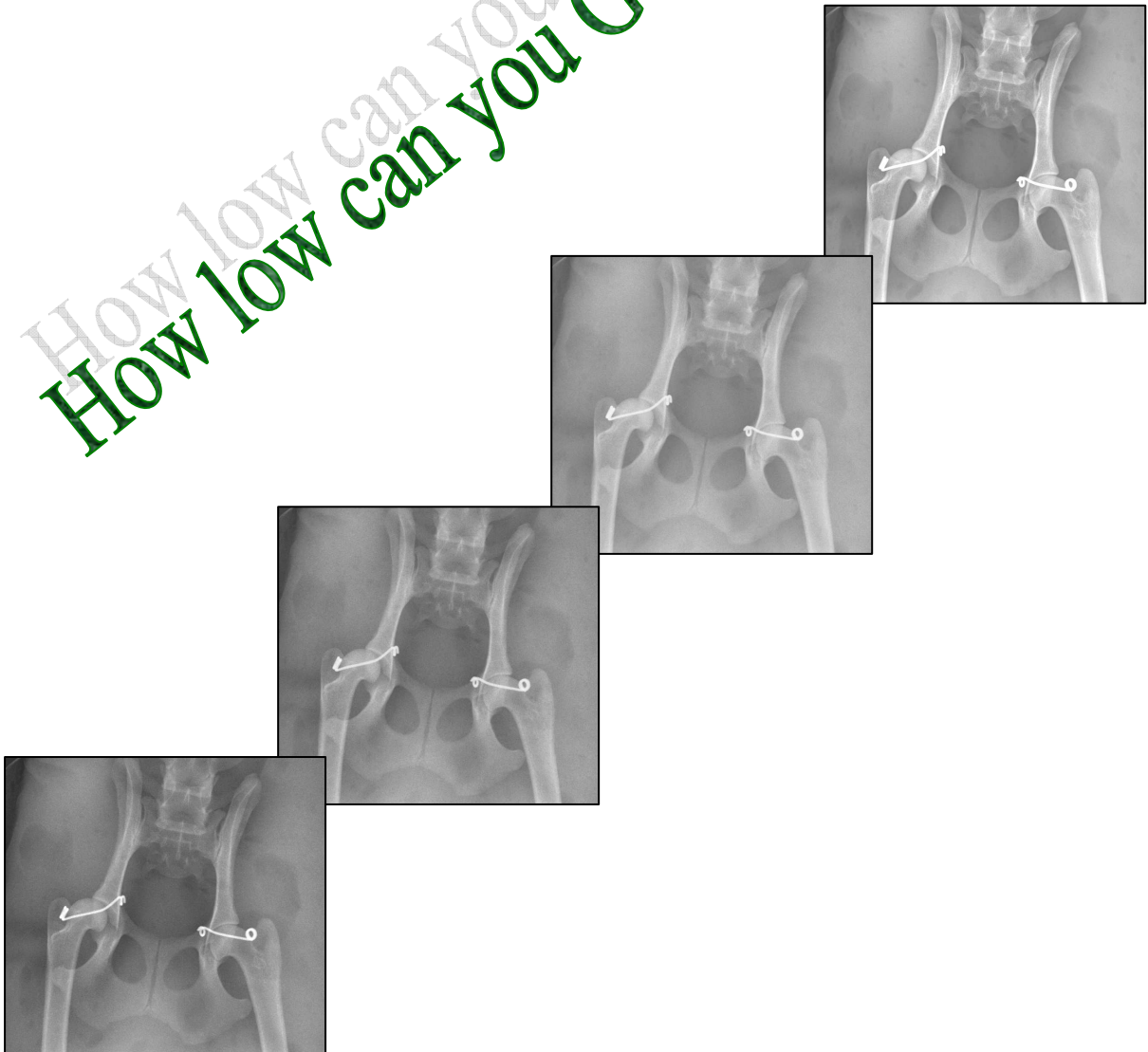


20 mei 2007
Afstudeeropdracht MBRT 2006-2007

How low can you Go?



Marinke Scholten
Martijn vd Meijs
Ruud Becks

Rivierenland zkh
Tweesteden zkh
St. Elisabeth zkh

Voorwoord

Met de komst van de digitale röntgentechniek waarbij gebruik wordt gemaakt van een flatpanel-detector is maken van röntgenfoto's op een digitale buckykamer een stuk gebruiksvriendelijker geworden. Dit is echter niet het belangrijkste positieve punt aan digitale radiologie. Het belangrijkste punt is dat de effectieve dosis voor de patiënten aanzienlijk vermindert doordat deze flatpanel-detectoren minder fotonen nodig hebben om een kwalitatief goede foto te krijgen. Daarbij komt ook, dat door middel van het aanpassen van de postprocessing een opname achteraf geoptimaliseerd kan worden. Hierdoor hoeven er minder foto's overgemaakt te worden dan bij conventionele radiologie. Uit een Italiaanse studie¹ blijkt dat bij digitale radiologie de dosis gemiddeld gehalveerd kan worden t.o.v. conventionele radiologie en de fosfortechniek.

Voor onze afstudeeropdracht gingen wij in opdracht van General Electric Healthcare onderzoeken of we op bepaalde indicaties de dosis niet nog verder kunnen verlagen. Navraag bij specialisten in het ziekenhuis leerde ons dat bij foto's, waarbij de stand van het bot/gewrichten gemeten dient te worden, er volstaan kan worden met een foto waarbij alleen de randen van het bot en de gewrichten te beoordelen zijn. Met ons onderzoek wilden we de dosis zover reduceren dat alleen voor een specifieke indicatie de diagnose te stellen is. Door gebruik te maken van de eigenschappen van de flatpanel-detector en de mogelijkheid tot postprocessing zouden we een foto met onvoldoende signaal (onderbelicht) toch zo kunnen bewerken dat de diagnose te stellen is.

Een belangrijke drijfveer voor ons om dit onderzoek te doen was dat het als resultaat kon hebben dat de stralingsdosis voor patiënten aanzienlijk gereduceerd werd. Doordat de techniek van 'lowdose-opname' nog niet of nauwelijks geïntroduceerd is in de beroepsgroep is dit voor ons een uitdaging om dit wel te bereiken.

Via deze weg willen we nog een aantal mensen en instanties bedanken voor hun medewerking. Op de eerste plaats willen we Raymond van den Busken van GE Healthcare bedanken voor de afstudeeropdracht en de ondersteuning. Op de tweede plaats willen we de dierenkliniek in Utrecht en het Bernard Verbeeten Instituut bedanken voor het aanleveren van de fantomen en hun enthousiasme om mee te werken. Verder willen we bedanken; alle ziekenhuizen die meegewerkt hebben aan ons onderzoek, dokter Frouws die de gemaakte foto's beoordeeld heeft en de orthopeden in de betrokken ziekenhuizen. Tevens willen we Maria van Boxtel bedanken die vol enthousiasme voor ons klaar stond.

¹ [*British Journal of Radiology*](#) (November 2006, Vol. 79, No. 947, pp. 899-904).

Samenvatting

Door de komst van de digitale röntgentechniek waarbij gebruik wordt gemaakt van een flatpanel-detector is de gebruiksvriendelijkheid ten opzichte van conventionele radiologie enorm toegenomen. Ook de effectieve dosis zou omlaag kunnen maar in de praktijk is dit nog niet het geval. Door gebruik te maken van de eigenschappen van de flatpanel-detector zouden we een lowdose opname (opname met weinig dosis en weinig signaal) kunnen creëren voor een aantal indicaties en opnames.

Opnames waarbij het mogelijk is te volstaan met weinig dosis zijn opnames van:

- Totale wervelkolom met indicatie scoliose
- Totale benen met indicatie standafwijkingen en/of beenlengteverschil
- Babybekken met indicatie congenitale heupdysplasie

Om een lowdose-opname te creëren hebben we gebruik gemaakt van fantomen. Dit zijn een Alpha test fantoom, Rando fantoom, een pop met menselijk skelet en een hondenbekkentje.

Om te bepalen wat voor invloeden, de in te stellen parameters, hebben op de foto hebben we dit eerst onderzocht. Dit zijn voor de préprocessing: veldgrootte, buislading (mAs), buisspanning (kV), filtratie, strooistralenrooster en detectorwaarde. Voor de postprocessing: contrast, brightness, over- en underpenetrated areas, en de edge enhancement. Conclusie uit deze metingen is dat de variabelen buislading, buisspanning, filtratie, detectorwaarde en edge enhancement bruikbaar zijn voor het creëren van een lowdose-opname.

De criteria die de artsen stellen aan een lowdose-opname zijn dat de contouren van het bot en de gewrichten nog te herkennen zijn.

Het creëren van een lowdose-opname van de Totale wervelkolom hebben we met behulp gedaan van het Rando fantoom. Dit fantoom is een pop met het equivalent van een gemiddelde mens en met een menselijk skelet erin. De lowdose opname die we gecreëerd hebben heeft een factor 4,3 minder dosis dan de normale opname.

Het creëren van een lowdose-opname van de totale benen hebben we met behulp gedaan van een pop met menselijk skelet erin. Hier zitten geen wede delen in verwerkt dus dit hebben we gesimuleerd met water en echogel. De totale dosis voor de patiënt is bij de lowdose-opname met een factor 9,5 afgenomen ten opzichte van de normale opname.

De lowdose-opname van het babybekken hebben we gecreëerd met behulp van een klein hondenbekkentje wat speciaal voor ons geprepareerd is door een dierenkliniek in Utrecht. Ook hier zitten geen weke delen in verwerkt dus hebben we wederom echogel gebruikt om dit te simuleren. De dosis bij de lowdose-opname is een factor 10 lager dan de normale dosis voor een babybekken.

De conclusie van het onderzoek is dat de dosis op bepaalde indicaties aanzienlijk omlaag kan. Dit gaat echter wel ten koste van de beeldkwaliteit.

Inhoudsopgave

Voorwoord	2
Samenvatting	3
Inleiding	5
Hfst 1: Inleiding project	6
§1.1 Apparatuur	
§1.2 Fantomen	
§1.3 Parameters (pre en postprocessing)	
§1.4 Verschillende criteria	
Hfst 2: Parameters	12
§2.1 Proefomschrijving	
§2.2 Metingen	
§2.3 Conclusie	
Hfst 3: Totale wervelkolom	16
§3.1 Proefomschrijving	
§3.2 Metingen	
§3.3 Conclusie	
Hfst 4: Totale beenopname	20
§4.1 Proefomschrijving	
§4.2 Metingen	
§4.3 Conclusie	
Hfst 5: Babybekken	23
§5.1 Proefomschrijving	
§5.2 Metingen	
§5.3 Conclusie	
Conclusie	26
Conclusie totale wervelkolom	
Conclusie Totalebeenopname	
Conclusie Babybekken	
De vraagstelling & deelvragen	
Aanbeveling	
Hoe nu verder?	
Literatuurlijst	29
Bijlage	30

Inleiding

Sinds 2003 is de afdeling radiologie van het Tweesteden ziekenhuis in Tilburg gedigitaliseerd. Ervaringen uit het Tweesteden ziekenhuis en uit het St. Elisabeth ziekenhuis leren ons dat er vooral belichtingswaarden gebruikt worden die door de firma aangeleverd worden. Na de introductie van flatpanel-systemen is er vooral aandacht besteedt aan de mogelijkheden van het gebruik van deze kamers en niet aan het reduceren van de stralingsdosis voor de patiënt. Het doel van ons onderzoek is dan ook om voor een aantal indicaties de dosis aanzienlijk te verlagen en de mogelijkheden van het digitale systeem optimaal te benutten.

De vraagstellingen en opnames waarbij het mogelijk is om een lowdose-opname te creëren zijn:

1. Bekken met als vraagstelling: congenitale heupdysplasie
2. Totale beenopname met als vraagstelling: beenlengte verschil
3. Totale wervelkolom met als vraagstelling: scoliose

Probleemstelling:

Kan er een bruikbare lowdose opname gecreëerd worden bij röntgenaanvragen met als vraagstelling standafwijking waarbij gebruik wordt gemaakt van een digitale buckykamer met een flatpanel-detector systeem?

Doelstelling:

Het sterk reduceren van de patiëntendosis bij foto's waarbij het gaat om standafwijkingen.

In hoofdstuk 1 wordt algemene informatie gegeven over de flatpanel-detector, buckykamer, gebruikte fantomen en de verschillende criteria waar een lowdose-opname per onderzochte opname aan moet voldoen.

In hoofdstuk 2 omschrijven we de metingen die we gedaan hebben om te onderzoeken wat de verschillende parameters met een foto doen. Ook de conclusies van deze metingen staan beschreven.

Hoofdstuk 3 is gewijd aan de opname van de totale wervelkolom. Hierin omschrijven we het hele proces van de proefopstelling tot de conclusie.

In hoofdstuk 4 omschrijven we het gehele proces van de totale beenopname.

Hoofdstuk 5 is geheel gewijd aan ons onderzoek naar lowdose-opname van een babybekken. Ook hierin omschrijven we het gehele proces van de proefopstelling tot de conclusie.

In hoofdstuk 6 bekijken we of we probleemstelling beantwoord hebben en of we de doelstelling behaald hebben. Tevens doen wij aanbevelingen aan geïnteresseerde ziekenhuizen die het onderzoek voor hun eigen afdeling willen gebruiken.

Hfst 1: Inleiding Project

§1.1 Apparatuur

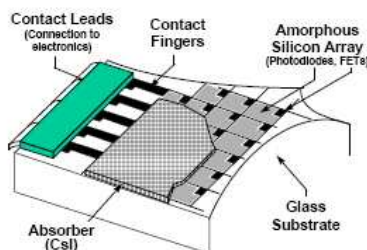
Flat-paneldetector

De DR kamer (digitale buckykamer) in het Tweesteden ziekenhuis is een Revolution XR/d2 van GE Healthcare. Het panel is opgebouwd met een voorversterking middels Caesium Jodide, en een detector materiaal van Amorf Silicium. De verzamelnaam van deze generatie detectoren is flat-paneldetector en de specifieke naam van de detector waar we onze metingen op gedaan hebben is Revolution.

De flat-paneldetector, waar onze metingen op uitgevoerd zijn, bestaat uit een matrix van fotodiodes waarop het scintillatormateriaal Caesium Jodide is aangebracht. In de scintillatorlaag wordt de röntgenstraling tijdens een opname omgezet in licht. Dit licht wordt in de fotodiodes opgevangen en omgezet in een elektrisch signaal waarvan de grootte evenredig is met de dosis ter plaatse. Dit elektrisch signaal wordt ten slotte uitgelezen en omgezet in een digitaal signaal. Zo wordt het beeld pixel voor pixel digitaal opgebouwd. De grootte van de gebruikte detector is 41 x 41 centimeter en bestaat uit 2048 x 2048 pixels.

Bij dit type detectoren wordt vaak gesproken over 'indirecte detectoren'. Het verschil tussen directe en indirecte detectoren zit hem in de laag Caesium Jodide die in de toplaag van de detector verwerkt zit en de naaldstructuur in het detectormateriaal die voorkomen dat 2 (licht)fotonen met elkaar in aanraking komen. Een 'directe' detector bestaat alleen uit 1 laag selenium zonder dat er een naaldstructuur inzit. Hierdoor moet Selenium twee taken tegelijk uitvoeren en is er kans dat de fotonen met elkaar in interactie komen. Hierdoor gaat de DQE (detective quantum efficiency) omlaag.

Figuur 1: flat-paneldetector



De flat-paneldetector van GE is een zogenaamd 'single piece panel'. Dit houdt in dat de gehele detector uit 1 stuk bestaat. Andere fabrikanten maken veelal gebruik van een 'tiled detector'. Dit houdt in dat de detector uit 4 stukken bestaat die aan elkaar gekoppeld zijn. Het nadeel van een 'tiled detector' is dat er tussen deze 4 panelen een hele kleine tussenruimte is waardoor er artefacten kunnen ontstaan.

Bij flat-paneldetectoren is het bepalen van de 'Detective quantum efficiency'(DQE) de belangrijkste methode om de beeldkwaliteit te bepalen. Dit omvat de invloed van het contrast, resolutie en de signaal-ruisverhouding (snr). De DQE is gebaseerd op de signaal/ruisverhouding (S/R) in de aan de ingangszijde van de detector aangeboden beeldinformatie en de S/R in de uiteindelijke afbeelding. Een perfect systeem zou de S/R exact overnemen zodat de DQE op 100% uit komt. In de praktijk is dit echter niet reëel omdat er bij overdracht van informatie binnen het digitale systeem altijd ruis ontstaat en signaalverlies optreedt. Dit doordat niet alle invallende kwanten in de detector gedetecteerd worden. Een flat-paneldetector heeft daarom een DQE van ongeveer 70%. Ten opzichte van andere soorten detectoren en de conventionele radiologie heeft de flat-paneldetector een hogere DQE en dus een hoger rendement.*² Om een zelfde kwaliteit opname te maken kan er dus volstaan worden met een lagere dosis.

² GE Medical Systems

Techniek totale been opname en opname van de totale wervelkolom

Bij de conventionele en fosfor technieken werden totale been opnames en opnames van de totale wervelkolom gedaan met 3 losse platen of 1 lange plaat die in 1 keer belicht worden. Dit is mogelijk door een zeer grote afstand te gebruiken en het diafragma geheel te openen.

Doordat bij het gebruik maken van een flatpanel de detector maximaal 41x41 centimeter groot is, kan de opname niet in 1 keer gemaakt worden. De digitale buckykamer van GE heeft dit opgelost door het automatisch laten bewegen van de wandbucky (detector). De patiënt komt voor de wandbucky te staan. De veldgrenzen worden ingesteld door met de röntgenbuis te kantelen. Voor de bovengrens wordt de buis naar boven gekanteld totdat de laser de gewenste grens heeft bereikt. Dit wordt ingesteld en voor de ondergrens wordt hetzelfde gedaan.

Op het moment dat de foto gemaakt wordt beweegt de detector zich achter de patiënt omhoog of omlaag en de röntgenbuis neemt op de vooraf ingestelde hoeken een foto. Deze foto's hebben allemaal een andere belichtingswaarde. De totale wervelkolom maakt gebruik van de belichtingsautomaat en de opname van de totale benen maakt gebruik van verschillende handbelichtingen. Deze foto's worden daarna digitaal aan elkaar gekoppeld waardoor er digitaal een totale been opname of totale wervelkolom ontstaat. Na het koppelen wordt er over de opname nog een postprocessing gedaan waardoor het contrast geoptimaliseerd wordt.



Figuur 2: Samenstelling totale benen opname

§1.2 Fantomen

Omdat we van 3 verschillende gebieden in het lichaam een lowdose opname willen creëren, hebben we een variëteit aan fantomen nodig. Het was moeilijk alles bij elkaar te vinden maar het is toch gelukt. Hieronder worden de verschillende soorten fantomen besproken en hoe we deze in onze metingen hebben betrokken.

Voor onze eerste meting (van de parameters) hebben we gebruik gemaakt van de volgende fantomen:

- Lijnparen fantoom
- Alpha test fantoom
- 'Rando' fantoom
- Hondenbekken
- 'Pop met menselijk skelet'

Voor de gehele wervelkolom hebben we gebruik gemaakt van het rando fantoom. Dit fantoom hebben we kunnen lenen van het Bernard Verbeeten Instituut.

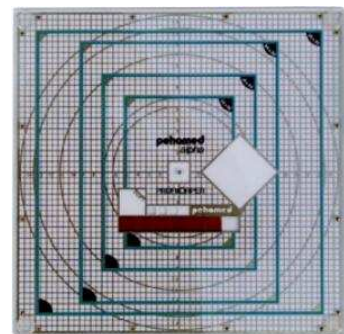
Voor het simuleren van een babybekken zijn we na lang zoeken bij het dierenziekenhuis in Utrecht gekomen. Dit ziekenhuis was zo vriendelijk om een fantoom van een klein hondenbekken te maken. Omdat er geen weefsel meer om het bekken zat hebben we een zak met echogel gebruikt om het babyvet te simuleren.

Om vast te stellen dat dit equivalent is aan een babybekken, hebben we een conventionele röntgenfoto gemaakt, waarbij een belichting voor een babybekken van 6 maanden is gebruikt.

Voor de totale benen opname hebben we hulp gevraagd van school. Tijdens de practica op school hebben we veelal gebruik gemaakt van de poppen waarin een skelet is verwerkt. Dit leek ons echter ideaal, helaas zijn we erachter gekomen dat deze poppen alleen het skelet bevat, maar geen weke delen. Toch hebben we gebruik gemaakt van deze pop, om de weke delen te simuleren hebben we echogel gebruikt. Echogel heeft dezelfde equivalent als water en water staat gelijk aan het equivalent van weke delen in het lichaam.

Alpha test fantoom (Figuur 3)

Het Alpha testfantoom is van de firma Pehamed en met behulp van dit fantoom is de contrastresolutie, homogeniteit van de fotonenbundel, spatiële resolutie (lijnparen fantoom) en de positie en grootte van de fotonenbundel te bepalen.



Rando fantoom (Figuur 4)

Het rando fantoom is een fantoom met een realistisch uiterlijk van een man die ongeveer 1.75m groot is en een gewicht heeft van ongeveer 73 kilogram. De weke delen van een normaal mens zijn in dit fantoom vervangen door een materiaal dat nagenoeg gelijk is aan het equivalent van een mens. Daarbij is rekening gehouden met het vetweefsel, spierweefsel en organen. Het botweefsel wat in het fantoom verwerkt is, is van natuurlijke menselijke skeletten.³

³ <http://www.phantomlab.com/rando.html>

§1.3 parameters (pre- en postprocessing)

Er zijn veel verschillende parameters die invloed hebben op de beeldkwaliteit en dosis van de foto. De parameters zijn te onderscheiden in twee groepen, namelijk de pre- en postprocessing.

De preprocessing parameters stel je in voordat de foto gemaakt wordt, waarbij deze parameters invloed hebben op de ruwe data. En met de postprocessing parameters bewerk je de ruwe data. De pre processing parameters die we in dit onderzoek gaan gebruiken zijn:

- Veldgrootte
- Buislading (mA.s)
- Buisspanning
- Filtratie
- Strooistralenrooser
- Detectorwaarde
- Beelddetectiesysteem (§1.1)

Elke leverancier heeft weer zijn eigen soort postprocessing. Meestal komen de processen van verschillende fabrikanten op hetzelfde neer, maar zijn anders vernoemd. De postprocessing parameters voor dit onderzoek zijn:

- Contrast
- Brightness
- Edge Enhancement
- Over en under penetrated area's

Preprocessing:

Veldgrootte

Een te grote veldafmeting is schadelijk, omdat een onnodig groot gedeelte van het lichaam door de primaire straling wordt getroffen en de kans toeneemt dat de organen met een hoge orgaanweegfactor in, of dichterbij de primaire bundel komen te liggen.

Buislading (mA.s)

De intree- en uittreedosis zijn recht evenredig met de buislading. Dus als de buislading tweemaal zo groot wordt gekozen, zal de intree- en uittreedosis ook tweemaal zo groot word.

Buisspanning (kV)

Uit metingen blijkt dat als de buispanning wordt verhoogd, de buislading moet worden verlaagd, om de voor de beeldvorming vereiste constante uittreedosis te verkrijgen. Deze verlaging van de buislading is zodanig groot dat bij een verhoogde buispanning de intreedosis lager uitkomt en de patiëntdosis verlaagt.

Filtratie

Het spectrum van de door een röntgenbuis opgewekte straling is heterogeen. Dat betekent dat er zachte en harde componenten in zitten. De zachte componenten worden vrijwel geheel door de patiënt geabsorbeerd en dragen dus niet bij tot de beeldvorming. Het toepassen van een filter heeft als effect dat de zachtere componenten uit de heterogene röntgenstralenbundel grotendeels worden verwijderd.

Het toepassen van filters resulteert, bij constante uittreedosis, in een verlaging van de intreedosis, de gemiddelde dosis en de integrale dosis.

Strooistralenrooster

Het gebruik van een strooistralenrooster verbetert in de meeste gevallen de kwaliteit van de röntgenfoto, maar verhoogt de intreedosis, de uittreedosis en de integrale dosis bij de patiënt. Dit doordat er minder straling door het strooistralenrooster komt en dus langer duurt voordat de detector zijn waarde heeft bereikt, waarbij hij afslaat.

Detectorwaarde

De detectorwaarde bepaalt wanneer de detector afslaat, dus wanneer de detector genoeg straling heeft ontvangen om een beeld te creëren. De waarde die ingesteld kan worden varieert tussen de 64% en 156%. Hoe lager het percentage hoe eerder hij afslaat en hoe minder straling er gebruikt wordt om een beeld te creëren. Bij het verlagen van de detectorwaarde zonder het in stand houden van de uittreedosis, zal de hoeveelheid contrast minder worden, de signaal-ruisverhouding verhouding zal lager zijn en er zal een lagere spatiële resolutie zijn.

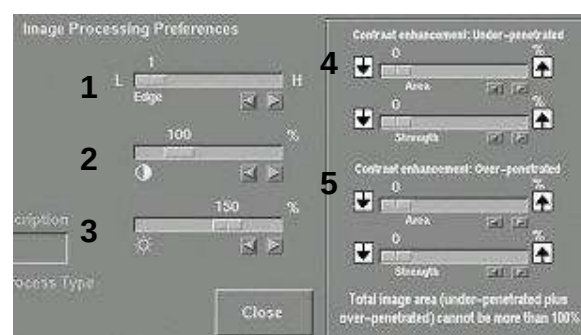
Postprocessing:

Edge enhancement (zie afbeelding, nr1)

Met behulp van edge enhancement kun je de beelden 'scherper' afbeelden. De contouren worden met een versterkt contrast weergegeven. Met name grote absorptieverschillen worden beter weergegeven. Het nadeel van edge enhancement is dat er meer ruis in de afbeelding ontstaat en dus de spatiële resolutie afneemt. Doordat er meer ruis ontstaat in de afbeelding is er de kans kleine details verdwijnen in de afbeelding

Contrast (zie afbeelding, nr2)

Met deze parameters kun je het contrast van de afbeelding instellen (window width). Als je de waarde verhoogt dan worden er meer grijswaarden weergegeven, dus minder contrast. Hetzelfde andersom, als je de waarde verlaagt dan worden er minder grijswaarden weergegeven, dus meer contrast.



Figuur 5: postprocessing scherm

Brightness (zie afbeelding, nr3)

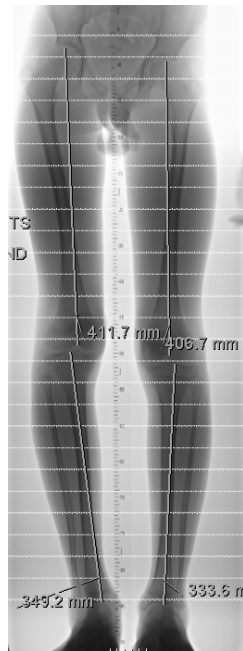
Door middel van de brightness aan te passen, wordt de foto lichter of donkerder. Dit wordt ook wel 'window level' genoemd. Window level is het niveau waarin de grijswaarden-schaal zich bevind.

Over en Under penetrated area's (zie afbeelding, nr4&5)

Met contrast enhancement wordt de mate van versterking van het contrast in de weke delen bepaald. Gebieden die teveel signaal hebben (overbelicht) worden dan in de postprocessing verzwakt. Gebieden die te weinig signaal hebben (onderbelicht) worden in de postprocessing versterkt. Dit proces is zelf in te stellen maar de software in het systeem versterkt en verzwakt automatisch ook deze gebieden.

§1.4 Verschillende criteria

Om voldoende inzicht te krijgen in wat voor foto toelaatbaar is en welke niet toelaatbaar is, hebben we informatie nodig om na te gaan welke botstructuren belangrijk zijn voor het kunnen stellen van de diagnose. Dit hebben we deels met literatuurstudie gedaan en deels met het verifiëren van deze theorie met de radiologen en de orthopeden.



Totale Wervelkolom (Figuur 6)

De opname de totale wervelkolom wordt beoordeeld door middel van de Cobb methode.

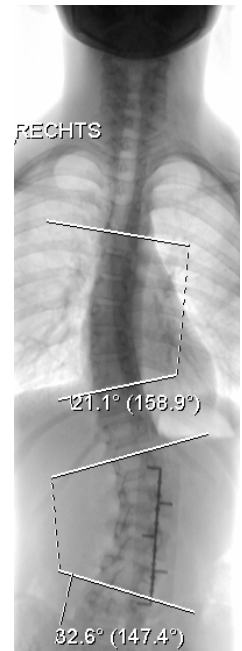
Voor deze methode moeten de dekplaten en sluitplaten van de wervels goed te onderscheiden zijn. Want deze methode houdt in dat bij de bovenste wervel die terug buigt van de scoliose gemarkeerd moet worden en de onderste wervel welke naar de scoliose toe buigt.

Totale been opname (Figuur 7)

De totale been opname wordt vervaardigd bij de vraagstelling standafwijking. Bij deze opname worden de gehele benen gefotografeerd met een liniaal erlangs. De belangrijkste structuren van meten zijn de drie gewrichten namelijk:

- Heupgewricht
- Kniegewricht
- Enkelgewricht

Beide benen worden vergeleken met elkaar en er wordt gekeken of er hoogte verschillen zijn tussen beide benen.



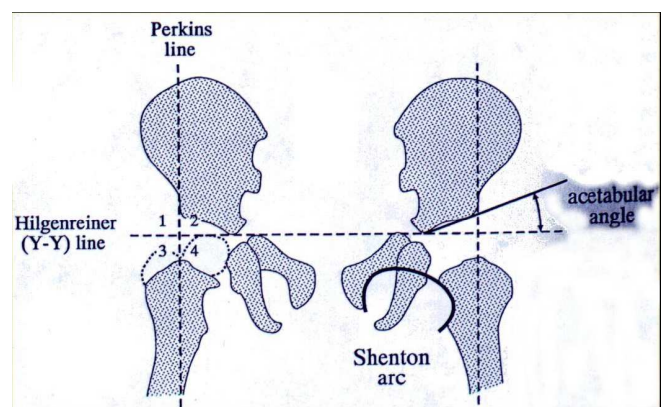
Babybekken

De meest gemaakte röntgenfoto met betrekking tot heupjes, is een bekken A.P. (anterioposterior)opname. De benen worden hierbij gestrekt en iets geëndoroteerd. Dit is een overzichtsfoto van het bekken.

Bij het beoordelen van de röntgenfoto worden de volgende criteria beoordeeld:

- Acetabulum hoek
- Modelleren van het acetabulum
- Ossificatie laterale acetabulum rand
- Ossificatie femurkop epifysen
- Lijnen van Hilgenreiner, Shenton en Perkins.

- Lijn van Hilgenreiner: horizontale lijn langs de mediale acetabula randen.
- Lijn van Shenton: lijn tussen bovenrand van het foramen obturatorium en de mediale begrenzing van de femur diafyse
- Lijn van Perkins: lijn vanuit de laterale begrenzing van de acetabula loodrecht op de lijn van Hilgenreiner



Figuur 8: Meetschema babybekken

Hfst 2: Parameters

Om de theorie over de pre- en postprocessing parameters te onderbouwen, hebben we verschillende proefopstellingen gemaakt. Met deze proefopstellingen hebben we gekeken of de theorie ook geldt voor een digitaal systeem.

§2.1 Proefomschrijving

We hebben 2 proefopstellingen gemaakt waarbij verschillende parameters getest konden worden.

Proefopstelling 1: Alpha fantoom

Het alpha fantoom ligt op de tafelbucky en er is een Ffa van 110 cm gebruikt. Op het alpha fantoom hebben we een laag perspex (pmma) gelegd van 10 cm. We hebben een veldgrootte van 18x18 cm gebruikt. Deze ligt gecentreerd in het midden van het alpha fantoom.

Proefopstelling 2: Rando fantoom

Het rando fantoom ligt AP op de tafelbucky en er is een Ffa van 110 cm gebruikt. We hebben een lijnpaars fantoom onder het rando fantoom neergelegd; in het kleine bekken. We hebben een veldgrootte van 35x35 cm gebruikt. Deze veldgrootte simuleert een bekkenfoto.

§2.2 Metingen

Deze metingen hebben we uitgevoerd:

kV & mAs

Om de invloed van het kV en mAs getal te zien hebben we een aantal metingen gedaan. Al de metingen hebben we met proefopstelling 1 gemaakt. We zijn begonnen met aanpassen van het kV gebruikmakend van de belichtingsautomaat, met als variabele wel of geen stroostralenrooster. We hebben gekeken wat er gebeurt wanneer we de mA veranderen en tenslotte hebben we metingen gedaan met het aanpassen van de kV en het mAs getal zonder belichtingsautomaat en zonder stroostralenrooster.

Filtratie

Om de invloed op de dosis, spatiële resolutie en het contrast bij het toepassen van een koperfilter te zien, hebben we gebruik gemaakt van beide proefopstellingen. Met proefopstelling 1 meten we de invloed van verhogen van de filtratie (0 tot 0.3 mm Cu) op het contrast en spatiële resolutie. Dit doen we bij 60 kV en bij 80 kV met een gelijk mAs getal.

We hebben de pixelwaarde en de standaarddeviatie bepaald van deze foto's in 2 verschillende contrasttrappen en hieruit hebben we de snr berekend.

Edge enhancement

Om te weten wat edge enhancement doet hebben we gekozen voor proefopstelling 1. Op de eerste plaats is er 1 foto genomen van een alfafantoom met een belichtingswaarde van 60 kV en 10 mAs. De ruwe data van deze opname hebben we

daarna op 5 manieren nabewerkt waarbij we alleen de 'edge' aangepast hebben en de rest van de variabelen gelijk hebben gelaten.

De bewerkte foto's zijn we gaan bekijken om te bepalen wat de verschillende 'edge' voor invloed heeft op de kwaliteit van het plaatje zoals de resolutie, snr en contrast. Dit hebben we gedaan door ROI's te plaatsen in 3 contrasttrappen en daar de standaarddeviatie en de pixelwaarde van te bepalen. Daarbij hebben we ook de hoeveelheid lijnpaaren per millimeter bepaald.

Penetrated Area

Om de invloed van penetrated area te kunnen bekijken moeten we gebruik maken van proefopstelling 2. Dit omdat je met de 'penetrated area' bepaalde gebieden van de foto versterkt of juist verzwakt.

We hebben systematisch de over- en underpenetrated area aangepast en hierbij ook de strength. We hebben de foto's geanalyseerd door middel van ROI's te plaatsen in de weke delen en in de rechter heup. Hierbij hebben we de pixelwaarde gedeeld door de SD (deze waarden hebben we uit de ROI gekregen) dit is een indicatie voor de signaal-ruisverhouding op de foto.

§2.3 Conclusie

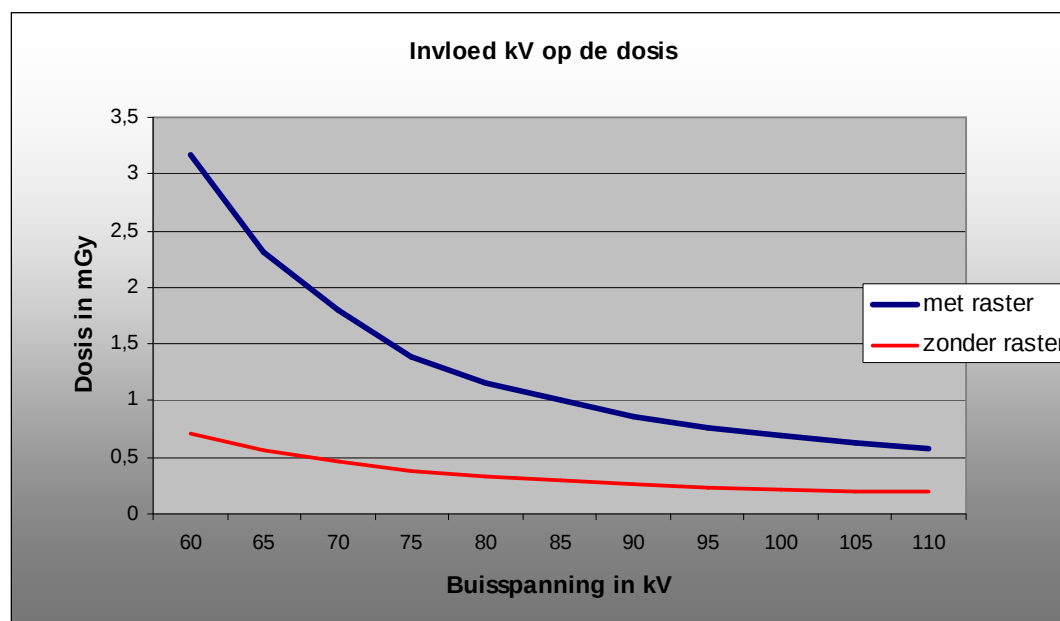
kV & mAs

Meting: kV aanpassen met raster en gebruikmakend van belichtingsautomaat.

Naar mate de kV hoger wordt, wordt het dosis-oppervlakteproduct steeds lager. Ook de belichtingstijd is steeds korter waardoor de kans op bewegingsonscherpte minder is. De hoeveelheid lijnpaaren per millimeter die nog zichtbaar zijn worden wel steeds minder naarmate de kV hoger wordt. Dit is te verklaren doordat de hoeveelheid fotonen steeds minder worden en dus ook indirect de spatiële resolutie minder wordt.

Meting: kV aanpassen zonder raster en gebruikmakend van belichtingsautomaat.

Er kan geconcludeerd worden dat de dosis aanzienlijk verminderd is op alle fronten door het verwijderen van het strooistralenrooster. Wel is de hoeveelheid zichtbare lijnpaaren per millimeter op het fantoom minder geworden. De reden hiervoor is dat de hoeveelheid strooistraling die op de detector valt vermeerderd is. De spatiële resolutie is dus kleiner geworden.



Meting: mA aanpassen zonder raster en gebruikmakend van de belichtingsautomaat.
 Bij deze metingen is steeds de mA aangepast en hebben we gekeken wat dat met de dosis doet. Het dosisoppervlakte-product blijft bij het aanpassen van de mA ongeveer gelijk. Wel is bij de lage mA de belichtingstijd aanzienlijk langer waardoor er meer kans is op bewegingsonscherpte. De mA heeft geen invloed op de spatiele resolutie omdat de hoeveelheid fotonen gelijk blijft en alleen de belichtingstijd aangepast wordt.

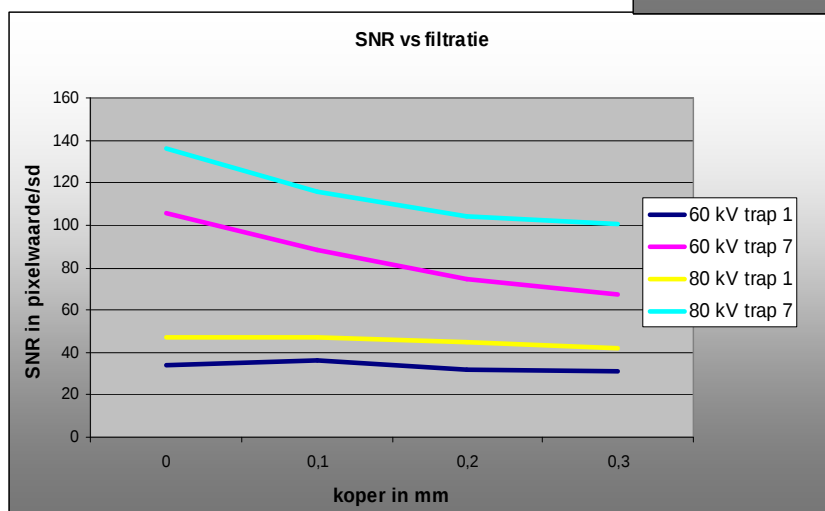
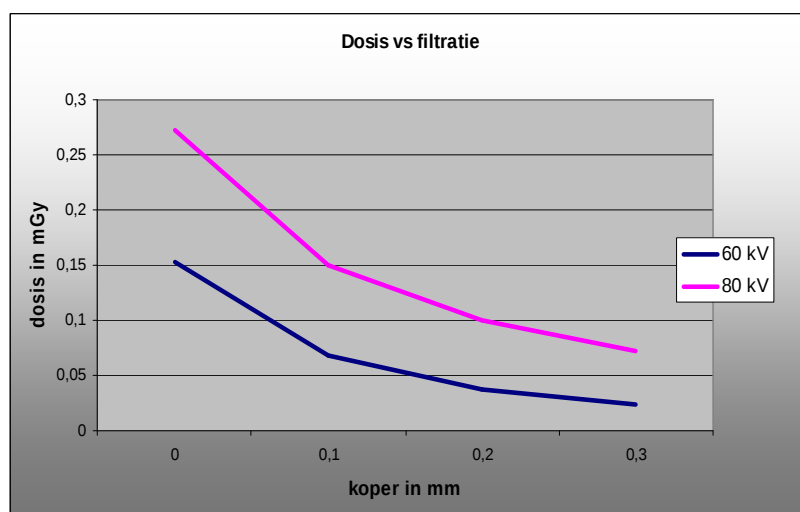
Meting: mA aanpassen met raster en gebruikmakend van de belichtingsautomaat.
 Deze metingen zijn hetzelfde als bovenstaande. Het verschil is dat er nu een stroostralenrooster gebruikt is. De dosis is (wederom) aanzienlijk hoger dan bij het gebruik van geen rooster. Daar staat wel tegenover dat de spatiele resolutie verbeterd is t.o.v. het gebruik zonder rooster.

Meting: kV aanpassen zonder raster en zonder belichtingsautomaat.
 Het toenemen van het kV resulteert in een toename van de dosis. De spatiele resolutie neemt eveneens toe met het toenemen van het aantal kV. De snr verhouding neemt ook toe.

Meting: mAs aanpassen zonder raster en zonder belichtingsautomaat.
 Het toenemen van het mAs getal resulteert in een toename van de dosis. De spatiele resolutie neemt eveneens toe met het toenemen van het mAs getal. De snr verhouding neemt ook toe.
 Het toenemen van het kV en het mAs getal levert in beide gevallen meer informatie op, dus het is ook logisch dat de dosis omhoog gaat, maar dat de spatiele resolutie en snr verhouding toeneemt.

Filtratie

Zoals te zien in de grafiek hiernaast neemt de dosis sterk af na het toevoegen van koperfiltratie. Vooral bij het toepassen van 0.1 mm aan koper neemt de dosis bij het gebruik van 60 kV al meer dan de helft af en bij 80 kV net niet de helft. Bij het toepassen van 0.3 mm koper is er nog bij het gebruik van 60 kV geen 16% overgebleven van de normale dosis en bij de 80 kV 26.5%.

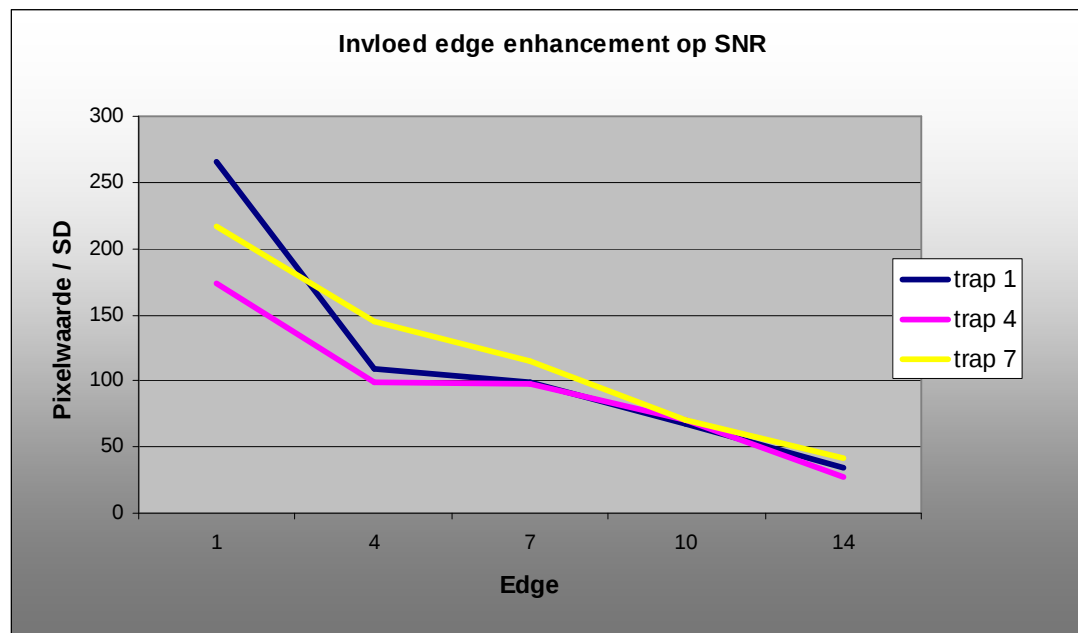


De snr verhouding neemt ook af naar mate we meer koper filtratie gebruiken. Dit kan verklaard worden doordat er minder signaal de detector bereikt.
 De spatiele resolutie neemt eveneens af bij het toenemen van het aantal mm in koper. Dit komt door bij gebruik van zware filtratie ook de hardere fotonen worden weggefilterd.

Edge enhancement

Met de 'edge-enhancement' is het mogelijk om overgangen tussen twee weefsels te versterken of te verzwakken. Dat wil zeggen dat wanneer je een hoge 'edge' instelt de randen van het (bot)weefsel duidelijker zichtbaar worden. Hier staat dan wel tegenover dat het contrast en de signaal-ruisverhouding kleiner wordt.

Volgens het alfafantoom zijn er bij een lage 'edge' minder lijnparen per millimeter zichtbaar dan bij een hoge 'edge'. Dit suggereert dat de spatiële resolutie beter wordt. De reden is in dit geval dat de randen en overgangen versterkt worden en daarom die hoeveelheid lijnparen per millimeter verbeterd wordt.



Trap 1 is de lichtste trap (meeste signaal) in de contrastreeks op het alpha-fantoom. Trap 7 is de donkerste trap in de contractreeks op het alpha-fantoom.

Penetrated Area

Met de 'underpenetrated area' en de 'overpenetrated area' worden automatisch onderbelichte en overbelichte gedeeltes gecompenseerd. Deze processen hebben natuurlijk wel grenzen omdat er te allen tijde voldoende fotonen de detector moeten bereiken. Naar mate de underpenetrated area verhoogd wordt, zal de hoeveelheid signaal in de weke delen verbeterd worden en het contrast verminderd worden tussen weke delen en botweefsel.

Het is vooral van invloed op de weke delen in het lichaam en vrijwel niet op het botweefsel.

Hfst 3: Totale Wervelkolom

Bij de metingen van de totale wervelkolom liepen we meteen tegen een probleem aan, namelijk dat de desbetreffende opname niet gemaakt kan worden in het TSZ. Hiervoor zijn we naar het MCRZ locatie Zuider in Rotterdam gegaan voor het analyseren van het systeem en kijken of we dit kunnen simuleren in het TSZ.

§3.1 Proefomschrijving

De totale wervelkolom opname bestaat eigenlijk uit losse foto's die later samen worden gevoegd, zie § 1.1 (Techniek totale been opname en opname van de totale wervelkolom). Bij de totale wervelkolom opname worden er eerst 3 verschillende foto's gemaakt namelijk:

- Cervicaal
- Thoracaal
- Lumbaal/Sacraal

Bij elk van deze foto's kunnen andere preprocessing parameters worden gebruikt. Alleen de postprocessing parameters moeten hetzelfde zijn.

Wij hebben besloten elk van de drie foto's een lowdose opname te maken. Waarbij de postprocessing parameters gelijk houden en de preprocessing parameters aanpassen.

Onze proefopstelling zag er zo uit:

We hebben gebruik gemaakt van het 'rando' fantoom deze hebben we staan voor de wandbucky in een AP positie neergezet. De Ffa afstand hebben we gehouden op 180cm.

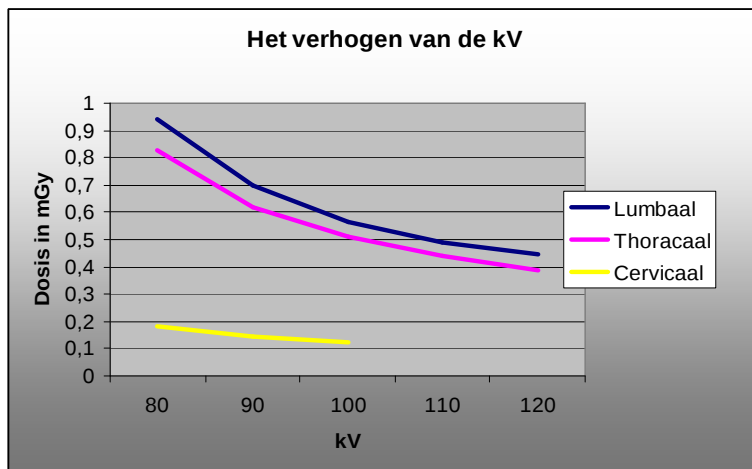
Voor het maken van de foto's hebben continu gebruik gemaakt van de belichtingautomaat en van het strooistralenrooster. Dit omdat er een groot variëteit aan patiënten in aanmerking komen voor een totale wervelkolom foto, het varieert van de adipeuze patiënt tot kinderen dus kunnen we geen handbelichting gebruiken. Bij foto's van de lumbale en thoracale wervelkolom worden veel strooistralen gecreëerd en dit is slecht voor de beeldvorming ook al word de dosis drastisch verhoogd met een strooistralenrooster. Bij de foto van de cwk is een strooistralenrooster niet nodig, maar het verwijderen van een strooistralenrooster tijdens het onderzoek is niet mogelijk.

§3.2 Metingen

Bij de metingen hebben voor elk van de drie opnames eerst een normaal foto gemaakt, dus een foto volgens de richtlijnen van het TSZ. Daarna hebben we verschillende parameters aangepast en gekeken wat deze doen op de dosis en op de kwaliteit van de foto.

De parameters die we hebben bekeken zijn:

- Verhogen van het kV
- Het toepassen van filtratie
- Het verlagen van de detectorwaarde



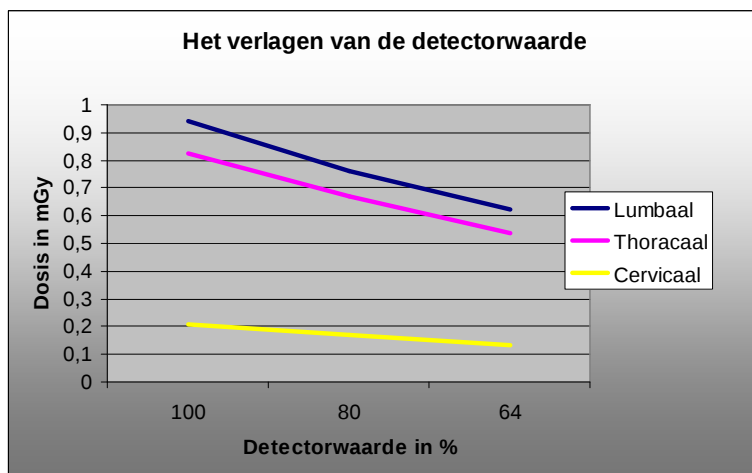
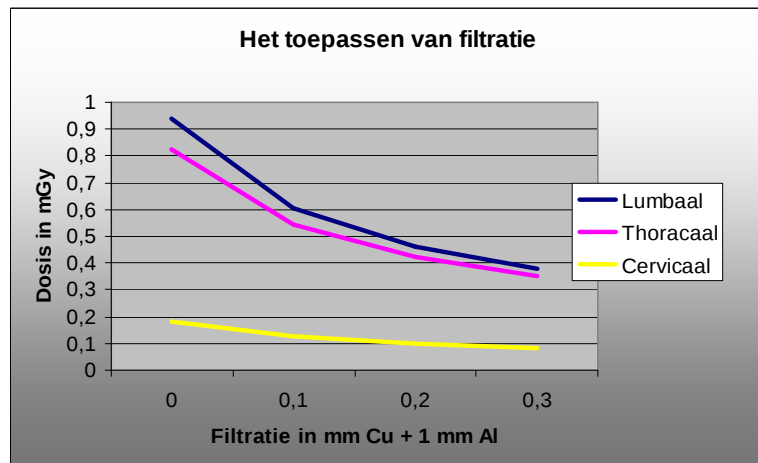
Het verhogen van het kV

Zoals te zien is in de grafiek hiernaast is het verschil bij de lumbale en thoracale foto het grootst bij het verhogen van 80 kV naar 90 kV. 80 kV is volgens protocol van het TSZ.

Het verhogen van kV bij de cervicale foto van 75 kV naar 90 kV heeft als gevolg een afname van ongeveer 27%.

Het toepassen van filtratie

Zoals te zien in de grafiek hiernaast heeft het toevoegen van filtratie een groot effect op het verlagen van de dosis. Bij filtratie van 0.1 mm Cu is het effect het grootst, de dosis wordt namelijk al met een derde verlaagd



Het verlagen van de detectorwaarde

Zoals verwacht neemt de dosis lineair af. Maar ook de hoeveelheid beeldinformatie neemt af.

Voor de volgende fase hebben we de drie preprocessing parameters gecombineerd. Hierbij hebben we gekeken hoever we de dosis maximaal naar beneden konden brengen. Tot onze verbazing bleven de foto's nog redelijk beoordeelbaar, ook al hadden we de postprocessing niet geoptimaliseerd. We hebben voor elk van de drie opnames de volgende foto's gemaakt:

Lumbale wervelkolom:

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²	Detectorwaarde
0.0 mm Cu	100	640	23.3	14.9	0.389	1.385	64%
0.1 mm Cu	100	640	26.6	17	0.277	0.995	64%
0.2 mm Cu	100	640	29.4	18.8	0.224	0.803	64%
0.3 mm Cu	100	640	32.2	20.6	0.191	0.685	64%

Thoracale wervelkolom:

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²	Detectorwaarde
0.1 mm Cu	100	500	31.3	15.6	0.253	0.690	64%
0.2 mm Cu	100	500	35.6	17.8	0.210	0.575	64%
0.3 mm Cu	100	500	39.6	19.8	0.182	0.497	64%
0.1 mm Cu	100	500	38.8	19.4	0.14	0.858	80%
0.2 mm Cu	100	500	44	22	0.260	0.710	80%
0.3 mm Cu	100	500	48.1	24	0.221	0.602	80%

Cervicale wervelkolom:

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²	Detectorwaarde
0.0 mm Cu	80	320	43.1	10.9	0.181	0.438	100%
0.1 mm Cu	80	320	42.4	13.5	0.124	0.299	100%
0.2 mm Cu	80	320	50.8	16.2	0.099	0.239	100%
0.3 mm Cu	80	320	59.8	19.1	0.084	0.204	100%
0.1 mm Cu	90	320	26.6	8.51	0.104	0.252	100%
0.2 mm Cu	90	320	32	10.2	0.087	0.212	100%

Als laatste hebben we de postprocessing parameters van alle drie de opnames gelijk getrokken en bij alle foto's toegepast. We hebben gebruik gemaakt van de edge enhancement, dit omdat we standafwijkingen willen beoordelen en edge enhancement versterkt de botcontouren welke we willen zien.

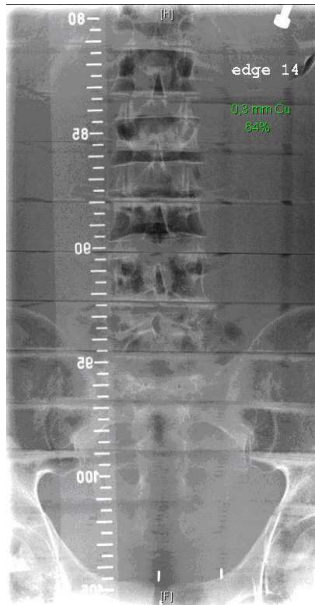
De brightness en contrast gelijk trekken was een stuk moeilijker. Dit omdat elke foto met een ander contrast het beste te beoordelen is. We hebben de radioloog laten kijken bij welke contrast en brightness waarde de foto het beste te beoordelen.

De brightness en contrast worden in de postprocessing aangeduid in percentages, maar op de foto in een getal. Dus hebben we bij de postprocessing het percentage op 100% gezet en daarna gekeken hoeveel procent de brightness en contrast is veranderd.

We hebben de drie foto's met elkaar vergeleken en de percentages gelijkgetrokken.

§3.3 Conclusie

Uit alle foto's die we gemaakt hebben, hebben we een selectie gemaakt. Hierbij hebben we gekeken naar de foto's waarbij de vraagstelling in onze ogen nog te stellen was. De foto's met een zolaag mogelijke dosis hebben we aan de radioloog laten zien.



Lumbale wervelkolom (figuur 8):

De foto met als parameters: 100 kV, 20.6 mAs, een filtratie van 0.3mm Cu, 1mm Al en een detectorwaarde van 64% was gekozen door de radioloog als nog beoordeelbaar. De dosis van deze foto is 0.191 mGy.

De foto van de lwk volgens richtlijnen van het TSZ heeft als parameters: 80 kV, 54.3 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100%. De dosis van de foto is 0.941 mGy. De dosis is bijna met een **factor 5** afgenomen.

Thoracale wervelkolom (Figuur 9):

De foto met als parameters: 100 kV, 19.8 mAs, een filtratie van 0.3mm Cu, 1mm Al en een detectorwaarde van

64% was gekozen door de radioloog als nog beoordeelbaar. De dosis van deze foto is 0.182 mGy.

De foto van de thwk volgens richtlijnen van het TSZ heeft als parameters: 80 kV, 48 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100%. De dosis van de foto is 0.826 mGy. De dosis is met een **factor 4.5** afgenomen.



Cervicale wervelkolom (Figuur 10):

De foto met als parameters: 90 kV, 10.2 mAs, een filtratie van 0.2mm Cu, 1mm Al en een detectorwaarde van 100% was gekozen door de radioloog als nog beoordeelbaar. De dosis van deze foto is 0.087 mGy.

De foto van de cwk volgens richtlijnen van het TSZ heeft als parameters: 75 kV, 14 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100%. De dosis van de foto is 0.206 mGy.

De dosis is met een **factor 2.3** afgenomen.

De totale dosis is met een factor 4.3 afgenomen.

Hfst 4: Totale been opname

Voor de proefopstelling van de totale been opname hebben we gebruik gemaakt van de pop van school. Voor het simuleren van de totale been opname moesten we de pop laten staan, dit probleem hebben we opgelost met behulp van een tillift.

§4.1 Proefomschrijving

Voor de totale been opname wordt dezelfde techniek gebruikt als bij de totale wervelkolom opname. Bij de totale been opname gaat het vooral om dat de gewrichten goed zijn afgebeeld, want deze zijn essentieel bij het beoordelen van de vraagstelling standafwijkingen en beenlengteverschil.

We hebben net als bij de totale wervelkolom de opname verdeelt in 3 foto's, namelijk:

- Heupgewricht
- Kniegewricht
- Enkelgewricht

Omdat in het fantoom dat we gebruiken geen weke delen zitten hebben we gebruik gemaakt van echogel en water om de weke delen te simuleren. We hebben echogel gebruikt voor de enkel en knie, dit in plaats van water omdat echogel een hogere viscositeit heeft en dus makkelijker te plaatsen is bij een staande foto. Bij de foto van het heupgewricht hebben we naast echogel ook water gebruikt, dit omdat de aanwezige hoeveelheid echogel zelf niet genoeg was om de weke delen te simuleren.

De proefopstelling zag als volgt eruit. De pop die we geleend hebben van school hebben we laten staan voor de wandbucky in AP positie. We hebben dit voor elkaar gekregen met behulp van een tillift. Er is gebruik gemaakt van een Ffa van 180 cm.

Bij de proefopstelling hebben we geen gebruik gemaakt van een strooistralenrooster, dit omdat er weinig strooistraling gevormd wordt en door geen strooistralenrooster te gebruiken de dosis afneemt. We hebben gekozen voor een handbelichting, zodat we de dosis nog lager kunnen maken.

§4.2 Metingen

Bij de metingen hebben voor elk van de drie opnames eerst een normaal foto gemaakt, dus een foto volgens de richtlijnen van het TSZ. Daarna hebben we verschillende parameters aangepast en gekeken wat deze doen op de dosis en op de kwaliteit van de foto.

De parameters die we hebben bekeken zijn:

- Het aanpassen van het kV
- Het aanpassen van het mAs getal

We hebben geen gebruik gemaakt van de detectorwaarde en filtratie. Dit omdat we zo min mogelijk dosis willen geven. Aangezien we niet met de belichtingsautomaat werken speelt de detectorwaarde geen rol. De reden dat wij geen filtratie gebruiken is dat bij dunne objecten koperfiltratie weinig invloed heeft in de dosis.

We hebben systematisch het kV en mAs aangepast zoals te zien is in de bijlage. Deze foto's hebben we bekeken op een diagnostisch station (de computer die de radioloog gebruikt voor het beoordelen van de foto's). We hebben gekeken wat de

verlaging kV en mAs doet bij elk van de drie foto's en hieruit hebben we de kV- en mAs verlaging gecombineerd. Voor elk van de drie foto hebben we aantal foto's gemaakt welke in aanmerking komen voor de lowdose opname, zie onderstaande tabellen.

Heupgewricht:

kV	mAs	mGy	dGy.cm2
80	1.6	0.028	0.296
80	2.5	0.043	0.462
80	3.2	0.055	0.591

Kniegewricht:

kV	mAs	mGy	dGy.cm2
60	0,8	0.008	0.072
65	0.5	0.006	0.053
60	0.4	0.004	0.036

Enkelgewricht:

kV	mAs	mGy	dGy.cm2
60	0.4	0.002	0.016
60	0.64	0.003	0.026
65	0.32	0.002	0.017
65	0.5	0.003	0.026

De foto's in de bovenstaande tabellen hebben we voorzien van een postprocessing. Net zoals bij de gehele wervelkolom hebben we bij de postprocessing edge weer op 14 gezet (14 is maximaal). Zodat de botcontouren zoveel mogelijk versterkt zijn. De brightness en contrast zijn weer gelijk getrokken op dezelfde manier zoals bij de totale wervelkolom opname. De foto's hebben we voorgelegd bij de radioloog en die heeft gekeken welke foto net wel of net niet toelaatbaar is.

§4.3 Conclusie



Heupgewricht (Figuur 11):

De foto met als parameters: 80 kV, 1.6 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100% was gekozen door de radioloog als nog beoordeelbaar. De dosis van deze foto is 0.028 mGy.

De foto van het heupgewricht volgens richtlijnen van het TSZ heeft als parameters: 80 kV, 12.5 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100%. De dosis van de foto is 0.215 mGy.

De dosis is bijna met een **factor 7.7** afgenomen.

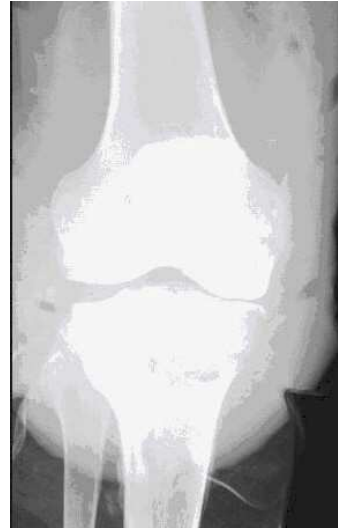
Kniegewricht (Figuur 12):

De foto met als parameters: 60 kV, 0.4 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100% was gekozen door de radioloog als nog beoordeelbaar.

De dosis van deze foto is 0.004 mGy.

De foto van het kniegewricht volgens richtlijnen van het TSZ heeft als parameters: 70 kV, 4 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100%. De dosis van de foto is 0.053 mGy.

De dosis is met een **factor 13.5** afgenomen.

**Enkelgewricht (Figuur 13):**

De foto met als parameters: 60 kV, 0.4 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100% was gekozen door de radioloog als nog beoordeelbaar. De dosis van deze foto is 0.002 mGy.

De foto van het enkelgewricht volgens richtlijnen van het TSZ heeft als parameters: 65 kV, 5 mAs, zonder extra filtratie en een detectorwaarde van 100%. De dosis van de foto is 0.057 mGy.

De dosis is met een **factor 28.5** afgenomen.

De totale dosis is met een factor 9.5 afgenomen.

Hfst 5: Babybekken

§5.1 Proefomschrijving

Om te bepalen hoeveel de effectieve dosis van een opname van het babybekken met de vraagstelling 'heupdysplasie' gereduceerd kan hebben we gebruik gemaakt van een fantoom. Dit fantoom is het bekken van een klein hondje wat ongeveer overeenkomt met het bekken van een baby van ongeveer 6 maanden oud. Op en onder het fantoom hebben we gebruik gemaakt van een zak 'echogel' om babyvet na te bootsen. Het equivalent van weke delen komt overeen met het equivalent van water (echogel).

Figuur 14: proefopstelling conventionele foto



De hoeveelheid gebruikte gel is bepaald door het maken van een foto van het bekken met een standaardbelichting op een normale film/schermcombinatie. Zonder echogel is er sprake van een overbelichte foto. Na het toevoegen van een hoeveelheid gel is duidelijk een kwalitatief goed belichte foto zichtbaar. We hebben de foto op een film/scherm-combinatie gemaakt omdat er op de conventionele manier geen

gebruik wordt gemaakt van digitale pré- en postprocessen en de hoeveelheid fotonen een maat is voor de zwarting.

Het hondenbekken en de zak met echogel hebben we op de tafel met het matrasje gelegd om een reëel beeld te vormen. De focus-detectorafstand is 100 centimeter en we hebben voor alle gemaakte opnames een veldgrootte van 16x18 centimeter gebruikt.



Figuur 15: proefopstelling

Voor elke foto die we maken passen we een andere variabele aan. De variabelen die we aanpassen zijn: mAs, kV en filtratie. Na het maken van iedere foto noteren we het dosis-oppervlakteproduct en meten we de pixelwaarde en standaarddeviatie om de hoeveelheid ruis te berekenen. Tevens bekijken we van iedere foto of de belangrijke structuren om 'heupdysplasie' te diagnosticeren zichtbaar zijn.

Na het maken van al deze foto's zoeken we 'ruwe' foto's uit waarop we denken dat nog net de diagnose te stellen is en de dosis aanzienlijk lager is dan de oorspronkelijke dosis. Op deze foto's zullen we de in eerdere proeven vastgestelde pré- en postprocessing uitvoeren. Deze foto's zullen ter beoordeling naar de radioloog gaan.

§5.2 Metingen

De eerste meting bestond uit het maken van foto's van het bekken met het variëren van de hoeveelheid kV en een gelijkblijvende mAs (3,2 mAs). Van elke opname hebben we het dosisoppervlakte-product (DOP) bepaald en de pixelwaarde (hoeveelheid signaal per pixel) in de heup en het os illium bepaald.

Het DOP gaat met het verhogen van het kV omhoog. Bij een verhoging van 5 kV neemt de intreedosis met ongeveer $0,027 \text{ mGy.cm}^2$ toe. Verhoging van het kV heeft tot gevolg dat de pixelwaarde toeneemt. Dit houdt dus in dat de hoeveelheid signaal per pixel toeneemt. Verhoging van het kV heeft geen invloed op de verhouding tussen signaal en ruis in het botweefsel. Wanneer we naar de gemaakte foto's kijken zien we bij de 50 kV een sterk onderbelichte foto (te weinig signaal) en de hogere kV's een overbelichte foto. Door gebruik te maken van de mogelijkheden van het digitale systeem kan van een opname toch een bruikbare opname gemaakt worden. Dit is mogelijk doordat de software van het systeem automatisch 'over- en underpenetrated areas' herkent en deze versterken of verzwakken. Ook is het mogelijk de postprocessing aan te passen (window with en window level) waardoor een opname toch bruikbaar is.

De tweede meting bestond uit het maken van foto's van het bekken met het variëren van de hoeveelheid mAs. Dit hebben we gedaan met 60 kV en met 70 kV. Ook van deze opname hebben we het DOP bepaald en de pixelwaarde bepaald. Verdubbeling van het mAs heeft tot gevolg dat de pixelwaarde ook verdubbeld. De verhouding tussen signaal en ruis verbeterd ook naarmate de hoeveelheid mAs verhoogd. Dit is te verklaren doordat er bij verdubbeling van de mAs de hoeveelheid fotonen ook verdubbeld. Verdubbeling van de hoeveelheid mAs heeft ook een verdubbeling van de oppervlakedosis tot gevolg. Wanneer we kijken naar de gemaakte foto's zien we dat het gebruik van een zeer laag mAs-getal een opname geeft met heel veel ruis. Dit alles geldt voor 60kV en 70kV.



Figuur 16: babybekken

Bij de laatste metingen hebben we een koperfilter toegevoegd. Dit filter zit in het diafragma verwerkt en is in te stellen op 0 mm, 0,1 mm, 0,2 mm en 0,3 mm koper. Om de karakteristieke straling weg te filteren hebben we daarbij ook 1 mm aluminium toegevoegd. Het gebruik van 0,1 millimeter koper heeft meer dan een halvering van de dosis tot gevolg. Het gebruik van 0,2 of 0,3 millimeter koper geeft ook een reductie van de dosis maar geeft daarbij ook aanzienlijk minder signaal. De verhouding tussen signaal en ruis wordt wel beter t.o.v. het niet gebruiken van een filter doordat de fotonen met een lagere energie gefilterd worden door het koper. Na het bekijken van de foto's blijkt dat de kwaliteit van de beelden extreem verslechterd zijn doordat er te weinig signaal is.

§5.3 Conclusie

Van alle gemaakte foto's hebben we bekeken welke wij nog net wel of net niet acceptabel vinden om de diagnose congenitale heupdysplasie te kunnen stellen. Daarbij hebben we gekeken naar de dosisreductie ten opzichte van de standaardfoto en naar de beeldkwaliteit. De foto's met koperfiltratie hebben wij niet meegenomen in de eindbeoordeling omdat bij het maken van deze foto een extern aluminiumfilter geplaatst dient te worden aan het diafragma. Omdat bij het maken van een bekkenfoto het kind nooit stil ligt is het belangrijk om tot het voorbereiden van de röntgenbuis de veldgrenzen zichtbaar te houden. Wanneer dit niet het geval zou zijn is de kans groot dat het patiëntje beweegt en buiten de veldgrenzen valt met de kans dat foto opnieuw gemaakt dient te worden. Op de selectie die wij uit de ruwe data gemaakt hebben, hebben we de pre- en postprocessing uit laten voeren. In dit geval hebben we 'edge 14' genomen omdat hierbij contouren van de overgangen tussen de afzonderlijke botdelen versterkt worden. Hierdoor is het mogelijk dat foto's die wij in de ruwe data 'net niet' geschikt vonden voor diagnose nu wel geschikt zijn. Deze zijn ter beoordeling aan de radioloog gegeven.

De radioloog (dokter Frouws) heeft een zevental bekkenfoto's beoordeeld met allen een verschillende dosis en belichtingswaarde. De foto's moesten de vraag kunnen beantwoorden of er sprake is van 'congenitale heupdysplasie'. De criteria voor deze indicatie staan eerder in het verslag beschreven. Op het digitale buckysysteem in het Tweesteden ziekenhuis in Tilburg kan volstaan worden met een (hand)belichtingswaarde van 60 kV en 0,32 mAs. Hierbij is geen verdere filtratie gebruikt. De oorspronkelijk gegeven belichtingswaarde is 60 kV en 3,2 mAs. Dit is dus een reductie tot 1/10 van de oorspronkelijke dosis. De oorspronkelijke dosis was 0,14mGy en na het verlagen van de belichtingswaarde is deze 0,014mGy.

Conclusie

Conclusie totale wervelkolom

De conclusie van de lowdose-opname van de gehele wervelkolom is dat de dosis voor de patiënt met een factor 4.3 omlaag kan ten op zichte van de standaardbelichting in het Tweesteden ziekenhuis in Tilburg en het MCRZ in Rotterdam. Deze dosisreductie is een gevolg van de toepassing van koperfiltratie, verhoging van het kV en door de belichtingsautomaat op 64% in plaats van 100% in te stellen. Het gebruik van een hoge 'edge' zorgt ervoor dat de contouren van het bot goed zichtbaar zijn waardoor standmetingen door de radioloog goed uit te voeren zijn. De kwaliteit van de gemaakte (lowdose)opnames is slecht door de hoeveelheid ruis maar volgens de radioloog nog goed bruikbaar om metingen te verrichten ten behoeve van scoliose.

Voor het gedeelte van de CWK kan worden volstaan met een belichtingswaarde van 90kV, 0,2mm koperfiltratie, 1mm Aluminiumfiltratie en de detectorwaarde op 100% De normale waarde is 75 kV, geen filtratie en een detectorwaarde van 100%.

De opname van de TWK kan worden volstaan met 100Kv, 0,3mm koperfiltratie en een detectorwaarde van 64%. Oorspronkelijk waren de parameters 80 kV, geen filtratie en een detectorwaarde van 100%.

Voor het gedeelte van de LWK kan worden volstaan met de volgende parameters: 100 kV, 0,3mm koperfiltratie, 1mm aluminium filtratie en een detectorwaarde van 64%. Oorspronkelijk waren de parameters: 80 kV, geen filtratie en een detectorwaarde van 100%.

Conclusie opname van de totale benen

Voor een patiënt met standaardafmetingen kan de dosis bij een opname van de totale benen met een factor 9,5 gereduceerd worden. Dit is ten opzichte van de oorspronkelijke belichtingswaarde en dosis in het MCRZ en het Tweesteden ziekenhuis. Anders dan bij de lowdose-opname van de totale wervelkolom maken we nu geen gebruik van een belichtingsautomaat en filtratie. Een overeenkomst is wel dat we wederom een hoge 'edge' hebben gebruikt in de postprocessing om de contouren van het bot en de gewrichten te versterken. De kwaliteit van de gemaakte (lowdose)opnames is slecht door de hoeveelheid ruis maar volgens de radioloog nog goed bruikbaar om metingen te verrichten ten behoeve van standmetingen.

Voor het laagste gedeelte van de 3 verschillende opnames voor het totalebenen kunnen we nu volstaan met een belichtingswaarde van 60kV en 0,4mAs. Bij deze waarde is het enkelgewricht nog voldoende zichtbaar om metingen te kunnen doen. De oorspronkelijke belichtingswaarde is 65 kV en 5 mAs.

Bij het middelste gedeelte van de totale benen (knieën) is het mogelijk om een belichtwaarde in te stellen van 60kV en 0,4 mAs. De oorspronkelijke belichtingswaarde is 70 kV en 4 mAs. Met de nieuwe waarde is het kniegewricht nog voldoende zichtbaar om standmetingen op uit te kunnen voeren.

Het bovenste gedeelte bestaat uit een bekkenopname. Deze opname wordt met handbelichting gemaakt. De belichtingswaarde voor een lowdose-opname is 80kV en

1,6 mAs. De beginsituatie was 80 kV en 12,5 mAs. Op de lowdose-opname is het heupgewricht nog voldoende te beoordelen.

Conclusie Babybekken

Een babytje (tot ongeveer 1 jaar) kan een lowdose-opname krijgen wanneer het om congenitale heupdysplasie gaat. Het hoeft hierbij niet te gaan om een controle, het kan ook worden gebruikt om de vraagstelling dysplasie te beantwoorden. Bij een lowdose-opname kan de dosis voor de patiënt gereduceerd worden met een factor 10 ten opzichte van een normale opname.

De belichtingswaarde zoals deze voor een opname van het bekken gegeven wordt is 60 kV en 3,2 mAs. De lowdose-opname kent een waarde van 60 kV en 0,32 mAs. Ook bij deze opname is een hoge 'edge' gebruikt om de contouren van het bot te versterken. De waarde voor de lowdose-opname kan op een baby tot ongeveer 1 jaar gebruikt worden. Dit is getest door deze waarde op een klein 'patiëntje' en een wat groter 'patiëntje' te testen.

De vraagstelling & deelvragen

Kan er een bruikbare lowdose opname gecreëerd worden bij foto's met als vraagstelling standafwijking waarbij gebruik wordt gemaakt van een digitale buckykamer met een flatpaneldetector systeem?

Dit is de vraagstelling van ons onderzoek en de conclusie is dat het mogelijk is een opname te maken met zeer weinig dosis voor bepaalde indicaties waarbij het om standafwijking gaat.

Bij welke controlefoto's gaat het alleen om standafwijkingen en niet om details?

Opname van de totale wervelkolom met als indicatie scoliose. Een opname van de totale benen met als indicatie standafwijkingen. En een opname van het babybekken met als indicatie congenitale heupdysplasie. Een lowdose-opname hoeft niet per sé een controle te zijn, het kan ook dienen voor het stellen van de diagnose.

Aan welke criteria moeten deze controlefoto's voldoen?

De contouren van het bot moeten zichtbaar blijven. Ook dienen gewrichten nog in grote lijnen zichtbaar te zijn.

Welke parameters (pre- en postprocessing) en filtratie spelen bij een digitale buckykamer van een rol in het verlagen van de dosis?

kV, mAs, detectorwaarde, koperfiltratie, edge enhancement, DQE.

Hoe ver kunnen we de dosis omlaag brengen?

Babybekken: factor 10 omlaag in vergelijking met de standaarddosis.

Totale benen: factor 9,5 omlaag in vergelijking met de standaarddosis.

Totale wervelkolom: factor 4,3 omlaag in vergelijking met de standaarddosis.

Aanbeveling

De conclusie van het onderzoek is dat de dosis drastisch omlaag kan op bepaalde indicaties. Het draagvlak onder radiologen, orthopeden en chirurgen voor een kwalitatief slechtere opname dient nog verder onderzocht te worden.

Wij bevelen aan om de dosis bij hierboven omschreven opnamen in eerste instantie te halveren en na een bepaalde tijd weer verder te verlagen. De reden hierachter is dat dan de overgang voor specialisten van een kwalitatief goede foto naar een kwalitatief slechte foto op deze manier niet zo groot is.

Een andere aanbeveling is dat er bekeken moet worden wie de lowdose opname aanvraagt. Bepaald de laborant of een lowdose opname voldoende is of dient de specialist een lowdose opname aan te vragen?

Tijdens de metingen is opgevallen dat de gegeven dosis in het Tweesteden ziekenhuis (te) hoog is. Een zelfde kwaliteit opname kan volgens ons ook met minder dosis. Wij bevelen daarom het kwaliteitsteam in het Tweesteden ziekenhuis aan om onderzoek te doen naar dosisverlaging op de digitale buckykamers.

Ook bevelen wij alle ziekenhuizen die gebruik maken van een flatpanel-systeem en daarbij gebruik maken van door een firma aangeleverde belichtingswaarden aan om deze te verlagen. Dit bevelen wij aan omdat tijdens het onderzoek gebleken is dat veel van de standaard belichtingswaarden zeer hoog zijn.

Hoe nu verder?

Deze afstudeeropdracht is gereed en de conclusie die hieruit is gekomen geeft veel hoop voor de toekomst wat betreft dosisverlaging bij gebruik van een flatpanelsysteem. Het is echter wel zo dat er verder onderzocht dient te worden naar de mogelijkheden van een flatpanelsysteem en de daarbij horende dosisverlaging en beeldkwaliteit.

Wij hopen in ieder geval dat ziekenhuizen ons verslag als motivatie en leidraad gaan zien om lowdose-opnames toe te gaan passen in de toekomst.

Literatuurlijst

- 'Techniek in de Radiologie'
T. Dam, R. Lip, F. Weissman
Elsevier/ De Tijdstroom
ISBN: 90 352 1678 4
- 'Revolution™ XR/d – XQ/i Learning and Reference Guide'
General Electrics Company
CD-rom
- Bone Densitometry in Clinical Practice
Sydney Lou Bonnick, MD, FACP
Humana Press
E-ISBN 1-59259-659-2
Second edition
- Atlas of Radiologic Measurement
Theodore E. Keats / Christopher Siström
Mosby
ISBN: 0-323-00161-0
Seventh edition
- Musculoskeletal Imaging
B.J. Manaster / David A. May / David G. Disler
Mosby
ISBN: 0-323-04361-5
Third edition

Bronnen gebruikte foto's:

Figuur 1, 2 & 5: GE Medical Systems

Figuur 4: Demonstratieproject patiëntendosimetrie radiologie
SBD TU/e

Figuur 8: Wat is de beste leeftijd voor echo heupjes bij verdenking chd en
wanneer maak je een röntgenfoto. (scriptie echografie)

Bijlage

Hfst 2

kV & mAs

Meting: kV aanpassen met raster en gebruikmakend van belichtingsautomaat.

kV	mA	Ms	mAs	dGy.cm ⁻²	mGy	Lp/mm
60	250	286	71.5	22.984	3.171	3.1
65	250	176	44	16.701	2.304	2.8/3.1
70	250	119	29.7	13.084	1.805	2.8/3.1
75	250	80.3	20	10.079	1.390	2.8/3.1
80	250	58.8	14.7	8.372	1.155	2.8
85	250	40	11.5	7.326	1.011	2.8/3.1
90	250	35.5	8.87	6.265	0.864	2.8/3.1
95	250	28.5	7.12	5.536	0.764	2.8/3.1
100	250	23.7	5.92	5.037	0.695	2.8/3.1
105	250	19.9	4.97	4.603	0.635	2.8
110	250	16.8	4.2	4.215	0.581	2.8

Meting: kV aanpassen zonder raster en gebruikmakend van belichtingsautomaat

kV	mA	Ms	mAs	dGy.cm ⁻²	mGy	Lp/mm
60	250	64.4	16.1	5.176	0.714	2.5
65	250	42.9	10.7	4.062	0.560	2.5
70	250	30.5	7.62	3.357	0.463	2.5
75	250	22	5.5	2.772	0.382	2.5
80	250	16.8	4.2	2.392	0.330	2.5
85	250	13.2	3.3	2.102	0.290	2.5
90	250	10.6	2.65	1.872	0.258	2.5
95	250	8.7	2.17	1.687	0.233	2.2
100	250	7.3	1.82	1.548	0.214	2.2
105	250	6.3	1.7	1.454	0.201	2.2
110	250	5.5	1.37	1.375	0.190	2.2

Meting: mA aanpassen zonder raster en gebruikmakend van de belichtingsautomaat

kV	mA	ms	mAs	dGy.cm ⁻²	mGy
80	160	25.9	4.14	2.358	0.325
80	250	17	4.25	2.420	0.334
80	320	13.3	4.25	2.420	0.334
100	160	11.5	1.84	1.565	0.216
100	250	7.3	1.82	1.548	0.214
100	320	5.6	1.79	1.523	0.210

Meting: mA aanpassen met raster en gebruikmakend van de belichtingsautomaat

kV	mA	ms	mAs	dGy.cm ⁻²	mGy
80	160	91.8	14.6	8.315	1.147
80	250	59.6	14.9	8.486	1.171
80	320	46.8	14.9	8.486	1.171
100	160	36	5.79	4.926	0.680
100	250	23.5	5.87	4.994	0.689
100	320	18.2	5.82	4.952	0.683

Meting: kV aanpassen zonder raster en zonder belichtingsautomaat.

60 kV	Dosis	Pixelwaarde Linkerheup	SD Linkerheup	Sd/pw	Pixelwaarde Os ilium	SD Os ilium
60	100	32	3.2	0.040	0.024	2.8
70	100	32	3.2	0.075	0.046	3.1
80	100	32	3.2	0.121	0.074	3.1/3.4
90	100	32	3.2	0.177	0.108	3.1/3.4
100	100	32	3.2	0.243	0.149	3.4

kV	Pixelwaarde/ SD trap 1	Pixelwaarde/ SD trap 7
60	173 / 5.5	419.5 / 6.3
70	431 / 9.8	912 / 10.6
80	877 / 15.6	1637 / 14.9
90	1509 / 25.5	2610 / 26.4
100	2289 / 34.2	3737 / 37.8

Meting: mAs aanpassen zonder raster en zonder belichtingsautomaat

kV	mA	ms	mAs	dGy.cm ²	mGy	Lp/mm
60	100	20	2	0.025	0.015	2.8 / 3.1
60	100	40	4	0.050	0.030	3.1
60	100	80	8	0.099	0.061	3.1
60	100	160	16	0.199	0.122	3.1 / 3.4

mAs	Pixelwaarde/ SD trap 1	Pixelwaarde/ SD trap 7
1	52.1 / 2.7	127 / 3.5
2	107 / 3.8	260 / 4.9
4	217 / 6	528 / 7.1
8	438 / 11.2	1059 / 11.6
16	880 / 21.9	2113 / 18.9

Filtratie

Meting: filtratie aanpassen zonder belichtingsautomaat

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	dGy.cm ²	mGy	Lp/mm
0 mm Cu	60	200	16	3.2	0.251	0.153	3.1
0.1 mm Cu	60	200	16	3.2	0.111	0.068	3.1
0.2 mm Cu	60	200	16	3.2	0.062	0.038	2.8
0.3 mm Cu	60	200	16	3.2	0.039	0.024	2.8

Koperfilter	Pixelwaarde/ SD trap 1	Pixelwaarde/ SD trap 7
0 mm Cu	415 / 12.2	1193 / 11.3
0.1 mm Cu	291 / 8.1	803 / 9.1
0.2 mm Cu	214 / 6.7	565 / 7.6
0.3 mm Cu	162 / 5.2	416 / 6.2

Meting: filtratie aanpassen met 80 kV zonder belichtingsautomaat

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	dGy.cm ²	mGy	Lp/mm
0 mm Cu	80	200	16	3.2	0.445	0.272	3.1
0.1 mm Cu	80	200	16	3.2	0.245	0.150	2.8
0.2 mm Cu	80	200	16	3.2	0.163	0.100	2.8
0.3 mm Cu	80	200	16	3.2	0.118	0.072	2.8

Koperfilter	Pixelwaarde/ SD trap 1	Pixelwaarde/ SD trap 7
0 mm Cu	1438 / 30.5	3357 / 24.6
0.1 mm Cu	1161 / 24.5	2559 / 22.1
0.2 mm Cu	960 / 19.4	2044 / 17.6
0.3 mm Cu	806 / 19.2	1656 / 16.5

Edge enhancement

Edge	SD + oppervlakte ROI	Pixelwaarde	Lp/mm
1	1: 33,2 2: 44,9 3: 28,3 1: 61,6mm ² 2: 73,4mm ² 3: 62,1mm ²	1: 8795 2: 7823 3: 6133	2,8
4	1: 52,4 2: 48,0 3: 23,1 1: 84,6mm ² 2: 79,6mm ² 3: 70,2mm ²	1: 5737 2: 4738 3: 3347	2,8
7	1: 55,2 2: 47,4 3: 29,4 1: 91,3mm ² 2: 65,5mm ² 3: 78,9mm ²	1: 5493 2: 4658 3: 3389	2,8
10	1: 80,4 2: 66,1 3: 47,9 1: 78,5mm ² 2: 64,9mm ² 3: 83,6mm ²	1: 5428 2: 4623 3: 3402	3,1
14	1: 197,0 2: 181,3 3: 77,8 1: 56,2mm ² 2: 78,6mm ² 3: 99,0mm ²	1: 6835 2: 5057 3: 3274	3,1/3,4

Stap 1: Lichtste gedeelte contrasttrap

Stap 2: Middelste gedeelte contrasttrap

Stap 3: Zwartste gedeelte contrasttrap

Pixelwaarde / SD	Trap 1	Trap 2	Trap 3
Edge 1	265	174	217
Edge 4	109	98,7	144,8
Edge 7	99,5	98,2	115,3
Edge 10	67,5	69,9	71
Edge 14	34,7	27,9	42,1

Penetrated Area

	Pixelwaarde / Standaarddeviatie Weke delen	Pixelwaarde / Standaarddeviatie Rechter heup
Underpenetrated area 0% Strength 0%	4585/104,4 = 43,9	5281/82,3 = 65,4
Underpenetrated area 30% Strength 30%	4646/77,4 = 60,0	5249/77,5 = 67,7
Underpenetrated area 30% Strength 70%	4693/71,7 = 65,5	5104/72,5 = 70,4
Underpenetrated area 30% Strength 100%	4715/75,8 = 62,2	4997/71,1 = 70,3
Underpenetrated area 70% Strength 30%	4559/56,8 = 80,2	5097/78,6 = 64,8
Underpenetrated area 70% Strength 70%	4439/49,5 = 89,7	4705/74,1 = 63,5
Underpenetrated area 70% Strength 100%	4392/44,3 = 99,2	4415/74,0 = 59,7
Overpenetrated area 30% Strenght 30%	4707/73,2 = 64,3	5398/83,6 = 64,4
Overpenetrated area 30% Strenght 70%	4533/119,5 = 37,9	5378/84,0 = 64,0
Overpenetrated area 30% Strenght 100%	4555/103,3 = 44,1	5380/83,4 = 64,5
Overpenetrated area 70% Strenght 30%	4615/115,0 = 40,1	5380/84,4 = 63,7
Overpenetrated area 70% Strenght 70%	4830/54,5 = 88,6	5386/83,1 = 64,8

Hfst 3

Lwk

standaard belichting:
 80kV 640mA 84.9ms 54.3mAs
 0.941mGy 3.378dGy cm²
 Veldgrootte: 31.2x16.7cm

Meting: detectorwaarde aanpassen

Detectorwaarde	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
100 %	80	640	84.9	54.3	0.941	3.378
80%	80	640	68.8	44	0.762	2.737
64%	80	640	56.4	36	0.624	2.239

Meting: koperfiltratie aanpassen

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
0.0 mm Cu	80	640	84.9	54.3	0.941	3.378
0.1 mm Cu	80	640	99.2	63.4	0.605	2.173
0.2 mm Cu	80	640	114	72.9	0.464	1.666
0.3 mm Cu	80	640	129	82.5	0.380	1.364

Meting: kV aanpassen

kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
80	640	84.9	54.3	0.941	3.378
90	640	50.8	32.5	0.698	2.508
100	500	43.6	21.8	0.564	2.026
110	500	32	16	0.489	1.754
120	500	25.2	12.6	0.447	1.605

Meting: kV en filtratie aanpassen

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
0.0 mm Cu	100	500	43.6	21.8	0.564	2.026
0.1 mm Cu	100	640	38.6	24.7	0.403	1.446
0.2 mm Cu	100	640	43.6	27.9	0.332	1.192
0.3 mm Cu	100	640	47	30.6	0.283	1.017

Meting: kV, filtratie en detectorwaarde aanpassen

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²	Detectorwaarde
0.0 mm Cu	100	640	23.3	14.9	0.389	1.385	64%
0.1 mm Cu	100	640	26.6	17	0.277	0.995	64%
0.2 mm Cu	100	640	29.4	18.8	0.224	0.803	64%
0.3 mm Cu	100	640	32.2	20.6	0.191	0.685	64%

Thwk

standaard belichting
80kV 200mA 239ms 48mAs
0.826mGy 2.256dGy cm²
Veldgrootte: 33.1x11.9 cm

Meting: detectorwaarde aanpassen

Detectorwaarde	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
100 %	80	200	239	48	0.826	2.256
80%	80	200	194	38.8	0.668	1.823
64%	80	200	156	31.2	0.537	1.466

Meting: koperfiltratie aanpassen

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
0.0 mm Cu	80	200	239	48	0.826	2.256
0.1 mm Cu	80	200	286	57.2	0.542	1.481
0.2 mm Cu	80	200	333	66.6	0.421	1.150
0.3 mm Cu	80	200	382	76.4	0.349	0.954

Meting: mA aanpassen

kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
80	160	303	48.4	0.833	2.274
80	200	239	48	0.826	2.256
80	500	99.5	49.7	0.855	2.335
80	800	63.5	50.8	0.874	2.387

Meting: kV aanpassen

kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
80	200	239	48	0.826	2.256
90	200	145	29	0.619	1.690
100	200	99.5	19.9	0.512	1.397
110	200	72.7	14.5	0.440	1.201
120	200	55.4	11	0.388	1.058

Meting: kV en filtratie aanpassen

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²	Detectorwaarde
0.1 mm Cu	100	500	31.3	15.6	0.253	0.690	64%
0.2 mm Cu	100	500	35.6	17.8	0.210	0.575	64%
0.3 mm Cu	100	500	39.6	19.8	0.182	0.497	64%

Meting: kV, filtratie en detectorwaarde aanpassen

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²	Detectorwaarde
0.1 mm Cu	100	500	38.8	194.4	0.14	0.858	80%
0.2 mm Cu	100	500	44	22	0.260	0.710	80%
0.3 mm Cu	100	500	48.1	24	0.221	0.602	80%

Cwk

Standaard belichting
75kV 320mA 43.9ms 14mAs
0.206mGy 0.498dGy cm²
Veldgrootte: 27x13cm

Meting: detectorwaarde aanpassen

Detectorwaarde	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
100 %	75	320	43.9	14	0.206	0.498
80%	75	320	35.8	11.4	0.168	0.406
64%	75	320	28.5	9.12	0.134	0.325

Meting: kV aanpassen

kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²
75	320	43.9	14	0.206	0.498
80	320	43.1	10.9	0.181	0.438
85	320	27	8.64	0.160	0.389
90	320	22	7.04	0.145	0.351
95	320	18.5	5.92	0.134	0.325
100	320	15.6	4.99	0.124	0.300

Meting: kV en filtratie aanpassen

Koperfilter	kV	mA	ms	mAs	mGy	dGy.cm ²	Detectorwaarde
0.0 mm Cu	80	320	43.1	10.9	0.181	0.438	100%
0.1 mm Cu	80	320	42.4	13.5	0.124	0.299	100%
0.2 mm Cu	80	320	50.8	16.2	0.099	0.239	100%
0.3 mm Cu	80	320	59.8	19.1	0.084	0.204	100%
0.1 mm Cu	90	320	26.6	8.51	0.104	0.252	100%
0.2 mm Cu	90	320	32	10.2	0.087	0.212	100%

Hfst 4

Enkel

Standaard belichting
65 kV 250mA 20ms, 5mAs
0.057mGy 0.556dGy cm²
Veldgrootte: 41x33.5cm

Meting: kV aanpassen

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
40	5	0.016	0.153
45	5	0.024	0.228
50	5	0.032	0.303
55	5	0.040	0.380
60	5	0.048	0.459
65	5	0.057	0.542
70	5	0.066	0.629

Meting: mAs getal aanpassen

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
65	0.25	0.003	0.027
65	0.4	0.005	0.043
65	0.8	0.009	0.087
65	1.25	0.01	0.135
66	1.6	0.018	0.173
65	2	0.023	0.217
65	2.5	0.029	0.271
65	3.2	0.037	0.347
65	4	0.046	0.445
65	5	0.057	0.556
65	6.4	0.073	0.711
65	8	0.091	0.889

Meting: Uiteindelijke foto's

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
60	0.4	0.002	0.016
60	0.64	0.003	0.026
65	0.32	0.002	0.017
65	0.5	0.003	0.026

Knie

Standaard belichting
70kV 250mA 16ms 4 mAs
0.053mGy 0.494dGy cm²

Meting: kV aanpassen

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
45	4	0.019	0.179
50	4	0.025	0.238
55	4	0.032	0.298
60	4	0.039	0.360
65	4	0.046	0.426
70	4	0.053	0.494
75	4	0.059	0.565
80	4	0.068	0.639
85	4	0.076	0.714
90	4	0.085	0.792

Meting: mAs getal aanpassen

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
70	0.25	0.003	0.031
70	0.4	0.005	0.049
70	0.8	0.011	0.099
70	1.25	0.017	0.154
70	1.6	0.021	0.198
70	2	0.026	0.247
70	2.5	0.033	0.309
70	3.2	0.042	0.395
70	4	0.053	0.494
70	5	0.066	0.617
70	6.4	0.085	0.790
70	8	0.106	0.888

Meting: Uiteindelijke foto's

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
60	0,8	0.008	0.072
65	0.5	0.006	0.053
60	0.4	0.004	0.036

Bekken

Standaard belichting
80kV 320mA 40ms 12. 5mAs
0.215mGy 2.310dGy cm²
Veldgrootte: 38.7x40.2cm

Meting: kV aanpassen

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
50	12.5	0.080	0.861
55	12.5	0.100	1.079
60	12.5	0.121	1.304
65	12.5	0.143	1.540
70	12.5	0.166	1.787
75	12.5	0.190	2.044
80	12.5	0.215	2.310
85	12.5	0.241	2.584
90	12.5	0.267	2.865

Meting: mAs aanpassen

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
80	1	0.017	0.185
80	1.6	0.028	0.296
80	2.5	0.043	0.462
80	3.2	0.055	0.591
80	4	0.069	0.739
80	5	0.086	0.924
80	6.4	0.110	1.183
80	8	0.138	1.478
80	10	0.172	1.848
80	12.5	0.215	2.310
80	16	0.275	2.957

Meting: Uiteindelijke foto's

kV	mAs	mGy	dGy.cm ²
80	1.6	0.028	0.296
80	2.5	0.043	0.462
80	3.2	0.055	0.591

Hfst 5

Babybekken

Standaard belichting
60kV 200mA 16ms 3,2mAs
0.143mGy 0.192dGy cm²

Meting: kV aanpassen bij een mAs getal van 3.2

3,2 mAs	Dosis	Pixelwaarde Linkerheup	SD Linkerheup	Pw/s d	Pixelwaarde Os ilium	SD Os ilium	Pw/sd
50 kV	0.094mGy, 0.127dGy.cm ²	355	12	30	349	16	22
53 kV	0.109 mGy, 0.146 dGy.cm ²	508	15	34	464	25	19
55 kV	0.118 mGy, 0.18 dGy.cm ²	627	23	27	613	26	24
58 kV	0.133 mGy, 0.178 dGy.cm ²	821	27	30	802	34	24
60 kV	0.143 mGy, 0.192 dGy.cm ²	973	33	29	969	40	24
63 kV	0.158 mGy, 0.212 dGy.cm ²	1224	37	33	1204	49	25
65 kV	0.169 mGy, 0.226 dGy.cm ²	1399	46	43	1393	50	28
68 kV	0.185 mGy, 0.248 dGy.cm ²	1688	45	38	1677	96	17
70 kV	0.196 mGy, 0.263 dGy.cm ²	1865	56	33	1828	94	19
73 kV	0.213 mGy, 0.285 dGy.cm ²	2188	51	43	2192	119	18
75 kV	0.224 mGy, 0.300 dGy.cm ²	2396	64	37	2374	81	29

Meting: mAs aanpassen bij 60 kV

60 kV	Dosis	Pixelwaarde Linkerheup	SD Linkerheup	Pw/s d	Pixelwaarde Os ilium	SD Os ilium	Pw/sd
0.25 mAs	0.011mGy, 0.015 dGy.cm ²	75	3,5	21	73	5	15
0.32 mAs	0.014 mGy, 0.019 dGy.cm ²	97	4	24	95	5,5	17
0.4 mAs	0.018 mGy, 0.024 dGy.cm ²	123	5	25	121	6,3	19
0.5 mAs	0.022 mGy, 0.030 dGy.cm ²	156	6	26	153	9	17
0.64 mAs	0.029 mGy, 0.038 dGy.cm ²	201	7	29	199	11	18
0.8 mAs	0.036 mGy, 0.048 dGy.cm ²	244	11	22	249	8,5	29
1 mAs	0.045 mGy, 0.060 dGy.cm ²	306	10	31	299	18	17
1,25 mAs	0.056 mGy, 0.075 dGy.cm ²	390	13,5	29	387	19	20
1,6 mAs	0.071 mGy, 0.096 dGy.cm ²	490	14	35	477	25	19
2,0 mAs	0.089 mGy, 0.120 dGy.cm ²	623	17	37	614	35	18

2,5 mAs	0.112 mGy, 0.150 dGy.cm ²	779	21	37	774	44	18
3,2 mAs	0.143 mGy, 0.192 dGy.cm ²	993	35	28	974	57	17
4,0 mAs	0.179 mGy, 0.239 dGy.cm ²	1257	42	30	1248	71	18
5 mAs	0.223 mGy, 0.29 dGy.cm ²	1578	43	37	1581	105	15

Meting: mAs aanpassen bij 70 kV

70 kV	Dosis	Pixelwaarde Linkerheup	SD Linkerheup	Pw/s d	Pixelwaarde Os ilium	SD Os ilium	Pw/sd
0.25 mAs	0.15 mGy, 0.021 dGy.cm ²	144	6	24	142	8	18
0.32 mAs	0.020 mGy, 0.026 dGy.cm ²	187	7	27	186	12	16
0.4 mAs	0.024 mGy, 0.033 dGy.cm ²	236	7,5	31	237	14	17
0.5 mAs	0.031 mGy, 0.041 dGy.cm ²	296	9	33	294	18	16
0.64 MaS	0.039 mGy, 0.053 dGy.cm ²	375	13	29	375	16	23
0.8 MaS	0.049 mGy, 0.066 dGy.cm ²	476	13	36	470	22	21
1 mAs	0.061 mGy, 0.082 dGy.cm ²	593	15,5	38	581	23	25
1,25 mAs	0.077 mGy, 0.102 dGy.cm ²	751	20	38	748	33	23
1,6 mAs	0.098 mGy, 0.131 dGy.cm ²	944	29	33	955	69	14
2,0 mAs	0.122 mGy, 0.164 dGy.cm ²	1186	33	36	1171	45	26
2,5 mAs	0.153 mGy, 0.205 dGy.cm ²	1495	43	35	1495	69	22
3,2 mAs	0.196 mGy, 0.263 dGy.cm ²	1940	45,5	43	1907	74,5	26
4,0 mAs	0.245 mGy, 0.328 dGy.cm ²	2432	70	35	2430	101	25
5 mAs	0.306 mGy, 0.410 dGy.cm ²	3033	75	40	3010	129,5	23

Meting: koperfiltratie toevoegen

kV	mAs	Cu	Dosis	Pixelwaarde linker heup	Standaard deviatie	PW/SD
60	3.2	0.1	0.063 mGy, 0.085 dGy.cm ²	735	20	37
60	3.2	0.2 mm	0.036 mGy, 0.048 dGy.cm ²	537	16	34
60	3.2	0.3 mm	0.022 mGy, 0.030 dGy.cm ²	403	14	29
70	3.2	0.1 mm	0.098 mGy, 0.132 dGy.cm ²	1700	27	63
70	3.2	0.2mm	0.061 mGy, 0.082 dGy.cm ²	1482	38	29
70	3.2	0.3 mm	0.042 mGy, 0.056 dGy.cm ²	935	21	44

60	1.6	0.1 mm	0.032 mGy, 0.042 dGy.cm2	358	10	35
60	1.6	0.2 mm	0.018 mGy, 0.024 dGy.cm2	263	8	36
60	1.6	0.3 mm	0.011 mGy, 0.015 dGy.cm2	198	6	33
70	1.6	0.1 mm	0.049 mGy, 0.066 dGy.cm2	726	18	40
70	1.6	0.2 mm	0.031 mGy, 0.041 dGy.cm2	562	15	37
70	1.6	0.3 mm	0.021 mGy, 0.028 dGy.cm2	449	13	35
60	0.25	0.1 mm	0.005 mGy, 0.007 dGy.cm2	52	2,9	18
60	0.25	0.2 mm	0.003 mGy, 0.004 dGy.cm2	37,5	2,6	14
60	0.25	0.3 mm	0.002 mGy, 0.002 dGy.cm2	27,6	2,4	12
70	0.25	0.1 mm	0.008 mGy, 0.010 dGy.cm2	108	4,4	25
70	0.25	0.2 mm	0.005 mGy, 0.006 dGy.cm2	84	3,6	23
70	0.25	0.3 mm	0.003 mGy, 0.0064 dGy.cm2	65	3,4	19
60	0.8	0.1 mm	0.016 mGy, 0.012 dGy.cm2	180	7	26
60	0.8	0.2 mm	0.009 mGy, 0.012 dGy.cm2	132	4,9	27
60	0.8	0.3 mm	0.006 mGy, 0.007 dGy.cm2	98	4,2	23
70	0.8	0.1 mm	0.025 mGy, 0.033 dGy.cm2	367	11	33
70	0.8	0.2 mm	0.015 mGy, 0.020 dGy.cm2	285	9	32
70	0.8	0.3 mm	0.010 mGy, 0.014 dGy.cm2	226	7,5	30

Foto's ter beoordeling aan radioloog.

	Pixelwaarde linker heup	Standaarddeviatie
60kV 3,2mAs	759	27,3
60kV 0,32mAs	73	3,8
60kV 0,4mAs	93	4,1
60kV 0,6mAs	150	5,8
60kV 0,8mAs 2mm Cu	99	4,4
70kV 0,25mAs 1mmCu	81	3,5
70kV 0,8mAs 3mmCu	173	6