

Fontys Paramedische Hogeschool

Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken

Het effect van scannen buiten de grenzen van de CT-surview op de afgegeven dosis en SNR

Onderzoeksverslag v.4.0

Wendy Timmermans

Studentnummer: 2098640

Begeleider: Frédérique Emmen

Opdrachtgever: Nicole Vullings-Steenbakkers

2015/2016

Voorwoord

Voor u ligt mijn eindverslag dat is geschreven in het kader van de afstudeerfase aan de opleiding Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken (MBRT) aan de Fontys Paramedische Hogeschool. Het onderzoek is uitgevoerd in opdracht van de afdeling Radiologie van het Catharina Ziekenhuis te Eindhoven (CZE).

Ik bedank de afdeling Radiologie en in het bijzonder opdrachtgever Nicole Vullings-Steenbakkers voor haar begeleiding en ondersteuning bij dit project. Tevens wil ik Frédérique Emmen en Floor van der Pal bedanken voor hun begeleiding vanuit de Fontys paramedische hogeschool. Graag bedank ik ook klinisch fysicus Peter Brands, die heeft meegedacht bij het ontwikkelen van de methode en het verklaren van de resultaten. Dankzij de feedback en ondersteuning van Nicole, Frederique, Floor en Peter heeft dit onderzoeksverslag kunnen ontstaan.

Als laatste bedank ik mijn medestudenten, vrienden en familie voor hun feedback en steun tijdens het uitvoeren van dit afstudeerproject.

Wendy Timmermans

Weert, juni 2016

Samenvatting

Achtergrond

In het Catharina Ziekenhuis wordt bij standaard computertomografieonderzoek van thorax en abdomen gebruik gemaakt van de dosismodulatietechnieken Z-DOM en Automatic Current Selection (ACS). Het primaire doel hiervan is een constante signal-to-noise ratio (SNR), met als bijkomend voordeel een dosisreductie tot wel vijftig procent. De scanner moduleert op basis van attenuatieverschillen vanuit de survieuw. Het komt voor dat de survieuwlengte niet het volledige thorax- of abdomengebied bestrijkt en laboranten buiten de survieugrenzen scannen, met nog onbekende gevolgen voor de dosis en beeldkwaliteit. *De vraagstelling van dit onderzoek luidt daarom: Wat is het effect van scannen buiten de craniale of caudale grenzen van de survieuw op de afgegeven dosis en SNR, bij een standaard CT-thorax en CT-abdomen op de 256-slice scanner van het CZE?*

Methode

Dit onderzoek is uitgevoerd op een iCT Brilliance 256-slice scanner van Philips met behulp van een Alderson RANDO® fantoom. Het fantoom is eerst gescand met én zonder dosismodulatietechnieken volgens de bestaande protocollen van thorax en abdomen. Vervolgens zijn er survieus gemaakt die 20, 40, 60, 80 en 100 mm korter waren in craniale of caudale richting. Van alle scans zijn de mAs/slice, dosislengteproduct (DLP), Hounsfield-units (HU) en standaarddeviaties (SD) overgenomen.

Resultaten

In de slices buiten de grenzen van de verkorte survieus wordt een afname tot 22 mAs/slice en een toename tot 9 mAs/slice gezien ten opzichte van de referentiescans. Bij het missen van 100mm op de CT-thorax-survieuw wordt toepassing van dosismodulatie onmogelijk en wordt de protocollaire 200 mAs/slice afgegeven. ROI metingen laten weinig toename of afname van de SNR waarde zien.

Conclusie

Verkorte survieus hebben invloed op de afgegeven dosiswaarden, afhankelijk van het type weefsel en het percentage scanvolume dat in de survieuw gemist wordt. De SNR-waarde blijft vrijwel constant.

Abstract

Background

In the Catharina hospital, the dose modulation techniques Z-DOM and Automatic Current Selection (ACS) are being used in standard computed tomography imaging of the chest and the abdomen. The primary goal of these techniques is a constant signal-to-noise ratio (SNR), with the additional advantage of a dose reduction up to fifty percent. The modulation is based on difference in attenuation from the surview. It occurs that the surview length does not cover the full chest or abdomen causing radiologic technologists to scan beyond the limits of the surview. The consequence of scanning beyond the limit with respect to dose and image quality is still unknown. Therefore, the main question of this research is: *What is the effect of scanning outside the cranial or caudal limits of the surview to the dispersed doses and SNR for a standard CT-chest and CT-abdomen on the 256-slice scanner of the CZE?*

Method

A phantom study has been performed on a 256-slice scanner produced by Philips, with the aid of an Alderson RANDO® phantom. First, the phantom was scanned with and without dose modulation techniques. Second, survies that were 20, 40, 60, 80 and 100 mm shorter in cranial or caudal orientation were made. Of all the scans, the mAs/slice, dose length product (DLP), Hounsfield-units (HU), and standard deviations (SD) values were copied.

Results

Compared to the reference scans, a decrease to 22 mAs/slice and an increase to 9 mAs/slice is discerned in the slices beyond the limits of the shortened survies. When missing the 100 mm on the CT-chest-surview, the use of dose modulation becomes impossible, and the ascribed 200 mAs/slice is dispersed. ROI-measurements show little increase or decrease of the SNR value.

Conclusion

Shortened survies have influence on the dispersed dose values, depending on the kind of tissue and the percentage of the volume that is missed in the surview. The SNR value remains nearly constant.

Inhoudsopgave

1	Inleiding	6
2	Methode	8
2.1	Onderzoeksopzet.....	8
2.2	Fantomopstelling	8
2.3	Werkwijze CT-thorax	8
2.4	Werkwijze CT-abdomen	9
2.5	Scanprotocollen.....	10
2.5.1	Achtergrondinformatie AEC van Philips	10
2.5.2	Scanparameters	11
2.6	Data verzameling.....	11
2.6.1	Afgegeven dosis	11
2.6.2	SNR	11
2.6.3	Variabelen.....	12
2.7	Data-analyse.....	12
2.7.1	Afgegeven dosis	12
2.7.2	SNR	12
2.8	Ethische aspecten	12
3	Resultaten	13
3.1	Resultaten afgegeven dosis CT-thorax	13
3.2	Resultaten afgegeven dosis CT-abdomen	14
3.3	Resultaten SNR.....	14
4	Discussie	15
4.1	Conclusie	17
5	Literatuur	18
	Bijlage I: Data totaal afgegeven dosis (DLP)	XX
	Bijlage II: Data beeldkwaliteit: SNR waarden.....	XXI

1 Inleiding

De medische beeldvorming draagt voor 36 procent bij aan de totale stralenbelasting van de Nederlandse bevolking. In 2002 werd de gemiddelde effectieve dosis door medische beeldvorming geschat op 0,52 millisievert (mSv) per inwoner (1). Deze effectieve dosis is toegenomen met gemiddeld 7 procent per jaar tot 1 mSv in 2013 (2)(3). Voornamelijk de technische ontwikkelingen en mogelijkheden binnen de computertomografie (CT) zijn in deze periode sterk toegenomen en spelen hierin een belangrijke rol. Voorbeelden van deze technische ontwikkelingen zijn een sterk verkorte rotatietijd, kleinere detectorelementen en de multislicetechniek. Deze ontwikkelingen hebben geleid tot een verbeterde spatiële resolutie en een afname van artefacten. Het is tegenwoordig mogelijk om een volume van 16 centimeter in de Z-richting in één enkele rotatie af te beelden. Dit heeft ervoor gezorgd dat een CT onderzoek snel, makkelijk en pijnloos uit te voeren is bij een breed scala aan klinische symptomen (4). Het aantal CT-scanners in Nederland is hierdoor sinds de introductie in de jaren negentig in snel tempo uitgebreid naar 205 scanners in 2010. Jaarlijks worden 1,16 miljoen verrichtingen uitgevoerd (1).

In 2013 werd de gemiddelde effectieve dosis (veroorzaakt door CT-scans) dan ook geschat op 0,53 mSv per inwoner per jaar. Dit is de helft van de totaaldosis van de medische beeldvorming en omvat 20 procent van de totale stralenbelasting in Nederland, welke op 2,5 mSv per jaar ligt (3). Omdat straling de kans op het ontstaan van weefselschade verhoogt, is het belangrijk om zo min mogelijk straling te gebruiken (4). De uitdaging voor radiologen, radiologisch laboranten en fabrikanten is daarom een optimale beeldkwaliteit te verkrijgen met een zo laag mogelijke dosis, zoals beschreven in het As Low As Reasonably Achievable principe (ALARA) (5). Per onderzoek moet bewust een afweging gemaakt worden of het onderzoek daadwerkelijk noodzakelijk is en of er eventuele alternatieve diagnostische methoden mogelijk zijn. Daarbij is het de taak van de laborant om nauwkeurig te werk te gaan en weloverwogen parameterkeuzes te maken. Gezondheidsrisico's voor patiënten worden hiermee beperkt (4)(5).

Dosismodulatie is binnen de computertomografie een waardevolle techniek waarmee substantiële dosisreductie mogelijk is zonder verlies van beeldkwaliteit. De automatic exposure control (AEC) is een tool op de CT-scan, die op basis van verschillen in verzwakking in het te doorstralen volume, de buisstroom moduleert (6). Het primaire doel hiervan is een constante signaal/ruis verhouding (SNR), wat de beeldkwaliteit ten goede komt. Bijkomend voordeel van de AEC is het verlagen en reguleren van de patiëntendosis. Bij een goed ingestelde AEC is een dosisreductie van 20 tot 50 procent haalbaar ten opzichte van een vaste buisstroom (7).

Om de AEC goed te kunnen laten moduleren is informatie vanuit de survieuw noodzakelijk. De survieuw is een overzichtsoptname in een of twee richtingen van het te scannen gebied. De laborant stelt dit gebied handmatig in op de CT-scan (8). De survieuw geeft informatie over het te doorstralen volume en op basis hiervan wordt de verzwakking, ook wel attenuatie, binnen een slice berekend. Wanneer de attenuatie meer dan gemiddeld is, moduleert de AEC de buisstroom omhoog en wanneer de attenuatie minder is dan gemiddeld vindt modulatie naar beneden plaats (9). Zonder de

attenuatiegegevens vanuit de survieuw is juiste modulatie niet mogelijk. Daarom is het niet wenselijk om buiten de grenzen van de survieuw te scannen (8)(10)(11)(12). Toch komt het voor dat laboranten de survieuw te krap instellen en buiten de grenzen van de survieuw plannen en scannen, met als gevolg dat de AEC in dit gebied geen informatie heeft over de attenuatie. Dit kan gevolgen hebben voor de beeldkwaliteit (SNR) en de patiëntendosis.

De afdeling Radiologie van het Catharina ziekenhuis in Eindhoven (CZE) heeft een 64-slice scanner en twee 256-slice scanners (Philips Medical Systems, Best, Nederland). Vanuit eerder onderzoek is bekend dat wanneer er buiten de grenzen van de survieuw gepland wordt, de 64 slice CT-scan van Philips in dit gebied de protocollaire mAs waarde afgeeft en dus niet moduleert (10). Het is bekend dat wanneer series voor meer dan 30 procent buiten de grenzen van de survieuw gepland worden, de ACS en Z-DOM niet meer gebruikt kunnen worden en over de gehele scanlengte alleen een vaste buisstroom afgegeven kan worden (13)(14). Voor de 256-slice scanner van het Catharina ziekenhuis is dit nog niet eerder onderzocht.

De doelstelling van dit onderzoek is het analyseren van de dosis die wordt afgegeven in het gebied dat buiten de grenzen van de survieuw wordt gescand. Omdat de dosis onlosmakelijk verbonden is met de SNR luidt de hoofdvraag van dit onderzoek als volgt:

Wat is het effect van scannen buiten de craniale of caudale grenzen van de survieuw op de afgegeven dosis en SNR, bij een standaard CT-thorax en CT-abdomen op de 256-slice scanner van het CZE?

2 Methode

2.1 Onderzoeksopzet

Middels een fantoomstudie werd onderzocht wat de invloed van een onvolledige surview in het thorax- en abdomengebied was op de afgegeven dosis en SNR. Het onderzoek werd uitgevoerd op de Brilliance iCT 256-slice scanner (Philips Medical Systems, Best, Nederland, Softwarerelease: v3.2.4.19005) van het Catharina Ziekenhuis.

2.2 Fantoomopstelling

Het fantoom dat gebruikt werd was een Alderson Radiotherapy and Oncology fantoom (RANDO®: 418SPL) (Alderson Phantoms, USA). Dit is een head-body fantoom die echt menselijk skelet en weefselequivalente materialen bevat die de thorax en organen simuleren. Voorafgaand aan de CT-scans werden met behulp van doorlichtapparatuur en tape de protocollaire grenzen (start- en eindpunt) van een CT-thorax en CT-abdomen gemarkeerd op het fantoom. Vervolgens werd het fantoom supine en “feet first” op de onderzoekstafel gepositioneerd (figuur 1) en recht gelegd met behulp van de laser centreerlijnen. De tafelhoogte bleef gedurende alle scans op 115 ingesteld staan.



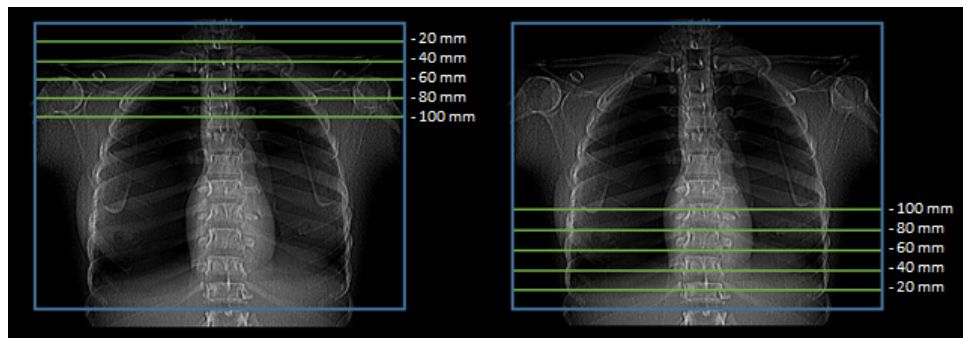
Figuur 1: Fantoomopstelling

2.3 Werkwijze CT-thorax

Het start- en eindpunt van de CT-thorax werd aangegeven door de laser centreerlijnen in te stellen op de vooraf aangebrachte markeringen van het punt 3 cm boven de longtoppen en van het diafragma caudaal (aangegeven met het blauwe kader in figuur 2). Van dit gebied werd vervolgens een PA surview en een CT-thorax gescand zonder de dosismodulatietechnieken ACS en Z-DOM (nulmeting). Vervolgens werd hetzelfde volume opnieuw gescand, maar ditmaal mét de dosismodulatietechnieken (referentiescan). Alle survIEWS en scans werden gescand met de parameters die opgenomen zijn in tabel 1 op pagina 11.

Vervolgens werden scans gemaakt met onvolledige survIEWS. Er werden survIEWS gemaakt die craniaal 20, 40, 60, 80 en 100 mm korter waren dan de referentiesurvieuw (groene lijnen in figuur 2). Na elk survieuw werd een volledige CT-thorax gemaakt, gelijk aan de grenzen van de referentie CT-scan (blauwe kader). Na elke scanserie, die bestond uit één PA survieuw met daaropvolgend één CT-scan, werd het onderzoek afgesloten op het systeem door voor 'end study' te kiezen. Hierdoor werd uitgesloten dat het systeem dosisinformatie mee zou nemen uit voorgaande scans of survIEWS.

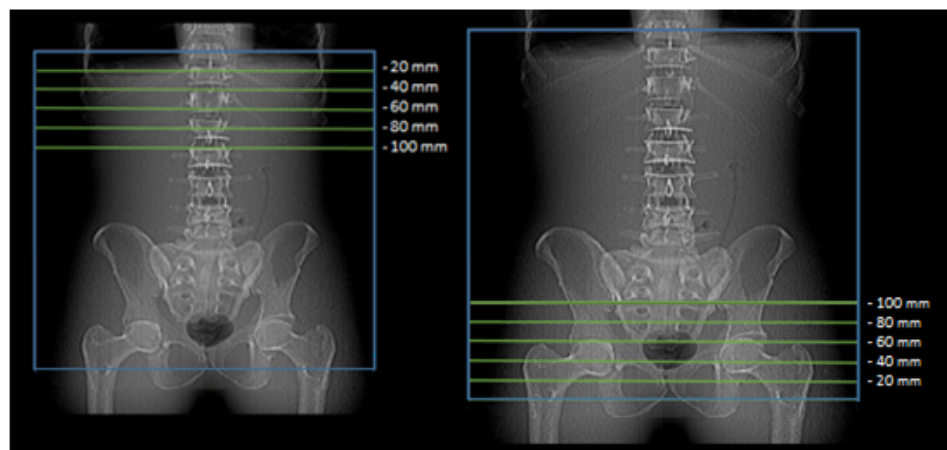
Er werden ook survIEWS gemaakt die 20, 40, 60, 80 en 100 mm korter waren aan de caudale zijde van de CT-thorax (figuur 2). Ook na deze survIEWS werd telkens een volledige CT-thorax gemaakt.



Figuur 2: Scangrenzen CT-thorax. Het blauwe kader representeert de referentiescan en de groene lijnen representeren de scangrenzen waarbij gevarieerd werd in survielengte craniaal of caudaal.

2.4 Werkwijze CT-abdomen

Voor de CT-abdomen scans werd dezelfde werkwijze als bij de CT-thorax gehanteerd (scanparameters zijn opgenomen in tabel 1 op pagina 11). Als eerste werd een nulmeting gedaan, door een scan te maken zonder dosismodulatietechnieken van het protocollaire scanvolume, waarbij het startpunt werd ingesteld op het diafragma craniaal en het eindpunt op de symfyse (blauwe kader in figuur 3). Dit volume werd vervolgens opnieuw gescand mét dosismodulatietechnieken ten behoeve van de referentiescan. Hierna werden onvolledige survieus gemaakt met telkens een volledige CT-abdomen-scan, die gelijk was aan de grenzen van de referentiescan. Ook hier werd na elke serie die bestond uit een PA survieus met daarop volgend de CT-scan, voor 'end study' gekozen. De survieus waren evenals bij de thoraxscans steeds 20, 40, 60, 80 en 100 mm korter aan de craniale zijde en vervolgens ook aan de caudale zijde (groene lijnen in figuur 3).



Figuur 3: Scangrenzen CT-abdomen. Het blauwe kader representeert de referentiescan en de groene lijnen representeren de scangrenzen waarbij gevarieerd werd in survielengte craniaal of caudaal.

2.5 Scanprotocollen

2.5.1 Achtergrondinformatie AEC van Philips

De 256-slice scanner van het Catharina ziekenhuis in Eindhoven bevat de dosismodulatietechniek DoseRight® van Philips. Dosismodulatie is primair gericht op een constante SNR verhouding die de beeldkwaliteit ten goede komt. Bij het Philips systeem wordt gebruik gemaakt van een protocolafhankelijke Dose Right Index (DRI), wat de beeldkwaliteit-referentie-parameter is. De DRI bepaald de benodigde SNR in de gehele scan (15).

Om de SNR constant te houden bestaat DoseRight® uit 3 componenten: Z-DOM, D-DOM en Automatic Current Selection (ACS). Z-DOM is de modulator die de buisstroom moduleert in de Z-richting / longitudinale richting. Een patiënt varieert voortdurend in diameter en soort weefsel in de lengte, waardoor de buisstroom hiervoor per slice aangepast wordt. D-DOM is de hoekmodulator van het systeem en moduleert de buisstroom in de XY-richting / het axiale vlak van de patiënt. Omdat een patiënt niet perfect rond is en binnen de slice varieert in weefsel, moduleert D-DOM hiervoor binnen de slice. Z-DOM en D-DOM werken onafhankelijk van elkaar en kunnen niet samen gebruikt worden. Beide technieken baseren hun modulatie op basis van de attenuatiegegevens vanuit de survieuw (9)(13).

ACS geeft een aanbeveling in de maximale mAs/slice (planned mAs) die nodig is voor de individuele patiënt. Het systeem bepaald deze maximumwaarde op basis van de maximale attenuatie die waargenomen wordt in de survieuw. Deze attenuatie wordt vergeleken met een database van de standaardpatiënt. Bij een lagere attenuatie, wordt daarom een lagere maximale mAs/slice waarde geadviseerd en bij een hogere attenuatie een hogere waarde (14). ACS kan geschakeld worden in combinatie met Z-DOM of D-DOM. Meestal wordt er gekozen voor een combinatie van ACS met Z-DOM. Deze combinatie levert de hoogste dosisreductie op; tot wel 54 procent in vergelijking met de D-DOM combinatie die maar een dosisbesparing kan behalen van gemiddeld 18 procent (16).

De scanner bevat ook de reconstructiesoftware iDose®. Dit iteratieve reconstructie algoritme verbetert de beeldkwaliteit door een verbetering van spatiële resolutie en een afname van artefacten (15). Met een vermindering in dosis kan hiermee eenzelfde beeldkwaliteit bereikt worden ten opzichte van filtered back projection. Er bestaan verschillende levels van iDose®. Elk scanprotocol kent een eigen level.

2.5.2 Scanparameters

Onderstaande tabel geeft een overzicht van de scanparameters die in het Catharina Ziekenhuis worden gebruikt bij CT onderzoeken van de thorax en het abdomen.

	CT-thorax	CT-abdomen
kV surview	80	80
mAs surview	20	20
kV scan	100	100
mAs scan	200	235
Collimatie	128 * 0.625 mm	128 * 0.625 mm
iDose level	3	3
Pitch	0.9	0.9
Rotatietijd	0.75 seconde	0.75 seconde
DOM	Z	Z
ACS	ja	ja
Matrix	512	512
Recon	5/5	3/3
Filter	B	B
Idose level	3	3

Tabel 1: Scan parameters CT-thorax en CT-abdomen (17)(18)

CT = computertomografie, kV = kilovoltage, mAs = milliampère x seconde, pitch = tafelverschuiving/bundelbreedte, ACS= Automatic Current Selection, Recon = reconstructie-index in mm, Filter B= weke delen filter, iDose level = level reconstructie algoritme.

2.6 Data verzameling

2.6.1 Afgegeven dosis

Van de nulmeting en de referentiescan de CT-thorax werden de gemiddelde mAs waarden van 4 slices (gebied van 20mm) overgenomen in een kruistabel. Van de CT-abdomen werd dit gedaan van de gemiddelde mAs waarden van 6 of 7 slices (gebied van 18 of 21 mm).

Van de scans die gemaakt zijn ná elke onvolledige surview werden alleen de gemiddelde mAs waarden genoteerd van de slices die buiten de surview gescand zijn. Deze dosiswaarden werden overgenomen vanuit het Sectra Werkstation IDS7, versie 15.1.36.37. Tevens werd van alle scans ook het dosislengteproduct (DLP) overgenomen in de kruistabellen. Deze DLP-waarde, die uitgedrukt is in mGy*cm, geeft de afgegeven totaaldosis per scan aan.

2.6.2 SNR

Met behulp van het intekenen van regions of interest (ROI's) in de Philips Extended Brilliance Workspace (EWB) zijn de Hounsfieldwaarden (HU-waarden) en standaarddeviaties (SD) gemeten. Dit is gedaan in de humeruskop, hartweefsel en longweefsel voor de CT-thorax en in leverweefsel, de heupkop en blaas voor de CT-abdomen.

De HU-waarde geeft de mate van absorptie van de röntgenbundel in de ROI weer. De SD geeft de mate van spreiding in HU-waarden in de ROI weer. Hoe hoger de SD is, des te groter de spreiding. Een grotere spreiding betekent een meer inhomogeen gebied, wat veroorzaakt wordt door ruis. De waarde van de SD is dus een indicator voor de hoeveelheid ruis (19). Vanuit deze HU en SD-waarden is de SNR waarde berekend met de formule: $SNR = HU/SD$.

Om er zeker van te zijn dat voor elke scanserie dezelfde grootte van ROI werd gebruikt, werd deze één keer bij de eerste scanserie ingetekend en vervolgens voor elke scanserie gekopieerd. Omdat de scanseries steeds hetzelfde gebied bestreken, hebben alle scanseries van de CT-thorax en CT-abdomen hetzelfde aantal slices. Alle ROI metingen werden daardoor steeds per scanserie in dezelfde slicesnummers gedaan. De grote van de ROI werd bepaald door het weefsel waarin gemeten is. Het besloeg een homogeen gebied van het weefsel.

2.6.3 Variabelen

De mAs, DLP, SNR waarden waren de afhankelijke variabelen in dit onderzoek. De onafhankelijke variabele was de afstand van het scantraject dat buiten de grens van de survieuw ligt.

2.7 Data-analyse

2.7.1 Afgegeven dosis

De resultaten werden verwerkt met behulp van beschrijvende statistiek. Om een analyse te kunnen maken van de dosisbesparing met behulp van Z-DOM en ACS, werd de procentuele dosisbesparing tussen de nulmeting en referentiescan berekend met behulp van de DLP-waarden van deze scans. Voor verdere analyse van de afgegeven dosis in het gebied buiten de survieugrenzen werden de gemiddelde mAs-waarden in de slices die buiten de survieuw gescand zijn, vergeleken met gemiddelde mAs-waarden van de referentiescan en nulmeting. De resultaten werden uitgezet in een kruistabel waarbij de kolommen de afstand buiten de survieuw weergeven en de rijen een gemiddelde mAs waarde over een gebied van 18 tot 21 mm weergeven.

2.7.2 SNR

Ook de SNR waarden vanuit de 3 ROI's in het thoraxgebied en de 3 ROI's in het abdomengebied werden opgenomen in kruistabellen en vervolgens uitgezet in een grafiek. Per verkort survieuw werden de SNR waarden vanuit de ROI's vergeleken met die van de nulmeting en referentiescan.

2.8 Ethische aspecten

Omdat het een fantoomstudie betrof en er dus geen contact met patiënten is geweest of patiëntengegevens zijn gebruikt, is het onderzoek niet WMO-plichtig en hoeft er geen aanvraag gedaan te worden bij de Medische Ethische Toetsingscommissie (METC).

3 Resultaten

In dit hoofdstuk worden de onderzoeksresultaten gepresenteerd. Als eerste worden de dosis-gerelateerde resultaten weergegeven van de DLP- en mAs-waarden, gevolgd door de SNR-waarden die de resultaten geven over de bijbehorende beeldkwaliteit.

3.1 Resultaten afgegeven dosis CT-thorax

Een juist ingestelde modulatie (referentiescan) levert ten opzichte van de scan zonder dosismodulatie (nulmeting) een dosisbesparing van 42,5% op (bijlage 1, figuur 4). In het gebied dat buiten de craniale grens van de verkorte survieus gescand wordt, geeft de scanner ten opzichte van de referentiescan in alle slices een lagere mAs-waarde af. Het tegenovergestelde gebeurt bij het scannen buiten de caudale survieus-grenzen. Hierbij neemt de mAs/slice waarde toe, met uitzondering van de scan waarbij het survieus 40mm korter was. Bij zowel de craniale als caudale scan die 100mm korter was dan de referentiescan, wordt de melding 'Plan on survieus is more than 30% out of survieus limits' gegeven, met het gevolg dat de dosismodulatie uitgeschakeld wordt en de protocollaire buislading van 200 mAs/slice wordt afgegeven (tabel 2). Het DLP is hierbij gelijk aan dat van de nulmeting die ligt op 314,5 mGy*cm. De DLP waarden van de scans met de verkorte survieus laten een spreiding van 174,6 mGy*cm (craniaal) tot 187,4 mGy*cm (caudaal) zien ten opzichte van de referentiescan die een DLP van 180,9 mGy*cm heeft (bijlage 1, figuur 4).

Tabel 2: gemiddelde mAs-waarden van referentiescan CT-thorax in vergelijking met toe-en afname in slices buiten de craniale en caudale survieusgrenzen

Afstand buiten survieus ▶		(RS)							
Slice # ▼		00mm	20mm	40mm	60mm	80mm	100mm		Geen DM
Craniaal	1-4	127,00	- 4,00	- 6,00	- 4,00	- 9,00	+ 73,00		+ 73,00
	5-8	126,75		- 5,75	- 3,75	- 8,75	+ 73,25		+ 73,25
	9-12	126,00			- 3,00	- 8,00	+ 74,00		+ 74,00
	13-16	126,00				- 8,00	+ 74,00		+ 74,00
	17-20	125,00					+ 75,00		+ 75,00
Caudaal	42-45	104,50					+ 95,50		+ 95,50
	46-49	102,50				+ 3,50	+ 97,50		+ 97,50
	50-53	101,00			+ 2,50	+ 5,25	+ 99,00		+ 99,00
	54-57	101,50		- 2,25	+ 4,50	+ 8,00	+ 98,50		+ 98,50
	58-61	103,75	+ 1,75	- 1,75	+ 5,25	+ 9,25	+ 96,25		+ 96,25

Referentiescan (RS) geeft de gemiddelde mAs-waarde per 4 helicale slices. Overige kolommen laten de toe of afname in gemiddelde mAs-waarde per 4 slices zien ten opzichte van de mAs-waarde van de RS. Geen DM staat voor de scan zonder dosismodulatie (nulmeting).

minder mAs gelijk meer mAs

3.2 Resultaten afgegeven dosis CT-abdomen

ACS en Z-DOM leveren bij de referentiescan van de CT-abdomen een dosisbesparing van 41,5% ten opzichte van de nulmeting (bijlage I, figuur 5). Het scannen buiten de craniale grenzen van de CT-abdomen geeft in vergelijking met de referentiescan een afname in de mAs/slice. De scan waarbij 100mm van de survieuw wordt gemist, laat in de eerste slices van de scan een toename zien ten opzichte van de referentiescan, om vervolgens ook een lagere mAs/slice waarde af te geven. Bij de caudale variatie in survieuwlengte is eerst een toename/gelijke mAs/slice te zien, waarna vanaf een verkorte survieuw van 60mm er meer een afname in mAs/slice te zien is. De nulmeting kent een protocollaire afgegeven dosis van 235 mAs/slice, wat hoger ligt dan de referentiescan. De mAs/slice waarden in vergelijking met de referentiescan zijn voor alle abdomenscans weergegeven in tabel 3. De DLP waarden van de scans met de verkorte survieus laten een spreiding van 235,5 mGy*cm (caudaal) tot 257,4 mGy*cm (craniaal) zien ten opzichte van het DLP van 255,5 mGy*cm van de referentiescan (bijlage I, figuur 5).

Tabel 3: gemiddelde mAs-waarden van referentiescan CT-abdomen in vergelijking met toe- en afname in slices buiten de craniale en caudale survieuwgrenzen

Afstand buiten survieuw ▶		(RS)							
Slice # ▼		00mm	20mm	40mm	60mm	80mm	100mm		Geen DM
Craniaal	1-7	134,43	- 0,14	- 0,43	- 0,29	- 0,14	+ 1,43		+ 100,57
	8-13	126,17		- 1,00	- 1,34	- 2,00	+ 0,33		+ 108,83
	14-20	116,71			- 1,42	- 2,71	- 0,14		+ 118,29
	21-27	110,29				- 4,00	- 1,86		+ 124,71
	28-33	107,83					- 4,00		+ 127,17
Caudaal	93-98	148,83					- 12,00		+ 86,17
	99-105	153,43				- 12,43	- 16,43		+ 81,57
	106-112	157,14			- 14,14	- 16,14	- 20,14		+ 77,86
	113-118	159,00		-	- 16,00	- 18,00	- 22,00		+ 76,00
	119-125	159,00	+ 4,00	-	- 16,00	- 18,00	- 22,00		+ 76,00

Referentiescan (RS) geeft de gemiddelde mAs-waarde per 6-7 helicale slices. Overige kolommen laten de toe of afname in gemiddelde mAs-waarde per 6-7 slices zien ten opzichte van de mAs-waarde van de RS. Geen DM staat voor de scan zonder dosismodulatie (nulmeting)

minder mAs gelijk meer mAs

3.3 Resultaten SNR

De SNR waarden in het hartweefsel, de humerus, leverweefsel en de heupkop blijven nagenoeg constant over alle scans. De SNR-waarde in het longweefsel en blaasweefsel laat lichte variatie zien in de verschillende scans met onverkorte survieuw (zowel lichte toename als afname) in vergelijking met de referentiescans. Een weergave van de SNR waarde is opgenomen in figuur 6, 7, 8 en 9 in bijlage II.

4 Discussie

De vraagstelling van dit onderzoek was: *Wat is het effect van scannen buiten de craniale of caudale grenzen van de survieuw op de afgegeven dosis en SNR, bij een standaard CT-thorax en CT-abdomen op de 256-slice scanner van het CZE?* Om hier antwoord op te geven worden eerst de onderzoeksresultaten van de fantoomstudie geïnterpreteerd. Hierbij wordt verband gelegd met de literatuur en worden er aanbevelingen gedaan voor vervolgonderzoek. Er wordt afgesloten met de conclusie.

De dosismodulatietechnieken ACS en Z-DOM leveren in deze studie een dosissparing op van 42,5% voor de thorax-scan en 41,5% voor de abdomen-scan. Dit komt overeen met eerdere studies waarbij dosisbesparingen van 20% tot 50% werden beschreven (5)(7). Hieruit kan geconcludeerd worden dat scannen met de dosismodulatietechnieken zeer waardevol is wanneer het gaat om dosisbesparing.

Wanneer de survieuw niet het volledig te scannen gebied bestrijkt en er buiten de grenzen gescand wordt, geeft dit een verlaging of verhoging van de afgegeven dosis. Indien er van de thoraxsurvieuw craniaal survieuwlengte gemist wordt, geeft dit een verlaging van de afgegeven dosis ten opzichte van de referentiescan. Het mAs-getal loopt hierbij terug tot 9 mAs/slice. Ook bij het scannen buiten de caudale survieuwgrens van het abdomen loopt het mAs-getal terug ten opzichte van de referentiescan. Er wordt hierbij tot wel 22 mAs/slice minder gegeven dan eigenlijk noodzakelijk is. In mindere mate is er een afname in dosis bij het scannen buiten de craniale abdomengrens, waarbij een terugloop van maximaal 4 mAs/slice is. Deze terugloop in mAs-getallen ten opzichte van de referentiescans kan verklaard worden door het type weefsel dat gemist wordt op deze survieus. Bij de craniale CT-thorax en caudale CT-abdomen gaat het hierbij om weefsel met een hoge attenuatie, namelijk botweefsel van de schouders en het bekken. Wanneer deze niet afgebeeld worden op de survieus, 'ziet' het systeem deze structuren niet. De ACS berekent hierdoor een lagere planned mAs(14), met het gevolg dat Z-DOM niet de benodigde hogere mAs waarden kan afgeven(13). Aangenomen wordt dat de verlaging van de berekende "planned mAs" ook veroorzaakt wordt doordat de verhouding tussen het percentage weefsel met hoge attenuatie en met lage attenuatie verandert, maar dit kan niet met literatuur onderbouwd worden.

Toename in dosis is gemeten bij het scannen buiten de craniale survieuwgrens van thoraxscans. Er was hierbij een toename in afgegeven dosis tot 9,25 mAs/slice ten opzichte van de referentiescan. Een mogelijke verklaring hiervoor is de toename in gemiddelde attenuatie die gezien wordt op de survieuw, echter kan dit niet onderbouwd worden vanuit de literatuur. Het botweefsel van de schouders met hoge attenuatie blijft in alle survieus afgebeeld, waarbij in verhouding steeds minder longweefsel wordt afgebeeld. ACS berekent hiervoor een hogere planned mAs, waardoor Z-DOM een hogere mAs/slice afgeeft.

Bij een geplande scanlengte die meer dan 30% buiten de survieuwgrens valt, geeft het systeem een melding waarbij alleen scannen zonder dosismodulatietechnieken mogelijk is (13)(14). In deze studie was dit het geval bij het scannen van 100mm buiten zowel de craniale als caudale survieuw-grens van de thoraxscan. Er wordt bij deze scans een protocollaire mAs van 200 afgegeven, waarbij het DLP

gelijk is aan dat van de nulmeting en er dus 73 tot 99 mAs/slice teveel afgegeven wordt. Een eerdere studie behaalde vergelijkbare resultaten (20). Omdat dosismodulatie hierbij niet meer mogelijk is en er daardoor een forse toename in afgegeven dosis ontstaat, kan geconcludeerd worden dat scannen bij deze melding niet wenselijk is en het beter is om een nieuw survieuw te maken.

Ruis is afhankelijk van de fantoomposities en daarom is gedurende deze studie de fantoompositie constant gehouden. Hierdoor kunnen dosisverschillen en verschillen in SNR op basis van de positie van de fantoom worden uitgesloten. Omdat er alleen is gevarieerd in surviuelengte waarbij alle andere scanparameters gelijk zijn gebleven, kan worden uitgesloten dat resultaten werden beïnvloed door andere oorzaken (4). Daarbij zijn de ROI metingen ten behoeve van de SNR-metingen gedaan met eenzelfde ROI die telkens gekopieerd werd in de betreffende slices.

De SNR waarden bleven voor alle gemeten ROI's vrijwel gelijk. Vooral de ROI-metingen in de humeruskop, het hartweefsel, de femurkop en het leverweefsel bleven constant. Omdat er niet gevarieerd is in andere parameters (kV, matrix en plakdikte), verandert de spatiële resolutie en hoogcontrastresolutie nauwelijks. De invloed van de dosisverschillen in mAs-getal op de SNR is in deze studie daarom niet hoog. Enige fluctuatie in SNR waarde werd waargenomen bij de metingen in de longtop en de blaas. Dit is mogelijk te verklaren doordat de blaasholte in het fantoom gevuld was met lucht en niet met een vloeistof. Een verdere verklaring voor de fluctuatie is mogelijk doordat lucht weinig signaal afgeeft. Een kleine variatie in SD-waarde heeft in de berekening van de SNR-waarde daardoor veel invloed.

Niet alle ROI metingen zijn in deze studie buiten de surviuegrenzen van de verkorte surviuews gedaan. Een aanbeveling met betrekking tot de SNR metingen is daarom om deze te herhalen in weefsel, waarbij alléén de referentiemeting binnen de survieuw valt en alle overige metingen in de scans met de verkorte surviuews buiten de survieuw vallen. Op deze manier is het mogelijk om exacter vast te stellen hoe de SNR verandert in het gescande gebied dat buiten de survieuw valt. Verder is ook de diagnostisch beeldkwaliteit niet meegenomen in dit onderzoek. Normaal gesproken heeft een kleine toename in ruis geen significant effect op de diagnostische beeldkwaliteit (5), maar toch wordt aangeraden om deze mee te nemen in een vervolgstudie.

Het onderzoek is alleen uitgevoerd op de 256-slice scanner (Philips Medical Systems, Best, Nederland) van het Catharina ziekenhuis waardoor de onderzoeksresultaten wel een indicatie kunnen geven, maar niet te generaliseren zijn naar andere onderzoeken dan de CT-thorax en CT-abdomen én andere CT-scanners van zowel Philips als andere fabrikanten (21). Een andere beperking van dit onderzoek is dat het onderzoek is uitgevoerd met één soort fantoom. Het fantoom representeert een patiënt met een normaal postuur, maar had geen armen, waardoor de dosiswaarden in het craniale stuk van de CT-thorax afwijkend zouden kunnen zijn. Daarnaast is dosismodulatie juist bedoeld om de SNR en dosiswaarden per individuele patiënt en bijbehorende attenuatieverschillen af te stemmen. Omdat er onderzoek is gedaan met één postuur/fantoom, zijn deze resultaten niet te generaliseren naar alle patiëntencategorieën (5). Verder zijn alle scancombinaties van surviuelengte en CT-scan maar één keer uitgevoerd. Omdat de metingen met een fantoom zijn uitgevoerd, wordt aangenomen

dat meerdere metingen nagenoeg dezelfde resultaten zouden opleveren en dus de interne validiteit voldoende is. Om hier zeker van te zijn is aan te raden om in een vervolgstudie meerdere metingen te doen en deze te middelen.

Na deze studie, is er een nieuwe applicatie met onder andere iPatient® en iterative model reconstruction (IMR) geïnstalleerd op de CT-scanner waarop dit onderzoek is uitgevoerd. IPatient is een update waarbij de user interface is aangepast en IMR is een vernieuwde techniek waarbij virtueel ruisvrije beelden gecreëerd worden. De spatiële resolutie en lage contrast detectie worden hiermee verbeterd(15). Of met deze verbeterde beeldkwaliteit ook een dosisverlaging mogelijk is, is nog niet onderzocht. Omdat de beeldkwaliteit verbeterd is door deze nieuwe applicatie is het aan te bevelen om dit onderzoek te herhalen met deze nieuwe applicatie. Verder is het daarbij wenselijk om alle scancombinaties meerdere malen te herhalen, om betrouwbare resultaten te verkrijgen. Ook onderzoek met verschillende fantomen, waaronder een kindfantoom is waardevol om de resultaten te kunnen generaliseren naar verschillende patiëntencategorieën.

Een aanbeveling richting de CT-laboranten van het Catharina ziekenhuis is om niet buiten de survieuw te scannen. Het is daarbij beter om de survieuw te ruim in te stellen dan te krap (8)(10). Het tegenovergestelde is waar wanneer het gaat om het plannen van de helicale scan, daarbij is het nauwkeurig aangeven van de scangrenzen van belang. Wanneer dit niet nauwkeurig gedaan kan worden door het missen van delen van het scantraject op de survieuw, kan het zijn dat er ook tijdens de helicale scans informatie gemist wordt óf er onnodig extra slices gescand worden. Een volledige survieuw geeft de mogelijkheid om de het scantraject van de helicale scans nauwkeurig te plannen, waardoor altijd het juist aantal slices gescand wordt én de dosismodulatie juist wordt toegepast (11)(12). Daarbij is de dosis van de survieuw in deze studie maar 0,3% tot 0,4% van de totale scandosis, waardoor het acceptabel is om deze ruim in te stellen ofwel over te maken.

4.1 Conclusie

Scannen buiten de craniale of caudale grenzen van de thorax- of abdomensurvieuw heeft wel effect op de afgegeven dosis. Op basis van het type weefsel dat gemist wordt in de survieus is er een toe of afname in afgegeven dosis gemeten. Bij een verkort survieuw, waarbij meer dan 30% gemist wordt, schakelt de dosismodulatie uit en wordt de protocolaire mAs afgegeven. De SNR waarden blijven nagenoeg constant wanneer er buiten de survieugrenzen gescand wordt.

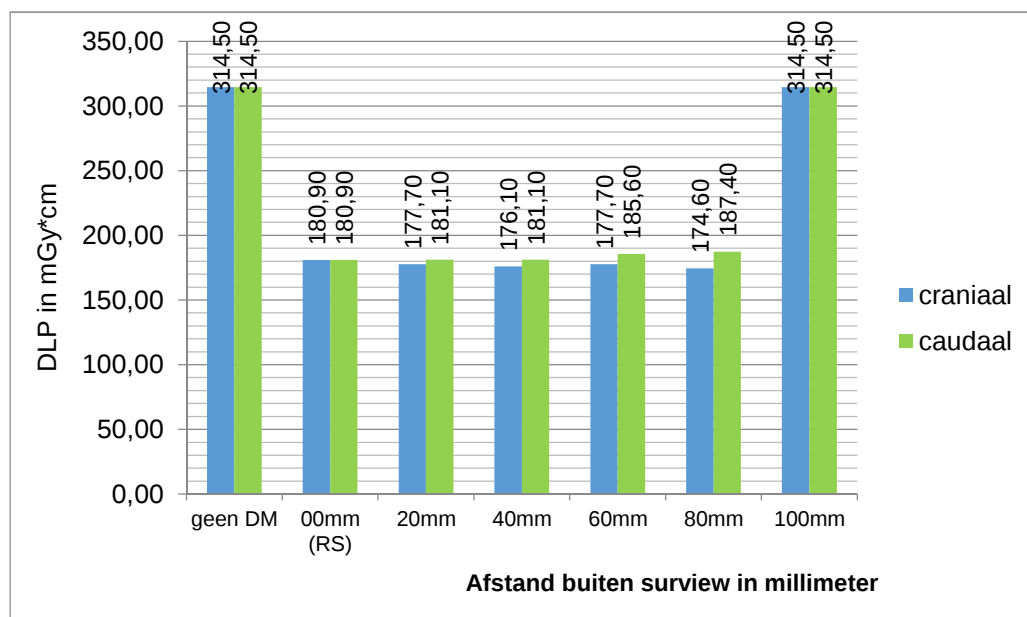
5 Literatuur

1. Waard-Schalkx IR. Medische Stralingstoepassingen Gegevens 2010 Medische Stralingstoepassingen. Rijksinst voor Volksgezond en Milieu. 2012;50.
2. RIVM Rapport. Nieuwe gegevens medische stralingsbelasting bekend [Internet]. 2014 [cited 2015 Oct 9]. p. 1. Available from: http://www.rivm.nl/Documenten_en_publicaties/Algemeen_Actueel/Nieuwsberichten/2014/Nieuwe_gegevens_medische_stralingsbelasting_bekend
3. RIVM Rapport. Blootstelling aan straling in de gezondheid [Internet]. 2015 [cited 2016 Feb 16]. p. 1. Available from: http://www.rivm.nl/Onderwerpen/M/Medische_Stralingstoepassingen/Trends_en_stand_van_zaken/Diagnostiek/Röntgen_exclusief_CT/Trend_in_het_aantal_röntgenonderzoeken
4. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. Eur J Radiol [Internet]. Elsevier Ireland Ltd; 2012;81(4):e665–83. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.05.025>
5. Söderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography-an evaluation of systems from different manufacturers. Acta radiol. 2010;51(6):625–34.
6. Goo HW, Suh DS. The influences of tube voltage and scan direction on combined tube current modulation: A phantom study. Pediatr Radiol. 2006;36(8):833–40.
7. Stam R. Dosisbesparing bij radiologische apparatuur. Rijksinst voor Volksgezond en Milieu. 2013;33.
8. Cody DD. Management of auto exposure control during pediatric computed tomography. Pediatr Radiol. 2014;44(S3):427–30.
9. Tempelman G. Automatic exposure control (AEC). In: Computertomografie Techniek, onderzoek en stralingshygiëne. Reed Business; 2010. p. 143–58.
10. SU-E-I-48 : The Behavior of AEC in Scan Regions Outside the Localizer Radiograph FOV : An In Phantom Study of CT Systems From Four Vendors. 2014;2014.
11. Schmidt B, Saltybaeva N, Kolditz D, Kalender WA. Assessment of patient dose from CT localizer radiographs. Med Phys [Internet]. 2013 Aug;40(8):84301. Available from: 10.1118/1.4813296
12. Hara AK, Wellnitz C V., Paden RG, Pavlicek W, Sahani D V. Reducing body CT radiation dose: Beyond just changing the numbers. Am J Roentgenol. 2013;201(1):33–40.
13. Philips. Clinical Guide Z-Axis Dose Modulation (Z-DOM). Philips Cust Serv Clin Educ. 2008;
14. Philips. Clinical Guide Automatic DoseRight ACS. Philips Cust Serv Clin Educ. 2008;2–5.
15. Katchalski T. Philips CT Dose Optimization tools and Advanced Reconstruction. 2014.
16. Wood T. Optimisation of the Philips automatic exposure control system. 2012.
17. R. in den Kleef JJ-W. Protocol CT Thorax Standaard iDoc. Catharina Ziekenhuis Eindhoven; 2015. p. 2.

18. R. in den KLeef JJ-W. Protocol CT Abdomen Standaard iDoc. Catharina Ziekenhuis Eindhoven; 2015. p. 2.
19. Hakkert, M. Tempelman, G. Dam T. Beeldkwaliteit. In: Computertomografie Techniek, onderzoek en stralingshygiëne. Amsterdam: Reed Business; 2010. p. 84–127.
20. Supanich MP. Strategies for CT-scan parameter optimazation: Tube Current Modulation. Acad Radiol [Internet]. 2013;(8):1–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.acra.2010.09.014>
21. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Radiation from “extra” images acquired with abdominal and/or pelvic CT: effect of automatic tube current modulation. Radiology. 2004;232(2):409–14.

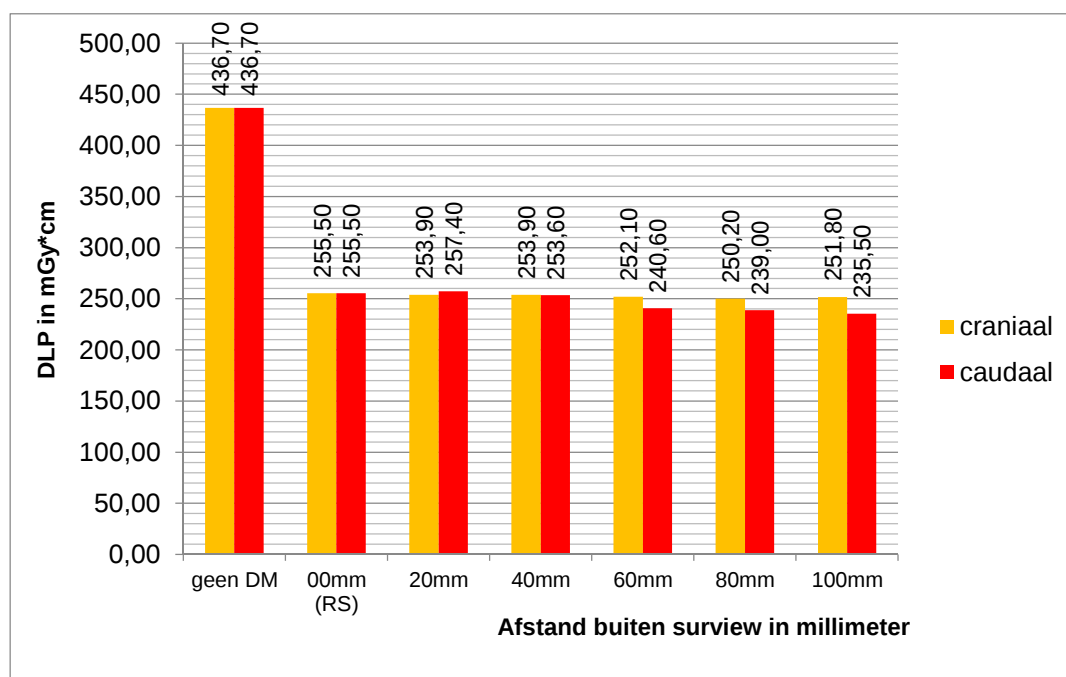
Bijlage I: Data totaal afgegeven dosis (DLP)

DLP-waarden CT-thorax:



Figuur 4: DLP waarden CT-thorax (in mGy*cm) uitgezet tegen de variatie in survieuwlengthe (in mm). Geen DM staat voor de scans zonder dosismodulatie technieken (nulmeting) en RS staat voor referentiescan

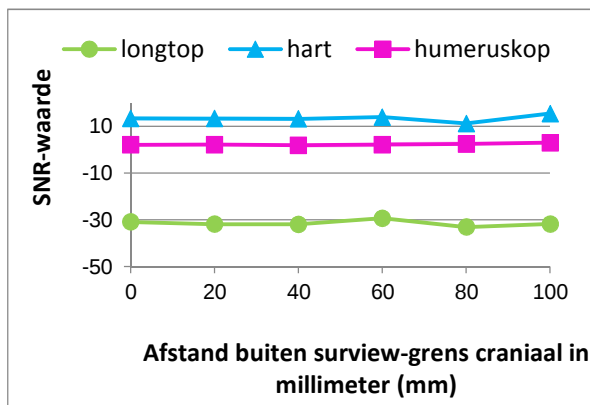
DLP-waarden CT-abdomen:



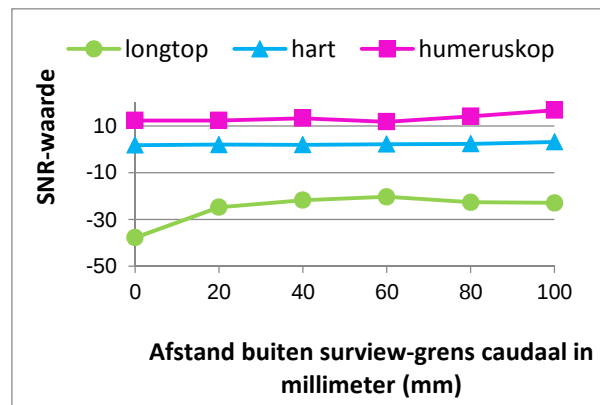
Figuur 5: DLP waarden CT-abdomen (in mGy*cm) uitgezet tegen de variatie in survieuwlengthe (in mm). Geen DM staat voor de scan zonder dosismodulatie technieken (nulmeting) en RS staat voor de referentiescan.

Bijlage II: Data beeldkwaliteit: SNR waarden

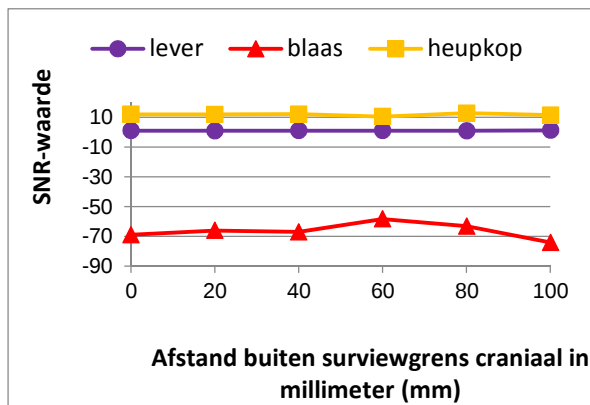
Onderstaande grafieken laten de SNR waarden in de verschillende scans zien. De SNR is berekend door de gemiddelde HU waarde te delen door de bijbehorende SD-waarde. HU en SD waarden zijn gemeten met behulp van het intekenen van regions of interest in de Extended Brilliance Workspace (EBW)



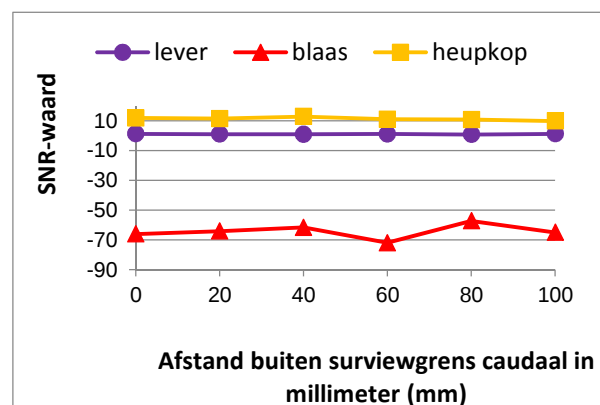
Figuur 6: SNR waarden uitgezet tegen de afstand dat buiten de craniale surveygrens werd gescand. Geen DM staat voor geen dosismodulatie



Figuur 7: SNR waarde uitgezet tegen de afstand dat buiten de caudale surveygrens werd gescand. Geen DM staat voor geen dosismodulatie.



Figuur 8: SNR waarden uitgezet tegen de afstand dat buiten de craniale surveygrens werd gescand. Geen DM staat voor geen dosismodulatie



Figuur 9: SNR waarden uitgezet tegen de afstand dat buiten de caudale surveygrens werd gescand. Geen DM staat voor geen dosismodulatie.