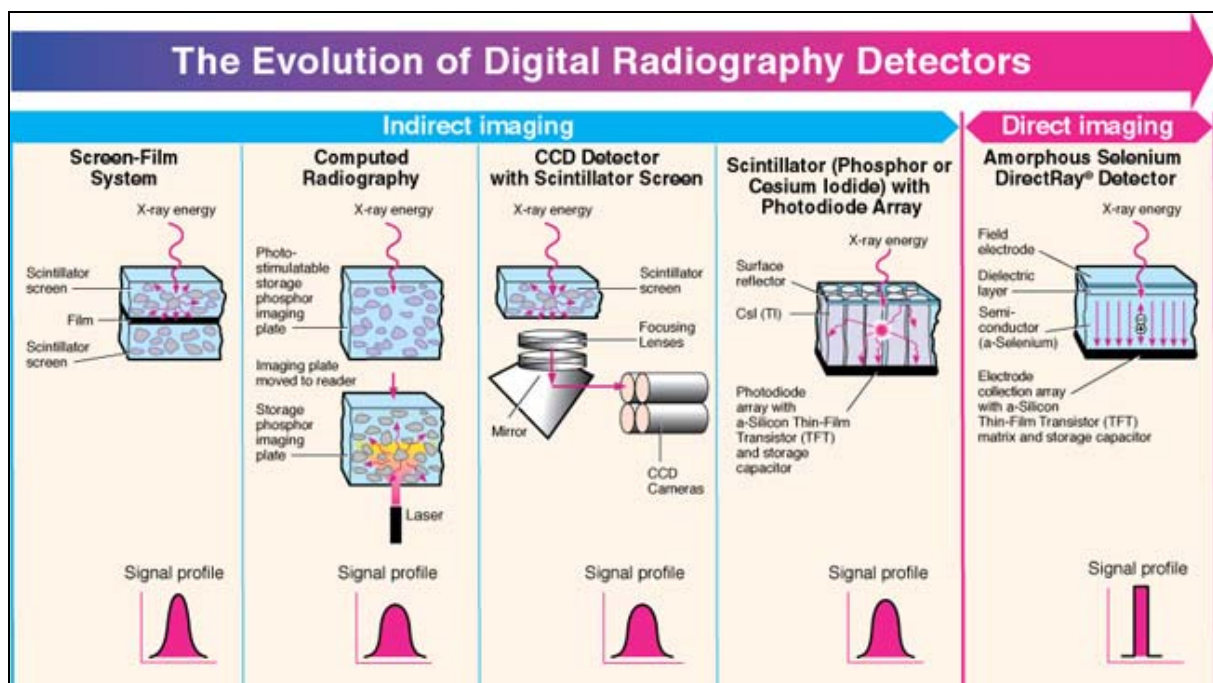


## 2. Techniek van digitale radiodiagnostiek

### 2.1 Inleiding

Alvorens in te gaan op de techniek van digitale radiodiagnostiek is het inzichtelijk eerst in het kort aan te geven hoe conventionele röntgenopnames gemaakt worden. Bij een conventionele opname valt de röntgenstraling via de patiënt op een cassette die een lichtgevoelige film bevat ingeklemd tussen twee versterkingsschermen (ook wel luminescentie- of fluorescentieschermen genoemd). In deze opstelling (ook wel Screen Film (SF) genoemd) wordt de röntgenstraling in de versterkingsschermen omgezet in zichtbaar licht dat vervolgens op de lichtgevoelige film (zwarte) zilveratomen doet neerslaan uit zilverbromide ( $\text{AgBr}$ ). Het zo gevormde beeld kan als een gewone foto worden ontwikkeld in een donkere kamer.

Kenmerkend voor digitale radiodiagnostiek is dat de röntgenstraling wordt omgezet in elektrische lading die wordt gemeten en omgezet naar een digitaal signaal. Het digitale signaal kan worden weergegeven op een monitor of kan worden afgedrukt op film met een printer. Voor alle digitale technieken geldt momenteel dat de resolutie minder goed is dan die van conventionele film. Daar staat tegenover dat het dynamisch bereik van digitale opnames weer veel groter is (vrijwel elke exposie levert een beeld dat vaak na bewerking bruikbaar is) [4]. In onderstaande figuur staan de verschillende vormen van digitale radiodiagnostiek naast de conventionele techniek. In de hierna volgende paragrafen worden die verschillende digitale technieken één voor één behandeld.



*Figuur 1: Verschillende vormen van conventionele en digitale röntgentechniek. Van links naar rechts: conventionele techniek (screen-film), computed radiography (CR), direct radiography (DR) met CCD, DR met fotodiodes en DR met amorf selenium. Plaatje afkomstig van <http://www.hologic.com/prod-dr/tech-direct.shtml>*

## 2.2 Computed Radiography

Een al wat oudere digitale techniek die veel op conventionele radiografie lijkt is Computed Radiography (CR). Deze techniek maakt net als de conventionele techniek gebruik van cassettes die ook in conventionele opstellingen gebruikt kunnen worden. Dit maakt de techniek relatief goedkoop. De cassettes bevatten zogenaamde fosforplaten (PhotoStimulable Phosphor of PSP) welke niet uit fosfor bestaan, maar uit een materiaal met fosforescerende eigenschappen. Dit zijn materialen die ook vaak in versterkingsschermen worden gebruikt en welke licht uitzenden als ze röntgenstraling opvangen. Het gaat meestal om kristallen van zouten met *rare earth elements* zoals  $\text{BaFBr:Eu}^{2+}$ ,  $\text{BaFCl:Eu}^{2+}$ ,  $\text{BaF(BrI):Eu}^{2+}$ ,  $\text{BaSrFBr:Eu}^{2+}$  [5]. Kenmerkend voor deze zogenaamde fosfors is echter dat een deel van de invallende röntgenstraling elektronen van het materiaal in hogere energietoestand brengt waaruit ze terugvallen naar een intermediair energieniveau. Daarin blijven de elektronen zitten totdat ze voldoende energie hebben om via het hogere niveau onder uitzending van zichtbaar licht weer in hun basistoestand terug te keren. De röntgenstraling wordt dus als het ware opgeslagen in de fosfor en kan op een later moment met de juiste stimulans worden omgezet in zichtbaar licht. Bij CR worden de cassettes daarvoor na de blootstelling aan röntgenstraling in een uitleesapparaat gescand met een rode (HeNe of diode) laser. Het dan uitgezonden blauwgroene licht wordt versterkt in een *Photo Multiplier Tube* (PMT), omgezet naar een voltage en met een analoog-digitaal converter (ADC) vertaald naar een digitaal signaal (pixelwaarden).

Aandachtspunten bij deze techniek zijn de volgende. (1) De absorptie van röntgenstraling van de gebruikte fosfors is voor de meeste energieën minder goed dan die van de materialen die worden gebruikt voor versterkingsschermen bij conventionele toepassingen. Dit geldt bijvoorbeeld voor de fosfor BaFBr die in Reiner et al. [5] vergeleken wordt met  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$  dat veel in versterkingsschermen wordt gebruikt. Er is meer exposie nodig van de fosforplaat dan van een versterkingsscherm om dezelfde hoeveelheid elektronen aan te slaan. Verder is de karakteristiek zo dat de fosforplaat juist gevoeliger is voor straling van lagere energie. Deze straling bestaat voor een groot deel uit verstrooide straling. Vergeleken met een conventioneel versterkingsscherm geeft een fosforplaat dus per eenheid van invallende röntgenstraling minder signaal en meer ruis. (2) Bij de excitatie van de elektronen in de fosforplaat gaat ongeveer 50% van het signaal verloren aan directe uitzending van licht. Daarnaast gaat ook bij het uitlezen van de fosforplaat signaal verloren omdat niet al het uitgezonden licht wordt opgevangen. Sommige fabrikanten gebruiken daarom een techniek waarbij het uitgezonden licht aan beide zijden van de fosforplaat opgevangen wordt. (3) Na het uitlezen van de fosforplaat blijft ongeveer 30% van het beeld achter dat vervolgens (deels) gewist wordt door de plaat met intens wit licht te belichten. (4) De maximale resolutie van het gevormde beeld wordt grotendeels bepaald door de doorsnede van de laserbundel waarmee gescand wordt. Deze heeft vaak een Gaussisch profiel met een effectieve diameter van ongeveer 100  $\mu\text{m}$ .

Bij de invoering van een nieuwe röntgentechniek is de beeldkwaliteit een belangrijke graadmeter. Een goede maat voor de vergelijking van de technische beeldkwaliteit van verschillende systemen is de *Detective Quantum Efficiency* (DQE, zie de verklarende woordenlijst in Bijlage 2). Deze wordt meestal uitgedrukt als een percentage dat aangeeft hoe sterk het outputsignaal van een systeem is ten opzichte van het inputsignaal. Deze zogenaamde respons is hoog voor grootschalige structuren in het af te beelden object (zogenaamde lage beeldfrequenties) en neemt af voor kleinere structuren (hoge beeldfrequenties). In het algemeen zijn de DQE-waarden van CR-systemen van dezelfde grootte als die van conventionele systemen [4]. Dit geeft aan dat een beter beeld of een lagere dosis niet de doorslaggevende factor hoeft te zijn om over te gaan op een CR-systeem.

## 2.3 Direct Radiography

Een steeds populairder wordende techniek is Direct Radiography (DR). Het Direct in DR slaat op het feit dat de röntgenstraling naar elektrische lading wordt geconverteerd (en met een ADC naar pixelwaarden) en het beeld vrijwel direct op een monitor getoond kan worden zonder dat een apart uitleesapparaat hoeft te worden gebruikt. Er bestaan twee vormen van DR: één waarbij röntgenstraling eerst naar licht en dan naar elektrische lading wordt omgezet (zogenaamde indirecte DR) en één waarbij röntgenstraling meteen naar elektrische lading wordt omgezet (directe DR) (zie hieronder).

De meeste DR-systemen hebben een vlakke detector en gebruiken geen cassette. Deze systemen worden *flat panels* genoemd. Er zijn echter DR-systemen zijn zoals de *rotating selenium drum* die geen *flat panel* zijn. Mede omdat er geen cassette wordt gebruikt, moet bij de overschakeling op DR vaak een groot deel van het systeem nieuw worden aangeschaft en dat maakt de aanschaf van DR duur. De omzetting van röntgenstraling naar elektrische lading kan op verschillende manieren die in onderstaande paragrafen aan de orde komen.

Aandachtspunten bij DR zijn de volgende. (1) Ook zonder opname wordt voortdurend lading in de detector geproduceerd door thermische effecten en achtergrondstraling. Daarom moet soms direct voor of na een opname een zogenaamd *dark image* worden gemaakt dat van de opname moet worden afgetrokken. (2) In DR-systemen zijn de detectorelementen (DELs) kolomsgewijs aan een versterker gekoppeld. Omdat de respons van elke versterker net iets anders is, moet elke kolom apart geschaald worden. (3) De nauwkeurigste DR-systemen (voor mammografie) hebben pixels van ongeveer 50  $\mu\text{m}$ , hetgeen overeen komt met 10 lp/mm. Met conventionele film wordt voor mammografie 15-20 lp/mm gehaald. De mindere resolutie van DR-systemen wordt echter ten dele goedge maakt door de betere contrastweergave [6]. De DQE-waarden van DR-systemen zijn in het algemeen significant beter dan die van CR en conventionele systemen [4]. (4) In tegenstelling tot fosforplaten en conventionele film is niet het gehele oppervlak van de detector geschikt voor detectie. Een deel van dat oppervlak wordt gebruikt voor uitleeselektronica. In plaats van pixelgrootte wordt dan ook wel van *pixel pitch* gesproken (=pixelgrootte plus tussenafstand) en ook van *fill factor*, het percentage oppervlak dat voor detectie gebruikt kan worden. Met elektronische trucs kan de *effective fill factor* worden verhoogd tot bijna 100%. (5) Meer dan conventionele en fosforsystemen hebben DR-systemen last van *aliasing* dat wil zeggen dat gedetailleerde structuur maar ook ruis met frequenties die hoger zijn dan de zogenaamde Nyquistfrequentie van het systeem ( $f_N$ , zie ook verklarende woordenlijst) een door het afbeeldingssysteem geïnduceerd, vals beeld genereren bij frequenties lager dan  $f_N$ . De  $f_N$  wordt bepaald door de pixelgrootte: N pixels per mm geven een  $f_N$  van  $N/2 \text{ mm}^{-1}$ .

### 2.3.1 Indirecte DR-systemen

DR-systemen worden in het algemeen onderscheiden in systemen die röntgenstraling direct naar lading omzetten, de zogenaamde directe DR-systemen en de systemen die röntgenstraling eerst naar zichtbaar licht en daarna naar lading omzetten, de indirecte DR-systemen. Indirecte DR-systemen zijn weer te onderscheiden in twee categorieën: (1) systemen met Thin Film Diodes (TFD's) en (2) systemen met Charge Coupled Devices (CCD's). In beide gevallen wordt de röntgenstraling eerst in licht omgezet met een fosfor zoals ook in versterkingsschermen gebruikt wordt, meestal met thallium gedoteerd cesiumiodide ( $\text{CsI:Tl}$ ) of met terbium gedoteerd gadoliniumoxysulfide ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ ). Het zichtbare licht kan vervolgens met ofwel de TFD's ofwel de CCD's omgezet worden naar lading. De TFD's zijn van amorf silicium en zitten op een raster van Thin Film Transistors (TFT's zoals tegenwoordig

vaak gebruikt in platte beeldschermen) die de lading uitlezen. De CCD's zijn chips zoals ook in digitale fotocamera's gebruikt worden met miljoenen pixels die licht converteren naar lading. Vanwege het gebruik van min of meer conventionele fosfors spreekt men bij deze technieken wel van gedigitaliseerde screen-filmtechniek [7].

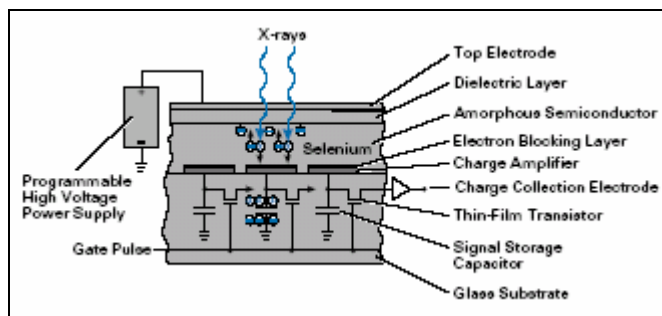
Bij deze technieken moet het volgende opgemerkt worden: (1) Voor de indirecte detectoren kunnen fosfors met betere optische eigenschappen gebruikt worden (hogere lichtopbrengst en resolutie) dan voor conventionele film. Voor film missen deze fosfors de benodigde mechanische sterkte. Tevens kan de fosfor gestructureerd in plaats van ongestructureerd worden aangebracht. Bij een gestructureerde opbouw wordt de kristalstructuur van het fosfor gebruikt om te voorkomen dat het gegenereerde licht zich verstrooit naar naburige pixels. In dat geval laat men vaak CsI in kleine naaldjes (5-10  $\mu\text{m}$  breed, 600  $\mu\text{m}$  lang) op het TFD en TFT groeien. Het licht dat in het CsI wordt gegenereerd door röntgenstraling wordt door de naaldjes naar de fotodiode geleid. In tegenstelling tot de ongestructureerde schermen waarbij geldt dat de resolutie afneemt met de dikte omdat het licht dan sterker wordt verstrooid, geldt voor gestructureerde schermen juist hoe dikker de laag CsI hoe beter, omdat dan meer röntgenstraling in licht kan worden omgezet. In de praktijk blijken gestructureerde schermen ook inderdaad een hogere DQE op te leveren [8]. (2) Zoals hierboven al opgemerkt geldt ook voor indirecte detectoren dat slechts een deel van elk detectorelement (met de fotodiode) lichtgevoelig is. De rest van het oppervlak is nodig voor de elektronische uitlezing. (3) Ervaringen uit de praktijk geven aan dat de detectoren snel warm worden wat de stabiliteit van de systemen niet ten goede komt. Een goede ventilatie of koeling is dus vereist. (4) Voor de systemen met CCD's geldt dat één CCD te klein is voor opnames groter dan ongeveer 5  $\text{cm}^2$ . In het verleden zijn verschillende oplossingen aangedragen om dat oppervlak effectief te vergroten zoals met een mozaïek van CCD's of met een optische koppeling waarbij de gehele lichtbundel met lenzen op 1 CCD werd afgebeeld. De state-of-the-art van de CCD-technieken is nu de scanning-slottechniek waarbij het af te beelden oppervlak wordt gescand met een lineair array van enkele CCD's (4 tot 8). Het array volgt een spleet (de *slot*) die door de röntgenbundel beweegt en de bundel collimeert tot een platte waaivormige bundel. Het voordeel van deze techniek is dat de smalle bundelgeometrie weinig strooistraling geeft en er zonder strooistralenrooster gewerkt kan worden. Nadelen zijn de langere duur van een opname (langer dan een seconde) die speciale eisen aan de anode van de röntgenbuis stelt en de zogenaamde *stitching* artefacten die ontstaan bij de koppelingen van de CCD's. Samei et al. [9] laten zien dat de DQE-waarden vergelijkbaar zijn met CR (maar beduidend lager dan voor andere DR-systemen) bij relatief lage doses. De DQE meet echter alleen de prestatie van de detector, terwijl een belangrijk voordeel van de scanning-slottechniek is dat er zonder strooistralenrooster gewerkt kan worden. Samei et al. [9] definiëren daarom ook een effectieve DQE waarin niet alleen input en output van de detector worden vergeleken, maar ook de transmissie door het strooistralenrooster en de scatter voor de detector. De effectieve DQE blijkt voor de scanning-slottechniek even goed of soms beter te zijn dan die van andere DR-systemen.

### 2.3.2 Directe DR-systemen

Directe DR-detectoren zetten invallende röntgenstraling direct om naar elektrische lading met een fotogeleider. Meestal wordt een dun laagje amorf selenium (a-Se) gebruikt dat op een laag TFT's wordt gedampt (zie ook Figuur 2). Invallende röntgenstraling wordt in het a-Se omgezet in elektronen en gaten die door een aangelegd elektrisch veld van enkele kilovolts worden verzameld aan de pixelelektroden. De directe omzetting naar lading geeft een hoog rendement ten opzichte van de indirecte DR-detectoren wat resulteert in een hoge DQE [5]. De hoogspanning op de detector zorgt ervoor dat de elektronen zich niet verspreiden en linea recta naar de dichtstbijzijnde pixelelektrode gaan. Dit resulteert in zeer kleine pixels. Er bestaan

twee vormen van a-Se detectoren: de *rotating drum* [4] en de *flat panel*. De *flat panel* is zoals de naam al aangeeft een platte detector die erg flexibel is in het gebruik. Bij de *rotating drum* wordt de lading aan het oppervlak van het a-Se uitgelezen met een elektrometer die het oppervlak scant terwijl de trommel draait.

Aandachtspunten bij directe DR-systemen zijn: (1) In de praktijk blijken de detectoren niet erg stabiel te zijn en erg gevoelig voor trillingen en temperatuurschommelingen. Kapotte pixelelektroden leiden tot accumulatie van niet uitgelezen lading die zich kan verspreiden naar naburige elektroden. (2) In tegenstelling tot de indirecte systemen waarin door de spreiding van het licht een soort intrinsieke middeling plaatsvindt, hebben directe systemen last van aliasing van hoogfrequente ruis die na spiegeling in de Nyquistfrequentie als laagfrequent signaal wordt doorgegeven. De klinische consequenties hiervan zijn nog niet geheel duidelijk [5].



Figuur 2: Opbouw van de amorfe selenium directe DR-detector (flat panel). Plaatje afkomstig van <http://www.hologic.com/prod-dr/pdf/dr-whtpap.pdf>

Vergelijkingen van directe en indirecte DR-detectoren geven momenteel geen uitsluitsel over de te prefereren techniek [5]. In termen van DQE vindt Persliden [4] betere waarden voor indirecte DR en Samei en Flynn [10] vinden dat bij lage frequenties ook, maar bij hoge frequenties in het beeldsignaal (dus voor hoge resolutie) vinden zij hogere DQE-waarden voor directe DR.

## 2.4 Digitale fluoroscopie

De techniek van digitale fluoroscopie verschilt niet veel van die van digitale radiografie. Er zijn twee vormen van indirecte systemen: (1) een fosfor als CsI zet de röntgenstraling om naar licht dat via een beeldversterker (BV) naar een TV camera gaat, gedigitaliseerd wordt en afgebeeld wordt op een monitor [11] of (2) het signaal gaat in plaats van naar de TV camera naar een CCD waarin vervolgens de digitalisering plaatsvindt. Daarnaast zijn er directe systemen die gebruik maken van een snel *flat panel* [12]. De huidige generatie *flat panels* kan het ladingsbeeld in  $1/30^{\circ}$  seconde uitlezen en dat maakt ze ook geschikt voor fluoroscopie. De uitlezing wordt dan gesynchroniseerd met de pulsen van de *pulsed fluoroscopy*. Omdat de exposie per beeld relatief laag is, kunnen vaak de pixels gegroepeerd worden zodat  $2 \times 2$  pixels van  $150 \mu\text{m}$  samen 1 pixel van  $300 \mu\text{m}$  vormen. Mogelijke problemen met *flat panels* zijn eventueel een lage *fill factor*, aliasing en de elektronische ruis. Hunt et al. [12] vonden van het door hun onderzochte a-Se *flat panel* alleen de elektronische ruis wat storend. Door de lage exposie per beeld heb je daar bij digitale fluoroscopie eerder last van dan bij radiografie. De geometrische *fill factor* was door elektronische buiging van de veldlijnen toegenomen tot 99% effectieve *fill factor*. De conclusie van Hunt et al. [12] is dat een snel a-Se *flat panel* uitste-

kend voldoet en dat het nog beter kan als de versterking wat opgeschroefd wordt en zo de elektronische ruis gemarginaliseerd wordt.



### 3. Geschiedenis en huidige status van digitale radiodiagnostiek

#### 3.1 Geschiedenis

Digitale radiodiagnostiek is nog een relatief jonge verzameling technieken. Digitale radiografie werd door Fuji in Europa geïntroduceerd in 1981 in de vorm van een CR-systeem. In eerste instantie sloeg de technologie vooral in Scandinavië en Groot-Brittannië aan. Een gevolg daarvan is dat Finland momenteel CR-systemen in 80-90% van alle röntgenkamers heeft. De grote doorbraak voor CR was begin jaren '90 en inmiddels is de CR-technologie ook wijd verspreid in onder andere Italië en Frankrijk (in 80% van de privéklinieken en 70% van de ziekenhuizen). Samei en Flynn [10] schatten dat er wereldwijd meer dan 10 000 CR-systemen in gebruik zijn. Begin jaren '90 vonden ook de eerste pioniersactiviteiten voor DR plaats. In 1994 was de *rotating selenium drum* techniek voor thoraxopnames de eerste DR-techniek die op de markt kwam [1]. Finland liep in 2002 weer voorop met 20-25 geïnstalleerde DR-systemen.

Digitale fluoroscopie ontstond na de introductie van *Digital Subtraction Angiography* (DSA) begin jaren '80. De DSA techniek, waarbij opnames met en zonder contrastvloeistof van elkaar worden afgetrokken zodat een beeld van alleen de contrastvloeistof in het vaatstelsel wordt getoond, werd onmiddellijk populair ondanks de hoge initiële kosten. De afnemende kosten van ADC's en computergeheugen leidden kort daarna tot het ontstaan van digitale fluoroscopie [13]. De eerste *flat panels* voor digitale fluoroscopie deden in 2000 hun intrede [14, 15].

#### 3.2 Huidige status in Nederland

Er wordt in Nederland niet bijgehouden hoeveel conventionele en digitale apparatuur er gebruikt wordt, maar Zoetelief en Faulkner schatten in 2001 [16] dat op de grotere radiologieafdelingen de helft van de apparatuur digitaal was. De ontwikkelingen zijn echter sinds die tijd snel gegaan en nieuw aangeschafte apparatuur is vrijwel altijd digitaal. Veel afdelingen zijn al vrijwel helemaal filmloos, vaak op de mammografie na. Voor mammografie is een hogere resolutie vereist dan voor andere röntgenopnames en de resolutie van digitale systemen is juist meestal iets minder goed dan van conventionele mammografen. Er vinden momenteel proefprojecten plaats voor de invoering van digitale mammografen bij de borstkankerscreening (zie Paragraaf 7.1).

Enkele voorbeelden van ziekenhuizen die sinds kort alleen nog digitale röntgenopnames maken zijn het Atrium Medisch Centrum Heerlen/Brunssum/Kerkrade (sinds mei 2003), het Laurentius Ziekenhuis Roermond (sinds juli 2003), het Rijnland Ziekenhuis Leiderdorp en Alphen a/d Rijn, het Universitair Medisch Centrum St Radboud Nijmegen (sinds maart 2003) en het Wilhelmina Ziekenhuis Assen (sinds december 2003).



## 4. Mogelijkheden en risico's van digitalisering

In Hoofdstuk 2 is al opgemerkt dat digitale radiodiagnostiek niet per definitie tot een betere beeldkwaliteit leidt. Voor de meeste CR-systemen geldt bijvoorbeeld dat de beeldkwaliteit in termen van DQE vergelijkbaar is met conventionele radiodiagnostiek. Er moeten dus andere redenen zijn waarom ziekenhuizen bereid zijn te investeren in digitalisering. Een daarvan is de *technology push*: fabrikanten richten zich meer en meer op digitale apparatuur en het wordt daardoor moeilijker om nog conventionele systemen aan te schaffen of te (laten) onderhouden. Daarnaast moet worden opgemerkt dat bij de keuze voor een digitaal systeem de techniek vaak een ondergeschikte rol speelt. Van Erning [17] geeft een lijstje criteria waarop het UMC St Radboud te Nijmegen toetste bij digitalisering. In volgorde van belang: kwaliteit, gebruiksvriendelijkheid, overeenkomst met modelcontract, prijs-prestatieverhouding, volledigheid offerte en levertijden. Hieronder worden de mogelijkheden en de risico's van digitalisering op een rij gezet.

### 4.1 Mogelijkheden

De belangrijkste mogelijkheden van alle vormen van digitale radiodiagnostiek zijn de volgende:

1. het grote dynamische bereik: een grote range aan exposies leidt tot een adequaat beeld;
2. de softwaremogelijkheden: opslag van instellingen, automatische detectie van afwijkingen en beeldbewerking, mogelijkheden voor onderwijs en training (bijvoorbeeld met een *beamer*);
3. de transporteerbaarheid: opnames kunnen elektronisch verstuurd worden voor bijvoorbeeld een *second opinion*, voor teleradiologie, om ze thuis te bekijken of gewoon voor archivering.

Ad 1:

Een gevolg van dit grote dynamische bereik is ook dat een opname zelden opnieuw hoeft te worden gemaakt. Een specifiek voordeel bij mammografie is dat met het grote dynamische bereik ook de huid en het directe onderhuidse weefsel goed worden afgebeeld wat bij conventionele opnames niet zo is [18]. Het is ook erg nuttig voor thoraxopnames waarbij grote dichtheidsverschillen moeten worden afgebeeld [19]. Een ander bijkomend voordeel is dat er meer mogelijkheden zijn om de blootstelling af te stemmen op het diagnostische doel. Zo is voor orthopedische toepassingen vaak geen zeer gedetailleerd beeld nodig en dan kan met een lage dosis straling worden volstaan (lager dan dat met de conventionele techniek een beeld met voldoende zwarting zou hebben opgeleverd). Het is onbekend in hoeverre dit in de praktijk wordt toegepast.

Ad 2:

Naast beeldbewerking biedt de software van DR-systemen vaak de mogelijkheid om de blootstellingsparameters samen met het beeld op te slaan. Verder bieden digitale beelden de mogelijkheid om software naar afwijkingen te laten zoeken (*Computer Aided Detection/Diagnosis*, CAD). CAD software is met name succesvol in het opsporen van microcalcificaties in mammogrammen, al genereert het wel een groot aantal vals-positieven. De digitale beelden zijn ook makkelijker te gebruiken voor onderwijs en training (bijvoorbeeld met gebruik van een *beamer*) en voor zogenaamde *in service monitoring*: door in de

serie te beoordelen beelden steekproefsgewijs bekende beelden met bekende diagnoses tussen te voegen kan het beoordelingsvermogen van de radioloog getest worden.

Ad 3:

De transporteerbaarheid van opnames leidt tot tijdwinst en minder kosten voor administratie, met name als de digitale opnames niet worden geprint. Den Heeten en Venema [7] schatten dat DR 10% tijdswinst ten opzicht van CR geeft en 20-30% ten opzichte van conventionele film. Andriole et al. [20] geven voor thoraxopnames 12% productietoename met CR en 40% met DR ten opzichte van film.

Specifieke mogelijkheden voor digitale fluoroscopie zijn nog de volgende: (1) De flexibiliteit van *flat panels* biedt nieuwe beeldvormingsmogelijkheden zoals rotatie-angiografie die vergeleken met conventionele technieken met beeldversterkers ruim 45% dosisreductie kunnen opleveren [15]. (2) Pulsering en recursieve filtering kunnen bij fluoroscopie de dosis reduceren en de signaal-ruisverhouding verbeteren [21]. (3) *Last Image Hold* (LIH), een techniek waarbij het beeld van de meest recente exposie getoond blijft worden als de röntgen bundel uitstaat, leidt tot een significante dosisreductie [22].

## 4.2 Risico's

De belangrijkste risico's van digitale radiodiagnostiek zijn de volgende:

1. het missen van essentiële beeldinformatie door de (vooralsnog) lagere resolutie;
2. geen zwarting zoals op film, maar juist een beter beeld bij hogere doses, hetgeen uitnodigt tot meer exposie;
3. financiële risico's door de hoge kosten bij omschakeling van conventionele naar digitale apparatuur (ook voor aanverwante apparatuur en personeel);
4. het toegenomen gebruiksgemak kan leiden tot onzorgvuldigheden (met gevolgen voor kwaliteitsborging).

Ad 1:

In het algemeen hebben de digitale systemen van de huidige state-of-the-art een lagere resolutie dan conventionele systemen. Dit speelt op dit moment met name een rol bij mammografie waar een hoge resolutie noodzakelijk is voor de detectie van microcalcificaties. Voor screeningsmammografie vinden momenteel proefprojecten plaats die onder andere moeten uitwijzen of digitale mammografie zich qua detectiegraad van maligniteiten kan meten met conventionele technieken. De volgende artikelen zijn in dit verband vermeldenswaardig: Kemps et al. [23] geven aan dat met digitale technieken zoals CAD geclusterde microcalcificaties gemakkelijker ontdekt kunnen worden. Hierbij moet worden opgemerkt dat de zeer kleine clusters blijken te worden veroorzaakt door goedaardige afwijkingen. James [18] geeft de resultaten van twee grootschalige vergelijkingen van de detectiegraad van digitale en conventionele mammografie: de ene studie werd uitgevoerd in Noord-Amerika, de andere in Noorwegen. Geen van beide onderzoeken toonde een significant verschil aan tussen het aantal tumoren dat met conventionele technieken gevonden werd en het aantal dat met digitale technieken gevonden werd. Opvallend genoeg werden met conventionele en digitale technieken vaak niet dezelfde tumoren gevonden.

## Ad 2:

In tegenstelling tot conventionele opnames waarbij de toenemende zwarting van de film een natuurlijke begrenzing van de dosis geeft, leidt bij digitale radiodiagnostiek een hogere expositie in het algemeen tot een betere beeldkwaliteit (hogere signaal-ruisverhouding). Daarnaast hebben de meeste digitale systemen geen ingebouwde dosismeter zodat bij een opname niet onmiddellijk duidelijk is wat de toegediende dosis is. Wel geven de meeste systemen een dosisindex als graadmeter [24], maar de relatie met de dosis is vaak niet-lineair wat de interpretatie bemoeilijkt. De dosisindex wordt vaak bepaald aan de hand van een tabel met dosisindices voor de verschillende combinaties van instellingen. Dit heeft als nadeel dat bij een technisch mankement de dosisindex niet hoeft te veranderen terwijl de feitelijke dosis wel verandert. Een eventuele toename van de dosis is met name risicovol voor hoge dosisapplicaties als fluoroscopie [13] en DSA. Bij DSA speelt daarnaast mee dat door het subtractieproces veel van de systeemruis wordt geëlimineerd zodat de doses ongemerkt nog verder kunnen worden opgevoerd [13].

## Ad 3:

Hoewel fosforplaten en sommige *flat panels* met reeds aanwezige apparatuur kunnen worden gecombineerd, brengt de omschakeling naar digitale radiodiagnostiek in het algemeen hoge kosten met zich mee. Voor CR-systemen moeten uitleesapparatuur en hoge-resolutiemonitoren worden aangeschaft en soms ook kwalitatief hoogwaardige printers. Voor DR-systemen moeten vaak hele röntgenkamers worden verbouwd. Bij een volledige overgang naar digitale techniek moet verder flink geïnvesteerd worden in snelle netwerkverbindingen, een PACS en opslagcapaciteit (in de orde van terabytes/jaar). Naast aandacht voor de technische kant moet ook aandacht worden besteed aan de bijscholing van het personeel dat met de nieuwe apparatuur moet werken. Van het personeel wordt ook een extra inspanning gevraagd ten tijde van de overgang en bij de optimalisatie van alle nieuwe apparatuur [25]. Een deel van al deze kosten kan op termijn worden terugverdiend uit de hogere productiviteit, minder administratie- en archiveringswerkzaamheden en de afschaffing van het hele filmontwikkelingsproces.

## Ad 4:

Het gebruiksgemak bij het maken van extra opnames, het elektronisch versturen van beelden en het bewerken ervan kan leiden tot onzorgvuldigheid [1]. Met digitale apparatuur hoeft voor een nieuwe opname niet eerst een nieuwe film in de cassette te worden gedaan. Het is gewoon een druk op de knop. Verder is een mislukte opname zeer eenvoudig elektronisch te verwijderen. Dit maakt het erg makkelijk even een opname over of extra te maken wat natuurlijk een extra dosis voor de patiënt tot gevolg heeft. Dit speelt vooral een rol bij digitale fluoroscopie [1]. Het verwijderen van mislukte opnames heeft verder tot gevolg dat een foutenanalyse achteraf niet meer mogelijk is [1].

Het gemak van het elektronisch versturen van beelden brengt het risico met zich mee dat de evaluatie van die beelden plaatsvindt op monitoren die daar niet geschikt voor zijn, bijvoorbeeld omdat een radioloog ze thuis op een standaard, één megapixel monitor bekijkt in plaats van in de kliniek op een vijf megapixel monitor. Ook de bekijksomstandigheden zullen dan niet optimaal zijn. Daarbij kan ook de kwaliteitsborging in het geding komen. Een ander probleem dat hierbij nog een rol kan spelen is dat apparatuur van verschillende fabrikanten vaak ondanks conformering aan de zogenaamde DICOM-standaard (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) lastig te koppelen is. Er blijken verschillen te bestaan tussen de DICOM-versies die fabrikanten hanteren.

Beeldbewerking kan nuttig zijn om bepaalde structuren eruit te lichten, maar ook op andere plaatsen in het beeld artefacten teweegbrengen [26]. Bovendien wordt de gebruiker vaak overspoeld met een veelheid aan mogelijkheden. Deze zijn ook bij elke fabrikant weer anders [1] en het is vaak onduidelijk wat een beeldbewerkingsalgoritme precies doet. Daarnaast is het vaak niet mogelijk de beeldbewerking geheel uit te zetten en het ruwe beeld te controleren op bijvoorbeeld defecte pixels. Een enquête over digitalisering gehouden binnen het Academisch Medisch Centrum (AMC) was positief op vrijwel alle punten behalve over de veelheid aan plaatjes die gegenereerd werd. Ook is voorzichtigheid geboden met beeldcompressie opdat er geen diagnostisch relevante informatie verloren gaat [1]. Ten slotte is het ook nog gevaarlijk eenvoudig om opnames digitaal om te draaien.

### ***Andere overwegingen***

Nog niet genoemde nadelen zijn: de geringe flexibiliteit van veel DR-systemen (deze zitten vaak aan een zuil of een tafel vast en zelfs de *flat panels* zijn vanwege hun gewicht niet altijd makkelijk hanteerbaar), de niet-verwisselbare stroostralenroosters van sommige DR-systemen [27], de gevoeligheid van sommige digitale systemen voor temperatuurschommelingen en trillingen en het feit dat stof op CR-platen kan leiden tot artefacten die worden aangezien voor microcalcificaties [18].

## 5. Gevolgen digitalisering voor dosis en beeldkwaliteit

In de literatuur is uitgebreid gerapporteerd over de gevolgen van een overgang naar digitale technieken (zie bijvoorbeeld ICRP 93 [1] en de referenties daarin). Hieronder wordt daarvan een niet volledig, maar wel zoveel mogelijk representatief overzicht gegeven. De nadruk ligt daarbij op de gevolgen voor de uitgedeelde dosis en de behaalde beeldkwaliteit, twee grootheden die nauw met elkaar verweven zijn: een hogere dosis geeft een betere beeldkwaliteit. Naast aandacht voor dosis en beeldkwaliteit zal ook ingegaan worden op praktische aspecten.

### 5.1 Gevolgen van overgang naar CR

Uit de praktijk blijkt dat bij een overgang op CR-systemen in eerste instantie vaak de tot dan toe voor conventionele opnames gebruikte instellingen van de apparatuur zoveel mogelijk gehandhaafd blijven. Dan blijft de uitgedeelde dosis dus vrijwel gelijk, maar als na verloop van tijd blijkt dat de beeldkwaliteit toch wat minder is dan die voorheen met film werd gehaald dan moet de exposie en dus de dosis alsnog omhoog.

De literatuur over CR-systemen geeft een nogal verdeeld beeld. Volgens Neofotistou [28] kon in veel gevallen de dosis na een overgang op CR omlaag, maar in enkele gevallen moest de dosis worden opgeschroefd. Persliden [4] geeft ook een overzicht dat nogal verdeeld is, maar de meeste studies wijzen daarin op een dosis die vergelijkbaar is met film. In een enkel geval worden echter dosisreducties tot 50% gevonden.

Er zijn twee redenen aan te geven voor de verdeelde resultaten. De eerste is dat er grote verschillen bestaan tussen de verschillende CR-systemen. Samei en Flynn [29] vergelijken negen verschillende combinaties van fosforplaten en uitleessystemen en bepalen daarvan de DQE als maat voor de prestatie van de combinaties. Deze blijkt met bijna een factor twee te variëren tussen de verschillende systemen. De tweede reden heeft te maken met het al dan niet optimaliseren van het nieuwe systeem. Bij de overgang op een nieuw (CR) systeem moet de hele beeldvormende keten opnieuw geoptimaliseerd worden en kunnen niet zomaar de oude instellingen overgenomen worden. Schreiner [30] geeft een overzicht van de fouten die gemaakt werden bij de overgang naar digitale CR-apparatuur: (1) fabrikanten geven geen gevoeligheid (*speed*) van het systeem op en dus wordt aangenomen dat de gevoeligheid hetzelfde is als van de gebruikte film, (2) de hoogspanningscompensatiecurve van de generator wordt niet aangepast aan CR en (3) de belichtingsautomaat wordt niet opnieuw geprogrammeerd voor het CR-systeem. Na correctie van deze omissies bleken de doses in de meeste gevallen aanzienlijk omlaag te gaan en eindigden ze vaak 50% lager dan oorspronkelijk met film werd gehaald. Dit suggereert dat ook met CR-systemen een dosisreductie vaak mogelijk is.

### 5.2 Gevolgen van overgang naar DR

Uit de praktijk bestaat de indruk dat bij een overgang op DR-systemen de dosis in alle gevallen omlaag kan. Dit blijkt ook uit de uitgebreide literatuur over dit onderwerp. In ICRP 93 [1] staan veel referenties waaruit blijkt dat met name *flat panel* DR-systemen een significante reductie van doses van 30-50% teweeg kunnen brengen. Toch zijn niet alle studies het erover eens of er wel dosisreductie mogelijk is en hoeveel die dan kan bedragen. Het is ook niet zeker dat *flat panel* systemen in alle gevallen de beste prestatie leveren. Uit een vergelijking

van acht digitale thoraxsystemen [31] bleek bijvoorbeeld dat het aantal door radiologen gevonden gesimuleerde laesies het hoogst was voor een scanning slot CCD systeem, hoger dan voor *flat panel* systemen. Er werden ook verschillen in dosis gevonden, maar die waren niet gerelateerd aan de verschillen in prestatie.

Enkele andere recente publicaties geven het volgende beeld. Persliden [4] geeft een reeks referenties naar studies waarin DR-systemen met CR of film worden vergeleken. De resultaten lopen uiteen van superieure beeldkwaliteit bij lage *speed* (400), maar minder goed dan film bij hoge *speed* (800, 1200), van een dosisreductie met een factor 5,8 voor DR ten opzichte van CR, tot een vergelijkbare beeldkwaliteit voor DR en de nieuwste CR. In de meeste gevallen presteert DR echter significant beter dan film (en ook beter dan CR) met mogelijke dosisreducties in de orde van 50-75%. Geertse et al. [32] vergelijken de beeldkwaliteit van vier digitale mammografiesystemen met behulp van een contrast-detailfantom: een indirect DR-systeem, een direct DR-systeem en twee CR-systemen, waarvan er één dubbelzijdig wordt uitgelezen. De beide DR-systemen geven een hogere beeldkwaliteit dan de CR-systemen. Het directe DR-systeem scoort het best en de gewone CR het slechtst. Pascoal et al. [33] vergelijken vier digitale thoraxsystemen: twee TFD DR-systemen, een scanning slot CCD DR-systeem en een CR-systeem. De beste resultaten werden behaald met de TFD DR-systemen op afstand gevolgd door het CCD DR-systeem en het CR-systeem was duidelijk het minste.

### 5.3 Gevolgen van overgang naar digitale fluoroscopie

De dosisreducties die met DR-systemen gehaald worden, zijn ook mogelijk met digitale fluoroscopiesystemen. Persliden [4] meldt mogelijke reducties tot 50%. Daarnaast bieden nieuwe technische mogelijkheden zoals LIH additionele mogelijkheden voor dosisreducties tot 70% [4]. Vetter en Strecker [21] geven zelfs aan dat de mogelijkheden die digitale fluoroscopie biedt met pulsing en recursieve filtering kunnen leiden tot dosisreducties van 90% met tegelijkertijd een verbeterde signaal-ruisverhouding. Mooney en McKinstry [22] laten zien dat voor pedatrie de dosisreductie met de introductie van digitale fluoroscopie 70% bedraagt: 40% ten gevolge van een lager dosistempo (wat ook een minder goede, maar nog wel adequate beeldkwaliteit oplevert) en 30% ten gevolge van digitale opties als LIH.

In de praktijk wordt echter ook vaak een dosistoename waargenomen die samenhangt met een toename in het aantal opnames dat gemaakt wordt [4]. Axelsson et al. [34] noteren per buikonderzoek gemiddeld 68 exposies in gedigitaliseerde klinieken tegen 16 in klinieken die nog met conventionele systemen werken.

Een eventuele toe- of afname van de blootstelling is met name van belang voor verrichtingen waarbij normaliter hoge doses worden uitgedeeld zoals bij interventieradiologie. Tsapaki et al. [35] vergelijken een digitaal *flat panel* fluoroscopiesysteem met het conventionele equivalent voor twee interventiecardiologische verrichtingen: coronaire angiografie (CA) en percutane transluminale coronaire angioplastie (PTCA). Opvallend genoeg blijkt bij een vergelijk van in totaal 200 patiënten de dosis in termen van dosis-oppervlakteproduct voor CA omlaag te gaan met 30%, terwijl de dosis voor PTCA omhoog gaat met 15%. De auteurs concluderen dat dosisreductie mogelijk is indien de laagste fluoroscopiemodus en het laagste beeldtempo worden gebruikt. Overigens is in alle modi de hoog-contrastresolutie van het digitale systeem beter en de laag-contrastresolutie van het conventionele systeem. Raman [15] vindt eveneens voor CA met een *flat panel* een veel betere beeldkwaliteit bij een iets lagere dosis.



## 5.4 Praktische aspecten

Naast de gevolgen van digitalisering voor beeldkwaliteit en dosis is er één belangrijk praktisch aspect nog niet aan bod gekomen: de lastige vergelijking van digitale beelden met conventionele foto's [36]. Iets wat bij een overgang naar digitale opnames frequent zal plaatsvinden als oude en nieuwe opnames (van dezelfde patient) vergeleken moeten worden. Het scannen van de oude opnames zou het probleem kunnen verminderen.

Andere praktische aspecten en hun consequenties voor de uitgedeelde doses worden opgesomd in Tabel 2.3 van ICRP 93 [1]. Enkele belangrijke daarvan zijn de volgende: het reduceren van ruis leidt automatisch tot een toename van de dosis, slechte bekijkomstandigheden voor de systeemmonitor leiden tot hogere doses, betere beeldbewerkingsmogelijkheden bieden mogelijkheden voor dosisreductie maar ook het risico op introductie van artefacten, software- and hardwareproblemen kunnen een dosistoename tot gevolg hebben, de toegankelijkheid van de digitale beelden voorkomt het nodeloos overmaken van opnames, het eenvoudige gebruik van de apparatuur kan leiden tot ongerechtvaardigde opnames, het weergeven van een dosisindicatie leidt tot lagere exposies, incorrecte kalibratie van de belichtingsautomaat kan hogere doses tot gevolg hebben, het gebruik van oude fosforplaten leidt tot kwaliteitsverlies en voor fluoroscopie geldt vooral dat het gebruiksgemak niet moet leiden tot extra opnames, maar dat technieken als pulsering de exposie juist omlaag kunnen brengen.



## 6. Gevolgen digitalisering voor kwaliteitsborging

Bij een overgang naar andere apparatuur dient ook de kwaliteitsborging te worden aangepast. In Bijwaard en Brugmans [2, 3] wordt uitgebreid ingegaan op kwaliteitsborging en de acceptatie- en statustesten voor radiodiagnostische apparatuur. In beide rapporten wordt speciale aandacht besteed aan digitale apparatuur en daarom geeft dit hoofdstuk slechts een korte samenvatting daarvan met wat aandachtspunten.

In het algemeen geldt dat voor digitale apparatuur nog niet veel literatuur over kwaliteitsborging beschikbaar is. Vooral protocollen voor acceptatie- en statustesten zijn dun gezaaid. De belangrijkste literatuur bestaat uit het zogenaamde “digitaal addendum” voor mammografie [37], IEC 61223-3-3 voor DSA [38], DIN V 6868-58 [39] en DIN 6868-13 [40] voor acceptatie- en constantheidstesten van digitale detectoren, KCARE protocollen voor acceptatie- en constantheidstesten van CR en DR [41, 42] en DIN V 6868-57 [43] en een AAPM rapport [44] over beeldschermen. Daarnaast wordt binnenkort een update verwacht van IPEM 77 [45] waarbij met name aandacht aan digitale technieken zal worden besteed. De huidige versie gaat wel al in op digitale fluoroscopie. Vanwege de beperkte literatuur over kwaliteitsborging van digitale apparatuur is ook binnen het EU-project DIMOND een protocol voor kwaliteitscontroles opgesteld [46].

Specifieke aandachtspunten bij de kwaliteitsborging van digitale detectoren zijn de volgende (zie ook Tabel 1 van Bijwaard en Brugmans [3]): processingssnelheid, koeling (sommige detectoren worden snel heet), het achterblijven van beeld op de detector na uitlezing (*ghosting*), pixeluitval (vaak alleen te achterhalen uit het ruwe beeld, maar dat is soms niet toegankelijk), interferentie van pixels met beeldraster, artefacten ten gevolge van stof en krassen, beeldvervalsing, beeldbewerkingssoftware, signaal-ruisverhouding en contrast-ruisverhouding versus exposie, nauwkeurigheid dosisindicatie en de relatie ervan met de werkelijke dosis. Voor ingebruikname moet het nieuwe systeem geoptimaliseerd worden. Verder geldt voor de kwaliteitsborging van het hele beeldvormende proces dat de beeldkwaliteit en dosis moeten worden afgestemd op de specifieke diagnostische taak. Voor lang niet alle opnames is een optimale beeldkwaliteit noodzakelijk en met digitale systemen is het dan mogelijk de exposie significant te reduceren en toch een adequaat beeld te genereren. Rondom de overgang naar digitale techniek is het verder van belang het personeel goed te trainen, nieuwe protocollen op te stellen en veelvuldig kwaliteitscontroles te houden om na te gaan of de doses niet geleidelijk toenemen. Verder moet gecontroleerd worden of de instellingen van de fabrikant de meest optimale zijn. Regelmatig wordt geconstateerd dat dit niet het geval is, omdat fabrikanten zich met name richten op voldoende beeldkwaliteit en wat minder op lage doses [47, 48].

### 6.1 CR-systemen

Naast de aandachtspunten die hierboven al aan bod gekomen zijn, gelden voor CR-systemen nog een paar extra aandachtspunten. Omdat de fosforplaten vaak in combinatie met een al aanwezig röntgensysteem worden gebruikt, is het belangrijk na te gaan met welke film *speed* de fosforplaat vergeleken kan worden en alle apparatuurinstellingen navenant te wijzigen. Met name het opnieuw instellen van de belichtingsautomaat is belangrijk.

Voor het CR-systeem zelf geldt dat de fosforplaten regelmatig moeten worden gecontroleerd op beschadigingen en op achterblijvend beeld. Voor dat laatste moet ook de uitleesapparatuur en de wiscyclus daarvan gecheckt worden. Verder is de uitlijning van de laserscanner in de uitlezer van belang.

## 6.2 Randapparatuur

De randapparatuur van digitale systemen betreft met name de bekijkstations (monitoren), eventuele printers, het netwerk waar alles aan gekoppeld is en de digitale opslag. Over monitoren zijn richtlijnen van DIN [43] en AAPM [44] verschenen. Het gaat er vooral om dat de monitor voldoende resolutie, grijsniveaus en luminantie heeft en dat de instellingen optimaal zijn. Daarnaast zijn de beijkomstandigheden cruciaal: een monitor heeft een veel lagere lichtopbrengst dan de conventionele lichtbakken en daarom moet het omgevingslicht gedimd worden. Mede uit ruimtegebrek worden steeds meer LCD-schermen gebruikt in plaats van CRT-monitoren. LCD's hebben in het algemeen minder contrast, een kleinere kijkhoek en het raster van pixels geeft een soort interferentie-effect (zogenaamde *Mach banding*). Daarentegen hebben LCD's wel weer meer luminantie en de nieuwe versies voldoen zelfs voor mammografie aan de AAPM criteria [49].

Voor printers geldt met name dat de uitlijning in orde moet zijn en dat ze voldoende resolutie en contrast moeten hebben. Verder moeten er natuurlijk geen vlekken of strepen op de print-outs komen. Er bestaan grofweg drie technieken om röntgenbeelden te printen: (1) een zilverhalide film belichten met een laserprinter en op conventionele wijze ontwikkelen en afdrukken (de zogenaamde natte techniek), (2) een warmtegevoelige zilveremulsie opwarmen met een laserprinter (de zogenaamde droge techniek) of (3) een papierprinter (inktjet- of laserprinter) inzetten om inkt te printen op film. Voor details zie Reiner [5], daarin worden de volgende aandachtspunten aangegeven: contrast respons, ruimtelijke resolutie, uniformiteit, nauwkeurigheid van afstanden en aspect ratio en de verbinding van de printer met het netwerk. Het kan verder nuttig zijn de geprinte film te scannen en digitaal te vergelijken met het origineel.

Monitoren, printers en alle andere apparatuur waaronder die voor de opslag en archivering van opnames zitten normaliter aan één netwerk. Zonder verder in detail te treden over de eisen aan dat netwerk zal duidelijk zijn dat het enkele terabytes per jaar aan moet kunnen en beelden binnen een redelijk tijd te voorschijn moet kunnen halen. Wat kwaliteitsborging betreft is het goed na te gaan wat er gebeurt in geval van een stroomstoring of als het netwerk gewild of ongewild uitvalt.

## 7. Toekomstperspectief van digitale radiodiagnostiek

Steeds meer afdelingen radiologie zijn tegenwoordig geheel of gedeeltelijk gedigitaliseerd. Conventionele apparatuur die aan vervanging toe is, wordt ingewisseld voor een digitaal systeem. Daarbij spelen dosis en beeldkwaliteit niet altijd de belangrijkste rol. Gebruiksgemak, productiviteit en compatibiliteit met andere reeds digitale systemen kunnen ook de doorslag geven. Hieronder wordt de huidige stand van zaken bij enkele belangrijke digitaliseringsaspecten gegeven en de verwachting voor de nabije toekomst.

### 7.1 Digitale mammografie

De problemen bij digitalisering van mammografie worden al enige tijd onderkend. Bij het Landelijk ReferentieCentrum voor bevolkingsonderzoek op Borstkanker (LRCB) in Nijmegen is veel onderzoek gedaan naar de beeldkwaliteit van de verschillende digitale systemen en lange tijd kon die zich niet meten met die van conventionele systemen. De nieuwste digitale mammografen kunnen dat wel en sinds kort zijn er proefprojecten voor digitale borstkanker-screening. Directe aanleiding daarvoor was een eind 2003 verschenen rapport van het College Voor Zorgverzekeringen (CVZ) over de invoering van digitale screening [36]. Daarin geeft het CVZ aan dat in 2004 de voorbereidingen voor digitalisering moeten worden afgerond zodat begin 2005 met de implementatie in de screening kan worden begonnen. In 2003 is daarom een eerste proefproject bij een vaste screeningseenheid begonnen en in juni 2004 bij een mobiele eenheid. Voor de kwaliteitsborging dient het “digitaal addendum” [37] hierbij als richtlijn. Op korte termijn worden hiervoor extra kosten verwacht, maar op de lange termijn zouden er doelmatigheidsverbeteringen moeten optreden. In het CVZ-rapport wordt aangegeven dat de techniek van digitale mammografie nog niet volgroeid is, maar dat fabrikanten de ondersteuning bij conventionele techniek afbouwen. Er wordt bij de digitalisering van de screeningsmammografie geen technische sprong voorwaarts verwacht, maar wel een betere facilitering.

Overigens zijn voor digitale mammografie alweer nieuwe technieken in aantocht zoals tomosynthese waarbij een soort CT scan van de borst wordt gemaakt door de mammograaf in een boog van 50 graden 11 opnames te laten maken [18]. Daarnaast is digitale contrast mammografie in opkomst. Dit is een techniek waarbij met een contrastvloeistof de angiogenese in kaart wordt gebracht ongeveer zoals bij DSA.

### 7.2 CR versus DR

Een belangrijke vraag voor de toekomst is welke digitale techniek de standaard gaat worden. Dat zal afhangen van de prijs-kwaliteitsverhoudingen van de verschillende systemen. Het zal duidelijk zijn uit de voorgaande hoofdstukken dat de huidige CR-systemen relatief goedkoop zijn, maar in het algemeen ook weinig verbetering in beeldkwaliteit geven. DR-systemen zijn beduidend duurder, maar lijken ook de beste beelden op te leveren.

Al met al lijkt vooral de *flat panel* technologie in opkomst te zijn. Dit zijn relatief flexibele systemen met goede beeldkwaliteit die soms te combineren zijn met bestaande röntgensystemen. De makers van CR-systemen zitten ondertussen niet stil. Er wordt momenteel gewerkt aan fosforplaten met andere fosfors (die röntgenstraling effectiever opslaan) en er wordt

nagedacht over verder optimalisatie van het uitleesproces. Aan de andere kant is de verwachting dat de nu vrij dure DR technologie goedkoper gaat worden omdat delen van de detector zoals de TFT's voor andere toepassingen in massaproductie gaan. Samei en Flynn [10] verwachten dat DR dan ook klinisch steeds vaker gebruikt zal worden.

De huidige superieure beeldkwaliteit van DR biedt op korte termijn mogelijkheden voor dosisreductie voor stralingsgevoelige patiënten zoals zeer jonge kinderen [50]. Verder worden op de korte termijn de LCD schermen net zo goed als CRT monitoren en gaan die vervangen. Wat op korte termijn nog nodig is, is een harmonisatie van beeldbewerkingssoftware zodat duidelijk is wat de software doet en zodat resultaten gemaakt op verschillende systemen goed met elkaar vergeleken kunnen worden.

## 7.3 Fototellers

Naast alle bestaande digitale technieken wordt hard gewerkt aan nieuwe technieken waarbij individuele fotonen kunnen worden gedetecteerd. Het systeem van Sectra uit Zweden wordt momenteel getest in klinische proefprojecten [18]. Het systeem werkt met SiO<sub>2</sub>-strips waarin invallende fotonen elk een cascade aan elektronen vrijmaken. Die fotonen kun je zo afzonderlijk tellen. Het systeem maakt geen complete opname maar scant, hetgeen net als bij de scanning slot CCD techniek de strooistraling reduceert. Oorspronkelijk claimde Sectra met 1/20 van de gebruikelijke dosis toe te kunnen, maar dat is inmiddels afgezwakt naar 1/5.

Verder bevindt zich in een experimenteel stadium de gasgevulde fotonteller [51]. De detector bestaat daarbij uit een raster van kleine kanaaltjes gevuld met een mengsel van xenon en methaan onder hoge druk. Over het gasmengsel staat een potentiaal van enkele kilovolts (kV) zodat elk invallend foton een lawine aan elektronen losmaakt. Het door Johns et al. [51] ontwikkelde prototype heeft een maximale resolutie van 7 lp/mm bij 30 kV en 12 lp/mm bij 50 kV. Belangrijker dan deze goede resolutie is het feit dat met dit systeem de energie van individuele fotonen kan worden bepaald. Dat maakt op termijn de weg vrij naar röntgenopnames die tegelijkertijd met röntgenstraling van twee energieniveaus worden gemaakt, zogenaamde *single exposure dual energy radiography*. Het grote voordeel daarvan is dat structuren met hoge of juist lage dichtheid uit het beeld kunnen worden gefilterd door de opnames bij hoge en lage energie van elkaar af te trekken.

## 8. Conclusies

Uit het literatuuronderzoek en de praktijkervaringen zoals deze in de voorgaande hoofdstukken zijn gepresenteerd, kunnen de volgende conclusies worden getrokken:

- Digitale radiodiagnostiek betreft een scala aan nieuwe technieken die deels nog volop in ontwikkeling zijn. Een belangrijk onderscheid dat tussen de verschillende systemen gemaakt kan worden is tussen CR en DR.
- De digitalisering van de radiodiagnostiek gaat sinds de introductie in de 90-er jaren erg snel. Nieuw aangeschafte systemen zijn vrijwel altijd digitaal. De drijvende kracht daarachter is niet de verbeterde beeldkwaliteit maar met name het gebruiksgemak.
- De voor de Inspectie voor de Gezondheidszorg geïnterviewde risico's van digitale radiodiagnostiek bestaan voornamelijk uit: (1) de lagere resolutie waardoor de neiging bestaat de stralingsdoses op te voeren, (2) het ontbreken van zwarting waardoor er geen natuurlijke begrenzing voor de bruikbare dosis is, (3) de hoge kosten van de omschakeling op met name DR-systemen, additionele kosten voor het netwerk, dataopslag en omscholing van personeel en (4) mogelijke onzorgvuldigheden door het gebruiksgemak dat zou kunnen aanzetten tot het maken van extra opnames, teveel beeldbewerking (compressie) en het bekijken van opnames op een daarvoor niet geschikte monitor.
- De belangrijkste mogelijkheden van digitale radiodiagnostiek komen voort uit: (1) het grote dynamische bereik waardoor vrijwel elke exposie een beeld oplevert, (2) de beeldbewerkingsmogelijkheden, (3) de automatische detectie van afwijkingen en (4) de eenvoudige elektronische transporteerbaarheid van beelden en de daarmee gepaard gaande tijdwinst.
- In de praktijk blijkt een overgang op CR-systemen soms wel en soms niet tot een afname van de patiëntendosis te leiden. Dit lijkt enerzijds te worden veroorzaakt door de verschillen tussen CR-systemen onderling en anderzijds door een gebrek aan optimalisatie van het specifieke CR-systeem.
- Een overgang op DR-systemen leidt wel vrijwel altijd tot dosisreducties, welke vaak in de orde van 30 tot 50% liggen. Daarbij moet worden aangetekend dat het heel verleidelijk kan zijn die dosisreductie in te ruilen voor een betere beeldkwaliteit of meer opnames dan wellicht diagnostisch gezien nodig zijn. Er dient ook hier aandacht geschonken te worden aan optimalisatie en het afstemmen van de beeldkwaliteit op de specifieke toepassing om de haalbare dosisreductie te realiseren.
- Voor digitale fluoroscopie kan de dosisreductie die DR biedt aangevuld worden met extra mogelijkheden als *Last Image Hold*, pulsering en recursieve filtering. Dit kan de doses soms met 90% doen afnemen. In de praktijk blijkt echter vaak dat het gemak van de digitale techniek leidt tot het maken van meer opnames en dus meer exposie, hetgeen de dosisreductie (deels) teniet kan doen.
- Een omschakeling naar digitale systemen betekent ook dat de kwaliteitsborging moet worden aangepast. Er blijken echter nog maar weinig protocollen voor acceptatie- en statustesten van digitale systemen in binnen- en buitenland voorhanden te zijn [3]. Naar verwachting verschijnt daarover binnenkort een nieuw rapport van het toonaangevende Britse instituut IPeM.
- Aandachtspunten bij de kwaliteitsborging van digitale systemen zijn: artefacten, pixeluitval en het achterblijven van beeld op de detector, de relatie van dosisindicatie met dosis, de beeldbewerkingssoftware, de kwaliteit van de diagnostische beeldschermen, eventuele uitleesapparatuur voor CR, printers, het netwerk en de dataopslag.
- De ontwikkeling van digitale systemen staat niet stil en de verwachtingen voor de nabije toekomst zijn dat deze systemen ook steeds meer voor mammografie gebruikt gaan wor-

den, dat DR flat panels goedkoper zullen worden en dat CR fosforplaten verbeterd zullen worden. Er zullen betere LCD-schermen komen die de CRT's steeds meer gaan vervangen en een veelbelovende technologie voor de wat verdere toekomst is die van de fotontellers.

Samenvattend kan gesteld worden dat digitalisering niet per definitie goed of slecht is voor de patiëntveiligheid. In de praktijk zijn patiëntendosis en beeldkwaliteit vaak ondergeschikt aan de (andere) voordelen van digitalisering, hetgeen risico's voor de patiënt met zich mee kan brengen. Geoptimaliseerde DR-systemen en hun toekomstige opvolgers bieden echter wel mogelijkheden om de patiëntveiligheid te verbeteren. Daarvoor dienen zij gecombineerd te worden met zorgvuldig afgestemde kwaliteitsborging.



## **Dankwoord**

Informatie van deskundigen die voor voorgaande rapporten [2, 3] zijn geraadpleegd, was ook bij dit rapport onmisbaar. Zij worden dan ook hartelijk bedankt voor hun bijdragen. Daarnaast wordt Dr. H.M. Schuttevaer bedankt voor het ter beschikking stellen van de foto die het titelblad siert.



## Literatuur

- [1] ICRP, Managing patient dose in digital radiology, ICRP publication 93, 2003
- [2] Bijwaard H, Brugmans MJP, Kwaliteitsborging van radiodiagnostische apparatuur, een inventarisatie van initiatieven in binnen- en buitenland, RIVM rapport 265021001, 2004
- [3] Bijwaard H, Brugmans MJP, Acceptatie- en statustesten van radiodiagnostische apparatuur, aanbevelingen voor te inspecteren parameters, RIVM rapport 265021002, 2004
- [4] Persliden J, Digital radiology and the radiological protection of the patient, Eur. Radiol. Syllabus 14, 50-58, 2004
- [5] Reiner BI, Siegel EL, Carrino JA, Quality Assurance, Meeting the Challenge in the Digital Medical Enterprise, Society for Computer Applications in Radiology, 2002
- [6] Swinkels M, Geertse TD, van Engen RE, Digitale mammografie en kwaliteitscontrole, Gamma 54 (3), 2-7, 2004
- [7] Den Heeten A, Venema H, Flatpanel-buckytechnologie, enige overwegingen die bij de aanschaf van belang zouden kunnen zijn, MemoRad 8 (1), 23-25, 2003
- [8] Samei E, Image quality in two phosphor-based flat panel digital radiographic detectors, Med. Phys. 30 (7), 1747-1757, 2003
- [9] Samei E, Saunders RS, Lo JY, Dobbins JT 3<sup>rd</sup>, Jesneck JL, Floyd CE, Ravin CE, Fundamental imaging characteristics of a slot-scan digital chest radiographic system, Med. Phys. 31(9), 2687-2698, 2004
- [10] Samei E, Flynn MJ, An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems, Med. Phys. 30 (4), 608-622, 2003
- [11] Marshall NW, Optimisation of dose per image in digital imaging, Rad. Prot. Dos. 94 (1-2), 83-87, 2001
- [12] Hunt DC, Tousignant O, Rowlands JA, Evaluation of the imaging properties of an amorphous selenium-based flat panel detector for digital fluoroscopy, Med. Phys. 31 (5), 1166-1175, 2004
- [13] Kotre CJ, Marshall NW, A review of image quality and dose issues in digital fluorography and digital subtraction angiography, Rad. Prot. Dos. 94 (1-2), 73-76, 2001
- [14] Raman SV et al., Cardiovascular X-ray imaging: Improved image quality with a flat-panel digital system compared with a conventional image-intensifier system, Am. J. Cardiol. 90 (6A), 128, 2002
- [15] Raman SV et al., Rotational cardiovascular X-ray imaging for left coronary artery angiography using a digital flat-panel cardiac imaging system, Am. J. Cardiol. 90 (6A), 129, 2002
- [16] Zoetelief J, Faulkner K, Equipment requirements and specification for digital and interventional radiology, Rad. Prot. Dos., 94, (1-2), 43-48, 2001
- [17] Van Erning LJthO, RadiologieUMC Nijmegen volledig digitaal...van aanvraagbriefje tot en met verslag en beeld, Gamma 6, 2-13, 2004
- [18] James JJ, Review: The current status of digital mammography, Clin. Radiol. 59, 1-10, 2004
- [19] Garmer M, Hennigs SP, Jäger HJ, Schrick F, van de Loo T, Jacobs A, Hanusch A, Christmann A, Mathias K, Digital radiography versus conventional radiography in chest imaging: Diagnostic performance of a large-area silicon flat-panel detector in a clinical CT-controlled study, AJR 174, 75-80, 2000
- [20] Andriole KP, Luth DM, Gould RG, Workflow assessment of digital versus computed radiography and screen-film in the outpatient environment, J. Digit. Imaging 15 (suppl 1), 124-126, 2002
- [21] Vetter S, Strecker EP, Clinical aspects of quality criteria in digital radiography, Rad. Prot. Dos. 94 (1-2), 33-36, 2001
- [22] Mooney RB, McKinstry J, Paediatric dose reduction with the introduction of digital fluorography, Rad. Prot. Dos. 94, 117-120, 2001
- [23] Kemps WGM, Fernandez MA, Schipper MEI, van Hilligersberg RHC, van den Bosch MAAJ, Keerzijde van de medaille: resulteert digitale mammografie in vroege detectie van geclusterde microcalcificaties zonder klinische betekenis? (abstract), MemoRad 3 (suppl), 9, 2004
- [24] Samei E, Seibert JA, Willis CE, Flynn MJ, Mah E, Junck KL, Performance evaluation of

- computed radiography systems, *Med. Phys.* 28 (3), 361-371, 2001
- [25] Launders JH, Cowen AR, Bury RF, Hawkridge P, Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography, *Eur. Radiol.* 11, 870-875, 2001
  - [26] Hennigs SP, Garmer M, Jaeger HJ, Digital chest radiography with a large-area flat-panel silicon X-ray detector: clinical comparison with conventional radiography, *Eur. Radiol* 11, 1688-1696, 2001
  - [27] Court L, Yamazaki T, Technical note: a comparison of antiscatter grids for digital radiography, *Brit. J. Radiol.* 77, 950-952, 2004
  - [28] Neofotistou V, Does digital imaging reduce patient dose, presentatie op de DIMOND III workshop "Optimisation of dose and performance in interventional and digital imaging", Leuven, 2004
  - [29] Samei E, Flynn MJ, An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems, *Med. Phys.* 29 (4), 447-459, 2002
  - [30] Schreiner A, Dose optimisation in computed radiography, presentatie op de DIMOND III workshop "Optimisation of dose and performance in interventional and digital imaging", Leuven, 2004
  - [31] Kroft LJM, Veldkamp WJH, Mertens BJA, Boot MV, Geleijns J, Vergelijk van acht verschillende thorax radiografie systemen in de klinische praktijk: verschillen in detectie bij gesimuleerde thorax pathologie (abstract), *MemoRad* 3 (suppl), 9, 2004
  - [32] Geertse TD, van Engen RE, Oostveen LJ, Visser R, Thijssen MAO, Image quality of commercially available digital mammography systems compared by contrast-detail analysis, *Gamma* 54 (10), 10-15, 2004
  - [33] Pascoal A, Lawinski CP, Mackenzie A, Tabakov S, Lewis CA, Chest radiography: A comparison of image quality and effective dose with 4 digital systems, poster op Malmö conf., 2004
  - [34] Axelsson B, Boden K, Fransson SG, Hansson IB, Persliden J, Witt HH, A comparison of analogue and digital techniques in upper gastrointestinal examinations: absorbed dose and diagnostic quality of the images, *Eur. Radiol.* 10, 1351-1354, 2000
  - [35] Tsapaki V, Kottou S, Kollaros N, Dafnomili P, Koutelou M, Vano E, Neofotistou V, Comparison of a conventional and a flat panel digital system in interventional cardiology procedures, *Brit. J. Radiol.* 77, 562-567, 2004
  - [36] CVZ, Digitaliseren bevolkingsonderzoek borstkanker, 2003
  - [37] EUREF, Addendum on digital mammography to chapter 3 of: European Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screening, version 1.0, 2003
  - [38] IEC, Evaluation and routine testing in medical imaging departments, Part 3-3: Acceptance tests – Imaging performance of X-ray equipment for digital subtraction angiography (DSA), IEC 61223-3-3, 1996
  - [39] DIN, Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostische Betrieben, Teil 58: Abnahmeprüfung an medizinischen Röntgen-Einrichtungen der Projektionsradiographie mit digitalen Bildempfängersystemen, DIN V 6868-58, 2001
  - [40] DIN, Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostische Betrieben, Teil 13: Konstanzprüfung bei Projektionsradiographie mit digitalen Bildempfängersystemen, DIN 6868-13, 2001
  - [41] KCARE, Protocol for the QA of Computed Radiography systems, Commissioning and annual QA tests, draft 4.0
  - [42] KCARE, Protocol for the QA of Direct Digital Radiography systems, Commissioning and annual QA tests, draft 4.0
  - [43] DIN, Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostische Betrieben, Teil 57: Abnahmeprüfung an Bildwiedergabegeräten, DIN V 6868-57, 2001
  - [44] AAPM Taskgroup 18, Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, pre-print draft (version 9.0), 2002
  - [45] IPEM, CoR, NRPB, Recommended standards for the routine performance testing of diagnostic X-ray imaging systems, IPEM report 77, 1997
  - [46] Suliman II, van Soldt RTM, Zoetelief J, Quality control in digital radiology: image quality and dosimetric aspects (submitted), 2004
  - [47] Freedman M, Steller D, Digital radiography of the musculoskeletal system. The optimal

- image, J. Digit. Imaging 8, 37, 1995
- [48] Peters SE, Brennan PC, Digital radiography: are the manufacturers' settings too high? Optimisation of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index, Eur. Radiol. 12, 2381-2387, 2002
  - [49] Samei E, Wright SL, Luminance and contrast performance of liquid crystal displays for mammographic applications, Technol. Cancer Res. Treat. 3 (5), 429-436, 2004
  - [50] Samei E, Hill JG, Frey GD, Southgate WM, Mah E, DeLong D, Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates, Med. Phys. 30 (4), 601-607, 2003
  - [51] Johns PC, Dubeau J, Gobbi DG, Li M, Dixit MS, Photon-counting detectors for digital radiography and X-ray computed tomography, SPIE regional meeting on optoelectronics, photons and imaging, SPIE TD01, 367-369, 2002
  - [52] Tapiovaara M, Objective measurement of image quality in fluoroscopic X-ray equipment: FluoroQuality, STUK report A196, 2003
  - [53] IEC, Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: determination of the detective quantum efficiency, IEC 62220-1, 2003



## Bijlage 1      Lijst met afkortingen

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ADC	Analoog Digitaal Converter
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
AMC	Academisch Medisch Centrum
BV	BeeldVersterker
CA	Coronaire Angiografie
CAD	Computer Aided Detection/Diagnosis
CCD	Charge-Coupled Device/Detector
CR	Computed Radiography
CRT	Cathode Ray Tube
CT	Computer Tomografie
CVZ	College Voor Zorgverzekeringen
DEL	Detector ELement
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIN	Deutsches Institut für Normung
DQE	Detective Quantum Efficiency
DR	Direct Radiography
DSA	Digital Subtraction Angiography
EUREF	European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IEC	International Electrotechnical Commission
IGZ	Inspectie voor de Gezondheidszorg
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
KCARE	King's Centre for the Assessment of Radiology Equipment
kV	KiloVolt
LCD	Liquid Crystal Display
LIH	Last Image Hold
lp/mm	Lijnenparen per millimeter
LRCB	Landelijk ReferentieCentrum voor bevolkingsonderzoek op Borstkanker
PACS	Picture Archiving and Communication System
PMT	Photo Multiplier Tube
PSP	Photostimulable Storage Phosphor
PTCA	Percutane Transluminale Coronaire Angioplastie
RIVM	Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Milieu
TFD	Thin Film Diode
TFT	Thin Film Transistor





## Bijlage 2 Verklarende woordenlijst

Aliasing	Gedetailleerde structuur maar ook ruis met frequenties die hoger zijn dan de Nyquistfrequentie ( $f_N$ ) induceren een vals beeld bij frequenties lager dan $f_N$ .
Detective Quantum Efficiency	Maat voor de beeldkwaliteit van een beeldvormend systeem (zie ook [5, 52, 53]). De DQE is frequentieafhankelijk en wordt uitgedrukt als een getal tussen 0 en 1 of een percentage tussen 0 en 100%.
Digital Subtraction Angiography	Techniek waarbij beelden met en zonder contrastvloei-stof van elkaar worden afgetrokken zodat bloedvaten optimaal in beeld worden gebracht.
Ghosting	Achtergebleven beeld op een digitale beeldplaat na een opname en wiscyclus.
Mach banding	Visueel effect waardoor nabij een contrast in grijswaarden het contrastverschil geaccentueerd wordt. Dit treedt onder andere op als een rechthoekig raster met pixels wordt gebruikt zoals bij LCD-schermen.
Nyquistfrequentie	Als de bemonstering van een signaal met frequentie $f$ lager wordt dan $f_N = f/2$ (de Nyquistfrequentie) dan treedt <i>aliasing</i> op. Voor digitale beeldvormende systemen wordt $f_N$ bepaald door de pixelgrootte: $N$ pixels per mm geven een $f_N$ van $N/2 \text{ mm}^{-1}$ .