





# De harmonisatie en optimalisatie van de CTscaninstellingen in het MST Enschede en ZGT Hengelo.

Een vergelijking van de stralingsbelasting, scaninstellingen, dataverwerking en beeldkwaliteit in opdracht van het MRON, toegepast op de protocollen van CT-abdomen (standaard en blanco), eventueel uitgebreid met CT-angiografie longembolie (CTA-LE), CT-coronairen, CThoofd trauma kind, CT-thorax blanco low dose en CT- nieren microscopische hematurie.

Datum: 21-06-2016

## Namen:

Friso Schoffelen	s1462717,
Michiel Richter	s1390023,
Lisanne Roelofs	s1445529,
Reinout Wijfjes	s1450123.

### **Opdrachtgevers en begeleiders:**

Drs. E. Susanna-Schelhaas (Radioloog MST), C.T. Smit (Klinisch fysicus MST) ,
B. Klein Rot (Radiologisch laborant MST), M. Hilgerink (Klinisch fysicus ZGT), MSc. M.E. Kamphuis (Technologisch begeleider), A.M.L. Meesters (Tutor).

## Inhoud

Abs	stract	5
1.	Inleiding	7
1	.1 CT Technologie	8
	1.1.1 Röntgenbuis, Productie van röntgenstraling en bijbehorende variabelen	8
	1.1.2 Interactie van röntgenstraling met weefsel en CT-getal	8
	1.1.3 Scanvariabelen en afhankelijkheden	8
1	2 Catphan500 Fantoom functionaliteit	9
1	.3 Beeldkwaliteit	. 10
	1.3.1 Beeldmatrix, pixel, voxel, partieel volume effect, objectgrootte en window level/width	. 10
	1.3.2 Beeldreconstructie methoden	. 10
	1.3.3 Contrast en attenuatiecoëfficiënt	. 11
	1.3.4 Ruis	. 12
	1.3.5 Contrast-Ruis Verhouding (CNR = Contrast-to-Noise Ratio)	. 12
1	.4 CT-software CARE Dose4D (AEC, Quality Reference mAs, Modulatie sterkte)	. 12
	1.4.1 CT-software CARE kV bij CARE Dose 4D	. 13
2. 1	Лethode	. 14
2	2.1 Methode protocolvergelijking en fantoommeting	. 14
	2.1.1 Gebruikte systemen	. 14
	2.1.2 Fantoom positionering en scangebied	. 14
	2.1.3 Data Acquisitie	. 14
2	2.2 Protocol vergelijking	. 16
	2.2.1 Ontbrekende protocollen (N/A)	. 17
2	2.3 dosisgegevens	. 17
	2.3.1 Toetsen aan het DRN	. 17
	2.3.2 Dataverzameling ZGT	. 17
	2.3.3 Dataverzameling MST	. 18
	2.3.4 Dataverwerking	. 18
3. F	Resultaten	. 19
3	3.1 Protocolvergelijking	. 19
3	3.2 Fantoommetingen	. 21
	3.2.1 CTDIvol	. 21
	3.2.2 Effectieve mAs	. 21
	3.2.3 Ruis	. 21
	3.2.5 Contrast-Ruis Verhouding	. 22
	3.2.6 Laag-Contrast Detecteerbaarheid	. 24

3.2.7 Resolutie	24
3.3 Dosisgegevens	25
3.3.1 Abdomen	25
3.3.2 Thorax	27
3.3.3 Longembolie	29
3.3.4 Kinderhoofd Trauma	
3.3.5 Microscopische hematurie	33
3.3.6 Coronairen	34
4. Discussie	
4.1 algemene discussiepunten	37
4.1.1 Fantoommetingen	
4.1.2 Fantoommetingen ZGT	38
4.1.3 Protocollen	38
4.1.4 Dataverzameling	39
4.1.5 Enquête	39
4.2 Abdomen	40
4.2.1 protocolvergelijking	40
4.2.2 fantoommetingen	40
4.2.3 dosisgegevens	40
4.3 Thorax	40
4.3.1 protocolvergelijking	40
4.3.2 fantoommetingen	40
4.3.3 dosisgegevens	
4.4 Longembolie	40
4.4.1 protocolvergelijking	
4.4.2 fantoommetingen	41
4.4.3 dosisgegevens	41
4.5 Kinderhoofd Trauma	41
4.5.1 protocolvergelijking	42
4.5.2 fantoommetingen	42
4.5.3 dosisgegevens	42
4.6 Microscopische hematurie	42
4.6.1 protocolvergelijking	43
4.6.2 fantoommetingen	43
4.6.3 dosisgegevens	43
4.7 Coronairen	43

4.7.1 protocolvergelijking
4.7.2 fantoommetingen
4.7.3 dosisgegevens
5. Conclusie
5.1 Abdomen
5.2 Thorax
5.3 Longembolie
5.4 Kinderhoofd Trauma
5.5 Microscopische hematurie
5.6 Coronairen
6. Advies
7. Referenties
8. Appendix
8.1 abdomen
8.2 Thorax
8.3 Longembolie
8.4 Kinderhoofd trauma
8.5 Microscopische hematurie
8.6 coronairen
8.7 Fantoommetingen
8.8 achtergrondinformatie

## Abstract

#### Inleiding

De radiologieafdeling van het MST en ZGT gaan in de nabije toekomst en daardoor is er vanuit de ziekenhuizen de vraag omhoog gekomen om te kijken naar een aantal van de CT-protocollen die gehanteerd worden door de ziekenhuizen. Een CT-scan werkt op basis van het bestralen van een patiënt met röntgenstraling. Een bron en detector worden, terwijl de patiënt op een verschuifbare tafel ligt, in het horizontale vlak om de patiënt geroteerd. Uit de data die tijdens dit proces verkregen wordt kunnen afbeeldingen gereconstrueerd van structuren binnen de patiënt. Door het toenemende aantal CT-scans is het van belang om te kijken naar de stralingsdosis die patiënten ontvangen. De volgende CT-protocollen worden onderzocht: abdomen, thorax blanco, coronairen, pulmonalis, cerebrum kind en nieren microscopische hematurie. Dit vanwege de nationale diagnostische referentieniveau's (DRN) die alleen voor deze protocollen bestaan. Dit biedt de mogelijkheid om deze protocollen te toetsen aan nationaal opgestelde dosisreferenties. Dosisverlaging kan echter niet zomaar, want dit gaat ten koste van de diagnostische beeldkwaliteit. De koppeling tussen dosis, beeldkwaliteit en de protocolinstellingen zal uit maken of er een advies gegeven kan worden over harmonisatie en optimalisatie van deze CT-protocollen voor beide ziekenhuizen.

#### Methode

Om de ziekenhuizen te kunnen toetsen aan het DRN is zijn er dosisgegevens en bijbehorende patiëntengewichten verzameld van CT-scans in het MST en ZGT. Er is retrospectief vanuit een database gegevens opgehaald, maar er is ook prospectief nieuwe gewichten en gegevens verzameld. Met behulp van statistische analyse in SPSS is er voor gewicht gecorrigeerd zodat er aan de DRN's getoetst kan worden. Voor hoofd trauma kind is er met leeftijd gewerkt in plaats van gewicht.

Er zijn fantoommetingen gedaan met de CATPHAN 500 in Enschede en Almelo waarbij de protocollen zijn uitgevoerd op het fantoom. Alle B30 en H30 reconstructies zijn beoordeeld op resolutie, contrast, ruis en uniformiteit om objectief de beeldkwaliteit van de protocollen in beeld te brengen. Een enquête onder de radiologen moet uitwijzen of deze beeldkwaliteit goed genoeg is voor de radiologen om bepaalde structuren te onderscheiden en een diagnose te kunnen stellen.

De protocollen zijn ook vergeleken op vooraf ingestelde parameters en constanten zoals de reference kV en de quality reference mAs. Deze waarden zeggen direct iets over de de ordegrootte aan hoeveelheid dosis die voor dat protocol gegeven wordt.

#### Resultaten

Uit de dataverzameling is gebleken dat het MST vaker een lagere dosis geeft dan het ZGT voor de meeste protocollen. Ook is gebleken dat beide ziekenhuizen onder het DRN liggen bij alle protocollen behalve voor cerebrum kind in de leeftijdscategorie van nul jaar. Bij een aantal protocollen wordt er zelfs onder de streefwaarde gezeten, inclusief bij cerebrum kind, maar bij hogere leeftijdscategorieën.

Uit de fantoommetingen zijn er kwantificeerbare waarden gekomen die de beeldkwaliteit kunnen omschrijven. Ten eerste bleek hieruit dat het MST geneigd is een lagere effectieve mAs te hebben. De standaarddeviatie ruis was meestal ongeveer gelijk behalve bij abdomen blanco, waar het MST een stuk minder ruis had, en bij longembolie waar het juist andersom was. Als gevolg gaf het contrast to noise ratio (CNR) ook afwijkende waarden bij deze twee protocollen. Bij de laag contrast detecteerbaarheid scoorde het MST over het algemeen wat slechter. Bij de resolutie in lijnparen per cm (lp/cm) was het over het algemeen gelijk. Soms zat het MST iets lager.

Uit de protocolvergelijking bleek dat het ZGT bijna altijd een hogere Q.ref.mAs heeft dat het ZGT alleen bij hersenen trauma en cardio retrospectief lijken ze lager te zitten dan het MST.

#### Discussie

De protocollen zijn niet altijd even goed vergelijkbaar. De manier van aanpak verschilt bij een paar protocollen in de ziekenhuizen. Het ZGT heeft bijvoorbeeld geen thorax low dose protocol en en ze scannen nieren bi-fasisch terwijl het MST de twee fasen om de beurt doet. Hierdoor zijn sommige data op één hoop gegooid en zit er in de vergelijking soms een bias. De beeldkwaliteit bij de fantoommetingen is ook erg afhankelijk van wat voor reconstructie er gemaakt wordt. De protocollen zijn niet op meerder kernel filters beoordeeld, waardoor het niet zeker is of de maximale waarden voor de beeldkwaliteit uit de fantoommetingen zijn gehaald. Longembolie is niet op dezelfde plakdikte vergeleken. Voor de dunnere plakken betekent dit meer ruis. Wat het verder lastig maakt om de protocollen op gelijk niveau te beoordelen is het verschil in reconstructiemethode tussen de ziekenhuizen. Het MST werkt met iteratieve reconstructie IR en het ZGT met filtered back projection (FBP).

De Q.ref.mAs hoort een constante te zijn die bepaald is in het SIEMENS systeem. Echter gaven verschillende bronnen waar de Q.ref.mAs uit gehaald kan worden verschillende waarden voor hetzelfde protocol bij sommige protocollen. Hierdoor blijft het onduidelijk of de door ons gebruikte Q.ref.mAs de betrouwbare is.

#### Conclusie

Het MST en ZGT presteren goed ten opzichte van de DRN's en behalen zelfs sommige streefwaarden. Het MST geeft over het algemeen minder dosis dan het ZGT zonder dat de objectieve beeldkwaliteit er erg onder lijdt. Voor het ZGT lijkt het verschil in reconstructiemethode het grootste obstakel om de Q.ref.mAs omlaag te krijgen, zodat de dosis ook omlaag kan.

## 1. Inleiding

Het MST Enschede en het ZGT in Hengelo zijn twee ziekenhuizen die nauw samenwerken. In de nabije toekomst zullen de radiologieafdelingen van beide ziekenhuizen fuseren. Er wordt getracht een gezamenlijk dossier op te stellen, zodat patiëntgegevens gemakkelijk uitgewisseld kunnen worden. Het MST beschikt echter over een Dual Source definition flash CT-scanner van Siemens, terwijl het ZGT over een Somaton Definition AS en AS+ beschikt. De scanprotocollen zijn verder ook niet geharmoniseerd tussen de twee ziekenhuizen, waardoor de vraag omhoog komt wat voor verschillen er zijn in de protocollen en haar gevolgen. Doordat de manier van scannen verschilt, kan het zijn dat de stralingsbelasting voor de patiënt, de opgeslagen data en de beeldkwaliteit anders zijn in beide ziekenhuizen. De opdracht houdt in dat er gekeken moet worden naar de dosis die de patient ontvangt en naar een vergelijking tussen het MST en ZGT en de Nederlandse richtlijnen. Daarbij wordt gekeken welke invloed de protocollen hierop hebben en hoe die aangepast kunnen worden om de dosis te verlagen. Hierbij is het wel van belang dat de beeldkwaliteit zo hoog mogelijk blijft.

De hoofdopdrachtgever is een radioloog bij het MST. Zij vraagt vooral om een harmonisatie van de scaninstellingen die in beide ziekenhuizen gehanteerd worden. Ook de klinisch fysici van het MST en het ZGT zijn nauw betrokken bij de opdracht. Zij hebben echter een iets andere invalshoek. Zij houden zich meer bezig met de optimalisatie van de scaninstellingen. Het uiteindelijke doel van de medisch begleiders is om een zo goed mogelijke beeldkwaliteit, of in elk geval voldoende voor de herkenning van pathologieën door radiologen, te verkrijgen bij een zo laag mogelijke stralingsbelasting voor de patient (ALARA: As Low As Reasonably Achievable). Volgens het RIVM (Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Mileu) werden in 2013 ruim 1.3 miljoen CT-scans uitgevoerd in Nederland. Dat is ongeveer 4 keer zoveel als in begin jaren '90. De grootste stijging heeft vanaf 2001 plaatsgevonden, voornamelijk door toename van het aantal diagnostische scans in algemene ziekenhuizen.[1] Uit de wens van de klinisch fysicus volgt ook het maatschappelijk belang: de dosis die een patient krijgt door een CT-scan geeft een verhoogd risico op kanker. Iemand die een full body scan laat doen en daarbij 14-21 mGy ontvangt, verhoogd zijn risico met 0.08%. Stel dat iemand dit 30 jaar doet, dan stijgt de kans dat hij kanker krijgt naar 1:50.[2][3]. Ook het klinisch belang van de opdracht is hierin vertegenwoordigd: de patient moet zo goed mogelijk geholpen worden. Door de dosis waar mogelijk te verlagen krijgt de patient minder onnodige straling tot zich. Er zijn echter geen maxima voor de stralingsbelasting vastgesteld. Wel zijn er richtlijnen opgesteld voor CT-protocollen die veel gebruikt worden of die een grote impact hebben op het menselijk lichaam. Deze richtlijnen, ofwel DRN's (diagnostische referentie niveaus) worden bepaald aan de hand van metingen uit ziekenhuizen in heel Nederland. Het DRN voor de komende periode wordt vastgesteld op de waarde waar 75 procent van de gemeten waardes onder ligt, en dus waar 25 procent van de gemeten waardes op of boven ligt. Helaas zijn DRN's niet beschikbaar voor alle CT-protocollen, alleen voor CT abdomen, CT

angiografie - longembolie, CT coronairen en CT hoofdtrauma kind.[4] Ziekenhuizen gaan hiermee aan de slag om ervoor te zorgen dat zij onder dat niveau komen met hun dosis, en zo zal het landelijk gemiddelde steeds meer afnemen. Daarnaast heeft het RIVM een gemiddelde effectieve dosis per protocol bepaald zoals te zien is in Figuur 1, waardoor ziekenhuizen er ook voor kunnen kiezen naar een ondergemiddelde stralingsbelasting voor hun patiënten te streven. Ook wordt er gebruik gemaakt van steeds nieuwere apparatuur, dus moet dosisreductie zeker mogelijk zijn.



Door de beeldkwaliteit te verhogen wordt de kans kleiner dat een diagnose of

Figuur 1: Effectieve dosis per protocol[6]

toevalsbevinding over het hoofd wordt gezien. De radiologen in het MST en ZGT zijn aangesloten bij het Maatschap Radiologen Oost Nederland (MRON). Door dit maatschap is er een samenwerking tussen een aantal ziekenhuizen in Oost-Nederland die gezamenlijk eisen hebben opgesteld rondom de radiologische zorg. Deze zijn gebaseerd op de wensen van zowel de radiologen als de patiënten. [5]

Figuur 1 geeft weer hoeveel dosis de patient ontvangt per protocol. De protocollen die toegewezen zijn, zijn: CTabdomen, CT-angiografie longembolie, CT-coronairen, CT-hoofd trauma kind, CT-thorax en CT-nieren microscopische hematurie. Het blijkt dat de aangewezen protocollen, niet de protocollen zijn waarbij de patient wordt blootgesteld aan de hoogste dosis. Toch is het zeer relevant om deze te bekijken, omdat deze volgens de radiologen het meest worden uitgevoerd, waardoor deze voor de gehele bevolking de hoogste cumulatieve stralingsbelasting heeft. Sommige protocollen zijn toegevoegd omdat hier een DRN voor beschikbaar is, waardoor deze protocollen goed te vergelijken zijn met het landelijk niveau.

Het doel van dit onderzoek is om erachter te komen of de betreffende CT-protocollen voor beide ziekenhuizen geharmoniseerd en geoptimaliseerd kunnen worden. Uiteindelijk willen wij hierover een advies geven, en indien de tijd het toelaat zelf de gevolgen van het advies testen. Er zijn drie vragen die hiervoor beantwoord moeten worden.

- Hoe verhouden de doses zich tussen de ziekenhuizen en als deze getoetst worden aan de DRN's?
- Wat zijn de verschillen in protocol tussen de ziekenhuizen?
- Hoe verhoudt de beeldkwaliteit zich tussen de ziekenhuizen en is deze diagnostisch acceptabel?

## 1.1 CT Technologie

## 1.1.1 Röntgenbuis, Productie van röntgenstraling en bijbehorende variabelen

De belangrijkste twee componenten van de röntgenbuis zijn de kathode en de anode. Vanaf de kathode verplaatsen elektronen zich naar de anode. Röntgenstraling wordt geproduceerd wanneer elektronen van de kathode met hoge snelheid het materiaal van de anode raken waarbij energie overdracht plaatsvindt. Bij verlies van de kinetische energie worden röntgenfotonen geproduceerd. De anode (focus) richt de geproduceerde röntgenstraling naar de patiënt. De röntgenfotonen leggen echter een verschillende afstand af door het anode materiaal waardoor bepaalde fotonen een hogere energie hebben dan anderen, dit heet het 'Heel effect'.[7]

Het aantal elektronen die de anode per tijdseenheid raken wordt weergegeven door de buisstroom (mA). De maximale snelheid waarmee ze de anode raken wordt gegeven door de buisspanning (kV). Het product van de röntgenbuis 360 graden rotatietijd en de buisstroom is de mAs (totaal aantal elektronen in de rotatie). De energie van de röntgenfotonen (keV) is te herleiden uit de kV: Als bij 100kV de elektron al zijn kinetische energie opgeeft in het anode materiaal krijgt de röntgenfoton een maximale energie van 100keV.[7]

## 1.1.2 Interactie van röntgenstraling met weefsel en CT-getal

Wanneer röntgenfotonen het lichaam van de patiënt binnentreden kunnen verschillende interacties plaatsvinden afhankelijk van het energieniveau van de fotonen. De interacties die mogelijk zijn, zijn het fotoëlektrisch effect, Compton effect en Rayleigh verstrooiing. Bij alle genoemde interacties behalve Rayleigh verstrooiing vindt energie overdracht plaats, met andere woorden: de röntgenfotonen worden verzwakt of geattenueerd. Elk weefsel heeft een bepaalde attenuatiecoëfficiënt die invers proportioneel is met de fotonenergie. De attenuatiecoëfficiënt van weefsel en van water worden gebruikt om een CT-getal te berekenen (eenheid = Housfield Units, HU). Het CT-getal is een grijswaarde die gebruikt wordt om een structuur af te beelden in het gereconstrueerde CT beeld.[7]

### 1.1.3 Scanvariabelen en afhankelijkheden

Naast de bovengenoemde mA, rotatietijd, mAs en kV zijn er nog een aantal variabelen die bij een CT-scan van belang zijn: pitch, effectieve mAs, CTDI, DLP, field of view (FOV).

De pitch bij spiraal CT is gedefinieerd als de tafelverplaatsing tijdens één 360-graden bronrotatie over de totale breedte van de gecollimeerde röntgenstraal[8]. De totale breedte van de gecollimeerde röntgenstraal is gedefinieerd als het product van het aantal actieve detector rijen en de gecollimeerde breedte van de detectoren (ook wel de nominale straal dikte); een pitch<1 geeft overlap. Bijvoorbeeld is de totale breedte van de gecollimeerde röntgenstraal 64\*0.6mm bij 64 detectorrijen (x,y-as) van 0.6mm (z-as) in breedte (zoals bij 128\*0.6 Siemens flying focal spot).[9]

De effectieve mAs bij spiraal CT is gedefinieerd als de mAs gedeeld door de pitch[8]. Bij een lage pitch worden dezelfde fotonen over een kleinere lengte verdeeld. Dit betekent dat een lage pitch een hogere effectieve mAs

geeft. De effectieve mAs heeft een lineaire relatie met de dosis, een halvering in effectieve mAs geeft een halvering in dosis.[10]

De volume gewogen CT dosis index (CTDIvol, mGy) zegt iets over de snelheid waarmee energie de patiënt binnen wordt gebracht, ook wel de stralingsintensiteit inkomend op de patiënt. De CTDI zegt niets over de totale radiatie en zeker niets over de patiënt dosis omdat per scangebied de dosis kan verschillen. De berekening van de CTDIvol wordt achterwege gelaten. De CTDIvol waarde is gebaseerd op metingen die gedaan zijn door de fabrikant op een fantoom met bepaalde scaninstellingen. Aangezien de effectieve mAs bij een scan door de CARE Dose4D kan verschillen afhankelijk van scangebied, kan de CTDIvol ook verschillen in die gebieden.[10]

De DLP (Dosis Lengte Product, mGy\*cm) is gedefinieerd als het product van het scantrajecte en de gemiddelde CTDIvol over die lengte en geeft de totale gebruikte radiatie weer.[8]

De rotatietijd (s) is de tijd die de röntgenbuis nodig heeft om één volledige 360-graden rotatie te ondergaan.[9] Vanuit de definitie van de effectieve mAs heeft de rotatietijd een lineaire relatie met de dosis. Een halvering van de rotatietijd geeft dus halvering van de effectieve mAs en dus ook dosis bij gelijke scaninstellingen. Field of View (mm) kan onderverdeeld worden in Scan Field of View (SFOV) en Display Field of View (DFOV). De SFOV is de parameter die bepaald hoeveel van de anatomie wordt gescand. De DFOV bepaald hoeveel van de Scan Field of View wordt gereconstrueerd tot een plaatje. Er geldt dat DFOV<=SFOV.[12]

De CTDIvol is afhankelijk van de kV, effectieve mAs, pitch, rotatietijd en fantoomgrootte (S of L). De CTDIvol bij spiraal CT is direct proportioneel (linear) met de mA, rotatietijd en 1/pitch; in spiraal CT is de CTDIvol dus direct proportioneel met de effectieve mAs. Daarnaast is de CTDIvol proportioneel met de kV, maar heeft geen lineaire relatie (CTDI<sub>vol</sub>  $\propto$  kV<sup>2.6</sup>). [10]

Zoals afgeleid kan worden uit de definitie van de CTDIvol is de inkomende radiatie van 20 mGy bij een kind of volwassene hetzelfde, maar zal de geabsorbeerde dosis verschillen. De totale dosis die de patiënt ontvangt (effectieve dosis) hangt samen met het DLP. De effectieve dosis (mSv) valt te schatten voor een volwassene van normale grootte door de DLP te vermenigvuldigen met een k-factor die verschilt per gescand lichaamsgebied (vaak ook verschillend voor kinderen en volwassenen).[10]

## 1.2 Catphan500 Fantoom functionaliteit

Het Catphan500 fantoom (Phantom Laboratory) bestaat uit verschillende onderdelen (modulen) die gebruikt worden voor o.a. hoge resolutie, laag-contrast en uniformiteit metingen: De hoge resolutie module (CTP528) bestaat uit een serie lijnparen/cm (1 t/m 21) die om het isocenter (rotatieas) liggen (fig. 2)[11]. De hoog contrast resolutie is de eigenschap om scherpe randen tussen kleine objecten, die veel in dichtheid verschillen, te kunnen onderscheiden. Dit heet ook wel de spatiële resolutie.[7]

De laag contrast module (CTP515) is gemaakt van een serie cylindrische objecten die een laag contrastverschil hebben ten opzichte van de omgeving (achtergrond). De objecten in de buitenste ring hebben een z-as lengte van 40mm (lengte van de module) en contrastverschillen van 1%, 0.5% en 0.3%; 10HU 5HU en 3HU respectievelijk. Daarnaast hebben de objecten in de buitenste ring diameters van 15, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3 en 2mm. De



Figuur 2: De Hoge-resolutie module met 1-21 lijnparen per centimeter op gelijke afstanden van het isocenter.[11]

objecten in de binnenste ring hebben een variërende z-as lengte van 7, 5 en 3mm met een constant contrastverschil van 1%.

Daarnaast hebben de objecten in de binnenste ring diameters van 9, 7, 5 en 3mm (fig. 3).[11] In de buitenste ring zitten supra-slice objecten (groter dan de plak) die het partieel volume effect tegen gaan. In de binnenste ring zitten sub-slice (kleiner dan de plak) objecten wiens kans om afgebeeld te worden onder andere afhangt van het contrastverschil en de plakdikte.[7] Aangezien de kliniek plakdiktes van 0.75mm, 1.0mm en 3.0mm gebruikt liggen de sub-slice objecten over het algemeen volledig in de gereconstrueerde plakken.

De CTP486 module heeft een CT-getal uniformiteit van 2% met water, ofwel een maximaal verschil van 20HU met water.[11]

Bij CT-scans van het hoofd, lichaam of het fantoom is het soms van belang om te kijken of de CTDIvol gebaseerd is op een klein fantoom (diameter 16cm) aangeduid met een 'S' achter de CTDIvol waarde, of op een groot fantoom (diameter 32cm) aangeduid met een 'L'. De relatie tussen de twee is dat een S-fantoom een twee keer zo hoge CTDIvol heeft als dezelfde meting met een L-fantoom. Door daarvoor te corrigeren kunnen vergelijkingen gedaan worden tussen de twee fantomen en de CTDIvol metingen. [10]

## 1.3 Beeldkwaliteit

Bij een gereconstrueerd CT beeld hoort een bepaalde beeldkwaliteit. Beeldkwaliteit kan echter niet bepaald worden door alleen naar een beeld te kijken. Dit komt doordat de beeldkwaliteit afhangt van de klinische vraagstelling. Als het beeld je in staat stelt om een juiste diagnose te stellen, dan is de beeldkwaliteit goed. Als meer radiatie aan de patiënt wordt gegeven krijgen we een betere beeldkwaliteit, maar dit is schadelijker voor de patiënt. Daarom is het belangrijk om een zo laag mogelijke dosis met een diagnostisch adequate beeldkwaliteit na te streven.



Figuur 3: De laag-contrast module met supra-slice (objecten groter dan de plak) in de buitenste ring en subslice (objecten kleiner dan de plak) in de binnenste ring. Contrastniveaus 0.3%, 0.5% en 1% staat voor het contrastverschil tussen object en achtergrond. Een 1% contrastniveau staat voor een contrastverschil van 10HU. De supra-slice objecten hebben allemaal een z-as lengte van 40mm (lengte van de module) terwijl die van de sub-slice 3, 5 of 7mm bedraagt.[11]

## 1.3.1 Beeldmatrix, pixel, voxel, partieel volume effect, objectgrootte en window level/width

De data die gebruikt wordt om een 2D CT-beeld (x,y-vlak) te vormen wordt opgeslagen in een 512x512 matrix. Elke cel in de matrix bevat een bepaalde grijswaarde (HU) die afgebeeld wordt. De beeldmatrix wordt afgebeeld met de pixels (2D) van het beeldscherm. De pixel zelf representeert echter een 3D element van de afgebeelde anatomie: een voxel. Een voxel is gedefinieerd als het product van de pixelhoogte, pixelbreedte en plakdikte. Belangrijk is daarbij dat alle grijswaarden van structuren die binnen een plak vallen, mocht de plak 3 of 10mm zijn, gemiddeld worden. Naarmate de plak dikker wordt zullen meer laag-contrast structuren die kleiner zijn dan de plakdikte wegvallen in het beeld. Dit fenomeen heet het partieel volume effect.[12][13]

Het Nyquist bemonsteringstheorem bepaalt dat voor een goede bemonstering van gemeten signalen de bemonsteringsfrequentie minstens tweemaal zo hoog moet zijn als de maximale frequentie die aanwezig is in het originele signaal. We kunnen dit vertalen naar de pixelsituatie door te zeggen dat de pixelgrootte maximaal de helft van de gewenste af te beelden objectgrootte mag zijn. De pixelgrootte zelf kan berekend worden door de maximale field of view te delen door de beeldmatrix (512). Zo kan berekend worden hoe groot de minimaal af te beelden objectgrootte is.[9]

Het CT-beeld kan bewerkt worden met de window level en width. Het relevante anatomische hounsfield gebied bevat hounsfield waarden van -1000 tot +1000. Door een window level en width te kiezen van respectievelijk 40 en 80, worden alle grijswaarden verdeeld over de objecten die oorspronkelijk binnen de hounsfield waarden 0 en +80 lagen. Met andere woorden, de window width van 80 wordt even verdeeld om de window level van 40. Alle structuren die onder de 0HU liggen worden zwart, de structuren boven de +80HU worden wit. Kleine attenuatieverschillen (dus kleine HU verschillen) worden zo beter afgebeeld.[7]

## 1.3.2 Beeldreconstructie methoden

Beide ziekenhuizen gebruiken elk een andere manier om een beeld te genereren uit de fotonen die zijn opgevangen door de detector. Het ZGT maakt gebruik van filtered back projection (FBP) terwijl het MST iteratieve reconstructie (IR) gebruikt.

Bij FBP wordt het verzwakkingsprofiel wat gemeten is vanuit een aantal richtingen terug geprojecteerd op het beeldscherm. Het originele object kan zo geprojecteerd worden doordat daar de meeste verzwakking optreedt. Des te meer richtingen waaruit terug geprojecteerd kan worden, des te dichterbij het beeld bij het originele object komt. Als het hierbij gelaten wordt hebben de verkregen beelden over het algemeen last van ruis, artefacten en zijn ze onscherp. Om de beelden scherper te maken en artefacten weg te nemen worden er filters toegepast. De extra stap die hierbij wordt toegevoegd is dat alvorens elk verzwakkingsprofiel terug wordt geprojecteerd deze eerst gefilterd wordt zodat de overgangen binnen het verzwakkingsprofiel geaccentueerd worden en deze duidelijker zichtbaar zijn op het beeld. Deze filters kunnen naar wens worden afgesteld om scherpe of juist zachte overgangen te maken.[9]

Iteratieve reconstructie werkt anders. Hierbij gaat de computer ervan uit dat het object wat in een plak bestraald wordt bestaat uit een tweedimensionale matrix van getallen wat voor die plak uiteindelijk de afbeelding wordt. De som van attenuatiecoëfficiënten is bij elke



Figuur 4: Voorbeeld van iteratieve reconstructie bij een 2x2 matrix. Bij (a) en (b) wordt horizontale IR toegepast en bij (c) en (d) verticale IR. (a) de gemeten lineaire attenuaties voor de horizontale, verticale en diagonale richting. (b) de horizontale attenuaties worden opgeteld (3+7=10) en even verdeeld over het aantal rijen (10/2=5).(c) De bovenste attenuatie na de eerste iteratie is 5 terwijl er 3 moet staan. Het verschil tussen 5 en 3 wordt gedeeld door het aantal kolommen waarna dat aantal afgetrokken wordt van elke cel in die rij: 5-3=2, dus van elke cel 1 aftrekken. Doe hetzelfde bij de onderste rij waar 1 opgeteld moet worden bij elke cel.(d) Hetzelfde proces wordt doorlopen als bij (c) waarbij nu per cel in een kolom 0.5 opgeteld of afgetrokken wordt. De CT-beeldmatrix heeft 512x512 cellen waardoor veel computationele kracht nodig is.

rij en kolom bekend vanuit de gemeten fotonen door de detector en de grootte van de beeldmatrix (512x512). De invulling van de exacte waarden zijn echter niet bekend. De computer gokt welke waarden in de matrix horen om te komen tot de som uit een rij of kolom. Als blijkt dat de som in een andere richting daardoor niet meer klopt wordt het opnieuw geprobeerd. Hierdoor ontstaan vele iteraties waarbij net zolang wordt doorgegaan tot elke som klopt en de matrix pas bij het bestraalde object (fig. 4). Dit wordt voor elke plak gedaan.[9]

#### 1.3.3 Contrast en attenuatiecoëfficiënt

Bij beeldkwaliteit is contrast belangrijk, voornamelijk het contrast van een laesie. Contrast is het verschil in de grijswaarde van de laesie in vergelijking met de omgeving (zwart-wit is maximaal contrast). Belangrijk is dat wanneer de fotonenergie omhoog gaat, en dus de attenuatieverschillen van weefsels omlaag, er minder contrast is. Dus wanneer hoog contrast belangrijk is, is een lagere fotonenergie (keV) nodig. Wat verder belangrijk is, is dat bij verhoogde fotonenergie een lagere mAs mogelijk is omdat meer fotonen door het lichaam de detectoren raken. Daarom probeert men een balans te vinden tussen de dosis en benodigde beeldkwaliteit.[7]

- Hogere buisspanning (kV) → Hogere fotonenergie (keV) → minder contrast
- Hogere buisspanning (kV) → Hogere fotonenergie (keV) → Minder buisstroom (mA) nodig → lagere dosis (CTDIvol)



Figuur 5: Lineaire attenuatiecoëfficiënten van contrastvloeistof (jodium), bot, water en zacht weefsel bij fotonenergieën (keV). Het verschil in lineaire attenuatiecoëfficiënten wordt kleiner bij hogere fotonenergie waardoor het contrast tussen structuren minder wordt. Een lagere fotonenergie geeft meer contrast.

Voor zacht weefsel is een verhoging van buisspanning voor het contrast bijna niet merkmaar. Dit komt doordat in het energiegebied 80-140 keV de attenuatiecoëfficiënt van zacht weefsel/water vrijwel niet verandert. Maar als gekeken wordt naar de attenuatiecoëfficiënt van jodium (contrastvloeistof) zal er een zware daling zijn in attenuatiecoëfficiënt (fig. 5). Dit betekent dus dat bij het afbeelden van zacht weefsel en laesies in zacht weefsel, een hogere buisspanning gebruikt kan worden. Bij het afbeelden van de vasculariteit is er een maximaal contrastverschil naarmate een lagere buisspanning wordt gekozen.[7]

- Verandering in beeldcontrast met kV is afhankelijk van het weefsel
- Kleine verandering in contrast bij zacht weefsel
- Grote veranderingen in contrast bij jodium contrastvloeistof

### 1.3.4 Ruis

Bij ruis (SD = standaard deviatie) spreekt men van een verschil in grijswaarde van een pixel met de naburige pixels. Ruis is daarom een variatie in grijswaarde om de gemiddelde grijswaarde van de pixels. Over het algemeen geldt dat bij een hoger aantal fotonen die de detectoren raken, de ruis in het beeld lager is. Dus wanneer weinig ruis wenselijk is, zal een hoge mAs en/of hoge kV gekozen moeten worden. Hieruit volgt dat wanneer veel ruis aanwezig is, gebruik is gemaakt van een lage mAs en/of lage kV. Het effect van ruis bij röntgenstraling is dat de zichtbaarheid van laag-contrast objecten (fantoom) of laesies (patiënt) omlaag gaat.[10]

De fotonen die per pixel worden afgebeeld kunnen fluctueren om de gemiddelde waarde. De standaard deviatie van de pixelwaarde (aantal fotonen) wordt genomen door de wortel te nemen van de variantie. Om de zichtbaarheid van laag-contrast laesies beter te maken moet de standaard deviatie van de pixels omlaag, en dus het aantal fotonen omhoog. Een belangrijke relatie is dat bij een verhoging van de mAs met een factor 2, de ruis met een factor 0.2 omlaag gaat. Hieruit valt af te leiden dat de beeldruis invers proportioneel is met de mAs.[10]

### 1.3.5 Contrast-Ruis Verhouding (CNR = Contrast-to-Noise Ratio)

De contrast-ruis verhouding wordt gemeten binnen de laag-contrast module. De gemiddelde CT-getallen van een object en van de omgeving worden gemeten samen met de gemiddelde ruiswaarde. Door het CT-getal van de omgeving af te trekken van het object CT-getal (contrast) en te delen door de ruis krijgen we de contrast-ruis verhouding.[10] Vanuit de beschrijving van de CNR valt af te leiden dat bij een contrast die veel hoger is dan de ruis, de CNR hoog zal zijn en dus dat het laag-contrast object goed zichtbaar is. Goed om te weten is dat bij een 1% contrastniveau van een laag-contrast object, het verschil in HU altijd rond de 10 zit en dus de CNR voornamelijk afhangt van de ruis bij fantoommetingen.

De CNR is afhankelijk van de kV en van de mAs. De kV beïnvloedt zowel de ruis als het contrast. Door de kV te verhogen, verlaag je de ruis maar ook het contrast. Dit komt wederom doordat een hogere kV zorgt voor een hoger aantal gedetecteerde fotonen, maar ook voor een kleiner attenuatieverschil tussen weefsels. De mAs beïnvloedt alleen de ruis, des te hoger de mAs des te lager de ruis en daarom des te hoger de CNR. Dit betekent dat de mAs ons in staat stelt om de CNR te bepalen voor elke mogelijke kV. De kV en mAs bepalen dus altijd de CNR en bij elke gekozen kV kan de CNR gekozen worden door de mAs te veranderen.[10]

## 1.4 CT-software CARE Dose4D (AEC, Quality Reference mAs, Modulatie sterkte)

Automatic exposure control (AEC) reguleert de hoeveelheid aan radiatie die op de detectoren valt. Daarbij is het doel een constante dosis op de detectoren aan te houden. De kV wordt meestal ingesteld door de CTgebruiker (e.g. laborant) terwijl de mAs aangepast wordt aan de hand van de patiëntomvang. De goede hoeveelheid radiatie geeft het beste beeld bij een zo laag mogelijke belichting (ALARA) van de patiënt. Wanneer de detector een bepaalde dosis heeft gekregen bij een geselecteerde mA en scantijd (s) zal de AEC de toediening van radiatie beëindigen. CARE Dose 4D berekent dus bij een bredere patiënt (meer attenuatie) een hogere buisstroom en vice versa. De mA wordt daarbij langs de z-as en op aanzicht (lateraal of anteriorposterior) aangepast. Bijvoorbeeld is de mA lager bij de thorax (lucht) en hoger bij het abdomen (lever en darmen zijn vaster weefsel). Een dergelijke buismodulatie geeft zo een uniforme verdeling van dosis.[10]

De Quality Reference mAs is de hoeveelheid radiatie (effectieve mAs of CTDIvol) die je op een standaard patiënt (77kg) zou gebruiken. De quality reference mAs is afhankelijk van de gescande lichaamsregio, klinische vraagstelling (diagnostische taak) en de voorkeur van de radioloog. Een hogere Quality Reference mAs vertaalt zich in een hogere dosis voor patiënten door aanpassing met AEC.[10]

De modulatie sterkte bepaalt met hoeveel de effectieve mAs verhoogd wordt bij een dikkere patiënt. Bij de Flash, AS en AS+ Siemens CT-scanners zijn er vijf modulatie sterktes (very weak, weak, average, strong, very strong). Als bij een standaard patiënt van 77kg 100% van de radiatie gebruikt wordt, is bij een dikkere patiënt de radiatie 130%, 140%, 160%, 180% of 220% voor respectievelijk modulatie sterktes very weak, weak, average, strong, very strong. Voor lichtere patiënten zal dit 80%, 70%, 60%, 50% of 45% zijn voor respectievelijk modulatie sterktes very weak, weak, average, strong, very strong. De modulatie sterkte wordt ingesteld op inschatting van de CT-gebruiker.[10]

Bij CARE Dose4D wordt de mA gevarieerd rondom en longitudinaal van de patiënt, en tussen patiënten onderling. De quality reference mAs wordt eenmalig in het systeem gezet voor een gemiddelde volwassene bij een bepaald protocol en wordt bepaald door de klinische vraagstelling, lichaamsregio en de radiologen. De quality reference mAs kan omgezet worden in een CTDIvol. De modulatie sterkte heeft vijf opties van zwaarlijvig tot klein.[10]

## 1.4.1 CT-software CARE kV bij CARE Dose 4D

De AEC selecteert en optimaliseert de kV die de beste diagnostische prestaties levert bij een minimale dosis. Met CARE Dose4D selecteer je een kV en een quality reference mAs. De waarden die teruggegeven worden zijn dan de geselecteerde kV, de optimale effectieve mAs die past bij de patiëntgrootte en de modulatie sterkte geselecteerd door de CT-gebruiker. Bij CARE Dose4D en CARE kV selecteer je de reference kV en de quality reference mAs. De waarden die teruggegeven worden zijn dan de optimale kV en de passende effectieve mAs. De CARE kV optimaliseert dus de kV om de patiënt radiatie dosis te minimaliseren met behoud van beeldkwaliteit.[10]

De CARE kV benodigt de klinische vraagstelling (e.g. blanco, contrastvloeistof, angiografie). Via een interface kan de kV ingesteld worden aan de hand van de klinische vraagstelling. Er zijn 12 standen waarbij de derde stand overeen komt met non-contrast scans, de zevende met contrast versterkte scans (zoals lever fasen) en de elfde met angiografische scans. CARE kV computeert de ruiswaarde bij de reference kV waarde (hogere kV geeft minder ruis) en de CNR (fig. 6). Vervolgens past de CARE kV de CNR aan door de mAs aan te passen. Hierdoor zal de CNR hetzelfde blijven op elke mogelijke kV waardoor de beeldkwaliteit hetzelfde blijft. In het kort zal de optimale kV, de kV zijn die de laagste dosis geeft (dit is niet een zo hoog mogelijke kV).[10]



Figuur 6: CARE kV gebruikersinterface. De quality reference mAs en reference kV worden gebruikt om de beeldkwaliteit voor de klinische vraagstelling te bepalen. De slider (1-12) kan gebruikt worden om de CARE kV de effectieve mAs en kV te laten bepalen voor contrastloze, bot, zacht weefsel of IVC scans.[14]

## 2. Methode

## 2.1 Methode protocolvergelijking en fantoommeting

De CT-metingen zijn uitgevoerd door een laborant en een klinisch fyscisch medewerker in respectievelijk het MST en ZGT. Beoordeling van beelden werd gedaan door twee onderzoekers.

## 2.1.1 Gebruikte systemen

De fantoommetingen zijn gedaan op Siemens multi-detector row CT-scanners (MDCT) in het MST (SOMATON Definition Flash) en ZGT (SOMATON Definition AS en AS+) in Almelo. Voor de reconstructie van beelden bij de gebruikte CT-scanner voor de fantoommetingen gebruikt het MST ADMIRE (Advanced Modeled Iterative Reconstruction) terwijl het ZGT FBP (Filtered Back Projection) gebruikt. Omdat de CT-scanners van Siemens zijn, hebben ze dezelfde detectorconfiguratie. Dit betekent dat de mogelijkheden voor plakreconstructies hetzelfde is.

## 2.1.2 Fantoom positionering en scangebied

De positionering van het fantoom werd gedaan volgens instructies in de Catphan500 handleiding (Phantom laboratory)[11]. Bij de uitgevoerde scans hing het fantoom boven de tafel om de klinische situatie bij een patiënt te simuleren. Met de uitlijn verlichting op de CT-scanner en een waterpas werd het fantoom superior en lateraal uitgelijnd.

De scan field of view (SFOV) werd standaard als net iets groter dan de fantoomdiameter genomen. Door de scan field of view gelijk te houden kon door de display field of view te variëren dezelfde methode aangehouden worden voor de beoordeling van CT-beelden.

### 2.1.3 Data Acquisitie

#### Protocolinstellingen

De CARE kV is uitgezet waarbij de kV bij de fantoommetingen standaard op 100kV is gezet, met uitzondering van de calciumscore hartscan aangezien deze niet aangepast kon worden door de CT-gebruiker. Hiervoor is gekozen omdat de CARE kV anders standaard tegen de ondergrens gaat zitten. Aangezien deze kunnen verschillen per scanner is de keuze gemaakt om alle protocollen te scannen op 100kV.

De beelden werden gereconstrueerd met de laag frequentie doorlatende reconstructie kernels (H31s etc.) die in de protocollen staan. Deze keuze is gemaakt om betere laag-contrast beelden te krijgen. Andere protocolinstellingen die aangehouden werden waren: pitch, rotatietijd en plakdikte.

#### Scan data

Vanuit het systeem werd na de fantoommeting een scan data tabel aangeleverd met onder andere: effectieve mAs, DLP, CTDIvol en het type fantoom (S of L). Hierbij zijn de effectieve mAs en de CTDIvol meegenomen aangezien de DLP kan verschillen door subtiele verschillen in scanlengte. Bij de cerebrum scans was de CTDIvol gebaseerd op een klein fantoom (S) tegenover een groot fantoom (L) van alle andere scans. De CTDIvol van de cerebrum scans is daarom gedeeld door twee zodat alle CTDIvol data gebaseerd waren op grote fantomen fantomen.

#### Beeld beoordeling

De beelden zijn in 2 sessies beoordeeld achter werkstations in het MST; één sessie voor beelden uit het MST en de ander voor beelden uit het ZGT. Hierbij is aangenomen dat de hoeveelheid licht in de ruimte gelijk was, hoewel daar niet specifiek op gelet is. De beelden zijn bij de minimale tot grotere display field of view (DFOV) bekeken. Met name de laag-contrast meting bleek beter te presteren bij minimale DFOV, vice versa met de hoog-contrast (resolutie) meting.

#### Hoog-contrast (resolutie)

Systematisch zijn dan window level en width aangepast om de hoogcontrast beoordeling uit te voeren. De window level werd gevariëerd van -250, 0, +250 naar +500. Voor elk window level werden de window levels +500, +1000 en +1500 gebruikt. Door gebruik te maken van een interactieve region of interest (ROI, inzoomen) werden de lijnparen op een observer gebaseerde methode bepaald. De hoge-contrast beoordeling werd uitgevoerd door 2 onderzoekers voor zowel MST als ZGT beelden. Bij het beoordelen van het aantal lijnparen per centimeter (lp/cm) is gekozen voor het aantal lp/cm die



Figuur 7: Beoordelen van lijnparen per centimeter bij de abdomen blanco 3.0 scan van het MST. Gekozen is voor 6 lijnparen (links) die zonder moeite gezien kunnen worden in plaats van de 7 lijnparen (rechts) die bij close-up inspectie gezien worden.

zonder moeite te onderscheiden zijn (fig. 7). Er is niet gelet op de gebruikte DFOV bij beoordeling. Daarnaast is niet gelet op de verschillende zichtbaarheid van bijvoorbeeld 7 lp/cm tussen MST en ZGT die bepaald zou kunnen worden met een modulatie transfer functie (appendix).

#### **CNR en laag-contrast**

Met behulp van een elliptisch een ROI werd de ruiswaarde verkregen. Het ROI werd in het midden van het beeld gebracht om de extra ruis over de sub/supra-slice objecten te vermijden. De verkregen achtergrond ruiswaarde werd gebruikt voor het window level terwijl de window width standaard op 100 werd gezet[16]. Door continu te scrollen tussen plakken werden subtiele ruisverschillen tussen laag-contrast objecten en omgeving beter opgemerkt.

Voor de contrast-ruis verhouding (CNR) is een laag-contrast object CT-getal meting gedaan met een ROI die net kleiner was dan de grootte van het 15mm diameter en 1% contrastniveau supra-slice object. Dezelfde ROI werd verschoven om het omgeving CT-getal te meten in het midden van de LCD module. De bovengenoemde handeling is verricht voor drie plakken waarna de drie CNR en ruis waarden gemiddeld zijn. Verder is een standaard deviatie berekend van de drie metingen om een wel of geen significantie aan te tonen. Met de volgende vergelijking is de CNR berekend, waarbij een hogere CNR staat voor een hogere laag-contrast detecteerbaarheid:

 $CNR = \Delta \bar{I} / \sigma_I \qquad \text{{Formule 1}[15]}$ 

- $\Delta \overline{I}$ : Intensiteitsverschil tussen laagcontrast object en achtergrond
- $\sigma_I$ : achtergrond beeldruis

Voor de beoordeling van de laag-contrast beelden is gekozen om alleen te letten op de supra-slice objecten (fig. 8). Aangezien de subslice objecten een z-as lengte hebben van 3, 5 en 7mm en de klinisch gebruikte plakdikten in de gebruikte protocollen variëren van 3, 1 tot 0.75mm zouden enkele de sub-slice objecten geheel in een plak vallen en andere keren slechts deels. Het gevolg hiervan zou een verschillende beoordeling van de laag-contrast beelden zijn. Verder is een puntensysteem gebruikt waarbij



Figuur 8: Cerebrum 3.0 scan met scanparameters. De pijlen wijzen de laag-contrast objecten aan. De 1% objecten (boven) en 0.5% objecten (links) waren zichtbaar; de 0.3% objecten (rechts) waren niet zichtbaar. Door te scrollen door plakken kwamen meerdere objecten naar voren vanwege ruisverschillen. Het aantal aangewezen objecten (pijlen) representeert daarom niet de uiteindelijk score die toegekend is.

één punt werd toegekend per supra-slice object die zichtbaar was. Als bijvoorbeeld de 15 en 9mm diameter van de 1% en 15mm diameter van de 0.5% objecten zichtbaar waren, kreeg de laag-contrast beoordeling een waarde van 3.[16] Omdat bij klinische protocolinstellingen de objecten vrijwel niet als sfeer afgebeeld werden, terwijl de onderzoekers zeker waren van zichtbaarheid, is gekozen om geen halve punt te geven aan deels zichtbare objecten en alleen te werken met volle punten.

#### Uniformiteit

De uniformiteit van de fantoommetingen is getest door op vijf plekken ROI's van gelijke groottes te plaatsen: centrum, boven, onder, links en rechts. Daarbij is gekeken naar het verschil tussen het maximale en minimale CT-getal. Er is niet gekeken naar de ruis in deze module aangezien deze al gemeten is bij de laag-contrast beoordeling.

## 2.2 Protocol vergelijking

Aangezien beide ziekenhuizen andere protocolnamen hebben voor vergelijkbare klinische vraagstellingen is een conversietabel (tabel 1) samengesteld om te kunnen vergelijken. Omdat de protocollen vanuit het MST eerder aangeleverd werden dan de protocollen van het ZGT is gebruik gemaakt van de MST protocolnamen bij het opstellen van meting vergelijkingstabellen.

Protocol	MST omschrijving	ZGT omschrijving
CT Abdomen	Abdomen Blanco 3.0 100kV	Blanco 3.0 100kV
	Abdomen + IVC 3.0 100kV	Veneuze Fase 3.0 100kV
CT Thorax	Thorax (Blanco) 3.0 100kV	Blanco 3.0 100kV
	Thorax Low Dose 3.0 100kV	N/A
CT Kinderhoofd Trauma	Cerebrum 3.0 100kV	Head 3.0 100kV
	Cerebrum 1.0 100kV	N/A
CT coronairen	Cardio CaScFlash 3.0 120kV	N/A
	Cardio CorSeqLow 3.0 100kV	N/A
	Cardio CorSeqLow 0.75 100kV	N/A
CT longembolie	Longembolie 1.0 100kV	Arteriële Fase 3.0 100kV
CT microscopische hematurie	Microscopische Hematurie Blanco 3.0 100kV	Blanco Low Dose 3.0 100kV
	Microscopische Hematurie Arterieel 3.0 100kV	Bi-fasisch 3.0 100kV
	Microscopische Hematurie Abdomen 3.0 100kV	Bi-fasisch 3.0 100kV

Tabel 1: De protocollen van het MST en ZGT die vergeleken zijn en in naam kunnen verschillen. Van links naar rechts staat de protocolnaam, de gereconstrueerde plakdikte en de buisspanning waarop gescand is. De protocollen bij het ZGT waar N/A (niet aanwezig) staat zijn niet gedaan. Dit komt door het niet aanwezig zijn van plakdiktes van 1.0mm bij het cerebrum, en het niet kunnen simuleren van een ECG bij Cardio. Voor de cardio bij het MST is een ECG gesimuleerd met 60 bpm.

Voor het vergelijken van de protocollen is gekeken naar de volgende parameters: type scanner (flash, AS, AS+), reference kV, quality reference mAs, collimatie, rotatietijd, pitch en de reconstructie kernels. Deze parameters zijn gekozen na het bekijken van de aangeleverde MST protocollen. De reden voor het kiezen van deze parameters is dat deze waarden constant zijn. De effectieve mAs wordt bijvoorbeeld pas bepaald nadat een topogram is gemaakt voor de bepaling van de omvang van de patiënt.

## 2.2.1 Ontbrekende protocollen (N/A)

Het ZGT maakt geen reconstructies van 1.0mm plakdiktes bij cerebrum scans. Daarnaast hebben ze geen thorax low dose protocol. Verder was er geen mogelijkheid tot het simuleren van een 60 bpm hartslag met de ECG op de AS en AS+ CT-scanners waardoor geen hart fantoomscans uitgevoerd zijn. Hierdoor zijn de bovengenoemde protocollen niet uitgevoerd bij de fantoommetingen.

## 2.3 dosisgegevens

#### 2.3.1 Toetsen aan het DRN

Voor het toetsen aan het DRN is een richtlijn gegeven: "Bij toetsing aan de DRN wordt aanbevolen bij 20 patiënten dosiswaarden te registreren evenals het gewicht van de patiënt. Met de verkregen gegevens kan door middel van interpolatie de dosis worden afgeleid dat van toepassing is op de gemiddelde patiënt (gewicht = 77 kg). Vervolgens kan deze waarde worden getoetst aan de referentiewaarde." [4]

#### 2.3.2 Dataverzameling ZGT

De gegevens van CT-scans worden door het ZGT opgeslagen in een database. Uit die database hebben we gegevens gekregen van alle CT-scans uit de periode 01-05-2015 t/m 30-04-2016. Op deze database zijn per protocol de volgende filters toegepast:

#### Thorax blanco

De protocolName werd gefilterd op Thorax\_Blanco. Ook zijn alle scans, waarbij het patiëntengewicht "0" "0.000", of "unknown" was, weggefilterd. Van de resterende acquisities is alleen de blanco scan meegenomen in het bepalen van dosis. In het geval van dubbele acquisities binnen één studie is gekozen om de acquisitie met de hoogste dosisgegevens te includeren in ons onderzoek. Data zijn verzameld vanaf 01-01-2016.

#### Abdomen

Er werd gekeken naar de protocollen Abdomen\_IV en Abdomen\_Blanco. In het eerste geval zijn de gegevens gebaseerd op de veneuze fase-acquisitie, in het tweede op de blanco-acquisitie. In het geval van dubbele acquisities binnen één studie is gekozen om de acquisitie met de hoogste dosisgegevens te includeren in ons onderzoek. Alle studies, waarbij het patiëntgewicht 0, 0.000 of groter dan 200 kg was zijn geëxcludeerd, evenals patiëntgewicht "unknown". Data zijn verzameld vanaf 01-04-2016.

#### Coronairen

Om te kunnen toetsen aan het DRN voor CT coronaire angiografie zijn de gegevens verzameld van de protocollen Retro\_corCTA\_100kV en Retro\_corCTA\_120kV. De gegevens zijn gebaseerd op CaScSeq, opgeteld bij R\_CorCTA. Alle studies, waarbij slechts één van beide acquisities heeft plaatsgevonden, zijn niet geïncludeerd in het onderzoek. Ook alle studies waarbij het patiëntgewicht "unknown" was, zijn geëxcludeerd. Data zijn verzameld vanaf 01-12-2015.

#### Hoofdtrauma kind

ProtocolName is gefilterd op "01Hersenen\_trauma" & "Hersenen\_trauma". De verzamelde gegevens bestaan uit alleen de 'Hersenen'-scan. Alle data van kinderen in de leeftijdscategorieën 0, 1, 5 & 10 jaar zijn verzameld.

#### Microscopische hematurie

ProtocolName is gefilterd op "Nieren\_Bifasisch". Voor het gewicht zijn de waarden 0, 0.000 en unknown eruit gefilterd. De verzamelde dosisgegevens zijn de opgetelde gegevens van de "blanco lowd"- en "Bifasisch"acquisitie. In het geval van dubbele acquisities binnen één studie is gekozen om de acquisitie met de hoogste dosisgegevens te includeren in het onderzoek. Data zijn verzameld vanaf 01-04-2016.

#### Longembolie

ProtocolName is gefilterd op CTA\_Pulmonalis, CTA\_Pulmonalis\_TB & CTA\_Pulmonalis\_Testbolus. Bij gewicht zijn de gewichten 0, 0.000 en unknown weggefilterd. De verzamelde dosisgegevens zijn de dosisgegevens van de "Art. fase"-acquisitie. In het geval van dubbele acquisities binnen één studie is gekozen om de acquisitie met de hoogste dosisgegevens te includeren in ons onderzoek. Data zijn verzameld vanaf 01-05-2015.

## 2.3.3 Dataverzameling MST

De dataverzameling in het MST heeft op twee manieren plaatsgevonden: retrospectief en prospectief.

#### Prospectief

De prospectieve dataverzameling heeft plaatsgevonden van 29-04-2016 t/m 02-06-2016. De prospectieve dataverzameling heeft met hulp van de radiologisch laboranten in het MST plaats kunnen vinden. Bij de scanners in het MST is een formulier neergelegd, waarop de laboranten het accessionnumber, het patiëntnummer, protocolnummer en het gewicht van de patiënt schreven. Met deze gegevens kon de bijbehorende scan opgeroepen worden uit het PACS, waaruit de dosisgegevens gehaald konden worden. Daarbij is zijn per protocol de volgende dosisgegevens opgenomen in het onderzoek:

#### Thorax blanco

Dosisgegevens zijn de gegevens van de thorax-acquisitie zelf van zowel thorax blanco scans als thorax blanco low dose scans.

#### Abdomen

Dosisgegevens zijn de gegevens van de abdomen-acquisitie zelf van zowel abdomen+IVC als abdomen blanco studies.

#### Coronairen

Dosisgegevens zijn de opgetelde gegevens van de CaScFlash-acquisitie en de CorSeqLow/CorSeqMed-acquisitie.

#### Hoofdtrauma kind

Bij dit protocol heeft geen prospectieve dataverzameling plaatsgevonden.

#### Microscopische hematurie

Dosisgegevens zijn de opgetelde gegevens van de "abd Bl stenen"-, "BB arterieel"- en "Abdomen+IVC"- acquisitie.

#### Longembolie

Dosisgegevens zijn de gegevens van de longembolie-acquisitie. Daarbij geldt voor alle protocollen dat in het geval van dubbele acquisities binnen één studie ervoor gekozen is om de acquisitie met de hoogste dosisgegevens te includeren in ons onderzoek.

#### Retrospectief

De retrospectieve database bevatte gegevens van scans in de periode 09-01-2015 t/m 11-05-2016. De retrospectieve dataverzameling bleek uiteindelijk mogelijk, doordat de klinisch fysicus een lijst met accessionnumbers en patiëntnummers heeft opgestuurd naar de afdeling ICT. Daar kon elke CT-studie gekoppeld worden aan alle in het dossier beschikbare gewichten van de desbetreffende patiënt. Dit hield in dat alle gewichtgegevens van deze patiënt vermeld stonden, met daarbij het aantal dagen dat deze gewichtsmeting van de scandatum verwijderd was. Uit de op deze manier verkregen database zijn alle gewichten, die meer dan een jaar voor of na de CT-studie zijn gemeten, verwijderd. Voor het berekenen van de gemiddelde dosis is echter maar één gewicht nodig. Sommige patiënten waren nog op de dag van de scan gemeten, in dat geval werd dat gewicht gebruikt. Stonden er meer gewichten vermeld, met een afwijking van minder dan een jaar, dan werd hieruit het gemiddelde berekend, echter indien er een duidelijke trend te zien was (sterk aflopend naarmate het de gewichtsmeting dichter bij de scandatum kwam) werd deze trend aangehouden om het gewicht van deze patiënt te bepalen.

#### 2.3.4 Dataverwerking

Om de data te kunnen verwerken zijn de dosisgegevens samen met het gewicht in een Excelsheet gezet. Daarbij is ook aangegeven met welke scanner de CT-studie gedaan is. Vervolgens is met behulp van de outlierfunctie in SPSS, zoals beschreven door Julie Pallant in haar boek over SPSS [17], voor de categorieën CTDI, DLP en gewicht bepaald welke waarden outliers zijn en deze zijn verwijderd uit de database. SPSS markeert daarbij alle waarden, die meer dan 1,5x de interkwartielafstand onder het eerste kwartiel of boven het derde kwartiel liggen, als outlier. [18]

Vervolgens is van de gefilterde database per protocol een scatterplot gemaakt voor DLP uitgezet tegen gewicht en CTDI uitgezet tegen gewicht. In de scatterplots werd in EXCEL een trendlijn gezocht. Er werd een R<sup>2</sup>-waarde berekend om te bepalen welk type trendlijn het beste de relatie tussen CTDI/DLP en gewicht weergeeft. Met behulp van de formules:

TREND = [bekende y - waarden; bekende x - waarden; te berekenen x - waarden(n); constante]GROEI = [bekende y - waarden; bekende x - waarden; te berekenen x - waarden(n); constante]

respectievelijk werden de dosisgegevens bij 77 kg berekend door middel van interpoleren. Hierbij was 'bekende y-waarden' de verkregen dosisgegevens uit de aangeleverde data, 'bekende x-waarden' de rij gewichtgegevens uit de data, de 'te berekenen x-waarde(n)' was de 77 kg waarop het DRN gebaseerd is en waarbij voor 'constante' telkens 'WAAR' werd ingevuld zodat er op een normale manier zou worden gerekend. Daarnaast werd er ook een vergelijking gemaakt tussen de ADMIRE en SAFIRE en de eventueel verschillende gebruikte protocollen in het MST. Binnen het ZGT werd gekeken naar de AS en AS+ scanner, de ziekenhuizen Hengelo en Almelo, de drie verschillende scanners: Hengelo AS+, Almelo AS+ en Almelo AS en de eventueel verschillende gebruikte protocollen. Voor al deze vergelijkingen werd een zo goed mogelijk passende trendlijn gezocht door middel van de R<sup>2</sup>-optimalisatie en vervolgens werd de dosis bij 77 kg berekend.

## 3. Resultaten

## 3.1 Protocolvergelijking

#### Abdomen

Abdomen										
Ziekenhuis	Equipment	Protocol	Naam scan	ref.kV(p)	Q.ref.mAs	Plakdikte (mm)	Collimatie	Rotatie (s)	Pitch	Reconstructie
MST	Siemens Flash	Abdomen_Blanco	Abd Blanco	120	110	3	128x0.6mm	0.5	0.9	IR
MST	Siemens Flash	Abdomen_Blanco_ST	Abd BI Stenen	120	80	3	128x0.6mm	0.5	0.9	IR
MST	Siemens Flash	Abdomen_IVC	Abdomen+IVC	120	80	3	128x0.6mm	0.5	0.9	IR
ZGT	Siemens AS (+)	Abdomen_Blanco	Blanco	120	160	3	128x0.6mm	0.5	0.9	FBP
ZGT	Siemens AS (+)	Abdomen_IV	Ven. fase	120	160	3	128x0.6mm	0.5	0.9	FBP
Verschil		Blanco vs Blanco		0	50	0	0	0	0	
BLStenen vs Blanco			0	80	0	0	0	0		
		IVC vs IV		0	80	0	0	0	0	

Tabel 2: Protocolvergelijking abdomen. Blanco\_stenen van het MST wordt ook vergeleken met de blanco van het ZGT.

#### Thorax

Thorax blanco												
Ziekenhuis	Equipment	Protocol	Naam scan	ref.kV(p)	Q.ref.mAs	Plakdikte (mm)	Collimatie	Rotatie (s)	Pitch	Reconstructie		
MST	Siemens Flash	Thorax_Blanco_LowD	Thorax	120	30	3	128x0.6mm	0.5	1.2	IR		
MST	Siemens Flash	Thorax_Blanco	Thorax	120	45	3	128x0.6mm	0.5	1.2	IR		
ZGT	Siemens AS (+)	Thorax_Blanco	Blanco	100	150	3	128x0.6mm	0.5	0.9	FBP		
Verschil		Blanco_LD vs Blanc	o	-20	120	0	0	0	0.3			
		Blanco vs Blanco		-20	105	0	0	0	0.3			

Tabel 3: Protocolvergelijking thorax blanco. Blanco low dose is ook vergeleken met het ZGT blanco.

#### Longembolie

Longembolie												
Ziekenhuis	Equipment	Protocol	Naam scan	ref.kV(p)	Q.ref.mAs	Plakdikte (mm)	Collimatie	Rotatie (s)	Pitch	Reconstructie		
MST	Siemens Flash	Longembolie	Longembolie	100	110	1	128x0.6mm	0.285	1.2	IR		
ZGT	Siemens AS (+)	CTA_Pulmonalis_TB	Art. Fase	100	200	3	128x0.6mm	0.33	1.2	FBP		
ZGT	Siemens AS (+)	CTA_Pulmonalis	Art. Fase	120	200	3	128x0.6mm	0.33	1.2	FBP		
Verschil		Longemb. vs Pulm.		0	90	2	0	0.045	0			
Longemb. vs PulmTB			ГВ	20	90	2	0	0.045	0			

Tabel 4: Protocolvergelijking longembolie. De pulmonalis en pulmonalis\_tb worden beiden met longembolie vergeleken.

#### Coronairen

Cardio								-					
Ziekenhuis	Equipment	Protocol	Naam scan	ref.kV(p)	Q.ref.mAs	Plakdikte (mm)	Collimatie	Rotatie (s)	Pitch	Feed per scan	Reconstructie		
MST	Siemens Flash	Low_Prosp_CorCTA	CaScFlash	120	80	3	128x0.6mm	0.285	3.4	-	IR		
MST	Siemens Flash	Low_Prosp_CorCTA	CorSeqLow	100	330	3	128x0.6mm	0.285	0	34	IR		
ZGT	Siemens AS (+)	CTA Cardiac Retro	CaScSeq	120	69	3	60x0.6mm	0.3	0	36	FBP		
ZGT	Siemens AS (+)	CTA Cardiac Retro	PreMonitoring	120/100*	160	10	1x10.0mm	0.3	0	0			
ZGT	Siemens AS (+)	CTA Cardiac Retro	Monitoring	120/100*	160	10	1x10.0mm	0.3	0	0			
ZGT	Siemens AS (+)	CTA Cardiac Retro	R_Cor CTA	120/100*	170/150*	3	128x0.6mm	0.3	0.18	-	FBP		
* = 100 kV	* = 100 kV protocol												
Verschil		CaScFlash vs CaSc	Seq	0	-11	0	68x0.6mm	0.015					
		CorSeqLow vs R_C	or CTA	20/0*	-160/-180*	0	0	0.015					

Tabel 5: Protocolvergelijking cardio. Alleen MST prospectief is met ZGT retrospectief vergeleken. Premonitoring en monitoring zijn niet meegenomen wegens een verwaarloosbaar kleine bijdrage aan dosis. Bij een retrospectieve scan wordt het hart continue bestraald. Pas later wordt aan de hand van het ECG een beeld gereconstrueerd om te compenseren voor de beweging van het hart. Bij een prospectieve scan wordt a.d.h.v. het ECG bepaald wanneer een interval beschikbaar is om het hart in diastole te kunnen scannen

#### **Microscopische Hematurie**

Microscopi	Microscopische Hematurie												
Ziekenhuis	Equipment	Protocol	Naam scan	ref.kV(p)	Q.ref.mAs	Plakdikte (mm)	Collimatie	Rotatie (s)	Pitch	Reconstructie			
MST	Siemens Flash	Abd_Micr_Hema	Abd BlancoST	120	80	3	128x0.6mm	0.5	0.9	IR			
MST	Siemens Flash	Abd_Micr_Hema	PreMonitoring	120	135	10	1x10.0mm	0.5	0				
MST	Siemens Flash	Abd_Micr_Hema	Monitoring	120	135	10	1x10.0mm	0.5	0				
MST	Siemens Flash	Abd_Micr_Hema	BB Arterieel	100	110	3	128x0.6mm	0.5	0.9	IR			
MST	Siemens Flash	Abd_Micr_Hema	Abdomen IVC	100	110	3	128x0.6mm	0.5	0.9	IR			
ZGT	Siemens AS (+)	Nieren_Bifasisch	Blanco lowd	120	110	3	128x0.6mm	0.5	0.9	FBP			
ZGT	Siemens AS (+)	Nieren_Bifasisch	Bi-fasisch	120	160	3	128x0.6mm	0.5	0.9	FBP			
Verschil		Blanco vs Bland	:0	0	30	0	0	0	0				
		Arterieel vs Bifa	sisch	20	50	0	0	0	0				

Tabel 6: Protocolvergelijking microscopische hematurie nieren. De bi-fasische scan wordt vergeleken met één van de twee contrast scans van het MST, aangezien deze identiek zijn. Premonitoring en monitoring zijn niet meegenomen wegens een verwaarloosbaar kleine bijdrage aan dosis.

#### Hoofdtrauma Kind

Cerebrum	Cerebrum Kind												
Ziekenhuis	Equipment	Protocol	Naam scan	ref.kV(p)	Q.ref.mAs	Plakdikte (mm)	Collimatie	Rotatie (s)	Pitch	Reconstructie			
MST	Siemens Flash	Cerebrum kind	Cerebrum	100	300	3	128x0.6mm	1	0.8	IR			
ZGT	Siemens AS (+)	HeadRoutine	Head	120	410	5	128x0.6mm	1	0.8	FBP			
ZGT	Siemens AS (+)	Hersenen_Trauma	Hersenen	120	130	4	128x0.6mm	0.5	0.6	FBP			
Verschil Cerebrum vs Head			20	110	2	0	0	0					
Cerebrum vs HersTR				20	-170	1	0	-0.5	-0.2				

Tabel 7: Protocolvergelijking cerebrum. Cerebrum is vergeleken met headroutine en hersenen\_trauma.

## 3.2 Fantoommetingen

#### 3.2.1 CTDIvol

De CTDIvol (mGy) van het MST ligt bij alle vergeleken protocollen (tabel 1) onder de waarden van het ZGT (fig. 9). Bij heb abdomen blanco protocol is relatief gezien het kleinste verschil tussen de waarden. De CTDIvol van de AS en AS+ CT-scanners liggen overal dicht bij elkaar waarbij de CTDIvol van de AS standaard net onder die van de AS+ ligt. Het grootste verschil in CTDIvol is te vinden bij het cerebrum protocol waarbij het MST 6 mGy minder gebruikt dan het ZGT.

#### 3.2.2 Effectieve mAs

Doordat de effectieve mAs een direct proportioneel is met de CTDIvol bij het constant houden van de overige parameters, is de grafiek met de effectieve mAs per protocol (fig. 10) van vergelijkbare vorm als die van de CTDIvol per protocol (fig. 10). De gebruikte effectieve mAs die voortkomt uit de CARE Dose4D van het MST ligt bij alle vergeleken protocollen (tabel 1) onder die van het ZGT. De effectieve mAs bij de AS ligt bij alle protocollen behalve cerebrum onder die van de AS+. De CTDIvol ligt bij deze protocollen ook lager dan de AS+ zoals verwacht. De effectieve mAs bij het cerebrum ligt bij de AS marginaal hoger dan bij de AS+ terwijl de CTDIvol een omgekeerde verhouding heeft.

#### 3.2.3 Ruis

Wanneer de standaard deviatie van de ruiswaarde zorgt dat een MST ruiswaarde op gelijke hoog te kan komen als een ZGT ruiswaarde is er geen significant verschil bij de gemeten ruiswaarden. In de grafiek (fig. 11) staan de MST protocolnamen op de x-as, zie tabel 1 voor de equivalente ZGT protocolnamen. Per protocol:

#### **CT Abdomen**

#### MST/ZGT omschrijving: Abdomen Blanco / Blanco

De abdomen blanco ruiswaarden verschillen significant (fig. 11). De MST ruiswaarde ligt ruim onder die van de AS en AS+ CT-scanners van het ZGT. De ruiswaarden tussen de AS en AS+ verschillen niet significant. Significant verschil: MST en AS/AS+



Figuur 9: CTDIvol per protocol. Op de x-as staan de protocolnamen die gebruikt worden in het MST op volgorde van protocolnaam, plakdikte en buisspanning waarop gescand is.



Figuur 10: Effectieve mAs per protocol. Op de x-as staan de protocolnamen die gebruikt worden in het MST op volgorde van protocolnaam, plakdikte en buisspanning waarop gescand is.



Figuur 11: Gemiddelde ruiswaarde per protocol. Op de x-as staan de protocolnamen die gebruikt worden in het MST op volgorde van protocolnaam, plakdikte en buisspanning waarop gescand is. Standaar deviaties op de gemiddelde ruiswaarden zijn aanwezig voor de bepaling of een significant verschil aanwezig is.

#### MST/ZGT omschrijving: Abdomen + IVC / Veneuze Fase

De abdomen intraveneus contrast ruiswaarden verschillen significant (fig. 11). De MST ruiswaarde ligt significant onder die van de AS die weer significant onder de ruiswaarde van de AS+ ligt. De ruiswaarde bij de AS+ verschilt significant met die van de AS waarbij de ruiswaarde van de AS+ hoger ligt. Significant verschil: MST en AS/AS+; AS en AS+

#### **CT** Thorax

MST/ZGT omschrijving: Thorax / Blanco De thorax blanco ruiswaarden verschillen niet significant (fig. 11). De standaard deviatie van de MST en ZGT AS ruis is dusdanig hoog dat de ruiswaarden dicht bij elkaar liggen. De standaard deviatie van de ZGT AS+ is lager maar verschilt niet significant met die van de AS. De ruiswaarde van de AS+ verschilt echter wel significant met die van het MST.

Significant verschil: MST en AS+

#### **CT Kinderhoofd Trauma**

*MST/ZGT omschrijving:* Cerebrum / Head De cerebrum ruiswaarden liggen van beide ziekenhuizen met alle CT-scanners dicht bij elkaar



Figuur 12: Figuur: Gemiddelde contrast-ruis verhouding per protocol. Op de x-as staan de protocolnamen die gebruikt worden in het MST op volgorde van protocolnaam, plakdikte en buisspanning waarop gescand is. Standaard deviaties op de gemiddelde verhoudingen zijn aanwezig voor de bepaling of een significant verschil aanwezig is.

waarbij de standaard deviatie laag is (fig. 11). Zelfs met die lage standaard deviatie is er geen significant verschil.

Significant verschil: Geen

#### **CT** longembolie

#### MST/ZGT omschrijving: Longembolie / Arteriële Fase

De longembolie ruiswaarden verschillen significant (fig. 11). De plakdikte bij het MST is 1.0mm terwijl die bij het ZGT 3.0mm is. De MST ruiswaarde ligt daarom significant een stuk hoger terwijl de ZGT AS en AS+ niet significant verschillen. Het MST is vermoedelijk beter in diagnosticeren van kleine nodules gevonden door een verminderd partiëel volume effect.

Significant verschil: MST en AS/AS+

#### **CT** Microscopische Hematurie

#### MST/ZGT omschrijving: Microscopische Hematurie Blanco / Blanco Low Dose

De microscopische hematurie blanco ruiswaarden verschillen significant (fig. 11). De MST ruiswaarde ligt bij maximale deviatie tegen de ondergrens van de ZGT deviatie aan. Bij dit significant verschil heeft het MST een lagere ruiswaarde. De ZGT AS en AS+ ruiswaarden verschillen niet significant. Significant verschil: MST en AS/AS+

#### MST/ZGT omschrijving: Microscopische Hematurie Arterieel / Bi-fasisch

De microscopische hematurie arterieel ruiswaarden verschillen niet significant (fig. 11). De standaard deviatie van de ruis bij het MST is te hoog waardoor de ruis gelijke waarden kan aannemen als de AS en AS+ ruiswaarden.

Significant verschil: Geen

#### MST/ZGT omschrijving: Microscopische Hematurie Abdomen / Bi-fasisch

De microscopische hematurie abdomen ruiswaarden tussen het MST en ZGT AS verschillen significant terwijl de ruiswaarden tussen het het MST en ZGT AS+ niet significant verschillen (fig. 11). De standaard deviatie van de ruiswaarde in het MST en ZGT AS is laag terwijl die van de AS+ hoog is. Significant verschil: MST en AS

### 3.2.5 Contrast-Ruis Verhouding

Wanneer de standaard deviatie van de CNR zorgt dat een MST contrast-ruis verhouding op gelijke hoogte kan komen als een ZGT ruiswaarde is er geen significant verschil bij de gemeten ruiswaarden. In de grafiek (fig. 12) staan de MST protocolnamen op de x-as, zie tabel 1 voor de equivalente ZGT protocolnamen. De CT-getallen van de 1% objecten verschillen met 10HU van de achtergrond waardoor de CNR voornamelijk afhangt van de ruis. Door de ruis fluctueren de CT-getallen van de objecten om de verwachtte 10HU verschillen heen. Per protocol:

#### **CT Abdomen**

#### MST/ZGT omschrijving: Abdomen Blanco / Blanco

De CNR bij het MST is bijna twee keer zo hoog dan die in het ZGT (fig. 12). Dit komt doordat de ruiswaarde bij het MST significant een stuk lager ligt (fig. 11). Er is een significant verschil in CNR aanwezig tussen MST en de AS/AS+ CT-scanners van het ZGT. De CNR's van de AS en AS+ scanners zijn niet significant verschillend. Opvallend is dat dit verschil in CNR geen andere beoordeling geeft voor de LCD (fig. 13) wat doet vermoeden dat er uitschieters waren of een verklaring gezocht moet worden in de protocolinstellingen. Significant verschil: MST en AS/AS+

#### MST/ZGT omschrijving: Abdomen + IVC / Veneuze Fase

Er is geen significant verschil aanwezig in CNR ondanks een een significant verschil in ruis (fig. 12). De vergelijkbare CNR komt dan door een kleiner verschil in CT-getallen tussen object en achtergrond bij het MST dan bij het ZGT afgeleid uit de definitie van de CNR (formule 1). Significant verschil: geen

#### **CT** Thorax

#### MST/ZGT omschrijving: Thorax / Blanco

Er is geen significant verschil aanwezig in CNR (fig. 12). Dit komt overeen met de beeldruis die niet significant verschilt (fig. 11). Vanuit de definitie van de CNR (formule 1) is het verschil in CT-getallen van object en achtergrond vrijwel hetzelfde tussen de protocollen. Significant verschil: geen

#### **CT** Kinderhoofd Trauma

#### MST/ZGT omschrijving: Cerebrum / Head

Er is een significant verschil aanwezig tussen de MST en AS/AS+ scanners van het ZGT. Bij het MST is de CNR lager (fig. 12) hoewel er geen significant verschil was in ruis (fig. 11). De lagere CNR van het MST komt overeen met de lagere laag-contrast object zichtbaarheid (fig. 13). Tussen de AS en AS+ scanners is geen significant verschil in CNR aanwezig, dit komt overeen met het niet significante verschil in ruis. Significant verschil: MST en AS/AS+

#### **CT** longembolie

#### MST/ZGT omschrijving: Longembolie / Arteriële Fase

Er is een significant verschil aanwezig in CNR tussen het MST en de AS/AS+ CT-scanners van het ZGT. De CNR van het MST ligt lager dan die van de AS en AS+ CT-scanners (fig. 12). Tussen de AS en AS+ scanners is geen significant verschil aanwezig. Door de 1.0mm plakdikte van het MST ten opzichte van de 3.0mm van het ZGT is er meer ruis bij het MST (fig. 11) en dus een lagere CNR. Dit resulteert ook in een lagere LCD (fig. 13). Significant verschil: MST en AS/AS+

#### **CT Microscopische Hematurie**

#### MST/ZGT omschrijving: Microscopische Hematurie Blanco / Blanco Low Dose

Er is een significant verschil aanwezig in CNR tussen het MST en de AS/AS+ CT-scanners van het ZGT. Er is geen significant verschil aanwezig tussen de AS en AS+ CT-scanners. De ruis ligt bij het MST significant lager dan bij het ZGT dan bij het ZGT (fig. 11) waardoor de CNR van het MST hoger ligt dan die van de AS en AS+ CT-scanners (fig. 12)

Significant verschil: MST en AS/AS+

#### MST/ZGT omschrijving: Microscopische Hematurie Arterieel / Bi-fasisch

Er is geen significant verschil aanwezig in CNR (fig. 12). Dit komt overeen met de ruis die niet significant verschilt (fig. 11). Verder is er geen of weinig LCD verschil tussen MST en ZGT (fig. 13). Significant verschil: Geen

#### MST/ZGT omschrijving: Microscopische Hematurie Abdomen / Bi-fasisch

Er is geen significant verschil aanwezig in CNR (fig. 12). Hoewel er een significant verschil in ruis aanwezig was tussen het MST en de ZGT AS CT-scanner (fig. 11), kan door ruis over het LCD object een klein CT-getal verschil tussen object en achtergrond bij de protocollen zorgen voor de afwezigheid van een significant verschil in CNR. Significant verschil: Geen

#### 3.2.6 Laag-Contrast Detecteerbaarheid

De LCD bij de abdomen en microscopische hematurie scans hebben een gelijkwaardige beoordeling volgens het criterium beschreven in de methode (fig. 13). Bij geen van de protocollen komt de arbitraire LCD beoordeling van het MST boven die van het ZGT uit. Daarnaast heeft de AS+ bij enkele protocollen en arbitraire LCD beoordeling de neiging om met één punt beter te presteren.

De MST thorax, cerebrum en longembolie liggen respectievelijk 4, 4 en 3 punten lager dan de laagste beoordeling bij het ZGT voor die protocollen. De meeste van deze punten liggen in de 1% supra-slice objecten. Dit betekent dat bij een 1% contrastniveau de laesies die de z-as



Figuur 13: Laag-contrast detecteerbaarheid score per protocol. Punten zijn verdeeld op zichtbaarheid van supra-slice objecten. Op de x-as staan de protocolnamen die gebruikt worden in het MST op volgorde van protocolnaam, plakdikte en buisspanning waarop gescand

lengte van de plak hebben, beter gezien kunnen worden bij het ZGT dan bij het MST. Vanzelfsprekend ligt de longembolie LCD beoordeling een stuk lager bij het MST omdat de plakdikte 1.0mm is ten opzichte van 3.0mm bij het ZGT. De LCD is sterk afhankelijk van de beeldruis, en bij een dunnere plakdikte is die ruis ook hoger (fig. 11) waardoor het MST hierop een lagere score heeft. Het MST zal echter beter laesies kunnen afbeelden wanneer laesies een z-as lengte hebben die kleiner is dan de plakdikte. Bij het testen van het partieel volume effect wordt verwacht dat het MST beter zal presteren.

#### 3.2.7 Resolutie

Bij de resolutie (lp/cm) presteert het MST gelijk of net onder het ZGT. Tussen de AS en AS+ scanners is bij geen van de vergeleken protocollen verschil in het aantal zichtbare lijnparen. Bij de abdomen en hematurie scans zijn bij het MST 6 lijnparen zichtbaar tegenover de 7 lijnparen bij het ZGT. Het verschil tussen 6 of 7 lijnparen is mogelijk niet groot genoeg om een merkbaar verschil in diagnostische beeldkwaliteit te veroorzaken.



Figuur 14: Resolutie (lijnparen/cm) beoordeling per protocol. Op de x-as staan de protocolnamen die gebruikt worden in het MST op volgorde van protocolnaam, plakdikte en buisspanning waarop gescand is.

## 3.3 Dosisgegevens

## 3.3.1 Abdomen

		Aantal scans	Gemiddeld gewicht in kg			Aantal scans	Gemiddeld gewicht in kg
	Totaal	104	77		Totaal	134	75
	ADMIRE	31	80		Hengelo	54	75
MCT	SAFIRE	73	76		Almelo	80	75
				767	AS+	128	75
IVIST				ZGT	AS	6	77
					Hengelo AS+	54	75
					Almelo AS+	74	75
					Almelo AS	6	77
	IVC	45	77		IVC	121	75
	Blanco	59	77		Blanco	13	75

Tabel 8: Beschrijvende statistiek CT-abdomenstudies. Per groep is het aantal scans en gemiddelde gewicht in kg gegeven.

De scans voor het protocol abdomen zijn gemaakt op de vraagstelling: 'acute buik'. In totaal werden 238 studies geïmplementeerd. Hiervan zijn 104 scans gemaakt in het MST Enschede en 134 in het ZGT, waarvan 54 in Hengelo en 80 in Almelo. Het grootste verschil in gewicht is te vinden tussen de patiëntengroepen die gescand zijn met de ADMIRE- en de SAFIRE-scanner in het MST (tabel 8).

DRN		15	700	DRN		15	700
Streefv	vaarde	8	400	Stree	fwaarde	8	400
	Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> , R <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L</b> , R <sup>2</sup> )		Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> *, <i>R</i> <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L</b> *, <i>R</i> <sup>2</sup> )
MST	Totaal ADMIRE SAFIRE	5.1 ( <b>E</b> , 0.3056) 4.9 ( <b>L</b> , 0.4229) 5.3 ( <b>E</b> , 0.3160)	244.1 (L, 0.3103) 224.6 (L, 0.6690) 252.0 (L, 0.2612)		Totaal Hengelo Almelo AS+	8.2 (E, 0.4430) 7.6 (E, 0.6173) 8.6 (E, 0.3619) 8.2 (E, 0.4828)	382.5 (E, 0.5005) 342.2 (E, 0.6294) 412.1 (E, 0.4541) 381.9 (E, 0.5276)
				ZGT	AS Hengelo AS+ Almelo AS+ Almelo AS	8.2 (L, 0.8954) 7.6 (E, 0.6173) 8.7 (E, 0.4269) 8.2 (L, 0.8954)	391.1 (E, 0.9193) 342.2 (E, 0.6294) 413.6 (E, 0.5054) 391.1 (E, 0.9193)
	IVC Blanco	4.7 ( <b>L</b> , 0.4208) 5.9 ( <b>L</b> , 0.3868)	226.9 (L, 0.4699) 266.5 (L, 0.2280)		IVC Blanco	8.1 ( <b>E</b> , 0.4461) 9.6 ( <b>E</b> , 0.5437)	379.6 ( <b>E</b> , 0.4781) 412.3 ( <b>E</b> , 0.4781)

Tabel 9: Dosisgegevens CT-abdomenstudies. Per groep is het CTDI en DLP gegeven, waarbij ook aangegeven is of de gebruikte trendlijn exponentieel (E) of lineair (L) is en wat de bijbehorende  $R^2$ -waarde is van de trendlijn.

In het MST worden DRN en streefwaarde ruim gehaald, ook als er naar subgroepen binnen het het MST gekeken wordt. Voor het ZGT geldt ook dat het DRN ruim gehaald wordt, terwijl daar rond de streefwaarde wordt gescand. Als er in het ZGT naar subgroepen gekeken wordt, valt op dat Hengelo beter presteert dan Almelo. De AS- en de AS+-scanners verschillen echter weer niet significant, maar als dan gekeken wordt naar

elke scanner apart, dan valt op dat de AS+ in Hengelo beter presteert dan beide andere scanners, terwijl de ASscanner in Almelo beter presteert dan de AS+-scanner in Almelo (tabel 9).

Als er wordt gekeken naar de verschillende protocollen in de beide ziekenhuizen, dan valt op dat de IVC-scans altijd beter presteren dan de Blanco-scans, waarbij de blanco-scans in het ZGT als enige niet kunnen voldoen aan de streefwaarde, maar zeker wel aan het DRN. In het MST worden DRN en streefwaarde ruim gehaald, ook als er naar subgroepen binnen het het MST gekeken wordt. Voor het ZGT geldt ook dat het DRN ruim gehaald wordt, terwijl daar rond de streefwaarde wordt gescand. Als er in het ZGT naar subgroepen gekeken wordt, valt op dat Hengelo beter presteert dan Almelo. De AS- en de AS+-scanners verschillen echter weer niet significant, maar als dan gekeken wordt naar elke scanner apart, dan valt op dat de AS+ in Hengelo beter presteert dan beide andere scanners, terwijl de AS-scanner in Almelo beter presteert dan de AS+-scanner in Almelo.

Als er wordt gekeken naar de verschillende protocollen in de beide ziekenhuizen, dan valt op dat de IVC-scans altijd beter presteren dan de Blanco-scans, waarbij de blanco-scans in het ZGT als enige niet kunnen voldoen aan de streefwaarde, maar zeker wel aan het DRN.



#### MST vergeleken met het ZGT

Figuur 15: Gewicht uitgezet tegen CTDI voor de abdomen scans. MST en ZGT laten beide een exponentieel verband zien. ZGT ligt hoger dan MST.



Figuur 16: Gewicht uitgezet tegen de DLP voor de abdomen scans. MST laat een lineair verband zien. ZGT laat een exponentieel verband zien. ZGT ligt hoger dan MST.

## 3.3.2 Thorax

Hier worden het protocol CT Thorax Low dose uit het MST en CT Thorax uit het ZGT vergeleken. Er zijn in totaal 158 scans gemaakt. De data uit het MST bestaat uit 68 low dose scans en 10 reguliere CT thorax scans, dus niet volgens het low dose protocol

		Aantal scans	Gemiddeld gewicht in kg			Aantal scans	Gemiddeld gewicht in kg
	Totaal	78	77		Totaal	80	75
	ADMIRE	6	75		Hengelo	51	73
MST	SAFIRE	72	77	ZGT	Almelo	29	78
					Hengelo AS+	51	73
					Almelo AS+	29	78
	Blanco	10	71		Blanco	80	75
	Blanco low dose	68	78				

Tabel 10: Beschrijvende statistiek CT-thoraxstudies. Per groep is het aantal scans en het gemiddeld gewicht weergegeven.

In tabel 10 worden het protocol CT Thorax low dose uit het MST en CT Thorax uit het ZGT vergeleken. Er zijn in totaal 158 scans gemaakt. De data uit het MST bestaat uit 68 low dose scans en 10 reguliere CT thorax scans.

	Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> , R <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L</b> , R <sup>2</sup> )		Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> *, <i>R</i> <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L</b> * <i>, R</i> <sup>2</sup> )
		2.1 ( <b>E</b> ,	73.7 ( <b>E</b> ,			5.8 ( <b>E</b> ,	210.8 ( <b>E</b> ,
	Totaal	0.4629)	0.4415)		Totaal	0.4253)	0.3639)
		1.9 <b>(E</b> ,	68.3 ( <b>E</b> ,			5.6 ( <b>E</b> ,	206.5 ( <b>L</b> ,
	ADMIRE	0.7960)	0.8805)		Hengelo	0.4198)	0.3749)
		2.1 ( <b>E</b> ,	74.4 (E <i>,</i>			6.2 ( <b>E</b> ,	231.0 ( <b>E</b> ,
MST	SAFIRE	0.4572)	0.4291)	ZGT	Almelo	0.4501)	0.3444)
10131				201		5.6 ( <b>E</b> ,	206.5 ( <b>L</b> ,
					Hengelo AS+	0.4198)	0.3749)
						6.2 ( <b>E</b> ,	231.0 ( <b>E</b> ,
					Almelo AS+	0.4501)	0.3444)
		2.8 ( <b>E</b> ,	101.5 ( <b>E</b> ,			5.8 ( <b>E</b> ,	210.8 ( <b>E</b> ,
	Blanco	0.7870)	0.6687)		Blanco	0.4253)	0.3639)
		2.0 (L,	70.7 ( <b>L</b> ,				
	Low dose	0.5681)	0.5841)				

Tabel 11: Dosisgegevens CT-thoraxstudies. Per groep is het CTDI en DLP gegeven, waarbij ook aangegeven is of de gebruikte trendlijn exponentieel (E) of lineair (L) is en wat de bijbehorende  $R^2$ -waarde is van de trendlijn.

Tabel 11 geeft de gegevens die uit de dataverzameling zijn gekomen voor CT-thorax studies. Deze zijn gefilterd en omgerekend naar het standaard gewicht van 77 kg. De dosis die de ADMIRE geeft ligt iets lager dan de SAFIRE. Er is verschil te zien tussen de twee protocollen die in het MST worden gebruikt. Opvallend is dat het verschil tussen de twee MST-protocollen kleiner is dan het verschil tussen het MST en ZGT. Het ZGT gebruikt alleen de AS+ scanner, dus er is geen vergelijk te maken tussen de AS en AS+. De scatterplots waarop deze gegevens gebaseerd zijn staan in figuren 17 en 18.

#### MST vergeleken met het ZGT





Figuur 17 Gewicht tegen DLP voor de thorax scans. ZGT en MST laten beide een exponentieel verband zien. ZGT ligt hoger dan MST.

Figuur 18 Gewicht tegen CTDI voor de thorax scans. ZGT en MST laten beide een exponentieel verband zien. ZGT ligt hoger dan MST.

In de bijlage staan de grafieken met betrekking tot de vergelijkingen tussen de ADMIRE en SAFIRE scanner, Hengelo en Almelo en de verschillende gebruikte protocollen: ZGT blanco, MST blanco en MST low dose.

## 3.3.3 Longembolie

	Gemiddelde-	Aantal scans	Gemiddeld gewicht in kg		Gemiddelde	Aantal scans	Gemiddeld gewicht in kg
	Totaal	379	79		Totaal	331	82
	ADMIRE	13	86		Hengelo	76	81
	SAFIRE	366	78		Almelo	255	82
					AS+	52	82
MST				ZGT	AS	279	82
					Hengelo AS+	76	81
					Almelo AS+	203	82
					Almelo AS	52	82
	Longembolie	379	79		CTA_Pulmonalis	304	82
					CTA_Pulmonalis TB	27	75

Tabel 12: Beschrijvende statistiek CT-longemboliestudies. Per groep is het aantal scans en het gemiddeld gewicht weergegeven.

Voor het protocol CT longembolie is gekeken naar 683 scans. Bij het ZGT werd gekeken naar 2 protocollen, namelijk CTA\_Pulmonalis en CTA\_Pulmonalis\_TB.

DRN		10	350	DRN		10	350
Streefv	vaarde	6	200	Stree	fwaarde	6	200
	Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> *, R <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L*</b> , R <sup>2</sup> )		Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> *, R <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L</b> * <i>, R</i> <sup>2</sup> )
		3.5 ( <b>E</b> ,	115.9 ( <b>E</b> ,			9.6 ( <b>L</b> ,	328.9 ( <b>L</b> ,
	Totaal	0.5631)	0.5410)		Totaal	0.5460)	0.5271)
		4.5 ( <b>E</b> ,	144.6 ( <b>E</b> ,			9.8 ( <b>L</b> ,	354.2 (L,
	ADMIRE	0.5583)	0.5796)		Hengelo	0.6171)	0.5282)
		3.5 ( <b>E</b> ,	115.3 ( <b>E</b> ,			9.6 ( <b>L</b> ,	321.1 ( <b>L</b> ,
	SAFIRE	0.5611)	0.5378)		Almelo	0.5325)	0.5407)
						9.6 ( <b>L</b> ,	333.1 ( <b>L</b> ,
					AS+	0.5779)	0.5481)
						9.9 ( <b>L</b> ,	305.6 ( <b>L</b> ,
MST				ZGT	AS	0.3819)	0.4882)
						9.8 ( <b>L</b> ,	354.2 ( <b>L</b> ,
					Hengelo AS+	0.6171)	0.5282)
						9.5 ( <b>L</b> ,	325.1 ( <b>L</b> ,
					Almelo AS+	0.5701)	0.5648)
						9.9 ( <b>L</b> ,	305.6 ( <b>L</b> ,
					Almelo AS	0.3819)	0.4882)
		3.5 ( <b>E</b> ,	115.9 ( <b>E</b> ,		CTA Pulmon	9.9 ( <b>L</b> ,	336.0 ( <b>L</b> ,
	Longembolie	0.5631)	0.5410)		alis	0.5513)	0.5272)
		,	· · · · ·		CTA Pulmon	7.4 (L,	260.1 (L,
					alis_TB	0.6404)	0.6266)

Tabel 13: Dosisgegevens CT-longemboliestudies. Per groep is het CTDI en DLP gegeven, waarbij ook aangegeven is of de gebruikte trendlijn exponentieel (E) of lineair (L) is en wat de bijbehorende R<sup>2</sup>-waarde is van de trendlijn.

Tussen de dosis in het MST en ZGT is een groot verschil te zien: de dosis in het ZGT is bijna 3x zo hoog. De dosis van de ADMIRE blijkt iets hoger te zijn dan de dosis gegeven door de SAFIRE. De scanners in het ZGT liggen dichter bij elkaar, met de AS in Almelo het hoogst, daarna de AS+ in Hengelo, en de laagste dosis komt van de AS+ in Almelo (tabel 13)



#### MST vergeleken met het ZGT

Figuur 19: Gewicht uitgezet tegen DLP voor de longembolie scans. MST laat een exponentieel verband zien. ZGT laat een lineair verband zien. ZGT ligt hoger dan MST.



Figuur 20: Gewicht uitgezet tegen CTDI voor de longembolie scans. MST laat een exponentieel verband zien. ZGT laat een lineair verband zien. ZGT ligt hoger dan MST.

## 3.3.4 Kinderhoofd Trauma

Voor de data van de kinderhoofdjes moesten we in beide ziekenhuizen terugzoeken. Het was niet mogelijk deze data prospectief te verzamelen in verband met het feit dat de aanvraag hersentrauma kind weinig voorkomt. In het ZGT hadden we beschikking over data van het afgelopen jaar, waar data van 41 scans in het ZGT beschikbaar was. In het MST ging dit terug tot begin dit jaar, daarvóór werd gebruik gemaakt van een andere scanner die we in dit onderzoek buiten beschouwing laten omdat hij op dit moment niet meer in gebruik is. In deze periode zijn 43 scans gemaakt in het MST.

Gemiddeldes	CTDI (mGy)				DLP (mGycm)			
Leeftijd	ZGT	MST	DRN	Streefwaarde	ZGT	MST	DRN	Streefwaarde
0	<mark>18,3</mark>	<mark>16,0</mark>	20	15	<mark>276,3</mark>	276,4	240	180
1	<mark>14,3</mark>	<mark>16,1</mark>	25	20	<mark>228,6</mark>	<mark>278,7</mark>	300	240
5	<mark>25,6</mark>	<mark>17,1</mark>	35	25	<mark>423,7</mark>	<mark>312,5</mark>	420	300
10	<mark>36,7</mark>	<mark>22,6</mark>	50	35	<mark>540,8</mark>	<mark>408</mark>	600	420

Tabel 14: gemiddelde CTDI en DLP per leeftijd waarvoor een DRN en streefwaarde is opgesteld vergeleken met de DRN en Streefwaarde volgens een kleurcode: rood: boven DRN en streef, geel: tussen DRN en Streefwaarde, groen: onder streefwaarde en DRN.

Het MST zit met één waarde boven het DRN, drie keer tussen het DRN en de streefwaarde en vier keer onder de streefwaarde zoals in tabel 14 te zien is. Het ZGT zit twee keer boven het DRN, vier keer tussen het DRN en de streefwaarde en drie keer onder de streefwaarde.



Figuur 21: CTDI en DLP tegen voor de leeftijdscategorieën bij hoofd trauma kind. De gemiddeldes van MST en ZGT staan rechts en links respectievelijk en zijn uitgezet tegen de DRN's en streefwaarden.

## 3.3.5 Microscopische hematurie

		Aantal scans	Gemiddeld gewicht in kg			Aantal scans	Gemiddeld gewicht in kg
	Totaal	41	82		Totaal	61	82
	ADMIRE	18	81		Hengelo	31	81
	SAFIRE	23	83		Almelo	30	83
NACT					AS+	57	82
10131					AS	4	78
					Hengelo AS+	31	81
					Almelo AS+	26	84
					Almelo AS	4	78

Tabel 15: Beschrijvende statistiek CT-microscopische hematurie. Per groep is het aantal scans en het gemiddeld gewicht weergegeven.

De scans die geïmplementeerd zijn in het onderzoek zijn uitgezocht op de indicatie 'microscopische hematurie'. Het aantal geïmplementeerde scans is 102, waarvan 41 uit het MST en 61 uit het ZGT. Daarvan zijn 18 scans gemaakt met de scanner op de radiologie in Enschede, 23 scans met de scanner op de eerste hulp in Enschede, 4 scans met de AS-scanner uit Almelo, 26 scans met de AS+-scanner uit Almelo en 31 met de AS+-scanner uit Hengelo (tabel15).

	Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> *, <i>R</i> ²)	DLP in mGycm ( <b>E/L</b> *, R <sup>2</sup> )		Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> *, <i>R</i> <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L</b> *, <i>R</i> <sup>2</sup> )
	Totaal	14.2 ( <b>L</b> , 0.3222)	535.4 ( <b>L</b> , <i>0.5454</i> )		Totaal	11.4 ( <b>L</b> , <i>0.1884</i> )	514.0 ( <b>L</b> , <i>0.2493</i> )
	ADMIRE	14.4 ( <b>E</b> , <i>0.0887</i> )	532.6 ( <b>L</b> , <i>0.4631</i> )		Hengelo	11.1 ( <b>L</b> , 0.1854)	491.2 ( <b>E</b> , <i>0.2349</i> )
	SAFIRE	13.5 ( <b>E</b> , 0.5407)	519.3 ( <b>E</b> , <i>0.5605</i> )	ZGT	Almelo	11.6 ( <b>E</b> , <i>0.1743</i> )	526.9 ( <b>L</b> , <i>0.2565</i> )
MST					AS+	11.1 ( <b>E</b> , 0.2076)	496.7 ( <b>E</b> , 0.2521)
					AS	14.0 ( <b>L</b> , <i>0.9637</i> )	600.2 ( <b>L</b> , <i>0.9856</i> )
					Hengelo AS+	11.1 ( <b>L</b> , <i>0.1854</i> )	491.2 ( <b>E</b> , <i>0.2349</i> )
					Almelo AS+	11.2 ( <b>E</b> , <i>0.2142</i> )	515.1 ( <b>L</b> , <i>0.2569</i> )
					Almelo AS	14.0 ( <b>L</b> , <i>0.9637</i> )	600.2 ( <b>L</b> , <i>0.9856</i> )

Tabel 16: Dosisgegevens CT-microscopische hematurie. Per groep is het CTDI en DLP gegeven, waarbij ook aangegeven is of de gebruikte trendlijn exponentieel (E) of lineair (L) is en wat de bijbehorende R<sup>2</sup>-waarde is van de trendlijn.

In de tabel zien we dat het ZGT duidelijk lager ligt in CTDI, maar niet veel lager in het DLP. In het MST presteert de ADMIRE minder dan de SAFIRE, terwijl in het ZGT Hengelo beter presteert dan Almelo. De AS+-scanner dient aan patiënten minder straling toe dan de AS-scanner. Wanneer gekeken wordt naar de individuele scanner in het ZGT, dan presteert de AS+ in Hengelo het beste, op de voet gevolgd door de AS+ in Almelo. De AS-scanner presteert veel minder dan de beide andere scanners (tabel 16).

#### MST Vergeleken met het ZGT



Figuur 22: Gewicht uitgezet tegen CTDI voor de microscopische hematurie scans. MST en ZGT laten beide een lineair verband zien.



Figuur 23: Gewicht uitgezet tegen DLP voor de microscopische hematurie scans. MST en ZGT laten beide een lineair verband zien.

### 3.3.6 Coronairen

		Aantal scans	Gewicht			Aantal scans	Gewicht
	Totaal	127	80	ZGT	Totaal:	160	82
MCT	ADMIRE	57	80				
IVIST	SAFIRE	70	80				
	CorSeqMed	14	79		120 kV	59	95
	CorSeqLow	113	80		100 kV	101	74

Tabel 17: Beschrijvende statistiek CT-coronairen. Per groep is het aantal scans en het gemiddeld gewicht weergegeven.

Het aantal geïmplementeerde scans voor het protocol CT coronaire angiografie is 287, waarvan 127 uit het MST en 160 uit het ZGT. Alle scans uit het ZGT zijn gemaakt op de AS+-scanner in Hengelo, omdat Hengelo zich binnen het MST gespecialiseerd heeft op het gebied van de cardiologie. Binnen het MST zijn 57 scans gemaakt op de scanner op de radiologie en 70 scans op de scanner op de eerste hulp (tabel 17).

DRN	DRN 80		1000	DRN		80	1000
Streefwaarde		25	300	Stree	fwaarde	50	600
	Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> *, <i>R</i> <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L*</b> , R <sup>2</sup> )		Gemiddelde	CTDI in mGy ( <b>E/L</b> *, R <sup>2</sup> )	DLP in mGycm ( <b>E/L</b> *, <i>R</i> <sup>2</sup> )
	Totaal	13.7 ( <b>E</b> , 0.4991)	190.5 ( <b>E</b> , <i>0.5331</i> )		Totaal	15.8 ( <b>E</b> , <i>0.5453</i> )	232.4 ( <b>E</b> , 0.5616)
MOT	ADMIRE	13.3 ( <b>E</b> , <i>0.5116</i> )	187.3 ( <b>E</b> , <i>0.5991</i> )	707			
IVIST	SAFIRE	13.9 ( <b>E</b> , <i>0.4936</i> )	193.2 ( <b>E</b> , <i>0.4705</i> )	ZGT			
	CorSeqLow	13.1 ( <b>E</b> , 0.5429)	183.2 ( <b>E</b> , <i>0.6012</i> )		100kV	13.3 ( <b>E</b> , 0.1408)	197.1 ( <b>E</b> , <i>0.1521</i> )
	CorSeqMed	19.4 ( <b>L</b> , <i>0.7808</i> )	255.8 ( <b>E</b> , <i>0.7025</i> )		120kV	26.7 ( <b>E</b> , <i>0.1404</i> )	382.1 ( <b>E</b> , <i>0.1876</i> )

Tabel 18: Dosisgegevens CT-coronairen. Per groep is het CTDI en DLP gegeven, waarbij ook aangegeven is of de gebruikte trendlijn exponentieel (E) of lineair (L) is en wat de bijbehorende R<sup>2</sup>-waarde is van de trendlijn. Scans zijn alleen gemaakt op de AS+ in Hengelo.

Binnen Nederland is voor het protocol CT coronaire angiografie een DRN opgesteld voor een spiraal CT met een retrospectieve ECG gated reconstructie waarbij geen buisstroommodulatie plaatsvindt. De gegeven streefwaarde voor het MST is de streefwaarde voor prospectieve ECG triggered acquisities. De gegeven streefwaarde voor het ZGT is de streefwaarde voor retrospectieve ECG triggered acquisities waar buisstroommodulatie bij plaatsvindt. Het MST en ZGT voldoen allebei aan het DRN en de voor hun geldende streefwaarde (tabel 18). Wanneer de beide ziekenhuizen onderling worden vergeleken, komt het MST als beste uit de bus, qua stralingsbelasting voor de patiënt. Verder is te zien dat de ADMIRE een heel licht kleinere stralingsbelasting voor de patiënt heeft dan de SAFIRE. Verder is het in beide ziekenhuizen zo dat het protocol, waarbij bewust een verhoogde stralingsbelasting voor de patiënt wordt gegeven, meer stralingsbelasting voor de patiënt heeft dan het "gewone" protocol.



#### MST vergeleken met het ZGT

Figuur 24: Het CTDI uitgezet tegen het gewicht voor de microscopische hematurie scans. MST en ZGT laten een lineair verband zien.



Figuur 25: Het DLP uitgezet tegen het gewicht voor de cardio scans. MST en ZGT laten een exponentieel verband zien. ZGT ligt hoger dan MST.
## 4. Discussie

## 4.1 algemene discussiepunten

## 4.1.1 Fantoommetingen

Om iets te zeggen over verschil in beeldkwaliteit tussen de CT-protocollen is het van belang dat de protocollen op een vergelijkbare manier gedraaid worden. Als er verschillen in beeldkwaliteit gevonden worden moeten deze daadwerkelijk het resultaat zijn van het verschil in protocol en niet vanwege externe factoren. Voor een vergelijking tussen ZGT en MST maakt dit het lastig voor een paar protocollen.

Ten eerste heeft het ZGT geen thorax low dose protocol. Hierdoor kan voor dit protocol geen betrouwbare vergelijking worden gemaakt. We kunnen wel de thorax blanco van beide ziekenhuizen vergelijken.

Het ZGT scant zeer zelden een CT cardio prospectief terwijl het MST alleen prospectief scant. Een vergelijking tussen de beide prospectieve protocollen is dus niet heel relevant voor de kliniek. Alleen de beeldkwaliteit tussen het prospectieve en retrospectieve protocol is vergeleken. Voor de fantoommetingen is dit in principe ook het meest relevant.

De ruis is onder andere afhankelijk van de plakdikte die in een serie is gebruikt. Over het algemeen geven dunnere plakken meer ruis. Het is daarom oneerlijk om te concluderen dat alle series met dunne plakdikte een slechte beeldkwaliteit hebben zonder hiermee rekening te houden. Het ZGT scant bijvoorbeeld voor het protocol longembolie op plakken van 3mm en het MST op plakken van 1mm. Uiteraard is reconstructie op andere plakdiktes achteraf nog mogelijk. Voor de fantoommetingen is echter de 3.0 met de 1.0 vergeleken. Ook geldt dit voor andere factoren zoals kV. Hier geldt over het algemeen dat een lage kV meer contrastverschil laat zien. Voor de CNR moet er dus rekening gehouden worden met welke kV is gescand. Alleen de calciumscore CT is op 120 kV gescand, omdat dit helaas niet anders ingesteld kon worden.

Een hogere mAs geeft over het algemeen minder ruis als gevolg van een hogere dosis. Men zou daarom verwachten dat de protocollen met een hoge quality reference mAs minder ruis moeten geven. Echter heeft de scan cardio CorSeqLow veel ruis ondanks de hoogste quality reference mAs. Dit komt doordat er juist een zeer lage effectieve mAs is gegeven wegens het feit dat het om een fantoom ging en niet om een patiënt. Niet alleen vanwege CareDose maar ook door de korte scantijd.

De beoordeling van de beeldkwaliteit is afhankelijk van het menselijk oog en daarom vatbaar voor fouten. Bij discussie over zichtbaarheid bij de lijnparen of contrast is altijd gekozen voor de minste twijfel. Het is mogelijk dat een beoordelaar met ervaring wel contrast en lijnparen zou kunnen onderscheiden in deze gevallen. Alleen de B30 of H30 kernel zijn gebruikt, waardoor alle fantoommetingen met een relatief zacht filter zijn beoordeeld. Beoordeling met bijvoorbeeld B70 filters had meet data kunnen opleveren. Er had ook meet data kunnen zijn door de fantoommetingen minsten in duplo te doen, maar daar was helaas geen tijd meer voor.

Positionering van het fantoom is van belang om zo een betrouwbaar mogelijke meting te doen. Het fantoom is met de hand in de scanner geplaatst en is daarom wederom vatbaar voor menselijke fout. Sommige modules die wel volledig zichtbaar hadden moeten zijn binnen een plak van 3mm waren verspreid over drie plakken. Hierdoor hing het voor de lijnparen module van af welke plak er gebruikt werd voor de beoordeling aangezien het per plak verschilde hoe goed de lijnparen te onderscheiden waren. Vaak waren lijnparen die het best te onderscheiden waren het minst fel.

De CTDIvol is wel opgeschreven voor elke fantoommeting, maar deze nemen we verder niet mee in de data. Dit vanwege het grote verschil in omvang tussen het fantoom en de patiënt die de scanner meestal gewend is. Als gevolg zal er een lagere mAs en dosis zijn dan bij de patiënt. Er kan niet vanuit gegaan worden dat de verhouding in dosis voor de protocollen hetzelfde is bij de fantoommetingen als bij de patiënt. Ook bestaat het risico dat de scanner haar laagst mogelijke dosis gebruikt voor het fantoom en dus tegen de ondergrens aan zit. Echter bleek de Qref.mAs te verschillen tussen de protocollen en de gegeven waarden bij de fantoommetingen. Deze was hoger bij de laatste, terwijl de Qref.mAs een constante hoort te zijn die bij een protocol van een SIEMENS scanner vast staat. Het is onduidelijk gebleven hoe dat kwam en heeft als gevolg dat vergelijkingen met Qref.mAs onbetrouwbaar zijn. Bij de module van de LCD was zeer vaak alleen het grootste 1% object te onderscheiden. De 0.3% objecten zijn nooit gevonden. Hierdoor kwam de vraag omhoog of er meestal maar weinig contrast in deze module werd gezien. Dit is waarschijnlijk ook vanwege de lage dosis die gegeven is. Het is waarschijnlijk dat er meestal een veel hogere dosis gebruikt wordt om fantoommetingen te doen en dat de automatische aanpassing van de mAs voor het fantoom ervoor gezorgd heeft dat de dosis te laag was om volledig te zien wat anders gezien had kunnen worden.

De fantoommetingen waren niet bedoeld om het CT-systeem te controleren. Hierdoor verschillen de fantoommetingen wat ten opzichte van de standaard fantoommetingen die worden gedaan. Het grootste verschil zit in het feit dat de protocollen niet hetzelfde zijn waardoor verschillen in beeld voornamelijk door de verschillen in protocol veroorzaakt worden. Hierbij wordt er dan ook vanuit gegaan dat de CT-scanners goed gekalibreerd zijn. Er is geen ijkmeting gedaan vooraf.

## 4.1.2 Fantoommetingen ZGT

De fantoommetingen in het ZGT zijn verschillend verlopen ten opzichte van het MST. In het MST verliep alles onder leiding van een laborant die zelf alle instellingen verzorgde. In het ZGT was er een klinisch fysisch medewerker en hadden we ook meer eigen invloed. Dit kan betekenen dat er andere verschillen kunnen zijn tussen de fantoommetingen naast de verschillen in protocol. Hierdoor is de vergelijking tussen de protocollen minder betrouwbaar. Er is ook een steeds verschillend display field of view gebruikt. Hoewel steeds alleen het volledige fantoom is gescand, is dit traject met de hand geselecteerd. Bij het ZGT is dit zelfs een paar keer opnieuw gedaan. Het was in het ZGT helaas niet mogelijk om een ECG te simuleren voor de CT-cardio protocollen. Hierdoor kan er geen vergelijking gemaakt worden voor de objectieve beeldkwaliteit voor dit protocol tussen beide ziekenhuizen.

Er is een soortgelijk fantoom gebruikt, dus met dezelfde afmetingen en modules als in het MST. Echter, het fantoom dat gebruikt is voor alle fantoommetingen was niet exact hetzelfde waardoor er verschillen kunnen optreden in de metingen. Beide fantomen waren van hetzelfde merk en dus ook identiek op de volgorde van de modules na. Er is verder zoveel mogelijk getracht de fantoommetingen op een zo gelijk mogelijke manier te doen.

De beoordeling is ook op dezelfde manier gedaan en ook in het MST. De beelden zijn alleen dit keer in intellispace geladen. Het was helaas niet te voorzien dat beelden uit intellispace niet op het hoge resolutie scherm geprojecteerd kon worden. Hierdoor zijn deze beoordelingen op een standaard monitor gedaan en is dit dus niet consistent ten opzichte van de MST fantoommetingen. Echter leek het niet uit te maken op welk scherm de beoordeling werd gedaan, aangezien de resultaten ongeveer gelijk waren. Een vervolg op de fantoommetingen is om ze nog een keer te doen na optimalisatie van instellingen. Dit heeft de tijd echter niet meer toegelaten.

### 4.1.3 Protocollen

Een grote verschil tussen alle protocollen van het ZGT en MST is de wijze van reconstructie. Het ZGT gebruikt filtered back projection (FBP) terwijl het MST iteratieve reconstructie gebruikt. Uit studies is bekend dat iteratieve reconstructie het over het algemeen mogelijk maakt om de dosis te verlagen ten opzichte van FBP tegen een acceptabel diagnostische beeldkwaliteit. [19] In dit MDO is geen onderzoek gedaan naar iteratieve reconstructie versus FBP. Er kan dus niet gezegd worden in hoeverre de verschillende wijzes van reconstructie bijdragen aan het verschil in dosis voor de meeste protocollen. Dit maakt het lastig om een conclusie te trekken als er andere verschillen in de protocollen gevonden worden, omdat er dus niet aangenomen kan worden dat alleen deze verschillen in protocol de verandering in dosis tot gevolg hebben. Een conclusie dat het ZGT een hogere dosis heeft kan dus heel goed liggen aan het feit dat er FBP wordt gebruikt in plaats van iteratieve reconstructie. Er is aangenomen dat de protocollen van het ZGT identiek zijn voor alle drie de scanners op de twee locaties. Er is niet getest of dat wel zo is. De koppeling tussen de data, protocollen en de fantoommetingen is minder betrouwbaar, omdat er niet vanuit gegaan kan worden dat alles op dezelfde manier gedaan is. De Qref.mAs van het ZGT hoofd kind protocol is 350 volgens de fantoommeting. Dit komt overeen met de Qref.mAs van 300 van het ZGT. Echter staat in het protocol dat de Qref.mAs 130 is.

### 4.1.4 Dataverzameling

Veel van de gebruikte data is met de hand verzameld en opgeschreven. Dit heeft er vaak toe geleid dat er een aantal ongeloofwaardige getallen gevonden zijn. Meestal ging het om gewichten van de patiënten die zeer hoog of laag waren. Een voorbeeld is een patiëntgewicht van boven de 180 kg. Er is gecontroleerd door de omvang van de patiënt te bekijken in de CT scans, maar dit heeft ook vaak tot twijfel geleid. Het lijkt waarschijnlijk dat er soms een systolische- of diastolische druk is genoteerd in plaats van het gewicht. Gewichten rond de 120 en 80 kg kunnen dus in twijfel getrokken worden, omdat deze verward kunnen zijn met de bloeddruknotatie.

Ondanks een redelijke database kwam het wel eens voor dat een subgroep niet voldoende datapunten bevat, dus minder dan twintig, waardoor deze niet met het DRN vergeleken kan worden. Dit geldt voor de subgroepen abdomen ZGT AS Almelo, Abdomen ZGT Blanco, Thorax MST ADMIRE, Thorax MST Blanco, Longembolie MST ADMIRE, Kinderhoofd voor alle leeftijden, Microscopische Hematurie MST ADMIRE, Microscopische Hematurie ZGT AS Almelo, Coronairen MST CorSeqMed. Als uit deze kleine hoeveelheid gegevens een trendlijn gedestilleerd probeert te worden, is dit een dalende trendlijn. Het is voor CT-scans echter nooit het geval dat bij toenemend gewicht de stralingsbelasting voor de patiënt daalt.

Voor sommige DRN's worden zeer specifieke uitgangspunten gehanteerd. Voorbeelden zijn het gebruiken van een 16-slice scanner en het wel of niet gebruiken van ECG-gating. Een aantal van deze uitgangspunten zijn wat verouderd. Dezelfde condities kunnen niet exact gekopieerd worden door de vernieuwde apparatuur. Hierdoor zijn de vergelijkingen ten opzichte van het DRN niet volledig betrouwbaar zijn. De kans is groot dat de doses nu lager uitkomen dan de vastgestelde DRN's uit 2012 is zeer groot, gezien de ontwikkelingen op CT-scan en -reconstructiegebied.

Om een betrouwbare conclusie te kunnen trekken op basis van de trendlijnen is gekeken naar de R^2 waarde. Van te voren hebben we bepaald dat een R<sup>2</sup>-waarde vanaf 0.95 als betrouwbaar en dus een goed passende trendlijn wordt gerekend (dus met een betrouwbaarheidsinterval van 95%). Helaas is dit niet mogelijk gebleken: de waarden liggen tussen de 0.0887 en de 0.9856. Helaas is deze laatste waarde, en tevens de enige die volgens ons vooraf vastgestelde criterium valt, gebaseerd op 4 scans. Dit is te weinig data om te kunnen gebruiken voor een goede vergelijking met het DRN. Eigenlijk lag bij elke meting de R<sup>2</sup>-waarde dus te laag om de berekende dosis bij 77 kg betrouwbaar te kunnen noemen. We hebben de R<sup>2</sup>-waarde dus op een andere manier gebruikt: de hoogst mogelijke waarde werd gezocht per scatterplot en vervolgens werd de dosis bij 77 kg berekend aan de hand van dit verband. Er werd vergeleken tussen 2 factoren (bijv. MST-ZGT of MST-DRN). Als deze waarden binnen een factor 0.95-1.05 lagen, werd aangenomen dat dit kon worden gewijd aan de lage R<sup>2</sup>-waarde. Daarnaast komt het ook wel eens voor dat een vergelijking wordt gemaakt tussen twee datawolken, met een verschillende type trendlijn. De één is dan lineair, terwijl de ander een exponentioneel verband laat zien. Het is echter zeer waarschijnlijk dat de relatie exponentioneel moet zijn, aangezien omvang exponentioneel toeneemt met het gewicht, dus dat zou dan ook bij de dosistoename het geval zijn.

#### 4.1.5 Enquête

Door de lange tijd die nodig was om beelden voor de enquête in de ziekenhuizen klaar te zetten op DVD en in het systeem is het niet gelukt om voor de deadline van het verslag de enquête af te nemen. Hierdoor is er geen koppeling tussen de tevredenheid van de radiologen over de beeldkwaliteit en de objectieve beeldkwaliteit. Er wordt getracht na deze deadline de enquête als nog uit te voeren. De enquête is significanter naarmate er meer enquêtes afgenomen kunnen worden door radiologen. Met andere woorden: er moeten genoeg samples zijn om een trend in subjectieve beeldkwaliteit te kunnen bewijzen. Het feit dat de enquête een subjectieve beoordeling is betekent ook dat bij herhaling de enquête in alle waarschijnlijkheid andere resultaten zal leveren. Dit benadrukt wederom het belang van een hoge sample size. Er is een grote kans op bias wegens een aantal redenen. Het is natuurlijk de bedoeling dat radiologen niet weten waar een scan vandaan komt. Ten eerste is het de vraag of de anonimisatie van de studies goed genoeg is, zodat de radiologen niet kunnen herkennen waar deze vandaan komt. Verder kan een radioloog door gewenning aan de specifieke manier hoe het ziekenhuis studies aanbiedt herkennen of het een ziekenhuis vreemde of eigen studie is. De enquête is in het MST niet uitgevoerd op een diagnostische hoge resolutie monitor.

## 4.2 Abdomen

#### Protocolvergelijking

Beide ziekenhuizen maken gebruik van 2 verschillende protocollen: Abdomen blanco en Abdomen IVC. De plakdikte, acquisitie, rotatietijd en pitch van de blanco en IVC (intravenous contrast) zijn voor de ziekenhuizen gelijk. De reconstructiekernels zijn van gelijke sterkte (~30). Daarnaast is de reference kV gelijk op 120 kV. De quality reference mAs hoger bij het ZGT, namelijk 110 tegenover 160 bij abdomen blanco en 80 tegenover 160 bij abdomen IVC. Het MST maakt dus wel verschil tussen een blanco of een contrastscan. Dit is prima mogelijk aangezien het toedienen van een contrastmiddel al zorgt voor een betere afgrensbaarheid tussen structuren. Het ZGT heeft een keer hogere dosis en maakt hiertussen geen verschil. Dit ziekenhuis zou dus de gemiddelde dosis kunnen verlagen door de 'IVC patiënten' te scannen op een lagere mAs. Je zou dit ook anders kunenn interpreteren: het ZGT geeft aan dat beide scans op gelijke mAs kunt doen. Het MST kan dus blancoscans ook op 80 mAs uitvoeren. Dit lijkt ons echter minder waarschijnlijk aangezien het bekend is dat contrast een groter onderscheidend vermogen geeft.

#### Fantoommetingen

Bij de abdomen IVC ligt de quality reference mAs twee keer zo hoog waardoor de effectieve mAs, en dus ook de CTDIvol, twee keer zo hoog ligt binnen het ZGT. Verder is opvallend dat de ruis lager is, en dus de CNR hoger bij het MST. Dit verschil heeft uiteindelijk geen effect op de observer gebaseerde beoordeling van beeldkwaliteit.

#### Dosisgegevens

In het MST geldt dat elke subgroep ruim het DRN en streefwaarde haalt. Er zijn flinke verschillen te zien tussen de doses van het ZGT en MST, dus de verschillen zijn niet toe te wijden aan de lage R<sup>2</sup> waarden. Dit is echter wel een probleem voor de berekening van CTDI en DLP in het ZGT. Het feit dat de streefwaarde niet gehaald is kan veroorzaakt worden door wordt door de lage R<sup>2</sup> waarde. De verschillen zijn hier namelijk klein, en door de onbetrouwbare trendlijn mogen we aannemen dat de warden gelijk zijn.

Vergelijkingen die gedaan zijn zijn die tussen het MST en het ZGT, de ADMIRE en SAFIRE scanners, de lokaties Hengelo en Almelo, de drie verschillende scanners in het ZGT: de Hengelo AS+, de Almelo AS+ en de Almelo AS en tot slot tussen de protocollen IVC en Blanco in biede ziekenhuizen. Het verschil tussen het MST en het ZGT valt te verklaren door het feit dat in het MST gebruik gemaakt wordt van IR, terwijl het ZGT FBP gebruikt. Ook het verschil tussen de ADMIRE en de SAFIRE is logisch te verklaren. ADMIRE is een verbeterde versie van SAFIRE, waardoor nog net iets meer dosis bespaart kan worden. Het verschil tussen de IVC en Blanco scan ligt ook voor de hand. Doordat met behulp van het toegediende contrast de contrastverschillen op de scan verhoogt worden, is minder straling nodig om voldoende contrastverschil te verkrijgen op het beeld om diagnoses mee te kunnen stellen. De vergelijkingen tussen Hengelo en Almelo en de AS+- scanners in Hengelo en Almelo hangen heel erg samen met elkaar, aangezien het verschil tussen die twee vergelijkingen zes scans op de AS-scanner in Almelo is. Het verschil tussen de AS+-scanners/de twee locaties kunnen we echter niet verklaren. De beide scanners zijn van hetzelfde type en bij beide scanners wordt hetzelfde protocol gebruikt.

### 4.3 Thorax

#### Protocolvergelijking

Het MST heeft twee thorax protocollen (low dose en blanco) terwijl het ZGT maar één heeft (blanco). Om deze reden zijn de thorax blanco protocollen vergeleken. De rotatietijd, acquisitie en plakdikte zijn hetzelfde. De pitch is bij het ZGT 0.9 terwijl die bij het MST 1.2 is. Daarnaast gebruikt het MST een quality reference mAs van 30 en 45 voor respectievelijk low dose en blanco terwijl het ZGT een quality reference mAs gebruikt van 150. De reference kV bij het MST het ZGT zijn respectievelijk 120 en 100.

#### Fantoommetingen

Uit de fantoommetingen komt dat op 120kV de CTDIvol bijna drie keer zo laag is in het MST in vergelijking met het ZGT. De effectieve mAs bij de AS+ ligt aanzienlijk hoger dan bij de AS, dit komt ook terug in de CTDIvol die bij de AS+ hoger ligt. De beeldruis verschilt significant tussen het MST en de AS+ waarbij uiteindelijk geen significant verschil zit in CNR. De beeldkwaliteit van het MST is bij thorax blanco lager waarbij de vraag is of een dergelijke beeldkwaliteit door verlaging van de quality reference mAs, of verhoging van pitch, voldoet aan de diagnostische vraagstelling bij het ZGT. Verder is geen verschil in resolutie te bemerken.

#### Dosisgegevens

De protocollen zijn lastig te vergelijken omdat het MST voornamelijk gebruik maakt van een low dose protocol terwijl het ZGT alleen met blanco scant. Daarom is het lastig te achterhalen of dosisverschillen te wijten valt aan low dose versus blanco of FBP versus IR. Vanuit het MST was er sterk de vraag naar het vergelijken van het low dose protocol. Helaas is hiervan geen DRN of streefwaarde opgesteld. Vergelijken met de Nederlandse standaard gaat dus niet. Om toch iets te kunnen zeggen over de gegeven dosis hebben we protocollen op basis van de aanvraag geselecteerd. In het MST wordt het low dose protocol gebruikt bij patiënten die een follow up krijgen of waarbij onderzoek gedaan wordt naar kleine noduli. Het ZGT gebruikt voor deze vraagstelling het gewone thorax protocol, met dus een 'normale' dosis. Dit is ook erg goed te zien aan de scatterplots. Bijna de gehele puntenwolk van het MST ligt onder de punten van het ZGT. Dit is erg opvallend aangezien niet alle data van het MST low dose scans waren: 10 scans waren gewone CT Thorax scans. Deze scans hadden een gemiddeld CTDI van 2.8 mGy, wat dichter bij het gemiddelde van de low dose scans ligt (CTDI=2.0 mGy) dan bij de reguliere scans van het ZGT (CTDI = 5.8 mGy).

De dosisverlaging die het MST wint door gebruik te maken van het low dose protocol is kleiner dan het verschil dat het MST blanco protocol maakt in vergelijking met het ZGT. Echter, met het gewone protocol zit het MST al erg laag. Dit is dus niet representatief als het gaat om vergelijken van de protocollen. Hooguit wijst het erop dat het ZGT erover zou kunnen nadenken om ook gebruik te gaan maken van een low dose protocol in een nader te bepalen vraagstelling, bijvoorbeeld bij follow up of als er gezocht wordt naar grote afwijkingen en de anatomie van deze patiënt is bekend.

Binnen het MST is er een klein verschil waarbij ADMIRE iets beter presteert dan SAFIRE. Binnen het ZGT presteert Hengelo beter dan Almelo hoewel dit verschil niet groot is.

### 4.4 Longembolie

#### Protocolvergelijking

Het MST heeft één protocol longembolie, terwijl het ZGT een longembolie- en longembolie\_testbolus-protocol heeft. De volgende verschillen kunnen gevonden worden tussen deze protocollen. Het ZGT longembolie-protocol heeft als enige een ref. kV van 120 in plaats van 100 en kan dus beter contrastverschillen onderscheiden, maar heeft daardoor ook een hogere dosis en meer ruis. Beide ZGT protocollen hebben een bijna twee keer zo hoge Qref. mAs als het MST. Het ZGT heeft een Qref. mAs van 200 tegenover een Qref. mAs van 110 voor het MST. Als gevolg heeft het ZGT een hogere dosis. Verder hebben de ZGT protocollen een langere rotatietijd van 0.33 s tegenover 0.285 s. Hierdoor is de dosis wederom hoger in het ZGT, echter is het verschil in tijd niet groot. Tot slot is er verschil in de acquisitie op plakdikte. Het MST heeft 1 mm en het ZGT 3 mm. Bij 1 mm zullen kleinere objecten beter te zien zijn, maar er zal ook meer ruis zijn.

#### Fantoommetingen

De fantoommetingen bevestigen de bevindingen in het protocol. Het CTDIvol is hoger in het ZGT en de effectieve mAs ook. De ruis is echter weer minder in het ZGT waardoor de CNR weer beter is in het. Dit kan het gevolg zijn van het verschil in plakdikte. Wat de visuele beoordeling betreft is de LCD beter in het ZGT. Voor de resolutie in lp/cm is er geen verschil tussen de protocollen. Hieruit kunnen we dus concluderen dat de beeldkwaliteit van één plak in het ZGT hoger is dan het MST, maar daarbij moet wel aangetekend worden dat de plak van het ZGT 3 mm is, terwijl deze in het MST 1 mm is.

#### Dosisgegevens

Het berekende CTDI bij 77 kg was 9.6 mGy en het DLP 328.9 mGycm in het ZGT. Het CTDI en DLP van het ZGT zitten onder het DRN, maar het verschil tussen DRN en gemeten waarden is niet significant te noemen vanwege een te lage R<sup>2</sup>-waarde, waardoor gesteld kan worden dat het ZGT op het DRN zit. De verschillen tussen Hengelo AS+, Almelo AS+ en Almelo AS waren niet significant. Er zijn wel verschillen te zien tussen het longembolie\_testbolus-protocol. Het longembolie\_testbolus-protocol wordt veel minder gedaan, maar heeft een lager gemiddeld CTDI en DLP. Wij vermoeden daarom dat dit een protocol is dat bij een nog specifiekere vraagstelling wordt toegepast.

Het DRN en de streefwaarde van CT longembolie zijn voor het CTDI (mGy) 10 en 6 respectievelijk. Voor de DLP (mGy.cm) is dit 350 en 200 respectievelijk. De resultaten zijn voor het MST als volgt: het longembolie-protocol

zit gemiddeld op een CTDI van 3.5 en een DLP van 115.9 en daarmee zitten ze dus onder de streefwaarde en dus ook ruim onder het DRN. De verschillen tussen de ADMIRE en SAFIRE, de scanners van het MST, zijn wel opvallend: de ADMIRE is een nieuwere, dus je zou verwachten betere, variant van de SAFIRE. Toch is de dosis hoger. Met de ADMIRE zijn echter te weinig scans gemaakt, namelijk 13, om op een betrouwbare manier het CTDI en DLP te kunnen berekenen, waardoor de vergelijking niet legitiem is.

## 4.5 Kinderhoofd Trauma

### Protocolvergelijking

Het ZGT gebruikt bij de vraagstelling hoofdtrauma kind twee verschillende protocollen: Hersenen\_trauma of HeadRoutine. Beide protocollen maken gebruik van dezelfde ref.kV maar de Qref.mAs ligt wel ver uit elkaar: 410 ten opzichte van 110. Deze is echter als 350 gemeten tijdens de fantoommetingen. Er bestaat dus enige twijfel over welk protocol de juiste/werkelijk gebruikte is. Het meest waarschijnlijke is de 410, dus HeadRoutine. Dit is iets hoger dan de waarde van het MST die op 300 ligt. Het MST heeft een lagere ref. kV van 100 ten opzichte van de 120 van het ZGT, dus geven ze een lagere dosis. Verder maakt het MST gebruik van een kleinere plakdikte van 3 mm. Hier is dus iets meer te zien dan in het ZGT waar de acquisitie met een plakdikte van 4/5 mm is, maar er is ook meer ruis.

Als verder naar de protocollen gekeken wordt lijkt het aannemelijker dat HeadRoutine met het protocol cerebrum kind vergeleken kan worden. Bij dit protocol komt niet alleen de collimatie, maar ook de rotatietijd en de pitch overeen. Het protocol verschilt hierin 0.5 seconde (tegenover 1 sec.) in rotatietijd en de pitch is 0.6 in plaats van 0.8 voor kinderen van alle leeftijden wordt gebruik gemaakt van hetzelfde protocol.

#### Fantoommetingen

Uit de fatoommetingen bleek dat het CTDIvol bij dit protocol veel hoger is dan bij de andere protocollen. Omdat we hier met kinderen te maken hebben is het zeker van belang om goed te letten op de verkregen dosis. Beide scanners in het ZGT zitten ruim boven de waarde die de in het MST gegeven wordt, waarbij de AS+ hoger zit dan de AS. De effectieve mAs is echter bij de AS+ scanner het hoogst. De ruis bij dit protocol is beduidend lager dan bij de andere, maar tussen de ziekenhuizen zat geen significant verschil. Wel is het CNR in ht MST lager, wat overeenkomt met de lagere laag-contrast object zichtbaarheid. De laag contrast detecteerbaarheid is in het MST lager dan in het ZGT. Het verschil tussen de AS en AS+ is niet significant.

#### Dosisgegevens

Allereerst is het in twijfel te trekken hoe betrouwbaar deze resultaten zijn aangezien zeer weinig scans beschikbaar waren. 43 en 41 scans is te weinig om een betrouwbaar verschil mee te kunnen aantonen, zeker als gemiddeldes per levensjaar worden berekend. In het MST zijn 5, 3, 4 en 4 scans gemaakt van de kinderen van 0, 1, 5 en 10 jaar. In het ZGT waren dat er 5, 5, 5 en 1, dus de data is op 16 scans per ziekenhuis gebaseerd. Uit tabel 1 kan worden opgemaakt dat de lengte van het scantraject een groot deel van het overschrijden van de grenzen veroorzaakt. Bij het CTDI wordt de grens van de streefwaarde soms overschreden, maar de grens voor het DLP wordt vaker overschreden. Het CTDI zit vier keer tussen het DRN en de streefwaarde en vier keer onder de streefwaarde, terwijl het DLP drie keer boven het CTDI ligt, drie keer tussen het DRN en de streefwaarde en 2 keer onder de streefwaarde. Als de kleuren uit tabel 1 getallen kregen (rood=3, geel=2 en groen=1), dan scoort het CTDI: 4\*1+4\*2=12. Het DLP schoort 3\*3+3\*2+2\*1=17, 5 punten meer dus. Zoals blijkt uit de theorie: DLP~CTDI \* trajectlengte, kan hiervan alleen de lengte van het scantraject de oorzaak zijn. Hier is dus winst te behalen voor beide ziekenhuizen. Om onder het DRN uit te komen zou het MST moeten kijken naar de trajectlengte bij neonaten en het ZGT naar neonaten en kinderen van 5 jaar. Om verder te voorkomen dat een score van het DLP lager uitkomt dan het CTDI door de trajectlengte kan het MST kijken naar kinderen van 1 en 5 jaar. Beide waarden gaan van een groen CTDI naar een geel DLP.

Dat de scantrajectlengte hiervan de oorzaak is, is duidelijk. Het is alleen moeilijk om hier iets over te zeggen aangezien de resultaten bestaan uit een aantal scans die in een onderzoek werden uitgevoerd. Voor het berekenen van de gemiddeldes zijn deze eerst opgeteld. Dit is voor de CTDI geen probleem, maar voor het DLP wel: het kan namelijk zijn dat deze opgetelde scans gemaakt zijn met een andere trajectlengte en daarom eigenlijk niet opgeteld hadden mogen worden. Om dus duidelijk te kunnen zeggen waar het probleem precies zit zouden alle scans nog eens terug gekeken moeten worden, gelet op het CTDI en DLP per scan in elk onderzoek. In figuren 11 en 12 zijn de gemiddelde CTDI en DLP per leefjaar weergegeven. Ook de DRN en streefwaarde staan hierin vermeld. De bekende waardes voor deze twee grenzen bij de leeftijd van 0, 1, 5 en 10 jaar zijn met elkaar verbonden zodat de gemiddeldes van de tussen- en omliggende leeftijden ook kunnen worden vergeleken. Door de gegevens over kinderen met de leeftijden 2, 3, 4, 6, 7, 8, 9 en 11 ook te gebruiken kan de data worden uitgebreid naar 43 en 41 scans per ziekenhuis. Toch zijn deze gegevens over de DRN en streefwaarde voor die tussenliggende leeftijden niet in de literatuur bekend, dus mogen er geen conclusies aan verbonden worden.

Ook nu geldt: naarmate de leeftijd toe neemt gaan de ziekenhuizen beter presteren ten opzichte van de vastgestelde grenzen. De helling van de trendlijn van het MST neemt af, dus dit ziekenhuis presteert beter dan het ZGT als de patiënten ouder worden.

Gemiddeld zit het MST lager met de dosis dan het ZGT. Qua CTDI zitten beide ziekenhuizen voor alle leeftijden onder het DRN. Bij de leeftijd van 1 jaar zitten beide ziekenhuizen onder de streefwaarde, het MST zit daarbij ook bij de leeftijden van 5 en 10 jaar onder de streefwaarde. Gelet op het DLP zitten de ziekenhuizen hoog: Bij neonaten zijn de DLP's van beide ziekenhuizen hoger dan het DRN, het ZGT heeft ook bij de leeftijd van 5 jaar een DLP hoger dan het DRN. Op de leeftijd van 1 jaar zit het DLP van het ZGT laag en onder de streefwaarde. Dit geldt voor het DLP van het MST bij de leeftijd van 10 jaar.

## 4.6 Microscopische hematurie

#### Protocolvergelijking

Het eerste wat opvalt bij de protocolvergelijking tussen het MST en het ZGT is het aantal acquisities dat gedaan wordt in beide ziekenhuizen. In het MST worden drie scans gemaakt, op basis waarvan de radiologen het gescande gebied beoordelen, terwijl dit aantal in het ZGT op twee ligt. Dit komt door het feit dat het ZGT een bifasische acquisitie heeft, die de "BB arterieel"- en "Abdomen\_IVC"- acquisitie, zoals ze in het MST worden uitgevoerd, combineert. De instellingen tussen ZGT en MST zijn echter wél grotendeels vergelijkbaar. De verschillen tussen de beide ziekenhuizen zit in de Qref. mAs en het kV. De getallen die daarbij horen zijn in het MST een kV van 120 voor de blanco acquisitie en 100 voor de contrastacquisities, terwijl in het ZGT het kV altijd op 120 kV staat ingesteld bij dit protocol. De Qref. mAs is in het MST 80 voor de blanco acquisitie en 110 voor de contrast acquisities, terwijl het ZGT scant met een Qref mAs van 110 voor de blanco acquisitie en 160 voor de contrast acquisitie.

#### Fantoommetingen

Uit de fantoommetingen blijkt dat de effectieve mAs lager ligt in het MST dan in het ZGT, wat ook resulteert in een lagere CTDIvol tijdens de fantoommeting. De ruis ligt in het MST lager voor de blanco acquisitie. Voor de contrast acquisities is er alleen een verschil tussen de "Abdomen IVC" en de bifasische acquisitie op de ASscanner in het ZGT, waarbij de ruis lager is in het MST. Dit resulteert bij de CNR ook alleen in een significant verschil tussen de blanco acquisities. Verder is er geen significant verschil tussen het ZGT en MST op het gebied van LCD.

#### Dosisgegevens

Als we kijken naar het aantal scans die gemaakt worden binnen de subgroepen, dan zien we dat met de ADMIRE-scanner in het MST en de AS-scanner in het ZGT te weinig scans zijn gemaakt om deze scanners individueel te vergelijken met andere scanners.

Vergelijkingen die wel hard gemaakt kunnen worden zijn die tussen Hengelo en Almelo en die tussen de AS+ scanners van het ZGT. Door de minimale hoeveelheid scans die gemaakt worden met de AS-scanner hebben deze vergelijkingen een grote overlapping. Het valt op dat Almelo net iets minder presteert dan Hengelo. Het verschil tussen de beide ziekenhuizen, en daarmee ook tussen de beide AS+ scanners, is echter zodanig klein dat dit heel goed veroorzaakt kan worden doordat het onmogelijk is een goede trendlijn door de grafiek te computeren. Daarom kan het verschil tussen de beide ziekenhuizen en de beide AS+ scanners niet significant genoemd worden.

Uit de dosisgegevens blijkt dat het ZGT significant meer straling toedient aan de patiënten als alleen gekeken wordt naar CTDI. Het verschil in DLP tussen de beide ziekenhuizen is echter veel kleiner, procentueel gezien, dit verschil zou men kunnen weiden aan de lage R<sup>2</sup> waarde waardoor we kunnen aannemen dat de DLP's gelijk

zijn. Hieruit volgt dat het scantraject te lang is. In de verschillende subgroepen zijn geen significante verschillen te vinden.

## 4.7 Coronairen

#### Protocolvergelijking

In beide ziekenhuizen zijn twee protocollen voor het maken van een CT coronaire angiografie. In het ZGT zit het verschil tussen de twee protocollen dat de R\_cor CTA-scan op 100 kV of 120 kV gemaakt wordt. In het MST is het verschil tussen de twee protocollen dat de ene een CorSeqLow-acquisitie heeft, terwijl de andere een CorSeqMed-acquisitie heeft. De exacte getallen van de laatste zijn voor ons niet bekend. Het belangrijkste verschil tussen het MST en het ZGT zit in het feit dat het MST gebruik maakt van een prospectieve manier van scannen, waarbij de patiënt alleen aan straling blootgesteld wordt tijdens de periode van een hartslagcyclus dat het hart weinig beweegt. In het ZGT wordt de patiënt wél constant aan straling blootgesteld, waardoor de patiënt veel meer straling ontvangt. De rest van de protocolvergelijking moet dan ook in dit perspectief gezien worden.

Het verschil in de protocollen uit het ZGT en het MST zit verder in Qref. mAs. Deze is in het ZGT een beetje lager voor de calciumscore-acquisitie en veel lager voor de coronairen-acquisitie. Daarnaast is de pitch in het MST iets lager dan in het ZGT. Ten slotte zit er nog een verschil in de collimatie van de calciumscore-acquisitie. Deze ligt in het ZGT veel lager. Op basis van deze drie verschillen, en dan voornamelijk op basis van het grote verschil in Qref. mAs, zou men voorspellen dat het ZGT een lagere dosis heeft en mogelijk een mindere beeldkwaliteit. Door het fundamentele verschil in manier van scannen, is echter op basis van het protocol de verwachting dat het MST een lagere dosis toedient aan de patiënt, terwijl de beeldkwaliteit daar mogelijk beter is.

#### Fantoommetingen

Helaas is een fantoommeting voor dit protocol niet mogelijk gebleken in het ZGT, waardoor over beeldkwaliteit niets te zeggen valt.

#### Dosisgegevens

Uit de data blijkt dat het MST beter scoort dan het ZGT, maar dit verschil is volledig toe te schrijven aan het feit dat het MST een betere dosisbesparende techniek gebruikt dan het ZGT. Uit de vergelijking tussen de ADMIRE en SAFIRE blijkt dat de ADMIRE met een minimaal verschil minder stralingsdosis toedient aan de patiënt dan de SAFIRE. Het verschil tussen de beide scanners uit het MST is niet significant te noemen. De verschillen tussen de twee gebruikte protocollen in het ZGT zijn ook logisch te verklaren, aangezien het ene protocol ervoor gemaakt is om meer straling toe te dienen.

Beide ziekenhuizen zitten ruim onder DRN en streefwaarde. Opvallend is dat beide ziekenhuizen gebruik maken van 2 verschillende protocollen. De een geeft aan een hogere dosis toe te dienen dan de ander, wat waarschijnlijk gebruikt wordt om patienten in hoofdzakelijk 2 gewichtsklassen beide goed in beeld te kunnen brengen. Echter, in het ZGT is duidelijk verschil te zien tussen de gemiddelde gewichten waarbij de verschillende protocollen werden gebruikt. Het verschil was 21 kg. Bij het MST was er echter maar een verschil van 14 kg te zien. Dit kan veroorzaakt worden door de te kleine patiëntpopulatie waarop de dosis bij CorSeqMed gebaseerd is, namelijk maar 14 patienten. Toch zou het MST eens kunnen kijken naar hoe de verschillende protocollen daadwerkelijk worden ingezet en hier misschien een duidelijkere voorschrift voor opstellen. Ten slotte presteert de ADMIRE iets beter dan de SAFIRE.

## 5. Conclusie

## 5.1 Abdomen

Kortom zijn twee verschillen in de abdomen protocollen van belang: quality reference mAs en beeldreconstructie methode. Positief is dat beide ziekenhuizen bij de abdomen scans ruim onder het DRN liggen. Het MST ligt daarbij onder de streefwaarde terwijl het ZGT op of erboven ligt. Hoewel het ZGT een hogere quality reference mAs heeft zijn de beelden niet beter beoordeeld bij de fantoommetingen. Door afwezigheid van andere verschillen in protocollen is het aannemelijk dat de grote verschillen in doses, bij gelijke beeldkwaliteit, te wijden is aan FBP tegenover IR. Door over te stappen op IR valt volgens Siemens een dosisverlaging van 60% te behalen bij dezelfde beeldkwaliteit[20].

## 5.2 Thorax

Door het gebruik van een low dose protocol in het ene ziekenhuis en een regulair protocol in het andere is er geen vergelijk te maken. Een conclusie zou kunnen zijn dat het ZGT ook een CT Thorax low dose protocol gaat invoeren bij bepaalde vraagstellingen.

Het ZGT heeft meer dan een drie keer zo hoge quality reference mAs met een 20kV lagere buisspanning dan het MST. Het gevolg is dat de CTDI en DLP van het ZGT meer dan twee keer zo hoog ligt met een toenemend verschil naarmate patiënten zwaarder worden. Daarnaast heeft het ZGT een pitch van 0.9 tegenover 1.2 van het MST waardoor de effectieve mAs bij het ZGT nog hoger komt te liggen. Als gekeken wordt naar beeldkwaliteit doet het ZGT het wel beter. De vraag is of bij een verlaging van beeldkwaliteit bij ZGT zoals bij het MST, de beelden nog voldoen aan diagnostische beeldkwaliteit. Daar zou verder onderzoek op gedaan moeten worden.

Overwegingen die gedaan kunnen worden zijn een verhoging van pitch: tafelverplaatsing per rotatie, rotatietijd of acquisitie aanpassen. Daarnaast kan geëperimenteerd worden met een verlaging van de quality reference mAs zodat de CARE Dose4D een lagere effectieve mAs aanhoud. Een ander verschil is het gebruik van FBP tegenover IR waarbij een aanzienlijk besparing in dosis mogelijk is. Door over te stappen op IR valt volgens Siemens een dosisverlaging van 60% te behalen bij dezelfde beeldkwaliteit [20].

## 5.3 Longembolie

Beide ziekenhuizen zitten onder het DRN, gelet op de dosis/kg. Beide ziekenhuizen hebben een gemiddeld patiëntgewicht hoger dan het gemiddeld patiëntgewicht in Nederland. Het ZGT geeft wel een hoger gemiddeld CDTI en DLP dan het DRN. Door het hoge patientgewicht wordt dit recht getrokken. Toch kan het een wens zijn van het ziekenhuis om hier wel onder te kunnen komen.

Naarmate patiënten zwaarder worden komt het vaker voor dat het CTDI/kg of DLP/kg hoger ligt dan het DRN. Winst kan dus behaald worden door te letten op de stijging van de dosis/kg bij zwaardere patiënten.

De ADMIRE kan/moet zakken tenzij de beeldkwaliteit onvoldoende wordt, omdat de dosis te hoog ligt ten opzichte van wat er van de ADMIRE scan verwacht mag worden.

Kortom, wat het MST betreft is de dosis laag dus lijkt het niet nodig om dosisverlagende maatregelen toe te passen. Het beeld heeft dus wel meer ruis in het MST wegens dat 1mm slice acquisitie.. Het is aan de radiologen om te bepalen of ze tevreden zijn met de hoeveelheid extra ruis als daar tegenover staat dat kleinere structuren nog afgebeeld kunnen worden. Het ZGT lijkt tevreden met de 3mm slice acquisitie en de beeldkwaliteit. Achteraf is er nog altijd de mogelijkheid om reconstructies maken met verschillende effectieve plakdiktes. Verder lijkt het ZGT een stuk hoger te zitten in dosis, wat wordt bevestigd door de hoge Qref.mAs en ref.kV in het protocol. Aangezien er van contrastmiddel gebruik gemaakt wordt kan er geprobeerd worden om de ref.kV lager te zetten naar 100 zoals in het MST. Ook kan er gekeken worden om de Qref.mAs lager te zetten, want deze is bijna twee keer zo hoog als in het MST. Echter is het de vraag of er dan nog een goede beeldkwaliteit behouden blijft, aangezien er eenmaal meer dosis nodig is voor FBP ten opzichte van IR. Wel kan gekeken worden om de rotatietijd in het ZGT te verkleinen, maar dit is afhankelijk van het limiet van het systeem.

## 5.4 Kinderhoofd Trauma

Er is dus veel te winnen op het gebied van scantrajectengte. Om onder het DRN uit te komen kunnen beide ziekenhuizen proberen dit korter te krijgen bij neonaten. Het ZGT kan zich ook concentreren op kinderen van 5 jaar. Het MST kan daarnaast nog aandacht besteden aan de scanlengte bij kinderen van 1 en 5 jaar. Veel DLP's van dit ziekenhuis zitten onder de streefwaarde. Om ook het CTDI onder de streefwaarde te krijgen kan bij deze twee leeftijdscategorieën ook de scanlengte worden verkort.

Het is dus zeer waarschijnlijk dat het ZGT hoofdzakelijk het protocol HeadRoutine gebruikt voor de vraagstelling waarvoor het MST Herenen\_Trauma gebruikt. Het ZGT zou kunnen proberen het Qref.mAs naar beneden te krijgen hoewel dit niet helemaal reëel is aangezien daar een andere reconstructiemethode wordt gebruikt die meer straling nodig heeft. Verder kan er net als in het MST gebruik gemaakt worden van een 3 mm slice reconstructie, waardoor meer en vooral kleinere leasies kunnen worden waargenomen. Er is dus veel te winnen op het gebied van scantrajectengte. Om onder het DRN uit te komen kunnen beide ziekenhuizen proberen dit korter te krijgen bij neonaten. Het ZGT kan zich ook concentreren op kinderen van 5 jaar. Het MST kan daarnaast nog aandacht besteden aan de scanlengte bij kinderen van 1 en 5 jaar. Veel DLP's van dit ziekenhuis zitten onder de streefwaarde. Om ook het CTDI onder de streefwaarde te krijgen kan bij deze twee leeftijdscategorieën ook de scanlengte worden verkort.

## 5.5 Microscopische hematurie

Opvallendste verschil tussen de twee ziekenhuizen is natuurlijk het aantal acquisities. Doordat het ZGT slechts twee acquisities doet tegenover drie van het MST, wordt het het verschil tussen MST en ZGT dat veroorzaakt wordt door de lagere Qref mAs en kV (als gevolg van het verschil in reconstructiemethode) in het MST volledig gecompenseerd en zelfs overgecompenseerd, wanneer gekeken wordt naar CTDI. De verschillende reconstructiemethodes kunnen echter ook het verschil in trajectlengte verklaren. Het is voor de hand liggend dat (een deel van) de drie acquisities die gemaakt wordt in het MST een kortere trajectlengte heeft dan de twee acquisities van het ZGT. Het verschil in verhouding tussen CTDI en DLP van de beide ziekenhuizen wordt dus waarschijnlijk veroorzaakt door de verschillen in protocollen van de beide ziekenhuizen. Daarnaast blijkt dat het verschil in beeldkwaliteit niet groot is, waardoor het MST in overweging kan nemen om microscopische hematurie ook met slechts twee acquisities uit te voeren.

## 5.6 Coronairen

Het is verrassend hoe klein het verschil tussen het MST en het ZGT is. Het MST maakt namelijk gebruik van een geavanceerdere dosisbesparende techniek dan het ZGT en heeft bovendien een betere reconstructiemethode. Het verwachte grote verschil als gevolg hiervan tussen het MST en het ZGT wordt echter voor een groot deel gecompenseerd door de protocolinstellingen, hoofdzakelijk de Qref. mAs, die in het ZGT een veel lagere stralingsbelasting impliceren dan in het MST. Het advies hierin is voor het MST dan ook om te kijken naar een verlaging van de Qref. mAs, mits dit niet te veel ten koste gaat van de beeldkwaliteit, waarover geen gegevens verzameld zijn.

Daarnaast is er een opvallend verschil in verhouding tussen het protocol met een bewust hogere stralingsbelasting en het "gewone" protocol van de beide ziekenhuizen. Doordat de instellingen van het bewust verhoogde protocol van het MST niet bekend zijn, kunnen we niet zeggen of het MST zou kunnen dalen in het "gewone" protocol of het ZGT in het bewust verhoogde protocol, maar het lijkt ons wel mogelijk dat bij minstens één van die beide protocollen winst te behalen valt, mits dit niet te veel ten koste gaat van de beeldkwaliteit.

## 6. Advies

Het MST en ZGT liggen gunstig ten opzichte van de DRN's en soms zelfs ten opzichte van de streefwaarde. Het ZGT ligt vaker hoger wat dosis betreft en dit resulteert over het algemeen niet in betere beeldkwaliteit. Dit lijkt te liggen aan het verschil tussen IR en FBP. Ons advies is per protocol is eerder in het verslag te vinden. Voor het ZGT is dosisbesparing vooral mogelijk wanneer ook zij overgaan op IR.

## MST

Bij kinderhoofdtrauma moet de scantrajectlengte verlaagd worden, bij kinderen van 0 jaar is dit belangrijk om onder het DRN te komen, bij kinderen van 2 en 5 jaar is het van belang om ok het DLP onder de streefwaarde te houden, want het CTDI zit er wel onder bij die leeftijden.

Bij microscopisceh hematurie kunnen 2 in plaats van 3 acquisities gemaakt worden. In het ZGT wordt de BB arterieel en de veneuze fase in een scan bekeken. Misschien is dat in het MST ook mogelijk. Zo kan de dosis die het MST geeft onder de dosis van het ZGT uitkomen.

Bij coronairen word gebruik gemaakt van 2 protocollen: CorSeqMed en CorSeqLow. Wij verwachten dat deze in het leven zijn geroepen om patienten van verschillende gewichtsklassen op een juiste manier te kunnen scannen. Helaas zijn er maar 6 scans beschikbaar. Toch blijkt dat het verschil in gemiddels gewicht tussen beide protocollen -1 kg is, dus dat het protocol met de lage dosis een hoger gemiddeld gewicht geeft. Hier moet dus beter op gelet worden! Bij het ZGT ging dit wel goed: het protocol met de lage dosis heeft een gemiddeld gewicht dat 21 kg lager ligt!

### ZGT

In het adomenprotocol was te zien dat de Qref.mAs voor zowel blanco als IVC op 160 mAs lag. Bij het MST ligt dit op 110 en 80 respectievelijk. Hieruit blijkt dus dat IVC op een lagere mAs kan worden gescand. Dat is ook logisch aangezien het gebruikte contrastmiddel voor een betere onderscheidbaarheid zorgt.

Het MST maakt gebruik van een low dose protocol bij bepaalde vraagstellingen. Het blijkt dat dit scheelt in dosis. Bijvoorbeeld de pitch is veel lager en het kV ook. Hierdoor wordt er minder van de patiënt gescand. Dit is ook niet nodig in het geval van bijvoorbeeld een follow-up. Het ZGT zou kunnen nadenken over het toepassen van low dose in bepaalde situaties.

In het geval van het protocol kinderhoofd trauma zit het DLP bij kinderen van 0 en 5 jaar boven het DRN, terwijl het CTDI bij deze leeftijden wel onder het DRN zit. Dit is te verklaren met een (te) lange scantrajectlengte.

Bij microscopische hematurie kan het kV verlaagd vorden bij de contrast acquisitie.

## 7. Referenties

- "Trends in Het Aantal CT-onderzoeken." Rijksinstituut Voor Volksgezondheid En Milieu. Web. 03 May 2016,from:
  <u>http://www.rivm.nl/Onderwerpen/M/Medische Stralingstoepassingen/Trends en stand van zaken/Diagnostiek/Computer Tomografie/Trends in het aantal CT onderzoeken</u>
- [2] "Read "Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2" at NAP.edu." Public Summary & Executive Summary. Web. 03 May 2016.
- [3] Brenner, David J., and Carl D. Elliston. "Estimated Radiation Risks Potentially Associated with Full-Body CT Screening1." Radiology 232.3 (2004): 735-38.
- [4] "Diagnostische Referentieniveau's in Nederland." : NCS Rapport "Diagnostische Referentieniveaus in Nederland", Juni 2012. Web. 03 May 2016.
- [5] "MRON." MRON. Web. 03 May 2016, from http://www.mron.nl/
- [6] "Gemiddelde Effectieve Dosis per Type CT-onderzoek." Rijksinstituut Voor Volksgezondheid En Milieu. Web. 03 May 2016, from: <u>http://www.rivm.nl/Onderwerpen/M/Medische\_Stralingstoepassingen/Trends\_en\_stand\_van\_zaken/</u> <u>Diagnostiek/Computer\_Tomografie/Gemiddelde\_effectieve\_dosis\_per\_type\_CT\_onderzoek</u>
- [7] Hsieh, J. (2009). *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances* (Second Edi). Spie; John Wiley & Sons, Inc.
- [8] Geometry, M. D., Reconstruction, I., Tools, C. M., & Tools, A. (2011). Table of Contents CT scan parameters : Translation of terms for different manufacturers.
- [9] Hakkert, M., Tempelman, G., Dam, T., Dol-Jansen, J., & Geers-van Gemeren, S. (2010). *Computertomografie Techniek, onderzoek en stralingshygiëne* (Tweede). Elsevier gezondheidszorg.
- [10] Flohr, T., & Siemens. (n.d.). Helping to achieve the Right Dose. Retrieved June 18, 2016, from <u>http://health.siemens.com/ct/training/index/1/meet-your-coach</u>
- [11] CATPHAN<sup>®</sup> 500. (n.d.). Retrieved May 12, 2016, from <u>http://www.phantomlab.com/catphan-500</u>
- [12] Definitions, C. T. (n.d.). GE Healthcare TiP Training in Partnership, 10491.
- [13] Di Muzio, B., & Garg, V. (n.d.). Partial volume averaging CT artifact. Retrieved April 29, 2016, from <u>http://radiopaedia.org/articles/partial-volume-averaging-ct-artifact</u>
- [14] Ulzheimer, S., Heidrun Endt, & Leidecker, C. (n.d.). CARE kV How to Optimize Individualized Dose. Retrieved June 18, 2016, from <u>https://health.siemens.com/ct\_applications/somatomsessions/index.php/care-kv-how-to-optimize-individualized-dose/</u>
- [15] X-ray imaging : noise and SNR. (n.d.), 1–11.
- [16] Verdun, F. R., Denys, A., Schnyder, P., & Meuli, R. A. (2002). Detection of Low-Contrast Objects : Experimental Comparison of Single – and Multi – Detector Row CT with a Phantom 1.
- [17] Pallant, J. (n.d.). SPSS Survival Manual: A Step by Step Guide to Data Analysis Using IBM SPSS. Allen & Unwin.
- [18] Horber, E. (n.d.). Outliers in SPSS. Retrieved June 8, 2016, from http://www.unige.ch/ses/sococ/cl/spss/concepts/outliers.html

- [19] "Dose Saving in Computed Tomography." Siemens Healthineers Global. Web. 20 June 2016.
- [20] "Abdominal CT: Comparison of Low-Dose CT With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Routine-Dose CT With Filtered Back Projection in 53 Patients : American Journal of Roentgenology: Vol. 195, No. 3 (AJR)." Abdominal CT: Comparison of Low-Dose CT With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Routine-Dose CT With Filtered Back Projection in 53 Patients : American Journal of Roentgenology: Vol. 195, No. 3 (AJR). Web. 19 June 2016.

# 8. Appendix

## 8.1 abdomen

Admire vs. Safire















































## 8.4 Kinderhoofd trauma





Tabel X: CTDI en DLP per leefjaar, en het aantal onderzoeken waarop de gemiddeldes zijn gebaseerd.

				-	
Leeftijd per	N scans per	Gemiddelde	Gemiddelde	Gemiddelde	Gemiddelde
ziekenhuis:	leeftijd:	CTDI MST	DLP MST	CTDI ZGT	DLP ZGT
0	5	16,0	276,4	18,3	276,3
1	3	16,1	278,7	14,3	228,6
2	1	4,2	66,4	20,1	322,1
3	6	19,0	337,9	23,6	405,3
4	2	18,4	311,2	21,4	353,2
5	4	17,1	312,5	25,6	423,7

6	1	21,0	385,0	24,9	405,6
7	6	20,0	335,5	29,0	464,2
8	3	17,1	235,3	27,0	411,7
9	1	43,8	795,0	22,0	376,0
10	4	22,6	408,0	36,7	540,8
11	7	33,2	543,8	45,9	758,6

8.5 Microscopische hematurie

Admire vs. Safire





Page 65 of 74

Hengelo vs. Almelo











HAS+, AAS+, AAS





8.6 coronairen

Admire vs. SAFIRE





CorSeqLow vs. CorSeqMed



## Retro\_corCTA\_100kV vs. Retro\_corCTA\_120kV





## 8.7 Fantoommetingen

MST Fantoommetingen	Resolutie (Lp/cm)	LCD beoordeling	LCD L		Uniformiteit	Eff. mAs	CTDIvol (mGy)	Ruis (SD)	Quality Reference mAs	
			Supra diameter(r	(Kleinst nm))	zichtbare					
	MST	MST	Supra 1%	Supra 0.5%	Supra 0.3%	Uniformiteit (max verschil HU)	MST	MST	MST	MST
Abdomen Blanco 3.0 100kV	6.00	5.00	6.00	-	-	0.47	49.00	2.04	11.80	184.00
Abdomen IVC 3.0 100kV	6.00	4.00	7.00	-	-	2.00	36.00	1.51	15.03	110.00
Thorax Blanco 3.0 100kV	7.00	3.00	8.00	-	-	1.91	27.00	1.10	17.88	74.00
Cerebrum 3.0 100kV	8.00	14.00	4.00	5.00	15.00	3.26	377.00	18.22	6.91	300.00
Longembolie 1.0 100kV	6.00	1.00	15.00	-	-	2.44	41.00	1.71	28.24	110.00
Micro Hematurie Blanco 3.0 100kV	6.00	6.00	5.00	-	-	0.92	36.00	1.49	14.44	134.00
Micro Hematurie Arterieel 3.0 100kV	6.00	5.00	6.00	-	-	1.99	36.00	1.49	15.60	110.00
Micro Hematurie Abdomen 3.0 100kV	6.00	5.00	6.00	-	-	2.31	36.00	1.51	15.71	110.00

Tabel: Fantoommetingen van het MST met de exacte waarden afgerond op 2 decimalen van de resolutie, LCD beoordeling, effectieve mAs, CTDIvol, gemiddelde ruis (voor ruiswaarden zie volgende tabel) en quality reference mAs

CNR MST	CT object voor	CT object centrum	CT object achter	CT achtergrond voor	CT achtergrond centrum	CT achtergrond achter	Ruis voor	Ruis centrum	Ruis achter	CNR voor	CNR centrum	CNR object	CNR gemiddeld e	CNR SD
MST Abdomen Blanco 3.0 100kV	54.61	54.29	53.39	42.02	41.88	41.50	10.76	11.13	13.50	1.17	1.12	0.88	1.06	0.15
MST Abdomen IVC 3.0 100kV	53.32	54.25	54.62	41.79	43.94	43.63	14.67	16.00	14.43	0.79	0.64	0.76	0.73	0.08
MST Thorax Blanco 3.0 100kV	51.31	52.86	53.66	41.21	40.76	41.58	19.46	17.53	16.66	0.52	0.69	0.73	0.64	0.11
MST Cerebrum 3.0 100kV	52.30	53.56	53.37	44.45	44.06	44.29	6.82	7.08	6.83	1.15	1.34	1.33	1.27	0.11
MST Longembolie 1.0 100kV	52.29	50.14	53.88	43.30	44.29	43.72	30.93	26.05	27.74	0.29	0.22	0.37	0.29	0.07
MST Micro Hematurie Blanco 3.0 100kV	51.20	53.13	53.39	41.01	41.59	43.45	13.06	15.81	14.44	0.78	0.73	0.69	0.73	0.05
MST Micro Hematurie Arterieel 3.0 100kV	56.44	53.66	54.56	45.08	43.59	43.10	14.24	14.51	18.05	0.80	0.69	0.63	0.71	0.08
MST Micro Hematurie Abdomen 3.0 100kV	51.05	53.08	54.69	41.10	42.65	43.93	16.01	15.59	15.52	0.62	0.67	0.69	0.66	0.04

Tabel: Fantoommetingen van het MST met de exacte HU waarden van de LCD objecten en achtergrond afgerond op twee decimalen. Daarnaast alle gemeten ruiswaarden in de 3 middelste plakken die gebruikt zijn voor het meten van de CNR en gemiddelde ruiswaarde.

ZGT AS Fantoommetingen	Resolutie	LCD punten	LCD		Uniformiteit	Stroom	CTDI	Ruis	Quality Reference mAs	
			Supra (Kleinst zichtbare diameter(mm))							
	ZGT AS	ZGT AS	Supra 1% Supra 0.5% Supra 0.3% U		Uniformiteit (max verschil HU)	ZGT AS	ZGT AS	ZGT AS	ZGT AS	
AS Abdomen Blanco 3.0 100kV	7.00	5.00	6.00	-	-	2.30	72.00	3.25	17.80	160.00
AS Veneuze Fase 3.0 100kV	7.00	4.00	7.00	-	-	2.30	81.00	3.62	17.10	160.00
AS Thorax Blanco 3.0 100kV	7.00	5.00	6.00	-	-	2.80	66.00	2.95	16.23	150.00
AS Hersenen 3.0 100kV	8.00	17.00	2.00	6.00	8.00	1.10	503.00	24.79	6.77	350.00
AS Longembolie 3.0 100kV	6.00	4.00	7.00	-	-	2.50	61.00	2.75	17.33	160.00
AS Micro Hematurie Blanco 3.0 100kV	7.00	5.00	6.00	-	-	2.70	77.00	3.47	17.60	160.00
AS Bi-fasisch 3.0 100kV	7.00	4.00	7.00	-	-	3.30	78.00	3.52	17.57	160.00
AS Bi-fasisch 3.0 100kV	7.00	4.00	7.00	-	-	3.30	78.00	3.52	17.57	160.00

Tabel: AS CT-scanner Fantoommetingen van het ZGT met de exacte waarden afgerond op 2 decimalen van de resolutie, LCD beoordeling, effectieve mAs, CTDIvol, gemiddelde ruis (voor ruiswaarden zie volgende tabel) en quality reference mAs

CNR ZGT AS	CT object voor	CT object centrum	CT object achter	CT achtergrond voor	CT achtergrond centrum	CT achtergrond achter	Ruis voor	Ruis centrum	Ruis achter	CNR voor	CNR centrum	CNR object	CNR gemiddeld e	CNR SD
AS Abdomen Blanco 3.0 100kV	52.10	51.10	52.30	42.20	40.40	41.10	17.70	17.50	18.20	0.56	0.61	0.62	0.60	0.03
AS Veneuze Fase 3.0 100kV	52.60	52.40	49.50	39.60	38.60	41.90	17.10	17.30	16.90	0.76	0.80	0.45	0.67	0.19
AS Thorax Blanco 3.0 100kV	51.20	51.10	51.70	40.90	40.80	41.20	16.90	17.60	14.20	0.61	0.59	0.74	0.64	0.08
AS Hersenen 3.0 100kV	53.10	52.60	52.40	39.70	39.10	40.70	7.20	6.30	6.80	1.86	2.14	1.72	1.91	0.22
AS Longembolie 3.0 100kV	53.10	51.80	51.20	42.50	41.10	40.20	18.40	17.00	16.60	0.58	0.63	0.66	0.62	0.04
AS Micro Hematurie Blanco 3.0 100kV	52.00	51.80	50.80	40.20	41.80	41.90	18.50	16.10	18.20	0.64	0.62	0.49	0.58	0.08
AS Bi-fasisch 3.0 100kV	53.30	51.30	51.90	39.20	39.20	42.00	17.10	17.20	18.40	0.82	0.70	0.54	0.69	0.14
AS Bi-fasisch 3.0 100kV	53.30	51.30	51.90	39.20	39.20	42.00	17.10	17.20	18.40	0.82	0.70	0.54	0.69	0.14

Tabel: AS CT-scanner Fantoommetingen van het ZGT met de exacte HU waarden van de LCD objecten en achtergrond afgerond op twee decimalen. Daarnaast alle gemeten ruiswaarden in de 3 middelste plakken die gebruikt zijn voor het meten van de CNR en gemiddelde ruiswaarde.
ZGT AS+ Fantoommetingen	Resolutie	LCD punten	LCD			Uniformiteit	Stroom CTDI		Ruis	Quality Reference mAs	
			Supra (laagst zichtbare diameter(mm))								
	ZGT AS+	ZGT AS+	Supra 1%	Supra 0.5%	Supra 0.3%	Uniformiteit (max verschil HU)	ZGT AS+	ZGT AS+	ZGT AS+	ZGT AS+	
AS+ Abdomen Blanco 3.0 100kV	7.00	5.00	6.00	-	-	3.80	104.00	4.12	17.87	160.00	
AS+ Abdomen Veneuze Fase 3.0 100kV	7.00	4.00	7.00	-	-	2.40	103.00	4.10	18.83	160.00	
AS+ Thorax Blanco 3.0 100kV	7.00	6.00	5.00	-	-	2.80	112.00	4.42	15.30	150.00	
AS+ Hersenen 3.0 100kV	8.00	18.00	2.00	5.00	8.00	1.50	488.00	25.77	6.47	350.00	
AS+ Longembolie 3.0 100kV	6.00	4.00	7.00	-	-	2.30	73.00	2.92	17.73	150.00	
AS+ Micro Hematurie Blanco 3.0 100kV	7.00	6.00	6.00	15.00	-	2.00	92.00	3.64	16.73	160.00	
AS+ Bi-fasisch 3.0 100kV	7.00	5.00	6.00	-	-	1.70	91.00	3.59	17.13	160.00	
AS+ Bi-fasisch 3.0 100kV	7.00	5.00	6.00	-	-	1.70	91.00	3.59	17.13	160.00	

Tabel: AS+ CT-scanner Fantoommetingen van het ZGT met de exacte waarden afgerond op 2 decimalen van de resolutie, LCD beoordeling, effectieve mAs, CTDIvol, gemiddelde ruis (voor ruiswaarden zie volgende tabel) en quality reference mAs

CNR ZGT AS+	CT object voor	CT object centrum	CT object achter	CT achtergrond voor	CT achtergrond centrum	CT achtergrond achter	Ruis voor	Ruis centrum	Ruis achter	CNR voor	CNR centrum	CNR object	CNR gemiddeld e	CNR SD
AS+ Abdomen Blanco 3.0 100kV	51.10	52.20	51.10	41.90	41.20	41.40	16.70	18.10	18.80	0.55	0.61	0.52	0.56	0.05
AS+ Veneuze Fase 3.0 100kV	52.30	50.90	51.20	40.00	39.00	41.50	20.10	18.20	18.20	0.61	0.65	0.53	0.60	0.06
AS+ Thorax Blanco 3.0 100kV	50.80	51.60	51.70	41.20	39.80	38.90	14.40	15.80	15.70	0.67	0.75	0.82	0.74	0.07
AS+ Hersenen 3.0 100kV	52.70	52.30	53.30	40.90	40.60	41.40	6.70	6.30	6.40	1.76	1.86	1.86	1.83	0.06
AS+ Longembolie 3.0 100kV	51.80	52.40	51.70	42.30	41.40	41.10	15.50	19.90	17.80	0.61	0.55	0.60	0.59	0.03
AS+ Micro Hematurie Blanco 3.0 100kV	52.00	51.20	51.40	41.00	41.20	41.30	16.40	17.10	16.70	0.67	0.58	0.60	0.62	0.04
AS+ Bi-fasisch 3.0 100kV	51.20	51.90	51.60	40.40	41.10	39.90	14.70	19.50	17.20	0.73	0.55	0.68	0.66	0.09
AS+ Bi-fasisch 3.0 100kV	51.20	51.90	51.60	40.40	41.10	39.90	14.70	19.50	17.20	0.73	0.55	0.68	0.66	0.09

Tabel: AS+ CT-scanner Fantoommetingen van het ZGT met de exacte HU waarden van de LCD objecten en achtergrond afgerond op twee decimalen. Daarnaast alle gemeten ruiswaarden in de 3 middelste plakken die gebruikt zijn voor het meten van de CNR en gemiddelde ruiswaarde.

## 8.8 achtergrondinformatie

## **Modulation Transfer Function**

Een goede manier van resolutieschatting is de modulatie transfer functie[1]. Een modulatie is de maximale intensiteit ( $I_{max}$ ) minus de minimale intensiteit ( $I_{min}$ ) gedeeld door de  $I_{max}$  plus  $I_{min}$ , deze intensiteiten zijn de maximale en minimale intensiteiten aanwezig in het afgebeelde plaatje (Modulatie  $= \frac{I_{max}-I_{min}}{I_{max}+I_{min}}$ ). Bij de MTF staat op de x-as de resolutie in lijnparen/cm terwijl op de y-as de modulatie 0-1 staat. Als 0 de minimale intensiteit is (zwart) en 1 de maximale (wit), dan zal bij perfect contrast tussen zwart en wit de modulatie gelijk zijn aan 1. Daar komt bij dat als de lijnparen/cm 4 bedraagt dan zal bij de MTF op de x-as het punt lijnparen/cm gelijk aan 4 is, de grafiek voor de modulatie op 1 staan. De MTF staat dus voor het onderscheidend vermogen bij maximaal contrast (zwart-wit) bij steeds toenemende lijnparen/cm (MTF kan ook gegeven worden met lijnparen/mm).[2] Op de x-as staat soms ook frequentie ( $mm^{-1}$ ). Een spatiële frequentie van 1 betekent dus één lijnpaar/cm, een spatiële frequentie van 0.5 betekent 2 lijnparen/cm, etc.[1]

Om de MTF de spatiële resolutie van het gehele beeld te laten representeren moet de systeemrespons hetzelfde zijn als gemeten wordt bij het centrum van het beeld als bij de periferie. Als dat niet zo is moet op dezelfde lokatie van verschillende beelden gemeten worden voor een MTF. Daarnaast moet het output signaal hetzelfde blijven binnen het optimaal bereik van het systeem in termen van Hounsfield units (HU), voor klinische scanners meestal van -200 tot +200 HU. Het schatten van de MTF met een hoge Z (bot en jodium) zal meestal leiden tot overschatting van resolutie door de hoge SNR die ze genereren. Deze twee gedachtes zijn goed om mee te nemen voor beelden die gereconstrueerd zijn met FBP.[1]



Figuur: Modulation Transfer Function, des te lager de MTF des te minder contrastverschil te zien is bij maximaal contrast tussen zwart-witte lijnen die een gelijke afstand van elkaar verwijderd zijn bij een bepaalde frequentie (lp/cm = lijnparen/cm)[3]

- [1] Verdun, F. R., Racine, D., Ott, J. G., Tapiovaara, M. J., Toroi, P., & Bochud, F. O. (2015). Physica Medica Image quality in CT : From physical measurements to model observers. *Physica Medica*, 31(8), 823–843. <u>http://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.08.007</u>
- [2] Atkins, B. (2007). Modulation Transfer Function what is it and why does it matter? Retrieved May 13, 2016, from <a href="http://photo.net/learn/optics/mtf/">http://photo.net/learn/optics/mtf/</a>
- [3] Hsieh, J. (2009). *Computed Tomography, Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances* (Second Edi). Spie; John Wiley & Sons, Inc.