

*Afbeeldingskwaliteit van
röntgendiagnostische systemen*

Gereedschappen voor de klinisch fysische praktijk

ISBN 90 75655 02 9

Vormgeving: Corine Voogt

Druk: Addix, Wijk bij Duurstede

© Frits van der Meer

Afbeeldingskwaliteit van röntgendiagnostische systemen

Gereedschappen voor de klinisch fysische praktijk

Imaging Quality in X-Ray Diagnostic Systems
Equipment for clinical practice in medical physics

PROBFSCHRIFT

ter verkrijging van de graad van doctor
aan de Erasmus Universiteit Rotterdam
op gezag van de rector magnificus
Prof. dr. P.W.C. Akkermans M.A.
en volgens besluit van het college voor promoties.
De openbare verdediging zal plaatsvinden op
woensdag 14 mei 1997 om 15.45 uur

door

Frits van der Meer
geboren te 's-Gravenhage

Promotiecommissie

Promotores: Prof. dr. E.S. Gelsema
Prof. dr. H.E. Schütte

Overige leden: Prof. dr. ir. N. Bom
Prof. dr. J.J. Broerse
Prof. dr. R. van Loon

aan allen met liefde voor dit vak

Inhoud

	Inleiding	11
1	Het röntgendiagnostisch proces	15
	1.0 Overzicht	15
	1.1 Productie van röntgenstraling	17
	1.2 Interactie van röntgenstraling met materie	18
	1.3 Beeldvorming	21
	1.4 Detectoren	23
	1.5 Film en filmverwerking	25
	1.6 Visualisatie	27
	1.7 Het visuele systeem	28
2	Objectieve en subjectieve beschrijving van afbeeldingskwaliteit	31
	2.0 Inleiding	31
	2.1 Licht	34
	2.2 Film	35
	2.3 Straling	39
	2.4 Röntgenafbeeldingssystemen	42
	2.5 Strooistraling	49
	2.6 Ruimtelijk- en frequentiedomein	50
3	Afbeeldingskwaliteitsparameters	71

4	Zwartings-dosisrelaties	77
5	De energieafhankelijkheid van versterkingsschermen	97
6	De bepaling van de primaire fractie in het detectoringangssignaal	105
7	Ruimtelijk afhankelijke overdrachtseigenschappen	119
	Samenvatting en conclusies	135
	General conclusions and summary	139
A1	Fantommaterialen	143
A2	Helderheidseisen voor lichtkasten	149
A3	Ontwerp van een microdensitometer	151
A4	Specificaties van apparatuur en meetinstrumenten	157
	Dankwoord	163
	Curriculum Vitae	165
	Referenties	167
	Index	173

Inleiding

Röntgenstraling wordt, na de ontdekking op 8 november 1895 door W.C. Röntgen, al meer dan honderd jaar ten behoeve van de diagnostiek in de geneeskunde toegepast. Hoewel de gevaren van deze straling reeds vroeg bekend waren en er al snel meetmethoden ter beschikking stonden om de intensiteit van de straling te meten, duurde het ongeveer dertig jaar, voordat er redelijk stralenhigiënisch werd gewerkt en er daadwerkelijk gebruik gemaakt werd van deze meetmethoden.

De eerste dertig jaar na de ontdekking van röntgenstraling bestond er op dosimetriegebied een chaotische situatie: er waren vele meetmethoden in gebruik, variërend van de bepaling van de tijd waarin de beharing van de huid was verdwenen (epilatiedosis), tot de indirecte bepaling van het aantal ionisaties in gassen.

Artsen prefereerden in het algemeen meetmethoden die een fysiologische basis hadden. De erytheemdosis, de dosis waarbij de huid rood wordt, was het meest populair. Dit was echter geen nauwkeurige maat voor de toegevoegde stralingsdosis: afhankelijk van de omstandigheden van de proefpersoon kon de erytheemdosis een factor tien variëren.

Fysici daarentegen gaven de voorkeur aan op fysische processen gebaseerde methoden, waarvan

de eenheden meestal werden vernoemd naar de ontwikkelaars ervan en tot één letter afgekort. Zo kon straling gemeten worden in B, D, E, e, F, H, Ha, I, K, M, X en x eenheden [Cauffield, 1990]. Pas in 1928 werd internationaal (ICR, International Congress of Radiology) de röntgen als eenheid vastgesteld. Vanaf dat moment spraken gebruikers van röntgenstraling 'dosimetrisch' gezien dezelfde taal.

De bepaling van de kwaliteit van de afbeeldende eigenschappen van röntgensystemen in de kliniek bevindt zich thans in een stadium, dat overeenkomsten heeft met dat van de dosimetrie vóór de internationale normalisatie [Metz, 1995]:

- Bij radiologen zijn modellen waarmee anatomie of pathologie worden nagebootst populair. Voorbeelden hiervan zijn in kunststof gegoten weefselpreparaten, antropomorfe fantomen (zoals bijvoorbeeld schedel-, thorax-, mamma-, knie- en enkelfantomen) [Sprawls, 1996] en vogelzaad als model voor diffuse interstitiële longafwijkingen [Heesewijk, 1996]. De meest toegepaste werkwijze om systemen te vergelijken is die met de klinisch verkregen beelden van een patiënt of proefpersoon.
- Fysici prefereren vaker methoden waarmee één of meer fysische eigenschappen van het afbeeldingssysteem zijn verbonden. De methoden zijn meestal vernoemd naar de ontwikkelaars ervan (bijvoorbeeld de Leedsfantomen, de Wisconsin-testcassette, het Burger-Rosefantoom, het Wellhöfer-testfantoom enz.). De acceptatie van de resultaten van deze metingen door radiologen is gering.

In de zeventiger en tachtiger jaren werden algemene concepten als modulatie-overdrachtsfunctie en wienerspectra op laboratoriumschaal in dit vakgebied toegepast [Rossmann, 1962; Lubberts en Rossmann, 1967; Bibermann, 1973]. De toepassing van deze methoden in de kliniek heeft tot op heden op beperkte schaal plaats gevonden, vooral door de complexe en arbeidsintensieve wijze waarop de meetresultaten verkregen worden. Fabrikanten van röntgenapparatuur en hulpmiddelen (zoals film- en versterkingsschermen) gebruiken deze methoden wel.

De afbeeldingseigenschappen van röntgensystemen worden meestal met de verzamelnaam 'beeldkwaliteit' aangeduid maar 'afbeeldingskwaliteit' is daar een betere term voor. Het beeld van een object wordt gevormd met een afbeeldingsproces en de eerder genoemde methoden proberen dat afbeeldingsproces onafhankelijk van het object te beschrijven.

Er zijn weinig methoden beschikbaar:

- die in een klinische omgeving zijn te gebruiken;
- waarvan de meetresultaten aansluiten bij de klinische praktijk;
- waarmee de kwaliteit van de beeldoverdracht objectief en reproduceerbaar kan worden beschreven.

Het doel van dit onderzoek is meetmethoden en instrumentarium, waarmee de belangrijkste grootheden die invloed hebben op de kwaliteit van röntgenafbeeldingssystemen kunnen worden bepaald, te evalueren, zonedig aan de klinische omgeving aan te passen of nieuw te ontwikkelen. In deze studie worden geometrische en tijdsafhankelijke aspecten van het afbeeldingsproces buiten beschouwing gelaten, in het eerste geval omdat daarover goede en uitgebreide literatuur beschikbaar is en in het tweede geval om dit onderzoek in tijd te begrenzen.

Uiteindelijk dienen uit deze methodieken in een discussie tussen fysici en radiologen wederzijds geaccepteerde beeldoverdrachtsgrootheden te worden overeengekomen, waarmee de relevante eigenschappen van afbeeldingssystemen kwantitatief kunnen worden vastgelegd. Dit valt echter buiten het kader van deze studie.

In het eerste hoofdstuk wordt een globale beschrijving van het röntgendiagnostisch proces gegeven, om de plaats van deze studie in dat proces duidelijk te kunnen maken. In hoofdstuk 2 wordt de theorie van de toegepaste meetmethodieken behandeld en worden de daarbij gebruikte grootheden gedefinieerd. De vele zwak en/of verschillend gedefinieerde begrippen, die in dit vakgebied worden gebruikt, vereisten een grondige definiëring. Hoofdstuk 3 is de spil van deze studie met als onderwerp de beschrijving van het contrast en de invloed van de belangrijkste parameters op dat contrast. Daarmee is dit hoofdstuk de schakel tussen de theorie in de eerste twee hoofdstukken en de praktijk in de daarop volgende vier hoofdstukken. Hoofdstuk 4 en 5 handelen over de bepaling van zwarting-dosisrelaties en daarmee ook de gradiënt van beeldvormende systemen: in hoofdstuk 4 de bepaling van het verloop van deze relaties als functie van de dosis en in hoofdstuk 5 de gevoeligheid van versterkingsschermen als functie van de röntgenstralingsenergie. In hoofdstuk 6 wordt de bepaling van de verhouding tussen primaire en secundaire straling en het contrast besproken. Hoofdstuk 7 gaat over de bepaling van de modulatie-overdrachtsfunctie, het ruisspectrum en de signaal-ruisverhouding. Daarna worden algemene conclusies en een samenvatting van deze studie gegeven. De verzwakkings-eigenschappen van een aantal materialen die veel in fantomen worden toegepast zijn bijeengebracht in appendix A. Appendix B gaat over de helderheidseisen waaraan lichtkasten dienen te voldoen. De ontwerpcriteria en de specificaties van een microdensitometer ten behoeve van de bepaling van de frequentie-afhankelijke overdracht van röntgenafbeeldingssystemen staan in appendix C.

De hoofdstukken met een meer praktisch karakter (4 tot en met 7) worden steeds afgesloten met een paragraaf conclusies en aanbevelingen.

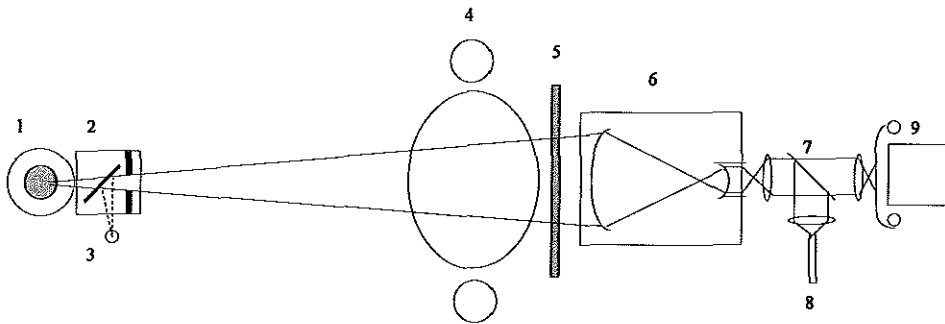
HOOFDSTUK 1

Het röntgendiagnostische proces

1.0 Overzicht

De opbouw van een röntgeninstallatie is schematisch weergegeven in figuur 1.1. In de röntgenbuis (1) wordt röntgenstraling opgewekt door de anode met hoogenergetische elektronen te beschieten. Met het diafragma (2), dat aan de röntgenbuis bevestigd is, wordt de röntgenbundel begrensd tot de voor de opname noodzakelijke afmetingen. De instelling van het diafragma wordt vergemakkelijkt door de inspiegeling van een lichtbundel (3) die (na de spiegel) hetzelfde verloop heeft als de röntgenbundel.

Een afbeelding van een object (4) (bijv. een patiënt) ontstaat door een gedeeltelijke verzwakking van de röntgenbundel door dat object. Het deel van de straling dat geen interactie met het object heeft en rechtstreeks de detector bereikt, is verantwoordelijk voor de afbeelding en wordt primaire straling genoemd. De stralingsbelasting van de patiënt wordt veroorzaakt door het verzwakte deel van de straling. De daarbij gevormde stroostraling, ook wel secundaire straling genoemd, draagt eveneens bij aan de stralingsbelasting van de patiënt en veroorzaakt de stralingsbelasting van eventuele onderzoekers in de omgeving van het object.



Figuur 1.1 Schematische opbouw van een röntgeninstallatie.

1 röntgenbuis; 2 diafragma; 3 lichtbron; 4 object; 5 film-schermbcombinatie; 6 beeldversterker; 7 beeldverdeler; 8 televisieketen; 9 foto- of filmcamera.

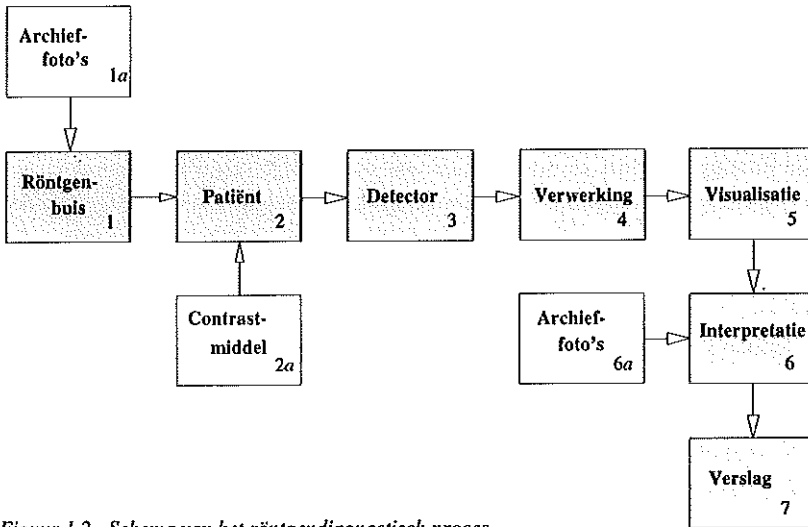
De stroostraling die de detector bereikt, heeft een nadelig effect op de kwaliteit van de afbeelding.

In de detector wordt röntgenstraling geabsorbeerd, en getransformeerd naar een gemakkelijker te hanteren energievorm. Er zijn veel soorten detectoren. In de figuur zijn de meest toegepaste getekend: de film-schermbcombinatie (5) en de beeldversterker (6). De film-schermbcombinatie bevindt zich in een lichtdichte cassette. De foto is na een ontwikkelproces te bekijken op een lichtkast. Het is in veel gevallen niet praktisch het beeld dat op de beeldversterker verschijnt rechtstreeks te bekijken, daarom is er vrijwel altijd een televisieketen (8) achter geplaatst. Soms is er daarnaast ook nog een foto- of filmcamera (9), die het beeld via een beeldverdeler (7) deelt met het televisiesysteem.

Het diagnostisch proces van röntgenopname tot en met het verslag van de radioloog kan in een aantal deelprocessen worden weergegeven (figuur 1.2, 1 tot en met 7), die voor een deel samen vallen met de systeemdelen zoals weergegeven in figuur 1.1.

Deze procesonderdelen staan na elkaar, hetgeen typerend is voor een serieproces. De prestaties van serieprocessen worden vooral bepaald door de zwakste schakels. Procesoptimalisatie zal daarom vooral het bewaken en optimaliseren van die zwakste schakels inhouden. De hulpprocessen 1a en 6a (de beschikbaarheid van archieffoto's) en 2a (het toedienen van één of meer contrastmiddelen) zijn niet essentieel voor het verkrijgen van een röntgenopname, maar de diagnostische kwaliteit van de opname en het verslag kan er aanzienlijk mee worden vergroot.

Het resultaat van een röntgenopname is pas na verwerking te beoordelen (procesdelen 1 tot en met 4). Is dit resultaat niet goed of niet goed genoeg, dan levert dit extra ongemak en een extra stralingsbelasting voor de patiënt op. Soms, na invasieve ingrepen en/of na toediening van contrastmiddelen, is het niet altijd mogelijk een nieuwe opname te maken. Om deze redenen dient er veel zorg aan dit eerste deel van het afbeeldingsproces te worden besteed.



Figuur 1.2 Schema van het röntgendiagnostisch proces

In de volgende paragrafen zullen de afzonderlijke systeemdelen van het hoofdproces worden besproken. Ter afsluiting van een paragraaf wordt, om de overgang naar de klinisch-fysische praktijk aan te geven, zonder nadere toelichting een aantal met het onderwerp verbandhoudende begrippen genoemd.

1.1 Productie van röntgenstraling

Een röntgenbuis bestaat uit een omhulling, meestal van glas, maar tegenwoordig ook wel van metaal, waarin een kathode en een anode zijn aangebracht. De ruimte binnen de omhulling is vacuüm gemaakt. Door thermische emissie worden elektronen vrijgemaakt uit de kathode. Een potentiaalverschil tussen anode en kathode versnelt deze elektronen, die vervolgens tegen de anode botsen. Bij een voldoende hoog potentiaalverschil ontstaat er remstraling, veroorzaakt door afbuiging van elektronen in de buurt van atoomkernen van het anodemateriaal. Daarenboven wordt er in het diagnostisch werkzame gebied (in relatief beperkte mate) karakteristieke röntgenstraling opgewekt, indien de energie van de elektronen hoger is dan de bindingsenergie in de K-schil van het anodemateriaal. Het grootste gedeelte van de straling ontstaat op één plaats op de anode: het focus. Remstraling van uit de anode afkomstige secundair geëmitteerde elektronen veroorzaakt extrafocale straling. Bij buizen met een metalen omhulling kan dit effect verminderd worden door die omhulling te aarden (op de halve buisspanning te brengen).

Remstraling levert een continu spectrum op, dat aan de lage energiekant wordt begrensd door de verzwakking van de buisomhulling in de stralenrichting en aan de hoge energiekant door de

energie van de elektronen. De stralingsenergie wordt meestal vernoemd naar het potentiaalverschil dat tussen anode en kathode van de röntgenbuis wordt aangebracht: kilovoltpiek (kVp). De getalswaarde daarvan is gelijk aan de maximale energie van de elektronen (in keV), waarmee de röntgenstraling is opgewekt. De gemiddelde energie van de röntgenstraling is belangrijk lager: zonder extra filtering ongeveer 1/3 van de maximale energie. De verzwakking in objecten is groter voor lagere energieën: daardoor wordt de gemiddelde energie van de röntgenbundel door verzwakking verhoogd. In de praktijk is de gemiddelde energie van de röntgenstraling die de detector bereikt ongeveer de helft van de maximale energie.

Aan de binnenkant van de behuizing van de röntgenbuis is lood aangebracht waarin een venster is uitgespaard, waardoor de röntgenstraling alleen op die plaats met aanzienlijke intensiteit naar buiten kan treden. Tegen dit venster is een diafragma bevestigd, waarmee de bundel naar wens verder kan worden begrensd. Licht wordt via een spiegel in de baan van de bundel geprojecteerd, waarbij de lichtbron optisch op dezelfde afstand ligt als het focus. Hiermee kan de plaats van de opname van te voren nauwkeurig worden bepaald.

De lagere energieën worden grotendeels in de patiënt geabsorbeerd en dragen nauwelijks bij aan de beeldvorming. Ter beperking van de stralingsbelasting van de patiënt dienen ze dus te worden verwijderd. Doordat daarmee ook de hogere energieën worden verzwakt kan dit slechts in beperkte mate.

Nieuwe röntgenbuis technologie met hogere vermogens maakt extremere filtering mogelijk. De hogere kosten ervan beperken tot nu toe de toepassing tot die werkterreinen waar hoge röntgendoseringen worden gebruikt, zoals in de cardiologie.

Belangrijke parameters zijn:

- overeenkomst van de gewenste met de gerealiseerde hoogspanning;
- gelijkmatige ruimtelijke verdeling van de intensiteit van de uitredende bundel;
- licht-röntgencongruentie;
- percentage extrafocale straling in de uitredende bundel;
- focusgrootte (scherpte bij vergroting, vermogen);
- röntgenstralingspectrum.

1.2 Interactie van röntgenstraling met materie

Bij de in de radiologie gebruikte energieën en objecten wordt de verzwakking van röntgenstraling in materie onderscheiden in de volgende typen:

- Bij lagere energieën: coherente verstrooiing (paragraaf 1.2.1) en ramaneffect (paragraaf 1.2.2).
- Bij hogere energieën: foto-elektrisch effect (paragraaf 1.2.3) en comptonverstrooiing (paragraaf 1.2.4).

1.2.1 Coherente verstrooiing

De verzwakking van de primaire bundel, waarbij slechts de richting van de fotonen verandert maar hun energie hetzelfde blijft, wordt coherente, klassieke of rayleigh verstrooiing genoemd. Het betreft hier een proces waarbij interactie optreedt tussen fotonen en atomen of moleculen.

1.2.2 Ramaneffect

Aan deze verzwakking ligt hetzelfde mechanisme ten grondslag als bij coherente verstrooiing. Echter, door energie-overdracht aan het atoom of molecuul zijn de energieën van het in- en uittrekkende foton ongelijk. Voor beide processen geldt dat er interactie optreedt tussen een foton en een atoom of molecuul als geheel. De kans op deze twee effecten neemt sterk af bij hogere foton-energieën en neemt toe bij zwaardere atomen. In de röntgendiagnostiek is de bijdrage van beide effecten aan de totale verzwakking kleiner dan 5%.

1.2.3 Foto-elektrisch effect

Bij verzwakking tengevolge van het foto-elektrische effect is de energie van de invallende röntgenstraling van dezelfde orde, maar wel groter dan de bindingsenergie van elektronen in de atomen van de doorstraalde stof. Deze elektronen worden door de röntgenfotonen uit hun schil gestoten. Bij opvulling van de lege plaats door een elektron uit een meer naar buiten gelegen schil (met een lagere bindingsenergie) ontstaat karakteristieke straling met een energie die overeenkomt met het energieverschil tussen beide schillen. Karakteristieke straling levert een lijnenspectrum op en de uitgezonden straling heeft geen voorkeursrichting.

De bindingsenergieën in de K-schil zijn groter bij grotere kernladingen en atoomnummers. Het zwaarste atoom (uitgezonderd sporenelementen) dat in het lichaam voorkomt is calcium (${}_{20}\text{Ca}$). Elektronen in de K-schil ervan hebben een bindingsenergie van 4 keV. Van andere op grotere schaal in het lichaam voorkomende atomen is de K-schilenergie lager. Bij deze energieën is de verzwakking tengevolge van het foto-elektrische effect in het lichaam zo groot, dat er zonder extreem hoge stralingsbelastingen geen opnamen mogelijk zouden zijn.

Het foto-elektrische effect levert nauwelijks een bijdrage aan de beeldvorming in röntgenopnamen. Alleen bij de mammografie speelt het een (beperkte) rol.

In contrastmiddelen en stralingsbeschermingsmaterialen is de bijdrage van het foto-elektrische effect bij een geschikte materiaalkeuze juist groot. Hierbij is de bindingsenergie van de K-schil-elektronen zo veel mogelijk gelijk aan de gemiddelde energie van de röntgenstraling. In detectoren (beeldversterkers, versterkingsschermen en fosforplaten) is de bijdrage aan de beeldvorming tengevolge van het foto-elektrische effect gering: de energie van de geabsorbeerde straling wordt bijna volledig aan de secundaire straling doorgegeven. De verzwakking in het detectormateriaal voor deze relatief energierijke secundaire straling is echter juist gering, zodat de beeldkwaliteit slechts weinig in negatieve zin wordt beïnvloed.

1.2.4 Comptonverstrooiing

Als de energie van de röntgenstraling veel groter is dan de bindingsenergie van elektronen, kunnen deze elektronen als vrij worden beschouwd en wordt de verzwakking voornamelijk veroorzaakt door comptonverstrooiing. Comptonverstrooiing is het gevolg van elastische botsingen tussen röntgenfotonen en elektronen en is dan ook elegant te beschrijven met de wetten van behoud van impuls en energie. De energie van de verstrooide fotonen is lager bij grotere verstrooiingshoeken, maar de verschillen zijn niet groot. Het grootste gedeelte wordt in de voorwaartse richting verstrooid. Dit effect is sterker bij grotere fotonen-energieën. Bij dosismetingen is de gemeten dosis daardoor hoger dan uit de primaire bundel berekend wordt. Dit geldt zowel aan de intrede- als aan de uittrede kant van de bundel (dit wordt 'build up' genoemd).

Comptonverstrooiing is het belangrijkste fysische proces dat zonder toevoeging van contrastmiddelen tot afbeeldingen van structuren in het lichaam leidt. De verstrooiing is evenredig met het aantal vrije elektronen per volume-eenheid. Het aantal elektronen per massa-eenheid is weinig verschillend voor de verschillende elementen, met waterstof als uitzondering. Er is een lichte afname bij de toename van het atoomnummer. Dit wordt veroorzaakt door de extra toename van het aantal neutronen in zwaardere atoomkernen. Verschillen in het aantal vrije elektronen per volume-eenheid worden daardoor vooral veroorzaakt door verschillen in soortelijke massa. De verschillen in soortelijke massa van verschillende weefsels zijn dus de belangrijkste veroorzakers van het natuurlijke contrast.

De geringere verzwakingsverschillen bij materialen of weefsels door comptonverstrooiing ten opzichte van het foto-elektrische effect hebben weliswaar een kleiner contrast tot gevolg, maar verlagen ook in belangrijke mate de stralingsbelasting van de patiënt.

Vergroting van het natuurlijke contrast kan worden bereikt door het toepassen van materialen, contrastmiddelen genoemd, met een hogere of lagere verzwakking dan het omringende weefsel.

- Verhoging wordt bereikt door toepassing van materialen waarbij optimaal gebruik wordt gemaakt van het foto-elektrische effect ($_{53}\text{I}$, jodium), waarbij met relatief weinig materiaal een hoog contrast behaald kan worden, of met materialen met bovendien een hoge soortelijke massa ($_{56}\text{B}$, barium).
- Verlaging kan worden bereikt met gassen. Hiervoor worden vooral lucht en CO_2 gebruikt.

Opgemerkt moet worden dat een met een contrastmiddel vervaardigde afbeelding ontstaat uit de projectie van het contrastmiddel zelf. Hierbij worden de begrenzingen van een te visualiseren structuur en niet de structuur zelf afgebeeld. Zo wordt bij vaatonderzoeken het lumen van bloedvaten afgebeeld en bij maagonderzoeken de maagwand.

Belangrijke parameters:

- verzwakingsverschillen (contrast);
- primaire fractie van de uittredende röntgenstraling.

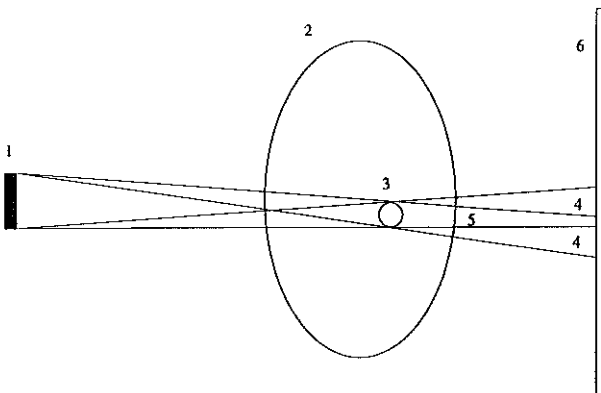
1.3 Beeldvorming

1.3.1 Afbeelding door primaire straling

Zwartingsverschillen op röntgenfoto's ontstaan door transmissieverschillen in de primaire röntgenbundel. Met andere woorden: de primaire röntgenbundel wordt gemoduleerd door structuren in het object. De bundel is daarmee de drager geworden waarmee informatie van die structuren buiten het object ter beschikking kan komen. De modulatie diepte - het maximale relatieve verschil in de intensiteit van de uitredende röntgenbundel - wordt onder andere bepaald door de dikte en de gemiddelde verzwakingscoëfficiënt van het object. Met de energie van de röntgenstraling is de modulatie diepte te regelen. Hogere röntgenenergieën hebben een grotere doordringbaarheid: daardoor is de stralingsbelasting minder, maar ook het contrast (de onderlinge zwartingsverschillen) is minder. De röntgenenergie wordt vrijwel altijd zodanig gekozen dat een zo groot mogelijk contrast van de af te beelden structuren op de uiteindelijke informatiedrager ontstaat.

Vanaf het focus gaat de divergerende röntgenbundel door het object naar de detector. Door die divergentie worden structuren altijd vergroot afgebeeld, waarbij de vergroting afhangt van de verhouding van de afstand van die structuur tot het focus en de afstand tussen focus en detector.

De afmetingen van het focus en de vergrotingsfactor hebben invloed op de scherpte van de opname: In figuur 1.3 is de stralengang getekend vanaf het focus (1) via een detail (3) (met ten opzichte van het focus kleinere afmetingen in richtingen loodrecht op de stralenrichting) binnen het object (2) naar het detectorvlak (6). De kernschaduw (5) is in dit geval convergerend. Indien het detail groter is dan het focus, is de kernschaduw divergerend. Afbeeldingen van structuren zijn slechts mogelijk indien de kernschaduw ervan het detectorvlak treffen. De intensiteitsverschillen van de bijshaduw (4) en de omgeving zijn gering en leiden in het algemeen niet tot afbeeldingen.



Figuur 1.3 Invloed van de focusgrootte op de scherpte.

Als het detectorvlak voldoende dicht bij de af te beelden structuren ligt, treedt er weinig vergroting op en hebben de afmetingen van het focus weinig invloed op de scherpte.

Vanaf de detector in de richting van het focus wordt de toenemende onscherpte tengevolge van de focusafmetingen in eerste instantie gecompenseerd door de toenemende vergroting. De meest optimale positionering is daarom met het object zo dicht als mogelijk tegen de detector. Is er een aanzienlijke vergrotingsfactor, dan worden er alleen structuren afgebeeld die groter zijn dan het focus. Met een groot focus zijn kortere belichtingstijden te verwezenlijken. De kans op bewegingsonscherpte wordt daarmee verkleind. Bij vergrotingstechniek dient een klein focus te worden toegepast. Nadeel is, dat daarbij de opnametijden veel langer worden en er een grotere kans op bewegingsonscherpte optreedt. Vergrotingstechniek wordt vooral gebruikt als een hogere resolutie wordt gewenst dan met de detector zonder vergroting is te bereiken.

1.3.2 Verbetering van de verhouding tussen primaire en secundaire straling

Naast de uit de patiënt tredende primaire straling (zonder enige interactie met de tussenliggende weefsels) is er - als een onvermijdelijk bijproduct - ook secundaire, verstrooide straling. Het aandeel daarvan in de uittredende bundel neemt toe met toenemende objectdikte en veldgrootte. Het gevolg van strooistraling is, dat het contrast in de uiteindelijke opname wordt verminderd. In veel gevallen zijn extra voorzieningen nodig om het aandeel van de strooistraling te verlagen. De verhouding tussen primaire en secundaire straling kan worden verbeterd door:

- 1 Het toepassen van een grotere ruimte tussen patiënt en detector (Grudel of air gap techniek). De grotere divergentie van de strooistralingsbundel veroorzaakt een grotere verzwakking ten opzichte van de primaire bundel bij vergroting van de afstand. Nadeel van de grotere afstand tussen patiënt en detector is, dat er hierbij meer vergroting optreedt, waardoor er met een kleiner focus moet worden gewerkt. Een kleiner focus heeft, zoals reeds opgemerkt, een lagere belastbaarheid, waardoor langere opnametijden noodzakelijk zijn, met een grotere kans op bewegingsonscherpte. Deze methode wordt daarom niet vaak toegepast.
- 2 Vermindering van het doorstraalde volume door compressie.
- 3 Verkleining van de veldgrootte, uiteraard beperkt door het af te beelden object; (2 en 3 leveren ook een vermindering van de stralingsbelasting voor de patiënt op).
- 4 Toepassing van een strooistralenrooster. De extra verzwakking hiervan geeft een hogere stralingsbelasting voor de patiënt.
- 5 Het toepassen van smalle 'scannende' bundels, die ook aan de detectorkant worden gediafragmeerd. De opnametijd wordt hierbij lang, dit hoeft echter niet te leiden tot bewegingsonscherpte (vergelijk de spleetluiser bij een kleinbeeldcamera). Wel kan bij bewegende objecten het beeld daardoor gedefformeerd worden. De buisbelasting is erg hoog doordat slechts een fractie van de opgewekte röntgenstraling wordt gebruikt. Deze methode wordt door de duurdere en complexere apparatuur die ervoor nodig is slechts in geringe mate toegepast.

In de praktijk worden de methoden 2, 3 en 4 toegepast. Methode 1 wordt vooral toegepast in die gevallen waar een vergrote afbeelding van details gewenst is.

Bij het gebruik van roosters zijn de volgende parameters van belang:

- rooster of buckyfactor (als functie van de röntgenenergie);
- selectiviteit (als functie van de röntgenenergie);
- aantal lamellen per mm;
- focusering.

1.4 Detectoren

De functie van de detector is de omzetting van röntgenenergie in een zodanige energievorm dat daarmee een beeld kan worden gevormd. De eerste stap in dit proces is de absorptie van röntgenenergie waarbij elektronen worden vrijgemaakt. De vrijgemaakte elektronen kunnen op verschillende manieren, direct of indirect tot een zichtbaar beeld leiden.

1.4.1 Directe omzetting:

- Op basis van ionisatiekamers (toegepast in computertomografie en controle opnamen bij lineaire versnellers): $_{54}\text{X}$ (xenon), lucht. Deze worden niet of in beperkte mate in de conventionele diagnostiek gebruikt en hier verder niet behandeld.
- In halfgeleidende materialen: $_{14}\text{Si}$ (silicium), $_{34}\text{Se}$ (selenium).

In detectoren op basis van amorf selenium vindt een directe omzetting plaats van röntgenenergie naar lading. De beperking van het aantal fysische toestandsovergangen die hierbij optreedt, kan tot een aanzienlijke verbetering van de signaal-ruisverhouding leiden. De toepassing van dit materiaal is tot nu toe beperkt. De complexe uitlezing van het ladingsbeeld is daar de belangrijkste oorzaak van.

1.4.2 Indirecte omzetting (via een omzetting naar licht):

- 1 Versterkingsschermen (o.a. CaWO_4 , ZnS_2 , $\text{GdO}_2\text{S:Tb}$, YTaO_4)
- 2 Beeldversterkers (CsI)
- 3 Fotostimuleerbare fosforen (BaFX:Eu^{2+} ; met X: Cl, Br en of I)

Een lage stralingsbelasting voor de patiënt wordt bereikt door zo veel mogelijk primaire röntgenfotonen aan de vorming van het beeld te laten bijdragen. Daartoe is in de eerste plaats een hoge absorptie van de röntgenstraling in de detector nodig. Een goede ruimtelijke resolutie van het systeem begrenst de dikte van de detector. In de tweede plaats moeten de vrijgemaakte elektronen op de een of andere manier aan de beeldvorming kunnen bijdragen. De laatste voorwaarde reduceert het aantal toepasbare materialen aanzienlijk.

1.4.2.1 Versterkingsschermen

In versterkingsschermen zijn kleine kristallen met een diameter van 10 tot 60 micrometer in een transparante laag, met een laag gemiddeld atoomgetal, op een drager aangebracht. De geabsorbeerde röntgenstraling brengt elektronen in een hogere energietoestand. Bij terugkeer naar de grondtoestand wordt een gedeelte van deze energie via een of meerdere tussenstadia als licht geëmitteerd. De belichting van de film vindt plaats middels direct contact met de gevoelige laag. De meeste röntgenfilms hebben aan beide zijden een gevoelige laag en tijdens de opname aan iedere kant een versterkingsscherm. Kleinere kristallen geven scherpere opnamen, maar het kleinere volume en de kortere vrije weglengte voor het geëmitteerde licht maken de betreffende schermen ongevoeliger.

De pakkingsdichtheid van een versterkingsscherm is meestal niet hoger dan 50 %, d.w.z. dat 50 % van het volume een inactief bindmiddel is.

1.4.2.2 Beeldversterkers

In beeldversterkers zijn een ingangsscherm, een uitgangsscherm en een elektronenoptiek samengebouwd in een vacuümvat. Het ingangsscherm bestaat uit een materiaal waarin röntgenstraling wordt omgezet naar licht. Daarvoor wordt meestal cesiumjodide (CsI) gebruikt, waarmee een veel hogere pakkingsdichtheid wordt bereikt (tot bijna 100%) dan bij versterkingsschermen. CsI is sterk hygroscopisch, waardoor toepassing in versterkingsschermen tot nu toe niet economisch is te verwezenlijken. De CsI-kristallen laat men loodrecht op een scherm groeien en vervolgens craqueleren. Hierdoor ontstaan zuiltjes CsI, die als lichtgeleiders fungeren. Aan de binnenzijde van het scherm wordt op deze kristallen een fotokathode aangebracht, waaruit het door de röntgenstraling opgewekte licht elektronen vrijmaakt. Met behulp van een elektronenoptiek en een potentiaalverschil tussen de fotokathode en het uitgangsscherm (anode) worden de uit-tredende elektronen versneld en botsen daarna op het uitgangsscherm. Daarbij ontstaat op het uitgangsscherm een afbeelding van het röntgenbeeld op het ingangsscherm.

1.4.2.3 Fotostimuleerbare fosforen

In fotostimuleerbare fosforen wordt een gedeelte van de vrijgemaakte elektronen in het kristal afgevangen en opgeslagen. Na een röntgenopname is er daardoor een ladingsbeeld in het scherm aanwezig. Plaatselijke stimulatie met laserlicht (in een uitleesstation) activeert de gevangen elektronen, waardoor ze alsnog terugkeren naar de grondtoestand, waarbij het energiever-schil tussen deze twee toestanden als licht wordt uitgezonden. Dit licht wordt gedetecteerd en te samen met de coördinaten van de gestimuleerde punten kan hieruit een afbeelding worden verkregen.

Belangrijke parameters:

- verzwakking, absorptie;
- spectrale gevoeligheid (röntgen);
- rendement van de omzetting naar licht;
- kwantumtip;
- ruimtelijke resolutie;
- contrastresolutie;
- structuurruis.

1.5 Film en filmverwerking

De röntgenfilm is het medium waarop het röntgenbeeld kan worden vastgelegd en voor waarnemers met behulp van lichtkasten zichtbaar gemaakt. In films wordt de energie van invallende elektromagnetische straling (met energieën in de orde van enkele elektronvolts bij zichtbaar licht, tot 150 keV bij röntgenstraling) gebruikt om atomair zilver te vormen. Bij het ontwikkelen wordt de hoeveelheid atomair zilver aanzienlijk vergroot. Hierbij treden versterkingsfactoren van ongeveer 10^9 op.

Het actieve deel van een film is de gevoelige laag, de fotografische emulsie, die bestaat uit gelatine waarin zich een zeer groot aantal ($10^9 - 10^{12}$ per cm^2) microscopische zilverhalide kristallen bevinden. Deze kristallen zijn fotogeleidend. Dat wil zeggen, dat door belichting elektronen in de geleidingsband komen en het materiaal geleidend wordt. Zonder belichting is het materiaal niet geleidend. Het energieverschil tussen valentie- en geleidingsband is 2,5 eV. Zilverionen kunnen zich in het kristalrooster bijna vrij bewegen. De energie die benodigd is om een plaats in het rooster op te schuiven is slechts 0,15 eV, de benodigde energie om vanuit het kristalrooster in de interstitiële ruimte te komen is 1,27 eV. De thermische activiteit in het kristalrooster bij kamertemperatuur is voldoende groot voor beide effecten.

In de röntgendiagnostiek is, ter beperking van de stralingsbelasting, een zo groot mogelijke gevoeligheid gewenst. Dit wordt mede bereikt door zilverbromide te gebruiken met soms een geringe jodide toevoeging.

De gelatine houdt de kristallen ruimtelijk op hun plaats, maar vormt desondanks geen belemmering voor de in water opgeloste chemicaliën. Met deze chemicaliën, in de ontwikkelaar- en de fixeervloeistof, kan de belichte film tot een zichtbaar beeld worden getransformeerd.

Bij de belichting van een film ontstaat er een latent beeld dat uit zilveratomen bestaat: een invallend licht- of röntgenfoton maakt een of meer elektronen vrij via $\text{Br}^- + \nu = \text{Br} + e^-$. Deze elektronen kunnen zich vrij in het kristal verplaatsen en worden uiteindelijk bij onregelmatigheden in het kristal (kristalfouten, oppervlak van het kristal of kunstmatig aangebrachte gevoelige vlekken op het kristal) gebonden. De negatieve lading die daardoor ontstaan is, trekt vervolgens interstitiële zilverionen aan en neutraliseert deze tot zilveratomen. Zo ontstaan ter

plekke één of meer zilveratomen, een voorstadium van het latente beeld. Pas als het aantal zilveratomen tot 3 à 5 is gegroeid, is er een latent beeld dat ontwikkeld kan worden. Het aantal zilveratomen is evenredig met het produkt van de lichtintensiteit en de belichtingstijd. Dit wordt de reciprociteitswet genoemd.

Bij zowel lage als hoge lichtintensiteiten treedt er een afwijking op van deze wet: bij lage intensiteiten wordt de stabiliteit van het latente beeld door thermische effecten aangetast; bij hoge intensiteiten gaan elektronen door recombinatie (onder andere door de traagheid van de interstitiële zilverionen) voor het afbeeldingsproces verloren. De afwijking van de reciprociteitswet wordt het schwartzschildeffect genoemd.

In het ontwikkelproces worden de zilverhalidekristallen met een voldoende aantal zilveratomen geheel tot metallisch zilver gereduceerd. Het metallische zilver is zwart.

In het fixeerproces worden de niet ontwikkelde zilverhalidekristallen opgelost en uit de film verwijderd. Daarna volgt een spoelproces met water, waarmee de fixeervloeistof uit de film wordt gewassen. Tot slot wordt de film gedroogd.

De aanwezigheid van metallisch zilver in de gelatinelaag van een film vermindert de transmissie van licht door die film (of vermindert de reflectie van opvallend licht bij een foto).

Het totaal aantal onderscheidbare zwartingsstappen is bij transparante films veel groter dan bij fotopapier. Daarom wordt voor diagnostische doeleinden vrijwel altijd film gebruikt.

De optische transmissie van een film is de verhouding van de intensiteit van de uitgaande, verzwakte lichtbundel gedeeld door de intensiteit van de ingaande lichtbundel. De filmzwarting of optische densiteit (OD) is gedefinieerd als de logaritme (met grondtal 10) van de inverse van de transmissie.

In de film-gevoeligheidscurve wordt de zwarting van de film uitgezet als functie van de belichtingsenergie. De curve kan worden bepaald met behulp van een sensitometer, waarmee een film via een uniform belichte fotografische stappenwig (in tweevoud bij een dubbelzijdig gevoelige film) wordt belicht.

De gevoeligheidscurve van een film-schermbinatie die met röntgenstraling is belicht, wordt de karakteristieke curve genoemd. Op de x-as wordt de logaritme van de dosis uitgezet, op de y-as de optische densiteit. De fabrikant van röntgenfilms kan de vorm van de curve onder andere beïnvloeden met de verdeling van de korrelgrootten van de zilverkristallen. In grotere kristallen is de kans op absorptie van een lichtfoton groter.

De optische densiteit zonder belichting en zonder ontwikkeling (alleen fixering en spoeling) van een film wordt de grondsluier genoemd. De dosis bij een optische densiteit één plus de grondsluier wordt de snelheid van de film-schermbinatie genoemd. De lokale helling van de karakteristieke curve, de afgeleide van de zwarting als functie van de dosis, wordt de gradiënt G genoemd.

Belangrijke parameters:

- snelheid;
- gradiënt;
- grondsluier;
- maximale zwarting;
- contrastresolutie;
- ruimtelijke resolutie;
- structuurruis;
- schwartzschildeffect.

1.6 Visualisering

1.6.1 Lichtkasten

Met behulp van een lichtkast kunnen de verschillende zwartingen in een röntgenopname voor het oog zichtbaar gemaakt worden. De kast bestaat uit een doos waarin (vrijwel altijd) fluorescentielampen (TL) zijn aangebracht, die een matte doorzichtige plaat verlichten. Tegen die plaat, van glas of van kunststof, wordt de film aangebracht. Het lichtvlak moet het licht voldoende sterk en gelijkmatig in de richting van de kijker uitzenden. Een toename van de omgevingsverlichting vermindert de zichtbaarheid van in eerste instantie de donkerste structuren. Daarom dient alle licht dat niet afkomstig is van de foto (buitenlicht, verlichting in de ruimte en licht van de lichtkast dat buiten de foto om het oog bereikt) beperkt te worden. Het gebruiksdoel (sorteren, demonstreren of diagnostiseren) is bepalend voor de gewenste specificaties van een lichtkast en voor het toelaatbare licht in de omgeving ervan.

1.6.2 Monitoren

Röntgenopnamen die met behulp van elektronische systemen zijn verkregen, worden ook wel direct op video-afbeeldingssystemen weergegeven. Bijna altijd zijn dit kathodestraalbuizen waarin het beeld rastervormig wordt opgebouwd.

De afbeeldende kwaliteiten zijn minder dan die van lichtkasten. De maximale helderheid van monitoren is aanzienlijk kleiner (ongeveer 20-40x) dan van lichtkasten. De reflecties aan het oppervlak beperken de zichtbaarheid van details met een geringe helderheid. Monitoren ten behoeve van diagnostische doeleinden behoren daarom in ruimten te staan met een tien tot honderd maal lager omgevingsverlichtingsniveau dan bij lichtkasten gebruikelijk is.

In het prototypestadium zijn thans:

- LCD-schermen met een hoge ruimtelijke resolutie en een grote contrastomvang.
- Projectiesystemen, waarbij net als bij lichtkasten modulator en lichtbron gescheiden zijn en met lichtkasten vergelijkbare helderheden kunnen worden bereikt.

Belangrijke parameters:

- luminantie of helderheid (candela m⁻²);
- homogeniteit;
- omgevingsverlichtingssterkte (lux);
- contrastomvang.

1.7 Het visuele systeem

De overdracht van de in de film aanwezige informatie naar de waarnemer wordt door het visuele systeem van die waarnemer verzorgd. Dat systeem is veel meer dan één paar ogen en wat zenuwen: enerzijds wordt er al snel een aanzienlijke datareductie gerealiseerd in het eerste gedeelte van het systeem (ogen en oogzenuwen), anderzijds is er een complexe, deels onbewuste interactie met eerder verworven kennis [Schütte, 1988; Gregory, 1966]. In deze studie wordt aan dit aspect geen aandacht besteed.

Het contrastonderscheidend vermogen van het visuele systeem, het vermogen om helderheidsverschillen te onderscheiden, is niet voor alle objecten hetzelfde; het is onder andere een functie van de gemiddelde helderheid en van de afmetingen van het object.

Het dynamisch bereik van het visuele systeem omvat dertien decaden. In het oog bevinden zich twee typen lichtdetectoren: staafvormige- en kegelvormige receptoren. De staafvormige detectoren hebben een dynamisch bereik van ongeveer vijf decaden en een hoge gevoeligheid, maar het aantal detectoren is beperkt en daarmee ook het ruimtelijk oplossend vermogen. De kegelvormige detectoren zijn in een beperkt gebied - de fovea - veel talrijker, hebben een dynamisch bereik van ongeveer zes decaden en een veel groter ruimtelijk oplossend vermogen. De pupil draagt hier ongeveer een factor zestien aan het dynamisch bereik bij [SPSE, 1972]. Tussen beide gebieden is een overgangsgebied van ongeveer twee decaden, waarbij beide typen detectoren werkzaam zijn.

Het kleinste onderscheidbare intensiteitsverschil is een functie van de intensiteit. Het hangt meer van het relatieve dan van het absolute intensiteitsverschil af. Dit wordt de wet van Weber genoemd. De ruimtelijk resolutie, de zichtbaarheid van structuren met relatief groot contrast als functie van de afmetingen ervan, wordt beïnvloed door de veranderende pupilgrootte: bij grote helderheden is de pupilgrootte kleiner en het ruimtelijk oplossend vermogen van het oog beter. In tegenstelling tot de meeste technische afbeeldingssystemen neemt de gevoeligheid ook af bij grotere objecten [Wildt, 1976].

Het oog kan zich wat de helderheid betreft, gemakkelijk aanpassen aan een geringe hoeveelheid licht. Er is echter een minimaal lichtniveau nodig voor een voldoende grote detailwaarneembaarheid. De contrastgevoeligheid van het oog is het grootst bij een ruimtelijke frequentie van 2 mm^{-1} per graad, op de retina is dat 20 mm^{-1} per graad.

Belangrijke parameters:

- contrastgevoeligheidscurve van het oog;
- optimale kijkafstand.

HOOFDSTUK 2

Objectieve en subjectieve beschrijving van afbeeldingskwaliteit

2.0 Inleiding

Een röntgenbeeld van een object ontstaat, zoals in hoofdstuk 1 is beschreven, door modulatie van de intensiteit van de primaire bundel door dat object. De intensiteitsverdeling over de doorsnede van de uit tredende bundel, wordt het stralingsbeeld genoemd. Fysisch gezien wordt die modulatie veroorzaakt door verschillen in de verzwakking van röntgenstraling in het object. De afbeelding zelf wordt gevormd uit de fractie van de röntgenstraling die geen interactie heeft gehad met het object. Het gedeelte van de verstrooide straling dat de detector bereikt, heeft in het algemeen een negatieve invloed op de beeldkwaliteit.

Het stralingsbeeld leidt uiteindelijk tot een zichtbaar beeld, waarin stralingsintensiteitsverschillen worden weergegeven door middel van luminantieverschillen in films op lichtkasten of op videosystemen. In deze studie wordt de beeldkwaliteit om praktische redenen alleen vanaf films bepaald. Dit is geen principiële keuze: met het grotere gebruik van 'soft imaging' ontstaat de noodzaak van een beeldkwaliteitsbepaling direct vanaf het beeldscherm. Hierbij kan echter dezelfde methodiek worden toegepast.

De motieven voor de keuze van film zijn de volgende:

- Het diagnostiseren van beelden wordt tot op heden vrijwel steeds vanaf film gedaan.
- De beeldkwaliteit die met behulp van films kan worden bereikt, is nog steeds superieur ten opzichte van wat met videosystemen kan worden bereikt.
- Met een film is er een gemakkelijk archiveerbare registratie van de meting beschikbaar.

Verscheidene objectieerbare en subjectieve aspecten spelen een rol bij de waardering van de beeldkwaliteit:

- 1 De specificiteit van de informatie in het beeld - hoe goed die informatie discrimineert met betrekking tot de vraagstelling - is van groot belang voor een snelle en zekere diagnose. De specificiteit van röntgenopnamen kan worden vergroot door een optimale uitvoering van het röntgenonderzoek en door het gebruik van contrastmiddelen. De specificiteit is afhankelijk van de onderzoeksmodaliteit en is het belangrijkste kwaliteitsaspect daarvan: zo zijn nucleaire-, T_2 -gewogen MRI- en ultrageluidsbeelden meestal minder ruimtelijk gedetailleerd en hebben ze een slechtere signaal-ruisverhouding dan de meeste röntgenopnamen, toch is de diagnostische waarde ervan vaak groter.
- 2 Technische factoren die bepalen hoe objecten in opnamen worden afgebeeld. Enerzijds zijn dit de instellingen van de apparatuur als positionering, buisspanning, stroom en opnametijd, anderzijds zijn het de eigenschappen van detectoren en beeldverwerkende systemen.
- 3 Het cosmetische aspect is vooral van belang bij het oproepen van eerder met behulp van beelden verworven kennis. Zo is de informatie in een beeld waarvan het contrast is geïnverteerd in principe niet veranderd. Een ervaren waarnemer zal echter grote moeite hebben die informatie te verbinden met die eerder verworven kennis.

In deze studie worden methoden onderzocht, waarmee de invloed van de technische factoren op de beeldkwaliteit kan worden gemeten.

Metten

Door middel van metingen wordt gepoogd selectieve en objectieve informatie te verkrijgen over te onderzoeken toestanden of verschijnselen. Daarbij kunnen technische hulpmiddelen gebruikt worden, waarmee de betreffende te onderzoeken toestanden of verschijnselen omgezet worden naar toestanden of verschijnselen die slechts op één manier kunnen worden geïnterpreteerd. Daarnaast kunnen technische hulpmiddelen nodig zijn om niet direct waarneembare toestanden of verschijnselen te transformeren naar waarneembare (zoals bij röntgenstraling).

De te verwerven informatie kan zowel structureel (de aard van de eigenschap) als metrisch (de hoeveelheid of intensiteit) zijn. Het eerste wordt kwalitatief meten, het tweede kwantitatief meten genoemd. Indien de aard van een te meten eigenschap onbekend is, dient die eerst met behulp van een kwalitatieve meting te worden bepaald. Ook dient daarbij te worden bedacht of

de toe te passen meetmethode in het specifieke geval wel geschikt is. Zo kunnen elektrische wisselspanningen meestal niet met een gelijkspanningsmeter worden gemeten.

De getalsmatige toekenning aan een toestand of verschijnsel met behulp van een kwantitatieve meting kan op verschillende niveaus worden uitgevoerd. Hierbij worden nominale, ordinale, interval-, verhoudings- en kardinale metingen onderscheiden, waarbij het onderscheid door de toegepaste technische hulpmiddelen wordt bepaald. De eigenschappen in volgorde van toenemende zekerheid hiervan zijn:

- Nominale meting Twee onbekenden van dezelfde soort zijn al of niet gelijk.
Dit levert een ordening op naam.
Bijv.: De bepaling van een kleur met behulp van kleurstalen.
- Ordinale meting Naast al of niet gelijkheid is nu ook de volgorde bekend:
groter of kleiner dan.
Bijv.: Studietoetsen.
- Intervalmeting Hierbij kan er bovendien bepaald worden of de grootte van
intervallen van paren van de onbekenden gelijk, groter of
kleiner zijn.
Bijv.: Temperatuurmetingen met een celsiuschaal.
- Verhoudingsmeting Indien daarnaast ook het nulpunt vastligt, kan van onbekenden
de onderlinge verhouding worden bepaald.
Bijv.: Massabepaling, lengtemetingen.
- Kardinale meting Hierbij wordt de verhoudingsmeting uitgevoerd t.o.v. een
referentiegrootheid. De meeste fysische metingen zijn kardinale
metingen, waarbij de referentiegrootheden internationaal
zijn overeengekomen. Bij een kardinale meting ligt de relatie
tussen meetresultaat en de te meten eigenschap volledig vast.

In dit hoofdstuk worden de grootheden en begrippen gedefinieerd, waarmee beeldkwaliteitsaspecten kunnen worden beschreven, of waarmee de processen kunnen worden beschreven die invloed hebben op de beeldkwaliteit. Deze paragraaf is gebaseerd op een deel van het boek 'Elektrotechnische meettechniek' [Klaassen, 1977].

2.1 Licht

Hoewel licht in principe met dezelfde grootheden en de bijbehorende eenheden zou kunnen worden beschreven als andere elektromagnetische straling, bestaat er voor licht een afwijkende terminologie. De oorzaak hiervan is de spectrale gevoeligheid van het oog, die in de grootheden is verwerkt. De verschillende, samenhangende grootheden beschrijven de bronsterkte, de flux en de op een oppervlak vallende flux.

- In de definities 2.1.1 en 2.1.2 wordt de intensiteit van respectievelijk puntvormige en oppervlakte lichtbronnen beschreven.
- De van een lichtbron afkomstige lichtstroom (flux) wordt in 2.1.3 gedefinieerd.
- De hoeveelheid licht dat op een oppervlak valt, wordt in definitie 2.1.4 behandeld.

De lichtstroom en de op een oppervlak vallende lichtstroom zijn niet uit een directe waarneming te bepalen.

Lichtsterkte

De lichtsterkte (L) van puntvormige lichtbronnen wordt gemeten met de eenheid candela, een basiseenheid in het SI-systeem (Système International d'Unités).

Eén candela is de lichtsterkte, in een bepaalde richting, van een monochromatisch emitterende lichtbron met een frequentie van $540 \cdot 10^{12}$ Hz en met een energiestroom per tijdseenheid in de betreffende richting van $1/683 \text{ W sr}^{-1}$ (watt per steradiaal).

$$L = \frac{d\Phi}{d\omega} \quad \text{eenheid: candela [cd]} \quad (2.1.1)$$

met

Φ = lichtstroom in lumen

ω = ruimtehoek in steradianen

Helderheid

De helderheid of luminantie (H) van een vlakke lichtbron is de lichtsterkte L (gereflecteerd of geëmitteerd) per oppervlakte-eenheid loodrecht op de kijkrichting ($a \cos\theta$), waarbij θ de hoek is tussen de kijkrichting en de normaal op het oppervlak. In de Angelsaksische literatuur wordt als eenheid ook wel i.p.v. de candela per vierkante meter, de nit [nt] gebruikt.

$$H = \frac{dL}{d(a \cos\theta)} \quad \text{eenheid: candela m}^{-2} \text{ [cd m}^{-2}] \quad (2.1.2)$$

met

L = lichtsterkte in candela

a = oppervlakte van de lichtbron

θ = hoek van de kijkrichting met de normaal

Lichtstroom

De lichtstroom die per eenheid van ruimtehoek door een lichtbron wordt uitgestraald, wordt uitgedrukt in lumen [lm]. Een puntvormige lichtbron met een in alle richtingen gelijke lichtsterkte van één candela levert een lichtstroom van 4π lm.

$$\Phi = \int_{\omega=0}^{\omega} L d\omega \quad \text{eenheid: lumen [lm], [cd sr]} \quad (2.1.3)$$

met

L = lichtsterkte van de bron

ω = ruimtehoek in steradianen van de lichtstroom

Verlichtingssterkte

De verlichtingssterkte of illuminantie is de lichtstroom die op een oppervlakte-eenheid valt. Indien een lichtstroom (Φ) van één lumen op een oppervlakte (a) van één vierkante meter valt is de verlichtingssterkte op dat oppervlak één lux.

$$E = \frac{d\Phi}{da} \quad \text{eenheid: lux [lx], [cd sr m}^{-2}] \quad (2.1.4)$$

2.2 Film

Optische densiteit

De optische densiteit van een film (OD = Optical Density) is gedefinieerd als de negatieve logaritme van de transmissie van licht door die film.

$$OD = -\log\left(\frac{\Phi_1}{\Phi_0}\right) \quad (2.2.1)$$

met

Φ_0 = intensiteit van het invallende licht [lm]

Φ_1 = intensiteit van het uitredende licht [lm]

$\frac{\Phi_1}{\Phi_0}$ = transmissie = 1/doorschijnendheid (opaciteit)

Meettechnische opmerkingen met betrekking tot de bundelgeometrie:

Zowel voor het invallende als het uitredende licht wordt onderscheid gemaakt tussen een diffuse (vanuit alle richtingen naar het meetpunt) en een spotvormige geometrie (beperkte bundel $< 10^\circ$).

Zo ontstaan er vier mogelijke combinaties:

- dubbel diffuus
- diffuus - spot
- spot - diffuus
- dubbel spot

In traditionele microdensitometers wordt vrijwel steeds een smalle bundel licht loodrecht op het object gebruikt en wordt het uittredende licht met een microscoopobjectief diffuus gemeten. Bij het bekijken van een foto op een lichtkast is de intredende bundel diffuus en de uittredende bundel (naar het oog van de waarnemer) spotvormig. Meettechnisch is er geen verschil in de waarde van de transmissie voor beide gevallen. Eenvoudige densitometers gebruiken meestal een dubbel diffuse geometrie. De gemeten transmissie is hierbij groter dan bij de twee eerder genoemde geometrieën.

Indien zowel de intredende als de uittredende bundel beperkt van afmetingen zijn (dubbel spot geometrie), is de waarde van de gemeten transmissie lager. Het verband tussen de optische densiteit en de bundelgeometrie is in 1909 door Callier beschreven [Hendee, 1993]. De callier Q factor geeft de verhouding weer tussen de optische densiteit bepaald met een dubbele spot en met een dubbel diffuse geometrie.

De optische densiteit is een logaritmische functie, dus een niet-lineaire functie. Wiskundige bewerkingen hierop of op ervan afgeleide functies dienen met de nodige zorgvuldigheid te worden toegepast. Zo is het gemiddelde van de logaritmen van een aantal getallen meestal niet gelijk aan de logaritme van het gemiddelde van die getallen. Toch wordt veelvuldig het gemiddelde van de optische densiteiten bepaald, in plaats van de bedoelde gemiddelde optische densiteit.

Beeld

In deze studie wordt onder 'een beeld' een verzameling van punten in een plat vlak verstaan, waarvan de helderheid of luminantie (en eventueel de kleur) van punt tot punt kunnen verschillen. De helderheid van de beeldpunten komt tot stand door belichting van de film met een lichtbron, bijvoorbeeld een lichtkast.

Filmcurve

De filmcurve of HD-curve (naar Hurter en Driffield, 1870) geeft de relatie weer tussen de logaritme van de relatieve belichting (belichting is verlichtingssterkte maal belichtingstijd) op een film en de daardoor veroorzaakte optische densiteit. De filmcurve wordt ook wel de karakteristieke curve genoemd. In deze studie wordt deze term gereserveerd voor met röntgenstraling belichte detectorsystemen.

De bepaling van de filmcurve geschiedt meestal met behulp van een sensitometer: op een vlak, dat homogeen verlicht kan worden, is een geijkte fotografische zwartingsstappenwig aangebracht. Daartegen kan dan de te belichten film worden gelegd. De meeste in de handel verkrijgbare sensitometers hebben 21 stappen, steeds met een factor $\sqrt{2}$ lagere transmissie. Voor het verlichten van dubbelzijdige röntgenfilms bestaan er ook dubbelzijdig verlichtende sensitometers. Het spectrum van de lichtbron(nen) dient te corresponderen met dat van het type versterkingsscherm waarvoor de film is bestemd. Bovendien dient de lichtbron steeds eenzelfde lichtintensiteit en belichtingstijd te kunnen leveren.

Bij moderne film-schermbincombinaties is de directe bijdrage van röntgenstraling aan de film-zwarting klein (minder dan 5 %). Daarom wordt in plaats van een met röntgenstraling en een film-schermbincombinatie verkregen filmcurve, vaak een met licht vervaardigde curve gebruikt. Met één röntgenopname, waarbij ook de 'röntgen'belichtingssterkte is bepaald, kunnen de 'licht'-verlichtingswaarden geijkt worden naar 'röntgen'-belichtingswaarden.

Bij dubbelzijdige film-schermbincombinaties is dit niet mogelijk, omdat de bijdragen aan de optische densiteit van het voorste en achterste scherm ongelijk zijn: de verzwakking van het voorste scherm verkleint de intensiteit van de röntgenstraling in het achterste scherm. Die verzwakking is bovendien afhankelijk van de energie van de gebruikte röntgenstraling.

Sluier

De sluier is de waarde van de optische densiteit van een film zonder dat deze belicht is.

(2.2.2)

Bij de bepaling van de sluierwaarde dient de film slechts gefixeerd, gespoeld en gedroogd te worden. Dit is onpraktisch, omdat de ontwikkelmachine daarvoor in de donkere kamer moet staan en gedeeltelijk gedemonteerd moet worden. In de kliniek doet men dit dan ook zelden en laat men de onbelichte film het gehele proces doorlopen.

Snelheid

De snelheid van een voor röntgenonderzoek bedoelde film is de inverse van de waarde van de verlichtingssterkte maal de belichtingstijd, waarvoor de optische densiteit één plus de sluier wordt. Hierbij dient de lichtbron 'spectraal' overeen te komen met het spectrum waarmee de film uiteindelijk wordt belicht.

De snelheid van een met licht gemeten röntgenfilm, wordt vrijwel altijd relatief weergegeven.

$$S = \frac{k}{E_{OD=1+sluier}} \quad \text{lX}^{-1} \text{s}^{-1} \quad (2.2.3)$$

met

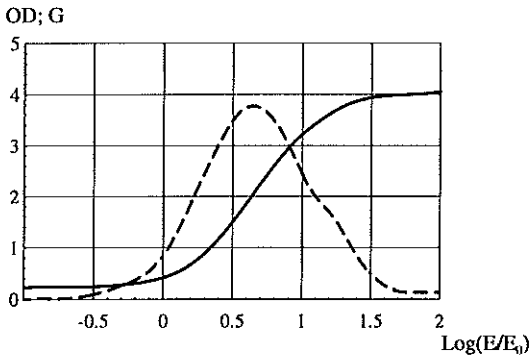
k = een meestal onbekende constante.

$E_{OD=1+sluier}$ = belichting waarvoor de optische densiteit één plus de grondsluier wordt.

Gradiënt

De gradiënt is de afgeleide van de filmcurve. Omdat de logaritme van de relatieve belichting ($\log(E/E_0)$) en de optische densiteit dimensieloos zijn, is G eveneens dimensieloos.

$$G = \frac{dOD}{d \log(E/E_0)} \quad (2.2.4)$$



Figuur 2.1 HD-functie (—) en gradiënt (---).

Filmgamma (γ)

Het filmgamma (γ) is de maximale waarde van de gradiënt.

$$\gamma = G_{\max} \quad (2.2.5)$$

Gemiddelde gradiënt

De gemiddelde gradiënt is de helling van de rechte lijn tussen twee gedefinieerde punten van de curve.

$$\bar{G} = \frac{OD_1 - OD_2}{\log(E_1/E_0) - \log(E_2/E_0)} = \frac{1,75}{\log E_1 - \log E_2} \quad (2.2.6)$$

met

$$OD_1 = 0,25 + \text{sluier} \text{ en } OD_2 = 2,0 + \text{sluier}.$$

Op een normale lichtkast is het gebied van ($OD_1 = 0,25 + \text{sluier}$) tot ($OD_2 = 2,5 + \text{sluier}$) bruikbaar.

- Aan de lichte kant ($< OD_1$) wordt de gradiënt te klein, waardoor er te grote intensiteitsverschillen nodig zijn om details te kunnen onderscheiden.
- Aan de donkere kant ($> OD_2$) kunnen er door concurrentie met omgevingslicht te weinig details onderscheiden worden. Met een lichtspot met hoge intensiteit is vaak nog een beoordeling mogelijk.

Optisch contrast

Het optische contrast is het verschil in optische densiteiten in de foto ten gevolge van verschillen in belichting van details ten opzichte van hun omgeving.

$$C = OD_2 - OD_1 \quad (2.2.7)$$

met

OD_1 = optische densiteit van de omgeving van het detail

OD_2 = optische densiteit van een detail in het object

In de (licht)fotografie wordt onder contrast van de film de filmgradiënt verstaan.

2.3 Straling

De meest gebruikte grootheden bij het beschrijven van röntgenstraling zijn afwijkend van die bij niet-ioniserende elektromagnetische straling. Met vrijwel alle grootheden wordt op de één of andere manier de energie-overdracht naar materie beschreven. Er worden geen specifieke bron- en fluxgrootheden in de röntgendiagnostiek gebruikt. De meeste definities zijn ontleend aan de ICRU rapporten 33 en 51 [ICRU, 1980 en 1993].

Geabsorbeerde dosis

De gray (Gy) is de eenheid voor de gemiddelde energie-overdracht per massa-eenheid.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad \text{gray [Gy], [J kg}^{-1}\text{], [m}^2 \text{s}^{-2}\text{]} \quad (2.3.1)$$

met

$d\bar{\epsilon}$ = gemiddelde geabsorbeerde energie van de ioniserende straling

dm = massa waaraan de energie is overgedragen

Kerma

De kinetische energie die overgedragen wordt door ongeladen stralingsdeeltjes, zoals fotonen en neutronen, aan secundaire, geladen deeltjes (zoals elektronen) per eenheid van massa wordt kerma (Kinetic Energy Released in Material) genoemd, eveneens met de gray als eenheid. Indien de remstraling te verwaarlozen is (zoals bij laag-energetische fotonen in de radiodiagnostiek) en er geladen deeltjesevenwicht is, zijn kerma en geabsorbeerde dosis aan elkaar gelijk.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad \text{gray [Gy]} \quad (2.3.2)$$

met

dE_{tr} = overgedragen kinetische energie (van ongeladen ioniserende straling)

dm = massa waaraan de energie is overgedragen

Een directe meting van de energie-overdracht in weefsel en in fantomen is vaak niet mogelijk, daarom wordt meestal de kerma in lucht bepaald buiten het object, in de in- of uitredende röntgenbundel. De terugstrooiing uit het object wordt hierbij niet meegeteld.

Indien de remstraling te verwaarlozen is en er geladen deeltjes evenwicht is, kan met de kerma in lucht, de eigenschappen van het weefsel en de energie van de betreffende straling, de geabsorbeerde dosis in weefsel berekend worden.

Intree huiddosis

De intree-huiddosis is de geabsorbeerde dosis in weefsel op de centrale as van de röntgenbundel juist op de lucht-weefsel overgang. Terugstrooiing uit het object wordt hierbij, in tegenstelling tot de kerma in lucht, wel meegeteld.

Equivalente dosis

Bij de equivalente dosis wordt de biologische effectiviteit van de stralingssoort met een weegfactor meegerekend. Voor de in de röntgendiagnostiek gangbare energieën is deze factor gelijk aan één. De eenheid voor de equivalente dosis is de sievert (Sv).

$$H = w_R D \quad \text{sievert [Sv]} \quad (2.3.3)$$

met

w_R = weegfactor voor specifieke stralingssoort en energie.

Lineïeke verzwakkingscoëfficiënt

De verzwakking van röntgenstraling in materie is materiaalafhankelijk en een functie van de energie van de straling. Voor smalle bundels, waardoor de strooistralingsbijdrage kan worden verwaarloosd en voor monochromatische straling is de verzwakking exponentieel afhankelijk van de dikte van het materiaal of weefsel (waarbij de geometrische verzwakking buiten beschouwing is gelaten):

$$I(d) = I_0 e^{-\mu_{U,mat} d} \quad (\text{kerma in lucht of aantal fotonen}) \quad (2.3.4)$$

met

I_0 = kerma in lucht van, of het aantal fotonen in de intredende bundel

$\mu_{U,mat}$ = $1/N \cdot dN/dl$, de lineïeke verzwakkingscoëfficiënt voor de gebruikte stralingsenergie (U) en het betreffende materiaal (mat) [m^{-1}]. Hierbij is dN/N de fractie van de fotonen, die over een afstand dl interactie met het materiaal hebben.

d = lengte van het traject van de bundel door het materiaal [m]

In de literatuur [ICRU, 1980] worden meestal massaverzwakkingscoëfficiënten gegeven (Lineïeke verzwakkingscoëfficiënt gedeeld door de soortelijke massa: μ/ρ).

De verzwakking wordt nu: $I(d) = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} d \rho'}$, met ρ' de actuele soortelijke massa. Voorts wordt de massa-energieabsorptiecoëfficiënt (μ_{en}/ρ) gedefinieerd waarbij de verstrooide straling is meegerekend. De waarden van μ_{en}/ρ zijn dan ook kleiner dan die van μ/ρ . Het afbeeldingsproces dient met μ of μ/ρ te worden beschreven; bij het berekenen van stralingsafschermingen dient μ_{en} of μ_{en}/ρ te worden gebruikt.

Effectieve lineïeke verzwakkingscoëfficiënt

De effectieve waarde van de lineïeke verzwakkingscoëfficiënt is de feitelijke verzwakkingscoëfficiënt voor (polychromatische) röntgenstraling.

(2.3.5)

In het algemeen is de effectieve stralingsenergie, de energie waarvoor de effectieve lineïeke verzwakkingscoëfficiënt gelijk is aan de lineïeke verzwakkingscoëfficiënt, niet bekend. Voor kleine verzwakkingsverschillen geldt, dat de effectieve lineïeke verzwakkingscoëfficiënt bij benadering een constante waarde heeft.

Stralingskwaliteit

Röntgenstraling is niet monochromatisch en de spectrale samenstelling ervan verandert ten gevolge van de energie-afhankelijke verzwakking in materie. De verzwakkingscoëfficiënt van weefsels is in het röntgendiagnostische werkgebied kleiner bij hogere stralingsenergieën. Hierdoor neemt de gemiddelde stralingsenergie toe bij toenemende verzwakking en neemt de effectieve verzwakkingscoëfficiënt af. Met het begrip stralingskwaliteit wordt de doordringbaarheid van röntgenstraling aangeduid; straling met een grotere doordringbaarheid wordt harder genoemd.

De stralingskwaliteit van röntgenstraling wordt vaak aangegeven met de ingestelde maximale waarde van de hoogspanning (kVp = kilo Volt peak) en de aan de röntgenbuis toegevoegde verzwakking in aluminium equivalente dikte.

(2.3.6)

Halveringsdikte

Een nauwkeuriger en in de diagnostiek meestal voldoende definitie voor de stralingskwaliteit is de halveringsdikte (HVD).

De halveringsdikte is de materiaaldikte in de stralingsrichting, waarbij de intensiteit van de primaire straling is gehalveerd.

(2.3.7)

De HVD van röntgenstraling wordt meestal in millimeters aluminium of koper uitgedrukt. Als gevolg van de verzwakking neemt de stralingskwaliteit toe, dientengevolge wordt de HVD groter

bij toenemende verzwakking. Indien een röntgenbundel zacht is, dan dient ook de tweede HVD bepaald te worden. De verhouding tussen de eerste en de tweede HVD wordt de homogeniteitsgraad van de betreffende straling genoemd.

De ICRU [ICRU, 1964] geeft de volgende aanbevelingen voor de bepaling van de halveringsdikte: Om het strooistralingsaandeel te beperken, dient een smalle bundel te worden gebruikt (diameter < 5 cm op de detector), dient de bron-detectorafstand minimaal één meter te bedragen en dient de verzwakker halverwege bron en detector te worden opgesteld.

Effectieve stralingsenergie

De effectieve stralingsenergie van een röntgenbundel is gelijk aan de energie die een monochromatische bundel zou hebben met dezelfde verzwakking en onder gelijke omstandigheden.

(2.3.8)

Kwadratenwet

De röntgenstraling vanuit het focus is een divergerende bundel waarvan de doorsnede met het kwadraat van de afstand tot de bron toeneemt en de intensiteit in de bundel met het kwadraat van de afstand tot de bron afneemt. Dit wordt de kwadratenwet genoemd:

$$I(x) = \frac{I_0}{x^2}$$

met

(2.3.9)

$I(x)$ = intensiteit op positie met afstand x tot de stralingsbron

I_0 = intensiteit van de stralingsbron

x = afstand tussen meetpunt en stralingsbron

Het eenvoudigste en uiterst effectieve afschermingsmiddel is het vergroten van de afstand tot de röntgenbron. Deze verzwakking kan ook in termen van 'halveringsdikte' worden uitgedrukt. Deze 'halveringsdikte' op een bepaalde plaats ten gevolge van de kwadratenwet is gelijk aan 0,4 maal de afstand van die plaats tot het focus.

2.4 Röntgenafbeeldingssystemen

De verschillende grootheden die hierbij gebruikt worden, zijn vrijwel dezelfde als die welke bij de beschrijving van de lichtgevoeligheid van films zijn gebruikt (paragraaf 2.2). Ze kunnen ook voor elektronische afbeeldingssystemen gebruikt worden, hoewel de betekenis daar echter beperkter is, omdat het bij die systemen door manipulatie mogelijk is de betreffende grootheden iedere willekeurige waarde te laten aannemen.

In plaats van 'de belichting van de film' wordt bij röntgenafbeeldingssystemen de term 'de geabsorbeerde dosis in het actieve deel van de detector' gebruikt.

Stralingsbeeld

De ruimtelijke verdeling van stralingsintensiteiten in het detectorvlak zoals die bij een röntgenopname aanwezig is, wordt het stralingsbeeld genoemd.

(2.4.1)

Karakteristieke functie (KF)

Het verband tussen de optische densiteit en de logaritme van de relatief geabsorbeerde dosis voor een röntgenafbeeldingsproces wordt weergegeven met de zogenaamde karakteristieke functie:

$$OD = KF \left(\log \left(\frac{I}{I_R} \right) \right) \quad (2.4.2)$$

met

KF = karakteristieke functie

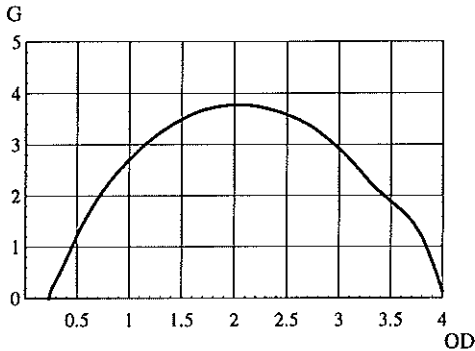
I = geabsorbeerde dosis of kerma in lucht

I_R = een referentiewaarde, zoals gebruikt in de definitie voor de snelheid van een standaard film-schermbcombinatie (formule 2.4.3).

De karakteristieke functie is vrij lastig nauwkeurig te bepalen. In het laboratorium worden de verschillende belichtingen verkregen met behulp van een speciale opstelling, waarbij de afstand tussen de röntgenbuis en de film-schermbcombinatie over een groot gebied snel en nauwkeurig kan worden gevarieerd. De opnametijd en de röntgenbuisspanning en stroom zijn voor iedere opname steeds gelijk. Voor de opnametijd is dat ter voorkoming van afwijkingen van de reciprociteitswet (schwarzschild-effect), voor de spanning en stroom om het röntgenspectrum gelijk te houden.

De opnamen, ieder met verschillende belichting (waarbij de andere gebieden tegen röntgenstraling worden afgeschermd) worden op één film vastgelegd.

De karakteristieke functie kan ook worden bepaald uit twee - met verschillende exposies gemaakte - stappenwigopnamen [SPSE, 1972]. In hoofdstuk 4 komt deze methode uitgebreid aan de orde. Een andere en meer praktische presentatie van de gevoeligheidseigenschappen is de gradiënt als functie van de optische densiteit. Voor de klinisch-fysische praktijk is dit een betere weergave, omdat met behulp van deze functie in iedere foto direct de lokale gradiënten zijn te bepalen (figuur 2.2).



Figuur 2.2 Gradiënt als functie van de optische densiteit.

Sluier

De sluier is de waarde van de optische densiteit van een onbelichte, ontwikkelde film. Er is daarom geen aparte definitie voor film-schermbcombinaties. Bij beeldversterkers wordt het overeenkomstige effect, de achtergrondoplichting ten gevolge van inwendige lichtverstrooiing, diffuse gloed ('veiling glare') genoemd.

Snelheid

De snelheid van een film-schermbcombinatie is de inverse van de waarde van de geabsorbeerde dosis, waarvoor de optische densiteit één plus de sluier is; dit bij een specifieke stralingskwaliteit. Helaas is er internationaal geen overeenstemming over de meetmethode en zijn er verschillende voorschriften in de DIN, ANSI en IEC normen voor de bepaling van de snelheid. Hierbij is vooral de verhouding van de primaire en verstrooide straling verschillend.

$$S = \frac{1}{I_{OD=1+sluier}} \quad \text{Gy}^{-1} \quad (2.4.3)$$

I = benodigde detectordosis voor een optische densiteit 1 + sluier

Gradiënt of contrastversterkingsfactor

De contrastversterkingsfactor van een detector G_d , is de gradiënt van de optische densiteit als functie van de logaritme van de relatief geabsorbeerde dosis en is zelf ook een functie van (de logaritme van) de relatief geabsorbeerde dosis. De contrastversterkingsfactor van een film-schermbcombinatie wordt ook wel het contrast genoemd.

$$G_d = \frac{dKF(i)}{di} \quad (2.4.4)$$

met $i = \log\left(\frac{I}{I_R}\right)$ zie formule 2.4.2

Gamma (γ)

Het gamma (γ) van een film-schermcombinatie is de maximale waarde van de gradiënt.

$$\gamma = G_{d,\max} \quad (2.4.5)$$

Gemiddelde gradiënt

De gemiddelde gradiënt is de helling van de rechte lijn tussen twee gedefinieerde punten van de karakteristieke curve.

$$\bar{G} = \frac{OD_1 - OD_2}{\log(I_1/I_0) - \log(I_2/I_0)} = \frac{1,75}{\log I_1 - \log I_2} \quad (2.4.6)$$

met

$$OD_1 = 0,25 + \text{sluier} \text{ en } OD_2 = 2,0 + \text{sluier}$$

Optisch contrast

Indien een detail in een object een andere verzwakking voor röntgenstraling heeft dan zijn omgeving, dan zal bij een invallende röntgenbundel onder het detail een verschillende intensiteit in de uittredende bundel ontstaan, ten opzichte van de intensiteit in de omgeving.

Die intensiteitsverschillen, het stralingsbeeld (definitie 2.4.1) genoemd, leiden tot lokale optische dichtheidsverschillen - contrasten - in een hieruit verkregen beeld.

Definitie 2.2.7 voor het optische contrast kan als volgt worden herschreven:

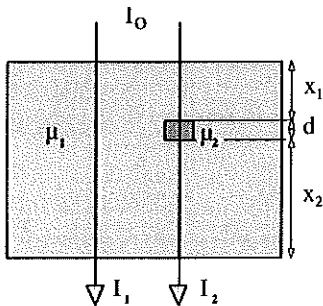
$$OC = G_d \log\left(\frac{I_2}{I_1}\right) \quad (2.4.7)$$

met

I_1 = intensiteit in de uittredende bundel in de omgeving van het detail

I_2 = intensiteit in de uittredende bundel door het detail

G_d = contrastversterkingsfactor van de detector, waarbij aangenomen wordt, dat deze voor de twee optische dichtheidswaarden eenzelfde waarde heeft.



Figuur 2.3 Contrast.

In figuur 2.3 geldt:

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1(x_1+d+x_2)} \quad (2.4.8)$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu_1(x_1+x_2)-\mu_2 d} \quad (2.4.9)$$

met

- I_0 = intensiteit van de intredende bundel
- I_1 = intensiteit van de uitredende bundel
- I_2 = intensiteit van de uitredende bundel door het detail
- μ_1 = röntgenverzwakkingscoëfficiënt object
- μ_2 = röntgenverzwakkingscoëfficiënt detail
- d = dikte detail
- x_1+x_2+d = dikte object

Het optische contrast kan nu, door (2.4.8) en (2.4.9) in (2.4.7) te substitueren herschreven worden als:

$$\begin{aligned} \text{Optisch contrast} \quad OC &= \log(e) \cdot G_d \cdot (\mu_2 - \mu_1) d \\ &= 0,43 \cdot G_d \cdot \Delta\mu d \end{aligned} \quad (2.4.10)$$

Het contrast van details in een object is recht evenredig met het verschil in röntgenverzwakkingscoëfficiënten van detail en omgeving, met de dikte van het detail in de stralenrichting en met de gradiënt van de detector.

Het gebruik van de logaritme van de relatief geabsorbeerde dosis in plaats van de geabsorbeerde dosis zelf voor de onafhankelijke variabele heeft in de röntgendiagnostiek een speciaal voordeel, zoals uit formule 2.4.10 blijkt. De onafhankelijke variabele is hier de dikte van het detail maal het verschil in röntgenverzwakkingscoëfficiënt van detail en omgeving. Dit geldt zowel voor de optische densiteit als voor het optische contrast.

Bewerkingen als convoluties, fouriertransformaties en bepaling van het gemiddelde, waarvoor lineaire functies worden vereist, kunnen in dit speciale geval rechtstreeks op de optische densiteit worden uitgevoerd, indien de onafhankelijke variabele evenredig is met μd . Indien de karakteristieke curve niet-lineair is (zoals bij film-schermincombinaties), kan daaruit een lineaire functie worden gemaakt door de optische densiteiten te delen door de lokale gradiënten. Het stralingscontrast zoals beschreven wordt in formule 2.4.16 is in een beperkt werkgebied (kleine contrasten) eveneens een lineaire functie van $\Delta\mu d$.

Stralingscontrast

Vanuit het stralingsbeeld is door een aantal auteurs het stralingscontrast gedefinieerd. Helaas bestaan er daardoor verschillende definities. De meeste wijken af van die voor het optische contrast.

- Stralingscontrast [Christensen, 1990; Herz, 1969]

$$S_{C1} = I_2 / I_1 \quad (2.4.11)$$

$$= e^{-(\mu_2 - \mu_1)d}$$

$$= 1 - (\mu_2 - \mu_1) d \quad (\text{na reeksontwikkeling, als } \mu_2 > \mu_1) \quad (2.4.12)$$

- Stralingscontrast [Koedooder, 1986]

$$S_{C2} = (I_1 - I_2) / I_1 \quad (2.4.13)$$

$$= 1 - I_2 / I_1$$

$$= (\mu_2 - \mu_1) d \quad (\text{na reeksontwikkeling; als: } \mu_2 > \mu_1) \quad (2.4.14)$$

- Stralingscontrast [Yaffe, 1994]

$$S_{C3} = (I_1 - I_2) / (I_1 + I_2) \quad (2.4.15)$$

De relatie tussen het optische contrast (formules 2.4.7 en 2.4.10) en het stralingscontrast volgens Yaffe (formule 2.4.15) is eenvoudig met behulp van een reeksontwikkeling te bepalen:

$$OC = G_d \log (I_1 / I_2) \quad (\text{formule 2.4.7})$$

Via reeksontwikkeling:

$$OC = (G_d \log e) \cdot 2 \cdot ((I_1 / I_2 - 1) / (I_1 / I_2 + 1) + 1/3 \cdot ((I_1 / I_2 - 1)^2 / (I_1 / I_2 + 1)^2) \dots)$$

$$= 0,87 \cdot G_d \cdot ((I_1 - I_2) / (I_1 + I_2)) \cdot (1 + 1/6 \cdot (I_1 - I_2) / (I_1 + I_2) \dots)$$

$$\approx 0,87 \cdot G_d \cdot S_{C3} \quad \text{als } -1,5 < (\mu_2 - \mu_1) d < 1,5 \quad (2.4.16)$$

Uit de formules 2.4.7 en 2.4.16 volgt dan, met $\Delta\mu = \mu_2 - \mu_1$:

$$S_{C3} = 0,5 \Delta\mu d \quad (2.4.17)$$

Voor het optische contrast geldt: $OC = 0,43 G_d \Delta\mu d$ (formule 2.4.10)

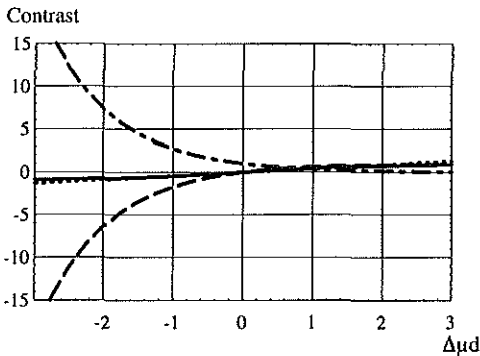
Het stralingscontrast wordt: $SC \stackrel{\text{def}}{=} OC / G_d \approx S_{C3} = 0,5 \Delta\mu d$ (2.4.18)

Het stralingscontrast volgens Yaffe (S_{C3} , definitie 2.4.15) verdient de voorkeur, omdat:

- de vorm ervan aansluit aan bij de definitie van de modulatie-overdrachtsfunctie;
- de contrastomvang ongeveer gelijk is aan die van het oog bij grotere helderheden en gefixeerde pupil [Kuhn, Stender 1983];
- de waarde ervan, voor niet te grote contrastwaarden en op de factor G_d na, ongeveer gelijk is aan die van het optische contrast (definitie 2.4.7);
- de stralingscontrastfunctie (definitie 2.4.15) zich bovendien symmetrisch voor positieve en negatieve contrastwaarden gedraagt en niet onttaardt bij grotere contrastwaarden;
- de definitie dezelfde vorm heeft als de wet van Weber (zie appendix B, formule B.1).

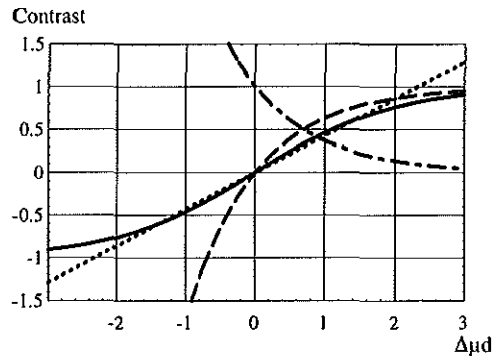
Daarin wordt gesteld dat de gevoeligheid voor helderheidsverschillen bij grotere helderheden evenredig is met de intensiteit van de lichtbron.

In de figuren 2.4 en 2.5 (In figuur 2.5 is de y-as gedetailleerd weergegeven ten opzichte van figuur 2.4) is het verloop van de verschillende contrastfuncties weergegeven als functie van $\Delta\mu d$.



Figuur 2.4 Contrastwaarden ($\Delta\mu d$)

$OC/G_d(2.4.10)$; $S_{C1}(2.4.11)$ - · - · - ;
 $S_{C2}(2.4.13)$ - - - - ; $S_{C3}(2.4.15)$ — .



Figuur 2.5 Contrastwaarden, y-as vergroot ($\Delta\mu d$)

$OC/G_d(2.4.10)$; $S_{C1}(2.4.11)$ - · - · - ;
 $S_{C2}(2.4.13)$ - - - - ; $S_{C3}(2.4.15)$ — .

De contrastfuncties S_{C1} en S_{C2} onttaarden voor negatieve contrastwaarden.

Conclusie

In principe wordt de grootte van het contrast bepaald door de contrastversterkingsfactor, de dikte van het detail en het verschil in röntgenverzwakkingscoëfficiënt van detail en naaste omgeving. De definities 2.4.2 en 2.4.10 voor het fotografische contrast en de definities 2.4.15 en 2.4.17 voor het stralingscontrast volgens Yaffe sluiten het best op elkaar aan. De contrastfunctie (definitie 2.4.10) is afhankelijk van de over het werkgebied variërende contrastversterkingsfactor G_a en daardoor bij film-schermincombinaties afhankelijk van de waarde van de optische densiteit.

2.5 Stroostraling

In het voorgaande is er vanuit gegaan, dat het contrast wordt veroorzaakt door primaire straling, die verzwakt is door het object en zijn omgeving. Een direct gevolg van die verzwakking is het ontstaan van stroostraling, waarvan een gedeelte samen met de primaire straling uit het object treedt en waardoor het contrast wordt verkleind. De intensiteit van de stroostraling neemt toe met de dikte van het object en de bundeldoorsnede. De buisspanning heeft vrijwel geen invloed op het stroostralingsaandeel aan de detectorzijde.

De uittredende bundel (I) bestaat uit een primair (P) en een secundair (stroostralings) (S) deel. Voor het detail en de directe omgeving geldt:

$$\text{Detail: } I_1 = P_1 + S_1; \quad \text{directe omgeving: } I_2 = P_2 + S_2 \quad (2.5.1)$$

Kleinere details (bol- of buisvormig met een diameter < 1 cm) of objecten met een gering contrastverschil leveren nauwelijks een extra stroostralingsbijdrage. Dan geldt: $S = S_1 \approx S_2$ en worden de eerdergenoemde stralingscontrasten met stroostraling:

$$SS_{C1} = S_{C1} (1+S/P_2) / (1+S/P_1) \quad (2.5.2)$$

$$SS_{C2} = S_{C2} P_1 / (P_1+S) \quad (2.5.3)$$

$$SS_{C3} = (P_1 - P_2) / (P_1 + P_2 + 2S) = S_{C3} (P_1 + P_2) / (P_1 + P_2 + 2S)$$

$$\text{Indien } P_1 \neq P_2 \text{ geldt:} \quad = S_{C3} P_{gem} / (P_{gem} + S)$$

met

$$P_{gem} = (P_1 + P_2) / 2$$

$$\text{Indien } P = P_1 \approx P_2 \text{ geldt:} \quad = S_{C3} P / (P + S) \quad (2.5.4)$$

met

S_{C3} is ongeveer gelijk aan OC / G of SC (definitie 2.4.18).

$P/(P+S) = P_f$ is de primaire fractie in de uittrekkende röntgenbundel. De inverse hiervan, $(P+S)/P$, wordt wel de strooistralingsfactor genoemd.

In de formules 2.5.3 en 2.5.4 wordt de degradatie van het contrast door strooistraling goed weergegeven. Dit in tegenstelling tot formule 2.5.2: indien daarin S groter is dan P_1 en groter dan P_2 , wordt de contrastwaarde SS_{C_2} gelijk aan S_{C_2} , de waarde zonder strooistraling.

Bij grotere details en grote contrasten - zoals bijvoorbeeld in de thorax - is in het gebied met de grootste verzwakking het relatieve stooistralingsdeel het grootst en de primaire fractie het kleinst. In het gebied met de kleinste verzwakking is het relatieve stooistralingsdeel weliswaar kleiner, het absolute stooistralingsniveau is groot ten opzichte van dat in het eerste gebied.

Stel dat voor het hiervoor genoemde grotere detail geldt dat:

$$I_1 = P_1 + S_1; \text{ en voor de directe omgeving: } I_2 = P_2 + S_2$$

Indien $I_1 \ll I_2$, geldt ook: $S_1 < S_2$;

op het grensvlak in het detail is dan: $I_{1g} = P_1 + S_1 + S_2 \approx P_1 + S_2$

en buiten het detail, in de omgeving ervan: $I_{2g} = P_2 + S_1 + S_2 \approx P_2 + S_2$

zodat:

$$\begin{aligned} SS_{C_3} &\approx S_{C_3} (P_1 + P_2) / (P_1 + P_2 + 2 S_2) \\ &\approx S_{C_3} P_2 / (P_2 + 2 S_2) \\ &= S_{C_3} (P_{f2})^2 / (1 + P_{f2}) \end{aligned} \quad (2.5.5)$$

De verslechtering van het contrast op de overgang van gebieden met een groot verschil in verzwakking wordt bepaald door de primaire fractie in het gebied met de kleinste verzwakking. In een thoraxopname wordt de vermindering van het contrast op de overgang van longen naar aangrenzend weefsel bepaald door de primaire fractie van de uit de longen tredende straling. De vermindering van het contrast treedt vooral op in de afbeelding van het aangrenzende weefsel en de weergave van kleinere details wordt daar het sterkst aangetast. De primaire fractie is daar niet meer $P_1 / (P_1 + S_1)$ maar $P_1 / (P_1 + S_2)$. Naast de traditionele stooistralingsbeperkende maatregelen als veldgrootte-beperking, gebruik van een rooster of vergroting kan die aantasting beperkt worden door de verzwakkingsverschillen met behulp van wigvormige verzwakkers te harmoniseren. Deze verzwakkers worden gebruikt om objecten waarin grote contrastverschillen voorkomen af te beelden met behulp van detectoren met een beperkte contrastomvang. Met de komst van detectoren met een grotere contrastomvang worden deze wigvormige verzwakkers niet meer gebruikt, ten onrechte zoals uit het voorgaande blijkt. Roosters functioneren onder deze omstandigheden optimaal indien de lamellen evenwijdig verlopen met de grens van het detail.

2.6 Ruimtelijk en frequentiedomein

In de volgende paragrafen worden de systeemeigenschappen van het afbeeldingsproces behandeld. De relatie tussen het uitgangssignaal - helderheidsverschillen in een beeld - en het ingangssignaal - plaatsafhankelijke röntgenverzwakkingsverschillen - wordt de overdracht van het systeem genoemd. Deze relatie kan worden beschreven met behulp van een overdrachtsfunctie. In het ideale geval is de overdrachtsfunctie voor een punt onafhankelijk van de waarden van de ernaast liggende punten. Dit is in het algemeen niet het geval bij röntgenafbeeldingssystemen. Laterale (loodrecht op de röntgenbundel) onderlinge beïnvloeding van beeldpunten ontstaat onder andere door de eindige afmetingen van het focus, röntgen- en lichtverstrooiing in de detector, de afmetingen van detectorelementen en lichtverstrooiing in het oog. Deze onderlinge beïnvloeding kan met behulp van lineaire differentiaalvergelijkingen worden beschreven.

De wiskundige uitwerking van de overdrachtsfunctie kan op verschillende manieren worden uitgevoerd: direct in het ruimtelijke domein of met behulp van integraaltransformaties, zoals bijvoorbeeld na fouriertransformatie in het frequentiedomein (eigenlijk ruimtelijk frequentiedomein, maar meestal kortweg frequentiedomein genoemd). Deze laatste werkwijze levert een krachtige, algemene beschrijving op van de eigenschappen van het afbeeldingssysteem.

Het is daarbij belangrijk om onderscheid te maken tussen het in- en uitgangssignaal aan de ene kant en de overdrachtsfunctie aan de andere kant. De interpretatie van klinische röntgenbeelden in het frequentiedomein is vrijwel onmogelijk. De overdrachtsfunctie van ideale systemen heeft echter op iedere plaats eenzelfde constante waarde.

2.6.1 Systeemeigenschappen

Processen met een herkenbare afhankelijkheidsrelatie tussen de uitgangsvARIABLEN en de ingangsvARIABLEN zijn met wiskundige technieken te beschrijven. Tot dit type processen behoren ook de afbeeldingsprocessen zoals die in de radiologie worden gebruikt. De afhankelijkheidsrelatie wordt dan de overdrachtsfunctie van het proces genoemd [Grinten, 1973].

Indien een proces aan de navolgende drie voorwaarden voldoet, kan het verband tussen in- en uitgangsvARIABLE door middel van één lineaire differentiaalvergelijking worden beschreven:

- 1 Het proces is enkelvoudig; dat wil zeggen dat het één beïnvloedbare ingangsvARIABLE en één afhankelijke uitgangsvARIABLE heeft.

De kwaliteit van röntgenopnamen wordt door zeer veel factoren beïnvloed. Gray - een 'kwaliteitspionier' - schatte dit aantal bij een refresher course tijdens de RSNA 1995 op meer dan 40.000. In die zin voldoet het röntgenafbeeldingsproces niet aan de voorwaarde voor een enkelvoudig proces. Het afbeeldingsproces kan echter wel als een enkelvoudig proces beschouwd worden, door op de specifieke te onderzoeken ingangsvARIABLE na, alle overige variabelen - in dat geval parameters genoemd - constant te houden. Dit sluit aan bij de dagelijkse praktijk waar geprobeerd wordt de procesparameters op een constante waarde te houden. Voorbeelden daarvan zijn de gemiddelde detectordosis met een

belichtingsautomaat en het ontwikkelproces met een ontwikkelmachine. Een volledige beschrijving van de gevoeligheden van alle parameters die bijdragen aan de kwaliteit van het beeld, is vrijwel onmogelijk. Het uitgangspunt in deze studie is steeds, dat de belangrijkste klinisch relevante parameters die de verschillende factoren beschrijven, optimaal met betrekking tot de beeldkwaliteit zijn gekozen. Vervolgens wordt zoveel mogelijk voor iedere factor afzonderlijk de invloed van variaties rond de optimale waarde van de betreffende parameter op de beeldkwaliteit beschrijvende grootheden bepaald. Een extra reden waarom het röntgenafbeeldingsproces als enkelvoudig proces kan worden beschouwd, is dat het gedurende de historische ontwikkeling van het vak voortdurend geoptimaliseerd is. De meeste parameters zijn daardoor zo gekozen, dat het effect op de beelddoverdracht zo gunstig mogelijk is en dat zowel lagere als hogere waarden van de betreffende parameter een slechter resultaat opleveren. Voor een goed gekozen instelpunt is de gevoeligheid van het proces voor variaties rond het optimum daarbij minimaal.

- 2 Het proces is lineair: dat wil zeggen dat er een proportionele relatie bestaat tussen oorzaak en effect en dat de som van verschillende oorzaken eenzelfde effect heeft als de som van de afzonderlijke effecten van die oorzaken (additieve eigenschap).

De respons van een lineair proces op een willekeurig ingangssignaal kan worden bepaald uit een geschikte lineaire combinatie van de responsies van het proces op een specifiek ingangssignaal. Voor dat specifieke ingangssignaal wordt dikwijls een impuls- of een stapvormig signaal gekozen.

Ieder willekeurig ingangssignaal $f(x)$ kan vervolgens opgebouwd gedacht worden uit naast elkaar gelegen impulsen $\sum \delta(x-\chi_n)$ met geschikte amplituden. De respons op het ingangssignaal - $g(x)$ - kan vervolgens berekend worden uit de afzonderlijke bijdragen van deze impulsen.

De respons $h(x)$ van het proces op een eenheidsimpuls $\delta(x)$ wordt de impulsrespons genoemd. Dan geldt voor de bijdrage van een punt op een afstand χ aan het uitgangssignaal in x :

$$g(x) = h(\chi) \cdot f(x - \chi) \quad (2.6.1.1)$$

Voor alle n punten geldt de som:

$$g(x) = \sum h(\chi_n) \cdot f(x - \chi_n) \quad (2.6.1.2)$$

Indien de impulsbreedte naar de limiet nul gaat en de som in een integraal overgaat, geldt voor het uitgangssignaal in twee dimensies, als x en y onafhankelijk zijn (zoals vrijwel steeds in afbeeldingen):

$$g(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} h(\chi,\psi) f(x-\chi,y-\psi) d\chi d\psi \stackrel{\text{def}}{=} h(x,y) \star f(x,y) \quad (2.6.1.3)$$

Dit wordt de convolutie van de functies $h(x,y)$ en $f(x,y)$ genoemd.

De waarden van het optische contrast en het stralingscontrast van details in een object (formules 2.4.10 en 2.4.18) zijn evenredig met het produkt van het verschil in röntgenverzwakkingscoëfficiënt van het detail en de directe omgeving ($\Delta\mu$) en de detaildikte (d). Beide zijn daarom lineaire functies van $\Delta\mu d$.

Indien een convolutie (of een fouriertransformatie) wordt uitgevoerd op een beeld, dan dient dat beeld een lineaire functie van de onafhankelijke variabelen te zijn. Wiskundige bewerkingen waarbij een lineair proces wordt verondersteld, dienen daarom bij röntgenbeelden op (eventueel gelineariseerde) optische densiteitswaarden, op lokale optische densiteitsverschillen of op daarvan afgeleide lineaire functies te worden verricht.

Bij niet-lineaire processen wordt de overdracht ingangssignaalafhankelijk. Alle fysiek te realiseren lineaire processen worden door niet-lineariteiten begrensd.

De impulsrespons leidt weliswaar tot een fraaie wiskundige beschrijving, in de praktijk is de energie-inhoud te gering om hiermee de overdracht van een proces nauwkeurig te bepalen. Vaker wordt daarom de integraal van de impuls - een stap - als ingangssignaal genomen en is het uitgangssignaal - de staprespons - de integraal van de impulsrespons. Bij twee-dimensionale systemen wordt meestal de lijnresponsie gebruikt. Hierbij wordt één richting opgeofferd ten gunste van een groter signaal in de andere richting. Op soortgelijke wijze als hiervoor beschreven, kan ook de tijdsafhankelijkheid van systemen worden beschreven.

2.6.2 Ruimtelijk domein

In het ruimtelijke domein wordt de verzwakking in de weg van het focus naar een specifiek punt in het beeldvlak weergegeven als de helderheid van een overeenkomstig punt in het beeld. Het is de gebruikelijke wijze waarop beelden van objecten worden gepresenteerd.

De beperkingen in het afbeeldingsproces zijn de oorzaak van vervormingen in het ideale beeld. Deze vervormingen kunnen, zoals in de vorige paragraaf is besproken, beschreven worden met behulp van de impulsresponsie van het systeem. Daarbij wordt het beeld verkregen door middel van convolutie van het ingangssignaal met de impulsresponsie van het systeem. Toch wordt dit weinig toegepast. De belangrijkste reden hiervoor is, dat het gedrag van de overdrachtsfunctie in het frequentiedomein gemakkelijker is te bepalen en een beter inzicht geeft in de eigenschappen van het betreffende systeem.

Bij de meeste methoden ter bepaling van de kwaliteit van afbeeldende systemen, wordt niet de overdrachtsfunctie maar het uitgangssignaal als gevolg van een bekend ingangssignaal verkregen. Het voordeel daarvan is, dat het een directe beoordeling (in het ruimtelijke domein) mogelijk maakt. Een belangrijk nadeel is, dat in het uitgangssignaal de overdracht en het ingangssignaal niet van elkaar gescheiden zijn, waardoor de selectiviteit van de meting wordt beperkt. De beeldkwaliteit wordt vrijwel steeds bepaald met behulp van modellen, ook wel fantomen genoemd, die zoveel mogelijk representatief zijn voor specifieke klinische omstandigheden. Deze modellen zijn ingegoten stukken weefsel, nagebouwde lichaamsdelen of bolvormige of

buisvormige structuren. Een meer systematische opbouw heeft het burger-rosefantoom. Hiermee kan de detectiegrens voor cilindrische objecten met een circulaire projectie en met verschillend contrast en grootte worden bepaald [Rose, 1948; Burger, 1950; Thijssen, 1993]. In een plaat (bijvoorbeeld van perspex) zijn gaten met een vlakke bodem aangebracht. In één richting zijn de gaten steeds dieper, in de andere richting hebben ze een grotere diameter waarbij in beide richtingen meestal een exponentieel oplopende reeks gekozen wordt. Voor deze methode is door Rose een goede theoretische basis gelegd, waarin vooral de invloed van het beperkte aantal informatiedragers (in dit geval röntgenfotonen) op de zichtbaarheid tot uitdrukking komt.

Het grootste nadeel van de eerder genoemde methoden is dat ze slechts een beperkt aspect van de klinische realiteit beschrijven, waardoor de resultaten niet gemakkelijk zijn te generaliseren. De belangrijkste oorzaak daarvan is, dat in plaats van naar de systeemoverdracht, naar de overdracht van een specifiek ingangssignaal wordt gekeken. De beschrijving van de kwaliteit van het afbeeldende systeem in het ruimtelijke domein met de impulsresponsie wordt zelden in klinische omgevingen gebruikt. De beschrijving in het ruimtelijk frequentiedomein wordt vooral door fabrikanten van apparatuur en van film-schermssystemen toegepast.

2.6.3 Frequentiedomein

In het begin van de negentiende eeuw legde Fourier de theoretische basis voor de transformatie van absoluut integreerbare functies - met een eindig aantal, eindige discontinuïteiten - naar het frequentiedomein. Hij stelde dat iedere ééndimensionale functie $f(x)$ te schrijven is als de som van series sinus- en cosinus-termen met toenemende frequenties.

Een elegante wiskundige beschrijving maakt gebruik van het complexe vlak.

$$\text{Met Eulers formulering: } e^{-2\pi i u x} = \cos(2\pi u x) - i \sin(2\pi u x), \quad (2.6.3.1)$$

wordt het voorwaartse (FT) en terug (inverse FT, FT^{-1}) fouriertransformatiepaar voor (twee-dimensionale) beelden:

$$\text{FT: } F(u,v) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) e^{-2\pi i(ux + vy)} dx dy \quad (2.6.3.2)$$

$$\text{FT}^{-1}: f(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u,v) e^{2\pi i(ux + vy)} du dv \quad (2.6.3.3)$$

De fouriertransformatie kan worden toegepast op absoluut integreerbare functies met een eindig aantal discontinuïteiten. Hieraan voldoen alle typen beelden die in de röntgendiagnostiek worden gebruikt. De twee-dimensionale fouriertransformatie kan, omdat x en y onafhankelijk van elkaar zijn, uitgevoerd worden door de één-dimensionale transformatie tweemaal toe te passen. $F(u,v)$ wordt het fourierspectrum of frequentiespectrum van $f(x,y)$ genoemd en is in het algemeen een complexe functie:

$$F(u,v) = R(u,v) + i I(u,v) \quad (2.6.3.4)$$

Vaak wordt $F(u,v)$ in polaire coördinaten uitgedrukt:

$$F(u,v) = |F(u,v)| e^{i\phi(u,v)} \quad (2.6.3.5)$$

Waarbij $|F(u,v)|$ de amplitude en $\phi(u,v)$ de fase genoemd wordt. Indien $f(x,y)$ een bemonsterde functie is met een eindig aantal punten gaan de integralen (formules 2.6.3.2 en 2.6.3.3) over in sommaties. Dit wordt de discrete fouriertransformatie genoemd (DFT). Er zijn hiervoor verschillende definities in gebruik. Soms zijn de tekens voor de heen- en terugtransformatie in de sinus-cosinusterm verschillend, of is het nulpunt verschoven. De notatie in het wiskunde computerprogramma 'Mathematica' wordt hier gevolgd:

$$\text{DFT:} \quad F(u) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{x=1}^N f(x) e^{i2\pi(u-1)(x-1)/N} \quad (2.6.3.6)$$

$$\text{DFT}^{-1}: \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{u=1}^N F(u) e^{-i2\pi(u-1)(x-1)/N} \quad (2.6.3.7)$$

Of voor twee onafhankelijke richtingen:

$$\text{DFT:} \quad F(u,v) = \frac{1}{\sqrt{NM}} \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M f(x,y) e^{i2\pi((u-1)(x-1) + (v-1)(y-1))/(NM)} \quad (2.6.3.8)$$

$$\text{DFT}^{-1}: \quad f(x,y) = \frac{1}{\sqrt{NM}} \sum_{u=1}^N \sum_{v=1}^M F(u,v) e^{-i2\pi((u-1)(x-1) + (v-1)(y-1))/(NM)} \quad (2.6.3.9)$$

Bij de toepassing van deze transformaties dienen de dimensies nog toegevoegd te worden. Een fourierpaar wordt als volgt weergegeven:

$$f(x,y) \Leftrightarrow F(u,v) \quad (2.6.3.10)$$

Een uitgebreide beschrijving van de eigenschappen van fouriertransformaties zou hier te ver voeren. Er is hierover een zeer uitgebreide literatuur beschikbaar [Dainty en Shaw, 1974; Poularikas, 1995; Castleman, 1996].

Een overzicht van de belangrijkste eigenschappen die voor deze studie van belang zijn, volgt hierna:

Lineariteit

De fouriertransformatie is lineair, d.w.z. dat:

Indien $a(x,y) \Leftrightarrow A(u,v)$ en $b(x,y) \Leftrightarrow B(u,v)$; dan geldt:

$$c_1 a(x,y) + c_2 b(x,y) \Leftrightarrow c_1 A(u,v) + c_2 B(u,v) \quad (2.6.3.11)$$

Plaatsonafhankelijkheid

Een plaatsverschuiving van structuren heeft geen invloed op het amplitudespectrum:

$$a(x - x_0) \Leftrightarrow |A(u)| e^{i(\phi(u) - ux_0)} \quad (2.6.3.12)$$

Vergroting

$$a(c_1 x, c_2 y) \Leftrightarrow \frac{1}{|c_1 c_2|} A\left(\frac{u}{c_1}, \frac{v}{c_2}\right) \quad (2.6.3.13)$$

Convolutie

Een convolutie in het ruimtelijke domein komt overeen met een vermenigvuldiging in het frequentiedomein:

$$a(x,y) \star b(x,y) \Leftrightarrow A(u,v) B(u,v) \quad (2.6.3.14)$$

Wederkerigheid

$$\text{Indien } a(x) \Leftrightarrow A(u) \text{ geldt: } A(x) \Leftrightarrow a(-u) \quad (2.6.3.15)$$

Hermitische functie

De fouriertransformatie van een reële functie is een hermitische functie, dit wil zeggen dat $F(-u)$ gelijk is aan de toegevoegd complexe waarde van $F(u)$:

$$\text{Re}(F(u)) = \text{Re}(F(-u)) \quad \text{en} \quad \text{Im}(F(u)) = -\text{Im}(F(-u)) \quad (2.6.3.16)$$

Dit is de reden waarom de negatieve frequenties bij fouriertransformaties van beelden (die vrijwel steeds reële functies zijn) vaak worden weggelaten.

Scheidbaarheid

$$f(x,y) = f_1(x)f_2(y) \Leftrightarrow F(u,v) = F_1(u) F_2(v) \quad (2.6.3.17)$$

Circulaire symmetrie

Circulair symmetrische functies kunnen geschreven worden als functies van één variabele:

$$F(x,y) = f_r(r), \text{ met } r^2 = x^2 + y^2.$$

De spectra van circulair symmetrische functies zijn eveneens circulair symmetrisch. Deze eigenschap maakt het mogelijk beeldverwerkende systemen met een circulaire symmetrie met één frequentievariabele (q met $q^2 = u^2 + v^2$) te beschrijven. In polaire notatie wordt de fouriertransformatie de nulde orde hankeltransformatie genoemd:

$$F_r(q) = 2\pi \int_0^{\infty} f_r(r) J_0(2\pi qr) r dr$$

$$f_r(r) = 2\pi \int_0^{\infty} F_r(q) J_0(2\pi qr) q dq \quad (2.6.3.18)$$

Met J_0 een nulde orde besselfunctie van de eerste soort. De transformatie van een tweedimensionale functie met circulaire symmetrie kan dus tot een ééndimensionale functie van één radiale variabele worden teruggebracht indien de hankeltransformatie wordt gebruikt.

Projectie

Indien de twee-dimensionale functie $f(x,y)$ op de x -as wordt geprojecteerd:

$$\begin{aligned} p(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) dy &\Leftrightarrow P(u) = \iint_{-\infty-\infty}^{\infty\infty} f(x,y) dy e^{-j2\pi ux} dx \\ &\Leftrightarrow \iint_{-\infty-\infty}^{\infty\infty} f(x,y) e^{-j2\pi(ux+0y)} dx dy = F(u,0) \end{aligned} \quad (2.6.3.19)$$

Samen met de hiervoor genoemde eigenschap voor circulair symmetrische systemen levert dit een eenvoudige methode op waarmee de overdracht voor dit type systemen kan worden bepaald. Het is de theoretische basis voor de bepaling van de overdrachtsfunctie van beeldvormende systemen met behulp van de lijnspreidfunctie (definitie 2.6.4.8) en de bepaling van het ruisspectrum (definitie 2.6.4.9).

De hankeltransformatie kan op een eenvoudige wijze worden berekend met behulp van de projectie-eigenschap. Daartoe wordt de functie op één as geprojecteerd en daarvan de (ééndimensionale) fouriertransformatie bepaald [Castleman, 1995].

Energie

De energie van een functie (signaal) is gelijk aan de energie van de fouriergetransformeerde (spectrum):

$$\int_{-\infty}^{\infty} |f(x)|^2 dx = \int_{-\infty}^{\infty} |F(u)|^2 du \quad (\text{Stelling van Parseval}) \quad (2.6.3.20)$$

De fouriertransformaties van een aantal belangrijke functies:***Impuls - constante***

De fouriergetransformeerde van een impuls is een constante, de fouriergetransformeerde van een constante is een impuls:

$$\begin{aligned} f(x) = c \delta(x) &\Leftrightarrow F(u) = c \\ f(x) = c &\Leftrightarrow F(u) = c \delta(u) \end{aligned} \quad (2.6.3.21)$$

Blok- en sincfunctie

De fouriergetransformeerde van een blokvormige functie is een sinc functie. De blokfunctie wordt gedefinieerd als:

$$\text{Rect}(x/a) = 1, \text{ als } |x| < a/2 \quad \text{en} \quad \text{Rect}(x/a) = 0, \text{ als } |x| \geq a/2;$$

$$f(x) = \text{Rect}\left(\frac{x}{a}\right) \Leftrightarrow F(u) = \frac{\sin(a\pi u)}{\pi u} \quad [= \text{sinc}(au)] \quad (2.6.3.22)$$

De functie $\frac{\sin(\pi u)}{\pi u}$ wordt sinc(u) genoemd. De blokfunctie wordt onder andere gebruikt bij de beschrijving van gedigitaliseerde systemen.

Gaussfunctie

De fouriergetransformeerde van een gaussfunctie is zelf ook een gaussfunctie:

$$f(x) = e^{-\frac{\pi x^2}{\sigma^2}} \Leftrightarrow F(u) = \sigma e^{-\pi u^2 \sigma^2} \quad (2.6.3.23)$$

De fouriertransformatie kan zowel op het in- en uitgangssignaal als op de overdrachtsfunctie worden toegepast. Convoluties in het ruimtelijk domein van de verschillende componenten worden in het frequentiedomein vermenigvuldigingen. Het is niet toevallig dat de impulsrespons en de overdrachtsfunctie van een systeem een vierierpaar vormen.

Polaire notatie

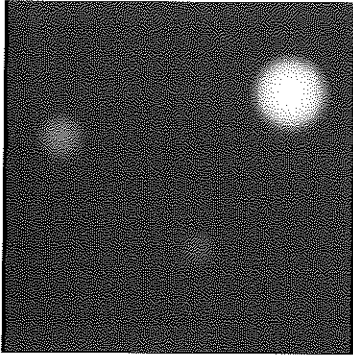
De overdrachtsfunctie is in het algemeen een complexe grootte en wordt vaak in polaire notatie weergegeven:

$$A(u,v) = |A(u,v)| e^{-i\phi(u,v)} \quad (2.6.3.24)$$

De relatie tussen de ruimtelijke representatie van een beeld en die in het frequentiedomein is in het algemeen uitermate ingewikkeld. Het amplitudespectrum geeft weer in welke mate de verschillende ruimtelijke frequenties in een specifieke richting voorkomen; het fasespectrum bevat de informatie waar die frequenties in het beeld voorkomen. Bij de overdrachtsfunctie is de relatie in het frequentiedomein voor vervormingsvrije systemen uiterst eenvoudig: het amplitudespectrum is constant en het fasespectrum hangt lineair af van de frequentie. Een systeem heet vervormingsvrij als het uitgangssignaal tengevolge van een ingangssignaal dezelfde

vorm heeft als dat ingangssignaal. Indien de amplitude-overdracht van u of v afhangt, wordt er gesproken van amplitudevervalsing. Als de fase-overdracht niet-lineair van u of v afhangt, wordt dit fasevervalsing genoemd.

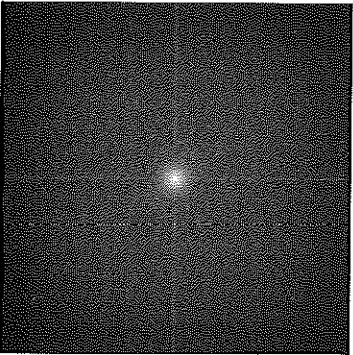
De invloed van amplitude en fase op de drie basisstructuren wordt geïllustreerd met de volgende figuren, naar een idee van Young [Castleman, 1996].



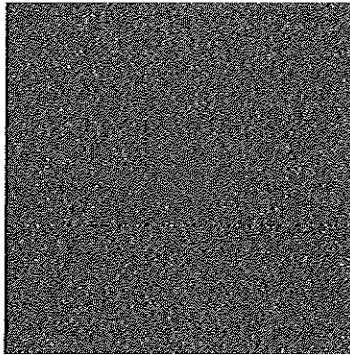
Figuur 2.4

*Röntgenopname van drie glazen bollen (1);
amplitude van het fouriergetransformeerde beeld (2);
fase van het fouriergetransformeerde beeld (3);
terugtransformatie van 2 met fase = nul (4);
terugtransformatie van 3 met amplitude = één (5).*

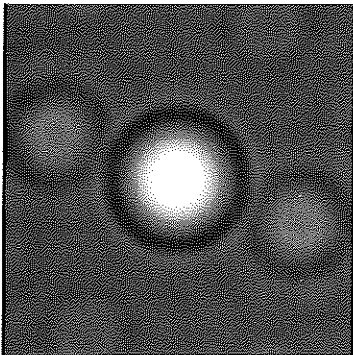
1



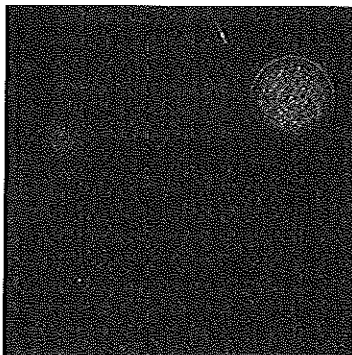
2



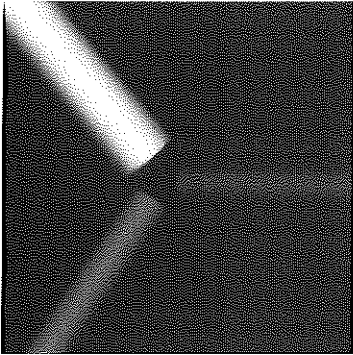
3



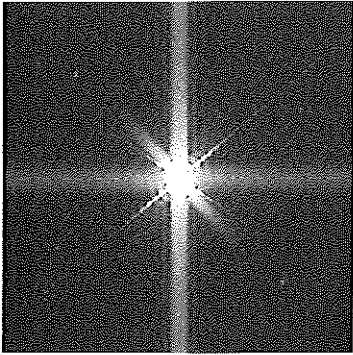
4



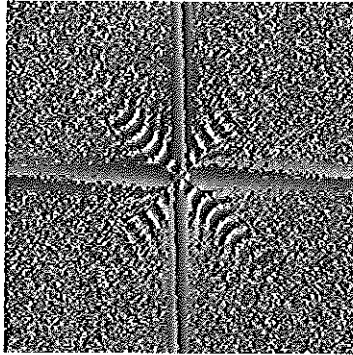
5



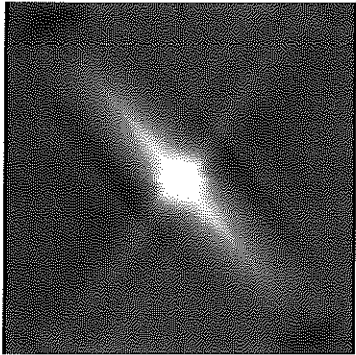
1



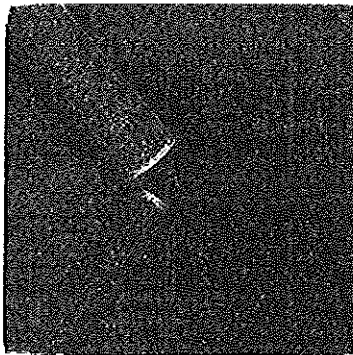
2



3



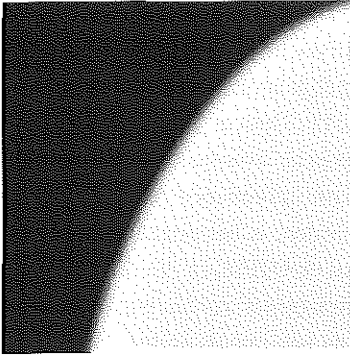
4



5

Figuur 2.5

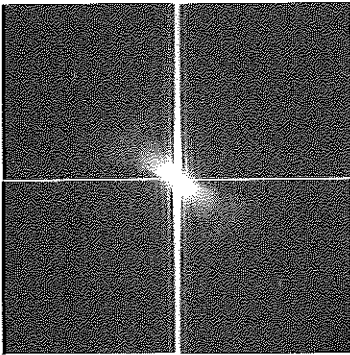
*Röntgenopname van drie glazen staven (1);
amplitude van het fouriergetransformeerde beeld (2);
fase van het fouriergetransformeerde beeld (3);
terugtransformatie van 2 met fase = nul (4);
terugtransformatie van 3 met amplitude = één (5).*



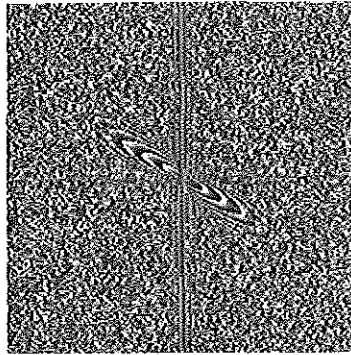
1

Figuur 2.6

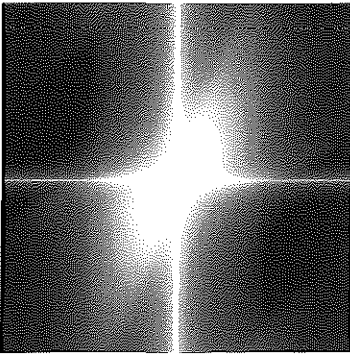
*Röntgenopname van een glazen vlak (1);
 amplitude van het fouriergetransformeerde beeld (2);
 fase van het fouriergetransformeerde beeld (3);
 terugtransformatie van 2 met fase = nul (4);
 terugtransformatie van 3 met amplitude = één (5).*



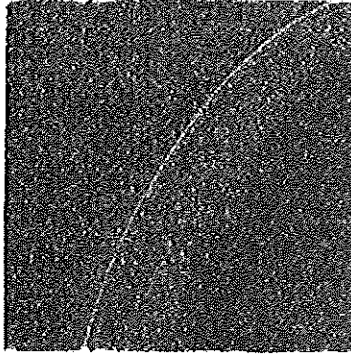
2



3



4



5

2.6.4 Overdrachtsfuncties

De impulsresponsie of puntspreidfunctie (PSF, Point Spread Function) van een enkelvoudig, lineair systeem is de beschrijving van de overdracht in het ruimtelijk domein. De fouriergetransformeerde ervan, ook wel de optische overdrachtsfunctie (OTF, Optical Transfer Function) genoemd, is de beschrijving in het frequentiedomein. De optische overdrachtsfunctie is een complexe grootheid. Meestal wordt daarbij een notatie in polaire coördinaten gekozen. Indien een impuls als ingangssignaal aan een systeem wordt aangeboden, is het uitgangssignaal de PSF(x,y) en de fouriergetransformeerde van het uitgangssignaal de OTF(u,v). Als de PSF of de OTF bekend is, kan de overdracht voor ieder willekeurig ingangssignaal worden bepaald. Zoals reeds eerder in paragraaf 2.6.1 is opgemerkt, is de energie van een impuls gering. Een direct gevolg daarvan is dat een directe bepaling van de PSF of OTF op deze wijze niet goed mogelijk is. De overdrachtsfunctie van röntgenafbeeldingssystemen wordt daarom bepaald uit de lijnspreidfunctie (LSF, Line Spread Function) in het ruimtelijk domein of uit de fouriergetransformeerde van de LSF in het frequentiedomein. De PSF is niet gelijk aan de LSF, het verband tussen de PSF en de LSF wordt gegeven met het abel-transformatie paar:

$$\text{LSF}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} \text{PSF}(x,y) dy \quad (2.6.4.1)$$

$$\text{PSF}(r) = \frac{1}{\pi} \frac{d}{dr} \int_r^{\infty} \frac{\text{LSF}(x) x}{x\sqrt{x^2-r^2}} dx \quad (2.6.4.2)$$

De LSF wordt vervolgens gebruikt zoals de PSF. Dit kan vaak straffeloos, omdat de energie-spreiding van de meeste processen met eerste orde differentiaalvergelijkingen kan worden beschreven en die systemen dientengevolge impulsresponsies hebben die met één of meerdere gaussfuncties kunnen worden benaderd. De LSF heeft in dat geval dezelfde vorm als de PSF (2.6.3.23). Als de PSF niet gaussvormig kan worden benaderd, dient de PSF met behulp van (2.6.4.2) te worden bepaald, eventueel in twee richtingen. Met de keuze van de lijnspreidfunctie wordt aan generaliteit ingeboet. De puntspreidfunctie geeft de energie-overdracht naar alle richtingen weer. De lijnspreidfunctie levert slechts informatie in één richting en dient dan ook bij systemen met een richtingsafhankelijke overdracht voor twee richtingen te worden bepaald. De OTF wordt in de röntgenologie gedefinieerd als de fouriergetransformeerde van de LSF (dit in tegenstelling tot de optica, waar de PSF wordt gebruikt) en met A_0 genormaliseerd zodat $\text{OTF}(0) = 1$:

$$\text{OTF}(u) = \frac{1}{A_0} F(\text{LSF}(x)) \quad (2.6.4.3)$$

Modulatie-overdrachtsfunctie (MTF, modulation transfer function)

De MTF wordt gedefinieerd als de modulus van de OTF [Rossmann, 1964; Seibert, 1993]:

$$\text{MTF}(u) = |\text{OTF}(u)| \quad (2.6.4.4)$$

Fase-overdrachtsfunctie (PTF, phase transfer function)

$$PTF(u) = \arg(OTF(u)) \quad (2.6.4.5)$$

De MTF is dimensieloos en geeft de amplitude-overdracht voor sinusvormige ruimtelijke intensiteitsverschillen. Indien de PTF en de MTF bekend zijn, kan met behulp van fouriertransformaties de overdracht voor iedere willekeurige structuur worden bepaald. De PTF en de MTF kunnen ook uit de overdracht van specifieke structuren worden bepaald. In principe kunnen daartoe alle structuren met bekende frequentie-inhouden worden gebruikt.

De modulatie-overdrachtsfunctie geeft de relatieve contrastoverdracht weer voor de verschillende frequentiecomponenten en kan ook geschreven worden als:

$$MTF(u) = \frac{C_{out}(u)}{C_{out}(0)} \frac{(\Delta\mu d)_{in}(0)}{(\Delta\mu d)_{in}(u)} \quad (2.6.4.6)$$

met

$(\Delta\mu d)_{in}(u)$ = ingangssignaal: effectieve lineaire verzwakingscoëfficiëntsverschil maal de dikte van het detail als functie van u

C_{out} = stralingscontrast (formule 2.4.18)

u = frequentie [mm^{-1}]

Bij de volgende methoden worden speciale ingangssignalen gebruikt vanwege de eenvoudige frequentie-inhoud:

- 1 De meest eenvoudige bepaling van de MTF is uit de responsies op sinusvormige ingangssignalen met verschillende frequenties. Hiervoor is geen fouriertransformatie nodig. Hogere frequenties zijn hiervoor echter nauwelijks te construeren. Daarom wordt vaker een gemakkelijker te maken blokvormig ingangssignaal gebruikt. De daarin aanwezige hogere harmonische frequenties kunnen in het ruimtelijk domein vooral bij bemonsterde systemen de nauwkeurigheid in negatieve zin beïnvloeden [Hoeschen, 1984]. In het frequentiedomein kunnen de amplituden van de afzonderlijke sinusvormige componenten echter gemakkelijk worden bepaald. (2.6.4.7)
- 2 Met een puntvormig object wordt de PSF bepaald, waaruit met behulp van fouriertransformatie de OTF kan worden bepaald. In de röntgendiagnostiek is het signaal echter te gering om de OTF betrouwbaar te bepalen.
- 3 Met een lijnvormig object wordt de LSF bepaald, daartoe wordt de respons loodrecht op de betreffende lijn genomen. De fouriertransformatie van de respons geeft de OTF(u); de modulus daarvan is de MTF(u). Een nauwkeuriger MTF kan worden verkregen door sommatie van naast elkaar gelegen lijnspreidresponsies (loodrecht op de lijn). De bepaling van de overdracht voor lagere frequenties is met de LSF moeilijk [Doi, 1982].

$$MTF(u) = |F[LSF(x)]| \quad (2.6.4.8)$$

- 4 In witte ruis komen alle frequenties in gelijke mate voor, de fasen zijn echter niet gecorreleerd. Een niet gemoduleerde röntgenbundel levert witte ruis. Convolutie van het daarmee geproduceerde uitgangssignaal met zichzelf (autocorrelatie) levert de impulsrespons (PSF) van het systeem op, of na sommatie daarvan in één richting de LSF. Fouriertransformatie van het in één richting gesommeerde signaal levert de MTF. (2.6.4.9)
- 5 De reactie van het systeem op een stap of sprong wordt de ESF (edge spread function of stapspreadfunctie) genoemd. In een stapvormig signaal komen hogere frequenties minder sterk voor dan in impulsvormige; na differentiatie komen alle frequenties in gelijke mate voor. De hogere frequenties in eventueel aanwezige ruis worden echter ook versterkt weergegeven. De LSF kan uit de ESF worden verkregen door differentiatie in het ruimtelijk domein:

$$\text{LSF}(x) = \frac{d\text{ESF}(x)}{dx} \quad (2.6.4.10)$$

De respons van het proces op deze ingangssignalen kan met behulp van een fouriertransformatie worden bepaald. Alleen methode 2 is richtingsafhankelijk. De onzekerheid van de verkregen frequentieresponsies hieruit is echter vrij groot, doordat het signaalvermogen klein is. Methode 3 wordt het meest gebruikt, methode 5 in mindere mate [Cunningham, 1987]. D'Souza geeft een overzicht van de factoren die de nauwkeurigheid van de bepaling van de LSF beïnvloeden [D'Souza, 1992]. Cunningham beschrijft de nauwkeurigheid van de met een spleet-, draad- of stapresponsie bepaalde MTF [Cunningham, 1992].

Contrastoverdrachtsfunctie (CTF, Contrast Transfer function)

De contrastoverdrachtsfunctie lijkt op de MTF. Het verschil is, dat in plaats van het stralingscontrast, het optische contrast als functie van de frequentie wordt genomen. Het contrast is gelijk aan het stralingscontrast maal de gradiënt (formules 2.4.10 en 2.4.18). Is de gradiënt constant, zoals onder andere bij stimuleerbare fosforsystemen en sommige beeldversterker-televisiesystemen, of mag de gradiënt in een beperkt werkgebied als constant worden beschouwd (kleine ingangssignalen), dan is de CTF gelijk aan de MTF (formule 2.6.4.4). Indien de gradiënt een niet-lineaire functie is van de optische densiteit (zoals bij film), dan is de CTF eveneens een niet-lineaire functie. Daardoor is de verkregen CTF afhankelijk van het ingangssignaal en is er geen zinvol gebruik van transformaties naar het frequentiedomein mogelijk. Om deze redenen wordt de CTF zelden gebruikt.

Ruisvermogenspectrum of wienerspectrum (WS)

Onder ruis worden signalen verstaan met een willekeurig karakter, die met statistische grootheden kunnen worden beschreven. Ruis kan onder andere worden veroorzaakt door het eindige aantal informatiedragers (röntgenfotonen), strooi-straling, overliggende anatomische structuren, verstrooid licht, onregelmatigheden in de detector en in het beeldverwerkingsproces. Ook

overliggende anatomische structuren kunnen volgens deze definitie als ruis opgevat worden. Bij de bepaling van de overdrachtseigenschappen van afbeeldingssystemen wordt deze ruisbron echter buiten beschouwing gelaten. Hasegawa [Hasegawa, 1991] gaat uitgebreid in op de eigenschappen van de verschillende ruisbronnen.

Ruis wordt hier gedefinieerd als de signalen aan de uitgang van het afbeeldingssysteem die niet afkomstig zijn van het af te beelden ingangssignaal. Anatomische ruis wordt daarbij niet meegerekend.

Het ruisvermogenspectrum $W(u)$ beschrijft het vermogen van de ruis in het beeld als functie van de frequentie. Dit wordt het ruisspectrum of wienerspectrum genoemd. Indien het ruisspectrum richtingsonafhankelijk is, kan dit op soortgelijke manier berekend worden als de OTF: door fouriertransformatie van het op één as geprojecteerde uitgangssignaal bij afwezigheid van een ingangssignaal $N(x,y)$, (zie formule 2.6.3.19):

$$W(u) = \left(\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} N(x,y) e^{-j2\pi ux} dx \right)^2 \quad (2.6.4.11)$$

Het ruisvermogen is in goede systemen klein. Het is daarom vaak lastig een nauwkeurig ruisspectrum te bepalen. Kwantumruis is wit; dat wil zeggen dat alle ruimtelijke frequenties daarin gemiddeld in gelijke mate voorkomen. In strooistraling komen vooral lage frequenties voor. De ruis van versterkingsschermen en elektronische versterkers in BV-TV systemen heeft zowel een laagfrequente component (1/f ruis genaamd) als hoogfrequente componenten.

Signaal-ruisverhouding (S/N, signal to noise ratio)

In de literatuur en in het spraakgebruik wordt de term signaal-ruisverhouding voor afbeeldingssystemen vaak en gemakkelijk gebruikt. Het is daarbij niet altijd duidelijk wat er precies onder wordt verstaan. Waarschijnlijk komt dit door de eenvoudige benaming van de grootheid, die niet tot een verdere beschrijving uitnodigt. Omdat de grootheid vaak verschillend wordt gebruikt en een belangrijke rol speelt in de beoordeling van de prestaties van afbeeldingssystemen is een nauwkeurige definiëring gewenst.

Het uitgangssignaal van een systeem wordt gevormd door een deel met een directe relatie tot het ingangssignaal en een deel waarbij die directe relatie ontbreekt of minder duidelijk is. Het signaal is als eerste genoemde op een energiedrager aanwezige informatie. De tweede term, het deel dat uit fluctuaties bestaat, die geen of een zwakke relatie hebben met het object, is de bij het ruisvermogenspectrum gedefinieerde ruis.

De signaal-ruisverhouding is de verhouding van het signaal- en het ruisvermogen aan de uitgang van het systeem. (2.6.4.12)

In deze definitie is de signaal-ruisverhouding vooral een functie van het object (vooral de grootte en het contrast daarvan) en slechts in beperkte mate een functie van het systeem zelf. De signaal-ruisverhouding geeft daarbij de nauwkeurigheid aan, waarmee een specifiek signaal kan worden bepaald.

Een meer generale vorm voor de signaal-ruisverhouding wordt verkregen door een standaard ingangssignaal te kiezen, bijvoorbeeld een signaal, waarvan het uitgangssignaal de overdrachtsfunctie geeft, zoals in methoden 2.6.4.7, 2.6.4.8 of 2.6.4.10. (2.6.4.13)

Bij technische systemen wordt vaak de maximale amplitude van het ingangssignaal genomen dat nog met een zekere nauwkeurigheid door het systeem kan worden verwerkt.

Een ingangssignaal met een aluminium of aluminiumequivalent verschil, waarvoor het systeem zich nog lineair gedraagt en dat voldoende groot is ten opzichte van de ruis om de signaal-ruisverhouding nauwkeurig te kunnen bepalen, lijkt een betere keus voor röntgenafbeeldingssystemen. Voor de verschillende werkgebieden zullen daartoe adequate aluminium- of aluminium-equivalente verschillen bepaald dienen te worden. In hoofdstuk 7 wordt hierop verder ingegaan. Helaas wordt in de röntgendiagnostiek ook veelvuldig de informatiedrager zelf tot het signaal gerekend, waardoor onrealistische signaal-ruisverhoudingswaarden ontstaan.

In röntgenfoto's kan het signaal- en het ruisvermogen direct bepaald worden uit het kwadraat van de zwartingsverschillen (in OD) van het signaal respectievelijk de ruis, mits de signaal-grootte zodanig beperkt is, dat het systeem daarbij nog lineair mag worden verondersteld (formules 2.4.10, 2.4.17 en 2.5.4).

De signaal-ruisverhouding kan ook als functie van de ruimtelijke frequentie worden bepaald, dit wordt het signaal-ruisverhoudingsspectrum genoemd.

Signaal-ruisverhoudingsspectrum

Het signaalvermogensspectrum gedeeld door het ruisvermogensspectrum geeft het signaal-ruisverhoudingsspectrum:

$$\text{SNR}(u) = \frac{(c \text{ MTF}(u))^2}{W(u)} \quad (2.6.4.14)$$

Hierin is c het contrast van een 'standaardsignaal' (definitie 2.6.4.13).

Detective Quantum Efficiency (DQE)

De DQE geeft de verslechtering van de signaal-ruisverhouding door een proces weer en is gedefinieerd als:

$$DQE = (\text{SNR}_{\text{out}}/\text{SNR}_{\text{in}})^2 \quad (2.6.4.15)$$

met

SNR_{out} = signaal-ruisverhouding aan de uitgang van het systeem

SNR_{in} = signaal-ruisverhouding aan de ingang van het proces

Hierbij zijn beide signaal-ruisverhoudingen vanuit dezelfde grootheden berekend. Een ideaal proces heeft een $DQE = 1$.

Quantum Detection Efficiency (QDE)

De QDE is gedefinieerd als de verhouding van het gemiddelde aantal fotonen dat daadwerkelijk aan de vorming van het beeld bijdraagt gedeeld door het aantal fotonen dat de detector bereikt.

(2.6.4.16)

Als de QDE gelijk is aan de DQE, dan wordt de ruis in het afbeeldingssysteem kwantumgelimiteerd genoemd.

Praktisch aspect

Met een eenvoudige controle kan bepaald worden of, en eventueel onder welke omstandigheden een proces kwantumgelimiteerd is. Daartoe wordt de standaardafwijking σ (= ruis) uitgezet tegen de stralingsdosis in een log-log grafiek. Bij kwantumgelimiteerde systemen is de richtingscoëfficiënt van de functie 0,5. Indien een kleinere waarde wordt gevonden domineren andere ruisbronnen.

2.6.5 Digitale systemen

Een aparte klasse van systemen is die waarin een eindig aantal gediscretiseerde optische dichtheitswaarden kunnen voorkomen voor een eindig aantal punten in het beeldvlak. Dit type systemen wordt in toenemende mate in de radiologie toegepast. Voorbeelden van dit soort systemen zijn: computertomografen, digitale beeldgeheugens in mobiele apparatuur (C-bogen), systemen voor angiografie- en gastro-enterologische onderzoeken.

Een gedigitaliseerd beeld kan worden opgevat als een in een eindig aantal punten bemonsterd beeld $f(x,y)$ waarvan de optische dichtheits- of helderheidswaarden met een eindig aantal discrete niveaus zijn weergegeven. Uit het bemonsteringstheorem van Shannon [Poularikas, 1995] volgt, dat een beeld $f(x,y)$ volledig is bepaald door bemonsteringswaarden op een onderlinge afstand π/u_c in de x-richting en π/v_c in de y-richting, als voor het frequentiespectrum $F(u,v)$ van $f(x,y)$ geldt dat dit nul is voor $|u| \geq u_c$ en $|v| \geq v_c$.

Het digitalisatieproces in röntgendiagnostische systemen wordt echter niet op deze wijze

uitgevoerd. In deze systemen wordt de gemiddelde waarde van ieder beeldelement bepaald en gedigitaliseerd. De frequentieafhankelijke overdracht is daardoor een factor twee slechter dan uit shannons theorema zou volgen. Bovendien zijn vrijwel alle systemen onderbemonsterd, waardoor de overdracht signaalafhankelijk is [Dobbins III, 1995].

Een uitgebreide behandeling van de eigenschappen van gedigitaliseerde systemen valt buiten de opzet van deze studie. De afbeeldingsparameters van deze categorie systemen kunnen op dezelfde wijze bepaald worden als die van conventionele röntgenafbeeldingssystemen. Enkele eigenschappen vereisen echter een nadere beschouwing.

Digitalisatie

In alle digitale röntgenafbeeldingssystemen wordt het digitale signaal verkregen door digitalisatie van een analoog signaal. In ruimtelijke zin wordt de resolutie beperkt door het aantal digitalisaties per oppervlakte-eenheid. Daarnaast is het aantal te onderscheiden niveaus en de verdeling van deze niveaus over de contrastomvang bepalend voor de minimaal te onderscheiden contrasten.

Lineariteit

De overdrachtsfunctie van digitale systemen is zowel door fabrikant als gebruiker te manipuleren, waardoor de begrippen snelheid en gradiënt hier nauwelijks betekenis hebben. Het relatieve functieverloop is echter wel belangrijk:

- convolutie of fouriertransformatie vereisen een lineair of gelineariseerd systeem;
- de introductie van niet-lineariteiten in de overdracht kunnen betere prestaties suggereren dan daadwerkelijk aanwezig zijn. Deze niet-lineariteiten veroorzaken een signaalafhankelijke overdracht.

Aliasing

De MTF (modulatie-overdrachtsfunctie) van bemonsterde systemen heeft nulpunten op veelvoud van de inverse van tweemaal de bemonsteringsafstand. Zoals reeds eerder is opgemerkt is het eerste nulpunt in een bepaalde richting bij afbeeldingssystemen waarin de gemiddelde waarde van een oppervlakte-element (pixel) wordt bemonsterd, in de praktijk gelijk aan de inverse van de pixelafmetingen in die richting. Een positief neveneffect van die middeling is dat deze als een soort laagdoorlatend filter functioneert, waardoor de frequentiekarakteristiek in de buurt van het eerste nulpunt versneld naar nul gaat. De richtingsafhankelijk effectieve pixelgrootte is het grootst in de richting van de beelddiagonaal. In die richting zijn de prestaties van dit soort systemen dan ook het slechtst.

Eventuele signaaloverdracht voorbij het eerste nulpunt geeft een vervelende vervorming die aliasing wordt genoemd. Aliasing kan worden voorkomen door het spectrum te begrenzen tot dat eerste nulpunt. De meeste digitale röntgensystemen zijn onderbemonsterd, dat wil zeggen dat er signalen in voor kunnen komen met frequenties boven de eerste nulpunten. Digitale systemen

dienen dan ook op de afwezigheid van aliasing te worden gecontroleerd. In hoofdstuk 7 wordt hierop verder ingegaan [Dobbins III, 1995].

Praktisch aspect

Het is een merkwaardig gebruik om de resolutie van digitale systemen te benoemen naar de ruimtelijke frequentie, waarvoor de overdracht vrijwel nul wordt en dan bovendien nog in de gunstigste richting.

HOOFDSTUK 3

Afbeeldingskwaliteitsparameters

3.0 Inleiding

In hoofdstuk 1 is het gehele röntgenafbeeldingsproces in vogelvlucht beschreven, waarna in hoofdstuk 2 de grootheden waarmee het afbeeldingsproces fysisch kan worden beschreven in detail uitgewerkt zijn. Het aantal parameters dat invloed heeft op de afbeeldingskwaliteit is zeer groot. Het betreft hier zowel min of meer verborgen parameters zoals ontwikkelaar, ontwikkeltemperatuur, filmtypen, schermen, beeldversterkers e.d., die in de klinische praktijk niet gemakkelijk snel zijn te veranderen, als direct in te stellen parameters als buisspanning en -stroom, toepassing van een rooster, compressie, contrastmiddel en dergelijke. In de (klinische) praktijk zijn de directe relaties tussen de weergave van details op een lichtkast of monitor en de fysische eigenschappen van deze details van belang.

Met de in hoofdstuk 2 besproken grootheden is het afbeeldingsproces op verrassend eenvoudige wijze te beschrijven, met als ingangsvaariabele de relatieve röntgenverzwakkingseigenschappen van het detail ten opzichte van zijn omgeving en met als uitgangsgrootheid de foto op de lichtkast of het beeld op de monitor.

De helderheidsverschillen van een röntgenfilm op een lichtkast zijn het directe gevolg van lichttransmissieverschillen (met optische densiteiten aangeduid) in de film en hebben hun oorsprong in röntgentransmissieverschillen ten gevolge van details in het afgebeelde object.

Zoals in hoofdstuk 2 is aangetoond is het contrast dat door een detail in de foto wordt veroorzaakt het verschil in optische densiteiten van de afbeelding van het detail en de directe omgeving van het detail. Voor niet te grote contrasten ($< 10\%$) zijn de parameters als lineair te beschouwen en geldt in het ruimtelijke domein:

$$\begin{aligned} \text{Contrast}(x,y) &= OD_1(x,y) - OD_2(x,y) \\ &= 0,43 \cdot P_f \cdot \Delta\mu d(x,y) \cdot G_d * h(x,y) \end{aligned} \quad (3.1)$$

zie de formules 2.2.7, 2.4.10, 2.4.18, 2.5.4 en 2.6.1.3 met

- P_f = Primaire fractie van de röntgenstraling uit het object (formule 2.5.4)
 $\Delta\mu$ = Verschil in effectieve lineaire verzwakingscoëfficiënt van het detail en de directe omgeving ervan (formules 2.3.4 en 2.3.5)
 $d(x,y)$ = Dikte van het detail in de richting van de röntgenstraling
 G_d = Lokale waarde van de gradiënt bij het instelpunt van het detectorsysteem (definitie 2.4.4)
 $h(x,y)$ = Impulsresponsie van het afbeeldingssysteem (formule 2.6.1.1)
 $*$ = Convolutie (definitie 2.6.1.3)

In het ruimtelijke frequentiedomein geldt voor de densiteitsverschillen:

$$\begin{aligned} \text{Contrast}(u,v) &= 0,5 \cdot P_f \cdot \Delta\mu D(u,v) \cdot G_d \cdot \text{OTF}(u,v) \\ &= 0,5 \cdot P_f \cdot \Delta\mu D(u,v) \cdot G_d \cdot \text{MTF}(u,v) \cdot e^{-i\text{PTF}(u,v)} \end{aligned} \quad (3.2)$$

met

- $\text{OTF}(u,v)$ = Optische overdrachtsfunctie van het afbeeldingssysteem (formule 2.6.4.3)
 $\text{MTF}(u,v)$ = Modulatie overdrachtsfunctie van het afbeeldingssysteem (definities 2.6.3.24 en 2.6.4.4)
 $\text{PTF}(u,v)$ = Fase overdrachtsfunctie van het afbeeldingssysteem (formules 2.6.4.5 en 2.6.3.24). Deze wordt meestal 'vergeten', omdat de fase-afhankelijkheid als functie van de frequentie bij analoge systemen meestal lineair is. Bij digitale systemen is dat meestal niet zo, en dient de PTF eveneens te worden bepaald.
 $D(u,v)$ = Fouriergetransformeerde van $d(x,y)$

Deze formule is eerder beschreven door Herz [Herz, 1969], echter zonder primaire fractie en door Goodenough [Goodenough, 1982] en Nielsen [Nielsen, 1985].

In beide beschrijvingen zijn er vier parametergroepen:

- de eerste twee hangen vooral af van de onderzoeksomstandigheden, zoals objectdikte, veldgrootte, buisspanning en detaileigenschappen;
- de laatste twee hangen vooral af van de detectoreigenschappen.

3.1 Detaileigenschappen

Een röntgenafbeeldingssysteem levert een beeld, dat afgeleid is van een projectie van de ruimtelijke verdeling van $\Delta\mu d$, de verzwakkingseigenschappen van het detail ten opzichte van de omgeving van het object. De term $\Delta\mu d(x,y)$ beschrijft het ingangssignaal van het afbeeldingssysteem.

De waarde van het effectieve lineieke verzwakkingscoëfficiëntsverschil kan worden beïnvloed door variatie van de effectieve röntgenstralingsenergie (kVp, totale filtratie) en door het gebruik van contrastmiddelen. Lage röntgenenergieën leveren de hoogste contrasten op, de stralingsdosis kan daarbij echter onaantvaardbaar hoog worden. De bepaling van $\Delta\mu d$ wordt, gecombineerd met de modulatie-overdrachtsfunctie, besproken in hoofdstuk 7.

Praktische aspecten

Kennis van de waarde van deze factor als functie van de buisspanning en van de patiëntpositionering is van belang voor een optimaal contrast in het beeld.

In de dagelijkse praktijk is vooral de toepassing van de vakkennis van de laborant van invloed op de waarde van deze factor. De bepaling van $\Delta\mu$ en daarmee impliciet de effectieve röntgenstralingsenergie is van beperkt belang in de klinische praktijk.

3.2 Primaire fractie

Het contrast wordt verminderd door de aanwezigheid van verstrooide röntgenstraling in de naar de detector uittrekkende bundel. Het aandeel verstrooide straling kan worden verminderd door de bundeldoorsnede te beperken, de objectdikte te verminderen door compressie, door toepassing van een rooster of door vergroting van de afstand tussen het object en de detector. Roosters, die het meest toegepast worden, hebben naast het contrastverbeterend effect, een verhoging van de stralingsdosis en een vermindering van de signaal-ruisverhouding tot gevolg.

Een goede afweging van het gebruik van een rooster is slechts mogelijk als zowel het contrastverbeterend effect als de invloed op de signaal-ruisverhouding in beschouwing wordt genomen. De primaire fractie kan worden bepaald uit optische dichtheits- of helderheidsmetingen in het beeld als de karakteristieke curve bekend is. In hoofdstuk 6 komt de bepaling van de primaire fractie aan de orde.

De ruimtelijke afhankelijkheid van de primaire fractie is bij kleinere details gering. Bij grotere structuren is er in het grensgebied een plaatsafhankelijkheid, die de herkenbaarheid van die structuren vermindert. In hoofdstuk 6 wordt dit verder uitgewerkt.

Praktische aspecten

De primaire fractie is van belang voor de vraag of een strooistralenrooster moet worden toegepast. Daarnaast kan het verloop van de primaire fractie als functie van de objectdikte, de röntgenstralingsenergie, het anodemateriaal en/of het detectortype inzicht geven in de effecten van deze variaties.

De afzonderlijke bepaling van de primaire fractie is nuttig voor specifieke onderzoeksdoelen, zoals:

- het vaststellen van de objectdikte waarboven het gebruik van een rooster afbeeldingstechnisch een verbetering geeft;
- het beoordelen van de prestaties van verschillende film-schermincombinaties als functie van objectdikte en toegepaste röntgenenergie (paragraaf 6.2);
- het onderzoek naar het effect van verschillende anode- en filtermaterialen in mammografie-apparatuur als functie van de objectdikte (paragraaf 6.4).

Routinematige bepaling ervan is weinig zinvol. Na de bepaling en het toepassen van algemene richtlijnen voor het gebruik van bijvoorbeeld roosters, film-schermincombinaties en anode- en filtermaterialen kan de kennis van de primaire fractie in specifieke omstandigheden nauwelijks meer bijdragen aan een verbetering van het onderzoek.

3.3 Gradiënt

Bij film-schermsystemen is de gradiënt niet constant en slechts in een beperkt gebied van optische dichtheitswaarden voldoende groot. De maximale waarde ervan ligt tussen 2 en 4, bij optische dichtheiten tussen 1,5 en 2,0 OD. De waarde van de gradiënt wordt bepaald door de röntgenbelichting, het type film en het ontwikkelproces. Bij afbeeldingssystemen waarin het beeld (meestal elektronisch) wordt gemanipuleerd is de waarde van de gradiënt instelbaar en voor een groter detectordosisbereik constant. De gradiënt kan worden opgevat als de versterkingsfactor van het röntgenafbeeldingssysteem en is een primaire grootheid in het afbeeldingsproces. De bepaling van de karakteristieke functie en de afgeleide ervan, de gradiënt, wordt in hoofdstuk 4 behandeld. De röntgenenergieafhankelijkheid van deze functie voor versterkingschermen komt aan de orde in hoofdstuk 5.

Praktische aspecten

Met behulp van de karakteristieke functie kan een beeld teruggerekend worden naar het stralingsbeeld. Deze linearisatie is een vereiste om een zinvolle fouriertransformatie op het beeld te kunnen uitvoeren.

De bepaling van de waarde van de gradiënt en de afhankelijkheid van andere systeemp parameters is van belang door de directe invloed op het contrast in de afbeelding van details.

3.4 Ruimtelijk afhankelijke overdracht

3.4.1 Impulsrespons

De (plaatselijke) impulsrespons of puntspreidfunctie (PSF, Point Spread Function) van een afbeeldingssysteem kan beschouwd worden als de functie die de energie-overdracht van een punt naar de omgeving ervan beschrijft. De PSF kan in principe uit de respons van ieder willekeurig ingangssignaal worden bepaald. Meestal wordt gekozen voor een ingangssignaal waarmee de impulsrespons gemakkelijk kan worden bepaald, zoals via autocorrelatie van het ruissignaal van een homogeen belicht gebied of uit het gelineariseerde beeld van een spleet- of stapvormig ingangssignaal.

3.4.2 Overdrachtsfunctie

Zoals bij formule 3.2 is beschreven, kan bij analoge systemen volstaan worden met de MTF, bij digitale systemen dient ook de PTF te worden bepaald (in feite dus de OTF).

De modulatie-overdrachtsfunctie is het equivalent van de lijnresponsie in het frequentiedomein en kan dan ook verkregen worden uit de fouriergetransformeerde van de lijnresponsie. In hoofdstuk 7 worden methoden behandeld waarmee de modulatie-overdrachtsfunctie en het product ervan met $\Delta\mu d \cdot P_f$ kunnen worden bepaald.

Praktische aspecten

De lijnresponsie is gemakkelijk te bepalen en wordt daarom veel toegepast. De convolutie in het ruimtelijk domein vereist een linearisatie met behulp van de karakteristieke functie.

Uit de lijnresponsie kan, eveneens na een linearisatie met een fouriertransformatie gemakkelijk de modulatie-overdrachtsfunctie worden bepaald. In deze studie is gekozen voor de beschrijving in het (ruimtelijke) frequentiedomein.

In hoofdstuk 7 wordt daarnaast ook de bepaling van het uitgangssignaal bij afwezigheid van een ingangssignaal en de signaal-ruisverhouding besproken.

Praktische aspecten

Met het ruissignaal en de signaal-ruisverhouding als functie van de ruimtelijke frequentie en de eerder genoemde vier factoren zijn de prestaties van een lineair en isotroop beeldvormend

systeem volledig te karakteriseren. Hiermee kan worden bepaald met welke zekerheid een verkregen beeld een afbeelding is van een detail uit een object. Van nieuwe afbeeldingsmodaliteiten kan, indien de voornoemde parameters bekend zijn, het afbeeldingsgedrag voorspeld en gesimuleerd worden. Daarmee wordt het mogelijk voor een bepaalde modaliteit de grenzen aan te geven, waarbij specifieke pathologie nog juist kan worden afgebeeld.

HOOFDSTUK 4

Zwartings-dosisrelaties

4.0 Inleiding

Met de karakteristieke functie (KF, hoofdstuk 2, formule 2.4.2) wordt de relatie tussen de aan een detector van een afbeeldingssysteem toegevoerde stralingsenergie en de helderheid op een beeldscherm of de zwarting van een film beschreven. Deze functie is om verschillende redenen van praktisch belang:

- de gradiënt van deze functie is de versterkingsfactor voor de weergave van details;
- de gemiddelde dosis waarbij de betreffende detector optimaal functioneert, kan met deze functie worden bepaald, zoals bijvoorbeeld het optimale instelpunt voor belichtingsautomaten;
- uit filmzwartingswaarden kunnen met behulp van de KF strooistralingsverhoudingen berekend worden (hoofdstuk 6);
- fouriertransformaties en convoluties kunnen slechts zinvol op lineaire functies uitgevoerd worden. Hieraan kan worden voldaan door niet-lineaire zwartingswaarden met de KF naar lineaire dosiswaarden te transformeren (hoofdstuk 7).

De bepaling van de karakteristieke functie wordt sensitometrie genoemd. De KF heet ook wel sensitometrische of HD-functie. In deze studie worden röntgenstraling-zwartingsrelaties karakteristieke functies en licht-zwartingsrelaties sensitometrische functies genoemd. Kengetallen van deze functies zijn sluier (definitie 2.2.2), snelheid (formule 2.4.3), gradiënt of contrastversterkingsfactor (formule 2.4.4), gamma (formule 2.4.5) en gemiddelde gradiënt (formule 2.4.6). In hoofdstuk 3 is aangetoond, dat de gradiënt als functie van de toegevoerde stralingsenergie kan worden opgevat als de versterkingsfactor voor details en daarom voor het röntgenafbeeldingsproces een relevantere grootheid is, dan de karakteristieke functie. De weergave van de gradiënt als functie van de zwarting is de meest praktische, omdat daarmee uit een lokale densiteitswaarde direct de gradiënt is af te lezen. In dit hoofdstuk wordt alleen de bepaling van de KF behandeld, omdat de eerder genoemde functies hieruit direct afgeleid kunnen worden. De zwartings-dosisrelatie van een film-schermb combinatie wordt zowel door de eigenschappen van het scherm als die van de film bepaald. Daarbij wordt de vorm van de KF vooral door de filmeigenschappen bepaald en de positie op de dosis-as vooral door de schermeigenschappen. De vorm van de KF is voor de meeste in de röntgendiagnostiek gebruikte filmtypen vrijwel onafhankelijk van de röntgenstralingsenergie. De bepaling van de KF wordt in dit hoofdstuk besproken.

De positie op de dosis-as, die met de snelheid van de film-schermb combinatie wordt beschreven, hangt wel af van de toegepaste röntgenstralingsenergie. De bepaling van deze positie als functie van de röntgenbuisspanning wordt in hoofdstuk 5 besproken.

Licht-zwartingsrelaties zijn relatief eenvoudig te bepalen met behulp van sensitometers. Dit zijn instrumenten (geen meetinstrumenten zoals de naam suggereert) waarin de lichtstroom van een lichtbron plaatsafhankelijk wordt gemoduleerd. Er zijn verschillende typen sensitometers. Het meest in gebruik is het type met een vlakke lichtbron waarop een negatief is gemonteerd met een in stappen toenemende lichtverzwakking.

Met röntgenstraling is het minder eenvoudig om in één opname een gedefinieerde reeks gelijkmatig oplopende stralingsfluxen te creëren. Dit wordt veroorzaakt door toename van de gemiddelde röntgenstralingsenergie bij verzwakking door de wig. Weliswaar kan voor één stralingsenergie een speciale wig gemaakt worden, met een voor deze opharding gecorrigeerde stapgrootte; in de praktijk levert dit echter te veel beperkingen op en wordt dit nauwelijks toegepast. Niet-lineaire effecten, zoals het schwartzschildeffect bij verschillende belichtingstijden van de film, verhinderen het gebruik van de belichtingstijd als modulator.

De belangrijkste effecten die een nauwkeurige bepaling van de KF bemoeilijken, zijn:

- de verandering van het röntgenspectrum als functie van de verzwakking en de energieafhankelijkheid van de röntgendetector;
- de afwijking van de reciprociteitswet in film-schermb combinaties (schwartzschildeffect);
- de verslechtering van de afbeeldingseigenschappen van beeldversterker-televisiesystemen (BV-TV) bij hoge en lage doses;

- laterale energie-overdracht in het detectorsysteem door stroostraling en/of strooilicht;
- adapterende regelsystemen, zoals in beeldversterker-televisie- en in fosfor-uitleessystemen.

Het doel van het in dit hoofdstuk beschreven onderzoek is de bepaling van de praktische aspecten van de meetmethoden, waarmee de KF in een klinische omgeving kan worden bepaald. Dit vanwege het belang van de KF en de ervan afgeleide functies voor de weergave van details, de bepaling van de primaire fractie en de frequentie-afhankelijke eigenschappen in de afbeelding. Als referentiemethode is de afstandsmodulatiemethode gekozen.

Helaas zijn er geen internationaal geaccepteerde standaarden voor de stralingskwaliteiten waarmee de KF's voor specifieke werkgebieden dienen te worden bepaald [Warren-Forward, 1995; Verdun, 1995]. Hiervoor zijn dezelfde omstandigheden gekozen, zoals die bij de bepaling van de snelheid van een film-schermbcombinatie worden aanbevolen [Nederlandse Richtlijn, 1997]. De metingen zijn in één sessie uitgevoerd, met een film-schermbcombinatie die in de algemene röntgendiagnostiek wordt gebruikt.

4.1 Methoden

4.1.1 Afstandsmodulatiemethode

De modulatie van de röntgenbron en daarmee de stralingsintensiteit wordt bij deze methode bereikt door de afstand van de bron tot de detector te variëren. Daarbij wordt de intreekerma vrij in lucht bij iedere belichting gemeten. Dit is de nauwkeurigste methode ter bepaling van de KF van film-schermbcombinaties en deze wordt door filmfabrikanten als standaardmethode gebruikt.

De methode is vrij arbeidsintensief en in de kliniek niet altijd toepasbaar.

De stralingskwaliteit en de opnametijd zijn voor alle belichtingen hetzelfde gekozen. Alle dosiswaarden zijn met de geijkte halfgeleiderdetector-dosimeter bepaald. De opnametijd was steeds 100 ms en de buisstroom 10 mA op één meting, op de kortste afstand na waarbij 80 mA is gebruikt, om de maximale zwarting ($OD = 4,12$ ten opzichte van $OD = 3,98$ bij 10 mA) te bereiken. De minimale afstand was 25 cm en de maximale 250 cm. Daardoor kan de dosis in dit geval met behulp van de afstand een factor 100 gevarieerd worden. Dit is juist te weinig voor de afbeelding van een complete KF, waarvoor ongeveer een factor 500 nodig is.

4.1.2 Röntgenverzwakking met verzwakkers of d.m.v. gedeeltelijke afscherming

4.1.2.1 Geijkte stappenwigmethode

Bij deze methode wordt de verzwakking als functie van de stap van een stappenwig (een trapvormige verzwakker) bepaald. Het is een eenvoudige en praktische methode waarmee de KF uit één opname kan worden bepaald. De methode is echter gevoelig voor röntgenenergieën die afwijken van die waarvoor de wig is geijkt [SPSE, 1972]. In dat geval is de verzwakking als functie van de stap niet bekend. De veldgrootte dient zo klein als mogelijk te worden gekozen

om het stroostralingsaandeel te beperken. Seemann beschrijft een aluminium wig, waarbij aan de detectorkant 0,5 mm koper is toegevoegd [Seemann, 1960]. De verzwakking van de wig wordt daardoor een meer lineaire functie van de stappositie.

De omstandigheden bij de ijking van de wig dienen overeen te komen met die van het gebruik van de wig. Stroostralingsbeperkende maatregelen als een vergrote object-detectorafstand of een rooster kunnen deze omstandigheden verregaand wijzigen. Met de zogenaamde 'beam-stop methode', waarbij een stukje lood aan de intreezijde van de wig geplakt is, kan het percentage stroostraling op verschillende plaatsen onder beide wiggen bepaald worden. Deze methode wordt in hoofdstuk 6 uitgebreid besproken. Het stroostralingsaandeel uit de wig kan worden beperkt door de röntgenveldgrootte te verkleinen.

De stappenwigmethode is de enige methode waarbij de KF uit één opname kan worden bepaald en daardoor ook de enige methode waarmee de lineariteit van adaptieve of geregelde digitale systemen kan worden bepaald. De KF heeft bij deze systemen echter een geringere betekenis omdat de versterking (gradiënt) en de gevoeligheid (offset) met de hand kunnen worden ingesteld, of zij kunnen automatisch worden aangepast met uit het beeld afgeleide parameters. Van deze methode is het volgende onderzocht:

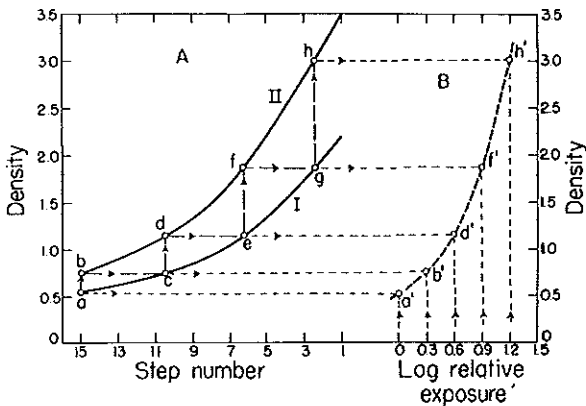
- de lineariteit van de verzwakking van de wig per millimeter aluminium bepaald uit opnamen bij 78, 80 en 82 kVp, waarbij gebruik gemaakt is van de met de afstandsmodulatiemethode (paragraaf 4.1.1) verkregen KF; dit zowel voor een aluminium wig als voor een aluminium wig met 0,5 mm Cu aan de detectorzijde;
- de lineariteit van de aluminium wig met een klein röntgenveld;
- de lineariteit van een adaptief systeem (beeldversterker-televisieketen, eventueel met digitale beeldverwerking).

4.1.2.2 Twee-stappenwigopnamenmethode

Bij deze methode worden twee opnamen met eenzelfde buisstroom en met belichtingstijden tussen 20 en 100 ms gemaakt van een stappenwig (deze kan dezelfde zijn als de wig in paragraaf 4.1.1, maar die hoeft nu niet te worden geijkt). De opnamen worden met ongeveer een factor twee verschil in dosis gemaakt. De belichtingsomvang van de film moet bij deze opnamen zoveel mogelijk gebruikt worden. [SPSE, 1972; Kodak, 1962]. Uit de twee stappenwigopnamen kan de KF worden geconstrueerd, waarbij uitgegaan wordt van twee veronderstellingen:

- 1 gebieden in de twee films met eenzelfde zwarting hebben ook eenzelfde dosis ontvangen;
- 2 tussen overeenkomstige stappen van de wig is er steeds een vaste dosisverhouding bij beide opnamen (gelijk aan de verhouding van de gemeten kerma's vrij in lucht van beide opnamen).

Met deze aannamen kunnen punten van de KF worden bepaald door tussen beide wigcurven te stappen en daarbij steeds achtereenvolgens de veronderstellingen 1 en 2 toe te passen (zie figuur 4.1).



Figuur 4.1 Bepaling van de karakteristieke functie uit twee stappen-wigopnamen, uit een brochure van Kodak [Kodak, 1962].

De wig wordt vaak van aluminium gemaakt, maar ook andere materialen kunnen worden toegepast (zoals perspex bij mammografie) mits de verzwaktingsverschillen per stap niet te groot worden.

De nauwkeurigheid van deze methode wordt beperkt door de volgende factoren:

- De herhaalde vermenigvuldiging met de dosisverhouding van beide opnamen veroorzaakt een verminderde nauwkeurigheid voor lagere densiteitswaarden en beperkt daarmee het aantal betrouwbare meetpunten. Een nauwkeurige bepaling van de KF met deze methode is daardoor minder goed mogelijk.
- De methode is gevoelig voor variaties in röntgenstralingsenergie en voor onnauwkeurigheden in de gemeten dosisverhouding tussen beide opnamen. Om hiervoor een schatting te kunnen maken, zijn de opnamen gemaakt bij 78, 80 en 82 kVp. De intreekerma is bepaald met een bij 80 kVp geijkte halfgeleiderdetector-dosismeter.

4.1.2.3 Methode met twee impuls- of stapresponsieopnamen

Deze methode is genoemd in een abstract van Frere [Hamburg, 1982] dat handelde over de bepaling van de MTF van focussen van röntgenbuizen. Hierbij wordt de KF uit twee vergrotingsopnamen bepaald, waarbij dezelfde methodiek is gebruikt als in paragraaf 4.1.2.2 is besproken. Net als bij de twee-stappenwigopnamenmethode worden twee opnamen gemaakt met een factor twee verschil in dosis, met dezelfde buisstroom en met opnametijden tussen 20 en 100 ms, nu echter van een spleet of van een plaatrand.

De spleet- of stapopname kan met of zonder vergroting worden gemaakt. Bij een geringe vergroting wordt de helling van de functie vooral veroorzaakt door lichtverstrooiing in het versterkingsscherm en de film. De directe bijdrage van röntgenstraling aan de belichting is hier-

bij gering. De lichtverstrooiing op een specifieke lokatie is lineair afhankelijk van de detector-dosis. Met vergroting is een nauwkeuriger bepaling van de karakteristieke curve mogelijk. In dat geval wordt de helling van de functie veroorzaakt doordat het focus maar ten dele wordt gezien (bijschaduw). De stralingskwaliteit is hierbij in tegenstelling tot de twee-stappenwigopnamemethode in paragraaf 4.1.2.2 constant. Een gedeelte van de belichting wordt eveneens door lichtverstrooiing veroorzaakt, maar dit deel kan beperkt worden door het bijschaduwgebied groot te kiezen ten opzichte van de impulsrespons van het systeem.

4.1.3 Optische verzwakking

4.1.3.1 Sensitometrie

Bij deze methode wordt een film met een sensitometer belicht. Hierin bevindt zich een vlakke lichtbron en een optisch stappenfilter (in sommige sensitometers is dit tweezijdig uitgevoerd ten behoeve van de meting van films met twee gevoelige lagen). Voor de stapgrootte wordt daarbij meestal een factor $\sqrt{2}$ (0,15 op een logaritmische schaal) gekozen. De kleur van de lichtbron moet overeen komen met de kleur die door het versterkingsscherm wordt geëmitteerd. De sensitometrische functie die hierbij wordt verkregen, is in het algemeen niet gelijk aan de KF. Bij de laatste heeft röntgenstraling ook direct aan de belichting van de film bijgedragen. Afhankelijk van de schermgevoeligheid is deze bijdrage aan de zwarting 1 tot 10 % [Vyborny, 1979]. Met een tweezijdige sensitometer wordt de achterste gevoelige laag bij dubbelzijdige films sterker belicht dan met röntgenbelichting waarbij het achterste scherm in het algemeen een lagere dosis ontvangt dan het voorste scherm. Bij de meeste type films heeft dit laatste effect slechts invloed op de snelheid van de film-schermcombinatie en niet op de vorm van de KF. Bij deze methode is steeds een aanvullende röntgenopname noodzakelijk, om de onafhankelijke variabele van verlichtingssterkte naar stralingsdosis te transformeren.

4.1.3.2 Lichtsensitometrie geïnduceerd met behulp van röntgenstraling

Hierbij zijn in de filmcassette op beide schermen geijkte fotografische wiggen aangebracht, zodanig, dat (in het geval van twee schermen) steeds de trappen met eenzelfde lichtverzwakking tegenover elkaar liggen. De lichtverzwakking van iedere trede is hierbij bekend. De cassette met film wordt met een homogeen röntgenveld belicht. De KF kan direct uit de optische dichtheitswaarden van de film en de lichtverzwakkingswaarden van de wig ter plaatse worden bepaald. [Taubel, 1989]

Een nadeel van deze methode is, dat het percentage directe röntgenstraling vooral bij sterke lichtverzwakkingen groot wordt. Indien dit percentage 2 % is bij een normale opname en de film een gemiddelde gradiënt 2 heeft, dan is in het lichtste gedeelte van de film (waar de lichtverzwakking van de wig het grootst was) de röntgenbijdrage ongeveer tienmaal groter dan de lichtbijdrage. Bij een optische dichtheid 1 + grondsluier zijn de bijdragen van licht en röntgenstraling ongeveer even groot. Deze methode is onnauwkeurig, maar wordt hier genoemd, omdat er in recente literatuur naar is verwezen [McLean, 1996].

4.2 Uitvoering

De metingen zijn verricht volgens de Nederlandse 'Kwaliteitscriteria Röntgendiagnostiek-apparatuur' [Beentjes, 1997] met:

- een röntgenbuisspanning van 80 kVp, bij methoden waarvoor een afhankelijkheid voor de röntgenenergie wordt verwacht is ook bij 78 en 82 kVp gemeten;
- een extra buisfilter van 25 mm aluminium;
- een verhouding van de focus-detectorafstand en de diagonaal van het veld op de detector groter dan tien (in verband met de bundelhomogeniteit);
- een belichtingstijd tussen 20 en 100 ms.

De metingen zijn indien mogelijk gecombineerd en in één sessie (een middag) uitgevoerd. Het ontwikkelproces is gedurende de metingen gecontroleerd met behulp van een dubbelzijdig belichtende sensitometer. Daarmee zijn zeven stappenwigopnamen gemaakt, waarvan het gemiddelde is genomen.

De stralingsmetingen zijn uitgevoerd met een halfgeleiderdetector-dosismeter en een ionisatiekamer-dosismeter, waarbij de gecorrigeerde metingen van het halfgeleiderdetector-instrument zijn gebruikt. De reden daarvoor is de hogere precisie van dit laatste instrument.

4.3 Specificaties van de gebruikte materialen, hulpmiddelen en meetinstrumenten

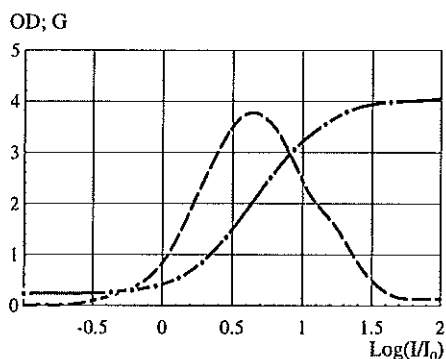
Film:	- 3M XDA Plus, dit is een normale dubbelzijdig gevoelige film (zonder speciale anti-crossovervoorzieningen en gelijke gevoelige emulsies)
Schermb:	- Kodak Lanex Regular
Ontwikkelmachine:	- Kodak M6B
Ontwikkelaar:	- Kodak RPXOMAT DEV EX, temperatuur 35°C
Fixeer:	- Kodak RPXOMAT FIX LO
Sensitometer:	- Kodak Process Control Sensitometer
Densitometers:	- X-Rite 301 - Kodak Process Control Densitometer
Dosimeters:	- Keithley 35050A met 15 cc ionisatiekamer - Dosimax met halfgeleiderdiode-detector
Generator:	- Philips M50CPH
Röntgenbuis:	- Philips SRO 25/50 Meting 4.1.2.1, Philips V-3000 angiografiesysteem
Stappenwig:	- Aluminium; 1,6 mm per stap;

Uitgebreide specificaties staan in appendix D.

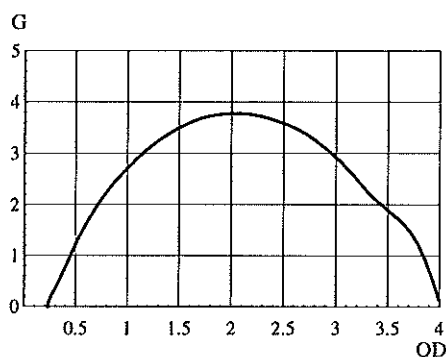
4.4 Resultaten

4.4.1 Afstandsmodulatiemethode

In figuur 4.2 zijn de karakteristieke functie met de meetpunten en de gradiënt weergegeven. De gradiënt als functie van de zwarting in figuur 4.3 geeft een beter inzicht in het bruikbare werkgebied. Dit ligt voor deze film-schermbcombinatie bij een gradiënt groter dan 2,5 tussen 0,9 en 3,2 OD.



Figuur 4.2 Karakteristieke functie met meetpunten (—•—•—) en gradiënt (---) met de afstandsmodulatiemethode.



Figuur 4.3 Gradiënt als functie van de zwarting met de afstandsmodulatiemethode.

4.4.2 Röntgenverzwakking met verzwakkers of d.m.v. gedeeltelijke afscherming

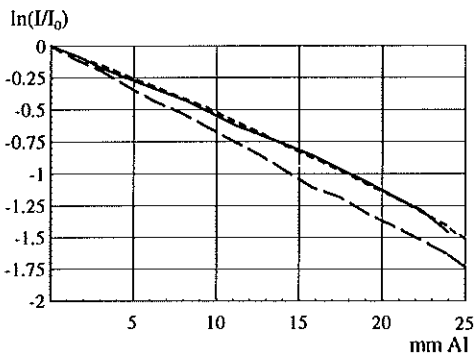
4.4.2.1 Geijkte stappenwigmethode

In tabel 4.1 zijn de lineaire verzwakkingscoëfficiënten weergegeven. Deze zijn verkregen uit de lineaire regressies van de logaritme van de verzwakking als functie van de stap voor een aluminium wig, een aluminium wig met koper en voor een aluminium wig met een klein veld. Voor aluminium hoort bij een röntgenverzwakkingscoëfficiënt van $0,0686 \text{ mm}^{-1}$ een (monochromatische) stralingsenergie van 63 keV.

Tabel 4.1 Coëfficiënten van de lineaire regressie van de verzwakkingswaarden van een aluminium wig

	zonder koper			met koper			klein veld
kVp	78	80	82	78	80	82	80
μ [mm^{-1}]	0,0600	0,0573	0,0562	0,0589	0,0567	0,0558	0,0686
SE	0,0006	0,0006	0,0007	0,0005	0,0006	0,0005	0,0002
r	0,9983	0,9980	0,9977	0,9989	0,9984	0,9988	0,9999

$\mu(d) = \text{Log}(I/I_0)/d$; met d = dikte aluminium. SE = standaard afwijking voor μ ; r = correlatiecoëfficiënt van de lineaire regressie. Aan het buisfilter is 25 mm Al toegevoegd.



Figuur 4.4 De verzwakking als functie van de dikte voor een aluminium wig met en zonder extra koper met een röntgenbuis spanning van 80 kVp. aluminium (---); met koper toevoeging (—); klein veld (— —).

4.4.2.2 Twee-stappenwigopnamemethode

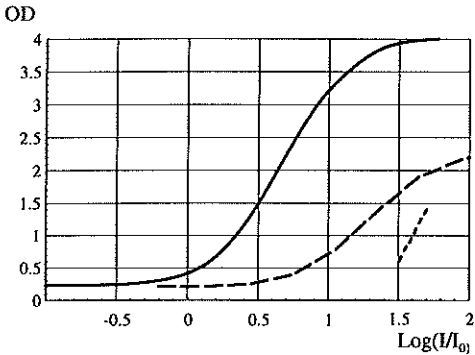
In tabel 4.2 zijn de meetresultaten verwerkt en vergeleken met de resultaten van de afstandsmodulatiemethode. In de tabel staat steeds de maximale afwijking van de densiteitswaarden voor de meetpunten van een serie. Deze afwijkingen liggen in dezelfde orde van grootte als de onzekerheid van de densitometer voor de aluminium wig. Met klein veld en bij de wig met koper zijn de afwijkingen groter. Het lijkt daarom, of de toename van de gemiddelde stralingskwaliteit bij grotere dikten wordt gecompenseerd door het relatief grotere strooistralingsaandeel.

Tabel 4.2 Resultaten van de twee-stappenwigopnamenmethode

						klein veld	afstands- modulatie
kVp (lage - hoge dosis)	78-78	80-80	82-82	78-80	80-82	80-80	80
<i>Aluminium wig</i>							
Snelheid (μGy^{-1})	2,68	2,63	2,63	2,63	2,63	2,77	2,65
Max. afwijking van de meet- punten t.o.v. afst. mod (OD)	0,03	0,03	0,06	0,04	0,03	0,12	
Gradiënt in snelheidspunt	3,0	3,2	3,4	3,1	3,1	3,0	3,13
<i>Aluminium wig met koper</i>							
Snelheid (μGy^{-1})	2,82	2,68	2,82	*	2,77	*	2,65
Max. afwijking van de meet- punten t.o.v. afst. mod (OD)	0,10	0,06	0,12	*	0,09	*	
Gradiënt in snelheidspunt	3,1	3,0	3,2	*	2,9	*	3,13

* Geen meetresultaten beschikbaar voor deze combinatie

Meetresultaten van de twee-stappenwigopnamenmethode voor drie röntgenbuisspanningen, met verschillende röntgenbuisspanningen en met klein veld in vergelijking met de afstandsmodulatiemethode.



Figuur 4.5 Karakteristieke functie met de spleetmethode t.o.v. de afstandsmodulatiemethode (—); Zonder vergroting, 60 μm spleetbreedte (---); met vergroting, 10 μm spleetbreedte (- - -).

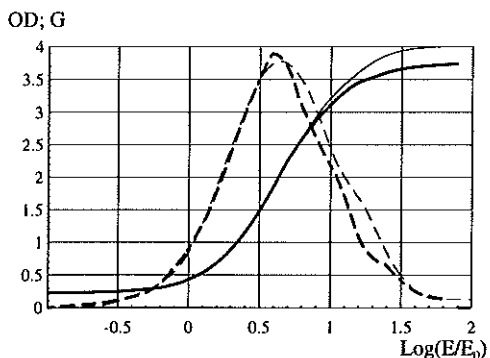
4.4.2.3 Methode met twee impuls- of stapresponsieopnamen

In figuur 4.5 zijn beide KF's ten opzichte van de met de afstandsmodulatiemethode bepaalde functie weergegeven.

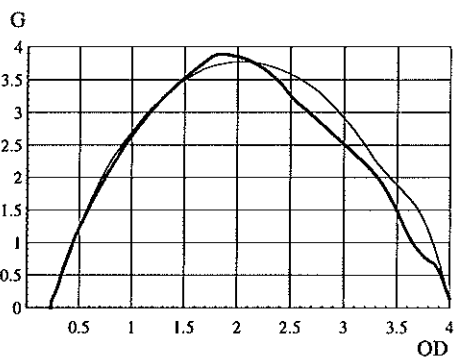
4.4.3 Optische verzwakking

4.4.3.1 Sensitometrie

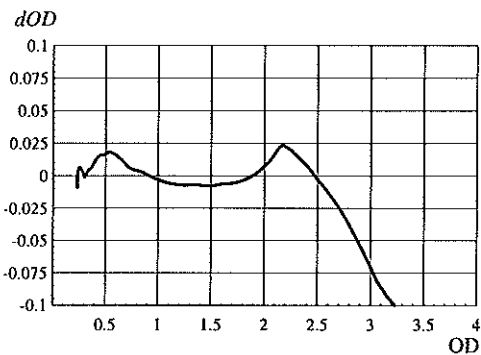
De sensitometrische functie van figuur 4.6 is bepaald uit het gemiddelde van zeven metingen van films, die met een dubbelzijdige sensitometer zijn belicht. De positie van het snelheidspunt is zodanig gekozen, dat dit samenvalt met dat van de KF, die bepaald is met de afstandsmodulatiemethode. Ook die KF en de gradiënten zijn in deze figuur weergegeven. In figuur 4.7 staan de gradiënten als functies van de optische densiteit. Voor deze film-schermcombinatie zijn beide functies binnen de meetfout van de densitometer tot 2,7 OD aan elkaar gelijk, voor de gradiënt tot 2,4 OD (figuren 4.8 en 4.9). Het verschil tussen beide functies wordt vermoedelijk veroorzaakt door het verschil in indringdiepte van licht en röntgenstraling in de zilverhalidekristallen. Bij grote intensiteiten is de kans op recombinatie bij de oppervlakkige, door licht veroorzaakte ionisaties groter, dan bij de in het kristal verspreide ionisaties die direct door röntgenstraling worden veroorzaakt.



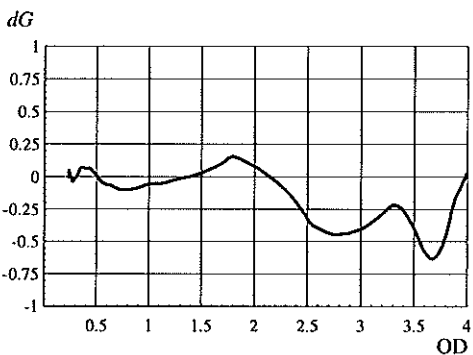
Figuur 4.6 Sensitometrische functie (—) en gradiënt(---) t.o.v. de afstandsmodulatiemethode.



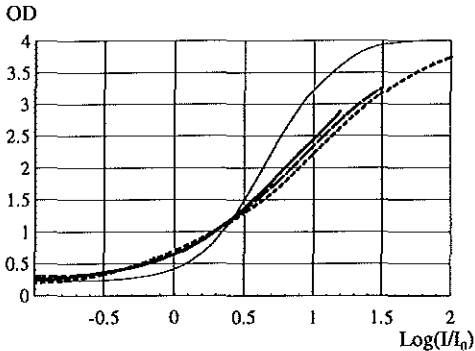
Figuur 4.7 Sensitometrische gradiënt als functie van de zwarting t.o.v. de afstandsmodulatiemethode.



Figuur 4.8 Afwijking van de sensitometrische zwarting t.o.v. de afstandsmodulatiemethode.



Figuur 4.9 Afwijking van de sensitometrische gradiënt t.o.v. de afstandsmodulatiemethode.



Figuur 4.10 Karakteristieke functie m.b.v. lichtverzwakkingswig en röntgenstraling.

70,3 μGy (---); 33,0 μGy (— —);

16,6 μGy (—) t.o.v. de afstandsmodulatiemethode.

4.4.3.2 Lichtsensitometrie geïnduceerd met behulp van röntgenstraling

De meetresultaten zijn in figuur 4.10 weergegeven, voor 16,6, 33,0 en 70,3 μGy met ter vergelijking de met de afstandsmodulatiemethode bepaalde KF.

4.5 Nauwkeurigheid en precisie

Mogelijke foutbronnen [Kodera, 1986] bij de bepaling van de karakteristieke functie en een schatting van de invloed op de nauwkeurigheid en de precisie van de meetmethoden:

- 1 *Het ontwikkelproces.* Voorafgaand aan, tijdens en tot slot van het onderzoek is het ontwikkelproces sensitometrisch bewaakt. Uit zeven metingen was de maximale variantie per stap $1,5 \cdot 10^{-4}$ OD en de maximale afwijking 0,02 OD; Het is noodzakelijk het ontwikkelproces voor en na (bij langdurige sessies ook tijdens) de meting te controleren.
- 2 *Interpolatie van de karakteristieke functie uit de meetpunten.* De regelmatige ligging van de meetpunten suggereert, dat de fouten ten gevolge van interpolatie kleiner zijn, dan die van het ontwikkelproces;
- 3 *De densitometer.* Dit instrument is voorafgaande aan de metingen geijkt; de maximale afwijking was $\pm 0,02$ OD voor $\text{OD} > 3$ en $\pm 0,01$ OD voor het gebied tussen 0 en 3 OD;
- 4 *Film- en schermvariabiliteit.* Voor de film is steeds uit hetzelfde pak en dus dezelfde batch geput, deze variabiliteit is reeds in (1) mee bepaald. Alle röntgenmetingen zijn steeds met hetzelfde paar schermen uitgevoerd;
- 5 *Instabiliteit van het latente beeld.* Hier is in tegenstelling tot Kodera [Kodera, 1986], die minimaal een uur wachtte met ontwikkelen, gekozen voor meer klinische omstandigheden en de film direct ontwikkeld. Uit de vergelijking van de verschillende meetmethoden zijn

- geen aanwijzingen gevonden, dat hierdoor een grote foutbron is ontstaan;
- 6 *De plaatsafhankelijke intensiteit van de röntgenbundel.* Deze wordt veroorzaakt door het hieleffect, de verschillen in weglengte door het aluminium filter en de verschillende afstanden van punten op de detector tot het focus. De invloed hiervan is beperkt gehouden door de focus-detectorafstand groot te kiezen. Uit metingen van de intensiteit in de bundel op verschillende posities bleken de afwijkingen kleiner dan 5 % over het gehele detectoroppervlak ten opzichte van het centrum van de detector;
 - 7 *Variaties in de röntgenenergie veroorzaakt door hoogspanningsfluctuaties.* Alle metingen zijn bij één buisspanning uitgevoerd. De gevoeligheid als functie van de stralingsenergie verandert bij 80 kVp en 25 mm Al slechts weinig;
 - 8 *Onnauwkeurigheden in de bepaling van de geometrie en de uitlijning.* Deze spelen slechts een rol bij de ijking van de halfgeleider-dosimeter met de ionisatiekamer-dosimeter. Bij een maximale meetfout van 5 mm per afstand is de extra onnauwkeurigheid 0,2 %.
 - 9 *De plaatsafhankelijke gevoeligheid in het versterkingsscherm.* Deze is niet bepaald; bij de afstandsmodulatiemethode is steeds op dezelfde plaats gemeten. De maximale fout wordt in referentie [Kodera, 1986] geschat op ± 4 %;
 - 10 *De dosismetring.* De halfgeleider-dosimeter is voor de toegepaste stralingsenergie geijkt met de ionisatiekamer-dosimeter. Hierbij is de nauwkeurigheid die van het ionisatiekamer-instrument met een extra fout tengevolge van de ijking (totaal 2,0 %) en de precisie die van het halfgeleider-instrument (1 %).
 - 11 *De sensitometer.* Volgens de fabrikant is de maximale afwijking per stap $\pm 0,02$ OD.

In tabel 4.3 zijn de foutbronnen vermeld die bij de verschillende methoden optreden. Daarnaast zijn de geschatte nauwkeurigheden en precisies per meetwaarde voor iedere methode weergegeven. De schatting is gebaseerd op de nauwkeurigheden van de bij de betreffende meting gebruikte instrumenten, de foutvoortplanting bij de betreffende methode en de spreiding in de meetresultaten, eventueel als functie van de onbetrouwbaarste parameter.

Tabel 4.3 Overzicht van de belangrijkste eigenschappen van de verschillende methoden

	foutbronnen	Karakteristieke functie		Gradiënt		bijzonderheden
		nauwkeurigheid	precisie	nauwkeurigheid	precisie	
Afstandsmodulatie	1-5,7,8,10,11	2 %	1 %	4 %	2 %	
Geijkte stappenwig	1 - 11	5 %	5 %	10 %	5 %	ijking nodig voor iedere kV-waarde
2 stappenwig-opnamen	1 - 11	3 %	5-1 %	10-5 %	10 %	grotere OD-waarden beter
2 spleetopnamen, zonder vergroting	1 - 11	*	n.v.t.	*	n.v.t.	grotere OD-waarden beter
2 spleetopnamen, met vergroting	1 - 11	*	n.v.t.	*	n.v.t.	grotere OD-waarden beter
Sensitometrisch + 1 röntgenopname	1-5,7,8,10,11	3 %, ± 0,08 OD	2 %	3 - 8 %	5 %	kleinere OD-waarden beter
Sensitometrie met röntgenstraling geïnduceerd	1 - 11	20 %	10 %	*	n.v.t.	dosis afhankelijk

* niet bepaald

Geschatte nauwkeurigheden en precisies van de karakteristieke functie en van de gradiënt per methode in het interval van 0 tot 2,5 OD

4.6 Discussie

4.6.1 Afstandsmodulatiemethode

Dit is meettechnisch de eenvoudigste methode, de nauwkeurigheid en de precisie worden bepaald door de dosimeter, de densitometer en de stabiliteit van het ontwikkelproces. De KF en de gradiënt zijn hiermee het nauwkeurigst te bepalen. De methode is gemakkelijker uit te voeren dan vooraf voorondersteld werd, maar vereist vrij veel meettijd in de röntgenkamer.

4.6.2 Röntgenverzwakking met verzwakkers of d.m.v. gedeeltelijke afscherming

4.6.2.1 *Geijkte stappenwigmethode*

Zoals uit de meetresultaten blijkt, wijken de resultaten van de met koper aangevulde aluminium wig nauwelijks af van die zonder koper; voor beide is de logaritme van de verzwakking als functie van de dikte vrijwel lineair. Röntgenenergieveranderingen hebben uiteraard invloed op de helling van deze functie maar niet op de lineariteit. Het is daarom niet zinvol om aan de aluminium wig koper toe te voegen.

Met de bundel-onderbrekingsmethode is het strooistralingsaandeel bepaald. Bij 26 mm aluminium van de wig was dit zonder koper 35 % en met koper 18 %. Daardoor wijkt de verzwakking van de wig af van de ijkwaarden, indien strooistralingsblokkerende technieken zoals roosters worden gebruikt.

Het strooistralingsaandeel kan worden beperkt door de röntgenbundel klein te maken. Dat kan door de wig aan de buiszijde te voorzien van een loodafdekking met per stap een ronde uitsparing in het lood die groot genoeg is om de resulterende zwarting met de densitometer uit te lezen. De lineariteit van de logaritme van de verzwakking van de wig als functie van de aluminium dikte is in dat geval beter. Deze wig kan zonder voorbehoud met betrekking tot strooistralingsbeperkende voorzieningen in afbeeldingssystemen gebruikt worden.

Deze wig met een beperkte veldgrootte zou ook uitstekend gebruikt kunnen worden om de karakteristieke functie van adaptieve systemen met één meting te bepalen. De regeling van deze systemen is echter niet op een lage gemiddelde stralingsflux berekend. De bepaling van de vorm van de KF van adaptieve systemen dient daarom toch met een aluminium wig te worden uitgevoerd.

4.6.2.2 *Twee-stappenwigopnamenmethode*

De twee-stappenwigopnamenmethode geeft een redelijk nauwkeurige KF en is snel uitvoerbaar. Het aantal meetpunten is gering waardoor de gradiënt niet nauwkeurig kan worden bepaald. De afwijkingen ten opzichte van de afstandsmodulatiemethode zijn het grootst bij de laagste densiteitswaarden.

4.6.2.3 *Methode met twee impuls- of stapresponsieopnamen*

De KF die uit twee spleetopnamen zonder vergroting is bepaald, wijkt af van de functie zoals die met de andere methoden is bepaald. Het is dan ook niet de normale KF voor een groot gebied, zoals bij de andere methoden, maar die van een lijnvormig object waarvan de breedte klein is ten opzichte van de resolutie van het afbeeldingssysteem. De functie is langs de dosis-as verschoven, omdat de energie over een klein gebied wordt gegeven en over een groter gebied wordt verspreid. De verschuiving komt globaal overeen met de verhouding van de spleetbreedte (60 μm) en de breedte van de LSF (500 μm).

Met vergroting is het niet gelukt de KF betrouwbaar te bepalen. De gebruikte spleet had een breedte van 10 μm , waardoor de verschuiving van de KF zo groot werd, dat het strooistralingsniveau hinderlijk werd. Omdat de te verwachten prestaties niet veel zullen afwijken van die van de twee-stappenwigopnamenmethode is dit niet verder onderzocht. In figuur 4.5 zijn beide KF's ondergebracht met daarbij de afstandsmodulatiemethode ter vergelijking.

4.6.3 **Optische verzwakking**

4.6.3.1 *Sensitometrie*

Sensitometrie met een aanvullende röntgenopname levert een redelijke benadering van de KF voor niet te grote dichtheitswaarden. In plaats van de aanvullende opname kan deze methode gecombineerd worden met de twee-stappenwigopnamenmethode, waarbij de sterke kanten van beide methoden kunnen worden samengevoegd.

4.6.3.2 *Lichtsensitometrie geïnduceerd met behulp van röntgenstraling*

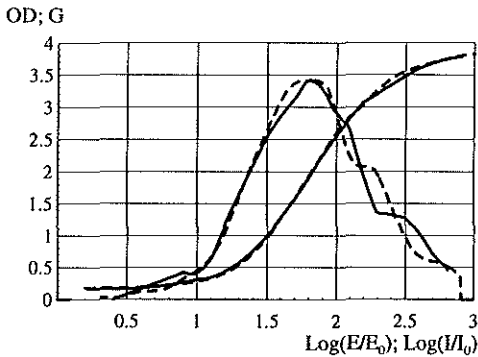
De methode met filmverzwakkers in een röntgencassette is een minder geschikte methode, omdat de daarmee bepaalde KF afhankelijk is van de stralingsintensiteit waarbij de meting is uitgevoerd.

4.6.4 **Dubbelzijdige en mammografiefilms**

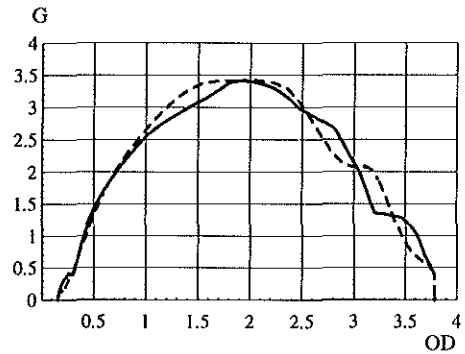
Vrijwel alle röntgenfilms voor algemeen gebruik zijn uitgevoerd met twee vrij dunne gevoelige lagen aan beide zijden van een drager en met platte zilverbromidekristallen met een grote oppervlakte-volumeverhouding. In mammografiefilms wordt een enkel-zijdige vrij dikke emulsie toegepast met kubische zilverbromidekristallen, die een veel kleinere oppervlakte-volumeverhouding hebben. [Gould, 1996] De zwartings-dosisrelaties van enkel-zijdige films kunnen op grond van de andere samenstelling en opbouw afwijken van de films met een dubbelzijdige emulsie.

Ter controle zijn daarop de afstandsmodulatiemethode en de met één röntgenopname aangevulde sensitometrische methode met een mammografische film-schermin combinatie uitgevoerd (scherm: Kodak minR, film: Kodak MRMA). De apparatuur en meetinstrumenten waren hetzelfde als bij de eerdere metingen. De metingen zijn bij 40 kVp, 100 ms en 40 mA uitgevoerd. Ook hier is de buisstroom bij de kleinste afstand vergroot, tot 80 mA.

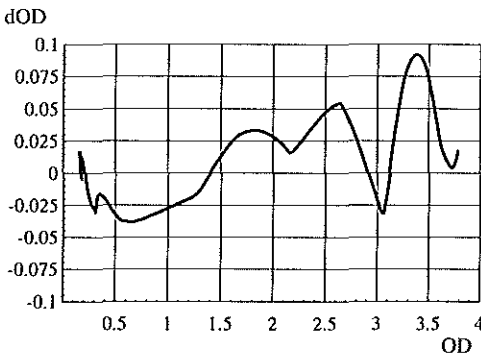
De verschillen tussen de karakteristieke functies en de gradiënten van beide methoden in het gebied tot en met 3,0 OD waren iets groter dan bij de dubbelzijdige films. Maar ongeveer gelijk aan de meetfouten van de instrumenten. Het zwartingsverschil bij grotere densiteiten tussen de afstandsmodulatiemethode en de sensitometrischemethode treedt hier echter niet op. Voor de KF van films met een enkel-zijdige emulsie kan daarom worden volstaan met één röntgenopname in de buurt van het snelheidspunt (OD = 1,0 + sluier) en sensitometrie (zie grafieken 4.11 tot en met 4.14).



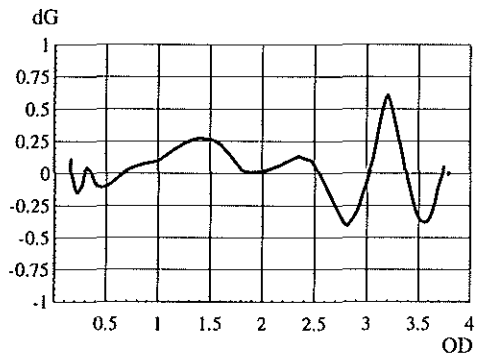
Figuur 4.11 Karakteristieke functie en gradiënt van een mammografiefilm; röntgen, afstandsmodulatiemethode (—); licht, sensitometrie (---).



Figuur 4.12 Gradiënt als functie van de zwarting voor een mammografiefilm; röntgen, afstandsmodulatiemethode (—); licht, sensitometrie (---).



Figuur 4.13 Afwijking van de sensitometrische zwarting t.o.v. de afstandsmodulatiemethode.



Figuur 4.14 Afwijking van de sensitometrische gradiënt t.o.v. de afstandsmodulatiemethode.

4.7 Samenvatting en conclusies

De zwarting als functie van de detectordosis is het nauwkeurigst te bepalen met de afstandsmodulatiemethode. Deze methode is goed uitvoerbaar in een klinische omgeving, maar te bewerkelijk om de KF routinematig te bepalen. De geijkte stappenwigmethode is gemakkelijker, maar daarvoor is wel een generator met een nauwkeurig en precies in te stellen buisspanning vereist. Voor niet al te grote densiteiten (tot $OD = 2,5$) is de sensitometrische methode snel, gemakkelijk en voldoende nauwkeurig. Voor de positie op de dosis-as is echter tenminste één röntgenopname vereist.

De sensitometrische methode gecombineerd met de één- of twee-wiggenmethode levert over het gehele functiebereik nauwkeurige resultaten. Hierbij worden de densiteiten tot ongeveer $OD = 2$ geleverd met behulp van de eerste methode en zijn de densiteiten boven $OD = 2$ en de positie op de dosis-as afkomstig van de tweede.

De bepaling van de KF van film-schermincombinaties, waarin de overspraak tussen de beide gevoelige lagen is beperkt (anti-crossover voorzieningen) en/of waarbij twee verschillende typen schermen en/of gevoelige lagen zijn toegepast, kan niet met iedere methode uitgevoerd worden. Slechts methoden waarin een realistische dosisverdeling over het voorste en het achterste scherm bestaat, zijn daarbij bruikbaar. Dit zijn de afstandsmodulatiemethode, de geijkte stappenwigmethode, de twee-stappenwigopnamenmethode en de twee-spleetopnamenmethode.

De KF van enkel-zijdige emulsiefilms kan met sensitometrie en één röntgenopname worden bepaald.

Bij elektronische systemen is de bepaling van de KF minder zinvol, omdat snelheid en gradiënt vrijwel onbeperkt kunnen worden gewijzigd. Het is wel belangrijk om van deze systemen de vorm van de KF en eventuele niet-lineariteiten te kennen. Hiervoor kan alleen de (voor de relatieve verzwakking geijkte) stappenwigmethode gebruikt worden.

In tabel 4.4 zijn een aantal praktische aspecten van de verschillende methoden in een overzicht weergegeven. De tijd in de röntgenkamer en voor de uitwerking van de gegevens is bij combinatiemetingen gelijk aan de som van de afzonderlijke tijden van iedere methode.

Tabel 4.4

	<i>afstandsmodulatie</i>	<i>één stappenwigopname</i>	<i>twee stappenwigopnamen</i>	<i>twee spleetopnamen - vergroot</i>	<i>twee spleetopnamen - niet vergroot</i>	<i>sensitometrie - direct</i>	<i>sensitometrie - indirect</i>
<i>nauwkeurigheid</i>							
karakteristieke functie	++	+	+	o	+*	+^	--
gradiënt [dosis]	++	+	o	o	+*	+^	--
gradiënt [OD]	++	+	o	o	+*	+	--
kV onafhankelijkheid	++	-	+''	++	++	n.v.t.	--
tijd in röntgenkamer	60 min	10 min	15 min	30 min	30 min	n.v.t.	10 min
tijd voor uitwerking	30 min	10 min	30 min	60 min	60 min	10 min	30 min
gemak	-	++	+	-	-	++	--
bruikbaar bij anticrossover en/of verschillende scherm- of filmtypen	++	++	++	o	+*	--	--
enkelzijdige emulsiefilms	+	--	--	o	-	++	--
bruikbaarheid bij elektronische syst.	--	++	--	--	--	n.v.t.	n.v.t.
	--	onbruikbaar		*	lijngevoeligheidsfunctie		
	-	slecht		^	extra rontgenopname		
	o	bruikbaar			noodzakelijk		
	+	goed		''	gevoelig voor kV-verschillen		
	++	uitstekend			tussen de opnamen		

Overzicht van een aantal praktische aspecten van methoden ter bepaling van zwartings-dosisrelaties.

HOOFDSTUK 5

De energieafhankelijkheid van versterkingsschermen

5.0 Inleiding

In versterkingsschermen vindt de omzetting van röntgenstraling naar licht plaats. In dit proces kunnen we twee stappen onderscheiden:

- de absorptie van röntgenstraling
- de produktie van licht (conversie-efficiency).

Goede versterkingsschermen bereiken een grote gevoeligheid door een grote absorptie (hoofdstuk 1, paragraaf 1.5.2). Hierdoor wordt de uit de patiënt tredende röntgenstraling zoveel mogelijk ten behoeve van de beeldvorming gebruikt. Met een grotere conversie-efficiency wordt de gevoeligheid eveneens vergroot; de signaal-ruisverhouding wordt daarbij echter verslechterd door het grotere kwantumruisandeel.

De lichtopbrengst van versterkingsschermen als functie van de stralingsintensiteit is in een zeer groot gebied lineair, zeker binnen het diagnostische werkgebied [Nielsen, 1985]. In de literatuur wordt hier vrijwel nooit aandacht aan besteed, maar er wordt wel steeds impliciet van uitgegaan. Het niet-lineaire verloop van de karakteristieke functie is het gevolg van de filmeigenschappen.

De gevoeligheid van schermen neemt bij toename van de temperatuur af; bij 35°C is deze ongeveer 90 % van die bij 20°C. Dit wordt in geringe mate gecompenseerd door de grotere gevoeligheid van film bij hogere temperaturen [Herz, 1969].

De verzwakking en de lichtopbrengst van versterkingsschermen zijn beide een functie van de stralingsenergie. Het verloop van deze functie geeft inzicht in de opbouw en werking van specifieke schermen en is van belang voor de instelling van belichtingsautomaten. Daarbij wordt aangenomen, dat de verhouding tussen de verzwakking en de energie-absorptie van versterkingsschermen in het röntgendiagnostische energiegebied ongeveer constant is. Voor polychromatische röntgenstraling is dat een redelijke aanname.

In de literatuur worden verzwakking en lichtopbrengst vrijwel altijd weergegeven als functie van de monochromatische stralingsenergie. In klinische omstandigheden wordt het beeld echter met polychromatische röntgenstraling gevormd.

Het onderwerp van dit hoofdstuk is het ontwerp van een eenvoudig instrument waarmee de verzwakking en de lichtopbrengst als functie van de polychromatische röntgenstralingsenergie snel en betrouwbaar in een klinische omgeving kan worden gemeten. Met dit instrument zijn de verzwakking en de lichtopbrengst voor een aantal typen versterkingsschermen als functie van de röntgenstralingsenergie bepaald. Koedooder en Venema beschrijven het ontwerp van een soortgelijk, maar gecompliceerder instrument [Koedooder, 1984].

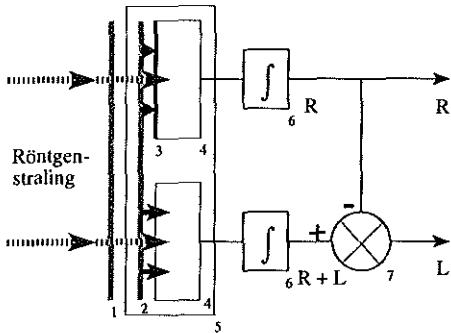
5.1 Methode

Het principe van het ontwikkelde instrument is in figuur 5.1 weergegeven. Een versterkingsscherm (2) wordt in een lichtdichte doos (5) met de licht-emitterende kant op twee naast elkaar gelegen lichtgevoelige dioden (4) aangebracht. Deze dioden bevinden zich op de plaats waar zich bij normaal gebruik van het scherm de lichtgevoelige laag van de film bevindt. Ieder van de dioden is verbonden met een (elektronische) integrator (6); één van de dioden (3) is voor licht afgeschermd. Voor deze dioden zijn PIN-dioden gebruikt, die een groter intrinsiek gebied hebben dan PN-dioden. Daardoor is het effectieve volume en daarmee de gevoeligheid voor röntgenstraling groter. De gevoeligheid en de verzwakking van het achterste scherm wordt bepaald door het voorste scherm (1) op de lichtdichte doos aan te brengen en het achterste scherm in de doos (2).

De uitgangsstroom bij kortgesloten diode is over een zeer groot bereik (meer dan 6 decaden) evenredig met de verlichtingssterkte en met de intensiteit van de röntgenstraling.

Zowel voor licht- als voor röntgenenergie is er een spectraal afhankelijke gevoeligheid. Deze neemt voor zichtbaar licht toe met een afnemende energie.

Voor röntgenstraling neemt de gevoeligheid in eerste instantie toe bij een grotere röntgenstralingsenergie tengevolge van de vergroting van het werkzame volume. Daarna is er een afname tengevolge van de afnemende röntgenverzwakkingscoëfficiënt.

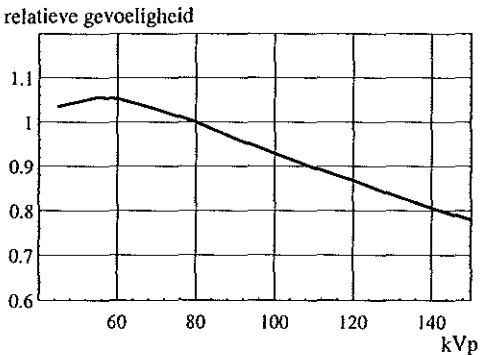


Figuur 5.1 Meetinstrument ter bepaling van de verzwakking en de lichtopbrengst van versterkingsschermen.

- 1 Voorste versterkingsscherm, alleen bij de meting van het achterste scherm;
- 2 Versterkingsscherm (voorste of achterste);
- 3 Lichtafscherming;
- 4 PIN-dioden;
- 5 Lichtdichte behuizing;
- 6 Integratoren;
- 7 Subtractie; Zwarte pijlen: licht.

De afgeplakte diode (3-4) levert een waarde die evenredig is met de uit het scherm tredende röntgenstraling (R). De niet afgeplakte diode levert een waarde die evenredig is met het in het versterkingsscherm geproduceerde licht en de uit het scherm tredende röntgenstraling (R+L). Subtractie van beide geïntegreerde meetwaarden (7) levert een waarde die evenredig is met de geproduceerde lichtstroom (L).

De ijking van de dioden als dosimeter kan worden uitgevoerd door de versterkingsschermen weg te laten; de lichtmeting dient daarbij de waarde nul te blijven aanwijzen. Het resultaat van deze ijking staat in figuur 5.2. Het achterste scherm kan worden gemeten door het voorste scherm (1 in figuur 5.1) op het doosje te plaatsen.



Figuur 5.2 Relatieve gevoeligheid van de PIN-diode, type S2551 (Hamamatsu K.K.) als functie van de buisspanning

5.2 Uitvoering

De meting van de verzwakking en de lichtopbrengst van versterkingsschermen als functie van de röntgenstralingsenergie kan niet met de extra röntgenbuisfiltratie, zoals bij de bepaling van de karakteristieke functie is toegepast, uitgevoerd worden. Bij geringe röntgenenergieën is de verzwakking van dit filter te groot. De metingen zijn daarom uitgevoerd zonder extra buisfilter. In klinische omstandigheden zijn de werkelijke röntgenstralingsenergieën hoger ten gevolge van de door het object veroorzaakte opharding.

De verzwakking en de lichtopbrengst van calciumwolframaat-, gadoliniumoxysulfide- en yttriumtantalaaat-schermen zijn met het besproken instrument bepaald als functie van de röntgenstralingsenergie.

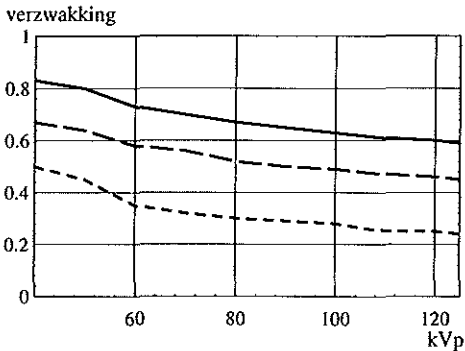
5.3 Specificatie van de gebruikte materialen, hulpmiddelen en meetinstrumenten

- Versterkingsschermen: – Dupont Cronex Par Speed, calciumwolframaat.
– Kodak Lanex Regular, gadoliniumoxysulfide.
– Dupont Ultra Vision 400, yttriumtantalaaat.
- Dosimeters: – Keithley 35050A met 15 cc vlakke ionisatiekamer.
– Keithley niet-invasieve buisspanningsmeter.
– Dosimax met halfgeleiderdiode-detector.
– Versterkingsschermen meetinstrument.
De ijking van dit instrument voor de verschillende toegepaste stralingsenergieën is uitgevoerd met beide dosimeters. Het resultaat is weergegeven in figuur 5.2
- Generator: – Philips M50CPH.
- Röntgenbuis: – Philips SRO 25/50; 2,5 mm Al toegevoegd buisfilter.
Film-focusafstand (FFD): 100,0 cm; De ionisatiekamer stond op 84,5 cm van het focus opgesteld, de overige sensoren stonden in hetzelfde vlak als de versterkingsschermen, op 103,5 cm van het focus.
- Uitgebreide specificaties hiervan in appendix D.

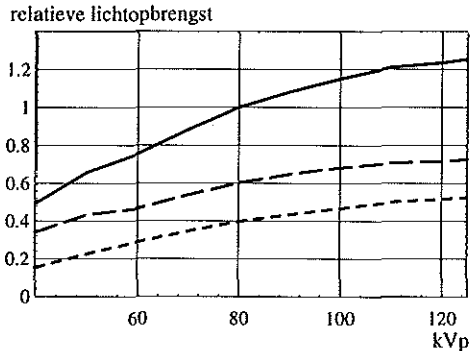
5.4 Resultaten

In de grafieken zijn steeds de verzwakking en de relatieve lichtopbrengst per intreedosiseenheid weergegeven als functie van de röntgenbuisspanning. In figuur 5.3 zijn de verzwakking van het voorste scherm, van het achterste scherm en van het voorste en achterste scherm weergegeven voor gadoliniumoxysulfide. In figuur 5.4 zijn de lichtopbrengsten per intreedosiseenheid van het voorste scherm, het achterste scherm en de som van beide schermen weergegeven, eveneens voor gadoliniumoxysulfide.

In de figuren 5.5 en 5.6 zijn drie typen versterkingsschermen met elkaar vergeleken: calcium-wolframaat, gadoliniumoxysulfide en yttriumtantalaaat. In figuur 5.5 zijn de totale verzwakkingswaarden (van het voorste en het achterste scherm) en in figuur 5.6 de relatieve lichtopbrengsten per intreedosiseenheid ten opzichte van 80 kVp weergegeven.

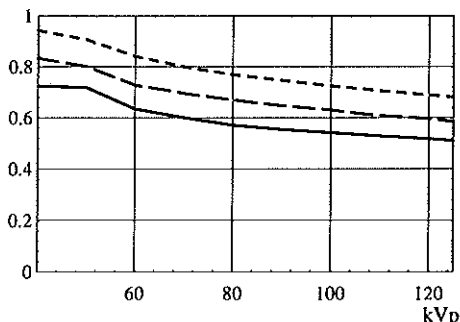


Figuur 5.3 De verzwakking van het voorste (— —) en het achterste scherm (- - -) en beide schermen samen (— —) voor gadolinium als functie van de buisspanning.



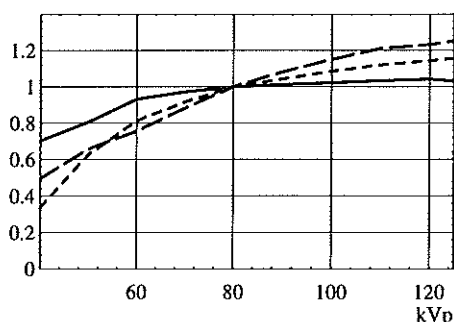
Figuur 5.4 Lichtopbrengst van het voorste (— —) en het achterste scherm (- - -) en van de som van beide schermen (— —) voor gadolinium.

verzwakking



Figuur 5.5 Verzwakking van drie versterkingschermen: CaWO_4 (—); GdOS_2 (---); YtO_4 (· · ·).

relatieve lichtopbrengst



Figuur 5.6 Relatieve lichtopbrengst, voorste + achterste scherm van drie typen versterkingschermen t.o.v. 80 kVp; CaWO_4 (—); GdOS_2 (---); YtO_4 (· · ·).

5.5 Nauwkeurigheid en precisie

Mogelijke foutbronnen en een schatting van de invloed op de nauwkeurigheid en de precisie:

- 1 *Variaties in de röntgenenergie veroorzaakt door hoogspanningsfluctuaties.* Alle metingen zijn bij één buisspanning uitgevoerd. De nauwkeurigheid van de generator voor opnametijden > 10 ms is $\pm 5\%$ of ± 2 kV. De nauwkeurigheid van de niet-invasieve buisspanningsmeter is 2%, de precisie is 1%.
- 2 *Onnauwkeurigheden in de bepaling van de geometrie en de uitlijning.* Deze spelen slechts een rol bij de ijking van de halfgeleiderdosismeter met de ionisatiekamerdosismeter. Bij een maximale meetfout van 5 mm per afstand is de invloed op de nauwkeurigheid < 1%.
- 3 *De plaatsafhankelijke gevoeligheid in het versterkingscherm.* Dit bepaalt in welke mate de resultaten representatief zijn voor het betreffende materiaal. Kodera schat de maximale fout hiervan op $\pm 4\%$ [Kodera, 1986]. In deze studie is steeds op dezelfde plaats van het scherm gemeten.
- 4 *De geometrie is afwijkend van de normale gebruiksomstandigheden.* Zo is er geen film tussen de twee schermen en is de stralenrichting voor het achterste scherm en bij enkelvoudige schermen omgekeerd. Voor de verzwakking en de relatieve lichtopbrengst heeft dit geen gevolgen, wel voor de verhouding tussen de lichtopbrengst van het voorste en het achterste scherm.
- 5 *De dosis- en lichtmeting.* De halfgeleiderdosismeter is voor de toegepaste stralingsenergie geijkt met de ionisatiekamerdosismeter. Hierbij is de nauwkeurigheid die van het ionisatiekamerinstrument met een extra fout tengevolge van de ijking (totaal 5%) en de precisie die van het halfgeleiderinstrument (beter dan 1%). Voor iedere röntgenstralings-

energie zijn het versterkingsscherm-meetinstrument en de halfgeleiderdosismeter met de ionisatiekamerdosimeter gelijk. De nauwkeurigheid voor het intreekerma is daardoor ongeveer gelijk aan die van het ionisatiekamerinstrument: 2 % en de precisie is ongeveer gelijk aan die van een halfgeleiderinstrument: 1 %. De relatieve nauwkeurigheden voor de lichtmetingen van één type scherm zijn 2 % . De precisie voor de lichtmetingen is 2 %.

Op bovenstaande waarden en de spreiding in de meetresultaten zijn de schattingen voor de nauwkeurigheden en precisies van deze methode gebaseerd:

- voor de verzwakkingswaarden 5 % nauwkeurigheid, 1 % precisie;
- voor de relatieve lichtmeting 1 % precisie, voor de verhouding tussen de lichtopbrengst van het voorste en het achterste scherm 10 %.

5.6 Discussie

De bijdrage van het voorste scherm aan de belichting van de film is meestal groter dan die van het achterste scherm. Dit wordt veroorzaakt door de verzwakking van het voorste scherm en de hogere stralingskwaliteit die het gevolg is van die verzwakking. Daarom wordt het achterste scherm wel dikker gemaakt, zodat een evenwichtiger verdeling van de belichting ontstaat. In de figuren 5.3 en 5.4 is te zien, dat dit bij het yttriumtantalaaat-scherm is toegepast. De verzwakking van de yttriumtantalaaat-schermen is het grootst. De verzwakking van schermen hangt uiteraard af van het type fluorescentiemateriaal, maar meer nog van de dikte ervan.

De meetresultaten geven inzicht in het verloop van de gevoeligheid als functie van de stralingsenergie. Dit met de restrictie dat de effectieve stralingsenergie op de detector in de klinische praktijk meestal groter is, als gevolg van opharding van het stralingsspectrum tengevolge van de verzwakking van het object.

5.7 Samenvatting en conclusies

De lichtopbrengst is voor de gadoliniumoxysulfide-schermen het sterkst afhankelijk van de röntgenbuisspanning, voor de calciumwolframaat-schermen is dit veel minder sterk.

Met het in dit hoofdstuk beschreven instrument is het mogelijk in korte tijd de verzwakking en de relatieve lichtopbrengst van versterkingsschermen als functie van de stralingsenergie te verkrijgen. Hieruit kunnen richtlijnen afgeleid worden voor de instelling van de röntgengenerator bij toepassing van een specifiek versterkingsschermmateriaal. De meetresultaten van de besproken methode kunnen het inzicht in de werking van film-schermcombinaties vergroten: met deze gegevens en de karakteristieke functie kunnen de relatieve bijdragen van de verzwakking en van de conversie-efficiency aan de gevoeligheid bepaald worden.

HOOFDSTUK 6

Bepaling van de primaire fractie in het detectoringangssignaal

6.0 Inleiding

Zoals uit de formules 3.1 en 3.2 in hoofdstuk 3 blijkt, wordt het contrast van kleine details of details met een gering verzwakkingsverschil, door strooistraling verkleind. De verhouding tussen de primaire en de secundaire straling in de uittredende röntgenbundel is daarom van direct belang voor de beeldkwaliteit. In dit hoofdstuk wordt een methode besproken waarmee deze verhouding kan worden bepaald. Het gebruik van deze methode wordt met twee praktijkvoorbeelden toegelicht.

Bij hogere röntgenstralingsenergieën neemt de relatieve hoeveelheid strooistraling in de uittredende bundel in geringe mate toe. Bij grotere objectdikten en bij grotere bundeldoorsneden is er een sterke toename. Het is een wijd verspreid misverstand dat de hoeveelheid strooistraling sterk zou toenemen bij hogere stralingsenergieën: het primaire stralingsaandeel, de informatiedrager, blijft vrijwel even groot, maar de contrasten nemen af, veroorzaakt door afname van de verzwakkingsverschillen bij hogere röntgenstralingsenergieën [Nielsen, 1979; Boer, 1983; Christensen's, 1990; Petrone, 1993].

De uit een object tredende röntgenbundel, bestaat uit een primair deel (P), dat geen interactie met het object heeft gehad en een secundair deel (S), dat afkomstig is van verstrooiing door interacties van de röntgenbundel met het object. De primaire fractie is gedefinieerd als:

$$P_f = \frac{P}{P+S} \quad (2.5.4)$$

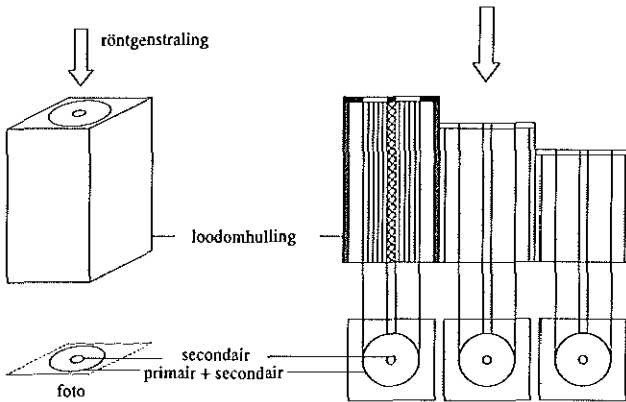
Het detailcontrast wordt met de factor P_f - de primaire fractie - verkleind. In enkele gepubliceerde onderzoeken wordt deze fractie met behulp van dosimeters bepaald [Barnes, 1978]. Daarbij wordt over het hoofd gezien, dat de geometrie van de meeste beelddetectoren afwijkt van die van de stralingssensoren van de meeste dosimeters. Kalender heeft de gevoeligheid voor strooistraling als functie van de detectordikte van detectoren met behulp van Monte Carlo methoden berekend [Kalender, 1981]. Beelddetectoren zijn relatief dun en daardoor gevoeliger voor strooistraling dan voor primaire straling. Dit wordt veroorzaakt door een grotere gemiddelde weglengte in de detector en door de lagere gemiddelde energie van de strooistraling.

De hoek met de normaal van het detectorvlak is voor secundaire straling gemiddeld groter en daarmee de gemiddelde effectieve detectordikte. De gemiddelde energie van de strooistraling is lager. Bij 100 kVp en 20 cm water vond Castle een gemiddelde energie van 67 keV voor de primaire en 55 keV voor de secundaire straling [Castle, 1977].

Met behulp van een rooster kan de primaire fractie direct voor de detector verbeterd worden. Het rooster zelf heeft echter een negatief effect op de signaal-ruisverhouding, veroorzaakt door de opbouw van het rooster en door onregelmatigheden daarin. Voor de klinische toepassing is het van belang te weten wanneer de voordelige effecten van een bepaalde techniek groter zijn dan de nadelige. Deze vraag kan gelijktijdig met de bepaling van de primaire fractie beantwoord worden, omdat naast de primaire fractie ook het contrast als functie van de objectdikte en de stralingsenergie met deze meting kan worden verkregen.

6.1 Methode

Bij de bundelonderbrekingsmethode [Nielsen, 1979; McLean, 1996] wordt op een verzwakingsmateriaal aan de röntgenbuiszijde een stukje lood aangebracht. De zwarting onder de schaduw ervan wordt veroorzaakt door verstrooide straling. Direct eromheen is de zwarting het gevolg van zowel primaire als verstrooide straling. De niet-lineaire zwartingswaarden worden met behulp van de karakteristieke functie naar dosiswaarden vertaald.



Figuur 6.1 Blokken ten behoeve van de bepaling van de primaire fractie.

Water of perspex hebben vrijwel dezelfde verzwakkingseigenschappen als weke delen voor het in de röntgenologie toegepaste energiegebied en kunnen daarom als verstrooiend materiaal worden gebruikt. Een nadeel is, dat fantomen uit deze materialen onpraktisch groot worden en dat geometrische factoren het fantoom ingewikkeld en duur maken. Daarom is gekozen voor een materiaal met een grotere röntgenverzwakingscoëfficiënt en een vergelijkbaar verzwakkingsproces (comptonverstrooiing overheersend) als in weefsel. Aluminium is een goede keus voor fantomen in het standaard röntgenwerkgebied, voor mammografie is perspex geschikter. Een nadeel van aluminium is, dat de energie-afhankelijkheid ervan niet overeenkomt met die van weke delen (appendix A). Voor perspex is dit wel het geval.

Het ontwikkelde fantoom is uit een aantal aluminium of perspex blokken samengesteld (figuur 6.1), waarvan de hoogte varieert van 1 tot 8 cm. De afzonderlijke blokken zijn aan de zijkanten omwikkeld met lood, zodat er geen onderlinge strooistralingsoverdracht plaatsvindt. In het fantoom is gekozen voor een beperkte geometrie, waardoor meerdere metingen per opname kunnen worden gecombineerd. Het strooistralingsaandeel als functie van de dikte en de veldgrootte wordt beschreven in [Levine, 1979; Kalender, 1981] en voor mammografie in [Barnes, 1978]. Daarmee kan het strooistralingsaandeel voor grotere velden berekend worden. De hoogste blokken zijn rond de centraalstraal gegroepeerd, waardoor de geometrische vertekening beperkt is gehouden. Met een voldoende grote film-focusafstand kan de geometrische vertekening verwaarloosbaar klein gehouden worden. Aan de bovenzijde is een cirkelvormige uitsparing, met daarin de cirkelvormige bundelonderbreker. De blokken staan in twee rijen van vijf naast elkaar, loodrecht op de anode-kathode-as. Hierdoor is de invloed van het hieffect (de ongelijke intensiteitsverdeling als gevolg van de zelfafscherming van het anodemateriaal voor de uitredende röntgenstraling) zoveel mogelijk beperkt. Bovendien wordt de zwarting aan het begin van een rij, die door directe belichting is veroorzaakt, gemeten en de daaruit berekende intredosis als correctiewaarde gebruikt.

Met dit fantoom kunnen de primaire fractie P_r , het contrast en de verzwakking gemeten worden

voor verschillende parameters zoals de materiaaldikte, de stralingsenergie en het detectormateriaal. Bij iedere instelling van een te onderzoeken parameter worden een aantal opnamen gemaakt met een exponentiële reeks dosiswaarden (of mAs-waarden). De gemeten optische densiteiten worden met behulp van de karakteristieke functie teruggerekend naar de bijbehorende lokale intreedosiswaarden. Hieruit worden relatieve (dus intreedosis onafhankelijke) waarden berekend, door deling met de intreedosis zonder verzwakking. Onder het loden schijfje wordt de dosisbijdrage van de stroostraling gemeten. Direct daarbuiten de primaire plus de stroostralingsbijdrage. Uit deze waarden kan de primaire fractie als het verschil van de eerder genoemde waarden worden berekend. Daarnaast kunnen ook het contrast en de verzwakking als functie van de materiaaldikte uit deze meetgegevens worden bepaald.

Voor de uit de zwarting bepaalde relatieve dosis geldt:

$$I_{\text{rel}}(d) = \frac{KF^{-1}(OD_{I_0,d})}{I_0} \quad (6.1)$$

met

$I_{\text{rel}}(d)$ = relatieve dosis als functie van de objectdikte d

KF^{-1} = inverse van de karakteristieke functie

$OD_{I_0,d}$ = optische densiteit als functie van de intreedosis I_0 en de objectdikte d

I_0 = intreedosis

d = aluminium of perspexdikte in stralingsrichting

Onder het loden schijfje geldt voor de relatieve stroostraling S :

$$S_{\text{rel}} = I_{\text{rel},S}(d) \quad (6.2)$$

Direct daarbuiten geldt voor de relatieve primaire en stroostraling:

$$P_{\text{rel}} + S_{\text{rel}} = I_{\text{rel},P+S}(d) \quad (6.3)$$

Uit de formules 6.2 en 6.3 volgt voor de relatieve primaire straling:

$$P_{\text{rel}} = I_{\text{rel},P+S}(d) - I_{\text{rel},S}(d) \quad (6.4)$$

De primaire fractie is:

$$P_f = \frac{P_{\text{rel}}}{P_{\text{rel}} + S_{\text{rel}}} \quad (6.5)$$

Het maximaal bereikbare contrast per centimeter aluminium of perspex (zonder stroostraling):

$$C_{\text{max},1\text{cm}}(d) = \frac{P_{\text{rel}}(d) - P_{\text{rel}}(d-1)}{P_{\text{rel}}(d) + P_{\text{rel}}(d-1)} \quad (6.6)$$

Het effectieve contrast, inclusief strooistraling:

$$C_{\text{eff,1cm}}(d) = C_{\text{max,1cm}}(d) \cdot P_r(d) \quad (6.7)$$

De vereiste intreedosis kan berekend worden uit de verhouding van de intreedosis en de uitreedosis. De gemiddelde zwarting van films heeft, door het gebruik van belichtingsautomaten, meestal een vaste waarde. Met deze waarde en de eerder genoemde verhouding kan de vereiste intreedosis worden bepaald. Deze verhouding is:

$$A(d) = I(d)_{\text{rel,P+S}} \quad (6.8)$$

Deze methode kan met een eenvoudig en goedkoop instrumentarium uitgevoerd worden:

- een halfgeleider dosismeter;
- een fantoom (zoals hierboven beschreven);
- een densitometer;
- een computer met een spreadsheetprogramma.

Met deze methode kunnen een aantal belangrijke grootheden die de invloed van strooistraling op de beeldkwaliteit beschrijven, worden bepaald. Dit wordt geïllustreerd met twee toepassingen:

- De vergelijking van twee typen versterkingsschermen met betrekking tot de primaire fractie, het contrast en de gevoeligheid als functie van de röntgenstralingsenergie en de objectdikte (paragraaf 6.2).
- Het effect van het anodemateriaal op de primaire fractie, het contrast en de gevoeligheid als functie van de objectdikte bij mammografie (paragraaf 6.3).

6.2 Film-schermbcombinaties voor pediatrische onderzoeken

Groen licht emitterende gadoliniumoxysulfide-schermen worden sinds de tachtiger jaren vrijwel algemeen toegepast in de röntgendiagnostiek. Bij lagere energieën neemt de gevoeligheid van deze groene schermen sterk af. Bij röntgenonderzoeken van kinderen worden gemiddeld lagere buisspanningen toegepast dan bij volwassenen. Dit leidt tot het dilemma of te kiezen voor gevoeliger schermen met een verhoogd ruisniveau in het beeld of voor een hogere patiëntendosis. In het Sophia Kinderziekenhuis werden daarom nog steeds calciumwolframaat-schermen gebruikt. In 1993 kwam een nieuw type scherm ter beschikking, met yttriumantalaat als röntgenlichtomzetter, dat ultraviolet licht emitteert. De daarmee vervaardigde opnamen van een enkel- en een schedelfantoom gaven de indruk van een verhoogd contrast in gebieden waar het strooistralingsaandeel groot was.

Yttrium ($_{39}\text{Y}$) is een element met een voor een detectormateriaal relatief lage atoommassa. Het heeft een K-schil-energie van 17,0 keV. Het is eerder toegepast in yttriumwolframaat-schermen.

Deze hebben naast een zeer grote gevoeligheid een hoog ruisniveau. Tantalium ($_{73}\text{T}$) staat direct voor wolfram in het periodiek systeem en heeft een K-schil-energie van 67,4 keV. Deze combinatie heeft een ander spectraal verzwakkingsgedrag dan gadoliniumoxysulfide-schermen waarvan het gadolinium ($_{64}\text{Gd}$) een K-schil-energie van 50,2 keV heeft.

Het onderzoek diende de vraag te beantwoorden welk type scherm bij lagere buisspanningen het best presteert en de opvolger zou moeten worden van het calciumwolframaat-scherm.

Of concreter: Zijn er verschillen in het verloop van het contrast en de primaire fractie voor beide typen versterkingsschermen als functie van de buisspanning en de (aluminium) dikte van de verzwakker?

6.2.1 Uitvoering

Van de twee film-schermcombinaties zijn de karakteristieke functies bepaald met de twee-stappenwigopnamenmethode (paragraaf 4.1.2.2). Deze functies zijn vervolgens gebruikt om de betreffende densiteitswaarden in de film naar dosiswaarden te transformeren.

Per buisspanning (tussen 50 en 150 kVp) is steeds een serie opnamen van de tien blokken gemaakt met toenemende buisstroom, zodat er voor iedere meetwaarde (per aluminiumdikte één primaire plus strooistraling en één strooistralingswaarde) minimaal één densiteitswaarde tussen 0,5 en 2,5 OD was.

Bij iedere opname is de intreekerma vrij in lucht gemeten met een halfgeleiderdetector dosis meter. Dit instrument is voor iedere buisspanning geijkt met een ionisatiekamer-dosismeter. Vrijwel alle functiewaarden zijn bepaald uit het gemiddelde van drie of meer met de betreffende intreekerma genormeerde stralingswaarden.

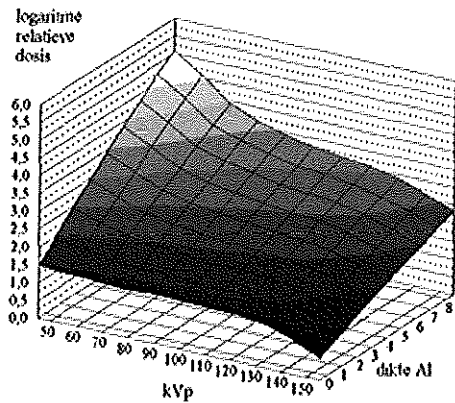
6.2.2 Specificatie van de gebruikte materialen, hulpmiddelen en meetinstrumenten

Films:	– 3M XDA Plus
	– Dupont Ultravision G
	Dit zijn normale dubbelzijdig gevoelige films zonder speciale anti-crossover voorzieningen en met aan beide zijden dezelfde gevoelige emulsie
Schermen:	– Kodak Lanex Regular
	– Dupont Ultravision 400
Ontwikkelmachine:	– Kodak M6B
Ontwikkelaar:	– Kodak RPXOMAT DEV EX, temperatuur 35°C
Fixeer:	– Kodak RPXOMAT FIX LO
Sensitometer:	– Kodak Process Control Sensitometer
Densitometers:	– X-Rite 301
	– Kodak Process Control Densitometer, geijkt met de X-Rite 301
Dosimeters:	– Keithley met 15 cc vlakke ionisatiekamer
	– Wellhöfer Dosimax met halfgeleiderdetector

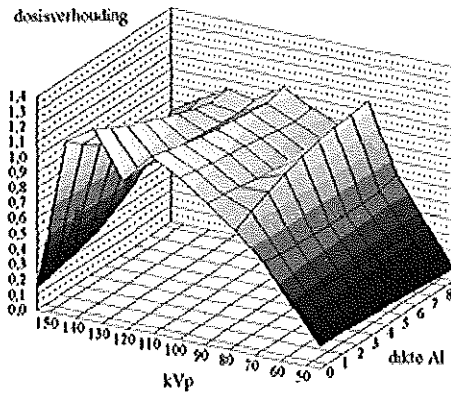
- Buisspanningsmeter: – Keithley 35080A
 Generator: – Philips M50CPH
 Röntgenbuis: – Philips SRO 25/50; Extra filter: 0,2 mm Cu en 1 mm Al,
 FFD: 120 cm
 Stroostralingsfantoom: – Aluminium 51ST; Blokken van 0 tot 80 mm; met een grondvlak
 van 20x20 mm²
 Uitgebreide specificaties in appendix D.

6.2.3 Resultaten

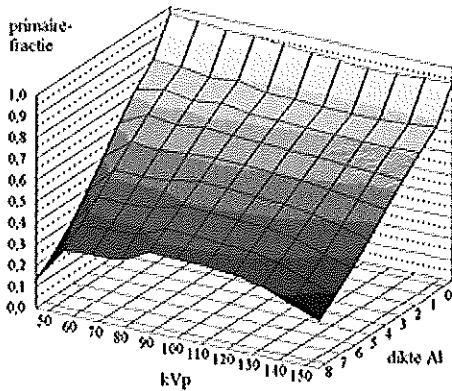
In figuur 6.2 is de primaire fractie, in figuur 6.3 is het contrast inclusief strooistraling per centimeter aluminium en in figuur 6.4 is de intreekerma voor een zwarting bij het snelheidspunt van de film (1 + sluier) voor primaire en secundaire straling weergegeven, allen als functie van de aluminium dikte en de buisspanning voor gadoliniumoxysulfide-schermen. In de figuren 6.5 tot en met 6.7 zijn de verschillen tussen gadoliniumoxysulfide- en yttriumtantalaaat-schermen weergegeven als de verhoudingen van de eerder genoemde functiewaarden. Het nulpunt voor de aluminiumdikte-as ligt bij de eerste twee grafieken vooraan en bij de andere vier achteraan.



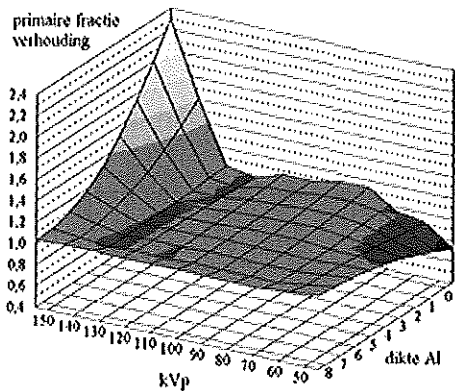
Figuur 6.2 Intreekerma als functie van de röntgenbuisspanning en de dikte van de aluminium verzwakker voor een yttriumtantalaaat film-schermcombinatie.



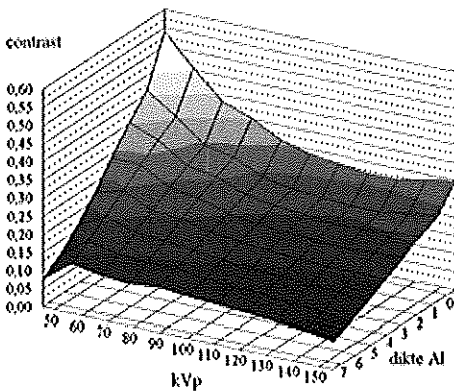
Figuur 6.3 Intreekerma-verhouding als functie van de röntgenbuisspanning en de dikte van de aluminium verzwakker voor yttriumtantalaaat versus gadoliniumoxysulfide.



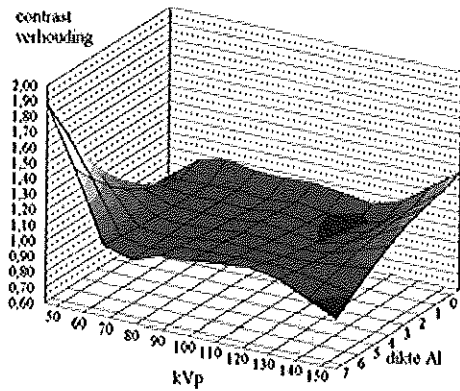
Figuur 6.4 Primaire fractie als functie van de röntgenbuisspanning en de dikte van de aluminium verzwaker voor een yttriumtantalat film-scherm combinatie.



Figuur 6.5 Intreekerma verhouding als functie van de röntgenbuisspanning en de dikte van de aluminium verzwaker voor yttriumtantalat versus gadolinium-oxysulfide.



Figuur 6.6 Intreekerma als functie van de röntgenbuisspanning en de dikte van de aluminium verzwaker voor een yttriumtantalat film-scherm combinatie.



Figuur 6.7 Intreekerma verhouding als functie van de röntgenbuisspanning en de dikte van de aluminium verzwaker voor yttriumtantalat versus gadolinium-oxysulfide.

6.2.4 Nauwkeurigheid en precisie

De nauwkeurigheid van de dosismetingen is 2 % en de precisie 1 %. Per meetpunt zijn minimaal drie meetwaarden met exponentieel oplopende dosiswaarden bepaald. De nauwkeurigheid van de karakteristieke functie (KF), bepaald met de twee-stappenwigmethode is beter dan 5 %. De nauwkeurigheid van de densiteitsmeting is 0,02 OD. De nauwkeurigheid van de röntgenbuisspanning is 5 %. De nauwkeurigheid van de verzwakking van de primaire bundel als functie van de dikte en de buisspanning wordt geschat op 5 %; de nauwkeurigheid van de primaire fractie als functie van de dikte en de buisspanning wordt geschat op 10 %; de nauwkeurigheid van het contrast als functie van de dikte en de buisspanning wordt geschat op 10 %.

Er is afgezien van een meer uitgebreide foutanalyse. Een indicatie voor de gevoeligheid van de methode is het al of niet kunnen aantonen van de fysische processen die bij de verschillende schermen een rol spelen.

6.2.5 Discussie

Zoals reeds eerder opgemerkt suggereerden de met een enkel- en een schedelfantoom gemaakte testopnamen een hoger contrast en een geringere strooistralingsgevoeligheid bij de nieuwe film-schermcombinatie. De gedachte was, dat dit vooral door de afwijkende basismaterialen werd veroorzaakt. Deze gedachte is niet door de metingen bevestigd. Uit figuur 6.2 blijkt, dat ook zonder verzwakker strooistraling aanwezig is. Dit wordt vooral veroorzaakt door lichtverstrooiing in het scherm; bij hogere röntgenstralingsenergieën is er ook een indirecte bijdrage ten gevolge van de karakteristieke verstrooiing in het scherm. Bij yttriumschermen is dit effect geringer dan bij gadolinium. De verzwakking van het licht in het yttriumscherm is kennelijk groter, waardoor de laterale verspreiding in het scherm geringer is. Hierdoor neemt uiteraard ook de gevoeligheid af; uit de metingen in hoofdstuk 5 bleek, dat dit gecompenseerd is door de schermen dikker te maken (daarbij is het achterste scherm dikker dan het voorste, waardoor zij meer in gelijke mate bijdragen aan de gevoeligheid).

De enorme toename van de vereiste intreekerma als functie van de dikte (figuur 6.4) is de belangrijkste reden om de stralingsenergie bij dikkere objecten te verhogen; het contrast (figuur 6.6) neemt daarbij af (met uitzondering van de grotere dikten bij lage buisspanningen; dit is echter geen bruikbaar gebied door de hoge intreekerma dat daarbij wordt vereist).

De gevoeligheid voor lage zowel als voor hoge röntgenstralingsenergieën is voor alle dikten beter voor het yttriumscherm. Het gadoliniumoxysulfide-scherm is bij grotere dikten in het gebied tussen 70 kVp en 100 kVp een fractie gevoeliger.

De primaire fractie is over het gehele gebied iets beter voor het yttriumscherm, met uitzondering van grote dikten en 150 kVp. Bij lage buisspanningen en grote dikten zijn yttriumschermen veel beter. Dit is door de hoge intreekerma geen bruikbaar werkgebied.

Het contrast met het yttriumscherm is vrijwel over het gehele werkgebied een fractie beter, met uitzondering van zeer lage buisspanningen en grote dikten, waar het contrast veel hoger is. Dit is, zoals eerder opgemerkt echter geen bruikbaar werkgebied.

6.3 Anodematerialen t.b.v. mammografie

Sinds enige tijd hebben een aantal fabrikanten van mammografie-apparatuur combinatie-anoden gefabriceerd, waarin naast het traditionele molybdeen ook rhodium of wolfram is aangebracht. Vooral bij dikkere objecten zou hierdoor ten opzichte van molybdeen een hoger contrast optreden bij een lagere patiëntendosis. Dit onderzoek heeft tot doel bovenstaande veronderstellingen in praktijkomstandigheden te toetsen.

6.3.1 Uitvoering

De opzet van het onderzoek is vrijwel hetzelfde als bij de film-schermbcombinaties uit de vorige paragraaf. De blokken in het fantoom (figuur 6.1) zijn hier echter van perspex in plaats van aluminium gemaakt. Een complicatie die speciaal bij mammografie-apparatuur optreedt, is, dat de buisstroom per type focus (focusgrootte en/of anodemateriaal) is gefixeerd en de gewenste stralingsdosis met de opnametijd wordt geregeld. Daardoor kan de nauwkeurigheid van de metingen door de afwijking van de reciprociteitswet (de afhankelijkheid van de gevoeligheid voor de opnametijdsduur of schwartzschildeffect - paragraaf 1.6) worden aangetast. Daarom is in dit onderzoek ook de gevoeligheid als functie van de opnametijd bepaald. Hiertoe zijn met de karakteristieke functie uit de optische densiteitswaarden van opnamen met eenzelfde opnametijd de bijbehorende doses bepaald. Deze zijn vervolgens genormeerd met de werkelijke dosis op de betreffende film. De gevoeligheid is gelijk aan de inverse van $I_{0,t}(t)$, analoog aan formule 6.1:

$$S(t) = \frac{I(t)}{KF^{-1}(OD_{I_0,t})} \quad (6.9)$$

met: $S(t)$ = gevoeligheid van de film als functie van de belichtingstijd t

$I(t)$ = werkelijke dosis op de film-schermbcombinatie

KF^{-1} = inverse karakteristieke functie

$OD_{I_0,t}$ = filmzwarting tengevolge van dosis I_0 en belichtingstijd t

De berekende grootheden zijn daarmee voor het schwartzschildeffect gecompenseerd. Figuur 6.8 toont $S(t)$ voor twee ontwikkelprocedures.

De strooistralingswaarden zijn gemeten met een bundeloppervlak op de detector van $3,7 \text{ cm}^2$. Deze zijn met behulp van de resultaten van [Barnes, 1978; 1979] omgerekend naar 80 cm^2 (dit is een straal van 7 cm voor de projectie van een gecomprimeerde borst op de film).

6.3.2 Specificatie van de gebruikte materialen, hulpmiddelen en meetinstrumenten

Film:	– Kodak NMB
Schermb:	– Kodak min R
Ontwikkelsystemen:	– Dupont ontwikkelmachine en chemicaliën bij het General Electric systeem
	– Kodak ontwikkelmachine en chemicaliën bij het Siemens systeem
Sensitometer:	– X-Rite 303X
Densitometer:	– X-Rite 301
Dosimeters:	– Keithley met 15 cc vlakke ionisatiekamer
	– Wellhöfer Dosimax met halfgeleiderdetector

Mammografieapparaten: – General Electric: Senographe DMR, rhodium anode, 25 μm rhodium filter;
 – Siemens Mammomat S, experimenteel apparaat, molybdeen anode, 30 μm molybdeen filter; wolfram anode, 50 μm rhodium filter.
 Bij alle apparaten is een buisspanning van 28 kVp gebruikt en een film-focusafstand van 65 cm.

Strooistralingsfantoom: – Perspexblokken van 0 tot 80 mm; met een grondvlak van 20x20 mm².

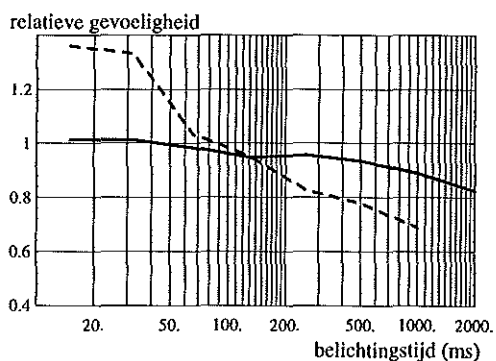
Uitgebreide specificaties hiervan in appendix D.

6.3.3 Resultaten

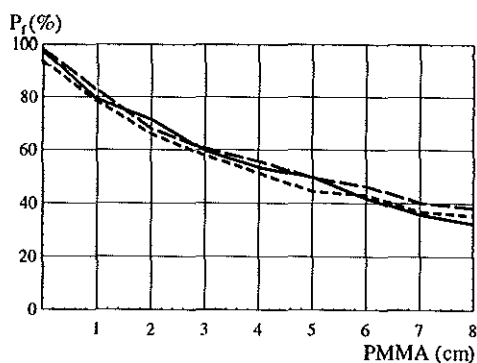
In figuur 6.8 is de afwijking van de reciprociteitswet uitgezet voor een 120 s en een 90 s ontwikkelcyclus, de eerste met Dupont- en de tweede met Kodak-chemicaliën.

In figuur 6.9 is de primaire fractie, in figuur 6.10 zijn het contrast exclusief en inclusief strooistraling per centimeter perspex en de intreekerma voor een zwarting bij het snelheidspunt (OD = 1 + sluier) voor primaire plus secundaire straling weergegeven, allen als functie van de perspexdikte voor de verschillende anode- en filtermaterialen.

In figuur 6.11 zijn de intreekermaverhoudingen en de contrastverhoudingen voor rhodium versus molybdeen en voor wolfram versus molybdeen weergegeven.

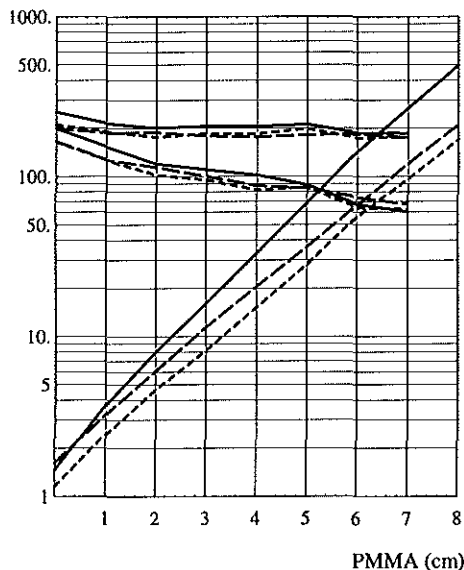


Figuur 6.8 Afwijking van de reciprociteitswet, ontwikkelproces 90 s (—), 120 s (---).



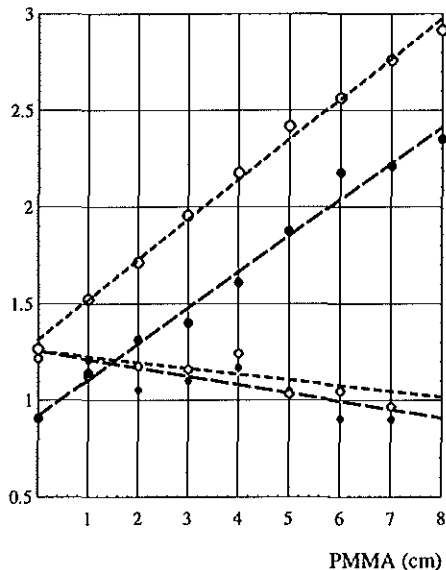
Figuur 6.9 Primaire fractie als functie van de dikte PMMA voor molybdeen (—), rhodium (---) en wolfram (---).

intreekerma (μGy) en
contrast voor 1 cm PMMA (%)



Figuur 6.10 Contrast (bovenste groep), contrast met strooiestraling (middelste groep) en relatief intreekerma als functie van de dikte PMMA voor molybdeen (—), rhodium (— —) en wolfram (---).

verhouding



Figuur 6.11 Intreekerma- en contrastverhouding als functie van de dikte PMMA voor rhodium/molybdeen (— —) en wolfram/molybdeen (---) met de meetpunten.

6.3.4 Nauwkeurigheid en precisie

De nauwkeurigheid van de dosismetingen is 2 % en de precisie 1 %. Per meetpunt zijn minimaal drie meetwaarden met exponentieel oplopende dosiswaarden bepaald. De nauwkeurigheid van de karakteristieke functie (KF), bepaald met de sensitometrische methode en aangevuld met een röntgenopname, is beter dan 5 %. De nauwkeurigheid van de densiteitsmeting is 0,02 OD.

De nauwkeurigheid van de verzwakking van de primaire bundel als functie van de dikte wordt geschat op 5 %; de nauwkeurigheid van de primaire fractie als functie van de dikte wordt geschat op 10 %; de nauwkeurigheid van het contrast als functie van de dikte wordt geschat op 10 %. Ook hier is afgezien van een meer uitgebreide foutanalyse. Een indicatie van de gevoeligheid van de methode is het al of niet kunnen aantonen van de fysische processen die bij de verschillende anode- en buisfiltermaterialen een rol spelen.

6.3.5 Discussie

Bij 28 kVp en met 8 cm perspex objectdikte is de benodigde exposie met een wolfram-anode met rhodiumfilter 3x en met een rhodiumanode met rhodiumfilter 2,5x kleiner dan met een molybdeen-anode en molybdeenfilter.

Het contrast is bij 28 kVp en met een veldgrootte van 80 cm² en 8 cm perspex met wolfram gelijk en met rhodium 1,1x beter ten opzichte van molybdeen-molybdeen.

Voor een buisspanning van 28 kVp leveren de nieuwe anode- en buisfiltermaterialen voor dikkere objecten een aanzienlijke dosisbesparing op, bij een vrijwel ongewijzigd contrast.

6.4 Samenvatting en conclusies

Zowel bij het onderzoek naar de verschillen tussen de eigenschappen van versterkingsscherm materialen als naar de effectiviteit van een aantal anodematerialen bij mammografie-apparaten blijkt de bundelonderbrekingsmethode een gevoelig methode. Daarmee zijn verwachte en onverwachte fysische processen die een rol in het afbeeldingsproces spelen, aangetoond.

Het is een wat apparatuur betreft goedkope en relatief eenvoudige methode, die echter veel meet- en uitwerkingstijd vergt.

HOOFDSTUK 7

Ruimtelijk afhankelijke overdrachtseigenschappen

Modulatie-overdrachtsfunctie en ruisspectrum

7.0 Inleiding

De grens tussen het al of niet kunnen visualiseren van structuren wordt in belangrijke mate bepaald door de ruimtelijk afhankelijke eigenschappen van het afbeeldingsproces. Deze eigenschappen worden vooral bepaald door de laterale energieverbreiding in de röntgendetector en in het visualisatieproces: de lichtkast of monitor en in het oog. De energie-overdracht naar de directe omgeving heeft enerzijds een verbetering van de zichtbaarheid van structuren tot gevolg, die veroorzaakt wordt door de verminderde overdracht van lokale ruis; anderzijds worden röntgenverzwakkingsverschillen minder scherp afgebeeld, waardoor de zichtbaarheid ervan wordt aangetast.

De eisen die aan de ruimtelijk afhankelijke overdracht worden gesteld voor een optimale zichtbaarheid van structuren, zijn afhankelijk van die structuren. De verschillende objecttypen hebben elk hun eigen optimale afbeeldingsvoorwaarden [Doi, 1977].

De objectieve bepaling van de ruimtelijke eigenschappen van afbeeldingssystemen, die zowel in het ruimtelijke als in het frequentiedomein kan worden uitgevoerd, is moeilijk. Dit wordt

veroorzaakt door het grote aantal onderling afhankelijke parameters en de kostbare en complexe meetinstrumenten die er voor nodig zijn. Toepassing is daarom tot nu toe vooral beperkt tot laboratoria van fabrikanten en grotere aan radiologieafdelingen gelieerde fysische afdelingen. In de klinisch-fysische praktijk wordt het burger-rosefantom veel gebruikt (genoemd naar de ontwerper G.C.E. Burger [Burger, 1950] en A. Rose [Rose, 1973], die de theoretische onderbouwing gaf). Hiermee wordt, in het ruimtelijk domein, de zichtbaarheidsgrens in een afbeelding van cilindervormige structuren bepaald als functie van de grootte en het contrast van die structuren. De methode is populair, omdat:

- er alleen een geschikt fantoom voor nodig is;
- de gevoeligheid van de visuele waarneming voor de bepaling van de aanwezigheid van lokale verschillen in afbeeldingen groot is [Thijssen, 1989; 1993];
- de beoordeling met als criterium - de zichtbaarheid - eenvoudig kan worden uitgevoerd;
- de werkwijze overeenkomt met die bij de beoordeling van röntgenfoto's.

Het grootste nadeel van deze methode is, dat de signaal-ruisverhouding bij de zichtbaarheidsgrens laag is, waardoor de precisie gering is. Bovendien is de nauwkeurigheid van de meting afhankelijk van de inspanningen van de onderzoeker. Dat laatste kan met een instrumentele uitlezing voorkomen worden. Indien daarvoor wordt gekozen, kan echter beter in plaats van een ordinale meting voor een verhoudingsmeting of een kardinale meting (paragraaf 2.0) worden gekozen. Een tweede nadeel is, dat de zichtbaarheid van een specifieke structuur (de cirkelvormige projectie van een cilinder) wordt beschouwd, waaruit de zichtbaarheid van andere structuren niet gemakkelijk is af te leiden.

In deze studie is gekozen voor de beschrijving van de eigenschappen van afbeeldingssystemen in het frequentiedomein, omdat de realisatie daarvan eenvoudiger is en omdat de resultaten in dat domein gemakkelijker gegeneraliseerd kunnen worden. Overdrachtsgrootheden daarin zijn de modulatie-overdrachtsfunctie (MTF, modulation transfer function), de fase-overdrachtsfunctie (PTF, phase transfer function), het ruisvermogensspectrum en het signaal-ruisverhoudings-spectrum (paragraaf 2.6.4). Een nadeel van deze methode is, dat de werking en de betekenis ervan in eerste instantie lastig aan niet fysisch geschoolden is duidelijk te maken. Als de overdrachtseigenschappen van een systeem echter bekend zijn, kan het afbeeldingsproces voor ieder willekeurig object onder verschillende omstandigheden gesimuleerd worden. Bovendien kunnen daaruit ook signaal-ruisverhoudingen - of diagnostische zekerheden - bepaald worden.

De MTF is gedefinieerd als de modulus van de fouriergetransformeerde lijnspreidfunctie (LSF, line spread function). Indien de eigenschappen van een afbeeldingssysteem plaats- en richtingsinvariant zijn, kan worden volstaan met de bepaling van de MTF in één richting.

De MTF kan op verschillende manieren worden bepaald (paragrafen 2.6.4.7 tot en met 2.6.4.10). De nauwkeurigheid hangt af van de signaal-ruisverhouding: de beschikbare signaalenergie ten opzichte van de energie van ruis- en stoorsignalen. Bij gedigitaliseerde systemen wordt bij

voorkeur een richting gekozen die een hoek van 45° ten opzichte van de beeldmatrix heeft. Daarmee wordt een te optimistische bepaling van de MTF voorkomen.

Er is veel onderzoek gedaan naar de nauwkeurigheid en de reproduceerbaarheid van de bepaling van de MTF uit de LSF. Cunningham heeft de signaal-ruisverhoudingen (SNR) van de impulsrespons van een spleet en een draad en van de staprespons van een plaatrand onderzocht [Cunningham, 1992]. Daarin heeft hij zowel de invloed van kwantum- als detectorruis meegenomen. De conclusies uit dit onderzoek zijn, dat voor systemen waarin de SNR door kwantumruis wordt bepaald, geldt, dat:

- Voor lagere frequenties de stapmethode de beste SNR heeft. De frequentie waarvoor de SNR van de stap- en de spleetmethode aan elkaar gelijk zijn, hangt onder andere af van de geometrie van de detector-elementen (de breedte in de richting loodrecht op de spleet, draad of stap en de lengte in de richting van de spleet, draad of stap) van de microdensitometer. Bij een breedte van $10 \mu\text{m}$ is deze frequentie $0,10 \text{ mm}^{-1}$ bij een lengte van 300 mm ; $0,11 \text{ mm}^{-1}$ bij 100 mm lengte en $0,13 \text{ mm}^{-1}$ bij 30 mm lengte.
- De spleetmethode superieur is voor hogere frequenties.
- De verhouding van de signaal-ruisverhoudingen van de draad- en spleetmethode gelijk is aan de wortel van het quotiënt van spleet- of draadbreedte en de meetlengte. Deze verhouding is in de praktijk veel kleiner dan één.

De bepaling van de MTF uit de LSF is lastig. Dit wordt veroorzaakt door de geringe energie in de LSF. Om toch een voldoende grote signaal-ruisverhouding te verkrijgen, is ter compensatie een grote signaalamplitude vereist. De overdracht van het systeem is daarvoor meestal niet meer lineair.

Dobbins beschrijft de gevolgen van onderbemonstering bij de bepaling van de MTF, het ruisvermogenspectrum en de signaal-ruisverhouding [Dobbins III, 1995]. Vooral bij ruimtelijk compacte signaalbronnen, zoals de spleet en de stap, is het moeilijk een betrouwbare MTF te verkrijgen. Bij meer ruimtelijk verspreide signalen, zoals bijvoorbeeld sinusvormige of blokvormige, is dit gemakkelijker [Boone, 1996]. De voordelen van ruimtelijk verspreide signalen voor de bepaling van de frequentieafhankelijke eigenschappen zijn:

- De modulatie diepte kan gering gehouden worden, waardoor geen correctie voor een eventueel niet-lineaire karakteristieke functie hoeft te worden uitgevoerd.
- Een goede signaal-ruisverhouding kan gemakkelijk worden verkregen.
- Bij digitale systemen kan de signaal-ruisverhouding onrealistisch groot worden bij grotere modulatie diepten, als gevolg van een te gering aantal discretisatieniveaus in de analogo-digitaal conversie. Bij een geringe modulatie diepte worden signaal en ruis in vrijwel gelijke mate aangetast en wordt een realistische signaal-ruisverhouding verkregen.
- Bij digitale systemen zijn geen lastige uitlijnprocedures vereist, zoals wel bij stap- en spleetopnamen noodzakelijk zijn. De plaatsafhankelijke overdracht tengevolge van de

geometrie van het digitaliseringsproces vereist speciale meet- en rekenschema's om de gemiddelde overdracht te bepalen [Fujita, 1992; Dobbins III, 1995; Boone, 1996].

- De bepaling van het signaal- en het ruisspectrum kan onder vrijwel gelijke omstandigheden plaatsvinden.

Bij röntgenfotografie met versterkingsschermen en film is de faseafhankelijkheid een lineaire functie van de frequentie. Hierbij treedt geen fasevervorming op.

Dit laatste geldt niet voor elektronische systemen zoals bijvoorbeeld beeldversterker-televisiesystemen en digitale beeldsystemen. Bij deze systemen worden signalen boven de nyquistfrequentie (de frequentie waarboven, tengevolge van de bemonstering, geen eenduidige overdracht is) gespiegeld naar lagere frequenties. Dit wordt aliasing genoemd. Dit type systemen is vrijwel steeds onderbemonsterd [Dobbins III, 1995]. Ter voorkoming van aliasing worden de hogere frequenties met behulp van filtering voorafgaand aan de bemonstering uit het signaal verwijderd. De vereiste filtering is in de scanrichting van de beeldmatrix technisch gemakkelijk te realiseren. In de andere richting is elektronische filtering technisch vrijwel niet mogelijk. Om deze reden wordt wel een alternatieve, optische filtering toegepast. Bij deze filtering wordt het beeld in geringe mate onscherp op de beelddetector geprojecteerd, waardoor de hogere frequenties worden verzwakt.

De waarden van de filterparameters zijn een compromis tussen de amplitude-overdracht, de fasevervorming en het optreden van aliasing. Daarom dient bij deze systemen ook het faseverloop als functie van de frequentie te worden beschouwd. Fasevervorming heeft een negatieve invloed op de representatie van structuren in het beeld, waarbij vooral de contouren kunnen worden aangetast.

Het is historisch weliswaar verklaarbaar, maar desondanks merkwaardig, dat de PTF bij de bepaling van de overdrachtseigenschappen van afbeeldingssystemen wordt genegeerd. Dit, omdat fasevervorming de afbeelding in veel sterkere mate aantast dan amplitudevervorming. Fasevervorming tast de samenhang van structuren in de afbeelding aan. Een voorbeeld van fasevervorming is de storing die tengevolge van atmosferische omstandigheden of overkomende vliegtuigen bij televisie-ontvangst kan optreden.

7.1 Methoden

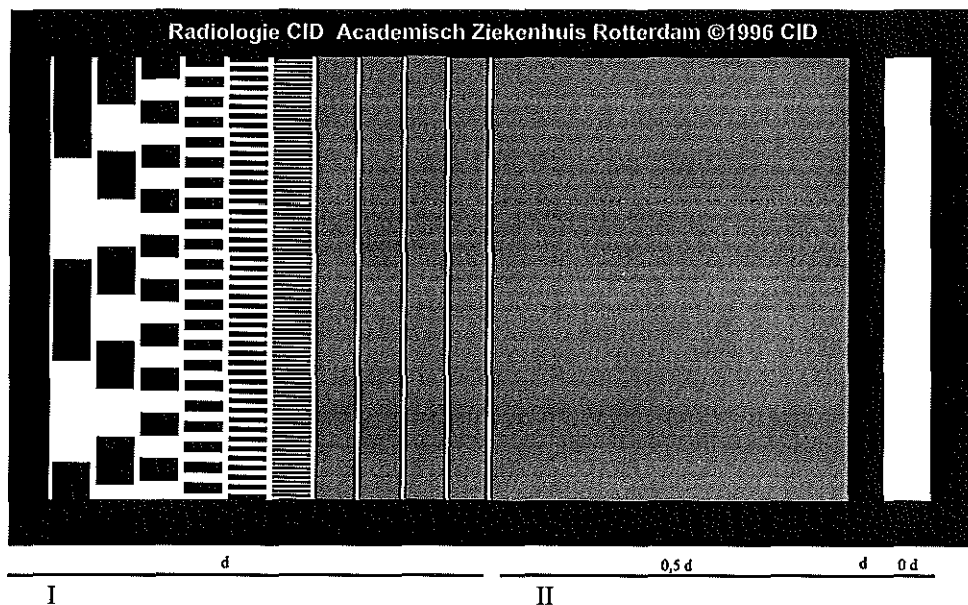
Voor de bepaling van de ruimtelijk afhankelijke overdrachtseigenschappen in het frequentiedomein is een speciaal testobject (fantom) ontworpen. De fabricage van sinusvormige verzwakkers voor röntgenstraling is kostbaar en frequentiewaarden boven 1 mm^{-1} zijn vrijwel niet te realiseren. Daarom is gekozen voor een blokvormige verzwakker. Een symmetrisch blokvormig signaal kan worden opgevat als de superpositie van een sinusvormig signaal met de frequentie en de amplitude van het blokvormige signaal en oneven harmonischen ($2n + 1$; $n = 1, 2, \dots$) daarvan met afnemende amplituden (met de factor: $1/(2n+1)$). Een prettige

bijkomstigheid is, dat met die hogere harmonischen ook gemakkelijk de fase-overdrachtsfunctie kan worden bepaald en eventuele aliasing kan worden opgespoord.

Het fantoom is uit twee secties opgebouwd (figuur 7.1):

- in de eerste sectie (I) zijn blokvormige modulaties (met dikte d) aangebracht van het verzwakker materiaal. Hieruit kunnen de MTF en de PTF worden bepaald;
- de tweede sectie (II) bestaat uit drie homogene gebieden met verzwakkerdikten 0 , $0,5 d$ en $1,0 d$. Deze dient ter bepaling van het ruispectrum, ter controle van de lineariteit en een verbeterde schatting voor de overdracht bij de frequentie 0 mm^{-1} .

Het fantoom is in twee uitvoeringen vervaardigd: een mammografie-fantoom met $25 \mu\text{m}$ aluminium aan beide zijden van een $25 \mu\text{m}$ folie en een algemeen röntgenfantoom, geoptimaliseerd voor gebruik bij 80 kVp , met $35 \mu\text{m}$ koper aan beide zijden van een $50 \mu\text{m}$ folie (figuur 7.1). De densiteitsprofielen in de afbeelding worden scanlijnen genoemd en met een microdensitometer gemeten. Deze scanlijnen verlopen evenwijdig met de korte zijde van het fantoom. Zowel het fantoom als de microdensitometer zijn speciaal voor deze metingen ontworpen. In de microdensitometer zijn geen nieuwe meettechnische ideeën toegepast. Dit instrument wordt daarom in de appendix besproken.



Figuur 7.1 MTF en ruisfantoom, I: MTF-sectie (de vier hoogste frequenties kunnen niet goed weergegeven worden); II: ruissectie, links met dikte $0,5 d$, midden $1,0 d$ en rechts $0 d$.

7.1.1 MTF

De frequentieafhankelijke overdracht wordt bepaald uit een blokvormige ruimtelijke modulatie (B) van de röntgenbundel met frequentie u. Daarbij geldt per periode voor B:

$$B(x,u) = 0 \quad \text{voor} \quad 0 < x < 1/2u \quad \text{en} \quad B(x,u) = 1 \quad \text{voor} \quad 1/2u < x < 1/u$$

Het ingangssignaal wordt daarmee: $\Delta\mu d B(2\pi ux)$. De amplitude $-0,5 \cdot \Delta\mu d$ wordt hierbij klein gekozen, zodat vervorming tengevolge van niet-lineariteiten wordt vermeden. Geometrische en fabricage-technische factoren vereisen voor de hogere frequenties een kleine waarde van d. Bij een frequentie van 10 mm^{-1} is een halve periode $50 \mu\text{m}$ groot. Voor het toegepaste fabricageproces betekent dit een maximale dikte van $25 \mu\text{m}$. Aan beide zijden van een dun kunststoffolie wordt het verzwakkermateriaal aangebracht.

In de tweede sectie van het fantoom zijn ter controle op de lineariteit drie stroken aangebracht, met de dikten 0, $0,5d$ en $1,0d$. Uit de gemiddelde optische densiteiten van de scanlijnen door deze stroken kan de verhouding van de intervallen tussen de minimale en de gemiddelde waarde en tussen de maximale en de gemiddelde waarde worden gebruikt als een lineariteitscriterium. De gemiddelde densiteitswaarden uit de stroken met de dikten 0 en d worden gebruikt als schatter voor de overdracht bij de frequentie 0 mm^{-1} .

Met de microdensitometer worden scanlijnen van de optische densiteiten van het blokvormige signaal gemeten. Daarvan worden de moduli van de fouriergetransformeerde scanlijnen bepaald, waaruit de amplituden bij specifieke frequenties worden bepaald. Hiervan wordt nog de gemiddelde amplitude van het ruisspectrum in de directe omgeving van de betreffende frequentie afgetrokken. De nauwkeurigheid wordt hierbij bepaald door de variantie van het ruisspectrum in de directe omgeving. De bepaling van lijnenspectra door middel van fastfouriertransformaties vereist speciale voorzorgen. In appendix C wordt hier nader op ingegaan.

De frequentiewaarden zijn van $0,022 \text{ mm}^{-1}$ tot en met $5,6 \text{ mm}^{-1}$; het mammografie-fantoom heeft ook nog de waarde 10 mm^{-1} . Het contrast bij een specifieke frequentie is gelijk aan de top-topwaarde van de eerste harmonische van het blokvormige signaal:

$$C(u) = 2 \cdot A(u) = 0,5 \cdot G \cdot P_f \cdot \Delta\mu d \cdot \text{MTF}(u) = c \cdot \text{MTF}(u) \quad (7.3.1)$$

Indien de gradiënt constant mag worden verondersteld wordt de MTF:

$$\text{MTF}(u) = \frac{A(u)}{A(0)} \quad \text{Formule 2.6.4.6, waarbij } A(0) \text{ uit het contrast van de twee eerder genoemde homogene stroken in de ruissectie is bepaald.}$$

Een nadeel van de MTF is, dat daarmee de relatieve frequentieafhankelijkheid wordt beschreven. Voor de praktijk is het handiger om ook de gevoeligheid toe te voegen, bijvoorbeeld in optische densiteitswaarde per micrometer aluminium. Dit kan bereikt worden door formule 7.3.1 anders te schrijven:

$$S_{Al} = \frac{C(u)}{d} = 0,5 \cdot G \cdot P_f \cdot \Delta\mu_{Al} \cdot MTF(u) = c' \cdot MTF(u) \quad [\Delta OD \text{ mm}^{-1}] \quad (7.3.2)$$

7.1.2 Ruisspectrum

Vaak wordt onderscheid gemaakt tussen ruis- en stoorsignalen. In deze studie echter worden alle uitgangssignalen van het proces, die niet in directe relatie staan tot het primaire ingangssignaal, ruis genoemd.

De bepaling van het ruisspectrum lijkt sterk op de bepaling van de MTF. De fouriertransformatie wordt nu echter bepaald van het uitgangssignaal dat afkomstig is van het homogene gebied, waardoor het ingangssignaal de waarde nul heeft.

Meestal wordt in plaats van het ruisamplitudespectrum het ruisvermogenspectrum gekozen. Fabrikanten van röntgenbeeld-detectors gebruiken grootheden die de kwaliteit van hun systemen weergeven, zoals de DQE en QDE (formules 2.6.4.15 en 2.6.4.16). Hierin wordt de bijdrage van de detector aan het ruisvermogen gebruikt, waarbij geen rekening wordt gehouden met kwantumruis of strooistraling.

Een groot probleem bij de bepaling van het ruisvermogenspectrum (formule 2.6.4.11) is dat goede afbeeldingssystemen weinig ruisvermogen hebben, hetgeen een nauwkeurige bepaling ervan bemoeilijkt. De onzekerheid in het ruisspectrum kan worden verkleind door het beschikbare ruisvermogen te vergroten. Hiertoe worden een aantal naast elkaar gelegen scanlijnen gesommeerd en wordt het ruisspectrum in één richting verkregen, zoals bij de MTF uit de lijnspreidfunctie (projectieformule 2.6.3.19), [Koedooder, 1986; Günther-Kohfahl, 1993]. Het ruisspectrum wordt bepaald uit een homogeen gebied met dikte $0,5d$: de gemiddelde waarde van het blokvormige signaal. Van de in de y -richting gesommeerde scanlijnen uit de afbeelding wordt de gemiddelde waarde afgetrokken, zodat het gemoduleerde signaal ontdaan is van zijn drager. Het ruisspectrum wordt vervolgens door middel van fouriertransformatie verkregen. De ruisamplituden (of vermogens) kunnen met de resultaten uit de blokvolgmetingen in millimeter-equivalente waarden uitgedrukt worden.

7.1.3 Signaal-ruisverhoudingsspectrum

Het signaal-ruisverhoudingsspectrum hangt zowel van de eigenschappen van het object als van het afbeeldingssysteem af (formules 2.6.4.12 tot en met 2.6.4.14). Het signaal-ruisverhoudingsspectrum van een afbeeldingssysteem wordt gedefinieerd als de verhouding van het signaal- en het ruisvermogenspectrum met een standaardingangssignaal. In technische systemen wordt daarvoor meestal het grootste signaal gekozen dat nog (bij een bepaalde vervorming) kan worden verwerkt. Voor de röntgendiagnostiek is een maat die een geringe modulatie diepte tot gevolg heeft beter, omdat:

- het ruisvermogen sterk signaalsterkte afhankelijk is;
- de klinische bruikbaarheid vooral wordt bepaald door de detailresolutie bij kleine contrasten;
- daarmee de gevolgen van niet-lineaire effecten wordt beperkt (karakteristieke functie, digitalisatie).

Indien een standaardsignaalsterkte wordt gekozen, bijvoorbeeld een stap van 1 mm koper voor het algemene werkgebied of van 1 mm aluminium voor het mammografische gebied, dan wordt het signaal-ruisverhoudingsspectrum van het systeem:

$$\text{SNR}_{1\text{mm}}(u) = \left(\frac{A(u)}{d \cdot N(u)} \right)^2 \quad (7.3.3)$$

Met d de dikte van de toegepaste blokvormige verzwakker in millimeter koper of aluminium, $A(u)$ de amplitude in het uitgangssignaal bij een stapgrootte van 1 mm aan de ingang en met $N(u)$ het ruisspectrum.

Voor de bepaling van de MTF en het signaal-ruisverhoudingsspectrum zijn de waarden van de gradiënt en de primaire fractie niet nodig. Uiteraard zijn ze wel een functie van de gradiënt en de primaire fractie.

Een in de praktijk handiger maat, die direct uit het signaal-ruisverhoudingsspectrum volgt, is het vermogen of de amplitude van het ingangssignaal waarvoor de signaal-ruisverhouding voor de betreffende frequentie één wordt. Hierbij wordt aangenomen, dat de meting eveneens met een modulatie diepte van d mm is uitgevoerd. Dan volgt uit de formules 7.3.2 en 7.3.3 voor de dikte waarbij de ruisamplitude gelijk is aan de amplitude van het signaal bij dezelfde frequentie:

$$D_{S/N=1}(u) = \frac{N(u)}{S(u)} = d \frac{N(u)}{2A_d(u)} \quad [\text{mm}] \quad (7.3.4)$$

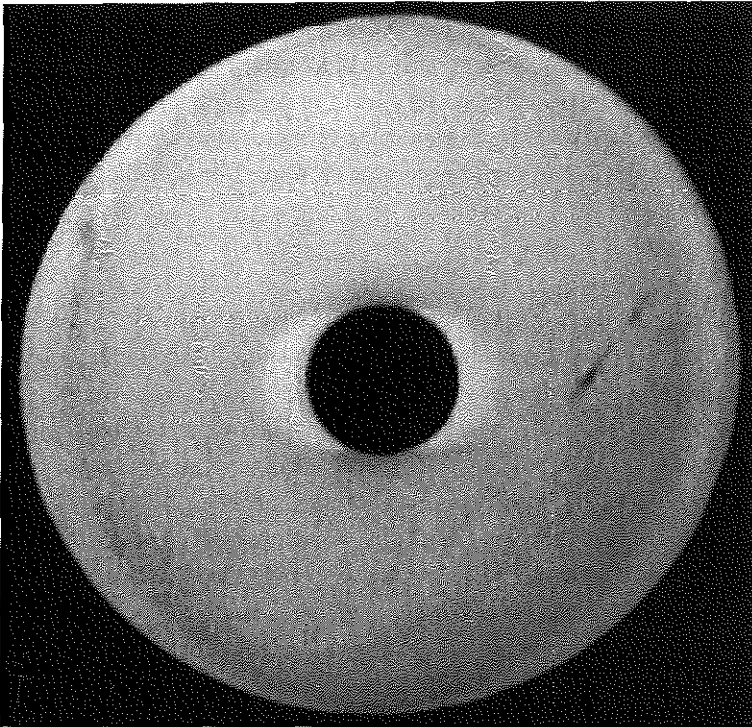
met

- $D_{S/N=1}(u)$ = de materiaaldikte voor een signaal-ruisverhouding één als functie van u ;
- $N(u)$ = het ruisspectrum;
- $S(u)$ = de gevoeligheid van het afbeeldingssysteem in $\Delta\text{OD mm}^{-1}$;
- d = top-topwaarde van het blokvormige ingangssignaal
- $A_d(u)$ = de amplitude van de eerste harmonische van het blokvormige uitgangssignaal

7.1.4 Fase-overdrachtsfunctie (PTF, Phase transfer function)

De fase-overdracht wordt eveneens uit de fouriertransformatie van de eerdergenoemde scanlijnen bepaald. Een redelijke aanname is dat de fase-overdracht voor lagere frequenties 180° of nul is (In een traditionele röntgenfoto is de fase-overdracht 180° : meer verzwakking geeft een geringere zwarting. Digitale opnamen worden soms geïnverteerd weergegeven). Uit de combinaties van de eerste en derde harmonischen van de verschillende blok golf-frequenties kan het fase-verschil worden bepaald en daaruit de fase-overdracht. De PTF is overigens ook uit de traditionele bepaling van de OTF met een spleetopname te verkrijgen.

Een snelle indruk of, en zo ja in welke mate, er faseproblemen optreden bij een afbeeldings-systeem, kan worden verkregen met een provocatietest. Hiertoe wordt een afbeelding gemaakt van een cirkelvormig schijfje lood, dat op een vlakke plaat is bevestigd. Met dit eenvoudige hoog-contrastfantom kan inzicht worden verkregen in de frequentie- en fase-overdracht van het systeem en vooral in de nette en minder nette methoden waarmee geprobeerd wordt de beeldkwaliteit te optimaliseren.



Figuur 7.2 Richtingsafhankelijke fase-overdracht van een digitaal BV-TV-systeem.

In figuur 7.2 is een met een digitaal afbeeldingssysteem vervaardigde afbeelding van dit fantoom weergegeven. In dit systeem is vermoedelijk een digitaalfilter toegepast, dat slechts in de aftastrichting van de video-opnemer werkzaam is.

De eerste opzet van deze studie was de bepaling van de afbeeldingskwaliteit van analoge systemen. In dit type systemen is de fase-overdracht vrijwel steeds lineair en is de bepaling daarvan weinig zinvol. Om deze reden is aan de bepaling van de PTF verder geen aandacht besteed.

7.1.5 De invloed van geometrische factoren op de meting

De frequentieafhankelijke overdracht wordt sterk beïnvloed door de plaats van het object in het afbeeldingsproces. De MTF, PTF en het ruisspectrum zijn afhankelijk van de positionering van het object tussen anode en detector. Indien het object dicht bij de detector wordt geplaatst, met een geringe vergroting dus, wordt de frequentieafhankelijke overdracht vooral bepaald door de eigenschappen van de detector en de erop volgende systemen (film, ontwikkelproces, lichtkast, televisiesystemen enz.). Indien het object relatief dicht bij het focus is geplaatst, zal de frequentieafhankelijke overdracht vooral door de eigenschappen van het focus worden bepaald. De vraagstelling dicteert als het ware de geometrie die gekozen dient te worden: indien bijvoorbeeld de eigenschappen van detectoren met elkaar vergeleken worden, dient de vergroting zodanig te worden gekozen, dat het focus niet de limiterende factor is. Het fantoom dient dan dicht bij de detector te worden geplaatst. Het effect van vergroting op de overdracht kan worden bepaald, door het fantoom op de plaats voor het te vergroten object te positioneren. Het is gebruikelijk om de overdracht terug te rekenen naar de werkelijke afmetingen in het meetvlak.

7.1.6 Foutbronnen

- De zuiverheid van het materiaal heeft geen invloed op de nauwkeurigheid van de bepaling van de overdrachtsfunctie en het ruisspectrum; wel wordt de energieafhankelijkheid van de meting groter, dan bij het zuivere materiaal het geval zou zijn.
- De uniformiteit van de dikte van de verzwakker komt zowel tot uitdrukking in het amplitude- als het ruisspectrum; de fabrikant geeft een nauwkeurigheid op van $25 \mu\text{m} \pm 1 \mu\text{m}$. In het etsproces zal de dikte op de overgangen worden aangetast. Bij lagere frequenties heeft dat een vermindering van de amplitude van harmonischen tot gevolg. Bij hogere frequenties wordt ook de amplitude van de grondfrequentie aangetast. De systematische fout in de amplitude die hiervan het gevolg is, wordt geschat op 5 %.
- De ruisamplitude bij de lagere frequenties is vrij groot en de precisie is daardoor kleiner dan bij hogere frequentiewaarden. De oorzaken hiervoor zijn: het hiel-effect, afstandsverschillen van het focus naar de verschillende plaatsen in de film, inhomogeniteiten in de film en het versterkings scherm en het ontwikkelproces. De invloed van deze fouten wordt

geschat op 10 %. Door middeling van de waarden bij de frequenties tot en met $0,5 \text{ mm}^{-1}$ kan deze fout teruggebracht worden tot 5 %.

- Geometrie en geometrische vervorming van de blok golf. Geometrische afwijkingen leveren andere frequentiewaarden dan verwacht en hebben invloed op de amplituden van de harmonischen. De relatieve invloed is het grootst bij de hogere frequenties: voor $5,6 \text{ mm}^{-1}$ is de standaardafwijking van de symmetrie van de blok golf kleiner dan 5 % en voor $3,3 \text{ mm}^{-1}$ is dit 2,5 %. Bij de hogere frequenties kan de dikte van het verzwakker materiaal tengevolge van onderetsing aangetast worden.
- De geometrie van de microdensitometer heeft nauwelijks invloed op de nauwkeurigheid van de frequentiebepaling. De fouten in de CCD-sensor zelf zijn een orde lager dan de overige fouten. Hetzelfde geldt ook voor de lensfouten. De MTF van de microdensitometer zelf wordt naar de zijanten van de scanlijn toe slechter door de schuine lichtinval in de detectorelementen en de overspraak die daarvan het gevolg is. Deze afwijking wordt op grond van metingen aan de microdensitometer geschat op ongeveer - 8 % aan de buitenzijde. Alle metingen worden echter in het centrale stuk van de CCD (4096 pixels van de 6000) uitgevoerd. Het hammingfilter dat voorafgaand aan de fouriertransformatie wordt toegepast, versterkt de bijdrage van het centrale deel van de CCD nog extra. De systematische fout is daardoor kleiner dan 1 %. Er is geen correctie toegepast voor de MTF van de microdensitometer.
- De dikte van het fantoom beperkt het frequentiebereik van het fantoom door de geometrische vervorming die ontstaat door de onder verschillende richtingen invallende röntgenstraling. Voor het mammografie-fantoom is gekozen voor tweemaal $25 \mu\text{m}$ aluminium op een $25 \mu\text{m}$ kapton drager. De hoogste frequentie is hier 10 mm^{-1} . Het algemene röntgenfantoom is opgebouwd uit tweemaal $33 \mu\text{m}$ koper op een $50 \mu\text{m}$ kapton drager, de hoogste frequentie is $5,6 \text{ mm}^{-1}$.
- De amplitude van het blok vormige uitgangssignaal in het ruimtelijke domein geeft een overschatting van de werkelijke waarde [Hoeschen, 1984; Morishita, 1995; Boone, 1996]. Dit wordt veroorzaakt door ruis en in sommige gevallen door een in fase verschoven harmonische van de grondfrequentie van het blok vormige signaal. Daarom wordt de amplitude van de eerste harmonische van de blok golf in het frequentiedomein bepaald en wordt de gemiddelde amplitude van het ruisspectrum in de directe (frequentie-)omgeving ervan afgetrokken. De nauwkeurigheid hiervan wordt vooral bepaald door de variantie van het ruisspectrum in die omgeving. De nauwkeurigheid kan worden vergroot door de amplitude uit het gemiddelde van meerdere onafhankelijke metingen te bepalen. Ook deze nauwkeurigheid is objectafhankelijk en dient bij de uitwerking van de meting te worden bepaald.
- De nauwkeurigheid van het ruisspectrum wordt bepaald door het beschikbare ruisvermogen. Dit wordt verhoogd door sommatie van 4096 scanlijnen in de richting, loodrecht op die lijnen. De nauwkeurigheid van deze meting hangt mede af van het object zelf.

7.2 Onderzoek van mammografische afbeeldingssystemen

De meetmethode wordt gedemonstreerd voor het werkgebied waar de eisen aan de frequentieafhankelijke overdracht het zwaarst zijn: het mammografisch onderzoek.

De frequentieafhankelijke eigenschappen van film-schermbcombinaties worden met de eerder genoemde methode bepaald. De MTF wordt vergeleken met de MTF die uit een spleetopname is bepaald.

De filmcurven in dit onderzoek zijn bepaald met de sensitometrische methode die aangevuld is met een röntgenopname bij 26 kVp.

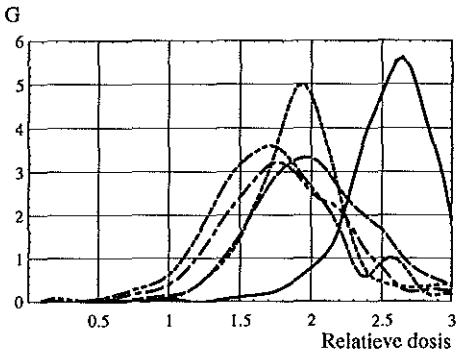
7.2.1 Specificatie van de gebruikte materialen, hulpmiddelen en meetinstrumenten

Film-schermbcombinatie:	– A - Dupont UV experimenteel
	– B - Kodak experimenteel
	– C - Huidig materiaal (Kodak)
	– D - Huidig materiaal (Kodak), vervuilde ontwikkelmachine
	– E - Konica experimenteel
Ontwikkelmachine:	– Kodak M8,
Chemie:	– Kodak, ontwikkeltemperatuur 35 °C
Sensitometer:	– Kodak Process Control Sensitometer
Densitometer:	– X-Rite 301
Dosimeters:	– Keithley 3505A met 15 cc vlakke ionisatiekamer type 96035
	– Wellhöfer Dosimax met halfgeleiderdetector
Röntgenapparaat:	– Siemens Mammomat 3000
	Molybdeen anode, 30 µm Molybdeen filter, focus (0,6 mm), 26 kVp.
Microdensitometer:	– Gemodificeerde Vision-X, specificaties in appendix C
Fantoom:	– Aluminium-blokgolfantoom:
	Uitgebreide specificaties hiervan in Appendix D.

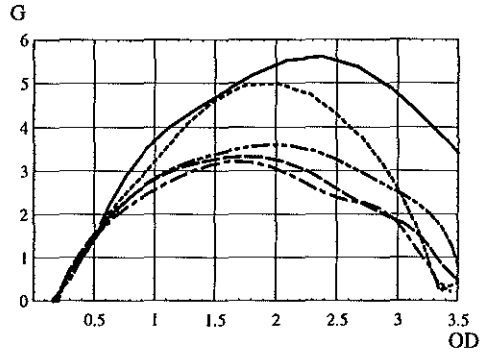
7.2.2 Resultaten

In figuur 7.3 zijn de gradiënten als functie van de belichting van de verschillende film-schermbcombinaties uitgezet en in figuur 7.4 de gradiënten als functie van de zwarting.

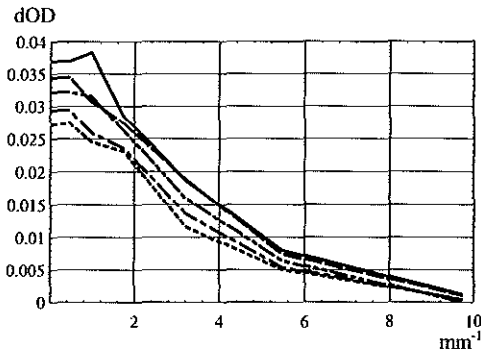
De aangepaste modulatie-overdrachtsfuncties (het uitgangssignaal per 50 µm Al) zijn in figuur 7.5 weergegeven, de ruisspectra in figuur 7.6, de signaal-ruisverhoudingen in figuur 7.7 en de aluminiumdikte voor een signaal-ruisverhouding één in figuur 7.8. De gemiddelde zwarting van de films lag bij $1,38 \pm 0,05$ OD, behalve voor de Konicafilm waarvan de gemiddelde zwarting 1,10 OD was. De amplituden voor deze laatste film in de figuren 7.5 en 7.6 zijn daardoor kleiner. De invloed op het verloop van de functies in de figuren 7.7 en 7.8 is geringer.



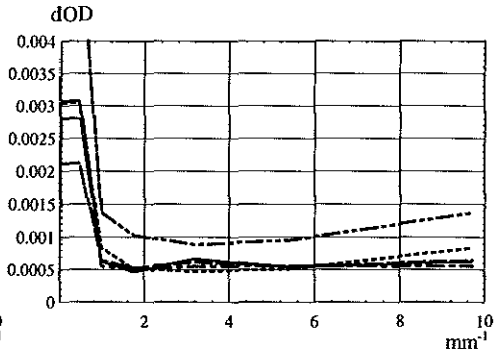
Figuur 7.3 Gradiënt als functie van de dosis.



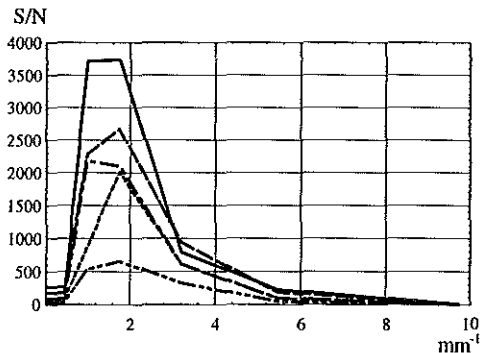
Figuur 7.4 Gradiënt als functie van de zwarting.



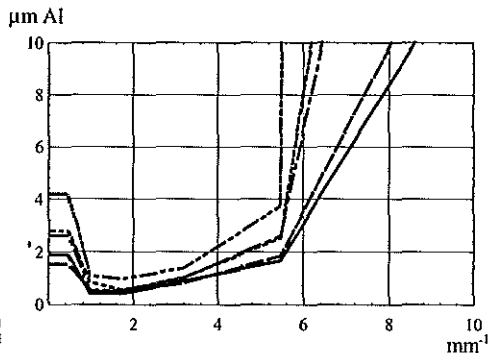
Figuur 7.5 Amplitude voor 50 µm Al als functie van de frequentie.



Figuur 7.6 Ruisamplitude als functie van de frequentie.



Figuur 7.7 Signaal-ruisverhouding voor 50 µm Al als functie van de frequentie.



Figuur 7.8 Dikte aluminium voor een signaal-ruisverhouding één als functie van de frequentie

Voor figuur 7.3 tot en met 7.8 geldt: Dupont UV (—); Kodak MRMA (— —); Kodak MRMA met vervuilde ontwikkelmachine (— — —); Kodak experimenteel (— —); Konica (— — —).

7.2.3 Nauwkeurigheid en precisie

De nauwkeurigheid van de MTF meting, gebaseerd op de nauwkeurigheid van de microdensitometer en het fantoom is ongeveer 5 %. De precisie van de meting van de MTF met het blok golf-fantoom wordt vooral bepaald door het aanwezige ruissignaal (eigenlijk is dit de onzekerheid in het ruisspectrum, dat mee is gemeten; het ruisaandeel zelf wordt van de amplitude afgetrokken). Bij de lagere frequenties is deze fout het grootst, zo groot zelfs, dat de bepaling van de amplitude uit twee homogene stroken niet steeds mogelijk bleek, en de amplitude in de buurt van de frequentie 0 mm^{-1} bepaald is uit het gemiddelde van de vier laagste waarden. De precisie voor lage frequenties is (zonder middeling) bij dit object 10 %. Bij hogere frequentiewaarden ongeveer 5 %.

De nauwkeurigheid van het ruisspectrum hangt af van de frequentieresolutie: voor het ongefilterde ruisspectrum is dit per meetwaarde $\pm 50 \%$. Na middeling over 1 mm^{-1} wordt dit $\pm 10 \%$. De nauwkeurigheid van de signaal-ruisverhouding per meetwaarde na middeling is ongeveer 15 %, evenals de modulatie diepte bij een signaal-ruisverhouding één.

7.2.4 Discussie

Een grotere gradiënt levert, zoals verwacht, grotere contrastwaarden. De experimentele filmschermcombinaties van Kodak en Dupont hebben een grotere gevoeligheid (zwartingswaarde per verzwakkingsverschil) en een betere signaal-ruisverhouding dan de huidige combinatie. De hogere gradiënt van de dupontfilm (4,4 Dupont; 3,2 Kodak experimenteel; 3,0 Kodak standaard; alle bij een optische densiteit $1,40 \pm 0,05$) stelt hoge eisen aan de belichtingsautomaat en de vaardigheden van de laboranten.

De contrastweergave en de signaal-ruisverhouding hebben voor alle onderzochte systemen de hoogste waarde in het frequentiegebied tussen $1,0$ en $2,5 \text{ mm}^{-1}$. De amplitude van de ruis in het lagere frequentiegebied bleek zo groot, dat de controle op de lineariteit van het systeem uit de drie gemiddelde densiteitswaarden van de homogene gebieden (met dikten 0 , $0,5d$ en $1,0d$) niet mogelijk bleek. In eerste instantie werd gedacht dat dit het gevolg was van vals licht op de film. De controlemeting met een standaard Kodak film bleek achteraf met een vervuilde ontwikkelmachine te zijn ontwikkeld. Dit veroorzaakte eveneens hogere contrastwaarden maar daarbij nam ook de ruis excessief toe. De precisie in de meting van de amplitude in het lagere frequentiegebied is vergroot door middeling van de waarden bij de frequenties tot $0,5 \text{ mm}^{-1}$.

Uit de gradiëntenwaarden bij de minimale en de maximale densiteitswaarden in de afbeelding van het fantoom bleek de lineariteitsfout kleiner dan 10 %.

In klinische omstandigheden zijn de contrastweergave en de signaal-ruisverhouding vooral bij de lagere frequenties geringer door de aanwezige strooistraling.

7.3 Samenvatting en conclusies

In dit hoofdstuk is de bepaling van de frequentieafhankelijke eigenschappen van afbeeldings-systemen besproken.

De metingen van de frequentieafhankelijke eigenschappen van röntgenafbeeldingssystemen blijft het lastigste onderdeel van de bepaling van de eigenschappen van die systemen. De precisie ervan is matig (ongeveer 5-10 %). Deze kan worden vergroot door de modulatie diepte van het fantoom te vergroten met een grotere materiaaldikte of het gebruik van andere materialen. Met een dikker fantoom zijn de hogere frequenties moeilijker te realiseren en met materialen met een grotere verzwakking neemt de energieafhankelijkheid toe. Een verdere optimalisatie is wellicht mogelijk, de gegevens daarvoor kunnen uit uitgebreide metingen met het huidige fantoom worden verkregen.

De klinische relevantie van het signaal-ruisverhoudingsspectrum en het signaal-overdrachts-spectrum van een afbeeldingssysteem is groot; daarmee wordt het al of niet kunnen afbeelden van structuren beschreven. Met het in dit hoofdstuk en appendix C beschreven instrumentarium kunnen deze spectra snel (binnen een half uur) bepaald worden. Met onder verschillende omstandigheden bepaalde spectra kunnen optimale instelwaarden worden bepaald, zoals bijvoorbeeld ten behoeve van de keuze van instelparameters van röntgenapparatuur of voor het al dan niet toepassen van roosters. Bovendien kan de zekerheid over de afbeeldbaarheid van structuren als functie van grootte, objectdikte en technische factoren worden bepaald. Ook kan het afbeeldingsgedrag van nieuwe afbeeldingsmodaliteiten met behulp van simulatie worden voorspeld.

Samenvatting en conclusies

Röntgenstraling is reeds kort na de ontdekking in 1895 op grote schaal voor medische diagnostische doeleinden gebruikt. De eerste boeken met afdrukken van röntgenfoto's en de bijbehorende verslagen uit het vroegere Coolsingelziekenhuis, de voorganger van het Dijkzigtziekenhuis, dateren uit 1899. Ook de schadelijke uitwerking van röntgenstraling werd al snel duidelijk: het eerste dodelijke slachtoffer viel reeds in 1904 [Cauffield, 1990]. Het duurde echter nog dertig jaar, voordat de intensiteit van de toegepaste straling met één internationaal geaccepteerde maat kon worden gemeten. In de daarop volgende jaren zijn meerdere meetmethoden ontwikkeld en beschreven, waarmee verschillende grootheden die invloed hebben op het röntgendiagnostisch proces, kunnen worden bepaald. Pas na de tweede wereldoorlog werden deze methoden op grotere schaal in de klinische omgeving geïntroduceerd.

Ruim honderd jaar na Röntgens ontdekking zijn er nog steeds geen algemeen geaccepteerde grootheden en maten om de afbeeldingseigenschappen van diagnostische röntgensystemen in uit te drukken. De beschrijving van het afbeeldingsproces, waarbij helderheidsverschillen in het uitgangbeeld worden uitgedrukt als functie van de primaire variabelen in het proces, is in enkele artikelen te vinden [Barnes, 1978; Goodenough, 1982; Nielsen, 1985].

De afbeeldingskwaliteit wordt in de kliniek meestal bepaald met fantomen die in meer of mindere mate model staan voor reële patiëntomstandigheden, maar ook uit de directe visuele vergelijking van patiëntmateriaal. Het grootste nadeel van deze werkwijze is, dat daarmee de beeldkwaliteit wordt beschreven en niet de beoogde afbeeldingskwaliteit van het röntgensysteem. De beeldkwaliteit is zowel afhankelijk van het object als van de overdrachtseigenschappen van het afbeeldingssysteem.

In deze studie wordt een poging gedaan de zuivere overdrachtseigenschappen van röntgen-diagnostische systemen te beschrijven, met als randvoorwaarden, dat:

- daarbij zoveel mogelijk basale fysische grootheden worden gebruikt;
- de betreffende grootheden in de kliniek kunnen worden bepaald;
- er geen extreem dure instrumenten voor nodig zijn.

In hoofdstuk 1 wordt het werkveld waarop deze studie betrekking heeft, geschetst: het röntgen-afbeeldingsproces en de verschillende deelprocessen waaruit dit is opgebouwd.

De chaos van zwak en/of verschillend gedefinieerde begrippen in de literatuur over dit onderwerp noopte tot een uitgebreide studie en een zorgvuldige definiëring van de verschillende grootheden die er een rol in spelen. In hoofdstuk 2 is op een systematische wijze een beschrijving gegeven van de verschillende aspecten van het gehele afbeeldingsproces. Allereerst wordt hierin het meten behandeld, daarna volgen licht, film, straling, röntgenafbeeldingssystemen, strooi-straling en de ruimtelijke overdrachtseigenschappen van afbeeldingssystemen.

In hoofdstuk 3 is het resultaat van deze studie, de beschrijving van het gehele afbeeldingsproces in één formule, weergegeven. De afbeelding van verzwakkingsverschillen in een object is evenredig met de contrastversterkingsfactor van het systeem (G , bij film-schermincombinaties de gradiënt); de primaire fractie van de straling die effectief in de detector werkzaam is (P_r); het verschil in röntgenverzwakkingscoëfficiënt van het detail en de omgeving van dat detail ($\Delta\mu$) en de dikte van het detail in de stralenrichting (d). De laterale energiespreiding in het afbeeldingsproces wordt in het ruimtelijke domein beschreven met een convolutie van de eerdere factoren met de impulsresponsie (PSF) van het systeem en in het frequentiedomein door vermenigvuldiging met de modulatie-overdrachtsfunctie (MTF). In formule voor het frequentiedomein:

$$C = 0,5 \cdot G \cdot P_r \cdot \Delta\mu d \cdot MTF$$

Dit hoofdstuk kan beschouwd worden als de spil van deze studie: het verbindt de theorie uit de eerste twee hoofdstukken met de praktijk in de vier hoofdstukken er na. In deze laatste hoofdstukken worden bestaande en nieuw ontwikkelde methoden besproken, waarmee de verschillende termen uit de afbeeldingsformule in een klinische omgeving kunnen worden bepaald:

- hoofdstuk 4: de zwarting en de gradiënt als functie van de dosis (de karakteristieke functie, KF) en hoofdstuk 5: de gevoeligheid van schermen als functie van de stralings-energie (de positie van de KF op de dosis-as);

- hoofdstuk 6: de primaire fractie;
- hoofdstuk 7: de ruimtelijk afhankelijke overdrachtseigenschappen.

De nauwkeurigheid en de precisie zijn niet voor alle methoden bepaald. Dit werd veroorzaakt, doordat de daarvoor benodigde instrumenten niet ter beschikking stonden of, omdat de omvang van het onderzoek de aanwezige mogelijkheden zou overstijgen. Alle methoden zijn echter in de praktijk getest en de resultaten zijn zoveel mogelijk aan literatuurgegevens getoetst.

De densiteit of helderheid als functie van de stralingsdosis wordt de karakteristieke functie (KF) genoemd. De afgeleide van deze functie wordt de gradiënt genoemd en is de versterkingsfactor voor de weergave van stralingsverschillen. De gradiënt als functie van de optische densiteit geeft een duidelijk inzicht in het werkgebied van film-schermbcombinaties. De gradiënt heeft bij dit type systemen een maximum, dat meestal bij zwartingswaarden tussen 2 en 3 OD ligt; het gebied waarbinnen de gradiënt voldoende groot is, ligt daarbij tussen 1 en 3 OD. Met de KF kunnen belichtingsautomaten optimaal ingesteld worden.

In hoofdstuk 4 zijn zes methoden om de KF te bepalen met elkaar vergeleken voor dubbelzijdige emulsiefilms. De beste methode is de afstandsmodulatiemethode. De snelste methode is de sensitometrische aangevuld met één röntgenfoto. Voor zwartingen onder 2,5 OD is de afwijking kleiner dan 0,02 OD en ongeveer even groot als de onnauwkeurigheid van een standaard densitometer. De combinatie van sensitometrie met de twee-stappenwigopnamenmethode geeft voor het gehele werkgebied een onnauwkeurigheid die kleiner is dan 0,02 OD.

Bij enkelzijdige emulsiefilms zijn de maximale afwijkingen tussen de KF die met de afstandsmodulatiemethode is bepaald en de KF met sensitometrie aangevuld met een röntgenopname, ongeveer gelijk aan de fouten in de toegepaste instrumenten ($< 0,05$ OD).

Voor de bepaling van de snelheid van film-schermbcombinaties als functie van de röntgenenergie (deze is van belang voor een juiste instelling van belichtingsautomaten) is een eenvoudig instrument ontwikkeld. Dit instrument, waarmee deze bepaling snel kan worden uitgevoerd, wordt in hoofdstuk 5 besproken. De meetresultaten geven bovendien inzicht in de manier waarop de fabrikant de specificaties van de schermen heeft kunnen verkrijgen. De foto-elektrische effecten in de schermmaterialen zijn niet herkenbaar, zowel in de verzwakkings- als in de lichtemissie-metresultaten. Dit wordt veroorzaakt door het brede röntgenstralingsspectrum dat met röntgenbuizen wordt verkregen.

De contrasten in het beeld die het gevolg zijn van details in het object, worden door strooi-straling aangetast. Met de primaire fractie in het werkzame deel van het detectoringangssignaal wordt dit proces beschreven.

In hoofdstuk 6 wordt een gestandaardiseerde variant van de bundelonderbrekingsmethode beschreven, waarmee de primaire fractie uit een gering aantal metingen kan worden bepaald. Voor de toepassing van deze methode is de karakteristieke functie nodig. Deze eenvoudige en

goedkope methode is bijzonder gevoelig: het foto-elektrische effect van de verschillende detectormaterialen is herkenbaar en het effect van verschillende anodematerialen in mammografieapparatuur op het contrast is aantoonbaar.

In hoofdstuk 7 worden een aantal aspecten behandeld, die een rol spelen bij de bepaling van de frequentieafhankelijke overdrachtseigenschappen van röntgenafbeeldingssystemen. Met een gemodificeerde blok golfmeting kan de modulatie-overdrachtsfunctie (MTF, modulation Transfer Function) bepaald worden en kan inzicht verkregen worden in het verloop van de fase-overdrachtsfunctie (PTF, Phase Transfer Function). De sterkte van het ruissignaal kan uitgedrukt worden in een aluminium- of koper-equivalentewaarde. Daarmee kunnen ook realistische signaal-ruisverhoudingen en signaal-ruisverhoudingsspectra van afbeeldingssystemen worden verkregen. Met het ontwikkelde instrumentarium is de benodigde tijd voor de bepaling van deze grootheden teruggebracht van twee dagen naar een half uur.

Voorts wordt ook een methode besproken, waarmee snel inzicht kan worden verkregen in het al dan niet regelmatige verloop van de PTF van een afbeeldingssysteem.

Tot slot zijn een aantal praktische details in appendices uitgewerkt:

Appendix A - Een overzicht van enkele eigenschappen van een aantal verzwakkingsmaterialen, die voor afbeeldingskwaliteitsfantomen geschikt zijn.

Appendix B - De eisen die aan lichtkasten, monitoren en de directe omgeving ervan worden gesteld om de beeldinformatie te kunnen overdragen.

Appendix C - Ontwerpoverwegingen en specificaties van een microdensitometer en het gebruik van fastfouriertransformaties bij lijnenspectra.

Appendix D - Een overzicht van de gebruikte materialen, hulpmiddelen, apparatuur en meetinstrumenten.

Conclusies

De afbeeldingseigenschappen van röntgensystemen kunnen met een beperkt aantal grootheden in een gegeneraliseerde vorm worden beschreven. Hiermee kunnen afbeeldingskwaliteitscriteria worden afgeleid voor verschillende onderzoeksoorten. Ook kan hiermee het afbeeldingsgedrag van een specifiek systeem worden beschreven. Met het ontwikkelde instrumentarium is het mogelijk de overdrachtseigenschappen van afbeeldingssystemen in korte tijd in een klinische omgeving te bepalen en vast te leggen.

Summary and Conclusions

Shortly after their discovery in 1895, X-rays began to be used on a grand scale for medical diagnosis. The first books showing prints of X-ray pictures, accompanied by clinical reports, from the former Rotterdam 'Coolsingel' Hospital (the predecessor of the Rotterdam 'Dijkzigt' Hospital) date from 1899. The deleterious effects of X-rays were, likewise, soon apparent. The first fatal casualty occurred in 1904 [Cauffield, 1990]. But it was some 30 years later, before the intensity of the radiation employed could be measured using an internationally accepted standard. In the following years a number of methods of measurement were developed and described, through which the different variables which influence the X-ray process can be determined. Only after the Second World War were such methods widely introduced into clinical practice.

A hundred years after Röntgen's initial discovery, there are still no generally accepted units for defining the imaging characteristics of X-ray diagnostic systems. The description of the imaging process, in which differences in brightness in the final image are expressed as a function of the primary variables in the process, can be found in a few articles in the technical literature [Barnes 1978; Goodenough, 1982; Nielsen, 1985].

The imaging quality in clinical practice is usually determined using 'phantoms' which only more or less approximate to the real conditions found in patients, but it can also be assessed from a direct comparison of patient material. The principal disadvantage of this approach is, that only the 'image quality' is thereby assessed and not the intended 'imaging quality' of the X-ray system itself. The image quality depends both on the object and on the transfer properties of the imaging system.

In this study, an attempt is made to define the transfer properties of the X-ray diagnostic system alone, with the preconditions that:

- as many basic physical variables as possible are taken into account;
- the actual values of such variables can readily be measured in clinical routine;
- and that no unreasonably expensive apparatus should be required.

In Chapter 1 the scope of this study is outlined: the X-ray imaging process and the individual components which form it.

The confusing miasma of poorly and variously defined concepts in the literature, invited an extensive research programme and a careful definition of the variables germane to the process. In Chapter 2, a systematic step by step description is given of the various aspects of the entire imaging process. First of all, the process of measurement is treated, then follow sections on light, film, radiation, X-ray imaging systems, scattered radiation and the spatial aspects of information transfer in imaging systems.

In Chapter 3 the primary result of this study, the description of the entire imaging system in terms of a single equation, is presented. The reproduction of differences in attenuation within an object is equal to the contrast enhancement factor of the system (in film-screen combinations, the 'gradient'); The primary radiation incident on the detector; The difference in X-ray attenuation between a given detail and its surroundings and the dimensions of a detail in the direction of the radiation. The lateral distribution of energy in the imaging process is described in the spatial domain by a convolution of the previous factors with the impulse response of the system, and in the frequency domain by multiplication with the modulation transfer function. The formula in the frequency domain is:

$$C = 0,5 \cdot G \cdot P_f \cdot \Delta\mu d \cdot MTF$$

Chapter 3 may be regarded as the crux of this study: it links the theoretical description of the first two chapters with the practical section in the subsequent four chapters. Within these chapters, both newly developed and existing methods are discussed, whereby the various terms of the imaging equation can be determined in a clinical setting.

- In Chapter 4 film-blackening and the 'gradient' as a function of the X-ray dose (the Characteristic Function or KF) is dealt with. Chapter 5 discusses the sensitivity of image-intensification screens as a function of the energy of the incident radiation (the position of the KF on the dosage axis).

- Chapter 6 describes the 'primary fraction'.
- In Chapter 7, the spatially dependent transfer properties are treated.

The degrees of accuracy and precision are not defined for every method. This is either due to the fact that some required instrumentation was not available, or because the extent of the research would otherwise have exceeded what could reasonably be achieved with the facilities available. All the existing methods have been tested in practice, and the results obtained have been checked against published data in the literature as far as possible.

The density or brightness as a function of the radiation dose, is known as the Characteristic Function (KF). The first derivative of this function is known as the 'gradient' and is the enhancement factor for the reproduction of radiation differences. The gradient as a function of Optical Density gives a clear insight into the operation of film-screen combinations. The gradient has a maximum value in this type of system, which generally lies between blackening values of 2 and 3 OD (Optical Density). The region within which the gradient is sufficiently steep, lies between 1 and 3 OD. Using the KF, automatic exposure equipment can be preset to give optimal results.

In Chapter 4, six methods of determining the KF for double-sided film are compared. The finest method is the distance-modulation method. The quickest method is sensitometry supplemented with a single X-ray photo. For degrees of blackening of less than 2.5 OD, the deviation is less than 0.02 OD and comparable to the degree of inaccuracy of a standard densitometer. The combination of sensitometry with the two-step wedge exposure method, gives an inaccuracy for the entire working range of less than 0.02 OD.

With single-sided films, the maximum deviations between the KF as determined with the distance modulation method and the KF as measured by sensitometry supplemented with an X-ray photo, are roughly equal to the expected degree of accuracy in the instruments themselves (< 0.05 OD).

For a measurement of the speed of 'film-screen combinations' as a function of the X-ray energy (something of critical importance for the correct setting of automatic exposure equipment) a simple instrument has been developed. This instrument, which allows a rapid measurement to be made, is discussed in Chapter 5. The measurements also provide an insight into the way manufacturers arrive at their specifications for image-intensification screens. The photo-electric effects in the screen 'phosphors' are not discernible, either in the attenuation data or in the light-emission measurements. This is a consequence of the broad X-ray spectrum emitted by commercial X-ray tubes.

The contrasts in the image, which are the result of details in the object, are degenerated by scattered radiation. The process of image formation is defined by the primary radiation, in the functional fraction of the signal reaching the detector.

In Chapter 6, a standard variant of the beam-stopping method is described, whereby the proportion of primary radiation can be determined on the basis of a small number of measurements. Knowledge of the Characteristic Function (KF) is a prerequisite for this method.

This simple and inexpensive procedure is unusually sensitive: the photo-electric effect within the various detector materials is fully recognizable and the effect of different anode materials on the contrast in mammography apparatus is readily demonstrable.

In Chapter 7, a number of subjects are dealt with, all of which are relevant to determining the frequency dependent transfer properties of X-ray imaging systems. Using a modified square-wave measurement, the Modulation Transfer Function (MTF) can be determined and subsequently an insight gained into the Phase Transfer Function (PTF). The amount of noise can be expressed as an equivalent thickness of aluminium or copper. In this way, realistic signal-to-noise ratios and the signal-to-noise spectra of imaging systems can be obtained.

A method is also discussed, whereby a rapid insight can be obtained into whether the Phase Transfer Function of an imaging system is performing according to expectation, or not.

Finally, various practical details are given in the form of appendices:

Appendix A - provides a summary of a number of attenuation materials which are suitable for 'phantoms'.

Appendix B - offers a synopsis of the requirements which light-boxes, monitors and the immediate environment need to fulfil in order ensure the transfer of visual information.

Appendix C - considers the design specifications for a microdensitometer and the use of fast Fourier transforms for line spectra.

Appendix D - lists the materials used, the accessories, apparatus and measuring instruments.

Conclusions

The imaging quality of X-ray systems can be fully defined with a relatively limited number of variables. The imaging performance can best be described using its spatially dependent properties. With instrumentation specially developed for the purpose, it is possible to determine these properties rapidly in an ordinary clinical environment.

APPENDIX A

Fantoommaterialen

De verschillen in eigenschappen van weke delen in het menselijk lichaam wat betreft de verzwakking voor röntgenstraling met energieën tussen 20 en 150 kVp zijn gering. Slechts bij de laagste energieën, rond de 20 tot 30 kVp, kunnen van nature aanwezige contrastverschillen die het gevolg zijn van verschillen in röntgenverzwakkingscoëfficiënten van verschillende typen weke delen zichtbaar worden gemaakt. In tabel A.1 is de samenstelling van weke delen in gewichtsprocenten volgens het ICRU rapport 44 gegeven [ICRU, 1989].

Tabel A.1 De samenstelling van weke delen volgens ICRU-44, in gewichtsprocenten.

${}^1\text{H}$	10,2 %	${}^{11}\text{Na}$	0,2 %
${}^6\text{C}$	14,3 %	${}^{15}\text{P}$	0,3 %
${}^7\text{N}$	3,4 %	${}^{16}\text{S}$	0,3 %
${}^8\text{O}$	70,8 %	${}^{17}\text{Cl}$	0,2 %
eerste vier:	98,7 %	rest	0,3 %
ρ	$1,127 \text{ g cm}^{-3}$		

Het gebruik van weefsel-equivalente materialen in fantomen die bedoeld zijn om er de overdrachtseigenschappen van afbeeldingssystemen mee te bepalen, levert problemen op. Dit wordt veroorzaakt door de geringe verzwakkingsverschillen, waardoor grotere dikten nodig zijn en de divergerende röntgenbundel. De meeste fantomen worden daarom uit materialen met een grotere verzwakkingscoëfficiënt vervaardigd. De materialen mogen in het normale werkgebied geen sprongen in de verzwakkingscoëfficiënt als functie van de energie hebben (als gevolg van foto-elektrische verzwakking). Daarmee zou het contrast sterk röntgenenergieafhankelijk worden.

Met de toename van het atoomgetal neemt de relatieve bijdrage van het foto-elektrische effect toe.

In het röntgendiagnostische werkgebied worden energieën tussen 10 en 150 keV gebruikt; de laagste energie in de uit een patiënt tredende primaire röntgenbundel bij mammografie is ongeveer 15 keV [Birch, 1979]. Bij deze grens is zink ($_{30}\text{Zn}$) het laatste bruikbare element dat in verzwakkingsmateriaal kan worden toegepast, met een K-schil energie van 9,66 keV. Voor het mammografiwerkgebied (tussen 10 en 35 keV) zijn de materialen tussen $_{55}\text{Cs}$ en $_{68}\text{Er}$ eveneens geschikt, omdat dat gebied tussen de K en L-schilenergieën van deze materialen ligt. Lood, dat veel in lijnenfantomen wordt toegepast, heeft L-schilenergieën tussen 13 en 16 keV en is daardoor minder geschikt in dit werkgebied.

De bewerkbaarheid en de prijs van fantoommaterialen is in belangrijke mate meebepalend voor een eventuele toepassing ervan.

In de internetlokatie van het NIST (National Institute of Standards and Technology) [Nist, 1997] staan de röntgenverzwakkingscoëfficiënten van de elementen 1 tot en met 92 en van een groot aantal materialen. Uit deze gegevens kan de röntgenverzwakkingscoëfficiënt van ieder materiaal waarvan de samenstelling bekend is, worden bepaald.

In de referenties [Martin, 1977; White, 1978; Diller, 1978] worden verzwakkingseigenschappen van kunststoffen gegeven.

In tabel A.2 zijn de soortelijke massa's en de elektronendichtheden (Z/A) gegeven. De verzwakking in weefsel en weefsel-equivalente materialen wordt (behalve in het mammografiwerkgebied) vooral veroorzaakt door het compton-effect. Deze verzwakking is evenredig met de elektronendichtheid, die volgt uit Z/A en de soortelijke massa.

Tabel A-2 Soortelijke massa en Z/A voor verschillende materialen. Bron: [NIST, 1997]

	ρ [g cm ⁻³]	Z/A
water	1.000	0.55508
weke delen (ICRU-33)	1.060	0.54975
weefsel equivalent plastic	1.127	0.54903
PMMA	1.190	0.53937
polystyreen	1.060	0.53768
corticaal bot (ICRU-44)	1.920	0.51478
PVC	1.406	0.51201
aluminium	2.699	0.48181
koper	8.960	0.45636

Drie veel voor fantomen gebruikte materialen worden nader besproken:

Polymethylmethacrylaat - PMMA - Perspex

Kunststoffen worden vaak als weefsel-equivalent materiaal in fantomen toegepast. In beide materialen is comptonverstrooiing het belangrijkste verzwakkingsmechanisme voor de in de röntgendiagnostiek toegepaste stralingsenergieën. De spectrale afhankelijkheid van verzwakkingsmaterialen is groter wanneer het foto-elektrische effect daarbij een rol speelt. Zwaardere atomen met een foto-elektrisch effect in het diagnostische werkgebied, die als vulmiddel of als kleurstof in kunststoffen worden toegevoegd, veroorzaken een van weefsel afwijkende spectrale afhankelijkheid. In figuur A.2 is te zien dat de verzwakkingseigenschappen van PMMA vrijwel overeenkomen met die van weke delen, behalve bij de lagere energieën, waar de verzwakking minder is; daar komt 1 cm PMMA ongeveer overeen met 1,2 cm weefsel.

Vanaf 60 keV is de verzwakking van 1 cm PMMA vrijwel gelijk aan die van 1 cm weke delen. De afmetingen van fantomen uit PMMA hebben ongeveer dezelfde afmetingen als de lichaamsdelen die ermee worden nagebootst.

Aluminium - $_{13}\text{Al}$

Dit element wordt toegepast in röntgenbuisfilters, stappenwiggen en verschillende soorten fantomen. De verzwakkingscoëfficiënt van aluminium is, afhankelijk van de stralingsenergie, ongeveer tien tot driemaal zo groot als die van weke delen. Daardoor zijn aluminium fantomen beperkt van afmetingen, maar ook niet zo klein, dat er daardoor fabricage-problemen optreden. Zuiver aluminium is zacht en raakt daardoor gemakkelijk beschadigd. Het frezen ervan is moeilijk door de grote elasticiteit. Bovendien is zuiver aluminium (99,99 %) meer dan 5x zo duur als de meer gangbare handelsoorten. De onnauwkeurigheden die tengevolge van de verschillende legeringen kunnen optreden, verschillen niet veel van de onnauwkeurigheden die bij de bepaling van de andere grootheden optreden. Ook bij de metingen van de dikte van het aluminium, de dosis, de buisspanning en de zwarting met normale meetinstrumenten zijn de onnauwkeurigheden in de orde van 5 tot 10 %.

De eigenschappen van enkele soorten aluminium zijn in tabel A-3 met elkaar vergeleken. In veel landen is een fysieke filterwaarde in millimeter aluminium in röntgenbuizen bij wetgeving vereist. Bij de meting van deze filterwaarde wordt de halveringsdikte met aluminiumverzwakers bepaald. Aan de zuiverheid van het aluminium waarmee deze halveringsdikte wordt gemeten, worden daarom hogere eisen gesteld; de internationale norm (ISO 2092, 1981) schrijft minimaal 99,0 % zuiver aluminium voor. Legering 1100 voldoet hieraan. De verzwakkingscoëfficiënten van aluminiumlegeringen zijn groter dan die van het zuivere materiaal. Daardoor leidt het gebruik ervan tot een onderschatting van de totale aluminium equivalente filtratie. Van de gangbare legering 6082 met een zuiverheid van 98,5 % zijn geen gegevens gevonden. De afwijking die hiervan het gevolg is, wordt geschat op ongeveer 8 % bij 10 keV tot 2 % bij 100 keV.

Tabel A-3 Aluminiumlegeringen [HPA, 1977]

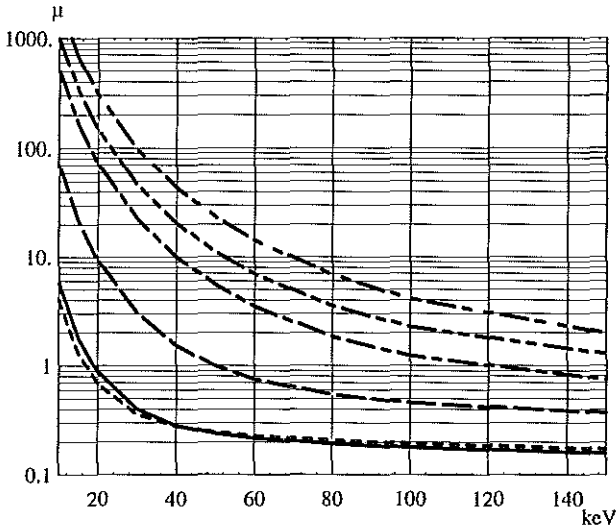
Gemiddelde afwijking ten opzichte van 99,99 %										
Legering Type	zuiver- heid %	10 keV	15 keV	20 keV	30 keV	40 keV	50 keV	60 keV	80 keV	100 keV
1199	99,99	–	–	–	–	–	–	–	–	–
1080A	99,8	1,1	0,9	1,2	1,0	1,1	0,6	0,8	0,5	0,4
1050A	99,5	2,5	3,2	3,3	3,4	3,0	2,1	1,6	1,1	1,2
1100, 1200	99,0	4,2	4,7	5,1	4,8	4,3	3,4	2,7	0,9	0,8

Koper - ^{29}Cu

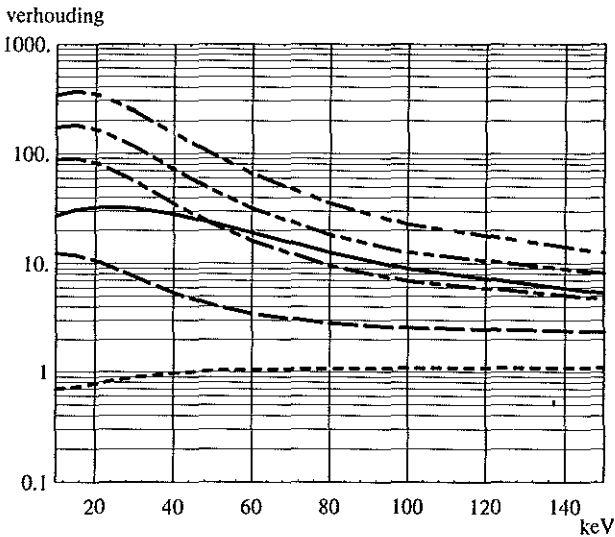
Als filtermateriaal is koper iets effectiever dan aluminium, omdat de waarde van $d\mu/dI$ in het relevante spectrale gebied groter is. De mogelijkheden om met koper fantomen te realiseren zijn groot. Dit wordt vooral veroorzaakt, doordat koperfolies op kunststoffen veel in de elektrotechnische industrie worden gebruikt. De K-schilenergie van koper ligt bij 9 keV, waardoor de spectrale afhankelijkheid in het normale diagnostische werkgebied gelijkmatig verloopt.

In figuur A.1 zijn de röntgenverzwakkingscoëfficiënten van een aantal materialen als functie van de röntgenenergie bijeengebracht en in figuur A.2 de relatieve verzwakkingscoëfficiënten ten opzichte van weke delen (ICRU-44 model). De afgeleide van de lineaire verzwakkingscoëfficiënt naar de röntgenenergie: $d\mu/dE_{\text{ron}}$ is een maat voor de spectrale afhankelijkheid van het betreffende materiaal.

In figuur A.3 is deze afgeleide voor de materialen uit A.1 en A.2 weergegeven. In figuur A.4 is het (ruwe) verband tussen de effectieve stralingsenergie in keV en de energie van het röntgenspectrum, uitgedrukt in kVp, voor verschillende energieën en dikten van weke delen gegeven.

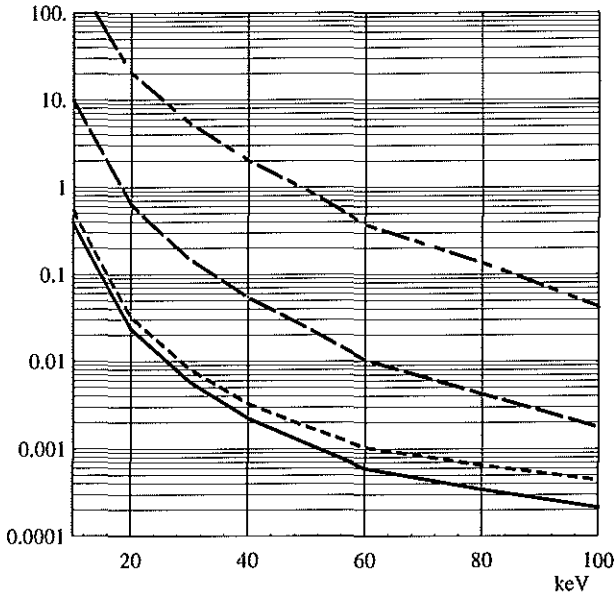


Figuur A.1 Lineaire verzwakingscoëfficiënt μ als functie van de fotonenergie voor: koper (— — —); chroom (— · —); titanium (— · —); aluminium (—); PMMA (— · —) en weke delen (—).



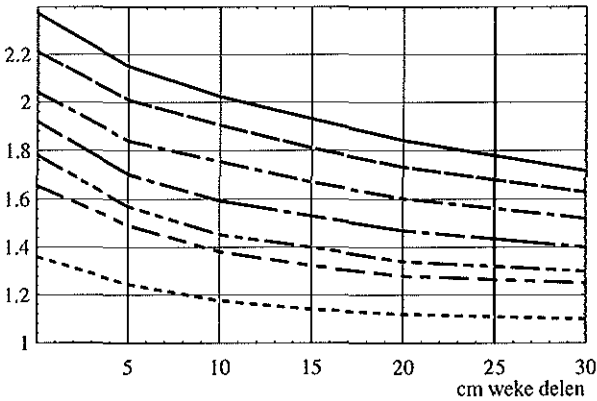
Figuur A.2 Verhouding van μ als functie van de fotonenergie ten opzichte van die van weke delen (wd) en μ_C/μ_{Al} : koper/wd (— — —); chroom/wd (— · —); titanium/wd (— · —); aluminium/wd (—); PMMA/wd (— · —) en koper/aluminium (—).

$d\mu/dE$



Figuur A.3 $d\mu/dE$ als functie van de stralingsenergie voor: koper (— — —); aluminium (— — —); PMMA (— · — ·) en weke delen (—).

kVp/keV



Figuur A.4 Verhouding tussen de röntgenbuisspanning en de gemiddelde fotonen-energie in de uitredende bundel als functie van de weke delen dikte en de röntgenbuisspanning voor 30 kVp (— · — ·); 50 kVp (— · — ·); 60 kVp (— · — ·); 80 kVp (— · — ·); 100 kVp (— · — ·); 120 kVp (—) en 140 kVp (—).

APPENDIX B

Helderheidseisen voor lichtkasten en monitoren

De verschillende optische densiteiten in een röntgenfoto worden met behulp van een lichtkast omgezet in lokale helderheidswaarden.

In monitoren wordt het beeld direct met verschillende helderheidswaarden opgebouwd. De verschillende helderheden leiden tot een verlichtingssterkte op de retina van de observator. De totale belichtingsomvang van het oog is zeer groot (bijna dertien decaden), maar het dynamische bereik is onder specifieke verlichtingsomstandigheden veel geringer. Het ruimtelijk onderscheidingsvermogen is het grootst bij grotere helderheden, waarbij de kegelvormige receptoren in het oog actief zijn en de pupildiameter klein is. Dit wordt het fotopische gebied genoemd.

Hoewel het gezichtsveld van het oog groot is, bijna 180°, is het gedeelte waar scherp mee wordt gezien klein: ongeveer 30' en met een oplossend vermogen van ongeveer 1'. Het helderheidsbereik voor het fotopische gebied omvat ongeveer zes decaden, waaraan de regeling van de pupilgrootte ongeveer een factor zestien bijdraagt. De pupilgrootte wordt bepaald door de totale hoeveelheid op het netvlies vallende licht. Door lichtverstrooiing in het oog wordt het effectieve helderheidsbereik, waarin details kunnen worden onderscheiden, verder verminderd. Met een gefixeerde pupil omvat dat statische helderheidsbereik ongeveer een factor een- tot tweehonderd. De gevoeligheid van het oog voor helderheidsverschillen is bij grote helderheden evenredig met de intensiteit van de betreffende lichtbron. Dit wordt de wet van weber genoemd:

$$\frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2} = \text{Constant} \quad (B.1)$$

In het navolgende overzicht is de minimale helderheid weergegeven voor de maximale optische densiteitswaarde, waarbij nog contrasten onderscheiden kunnen worden [Haus, 1993]. In correct vervaardigde röntgenfoto's komen densiteiten tot 3,0 OD voor, in mammogrammen tot 3,5 OD.

Tabel B.1 Maximale densiteiten als functie van de helderheid, waarbij details in gebieden met grote densiteitswaarden nog juist kunnen worden onderscheiden.

Helderheid [cd/m ²]	Maximale OD
1500	2,8
3000	3,1
7000	3,4

Het bruikbare gebied van een röntgenfilm heeft een gradiënt boven de 2,0 en ligt bij de meeste dubbelzijdige röntgenfilms tussen 1,0 en 3,0 OD. Mammografie-films hebben een grotere gemiddelde gradiënt. Het bruikbare gebied ligt voor een gradiënt boven de 2,8 ongeveer tussen 1,5 en 3,5 OD.

Een verlichtingssterkte van 25 lux, levert bij 10 % reflectie op het filmvlak een helderheid van $0,1 \cdot 25/\pi \approx 0,8$ cd m⁻². Een film met een zwarting van 3,5 OD op een lichtbron met een helderheid van 7000 cd m⁻², heeft een helderheid van ongeveer 2 cd m⁻², zodat er in dat geval nog enige marge is.

Dit leidt tot de volgende aanbevelingen voor lichtkasten. Afzonderlijk schakelbare velden, waarvan de lichtsterkte regelbaar dient te zijn. De maximale helderheid dient groter te zijn dan 3000 cd m⁻² en voor mammografie-onderzoeken groter dan 4000 cd m⁻². De verlichtingssterkte op de plaats van de waarnemer in de richting van het lichtvlak dient (met uitgeschakelde lichtkast) kleiner dan 25 lux te zijn. De minimale helderheid van een lichtspot is 7000 cd m⁻², zodat daarmee nog details tot 3,5 OD kunnen worden gezien.

Bij monitoren is de maximale helderheid ongeveer 300 à 400 cd m⁻². De verlichtingssterkte in een ruimte met monitoren dient daarom een factor 10 lager te worden gekozen dan in een ruimte met traditionele lichtkasten.

De kwaliteit van lichtkasten en hun omgeving krijgen in het algemeen te weinig aandacht. Een lichtkast met een te geringe lichtopbrengst leidt gemakkelijk tot gemiddeld te lichte röntgenfoto's. Dit heeft weliswaar een positief effect op de patiëntdosis maar de filmgradiënt is lager, daardoor is de weergave van contrasten geringer en daarmee de afbeeldingskwaliteit.

APPENDIX C

De microdensitometer

C.1 Inleiding

Met behulp van microdensitometers kunnen locale zwartingswaarden in een film met een hoog ruimtelijk oplossend vermogen gemeten worden en eventueel gedigitaliseerd.

Trueblood et al. [Hendee, 1993] onderscheiden drie kwaliteitscategorieën filmdigitizers:

- Categorie 1 Een volledige kopie van het origineel: tot en met de ruis in de film dient het gedigitaliseerde beeld overeen te stemmen met het originele filmbeeld. Om de vereiste nauwkeurigheid te behalen, wordt de filmzwarting punt voor punt gemeten, waardoor de meettijd lang wordt. De lichtbundel dient loodrecht op de film te vallen, waarvoor dure mechanische constructies noodzakelijk zijn. Dit alles maakt dit type instrumenten kostbaar en metingen ermee tijdsintensief.
- Categorie 2 Een kopie van het origineel waarin waarnemers onder normale bekijk-omstandigheden geen verschillen kunnen zien. Voor waarnemers is de klinische informatie in het gehele originele beeld onder normale bekijkomstandigheden niet verschillend van die in het gedigitaliseerde beeld. De betere laserscanners en sommige lineaire-CCD scanners vormen de instrumenten in deze categorie.
- Categorie 3 Met een zeker nauwkeurighedsniveau (bijv. 90 % van de gevallen correct gediagnostiseerd) komt de informatie in het gedigitaliseerde beeld overeen met het originele beeld, dit voor het gebied waar zich de voor de diagnose relevante informatie bevindt. De specificaties van instrumenten van categorie 3 zijn gelijk of slechter dan die van de te meten afbeeldingssystemen en daarom minder geschikt om de eigenschappen van die systemen objectief vast te leggen. Deze categorie wordt gevormd door de eenvoudige lineaire CCD-scanners en door de 2D-CCD-scanners.

De eerste metingen zijn verricht met een Joyce en Lobell model microdensitometer, een categorie 1 instrument. Dit instrument meet de diffuse optische densiteit van een instelbaar gebied, hier $10 \times 10 \mu\text{m}^2$ of $10 \times 1000 \mu\text{m}^2$. Per scanlijn werden 4096 meetwaarden verzameld. De analoge meetwaarden zijn vervolgens met een 12 bits AD-converter gedigitaliseerd en met behulp van een computer verwerkt. De metingen vergden veel tijd en het verkrijgen van reproduceerbare meetgegevens vereiste een behoorlijke handvaardigheid. De eisen voor een nieuwe microdensitometer zijn van het oude instrument afgeleid. Hierbij zouden de metingen sneller en gemakkelijker reproduceerbaar kunnen worden uitgevoerd. Hiervoor is uitgegaan van een categorie 2 filmdigitizer en is gekozen voor een digitizer met een lineaire CCD. De geometrie is hierbij gemakkelijk te wijzigen, zodat de frequentieafhankelijke overdracht van een röntgenafbeeldingssysteem met voldoende nauwkeurigheid kan worden bepaald.

C.2 Ontwerpoverwegingen van de microdensitometer

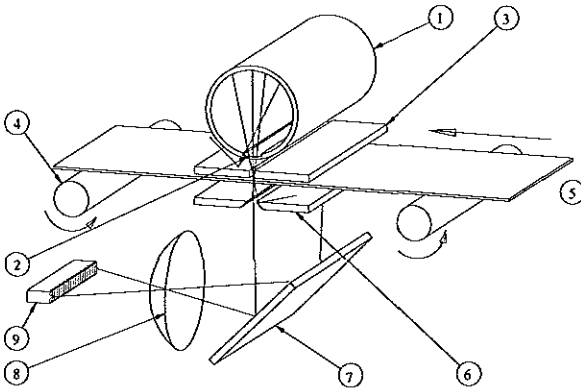
De MTF en de eigen ruis van een microdensitometer waarmee de MTF en het ruisspectrum van afbeeldingssystemen wordt bepaald, dienen die van deze afbeeldingssystemen te overtreffen. De hoogste eisen daarvoor gelden bij het mammografisch onderzoek. Dit heeft geleid tot de volgende specificaties:

Modulatie-overdrachtsfunctie (3 dB punt):	$> 10 \text{ mm}^{-1}$
Meetgebied	100 mm
Zwartingsbereik:	0 - 3,5 OD
Nauwkeurigheid zwarting	$\pm 0,02 \text{ OD}$
Signaal-ruisverhouding	40 dB

Het ontwerpen en bouwen van een geheel nieuwe microdensitometer is een kostbare zaak. Daarom is een standaard filmdigitizer aangeschaft, die verbouwd is tot microdensitometer.

Een schematische weergave van de microdensitometer is in figuur C.1 gegeven.

Aan de bronzijde is de lichtbundel diffuus. Dit wordt bereikt, doordat de fluorescentiebuis (1) de fluorescerende binnenlaag aan de naar de film gekeerde zijde mist (2) en door de onder de buis aangebrachte diffuser (3). De film (5) wordt met door een motor aangedreven rollen (4) getransporteerd. De uitredende lichtbundel wordt begrensd door een spleetvormig diafragma (6). De brandpuntsafstand van de lens is 55 mm en de vergroting is 0,6 x. Aan de detectorzijde is de effectieve meethoek van een detector-element $0,006^\circ$ en daardoor spotvormig. Daarmee heeft deze meetmethode een diffuse-spot meting. Dit is dezelfde situatie die bij het kijken naar een lichtkast optreedt. Via een spiegel (7) en een lens (8) wordt het lijnvormige meetveld afgebeeld op de lineaire CCD (9).



Figuur C.1 Schematische opbouw van de microdensitometer;
 1 fluorescentiebuis; 2 transparant uittreevenster; 3 diffuser; 4 transportrollen;
 5 film; 6 spleetvormig diafragma; 7 spiegel; 8 lens; 9 lineaire CCD.

Hiermee wordt de diffuse optische densiteit bepaald van 6000 meetpunten over 100 mm. De effectieve pixelgrootte is hierbij $18,0 \times 18,0 \mu\text{m}^2$.

In het centrum van de meetlijn ligt het 3 dB punt van de theoretische MTF op 8 mm^{-1} en het eerste nulpunt op 18 mm^{-1} . Aan de zijkanten van de meetlijn treedt er ten gevolge van de schuine inval van het licht overspraak tussen de afzonderlijke beeldelementen op. Het verloop van de MTF hangt daardoor af van de effectieve gevoelige diepte van de dioden in de CCD-camera. De invloed van de lens op de MTF is ten opzichte daarvan verwaarloosbaar klein.

De analoge meetwaarden die van het CCD afkomen, worden versterkt; er wordt een offset compensatie op uitgevoerd en naar keuze een logaritmische omzetting. Daarna worden de signalen gedigitaliseerd met een 12 bit AD-converter. Via een vrij te kiezen LUT (look-up table) worden die 12 bit gereduceerd tot 8 bit en vervolgens naar de computer verzonden voor opslag en verdere verwerking. Het lineaire uitgangssignaal is evenredig met de (licht-)transmissie. Een logaritmische omzetting levert een uitgangssignaal dat evenredig is met de optische densiteit. In dat laatste geval is de onnauwkeurigheid van de optische densiteit tengevolge van de digitalisatie gelijkmatig over het gehele meetbereik verdeeld.

C.3 Technische specificaties

6000 pixels over 163 mm, effectieve pixelgrootte $18,0 \times 18,0 \mu\text{m}^2$

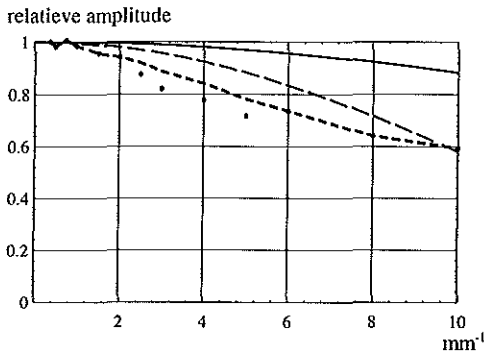
MTF, centraal gemeten 60 % bij 10 mm^{-1} , aan de zijkant 52 %. Nauwkeurigheid van de zwartingswaarden in het centrale deel (300 pixels):

voor $OD < 2,3$: < 3%; voor $2,2 < OD < 3,2$: < 6 %.

De nauwkeurigheid van de zwartingswaarden voor de gehele scanlijn:

voor $OD < 2,3$: < 6 %; voor $2,2 < OD < 3,2$: < 9 %

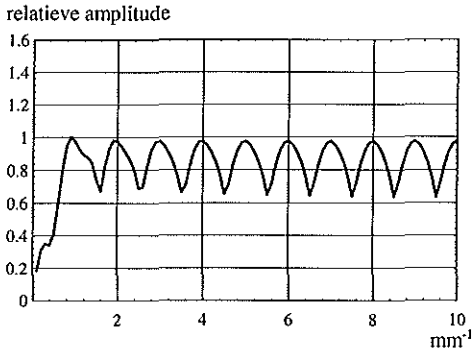
De MTF van de microdensitometer is bepaald met behulp van een geïjkt sinusfantoom type M-7 van Sine Patterns en na fouriertransformatie van het betreffende segment. In figuur C-2 is de theoretische MTF berekend en weergegeven voor de gunstigste positie van de sinus ten opzichte van de detector-elementen, waarbij de top van de sinus midden op een detector-element wordt geprojecteerd en de ongunstigste, waarbij de top precies op de grens van twee elementen ligt. De gemeten MTF van de microdensitometer is eveneens in deze figuur weergegeven (met een film met sinusvormig gemoduleerde optische dichtheitswaarden; Sine Patterns, model M-6). De meetpunten die onder de curve liggen, zijn afkomstig van meetwaarden die aan de buitenkant van de scanlijn lagen. Het was niet mogelijk het betreffende gedeelte van de testfilm in het midden van de microdensitometer te plaatsen, zonder de testfilm te beschadigen. Met het instrument kunnen zowel scanlijnen als gesommmeerde scanlijnen worden gemeten, waaruit respectievelijk de MTF en het ruisspectrum kunnen worden bepaald.



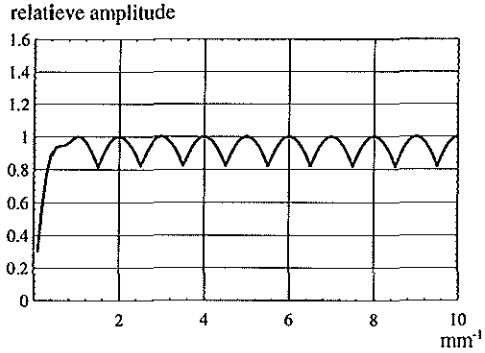
Figuur C.2 Berekende en gemeten MTF van de microdensitometer. Berekend: gunstigste positie (—); ongunstigste positie (— —); Gemeten (— · —) de meetpunten onder de curve zijn afkomstig van de buitenzijde van het CCD.

C.4 Fastfouriertransformaties

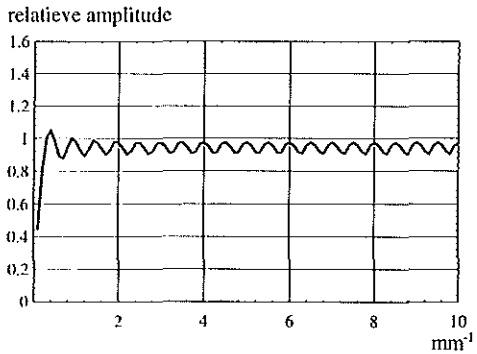
Bij de fastfouriertransformatie (FFT) van lijnenspectra treedt een hinderlijke frequentieafhankelijkheid op, die het gevolg is van het bemonsteringsproces in de FFT. De amplitude in het frequentiedomein is voor frequenties met een oneven aantal halve perioden ongeveer 70 % van de waarde bij een even aantal halve perioden (figuur C.4). De toepassing van een hammingfilter verbetert dit tot ongeveer 85 % (figuur C.5). De toevoeging van nullen aan beide zijden van de scanlijn geeft een grotere verbetering (figuur C.6). Pas met een hammingfilter en een vergroting van de frequentieresolutie door middel van de toevoeging van nullen aan beide zijden van de scanlijn (aan iedere zijde de helft van de scanlijnlengte), wordt de afwijking kleiner dan 0,5 %. Wel worden in dat laatste geval sinusvormige signalen met minder dan twee halve perioden in de scanlijn afwijkend weergegeven, met een maximale afwijking van 160 % (figuur C.7).



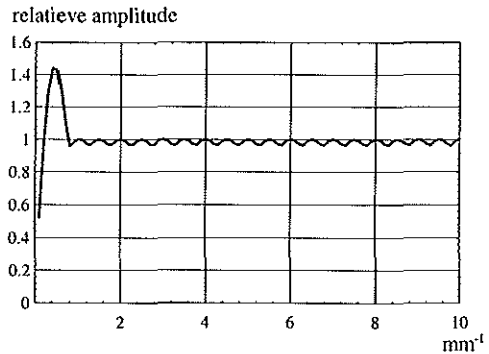
Figuur C.4 Amplitude-overdracht fastfouriertransformatie als functie van de frequentie.



Figuur C.5 Amplitude-overdracht fastfouriertransformatie met hammingfilter als functie van de frequentie.



Figuur C.6 Amplitude-overdracht fastfouriertransformatie met toevoeging van nullen als functie van de frequentie



Figuur C.7 Amplitude-overdracht fastfouriertransformatie met hammingfilter en toevoeging van nullen als functie van de frequentie.

APPENDIX D

Specificaties van materialen, apparatuur en meetinstrumenten

H verwijst naar hoofdstuk en P verwijst naar paragraaf.

Films:

- H4 – 3M XDA Plus 24x30 cm² batch no. 1018-A-7 OE
Dit is een normale dubbelzijdig gevoelige film (zonder speciale anti-crossover voorzieningen en zonder verschillende gevoelige emulsies)
- P6.4 – 3M XDA Plus 24x30 cm² batch no. 1068-C-15,
– Dupont Ultravision G, batch no. 871212D5204
– Kodak Lanex Regular batch 1018-A-7 07-97 17 en 1018-A-7 07-97 22
– Dupont Ultravision 400
Dit zijn normale dubbelzijdig gevoelige films (zonder speciale anti-crossover voorzieningen en zonder verschillende gevoelige emulsies)
- P6.5 – Kodak MRMA, batch no. 903 0864
- H7 – Dupont ultravision experimenteel, batch no. 594 5094 073 3
– Kodak MRMA, batch no. 9535571
– Kodak experimenteel SO168-1 min-R 2000, batch no. 20500411
– Konica experimenteel CM, batch no. 6349Y
Dit zijn enkelzijdig gevoelige films.

Versterkingsschermen

- H4 – Kodak Lanex Regular, 1018-A-7 07-97 17 en 1018-A-7 07-97 22
- H5 – Dupont Cronex Par Speed, calciumwolframaat; no.: TE 036216
 - Kodak Lanex Regular, gadoliniumoxysulfide; no.: 176399 L
 - Dupont Ultra Vision 400, yttriumtantalaaat,
voorste scherm no.: NF400090 F, achterste scherm no.: NG 400052 B
- P6.5 – Kodak min R, no. 694161 M
- H7 – Dupont TE6507-05I45 I45
 - Kodak min R
 - Kodak experimenteel, min R SO764 no. 0002001016YS9121
 - Konica experimenteel

Ontwikkelproces

- H4 P6.5 – Kodak M6B, 90 s
 - Kodak RPXOMAT DEV EX, temperatuur 35°C
 - Kodak RPXOMAT FIX LO
- P6.5 – Dupont ontwikkelmachine en chemicaliën bij het General Electric systeem
 - Kodak ontwikkelmachine en chemicaliën bij het Siemens systeem

Sensitometers

- H4 – Kodak Process Control Sensitometer serie no. 000886
Nauwkeurigheid ± 0.02 OD
- P6.5 – X-Rite 303X

Densitometers

- H4 P6.5 – X-Rite 301 no. 00570,
Absolute fout < 0.02 OD, precisie ± 0.01 OD.
- H4 – Kodak procescontrole densitometer, geijkt met de X-rite 301
Absolute fout < 0.03 OD, precisie ± 0.02 OD.

Generatoren

- H4 H5 P6.4 – Philips M50CPH
Nauwkeurigheid buisspanning $\pm 5\%$ of ± 2 kV
Nauwkeurigheid buisstroom $\pm 15\%$ of ± 1 mA
Nauwkeurigheid opnametijd $\pm 2\%$ of ± 1 ms

Röntgenbuis

- H4 H5 P6.4 – Philips SRO 25/50; 2,5 mm Al. eq. filterwaarde; anodehoek 15°.
 H4 Extra filter 25 mm Al 51 ST
 H5 Extra filter 2,5 mm Al in diafragma
 P6.4 Extra filter: 0,2 mm Cu en 1 mm Al

BV-TV-systeem

- P4.3 – Philips V-3000 angiografiesysteem

Mammografieapparaten

- P6.5 – General Electric: Senographe DMR,
 met een rhodium anode en een 25 μm rhodium buisfilter en
 120 mA buisstroom
 – Siemens Mammomat S, experimenteel apparaat,
 met een wolfram anode en een 50 μm rhodium buisfilter en
 190 mA buisstroom,
 en met een molybdeen anode en een 30 μm molybdeen buisfilter en
 125 mA buisstroom

Dosimeters

- Keithley 35050A met 15 cc vlakke ionisatiekamer type 96035,
 nauwkeurigheid $\pm 1\%$; precisie 2 %
- Wellhöfer Dosimax no. 01-15304
 met halfgeleiderdetector type H-DN-2X no. 01-7517,
 nauwkeurigheid $\pm 8\%$, precisie $\pm 1\%$;
 De Wellhöfer is geijkt met behulp van de Keithley, dosisverhoudingen zijn
 steeds uit de (gecorrigeerde) Wellhöfer metingen bepaald;
 nauwkeurigheid $\pm 2\%$, na correctie bij de toegepaste stralenkwaliteit;

Buisspanningsmeter

- H4 P6.4 – Keithley niet-invasieve buisspanningemeter 35080A
 nauwkeurigheid 2 %, precisie 1 %

Stappenwig

- P4.3 – Aluminium 51ST (6082-T651); 1,6 mm per stap; 16 stappen (exclusief stap nul). De stapdikten zijn met een micrometer gemeten ($\pm 0,01$ mm); deze waarden zijn voor de berekeningen gebruikt. De afwijking ten gevolge van schuine stralengang aan de zijkant van de wig is minder dan 0,2 %. Een deel van de wig is in de lengte aan de onderzijde voorzien van 0,5 mm koper. De invloed van het hieffect wordt vermeden door de wig evenwijdig aan de anode te positioneren.

Schermeefinstrument

- P5.3 – Versterkingsschermen-meetinstrument met PIN-dioden, type ST2551 (Hamamatsu Photonics K.K.). De ijking van dit instrument voor de verschillende toegepaste stralingsenergieën is uitgevoerd met beide dosismeters.

Strooistralingsfantom

- H6 – Aluminium 51ST (6082-T651) (6.4.2) of PMMA (6.5.2) blokken van 0 tot 80 mm met een grondvlak van 20x20 mm²; aan de zijkanten bekleedt met lood; aan de bovenzijde een cirkelvormige opening met een diameter van 20 mm en in het midden daarvan een cirkelvormig schijfje lood met een diameter van 5 mm. Het lood is 2 mm dik. Het fantoom wordt evenwijdig aan de anode gepositioneerd, waardoor de invloed van de ongelijke bundelintensiteit ten gevolge van het hieffect wordt vermeden.

Spleetfantomen

- H4 – I.I.E. 10 μ m
– I.I.E. 10 μ m Europin, werkelijke breedte 60 μ m
Industriegüter Import-Export GMBH, Aachen

Microdensitometer

- Gemodificeerde Vision-X filmscanner, zie appendix C

Programma's

- Quatro Pro for Windows 5.0 en 6.0
– Mathematica 2.2.3

S/N fantoom

- Mammografieversie:
Ruissectie: 25 μm Al op 25 μm kapton, 80x100 mm²;
Frequentiesectie: 2x 25 μm Al op 25 μm kapton, 100 mm per frequentie;
Frequenties: 0,022; 0,047; 0,10; 0,22; 0,47; 1,00; 1,80; 3,30; 5,60;
en 10,00 mm⁻¹.
- Algemene röntgenversie:
Ruissectie: 35 μm Cu op 50 μm kapton, 80x100 mm²;
Frequentiesectie: 2x 35 μm Cu op 50 μm kapton, 100 mm per frequentie;
Frequenties: 0,022; 0,047; 0,10; 0,22; 0,47; 1,00; 1,80; 3,30 en 5,60 mm⁻¹.

Sinus meetfilm

- Sine Patterns
- Type M-6-35 no. 361

IJkfilm voor densiteiten

- Lumisys
Type 0067-997 REV 01 no. L0081

Dankwoord

Dit proefschrift is tot stand gekomen met de hulp en inspiratie van velen. Als eerste wil ik prof. Davidse danken voor de methodische aanpak van technische problemen die hij ons leerde. Wim Herstel heeft mij enthousiast en inspirerend begeleid bij de eerste werkervaringen in de radiologische fysica. Prof. Hoornstra en Henk Bak hebben me de gelegenheid en de ruimte gegeven opnieuw in dit vakgebied te kunnen werken. Prof. Schütte en Ad Dieleman hebben de faciliteiten gegeven om dit onderzoek te kunnen uitvoeren.

Aan de basis van dit onderzoek liggen uitgebreide discussies met Martin Thijssen over deze materie, waaraan goede herinneringen bewaard worden.

Veel inspiratie voor deze studie is opgedaan in de examencommissie voor de laborantexamens, de nascholingscommissie beeldvormende techniek van de NVKF, de werkgroep kwaliteitscriteria voor radiodiagnostiek-apparatuur van de gezamenlijke beroepsverenigingen en bezoeken aan de laboratoria van Kodak (Richard Van Metter), Imation (Dario Dell'Ortho, Carlo Gazzola) en Sterling (Jacob Beutel).

Velen hebben direct of indirect meegewerkt aan de ontwikkeling en realisatie van apparatuur, hulpmiddelen en/of opnamen voor dit project: Joop Bos voor het ontwerp en de realisatie van de fantomen, Joop Storm voor de microdensitometer, Ronald Kuijpers voor de verkenningen van de ruimtelijk afhankelijke eigenschappen, voorts Jan van den Berg, Ad de Boer, Alex Brouwer, Henk Buter, Alistair Cameron, Jan Ekas, Frits Eijskoot, Cecile Fischer, Jan Arie Groot, John van der Heijden, Erik Hottentot, Koos Koning, Robert Kruidenier, Wim Lagendijk, Mary van der Lee, Bernard Mulder, Ingrid Poot, Rinus van Riel, Teun Rijdsdijk, Wim Schuur, Aad Seesink, Jan van Seeters, Boris Shapiro, Bob Visser, Paul Visser, Gerrit Jan van der Wildt en René Wolfs.

De sponsors van dit project de firma's Imation (voormalig 3M), Konica en Stirling (voormalig Dupont) dank ik voor de financiële ondersteuning van dit project en voor het vertrouwen dat zij in ons hebben gesteld.

Het HTO Rotterdam (Wim Franken) en de TH Enschede (Jan Vink) dank ik voor de samenwerking, waardoor de studenten Debby van Aefst, Sashie Parmessar, Ronald Spithout en Willem de Vaynes van Brakell Buys hun waardevolle bijdragen aan deze studie konden leveren. Guus Beckers, Leo van den Berg, Simon van Dulleman, Bouke Feenstra, de heer Harrisson, Willy Hummel, Nico Kuyvenhoven en Joost Weeda dank ik voor de kritische beschouwing van de conceptteksten.

De praktische hulp en de mentale ondersteuning van de paranimfen Jifke Veenland en Niels Matheijssen heb ik zeer gewaardeerd.

Thea Brouwer-Kroon dank ik voor de correctie van de Nederlandse tekst. De opmaak is verzorgd door Corine Voogt die uit mijn chaotische manuscript iets moois wist te creëren.

De hoogleraren Schütte en Gelsema dank ik voor hun begeleiding en de stimulerende ondersteuning; prof. Bom, prof. Broerse en prof. Van Loon dank ik voor hun kritische beoordeling van het manuscript.

Een bijzonder woord van dank voor Jan Grashuis: dankzij jouw stimulerende en opbouwende kritische begeleiding is deze studie van een idee tot een onderbouwd systeem gegroeid.

Curriculum Vitae

Frits van der Meer is op 28 oktober 1944 te 's-Gravenhage geboren. In 1963 is het diploma HBS-B behaald. Aan de Technische Hogeschool te Delft is daarna de studie elektrotechniek gevolgd. In deze periode is gedurende zes jaar een assistentschap bij het practicum elektronica vervuld. Eén van de stages tijdens deze studie is bij de Röntgenafdeling van het Academisch Ziekenhuis Leiden vervuld. Het doctoraalexamen elektrotechniek is in 1971 behaald. Daarna is vijf jaar in Suriname gewerkt: het eerste jaar als leraar wis- en natuurkunde, daarna als docent medische fysica aan de Universiteit van Suriname.

Bij terugkomst in Nederland is gedurende een half jaar bij de afdeling Gynaecologie/verloskunde van de Erasmusuniversiteit gewerkt aan een project om de voortgang van de baring te kunnen voorspellen aan de hand van de intra-uterinedruk en de ontsluiting.

Van 1977 tot en met 1979 is hij leraar aan de afdeling elektrotechniek van de HTS-Rotterdam voor de vakken elektronica, meettechniek, regeltechniek en wiskunde.

Vanaf 1979 is hij werkzaam bij de Centrale Instrumentele Dienst van het Academisch Ziekenhuis Rotterdam en gedetacheerd bij de afdeling Radiologie. Hierbij geeft hij leiding aan de groep die de fysische en technische ondersteuning voor de Radiologieafdeling verzorgt. Hij is geregistreerd klinisch fysicus radiodiagnostiek.

Namens de Nederlandse Vereniging voor Klinische Fysica (NVKF) is hij lid van de werkgroep 'kwaliteitscriteria voor radiodiagnostiek apparatuur' van de samenwerkende beroepsgroepen en/of wetenschappelijke verenigingen: NVKF, Nederlandse Vereniging voor Radiologie (NVR), Nederlandse Vereniging van Radiologisch Laboranten (NVRL) en de Nederlandse Vereniging voor Stralingshygiëne (NVS). De werkgroep wordt wetenschappelijk en secretarieel ondersteund door TNO, Centrum voor Stralenbescherming en Dosimetrie.

Referenties

- Barnes, G.T. and Brezovich, I.A., The Intensity of Scattered Radiation in Mammography. *Radiology*, 1978. 126 (January): p. 243-247.
- Barnes, T.B. and Brezovich, I.A., Characteristics of Scatter, in *Reduced Dose Mammography*, W.W. Logan and E.P. Muntz, Editors. 1979, Masson Publishing USA, Inc. p. 223-242.
- Barnes, G.T., Radiographic mottle: A comprehensive theory. *Medical Physics*, 1982. 9(5): p. 656-667.
- Beentjes, L., et al., Kwaliteitscriteria Röntgendiagnostiekapparatuur, in *bewerking* (1997) NVKF, NVR, NVRD, NVS, TNO: 's-Gravenhage.
- Bibermann, L., *Perception of Diagnostic Information*. 1973.
- Birch, R., Marshall, M. and Ardran, G.M., *Catalogue of spectral data for diagnostic X-rays*. Scientific Report Series - 30. 1979, London: HPA.
- Boer, J.A.de., *Image Formation in diagnostic X-Ray Equipment*, Proefschrift 1983, TU-Delft: Delft.
- Boone, J.M., Parametrized x-ray absorption in diagnostic radiology from Monte Carlo calculations: Implications for x-ray detector design. *Medical Physics*, 1992. 19(6): p. 1467-1473.
- Burger, G.C.E., Phantom Tests with X-rays. *Philips Technical Review*, 1950. 11(10): p. 291-298.
- Castle, J.W., Sensitivity of Radiographic Screens to Scattered Radiation and Its Relationship to Image Contrast. *Radiology*, 1977. 122(March): p. 805-809.
- Castleman, K.R., *Digital Image Processing*. 1996, Englewood Cliffs: Prentice-Hall, Inc.
- Cauffield, C., *Multiple Exposures*, in *Penguin Science*. 1990, Penguin Books: London.
- Christensen, *Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology*. 4 ed, ed. T.S. Curry, J.E. Dowdey, and R.C. Murry. 1990, Philadelphia: Lea & Febiger.
- Constantinou, C., Attix, F.H. and Bhudatt, R.P., A solid water phantom material for radiotherapy x-ray and γ -ray beam calibrations. *Medical Physics*, 1982. 9(3): p. 436-441.
- Cunningham, I.A. and Fenster, A., A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. *Medical Physics*, 1987. 14(4): p. 533-537.

-
- Cunningham, I.A. and Reid, B.K., Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire, and edge techniques. *Medical Physics*, 1992. 19(4): p. 1037-1044.
- Cunningham, I.A., Westmore, M.S. and Fenster, A., A spatial-frequency dependent quantum accounting diagram and detective quantum efficiency model of signal and noise propagation in cascaded imaging systems. *Medical Physics*, 1994. 21(3): p. 417-427.
- D'Souza, M.F., et al., Experimental variables affecting LSF measurements and associated frequency descriptors - a simulation and experimental study. *Physics in Medicine & Biology*, 1992.
- Dainty, J.C. and Shaw, R., *Image Science*. 1974, London, New York, San Francisco: Academic Press.
- Diller, W.F.V., Zur Röntgendichte von Kunststoffen. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1978. 128(6): p. 758-762.
- Dobbins III, Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems. *Medical Physics*, 1995. 22(2): p. 171-181.
- Doi, K., Rossmann, K. and Haus, A.G., *Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology*. *Photographic Science and Engineering*, 1977. 21(5): p. 269-277.
- Doi, K., ed. *MTFs and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems*. FDA 82-8187 ed. HHS Publications. 1982.
- Frere, A.F., Slaets, J. and Doi, K., A new method of determining the mtf of x-ray tube focal spot without a conventional sensitometric measurement. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. 1982. Hamburg.
- Geleijns, K., Patient Dosimetry in Diagnostic Radiology, in *AZL. Proefschrift 1995*, AZL: Leiden.
- Goodenough, D.J., Weaver, K.E. and Davis, D.O.S., Comparative Image Aspects of Radiography and Computed Tomography. *Investigative Radiology*, 1982. 17(September-October): p. 510-523.
- Gregory, R.L., *Eye and Brain*. 1966, London: Weidenfeld and Nicholson. 251.
- Grinten, P.M.E.M.v.d. and Lenoir, J.M.H., *Statistische procesbeheersing*. Prisma Technica. Vol. 50. 1973, Utrecht: Het Spectrum B.V.
- Hasegawa, B.H., *The Physics of Medical X-ray Imaging*. 2e ed. 1991, Madison, Wisconsin: Medical Physics Publishing.
- Haus, A.G., Gray, J.E. and Daly, T.R., Evaluation of mammographic viewbox luminance, illuminance, and color. *Medical Physics*, 1993. 20(3): p. 819-821.
- Haus, A.G., *Film Processing Systems and Quality Control*, in *Syllabus: A Categorical Course in Physics: Technology Update and Quality Improvement of Diagnostic X-ray Imaging Equipment*, R.G. Gould, Editor. 1996, Radiological Society of North America: Oak Brook. p. 49-66.
- Heesewijk, H.P.M.v., Effecten van dosisreductie bij digitale selenium thoraxopnamen: een onderzoek naar de detectie van gesimuleerde diffuse interstitiële longafwijkingen. *Memorad*, 1996. 1(3): p. 11.
- Hendee, R.H. and Trueblood, J.H. eds. *Digital Imaging*, ed. E. Healy. Vol. 22. 1993, AAPM: Madison (USA).
- Herz, R.H., *The Photographic Action of Ionizing radiations*. Wiley series on Photographic science and technology and the graphic arts, ed. W. Clark. 1969, London: John Wiley & Sons Inc.

- High, M., Mammographic Quality Control: ACR recommended Physicist's level Testing, in A Categorical Course in Physics, Technical Aspects of Breast Imaging, A.G. Haus and M.J. Yaffe, Editors. 1994, RSNA: Oak Brook. p. 204-209.
- Hoeschen, D. and Mirandé, W., Messung der Modulationübertragungsfunktion von Film-Folien-Kombinationen mit einem Bleiraster. *Fortschr. Röntgenstr.*, 1984. 140(5): p. 600-604.
- HPA, The Physics of Radiodiagnosis, Scientific Report Series, ed. H. Davison. Vol. 6. 1977, London: The Hospital Physicists' Association.
- ICRU, Radiation, Quantities and Units, Report 33, 1980, International Commission on Radiation Units and Measurements: Bethesda (USA).
- ICRU, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, Report 44, 1989, ICRU: Bethesda (USA).
- Jennings, R.J., A method for comparing beam-hardening filter materials for diagnostic radiology. *Medical Physics*, 1988. 15(4): p. 588-599.
- Kalender, W., Monte Carlo calculations of x-ray scatter data for diagnostic radiology. *Physics in Medicine and Biology*, 1981. 26(5): p. 835-849.
- Klaassen, I.K.B., *Electrotechnische meettechniek*. Prisma Technica. Vol. 62. 1977: Het Spectrum.
- Kodak, Sensitometric Properties of X-ray Films, . 1962, Eastman Kodak Company: Rochester.
- Kodera, Y. and Doi, K., MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems, ed. K. Doi. Vol. FDA 86-8257. 1986, Rockville: FDA.
- Koedoodeer, K. and Venema, H.W., Response of x-ray intensifying screens to scattered and primary radiation. *Physics in Medicine and Biology*, 1984. 29(10): p. 1237-1248.
- Koedoodeer, K., Dose reduction by x-ray beam filtration in screen-film radiography -experimental and theoretical aspects-, Laboratory of Medical Physics and the Department of Diagnostic Radiology. Proefschrift, 1986, University of Amsterdam, The Netherlands: Amsterdam.
- Kubota, H., et al., Experimental separation of diagnostic X-ray spectra into scatter and primary components. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1994. 32(July): p. 468-472.
- Kuhn, H., Bestimmung des Kontrastes, in *Praxis der Qualitätskontrolle in der Röntgendiagnostik*, H.S. Stender and F.E. Stieve, Editors. 1986, Gustav Fischer Verlag: Stuttgart, New York. p. 155-165.
- Levine, M.N. and Hale, J., Variation of the ratio of scatter to primary radiation in diagnostic radiology. *Physics in Medicine and Biology*, 1980. 25(3): p. 545-548.
- Lubberts, G. and Rossmann, K., Modulation transfer function associated with geometrical unsharpness in medical radiography. *Physics in Medicine and Biology*, 1967. 12: p. 65-67.
- McLean, D. and Gray, J.E., Scatter-to-primary ratio and absorption efficiency in screen-film and computed radiography systems. *European Journal of Radiology*, 1996. 21: p. 212-216.
- Metz, C.E., et al., Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *Medical Physics*, 1995. 22(7): p. 1057-1061.
- Morishita, J., et al., Comparison of two methods for accurate measurements of modulation transfer functions of screen-film systems. *Medical Physics*, 1995. 22(2): p. 193-198.
- Nielsen, B., A method for testing scattered radiation grids. *Medical Physics*, 1979. 7(2): p. 165-167.

-
- Nielsen, B., Scattered radiation in diagnostic radiology, Measurements, reduction, and influence on image quality., in Department of Radiation Physics. 1985, Linköpings University: Linköping.
- NIST, Xray Mass Attenuation Coefficients - Data, in <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/>. 1997, National Institute of Standards and Technology: Washington.
- Petrone, T.J. and Steidley, K.D., Rare-earth scatter fractions in chest radiography. *Medical Physics*, 1993. 20(2): p. 475-479.
- Poularikas, The Transforms and Applications Handbook, Poularikas, Editor. 1995, CRC Press.
- Rao, G.U.V., Measurement of Modulation Transfer Functions. *Quality Assurance in Diagnostic Radiology*, ed. R.G. Waggener and C.R. Wilson. Vol. 4. 1980, New York: AAPM. 79-104.
- Rose, A., Vision, Human and Electronic. *Optical Physics and Engineering*, ed. W.L. Wolfe. 1973, London: Plenum Press.
- Rossmann, K., Measurement of the modulation transfer function of radiographic systems containing fluorescent screens. *Physics of Medical and Biology*, 1964(9): p. 551.
- Russ, J.C., *The Image Processing Handbook*. 1994, Boca Raton: CRC Press, Inc.
- Sanderson, M.S., Imaging assessment: LSF and MTF, in *The Physics of Medical Imaging: Recording System Measurements and Techniques*, A.G. Haus, Editor. 1979, American Institute of Physics: New York. p. 118-151.
- Schütte, H.E., *Wie niet weg is, is gezien*. Inaugurele rede, 1988, EUR: Rotterdam.
- Sprawls, P. and E.L. Kitts, Optimum Processing of Mammographic Film. *Radiographics*, 1996. 16(2): p. 349-354.
- SPSE, *SPSE handbook of photographic science and engineering*, ed. T. Woodlief. 1972, New York: John Wiley & Sons, Inc.
- Taubel, W., Gray, J.E. and Haus, A.G., X-ray sensitometry in the clinical setting with stepped neutral density attenuators. *Radiology*, 1989. 173: p. 93.
- Thijssen, M.A.O., et al., A definition of image quality: the image quality figure (IQF), 1989, *British Institute of Radiology*.
- Thijssen, M.A.O., Bepaling en Bewaking van de Beeldkwaliteit in de Radiodiagnostiek, in *Radiology*. 1993, Katholieke Universiteit Nijmegen: Nijmegen. p. 164.
- Tofts, P.S., Definitions of effective energy in computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, 1981. 26(2): p. 313-317.
- Verdun, F.R., et al., Determination of the speed of medical radiography screen-film systems. *Radiation Protection Dosimetry*, 1995. 57(1-4): p. 257-261.
- Vyborny, C.J., H and D curves of screen-film systems: factors affecting their dependence on x-ray energy. *Medical Physics*, 1979. 6(1): p. 39-44.
- Wagner, R.F., Noisy image systems. *Medical Physics*, 1977. 4(July/August): p. 157-174.
- Wagner, R.F., Barnes, G.T. and Askins, B.S., Effect of reduced scatter on radiographic information content and patient exposure: A quantitative demonstration. *Medical Physics*, 1980. 7(1): p. 13-18.
- Warren-Forward, H.M., What is the true film-screen sensitivity? *Radiation Protection Dosimetry*, 1995. 57(1-4): p. 301-304.

- White, D.R., R.J. Martin, and Darlison, R., Epoxy resin based tissue substitutes.
British Journal of Radiology, 1977. 50(599): p. 814-821.
- Wildt, G.J.v.d., Keemink, C.J. and Brink, G.v.d., Gradient detection and contrast transfer by the human eye. Vision Res, 1976. 16: p. 1047-1053.
- Yaffe, M.J., X-Ray Spectral Considerations for Mammography,
in: A Categorical Course in Physics Technical Aspects of Breast Imaging,
A.G. Haus and M.J. Yaffe, Editors. 1994, RSNA: Oak Brook.

Index

- abel-transformatie, 62
- afstandmodulatie-methode, 79
- aliasing, 68
- aluminium, 145

- beeld, 36
- beeldversterkers, 24
- beeldvorming, 21
- Bibermann, 12, 167
- bijschaduw, 21
- blokfunctie (FT), 58
- Burger, burger-rosefantom, 12, 54, 167

- Callier, 36
- candela, 34
- Cauffield, 12, 167
- circulaire symmetrie (FT), 57
- coherente verstrooiing, 19
- comptonverstrooiing, 20
- constante (FT), 58
- continu spectrum, 17
- contrast, 72
- contrast-overdrachtsfunctie (CTF), 64
- convolutie, 52, 56
- Cunningham, 64, 167, 168

- detective quantum efficiency (DQE), 67
- detectoren, 23
- digitalisatie, 68
- discrete fouriertransformatie, DFT, 55

- effectieve stralingsenergie, 42
- energie (FT), 57
- energieafhankelijkheid van schermen, 97
- equivalente dosis, 40

- fantommaterialen, 143
- fase-overdrachtsfunctie (PTF), 63, 127
- fastfouriertransformatie, 154
- film en filmverwerking, 25
- filmcurve, 36
- filmgamma, 38
- foto-electrisch effect, 19
- fotostimuleerbare fosforen, 24
- fouriertransformatie, FT, 54
- FT, fouriertransformatie, 54

- gamma, 45
- gaussfunctie (FT), 58
- geabsorbeerde dosis, 39
- geijkte stappenwigmethode, 79

gemiddelde gradiënt, 38, 45
geometrische factoren, 128
gradiënt, 37, 44, 74
Gregory, 28, 168
Grinten, 51, 168

halveringsdikte, HVD, 41
HD-curve, 36
Heesewijk, 12, 168
helderheid, 34
Hendee, 36, 168
hermitesche functie (FT), 56

impuls (FT), 58
impulsrespons, 52, 75
intree huiddosis, 40

K-schil, 19
karakteristieke functie, KF, 43
kerma, 39
kernschaduw, 21
koper, 146
kwadratenwet, 42

lichtkasten, 27, 149
lichtsensitometrie met röntgen, 82
lichtsterkte, 34
lichtstroom, 35
lijnrespons, 53
lineair, 52
lineariteit, 56, 68
linieke verzwakkingscoëfficiënt, 40
Lubberts en Rossmann, 12, 169
lumen, 35
lux, 35

meten, 32
metingen, typen, 33
Metz, 12, 169

microdensitometer, 151
modulatie-overdrachtsfunctie
(MTF), 12, 62, 125
monitoren, 27, 150

opaciteit, 35
Optical Transfer Function (OTF), 62
optisch contrast, 39, 45
optische densiteit, 35
overdrachtsfunctie, 51, 62, 75

Parseval, stelling van (FT), 57
plaatsonafhankelijkheid (FT), 56
PMMA, 145
polaire coördinaten, 55, 58
primaire fractie, 50, 73, 105
primaire-secondaire stralingsverhouding, 22
projectie (FT), 57
PSF, Point Spread Function, 62
puntspreidfunctie (PSF), 62

quantum detection efficiency (QDE), 67

ramaneffect, 19
reciprociteitswet, 26
remstraling, 17
röntgenbuis, 17
Rose, 54, 170
Rossmann, 12, 170
ruisspectrum, 125
ruisvermogensspectrum, 64

scheidbaarheid (FT), 56
Schütte, 28, 170
schwarzschildeffect, 26, 115
sensitometrie, 82
signaal-ruisverhouding, 65
signaal-ruisverhoudingsspectrum, 66, 126
sincfunctie (FT), 58

- sluier, 37, 44
snelheid, 37, 44
specificaties toegepaste apparatuur, 157
Sprawls, 12, 170
stap-spreidfunctie (EPS), 64
staprespons, 53
stralingsbeeld, 43
stralingscontrast, 47
stralingskwaliteit, 41
stroostraling, 49
systeemeigenschappen, 51
- twee-impulsopnamenmethode, 81
twee-stappenwigopnamenmethode, 80
- vergroting (FT), 56
verlichtingssterkte, 35
versterkingsschermen, 24
versterkingsschermen-meetinstrument, 99
- Weber, wet van, 28, 149
wederkerigheid (FT), 56
wienspectrum (WS), 64
Wildt, 28, 171

