Fontys Paramedische Hogeschool

Opleiding Medische Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken

Onderzoeksverslag

Optimalisatie CT-beelden

Dosisreductie voor CT-scans op een radiotherapie afdeling



Daphne Schager, 2149304 d.schager@student.fontys.nl Begeleidster: Jolanda Vos 30 mei 2013, versie 2

Voorwoord

Voor u ligt het onderzoeksverslag dat is geschreven naar aanleiding van een afstudeerscriptie aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Mijn naam is Daphne Schager en ik ben werkzaam binnen het Zeeuws Radiotherapeutisch Instituut (ZRTI) als duale leerlinge aan de opleiding Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken (MBRT). In het kader van deze opleiding is het onderzoek uitgevoerd.

Tijdens de voorbereiding en uitvoering van het onderzoek en het schrijven van het onderzoeksverslag ben ik begeleid vanuit zowel het ZRTI als vanuit de opleiding MBRT. Hiervoor wil ik graag Mariëlle van Hinsberg, Rob Viveen, Dirk-Jan Westerhof en de examencommissie bedanken voor hun inzet vanuit het ZRTI. Daarnaast wil ik vanuit de opleiding Jolanda Vos bedanken voor feedback tijdens het onderzoek.

Het verslag is een onderdeel van een grotere onderzoeksvraag. De andere deelneemster aan dit project is Sanne van Campenhout. Samen is onderzoek gedaan naar optimalisatie van CT beelden binnen een radiotherapeutische afdeling. Sanne heeft optimalisatie voor metaalartefact reductie onderzocht voor prostaatmarkers. Hiervoor heeft zij verschillende parameters geoptimaliseerd. Zelf heb ik gekeken naar dosis reductie met behulp van het Catphan fantoom door de parameters ASiR, mA, kV en NI te optimaliseren. Sanne van Campenhout en Roely Prenger wil ik bedanken voor de steun en feedback tijdens het uitvoeren van het onderzoek en het schrijven van het onderzoeksverslag.

Daphne Schager Vlissingen, 30 mei 2013

Naam Student; Schager, Daphne Namens het ZRTI; Westerhof, Dirk-Jan Namens Fontys; Vos, Jolanda

Handtekening;

Handtekening;

Handtekening;

Abstract

Purpose;

The aim of this study is to determine, through a phantom study, to what extent the dose for a CT scan (Computed Tomography) can be reduced. The main question of this study is; *To what extent is dose reduction possible for CT scans by adjusting ASiR* (Adaptive Statistical iterative Reconstruction) *in conjunction with the parameters kV (kilo Voltage), mA (mili Ampere) and NI (Noise Index) while preserving contrast resolution and spatial resolution at a phantom study using the Catphan phantom and the CTDI phantom (Computed Tomography Dose Index)?*

Methods and materials;

A GE Discovery RT 590 CT is used to perform all measurements in ZRTI (Zeeuws Radiotherpeutisch Instituut). To determine in which percentage dose reduction is possible, the CTDI phantom is scanned to measure dose in cGy.cm and the Catphan phantom is scanned to define the image quality. The image quality is defined by spatial- and contrast resolution. In addition to this ROI's are drawn to measure the standard deviation (SD) of Hounsfield units (HU) as a measure of noise in the image. In this study several parameters are optimized. The parameters are ASiR, kV, mA and NI. The results are compared with the reference protocol.

Results;

The reference protocol is scanned with Catphan phantom and with CTDI phantom. The results from this scan are requirements for the scans that are made with adjusted parameters. The scans with adjusted parameters must meet the following requirements; dose \leq 100%, spatial resolution \geq 5 lines, low contrast resolution \geq 5 circles and a SD \leq 12.53. 96 scans were made (n = 96). 14 scans fulfill these demands (n = 14). The dose reduction of these scans is located between 69% and 90,4% compared to the reference protocol.

Conclusion;

From this phantom study it can be concluded that dose reduction is possible by 69,0% to 90,4% for CT scans. Dose is reduced to adjust ASiR in combination with kV, mA and NI.

Samenvatting

Doel

Het doel van dit onderzoek is om via een fantoomstudie te bepalen in welke mate de dosis voor een CT-onderzoek (Computer Tomografie) binnen een radiotherapeutisch instituut gereduceerd kan worden. De hoofdvraag van dit onderzoek luidt: *In welke mate is dosisreductie mogelijk voor CT-scans door ASiR (Adaptive Statistical iterative Reconstruction) in combinatie met parameters kV (kilo Voltage), mA (mili Ampère) en NI (Noise Index) te optimaliseren bij behoud van contrastresolutie en spatiële resolutie bij een fantoomstudie gebruik makend van het Catphan fantoom en het CTDI fantoom (Computed Tomography Dose Index)?*

Methode en materialen;

De metingen zijn uitgevoerd op een GE Discovery RT 590 in het ZRTI (Zeeuws Radiotherapeutisch Instituut). Om te bepalen in welke mate dosis te reduceren is, is het CTDI fantoom gescand voor het bepalen van dosis in mGy.cm. Het Catphan fantoom is gescand met dezelfde parameters voor het bepalen van de beeldkwaliteit. Er is gekeken naar spatiële- en contrastresolutie. Een ROI (Region of Interest) is geplaatst om de standaarddeviatie (SD) van hounsfieldunits (HU) te bepalen in eenzelfde slice, als maat voor ruis in de afbeelding. In deze studie zijn de parameters ASiR, kV, mA en NI geoptimaliseerd. De resultaten zijn vergeleken met het referentieprotocol.

Resultaten;

Het referentieprotocol is gescand met het Catphan fantoom en het CTDI fantoom. Hieruit zijn normen ontstaan waar scans met aangepaste parameters aan moeten voldoen. De normen: dosis in percentage $\leq 100\%$, spatiële resolutie van ≥ 5 lijnparen, laag contrastresolutie van ≥ 5 cirkels en SD van ≤ 12.53 . Er zijn 96 scans gemaakt (n = 96), hiervan voldoen 14 scans aan de normen die gesteld zijn (n = 14). Hierdoor is dosisreductie mogelijk van 69,0% tot 90,4% in vergelijking met het referentieprotocol.

Conclusie;

Uit deze fantoomstudie kan geconcludeerd worden dat dosisreductie mogelijk is van 69,0% tot 90,4% voor CT-scans. Dosis wordt gereduceerd door ASiR in combinatie met geoptimaliseerde parameters kV, mA en NI te gebruiken.

Inhoudsopgave

	Voc	orwoord		3					
	Sar	nenvatti	ing	4					
		Abstra	ct						
		Samen	nvatting						
1	Inle	idina		8					
	11	Comput	ter Tomografie (CT)						
	12	Dosisre	ductie						
	1.2	Beeldor	aboue abouw en kwaliteit						
	14	Doelste	lling onderzoek						
	1.5	Hoofdvi	raag onderzoek						
2	Mot	hode		10					
۷.	21	Ondorz		12					
	2.1	Fantom							
	2.2	Mooting	en strumenten						
	2.0								
	2.7	2.5. Ethische asperten							
	2.6	Data-ar	nalyse						
3	Rog	sultaton		17					
0.	3.1	Alaomo							
	3.1	Roculta	en desisverandering						
	0.2	2 0 1	Designerandering	mΛ					
		300	Desigverandering in percentage met betrekking tot ASIN in relatie tot Ni en auto-	ШA					
		302	Designerandering in percentage met betrekking tot ASIN in relatie tot IXed mA						
	33	Boculta	ton healdkwaliteit						
	0.0	331	Beeldkwaliteit: contractresolutie						
		332	Beeldkwaliteit: spatiële resolutie						
		3.3.3	Beeldkwaliteit; standaarddeviatie						
4	Die			00					
4.				23					
	4.1	ranioor							
		4.1.1 1 1 0	Calphan lantoom on indicatiokamer						
	10	4.1.2 Motinar							
	4.2	Neurige	Parameters						
		4.2.1 199	r arameters Standaarddeviatie en ROI						
		7.2.2							

4.3 Resultaten

5. Conclusie en aanbevelingen

- 5.1 Conclusie
- 5.2 Aanbevelingen
- 6. <u>Literatuur</u>

Bijlage I	Lijst met afkortingen

- Onderzoeksopstelling CTDI fantoom Bijlage II
- Bijlage III Onderzoeksopstelling Catphan fantoom

- **Bijlage IV** Beelden contrastresolutie
- <u>Bijlage V</u> Beelden spatiële resolutie
- Bijlage VI Resultaat dosisveranderingen

Grafiek 1; Dosispercentage NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA) Grafiek 2; Dosispercentage NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA) Grafiek 3; Dosispercentage fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 80 kV Grafiek 4; Dosispercentage fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 120 kV

Bijlage VII Resultaat contrastresolutie

Grafiek 5; Contrastresolutie NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA) Grafiek 6; Contrastresolutie NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA) Grafiek 7; Contrastresolutie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 80 kV Grafiek 8; Contrastresolutie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 120 kV

<u>Bijlage VIII</u> Resultaat spatiële resolutie

Grafiek 9; Spatiële resolutie NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA) Grafiek 10; Spatiële resolutie NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA) Grafiek 11; Spatiële resolutie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 80 kV Grafiek 12; Spatiële resolutie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 120 kV

Bijlage IX Resultaat standaarddeviatie

> Grafiek 13; Standaarddeviatie NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA) Grafiek 14; Standaarddeviatie NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA) Grafiek 15; Standaarddeviatie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 80 kV Grafiek 16; Standaarddeviatie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 120 kV

Bijlage X Beoordeling projectplan 27

1. Inleiding

1.1 Computer Tomografie

In 1972 werden de eerste CT-onderzoeken (Computer Tomografie) uitgevoerd (1). Ioniserende straling wordt gebruikt voor het maken van een CT-scan. Deze straling heeft een bepaalde interactie met de doorstraalde materie (1). In Nederland wordt gekeken naar de totale effectieve dosis van medisch onderzoek (1,2). De bijdrage van CT-onderzoeken is meer dan 60% van deze totale effectieve dosis (1,2). De verwachting is dat het aantal CT-onderzoeken de komende jaren zal toenemen, wegens het feit dat de toepassingen van CT-onderzoeken zich steeds meer uitbreiden (2).

1.2 Dosisreductie

Vanaf de ontdekking van röntgenstraling is duidelijk dat deze schade aan kan richten aan het menselijk lichaam (1). Introductie van het vakgebied stralingshygiëne volgde al snel (1). Om een beeld te kunnen schetsen wat voor schade ioniserende straling kan aanrichten in het menselijk lichaam, is het nodig om een inleiding te geven in de wisselwerking die straling aangaat met weefsel. Bij CT onderzoeken zijn twee wisselwerkingprocessen van belang; het foto-elektrisch effect en het Compton effect (1).

Bij het foto-elektrisch effect draagt het foton alle energie over aan een elektron. Beeldvorming binnen de radiologie wordt gevormd door dit effect (1,3). Bij het Compton effect draagt het foton een deel van zijn energie over aan een elektron en wordt daarbij tevens verstrooid (3). Deze strooistraling is minder geschikt voor beeldvorming (1,3). Tijdens deze processen worden ionen en radicalen gevormd (3). Deze ionen en radicalen kunnen schade aanrichten aan de cellen van het menselijk lichaam (1). De schade kan onderverdeeld worden in twee effecten, namelijk het deterministisch effect en het stochastisch effect (1,3). De deterministische effecten spelen bij CT bijna geen rol, omdat deze effecten optreden bij hoge dosis in korte tijd, zoals je bij radiotherapeutische bestraling ziet (2).

De International Commission on Radiological Protection (ICRP) beschrijft het volgende over stochastische effecten: 'De effecten waarvoor niet de ernst van de aandoening, maar de waarschijnlijkheid waarmee ze zal optreden, wordt beschouwd als een functie van de dosis en wel zonder drempeldosis'. Voor stochastische effecten zijn tumorinductie en inductie van genetische schade in geslachtscellen belangrijke voorbeelden (3).

Een risicogetal is kenbaar gemaakt door de ICRP dat aangeeft wat het risico is dat men een vorm van kanker ontwikkelt bij het verkrijgen van een lage dosis (1,2). Dit risicogetal is 5% per Sv (Sievert). Dit betekent dat een patiënt 5% kans heeft tot het ontwikkelen van kanker bij de blootstelling van 1 Sv (1,2). Een gemiddeld CT-onderzoek bedraagt 10 mSv, wat betekent dat wanneer 2000 patiënten een dergelijk onderzoek ondergaan, er een kans van 100% is dat één van deze patiënten een vorm van

kanker ontwikkelt (1,2). Deze getallen dienen genuanceerd te worden (1). Patiënten die een CTonderzoek ondergaan zijn vaak ernstig ziek of het betreft oudere mensen waarvan bewezen is dat zij minder gevoelig zijn voor stralingsschade (1). Desalniettemin is het van belang om goede stralingshygiënische maatregelen te nemen door de geabsorbeerde dosis zo laag mogelijk te houden (1,2).

Uit literatuur (11) blijkt dat verlaging van de buisspanning (kV) leidt tot verlaging van de dosis. De verlaging van de buisspanning leidt in dit artikel niet automatisch tot verandering in signaal ruisverhouding (SNR). Funama *et al.* (13) and Nakayama *et al.* (14) hebben onderzocht dat het mogelijk is om de buisspanning van 120 kV terug te brengen naar 90 kV voor een CT onderzoek van het abdomen zonder de laag contrastresolutie te beïnvloeden. Dosisreductie was hierdoor mogelijk van 35% tot 56,8% van de originele dosis.

Dosis Lengte Product (DLP) is een index om de totale geabsorbeerde dosis te berekenen die een patiënt krijgt (1,9). Om deze DLP te kunnen berekenen, is de Computed Tomography Dose Index (CTDI) van belang. Deze wordt gemeten door een ionisatiekamer in een speciaal CTDI fantoom (9).

In het radiotherapeutisch instituut waar het onderzoek is uitgevoerd wordt gebruik gemaakt van de GE Discovery 590 RT CT in combinatie met acquisitiesoftware. Deze CT is sinds januari 2012 klinisch in gebruik genomen. De protocollen die toegepast worden zijn niet eerder geoptimaliseerd. Het is niet onderzocht of dosisreductie mogelijk is bij behoud van beeldkwaliteit bij gebruik van deze CT. Er is echter wel behoefte om dit aspect inzichtelijker te maken en eventueel de scanprotocollen hierop aan te passen.

In de huidige werkwijze wordt gebruik gemaakt van een standaarddeviatiegebaseerde Automatic Exposure Control (AEC) bij het maken van CT-scans (1,7). Hiermee kan de hoeveelheid ruis ingesteld worden die toegelaten wordt in een scan, ook wel NI (Noise Index) genoemd (12). Een hogere NI betekent meer ruis en een lagere mA-waarde met als gevolg een lagere dosis (12). Een lagere NI betekend minder ruis, maar ook een hogere dosis (12). De SD (standaarddeviatie) in het centrale gebied zal ongeveer gelijk zijn aan de waarde van de NI (12).

De CT bepaalt, door middel van auto-mA (milli Ampère), de buisstroommodulatie (12). Het bereik van auto-mA kan ingesteld worden (1). Auto-mA modulatie past de buisstroom aan, zodat een geselecteerd niveau aan kwantumruis (NI) in de CT-beelden constant kan worden gehouden (12). Dit zorgt ervoor dat de SNR constant blijft (12). Het kan tot gevolg hebben dat een hoog mA getal gebruikt wordt (12). Dit zorgt voor een betere contrastresolutie en spatiële resolutie, maar zorgt ook voor een hogere dosis (12). Bij fixed mA wordt voorafgaand aan het onderzoek een vaste mA-waarde gekozen (1,7).

1.3 Beeldopbouw en beeldkwaliteit

Om de beelden van een CT onderzoek te kunnen reconstrueren, meet de CT de transmissie. De transmissie wordt beschreven als het verschil in intensiteit tussen de intredende en uittredende röntgenbundel (1). Er zijn verschillende reconstructiemethodes om de beeldopbouw van CT tot stand te laten komen (1). Een voorbeeld van een reconstructie methode is een iteratieve methode (1). De iteratieve methode is een rekenkundige methode (1). De onbekende kan berekend worden door veel iteraties (herhalingen) van de bekenden (1).

Één van de methodes om ruis te kunnen reduceren, is ASiR (Adaptive Statistical iterative Reconstruction) (4). ASiR is een iteratieve reconstructiemethode die het mogelijk maakt om een percentage ruis uit een CT-afbeelding te halen zonder de spatiële resolutie te verminderen (4). Deze techniek kan gebruikt worden om CT-beelden met een onacceptabel ruisniveau te verbeteren of door de ruisonderdrukkingstechniek te gebruiken voor een lagere dosis met dezelfde NI (12). Volgens Casteele, Parizel, Sijbers *et al* (4) is een dosisreductie van 60% te behalen. In deze studie zijn parameters kV, mAs en ASiR onderzocht op een Catphan fantoom.

Bij het beoordelen van de beeldkwaliteit van een CT-beeld spelen contrastresolutie en spatiële resolutie een grote rol (1). Bij spatiële resolutie is sprake van het vermogen om details in beeld te brengen (1). Wanneer gesproken wordt over contrastresolutie, kijkt men naar de densiteitverschillen die te onderscheiden zijn van elkaar (1). kV, mAs en reconstructiekernel zijn parameters die de dosis bepalen en van invloed zijn op de laag contrastresolutie (1).

De SD is een maat waarin spreiding van waarden statistisch kan worden weergegeven. In het geval van CT gaat het om Hounsfield units (HU)(1). Wanneer het beeld minder homogeen is, is een toename van ruis en een toename van SD.

1.4 Doelstelling onderzoek

De doelstelling van dit onderzoek is om via een fantoomstudie te bepalen in welke mate de dosis voor een CT-onderzoek binnen een radiotherapeutisch instituut gereduceerd kan worden door ASiR in combinatie met parameters kV, mA en NI te optimaliseren. Voor het behoudt van de diagnostische kwaliteit van de CT is behoud van contrast- en spatiële resolutie van belang bij het reduceren van ruis met behulp van ASiR.

1.5 Hoofdvraag onderzoek

In welke mate is dosisreductie mogelijk voor CT-scans door ASiR in combinatie met parameters kV, mA en NI te optimaliseren bij behoud van contrastresolutie en spatiële resolutie bij een fantoomstudie gebruik makend van het Catphan fantoom en het CTDI fantoom?

2. Methode

2.1 Onderzoeksontwerp

Het onderzoek dat verricht is, betreft een kwantitatief fantoomonderzoek (8). Het onderzoek is uitgevoerd op twee fantomen; het CTDI fantoom en het Catphan fantoom.

In het CTDI fantoom (bijlage II) zijn vijf posities aanwezig waar een ionisatiekamer geplaatst kan worden die de dosis kan meten; één in het centrum van het fantoom en vier aan de rand van het fantoom (afbeelding 1, bijlage II). Metingen zijn uitgevoerd in het centrum van het fantoom in verband met tijdspanne. Met deze metingen is het mogelijk om de geabsorbeerde dosis in het fantoom te kunnen herleiden. De dosis die de ionisatiekamer weergeeft is berekend in Dosis Lengte Product (DLP). De DLP werd berekend door het CTDIvol (eenheid mGy) te vermenigvuldigen met het aantal coupes en de coupedikte. De eenheid van DLP is mGy.cm.

De scans met het Catphan fantoom (bijlage III) die gebruikt werden voor het bepalen van de beeldkwaliteit zijn beoordeeld op spatiële resolutie en laag contrastresolutie (zie afbeelding 1). De spatiële resolutie is bepaald en daarna vergeleken door de lijnparen te tellen die van elkaar te onderscheiden zijn. De laag contrastresolutie is bepaald en vergeleken door de cirkels te tellen die zichtbaar zijn (hoofdstuk 2.2, fantomen).

Om de onderzoeksresultaten te kunnen vergelijken, is begonnen met het scannen van het referentieprotocol. Als referentieprotocol is het prostaatprotocol gebruikt. Dit omdat het prostaatprotocol relatief vaak gebruikt wordt binnen de radiotherapeutische afdeling. Het onderzoek naar metaalartefact reductie is uitgevoerd voor het prostaatprotocol (zie 'metaalartefact reductie voor een radiotherapie afdeling').

De instellingen van parameters voor het prostaatprotocol zijn auto-mA (range; 50 – 600 mA), 120 KV, 40% ASiR en een NI van 17.68. Het Catphan fantoom is gescand om de beeldkwaliteit, beoordelend op laag contrast- en spatiële resolutie en de standaarddeviatie, in kaart te brengen voor het referentie protocol. Tevens is een scan gemaakt met het CTDI fantoom voor het bepalen van de dosis die gegeven werd tijdens het uitvoeren van het referentieprotocol. De scanlengte is voor alle scans ingesteld op veertien centimeter. Zie bijlage II en bijlage III voor de proefopstellingen van het Catphan fantoom en voor het CTDI fantoom met de ionisatiekamer.

Om de dosis te kunnen reduceren, is onderzoek gedaan naar ASiR in combinatie met fixed mA (een instelling met een vaste mA waarde). De instellingen waren respectievelijk 25, 50, 75 en 100 mA.

ASiR werd aangepast van 0% tot 100% met stappen van 20%. Deze instellingen zijn uitgevoerd voor 80 kV en voor 120 kV. Zo zijn 6 ASiR-percentages * 4 mA-waarden * 2 kV-waarden = 48 scans uitgevoerd. Deze 48 scans zijn uitgevoerd met het CTDI fantoom met de ionisatiekamer die geplaatst werd in het midden van het fantoom voor het bepalen van de dosis in DLP. De scans zijn daarnaast uitgevoerd met het Catphan fantoom voor het bepalen van de laag contrast- en spatiële resolutie. De overige parameters zijn gelijk gebleven aan het referentieprotocol.

Een andere manier om dosis te reduceren, is het verhogen van de NI in combinatie met ASiR om een acceptabel signaal-ruisverhouding (SNR) te realiseren (1). Toenemende signaal-ruisverhouding zorgt voor een betere contrastresolutie en daardoor voor een betere beeldkwaliteit (1). De NI getallen die getest zijn, zijn 15, 20, 25 en 50. De signaal-ruisverhouding is gevarieerd door ASiR te verhogen in stappen van 20%, van 0 tot 100%. Om de NI aan te kunnen passen, is een auto-mA bereik ingesteld. Deze werd ingesteld van 50 – 600 mA, gelijk aan het referentieprotocol. Deze stappen zijn uitgevoerd voor 80 en 120 kV. Er werden 6 ASiR-percentages * 4 NI-waarden * 2 kV-waarden = 48 scans gemaakt. De scans zijn uitgevoerd met het Catphan fantoom voor het bepalen van de laag contrast-en spatiële resolutie en met het CTDI fantoom voor het bepalen van de dosis in DLP (in cGy.cm). Ook hier gold dat de overige parameters gelijk zijn gebleven aan het referentieprotocol.

Voor alle 96 scans (n = 96) met het Catphan fantoom is een SD bepaald. Des te kleiner dit getal is, des te beter de SNR (1). Dit is een derde maat om beeldkwaliteit te meten. De SD is bepaald door het tekenen van een Region of Interest (ROI). De grootte van het ROI is 522 mm². Het ROI is op alle scans op dezelfde coupe ingetekend (image 32). Het ROI is cirkelvormig en staat precies in het midden van de coupe.

2.2 Fantomen

De studie betreft een fantoomstudie. Er is geen gebruik gemaakt van patiënten of patiëntgegevens voor dit onderzoek. Wel is gebruik gemaakt van twee verschillende fantomen, namelijk het Catphan 504 fantoom en het CTDI fantoom (9,10).

Catphan fantoom

Het Catphan 504 fantoom heeft verschillende modules. De modules die gebruikt zijn voor dit onderzoek zijn CTP528 (21 line pair high resolution) voor het bepalen van de spatiële resolutie en module CTP515 (subslice en Supra-slice low contrast) voor het bepalen van de laag contrastresolutie, zie afbeelding 1.



CTP528; Visuele beoordeling spatiële resolutie

Deze module heeft 1 tot 21 lijnparen per centimeter. Deze lijnparen zijn opgenomen in een solide uniforme behuizing (zie afbeelding 2).



CTP515; Visuele beoordeling laag contrastresolutie

De diameters die zichtbaar zijn in de Supra-slice, zijn 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 en 15 mm. De diameters die zichtbaar zijn in de subslice, zijn 3, 5, 7 en 9 mm. De contrast levels zijn 0,3%, 0,5% en 1,0% (zie afbeelding 3). Bij de visuele beoordeling van de laag contrastresolutie is gekeken naar de supra-slice cirkels.



CTDI fantoom

Het CTDI fantoom wordt gebruikt voor acceptatie- en constantheidtests. In dit fantoom is een ionisatiekamer geplaatst. Deze ionisatiekamer is voor alle metingen hetzelfde.



Afbeelding 4; CTDI fantomen (9).

2.3 Meetinstrumenten

De metingen zijn uitgevoerd op een GE Healthcare Discovery CT 590 RT.

Het CTDI fantoom is geschikt om de CTDI100 te meten (eenheid mGy). 100 staat voor de lengte van de ionisatiekamer (100 mm). Met deze CTDI100 kan de CTDIw (CTDI weighted) berekend worden. De CTDIw (eenheid mGy) corrigeert voor de absorptieverdeling. Na het bepalen van de CTDIw kan het CTDIvol (CTDI volume) berekend worden. Deze CTDIw corrigeert voor de pitch. Met de CTDIvol kan de DLP (eenheid mGy.cm) berekend worden en geeft een maat voor de totale geabsorbeerde dosis.

Het Catphan fantoom is gebruikt voor het bepalen van de beeldkwaliteit. De beelden zijn bekeken in de bedieningsruimte van de CT zonder direct lichtinval. Het window-level (WL) en window-width (WW) werden gelijk gehouden voor alle scans. Voor het bepalen van laag contrastresolutie is WW/WL van 400/150 aangehouden. Spatiële resolutie is beoordeeld met een WW/WL van 2000/600.

2.4 Dataverzameling

De metingen zijn zelfstandig uitgevoerd onder toezicht van een klinisch fysisch medewerker voor zowel het Catphan fantoom als het CTDI fantoom.

Met de beelden van het Catphan fantoom op slice 38 is zelfstandig de laag contrastresolutie bepaald en op slice 62 is zelfstandig de spatiële resolutie bepaald (zie bijlage IV en V). De CT-beelden die geconstrueerd zijn, zijn opgeslagen op een DICOM-server en op de O-schijf, zodat de resultaten beschikbaar blijven. Om de SD te bepalen, is in slice 22 (CTP486; uniforme module in het fantoom) een ROI getekend voor zowel het referentieprotocol als de 96 scans met aangepaste parameters. Deze slice is gekozen, omdat het fantoom in het centrum van deze slice homogeen is. Voor alle scans is het ROI op dezelfde plaats gepositioneerd. De ROI's zijn getekend op het beeldscherm in de bedieningsruimte van de CT.

De waarden die gemeten zijn met de fantomen en ionisatiekamer zijn genoteerd in een SPSS-file (Statistical Package for the Social Sciences). SPSS is een data-analyse softwareprogramma. De meetresultaten van het CTDI fantoom zijn genoteerd in DLP (eenheid mGy.cm). Ook de metingen voor de standaarddeviatie zijn geplaatst in SPSS.

2.5 Ethische aspecten

Dit onderzoek betrof een fantoomstudie. Er zijn geen patiënten gevraagd om deel te nemen aan dit onderzoek. Toestemming was niet nodig van de Medische ethische toetsingscommissie (METC) om dit onderzoek uit te voeren.

2.6 Data-analyse

De laag contrast- en spatiële resolutie van het referentie protocol zijn vergeleken met de beeldkwaliteit van de scans met aangepaste parameters. Data is geanalyseerd middels het SPSS bestand. Staafgrafieken zijn gevormd voor interpretatie van de onderzoeksgegevens.

Verschillende staafgrafieken zijn vervaardigd. Op de Y-as zijn vier verschillende variabelen ingevoerd; dosis in percentage, contrastresolutie in aantal zichtbare cirkels, spatiële resolutie in lijnenparen/cm en de standaarddeviatie. Voor de grafieken van de onderzoeken die gescand zijn met auto-mA (48 scans), staan de NI waarden op de X-as. De verschillende kleuren staven in de grafiek staan voor de verschillende ASiR percentages. Voor de onderzoeken die zijn gescand met fixed mA staan de mA waarden op de X-as. In elke staafgrafiek is het referentieprotocol weergegeven met een zwarte horizontale lijn. Deze grafieken zijn vervaardigd voor onderzoeken met een instelling van 80 kV en voor onderzoeken met een instelling van 120 kV.

3. Resultaten

3.1 Algemeen

Na het scannen van het referentieprotocol met het CTDI fantoom is gebleken dat het referentieprotocol een DLP geeft van 233,55 cGy.cm. Deze waarde is gelijk gesteld aan 100%. De beelden van het Catphan fantoom zijn beoordeeld op laag contrastresolutie en spatiële resolutie. Bij het visueel beoordelen van laag contrastresolutie zijn vijf zichtbare cirkels geteld in de supra-slice. Bij het visueel beoordelen van de spatiële resolutie zijn 5 zichtbare lijnenparen geteld.

Het tekenen van een ROI in het referentieprotocol in slice 22 geeft een SD van 12.53. Om te bepalen welke scans aan de volgende eisen voldoen; dosis in percentage $\leq 100\%$, spatiële resolutie van ≥ 5 lijnenparen, laag contrastresolutie van ≥ 5 cirkels en een SD van ≤ 12.53 , is er in SPSS 'select cases' geselecteerd. In tabel 1 is dit schematisch weergegeven per uitkomstmaat. Hieruit blijkt dat van de 96 scans die gemaakt zijn, 89 scans een lager dosispercentage hebben in vergelijking met het referentieprotocol. Voor de SD voldoen 38 scans aan de eis. In vergelijking met het referentieprotocol voldoen 20 scans aan de contrastresolutie. De spatiële resolutie voldoet in 65 scans van de 96 scans die gemaakt zijn.

Referentieprotocol	Scans met aangepaste parameters
Dosis = 100 %	Dosis ≤ 100% (n = 89)
SD = 12,53	SD ≤ 12.53 (n = 38)
Contrastresolutie = 5 cirkels	Contrastresolutie \geq 5 cirkels (n = 20)
Spatiële resolutie = 5 lijnenparen	Spatiële resolutie ≥ 5 lijnenparen (n = 65)

Tabel 1; Scans per uitkomstmaat die aan het referentieprotocol voldoen.

Na deze analyse blijkt dat 14 scans van de 96 scans die gemaakt zijn voldoen aan alle eisen (n = 14). Deze 14 scans hebben allen een instelling van 120 kV. Één van de veertien scans is ingesteld is met auto-mA. De overige scans zijn ingesteld met een vaste mA waarde. De waarden zijn terug te vinden in tabel 2.

Scan nummer;	ASiR percentage	kV	NI	mA	Dosis (in percentage)	Laag contrastresolutie	Spatiële Resolutie	Standaard deviatie
REF protocol	<u>40%</u>	<u>120</u>	<u>17,68</u>	<u>auto-mA</u>	<u>100%</u>	<u>5 cirkels</u>	<u>5 lijnen</u>	<u>12,53</u>
7	0%	120		75	14,0%	6 cirkels	5 lijnen	12,48
8	0%	120		100	18,7%	6 cirkels	5 lijnen	10,34
15	20%	120		75	14,0%	6 cirkels	6 lijnen	12,00
23	40%	120		75	14,0%	6 cirkels	6 lijnen	10,47
24	40%	120		100	18,6%	6 cirkels	6 lijnen	8,80
30	60%	120		50	9,7%	6 cirkels	5 lijnen	11,88
31	60%	120		75	14,0%	6 cirkels	6 lijnen	9,16
32	60%	120		100	18,6%	6 cirkels	6 lijnen	7,82
38	80%	120		50	9,6%	6 cirkels	5 lijnen	9,55
39	80%	120		75	14,0%	7 cirkels	6 lijnen	8,06
40	80%	120		100	18,6%	7 cirkels	6 lijnen	6,95
46	100%	120		50	9,6%	5 cirkels	5 lijnen	8,77
47	100%	120		75	14,0%	6 cirkels	6 lijnen	7,19
48	100%	120		100	18,6%	7 cirkels	6 lijnen	5,84
88	80%	120	50		31,0%	5 cirkels	5 lijnen	9,83

Tabel 2; Parameters van de scans die aan de eisen voldoen.

De scans met de bijbehorende parameters die in tabel 2 weergegeven zijn, hebben een gelijke of zelfs een betere spatiële- en laag contrastresolutie in vergelijking met het referentieprotocol. Dit geeft dosisreductie van 69% tot 90,4% bij behoud of bij betere beeldkwaliteit kijkend naar contrast- en spatiële resolutie.

3.2 Resultaten dosis

3.2.1 Dosisverandering in percentage met betrekking tot ASiR in relatie tot NI en auto-mA

Scans zijn gemaakt met verschillende ASiR instellingen en met verschillende waarden voor NI. ASiR staat niet in direct verband met dosisreductie, hierdoor komen deze waarden bij benadering overeen. Instellingen met een aangepaste NI behoeven een auto mA instelling. Bij 80 kV is een gemiddelde dosisreductie realiseerbaar van 66,5% voor een NI van 15, 20 en 25. Voor een NI van 50 is dosisreductie realiseerbaar van 73,4% (grafiek 1 en tabel 1, bijlage VI).

Voor een scan met 120 kV met een NI van 15 is er sprake van een dosistoename van \approx + 24,4%. Instelling van NI is 20 geeft een gemiddelde dosisverhoging van \approx 1,5%. Een NI van 25 geeft een gemiddelde dosisreductie van \approx 26%. NI van 50 geeft een gemiddelde dosisreductie van \approx 69% (grafiek 2 en tabel 2, bijlage VI).

3.2.2 Dosisverandering in percentage met betrekking tot ASiR in relatie tot fixed mA

De dosispercentages bij instelling van fixed mA zijn relatief laag in vergelijking met het referentieprotocol. Bij 80 kV is een gemiddelde dosisreductie te behalen van 98,7% bij een mA waarde van 25. Voor een mA waarde van 50 is een gemiddelde dosisreductie te behalen van 97,4%. Bij een mA waarde van 75 is een gemiddelde dosisreductie te behalen van 96,1%. En een instelling van mA waarde is 100 kan een gemiddelde dosisreductie geven van 94,9% (grafiek 3 en tabel 3, bijlage VI).

Bij een instelling van 120 kV kan voor een mA waarde van 25 een gemiddelde dosisreductie behaald worden van 95,3%. Een mA instelling van 50 kan een gemiddelde dosisreductie weergeven van 90,6%, een mA waarde van 75 geeft een gemiddelde dosisreductie van 86,0% en een mA waarde van 100 kan een gemiddelde dosisreductie van 81,3% behalen (grafiek 4 en tabel 4, bijlage VI).

3.2.3 Dosisverandering in percentage met betrekking tot ASiR in relatie tot kV

Scans zijn gemaakt met verschillende ASiR percentages voor 80 en 120 kV. Hieruit blijkt dat dosis met een instelling van 120 kV hoger is dan de dosis bij 80 kV. ASiR heeft geen directe invloed op de dosis. De verschillen in dosis worden veroorzaakt door de onnauwkeurigheid in mA regeling en onnauwkeurigheid in de dosismeting.

Grafiek 1; kV waarden uitgezet tegen dosis in percentages voor ASiR percentages.



3.3 Resultaten beeldkwaliteit

3.3.1 Beeldkwaliteit; contrastresolutie

Één scan met 80 kV en auto-mA voldoet aan het referentieprotocol. Deze scan is uitgevoerd met een NI van 15 en een ASiR percentage van 100%. De overige metingen blijven ver onder de resultaten van het referentieprotocol. Wat opvalt, is de scan met een NI van 20 met een instelling van 20% ASiR waarop geen zichtbare cirkels waarneembaar waren (grafiek 5, bijlage VII).

Bij twee scans voldoet de laag contrastresolutie wanneer een instelling van 120 kV gekozen wordt aan het referentieprotocol. Dit is met een NI van 15 en een ASiR percentage van 60% en een scan met een NI van 50 en een ASiR percentage van 80% (grafiek 6, bijlage VII).

Als een fixed mA getal gekozen wordt, voldoet geen één scan bij een instelling van 80 kV aan de eisen (grafiek 7, bijlage VII).

Wanneer een instelling van 120 kV gebruikt wordt, zijn er veel scans die voldoen aan het referentieprotocol. Bij een instelling van mA waarde 50 en 75, voldoen alle scans met verschillende ASiR instellingen aan het referentieprotocol en zijn er scans waarvan de contrastresolutie beter is dan de contrastresolutie van het referentieprotocol (afbeelding 5 en grafiek 8, bijlage VII).



Afbeelding 5

3.3.2 Beeldkwaliteit; spatiële resolutie

De spatiële resolutie is met het Catphan fantoom wat moeilijker te bepalen. Wat opvalt, is dat bij een instelling van 80 kV en auto-mA 13 scans voldoen aan het referentieprotocol. Voor een NI van 15, 20 en 25 voldoen alle scans met 0% en 20% ASiR aan het referentieprotocol. Voor een NI van 50 voldoen alle scans aan het referentieprotocol, op de instelling met 40% ASiR na (grafiek 9, bijlage VIII).

Voor een instelling van 120 kV voldoen nog niet alle scans aan het referentieprotocol wat betreft de spatiële resolutie. De scans met een instelling van 0%, 40%, 80% en 100% ASiR voldoen aan de eisen van het referentieprotocol voor de bepaling van de spatiële resolutie (grafiek 10, bijlage VIII).

Wanneer een fixed mA waarde ingesteld wordt, voldoen een aantal scans aan het referentieprotocol voor 80 kV met betrekking tot de spatiële resolutie. Wanneer ASiR percentage ingesteld wordt van 20%, voldoen alle scans met verschillende mA-waarden aan het referentieprotocol. Wanneer de mA-waarde hoger wordt, wordt ook de spatiële resolutie beter in vergelijking met het referentieprotocol. Bij een instelling van 75 en 100 mA voldoet een scan met instelling van 100% ASiR niet aan het referentieprotocol (grafiek 11, bijlage VIII).

Bij een ingestelde fixed mA waarde met een instelling van 120 kV is de spatiële resolutie in de meeste situaties vergelijkbaar of beter in vergelijking tot het referentieprotocol. Voor zowel een instelling van 50, 75 als 100 mA voldoen alle scans aan het referentieprotocol. Bij een instelling van 25 mA voldoet alleen de scan met een instelling van 100% ASiR niet aan het referentieprotocol. Voor een instelling van 75 en 100 mA en ASiR instelling van 20% tot 100% is de spatiële resolutie beter dan de spatiële resolutie van het referentieprotocol (grafiek 12, bijlage VIII).

3.3.3 Beeldkwaliteit; standaarddeviatie

De standaarddeviatie is bepaald door het tekenen van een ROI. De SD van de HU is een maat voor de ruis die in het beeld aanwezig is. Des te lager de SD, des te lager is de SNR (1).

Wanneer een instelling van 80 kV gekozen wordt, zijn er 5 scans die een gelijke of lagere standaarddeviatie hebben dan de standaarddeviatie van het referentieprotocol. Deze scans hebben een instelling van 15 of 20 NI. Bij een NI van 15 voldoen de scans met een instelling van 40% tot 100% en bij een NI van 20 voldoet alleen de scan met een instelling van 100% ASiR (grafiek 13, bijlage IX).

Bij instelling van 120 kV is de SD voor alle NI en een instelling van 60%, 80% of 100% ASiR lager dan de SD van het referentieprotocol. Hieruit blijkt dat des te hoger de instelling van ASiR is, des te lager is de SD in HU. Dit is onafhankelijk van de ingestelde NI (grafiek 14, bijlage IX).

Als een vaste mA waarde ingesteld wordt, in combinatie met een instelling van 80 kV, zijn er drie scans waarvan de SD gelijk is of lager dan het referentieprotocol. Deze instelling wordt gezien bij een ASiR percentage van 80% of 100% en bij een mA waarde van 75 of 100 (grafiek 15, bijlage IX).

In grafiek 16 is zichtbaar dat wanneer een instelling van 120 kV gekozen wordt, de SD afneemt met een toename van de mA waarde. Ook neemt de SD af met een toename van ASiR. Voor een instelling van 100 mA hebben alle scans een betere SD dan de SD van het referentieprotocol (grafiek 16, bijlage IX).

4. Discussie

4.1 Fantoomstudie

4.1.1 Catphan fantoom

Het Catphan fantoom is een erkend en geregistreerd weefselequivalent fantoom dat voor alle metingen van het laag contrast- en spatiële resolutie hetzelfde is. Hierdoor is het met dit fantoom mogelijk om de resultaten van dit onderzoek te vergelijken met een zelfde onderzoeksetting op een ander meetinstrument (CT). Dit geeft een positief effect op de betrouwbaarheid van het onderzoek.

De spatiële- en contrastresolutie is visueel beoordeeld door één persoon. De perceptie van meerdere personen is in dit onderzoek niet meegenomen. Dit geeft een beperkende factor van betrouwbaarheid van het onderzoek.

De window-width en window-level zijn in dezelfde setting gezet, maar deze waarden kunnen enige punten variëren. Dit vanwege het feit dat waarden voor het WW en WL niet ingetoetst kunnen worden. Dit heeft de resultaten van het onderzoek niet dermate beïnvloedt, dat de CT-beelden op een andere manier geïnterpreteerd zullen zijn.

4.1.2 CTDI fantoom en ionisatiekamer

Het CTDI fantoom met de ionisatiekamer die daarbij geleverd is, zijn getest door de fabrikant. Tijdens de metingen is hetzelfde CTDI fantoom gebruikt in combinatie met dezelfde ionisatiekamer. Toch is het mogelijk dat er een meetonnauwkeurigheid in zit. Deze meetonnauwkeurigheid is voor alle scans hetzelfde, zodat dit geen invloed heeft gehad op de resultaten en de betrouwbaarheid van dit onderzoek. Dit aangezien de proefopstelling niet veranderd is en de metingen uitgevoerd zijn met hetzelfde fantoom en dezelfde ionisatiekamer op dezelfde CT-scanner.

4.2 Metingen

4.2.1 Parameters

NI

In deze studie zijn vier waarden voor de parameter NI onderzocht. De stap van 25 NI naar 50 NI is een grote stap, dit om een uiterste meting te doen. Deze metingen hebben aangetoond dat scannen met een hogere NI dan 20 in combinatie met ASiR een slechtere spatiële- en contrastresolutie geven in vergelijking met het referentieprotocol. Hiertussen zitten allerlei mogelijkheden die verder onderzocht kunnen worden. Het scannen met deze instellingen geven een beperkende factor op de resultaten van het onderzoek. NI van 15 geeft een lage standaarddeviatie wanneer het ASiR percentage hoog genoeg is.

kV

De onderzochte instellingen zijn 80 en 120 kV. Hieruit blijkt dat 120 kV een hogere dosis geeft, maar ook een betere spatiële- en laag contrastresolutie. De SD is lager bij een instelling van 120 kV vergeleken met de instelling van 80 kV. De CT heeft mogelijkheid om voor scans een instelling van 100 en 140 kV te gebruiken. Deze waarden zijn vanwege tijdgebrek niet meegenomen in deze studie. Dit is een beperking van het onderzoek. Het heeft de voorkeur om deze waarden, met name de 100 kV, te onderzoeken. Verondersteld wordt dat 100 kV een lagere dosis geeft in vergelijking met 120 kV, maar wel een betere spatiële – en laag contrastresolutie in vergelijking met een instelling van 80 kV.

mА

De instellingen met vaste mA waarden die in dit onderzoek gebruikt zijn, geven een veel lagere dosis dan de dosis die nodig is voor het referentieprotocol. De spatiële- en laag contrastresolutie voldoen aan het referentieprotocol. Aangezien het mA-bereik ingesteld is op 50-600 mA, zijn de waarden die gekozen zijn voor vaste mA instellingen relatief laag. Desondanks deze lage mA instellingen, zijn de resultaten positief.

4.2.2 SD en ROI

De SD is bepaald door het tekenen van een ROI. De geplaatste ROI's zijn standaard cirkelvormige ROI's die in het scherm komen zodra deze gebruikt worden. De grootte van het ROI is aan de grote kant, maar door met de standaard ROI te werken, staat deze wel bij elke meting op dezelfde plaats. Doordat het ROI in homogeen weefsel is geplaatst, zijn deze metingen voor alle scans representatief en betrouwbaar om uit de SD een conclusie te kunnen geven over de hoeveelheid kwantumruis die aanwezig is. Dit is hierdoor een sterk punt van het onderzoek.

4.3 Resultaten

Wanneer de NI hoger wordt, wordt de dosis lager bij een instelling met auto-mA. Dit is logisch, aangezien de kwantumruis toeneemt bij verhoogde NI (1). Uit de literatuur werd verwacht dat wanneer de NI hoger wordt, de standaarddeviatie ook hoger wordt (1). Dit blijkt ook uit de resultaten van dit onderzoek. Bij een toename van de NI, neemt de laag contrastresolutie af.

Uit literatuur (11) blijkt dat verlaging van de buisspanning leidt tot verlaging van de dosis. De verlaging van de buisspanning leidt in dit artikel niet automatisch tot verandering in signaal ruisverhouding

(SNR). Middels dit onderzoek (paragraaf 3.2.3; *Dosisverandering in percentage met betrekking tot* ASiR *in relatie tot* kV) is aangetoond dat verlaging van de buisspanning leidt tot verlaging van dosis. Echter, verlaging van de buisspanning geeft verhoging van de SD. Hierdoor wordt de SNR lager en blijft deze niet gelijk zoals in de literatuur gesteld werd. Door verhoging van de SD kan de conclusie getrokken worden dat de SNR wel is veranderd ten opzichte van het referentieprotocol.

Uit deze fantoomstudie blijkt dat scannen met vaste mA instelling een lagere dosis geeft en betere contrast- en spatiële resolutie in vergelijking met scans met een auto-mA instelling. Deze resultaten zijn niet te verklaren vanuit de literatuur.

Uit literatuur is dosisreductie haalbaar van 60% door gebruik van ASiR (4-5-6). In deze fantoomstudie (zie paragraaf 3.1; *resultaten algemeen*) is een dosisreductie haalbaar van 69,0% tot 90,4%. De dosisreductie in deze studie is haalbaar door te scannen met fixed mA. Wanneer gekeken wordt naar dosisreductie in combinatie met auto-mA, is een maximale dosisreductie haalbaar van 76%. De dosis die wordt gemeld in de literatuur zijn gebaseerd op het dosisrapport van de CT voor de scans die gemaakt zijn met het Catphan fantoom (4-5-6). De doses van dit onderzoek zijn gemeten met een CTDI fantoom. De parameters zijn voor de twee scans gelijk, maar de dosis kan variëren, omdat de diameter van de fantomen afwijkt van elkaar. Doordat alle scans met hetzelfde fantoom en ionisatiekamer gemeten zijn, is deze afwijking voor alle scans hetzelfde en heeft dit geen invloed op de uitkomst van dit onderzoek.

5 Conclusie en aanbevelingen

5.1 Conclusie

Uit deze fantoomstudie kan geconcludeerd worden dat dosisreductie mogelijk is van 69% tot 90,4% voor CT-scans in vergelijking met het referentieprotocol. Om deze dosisreductie te behalen werd ASiR in combinatie met de parameters kV, mA en NI geoptimaliseerd. De spatiële- en laag contrastresolutie is gelijk gebleven of zelfs verbeterd in vergelijking met het referentieprotocol. Hiernaast is de SD lager voor scans met dosisreductie in vergelijking met de standaarddeviatie van het referentieprotocol.

5.2 Aanbevelingen

- Het is aan te bevelen om verder onderzoek te doen naar de optimalisatie van deze parameters.
 Zo kan de kV, NI en fixed mA in andere verhoudingen getest worden. Een ander bereik kan ingesteld worden voor auto-mA. Hierdoor kan dosisreductie verder geoptimaliseerd worden bij behoud van beeldkwaliteit.
- ASiR is onderzocht in stappen van 20%. De metingen van dit onderzoek kunnen herhaald worden voor de overige ASiR percentages om de dosisreductie te optimaliseren bij behoud van laag contrast- en spatiële resolutie.
- Het is aan te bevelen om de resultaten die naar voren zijn gekomen aan de hand van dit onderzoek, klinisch te onderzoeken in een patiëntensetting.
- De resultaten van de spatiële- en laag contrastresolutie zijn visueel beoordeeld door een individu. Het is aan te bevelen om de beelden door meerdere personen visueel te beoordelen. Hierdoor kunnen verschillen in perceptie gemeten en gemiddeld worden.

6 Literatuur

- 1. Hakkert, M., Tempelman, G. e.a. (2010). *Computertomografie; techniek, onderzoek en stralingshygiëne*. Elsevier gezondheidszorg. Deel 3, bladzijde 557 589.
- Gezondheidsraad. (2007). Risico's van blootstelling aan ioniserende straling. Den Haag: gezondheidsraad. Publicatienummer: 2007/03. P 30 – 33, P 38 – 39, P 93 – 101.
- Ru, V.J. de, Scheurleer, J.S., e.a. (2006). Radiobiologie en stralingsbescherming. Elsevier gezondheidszorg. P 45 – 47.
- Casteele, E. van de, Parizel, P. en Sijbers, J. (2012). Quantitative evaluation of ASiR image quality: An adaptive statistical iterative reconstruction technique. SPIE medical imaging, vol. 8313, 02/2012.
- Franck, C. (2011). Evaluatie van dosis reductietechnieken op een dual source CT.
 Faculteit Geneeskunde en Gezondheidswetenschappen. Gent. P 9 14, P 20 26.
- Lifeng, Y., Liu, X., Shuai, L., e.a. (2009). Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. Imaging Med. 2009 October; 1 (1): P 65 – 84.
- Veldkamp, W.J.H, Bouwman, R.W., Crompvoets-Jeukens, C.R.L., e.a. (2010). Diagnostische referentieniveaus, Nederlandse Commissie voor Stralingshygiëne. Sdu Uitgevers. P 11 - 12.
- 8. Wouters, E. en Zaalen, Y. van. (2012). *Praktijkgericht onderzoek in de paramedische zorg.* Uitgeverij Coutinho.
- Pychlau, G. (2007). CT Phantoms T40016, T40017 and T40027. PTW-Freiburg. Freibrug, Germany. P 7 – 10.
- 10. Goodenough, D.J. (2012). Catphan® 500 and 600 manual. The Phantom Laboratory.
- 11. Wintersperger, B., Jakobs, T., Herzog, P., e.a. *Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low IV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose*. European Radiology. (2005 February; 15 (2)): P 334 341.
- General Electric Company. *CT-systeem, studie- en naslaggids.* (2011). Versie: 5. Hoofdstuk 9.12 – 9.25.

- Funama Y, Awai K, Nakayama Y, et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. (2005). Radiology. 2005;237: 905 – 910.
- 14. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, et al. *Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise.* Radiology. 2005;237:945–951.

Bijlage I Lijst met afkortingen

AEC	Automatic Exposure Control
ASiR	Adaptive Statistical iterative Reconstruction (iteratieve reconstructiemethode)
СТ	Computer tomografie
CTDI	Computed tomography Dose Index
DLP	Dosis Lengte Product
Gy	Gray
HU	Hounsfield Units
ICRP	International Commission on Radiological Protection
kV	kilo Voltage
mA	milli Ampère
METC	Medische Ethische Toetsingscommissie
MBRT	Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken
NI	Noise Index
ROI	Region Of Interest
SD	Standaarddeviatie
SNR	Signal to Noise ratio; signaal-ruisverhouding
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences (analytisch softwareprogramma)
ZRTI	Zeeuws Radiotherapeutisch Instituut

Bijlage II Onderzoeksopstelling CTDI fantoom



a. Het CTDI fantoom is geplaatst op tafel. De ionisatiekamer is in het midden van het fantoom geplaatst. De vrije posities voor de ionisatiekamer zijn opgevuld met equivalent materiaal. De ionisatiekamer is uitgelijnd door gebruik van de lasers.



b. Aan de ionisatiekamer is het uitleesapparaat gekoppeld. Zo kan het uitleesapparaat de waarden weergeven die de ionisatiekamer heeft gemeten.

Bijlage III Onderzoeksopstelling Catphan fantoom



a. Het fantoom is geplaatst op de kist waar het fantoom inzit.



b. Het fantoom is geplaatst tegen een hulpstuk dat vastzit aan de tafel. Zo is de plaats van het fantoom op de scantafel reproduceerbaar.



c. Met behulp van een waterpas is ervoor gezorgd dat het fantoom recht horizontaal ligt.



d. Het fantoom is gepositioneerd aan de hand van de groene lasers.



e. Het Catphan fantoom is klaar om gescand te worden.

Bijlage IV Beelden contrastresolutie (instelling; WW 400, WL 150, img 38)



	Scan 23; 25 mA, 120 kV, 40% ASiR	Scan 24; 50 mA, 120 kV, 40% ASIR	Scan 25; 75 mA, 120 kV, 40% ASiR
Scan 22; 100 mA, 80 kV, 40% ASiR			
Scan 26; 100 mA, 120 kV, 40% ASiR	Scan 27; 25 mA, 80 kV, 60% ASiR	Scan 28; 50 mA, 80 kV, 60% ASiR	Scan 29; 75 mA, 80 kV, 60% ASiR
Scan 30; 100 mA, 80 kV, 60% ASIR	Scan 31; 25 mA, 120 kV, 60% ASiR	Scan 32; 50 mA, 120 kV, 60% ASiR	Scan 33; 75 mA, 120 kV, 60% ASIR
Scan 34; 100 mA, 120 kV, 60% ASIR	Scan 35; 25 mA, 80 kV, 80% ASiR	Scan 36; 50 mA, 80 kV, 80% ASiR	scan 37; 75 mA, 80 kV, 80% ASIR
Scan 38; 100 mA, 80 kV, 80% ASIR	Scan 39; 25 mA, 120 kV, 80% ASiR	Scan 40; 50 mA, 120 kV, 80% ASiR	Scan 41; 75 mA, 120 kV, 80% ASiR

Scan 42; 100 mA, 120 kV, 80% ASIR	Scan 43; 25 mA, 80 kV, 100% ASIR	Scan 44; 50 mA, 80 kV, 100% ASiR	Scan 45; 75 mA, 80 kV, 100% ASiR
Scan 46; 100 mA, 80 kV, 100% ASIR	Scan 47; 25 mA, 120 kV, 100% ASIR	Scan 48; 50 mA, 120 kV, 100% ASIR	Scan 49; 75 mA, 120 kV, 100% ASIR
Scan 50; 100 mA, 120 kV, 100% ASiR	Scan 51; auto-mA, 80 kV, 15 NI, 0%	Scan 52; auto-mA, 80 kV, 20 NI, 0%	Scan 53; auto-mA, 80 kV, 25 NI, 0%
	ASiR	ASIR	ASIR
Scan 54; auto-mA, 80 kV, 50 NI, 0%	Scan 55; auto-mA, 120 kV, 15 NI, 0%	Scan 56; auto-mA, 120 kV, 20 NI, 0%	Scan 57; auto-mA, 120 kV, 25 NI, 0%
ASIR	ASIR	ASIR	ASIR
Scan 58; auto-mA, 120 kV, 50 NI, 0%	Scan 59; auto-mA, 80 kV, 15 NI, 20%	Scan 60; auto-mA, 80 kV, 20 NI, 20%	Scan 61; auto-mA, 80 kV, 25 NI, 20%
ASIR	ASIR	ASIR	ASiR







Bijlage VMetingen beelden spatiële resolutie (instelling; WW 2000, WL 600, img 62)









Bijlage VI Resultaat dosisveranderingen



Grafiek 1; Dosispercentage NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA)

Tabel 1; Dosispercentage NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA)

NI / ASiR	0%	20%	40%	60%	80%	100%	Gemiddelde
15	34,0%	34,2%	29,5%	34,4%	34,2%	33,9%	33,4%
20	34,6%	34,0%	29,7%	34,3%	34,3%	33,9%	33,5%
25	34,1%	34,2%	29,7%	34,2%	34,3%	33,9%	33,4%
50	27,9%	26,8%	24,0%	26,8%	26,90%	27,1%	26,6%



Grafiek 2; Dosispercentage NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA)

NI / ASiR	0%	20%	40%	60%	80%	100%	Gemiddelde
15	129,6%	112,2%	106,8%	126,2%	129,7%	141,4%	124,4%
20	99,1%	94,3%	93,2%	98,9%	99,6%	105,7%	98,5%
25	74,4%	70,3%	68,8%	74,3%	74,7%	81,2%	74%
50	31,5%	29,2%	28,5%	31,5%	31%	33,8%	30,9%

Tabel 2; Dosispercentage NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA)



Grafiek 3; Dosispercentage fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 80 kV

Tabel 3; Dosis	percentage	fixed mA	uitgezet teger	ι ASiR voo	r 80 kV
,					

mA / ASiR	0%	20%	40%	60%	80%	100%	Gemiddelde
25	1,3%	1,3%	1,3%	1,3%	1,3%	1,3%	1,3%
50	2,6%	2,6%	2,6%	2,6%	2,6%	2,6%	2,6%
75	3,9%	3,8%	3,8%	3,9%	3,9%	3,9%	3,9%
100	5,1%	5,2%	5,0%	5,1%	5,1%	5,1%	5,1%



Grafiek 4; Dosispercentage fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 120 kV

Tabel 4; Dosispercentage fixed r	nA uitgezet tegen /	ASiR voor 120 kV
----------------------------------	---------------------	------------------

mA / ASiR	0%	20%	40%	60%	80%	100%	Gemiddelde
25	4,6%	4,7%	4,7%	4,7%	4,7%	4,7%	4,7%
50	9,4%	9,4%	9,3%	9,4%	9,4%	9,4%	9,4%
75	14,0%	14,0%	14,0%	14,0%	13,9%	13,9%	14,0%
100	18,7%	18,7%	18,6%	18,7%	18,7%	18,5%	18,7%

Bijlage VII Resultaat contrastresolutie



Grafiek 5; Contrastresolutie NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA)



Grafiek 6; Contrastresolutie NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA)



Grafiek 7; Contrastresolutie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 80 kV



Grafiek 8; Contrastresolutie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 120 kV

Bijlage VIII Resultaat spatiële resolutie



Grafiek 9; Spatiële resolutie NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA)



Grafiek 10; Spatiële resolutie NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA)



Grafiek 11; Spatiële resolutie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 80 kV



Grafiek 12; Spatiële resolutie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 120 kV

Bijlage IX Resultaat standaarddeviatie



Grafiek 13; Standaarddeviatie NI uitgezet tegen ASiR voor 80 kV (auto-mA)



Grafiek 14; Standaarddeviatie NI uitgezet tegen ASiR voor 120 kV (auto-mA)



Grafiek 15; Standaarddeviatie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 80 kV



Grafiek 16; Standaarddeviatie fixed mA uitgezet tegen ASiR voor 120 kV

Bijlage X Beoordeling projectplan

B4 Beoordelingsformulier projectolan		
en promis reaging en 6jdbaalading.		
Naam: Daphne Schager Stude	entnr: 21 49	304
Datum: 20 maart 2013	REDARD DESCRIPTION	n de troot aga loont ea m
Titel: Optimalisatie CT-beelden, dosisreductie voor CT-scans op een radiothera	pie afdeling	
Algemeen	te gelillerent aleren	a den la tenne degen har a
- Spelling en taalgebruik zijn correct	ja / nee	Opmerking [WA1]: Let wel op dat in
		niet te verhalend verteld (bv begin 2° alinea) en geen sprecktaal gebruikt
Inleiding (Probleemomschrijving en probleemstelling)		Wees direct in wat je schrijft.
- De probleemomschrijving is voldoende helder geformuleerd	ja / nee	
- Uit de probleemomschrijving, blijkt de maatschappelijke	is plag and area	
en paramedische relevantie	ja / nee	
- Op basis van de probleemstelling wordt een concrete en relevante		
vraagstelling (of meerdere) geformuleerd met eventueel sub vragen	ia / nee	Onmerking [WA2]: Ik mis echt pog
ton tig instants group of the second se	and the second second	wat het uiteindelijke probleem is. Is he
Doelstelling		optimaliseren zijn?
De doelstelling is:		
- Voldoende helder en concreet geformuleerd	ia / nee	Opmerking [WA3]: Overweeg of is
- Relevant voor een gekozen doelgroep binnen de (paramedische) beroepspraktijk	ia / nee	'voor een fantoomstudie' niet verande
- Praktisch uitvoerbaar	ia / nee	Opmerking [WA4]: : Voor
- Haalbaar binnen de tijd	ja / nee	dosisreductie met behulp van ASIR is
		contrast- en spatiële resolutie, een
Methode		Zou je niet beter kunnen zeggen: 'voo
-Er wordt voldoende inzicht gegeven in soorten activiteiten en soorten bronnen voor		kwaliteit van de CT scan is behoud va
het uitvoeren van het onderzoek en het tot stand komen van het product	ia/ nee	bij het reduceren van de dosis'? oi
-De uitkomstmaten worden beschreven	ia/ nee	
-De gebruikte meetinstrumenten worden beschreven en de gemaakte	,	
keuzes beargumenteerd.	ia/ nee	
-De deelnemers worden beschreven inclusief in- en exclusiecriteria	ja/ nee	
-De beoogde analyse wordt beschreven en beargumenteerd	ja nee	
-Er is een ethische paragraaf toegevoegd (uitzondering: literatuurstudie)	ia/ nee	
	,	
Projectproduct (indien van toepassing)		
Het projectproduct:		
- Sluit aan bij de probleemstelling, vraagstelling en doelstelling	ja / nee	
- Is bruikbaar voor de gekozen doelgroep	ja / nee	
- Sluit aan bij de wens van de opdrachtgever	ja / nee	

Tijdpad

- Het tijdpad geeft voor het project als geheel een globale fasering en tijdbesteding	
en voor de eerstkomende weken een steeds gedetailleerdere invulling	ja / nee
- In de tabel zijn belangrijke momenten (typografisch opvallend) vastgelegd,	
(bv. contactmomenten, inlevermomenten e.d.)	ja / nee
- In het tijdpad wordt al een globale invulling gegeven van de taakverdeling	
bij de geplande activiteiten	ja / nee
Begrote kosten	
Er wordt een helder inzicht gegeven in:	
- De te verwachten soorten kosten qua geld en uren	ja / nee
- De verdeling van deze kosten (projectleider, student, opleiding)	ja / nee
Literatuur	
- Gebruikte en geplande literatuur is specifiek en in voldoende omvang genoemd	ja / nee
Er wordt vonvozon noor rolevente en recente literetuur	

- Er wordt verwezen naar relevante en recente literatuur ja / nee - Literatuurverwijzingen, in lopende tekst en in literatuurlijst, worden gegeven volgens de Schrijfwijzer (Wouters 2012) ja / nee

Toelichting:

Alle punten onder B3.1 tot en met B3.8 moeten met ' ja' beantwoord zijn om een voldoende voor het project te krijgen. De begeleider bespreekt met de student op welke punten wijzigingen nodig zijn.

Beoordeling:	eve bi Best vij Got. Vij	Voldoende	
	And Make	have an an internal to a local state of the	

Naam beoordelaar:

Lydia Willemse

Datum + Handtekening 20 maart 2013

House

60