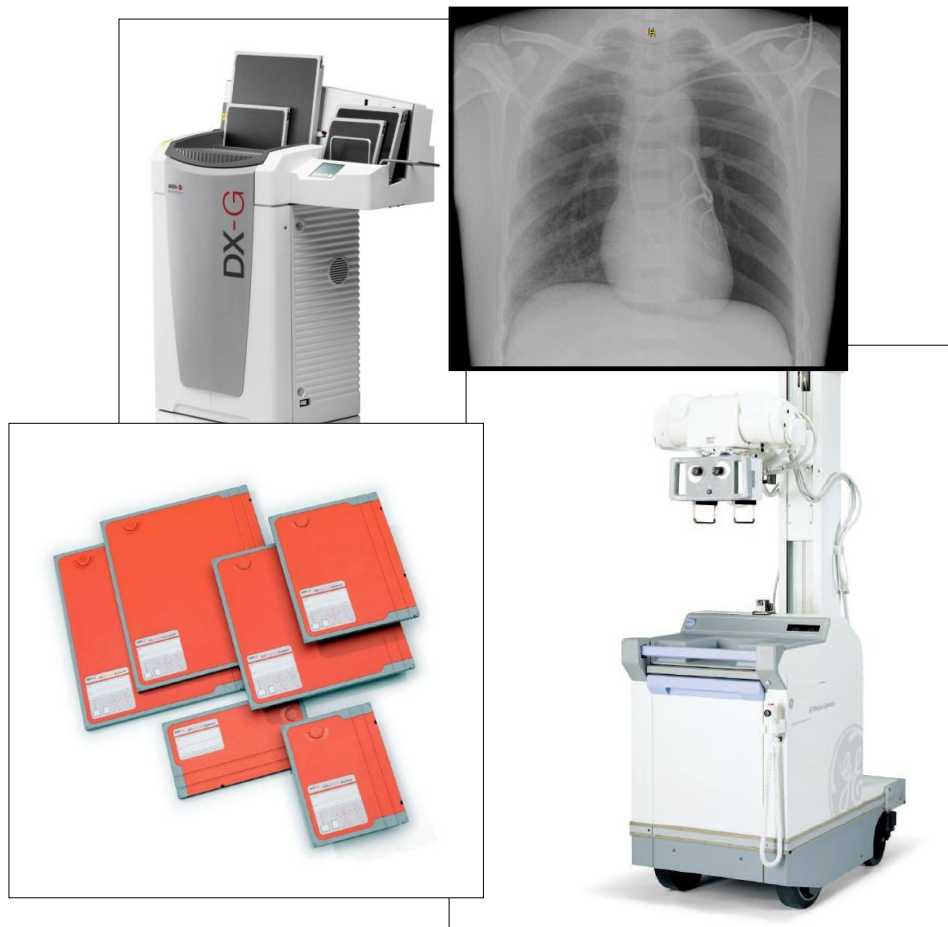


Afstudeeronderzoek

Optimalisatie van belichtingsparameters bij CR-Thorax op Bed



J.J.J. (Joep) Vullings

MBB-er i.o.

Afdeling Radiologie en Nucleaire Geneeskunde

Radboudumc Nijmegen

Fontys Paramedische Hogeschool

Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken

Juni 2014

Personalia

Student:

Naam: **J.J.J. (Joep) Vullings**

Functie: Student MBRT, Fontys Paramedische Hogeschool

Studentnummer: 2172002

Adres: Hemelrijk 19 5961 LT Horst

E-mailadres: joep_1989@hotmail.com

Telefoonnummer: (0031) 6 - 42 766 190

Begeleider:

Naam: **Mechtild de Boer-Pieters**

Functie: Vakdocent Radiodiagnostiek, studieloopbaanbegeleider, Fontys Paramedische Hogeschool

E-mailadres: m.pieters@fontys.nl

Telefoonnummer: (0031) 8850 - 71943

Interne beoordelaar:

Naam: **Patrick Theeven**

Functie: Docent Lectoraat, Fontys Paramedische Hogeschool

E-mailadres: p.theeven@fontys.nl

Telefoonnummer: (0031) 8850 - 72981

Opdrachtgever:

Naam: **Fred Sanders**

Functie: Seniorlaborant Radiodiagnostiek, Radboudumc Nijmegen

E-mailadres: fred.sanders@radboudumc.nl

Telefoonnummer: via (0031) 24 - 36 14183

Voor- en dankwoord

L.S.

Voor u ligt het eindproduct van vier jaar MBRT-studie aan de Fontys Paramedische Hogeschool in Eindhoven: een kwantitatief onderzoek naar de belichtingsparameters voor thorax-op-bedfoto's. Als een soort slagroom op de taart stond het laatste jaar in het teken van het schrijven van dit wetenschappelijk artikel. Al het geleerde in de afgelopen jaren heeft geleid tot deze Bachelorscriptie. Het eindproduct kan ik aan mijn eigen werkgever aanbieden. Op deze manier heb ik iets teruggedaan voor de vierjarige opleiding die ik genoten heb in het Radboudumc. Ik ben blij dat ik de afdeling Radiologie van het Radboudumc op deze manier goede handvaten heb gegeven om de belichting van thorax-op-bedfoto's te optimaliseren.

Het afstuderen vond ik erg leerzaam en bovenal ook leuk om te doen. Ik heb niet alleen bevestiging van reeds geleerde theorie gekregen, maar vooral ook nieuwe inzichten in mijn vak gekregen. Hoewel ik dit onderzoek alleen heb uitgevoerd, heb ik me geen moment alleen gevoeld. Ik heb me continu gesteund gevoeld door collega's, vrienden en familie en natuurlijk de begeleiding vanuit school en werk.

Hiervoor wil ik een woord van dank richten tot de volgende mensen, hopelijk niemand hierbij te kort te doen:

Cornelia Schaefer-Prokop, Miranda Snoeren en Dennis Bosboom wil ik bedanken voor de inspiratie, kritische blikken en het beoordelen van de foto's; Gerard Kral, Frank de Lange, Fred Sanders en Ruud Engelen voor de technische ondersteuning en het geduld; Mechtild de Boer, Cassandra Mosch en Gerritjan Kuipers voor de goede vragen, begeleiding en fijne feedback; docenten en medestudenten MBRT, collega's radiologie en scholingscoördinator Mechelien Maas voor de leuke, leerzame en inspirerende opleiding.

Ik hoop dat dit verslag helder en overzichtelijk is voor u als lezer. Mocht het zo zijn dat u nog vragen heeft, schroom niet om mij hierover een mail te sturen. Dit kan naar joep_1989@hotmail.com.

Joep Vullings

15-05-2014

Samenvatting

Achtergrond:

Ingebruikname van een nieuw uitleessysteem voor fosforcassettes met een andere dosisindicator (de Exposure Index - EI; in plaats van de LgM - logaritmische mediaan) zorgde onder radiologielaboranten van het Radboudumc voor gebrek aan terugkoppeling over de kwaliteit van de thoraxfoto en de gegeven dosis. Er werd onderzocht welke parametersetting (kV en mAs) leidt tot een EI die een goede diagnostische TOB-opname geeft bij een zo laag mogelijke intreedosis.

Methode

In dit kwantitatief onderzoek werd met behulp van een thoraxfantom een tweetal meetseries van veertig foto's gemaakt met verschillende belichtingsparameters. Het fantoom representeerde een patiënt van 75 kilogram. Het fantoom werd na veertig foto's 'verzwaard' met plexiglas om een zware patiënt na te bootsen. De belichtingsparameters werden genoteerd - evenals de intreedosis en de detectordosis (resp. DAP - dosisoppervlakteproduct - en EI) en de foto's werden gerandomiseerd opgeslagen. Vervolgens werden de foto's bekeken door een drietal ervaren radiologen en op acht verschillende punten beoordeeld.

Resultaten

De resultaten werden uitgesplitst in twee groepen: 'standaard' en 'zware' patiënt. De scores van de radiologen werden bij elkaar opgeteld en vergeleken met de huidige standaard (90 kV, 1 mAs; *standaard patiënt*). Bij de standaard patiënt werd de laagst acceptabele EI gesteld op 119, passend bij 105 kV en 0,4 mAs. Bij de 'zware' patiënt werd deze score op 125 gesteld, bij 110 kV en 0,8 mAs.

Conclusie

De EI die minimaal nodig is om een TOB-foto met succes te kunnen verslaan werd na het onderzoek bepaald op 125. Deze kan voor standaard patiënten met verschillende parametersettings worden behaald, maar het behoeft de voorkeur om dit met een hoge buisspanning te doen. Voor standaard patiënten kon in deze setting met 110 kV en 0,4 mAs een dosisreductie van meer dan 40% worden bewerkstelligd. Voor 'zware' patiënten kan de buisstroom naar rato verhoogd worden, zonder kwaliteitsverlies.

Abstract

Background

Acquisition of a new ADC (Analog Digital Converter) with another dose indicator (i.e. EI - Exposure Index instead of the LgM - logarithmic median) led to a lack of feedback among radiologic technologists at the Radboudumc about the quality of the CXR (Chest X-ray) and the given dose. This study investigated which parameter settings (kVp and mAs) led to an EI, applying for a bedside CXR of diagnostic quality with the least entrance dose.

Methods

During this quantitative study, two series of forty bedside CXRs were made using an anthropomorphic phantom. Each image was acquired with different parameters. The phantom represented a 'standard' patient of 75 kg. After forty acquisitions, the phantom was loaded with 5 cm PMMA (Poly methyl methacrylate), to simulate a 'heavy' patient. Entrance dose (DAP - dose area product) and detector dose (EI) were noted, along with the parameter settings for each image. The images were randomised and judged by three experienced radiologists, regarding eight criteria.

Results

Results were split into two groups: 'standard' and 'heavy' patient. The sum of the three radiologists was calculated and compared with the 'common standard' (90 kVp, 1 mAs; *standard patient*). The lowest acceptable EI for 'standard' patients was found at 119, with a setting of 105 kVp and 0.4 mAs. An EI of 125 applied for 'heavy' patients, belonging to 110 kVp and 0.8 mAs.

Conclusion

The minimal EI, needed for successful assessment of the bedside CXR, was found at 125. For 'standard' patients, this EI can be achieved with different parameter settings, but higher kV potentials should be preferred. This setting showed dose reduction of more than 40% for 'standard' patients with 110 kVp and 0,4 mAs. In case of 'heavy' patients, tube current can be increased proportionally without loss of diagnostic information.

Inhoudsopgave

Personalia	2
Voor- en dankwoord	3
Samenvatting	4
Abstract	5
Inleiding	7
Definities	9
Exposure Index (EI)	9
Target Exposure Index (TEI)	9
Deviation Index (DI)	9
Methode	10
<i>Fantom</i>	10
<i>Röntgenapparatuur en randapparatuur</i>	10
Acquisitie	11
<i>Beoordeling</i>	11
Ethiek	12
Resultaten	13
Standaard patiënt	13
'Zware' patiënt	13
Betrouwbaarheidsanalyse	15
Discussie	16
Conclusie en aanbevelingen	18
Literatuurlijst	20
Bijlagen	23
Bijlage I: Meetopstelling	23
Bijlage II: Kruistabel metingen	24
Bijlage III: beoordelingsformulier Radiologen	25
Bijlage IV: METC-melding	26

Inleiding

Elk jaar worden er wereldwijd talloze röntgenfoto's gemaakt op verschillende radiologieafdelingen. Röntgen gaf in 1895 het startschot voor de oprichting van een vakgebied dat volop in ontwikkeling is. In een groot Universitair Medisch Centrum als het Radboudumc in Nijmegen werden in 2012 meer dan 67.000 conventionele verrichtingen gedaan op de afdeling Radiologie en Nucleaire Geneeskunde. Bijna de helft van deze verrichtingen was een thoraxfoto (1) en dit was daarmee een van de meest uitgevoerde diagnostische röntgenonderzoeken (2–4). Er bestaan verschillende indicaties die een thoraxfoto rechtvaardigen, waaronder vraagstellingen en medische gegevens als: dyspneu, pneumonie, trauma, pneumothorax en tumor (3–7). Indien de patiënten kunnen staan, krijgen zij een onderzoek dat bestaat uit een PA-opname (posterior-anterior) en een laterale opname.

Wanneer patiënten echter minder mobiel zijn of zelfs geheel bedlegerig, moet er een andere optie toegepast worden. Voor deze patiënten bestaat er een mobiel röntgenapparaat, waarmee radiodiagnostisch laboranten naar de afdeling kunnen gaan om een thorax op bed (TOB) te vervaardigen. Aanvankelijk werden deze foto's gemaakt op conventionele lichtgevoelige films. Bij de overgang van conventionele radiografie naar computed radiography (CR) werden de belichtingsparameters en protocollen voor TOB overgenomen. Er is binnen het Radboudumc geen studie naar dosisverlaging of de kwaliteit van de opnames op de CR-systemen gedaan. Bij het CR-systeem worden de opnames op fosforcassettes gemaakt, die uitgelezen worden in een zogenaamde reader (Analoog-Digitaal Converter - ADC).

In 2011 was de verouderde Agfa ADC in het Radboudumc aan vervanging toe en uit kostenoverweging werd er niet gekozen voor een geheel nieuw DR-systeem (Direct Radiography), maar twee nieuwe CR-systemen (te weten Agfa DX-G). De oude ADC werkte met de logaritmische mediaan (LgM), terwijl de nieuwe DX-G met Exposure Index (EI - zie definities) als maat voor de kwaliteit van de opname werkt (8). Waar de LgM voor de laboranten een duidelijke indicator was voor de detectordosis, was er onder laboranten nog weinig bekend over de EI en hoe hoog deze ten minste zou moeten voor een kwalitatief goede thoraxopname. Verschillende parameters, waaronder buisspanning (kV - kilovoltage), buisstroom (milliampèreseconde - mAs), diafragmering, belichtingsklasse en Focus-film-afstand (Ff-afstand) hebben invloed op de benodigde detectordosis (5,6,8,9). Waar vroeger over- of onderbelichting voor laboranten een graadmeter was voor de belichtingskeuze (10), geeft een onderbelichte opname nu simpelweg een korrelige of ruizige afbeelding (11). Een overbelichte opname kan makkelijk genegeerd worden omdat een verhoogde dosis leidt tot een opname met een betere signaal/ruisverhouding en niet tot een mislukte opname (8,10).

Omdat laboranten de terugkoppeling van de gegeven dosis (te weten EI) niet goed konden interpreteren, werd hier onderzoek naar verricht. Het gebrek aan terugkoppeling door onbegrip over

de EI kan leiden tot 'dose creep', 'dose drift' of 'exposure creep' (8,10–12). Dit betekent dat laboranten er eerder voor kiezen om opnames met een hogere dosis maken dan dat ze het risico lopen op een ruizige afbeelding met een te lage dosis. In de loop der tijd zal de dosis hiermee toenemen, terwijl dit niet noodzakelijk is (13). Elke laborant wordt geleerd om te werken volgens het ALARA-principe (As Low As Reasonable Achievable - zo laag als redelijkerwijs mogelijk is), dat ernaar streeft om met zo min mogelijk dosis een kwalitatief goede opname te vervaardigen (12,13). Röntgenstraling is - net als andere ioniserende stralingsvormen - schadelijk voor mensen en om deze reden is het noodzakelijk om ALARA te werken. Wanneer laboranten ALARA werken, worden stochastische effecten¹ zo veel mogelijk beperkt. Om ALARA te kunnen werken, moeten de laboranten weten welke dosis zij geven (10,14). De dosis die de laboranten geven wordt voor TOB-foto's handmatig gekozen op het mobiele röntgenapparaat, door met kV en mAs te variëren. Deze parameters hebben hiermee invloed op de EI (8,11). Eerdere studies hebben aangetoond dat een relatieve verhoging van het kV kan leiden tot een verlaging van de dosis (8,15–18).

Onbegrip over het gebruik van de EI, *dose creep* en een gebrek aan een studie waarin wordt aangetoond welke parameters het beste passen bij een goede diagnostische TOB-opname gaven de noodzaak van deze studie aan. Door uitvoering van deze studie werd getracht om met een lagere dosis kwalitatief goede opnames te vervaardigen. Dosis is een relatief begrip en er bestaan verschillende meetmethoden om verschillende soorten dosis te meten. In dit onderzoek zal het gaan over de DAP (dosis area product in mGy.m²). Deze DAP is een maat voor de intreedosis (19) en kan gebruikt worden als een maat voor de hoeveelheid straling gegeven voor een enkele röntgenfoto (6,9). De onderzoeksvraag van dit kwantitatieve onderzoek luidde dan ook: *Welke parametersetting (kV en mAs) leidt tot een EI die een goede diagnostische TOB-opname geeft bij een zo laag mogelijke intreedosis?*

¹ Definitie volgens de Ru et al. (34): "Onder stochastische effecten worden de effecten verstaan waarvan de kans op inductie toeneemt met de dosis en waarbij er in principe geen sprake is van een drempeldosis. Tot deze effecten behoren genetische effecten en tumorinductie." Bovenstaande wil zeggen dat ook een lage dosis kan leiden tot gezondheidseffecten.

Definities

Exposure Index (EI)

In 2008 werd door de International Electrotechnical Commission (IEC; en tegelijkertijd in 2009 door de American Association of Physicists in Medicine - AAPM) een internationale standaard ontwikkeld om de belichting van een (digitale) detector indirect te kunnen meten, zijnde de Exposure Index (10,11,20). In het 'analoge tijdperk' was er een direct verband tussen de gegeven belichting en de zwarting op de film. Tegenwoordig worden foto's automatisch digitaal bewerkt, waardoor dit verband niet meer per definitie te volgen is (20). Het doel van de EI is om de radiodiagnostisch laborant een indicatie te geven voor de kwaliteit van de foto. De EI wordt herleid uit het digitale signaal dat gegenereerd wordt door het uitlezen van de CR-plaat en is een lineaire maat voor de belichting van de plaat. Dit betekent dat de EI een maat is voor de kwaliteit van de foto en de dosis op de detector en dus *niet* voor de dosis (ESD - entrance skin dose/intreedosis) die de patiënt ontvangen heeft. De EI verandert met de collimatie die de laborant achteraf kan toepassen.

Target Exposure Index (TEI)

Per orgaan bestaat er een referentiewaarde voor de Exposure Index, genaamd Target Exposure Index (TEI). Deze kan door middel van een statistisch gemiddelde door de gebruikers vastgesteld worden (21). Op deze manier kan er orgaanspecifiek beoordeeld worden welke dosis er op de detector moet komen voor een goed belichte foto. Met behulp van deze TEI kan de Deviation Index (DI) worden berekend.

Deviation Index (DI)

De Deviation Index (DI) is een waarde die gebruikt wordt om te bekijken in hoeverre de detectordosis afwijkt van de TEI (11). De DI wordt als volgt berekend met behulp van de vastgestelde TEI: $DI = 10 * \log \left[\frac{EI}{TEI} \right]$ (21). De DI laat zien in welke mate de signaal/ruisratio (SNR - signal-to-noise ratio) te hoog of te laag is ten opzichte van de vastgestelde referentiewaarde (10,11). Dit wordt visueel weergegeven in een horizontale gekleurde balk onder de foto, te zien op het NX-systeem (21). Een DI van 1 betekent dat de detectordosis 26% boven de TEI zit. Omdat de DI logaritmisch werkt, betekent een DI van 3 een detectordosisverdubbeling ten opzichte van de TEI. Een negatieve DI staat voor een detectordosis die lager is dan de TEI. Een DI van -3 is een dosishalvering. De grafische weergave is te zien in [tabel 1](#). De kleurenbalk is voor de laboranten een heldere indicatie voor de mate van belichting op de fosforplaat.

Tabel 1: waardering DI in kleur

DI	
> -6	Red
-6 < DI < -3	Yellow
-3 < DI < +3	Green
+3 < DI < +6	Yellow
> +6	Red

Methode

In dit kwantitatief onderzoek werd met behulp van een thoraxfantom een tachtigtal foto's gemaakt met verschillende belichtingsparameters. De belichtingsparameters werden genoteerd - evenals de intreedosis en de detectordosis (resp. DAP en EI) en de foto's werden gerandomiseerd opgeslagen. Vervolgens werden de foto's bekeken door een drietal radiologen en op acht verschillende criteria beoordeeld.

Fantom

Om tot nieuwe bruikbare parameters te komen, werd gebruik gemaakt van een thoraxfantom. Deze torso had de eigenschappen van een menselijk torso. Het fantoom bestond uit een menselijk skelet, geprepareerde hondenlongen en verder een hart, middenrif en huid van zogenoemd 'dry water', een equivalent van zacht weefsel. Verder waren er opgespoten longvaten en pulmonale verdichtingen te zien op opnames van het fantoom. Om interstitiële longafwijkingen na te bootsen werd er een zakje rijst op het fantoom geplakt en om een CVL (Centraal Veneuze Lijn) te imiteren werd er een Swan-Ganz-katheter² bovenop het fantoom geplakt. Omdat dit fantoom zoveel gelijkenissen vertoonde met een menselijke thorax, was het geschikt om zowel dosismetingen als contrastvergelijkingen mee te doen (2,13). De TOB-opnames in het Radboudumc werden voor 'standaard' patiënten gemaakt met een buisspanning van 90 kV en een buisstroom van 1 mAs. Het fantoom representeerde in deze studie een standaard patiënt van ongeveer 75 kilogram. Om in deze studie ook rekening te kunnen houden met de zwaardere patiënten, werd er ook een volledige meetserie gemaakt met een simulatie van een patiënt met een hogere BMI. Er werd gekozen voor zwaardere patiënten (ten nadele van lichtere patiënten) omdat de forsere bouw zorgt voor meer verzwakking en dus een groter effect heeft op de beeldkwaliteit van de foto's. De simulatie werd gedaan door bovenop het fantoom vijf centimeter plexiglas te positioneren. Vijf centimeter stond hierin gelijk aan zeven centimeter vet/weefsel (22). Wanneer het fantoom bovenop de platen zou hebben gelegen, zou het hart zich voor de 'zware' patiënt verder van de fosforplaat hebben bevonden, met een intrinsieke vergroting door de bundeldivergentie tot gevolg. Om de metingen per opname reproduceerbaar te houden, werd het fantoom iets verhoogd door middel van een radiolucente plaat en stukken plexiglas, zodat de fosforplaten geplaatst konden worden zonder iets aan de meetopstelling te hoeven veranderen. Voor het simuleren van de 'zware' patiënt werden de plexiglas platen met behulp van kartonnen dozen boven het fantoom gepositioneerd, waarmee het fantoom werd 'verzwaard'. De meetopstelling is te vinden in [bijlage I](#).

Röntgenapparatuur en randapparatuur

Voor de acquisitie van de data, benodigd voor dit onderzoek, werd gebruik gemaakt van een mobiel röntgenapparaat, genaamd AMX (Automatic Mobile X-ray). De gebruikte AMX was van het type IV en van het merk General Electric. De buisspanning van de AMX was variabel tussen 50-125 kV en de buisstroom was te kiezen tussen 0,4 en 320 mAs (23). Het gebruikte mobiele röntgenapparaat had

² Een Swan-Ganz catheter is een centrale lijn die - gelegen in een longslagader - directe diagnostische informatie geeft over eventueel hartfalen, sepsis of de effecten van geneesmiddelen.

verder geen link met de cassettes en het uitleesstation. De fosforpoedercassettes waren van het conventionele type van Agfa (CR MD4.0R General) (24) en het CR-uitleesstation was van het type AGFA DX-G. Om er zeker van te zijn dat de platen geheel 'schoon' waren, werden deze voorafgaand aan de opnames in het uitleesstation gewist. De foto's werden uitgelezen met een uitleessnelheid van 300, standaard voor dit protocol. Voor de beeldbewerking van de opnames werd gebruik gemaakt van de NX-software, behorend bij het CR-uitleesstation.

Om de dosismetingen te verrichten werd er gebruik gemaakt van de PTW Diamantor CX. Deze meter, standaard bevestigd onder het diafragma van de röntgenbuis, mat hier de DAP. Deze DAP kon gebruikt worden als een maat voor de hoeveelheid straling gegeven voor een enkele röntgenfoto (6,9). De diamantor werd gekalibreerd middels een dosismeter op vaste afstand van 129 cm. van het focus. Omdat de hoogte van de tafel niet verder omlaag kon, was 129 cm. maximaal. Dit werd gedaan volgens de methode van Kisielewicz et al. (19). Sommige studies maakten als dosismeter gebruik van de Kerma (Kinetic Energy Released in Matter) voor de intreedosis (8,11,25). In deze studie werd bewust gekozen om niet de Kerma te meten, maar gebruik te maken van de DAP. Dit werd gedaan om de bewustwording onder laboranten te stimuleren, aangezien de DAP-meter reeds op de buis bevestigd was en dit in de toekomst in de praktijk ook gebruikt kan worden voor de terugkoppeling aan de laboranten.

Acquisitie

Alle opnames werden gemaakt met behulp van bovenstaande materialen. Om de metingen zo betrouwbaar mogelijk te maken, werd per opname slechts één parameter aangepast. De Ff-afstand werd volgens protocol op een vaste waarde gekozen van 129 cm (5). Voor de diafragmering van de opname werd gekozen om de volledige grootte van de fosforplaat te benutten en deze ook niet te veranderen. Hiermee werd bewerkstelligd dat er niet na elke foto onnodige handelingen verricht hoefden te worden, met een vergrote kans op meetfouten. Er werd een vijftal meetseries gedaan met een vaste buisstroom. De buisstroom van de AMX werd gekozen in de waarden van 1,6-1,25-1-0,8-0,4 mAs. Per serie met vaste buisstroom werd er een combinatie gemaakt met een variabele buisspanning van 90-95-100-105-110-115-120-125 kV. Dit geheel werd herhaald nadat er op het fantoom vijf centimeter plexiglas geplaatst was. Per foto werden de parameters genoteerd en werd de intreedosis gemeten middels de reeds genoemde DAP-meter. Na opname werden de foto's uitgelezen in het DX-G en werden de bijbehorende EI-parameters genoteerd. De foto's werden opgeslagen in Impax 6.5.3 en gerandomiseerd (alleen voor de beoordelaars) genummerd. Alle parameters werden weergegeven in een kruistabel (zie [bijlage II](#)). Hierin werden de intreedosis (DAP) en de kwaliteit van de opnames (EI) direct aan elkaar gerelateerd.

Beoordeling

Omdat de parameters per opname verschilden, werd er - behalve een verschil in dosis - ook een contrastverschil tussen de foto's waargenomen. Het contrastverschil werd veroorzaakt door de dikte van het fantoom en de parameterkeuze en -variatie. Het juiste contrast is immer van wezenlijk belang voor het beoordelen van de thoraxopname. Verandering van belichtingsparameters zonder andere

zaken te wijzigen leidt tot een verschil in SNR, omdat de opnames met verschillende doses gemaakt zijn. Deze SNR is direct gerelateerd aan de EI en de beeldkwaliteit (8). Voor het beoordelen van verschillende structuren met een laag contrastverschil ten opzichte van het omliggende weefsel (i.e. een CVL, maagsonde etc.) op een thoraxopname zou het soms wenselijk zijn om te kiezen voor een andere parametersetting (9). De foto's hebben in het NX-systeem automatisch een bepaalde zwarting volgens window- en levelsettings meegekregen. Hiermee werden belichtingsfouten bij voorbaat gecorrigeerd. Te donkere opnames zijn hiermee lichter gemaakt en vice versa (8). Van deze automatische windowing werd gebruik gemaakt omdat op deze manier slechts twee verschillen ontstaan: een verschil in detailwaarneembaarheid en in EI.

Om te bepalen wat de meest optimale parametersettings (en dus eigenlijk de EI) zijn die nog genoeg diagnostische waarde hebben voor het beoordelen van de thoraxfoto, werden de foto's door een drietal radiologen bekeken en beoordeeld op een achttal verschillende punten, voorgeschreven in de Europese Richtlijnen over kwaliteitscriteria voor radiodiagnostische afbeeldingen (26). Szucs-Farkas et al. vertaalden deze voorschriften van de Europese Commissie van een PA-opname naar een TOB-opname (27). Deze gevalideerde richtlijnen werden aangepast naar de criteria passend bij de bouw van het fantoom en opgesplitst in de categorieën 'pulmonaal', 'retrocardiaal' en 'mediastinaal'. De radiologen werden in de gelegenheid gesteld om gebruik te maken van de hulpmiddelen die hen immer ter beschikking staan, zijnde handmatige contrast- en helderheidskeuze en vergrotingsmogelijkheden. De opnames werden in gerandomiseerde volgorde aangeboden aan de radiologen, waarna de opnames bekeken werden op hun Barco-monitoren³. Het drietal radiologen met ruime ervaring (> 5 jaar) in het verslaan van thoraxopnames beoordeelde de foto's op de reeds genoemde criteria. De opnames kregen een cijfer per criterium: 3 punten (voldaan), 2 punten (gedeeltelijk voldaan), 1 punt (niet voldaan). Onder gedeeltelijk voldaan werd verstaan dat de kwaliteit te wensen overliet en dat slechts met een beperkte mate van zekerheid gezegd kon worden dat de foto aan het criterium voldeed. De totale somscore van deze beoordelingen werd gezien als een maat voor de beeldkwaliteit van de foto. Gedurende het onderzoek vielen twee criteria af (zie discussie); de overige criteria waarop de radiologen beoordeeld hebben zijn te vinden in [bijlage III](#).

De mate van beoordelaarsbetrouwbaarheid werd gemeten middels de gewogen kappawaarde.

Ethiek

Omdat de studie op een fantoom werd uitgevoerd, was er geen melding bij de Medisch-Ethische Toetsingscommissie noodzakelijk. Er werd wel een melding gedaan bij de Commissie Mensgebonden Onderzoek. "De CMO is van mening dat het onderzoek niet onder de reikwijdte van de Wet Medisch-Wetenschappelijk Onderzoek (WMO) valt. Hiermee was er dus geen oordeel van de CMO of van een andere erkende commissie vereist." Zie hiervoor [bijlage IV](#).

³ Monitoren op de radiologen-bekijkstations van het merk Barco. Deze bekijkstations hebben een extreem hoge resolutie, toegerust op radiologische onderzoeken.

Resultaten

De resultaten werden uitgesplitst in twee groepen. Er werd onderscheid gemaakt tussen de 'standaard patiënt' en de 'zware' patiënt (met plexiglas). De scores van de drie radiologen werden bij elkaar opgeteld. Wanneer deze somscore meer dan zes punten lager is dan de huidige standaard (90 kV, 1 mAs, standaard patiënt), werd aangenomen dat de beeldkwaliteit verslechterde. Dit komt overeen met een 8,3% lagere somscore. Aanvankelijk werd 10% aangehouden, maar na verlies van criteria werd dit bijgesteld. Op deze manier mocht elke radioloog twee criteria met '2' beoordelen of één criterium met '1'. De maximum somscore te behalen per foto was 72 punten.

Standaard patiënt

De resultaten lieten duidelijk zien dat de scores voor de standaard patiënt weinig uiteenliepen. De huidige standaard (90 kV, 1 mAs) had een DAP van $4,55 \mu\text{Gy.m}^2$ en kreeg 71 punten toebedeeld. Alleen de foto's met de allerlaagste doses (60% dosisverlaging; 90-95-100 kV, 0,4 mAs) voldeden niet aan de gestelde eis van zes punten onder de huidige standaard. (Tabel 2) Dit suggereert voor de standaard patiënt dat een verhoging van de beide parameters (kV en mAs) niet leidt tot een verbetering van de kwaliteit. De foto met de laagste dosis die nog binnen de criteria viel had een DAP van $2,45 \mu\text{Gy.m}^2$, dat overeenkomt met een intreedosis van 0,020 mGy. Dit betreft een dosisreductie van 46% ten opzichte van de huidige standaard. De EI van de huidige standaard is 200 en de laatste foto die nog acceptabel scoort is 119 bij een parametersetting van 105 kV en 0,4 mAs.

Tabel 2: somscores per foto voor de 'standaard patiënt'

kV	mAs				
	1,6	1,25	1	0,8	0,4
90	72	72	71	72	57
95	70	72	72	70	63
100	72	71	71	72	63
105	72	72	72	70	71
110	72	71	71	72	65
115	72	72	72	71	72
120	72	72	71	72	71
125	72	72	71	72	70

Groen voldoet wel, rood niet aan de criteria.

'Zware' patiënt

De vergelijking met de huidige standaard van 90 kV en 1 mAs had voor de 'zware' patiënten tot gevolg dat slechts één van de foto's (125 kV, 1,6 mAs - $13,53 \mu\text{Gy.m}^2$) voldeed aan de gestelde eisen. Dit zou impliceren dat bijna alle foto's uit de kliniek van 'zware' patiënten op dit moment niet aan de eisen zouden voldoen. (Tabel 3)

Tabel 3: somscores per foto voor de 'zware' patiënt.

kV	mAs				
	1,6	1,25	1	0,8	0,4
90	63	49	51	57	31
95	55	53	49	46	37
100	60	56	54	48	37
105	61	53	54	44	40
110	57	57	49	50	39
115	64	56	52	50	41
120	59	55	58	49	36
125	66	63	57	55	45

Groen voldoet wel, rood niet aan de criteria.

De 'verzwaring' van het fantoom leidde tot een grote verzwakking van de straling in het fantoom. Om te bekijken waar het grootste kwaliteitsverlies zich manifesteert, werden de resultaten opgesplitst in de drie categorieën 'pulmonaal', 'retrocardiaal' en 'mediastinaal'. Deze studie liet zien dat een dosisverlaging in wezen gelimiteerd wordt door de verzwakking van straling in de meest dense gebieden (retrocardiaal en mediastinaal). Het pulmonale gebied is het minst gevoelig voor een verlaging van de dosis. Dit komt ook overeen met de literatuur (2,7,13,28).

Voor radiologen zijn de beoordeelbaarheid van de retrocardiale nodus en de centraal veneuze lijn het meest van belang om een TOB-foto te kunnen verslaan, omdat deze criteria overeenkomen met de meest voorkomende vraagstellingen voor TOB-foto's. Om voor de 'zware' patiënten te beoordelen welke foto's aan de eisen voldeden, werd gekeken hoe vaak er '1' (niet voldaan) gescoord werd op deze criteria. Als er '1' gescoord werd, voldeed de foto niet aan de eisen.

Op het grensvlak van '0' en '1' kan de beoordeling behoorlijk willekeurig zijn, omdat het maar één punt betreft. Daarom is er een gemiddelde EI genomen tussen alle scores die 1 punt hadden. Rondom dit grensvlak vallen namelijk ook foto's die wel voldoen. De gemiddelde EI die hierbij hoort is 125 (Tabel 4). Om voor de 'zware' patiënt op een EI van 125 uit te komen, is het nodig een hogere belichting te nemen dan voor de standaard patiënten. Wanneer deze belichtingsverhoging met de buisspanning plaatsvindt, wordt een lagere DAP gevonden ten opzichte van een verhoging van de buisstroom. Bij deze EI hoort een dosis met een DAP van $5,33 \mu\text{Gy.m}^2$ bij een belichting van 110 kV en 0,8 mAs. Overigens waren alle foto's die een '1' gescoord hebben door één radioloog met '1' beoordeeld.

Tabel 4: aantal keer '1' gescoord.

kV	mAs				
	1,6	1,25	1	0,8	0,4
90	0	1	1	0	4
95	0	0	0	1	4
100	0	1	0	1	5
105	0	1	1	2	3
110	0	0	0	1	3
115	0	0	1	0	2
120	0	0	1	0	4
125	0	0	0	0	1

Meer dan '0' voldoet niet: rood.

Betrouwbaarheidsanalyse

Voor de interobservertoetsing werd gebruik gemaakt van de gewogen kappawaarde om de betrouwbaarheid te testen (27), waarbij de volgende score wordt gehandhaafd: <0,20 slecht; 0,21–0,40 matig; 0,41–0,60 gemiddeld; 0,61–0,80 goed; 0,81–1,00 zeer goed. Er werd gekozen voor een gewogen kappa omdat de waarden van ordinaal niveau zijn. De gewogen kappa is het meest geschikt als graadmeter voor de inter-observerovereenkomst van ordinale data (29,30). Een tweetal radiologen was ten tijde van dit onderzoek werkzaam in het Radboudumc (A en C) en een derde radioloog in het Meander Medisch Centrum in Amersfoort (B). Volgens de methode-Cicchetti (30,31) werden de lineair gewogen kappawaardes bepaald. De waarden zijn te vinden in [tabel 5](#). Opvallend in deze betrouwbaarheidsanalyse is dat de gewogen kappawaarde tussen beide radiologen uit het Radboudumc (A-C) hoger is dan elk van hen apart met de radioloog uit het Meander Medisch Centrum.

Tabel 5: gewogen kappawaardes

Betrouwbaarheid tussen radiologen	Kappawaarde	Beoordeling
A-B	0,48	<i>gemiddeld</i>
B-C	0,49	<i>gemiddeld</i>
A-C	0,66	<i>goed</i>

Discussie

Dit kwantitatieve onderzoek heeft voor het eerst laten zien welke parametersetting (kV en mAs) leidt tot een EI die een goede diagnostische TOB-opname geeft bij een zo laag mogelijke intreedosis. Voor de standaard patiënt was de laagst acceptabele score gelieerd aan een EI van 119. Die score werd behaald met een parametersetting van 105 kV en 0,4 mAs. Deze parametersetting ging met een intreedosisverlaging van meer dan 50% gepaard. Foto's met een lagere EI voldeden per definitie niet aan de gestelde eisen. Deze dosisverlaging bleek voor standaard patiënten niet per definitie problematisch. Zoals terug te zien in de resultaten bleek dit zelfs weinig effect te hebben. Ten opzichte van de huidige standaard van 90 kV en 1 mAs heeft het geen enkele meerwaarde om kV of mAs te verhogen. Verlaging van de buisspanning werd niet onderzocht omdat dit een verhoging van het contrast in de ossale structuren in de hand zou werken, wat niet gewenst is voor deze studie.

Bij de foto's van de 'zware' patiënt voldeed op één na geen enkele foto aan de vooraf gestelde criteria. Om aan alle criteria te kunnen voldoen zou de aanbeveling moeten zijn om de foto's met een zwaardere belichting te maken. De vraag die hierbij gesteld moet worden is of het klinisch relevant is om de foto's aan alle eisen te laten voldoen. De criteria zijn slechts een maat voor de beeldkwaliteit en niet perse allemaal noodzakelijk voor het op een correcte manier verslaan van een TOB-foto. De foto's voor de 'zware' patiënt werden gescoord volgens de criteria die de radiologen het belangrijkste vinden voor het verslaan van een TOB-foto. Na uitwerken van de gegevens kwam de laagst acceptabele EI op 125 uit. Deze EI kan voor standaard patiënten gehaald worden met een belichting van 110 kV en 0,4 mAs en bij 'zwaardere' patiënten naar rato met het mAs verhoogd worden naar 110 kV en 0,8 mAs.

Een verlaging van DAP ten opzichte van de huidige standaard biedt de parametersetting van 110 kV en 0,8 mAs voor de 'zware' patiënt niet, maar de hogere buisspanning kan wel zorgen voor een lagere geabsorbeerde dosis (18). Wanneer de gewenste EI behaald wordt met een verhoging van de buisspanning, wordt ten opzichte van verhoging van de buisstroom een DAP-verlaging gezien. De resultaten lieten zien dat een verhoging van het mAs-getal per definitie een lineaire verhoging van de DAP betekent. Een verhoging van kV daarentegen leidt tot een verhoging van de DAP ten opzichte van de huidige standaard, maar de geabsorbeerde dosis neemt hierbij af (9). Dit is te wijten aan een langere dracht van de röntgenfotonen, waardoor de afremming van de fotonen pas dieper in het lichaam of pas na uittreden plaatsvindt (32). DAP zegt als dosisindicator weinig over de gezondheidseffecten (17). De DAP-meter is echter als meetinstrument gemakkelijk om mee te werken voor de intreedosis omdat deze op de AMX bevestigd zit. Dit biedt de laboranten een gemakkelijk feedbackmoment en verhoogt hiermee de bewustwording. Een vervolgstudie met procentuele dieptedosismetingen (PDD-metingen) zou verder kunnen uitwijzen in hoeverre de geabsorbeerde dosis ook daadwerkelijk afneemt bij een verhoging van de buisspanning. Mogelijk zou met een nog hogere buisspanning de buisstroom ook nog verminderd kunnen worden en hiermee de DAP. Meer metingen (met 0,64 mAs en 0,5 mAs) zouden hierin nog meer duidelijkheid kunnen geven.

Deze studie maakte gebruik van een reeds gevalideerd beoordelingsmodel van Szucs (27). Twee van de beoordelingscriteria die gebruikt werden echter, vervielen tijdens het bekijken van de beelden door de radiologen, te weten: 'symmetrische afbeelding van de thorax' en 'scherpe afgrensbbaarheid carina en trachea'. Omdat de meetopstelling niet veranderde tussen het maken van de foto's was er geen verschil in score te bespeuren in de symmetrie. Ook de afgrensbbaarheid van de carina en trachea scoorde overal '1', omdat deze niet aanwezig waren in het fantoom. Over het afbeelden van de CVL bovenop de patiënt kan gediscussieerd worden. Enerzijds kan de divergentie van de bundel zorgen voor een vergroting van de CVL wanneer deze op het fantoom gelegen is, anderzijds staat deze vergroting mogelijk een scherpere afbeelding in de weg ten opzichte van een CVL die binnen het fantoom op de juiste plaats had gelegen. Wat betreft de beoordeling heeft de betrouwbaarheidsanalyse laten zien dat de radiologen een voldoende tot goede beoordeling ten opzichte van elkaar hebben gegeven. Dit geeft het onderzoek in die zin validiteit dat in eventuele vervolgstudies ook deze resultaten zouden kunnen worden gereproduceerd. Opvallend detail is het verschil in kappawaardes tussen de radiologen uit het Radboudumc enerzijds en de radioloog uit het Meander Medisch Centrum anderzijds. Mogelijk waren verschillen in protocollen tussen de ziekenhuizen voor het maken van TOB-foto's tussen de ziekenhuizen hieraan debet.

Verdere dosisverlaging kan worden bewerkstelligd door de uitleessnelheid te verhogen naar 400 (10,33) en gebruik te maken van Needle Image Plates (NIP). Het gebruik van deze fosforplaten heeft in een eerdere studie al een dosisreductie van 50% teweeggebracht (7). Mogelijk leiden softwarematige aanpassingen ook tot een verbetering van de radiopake (slecht doorlaatbare) retrocardiale en mediastinale gebieden (16).

Om met recht te kunnen zeggen dat de 'nieuwe' belichtingsparameters van vergelijkbare of betere kwaliteit zijn dan de huidige standaard, zou een klinische vervolgstudie op zijn plaats zijn. Patiënten die bijvoorbeeld dagen achtereen op een intensive care opgenomen zijn en twee dagen achtereen reeds geïndiceerd zijn voor een thoraxfoto, zouden de eerste dag met de oude en de tweede dag met de nieuwe parameters gefotografeerd kunnen worden. Een vergelijkende studie zou dan kunnen uitwijzen of de nieuwe parameters daadwerkelijk de voorkeur genieten boven de huidige standaard.

Overigens biedt de opzet van deze studie voldoende mogelijkheden voor studies naar de dosis/kwaliteitrelatie voor andere röntgenonderzoeken of -systemen of voor andere ziekenhuizen.

Conclusie en aanbevelingen

De meest optimale EI kan met verschillende parametersettings bereikt worden. Uit deze studie blijkt dat een parametersetting van 110 kV en 0,4 mAs bij standaard patiënten een EI geeft die afdoende is om een TOB-foto met succes te kunnen verslaan. Voor de 'zware' patiënten is een dosis van 110 kV en 0,8 mAs optimaal is om de minimale EI te halen. Omdat een zwaardere patiënt de straling meer verzwakt, zou de DAP met factor 1,8 moeten worden vermeerderd om tot dezelfde detectordosis te komen.⁴ Een verdubbeling van mAs heeft bij de 'zware' patiënten hetzelfde effect. De minimale EI kan herleid worden naar een nieuwe TEI, die exact het dubbele is van de EI die als ondergrens gehanteerd wordt.

Aangezien de patiëntpopulatie buiten de dunne en standaard patiënten ook uit zwaardere patiënten bestaat (en alles daartussenin), is het raadzaam om de EI van 125 aan te houden als ondergrens voor het succesvol kunnen verslaan van een TOB-foto. Wanneer deze EI wordt herleid naar een nieuwe TEI, komt deze uit op 250. Dit is exact het dubbele van de EI die als ondergrens gehanteerd wordt, overeenkomstig met de literatuur (21). Deze EI kan tot stand komen door zowel met kV als met mAs te variëren. Het verdient de aanbeveling om dit te doen met een verhoging van het kV in plaats van het mAs. Op deze manier kan bij een hogere buisspanning (en hogere DAP) de geabsorbeerde dosis lager uitvallen dan bij foto's met een lagere buisspanning (9). Dit verklaart ook waarom de EI gelijk blijft bij verhoging van de buisspanning, waarna de DAP vermindert. De literatuur toont hierin parallellen (11,18).

De DX-G en NX-software van Agfa werken met een TEI die in een range ligt tussen de helft en twee keer de detectordosis (-3 en +3 DI; groen afgebeeld, zie [tabel 1](#)). Wanneer 125 als absolute ondergrens van de groene balk (-3 DI) wordt genomen, leidt dit automatisch tot een TEI van 250. Ten tijde van de uitvoering van het onderzoek was de DI niet zichtbaar, maar deze kon via de DICOM-gegevens wel zichtbaar gemaakt worden. Een TEI van 250 zou betekenen dat alle foto's met een EI tussen 125 en 500 voldoen. Een EI tussen 250 en 500 is echter niet wenselijk, omdat dit *dose creep* in de hand zou kunnen werken: laboranten zullen er dan eerder voor zorgen dat de groene balk naar de hoge kant uitslaat (tussen 250 en 500), dan naar de lage kant, (tussen 125 en 250). Laboranten zullen er dan op geattendeerd moeten worden dat de foto's een EI moeten krijgen aan de 'linkerkant van de streep'. Op die manier is 250 als het ware de bovengrens. Deze TEI kan bewerkstelligd worden met een belichting van 110 kV en 0,8 mAs bij standaard patiënten.

Concluderend kan gezegd worden dat de ondergrens voor het verslaan van een thorax gesteld kan worden op een EI van 125. Deze minimale EI bij standaard patiënten kan behaald worden met een parametersetting van 110 kV en 0,4 mAs. Dit betreft dan een dosisverlaging van ongeveer 42% ten opzichte van de belichting 90 kV en 1 mAs met de huidige standaard. Bij lagere EI's verslechtert de beeldkwaliteit zienderogen en zijn de foto's niet meer beoordeelbaar. Bij 'zware' patiënten verdient het aanbeveling om de buisspanning naar rato te verhogen. De 'zware' patiënt had een vergelijkbare EI bij

⁴ Normaalgesproken heeft de EI geen directe relatie met de intreedosis. Omdat in deze studie gedurende het onderzoek geen wijzigingen in de meetopstelling hebben plaatsgevonden, kon deze conclusie getrokken worden.

een verhoging van de buisspanning met 35 kV en gelijkblijvend mAs. De buisspanning op de AMX is maximaal 125 kV, dus een verhoging van mAs was niet te vermijden. Bij een buisspanning van 110 kV en 0,8 mAs voldeed de foto nipt aan de vastgestelde minimale EI van 125.

Mogelijk zijn deze EI's ook te genereren met een lagere buisstroom en een daarbij behorend hoger kV, maar dit werd niet uitgezocht in deze studie. (De AMX zou ook een buisstroom van 0,64 of 0,5 kunnen genereren.) Een andere veelvoorkomende vraagstelling bij TOB-foto's is hoe de tubepositie van geïntubeerde patiënten ligt. In een vervolgstudie zou het aanbeveling verdienen om de beoordeelbaarheid van de tubepositie ook als criterium mee te nemen.

Literatuurlijst

1. Conventionele onderzoeken op basis van kamer. Radboudumc afdeling Radiologie; 2012.
2. Veldkamp WJH, Kroft LJM, Geleijns J. Dose and perceived image quality in chest radiography. Eur J Radiol. 2009 Nov;72(2):209–17.
3. Wall B, Hart D, Mol H, Lecluyse A, Aroua A, Trueb P, et al. RADIATION PROTECTION N ° 154 European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures - Annex 1. Environmental Hazards. Oxfordshire; 2008 p. 1–123.
4. Porté F, Basit R, Howlett D. Imaging in the intensive care unit. Surg. 2009 Nov;27(11):496–9.
5. Hensen J, Jaarsveld-Bolman K, Dam T, Dol-Jansen J, Geers-van Gemeren S. Radiologie Techniek en onderzoek. Eerste ed. Amsterdam: Reed Business; 2011.
6. Wall B, Hart D, Mol H, Lecluyse A, Aroua A, Trueb P, et al. RADIATION PROTECTION N ° 154 European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures. Environmental Hazards. Oxfordshire; 2008 p. 1–90.
7. Berger R, Pötter-Lang S, Rabitsch W, Weber M, Berger-Kulemann V, Vonbank K, et al. Needle image plates compared to conventional CR in chest radiography: Is dose reduction possible? Eur J Radiol. Elsevier Ireland Ltd; 2011 Dec;81(12):4156–60.
8. Seibert JA, Morin RL. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. Pediatr Radiol. 2011 May;41(5):573–81.
9. Martin CJ, Sutton DG, Sharp PF. Balancing patient dose and image quality. Appl Radiat Isot. 1999;50(1):1–19.
10. Shepard SJ, Wang J. An Exposure Indicator for Digital Radiography. College Park, Maryland; 2009 p. 1–92.
11. Cohen MD, Cooper ML, Piersall K, Apgar BK. Quality assurance: using the exposure index and the deviation index to monitor radiation exposure for portable chest radiographs in neonates. Pediatr Radiol. 2011 May;41(5):592–601.
12. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. Eur J Radiol. 2009 Nov;72(2):202–8.

13. Schaefer-Prokop C, Neitzel U, Venema HW, Uffmann M, Prokop M. Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *Eur Radiol*. 2008 Sep;18(9):1818–30.
14. RADIATION AND YOUR PATIENT : A GUIDE FOR MEDICAL PRACTITIONERS. *Ann ICRP*. 2001;31(4):5–31.
15. Bond N. Optimization of image quality and patient exposure in chest radiography. *Radiography*. 1999 Feb;5(1):29–31.
16. Egbe NO, Heaton B, Sharp PF. A simple phantom study of the effects of dose reduction (by kVp increment) below current dose levels on CR chest image quality. *Radiography*. Elsevier Ltd; 2010 Nov;16(4):327–32.
17. Tsai HY, Yang CH, Huang KM, Li MJ, Tung CJ. Analyses of patient dose and image quality for chest digital radiography. *Radiat Meas*. 2010 Mar;45(3-6):722–5.
18. Allen E, Hogg P, Ma WK, Szczepura K. Fact or fiction: An analysis of the 10 kVp “rule” in computed radiography. *Radiography*. 2013 Aug;19(3):223–7.
19. Kisielewicz K, Truszkiewicz A, Wach S, Wasilewska-Radwańska M. Evaluation of dose area product vs. patient dose in diagnostic X-ray units. *Phys Medica*. 2011 Apr;27(2):117–20.
20. INTERNATIONAL STANDARD. 2008 p. 1–13.
21. Gibbs J. Quality and dose control for CR / DR. *Mortsel*; 2012 p. 1–43.
22. De Waard-Schalkx I. Medische Stralingstoepassingen - Gegevens 2010. Bilthoven; 2012 p. 1–52.
23. Folder GE AMX-IV. Louisville, Kentucky; 2006 p. 1.
24. Gebruikershandleiding AGFA CR-detectors, -platen en -cassettes. *Mortsel*; 2011.
25. Aldrich JE, Duran E, Dunlop P, Mayo JR. Optimization of dose and image quality for computed radiography and digital radiography. *J Digit Imaging*. 2006 Jun;19(2):126–31.
26. EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR DIAGNOSTIC RADIOGRAPHIC IMAGES. Luxembourg; 1996 p. 1–98.
27. Szucs-Farkas Z, Vock P. Image quality of supine chest radiographs: intra-individual comparison of computed radiography and low-dose linear-slit digital radiography. *Eur Radiol*. 2009 Sep;19(9):2156–62.

28. Egbe NO, Heaton B, Sharp PF. Application of a simple phantom in assessing the effects of dose reduction on image quality in chest radiography. *Radiography*. Elsevier Ltd; 2010 May;16(2):108–14.
29. Jakobsson U, Lectorer S, Westergren A. Statistical methods for assessing agreement for ordinal data. *Scand J Caring Sci*. 2005;19:427–31.
30. Vanbelle S, Albert A. A note on the linearly weighted kappa coefficient for ordinal scales. *Stat Methodol*. Elsevier B.V.; 2009 Mar;6(2):157–63.
31. Cicchetti D, Allison T. A new procedure for assessing reliability of scoring EEG sleep recordings. *Am J EEG Technol*. 1971;11:101–9.
32. Poirier Y, Kouznetsov A, Tambasco M. A simplified approach to characterizing a kilovoltage source spectrum for accurate dose computation. *Med Phys*. 2012 Jun;39(6):3041–50.
33. Johnston D a, Brennan PC. Reference dose levels for patients undergoing common diagnostic X-ray examinations in Irish hospitals. *Br J Radiol*. 2000;73(868):396–402.
34. De Ru VJ, Scheurleer JS, Welleweerd J. *Radiobiologie en stralingsbescherming*. 2006.

Bijlagen

Bijlage I: Meetopstelling



Bijlage II: Kruistabel metingen

Standaard:

<u>mAs</u>										
	1,6		1,25		1		0,8		0,4	
<u>kV</u>	DAP	EI	DAP	EI	DAP	EI	DAP	EI	DAP	EI
90	7,47	307	5,70	254	4,55	200	3,58	159	1,78	77
95	8,14	360	6,38	307	5,07	232	3,99	181	2,02	90
100	9,13	452	7,04	360	5,57	266	4,44	214	2,20	104
105	10,06	500	7,77	402	6,16	311	4,82	237	2,45	119
110	10,65	548	8,25	437	6,53	338	5,18	261	2,63	129
115	11,45	628	8,87	488	7,05	390	5,62	294	2,81	146
120	12,05	675	9,71	533	7,65	425	6,05	331	3,06	159
125	13,30	806	10,36	577	8,16	465	6,94	374	3,33	181

'Zwaar':

<u>mAs</u>										
	1,6		1,25		1		0,8		0,4	
<u>kV</u>	DAP	EI	DAP	EI	DAP	EI	DAP	EI	DAP	EI
90	7,51	145	5,53	99	4,53	82	3,59	65	1,77	31
95	8,30	167	6,32	123	5,09	99	4,02	77	2,00	37
100	9,04	192	7,11	150	5,68	120	4,45	92	2,22	44
105	10,14	225	7,77	167	6,17	132	4,91	105	2,44	50
110	10,78	245	8,47	192	6,58	145	5,33	121	2,56	54
115	11,61	279	8,96	212	7,33	168	5,67	133	2,79	62
120	12,63	309	9,69	232	7,70	184	6,06	144	3,05	69
125	13,53	342	10,49	260	8,46	204	6,60	164	3,32	78

Bijlage III: beoordelingsformulier Radiologen

Radioloog A	Foto X	Foto Y
<u>Pulmonaal</u>	7	6
Scherpe afgrensbaarheid dorsale ribben	3	3
Scherpe beoordeelbaarheid vaattekening tot 3 cm perihilair	2	2
Beoordeelbaarheid interstitiële longafwijkingen	2	1
<u>Mediastinaal</u>	6	4
Scherpe beoordeelbaarheid van diafragma en laterale costophrenische hoeken	3	2
Beoordeelbaarheid dek- en sluitplaten bovenste thoracale wervel	3	2
<u>Retrocardiaal</u>	7	5
Beoordeelbaarheid dek- en sluitplaten onderste thoracale wervel	2	1
Scherpe beoordeelbaarheid retrocardiale nodus	2	2
Beoordeelbaarheid Centraal Veneuze Lijn (CVL)	3	2
<u>Somscore:</u>	20	15

Bijlage IV: METC-melding

Van: Doorn, Cees van **Namens** cmo

Verzonden: vrijdag 13 september 2013 10:08

Aan: Lange, Frank de

Onderwerp: 2013/440 geen WMO

Titel: juiste belichtingsparameters bij CR-Thorax op bed vaststellen met behulp van de Exposure Index (EI)

Registratienummer: 2013/440

Geachte heer De Lange,

In antwoord op uw e-mail van 9 september 2013 bericht ik u namens de CMO als volgt.

Met inachtneming van hetgeen in de Wet medisch-wetenschappelijk onderzoek (WMO) is bepaald is de CMO van oordeel dat het onderzoek niet onder de reikwijdte van WMO valt. Hieruit volgt dat voor de uitvoering van het onderzoek geen oordeel van de CMO als erkende commissie of van een andere erkende commissie is vereist.

In uw onderzoek wordt geen (nader) gebruik gemaakt van lichaamsmateriaal. Dit betekent dat voor de uitvoering van het onderzoek op grond van het ziekenhuisvoorschrift nader gebruik lichaamsmateriaal ook geen goedkeuring vereist is van de CMO als lokale toetsingscommissie.

Uit de ingediende stukken is ons overigens niet duidelijk geworden of de foto's die door studenten worden gezien, al dan niet zijn ontstaan van persoonsgegevens. Is dit mogelijk, dan verdient dit de voorkeur.

Ten slotte: een algemene, overkoepelende aanvraag voor dit soort onderzoek is zeker denkbaar. Daarvoor zou dan een overkoepelend document moeten worden opgesteld.

Ik vertrouw erop u met deze e-mail van dienst te zijn.

Met vriendelijke groet,

Dr F. Huysmans, voorzitter

Universitair Medisch Centrum St Radboud

Concernstaf Kwaliteit en Veiligheid - Commissie Mensgebonden Onderzoek

Huispost 547, route 553

Postbus 9101
6500 HB Nijmegen
Telefoon: (024) 36 13154
E-mail: cmo@iwkv.umcn.nl
<http://portal.umcn.nl/organisatie/iwkv>

De inhoud van dit bericht wordt niet bevestigd middels een brief.

Beste leden van de CMO,

Hierbij treft u aan een afstudeervoorstel voor een onderzoek naar een mogelijke stralenhhygiënische optimalisatie van de belichtingsparameters van zogenaamde thorax-op-bed opnamen.

De studie behelst een fantoom studie, op basis waarvan een radioloog mogelijk besluit tot aanpassen van de nu gebruikte parameters.

Wij denken dat het onderzoek niet WMO plichtig is. Echter, omdat de student naar patiëntbeelden zal kijken – om met een van onze radiologen te beoordelen of de eventuele aanpassingen de beeldkwaliteit niet nadelig beïnvloeden - ziet de Fontys Paramedische Hogeschool graag dat wij het onderzoek bij uw commissie melden. Bij deze.

Wij vragen u aan te geven of het onderzoek inderdaad niet WMO plichtig is en of het in de beschreven opzet mag worden uitgevoerd op onze afdeling Radiologie.

Verder vragen wij van onze kant of u wellicht wil overwegen voor dit type afstudeeronderzoek een meer generieke toestemming te verlenen (het gaat om een vijftal onderzoeken per jaar) of dat u liever per geval een dergelijke melding wilt ontvangen.

Met vriendelijke groet,

Mechelien Maas, scholingscoördinator, en Frank de Lange